Kobe University Repository : Kernel

PDF issue: 2025-07-06

適合性および実用性を重視した義足・義手の評価と設計に関する研究

北山，一郎

(Degree)
博士（工学）
(Date of Degree)
1998-03-11
(Date of Publication)
2012-07-13
(Resource Type)
doctoral thesis
(Report Number)
乙2222
(JaLCDOI)
https://doi.org/10.11501/3141267
(URL)
https://hdl.handle.net/20.500.14094/D2002222

※ 当コンテンツは神戸大学の学術成果です。無断複製・不正使用等を禁じます。著作権法で認められている範囲内で、適切にご利用ください。

神戸大学博士論文

適合性および実用性を重視した
義足・義手の評価と設計に関する研究

平成10年1月

北　山　一　郎

神戸大学博士論文

適合性および実用性を重視した
義足・義手の評価と設計に関する研究

平成10年1月

北　山　一　郎

目　次

第１章　緒論　1

第２章　最適原理による接触圧推定に基づく大腿義足ソケットの評価　5
２．１　緒言　5
２．２　ソケットの役割と製作手順　6
２．３　大腿義足ソケットのモデル　8
２．４　ソケットの変形と応力の解析　10
２．４．１　荷重条件　10
２．４．２　解析結果と考察　12
２．５　ソケット―断端インターフェースの荷重同定　14
２．５．１　問題の定式化　14
２．５．２　荷重の同定シミュレーション　17
２．５．３　同定結果と考察　19
２．５．４　同定シミュレーションの結果　19
２．５．５　実験的検討　26
２．６　適合評価の実例　30
２．７　結言　33

第３章　大腿義足のアライメントの評価とソケット形状の定量化　34
３．１　緒言　34
３．２　歩行におけるアライメントの影響　34
３．２．１　大腿義足の構成部品　34
３．２．２　歩行におけるアライメントの影響を観察する手法　35
３．２．３　ひずみのデータの検討　38
３．２．４　ひずみ波形のパワースペクトルとクラスター分析　40
３．３　ソケットの製作手技の定量化　46
３．３．１　ソケットの製作手技について　46
３．３．２　手技の計測と定量化パラメータ　47
３．４　結言　49

第４章　大腿義足の遊脚相制御機構の開発　51
４．１　緒言　52
４．２　大腿義足の力学モデル　52
４．２．１　遊脚相制御　52
４．２．２　油圧・空圧シリンダの動特性　52

４．２．３ 空圧シリンダの働き 55
４．２．４ 大腿義足のモデル 59
４．３ 力学モデルの評価 62
４．３．１ 正弦波入力による評価 62
４．３．２ 実歩行パターンによる評価 63
４．４ ニードル弁の最適制御 66
４．４．１ 定式化 66
４．４．２ 計算結果 67
４．５ 最適弁開閉シーケンス 70
４．５．１ 弁開閉シーケンスの決定手法 70
４．５．２ 計算結果 72
４．６ インテリジェント大腿義足の試作 74
４．６．１ 弁開閉制御システム 74
４．６．２ ソフトウエア 75
４．６．３ 装着テスト 78
４．７ オール・イン・ワン型インテリジェント義足 79
４．７．１ オール・イン・ワン型マークＩの試作 79
４．７．２ 歩行実験結果 80
４．７．３ ＭｋⅡの試作と改良 82
４．７．４ 歩行実験結果 83
４．７．５ 最適制御型インテリジェント大腿義足の実用化について 85
４．８ 記憶再生（ティーチングプレイバック）型インテリジェント大腿義足 85
４．８．１ 記憶再生型インテリジェント大腿義足の概念 85
４．８．２ 記憶再生義足の性能の検討 89
４．８．３ 記憶再生型インテリジェント義足の臨床評価 89
４．９ 結言 91

第５章 上肢切断者の手動制御能力と義手の機能評価 92
５．１ 緒言 92
５．２ 上肢切断者の手動制御能力の評価 93
５．２．１ 人間の制御動作の伝達関数 93
５．２．２ 追従制御実験 94
５．２．３ 結果と考察 97
５．２．４ 人間の伝達関数の同定 104
５．３ 日常生活（ＡＤＬ）動作における把持動作分析 108
５．３．１ 把持動作分析 108
５．３．２ 更衣動作における把持スピードの計測と結果 112
５．３．３ 把持形態と把持速度に関しての考察 113

５．４　義手手先具の機能評価　114
５．４．１　義手の手先具とテスト対象　114
５．４．２　被験者　115
５．４．３　テスト項目　116
５．４．４　試験結果　119
５．５　結言　123

第６章　実用性を重視した義手の設計と開発　124
６．１　緒言
６．２　肘離断用義手の開発－４節リンク肘継手－　125
６．２．１　上腕長断端・肘離断用肘継手　125
６．２．２　４節リンク機構の動き　127
６．２．３　リンク機構の分類　129
６．２．４　４節リンク機構の特徴　130
６．２．５　４節リンク機構肘継手の開発　131
６．２．６　使用者の意見　132
６．３　能動義手の高機能化　135
６．３．１　効率改善のためのケーブルシステム　135
６．３．２　評価システム　139
６．３．３　試験項目　140
６．３．４　試験結果　141
６．３．５　考察　144
６．４　汎用型軽量電動義手の開発　144
６．４．１　電動義手の開発　144
６．４．２　片側切断者用電動義手の把持力の検討　145
６．４．３　普及型電動義手の試作　147
６．５　異なった２種類の把持形態を有する電動義手の開発　149
６．５．１　母指位置可変型能動義手の開発　149
６．５．２　母指位置可変型能動ハンドの開発　149
６．５．３　母指位置可変型電動ハンドの開発　150
６．６　把持力を断端に伝える感覚フィードバックシステムの開発　151
６．６．１　把持力のフィードバック装置　151
６．６．２　実験結果と考察　153
６．７　結論　157

第７章　義手手先具の耐久性と耐汚染性の評価研究　158
７．１　緒言　158
７．２　能動義手手先具の耐久性の評価　158
７．２．１　能動義手手先具の破損　159

７．２．２ 繰り返し試験機の設計と製作 161
７．２．３ 試験結果 165
７．２．４ 考察 168
７．３ 義手手先具の装飾手袋の汚染評価 170
７．３．１ 装飾手袋の汚染 170
７．３．２ 試験結果 172
７．３．３ 結果と考察 176
７．４ 結言 176

第８章 結論 178

謝辞 181

参考文献 182

本論文に関連する論文等 186

概要

近年、コンピュータをはじめとする電子技術や高分子材料の発達により、人工の手足（義手、義足）の研究も飛躍的に進歩しつつある。特に、これらの技術を生かした義足歩行改善のためのソケット設計やメカトロニクス化、あるいは、使用者のニーズに適する義手の機構開発、動力化、人工的な皮膚感を有する手（装飾手袋）の開発などは各国において積極的に行われ、研究が進められている。

本論文は、これら新しい技術を義手、義足（両方あわせて義肢）へ適応するための各種義肢部品の評価研究およびそれらの結果を基に設計した義肢部品の開発研究の成果をまとめたものである。

また、本論文は、義足の研究をまとめた前半と義手の研究をまとめた後半で構成されている。前半では、義足の代表的な部品である膝継手、義足とヒトとの接点であるソケット、およびこれら義足の構成要素の幾何学的な位置関係であるアライメント、の３点を研究対象とし、それらの最適な設計をめざして研究を行った。

後半では、義手を使用する切断者の能力、現用の義手の機能性を最初に調べ、これらから得られた結果をもとに新たな義手システムの開発を実施した。最後に、義手の標準化の問題の中から、能動手先具の耐久性と装飾手袋の耐汚染性の問題を取り上げ、それらを調べる装置の開発などを行った。

各章の内容は、以下の通りである。

第１章では、義肢を研究することの意義と現用の義肢システムが有する課題について述べた。

第２章では、使用者と義肢との接点であるソケットの問題を取り上げ、高度な適合技術を必要とする大腿義足ソケットの製作において、ソケットと義足使用者の断端との間の接触圧をソケットの変形量を観測することで間接的に推定する手法を示し、実際のソケットに対して推定の有効性を確認した。これは、コンピュータ援用によるソケットの自動設計において、新たなツールとして使用できる手法である。

第３章では、義足における各部品の位置関係であるアライメントの問題を取り上げ、これを評価する手法として、ソケットから得られる時系列データを周波数領域で観測することでアライメントの変動の程度を調べる新たな方法を提案した。これにより、アライメントが乱れたことで義足の適合状態が悪くなった場合、データのスペクトルの変動が大きいことなどの知見を得た。

また、章の後半では、第２章につづきソケットの問題を取り上げ、大腿義足ソケットの形状の特徴的な量に注目しそれを数値化することで、形状の定量化を行う手法を提案した。

第４章では、義足の膝継手の問題を取り上げ、最初に、歩行の際に膝を制御している空気圧シリンダなどの各機構の基本的な特性を調べ、空圧シリンダ、油圧シリンダ、バネにより、膝の制御特性が異なることを示した。それらの機構の内、制動装置（ダンパー）としての役目とバネとして役目をあわせて持っている空気圧シリンダに注目し、それの力学モデルを示し、それを組み込んだ大腿義足の力学モデル

を提示し、実際の実験でこれらモデルの有効性を確認した。そのモデルを基に設計変数最適化法を応用し、歩行状況に応じた空気圧シリンダの制御パラメータを決定する手法、および、最初の歩行により適すると思われる制御パラメータを仮に設定し、その後使用者の訴えと歩行状況の観測結果を基に制御パラメータを修正しながら収束させていく方法、の２つの手法を提案した。前者の手法による義足を最適制御型インテリジェント大腿義足と呼び、後者の手法による義足を記憶再生型インテリジェント大腿義足と呼ぶ。ともに切断者によるフィールドテストによってそれぞれの有効性を確認した。

第５章では、健常者および上肢切断者の動作を取り上げ、上肢切断者が健常な手でハンドルを操作する時の制御能力を健常者のそれと比較し、義手に要求される機能について考察を行った。ついで、日常生活動作における健常者の動作を分析し、円筒握りと側面つまみの把持形態が手の機能として有効性が高いことを示した。また、日常生活における動作においては、必ず両手を使用しないとできない動作は少ないが、多くの動作で両手を使用していることがわかり、片手のみでの生活では非常に不自由であることが分かった。加えて、現用の義手の機能評価テストを実施し、能動フックは外観性には劣るが機能的には優れていること、また一方で滑りやすいものの把持は能動ハンドや電動ハンドが有効であるなどの結果を得た。

第６章は、第５章での結果を基に、現状の義手部品の問題を取り上げ、これを解決する実際的な方法を示した。最初に、４節リンク機構による肘継手の開発を行い、フィールドテストで有効性を確認した。また、滑車を利用した義手の動力伝達機構、摺動性に優れた部品の導入などで、能動義手の機能の向上を実現した。これらもフィールドテストで有効性を確認した。本章の後半では、電動義手の普及と高機能化をめざした開発研究を実施した。実施に先立ち、前章の結果から片側切断者および両側切断者に必要とされる義手の仕様を決定し、これに基づいて新たに設計、試作した電動義手を提示した。

第７章は、義手の耐久性と耐汚染性の問題を取り上げ、耐久性を必要とする能動義手手先具の評価法の提案とそれに基づく試験機の製作、それを使用した現状の義手部品の耐久性の評価を行った。また、耐汚染性を必要とする装飾手袋に対して、汚染の程度を簡易的に評価する手法を提案し、実際の耐候性試験などでそれの有効性を調べると同時に、試験結果から現状の装飾手袋の問題点を考察した。

第８章は、本研究の結論として得られた知見を総括し、義手および義足の評価法と設計手法の今後の課題について考察した。

第１章　緒　論

疾病あるいは交通事故等で四肢を失った場合、それら四肢が本来有する構造物としての機能に加え、外部に対して仕事をする機能、四肢の外観としての形状である外観性および触覚などの感覚機能も失われる。このため、下肢の欠損では歩行による移動能力などを大幅に失い、上肢では作業の能力が著しく低下することになる。そこでこれを補うための機械的な機構を主体とした代替の機器の研究開発が古くから続けられている[1)2)3)4)]。代替機器の内、下肢の機能を補うものが義足で、上肢の機能を補うものが義手である。また、これらは総称して義肢と呼ばれる。

義肢の究極の目的は、失った手足と同じものが生体的に復元再生できることにあるが、現在の医学、工学の技術では困難であることはいうまでもない。そこで、現状では、義肢は機械的な機構部品を中心としたいわゆるマシーンで代替され、構造物の機能、運動の機能、外観としての形状などを再現する。このシステムは、切断者とマシーンである義肢およびこれらのインターフェースからなる一種のマン－マシーン・システムを構成し、健常者と同等の動作が行えることが目標となる。

このシステムの性能には、サブシステムのヒト（切断者）が有する能力と義肢の機能性や耐久性などの性能が重要であるが、さらに、これらを総合したシステムとしての機能を生かすのため、これらを連結するインターフェースが重要な役割をはたす。インターフェースは、主としてソケットと呼ばれるもので行われ、人間に痛みなどの不快感を与えることなくシステム全体の構造的な安定性および機能性を生み出すことに関係する重要な要素である。これらサブシステムの集合である義肢システムの機能の向上により、切断者は、健常者に近い目的動作が可能となる。

このためには、まず、サブシステムとしての切断者、義肢、インターフェースであるソケット、および、これらで構成される義肢システムの現状を認識するための機能等の評価が最初に要求される。次に、それらの結果に基づいた新たに付加すべき機能の抽出とそれを実現する機構の設計を行うことで、目標である健常者の四肢機能を有する義肢の開発が可能となる。

現状の義肢システムを認識するための評価法としては、義肢のサブシステムのみを対象とする機械的な評価と、切断者と義肢を一体として評価する人間工学的な評価、およびこれらの実使用での性能を調べる臨床的評価の３つの評価に基本的に分類される。さらにこれらを細分化すると次の６項目挙げることができる。

○機械的評価：

１．義肢部品およびシステムとしての静的な強度と耐久性などの機械的評価

２．義肢部品およびシステムとしての機能性の評価

○人間工学的評価：

３．切断者の身体的な能力評価

４．人間－義肢システムとしての工学的評価

５．人間－義肢のインターフェースの適合性評価

○臨床評価

6．フィールドテスト

機能的に義肢をみた場合、足の代わりである義足と手の代わりである義手とでは、足と手の役割が異なるように、それらが必要とする機能も大きく異なる。義足においては、その目的の大半が2足での歩行による移動ということになり、必要とする機能もこれを実現するためのものにある程度特定できる。一方、義手においては、目的とする動作が非常に多岐にわたるため、義足での2足歩行のように実現すべき動作を特定することができない。また、日常生活で手を直接人に見せることが多いため、義手の設計にあたっては、手に近い外観性を考慮する必要がある。このように、義肢において、義足・義手で要求される項目が異なるため、これらの評価に関して、それぞれに対応する手法が要求される。上記の評価項目に対して義足および義手のそれぞれに対して必要となる項目を詳しくみると次のような課題を見いだすことができる。

