図　本館

立位における姿勢制御特性の解析と制御能力の評価に関する研究

名古屋大学図書
和 915641

大西　昇

目　　次

	ページ
第１章　序　論	1
１．１　本研究の目的	1
１．２　関連する従来の研究	4
１．３　本研究の概要と特徴	7
第２章　姿勢制御動作に関する研究小史	11
２．１　はじめに	11
２．２　身体運動の計測方法	11
２．３　運動の制御機構	12
2.3-1　効果器と受容器	12
(1)　効果器	
(2)　受容器	
2.3-2　低位レベルでの制御	14
(1)　反射弓	
(2)　伸張反射	
(3)　筋平衡反射	
(4)　姿勢反射	
2.3-3　上位レベルでの制御	16
(1)　反射の上位制御（脊髄下降路）	
(2)　運動の上位中枢	
２．４　姿勢制御モデル	18
第３章　静止立位時の重心跡動揺の統計的処理	21
３．１　はじめに	21
３．２　重心跡の測定	22
3.2-1　測定装置	22
3.2-2　測定方法	23

3．3　処理方法　24
3.3-1　記述　24
3.3-2　空間平均的性質　25
3.3-3　検定方法　26
(1)　適合度の検定
(2)　母分散一様性の検定
(3)　母平均一様性の検定
3．4　結果　31
3.4-1　確率分布関数（正規性）　31
3.4-2　平均値関数　32
3．5　考察　34
3．6　むすび　39

第4章　体重の左右移動動作とその数学モデル　40
4．1　はじめに　40
4．2　体重の左右移動の実験　41
4.2-1　実験装置　41
4.2-2　実験方法　42
4.2-3　被験者　43
4.2-4　実験結果　45
4．3　体重の左右移動の数学モデル　47
4.3-1　立位モデル　47
4.3-2　神経－筋系　55
4.3-3　トラッキングモデル　57
4．4　数学モデルによるシミュレーション　58
4．5　むすび　61

第5章　姿勢制御動作時の逆応答現象　62
5．1　はじめに　62
5．2　逆応答の定義　63

5．3　体重の左右移動時の逆応答　65
5.3-1　制御工学的考察　65
5.3-2　筋電図計測　66
5.3-3　逆応答の大きさとほかのパラメータとの関係　68
(1)　u，$\ddot{\theta}$との関係
(2)　ＲＴ，ＴＰとの関係
(3)　ＳＲとの関係
5．4　身体運動時の床反力作用点の軌跡　72
5.4-1　左右，前後移動および歩行開始　72
(1)　左右移動
(2)　前後移動
(3)　歩行開始
5.4-2　思考モデルによる考察　75
(1)　安定な系
(2)　腕部のプロペラ回転を伴う歩行開始
5．5　むすび　82

第６章　体重の左右移動動作の非線形性　84
6．1　はじめに　84
6．2　体重の左右移動動作パターン　85
6．3　パターンの解析　87
6.3-1　切換え動作　87
6.3-2　シミュレーション　89
(1)　タイプ１
(2)　タイプ２，３，４
6．4　考察　92
6．5　むすび　93

第７章　動的姿勢制御能力の評価　95
7．1　はじめに　95

7．2　ステップ応答から算出されるパラメータ　95
7.2-1　特徴パラメータ　95
7.2-2　評価パラメータ　98
7．3　体重の左右移動動作について　99
7.3-1　健常者　99
7.3-2　片麻痺患者　102
7．4　直観的・定量的な記述　103
7.4-1　直観的記述（hepta-gram）　103
7.4-2　定量的記述（評点）　104
7．5　考察　109
7．6　むすび　110

第8章　マイコン応用のバランス訓練・評価装置　112
8．1　はじめに　112
8．2　バランス訓練・評価装置　113
8.2-1　構成　113
8.2-2　内容　114
(1)　静的バランスとトラッキング訓練
(2)　"ブロック崩し"訓練
8．3　ゲーム性導入の効果　117
8.3-1　身体面の効果　117
8.3-2　心理面の効果　118
8．4　考察　122
8．5　むすび　124

第9章　結　言　125

謝　辞　129

参考文献　130

第１章　序　論

１．１　本研究の目的

ヒトの基本的姿勢には、立位，起座，横臥の３姿勢があり、日常の生活は、これらの姿勢がいろいろに組み合わされて行われる。この中で、立位姿勢はヒトと他の動物とを区別する重要な振る舞いで、歩行などの種々の身体動作の基本と言える。

立位などの姿勢の研究は、その起源をヒポクラテスが体型に興味を示した、古代ギリシャ時代におくと言われるが、今日的な意味での姿勢の測定、評価が行われだしたのは1900年代に入ってからである。[(1),(2)]

立位姿勢の研究においては身体もしくは各節の空間的位置とその時間的変化の測定が必要不可欠である。初期の研究ではコンフォメーチュア（conformateur）や写真などにより体型や脊椎の弯曲状態を計測していた。立位時の身体の微少な動揺が注目され、これを計測するための方法が色々考えられた。たとえば猪飼[(3)]は、ヘルメットの先に筆をつけて頭部にかぶせ、その筆が記録紙にあたるようにして、身体動揺曲線を記録（cephalogram）している。近年、運動力学的情報を計測するための床反力計（フォースプレート）が開発され、プレート上のヒトが静止立位にある場合、フォースプレートの出力から計算される床反力の作用点はヒトの体重心の床面への投影点（重心跡）に一致する。このように、立位姿勢の研究での重要なデータである、体重心の位置やその時間的変化がフォースプレートにより簡単かつ正確に得られるようになり、このことが立位姿勢の研究を助長する大きな刺激となった。

立位姿勢の研究は、広範な分野でなされているが、研究の目的により２つに大別される。

1つは、立位姿勢制御機構の解析である。前庭器官、視覚、皮膚感覚や深部感覚などの感覚フィードバック情報が、中枢系により情報処理され、その結果各骨格筋の収縮と弛緩が行われ、立位は安定に制御されている。ヒトに種々の刺激を与えその応答から、この立位姿勢制御のメカニズムを、生理学的な内部構造に立ち入って解明しようとするものである。この種の研究は主として運動生理学の分野でなされている。[4],[5]

もう1つは、立位姿勢の評価に関するものである。立位姿勢の評価は、さらに形態面および機能面での評価に分類することができる。まず、姿勢の形態面での評価は姿勢研究の初期からの目的で、「良い姿勢」とは何かを追求し、姿勢の形態的分類に基づき姿勢の良否を判定しようとするもので、現在も保健、体育学、教育学の分野で研究されている。特に数年前から、児童・生徒の間に脊椎異常者や姿勢不良者が目立ち、中でも脊椎側弯症が多発してきたので、注目されている。つぎに、姿勢の機能面での評価は、立位姿勢の維持能力すなわち平衡機能に関するものである。麻痺や薬物中毒などの各種の疾患およびアルコール等による平衡機能の低下の程度、治療によるその回復の度合を定量化し、客観的に評価しようとするものである。これらの研究は、主として耳鼻、神経内科、リハビリテーションなどの臨床分野で行われている。また、ヒトの成長による平衡機能の変化[6]、スポーツ選手の平衡機能の評価[7]に関する研究が、保健、体育学、教育学の分野でなされている。

立位姿勢の研究の目的は、上述したように制御機構の解析と立位姿勢の形態面および機能面での評価に分類される。しかし、これらはともに表裏一体なもので、それぞれでの研究成果がたがいに生かされ立位姿勢の研究は発展してきたと言える。

つぎに、立位姿勢の研究の方法論について述べる。立位姿勢の研究においては、各種の刺激を与え、この条件のもとでヒトにある動作を行わせ、その結果にもとづいて解析や機能の評価がなされてい

る。与えられる刺激の種類は、静的および動的なものとがあり、また被験者に指示される動作の種類も静的および動的なものに分類される。

まず刺激について述べる。静的なものとしては、姿勢平衡に関与する感覚器への刺激や感覚の遮断である。これには、①閉眼による視覚情報の遮断（目蓋の開閉も含む）、②音楽などの聴覚を経た心理学的因子[8]、③電気や温・冷水による前庭迷路への刺激[9]、④駆血による足裏感覚の遮断[10]、⑤ヒトを水没させることによる低重力化[11]、⑥薬物によるγ運動系の抑制[9]、⑦アルコールなどの薬物の投与[12]などがある。動的な刺激としては、①ヒトが立っている台を移動（水平移動，傾斜，回転）させるなどして、ヒトに物理的な外乱を与え反射動作を見る方法、②ヒトに姿勢の目標値を与えそれに追従した姿勢制御の随意性を調べるものとがある。このように、動的な刺激をヒトに与える方法は、姿勢制御の動特性を解明もしくは評価する上で有効であるとして、近年色々な方法が提案されている。

つぎに被験者に指示される動作であるが、①両脚静止立位（この場合両足の位置関係も色々ある）、②片脚静止立位、③前後および左右方向への最大可能な立位の傾斜[13]（cross test）、が静的なものである。動的なものとしては、動的な刺激と重複するが、①物理的な外乱に対して倒れないように立位を維持する、②目標値に追従して姿勢を制御するものがある。

以上のように、被験者に与えられる刺激と指示される動作は色々で、これらの組合せの数も多い。そして、立位姿勢の研究はその目的により実験に使用される方法論も異なり、種々さまざまな条件設定での研究が広範囲になされている[14]。

本研究の目的は、立位における静的および動的動作を解析することによりヒトの姿勢制御の静特性と動特性を明らかにし、平衡機能の評価法を確立し、その結果を主としてリハビリテーションにおけるバランス訓練の評価に結びつけることである。

以下、本研究を進めるにあたっての基本的方針と手法について触れる。

1) 立位姿勢の静特性の実験では、特に刺激を被験者に与えず、フォースプレート上の所定の位置に両足で立ち眼前2mの指標を注視するよう指示された被験者の重心跡動揺を測定する。空間平均的処理をするために試行数を多くする。

立位における姿勢制御の動特性の実験では、立位の被験者が視覚フィードバックによりランダムに変化するステップ的な目標値に追従して、姿勢を左右に移動させる動作を測定する。

2) 静特性の実験で測定された重心跡の動揺データを確率過程の標本関数と考え、空間平均的処理によるデータの解析および統計的検定を行う。

目標値に追従した姿勢制御動作の解析のために、神経－筋系に関する生理学的知見と手動制御系での人間の制御特性についての研究成果を十分考慮して、数学モデルを作成する。そして、追従動作にみられる現象を制御工学の立場から解析する。ただし、ヒトという生体を対象とするため実験的な検証ができない場合は、現象論的な解析に留まる。

1．2　関連する従来の研究

本研究は、静止立位における重心跡動揺データの処理と解析、立位被験者の目標値に追従した体重の左右移動動作時にみられる逆応答や非線形動作の解析、および動的な姿勢制御能力の評価法を主テーマとしている。本節では、これらのテーマについてこれまでになされている研究について述べる。

まず、静止立位における重心跡動揺データの処理・解析について記述する。立位姿勢の機能面すなわち平衡機能の評価は、主としてフォースプレートにより得られる重心跡動揺データを定量化するこ

とによって実施されている。この他に、足裏の接地状態をフットプリント（Foot Print）やピドスコープ（Pedoscope）で光学的に計測し足裏の接地面積などを定量化する方法もある。

重心跡の動揺データの定量化には次のようなものがある。①重心跡の平均的な位置、②重心跡の動揺の程度を示す分散、③重心跡の総移動量、④動揺の最大振幅、⑤重心跡の度数分布、⑥重心跡が分布する平面的な拡がり（面積）、⑦相関関数の計算、⑧スペクトル解析、⑨自己回帰モデルによる記述[15),(16)]などである。

立位時の重心跡の動揺は、実験のたびに計測されるパターンは異なり確率過程と言える。上述の処理はいずれも一標本関数を対象とした時間平均的なものである。このように従来の研究では、重心跡の動揺を確率過程と考えなかったり、もしくは暗黙裏にエルゴード性を仮定した処理がなされている。しかし、エルゴード性が成立しなければ、単に標本関数の時間平均的性質を記述したにすぎず、確率過程としての性質の表現にはならない。したがって、重心跡動揺の確率過程としての統計的性質を調べることが、真の意味での平衡機能の評価には必要である。しかし、重心跡動揺の確率過程としての統計的性質を調べた研究はみられない。本研究では、実験で得られた重心跡動揺データを標本関数とし、空間平均的処理によるデータの解析を行う。

つぎに、立位姿勢制御の動特性については、ヒトの姿勢制御能力・機構を調べる上で、その重要性が強調され近年研究がなされている。動特性を調べる方法としては、１．１節で述べたように二つある。一つは、被験者が立っている台に水平移動・傾斜・回転などの物理的な外乱を単一もしくは複合モードで与え、それに対する被験者の応答をみる方法である。もう一つは、目標値に追従して被験者が姿勢をどれだけ随意に制御できるかを調べる、トラッキングによる方法である。前者は反射動作、後者は随意動作に着目した方法である。

前者の被験者に物理的外乱を与える方法は、使用される駆動装置、外乱の種類とそのモードにより色々である。村瀬ら[17]は、モータとクランク機構で、被験者の立った台を水平面内で正弦波状に加振する方法を採用している。Krusen Center[18]，相川[19]は、コヒーレントでない正弦波の重畳によるランダム波形による台の水平移動、傾斜、水平面内の回転を、単一もしくは複合モードで行うために油圧装置を利用している。石田[20]は、電気式サーボ機構により水平面内で任意波形で台を加振できる装置を製作している。日比野[21]，Gurfinkel[22]は、モータにより台を矢状面内で正弦波状に回転させ実験している。空気により定速度で水平方向にプレートを移動させる生体移動装置[23]も考えられている。

後者のトラッキングによる方法には、正弦波状の目標値に追従して立位のヒトが身体を左右に移動させるもの[24]、"Butterfly target"に追従して床反力作用点が8の字を描くように立位姿勢を制御するもの[25]があるくらいで、この種の研究は少ない。なお立位姿勢の研究ではないが、不規則入力に対するヒトのトラッキング特性を伝達関数のパラメータ値で表現し、神経系疾患や薬剤効果に関する研究[26]がある。

下肢障害者のリハビリテーション訓練における動的な立位バランスの訓練・評価を考えた場合、被験者が立つ台を移動させることは、患者の危険性をともない、臨床で使用するにはふさわしくない。さらに、受動的でなく積極的に身体を動かすことが真のリハビリ訓練になることを考慮し、姿勢制御の動特性を調べる方法としては、トラッキング動作を採用した。そして、本研究ではステップ的な目標値に追従した体重の左右移動の実験を健常者と片麻痺患者について実施し、その結果の解析を行う。このように本研究は左右方向の姿勢制御の動特性を対象とし、前額面での姿勢制御に関する研究[27]はきわめて少ない。

ステップ的な目標値に追従した体重の左右移動の観測量（左右の

床反力の差分）には、一度その最終値と反対方向に移動する逆応答現象[28]がみられる[29]。また、体重の前後移動[30]や立位姿勢からの歩行開始[31],[32]では、垂直床反力の作用点が体重心の移動方向と比べると一見逆な軌跡を描くことが報告されている。

Murray[30]は、動的な身体動作では重心跡と床反力作用点の軌跡には差があり、両者は一致しないことを実験的に示しているが、その理由については明確にしていない。Gurfinkel[33]は、倒立振子モデルにより重心跡と床反力作用点の軌跡が必ずしも一致しないことを指摘し、筋の電気刺激により実験的に検証している。この他にも、重心跡と床反力作用点の関係を検討した研究はある[34],[35]。

しかし、上に述べた逆応答などの一見逆な現象については反動説などの誤った解釈があったりして、明確かつ統一的な説明がなされたのはごく最近である[36],[37]。本研究では、身体動作における一見逆な現象について制御工学の立場から統一的な解析を行う。

1．3　本研究の概要と特徴

本研究は、姿勢制御の静特性および動特性を測定し、解析することを目的とする。また、解析結果をリハビリテーションでのバランスの調練・評価に役立てることをも目的とするものである。

本論文では、1．1節で述べたように静止立位（第3章）、体重の左右移動という動的な立位姿勢制御（第4～7章）とこれらの成果のリハビリテーションにおける応用（第8章）について述べている。以下各章の概要と得られた重要な結果を列挙する。

第2章では、本論文の展開に必要な知識を、従来の研究成果にもとづいて記述する。2．2節で、身体運動の運動学的および運動力学的計測方法について、2．3節では神経－筋系のモデル化および実験結果の解釈上必要となる、運動の制御機構についての生理学的知見を述べる。そして、2．4節でこれまでに提案されている姿勢制御モデルについて簡単に触れる。

第３章では、二名の被験者それぞれについて同一条件下で、重心跡動揺の計測を84回以上行った。そして、立位時の重心跡の動揺を確率過程と考え、空間平均的処理により統計的性質を調べ次のことを明らかにした。２名の被験者ついて同じ結果が得られた。任意の時刻における重心のｘ（左右方向）、ｙ（前後方向）座標値はともに一次元正規分布の観測値である。また、約41秒間についてだけであるが、重心のｘ座標値では平均値の定常性が言えたが、ｙ座標値では時間の経過とともに後方へ移動する傾向がみられた。

第４章では姿勢制御の動特性を調べる方法として、ステップ的な目標値に追従して被験者が体重を左右に移動させる動作を提案し、実験装置を製作し実験を行った。これは平衡機能（立位バランス）の動特性を調べ、リハビリテーションでの訓練・評価として応用するという観点から選択した。体重の左右移動の実験により得られたステップ応答を第５および第６章で解析するために、人体を剛体リンクモデルと考え神経－筋系に関する生理学的知見に基づき、トラッキング動作の数学モデルを導出した。この数学モデルは、実験結果を十分シミュレートでき、第５および第６章での解析に十分有効なものであることが確かめられた。

第５章では、立位姿勢における身体動作で観察される逆応答などの興味ある現象を制御工学の立場から解析する。まず議論を混乱・複雑にしないために、制御工学における逆応答の定義を明確にする。体重の左右移動のステップ応答の初期にみられる逆応答は、立位が倒立振子であることに起因する不安定性（一入力一出力系での逆応答の発生原因）によることを明らかにした。さらに、逆応答の特徴について詳細に検討した結果、逆応答の大きさは動作開始時の筋収縮によるトルクの大小を評価しうる重要なパラメータであることが分かった。また、体重の左右・前後移動や歩行開始時の垂直床反力やその作用点が、体重心の移動と比べると一見逆な軌跡を描くことについても、立位の不安定性によることを明らかにした。さらに、

多入力多出力系となるような一般的な身体運動について思考モデルにより制御工学の立場から考察し、多入力多出力系となる身体運動では、身体各部の制御の仕方で逆応答が発生したりしなかったりすることを示した。

第6章では、第4章で述べた体重の左右移動の実験で得られた移動動作パターンの比較と解析を試みる。体重の左右移動動作の観測量である垂直床反力の波形は、健常者のパターンと、患者にのみ観察された3種類のパターンと、あわせて4つに大別される。ヒトの非線形動作を考慮して4種類のパターンの制御方法における差異を解析した。その結果、健常者や軽症の患者のトラッキング動作（タイプ1）は、初期の速応性の高い状態から、神経－筋系の制御モードの切換えにより、後期は速応性を減じ応答を改善している。患者に観察される応答（タイプ2，3，4）は、神経解剖学的および心理学的基盤に由来する機能低下のため、タイプ1とは逆に、減衰定数を大きな値から小さな値に切換えている。また、タイプ2，3，4の違いは、制動量の大小により説明できることが分かった。

第7章では、第4章で述べた体重の左右移動の実験結果を整理し、動的姿勢制御能力の評価法について述べる。健常者と片麻痺患者についての実験結果を比較したところ、両者のステップ応答には有意な差があった。また、片麻痺の程度と応答の良否とには良い相関関係があり、臨床症状を反映していることが分かった。さらに、片麻痺患者の成績をhepta-gramと評点で記述することにより、成績の直観化と定量化法を確立し、リハビリテーションにおける患者のバランス機能の客観的な評価を容易にすることができた。

第8章では、リハビリテーションの臨床において使用に耐えうるマイコンを応用した総合的なバランス訓練・評価装置について記述する。第7章において動的立位バランスの臨床での評価法としての有効性が確かめられた、目標値に追従した体重移動動作の訓練を、対話形式の簡単な操作で実施し、かつオンライン処理により訓練結

果をただちに評価できるようにした。さらに、障害者が訓練に楽しみとくつろぎを見いだし、自発的に訓練を受けられるようにリハビリ訓練へのゲーム性の導入を考えた。そして、その一試みとして、テレビゲームを応用した動的バランス訓練法を開発し、この訓練法の身体面および心理面での効果について検討し、十分有効な訓練法であることを確かめた。

第２章　姿勢制御動作に関する研究小史

２．１　はじめに

本章では、以後の章で述べる姿勢制御動作の計測、解析および評価を行う上で必要な知識を、これまでになされた研究成果にもとづいて記述する。

２．２節で、運動を解析・評価するために不可欠な身体運動の計測方法について、２．３節では神経－筋系のモデル化および現象の解釈で必要となる、運動の制御機構についての生理学的知見をまとめる。そして、２．４節でこれまでに提案されている姿勢制御モデルについて概観する。

２．２　身体運動の計測方法

身体運動をグローバルに観察して得られるデータとしては、運動学的情報と運動力学的情報の２つがある。

運動学的情報とは、人体各節の空間的位置とその時間的変化に関するものである。その計測方法の主なものとしては、人体に装着された電気的角度計（ゴニオメータ）により関節角度を計測するものと、体表面にマーキングもしくはＬＥＤなどを貼付し、カメラ、ムービーカメラ、ＩＴＶ（Industrial Television）カメラやＰＳＤ（Photo Sensitive Detector）カメラなどにより座標を非接触に計測するものとがある。

運動力学的情報とは、人体に外力として働く床反力の大きさと作用点に関するものである。この計測には、ロードセルで支持されたフォースプレートを使用する。ロードセルとしては、差動トランス[38]（図２－１参照）、歪ゲージ、圧電素子としての水晶が用いられる。

各ロードセル出力の加算により、合力としての床反力が得られ、モーメントの釣合い式より床反力作用点の座標が計算される。ロードセル4個で支持する場合、平面は3点で規定されるので、各ロードセルが一平面内にあるよう正確に配置することが計測精度をあげる上で重要である。

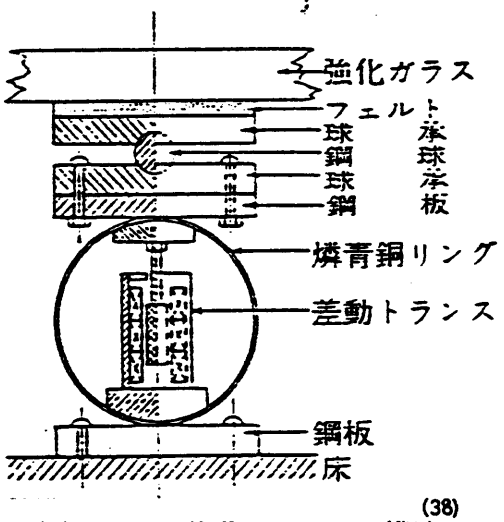


図2－1　差動トランスの構造[38]

身体運動は、筋収縮により達成され、その結果として身体各節の空間的位置の変化が生じる。したがって、運動のメカニズムを追求するためには、筋収縮の程度を計測することが必要であり、その計測法に筋電図法がある。

筋電図法には、単一筋繊維の収縮を測定する針電極法と、単一筋繊維の収縮の時間的・空間的加重として筋群の収縮状況を記録する表面電極法とがある。運動メカニズムの研究分野では、表面電極法が主として用いられている。

筋電図の信号処理[39]としては、全波整流後平滑処理をして積分筋電図を求めるものや、零交叉数を算出する方法などがある。

2．3　運動の制御機構

2.3-1　効果器と受容器[40],[41]

自動機械と対比して考えると、アクチュエータに対応する効果器と、各種情報の検出器である受容器が人体内にある。効果器と受容器およびコントローラである中枢系により運動の制御系が構成されている。以下、効果器と受容器について述べる。

(1)　効果器

運動の効果器として筋（muscle）がある。筋はその構造と機能から、骨格筋、心筋、平滑筋の３種に分けられる。身体運動の効果器である骨格筋は、脊髄の運動細胞（motor neuron）から伸びるアルファ（α）運動神経を伝播してきた司令により筋収縮し、この結果随意動作が達成される。（図２－２参照）

(2)　受容器

受容器は、外受容器と内受容器とに機能的に分類される。外受容器には、視覚、聴覚、皮膚感覚などがあり、内受容器には、固有受容器と呼ばれる筋紡錘（muscle spindle）、ゴルジ腱器官（Golgi tendon organ）がある。

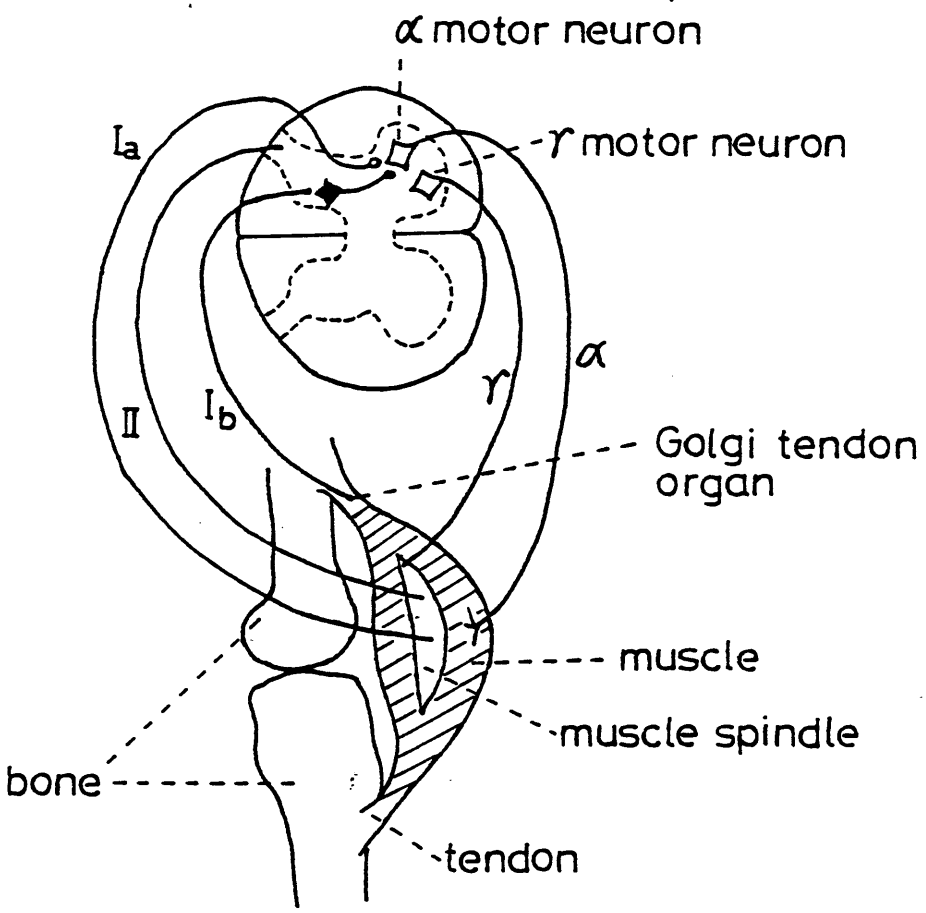


図２－２　骨格筋の神経支配
上は脊髄、下は筋と骨格を示す

筋紡錘は、骨格筋の筋繊維に平行に配置され、筋の長さおよびその変化の速度を検出する。検出された信号は、2種類の求心性繊維（I_a ,Ⅱ）を経て脊髄にいたる。I_a群繊維はα運動細胞にシナプス結合している。また、筋紡錘はガンマ（γ）運動細胞の支配を受け、その感度が調節される。（図2－2参照）

ゴルジ腱器官は、骨格筋の端の腱内に存在する張力検出器である。ゴルジ腱器官の出力は、求心性繊維（I_b）を経てゴルジ腱器官が存在する筋および共同筋に抑制的に作用する。（図2－2参照）

2.3-2 低位レベルでの制御[42),(43)]

ヒトの運動・動作は、基本的には2つの型、反射と随意運動から成り立っている。脊髄・脳幹の低位レベルでの運動制御は、反射という形で行われる。

(1) 反射弓

運動の基本は反射である。受容器の発生する感覚信号は、求心性繊維を伝わって、脊髄、脳幹にある各種の反射中枢に働きかける。その結果、反射中枢で発生した信号は遠心性繊維を伝わって、末梢の筋に送られ四肢を動かす。このような、受容器→反射中枢→効果器の全経路は反射弓と呼ばれる。

以下、反射の代表的なものである伸張反射、筋平衡反射、姿勢反射について記述する。

(2) 伸張反射

伸張反射は個々の筋に固有のものであって、ある筋が伸張されると、筋はその収縮力を強めて筋長を一定に保つよう働く。特に抗重力筋に発達している。この反射の入力は筋紡錘より発するI_a群求心性繊維で、これが入力と同じ筋のα運動細胞に興奮性のシナプス結合する。（図2－2参照）α運動細胞が興奮して筋を収縮させると、

筋紡錘は弛緩してI_a群求心性繊維へのインパルス発射は弱まる。したがって、伸張反射弓は負帰還路をもつ閉ループ制御系の形をしており、筋長を一定に保つサーボの役を果たしている。

(3) 筋平衡反射

ある関節の屈伸に関して同方向に働く筋を共同筋、逆方向に働く筋を拮抗筋と呼ぶ。ある筋からのI_a群求心性繊維はその筋のみならず、共同筋のα運動細胞にも同様の興奮性結合する（伸張反射）。一方、拮抗筋のα運動細胞に対しては、シナプスを一つ乗り継いだ上で抑制性の結合が行われ（図２－３参照）、拮抗筋には弛緩が起こる。これを相反性神経支配と言う。伸張反射とこれに伴う相反性神経支配による拮抗筋の抑制をあわせて筋平衡反射と呼ぶ。この反射には、関節全体の屈曲の度合を制御する意味がある。

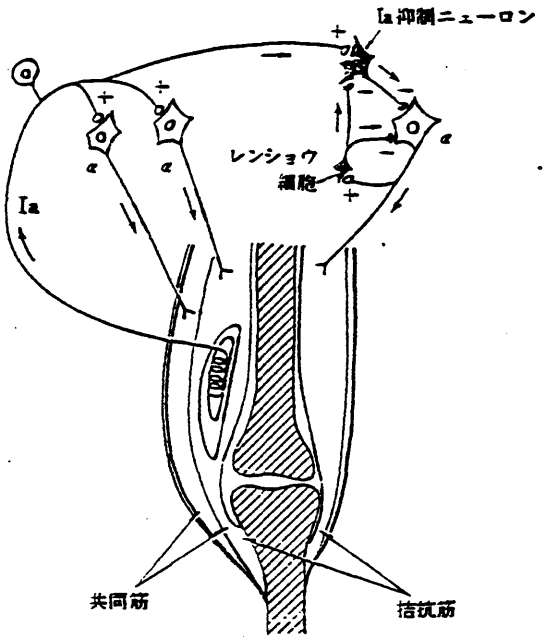


図２－３　筋平衡反射の経路[42]
抑制性ニューロンとその軸索末端は黒で、興奮性のものは白で示す。また＋は興奮性、－は抑制性のシナプス結合を示す。

(4) 姿勢反射

姿勢を保つために働いている重要な反射として、持続的頸反射と緊張性迷路反射がある。

持続的頸反射は、頸をねじるとこれに応じて四肢の筋の緊張が変化するものである。たとえば、右を向くようにねじると右の前肢が伸び左の前肢が曲がり、ちょうど弓を引くときのような形になる。

緊張性迷路反射は、耳石器で検出された重力の方向を反射の入力

とするもので、頭が傾くと四肢、体幹の筋の緊張が変化して、頭の傾きを修正する方向に働くものである。

2.3-3 上位レベルでの制御[42],[43]

身体運動は、いくつもの反射が土台になっており、その大部分は無意識のうちに遂行される。しかし、全部の反射がいつもフルに働いていたとしたら大変である。たとえば、伸張反射で四肢がつっぱっていては、かがむことも、歩くことも、走ることもできない。しかし、実際には上位中枢からの司令によって種々の反射が、抑制されたり、発動されたり、差し換えられたり、時に応じて精妙にコントロールされている。このように、上位中枢が反射系を統合することにより、随意運動が達成されている。

(1) 反射の上位制御（脊髄下降路）

脊髄を下降する経路には前庭脊髄路、網様体脊髄路、赤核脊髄路、視蓋脊髄路などの錐体外路と大脳皮質からの錐体路が区別されている。これら下降路は、脊髄内の運動細胞にそれぞれ独特のシナプス作用をおよぼし、脊髄反射を制御する。サル以上の動物では、錐体路は運動細胞に直結し、上位からの司令で直接運動細胞を動かす機構が発達している。

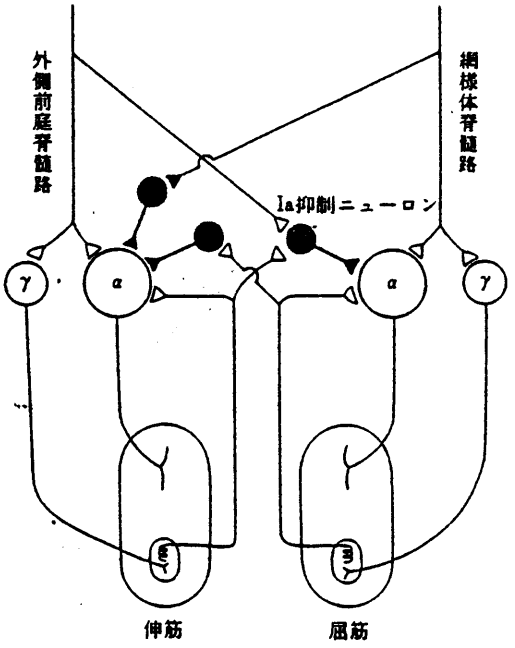


図2－4 筋平衡単位に対する脊髄下降路の結合[43]

上位中枢による脊髄反射の制御の一例を挙げる。図2－4に示すように、腰仙髄の屈筋、伸筋に対しては外側前庭脊髄路と内側網様

体脊髄路の橋部がそれぞれ異なる下降性の結合をしており、前者の信号は筋平衡反射系を伸筋優勢に、後者はこれを屈筋優勢に変化させることが考えられる。このように二つの下降路の間のバランスによって、反射系は伸張反射の優勢な立位と、屈曲反射の優勢な座位の二つの状態に適するように自由に切り換えられると言える。

(2) 運動の上位中枢

運動の上位中枢は大きく三つに分けることができる。小脳、大脳基底核と大脳皮質である。図2－5のように、小脳と大脳皮質は下降路群と上行路群を通じて、脳幹・脊髄の反射系と連絡しており、相互の間にも密接な連絡がある。大脳基底核は大脳皮質との間に密接な連絡を持っているが、小脳や反射系との直接の連絡路は不明である。小脳、大脳基底核と大脳皮質の運動制御における働きについて以下に述べる。

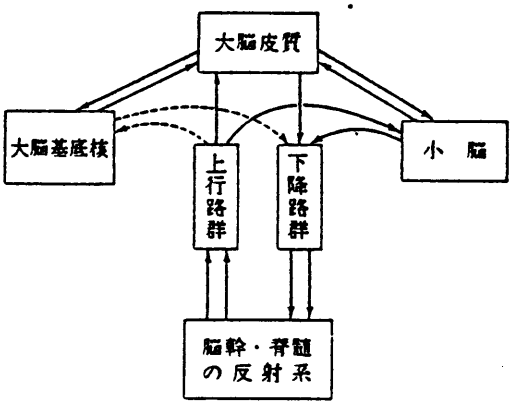


図2－5 運動制御系の構成[42]
矢印は信号の流れる方向、破線はまだよくわかっていない結合

小脳は「協調」「推尺」「代償」の三つの重要な働きがある。協調作用により、多くの筋を同時に巧みに操作する運動が可能となる。正常者は、目をつぶったまま人さし指を前方に突き出した位置から鼻先に速やかに正確に触れることができ、これは推尺作用の例である。代償作用とは、小脳自身の欠損による運動障害を修復したり、スポーツの練習のように以前にはうまくできなかった運動を習得するなどの一種の学習能力のことである。

ヒトの大脳基底核に病変が起こると、不随意運動の一種である舞踏病あるいは、歩き出そうとしても足がすくんで踏み出せなくなるパーキンソニズムという現象が起きる。このような臨床所見から大

脳基底核には、身体の安定装置のような働きがあると考えられるが、不明な点が多く今後の研究成果が期待される分野である。

大脳皮質は運動の制御における最高位に位置づけられ、複雑な随意運動は皮質の種々の部位が関与している。随意運動の司令、特に動作の開始や停止、違う運動への切換えなどは、大脳皮質の運動野から出されている。

2．4　姿勢制御モデル

姿勢制御のモデル化の作業は、筋の収縮はどのように制御されているかの筋収縮の制御と、姿勢の制御に関与する受容器には何があり感覚信号が中枢でどのように情報処理されているかの点に注目して成され得ると考える。

図２－６のような筋収縮制御のモデル[44]が提案されている。図で随意運動における筋収縮の司令は二つの伝導経路によって行われている。一つは、大脳皮質の運動野から発した司令が直接脊髄のα運動細胞に達し、そこから筋に至って筋収縮を起こす経路である。他の

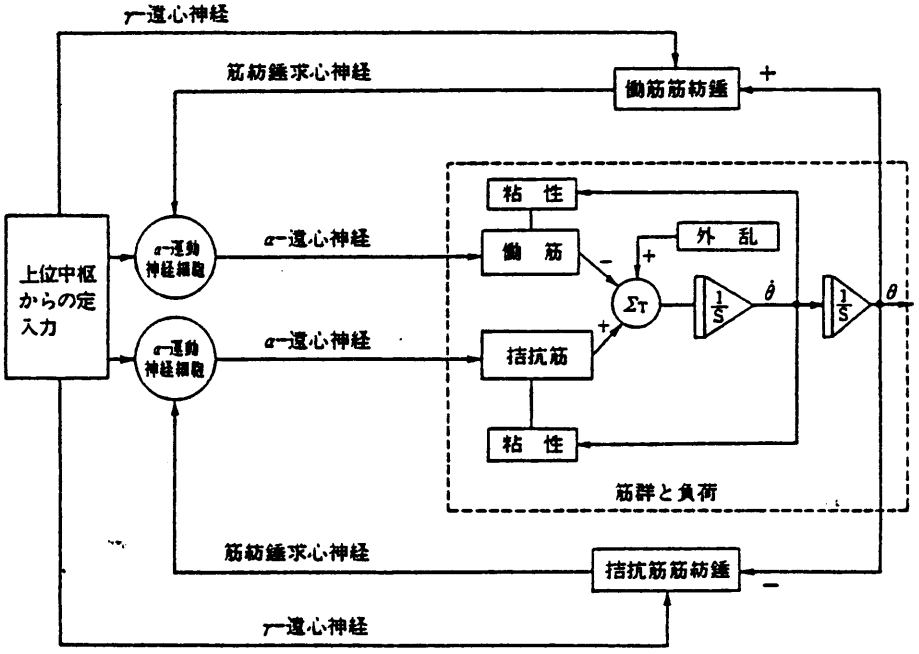


図２－６　筋収縮制御のブロック図[44]

一つは、大脳皮質の運動野からの司令が脊髄のγ運動細胞を経て筋紡錘に至り、錘内筋を収縮させそれによって生じた求心性インパルスが脊髄に上行してα運動細胞を興奮させる経路である。このように、筋収縮の制御は上位中枢からの二つの基準司令入力、すなわちα運動系およびγ運動系のどちらによっても駆動することができる。

図２－６はα運動系およびγ運動系での２通りの筋収縮の制御という生理学的知見をモデル化しているが、筋紡錘出力の拮抗筋のα運動細胞への抑制作用（相反神経性支配）がなく、かつ負荷が１／S^2と一般的ではない。

以後、動物実験による生理学的データをもとに、筋の受動的および能動的な特性、筋紡錘や腱器官の特性が伝達関数で記述され、モデル化の研究[45)~47)]は継続されている。

つぎに受容器からの感覚信号の中枢での情報処理について述べる。内耳にある平衡感覚の受容器を総称して前庭器官と言う。これは球形嚢・卵形嚢と３つの半規管とからできている。それぞれの受容器で起こる感覚は、頭部の重力に対する空間的位置と並進運動や回転

