The University of Osaka
Institutional Knowledge Archive

Title	感覚装置と筋電を媒介とする生体フィードバック制御義足の開発ならびに応用に関する研究
Author(s)	広川, 俊二
Citation	大阪大学, 1980, 博士論文
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/364
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

https://ir.library.osaka-u.ac.jp/

The University of Osaka

感覚装置と筋電を媒介とする生体フィードバック制御義足の開発ならびに応用に関する研究

昭和５４年１２月

広　川　俊　二

目　　次

第1章　序　　論 …… 1

1.1　従来の研究の概要 …… 1

1.2　本研究の内容 …… 3

第2章　下肢断端部の皮膚電気刺激感覚特性 …… 5

Abstract …… 5

2.1　はじめに …… 5

2.2　電気刺激条件 …… 6

2.2.1　測定装置 …… 6

2.2.2　使用電極と装着方法 …… 6

2.2.3　基礎的諸問題の検討 …… 8

2.3　皮膚電気刺激感覚の一般的特性 …… 10

2.3.1　絶対閾値の測定 …… 10

2.3.2　上限閾値の測定 …… 13

2.3.3　電気刺激のパラメータと感覚特性 …… 14

2.4　皮膚電気刺激感覚の精神物理特性 …… 18

2.4.1　周波数次元での絶対識別能力 …… 18

2.4.2　情報伝達率と可知差違 …… 21

2.5　おわりに …… 22

第3章　義足感覚フィードバック系の開発とその適用評価 …… 25

Abstract …… 25

3.1　はじめに …… 25

3.2　義足に必要な感覚と運動制御 …… 26

3.3　義足の感覚フィードバック装置 …… 28

3.3.1　人工受容器の構造 …… 28

3.3.2　電気刺激条件と電極の配列法 …… 29

3.3.3　感覚フィードバック系の構成 …… 31

3.3.4　電子回路 …… 33

3.4　義足感覚フィードバック系の有効性に対する評価実験 …… 35

3.4.1 基礎的評価実験 …… 35
（1） 実験用模擬膝義足の試作 …… 35
（2） 足底感覚フィードバック系の評価 …… 35
（3） 膝感覚フィードバック系の評価 …… 40
3.4.2 総合的評価実験 …… 42
3.4.3 義足感覚フィードバック系の有効性に関する補足実験
— 断端部固有感覚と足底感覚フィードバックの関連 — …… 45
3.5 おわりに …… 46
第4章 感覚義足系の歩容安定化に関する学習制御論的解析 …… 49
Abstract …… 49
4.1 はじめに …… 49
4.2 義足の遊脚運動の力学モデル …… 50
4.3 制御対象の伝達特性 …… 53
4.4 遊脚期義足の制御システム …… 54
4.5 学習制御による最適パラメータ調整 …… 58
4.6 最適条件探索のアルゴリズム …… 60
4.7 シミュレーション実験 …… 63
4.7.1 初期値と外力の決定 …… 63
4.7.2 安定性への収束の判定 …… 64
4.7.3 シミュレーション方法と結果 …… 65
4.8 おわりに …… 70
第5章 筋電制御義足系の開発とその適用評価 …… 72
Abstract …… 72
5.1 はじめに …… 72
5.2 基礎的諸問題の検討 …… 74
5.2.1 歩行時における下肢関節トルク・仕事量 …… 74
5.2.2 歩行動作の有限状態表現 …… 81
5.3 筋電制御義足系の構成 …… 84
5.3.1 機 構 部 …… 84
5.3.2 制 御 部 …… 85
5.3.3 筋電信号採取部位と信号処理法についての検討 …… 89

5.4　適用評価実験 …… 93
5.5　おわりに …… 95
第6章　有限マルコフ連鎖論を運用した歩容解析法とそのリハビリテーションへの応用 …… 97
Abstract …… 97
6.1　はじめに …… 97
6.2　歩容の表わし方と評価方法 …… 98
6.3　有限マルコフ連鎖論を運用した歩容の解析 …… 100
6.3.1　運用の方法 …… 100
6.3.2　具体例 …… 105
6.4　応用実験 …… 108
6.4.1　歩行訓練用フィードバック装置 …… 108
6.4.2　実験結果 …… 109
6.5　おわりに …… 113
第7章　結論 …… 115
7.1　総括 …… 115
7.2　今後の課題 …… 116
謝辞 …… 118
参考文献 …… 119
付録 …… 125
A.1　時値と電気刺激エネルギーについて …… 125
A.2　Gate Control Theory …… 126
A.3　精神測定法による床面傾斜閾値の算出法 …… 126
A.4　遊脚義足の可制御性について …… 128
関連発表論文 …… 129

第1章　序　　論

1.1　従来の研究の概要

１９４８年 N. Wienerが「動物と機械における制御と通信」という副題を持つ著書「サイバネテクス」[1]を発表して以来、その著書と同名のサイバネテクスなる一つの科学思想が誕生した。また、１９６０年米国オハイオ州デイトンで開催された第１回バイオニクスシンポジウムを契機として、生体システムの優れた機能を工学的に再現しようというバイオニクスなる研究分野が誕生した。このバイオニクスなる研究分野はまた、上記サイバネテクスの工学的側面を実践するための学問・研究の分野であるとも言われている。[2] わが国では１９６２年日本ＭＥ学会、１９６８年バイオメカニズム学会（人工の手研究会）などが創立され、医用電子工学、バイオニクスに関する組織的研究が行なわれるようになっている。

これらの研究分野では生体システムに関する研究が数多く行なわれているが、中でも注目すべきことは、これらの分野において、義肢装具の改良開発に関する研究が体系的に行なわれるようになったことであろう。損傷、損失した手足の一部の機能や形態を代行するための研究は、バイオニクスの分野における重要な研究課題となっている。第２次大戦終了時まで、整形外科医の一部の人々と職人の手によって製作されていた義肢は、道具的な進歩と外観形態的な改良は認められるにせよ、工業製品といえるものではなかった。その後、欧米諸国において、義肢装具関係のナショナルプロジェクトが設けられるようになり、学際レベルで義肢装具の開発研究が行なわれるようになった。[3)、4)] ここにおいて義肢装具の問題は、前述したようにバイオニクスの研究項目としての立場を確保するに至った。わが国におけるおもな研究業績としては、１９６０年厚生省が行なったサリドマイド児用電動義手の開発、１９７６年度から３年計画で科学技術の委託開発にかかる全腕電動義手、新技術開発事業団による１９７５年から３年にわたる電子義手WIME HAND の開発、労働福祉事業団労災義肢センターが１９７３年以来５年計画で実施した骨格モジュラー義足システムの開発などを上げることができる。[3)]

しかしながら、これらの研究経過を振り返った場合、上記労災義肢センターの例を除き、特筆すべき成果のすべてが義手に関する成果であるという偏重した研究傾向があることを指摘しておかねばならない。土屋[3)]は以上のような経緯が、義手は（義足に比し）動作が複雑で、産業面でのマテリアルハンドリング用または組立て用ロボットへの応用が考えられるので、工学面からのアプローチが比較的多かったことによると分析しており、逆にロボット・マニピュレータの設計に従事した技術者が義手への応用を意図する場合も多かったためであるとも考えられる。ただし、義手と義足

との研究成果の相違は、このような研究者レベルにおける事情のみによるものではなく、何らかの理由に基づくためとも考えられる。以下この問題を考察することによって、従来の研究を総括したい。

これまで、義肢に感覚機能や動力制御機能を付与することは、義手に関してのみ試みられており、義足に対する同様の試みは非常に少なかった。[5),6)] 前述した「サイバネテクス」の中でウィナーは義手や義足に感覚フィードバック機構を付与することが、サイバネテクスを実践するための重要な研究であると指摘しており、義手についてはこの試みが行なわれているが、義足については行なわれていなかった。事実、A.R.Johnson[7)]が「時計屋の技術」であると揶揄したような機械的手段による機構部の改造のみが義足の改良に対するアプローチの方法であった。義手と義足とで開発のアプローチが異なっている理由として、2足歩行動作の制御原理[8)]が解明されていないこと、外部力源による動力化が技術的に困難であることなどが上げられる。R.B.McGheeら[9)] は「電気的制御が上肢用装具に対し応用されている一方、下肢に対しては応用されていないということに特別の理由があるわけではない。とにかく、通常の下肢の運動についてのダイナミクスおよび制御原理に関する知識が非常に原始的なレベルにとどまっていることが、この方面の発展を遅らせているのである」と述べている。また、加藤[10)] は義足動力化は当面実用化されないであろう、と述べており、松永[11)]は 義足の機能形態はシンプルである方が望ましいと述べている。

しかし、義足の発展を遅らせている最大の理由は、義足歩行動作に対する評価方法が確立されていなかったことであり、制御理論や技術的な問題のためばかりではないと考えられる。義手については、ハードウェア装置を製作すること自体が研究目的であり、義手の動力化によって目的の大半は達成されているといって良い。他方、義足ではその唯一目的である歩行動作パターンの改善がなされなければ、ハードウェア装置の製作は無意味となる。ところが、どう歩けば良いのか、どのように歩くことが理想的なのか、などについての評価原則がなかったため、義足をいかに改良すべきかの設計原理も存在しなかったのである。義足が将来あるべき姿について、その理想像は何も得られていなかったのではなかろうか。バイオニクスの分野における義肢の進歩は、このような観点からすれば、未だ不充分なものであると言わざるを得ない。

そもそも、義手と義足とは、同等の立場で改良開発されるべきものであり、それなくして義肢が進歩したとはいえない。もちろん義手と義足とは使用環境・目的も異なり、義足の開発は義手と同様には行なえない。しかし義手の場合、切断者の運動制御系の内部に義手を組み込まなければならないといった要求ははずして、もっぱら技術的対象物としての義手を開発してきた傾向がある。義手の運動制御系は本質的に安定系であるため、切断者の運動制御系を考えないまま、動力制御機能を義手に付与することが可能であったが、手足の運動特性が解明されておらず、開発した義手装置

の性能評価がなされていない点では、義足の場合とあまり変りがない。手先が器用であるとか、複雑微妙な作業をこなすといったように、人間の手に備わった万能で融通無得な属質を定義できるような数学を持ち合わせていないまま、それらの制約を免れた範囲で高級機械（義手）が実現したとしても、それだけで義肢が進歩したと見るのは皮相的であろう。

義足の場合、種々の歩行環境条件に対処しつつ滑かに歩かなければならないといった適応性、安定性などの制約条件が最初から存在する。それだけに、このような制約条件を伴った義足に対し、感覚機能や動力制御機能を付与することは、義手で考慮されることが少ないマン・マシンシステムの一部としての義肢を実現することになる。それが義手を含めた義肢装具全般のより一層の進歩をもたらすことにもなる。

義肢が人体の一部を補綴するものである以上、義肢の運動制御機構は、切断者の運動制御機構と適合し、切断者とは生理的に無理なく接合されなければならない。この命題は、義足においてこそ解決されなければならないものである。義足が進歩することこそバイオニクスの分野における義肢の進歩であると考える。

1.2 本研究の内容

１９７６年末より、筆者は本学工学部応用物理学教室杉山博教授、ならびに本学医学部整形外科学教室小野啓郎教授の御指導のもとで、星ケ丘厚生年金病院整形外科、加藤清国医師と共同で実験研究を開始し、大腿義足の足底部と膝部とに人工受容器を設け、ここからの情報を皮膚電気刺激方式で患者の下肢残存部へ求心的に伝達するといった原理で構成される感覚義足系を開発した。次いで１９７８年初めより、大阪電気通信大学・電子機械工学科・竹本信之講師を加えて、筋電制御義足系の開発研究を開始し、１９７９年４月にこれを完成させるとともに、その臨床評価実験にも成功した。ここで本研究により開発した筋電制御義足系とは、患者の随意的運動意志が該当する筋肉上へ微弱な電気信号（筋電信号）として表われる現象を利用し、下肢残存部から採取した筋電信号を制御信号として、その膝運動を能動的に創成するような大腿義足をいう。

これにより、患者と義足との間には、ウィナーの提案した求心的（感覚）情報だけでなく、患者から義足への遠心的情報とエネルギーの点での結合も行なわれるようになった。

また、上記の実験的研究との関連で、以下のような理論的研究を展開した。

本研究により開発した義足系は、臨床評価の場においてその有効性が具体的に実証されている。しかし、本来の発想は患者の運動制御系の中に組み込まれ、そのメカニズムの中で制御されることを目的としているのであり、開発した義足系の有効性は人間の運動制御系の機能の中で明らかにされなければならない。本研究では、この課題をリハビリテーション歩行訓練を通じ、患者が滑らか

な歩容を実現していく過程の中で明らかにした。すなわち、学習制御モデルによるシミュレーション解析により、現用義足での歩容と感覚義足系での歩容とでは、究極において体得される歩容パターンが異なることを確認した。

次に、整形外科やリハビリテーションの領域では、歩行分析とその臨床応用が極めて重要であるにもかかわらず、人間の歩行のプロセスが厳密には定義されていないため、歩容パターンの総合的な評価方法や、歩行訓練のための具体的方針などが確立されていない現状に注目し、本研究では歩容の解析と評価の方法に対し、有限マルコフ連鎖論の運用を試みた。そして、歩幅と歩調に関する測定データから推移確率行列を算出し、その結果から歩容パターンの推移を予測するとともに、目標とする歩容パターンへの推移が確率的に困難な状態を見つけ出し、歩行訓練でそれらを集中的に除去する手法を確立した。さらには、歩行訓練のためのフィードバック装置システムを試作し、理論解析の結果を直接用いて実験を行ない、理論モデルと解析の妥当性を実験的に検証するとともに、試作したフィードバック装置システムが臨床的な応用価値の高いものであることを確認した。

本論文は、以上で述べた研究内容を集大成したものであり、本章を含めて次の7章から成り立っている。

第2章では、義足感覚フィードバック情報の伝送の手段として用いられる皮膚電気刺激感覚の測定において、下肢断端部を対象とした測定実験からその一般的特性を導出する。

第3章では、第2章で求めた電気刺激条件を用いて、義足の足底部と膝部からの情報を切断者の下肢断端部へ伝達する感覚フィードバック系を開発し、種々の臨床評価実験により、その有効性を確認する。

第4章では、感覚フィードバック機構を組み込んだ義足（感覚義足系）の場合、訓練を通じて体得される歩容パターンが現用義足の場合とは異なるものであることを学習制御機構を組み込んだ理論モデル解析の結果から明らかにする。

第5章では、義足に操作性を付与するため、人間の下肢運動系に対するエネルギー解析や有限状態モデル解析を実施する。また、これらの検討結果に基づき、筋電制御義足系の開発研究を行ない、臨床評価実験を通じその有効性を明らかにする。

第6章では、歩行障害患者の歩容改善を計ることを目的として、有限マルコフ連鎖論を運用した歩容解析法とそのリハビリテーションへの応用についての問題を述べ、応用実験の結果、患者の歩容が改善されていることを示す。

第7章では、本論文に示された研究の特徴を総括し、併せて今後の課題を明らかにする。

第2章　下肢断端部の皮膚電気刺激感覚特性

Abstract

This chapter is concerned with our experimental works and the results obtained by statistical analysis to find the optimal stimulating conditions by our electrical stimulator to best help communicate sensory feedback information to the alive physiological system of users.

In addition, it has been tried to find out the maximum number of stimulating levels by the electrical stimulator, which can be safely discriminated by our human subject. Then, it has been found such a maximum number of levels to be around four for the cases mentioned in this chapter, irrespetive of so-called Miller's "Law of magical number 7", i.e.seven levels.

Thus, for our sensory feedback devices, it has been decided to use "four discrete" stimulating levels at each electrical segment offered by the electrical stimulator, to constitute our sensory feedback loop.

2.1　は　じ　め　に

本章では、下肢切断端部を対象とした皮膚電気刺激感覚特性の測定結果について検討を加え、第3章で述べる義足感覚フィードバック情報伝達のための電気刺激条件を導出する。

皮膚電気刺激方式とは、言うまでもないが、皮膚の一部を感電させることであり、条件によっては、不快感や疼痛を惹起させる危険性を含んでいる。よって絶対に苦痛を与えず、しかも確実に感知されるといった電気刺激に対する要求仕様は充分余裕をもって満足されなければならない。これまで関連分野の研究では、測定部位を刺激感覚が良好な部位、たとえば上腕部などに限定し、少数の被験者を対象とした測定実験の結果から最大情報伝達量を論じたものが多かった。[1)、7)]

本研究では、新たに下肢断端部を対象として、独自の立場から義足の感覚フィードバック情報伝達のための最適条件の探索を目的とした電気刺激感覚特性の測定実験を行なった。[9)] 下肢断端部を刺激部位に選定したのは、第3章でも述べるように、義足の感覚フィードバック情報を欠損肢本来

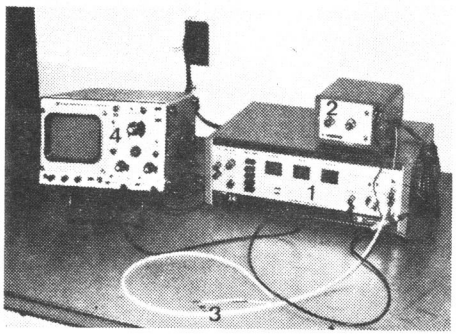
の感覚ともっとも似通ったものとするため、これを下肢断端部へ伝達することが必要であるとの見解に基づく。

以下、本章2.2節では測定手続や予備実験の内容を要約しつつ、電気刺激を患者に適用する際の基礎的諸問題について検討を加える。また2.3節では定電圧刺激パルス波を構成するパラメータのうち周波数のみが、情報伝達量の拡大を計る上で任意に調整できるパラメータであることを示し、次いで2.4節では周波数次元の精神物理特性の測定結果から実用的な最大情報伝達量が4段階程度であることを示す。

2.2 電気刺激条件

2.2.1 測定装置

電気刺激波形として、正弦波を利用することも試みられているが、あまりよい結果は得られておらず、パルス波が苦痛を与えずもっとも効果的であることが確認されている。[8] 本研究では後述する理由により、刺激波として定電圧パルス波を採用することにし、第2.1図に示す装置を使用して測定実験を行なった。



第2.1図 電気刺激感覚特性の測定装置

① 定電圧パルス発生装置（日本光電工業製 SEN−3101型）
② 定電圧アイソレータ（同上 SS−301J型）
③ 湿式表面2点電極（同上 NE−113S型）
④ 電磁オシロスコープ（松下電器産業製 VP−5260A型）

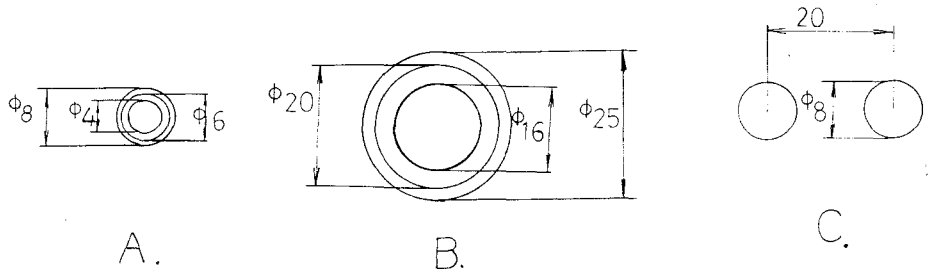
2.2.2 使用電極と装着方法

以下、本章で述べる一連の測定実験では、測定部位（切断者の断端部や健常者の大腿部）の皮膚表面上を酒精綿で脱脂した後、電極を装着し、装着後30分を経過した後電気刺激を印加することとした。電極は該当する部位の皮膚表面上に絆創膏で固定した。

なお、2.2節では特に大腿部前面（健常者）や断端部前面（切断者）を対象とした測定結果についてのみを述べるが、2.2節の内容に関する限り、その他の部位を対象とした測定結果も、これとまったく同様であることを確認している。

電極の形状に関しては、刺激の局在性から考えて、同心型の方が有利であると報告されているが、[5] 本研究で当初試作した第2.2図(A)の同心電極を用いた測定実験では、きわめて不安定な特性しか得られなかった。ここで不安定な特性とは、あたかも点在的に散らばった感覚点が時間的・空間的

に流動するかのごとき特性を言い、単に測定データのバラツキを意味するものではない。これに比べ第2.2図(B)に示す改良型同心電極を用いた測定実験では、比較的安定した特性を得ることが可能であった。



第2.2図 刺 激 電 極

A. 実験の初期に用いた同心電極
B. 改良型同心電極
C. 湿式表面2点電極

安定した特性を得るため、電極面積を大きくした方が良いということは、これまでの研究でも知られていたことであるが、この結果を踏まえて電極面積を拡大することは、装着スペース上の制約があって自由には行なえない。また、円柱状の大腿部に対し直径の大きい電極は、完全に面接触をなし得なくなる。事実、第2.2図(B)の同心電極は、測定実験中に皮膚表面上に密着していないことが多かった。

一方、第2.2図(C)に示す2点電極を用いた測定実験では、電極間距離をあまり拡大すると、感覚部位の偏り(一種のlocaligation)を生ずることもあるが、一般的に安定した特性が得られやすいことを確認した。ここで感覚部位の偏りとは、刺激電圧(パルス高)の上昇につれ、まず、アース側電極下で点刺激を感じ始め、次いでプラス側電極下でも点刺激を感ずるようになり、やがては一対の電極間に面状に刺激感覚が拡散していく現象をいう。両電極を接近させると、このような現象は明確には感じられなくなり、大腿部の長手方向で約7㎝、円周方向約4㎝を限度として消滅することが確認された。しかしながら、両電極をあまり接近させると、第2.2図(A)の同心電極の場合と同様、特性が不安定になることも確認された。すなわち2点電極では、電極間距離の調整により刺激感覚を調整することができ、同心電極で電極面積を変えることと同様の効果を上げるこ

とができる。さらに2点電極では装着スペースの制約から電極の配列を工夫する場合にも都合の良い自由度を得ることができるため、本研究では第2.2図(C)の湿式表面2点電極を採用することにした。また前述したように電極間距離の調整に伴う感覚特性の変化について検討を加え、最適距離が20㎜前後であることを見出した。よって本研究では、電極間距離を20㎜に設定し測定実験を行なった。

2.2.3 基礎的諸問題の検討

2.4節で電気刺激感覚の一般的特性を測定するに先立ち、本2.2.3項で発汗時の問題、幻肢感覚との関連、定電流型と定電圧型刺激とによる感覚特性の比較など、電気刺激を適用する際の基礎的諸問題について検討を加えた。

その結果、入浴および運動の直後といった特殊な条件下においても絶対閾値電圧の低下は5V前後に止まり、とくに危険を伴うことはないことが確認された。

また、断端創縫合部近傍に電気刺激を印加した際、幻肢感覚を発生することがあったが、創縫合部より2㎝以上刺激場所を離した場合、幻肢感覚の発生を回避できることが判明した。

基礎的諸問題の検討項目として、さらに本研究ではこれまで関連分野の研究で論議されたことがない、定電流型と定電圧型との刺激方式の相違による感覚特性の比較検討を行なった。

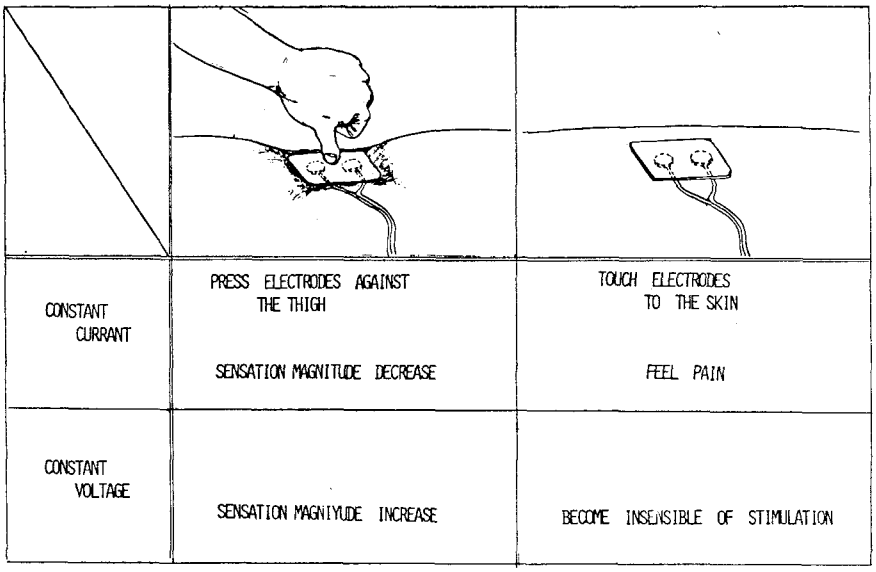
一般に、電気刺激感覚は電流によって引き起こされているというのが通説であり、この見解に基ずけば刺激感覚を一定に保つには、電流を一定に保持することが必要である。これはまた前述した発汗現象などを始めとする皮膚インピーダンスの急変に対する安全対策としても必要であり、したがって定電流型刺激方式の方が適していると考えられる。よって本研究では定電流型パルス発生装置(第2.1図に示した定電圧型刺激装置のうち②定電圧アイソレータを定電流型回路と代替した)を使用し、測定実験を行なったが、時間経過とともに感覚強度の急速な減衰が認められた。この原因が感覚の順序現象などによるものでないことは電極を外す際に強い感覚が引き起こされることなどで確認された。そこで定電圧型、定電流型を併せ用いて、第2.4図に示すようなシンプルな実験を行なった結果、電極の押し付け方いかんにより両方式の感覚が相違することが確認された。

ここで、定電流型で電極を押付けると、感覚強度が低下することが前述した問題に相当し、電極を皮膚表面上に接触させた状態での疼痛が電極を外す際の強い感覚に相当するものと考えられる。このような電極の接触状態すなわち接触インピーダンスの影響による感覚現象の相違をさらに詳しく検討するため行なった実験が、第2.5図に示すような電極面積の増減による感覚強度の変化具合の測定である。

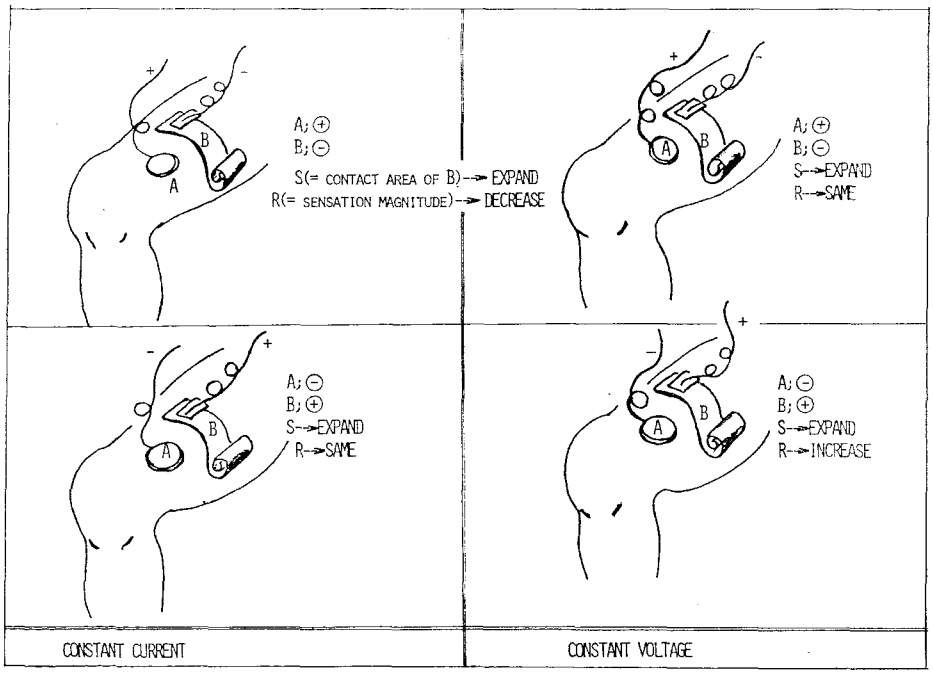
第2.5図の結果については、たとえば刺激を主に感じるマイナス側電極面積の拡大は、定電流

型ではマイナス電極下の電流密度の低下を意味するが、定電圧型では電流の増加分だけ刺激面積も広がっているため、電流の密度変化は相殺されているとの解釈を与えることができる。このことは極性を反転した際の現象からも確認することができる。

第2.3、2.4図の結果を総合すれば、定電流型刺激方式は局部的に電流密度が高くならないような配慮が必要である上、皮膚、電極のなじみ具合によって感覚強度が変化するなど、のため実用上は適していないということができる。



第2.3図　電極の接触状態による刺激感覚の相違



第2.4図　電極面積の増減による感覚強度の変化

2.3　皮膚電気刺激感覚の一般的特性

2.3.1　絶対閾値の測定

定電圧刺激パルス波を構成するパラメータは、パルス幅（m sec）、周波数（PPS）、パルス高、すなわち電圧(V)の3種である。測定は第2.1図に示した装置を使用し、パルス幅と周波数を任意に設定し刺激を感ずる限界の電圧、すなわち絶対閾値電圧を記録する方法で行なった。

測定方法は電圧を0Vから徐々に上げていき、刺激を感じ始める時の電圧、および電圧を下げて刺激感覚が消失する時の電圧の両者を記録するいわゆる上、下法を採用した。電圧調整は最初は被験者自身が行ない、2回目以降は実験者が行なった。

測定に用いたパラメータ因子と水準は以下の通りである。

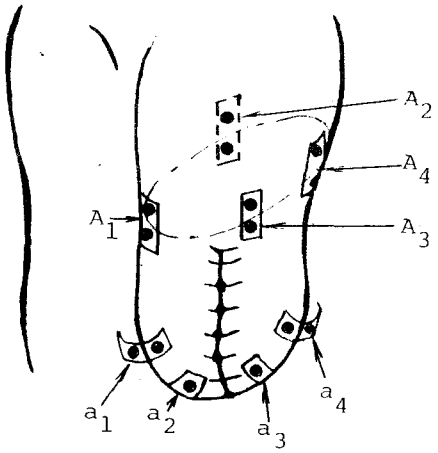
H_i：被験者12水準（H_1～H_3：大腿切断者、H_4～H_{12}：健常者）

A_j：刺激部位4水準（A_1：大腿前面、A_2：内側、A_3：外側、A_4：後面、ただしH_1～H_3は断端部a_kに関する4ヶ所を含む8水準）

B_e：周波数5水準（12.5、25、50、100、200 PPS）

C_m：パルス幅5水準（0.01、0.03、0.1、0.3、1.0 msec）

刺激部位A_j（a_k）に関する具体的な場所を第2.5図に示す。この刺激部位は、第3章で述べるように義足に必要な感覚フィードバックの種類や装置回路の構成方法などとも並行して試行錯誤的な検討の後に決定した。



第2.5図　刺激部位（電極の配列）

測定繰返数は4回とし、第1回目を前述した被験者調整法とした。また上昇系列と下降系列との測定値の平均を1回分の測定値とした。

測定データは、3元配置分散分析法に従って整理した。その結果を第2.1表に示す。ただし第2.1表で3因子交互作用は交絡させてある。第2.1表の結果を要約すると、以下のようなことが分かる。

(1) パルス幅が絶対閾値に対しては決定的な影響を与えている。

(2) 個人差より部位ごとの有意差の方が大である。

(3) 周波数に関するＦ－比は主効果、２因子交互作用とも無視できるオーダである。

(4) 第 2. 1 表では明らかにはされていないが、一般に断端部の絶対閾値は健常者大腿部のそれの 1. 5 倍程高い。

第 2. 1 表　絶対閾値に関する 3 元配置分散分析表

[1] At Every Subject

Subject	Main Effect			2-Factor Interaction		
	A	B	C	AxB	BxC	AxC
H1	46.265**	2.599*	283.164**	0.557	0.302	8.097**
H2	69.164**	1.207	195.383**	0.353	0.216	2.988**
H3	95.454**	1.619	280.419**	0.426	0.077	1.641*
H4	43.953**	1.348	181.915**	0.134	0.185	1.965**
H5	45.069**	0.773	183.159**	1.176	1.001	1.785**
H6	30.357**	2.375*	277.397**	1.220	1.821*	3.135**
H7	20.204**	2.125*	515.926**	2.060**	1.908**	4.555**
H8	14.506**	2.161*	121.036**	1.744*	0.853	7.979**
H9	34.953**	1.348	181.915**	0.134	0.185	1.615*
H10	14.774**	1.797	219.020**	1.008	1.787*	6.127**
H11	53.141**	1.013	167.145**	0.619	1.035	2.501**
H12	53.297**	1.654	60.686**	1.960*	0.308	1.677*

[2] At Every Region

Region	Main Effect			2-Factor Interaction
	H	B	C	HxC
A1	131.070**	1.928	372.170**	6.901**
A2	82.265**	1.827	176.838**	7.021**
A3	501.554**	3.161**	1130.041**	32.758**
A4	518.657**	9.733**	486.823**	19.556**

* 5% significance,** 1% significance.

第2.2表　絶対閾値に関する平均値の有意差検定（★5%有意、★★1%有意）

[1] Regions

[H1]	[H2]	[H3]	[H4]	[H5]	[H6]	[H7]	[H8]	[H9]	[H10]	[H11]	[H12]
A4(59.8)	A3(74.0)	A3(77.2)	** A3(47.4)	** A4(50.4)	A4(46.1)	A4(45.4)	A4(35.5)	A4(47.3)	A3(38.6)	A4(59.9)	A4(64.6) **
a4(59.7)	a3(73.7)	A4(75.2)	A4(41.1)	** A3(49.5)	** A3(45.8)	* A3(44.3)	A3(35.3)	** A3(46.8)	** A4(37.6)	** A3(58.3)	** A3(48.2) **
a3(58.3)	A4(72.1)	a4(75.1)	A1(39.7)	** A1(42.2)	** A2(42.1)	* A1(43.1)	** A2(33.9)	A2(42.1)	A2(35.0)	** A2(49.2)	A2(42.3) **
A3(56.6)	** a4(69.4)	* a3(75.1)	** A2(35.9)	A2(38.5)	A1(38.2)	A2(38.9)	A1(31.3)	A1(38.2)	A1(28.9)	A1(46.9)	A1(38.6)
A2(46.6)	** A2(63.7)	A2(70.0)	** *1.98	*2.41	*3.71	*1.78	*1.46	*2.09	*1.46	*3.08	*1.30
A1(41.0)	a1(62.7)	a1(60.0)	**2.62	**3.21	**4.94	**2.36	**1.94	**2.78	**1.93	**4.07	**1.74
a1(40.8)	a2(61.7)	a2(59.0)									
a2(40.5)	A1(60.0)	A1(57.9)									
*2.27	*4.65	*1.46									
**2.99	**6.19	**1.93									

[2] Pulse Width

[H1]	[H2]	[H3]	[H4]	[H5]	[H6]	[H7]	[H8]	[H9]	[H10]	[H11]	[H12]
C1(90.5)	** C1(85.3)	** C1(82.6)	** C1(57.0)	** C1(45.3)	** C1(67.3)	** C1(49.9)	** C1(66.0)	** C1(64.6)	** C1(66.7)	** C1(67.3)	** C1(44.6) **
C2(69.8)	** C2(71.5)	** C2(71.8)	** C2(43.0)	** C2(34.9)	** C2(51.1)	** C2(38.6)	** C2(48.5)	** C2(49.0)	** C2(52.0)	** C2(49.8)	** C2(34.5) **
C3(62.5)	** C3(45.9)	** C3(67.0)	** C3(33.2)	* C3(31.3)	** C3(40.5)	** C3(33.0)	** C3(40.8)	** C3(38.1)	** C3(44.4)	** C3(37.6)	** C3(32.0)
C4(57.4)	** C4(43.0)	C4(54.6)	C4(30.8)	C4(28.7)	C4(37.2)	* C4(30.8)	C4(36.7)	* C4(35.0)	** C4(41.4)	C4(32.6)	C4(30.5)
C5(53.4)	C5(42.1)	C5(53.6)	C5(29.8)	C5(28.0)	C5(34.7)	C5(30.3)	C5(33.8)	C5(30.1)	C5(39.6)	C5(31.5)	C5(29.5)
*1.46	*2.61	*1.63	*1.98	*1.46	*3.08	*1.22	*2.69	*2.34	*1.46	*1.99	*1.63
**1.93	**3.48	**2.17	**2.62	**1.93	**4.07	**1.63	**3.58	**3.11	**1.94	**2.64	**2.16

[3] Subjects

[A1]	[A2]	[A3]	[A4]
H 2(60.0)	H 3(70.0)	H 3(77.2)	H 3(75.2)
H 3(57.9)	H 2(63.7)	H 2(74.4)	H 2(72.1)
H11(46.9)	H11(49.2)	H11(58.3)	H12(64.6)
H 7(43.1)	H 1(46.6)	H 1(56.6)	H11(59.9)
H 5(42.2)	H12(42.3)	H 5(49.5)	H 1(59.8)
H 1(41.0)	H 6(42.1)	H12(48.2)	H 5(50.0)
H 4(39.7)	H 9(42.1)	H 4(47.4)	H 9(47.3)
H12(38.6)	H 7(38.9)	H 9(46.8)	H 6(46.1)
H 6(38.2)	H 5(38.5)	H 6(45.8)	H 7(45.4)
H 9(38.2)	H 4(35.9)	H 7(44.3)	H 4(41.1)
H 8(31.3)	H10(35.0)	H10(37.6)	H10(37.6)
H10(28.9)	H 8(33.9)	H 8(35.3)	H 8(35.5)

次に、第2.1表で有意差ありと判定された因子 H_i、$A_j(a_k)$、C_mなどにつき、水準間の有意差検定を行なった。結果は第2.2表に示す通りであり、これより以下のことが明らかとなった。

(1) 部位 $A_j(a_k)$

各被験者を通じ、大腿4面の閾値は前面・内側のグループと、後面・外側のグループとに大別することができる。また断端部で追加した刺激部位 a_k の閾値は、これが属する大腿4面の閾値とよく一致しており、第2.5図で $a_{1、2}$ は A_1 の、$a_{3、4}$ は A_4 の閾値とほぼ同一水準にあることが分かる。事実切断者は断端部の皮膚筋肉が切断以前にあった場所を刺激されていると感じていることが確認されている。

(2) パルス幅 C_m

全被験者の特性が同一傾向を示し、絶対閾値に与えるパルス幅の影響がきわめて大きいことが第2.2表でも示されている。また区間 C_4、C_5 での区間推定が5%有意以下に移行する傾向が認められ、パルス幅増大に伴う絶対閾値の飽和性が示唆される。

(3) 被験者 H_i

被験者ごとの順位は、大腿4面（a_kを含む）を通じ概略的には一様であり、特定部位に対してのみ極度に異なる閾値を示す被験者はいないということができる。

2.3.2 上限閾値の測定

前2.3.1項で述べた絶対閾値に対し、上限閾値とは刺激が強過ぎて被験者が不快感を訴える値とでもいうことができよう。ただし一口に閾値の上限といっても、表在性の疼痛感から鈍器で連打するごとき感覚まで多様の感覚をこれに含めることができ、疼痛感覚が一過性にのみ表われた後、鈍摩してしまうこともあるなど上限を設定することは一般に困難である。

このような点を考慮に入れて、本研究では次のような方法で上限閾値を測定した。まず閾値の上限は被験者が多少とも不快と感ずる条件として統一し、上限値は被験者が刺激装置の電源を遮断することで合図することとした。測定はパルス幅と周波数を固定し、電圧を徐々に上げていく方法、電圧と周波数を固定しパルス幅を増加していく方法および電圧、パルス幅固定で周波数を増加していく方法の3種類について行ない、得られた結果のうちもっとも低い、すなわち安全側に近い測定値を上限閾値の測定値とした。測定結果を電圧次元に換算し、2.3.1項の場合と同一のパラメータ因子と水準で整理した分散分析の結果を第2.3表に示す。

第 2.3 表　上限閾値に関する 3 元配置分散分析表

Subject	Main Effect			2-Factor Interaction		
	A	B	C	AxB	BxC	AxC
H1	141.222**	19.349**	175.208**	1.845**	0.939	19.466**
H2	54.185**	26.579**	111.724**	2.619**	0.852	1.708**
H3	10.147**	4.642**	243.791**	0.041	0.297	1.069
H4	136.870**	17.106**	57.517**	1.422	3.228**	17.693**
H5	16.667**	96.041**	176.537**	2.097**	22.686	11.520**
H6	16.701**	2.055*	62.565**	2.253**	2.304**	6.208**
H7	9.969**	1.942*	5.109**	1.041	0.998	0.965
H8	30.628**	47.227**	132.784**	1.962**	5.849**	7.058**
H9	11.222**	8.505**	88.793**	10.060**	1.781**	2.250**
H10	10.698**	7.111**	93.618**	9.653**	2.542**	9.801**
H11	13.173**	26.661**	106.938**	4.117**	1.362	1.773**
H12	54.036**	2.202*	372.063**	0.247	0.554	5.654**

* 5% significance,** 1% significance.

