琉球大学学術リポジトリ

[原著]老年者並びに中枢神経系疾患患者の歩行パターンに関する研究：筋電図の積分値及び身体動揺量による歩行分析

メタデータ	言語: Japanese 出版者: 琉球大学保健学部 公開日: 2014-07-18 キーワード (Ja): キーワード (En): 作成者: 西田, 毅, 加藤, 英世, 田場, 昇, 大柿, 由紀子, 大柿, 哲朗, 杉浦, 正輝, Nishida, Takeshi, Kato, Hideyo, Taba, Noboru, Ohgaki, Yukiko, Ohgaki, Tetsuro, Sugiura, Masateru メールアドレス: 所属:
URL	http://hdl.handle.net/20.500.12000/0002016463

琉大保医誌 2(3)：227～236，1979.

老年者並びに中枢神経系疾患患者の歩行パターンに関する研究

筋電図の積分値及び身体動揺量による歩行分析

琉球大学保健学部リハビリテーション医学教室
西田　毅　　加藤英世　　田場　昇　　大柿由紀子

琉球大学保健学部生理学教室
大柿哲朗　　杉浦正輝

はじめに

人間の移動動作の基本は，左右の上下肢とその他の身体部位の体節性の運動によって，身体をある地点から他の地点へ移動させる動作である。発育過程の中で18ケ月までに，寝返り動作，這う動作から始まり，坐位，起立，歩行，走行といった複雑な動作が可能になる。それ迄に，中枢神経系の遠心性及び求心性の神経伝導路や脊髄反射の完成及び骨格筋との複雑なsynergyその他多くの姿勢反射の出現によって，重力に抗して姿勢を取り，その姿勢を維持することが自動的にできるようになる。同時に身体を支える骨格及び筋肉，その他多くの関節にも運動年令に応じた発育がみられるようになる。このようにして人間は2本足によって自動的に歩行するようになるがその機序は非常に複雑である。

人間の歩行の種々のパターンについては古くから注目されている[1)～5)]。歩行パターンは体格[6)]や，性，年令，職業，その他民族や生活，習慣[7)]によっても異なる。

従来，歩行の分析は大きく二つのアプローチの方法に分けられている。その一つは，写真撮影法映画撮影法，ストロボスコープ，ゴニオメーター等による移動動作のパターンに重点をおく運動学的分析であり，他の一つは，動作をおこさせる力との関係でとらえ，床反力測定法や足底圧痕測定法，加速度測定法，筋電図等[8)～11)]によって評価する運動力学的分析である。

歩行の生体力学的な分析によって，はじめて正常歩行が理解できるようになる[12)～15)]。又，病的歩行の評価やその原因についての解明も可能になる[16)～19)]。

近年，歩行パターンに対する加令の影響[20)～23)]についても検討がなされているが，必ずしも一致した見解が得られているとは言えない。

リハビリテーション医学の分野でも多くの老年者を治療する機会が増すにつれて，老人の歩行についての十分な情報が必要となった。

一般に老人は屈曲姿勢をとり，筋強直と動作の緩慢等の錐体外路系の障害がみられ，その上に筋力の低下や関節の変形を合併しており，外力に対して容易にバランスをくずしやすい傾向がある。すなわち，姿勢調節能の低下が著明となる。

一方，姿勢の調節は，その姿勢を維持する時に作動する筋肉に発生する筋張力の連続的な調節であり，人間のどのような動作も，動作に必要な多くの筋の協調運動によりセットされ，その姿勢を保ち，その上で動作が作動するものと理解される[24)]。この解釈によると，歩行動作も周期的に変わる姿勢の連続的変化とも考えられる。

本稿では，老年者および片麻痺患者の歩行パターンと姿勢調節能との関係を明らかにする目的で，直立安静時の身体動揺と歩行時の下肢筋の表面筋電図の積分値を検討した。

対象および方法

対象者は中枢神経系疾患による片麻痺患者男11名，女6名，計17名である。年令は31才～75才で，

平均年令は54.2±14.5才であり，60才以上9人，59才以下7人である。

対照群としては21才から83才までの健康な成人，男57名，女75名，計132名で，平均年令は44.8±14.2才である。60才以上20名，59才未満112名で，そのうち，週2回以上早朝マラソンをしている人が男24名，女24名，計48名いた。

対象者の身長，体重それぞれ155.2±6.7㎝，55.7±7.3㎏で，対照群は155.9±6.8㎝,56.2±7.7㎏と，その差は殆んどない。（table 1）

Table 1. Means and standard deviations of physical characteristics of subjects.