第1の義肢部品の機械的な性能を評価する方法に関しては、義肢等に関する日本工業規格が作成された際の機械的評価を挙げることができる。このうち義足の機械的強度や耐久性、義足にかかる応力等の研究は、森本ら[5)6)]によって行われているが、義手に関する報告は少ない。特に、義手のうち能動義手は様々な作業に使用されており、耐久性が要求されるにも関わらず基本的な性能が評価された研究例は少ない。また、義手に関しては日常の生活の場面で外観性が要求されるが、これに関する研究もきわめて少ないのが現状である。

第2の義肢部品およびシステムの特性評価は、新たな義肢開発の基礎となるばかりでなく使用者への義肢の適する処方にも関連する重要な項目である。義肢部品のうち、大腿義足に使用される膝継手は、膝部分を前方に振り出すことで膝下の部分（下腿部）を振り子のように前方に運動させる方式が大半を占める。このため、健常者の足の運動に近づけるために、下腿部の振り子運動をコントロールする目的で、義足膝継手にはバネや空気圧シリンダなど様々な機械要素、機能要素が組み込まれており、これら要素の機能性の評価は、義足による歩行に影響する代表的なものとして取り上げることができる。これに関しては、油圧あるいはバネを使用した義足としての特性評価[7)]はあるが、義足に使用されている膝継手などの様々な歩行周期に対する特性とモデル化を扱った研究はなく、また、モデルを使用して解析した例[8)]やそれによる機構の開発[9)10)]はあるものの最適化手法を用いてシステムを設計するまでの研究には至っていない。また、義手においては、電動義手に対してペグボードなどを使用して機能評価を実施した研究はあるが[11)]、能動フックや能動ハンドなどを含む種々の手先具の機能評価が実施された例はない。

第3の切断者の身体能力に関しては、切断者の膝関節あるいは足関節の力学的な能力を測定した例[1)]はあるが、健常者との比較として切断者の制御能力を評価した例はない。また、上肢に関しては、把持動作や書字動作など健常な手の動作分析や解析は多いが[12) 13) 14)]、義手の設計をめざして健常な手の能力を評価した例はない。

第4の人間　義肢システムとしての評価は、義足においては歩行分析が挙げられる。これに関しては非常に多くの文献等[15) 16)]があり、研究的には完成されたものに

なりつつある。しかし、歩行分析は、義足の解析・評価に有効であり、このため、新たに開発した義足の評価用として有用性が高いが、データから義足の設計に直接役立つものとはなりにくい。

また、義手においては義手使用時の動作分析が挙げられるが、これに関する研究例は非常に少なく、特定の作業が義手によりどの程度の量をこなせるかの分析例[11]が一般的である。しかし、これに対しても選択した特定の作業が、非常に多岐にわたる作業を代表するものであるかという問題があり、義手の評価には不十分であるといわざるを得ない。

第５の人間－義肢のインターフェースとしてのソケットに関しては、現在ではコンピュータを援用したＣＡＤ／ＣＡＭ[17]がこの分野にも取り入れられ製品化されている。しかし、現状ではそれで製作したソケットは、熟練した義肢装具士（ＰＯ）には及ばないといわれており改良の余地が数多く残されている。これは、これらの現製品は、使用者の状態に応じた断端の形状データの修正作業がコンピュータ上で行われるだけで、現状の石膏で断端の形状を採る作業（採型）のあと石膏を実際に修正している従来の手法を上回るものでないため、熟練者に及ばないものと考えられる。このように、現状のソケットＣＡＤ／ＣＡＭ装置は、コンピュータを使用する利点を生かした熟練者の能力の定量化やソケットの形状推定など義肢装具士の作業を補助する機能がないことが大きな問題として挙げられる。

第６のフィールドテストは、開発された機器に対する最終的な評価として行われる。本テストによる使用者の評価は、機器の有用性を結論づけるものとなる。しかし、多くのフィールドテストは、明らかに使用が困難な場合をのぞいて、扱いやすいかどうか、便利かどうかなどの定性的な評価基準しか有しないため、決定的な結論が出しにくく、むしろ評価の指標の一つとして使用されるにとどまる一面も有している。しかし、フィールドテストなどの臨床評価は、特に義肢など人間が使用する機器において重要であり、新たに設計・開発した機器に対しては必ず実施すべきものである。

以上のように、義肢の分野では様々な研究が行われているが、義肢の設計に必要であるにも関わらず実施されていない研究項目が数多くある。また、ある特定の部品に関して深く検討されている例は多いが、義肢を開発する観点から重点項目を抽出・研究し、既研究とこれらを連結して義肢の設計を総合的に実施した例はない。そこで、筆者は、本論文で、はじめに現用の義肢システムにおいて検討を必要とする機器とそこでの問題点を抽出し、ついで、それらを解決する手法や機器についての研究を実施し、それらを総合的な義肢の研究としてまとめる。

本論文は、上記の１から６の義肢の評価において実施されていない項目や問題点に対して新たな手法を提案し、その結果から得られた義肢システムの設計の研究をまとめたものである。論文は、全体で本章を含めて８章から構成されている。

第２章では、ソケット形状の内、高度な適合技術を必要とする大腿義足のソケットと義足使用者の断端との間の接触圧の推定法を提案し、義足ソケットの設計に利用できるツールとしての新たな手法を提案する。

第３章では、同じく大腿義足ソケットの形状測定法および適合状態の評価法を中

心に、義足適合に大きな影響を与えるアライメントの評価法について述べる。

第４章では、義足部品のなかで特に多くの機械要素を使用して設計される膝継手について、歩行の際の膝の制御に関係する空気圧シリンダなどの機構の基本的な特性について検討し、空気圧シリンダおよびそれを組み込んだ大腿義足の力学モデルを提示する。ついで、モデルにおける設計変数最適化法を用いて歩行状況に応じた空気圧シリンダの制御パラメータを決定する手法、および、最初の試歩行により適すると思われる制御パラメータを仮に設定し、その後使用者の訴えと歩行状況の観測結果を基に制御パラメータを修正しながら収束させていく方法、の２つの手法について述べる。また、それらより設計した義足膝継手の例を取り上げたフィールドテストの実施結果についても述べる。

第５章は、上肢切断者の基本的な能力として手動制御能力を取り上げ、切断者と健常者の比較を行い、必要とされる義手の機能について考察する。また、日常生活動作における健常者の上肢の動作分析を行い、義手開発のための問題点を提示する。

第６章は、第５章での結果を基に、現状の装飾用義手と能動義手のそれぞれの問題点を解決するために設計した現状の義手の機能を向上させる機構について最初に述べる。ついで、前章の結果から片側切断者および両側切断者に必要とされる義手の仕様を決定し、これに基づいて設計、試作した義手について述べる。

第７章は、義手の耐久性と耐汚染性の問題を取り上げ、耐久性を必要とする能動義手手先具の評価法の提案とそれに基づく試験機の製作、それを使用した現状の義手部品の耐久性の評価を行う。また、耐汚染性を必要とする装飾手袋に対して、汚染の程度を簡易的に評価する手法を提案し、実際の耐候性試験などでそれの有効性を調べると同時に、試験結果から現状の装飾手袋の問題点を考察する。

第８章は、本研究の結論として得られた知見を総括し、義手および義足の評価法と設計手法の今後の課題について考察する。

第２章　最適原理による接触圧推定に基づく大腿義足ソケットの評価

２．１　緒言

大腿切断により失われた機能を補う大腿義足において、ソケットは、生体である断端とマシーンである義足とのインターフェースの役割りを果たしている。ソケット－断端間の良好な適合状態を得ることを目標に、義肢装具士は、切断者の断端形状に合わせ、医学・工学などの基本的な知識と蓄積された経験に基づく手技により、ソケットを製作する。この過程には多くの労力と時間が費やされるにもかかわらず、製作されたソケットが一度で適合することは少なく、良好な適合が得られるまで、切断者の意見を取り入れながら修正が繰り返される。また、製作されるソケット形状は、従来から基本とされる四辺形ソケットに加え、最近では座骨収納型として総称されるソケットが注目されている。しかし、いずれの形状も、他の工業製品に見られるような解析・評価を繰り返して設計する近代的な手法を経たものではなく、多くの場合、義肢装具士の経験則に依る、いわば試行錯誤的に設計・製作されたものの域をでない.

ソケット設計のシステム化をめざす方向として、計算機援用設計（ＣＡＤ）の研究があり[1)2)]、一部でソケット設計製作時間の短縮による義肢装具士への負担軽減に役立っているが、ソケットの設計そのものは、本質的には経験に基づくものであり、力学的なアプローチを含めた合理的な設計プロセスへとは至っていない。これは、断端－ソケット間のインターフェース系は、非線形性、個体差、経時的変化など生体特有の不確定な要素を有するため、通常の設計手法の介入が困難なものであると認識されていることによると言えよう。しかし、生理現象として生じるソケットの不適合の要因について考えると、これらは本質的には力学的な要因から発生していることは明らかであり、断端およびソケット間のインターフェース系を力学的手法を用いて解析し評価することがソケット設計の基本であると考える。

ソケットの評価に関しては、ソケットと断端間の接触において生ずる圧迫等の力（接触圧）が有効な指標となり得ると考えられる。これに関しては、生体組織に作用する接触圧の影響を調べソケットの装着感にせん断力が関係していることを示したBennet[3)]や、ソケット各部の接触圧分布を歩行中および自然状態で調べたDavis and Burger[4)5)]、歩行中の接触圧を硬い材質のソケットと柔らかい材質のソケットで比較した富永ら[6)]の研究があるが、いずれもソケットの適合状態の評価は定性的な段階にとどまっており、力学的なモデルによる定量的な議論には至っていない。また、これらの研究は、ソケットと断端間に圧力センサーなどの断端とソケット以外の物体を介して力を測定しているため、系の状態の真の接触力を測定できないことも大きな問題点として挙げることができる。

本章では、大腿義足ソケットの適合を力学的に評価する試みとして、断端とソケ

ットの適合の状況を乱すことなく非接触でソケットを観測し、ソケット内部のインターフェース面での接触圧を有限要素法の逆問題を用いて推定する間接的方法を提案する。

２．２　ソケットの役割と製作手順

義足は、図2.1に示す要素から構成されている。これらの詳細については、第３章で説明するが、ここではこれらの内、切断者に接触する部分での構成要素であるソケットの役割を解説する。

①ソケット
②ソケット支持部
③膝継手
④下腿部
⑤足継手
⑥足部

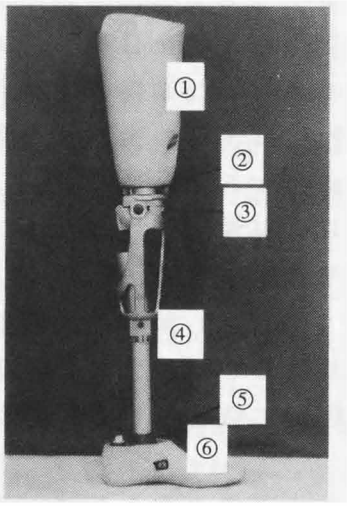
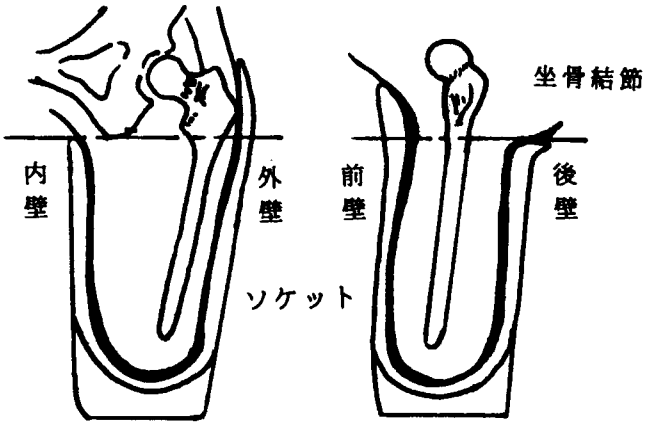


図2.1 義足部品の構成

ソケットは断端と義足を結ぶ唯一の部分であり、[1]体重を支える（体重支持）、[2]歩行時にソケットが脱落しないように懸垂する（自己懸垂）、[3]断端の力を伝達する、[4]足部などからの衝撃を緩和する、などの機能を有する。

[1]の体重の支持については、図2.2に示す座骨結節の部分に乗るような状態で体重を支持していると考えられてきたが、断端の内壁や外壁などの組織も重要な役割を果たしているとも考えられ、明確なことは分かっていない。また、[2]に関しては、吸着式ソケットと呼ばれる特に遊脚相時に発生する大気圧以下の圧力（陰圧）によって義足を懸垂する方式が、現在の大腿義足の懸垂の基本原理となっている。[3]の断端から義足への力の伝達も歩行のために当然要求される機能である。[4]は、断端の筋などの組織全体をソケットで覆い、軟組織による衝撃緩和の機能を生かし、歩行中の足部などからの衝撃を吸収し緩和する機能である。

このような機能を十分発揮するために、ソケットと断端間には適合（fitting）という重要な性能が要求される。義足の他の要素である足部や膝継手などの機構部品の高機能化がなされ、アライメントなどが完全に調整されても、ソケットと断端の適合が良くなければ歩く姿（歩容）が乱れるだけではなく、断端に浮腫やうっ血や擦過傷などが生じて歩行すら困難となる場合がある。今日まで、ソケットの適合は、主として医師や義肢装具士により歩容などの観察と歩行の際の装着者の訴えを基に評価されてきた。しかし、装着者の訴えの原因となる痛み・疲労・過度の発汗など



(a)前方よりの断面図　　(b)側面よりの断面図

図2.2 座骨結節とソケットの関係（左側ソケットの例）

の生理的な問題は、それにより生じる心理的な影響も合わせて、断端に作用する力つまりソケットと断端とのインターフェースにおける荷重の状態に起因する。このことから、これら生理的、心理的問題の発生元として、ソケット—断端間のインターフェースにおける力学の重要性が指摘できる。また、装着者からみて断端がソケットから力を受けるということは、義足からみてソケットが断端により荷重を受けることを意味しており、このソケットと断端間における力学は、義足設計と陽に関連しているといえる。したがって、適合の良いソケットをより合理的に設計するために、断端—ソケット間の荷重状態を明らかにし、客観的に判断可能な指標としてのなんらかの物理量を導入して定量的にソケットの適合評価を行なうことが必要となる。

実際の現場では、これらソケットは、義肢装具士の経験と勘に基づく手技により各切断者の断端に合わせて製作が行われている。図2.3に義足ソケットの製作の実際の流れ図を示す。

各々の簡単な説明は以下の通りである。

(1)陰性モデルの作成：石膏包帯を断端に巻き、断端形状に近い形を得る。この時、必要な部位を指などで押さえながら行なう。

(2)初期陽性モデルの作成：陰性モデルの型に石膏を流して陽性モデルを作成する。

(3)修正陽性モデルの作成：石膏を盛るまたはモデルを削ることでモデルを修正する。

(4)ソケットの製作・修理：(3)のモデルに注型または板成形によりソケットを作成する。また、不適合がある場合ソケット自身を一部修正する。

(5)使用者へ装着：ソケットを装着し、立位あるいは歩行を行う。

(6)使用者の評価と義肢装具士の評価・判断：(5)の装着において、使用者はソケットの状態について義肢装具士に状況を伝える。義肢装具士は、この意見に加え、歩容などの観察からソケットが適合しているか、適合していない場合どの程度の修正を必要とするかを評価し、修正の程度に応じてさかのぼり行う作業を判断する。

