

第5章 腕の振り方が安定歩行に与える影響

二宮 理憲

5.1 はじめに

歩行の研究は生物学、工学、医学などの幅広い分野でおこなわれている。工学的分野では人間型ロボットの開発、また医学的分野においてはリハビリテーションなどの臨床歩行分析などである。まず人間型ロボットの開発であるが、機械とヒトとの関係は、これまでの作業の補助といったものから、共存という新たなパラダイムを迎えようとしている。知能をもった機械がヒトの住空間に入り込み、介護や癒しを与えることでヒトと親しんで付き合っていける対象として求められているのである。そういったなかで人間型ロボット（ヒューマノイド）の開発が進められており、ヒトの住空間への適応という観点から、移動手段としてヒトと同じ2足歩行ができるロボットの開発が進められている。一方、臨床歩行分野では、とくに高齢者や体の不自由な障害者を対象としたリハビリテーションにおける歩行運動の効果や異常歩行の数量的把握を目的としたヒトの歩行分析が進められている。

2足歩行機械の開発にあたっては、本当に2足歩行が必要なのかという疑問もある。歩行は移動手段であり、移動手段としては車輪によるものが主流である。車輪による移動システムは、エネルギー効率もよく高速で、安定性がある。部品などの取り替えも容易であろう。しかし欠点として、平坦であることが前提で、車輪の10%を越える凹凸での進行は困難である。また方向転換に広い空間を要する。この点をクリアできる移動方法がまさに2足歩行である。凹凸にも適応でき、方向転換も容易である。ただし、エネルギー効率や疲労の蓄積、安定性の問題もある。したがって、2足歩行という移動手段に関して、安定性やエネルギー効率といった面からのアプローチが重要である。

2足での歩行はヒトの特徴であり、生物学上の特徴でもある。しかし、その複雑なメカニズムについてはまだまだ未知な部分も多い。したがってヒトの歩行動作の特徴を数量化していくことでそのメカニズムに迫

り、歩行をターゲットにしたあらゆる分野の研究に有意となる基礎的データを提供することができよう。ただ歩行研究の多くが下肢中心に行われてきたということもあり、歩行における上肢の役割、とくに腕振りについては、それが歩行にどう影響しているのかはあまり検討されていない。実際ヒトにおいては、ポケットに手を突っ込んだままや、何かを持ちながらでも歩行は可能であり、とくに歩きにくさを感じない。だとすれば腕振りはどのような状態で必要となるのか。歩行と走行はその速度において明らかに違うものとみなすことができるが、走行においてヒトは腕振りなしではうまくバランスをとることはできない。だとすれば歩行速度と腕振りにはなんらかの関係があると推測できる。

そこで本研究では、とくに歩き方を制限しない定常歩行と、腕振りを制限した規制歩行を実際の被験者であるヒトに行わせ、その動作の解析により腕振り運動の影響を考察した、また歩行速度を3段階に分けることで、歩行速度と腕振りの影響について検討する。具体的には、歩行の模様を被験者の上方からと矢状面からの2視点から撮影し、その画像を動作分析する。それにより上方面からは歩行時の肩峰位置の動きを、矢状面からは上肢、下肢の動きを定量的に把握し、上肢動作の上体の動きへの関与と下肢動作との連動性を検討し、そこから歩行の安定と腕振りの関与を検討する。あわせて歩行実験後の重心動揺測定から上肢拘束方法の違いによる脚部疲労への影響をとらえた。

このような実験は実際の床の上での歩行で実験するべきであるが、現在の学内ではこのような空間がないため、また経済的理由から実験機材が1種類しか用意できないため、ここでの歩行実験は健康機器として市販されている、ルームランナー（長さ 92.0 cm、幅 29.5 cm）の上での歩行とした、それゆえ歩行に関して被験者に若干の不安定感・違和感を与えているのは事実である。しかしルームランナーの上であるからこそ決められた速度での実験が可能となり、しかもかなりの正確さでの歩行速度の制御での実験が可能となった。