第 2.3 表によれば、上限閾値では周波数の影響の有意性が示され、パルス幅に関するＦ－比の値が第 2.1 表での値よりやや小さめになっていることが分かる。既に述べたように、上限閾値の測定では測定条件を統一することが難しく、切断者を対象として、このような実験を継続することはできないため、第 2.3 表は信頼性のある実験から得られた結果ではない。また第 2.2 表で示したような各水準間の有意差検定は、上限閾値では統一的には行なっていない。ただし結果が得られた範囲を要約すると、周波数については B_4、B_5（100 PPS と 200 PPS）の区間で 1％棄却率の有意性が認められ、パルス幅については、これの増加で上限閾値は単調減少の傾向を示すことが認められた。

2.3.3.　電気刺激のパラメータと感覚特性

前 2.3.1 、2.3.2 項で絶対閾値と上限閾値を測定した結果、電気刺激のパラメータと感覚特性との関係はほぼ明らかとなったが、本 2.3.3 項ではこれらについてのさらに数量的な関係を導こう。

まずパルス幅と絶対閾値との関係については、既に第 2.2 表で全被験者が一律の傾向を示すことを確認しており、被験者や部位ごとの交互作用を考慮しなくとも、一般的特性を導くことが可能である。本研究ではパルス幅と絶対閾値を結び付ける関数はどのようなものであるかを検討し、各種の関数形を適合した結果、

$$y = \alpha \coth x + \beta , \qquad (2.1)$$

α , β : 定数
x : パルス幅（m sec）
y : 絶対閾値（volt , V）

が、測定点列をもっとも良く再現し得る実験式であることを見出した。ここでα、βの推定値$\tilde{\alpha}$、$\tilde{\beta}$は最小自乗推定法により

$$\tilde{\alpha}=\frac{\Sigma y_i \Sigma \coth x_i - n\Sigma y_i \coth x_i}{(\Sigma \coth x_i)^2 - n\Sigma \coth^2 x_i}$$

$$\tilde{\beta}=\frac{\Sigma y_i \coth x_i \ \Sigma \coth x_i - \Sigma y_i \Sigma \coth^2 x_i}{(\Sigma \coth x_i)^2 - n\Sigma \coth^2 x_i} \qquad (2.2)$$

ただしnは測定数、Σは$\sum_{i=1}^{n}$を意味する。

のようにして求められる。前に2.3.1、2.3.2項で測定に用いた被験者12水準、周波数5水準、刺激部位4（切断者8）水準の合計300組のデータを元に、$\tilde{\alpha}$、$\tilde{\beta}$を算出すると、その値は

$\tilde{\alpha}$＝0.305（0.109～0.448）

$\tilde{\beta}$＝36.08（21.58～48.72）　　（2.3）

のように求められた。ただし（　）内は、各被験者ごとに求めた場合の値の範囲を示す。

同様にして、上限閾値とパルス幅との関係は、直角双曲線、

$$Y=\frac{a}{x}+b \qquad (2.4)$$

a，b：定数

x：パルス幅（m sec）

Y：上限閾値（V）

で、もっともよく再現し得ることを見出した。ここでa、bの推定値$\tilde{a}$、$\tilde{b}$は

$$\tilde{a}=\frac{\Sigma y_i \Sigma \frac{y_i}{x_i} - \Sigma \frac{y_i}{x_i}}{(\Sigma \frac{1}{x_i})^2 - n\Sigma (\frac{1}{x_i})^2} \qquad (2.5)$$

$$\tilde{b}=\frac{\Sigma y_i \Sigma (\frac{1}{x_i})^2 - \Sigma \frac{y_i}{x_i} \Sigma \frac{1}{x_i}}{(\Sigma \frac{1}{x_i})^2 - n\Sigma (\frac{1}{x_i})^2}$$

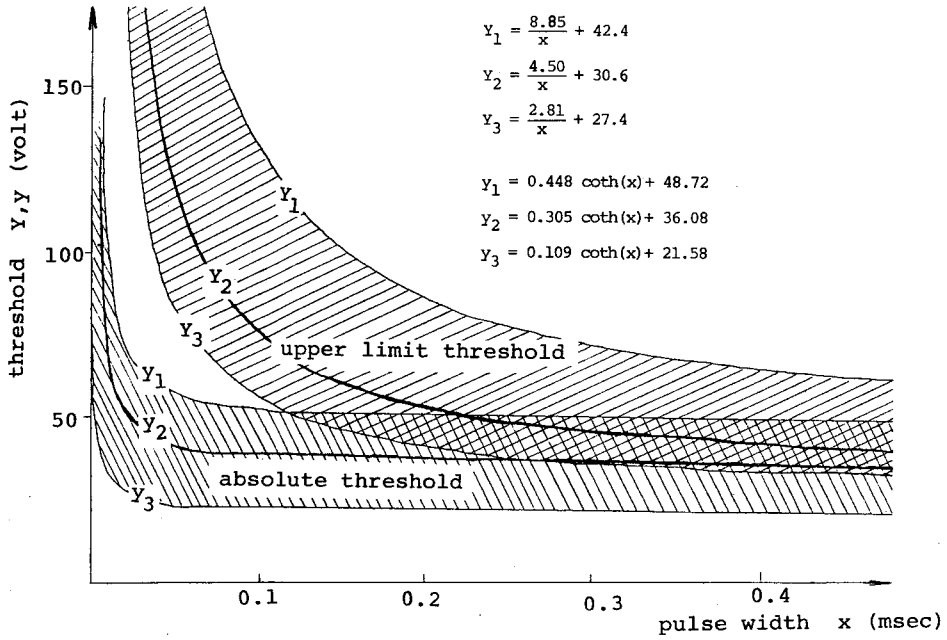
ただしnは測定数、Σは$\sum_{i=1}^{n}$を意味する。

のようにして求めることができ、その値は

$\tilde{a}$＝4.50（2.81～8.85）

$\tilde{b}$＝30.6（42.4～27.4）　　（2.6）

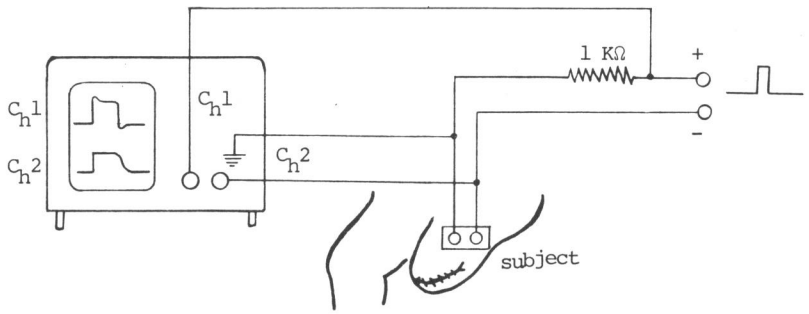
のように算出された。（2.1）～（2.6）式の関係を図示すると、第2.6図を得る。第2.6図は絶対閾値より高く、上限閾値よりは低いといった有効刺激電圧の範囲を、全被験者に通用するよう定めることが難しいことを示している。



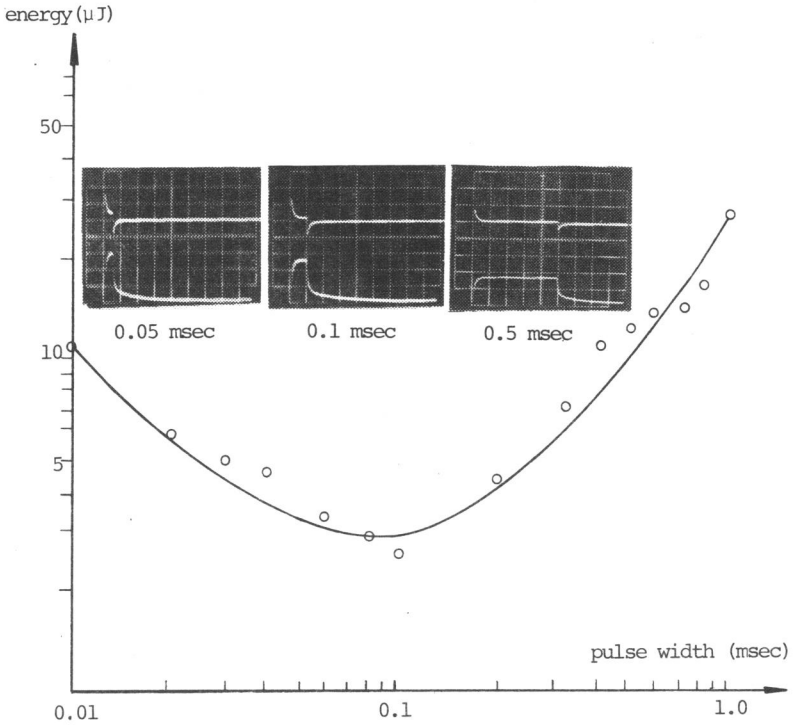
第2.6図 パルス幅と閾値（実験式）

次に、パルス幅の最適条件については、市川ら[6]が上腕外側部での測定実験からパルス幅 0.1m sec 近傍で刺激エネルギーが最小になることを求めており、加藤（－）[5]が時値（chronaxie）と呼ばれる生理学的な値との関連で、市川らの実験結果の妥当性を導いている。

本研究では、下肢切断端部を対象としてパルス幅 0.1 m sec の妥当性がいえるかどうかを確認するため、前述した切断者3名の部位8ヶ所につき市川らの測定実験の追試を行なった。本研究では第2.7図(A)に示す測定方法により、絶対閾値電圧印加時のオシロスコープ上の電流・電圧波形を写真撮映し、両波形の面積の積和から、1パルス当りの刺激エネルギーを算出した。エネルギー値をパルス幅に対してプロットした結果の一例を第2.7図(B)に示す。この他の列でもパルス幅 0.1m sec 近傍で刺激エネルギーは最小になっていることが確認され、下肢断端部を対象とした場合もパルス幅は 0.1 m sec 近傍が最適であることが本研究で実証された。



（A） 測 定 方 法

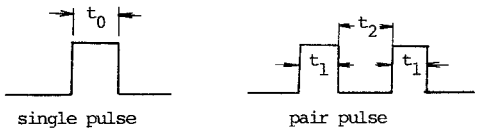


（B） パルス幅と刺激エネルギー

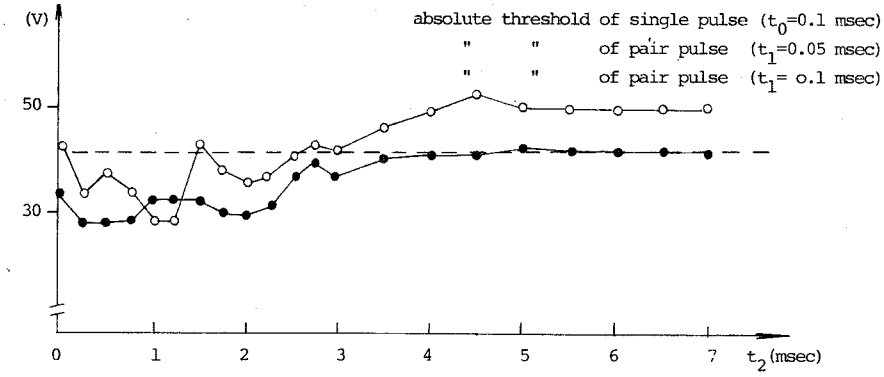
第2.7図 単一パルス当りの刺激エネルギー

続いて、周波数条件は２００PPS近傍までは、刺激感覚特性に直接は影響を与えないことが全被験者を通じ確認された。このことは絶対閾値測定結果の分散分析でも明らかにされたことで

はあるが、本研究ではさらに第2.8図(A)に示すような2種類の単一パルスを用い絶対閾値測定を行なった。その結果、第2.8図(B)に示すように、双発パルスの間隙時間 t_2 m secが4m sec近傍より大きければ絶対閾値は一定となり t_2 とは無関係であることが分かった。逆に t_2 が4m secより小さいと、刺激が双発であることを認知し得なくなり、求まるデータも一定しなくなることが分かった。間隙時間4m secを逆算すると、周波数250 PPS パルス列となるが、このように高い周波数の刺激を印加すると、それがパルス列であることを認知し得なくなり連続的な圧迫感覚を受け、上限閾値も低くなることが確認された。



（A）単一パルスの形状



（B）単発パルスと双発パルスの絶対閾値

第2.8図 パルス列間隙時間と絶対閾値

2.4 皮膚電気刺激感覚の精神物理特性[1)-7)、9)、10)]

前2.3節では、電気刺激パラメータのうち、周波数のみが自由に調整できるパラメータであり、200 PPS 近傍までは使用できることを示した。よって本節では、周波数次元で何段階程度の情報識別が可能であるのかといった精神物理特性の測定を行なうものとする。

2.4.1 周波数次元での絶対識別能力

周波数次元での絶対識別能力を以下の方法により測定した。まず10 PPS から200 PPSま

でを対数目盛上で6等分して得られる7種数の周波数を測定に用いた。（１０、１６.５、２７、４５、７４、１２１、２００PPS）

ここで周波数の下限を１０PPSに定めたのは、これ以下では後第3章でも述べるように0.5 sec程度の接床時間内の情報伝達に意味をなさないためである。刺激条件はパルス幅0.1 m sec、電圧４５Vに統一した。測定実験は合計6シリーズに渡って行なった。

第1回目のシリーズでは実験者が7種類を選び出し、このうちのいずれかを被験者にランダムに呈示することによって、被験者がいずれであるかを回答する方法で測定実験を行なった。測定に先立ち、実験者は選び出した2種類の周波数を被験者に口頭で教えることとした。第1回目のシリーズでは

$$ {}_7C_2 = \frac{7!}{(7-2)!\,2!} = 21 \qquad (2.7) $$

より２１組の測定実験を行なった。同様にして第2回目のシリーズでは、実験者は任意の3種類の周波数条件を選び出し、これをランダムに被験者に提示し、被験者はそれが3種類のいずれであるかを回答するという方法で測定実験を行なった。以下同様にして第6回目のシリーズでは7種類の周波数条件で測定実験を行なった。よって測定実験の総組数は刺激部位1ヶ所につき

$$ \sum_{r=2}^{7} {}_7C_r = \sum_{r=2}^{7} \frac{7!}{(7-r)!\,r!} = 120 \qquad (2.8) $$

である。

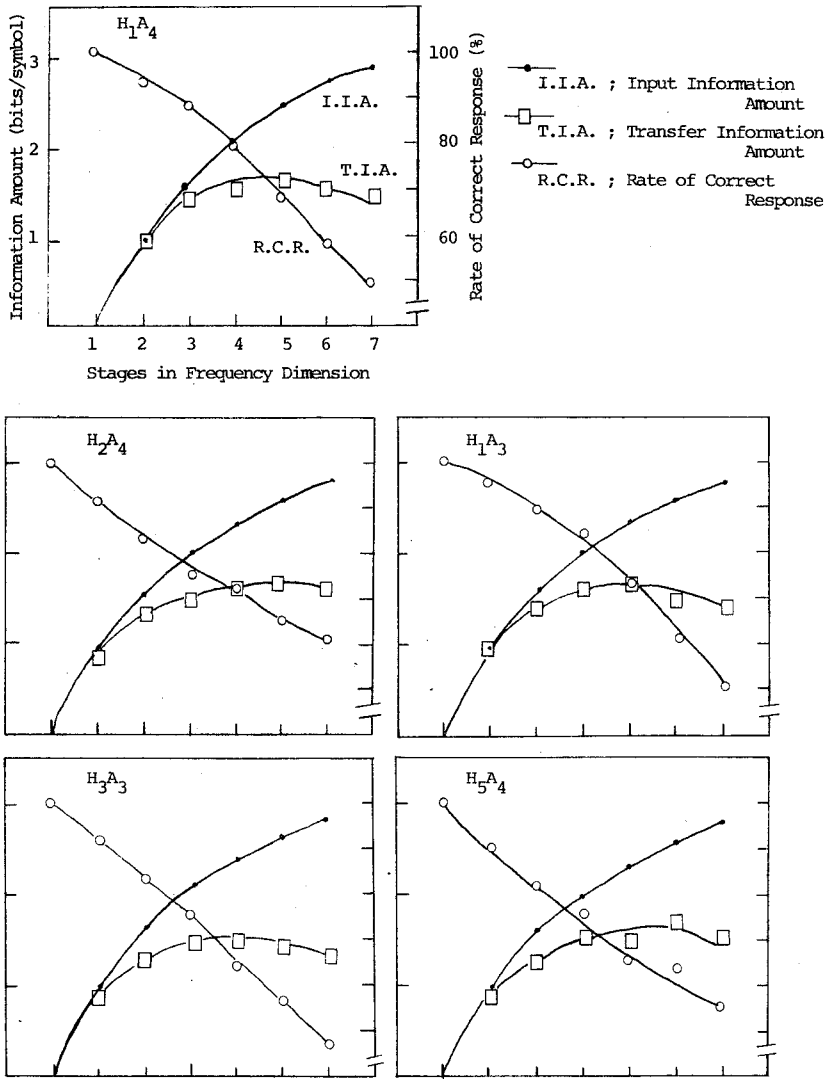
次に、各シリーズごとに正答率を算出し、入力情報量を掛けて伝達情報量を求めた。ここで入力情報量とは、実験者が提出した周波数の種類を bit／symbol で表わしたものであり、第n回目のシリーズでは（n＝1、2、…6）、（n＋1）種類の周波数を呈示するから入力情報量（I.I.A；Input Information Amount）は

$$ \mathrm{I.I.A} = \log_2(n+1),\ (\mathrm{bit/symbol}) \qquad (2.9) $$

$$ (n = 1、2\cdots 6) $$

で算出される。また、伝達情報量（T.I.A；Transfer Information Amount）は各シリーズごとの正答率（R.C.A；Rate of Correct Response）を入力情報量に掛け合わせて求まる。得られた結果の一例を第2.9図に示す。第2.9図でたとえば H_1A_4 とは、前に2.3.1項で絶対閾値測定に用いたパラメータ因子と水準での被験者 H_1（切断者）の部位 A_4（断端部後面）を表わす。

第2.9図では、入力情報量が増加するにつれ、伝達情報量が飽和もしくは減少する傾向にあることが分かる。第2.9図より判断して入力情報量は 2 bit／symbol、すなわち4段階程度が最適であるということができる。



第 2.9 図　周波数次元の絶対識別能力

2.4.2 情報伝達率と可知差違

前2.4.1項の第1回目の測定シリーズと同様の方法により、周波数次元での相対識別能力を測定した。

相対識別能力測定とは、ある基準刺激Aに対し、比較刺激Bがどれ位A刺激に接近したら、A、B両刺激を識別し得なくなるかを測定するものをいう。測定には第2.1図で示した測定装置と同一のものをさらに1台使用した。基準刺激周波数は14種類（10、15、20、25、30、40、50、60、70、80、90、100、150、200 PPS）とした。刺激の呈示方法はA、Bランダムとし、30秒呈示、10秒休止を繰り返した。測定結果から次式により情報伝達率 IR（Information Rate）を算出した。

$$IR = 1 + \frac{1}{2}\left\{ (P_a + Z_b)\log_2 \frac{1}{(P_a + Z_b)} + (P_b + Z_a)\log_2 \frac{1}{(P_b + Z_a)} - P_a \log_2 \frac{1}{P_a} - Z_a \log_2 \frac{1}{Z_a} - P_b \log_2 \frac{1}{P_b} - Z_a \log_2 \frac{1}{Z_b} \right\}, \qquad (2.10)$$

ここで P_a と Z_a はそれぞれA刺激に関する正答率と誤答率、P_b と Z_b はB刺激に関する正答率と誤答率を表わす。刺激のパラメータにはパルス幅0.1 msec、電圧40Vと50Vを採用した。測定繰返数は各基準周波数に対し8回とした。すなわち比較刺激Bの周波数が基準刺激Aの周波数から離れていく場合と、Aに接近していく場合を上昇系列と下降系列につき計4回、40Vと50Vの電圧で測定した。

次に（2.10）式で、IR＝0.5に相当する基準（刺激）周波数Fと、このときの比較（刺激）周波数と基準周波数の差△Fとを求めた。この△Fを周波数次元に対する50％可知差異、ND_{50}（Noticeable Difference 50）と呼ぶことにしよう。14種類のFに対する△F、すなわち ND_{50} をプロットした例を第2.10図に示す。

第2.10図より、周波数Fが10～200 pps の範囲では、△FとFとの間に

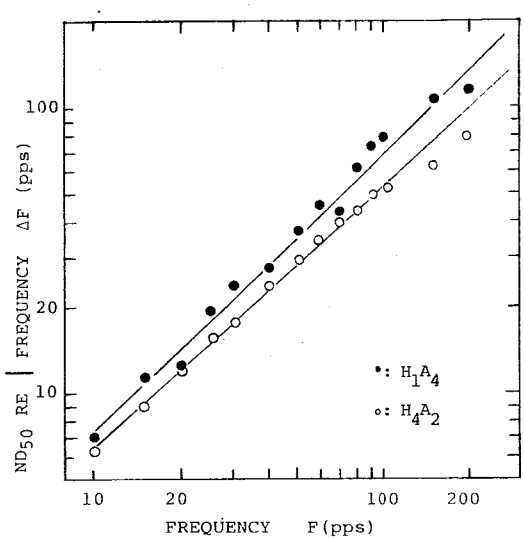
$$\triangle F = f(F) = C.F \qquad (C：定数) \qquad (2.11)$$

なる関係が成り立つことが分かる。なお、第2.10図では直線の勾配Cがもっとも急な測定例ともっとも緩やかな測定例とを示した。

（2.11）式より最大情報伝達量 n_{max}（bits）は

$$n_{max} = \log_2 \int_{\Gamma} \frac{dF}{\triangle F}$$

$$= \log \int_{\Gamma} \frac{dF}{CF} = \frac{1}{C}\log_2 \left\{ \ln(f_2) - \ln(f_1) \right\} \quad (\text{bits}) \qquad (2.12)$$



第2.1.0図 周波数Fと可知差違(ND_{50})△F

で考えられる。ただしΓは有効刺激周波数の範囲、すなわちf_1～f_2 ppsの範囲を表わす。既に述べたように、f_1＝10 pps、f_2＝200 ppsとしているから、(2.12)式は

$$n_{max}=\frac{1}{C}\times 1.583 \quad (\text{bits}) \qquad (2.13)$$

となり、第2.10図の2本の直線は、それぞれC≅0.7またはC≅0.5であるから、最大情報伝達量は

$$H_1A_4 \text{で} \quad n_{max}=2.26 \quad (\text{bits})$$
$$H_4A_1 \text{で} \quad n_{max}=3.17 \quad (\text{bits}) \qquad (2.14)$$

と求まる。すなわち周波数次元での最大情報伝達量は9～5(＝$2^{3.17}$～$2^{2.26}$)段階であることが判明した。この結果は、各被験者・部位を通じ、5段階程度の相対識別能力を期待し得ることを意味する。よって、前2.4.1項での絶対識別能力測定結果と併せて考えると、周波数次元の情報伝達量を2 bits、4段階程度までなら保証し得るということができよう。

2.5 おわりに

本章では、大腿切断者の断端部および健常者の大腿部を対象として、皮膚電気刺激感覚の一般的特性の測定を行ない、義足の感覚フィードバック情報として用いられる電気刺激条件を決定した。

これまで、皮膚電気刺激感覚の精神物理特性を測定した研究は数多いが、被験者や部位ごとにその成績が異なるものであるという基本的な問題が取扱われていなかったように思われる。また義手の感覚フィードバックとして電気刺激が適用されるようになったことは既に述べたとおりであるが、採用している電気刺激条件、あるいは(義手感覚フィードバック)情報の収集能力を明記した報告はない。

このため本研究では、12名という比較的多数の被験者を対象に、一般的特性および刺激の下限的条件を見出すことを目的とした測定実験を行なった。関連分野の研究では、たとえばG.A.Miller[2)]の"Magical №7の法則"と呼ばれるように情報伝達量が7段階、2.81 bitsであることを求めた研究や、市川ら[6)]の上腕部を対象として周波数次元の情報伝達量18段階、4.2 bits を求めた研究などがある。これに近い値は、下肢断端部を対象とした本研究でも、部分的には求められて

はいるが常に得られる結果ではなく、むしろ情報伝達量の限界を示す目安にしかなり得なかったことを指摘しておきたい。

本研究では、実用的な観点からの電気刺激条件を求めた。

それでもなお、得られた結果が室内実験で精神を集中した状態で採取した測定データを基にしていることを考えると、実際よりは有利な条件で結果を求めているように思われる。Gate Control Theory[11] と呼ばれる上限閾値（痛み）の遠心性支配のため、振幅電圧を徐々に上げていく測定方法では、実用限度を上廻る上限閾値が測定される場合があると推測される。また静的な動作を基本とした義手では、切断者の意識的な努力により、感覚フィードバック情報の意味を感知できるだけの余裕もあろうが、義足の感覚フィードバック情報は、あくまでダイナミックな歩行動作の中で反射的に活用されなければならない。このような点をも加味し、本研究では単純明解なる情報感知のため、電圧、パルス幅を最適条件に固定するほか周波数も半固定とし、連続量であるフィードバック情報を量子化して伝達する方式を考案した。これについては後、第3章で述べることにしよう。

文章における主な結論は、

(1) 同心電極で安定した特性を得るには電極面積を拡大する必要があるが、2点電極では電極間距離の調整により、これと同様の効果が得られることを確認した。この際、2点電極の電極間距離をあまり拡大するとマイナス側電極下を中心として、感覚部位の偏りを発生することがあり、両電極が接近し過ぎると感覚特性が不安定になるため、電極間距離20㎜前後が最適であることを確認した。

(2) 定電圧刺激の印加は、極度の発汗時にも危険を伴わず感覚強度の変化も小さいことを確認した。

(3) 断端創縫合部より2㎝以上離れた場所では、閾値特性は断端部と同等であり、また切断以前にあった皮膚筋肉の部位感覚をよく残していることを確認した。

(4) 定電圧刺激と比較し、定電圧刺激では局部的に電流密度が高まった場合に疼痛を生じ、皮膚電極のなじみ具合に依存して感覚強度が変化するなどの欠点を有することが確認された。

(5) 絶対閾値に関する測定結果の分散分析により、絶対閾値に対するパルス幅の影響は大きいが、周波数はほとんど無関係であること、特定の部位のみ極度に異なった特性を示す被験者は存在しないこと、などを確認した。

(6) 上限閾値に関し(5)と同様にして分散分析を行なった結果、周波数の影響の有意性が認められた。

(7) 絶対閾値（y volt）、上限閾値（Y volt）とパルス幅（$x_{m\,sec}$）の関係は、それぞれ

$$y = \alpha \coth x + \beta \quad . \quad Y = \frac{a}{x} + b$$

なる実験式で近似的に結び付けられることを見出した。

(8) 下肢断端部においても1パルス当たりの刺激エネルギーはパルス幅0.1 m sec 近傍で最小値を取ることを確認した。

(9) 周波数条件は、２００pps までは、自由に採択できるという臨界条件およびその根拠を導いた。

(10) 周波数次元での精神物理測定により、最低限保証し得る絶対識別能力は4段階、相対識別能力は5段階であることを導いた。

などである。

第3章　義足感覚フィードバック系の開発とその適用評価

Abstract

In order to improve conventional prosyhesis to be alive and physiological, and thus improve the adaptive capability of prosthesis to respond to the environomental walking conditions, it is necessary to suppliment some useful feedback devices to the lower prosthesis.

The author has first tried to take up this problem and successfully developed practically useful prosthesis with artificial sensory device. Namely, the author has developed sensory feedback system which transmits information recieved by the artificial receptors fixed at the shoe-sole and knn-axis of prosthesis to the residual thigh by means of electrical stimulation.

Furthermore, the author has contrived to set up clinical evaluating procedure to verify the validity of sensory feedback system. Upon evaluation through the above procedure by several amputees, considerable effectiveness has been confirmed, which are reported in this chapter.

3.1　は じ め に[1)-7)]

義足の改良開発に関する研究は従来から行われてきており、それとともに義足の機能や形態も進歩してきているということができる。しかしながら、これまでの研究では、義足の運動機構部の改良・考案などに重点が置かれ、また義足歩行における種々の不具合対策としては、義足に機械的な改造を施すことのみが数多く試みられてきたように思われる。このため現用義足、特に大腿義足においては、平担路上を一定速度で歩くといった、いわば定められたシーケンスで義足の運動状態が繰返されるような歩行は可能であるとしても、緩い勾配路・若干の不整地などではもはや、安定には歩けないといった問題が残されている。

このような限界を打開して、義足でも種々の歩行環境・条件に適応的に対処しつつ安定に歩くことを可能とするには、切断者がその運動を随意的に制御できるような操作性と義足の運動状態を切断者に伝達する感覚フィードバック系とが義足に与えられなければならない。

もちろん、外部力源を用いた動力義足の実用化が望めない現状では、悪路歩行や階段の昇り降りあるいは走行などを可能とする義足の開発は困難であろう。しかし、前述した操作性を与えることは現在の技術でも可能であり、たとえば、断端筋電位で膝運動を制動することにより、遊脚期間を調整する大腿義足の開発がすでに試みられている。これにより切断者が歩行速度を変えたり、路面変化に適応して歩容を整えたりすることは可能な段階にきている。これについては、第5章で詳しく検討する。

一方、義足の感覚フィードバック系は、義足自身の運動制御を容易にするだけでなく、切断者の側における健常肢や体幹までを含めた協調運動の能力を高めるために活用されると考えられる。具体例を上げると、大腿義足に膝感覚フィードバック系が備えられることにより、断端部を介した膝運動の制御はさらに容易となり、膝の屈伸角度に対応して踵接地（heel contact）のタイミングを調整することや膝折れ（体重負荷時の膝部での座屈）を未然に防ぐことも可能となろう。また義足の足圧分布の感覚が切断者へフィードバックされることにより、不整地における義足側立脚期の安定性を増すことも期待できよう。

このように、義足に感覚フィードバック系を織り込むことは、義足歩行時の適応能力を高めるための重要な試みであり、義足の改良開発に関わる問題として描出され、人間の運動制御理論を実践する問題として具体化され、両者が合致した研究課題でもある。以下2.2節で義足感覚フィードバック系と義足の運動制御問題とを対照させて論議しよう。

3.2 義足に必要な感覚と運動制御[2)、5)]

健常足を参照すれば明らかなごとく、大腿義足の運動制御に必要な感覚には、足底の触・圧覚、膝関節と果関節の位置・運動覚などが考えられる。

しかし、足部を持たぬ棒状義足からでは、ソケットを介する断端部固有感覚以上の情報を得ることは明らかに不可能であり、義足に感覚を与えるといっても、義足自信のメカニクスの柔軟性と並行して考えられなければならない問題である。

健常足足底の感覚では、圧覚の大きさそのものより、足底のどの部分が地面から力を受けているかといった感覚の分布の方がより重要な役割をなしているように思われる。義足に関していえば、足底がどのような状態で地面に接しているか、歩行時にはどのような順序で足底が地面を踏んでいくのか、が分かることが第一である。

足底感覚の効用は、視覚や切断部固有感覚で補足し難い足元の状況と、これに対する足の置き方の状態を判断でき、安心して義足側へ体重をかけられることである。現用義足の足部は、踵部にクッション性を与え果関節可動性の代用とする。SACH－足[注1]がほとんどである。しかし、立脚期に正常足と類似の底・背屈動作が認められるにせよ、健常足のように膝関節と連動して行われる運動ではなく、むしろ義足足部の存在が立脚運動の妨げとならぬよう配慮された受動的なものである。また SACH–足 の果関節角度情報とは、 すなわち踵部の圧力情報になってしまうとも考えられるため、本研究では果関節の感覚を義足に必要な感覚から除外することにする。一方、義足の膝については、股関節運動を介して遊脚期の運動を制御することはできるのであり、これに感覚を与えることは有効であると考えられる。義足の膝角度フィードバックは、義足（下腿部）に滑らかな振子運動を行なわせる目的で、股関節の運動制御に用いられるのである。その効果としては、義足歩行特有のターミナルインパク[注2]と、叩き付け[注3]、膝折れ、などの現象の回避が期待される。

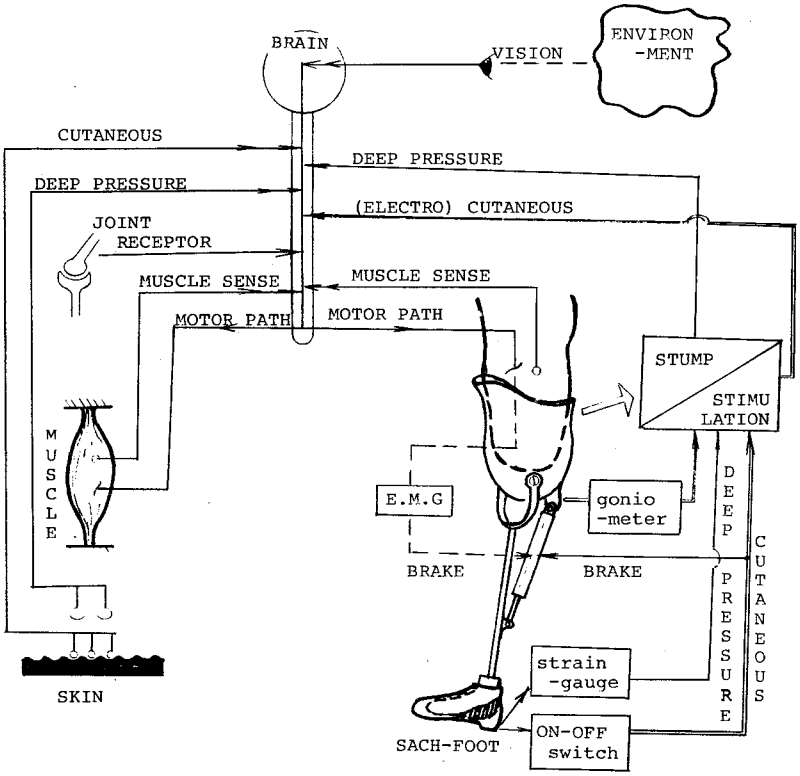
義足の運動制御の立場から、義足に必要な感覚とこれを切断者に伝達する具体的手法を簡単な脳・神経モデルの形で第3.1図に示す。第3.1図で、ON－OFFスイッチ、歪ゲージ、電気的角度計は、それぞれ健常足の皮膚表面感覚、深部圧覚、関節受容感覚に相当するといえる。なお視覚は断端部固有感覚とともにもっとも重要な感覚の一つであり、義足の膝屈伸に関する情報などは視覚によってもフィードバックされ得る。しかし、歩行時における視覚の主な役割は、第3.1図に示したように歩行環境・条件を把握することにあり、義足の運動自身をフィードバックする感覚ではないということができる。また、遊脚期の膝角度のような動的に変化する情報は、視覚からでは正確にはフィードバックされ難い。すなわち、その動作の多くを視覚の届く領域内で行ない、かつ意図的、静的な動作を主体としている義手と比較して、義足（歩行）の場合、視覚フィードバックによる制御は充分なものではないと考えられる。

注1） SACH足；Solid Ankle Cushion Heel の略

注2） ターミナルインパクト；義足側遊脚運動中に義足下腿部が膝軸ストッパに突き当たること。

注3） 叩き付け；義足の踵部を地面に叩き付けること、またそのような歩行状態をもいう。

なお、大腿義足歩行において、義足側体重負荷時に膝折れを生ずると、転倒を余儀なくされるが、現用義足ではこのような危険状態に対し、確実な情報が導かれていないため、切断者は過度の精神的負担を強いられることになる。また、膝折れ防止策として現用義足で採用されている荷重ブレーキ構造は、もともと体重負荷に備えてロックされるべき膝を、体重の負荷によって始めてロックするのであるから、作動の順序が逆である。これに対する解答は、第3.1図に示したように足底接地情報で膝ロックを行なうようなサブシステムを義足内部に組み込むことであり、あるいは義足の踵



第3.1図　義足の運動制御系

が接地する際には膝が伸び切っていることを切断者が確認できるような機能的フィードバックを採用することである。

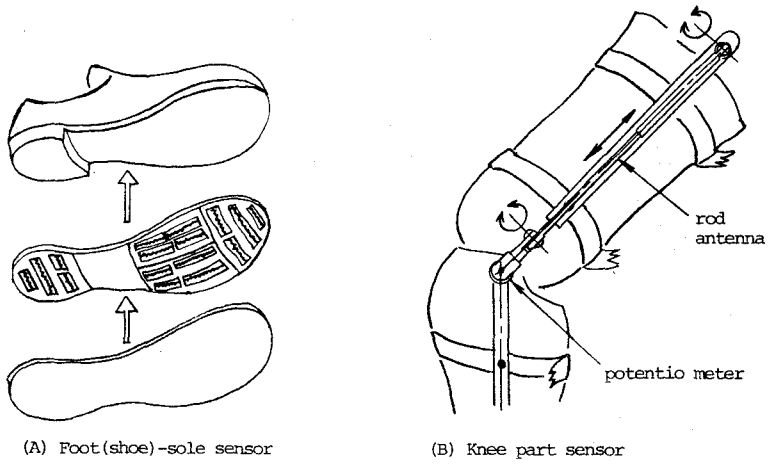
これらの着想のうち、膝ロック方式は第5章で、また機能的フィードバック方式は本章にて具体的に試みられている。

3.3　義足の感覚フィードバック装置

3.3.1　人工受容器の構造[7)]

前3.2節での検討結果により、義足に必要な感覚として、足圧分布感覚と膝部位置・運動覚を選定する。これらの感覚情報を検出するセンサーが人工受容器である。

足底部、膝関節部における人工受容器は、それぞれ第3.2図に示すように、底面全体にテープスイッチ（太平洋工業K.K製）を配列した計装靴と、ポテンショメータを中心として、3軸性回転を許容する構造のゴニオメータとで構成されている。（以下、それぞれを足底部センサー、膝部センサーと呼ぶ）



第3.2.図　人工受容器の構造

足底部センサーとして、当初、靴内に挿入する中敷タイプのものを検討したが、足部と靴内との摩擦でスイッチの作動が不確実になりやすいため、靴底に直接スイッチを取り付け、外部をスポンジシートで被覆する構造とした。スイッチは土踏まずの部分を除き、踵、踏み返し部内・外側、前足部に各々4個ずつ配列されている。これらのスイッチの入力信号は、後述するように、それぞれ4グループにまとめられ処理される。

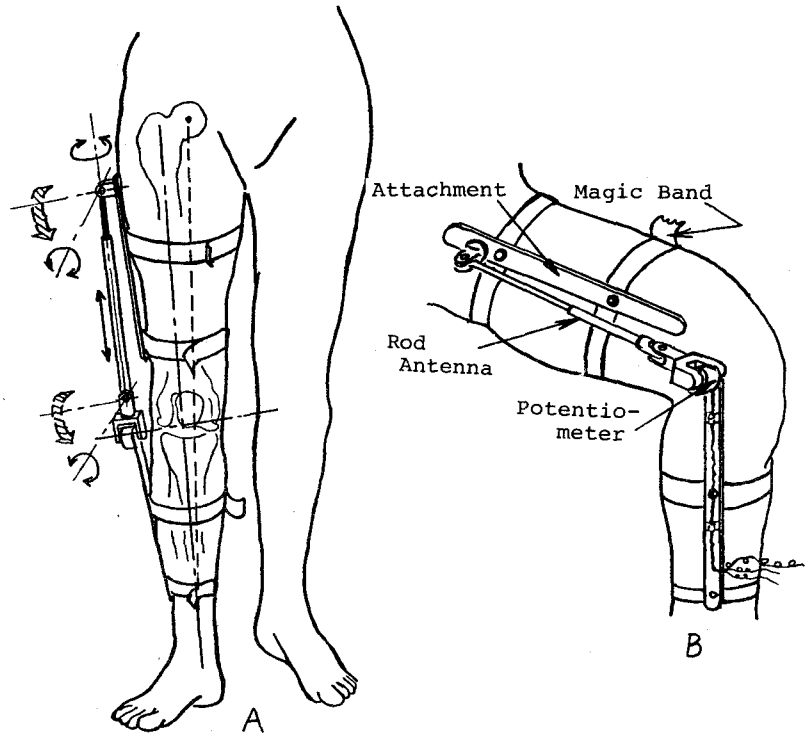
膝部センサーには、別途開発したゴニオメータを流用しており、これは生理膝の多軸性運動から屈伸運動成分のみを取り出せるようなフレキシブルな構造を有している。このため義足膝軸とポテンショメータ回転軸との偏心やオフセットの問題を生じることなく、容易に取り付けることができる。

開発したゴニオメータを健常肢膝部へ装着した状態を第3.3図に示す。

3.3.2　電気刺激条件と電極の配列法

既に、第2章で詳しく検討したことにより、下肢断端部への電気刺激の最適条件は明らかとなっている。その仕様条件を第3.1表に示す。

下肢断端部を刺激部位に選定した理由は、既に述べたように、感覚フィードバック情報を欠損肢本来の感覚ともっとも似通ったものとするには、これを下肢断端部へ伝達することが最適であると考えたからである。さらに義足ソケット内壁へ、電極を埋め込むことによって、義足の着脱が同時に行なえるなどの実利性も加味されるためである。



第3.3図　フレキシブルなゴニオメータ

第3.1表　義足感覚フィードバック装置の電気刺激条件

使用電極		脳波検定用、湿式表面、2点電極
電極配列条件		1対の電極中心間距離　20㎜
刺激波形		定電圧型矩形波
刺激条件	電圧	～67.5V
	周波数	10～300 pps（30、50、100、200）
	パルス巾	0.05～0.2 msec（0.1）

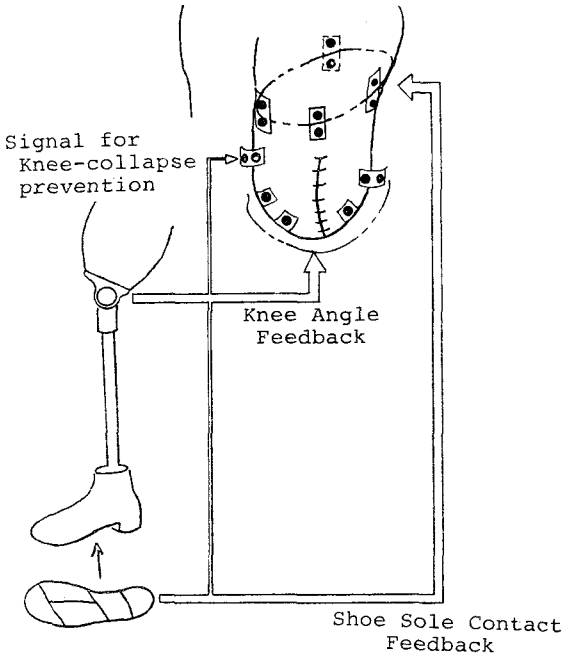
（　）内は主たる設定条件。

後述するように、本研究では、周波数次元で情報伝達量の拡大を計る方式を採用してはいるが、できる限り電極数の増加でまかなう方がより実際的であることはいうまでもない。このためフィードバック装置の回路構成の検討と並行して、電極の配列についても工夫した。電極の配列法については、第2章でも示したが、感覚フィードバック情報の種類と関連付けた電極の配列法を第3.4図に示す。

ここで、第3.4図を引用して感覚フィードバック系の機能を説明する。足底部センサーからの情報は、断端部4面に楕円状の断面曲線を描くように配列した電極へ、また膝部センサーからの

情報は、断端縫合部をはさみ直線列状に配列した電極へ、それぞれ伝達される。膝部センサー用電極の前方にある1対の電極には、膝折れ防止確認用の信号が伝達される。

足底部センサーからの情報のうち、踵部スイッチ群からの情報が大腿後面の電極対へ伝達され、以下同様に踏み返し部内・外側から大腿内・外側へ、前足部から大腿前面へと情報伝達がなされる。このため切断者は足底部センサーとの前後左右の対応がつけやすい。なお、各グループごとにスイッチの入力個数に応じ、刺激周波数は4段階に変調される。



第3.4図 義足感覚フィードバックの種類と電極の配列法

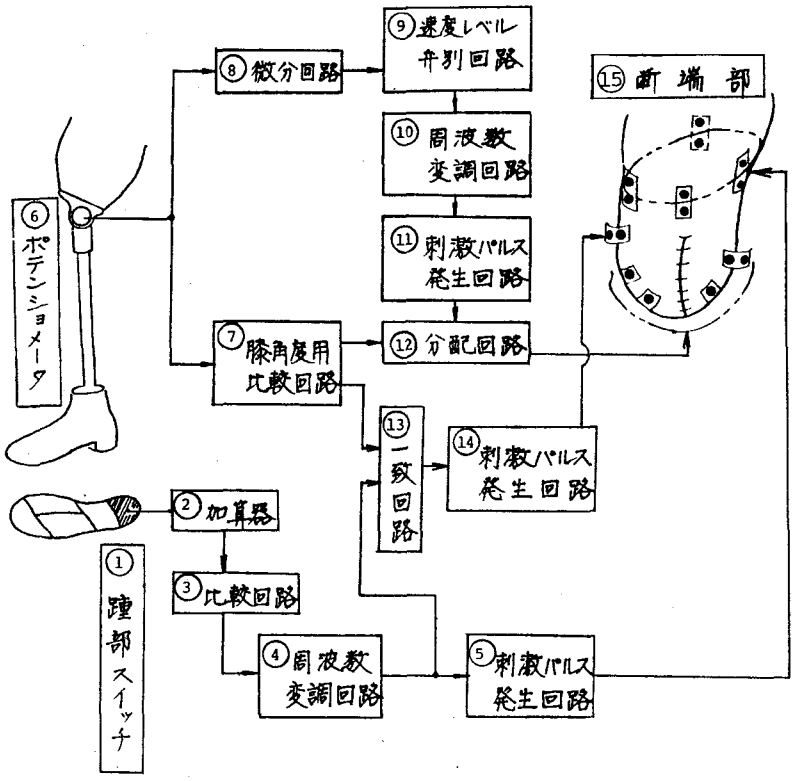
膝部センサーからの情報のうち、膝屈曲角度に関する情報は、刺激場所の移動により、角速度の符号に関する情報は、3段階の刺激周波数変調により、それぞれ伝達される。この方式では、膝屈曲角度の大きさそのものを刺激場所で検知でき、各電極対の間を刺激信号がスライドする感覚で角速度をも検知できること、などの特長を有する。さらに周波数次元の情報により、屈曲動作から伸展動作へと切り換わるタイミング（逆の場合も同様）が明確に検知できる。

なお、膝折れ防止確認用の刺激信号は後述する装置回路により、膝過伸展状態でしかも踵接地の状態にあるときに印加される。第3.4図の電極配列から明らかなように、切断者はこの信号を膝伸展位の延長として検知することができる。

3.3.3 感覚フィードバック系の構成

装置の全体構成を第3.5図に示す。装置の機能は前述したように、足底接地情報フィードバック系統（第3.5図、①～⑤）、膝角度情報フィードバック系統（同、⑥～⑫）、膝折れ防止確認信号系統（同、⑬⑭）に大別される。また、いずれの系統にも第3.1表で示した条件の電気刺激信号を発生する回路が含まれている。

足底接地情報フィードバック系統では、踵部についてのみ示してあるが、他の3グループについてもまったく同様である。まず、① 踵部スイッチ群の入力個数は② 加算器で電圧変換され③ 比較回路へ送られる。ここで基準設定電圧との比較により、4段階のうちのいずれかに弁別され



第3.5図　義足感覚フィードバック系の構成

た信号が出力される。ここでは踵部の中でどのスイッチが入力されたかを区別せず、スイッチの入力個数を問題としている。すなわち、踵部と地面との接触面積を接地圧力情報の代用としている。次に、④周波数変調回路は③比較器の出力信号を受けて、前もって4段階に設定されてある周波数条件のいずれかと同期したパルス信号を出力する。⑤刺激パルス発生回路では入力信号の周波数と同期し、パルス幅や電圧などの条件を整えた刺激パルス信号が創成され、これが⑮断端部へ印加される。

周波数条件を4段階に設定した根拠が、前3.4節の精神物理特性の測定結果にあることはいうまでもない。また第3.5図の装置においては、連続量としての情報を離散化して伝達する手法を随所に応用しており、その理由が単純明確なる情報感知を目的としたためであることは、前3.5節で述べた通りである。

膝角度情報フィードバック系統では、まず⑥ポテンショメータの出力電圧を⑦膝角度用比較回路と⑧微分回路の両方へ導いている。⑦膝角度用比較回路では、膝角度の可動域が任意の4領

域に区分される。すなわちここで3段階の基準電圧設定がなされる。ただし詳細は第3.4図の具体回路によるとしてこれとは別に、膝角度が過伸展位の近傍にあるかどうかの比較操作も行なわれる。よってこのための基準電圧が別途任意に設定される。⑦膝角度用比較回路からの出力のうち、4段階離散値信号が⑫分配回路へ、過伸展位判別信号が⑬一致回路へ送られる。

一方、⑧微分回路から出力される角速度情報は⑨速度レベル弁別回路へ送られる。ここで足底接地情報フィードバック系統と同様に、⑩周波数変調回路⑪刺激パルス発生回路を経て、3段階の速度レベルに対応した周波数条件の刺激パルス信号が⑫分配回路へ送られる。⑫分配回路では膝角度（の離散値）情報に対応して出力端子の切替えが行なわれる。

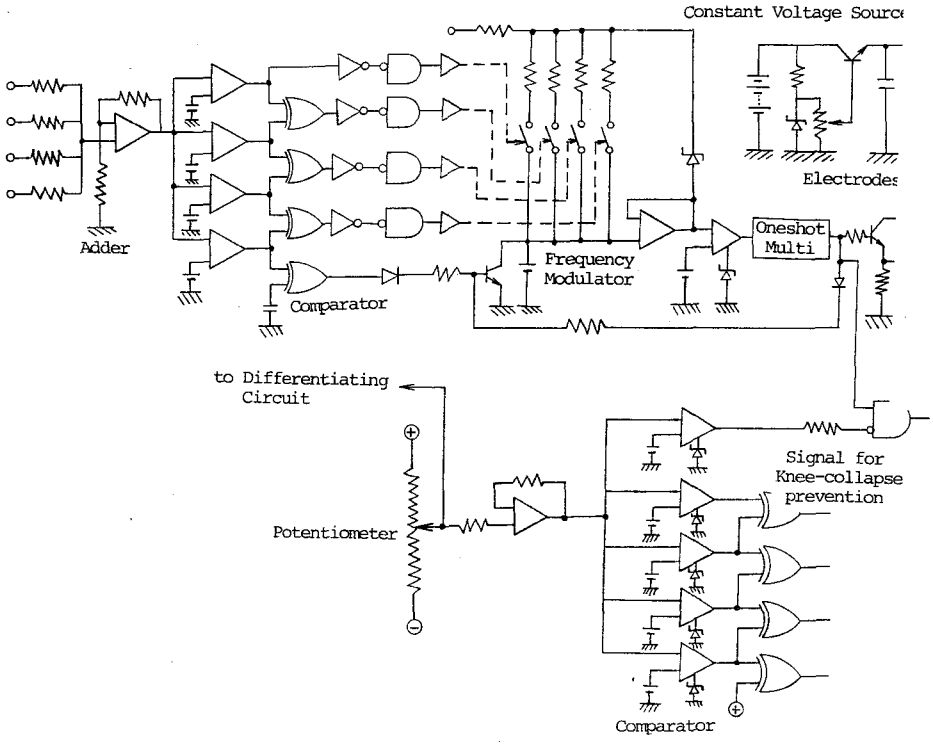
また、膝折れ防止確認信号系統では、足底踵部スイッチ信号と膝過伸展信号との論理和出力が⑬一致回路から⑭刺激パルス発生回路へと送られる。ここで本系統は、踵接地状態でありながら膝が過伸展位にない場合にのみ、やや強い刺激を印加する膝折れ警報信号発生回路を修正したものである。その理由は、一見同じことのようでも危険状態を警告することより安全であることを確認させる方が、切断者の心理的負担を軽減できることが確認されたためである。