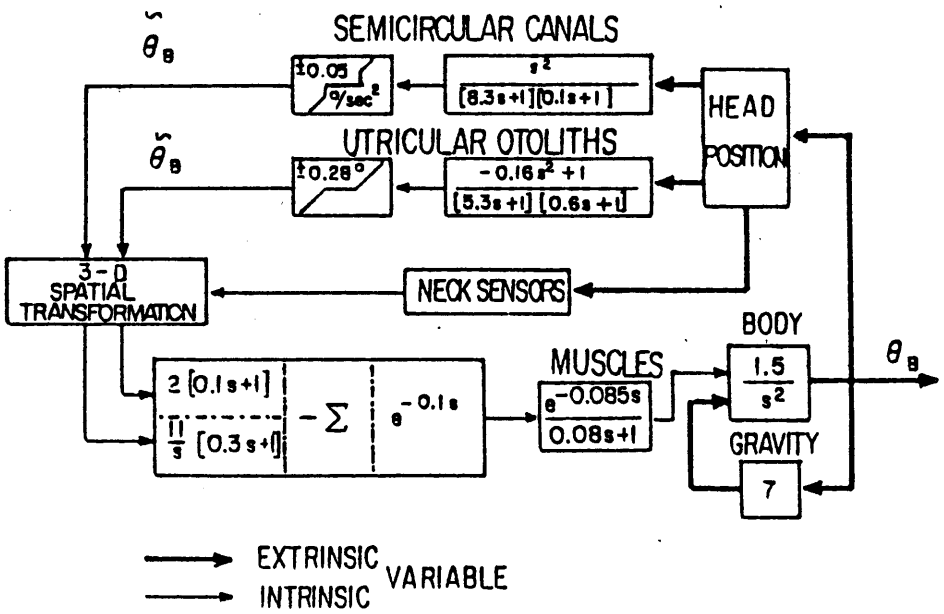


図２－７　The Vestibular Posture Control Model[48)]

運動時の速度の変化（加速度，角加速度）によって生じる。この他に、頭部の位置や運動は、視覚や皮膚および深部感覚（筋・腱・関節による感覚）、頸筋の緊張などによっても知覚される。したがって、平衡感覚の受容器だけを刺激できる方法に注意をはらう必要がある。

前庭器官や頸筋を姿勢平衡の受容器とした図２－７のような姿勢制御モデル[48]が提案されている。しかし、前述したように姿勢に関与する受容器は多く、これらがどのように中枢で処理され、その結果αおよびγ運動系にどのような司令として下されているかなど、不明な点が多い。

第３章　静止立位時の重心跡動揺の統計的処理[49]

３．１　はじめに

立位はヒトの基本的な姿勢の一つで、写真計測や頭頂部動揺の記録[3]といった手法により古くから研究されている。近年、歪ゲージや水晶などのセンサーをロードセルとして利用した電気的床反力計（フォースプレート）が開発され、Zero Moment Point（ZMP；床反力作用点とも呼ぶ）が高精度かつ容易に計測されるようになった。フォースプレート上のヒトが静的立位姿勢にある場合、ZMP はヒトの体重心の床面への投影点（重心跡）に一致し、姿勢の研究における重要な手掛かりである。フォースプレートを使用した立位姿勢の研究は、生理学・体育学・労働科学・人類学・臨床（耳鼻、神経内科、リハビリテーション）などの広範な分野で、数多くなされている。

これら立位姿勢の研究の目的は二つに大別される。一つは、重心跡の動揺と視覚系・前庭系・体性感覚系（皮膚感覚，深部感覚）や呼吸・心拍などとの関係を調べ、立位姿勢制御機構の解析を目的とする研究[9],[15],[50]である。もう一つは、重心跡の動揺データを平均値・分散・変動量などで定量化[51]し、平衡機能の客観的評価方法の確立およびその応用[12]を目的とした研究である。

立位時の重心跡の動揺は、実験のたびに計測されるパターンは異なり確率過程と言える。従来の研究では、重心跡の動揺を確率過程と考えなかったり、もしくは暗黙裏にエルゴード性を仮定し、標本関数の平均値・相関関数の計算、スペクトル解析、自己回帰モデル[15],[16]による記述がなされている。しかし、エルゴード性が成立しなければ、単に標本関数の時間平均的性質を記述したにすぎず、確率過程

としての性質の表現にはならない。したがって、重心跡動揺の確率過程としての統計的性質を調べることが必要で、明らかにされた性質にもとづいて、測定・定量化の方法がはじめて導出されると言える。

本章の目的は、重心跡動揺の確率過程としての統計的性質を調べ、平衡機能の定量的評価を目的としたデータの計測・処理方法を考案することである。

そのために、二名の被験者それぞれについて同一条件下で、重心跡動揺の計測を84回以上行った。本章では、3．2節で重心跡測定装置と計測方法、3．3節でデータの統計的処理方法や検定方法について、そして3．4節ではその結果について述べる。

3．2　重心跡の測定

3.2-1　測定装置

測定装置は図3－1のように、フォースプレート、動ひずみ測定器（共和DPM-6E）とマイクロコンピュータ（SORD M223 MarkⅡ）で構成される。図3－2のように、フォースプレートは横600 mm、縦300 mm、厚さ23mmの長方形硬質ガラス（重量30kg）の四隅をロードセル（共和LM-100K）で支持したものである。フォースプレートには図のようにx－y座標系を設定する。各ロードセルで検出された垂直床反力に対応する電圧信号は、50HzでA－D変換（12bits）され、マイコンによりZMPのx，y座標値が計算され、フロッピーメ

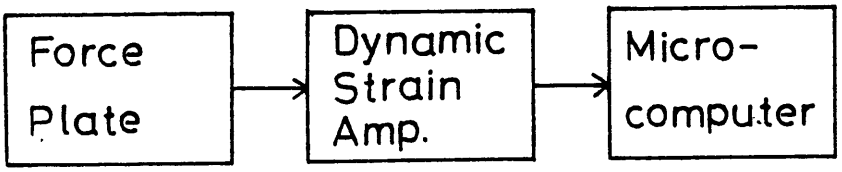


図3－1　測定装置のブロック図

ディアに記録保存される。フォースプレートの非減衰固有振動数は、約49.5Hz（50kgf 負荷時）で、ZMP の座標値計測の誤差は1mm以下である。

身体が静止状態、すなわち、身体各部の加速度と角加速度が無視できるほど小さい場合、ZMP は重心跡に一致すると言えるので、以下では、ZMP のかわりに「重心のx，y座標」もしくは「重心跡」という表現をする。

3.2-2 測定方法

被験者は、両足のかかと内縁を互いに接し、中指と踵骨を結ぶ線が約30度の前開き状態（図3－2参照）で、フォースプレート上に直立し、眼前約2mの指標点を注視するよう指示される。したがって、重心のx，y座標値はそれぞれ、重心の左右方向成分および前後方向成分に対応する。立位姿勢に入った直後の過渡的な身体動揺を考慮して、垂直床反力の動揺が被験者体重の1％以下になってから約7秒後に、データの計測は開始される。一試行の計測時間は約41秒である。被験者は健常成人男子2名（被験者A 22才、被験者B 22才）で、同一条件下で、被験者Aでは84試行、被験者Bでは140試行を実施した。試行が互いに独立となるように、試行間に約5分

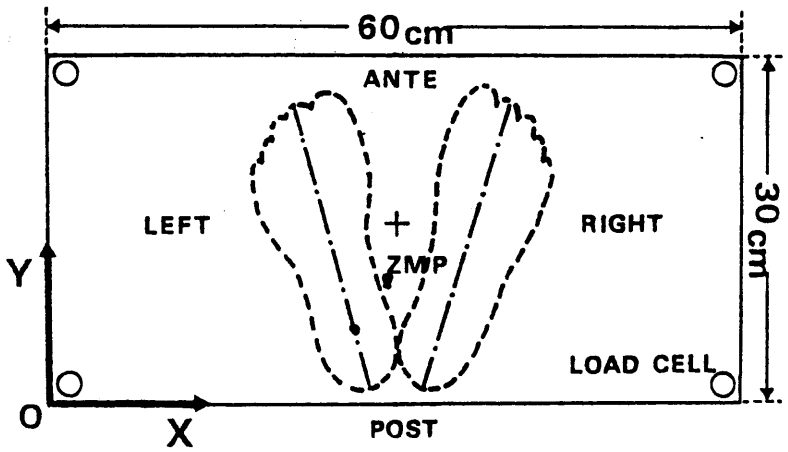


図3－2 フォースプレート

間の休息をもうけ、一日14試行、被験者の精神的・肉体的疲労を考慮し、6日間（ただし被験者Bでは10日間）にわたって計測を行った。ここで、同一条件とは、被験者の足型をフォースプレート上に転写し、測定のたびに足と足型とを一致させることで、フォースプレート上での足の位置を決めたり、計測室内の環境などの物理的な実験条件を同じにしたことを意味し、被験者の精神・肉体面について特に管理・制約はしなかった。

3．3　処理方法

3.3-1　記述

重心のx，y座標値の経時変化を離散時間確率過程（時系列）とし、それぞれ｛X（j，ω）｝，｛Y（j，ω）｝で表現し、各実験ωに対する標本関数を次式で記述する。

$$\{x_i(j)\} \equiv \{x_i(j\Delta t),\ j=0,1,\cdots,M\}$$
$$\{y_i(j)\} \equiv \{y_i(j\Delta t),\ j=0,1,\cdots,M\} \qquad (3-1)$$
$$i=1,2,\cdots,N$$

ここで、添字iは実験を、添字jは時間パラメータを表し、Δtはサンプリング間隔である。$x_i(j)$、$y_i(j)$は、i番目の実験におけるj時刻での重心のx，y座標値の観測値である。

確率過程は時間パラメータjを固定すれば、確率変数X（j，ω），Y（j，ω）となり、確率分布関数または確率密度関数で記述される。

3.2-2で述べた実験から、被験者Aでは84個、被験者Bでは140個の重心跡動揺データが得られるが、各実験は互いに独立であると考えられるので、これらは確率過程｛X（j，ω）｝，｛Y（j，ω）｝の標本関数と言える。式（3－1）の記述において、サンプリング間隔Δtは20msec、時間軸方向のサンプリングポイント数は2048（M＝2047）、実験回数（N）は、被験者Aでは84、被験者B

では140である。

3.3-2 空間平均的性質[52)~(54)]

確率過程の基本的性質は、空間平均の意味での確率分布関数、平均値関数および共分散関数で記述される。本章では、実験で得られたN個（被験者AではN＝84、被験者BではN＝140）の標本関数に基づき、式（3－2）（3－3）（3－4）で表される一次元確率分布関数P_X，P_Y、平均値関数μ_X，μ_Yおよび共分散関数C_X，C_Yを推定し、確率過程｛X（j，ω）｝，｛Y（j，ω）｝の空間平均的性質を調べる。

$$P_X(j) = \mathrm{Prob}\,[x_i(j) \leq x] = \frac{n\,(x_i(j) \leq x)}{N}$$
$$P_Y(j) = \mathrm{Prob}\,[y_i(j) \leq x] = \frac{n\,(y_i(j) \leq y)}{N} \qquad (3-2)$$

$$\mu_X(j) = \frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N} x_i(j)$$
$$\mu_Y(j) = \frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N} y_i(j) \qquad (3-3)$$

$$C_X(j_1, j_2) = \frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N} \{x_i(j_1) - \mu_X(j_1)\}\ \{x_i(j_2) - \mu_X(j_2)\}$$
$$C_Y(j_1, j_2) = \frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N} \{y_i(j_1) - \mu_Y(j_1)\}\ \{y_i(j_2) - \mu_Y(j_2)\} \qquad (3-4)$$

式（3－2）で、n（E）は事象Eが生じた回数である。

確率過程の平均値関数と共分散関数が、時間（τ）の移動に関して不変、すなわち次式が成立するならば弱定常過程である。

$$\mu(t) = \mu(t+\tau)$$

$$C(t_1, t_2) = C(t_1+\tau, t_2+\tau) \qquad (3-5)$$

$$-\infty < \tau < \infty$$

ガウス過程でかつ弱定常の確率過程は強定常過程である。そして、時間平均値と空間平均値が等しいというエルゴード性が成立するためには定常過程でなければならない。

3.3-3 検定方法[53],[55],[56]

ここでは、次節で使用する統計的検定方法について述べる。

(1) 適合度の検定

ある理論的な確率密度関数に対してその標本データの確率密度関数が適合するかどうかを調べるのにしばしば用いられる仮説検定のひとつの特別な型にχ^2検定がある。これは適合度の検定ともいい、一般的な手法としては観測データから得られた確率密度関数と理論的な確率密度関数との違いを調べる目安として近似的なχ^2分布をもつひとつの統計量を使用する。

ある時刻jにおける重心のx，y座標値の観測値$x_i(j)$、$y_i(j)$（$i=1,2,\cdots N$）がそれぞれ一次元正規分布にしたがうかどうかの適合度の検定について以下に述べる。図3－3のように正規分布を区間内での確率がすべて等しくなるように、K個のクラスに区間分けする。時刻jでのN個の独立な観測値（被験者AではN＝84、被験者BではN＝140）の、各区間内に入る観測数を求める。k番目のクラス間隔内に入る観測

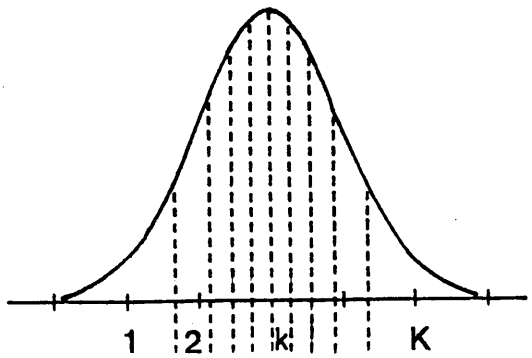


図3－3　等度数手法による正規分布のクラス分割

数（観測度数）および、入ると期待される観測数（期待度数）を、それぞれf_k, F_kとする。等度数にクラス分けしたので、F_kは定数で$F = 1/K$となる。各クラス間隔内における観測度数と期待度数との差は、$f_k - F_k$となる。全クラス間隔に対する全差異を測るために各クラス間隔の差を2乗して加えるとつぎの検定統計量を得る。

$$X^2 = \sum_{k=1}^{K} \frac{(f_k - F_k)^2}{F_k} \qquad (3-6)$$

帰無仮説H_0は「観測値は一次元正規分布からのサンプルである」とする。H_0のもとでは、式（3－6）で計算されるX^2の分布はχ^2のそれに近い。ここで、自由度nは観測にあたってうけた異なった線形拘束条件数をKから差し引いたもので、正規性検定の場合は正規分布の平均値と分散もデータから推定するため、$n = K - 3$である。検定規則（有意水準α）は

$$R : X^2 > \chi^2(n;\ \alpha) \qquad (3-7)$$

で与えられる。もし標本値X^2が$\chi^2(n;\ \alpha)$より大きいならば仮説H_0はαの有意水準で棄却され、逆に小さいならばαの有意水準で許容される。

(2) 母分散一様性の検定

n個（$n \geqq 3$）の母分散の一様性に関する仮説

$$H_0 : \sigma_1^2 = \sigma_2^2 = \cdots\cdots = \sigma_n^2$$

を検定するには、各母集団からのサンプルの範囲（Range）を用いてもよいが、ここでは不偏分散v^2を利用するBartlettの方法について述べる。

検定統計量として

$$\chi_0^2 = -\frac{1}{c} \sum_{j=1}^{n} \phi_j \ln \frac{v_j^2}{v^2} \qquad (3-8)$$

を用い、検定規則（有意水準α）は

$$R : \chi_0^2 \geqq \chi^2(n-1;\ \alpha) \qquad (3-9)$$

で与えられる。これは、式（3－8）で定義されるχ_0^2が、H_0のもとでは近似的に自由度 n－1 のχ^2分布にしたがい、H_0が成立しないときには、それよりも大きな値をとる確率が大きくなることにもとづいている。

ただし式（3－8）において、v_j^2は j 番目母集団（j 時刻）からのサンプルデータより計算される分散の推定値、ϕ_jはその自由度で観測数Nから1をひいた値である。v^2は次式により計算される。

$$v^2 = \sum_{j=1}^{n} \phi_j v_j^2 / \sum_{j=1}^{n} \phi_j \qquad (3-10)$$

また式（3－8）の c はH_0のもとにおけるχ_0^2の分布のχ^2分布への近似をよくするための修正値で、次式により計算される。

$$c = 1 + \frac{1}{3(n-1)} \left(\sum_{j=1}^{n} \frac{1}{\phi_j} - \frac{1}{\sum_{j=1}^{n} \phi_j} \right) \qquad (3-11)$$

(3) 母平均一様性の検定

n 個（n ≧ 3）の母集団を対象にして、その母平均の一様性に関する仮説

$$H_0 : \mu_1 = \mu_2 = \cdots\cdots = \mu_n$$

を検定するには、ふつう一元配置の分散分析と呼ばれる手法が利用される。

いま各母集団は母分散の等しい正規母集団であると仮定する。

検定統計量として

$$F_0 = v_b^2 / v_w^2 \qquad (3-12)$$

を用い、検定規則（有意水準α）は

$$R : F_0 \geqq F\left(n-1,\ \sum_{j=1}^{n} \phi_j\ ;\ \alpha\right) \qquad (3-13)$$

で与えられる。これは、式（3－12）で定義されるF_0が、H_0のもとでは近似的に自由度$\phi_1 = n-1$, $\phi_2 = \sum_{j=1}^{n} \phi_j$の F 分布にしたがい、$H_0$が成

立しないときには、それよりも大きな値をとる確率が大きくなることにもとづいている。

ただし式（3－12）の v_b^2, v_w^2 はそれぞれ級間不偏分散、級内不偏分散といい、次式により計算される。

$$v_b^2 = \sum_{j=1}^{n} (\phi_j + 1)(\bar{X}_j - \bar{\bar{X}})^2 / (n-1) \qquad (3-14)$$

$$v_w^2 = \sum_{j=1}^{n} \phi_j v_j^2 / \sum_{j=1}^{n} \phi_j \qquad (3-15)$$

上式で、v_j^2, $\bar{X}_j$ はそれぞれ j 番目母集団（j 時刻）からのサンプルデータより計算される分散および平均値の推定値、ϕ_j はその自由度である。また、$\bar{\bar{X}}$ は次式により計算される。

$$\bar{\bar{X}} = \sum_{j=1}^{n} (\phi_j + 1)\bar{X}_j / \sum_{j=1}^{n} (\phi_j + 1) \qquad (3-16)$$

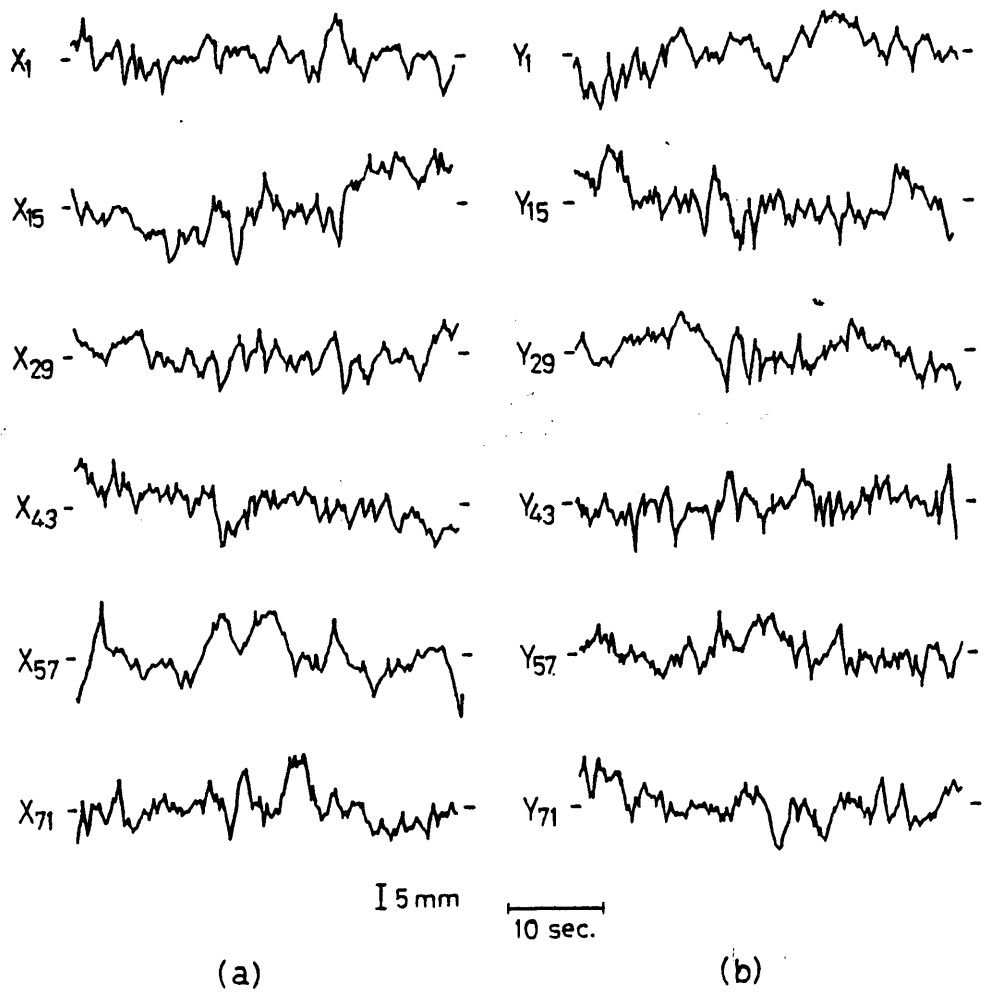


図3－4　重心跡動揺確率過程の標本関数（被験者A）
(a)　左右方向（M－L）　　(b)　前後方向（A－P）

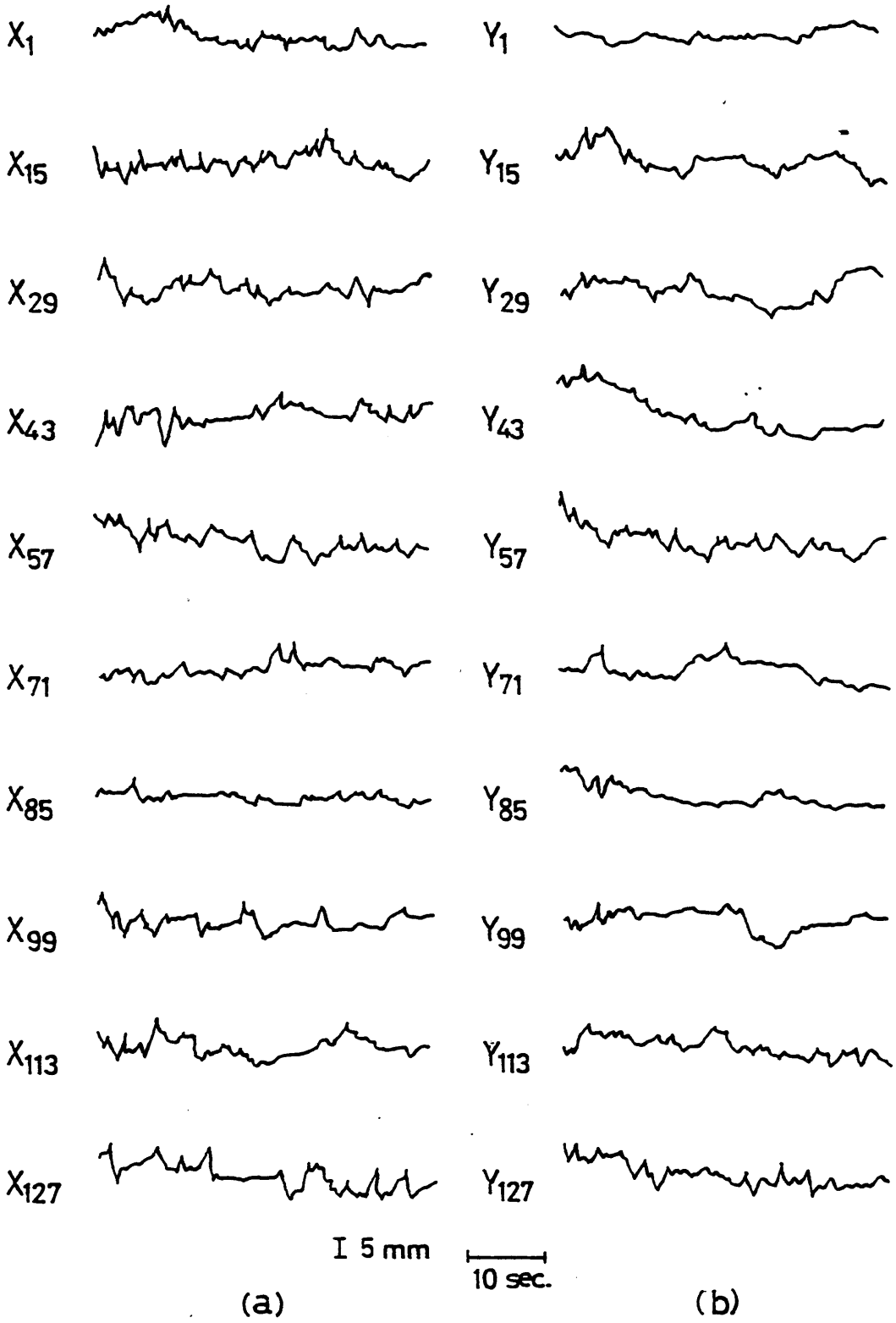


図３－５　重心跡動揺確率過程の標本関数（被験者Ｂ）
(a)　左右方向（Ｍ－Ｌ）　　(b)　前後方向（Ａ－Ｐ）

3．4　結果

図３－４，図３－５はそれぞれ被験者Ａ，Ｂについて計測された重心跡動揺データの一例である。図から計測のたびにデータの波形が異なることが分る。したがって、これらを確率過程の標本関数と考え、空間平均的処理により確率過程の性質を調べた。以下にその結果について述べる。

3.4-1　確率分布関数（正規性）

時刻17秒（ｊ＝850）での観測値をもとに、確率変数である重心跡座標値Ｘ（ｊ，ω），Ｙ（ｊ，ω）の確率分布を式（３－２）により計算し正規確率紙上にプロットしたのが図３－６である。図のごとくプロットされた点はほぼ直線上にあり、Ｘ（ｊ，ω），Ｙ（ｊ，ω）の確率分布は正規分布であると言える。

3.3-3 (1)で述べた適合度の検定により、ある時刻ｊにおける重心のｘ，ｙ座標値の観測値 $x_i(j)$、$y_i(j)$（ｉ＝1,2,…Ｎ）がそれぞれ一次元正規分布にしたがうかどうか調べる。

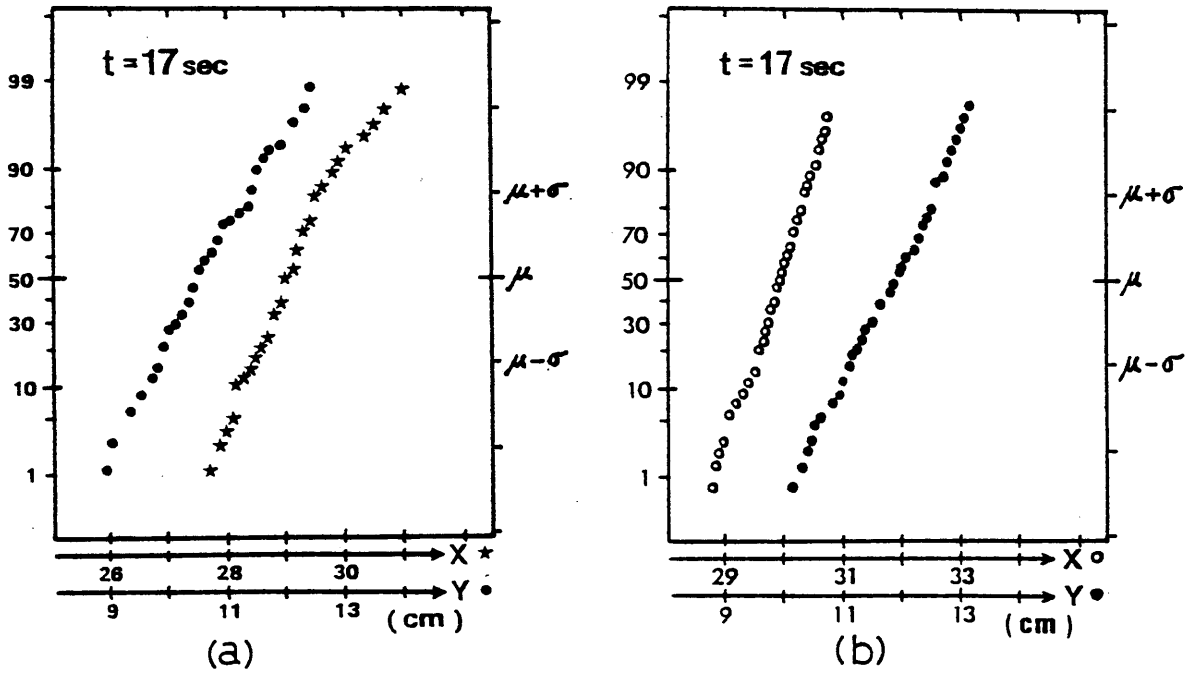


図３－６　確率分布の正規確率紙上へのプロット
(a)　被験者Ａ　　(b)　被験者Ｂ

クラス数K＝14、有意水準α＝0.05で、時刻0秒（j＝0）から0.5秒間隔（jのきざみは25）の82時点について検定した。その結果、表3－1のように82時点中の大部分の時点について、帰無仮説H_0が許容（$X^2 \leq \chi^2(n;\alpha)$）され、確率変数X（j，$\omega$），Y（j，$\omega$）の確率分布はともに正規分布であると言える。

表3－1　適合度の検定で帰無仮説が許容された時点数　（82時点中）

	被験者　A	被験者　B
x座標値	77（93.9％）	78（95.1％）
y座標値	78（95.1％）	77（93.9％）

3.4-2　平均値関数

図3－7は、1秒間隔の各時刻jにおける重心のx，y座標値の平均値$\mu_X(j)$、$\mu_Y(j)$を式（3－3）により計算しプロットしたものである。図中の小さな点は、式（3－4）で計算される分散C_X（j，j）、C_Y（j，j）の平方根、すなわち、標準偏差を示す。図から被験者A、Bともに、重心のx座標値の平均$\mu_X(j)$は時間の経過に対してほぼ一定値であるが、y座標値の平均$\mu_Y(j)$は時間の経過とともに減少すなわち後方へ移動する傾向にあることが分る。また標準偏差は、重心のx座標値よりy座標値のほうが大きい傾向にあることが、両被験者に共通して言える。

重心跡確率過程の平均値μ_X、μ_Yの定常性の検定を下記の方法で行った。母平均一様性の検定は等分散を仮定しているので、まず母分散一様性の検定をBartlettの方法（3.3-3 (2)参照）により、有意水準α＝0.05で実施した。その結果表3－2のように両被験者とも、0.5秒間隔の時刻jで計算された82個の分散が一様であるという仮

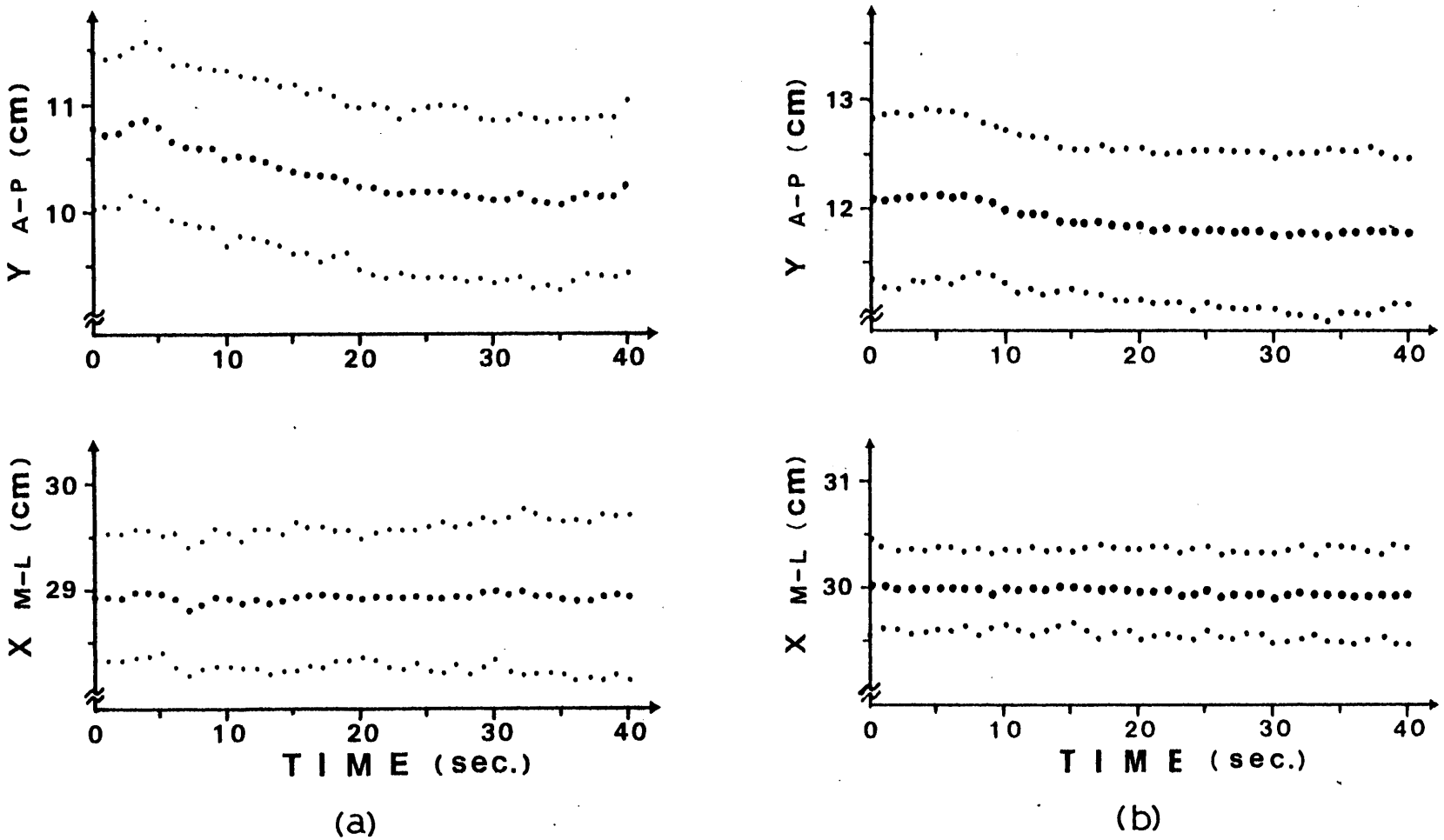


図３－７　空間平均値と標準偏差値の経時変化
(a)　被験者Ａ（N＝84）　　(b)　被験者Ｂ（N＝140）

説は、x座標値では棄却され、y座標値では許容された。つぎに等分散の仮定のもとで、母平均一様性の検定を一元配置の分散分析（3.3-3 (3)参照）により、有意水準$\alpha = 0.05$で実施した。その結果表3－3のように両被験者とも、0.5秒間隔の時刻jで計算された82個の平均が一様であるという仮説は、x座標値では許容され、y座標値では棄却された。なお、x座標値では母分散一様性の仮説は棄却され、母平均一様性の検定における仮定に反するが、F検定は等分散の仮定からのずれに対しかなり強靭である。したがって、表3－2のようにx座標値での分散の差はあまり大きくないので、x座標値では平均値の定常性が成立していると言える。

表3－2　母分散一様性の検定結果

	被験者　A	被験者　B
x座標値	116.8　(棄却)	109.3　(棄却)
y座標値	81.5　(許容)	56.3　(許容)

χ^2 (81 ; 0.05) = 103

表3－3　母平均一様性の検定結果

	被験者　A	被験者　B
x座標値	0.24　(許容)	0.88　(許容)
y座標値	8.92　(棄却)	4.45　(棄却)

被験者　A　　F (81, 6806 ; 0.05) = 1.39
被験者　B　　F (81,11398 ; 0.05) = 1.30

3．5　考察

確率過程である重心跡動揺の時間平均的処理により各標本関数の重心跡の平均値および標準偏差値は次式により計算される。

$$\bar{x}_i = \frac{1}{M+1} \sum_{j=0}^{M} x_i(j)$$

$$\bar{y}_i = \frac{1}{M+1} \sum_{j=0}^{M} y_i(j) \qquad (3-17)$$

$$\sigma_{xi} = \sqrt{\frac{1}{M} \sum_{j=0}^{M} (x_i(j) - \bar{x}_i)^2}$$

$$\sigma_{yi} = \sqrt{\frac{1}{M} \sum_{j=0}^{M} (y_i(j) - \bar{y}_i)^2} \qquad (3-18)$$

ここで、添字i（i＝1,2,…,N）は標本関数を表し、Nは計測回数である。

図3－8は、各標本関数の重心跡の平均値$\bar{x}_i$、$\bar{y}_i$を式（3－17）によりN個の試行（i）それぞれについて計算し、プロットしたものである。図のように、重心跡の平均値は試行のたびに異なり、かなりバラツキがあると言える。また、平均値の分布は被験者AとB

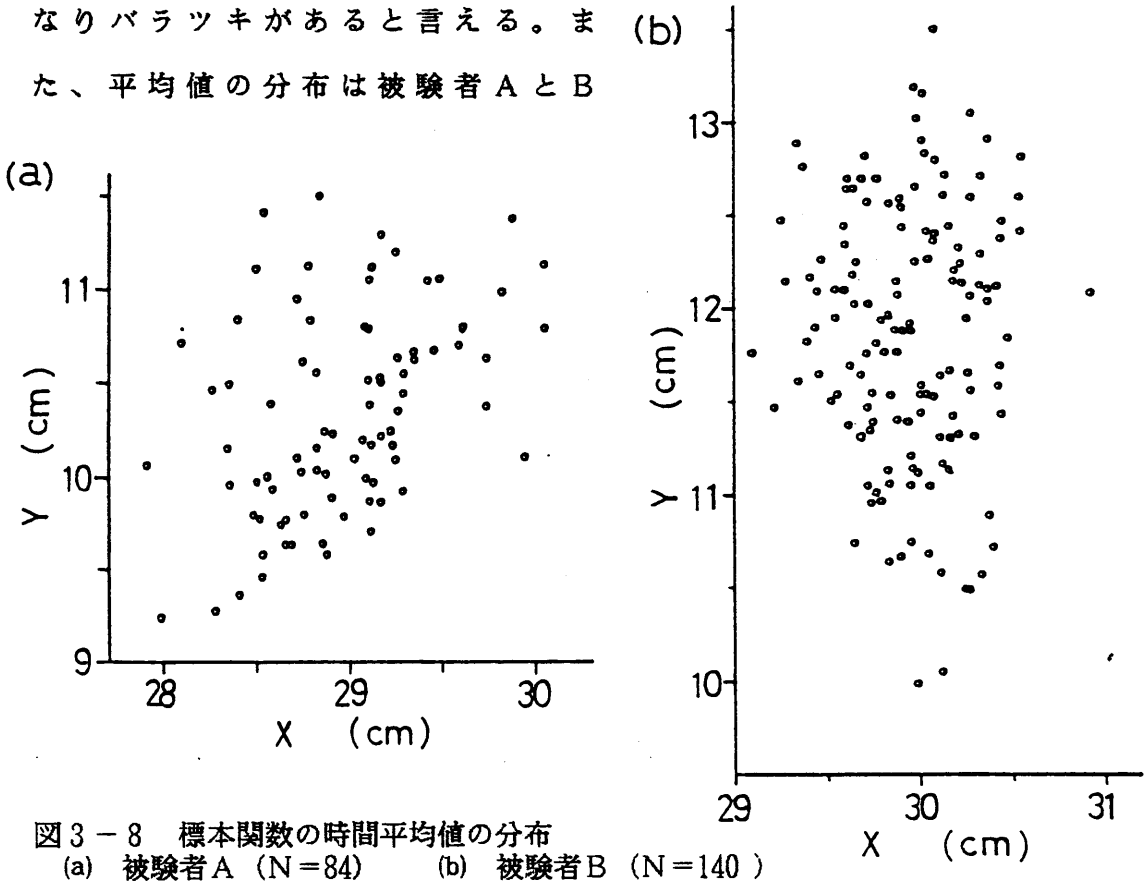


図3－8　標本関数の時間平均値の分布
(a)　被験者A（N＝84）　(b)　被験者B（N＝140）

とで異なっている。図3－9に式（3－18）で計算される各標本関数の標準偏差値の分布を示す。図から標準偏差値は平均値の場合と同様、大きさおよびバラツキの程度が、被験者AとBとで異なる。標準偏差値をxおよびy座標値で比較すると、被験者Aでは82試行中の60試行（71%）で、被験者Bでは140試行中の98試行（67%）で、y座標値の標準偏差値がx座標値のそれよりも大きい[15],[16],[57]。そして、このことは空間平均的処理結果と一致する。