なお本研究における実験では、被験者として健常若年男性8名を対象としている。この人数はデータとして十分とはいえないが、統計的分析

からこの被験者間のデータの有意性を考察した。

5. 2 実験目的

本研究では、ヒトの2足歩行時の腕振り動作がヒトの歩行の安定性にどう影響しているのかを定量的に把握することを目的としている。この観点から腕振りによる影響をヒトの歩容の変化や上体の動き、重心の動揺といった複数の指標で計測し、その計測値の分析から歩行の安定性に対して腕振りがどのように影響しているのかを検討する必要がある。実験では、規定された3段階の歩行速度に対する歩行を被験者におこなわせる。歩行は定常歩行と腕固定歩行の2種類行う。歩行姿勢（定常歩行、腕固定歩行）と歩行速度（2.7、4.2、5.7km/h）の2要因でパターン分けした歩行を被験者におこなわせ、その模様を録画し、画像解析のデータとする。それぞれの姿勢での歩行を行わせた後に平衡感覚保持機能を測定し、歩行姿勢と脚部疲労との関連との関連をみるためのデータを得ることを実験の目的とした。

5. 3 実験実施について

研究者は実験に挑む被験者に対して、ある程度生活条件の制限を与える。実験前アンケートに記入後に、前日または当日に非日常的な行為（睡眠時間、飲酒、運動等）が認められた時は、日を改めて実験をおこなうようにした。実験は2種類の姿勢でおこなう。最初に計った姿勢での影響を考慮し、実験は間隔をあけておこなうようにした。またサーカディアンリズムを考慮し、実験誤差を可能な限りなくするために実験時刻も合わせるようにした。

5. 4 実験概要

実験風景を図2.1に示す。まず実験に先立ち実験をおこなう被験者に対し身体計測をし、睡眠時間や体調などを問うアンケート（3章末に記載）に記入させた。その際、非日常的な体調などが認められた場合、実験を後日に延期し、当日はおこなわない。その後、まず被験者に重心動

揺計に乗ってもらい1分間重心動揺測定をする。その後、被験者は電動ルームランナー上で歩行運動をおこなう。今回の実験では、被験者にとって特に歩行のやり方に規制を加えない歩行（定常歩行とした）、腕を体の側面にしばった状態の歩行（腕固定歩行とした）、そして腕振りの大きさによる比較のために、腕を前方に肩の位置まで振らせた歩行（腕振り角度 90° の歩行とした）の3つをおこなった。またそれぞれの状態においてルームランナーによって設定した速度（2.7km/h、4.2km/h、5.7km/h）で歩行させた。歩行時間は各速度2分間である。ひとつの歩行姿勢が終了するごとに、重心動揺を計る。ここまでが1パターンであり、残りの歩行姿勢2つについても同様におこなう。ただし、重心動揺は疲労を計るものであり、連続しての測定は疲労の蓄積となってしまう測定条件が平等ではないので、インターバルをとり実験を再開する。また被験者にはあらかじめルームランナーでの予備歩行をおこなわせ、不慣れさによる測定誤差をなくさせた。なお実験に際し、被験者には全身に黒いタイツを着てもらい、動作解析において測定する部位（図 2.2）に直径 1.5cm の円形の白いマーカールを取り付けた。

被験者はとくに歩行障害をもたない健常若年男性8名である。被験者の選定にあたってはなるべく身体特性の影響がでないように標準体型（肥満度はほぼ日本人の標準）に近いヒトを選び、また歩行異常がみうけられず、過去に下肢や腰等にけがをしたりしたことがなく、運動能力に特別な差がないことを配慮して選んだ。

■ヒトを用いた歩行実験。

一歩行は電動式ルームランナーにて行う。

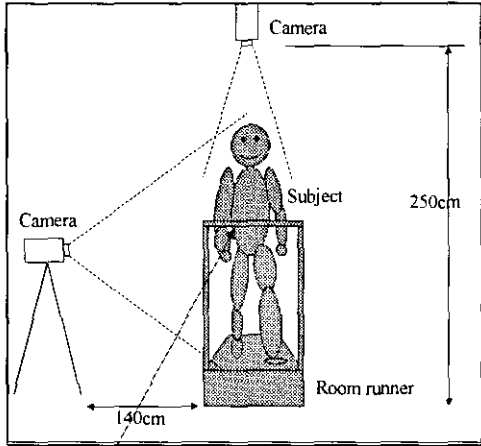
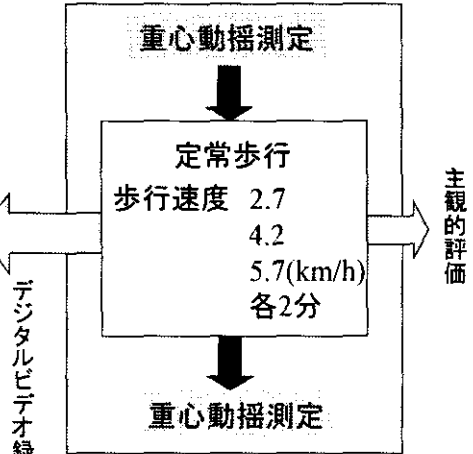


