

学位論文

歩行運動に関する生体力学的研究

—多様な歩行条件における動作特性と歩行運動指導への応用—

宮 川 健

目 次

第1章 序 言	1
第1節 現代社会における歩行の役割	2
第2節 歩行研究小史	3
第3節 歩行運動の反射的側面と随意的側面	5
第4節 歩行運動指導の現状と問題点	7
第5節 本研究の目的および課題	9
第2章 自由歩行の動作特性	11
第1節 緒言	12
第2節 動作学的分析	12
第3節 動力学的分析	17
第4節 結語	22
第3章 障害物条件における歩行動作特性	23
第1節 緒言	24
第2節 下肢および体幹部の動作学的分析	24
第3節 骨盤の動態および股関節外転筋の活動	32
第4節 関節モーメントによる動力学的分析	36
第5節 結語	42
第4章 路面の滑りおよび硬さが着地衝撃に及ぼす影響	43
第1節 緒言	44
第2節 路面の滑りと着地時の衝撃	44
第3節 路面の硬さと着地時の衝撃	49
第4節 結語	53

第5章 荷重条件における歩行動作特性	54
第1節 緒言	55
第2節 背荷物によって発生する力のモーメント	56
第3節 背荷物の位置の違いによる歩行動作特性	63
第4節 結語	70
第6章 水中条件における歩行動作特性	71
第1節 緒言	72
第2節 水の浮力および粘性が歩行動作に及ぼす影響	72
第3節 プール歩行と水中トレッドミル歩行の比較	82
第4節 結語	86
第7章 高齢者の歩行動作特性	87
第1節 緒言	88
第2節 高齢者歩行の特徴	
－65歳以上の淡路島五色町民を対象として－	88
第3節 高齢者における障害物歩行分析および動作特性	97
第4節 結語	104
第8章 高齢者の歩行運動指導への応用	105
第1節 歩行運動指導におけるスキル論からの視点	106
第2節 安全管理に関する留意事項	107
第3節 歩行運動の機能向上に関する提案	109
第9章 総括	111

引用文献	117
参考文献	122
謝辞	126

第1章 序 言

第1節 現代社会における歩行の役割

歩行は、この数十年の間に、単なる移動の手段としてではなく健康づくりのための有酸素運動として世間の注目を集めるようになった。ハイキング、トレッキング、登山、エクササイズウォーキング、水中歩行などの歩行を主体とする運動は、多くの人々のあいだで生涯スポーツとして位置づいている（総務庁統計局 1996）。近年では、健康のために歩くことを単に歩くことと区別して「ウォーキング」と呼び、特に中高齢者のあいだで人気が高まっている。

また、歩行運動が体力の維持・向上に大いに貢献できることは、生理学や心理学、社会学などの研究分野で多くの研究者によって明らかにされている（宮下ら 1993、Jetteら 1988、久埜ら 1995、Sealsら 1984）。呼吸循環器系への無理のない刺激や、低い強度の運動による脂肪の燃焼、身体組織への負担軽減など、歩行の効能は数多い。各地で実施される中高年のための健康教室においても、歩行指導プログラムは欠くことのできないものとなっている（久埜ら 1994）。

ところで、現代の日本は高齢社会である。世界保健機関（WHO）の定義では、総人口に占める高齢人口（65歳以上）の比率が7%を越えた社会を高齢化社会、14%を越えた社会を高齢社会と呼ぶ。我が国ではすでに平成7年に14%を越えて高齢社会となり、平成10年10月での高齢人口は2,051万人に達し、総人口比は16.2%に及んでいる。しかも前年比で75万人増と、いまだに増え続けている。世界にも類を見ない速さで高齢化が進み、2005年には5人に1人が65歳以上である超高齢社会が到来すると予想されている（総務庁統計局 1996）。

このような超高齢社会に向けて、高齢者にとって生活しやすい社会づくりを目指した多くの取り組みが始まっている。体力の低下傾向が著しい高齢者

が、いかに体力を維持して心身ともに健康な生活を送るかを検討することもその取り組みのひとつである。とりわけ加齢にともなう歩行機能の低下は重要な問題であり、歩行機能の喪失が「寝たきり」につながった場合には、それが生命そのものの危機を意味することは言うまでもない。アメリカでは、75歳以上の高齢者のうち32%が転倒を経験し、そのうちの24%が寝たきりにつながる重大な傷害を被っているという報告もある（Chenら1991）。

以上のことから、現代の高齢社会における歩行運動は「移動手段」や「健康づくり」に加えて「歩行機能の維持」という点においてもこれまでにない大きな役割を担っていると考えられる。

第2節 歩行研究小史

高齢社会となり歩行運動が脚光を浴びるようになる以前より、歩行のメカニズムには大きな関心が寄せられていた。歩行研究の歴史については、これまで、宮下(1965)、明石(1987a、1987b)、大道(1984)、クレイク(1993)らによって詳細にまとめられているが、ここでは特に動作学（運動学）および動力的な研究について概観する。

19世紀末、Mybride は、はじめて歩行の写真撮影を行ない、克明に人間の歩行動作を記録した。これが運動学的な歩行分析の最初であると考えられている。また、Maray は kimographion という歩行を記録する装置を発明し、Carlet らと共にそれを用いてさかんに研究を行っている。さらに Braune-Fisher は身体に取り付けたマーカーを複数のカメラで撮影し、それぞれのマーカーの3次元的位置座標の算出を行っている。そして、数学的な処理によって速度や加速度などを計算している。彼の方法は現在の運動学的な分析方法と基本的になんら違いはなく、運動学的な分析方法が Braune-Fisher によって完成されたと言っても過言ではない。

20 世紀に入ると、運動学と運動力学の結合的な分析が行われるようになった。最初に生体力学的な立場から歩行分析を行ったのは、Eberhart と Inman である。彼らは、運動学的なデータはもちろん、床反力計や筋電図などの測定装置を用いて歩行を分析し、それまでの歩行研究の集大成といえる研究を行っている。

最近では、種々の測定装置や計算機の発達によって、数学モデルやコンピュータシミュレーションを用いた研究がさかんに行なわれるようになった。とりわけ、人間工学やスポーツ、リハビリテーションなどの分野では、運動中の関節に加わる力（負荷）や関節モーメント（関節を回転させようとする力）、筋張力（筋が実際に発揮する張力）を推定する研究や、それらのデータをもとに様々な動きの予測する研究が行なわれている（山崎ら 1992、長谷 1999）。これらの手法を利用することで、より詳細な歩行分析が可能になったことは言うまでもない。

また、Datta、Ramanathan、木下らは、作業効率の向上という立場すなわち人間工学の立場から、荷物を背負ったり、肩に掛けて歩く際の分析を行っている。

一方、対応動作としての歩行に着目して、外乱や特殊な環境に対応した歩行については、最近になってようやくその研究報告がみられるようになった。Patla ら(1992)、渡部ら(1992)、Chen ら(1991)は 高齢者が障害物を越える際の動作に着目して分析を行っている。また、小野寺(1992b)や、堀田ら(1993)は水中環境における歩行について主に生理学的な見地から分析を行っている。

社会の高齢化にともなって高齢者の歩行運動に関する研究も増加している（Murrey ら 1969、Ferrandez ら 1988、徳田 1977、Kaneko ら 1990、木村 1991、柳川ら 1998、久埜ら 1995、山本ら 1995、杉浦ら 1998）。それらによると、自由歩行の速度、歩幅、歩調の加齢に伴う低下現象が報告され、

歩行速度減少の要因としては、歩幅と歩調の両方の低下、歩幅の低下、両脚支持期の増加が示唆されている。さらに、着地時の足関節背屈角度の減少や体幹の前傾傾向、着床時の膝関節屈曲が報告されている。これらの研究のなかには、体力と歩行能力との関係を明らかにするものや、歩行能力低下を引き起こす直接的な原因を探るものが多くみられ、歩行能力低下の予知とその予防についてさかんに検討がなされている。しかしながら、高齢者の歩行動作の特徴についてはそれぞれの研究者に共通するものが多くみられるものの、加齢による歩容の変化が一体何によって引き起こされるのか、歩容の変化と疾患の関係など、未だに統一的な見解がみられない。クレイク（1993）は、高齢者の歩行に関する研究結果で最も一致している点は自由歩行における歩行速度の減少であるが、しかしこの結果が姿勢保持機能の低下、心血管系効率の低下、筋骨格系構造の低下、固有受容器の機能低下のいずれを反映したものかは未解明であると述べている。

第3節 歩行運動の反射的側面と随意的側面

これまでに行われた歩行に関する多数の研究からもわかるように、そのメカニズムには多くの研究者が関心を持ち解析が続けられている。しかし歩行は未だに多くの謎を残した運動である。

猪飼は（1972）、ヒトの諸動作を反射動作、情動動作、随意動作に区分している。歩行を「姿勢の乱れを補償するために四肢の律動的なパターンが脊髄レベルで生み出される動作（猪飼 1972）」であると考えれば、歩行は反射動作である。しかしながら、自分の意志で簡単に歩く方向やその速度を変えることができる。したがって随意動作でもある。すなわち、歩行は脊髄レベルの反射的な側面と大脳など上位中枢が関与する随意的な側面を合わせもった運動であると言えることができる。

Perry (1992) は、方向変換や階段歩行、スポーツにみられる歩行などの複雑なバリエーションには、すべてに共通の機能的パターンが包括されており、平地における前進歩行がその共通の機能的歩行パターンであると述べている。すなわち、共通の機能的パタンの上により高度の命令が加わって複雑なバリエーションを形成すると考えられている。したがって歩行の反射的側面がこの機能的パターンであり、随意的側面がその上のバリエーションであるということが出来る。

共通する機能的パターンについては、1960年代にすでに動物の脊髄に周期的な筋活動を発生する神経回路があることが発見され、中枢パターン発生器 (central pattern generator : CPG) と呼ばれている。その詳細は、電氣的生理学的手法によって Grillner ら (1985) によって明らかにされている。また、CPG は下行性および上行性の神経刺激によって賦活されて、パターン化された運動神経発射を生成することが知られている (中澤 1999)。このような歩行の発動に関わる神経機構の研究は、除脳手術や中枢刺激による実験で明らかにされており、現在でも新しい知見が次々に発表されている。

一方、機能的パターンに上位の命令が加わって遂行される歩行のバリエーションについては、これまであまり着目されることはなかった。歩行を美の観点からとらえる必要のある舞踊や、速さを競う競歩といった一部の限られた種目においてのみ、その技術やスキルが重要となっていた。しかし、高齢社会の到来とともに高齢者の転倒が社会問題化し、階段歩行、障害物歩行などの歩行の随意的側面にも関心が寄せられるようになり、歩行動作のスキルについても関心が高まってきた (Patla ら 1991)。猪飼 (1972) は、運動を制御する能力すなわち神経系の筋に対するコントロールの能力のことを「調整力」と定義している。また、山本 (1983) は、調整力が筋力や持久力のよう

に明確に評価できないことや物理的な力と受け取られるのをさけるために、

「調整能」という言葉を使っている。すなわち機能的パターンに付加される上位の命令を遂行する能力が「調整能」を意味する。したがって、高齢社会における歩行能力の予知や予防について検討する際には、歩行の調整能の解明がこれまで以上に大きな意味をもつと考えられる。

しかしながら、これまで歩行の随意的側面である調整能に着目して、歩行中に何らかの外乱があった際、あるいは特殊な環境におかれた際に、それらに対応してどのような動作の調節が行われるのか、その対応の仕方は個人によってどれだけの差があるのか、また、それらが身体諸機能の低下とともにどのように変化するのかについて総合的に検討を行なった研究はみあたらない。

第4節 歩行運動指導の現状と問題点

これまで述べてきたように、歩行には未だ未知の部分が多い。特に暦年齢と歩行動作の因果関係や歩行の随意的な側面である調整能について完全に明らかにされてはいない。しかしながら、歩行運動が体力の維持向上につながることは多くの研究者によって報告されていることから、健康や体力づくりを目的とした歩行運動指導は、中高齢者を対象として各地で開催されている（総務庁統計局 1996）。

健康の保持や増進のために運動を行なう場合、それは安全であり、効果的で、かつ楽しいものでなくてはならない。中高齢者を対象とした場合には、ウォーキングは3つの条件をすべて満たす運動形態のひとつと考えられている（久埜 1994）。安全性については、他の運動やスポーツと比較して下肢の筋や腱に作用する力や着地の際の身体への衝撃などが小さく（Nigg 1984）中高齢者でも安心して行なうことができる。効果については、前述のとおり身体の諸機能にプラスに影響することが多く報告されている（宮下ら 1993、

Jette ら 1988、久埜ら 1995、Seals ら 1984) 。3 つめの楽しさについては、ある程度プログラムのバリエーションを工夫する必要があるが、歩く場所や一緒に行なう仲間によって十分楽しむことができる。

一般に運動を指導する場合は、この 3 条件を考慮して、これまでの研究によって得られた知見をもとに指導プログラムが作成される。当然、ウォーキング指導においても、これまでの研究から得られた知見をもとに歩行運動の内容を決定する必要がある。

しかしながら、これまでの歩行運動指導においては、歩行運動のエネルギー代謝や呼吸循環器系の応答特性に関する生理学的な知見は運動強度や時間などの決定に活かされているものの、安全管理やフォーム指導の面において十分な吟味のないままにその内容が決定されているように思われる。歩行は、一旦そのスキルを獲得すると特に意識することなく運動を遂行できる。そのため歩行のスキルや調整能に関心が払われなかったものと考えられる。しかし特に高齢者や身体に障害を有する人への歩行指導を考える場合、安全管理やフォーム指導、さらには楽しいプログラムづくりにおいて、歩行のスキル論的な情報がこれまで以上に指導に活かされる必要があると考える。

さらに、歩行運動指導においては、階段や段差のある様々な環境のもと、リュックサックを背負ったり、バックを保持しながらの歩行運動が行われることが多い。最近では、水中で歩くことも多い。しかし、このような様々な環境条件の中で歩行運動が頻繁に行われるにもかかわらず、それらの条件で行われる歩行動作に関する動作学あるいは動力学的な研究は少なく、しかも指導プログラムの作成にあたってそれらの知見が十分活かされていないのが現状である。

以上のことから、多様な歩行条件で行われる歩容について、スキル論的な見地から研究を行ない、その中で得られた知見をいかにして歩行運動指導に

取り入れるかを早急に検討する必要があると考える。

第5節 本研究の目的および課題

本研究では、歩行の随意的な側面に着目して、スキル論的な見地から多様な歩行条件における歩容について生体力学的に解析を行なうとともに、それらの知見を歩行指導に活かすための方法や内容を検討することを目的とした。

特に中高齢者を対象とした歩行指導において早急に検討すべき歩行の条件としては、まず、路面や床面に関する条件が考えられる。これは安全管理面で重要となるもので、路面の段差や滑り、硬さの条件の違いによって歩行動作がどのように調整されるか、あるいは高齢者と青年のその調整の仕方の違いを十分に把握しておくことは、安全な歩行指導に不可欠である。

次に、歩行の際にはリュックサックを背負うことが多い。両手の自由度を高め、危険を回避するのに有効であるために多くの人がリュックサックを利用している。しかし筋力の低下傾向がみられる高齢者にとって無視できない力が身体に作用することとなり、安全管理だけでなくフォーム指導の面からもその動作を解析しておく必要があると考えられる。

また、最近、水中での歩行運動を行なう人が増えている。水中運動については運動時の心拍数や血圧などの生理量については多くの報告があるが（小野寺 1992b、掘田 1993,1995）、水中での歩行動作そのもの運動学的に分析した研究はみられない。フォームの指導や負荷の設定においてより詳細なデータが要求される。

以上のことから、本研究では、歩行中に障害物を越える条件、路面や床面の滑りと硬さ条件、荷重条件、水中条件、これらの条件における歩行動作を生体力学的な手法を用いて解析することを具体的な研究課題とした。

本論文の構成は、Fig.1.1 に示すとおりである。第2章では、自由歩行に

における運動力学的な動作特性について筆者らの実験データに加え先行研究から検討を加え、多様な条件における歩行を考えるうえでの手がかりとした。第3章では障害物条件、第4章では路面および床面の滑り硬さ条件、第5章では荷重条件、第6章では水中条件をとりあげ、それぞれの条件における歩行ならびに身体運動の動作特性について生体力学的に分析を行なった。第7章では、これまでの研究結果と高齢者を対象とした歩行実験の結果をふまえて、高齢者歩行の特徴について述べた。そして第8章において、2章から7章までに明らかとなった知見を具体的に歩行運動指導にどのように活かすかについて検討し、歩行運動指導における留意事項について述べた。

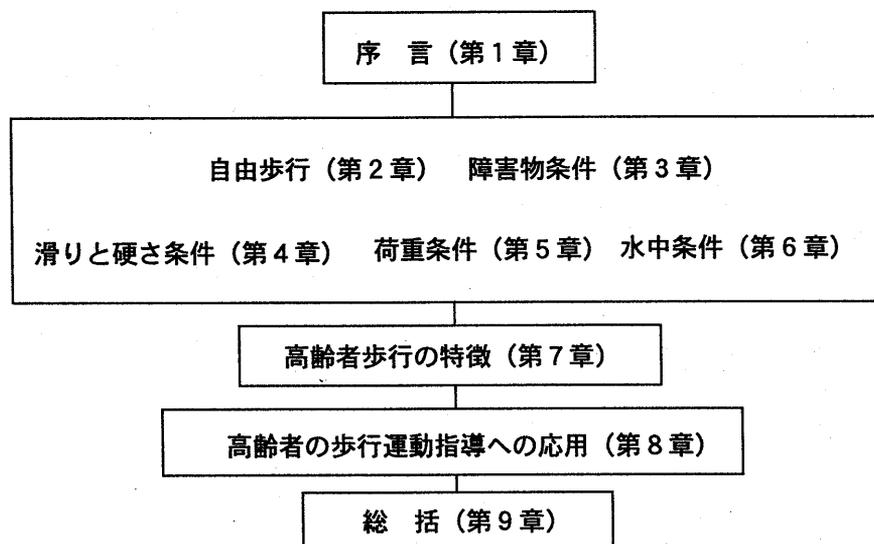


Fig1.1 論文の構成

第2章 自由歩行の動作特性

第1節 緒言

なんら制限を受けない平地での歩行のことを自由歩行（自然歩行）という（臨床歩行分析懇談会 1989）。多様な歩行条件における歩容の動作特性を明らかにするうえで、その手がかりとなる自由歩行の動作特性を知ることは不可欠である。本章では、自由歩行の動作特性を動作学（キネマティクス）と動力学（キネティクス）の2つの観点から分析し、健常な成人における平均的な歩行動作を示すことを目的とした。

動作学的な分析では、健常な成人女性を対象とした歩行実験を行ない、そこで得られたデータより、歩幅、歩行速度などの歩行の基本パラメーターと関節角度変化などの分析を行なった。

動力的な分析では、特に歩行中の関節モーメントに着目して先行研究のデータと合わせて自由歩行における関節モーメントについて分析を行なった。

第2節 動作学的分析

（1）目的

自由歩行における歩行速度、歩幅、歩調などの基本的なパラメータに加え、歩行中の下肢の関節角度ならびに肩と腰の回旋角度について、健常な成人を対象に動作分析を行ない、歩行運動の動作学的検討における基礎資料とすることを目的とした

（2）方法

歩行動作の測定は岡山県南部健康づくりセンター動作解析室にて実施した。被検者は、健康な成人女性 10 名で、平均年齢 23.0 ± 1.6 歳、身長は 152.4 ± 3.6 cm であった。測定には、赤外線反射マーカートタイプの三次元動作分析装置（エリートプラス；メディテック社）を使用した。反射マーカは、左右の肩峰点、転子点、脛骨点、外果点、中足点の合計 10 箇所貼付した。動

作分析室内に設置した歩行路の中央には三方向床反力計（キスラー社）を設置した。

被検者には、中央の床反力計を一步で踏み通常で普段どおりに歩くように指示した。

(3) 結果

Fig.2.1 には、0.1 秒ごとのスティックピクチャーを示した。

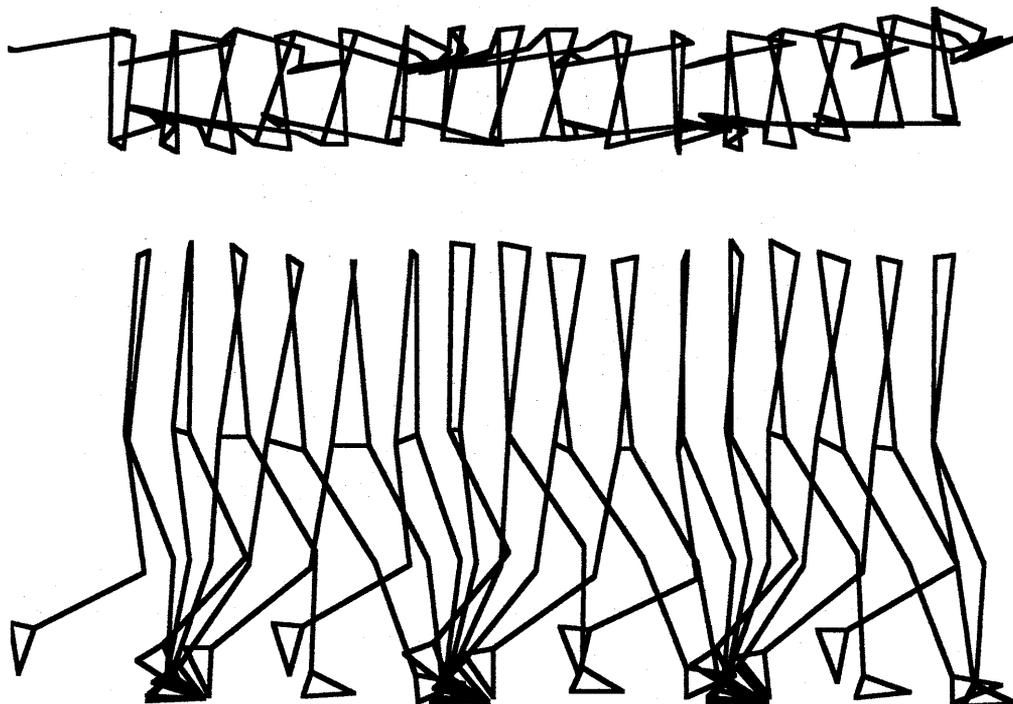


Fig.2.1 歩行中のスティックピクチャー

算出した項目は、歩幅、歩行速度、歩調、股関節角度変化量（1 サイクル中の最大値－最小値）、膝関節角度変化量、足関節角度変化量、肩回旋角度変化量、骨盤回旋角度変化量、肩の上下移動量、骨盤上下移動量であった。これらの分析項目の結果は Table 2.1 に示した。また、歩行 1 サイクル中の平均的な足関節、膝関節、股関節の角度変化の例を Fig.2.2 に、床反力デー

夕の例を Fig.2.3 に示した。

Table 2.1 通常歩行における動作学的特性

歩幅(mm)	歩隔(mm)	歩調(歩/分)	ステップ時間 (msec)
700.7	131.8	119.3	500.5
32.5	29.3	5.7	20.5

床反力Fz(N)	床反力Fy-(N)	床反力Fy+(N)
649.4	-95.1	105.9
140.9	20.5	23.3

上段：平均

下段：標準偏差

右股関節(度)	右膝関節(度)	右足関節(度)
36.8	62.5	41.5
4.0	4.0	9.8

左股関節(度)	左膝関節(度)	左足関節(度)
35.8	61.7	40.1
4.1	4.5	6.4

肩回旋(度)	腰回旋(度)	右肩上下動(mm)
14.9	25.9	58.1
5.1	2.8	11.9

右腰上下動(mm)	左肩上下動(mm)	左腰上下動(mm)
54.8	59.2	56.4
7.8	11.2	10.5

- 歩幅：着地時の右踵と左踵の進行方向の距離
- 歩隔：右踵と左踵の左右方向の距離
- 歩調：一分間の歩数
- ステップ時間：一步に要した時間
- 床反力Fz：床反力の鉛直方向成分の最大値
- 床反力Fy-：床反力の前後方向成分（制動成分）の最小値
- 床反力Fy+：床反力の前後方向成分（推進成分）の最大値
- 股関節～足関節：各関節角度の最大値から最小値を引いた値
- 肩回旋：左右の肩峰点を結ぶ直線の角度変化量

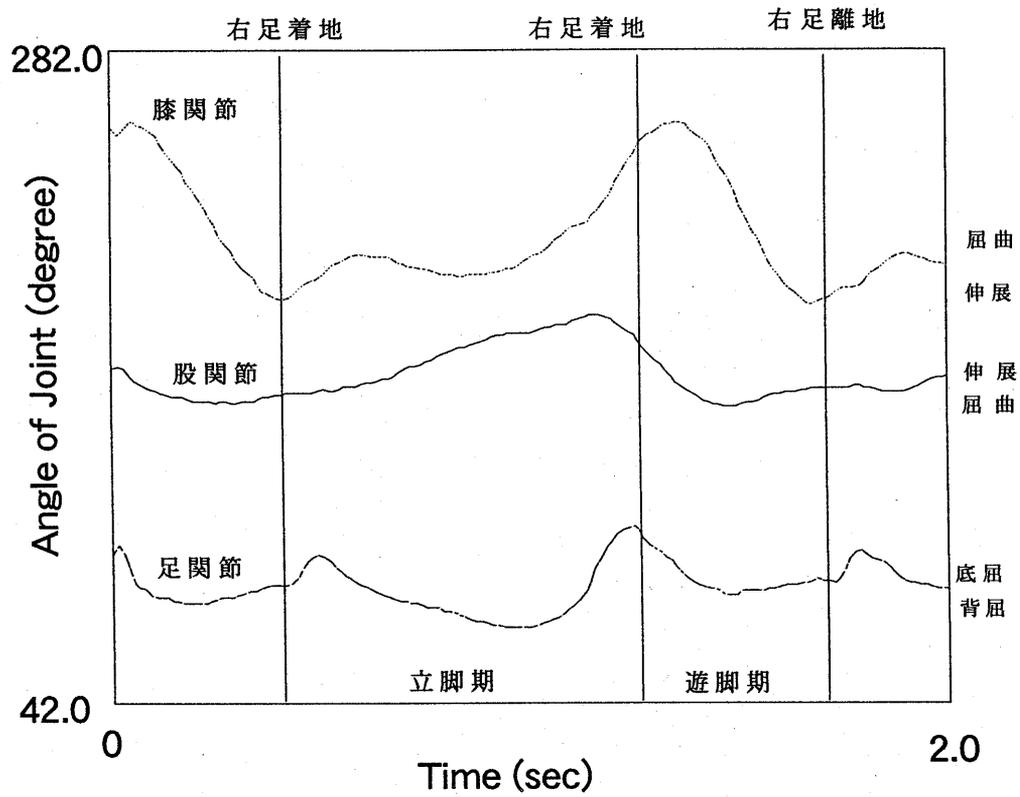


Fig.2.2 歩行中の下肢3関節の角度変化

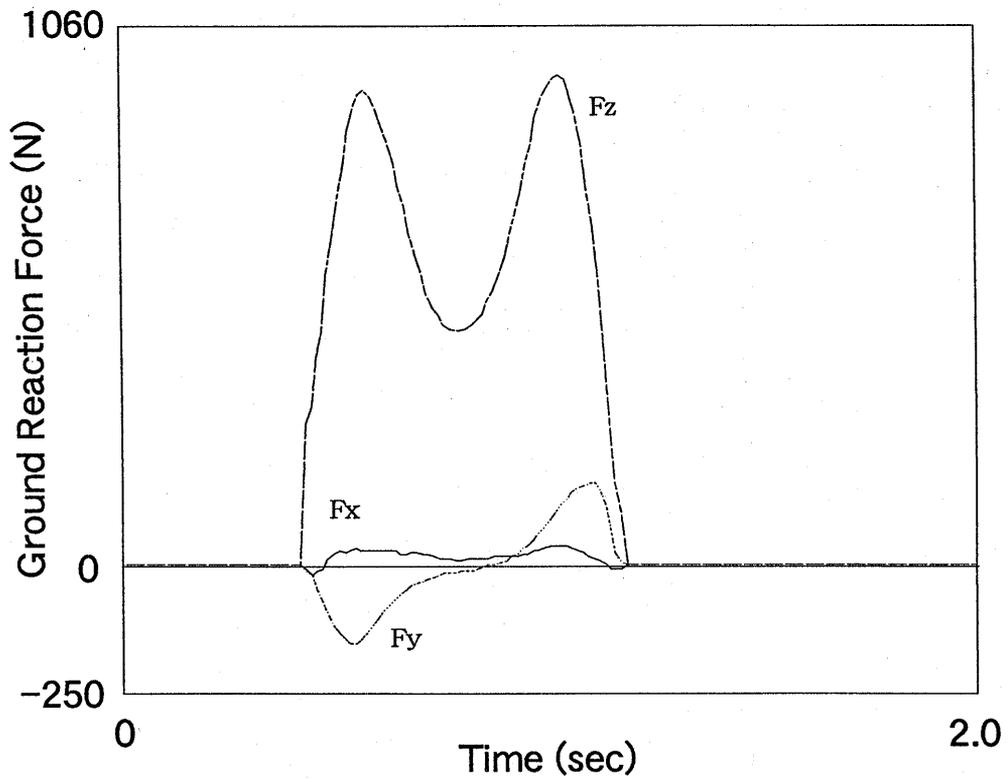


Fig.2.3 歩行中の床反力波形

歩幅をステップ時間で除した歩行速度は 84.1 ± 4.0 m/分で、阿久津ら (1975) が示した同年代の女性の値 74.1 ± 12.7 m/分より少し速い値であった。その影響で歩幅や歩調も少しずつ大きな値を示した。歩幅身長比は $46.0 \pm 2.1\%$ であった。

歩行 1 サイクル中の下肢の関節角度変化は、足関節で 40.8 ± 8.1 度 (左右平均)、膝関節で 62.1 ± 4.2 度、股関節で 36.3 ± 4.0 度であった (Table.2.1)。また肩の回旋角度は 14.9 ± 5.1 度、腰の回旋角度は 25.9 ± 2.8 度を示した。

