

歩行のパラメータの負荷依存性

† 森本安夫¹⁾, 伊藤 譲²⁾, 望月弘貴¹⁾

¹⁾ 明治鍼灸大学物理教室

²⁾ 明治鍼灸大学医療技術短期大学部柔道整復学教室

要旨：荷物を持って歩く動作を解析するため、歩行速度、歩幅、単位時間当たりの歩数（歩行率）等の歩行パラメータの負荷依存性を調べた。実験内容は400mの距離を1 kgから25kgの負荷をかけて歩き、その歩行時間、歩行数を測定するという簡単なものである。この2個の量より上記のパラメータを求めた。パラツキは大きいがいずれのパラメータも負荷に対して増加あるいは減少する傾向を示した。それを直線にフィットさせることで負荷依存性を求めた。結果は非常にクリアーで歩行速度、歩幅はわずかの例外を除いて負荷と共に減少するが、歩行率は増加する場合と減少するものが同程度であった。この事実を説明するため、歩行に必要な仕事とは足底と地面との摩擦に抗する仕事で、これは一定とし、更に負荷により体重心が下がるとすることで簡単なモデルを構成しそれによる解釈をした。その結果歩行速度と歩幅は負荷と共に減少するが歩行率は負荷による体重心の下がり方と歩行速度の負荷による減少の比によって、増減いずれの場合も有り得ることが分った。これは実験結果を見事に説明している。このことはこのモデルの正当性を支持している。ただ理論は非常に荒削りであり、今後それを精密にする仕事が残っている。

I. 序 論

歩行と言う動作は日常において極一般的なものであるにもかかわらず非常に複雑な制御機構を必要とする。これは例えばロボットにおいて人工的に2足歩行を実現しようとするとかかなり高度な技術が要求され、最近のコンピュータの発展によりやっと可能になったことから理解できる¹⁾。このように歩行は理論的に興味ある動作であるだけでなく、日常生活においても必要不可欠な動作であり、リハビリテーションにおいても重要な分野を形成している^{2,3,4)}。このような事実に対応して歩行の研究は理論的、実験的な多方面に渡って行われている^{5,6,7)}。歩行に伴う筋電図の解析^{8,9)}、酸素消費量の測定^{10,11)}等々、枚挙に暇が無い。加えて最近ではコンピュータ技術を駆使したビーコンによる歩行動作の実空間での3次元解析なども行われている^{12,13,14)}。

以上のように歩行の精密な生理学的、運動学的解析は近年著しく進歩している。一方もっとプリミティブな研究、例えば歩幅、歩行速度の負荷依存性の測定といったものについての研究はどんな

状況であろうか？このような研究はワンダーフォゲルといったスポーツにおいて重要であるばかりでなく、荷物を持って歩くという日常生活でも頻繁に発生する重要な動作の解析のためにも必要である。当然多くの研究が為されていると思われた。しかるに教科書や過去の論文を当たってみたがそれ程真剣に取り上げられている様子は見られなかった。負荷依存性についてはトレッドミル上で歩行速度を一定に保ち、負荷による酸素消費量の変化を測定することは行われている¹⁰⁾。精密な実験的研究としては正当な方向であろうが、日常的に普通に"歩く"という動作の負荷依存性を知るには妥当な方法とは言えないだろう。つまり普通に歩いている状態を測定する必要がある。このような単純な形での研究は残念ながら見出すことはできなかった。

以上の事実、"単純な実験であるにもかかわらず為されていない"は奇妙である。しかし以前我々は"物を投げる"という動作を解析するために投げる物体の質量をパラメータとしてその飛距離を測ると言う実に単純な実験を行った¹⁵⁾。その結果は非常に明快なもので、筋の発生する力を記述する

平成15年1月27日受付、平成15年9月24日受理

Key Words : 歩行 Walking, 負荷 Load, 歩幅 Step Length, 歩行速度 Walking Velocity, 歩行率 Walking Rate

† 連絡先 : 〒629-0392 京都府船井郡日吉町保野田ヒノ谷6

Tel.0771-72-1181 Fax.0771-72-0326

明治鍼灸大学 物理学教室

E-mail : y_morimoto@muom.meiji-u.ac.jp

H i l l の方程式を用いて解析することができた。過去においてこのような研究は見当たらない。多分単純なので見過ごされていたのであろうと思われる。同様な事実が歩行の研究に関しても存在するのであろう。