	Numbers of cases	Sex m:f	Age yr	Stature cm	Weight kg
Patients with hemiparesis	17	11:6	54.2 ±14.5	155.2 ±6.7	55.7 ±7.3
Controls	132	57:75	44.8 ±14.2	155.9 ±6.8	56.2 ±7.7
members of running club	48	24:24	53.1 ±12.2	155.6 ±6.8	58.5 ±7.6

身体動揺量の測定は，安静直立姿勢をとった際の支持面上に投射される身体の重心位置の動揺量を前後，および左右方向への移動量として捉える平衡機能計IGOZ（三栄測器社製）を用いて測定し，記録はX－Yレコーダによった。本装置は身長と体重補正装置によって重心位置の身長及び体重による影響を補正することができるようになっている。

歩行時の下肢筋の筋活動量の変化を検討するための被検者は，対象者のうち，下記の3つの条件下で歩行ができた片麻痺患者11名（30才から76才平均56.7±11.7才）対照群のうち，20才から30才の若年者群12名（平均25.8±3.3才），60才以上の老年者群10名（61～74才，平均64.1±5.8才）である。

歩行時の筋電図の測定は，多用途計測記録装置RM－6000（日本光電社製）を用いて行なった。すなわち，被検者の右および左脚の前脛骨筋と腓腹筋上に表面電極を装着し，導出した筋電図をテレメータ送信機（ZB－241G）で受信機（ZR－600G）に無線搬送した。これをインク書きオシログラフ（WI－680G）およびデータレコーダ（日本光電社製）に記録した。分析はデータレコーダの記録を多用途積分ユニット（EI－600G）で積分処理した。この積分処理された筋電図の積分値を筋活動量の指標とした。

歩行中の筋電図の測定は次の3つの条件下において行なった。

(1) なんら制限を設けないで被検者が最も歩行しやすいよう楽に歩行させる。

(2) メトロノームによってステップ数を1分間に60，120，180と決められたステップ数で歩行させる。

(3) 一側の踵と他側の爪先を揃えて歩行させる（Tandem Gait 以下，T. Gと略）。

結　　果

(1) 身体重心の動揺量と年令

直立安静時の身体重心の動揺量は測定条件によって測定値に差があるが，本研究では姿勢が安定した後，3回測定し，最も小さい動揺量をその被検者の身体動揺量とした。Fig 1に示したのは年令と身体動揺量の関係であるが，加令と共に身体動揺量は大きくなり，統計学的にも有意な正の相関関係が認められる。

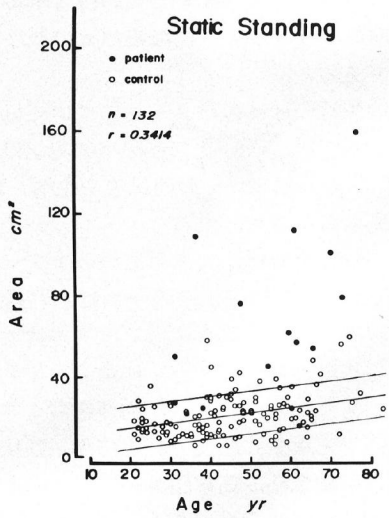

Fig. 1 The relationship between stabilogram and age.

中抜きの丸印は健常者を示し,黒丸印は片麻痺患者を示している。患者群の身体動揺量の平均値は72.0±52.5cm^2で健常者の平均値 18.2＋11.4cm^2に比較して有意に大きい値を示す。（P＜0.01）。健常者では20～39才で13.5±8.6cm^2,40～59才で19.4±11.4cm^2,60才以上24.5±12.7cm^2となり,39才未満と40才以上の身体動揺量の差は有意である（P＜0.01）。

片麻痺患者では姿勢調節能が低下しており，どの年令層においても身体動揺量は大きい。

中枢神経系の障害による障害の重症度やその後の機能回復の経過による影響が大きく，加令による影響は著明ではないが,20～39才で43.5±32.8cm^2,40～59才で58.1±12.7cm^2,60才以上で92.4±60.3cm^2と各年令層の身体動揺量の平均値を比較するかぎり，加令と共に増大する傾向が認められる。

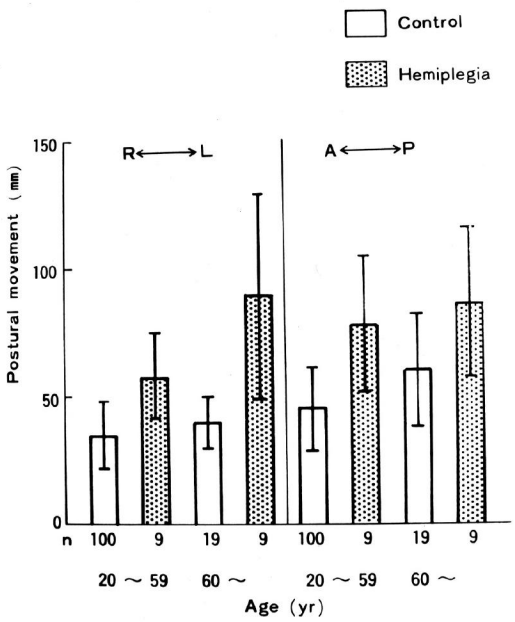

Fig. 2 The relationship between Postural movements and age.