肩の上下動 (肩峰点の上下移動距離) および腰の上下動は、 58.6 ± 11.6 mm、 55.6 ± 9.2 mm であった。

床反力の垂直方向成分 (F_z) ピーク値は体重の 1.38 倍を示し、典型的な二峰性の曲線を示した (Fig.2.3)。同じく前後方向成分 (F_y) は、制動期 (マイナス) のピーク値が体重の 0.2 倍、推進期 (プラス) のピーク値が体重の 0.22 倍であった。

(4) 考察

歩行の時間・距離因子データや運動学的なデータは、試行間のばらつきや個人差が非常に大きい。それほどの差が許容されることこそが歩行の歩行たる所以かもしれない。したがって、それらの値をある集団で平均化あるいは規格化して算出されたデータが、どれほどの意味をもっているのか定かではない。しかし、一般的な中・高齢者を対象として運動指導のプログラムを作成する際には対象者の一般化されたデータが必要である。その意味において、本節で得られた基礎的なデータは重要な役割を担うもの考えられる。

第3節 動力学的分析

(1) 目的

力学的現象の中に存在する構造を質点や剛体などの純粋な物理学的要素の組み合わせで構成し、その現象を物理学的に解析するための思考モデルのことを力学モデルという。また力学モデルの一種で、特に身体各節を剛体節に置き換え、それをピンジョイントで連結した場合のモデルをリンクモデルあるいはリンクセグメントモデルとよぶ。このリンクセグメントモデルをもとに運動中のセグメントの速度や加速度、床反力といった運動学および運動力学的な情報から逆動力学的な手法を用いて関節が発揮するトルク・モーメントを計算したものが関節トルクもしくは関節モーメントとよばれるものである。関節モーメントは運動中の筋活動を反映していると考えられるので、動作分析において有用な情報を研究者に提供してくれる。動作の解析において関節モーメントを利用している研究者は少なくない。近年のコンピュータや映像技術の発達によって、より簡単に関節モーメントが推定できるようになってからは、関節モーメントを扱った研究や報告が数多くみられるようになった（長谷ら 1999）。

Winter、Kadaba、Vaughan らは、健常者ならびに障害者の歩行中の下肢の関節モーメントを算出し、その詳細な分析を行なっている（Winter1990、Kadaba ら 1989、Vaughan ら 1992）。日本では江原、山本らはその原理から計測方法までの基本的な考え方や具体的な処理方法をまとめている（臨床歩行分析研究会 1997）。また、彼らは片麻痺歩行や装具歩行時の関節モーメントについても詳細に分析を行なっている。

しかしながら、関節モーメントは筋張力が関節を回転させる作用を表すものであるが、当然ながら関節を構成する筋はひとつではない。したがって、関節軸まわりの筋張力のモーメントの総和が関節モーメントということにな

る。関節軸まわりに2つ以上の筋が作用している場合には、個々の筋による関節モーメントを分離することはできない。また、計算された関節モーメントには、靭帯などの受動要素の影響や関節拘縮の影響が含まれている。以上のことを理解したうえで、算出されたデータを解析する必要がある。

本研究では上述した制約条件はあるものの、歩行中の各関節がどのように調節されているのかを明らかにするためには有用なパラメータとなると考え、この関節モーメントを手がかりとして歩行動作の調整能について検討を加えることとした。

そこで本節では、異なる条件での歩行や高齢者の歩行についての解析を行なうにあたっての基礎的資料とするために、自由歩行中の関節モーメントを算出することを目的とした。

(2) 方法

健常な成人男性6名について自由歩行を行なわせ、その際の足関節底屈-背屈モーメント、膝関節伸展-屈曲モーメント、股関節伸展-屈曲モーメントを算出した。被検者の平均年齢は 24.5 ± 6.2 歳、体重は 64.1 ± 6.3 kg、身長は 171.1 ± 7.0 cmであった。

被検者の肩峰点、転子点、脛骨点、外果点、中足点および特製ザックの重心点に、直径1.5cmの反射マーカを貼付した。そして、すべての試技について、2台の高速度ビデオ(ナック:HSV400)によって毎秒200フレームにて撮影を行ない、同時に多方向フォースプレート(竹井機器工業:92002型)によって地面反力の3方向成分および作用点を計測した。

得られたビデオ画像データから、画像処理装置(ナック:ID8000)および3次元動作解析ソフトMOVIAS3D(ナック)を利用してDLT法により反射マーカの3次元位置座標を算出した。また、フォースプレートデータはサンプリング周波数1000HzでA/D変換(コンテック:AD12-16RTH)し、

コンピュータ (NEC : 9821Ra300) に格納した。そして、位置座標データとフォースプレートデータを解析用コンピュータ (サンマイクロシステムズ : SPARC station5) に転送し、Winter らの方法によって関節モーメントを算出した (Winter 1990)。

(3) 結果

Fig.2.4 には自由歩行における下肢 3 関節の関節モーメントを示した。横軸は、右足踵着地から次の右足踵着地までの歩行 1 サイクルを 100% に規格化して表した。

股関節モーメントは、プラスが伸展方向マイナスが屈曲方向である。立脚前期には伸展モーメントが発揮され、立脚後期には屈曲のモーメントが発揮されている。立脚前期の伸展モーメントのピーク値 60~80Nm 程度であるが、被検者によっては立脚後期の屈曲モーメントのほうが大きい被検者も認められた。

膝関節モーメントは、プラス側が伸展方向である。立脚前期と後期にそれぞれピークをもつ二峰性の曲線を示している。第一ピークは、着地時に床面から作用する床反力に抗して姿勢を保持するために発揮された伸展モーメントを示している。また、立脚後期の第二ピークは、床面を蹴り出して推進力を得るのための伸展モーメントを示している。これらのピーク間、すなわち立脚中期 (単脚支持期) では僅かな屈曲のモーメントが発揮されている。

足関節の関節モーメントは、着地直後に僅かな背屈方向へのモーメントがみられるが、立脚期の大部分は底屈モーメントが発揮されている。立脚期の 3 分の 2 あたりでピークを迎え、値はおおよそ 130~160Nm 程度である。他の下肢関節と比較しても一番大きなモーメントを発揮しており、歩行の推進力に大きな影響を与えるものと推察される。遊脚にはほとんどモーメントの発

揮はみられない。

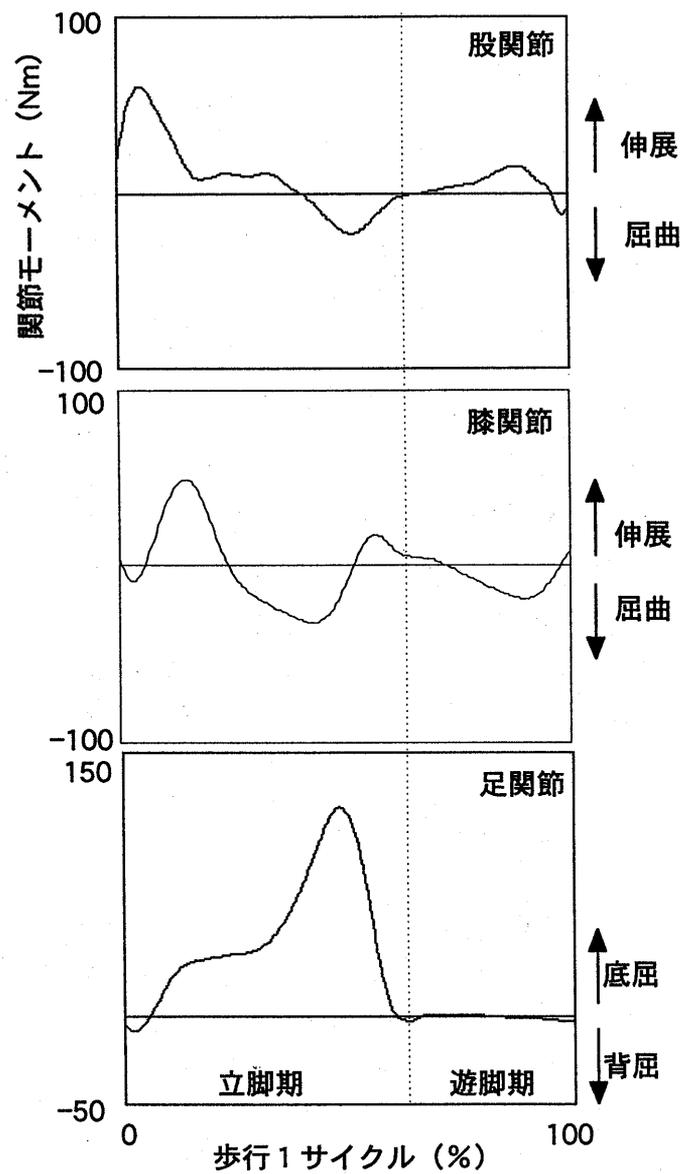


Fig.2.4 自由歩行における下肢3関節の関節モーメント

(4) 考察

Fig2.5 には、Rose らが算出した歩行中の関節モーメントを示した (Rose ら 1994)。複数の被検者のデータの平均が実線で、標準偏差が影で示されて

いる。また、縦軸は関節モーメントを体重と下肢長によって除した値となっている。

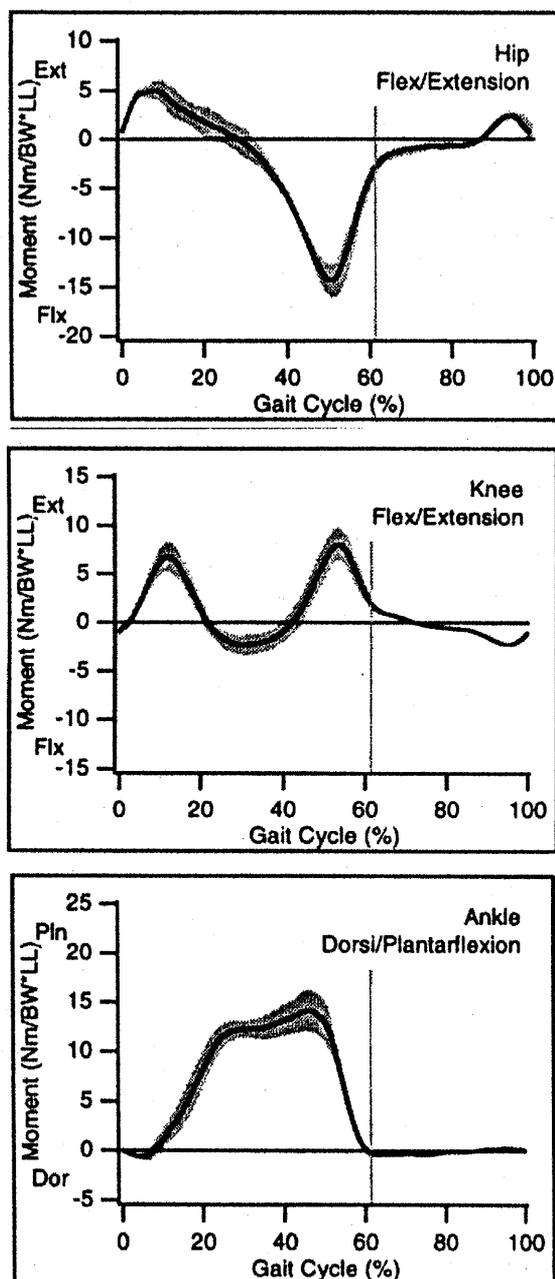


Fig.2.5 歩行1サイクルにおける関節モーメント

(Rose, J ら: Human walking より抜粋)

Rose らによって算出されたモーメントによる波形と本研究によって算出された波形は類似しており、数値もほぼ同程度の値を示した。本節で得られ

た自由歩行における関節モーメントのデータは、多様な条件での歩行や高齢者の歩行動作について検討を加える手がかりとして適切なものと判断された。

第4節 結語

本章では、多様な歩行条件における歩行動作特性を考える際の重要な手がかりとするために自由歩行時の歩行動作を動作学的および動力的に分析した。次章からは、ここで用いた手法や得られた情報をもとに、多様な条件における歩行動作について検討を行なっていく。

第3章 障害物条件における歩行動作特性

第1節 緒言

本章では、歩行中に障害物を越える際の歩行動作特性を明らかにするために、異なる高さの障害物を越える際の身体各部の動きについて、特に以下の3つの観点から生体力学的に分析した。ひとつは、安全に障害物を越えるための最終的な調節対象となる下肢の動きとそれに伴う体幹の動き、2つめは姿勢調整に重大な影響を及ぼすと考えられる股関節外転筋の働き、そして最後に下肢の関節が発揮する力すなわち関節モーメントについてである。

第2節 下肢および体幹部の動作学的分析

(1) 目的

歩行において安全に障害物を越えるためには、障害物の認知からはじまる身体各部の複雑な調整を必要とするが、最終的には下肢および体幹などの身体各部の動きとして表出される。したがって本節では、障害物を越える際の動作分析から歩行中の障害物に対する応答特性を明らかにすることを目的とした。

(2) 方法

健康な男子8名を対象として、実験室内に設置した全長10m幅80cmの歩行路の中央に、厚さ2cm幅80cmの木板を進行方向と直交するように置き、自由な速度でそれを越えさせた。被検者の平均年齢は 24.5 ± 4.2 歳、身長は 171.8 ± 2.9 cmであった。歩行の際、被検者の肩峰点、転子点、脛骨点、外果点、中足点に反射マーカ―を貼付し、それぞれのマーカ―の位置座標を画像分析により求めた。木板の高さは1, 3, 5, 10, 15, 20cmの6条件とし、自由歩行を加えた7条件で歩行を行わせた。同一条件では数回の練習の後、5回連続で歩行を行わせた。また条件の順番は被検者ごとにランダムに設定した。各マーカ―の位置座標から、クリアランス(障害物上部から足部先端までの距離)、体幹動揺角度(歩行1サイクルにおける体幹の角度変化)、歩幅、歩行速度お

よび足部速度を算出した。統計処理は一元配置の分散分析（One-factor ANOVA）を用い、危険率は5%未満とした。

（3）結果

障害物高 15cm における歩行動作のスティックピクチャーを Fig3.1 に示した。

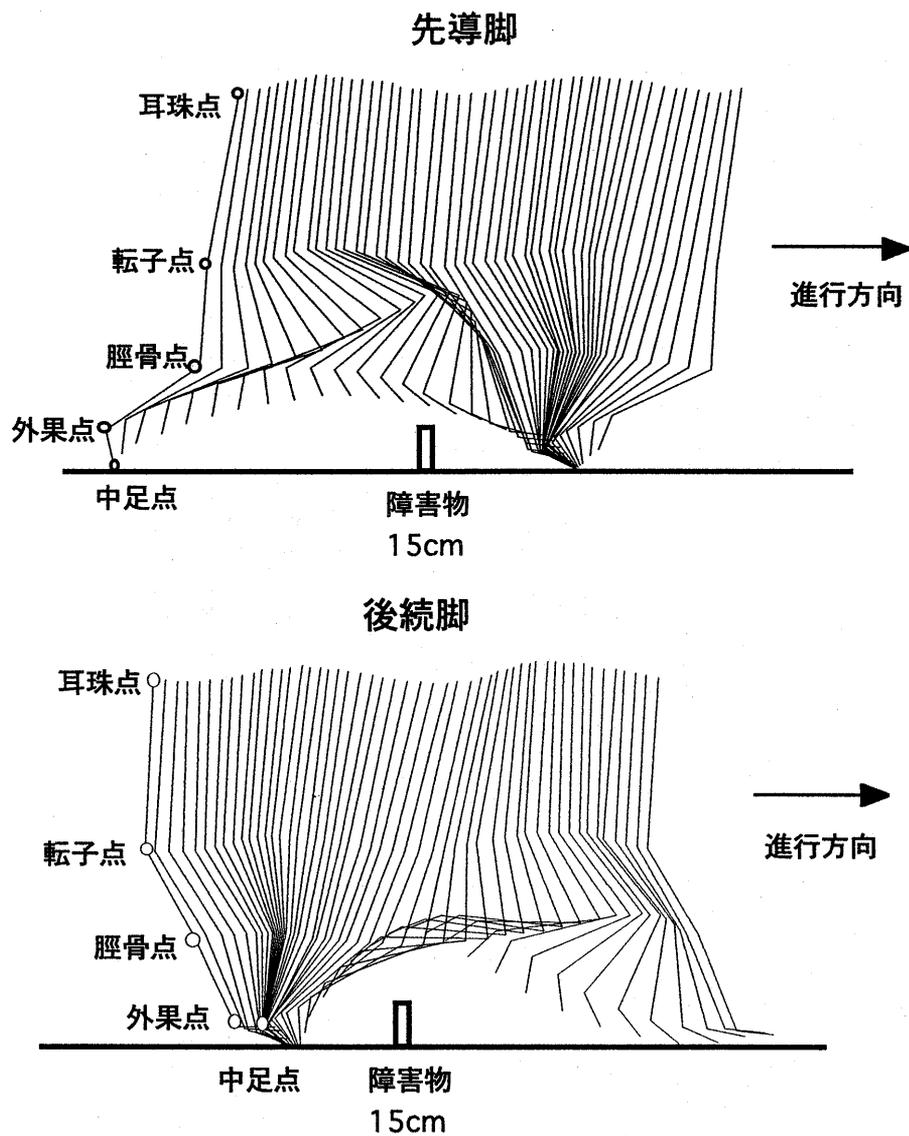


Fig3.1 障害物歩行時のスティックピクチャー

足部先端と障害物上端の距離すなわちクリアランスは、先に障害物を越える方の脚（先導脚：H1）では、自由歩行時は 3.2 ± 1.2 cm、1cm 障害物歩行時は 4.8 ± 1.6 cm、20cm 障害物歩行時は 12.2 ± 4.5 cm の値を示し、障害物が高くなるにしたがって有意に大きくなった (Fig.3.2)。しかし、後に障害物を越える脚（後続脚：H2）では、自由歩行時は 13.6 ± 4.1 cm、1cm 障害物歩行時は 14.8 ± 3.8 cm、20cm 歩行時は 16.3 ± 5.3 cm の値を示し、障害物の高さによらず約 15cm とほぼ一定であった (Fig.3.3)。

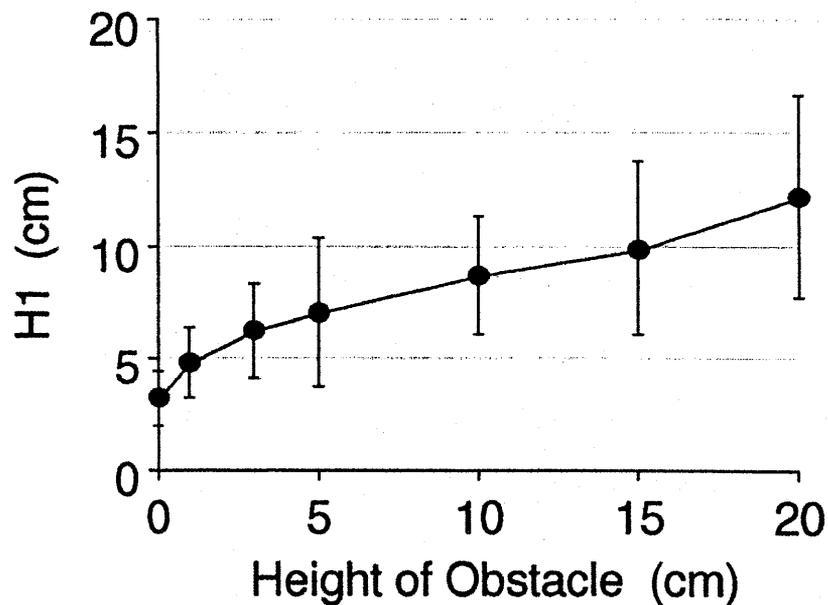


Fig3.2 先導脚のクリアランス
(足部-障害物間距離)

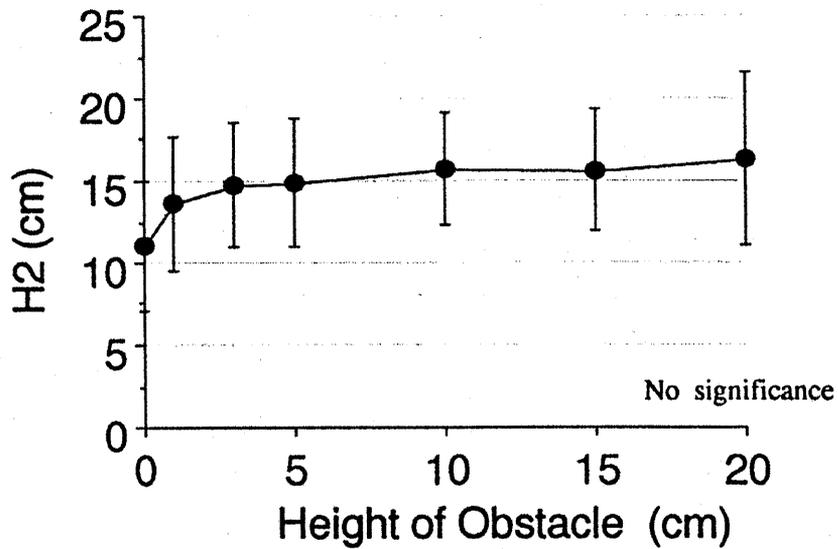


Fig3.3 後続脚のクリアランス
(足部-障害物間距離)

障害物を越える際の体幹の動揺角度は、自由歩行時は 1.7 ± 0.8 度、1cm 障害物歩行は 1.7 ± 1.0 度、20cm 障害物歩行時は 6.5 ± 3.7 度の値を示した。より低い障害物では自由歩行と同様の値を示し、15cm と 20cm の高さでは有意に大きな値であった。また、20cm の高さでは同じ被検者においてもばらつきが大きく動作の再現性が低かった。(Fig.3.4)

障害物を越える際の歩幅（身長比）は、自由歩行時で $39.6 \pm 4.0\%$ 、1cm 障害物歩行時で $39.8 \pm 4.5\%$ 、20cm 障害物歩行で $43.3 \pm 6.1\%$ の値を示した。歩幅は、15cm までは障害物の高さに伴って増大するが、20cm の高さでは減少する傾向にあった。自由歩行と 15cm 障害物、自由歩行と 20cm 障害物、1cm 障害物と 15cm 障害物の間で有意な差が認められた。(Fig.3.5)

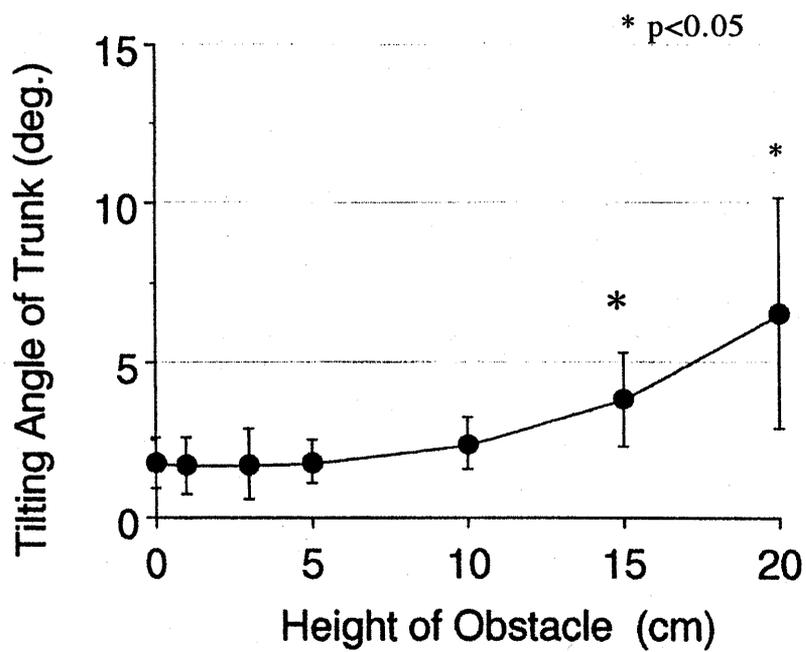


Fig3.4 体幹動揺角度と障害物の高さの関係

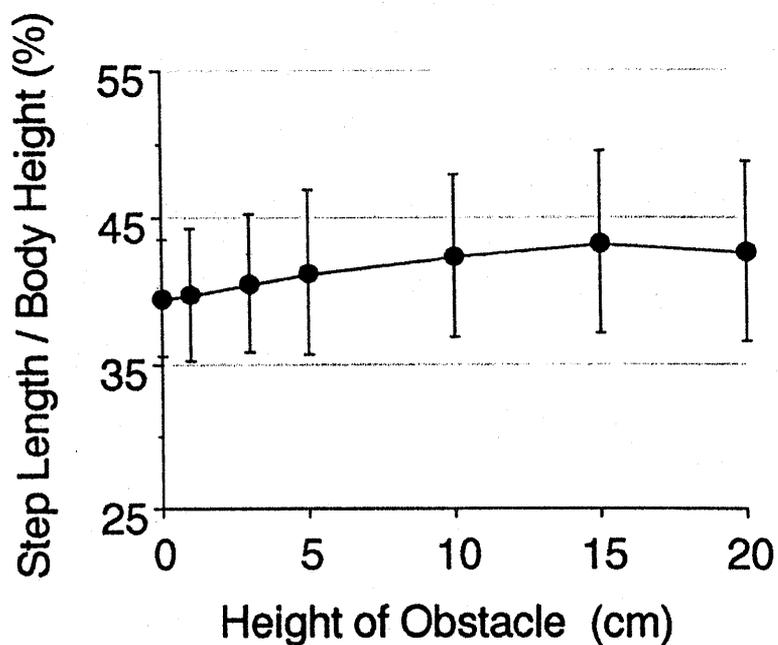


Fig3.5 歩幅と障害物の高さの関係

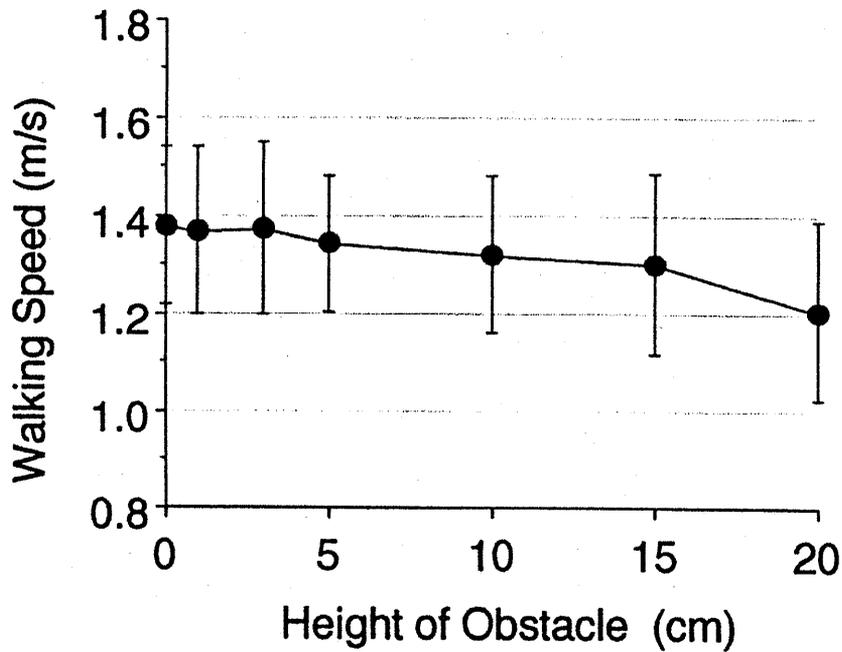


Fig3.6 歩行速度と障害物の高さの関係

歩行速度は、自由歩行では $1.9 \pm 0.2 \text{ m/s}$ ($82.8 \pm 9.6 \text{ m/min}$)、1cm の障害物では $1.4 \pm 0.2 \text{ m/s}$ ($82.2 \pm 9.6 \text{ m/min}$)、20cm の障害物では $1.2 \pm 0.2 \text{ m/s}$ ($72.6 \pm 9.6 \text{ m/min}$)であった。障害物が高くなるほど歩行速度は小さくなった (Fig.3.6) が、3cm と 5cm、15cm と 20cm の間で速度の変化量が増大した。それらの高さでは足部の速度曲線にも変化が認められた (Fig.3.7)。3cm までは速度のピークが遊脚期後半に位置し、5cm から 10cm もしくは 15cm では速度曲線は台形型を示し、15、20cm の高さでは速度のピークが遊脚期前半に出現した。

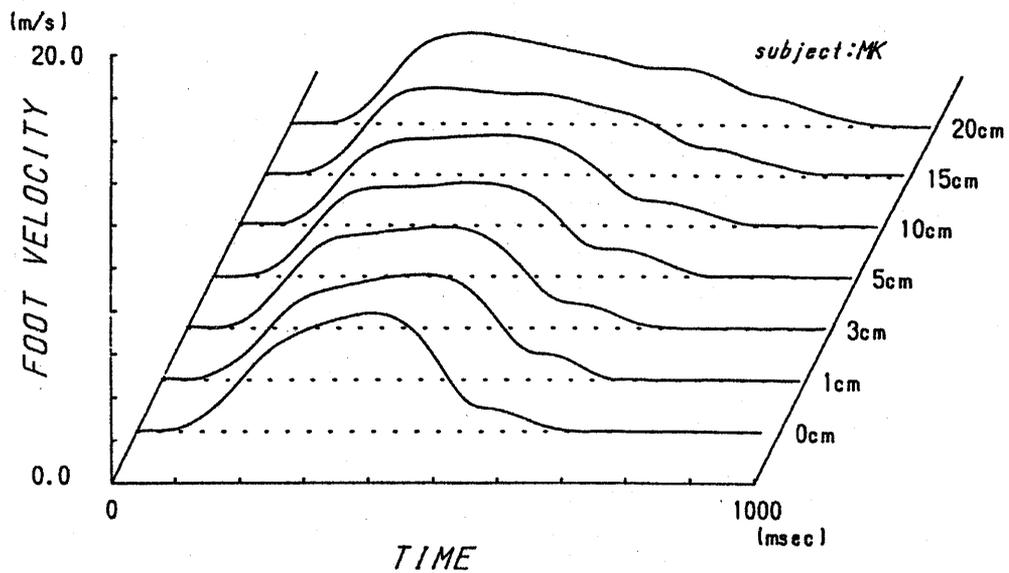


Fig3.7 中足点の速度曲線

(4) 考察

先導脚のクリアランス (H1) は、障害物の高さに対応したものであった。足部を高く持ち上げるほど姿勢の制御が困難と考えられることから、これらの動作特性は障害物と足部との接触の危険性に応じた身体制御が働いた結果であると推察された。