以上のようなことから我々は歩数、歩行時間の負荷依存性を測定するという単純極まりない実験を行った。もちろん、生体力学的な詳細は捨象されていて、現象論的なものしか得られないのは仕方無いことではある。結果の解析は未だ不十分であるが歩行に要する仕事は足底と地面の摩擦であること、負荷により体重心の低下が起こるという二つの要請を置くことで実験結果、すなわち歩行のパラメータの負荷依存性をほぼ説明でき、大雑把な傾向は掴めたのではないかと思っている。ただ理論は现阶段では非常に荒削りで将来の精密化は残された問題である。

次節において実験の詳細とその結果を述べ、3節では现阶段で為し得る限りの簡単な理論的解釈を行う。最後の節はまとめとそれに関連するいくつかの議論に当てられている。

II. 実験方法とその結果

実験は被験者に負荷をかけて、陸上競技用の400mトラックを1周してもらい、歩数と歩行時

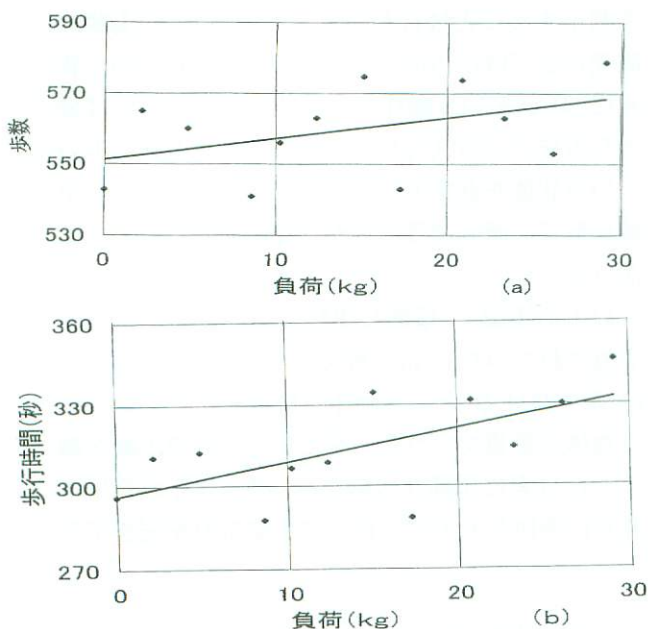


図1. 実験の生データ。

(a)は歩行数、(b)は歩行時間をそれぞれ負荷に対してプロットしている。被験者は35歳、男子。両者が共に増大する例。

間を、万歩計、ストップウォッチで測定するというものである。1日に5ないし6周してもらい、1ないし2週間後および3ないし4週間後に同様な歩行を行うというようにし、日によるバラツキを均等にするようにした。歩行に際しては決して頑張らず"普通に"歩くことを要請した。負荷は0から25kgをほぼ1kg間隔にわたって用意した。慣れを防ぐため、負荷の大きさの順序はランダムにするよう心掛けた。負荷の形としては錘を入れたジャケット、ベルト、水を入れ1及び2kgとしたペットボトル、14kg、20kgの鉄製円板等を用いた。ペットボトル、円板についてはリュックや背負子を用いて装着した。被験者は明治鍼灸大学の学生、教員より募集した。年齢は20才代6名(内女子2名)、30才代3名(男子)、50才代1名(男子)で男子8名、女子2名の計10名である。うち20才代男子1名には慢性の膝痛がある。

それでは実験結果を示そう。生データは歩行数と歩行時間であり、その1例を図1に示す。30才代男子のもので(a)は歩数を、(b)は歩行時間を示す。この例では負荷と共に両者は増大する。これは典型的な場合である。逆に減少するような少数例もある。その場合を図2に示す。20才代女子のもので(a)、(b)は図1と同じである。図1、2共にバラツキが大きい、この場合のように歩行速度をトレッドミルのような装置で制御して