修正の程度が大きい場合は、採型からやり直すこともある。

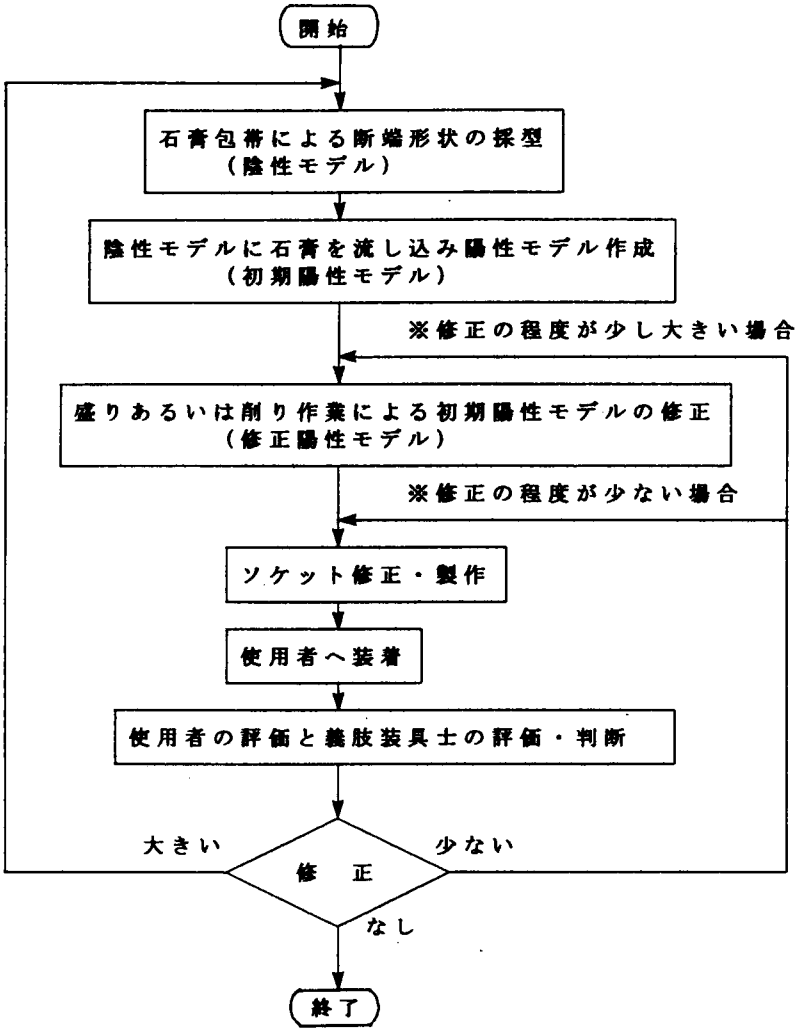


図2.3 義足ソケット製作のフローチャート

2．3　大腿義足ソケットのモデル

大腿義足ソケットの変形や応力など力学的応答やそこに働く圧力を同定するために、本研究では有限要素法に基づく計算力学手法を用いる。最初に産業用ＣＴスキャナを用いて、実際に使用されているソケットの断層撮影を行ない、その画像処理によって水平間隔5mm，周方向10度ごとの内面・外面の座標データを得る。これらのデータのうち内面の形状データを用いて厚み一定の形状モデルを構築する。図2.4にモデル形状の有限要素表現を示す.

ここで面外荷重を受けるシェルとしての応答を解析するために、一節点あたり６自由度を持つ薄肉シェル要素を用いてモデルを構成した。節点の採り方は、形状変化の激しい部分は細かく、比較的形状変化の少ないところはおおまかにし、周方向については計測通りに一律10度ごととした.

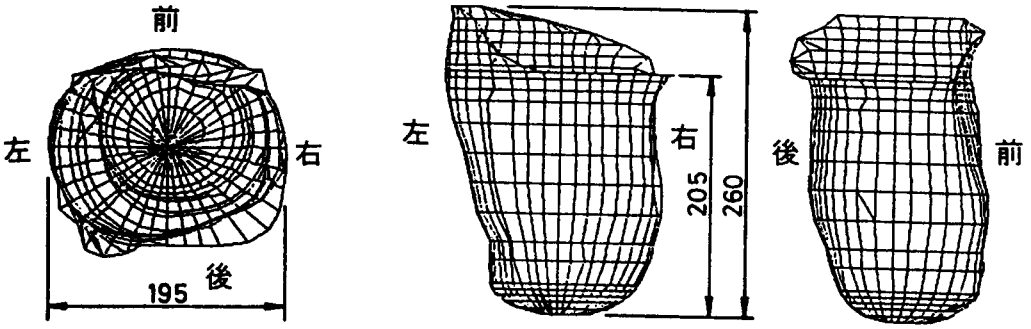


図2.4 ソケット有限要素モデル(節点数:682, 要素数:720)

薄肉シェル要素を図2.5に示す。この要素は一節点あたり、X、Y、Z各軸方向並進と各軸回り回転の6つの自由度を持つ。要素構成節点として、4点（I、J、K、L）を規定することによって四辺形要素となり、節点KとLに同じ点を指定することによって三角形要素として用いることもできる。

また、材料は標準的な等方アクリル材を仮定して、縦弾性係数は2.9×10^7〔Pa〕（3.0×10^2〔kgf/mm^2〕）、ポアソン比は0.3と設定した。せん断弾性係数Gは、これらの定数から計算した。要素座標系は要素構成節点と要素平面で決まる座標系であり、節点Iを原点とし、辺IJ方向をx軸、要素面に垂直にIJKLの順の回転で右ネジが進む方向をz軸、そしてx、z軸と右手系をなすようにy軸を定める。

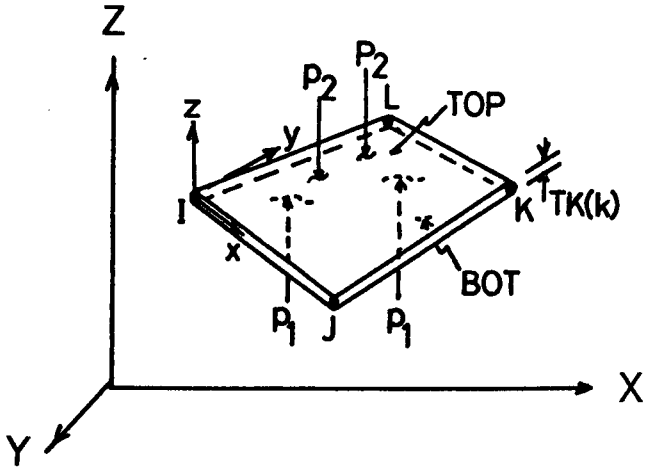


図2.5 薄肉シェル要素

ソケットの装着時の状態を検討するための基礎データ収集のために、上記の力学モデルに相当する実験用モデルとしてコーン状のアクリル樹脂の板成形によって厚み3.2mmで一定のソケットを作成した。これを図2.6に示す。

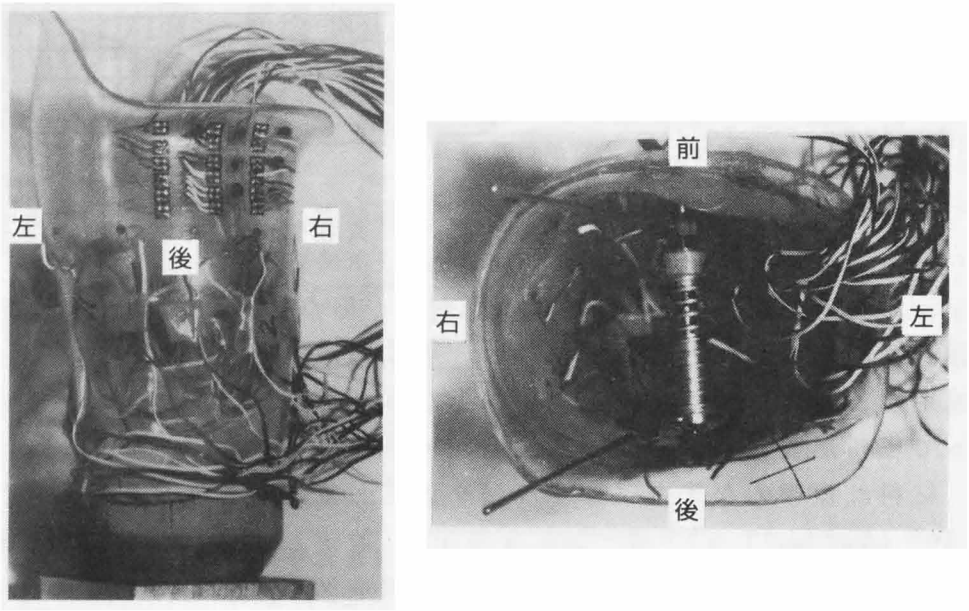


図2.6 ソケット実験モデル

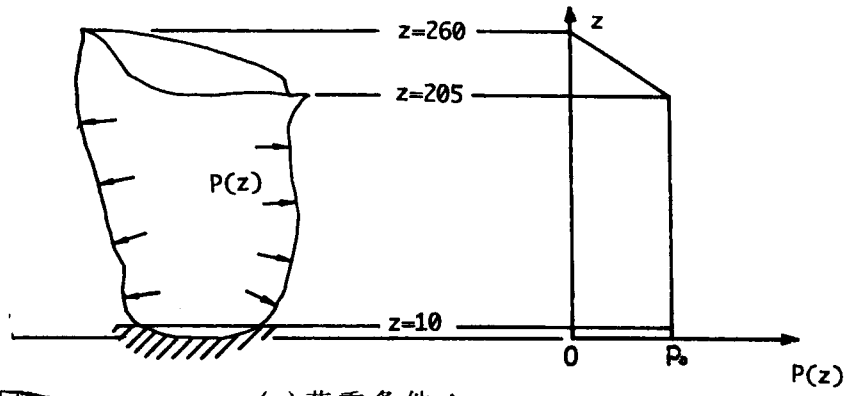
2．4　ソケットの変形と応力の解析

2．4．1 荷重条件

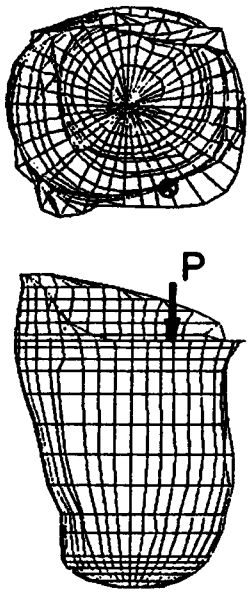
拘束条件は、実際のソケットとその支持部との結合状態を考慮して、ソケットの最下端から上方の10mm範囲を固定することとした。この部分に含まれる節点数は103個、要素は118個である。節点は完全に拘束され要素に応力は発生しないので、実際の解析においては、これら118個の要素は、解析モデルから除去することになる。

義足の使用時には、義足には様々な荷重が複合的に加わる。ここではそれらの内の基本的な荷重条件として次の３条件を考え、これらの条件のもとにモデルによる計算を実施する。

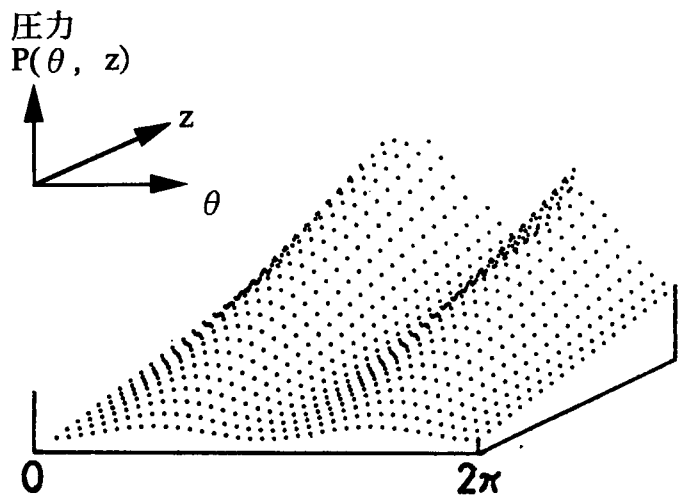
(1)荷重条件Ａ：　断端がソケットに及ぼす圧力をソケットの高さによって２種類に分割した。つまり、座骨支持部以下においては、断端の軟組織は一定の圧力が加わった流体に近いものと考え、一様な圧力（以下、一様圧）がソケットにかかるものとした。また、座骨支持部以上においては、ソケット水平断面が閉じていないことから組織に流体を圧縮するような締めつけが付加されないものとし、軟組織の流体としての状態のみを考慮して静水圧がソケットにかかるものとした。



(a)荷重条件A



(b)荷重条件B



(c)荷重条件C

図2.7 基本荷重条件

これらをソケット底部からの高さzに関する圧力の大きさp(z)として定式化すると、2.7(a)に示すように、

$$p(z)=\begin{cases} p_0 & (0 \leqq z \leqq 205) \\ (260P_0 - P_0 z)\ /\ (260-205) & (205 \leqq z \leqq 260) \end{cases} \qquad (2.1)$$

となる。なお、$p_0 = 0.357 \times 10^{-2}$ [kgf/mm²] とする。これは、60.0〔kgf〕を平均的な体重とし、この際のソケットの鉛直方向投影面積（$=1.68 \times 10^4$〔mm²〕）で除した値である。

②荷重条件B： 座骨支持部に集中的に荷重が加わったと設定する。

すなわち、図2.7(b)に示すように、

$$p = P \qquad (2.2)$$

とする。ここで荷重の大きさは、上記の平均体重で、P＝588〔N〕とする。
③荷重条件C：　この荷重条件は、内側・外側方向（M－L方向）に比して前後方向（A－P方向）が大きい分布荷重として、図2.7(c)に示す座標系θ－zにおいて、

$$p(\theta, z) = (a + b\cos\theta + c\cos(2\theta) + d\cos(3\theta) + e\cos(4\theta)) \times (\alpha + \beta z + \gamma z^2) \qquad (2.3)$$

と表記されるものである。これは、特に四辺形ソケットにおいては前後方向の圧縮量が大きいため、大腿直筋と大殿筋によって生じると考えられる荷重の状態である。また、コンプレッション値を座骨支持部直下で最も大きく、末端に向かって徐々に減少させることに対応させて高さ方向zの係数を設定した。ここで、コンプレッション値[7]とは、断端の状況等に応じて数mmから数十mmの範囲で周長を短縮する長さで定義される値である。具体的なパラメータとしては、

$$(a, b, c, d, e, \alpha, \beta, \gamma) = (0.5,\ 0.0,\ -0.2,\ 0.0,\ 0.0,\ 0.2,\ 0.11,\ 0.0)$$

を選定した。

2．4．2 解析結果と考察

これら3通りの荷重条件A、B、Cについて行った解析結果を示す。

変形の特徴を探るため代表的な部位の節点変位をみる。座骨支持部直下であるz＝190の水平面をレベル1、ソケットのほぼ中央高さであるz＝135をレベル2、末端部近くのz＝35をレベル3とし、これらを注目するソケット水平面の基準とした。

これらの各レベルでの変形を図2.8に示す。これらの図は、破線で示した元の水平面形状と、その形状内での変位の特徴が理解しやすいように10倍に拡大した変形後の形状を重ねて示したものである。

これらの結果より次のことが考察できる。

(1)前後方向に大きい荷重が加わる荷重条件Cに対応して、レベル1で示す座骨レベル付近でソケットは大きく前後に伸び、内外側方向には圧縮されていることがわかる。また、一様圧に近い荷重条件Aにおいても前後方向に比較的大きく変形することから四辺形ソケットは前後方向に比較的柔軟な構造であるといえる。

(2)予想できたことではあるが、いずれの荷重条件に対しても末端付近ではほとんど変形がみられていない。

(3)座骨支持部集中荷重である条件Bにおいては、条件AやCほどのソケットの変形はみられなかったが、ソケット後壁から押さえるような変形を示しており、ソケットの自己懸垂性を阻害するというよりは、むしろ多少ではあるが寄与しているものと予想される.