一方、後続脚 (H2) では障害物の高さによらず相対的に大きな値を示した。Chouら (1997) も、51~204mmの高さの障害物で調べた結果、後続脚では14.1~15.1cmの範囲で障害物の高さによらずほぼ一定の値を示したと報告している。これは、視覚情報の有無が両者の違いに影響を及ぼしたと考えられる。すなわち後続脚では動作直前の視覚情報がないために足部の高さ調整が困難となり、障害物が低い場合でも安全確保のために足を高く持ち上げて歩行したと推察された。

また、体幹の動揺角度、歩幅、障害物が15cmを越えるとそれまでの高さ

と比較して値が大きく変化することから、15cm を越えると姿勢調整の複雑さが増すことが推察された。

さらに、歩行速度および足部の移動速度曲線の変化の仕方から、5cm 以下、5～15cm、15cm 以上では越え方の方略が異なり、運動の切り替わりポイントとなる障害物の高さが存在する可能性が示唆された。

第3節 骨盤の動態および股関節外転筋の活動

(1) 目的

歩行中の片脚支持期における骨盤の安定は、遊脚のスムーズな着地と十分な歩幅の確保を可能にする。骨盤を水平に保つのは中殿筋および小殿筋の働きであり、これらの筋はおもに股関節を外転する際に働く。歩行中に障害物を越える場合、片脚支持期は時間的・空間的に延長するため、片脚支持期における股関節外転筋の負担が増大すると同時に、足部の高さ調整に重要な役割を担っていることが推察される。本節では、歩行中に障害物を越える際の支持脚中殿筋に着目し、障害物の高さによってその筋活動がどのように変化するかを検討した。

(2) 方法

健康な男子大学生5名(22.5±2.3歳)を被検者とした。

実験室内に設置した全長10m幅80cmの歩行路の中央に、厚さ2cm幅80cmの木板を進行方向と直交するように置き、被検者にそれを越えさせた。常に同側の脚(右脚)で障害物を越えさせるため、歩き始めの位置だけを規定し、歩行速度や歩調に関する指示は与えず自然に歩行させた。1試技ごとに木板の高さを変え、合計10種類の高さをランダムに3回ずつ行わせた。木板の高さは0cm(ラインテープのみ)と、1,3,5,7,10,15,20,25,30cmとした。

歩行中の後続脚(左脚)の中殿筋の筋放電を表面電極によって導出し(マルチテレメーター、日本光電)、先導脚(右脚)の股関節角度をゴニオメータ(P&G社)により計測した。1試技ごとの筋電図データおよびゴニオメータデータは、1000HzでA/D変換したのち、コンピュータ(サンマイクロシステム社)に保存した。また、歩行の際に直径1cmの反射マーカを被検者の頭頂点、腸稜点(左右)、踵点の4点に貼付し、後方から每秒200コマで高速度ビデオ撮影(HSV400、ナック社)した。

得られたデータより、各試技の筋電図積分値 (iEMG)、股関節最大屈曲角度 (FX)、骨盤の水平線とのなす角度の最大値 (骨盤角度: HA)、頭頂-踵点と鉛直線とのなす角度 (頭頂踵角度: VA) を算出し、それぞれの高さで比較した。統計処理には、STAT VIEW4.5 (ヒューリング社) の相関係数を用い、Fisher の Z 変換によって係数の検定を行った。

(3) 結果

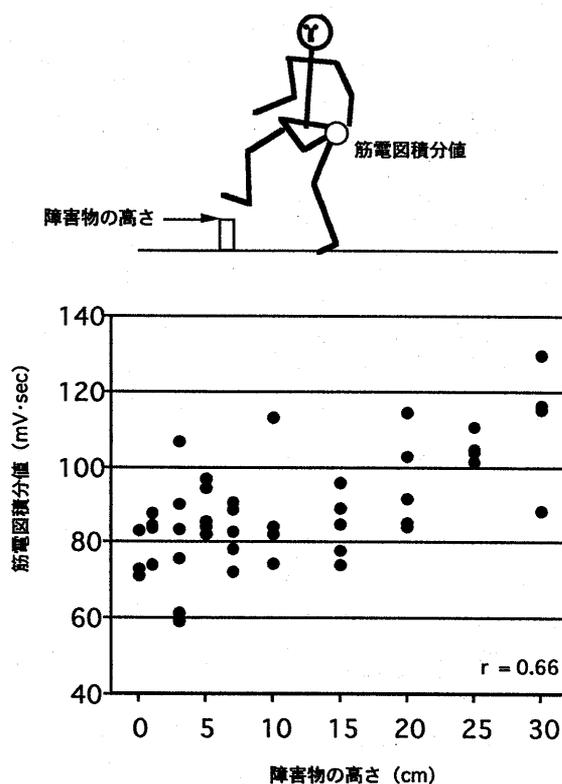


Fig3.8 中殿筋の放電量と障害物の高さの関係

中殿筋の筋電図積分値は障害物の高さと有意な正の相関関係が認められた (Fig.3.8 : $r=0.66$: $p<0.05$)。同様に、中殿筋の筋電図積分値は足部の高さおよび骨盤角度との間で有意な正の相関関係 (Fig. 3.9, $r=0.63$, $p<0.05$; Fig.3.10 , $r=0.51$, $p<0.05$) が認められた。さらに、障害物の高さと骨盤角度との間に、高い正の相関関係が認められた (Fig.3.11, $r=0.89$, $p<0.05$)。

また、骨盤は、障害物の高さが 5cm 以下の場合には支持脚側の腸稜点より

遊脚側の腸稜点の方が下に位置し、5cm を越える場合には遊脚側のほうが上に位置していた。

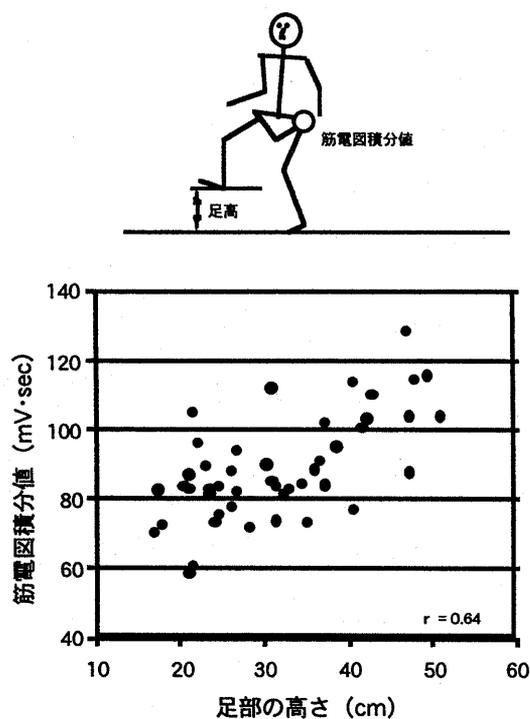


Fig3.9 中殿筋の放電量と足部の高さの関係

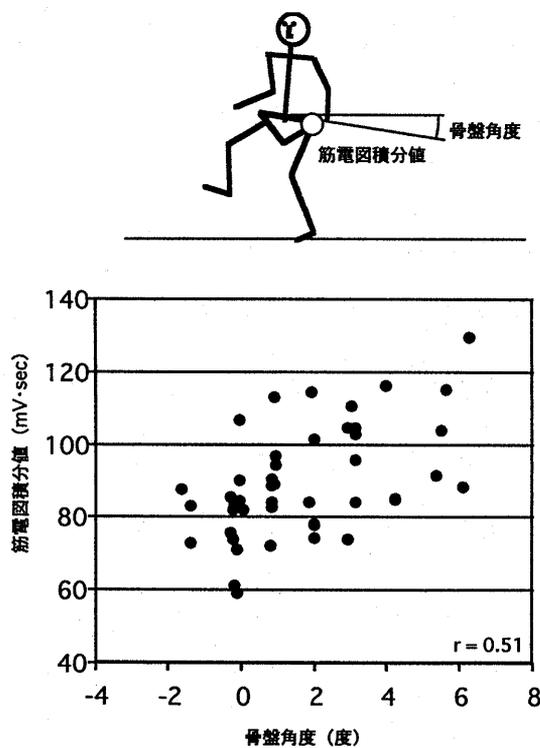


Fig3.10 中殿筋の放電量と骨盤水平角度の関係

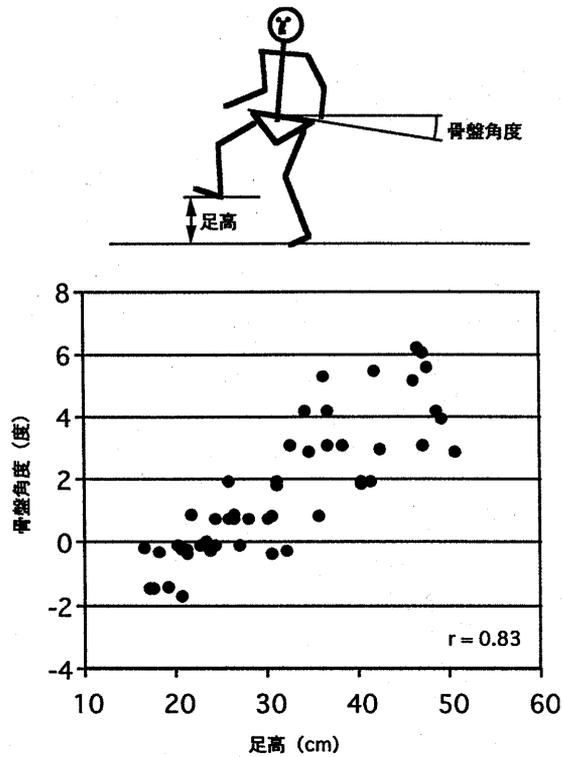


Fig.3.11 骨盤の水平角度と足高の関係

(4) 考察

歩行中の障害物の高さが高くなるほど、股関節外転筋である中殿筋の筋電図積分値は増大した。また、骨盤の位置も障害物の高さに伴って変化がみられた。これらのことから、歩行中に安全に障害物を越えるためには、支持脚の中殿筋によって骨盤の水平位置が調整され、その骨盤の水平位置が足部の高さ調整に重要な役割を担っていることが考えられた。また、障害物の高さが 5cm 以下の場合には骨盤の支持脚側が下がり、5cm を越える高さの場合には骨盤の遊脚側が上がっていることから、5cm の高さを境として障害物の越え方の方略（ストラテジー）が変化する可能性が考えられた。

第4節 関節モーメントによる動力的分析

(1) 目的

近年の歩行分析では、関節運動の際に発揮される関節モーメントを逆動力的な手法によって計算する手法が用いられるようになった。逆動力的な手法とは、身体の運動変位・速度・加速度を与え、その運動を生じさせるのに必要な関節モーメントを計算する方法であり（長谷ら 1999）、3次元動作分析装置などの測定機器の発達とともに様々な分野で導入されている。関節モーメントは、筋の活動が直接反映したものと考えられる。これまで筋活動の分析には筋電位計測が行われてきたが、筋電位計測では定量的な解析が困難であり、現時点では関節モーメントを計算することは筋活動を定量的に推定する唯一の方法であるともいわれている（臨床歩行分析研究会 1997）。また、関節モーメントは歩行中の姿勢や地面反力の大きさを決定する重大な要因でもある。

そこで本節では、剛体リンクモデルを用いて下肢の関節モーメントを算出し、障害物を越える際の関節モーメントと障害物の高さの関係について動力的に検討を行なった。

(2) 方法

健康な男子大学生 5 名 (22.5 ± 2.3 歳) を被検者とし、直径 1cm の反射マーカを身体計測点に貼付したうえで実験室内に設置した歩行路を歩かせ、中央に置いた木板（高さ 3,5,10,15,20cm）を越えさせた。試技はそれぞれの高さで 3 回の練習の後に 5 回ずつ行なわせた。その際の歩行動作を側方から 2 台のカメラで每秒 200 コマで高速度撮影し、着地中の地面反力を歩行路に埋設したフォースプレートで測定した。得られた 3 次元画像データおよび地面反力データから剛体リンクセグメントモデルを利用して矢状面と前額面における下肢の 3 つの関節のモーメントを算出した。身体部分の慣性特性は阿江（1996）の係数を用いた。

(3) 結果

Fig.3.12 に歩行 1 サイクルにおける屈曲・伸展方向の関節モーメントの典型例を示した。

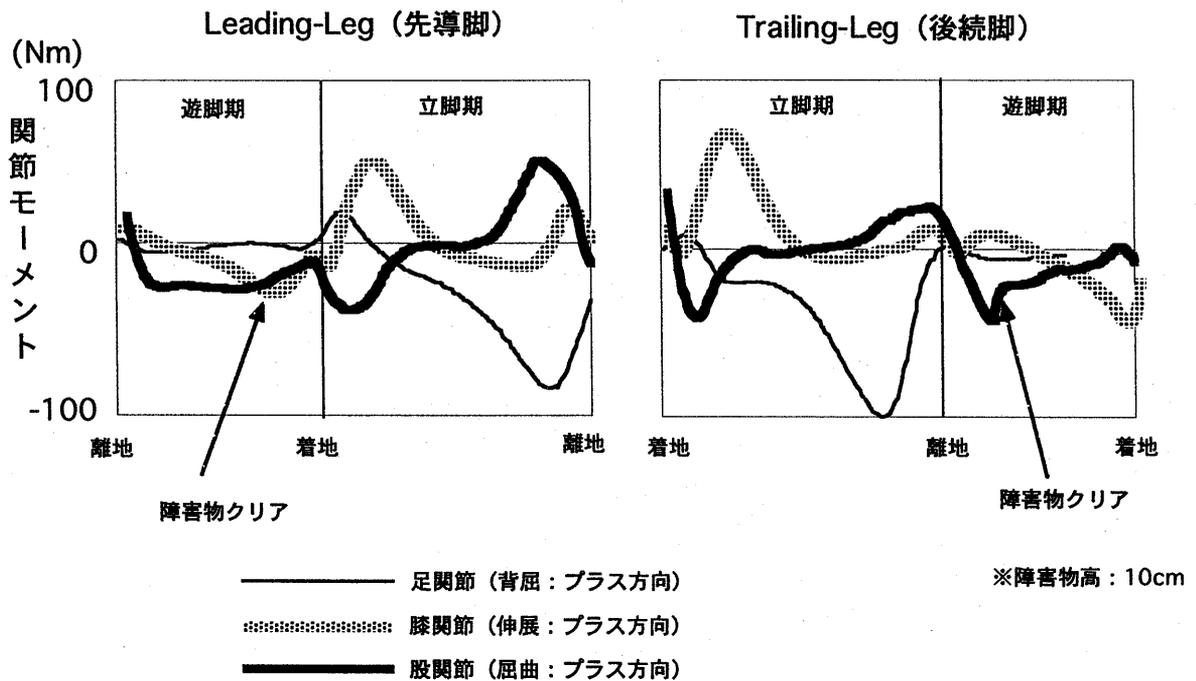


Fig3.12 歩行1 サイクルにおける下肢の伸展-屈曲方向の関節モーメント

立脚後期にみられる股関節の屈曲モーメントのピークは、先導脚のほうが大きく後続脚の 1.5~2 倍の値を示した (Fig.3.13)。先導脚では障害物の高さによる有意な違いは認められなかったが、後続脚では障害物の高さが高くなると屈曲モーメントは有意に小さくなった。また、立脚期前期の股関節伸展モーメントのピークには先導脚と後続脚の差は認められず、障害物の高さによる有意な違いも認められなかった。

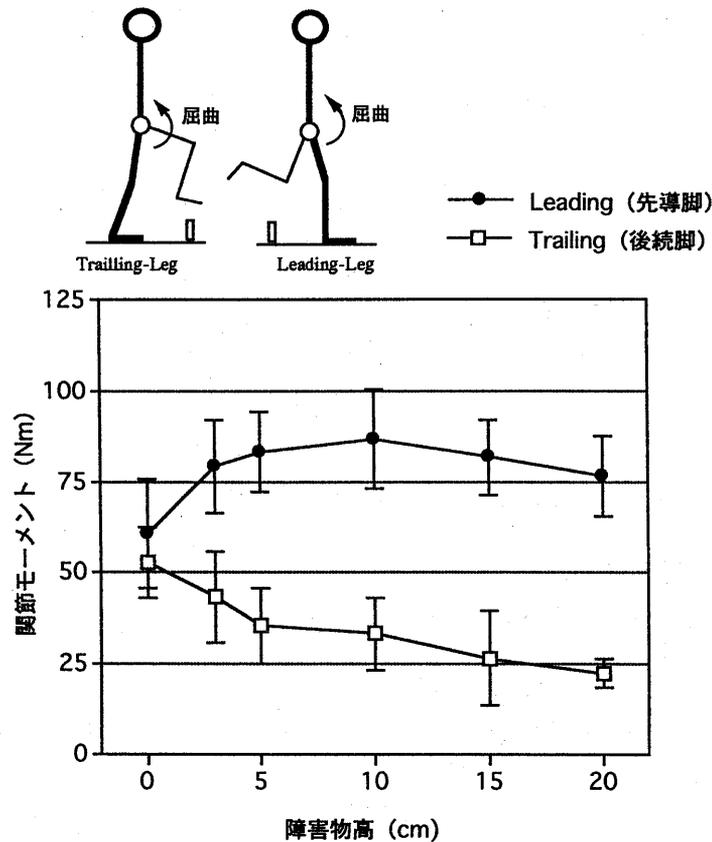


Fig3.13 障害物の高さと同脚後期における股関節屈曲モーメントの関係

立脚前期にみられる膝関節の伸展モーメントのピークは、後続脚で 110～130Nm と通常歩行よりやや大きな値を示し、先導脚では 70～110Nm と通常歩行よりも小さな値を示した (Fig.3.14)。また、後続脚では高さによる変化がみられなかったものの、先導脚では障害物が高くなるほど伸展モーメントは有意に小さくなった。

立脚期後半の蹴り出し期にみられる足関節伸展モーメントのピークは、後続脚で 150～160Nm を示し、先導脚で通常歩行と同じ 120～135Nm を示した。後続脚のほうが大きなモーメントを発揮していたが、障害物の高さによる有意な変化は認められなかった。

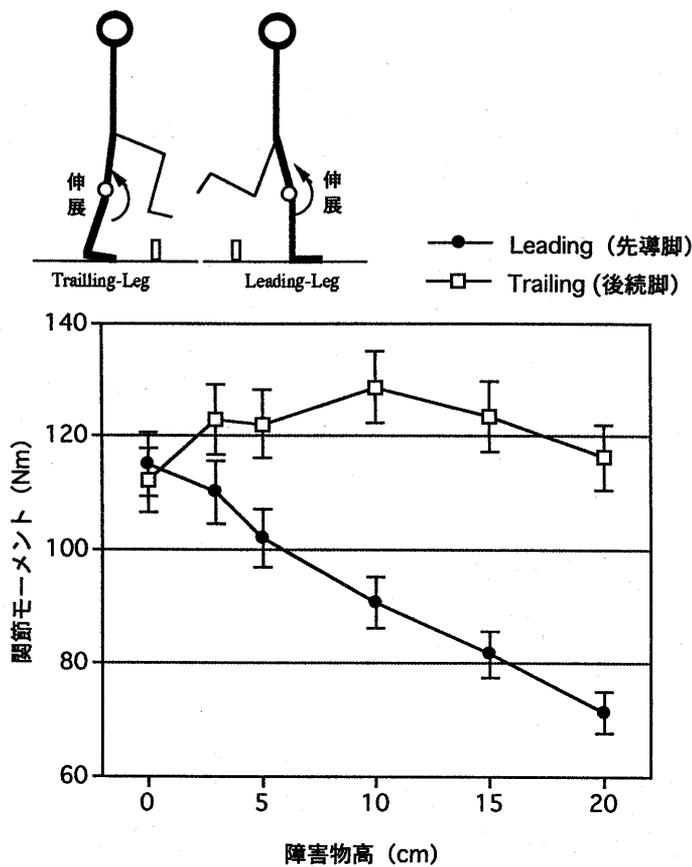


Fig3.14 障害物の高さ と立脚前期における膝関節伸展モーメントの関係

歩行 1 サイクルにおける股関節の外転-内転方向の関節モーメントの変化を Fig.3.15 に示した。外転モーメントは立脚前期と後期にそれぞれピークをもった 2 峰性の曲線を示した。外転モーメントのピークは、後続脚で 170~210Nm と大きく、先導脚では通常歩行とほぼ同じ 80~110Nm の値を示した (Fig.3.15)。そして、その値は先導脚と後続脚ともに、障害物の高さの違いによる有意な変化は認められなかった。

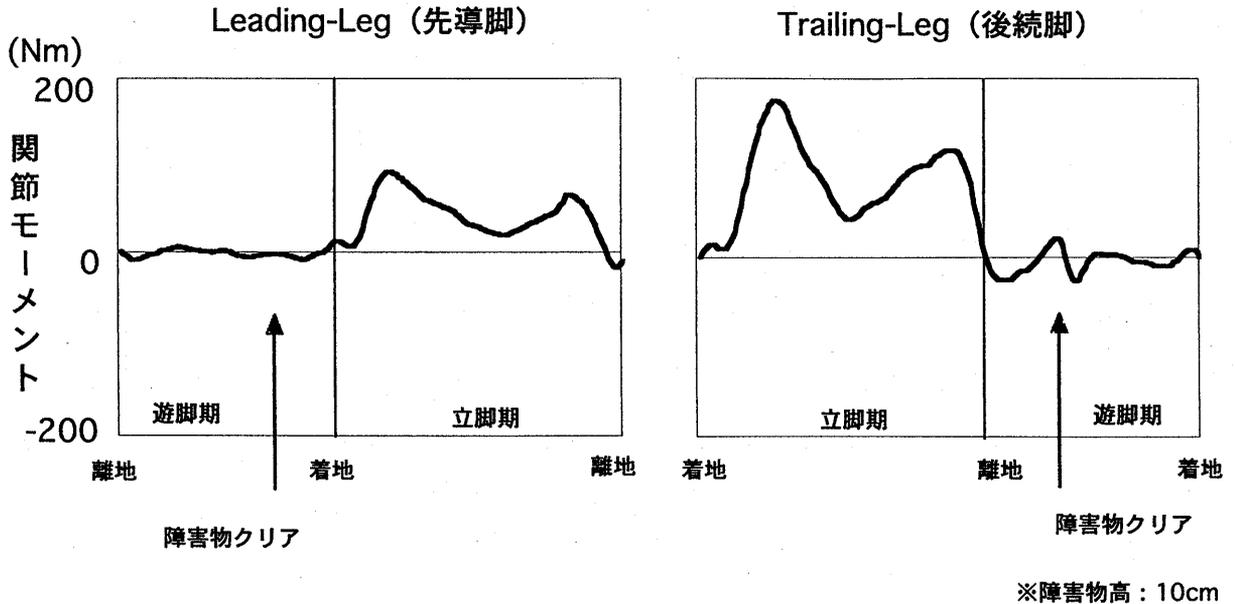


Fig3.15 歩行1サイクルにおける股関節外転-内転方向の関節モーメント

(3) 考察

立脚期後期にみられる股関節屈曲モーメントのピーク値は先導脚のほうが大きく後続脚の1.5~2倍の値を示した (Fig.3.13)。障害物を越える際、先導脚が立脚期で後続脚が遊脚期である場合 (先導脚が障害物を越えた後)、足部を後ろ方向へ持ち上げるために後続脚の股関節を伸展する必要がある。このときの股関節の伸展動作を無理なく行ない、なおかつ全身のバランスを確保するためには、体幹部を前傾させる必要がある。したがって、先導脚股関節での大きな屈曲モーメント発揮は体幹部の前傾動作と密接な関係にあると考察された。

自由歩行の立脚時における股関節外転モーメントは、骨盤の水平安定を確保する目的で発揮される (カパンティ 1987)。股関節外転モーメントは後続脚で大きな値を示した。このことは、障害物歩行時に骨盤を安定させるためには後続脚のほうが先導脚よりも大きな力 (モーメント) を必要とすることを示唆している。さらに、これらの結果は先導脚と後続脚では足部の高さ調整の仕方が異なることにも起因すると推察された。

また、前節では支持脚の股関節外転筋である中殿筋の筋放電量は障害物の高さ調整に関与するという結果であった。しかしながら股関節の外転モーメントの大きさは障害物の高さにかかわらず一定の値であった。これは、この場合の外転筋の収縮様式が等尺性収縮であったことを示している。本研究で用いた関節モーメント算出方法では、拮抗する筋群が同じ力（モーメント）を発揮した場合にはそれをゼロとして算出する。そのために筋の活動電位には障害物の高さに差が認められたにもかかわらず、関節モーメントにはそれが反映されなかったものと考えられる。

第5節 結 語

障害物条件の歩行動作特性として以下のことが明らかになった。

- 1) 先に障害物を越える脚（先導脚）のクリアランス（障害物と足部の間の距離）は、障害物が高くなるにしたがって大きな値を示した。
- 2) 後から障害物を越える脚（後続脚）は、障害物高にかかわらず大きな値を示した。
- 3) 歩行速度、歩幅、足部の速度曲線から、5cm 以下の高さ、5～15cm の高さ、15cm を越える高さでは、それぞれ越え方の方略（ストラテジー）が異なることが示唆された。
- 4) 股関節外転筋である中殿筋は、骨盤の水平位置を保つ機能に加えて、障害物を越える際の足部の高さ調整にも重要な役割を担っていることが筋電図分析から明らかになった。
- 5) 後から障害物を越える脚（後続脚）は股関節の外転方向モーメントと膝関節の伸展モーメントが大きく、先に越える脚（先導脚）は股関節の屈曲モーメントが大きくなった。
- 6) 股関節外転モーメントは、足部の高さに関係なくほぼ一定の値を示した。一方、股関節外転筋の筋活動（筋放電量）は足部の高さに比例して大きくなった。この結果は、外転筋の筋活動がアイソメトリックな活動であり、そのため関節モーメントには反映されなかったためと推察された。

第4章 路面の滑りおよび

硬さが着地衝撃に及ぼす影響

第1節 緒言

身体を移動させるためには、身体で発生させた力を推進力として外部へ伝える必要がある。このときの足底部と路面や床面との接触は決して避けることのできない現象である。路面や床面の状況によっては、身体で発生させた力を十分に伝達できる場合もあれば、できない場合もある。また、そればかりか身体に悪い影響を及ぼす場合もある。したがって、路面および床面と歩行運動をはじめとする身体運動との関係を十分に把握し、それらの関係を指導プログラムに反映させる必要がある。

身体運動に影響を及ぼす路面の物理特性には、滑りと硬さが考えられる。本章では、これらの物理特性が身体に及ぼす影響について、着地の際の衝撃加速度と筋活動の指標となる筋電図を用いて分析を行なった。

第2節 路面の滑りと着地時の衝撃

(1) 目的

着地時の衝撃は運動中の外傷や障害の大きな原因と考えられ、体育館やグラウンドあるいはシューズの設計において考慮すべき要因のひとつである（小野1971）。あらゆる運動場面において、ある程度の滑りが着地の際の衝撃を吸収することは経験的によく知られている事実である。しかしながら、定量的に床面の滑りと運動中の着地衝撃の大きさについて分析を行なった研究は少ない。とくに、運動強度の小さな種目における着地衝撃と滑りの関係を調べた報告は見あたらない。

そこで、本節では床面の滑りが運動中の着地衝撃にいかなる影響を及ぼすかを定量的に調べることを目的とした。

(2) 方法

運動の種類や強度によって身体への影響は当然異なるが、本研究では特に

歩行運動指導にバリエーションを持たせることを念頭において、歩行運動より多少運動強度が高いと考えられるその場駆け足を対象動作とした。

健常な女性 6 名を被検者とし、床面とシューズの滑りを 3 段階にコントロールして、その場駆け足を行なわせた。被検者の年齢は 24.0 ± 1.7 歳、身長は 160.3 ± 4.9 cm、体重は 50.3 ± 6.0 kg であった。その場駆け足は毎分 138 拍のリズムに合わせて行なわせた。滑りは、靴底に材質の異なる布を貼り付けることで以下の 3 つの滑り環境をつくった。すべての環境において対象とする動作を行なうことは可能であった。フロアの剛性は、 209.2 kg/cm であった。

滑り環境 A ~ フロアと靴底の静止摩擦係数 1.1 (ほとんど滑らない)

滑り環境 B ~ フロアと靴底の静止摩擦係数 0.60

滑り環境 C ~ フロアと靴底の静止摩擦係数 0.48 (よく滑る)

被検者の外果上部には加速度計 (エミック社製) を 2 個 (下肢の長軸方向とそれに直行する前後方向) とりつけ、着地の際の衝撃加速度を測定した。加速度計装着の際は、加速度計を下肢にしっかりと固定するために、テーピングテープ、両面テープ、熱可塑プレート、加速度計、テーピングテープの順に取り付けた。そして、表面筋電図法によって前脛骨筋、腓腹筋、大腿直筋、大腿二頭筋の筋放電を導出し、多方向フォースプレートによって着地時の床反力を測定した。動作の撮影には、高速度カメラ (毎秒 200 コマ) を用いた。

加速度データ、力データおよび筋電図データは、すべて 1000Hz で A/D 変換の後、コンピュータに取り込んだ。画像データからは、肩峰点、転子点、脛骨点、外果点、中足点、足先点の座標を読み取り、それらを他のデータと同期させた。なお、データの補間やフィルタリングには 5 次のスプライン関数を用いた。