3.3.4 電子回路

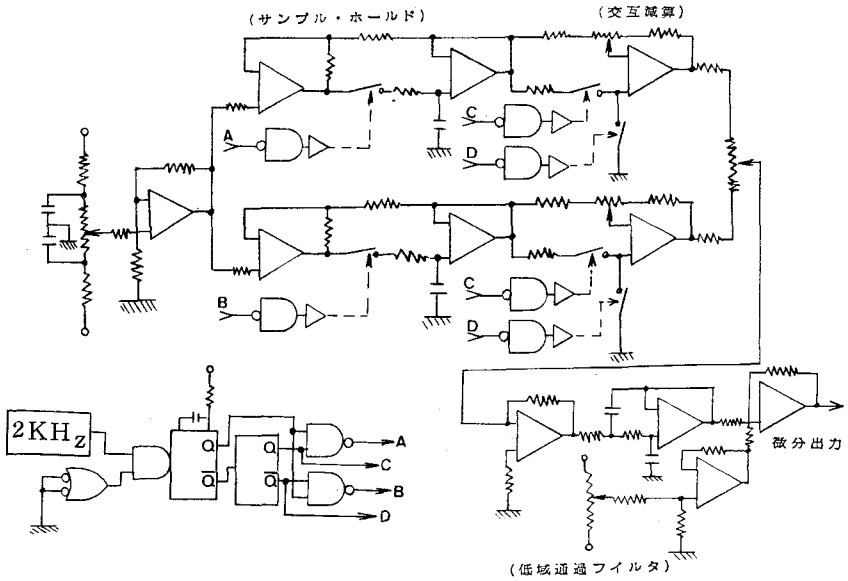
装置の具体回路の一部を第3.6図に示す。第3.6図の電子回路については多くの説明を必要としないであろう。第3.6図では第3.5図の全体構成図のうち、足底接地情報フィードバック系統（①～⑤、⑮）と、膝角度情報フィードバック系統の⑥、⑦、⑫、および膝折れ防止確認信号系統の⑬までを示してある。第3.5図の他のブロックについては、たとえば⑨は⑦、③などと、⑩は④と、⑪、⑭は⑤と同様の回路構成である。

第3.6図で踵部が非接地状態では、周波数変調器の積分コンデンサをトランジスタでクランプするため、周波数変調信号は出力されない。また刺激電圧調整部は定電圧安定化回路で構成されている。

なお、第3.5図⑧の微分回路は、前述したフレキシブルなゴニオメータと併せて開発したものである。この微分回路はポテンショメータ出力電圧を、サンプリング・ホールド回路を通し、その出力を交互減算する回路に導いた後、低域濾過フィルタを通して平滑化された微分出力を得る構成となっている。微分回路といえばＣＲ回路や微分トランスなどの方式が広く用いられてはいるが、これらの方式は一般に高速現象の記録などには適しているものの、低速現象を記録する場合、出力特性が不安定となるし、ノイズに乱されやすいなどの欠点を有する。人間の膝関節運動のような低速現象をノイズに乱されることなく、正確に記録することを目的として、本研究ではサンプリング・ホールド回路を用いた微分回路を設計した。微分回路構成を第3.7図に示す。



第3.6図 感覚フィードバック装置の電子回路図



第3.7図 微 分 回 路 図

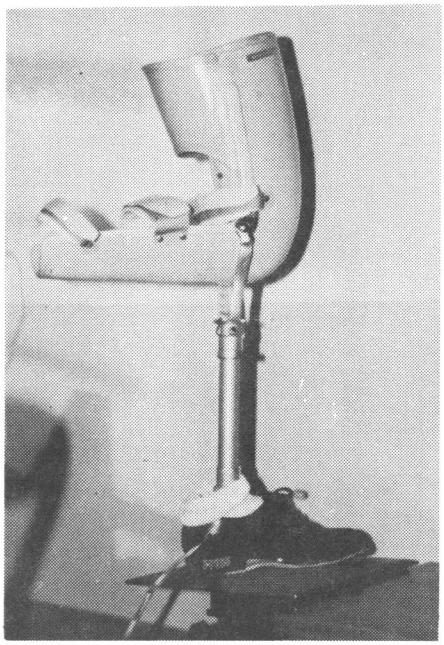
3.4　義足感覚フィードバック系の有効性に対する評価実験

以下3.4.1項では、装置の機能確認を含めた基礎的評価実験について、また3.4.2項では歩行時における感覚フィードバック系の有効性を確認するための総合的評価実験について報告する。

3.4.1　基礎的評価実験[5),6)]

(1)　実験用模擬膝義足の試作

長期間、同一義足を装着した切断者では"慣れ"の影響で、新しいタイプの義足に対し低い評価しか得られないという、S.Fishman[8)]の見解に従えば、義足歩行の未経験者で実験し、感覚フィードバック系の有無に対する評価を行なうことがもっとも客観的であるといえる。このような観点から第3.8図に示すように健常者が装着できる実験用の模擬膝義足を試作し、これを装着した被験者により評価実験を開始した。このことは自らを義足歩行者の立場にすえることにより、感覚フィードバック系の有効性をまずもって自覚的に評価することを意図したためでもある。



第3.8図　実験用模擬膝義足

(2)　足底感覚フィードバック系の評価

足底感覚の働きは、視覚に頼らずに足元の状態を判別し得ることであるといえよう。そこで足底感覚フィードバック系の有効性に対する基礎的評価実験として、第1に床面傾斜検知能力の測定を、第2に足元の物体の大小判別能力の測定を行なった。さらに被験者にとって足底感覚フィードバック系の存在は「安心して義足側へ体重をかける」ことを可能にすることが明らかとなったため、第3の評価実験としてピドスコープによる体重心バランスの測定をも行なった。

被験者は前述した模擬義足装着者が2名、切断者4名の計6名である。

1)　床面傾斜検知能力の測定

ウォーム・ホィール方式で0.1°の精度の傾斜角度を任意に設定できる傾斜板測定装置を製作し、これを用いて床面傾斜検知能力の測定を行なった。実験者が乱数表に従いランダムに角度設定をした踏板を被験者が踏み、その傾斜方向をいい当てるという測定実験を静止立位時の場合と、踏み越え時の場合について行なった。

視覚、聴覚などは遮断して測定実験を行なったことはいうまでもない。

さて問題は、測定データの整理法である。踏板の傾斜角度が小さい場合に、その傾斜方向を正しく言い当てるにもかかわらず、傾斜角度が大きい場合に傾斜方向を誤まったり、測定の都度、正答率が異なることは全被験者を通じ一様に認められたことである。そこで本研究では、J.P.Gilfordの精神測定法[9)]を参照し、その第1の方法で測定データを整理した。その具体的な方法は、測定実験で適用した傾斜角度の範囲（0～3°）を、正答数と誤答数の割合で比例配分して求めた角度を閾値角なる標価指標とするものである。

静止立位時と踏み越え時の測定実験の様子を第3.9図、第3.11図に、またそれぞれの場合の閾値角の算出結果を第3.10図、第3.12図に示す。ただし測定繰返数は5回とした。

まず第3.10図の静止立位時の場合、いずれの被験者でも足底感覚フィードバック有りでの閾値角が、フィードバック無しの場合の約半分に減少し、健常足靴履きに匹敵するところまで改善されていることが分かる。ただし、義足アライメントが鉛直で靴底と踏板の間に隙間ができるため、踏板傾斜の方向が分かるのではなく、あくまで一度おろした義足を断端部を介して揺り動かし、足底スイッチのON－OFF状況をサンプリングすることで、踏板傾斜の方向が判別されることを強調しておく必要があろう。

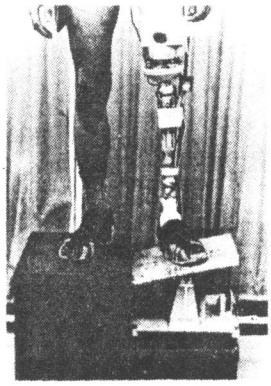
次に、第3.12図の踏み越え時の測定結果について検討する。探りの動作を許容する第3.9図のような静的な実験に対し、第3.11図のようなダイナミックな実験では、踏板に足を乗せる時間はごく短い。それにもかかわらず、第3.12図に示すように健常足での閾値の低下は認められていない。その理由は踵接地（heel contact）からつま先離れ（toe off）に至る不連続な接地状態が踏板傾斜の方向を探るための動作を形成しているからだと解釈されよう。このため義足歩行の場合でも足底感覚フィードバック有りで、閾値角の著しい減少が認められた。

2）物体の大小判別能力の測定

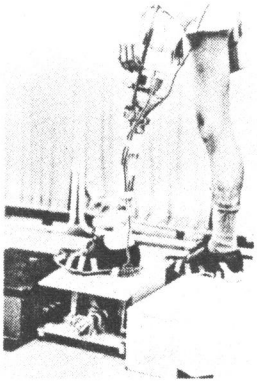
物体の大小判別能力の測定とは、同一厚さで直径の異なる3種類の円板を被験者が踏んで、その大小を判別する実験をいう。測定データを正解で2点、1ランクサイズの異なる解答（大⇄中、中⇄小）で1点、2ランク異なった場合（大⇄小）を0点として整理し、さらにその総合得点を実験繰返数で割った数値を評価指標とした。

結果の一例を第3.13図に示す。第3.13図で大、中、小の円板の直径は、靴底踏み返し部の幅が約90㎜であるという根拠に基ずいて決定した。足底感覚フィードバック系の有効性は第3.13図でも明確に認められ、特にフィードバック有りで2ランク異なる解答が無いことは注目に値しよう。

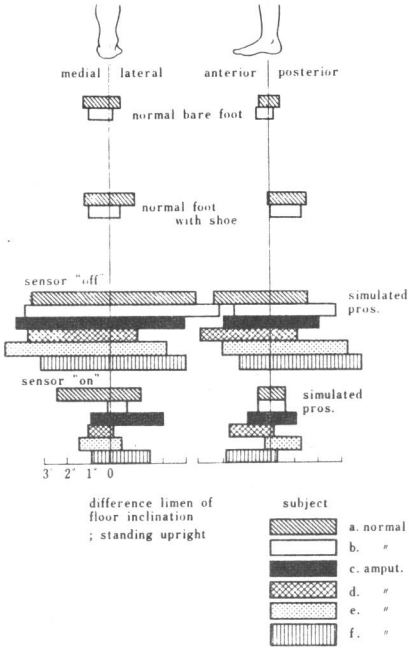
なお、6名の被験者全員の平均得点は、フィードバック無しで1.4であったが、フィードバック有りで1.8まで高められることが確認された。



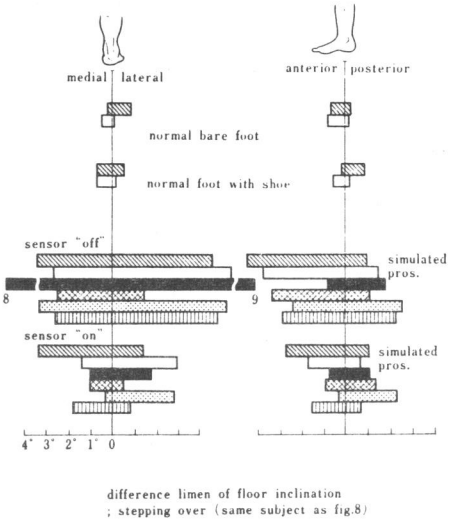
第3.9図　床面傾斜検知能力測定
（静止立位）



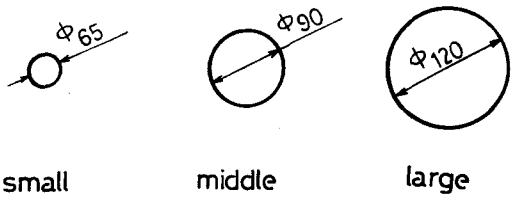
第3.11図　床面傾斜検知能力測定
（踏み越え時）



第3.10図　床面傾斜検出閾値
（静止立位）



第3.12図　床面傾斜検出閾値
（踏み越え時）



AMPUT. A

SENSOR OFF 1.43

S	L	M	M	M	O	O	L	O	O	O	13
M	L	L	O	O	L	O	O	O	O	S	15
L	O	O	M	M	M	O	O	O	S	O	15

SENSOR ON 1.83

S	O	M	O	O	M	O	O	O	O	O	18
M	O	O	S	O	S	S	O	O	O	O	17
L	O	O	O	O	O	O	O	O	O	O	20

AMPUT. B

SENSOR OFF 1.40

S	O	O	L	O	M	M	M	O	O	O	15
M	L	L	O	O	S	S	S	S	O	O	12
L	O	O	M	M	O	M	O	S	O	O	15

SENSOR ON 1.80

S	O	O	O	O	O	O	O	M	M	O	18
M	O	L	O	O	O	L	O	L	L	O	16
L	O	O	O	O	O	O	O	O	O	O	20

第3.13図　物体の大小判別能力測定結果

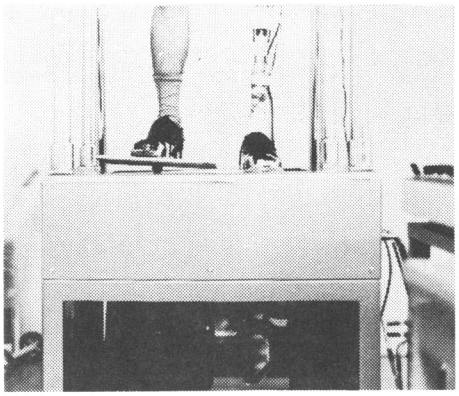
3）　体重心バランスの測定

既に述べたように、足底感覚フィードバック系の存在は「安心して義足側へ体重をかけられる」との感想を切断者から得ている。こういった定性的ではあるが、重要なる知見を定量的に検証するために行なった評価実験がピドスコープによる体重心バランスの測定である。

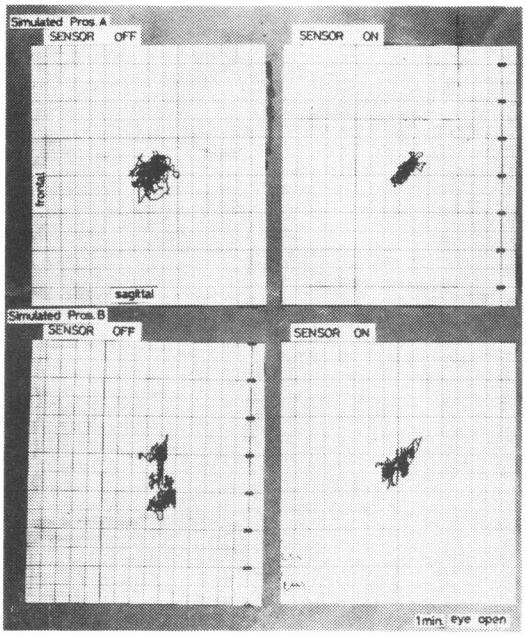
しかしながら、切断者は体重をほとんど健常足側へ与え、義足側を添えるような姿勢で初めて静止立位状態を維持できることが判明し、足底感覚フィードバックの有無による体重心バランスの差異を確認することはできなかった。

そこで第3.14図に示すように、健常足側を不安定なピボット支持の状態におき、手離し立位をかろうじて保持できる1分間の体の揺れを計測した。その結果、いずれの被験者でも足底感覚フィードバックの無い場合、体重心をむしろ不安定な状態にある健常足側へ残そうとしていることが判明し、足底感覚フィードバックを与えた場合に、初めてごく自然に義足側へ体重心を移向させる傾向が認められた。

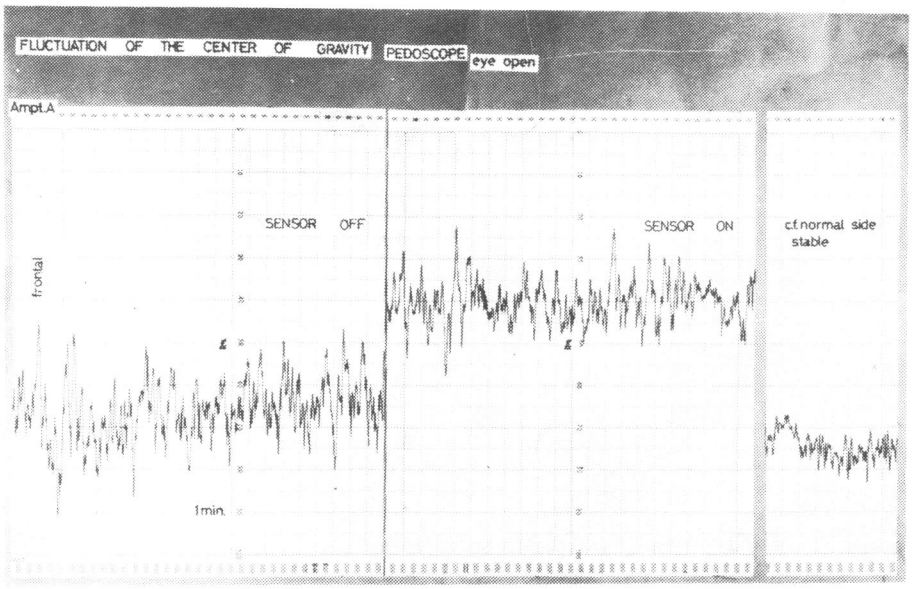
測定データの一例を第3.15図、第3.16図に示す。第3.15図ではフィードバック有りで前後・左右の体の揺れ（振幅）が減少していること、第3.16図ではフィードバック有りで体重心が義足側へ移向していることなどが確認される。



第3.14図　ピドスコープによる立位バランスの測定

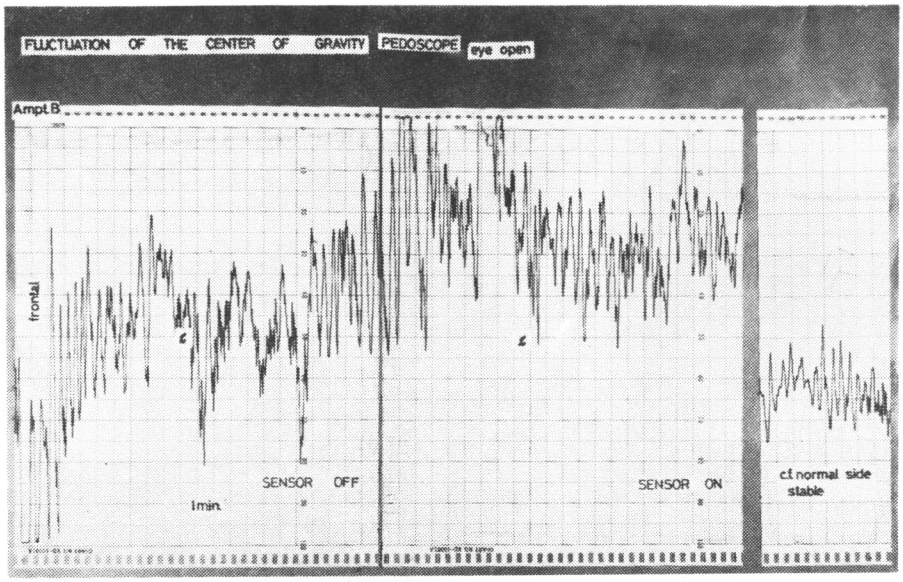


第3.15図　立位バランス測定結果　その1
（模擬義足装着者）



（A）被験者K．I．20才男子

第3.16図　立位バランス測定結果　その2

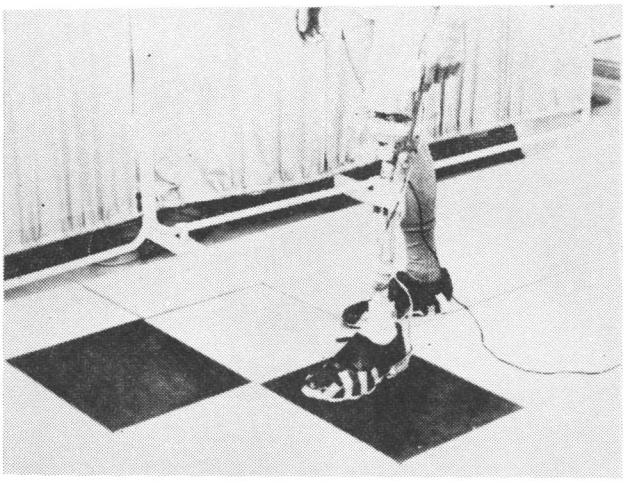


（B）被験者K.T.65才 男子

第3.16図 立位バランス測定結果 その2

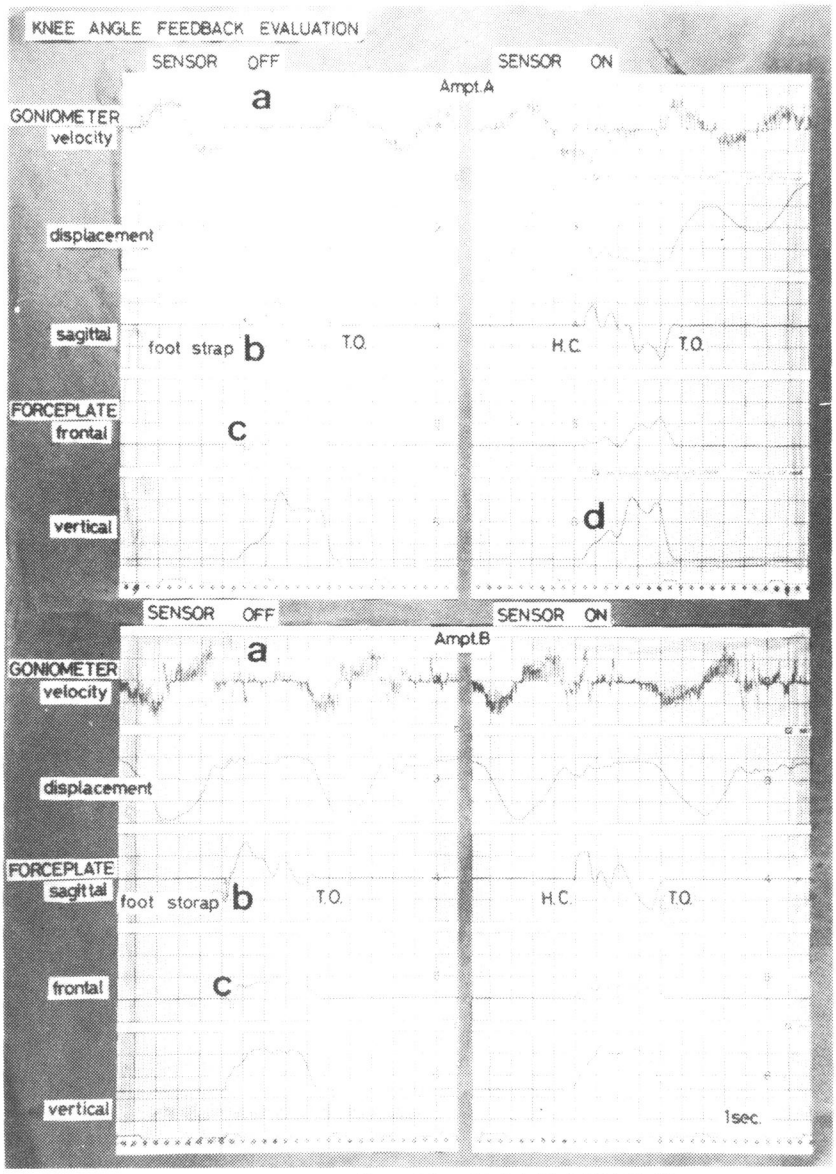
(3) 膝感覚フィードバック系の評価

足底感覚フィードバックが、義足側立脚期の運動制御に活かされるものであるのに対し、膝感覚フィードバックは遊脚期のそれに活用されるものであり、考えられる有効性は既に述べた通りである。膝の感覚フィードバックの効用は、遊脚期における滑らかな義足の振り出しにあるため、第3.17図に示すように床反力計（フォースプレート）とゴニオメータを用いた同時計測法により、遊脚期の膝の運動を観測し、ターミナルインパクトや叩き付け現象の発生いかんにとくに注目した。ここで膝部センサーをゴニオメータとしても併用した。測定結果の一例を第3.18図に示す。現用義足ではターミナルインパクトの発生に引き続いて叩き付けを行なう歩行が普通であり、測定結果にもこれが



第3.17図 床反力計とゴニオメータによる同時計測法

明確に現われるが、膝感覚フィードバックの使用により、これらの現象は軽減し滑らかな遊脚運動が得られることが確認された。なお、このような好ましい歩容の体得には、フィードバックを用いつつある程度の学習訓練期間を必要とすると考えられるが、現象的には感覚フィードバック使用後、数歩歩いただけで第3.18図のような結果が得られた。



第3.18図 叩き付け現象の軽減を示す測定結果

H.C. 踵接地　　T.O. つま先離れ

第3.18図は2名の切断者（上、下）について、膝感覚フィードバック系の無い場合（左上・

下）と、これを付与した場合（右上・下）の測定データを示したものである。膝感覚フィードバック系の無い現用義足の場合、膝角速度(a)、床反力前後方向成分(b)、床反力左右方向成分(c)にそれぞれ踵の叩き付け現象が記録されているが、膝感覚フィードバック系を付与した場合には消失していることが分かる。一方、膝感覚フィードバック系を付与した義足でも、歩行状態は必ずしも理想的に改善されているとは言い難い。たとえば切断者Aでは床反力垂直成分が階段状(d)になっており、踵接地後直ちには体重をかけていないことが分かる。その理由は以下のように説明される。一般に義足歩行では、膝インパクト音（振動）で過伸展を確認した後、踵を接地させているが、膝部感覚フィードバック系を付与すると、膝が伸展するや否や踵を接地させ、しかる後に断端部を引き締めて、膝過伸展状態を自ら作り出すといった挙動を示すようになる。この際、膝折れ防止確認信号もまた積極的に活用されていることはいうまでもない。すなわち遊脚期間の短縮や素早い着地動作といった膝感覚フィードバック系の有効性がもたらした副次的な影響を、切断者Aの床反力垂直成分(d)に見ることができる。

3.4.2 総合的評価実験[7)]

義足感覚フィードバック系の有効性は、歩行時に確認されなければならないことはいうまでもない。しかし切断者自身からは、本装置の使用で歩きやすくなるとの感想を得たものの、このような現象論的評価結果を定量的、他覚的に記述することは難しい。このため本研究では歩行の評価方法についても検討を加え、以下のような評価実験により本装置の有効性を確認した。

(1) 歩行状態の記述法と評価の方法[注4)]

まず歩行状態を特定の変数パラメータのみを用いて記述するものとし、これにはもっとも代表的でしかも数量的測定が容易な歩調（gait cadence）と歩幅（step length）とを選定する。これらの変数パラメータは第3.19図に示す実測値の統計量で表わされるものとする。これより歩行状態Gを次のような記法に従って記述する。

注4) ここで述べる方法は、後第6章で述べる方法と同一である。
歩行パターンの記述・評価法について6.2節では、さらに厳密な検討を加える。

$$G=(\tau_i)(V_{\tau i})(\eta_j)(v_{\eta j}) \qquad (3.1)$$

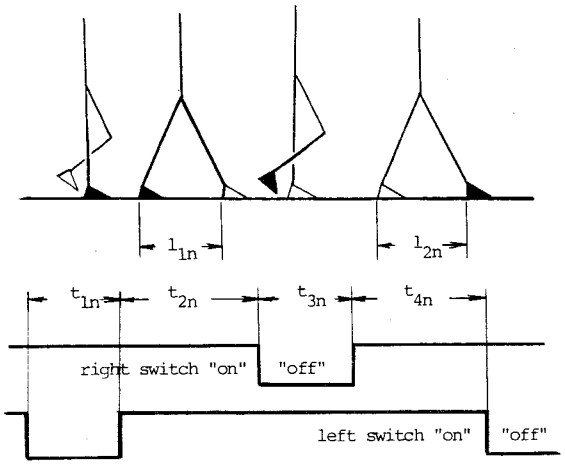
$$(i=1、2、3、4 \quad j=1、2)$$

ただし、測定歩行サイクル総数をNとして

$$\tau_i=\frac{1}{N}\sum_{n=1}^{N} t_{in} \quad , \quad \eta_i=\frac{1}{N}\sum_{n=1}^{N} l_{in}$$

$$v_{\tau i}=\frac{1}{N-1}\sum_{n=1}^{N}(t_{in}-\tau_i)^2 \ , \ v_{\eta j}=\frac{1}{N-1}\sum_{n=1}^{N}(l_{jn}-\eta_j)^2 \qquad (3.2)$$

とする。



第3.19図 歩行パターン記述のための変数パラメータ

一般に義足歩行の特徴は、健常足側に比べ義足側遊脚期間が非常に長く、義足側立脚期間が短いことである。義足側遊脚期間が長いのは、切断者が義足の遊脚運動を制御できないためであり、義足側立脚期間が短いのは、体重支持期の安定性が悪いためである。そこでこのような著しい非対称性を有する義足歩行状態を評価する指標には、まずもって左右の状態変数の対称性を選定する必要がある。本研究ではこれを

$$I_s = a_1 \frac{|\tau_1 - \tau_3|}{(\tau_1 + \tau_3)} + a_2 \frac{|\tau_2 - \tau_4|}{(\tau_2 + \tau_4)} + a_3 \frac{|\eta_1 - \eta_2|}{(\eta_1 + \eta_2)} \qquad (3.3)$$

のように表わす。ここで右辺各項の重み係数 a_i（ $i=1、2、3$ ）は、健常者18名を対象とした実測値から

$$a_1 = 5、\quad a_2 = 2、\quad a_3 = 30 \qquad (3.3)_2$$

と定める。

次に、歩行時の状態変数のバラツキで歩行状態を評価する手法についての妥当性が導かれていることから、さらに次式を評価指標に導入する。

$$I_v = \sum_{i=1}^{4} b_i \frac{(v_{\tau i})^{\frac{1}{2}}}{\tau_i} + \sum_{j=1}^{2} c_j \frac{(v_{\eta j})^{\frac{1}{2}}}{\eta_j} \qquad (3.4)$$

ここで重み係数 b_i（ $i=1、2、\cdots、4$ ）、 c_j（ $j=1、2$ ）は、先の健常者群での実測値から

$$b_1 = b_3 = 3、\quad b_2 = b_4 = 1、\quad c_1 = c_2 = 42 \qquad (3.4)_2$$

と定める。

なお、品質管理論での解析用X－R管理図法を人間の運動の評価法に応用し、運動パターンの定着状態を工程の統計的安定状態に対応させるといった独特の試みが W.E.Deming[10]により行なわれているため、本研究ではこの手法を歩行状態の改善経過の記録法に応用する。

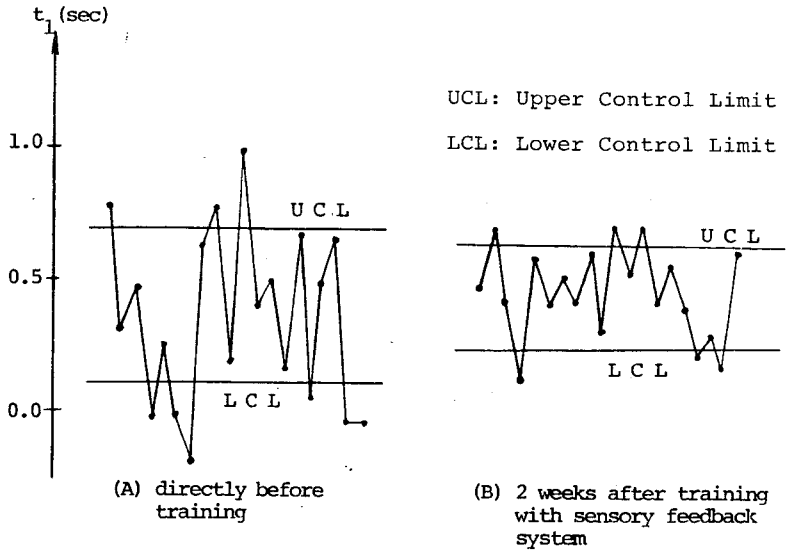
(2) 評価実験結果

切断手術後２ケ月の入院患者２名を対象とした実験結果の一例を第3.２０図に示す。第3.２０図では、歩行開始と終了時の各４サイクル分を除く２０歩行サイクルを測定対象とした。歩調に関する実測値は、足底部センサーのスイッチ信号をペン書きレコーダで記録することにより求め、歩幅の実測直はフットプリントから求めている。被験者はリハビリテーション歩行訓練中の患者であるが、本装置を使用しつつ１日１時間程の訓練を２週間継続した結果、第3.２１図(B)に示すごとく歩行状態の改善が認められた。ここで両名とも義足側遊脚期間 τ_3 の短縮と、健常足側遊脚期間 τ_1 の拡大および健常足踏み込み時の歩幅 η_1 の拡大などの傾向が認められ、各実測値のバラツキも一様に小さくなっていることが分かる。

Amputee (A)				Amputee (B)				
τ	V_τ	η	V_η	τ	V_τ	η	V_η	
0.406	0.095			0.450	0.102			
0.204	0.049	48.2	9.21	0.211	0.057	60.52	9.12	directly before Training
0.538	0.176			0.612	0.105			
0.173	0.182	56.2	7.99	0.184	0.092	67.77	8.13	
I_s=3.163, I_v=12.92				I_s=2.594, I_v=10.36				
0.420	0.067			0.453	0.069			
0.206	0.042	51.7	8.48	0.209	0.042	61.59	8.57	2 weeks after Training
0.441	0.096			0.604	0.101			
0.202	0.083	57.0	7.51	0.190	0.085	65.17	7.55	
I_s=1.604, I_v= 9.39				I_s=1.627, I_v= 9.60				

第3.２０図 訓練前後の歩行パターン

第3.２０図の切断者Ａについて、t_{in} の $\bar{X}$ 管理図の例を第3.２１図に示す。これから感覚フィードバック系を適用した切断者では歩行状態の改善が単に一時的なものではなく、体にしみついたもの、身をもって体得したものとして達成されていることが分かる。



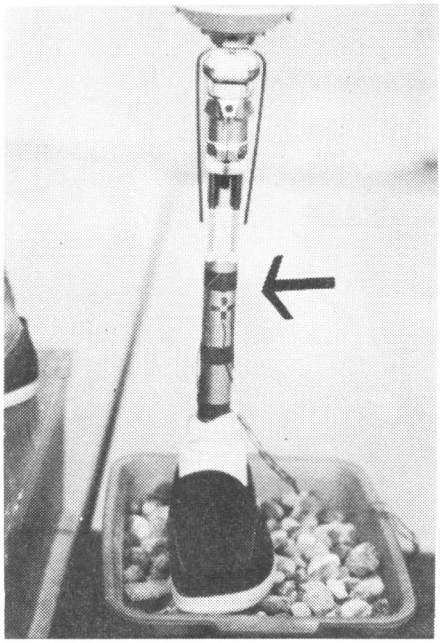
第3.２１図 歩行パターンの改善経過（$\bar{X}$ 管理図、サンプル数20、ロット数２０）

3.4.3　義足感覚フィードバック系の有効性に関する補足実験

―― 断端部固有感覚と足底感覚フィードバックの関連 ――

既に述べたように、現用義足サクションソケットと下肢断端部との接合部での固有感覚は、視覚とともに義足歩行時のもっとも重要な感覚である。前3.4.1項の(2)では、断端部固有感覚より足底感覚フィードバック系の方が、高度な情報識別が可能であることを確認したが、断端部固有感覚は一方では重要な役割を有している。たとえば現用義足装着者は、地面状態を義足側でも識別できると言われている。

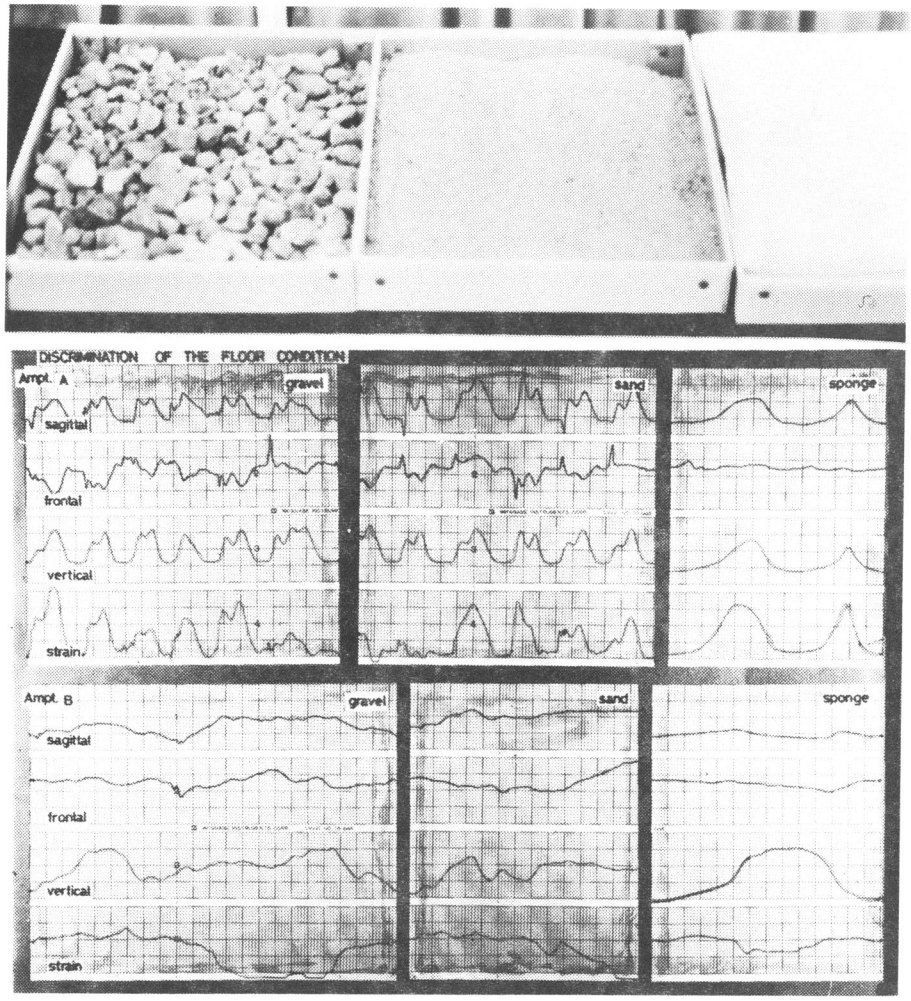
そこで本研究では、床面傾斜と物体の大きさに対する判別能力測定に補足して、小石、砂利、スポンジ、砂などの地面状態の識別能力の測定実験を行なった。その結果、現用義足装着者は視覚および聴覚を完全に遮断しても、これらの地面状態を完全に識別し得ることが確認された。ただし下腿シャフトが木製の義足を装着した切断者は、金属性シャフトの義足を装着した切断者より、識別能力が低下していることが確認された。このため「ズレ」を伴う地面状態では、義足内を伝播する振動成分を断端部で検知しているのではないかと考え、第3.2 2図のように義足下腿中央にストレインゲージを貼り付け、地面状態を識別中の歪波形を記録した。その結果第3.2 3図に示すように、各地面状態において固有の歪波形が記録され、推論の妥当性を確認することができた。



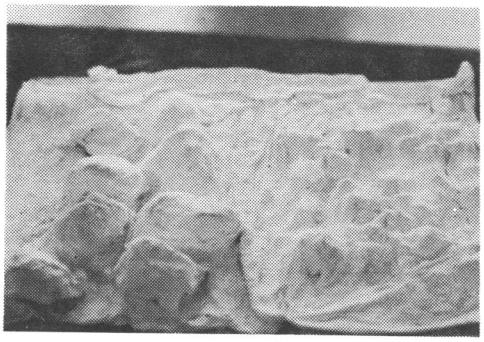
第3.2 2図　地面状態の識別実験

しかし、このような高度な識別ができるから足底感覚フィードバック系が不用であるとの解釈は当らない。試みに小石面をギプスで固定し、第3.2 4図のように「ズレ」を生じない状態におくと、その識別能力は非常に低下した。この場合、足底感覚フィードバック系を付与すると、これらの地面状態を識別できることが判明した。

よって義足足底感覚フィードバック系は、断端部固有感覚にとって替るべきものではなく、両者が互いに他を補完し合うところに意味があるといえよう。



第3.23図　地面状態識別中の振動歪波形（砂利、砂、スポンジ）



第3.24図　ギプス固定の小石、砂利面

3.5　お　わ　り　に

人間の運動制御系の中に組み込まれ、そのメカニズムの中で制御されることが、将来の義足のあるべき姿と考え、まず義足に感覚を与える試みに着手した。しかし義足の感覚フィードバック系とは、そのような義足の将来像を指向した試みだけに終るべきものではな

く、現用義足における諸問題を解決するためにも、きわめて有効な手段であるといえよう。

現用義足では、歩行時における転倒、膝折れなどの危険状態に対し、不確実な情報しか導かれていない。感覚フィードバック系の働きにより、切断者はこういった不安から解放され、安定限界をわきまえつつ効率的で安全な歩行を行なえるようになろう。

また、感覚フィードバック系が歩行訓練の際に有効であることは前述した通りである。しかし本装置の継続使用により、訓練で獲得した歩行パターンを持続させ、定着させることも可能であり、こちらにむしろ重要な意義を見出すことができよう。

このように本研究では、義手とは異なる立場から義足の感覚機能について考察し、開発した装置が臨床的応用価値の高いものであるとの見通しを得た。

まず基礎的評価実験では、簡単な実験項目を設定し、装置機能の有効性を個別具体的に確認した。しかしながら、基礎的評価実験の内容がケース・バイ・ケース的であるとか、実験結果が現象的なものに過ぎないとかいった解釈は当らない。義足感覚フィードバック系の有効性は、むしろ基礎的評価実験においてこそ浮き彫りにされたといってよい。

足底感覚フィードバック系の有効性に対する評価実験で確認された床面傾斜検知能力の向上、物体の大小判別能力の向上、義足側への体重負荷率増大などの結果は、切断者が生来持っていた時間差感覚、股関節運動感覚、平衡感覚を足底感覚情報で喚起してこそ初めて得られた結果である。義足足底に感覚を付与することは、欠損肢の感覚を補うことだけではなく、欠損肢と協調していた他の感覚を二次的に回復させる効果がある。

同様にして、膝感覚フィードバック系も義足膝運動自身の制御はもとより、股関節の運動制御に活用されていることが踵の叩き付け現象を抑制し得た理由である。足底感覚にしろ、膝感覚にしろ、切断者の潜在的な運動制御能力を復活させるためのものであり、義足自身の改造、改良のために付与されたものではない。このようなサイバネテカルな着想の妥当性を一つ一つ具体的な実験で確認したものが、基礎的評価実験の結果である。

次に、総合的評価実験では、感覚フィードバック系の有効性を歩行訓練を通じて歩容状態が改善されていく経過の中で確認した。とくに義足歩行状態を数量的・客観的に記述・評価する手法が確立されていない現状に注目し、独自の手法を考案して義足歩行状態を評価した。その結果、感覚フィードバック系を適用した切断者では、短期間の訓練で歩行状態を改善し、しかもその歩行状態を定着させ得ることが確認された。

義足の感覚フィードバック系とは、義足歩行のダイナミックを好ましい状態へと「変移」させ、その状態を「定着」させるところまで活用されなければならず、この主旨に沿ってこそ初めて義足に感覚を付与する意義も明らかとなる。[11)]

スイッチやポテンショメータで構成されている足底部センサーや膝部センサーを特に感覚受容器と呼んだ理由は、これらからの信号を切断者が運動制御のための情報として活用し得るからである。

人間の運動制御の立場からいえば、感覚情報とは受容器から上位脳への一方的な求心情報ではなく、上位脳から手・足への遠心情報を調節するもの、すなわち間接的な運動指令である。義足感覚フィードバック系とは、あくまで義足歩行動作を変移させるためのものであり「運動」に活かされるからこそ「フィードバック」なる制御用語を補足した。

なお、本章3.3.2、3.3.3項で述べている膝折れ防止確認信号系統については、その有効性を確認するための評価実験を行なわなかった。その理由は切断者がもっとも恐れている、膝折れ現象をひき起すような実験は許されないためである。しかし、現用義足歩行でのターミナル・インパクト、踵の叩き付けなどは、膝折れに対する不安から、切断者が故意に発生させている現象でもある。よって膝折れ防止確認信号系統は、心理的な不安感を除去している点で歩行パターンの改善に役立っている。

次に、義足感覚フィードバック系の限界を明らかにしておく必要がある。義足感覚フィードバック系は転倒を未然に防ぐ上で有効であっても、一度崩したバランスを挽回せしむる働きは持たない。この際、感覚フィードバック系の有無にかかわらず、切断者は転倒せざるを得ない。情報伝達がなされ、それを感知するという受動的要素を主体としたものが感覚フィードバック系である。

その情報をもとに切断者が即座に対処し得るには、本章の冒頭3.1節で述べた操作性を義足に与える必要がある。切断者の意志で制御できる操作性を義足に付与することにより、本章で述べた感覚フィードバック系の機能もさらに拡大されるであろうし、両者の相乗効果も期待できよう。

上記の結論は、後第5章で述べる筋電制御義足系開発のための序論でもある。

第4章　感覚義足系の歩容安定化に関する学習制御論的解析

Abstract

In this chapter, stability has been considered concerning prosthetic gait with the artificial knee-angle feedback system.

For biped gait, the swing leg has the more important role than the stance leg. But, in an above-knee prosthetic gait, learning control of a prosthetic knee is the most difficult task for amputee. Then, the swing motion was observed, and its performance was described with 4 parameters.

Based upon the theory of learning control, the simulated experiments were performed, assuming the process of the amputee's progress in his gait to be the optimal feedback gain adjusting process. Furthermore, stochastic fluctuation has been superposed on the model of this chapter, concidering the uncertainty introduced into gait state variable in each gait cycle.

From the simulated experiments stated above, the validity of our modeling and analysis were confirmed.