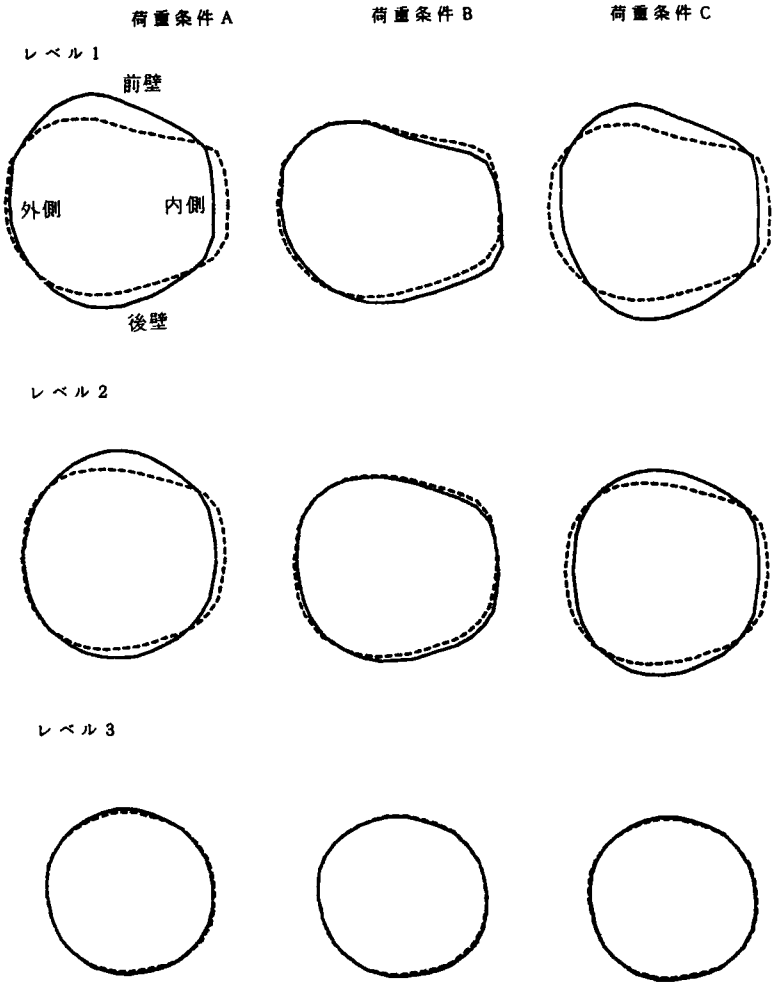


図2.8 ソケットの変形

つづいて応力についての解析結果の例として、ソケット後壁の内面と外面について、周方向応力分布を図2.9、図2.10にそれぞれ示す。

これらの図を観察すると、一様圧によって座骨支持部直下のレベルで絶対値の大きい応力が発生していることがわかる。後壁中心線付近では、内面で圧縮、外面で引張りの応力が生じており、いわゆる曲げを受けていることがわかる。この部位は最も破損が大きいので、実際のソケット製作現場では炭素繊維などの強化材を使用する事実とも一致している。図2.9に限られるが、ソケットの前壁、後壁、内側、外側の境にあたる各部分の変形が少ない。これは、これらの部分が剛であるため、発生する応力が高くなったものと考えられる。これと同様のことがソケット下端の固定部付近にも当てはまる。さらに、図2.10からは、荷重条件Aの疑似一様圧による座骨支持部直下の周方向応力の符号と荷重条件Bの座骨支持部集中荷重による同じ領域の周方向応力との符号が反対であることがわかり、これらの荷重条件の重ね合わせによってソケット後壁外面の応力が緩和されている可能性を示すものである。

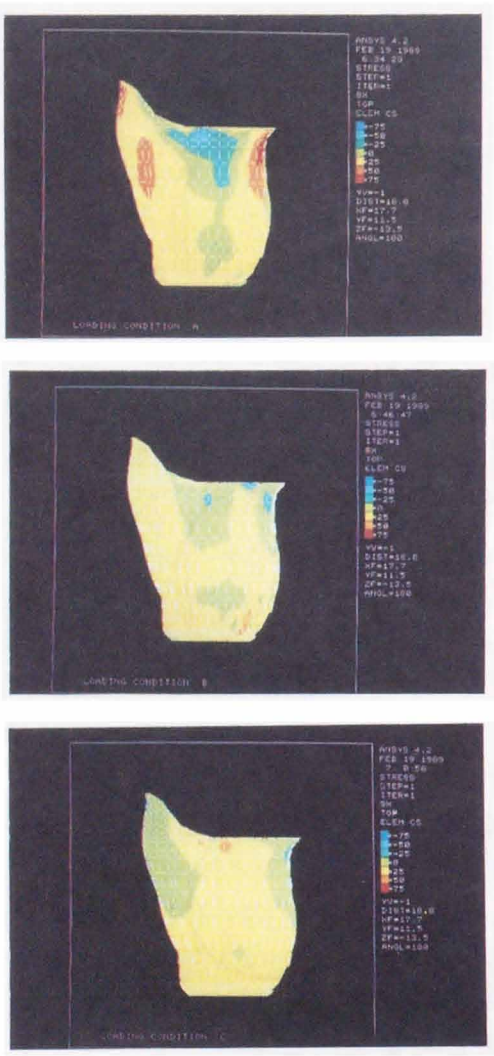


図2.9 ソケット後壁内面の周方向応力分布

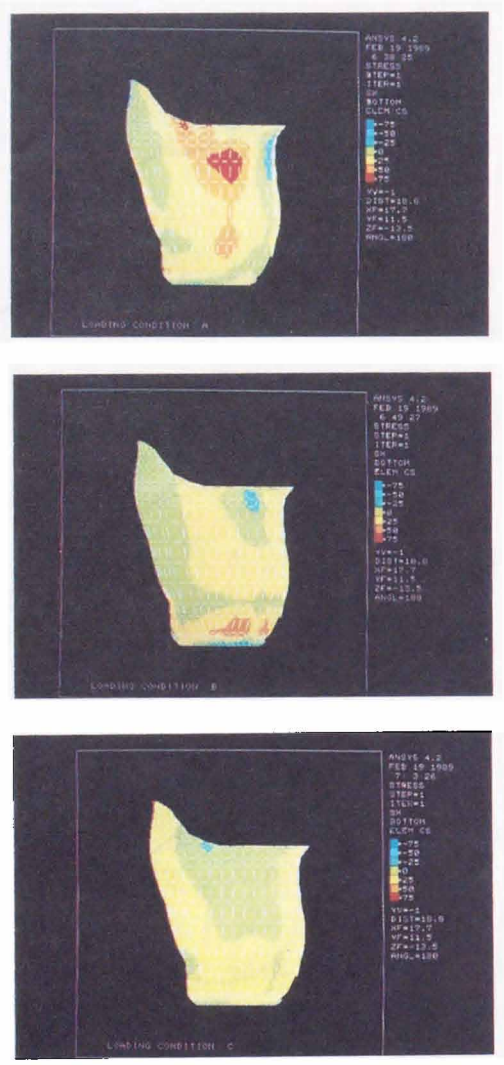


図2.10 ソケット後壁外面の周方向応力

2．5　ソケット　断端インターフェースの荷重同定

2．5．1　問題の定式化

ソケットは、義肢と生体を結びつける重要な部品で、断端から常になんらかの荷重を受けている。これは断端側からみると、ソケットからの反力を受けていることと同一で、このことは時には痛みや発汗等の生理現象が生じる原因ともなっている。ソケットの良好な適合とは、断端に義足を装着した際に生じる不具合の程度を最小限に押さえることにある。義足の装着に際して、ソケットと断端間には通常圧迫などと呼ばれる接触部分に生じる荷重以外には力学的現象が生じていないことから、ソケット断端間の力学的相互作用と生理的反応は非常に密接な関係にあることはいうまでもない。このことは、ソケット　断端インターフェースに対する荷重同定問

題が、適合に優れたソケットの設計に対して陽に関連するものであることを示している。

現在、ソケットにおけるマン－マシーン・インターフェースにおける荷重分布を同定する手法は確立されていない。これは、一般の工業分野での測定と同様に断端とソケット間にセンサを取付けて荷重を測定する直接的な圧力の測定法が考えられるが、センサー自体が非常に柔らかい組織とプラスチック間のインターフェースの状況を乱してしまうことから、本手法が使用できないことに起因する。そこで、直接法とは別にソケット外界からできれば非接触で観察することで、間接的にマン－マシーン・インターフェースに働く力の状態分布を知る方策が望まれる。

この節においては、このような間接的方法の一つとして、ソケットの変形の計測データからソケットと断端との接触圧を測定する評価方法を提案する。この基本的な考え方は、適合の良いあるいは逆に悪いソケットにおいて、それらのソケットの力学的挙動を観察することで、その原因となった荷重を求める一種の逆問題であり、これを荷重同定問題と呼ぶ。

以下では、間接的に接触圧を同定する手法の定式化の手順を示す。定式化のためにはまずソケットの力学モデルを必要とするが。これは前節のソケットモデルを使用する。

ついで、接触圧を同定するために、荷重がかかった状態でのソケットの変位やひずみなどを必要とする。この計測には、非接触で広範囲な計測が行える光学的手法やひずみゲージによるソケット外壁からの直接的な情報の計測手法などが使用可能である。

つづいて、断端からソケット内面に作用する接触圧のモデル化について考える。ソケットの部分を表す各要素についてそれぞれ圧力分布を同定することは原理的には可能であるが、ソケットの自動成形システムに取り入れる場合の実行可能性を考えると現実的でないので、ソケット全体での接触圧の分布をいくつかのパラメータを用いて表現する。

ソケット内面上の点は、その３次元形状が既知であるため、円筒座標系の２つの座標成分を与えると残りの１つも一意に決まる。そのため、ソケット内面に作用する圧力分布は２つの座標値θおよびzの関数の積として表現することが可能である。これを例えば変数分離の形式で表現し、θの関数$p_1(\theta)$には余弦級数列、zの関数$p_2(z)$には多項式を用いると、

$$P(\theta, z) = p_1(\theta) \cdot p_2(z) \tag{2.4}$$

となり、ここで、2.4節で示した方法を採用して、

$$p_1(\theta) = a + b\cos\theta + c\cos(2\theta) + d\cos(3\theta) + e\cos(4\theta) \tag{2.5}$$

$$p_2(z) = \alpha + \beta z + \gamma z^2 \tag{2.6}$$

とする。

ソケットの有限要素モデルでは、各要素の中心点の座標値により式(2.4)から決定される圧力値が、近似的に要素内で一様に垂直圧として作用する。この場合、圧力P(θ, z)に含まれるa～d、α、β、γのパラメータにより接触圧が表されているわけであるから、接触圧の同定はこれらのパラメータを同定することに帰着される。

断端に装着されたソケットから計測された変位またはひずみが、力学モデルにおいても実現されるような荷重を求めるという有限要素逆解析として、接触圧の同定を取り扱う。

有限要素の意味では，圧力分布と等価な節点力ベクトルFのもとでの義足ソケットのふるまいのモデルとして，剛性マトリクスKと、節点変位Uとの間の剛性方程式関係、

$$KU = F \tag{2.7}$$

が成立する。このモデルからある圧力のもとでの、変位Uとひずみ E が計算される。

$$U = K^{-1}F \tag{2.8 a}$$

$$E = BU \tag{2.8 b}$$

ただし、Bはひずみ－変位マトリクスである。

これに対して、被験者がある状態の時に、実際のソケットの計測可能な領域より計測されたすべての変位u_e、計測されたひずみε_eとを考えたときに、それらに対応して有限要素モデルも節点の変位と、ひずみが計算される。

$$u_e = A_u U = A_u K^{-1} F \tag{2.9 a}$$

$$\varepsilon_e = A_\varepsilon B U = A_\varepsilon B K^{-1} F \tag{2.9 b}$$

ただし、A_uは変位計測領域を選び出すブール行列、A_εはひずみ計測領域を選び出すブール行列とひずみ－変位行列との積である。(2.8)式を(2.9)式代入することにより、次式のように変位の計測データは荷重ベクトルFに関連づけられる。

$$u_e = A_u U = A_u K^{-1} F \tag{2.10 a}$$

$$\varepsilon_e = A_\varepsilon B U = A_\varepsilon B K^{-1} F \tag{2.10 b}$$

荷重ベクトルFの未知要素の数あるいはFを規定するに必要な未知数の数が測定データに等しく、かつ測定されたデータが互いに独立であるとき、(2.10)式に基づいてただ一つの荷重ベクトルを決定することができる。荷重ベクトルFの未知要素の数が測定データの数より大きいときは、式(2.10)のみでは一意の解を得ることができない。この問題を解決するため、測定データに矛盾しない可能な解の中から最も妥当なものを選択する仮説あるいは基準を設定する必要がある。ここでは、「測定された変形状態は，変形による弾性エネルギを最小にするような荷重によって得

られる」という最小エネルギ仮説を採用する。これは、測定された変形状態を実現する荷重の中で、最も小さい労力でそれを実現するものを選択するものであり、直感的には最も小さな荷重レベルを検索することになる。

この問題を解くに際して、ラグランジュ乗数法やペナルティ関数法といった標準的な最適化手法が使用できる。

弾性エネルギに付加した関数Ψの最小化問題として、次のように接触圧同定を定式化できる。

$$\text{Minimize } \Psi \tag{2.11 a}$$

$$\text{with respect to } a, b, \cdots, e, \alpha, \beta \tag{2.11 b}$$

$$\text{subject to } KU = F \tag{2.11 c}$$

たとえば、ペナルティ関数法で解く場合、計測された量とそれに対応する場所から荷重を仮定した順問題によって計算された変位とひずみの残差に、たとえば、ペナルティ係数R_u、R_εを介すと、

$$\Psi = 1/2 \cdot F^T K^{-1} F + 1/2 \cdot R_u [u_e - A_u U]^T [u_e - A_u U]$$

$$+ 1/2 \cdot R_\varepsilon [\varepsilon_e - A_\varepsilon U]^T [\varepsilon_e - A_\varepsilon U] \tag{2.12}$$

となる。

また、ペナルティ関数法を用いずに直接問題を解く場合は、上記の式(2.12)の右辺第1項のみが目的関数となる。つまり、

$$\Psi = 1/2 \cdot F^T K^{-1} F \tag{2.13}$$

となる。直接法は条件が比較的簡単な場合は有効であるが、複雑な条件のもとでは計算上の困難さが生じるため、以下での解析の多くはペナルティ関数法を用いて行う。

2．5．2　荷重の同定シミュレーション

この問題を最適化ルーチンを有する汎用有限要素プログラムパッケージＡＮＳＹＳを用いて、Ψを目的関数とし、圧力パラメータを設計変数として解く。
図2.11に荷重同定のフローチャートを示す。

最初に、ＡＮＳＹＳで同定問題を解くに際して、簡単な荷重条件のもとでの計算によりその妥当性を評価する。

ここでは、図2.12に示すような自己平衡する二つの力が、点Ａおよび点Ｂに作用する簡単な荷重条件の場合を考える。点Ａおよび点Ｂは、それぞれ、前壁・後壁の中心線上、座骨支持部から70mm下方の点であり、前壁・後壁のほぼ中央であると考

えられる。この荷重は、前後方向の圧縮量が多い四辺形ソケットに対する断端による荷重の極端化と考えれることができる。また、拘束条件は、前節の場合と同じく、下端部10mmを固定する。

本条件での荷重の同定は比較的条件が簡単であるので直接法を用いて計算する.