また、滑りの違いによる比較を行なうに際して、転子点の位置を基準とし

て空中での最大高さが平均±1SD の範囲外にあるステップは除外した。これによって同じ高さからの着地動作で滑りによる違いを分析した。

(2) 結果

1ステップのデータを Fig.4.1 に示した。

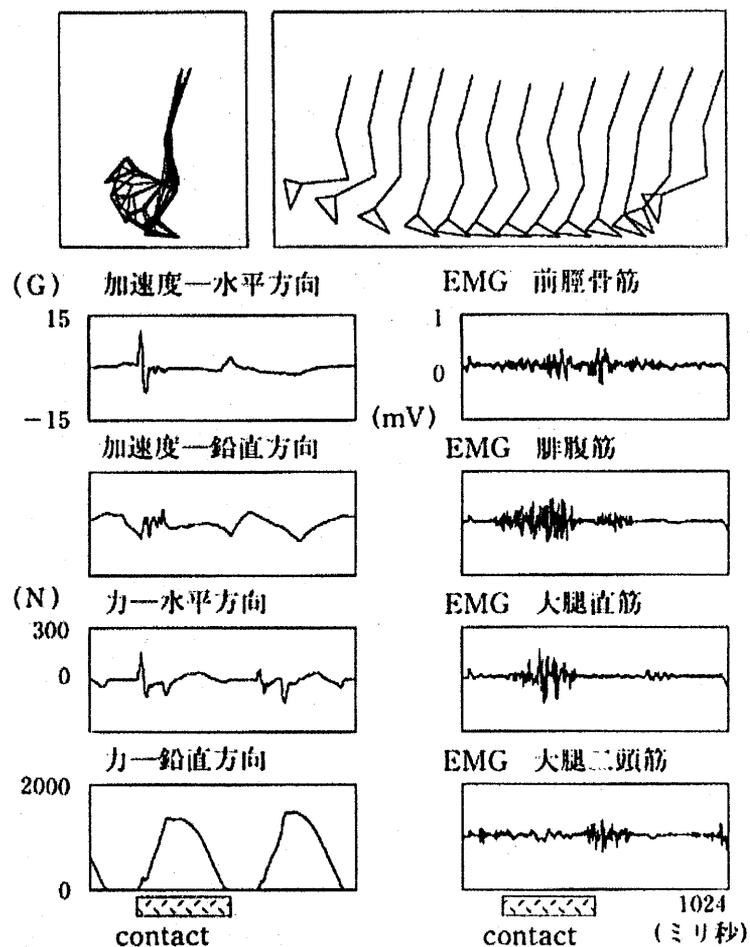


Fig.4.1 1ステップの加速度波形、力波形、筋電図波形、スティックピクチャー

着地の際の衝撃加速度は、下肢の長軸に直交する前後方向（以下は水平方向）のピーク値が 10~15G、周波数 30Hz 程度であった。下肢の長軸方向では、周波数は同じく 30Hz でピークは 3~5Gであった。これらのピークを含む波形は、着地後 100msec の間に出現した。床反力のピークは、体重の 2~

2.5 倍を示しており、歩行よりはむしろジョギングと同じ程度の力が床面から作用していた。下肢筋の放電パターンは、腓腹筋と大腿直筋が着地直後から身体が沈み込むまでのあいだに大きな放電を示した。腓腹筋は着地前にも放電がみられた。大腿二頭筋は離地後の身体上昇期に微弱な放電がみられ、前脛骨筋は全体的に継続的に微弱な放電がみられた。

滑り環境別に比較すると、下肢の長軸方向に直行する前後方向の衝撃加速度は、滑り環境 A では $10.1 \pm 1.3G$ 、滑り環境 B では $5.9 \pm 1.3G$ 、滑り環境 C では $5.2 \pm 0.3G$ であった (Fig.4.2)。すべり環境 A と B、A と C のあいだには有意差が認められた。この結果は、滑りやすい環境ほど着地の衝撃が小さくなることを示唆している。下肢の負担を示す指標となる下肢 4 筋の筋放電については、それぞれの筋電図積分値を加算し総放電量を算出して滑り環境で比較した。その結果、Fig.4.3 に示すように、滑り環境 B で最小となり、A と B、B と C の間に有意な差が認められた。

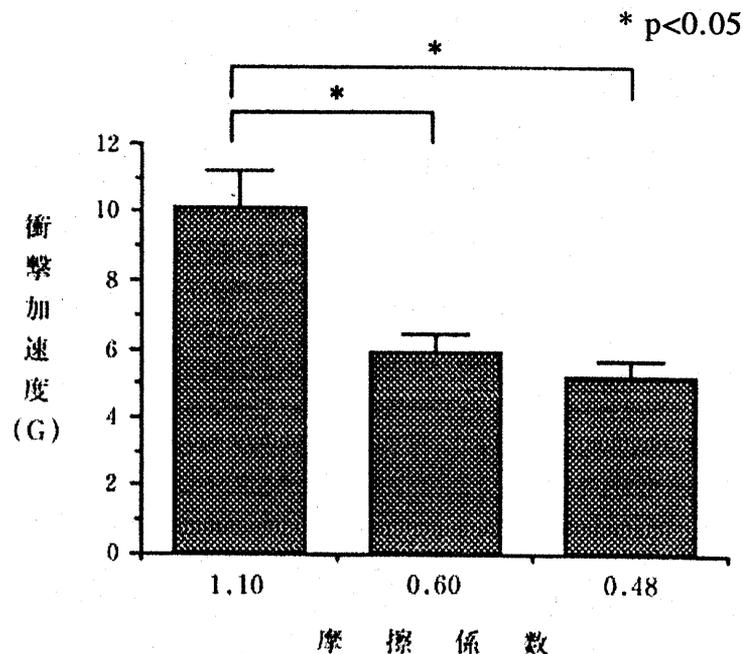


Fig.4.2 床面の滑りと下肢へ加わる衝撃加速度のピーク値

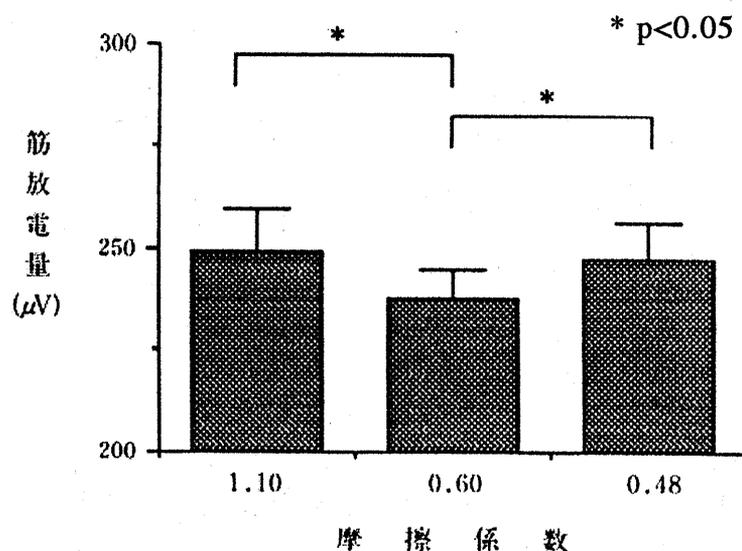


Fig.4.3 床面の滑りと下肢の筋放電量

(3) 考察

滑らない環境では着地の際の衝撃加速度は大きく (Fig.4.2)、筋放電量も多くなった (Fig. 4.3)。衝撃が大きくなればそれだけ衝撃を緩和する動作が必要となり、その結果として筋の放電量が増えるものと考察された。一方、よく滑る環境においては、着地の衝撃は小さいものの筋放電量は大きくなった (Fig. 4.3)。これは滑る場合には身体のバランスを確保する必要があり、それだけ余分に下肢の筋が活動するためと推察された。

歩行の際、身体のバランスを確保するために必要最低限の滑り係数がどの程度であるかについては明らかではないし、それらは歩行の条件によっても違ってくるのですべてを解明することは困難であろう。したがって、歩行時の最適な滑り環境を求めるには解決すべき課題が多く残されている。しかしながら、今回の実験より、低強度の簡単な運動種目においても、滑りにくい環境と滑りやすい環境ではどちらとも筋放電が大きくなり、その間に筋放電が小さくなる最適な滑り環境が存在することが明らかになった。

第3節 路面の硬さと着地時の衝撃

(1) 目的

本節では、路面の硬さが身体へ及ぼす影響について検討するために、異なる弾性の床面において運動時の着地衝撃がどのように変化するかを明らかにすることを目的とした。

(2) 方法

－実験1－

床面の硬さを静止弾性係数 209.2kg/cm と 82.1kg/cm の2種類に設定し、対象動作、被験者、実験の構成などすべて第2節と同じ方法で実験を行なった。通常の体育館は $200\sim 250\text{kg/cm}$ である（小野 1971）ので、今回の2条件は通常のフロアとそれより2.5倍弾性の大きいフロアとの比較となった。

－実験2－

屋外において実際に歩行運動が行われる場所を想定し、芝、ゴム製舗装材、コンクリートの3つのサーフェスにおいて飛び降り実験を行なった。50cm および 1mの高さからそれぞれのサーフェスに飛び降り、その際の足関節部および膝関節部に取り付けた加速度計によって衝撃加速度を測定した。被検者は健康な男子学生4名を用いた。被検者の平均年齢は、 23.5 ± 0.8 歳、平均身長は $166.8\pm 3.9\text{cm}$ 、平均体重は $58.5\pm 6.9\text{kg}$ であった。

(3) 結果

Fig.4.4 には、2種類のフロア上での衝撃加速度の結果を示した。すべての摩擦係数において弾性係数 209.2kg/cm の硬いフロアのほうが1~2G程度大きな値であった。

Fig.4.5 は、50cm 高および 1m高から各サーフェスに飛び降りたときの足関節部衝撃加速度 (G) を示している。この図から、どちらの高さとも、芝、ゴム製舗装材、コンクリートの順に着地衝撃が大きいのがわかる。特に 1m高

からコンクリートに飛び降りる試技ではすべての被検者が 100G を越える衝撃であった。

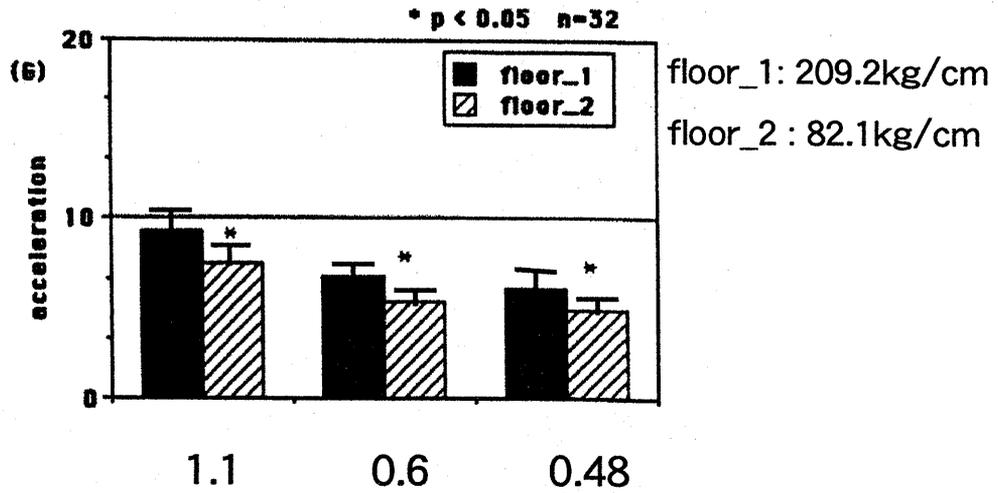


Fig.4.4 床面の弾性と衝撃加速度

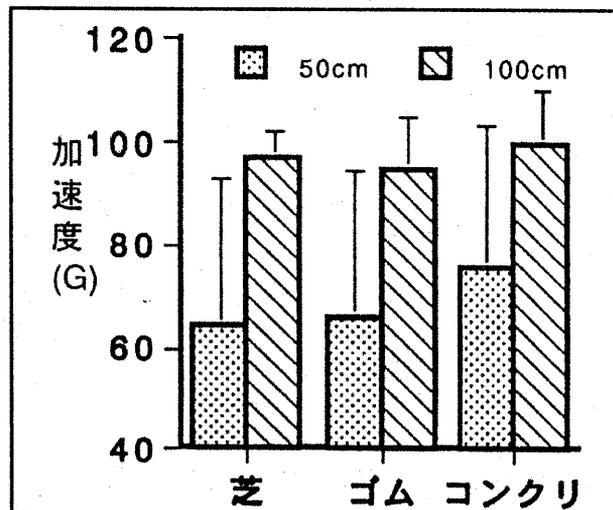


Fig.4.5 各種サーフェスにおける衝撃加速度 (足関節部)

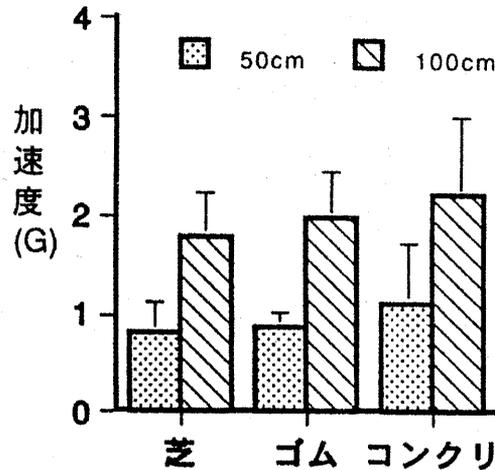


Fig.4.6 各種サーフェスにおける衝撃加速度（膝関節部）

Fig.4.6 は、50cm 高および 1m高から各サーフェイスに飛び降りたときの膝関節部の衝撃加速度（G）を示している。芝、ゴム性舗装材、コンクリートの順に着地衝撃が大きく、最小は芝への 50cm 高からの飛び降りて 0.8G、最大はコンクリート 1m高の 2.2G であった。

（4）考察

その場駆け足のような小さい強度の運動においても、弾性の大きいフロアでは通常のフロアより 1.0~1.2G 程度、着地の衝撃が有意に小さくなった (Fig.4.4)。この結果は、歩行運動指導の際に、路面や床面の弾性にも十分な注意が必要であることを示唆している。

ASTM（アメリカ材料試験協会）では、遊具下の衝撃緩和材について脳に影響を及ぼさない衝撃の基準を金属製頭部モデルで 200G に設定している。本研究ではこの数値の 1/2 を越えたことから落下時の衝撃緩和の必要性が示唆された。

また、Fig.4.5 および Fig.4.6 の結果から、足関節部と膝関節部では加速度衝撃を 1/50 程度にまで緩和していることがわかる。走行・歩行時の胸部衝撃

が頭部に伝達される割合は 0.3~0.4 程度であり、日常生活で 0.3G を越える加速度が頭部に加わると非常な不快感をおぼえると報告されている（富永 1990）。本実験の結果から頭部の衝撃加速度が 0.3G を越えないのは、50cm 高の芝とゴム舗装材だけであった。これらのことから、飛び降りる運動を安全に実施することや落下事故を防ぐために路面（床面）の硬さを十分に把握することが重要であると考えられた。

第4節 結語

路面や床面の滑りおよび硬さが身体に及ぼす影響について検討を行なった結果、以下のことが明らかとなった。

- 1) 滑らない環境では着地衝撃が大きくなり、それを緩和する必要から下肢の筋活動が増大した。
- 2) 滑る環境では着地衝撃は小さくなったが、身体のバランスを確保する必要から筋活動が増大した。
- 3) 1) ~ 2) より、低強度の簡単な運動種目において、滑りにくい環境と滑りやすい環境ではどちらとも下肢の筋放電が大きくなり、その間に筋放電が小さくなる最適な滑り環境が存在することが明らかになった。
- 4) その場跳びのような軽度の運動であっても、フロアの弾性によって着地の際の衝撃が異なることが定量的に明らかになった。
- 5) 屋外の各種サーフェイスによって着地衝撃は異なり、コンクリートでは50cmの高さからの飛び降りて不快と感じる衝撃が頭部に伝わるということが明らかとなった。

第5章 荷重条件における歩行動作特性

第1節 緒言

小野寺ら(1992a、1996)は、中高齢者が登山活動における生体負荷を自らが把握して安全に登山を行なえるように、主観的運動強度(RPE)と心拍数や酸素摂取量との関係を検討するなかで、同一被検者であっても荷物の梱包の仕方によって RPE が異なることを報告している。古くからザックへの梱包は軽いものを下に、重いものを上という経験則が習慣化している(梅田ら 1983、塚本ら 1992)。このことはザックの重心位置が高い時に歩行に有利であることを示唆している。

荷物を背負っての歩行では、荷物の重力とそれによって生じる力のモーメントが身体に付加的に作用する。これらモーメントの大きさは荷物の重さに左右されるが、同一の重さであっても荷物の重心位置の違いによって変化する。そして、これらの付加的な力の作用は歩行中の姿勢や地面反力に多大なる影響を及ぼしている(宮川ら 1997)。しかしながら、荷物の重量によるモーメントがどの程度身体に作用し、それらが荷物の重心位置によってどのように変化するのか、さらには歩行中の姿勢制御や筋活動にどのような影響を及ぼしているのかを明らかにした研究はみあたらない。

そこで本章では、重心位置の異なる3種類の荷物を背負っての歩行動作を生体力学的に分析し、荷物によって発生する転子点まわりのモーメントが歩行中の下肢および体幹の関節モーメントにどのような影響を及ぼすかを明らかにすることを目的とした。

第2節 背荷物によって発生する力のモーメント

(1) 目的

本節では、力学モデルを利用して荷物を背負って歩く際に転子点まわりに発生する力のモーメントを算出し、その大きさが荷物の重心位置によってどのように変化するかを明らかにすることを目的とした。

(2) 方法

健常な成人男性6名を被検者とした。被検者の平均年齢は 24.5 ± 6.2 歳、体重は 64.1 ± 6.3 kg、身長は 171.1 ± 7.0 cmであった。

重心位置を上下に変化させることのできるザックを試作した(エアボーン社製の背負子にアングル材を固定し、任意に荷物位置が調整できるようにした)。荷物は概ね体重当たり20%のダンベルを使用し、荷物を含むザック全体の重心位置は、耳珠点(HP)、腸稜点(LP)、およびその中間点(MP)の3つの位置条件に設定した。それぞれのザックの重心位置は、身長比で $88.2 \pm 0.7\%$ 、 $72.2 \pm 1.2\%$ 、 $55.3 \pm 2.5\%$ であった。Table5.1にはザックの重心位置に関する値を示した。

実験の構成をFig.5.1に示した。被検者の肩峰点、転子点、脛骨点、外果点、中足点および特製ザックの重心点に、直径1.5cmの反射マーカを貼付した。そして、自由歩行を5試技行なった後、同一位置条件で5試技ずつ、条件間で休憩をはさみながら合計で20試技を連続で行なわせた[(自由歩行+HP条件+MP条件+LP条件)×5試技]。条件の順番は被検者ごとにランダムに行い、測定前には数回の練習を行なわせた。歩行の際は手で肩ベルトを持つように指示し、歩幅および歩調を規定することなく実験室内に設置した歩行路(長さ10m、幅80cm)を自然に歩行させた。

Table.5.1 被検者の特徴と背負った荷物の重心位置（身長比）

Subj.	Weight of backpack		Position of C.G. of backpack (%BH)			Position of C.G. of body with backpack (%BH)			
	(kg)	(%BW)	High	Middle	Low	standard	High	Middle	Low
M.I	15.0	21.1	88.6	72.2	55.1	56.2	62.3	59.8	57.0
T.M	15.0	21.5	88.1	72.0	55.7	56.6	63.0	60.2	57.2
G.H	12.5	20.3	88.4	73.7	54.9	55.4	62.7	59.5	56.5
T.H	12.5	19.8	88.4	71.1	53.7	56.0	62.4	59.2	55.9
H.Y	12.5	19.2	86.8	70.7	52.6	57.2	62.9	60.1	56.7
S.O	12.5	23.2	88.8	73.4	60.0	56.9	63.0	60.1	56.9
Mean	13.3	20.9	88.2	72.2	55.3	56.4	62.7	59.8	56.7
S.D.	1.3	1.4	0.7	1.2	2.5	0.7	0.3	0.4	0.5

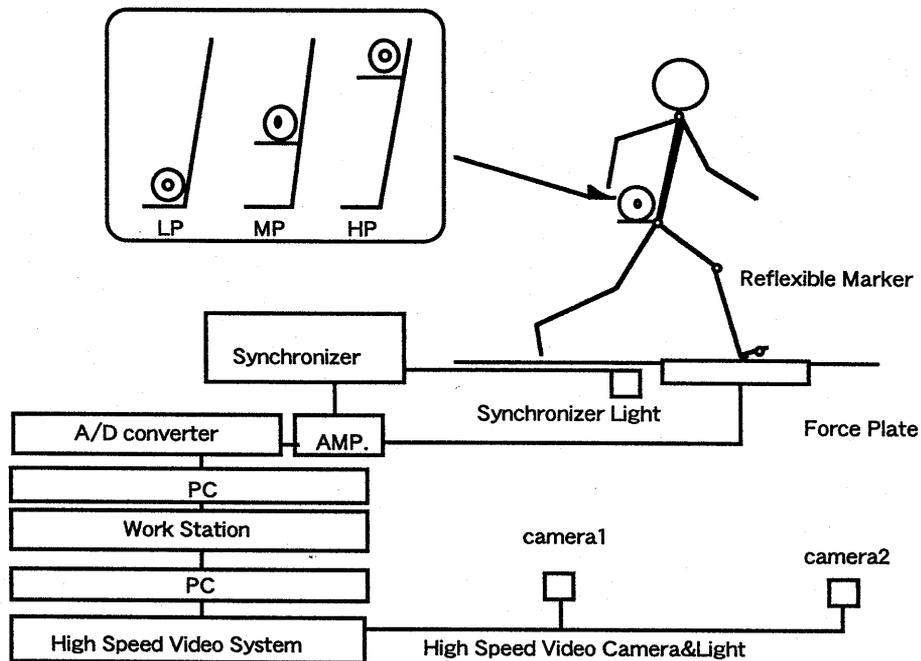


Fig5.1 荷重歩行実験の構成図

すべての試技について、2 台の高速度ビデオ（ナック：HSV400）によって毎秒 200 フレームにて撮影を行ない、同時に多方向フォースプレート（竹井機器工業：92002 型）によって地面反力の 3 方向成分および作用点を計測した。

得られたビデオ画像データから、画像処理装置（ナック：ID8000）および3次元動作解析ソフト MOVIAS3D（ナック）を利用して DLT 法により反射マーカの3次元位置座標を算出した。また、フォースプレートデータはサンプリング周波数 1000Hz で A/D 変換（コンテック：AD12-16RTH）し、コンピュータ（NEC：9821Ra300）に格納した。さらに関節モーメント等の分析パラメータを算出するために、位置座標データとフォースプレートデータを解析用コンピュータ（サンマイクロシステムズ：SPARC station5）に転送した。

ビデオ画像の各フレーム毎に、ザックの重量によって生じる転子点まわりのモーメントを算出した。ザックへの重力とその作用線と転子点までの距離の積をザックモーメント（Fig. 5.2）とし、上半身合成セグメント（体幹+頭+上肢+ザック：HATS）への重力とその作用線と転子点までの距離の積を合成モーメント（Fig. 5.2）として計算した。

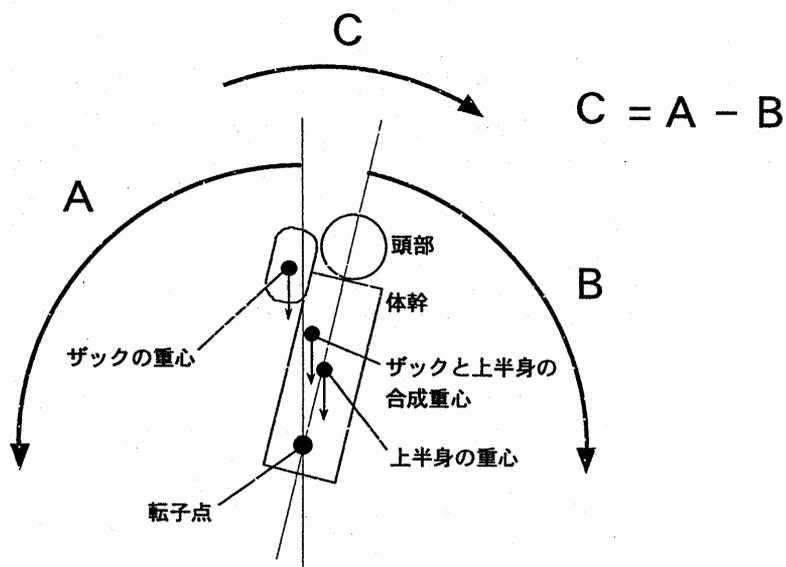


Fig. 5.2 ザックおよび上半身に作用する重力によって発生するモーメント

- A: ザックに作用する重力によって発生するモーメント (ザックモーメント)
- B: 上半身に作用する重力によって発生するモーメント (上半身モーメント)
- C: ザックと上半身の合成重心に作用する重力によって発生するモーメント (合成モーメント)

また、歩行中の姿勢について検討を加えるために体幹角度（度：肩峰点と転子点を結ぶ直線と鉛直軸とのなす角度）を算出した。

統計は、一元配置分散分析（StatView4.5 OneFactorANOVA）を用いて、ザック重心の位置条件を要因とした分散分析を行なった。有意水準は 5%未満とし、多群間比較は Fisher の PLSD を用いた。

（3）結果

Table5.2 に、転子点まわりに作用するモーメントと体幹前傾角度を示した。

ザックに作用する重力によって発生するモーメント（ザックモーメント）の平均値は、高い位置（以下 HP）で $14.3 \pm 4.2 \text{ Nm}$ 、中間位置（以下 MP）で $20.7 \pm 3.1 \text{ Nm}$ 、低い位置（以下 LP）で $27.6 \pm 2.8 \text{ Nm}$ であり、全ての条件で頭部が後ろ方向へと引っ張られる方向に作用していた。条件間での有意な変化が認められ、すべての条件間で有意な差が認められた（Table5.2, Fig.5.3）。これらの結果は、位置が低いほどザックの後ろ方向へのモーメントが大きくなったことを示している。

Table 5.2 転子点まわりに発生するモーメントと体幹の前傾角度

	単位	HP	MP	LP	+方向	有意差検定 (p<0.05)
ザックモーメント	Nm	14.3 ± 4.2	20.7 ± 3.1	27.6 ± 2.8	後方引っ張り方向	HP<MP, HP<LP, MP<LP
上半身合成モーメント	Nm	12.2 ± 11.4	7.7 ± 10.8	5.3 ± 9.7	頭下げ方向	HP>LP
体幹前傾角度	degree	14.6 ± 3.1	15.8 ± 3.4	17.4 ± 3.7	前傾方向	HP<LP

ザックを含む上半身の合成重心に作用する重力によって発生するモーメント（合成モーメント）の平均値は、HP で $12.2 \pm 11.4 \text{ Nm}$ 、MP で $7.7 \pm 10.8 \text{ Nm}$ 、LP で $5.3 \pm 9.7 \text{ Nm}$ であり、全ての条件で頭部が前方へと引っ張られる方向に作用していた。条件間での有意な変化が認められ、HP と LP 条件間で有意な差が認められた。これらの結果は、位置が高いほどザックの前方向へのモーメント

トが大きくなったことを示している。

歩行1周期中の体幹の前傾角度の最大値は、HPで 14.6 ± 3.1 度、MPで 15.8 ± 3.4 度、LPで 17.4 ± 3.7 度であった。位置要因によって有意な変化が認められ、LPがHPより有意に大きな値を示した。

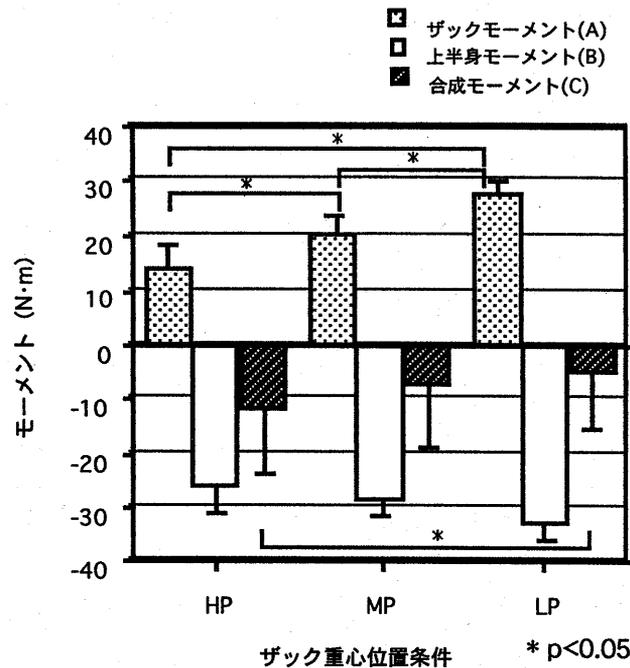


Fig.5.3 ザックの重心位置の違いによる転子点まわりのモーメントの変化

(4) 考察

本実験で使用したザックの重量は体重比で21%、重心位置は身長比で88%、72%、55%であった。ザックの重量モーメントは、88%位置で14Nm、72%位置で21Nm、55%位置で27Nmであり、すべて転子点を中心として頭部が後ろへ引かれる方向へ作用していた。これらの値は歩行1サイクルの平均値であるが、高い位置と低い位置を比較すると2倍近い差であった。

転子点を通る鉛直軸と平行にザック重心が位置すれば、上下の位置に関係なく重量モーメントは同じはずである。しかし、体幹を前に傾けた状態では、高い位置のほうが低い位置に比べてザックの重心が転子点を通る鉛直軸に接近し、いわゆるモーメントアームが短くなるために重量モーメントは小さくなる。しかも、転子点から離れた位置にあるほうが体幹の少しの角度変化でより大きなモーメントアームの変化を得ることが可能である。すなわち、ザックが高い位置にある場合は体幹を少し前傾させるだけで後ろ方向への重量モーメントを容易に打ち消すことが可能であるが、ザックが低い位置にある場合に高い位置にある場合と同じだけの重量モーメントを打ち消すためには、より大きく体幹を前傾させる必要がある。実際、ザックを背負った場合には通常歩行と比較して体幹を前方へ倒して歩行を行なっている。しかも、高い位置は 14 度、低い位置は 17 度と低い位置の場合に大きな角度を示している (Table 5.2)。これは、低い位置の場合に大きく体幹を前傾することで後ろ方向まわりの重量モーメントを可能なかぎり打ち消そうとした結果であると推察された。

ところで、ザック歩行における姿勢の安定にはザックを含めた上半身の重心位置、あるいは上半身の転子点まわりのモーメントが大きく関与する。ザックによるモーメントを打ち消す調節も上半身の重量モーメントが最終的な基準となると考えられる。通常歩行の場合、上半身の重心はおおよそ転子点の鉛直軸上に位置し、歩行 1 周期の平均では僅かに頭部が前方に引っ張られる方向へのモーメント (頭下げモーメント) を発生している。ザックを背負った場合も同様に頭下げモーメントが発生していたが、ザックの位置によってその大きさには違いがみられた。高い位置で約 12Nm、低い位置で約 5Nm と 2 倍以上の差があった。すなわち、体幹の前傾角度は低い重心位置のほうが大きい、転子点まわりの頭下げモーメントは高い重心位置のほうが大きいという結果が得られた。