ここで、時間平均的処理をする際のデータ長は重要なファクターで、エルゴード性が成立する場合データ長が大きければ大きい程、時間平均値は真値に近づきバラツキも小さくなると一般的に言える。しかし、被験者に60秒以上の立位姿勢を強いることは、精神的な面の影響があらわれ好ましくなく[58]、本研究での計測時間約41秒は妥当であると考える。

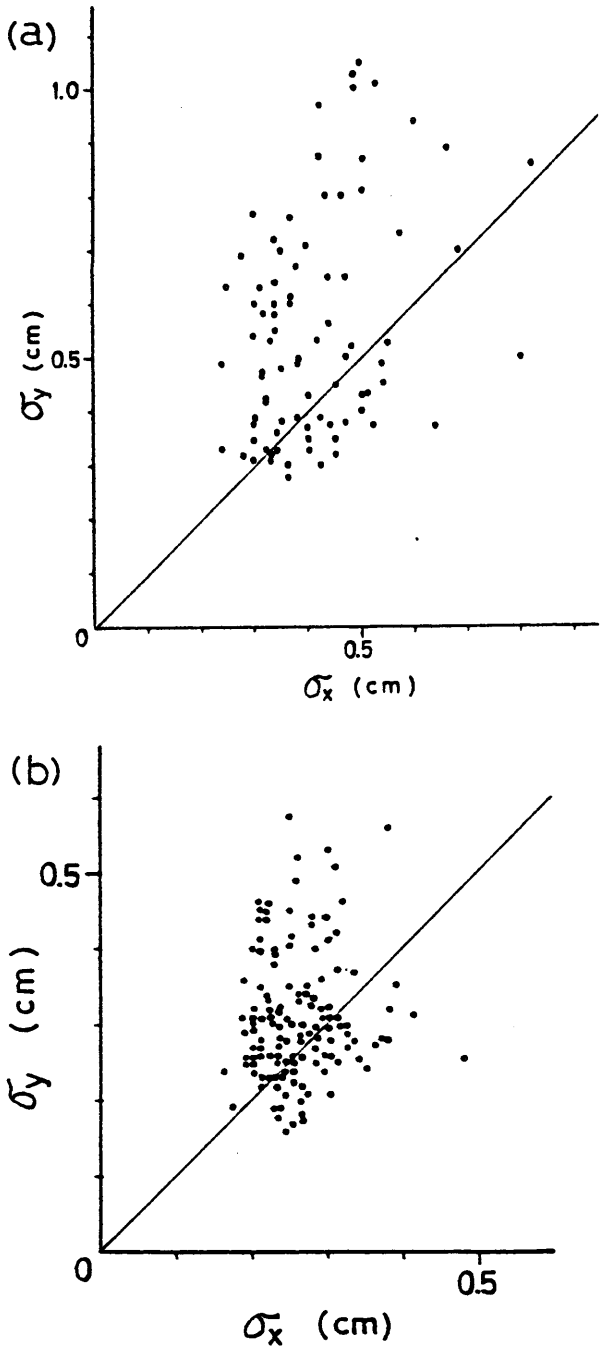


図3－9　標本関数の標準偏差値の分布
(a)　被験者A（N＝84）
(b)　被験者B（N＝140）

時間平均的処理による重心跡の平均値および標準偏差値は、姿勢の研究でよく使用されるパラメータである。しかし、上述のごとく時間平均値は同一被験者においても試行のたびにかなりバラツクの

で、立位姿勢の評価に使用する場合標本関数から算出される時間平均値のバラツキを十分考慮する必要がある。

このような理由からも、確率過程であることを認識し、計測された重心跡動揺データに、空間平均的処理を施すことが必要であるが、空間平均的処理を行うための試行数が問題となる。大数の法則によれば、試行数を多くすればするほど、サンプルから計算される推定値は母数に近づくが、極めて多くの試行を被験者に強いることは、特に臨床における計測・評価を考えた場合現実的ではない。そこで、式（３－３）により空間平均的な意味での重心跡の座標値を推定する場合に必要な試行数Ｎについて、実験結果にもとづいて検討する。図３－10は、式（３－３）によりｔ＝20秒での平均値μ_X、μ_Yを算出する際のＮを、14,28,…,140と順次大きくしていった時のμ_X、μ_Yの変化をプロットしたものである。図からＮが42以上ではＮの変化に対して、μ_X、μ_Yはほとんど変化していないことが分る。したがって、空間平均的処理のためには、少なくとも42試行は必要であることが、一つの目安として得られた。

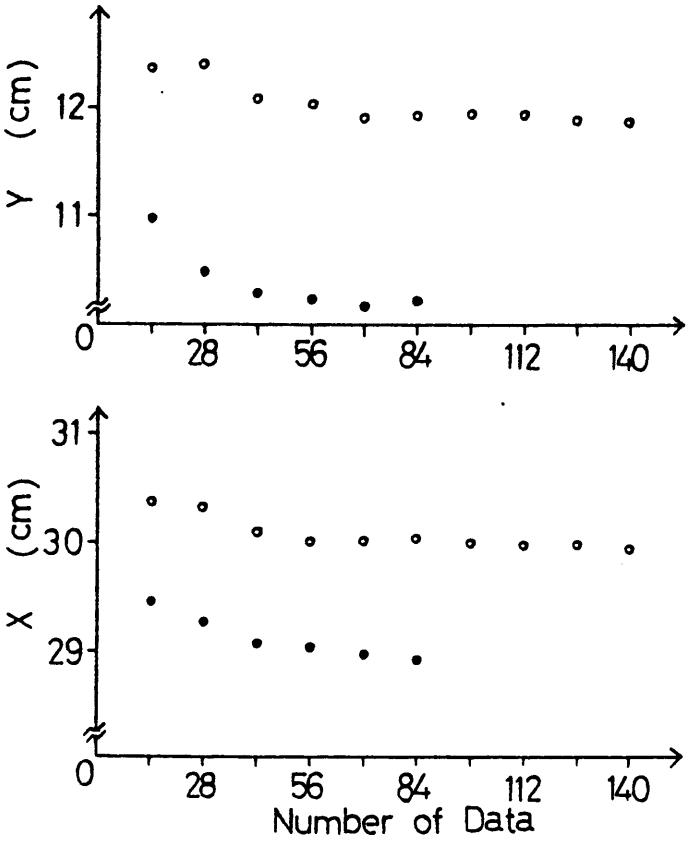


図３－10　試行数Ｎに対する空間平均値（μ_X，μ_Y）の変化（ｔ＝20秒）
被験者Ａ（•）　被験者Ｂ（∘）

重心跡動揺の確率過程としての統計的性質を調べるために、本章では空間平均的処理を行った。データ数の関係から多次元の分布を

調べることはできなかったが、一次元の確率分布は正規分布にしたがうことが分かった。また、立位開始後の約41秒間についてだけであるが、重心のx座標値では平均値（一次モーメント）が定常であるが、y座標値では時間の経過とともに後方へ移動するというトレンドがみられ定常であるとは言えない。したがって、少なくともy座標値（前後方向）については弱定常性は成立しない。一方、x座標値については、共分散関数の定常性を調べることが、弱定常かいなかを論ずるためには必要である。しかし、3.4-2で述べたように分散$C_x(j, j)$は時間の経過に対して一様でないので、x座標値の共分散関数の定常性は言えない。また、重心のx、y座標値はともに、重心の動揺という一つのプロセスの観測量で、独立ではなく互いに相関があると考えると、二つの観測量の一つが弱定常で、他の一つが弱定常でないということは、理解に苦しむことである。

重心のy座標値にみられるトレンド（図3－7参照）は、精神的な緊張状態で指標を注視するため姿勢が前傾し、時間の経過とともにリラックスし姿勢が伸び、その結果重心のy座標値が後方へ移動したものとの推察もできる。しかしこのトレンドは、y座標値（前後方向）はx座標値（左右方向）に比べて動揺（分散）が大きい、いいかえると不安定性が大であることとあわせて考察すべきであろう。不安定性の要因としては、関節及び筋肉の数という身体構造面、神経－筋系での制御様式、そして足底の圧感覚などの姿勢に関与するセンサーといった、多方面からの総合的な検討が必要である。姿勢制御において、足底の圧感覚が重要であるという報告[10]がある。そこで、つぎのような不安定性の解釈も可能であろう。目標値は足底の圧力に関して設定され姿勢制御されている。左右方向では、左右の各足底での均等な荷重支持という目標値の設定は、身体構造上合理的であり、しかも各足底に作用する力も左右独立に検出できる。一方、前後方向では足関節が足部の後方に位置するため前足部と後足部での均等荷重という単純な目標値の設定はできず、目標値は不

確かであると言える。さらに、前足部と後足部での荷重を完全に独立な形で検出することはできず、しかも左右での加算処理が必要であるので、左右方向での荷重のアンバランスの検出に比べて曖昧性が多いと考えられる。このように、目標値とフィードバック信号の曖昧性および、抗重力筋である下腿三頭筋の能動的収縮の程度に大きく依存することなどから、前後方向の不安定性が大であることの説明ができるのではと考える。

3．6　むすび

立位時重心跡の経時変化を確率過程と考え、空間平均的処理により統計的性質を調べた。2名の被験者ついて同じような結果が得られた。任意の時刻における重心のx、y座標値はともに一次元正規分布の観測値である。また、約41秒間についてだけであるが、重心のx座標値（左右方向）では平均値の定常性が言えたが、y座標値（前後方向）では時間の経過とともに後方へ移動する傾向がみられた。

第４章　体重の左右移動動作とその数学モデル[59],[60]

４．１　はじめに

姿勢制御の研究は、その静特性および動特性の２つに大別されうる。前者の静特性については、静止立位時の重心跡動揺を確率過程と考え、その統計的性質などについて第３章で述べた。後者の動特性については、ヒトの姿勢制御能力・機構を調べる上で、その重要性が強調され近年研究がなされている[17]～[20],[23]。動特性を調べる方法としては、二つ考えられる。一つは、被験者が立っている台を前後・左右・上下に単一もしくは複合モードで振動させる、すなわち、被験者に外乱を与えそれに対する応答をみる方法である。もう一つは、目標値に追従して被験者が姿勢をどれだけ随意に制御できるかを調べる、トラッキングによる方法である。

下肢障害者のリハビリテーション訓練における動的な立位バランスの訓練・評価を考えた場合、被験者が立つ台を移動させることは、患者の危険性をともない、臨床で使用するにはふさわしくない。さらに、受動的でなく積極的に身体を動かすことが真のリハビリ訓練になることを考慮し、姿勢制御の動特性を調べる方法としては、トラッキング動作を採用した。

歩行は体重の左右脚での交互片脚支持であり、実際切断者の義足装着訓練初期の立位バランスとして健脚・切断側への体重の移動訓練[61]がある。また、麻痺などで患脚での体重支持の不十分さによる骨盤傾斜（トレンデレンブルグ現象[62]と呼ぶ）の結果、悪い歩容を生じる。したがって、姿勢の良い安定した歩行を可能とするためには、十分な体重支持とスムーズな体重心移動やバランス感覚を養う訓練が必要となる。上記の観点から、ステップ的な目標値に追従して被

験者が体重を左右に移動させる動作により、平衡機能（立位バランス）の動特性を調べ、リハビリテーションでの訓練・評価として応用することにした。

本章では、4．2節で目標値に追従した体重の左右移動の実験装置、方法およびその結果について述べ、4．3節では第5および第6章で体重の左右移動動作を解析する上で必要なトラッキングの数学モデルを導出する。そして、4．4節では数学モデルによる体重の左右移動動作のシミュレーション結果について述べる。

4．2　体重の左右移動の実験

4.2-1　実験装置

目標値に追従した体重の左右移動の実験装置は、図4－1に示すようにウエイト・バランス・アナライザー（Weight Balance Analyzer ；ＷＢＡ）とデータレコーダおよびミニコンピュータ（ＰＤＰ12）からなる。ＷＢＡ（労災義肢センター開発、八重洲リハビリ株式会社製作・販売）は、左右2個のフォースプレートと表示部で

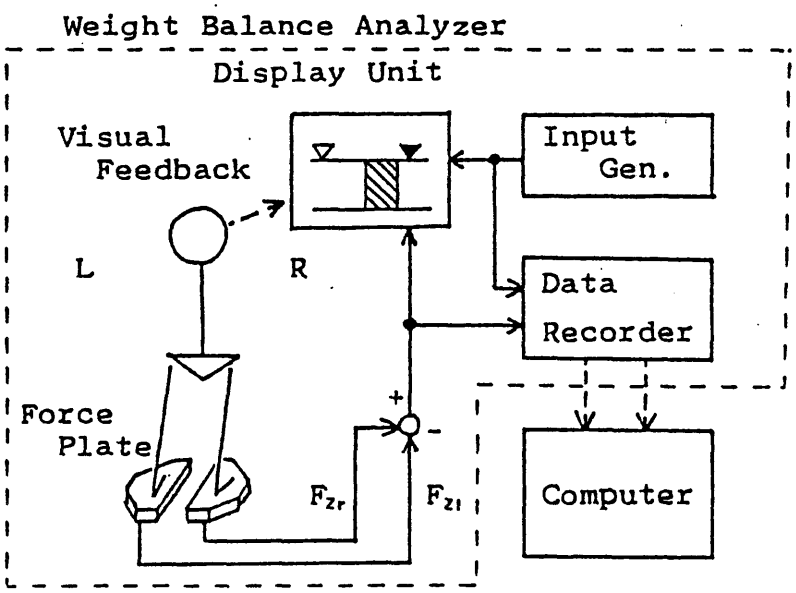


図4－1　実験装置のブロック図

構成される。フォースプレートは、三角形のスチール製プレートを支持する3個の差動トランス[38]（荷重センサ）の出力の総和、すなわち、垂直床反力（ Fzr, Fzl ）を検出し、その固有振動数は約58Hzである。表示部には、トラッキングの入力および出力信号が与えられ、これらは被験者への視覚フィードバック情報となる。入力信号は、パルス幅がランダムな2値のパルス信号列で、逆三角形状に配置されたＬＥＤランプ（図中▽印）の点滅で示される。出力信号は、右脚に作用する垂直床反力（Fzr ）から左脚の垂直床反力（Fzl ）を引いた差分（ Fz ≡Fzr －Fzl ）で、中央から左右に伸びる帯状のＬＥＤランプの点灯で表示される。入力および出力信号の実験データは、一度磁気テープに記録後、20 Hz でＡ－Ｄ変換し、ミニコンによりオフライン処理する。

4.2-2 実験方法

被験者は左右おのおのの足を左右のフォースプレート上に別々にのせ、自然な立位姿勢[63]をとる。入力信号は、右側から左側へ、左側から右側へとランダムに変化するパルス列（最小パルス持続時間は5～8秒）で、入力が変化する時期の予測はできない。入力信号の大きさは、体重支持率（ Supporting Rate; ＳＲ）により決められる。体重支持率とは、静止立位で体重を多く支持している脚（これを主支持脚と呼ぶ）に作用する垂直床反力の被験者体重に対する割

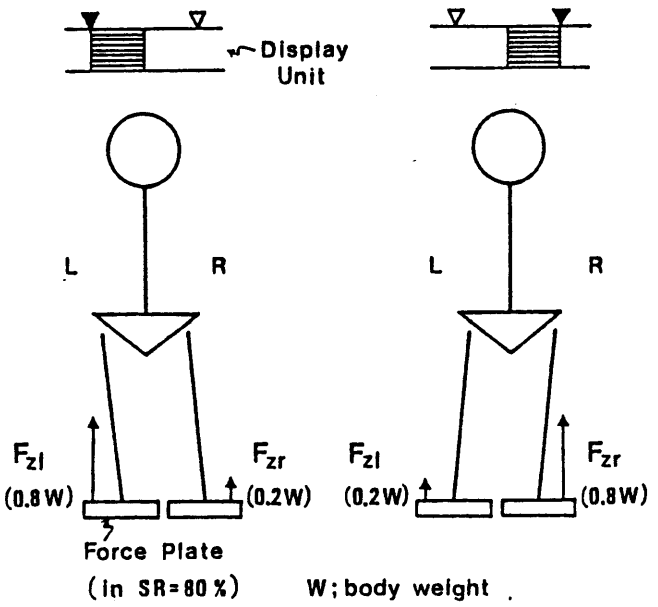


図4－2　実験の模式図

合（単位は％）である。たとえば、ＳＲ＝80％の場合、被験者は右（もしくは左）脚で体重の80％支持した立位状態を意味する。追従動作では、被験者は視覚フィードバックにより入出力間の偏差をゼロにすべく、右脚で体重の80％、左脚で20％の体重支持状態から、右脚で体重の20％、左脚で80％の体重支持状態へ、またその逆を入力信号に追従して繰り返す（図４－２参照）。すなわち、被験者は入力のステップ的変化に追従して、右から左、左から右へと体重を左右に交互に移動する。この場合、被験者によりステップ追従時の評価関数が異なる[64]と考えられるので、「オーバーシュートしてもよいからできるだけ早く目標に到達し、その際上体を屈曲させず骨盤部を水平移動するよう」指示した。実験は入力信号の振幅の小さなＳＲ＝60％よりはじめ、順次５％ずつ入力の大きさを増し、ＳＲ＝95％までの８試行を行った。ただし、出力が入力値に明らかに到達していない場合は、その時点で実験を終了した。各ＳＲ値の試行では、被験者が大きさＳＲの追従動作に慣れたと験者が判断するまで練習をしたあと、約３分間の実験データを採取した。約３分間の一試行では、右から左、左から右へのステップ信号に追従した体重の移動がそれぞれ少なくとも５回ずつ行われる。

4.2-3　被験者

被験者の年齢層は表４－１に示すとおりで、健常者25名（男22，女３）、脳卒中による中枢性片麻痺成人患者47名について実験を行った。片麻痺患者の内訳は、右片麻痺22名（男17，女５）、左片麻

表４－１　被験者の年齢構成

	20代	30代	40代	50代	60代	70代	合計
健常者	8名	6	2	4	5	0	25
片麻痺患者	0	1	9	17	11	9	47

痺25名（男14，女11）で、数名の患者ついては約2週間間隔で実験をしたため、片麻痺患者についての実験データの総数は、80である。また、症状に応じて、フットアップ（FU）・短下肢装具（SLB）・長下肢装具（LLB）などの装具[65]を必要とする片麻痺患者では、装具装着のまま実験した。表4－2に装具使用の内訳を示す。

片麻痺患者については、実験のたびに、10m歩行時間の計測、Brunnstrom Stage[66],[67]（Br．ステージと略記）、歩行能や徒手筋力評価などの各種の臨床データの収集を行った。

表4－2　使用装具の内訳

	装具なし	フットアップ	短下肢装具	長下肢装具	合計
例　数	36	14	21	9	80

表4－3　Brunnstrom stage　別評価[66]
対象はBr．stage のⅡからⅥであり、上田らの分類に準じて10段階に細分されている。

テスト種類	テスト内容	判定	Brunnstrom stage	合計
連合運動	股内転の誘発(Raimiste 反応)，又は随意収縮の触知	可	Ⅱ	2
共同運動	1. 伸筋共同運動 （臥位，膝90°屈曲位より出発） 膝屈曲角が　90°～25°……不十分 20°～0°……十　分 2. 屈筋共同運動 （臥位，股伸展位より出発） 股屈曲角が　5°～85°……不十分 90°以上……十　分	一方不能，他方不十分	Ⅲ—1	8
		一方不能，他方十分，又は両方とも不十分	Ⅲ—2	11
		一方十分，他方不十分	Ⅲ—3	16
		両方とも十分	Ⅲ—4	13
分離運動-1	1. 臥位，下肢伸展挙上（(Straight leg raising) （膝屈曲20°以下保持） 股屈曲角が　0°～25°……不十分 2. 坐位，膝屈曲 （60°～90°屈曲位保持） 膝屈曲角が　100°以上……十　分 3. 坐位，足関節背屈 背屈角が　5°以上……十　分	一つが十分	Ⅳ—1	6
		二つが十分	Ⅳ—2	5
分離運動-2	1. 臥位，股・膝伸展位での足関節背屈 背屈角が　5°以上……十　分 2. 坐位，股伸展位での足関節背屈 （股60°～90°屈曲位保持，膝屈曲20°以下保持） 背屈角が　5°以上……十　分 3. 坐位，股関節内旋 （股60°～90°屈曲位，膝90°±10°保持） 内旋角が　0°～15°……不十分 20°以上……十　分	二つが十分	Ⅴ—1	4
		三つが十分	Ⅴ—2	8
協調運動	股内旋反復テスト 10回旋行し，健側の1.5倍以内の所要時間……十分	ステージⅤのテストが三つとも十分で，かつ反復テストが十分	Ⅳ	7

Br．ステージは、連合反応、共同運動、分離運動、協調運動という麻痺の回復過程での質的変化を表現するもので、片麻痺の機能テストとして臨床で使用されている検査法で、下肢の場合表４－３のような基準で判定される。歩行能[68]は、表４－４のように、歩行に必要な補装具の有無とその種類および可能な歩行路により判定される。

表４－４　歩行能[68]

前歩行期（立位バランス獲得期）	Ⅰ－a		平行棒内起立及び一往復程度歩行可
	Ⅰ－b		平行棒内歩行可
	Ⅰ－c		平行棒外介助歩行
杖・装具歩行期（歩行訓練期）	Ⅱ－a	×	杖＋L.L.B
	Ⅱ－b	●	杖＋S.L.B
	Ⅱ－c	▲	杖＋foot-up
	Ⅱ－d	■	杖のみ，装具なし
独立応用歩行期	Ⅲ－a		杖なし，平地歩行
	Ⅲ－b	□	階段手すり使用，凹凸面杖使用
	Ⅲ－c		障害物越え，自由

4.2-4　実験結果

図４－３にランダムなパルス列に追従した体重の左右移動動作の結果の一例を示す。図の(a)は健常者、(b)は左片麻痺患者のデータである。入力パルスの立ち上がり（左から右への移動）および立ち下

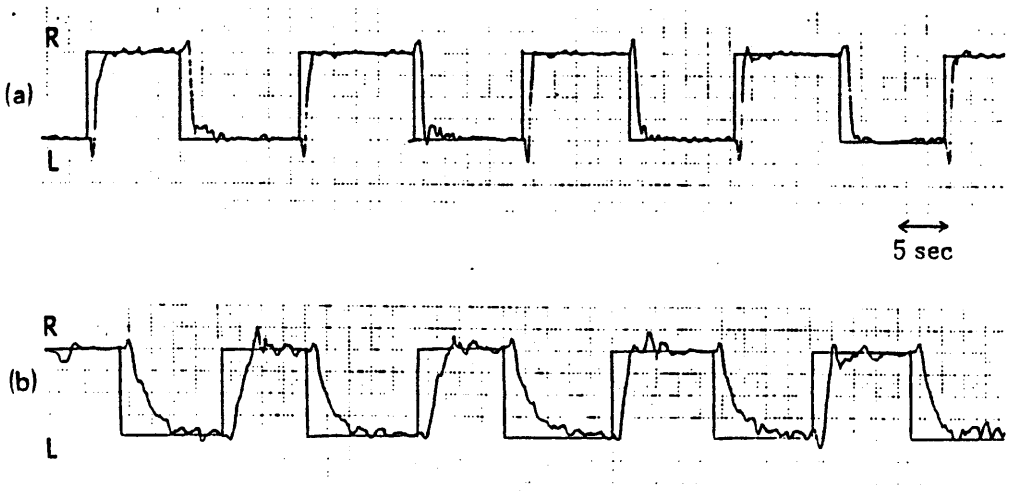


図４－３　体重の左右移動の結果
(a)　健常者，男，59才
(b)　左片麻痺，男，60才，Br．Stage Ⅲ，SLB 使用

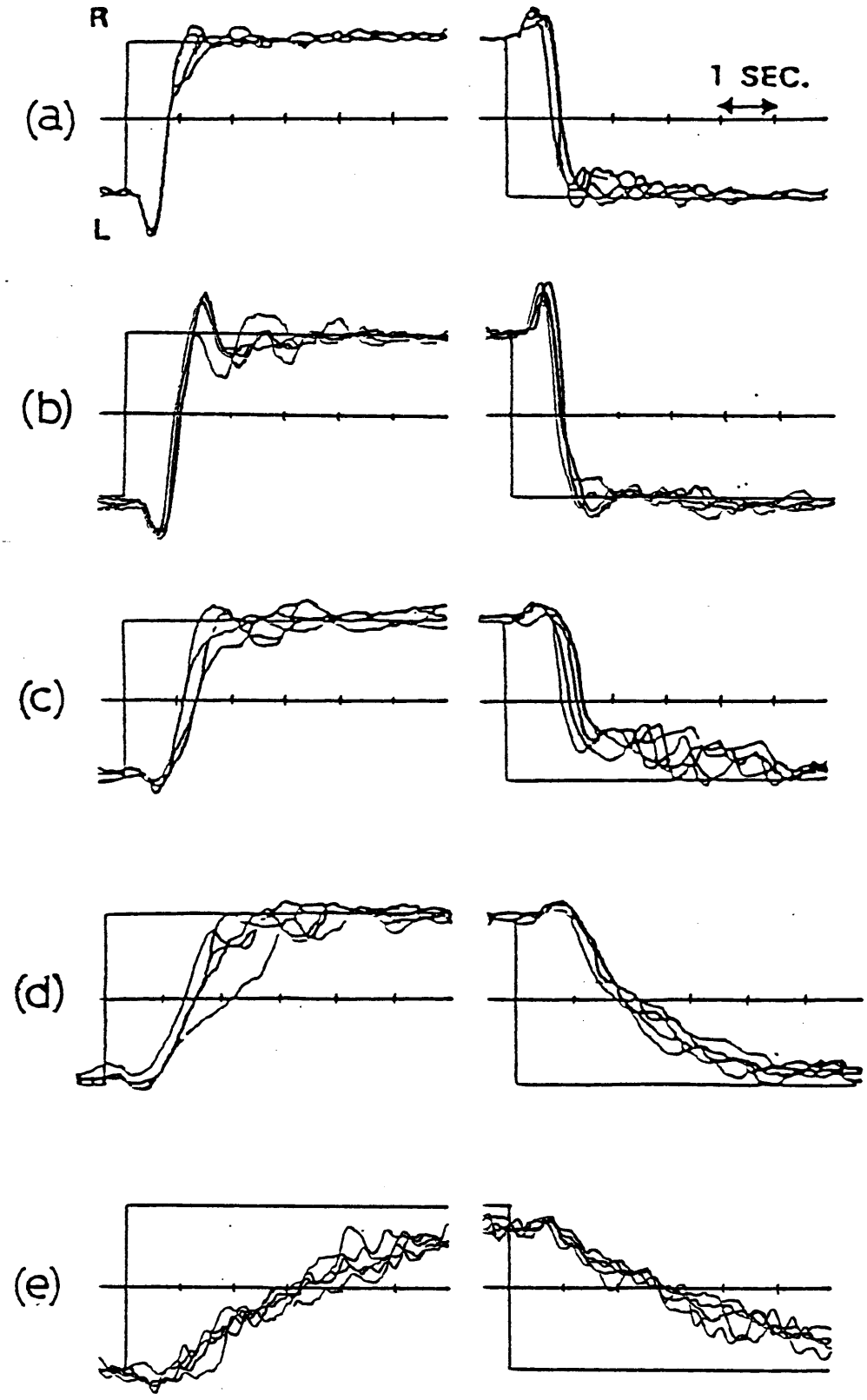


図４－４　ステップ応答の５回重ね図（SR＝80%）
(a)　健常者，男，59才
(b)　左片麻痺，女，58才，Br. Stage Ⅴ－２
(c)　左片麻痺，男，52才，Br. Stage Ⅳ
(d)　左片麻痺，男，60才，Br. Stage Ⅲ－４，SLB 使用
(e)　左片麻痺，男，78才，Br. Stage Ⅱ，SLB 使用

がり（右から左への移動）時点で、出力データをそれぞれ同期させると、図４－４のように、ステップ応答が重ね書きされたグラフが得られる。図の左側のグラフは左から右へ、右側のグラフは右から左への入力に追従した体重移動のステップ応答である。

図(a)は健常者、(b)(c)(d)(e)は片麻痺患者の結果である。(b)は症状も軽く健常者と同じような良い応答であり、(e)は症状は極めて重く応答も非常に悪い。(c)と(d)はともに左片麻痺であるが、(d)のほうが症状は悪く応答も症状の差を反映している。

表４－５は、片麻痺患者での追従可能であった入力の最大値を整理したものである。

表４－５　追従可能な入力の最大値（片麻痺患者）

	入力の最大値　(%)							合計
	65	70	75	80	85	90	95	
件　数	1	5	16	11	22	18	7	80

４．３　体重の左右移動の数学モデル

4.3-1　立位モデル[69]

上肢、下肢、胴部などの人体の各節を剛体とし、それらが関節によりピンジョイントもしくはボールジョイント結合されていると考えると、人体の剛体リンクモデルが得られる。歩行などの動作解析では、直接的な計測が困難な関節間反力や関節トルクなどを推定する目的で、剛体リンクモデルが作成・利用されている[70]～[73]。本節では、人体の剛体リンクモデルから、トラッキング動作における制御対象である立位モデルを導出する。立体物には、三次元法によって３つの面を規定できる。運動学[41]では、図４－５のように３次元空間に、矢状面、前額面、水平面が定義され、ヒトの各分節の動きは動作の行われる方向と平行な平面内で記載する。３平面の説明は次のとお

りである。

矢状面（ Sagittal Plane ）：身体を前から後ろに、左右に二分する垂直面。前後面とか正中面とも言う。

前額面（ Frontal Plane or Medio-Lateral Plane ）：一側から反対側の方向に、身体を前と後ろに二分する垂直面。

水平面（ Horizontal Plane ）：身体を上の部分と下の部分に二分する水平面。横断面とも言う。

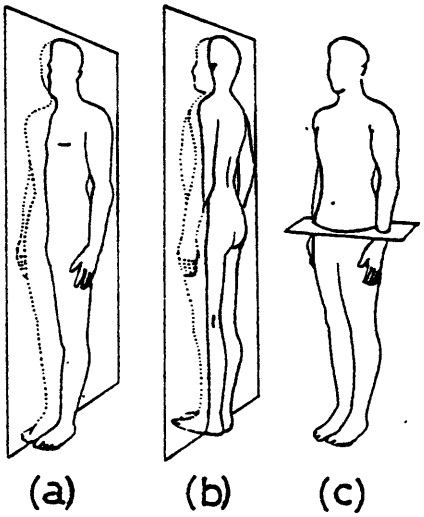


図４－５　体の面
(a)　矢状面　(b)　前額面
(c)　水平面

股関節の伸展・屈曲は矢状面の動きで、股関節の内転とは、前額面において下肢をからだの中心線に近づけることで、外転とは逆に中心線から遠ざける動きである。

４．２節で述べたトラッキング動作では、足関節・膝関節も運動に関与していると考えられるが、能動的な関節機能をもたない義足を装着した人（大腿・下腿切断者）でも、健常者での応答にみられる特徴を有していて本質的には差異のないステップ応答が得られる。また、脊柱すなわち上体部の屈曲はほとんど観察されないので、以下の仮定をし、ヒトの立位モデルを導出する。（図４－６参照）

《仮定１》　ヒトの運動は前額面内に限定する。垂直方向はｚ軸で、左右方向はｙ軸である。

《仮定２》　人体は、上体（頭・上肢・胴部）と右脚および左脚の３個の剛体リンクで構成されるとする。

《仮定３》　股関節の運動は内外転の１自由度のみで、左右の脚は上体と左右の股関節においてそれぞれピンジョイト結合されている。

《仮定4》　駆動トルクは、股関節の内外転筋（大内転筋、中殿筋）により発生される。

《仮定5》　左右の脚は互いに平行で、運動時に脚底は床と点接触でかつ離床しない。

図4－6で使用されている記号の説明は次のとおりである。

$F_{zr}, F_{yr}, F_{zl}, F_{yl}$ ；左右の脚底に作用する床反力の垂直および左右方向成分

$F_{zrl}, F_{yrl}, F_{zll}, F_{yll}$ ；左右の股関節間反力の垂直および左右方向成分

N_r, N_l ；左右の股関節軸まわりの筋肉（内外転筋）により発生されるトルク

m_1 ；上体の質量

m_2 ；脚の質量

I_l ；脚のその重心周りの慣性モーメント

l_s, l_t ；脚重心から脚底および股関節までの長さ

l ；脚長 $(l=l_s+l_t)$

a, b ；上体の重心と股関節間のzおよびy方向の長さ

ここで、m_1, m_2, I_l, l_s, l_t, a, b は生体定数で、Dempster[74]のデータに基づき、ヒトの体重と身長とで表4－6のように表わされる。

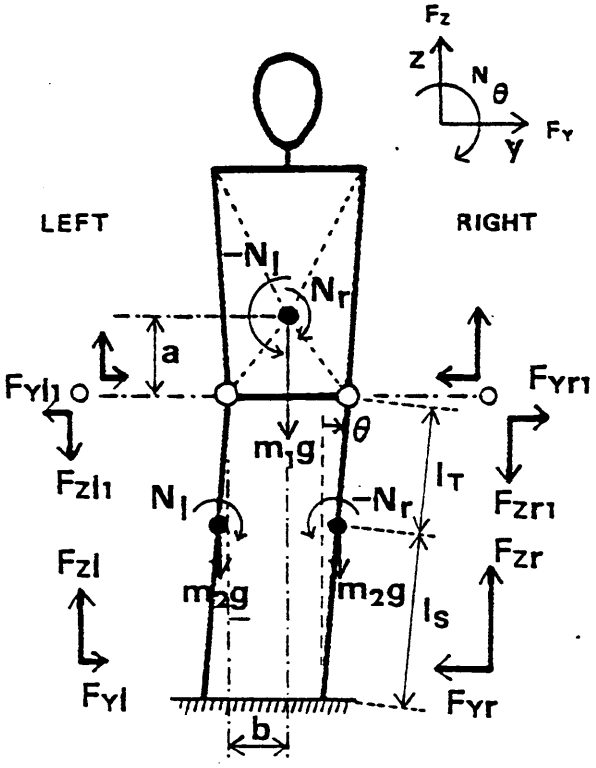


図4－6　立位のヒトの剛体リンクモデル

表4－6　生体定数

m_1	0.68W	a	0.2h
m_2	0.16W (Thigh 0.099W Shank 0.047W Foot 0.014W)	b	0.08h
		l_s	0.3h
		l_t	0.2h
		I_l	$0.003h^2W$

W：Weight　　h：Height

脚と鉛直線とのなす角（θ）は、$|\theta| < 0.13$（rad.）と十分小さいので、$\sin\theta \fallingdotseq \theta$ の近似が成立し、垂直方向の加速度は無視できる。このことは、左右フォースプレート出力の和（Fzr ＋Fzl）がほぼ一定で、被験者の体重に等しいという実験結果（図４－７参照）と矛盾しない。そこで、三つの各リンクについて、運動方程式とモーメントの釣合式をたてると次式が得られる。

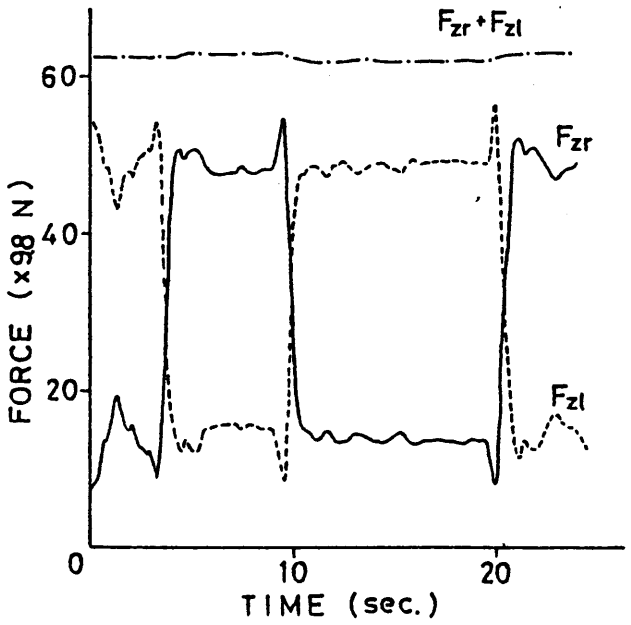


図４－７　体重の左右移動時の垂直床反力（健常者）

y 方向運動方程式

$$F_{yr1} - F_{yr} = m_2 l_s \ddot{\theta} \qquad (4-1)$$

$$F_{yl} - F_{yl1} = m_2 l_s \ddot{\theta} \qquad (4-2)$$

$$F_{yl1} - F_{yr1} = m_1 l \ddot{\theta} \qquad (4-3)$$

z 方向運動方程式

$$F_{zr} = F_{zr1} + m_2 g \qquad (4-4)$$

$$F_{zl} = F_{zl1} + m_2 g \qquad (4-5)$$

$$F_{zr1} + F_{zl1} = m_1 g \qquad (4-6)$$

モーメントの釣合式（時計方向の回転を正とする）

$$I_l \ddot{\theta} = -N_r + (l_s F_{yr} + l_t F_{yr1}) + (l_s F_{zr} + l_t F_{zr1})\theta \qquad (4-7)$$

$$I_l \ddot{\theta} = N_l - (l_s F_{yl} + l_t F_{yl1}) + (l_s F_{zl} + l_t F_{zl1})\theta \qquad (4-8)$$

$$0 = (N_l - N_l) + a(F_{yr1} - F_{yl1}) + b(F_{zl1} - F_{zr1}) \qquad (4-9)$$

式（４－１）から（４－９）を整理すると、立位モデルである２次の微分方程式と床反力Fzr，Fzl，Fyr，Fyl について成立する関係式が得られる。

$$(m_1 l^2+2m_2 l_s^2+2I_l)\ddot{\theta} = -(N_r-N_l)+(m_1 l+2m_2 l_s)g\theta \qquad (4-10)$$

$$F_{zr}-F_{zl}=\frac{1}{b}\{(N_r-N_l)-m_1 al\ddot{\theta}\} \qquad (4-11)$$

$$F_{yl}-F_{yr}=(2m_2 l_s+m_1 l)\ddot{\theta} \qquad (4-12)$$

$$F_{zr}+F_{zl}=(m_1+2m_2)g \qquad (4-13)$$

ここで、gは重力加速度である。

立位モデルである式（4－10）および実験の観測量である床反力の差分Fz（≡Fzr －Fzl）についての式（4－11）を次のように簡略化する。

$$C_1\ddot{\theta}=u+C_2\theta$$

$$C_1\equiv(m_1 l^2+2m_2 l_s^2+2I_l) \qquad (4-14)$$

$$C_2\equiv(m_1 l+2m_2 l_s)g \quad u\equiv-(N_r-N_l)$$

$$F_z\equiv F_{zr}-F_{zl}=C_3\theta-C_4\ddot{\theta}$$

$$C_3\equiv\frac{C_2}{b} \qquad (4-15)$$

$$C_4\equiv(C_1+m_1 al)/b$$

また、式（4－10），（4－11），（4－13）から垂直床反力 Fzl は次式で表わされる。

$$F_{zl}=(m_1+2m_2)g/2-(C_3\theta-C_4\ddot{\theta})/2 \qquad (4-17)$$

式（4－14）（4－15）の C_1，C_2，C_3，C_4 は表4－6の生体定

表4－7　定数

C_1	$0.2048\ Wh^2$	W；	体　重
C_2	$0.436\ gWh$	h；	身　長
C_3	$5.45\ gW$	g；	重力加速度
C_4	$3.41\ Wh$		