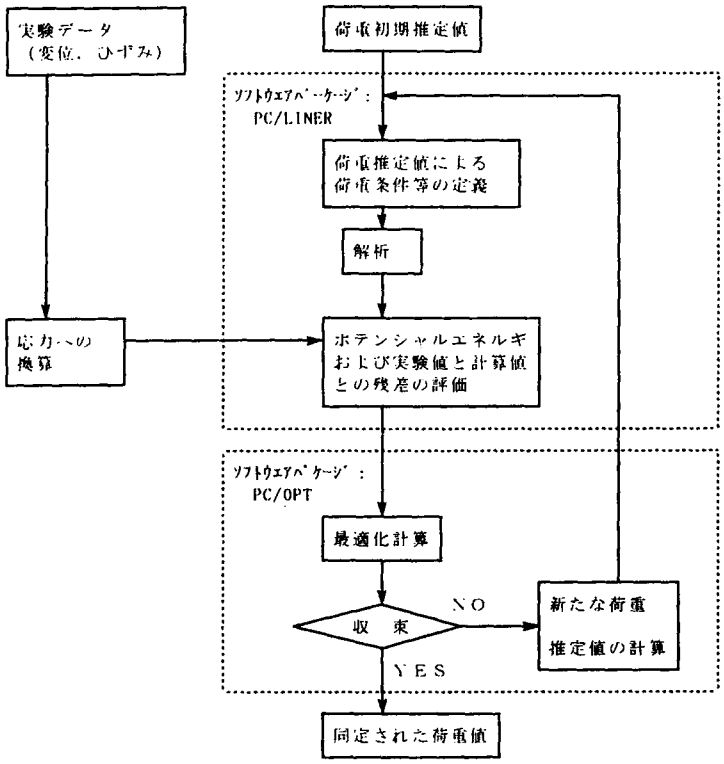


図２．１１ 荷重同定のフローチャート

荷重点ＡとＢのＸ、Ｙ方向の変位

$$U_e = [u_{Ax},\ u_{Ay},\ u_{Bx}, u_{By}]^T \tag{2.14}$$

が測定されたとして、点ＡとＢにおける力の未知成分p_xとp_yを同定する。
なお、全体の荷重ベクトルは、

$$P(p_x, p_y) = [0, 0, \cdots, 0, \overbrace{p_x, p_y}^{A}, 0, \cdots, 0, \overbrace{-p_x, -p_y}^{B}, 0, \cdots, 0]^T \tag{2.15}$$

である。

ここで、変数の設定をまとめると、

設計変数：同定したい荷重の成分　p_x, p_y

状態変数：制約式(2.10 A)より定義される残差の二次形式、

すなわち、

$$s = (u_e - AK^{-1}P)^T (u_e - AK^{-1}P) = 0$$

目的関数：式(2.13)にしたがって、

$$\Psi = 1/2\ \{p_y(u_{Ax} - u_{Bx}) + p_x(u_{Ax} - u_{By})\}$$ となる。

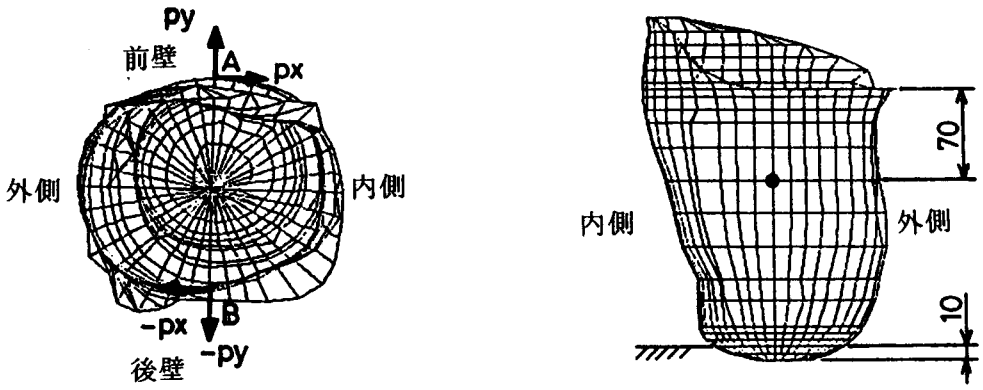


図2.12 拘束条件・荷重条件

この問題を解くにあたり、汎用プログラムパッケージＡＮＳＹＳの設計最適化を行う機能（ＯＰＴ）を用いて、線形解析機能（ＬＩＮＥＡＲ）と組み合わせ、最適化機能により弾性エネルギの最小化を行う。設計変数をもとに有限要素解析で各部位でのひずみとモデルのひずみエネルギを計算し目的関数Ψを求めることが１回の同定ループで、解が収束するまでこのループが繰り返される。

２．５．３ 同定結果と考察

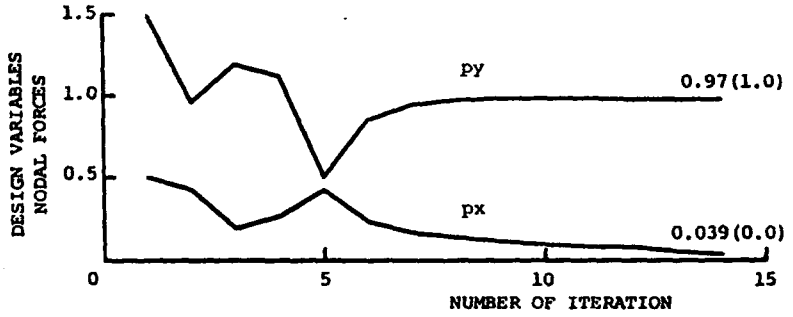
これによる計算結果を次に示す。横軸に繰り返し回数をとり、設計変数である荷重成分p_xおよびp_y、目的関数Ψの履歴を示したものが図2.13である。繰り返し14回目で、Ψの計算結果は、前回のそれとの差が1.0×10^{-5}以下となっており、設計変数がもとの荷重と一致する時のΨの値である0.0291とは1.26%の誤差で収束している。このとき、p_xとp_yの値は、真値0.0、1.0に対してそれぞれ0.039、0.97となっており、グラフからもp_xはさらに0に漸近する傾向がみられ、ともに計算により収束することが示された。以上により、荷重同定問題がＡＮＳＹＳのパッケージで取扱い可能であることが示された。

２．５．４ 同定シミュレーションの結果

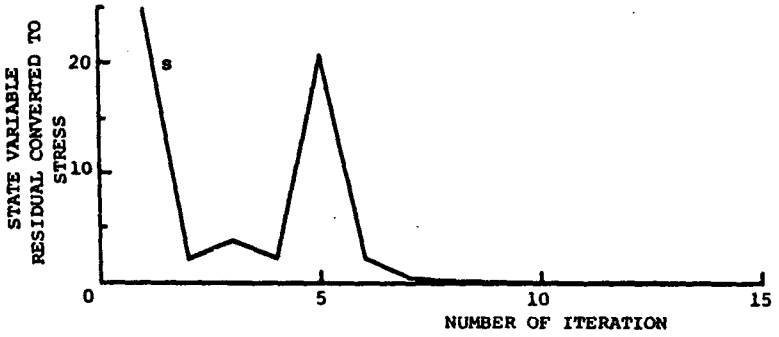
次に、本シミュレーションの実用性を高めるための検討を行う。

以上のように基本的には本方式の実用性が確認されたが、実際に使用しやすいものとするためにはいくつかの検討項目が挙げられる。その一つが、変形情報の計測場所に関する問題である。実際の同定では変形情報の計測に様々な制約を受け、限

られた領域からしか計測することができない。すなわち、変形情報を計測する領域の違いが、接触圧の同定結果に及ぼす影響について知ることで、限られた実験条件下で精度のよい結果を得るための方策を立てることができる。以下では、変形情報を代表するものとしてひずみを取り上げ検討を加える。



(a)設計変数p_xおよびp_yの履歴



(b)目的関数の履歴

図2.13 設計変数，目的関数の計算結果

有限要素モデルより計算するすべてのひずみの位置を図2.14に示す。これは、四辺形要素の各辺の中点であり、この位置より各辺に沿う方向に単軸のひずみゲージが貼られていると仮定して計算を行なう。これから、使用する有限要素モデルでは、合計431個のひずみが計算される。これらの中から計測する部位が選択される。提案するひずみ計測部位は、(1)ひずみの値が大きい部位、と(2)接触圧によるひずみの変化量の大きい（ひずみの感度の高い）部位である。実際の同定に先立ち、シミュレーションによりこれら２つの方法を検討する。

このシミュレーションは次の手順により行われる。まず、ある接触圧分布を圧力パラメータにより仮定し（以下、解パラメータという）、有限要素順解析により、ひずみを計算する。このひずみを計測されたものとして扱い、設定するひずみの計測領域に含まれるこれらの値を用いる。この時行われる接触圧の同定結果をシミュレーションの結果とする。

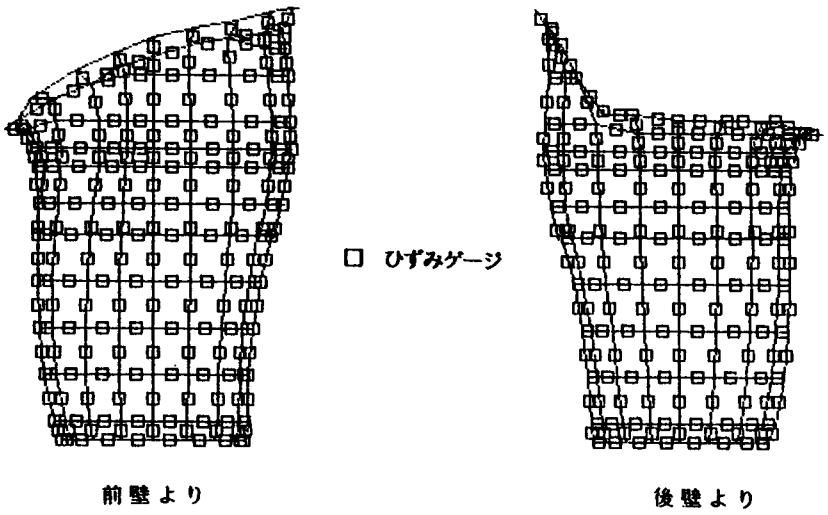


図2.14 有限要素モデルによるひずみ計算位置

結果として得られた各圧力パラメータを、解圧力パラメータのそれと比較したときの接近の程度と、式(2.12)が最小化される過程でひずみの残差の平均値が、閾値（1.0×10^{-6}に設定）以下に減少するまでの同定ループ（ある接触圧のもとでの有限要素順解析）の回数とで、計測されたひずみ位置に対しての、同定されたの感度が評価できる。シミュレーションに使用された解圧力パラメータを表2.1に示す。

表2.1 解パラメータ

圧力パラメータ	初期パラメータの値
a	0.0001
b	-0.0001
c	0.0001
d	-0.0001
e	0.0001
zp1	0.100
zp2	0.050

表2.2 初期パラメータ

圧力パラメータ	解パラメータの値
a	0.100
b	-0.044
c	0.069
d	-0.073
e	0.051
zp1	0.068
zp2	0.070

この圧力分布は、アクリル製のソケットに実際の断端を挿入したときに発生する接触圧を、ソケット内壁に配置した20個の圧力センサで測定した圧力値を、式（2.4)および次式で最小自乗近似した結果である。

$$p_1(\theta)=1-a\cos\theta-b\cos(2\theta)-c\cos(3\theta)-d\cos(4\theta)-e\sin(5\theta) \quad (2.16\ a)$$

$$p_2(z)=\alpha-\beta z \quad (2.16\ b)$$

ただし、$p_2(z)$のαおよびβは、圧力分布のイメージが把握しやすいように、z=20

(cm)の圧力値zp_1(kgf/cm^2)とz=0(cm)のときの圧力値zp_2(kgf/cm^2)を用いて、

$$\alpha = zp_1 \tag{2.17 a}$$

$$\beta = (zp_1 - zp_2)/20 \tag{2.17 b}$$

と表現した。

また、表2.2には、接触圧の同定に使用する圧力パラメータの初期値（初期パラメータ）を示す。これは周方向にほぼ一様で、高さ方向に大きくなる圧力分布であり、同定される接触圧より全体的に大きい値となるものを設定した。以下のシミュレーションでは、これら解パラメータと初期値はすべて同じものを使用するので、結果を比較することは妥当である。最初にソケット全体の431点より計測されたひずみを用いてシミュレーションを行う。その結果、150回のループで式(2.12)の値が最小値に収束した。この時同定された結果の圧力パラメータと、それらの解パラメータとの比較を表2.3に示す。

表2.3 ソケット全体のひずみによる同定結果

圧力パラメータ	同定結果	解パラメータとの差（%）
a	0.100	± 0
b	-0.044	± 0
c	0.071	+ 3
d	-0.074	+ 1
e	0.049	− 4
zp_1	0.069	+ 1
zp_2	0.066	− 6