ヒトの立位姿勢においては、脊柱起立筋や脚伸筋群は抗重力筋と呼ばれ、あたかもマストを支える帆綱のように働き、重力に反して上半身を起こす役目を担っている (Asmussen 1960)。歩行においても同様の働きが考えられる。しかし歩行の場合は姿勢の崩壊と再構築が繰り返し行なわれるために (猪飼 1972)、常に動的なバランスが要求される。その動的なバランス調節も脊柱起立筋などの抗重力筋の働きであり、上半身を起こす力によって姿勢を制御しているものと考えられる。仮にザックの影響で上半身に後方への頭上げモーメントが発生した場合、姿勢の調節には体幹前面の腹筋群の関与が予測される。しかし腹筋群は日常的にあまり使用されず、背筋群と比較して大きな筋力を発揮することができない。さらに歩きにくさを感じる大きな要因でもある (宮川ら 1997)。したがって、できるだけ腹筋群の関与を小さくする姿勢の調節があらかじめ行なわれると推察される。その事前の調節のひとつが頭下げモーメントの発生であると考えられる。

さらに、ザックの重心位置が高い場合は低い場合よりもザックの慣性モーメントが大きい。一旦、頭部が後ろに引っ張られるともとの姿勢に戻すためにより大きな努力が必要である。これはザックの位置が高いほど後方へのモーメントを打ち消すために大きな筋力が必要であることを意味する。日常的でない腹筋群の関与する姿勢調節では、それだけアンバランス (姿勢の制御不能) という危険性が増すと考えられる。その危険を回避するためにより大きな前方へのモーメントが必要となり、その結果、ザックが高い位置にある場合ほど頭下げモーメントが大きくなったものと推察された。

第3節 背荷物の位置の違いによる歩行動作特性

(1) 目的

本節では、力学モデルを用いて下肢 3 関節および体幹の関節モーメントを算出し、それらを手がかりとして背荷物の重心位置の違いによる歩行動作特性を明らかにすることを目的とした。

(2) 方法

健常な成人男性 6 名を被検者とした。被検者の平均年齢は 24.5 ± 6.2 歳、体重は 64.1 ± 6.3 kg、身長は 171.1 ± 7.0 cm であった。

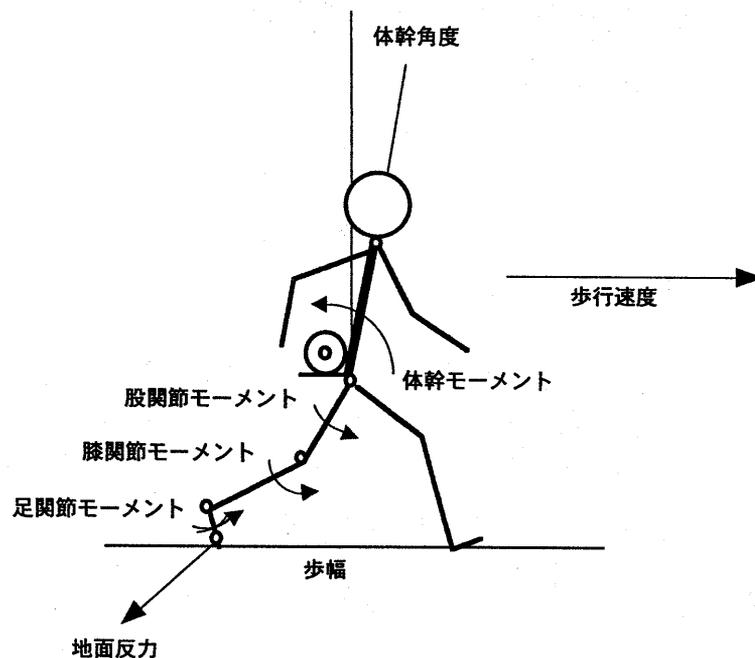


Fig.5.4 ザックの重心位置の違いによる変化を分析した歩行パラメーター

前節と同じ設定で歩行実験を行ない (Fig.5.1)、4 節剛体リンクモデルを用いて、足、下腿、大腿の順に運動方程式を解き、足関節および膝関節は伸展・屈曲モーメントを、股関節は伸展・屈曲と外転・内転モーメントを計算した。体幹モーメントについては、ザックと体幹、頭、上肢を片方自由端のひとつのセグメントとみなし、その上半身合成セグメント (HATS) の運動情報から体

幹を伸展あるいは屈曲する際の関節モーメント（体幹モーメント）を計算した。これは、4節の剛体リンクモデル上は、左右の股関節モーメントの和に等しい。身体部分の慣性特性は阿江（1996）の係数を用いた。上半身合成セグメント（HATS）の慣性モーメントは、和の定理より、体幹と頭と上肢およびザックにおける転子点まわりの慣性モーメントの和によって求めた。

また、歩行中の姿勢について検討を加えるために体幹角度（度：肩峰点と転子点を結ぶ直線と鉛直軸とのなす角度）を、基本的な歩行パラメータとして歩行速度（cm/分）、歩幅（cm）、歩調（歩/分）および地面反力ピーク値（N/kg）をそれぞれ算出した。分析した歩行パラメータを Fig. 5.4 に示した。

（3）結果

Fig. 5.5 には、被検者 T.M の歩行1周期における足関節、膝関節および股関節の関節モーメントの変化を示した。

各関節の伸展モーメントのピーク値（体重比）を位置条件で比較した（Table 5.3）。足関節モーメントは、HP で $-1.83 \pm 0.12 \text{ Nm/kg}$ 、MP で $-1.83 \pm 0.15 \text{ Nm/kg}$ 、LP で $-1.87 \pm 0.23 \text{ Nm/kg}$ であった。条件間に有意な差は認められなかったが、低い条件で伸展モーメントが大きい傾向にあった。膝関節モーメントは、HP で $1.45 \pm 0.38 \text{ Nm/kg}$ 、MP で $1.41 \pm 0.34 \text{ Nm/kg}$ 、LP で $1.34 \pm 0.32 \text{ Nm/kg}$ であった。条件間に有意な差は認められなかったが、低い条件で伸展モーメントが小さい傾向にあった。股関節モーメントは、HP で $0.94 \pm 0.36 \text{ Nm/kg}$ 、MP で $0.95 \pm 0.37 \text{ Nm/kg}$ 、LP で $0.90 \pm 0.33 \text{ Nm/kg}$ であった。条件間に有意な差は認められなかったが、低い条件で伸展モーメントが小さい傾向にあった。股関節の外転モーメントは、HP は $1.78 \pm 0.17 \text{ Nm/kg}$ 、MP は $1.67 \pm 0.10 \text{ Nm/kg}$ 、LP は $1.68 \pm 0.11 \text{ Nm/kg}$ であった。位置要因によって有意な変化が認められ、ザックの重心位置が高い場合に他の条件より有意に大きくなった。すなわち高い位置の場合に股関節の外転モーメントが大きい

ことを示した。

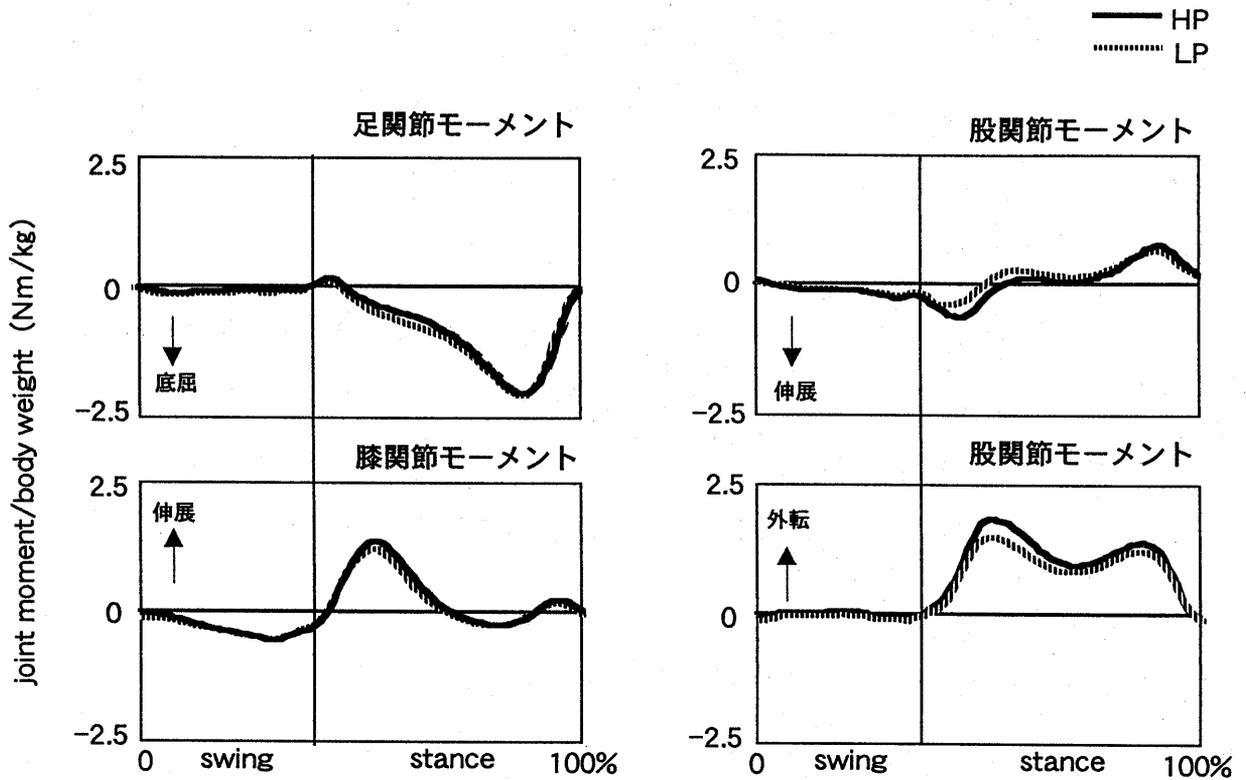


Fig.5.5 歩行1周期における足関節、膝関節および股関節の関節モーメントの変化

Table 5.3 荷重歩行実験の結果一覧

	単位	HP	MP	LP	+方向	有意差検定 (p<0.05)
足関節モーメント	Nm/kg	-1.83±0.12	-1.83±0.15	-1.87±0.23	背屈	有意差なし
膝関節モーメント	Nm/kg	1.45±0.38	1.41±0.34	1.34±0.32	伸展	有意差なし
股関節モーメント	Nm/kg	0.94±0.36	0.95±0.37	0.90±0.33	屈曲	有意差なし
股関節モーメント	Nm/kg	1.78±0.17	1.67±0.10	1.68±0.11	外転	HP>MP, HP>LP
体幹モーメント※	Nm/kg	1.86±0.40	1.55±0.37	1.31±0.36	伸展	HP>LP
歩行速度	m/min.	83.6±5.1	82.1±5.9	79.2±3.9		HP>LP, MP>LP
歩幅	cm	77.5±4.2	76.2±4.5	76.1±4.3		有意差なし
歩調	step/min.	108.0±5.2	107.8±3.5	104.3±5.1		HP>LP, MP>LP
地面反力 (y方向成分)	N/kg	3.4±0.4	3.2±0.4	3.0±0.2	推進方向	HP>MP, HP>LP
体幹角度	degree	14.6±3.1	15.8±3.4	17.4±3.7	前傾方向	HP<LP

※体幹モーメント ~ 左右の股関節モーメントの和に等しい

体幹モーメントは、HPは $1.86 \pm 0.40 \text{ Nm/kg}$ 、MPは $1.50 \pm 0.37 \text{ Nm/kg}$ 、LPは $1.32 \pm 0.36 \text{ Nm/kg}$ であった。位置要因によって有意な変化が認められ、ザックの重心位置が高い場合に他の条件より有意に大きくなった。すなわち高い位置の場合に体幹モーメントが大きいことを示した。

歩行速度は、HPで $83.6 \pm 5.1 \text{ m/分}$ 、Mで $82.1 \pm 5.9 \text{ m/分}$ 、LPで $79.2 \pm 3.9 \text{ m/分}$ であった。分散分析の結果、位置要因によって有意な変化が認められ、ザックの重心位置が低い条件(LP)で他の条件より有意に小さくなった。この結果は、低い位置の場合に歩行速度が遅くなったことを示している。歩幅は、HPで $77.5 \pm 4.2 \text{ cm}$ 、MPで $76.2 \pm 4.5 \text{ cm}$ 、LPで $76.1 \pm 4.3 \text{ cm}$ であり、位置要因による有意な差は認められなかった。歩調は、HPで $108.0 \pm 5.2 \text{ 歩/分}$ 、MPで $107.8 \pm 3.5 \text{ 歩/分}$ 、LPで $104.3 \pm 5.1 \text{ 歩/分}$ であった。分散分析の結果、位置要因によって有意な変化が認められ、ザックの重心位置が低い場合に他の条件より有意に小さくなった。この結果は、低い位置での歩行速度の減少は歩幅の変化ではなく、歩調すなわち一步に要する時間の増大によるものであることを示している。

歩行の際に前方への推進力となる地面反力y方向成分のピーク値は、HPで $3.4 \pm 0.4 \text{ N/kg}$ 、MPで $3.2 \pm 0.4 \text{ N/kg}$ 、LPで $3.0 \pm 0.2 \text{ N/kg}$ であった。位置要因によって有意な変化が認められ、LPがHPより有意に小さな値を示した。この結果は、低い位置の場合に地面反力が小さくなったことを示している。

歩行1周期中の体幹の前傾角度の最大値は、HPで $14.6 \pm 3.1 \text{ 度}$ 、MPで $15.8 \pm 3.4 \text{ 度}$ 、LPで $17.4 \pm 3.7 \text{ 度}$ であった。位置要因によって有意な変化が認められ、LPがHPより有意に大きな値を示した。さらに体幹の前傾角度の最小値も同様の結果を示した。これらの結果は、高い位置より低い位置のほうがより体幹を前傾させて歩いていたことを示している。

(4) 考察

歩行の際の姿勢保持および推進力発揮の原動力は関節モーメントである。われわれは各関節の関節モーメントを制御することで体幹角度やキック力などの調節を行なっている（臨床歩行分析研究会 1997）。前項で述べたようにザックの重心位置によって姿勢の違いがみられた。この姿勢の違いに大きく関与すると考えられる体幹モーメントは、すべて伸展方向に働き、高い位置で $1.86 \pm 0.40 \text{ Nm/kg}$ 、低い位置では $1.31 \pm 0.36 \text{ Nm/kg}$ であった。高い位置の場合により大きな伸展モーメントを発揮していた。これは、高い位置ほど頭下げモーメントが大きいため、それを支えるために大きな体幹伸展モーメントが必要になったものと推察される。したがって、上半身を支持するという点ではザックの位置が高い場合には固有背筋の負担が大きいと考えられる。

また、歩行中とくに単脚支持期において姿勢の安定に大きく関与する股関節外転モーメントは、高い位置で 1.78 Nm/kg 、低い位置で 1.68 Nm/kg であった。高い位置で有意に大きな値を示した。股関節外転モーメントは主に中殿筋の活動によるもので、単脚支持期の骨盤の安定に重要な役割を担っている（カパンティ 1987）。さらに、単脚支持期における基底面は前後と比較して左右に短く（金子 1994）、左右方向に対する安定性が大幅に減少している。したがって、左右方向の姿勢の安定という点ではザックの重心が高い場合に股関節外転筋群への負担が相当大きいことが推察された。

歩行時の推進力は、立脚後期における進行方向への地面反力にはほかならない（臨床歩行分析研究会 1997）。その地面反力は、ザック重心が低い場合に有意に小さな値を示し、当然ながら歩行速度の減少が認められた。しかし地面反力を生み出す原動力となる足関節、膝関節、股関節の伸展モーメントにはザックの重心位置による有意な差は認められなかった。今回の実験においては、関節の発揮するパワーや仕事量についての検討を行っていないが、地面反力に

変化を生じさせた原因は関節モーメント由来のそれらの物理量によって証明されると推察される。いずれにせよ、ザック重心が低い場合に歩行の際の推進力が小さくなり歩行速度が減少することが確認された。

歩行速度減少の原因については2つの点から考察できる。ひとつは、ザックの重心が低い場合に体幹の前傾角度が大きい点である。体幹を大きく前傾させると股関節の可動範囲は当然後方へ移動する。そのため関節の受動抵抗に変化が生じ、前方への脚の振り出し動作あるいは後方への蹴り出し動作にマイナスの影響を及ぼすことが予測される。さらに、体幹の前傾によって移動した上半身の身体重心を支えるためには、下肢関節の全体的な屈曲が引き起こされると考えられる。そのことが下肢の発揮する筋力に影響を及ぼし歩行速度の減少につながったと推察される。

もうひとつの点は、ザックの重心が低い場合に体幹の伸展モーメント（左右の股関節モーメントの和）が小さいことである。体幹の伸展すなわち転子点まわりに上半身を後ろ方向へ反らすことは、同時に股関節を伸展させることを意味している。歩行1サイクルにおける股関節伸展は立脚前期にみられ、それは推進力発揮と密接な関係にある。したがって、体幹の伸展モーメントが小さい場合は股関節伸展モーメントの発揮が小さく、その結果として推進力や歩行速度の減少が引き起こされると推察された。

ザックの重心位置が高い場合は、姿勢を保持するという点で固有背筋、股関節外転筋群の負担が大きい。特に、左右に蛇行する細い山道を登る際や筋力の低下傾向にある高齢者にとっては、必要以上にザックの重心を高くすることは望ましくないと考える。しかし、ザックの重心位置が低い場合は移動の際の推進力が小さく歩行速度が小さい。同じ距離を移動する場合は機械的仕事率は明らかに低下すると考えられる。そのため長時間の登山においては下腿三頭筋や大腿四頭筋などの下肢の伸展筋群への負担が大きいと考えられる。

移動運動の目的からすると、ザックの重心位置は高いほうがよい。しかし左右方向の姿勢の安定をはかるために、固有背筋や股関節外転筋の十分な筋力が必要であることを強調したい。

第4節 結語

ザックの重量によって生じる転子点まわりのモーメントを定量的に分析し、ザックの重心位置の違いが歩行中の関節モーメントにどのような影響を及ぼすのかを検討した。その結果、以下のことが明らかになった。

- 1) ザックを背負って歩く際には、転子点まわりに頭下げモーメントが発生した。これは、固有背筋による姿勢調節を確保し、日常的に使われない腹筋群による姿勢保持を回避するためであると考えられた。
- 2) 頭下げモーメントはザックの重心位置が高いほど大きくなった。これはザックを含む上半身の慣性モーメントの大きさの違いに起因すると推察された。
- 3) ザック重心位置が高い場合に、体幹の伸展モーメントおよび股関節外転モーメントは増大した。このことは体幹の姿勢保持あるいは左右方向のバランス確保のために、固有背筋および股関節外転筋の負担が大きくなることを示唆した。
- 4) 足関節および膝関節の関節モーメントは、ザックの重心位置の違いによる有意な変化は認められなかった。
- 5) ザックの重心位置が低い場合に、歩行速度の減少と体幹の前傾角度の増大が認められた。この結果は歩行運動における機械仕事率の低下を意味し、長時間にわたる連続歩行では下肢の伸展筋群への負担が大きくなることを示唆した。

第6章 水中条件における歩行動作特性

第1節 緒言

本章では、水中環境における歩行動作の応答特性を明らかにするために、水中歩行と陸上歩行の違い、さらには水の粘性抵抗の違いによって、歩行動作がどのように変化するかを動作学的に検討した。また、最近、運動指導場面でよく用いられる水中トレッドミル歩行とプール歩行との歩行動作の比較・検討を行なった。

第2節 水の浮力および粘性が歩行動作におよぼす影響

(1) 目的

水中運動においては、水のもつ物理的特性である浮力および粘性抵抗の影響を受けて陸上運動とは異なる生理的応答を示す。堀田ら(1993、1995)は、同一強度での水中および陸上歩行時の循環応答を比較して、水中歩行は陸上歩行に比べて心拍数、血圧といった循環器系指標の上昇が軽度であり、さらに血中アドレナリンの上昇も少ないと報告した。また、小野寺ら(1992b、1998)は、水の粘性抵抗の増加によって歩行中の酸素摂取量や心拍数が増大すると報告した。

浮力は、水中の身体部分の体積と同等の水の重量に相当する力の大きさであり、上向きに作用する。したがって、立位姿勢における腰部水位では、足裏に加わる重力負荷は陸上でのおよそ3分の2に減少すると推定される。ところが、歩行速度4 km/hにおける陸上トレッドミル歩行時のエネルギー代謝は、腰部の水位における水中歩行とほぼ等しいという報告がある(小野寺1992b)。これは、浮力によって垂直方向に軽減した負荷が、粘性抵抗による水平方向への負荷の増加で相殺されたと考えられる。身体運動時に加わる外的負荷は、その運動力学量として下肢の関節に働く筋モーメントやEMGによる筋張力の大きさによって評価することができるが、水中におけるそれらの測定は容易で

はない。しかしながら、歩行中の下肢の動き、すなわち関節の屈曲角度や角速度といった運動学的なデータからでも下肢への負荷を推測することは可能であると考える（山崎ら 1992）。

ところで、粘性抵抗の違いはエネルギー代謝量の段階的な変化をもたらすことから、粘性抵抗は負荷強度設定に妥当であると考えられる。しかし、これまで粘性抵抗の違いで水中における動作がどのように変化するかは明確にされていない。また、粘性負荷が水中歩行時の歩容にいかなる変化を及ぼしているのかを知ることは、運動処方プログラム作成時の基礎資料となると考えられる。

そこで本節では、水中トレッドミル歩行における下肢の動作を運動学的に分析し、水の浮力および粘性抵抗の増大が水中歩容にいかなる変化を及ぼすのかをバイオメカニクスの的に検討した。

（2）方法

被検者は、健康な成人 6 名（男子 2 名、女子 4 名）とした。被検者の平均年齢は 21.5 ± 0.5 歳（平均 \pm 標準偏差）、身長は、 165.5 ± 7.8 cm、体重は、 63.9 ± 10.2 kg であった。

すべての被検者に、陸上、水道水、粘性水の 3 つの条件下でトレッドミル歩行を行わせた。陸上条件においては、通常のトレッドミル（WoodWay, ELG2）を用い、水道水および粘性水条件においては、水中トレッドミル（ヤマハ発動機、フローミル MR1200M）を用いた。水道水の水温は、 30°C 、比重は、1.0 であった。粘性水は、繊維素カルボキシメチルセルロース（CMC）1%水溶液を用い、粘度は、470cps（ 20°C の水は 1cps）、水温は、 30°C であった。また、この水溶液の比重は、1.0、pH は、7.2~7.4 で本実験で用いた水道水と同質であった。

実験は、条件別に 3 日に分けて行ない、1 日目は水道水条件、2 日目は粘性水条件、そして 3 日目に陸上条件を行なった。トレッドミルの速度は、毎分 40m

に設定した。堀田（1995）らは、中高年者の運動療法を想定した水中トレッドミルの報告において、歩行速度を 30~60m/分に設定している。これと比較するために、それらの中間の歩行速度を選定した。歩行時間は 15 分間とし、運動開始後 10 分経過した時点より 30 歩（15 ストライド）を動作分析の対象とした。水道水および粘性水における水位は、各被検者の転子点とした。

被検者の耳珠点・肩峰点・転子点・脛骨点・外果点に直径 1.5cm の反射マーカーを貼付し、すべての歩行動作を每秒 200 コマ、シャッター速度 1/1000 秒で、側方 7m からビデオ撮影した（ナック, HSV400）。実験の構成を Fig. 6.1 に示した。

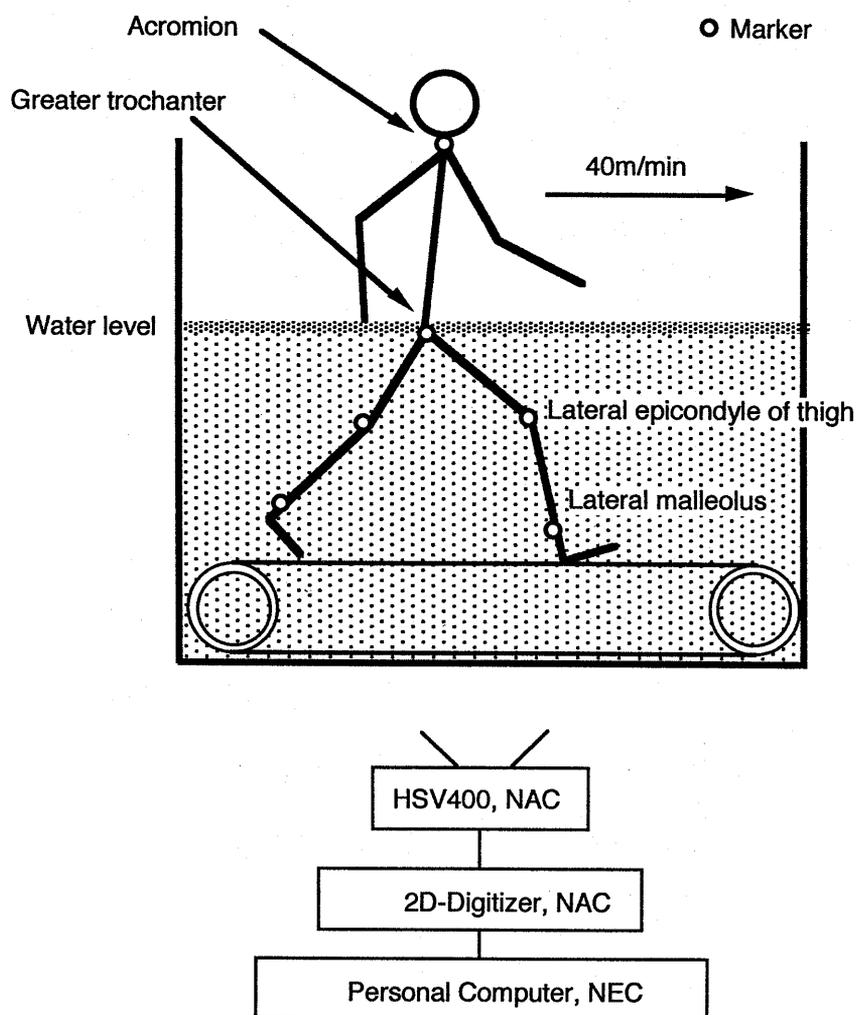


Fig. 6.1 実験の構成

撮影されたビデオ画像から、2次元画像用デジタイザー（ナック、XY コーディネーター）を用いて、それぞれの反射マーカの位置座標を読み取った。そして、各試技の平均歩幅、遊脚における膝関節と股関節の最大屈曲角度および平均角速度を算出した。歩幅は、30 歩に要した時間と速度（40m/min）の積を 30 で除した値とした。関節の平均角速度は、1 歩毎の関節の最大屈曲角度と最大伸展角度の差をそれに要した時間で除した値を平均した。算出した項目を Fig.6.2 に示した。

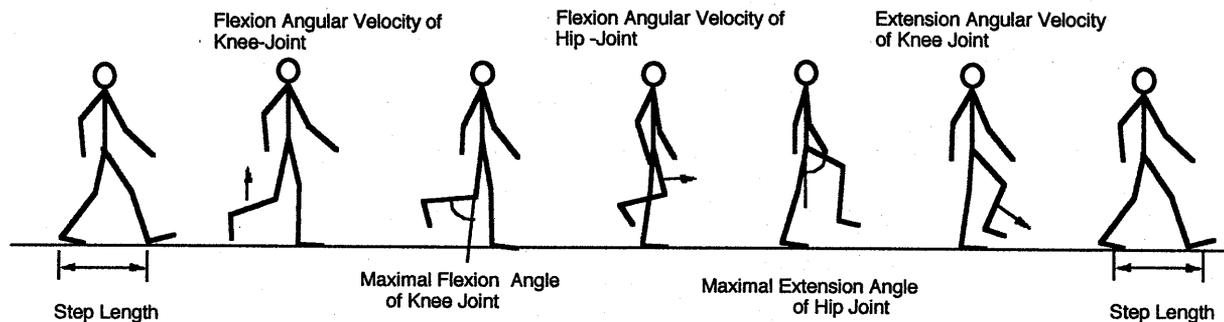


Fig. 6.2 測定パラメーター一覧

また、水道水と粘性水条件においては、安静時ならびに運動中の心拍数を胸部双極誘導にて連続的に測定した（日本光電、WEP7404）。運動開始後 30 秒～1分、4分 30 秒～5分、9分 30 秒～10分、14分 30 秒～15分の心拍数の平均値を運動中の代表値とした。

統計処理は、一元配置分散分析（Stat View 4.5 , One-way Factorial ANOVA）を用い、有意水準は 5 % 未満とした。多重比較検定は Fisher の PLSD を用いた。

（3）結果

歩幅は、陸上条件（以下 AIR）で $42.8 \pm 3.6\text{cm}$ 、水道水条件（以下 WATER）で $53.7 \pm 5.8\text{cm}$ 、粘性水条件（以下 VISCOUS）では $53.8 \pm 4.6\text{cm}$ であった

(Fig.6.3)。AIR よりも WATER と VISCOUS の歩幅が有意に大きくなった ($p<0.05$)。このことは、水中トレッドミルでは、同一速度で歩いても歩幅が広くなることを示唆する。

膝関節の最大屈曲角度は、AIR で 65.2 ± 4.9 度、WATER で 75.8 ± 4.7 度、VISCOUS で 79.1 ± 6.4 度であった。AIR と WATER、AIR と VISCOUS の間で有意な差が認められた。このことは、水中では膝関節の屈曲角度が大きくなることを示している。