4.1　は　じ　め　に

前第3章では、義足の感覚フィードバック系を開発し、種々の評価実験を通じその有効性を確認するとともに、義足感覚フィードバック系が、リハビリテーション歩行訓練の中で、義足歩行のダイナミクスを変移させ定着させるところまで、活用されていることを示した。事実、義足感覚フィードバック系は、義足の運動制御を患者の運動制御機構の中で行わしめ、義足のみならず健常足側や体幹など、全身の運動をも変移させることを究極の目的として開発されたものである。

以上の見解を踏まえた感覚フィードバック系の意義は、しかしながら、ケース・バイ・ケースの臨床評価実験などで短兵急に実証されるものではなく、あくまで長期間のリハビリテーション歩行訓練を経て、初めて実証されるものであることは、第3章でも述べた通りである。それならば感覚フィードバック系の有効性を理論的に検証する場合には、人間の運動制御系が機械システムのそれと根本的に異なる点、すなわち訓練を通じ運動が習熟・上達するという学習制御の概念を導入する

必要があろう。

このような立場から本章では、膝関節部に感覚フィードバック機構を備えた義足の遊脚運動を対象にして、歩容安定化のための学習制御論的なシミュレーション解析を行なう。ここで特に遊脚運動のみに注目する理由は、義足側立脚期にバランスを崩しても他方の健常足側の着地いかんで体勢を挽回できるのに対し、義足遊脚運動の制御性の悪さはすべて転倒につながること、したがって2足歩行動作の安定化は主に遊脚の制御で実現されているという筆者の独自の主張に基ずく。ただし山下、[1] F.Gubina[2] などの2足歩行モデル解析は、遊脚の制御による歩行動作の安定問題を扱っている。

なお、本章では以上で述べたように、サーボ論的な意味での2足歩行動作の安定問題から出発し遊脚の制御の問題を扱うが、安定化の言葉をあくまで統計的学習制御の立場から歩行パターンの定着状態、すなわち歩容の安定化の意味で用いる。本章ではまず閉ループ制御系の一段上位に、フィードバックゲイン調整用のループを追加した階層制御を考え、歩行訓練による義足歩行の習熟過程を最適フィードバックゲイン調整法を用いてシミュレートする。次に、確率的なゆらぎをも含めたシミュレーション実験により、遊脚期にスムースな運動が得られるまでの過程について考察し、歩容安定に到達するまでの経過および歩容パターンの定着状態などの観察から理論モデルの妥当性を確認し、膝感覚フィードバックの有効性を理論的にも検証する。[3]

4.2 義足の遊脚運動の力学モデル

体幹（ボディ）を水平移動のみが可能な台車で、残存大腿部と義足を剛体二重振子で置き換えた第4.1図(b)のモデルで、大腿義足遊脚期の運動を解析する。各支点における摩擦および立脚（健常足）側の質量は無視し、運動を矢状面内に限定する。

第4.1図の記号を用い、モデルの運動エネルギーT、およびポテンシャルエネルギーUは、

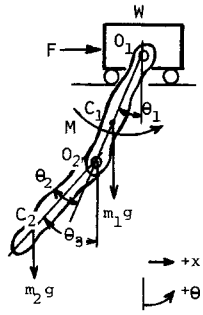
$$
\begin{aligned}
T = {} & \frac{1}{2} W \left(\frac{dx}{dt}\right)^2 + \frac{1}{2} I_1 \left(\frac{d\Theta_1}{dt}\right)^2 + \frac{1}{2} I_2 \left(\frac{d\Theta_3}{dt}\right)^2 + \frac{1}{2} m_1 \cdot \\
& \left\{ b_1^2 \left(\frac{d\Theta_1}{dt}\right)^2 + \left(\frac{dx}{dt}\right)^2 + 2 b_1 \left(\frac{d\Theta_1}{dt}\right) \left(\frac{dx}{dt}\right) \cos\Theta_1 \right\} + \frac{1}{2} m_2 \cdot \\
& \left\{ \ell_1^2 \left(\frac{d\Theta_1}{dt}\right)^2 + b_2^2 \left(\frac{d\Theta_3}{dt}\right)^2 + \left(\frac{dx}{dt}\right)^2 + 2 \ell_1 b_2 \left(\frac{d\Theta_1}{dt}\right) \left(\frac{d\Theta_3}{dt}\right) \cdot \right. \\
& \left. \cos(\Theta_1 - \Theta_3) + 2 \ell_1 \left(\frac{dx}{dt}\right) \left(\frac{d\Theta_1}{dt}\right) \cos\Theta_1 + 2 b_2 \left(\frac{dx}{dt}\right) \cdot \left(\frac{d\Theta_3}{dt}\right) \cos\Theta_3 \right\}
\end{aligned}
\qquad (4.1)
$$

$$
U = -m_1 g b_1 \cos\Theta_1 - (\ell_1 \cos\Theta_1 + b_2 \cos\Theta_3) m_2 g \qquad g\text{；重力加速度} \qquad (4.2)
$$

で与えられる。

normal leg; stance phase
prosthesis; swing phase

(a) 遊脚期の大腿義足



$W, m_{1,2}$=mass
$I_{1,2}$= moment of inertia
$C_{1,2}$=the center of gravity
$O_1C_1=b_1$ $O_2C_2=b_2$ $O_1O_2=l_1$

(b) 等価モデル

第 4. 1 図 遊脚義足の力学モデル

Lagrange関数L＝T－Uを用い

$$\frac{d}{dt}\left(\frac{\partial L}{\partial \dot{q}_i}\right)-\frac{\partial L}{\partial q_i}=Q_i \qquad (i=1、2、3) \tag{4.3}$$

$$Q_1=M(t) \qquad Q_2=0 \qquad Q_3=F(t)$$

$$q_i=\Theta_1 \qquad q_2=\Theta_3 \qquad q_3=X$$

よりモデルの運動は3本の非線形微分方程式で書き表わされる。ここで（Θ_1、Θ_3、Θ_1、Θ_3）≅（0、0、0、0）として微小線形近似を行ないXの微分項を消去すれば、$\Theta_3=\Theta_1+\Theta_2$より

$$b_{11}\frac{d^2\Theta_1}{dt^2}+b_{12}\Theta_1+b_{13}\frac{d^2\Theta_2}{dt^2}+b_{14}\Theta_2=-F^*(t)$$

$$b_{21}\frac{d^2\Theta_1}{dt^2}+b_{23}\frac{d^2\Theta_2}{dt^2}+b_{24}\Theta_2=-M^*(t) \tag{4.4}$$

$$b_{11}=b_{13}+m_2b_2(m_1\ell_2+W\ell_1-m_1b_1)$$

$$b_{12}=(m_1+m_2+W)m_2b_2g=b_{14}$$

$$b_{13}=(m_1+m_2+W)I_2+(m_1+W)m_2b_2^2$$

$$b_{21}=b_{23}+m_1m_2b_1b_2(\ell_2-b_1)-m_2b_2I_1$$

$$b_{23}=(m_1b_1+m_2\ell_1)I_2+m_1m_2b_1b_2{}^2$$

$$b_{24}=m_2b_2g(m_1b_1+m_2\ell_1)$$

$$M^*=m_2b_2M \qquad F^*=m_2b_2F \tag{4.4 $)_2$}$$

が求まる。ここで実時間 t (sec)に対し

$$\tau = \frac{t}{\sqrt{b_{11}b_{23} - b_{13}b_{21}}} \qquad (K_g{}^2 \cdot \sec^3 \cdot \sqrt{cm})^{-1} \qquad (4.5)$$

とおき $\frac{d^2}{d\tau^2}(\Theta_i) = \frac{1\ 1}{b_{11}b_{23} - b_{13}b_{21}} \cdot \frac{d^2}{dt^2}(\Theta_i) = \ddot{\Theta}_i \quad i = 1、2$ のように換算時間τに関する微分に“・”の記号を用いることにすれば(4.4)式は

$$\ddot{\Theta}_1 = -b_{12}b_{23}\Theta_1 + (b_{13}b_{24} - b_{12}b_{23})\Theta_2 + b_{13}M^* - b_{23}F^*$$

$$\ddot{\Theta}_2 = b_{12}b_{21}\Theta_1 + (b_{12}b_{21} - b_{24}b_{11})\Theta_2 - b_{11}M^* + b_{21}F^* \qquad (4.6)$$

のように表わされる。

なお、状態ベクトル**X**を

$$\mathbf{X} = (x_1, x_2, x_3, x_4)^T = (\Theta_1, \Theta_2, \dot{\Theta}_1, \dot{\Theta}_2)^T \qquad (4.7)$$

とすれば(4.6)式の状態マトリクス表示は

$$\mathbf{X} = \mathbf{A}\mathbf{X} + \mathbf{b}M^* + \mathbf{C}F^* = \mathbf{A}\mathbf{X} + \mathbf{D}\mathbf{u} \qquad (4.8)$$

$$\mathbf{A} = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 & 0 \\ -b_{12}b_{23} & 0 & b_{13}b_{24} - b_{12}b_{23} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \\ b_{12}b_{21} & 0 & -(b_{11}b_{24} - b_{12}b_{21}) & 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\alpha_1 & 0 & \alpha_3 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \\ \alpha_2 & 0 & -\alpha_4 & 0 \end{bmatrix} \qquad (4.8)_2$$

$$\mathbf{b} = (0, b_{13}, 0, -b_{11})^T = (0, \beta_1, 0, -\beta_2)^T$$

$$\mathbf{C} = (0, -b_{23}, 0, b_{21})^T$$

$$\mathbf{D} = (\mathbf{b}, \mathbf{C}) \qquad \mathbf{u} = (M^*, F^*)^T$$

となる。ただし$\alpha_i, \beta_j > 0$ ($i = 1,2,3,4 \quad j = 1,2$) である。

ここで、遊脚期義足の状態ベクトル**X**を有限時間内に任意の状態へ移せるかどうか、(4.8)式の系の可制御性を検討する。[4] 問題としている系は4次であるから

$$\mathrm{rank}\left[\mathbf{D}, \mathbf{AD}, \mathbf{A}^2\mathbf{D}, \mathbf{A}^3\mathbf{D}\right] = 4 \qquad (4.9)$$

が可制御のための必要十分条件である。4×8型の行列($\mathbf{D}, \mathbf{AD}, \mathbf{A}^2\mathbf{D}, \mathbf{A}^3\mathbf{D}$)の階数が5以上でないことは明らかであるが

$$\mathrm{Det}(\mathbf{b}, \mathbf{Ab}, \mathbf{A}^2\mathbf{b}, \mathbf{A}^3\mathbf{b})$$
$$= \{ \beta_1(\beta_1\alpha_2 + \beta_2\alpha_4) - \beta_2(\beta_1\alpha_1 + \beta_2\alpha_3) \}^2$$
$$= b_{12}^2 \ (b_{13} - b_{11})^2 (b_{13}b_{21} - b_{23}b_{11})^2 \neq 0$$

となり、行列〔 $\mathbf{b}, \mathbf{Ab}, \mathbf{A}^2\mathbf{b}, \mathbf{A}^3\mathbf{b}$ 〕の階数が4以上あることから、行列〔 $\mathbf{D}, \mathbf{AD}, \mathbf{A}^2\mathbf{D}, \mathbf{A}^3\mathbf{D}$ 〕の階数も4以上でなければならない。結局、

$$\mathrm{rank}\,[\mathbf{D}, \mathbf{AD}, \mathbf{A}^2\mathbf{D}, \mathbf{A}^3\mathbf{D}]$$
$$= \mathrm{rank}\,[\mathbf{b}, \mathbf{Ab}, \mathbf{A}^2\mathbf{b}, \mathbf{A}^3\mathbf{b} \vdots \mathbf{C}, \mathbf{AC}, \mathbf{A}^2\mathbf{C}, \mathbf{A}^3\mathbf{C}] = 4 \qquad (4.11)$$

であり、$M^*(\tau)$, $F^*(\tau)$ の適当な操作により義足の遊脚期中の制御は可能であるといえる。(4.11)式の結果は重要である。Activeな動力を持たないための限界があるにせよ、必要なタイミングで必要な位置へ義足を着地せしめるという遊脚制御の基本条件は満足され得ることが、可制御性の証明により明らかとなったわけである。もし、第4.1図の力学モデルが制御不能であるなららば、これに膝感覚フィードバック系を付与したところで、あまり意味がないといえよう。

4.3 制御対象の伝達特性

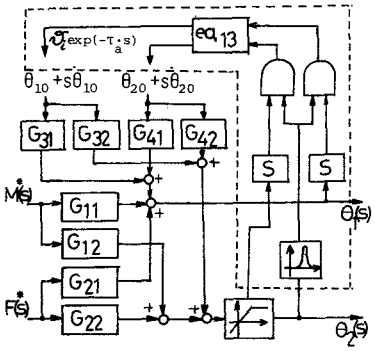
(4.6)式をラプラス変換したのち、$\Theta_1(S)$, $\Theta_2(S)$ について解くと、初期値を Θ_{10}, $\dot{\Theta}_{10}$, Θ_{20}, $\dot{\Theta}_{20}$ として

$$\Theta_1(S) = G_{11}M^*(S) + G_{21}F^*(S) + G_{31}(S\Theta_{10} + \dot{\Theta}_{10}) + G_{41}(S\Theta_{20} + \dot{\Theta}_{20})$$
$$\Theta_2(S) = G_{12}M^*(S) + G_{22}F^*(S) + G_{32}(S\Theta_{10} + \dot{\Theta}_{10}) + G_{42}(S\Theta_{20} + \dot{\Theta}_{20})$$

ただし、$G_{ij} = G_{ij}(S) \quad (i = 1, 2 \quad j = 1, 2, 3, 4)$ (4.12)

$$G_{11}(S) = \{ b_{12}S^2 + b_{12}(b_{11}b_{23} - b_{21}b_{13}) \} / Q(S)$$
$$G_{21}(S) = -\{ b_{23}S^2 + b_{24}(b_{11}b_{23} - b_{21}b_{13}) \} / Q(S)$$
$$G_{31}(S) = \{ S^2 + (b_{11}b_{24} - b_{12}b_{21}) \} / Q(S)$$
$$G_{41}(S) = (b_{13}b_{24} - b_{12}b_{23}) / Q(S)$$
$$G_{12}(S) = -\{ b_{11}S^2 + b_{11}(b_{11}b_{23} - b_{21}b_{13}) \} / Q(S)$$
$$G_{22}(S) = b_{21}S^2 / Q(S)$$
$$G_{32}(S) = b_{12}b_{21} / Q(S) \qquad (4.12)_2$$
$$G_{42}(S) = (S^2 + b_{12}b_{23}) / Q(S)$$
$$Q(S) = S^4 + (b_{11}b_{24} + b_{12}b_{23} - b_{12}b_{21})S^2 + b_{12}b_{24}(b_{11}b_{23} - b_{21}b_{13})$$

となる。(４.１２)式は第4.2図のような相互干渉系を構成するブロック線図で表わされる。



第4.2図　制御対象のブロック線図

なお、第4.2図の点線の枠内は遊脚期間中に義足下腿部が膝軸ストッパに突き当った場合の運動(terminal impact)を表わす機能的なブロック線図である。つま先離れ(toe off)の瞬間から τ_a(換算時間)後に、これが生じたとすれば、角速度$\Theta_1(\tau_a)$, $\dot{\Theta}_2(\tau_a)$は、それぞれ

$$\hat{\dot{\Theta}}_1=\frac{1}{A^2+AB+m_2\ell_1^2B}\left\{(A^2+AB-m_2\ell_1^2B)\dot{\Theta}_1(\tau_a)+2AB\times\dot{\Theta}_2(\tau_a)\right\}$$

$$\hat{\dot{\Theta}}_2=\frac{1}{A^2+AB+m_2\ell_1^2B}\left\{2(A+B)m_2\ell_1^2\cdot\dot{\Theta}_1(\tau_a)-(A^2+AB-m_2\ell_1^2B)\dot{\Theta}_2(\tau_a)\right\}$$

ただし、$A=I_1+m_1b_1^2$,　$B=I_2+m_2b_2^2$　　(4.13)

に瞬間的に変化する。

正常人の膝の伸展角は約180°程であるが、義足の膝軸角は180°以上の過伸展状態をとり、機械的ストッパによって体重支持立脚期の膝折れ(座屈)を防いでいる。過伸展角を第4.1図の座標でΘ_a(>0)とすれば

$$\Theta_{20}=\overline{\Theta}_2=\Theta_a=\max(\Theta_2)\qquad(4.14)$$

が成り立つ。ただし、$\overline{\Theta}_2$は(4.18)式で与えられる。

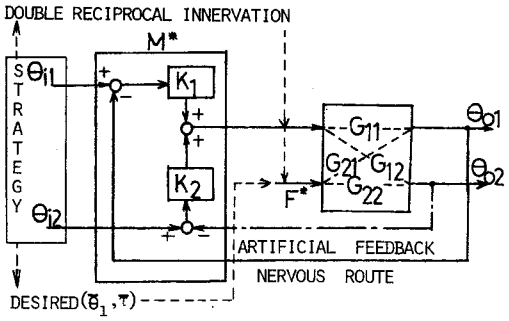
4.4　遊脚期義足の制御システム

第4.2図の制御対象を制御するためのループの設定が問題となるが、生体系における股関節角度のフィードバックループの具体的記述は困難である。ここでは第4.3図のような線形フィードバック制御系を仮定し以後の解析を行なう。同様にして義足の膝角度情報も求心的に脳に感知され、遠心性指令との比較演算は完璧に行なわれているものとみなす。

第4.3図で一点鎖線で示した径路が義足の膝関節Θ_2の(感覚)フィードバック径路であり、この径路の有無によるシステムの出力特性を論じることが本章の主題である。この結果は後、4.7.3項で詳述する。ただし第4.3図では、初期値や膝軸ストッパに関するブロックは、以後の計算に直接関係はないので省いてある。また体幹推進力F*(S)は歩幅に関する中枢指令(=Θ_{i1})や左右両脚の同期運動をつかさどる2重相反抑制支配的な働き(Double Reciprocal Innervation)

などと関連し、遊脚の運動とも決して無関係ではあり得ぬが、義足の遊脚状態を制御しうる程の効果は期待できないため、ここでは独立した外力とみなす。

第4.3図のシステム出力$\Theta_{01}(S)$，$\Theta_{02}(S)$は



第4.3図 制御システムのブロック線図

$$\Theta_{01}(S)=\frac{G_{11}K_1\Theta_{i1}(S)+G_{11}K_2\Theta_{i2}(S)}{R(S)}+\frac{\{G_2+K_2(G_{12}G_{21}-G_{11}G_{21})\}F^*(S)}{R(S)}$$

$$\Theta_{02}(S)=\frac{G_{12}K_1\Theta_{i1}(S)+G_{12}K_2\Theta_{i2}(S)}{R(S)}+\frac{\{G_{22}+K_2(G_{11}G_{22}-G_{12}G_{21}\}F^*(S)}{R(S)}$$

(4.15)

となる。ここで

$$R(S)=1+G_{11}(S)K_1+G_{12}(S)K_2 \qquad (4.15)_2$$

であり、$R(S)=0$ は閉ループ伝達関数の特性方程式である。

第4.3図が線形フィードバックシステムであるとの仮定から、K_1，K_2 はラプラス変換Sの多項式で表わされるが、出力$\Theta_{01}(S)$，$\Theta_{02}(S)$が像関数であるためにはK_1，K_2 はSの高々1次式でなければならず

$$K_1=k_1+k_2S$$
$$K_2=k_3+k_4S \qquad (4.16)$$

であり、K_1，K_2 は比例微分要素として表わされることが分かる。義足歩行時の床反力測定データ（第4.9図）から$F^*(S)$をランプ状の外力で表わし

$$F^*(S)=F_1^*/S^2-F_0^* \qquad (4.17)$$

とし、入力$\Theta_{i1}(S)$，$\Theta_{i2}(S)$はステップ関数として

$$\Theta_{i1}(S)=\overline{\Theta}_1/S$$
$$\Theta_{i2}(S)=\Theta_2/S=\Theta_a/S \qquad (4.18)$$

とする。

（4.16）、（4.17）、（4.18）式を（4.15）式に代入し、$G_{ij}(S)$（$i=1,2$ $j=1,2,3,4$）を$(4.12)_2$ 式にしたがって元に戻してやれば

$$\Theta_{01}(S)=\frac{\beta_{11}S^5+\beta_{12}S^4+\beta_{13}S^3+\beta_{14}S^2+\beta_{15}S+\beta_{16}}{S^2(S^4+\psi_1S^3+\psi_2S^2+\psi_3S+\psi_4)}$$

$$\Theta_{02}(S)=\frac{\beta_{21}S^5+\beta_{22}S^4+\beta_{23}S^3+\beta_{24}S^2+\beta_{25}S+\beta_{26}}{S^2(S^4+\psi_1S^3+\psi_2S^2+\psi_3S+\psi_4)} \qquad (4.19)$$

$$\beta_{11}=\Theta_{10}$$

$$\beta_{12}=b_{12}(k_2\overline{\Theta}_1+k_4\Theta_a)+b_{23}F_0^*-k_4(b_{11}\Theta_{10}+b_{13}\Theta_{20})+\dot{\Theta}_{10}$$

$$\beta_{13}=b_{12}(k_1\Theta_1+k_3\Theta_a)+k_4(b_{11}b_{23}-b_{21}b_{13})F_0^*+(b_{11}b_{24}-b_{12}b_{21})\Theta_{10}$$
$$+(b_{13}b_{24}-b_{11}b_{23})\Theta_{20}-k_3(b_{11}\Theta_{10}+b_{13}\Theta_{20})-k_4(b_{11}\dot{\Theta}_{10}+b_{13}\dot{\Theta}_{20})$$

$$\beta_{14}=(b_{11}b_{23}-b_{21}b_{13})\{b_{12}(k_2\overline{\Theta}_1+k_4\Theta_a)-F_0^*(k_3-b_{24})\}-b_{23}F_1^*$$
$$+(b_{11}b_{24}-b_{12}b_{21}-k_3b_{11})\dot{\Theta}_{10}+(b_{13}b_{24}-b_{12}b_{23}-k_3b_{13})\dot{\Theta}_{20}$$

$$\beta_{15}=(b_{11}b_{23}-b_{21}b_{13})\{b_{12}(k_1\overline{\Theta}_1+k_3\Theta_a)+k_4F_1^*\}$$

$$\beta_{16}=(b_{11}b_{23}-b_{21}b_{13})(k_3-b_{24})F_1^*$$

$$\beta_{21}=\Theta_{20}$$

$$\beta_{22}=-b_{11}(k_2\overline{\Theta}_1+k_4\Theta_a)-b_{21}F_0^*+k_2(b_{11}\Theta_{10}+b_{13}\Theta_{20})+\dot{\Theta}_{20}$$

$$\beta_{23}=-b_{11}(k_1\overline{\Theta}_1+k_3\Theta_a)+k_2(b_{11}b_{23}-b_{21}b_{13})F_0^*+b_{12}(b_{21}\Theta_{10}+b_{23}\Theta_{20})$$
$$+k_1(b_{11}\Theta_{10}+b_{13}\Theta_{20})+k_2(b_{11}\dot{\Theta}_{10}+b_{13}\dot{\Theta}_{20})$$

$$\beta_{24}=-(b_{11}b_{23}-b_{21}b_{13})\{b_{12}(k_2\overline{\Theta}_1+k_4\Theta_a)+k_1F_0^*\}+b_{21}F_1^*$$
$$+b_{12}(b_{21}\dot{\Theta}_{10}+b_{23}\dot{\Theta}_{20})+k_1(b_{11}\dot{\Theta}_{10}+b_{13}\dot{\Theta}_{20})$$

$$\beta_{25}=-(b_{11}b_{23}-b_{21}b_{13})\{b_{12}(k_2\overline{\Theta}_1+k_4\Theta_a)+k_2F_1^*\}$$

$$\beta_{26}=(b_{11}b_{23}-b_{21}b_{13})k_1F_1^*$$

$$(4.19)_2$$

$$\psi_1=b_{13}k_2-b_{11}k_4$$

$$\psi_2=b_{12}b_{23}+b_{11}b_{24}-b_{12}b_{21}+k_1b_{13}-k_3b_{11}$$

$$\psi_3=b_{12}(b_{11}b_{23}-b_{21}b_{13})(k_2-k_4)$$

$$\psi_4=b_{12}(b_{11}b_{23}-b_{21}b_{13})(b_{24}+k_1-k_3) \qquad (4.19)_3$$

が、それぞれ求まる。さらに（4.19）式の分母が

$$S^4+\psi_1 S^3+\psi_2 S^2+\psi_3 S+\psi_4=(S^2+2\eta_1 S+\omega_1)(S^2+2\eta_2 S+\omega_2) \qquad (4.20)$$

のように因数分解されるとすれば、（4.19）式はまた次のようにも表わされる。

$$\Theta_{01}(S)=\frac{\alpha_{11}S+\alpha_{12}}{S^2+2\eta_1 S+\omega_1}+\frac{\alpha_{13}S+\alpha_{14}}{S^2+2\eta_2 S+\omega_2}+\frac{\alpha_{15}}{S}+\frac{\alpha_{16}}{S^2}$$

$$\Theta_{02}(S)=\frac{\alpha_{21}S+\alpha_{22}}{S^2+2\eta_1 S+\omega_1}+\frac{\alpha_{23}S+\alpha_{24}}{S^2+2\eta_2 S+\omega_2}+\frac{\alpha_{25}}{S}+\frac{\alpha_{26}}{S} \qquad (4.21)$$

ここで、係数 α_{ij}（$i=1,2$　$j=1,2,\cdots\cdot,6$）は、（4.19）式の係数 β_{ij} と

$$(\beta_{ij})^T=\begin{bmatrix} 1 & 0 & 1 & 0 & 1 & 0 \\ 2\eta_2 & 1 & 2\eta_1 & 0 & \psi_1 & 1 \\ \omega_2 & 2\eta_2 & \omega_1 & 2\eta_1 & \psi_2 & \psi_1 \\ 0 & \omega_2 & 0 & \omega_1 & \psi_3 & \psi_2 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \psi_4 & \psi_3 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \psi_4 \end{bmatrix}\times(\alpha_{ij})^T=J\times(\alpha_{ij})^T \qquad (4.21)_2$$

なる関係で結ばれており、

$$(\alpha_{ij})=(J^{-1}(\beta_{ij})^T)^T \qquad (4.21)_3$$

として算出することができる。

（4.21）式を逆ラプラス変換して

$$\begin{aligned}\Theta_i(\tau)=&\,e^{-\eta_1\tau}\left\{\alpha_{i1}\cos\left(\sqrt{\omega_1-\eta_1^2}\cdot\tau\right)+\left(\frac{\alpha_{i2}-\alpha_{i1}\eta_1}{\omega_1-\eta_1^2}\right)\sin\left(\sqrt{\omega_1-\eta_1^2}\cdot\tau\right)\right\}\\&+e^{-\eta_2\tau}\left\{\alpha_{i3}\cos\left(\sqrt{\omega_2-\eta_2^2}\cdot\tau\right)+\left(\frac{\alpha_{i4}-\alpha_{i3}\eta_2}{\omega_2-\eta_2^2}\right)\sin\left(\sqrt{\omega_2-\eta_2^2}\cdot\tau\right)\right\}\\&+\alpha_{i5}+\alpha_{i6}\tau \qquad (i=1,2) \qquad (4.22)\end{aligned}$$

のように、出力$\Theta_1(\tau)$，$\Theta_2(\tau)$の時間応答が求まり、さらに（4.22）式をτで微分して$\dot{\Theta}_1(\tau)$，$\dot{\Theta}_2(\tau)$が

$$\dot{\Theta}_i(\tau)=e^{-\eta_1\tau}\{-\eta_1\alpha_{i1}\cos(\sqrt{\omega_1-\eta_1^2}\cdot\tau)-\alpha_{i1}\sqrt{\omega_1-\eta_1^2}\sin(\sqrt{\omega_1-\eta_1^2}\cdot\tau)$$

$$-\eta_1\left(\frac{\alpha_{i2}-\alpha_{i1}\eta_1}{\omega-\eta_1^2}\right)\sin(\sqrt{\omega_1-\eta_1^2}\cdot\tau)+\frac{(\alpha_{i2}-\alpha_{i1}\eta_1)}{\sqrt{\omega_1-\eta_1^2}}\cos(\sqrt{\omega_1-\eta_1^2}\cdot\tau)\}$$

$$+e^{-\eta_2\tau}\{-\eta_2\alpha_{i3}\cos(\sqrt{\omega_2-\eta_2^2}\cdot\tau)-\alpha_{i3}\sqrt{\omega_2-\eta_2^2}\sin(\sqrt{\omega_2-\eta_2^2}\cdot\tau)$$

$$-\eta_2\left(\frac{\alpha_{i4}-\alpha_{i3}\eta_2}{\omega-\eta_2^2}\right)\sin(\sqrt{\omega_2-\eta_2^2}\cdot\tau)+\frac{(\alpha_{i4}-\alpha_{i4}\eta_2)}{\sqrt{\omega_2-\eta_2^2}}\cos(\sqrt{\omega_2-\eta_2^2}\cdot\tau)\}$$

$$+\alpha_{i6} \qquad (4.23)$$

のように求まる。ただし（4.22）、（4.23）式において

$\omega-\eta^2=0$ のとき

$$\cos(\sqrt{\omega-\eta^2}\cdot\tau)\to 1$$

$$\frac{1}{\omega-\eta^2}\cdot\sin(\sqrt{\omega-\eta^2}\cdot\tau)\to\tau$$

$\omega-\eta^2<0$ のとき

$$\cos(\sqrt{\omega-\eta^2}\cdot\tau)\to\cosh(\sqrt{\eta^2-\omega}\cdot\tau)$$

$$\sin(\sqrt{\omega-\eta^2}\cdot\tau)\to-\sinh(\sqrt{\eta^2-\omega}\cdot\tau) \qquad (4.23)_2$$

のような操作を必要とする。

4.5 学習制御による最適パラメータ調整

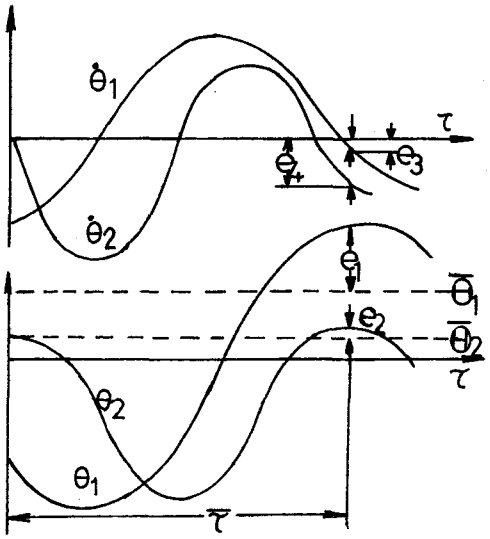
うまく歩くという指標にどのような変数を選定すればよいかは歩行の条件によっても異なろう。エネルギー消費を問題とするには、立脚側の運動が考慮されなければならない。ここで問題としている遊脚義足のスムースな振り出しとは、定められた時間$\bar{\tau}$に股関節角および膝関節角が目標値に一致し、その時の角速度が共にゼロになるよう遊脚期終了時の終端条件を備えることに他ならない。

（4.22）、（4.23）式の一般的な時間応答は、第4.4図で示される。

第4.4図において

$$\bar{\Theta}_1-\Theta_1(\bar{\tau})=e_1\ ,\quad \Theta_a-\Theta_2(\bar{\tau})=e_3$$

$$\dot{\Theta}_1(\bar{\tau})=e_2\ ,\quad \dot{\Theta}_2(\bar{\tau})=e_4 \qquad (4.24)$$



第4.4図　出力の時間応答と評価指数

とすれば、以上4つのパラメータで義足側遊脚期の終了時の状態を表わすことができる。ここで制御の指標として

$$e_1 = e_2 = e_3 = e_4 = 0 \qquad (4.25)$$

を選定すれば（4.25）式は、歩幅や歩行速度のいかんにかかわらず満足すべき一つの理想状態を示し、義足歩行特有の膝折れ、叩き付け歩行（接地期に踵を叩きつける歩き方）を防ぐための十分条件ともなる。逆に、現用義足における歩行では、（4.25）式を満すよう義用を振り出すことが困難であるため、義足側と健常足側とに関する歩幅、立脚遊脚相の比率などが、いずれも著しい非対称性を有する『跛行』しかできなかった、ということができよう。ここでフィードバックゲインおよび（4.24）式で与えられる指標のパラメータを

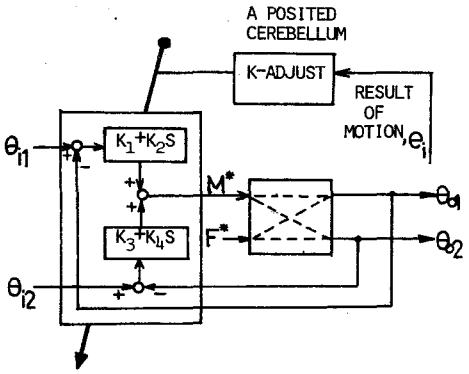
$$\mathbf{k} = (k_1, k_2, k_3, k_4)^T$$
$$\mathbf{e} = (e_1, e_2, e_3, e_4)^T \qquad (4.26)$$

のように列ベクトルで表わし、歩幅と速度に関する指令が $\bar{\Theta}_1$, $\bar{\tau}$ で与えられた時、$\mathbf{e} = \mathbf{O}$ とするように $\mathbf{k}$ を操作する問題を考える。

第4.4図で過渡応答の第1周期のみを問題とするような場合、従来の線形フィードバック理論では、一般的な解法が得られないのであり、（4.22）、（4.23）式を $(4.4)_2$ 式までさかのぼって取扱うことは解析を著しく煩雑なものとする。

一方、試行法で解を求める場合、学習制御論的検討が必要であるため、これによる最適パラメータの探索過程をリハビリテーション歩行訓練で安定な義足歩行を実現するまでの過程にあてはめるものとする。

すなわち、$\mathbf{e}$ と $\mathbf{k}$ を結び付けている関数形を推定しつつ、その関数形にしたがって $\mathbf{k}$ を調整決定していくような自律的機能を有するアルゴリズムを採用する。このためには、第4.3図の制御系の一段上位に、フィードバックゲイン調整用のループを追加した階層制御を考えなければならないから、最終的な制御システムの構成は第4.5図のように表わされる。



第4.5図　フィードバックゲイン調整ループを有する階層制御システム

第4.5図でK－ADJUST なるブロックが前述したアルゴリズムを実行する部分であり、この部分は人間の運動制御において推論されている小脳の機能を一部代行するものであるということができる。以下4.6節では、この仮想小脳部にて**k**を調整決定するための具体的なアルゴリズムを検討する。

4.6　最適条件探索のアルゴリズム

極値探索のみを目的とすればいくつかの方法が考えられ、例えば Box の山登り法[5)]では、次のような2次形式評価指数

$$PI=\sum_{i=1}^{4}\omega_i\, e_i^2 \qquad \omega_i\ ;\text{重み係数} \qquad (4.27)$$

を用い、ユークリッド空間、例えばR^4での極値をきわめる問題となる。このBox法では2^4型直交配列計画によって実験計画を組み、16歩行サイクル[注1)]ごとに始めて**k**の修正が行なわれる。また要素$\mathbf{k}_i$が互いに独立でなければならず、最適値（極値）への収束性は、勾配ベクトルにそって進む距離に依存する。

今の場合、歩行の1サイクルで4個の要素（e_i, $i=1,2,3,4$）が各々独立に得られ、しかも（e_i）の最適値はすべて既知であるから必ずしも評価指数を（4.27）式のように結びつける必要はない。よって、ここでは

$$PI_i=e_i \qquad (i=1,2,3,4) \qquad (4.28)$$

として4種の評価指数を独立な部分系と考えて並列的に取扱い、その各々が極値（＝0）に到達することを目標とする。

具体的には（k_i）と（e_i）との関係を線形回帰モデルで近似し、各サイクルごとに（e_i）＝（0）を満足する（k_i）を計算し、これを次歩行サイクルに用いることと合わせて、回帰モデルを逐次修正していく手法を採用する。

ここでnを歩行のサイクル番号（$n=1,2,\cdots\cdots,N$）とし、各サイクルごとの観測値e_{in}が次の形で表わされるものとする。

$$e_{in}=\lambda_{i1}k_{1n}+\lambda_{i2}k_{2n}+\lambda_{i3}k_{3n}+\lambda_{i4}k_{4n}+\lambda_{i5}+Z_{in}$$

注1）歩行の1サイクルとは、一方の足が着地した瞬間から同一の足が再び着地するまでの時間をいう。

$$=\sum_{\ell=1}^{4}\lambda_{i\ell}k_{\ell n}+\lambda_{i5}+Z_{in}\quad(n=1,2,\cdots\cdots,N)\qquad(4.29)$$

ただし、Z_{in}は互いに独立にN(0,σ^2)にしたがって分布する確率変数、$k_{\ell n}$はフィードバックゲインk_ℓの第nサイクル目に用いた値を表わす。

ここで

$$\tilde{\mathbf{e}}=(e_{in}),\quad \tilde{\mathbf{k}}=(k_{\ell n}),\quad \mathbf{Z}=(Z_{in})$$

$$\boldsymbol{\lambda}_1=(\lambda_{i\ell}),\quad \boldsymbol{\lambda}_2=(\lambda_{15},\lambda_{25},\lambda_{35},\lambda_{45})^T\qquad(4.30)$$

$$(i=\ell=1,2,3,4\qquad n=1,2,\cdots\cdots,N)$$

とすれば、(4.29)式は

$$\tilde{\mathbf{e}}=\boldsymbol{\lambda}_1\tilde{\mathbf{k}}+\boldsymbol{\lambda}_2+\mathbf{Z}\qquad(4.31)$$

と表わすことができる。これから$\boldsymbol{\lambda}_1$が正則であれば

$$\tilde{\mathbf{k}}=\boldsymbol{\lambda}_1^{-1}\tilde{\mathbf{e}}-\boldsymbol{\lambda}_1^{-1}\boldsymbol{\lambda}_2-\boldsymbol{\lambda}_1^{-1}\mathbf{Z}=\boldsymbol{\delta}_1\tilde{\mathbf{e}}+\boldsymbol{\delta}_2+\mathbf{Z}^*\qquad(4.32)$$

が求まり、(4.29)式と同様

$$k_{in}=\delta_{i1}e_{1n}+\delta_{i2}e_{2n}+\delta_{i3}e_{3n}+\delta_{i4}e_{4n}+\delta_{i5}+Z_{in}^*$$

$$=\sum_{\ell=1}^{4}\delta_{i\ell}e_{\ell n}+\delta_{i5}+Z_{in}^*\quad(n=1,2,\cdots\cdots,N)\qquad(4.33)$$

を仮定することができる。実験計画法における回帰モデルは、観測行列$\mathbf{e}$から、計画行列$\boldsymbol{\lambda}_1$, $\boldsymbol{\lambda}_2$を算出する(4.31)式が一般的であるが、これを逆変換した(4.32)式が、ここで取扱う小脳に写像された回帰モデルである。なお、(4.33)式におけるZ_{in}^*は、(4.29)式の仮定により独立にN(0, σ^{*2})にしたがって分布する確率変数となる。

ここで、$\delta_{i\ell}$(δ_{i5})の推定値を$d_{i\ell}$(d_{i5})とおくと、最小自乗推定は

$$Q_i=\sum_{n=1}^{N}(k_{in}-\sum_{\ell=1}^{4}d_{i\ell}e_{\ell n}-d_{i5})^2\qquad(4.34)$$

を最小にするよう$d_{i\ell}$, d_{i5}をきめることで求まり、$\dfrac{\partial Q_i}{\partial d_{i\ell}}=0$、または$\dfrac{\partial Q_i}{\partial d_{i5}}=0$より

$$\sum_{n=1}^{N}e_{\ell n}k_{in}=\sum_{m=1}^{4}d_{im}(\sum_{n=1}^{N}e_{\ell n}e_{mn})+d_{i5}\sum_{n=1}^{N}e_{\ell n}\qquad(4.35)$$

または

$$\sum_{n=1}^{N}k_{in}=\sum_{m=1}^{4}(d_{im}\sum_{n=1}^{N}e_{mn})+N\times d_{i5}\qquad(4.35)_2$$

を得る。

ここで、（4.35）、（4.35）$_2$ 式を一括して行列で表わすことを考え

$$\mathbf{d}=(d_{i\ell}),\quad \tilde{\mathbf{k}}=(k_{in})$$

$$\tilde{\mathbf{e}}^{*}=\begin{bmatrix} e_{11} & e_{12} \cdots\cdots\cdots\cdots & e_{1N} \\ e_{21} & e_{22} \cdots\cdots\cdots\cdots & e_{2N} \\ e_{31} & e_{32} \cdots\cdots\cdots\cdots & e_{3N} \\ e_{41} & e_{42} \cdots\cdots\cdots\cdots & e_{4N} \\ I & I \cdots\cdots\cdots\cdots & 1 \end{bmatrix}=\begin{bmatrix} \tilde{\mathbf{e}} \\ \cdot\cdot \\ 1,1,\cdots 1 \end{bmatrix} \qquad (4.36)$$

とすれば、結局（4.35）、（4.35）$_2$ 式は

$$\tilde{\mathbf{e}}^{*}\tilde{\mathbf{k}}^{T}=\tilde{\mathbf{e}}^{*}\,\tilde{\mathbf{e}}^{*T}\mathbf{d}^{T} \qquad (4.37)$$

と表わされる。ここで、$\tilde{\mathbf{e}}^{*}\,\mathbf{e}^{*T}$ が正則であれば

$$\mathbf{d}=\left\{(\tilde{\mathbf{e}}^{*}\tilde{\mathbf{e}}^{*T})^{-1}\,\tilde{\mathbf{e}}^{*}\tilde{\mathbf{k}}^{T}\right\}^{T} \qquad (4.38)$$

として、（4.33）式の係数（$\delta_{i\ell}$）、または（δ_{i5}）の最小自乗推定値が求まる。（4.33）、（4.36）、（4.38）式より

$$\tilde{\mathbf{k}}=\mathbf{d}\tilde{\mathbf{e}}^{*} \qquad (4.39)$$

すなわち、要素の形で表示すれば

$$\begin{bmatrix} k_{11} & k_{12} \cdots k_{1N} & k_{1(N+1)} \\ k_{21} & k_{22} \cdots k_{2N} & k_{2(N+1)} \\ k_{31} & k_{32} \cdots k_{3N} & k_{3(N+1)} \\ k_{41} & k_{42} \cdots k_{4N} & k_{4(N+1)} \end{bmatrix}=\begin{bmatrix} d_{11}\cdots\cdots d_{15} \\ d_{21}\cdots\cdots d_{25} \\ d_{31}\cdots\cdots d_{35} \\ d_{41}\cdots\cdots d_{45} \end{bmatrix}\begin{bmatrix} e_{11} & e_{12}\cdots\cdots e_{1N} & e_{1(N+1)} \\ e_{21} & e_{22}\cdots\cdots e_{2N} & e_{2(N+1)} \\ e_{31} & e_{32}\cdots\cdots e_{3N} & e_{3(N+1)} \\ e_{41} & e_{42}\cdots\cdots e_{4N} & e_{4(N+1)} \\ 1 & 1 \cdots\cdots 1 & 1 \end{bmatrix} \qquad (4.40)$$

が得られる。

したがって、（N＋1）サイクルめに採用すべきフィードバックゲインの値は、（4.40）式で $e_{i(N+1)}=0$ とおき

$$k_{i(N+1)}=d_{i5} \qquad (i=1,2,3,4) \qquad (4.41)$$

で与えられることになる。以上が本研究で考案した仮想小脳部でのアルゴリズムである。

なお、歩行サイクル数Nの増加にともなって（4.40）式の列次元はどんどん増大してしまうが、超曲面（**e**と**k**との非線形的な関数関係）を超平面（**e**と**k**との線形回帰モデル）で近似している以上、データの蓄積はそれ程多くを必要とはしない。よって新しく1組の $k_{i(N+1)}$, $e_{i(N+1)}$

が求まるごとに、先頭の1列のデータ k_{i1}, e_{i1} を消し去るいわばN重マルコフ性を仮定する。また運動中に（4.13）式で示す terminal impact を生じた場合、（4.24）式の評価指数を修正しなければならないが、これが生じた時期 τ_a と、この時の角速度 $\dot{\Theta}_2(\tau_a)$ は膝感覚フィードバックとして検出できる情報であり、第4.6図に示す擬似観測値

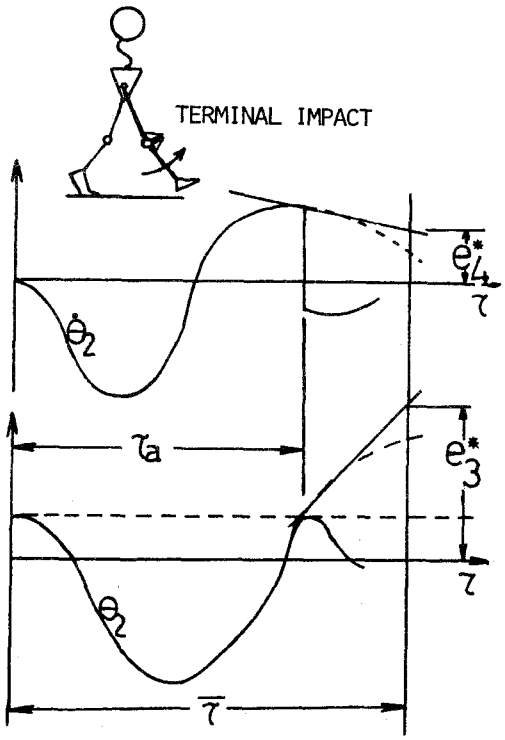
$$e_3^* = (\bar{\tau} - \tau_a) \cdot \dot{\Theta}_2(\tau_a)$$

$$e_4^* = C_1(\bar{\tau} - \tau_a) + \dot{\Theta}_2(\tau_a) \qquad (4.42)$$

を用いて、次サイクルの k_i を求めることが可能である。ここで C_1 は

$$C_1 = \mathrm{sgn}\ (\dot{\Theta}_2(\tau_a)) \qquad (4.42)_2$$

とし、e_1, e_2 については、1サイクル手前の値が流用されるものとする。



第4.6図　ターミナルインパクトと擬似評価指数

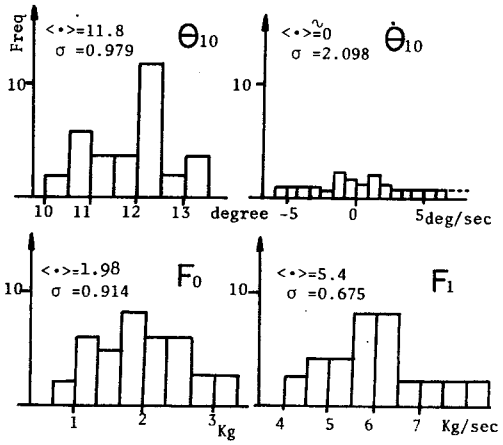
4.7　シミュレーション実験

4.7.1　初期値と外力の決定[5)]

2足歩行時の下肢の運動が、各サイクルごとにバラツキを有することはよく知られている。したがってシミュレーション実験では、初期値や外力を確率変数として取扱わなければならない。

第4.7図は義足側遊脚運動開始の際の股関節角度 Θ_{10} と角速度 $\dot{\Theta}_{10}$ および床反力 F_0, F_1（（4.17）、（4.44）式参照）を各々35サイクル実測して求めたヒストグラムであり、その母集団分布にはいずれも正規分布を仮定する。

そこで、次に示す Z_{y1} と Z_{y2} を用い、第4.7図の＜・＞を母平均 μ_y, σ_y を標準偏差とする正規乱数の値を各サイクルごとの初期値や外力とみなし、確率的なゆるぎをも含めた条件の下で、前4.5、4.6節の学習制御モデルのシミュレーション実験を行なうことにする。