数と重力加速度とで表され、表4－7のように計算される。

図4－8のように被験者の後部体表面の踵骨、後腸棘、肩峰、第7頸椎の各位置にマークを貼付し、体重の左右移動時の身体の前額面での運動を16 mm シネカメラで撮影（32コマ／秒）すると同時に垂直床反力の測定を行った。フィルムから各マークのy，z座標値をモーション・アナライザーで数値化し、脚と鉛直線のなす角度θを算出したところ、図4－9(b)のような角度の時間変化$\theta(t)$が得られた。$\theta(t)$とその数値微分で求めた角加速度$\ddot{\theta}(t)$を、式（4－17）（4－12）に代入して得られた垂直床反力（Fz1）と左右剪断力（Fy1－Fyr）を、図4－9(a)(c)に示す。図(a)で、実線の実験結果と破線のシミュレーション結果とを比較すると、シミュレーションで得られた垂直床反力（Fz1）に大きさはほぼ実験値と合致した逆応答がみられるが、その開始が実験値に比べ早い。これは、本来$\ddot{\theta} \fallingdotseq 0$である動作開始前から$\theta(t)$の計測誤差などのため$\ddot{\theta}(t)$がゼロでないある大きさを有するためと考えられる。また、左右剪断力（Fy1－Fyr）については同時計測された実験データはないが、他の実験結果と比較するとその大きさおよびピーク出現の時期などがほぼ一致することが確かめられている。このように上体の回転と足関節の内外反運動などを無視したピンジョイント結合の簡単な剛体リンクモデルで左右移動動作をシミュレートでき、モデルおよび生体定数が妥当であることが示された。

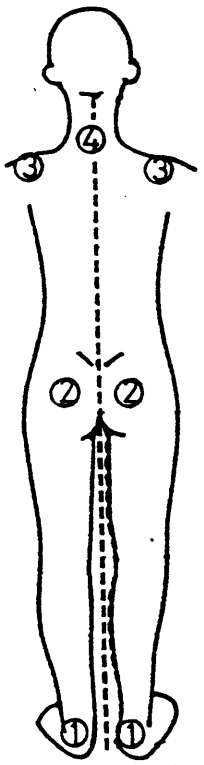


図4－8　動態撮影におけるマーキング
① 踵骨　② 後腸棘
③ 肩峰　④ 第7頸椎

以上のように、体重の左右移動時の人体は図4－10のように倒立

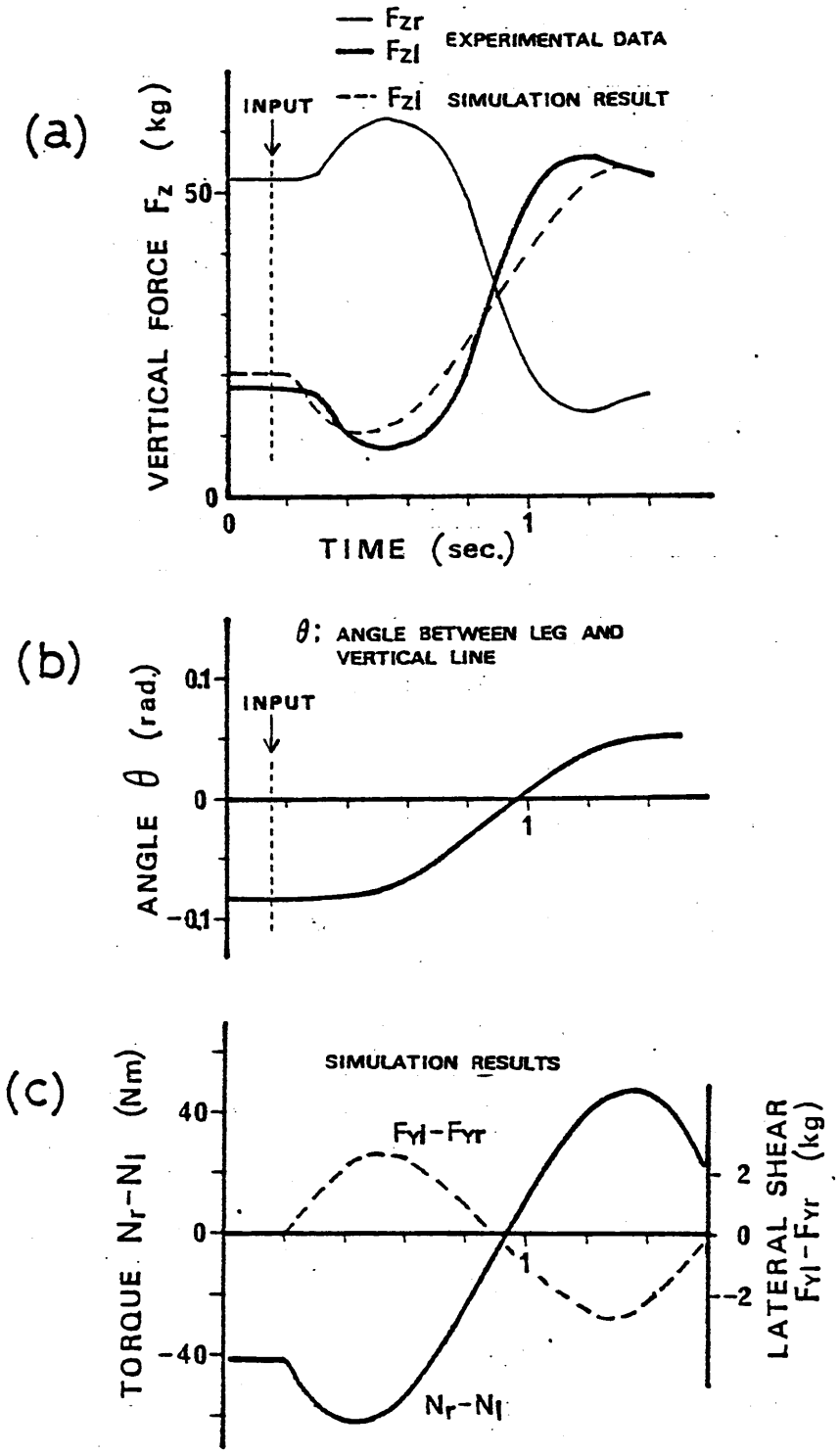


図４－９　実験結果とシミュレーション結果
(a)　垂直床反力の比較
(b)　脚角度θ（実験データ）
(c)　トルクと左右方向剪断力の推定値

振子で近似的に表現できる。トルクuは、左右の股関節の内外転筋、すなわち大内転筋と中殿筋により発生される股関節トルクN_rとN_lの差分で、$u = N_r - N_l$である。そして、股関節トルクN_r ,N_lと筋の収縮との関係は表4－8のようになる。右脚中殿筋の収縮力の増加は右股関節トルクN_rの増加、逆に右脚大内転筋の収縮力の増加はN_rの減少となり、左脚についても同様な関係が成立する。

表4－8　筋収縮とトルクの関係

右脚	中殿筋の収縮力増加	N_r の増加
	大内転筋の収縮力増加	N_r の減少
左脚	中殿筋の収縮力増加	N_l の増加
	大内転筋の収縮力増加	N_l の減少

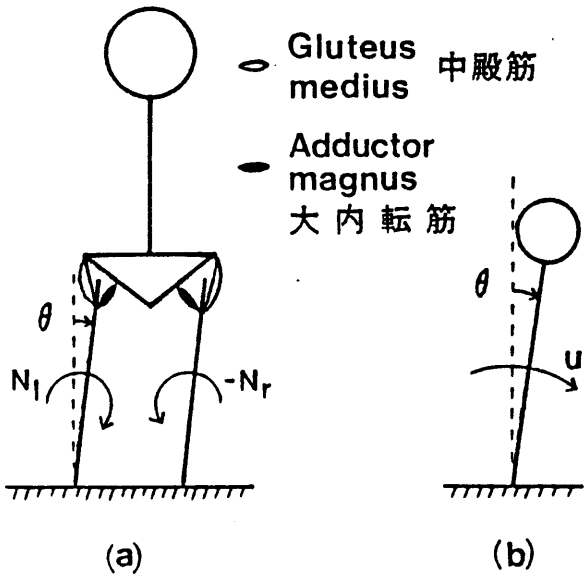


図4－10　立位の倒立振子モデル

4.3-2 神経－筋系[87]

第2章で述べたように生理学において神経－筋系についてはいろいろな事柄が明らかにされており、これらの神経－筋系についての生理学的知見をもとに、神経－筋系のモデル化に関する研究も多い[45)~47)]。

神経－筋制御系についての研究を参考にして、次の仮定を設ける。

《仮定1》 筋の粘弾性による受動的張力は考えず、筋の動特性は一次系とし、その時定数はT_2とする。

《仮定2》 筋紡錘の出力は筋長に比例する。

《仮定3》 筋の断裂を防ぐ安全装置としての腱器官の働きは考えない。

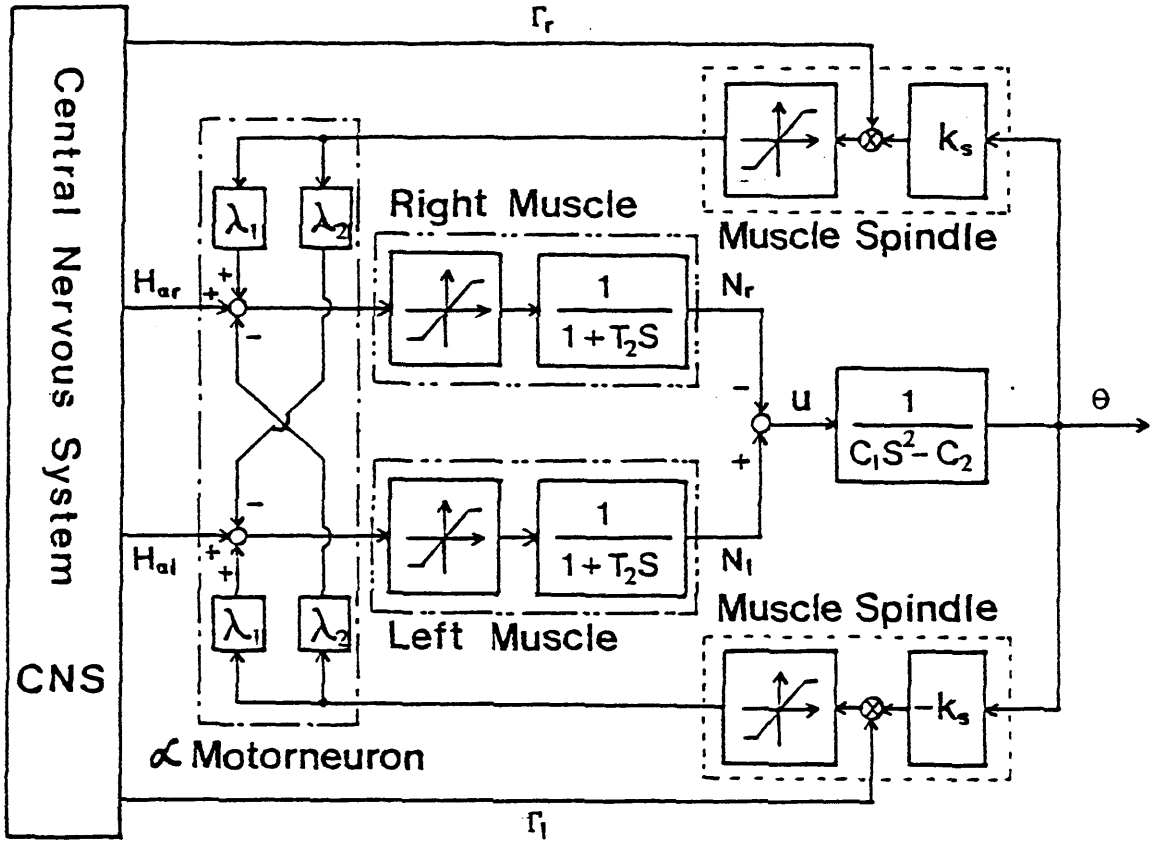
以上により、神経－筋系は図4－11(a)のようにモデル化できる。図中の筋は、股関節の内外転動作で互いに拮抗して働く中殿筋と大内転筋とを統合したもので、筋長の短縮・伸張のどちらにも能動的に活動する。以後これを股関節筋と呼ぶ。

図中K_sは筋紡錘のゲインで、Γ_r ,Γ_lは筋紡錘のゲインを調節するための上位中枢神経からガンマ運動系を下降する指令である。$H_{\alpha r}$, $H_{\alpha l}$ は、左右の股関節筋を支配するα運動細胞へ与えられる上位中枢神経からのアルファ運動系による指令である。

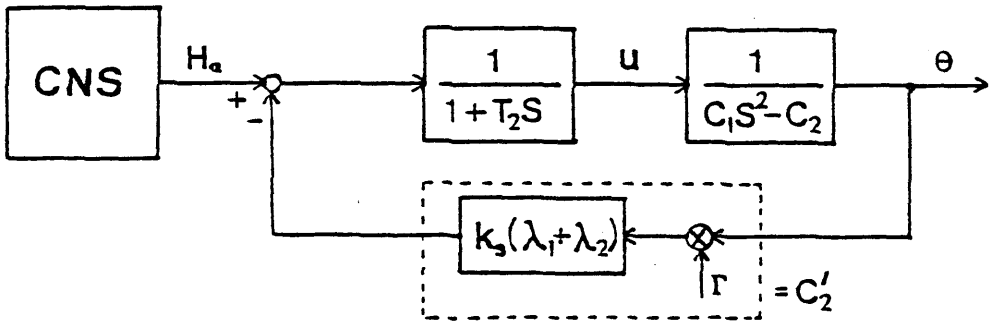
λ_1は、筋紡錘出力の同一筋を支配するα運動細胞へのゲイン係数で、λ_2は、他の筋（拮抗筋）のα運動細胞への相反性神経支配におけるゲイン係数である。

図4－11(a)で、左・右の股関節筋を統合して整理すると、図4－11(b)となる。ただし、左右移動動作に必要な筋出力は、その生理学的限界にくらべて小さく、片麻痺が中枢性の疾患であることを考えると、股関節筋および筋紡錘の飽和は無視できる。

図4－11(b)で、θのフィードバックループは、外乱等による筋長の変化、すなわち姿勢の変化に対し、姿勢を維持しようとする筋紡錘による反射ループである。学習により立位を獲得したヒトの場合、このフィードバックループのゲインC_2'は、立位の倒立振子モデルで



(a)



(b) $H_\alpha \equiv H_{\alpha l} - H_{\alpha r}, \Gamma \equiv \Gamma_r + \Gamma_l$

図4－11　神経－筋系のモデル

ある式（4－14）のθの係数C_2にほぼ等しくなるようにγ系によりたえず調節されているので、ヒトは無意識（$H_\alpha=0$）に立位の維持と安定化を可能にしていると解釈できる。ただし、安定化のためには$\dot{\theta}$のフィードバックが必要で、筋紡錘は、筋の伸張速度を検出する機能があると言われているが、本研究では簡単化のため省略した。

そこで、フィードバックループのゲインC_2'はC_2に等しいとして、上位中枢神経からの指令はα細胞へのH_αのみを考える。

4.3-3 トラッキングモデル

実験時に被験者に視覚情報として与えられる床反力の差分Fzのフィードバックだけでは、慣性力（式（4－15）第2項）のため立位姿勢を安定化できない。

ヒトは、身体平衡をつかさどる視覚器・内耳前庭（三半規管、耳石器）・深部知覚の三つの系統の生体感覚器官[75]により、身体の位置・運動状態を知覚し、立位姿勢を制御している。そして、体重の左右移動は単純な動作であるので、学習により、Fzの視覚フィードバックがなくても、ある場合と同様な体重移動が可能である。また、$\ddot{\theta}$が十分小さく式（4－15）第2項の慣性項を無視できる場合には、Fzはθに比例する。このことは、Fzの視覚フィードバックは、トラッキングの初期値と最終値を規定するのに主として利用され、立位姿勢制御の生体内フィードバックを補完する補助的なものと考えられる。

以上のことから、生体感覚器官で検出されたθのフィードバックループを有する、図4－12のようなトラッキングモデルが作成される。図中、上位中枢神経系は、安定化動作に必要最小次元の一次進み系[76]とした。Kはゲイン、τはむだ時間、T_1は位相進み時定数である。

むだ時間をゼロとした場合の、系の安定条件は、

$$KC_1(T_1-T_2)-C_2T_2>0 \qquad (4-18)$$

であり、$\tau \neq 0$ の場合、安定領域は狭くなる。

ここで、図4－12のマイナーループC_2について制御工学の立場から考察する。このマイナーループは、立位の不安定極を安定極にしていると同時に、制御系を0型から1型の系にしている。したがって、このマイナーループがない場合、上位中枢部において積分動作が必要となり、安定化のためにはヒトは2次以上の微分動作をもたねばならない。このように、筋紡錘によるマイナーループは、姿勢制御の上位中枢部での負担を軽減する役割を有していると考えられる。

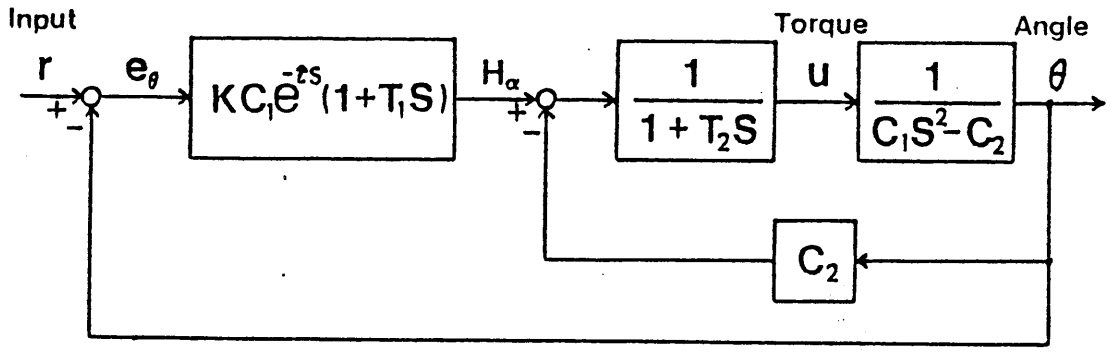


図4－12　体重の左右移動のトラッキングモデル

4．4　数学モデルによるシミュレーション

$\tau = 0$，$T_2 = 0$ とした場合、図4－12のトラッキングモデルにおいて、系のe_θに関する方程式は次式で与えられる。

$$\ddot{e}_\theta + KT_1\dot{e}_\theta + Ke_\theta = 0 \qquad (4-19)$$

そして、固有周波数$\omega_0 = \sqrt{K}$，減衰係数$\zeta_0 = \sqrt{K}\,T_1/2$である。位相進み時定数$T_1$は式（4－19）の減衰係数のみを左右するパラメータである。

4つのパラメータK，T_1，T_2，τのうちヒトが自由に調節可能なものは、ゲインKと位相進み時定数T_1のみで、むだ時間τと神経－筋系の遅れT_2とは、生体固有の値であり、健常者と片麻痺患者とで

値の大きさに違いはないと言える。4つのパラメータのとりうる値については、一般に次のように報告されている。τの値は0.1～0.3秒、T_2の値は0.05～0.1秒である。また、ゲインKは広い範囲にわたって変化することが知られていて、T_1の値は一般に0～5秒であると考えられている。[77] そこで、τとT_2は手動制御系の研究で報告されている値、すなわちτ = 0.2 , T_2 = 0.1とし、[76] T_1を0.1きざみで0.5から6.0まで変化させ、各T_1の値でe_θの二乗和を最小とするゲインK^*を計算機シミュレーション（W = 60 Kg, h = 1.7 m）で求めた。得られたT_1とK^*の関係を図4－13に示す。図4－13で与えられるT_1, K^*でのシミュレーション結果の例を図4－14(a)に示す。図中のe_Fは目標値－Fzである。図4－14(b)は、T_1 = 4としゲインKの値をK^* = 0.6から0.2ずつ大きくした場合のシミュレーション結果である。当然のことながら、ゲインKの値が大きくなるにつれて、e_θには振動を生じその振幅は次第に大きくなり、やがてe_θは発散し不安定な応答となる。

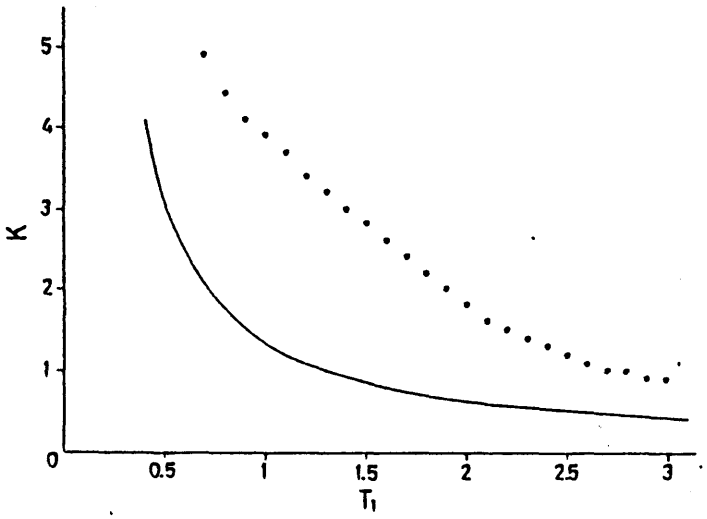


図4－13 位相進み時定数（T_1）とゲイン（K）の関係
実線はτ＝0の場合の安定限界、・印はT_1が決められた時の最適なK^*を示す。

図4－15の左側に、健常者（(a)）、片麻痺患者2名（(b), (c)）のトラッキング実験で得られたステップ応答の5回重ねを示す。図中縦軸は、被験者体重で規格化された床反力差分を示す。図4－15の右側に示したグラフは、min Σe_θ^2 となる（T_1, K^*）の組合せを参考にして、実験結果に合うようにT_1, Kを決めシミュレーションした結果である。シミュレーション結果と実験結果とを比較した場合、

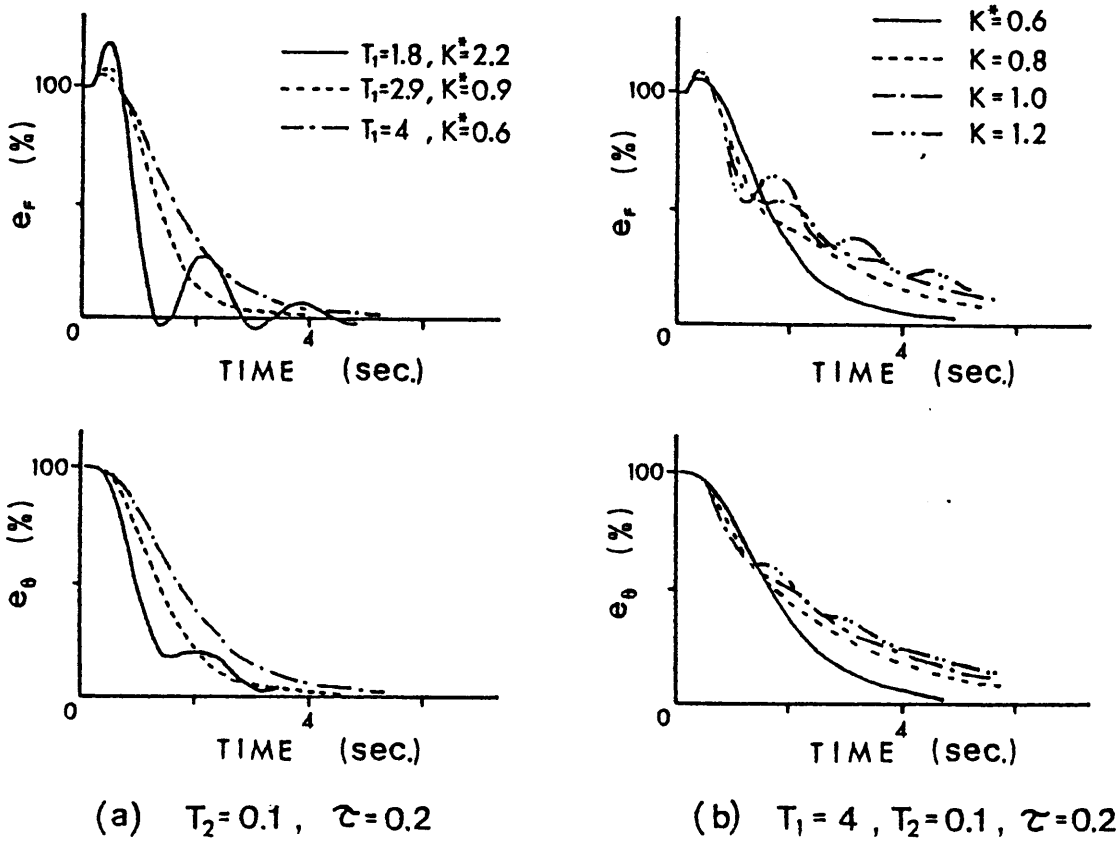


図4－14　過渡応答の基本的性質

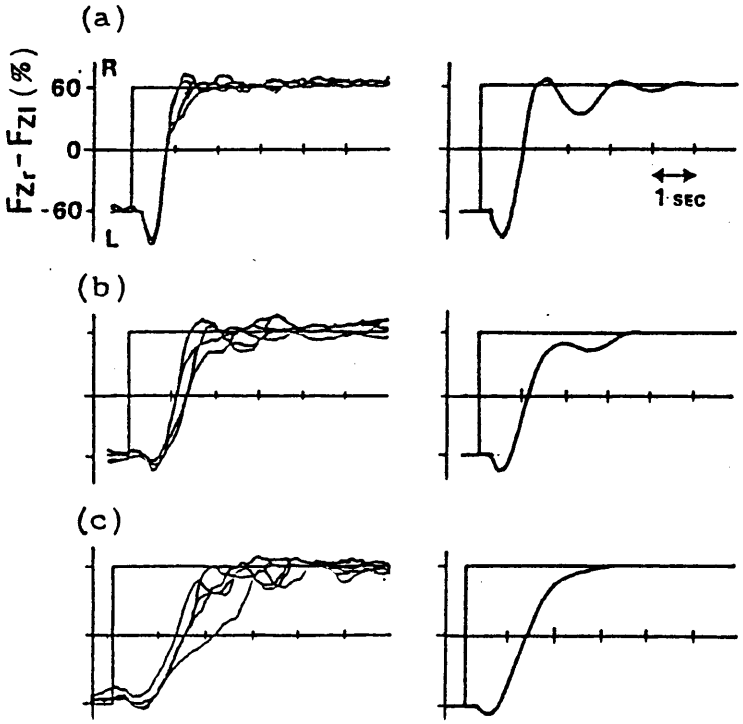


図4－15　ステップ応答の実験結果（左側）とシミュレーション結果（右側）の比較

シミュレーション条件は W＝60Kg，h＝1.7 m，T_2＝0.1 秒，τ＝0.2 秒

(a)　健常者（T_1＝1.8　，K＝2.2）

(b)　片麻痺（T_1＝2.2　，K＝1.5）

(c)　片麻痺（T_1＝2.9　，K＝0.9）

ステップ応答の波形は、ほぼ一致している。このように、図4－12のトラッキングモデルにより、ステップ応答を定性的に解析し議論するうえで満足なシミュレーションが可能である。

4．5　むすび

動的立位バランスの訓練・評価というリハビリテーションの観点にたって、姿勢制御の動特性を調べる方法として、ステップ的な目標値に追従して体重を左右に移動させるトラッキング動作を提案した。そして、その実験装置の詳細を述べ、実験結果について簡単にふれた。体重の左右移動の実験により得られたステップ応答を以後の章で解析するために、人体を剛体リンクモデルと考え神経－筋系に関する生理学的知見に基づき、トラッキング動作の数学モデルを導出した。この数学モデルは、実験結果を十分シミュレートでき、第5および第6章での解析に十分有効なものであると言える。

第５章　姿勢制御動作時の逆応答現象[37],[69]

５．１　はじめに

体重の左右移動のステップ応答には、図５－１の破線円内に示すようにむだ時間（反応時間）経過後、出力信号Fz（≡Fzr －Fzl）が一度その最終値と反対方向に移動する現象がみられる。制御工学においては、図のようにステップ入力に対する出力が、その最終値と反対な方向へ移動する現象を逆応答と呼んでいる。図５－１で被験者は体重を、すなわち体重心を右から左へ移動させようとしているのであるが、観測値Fzは一度逆方向へ移動している。このように、体重心の移動動作すなわち目的の動作と比べると身体動作の観測値は一見逆な軌跡を描き、このような現象は他の身体運動時にも観察される。

ヒトが静止立位の状態から姿勢を所定の角度だけ前傾（後傾）させた時、垂直床反力の作用点（ＺＭＰ）は、一度後方（前方）へ移動した後、最終的には動作開始前より前方に位置する。[30]

立位姿勢から歩行を開始する場合、左右の各脚に作用する垂直床反力の合力の作用点軌跡には図５－２に示すような逆動現象がみられることが報告されている。[31],[32] たとえば、右脚から振り出す場合には、作用点は直立時の位置つまり両足の中間点から一

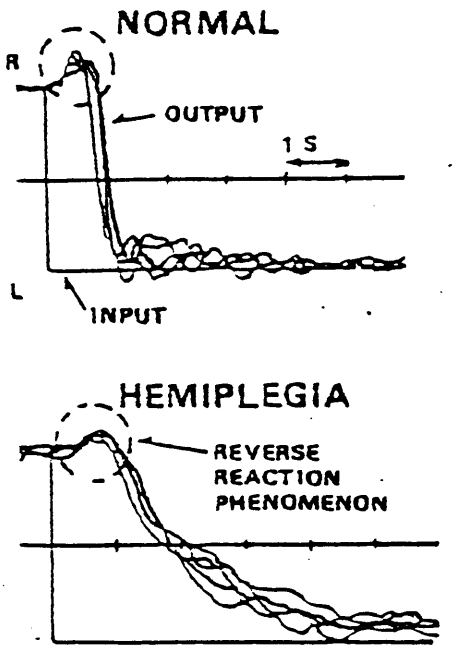


図５－１　逆応答現象

度右足の後方へ移動した後に、最初の支持脚である左足へ移動していく。

これら垂直床反力の作用点が一見逆な軌跡を描くことについては、注目され色々解析の試みはなされている。[33]～[35],[78] しかし、この現象については反動説などの誤った解釈があったりして、未だ明確な説明はなされていない。また、逆応答は制御工学で明確に定義されているものであるが、身体運動時の観測値にみられる一見逆な現象にも、制御工学での逆応答という用語が拡大解釈されたり、もしくは誤って使用されて議論を複雑なものにしている。

したがって、本章の目的は姿勢制御動作時の観測値にみられる逆応答現象などの一見逆な現象について考察することである。本章では、5．2節で逆応答の制御工学における定義を述べ、5．3節では4．2節で述べた体重の左右移動動作にみられる逆応答の発生原因と逆応答の特徴について詳細に検討する。さらに、5．4節で他の姿勢制御動作時での垂直床反力の作用点の軌跡について制御工学の立場から考察する。

5．2　逆応答の定義

制御において、より一般的な多入力多出力系での逆応答は次のように定義される。[79]

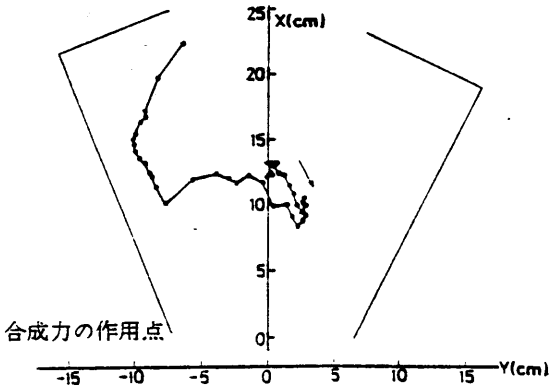


図5－2　歩行開始時の床反力作用点軌跡[32]

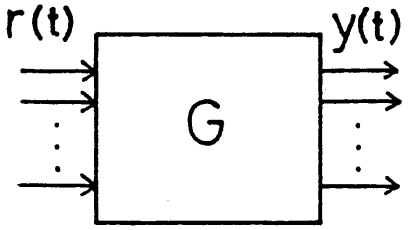


図5－3　多入力多出力系

【定義】

図5－3のフィードバック系に、第i要素が零でないベクトルステップ入力r(t)、

$$r(t) = \begin{cases} 0 & (t < 0) \\ r & (t \geq 0) \end{cases} \qquad (5-1)$$

を加えた時、出力y(t)の第i要素が、すべてのt∈(0, ε)に対して、r(t)の第i要素と逆の符号をとるようなε＞0が存在する時、y(t)の第i要素はr(t)に対して逆応答をするという。

また、y(t)の少なくとも一つの要素が、r(t)に対して逆応答をする時、図5－3のフィードバック系はr(t)に対して逆応答をするという。

そして、一入力一出力定係数線形系において、このような逆応答が発生するのは、伝達関数の零点に起因することが明らかにされている。すなわち、

「左半平面上に極がある伝達関数をもつ系（零非正則系）は右半平面上に奇数個の零点をもつ時逆応答が発生し、偶数個の零点をもつ時逆応答が発生しない。[28]」

多入力多出力フィードバック系の場合には、一般に出力の第i要素は入力の第i要素のみに依存するのではなく、入力の他の要素の影響も受けるので、ある入力に対してフィードバック系が逆応答をしなくても、別の入力に対しては逆応答をするという場合がでてくる点が一入力一出力系と異なる。そして、多入力多出力系では、右半平面零点の定義は難しいので、一入力一出力系の場合のように、右半平面零点の個数で逆応答の判別はできない。多入力多出力系の逆応答発生の条件については文献(79),(80)に記述されている。

5．3　体重の左右移動時の逆応答[69]

体重の左右移動のステップ応答には、図5－1のようにむだ時間（反応時間）経過後、出力信号Fz（≡Fzr －Fzl）が一度その最終値と反対方向に移動する逆応答現象がみられる。そして、この逆応答はその最大値の大小における差異はあるが、健常者、片麻痺患者、切断者のすべての被験者に共通して観察される現象である。

式（4－14）の倒立振子を、静的平衡状態から目標位置まで移動させる場合、静的平衡状態を維持するためのトルク（u_s）に加えて、加速のためu_sと同符号のトルク増分（Δu）が動作開始時に必要となる（トルクuの逆応答）。Δuによる動作開始時の角加速度$\ddot{\theta}$は、Δuと同符号であるので、トルクu_sの逆応答の結果、式（4－15）で示される垂直床反力の差分（Fzr －Fzl）にも逆応答がみられる。このように、ステップ目標値に追従した体重の左右移動というトラッキング動作での出力の逆応答は、定性的に説明される。本節では、トラッキング動作にみられる逆応答を制御工学の立場から考察し、逆応答の説明の妥当性を筋電図計測により検証し、さらに、逆応答の大きさとステップ応答を特徴づけるほかのパラメータとの関係を調べる。

5.3-1　制御工学的考察

図4－12のブロック図より、入力rとトルクuおよび脚角度θとの伝達関数をそれぞれ求めると、次式のようになる。

$$\frac{u(s)}{r(s)}=\frac{KC_1e^{-\tau s}(1+T_1s)(C_1s^2-C_2)}{(1+T_2s)(C_1s^2-C_2)+C_2+KC_1e^{-\tau s}(1+T_1s)} \qquad (5-2)$$

$$\frac{\theta(s)}{r(s)}=\frac{KC_1e^{-\tau s}(1+T_1s)}{(1+T_2s)(C_1s^2-C_2)+C_2+KC_1e^{-\tau s}(1+T_1s)} \qquad (5-3)$$

むだ時間要素（$e^{-\tau s}$）は、一次遅れ要素の直列多段結合として正

則要素により近似できる[28]。したがって、式（5－2）では、制御対象（$C_1S^2-C_2$）の不安定極が閉ループ伝達関数（u(s)／r(s)）の零点となり、式（5－2）は右半平面上に零点を1個もつ。この結果、トルクuには逆応答が発生し、前述のごとく式（4－11）の関係から垂直床反力の差分（Fzr －Fzl）にも逆応答がみられる。逆に、式（5－3）の伝達関数は右半平面上に零点をもたず、脚角度すなわち体重心の軌跡には逆応答は発生しない（図4－9(b)参照）。このように、体重の左右移動のステップ応答にみられる逆応答は、倒立振子で近似される立位姿勢の不安定性によるもので、逆応答の有無は、ステップ応答をどこで観測するかに依存する。

5.3-2 筋電図計測

入力に追従して静的平衡状態から移動を開始するために必要なトルク増分Δuが、実際に筋肉活動として観察されるかどうか、筋電図計測を行った。計測部位は、図4－10(a)の立位モデルに示されるように、左右の中殿筋と大内転筋で、計4個所である。

筋電位は筋肉の収縮の有無を示し、定性的には筋放電が大きければ筋肉の収縮力が大きいと言える[81]。したがって、右脚中殿筋の放電増加は右脚股関節トルクNの増加、逆に右脚大内転筋の放電増加は右脚股関節トルクNの減少となる（左脚についても同様な関係が成立する）。

健常者での表面電極による筋電位と床反力の同時計測結果を図5－4に示す。図5－4(a)は、右から左への体重移動で、入力が変化してむだ時間（約0.2秒）経過後、右脚中殿筋の放電がちょうど垂直床反力Fzlに逆応答がみられる期間増加している。この筋放電増加のようすは、右脚中殿筋の筋電位を全波整流後ローパスフィルター（時定数100 ms）をとおして得られた波形（図中の実線）を見るとより明確である。右脚中殿筋の放電増加に対して、他の3筋（左中殿筋と左右の大内転筋）の筋放電の状態には大きな変化はみられ

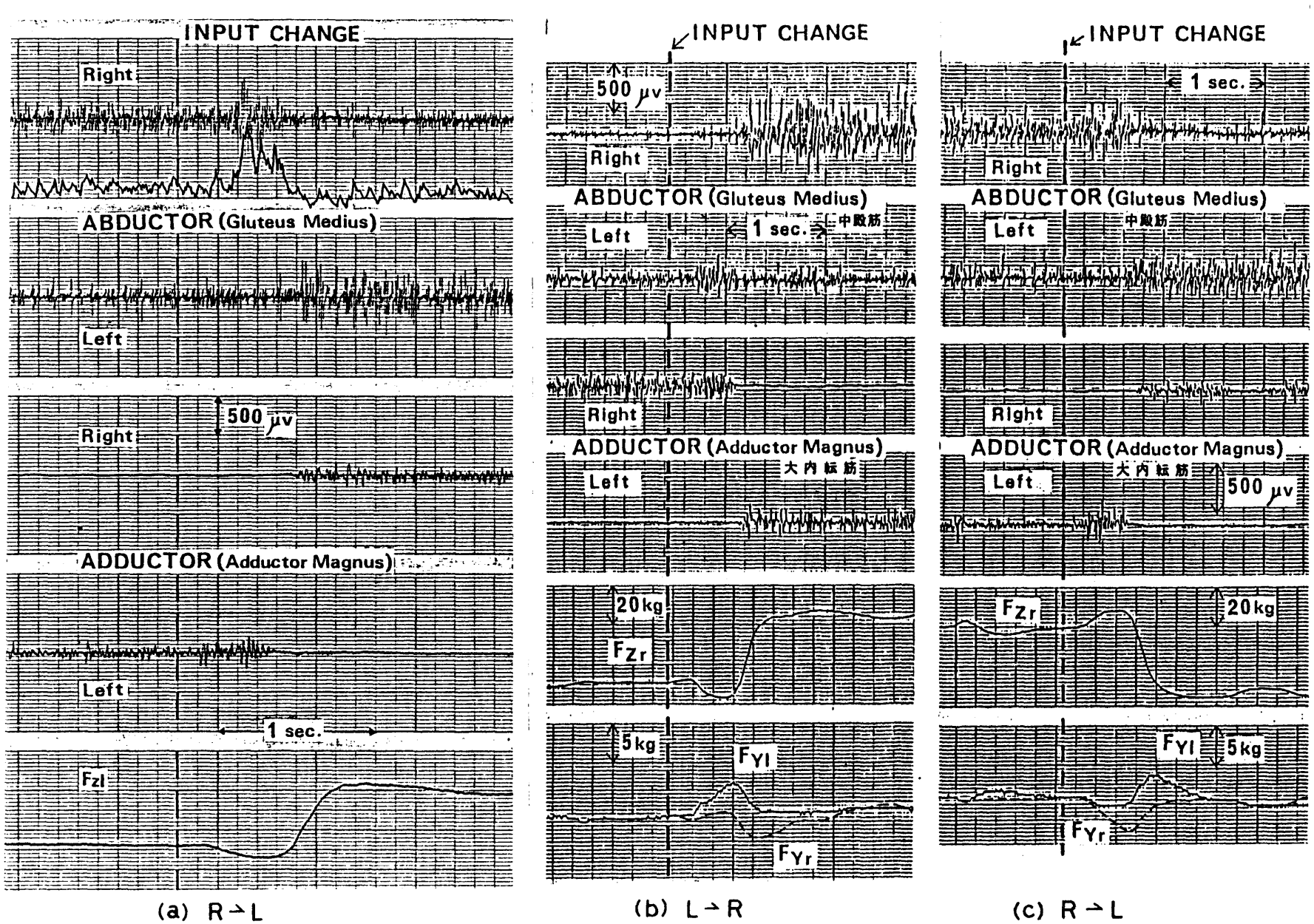


図5－4　体重の左右移動時の筋電図と床反力の同時計測結果（健常者）

ない。このことは、右脚中殿筋の収縮増加によりN_rが増加し、一方N_lはほぼ不変であり、その結果トルクu（$\equiv N_r - N_l$）に移動開始に必要なトルク増分Δuが生じていることになる。左から右への体重移動時の結果である図(b)では、逆に左中殿筋の放電増加で移動開始に必要なトルク増分Δuを生じている。