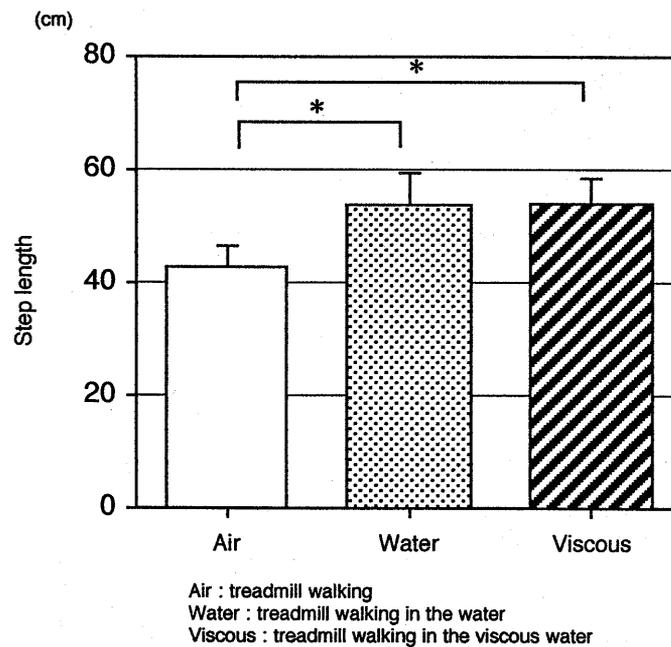


Fig.6.3 各条件における歩幅の違い (*: $p<0.05$)

膝関節屈曲時の平均角速度は、AIR で 123.2 ± 12.7 度/秒、WATER で 120.6 ± 19.3 度/秒、VISCOUS で 150.5 ± 11.7 度/秒となり、他の条件より VISCOUS が有意に大きな値を示した(Fig.6.4)。このことは、VISCOUS の時だけ膝関節屈曲時の角速度が速くなったことを示す。一方、膝関節伸展時の平均角速度は、AIR で 188.9 ± 13.5 度/秒、WATER で 148.1 ± 21.7 度/秒、VISCOUS で 124.5 ± 22.5 度/秒であった(Fig.6.5)。各条件で有意な差が認

められ、AIR、WATER、VISCOUS の順で角速度は減少した。

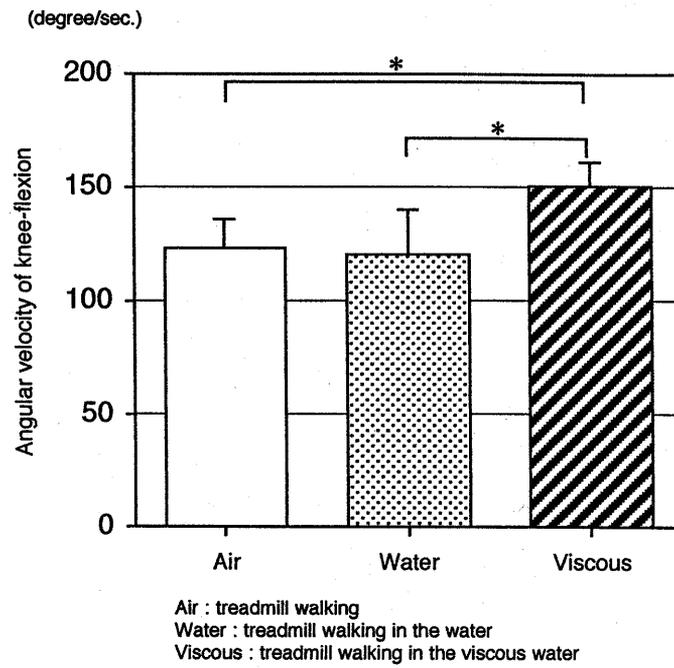


Fig.6.4 各条件における膝関節屈曲時の平均角速度 (*:p<0.05)

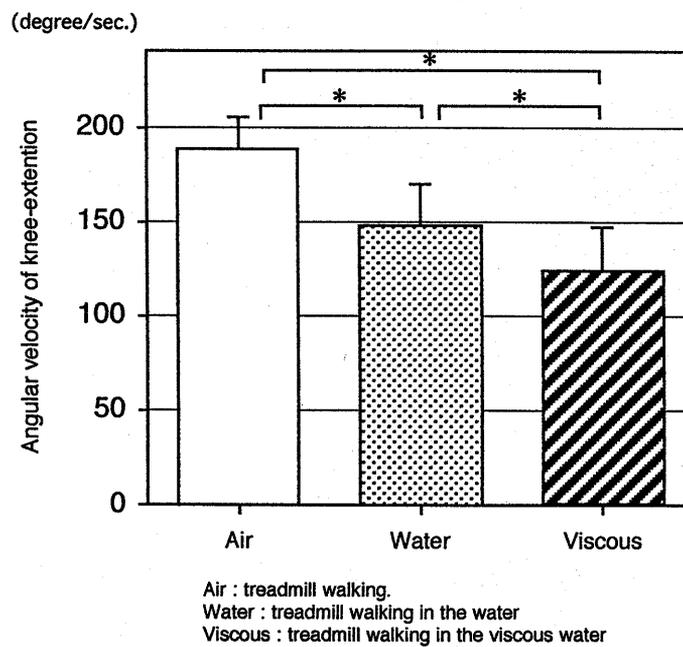


Fig.6.5 各条件における膝関節伸展時の平均角速度 (*:p<0.05)

股関節の最大屈曲角度は、AIR で 24.5 ± 5.3 度、WATER で 32.5 ± 5.0 度、VISCOUS で 37.5 ± 3.7 度であった。AIR と WATER、AIR と VISCOUS の間で有意な差が認められ、水中では、股関節の最大屈曲角度が大きくなった。股関節屈曲時の平均角速度は、AIR で 72.9 ± 13.9 度/秒、WATER で 74.5 ± 11.5 度/秒、VISCOUS で 84.6 ± 15.4 度/秒となり、他の条件と比較して VISCOUS が有意に大きな値を示した(Fig.6.6)。このことは、粘性抵抗が大きい時、股関節屈曲の角速度が速くなることを示している。

運動中の平均心拍数は、WATER では 90.2 ± 4.2 拍/分、VISCOUS では 83.3 ± 4.3 拍/分であった。VISCOUS のほうが有意に大きな値を示した。このことは、粘性抵抗の大きい場合にエネルギー代謝量が大きいことを示している。

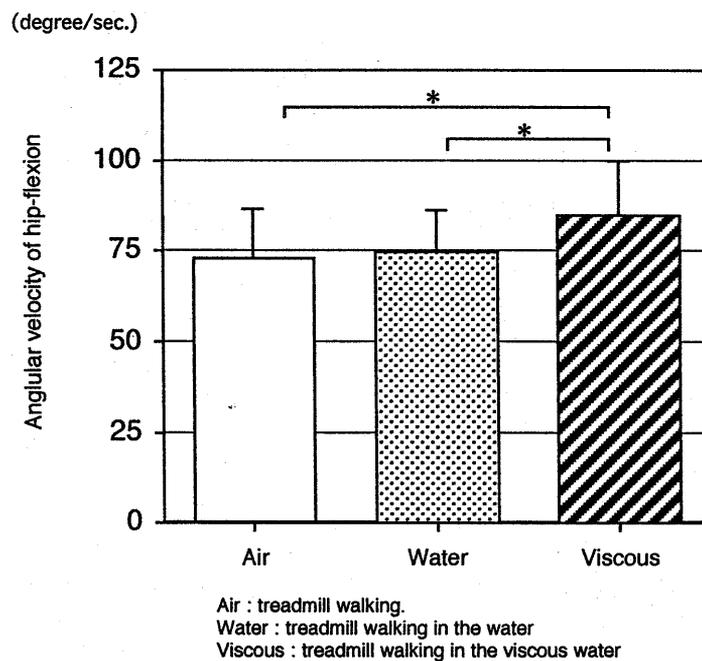


Fig.6.6 各条件における股関節屈曲時の平均角速度 (*:p<0.05)

(4) 考察

水の浮力および粘性抵抗が歩容にどのような影響を及ぼすのかを明らかにす

るために、陸上、水道水、粘性水の3つの条件における歩行中の下肢動作について、歩幅と関節の角度および角速度を中心に運動学的な分析を行った。AIRとWATER、AIRとVISCOUSでは浮力と粘性抵抗の両方が異なり、WATERとVISCOUSでは浮力は同じで粘性抵抗だけが異なる環境を意味する。

歩行速度は、通常、歩幅と歩調（1分間の歩数）によって決定されるが、個人差が大きい。個々人の身体組成やエネルギー効率などに基つき至適な歩幅と歩調がそのつど環境条件に適応して決定される。歩行速度が一定にもかかわらず水中での歩幅が陸上より有意に広くなった。このことは、水中歩行の至適な歩幅に浮力が大きく関与することを示している(Fig.6.3)。浮力は片脚支持期における支持脚の負担を明らかに減少させる。したがって片脚での姿勢保持を陸上より容易に行えると考えられる。これらの陸上とは異なる水中特有の要因から、水中における至適な歩幅と歩調が決定され、結果として歩幅の増大という歩容の変化につながったものと推察できる。

一方、粘性抵抗のみが異なるWATERとVISCOUSでは、歩幅の有意な違いは認められなかった。(Fig. 6.3)ところが、VISCOUSにおける膝および股関節の屈曲速度はWATERに比較して有意に増大した(Fig. 6.4、Fig. 6.6)。このことは、両条件では歩幅の違いはないもののその歩幅を獲得するための各関節の使い方に違いが生じたことを示唆している。水の粘性抵抗の増大は、水中での歩幅を変更する要因にはならなかったものの、至適歩幅を獲得するための運動の方略の変更を余儀なくさせたといえる。つまり、膝関節と股関節における屈曲速度を増大させ(Fig.6.4、Fig.6.6)、膝関節における伸展速度を減少させることで対応したと推察できる(Fig.6.5)。

VISCOUSとWATERでは下腿に受ける浮力の大きさは同じであるから、VISCOUSにおいて膝関節の屈曲が容易に行なえるとは考えられない。膝屈曲速度の増大は、離床後に膝をはやく屈曲させていることにほかならない。この

すばやい膝関節の屈曲は、続いて行われる股関節の屈曲における進行方向に対する下肢の投影面積を減少させるねらいがあると思われる。すなわち、膝を伸展し、股関節を屈曲すると抵抗を受ける面積が大きくなるため、離床後に早めに膝を屈曲させたと考えられる。股関節を屈曲させることでその面積を小さくし、股関節にかかる負荷をできるだけ軽減させようとしたためと考えられる。加えて、早い時点での膝関節の屈曲は下肢の慣性モーメントを減少させ、股関節にかかる負荷を軽減させたと考えられる。

股関節の屈曲速度増大は、VISCOUS において大腿部を速く前に振り出していることを示す。このときの股関節屈筋群の負担は大きくならざるをえないが、股関節の負担をできるだけ軽減するために膝をすばやく屈曲させたと考えられる。

VISCOUS における膝関節の伸展速度減少は、着床前に下腿部をゆっくり前に振り出していることを示す。これは、足部が離床してから下腿の振り出し動作が始まるまでの時間は VISCOUS のほうが短いので、WATER と同じ歩幅（同じ歩調）を獲得するために下腿部をゆっくりと伸展させたものと考えられる。さらに、膝の伸筋群の負担を軽減させて相対的に大きな筋力を発揮できる股関節の屈筋群への負担を増大させることで、粘性抵抗のある外的環境に対応しているものと考えられる。

以上のことから、水の粘性抵抗を大きくした場合、歩容は、足部が床面から離れたらすぐに膝を曲げて、できるだけ速く大腿部を振り出し、そしてゆっくりと膝を伸展させるものであることが明らかになった。そして、運動処方プログラム作成に際しては、特に股関節屈筋群への負担を十分考慮のうえ運動の種目および負荷設定を行なう必要があると考えられた。

最後に、撮影の困難さから水中歩行における動作分析を行った報告は極めて少なく、本研究で得られた結果は、水中運動の広まりとともにますますその重

要性を増すと思われる。また、今後は、生体への影響をより正確に評価するために、これら運動学的データをもとにした水中歩行中の関節モーメントや筋張力などの分析も必要となるであろう。

第3節 プール歩行と水中トレッドミル歩行の比較

(1) 目的

前節では、水の浮力や粘性抵抗は外力として身体に直接作用し、運動中の動作量に多大な影響を与えていることが明らかになった。

ところで、最近、水中歩行プログラムが多くの健康増進施設で取り入れられている。プールの数コースを歩行専用としたり、高価な水中トレッドミルを設置している施設もある。しかしながら、方法論的な問題から水中トレッドミル歩行と実際の水中運動の場であるプール内での歩行動作について比較した研究はなく、両者の違いも明確にしないまま運動指導が行われているのが現状である。

そこで本節では、水中トレッドミル歩行とプール歩行の歩行動作をバイオメカニクス的な手法によって解析し、両者の違いを動作学的な見知から比較検討を行なうことを目的とした。

(2) 方法

健常な女性6名(21.5±0.6歳)を被検者として、プールおよび水中トレッドミルにおける歩行動作を毎秒60コマにてビデオ撮影した。その際、身体特徴点に貼付したマーカーから、体幹の傾斜角度、股関節角度、膝関節角度、および歩幅、歩調、歩行速度を算出した。プール歩行の撮影は、側面の一部がガラス張りとなっている岡山県南部健康づくりセンターのプールで行なった。水深は1.1mで、歩行速度は主観的にはやい、ふつう、ゆっくりの3つの速度を設定した。水中トレッドミル歩行の撮影は、川崎医療福祉大学に設置されているヤマハ発動機社製フローミルにて行なった。水深はプールと同じ1.1mに設定し、歩行速度は毎時1km,2km,3kmの3速度とした。また、進行方向と反対方向からベルトと同速度の水流を流した。

(3) 結果

Fig.6.7 にプール歩行と水中トレッドミル歩行における歩行速度と歩幅（身長比）の関係を示した。プール歩行では有意な相関は認められなかった。水中トレッドミル歩行では相関係数 0.87 ($p < 0.01$) と有意な正の相関関係が認められた。

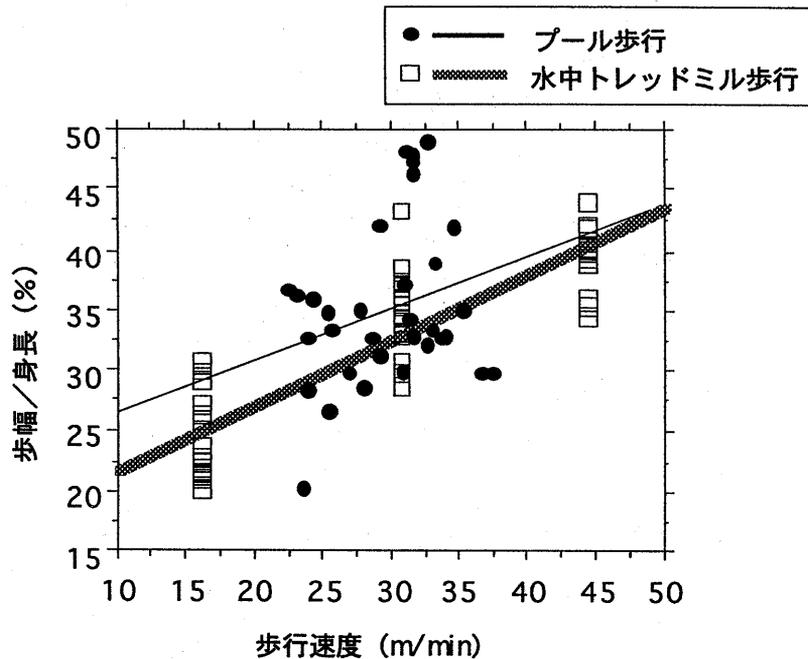


Fig.6.7 プール歩行と水中トレッドミル歩行における歩行速度と歩幅（身長比）の関係

Fig.6.8 にプール歩行と水中トレッドミル歩行における歩行速度と歩調の関係を示した。プール歩行では、相関係数 0.49 ($p < 0.013$)の中程度の有意な正の相関が認められた。水中トレッドミル歩行では、相関係数 0.93 ($p < 0.001$)の高い正の相関が認められた。

歩行速度は、歩幅と歩調によって決定される。水中トレッドミルの場合、歩行速度は歩幅と歩調の両方ともに高い相関があったことから、速度の調節は歩幅と歩調の両方に依存していると考察された。一方、プール歩行では歩行速度は歩調のみに相関がみられたことから、プールでの速度の調節は歩幅より歩調

に大きく依存していることが推察された。

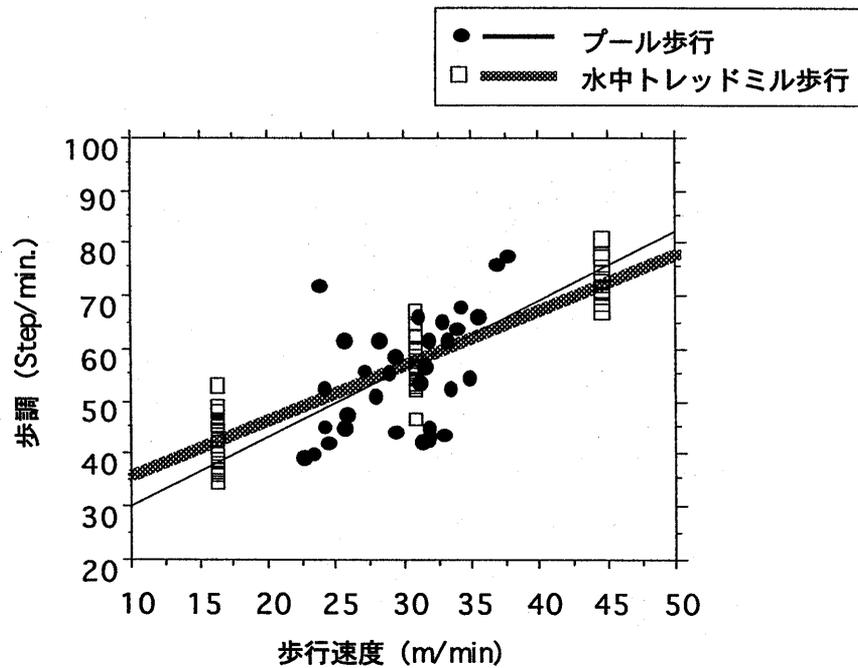


Fig.6.8 プール歩行と水中トレッドミル歩行における歩行速度と歩調の関係

Fig.6.9 は体幹と鉛直軸とのなす角度と歩行速度の関係を示したものである。プール歩行では体幹角度と歩行速度との相関は認められず、ばらつきは大きいもののいずれの速度においてもやや後傾して歩行していた。同時に体幹の前後の動揺角度も水中トレッドミルより大きい値を示した。水中トレッドミル歩行においても体幹角度と歩行速度との相関は認められなかったが、体幹の動揺角度が少なく、速度の増加に伴って前傾する傾向にあった。

さらに、遊脚期における膝関節および股関節の最大屈曲角度はプールのほうが大きく、着地時の膝関節の伸展角度は水中トレッドミルのほうが大きくなった。これは、プールでは下肢を大きく屈曲した状態で前方に振り出し、膝を完全に伸展させない状態で着地することを示している。

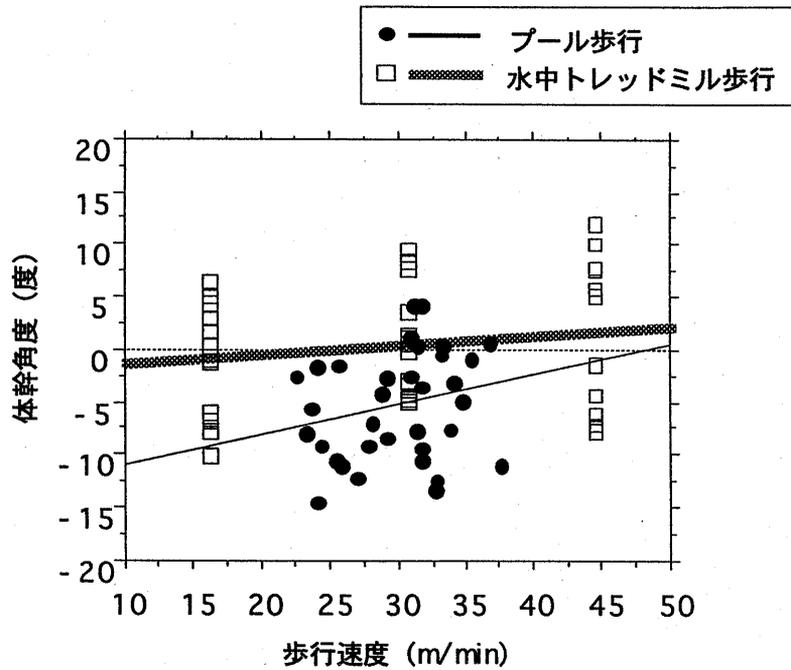


Fig.6.9 プール歩行と水中トレッドミル歩行における歩行速度と体幹角度の関係

(前傾はプラス、後傾はマイナス)

(4) 考察

プール歩行と水中トレッドミル歩行における歩行動作の違いは、水流によって生じる身体への水の抵抗力の大きさの違いに起因するものと考えられた。プールの場合には自らの動きによって発生する水流が抵抗力として身体に作用するが、トレッドミルの場合は人工的な水流が抵抗力として作用する。人工的な水流は全ての部位において均等でなく、中央からはなれるほど流速が小さくなるために、それだけ身体への水の抵抗力が小さくなる。これらの抵抗力の違いが歩行時の姿勢調整の方略に影響を及ぼしたものと考察された。

また、頭の位置の変化すなわち頭部変位量の違いも大きな要因であると考えられた。頭部変位量の大きなプール歩行では、より姿勢の安定が要求され、その結果が関節角度の変化や歩調優位の速度調整をもたらしたものと考察された。

第4節 結 語

水中歩行における下肢の動作を動作学的に分析し、水の浮力と粘性抵抗が歩容にどのような影響を及ぼすかを検討した。また、実際のプール歩行とトレッドミル歩行における歩行動作の違いから、それぞれにおける歩行の力学的な特性を探った。その結果、以下のことが明らかになった。

- 1) 水中のトレッドミル歩行では、陸上と比較して歩幅が有意に増大した。
- 2) 粘性抵抗の大きい水中では、膝関節と股関節の屈曲速度が増大し、膝関節の伸展速度が有意に減少した。このことは、相対的に小さな筋力を発揮する筋群への負担を軽減し、より大きな筋力を発揮する筋群への負担を増大させるような歩容の調整が行なわれたと考えられた。
- 3) 水中歩行における歩容は、浮力には歩幅の変化、粘性抵抗には関節の角速度の変化で対応するものと推察した。
- 4) プール内歩行における歩行速度の調整は歩調に大きく依存した。
- 5) プール内歩行では体幹が後傾する傾向があり、腰や背筋への負担が大きいことが示唆された。
- 6) 水中トレッドミル歩行では、頭部の位置変化がないこと、水流によって身体に作用する圧力が均一でないこと、フロアがすべりにくいこと等の影響から、歩行中の姿勢を制御しやすい環境であることが示唆された。

第7章 高齢者の歩行動作特性

第1節 緒言

老化はすべての生物に訪れる避けることのできない現象である。加齢が筋力や持久力をはじめとする体力を低下させ、同時に運動機能に障害をもたらすことは言うまでもない。特に高齢者における歩行機能の低下がつまずきや転倒を引き起こし、それが寝たきりの原因となってさらなる運動機能の低下につながることは多くの研究者が指摘するところである (Patla1991、Chouら 1997)。

本章では、中・高齢者を対象とした歩行運動指導プログラム作成のための基礎的な資料を得ること目的として、65歳以上の高齢者の歩行の特徴について検討を加えた。

まず第2節では、103名の高齢者を対象として歩行の時間・距離因子および動作学的パラメーターの測定を行なった。そして、これまでの先行研究の結果と合わせて高齢者の歩行の動作学的な特徴について検討した。第3節では、障害物をまたぎ越す際の歩行動作特性について検討した。

第2節 高齢者歩行の特徴－65歳以上の淡路島五色町民を対象として－

(1) 目的

高齢者の歩行動作の特徴を明らかにするために、兵庫県五色町在住の高齢者130名を対象として、歩行の距離・時間的因子および動作学的因子に関する解析を行なうことを目的した。

(2) 方法

兵庫県津名郡五色町健康福祉総合センターにて開催された健康づくり教室に参加した高齢者130名（男性44名、女性86名、平均年齢は 73.6 ± 5.8 歳、65歳から91歳までの方）を対象とした。年代ごとの人数は、以下のとおりである。

65～69 歳	33 名 (男性 6 名、女性 27 名)
70～74 歳	48 名 (男性 15 名、女性 33 名)
75～79 歳	26 名 (男性 13 名、女性 13 名)
80～84 歳	16 名 (男性 6 名、女性 10 名)
85～89 歳	6 名 (男性 3 名、女性 3 名)
90～ 歳	1 名 (男性 1 名)

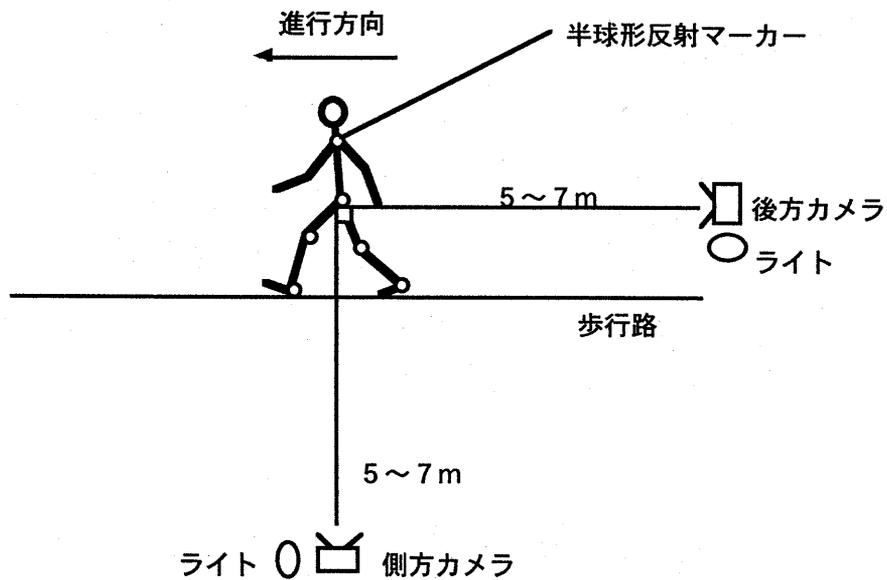


Fig. 7.1 五色町における歩行測定 of 構成図

室内に設けた歩行路 (長さ 7~10m、幅 1.5m) を、「通常」、「速く」、「ゆっくり」の 3 とおりの速さで歩行させ、その際の歩行動作をビデオ撮影した。履物は、測定時に着用されているものを用いた。

対象者の肩峰点、転子点、脛骨点、外果点、中足点、および頸椎点、腰椎点 に直径 1cm の半球形反射マーカを貼付し、側方および後方から、2 台のデジタルカメラを使用して毎秒 30 コマで撮影した。カメラは、歩行路中心から

それぞれ約 5~7m 以上離れた位置に、Fig.7.1 に示すとおりに設置した。

デジタルテープに記録されたビデオ画像は、フレームカウンター（電機計測販売社製）を用いて 1 フレームごとに番号づけを行ない（1 フレームごとに番号を写しこみ）、S-VHS ビデオテープにダビングした。次に、S-VHS ビデオ画像を XY コーディネーター（ナック社製）に接続し、1 フレーム毎の各反射マーカークの位置座標を計測した。

また、対象者に対して歩行姿勢を視覚的にフィードバックするために、ビデオプリンター（ソニー社製）を用いて、歩行 1 サイクルの 4 場面をプリントした。

身体特徴点に貼付した反射マーカークの位置座標から以下のパラメーターを算出した（Fig.7.2）。

- (1) 歩幅 ~ 左足着地時の踵と、次の右足着地の踵の位置の差（単位；m）
- (2) 歩幅身長比 ~ 歩幅を身長で除したもの（単位；%）
- (3) 歩調 ~ 1 歩に要した時間から計算した 1 分間あたりの歩数（単位；step/min.）
- (4) 歩速 ~ 歩幅を 1 歩に要した時間で除したもの（単位；m/s）
- (5) 体幹角度 1 ~ 左足着地時の鉛直軸と体幹（肩峰点と転子点を結んだ線）のなす角度（単位；度）
- (6) 体幹角度 2 ~ 右足着地時の鉛直軸と体幹（肩峰点と転子点を結んだ線）のなす角度
- (7) 体幹振れ幅 ~ 体幹角度 1 と体幹角度 2 との差
- (8) 足関節角度 ~ 左足着地時の足関節角度（脛骨点、外果点、中足点の 3 点がつくる角度）
- (9) 床面角度 ~ 床面と靴底のなす角度
- (10) 後方角度 1 ~ 左足着地時の鉛直軸と体幹（頸椎点と腰椎点を結ん

だ線) のなす角度

(11) 後方角度2 ~ 右足地時の鉛直軸と体幹(頸椎点と腰椎点を結んだ線) のなす角度

(12) 後方振れ角度 ~ 後方角度1と後方角度2との差

以上の項目を、「通常」「はやい」「遅い」歩行についてそれぞれ算出した。

また、歩行速度の調節機能を評価するために、「はやい」と「通常」での歩速の差をメリハリ度として算出した。

(13) メリハリ度 ~ 「はやい」歩速 - 「通常」歩速

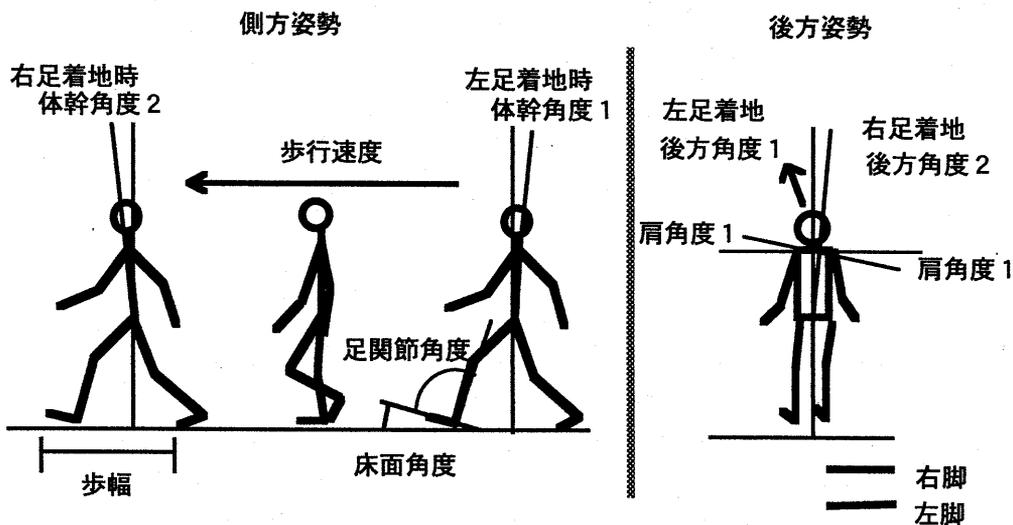


Fig. 7.2 測定項目

(3) 結果

全対象者を 65~69 歳グループ、70~74 歳グループ、75~79 歳グループ、80 歳以上グループにわけ、全対象者とそれぞれのグループで平均値を求めた (Table 7.1~Table 7.5)。