身体動揺の前後方向と左右方向への動揺量についても検討した（Fig 2）。健常者では59才以下と60才以上の比較では，左右方向への動揺量は35.2±12.9cm^2と40.5±10.2cm^2と差が小さく，前後方向への動揺量は45.7±16.2cm^2対,59.9±22.5cm^2と有意差が認められる。患者群では，左右方向への動揺量は59才未満で58.1±16.5cm^2,60才以上で，88.9±39.7cm^2であるのに対し，前後方向への動揺量は59才以下で78.3±26.4cm^2,60才以上86.0±29.6cm^2を示し，前後方向への動揺量の差よりも左右方向への動揺量の差が大きいのが注目される。

(2) 歩行速度及び歩幅と年令

歩行速度は身長及び体重等，その個人の体格の他に種々の条件によって決定されるが，ここでは若年者と老年者及び片麻痺患者の歩行速度について検討を加えた結果をFig 3に示す。日常生活で

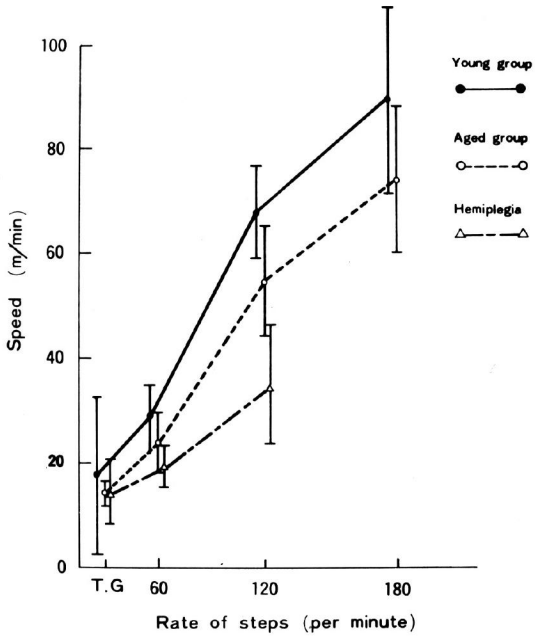

Fig. 3 Means and standard deviations for speed of gait against varying rate of steps.

通常，楽に歩行しているように自由に歩行させた際の速度は若年者群は68.5±8.5 m／min，老年者群は60.1±9.0 m／min，患者群は31.3±10.9 m／minとなる。歩行ステップ数を60／minより120／minに増すと若年者群は67.8±9.1 m／minと自由歩行と殆んど変りない速度で歩行するが老年者群では54.4±10.6 m／minと自由歩行時に比して遅くなり，若年者群との間に有意の差が認められる（P＜0.01）。歩行ステップ数を180／minにまで増すと若年者群89.3±18.6，老年者群74.1±

14.26となり，両群間の差は有意ではなくなる。患者群ではステップ数を60／*min*とすると歩行速度は19.1±4.2 *m*／*min*，ステップ数を120／*min*にすると歩行速度は34.8±11.6 *m*／*min*と当然のことながら，健常者に比較して著しく低下している。

次に，歩幅と加令との関係をみるため，踵の接地点と次の接地点までの距離を歩幅とし，歩幅と加令との関係を検討した。自由に歩行した際の若年者群の歩幅は119.9±13.7 *cm*となり，老年者群の100.7±8.6 *cm*，患者群の61.5±7 *cm*と比較して有意に歩幅が大きい。ステップ数120／*min*での歩行でも若年者群の歩幅は117.6±17.1 *cm*で，老年者群の97.3±17.6 *cm*，患者群68.9±17.3 *cm*に比較して有意に大きい歩幅を示す（P＜0.02）歩行ステップを60／*min*に遅らせると若年者群92.9±15.9 *cm*，老年者群79.8±15.0 *cm*，患者群61.5±7.0 *cm*とその差は小さくなる。