また、図(c)は右から左への体重移動で、図(a)と同様に右脚中殿筋の放電増加がみられるが、同時に、左脚大内転筋の放電増加もみられる。このことは、右脚中殿筋の収縮増加によるN_rの増加とそれを補助する形で、反対脚である左脚大内転筋の収縮増加によるN_lの減少により、図(a)の場合に比べて大きなトルク差の増分Δuを生じていると言える。

以上のごとく、モデルから推測されるトルク増分Δuは、

i）主支持脚の中殿筋の収縮増加

ii）主支持脚の中殿筋および反対脚の大内転筋の収縮増加

という2通りの筋収縮モードで観察され、モデルによる説明の妥当性が検証された。

5.3-3 逆応答の大きさとほかのパラメータとの関係

4．4節のシミュレーションで得られたステップ応答から、逆応答の大きさとステップ応答を特徴づけるほかのパラメータとの関係を調べる。逆応答の大きさおよびほかのパラメータは、次のように定義する（図5－5参照）。逆応答の大きさ（REV）は、逆応答ピークでの出力値Fz（≡Fzr －Fzl）から動作開始前の出力値を差し引いたものであり、単位は被験者の体重に対する比率（%）である。立ち上がり時間（

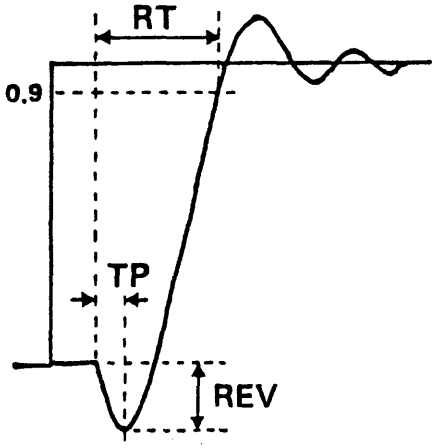


図5－5 パラメータの定義

ＲＴ）は、動作開始から目標値の90%に到達するまでの時間（秒）であり、動作開始から逆応答ピークまでの時間（秒）は、ＴＰである。

(1)　u，$\ddot{\theta}$との関係

入力変化に対する追従動作開始直後の垂直床反力の差分（Fzr − Fzl）には、トルク増分Δｕとそれにより生じた同符号の角加速度$\ddot{\theta}$により、逆応答がみられる（式（４－11）参照）。式（４－14）からΔｕと$\ddot{\theta}$とは動作開始直後では比例関係にあるので、逆応答の大きさは、Δｕもしくは$\ddot{\theta}$に比例すると言える。シミュレーションで得られた、逆応答の大きさ（ＲＥＶ）と応答初期でのトルク増分の最大値（ΔU max）および角加速度の最大値（$\ddot{\theta}$ max）との関係を図５－６に示す。図から、ＲＥＶとΔU max および$\ddot{\theta}$ max とはともにほぼ直線関係にあることがわかる。したがって、逆応答の大きさは、トルク増分の最大値（結果的には最大角加速度）に比例し、動作開始時に筋肉で発生されるトルク値の大小を評価しうる重要なパラメータであると言える。

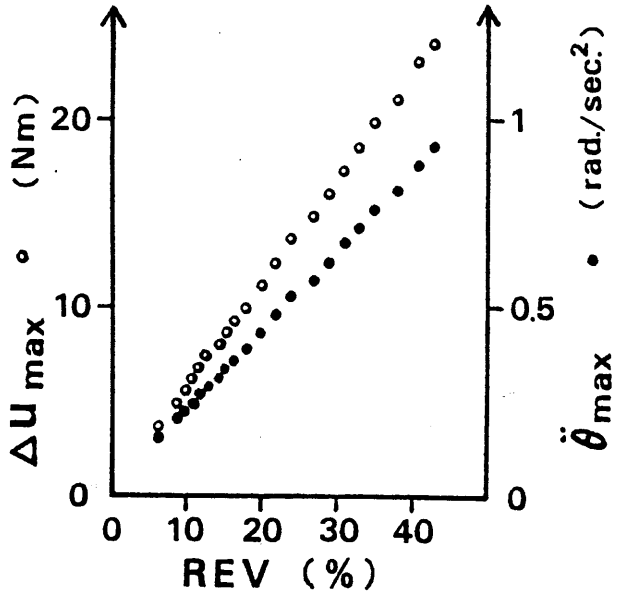


図５－６　逆応答の大きさ（REV）とトルク増分の最大値（ΔU max）および角加速度の最大値（$\ddot{\theta}$ max）
(SR＝80%でのシミュレーション)

(2)　ＲＴ，ＴＰとの関係

図５－７に逆応答の大きさ（ＲＥＶ）と立ち上がり時間（ＲＴ）との関係を示す。シミュレーション結果では、図中破線のように指

数関数的関係（RT＝1.5 $e^{-(REV-2)}$ ＋1）にあり、これは次のように説明される。ＲＥＶが小さければ小さいほど動作開始時の加速は小さく、その結果ＲＴは大となる。逆にＲＥＶが大きくなっても過度のオーバーシュートを避けるため加速と同程度の大きな減速が必要となり、制御モードの切換えに有限な時間を必要とするので、ＲＴはＲＥＶの大きさに比例して必ずしも直線的には減少しない。また、図５－７から実験結果はシミュレーション結果である曲線（図中破線）の近傍に存在し、このことからも、シミュレーションが妥当であると言える。

つぎに、逆応答の大きさと逆応答ピークまでの時間ＴＰとの関係について述べる。実験結果では、ＴＰの平均値は、 0.31 秒、ＲＥＶとＴＰとの相関係数は0.1であり、ＴＰのＲＥＶに対する直線回帰式の勾配は非常に小さい（ TP ＝ 0.001・REV ＋0.298 ）。そして、シミュレーション結果では、ＴＰはＲＥＶとは無関係でＴＰ＝ 0.22 秒である。このことから、逆応答ピークまでの時間は、パラメータ（T_1, Ｋ）の値には依存せず、トラッキングの成績を評価するパラメータとしてはあまり重要ではないと言える。

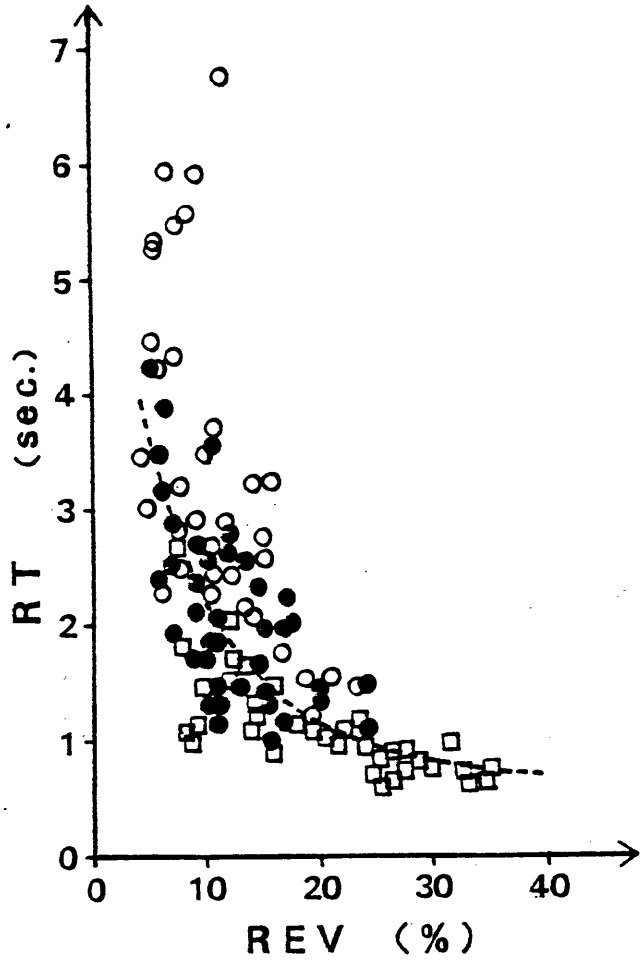


図５－７　逆応答の大きさ（REV ）と立ち上がり時間（RT）の関係
破線はシミュレーション結果、シンボルは実験結果で、□は健常者、●, ○はそれぞれ片麻痺患者での非麻痺側、麻痺側への応答

(3)　ＳＲとの関係

パラメータ（τ，T_1，T_2，K）の値が同じであるならば、立ち上がり時間や逆応答ピークまでの時間は、入力の大きさＳＲとは無関係に不変であり、逆応答の大きさの入力の大きさに対する比率も変わらない。したがって、逆応答の大きさＲＥＶは、入力の大きさＳＲに比例して増加し、あるＳＲ値での逆応答の大きさ（REV_{SR}）と、ＳＲ＝60%での逆応答の大きさ（REV_{60}）とには、次の関係が成立する。

$$REV_{SR} : REV_{60} = 2 \cdot SR - 100 : 20 \qquad (5-4)$$

上式を整理すると、REV_{SR} は次式で計算される。

$$REV_{SR} = (0.1 \cdot SR - 5) \cdot REV_{60} \qquad (5-5)$$

一方、式（4－13）の関係から、逆応答の大きさには上限があり、その上限値（ＳＵＰ［REV_{SR}］）は、次式で与えられる。

$$SUP[REV_{SR}] = 2 \cdot (100 - SR) \qquad (5-6)$$

図５－８に、健常者の実験結果から得られた入力の大きさと逆応答の大きさとの関係を示す。図中、一点鎖線は式（５－５）、二点鎖線は式（５－６）に基づいて作図したものである。このことから、図５－８の被験者は、逆応答の大きさをみるかぎりでは、入力の大きさの変化にもかかわらず、パラメータ（T_1，K）の値はほとんど変えないで制御を行っていると言える。また、ＲＥＶが最大値となるＳＲ以降では、各ＳＲでのＲＥＶの上限値に近い値になっている。

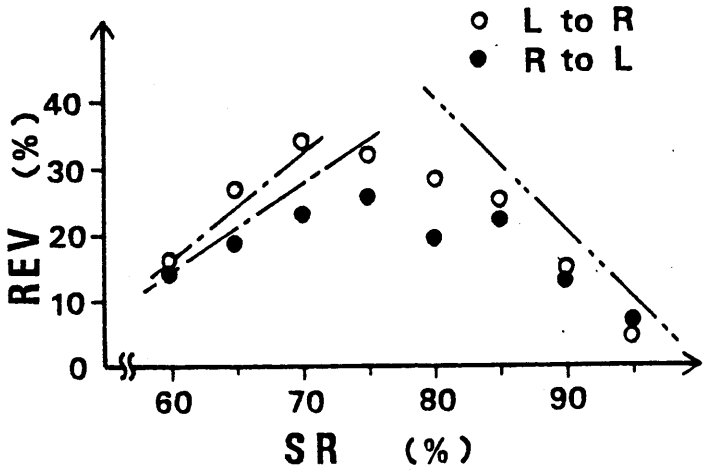


図５－８　入力の大きさ（SR）と逆応答の大きさ（REV）との関係
○●印は実験結果、一点・二点鎖線はそれぞれ式（５－５）（５－６）により作図

5．4　身体運動時の床反力作用点の軌跡

5.4-1　左右、前後移動および歩行開始

(1)　左右移動

前節において、ステップ入力に追従して体重を左右に移動させる動作時の床反力の差分Fz（≡Fzr －Fzl）にみられる逆応答は、立位の不安定性によることを示した。

4.3-1 の仮定5より脚底と床は点接触であり、左右の足底に作用する床反力 Fzr, Fzl の作用点は、ともに変化しないので、トータルな床反力（Fzr ＋Fzl）の作用点Xpは次式であたえられる。

$$Xp = b\,(Fzr - Fzl) / (Fzr + Fzl) \qquad (5-7)$$

式（5－7）から、床反力の差分（Fzr －Fzl）とトータルな床反力作用点Xpは比例関係にあるので、体重の左右移動時の垂直床反力の作用点の軌跡にも逆応答はみられる。なお、足底と床が点接触でない、すなわち左右の足底内で垂直床反力 Fzr, Fzl の作用点がそれぞれ時々刻々変化する場合では、床反力作用点Xpとθとには次式が成立する。

$$(C_1 + m_1 a\ l)\,\ddot{\theta} - C_2\theta = -Xp\,(Fzr + Fzl) \qquad (5-8)$$

上式で右辺の（Fzr ＋Fzl）は、体重の左右移動時は一定で体重値に等しい（式（4－13）参照）。したがって、仮定5を前提としない厳密な場合でも、床反力作用点Xpの軌跡に逆応答がみられることが数学モデルから示される。

(2)　前後移動

身体の前後への移動におけるヒトの立位モデルも、左右移動と同様に倒立振子モデルで表現できる。そして、前後移動における床反力作用点にみられる逆応答も、左右移動の場合と同じ展開により、制御工学の立場から解釈できる。[82],[83]

制御理論的な解釈を裏付ける目的で、前後方向の姿勢制御動作に

ついて、床反力作用点軌跡、下肢の筋電および関節角度変化を同時に測定し、総合的な解析を行った。[84] 図５－９に、表面双極導出法により測定した筋電図を示す。測定部位は、前脛骨筋（ＴＡ）、腓腹筋（ＧＳ）、大腿直筋（ＲＦ）、大腿屈筋群（Ｈ）である。図５－10は、四辺形床反力測定装置により測定された垂直床反力の作用点軌跡（実線）と体重心軌跡（黒丸）を示す。体重心軌跡は、体側面の側頭部、耳朶、肩峰突起、大転子、膝関節側面、足部外顆の各部位にマークを貼付し、35mmシネカメラ（16コマ／秒）で撮影し、モーションアナライザーで読み取った２次元座標値と身体各部位の質量および質量中心の比率データ[85]から計算した。近似計算をしているので静止時の床反力作用点とは一致していない。

図５－９をみると、大腿直筋（ＲＦ）が下腿の筋より先に活動を始めている。したがって、股関節の前方への屈曲が先に始まり、その後でそれを補償する意味で、下腿の筋活動が始まる。すなわち、前方へ傾いた状態から、足関節を中心にして上体を移動させ、重心を前方へ移していることがわかる。

図５－９と図５－10を比較すると、下腿の筋である前脛骨筋（ＴＡ）および腓腹筋（ＧＳ）の活動と作用点軌跡が非常によく対応し

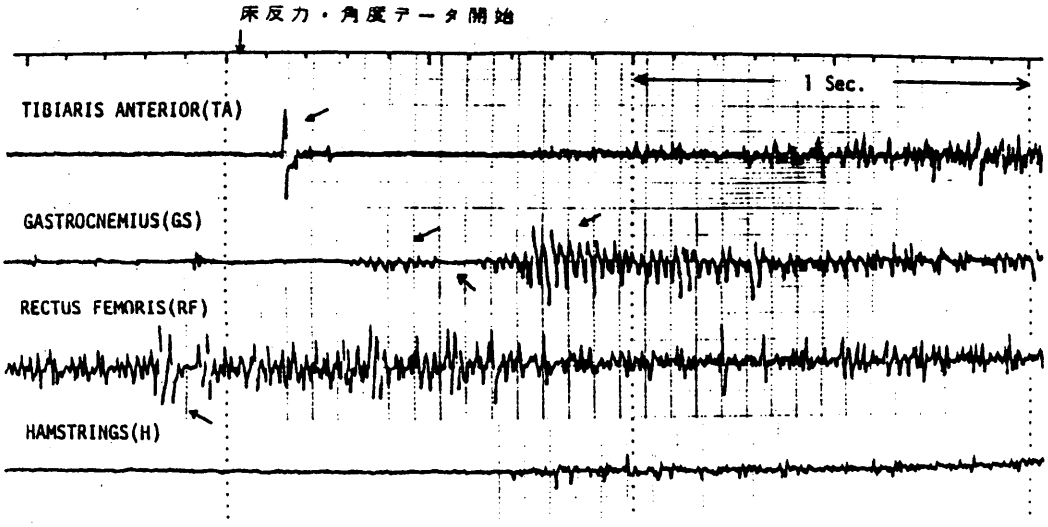


図５－９　前方移動時の筋電図[84]

ていることがわかる。動作開始直後の作用点の後方への移動（①）はＴＡの活動によると考えられ、また、その後の前方への移動（②）はＧＳの活動による。一度、移動が停止するのは（③）ＧＳの活動が中断しているためである。再び、ＧＳが活動し始めると（④）、作用点は急激に前方へ移動する。

この経過を力学モデル（図５－11）で考察してみる。ＴＡが強く活動しているときは、足関節のトルクは時計方向に働くので、$T_1 > 0$となる。したがって、Fzは常に正であるから$X_p < 0$となり、作用点は後方へ移動する。逆に、ＧＳが強く活動するときは$X_p > 0$となり作用点は前方へ移動する。

以上のように、床反力・筋電・関節角度のデータから、前後方向の姿勢制御動作にみられる逆応答現象を力学的に解析し、倒立振子モデルでの制御工学的考察が定性的に実験データと一致することが確かめられた。

(3)　歩行開始

つぎに、歩行開始動作は、立脚側へ体重（心）を移動し、かつ同時に前方へ移動させる、すなわち、上で述べた左右移動と前後移動とを組み合わせたものである。したがって、歩行開始時にみられる床反力作用点にみられる逆変動も、立位の不安定性から説明できる。

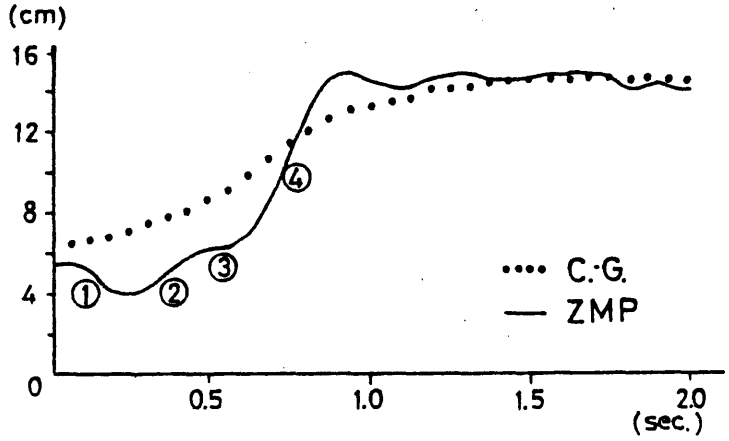
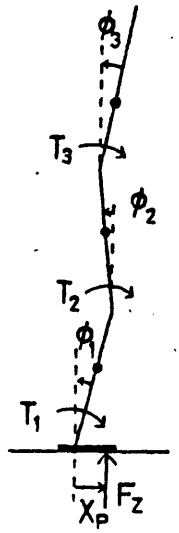


図５－10　前方移動時の床反力作用点の軌跡(84)
実線は床反力作用点（ZMP ）、点は重心跡（C.G.）



$-T_1 = X_p \cdot F_z$

図５－11　前後方向の力学モデル(84)

5.4-2 思考モデルによる考察[37]

逆応答の定義とその発生原因をより明確にする目的で、いくつかの仮想的な身体動作[36]をとりあげ、その動作時の垂直床反力の作用点について制御工学の立場から考える。

(1) 安定な系

図5－12(a)のように、両足を前後に大きく開いて腕部を残して身体を固定し、左腕と右腕を軸対称にして肩関節より棒状に回転させる動作を考える。この場合、股・膝・足関節は筋収縮によりしっかりと固定されているとする。前後に開かれた両足の間隔が広いので、身体は矢状面内で安定であると言える。そこで、図5－12(b)のようにモデル化される。すなわち、質量の大きい立方体（#1）の上に、比較的質量の小さいプロペラ（#2）がついている。この腕部に対

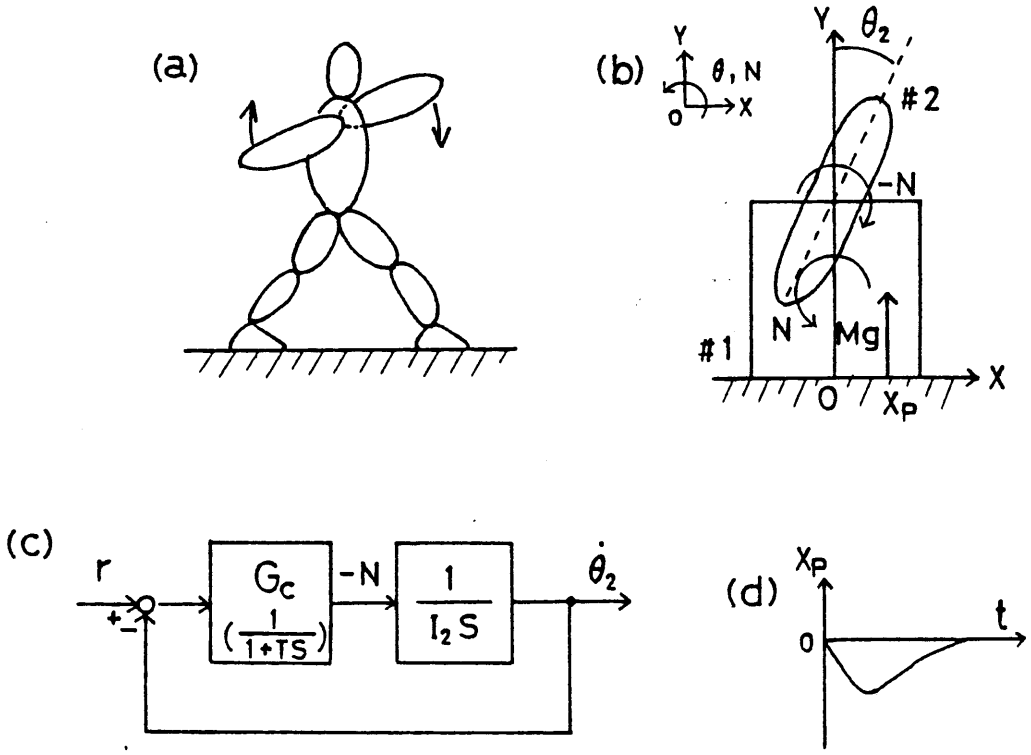


図5－12 思考モデルその1
(a) 腕部のプロペラ回転　(b) 図(a)の剛体モデル
(c) 腕部定速回転の制御ブロック図　(d) 作用点の軌跡

応するプロペラはその重心で立方体についた回転軸に支えられており、軸に対して対称な形状（質量配分）をもつ。ここで、静止状態からt＝0で筋収縮による内力を働かせて、静止状態の腕部すなわちプロペラを時計回転方向に回転させ一定回転速度になるようにする制御問題を考える。

図5－12(b)にしたがって運動方程式をたてる。外力は床反力だけでプロペラの軸摩擦はないとする。

$$I_1 \ddot{\theta}_1 = N + XpMg \qquad (5-9)$$

$$I_2 \ddot{\theta}_2 = -N \qquad (5-10)$$

ここで、Mは系全体の質量、I_1は#1のプロペラ軸まわりの慣性モーメント、I_2は#2の重心まわりの慣性モーメントである。

プロペラ（#2）を静止状態から一定の回転速度にする制御時のブロック図は図5－12(c)となる。図でコントローラG_Cは一次遅れ系とする。質量の大きな#1は動かないので、入力rと角速度$\dot{\theta}_2$、床反力作用点Xpとの伝達関数はそれぞれ次のようになる。

$$\frac{\dot{\theta}_2(s)}{r(s)} = \frac{K}{I_2 T S^2 + I_2 S + K} \qquad (5-11)$$

$$\frac{Xp(s)}{r(s)} = \frac{K I_2 S}{Mg\,(I_2 T S^2 + I_2 S + K)} \qquad (5-12)$$

r(s)＝－1／S（時計方向定速回転）に対する床反力作用点Xp(t)の応答を調べると、

$$\lim_{t \to 0} Xp(t) = 0 \qquad (5-13)$$

$$\lim_{t \to 0} \frac{d\,Xp(t)}{dt} = \frac{-K}{TMg} < 0 \qquad (5-14)$$

$$\lim_{t \to \infty} Xp(t) = 0 \qquad (5-15)$$

となる。すなわち、図5－12(d)に示すように床反力作用点Xpの軌跡

は、初期値はゼロ、初期の速度は負であり、最終値は初期値と同じくゼロである。図に示された床反力作用点Xpの軌跡は、「最終値と反対方向に出力が振れる」という定義にあてはまらず、逆応答と言えない。実際、式（5－12）の伝達関数は右半平面上に零点を持たず、逆応答の発生条件を満足していない。したがって、この例のような現象に制御工学での逆応答という用語を使用することは誤りである。このように、身体運動に観察される一見逆な現象に、逆応答という用語を使用する場合、逆応答の定義を明確にしておくことが重要である。

(2) 腕部のプロペラ回転を伴う歩行開始

図5－13(a)のようにヒトが腕部を回転させながら歩行を開始する場合について考える。図5－13(a)は図5－13(b)のように3リンク剛体モデルで表される。次の仮定をし剛体リンク系の運動方程式を導出する。

《仮定1》　ピンジョイント結合。

《仮定2》　リンク1（#1）の重心と両端のピンジョイントは一直線上にある。

《仮定3》　足部は床面に接していて動かない。

《仮定4》　線形近似（$\sin\theta \fallingdotseq \theta$）。

各リンクについてのx，y方向の運動方程式とモーメントの釣合式（各リンクの重心まわり）を立てる。

リンク#0

$$m_0\ddot{x}_0 = Fx_0 - Fx_1 \qquad (5-16)$$

$$m_0\ddot{y}_0 = Fy_0 - Fy_1 - m_0 g \qquad (5-17)$$

$$I_0\ddot{\theta}_0 = N_1 + b\,Fx_1 + c\,Fx_0 + (Xp - a)\,Fy_0 + a\,Fy_1 \qquad (5-18)$$

リンク#1

$$m_1\ddot{x}_1 = Fx_1 - Fx_2 \qquad (5-19)$$

$$m_1\ddot{y}_1 = Fy_1 - Fy_2 - m_1 g \qquad (5-20)$$

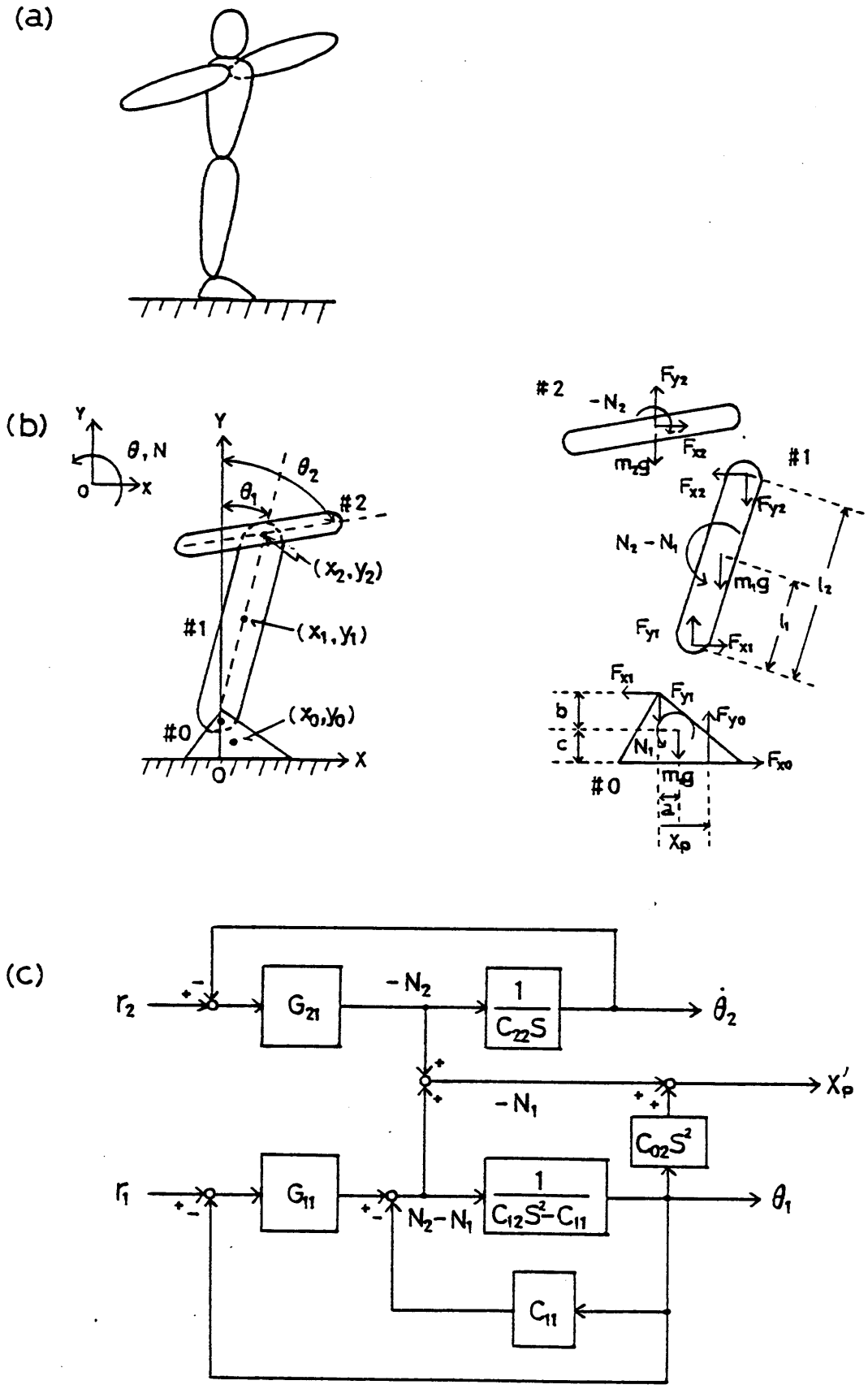


図5－13　思考モデルその2
(a)　腕部の回転を伴う歩行開始　　(b)　図(a)の剛体モデル
(c)　制御ブロック図

$$I_1\ddot{\theta}_1 = N_2 - N_1 + (\ell_2 - \ell_1)\ \sin\theta_1 Fy_2 + \ell_1\ \sin\theta_1 Fy_1$$
$$+ (\ell_2 - \ell_1)\ \cos\theta_1 Fx_2 + \ell_1\ \cos\theta_1 Fx_1 \qquad (5-21)$$

リンク＃2

$$m_2\ddot{x}_2 = Fx_2 \qquad (5-22)$$

$$m_2\ddot{y}_2 = Fy_2 - m_2 g \qquad (5-23)$$

$$I_2\ddot{\theta}_2 = -N_2 \qquad (5-24)$$

また、＃1，＃2の重心の並進方向の加速度は次式となる。

$$\ddot{x}_1 = -\ell_1\ \cos\theta_1\ \ddot{\theta}_1 + \ell_1\ \sin\theta_1\ \dot{\theta}_1^2$$
$$\ddot{y}_1 = -\ell_1\ \sin\theta_1\ \ddot{\theta}_1 - \ell_1\ \cos\theta_1\ \dot{\theta}_1^2 \qquad (5-25)$$
$$\ddot{x}_2 = -\ell_2\ \cos\theta_1\ \ddot{\theta}_1 + \ell_2\ \sin\theta_1\ \dot{\theta}_1^2$$
$$\ddot{y}_2 = -\ell_2\ \sin\theta_1\ \ddot{\theta}_1 - \ell_2\ \cos\theta_1\ \dot{\theta}_1^2 \qquad (5-26)$$

式（5－21）に式（5－19，20，22，23，25，26）を代入し整理すると、仮定4から次式が得られる。

$$(I_1 + m_1\ell_1^2 + m_2\ell_2^2)\ \ddot{\theta}_1 = N_2 - N_1 + (m_2\ell_2 + m_1\ell_1)\ \theta_1 g \qquad (5-27)$$

同様に、式（5－18）に式（5－16，17，19，20，22，23）を代入し整理すると、

$$I_0\ddot{\theta}_0 = N_1 + b\ (m_1\ddot{x}_1 + m_2\ddot{x}_2) + c\ (m_0\ddot{x}_0 + m_1\ddot{x}_1 + m_2\ddot{x}_2)$$
$$+ (Xp - a)\ [m_0(\ddot{y}_0 + g) + m_1(\ddot{y}_1 + g) + m_2(\ddot{y}_2 + g)]$$
$$+ a\ [m_1(\ddot{y}_1 + g) + m_2(\ddot{y}_2 + g)]$$

となる。仮定3，4のもとで式（5－25，26）を上式に代入すると、次式が得られる。

$$0 = N_1 - (b + c)\ (m_1\ell_1 + m_2\ell_2)\ \ddot{\theta}_1$$
$$+ (Xp - a)\ (m_0 + m_1 + m_2)\ g + a\ (m_1 + m_2)\ g \qquad (5-28)$$

式（5－28，27，24）が、剛体系の運動方程式で次のように簡略化して記述する。

$$N_1 - C_{02}\ \ddot{\theta}_1 + C_{01}\ (Xp - a) + C_{00} = 0 \qquad (5-29)$$

$$C_{12}\ \ddot{\theta}_1 = N_2 - N_1 + C_{11}\ \theta_1 \qquad (5-30)$$

$$C_{22}\ \ddot{\theta}_2 = -N_2 \qquad (5-31)$$

ここで、上式に用いられている係数は、

$C_{22} = I_2$, $C_{12} = I_1 + m_1\ell_1^2 + m_2\ell_2^2$

$C_{11} = (m_1\ell_1 + m_2\ell_2)\ g$, $C_{02} = (b + c)\ (m_1\ell_1 + m_2\ell_2)$

$C_{01} = (m_0 + m_1 + m_2)\ g$, $C_{00} = a\ (m_1 + m_2)\ g$

である。Xpは床反力作用点のx座標で、N_1 ,N_2 は、それぞれリンク#0とリンク#1、リンク#1とリンク#2との間のジョイントまわりのモーメントである。

C_{01} , C_{00} , aは定数であるので簡単のため

$$X'_p = C_{01}\ (Xp - a) + C_{00} \qquad (5-32)$$

として、議論を進める。

目標r_1に追従し直立位（$\theta_1 = 0$）から、重心をx軸正方向へ移動させ、同時に目標r_2に追従し腕部を一定速度で回転させる多入力多出力制御問題を考える。（図5－13(c)参照）

式（5－29，30，31）をラプラス変換して整理すると、

$$X'_p(s) = [\ (C_{02} + C_{12})\ S^2 - C_{11}\ ]\ \theta_1(s) - N_2(s) \qquad (5-33)$$

となる。$\theta_1(s)$／$r_1(s)$、$\theta_2(s)$／$r_2(s)$の伝達関数はそれぞれ

$$\frac{\theta_1(s)}{r_1(s)} = \frac{G_{11}}{G_{11} + C_{12}\ S^2} = G_1(s) \qquad (5-34)$$

$$\frac{\dot{\theta}_2(s)}{r_2(s)} = \frac{G_{21}}{G_{21} + C_{22}\ S} = G_2(s) \qquad (5-35)$$

と、最小位相推移系$G_1(s)$，$G_2(s)$で記述される（$G_{11}(s)$，$G_{21}(s)$はヒトの伝達関数と考えられるので普通最小位相推移系で表せる）ので、式（5－33）は、

$$X'_p(s) = [\ (C_{02} + C_{12})\ S^2 - C_{11}\ ]\ G_1(s)\ r_1(s) + C_{22}\ S\ G_2(s)\ r_2(s) \qquad (5-36)$$

となり、床反力作用点（X'_p）は、入力r_1，r_2とに依存することになる。

ここで、ステップ入力

$$r_1(s) = r_1 / S \quad (r_1 < 0), \qquad r_2(s) = r_2 / S \tag{5-37}$$

に対する、床反力作用点（Xp）の応答を次の3通りの場合について考える。なお、θ_1の目標値r_1が負であることは、剛体系の重心をx軸正方向へ移動させることに対応する。

① 腕部の回転なし（$r_2 = 0$）

$r_2 = 0$だから式（5－36）から、

$$\frac{X'p(s)}{r_1(s)} = [\,(C_{02} + C_{12})\,S^2 - C_{11}\,]\,G_1(s) \tag{5-38}$$

が得られ、伝達関数は右半平面に零点を1個もち、一入力一出力系の逆応答の発生条件を満足し、床反力作用点の軌跡に制御でいう逆応答がみられる。

② 腕部の時計方向の回転（$r_2 < 0$）

式（5－36，37）から、

$$X'p(s) = [\,(C_{02} + C_{12})\,S^2 - C_{11}\,]\,G_1(s)\,r_1 / S + C_{22}\,S\,G_2(s)\,r_2 / S \tag{5-39}$$

となる。応答$X'p(t)$の最終値は、

$$\lim_{t \to \infty} X'p(t) = \lim_{s \to 0} S\,X'p(s) > 0 \qquad (\because r_1 < 0)$$

で、一方、応答$X'p(t)$のℓ次微分の初期値は、

$$\lim_{t \to 0} \frac{d^{l}\,X'p(t)}{dt^{l}} = \lim_{s \to \infty} S\,[\,(C_{02} + C_{12})\,S^2 - C_{11}\,]\,G_1(s)\,\frac{r_1}{S}\,S^{l} + \lim_{s \to \infty} S\,C_{22}\,S\,G_2(s)\,\frac{r_2}{S}\,S^{l} \tag{5-40}$$

である。$G_1(s)$，$G_2(s)$の分母の次数から分子の次数を引いた値を、それぞれd_1，d_2（d_1，$d_2 > 0$）とすると、式（5－40）の右辺第1項は$\ell < d_1 - 2$では零で、$\ell = d_1 - 2$で始めて

$$\lim_{s \to \infty} r_1\,[\,(C_{02} + C_{12})\,S^2 - C_{11}\,]\,G_1(s)\,S^{l} < 0 \qquad (\because r_1 < 0)$$

となる。また、式（5－40）の右辺第2項は$\ell < d_2 - 1$では零で、

$\ell = d_2 - 1$ で始めて

$$\lim_{s \to \infty} r_2 C_{22} \; G_2(s) \, S^{\ell+1} < 0$$

となる。式（5－40）の第1項と第2項はともに$X'_p(t)$を応答の初期で最終値（正値）と逆の負値とする。したがって、床反力作用点Xpの軌跡には逆応答がみられる。

③　腕部の反時計方向の回転（$r_2 > 0$）

$X'_p(t)$の最終値は時計方向の回転時と同じく正の値である。応答の初期では、式（5－40）の右辺第1項は$\ell = d_1 - 2$の時始めて負値となるが、第2項は$\ell = d_2 - 1$の時始めて正値となり、$X'_p(t)$に対して相反する効果を及ぼしている。したがって、θ_1，$\dot{\theta}_2$の制御の仕方、すなわち$G_1(s)$，$G_2(s)$により、制御でいうところの逆応答がみられたりみられなかったりする。

このように、一入力一出力系の簡単な制御系であれば、立位が身体構造上倒立振子であるため逆応答が生じるが、多入力多出力の複雑な系の場合、式（5－40）右辺第1項（一入力一出力系の逆応答の発生原因）だけから、逆応答の有無を決定できず、このことは文献(79)に述べられている。