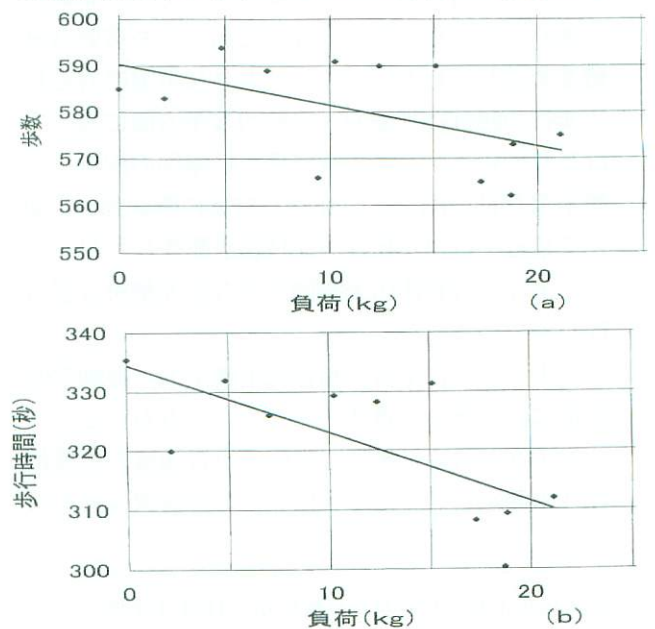


図1. 実験の生データ。

(a)、(b)は図1と同じ。被験者は23歳女子。両者が共に減少する例。

いない実験では避けられない事態であろう。図中の直線はこれらのばらついたデータを直線でベストフィットさせたものである。直線によるフィットが妥当であるかどうかは問題の残るところであろう。多分臨界的な負荷があってそれに近づくと歩数、歩行時間ともに急激に増大することが予想される。しかしその臨界的な負荷は体重に近いものになるであろう。ここでの実験で用いた負荷は安全性を考慮してそれよりは遥かに軽く (30kg以下) してあるので直線による近似を妥当であると考えることにする。

次に生データから導かれる基本量を考えてみよう。測定量が2個なので独立に得られるのは2個であり、それは歩幅と単位時間 (1秒) 当たりの歩数、歩行率である。加えてこれらの積で与えられる歩行速度を見てみることにしよう。図1に対応するこれらの値を図3に示す。歩幅、歩行速度は図3 (a)、(b) に示すように負荷と共に減少する。この傾向は被験者についてほぼ共通であり、逆に増加を示すのは前者については1例、後者については2例のみであった。一方歩行率は (c)