図 実験風景

■被験者

被験者は歩行に障害のない健常若年男性8名

■実験の流れ(定常歩行の場合)



以上のパターンを腕固定歩行でも行う。

図 2.1 実験風景と実験の流れ

歩行動作撮影に関しては、2台のデジタルビデオカメラを図 3.1 のように、被験者頭部上方(上方面)と右側面(矢状面)に配置し歩行動作を同時に取り込んだ。側面からは被験者の全身の歩行動作がおさまるように撮影した。

5. 5 動作解析

撮影された画像の動作分析には、二次元動作解析ソフト(ディテクト社製 DIPP-MOTION2D)を使用した。DIPP-MOTION2D はビデオカメラで撮影した映像をパソコンに取り込み、映像を 30 コマ/sec で分割する。1 コマごとに各計測ポイントの画面上の位置座標を手動入力によってプロットし取り込む。座標系は画面左上が原点となり横方向 x 軸正、下方向 y 軸正である。位置座標は画素単位で抽出される。したがって今回撮影した上方視点では被験者にとって左右方向が x 軸、歩行の進行方向が y 軸正方向であり、側面視点では歩行進行方向が x 軸正方向、被験

者の足から頭方向が y 軸正方向（図 2.2）となる。

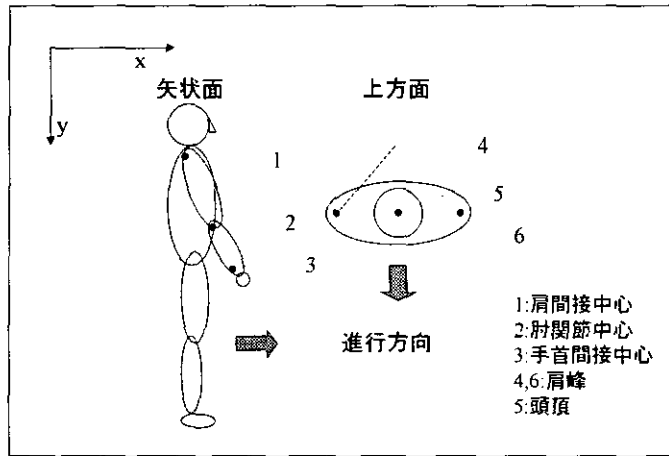


図 2.2 測定部位と基本軸

算出項目

本研究では、上方面からは図 2.2 の 4,5,6 の部位つまり両肩と頭にマーカーをつけ、その点の軌跡を追った。また矢状面からは歩行動作がすべて画面内に収まるようにし(図 2.1)、図 2.2 で示されている上肢 1,2,3 部位の軌跡を追った。なお、上方面での測定は歩行 2 周期分、矢状面からの視点は歩行 1 周期分とした。歩行周期の定義づけであるが被験者の右足踵が接地して再び右足踵が接地する瞬間までを歩行 1 周期分とした。サンプリング間隔は 1/30 秒である。

肩峰位置の軌跡座標から

● 総移動距離

指定部位が計測開始から移動した距離。

● 最大移動速度

指定部位が各コマ間で移動した速度の最大値

● 平均移動速度

指定部位が各コマ間で移動した速度の平均

● 最大移動加速度

指定部位が各コマ間で移動した加速度の最大値

● 左右最大移動幅

座標 X の最大値－座標 X の最小値

● 前後最大移動幅

座標 Y の最大値－座標 Y の最小値

● SFD

歩行動作における上体の動きをみる指標として、肩峰位置（図 2.2 参照）の座標データ（画素単位）をもとに以下の式によって算出したものを SFD と定義した。SFD とは Shoulder Fulcrum Dispersion の略語であり、これは参考にした文献での呼び名をそのまま用いた。

$$SFD = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \{(x_i - \bar{x})^2 + (y_i - \bar{y})^2\}}$$