逆に，歩行ステップを180／*min*と増すと若年者群119.6±21.8 *cm*，老年者群104.7±19.3 *cm*と個人差が著明になる。

(3)　歩行中の下肢の筋放電量と年令

歩行ステップ数の異なる歩行において，両側の前脛骨筋上と腓腹筋上より導出した1歩あたりの筋電図の積分値の平均と標準偏差をFig 4に示した。

筋電図の積分値（arbitrary unit 以下a. unitと略）が最大値を示すのは踵爪先揃え歩き（T・G）の時である。何んら制限を設けず自由に歩行させた時に最小値を示す。老年者群と若年者群を比較すると，自由な歩行に際しては，若年者群の12.9±4.3（a. unit）に対して老年者群は23.5±15.9（a. unit）と有意に高い値を示した。ステップ数120／*min*の歩行でも若年者群の14.6±5.1（a. unit）に対して老年者群の26.4±15.9（a. unit），患者群の32.7±18.3（a. unit）はいずれも有意に高い値である。又，180／*min*ステップ歩行での老年者群の27.6±15.9（a. unit）と若年者群の16.5±4.8（a. unit）の差も有意である。すなわち，歩行における被検筋の筋活動量は，何ら制限を設けずに自由に歩行した際に最小値を示し，踵爪先揃え歩きのように歩行バランスが崩れ易い状態での歩行や種々とステップ数を制限しての歩行では筋活動量は著明に増加する。この際，患者群と老年者群の筋活動量は若年者群のそれより有意に大きい活動量を示す結果が得られた。

筋活動量はステップ数のみならず歩行速度とも密接な関係があるので歩行速度と筋電図の積分値との関係を検討した。縦軸に被検筋全ての筋電図の積分値の合計の値をとり，横軸に歩行速度をとるとFig 5に示すように二次回帰曲線になる。

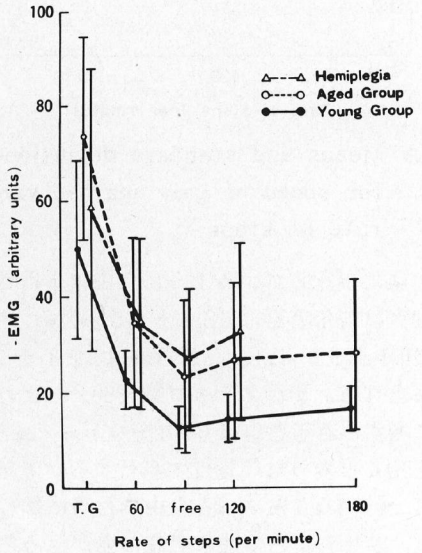

Fig. 4 Integrated E.M.G against varying rate of steps.

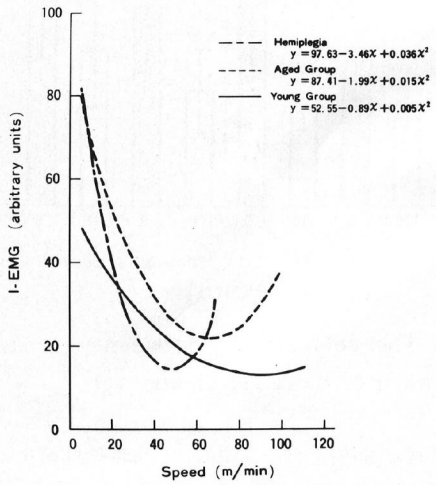

Fig. 5 Integrated E.M.G against speed for pre−tibial and pre−calf muscles group

患者群の曲線（$Y = 97.63 - 3.46x + 0.036x^2$）が最も急峻なカーブを描き，歩行速度40〜50m／minの間に筋電図の積分値が最も小さい値を示した。他方，老年者群の曲線（$Y = 87.41 - 1.99x + 0.015x^2$）では60〜70m／minで最低値を示し，これより歩行速度を増しても，又，ステップ数を制限して歩行速度を落しても筋活動量は増加する。若年者群が最も緩徐な曲線（$Y = 52.55 - 0.89x + 0.005x^2$）を描き歩行速度が80〜90m／minの点で最低値を示した。

次に前脛骨筋上と腓腹筋上より搬送した筋電図の積分値を各々の筋について歩行速度との関係について検討したのがFig 6である。両筋群ともに，どのレベルの歩行速度においても，若年者群に比較して老年者が高い筋活動量を示している。老年者群と患者群の前脛骨筋上での筋電図の積分値と歩行速度との二次回帰曲線は急峻な曲線を描くのに対し，若年者群では比較的緩徐な曲線になっている。又，両筋群上で，歩行速度が増すにつれて老年者群と若年者群の曲線の開きが大きくなる傾向を示す。