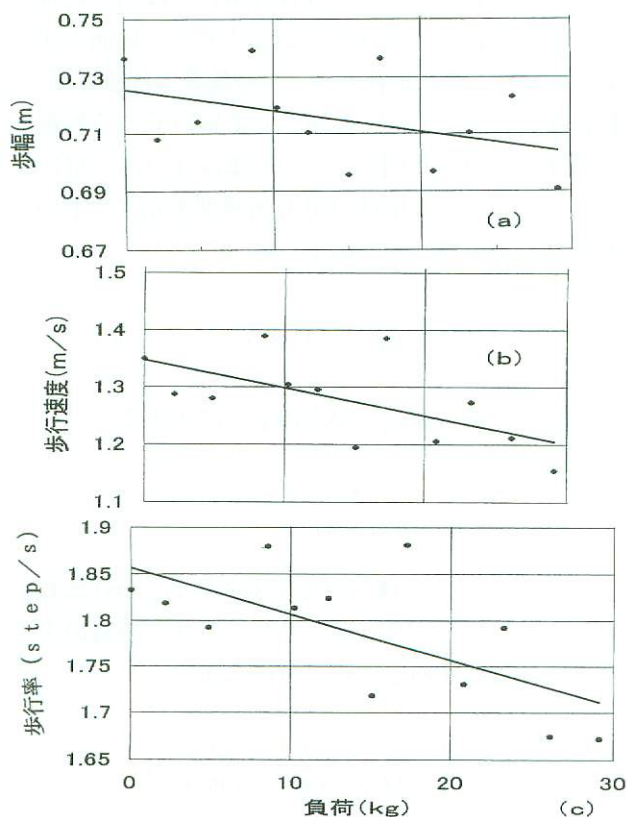


図3. 図1に対応する被験者の基本量のプロット。(a)は歩幅、(b)は歩行速度、(c)は1秒当たりの歩数(歩行率)を示す。

に示すがこれについては減少する場合と増加する場合が各5例ずつであった。図4では図3とは異なる傾向を示す図2の被験者に対応するデータを示す。

これらのデータから得られる重要な結果は各量の負荷依存性、すなわち図3、4で示した直線の傾きであろう。その値を表1に示す。表の値には $\times 10^{-3}$ が省略してあるので注意して欲しい。歩行速度の負荷係数は2例を除いて負、すなわち負荷と共に歩行速度は減少する。その係数は符号によらず 10^{-3} から $10^{-4} \text{ m/s} \cdot \text{kg}$ の範囲にある。1例だけ 5×10^{-2} という大きい値を示すが、これは被験者が6年前スポーツにより膝に障害を起こし慢性化したことによる効果と推定される。歩幅の負荷依存性の係数は1例を除いて負である。その範囲は 3×10^{-4} から $8 \times 10^{-3} \text{ m/steps} \cdot \text{kg}$ である。ここでは上記の被験者が飛び抜けた値を持つことはない。歩行率の負荷依存性の係数は1、 2×10^{-3} から $5.5 \times 10^{-3} \text{ steps/s} \cdot \text{kg}$ の範囲にあった。この場合の特徴的なことは係数の符号が正、負半々であり、先の二つのように負荷と共に増え

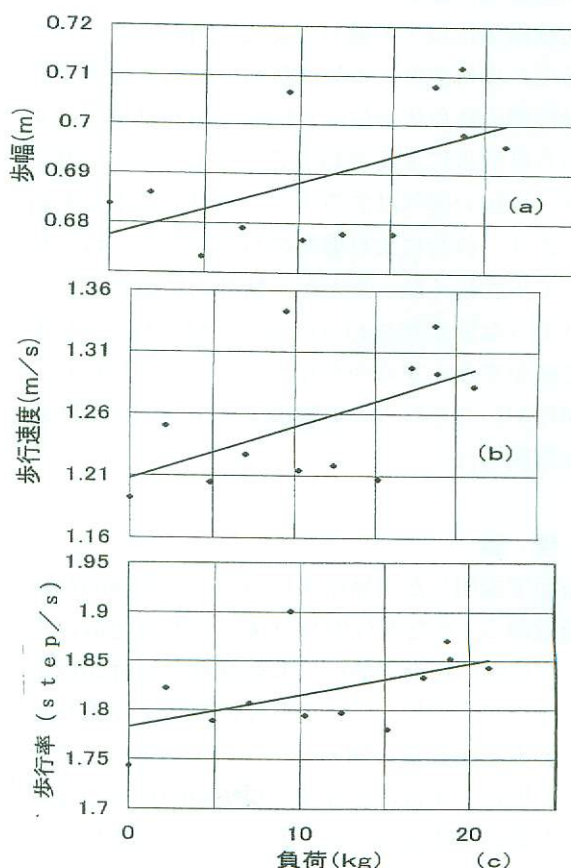


図4. 図2の被験者に対応する基本量のプロット。

表1. 歩行のパラメータの負荷依存性の負荷係数.

各数値には $\times 10^{-3}$ が省略されている. 太い実線の上の値は負, すなわち各パラメータは負荷と共に減少する場合である. それより下の値の符号は正である.

歩行速度 m / s · kg	歩幅 m / step · kg	歩行率 step / s · kg
0.84	0.28	1.2
2.2	0.44	1.6
2.4	0.75	3.2
3.1	1.6	5.2
5.2	1.7	8.0
5.4	1.7	1.3
8.6	2.0	1.8
50	3.5	5.0
1.9	8.1	5.2
3.9	1.1	5.5

るあるいは減るといった一定の傾向を示さないことである.

以上のいずれのデータもバラツキが大きいが, 有意水準5%で無相関の仮説は棄却され, その傾向は統計的に確認された.

実験結果は以上の通りである. 簡単にまとめてみると, 歩行速度, 歩幅は負荷とともに減少するが歩行率の負荷依存性は系統的な傾向は無い, すなわち被験者によるということである. 前2者の場合, 少数の例外はあるが, これはあくまでも例外であり, 負荷により姿勢のバランスがとれ, かえって歩き易くなったとか, 精神的に頑張ろうというような要素が加わったものと思われる. 基本的に減少とするのが妥当であると思われる. 次節においてこれらの実験事実を説明できる理論的な解釈を行う.

III. 理論

前節で説明した実験結果について, 理論的な解釈を行おう. ただ歩行のパラメータの負荷依存性は未だ理論的にも実験的にも系統的な研究がほとんど見当たらない. 従って参考にすべき理論も無く, 著者らが独自に開発したものである. ここで述べる解釈も非常に定性的, 現象論的なもので非常に不満足な状態のものであることをお断りしておく.