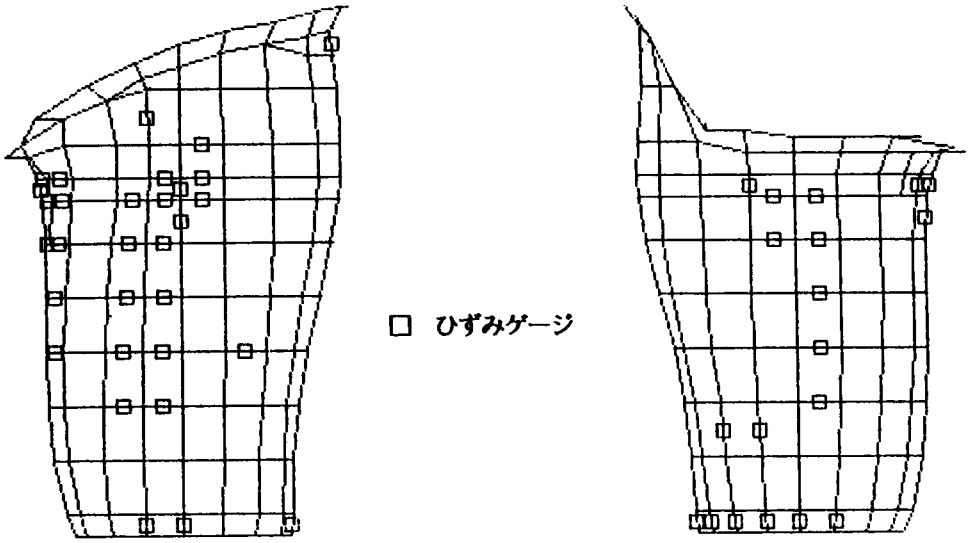
同定ループ回数：１５０回　　残差の平均：6.73×10-7

（ひずみの大きい部位を用いた場合）

ソケット有限要素モデルの解パラメータによる圧力分布を負荷して計算されるひずみの値の大きなものを正負それぞれ25点ずつ合計50点を選択する。これらを図2.15に示す。この領域を用いた場合の同定結果を表2.4に示す。また、同様にひずみの小さいもの50点からなる領域を選択した場合の同定結果を表2.5に示す。大きな値のひずみを用いた方が圧力パラメータの収束値が解に近い。また、小さい値のひずみを用いたときは、残差が小さくなってからも圧力パラメータの値と解との差はかなり大きい。

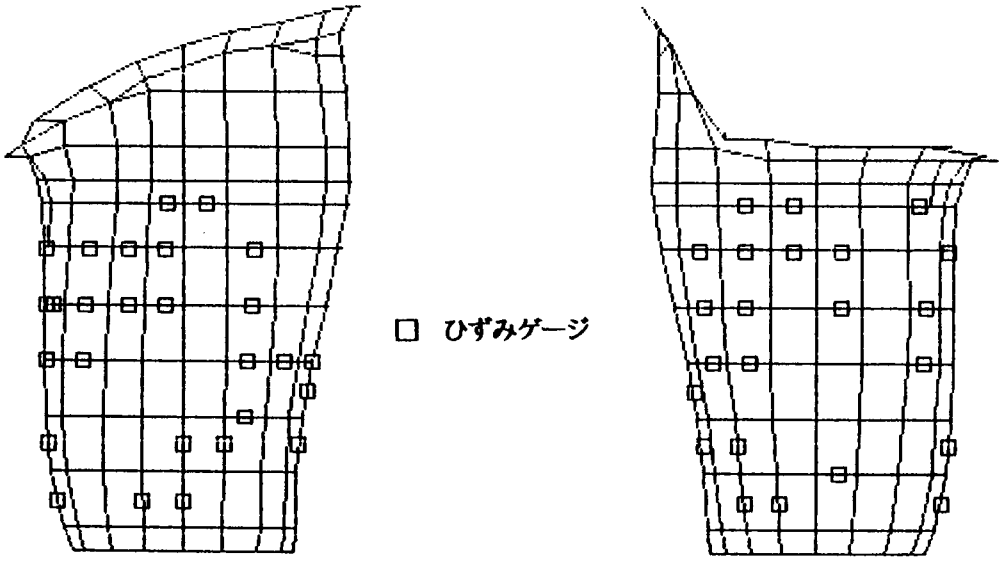
（接触圧に対してひずみ感度の高い部位を用いた場合）

θに関する圧力式p_2に含まれるパラメータの変化に対して、有限要素モデルより計算されるひずみの値の変化量が大きい部位から50点を選択して（図2.16）、ひずみの計測位置とした場合のシミュレーションを行い、同定結果を表2.6に示す。



前壁より　　後壁より

図2.15 ひずみの値の大きい部位



前壁より　　後壁より

図2.16 ひずみ感度の高い部位

表2.4 ひずみの値の大きいものによる同定結果

圧力パラメータ	同定結果	解パラメータとの差（%）
a	0.096	− 4
b	-0.043	− 2
c	0.066	− 4
d	-0.073	± 0
e	0.051	± 0
zp_1	0.068	± 0
zp_2	0.071	+ 1

同定ループ回数：２１８回　　残差の平均：6.57×10^{-7}

表2.5 ひずみの値の小さいものによる同定結果

圧力パラメータ	同定結果	解パラメータとの差（%）
a	0.110	+ 10
b	-0.046	+ 5
c	0.073	+ 5
d	-0.069	− 5
e	0.051	− 1
zp_1	0.061	− 11
zp_2	0.064	− 9

同定ループ回数：２１８回　　残差の平均：5.40×10^{-7}

表2.6 感度の高い位置のひずみによる同定結果

圧力パラメータ	同定結果	解パラメータとの差（%）
a	0.094	− 6
b	-0.049	+ 11
c	0.067	− 3
d	-0.078	+ 7
e	0.053	+ 4
zp_1	0.070	+ 3
zp_2	0.070	± 0

同定ループ回数：２５０回　　残差の平均：8.53×10^{-7}

表2.7 感度の低い位置のひずみによる同定結果

圧力パラメータ	同定結果	解パラメータとの差（%）
a	0.102	＋2
b	-0.044	±0
c	0.068	−1
d	-0.074	＋1
e	0.052	＋2
zp_1	0.068	±0
zp_2	0.071	＋1

同定ループ回数：２１０回　　残差の平均：1.96×10^{-7}

また、ひずみの感度が低い部位のものについてもシミュレーションした結果を表2.7に示す。同定ループの回数はひずみの感度が低い場所の方が少なく、早く収束する点ではよい結果を示している。しかし、実際の残差の自乗和の挙動については、感度が低い場所のひずみを使用した場合は、２００回付近で急激に減少するのに対して、感度の高い部位のひずみを使用した場合は、減少という挙動が一定しており、安定して解に到達できる可能性はこちらの方が高いと考えられる。

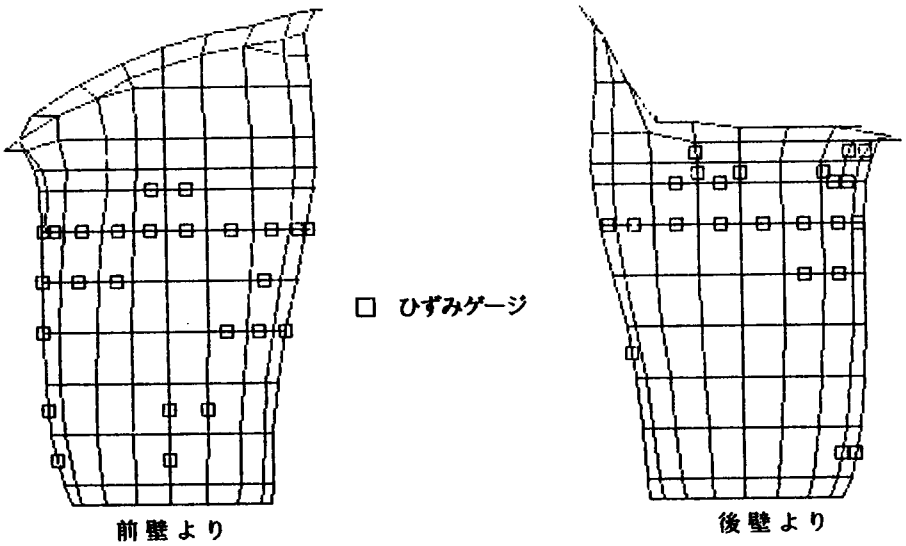


図2.17 提案する計測位置

これまでの結果を考慮して、ひずみの大きい部位と、感度の高い部位から計測されるひずみを組み合わせた合計５０点からなる領域を用いたシミュレーションを行った（図2.17）。結果を表2.8に示す。これらの点をもとに計算した場合、170回のループで式(2.12)の値がしきい値以下になり、ひずみの値の大きい各点、あるいは感度の高い各点をもとに計算した場合よりも早く収束が得られた。これは測定した431点の全ひずみによる計算でのループの回数である150回と比較しても良い結果である。また、圧力パラメータについても解によく近づいており、この計測部位の有効性を示すものである。

表2.8 提案する計測位置のひずみによる同定結果

圧力パラメータ	同定結果	解パラメータとの差（%）
a	0.107	＋7
b	-0.052	＋18
c	0.076	＋10
d	-0.069	－5
e	0.051	±0
zp_1	0.069	＋1
zp_2	0.068	－3

同定ループ回数：170回　　残差の平均：9.13×10^{-7}

2．5．5　実験的検討

断端とソケットを用いた実際の接触圧同定に先立つ実験系として、ソケットのかわりに厚さが3.2mmで一様アクリル製のソケットモデルを用いて、これに既知の荷重を負荷してこれを同定する実験を行う。

このモデルに図2.18のような実験装置により既知圧力を負荷する。この圧力は静水圧であり、マノメータの圧力水の高さhを計測することで確認される。実験ではh＝0.9mの圧力を負荷した。このときの圧力式は次式で表される。

$$P=-0.001z+0.09 \quad (\mathrm{kgf/cm^2}) \tag{2.18}$$

一方、これを同定するために圧力式は次式を用いる。

$$P(\theta,z)=p_1(\theta)\cdot p_2(z) \tag{2.19}$$

$$p_1(\theta)=a\{1+b\cos\theta+c\mathrm{sos}(2\theta)+d\cos(3\theta)+e\cos(4\theta)\} \tag{2.20 a}$$

$$p_2(\theta)=1+\alpha z+\beta z^2 \tag{2.20 b}$$

ここで、$P(\theta,z)$に含まれるa、b、c、d、e、α、βの7個が圧力パラメータである。

このソケットの外面のひずみの計測にはひずみゲージを使用する。計測位置は、有限要素モデルに静水圧を負荷したときの順解析でのひずみ計算値のうち、z軸に水平な断面内で比較的大きな値を示す各点とした。この実験における計測点は、図2.19に示す4つのz水平断面に含まれる78点である。

表2.9 静水圧同定結果

	目標値 ($\times 10^{-2}$)	同定値 ($\times 10^{-2}$)
a	9.0	9.96
b	0.0	1.10
c	0.0	0.05
d	0.0	0.35
e	0.0	2.02
α	1.111	0.40
β	0.0	0.08

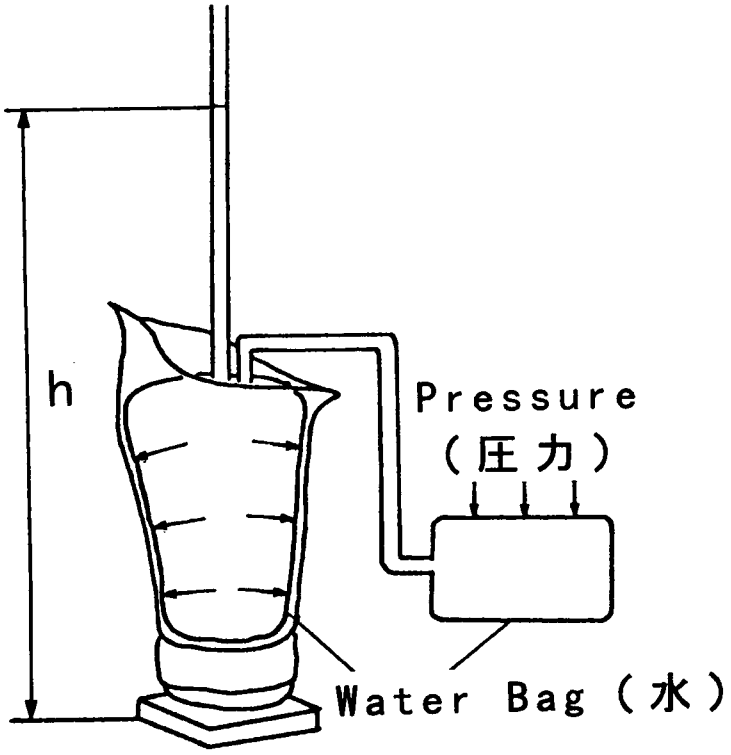


図2.18 静水圧負荷実験装置

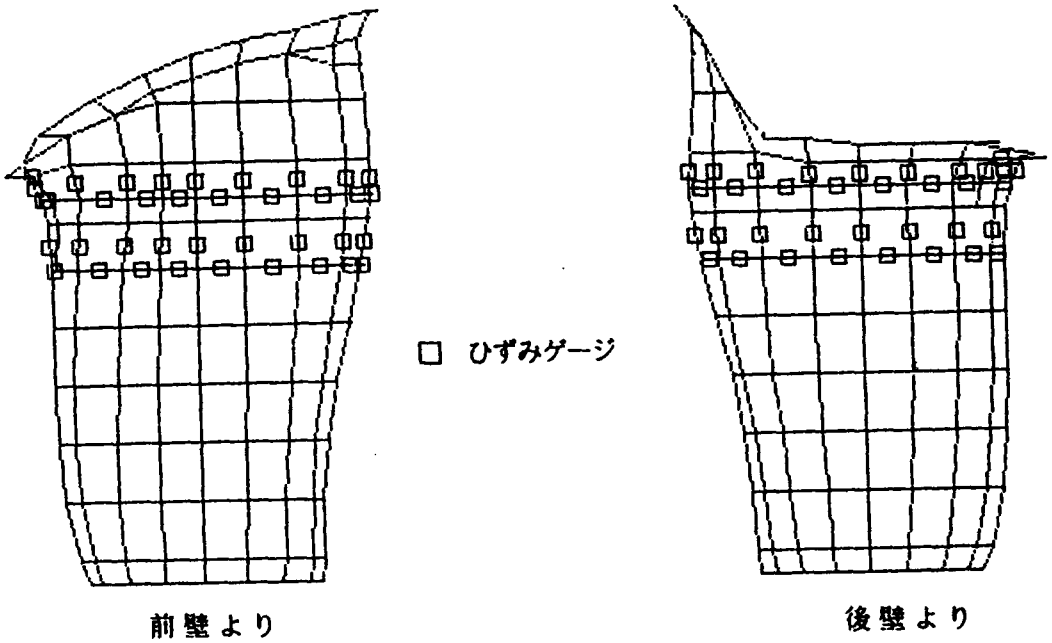


図2.19 静水圧同定のためのひずみ計測部位

圧力同定の結果得られた圧力パラメータを表2.9に示す。また、この圧力パラメータによって表される分布の状態を図2.20に示す。z＝160、170(mm)の２断面について同定結果から計算されたひずみと計測されたひずみの比較を図2.21に示す。z＝160、170(mm)の２断面はソケットの上方に位置し、ソケットの適合に関連性が高いと予想される。

同定された圧力分布からソケット上部で圧力値がきわめてよく同定されていることがわかる。しかし、zが減少するにつれて実際の測定値とのずれが大きくなる。これは、製作時に不具合が生じやすいソケット上端部の計測点を多くしたため、ひずみの計測部分付近ではこれに基づいた接触圧が同定できたが、計測点を少なくした下方ではひずみの制約が弱まった結果と理解できる。θ方向には全体的に一様な圧力を表現している。ただし、圧力パラメータの値は、予想に反して０へ近づく傾向はみられなかった。これは、θ方向の各パラメータ間の相互作用で結果的に一様圧が表現されたと考えられ、この場合は各パラメータを独立して評価することはできない。