ここで x_i, y_i は 2 次元空間座標での肩の位置データであり、N は踵着地を起点にした歩行 1 周期分のデータ数（コマ数）である。また \bar{x}, \bar{y} はそれぞれ x_i, y_i の平均である。つまりこれは座標 (x_i, y_i) の平均値を原点とした場合の各点の原点からのおおきさの平均であり、この値によって x, y 両方向を考慮した動きの大きさが定量化できると考えた。本実験では、左肩の SFD を算出し分析に用いた。

矢状面測定から

● 腕振り幅・肘関節屈伸角

下肢とは違い、歩行中の上肢の動き、すなわち腕振りのメカニズムについてはあまり言及されていない。上肢の動作は歩行動作に大きな影響を与えないともいわれているが、少なくともヒトは走行時には大きく、そして速く腕を振ってバランスをとっている。振り方に個人差はあるが、この傾向は疑う余地のないものである。したがって歩行時の腕の動作を分析することは、歩行速度と腕振りの関係を探る上で重要であり、上方面からの考察に対して違った角度からの分析が可能になる。ヒトの走行時の腕振りを考慮すると、歩行速度が上がれば腕を短くたたんですばやく振るといった傾向が出てくるのではないかと推測できる。この推測の検定を見るために腕振り幅、肘関節屈伸角を指標として用いた。この指標の定義は以下のようなものである。

肘関節の屈伸角 (FE deg) の定義 :

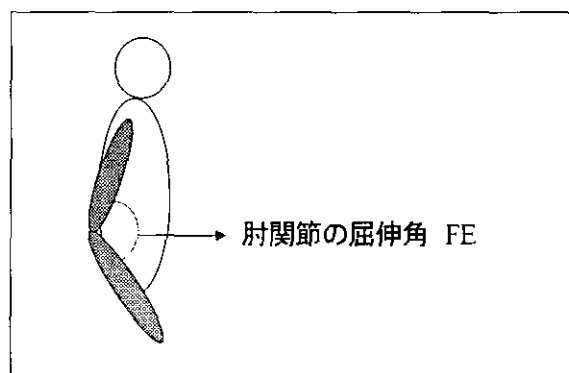


図 2.3 FE (Flexion/extension at the elbow joint)

矢状面からの歩行文責から図 2.2: 1, 2, 3 位置の座標データを求め、2 : 肘関節中心を原点とした 3 点支持角を算出し、肘関節の屈伸角 (FE deg) とした (図 2.3)。図 2.3 を歩行 1 周期分の時系列で測定することで推測の検定を試みた。また、腕振りの軌跡をスティックピクチャーで表し視覚的な分析も試みた。

腕振り幅の定義 :

腕振り幅は図 2.2 の 3 : 手首関節中心の座標の X 軸方向の最大値と最小値の差を求め、その値に、動作解析での距離補正から求めた 1 画素あたり 0.42m という補正値を掛けることで算出したものと定義した。なお分析では、この腕振り幅が被験者の身体特性である上肢長に影響することが考えられるので、腕振り幅 / 上肢長を本研究では腕振り幅としてあらたに定義し分析している。

● 歩幅 (ステップ長)

ヒトの歩行における下肢動作の歩行特性をみるために歩幅 (ステップ長) を用いた。歩幅は歩行分析では重要な距離因子であり上肢と下肢との連動性をみるうえでも重要な指標である。歩幅は正確にはステップ長とストライド長があり今回はステップ長を用いた。歩幅の定義は第 2 章の基礎知識の内容記載してある。動作解析において踵着地時の両脚の踵

位置を結ぶ線分の距離を算出した。距離は距離補正をおこなって求めた。なお分析では、この歩幅が被験者の身体特性である下肢長に影響することが考えられるので、歩幅/下肢長を本研究ではあらたに歩幅として定義し分析している。

●歩調 (cadence)

歩調は1分間当たりの歩数である。歩調は1周期分のコマ数をカウントし、1コマあたり1/30秒であることを考慮して、まず歩行周期をもとめ、その値をもとに歩数を割り出し、歩数×60(秒)で算出した。