先ず歩行に際してのエネルギーバランスを考え

よう. 歩行に伴って発生するエネルギーは, 地面と足底との摩擦に抗する仕事, 重心の運動エネルギー, 重心の位置エネルギーそれに関節各部の回転エネルギーとその粘性による損失である. 重心に関する諸エネルギーはその上下運動に伴ってお互いに交換し合うので保存されはすであるが, 筋の粘性による損失が発生する. これは回転エネルギーについても同じである. しかしこれら粘性による損失は100m走のような高速の運動ならともかく, 普通の日常的な歩行ではそんなに大きなものではないだろう. もし考慮に入れるにしても小さな補正量として処理できるだろう. 従って歩行に関して重要なエネルギー項は地面との摩擦によるものを考えれば第1近似としては充分であると思われる. このエネルギーは脚部の筋により得られる. すなわち,

脚部の発生するエネルギー \sim 面と足底の摩擦に抗する仕事.

この関係を単位時間当たりの量, つまりパワーで見えてみよう. ほぼ等速で歩くとして脚部の発生するパワーは被験者によって決まる一定値となるからこれをPとしよう. もちろんPには筋の粘性による損失は繰り込まれているとする. 地面と足底(靴底)との摩擦係数を μ , 被験者の体重をm, 負荷をMとする. 一定の速さvで歩いている状況では摩擦の単位時間当たりの仕事は $\mu(m+M)gv$ である. gは地球の重力加速度を示す. 上の関係を改めて書くと次のようになる.

$$P \approx \mu(m+M)gv. \quad (1)$$

この式より歩行速度vが次のように決まる.

$$v \approx \frac{P}{\mu(m+M)g}. \quad (2)$$

負荷はせいぜい20kg程度であるから, $m(\approx 60\text{kg}) \gg M(< 20\text{kg})$ として(2)をMの1次までで近似すると次のようになる.

$$v \approx \frac{P}{\mu mg \left(1 + \frac{M}{m}\right)} \approx \frac{P}{\mu mg} - \frac{P}{\mu m^2 g} M. \quad (3)$$

負荷以外は適当に定数を取り直してこれを次のように表現する.

$$v \approx A - BM \quad A, B > 0 \quad (3)$$

これはvが負荷と共にほぼ直線的に減少することを示しており、わずかの例外(図4(b))を除いて実験結果を説明している。もちろんA, Bは被験者によるので値はマチマチであるが負荷, Mへの依存性は変わらない。

次に歩幅を考えよう。歩幅は普通に歩くと脚の長さ、もう少し正確に言うと体重心の高さに比例するとしてよいだろう。負荷がかかるとその高さはどうなるか？本実験において負荷は錘の入ったジャケットおよびベルト、およびリュックサックに錘を入れるという方法を取った。何れの場合も負荷は腰部および臀部の近くに位置する。無負荷時で直立したときの体重心はほぼ腰部の中心部にあることが分っている¹⁶⁾。当然このような負荷のかけかたにより体重心は下がる。先程と同じように体重に比べて負荷は十分に軽いとすると、その低下量は負荷に比例するとしてよいであろう。すなわち、歩幅, Lは次のように近似できるとされる。

$$L \approx L_0 - CM, \quad C > 0 \quad (4)$$

ここでL₀は無負荷の際の歩幅。Cは適当な比例定数である。これもやはりわずかの例外を除いて図3の結果を支持している。

最後に歩行率を考察しよう。二つの方向で考える。最初に振り子モデル⁵⁾を見てみる。それによれば通常の歩行は重心を中心とした脚部の振り子運動によってなされる。そうするとその周期, Tは

$$T \approx 2\pi \sqrt{\frac{L}{g}} \quad (5)$$

で与えられる。歩行率は $\frac{1}{T}$ であるから、(4)を

用いて同じように近似(L₀ >> CM)すると、

$$\text{歩行率} = \frac{1}{T} = \frac{\sqrt{g}}{2\pi} \frac{1}{\sqrt{L_0 - CM}}$$

$$\approx \frac{\sqrt{g}}{2\pi} \frac{1}{\sqrt{L_0} (1 - \frac{C}{2L_0} M)} \approx \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{g}{L_0}} \left(1 + \frac{C}{2L_0} M \right) \quad (6)$$