(4) 身体動揺量と下肢筋の筋放電量

片足起立時の身体動揺量は起立時の姿勢のうち年令と最も高い正の相関が認められる。そこで，片足起立時の身体動揺量と歩行中の前脛骨筋及び腓腹筋の筋放電量との関係を検討したのがFig 7である。前脛骨筋と腓腹筋の筋放電量を合計した値と身体動揺量との間には正の相関が認められるが，左右を比較すると右側に対して左側がより高い相関を示した。両筋群を別々に検討した成積でも，右足の前脛骨筋群を除けば，両者間に比較的高い正の相関がみられた。いずれも，右側に比して左側に高い相関が認められた。これは，左下肢を軸足としている人が多いことを考え合せると興味ある成積であるが，更に検討を加える必要がある。

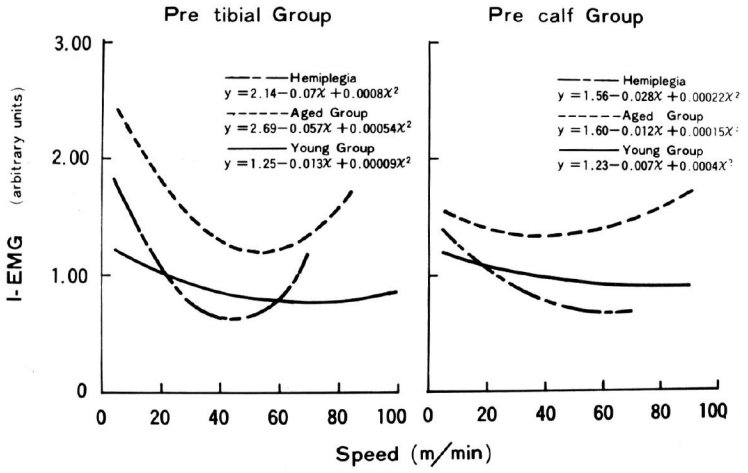

Fig. 6 Integrated E. M. G against speed for pre−tibial and pre−calf muscles group

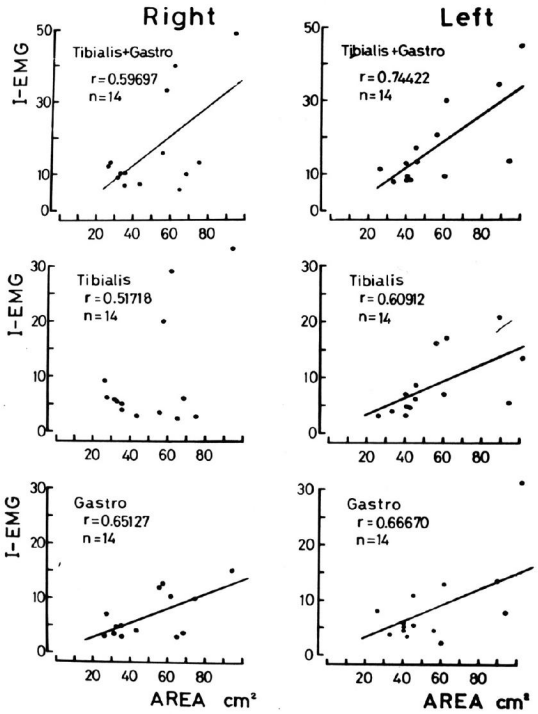

Fig. 7 The relationship between integrated E. M. G and stabilogram during standing on one leg.

考　　察

ヒトの移動動作の生物力学的研究はWeber[1] Marey[2], Bernstein[3] 等，多くのこの分野のパイオニアによって19世紀の中頃より始まり多くの業績がある。しかし歩行パターンの加令に伴う変化についての研究は生理学的加令と病的加令を区別することが困難なために業績の数も少なく，また得られた結論も必ずしも一致していない。

Burnett[20]等は小児の歩行発達の詳細な研究の結果，2才迄に成人の歩行パターンが出現するとしている。Murray[21] は60才以上の男性を対象とした研究で，若年者に比較して自由な歩行速度が遅くなると述べている。この歩行速度の遅くなるのは歩幅が狭くなると同時に歩行リズムが遅れることによるとした。又，遊脚相が短くなり，立脚相が長くなる，すなわち，立脚相に対する遊脚相の比が短縮すると述べている。Robinson[23]は一定の与えられた歩行速度に対するエネルギー消費量は17才迄は高い値を示すが，その後加令に伴い徐々に安定してくると述べている。