これら圧力分布の結果により、本研究で提示した有限要素モデルは、同定に使用可能な精度で構築されていることが確認された。

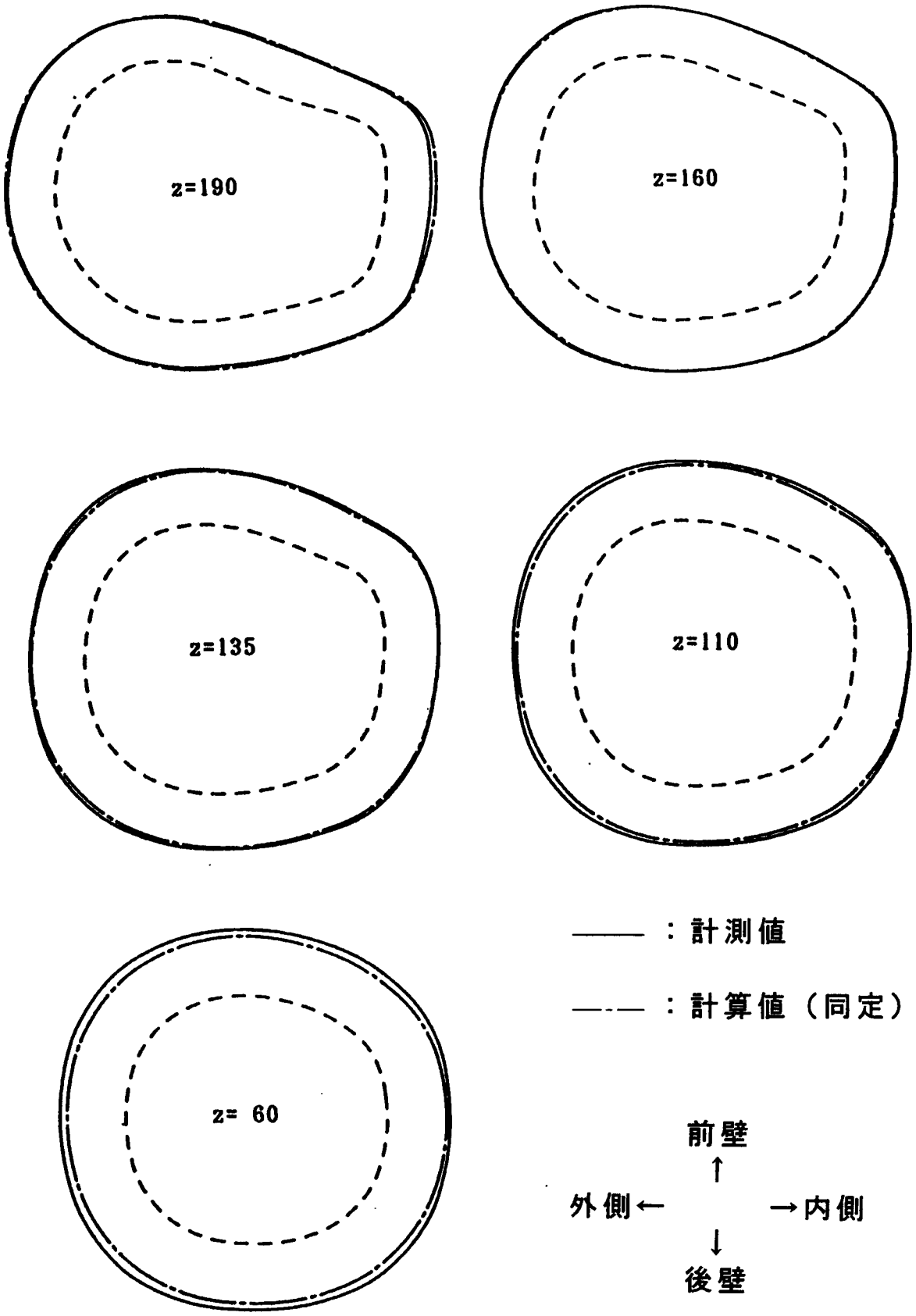


図2.20 静水圧同定結果の圧力分布

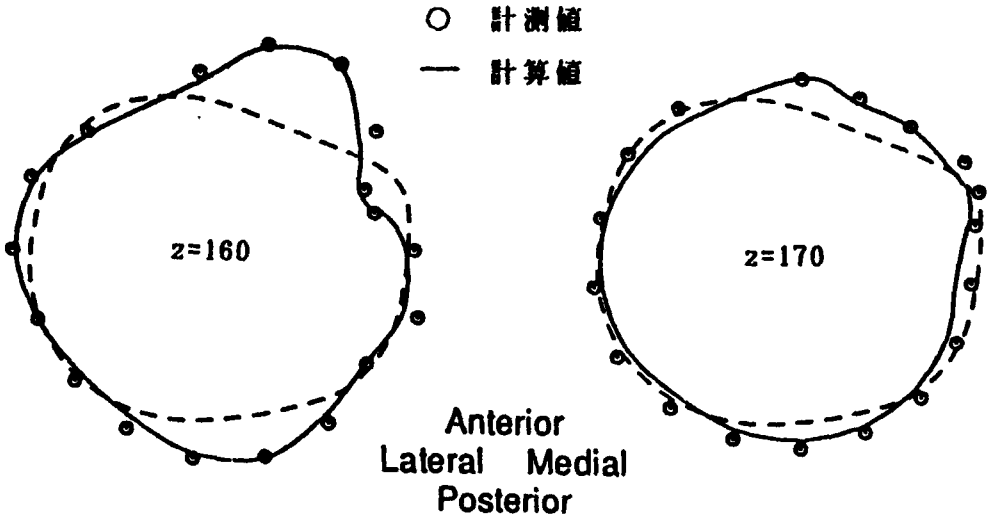


図2.21 静水圧同定結果のひずみ

2．6 適合評価の実例

つぎに、実際に被験者が断端にアクリル樹脂製ソケットを装着した状態で、断端－ソケット間のインターフェースの接触圧同定を行い、適合評価を試みた。

最初に被験者にアクリルソケットを装着してもらい、「できるだけ楽な状態」となるように指示して、被験者が自然と感じた姿勢でひずみを計測する。このときのひずみの測定は、2．4節で提案した感度の高い部位および大きな値が観測される部位にz＝160(mm)の断面（以下これをA断面と呼ぶ）の周方向を加えて、合計50点におけるひずみを計測した。

これと同時に、接触圧の直接測定を行った。測定には2個の圧力センサを使用し、ソケット内壁の前壁(A断面のθ=80°の位置)と後壁(A断面のθ=280°の位置)に設置した。また、被験者の健足を体重計にのせることにより、ここに加えられる荷重を求めた。これらの値は後に同定される接触圧の検証に用いる。

フレア部（ソケット後方上縁の水平な部分）は座骨を介して体重支持のための集中荷重が負荷される。この集中荷重の位置は、ソケットの接着状態により異なるため、これを鉛直方向の2点の集中荷重でモデル化する。有限要素モデルのフレアを構成する節点のうち、後方(θ=270°)と内側(θ=310°)の2点を作用点とし、同定された2つの集中荷重(FZ_1, FZ_2)でフレアのどの部分で体重を支持しているかを推定する。

接触圧同定により得られた圧力パラメータと集中荷重の同定結果を表2.10に示す。この接触圧分布の水平断面の値を、ソケット形状の周囲にソケットの中心から外向きを正方向として表したものを図2.22に示す。また、その他の部位での同定結果を

表2.10 断端・ソケット間の接触圧同定結果

圧力パラメータ	同定結果
a	-0.225
b	0.0004
c	0.0
d	-0.184
e	0.249
zp1	0.186
zp2	0.013
FZ1	5.3
FZ2	15.9

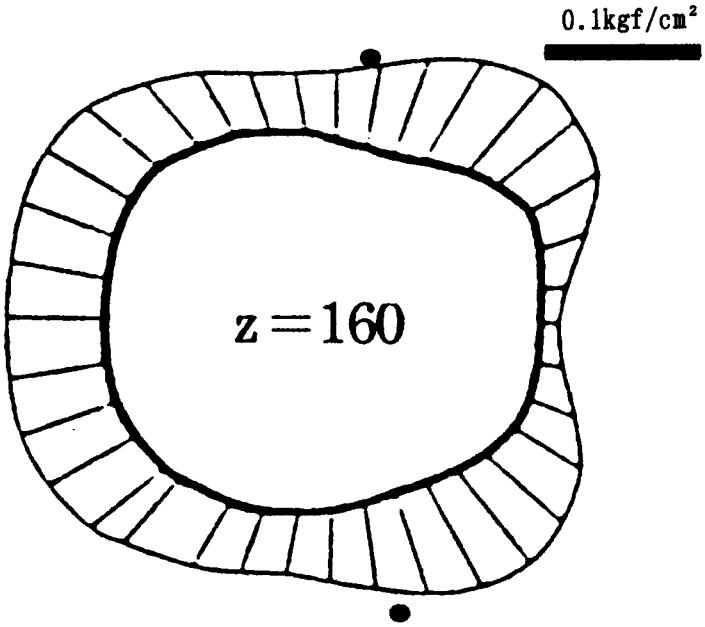


図2.22 接触圧の同定結果と測定結果

図2.23に示す。

直接測定された接触圧は、前壁（z=160, θ=80°）では0.059kgf/cm²、後壁（z=160, θ=280°）では0.058kgf/cm²である。測定結果と計算結果はかなり一致しており、本手法の有効性が確認できる。また体重計の値と被験者の体重より求めたソケットに負荷されている鉛直方向の荷重の合計は24.5kgfである。これに対し、鉛直方向の集中荷重FZ_1とFZ_2の和は21.1kgfである。ソケット全体に負荷された鉛直方向の荷重とかなりよく一致する。

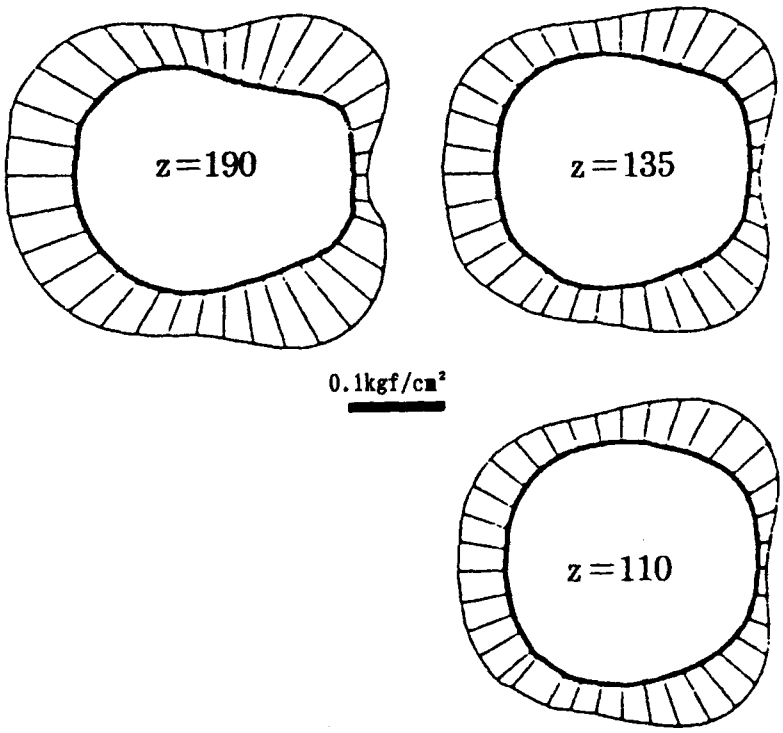


図2.23 他の水平断面での接触圧同定結果

前節で同定された接触圧分布および座骨による集中荷重を用いて、このアクリルソケットの適合状態を評価する。

(1)ソケットのθ方向の接触圧の変化を定性的に判断すれば、やや内側後方へのシフトがみられる。この特徴は、圧力パラメータのaとeが特に大きいことによる。また、パラメータdの値は、ソケットの中心軸より内側を前後方向に圧縮した状態を表現しているとも考えられる。このことは四辺形ソケットの形態が、断端と同じ部分を圧縮することでソケットの吸着状態を作っていることなどと関連付けられる。ここでは一例しかないために、詳細については述べないが、このようにソケットの形態をパラメータで直接的に定量化することが可能となる。

(2)ソケットのz方向の接触圧の分布は、ソケット上部で約0.1（kgf/cm2）、下部ではほとんど0である。上部でやや締め付けが強いが、下部の接触圧が0に近いということから、体重の支持の多くは座骨で行われていると考えられる。

(3)フレア部に負荷される鉛直方向の荷重の和が21.2kgfで、これは被験者の体重の半分である28kgfに対して約76%である。後方フレアの鉛直荷重と内側フレアの鉛直荷重はそれぞれ5.3kgfと15.9kgfで、内側フレアで多くの体重が支持されている。

この時の使用者の主観的意見を以下に示す。

①このソケットは全体的に締め付けた感じのするものであるが、日常で使用しているものとの比較であって、このソケット自体は良いソケットである。

②ソケットの奥まで断端が収まっていると思われる。

③体重はソケットの座骨肢側のフレアで支持されている。この状態では、やや内側が突き上げられたように感じる。

また、義肢装具士の意見は、以下のようなものであった。

④この被験者はゆるめのソケットを普段使用しており、断端をソケットの中で緊張させることで、ソケットの吸着性を高めている。

これらから、先の適合評価の例と使用者の意見を結びつける。

(1)と①から、このソケットの接触圧分布は比較的一様であると考えられる。また内側や後方への接触圧のシフトは座骨とソケットフレア部の関係から２次的に発生したものであり、ソケット形状の評価とは直接的に結び付けられない。(3)と③から、このことが確認される。

このような作業により、多くのデータを蓄積することで、使用者の主観的意見がソケットの適合評価と結び付けて考えられ、定量的に扱った客観的な適合状態をどのようにして設計に適応するかという問題への重要な指針が得られる。

２．７　結言

人間－機械系として設計される大腿義足システムの中で、人体とのインターフェースであるソケットを取り上げ、それが人体との適合という概念に基づいて評価されていることから、適合性の定量化を目指して分析を行った。

最初に、義足ソケットの製作の現場で、ソケットは主観的に取り扱われているが、これの設計を工学的に扱うときには、物理量により客観的に適合状態を評価する必要があることを述べた。ついで、客観的に適合状態を評価しようとする多くの研究の現状から、そこで使用される物理量では、ソケットの適合状態を間接的にしか表現していないことを述べた。また、それを直接的に扱うために、断端・ソケットインターフェースの接触圧を取り上げることが良いこと、その系を乱さずに測定される他の物理量から間接的に同定すべきであることを述べた。このような方法として、ソケット外壁に観察される変位情報を用い、断端に対して非接触で接触圧の同定を行う間接同定法について述べ、この手法を実際の接触圧同定に適応するときに必要な変位情報の計測位置の決定についてシミュレーションにより知見を得た。

また、実際にアクリル製のソケットモデルで接触圧同定に使用可能であることを確認した。

最後に、接触圧による適合状態の評価の実例を示した。実際の断端にアクリル製のソケットモデルが装着されたときに計測されるひずみから、そこに発生している接触圧を同定し、パラメータを用いて表現した。得られた接触圧分布から、このソケット形状を断端に適合したものと評価した。

以上により、ソケットの適合状態の評価には、間接的同定法を用いて同定された断端－ソケットインターフェースの接触圧を使用することが、一つのアプローチとして有効であり、接触圧分布をパラメータで表現することで、適合状態を定量的に扱う指標となることを示した。