5．5　むすび

姿勢制御動作時の垂直床反力の作用点の軌跡には「重心の移動方向と逆な方向に床反力作用点が移動する」という興味ある現象が観察される。身体運動の分野ではこれらの一見逆な現象について、逆応答もしくは逆変動という用語が使われているようである。制御では逆応答は数学的に厳密に定義されているにもかかわらず、身体運動時の観測値にみられる一見逆な現象にも、制御工学での逆応答という用語が拡大解釈されたり、もしくは誤って使用されて議論を複雑なものにしている。したがって、人が観察して一見逆な関係にある現象の用語の定義を明確にしてこそ、身体動作の解析における議

論はより実りがあるものとなる。

本章では制御工学での逆応答の定義を明確にして、身体の左右・前後移動や歩行開始時の垂直床反力やその作用点に観察される逆応答や逆変動などの現象は、立位が倒立振子であることに起因する不安定性によることを明らかにした。

立位が倒立振子であることは、身体の構造（筋・骨格構造）を考慮すれば直観的に導き出され、理論的にも裏付けられる[86]。そして、立位の不安定性は一入力一出力系での逆応答の原因である。歩行開始動作では床反力作用点と重心の動きに被験者や実験条件によらず普遍的にある種の対応関係がみられることは、立位を倒立振子モデルとし一入力一出力系での逆応答の解析の妥当性を裏付けるものである。

5.4-2 (2)で述べたような非現実的な歩行の開始を考えた場合、これは多入力多出力系となり、一入力一出力系での逆応答の発生原因である立位の不安定性だけからは逆応答の有無を決定できない。このように、剛体系一般論を述べれば、重心位置と床反力作用点とに確定的因果関係はなく[36]、力学の本に述べられている法則以外の新事実は生まれない。しかし、身体運動を扱う我々にとって大切なのは、ある動作にみられる現象の原因を説明することで、非現実的な身体動作を考える必要はない。もちろん、身体運動一般において重心位置と床反力作用点とに因果関係がないことを明確にしておくことは、今後、他の身体運動を解析していく上で大切であろう。

最後に、「重心」と「床反力作用点」の用語使用上での区別の明確化をすることは、急務であろう。また、動的な運動を考えた場合、「床反力測定装置」につけられた「重心計」という名称は不正確で、混乱を生じ易いので、改めるのが良いと考える。

第６章　体重の左右移動動作の非線形性[87]

６．１　はじめに

第４章で述べたように、体重の左右移動の実験を、健常者と片麻痺患者について行った。その結果、体重の左右移動動作の観測量である垂直床反力の波形は、患者と健常者では異なることが多く、健常者のパターンと、患者にのみ観察された３種類のパターンと、あわせて４つに大別されることが明らかとなった。

健常者と患者の移動動作時の制御方法における差異。患者の制御方法は、中枢性の疾患に関連づけうる片麻痺患者特有のものか。そして、患者にみられる３種類の移動動作の良否および制御方法の差の有無。これらの点について移動動作パターンを解析することは、動的立位バランス機能の訓練と評価を目的として、第４章で提案する方法を、リハビリテーションの現場で実施する際に必要不可欠な課題であると言える。

手動制御の分野で、健常者の制御動作に関する研究は多いが、本章で述べる研究では、健常者だけでなく患者の制御動作も対象とし、しかも制御対象が制御者自身の立位姿勢であることが、従来の手動制御の研究と異なり新しい点である。

本章の目的は、体重の左右移動動作時に観察された４種類のパターンの制御方法における差異を解析し、その結果からリハビリテーションにおけるバランス機能評価のために重要な情報を導くことである。

本章では、６．２節で４種類の移動動作パターンについて説明し、６．３節では、第４章で導出した数学モデルにより、４つのタイプの移動動作パターンを、ヒトの非線形動作を考慮して解析し、制御

方法の差異もしくはその有無を明らかにする。そして、6．4節で、移動動作パターンの違いから、リハビリテーションでの機能評価に際して重要な事柄として、何が言えるのかについて考察する。

6．2　体重の左右移動動作パターン

4．2節の実験において、健常者 25 名、片麻痺患者 47 名について測定された体重の左右移動動作パターンは、その目標値に到達するまでの過渡応答から、4種類のパターンに分けることができる。図6－1に各タイプの代表的なステップ応答波形とその位相面軌跡を示す。図中 e_F は相対誤差（目標値－Fz）で、$\dot{e}_F$ は e_F の時間微分値で相対速度である。

図6－1(a)は、健常者や症状の軽い患者にみられるパターンで、これをタイプ1と呼ぶ。図(b)(c)(d)は、患者によく観察されるパターンで、それぞれタイプ2，3，4と呼ぶ。

タイプ2の位相面軌跡では、相対速度が小さくなり再び大きくなる凹部が途中にみられる（図6－1(b)参照）。タイプ3では、相対速度が減少しほぼゼロになる部分（プラトー）をへて、再び増加する折線状部分が位相面軌跡にみられる（図6－1(c)参照）。タイプ4では、目標到達までの途中に、相対速度が負から正となり、再び負となる部分がある。以後、これをノッチと呼ぶ（図6－1(d)参照）。

患者により、タイプ2，3，4の特徴が、それぞれ複数個生じたり、たがいに組み合わされた形でのステップ応答が観察される場合もあった。

なお、応答の初期に観測値Fzがその最終値と逆方向に移動する逆応答現象がすべての被験者に共通に観察される。この現象は、第5章で論じたように慣性力によるもので、制御工学的には立位の不安定性により説明されるので、本章での過渡応答解析の対象外とする。

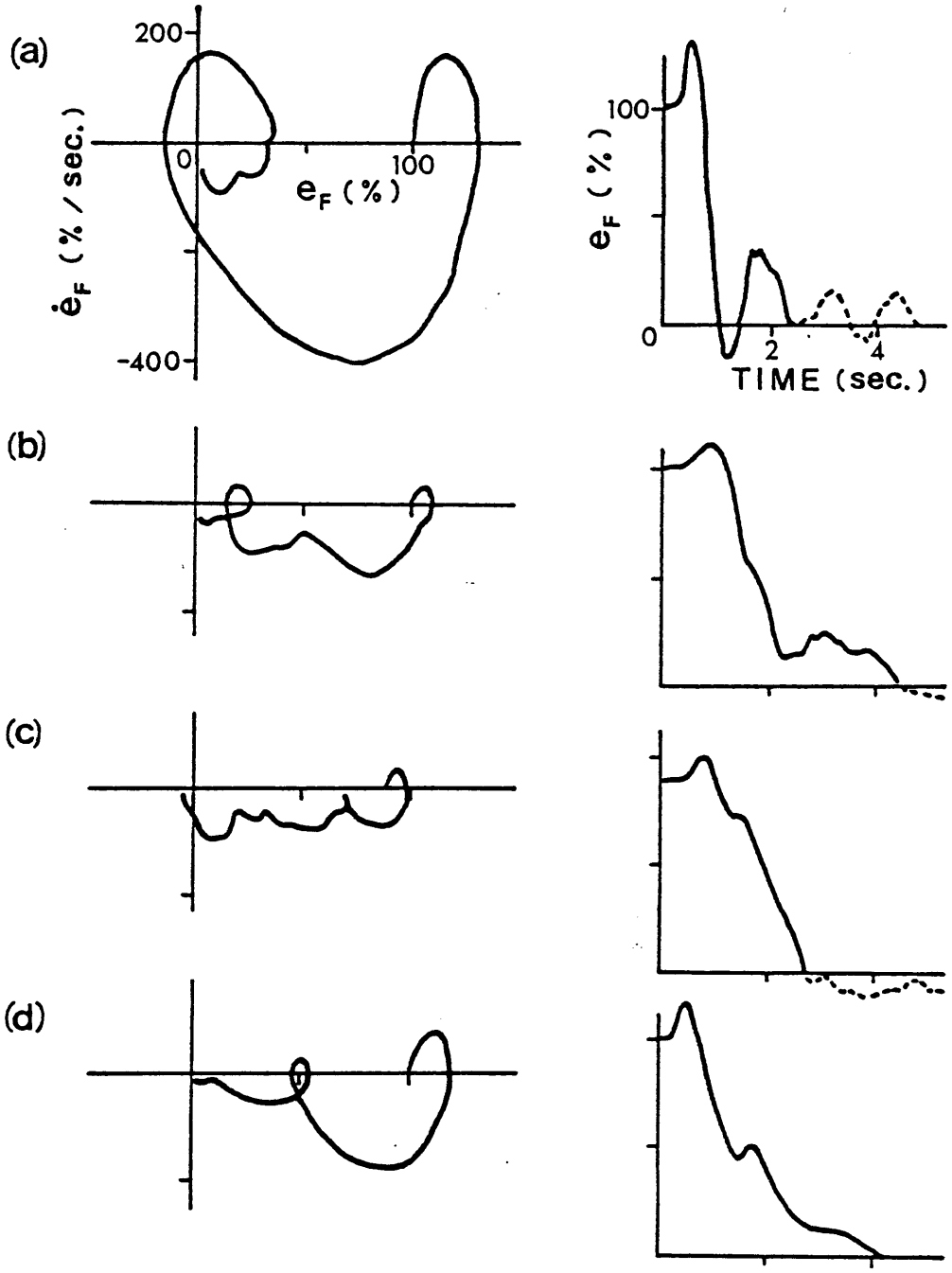


図６－１　体重の左右移動動作パターン
(a)　タイプ１　　(b)　タイプ２　　(c)　タイプ３　　(d)　タイプ４

6．3　パターンの解析

図4－12のトラッキングモデルの出力θ(t)が、計測もしくは本実験の観測量Fz(t)から推定されれば、過渡応答のパターンの違いの解析は比較的容易である。しかし、$|\theta(t)| < 0.13$（rad.）と値域が大変狭いので、θ(t)を十分な精度で計測することは難しい。また、立位を2次元でとらえ倒立振子に簡略化したことと、そのモデル定数（C_1，C_2，C_3，C_4）の精度が影響し、式（4－14）の不安定な方程式から収束する解θ(t)を得るのは困難と言える。

したがって、本節では、4個のパラメータのうちゲインKと位相進み時定数T_1だけを変化させた時の、系の基本的応答（4．4節参照）を手掛かりとして、過渡応答の4つのタイプを現象論的な立場から解析する。

6.3-1　切換え動作

図6－1を見た場合、少なくとも(b)(c)(d)の応答では、ヒトはなんらかの非線形動作をしていると考えられる。すなわち、図4－11の上位中枢からの指令H_αが、線形系だけでは生じない変化をしいることになる。H_αは上位中枢から脊髄を下降して運動ニューロンに伝達される指令であるため、直接計測することは勿論、筋電図から間接的に推定することもできない。したがって、本研究の移動動作にみられる非線形動作を特定することはできず、数学モデルの出力が実験結果のそれに合致しているという意味での現象論的記述にとどまらざるを得ない。そして、このことはヒトという生体を研究対象とするかぎり、必然的に生じる限界である。その意味で、本章の目的は、非線形動作の特定ではなく、入出力関係に基づいた現象論的記述から、移動動作にみられる4つのパターンの制御動作の差について論じ、リハビリ訓練に有効な情報を導くことにある。

そこで、手動制御系の分野で報告されているヒトの代表的な非線形動作、すなわちバンーバン切換え、パラメータ値の切換え、操作

量の符号切換えについて考察し、3つの切換え動作のうちのいずれが、本章での解析として適当か以下で議論する。

まず、操作量の符号切換え動作であるが、これは操作ミスにより生じた操作量の位相の進み過ぎを調節する目的でなされる[76]。この位相の進み過ぎは、制御者が制御対象の応答について十分認識しえていない、すなわち制御対象を同定しえていないことであり、制御対象が制御者自身の立位姿勢である場合には、操作ミスによる位相の進み過ぎは生じ得ないと考えられる。仮に、操作量（本研究ではH_α）の符号を切換えた場合、系は安定から不安定となるので、短時間に再び符号を切換え、系を安定化する必要がある。立位のヒトが、故意に姿勢を不安定化することと、短時間での2度の切換え動作は、不自然であると考えられる。

つぎに、手動制御でみられるヒトのバンーバン切換え動作は、操作量が有限な場合の最短時間制御[88]という制御性と、ステップ状の操作量は制御対象の応答を認識し易いという同定[89],[90]の、2つの側面から解釈される。本研究では、制御対象は制御者自身の立位姿勢であるので、ヒトは制御対象を同定する必要はなく、また、生体固有のなめらかな動きが上位中枢系の働きにより実現されていると考えることができる。

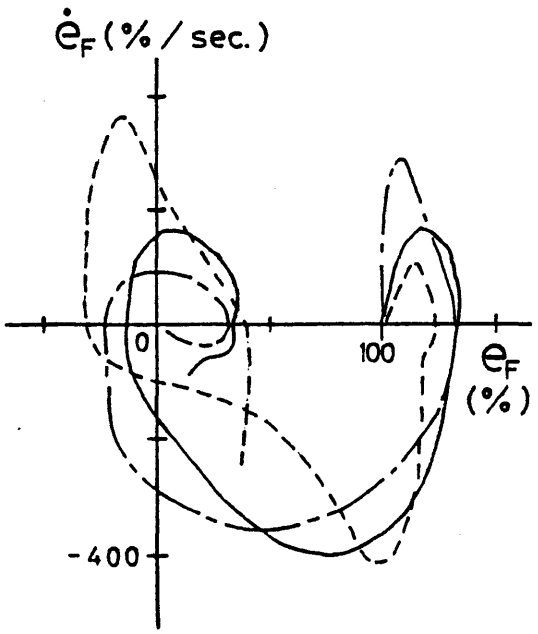


図6－2　バンーバンによるシミュレーション
図中、実線は実験結果、破線はバンーバン（T_1=1.8, K=0.5）、一点鎖線はパラメータ切換えでのシミュレーション

バンーバンの非線形要素を図4－12のトラッキングモデルの上位中枢に相当するブロッ

クのすぐ後段にいれて、図６－１(a)の健常者のステップ応答をシミュレートした結果を図６－２に示す。図中の点線は後述するパラメータ切換え時のシミュレーション結果である。図から、バンーバン切換えに比べパラメータの切換えのほうが、なめらかな応答でありカーブフィッティングの点で良い結果が得られることがわかる。

以上の理由から本章では、ヒトの非線形動作としては、パラメータの切換え[64]だけを考え、解析を行う。

6.3-2　シミュレーション

４．４節のシミュレーションで得られた過渡応答の基本的性質を参考にして、各タイプの応答を考察する。シミュレーションの条件は$W = 60Kg$, $h = 1.7$ m , $\tau = 0.2$, $T_2 = 0.1$ である。また、パラメータ（K, T_1）の切換え条件は、単純にθの値を基準とした。

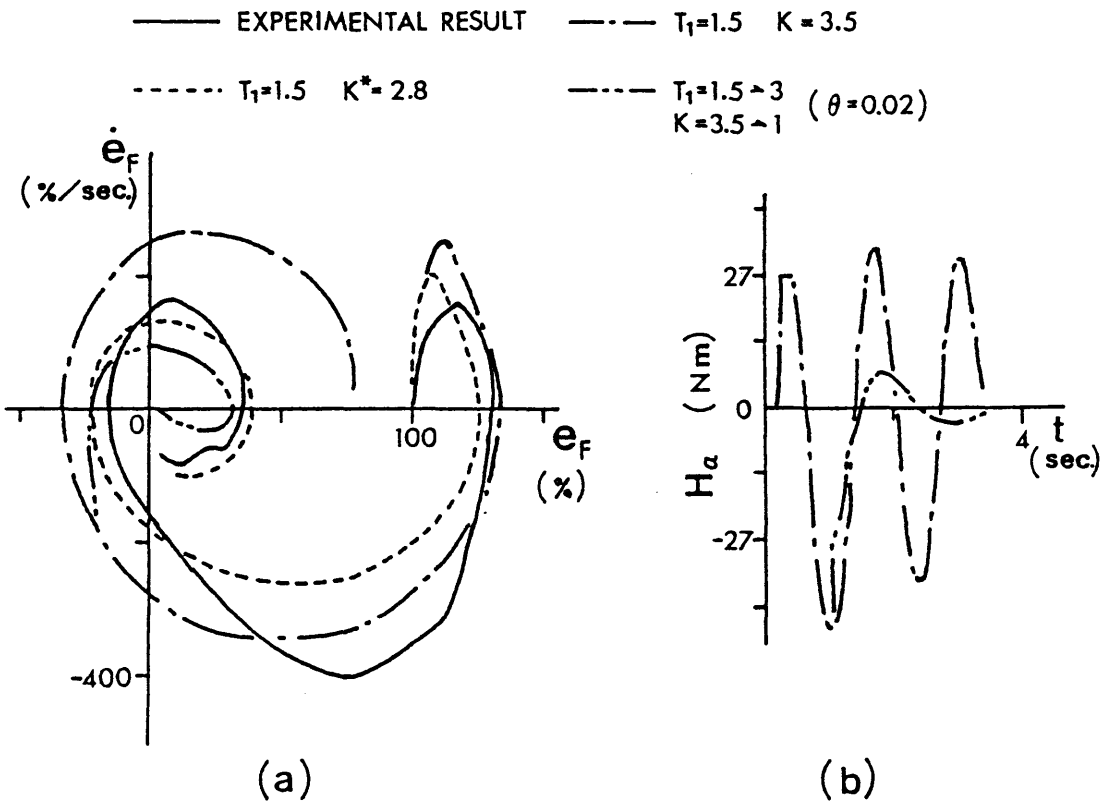


図６－３　タイプ１のシミュレーション結果

(1) タイプ1

図6－3(a)の破線は、$T_1=1.5$ の時 e_θの二乗和を最小にする$K^*=2.8$ でのシミュレーション結果であり、実線は図6－1(a)の実験結果である。両者を比較した場合、$\dot{e}_F$の最小値に差があることに気がつく。つぎに、K＝3.5 とゲインを大きくすると、図の一点鎖線となり、e_Fがゼロになるまでの軌跡は実験結果のそれに近づく。しかし、目標到達後は、小さな減衰率の大きな振動を生じ、実験結果と大きく異なる。そこで、切換え動作を考える。図6－3(a)の二点鎖線は、目標の約 59 %（$\theta=0.02$）で、T_1を1.5 から3.0 、Kを3.5 から1.0 に切換えた時の結果である。この場合、応答の初期は速応性は良く（$\omega_0 \fallingdotseq 1.9$, $\zeta_0 \fallingdotseq 1.4$）、切換えにより速応性（$\omega_0 \fallingdotseq 1.0$）は減じ、減衰性（$\zeta_0 \fallingdotseq 1.5$）は高くなっている。

(2) タイプ2，3，4

4．4節のシミュレーションで得られた過渡応答の基本的性質を示す図6－4にもとづいて考察する。図6－4の過制動な応答である破線、一点・二点鎖線のいずれにおいても、$\dot{e}_F$が減少する部分があるので、適当な時期にT_1の値を小さくし制動の度合をゆるめると、タイプ2の応答になる。また、一点・二点鎖線のいずれの応答にも、$\dot{e}_F$がゼロになる部分があり、適当な時期にT_1の値を小さくすることでタイプ3の応答となる。タ

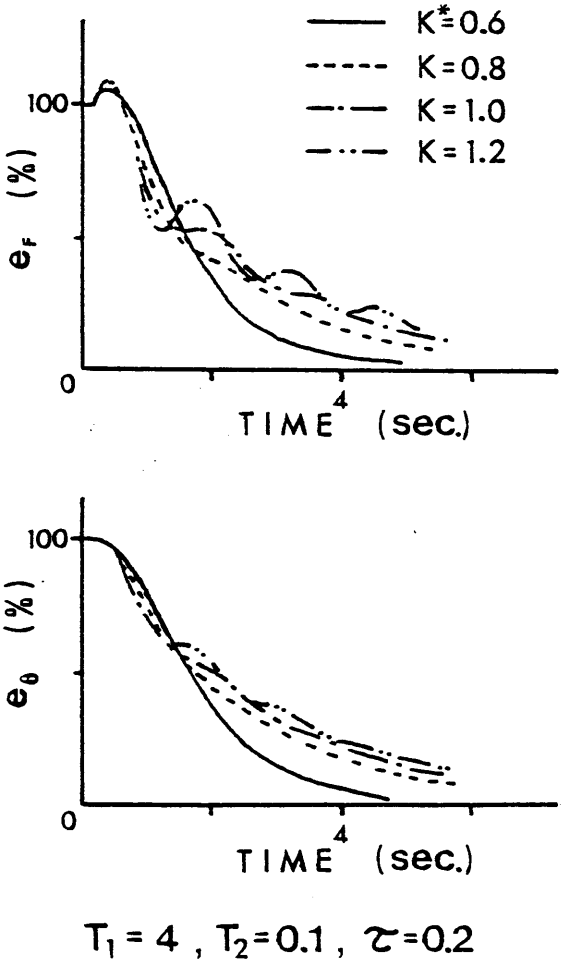


図6－4 過渡応答の基本的性質
（$T_1=4.0$, $T_2=0.1$, $\tau=0.2$）

イプ4については、二点鎖線の応答でT_1を小さな値に切換える時期の選択により、ノッチの大きさを操作できる。

そこで、実験結果にできるだけ近づくように、パラメータT_1とKの値およびT_1の切換え時期を試行錯誤的に選んだ結果が図6－5である。図中、破線はT_1の値を切換えた場合、一点鎖線は切換えなしのシミュレーション結果で、実線は図6－1の実験結果である。

図6－5(a)はタイプ2で、目標の約27％の時点（$\theta=-0.05$）でT_1を3.5から2.5へ、(b)図はタイプ3で目標の約27％の時点でT_1を5.5から3.5へ、(c)図はタイプ4で目標の約36％の時点（$\theta=-0.03$）でT_1を3.5から2.5へ、それぞれ切換えている。

タイプ2，3，4の特徴が、それぞれ複数個みられたり、互いに組み合わさった応答は、T_1の値の切換えを複数回とし、切換え時期とT_1の値を適宜選ぶことでシミュレート可能であると考える。

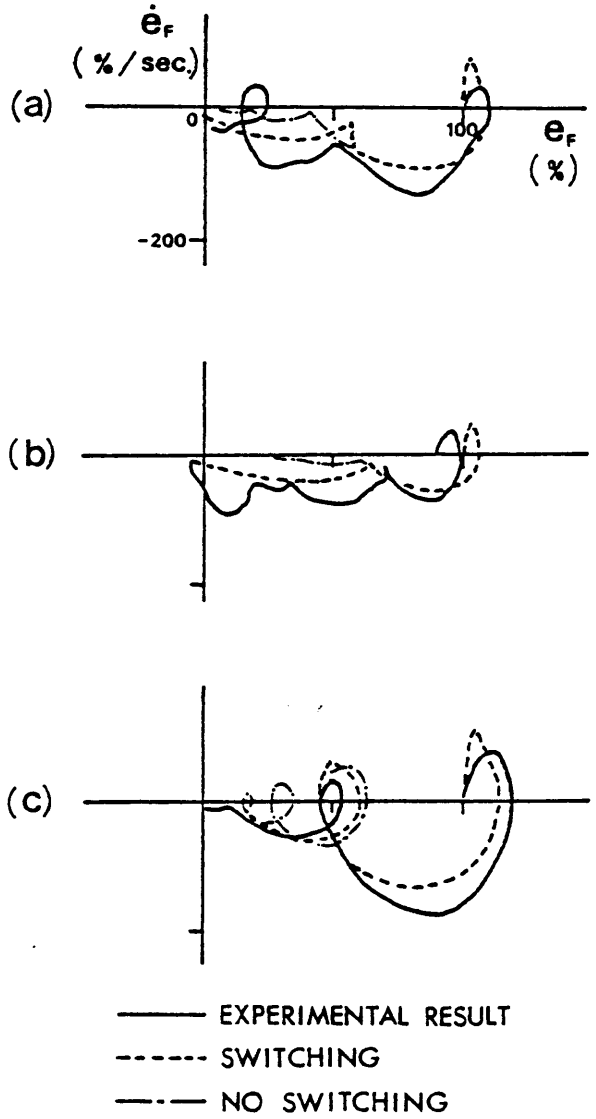


図6－5　シミュレーション結果
(a)　タイプ2　K＝1.0, T_1＝3.5 → 2.5（θ＝-0.05）
(b)　タイプ3　K＝0.6, T_1＝5.5 → 3.5（θ＝-0.05）
(c)　タイプ4　K＝1.4, T_1＝3.5 → 2.5（θ＝-0.03）

6．4　考察

肘関節をすばやく屈曲（伸展）させる時、主動筋の収縮におくれて拮抗筋が収縮し、目標近くで主動筋と拮抗筋の同時収縮が観察される。[91],[92] 目的の動作を早く達成するための主動筋のみの収縮は、パラメータ切換え前の速応性の高い状態に対応づけられる。つぎに、主動筋と拮抗筋の同時収縮は、図4－11(a)のモデルで、左右の股関節筋への上位中枢からの指令$H_{\alpha r}$と$H_{\alpha l}$が同符号であることである。この結果、図6－3(b)に示すように、二点鎖線の切換え後のH_{α}（＝$H_{\alpha l}$－$H_{\alpha r}$）は、一点鎖線の切換えなしでのH_{α}に比べかなり小さくなる。このように、パラメータ値の切換えは、主動筋のみの収縮から主動筋と拮抗筋の同時収縮への、神経－筋系制御モードの切換えに対応すると言える。

タイプ2，3，4のいずれの場合も、タイプ1とは逆に、動作の初期は後期に比べ大きなT_1の値（ζ_0大）とし、ある時期にT_1を小さな値（ζ_0小）に切換えている点が共通している。このことはつぎのように解釈できる。協調制御は上位中枢系の働きに大きく依存し、中枢性の疾患である片麻痺患者では、協調性の機能低下がみられる。この機能低下の一例として下肢の連合反応[67]がある。これは、上位中枢からのコントロールが弱まった状態で脊髄レベルに本来存在する原始的な運動統合が表面にあらわれたもので、健常者では中枢からの指令で抑制される。片麻痺患者では、この連合反応がみられることがあり、健側の下肢を強く外（内）転させると、その影響で患側の下肢も無意識に外（内）転する。したがって、片麻痺患者が主支持脚を外転させようとした時、連合反応により無意識に反対脚も外転することがあり、この場合過制動な応答となる。このように、随意制御性の低下とその心理的不安のため、片麻痺患者では、制動の大きな抑制気味の応答で始まり、連合反応が消失かつもしくは心理的不安がなくなった時点で、制動の度合がゆるめられていると考えられる。

つぎに、タイプ2，3，4でのそれぞれの特徴が応答の中で生じるe_F軸上での位置と時間軸上での時期について考える。Kの値は一定で、T_1の値のみを大きくすればする程、減衰度は大きくなるので、タイプ2，3，4の特徴はe_Fの値のより大きな位置で生じる。したがって、特徴がe_F軸上100％により近い所に観察されるほど、より制動をきかした状態で移動動作を開始していることであり、機能低下とその不安の程度がより大きいと言える。さらに、特徴のe_F軸上での位置が同じであるならば、特徴が時間軸上のより早い時期にみられるほど、速応性は高いことであり、より良い応答であると言える。

最後に、タイプ2，3，4の応答を比較検討してみる。たとえば、図6－4の二点鎖線の応答で、T_1の切換え時期をおそくすると、タイプ2，3，4の順にそれぞれのタイプの特徴を生じる。切換え時期がおそいことは、大きな制動での応答の期間がより長いことであるので、タイプ2，3，4の順に応答はより悪いと言える。そして、過制動の期間がより長いことは、言いかえると制動量がより大きいことであるので、タイプ2，3，4のパターンの差は、制動量の大小により説明される。しかし、実際にはT_1およびKの値は個々の実験結果で異なり、特徴の生じる位置と時期が異なるため、タイプ2，3，4のいずれがより悪い応答であるかを一般的に論じることはできない。したがって、特徴の生じる位置と時期、ステップ応答から計算される立ち上がり時間などを考慮した総合的な評価が必要である。

6．5　むすび

ステップ入力に追従して体重を左右に移動させる動作時の垂直床反力のパターンは、健常者と片麻痺患者とでは異なることが多く、4つに大別される。

体重移動動作の数学モデルをもとに、パラメータ値の切換えとい

うヒトの非線形動作を考慮したシミュレーションにより、4種類の応答を解析した結果つぎのことが言えた。

健常者や軽症の患者のトラッキング動作（タイプ1）は、初期は減衰定数を小さくし速応性を高め、後期は減衰定数を大きくし速応性を減じ、応答を改善している。このことは、神経－筋系制御モードの切換えに対応づけられる。患者に観察される応答（タイプ2，3，4）は、神経解剖学的および心理学的基盤に由来する機能低下のため、タイプ1とは逆に、減衰定数を大きな値から小さな値に切換えている。タイプ2，3，4の特徴が生じる位置と時期は、移動動作の機能低下を評価する手掛かりである。タイプ2，3，4の違いは、制動量の大小により説明できるが、いずれがより悪い応答であるかは一般的には言えない。なお、患者の応答が片麻痺特有のものか否かは今後の課題である。

第７章　動的姿勢制御能力の評価[59]

７．１　はじめに

動的な姿勢制御能力（平衡機能）を客観的に評価することは重要である。特にリハビリテーションの歩行訓練においては立位姿勢を十分安定に制御できなければならない。被験者の立っている台を前後・左右・上下に振動もしくはステップ的に移動させ、外乱に対するヒトの動的姿勢制御能力を調べようとした研究[17)~(20)]もある。しかし、リハビリテーションにおいての応用を考えた場合、被験者の立っている台を移動させることは、患者の危険を伴う。さらに、受動的ではなく積極的に身体を動かすことが真のリハビリ訓練になると考えられる。

このような意味において、本章の目的は、４．２節で述べた体重の左右移動動作実験から動的姿勢制御能力を評価する方法、特にリハビリにおいて重要な直観的かつ定量的な評価方法を考案することである。本章では、７．２節でステップ応答から求められるパラメータについて、７．３節でパラメータの値に基づく実験結果の検討について述べる。そして、７．４節で実験結果の直観的かつ定量的な記述方法について述べる。

７．２　ステップ応答から算出されるパラメータ

7.2-1　特徴パラメータ

図７－１に示されるように、被験者が入力信号の変化を知覚し動作開始までのむだ時間（dead time，反応時間ともいう）経過後、出力信号は一度入力の変化方向と反対へ移動し、ピークを経てから

入力に漸近する。ここで、特徴的なのは、動作開始後出力がその最終値と逆方向に振れる逆応答現象（図７－１の破線円内）が、ピークの大小に差はあるが健常者、片麻痺患者の区別なくみられることである。第５章での制御工学的考察から、体重移動動作に見られる逆応答は、立位姿勢の不安定性という力学的構造によるもので、体重心の軌跡には逆応答は見られない。したがって、ボール投げ・ゴルフスイングなどの動作時の、主動作に先行する拮抗筋の活動（拮抗筋の転換[93]）による現象ではないことが言えた。そして、シミュレーション結果より、逆応答の大きさは、動作開始時の筋収縮によるトルクの大小を評価しうる重要なパラメータであることが明らかにされた。

また、患者の実験結果では、ステップ応答の立ち上がりの過渡時に、図７－２のように逆戻り（これをノッチと呼ぶ）が見られることもある。これについては、第６章での考察から、神経解剖学的および心理学的基盤に由来する機能低下のため、大きな値の減衰定数で追従動作を開始し、その後小さな値に切換えたために生じるもので、重要なパラメータであることが言えた。

そこで、上記の事柄に留意して図７－３に示すようなステップ応答の特徴パラメータを決めた。

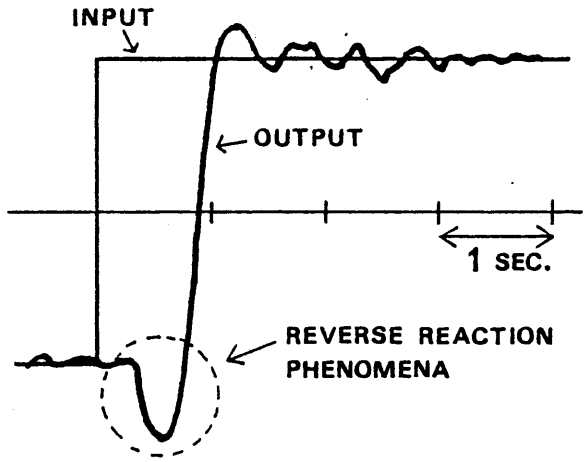


図７－１　逆応答

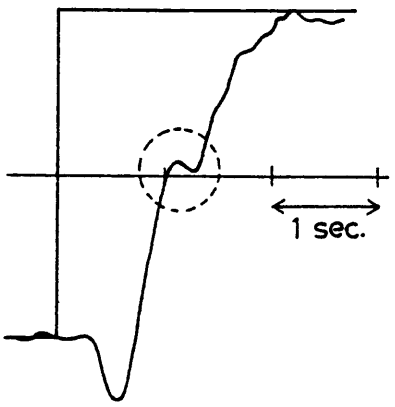


図７－２　ノッチ

① むだ時間（Dead Time ; D.T.）：入力が変化して動作を開始（逆応答の立ち上がりの直前）するまでの時間で、反応時間とも言う（秒）。

② 立ち上がり時間（Rise Time ; R.T.）：動作開始後出力が入力の90%に到達するのに要する時間（秒）。

③ 逆応答値（Reverse Reaction Value; REV.）：逆応答ピーク値の被験者体重に対する割合（%）で、この大きさは移動開始時の水平方向の加速度にほぼ比例する。

④ ノッチ数（Notch Count ; N.C.）：逆応答ピークから目標到達までの期間で応答曲線の勾配が正から負（右から左への移動では負から正）になる部分をノッチ（患者の応答でときどき観察される）と呼び、その数。

⑤ 誤差Ⅱ（Error Ⅱ ; ERⅡ）：目標に到達した時点から2秒経過後の2秒間での追従誤差の絶対値の加算値（%）。

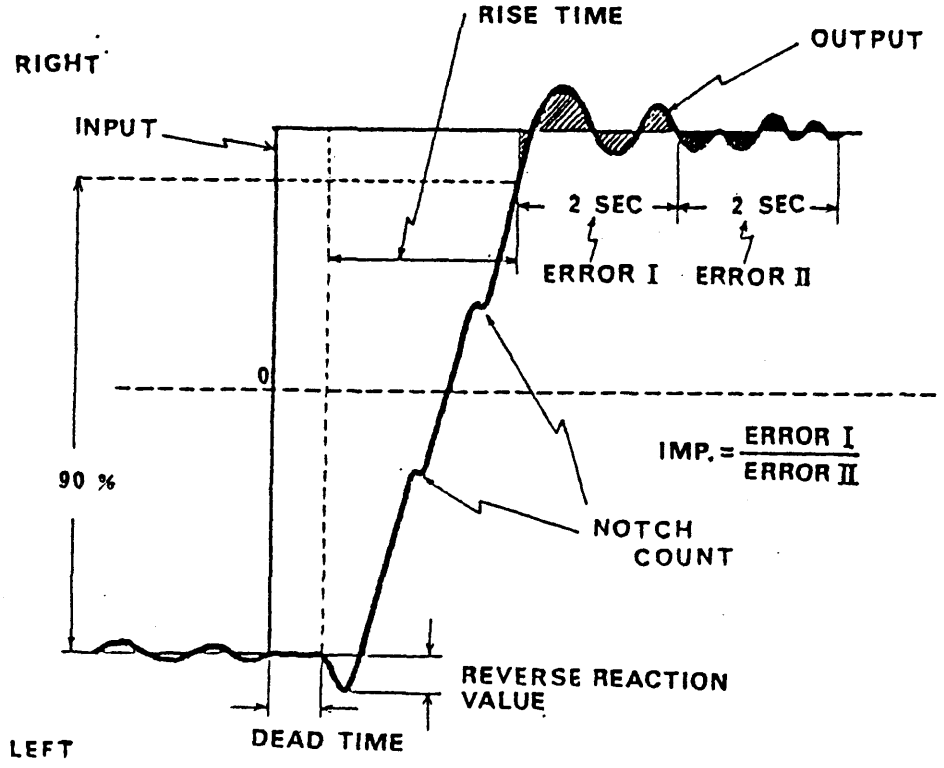


図7－3　ステップ応答の特徴パラメータ

⑥　改善率（Improvement Rate; IMP.）：目標到達後2秒間での追従誤差絶対値の和（Error Ⅰ）の、次の2秒間での追従誤差絶対値の和（Error Ⅱ）に対する比で、追従誤差の減衰の程度を表す指標。

全ての被験者の各入力値（SR）でのステップ応答から特徴パラメータを算出した。

その結果、図7－4に一例を示すように、入力値（SR）が大きくなるにつれて、特徴パラメータの値が増加もしくは減少し、特に患者（左片麻痺）の場合は顕著である。したがって、各SR値ごとに健常者と患者の特徴パラメータ値を比較することは興味あることであるが、比較の作業は極めて煩雑である。また、大きなSR値では、出力が目標に到達せず結果的には追従不能となる患者も多く、さらに追従可能なSR値の範囲が患者ごとにいろいろ異なるので、評価も複雑となる。したがって、次に述べる被験者の平均的追従特性を表す評価パラメータを決めて、それに基づいて実験結果の検討を行う。

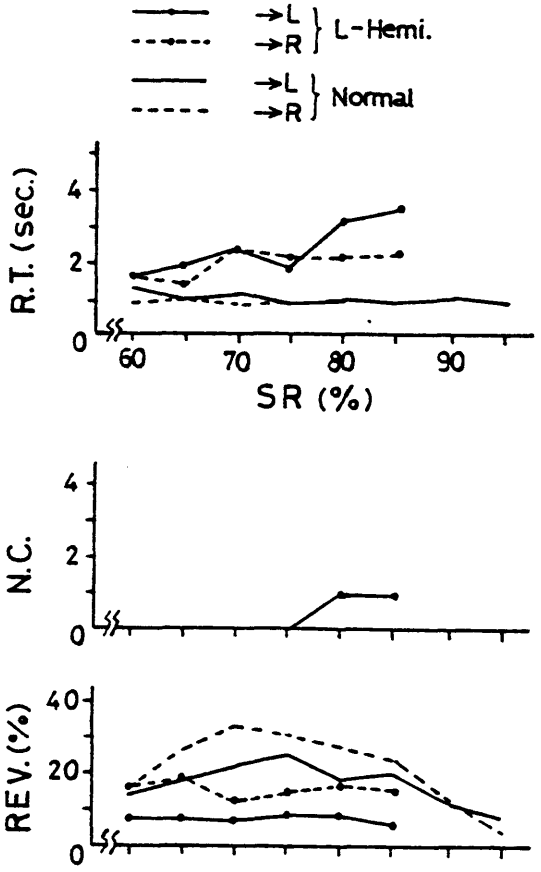


図7－4　入力信号の大きさ（SR）と特徴パラメータの関係
Normal；健常者，男，59才
L-Hemi；左片麻痺，女，65才，Br. stage 3-4，SLB 使用

7.2-2　評価パラメータ

被験者の平均的追従特性を知るために、追従可能な入力信号の最大値と、大部分の片麻痺患者が追従可能であったSR＝70，75，80

%の入力値に着目し、下記の評価パラメータを選び、被験者間の比較を行う。評価パラメータの定義は次のとおりである。

① 最大支持率［X_1］（Maximum Supporting Rate ; M.S.R.）：被験者が追従可能（入力の90%に到達可能）な入力信号の大きさ（SR）の最大値（%）。

② $\overline{R.T.}$［X_2］：SR＝70 ,75 ,80%のステップ応答での立ち上がり時間（R.T.）の平均値（秒）。

③ 再現率［X_3］（Reappearance Rate ; REAP.）：SR＝70 ,75 ,80%のステップ応答での立ち上がり時間（R.T.）の標準偏差値（秒）。