歩行速度と歩幅の加令による変化は本研究での歩行速度と歩幅が加令に伴って減少するという結論と一致する。又，筋活動量の半定量的な情報と考えられ，筋緊張と密接な関係にある表面筋電図の積分値が若年者群に比して老年者群が高い値を示す理由として次のようなことが考えられる。一般に正常歩行パターンの際には，主動筋がより多く収縮するとともに拮抗筋の活動が抑制される。同時に運動に先行してみられる筋放電の休止期が出現する。すなわち歩行サイクルに一致して，必要な筋群のみが選択的に活動し，他の筋は抑制される。これは安定性のある正常な歩行パターンに共通してみられる現象である。老年者で歩行バランスが悪い場合は立脚相でのバランスの悪さを補うために，歩幅を短くし，しかも全立脚相にわたって筋活動が起り，休止期と活動期が判然と分けられなくなる。その結果，瞬発力の利いた蹴り出しが不十分で力強いかつ経済的な歩行ができなくなり，その間の筋電図の積分値も大きくなると考えられる。Yanagisawa[25] 等は片麻痺患者の下肢筋に於ける伸筋の痙性が屈筋のそれより著明である理由として，伸筋群からの相反性Ｉａ抑制によって屈筋群の中枢神経系の抑制からの解放効果が帳消しになった結果であるとしている。片麻痺患者の両下肢の筋放電にはより複雑な機序の関与が想定される。Hallenbeck[26] は生理的加令と脳の病的損傷による変化を心理学的検査によって次のように鑑別している。すなわち，生理的加令の影響は動作の正確さと速度が障害されるが，脳の病的変化では新しい状況での動作がより大きな影響を受けるとしている。Crithley[27] は老年者の歩行についての記述のなかで錐体外路系が一次的に影響を受けるような複雑な過程を示すと述べ一般に高年者は前屈姿勢で股関節や膝関節も軽く屈曲させた姿勢を示す特徴があり，軽度の筋強直が上肢筋より下肢筋に，遠位筋より近位筋にみられ，自動運動や連合運動の低下が認められるとしている。Basmajian[28] は老年者の神経の老化による歩行パターンの変化を生物力学的な面より考

察を加え，老年者の歩行の特徴は老年者自身の歩行能力の範囲内で最小限のエネルギー消費量を示すことであると述べている。すなわち老年者は歩行時の重力や慣性をより有効に用いることができず，専ら移動動作を筋活動に依存しており，エネルギーを保存し経済的な歩行をすることが困難になるとしている。老年者は自由な歩行の際，歩行速度を遅くして最少限の筋活動量を示すが，あるレベル以上に速度を速めたり，又ある条件下での歩行では著しく筋活動量が増加するという本研究の結果と一致すると考えられる。

病的歩行には知覚レベルや神経・筋レベル更にエネルギー産生の各レベルでの障害により異なった型の歩行障害がみられる。そのうち，直立起立時の空間での身体の位置の認識の問題は中枢神経系の障害患者では重要な因子となる。Bruell[29]は片痺患者が暗室で直立姿勢から身体が偏位したことを認知する能力と安定した歩行が可能になる可能性との間には高い有意の相関があるとしている。又，生理的加令に伴って直立姿勢よりの身体の偏りを感知する能力は徐々に低下するとしている。Peszczyncki[30]は脳損傷のある老年者の中には一側の足のステップ後にバランスの悪さを補うため歩行を一時停止し，姿勢バランスの安定が得られた後に他側の足のステップに移るといった間歇的な二重ステップ歩行がみられることがあると述べている。

Saunders[18]等は正常歩行において重心の移動がスムーズに行われ，しかもその時使用されるエネルギー消費量を最少限にとどめている機序について次の6つの因子を提唱している。①骨盤の水平面での回旋運動，②骨盤の水平面に対する傾斜運動，③骨盤の傾斜と遊脚相での膝関節の屈曲運動の組合わせ，④膝関節の立脚相における伸展→屈曲→伸展→屈曲という二重膝動作，⑤膝関節と足関節との関係で膝関節の屈曲と足関節の底屈，膝関節の伸展と足関節の背屈，⑥骨盤の水平面での側方移動，以上6つの因子の働きにより，歩行中の身体の重心の垂直方向への移動を最少限にし，慣性の変化をスムースにすることによって歩行中のエネルギー消費量を最少にしていると述べている。

歩行速度とエネルギー消費量との関係について，Mcdonald[31]は60〜80 m／minの速度が最もエネルギー消費量が少ないと述べ，年令や身長とエネルギー消費量との間には有意の相関関係はないとした。しかし，体重と性とは歩行速度を決める重要な因子であると述べている。Ralston[32]は性による歩行時のエネルギー消費量の差を認めていないが，最少エネルギー消費量は歩行速度を74 m／minにした歩行であり，これ以上速度を増したり，あるいは速度が遅いとより多くのエネルギーが必要になるとしている。