第4.7図　初期値と外力のヒストグラム（実測値）

$$Z_{y1}=\sigma_y\cdot(-2\,\ell og\ u_1)^{1/2}\cdot\cos 2\pi u_2$$

および

$$Z_{y2}=\sigma_y\cdot(-2\,\ell og\ u_1)^{1/2}\cdot\sin 2\pi u_2 \qquad (4.43)$$

ここで、u_1，u_2；（0，1）間で互いに独立な一様乱数

σ；第4.7図の実測データの標準偏差

y；Θ_{10}，$\dot{\Theta}_{10}$，F_1，F_0 に関する識別記号

ただし、（4.4）$_2$，（4.5）式より、床反力データは次のように換算した値

$$F_0^*(<\cdot>,\sigma)=m_2 b_2 F_0(<\cdot>,\sigma)$$

$$F_1^*(<\cdot>,\sigma)=\frac{m_2 b_2}{\sqrt[3]{b_{11}b_{23}-b_{13}b_{21}}}\times F_1(<\cdot>,\sigma) \qquad (4.44)$$

を用いる。また（4.14）式で示したように、義足側遊脚運動開始期の義足膝関節については常に

$$\Theta_{20}=\Theta_a$$

$$\dot{\Theta}_{20}=0 \qquad (4.45)$$

が成り立っている。

4.7.2　安定性への収束の判定

初期値と外力が正規分布にしたがう確率変数である以上、（4.19）～（4.23）式で示した β_{ij}，α_{ij}，したがって $\Theta_i(\tau)$，$\dot{\Theta}_i(\tau)$ も、さらには（4.24）式の評価指数 e_i も、正規分布にしたがう確率変数となる。線形回帰モデル式導出の際の（4.29）式での確率変数 Z_{in} がこれに相当する。

それならば、評価指数 e_i のどのような状態をもって、リハビリテーション歩行訓練、すなわち本章で論じている学習制御の終了とみなすのか、言い換えると計算機シミュレーションのストッピングルールをどのように決定すべきかが問題となろう。

e_i が確率変数であるとは、e_i の値そのもののゼロへの接近精度ばかりでなく、e_i があるバンド幅に納まるといった一様性をも考慮しなければならぬことを意味している。このことはまた k_i の調整をこれ以上繰返しても、もはや e_i の修正が抜本的にはなされ得ないといった限界(幅)をまず算出し、その限界（幅）をストッピングルールに採用すべきであることを意味している。

したがって、第3章の3.4.2項で論議した、解析用$\overline{X}-R$管理図法を再度運用することが必要となる。まず、n'サイクル分の歩行により、n'組のe_i　すなわち観測データe_{in}（$i=1,2,3,4$　$n=1,2,\cdots\cdots,n'$）を元にして、ロット数n'大きさ4の管理限界幅を算出することができる。次にn'サイクルに先立つことmサイクルの時点からの、すなわち（$n'-m$）サイクルめ以降のe_iの平均値とバラツキとが、この管理限界内に入り続けるならば、ここでシステムが「統計的安定状態」に入ったと判定することができる。よって

$$n_c=n'-m \quad (\text{サイクル}) \qquad (4.46)$$

がリハビリテーション歩行訓練の終了であるが、この判定を下せるのは、さらにmサイクルの歩行を継続した後である。なお管理図法作成には最底ロット数が20程度必要であることが分かっている。[5] よって$n'\geq 20$を満す条件として、ここでは$m=20$を採用する。

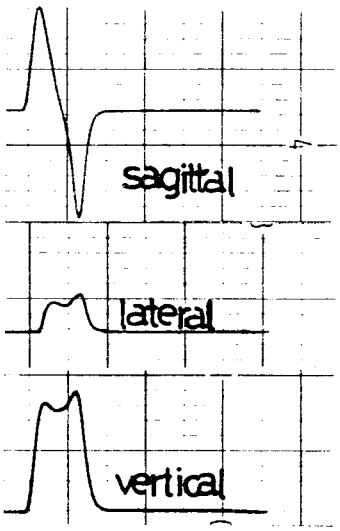
以上を総合して、シミュレーション実験で検討すべきことは、4.3節第4.3図の一点鎖線で示される膝感覚フィードバック径路の有無により、歩容安定に到達するまでの期間、n_cサイクルや求まる管理限界幅がどのように異なるかについてである。しかし（4.40）式の記憶容量Nサイクルや（4.46）式のmサイクルをいろいろ変えて、結果を比較検討することはあまり意味がないであろう。

4.7.3　シミュレーション方法と結果

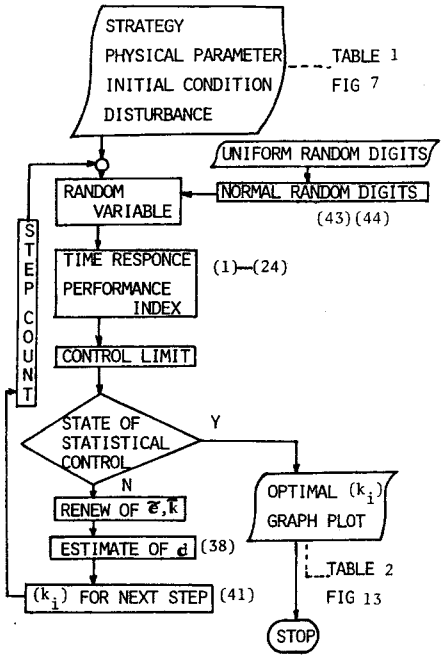
第4.8図に計算のフローチャートを示す。第4.8図で各ブロックに付記した（43）、（44）TABLE2，FIG3　などは本章における（4.43）、（4.44）式、第4.2表、第4.13図に相当する。

また、第4.9図は、（4.3）式のF(t)がランプ状の外力であることを示す床反力データである。（（4.17）式参照）

なお、計算に用いた数値のうち、残存大腿部に関するもののみ文献[6]による推定値で代用したが、他はすべて実測値であり、制御方策（Strategy）としての$\overline{\Theta}_1$、$\overline{\tau}$もまた健常者の歩容での一般的な値を選定した。その具体的数値を第4.1表に示す。



第4.9図　床反力測定データ



第4.8図　計算のフローチャート

第4.1表　シミュレーションで用いた数値パラメータ

MASS Kg.sec^2/cm	m_1 0.0051	m_2 0.0016	W 0.0408
LENGTH cm	b_1 21.65	b_2 33.0	l_1 50.0
MOMENT OF INERTIA Kg.cm.sec^2	I_1 1.006	I_2 0.469	
Initial ANGLE rad	θ_{10} <·> = 11.8 σ = 0.979		θ_{20} 0.0872
INITIAL ANGLE VELOSITY rad/sec	$\dot{\theta}_{10}$ <·> = 0.0 σ = 2.098		$\dot{\theta}_{20}$ 0.0
DISTURBANCE Kg , Kg/sec	F_0 <·>= 1.98 σ= 0.914	F_1 <·>= 5.40 σ= 0.675	
STRATEGY rad , sec	$\bar{\theta}_1$ 0.826	$\bar{\theta}_2$ 0.0872	$\bar{t}$ 0.5

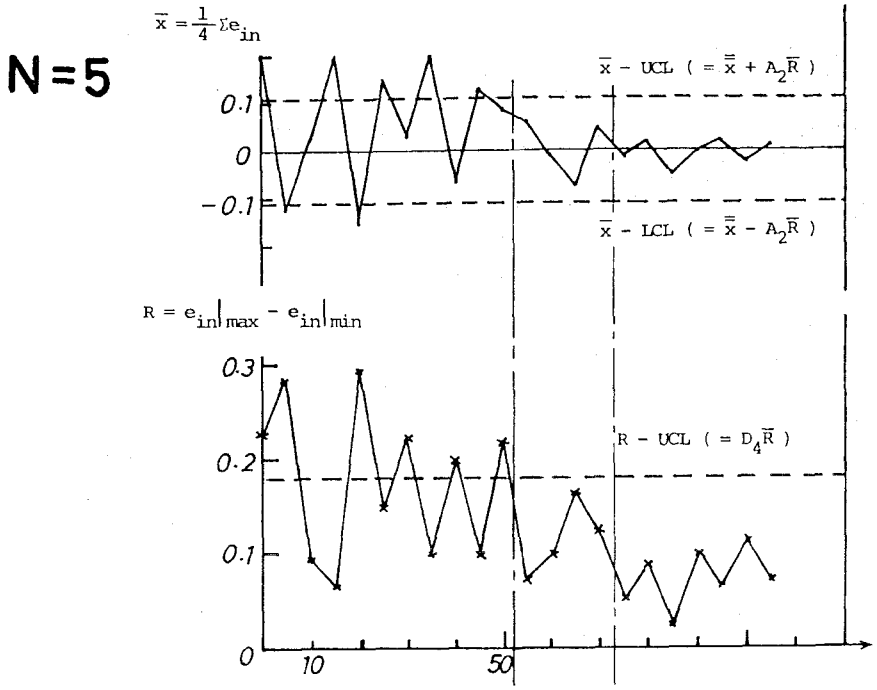
以下、シミュレーション実験の結果の一部を第4.9図〜第4.12図および第4.2表に示す。

第4.10図〜第4.12図は、歩容安定に到達するまでの経過を解析用$\bar{X}-R$管理図で表わしたものであり、第4.10図、第4.11図が膝感覚フィードバック系を有する場合、第4.12図が膝感覚フィードバック系の無い場合の結果である。(4.40)式の計算でN＝5とした場合、第4.10図に示すように、歩行訓練開始後53サイクルという短い期間で、歩容の安定を示す統計的安定状態を達成しているが、N＝10とした場合には、第4.11図に示すように統計的安定状態を達成するまでにやや長期間を要している。しかしながら第4.11図で得られる管理限界幅は第4.10図の約半分でありそれだけ理想的な歩容のパターンを実現していることが分かる。

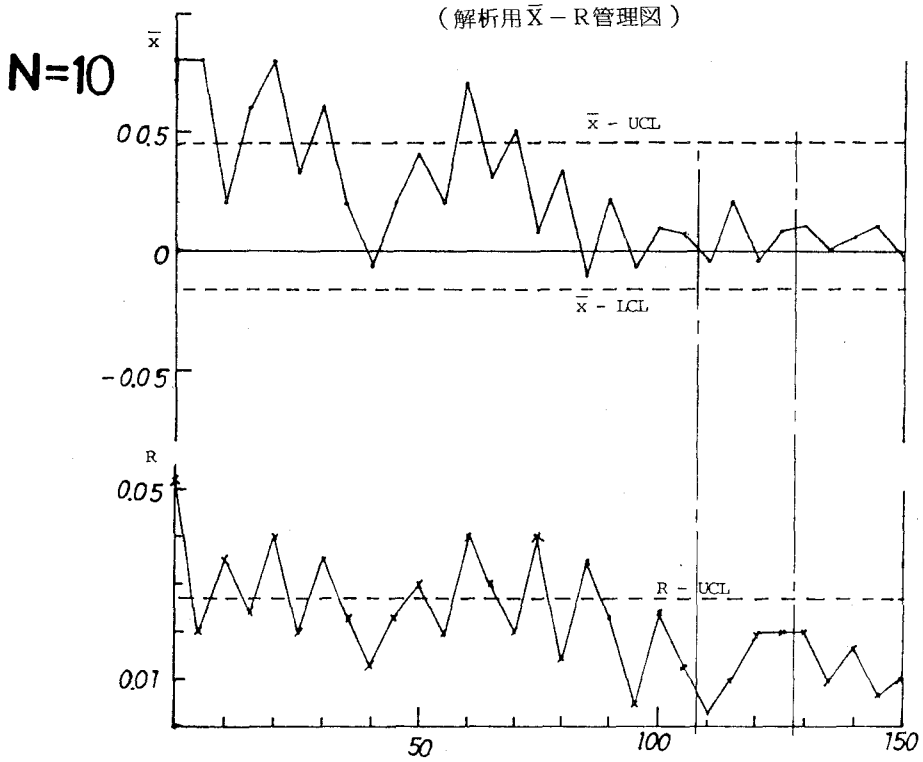
一方、興味あることに義足の膝感覚フィードバック系の無い場合でも、訓練を続けた結果、歩容の安定化すなわち統計的安定状態を達成していることが第4.12図で示されている。

しかしながら、歩容安定化のために長期間の訓練を必要とするだけでなく、得られる管理限界幅も先の第4.10図、第4.11図に比較して異常に大きくなっていることが分かる。よって膝感覚フィードバック系を有する場合、第4.10図、第4.11図に示される理想的安定歩容を実現し得た患者も、膝感覚フィードバック系の無い現用義足では、いくら訓練を続けても第4.12図程度の歩容しか実現し得ないことがシミュレーションの結果として示される。

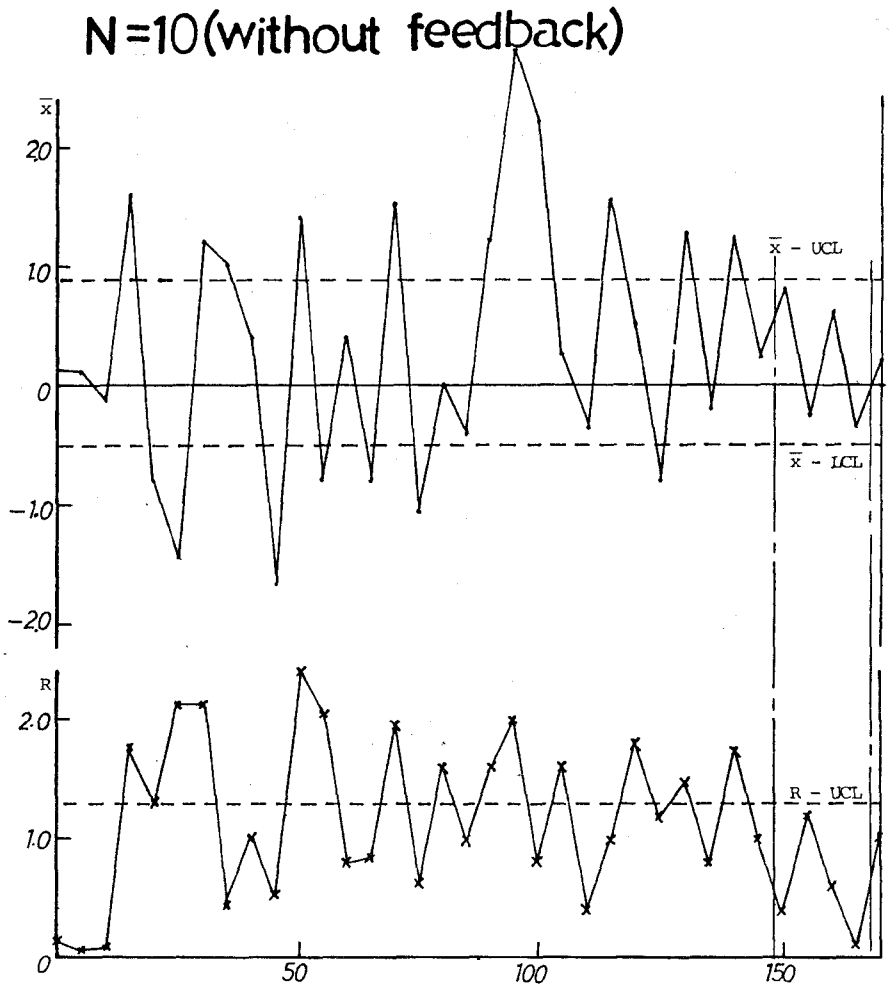
第4.2表は以上の結果をまとめたものである。



第4.10図　訓練による歩容安定の経過
（解析用$\bar{X}$－R管理図）



第4.11図　訓練による歩容安定の経過



第4.12図　訓練による歩容安定の経過

第4.2表　シミュレーション結果

MATRIX COLUMN	STEP COUNT	GAIN	ERROR	C.LIMIT
5	53	k_1: 2.2 k_2: 3.9 k_3:-2.1 k_4:-3.4	e_1: 0.013 e_2: 0.042 e_3:-0.083 c_4: 0.089	$\bar{e}$ UCL: 0.107 LCL:-0.109 $\bar{R}$ UCL: 0.184 LCL: —
10	108	2.1 4.1 -2.2 -3.0	0.011 0.021 -0.007 0.015	0.045 -0.016 0.027 —
10	146	2.7 3.2 * — * —	0.016 0.084 -0.104 -0.195	0.879 -0.275 1.213 —

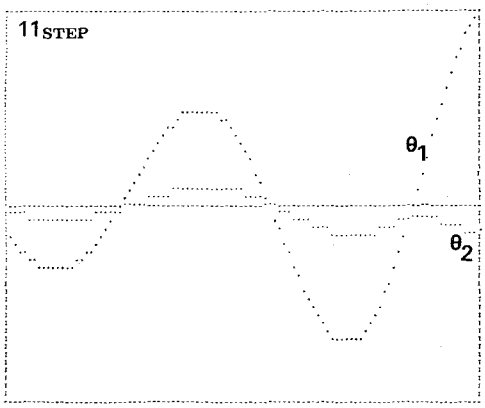
* without KNEE ANGLE FEEDBACK

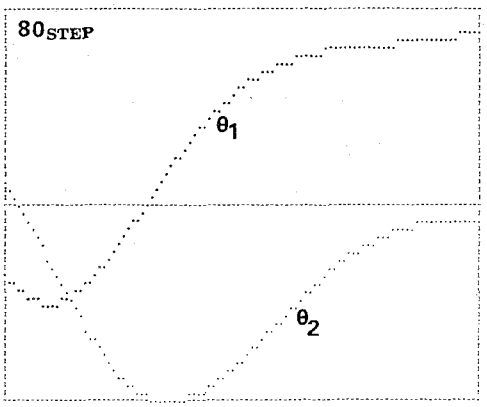
膝感覚フィードバック系が無い場合のシミュレーションは（4.40）式で、フィードバックゲインが計算される都度、k_3, k_4 をゼロにして行なった。（（4.16）式参照）

また、第4.11図の場合、股関節Θ_1,義足の膝関節Θ_2の運動パターンが訓練とともに変移していく経過は、第4.13図のように表わされ、これにより義足の遊脚運動が理想状態

に近ずいていく過程を見ることができる。

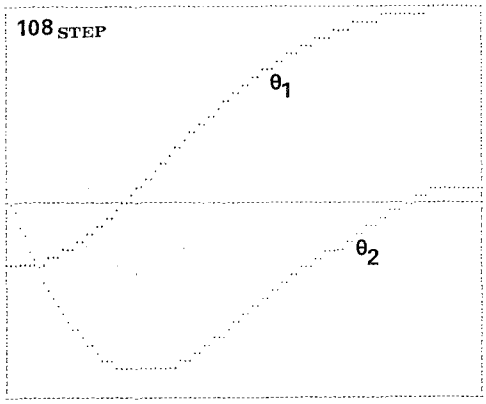
最後に、義足歩行患者の遊脚期の膝運動に関する実測データを第4.14図に示す。第4.13図のΘ_2と第4.14図とを比較すれば、運動パターンが類似していることは明らかであり、4.2節で導いた線形力学モデルの妥当性を確認することができる。



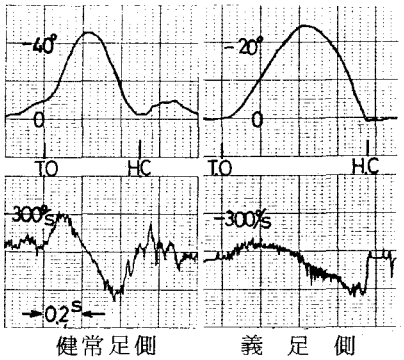


第4.13図　運動の変移の経過（その1）

（その2）



（その3）



第4.14図　義足歩行の遊脚期の膝運動測定データ

4.8 おわりに

感覚とは受容器から脳への一方的な情報として解釈されるべきものではなく、運動指令と結合して制御ループを構成し、そのループの中で機能を発揮すべきものであり、人間の運動制御系の中にあって、感覚情報はいわば間接的な運動指令なのである。したがって義足の感覚フィードバック系とは、義足歩行のダイナミクスを変移させ、定着させるためにこそ活用されるべきものである。このような見解に基ずき、義足に設けられた人工受容器からの情報を単なる「感覚」ではなく、「フィードバック」なる制御用語を補足して、「感覚フィードバック」情報と名付けたことは前第3章でも述べた。

本章では、以上の見解を理論的にも検証するため、理論モデルを作成しシミュレーション解析を行なった。本章で得られたもっとも重要な結論は、義足の感覚フィードバック系が、リハビリテーション歩行訓練という学習制御機構の中で始めて、その機能を発揮することができるという点であろう。そして膝感覚フィードバック系の有無により、究極において達成される歩容のパターンが著しく異なることをシミュレーションの結果明らかにした。

もちろんシミュレーションの結果を、そのまま現実の義足歩行患者に忠実にあてはめることができるとは考えられないが、切断者がより安定した理想的な歩容を実現し得る能力を持ちながら、その運動制御方式が不充分な現用義足を装着しているがために、理想的歩容を実現することができないいといった第4.11、12、13図の結果は、実際にもあてはまると思われる。

本章では膝感覚フィードバック系のない現用義足で、切断者がいくら訓練を続けても、これ以上うまくは歩けないといった限界をシミュレーションの結果として示した。ここで理想的な歩容を実現できない理由は(4.40)式で、意味のない計算を繰返しているためである。すなわち膝感覚を有する場合に限って、その機能を発揮する小脳でのアルゴリズム計算は膝感覚の喪失とともに、その機能をも喪失してしまうといえよう。

本章におけるその他の主な結論は、以下の通りである。

(1) 義足の遊脚運動に関する力学モデルを作成し、遊脚運動の理想状態を(4.24)式のパラメータを用いて表わした。

(2) リハビリテーション歩行訓練による義足歩行の習熟過程を学習制御における最適フィードバックゲイン調整法でシミュレートした。

(3) 確率的なゆらぎを含めたモデルを採用し、各歩行サイクルごとの状態変数のバラツキをも考慮して解析を行なった。

(4) 歩容の安定化、すなわち歩行パターンの定着状態を、品質管理における解析用$\overline{X}-R$管理図法を用いて表現した。

(5) 第3章で開発した義足の膝感覚フィードバック系の有効性を理論的にも検証した。

第5章　筋電制御義足系の開発とその適用評価

Abstract

This chapter is concerned with the exploitation of myoelectrically controlled prosthesis, which knee-movement is voluntarily controlled by the amputee's will. This experimental research work has been considered to incorpolate the myoelectric feedback loop into the prosthesis combined with the sensory feedback system.

As a fundamental study, the joint torques and powers of the lower limb was computed in case of the level walking. Then, the mechanical device has been constructed with two set of solenoids. Control system was desined by dual control loops.

Then, the validity of our myoelectrically controlled prosthesis was verified through gait analytical experiments.

5.1　は　じ　め　に

本章で述べる筋電制御義足系は、前第3章での感覚フィードバック系と結合させ、義足内部にサイバネテカルな制御ループを構成させるため開発したものである。筋電制御義足系とは、切断者からの筋電位信号を制御信号とし、その膝運動を制御する義足をいう。よって義足から切断者へ情報を伝達する感覚フィードバック系、および切断者から義足へ情報を伝達する筋電制御義足系は、各々独立に採用されるべきものではなく、両者が対になって用いられてこそ、義足歩行の機能拡大を計ることができると考えられる。本章では、筋電制御義足系に関してのみ議論を進めるが、感覚フィードバック系の存在を前提としており、本研究では感覚フィードバック系との合体を意図して筋電制御義足系を開発したことを強調しておきたい。

既に第3章でも述べたが現用義足の欠点は、遊脚運動を切断者が制御できないことである。健常者歩容に似せて義足の遊脚運動を行なわせるよう、義足膝関節部にバネ、ダンパーなどを設け、下腿重量との関連でこれらを調節することが試みられている。しかしこれらの要素があるために、かえって義足の遊脚運動は一定に限定され、切断者は義足の運動に合わせた歩き方、すなわち平坦路上を一定速度で歩くことしかできないといえよう。このように義足自身の運動に拘束されてしまい、

常に一定の歩調と歩幅で歩かなければならない場合、切断者は多大な努力を強いられることになる。

こういった現用義足での問題点を解決するには、その解決法を義足自身の改造・改良に求めるのではなく、切断者の運動制御系の中に義足を組み込むことが必要であり、切断者と義足とに情報的結合を行なわせる必要がある。筋電制御義足系もまたこのような試みの一環であると解釈されよう。筋電制御義足系の開発に関する研究は、比較的数多く行なわれてきている。[1)-3)] 感覚フィードバック系に比べその開発意義を理解しやすく、また工学者が興味を示しやすいテーマであるためと思われる。

従来の研究を参照すると、最初は動力義足の開発研究が行なわれ、次いで筋電制御義足系の開発研究が主流を占めるようになってきている。動力義足の開発研究は現在でも米国、ソ連などで継続されてはいるが、携帯可能な動力源を見出せない現状では、その実用化を望めない。次善の策として登場した筋電制御義足系は、義足膝関節の摩擦特性を調節するだけであるから、現在の技術で充分可能であり、実用化への期待が持たれている。

歴史的な研究経過[1)]を振り返ると、まず１９７０年H.A.Mauchが膝関節部に取り付けた流体式ダンパーの抵抗を筋電信号か機械的信号かのいずれかで制御する方式を考案した。次いで１９７２年G.W.Hornは筋電制御信号で義足の膝ロックを行なわせる義足を開発した。またW.R.Dyckら[1)]は、これらの方式を発展させ義足の膝ブレーキ力が切断者の筋電信号で随意的（Voluntarily)に制御できるような義足を開発した（１９７４）。 わが国では加藤ら[2)]が、Dyckらと同様の方式を用いた義足を開発している（１９７７）。さらには筋電制御方式ではないが、油圧的に膝ロックを行なう義足を中華民国（台湾）の義肢メーカ（徳林股份有限公司）[4)]が開発し、１９７８年より国際販売を開始している。

これらの研究はしかしながら、中華民国のメーカの例を除き未だ開発段階にあり、臨床的に応用されるには至っていないようである。W.R.Dyckらの研究グループは、整形外科医を初め臨床医師が数多く参加してはいるが、開発した義足系の適用評価実験は装着試験（amputee testing）で技術上の問題点を明らかにし、切断者の使用感をまとめたに止まる。また加藤らの研究でも報告をみる限りでは、評価実験をほとんど行なっていないようである。いずれにせよ開発した筋電制御義足系で歩行がどのように変わり得たかを示した報告をみない。このような段階であるならば改めて、筋電制御義足系の開発を試みることは無駄ではないと考えられる。

本研究では、前述したように感覚フィードバック系との結合を第１の目的として、従来の研究とは異なる方式により筋電制御義足系を開発した。[5),6)] 本研究ではまず第１に義足を半動力化した。すなわち、筋電信号で膝ブレーキ力を制御するのではなく、遊脚期の膝屈・伸動作を能動的に行なわせる方式を採用している。健常者の歩行動作を観察すれば明らかなように、体重支持立脚期には膝

関節角度はほぼ一定である。よって立脚期には電磁ソレノイドで膝ロックを行なわせるものとし、下腿部を振らせるだけの比較的小さいトルクですますことができる遊脚運動を、別の電磁ソレノイドで行なわせることにした。第2に筋電信号のみでは制御動作が不確実になりやすいため、階層制御方式を採用した。すなわち基本的な遊脚運動は自律的に行なえるよう制御回路を構成し、さらに自由な膝屈曲・伸展速度を得るための制御信号源として筋電信号を利用した。第3に、同一歩行サイクル内の遊脚相で遊脚運動を制御できるようにした。従来の研究では筋電信号でブレーキ力を調節するといっても、つま先離れの瞬間での筋電信号を元にブレーキ力を設定した後、同一遊脚相ではブレーキ力は一定に保たれる方式となっている。このため速い歩き方と遅い歩き方といった大まかな歩行条件に適応することはできても、たとえば遊脚期終了時にとくにブレーキ力を強めるといったことは不可能であった。本研究では遊脚期間中の筋電信号をサンプリングし続け、遊脚運動の制御を行なう方式を採用している。

以上のような特長に加え、本研究では臨床評価実験により、歩行能力の拡大を示すデータを獲得している。

以下、本章5.2節では健常者の歩行動作に関する運動学的データから、下肢関節トルク・仕事量を算出し、義足の膝関節駆動アクチュエータのサイズ、仕様条件を決定する。また歩行動作シーケンスとの関連で、アクチュエータの作動シーケンスについて検討する。次に5.3節では筋電制御義足系の機構部、制御回路部について説明し、筋電信号採取部位をどこに決定するかという問題や、筋電信号の処理方法などについて検討を加える。さらに5.4節では、筋電制御義足系を装着した切断者の歩行パターンが改善され、その歩行能力が拡大され得ることを歩行分析の結果から明らかにする。

5.2 基礎的諸問題の検討

本節ではまず、健常者の歩行動作に関する運動学的データから、下肢関節トルク・仕事量を算出し義足の膝関節駆動に必要なアクチュエータのサイズ、仕様条件を検討する。次いで有限状態表現法を導入し、義足アクチュエータの作動シーケンスについて検討を加える。

5.2.1. 歩行時における下肢関節トルク・仕事量

(1) 力学モデル

人間の下肢運動系に対する力学モデルを第5.1図のように定める。ただし、第5.1図において

m_i ： 下肢リンク質量

I_i ： 重心まわりの慣性モーメント

ℓ_i ： 下肢リンク長

a_i ： 関節から重心までの長さ

サフィックス $i=1$ ：右大腿部

2 ：右下腿部

3 ：左大腿部

4 ：左下腿部

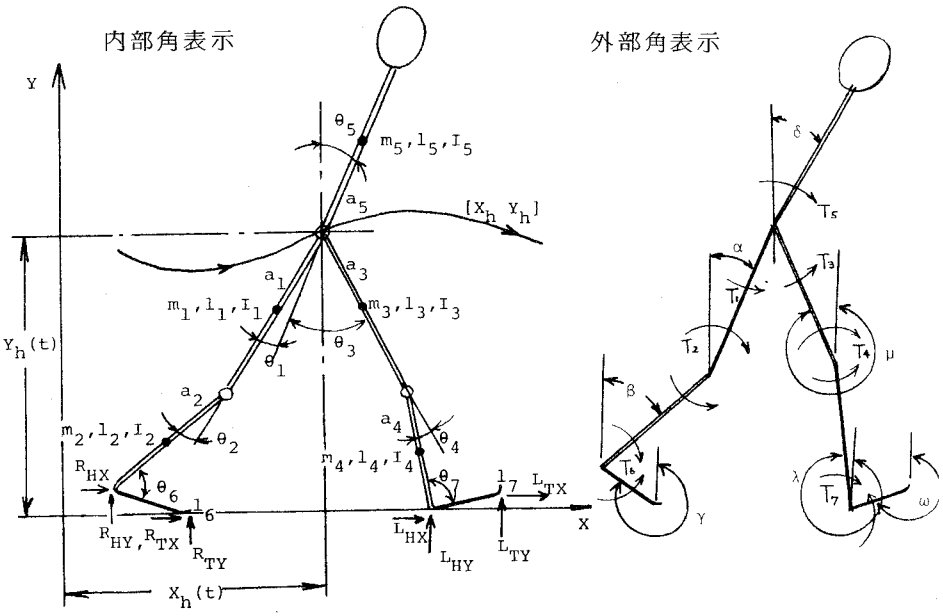
5 ：体　幹

6 ：右足部

7 ：左足部

(5.1)

とする。



第 5.1 図　下肢運動系の力学モデル

また T_1 , T_3 は左右の股関節トルク、同様に T_2 , T_4 は膝関節トルク、T_6 , T_7 は果関節トルクを表わす。その他の記号については第 5.1 図の記入例をもって説明に代える。

第 5.1 図より、運動方程式は外部角表示により

$$T_2 - T_1 = K_1\ddot{\alpha} + C_2 \cos(\beta-\alpha)\ddot{\beta} - C_2 \ell_1 \sin(\beta-\alpha)\dot{\alpha}^2 + C_1 q \sin\alpha + (R_{TX}+R_{HX})\ell_1 \cdot \cos\alpha - (R_{TY}+R_{HY})\ell_1 \sin\alpha - C_1(\ddot{X}_h \cos\alpha - \ddot{Y}_h \sin\alpha)$$

$$T_6 - T_2 = C_2 \ell_1 \cos(\alpha-\beta)\ddot{\alpha} + K_2\ddot{\beta} - C_2 \ell_1 \sin(\alpha-\beta)\dot{\alpha}^2 + C_2 q \sin\beta + (R_{TX}+R_{HX}) \ell_2 \cos\beta - (R_{TY}+R_{HY})\ell_2 \sin\beta - C_2(\ddot{X}_h \cos\beta - \ddot{Y}_h \sin\beta)$$

$$-T_6 = \ell_6 (R_{TX} \cos r) \qquad (5.2)$$

$$T_4 - T_3 = K_3\ddot{\mu} + C_4 \ell_3 \cos(\lambda-\mu)\ddot{\lambda} - C_4 \ell_3 \sin(\lambda-\mu)\dot{\lambda}^2 + C_3 q \sin\mu + (L_{TX}+L_{HX})\ell_3 \cos\mu - (L_{TY}+L_{HY})\ell_3 \sin\mu - C_3(\ddot{X}_h \cos\mu - \ddot{Y}_h \sin\mu)$$

$$T_7 - T_4 = C_4 \ell_3 \cos(\mu-\lambda)\ddot{\mu} + K_4\ddot{\lambda} - C_4 \ell_3 \sin(\mu-\lambda)\dot{\mu}^2 + C_4 q \sin\lambda + (L_{TX}+L_{HX})\ell_4 \cos\lambda - (L_{TY}+L_{HY})\ell_4 \sin\lambda - C_4(\ddot{X}_h \cos\lambda - \ddot{Y}_h \sin\lambda)$$

$$-T_7 = \ell_7 (L_{TX} \cos\omega - L_{TY} \sin\omega)$$

$$T_5 = T_1 + T_3 = K_5\ddot{\delta} + C_5 q \sin\delta - C_5(\ddot{X}_h \cos\delta - \ddot{Y}_h \sin\delta)$$

のように求まる。ここでK_i, C_j, Mはそれぞれ次のように表わされる定数である。

$$\begin{aligned}
K_i &= I_i + m_i a_i^2 + m_{i+1}\ell_i^2 && (i=1,3) \\
&= I_i + m_i a_i^2 && (i=2,4,5) \\
C_j &= m_j a_j + m_{j+1}\ell_j && (j=1,3) \\
&= m_j a_j && (j=2,4) \\
&= -m_5 a_5 && (j=5) \\
M &= \sum_{i=1}^{5} m_i
\end{aligned} \qquad (5.2)_2$$

(5.2)式でR_{TX}, L_{HY} などは床反力成分を表わし、たとえばR_{TX}(L_{HY})とは右足つま先(左足踵)での水平(垂直)方向の床反力成分を意味する。床反力成分の大きさは、次のように求

まる。

$$R_{TX}+R_{HX}+L_{TX}+L_{HX}=M\ddot{X}_h-C_1\cos\alpha\ddot{\alpha}-C_2\cos\beta\ddot{\beta}-C_3\cos\mu\ddot{\mu}-C_4\cos\lambda\ddot{\lambda}$$
$$-C_5\cos\delta\ddot{\delta}+C_1\sin\alpha\dot{\alpha}^2+C_2\sin\beta\dot{\beta}^2+C_3\sin\mu\dot{\mu}^2$$
$$+C_4\sin\lambda\dot{\lambda}^2+C_5\sin\delta\dot{\delta}^2$$

$$R_{TY}+R_{HY}+L_{TY}+L_{HY}=M_q+M\ddot{Y}_h+C_1\sin\alpha\ddot{\alpha}+C_2\sin\beta\ddot{\beta}+C_3\sin\mu\ddot{\mu}$$
$$+C_4\sin\lambda\ddot{\lambda}+C_5\sin\delta\ddot{\delta}+C_1\cos\alpha\dot{\alpha}^2+C_2\cos\beta\dot{\beta}^2$$
$$+C_3\cos\mu\dot{\mu}^2+C_4\cos\lambda\dot{\lambda}^2+C_5\cos\delta\dot{\delta}^2 \qquad (5.3)$$

また、$\ddot{X}_h$, $\ddot{Y}_h$ は股関節の水平、垂直方向の移動加速度を表わす。右単脚支持期には

$$\ddot{X}_h=\ell_1\ddot{\alpha}\cos\alpha+\ell_2\ddot{\beta}\cos\beta+\ell_6\ddot{\gamma}\cos\gamma-\ell_1\dot{\alpha}^2\sin\alpha-\ell_2\dot{\beta}^2\sin\beta$$
$$-\ell_6\dot{\gamma}^2\sin\gamma \qquad (5.4)$$
$$\ddot{Y}_h=-\ell_1\ddot{\alpha}\sin\alpha-\ell_2\ddot{\beta}\sin\beta-\ell_6\ddot{\gamma}\sin\gamma-\ell_1\dot{\alpha}^2\cos\alpha-\ell_2\dot{\beta}^2\cos\beta$$
$$-\ell_6\dot{\gamma}^2\cos\gamma$$

が成り立ち、左単脚支持期には

$$\ddot{X}_h=\ell_3\ddot{\mu}\cos\mu+\ell_4\ddot{\lambda}\cos\lambda+\ell_7\ddot{\omega}\cos\omega-\ell_3\dot{\mu}^2\sin\mu-\ell_4\dot{\lambda}^2\sin\lambda$$
$$-\ell_7\dot{\omega}^2\sin\omega \qquad (5.5)$$
$$\ddot{Y}_h=-\ell_3\ddot{\mu}\sin\mu-\ell_4\ddot{\lambda}\sin\lambda-\ell_7\ddot{\omega}\sin\omega-\ell_3\dot{\mu}^2\cos\mu-\ell_4\dot{\lambda}^2\cos\lambda$$
$$-\ell_7\dot{\omega}^2\cos\omega$$

が成り立つ。両脚支持期には（5.4）、（5.5）式は同時に成立する。

ここで（5.3）式に注目すると、2本の式に対し床反力成分は8つとなり、不静定問題となる。ただし次の理由により、この不静定問題を解く必要はない。まず（5.2）式において、8つの床反力成分を個々に求める必要はなく、（$R_{TX}+R_{HX}$）、（$L_{TX}+L_{HX}$）、（$R_{TY}+R_{HY}$）、（$L_{TY}+L_{HY}$）の4変数の大きさが求まれば良い。次にこれら4変数の大きさは、床反力計を使用して求めることができ、必ずしも（5.3）式より算出する必要はない。むしろ（5.3）式は、入力データである下肢関節角変位・速度・加速度の精度を検定するために利用される。

なお、第5.1図で内部角（Θ_i）（$i=1,2,\cdots,7$）と外部角（$\alpha,\beta,\lambda,\delta,\gamma,\omega$）との幾何

学的関係は

$$\begin{bmatrix} \alpha \\ \beta \\ \mu \\ \lambda \\ \delta \\ \gamma \\ \omega \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ -1 & 1 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 & 1 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ -1 & 1 & 0 & 0 & 1 & 1 & 0 \\ 0 & -1 & 1 & 1 & 1 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \Theta_1 \\ \Theta_2 \\ \Theta_3 \\ \Theta_4 \\ \Theta_5 \\ \Theta_6 \\ \Theta_7 \end{bmatrix} \qquad (5.6)$$

のように表わされる。

内部角変位Θ_i,（ i＝1，2，･･･，7 ）を入力変数とし、出力変数である下肢関節トルクT_i（ i＝1，2，･･･，7 ）を解析的に求めることは容易ではないが、計算機を使用して（ 5.6 ）式から（ 5.3 ）式へと順にさか昇って計算していくことは可能である。

(2) 入力データ

第3章3.3.1項で述べたゴニオメータと8 mmカメラとを併用し、歩行動作中の下肢関節角変位・速度データを求めた。また角加速度データは、角速度データの差分により、角加速度データを求めた。

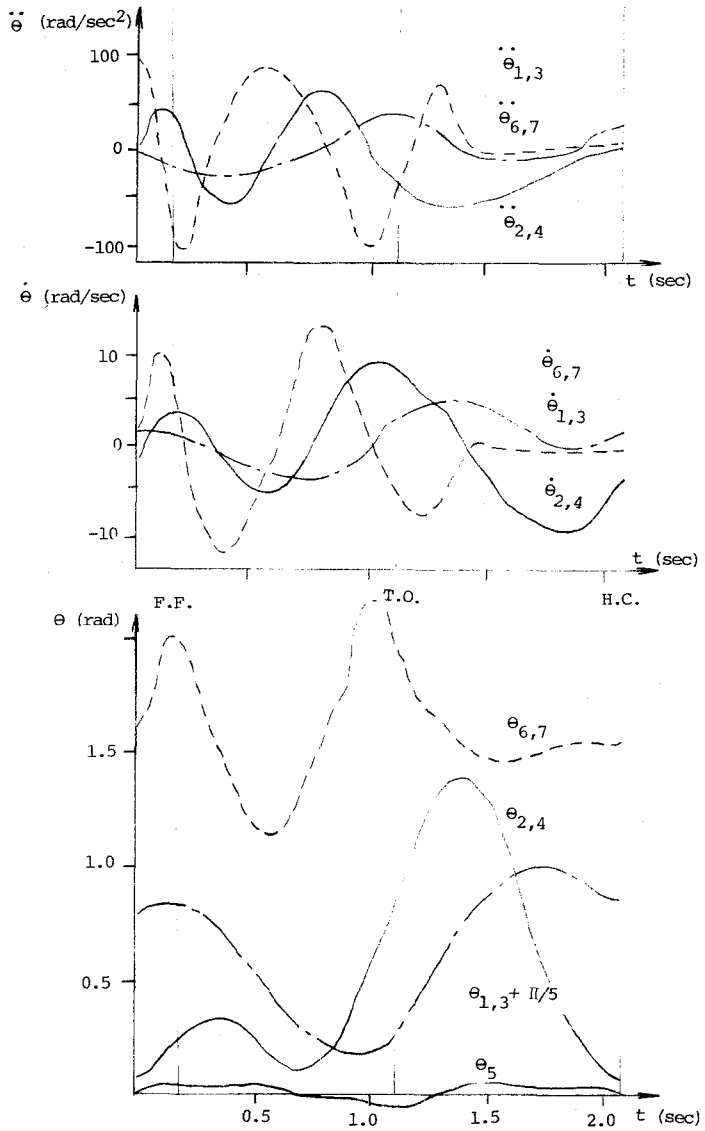
生体物理定数のうち、体重、身長、リンク長などは実測値を用いたが、その他の諸量については文献[9]による近似値を使用した。これらの値の一例を第5.1表に示す。

被験者N.T の平地歩行時における下肢関節角変位・速度・加速度データを第5.2図に示す。第5.2図の作成に際しては、複数歩行サイクル分のデータを合成し、スムージングなどの修正を行なった。また、体幹の傾きΘ_5（rad）は、ほとんど無視できるオーダーであることが判明したため、以後の計算では$\Theta_5 = 0$とした。

第5.1表 生体物理定数の例

被験者 N.T、年令 35(男)、体重 68.5kg、身長 169.0cm

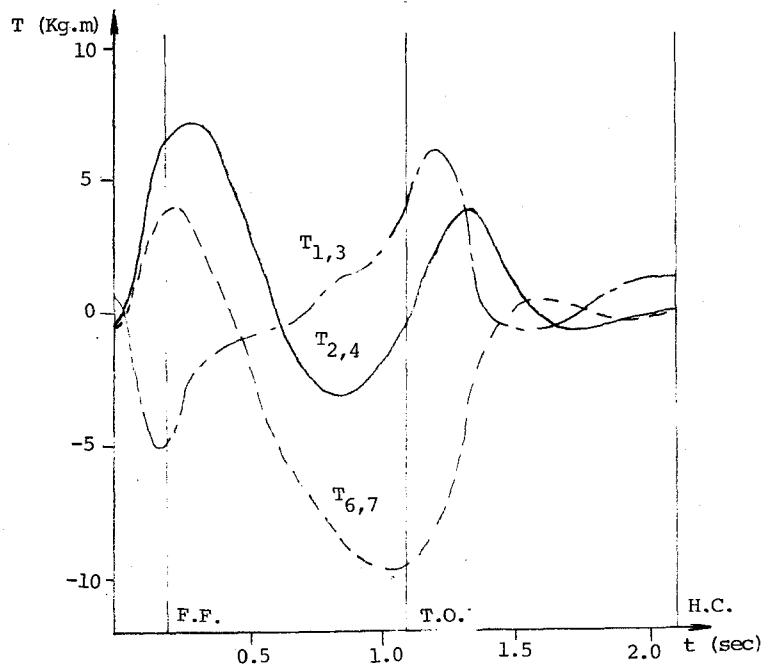
	リンク長 cm		重心位置 cm		質量 Kg.sec²/cm		慣性モーメント Kg.cm.sec²	
体幹	l_5	67.0	a_5	41.5	m_5	0.0049	I_5	1.3×10^{-4}
大腿	$l_{1,3}$	36.5	$a_{1,3}$	15.4	$m_{1,3}$	0.0071	$I_{1,3}$	0.098
下腿	$l_{2,4}$	37.0	$a_{2,4}$	15.5	$m_{2,4}$	0.0039	$I_{2,4}$	0.044
足部	$l_{6,7}$	16.5	$a_{6,7}$	6.3	$m_{6,7}$	0.0011	$I_{6,7}$	——



第 5. 2 図　平地歩行時の下肢関節角変位・速度・加速度

(3) 計 算 結 果

第5.1表と第5.2図の入力データと（5.3）～（5.6）式を用いて計算した下肢関節トルクの値を第5.3図に示す。



第5.3図 平地歩行時の下肢関節トルク（計算値）

第5.3図によれば、立脚期と遊脚期での関節トルク値の著しい相違が認められる。また第5.3図と第5.2図(b)の値を掛け合わせて、下肢関節の工率（パワー）を算出することができる。下肢関節工率の計算結果を第5.4図に示す。第5.4図で横軸と各曲線との間の面積が1歩行サイクル当りの仕事量（WS，ワット秒）に相当する。

よって、次の換算式

$$1\,kg \cdot m = 9,807\,WS \qquad (5.7)$$

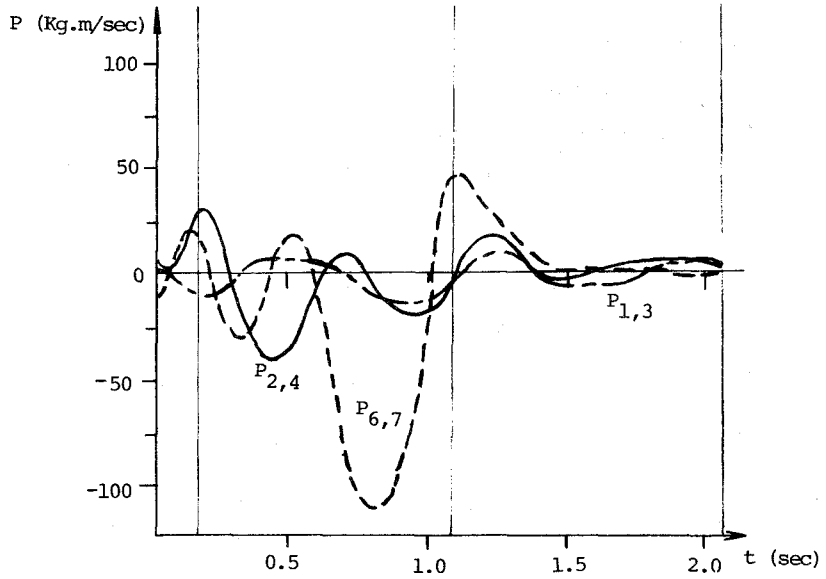
を用い、下肢関節での仕事量は

股関節	283.9	(259.4＋24.5)	
膝関節	144.4	(122.3＋22.1)	(5.8)
果関節	60.1	(45.4＋14.7)	