ここでもM以外の定数を適当に決めてやると(6)は次のようになる。

$$\text{歩行率} \approx D + EM \quad (7)$$

これは負荷と共に歩行率は増加することを示している。この結論は歩行が純粹に脚部の振り子運動によっているとした場合である。残念ながらこの結果は実験結果とは一致しない。一方(3), (4)において歩行速度と歩幅が既に決まっているのでこれから歩行率を求めると次のようになる。

$$\text{歩行率} = \text{歩行速度} / \text{歩幅} \approx \frac{A - BM}{L_0 - CM} \quad (8)$$

これに対しても、A >> BM, L₀ >> CMの近似を用いると、

$$\approx \frac{A}{L_0} \frac{1 - \frac{B}{A} M}{1 - \frac{C}{L_0} M} \approx \frac{A}{L_0} \left(1 + \left(\frac{C}{L_0} - \frac{B}{A} \right) M - \frac{BC}{L_0} M^2 \right)$$

右辺の最後の項はMについての2次の項なので無視すると結局次の結果が得られる。

$$\text{歩行率} \approx \frac{A}{L_0} \left(1 + \left(\frac{C}{L_0} - \frac{B}{A} \right) M \right) \quad (9)$$

歩行速度、歩幅の場合、負荷依存性の符号は一定であったがこの場合、特徴的なことは $\frac{C}{L_0}$ と $\frac{B}{A}$ の大小によって負荷依存性の符号が正、負の値を取り得るということである。すなわち $\frac{C}{L_0} > \frac{B}{A}$ 、これは負荷による歩行速度の減り方が負荷による体重心の低下の割合の方が優っている場合であるが、このとき歩行率の負荷依存性の係数は正となり、負荷と共に増加する。逆に $\frac{C}{L_0} < \frac{B}{A}$ の場合には歩行率の負荷依存性の係数は負となり、負荷と共に減少する。どちらの場合が実現するかは被験者に依存するはずで、歩行率が負荷と共に増加するか、減少するかはマチマチになると予想される。この事実は歩行速度、歩幅の負荷依存性が実験的にわずかの例外を除いて理論的に予想される通り、負になるのに対して歩行率が正、負同程度になることを説明している。一方歩行の振り子モデルで

はその符号は正になることを予想している。従って歩行の振り子モデルは本実験の結果をもとにするとそれ程信頼性のあるものではないことを示している。振り子モデルは足が体重心を支点として脚部がほぼ完全に自由に振動することを想定して成り立っている。しかし普通に歩く場合多少の力が込められるのは当然であり振り子モデルが成立するのは特殊な場合であろう。本論文のように負荷をかけて歩く場合それは成り立たないと考えるのが妥当であろう。従ってここで論じたように人体の発する筋のパワーが歩行速度を決め、体重心の位置により歩幅が決まり、これらによって歩行率が決定されると考えるほうが妥当と思われる。

最後に(3)から(9)に渡る理論的な解析を数値的に確かめてみよう。(3)によれば無負荷時の歩行速度は $\frac{P}{\mu mg}$ で与えられる。 μ は地面の状態、靴の種類でいろいろ変化するが、氷の上とか油を塗った床といった特殊な状況で無い限り0.5から1の範囲であることが知られている。典型的な値として0.6としよう。具体的な値として図3(a)を取り上げよう。 $m=70\text{kg}$ である。無負荷時の歩行速度(A)は 1.35m/s であるのでこれから $P \approx 560\text{W}$ と評価できる。1馬力が 753W であることを考えると妥当な値であろう。これから評価される歩行速度の負荷係数(B)は $1.9 \times 10^{-2} \text{m/s} \cdot \text{kg}$ である。実測値は 5×10^{-3} であり、4倍ほどの差があるが実験の精度から見て満足すべきものと思われる。(4)の歩幅については残念ながら L_0 、Cを理論的に評価する手段が無いので実測値を用いる。図3(b)より $L_0=0.73\text{m}$ 、 $C=7 \times 10^{-4}$ と求められる。これらの値を用いて歩行率を評価しよう。無負荷時のそれは $\frac{L_0}{A} = \frac{1.35}{0.73} = 1.85$ と求められる。これは図3(c)で見られるように1.85であり、ピタリと一致する。その負荷係数は $\frac{A}{L_0} \left(\frac{C}{L_0} - \frac{B}{A} \right)$ であり今までに得られた係数を用いると -2×10^{-2} と求められる。実測値は -6×10^{-3} であり、実験の精度を考慮するとその一致は満足すべきものだろう。またこの符号は $\frac{C}{L_0}$ と $\frac{B}{A}$ の大小に依存するので被験者によりまちまちであることが予想されるがそれは実測と矛盾しない。