Bobbert[33]やCarcoran[34][35]等は最も効率の良い歩行速度は 78.8 m／minであるとし，本人が選んだ最も快的な速度が最も効率の良い速度に近い値であると述べている。本研究における歩行速度と筋放電量との関係は筋放電量がエネルギー消費量と正の相関関係にあると仮定すると興味ある成績と考えられる。すなわち，自由に歩行させた時が最も効率が良くしかもエネルギー消費量も最少限ですむという事実も筋電図の積分値が最少直を示す本研究の結果とも一致する。又，片麻痺患者や老年者群で歩行速度が増したり又は歩行速度が遅くなると筋電図の積分値が急に増加する本研究の成績はBobbert や Carcoranの結論とも矛盾しない。しかし，片麻痺患者の歩行パターンや加令に伴う歩行パターンの変化については，今だに多くの解明できない事実が多い。その一つに，内耳迷路系や小脳，その他多くの固有受容器からの情報処理機構の変化であり，次に起立時の重力に抗して身体を支える筋肉の活動を調節し，姿勢を保持する伸張反射及び平衡反応，支持反応等の諸反射機構の変化である。その他に躯幹や四肢の支持組織の変化等である。これらの変化が加令による変化なのか，或は病的な変化なのか一般に判然と区別できない場合が多い。したがって加令に伴う変化の測定値のバラツキが大きくなるのは生理的年令の差に老年者に多くみられる諸器官の病的変化が加わった結果と考えられ，今後，老年者の歩行分析にはこれらの点を考慮した詳細な研究が必要となる。

ま と め

両下肢の表面筋電図の積分値と身体重心の動揺

量によって，中枢神経系の障害による片麻痺患者と健常者の起立時の身体動揺と歩行パターンについて検討し，以下の成績を得た。

(1) 歩行動作の正しい評価は身体重心の移動量による姿勢調節能と無線搬送方式による歩行時の各筋の放電パターンの分析によって可能となる。

(2) 両下肢の前脛骨筋及び腓腹筋上より導出した表面筋電図の積分値は歩行速度及び歩行バランスと密接な関係がある。

(3) 老年者の一定のステップ数での歩行は若年者の同一ステップ歩行に比較して，歩幅が短く，その結果，歩行速度も遅くなる。

(4) 下肢の筋活動量は歩行速度を自分で自由に選んで楽に歩行した時，最も低い値を示す。

(5) 老年者と片麻痺患者は自由に選んだ歩行速度より速く歩行したり，それ以下に歩行速度を遅くしたりすると，若年者に比較して筋の放電量が増加する。

(6) 片足起立時の身体動揺量が増すにつれて歩行時の下肢筋の筋放電量は増加する。

本論文の要旨は第20回日本老年医学会総会（東京）にて発表した。

参考文献

1) Weber, W., Weber, E.F. : Mechanik der menschlichen gehwerkzeuge. Dietrich, Gottigen, 1836.

2) Marey, E. : De La Locomotion terrestre chez les bipedes et les quadripedes. J. anat. physiol. 9, p42-87, 1873.

3) Bernstein, N. : Investigation on biodynamics of walking and running. Trans, N.T. N.K.P.S., No.63, 1927.

4) Elftman, H. : Function of muscles in locomotion. Am. J. physiol. 125, 357- 366, 1939.

5) Schwartz, R.P., Trautman, O., Heath, A. L. : Gait and muscle function recorded by electrosograph. J. Bone. Surg. 18, 445 -454, 1936.

6) Morton, D.J. : Human Locomotion and body Form : A study of gravity and man. williams and wilkins, Baltimore, 1952.

7) Finaly, F.R., Cody, K.A. : Locomotion characteristics of urban pedestrian. Arch. phys. Med. Rehabil. 51, 423-426, 1970.

8) Joseph, J. : Electromyographic studies on muscle tone and the erectposture in man. Br, J. Surg. 51, 616-621, 1964.

9) Battye, C.K., Joseph, J. : An investigation by telemetering of some muscles in walking. Med. Biol. Engin. 4, 125-135, 1966.

10) Milner, M., Basmajian, J.V., Quanbury, A. Q. : Multifactorial analysis of walking by electromyography and computer. Amer. J. phys. Med. 50, 235-258, 1971.

11) Rozin, P., Robin, G.C., Magora, A., Simkin, A., Gonen, B., : Investigation of Gait. 2. Gait analysis in normal individuals. Electromyography 2, 183-190, 1971.

12) Eberhart, H.D., Inman, V.T. : An evaluation of experimental procedures used in a fundamental study of human locomotion. Ann. N.Y. Acad. Sci. 51, (7), 1213-1236, 1951.

13) Smith, K.O., McDermid, C.D., Shideman, F.E. : Analysis of the temporal Component of Motion in Human Gait. Amer. J. phys. Med. 39, 142-151, 1960.

14) Bernstein, N. : The coordination and regulation of movements. pergamon press, Inc., Nes York, 1967.