として求まる。ただし、（　）内での第1項、第2項はそれぞれ立脚相、遊脚相のみでの仕事量

を表わす。

1日の歩行サイクル総数は、職業、年令などによっても異なり一律に決定し難いが、これを仮に5,000サイクル（成人男子で歩行距離4.5Km程度）とすると、歩行動作時間は約2.8時間となる。



第5.4図　平地歩行時における下肢関節の工率

以上の検討結果を総合すれば、概算して最大出力343W、平均出力72.2W程度の容量を持ち、1日3時間の使用に耐え得る携帯動力源が、義足の膝関節駆動のために必要である。

もちろん、果関節が動力を持たないという条件であれば、膝関節駆動に必要な動力の大きさはさらに増大するであろうが、以上のように最低限必要な動力をベースにして見積ってさえ、携帯可能な動力源は見出し得ないと言わざるを得ない。

一方、立脚期に比べエネルギー消費がはるかに少ない遊脚期のみを対象にするのであれば、最大出力147W、平均出力22.1W程度の動力源があればよいことになる。動力義足を開発することは、現状では不可能であるとされているが、遊脚運動のみを能動化することであるならば、あながち不可能であるとは言い難い。また遊脚運動のみを能動化することで、義足歩行動作全体の能動化を計ることができればきわめて好都合である。次5.2.2項ではその可能性について言及しよう。

5.2.2　歩行動作の有限状態表現

有限状態表現法とは、一般に下肢関節角度のような連続量を離散化した量（有限状態）で表示

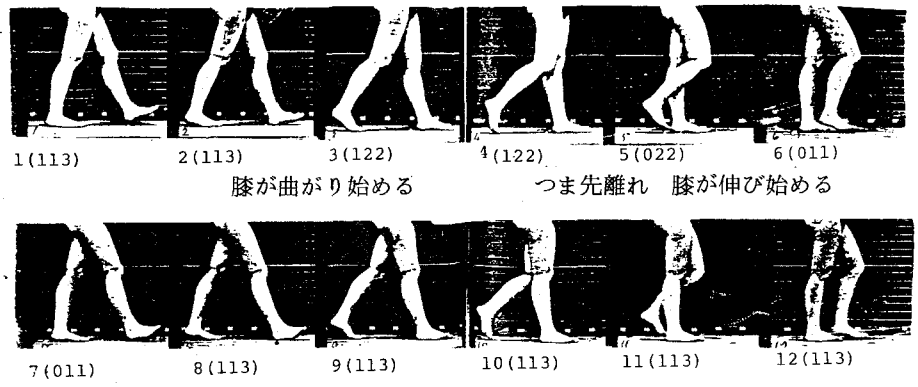
する方法をいう。この方法を採用した場合、歩行動作に関する細い情報は失われる代り、歩行動作全体の特徴を簡潔な表記法で表示できるなどの利点がある。

ここでは、膝関節の動きに注目しつつ、歩行動作を次のような有限状態量で表わしてみよう。

すなわち、歩行動作を状態（ＩＪＫ）で表わすことにし、I,J,Kはそれぞれ次の規約に従う有限状態量であるとする。

$$\left.\begin{array}{ll} \text{I：足底の離・着地、} & \text{1 着地} \\ & \text{0 離地} \\ \text{J：膝関節トルクの作用方向、} & \text{1. 伸展方向} \\ & \text{2. 屈曲方向} \\ \text{K：膝関節の動き、} & \text{1. 伸展動作} \\ & \text{2. 屈曲動作} \\ & \text{3. ロック状態} \end{array}\right\} \qquad (5.9)$$

健常者の平地歩行動作を（5.9）式に従って表示すれば、第5.5図を得る。



第5.5図　歩行動作の有限状態表示例（右脚表示）

第5.2表　簡略化した有限状態表示例

第5.5図の番号	I.J.K	備　　考
1，2	1 1 3	膝が曲がり始める
3，4	1 2 2	つま先離れ
5	0 2 2	膝が伸び始める
6，7	0 1 1	踵接地（膝ロック）
8，9，10，11，12	1 1 3	

第5.5図をさらに簡略化した表示例を第5.2表に示す。第5.5図と第5.2表より、平地歩行時の膝関節運動は、立脚期のロック状態と屈曲動作、および遊脚期の屈・伸動作とで成り立っていることが分かる。

もちろん厳密にいえば、踵接地の

瞬間（第5.5図状態1と2の間）に膝屈曲・伸展などの動作が行なわれているが、第5.5図や第5.2表を見る限り、立脚期間中の膝関節はロック状態、および立脚後期の従属的な屈曲動作とで表示できることが分かる。従って義足の膝関節運動を能動化しようという場合、遊脚期のみを対象として屈・伸動作を行わせ、立脚期にはロック作用と従属的な屈曲動作を行なわせればよい。一般に困難であるとされていた動力義足の開発も、これを平地歩行時に限定するならば多分に実現の余地を残しているように思われる。またこの際に必要な動力、仕事量は前5.2.1項で検討した通りである。義足の膝関節運動の能動化を目指す際の設計資料として（5.9）式を参照すれば、次の関係を導くことができよう。

第5.3表　義足膝関節動力化の可能性

状　態	実現の可能性	備　考
(1,1,1)	不　可	アクティブな動力化
(0　J　K)	可	振子運動
(I　J　3)	容　易	膝ロック状態
(I　J　2)	可	膝屈曲運動

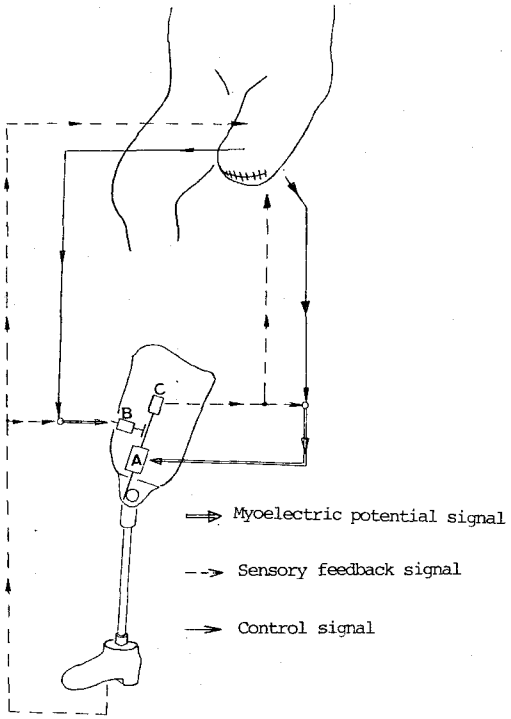
次に、義足膝関節の駆動方式についての検討と並行し、駆動系統の制御方式についても検討しておく必要があろう。一般に、歩行時における下肢の運動はほとんど反射的に行われているため、義足の膝関節駆動部を制御する信号は歩行シーケンスに同期して、自動的に作成されるものでなければならない。しかしながら一方では、切断者が随意的にその運動を制御できるような義足でなければ、歩行時の適応能力を高めることは望めない。すなわち義足の（膝）運動を制御するためには、人間の運動制御系における脊髄レベルと上位脳レベルのように、2種類の制御ループを必要とする。

このため本研究では、切断者の随意的な制御意志に従って発現される筋電信号と、歩行シーケンスに合致して自動的に作成される信号とを並列的に活用する制御方式を採用することにした。ここで、自動的に作成される信号としては、第3章で述べた感覚フィードバック情報を応用することが考えられる。このことは電子回路的な意味で信号を傍受することに止まらず、求心的情報を（膝）運動指令に流用すること、すなわち、義足内部に反射ループを設けることに相当する。

よって本研究では、足底部センサーや膝部センサーからの情報を制御信号に利用することはもとより、これらの信号と筋電信号との比較出力をも制御信号に利用するような方式を考案した。また足底・膝部センサーから得られる自動的な信号を、随意的な筋電信号と対比させ、特に自律的信号と呼ぶことにした。

本制御方式に基ずく信号伝達系統図を第5.6図に示す。装置の具体的構成は、後第5.3節に譲るが、第5.6図でソレノイドAは遊脚期の膝屈伸動作を、ソレノイドBは立脚期の膝ロックをそれぞれ行なわせるためのものである。また第5.6図で膝ロック用ソレノイドBを駆動する系統のみ

は筋電信号を使用していないが、確実な筋電信号発射が可能な部位を見出せば、その筋電信号を使用した制御を実施できるように制御系を構成している。



第5.6図 筋電制御義足系と感覚フィードバック系との結合（信号伝達系統図）

A　ソレノイドA（膝駆動用）

B　ソレノイドB（膝ロック用）

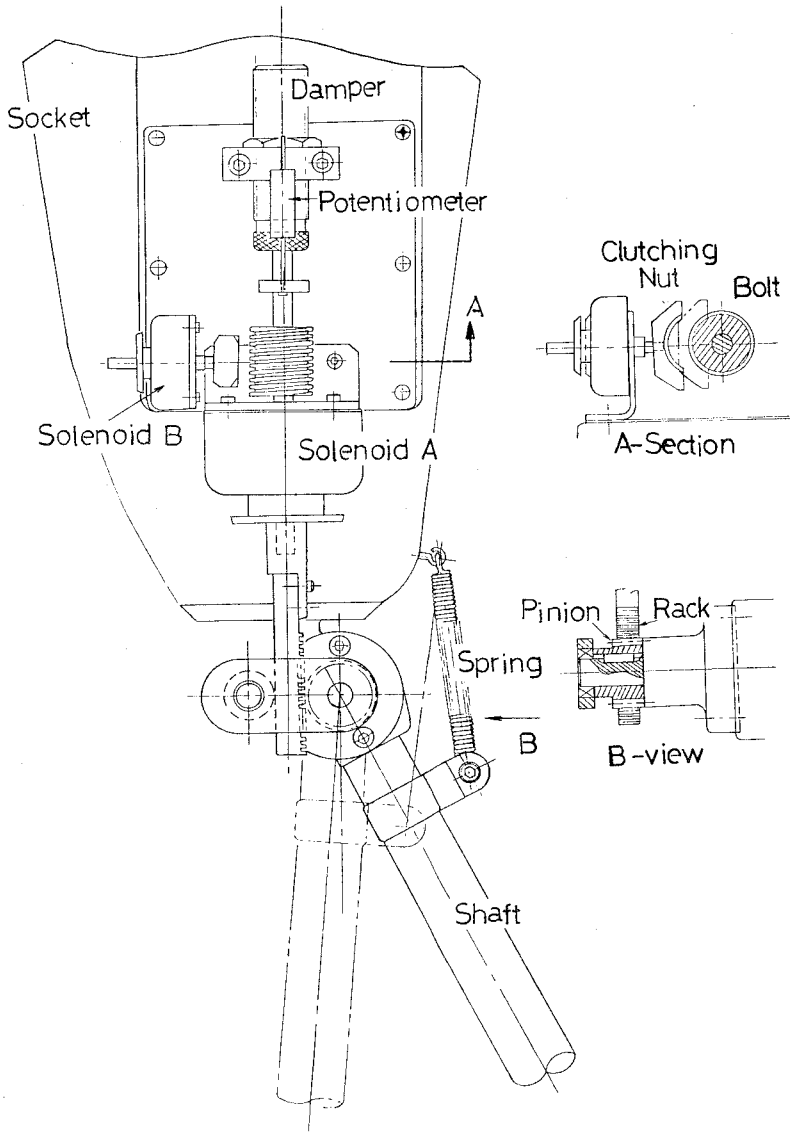
C　ポテンショメータ

5.3　筋電制御義足系の構成

5.3.1　機　構　部

筋電制御義足本体は現用義足（ＩＰＯＳ製）をベースにしている。これに膝継手部を中心とした改造を施し、種々のアクチュエータ類を配置するため、ソケット外側を合成樹脂で平面上に肉盛りをした。

筋電制御義足本体の機構部を第5.7図に示す。第5.7図において駆動用電磁ソレノイドA（ウシオ電機製、60D−20%、24V）のスラスト軸に直結したラック（M3）と、膝軸に取り付けたピニオン（M3、10T）とで膝伸展運動を創成し、ソケット後面と下腿シャストの間に取り付けたテンションスプリングの力で膝屈曲運動を行なわせる構造となっている。ソレノイドAの反対軸には、リニアーポテンショメータと伸展動作において、滑らかな減衰特性を得るための流体式ダンパーとを取り付けてある。またボールベアリングでラック背面を押し付けることにより、ラック・ピニオン間のバックラッシを除去している。次に膝ロック機構としては、ソレノイドAのスラスト軸に取り付けたボルト（20、P1.0）に、ナットを嚙み合わせる方式を採用しており、この嚙み合いは電磁ソレノイドB（ウシオ電機、40D−20%、24V）の駆動によって行なわれる。このため比較的少ない力で、強固なロック力を発生できる。なお、試作した義足の重量は4.5kgであり、本研究での被験者が所有している現用義足の重量3.2kgに対して、約40%の重量増加となっているが、歩行時において支障はなく、ソケット・断端間の吸着性にも問題はないことが、予備的な実験の結果確認されている。



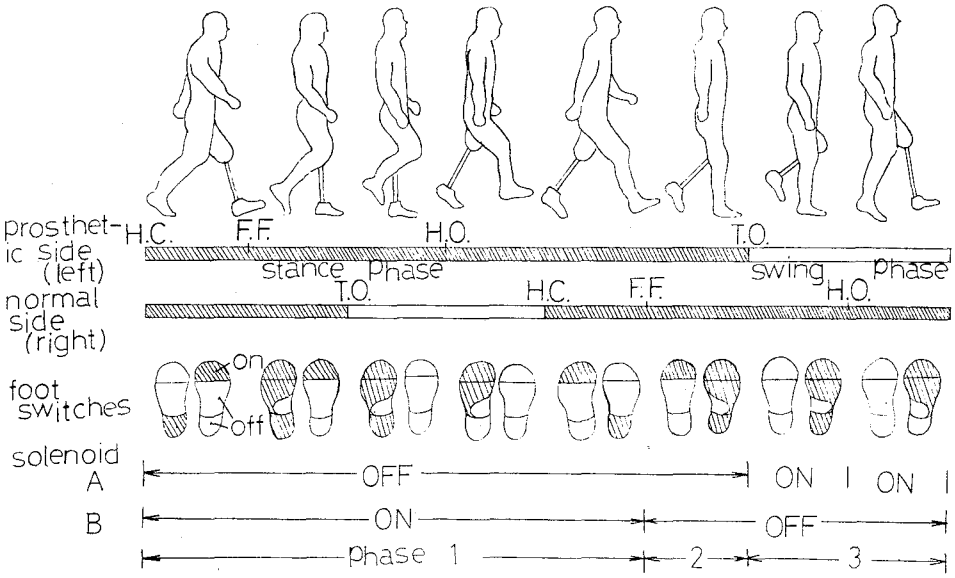
第 5. 7 図　筋電制御義足系の機構部

5. 3. 2　制　御　部

前 5. 2. 2 項で検討したように、義足の運動を制御する信号は、自律的なものと随意的なものの 2 種類が必要である。

そこで本研究では、足底接地状態に基ずいて作成される信号と、切断者の随意的制御意志に従う筋電信号とを並列的に活用して、電磁ソレノイドを駆動する方式を用いることとした。膝部駆

動用電磁ソレノイドAと、膝ロック用電磁ソレノイドBの基本的な作動シーケンスと足底接地状態との関連を第5.8図に示す。



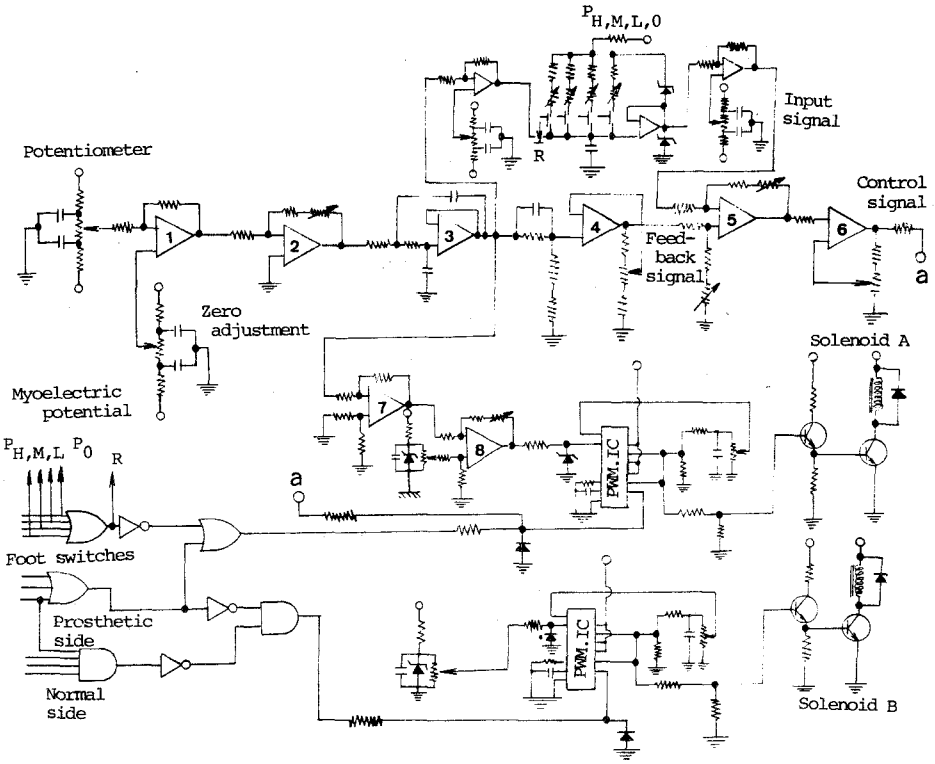
第5.8図 電磁ソレノイドの作動シーケンス

第5.8図の第1相では義足側で体重負荷が行なわれるため、膝ロックソレノイドBが励磁され、駆動用ソレノイドAの電源は遮断される。次に第2相では電磁ソレノイドA、Bの電源は共に遮断され、義足の膝は断端部の運動を介して従属的な屈曲運動を行なう。また第3相では、義足側のつま先離れと同時に駆動用ソレノイドAが励磁され、テンションスプリングの力に逆らって膝伸展動作が行なわれる。

第1相、第2相では足底接地状態に基ずいて作成される信号のみで電磁ソレノイドA、Bが制御され筋電信号は使用されない。この間は義足の運動は自律的に制御され、随意的な運動制御は行なわれない。また第2相では、ソレノイドA、Bの電源は共に遮断され、義足の膝は自由に屈曲できるようになる。この間に切断者は断端部を介して義足の膝屈曲を行なわせ、次の遊脚動作への体勢を整える訳である。膝ロック解除の時期と遊脚運動開始時間の間に、第2相のような制御動作の不感帯を設けることにより、立脚運動から遊脚運動へのスムースな橋渡しが可能となる。

第3相で筋電信号による随意的な運動制御が行なわれるが、ここでも膝伸展運動は自律的に行なわれるのであり、筋電信号は伸展速度調節にのみ用いられる。

第5.8図に示した作動シーケンスを実現するための制御回路を第5.9図に示す。



第 5.9 図 筋電制御義足系の電子回路図

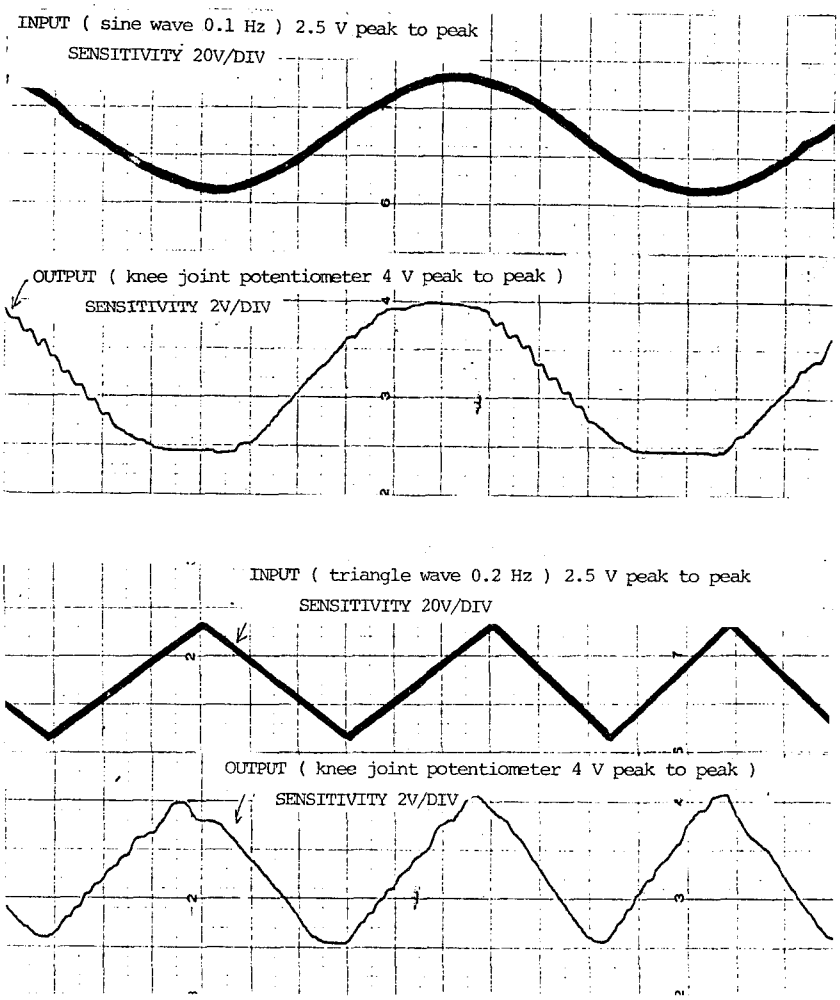
第5.9図に示したように、回路的には2値信号の組合せによるＯＮ－ＯＦＦ追従サーボ方式を元にした比例制御系を構成している。[10)]

第5.9図では、ポテンショメータ出力電圧、すなわち義足膝角度の現在置をフィードバック信号、筋電信号を入力信号とし比較器（ＯＰ．５）で両信号の比較演算が行なわれる。比較器からの出力が電磁ソレノイドＡの制御信号としてＰＷＭ．ＩＣ素子へ入力される。ＰＷＭ．ＩＣはパルス幅変調用のＩＣ素子（ pulse width modulater， テキサスインスツルメンツ製 SG 3524）の略記号である。ＰＷＭ.ＩＣは制御入力信号（第5.9図 a ）の電圧、極性に応じたパルス幅、極性の信号を電磁ソレノイドＡへ送る。このＰＷＭ.ＩＣの働きが､前述したＯＮ－OFF追従サーボ方式による比例制御系に相当する。比例制御回路を用いず、あえてＯＮ－ＯＦＦ追従サーボ方式を用いた理由は（電磁ソレノイドと義足下腿部を含めた）慣性系の立上り特性を改善し、比例制御系特有の定常偏差（ドループ）をなくすることを意図したためである。筋電信号の代わりに正弦波形や三角波形の電圧を、第5.9図の制御回路へ入力した場合の出力応答波形（義

足の膝運動に相当）を第5.10図に示す。出力応答波形は少しずつ波打ってはいるが、遅れを伴わず入力波形によく追従していることが分かる。

後5.3.3項で述べるように、筋電信号は整流平滑化の後、比較回路を通し3段階の離散化信号とし、さらにこれを積分器へ通した後の出力電圧を膝角度指令信号としている。（第5.9図 P_L P_M, P_H ）、また第5.9図で P_0 が第5.8図で説明した基本的な遊脚運動のための指令信号である。P_0 信号はもっとも遅い遊脚運動に対応している。

第5.9図左下に示したＡＮＤ回路とＯＲ回路とで電磁ソレノイドＡ、Ｂの作動シーケンスが創成される。また第5.9図では、義足振り出しの瞬間の膝角度信号を初期電圧とするような積分回

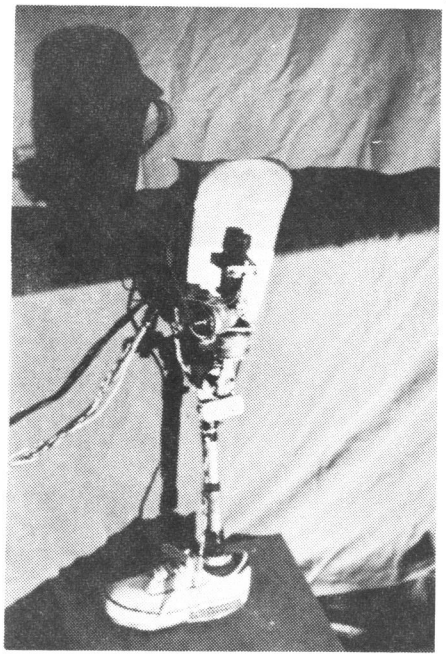


第5.10図　ＯＮ－ＯＦＦ追従サーボ方式での出力応答波形

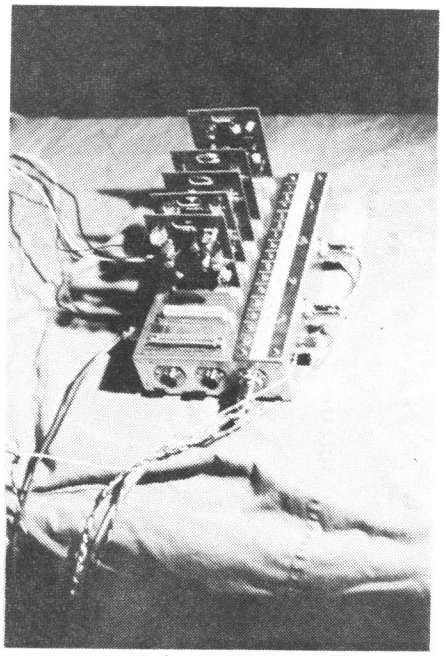
路を付加している。（第5.9図　Zero adjustment ）すなわち膝角度フィードバック信号と筋電入力信号との比較演算は、遊脚運動開始の瞬間から開始されるのであって、この瞬間の偏差信号（制御信号ａ）は強制的にゼロに設定される。このような操作がなければ、遊脚運動開始の瞬間に義足の膝は誤動作を生ずることになる。

なお本制御回路では、遊脚期の膝伸展動作を作り出すことを主体としており、テンションスプリングの力のみによる屈曲動作の制御性があまり良くない。また膝ロック信号を随意的に作り出すことができないため、遊脚期に膝屈曲位のままロックをすることはできない。これらは現在検討中の課題である。

第5.１１図に試作した義足本体および制御装置の外観を示す。



（A）義　足　本　体



（B）制御回路装置

第5.１１図　筋電制御義足系の外観

5.3.3　筋電信号採取部位と信号処理法についての検討 [1)、2)、11)、12)]

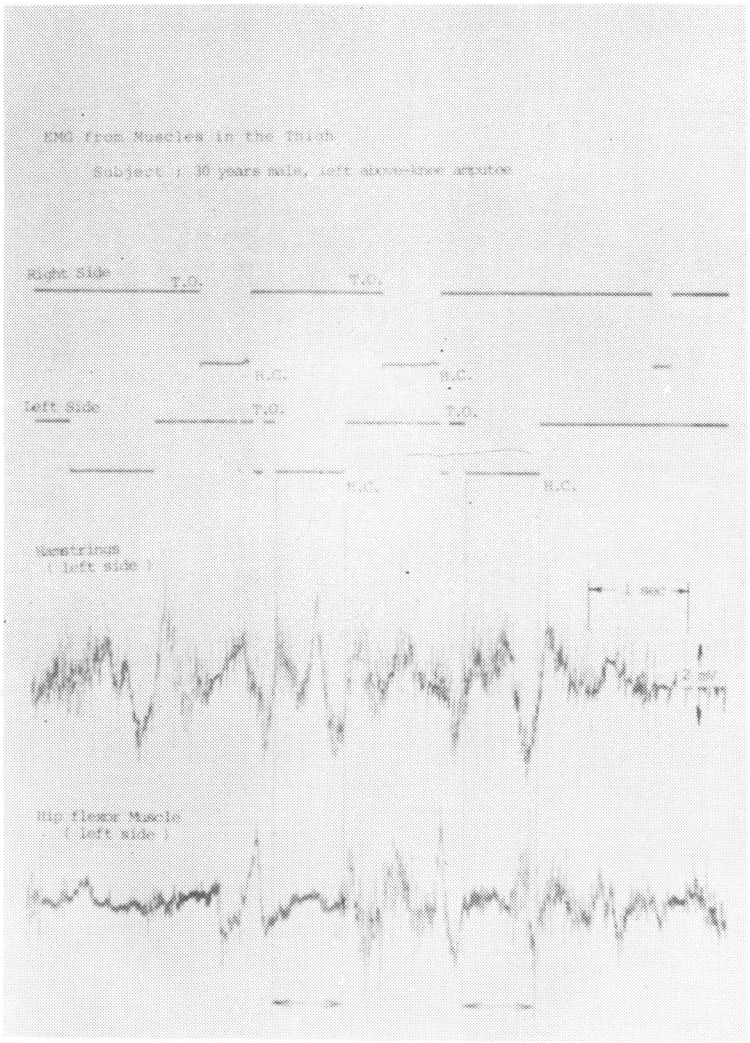
まず、筋電信号の採取部位を決定するため、義足歩行時における下肢筋電図の発射パターンを測定した。本研究では、８チャンネル多用途監視記録装置（日本光電工業製、RM－８５型）、医用テレメータ電極（日本光電工業製、EMG、ＺＢ－２４１Ｇ型）を測定装置として使用した。

筋電採取部位の選定に際しては、基本的に次のような条件を満す部位（筋群）を対象とした。第１に、採取部位は断端部を対象とする。健常足側の下肢筋電位で義足の膝運動を制御するよう

な方法は、切断者に過度の負担を強いることになるので採用しない。第2に、遊脚運動の制御信号として使用するのであるから、遊脚期に活動する断端部筋群を対象とする。第3に、歩行速度に応じて筋電発射パターンの強弱が明確に認められ、しかも随意的収縮が可能な筋群を対象とする。

測定実験の結果、これらの条件を満す筋群として、股屈曲筋群（腸腰筋など）および大腿四頭筋群（大腿直筋など）が最適であることが判明した。注1）

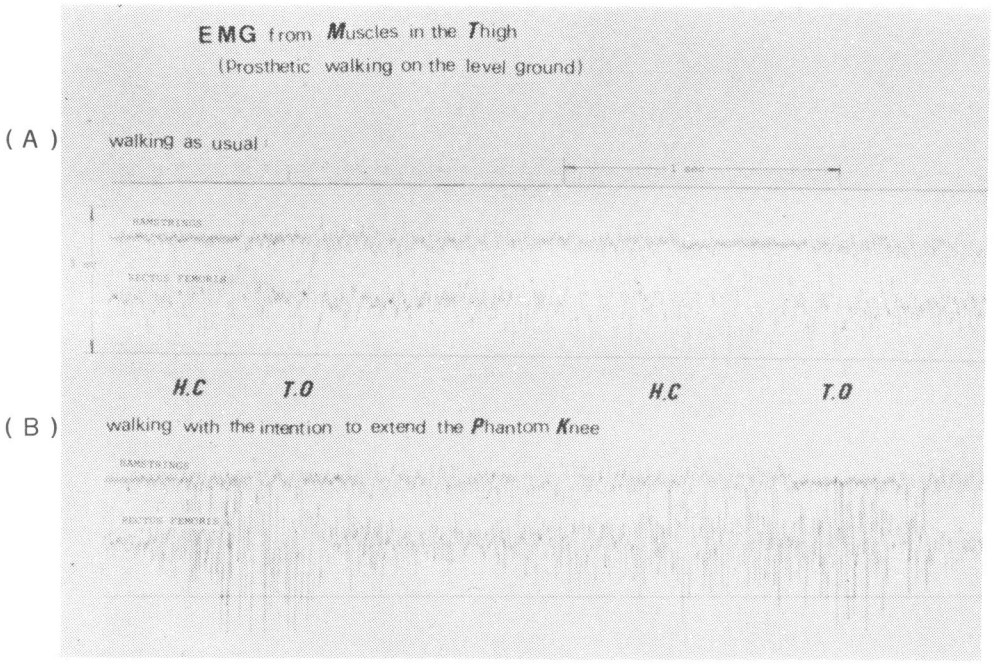
注1）股屈曲筋群や、大腿四頭筋群を対象としたといっても、筋電採取電極をそれらの筋群の表面上に配置したに過ぎず、具体的にどの筋肉の筋電位を記録したとは言い難い。あらゆる筋肉の活動電位の合計量を特定の筋群の表面上から採取したという程の意味である。



第5.12図 歩行時における下肢断端部の筋電図
（断端部前・後面での発射パターン）

断端部前・後面の筋電発射パターンを歩行シーケンスとの関連で第5.12図に示す。これより歩行シーケンスに合致し、しかも遊脚期に活動が認められる筋群としては、断端部前面（股屈曲筋群、大腿四頭筋群）が適していることが分かる。

また第5.13図は、大腿直筋などの筋電振幅が意識的な動作によって調整できることを示したものである。通常の義足歩行時（A）と比較し、（B）のように既に失った膝を伸展させるつもりで歩いた場合、筋電振幅の増大が認められる。大腿直筋などはこれを引締めることにより、随意的に筋電振幅を増大させ得ることが分かる。



第5.13図　歩行時における下肢断端部の筋電図
（歩行条件による発射パターンの相違）

以上で述べた検討結果によれば、大腿直筋を含む大腿四頭筋群、すなわち断端部前面中央が筋電採取部位として最適であるということができる。しかしながら前第3章で検討したように、断端部前面中央は、感覚フィードバック信号伝達用の刺激部位として用いられている場所である。筋電採取電極と刺激電極とが接近し過ぎると、刺激電流が筋電信号に混入する恐れがある。[13)] このため筋電採取部位を刺激電極から離れた股屈曲筋群に選定した。ここで表面筋電位の性質上、股屈曲筋群の筋電位には、大腿直筋などの筋電位も含まれていることはいうまでもない。

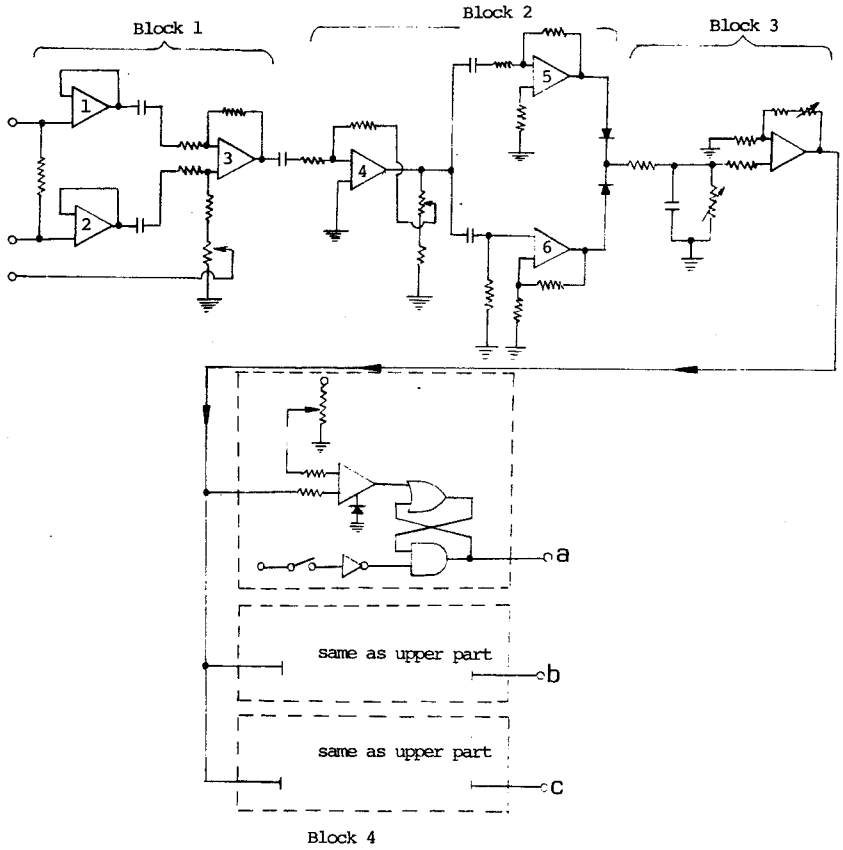
次に、筋電信号を増幅、整流し、これを元に3段階の離散信号を作り出すための信号処理法を

説明する。筋電信号処理用の電子回路図を第5.14図に示す。

まず、第5.14図のBlock 1の部分では、筋電入力信号を2つのオペアンプ①、② へ導いた後、これを差動増幅器（オペアンプ）③へ導いている。すなわちBlock 1は、高入力インピーダンス特性を与え、同相成分除去比（CMRR，common mode rejecting ratio）を高める働きを有する部分である。

次いで Block 2の部分では、オペアンプ④でさらに信号増幅を行なった後、オペアンプ⑤、⑥を通して全波整流を行ない、Block 3の部分で包絡線復調を行なう。

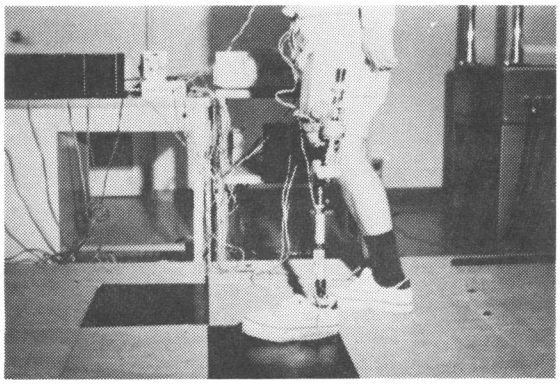
このようにして、波形形成を行なった後の信号をBlock 4の部分へ送り、3種の比較器で3段階の信号レベル弁別を行なう。ここでは、比較器出力をセット信号、足底（踵部）スイッチ信号をリセット信号とするリセット優先型のプリップフロップ回路を設けており、足底接地期には3段階離散値信号（$P_{H,M,L}$）は出力されないようになっている。以下、第5.14図の出力a，b，cの論理積出分が、第5.9図に示した電子回路への入力P_L，P_M，P_Hとなる。



第5.14図 筋電信号処理系統の電子回路図

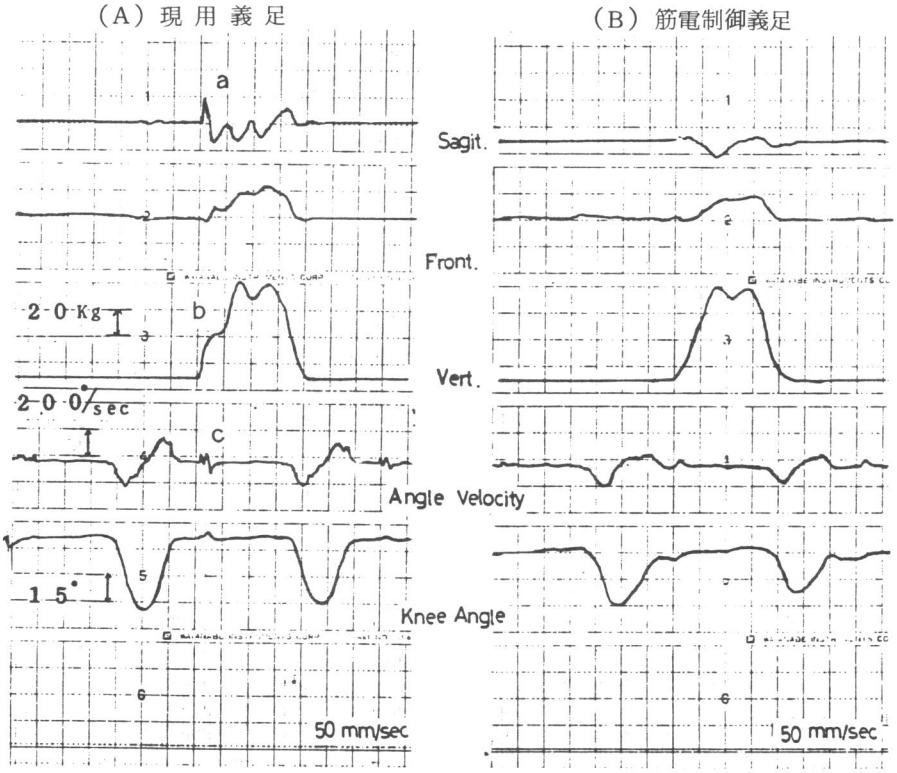
5.4　適用評価実験

筋電制御義足系の有効性を確認するため、これを装着した切断者の歩行状態と、現用義足での歩行状態との比較実験を行なった。実験には、前5.4.1項の場合と同様、床反力計とゴニオメータを使用した。評価実験中の様子を第5.15図に示す。



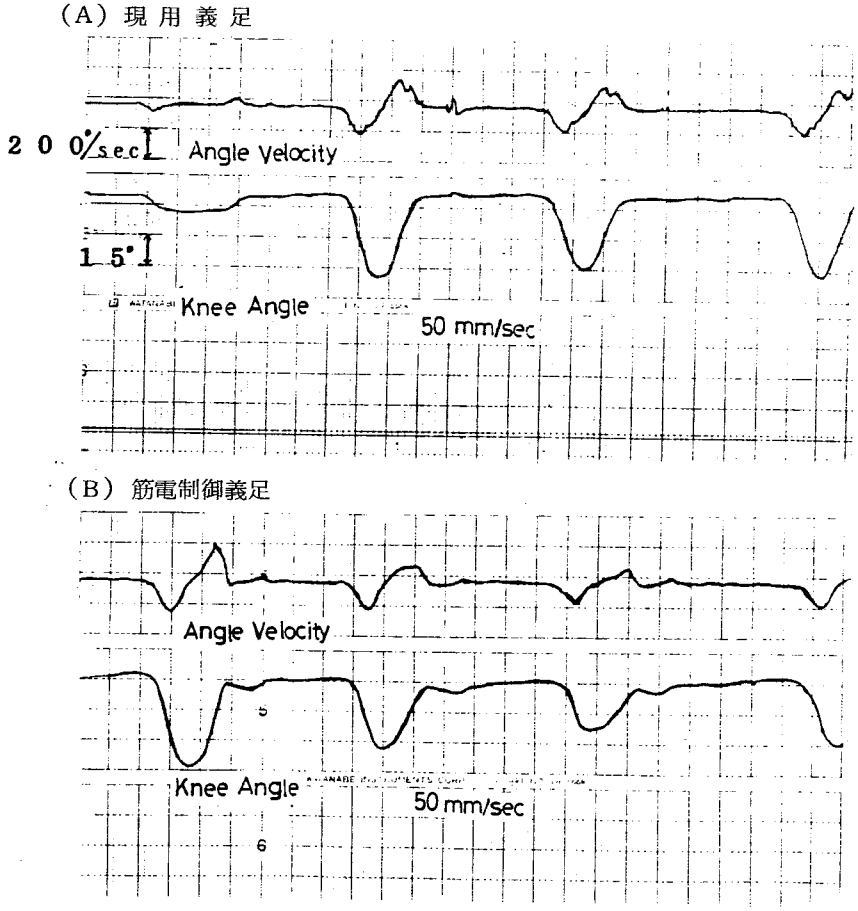
第5.15図　評価実験の様子（床反力計とゴニオメータによる歩行分析）

測定データの一例を第5.16図に示す。第5.16図（A）の現用義足歩行では、床反力前後成分（a）と膝角速度（c）において、踵の叩き付け現象が明確に認められる。また床反力垂直成分（b）が階段状となり、義足側への体重移行がスムースには行われていないことが分かる。第5.16図（A）と同様の測定データは、前3.4.1項の第3.18図でも示したが、感覚フィードバック系のみでは、踵の叩き付け現象の発生などを完全に抑制するこ



第5.16図　床反力計とゴニオメータによる測定データ

とはできなかった。しかし第5.１６図(B)の筋電制御義足系では、踵の叩き付け現象は完全に消失し、床反力垂直成分の動揺も少なくなっている。床反力計とゴニオメータによる測定データに関する限り、筋電制御義足系での歩行状態は、健常者のそれと比べて遜色のないものになり得ている。なお、筋電制御義足の制御回路電源部は携帯用とはなっておらず、コードを引きずりながらの歩行であるが、切断者は約３０分程の歩行訓練で、第5.１６図(B)に示すような歩行動作を実現することが可能となった。しかもさらに訓練を続けた結果、切断者は実験者の注文に応じ、第5.１７図に示すような歩行を行なうことさえ可能となった。すなわち第5.１７図は筋電制御義足において、歩幅を任意に変えることができることを示したデモンストレーション用のデータである。以上のことより筋電制御義足系においては、第5.４表に示すような有効性を導くことができよう。



第5.１７図　筋電制御義足系での遊脚運動の任意性を示す測定データ

第5.4表　筋電制御義足の有効性

1. 歩容の改善
   ◎膝インパクト、踵の叩き付けの消失
2. 安全性
   ◎膝ロック機構による膝折れ防止
3. 歩幅や歩行速度に対する随意性
   ◎雨道、坂道など滑り易い道での歩行の安定性
   ◎方向転換が容易
   ◎雑踏における歩行能力の向上

5.5　お　わ　り　に

本章では、人間の運動制御系に組み込まれた義足系を実現する試みの一環として、筋電制御義足系の開発研究を行なった。

筋電制御義足系の開発に関する研究は、約10年程以前にそのアイデアが出されて以来、今日まで比較的数多く行われてきているが、臨床評価実験までを行なった例はない。このような状況の下で、本研究では自ら組み立てた装置で臨床評価実験結果を導出するに至るまで研究を進め得たのであり、このことは他に例をみない程の成果であったと考えている。

ただし、本章で述べた内容で筋電制御義足系の開発研究が終了した訳ではなく、装置の改良と臨床評価実験を現在も継続中であることはいうまでもない。また感覚フィードバック系との相乗効果を確認するための評価実験項目を新たに設定している最中である。さらには、携帯用動力源を用意し、屋外の歩行で筋電制御義足系の有効性を確認するなども今後に残された課題である。

まず、本章5.2節では、人間の下肢運動系に対する力学モデルを作成し、歩行時における下肢関節トルク・仕事量（工率）を算出した。また歩行動作を有限状態で表現することによって、歩行動作中の膝関節は主として振子運動（遊脚期）とロック動作（立脚期）の繰り返しを行なっていることを導き出した。この結果、現状では不可能とされている動力義足の開発も、適当な条件つきの下では実現できるとの見通しを得た。さらにこれらの検討に付随して、歩行動作が半ば反射的、半ば随意的に行われているものであるとの観点から、筋電制御義足系の基本構成についても検討を加えた。

本章5.3節では、以上のような検討結果に基ずき、自律的なものと随意的なものとの二重の制御ループを有し、歩行シーケンスパターンに従って2種類の電磁ソレノイドを使い分ける方式で成り立つ、筋電制御義足系の構成内容を報告した。また、筋電信号採取部位の決定法や筋電信号の処理法について要約して示した。前述したように、筋電制御義足系と感覚フィードバック系との相乗効果を切断者サイドにおいて確認することはできなかったが、装置的には感覚フィードバック情報を筋電制御回路へ送り込む方式を採用しており、義足内部にサイバネテカルな制御ループを設けることは実現されている。義足を能動化するといっても単にこれを動力化するのではなく、第5.8図に示したように制御動作の不感帯を設けたこと、あるいは随意的な運動制御のみを切断者に任せる方式を用いたことなど、歩行時の適応能力を高めるための配慮を加えた上で、能動化を試みたことを

強調しておきたい。これらの着想は、人間の運動制御の原理から学び取ったものであり、[14] このことが臨床評価実験での結果に結びついているように思われる。

すなわち、本章5.4節では、切断者が適応性の高い歩行動作を実現し得ることを数量的なデータで示し、筋電制御義足系の有効性を具体的に実証した。本研究では機械装置の部品はすべて自ら旋盤を運転して加工した。このため試作した義足本体は、切断者に提供し得るほど充分精練されたものではない。それにもかかわらず、これを装着した切断者からはきわめて好評を博したことを付記しておきたい。

なお、本研究で試作した回路装置の最大電力消費量は約６０Wにもなり、電力源を携帯化することはできなかったが、これについて次のような打開策を現在具体的に検討中である。まず第１に、自律的な基本運動は機械的手段によって行わせるものとし、この運動をソレノイド駆動によって行なわせる方式は中止する。第２に、スプリング力に打ち勝つだけの電磁力を常時消費していることは、いかにも不合理であり、スプリングに代えて屈曲運動をもソレノイド駆動方式とする。第３に、義足下腿部の材質をグラフファイバーなどに変更し、下腿部の慣性モーメントの軽減を計る。以上の打開策に加え機械部品の加工・組立て精度を高めることにより、機械伝達効率（現在のものは推定６０％）を８０％程度に高める必要がある。これについてはメーカに部品製作を依頼することも必要になると考えられる。

最後に本章における主な結論は

(1) 健常者の歩行動作に関する運動学的データから、下肢関節トルク・仕事量を算出し、義足膝関節の駆動に必要なアクチュエータのサイズを決定した。

(2) 歩行が半ば反射的、半ば随意的に行なわれる運動であることに注目し、足底接地状態に基ずいて自動的に作成される信号と、切断者の運動意志に基ずく筋電信号とを並列的に活用する制御方式を採用した。

(3) 電磁ソレノイドの吸引力をラック・ピニオンで膝部回転トルクに変換する方式により、義足の運動機構部を製作した。

(4) 感覚フィードバック情報と筋電情報とを制御入力とし、制御出力を膝部電磁ソレノイドへ伝送する方式で構成される制御装置を製作した。

(5) 歩行パターンが改善され、歩幅や歩調を自由に選択できることなどで開発した義足系の有効性を確認した。

などである。

第6章　有限マルコフ連鎖論を運用した歩容解析法とそのリハビリテーションへの応用

Abstract

In this chapter, quantitative analysis of gait has been proposed based upon the theory of finite state Markov chains. Then, its application has been presented to improve gait patterns of actual cases.