それぞれの分析項目において、対象者の年齢との相関を調べた (Fig. 7.3~

Fig.7.5)。その結果、5%水準で統計的に有意な相関が認められたのは、歩幅身長比（相関係数-0.42, $p < 0.001$ ）、歩速（相関係数-0.33, $p < 0.001$ ）、床面角度（相関係数-0.18, $p = 0.045$ ）の3項目であった。

Table7.1 全対象者の平均値（130名）

	通常	速い	遅い
歩幅(m)	0.55	0.65	0.55
歩幅身長比(%)	36.35	42.79	35.86
歩調(歩/分)	103.99	117.79	88.48
歩速(m/s)	1.01	1.29	0.82
体幹角度1(度)	-1.92	-1.10	-1.60
体幹角度2(度)	2.84	4.77	1.70
足関節角度(度)	117.39	119.08	120.09
床面角度(度)	19.39	20.04	19.95
後方角度1(度)	0.13	0.22	-0.88
後方角度2(度)	1.05	1.07	0.58

Table 7.2 65歳～69歳の平均値（33名）

	通常	速い	遅い
歩幅(m)	0.57	0.64	0.54
歩幅身長比(%)	37.97	42.26	35.87
歩調(歩/分)	107.08	126.76	93.71
歩速(m/s)	1.05	1.36	0.84
体幹角度1(度)	-2.07	-3.08	-2.50
体幹角度2(度)	2.82	3.81	1.98
足関節角度(度)	120.02	117.83	118.61
床面角度(度)	20.96	22.49	20.12
後方角度1(度)	0.92	-0.20	-1.35
後方角度2(度)	0.82	2.10	0.37

Table 7.3 70歳～74歳の平均値 (48名)

	通常	速い	遅い
歩幅(m)	0.57	0.66	0.59
歩幅身長比(%)	37.29	43.42	39.05
歩調(歩/分)	98.70	113.03	84.03
歩速(m/s)	1.05	1.24	0.85
体幹角度1(度)	-1.36	-0.23	-0.89
体幹角度2(度)	1.09	4.48	0.29
足関節角度(度)	120.39	120.78	120.30
床面角度(度)	20.35	20.88	20.38
後方角度1(度)	-0.82	-0.14	-0.42
後方角度2(度)	1.15	0.66	0.30

Table 7.4 75歳～79歳の平均値 (26名)

	通常	速い	遅い
歩幅(m)	0.55	0.67	0.52
歩幅身長比(%)	36.19	43.61	34.24
歩調(歩/分)	105.05	112.36	89.45
歩速(m/s)	0.98	1.26	0.81
体幹角度1(度)	-2.27	0.23	-1.30
体幹角度2(度)	4.97	4.88	2.94
足関節角度(度)	109.65	118.02	122.99
床面角度(度)	17.66	17.74	20.70
後方角度1(度)	-0.25	-0.28	-0.51
後方角度2(度)	1.05	0.13	0.39

Table 7.5 80歳以上の平均値 (23名)

	通常	速い	遅い
歩幅(m)	0.48	0.64	0.49
歩幅身長比(%)	32.21	41.29	31.00
歩調(歩/分)	110.49	122.79	89.98
歩速(m/s)	0.90	1.34	0.74
体幹角度1(度)	-2.44	-1.58	-2.15
体幹角度2(度)	4.08	6.72	2.92
足関節角度(度)	116.11	118.47	118.40
床面角度(度)	17.11	17.28	17.86
後方角度1(度)	1.41	2.13	-1.64
後方角度2(度)	1.15	1.52	1.71

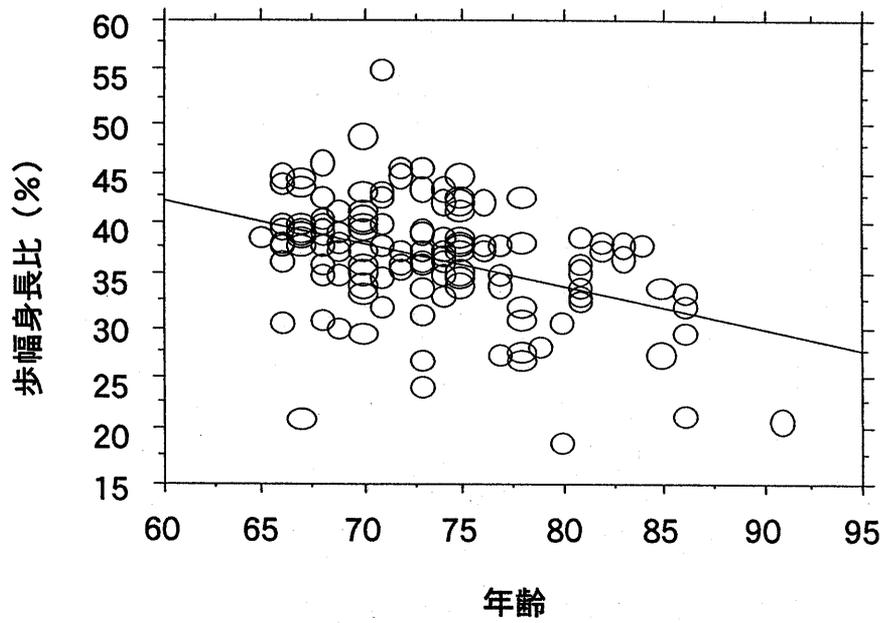


Fig.7.3 歩幅身長比と年齢の相関関係

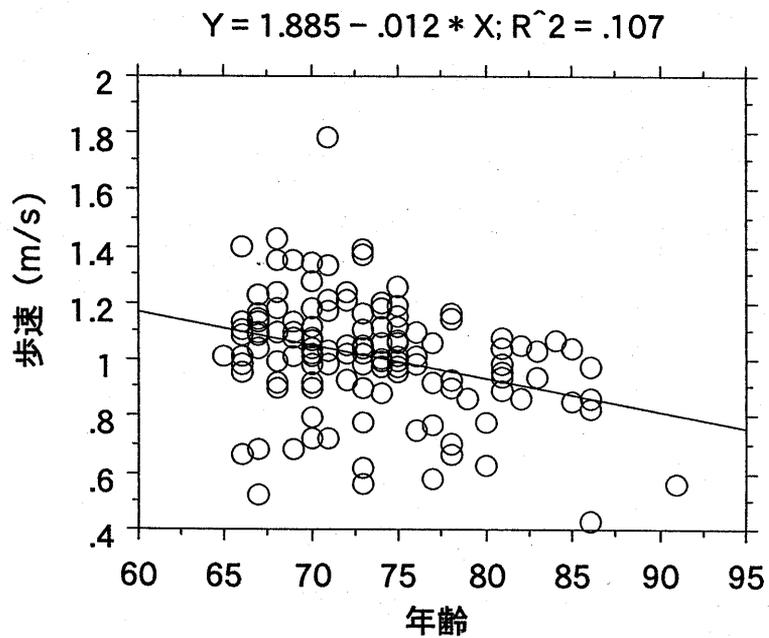


Fig.7.4 歩行速度と年齢の相関関係

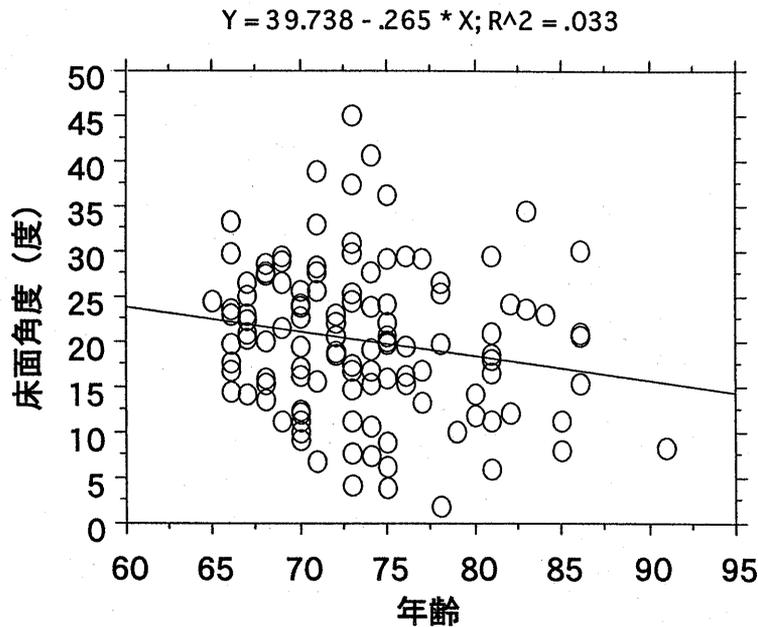


Fig.7.5 床面角度と年齢の相関関係

(4) 考察

五色町での歩行測定の結果、暦年齢と有意な負の相関が認められたのは、歩行速度、歩幅、床面角度の3項目であった。

これまで高齢者歩行の特徴として、歩幅の減少、歩行速度の減少、歩隔の増大、両脚支持時間の延長、単脚支持時間の短縮、遊脚期の股関節角度の減少、蹴り出し時の股関節、膝関節、足関節角度の減少、踵着地時の足関節背屈角度の減少、膝関節屈曲位での足部着地、上肢の運動範囲の減少、体幹の左右動の増加が、報告されている (Murrey1969、Kanekoら1990、クレイク1993、山本ら1995、柳川ら1998)。

しかしこれらの報告は、対象者の質の問題や、対象者のもつ疾患の有無などの問題によって、すべての研究者による統一した見解ではない。その中で、通常歩行における速度、歩幅、歩調の減少については、ほとんどの研究で報告されている。今回の結果においてもそれらを支持するものであった。ただし、歩調の減少はみられなかったため、五色町の高齢者の歩行速度の減少は歩幅に起

因するものであると推察できる。

高齢者の体力レベルは個人差が大きく、歩行機能についても各個人によって大きな相違がある (Murrey1969、Kaneko1990、木村 1991)。今回の測定において、体幹の左右の動きが青年と比較して大きな高齢者や、常に前傾した高齢者が多数みられたものの、そのばらつきの影響によって暦年齢との有意な相関関係がみられなかった。また、歩行測定に参加した高齢者が「寝たきり予防教室」に参加を希望する比較的元気な高齢者が多かったのも体幹の動きに変化が認められなかった大きな要因のひとつと考えられる。

最後に、比較的元気な集団であっても年齢による歩行速度と歩幅の減少が認められたことから、歩幅に起因する歩行速度の減少は歩行機能低下を予測する重大な要因となると考えられる。歩行運動指導においては、各人の歩幅と歩行速度をあらかじめチェックするなどして十分な考慮が必要であると考えられる。

第3節 高齢者における障害物歩行分析および動作特性

(1) 目的

本節では、歩行中に障害物をまたぎ越える際の動作を分析し、高齢者と青年のこれらの動作様式を比較・検討することによって、高齢者における歩行動作の特徴に関する基礎的資料を得ることを目的とした。

(2) 方法

特別養護老人ホームに在住する高齢者で、補助者および補助具なしに自分で歩行ができ、とくに疾病の認められない人10名（女性8名、男性2名）を対象として、障害物歩行測定を行なった。

被検者の平均年齢は 79.0 ± 11.4 歳、平均身長は 145.3 ± 7.5 cm であった。歩行路の中央に障害物となる厚さ 2cm の木板を置き、自由な速度でそれを越えさせた。木板の高さは 5, 10, 15 の3条件とし、自由歩行を加えた4条件で歩行を行わせた。同一条件では数回の練習の後、5回連続で歩行を行わせた。また条件の順番は被検者ごとにランダムに設定した。歩行の際、被検者の肩峰点、転子点、脛骨点、外果点、中足点に反射マーカ―を貼付し、それぞれのマーカ―の位置座標を画像分析により求めた。

各マーカ―の位置座標から、歩行速度、歩幅、クリアランス（足部と障害物上端の距離）、体幹の動揺角度、足関節の背屈角度を計算した。

(3) 結果

Fig.7.6 に障害物の高さ歩行速度の関係を示した。自由歩行時の歩行速度を100%として規格化して表した。高齢者群では障害物5cmで $87.5 \pm 12.5\%$ 、障害物15cmで $82.6 \pm 7.3\%$ であった。5、10、15cmのすべての障害物において青年群より高齢者群のほうが有意に大きな値を示した。

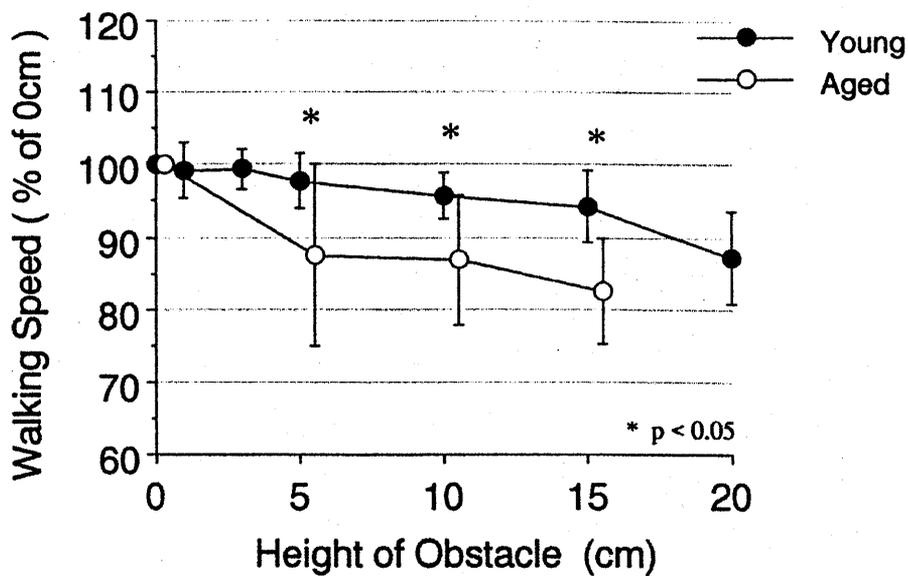


Fig.7.6 障害物の高さとう歩速度の関係 (自由歩行を 100%として規格化)

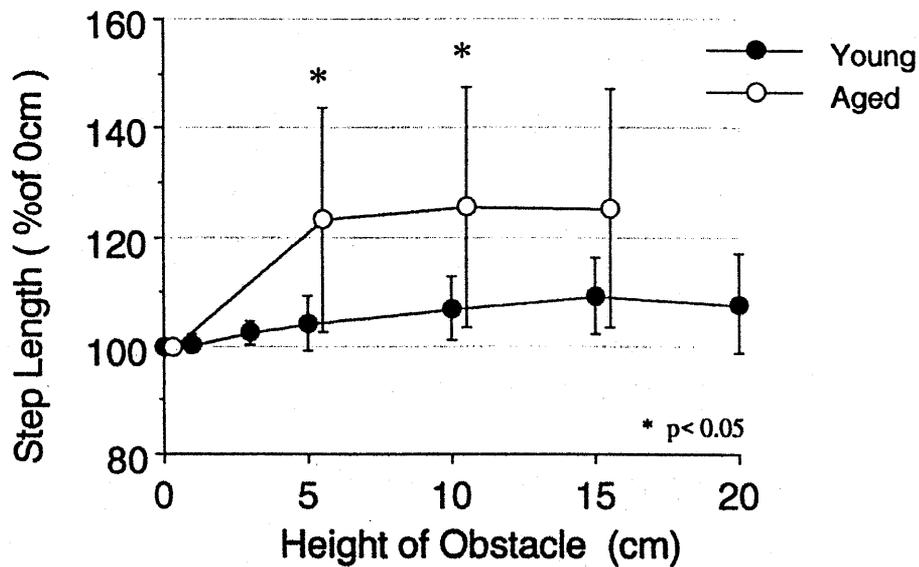


Fig.7.7 障害物の高さとう歩幅の関係 (自由歩行を 100%として規格化)

Fig.7.7 は、障害物の高さとう歩幅の関係を示した。同様に自由歩行の歩幅によって規格化して表した。障害物 5cm での歩幅の変化量は、高齢者群で $123.2 \pm 20.5\%$ 、青年群で $104.1 \pm 5.1\%$ 、障害物 15cm での歩幅の変化量は、高齢者群で $125.1 \pm 22.2\%$ 、青年群で $109.2 \pm 7.0\%$ であった。これらは、青年群では

15cm の障害物をこえるために 9%の歩幅の増大が必要であるが、高齢者群では 5cm の障害物を越えるためにすでに 23%の歩幅の増大が必要であることを示している。障害物 5cm と 10cm の高さにおいて、高齢者群と青年群とのあいだに有意な差が認められた。

Fig.7.8 には、障害物の高さで先導脚のクリアランス (H1) の関係を示した。障害物 15cm では、青年群は 332%程度であるのに対して、高齢者群では 800%にもおよんだ。5cm、10cm、15cm において高齢者群と青年群の有意な差が認められた。

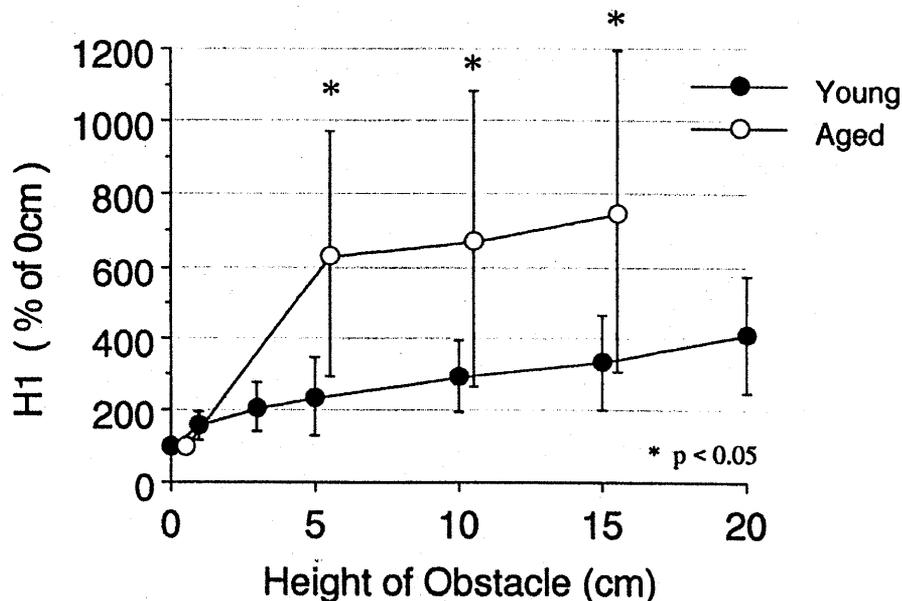


Fig.7.8 障害物の高さで先導脚クリアランス (障害物上辺と足部の距離) の関係
(自由歩行を 100%として規格化)

Fig.7.9 には、障害物の高さで後続脚のクリアランス (H2) の関係を示した。高齢者群では、障害物 5cm で $277.2 \pm 104.3\%$ の値を示し、10cm および 15cm でもほぼ同じ値を示した。青年群では、障害物 5cm で $144.6 \pm 39.4\%$ 、障害物 15cm で $157.3 \pm 61.2\%$ であった。5cm、10cm、15cm で高齢者群と青

年群の有意な差が認められた。

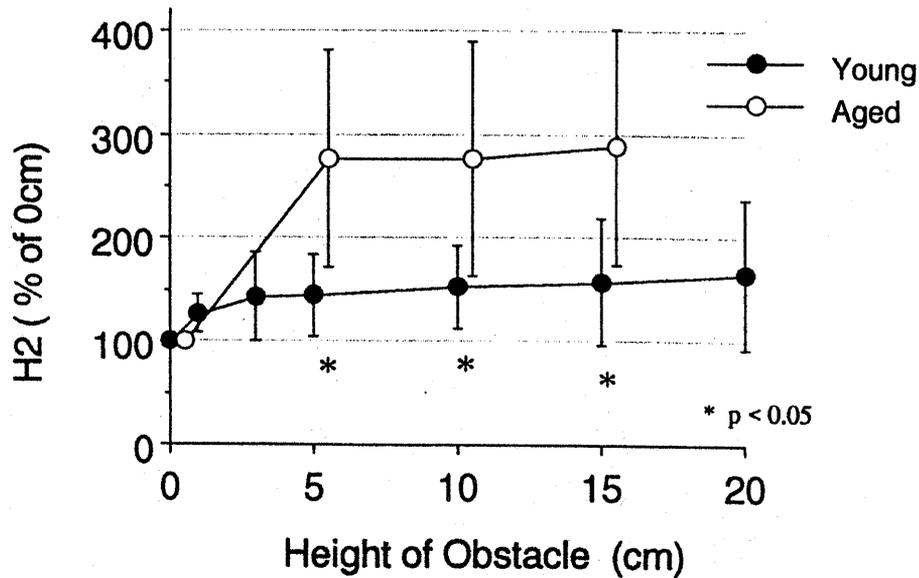


Fig.7.9 障害物の高さで後続脚クリアランス（障害物上辺と足部の距離）の関係

（自由歩行を 100%として規格化）

Fig.7.10 には体幹前傾角度との関係を示した。高齢者群では障害物 5cm ですでに 500%に及んだが、青年群では障害物 15cm で 300%となり、障害物 20cm において 500%に達した。障害物 5, 10cm において有意な差が認められた。

Fig.7.11 には足関節背屈角度との関係を示した。青年群では 5cm で $110.0 \pm 4.0\%$ 、20cm で $116.4 \pm 6.1\%$ であった。高齢者群では 5cm で $99.3 \pm 4.0\%$ 、15cm で $110.2 \pm 8.9\%$ であった。障害物 5cm においてのみ高齢者群のほうが青年群より有意に小さくなった。また、高齢者群では、5cm と 10cm の高さは自由歩行と同じ値を示した。

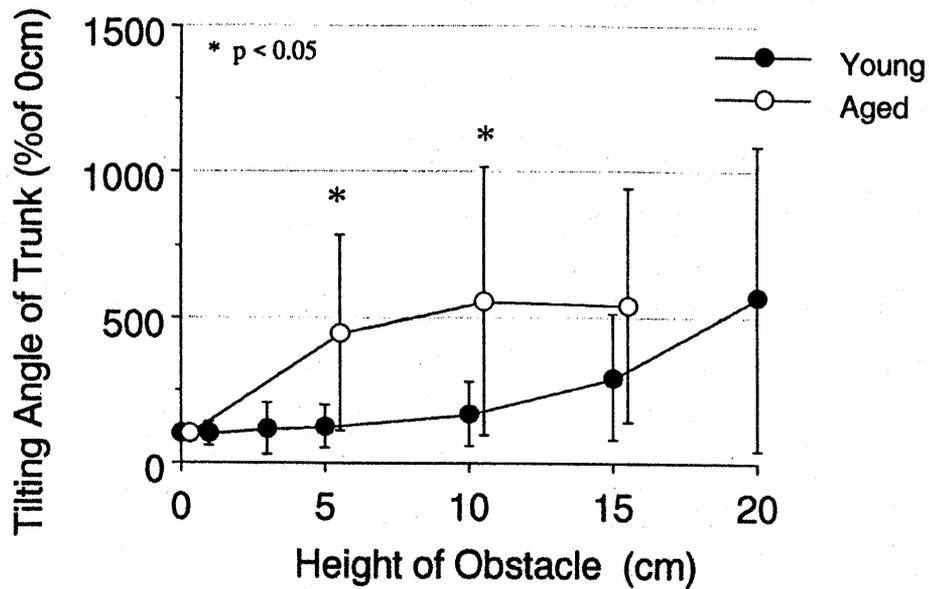


Fig.7.10 障害物の高さと同体幹前傾角度の関係 (自由歩行を 100%として規格化)

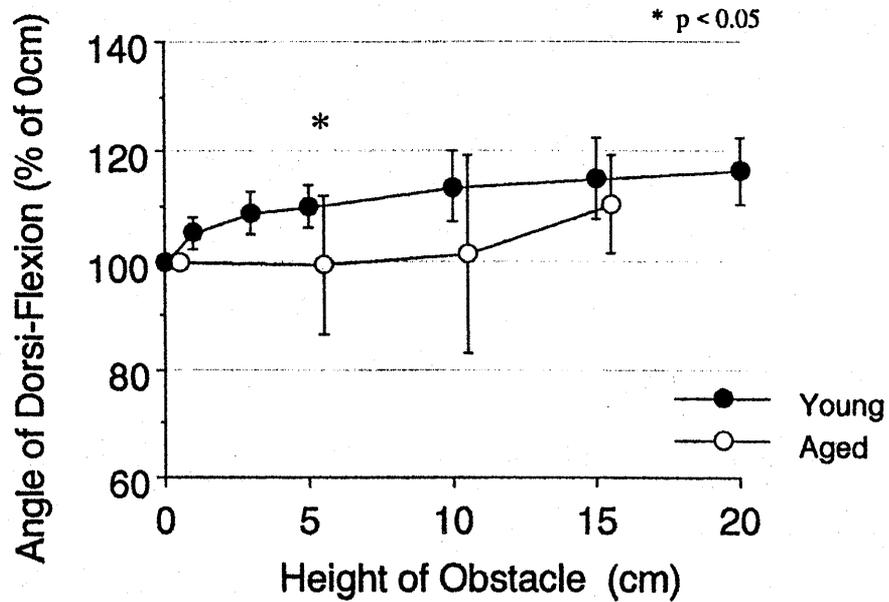


Fig.7.11 障害物の高さと同足関節背屈角度の関係 (自由歩行を 100%として規格化)

(4) 考察

障害物を越える際の歩幅を自由歩行と比較すると、青年群では最大で 10% の増大、高齢者群はおよそ 25% の増大があった。これは高齢者群では障害物を越えるために通常の 1.25 倍も歩幅を増大しなければならないことを示している。歩幅が大きくなると単脚支持期が長くなるので、それだけ支持脚の筋力やバランス能力が必要とされる。当然、高齢者では筋力やバランス能力が低下していると考えられるので、高齢者における歩幅の増大は青年の身体にかかる負担以上に大きくかかることが推察される。

青年群において、先導脚（はじめに越える脚）のクリアランス（足部と障害物との間の距離： $H1$ ）は、障害物が高くなるほど増大した。この距離（ $H1$ ）がマイナスにならないかぎり障害物につまずくことはないが、本実験では障害物が高くなるとそれだけ余分に足を持ち上げているという結果を得た。歩行中に障害物を越える場合、我々は遊脚の各関節を通常より大きく屈曲させる必要があるが、これは上位中枢からの随意的な調整によってはじめて達成されるものである。もちろん遊脚を適切に屈曲させるだけではなく、支持脚の関節の Stiffness（剛性）を高めて身体のバランスが崩れないようにするといった複雑な調整も行なわれているはずである。そして、このときの調整の仕方は障害物の高さによって異なり高くなるほど高度な調整が必要となることは容易に推察できる。従って、障害物が高いほど障害物と足部の距離が増大したのは、下肢動作の調整の複雑さから、つまずくことなく安全に障害物を越えるために行なわれた補償的な動作の結果であると考えられる。そして、高齢者群は青年群より大きく足を持ち上げて歩行していた。これは高齢者の場合、筋力やバランス能力の低下から、高さ 5cm の障害物においてすでに補償的な動作が行なわれた結果であると推察される。

後続脚（後から越える脚）のクリアランス（足部と障害物の間の距離： $H2$ ）

は、両群とも先導脚より大きく、そして高齢者と青年群での差はみられなかった。先導脚では運動直前まで障害物を直視することができるが、後続脚はすくなくともはじめの足が越える時点から障害物を直視することはできない。これら視覚情報の違いが下肢動作の調整に影響を与えたものと考えられる。後続脚のほうが低い障害物においても比較的大きく足を持ち上げていたのは、その調整の複雑さから、余分に足を持ち上げて障害物につまずかないようにしているものと推察される。

障害物を越える場合の体幹動揺角度は、高齢者群では 10 度を越え、青年群より有意に大きな値を示した。大きく下肢を持ち上げて障害物を越えるときは、身体の平衡を維持するために体幹を傾けることが必要となってくる。特に、後続脚の足部が障害物を通過する時点では体幹は大きく前傾する。しかし、そのとき、支持脚の関節の Stiffness（剛直性）を高めるなど他の部分の調整が優位に行なわれると、それだけ体幹の動揺は小さくてすむと考えられる。従って、支持脚の筋力低下が考えられる高齢者は、体幹を傾けることだけで平衡を維持しようとするために体幹の動揺が大きくなったと考えられる。

障害物を越える際の足背屈角度は、高齢者群では 5cm と 10cm は自然歩行とほぼ同じ値を示した。青年群では自由歩行のときより障害物を越えるときのほうが足背屈角度は大きくなった。これらの結果は、高齢者のつまずきの原因であるとされる背屈角度の減少が、自然歩行時よりむしろ実際に障害物を越える場面で顕著にあらわれることを定量的に示したものであると考えられる。

第4節 結語

高齢者の歩行の特徴として以下のことが明らかになった。

- 1) 暦年齢と有意な負の相関が認められたのは、歩行速度、歩幅、着地時の床面と靴底のなす角度の3項目であった。
- 2) 高齢者は青年より足部を大きく持ち上げて障害物を越えていた。
- 3) 自由歩行と障害物を越える場合を比較すると、高齢者群は歩行速度の減少率および歩幅の増加率が青年群より大きかった。
- 4) 高齢者は障害物を越える際の体幹の前後動揺が青年より有意に大きくなった。
- 5) 高齢者のつまずきの原因のひとつとされる足関節背屈角度の減少は、自由歩行時よりむしろ実際に障害物を越える場面で大きくなることが示された。
- 6) これらの結果は、高齢者の筋力やバランス能力の低下からくる補償的な調整を示すものであると推察された。