④ $\overline{REV.}$［X_4］：SR＝70 ,75 ,80%のステップ応答での逆応答値（REV.）の平均値（%）。

⑤ $\overline{N.C.}$［X_5］：SR＝70 ,75 ,80%のステップ応答でのノッチ数（N.C.）の平均値。

⑥ $\overline{ERII}$［X_6］：SR＝70 ,75 ,80%のステップ応答での誤差II（ERII）の平均値（%）。

⑦ $\overline{IMP.}$［X_7］：SR＝70 ,75 ,80%のステップ応答での改善率（IMP.）の平均値。

ここで、7個の評価パラメータは、各被験者について右から左、左から右への各ステップ応答についておのおの計算される。

7．3 体重の左右移動動作について

7.3-1 健常者

図7－5(a)は健常者のSR＝80%での左右それぞれの方向へのステップ応答の5回重ねであり、左右ともに5回の応答のバラツキはみられない。

ステップ応答の左右差の有無を調べるため、SR＝70 ,75 ,80%の各入力における健常者各人の「左右のステップ応答での特徴パラ

メータの平均値が等しい」という帰無仮説を、有意水準5％および1％で両側検定した。この際、母分散の差の有無を同じ有意水準で先に検定し、母分散は未知であるが等しい場合と、母分散は未知であるが等しくない場合に分けて、平均値の差の検定を行った。その結果、表7－1に示すように「平均値は等しい」という帰無仮説が、ほとんどの健常者について採択され、左右ステップ応答の差異はないと考えられるようなので、健常者の実験結果は左右の区別をせず評価パラメータを算出した。したがって、各健常者での評価パラメータ算出時のステップ応答数は合計10である。

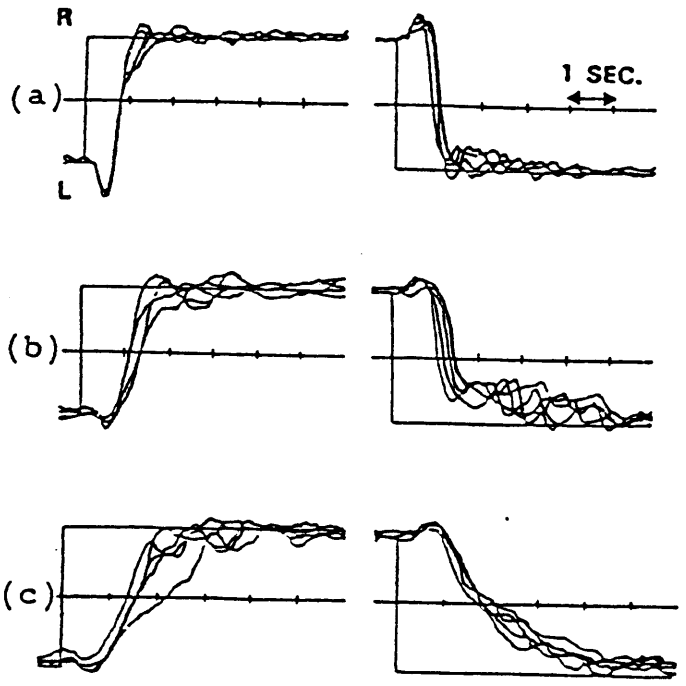


図7－5　ステップ応答の5回重ね（SR＝80%）
(a)　健常者，男，59才
(b)　左片麻痺，男，52才，Br. stage 4
(c)　左片麻痺，男，60才，Br. stage 3-4

健常者の年齢と評価パラメータ値との相関をみると、表7－2のように、立ち上がり時間（$\overline{\mathrm{R.T.}}$）と再現率（REAP.）とは正の相関、一方逆応答値（$\overline{\mathrm{REV.}}$）と改善率（$\overline{\mathrm{IMP.}}$）とは負の相関がある。このように年齢の増加につれてステップ応答が悪くなる傾向にあり、回帰直線の傾きをみると、$\overline{\mathrm{R.T.}}$とREAP.では加齢の影響が比較的大きい。したがって、患者の成績を同一年代の健常者平均値と比較することが望ましいが、健常者数が25例と多くないため年代ごとに健常者の平均をもとめられないので、患者のステップ応答を評価する際の比較基準として、各評価パラメータの全健常者での平均値を求めた（表7－3参照）。

表７－１　左右差の検定結果（健常者25名）

		DEAD TIME	RISE TIME	REVERSE REAC-TION VALUE	NOTCH COUNT	ERROR I	IMP.
S.R. 70%	1%	25	24	22	25	24	25
	5%	24	22	20	24	20	24
S.R. 75%	1%	24	24	23	25	21	25
	5%	22	23	20	25	16	20
S.R. 80%	1%	25	24	20	25	19	20
	5%	24	20	18	25	16	18

表７－２　健常者の年齢と評価パラメータとの相関および直線回帰式

		M.S.R.	$\overline{R.T.}$	REAP.	$\overline{REV.}$	$\overline{N.C.}$	$\overline{ER\ I}$	$\overline{IMP.}$
AGE		0	0.65	0.56	−0.58	0	0.2	−0.41
Y=A·X+B	A	0	0.019	0.007	−0.344	0	0.02	−0.02
X：AGE	B	95	0.262	−0.082	37.67	0	3.02	3.43

表７－３　健常者群，片麻痺患者群の評価パラメータの平均値と標準偏差値
健常者群のデータ数は25、片麻痺患者群のデータ数は80である。

		M.S.R.	$\overline{R.T.}$	REAP.	$\overline{REV.}$	$\overline{N.C.}$	$\overline{ER\ I}$	$\overline{IMP.}$	AGE
NORMAL	AVE.	95.0	1.03 (1.38)	0.21 (0.34)	23.7 (17.4)	0	3.8 (4.2)	2.6 (2.2)	40.7 (59.1)
	S.D.	0	0.05	0.2	9.0	0	1.5	0.7	15.3
HEMI.	AVE.	83.1	3.38	1.01	10.74	1.75	6.2	1.7	59.1
	S.D.	7.4	1.84	0.65	4.93	2.04	2.7	0.5	14.5

表７－４　片麻痺患者のBr. stage と最大支持率（M.S.R.）

		Brunnstrom ステージ										
		2	3-1	3-2	3-3	3-4	4-1	4-2	5-1	5-2	6	計
最大支持率（M・S・R）	65〔%〕	1										1
	70〔%〕	1	2	1	1							5
	75〔%〕		6	5	2	1	2					16
	80〔%〕			1	5	4	1					11
	85〔%〕			4	5	6	2	3	2			22
	90〔%〕				3	2	1	2	1	6	3	18
	95〔%〕								1	2	4	7
	計	2	8	11	16	13	6	5	4	8	7	80

データ数＝80　　相関係数＝0.78

7.3-2 片麻痺患者

図7－5(b)(c)はともに左片麻痺患者のステップ応答の5回重ねで、(c)の患者のほうが(b)の患者より症状は重い。健常者の応答（図7－5(a)）と比較すると、片麻痺患者の応答は、逆応答値が小さく応答の立ち上がりもゆるやかでノッチがみられることもあり、目標到達後の追従誤差が大きく、5回の応答間のバラツキも大きい。そして、この傾向は、症状の重い(c)のほうが著しい。これは、麻痺による神経系の障害、筋力およびバランス感覚の低下と、それに起因する心理的不安によるものと考えられる。また、立位が両脚で維持されることから、非麻痺側への応答も症状に応じて悪いが、麻痺側への応答よりはよく、左右差がみられる。このように、動作の遅さ、反復性の悪さ、保持の不良が患者のステップ応答にみられ、それらを定量的に評価できる。

片麻痺患者群の麻痺側への応答の評価パラメータの平均値と健常者群のそれとを算出し比較すると、表7－3のように両群の各評価パラメータには明らかな差がみられるが、両群の平均年齢に約18歳の差があり、両群に有意な差があると単純には結論できない。健常者群における各評価パラメータと年齢との直線回帰式（表7－2参照）から、片麻痺患者群平均年齢における健常者群の各評価パラメータの平均値は、表7－3の括弧内の数値のごとく推定される。両群の平均年齢が同じ場合でも、両群の平均値には顕著な差がみられる。

つぎに、片麻痺の臨床症状とステップ応答との関係を調べるため、片麻痺機能テストとして臨床検査で使用されている下肢のBr.ステージ（表4－3参照）と各評価パラメータとの関係を調べてみる。Br.ステージは、連合反応、共同運動、分離運動、協調運動という麻痺の回復過程での質的変化を10段階で表す尺度であり、ステージ間は必ずしも等間隔とは言えない。表7－4に示すように、Br.ステージがより良く判定されている片麻痺患者ほど、追従可能な入力

の最大値はより大きな値をとる傾向にある。Br. ステージと各評価パラメータとの相関係数を計算すると表7－5のようになり、医師が判定した患者のBr. ステージとM.S.R.、$\overline{REV.}$とは正の相関、$\overline{R.T.}$、REAP. とは負の相関があり、Br. ステージがよくなるにつれてステップ応答がよくなる傾向にあり、体重の左右移動動作の良否は臨床症状をかなりよく反映していると言える。

表7－5　片麻痺患者のBr. stage と評価パラメータの相関および直線回帰式

		M.S.R.	$\overline{R.T.}$	REAP.	$\overline{REV.}$	$\overline{N.C.}$	$\overline{ER\ I}$	$\overline{IMP.}$
BRUNNSTROM STAGE		0.78	−0.66	−0.62	0.62	−0.57	−0.35	0.58
Y=A·X+B	A	2.29	−0.46	−0.17	1.18	−0.39	−0.38	0.13
X : Br. stage	B	70.76	5.74	1.94	4.50	3.68	8.35	0.997

7．4　直観的・定量的な記述

7.4-1　直観的記述（hepta-gram）

片麻痺患者の追従特性が健常者の平均的な特性に比べどれだけ劣っているかを直観的にわかりやすくするために、hepta-gramで結果の図形化を行った。hepta-gramには、中心と正七角形の各頂点を結ぶ7本の評価パラメータ軸があり、各頂点は各評価パラメータの健常者群の平均値を示し、軸上を各頂点から中心に向かうに従い各評価パラメータは悪くなるようにしてある。また、各軸の1目盛は各評価パラメータの患者群の標準偏差値である。片麻痺患者の成績は、各評価パラメータにおける患者と健常者群平均値との差の絶対値を各評価パラメータの患者群の標準偏差値で割った量（d_{ij}）だけ各頂点から中心側の軸上にプロットした点を実線で結んだ七角形で示される。d_{ij} は次式で計算される。

$$d_{ij} = |X_{Pij} - \overline{X_{Ni}}| / S_{Pi} \qquad (7-1)$$

ここで、

i：評価パラメータを示す添字（i＝1,2,…,7）

j：患者のデータ番号を示す添字（j＝1,2,…,80）

X_{Pij}：j番目患者データのi番目評価パラメータの値

$\overline{X}_{Ni}$：健常者群のi番目評価パラメータの平均値

S_{Pi}：患者群のi番目評価パラメータの標準偏差値

なお、X_{Pij}と$\overline{X}_{Ni}$の大小関係については一般的に次のことが言える。i＝1，4，7の評価パラメータ（M.S.R.，$\overline{REV.}$，$\overline{IMP.}$）では$X_{Pij} \leq \overline{X}_{Ni}$で、i＝2，3，5，6の評価パラメータ（$\overline{R.T.}$，REAP.，$\overline{N.C.}$，$\overline{ERII}$）では$X_{Pij} \geq \overline{X}_{Ni}$の関係にある。

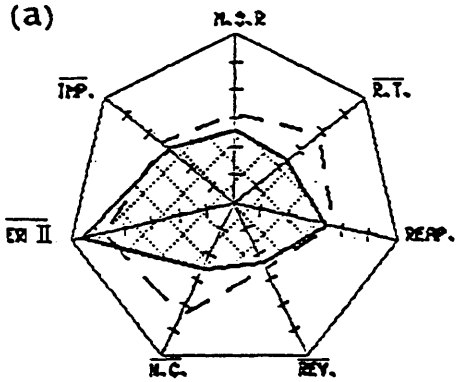
図7－6は片麻痺患者のhepta-gramの例である。図中斜線を施した七角形は患者の成績を示し、破線の七角形は患者の属するBr.ステージ（臨床医が判定）の平均的な成績を示す。また、hepta-gramの下には、被験者名、被験者番号、年齢、麻痺側、使用装具、評点（7.4-2で述べる）、Br.ステージが記入されている。図7－7(a)より、Br.ステージがよくなるにつれ斜線を施した七角形が正七角形に接近し、患者の成績が健常者群の平均的な成績に近づいていることが視覚的に認識できる。また、図7－7(b)は、平衡障害などのためBr.ステージがよいわりには、ステージの平均値と比較して追従成績が悪い例である。このように、hepta-gramにより片麻痺患者のステップ応答で、どの評価パラメータがよいのか、Br.ステージと比較した応答の良否、さらに訓練過程でどのパラメータがよくなったかを容易に知ることができる。

7.4-2 定量的記述（評点）

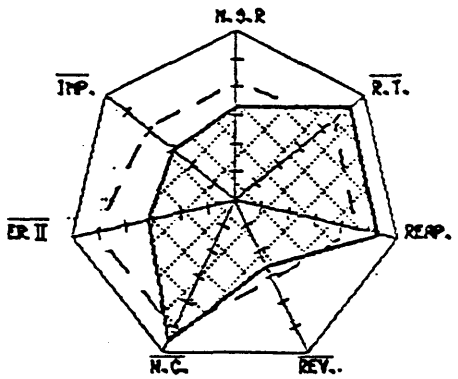
患者のステップ応答を点数により定量的に表現するため評点化を行った。

表7－6に片麻痺患者データの7個の評価パラメータ間の相関行列を示す。表から各評価パラメータ間には相関があり、たがいに独立ではない。そこで、新しい変数についての分散が最大となるよう

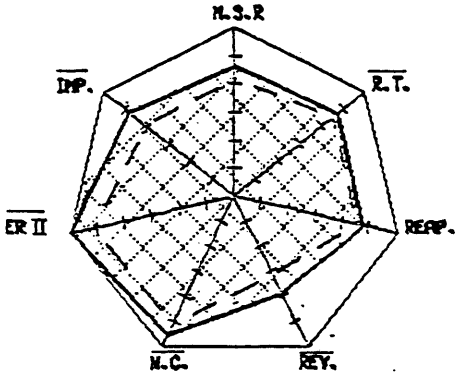
(a)



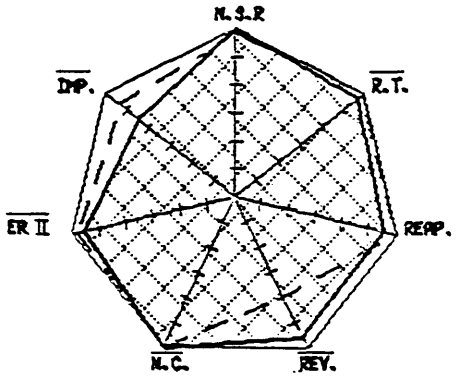
M.T. 10.2 60 L HEMI LLB
SCORE 11 B.STAGES 3-1



H.S. 8.4 78 R HEMI F.U.
SCORE 43 B.STAGES 3-4

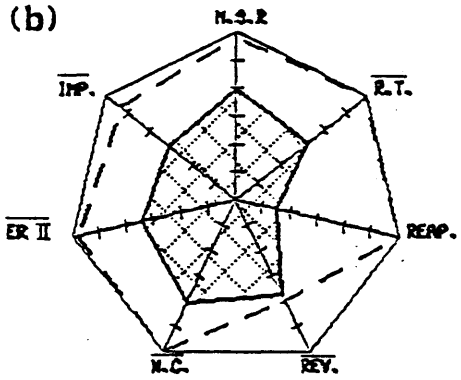


M.A. 6.3 70 R HEMI SLB
SCORE 61 B.STAGES 3-4

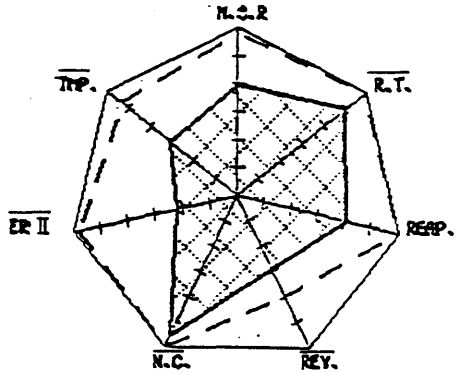


R.H. 17.1 48 L HEMI
SCORE 81 B.STAGES 6

(b)



M.M. 11.3 64 L HEMI
SCORE 21 B.STAGES 6



S.M. 2.2 58 L HEMI
SCORE 40 B.STAGES 6

図7－6 hepta－gram

主成分分析[94]を行い、7個の評価パラメータの重みづき線形結合で表されるたがいに独立な因子を求めた。これは、相関行列の固有ベクトルを求めることに相当し、分析の結果、固有値が1以上すなわち平均情報量以上の2つの固有ベクトルが得られ、それらの固有値はそれぞれ 3.947 (λ_1) と 1.465 (λ_2) であった。これら2つの固有ベクトルによりもとの情報の77%が表せ、情報のロスは23%であった。

このたがいに独立な因子 (Z_1 , Z_2) と7個の評価パラメータとの相関（因子負荷量）は、表7－7に示すとおりで、表から第一主成分 Z_1は、M.S.R., $\overline{\text{REV.}}$と正の、$\overline{\text{R.T.}}$, REAP., $\overline{\text{N.C.}}$ とは負の強い相関をもつことから、移動動作の大きさ・速さを表すダイナミックな因子と考えられ、Z_1が大きければ大きいほどよい。また、第二主成分 Z_2は、$\overline{\text{ERII}}$ と正の、$\overline{\text{IMP.}}$と負の強い相関をもち、目標到達後の安定性を示す因子と言え、Z_2が小さければ小さいほどよい。

分散が1になるように正規化された主成分のスコア (Z_i') は、表

表7－6　片麻痺患者群の評価パラメータ間の相関

	M.S.R.	$\overline{\text{R.T.}}$	REAP.	$\overline{\text{REV.}}$	$\overline{\text{N.C.}}$	$\overline{\text{ER I}}$	$\overline{\text{IMP.}}$
M.S.R.	1.0	−0.679	−0.675	0.597	−0.631	−0.282	0.463
$\overline{\text{R.T.}}$	−0.679	1.0	0.707	−0.645	0.916	0.098	−0.221
REAP.	−0.675	0.707	1.0	−0.457	0.696	0.384	−0.371
$\overline{\text{REV.}}$	0.597	−0.645	−0.457	1.0	−0.488	−0.181	0.439
$\overline{\text{N.C.}}$	−0.631	0.916	0.696	−0.488	1.0	0.102	−0.198
$\overline{\text{ER I}}$	−0.282	0.098	0.384	−0.181	0.102	1.0	−0.665
$\overline{\text{IMP.}}$	0.463	−0.221	−0.371	0.439	−0.198	−0.665	1.0

表7－7　第一・第二主成分と評価パラメータとの相関（因子負荷量）

	M.S.R.	$\overline{\text{R.T.}}$	REAP.	$\overline{\text{REV.}}$	$\overline{\text{N.C.}}$	$\overline{\text{ER I}}$	$\overline{\text{IMP.}}$
Z_1	0.85	−0.88	−0.84	0.74	−0.83	−0.42	0.57
Z_2	0.02	−0.40	−0.03	0.03	−0.40	0.80	−0.71

7－8に示された係数w_iにより、次式で計算される。

$$Z'_i = Z_i / \sqrt{\lambda_i} = \sum_{i=1}^{7} w_i X_i + w_0 \qquad (7-2)$$

各片麻痺患者の第一・第二主成分得点を計算し、$Z_1 - Z_2$面にプロットしたところ、図7－7のように第二象限から第四象限に向かう曲線に沿って、Br. ステージがよくなる傾向になった。

評点を計算する式は、一般には独立な因子（Z'_1, Z'_2）の重みづき線形結合で次のように表される。

表7－8　正規化された主成分値算出時の重み係数

	w_0	w_1	w_2	w_3	w_4	w_5	w_6	w_7
Z'_1	−2.10	0.03	−0.12	−0.33	0.04	−0.10	−0.04	0.27
Z'_2	0.95	0.001	−0.14	0.02	0.01	−0.12	0.19	−0.93

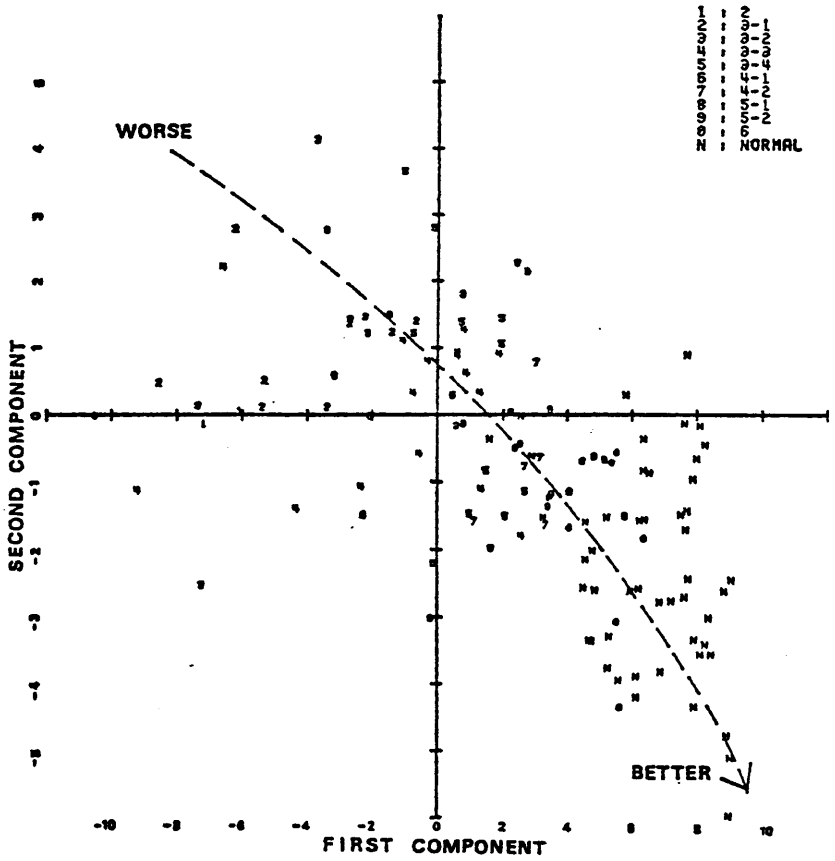


図7－7　第一・第二主成分値（Z_1, Z_2）の散布図
図中数字はBr. stage 、Nは健常者を示す。

$$SCORE = W_0 + W_1 Z_1' + W_2 Z_2' \qquad (7-3)$$

ここで、W_i（i = 0, 1, 2）は重み係数である。体重の左右移動の実験時に、歩行能、Br. ステージ、10m 歩行時間、徒手筋力評価（MMT）、日常生活動作評価（ADL）などの臨床データを採取した。これら臨床データと主成分値 Z_1, Z_2との相関を表7－9に示す。Z_1は歩行能、Br. ステージと10m 歩行時間と相関がみられるが、Z_2は臨床データとの相関はほとんどない。したがって、因子Z_1だけに着目し、健常者群平均値での評点がほぼ100点（健常者のZ_1'の平均値は2.5）となるように、W_0= 50、W_1= 20、W_2 = 0として片麻痺患者の評点を計算し、hepta-gramの下にSCORE として書き入れた。

表7－9　第一・第二主成分と臨床データとの相関

	Z_1	Z_2
年　齢	−0.190	0.117
歩 行 能	0.709	0.064
Br. stage	0.804	−0.108
10m歩行時間	−0.474	−0.031
MMT	0.174	−0.096
ADL	−0.050	−0.082

片麻痺患者の麻痺側および非麻痺側へのステップ応答を評点で比較すると、図7－8のように麻痺側への移動のほうが悪く、また非麻痺側への評点も麻痺側への評点の低下に応じて悪いことがわかる（相関係数 0.74）。

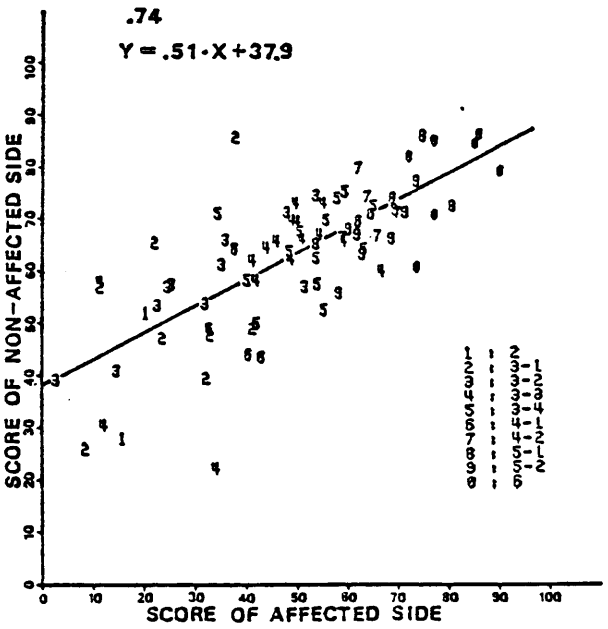


図7－8　麻痺側と非麻痺側への応答の評点
図中数字はBr. stage 、実線は直線回帰式を示す。

表７－10はリハビリ訓練による左右移動動作の成績の経時変化を示したもので、成績がよくなった患者、変化していない患者の区別が評点化により明確になり、リハビリ過程の正確な把握が可能であると言える。

表７－10　片麻痺患者の評点の経時変化

	A.K. L-Hemi.	H.S. R-Hemi.	E.A. L-Hemi.	T.I. R-Hemi.	I.A. R-Hemi.
1st Exper.	45 (3-1, L.L.B.)	15 (3-1, F.U.)	23 (2, L.L.B.)	45 (3-3, F.U.)	72 (5-2, None)
2 nd	54 (3-2, L.L.B.)	39 (3-2, F.U.)	19 (2, L.L.B.)	53 (3-3, F.U.)	77 (5-2, None)
3 rd	59 (3-3, S.L.B.)	54 (3-3, F.U.)	26 (3-1, L.L.B.)	47 (3-3, F.U.)	75 (5-2, None)
4 th	59 (3-4, S.L.B.)	43 (3-4, F.U.)	25 (3-1, L.L.B.)	54 (3-4, F.U.)	—
5 th	68 (4-1, None)	45 (3-4, F.U.)	36 (3-1, L.L.B.)	—	—

(Brunnstrom stage, Brace)

７．５　考察

どれだけ随意に立位姿勢を制御できるかという観点から、動的立位バランスを評価するために実験を行った。ステップ目標値に追従した体重の左右移動は、単純でかつ規定された動作であり、歩行と違って正常パターンを決めやすいので、分析・評価が容易であると言える。

実験結果から、健常者と片麻痺患者とには顕著な差があり、患者では症状が重くなるにつれ、動作の遅さ、反復性の悪さ、保持の不良がひどくなり、ステップ応答から片麻痺患者動作分析における重要な項目[(95)]のチェックが可能である。健常者の場合、数分間の練習で左右移動動作は学習され試行の再現性はきわめて高く、左右差はみられない。一方、片麻痺患者では、中枢性の運動障害による姿勢制御能力の低下とそれに由来する心理的不安のため、視覚・前庭などの感覚フィードバックにより、逐次安全を確かめながら移動動作を行うため、試行結果の分散が大であり、左右差もみられる。また、

第6章で述べた応答の非線形性という興味ある現象が、患者の結果に観察されることもある。

健常者群と片麻痺患者群の評価パラメータの差の有無を調べる際に、両群の平均年齢に差があるため、健常者群の評価パラメータの平均値を一次直線的にスライドさせて両群の比較を行ったが、追従能力は加齢に伴い必ずしも直線的に悪くなるとは言えないと考えられる。また、患者の追従能力を健常者のそれと比較・評価する場合、患者の年齢を考慮していない。したがって、今後健常者の被験者数を増し、各年代ごとに健常者の平均値を求め、患者の成績の比較基準とすることが必要である。

装具は、片麻痺患者の身体の一部と考えたので装具装着のまま実験し、ステップ応答の評点を算出する場合、装具の有無とその種類は考慮されていない。今後、装具なしでの実験結果との比較により、装具の効果の有無とその程度を調べ、使用装具を考慮した評点化も可能であろう。また、他の臨床検査と併せて装具支給の基準の設定もできると考えられる。

体重の左右移動は、表7－9に示したようにBr.ステージと歩行能とはかなり強い相関があるが、10m歩行時間とは弱い相関である。これは、歩行での体重の前方移動という矢状面での運動が左右移動動作には含まれていないからである。したがって、歩行のための訓練としては、体重の前後移動とか一歩踏み出しの訓練も必要となる。両足の踵部を一方のフォースプレートに、つま先部をもう一方に、またがるように立位姿勢をとれば、目標値に追従した前後方向での体重移動が4.2-1で述べた装置で可能となる。

7．6　むすび

体重の左右移動の健常者と片麻痺患者についての実験結果から、両者のステップ応答の差、麻痺の程度と応答の良否の関係を調べた。その結果、前額面内での姿勢の動的制御能力には健常者と片麻痺患

者とでは差異があり、患者の場合制御能力と臨床症状とには良い対応関係があることが明らかとなった。

さらに、片麻痺患者の成績をhepta-gramと評点で記述することを提案した。成績の直観化と定量化は、リハビリに従事する医師や理学療法士が、患者のバランス機能の障害の程度とその残存能力を客観的に評価し、リハビリの目標を設定し、かつプログラムを作成するのに大いに役立つと言える。

以上のように、体重の左右移動は、歩行前訓練としてリハビリテーションで使用した場合、前額面における姿勢の制御能力の評価に有効であり、臨床症状を反映した定量的な評価が得られる。

第８章　マイコン応用のバランス訓練・評価装置[99]

８．１　はじめに

リハビリテーションにおける訓練過程（以下リハビリ過程と略記）は、障害者が学習者で、医師・理学療法士などで構成されるリハビリの治療スタッフが教師と考えられる。そして、教育過程[96]と同様、リハビリ過程においても計測と制御が繰り返される。

リハビリ過程における計測は、障害者の訓練結果とその経時変化に関する情報を得ることで、リハビリの治療スタッフはこの情報にもとづいて評価を行う。評価のためには、訓練結果が定量的な形でかつ簡単な操作でしかもただちに得られることが必要である。

リハビリの治療スタッフは、障害者が獲得目標にできるだけ近くしかも早く到達するように制御を行う。この制御において、障害者の意欲・動機づけは、動作・運動の学習[97]であるリハビリ訓練の成果を上げるために、重要な要素である。リハビリの治療スタッフは、訓練の意義を理解させ、励まして障害者の動機づけを行う。このような努力にもかかわらず、訓練のつらさに耐えかね訓練途中で落伍する人々の数も少なくない。これは、従来のリハビリ訓練が単調な動作の繰り返しであることにも一因するので、障害者が意欲をもって自発的に受けられるような新しい訓練形態を考案することが大切である。

そこで、上記の事柄を満足し、リハビリテーションの臨床において使用に耐えうるバランス訓練・評価装置を作製するために、電子技術の急速な進歩で安価に入手できるようになったマイクロコンピュータ（以下マイコンと略記）を応用した。そして、第７章において動的立位バランスの臨床での評価法としての有効性が確かめられ

た、目標値に追従した体重移動動作の訓練を、対話形式の簡単な操作で実施し、かつオンライン処理により訓練結果をただちに評価できるようにした。さらに、障害者が訓練に楽しみとくつろぎを見いだし、自発的に訓練を受けられるようにリハビリ訓練にゲーム性の導入を試みた。

本章では、8．2節でマイコン応用のバランス訓練・評価システムの構成と内容について述べ、8．3節で、リハビリ訓練へのゲーム性導入の一試みとしての、テレビゲームを応用した動的バランス訓練法の効果について検討し、8．4節では、マイコンの応用やゲーム導入における留意点や問題点などについて考察する。

8．2　バランス訓練・評価装置

8.2-1　構成

図8－1に示すように、装置は2台のフォースプレート（八重洲リハビリ株製）、マイコン（SORD M223 markⅡ）とプロッターからなる。マイコンは主メモリ64KBで、ミニフロッピー2台（350 KB／

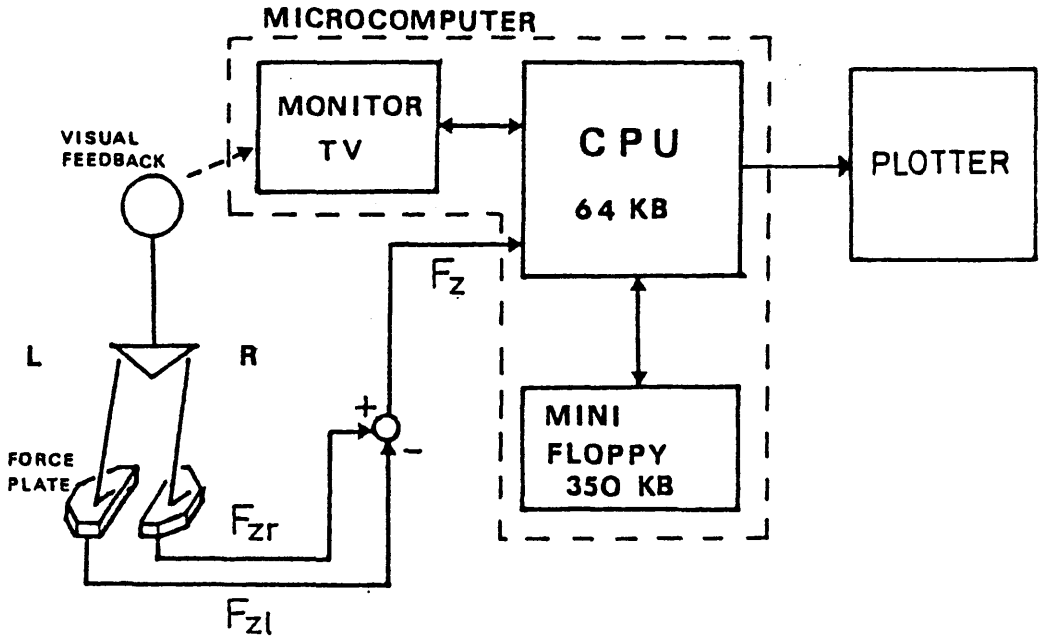


図8－1　バランス訓練・評価装置の構成

台）、A－D変換器（12bits）、および12インチモニタテレビで構成される。フォースプレートで検出される垂直床反力Fzr とFzl の差分Fz（≡Fzr －Fzl）が、被訓練者の姿勢制御動作の出力で、A－D変換後CPUにとりこまれる。

本装置と4.2-1 で述べた装置の違いは、次のとおりである。第一点は、後者ではデータレコーダへの記録・再生を経たオフライン処理であるのに対して、前者ではオンライン処理を行っていることである。第二点は、マイコンの操作はミニコンのそれに比べ極めて簡単であることである。第三点は、視覚フィードバック情報の提示法で、後者ではLEDのマトリックスを使用しているのに対し、前者ではモニタテレビを使用していることである。これにより視覚情報の提示法に柔軟性が付加される。

8.2-2 内容

本装置では、静的バランスと目標値に追従した体重移動動作および”ブロック崩し”ゲームを応用した動的バランスの訓練が可能である。これらは立位のみならず、椅子の使用により座位での体幹のバランス訓練にもなる。また、2つのフォースプレートを被訓練者の水平面内の左右に配置すれば前額面での訓練、また前後に配置すれば矢状面での訓練になる。このように、本装置では総合的なバランス訓練とその評価が可能である[98]。以下に、これらの訓練内容と処理について、主にゲームを応用した動的バランス訓練について述べる。なお、説明は立位の前額面でのバランス訓練について行う。

(1) 静的バランスとトラッキング訓練

静的バランスは、床反力の差分Fzがゼロになるよう、すなわち左右の脚で体重を均等に支持するよう、床反力の差分Fzの視覚フィードバックにより姿勢を制御する訓練である。

体重移動動作は、第4章で述べたランダムなパルス列に追従して

姿勢を左右に移動させるもので、以後これをトラッキング訓練と呼ぶ。

上記の2つの訓練では、床反力の差分Fzと目標値がモニタテレビの画面に表示される。ダイナミックな表示を実現するために、床反力の差分Fzのサンプリングおよび表示などの計測用プログラムはアセンブラ言語で作成した。

訓練データの処理用プログラムは、CBASIC言語で作成後、コンパイルし実行速度を早めた。

静的バランスでは、床反力の差分Fzの時間的な変化がプロッターに作図され、零交叉数、変動量、左右での体重支持の割合およびどちらかにかたよって体重が負荷されていた時間が計算される。

トラッキング訓練では、ステップ応答が重ね書きされ、特徴パラメータ（7.2-1 参照）の値が計算される。

計測・処理に要する時間は、静的バランスでは約8分、トラッキング訓練では約15分である。

(2) ”ブロック崩し”訓練

リハビリ訓練にゲーム性をもたせる試みとして、テレビゲームとして普及している”ブロック崩し”ゲームを応用した動的バランスの訓練を開発した。以後これを”ブロック崩し”訓練と呼ぶ。

通常の”ブロック崩し”ゲームでは、ディスプレイに対座したプレイヤーが、手首の回転によりラケットの位置を操作しボールを打ち返し、壁状に積まれたブロックを崩し得点を競う。”ブロック崩し”訓練では、ラケットの位置は床反力の差分Fzに比例してモニタテレビの画面上を左右に移動する。たとえば、立位姿勢での体重の左右移動の場合、両脚均等支持ではラケットは中央に位置し、体重を左（右）脚に移動させればラケットは左（右）側に移動する。（図8－2参照）ラケットの移動範囲は、左右壁面の間に制限され、体重の移動量とラケットの移動量とは、支持率ＳＲ（4.2-2 参照）

をパラメータとして次のような関係にある。ラケットが右（左）壁面に丁度接している時、垂直床反力 Fzr（Fzl）は被訓練者体重のSR%の値である。

ＳＲの値が小さい時は、小さな体重移動でラケットを左右壁面間内自由に操作でき、大きなＳＲでは大きな体重移動が必要となる。このように訓練の難易度を表すＳＲは、始めは小さな値（70%）とし、訓練の経過にしたがって大きな値（95%）というように、被訓練者の能力と訓練の段階に応じて、リハビリの治療スタッフにより決められる。

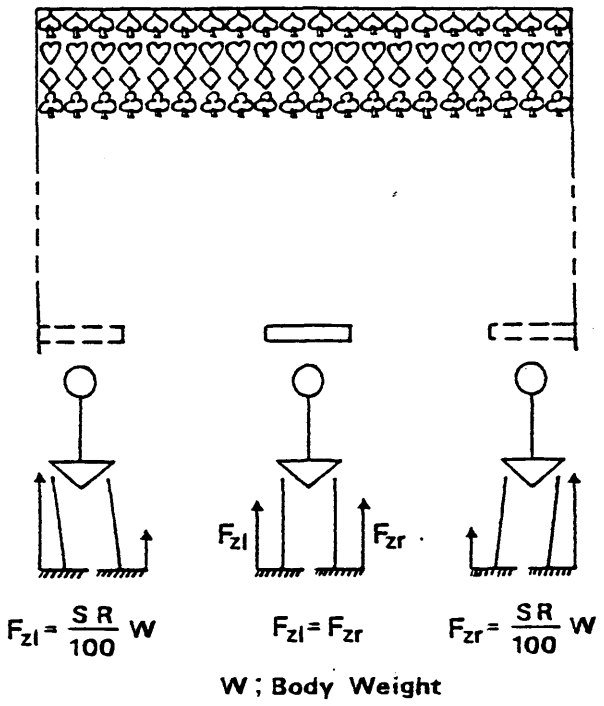


図８－２　体重の左右移動によるラケット位置の変化（立位時）

訓練プログラムはCBASIC言語で作成後、コンパイルした。以下にリハビリ訓練用に工夫した点を中心にプログラムの概略について述べる。

”ブロック崩し”訓練中、モニタテレビ画面には図８－２のように、ブロック（♠♡◇♣）が４行59列のマトリックス状に配置されている。ボール数は10個で通常より多く、残りボール数は画面右側に表示される。ボールの進行方向は、画面の左右方向を除く14種類で、壁面もしくはラケットと衝突後のボールは、入射角＝反射角にしたがって打ち返される。ブロックと衝突後のボールの進行方向は、ランダム関数により決定されるので、ラケットで打ち返されるべきボールは、表８－１のように壁面間内のいずれにおいてもほぼ等確率で発生する。このように、ＳＲで決められる範囲内の体重移動

表8－1　打ち返されるべきボールの発生確率
(壁面間を10区間に等分)

	区間1	区間2	区間3	区間4	区間5	区間6	区間7	区間8	区間9	区間10
確率	0.05	0.12	0.09	0.11	0.11	0.11	0.12	0.11	0.12	0.06

を満遍なく、かつ随意に制御できることが要求され、動的なバランスを養うのに適した訓練と言える。

ラケットで打ち返されたボールは、一度に一個のブロックしか崩せず、各ブロックの得点は均一の5点とした。これにより、得点の大小はラケットでボールを打ち返すことに成功した回数、すなわち訓練の持続時間に比例するので、得点数により訓練結果の評価も可能と言える。