To begin with, gait pattern was described with statistics of measured data of gait cadence and step length. And the gait pattern was evaluated with the indexes of symmetry and the variance of state variable, calculated from the same data.

Then, with application of the finite states Markov chain, the gait pattern was analyzed and the possible improvement was predicted.

And, applying the theory of Markov absorbing states, rehabilitational planning has been proposed on a sound basis.

Furthermore, it is shown that a malformed gait can be reformed systematically, making full use of such training system.

6.1　はじめに

歩行分析に関する研究は、従来から行なわれてきており、整形外科やリハビリテーションの分野では、歩行分析が臨床面でも応用されている。[1)]

しかし、人間の歩行状態は複雑であるため、歩行動作の様態（歩容）を数学的に表わしたり、歩行分析の一面だけから歩容を総合的に評価することは難しい。このため最近では、特定の変数パラメータのみを用いて歩容を表わし、評価を行なうことも試みられている。[2)−6)]　たとえば、足底の接床時間情報で歩行状態を記述したものや、[2)、3)]左右が対称的な歩容の合理性を証明し、対称性で歩容の評価を行なったもの、[4)、5)]　あるいは歩行の状態変数のバラツキを評価指数に用いたもの[6)]などをその例としてあげることができる。このような方法が試みられている理由は、特定の変数パラメータのみで事実上、歩容の特徴はほぼ表現できるし、その他の変数は、これらのパラメータを

構成する因子であるとみなせるからだと考えられる。

さて、整形外科やリハビリテーションの分野では、治療や手術で歩容の改善を計るとともに、予後の状態の経過や訓練で、歩容が変移する過程などを観察することが重要であるとされている。このことは、歩行がランダム性を含む現象であることを考え併せれば、歩容の研究にあたって時間経過とともに変動する確率過程の理論を活用して分析することが、有用であろうと考えられる。

なお、リハビリテーション歩行訓練では、歩行障害に依って来たる原因である脳・神経・筋肉系の障害を正常に戻すためにも、まず、現象的にでも身障者の歩容を正常に近づける努力が払われているが、身障者の歩容は容易に改善できるものではない。

しかしながら、歩容もまたランダムな現象であることに注目し、身障者が示す歩容パターンの中から、最良のものを選び出して訓練目標とするならば、実際的かつ効果的なリハビリテーションを行なうことはできよう。そしてこのような操作を繰り返すことにより、歩容を逐次改善していくことも可能であろう。以上の発想は、確率過程モデルによる歩容の解析で具体化することができると考えられるが、これに該当する研究は今まで行なわれていない。

本章では、まず歩調と歩幅で歩容を表わし、対称性と状態変数のバラツキとで歩容の評価を行なう。前述したごとく、この手法はごく一般的なものではあるが、運用の仕方については独自の検討を加えるものとする。

次に、マルコフ連鎖の理論を応用して歩容の解析を行ない、歩容の推移に対する予測、リハビリテーション歩行訓練の方針決定の根拠などに関する理論解析を行なう。さらに、歩行訓練のためのフィードバック装置を試作し、理論モデルと解析の妥当性を実験的にも検証する。[7),9)]

なお、本章で取扱う理論モデルが、第3章で述べた感覚義足系の有効性を総合的に評価することを目的として、作成されたものであることはいうまでもない。したがって本章では上記の訓練装置と、感覚義足系とを併用した場合の実験結果などについても検討を加えるが、この他にも、義足歩行患者を含めた歩行障害患者全般を対象とした実験結果についても検討を加えることにする。

6.2　歩容の表わし方と評価の方法

本章では、歩容を表わす変数パラメータとしてもっとも代表的で、しかも数量的測定が容易な歩調（Cadence）と歩幅（Step）を選定する。これらの変数パラメータは確率変数であるから、複数歩行サイクルの測定値（実現値）を元にした推定値で表わすことにする。

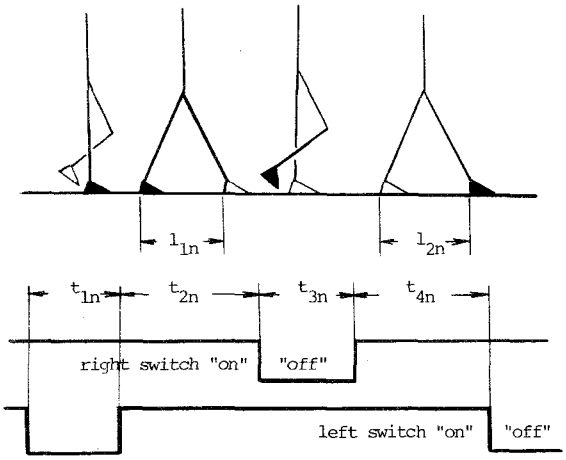
まず、歩行動作を次の有限状態の周期的動作とみなそう。

状　態	1	;	右単脚支持
〃	2	;	両脚支持（左足前方接地）
〃	3	;	左単脚支持
〃	4	;	両脚支持（右足前方接地）

時間推移 ↓　　（6.1）

（6.1）式により、接床期の踵接地（Heel Contact）、足裏全面着地（Foot Flat）、踵離れ（Heel Off）、などの状態区別は行なわないものとする。また（6.1）式が適用される限り、尖足歩行や跛行でも基本的条件は正常歩行と同一とみなし、逆に（6.1）式が適用できない走行や摺足などは検討対象から除外する。

（6.1）式の各状態の所要時間 t_i sec（$i=1,2,\cdots,4$）および状態2、4での歩幅 ℓ_j cm（$j=1,2$）により、歩容を表わすための変数パラメータを算出するものとする。第6.1図に、第nサイクルめで得られる実測値 t_{in}, ℓ_{jn} を具体的に示してある。



第6.1図　歩容記述のための変数パラメータ

第6.1図での実測値 t_{in} を元に、次の2つの列ベクトルで歩調を表わすことにする。

$$\tau=(\tau_i)=(E(T_i))$$
$$V_\tau=(v_{\tau i})=(V_{ar}\cdot\{T_i\}^2)$$
$$=(E\{T_i-\tau_i\}^2) \qquad (6.2)$$
$$(i=1,2,\cdots,4)$$

ただし、T_i は実測値 t_i に対応した確率変数のことであり、以下同様の記法を用いる。同様にして、実測値 ℓ_{jn} を元に2つの列ベクトルで歩巾を表わすことにする。

$$\eta=(\eta_i)=(E(L_i))$$
$$V_\eta=(v_{\eta i})=(V_{ar}\cdot\{L_i\})=(E\{L_i-\eta_i\}^2) \qquad (i=1,2) \qquad (6.3)$$

また、T_i, L_i が正規分布に従うことを仮定し、これらを X_i とおいて

$$\mu_i=E(X_i)\cong\frac{1}{N}\sum_{n=1}^{N}x_{in}=\bar{x}_i$$
$$\sigma_i^2=V_{ar}\cdot\{X_i\}\cong\frac{1}{N-1}\sum_{n=1}^{N}(x_{in}-\bar{x}_i)^2=S_i^2 \qquad (6.4)$$

であるとする。ただし x_{in} は第n歩行サイクルめでの実測値Nは測定サイクル総数、また μ_i , σ_i^2 は母平均、母分散を $\bar{X}_i$, S_i^2 は標本平均、標本分散をそれぞれ表わす。

以上により、(6.1)式の歩行動作での歩容を

$$G=(\tau, V_\tau, \eta, V_\eta) \qquad (6.5)$$

で表わすことにする。

次に(6.5)式の歩容を評価する指標の1つに、左右の対称性を選定し、これを(6.2)～(6.4)式の値を用いて

$$I_s = a_1 \frac{|\tau_1-\tau_3|}{(\tau_1+\tau_3)} + a_2 \frac{|\tau_2-\tau_4|}{(\tau_2+\tau_4)} + a_3 \frac{|\eta_1+\eta_2|}{(\eta_1+\eta_2)} \qquad (6.6)$$

のように表わす。ここで、右辺各項の重み係数 a_i ($i=1,2,3$)については、健常者(20～30才台男子13名、同女子5名)を対象とした実測値を元に

$$a_i=5、\quad a_2=2、\quad a_3=30 \qquad (6.6)_2$$

と定める。次に、歩行の状態変数のバラツキで歩容を評価する手法についての妥当性が導かれていることから、本章ではさらに次式を歩容の評価指標とする。

$$I_v = \sum_{i=1}^{4} b_i \frac{(v_{\tau i})^{\frac{1}{2}}}{\tau_i} + \sum_{j=1}^{2} c_j \frac{(v_{\eta j})^{\frac{1}{2}}}{\eta_j} \qquad (6.7)$$

ここで、重み係数 b_i ($i=1,2,\cdots,4$)、c_j ($j=1,2$) は先の健常者群での実測値から

$$b_1=b_3=3\ ,\quad b_2=b_4=1\ ,\quad c_1=c_2=42 \qquad (6.7)_2$$

と定める。各種の歩容に(6.2)～(6.7)$_2$ 式を適用した結果を第6.2図に示す。ただし測定方法については、6.4.1項で述べる。第6.2図によれば切断者(D)では $V_{ar.}\{\ell_1\} > V_{ar.}\{\ell_2\}$ より、健常足の着地位置(歩幅)を調整して、姿勢の安定化を企てていることが分かり、正常歩容と区別し難いといわれる四頭筋拘縮患者(B)の歩容は、$v_{\tau 3}$ が $v_{\tau 1}$ に比し非常に大きいことで識別でき、脳卒中患者(C)の歩容では τ_2 , τ_4 が異常に長いことで特徴づけられるなど、簡潔な記法で各種歩容の特徴を表わすことができる。

なお、第6.2図の結果に従い、リハビリテーション歩行訓練の方針を決定しなければならないが、第6.2図からだけでは歩容の変移状態を予測することはできない。そこで以下6.3節では、マルコフ連鎖理論を用いた歩容の解析、ならびに効果的な訓練法の見出し方などを検討する。

6.3 有限マルコフ連鎖論を運用した歩容の解析

6.3.1 運用の方法

歩調に関する実測値 t_i や歩幅の実測値 ℓ_i は、いずれも連続量であるから、有限マルコフ連鎖論適

用のため、これらの大きさの順にK等分し、元の連続量 x_i に対し、$x_i^{(k)}$($k=1,2,\cdots,K$ $i=1,2,\cdots,4$ 、 or $i=1,2$) なる離散値で表わそう。また $x_i^{(k)}$ なる離散値を状態 S_r とみなし次の有限状態

$$S=(S_r)=(x_1^{(1)},x_1^{(2)},\cdots,x_i^{(k)},\cdots x_I^{(k)})=(\mathbf{x}_1,\mathbf{x}_2,\cdots,\mathbf{x}_I)$$

$$r=(i=1)K+k \qquad x_i^{(k)} e\ \mathbf{x}_i \tag{6.8}$$

で表わす。ここで歩調に関する実測値は4K (I = 4)、歩幅の実測値は2K (I = 2)の有限状態を持つ。Kが大である程、実測値は忠実に再現されるが、解析が煩雑となるため、ここでは K = 3 とし、実測値を大 (k = 1)、中 (k = 2)、小 (k = 3) に3等分する。x_i の確率的な3等分の手法とは (6.4) 式より

$$P_r\{x_i \geqq \mu_i + a\sigma_i\} = P_r\{\mu_i + a\sigma_i > x_i > \mu_i - a\sigma_i\} = P_r\{\mu_i - a\sigma_i \geqq x_i\} = \frac{1}{3} \tag{6.9}$$

となる a を求めることであり、これにはよく知られているように $a=\dfrac{x_i-\mu_i}{\sigma_i}$ とおいて

	τ	V_τ	η	V_η	I_S	I_V
(A)	0.430 0.127 0.471 0.173	0.028 0.028 0.025 0.018	55.53 56.44	1.85 2.43	0.778	6.456
(B)	0.411 0.200 0.568 0.187	0.077 0.047 0.129 0.056	56.91 61.16	3.90 3.33	1.949	8.982
(C)	0.603 0.351 0.871 0.244	0.174 0.118 0.183 0.102	37.10 42.40	4.21 6.55	3.235	10.696
(D)	0.424 0.204 0.711 0.198	0.088 0.033 0.118 0.130	59.97 68.66	11.52 6.37	3.321	10.181

(A) Normal Subject
(B) Patient of Quadriceps Fibrosis*
(C) Patient of Hemiplegia* (Cerebral Apoplexy)
(D) Above-Knee Amputee*
* right side is impaired

第6.2図 各種の病的歩容の記述例

$$\int_{-\infty}^{x_i} \frac{1}{\sqrt{2x}\,\sigma_i} \cdot e^{-\frac{(x_i-\mu_i)^2}{2\sigma_i^2}} dx_i = \int_{-\infty}^{a} \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \cdot e^{-\frac{a^2}{2}} da = \frac{1}{3} \qquad (6.10)$$

を満足するaの値を正規確率表より求めればよい。その結果 $a=0.43$ を得る。 よって第nサイクルめの実測値 x_{in} を

$$x_{in} \geqq \overline{x_i} + 0.43\,S_i \text{ のとき } x_{in} = x_i^{(1)},$$

$$\overline{x_i} + 0.43\,S_i > x_{in} > \overline{x_i} - 0.43\,S_i \text{ のとき } x_{in} = x_i^{(2)},$$

$$\overline{x_i} - 0.43\,S_i \geqq x_{in} \text{ のとき } x_{in} = x_i^{(3)}, \qquad (6.11)$$

として分類する。

なお、これ以後は歩調に関してのみ議論をすすめるが、歩幅についての議論も全く同様にして行なうことができる。すでに（6.1）式により、歩行動作は周期的な有限状態で表わされているから、状態 S_r から状態 S_s へ推移する確率を P_{rs} とすれば、その推移確率行列 **P** は次のように表わされる。

$$\mathbf{P} = (P_{rs}) = \left[\begin{array}{c|c|c|c} 0 & P_1 & 0 & 0 \\ \hline 0 & 0 & P_2 & 0 \\ \hline 0 & 0 & 0 & P_3 \\ \hline P_4 & 0 & 0 & 0 \end{array}\right] \qquad (6.12)$$

ただし、（6.12）式で部分行列 **0** は3×3型ゼロ行列であり、部分行列 $\mathbf{P}_i$（$i=1,2,3,4$）は、それぞれ

$$P_{jk} = P_r\left\{ x_{i+1}^{(k)} \mid x_i^{(j)} \right\} = \frac{n\left(x_{i+1}^{(k)} \cap x_i^{(j)}\right)}{n\left(x_i^{(j)}\right)} \qquad \begin{array}{l}(i=1,2,3) \\ (j,k=1,2,3)\end{array}$$

または

$$P_{jk} = P_r\left\{ x_1^{(k)} \mid x_4^{(j)} \right\} = \frac{n\left(x_1^{(k)}\ x_4^{(j)}\right)}{n\left(x_4^{(j)}\right)} \qquad \begin{array}{l}(i=4) \\ (j,k=1,2,3)\end{array} \qquad (6.13)$$

を j 行 k 列の元素とする3×3型行列である。ここに $n(x_i^{(j)})$ はN歩行サイクルの測定で $x_i^{(j)}$ を得た数、$n(x_{i+1}^{(k)} \cap x_i^{(j)})$ は $x_i^{(j)}$ の次に $x_{i+1}^{(k)}$ を得た数とする。すなわち

$$\sum_j n\left(x_i^{(j)}\right) = N, \quad \sum_k n\left(x_{i+1}^{(k)} \cap x_i^{(j)}\right) = n\left(x_i^{(j)}\right) \qquad (6.14)$$

である。（6.12）式を推移確率行列にもつマルコフ連鎖は周期的であるが、若干の条件の条件でエルゴード的マルコフ連鎖と同様に、定常状態における確率分布π_r（＞0）を持つことが、文献[13),14)]などで示されている。また、π_rは次の連立方程式

$$\pi_r = \sum_{k=1}^{12} \pi_k P_{kr} \quad (r=1,2,\cdots,12) \qquad (6.15)$$

を解くことにより求まる。ただし（6.12）式の推移確率行列の構造から明らかなごとく、（6.15）式で得られるπ_rについて

$$\sum_{r=1}^{3} \pi_r = \sum_{r=4}^{6} \pi_r = \sum_{r=7}^{9} \pi_r = \sum_{r=10}^{12} \pi_r = 0.25 \qquad (6.16)$$

が成り立つ。（6.15）式により、第6.2図の各歩容が変移する状態を予測することができる。たとえば、切断者（D）の歩容でt_3は、$\pi_9 > \pi_7, \pi_8$なら短縮され、$\pi_8 > \pi_7, \pi_9$では現状のまま、また$\pi_7 > \pi_8, \pi_9$ならさらに延長されると予測される。また一般に$\pi_i > \pi_{i-1}, \pi_{i+1}$（$i=2,5,8,11$）のとき、状態変数のバラツキが小さくなる傾向にあると予測される。

なお、（6.12）式を推移確率行列とするマルコフ連鎖においても、若干の条件の下で次のように表わされる母関数行列Zが存在する。

$$\mathbf{Z} = (\mathbf{I} - \mathbf{P} + \mathbf{A})^{-1} = (Z_{ij}) \quad (i, j = 1,2,\cdots,12) \qquad (6.17)$$

ただし、（6.17）式でIは12×12型単位行列であり、Aは（6.15）式のπ_jをj列の元素に持つ行列、すなわち

$$\mathbf{A} = (a_{ij})$$

$$a_{ij} = \pi_j \quad (i, j = 1,2,\cdots,12) \qquad (6.18)$$

である。（6.17）（6.18）式を用い、状態S_rから状態S_sへの推移に要する平均待時間m_{rs}は、次の行列のr行S列元素で与えられる。

$$\mathbf{M} = (\mathbf{I} - \mathbf{Z} + \mathbf{E}\mathbf{Z}_{dg})\mathbf{D} = (m_{rs}) \qquad (6.19)$$

ここで、$\mathbf{Z}_{dg}$はZの対角元素を対角元素とする対角行列

Eはすべての元素が1である行列

DはAの対角元素の逆数すなわち$1/a_{ii}$を対角元素とする対角行列

である。なお（6.19）式の4周期が歩行の1サイクル分に相当するから、平均待時間を歩行サイクルm_{rs}'で表わせば

$$\mathbf{M}' = (m_{rs}') = (m_{rs}/44) = 1/4\ \mathbf{M} \qquad (6.20)$$

となる。また状態S_rとS_sの相関係数f_{rs}は（6.15）（6.17）式を用いて

$$f_{rs} = \frac{C_{rs}}{(C_{rr} \times C_{ss})^{\frac{1}{2}}}$$

$$C_{rs} = \pi_r Z_{rs} + \pi_s Z_{sr} - \pi_r d_{rs} - \pi_r \pi_s \qquad (6.21)$$

で与えられ、ここに

$$d_{rs} = \begin{cases} 1 & (r = s) \\ 0 & (r \neq s) \end{cases} \qquad (6.22)$$

である。(6.21)式により、健常足と患足の協調運動、あるいは患足に対する健常足の補償運動などを論ずることができる。

次にリハビリテーション歩行訓練の具体的方針の見出し方について検討しよう。まず訓練目標を(6.8)式の各状態から選び出して S_G ($\subset S$)とし、残された状態を S_B ($= S_G^c$)で表わす。S_G に含まれる状態数は任意であるが、一応 x_1, x_2, x_3, x_4 から各々1状態ずつを選出するものとして議論をすすめる。また S_B の中から S_G への推移が困難な状態を選出し、その集合を S_W ($\subset S_B$) とする。そして $S_W = 0$ となるよう訓練を行なうものとし、この主旨に沿うため吸収マルコフ連鎖論を応用する。(6.8)式を書き直し

$$\begin{aligned} S^* &= (S_G,\ S_B) \\ &= (x_1^{(i)}, x_2^{(j)}, x_3^{(k)}, x_4^{(\ell)}, (x_1^{(i)})^c, (x_2^{(j)})^c, (x_3^{(k)})^c, (x_4^{(\ell)})^c) \\ &= (S_r^*) \qquad (i, j, k, \ell = 1 \text{ or } 2 \text{ or } 3) \end{aligned} \qquad (6.22)$$

と表わす。ここでたとえば $(x_1^{(i)})^c$ は、x_1 から $x_1^{(i)}$ を除いた2状態を表わす。(6.12)式を(6.22)式に準じて書き直せば

$$P = (P_{rs}^*) = \begin{array}{c} \begin{array}{cc} S_G & S_B \end{array} \\ \begin{bmatrix} I & 0 \\ R & Q \end{bmatrix} \end{array} \begin{array}{c} S_G \\ S_B \end{array} \qquad (6.23)$$

となる。(6.23)式で、$S_B = \{S_5^*, S_6^* \cdots, S_{12}^*\}$ が開いた集合であれば、$S_G = \{S_1^*, S_2^* \cdots, S_4^*\}$ を吸収状態とみて吸収マルコフ連鎖論を適用できる。そこで状態を移動する点とみて、まず点が $S_i^* \in S_B$ から出発し S_G に入る前に $S_j^* \in S_B$ を訪れる回数 n_{ij} の期待値と分散は

$$(E(n_{ij})) = \sum_{k=0}^{\infty} Q^k = (I - Q)^{-1} - N$$

$$\begin{aligned} (V_{ar.}\{n_{ij}\}) &= (E(n_{ij}^2)) - (E(n_{ij}))^2 \\ &= N(2N_{dg} - I) - N_{sq} \qquad (i, j = 5, 6, \cdots, 12) \end{aligned}$$

で与えられ、ここに N_{dg} は N の対角元素を対角元素とする対角行列、N_{sq} は N の各元素の平方を

元素とする行列である。同様にして、$S_i^* \in S_B$ から出発して S_B の中に停まる回数（初めの状態を含む）n_i の期待値と分散は

$$(E(n_i)) = \left(\sum_{S_j^* \in S_B} E(n_{ij})\right) = \mathbf{N}\xi = \mathbf{N}_2$$

$$(V_{ar}\cdot\{n_i\}) = (E(n_i^2)) - (E(n_i))^2$$
$$= (2\mathbf{N} - \mathbf{I})\mathbf{N}_2 - \mathbf{N}_{2sq} \qquad (S_i^* \in S_B) \qquad (6.25)$$

で与えられ、ここで ξ はすべての元素が1であるような列ベクトルである。次に点が $S_i^* \in S_B$ から出発し $S_j^* \in S_B$ に到達する確率 h_{ij} は

$$\mathbf{H} = (h_{ij}) = (\mathbf{N} - \mathbf{I})\mathbf{N}_{dg}^{-1} \quad (S_i^*, S_j^* \in S_B,\ i, j = 5, 6, \cdots, 12) \qquad (6.26)$$

で与えられる。（6.22）～（6.26）式により、S_G への推移が最も困難な状態 S_W（$\subset S_B$）を選出できる。

6.3.2 具　体　例

本章では、紙面の都合上、第6.2図（B）の大腿四頭筋拘縮患者、および（D）の切断者の具体例を一部示すに止める。後に6.4.1項で述べる実験による測定値を元に、歩調に関する推移確率行列や定常確率分布は第6.3図、第6.4図で与えられる。第6.3、6.4図に示したような推移確率行列をもつマルコフ連鎖は、いずれも既約であることが分かる。まず第6.3図では、$\pi_i > \pi_{i-1}$, $\pi_i > \pi_{i+1}$ （$i = 2, 5, 8, 11$）が成り立ち、歩容パターンの変移はないと予測される。また第6.4図では $\pi_7 > \pi_8, \pi_9$ であるため、現状でもやや長い τ_3（右脚遊脚期間）が今後さらに延長されるものと予測される。

さて、第6.2図（D）切断者の歩容については、τ_3（右脚、すなわち義足側遊脚期間）が非常に長いことを第1の特徴として上げることができる。そこで（6.19）～（6.21）式の計算で状態 $S_7 = x_3^{(1)}$ に関する結果のみを一部示すと、まず平均待時間は

$$\max\ (m'_{7i}) = m'_{77} = 5.68 \qquad (\text{歩行サイクル})$$
$$\max\ (m'_{i7}) = m'_{47} = 6.28 \qquad (\quad 〃 \quad)$$
$$(i = 1, 2, \cdots, 12) \qquad (6.27)$$

などとなり、S_7 に関する相関係数 f_{7i}（$= f_{i7}$）の中で、大きいものは

$$f_{37} = 0.59, \quad f_{67} = 0.45, \quad f_{(10)7} = 0.68 \qquad (6.28)$$

などとなる。ここで S_3（$= x_1^{(3)}$）, S_6（$= x_2^{(3)}$）, S_{10}（$= x_4^{(1)}$）と S_7 との関連につい

ては、体勢が整わぬ場合 t_1, t_2 が短くなり、逆に t_3, t_4 が長びく間に体勢挽回を試みていると解釈される。

第6.2、6.3図と以上の内容とから、リハビリテーション歩行訓練で目標とする歩容のパターンを

$$S_G = (x_1^{(2)}, x_2^{(2)}, x_3^{(3)}, x_4^{(2)}) = (S_2, S_5, S_9, S_{11}) = (S_i^*)$$
$$(i = 1, 2, \cdots, 4) \qquad (6.29)$$

のように定め、(6.23)～(6.26)式を適用すれば第6.5図の結果を得る。なお第6.5図でQが開いた集合であることは明らかである。

$$(p_{rs}) = \left(\begin{array}{c|c|c|c}
\bigcirc & \begin{matrix}0.39 & 0.54 & 0.08\\ 0.30 & 0.55 & 0.15\\ 0.14 & 0.29 & 0.57\end{matrix} & \bigcirc & \bigcirc \\ \hline
\bigcirc & \bigcirc & \begin{matrix}0.00 & 0.58 & 0.42\\ 0.20 & 0.70 & 0.10\\ 0.38 & 0.25 & 0.38\end{matrix} & \bigcirc \\ \hline
\bigcirc & \bigcirc & \bigcirc & \begin{matrix}0.57 & 0.29 & 0.14\\ 0.00 & 0.70 & 0.30\\ 0.10 & 0.90 & 0.00\end{matrix} \\ \hline
\begin{matrix}0.00 & 0.00 & 1.00\\ 0.35 & 0.58 & 0.08\\ 0.38 & 0.63 & 0.00\end{matrix} & \bigcirc & \bigcirc & \bigcirc
\end{array}\right)$$

$$(\Pi_r) = (\ 0.08\ 0.13\ 0.04\ \ 0.08\ 0.13\ 0.05\ \ 0.04\ 0.14\ 0.06\ \ 0.03\ 0.17\ 0.05\ )$$

第6.3図　切断者の推移確率行列と定常確率分布

$$(p_{rs}) = \left(\begin{array}{c|c|c|c}
\bigcirc & \begin{matrix}0.40 & 0.40 & 0.20\\ 0.39 & 0.39 & 0.23\\ 0.25 & 0.50 & 0.25\end{matrix} & \bigcirc & \bigcirc \\ \hline
\bigcirc & \bigcirc & \begin{matrix}0.21 & 0.21 & 0.57\\ 0.47 & 0.35 & 0.18\\ 0.67 & 0.22 & 0.11\end{matrix} & \bigcirc \\ \hline
\bigcirc & \bigcirc & \bigcirc & \begin{matrix}0.24 & 0.18 & 0.59\\ 0.55 & 0.27 & 0.18\\ 0.42 & 0.33 & 0.25\end{matrix} \\ \hline
\begin{matrix}0.33 & 0.33 & 0.33\\ 0.33 & 0.33 & 0.33\\ 0.47 & 0.33 & 0.20\end{matrix} & \bigcirc & \bigcirc & \bigcirc
\end{array}\right)$$

$$(\Pi_r) = (\ 0.10\ 0.08\ 0.07\ \ 0.09\ 0.11\ 0.06\ \ 0.11\ 0.07\ 0.08\ \ 0.09\ 0.06\ 0.09\ )$$

第6.4図　大腿四頭筋拘縮患者の推移確率行列と定常確率分布

$$
\underline{Q} = \left[\begin{array}{c|cc|c|c}
0 & 0.39 & 0.08 & 0 & 0 \\
 & 0.14 & 0.57 & & \\
\hline
0 & 0 & & 0.00 \;\; 0.58 & 0 \\
 & & & 0.38 \;\; 0.25 & \\
\hline
0 & 0 & & 0 & 0.57 \;\; 0.14 \\
 & & & & 0.00 \;\; 0.30 \\
\hline
0.00 \;\; 1.00 & 0 & & 0 & 0 \\
0.38 \;\; 0.00 & & & &
\end{array}\right]
$$

$$
\underline{N} = \begin{pmatrix}
1.03 & 0.02 & 0.40 & 0.09 & 0.03 & 0.26 & 0.02 & 0.08 \\
0.04 & 1.14 & 0.18 & 0.65^{*} & 0.25 & 0.27 & 0.14 & 0.12 \\
0.07 & 0.00 & 1.03 & 0.01 & 0.00 & 0.60 & 0.00 & 0.18 \\
0.06 & 0.25 & 0.06 & 1.15 & 0.43 & 0.32 & 0.25 & 0.16 \\
0.08 & 0.65^{*} & 0.12 & 0.38 & 1.14 & 0.17 & 0.65^{*} & 0.21 \\
0.12 & 0.00 & 0.05 & 0.01 & 0.00 & 1.03 & 0.00 & 0.31 \\
0.04 & 1.14 & 0.18 & 0.65^{*} & 0.25 & 0.27 & 1.14 & 0.12 \\
0.39 & 0.01 & 0.15 & 0.03 & 0.01 & 0.10 & 0.01 & 1.03
\end{pmatrix}
$$

$$
\underline{N}_2 = (\,1.93 \;\; 2.79^{*} \;\; 1.89 \;\; 2.66 \;\; 3.41^{*} \;\; 1.52 \;\; 3.79^{*} \;\; 1.72\,)^{T}
$$

$$
\underline{H} = \begin{pmatrix}
0.03 & 0.02 & 0.39 & 0.08 & 0.03 & 0.25 & 0.02 & 0.08 \\
0.04 & 0.12 & 0.18 & 0.57^{*} & 0.22 & 0.26 & 0.12 & 0.11 \\
0.07 & 0.00 & 0.03 & 0.01 & 0.00 & 0.58^{*} & 0.00 & 0.18 \\
0.06 & 0.22 & 0.06 & 0.13 & 0.38 & 0.31 & 0.22 & 0.15 \\
0.08 & 0.57^{*} & 0.12 & 0.33 & 0.12 & 0.16 & 0.57^{*} & 0.21 \\
0.11 & 0.00 & 0.04 & 0.01 & 0.00 & 0.03 & 0.00 & 0.30 \\
0.04 & 1.00 & 0.18 & 0.57^{*} & 0.22 & 0.26 & 0.12 & 0.11 \\
0.38 & 0.01 & 0.15 & 0.03 & 0.01 & 0.09 & 0.01 & 0.03
\end{pmatrix}
$$

* examples of remarkable value

第6.5図 吸収マルコフ連鎖論による計算結果（切断者）

$$
\underline{Q} = \left[\begin{array}{c|cc|c|c}
0 & 0.40 & 0.20 & 0 & 0 \\
 & 0.25 & 0.25 & & \\
\hline
0 & 0 & & 0.21 \;\; 0.21 & 0 \\
 & & & 0.67 \;\; 0.22 & \\
\hline
0 & 0 & & 0 & 0.24 \;\; 0.59 \\
 & & & & 0.55 \;\; 0.18 \\
\hline
0.33 \;\; 0.33 & 0 & & 0 & 0 \\
0.47 \;\; 0.20 & & & &
\end{array}\right]
$$

$$
\underline{N} = \begin{pmatrix}
1.14 & 0.09 & 0.48 & 0.25 & 0.27 & 0.16 & 0.15 & 0.19 \\
0.13 & 1.08 & 0.32 & 0.30 & 0.27 & 0.14 & 0.14 & 0.18 \\
0.16 & 0.11 & 1.09 & 0.06 & 0.27 & 0.25 & 0.20 & 0.21 \\
0.36 & 0.22 & 0.20 & 1.13 & 0.79^{*} & 0.29 & 0.35 & 0.52 \\
0.43 & 0.24 & 0.23 & 0.15 & 1.15 & 0.08 & 0.31 & 0.69^{*} \\
0.33 & 0.26 & 0.20 & 0.13 & 0.13 & 1.07 & 0.61 & 0.27 \\
0.42 & 0.39 & 0.27 & 0.18 & 0.18 & 0.10 & 1.10 & 0.12 \\
0.56^{*} & 0.26 & 0.29 & 0.18 & 0.18 & 0.10 & 0.10 & 1.12
\end{pmatrix}
$$

$$
\underline{N}_2 = (\,2.71 \;\; 2.55 \;\; 2.34 \;\; 3.85^{*} \;\; 3.28^{*} \;\; 3.00 \;\; 2.75 \;\; 2.78^{*}\,)^{T}
$$

$$
\underline{H} = \begin{pmatrix}
0.12 & 0.08 & 0.44 & 0.22 & 0.23 & 0.15 & 0.14 & 0.17 \\
0.11 & 0.08 & 0.30 & 0.26 & 0.23 & 0.13 & 0.12 & 0.16 \\
0.14 & 0.10 & 0.08 & 0.05 & 0.24 & 0.23 & 0.18 & 0.18 \\
0.32 & 0.20 & 0.18 & 0.11 & 0.69^{*} & 0.27 & 0.32 & 0.46 \\
0.38 & 0.22 & 0.21 & 0.13 & 0.13 & 0.08 & 0.29 & 0.61^{*} \\
0.29 & 0.24 & 0.18 & 0.12 & 0.11 & 0.07 & 0.56^{*} & 0.24 \\
0.37 & 0.36 & 0.24 & 0.16 & 0.16 & 0.09 & 0.09 & 0.11 \\
0.49 & 0.24 & 0.26 & 0.16 & 0.16 & 0.09 & 0.09 & 0.11
\end{pmatrix}
$$

* examples of remarkable value

第6.6図 吸収マルコフ連鎖論による計算結果（大腿四頭筋拘縮患者）

第6.5図より判断して、まず次の状態

$$
S_W = (\,x_1^{(3)},\, x_3^{(1)},\, x_4^{(1)}\,) = (\,S_3,\, S_7,\, S_{10}\,) = (\,S_6^{*},\, S_9^{*},\, S_{11}^{*}\,)
$$

$$
(\,S_W \subset S_B\,) \qquad (6.30)
$$

を取り除くよう訓練を行なうべきであるとの結論を得る。同様にして、第6.2図（B）の患者の歩容について、訓練で目標とすべき歩容を

$$
S_G = (\,x_1^{(2)},\, x_2^{(2)},\, x_3^{(3)},\, x_4^{(2)}\,) = (\,S_2,\, S_6,\, S_9,\, S_{11}\,) = (\,S_i^{*}\,)
$$

$$
(\,i = 1, 2, \cdots, 4\,) \qquad (6.31)
$$

のように定め、（6.23）～（6.26）式を適用すれば第6.6図の結果が得られ、第6.6図より判断して、次の状態

$$S_W = (x_2^{(3)}, x_3^{(1)}, x_4^{(3)}) = (S_6, S_7, S_{12}) = (S_8^*, S_9^*, S_{12}^*)$$
$$(S_W \subset S_B) \qquad (6.32)$$

などが訓練で除去されるべき状態であると結論される。

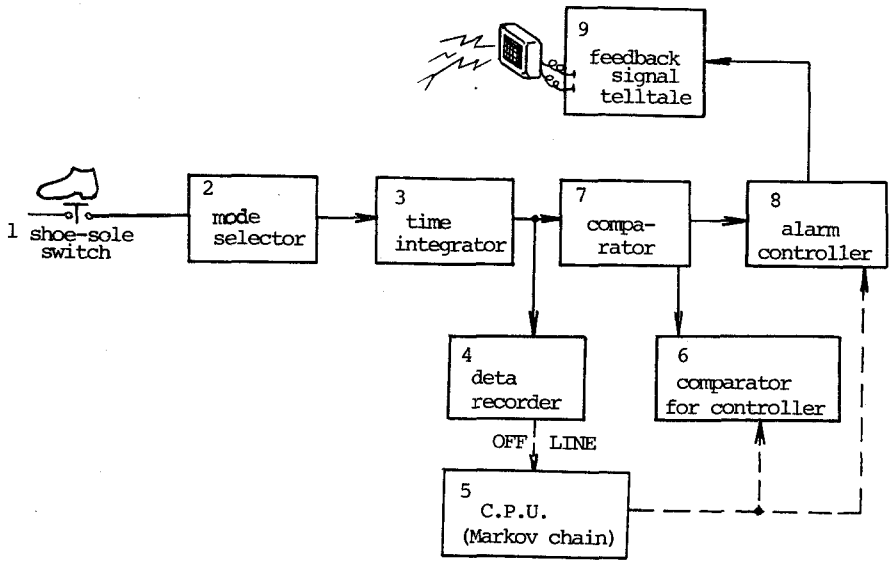
次に、訓練で歩容が改善されるという保証を得ることが必要となるが、このことを理論的に誘導するのは難しい。そこでこれに代わるものとして、以下第6.4節で歩容解析モデルの実験的応用を試みることにする。

6.4 応 用 実 験

6.4.1 歩行訓練用フィードバック装置

まず実験条件は後述する理由により、靴履き歩行に統一した。また歩行開始と終了時の各サイクルを除いた50歩行サイクルを測定と訓練の対象とした。歩調については第6.7図および第6.8図に示す装置を試作し、これを用いて測定と訓練を行なったが、歩巾については当面フットプリントによる測定のみとした。

第6.7図は試作した装置（以下、訓練装置と呼ぶ）を含むシステム構成、第6.8図はフィードバック信号発生のタイムチャートを示す。訓練装置は、測定実験（第6.7図の信号の流れ①→②→③→④→⑤→⑥、⑧）と訓練実験（同、①→②→③→⑦→⑧→⑨）とに用いられる。



第6.7図 歩行訓練用フィードバックシステムのブロック図

まず、測定実験での装置の機能を概説すると、④データレコーダ に記録された測定値をオフライン的に取り出し、⑤計算機で6.2、6.3節で述べた諸量を算出する。第6.2図のτ，v_τはこのようにして求めたものである。また⑥比較設定値のダイヤルを（6.11）式の離散化基準値に合わせ、⑧警報信号制御装置で状態S_Wに関する端子のみを⑨表示装置に接続して、訓練実験の手続きは完了する。

次に、訓練中のフィードバック方式を第6.8図(A)で説明しよう。（6.1）式の状態1（t_1モード）の接続時間t_{1n} secは、t_2モードの間に基準設定電圧との比較でUpper，OK，Downのいずれかに選別される。この選別結果は一時貯えられ、次の歩行サイクルのt_1モード時にt_1（n＋1）secの間ブザー音で表示される。表示装置はUpper，OK，Downの選別結果に応じ、低・中・高の3レベルのブザー音を発する。

勿論、これら3レベルのブザー音が常時発せられるものでないことは、すでに述べた通りである。（6.30）式の例ではt_{1n} secがDown（すなわち$x=x_1^{(3)}$）の場合のみ、歩行サイクルのt_1モード時に高音を発し、同様にt_{3n}（t_{4n}）secがUpper の場合のみ、次サイクルt_3（t_4）モード音に低音を発する。

なお、第6.8図(A)でL、R信号は目下、靴底スイッチから得ており、これを第6.8図(B)の論理回路を通してt_iモードの弁別を行なっているが、抵抗体を敷いた歩行路を試作し、着地位置に応じた抵抗変化を利用して、歩幅と歩調に関する情報を同時に得るといったシステムの設備化についても準備を進めている。またマルコフ連鎖論を運用した計算などのオンライン化も検討中である。

6.4.2 実験結果

第6.2図(B)、(C)の被験者に本訓練装置を適用し、1日1～2時間の訓練を3週間継続した後の結果を第6.9図に示す。第6.9図は、本訓練装置の適用により、被験者(B)、(C) のごとき重度の障害患者の歩容が合理的に改善されていることを示している。さらには直接の訓練対象とはしなかった歩幅も付随的に改善されていることが分かる。

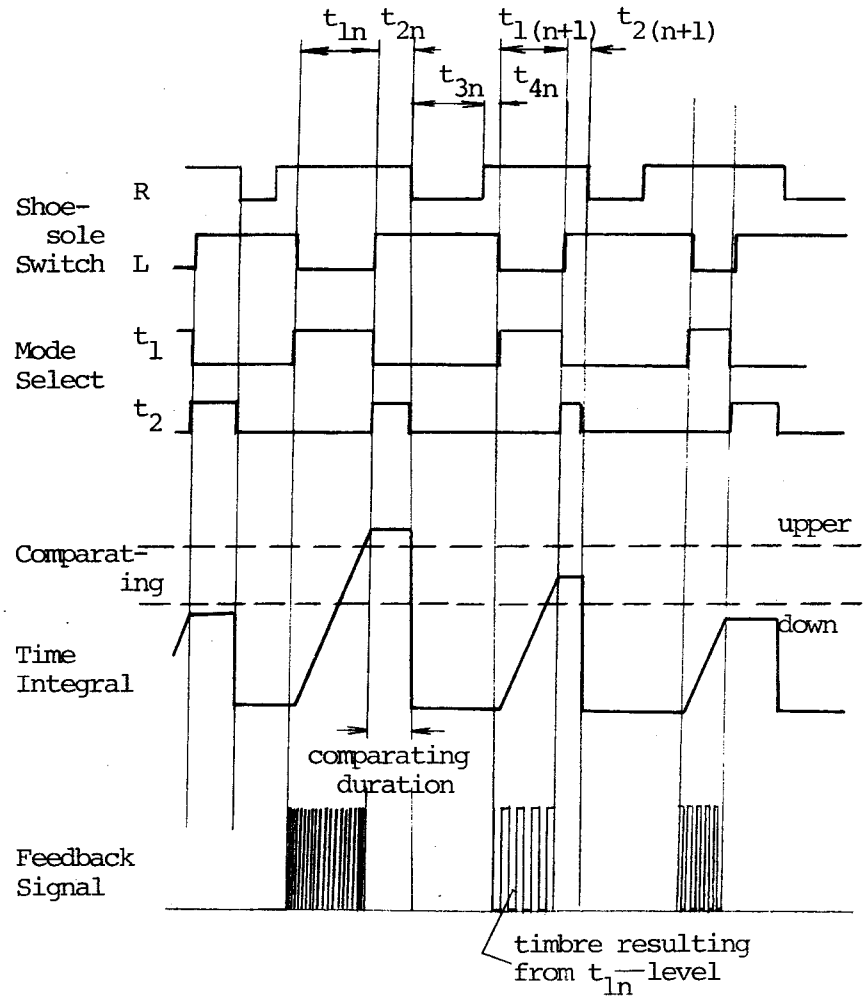
なお、被験者(C)では、目標とすべき歩容を

$$S_G=(x_1^{(2)},x_2^{(3)},x_3^{(3)},x_4^{(2)})=(S_i^*)\qquad(i=1,2,\cdots,4)\qquad(6.33)$$