第8章 高齢者の歩行運動指導への応用

第1節 歩行運動指導におけるスキル論からの視点

歩行は日常生活に欠かすことのできない基本的な運動であり、それは脊髄レベルの反射的制御の側面と大脳など上位中枢が関与する随意的制御の側面とを合わせもった運動である。これまで医学、生理学、工学など様々な分野において研究の対象とされてきた。特に、健康づくりのための有酸素性運動として注目されるようになってからは、歩行運動のエネルギー代謝や呼吸循環器系の応答特性に関する研究が進み、運動指導においてそれらの知見が多く活かされるようになった。しかしながら、歩行運動の随意的な側面に焦点を当てた研究は少なく、安全管理やフォームの指導においてそれらの知見が十分に運動指導に活かされていないのが現状である。

そこで本研究では歩行の随意的制御の側面すなわち対応動作としての歩行に着目し、多様な歩行条件における歩行運動のスキルについて検討を加えた。その結果、ヒトは歩行条件の変化に対応して、きわめて微細な調節を随意的に行なっていることが明らかになった。そして、それらの調節の仕方は高齢化にともなって変化するものであることが定量的に示された。

これらの結果は、歩行運動指導におけるスキル論的な視点の重要性を示唆している。特に、高齢者を対象とした歩行機能の維持を目的とした運動指導では、個々人の有する歩行運動のスキルレベルの違いを考慮することなく指導プログラムを作成することはできない。したがって、スキル論的な視点は、中・高齢者が安全にしかも効果的に歩行運動を実施するためのソフトウェア（指導プログラム）およびハードウェア（地域社会の物理的環境）の構築にとって欠かすことのできないものと考えられる。

ところで、歩行運動が随意運動の側面を有するものであることは既に述べた。しかし、ほとんどの場合でその運動は自動化されており、「歩く」ことが意識にのぼることは少ない。すなわち、歩行運動は意識水準の低い運動である。

そこで、歩行機能の維持・向上を考える際に、「歩く」ことに対する意識水準を高める試みが行われている。

金子（1999）は、高齢者の「意識歩行」による歩行運動の変化について次のように報告している。「歩行の速度を早くする」か「歩幅を広くする」意識歩行では、どちらもキック力が強くはたつき、下肢の関節運動域が増大するので、足腰を鍛えて歩行能力を高めることが期待できる。また、渡部（1999）は、高齢者を用いた歩行実験の分析結果をもとに、高齢者の歩幅が狭いことや体幹部の前屈姿勢の特徴を改善するための訓練方法として「足底圧認識歩行」を提唱している。このように、歩行運動における運動の「意識化」によって、歩行機能の維持・向上が期待できることが報告されている。

本研究では多様な歩行条件下で行われる歩行動作をとりあげた。通常とは異なる条件下での歩行運動の意識レベルは、通常の歩行運動より高まるものと推察される。本研究でとりあげた歩行条件、すなわち障害物を越える条件、荷重を背負う条件、あるいは滑りやすい路面や硬い路面、さらには水中での条件を歩行運動指導の中に注意深く取り入れることによって、より多様な歩行運動を実践できると考えられ、それぞれにおいて意識レベルの高揚や認識を高めることが期待される。

第2節 安全管理に関する留意事項

本研究では、歩行の随意的制御の側面すなわち対応動作としての歩行に着目し、多様な歩行条件における歩行運動のスキルについて検討を加えた。その中で特に中高齢者を対象とした歩行運動指導における安全管理に関するいくつかの知見が得られた。それらを留意事項として以下にまとめた。

（1）障害物による運動量の増大について

高齢者が障害物をまたぐ場合は、転倒を回避するために脚を大きく持ち上

げて歩行する。したがって、障害物が連続して続く場合や高い障害物が多い場合の身体への負担は、青年よりも大きくなると考えられる。平坦なコースであっても障害物の数とそれらの高さによっては運動量が増大することに十分注意を払うべきである。歩くコースに存在する段差や障害物の位置やその高さを正確に把握することが重要である。

また、高齢者は障害物を越える際の歩行速度の減少率が大きい。すなわち、自由歩行に比べて障害物歩行時の歩行速度が著しく減少する。障害物の位置を確認しつつ全体の歩行速度を調整させるべきである。前後の人の速度に合わせて障害物を越える場合には転倒の可能性が高まると考えられる。複数で歩行する場合、一人ひとりが自分のペースでクリアでるだけの間隔を保って歩かせることが必要である。

(2) 股関節外転筋の負担増について

障害物をまたぐ際の身体の安定には、股関節の外転筋が重要な役割を果たしている。特に、先に右脚で障害物を越える場合は左脚の股関節外転筋群、先に左脚で越える場合は右脚の股関節外転筋群への負担が大きいことが明らかになった。さらに、障害物歩行だけでなく通常の歩行時にも股関節外転筋群は骨盤の水平安定を維持する重要な役割を果たしている。したがって、歩行前のウォーミングアップの際には、両脚を開脚するなどの運動を行ない股関節の外転筋群にも配慮しておくことが大切である。

(3) 路面の種類による着地衝撃の違いについて

コンクリート上に 50cm の高さから飛び降りると 70G の衝撃加速度が足部に発生する。その衝撃は身体各所で緩和されるが、それでも頭部には不快と感じる大きな衝撃加速度が伝わってくる。歩行運動の着地の際の衝撃加速度は 2.3G との報告があるが (富永 1990)、何千回にも及ぶ衝撃の蓄積をさけるための配慮工夫が必要である。

(4) リュックサックの重心位置と固有背筋への影響について

リュックサックの荷物が重い場合は、できるだけ荷物重心を背中に近づけて、肩峰の高さに調整するとよいと考えられる。それによって荷物による転子点まわりのモーメントを小さくすることが可能となり、より有効な推進力を得ることができる。しかし、この位置で長時間歩行運動を続けると股関節の外転筋の負担が増大する。股関節の外転筋は障害物をまたぐ際にも大きな負担がかかることから、リュックサックを背負った状態で段差や障害物を越える場合にはさらなる注意が必要である。

また、上半身の前傾姿勢がみられる高齢者は、荷物の位置を少し下げたほうがよいと考えられる。荷物の位置が高い場合は、頭を下げる方向へモーメントが作用する。そのとき前傾姿勢であれば、さらに頭下げ方向のモーメントが増大する。したがって、前傾姿勢の場合は荷物位置を下げて、むしろ頭を上げる方向のモーメントを発生させたほうが歩きやすいと思われる。このことによって固有背筋への負担が軽減される。

第3節 歩行運動の機能向上に関する提案

歩行運動のスキル論的な視点から、特に障害物条件を歩行運動指導に取り入れることを提案する。

歩行中の障害物によって運動量が増大し、身体への負担が大きくなるということは、トレーニング効果も期待できることを示唆している。屋外では高さの異なる段差や障害物が点在するコースを積極的に選択し、また、体育館などの平坦な場所では高さの異なるものをコース上に置くなどして、意図的に障害物を越えさせることが歩行運動に関する諸機能への刺激となると考えられる。

また、バランス能力の低下傾向のみられる高齢者は、姿勢の保持が身体の移動より優先されるため歩行速度が減少する（内藤 1991）。したがって歩行運

動指導においてもバランス能力の向上を念頭におくべきである。段差や障害物を越える場合には単脚支持時間が延長する。それにより長時間単脚で身体のバランスを保持しなければならない。これがバランス能力向上のトレーニングになると考えられる。平坦なコースを歩くだけでなく、積極的に単脚支持時間を延長させるような刺激があってこそはじめてバランス能力の向上が期待できると考えられる。

さらに、障害物を越える際、5cm以下の低い場合と5cmから15cmの場合、そして15cmを越える高さの場合では、それぞれ越え方のストラテジー（方略）が異なることが示唆された。それは神経系や骨格系における調節の仕方が高さによって異なることを意味している。したがって、安全に工夫された様々な高さの障害物を越えての歩行運動は、神経系や骨格系に幅広い刺激となることが予測される。

第9章 総括

歩行は、四肢の律動的なパターンが脊髄レベルで生み出される反射的制御の側面と、様々な環境や外乱に対応して速度や方向を変えることのできる大脳レベルの随意的制御の側面とをあわせもつ運動である。歩行のメカニズムについては、これまで多くの研究者によって解明がなされているが、対応動作としての歩行の随意的制御の側面に着目して、多様な歩行条件における歩容に関する検討を総合的に行なった研究は少ない。特に、中高齢者を対象とした歩行指導において、これらの歩行のスキル論的な知見が不足していると考えられる。

そこで本研究では、多様な歩行条件における歩容の動作特性から歩行指導に活用できる知見を得ることを念頭において、障害物条件、荷重歩行、水中歩行、高齢者歩行のそれぞれの条件の中で行われる歩行動作について、動作学的ならびに動力学的な見地から解析を行なった。

－障害物条件における歩行動作特性について－

障害物歩行においては、先に障害物を越える先導脚は障害物が高くなるほどクリアランスが増大し、余分に足部を大きく持ち上げて歩行を行っていた。また、後から障害物を越える後続脚では、障害物の高さに関係なく、常に大きなクリアランスを保って歩行をおこなっていた。これらの左右の脚の異なる対応動作は、姿勢の安定を維持し安全に障害物を越えるための制御システムであると推察された。

歩行は身体重心の効率的な移動と姿勢の制御の2つの作業をおこなう必要がある（クレイク 1993）。歩行中に障害物を越える場合には、単脚支持期の延長を余儀なくされることから、効率的な移動よりも姿勢を安定させるための制御ほうが優先されると考えられる。その意味で、大きく足を持ち上げることは、余計に姿勢の安定が崩れ、かえって姿勢の制御のうえではマイナスのように考えられる。しかしながら、姿勢の安定を崩してまでも足部を大きく持ち上げて

いたのは、足部と障害物との接触が引き起こす次なる事態、すなわち転倒という最大級の危険を予測してのことと考えられる。姿勢の安定をはかるあまりにクリアランスを小さくした場合には、僅かな見積もりの違いや足部の高さ調整の失敗が、転倒へとつながるからである。特に、後続脚において障害物の高さによらず大きなクリアランスがみられたのは、障害物を越える際に視覚情報がないために足部の高さ調整がより困難となり、障害物との接触を避けることを最優先した結果であると推察された。

また、障害物歩行では、単脚支持期の骨盤の水平位置を調節する股関節外転筋群が、障害物の高さに対応して活動することが明らかになった。これは、股関節外転筋群が足部の高さ調節に直接関与しているというよりは、足部を持ち上げることに伴う姿勢の変化に対応して、骨盤の水平位置を調節していると推察された。

さらに先導脚と後続脚が発揮する関節モーメントにも違いがみられ、後続脚では股関節外転モーメントと膝関節の伸展モーメントが大きく、先導脚では膝の伸展モーメントが大きな値を示すことが明らかになった。

－路面の滑り・硬さについて－

路面（床面）の滑り・硬さが身体に及ぼす影響については、低強度の簡単な運動種目において、滑りにくい環境と滑りやすい環境ではどちらとも下肢の筋放電が大きくなり、その間に筋放電が小さくなる最適な滑り環境が存在することが明らかになった。

また、その場跳びのような軽度の運動であっても、フロアの弾性によって着地の際の衝撃が異なり、コンクリートでは 50cm の高さからの飛び降りでも頭部に不快と感じる衝撃が伝わるということが明らかとなった。

－荷重条件における歩行動作特性について－

荷重歩行では、ザックを背負って歩く際には、転子点まわりに頭下げモーメ

ントを発生していた。これは、固有背筋による姿勢調節を確保し、日常的に使われたい腹筋群による姿勢保持を回避するためであると考えられた。そしてその頭下げモーメントは、ザックの重心位置が高いほど大きく、これはザックを含む上半身の慣性モーメントの大きさの違いに起因すると推察された。

ザック重心位置が高い場合には、体幹の伸展モーメントおよび股関節外転モーメントは増大した。このことは体幹の姿勢保持あるいは左右方向のバランス確保のために、固有背筋および股関節外転筋の負担が大きくなることを示唆した。

ザックの重心位置が低い場合に、歩行速度の減少と体幹の前傾角度の増大が認められた。この結果は歩行運動における機械仕事率の低下を意味し、長時間にわたる連続歩行では下肢の伸展筋群への負担が大きくなることを示唆した。

以上のことから、ザックの重心位置が低い場合には機械的仕事率の低下が考えられ、ザックの重心位置が高い場合には股関節の伸展および外転方向への負担が増大することが示唆された。

－水中条件における歩行動作特性について－

水中歩行では、水中では浮力の影響によって歩幅が有意に増大すること、また粘性抵抗の大きい水中では、膝関節と股関節の屈曲速度が増大し、膝関節の伸展速度が有意に減少することが明らかとなった。このことは、水中においては、相対的に小さな筋力を発揮する筋群への負担を軽減し、より大きな筋力を発揮する筋群への負担を増大させるような歩容の調整が行なわれた結果と考えられた。

また、水中のトレッドミルと比較するとプール内歩行では、歩行速度が歩調に大きく依存し、体幹が後傾する傾向があることが明らかとなった。プールでは予想以上に腰や背筋への負担が大きいことが示唆された。また、水中トレッドミル歩行では、頭部の位置変化がないこと、水流によって身体に作用する圧

力が均一でないこと、フロアがすべりにくいこと等の影響から、歩行中の姿勢を制御しやすい環境であることが示唆された。

－高齢者の歩行動作特性について－

高齢者歩行では、高齢者歩行の特徴をより抽出しやすくなると考え、障害物を越える条件を設定して、その歩行動作を分析した。その結果、高齢者は青年より足部を大きく持ち上げて障害物を越えていたことや体幹の前後動揺が青年より有意に大きくなることが明らかとなった。さらに、高齢者のつまずきの原因のひとつとされる足関節背屈角度の減少は、自由歩行時よりむしろ実際に障害物を越える場面で大きくなることが示された。これらの結果は、高齢者の筋力やバランス能力の低下からくる補償的な調整を示すものであると推察された。

－高齢者の歩行運動指導への応用について－

多様な条件における歩行運動の動作特性から、歩行運動指導におけるスキル論的な視点の重要性が示唆された。そして、本研究でとりあげた歩行条件を歩行運動指導の中に取り入れることによって、より意識水準の高い歩行運動が実践できると考えられた。

また、それぞれの歩行条件において得られた知見をまとめて、指導上の安全管理面での留意事項と歩行の機能向上に関する提案を行なった。特に安全管理面では、高齢者は障害物によって運動量が増大すること、障害物を越える際には股関節外転筋の負担が増大すること、強度の小さいな身体運動でも路面によって着地衝撃の大きさが変わること、路面の滑りによって筋活動が増大すること、リュックサックが固有背筋への負担を大きくすること、リュックサックの重心位置の違いによって腰背部にかかる負担が異なること、プール内の歩行では水中トレッドミル歩行と比較して腰部への負担が大きいこと、水中では前傾姿勢が望ましいことなどが、指導上の留意事項としてあげられた。

－今後の課題－

歩行機能の低下は、生命にまで影響を及ぼす重大な現象である。歩行能力の低下は、多くの研究者が指摘するように、歩幅の減少、歩行速度の減少、両脚支持期の割合の増大、歩隔の増大、膝関節の屈曲位着地、着地時の足関節背屈角度の減少等によって、その傾向をとらえることができる（Kaneko1990、木村 1991、柳川 1998）。しかし、その歩行能力の低下と身体の諸機能がどのような関係にあるのかは未だに明かにされていない（クレイク 1993）。したがって歩行能力の低下を発見するためには、歩行動作それ自体を分析する以外にいまのところ方法はないと考えられる。ところが、通常の歩行において歩行能力の低下傾向があらわれたときには、すでに回復が困難である場合が多く、その時点で能力を高めることは容易ではない。そのために、歩行能力を何らかの手段で測定し、歩幅の減少などの通常の歩行に何らかの異常が認められるまえに、その予兆を発見することが重要であろう。

本研究では、中高齢者を対象とした歩行運動指導のためのプログラム作成を念頭において、多様な条件における歩行動作特性について解析を行なった。しかし歩行運動指導の原点は、やはり個々人のもつ歩行能力の正確な把握にある。現在の歩行運動指導は各人のもつ歩行能力の評価がないままに行われている。

したがって、歩行中の外乱や異なる環境条件に対応した歩行の中での調整能についてさらに深く検討を加え、その中で行われる歩行動作を様々な観点から定量化し、年齢あるいは体力レベルに応じた評価基準を作成するとともに、対応動作としての様々な歩行の中から歩行能力を測定する具体的な方法確立することが超高齢社会での歩行運動指導における最重要課題であると考えられる。

引用文献

- 阿江通良(1996) : 日本人幼少年およびアスリートの身体部分慣性特性. *Jpn. J Sports Sci.* 15 : 155-162
- 明石謙(1987a) : 姿勢、佇立、歩行. *総合リハビリテーション* 15(1) : 57-62
- 明石謙(1987b) : 歩行の成熟、歩行研究史. *総合リハビリテーション* 15(2) : 137-143
- 阿久津邦夫 (1975) : 歩行の科学. 不昧堂出版. 東京 : 56-57
- Asmussen, E. (1960) : The weight-carrying function of the human spine. *Acta Orthp. Scand.* 29 : 276-290
- Chen, H. C., et al. (1991) : Stepping over obstacles: Gait patterns of healthy young and old adults. *J. Gerontology : Medical sciences* 46(6) : 196-203
- Chou, L.S. and Draganich, L.F.(1997) : Stepping over an obstacle increases the motions and moments of the joints of the trailing limb. *J. Biomechanics* 30(4) : 331-337
- クレイク・レベッカ(1993) : 高齢者の動作の変化. ウーラコットら (編) 矢部京之助 (監訳) 姿勢と歩行の発達—生涯にわたる変化の過程. 大修館書店 : 163-184
- Ferrandez, A., et al.(1988) : Locomotion in the elderly. *Posture and Gait, Development, adaptation and modulation*, eds. Amblard, et al. : 115-124
- Grillner, S., Wallen, P.(1985) : Central pattern generators for locomotion, with special reference to vertebrates. *Anu. Rev. Neurosci.* 8 : 233-261

- 長谷和徳(1999) : 逆動力学的手法による身体動作のコンピュータシミュレーション. バイオメカニクス研究 3 : 22-28
- 堀田昇他(1993) : 水中トレッドミル (flowmill) 歩行時の呼吸循環応答. 久留米大学保健体育センター研究紀要 1-1 : 19-23
- 堀田昇他(1995) : 新しい水中運動装置 (flowmill) を用いた運動療法. 体力研究 88 : 11-17
- 猪飼道夫(1972) : 歩行運動の生理. 生体の運動機構とその制御, (編) 真島英信他, 杏林書院: 326-341
- Jette M. , et al.(1988) : Effect of twelve-week walking programme on maximal and submaximal work output in sedentary middle-aged men and women. J. Sports Medicine 28 : 59-66
- Kadaba M.P, et al. (1989) : Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait..J. Orthop Res. 7 : 849-860
- 金子公宥(1994) : 改訂スポーツバイオメカニクス入門. 杏林書院 : 28-33
- 金子公宥(1999) : 高齢者の「意識歩行」による歩行運動の変化. 保健の科学 41 (7) : 512-517
- Kaneko,M., et al.(1990) : Biomechanical analysis of walking and fitness testing in elderly women. Fitness for the aged, Disabled and industrial worker, ed. Kaneko, M. : 84-89
- カパンディ(1987) : 関節の生理学Ⅱ下肢 (原著第5版) . 医歯薬出版 : 46-55
- 木村みさか(1991) : 高齢者への運動負荷と体力の加齢変化および運動習慣. Jpn. J. Sports Sci. 10 : 722-728
- 久埜真由美、宮下充正(1994) : 中高年齢者のウォーキングの指導について. Jpn. J. Sports Sci. 13 : 37-41

- 久埜真由美、宮下充正(1995)：ウォーキングの特性.Jpn. J. Sports Sci. 14 :
5-10
- 宮川健、小野寺昇(1997)：背負いザックの重心位置の違いが歩行中の姿勢お
よび地面反力に及ぼす影響. 登山医学 17 : 125-134
- 宮下充正(1965)：歩行研究の概略. 体育の科学 15 : 264-273
- 宮下充正他(1993)：フィットネス Q&A. 南江堂 : 162-168
- Murrey, M.P.(1969)：Walking patterns of healthy old men. J. Gerontology.
24 : 169-178
- 内藤久士(1991)：高齢者のバランス能力. 体育の科学, 41 : 719-724
- 中澤公孝(1999)：ヒト脊髄の歩行発生能力とその可塑性. バイオメカニクス
研究 3(3) : 195-200
- Nigg, B.M. , et al. (1984)：Load Sport shoes and Playing surfaces. Sport
shoes and playing surfaces, Human Kinetics : 1-24
- 大道等(1984)：歩行の運動分析. Jpn. J. Sports Sci. 3 : 573-588
- 小野英哲(1971)：体育館の床の弾力性に関する研究（その1）運動競技者が
体育館の床にあたる荷重の解析. 日本建築学会論文報告集第 181 号
- 小野寺昇他（1992a）：夏山登山における自覚的運動強度と心拍変化の比較.
登山医学 12 : 79-85
- 小野寺昇他（1992b）：水の粘性抵抗が水中トレッドミル歩行中の心拍数と酸
素摂取量に及ぼす影響. 宇宙航空環境医学 29 : 67-72
- 小野寺昇他(1996)：中高年者の山歩きと登山における主観的運動強度と心拍
数の関係. 登山医学 16 : 25-32
- 小野寺昇他(1998)：水の物理的特性と水中運動 . バイオメカニクス研究
2(1) : 33-38
- Patla, A.E.(1991)：Visual control of human locomotion. Adaptability of

- human gait. Elsevier science Publishers : 55-97
- Patla,A.E. and Rietdyk,S.(1992) : Effect of obstacle height and width on gait patterns. 13th International Congress on Biomechanics abstract : 455 - 456
- Perry, J.(1992) : Gait analysis. Normal and pathological function. SLANK Inc. USA
- 臨床歩行分析懇談会編(1989) : 臨床歩行分析入門、土屋和夫監修。医歯薬出版株式会社 : 61-94
- 臨床歩行分析研究会(1997) : 関節モーメントとはなにか。関節モーメントによる歩行分析、医歯薬出版 : 3-18
- Rose, J. and Gamble, J.G. (1994) : Human walking. Williams & Wilkins : U.S.A
- Seals, D.R. , et al (1984) : Endurance training in older men and women. Cardiovascular responses to exercise. J. Appl. Physiol. 57 : 1024-1029
- 杉浦美穂他(1998) : 地域高齢者の歩行能力-4年間の縦断変化-。体力科学 47 : 443-452
- 総務庁統計局(1996) : 平成8年社会生活基本調査報告書。第2巻, 全国生活行動編 : 東京
- 徳田哲男(1977) : 老人の歩行。人間工学 13(5) : 219-222
- 富永洋志夫 (1990) : 加速度。人間の許容限界ハンドブック, (編) 関邦博他。朝倉書店 : 442-449
- 塚本真也、江橋慎四郎(1992) : 山登り。国土社 : 34
- 梅田利兵衛、長谷川純三 (1983) : 山岳活動。ベースボールマガジン社 : 38
- Vaughan, C. L., et al. (1992): Dynamics of Human Gait. Human

Kinetics: 7-44

渡部和彦、宮川健(1992)：歩行の安定性に関する動作分析－成人および高齢者の特徴. *Equilibrium Research Supplement* 8 : 107-108

渡部和彦 (1999)：高齢者の歩行運動の特徴. *保健の科学* 41(7) : 506-511

Winter D.A. (1990) : *Biomechanics and motor control of human movement* 2nd. John wiley & Sons : 51-102

山本高司 (1983)：動作の調整能. 杏林書院：東京

山本明美他 (1995)：加齢に伴う歩行能力の退行－高齢女性の歩行動作と振子のエネルギー効率について. *J. J. Sports Sciences* 14(4) : 445-450

山崎信寿、長谷和徳(1992)：自由歩行における歩調・歩幅の生体力学的決定基準. *バイオメカニズム* 11 : 179-189

柳川和優他 (1998)：青年と高齢者における歩行動作の比較－足部の運動特性に着目して－. *体力科学* 47 : 131-142

参考文献

- Berger, W. et al. (1988) : Development of bilateral coordination of stance and gait in children. *Posture and Gait Development, adaptation and modulation*, eds. Amblard et al. : 67-74
- Conrad, B. et al. (1986) : Motor patterns in human gait. *Disorders of Posture and Gait*. eds. Bles, W. et al : 53-67
- Dietz, V. et al. (1979) : Neuronal mechanisms of human locomotion. *J. Neurophysiology*, 42 : 1212-1222
- Dietz, V. et al. (1988) : Fast head tilt has only a minor effect on quick compensatory reactions during the regulation of stance and gait. *Exp. Brain Res.* 73 : 470-476
- 江原義弘(1987) : 歩行の運動学. *総合リハビリテーション* 15(5) : 383-388
- 藤原健固(1988) : 歩きの科学 : なぜ頭とからだによいのか. ブルーバックス : 講談社
- 原島鮮 (1985) : 力学 (三訂版) . 裳華房. 東京
- 後藤幸弘他(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—. *大阪市大保健体育学紀要* 13 : 39-52
- 猪飼道夫(1965) : 歩行の科学. *体育の科学* 15(5) : 235-238
- 池上康男他(1991) : D L T法. *Jpn. J. Sports Sci.* 10 : 191-195
- 金子公肴(1991) : 高齢者の歩行運動. *Jpn. J. Sports Sci.* 10 : 729-733
- 木村みさか他(1995) : 歩行テストからみた高齢者の体力—簡易持久性評価方法シャトル・スタミナ・ウォークテストの試み—. *Jpn. J. Sports Sci.* 14 : 435-444
- Kinoshita, H. and Bates, B.T. (1983) : Effects of Different Load Carrying

Systems on Ground Reaction Forces During Walking.
BIOMECHANICS V|||-A : 574-581

小林寛道(1991) : 高齢者の体力. 体育の科学 33(12) : 833-838

MacFadyen, B. J. and Winter, D.A.(1991) : Anticipatory locomotor
adjustments during obstructed walking. Neuroscience research
communication 9(1) : 37-44

Matsusaka,N.(1986) : Control of the medial-lateral balance in walking.
Acta Orthop. Scand.57 : 555-559

松井秀治(1958) : 運動と身体の重心－各種姿勢の重心位置に関する研究. 杏
林書院

宮川健(1992) : 歩行動作の調整能に関する研究－障害物を越える際の下肢動
作に着目して. 広島大学修士学位論文

宮川健、福岡正信(1988) : エアロビクス障害の環境因子に関する力学的考察.
渡部和彦編、スポーツパフォーマンスの環境 : 321-326, 杏林書院

宮川健(1990) : エアロビックダンスと靴. Jpn. J. Sports Sci. 9 : 361-365

宮川健他(1995) : 長時間歩行に伴う歩行動作の変容－前脛骨筋および腓腹筋
の筋電図に着目して. 川崎医療福祉学会誌. 5 (2) : 203-208

宮川健他 (2000) : ザックの重心位置の違いが歩行中の関節モーメントに及
ぼす影響. バイオメカニクス研究 4(1) : 31-38

野口雅夫(1986) : 小児期における歩行の発達－床反力からみた小児歩行の特
徴. 日本整形外科学会誌 60 : 787-799

大道等(1979) : 歩行の動作記述と外的仕事の算出. 体育の科学 29 : 23-27

大築立志(1988) : 随意運動制御の基礎理論. 「たくみ」の科学, 朝倉書店 :
179-225

岡本勉(1991) : エクササイズウォーキングの動作・筋電図的研究. デサント

スポーツ科学 12 : 33-53

小野英哲他(1982) : 床のすべりおよびその評価方法に関する研究. 日本建築学会論文集第 321 号

桜井伸二(1999) : 走・歩運動中の身体がもつ機械的エネルギーの変動－身体重心点モデルと剛体リンクモデル. バイオメカニクス研究 1(1) : 63-69

Sparrow, W. A. (1996) : Characteristics of gait in stepping over obstacle. Human Movement Science 15 : 605-622

田原真志(1999) : ザックの重心位置が歩行動作に及ぼす影響. 1998 年度川崎医療福祉大学医療技術学研究科修士論文

有働正夫(1989) : 歩行時の力の制御－筋張力と運動神経インパルス・筋電図. Jpn. J. Sports Sci. 8 : 652-656

渡部和彦他(1992) : 高齢者の歩行調整機能に関する研究 I－トレッドミル上での着地局面における足部の姿勢着目－. 体育科学第 20 巻 : 104-109

渡部和彦、宮川健(1993) : 高齢者の歩行調整機能に関する研究 II－障害物を越える際の歩行動作に着目して. 体育科学第 21 巻 : 239-247

渡部和彦(1997) : 高齢者の歩行の特徴と安全上の注意. 保健の科学 39(8) : 521-526

Watanabe, K. and Miyakawa, T. (1992) : Motion analysis of walking during step over the different height of obstacle: In case of aged persons and students. 3th International Congress on Biomechanics abstract : 467 - 469

Winter, D.A. (1987a) : The Biomechanics and Motor Control of Human Gait. University of Waterloo Press : Canada

- Winter, D.A. and Yack, H.J.(1987b) : EMG profiles during normal human walking stride-to-stride and inter-subject variability. *Electroencephalography and clinical Neurophysiology* : 67
- 山崎昌廣、佐藤陽彦(1990) : ヒトの歩行 -歩幅、歩調、速度およびエネルギー代謝の観点から-. *J. Anthropol. Soc. Nippon*, 98(4) : 385-401
- Yamasaki,M., et al.(1991) : Sex difference in the pattern of lower limb movement during treadmill walking. *Eur. J. Appl. Physiol.*,62 : 99-103
- 吉沢正伊他(1989) : 加齢による歩容変化の動作筋電図学的研究. *Jpn. J. Sports Sci.* 8 : 134-141

謝 辞

本研究における実験や分析において多大なる御協力をいただいた広島大学教育学部生理学研究室ならびに川崎医療福祉大学健康体育学科の学生諸氏に心から御礼を申し上げます。

本研究における実験の計画から論文の構成まで、川崎医療福祉大学小野寺昇教授には、多くの有益な御教示と御支援を賜りました。厚く御礼申し上げます。

論文の執筆にあたり、広島大学教育学部稲水惇教授、松岡重信教授、岩重博文教授には、ご多忙中にもかかわらず御指導ならびに御校閲を賜りました。厚く御礼申し上げます。

最後に、広島大学教育学部渡部和彦教授には、研究の構想から論文の執筆まで終始懇切なる御指導ならび御鞭撻を賜りました。心から感謝いたしますとともに、厚くお礼を申し上げます。