5.6 実験機器

本実験で使用した実験機器類を以下に示す。

- (1) 電動式ルームランナー POWER FLEET 880
- (2) SONY 社製デジタルビデオカメラ DCR-TRV900
- (3) SONY 社製デジタルビデオカメラ DCR-PC110
- (4) Victor 社製デジタルビデオカセット 5 M-DV60MEA
- (5) ディテクト社製2次元動作解析ソフト DIPP - MOTION 2 D Ver.1.10
- (6) ディテクト社製画像ボード DIG-PCI 内蔵 DELL 社製 PC

5.7 平衡感覚保持機能測定

人間の直立時における平衡感覚保持機能を測定するために本研究では以下で説明するシステムを採用した。

実験環境図と使用機器を次に掲載する。被験者には図3.4内の重心動揺測定検査台の中心部に直立してもらい平衡感覚保持機能の測定を行う。その重心動揺検査台から0.05秒毎に計算機に対して重心位置座標が送られ、計算機はこれを記録する。重心位置座標はX座標(身体に対し左右方向:右側プラス)とY座標(前後方向:前方プラス)で構成されている。この0.05秒毎の重心移動距離をもとに平衡保持機能を検討した。(サンプリング周波数0.05秒は日本平衡機能神経学会の推奨する規定に基づき設定した。)

使用機器

- (7) 重心動揺検査台 1G06 日本電気三栄
- (8) A/D ボード ANALOG-S 日本電気三栄
- (9) アイソレーショントランス 4802 日本電気三栄
- (10) 析システム平衡機能計測 98II NEC メディカルシステムズ

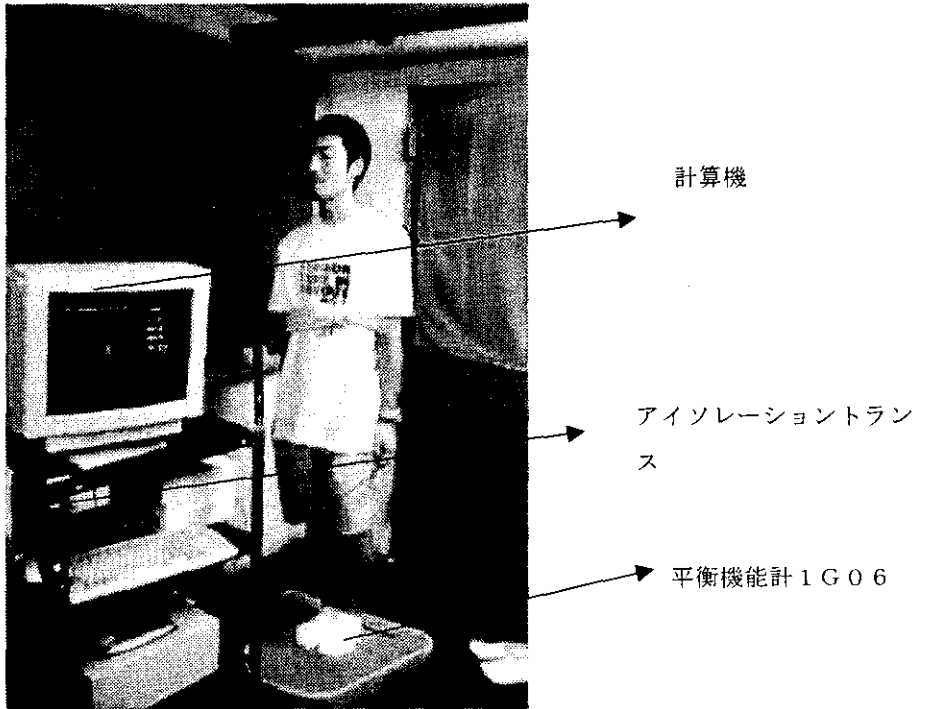


図 2.4 実験風景

測定条件

1. 検査場所

測定は静かな、明るさが均等な場所であればよい。音、視刺激などによる身体偏位が生じない条件のもとで行う。(不適当な視刺激には、被験者の空間意識を混乱させる光刺激や、斜めの線条が含まれる。)

2. 直立姿勢

被験者は重心動揺検査台上において、両足を接して直立し、両上肢を

体側に接し自然に直立した姿勢（natural standing）で検査する。視点閉眼状態で測定を行う場合は、まず閉眼状態で視点を正面、目の高さに固定した後、閉眼する。視点固定は眼球運動による身体動揺の誘導を避けるためである。