ラケットの大きさは、大・中・小、ボールのスピードは、速い・普通・遅いと、それぞれ3種類で任意のものを選択できる。この組合せによる9通りのゲーム条件での最高得点は記憶保存され、現在の得点の下にゲーム中表示される。これは、被訓練者が最高得点を更新しようと、訓練に励むことを意図したものである。

8．3　ゲーム性導入の効果

本節では、ゲーム性を導入した”ブロック崩し”訓練の、身体面および心理面での効果について検討する。

8.3-1　身体面の効果

事故のため右下腿部の筋肉をほとんど失い、患脚による片脚立位ができなかった患者について、トラッキング訓練（8.2-2 (1)参照）を毎日30分程度10日間実施した結果、図8－3のようにステップ応答が改善された。そして、この患者は患脚での片脚立位も可能とな

ったので、医師は脚の切断はせず装具を支給することにした。これは、トラッキング訓練が動的バランスを養う上で有効的であることが確かめられた症例である。

トラッキング訓練では、被訓練者はステップ的な入力変化に追従して、体重を右から左、その逆へと交互に移動させる。一方、”ブロック崩し”訓練では、ボールを打ち返すべくラケットの位置を体重の左右移動により制御する。そして、この訓練方法での目標値は、振幅の大きさがランダムに変化するパルス列と言える。このように、”ブロック崩し”訓練はトラッキング訓練を身体動作の点で発展かつ難易度を高めたもので、トラッキング訓練と同程度もしくはそれ以上の迅速かつ正確な体重移動動作が要求される。したがって、”ブロック崩し”訓練を動的バランスの訓練に使用した場合、トラッキング訓練で確かめられたのと同様な身体上の効果が十分期待される。

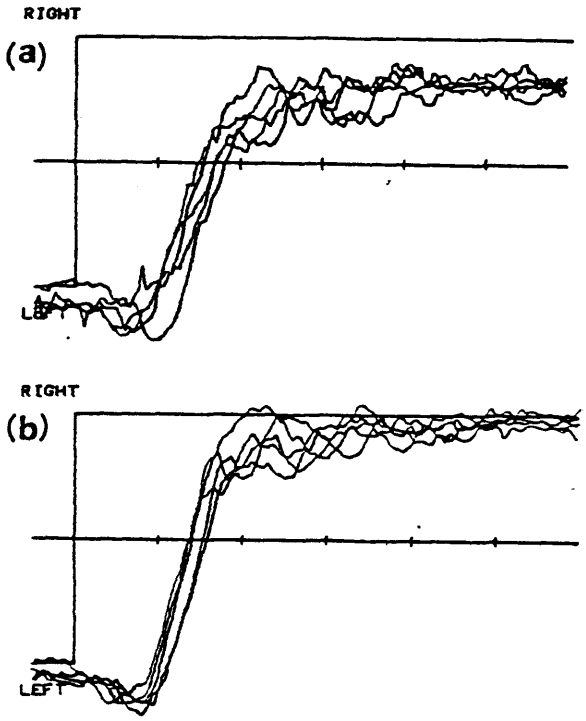


図8－3　ステップ応答のトラッキング訓練前と後での比較
(a)　訓練前　　SR＝70%
(b)　訓練後　　SR＝75%

8.3-2　心理面の効果

リハビリ訓練にゲーム性をとりいれたことで、障害者の訓練意欲がどれだけ増すか、心理面での効果を調べる必要がある。意欲の計測方法としては、1) 数理心理学的手法[100]による主観評価の計測、2) ＧＳＲ[101]（Galvanic Skin Reflex）・ＥＯＧ（Electro-oculogram）・ＥＥＧ（Electroencephalogram）・脈拍などの生理学的反

応[102]の計測、3）第3者による観察、などがあげられる。

ここでは、計測方法 1）の代表的なものの一つであるセマンティック・ディファレンシャル（Semantic Differential ；ＳＤ）法[103]を採用した。ＳＤ法は、相反する形容詞対を両極にもち、両極間が7もしくは5段階に分けられた評定尺度による評定手法である。図8－4のように12個の評定尺度をならべた用紙（図中の実線と破線を除いたもの）を作成し、これをＳＤ法のデータシートと呼ぶ。刺激はトラッキング訓練と”ブロック崩し”訓練の2つで、両訓練後にそれぞれ、被験者は刺激から受けた印象に応じて直感的に各尺度の7段階のいずれかに次々と印をつける。

被験者は、片麻痺・股関節症などの患者18名で、男性8名女性10名、平均年齢は54才であった。テレビゲームについては、18名中12

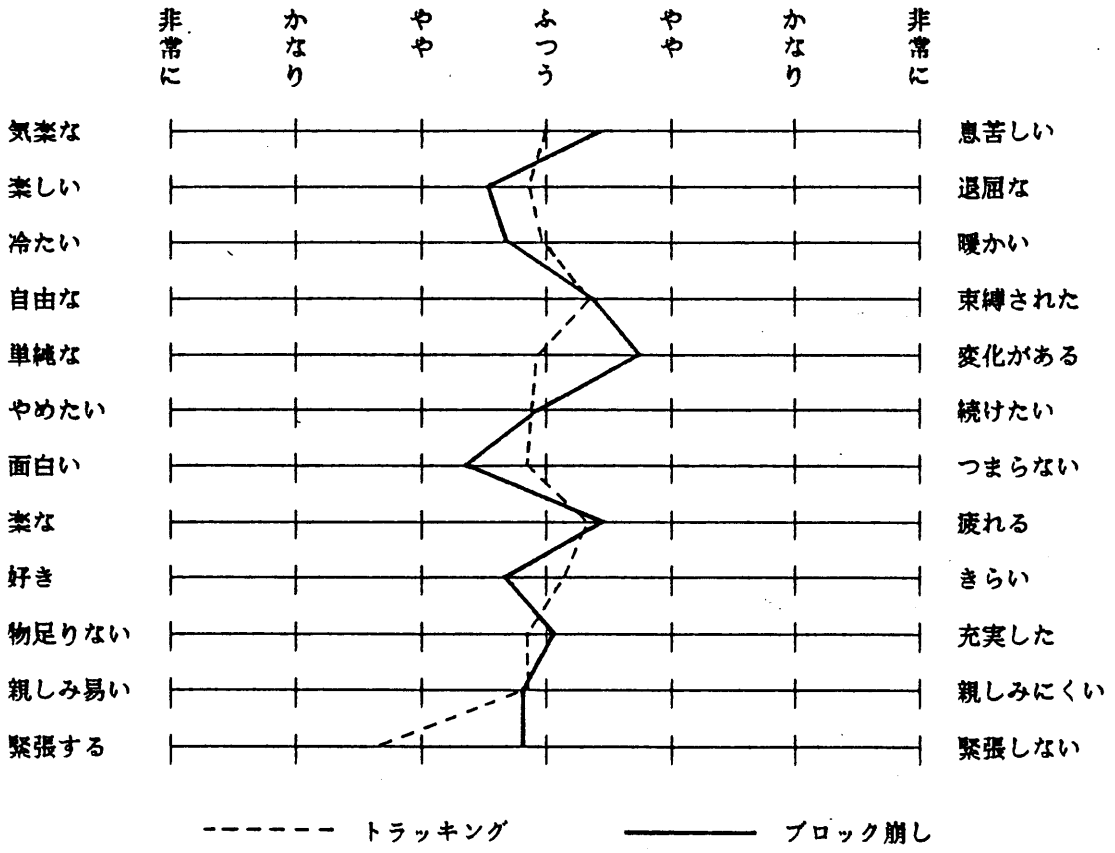


図8－4 ”ブロック崩し”訓練とトラッキング訓練のＳＤ尺度による比較

名が知っていて、その内２名は遊んだ経験があった。

尺度上の各段階に左から1,2,…,7の得点を与えて、ＳＤ法のデータシートを整理した結果について述べる。

まず、トラッキング訓練と”ブロック崩し”訓練についての、各評定尺度の18名の平均値を求め比較する。図８－４の破線がトラッキング訓練後、実線が”ブロック崩し”訓練後の各評定尺度の平均値である。トラッキング訓練にも目標を追っかけるというゲームの要素があるため、両者には顕著な差はみられないが、「楽しい」、「変化がある」、「面白い」、「好き」という項目で、ゲーム応用の訓練のほうが良い評価を得ている。このように、ゲーム性の積極的な導入により、被訓練者を訓練に熱中させうる可能性があると言える。

つぎに、”ブロック崩し”訓練後に得られたＳＤ法のデータシートを分析する。相関行列を計算し、その固有値と固有ベクトルを求める主成分分析[94]を行った結果、３つの固有ベクトルが得られた。表８－２のように、各主成分の寄与率は、第１主成分Z_1が50.5%、第２主成分Z_2が12.1%で、第３主成分Z_3が10.9%で、合計74%（情報のロスは26%）である。因子負荷量の値から、各主成分Z_1，Z_2，Z_3の説明は次のようになる。Z_1は「

表８－２　因子負荷量

		Z_1	Z_2	Z_3
息苦しい	(気楽な)	0.82	0.31	0.14
退屈な	(楽しい)	0.78	-0.18	0.26
暖かい	(冷たい)	-0.87	-0.08	0.31
束縛された	(自由な)	0.43	0.33	0.26
変化がある	(単純な)	-0.09	0.93	-0.07
続けたい	(やめたい)	-0.79	0.13	0.01
つまらない	(面白い)	0.82	-0.33	0.18
疲れる	(楽な)	0.79	0.31	0.30
きらい	(好き)	0.89	-0.13	-0.11
充実した	(物足りない)	0.27	0.15	-0.88
親しみにくい	(親しみ易い)	0.76	0.17	0.06
緊張しない	(緊張する)	-0.70	0.22	0.38
寄与率	(%)	50.5	12.1	10.9

息苦しい」「退屈」「つまらない」「疲れる」「きらい」「親しみにくい」と強い正の相関があり、「暖かい」「続けたい」「緊張しない」とは強い負の相関がある。このように主成分Z_1は嫌悪感を表す因子と言える。Z_2は「変化がある」とのみ強い正の相関、Z_3は「充実した」とのみ強い負の相関があり、他の項目との相関は極めて弱く、それぞれ変化性と非充実度を表している。

図８－５は、18名の各被験者についてZ_1，Z_2，Z_3の各主成分値を計算し、プロットしたものである。図の(a)は、横軸が嫌悪感、縦軸が変化性を示す。テレビゲームを知らなかった患者（□印）では嫌悪感が大きく、逆に知っていた人（○印）では嫌悪感は小さい。図中●印はゲーム経験者である。嫌悪感が一番大きかったのは、テレビゲームを知らなかった70才の女性であった。このように、嫌悪感はテレビゲームを知っていたかどうかに左右されるので、被訓練者がテレビゲームになじめるかいなか、すなわち適合性を訓練実施前に調べる必要がある。さもなければ、訓練への拒絶感のみを増すといった逆効果を生じかねない。

図８－６(b)の縦軸は非充実度を表す。非充実度は変化性と同様、テレビゲームについての知識の有無と無関係に分布している。しか

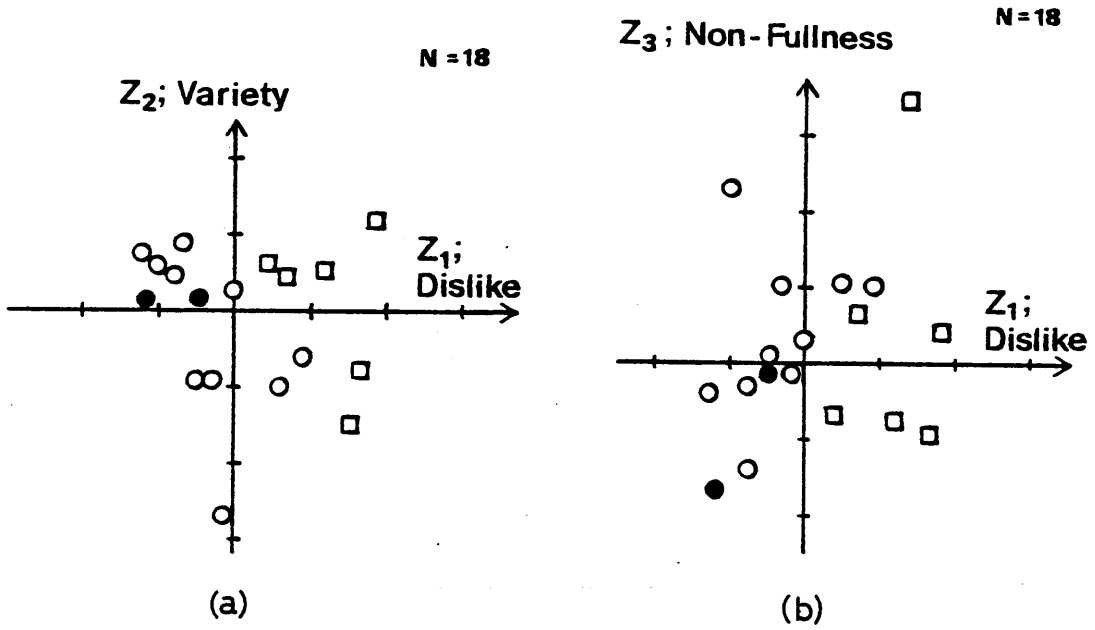


図８－５　主成分値の散布図

し、テレビゲーム経験者では、充実度は比較的高い傾向にある。

以上のように、テレビゲームを応用した訓練に対する患者の印象は、3つの主成分により定量化され、患者の本訓練方法への適合性、間接的ではあるが意欲とその経時変化を評価できると考えられる。

8．4　考察

マイコンの操作は、電源投入後ミニフロッピーをセットし任意のキーを押すだけで、ブートストラップが完了しオペレーティングシステムの状態となる。プログラムの実行は、ファンクションキーに実行に必要なコマンド列が登録されているので、ワンタッチで可能である。マイコンの操作は極めて簡単で、対話形式を採用しているので、計算機についての知識を特に必要とせず、リハビリの治療スタッフでも本装置の使用が可能である。

本装置では、静的および動的バランスの訓練・評価が可能である。動的バランスとしては、トラッキング訓練と"ブロック崩し"訓練の2つが用意されている。定量的な評価方法が確立されている点ではトラッキング訓練が、楽しみながら訓練できる点では"ブロック崩し"訓練がすぐれている。両者の長所を十分生かすよう、2つの訓練方法を最適に組み合わせた訓練計画を、リハビリの治療スタッフが作成することが大切である。これによりリハビリ訓練は一層促進されると考える。

ゲーム（遊び）は、人に楽しみと休養を与えかつ精神活動を高め、健常者のみならず障害者にも必要不可欠である。そして、手足の不自由な人でもゲームを楽しめるよう機器の開発がなされている。[104] 遊びのもつ効用を積極的にいかすべく、リハビリ訓練にゲーム性を導入した。計測される側の負担を軽減する目的で、ゲーム的要素をもたせた人間機能の計測法の報告[105]はあるが、リハビリ訓練にゲーム性をとりいれた試みはない。訓練として要求される身体動作によりゲームをする訓練においては、障害者はゲームの面白さのとりことな

り、結果的には訓練に集中することになる。すなわち、訓練に対する動機を、「機能回復」という抽象的なものから「ゲームをする」という、人が受容しやすくかつ具体的なものに置き換えることに、ゲーム性導入の意義がある。また、常日頃障害に拘束され緊張状態にあり、訓練時一層の緊張を強いられる障害者にとって、ゲームが人にもたらすリラクゼーションの効果も重要である。

人がゲームにある程度習熟すれば「飽き」を感じることは、必ず生じ避けられない問題である。単調な動作の繰り返しのみを要求される従来のリハビリ訓練では、「飽き」は更に深刻な問題であるので、ゲームに対する「飽き」のみが特に問題になる訳ではない。一つの訓練動作に対して多種類のゲームを用意し、選択可能にすることは、「飽き」の問題の一解決策である。また、ゲームをすることは訓練への動機を与えるもので、あくまでも機能回復が本来の目的であることを考えれば、客観的な計測により回復の度合を障害者に自覚させることが大切である。その結果、訓練への意欲を一層高めることになる。このように、「飽き」は、リハビリの治療スタッフが障害者に処方するリハビリプログラムの内容とその運用方法（制御）で、解決されうる問題であると考える。

リハビリ訓練へのゲーム性導入の試みとして、テレビゲームを応用したが、その理由は次のとおりである。テレビゲームは室内遊技なので訓練室での利用に適し、世間一般に普及かつ流行しているので、被訓練者がなじみ易い。テレビゲームをする時人に要求される手による操作を、訓練に必要な身体動作に置き換えることが容易で、かつ動作の結果がつねに視覚フィードバックされるバイオフィードバックの利点がある。そして低価格で入手できるマイコンの利用で工学的に実現し易い。

本章では、フォースプレートを使用したバランス訓練・評価装置について述べたが、Ａ－Ｄ変換器に角度計・筋力計などの生体運動の計測器を接続すれば、関節可動域・筋力などの訓練・評価装置も

マイコンの汎用性により構成される。

最後に、テレビゲームをリハビリ訓練に応用する際の留意点について述べる。第一に、訓練動作がゲームに必要な操作に適合するかいなか判断し、ゲームを選択することである。第二は、障害者のレベルに合わせたゲーム条件の設定で、市販機器の流用は無理である。第三は、訓練結果の評価につながるゲーム得点の計算法を工夫することである。第四として、表示は日本語を使用するのが望ましく、表示の大きさ・表示装置の決定では、眼の疲労など人間工学的配慮が必要である。

8．5　むすび

マイコンを利用したバランス訓練・評価装置を製作した。この装置では、静的および動的な立位・座位バランスの総合的な訓練・評価がリハビリテーションの臨床の場で可能である。特に、被訓練者が訓練を自発的に楽しみながら受けられるように、訓練にゲームの要素を取り入れることを考案し、その試みとしてテレビゲームを応用した動的バランス訓練法を開発した。

第９章　結　言

本論文は、重心跡動揺のデータの空間平均的処理により確率過程としての統計的性質を調べ、ヒトの立位姿勢制御の静特性を明らかにした。また、姿勢制御の動特性を調べるため、ステップ的な目標値に追従した体重の左右移動動作の実験を健常者と片麻痺患者について実施した。そして、左右移動動作にみられる逆応答や非線形性などの興味ある現象を解析した。また、健常者と片麻痺患者の動的姿勢制御能力を調べ、その評価法を確立した。さらに、バランスの総合的な訓練・評価がリハビリテーションの臨床の場で実施できるようマイコンを応用した装置を製作した。個々の詳しい結果およびそれらの特徴については、第１章および各章のむすびの部分で述べたので、ここでは本研究全体の総括と今後に残された問題について述べる。

立位姿勢の静特性については、両足支持、指標注視の条件下での立位のヒトの重心跡の経時変化を、同一条件で84回以上計測した。これらのデータを確率過程の標本関数とし、空間平均的処理により統計的性質を調べた。２名の被験者ついて同じような結果が得られた。任意の時刻における重心のｘ（左右方向）、ｙ（前後方向）座標値はともに一次元正規分布の観測値である。また、約41秒間についてだけであるが、重心のｘ座標値では平均値の定常性が言えたが、ｙ座標値では時間の経過とともに後方へ移動する傾向がみられた。この重心跡の後方移動というトレンドについては、姿勢制御の目標値と生体内フィードバック信号の曖昧性によることを示唆したが、今後検討すべき興味ある事柄と言える。

姿勢制御の動特性は、ステップ的な目標値に追従して体重を左右に移動させるトラッキング動作により調べた。この動作は、動的立

位バランスの訓練・評価というリハビリテーションでの応用を重視して選んだ。このトラッキング動作で得られるステップ応答にみられる逆応答や応答パターンを解析するために、人体を剛体リンクモデルと考え神経ー筋系に関する生理学的知見に基づき、トラッキング動作の数学モデルを導出した。数学モデルの伝達関数から、逆応答の発生原因は立位の不安定性にあることを明らかにし、逆応答の大きさは動作開始時の筋収縮によるトルクに比例することなどが、シミュレーションから得られた。パラメータ値の切換えというヒトの非線形動作に着目して、ステップ応答パターンを現象論的に解析し、健常者と片麻痺患者の制御動作および両者の差異を明らかにした。

動的姿勢制御能力の評価では、ステップ応答の解析結果をふまえ、体重の左右移動の評価パラメータを決め、健常者と片麻痺患者のステップ応答の差、麻痺の程度と応答の良否の関係を調べた。その結果、前額面内での姿勢の動的制御能力には健常者と片麻痺患者とでは差異があり、患者の場合制御能力と臨床症状とには良い対応関係があることが明らかとなった。さらに、片麻痺患者の成績をhepta-gramと評点で記述する、成績の直観化と定量化法を提案した。このように、ステップ的な目標値に追従した体重の左右移動動作から、患者の前額面内でのバランス機能の障害による低下の程度とその残存能力を客観的に評価できる。このことは、リハビリに従事する医師や理学療法士が、リハビリの目標を設定し、かつプログラムを作成するのに大いに役立つと言える。

リハビリテーションでの応用をさらに積極的に進める目的で、マイコンを利用したバランス訓練・評価装置を製作した。この装置では、静的および動的な立位・座位バランスの総合的な訓練・評価がリハビリテーションの臨床の場で可能である。特に、被訓練者が訓練を自発的に楽しみながら受けられるように、訓練にゲームの要素を取り入れることを考案した。その一試みとしてテレビゲームを応

用した動的バランス訓練法を開発し、その効果も確かめられた。

身体運動の計測には、運動力学的情報を得る手段としてフォースプレートが使用される。フォースプレート上のヒトが、静止立位状態から身体を左（右）方もしくは前（後）方へ移動させたり、歩行を開始する時、垂直床反力の作用点の軌跡には「重心の移動方向と逆な方向に床反力作用点が移動する」という興味ある現象が観察される。身体運動の分野ではこれらの一見逆な現象について、逆応答もしくは逆変動という用語が使われているようである。制御では逆応答は数学的に厳密に定義されているにもかかわらず、身体運動時の観測値にみられる一見逆な現象にも、制御工学での逆応答という用語が拡大解釈されたり、もしくは誤って使用されて議論を複雑なものにしていた。本研究では第5章で、制御工学での逆応答の定義を明確にして、身体の左右・前後移動や歩行開始時の垂直床反力やその作用点に観察される逆応答や逆変動などの現象は、立位が倒立振子であることに起因する不安定性によることを制御工学の立場から明らかにした。さらに、多入力多出力系となるような一般的な身体運動についても考察し、この場合床反力作用点の軌跡は、身体各部の制御の仕方により左右され、制御でいう逆応答が発生したりしなかったりすることを示した。このように、身体運動一般において重心位置と床反力作用点とに因果関係がないことを明確にしておくことは、今後、他の身体運動を解析していく上で大切であろう。

なお、床反力作用点にみられる一見逆な現象の解釈に反動説などの誤った説明がなされたこともあった。その原因の一つに「重心跡」と「床反力作用点」という用語が、明確な区別がされずに混乱して使用されていたことがあげられる。すなわち、静的な状態では「重心跡」と「床反力作用点」は一致するが、動的な状態では「重心跡」と「床反力作用点」は一致しないことが、十分理解されていなかったと言える。したがって、動的な振舞いでは「重心跡」と「床反力作用点」という用語を明確に区別して使用しなくてはならない。

また、動的な運動を考えた場合、「床反力測定装置」につけられた「重心計」という名称は不正確で、混乱を生じ易いので、改めるのが良いと言える。

最後に、本研究では、立位姿勢の静特性および動特性の解析と評価について述べた。静特性は指標注視の両脚立位、動特性はステップ目標値のトラッキングという条件のもとでの制御特性である。1.1節で述べたように色々な条件設定での立位の研究が考えられる。今後は、本研究では用いなかった他の方法論を考慮して、立位姿勢制御のメカニズムをさらに解明する必要がある。

謝　辞

本研究は、労働福祉事業団労災義肢センターにおいて行ったものである。ここに、土屋和夫所長の終始変わらぬ御懇篤なる御指導・御鞭撻に対し衷心より感謝の意を表します。

さらに、本論文の作成に当り、熱心で綿密な御討論と御援助を賜った、名古屋大学工学部自動制御研究施設伊藤正美教授、情報工学科杉江昇教授、自動制御研究施設細江繁幸助教授に対しまして謹んで謝意を表します。

また、本研究に関して、名古屋大学工学部自動制御研究施設伊藤正美教授はじめ研究室の諸氏から、多くの御討論および御示唆を頂き、特に広島大学工学部伊藤宏司助教授に負うところは大で、ここに深甚なる謝意を表します。

最後に、本研究の遂行途上において多大な御助力を賜りました名古屋大学医学部付属病院理学療法部伊藤不二夫副部長、八重洲リハビリ株式会社の元職員長井進氏および関係諸氏に心から御礼申し上げます。

参　考　文　献

(1)　浅見高明　他：姿勢研究概観，バイオメカニズム学会誌，Vol.7 No.3，pp.1-5 (1983)

(2)　山口義臣　他：日本人の姿勢，姿勢（姿勢研究所），pp.15-33，人間と技術社 (1977)

(3)　猪飼道夫：直立姿勢の研究（第1）直立時動揺曲線の分析，日本生理誌，Vol.9 ,pp.197-199 (1944)

(4)　福田　精：運動と平衡の反射生理，医学書院 (1981)

(5)　L. M. Nashner ：Analysis of Stance Posture in Humans，Handbok of Behavioral Neurobiology Vol.5 (A. L. Towe and E. S. Luschei)，pp.527-565，Plenum Press (1981)

(6)　平沢弥一郎：日本人の直立能力について，姿勢（姿勢研究所），pp.41-46，人間と技術社 (1977)

(7)　田中秀幸：柔道選手の直立能力について，姿勢（姿勢研究所），pp.85-89，人間と技術者 (1977)

(8)　山野井　昇　他：姿勢制御における重心軌跡と平衡機能の定量的解析，姿勢（姿勢研究所），pp.219-224，人間と技術社 (1977)

(9)　T. S. Kapteyn et al.：Posturography as an Auxiliary in Vestibular Investigation，Acta Otolaryng 73，pp.104-111 (1972)

(10)　林　良一　他：立位姿勢における随意運動の調節，第8回バイオメカニズムシンポジウム前刷，pp.312-321 (1983)

(11)　間野忠明　他：低重量状態におけるヒトの直立姿勢の制御，姿勢（姿勢研究所），pp.243-247，人間と技術者 (1977)

(12)　平沢弥一郎　他：正常並びに運動失調におけるＥＧＧ，耳鼻臨床，70増 4，pp.1505-1515 (1977)

(13)　月村泰治　他：足職と重心位置，臨整外，Vol.7 No.1 pp.23-34 (1974)

(14)　姿勢研究所　編：姿勢，人間と技術社 (1977)

(15)　森貞近見　他：ヒトの起立姿勢保持機構の解析（Ⅰ）（Ⅱ）（Ⅲ），長崎大神経情報研年報，Vol.2，pp.108-129 (1975)

(16)　山下　忠　他：直立時床反力作用点動揺の自己回帰モデル，バイオメカニズム6（バイオメカニズム学会編）,pp.89-95,東大出版会 (1982)

(17)　村瀬研一　他：視覚と姿勢制御，バイオメカニズム4（バイオメカニズム学会），pp.149-156，東大出版会 (1978)

(18)　R. Herman et al.：Static and Dynamic Control of Posture and Equilibrium － A Posture Platform －，Progress Report 3，pp.62-73，Krusen Center for Research and Engineering (1974)

(19)　相川孝訓　他：動的姿勢制御機能測定システムの開発，第6回バイオメカニズムシンポジウム前刷，pp.179-180 (1979)

(20) 石田明充：任意波形で水平加振できる床反力計，医用電子と生体工学，Vol.16 No.6，pp.385-389 (1978)

(21) 日比野隆一　他：直立姿勢制御系の入出力応答について，脳波と筋電図，Vol.7 No.3，pp.222-229 (1979)

(22) V. S. Gurfinkel et al.：Postural Reactions to the Controlled Sinusoidal Displacement of the Supporting Platform, Agressologie , 17 B , pp.71-76 (1976)

(23) 渡部和彦：姿勢の乱れとその制御，姿勢（姿勢研究所），pp.235-242，人間と技術社 (1977)

(24) 斎藤　進　他：ヒトの姿勢制御の機構について，姿勢（姿勢研究所），pp.225-233,人間と技術者 (1977)

(25) M. Lord et al.：A Video Aid to Rehabilitation of Standing Ballance in Hemiparesis, Bioengineering Center Report of University College London, pp.199-208 (1981)

(26) 竹田　宏　他：人間のトラッキング特性と神経疾患，電子通信学会　MBE 76-4, pp.1-10 (1976)

(27) R. E. Goddard et al.：Biped Side Step in the Frontal Plane, M. S. Thesis, The Ohio State Univ. (1981)

(28) 伊藤正美：自動制御概論，pp.201-203，昭晃堂 (1971)

(29) 大西　昇，土屋和夫，伊藤不二夫：人間の体重移動特性について（その１），第15回SICE学術講演会予稿集，pp.333-334 (1976)

(30) M. P. Murray et al. ：Center of Gravity, Center of Pressure and Supportive Forces during Human Activities, Journal of Applied Physiology, Vol.23 No.6, pp.831-838 (1967)

(31) 土屋和夫　他：重心移動の面からみた歩行の分析について，第２回バイオメカニズム・シンポジウム前刷，pp.147-162 (1971)

(32) 山下　忠　他：歩行開始時の動的特性の解析，バイオメカニズム４（バイオメカニズム学会編）,pp.186-192,東大出版会 (1978)

(33) E. V. Gurfinkel ： Physical Foundations of Stabilography , Agressologie , 14 C, pp.9-14 (1973)

(34) T. D. M. Roberts , G. Stenhouse ： The Nature of Postural Sway, Agressologie ,17 A , pp.11-14 (1976)

(35) J. B. Geursen et al.：A Model of the Standing Man for the Description of his Dynamic Behaviour , Agressologie , 17 B , pp.63-69 (1976)

(36) 宮崎信次：身体運動時における重心と床反力作用点の関係，バイオメカニズム学会誌，Vol.3 No.4，pp.13-20 (1979)

(37) 大西　昇，土屋和夫，伊藤宏司，伊藤正美：身体運動時の逆応答の制御理論的考察，バイオメカニズム学会誌，Vol.3 No.4，pp.21-25 (1979)

(38) 土屋和夫　他：差動トランス式重心計測装置による歩行解析，バイオメカニズム２（バイオメカニズム学会編）,pp.305-312,東大出版会 (1973)

(39) 三田勝巳：筋電図の信号処理による随意動作の制御機構の解析に関する研究，名古屋大学博士論文（1982）

(40) 石川友衛：リハビリテーション医学全書３　運動生理学・神経生理学，医歯薬出版（1978）

(41) 中村隆一，斉藤　宏：基礎運動学，第３章人体の構造と機能，医歯薬出版（1976）

(42) 伊藤正男：脳の設計図，中央公論社（1981）

(43) 真島英信　他編：生体の運動機構とその制御，杏林書院（1972）

(44) J. H. Milhorn （須田　勇訳）：生体制御理論テキスト，pp.269-285，医学書院（1969）

(45) D. T. McRuer et al. ：A Neuromuscular Actuation System Model, IEEE Trans. Man-Machine Syst. , Vol.MMS-9 No.3 ,pp.61-71 (1968)

(46) 赤沢堅造　他：神経ー筋制御系のシミュレーション，バイオメカニズム２（バイオメカニズム学会），pp.71-81，東大出版会（1973）

(47) 宮崎信次　他：筋運動制御系のモデル化と解析，バイオメカニズム２（バイメカニズム学会），pp.82-91 ,東大出版会（1973）

(48) L. M. Nashner ：Vestibular and Reflex Control of Normal Standing, Control of Posture and Locomotion (R. B. Stein et al.) ,pp.291-308,Plenum (1973)

(49) 大西　昇，土屋和夫：立位姿勢における重心跡動揺データの統計的処理，電気学会システム・制御研究会，SC-83-10～24，pp.11-20（1983）

(50) 山路兼生　他：直立および前屈姿勢時の重心移動と筋電図の相関，姿勢（姿勢研究所），pp.257-263，人間と技術社（1977）

(51) M. P. Murray et al. ：Normal Postural Stability and Steadiness - Quantitative Assessment , J. Bone & Joint Surgery, Vol.57-A No.4, pp.510-516 (1975)

(52) A. Papoulis ：Probability, Random Variables and Stochastic Processes, McGraw－Hill, New York (1965)

(53) J. S. Bendat and A. G. Piersol（得丸　他訳）：ランダムデータの統計的処理，pp.117-120，培風館（1978）

(54) 添田　喬　他：信号処理の基礎と応用，日新出版（1980）

(55) 近藤良夫　他編：技術者のための統計的方法，pp.128-135，共立出版（1975）

(56) 鷲尾，森本：現代数学全書１　数理統計学，pp.151-158，白日社（1972）

(57) 高田和之　他：直立姿勢における重心動揺と呼吸の自己回帰モデル，姿勢研究，Vol.2 No.2，pp.65-72（1982）

(58) 平沢弥一郎：スタシオロジー(1)，静大教養部研究報告，5，pp.75-101（1970）

(59) 大西　昇，土屋和夫，長井　進，小之原良則：動的立位バランスの測定と評価方法について，人間工学，Vol.16 No.5，pp.253-262 （1980）

(60) 大西　昇，土屋和夫，伊藤宏司，伊藤正美：立位時トラッキング動作の解析と評価，バイオメカニズム５（バイオメカニズム学会），pp.168-178，東大出版会（1980）

(61) 児玉俊夫：義足，pp.231-248，医学書院（1972）

(62) R. J. et P. Ducroquet （鈴木良平　訳）：歩行と跛行，pp.188-191，医歯薬出版（1974）

(63) 明石　謙：運動学，第５章，医歯薬出版（1973）

(64) 土屋和夫　他：人間の手動作系の伝達関数の非線形性について，電気学会雑誌，82-855，pp.915-920（1962）

(65) 児玉俊夫：装具，Ⅳ下肢の装具，医学書院（1969）

(66) 上田　敏　他：片麻痺機能テストの標準化－12段階「片麻痺回復グレード」法，総合リハビリテーション，Vol.5，pp.749-766　(1971)

(67) S. Brunnstrom （佐久間，松村　訳）：片麻痺の運動療法，pp.19-31，医歯薬出版（1975）

(68) 伊藤不二夫：片麻痺患者の動的立位バランス，中部日本整形外科災害外科学会雑誌，Vol.22 No.3，pp.603-619　(1979)

(69) 大西　昇，土屋和夫，伊藤宏司，伊藤正美：体重移動時の逆応答現象の解析，計測自動制御学会論文集，Vol.18 No.5 ，pp.520-526（1982）

(70) A. Seireg , R. J. Arvikar : The Prediction of Muscular Load Sharing and Joint Forces in the Lower Extremities during Walking , J. Biomechanics , Vol.8，pp.89-102（1975）

(71) 山崎信寿：２足歩行の総合解析モデルとシミュレーション，バイオメカニズム３（バイオメカニズム学会編）,pp.261-269,東大出版会（1975）

(72) A. Cappozzo et al. : The Interplay of Muscular and External Forces in Human Ambulation , J. Biomechanics , Vol.9 , pp.35-43　(1976)

(73) M. A. Townsend , T. C. Tsai : Biomechanics and Modeling of Bipedal Climbing and Descending , J. Biomechanics , Vol.9 , pp.227-239　(1976)

(74) M. Williams and H. Lissner（大田仁史　他訳）：バイオメカニクス，pp.190-199，医歯薬出版（1974）

(75) 鈴木淳一　他：第６編平衡感覚，生理学大系Ⅵ（勝木保次）,pp.845-982,医学書院（1974）

(76) 伊藤宏司，伊藤正美：人間の安定化動作における学習過程と非線形性について，電気学会論文誌Ｃ，Vol.96 No.5，pp.109-115　(1976)

(77) L. R. Young : On Adaptive Manual Control, IEEE Trans. on Man-Machine System, Vol.MMS-10 No.4, pp.292-331　(1969)

(78) M. Verduin et al. : On the Measurement of the Transfer-function of Stabilographs , Agressologie , 17　B , pp.83-85 (1976)

(79) 森隆比古，伊藤正美：多項式入力に対する線形多変数フィードバック系の初期挙動，計測自動制御学会論文集，Vol.16 No.3，pp.310-315　(1980)

(80) 美多　勉　他：多入力サーボ系の逆振れ現象とその制御法，計測自動制御学会論文集，Vol.16 No.2，pp.183-188 (1980)

(81) 金子公宥：筋力と筋パワー，身体運動の生理学（猪飼道夫），pp.21-25，杏林書院 (1976)

(82) 伊藤宏司，大西　昇，伊藤正美：体重心移動時の逆応答現象について，第19回日本人間工学会大会予稿集，pp.159-160 (1978)

(83) 伊藤宏司，大西　昇，伊藤正美：姿勢制御動作の制御理論的一考察，第８回制御理論シンポジウム，pp.123-126 (1979)

(84) 伊藤宏司，大西　昇，伊藤正美，土屋和夫：ヒトの姿勢制御動作に関する一考察，第20回日本人間工学会大会予稿集，pp.302-303 (1979)

(85) 松井秀治：各種姿勢の重心位置に関する研究，体育学研究，Vol.2 No.2，pp.65-76 (1956)

(86) 宮崎文夫　他：特異摂動法による多自由度二足歩行系の解析，計測自動制御学会論文集，Vol.15 No.4，pp.498-503 (1979)

(87) 大西　昇，土屋和夫，伊藤宏司，伊藤正美：ステップ入力に追従した体重の左右移動動作パターンの解析，電子通信学会論文誌，Vol.J 66-A No.4，pp.320-327 (1983)

(88) G. Leitman（志村悦二郎訳）：最適制御概論，pp.52-58，コロナ社 (1972)

(89) L. R. Young et al.：Bang-Bang Aspects of Manual Control in High-Order Systems，IEEE Trans. on Automatic Control，Vol.AC-10 No.3，pp.336-341 (1965)

(90) 田村　博：手動制御における動作モードに関する一考察，計測自動制御学会論文集，Vol.8 No.4，pp.414-421 (1972)

(91) 三島　健　他：筋電図からの運動司令の推定法と前腕高速運動へのその適用，計測自動制御学会論文集，Vol.17 No.5，pp.574-581 (1981)

(92) L. Vodovnic et al.：電気刺激による筋運動シミュレーション，人間の手足の制御（加藤一郎），pp.14-28，学献社 (1968)

(93) 大井淑雄　編：リハビリテーション医学全書７　運動療法，pp.195，医歯薬出版 (1978)

(94) 奥野忠一　他：多変量解析法，第３章，日科技連 (1977)

(95) 鎌倉矩子：片麻痺上肢の運動分析，総合リハ，Vol.7 No.3，pp.209-216 (1979)

(96) 坂元　昂：教育過程における計測と制御，計測と制御，Vol.15 No.9，pp.729-737 (1976)

(97) 藤森聞一　編：生理学大系Ⅶ　運動系の生理学，pp.758-764，医学書院 (1976)

(98) 伊藤不二夫，荒川喜邦，大西　昇，土屋和夫，古屋きよ子，元木陽一：動的立位バランスの簡易測定法，総合リハビリテーション，Vol.10 No.8，pp.743-752 (1982)

(99) 大西　昇，土屋和夫，伊藤不二夫，長井　進：リハビリテーション訓練へのゲーム性導入の試み，人間工学，Vol.19 No.5 (印刷中)

(100)　印東太郎：数理心理学，計測と制御，Vol.15 No.10，pp.801-810 (1976)

(101)　梅原半二　他：ＧＳＲによる情動の計測，計測と制御，Vol.15 No.9，pp.753-757 (1976)

(102)　福本一郎：生理学データに基づく動機推定の試み，人間工学，Vol.14 No.3，pp.155-157 (1978)

(103)　斎藤幸子：セマンティック・ディファレンシャル（ＳＤ）法，人間工学，Vol.14 No.6，pp.315-325 (1978)

(104)　S. J. Sheredos：Games for the Severely Disabled，Bulletin of Prosthetics Research，Spring，pp.130-137 (1973)

(105)　塚原　進　他：健康計測巡回診断車研究開発プロジェクト，トヨタ財団助成研究報告書（報告書番号Ⅱ-002）(1978)