IV. まとめといくつかの議論

本実験では歩行のパラメータ、歩行速度、歩幅、単位時間当たりの歩行率の負荷依存性を調べた。荷物を持って歩く動作の解析に供することを目標としたもので、歩き方は"頑張らない"ことを被験者に要請した。得られたデータは歩行時間と歩行数である。これより歩行速度、歩幅、歩行率を算出しその負荷依存性を調べた。前二者についてはわずかの例外を除いて負荷と共に減少することが分った。その係数は被験者の年齢、体力等により分布しているが歩行速度については 10^{-3} から $9 \times 10^{-3} \text{m/s} \cdot \text{kg}$ 、歩幅については 3×10^{-4} から $8 \times 10^{-3} \text{m/step} \cdot \text{kg}$ の範囲にあった。例外の場合にはこれらが負荷と共に増大した。これは元々の姿勢の問題や、あるいは"頑張って歩こう"という、精神的な問題が影響しているのではないかと予測される。一方歩行率は負荷によって増加する場合、減少する場合が同数ずつあった。このことは前二者の場合と異なりその負荷依存性が一定の符号を取るものではないことを示唆している。係数は符号にかかわらず 1.2×10^{-3} から $5.5 \times 10^{-3} \text{steps/s} \cdot \text{kg}$ の範囲に分布していた。

以上の実験結果を説明するために非常に初歩的な段階のものではあるが理論的な解釈を試みた。まず歩行に必要な仕事は地面と足(靴)底との摩擦であり、また負荷により体重心が低下するという事実を用いた。その結果歩行速度、歩幅は負荷と共に減少するが、歩行率は被験者の状況により負荷と共に増加する場合と減少する場合のあることを説明することができ、一応実験結果を矛盾無く解釈することができた。ただ歩行の負荷依存性についての理論的研究がほとんど無く、参考にするべき文献が不足しているため、理論そのものは非常に荒削りでもっと精密にする作業が必要である。ただこの研究により新たな一步を踏み出せたのではないかと自負している。

ここで行われた実験そのものは簡単なものである。古くから研究の対象になっていると思われるが、我々の知る範囲では1例しか見当たらなかった。それは文献¹⁰⁾の161頁に引用されているもので、原論文は1937年臼井、吉沢とあるが残念ながら見出すことはできなかった。その結果を図5に示す。上記のものを模式的に示したものである。

この実験は負荷をかけてトレッドミルで歩行速度を一定にして酸素消費量を測定したものである。負荷がパラメータとなっている。これによると負荷が一定のとき酸素消費量は歩行速度に対してきれいな最小値を示す。この最小の歩行速度は最適速度あるいは経済速度と考えて良いだろう。普通に歩くときはこの速度になると思われる。このデータは最適速度が負荷と共に増加している。ところが我々の得た結果ではこの歩行速度は負荷と共に減少しており文献の結果とは逆の傾向を示している。ただこの例では負荷の最大量が75kgとかなり大きく、また歩行速度がトレッドミルで固定されているなど条件がかなり異なっており本実験との対応は見られないのかもしれない。

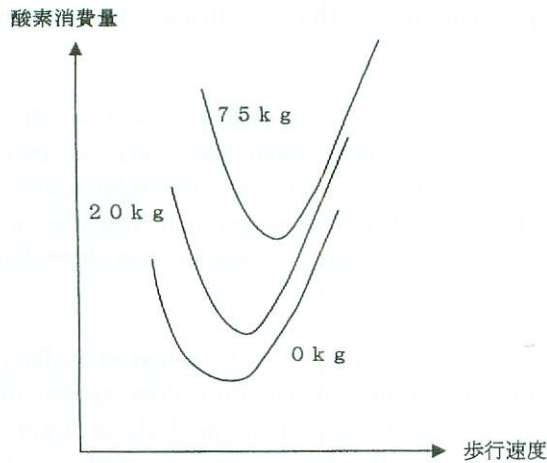


図5. 歩行速度による酸素消費量の変化。

負荷をパラメータとしてプロットしてある。文献10) 161頁図Ⅷ-11より引用した。それを模式的に表わしたものである。

本研究は本学研究倫理委員会の承認を2002年3月19日に受けている。受け付け番号は13-80である。またこの研究に当たって本学の学生、教職員の多くの方に被験者として協力頂いた。この場を借りて感謝の意を表したい。