3. 記録の開始

記録開始は重心動揺が安定した時から始める。過渡的な揺らぎを除き定常的な動揺を記録する。つまり、検査台に乗った直後の初期不安定の除去も行わなければならない。

4. 記録時間

測定時間は1回につき原則として60秒間とする。60秒を基準としたのは、動揺面積が50秒でほぼ一定の大きさとなるためである。（ただし60秒間の直立状態維持が困難な被験者に対しては30秒間の測定を用いることも可能。）また記録中話しかけたり指示を与えたりしない。

5. 測定時足状態

被験者は測定も際、履物を脱がせる必要がある。これは履物の違いによる平衡感覚保持機能の変異を除去するためである。

6. 被験者状態

被験者は実験に望むにあたって、日常的な体調であること。被験者の申告により、日常的な体調が認められないときは実験を行わない。また実験開始前に被験者に対し、実験者は前日の行動（非日常的な飲酒・運動などの有無）を問い、これら非日常的な行動は認められた場合には実験を行わない。

測定項目

前述の重心動揺検査台により計算機に送られ記録された0.05秒後（1,2,...,1200）の重心位置座標を計算することにより、以下に挙げる測定項目として取り扱う。ただし測定時間が原則60秒間であるため、以下のすべては60秒間（1200個）の量となる。

●重心移動距離…X方向（身体に対して左右方向）

$$X = \sum_{i=1}^{1199} (x_{i+1} - x_i)$$

Y方向（身体に対して前後方向）

$$Y = \sum_{i=1}^{1199} (y_{i+1} - y_i)$$

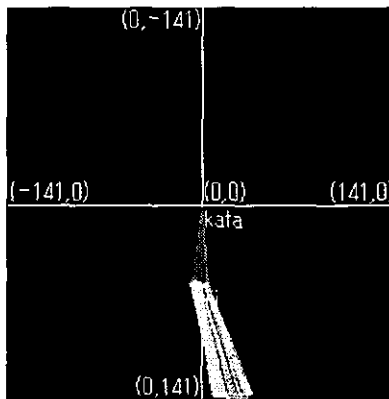
XY合成（X方向とY方向を合成したもの）

$$XY = \sum_{i=1}^{1199} \sqrt{X_i^2 + Y_i^2}$$

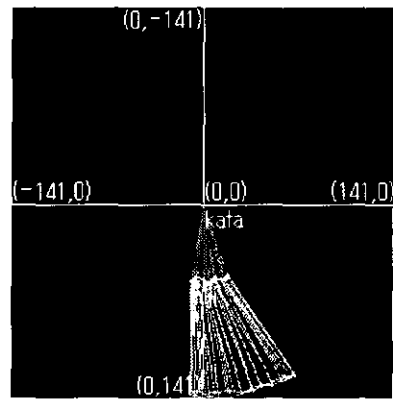
（ X_i, Y_i は上記の2式の X, Y をさす）

3：結果と考察

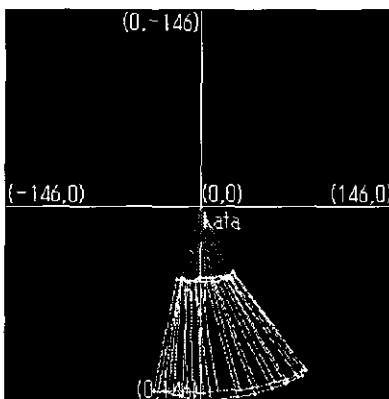
まずは定常歩行での歩行速度の変化による、腕の振り運動の変化について示す。



2.7 k m/h



4.2 k m/h



5.7 k m/h 図 3-1 肩部位を支点とした上肢運動の 1 例(単位は画素)