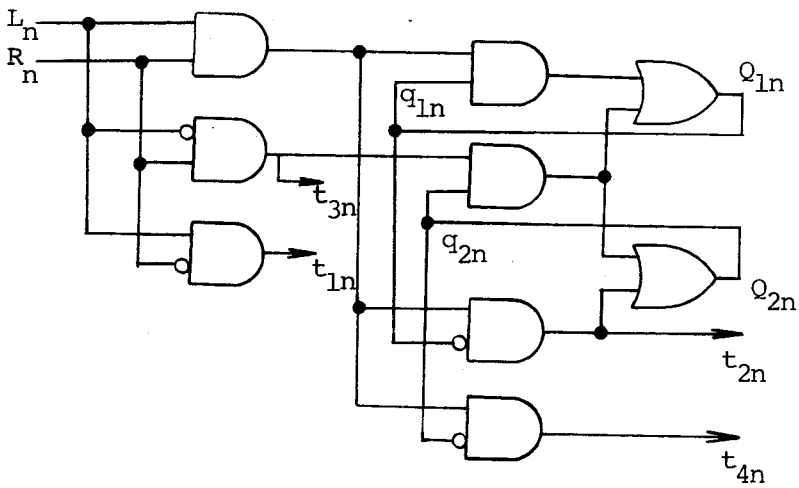
とし、訓練で取り除くべき状態を

$$S_G=(x_1^{(1)},x_3^{(1)})=(S_5^*,S_9^*)\qquad(6.34)$$

として訓練を行なった。訓練前の測定値から（6.4）～（6.7）式を用いて求まる定常確率分布は



(A) t_1モード警報信号発生のタイムチャート



(B) t_i モード弁別論理回路

第 6. 8 図　第 6. 7 図の機能説明図

$$(\pi_r) = (0.09, 0.11, 0.06, 0.09, 0.10, 0.06, 0.11, 0.08, 0.06, 0.10, 0.07, 0.08) \quad (6.35)$$

であった。しかし訓練後の測定値を、訓練前と同一の離散化基準で離散化し、同様にして定常確率分布を算出しても

$$(\pi_r') = (****, 0.14, 0.11, 0.05, 0.10, 0.10, ****, 0.06, 0.19, 0.08, 0.09, 0.08) \quad (6.36)$$

となり、ここで****は0.005より小、すなわち小数点以下2桁の表示では0.00と表わされることを意味する。同様にして、被験者(B)でも訓練後の定常確率分布は

$$(\pi_r') = (0.05, 0.11, 0.09, 0.05, 0.19, 0.01, ****, 0.12, 0.13, 0.05, 0.18, 0.02) \quad (6.37)$$

となる。(6.36)、(6.37)式はすなわち、訓練で被験者(B)、(C)の歩容システムが変わり得たのであり、別途新たな訓練目標を設定して、第二段階の歩行訓練を開始すべきであることを示している。

さて、問題は第6.2図(D)の被験者(切断者)に対し、本訓練装置を適用した場合の結果である。第6.10図(1)に示すように、訓練装置で運動の結果のみ知らしめても、状態変数のバラツキがむしろ増大した不安定な歩容を示すだけであった。

そこで、第3章で論議した感覚義足系についての有効性を再度確認すべく、これと上記訓練装置との併用を試みた。そして第6.2図(B)、(C)の被験者同様、1日1～2時間の割合で3週訓練を継続した後には、第6.10図(3)に示すような著しい歩容改善が認められた。

最後に、第6.9図や第6.10図(3)に示したような歩容改善の経過を記録するため、第3、5章に述べたと同様、本章でも解析用$\overline{X}-R$管理図法の運用[11)]を試みたので、結果の一例を第6.11、6.12図に示す。管理図の作成にあたっては、前述した50歩行サイクル中の前後20サイクルを除いた10サイクルを1回分の測定値としており(サンプル数10)、このような操作を20回繰り返した(ロット数20)。

	τ	V_τ	η	V_η	I_s	I_v
(B)	0.409 0.192 0.445 0.158	0.042 0.027 0.062 0.036	58.00 60.35	3.01 2.78	1.005 (1.949)	7.655 (8.982)
(C)	0.573 0.296 0.610 0.238	0.084 0.063 0.087 0.055	46.33 51.13	3.87 4.53	1.851 (3.235)	8.333 (10.696)

(B) Patient of Quadriceps Fibrosis
(C) Patient of Hemiplegia
( ); Performance Indexes before Training

第6.9図 3週間の歩行訓練後の歩容

	τ	V_τ	η	V_η	I_s	I_v
(1)	0.369 0.228 0.624 0.217	0.162 0.102 0.225 0.177	52.38 59.00	17.14 16.50	3.117 (3.321)	15.104 (10.181)
(2)	0.460 0.208 0.603 0.195	0.067 0.042 0.096 0.083	61.47 64.97	8.48 7.51	1.568	9.454
(3)	0.520 0.206 0.601 0.202	0.037 0.024 0.040 0.039	61.70 65.51	6.89 5.14	1.320	7.078

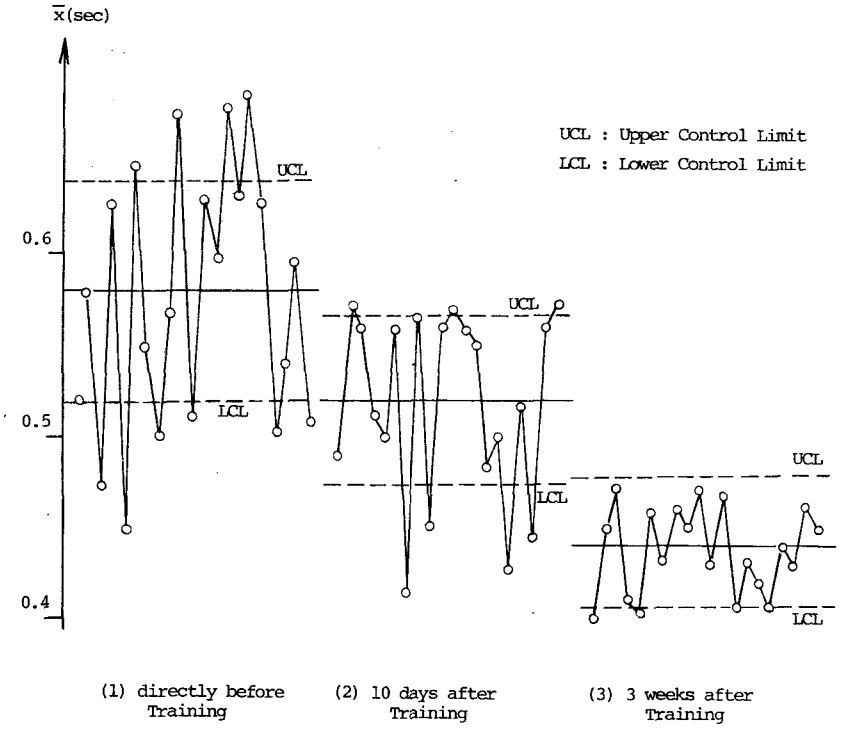
(1) Training System was applied alone.

(2) Sensory Feedback System was applied alone.

(3) Both T.S. & S.F.S. were applied.

( ); Performance Indexes before Training

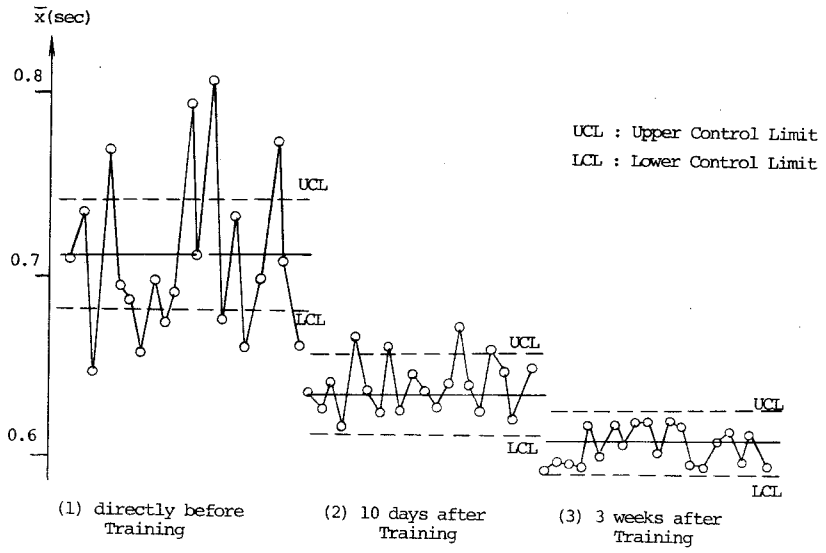
第6.10図　3週間の歩行訓練後の歩容



第6.11図　歩容の改善経過の記録

被験者（B）大腿四頭筋拘縮患者の例

解析用$\overline{X}$管理図（ロット数20、サンプル数10）



第6.12図 歩容の改善経過の記録
被験者(D)右大腿切断者の例
解析用$\overline{X}$管理図(ロット数20、サンプル数10)

第6.11、6.12図では、被験者(B)、(D)のt_{3n}の$\overline{X}$管理図の例のみを示したが、この他の例でも第6.11、6.12図と同様、歩容改善の経過がよく表わされている管理図を得ている。第6.11、6.12図はt_{3n}の平均値が訓練とともに小さくなり、各ロットごとの変動も点線で示される管理限界幅に収まっていく過程を表わしている。

6.5 おわりに

本章では、身障者が示す歩容パターン群の中から、最良のパターンを選出して訓練目標とし、このようなパターンから確率的な意味でもっともかけ離れているパターンのみを、集中的に取り除くといった着想をマルコフ連鎖論を運用して具体化した。すなわち確率過程モデル解析による歩容改善法の提案とその実験的検証についてが本章における主張である。

しかし、実験結果から興味ある推論が導かれているので、それらについても若干の考察を行なうことにしよう。

その1つは、切断者の歩容とフィードバックとの関連についてである。第6.7図によるフィードバックは悪い歩容の発現を知らせることで、切断者にどう歩けば良いかの規範を教示し、感覚フィードバックはどのように歩いているかの情報を切断者に伝送する。切断者は両フィードバック情報を比較活用しつつ歩容の改善を計るのであり、両フィードバックは他を補足するのみならず、相乗

効果を発揮しているものと考えなければならない。注目すべきはWiener が、人間の運動制御に随意的と姿勢的との2重フィードバックループが必要であると述べていることに符号する実験結果を得たことである。[15)、16)]

他の1つは、第6.11、6.12図の管理図法と訓練中の患者の随意的努力度との関連についてである。訓練初期に患者は意識的な努力によってよい歩容を示す場合もあるが、訓練とともにこのような努力を減ずる。患者が楽に歩けるかどうかの評価は臨床的には重要である。随意的努力の軽減はすなわち歩容パターンの定着を意味するから、管理図法を活用することは有用であるといえよう。

なお、試作した訓練装置は悪い歩容の発現を次の歩行サイクル時に、初めて知らせるのみであるが、訓練という繰返し動作全体を1つの制御動作とみれば、広義のフィードバック装置といえることを付記しておこう。[17)]

いうまでもないが、身障者を対象として様々な実験を行なうことは許されないという事実があるため、本章で述べた以外の訓練方法との比較は行なっていない。しかしながら本章での実験結果は、経験的にはこれまでのリハビリテーションでは得られなかった程の効果を上げていることを強調したい。

今後の研究課題としては、6.4.1項で述べた歩行訓練システムの完成を期して、より多くの被験者に対する実験を行なう必要があろう。また、簡潔な記述法の利点を生かしつつ歩容解析モデルを修正すること、たとえば症例に応じて特定の状態のみ有限状態数を増すなどの調整を行なう必要がある。さらにマルコフ型決定過程論などを応用しつつ、歩容改善のシミュレーションモデルの作成と解析を行なうことも望まれる。

本章における主な結論は

(1) 歩調と歩幅に関する測定値で歩容を表わし、これらの測定値から対称性と状態変数のバラツキとを算出して歩容の評価指数とした。

(2) 上記測定値を離散化し、エルゴード的マルコフ連鎖論を適用した歩容解析を行なった。

(3) 身障者が示す歩容を、目標とするパターンと除去すべきパターンとに選別するという着想を、吸収マルコフ連鎖論を適用して具体化した。

(4) 上記理論の実践で身障者の歩容は改善し得ることを、試作した歩行訓練装置による実験で実証した。

などである。

第7章　結　　論

7.1　総　　括

本論文では、人間の運動制御系に組み込まれ、そのメカニズムの中で制御されることを目的とした“生きた義足系”の開発研究を通じ、人間の歩行動作解析に関する理論的、実験的研究を展開した。第1に、感覚機能と動力制御機能を有する義足系を開発し、精神測定法や歩行分析的手法を応用した評価法により、その有効性を客観的に導出したこと、第2に、リハビリテーション歩行訓練により安定歩容を実現するまでの経過を学習制御論的に解析したこと、第3に、確率過程論を応用した歩容解析法を確立し、その応用実験を通じて、患者の歩容改善を実現したことなどが本論文の主な内容である。

まず、本論文の第2章では、義足感覚フィードバック情報の伝送の手段として用いられる皮膚電気刺激の感覚特性の測定において、研究例のない下肢断端部を対象とした測定実験を行ない、その一般的特性を導出した。測定実験に際しては、安全確実な情報感知が行われるよう基本条件を設定し、被験者や部位ごとの感覚特性の差異を包括しつつ最適条件の探索に努めた。その結果、生理的に無理がなく、情報伝送を保証し得る電気刺激はパルス幅0.1 msec、電圧約50 V、周波数10～200 ppsの定電圧パルス波であることを見出した。また周波数次元での精神物理物性の測定結果から2 bits 前後の情報伝送が可能であることを明らかにした。

第3章では、義足の足底部と膝部に設けた人工受容器からの情報を、電気刺激信号に変換して、切断者の下肢断端部へ伝達する方式により、義足の感覚フィードバック系を開発した。現用されている大腿義足では、膝折れ、転倒などに対する不安感を取り除くことができず、遊脚運動を随意的に制御できないもどかしさなどの欠点を有している。一方感覚フィードバック系は、危険状態や義足の運動状態などに関する情報を切断者へ伝達し、切断者はこれらの情報を元に義足の運動を制御したり、危険状態に対処することが可能となるため、現用義足の問題点に対する抜本的な対策が講じられているといえよう。また、第3章では、感覚フィードバック系の有効性を定量的に示すため臨床評価実験の方法についても検討を加え、評価実験の結果から以下のような見解を明らかにした。第1に、感覚フィードバック情報は、欠損肢の感覚を補綴するに止まらず、欠損肢と協調していた他の感覚をも二次的に復活させる働きを有する。第2に、感覚フィードバック情報は、人工受容器から上位脳への一方的な求心情報としてではなく、義足の運動制御を行なうための間接的な運動指令であると解釈されなければならない。第3に、感覚フィードバック情報は、義足歩行のダイナミクスを好ましい状態へと変移させ、その状態を定着させるところまで活用されるべきものである。

第４章においては、第３章での実験結果を踏まえ、膝感覚フィードバック機構を備えた義足での歩容安定性を、滑らかな遊脚運動の実現という観点から、学習制御論的に検討した。また、確率的なゆらぎをも含めてシミュレーション実験を行ない、安定歩容に到達するまでの経過の観察から学習制御機構を組み込んだ理論モデルと解析の妥当性を確認した。第４章では、感覚フィードバック系の有無により、究極において体得される歩容パターンが異なることを、解析用$\overline{X}$－Ｒ管理図法で示した。このように定着後の歩容パターンが異なることこそ、感覚フィードバック系の有効性を示すもっとも重要な結論であろう。

第５章では、義足に操作性を付与することによって感覚フィードバック系の機能拡大を計るため、筋電制御膝機構を有する大腿義足系の開発研究を行なった。まず、基礎的問題の検討を通し、平均出力２０Ｗ程度の動力源で遊脚運動を中心とした膝運動が創成できることを明らかにした。次いで感覚フィードバック情報で自律的な運動制御を、筋電位情報で随意的な運動制御を行なわせる方式を考案し、歩行シーケンスパターンに追随しつつ、随意的に電磁ソレノイドを駆動する方式で構成される筋電制御義足系を開発した。また歩行分析的手法を応用した臨床評価実験では、歩行動作パターンが改善され、歩調や歩幅を自由に選択できることなどで、筋電制御義足系の有効性を確認した。

第６章では、義足装着患者（切断者）に限らず、歩行障害患者全般を対象として、その歩容パターンを記述・評価し、科学的な訓練方法を確立するため、確率過程論の応用を試みた。すなわち、特定の状態変数パラメータを用いて病的歩容パターンの記述・評価を行なう方法を考案し、次いで有限マルコフ連鎖論を運用して歩容パターンの変移に対する予測、リハビリテーション歩行訓練の方針決定の根拠などに関する理論解析を行なった。さらには、歩行訓練のためのフィードバック装置を試作し、理論解析の結果を直接用いて実験を行ない、患者の病的歩容パターンを短期間に改善せしめる成果を得た。これにより理論モデルと解析の妥当性を確認し、開発した歩行訓練装置が臨床的に応用価値の高いものであるとの見通しを得た。

以上により、本研究の目的とする“生きた義足系”の開発研究はもとより、その適用評価や応用実験をも含めて本研究では、当初の目的を充分達成し得る成果を得たものと考えられる。

7.2　今後の課題

前節で述べたように、本研究では当初の目的を充分達成し得る成果を得たが、研究の進展とともに浮び上がってきた課題を含め、数多くの課題を残しており、それらは各章の末尾に示した。以下全般的な課題のいくつかを記し、今後の関連分野の研究の一助となることを希望したい。

(1) 皮膚電気刺激感覚特性については、数多くの研究が行なわれているが、主観的感覚強度の不安定性（再現性の悪さ）の問題は充分解決されているとは言い難い。このような知覚心理学的な問

題と並行して、今後は代用感覚装置開発のために実用的な立場からも、電気刺激方式の研究が行われるべきであろう。そのためには、本研究で行なったように測定データを統計処理して、一般的結論を導くことが必要であると考えられる。

なお、感覚補助の理想的な方法は、生体の知覚神経線維に直接情報を送り込むことである。神経軸索に針電極を挿入し、直接電流を印加する研究も行なわれており、神経軸索から情報を取り出すことと並行して、今後研究を進めていく必要があろう。その結果、生体の運動制御系のメカニズムを解明する手掛りも得られ、医学サイドの大きな課題である神経結合術も可能になるものと考えられる。

(2) 義足の感覚装置については、内・外を通じ、本研究が初めての試みであるが、幸いにして学際的研究分野の注目を集め、通産省工業技術院での医療福祉開発項目として取り上げられるに至っている。本論文でも述べたように、現用義足での問題点は義足自身を改造・改良することで解決されるべきものではなく、切断者と義足との間に情報的（エネルギーを含む）結合を行なわせることで初めて解決されるものである。このような着想と本研究で確認された有効性を踏まえて、今後、実用的な感覚義足系を開発する必要がある。その際、問題となることは装置製作のために、企業協力が得られるかどうかということである。１０年程前に用いられていた手回しの機械的計算機よりも高度な関数機能を有し、しかもそれより安い電子卓上計算機が名刺大の大きさで実現したような著しい進歩は望めないまでも、本論文第３章で示した感覚フィードバック装置が、技術的には１個のＩＣ素子で実現できることは明らかである。第５章筋電制御義足系を含めて、装置製作のための企業協力が是非とも必要である。

(3) 本論文第４章では、訓練を通じ運動が習熟上達するという学習制御機構を組み込んだシステムモデルを作成した。このような適応制御方式は、ロボットの制御系などにも広く採用されるべきであると考えられる。[1)]

なお、筆者は、人間の運動制御系において推論されている小脳の機能を織り込んだ制御システムモデルを考案し、この小脳制御ループの異常に基ずいて企図震顫現象が発現することを計算機シミュレーションの結果から明らかにした。この研究課題を遂行するために多くの日数を費しながら、紙面超過の折、本論文に掲載できなかったことは誠に残念である。

(4) 本論文に示したような研究を実施するためには、医学サイドとの組織的研究体制を取ることが必要不可欠であり、それによって研究成果は異なるといっても過言ではない。筆者は、医学サイド（とくに整形外科・リハビリテーション医師）と非常に幅広い人間関係を持つことができた。これにより、理論的研究をほとんどすべて実験的研究に結び付けることができ、医学サイドの研究にも少なからず寄与することができた。このような研究を継続するための機会と場が今後も与えられることを望んでいる。

謝　　辞

本研究は、筆者が大阪大学大学院工学研究科博士課程に在学中、本学応用物理学科工業数学講座杉山博教授の御指導のもとで行なったものである。この間、研究遂行の過程において杉山博教授には常に暖かく、また厳しい御指導を賜わりました。ここに杉山博教授に謹んで感謝の意を表します。

また、医学サイドとの共同研究遂行のための機会を与えて下さり、医学的な研究内容について直接御指導下さいました大阪大学医学部整形外科学教室小野啓郎教授に対し深く感謝の意を表します。

さらに、本学工学部応用物理学科橋本初次郎教授、本学工学部電気工学科西村正太郎教授、同、藤井克彦教授には本論文の作成に当り、細部に渡って御検討頂き、御助言、御指導を頂きました。ここに深く感謝の意を表します。

本論文、第２、第３、第５章の研究内容は、星ヶ丘厚生年金病院整形外科加藤清国医師、大阪電気通信大学電子機械工学科竹本信之講師の御指導、御協力によるものである。ここに心から感謝の意を表します。よき先輩に対し、今後より一層の御指導、御協力をお願い申し上げます。

実験に際し、星ヶ丘厚生年金病院理学診断科、本学医学部・生物工学第４実験室の施設を活用させて頂いた。同病院理学診断科有川巧部長、本学医学部整形外科学教室敷田卓治助教授の御指導、御協力に対し、心からお礼を申し上げます。

終りに、研究室ゼミや日常生活を通じ有益な議論、援助を頂いた本学工学部応用物理学科杉山研究室の方々、病院での実験に便宜を計って頂いた星ヶ丘厚生年金病院、整形外科の医師、職員の方々に対し、お礼を申し上げます。また、３年間の学生生活を支えてくれた妻に感謝する。

参　考　文　献

第　1　章

1）N.Wiener著（池原、弥永、室賀、戸田 共訳）：サイバネテイックス ― 動物と機械における制御と通信 ― 、P1－36、P32－33、P115－138、岩波書店（1975）

2）W.R. Fuchs: Cybernetics for the modern mind, p13-40, p321-346, THE MACMILLAN COMPANY (1972)

3）土屋和夫：最近の義肢の進歩、計測と制御、Vol.18、№1、P78－85（1979）

4）沢村誠志：最近における義肢の進歩、日本整形外科学会誌、№53、P233－251（1979）

5）児玉俊夫監修、武知秀夫、明石謙 共著：義足、P28－43、P117－164、医学書院（1972）

6）児玉俊夫監修、武知秀夫、明石謙 共著：義手、P6－29、P54－111、医学書院（1972）

7）A.R.Johnson ：義肢における自己組織制御、（加藤一郎監訳） 続人間の手足の制御、P1－10（1973）

8）M.Vukobratovic′著、加藤一郎、山下忠共訳：歩行ロボットと人工の足、P9－28、日刊工業新聞社（1975）

9）R.B.McGhee and M.B.Kuhner：歩行機械の動的安定性について、（加藤一郎監訳）続人間の手足の制御、P395－407（1973）

10）日本エム・イー学会編：医用電子・生体工学、ME事典、P280－281、コロナ社（1978）

11）松永強右：動力義肢の開発と駆動の問題、自動化技術、Vol．8、№5、P69－74（1976）

第　2　章

1）W.A. Munson and J.E. Karlin: The Measurement of Human Channel Transmission Characteristics, The Journal of Acoustical Socity of America, Vol. 26, No. 4, p542-553 (1954)

2）G.A. Miller: The Magical Number Seven plus or minus Two- Some limits of Our Capacity for Processing Information-, Psycol. Review, Vol. 68, p81-97 (1956)

3) G.B. Rollman: Electrocutaneous Stimulation; physicometric function and temporal integration, Perception & Psycophysics, Vol. 5 (5), p289-292 (1969)

4) D.S. Alles: Information Transmission by Phantom Sensation, IEEE Transactions on Man-Machine Systems, Vol. MMS-11, No. 1, p85-91 (1970)

5) 加藤一郎：電気刺激と皮膚感覚、第１回感覚代行シンポジウム予稿集、Ｐ２７－３６、（１９７５）

6) 市川　洌、山本澄子、三淵　誠、阿部紀子：皮膚電気刺激による情報伝達の基礎的特性、（バイオメカニズム学会編）バイオメカニズム４、Ｐ１７－２４、東京大学出版（１９７８）

7) 谷江和雄、館　　暲、小森谷　清、阿部　稔、日高裕己、小竹　淳：電気刺激エネルギーと皮膚感覚、（バイオメカニズム学会編）バイオメカニズム４、Ｐ２５－３４、東京大学出版（１９７８）

8) 谷江和雄：感覚代行の最近の進歩、計測と制御、Vol.１８、№１、Ｐ９２－９９（１９７９）

9) S. Hirokawa and H. Sugiyama: Electro-Cutaneous Sensation Property of the Lower Leg Stump - Sensory Feedback System of the Lower Prosthesis, Technol. Repts. Osaka Univ., Vol. 29, No. 2, p427-433 (1979)

10) Ｊ.Ｐ.Gilford 著、秋重義治監訳：精神測定法、Ｐ１４６－１８８、培風館（１９７５）

11) Ｒ.Caillet 著、荻島秀男訳：軟部組織の痛みと機能障害、Ｐ３０－３４、医歯薬出版（１９７９）

第　3　章

1) 広川俊二、川村次郎、加藤清国：義足に感覚を与える試み、日本機械学会北信越支部講演会予稿集、Ｐ１８４－１８７（１９７７.１０.長野）

2) 広川俊二、川村次郎、加藤清国：感覚義足の有効性について、日本機械学会関西支部講演会予稿集、Ｐ９９－１００（１９７７.１１.大阪）

3) 広川俊二、川村次郎、加藤清国：感覚義足開発の基礎的研究、第２０回自動制御連合講演会予稿集、Ｐ２４９－２５０（１９７７.１２.東京）

4) K. Kato and S. Hirokawa: Development of the Sentient Prosthesis for Lower Limb and its Evaluation – a clinical study, The Orthopaedic Biomechanics Postcongress Meeting of SICOT Kyoto (1978. 10. Osaka)

5）広川俊二、加藤清国：感覚義足系の開発とその評価に関する研究、リハビリテーション医学、Vol.16、№1、P33－41（1979）

6）加藤清国、広川俊二、竹本信之：義足に感覚を与える試み ― 構造と評価、整形外科、Vol.30、№4、P381－388（1979）

7）広川俊二、竹本信之、加藤清国：義足の感覚フィードバック系の開発 ― 装置の構造について（日本ME学会誌）医用電子と生体工学、Vol.17、№6、P15－20（1979）

8）P.E. Klopsteg and P.D. Wilson: Human Limbs and Their Substituts, National Academy of Sciences (1954)

9）J.P.Gilford著、秋重義治監訳：精神測定法、P146－188、培風館（1975）

10）W.E. Deming: On Some Statistical Aids Toward Economic Production, INTERFACES, Vol. 5, No. 4 (1975)

11）M. Baker, E. Regenos, S. wolf, and J. Basmajian: Developing Strategies for Biofeedback Application in Neurologically Handicapped Patients, Scandinavia Rehavilitation, Vol. 57, No. 4, p402-408 (1977)

第 4 章

1）山下　忠：2足移動の動的特性の線形モデルによる解析、計測自動制御学会論文集、Vol.11、№5、P579－585（1975）

2）F. Gubina: H. Hemami and R. McGhee: On the Dynamic Stability of Biped Locomotion, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. BME, 21, No. 2 p102-108 (1974)

3）広川俊二、杉山　博、加藤清国、加藤洋一、藤井伸朗：膝感覚フィードバックを有する義足の遊脚運動のシミュレーション、日本機械学会第56期全国大会予稿集、P216－223（1978.10.富山）、（日本機械学会論文集、Vol.45、№400、1979）

または

S. Hirokawa et al: Simulated Analysis about Swing Motion of Lower Prosthesis with Knee Angle Feedback Device, Bulletin of the JSME, Vol. 23, No. 182
（掲載決定1980.8）

4）O. I. Elgerd: Control Systems Theory, p59-85, INTERNATIONAL STUDENT EDITION (1967)

5）杉山　博著：確率統計要論、P19－44、P120－130、P200－216、養賢堂（1971）

6) R. Drillis, R. Contini and M. Bluestein: Body Segment Parameters, Artificial Limbs, Vol. 8, No. 1, p329-351 (1964)

第 5 章

1) W.R. Dyck, S. Onshko, D. A. Winter, and A. O. Quanburg: A Voluntarily Controlled Electrohydraulic Above-Knee Prosthesis, Bulletin of Prosthetic Research, BPR10-23, p169-186 (1975)

2) 加藤一郎、大矢　彰：筋電制御大腿義足、（加藤一郎編）第３人間の手足の制御、Ｐ２７１－２７７、学献社（１９７７）

3) 宇都宮敏男編、生体制御情報システム、Ｐ１２２－１２３、朝倉書店（１９７８）

4) Teh Lin Prosthetic & Orthopaedic Inc. Catalogue (Taipei, R.O.C)

5) K. Kato, S. Hirokawa, N. Takemoto, K. Ono, and H. Sugiyama: Development of Adaptable Prosthesis for Lower Limb and its Evaluation, The 6th Congress of Western Pacific Orthopaedic Association (1975. 5. Taipei)

6) 広川俊二、加藤清国、竹本信之：感覚フィードバックと筋電制御を含む生理的な義足系の開発とその適用評価に関する研究、第６回バイオメカニズムシンポジウム予稿集、Ｐ９７－１０７（１９７９.７.御殿場）、（バイオメカニズム学会編、“バイオメカニズム５”、東京大学出版、掲載決定、１９８０.４）

7) C. K. Chow and D. H. Jacobson: Studies of Human Locomotion via Optimal Programing, Mathematical Biosciences, Vol. 10, p239-306 (1971)

8) D. A. Winter and D. G. E. Robertson: Joint Torque and Energy Patterns in Normal Gait, Biological Cybernetics, Vo. 29, p137-142 (1978)

9) D. Drullis, R. Contini and M. Bluestein: Body Segment Parametters, Artificial Limbs, Vol. 8, No. 1, p329-351 (1964)

10) 竹本信之、梶浦元樹、畑　四郎：追従インバータ制御方式交流電力増幅器、第２３回システムと制御研究発表講演会予稿集、Ｐ１０３－１０４（１９７９.５．京都）

11) 荻島秀男編、中村隆一他、著：リハビリテーションにおける筋電図、Ｐ９７－１２４、医歯薬出版（１９７４）

12) J. V. Basmajian: Muscles Alive, Their Functions Revealed by Electromyography, p295-317, Williams & Wilkins (1978)

13) R. E. Prior, J. Lyman, P. A. Case, and C. M. Scott: Supplemental Sensory Feedback for VA/NU Myoelectric Hand – Background and Preliminary Designs, Bulletine of Prosthetics Research, BPR10-26, p170-191 (1976)

14) M. A. Arbib, G. F. Franklin, and N. Nilsson: Some Ideas on Information Processing in the Cerebellum, Neural Networks, Edited by E. R. Caianiello, p43-58, Splinger-Verlag, New York Inc. (1968).

第 6 章

1) たとえば、第１４回日本リハビリテーション医学会総会抄録、Ｐ７１－７６（１９７３）

2) 土屋和夫、笠原富美雄：歩行の記述法について、（バイオメカニズム学会編）バイオメカニズム、東京大学出版、Ｐ２２９－２３７（１９７８）

3) 岡崎清二、沢村弘治：われわれの歩行解析、リハビリテーション医学、Vol.１４、№５、Ｐ４０５－４１０（１９７７）

4) M. Kljalic: Principle of Symmetry – The Criterion for Quantitative Gait Evaluation, Biomatica, 74-Bled, Vol. 7, No. 12, 7.7 (1974)

5) M. Kljalic: Kvantitativna metoda evoluacije hoda, disertacija Fakuteta za electrotehniko, Ljubljana, Jugoslavija, p14-52 (1974)

6) M. Kljalic and A. Trnkoczy: Relationship between Variablity of Gait Paramaters and Gait Cadence – A Bases for the Construction of Functional Electrical Stimulation Orthoses, 8e Congres International de Cybernetique, Namur, Vol. 6, No. 11, p827-838 (1976)

7) 広川俊二、杉山　博、竹本信之：有限マルコフ連鎖論を運用した歩容解析法とそのリハビリテーションへの応用、第２３回システムと制御研究発表講演会予稿集、Ｐ２０５－２０６（１９７９．５．京都）

8) 広川俊二、杉山　博：マルコフ連鎖理論を運用した歩容解析法とそのリハビリテーションへの応用、計測自動制御学会論文集、Vol.１５、№７、Ｐ６７－７３（１９７９）

9) S. Hirokawa and H. Sugiyama: Quantitative Gait Analysis using Theory of Finite Markov Chain toward Strategic Gait Improvement by Rehabilitative Training, Technol. Repts. Osaka Univ., Vol. 30, No. 1
（掲載予定１９８０．４）

10) A. Hald: Statistical Theory with Engineering Applications, JOHN WILEY & SONS Inc. p115-118 (1952)

11) W.E. Deming: On Some Statistical Aids Toward Economic Production, INTERFACES, Vol. 5, No. 4 (1975)

12) 杉山　博著：確率統計要論、Ｐ２４－２５、養賢堂（１９７１）

13) J. G. Kemeny and J. L. Snell: Finite Markov Chains, The University Series in Undergraduate Mathematics, p58-63, p99-102, D, VAN NOSTRAND COMPNAY. (1959)

14) 北川敏男編：情報科学講座、A.5.1、マルコフ過程、P39－41、共立出版（1967）

15) N.Wiener著（池原、弥永、室賀、戸田共訳）：サイバネテイックス ― 動物と機械における制御と通信 ―、P127－129、岩波書店（1975）

16) L. A. MacColl: Fundamental Theory of Servomechanisms, CH. VIII Servomechanisms with More Complicated Feedback Paths, p58-69, Dover Publications, Inc. (1968)

17) M. H. Raibert: Motor Control and Learning by the State Space Model, Artificial Intelligence Laboratory, Massachusetts Institute of Technology, AI-TR-439, p47-49 (1977)

第 7 章

1) 杉山 博、広川俊二：人間の運動制御における小脳の役割をめぐって ― よりalive な義肢とロボットの開発を将来に指向して、第4回阪大バイオメカニクス研究会（1977.2）

付　　録

A.1　時値と電気刺激エネルギーについて

電気刺激の電流 i と利用時 t（電気が刺激となるために必要な刺激作用時間）との関係は

$$i = a + \frac{b}{t} \quad (a, b：正の定数) \qquad (A.1.1)$$

で表わされ、これは生理学の分野では強さ期間曲線と呼ばれる。ただし、皮膚抵抗の非線形特性により、一般に（A.1.1）式のようにはならず、第2章（2.1）式のように表わされることを本研究では求めている。

ここで $t \to \infty$ とすれば、$i \to a$ となり、a は刺激となり得る最小の強さを表わし、基電流と呼ばれている。この基電流の2倍の電流を印加した際、刺激を起し得る最小利用時 t_c を時値（chronaxie）という。（A.1.1）式で、$i = 2a$ とすれば

$$t_c = b/a \qquad (A.1.2)$$

である。

電気刺激エネルギーEは電極間抵抗をRとすれば

$$E = R_i^2 t = R\left(a + \frac{b}{t}\right)^2 \cdot t \qquad (A.1.3)$$

となる。（A.1.3）式を利用時 t で微分すれば

$$\frac{dE}{dt} = R\left(a^2 - \frac{b^2}{t^2}\right) \qquad (A.1.4)$$

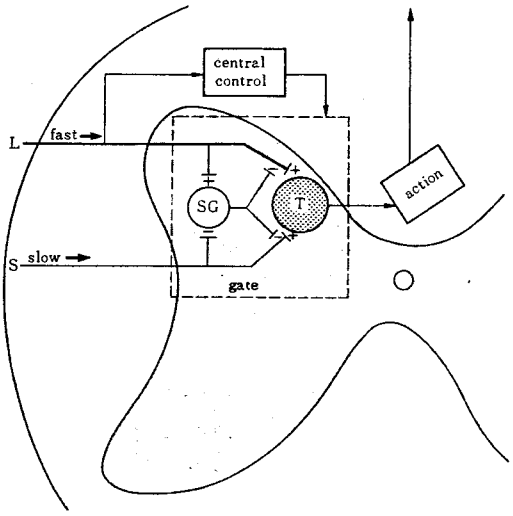
となり、

$$t = b/a \ (= t_c) \qquad (A.1.5)$$

で、エネルギーは極小値をとる。すなわち時値に相当するパルス幅の場合、刺激エネルギーは最小となる。また人間の筋・神経に対する時値は0.05～0.2 msec程度であり、これがパルス幅0.1 msecを選定する根拠となっている。

第2章第2.7図に示した測定実験は、下肢断端部筋肉の時値が0.1 msecであることを求めた実験であるともいえる。

A.2 Gate Control Theory



第A.2図 Gate Control Theoryの概念
SG：膠様質、T：T細胞

WahlとMelzak の痛みの生理学的研究により提案されたものであり、骨髄の灰白質の後角部に門（gate）が存在するとしている。

第A.2図で、伝達速度の早い太い線維から触角や固有感覚が伝わり、伝達速度の遅いC線維から痛みの感覚が伝わるとする。触覚や固有感覚が膠様質に伝わると、膠様質に伝わると、膠様質は影響を受ける線維に対し抑制的に働くようになる。したがって遅れて到達する痛みの感覚は抑制される。遅い方のインパルスは、太い線維のインパルスより遅れて門に到着するので、既に門が閉じていることが分かる。膠様質にスイッチング機能があるとした仮説である。

A.3 精神測定法による床面傾斜閾値の算出法

床面傾斜検知能力測定の際、踏板の傾斜角度が小さい場合に、その傾斜方向を正しく言い当てることができるにもかかわらず、傾斜角度が大きい場合に傾斜方向を誤まることがあり得る。人間の知覚や認識などの量を測定する際に認められるこのような結果に対し、定量的な評価基準を与える方法に精神測定法がある。

第3章3.4.1項の（2）で述べた床面傾斜検知能力の測定データの一例を第A.3表に示す。

J.P.Gilford の精神測定法によれば、次の4種類の方法により、第A.3表の結果を整理することができる（この場合、結果に対し　値角なる言葉を用いる）

第A.3表で刺激（Stimulation）とは、この場合、踏板傾斜角度を意味する。（第A.3表は水平より後面へ傾斜した場合の結果のみを示してある）

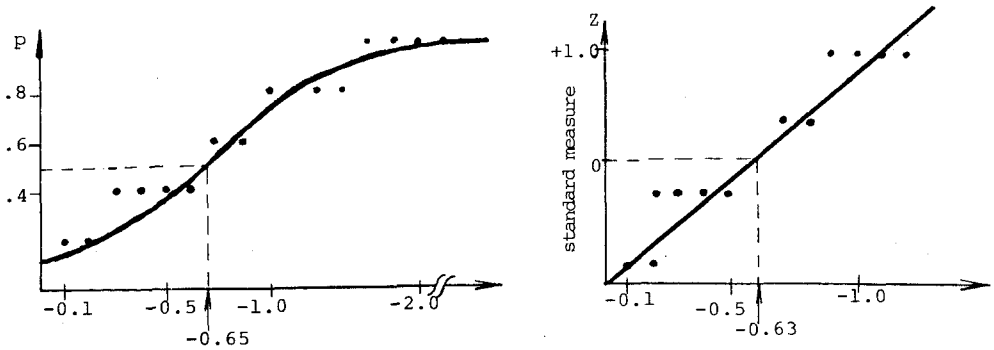
第1の方法とは、1シリーズの測定実験での誤答数（qが№1では4つ）だけ傾斜角のランクをさか昇り、該当する角度を求め（№1では$S'=-0.45°$）、これを測定繰返数qで割った値を　値角とする方法である。（$\frac{1}{q}\sum S'=-0.61°$）

第2の方法とは、正答率50％相当角度を表の上から求める方法であり、この場合P_1が0.4と0.6の境に相当する角度は－0.65°となる。

第A.3表　床面傾斜検知能力測定データ

STIMULATION (INCLINING ANGLE °)	OCASSION q NO1	NO2	NO3	NO4	NO5	$\Sigma J_s = f_1$	$\Sigma J_s/q = p_1$	Z_r
-3.0						5	1.0	·····
⋮						⋮	⋮	
-2.0								
-1.9								
-1.8								
-1.7								
-1.6								
-1.5								
-1.4								
-1.3	○	○	○	○	○	5	1.0	·····
-1.2	○	○	△	○	○	4	0.8	0.84
-1.1	○	○	○	○	×	4	0.8	·
-1.0	○	○	○	○	△	4	0.8	·
-0.9	○	○	○	○	×	4	0.8	·
-0.8	○	○	×	△	○	3	0.6	0.25
-0.7	△	○	○	○	×	3	0.6	·
-0.6	○	×	○	△	△	2	0.4	-0.25
-0.5	△	○	○	×	×	2	0.4	·
-0.4	△	△	×	○	○	2	0.4	·
-0.3	○	×	○	△	△	2	0.4	·
-0.2	○	△	×	△	×	1	0.2	-0.84
-0.1	×	△	△	△	○	1	0.2	·
S'	-0.45	-0.55	-0.55	-0.65	-0.85	-3.05= S'_1 -0.61=M_{s1}'		$=S_1$

○正答、△不明（解答なし）、×誤答



（A）確率分布曲線　　（B）標準測度曲（直）線

第A.3図　床面傾斜閾値の求め方

第3の方法は、第2の方法と同じく正答率50%相当角を確率分布曲線から求める方法であり、第A.3図(A)を参照して閾値角は−0.65°と求まる。

第4の方法は、正答率P_1より標準測度Z_rを求め、これが0となる角度を閾値角とする方法である。第A.3図(B)より、この値は−0.63°と求まる。

以上により、4種類の方法では、−0.61°、−0.65°、−0.65°、−0.63° とほぼ等しい値が求まる。よって本研究では、測定データの整理がもっともしやすい第1の方法で閾値角を求めた。

A.4 遊脚義足の可制御性について

第4章では、体幹の推進力F^*を操作力とは考えず、股関節トルクM^*のみを操作力とみなした。その場合(4.8)、$(4.8)_2$ 式の可制御性は理論的に保証できるのか。(機械学会56期全国大会にて、東京工大、広瀬茂男氏よりの質問内容)

これに対する回答は、以下の通りである。

まず、(4.8)式での操作行列Dとシステム行列Aから求めたGram行列は長方型となり、行列ランク計算をすることができない。そこでDの一部を構成するベクトルbのみとAとのGram行列(この場合は正方型)が正則であるから、このランクが4以上であることを導いた。このことは、とりもなおさず、体幹推進力F^* を用いなくとも可制御性が保証できるとの証明にもなっている。

逆にF^* が独立した外力(外乱)として加わった場合、システムの可制御性が損われてしまうかどうかを検討する。第4章(4.8)式に示した次の式

$$\dot{X} = AX + bM^* + CF^* \qquad (A.4.1)$$

においてF^* は健常足側床反力であるから既知である。4次元ベクトルY、Gを用いて

$$X = Y - G \qquad (A.4.2)$$

とおき、これを(A.4.1)式に代入すれば

$$\dot{Y} = AY + bM^* + (\dot{G} - AG + CF^*) \qquad (A.4.3)$$

となる。F^* が既知であるから、ベクトルGは

$$\dot{G} = AG - CF^* \qquad (A.4.4)$$

を解いて得られる関数とみなしてよい。この場合(A.4.3)式は

$$\dot{Y} = AY + bM^* \qquad (A.4.5)$$

と表わされ、前述したように$\dot{Y}$は可制御である。よって可制御な変数Yと既知関数Gとの一次結合であるXも可制御となる。

関　連　発　表　論　文

〔　〕内は、本論文との関連

(1) S. Hirokawa and H. Sugiyama: Electro-Cutaneous Sensation Property of the Lower Leg Stump – Sensory Feedback System of the Lower Prosthesis, Technol. Repts. Osaka Univ., Vol. 29, No. 2 (1979)　〔第2章〕

(2) 広川俊二、加藤清国：感覚義足系の開発とその評価に関する研究、リハビリテーション医学、Vol.16、No.1（1979）　〔第3章〕

(3) 加藤清国、広川俊二、竹本信之：義足に感覚を与える試み ― 構造と評価、整形外科、Vol.30、No.4（1979）　〔第3章〕

(4) 広川俊二、竹本信之、加藤清国：義足の感覚フィードバック系の開発 ― 構造について、（日本ME学会誌）医用電子と生体工学、Vol.17、No.6（1979）　〔第3章〕

(5) 有川　巧、北井　寛、広川俊二、竹本信之：膝関節運動検出装置の試作とその応用、（第1報）回路構成とその特性、総合リハビリテーション（掲載決定）　〔第3章〕

(6) 広川俊二、杉山　博、加藤清国、加藤洋一、藤井伸朗：膝感覚フィードバックを有する義足の遊脚運動のシミュレーション、日本機械学会論文集、Vol.45、No.400（1979）
または
S. Hirokawa et al: Simulated Analysis about Swing Motion of Lower Prosthesis with Knee Angle Feedback Device, Bulletin of the JSME, Vol. 23, No. 182
（掲載決定、1980.8）　〔第4章〕

(7) 広川俊二、加藤清国、竹本信之：感覚フィードバックと筋電制御を含む生理的な義足系の開発と適用評価に関する研究、（バイオメカニズム学会編）バイオメカニズム5、東京大学出版（掲載決定、1980.4）　〔第5章〕

(8) 加藤清国、広川俊二、竹本信之、広瀬一史、小野啓郎、杉山　博：適応義足の開発、日本整形外科学会誌、Vol.52(1)　〔第5章〕

(9) 広川俊二、杉山　博：マルコフ連鎖理論を運用した歩容解析法とそのリハビリテーションへの応用、計測自動制御学会論文集、Vol.15、No.7(1979)　〔第6章〕

(10) S. Hirokawa and H. Sugiyama: Quantitative Gait Analysis usin Theory of Finite Markov Chain toward Strategic Gait Improvement by Rehabilitative Trining, Technol. Repts. Osaka Univ., Vol. 30, No. 1 (掲載予定、1980.4)　〔第6章〕