参考文献

- 1) 岡島康友, 内田成男, 榊康輔ら：下肢可動域訓練ロボットの開発. 医用電子と生体工学. 1999.
- 2) 鈴木堅二：運動解析による病態の新知見. 総合リハ. 27：1105-1110, 1939.
- 3) 菅俊光, 亀岡修, 小川亮恵ら：歩行分析による制

- 御用関節付き長下肢装置. 日本臨床バイオメカ. 17：197-201, 1996.
- 4) 大道等, 見波静：病理的歩行動作の重心移動. 臨床スポーツ医学. 19：403-411, 2002.
- 5) 浅見俊雄, 石井喜八, 宮下充正ら：歩く, 走る：身体運動学概論. 大修館書店. 東京. pp129-190, 1979.
- 6) 多野義郎：ヒトは1日でどれだけ歩くか, 等：ウォーキングと歩数の科学. 不昧堂出版. 東京pp3-127, 1998.
- 7) 長谷川公隆：歩行時の運動制御の解析. 総合リハ. 27：1029-1036, 1999.
- 8) 平崎鋭矢：歩行解析の現況. 関節外科. 18：128-35, 1999.
- 9) 林良一：表面筋電図による歩行解析. Clin. Neurosci. 18：141-143, 2000.
- 10) 松井秀治：身体運動の運動学的原則：身体運動学入門. 杏林書院. 東京. pp85-130, 1979.
- 11) 金子公宥：種々の運動の出力パワー：パワーアップの科学. 朝倉書店. 東京. pp64-80, 1988.
- 12) 飯田寛和, 中村孝志：Computer Graphicsを使用した新しい歩行分析装置. 日本臨床バイオメカ. 18：373-377, 1997.
- 13) 坂田清, 石橋俊郎：Vicon clinical managerによる歩行解析. 関節外科. 18：136-143, 1999.
- 14) 滝口清昭：歩行に見る固有パターンの存在. 日経サイエンス. 2：108-111, 2002.
- 15) 森本安夫：投げる一物体の質量と飛距離の関係の導出. 明治鍼灸医学. 30. 41-48, 2002.
- 16) 大道等：身体重心：バイオメカニクス. 高文堂. 東京. pp26-30, 1989.

Load dependences of parameters for walking

†MORIMOTO Yasuo¹⁾, ITOH Yuzuru²⁾, MOTIZUKI Hirotaka¹⁾,

¹⁾ *Department of Physics, Meiji University of Oriental Medicine*

²⁾ *Faculty of Judo Seifuku Therapy, College of Medical Technology,
Meiji University of Oriental Medicine*

Abstract

Purpose

We try to investigate theoretically and experimentally the load-dependence of parameters for walking, such as walking velocity, step-width and the number of steps per unit time. This investigation is aimed to analyze the action of human walking carrying baggage.

Method and Results

The volunteers aged over 22 and 58 years old walked 400m track carrying load ranging from 1 to 25kg, and the time for 400m walking and number of walking steps are measured. From these data the above parameters for walking are obtained as a function of load. The walking velocity and step-width decrease as the load increases except small number of exceptions, while the number of steps per unit time does not show definite load-dependence, that is, it increases in one case, or decreases in another case depending on the volunteer.

Discussions and Conclusion

We try to interpret the above experimental results by applying two assumptions on the action of walking.

The first is that the energy necessary to continue the walking lies mainly in the work done against the friction between the ground and foot. The second is that the center of mass of human body is lowered by applying the load, because the load is supported near the waist. The first assumption enables us to estimate the walking velocity as a function of the load, the result of which indicates that the walking velocity decreases with the load. Above two facts coincide with the experimental results. The experimental result, the step-width decreases with the load, is directly verified by the second assumption, because the step-width is nearly proportional to the height of center of mass of human body. The number of steps per unit time is determined by step-width/walking velocity. In this case the sign of load-dependence depends on the volunteer, because it is related to the ratio of two load-dependence for step-width and walking velocity. This fact also coincides with the experimental result.

Received on January 27, 2003 ; Accepted on September 24, 2003

† To whom correspondence should be addressed.

Meiji University of Oriental Medicine, Hiyoshi-cho, Funaigun, Kyoto 629-0392, Japan