図 3-1 からわかるように腕を自由にした場合、歩行速度が増すと、腕振りがおおきくなる。

次にどの歩行姿勢が疲労しやすいかの結果を示す。

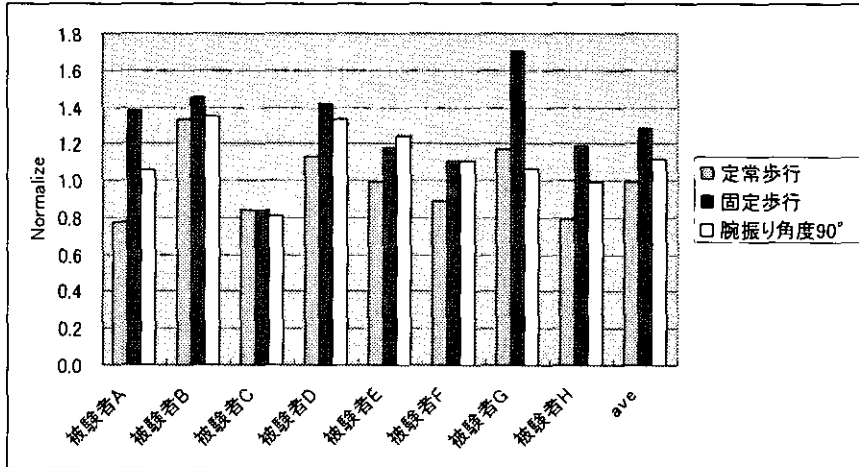


図 3-2 被験者、各姿勢での重心動揺曲線総計値

(定常歩行の平均値ですべての値を正規化した)

ほぼすべての被験者で腕固定歩行で最大な値となり、これは疲労が進む姿勢と考えられる。90° 角固定歩行での疲労は定常歩行と固定歩行の中間的傾向を示している。

次に定常歩行における SFD の速度による変化の状態を示す。

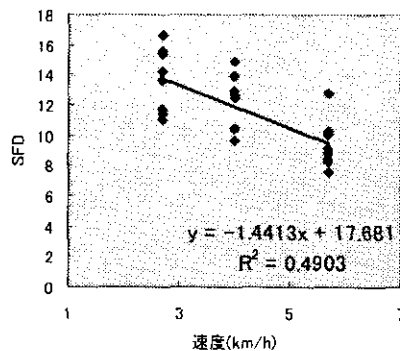


図 3-3 定常歩行での SFD の回帰直線

図 3-3 から、歩行速度に関して SFD が負の相関をもつことが示唆された。これには腕振り動作をふくめたヒトの歩容からの影響が考えられるが、歩行速度が速くなることで上体（頭部および肩を含めた部位）の動きが小さくなることが示唆された。

図 3-4 は、SFD の被験者平均を速度間（2.7、4.2、5.7km/h）および歩行姿勢（定常、腕固定、腕振り角度 90°）で比較したものである。腕振り角度 90° の SFD 値は速度に関して有意差が認められた ($F(2,7)=3.74, p<0.05$) が、歩行姿勢間では有意差が認められなかった。ただ図 3-2 より腕振り角度 90° の歩行がとくに歩行速度 2.7 で高い値を示す傾向を示しており、これは主観的安定感の考察で、歩行速度 2.7km/h で不安定さの値が高いことと同じ傾向を示している。

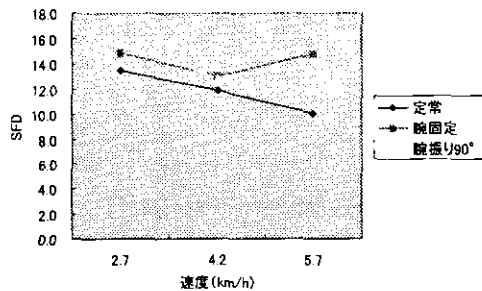


図 3-4 SFD の歩行速度間および歩行姿勢による比較

また被験者のデータを見ると、腕振り角度 90° の 2.7km/h の歩行では極端に動きが大きくなる被験者もみられ、腕振りが必要以上大きいことによる歩行の安定性維持への影響が出ていると考えられる。

5. 8 結論

ヒトが 2 足歩行をするにはその安定性を保つため腕を振る行為が行われている。腕を振るのを強制的に止めると、それに代行する動作として、肩を動かすことが観察された。これは歩行の安定性を保つために行

われている動作と考えられる。またこの歩行姿勢は被験者にもより大きな疲労を与えている。実験の範囲ではあるが、5 k m/h 程度以上の速度での歩行では安定性を保つためには腕を振らざるを得ない状況であると結論できる。

謝辞：実験に協力願った被験者の皆さんに感謝いたします。

この研究結果は I E E E · E M B S (Engineering in Medicine and Biology Society)

の 2001 年度年次大会で下記の題目で発表する。

“The Relationship Between Arm Movement and Walking Stability
in Bipedal Walking ”