15) Morrison, J.B. : The mechanics of muscle function in locomotion. J. Biomech. 3, 431 -451, 1970.

16) Steindler, A. : Mechanics of normal and Pathological locomotion in man. Thomas. Springfield, ill, 1935.

17) Drills, R.J. : Objective recording and biomechanics of pathological gait. Ann. N.Y. Acad Sci. 74, 86-109, 1958.

18) Saunders, J.B.D., Inman, V.T., Eberhart, H.D. : The Major determinats in normal and pathological gait. J. Bone. Joint. Surg. 35, 543-558, 1953.

19) Brunnstrom, S. : Recording gait patterns of adult hemiplegic patients. J. Amer, Phys. Ther. Ass. 44, 11-18, 1964.
20) Brunett, C.N., Johnson, E.W., : The development of gait in children. : I method, II Results. Dev. Med. Child. Neurol. 13, 196-201, 1971.
21) Murray, M.P., Kovy, R.C., Clarkson, B.H. : Walking pattens in healthy old men. J. Geront. 24, 169-178, 1969.
22) Finley, F.R., Cody, K.A., Finizie, R.V. ; Locomotion patterns in elderly women. Arch. phys. Med. 50, 140-146. 1969.
23) Robinson, S. : Experimental studies of physical fitness in relation to age. Arbeitphysilogie 10, 251-262, 1938.
24) Roberts, T.D.M. : Neurophysiology of postural mechanismus. (second edition) p.144-198, Butlerworths, London-Boston, 1978.
25) Yanagisawa, N., Tanaka, R., Ito, Z. : Reciprocal la Inhibition in spastic hemiplegia of man. Brain 99, 555-574, 1976.
26) Hallenbeck C.E. : The comparative effects of old age and brain damage on intellectual functioning (theses). western. Resrve Un university, Cleveland, 1959.
27) Crithley, M. : Neurologic changes in the aged. J. chron. Dis. 3, 459-477, 1956,
28) Basmajian, J.V. : Therapeutic Exercise (Third edition) p.256-274 Williams & Wilkins, Co. Baltimore, 1976.
29) Bruell, J.H. Peszczynski, M. : Perception of verticality in hemiplegic patients in relation to rehabilitation. clin. orthop. 12, 124-133, 1958.
30) Peszczynski, M. : Ambulation of the severely handicapped hemipligec adult. Arch. phys. Med. 36, 634-639, 1955.
31) McDonald, I. : Statistical studies of recorded energy expenditure of man. Part II, expenditure on walking related to weight, sex, age, height, speed and gradient. Nutr. Abst. Rev. 31, 739-762, 1961.
32) Ralston, H.J. : Energy-speed relation and optimal speed during level walking. INt. 2. Angew, physiol. 17, 277-283, 1958.
33) Bobbert, A.C. : Energy expenditure in level and grade walking. J.Appl. physiol. 15, 1015-1021, 1960.
34) Corcoran, P.J. Brengelmann, G.L. : Oxygen uptake in normal and handicapped subjects, in relation to speed of walking beside velocity controlled cart. Arch. phys. Med. Rehabil. 51, 78-87, 1970.
35) Fisher, S.V. Gullickson, G. Jr. : Energy cost of ambulation in healty and disability : a literature review. Arch. phys. Med. Rehabil. 59, 124-133, 1978.

Abstract

Studies on Walking Patterns in the Aged and Hemiplegic patients

——Multifactorial Analysis of Walking Using Integrated EMG and Stabilography——

Takeshi NISHIDA, Hideyo KATO, Noboru TABA, and Yukiko OHGAKI

Department of Rehabilitation Medicine, College of Health Sciences, University of the Ryukyus

Tetsuro OHGAKI and Masateru SUGIURA

Department of Physiology, College of Health Sciences, University of the Ryukyus

This study is concerned with the application of a telemetering system to investigation and multifactorial analysis of walking patterns in the aged and hemiplegic patients. The results were as follows:

(1) A complete evaluation of walking involves analysis of both body balance activity and discharge pattern of each muscle of the lower limbs.

(2) Integrated electromyographic values (EMG) of tibialis anterior groups and calf groups are dependent upon walking speed and walking balance.

(3) The walking speed of the aged group was significantly slower than that of the young group for the same number of steps, because of shorter stride length.

(4) The Integrated EMG values were minimal in the comfortable, optimal walking speed range which the subject would have chosen without the imposition of the pacing constraint.

(5) The Integrated EMG values in the aged group and hemiplegic proved to be higher than that of the young group for both their higher and lower speed walking trials.

(6) The Integrated EMG values of the lower limbs increased with the augmentation of the postural sway when standing on one leg. It is clear that they are in linea correlation.