第３章　大腿義足のアライメントの評価とソケット形状の定量化

３．１　緒言

義足の構成要素は大きくソケット部と膝継手、足部などの機構部に分けることができる。したがって、適合の良いソケットと機能性の高い機構部品は、最適な義足を製作するためには欠くことのできないもので、現状の義肢研究の大半の作業はこれらに集中して行われている。しかし、歩行のように筋－骨格系の静的、動的なバランスのもとに行われる動作においては、適合性と機能性に優れたソケットや部品を使用してもこれらをどのように配置するかということ、つまりアライメントと呼ばれる点に対して適切な設定が行われていなければ最適な義足を得ることはできない。アライメントは義肢の日本工業規格のT0101福祉関連機器用語［義肢・装具部門］の用語にも記載されている事項であるが、実際これが歩行にどのような影響があるのかという研究はほとんどない。これに関連した研究としてはRadcriffe[1)2)]の有用な論文があるが、アライメントが義足適合に及ぼす影響に関しては定性的な議論にとどまっている。また、義足歩行に対するアライメントの影響を調べた森本の研究[3)]があるが、使用者の意見と歩行において得られる情報との関連性についての議論には至っていない。

本章では、アライメントの問題に対して、義足を使用者と一体となったシステムと考え、義足使用者の訴えと義足歩行から得られる情報との関連性を調べ、義足の適合状態を評価する手法を前半に示す。また、アライメントおよび前章の適合とも関連が深いソケットの形状計測と特徴を代表するパラメータによる形状の定量化について本章の後半に述べる。

３．２　歩行におけるアライメントの影響

３．２．１　大腿義足の構成部品

大腿義足は、失われた身体の一部すなわち、遠位側より、足、足関節、下腿、膝関節、大腿の一部（断端）に対応して、①ソケット、②ソケット支持部、③膝継手、④下腿部、⑤足継手、⑥足部から構成される（図2.1）、また、現在では義足の大半を占める骨格構造義足は、これらの機械部品の外装を発泡プラスチックで覆い、足の形に仕上げるのが一般的であるので、上記の部品に⑦外装カバー（コスメチックカバー）が加えられる。

足部は、距腿関節に対応する継手軸を１つ有する単軸足と複数の継手軸を有する多軸足部および軸を持たず材料の曲げに対する弾性を利用したものおよびこれらの組み合わせたものに分類できる。足部の役割は、(1)立脚初期（歩行中の踵接地時の体重負荷過程）における底屈方向の力の吸収、(2)立脚中期（体重を義足に負荷させ

た状態）での膝折れの防止、(3)立脚後期での前進駆動力の蓄積と放出、(4)砂利道等の不整地に対する対応、などが挙げられる。足部と足継手は通常組み合わせた状態で設計されており、広義の意味で、足部は足継手も含んだ状態で議論される場合が多い。

下腿部は、通常パイロンと呼ばれるアルミニウム合金製のパイプが使用され、外装は足の形状に近いように削られた発泡ウレタン製のコスメチックカバーで覆われる。

また、膝継手に関しては、遊脚相中に膝を屈曲させながら歩行する大腿義足歩行では、歩行における遊脚相中の膝の振れ方と立脚相の安定性が重要な役割を果たしている。膝継手の目的は、(1)荷重時に不用意に膝折れを起こさないこと、(2)平地歩行で、正常に近い下腿の振れ方をすること、に加え、(3)自由に歩行速度を変えて歩くこと、(4)約140度以上屈曲すること、などが挙げられる。これらの機能の内、特に(3)の歩行速度の可変機能については、第４章のコンピュータ内蔵義足で詳細に考察する。

これにソケットを加えたものが大腿義足の主要な構成要素となるが、これら部品を単に接続するのみで、義足歩行が可能となるものではないことは明らかである。これらの部品の機能の調整およびそれらの位置関係の調整が、身体的なバランスのもとに実施される２足歩行では重要なポイントである。本節では、これら部品の位置関係の調整、つまりアライメントに注目し、これと義足の適合性との関連について研究した結果を述べる。

３．２．２　歩行におけるアライメントの影響を観察する手法

大腿義足の適合状態の評価に関する研究があまり多く行われていないのは、適合性を定量的に評価することの困難さによると考えられることは前章において述べた。そのための手法として間接的接触圧同定法が有効であることを示した。一方、同同定法の有効性は、ソケットのひずみの計測手法の制約から現状の技術においては、静的かあるいは限られた時間での動的な状況における適合状態の検証に限定される。長時間の動的歩行、あるいは自由な歩行の状況で、義足が切断者に適合しているかどうかは、切断者の主観的な感覚に依存し個々の切断者に対して異なっているため、適合状態を明確に把握するためには非常に多くの要因を考える必要がある。しかし、義足を装着して歩行する切断者を一種のマン－マシーン・システムとし、適合状態を変化させる要因を与え、その条件での歩行プロセスから得られる特定の物理量を解析することにより、システムの適合性の評価を行うことが可能であると考える。ここでは、そのような考え方の一手法として、義足システムを一種のブラックボックスとして考え、義足システムから得られる時系列データを処理・観測することで、義足システムの適合状態を観測する手法を示す。つまり、ソケットの適合状態が悪化するようアライメントを変更し、その際の時系列データの変化量を分析し、適合性の変化と時系列データの関連性をもとに、適合性の定量化を試みる。この手法の基本的な概念を図3.1に示す.

実験では、表3.1に示す３名の大腿義足装着者を被験者とし、熟練した義肢装具士により製作されたソケットならびに単軸足関節足部を取り付けた図3.2に示すアライメント調節可能なアジャスタブル膝継手を使用する。また、時系列データを得るために表3.2に示すようにソケットの前後左右の上方部と下方部の箇所に上下・左右・45度方向の３軸のプラスチック用ひずみゲージを貼付する。断端長が短いことなど貼付できない場合は、貼る位置を前後左右面で１箇所とした。

アライメントは現在基本的な法則がある程度確立されており、個人差はあるにし

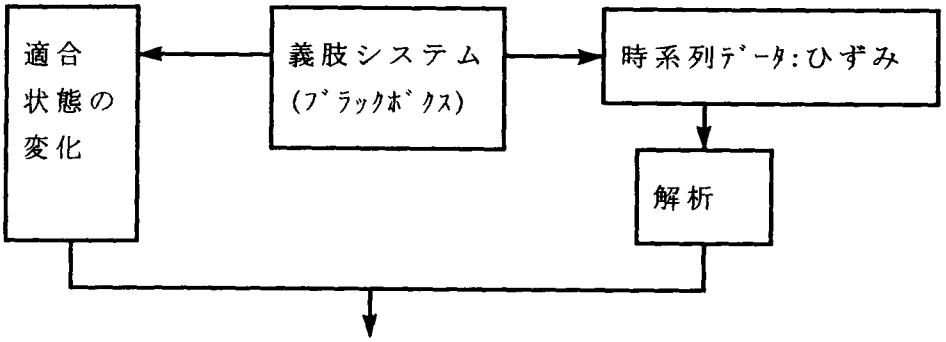


図３．１ 義足の適合状態の評価の概念

表3.1 被験者

被験者	A	B	C
年齢（才）	３２	２６	３０
切断原因	事故	事故	事故
切断側	左	右	右
装着期間	１１年５ヶ月	１年６ヶ月	７年
断端長(cm)	１９	１６	１０

表3.2 ゲージの貼付位置

被験者	A	B	C
外　側	上方・下方	上方・下方	上方・下方
前　方	上方・下方	上方・下方	中央
内　側	上方・下方	上方・下方	中央
後　方	上方・下方	上方	中央

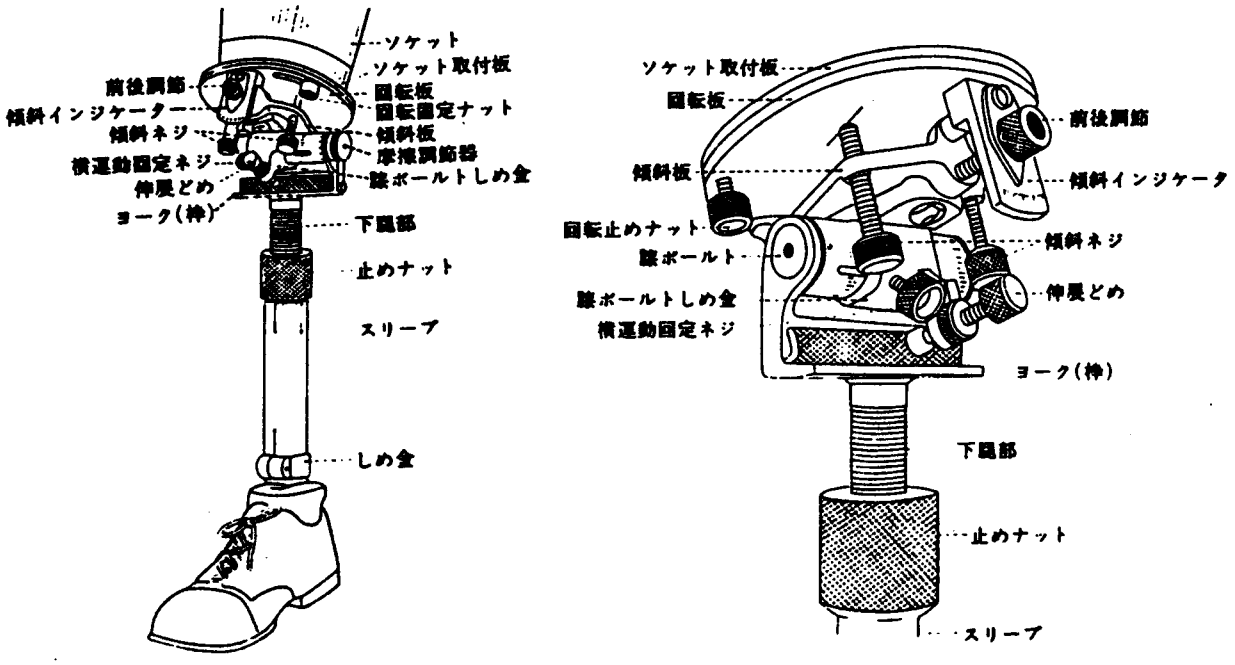
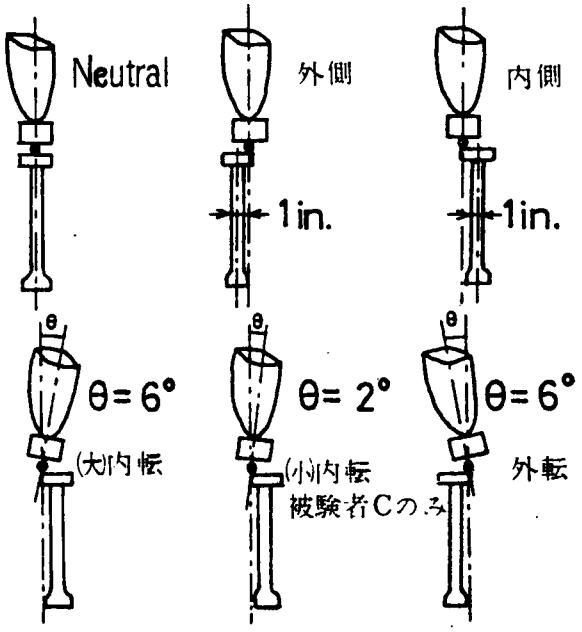


図3.2 アジャスタブル膝継手

ても義足を一般的に標準とされるアライメントに設定することは可能である。ここでは、この標準とされるアライメントの近くで被験者の訴えが良好な状態をニュートラル(Neutral)アライメントとし、良くないアライメントとはどのような状態であるかを調べる。実験では図3.3に示すように被験者AとBについて5種類の、被験者Cについては6種類のアライメントにより、各被験者は約32歩の歩行を行う。これらのアライメントは、小内転として図に示した内転角度の少ないアライメントを除いて、測定されるデータの差が明確となるように実際に行われるアライメントの調

整よりも大きめに設定する.

また、獲得する情報としては、ソケットのひずみ、ソケット－断端の接触圧、歩行の際の身体の動きの位置データなどが考えられるが、他のデータと比べて再現性が高く、またソケットから直接得られる適合に関するデータとしてソケットのひずみに注目する。３名の被験者について直線歩行をさせ、また被験者Ｃについては、図3.4のような８字路の線上に沿って体幹が移動するように歩行（８字歩行）させ、歩行中のソケットのひずみを計測する。この８字歩行は、半径の小さい円に沿って歩行する曲線運動が要求されること、体重移動などの点で直線路歩行より極めて困難なコントロールを要求するものであり、アライメントの変化による適合状態の差が明らかになるものと考えて採用した。



（後方からの図）

図3.3 アライメントの設定

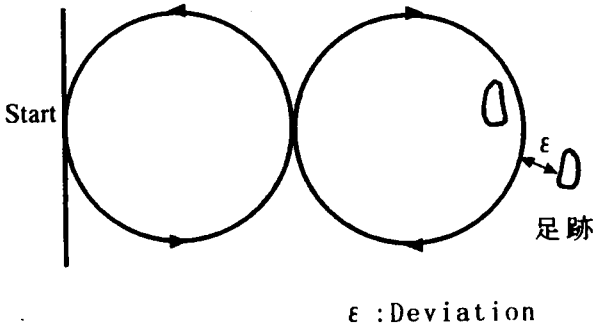


図3.4　８時歩行路

３．２．３　ひずみのデータの検討

ソケットに貼付したひずみゲージにより得られたひずみの波形の例を図3.5に示す。図3.5の上部６本の波形は、被験者Ｃの外側下部の位置に水平方向に貼付したゲージにより、直線歩行の際に得られた波形である。また、同図下部６本の波形は、同じく８字歩行の際に得られた波形である。直線歩行の図には、踵が接地した時点を示す短い縦線を一歩毎に記している。

各波形とも歩行の各サイクルで相当複雑に変化があることが図から観測される。各々の歩行サイクルによって局所的に異なった波形となり、義足のヒールコンタクト時の衝撃の影響と考えられる細かい振動が観測される。さらに図に示した以外の部位に貼付されたゲージでは、貼付した部位により全く異なったパターンの波形が得られることが分かった。各波形は、定常状態の歩行にも関わらず１サイクル毎に変化がみられる。これらは義足歩行での床反力の垂直成分や膝の屈曲角度の波形よ

りも１サイクルごとの変化が大きい。これは、断端で微妙に安定性を保ちながら歩行する義足歩行において、断端に最も近位な位置で取得しているデータの特徴が現れている。このことは、図3.5の８字歩行のようにさらに断端のコントロールを必要とする歩行における１サイクル毎のデータの波形の変化に顕著に現れている。

図3.5の直線路歩行の各波形を比較すると、足部外側移動（外側）ではあまり大きな変化はみられず、大きく内転させた状態（大内転）では波形の変動が大きく、また接地直後のピークも大きくなる。この内転角を小さくさせた状態（小内転）では、波形はNeutralに近くなる。ソケットが外転する（外転）と波形の変化の割合が大きくなり、サイクルごとの変化も大きく、適合状態が極めて悪くなることが推定できる。

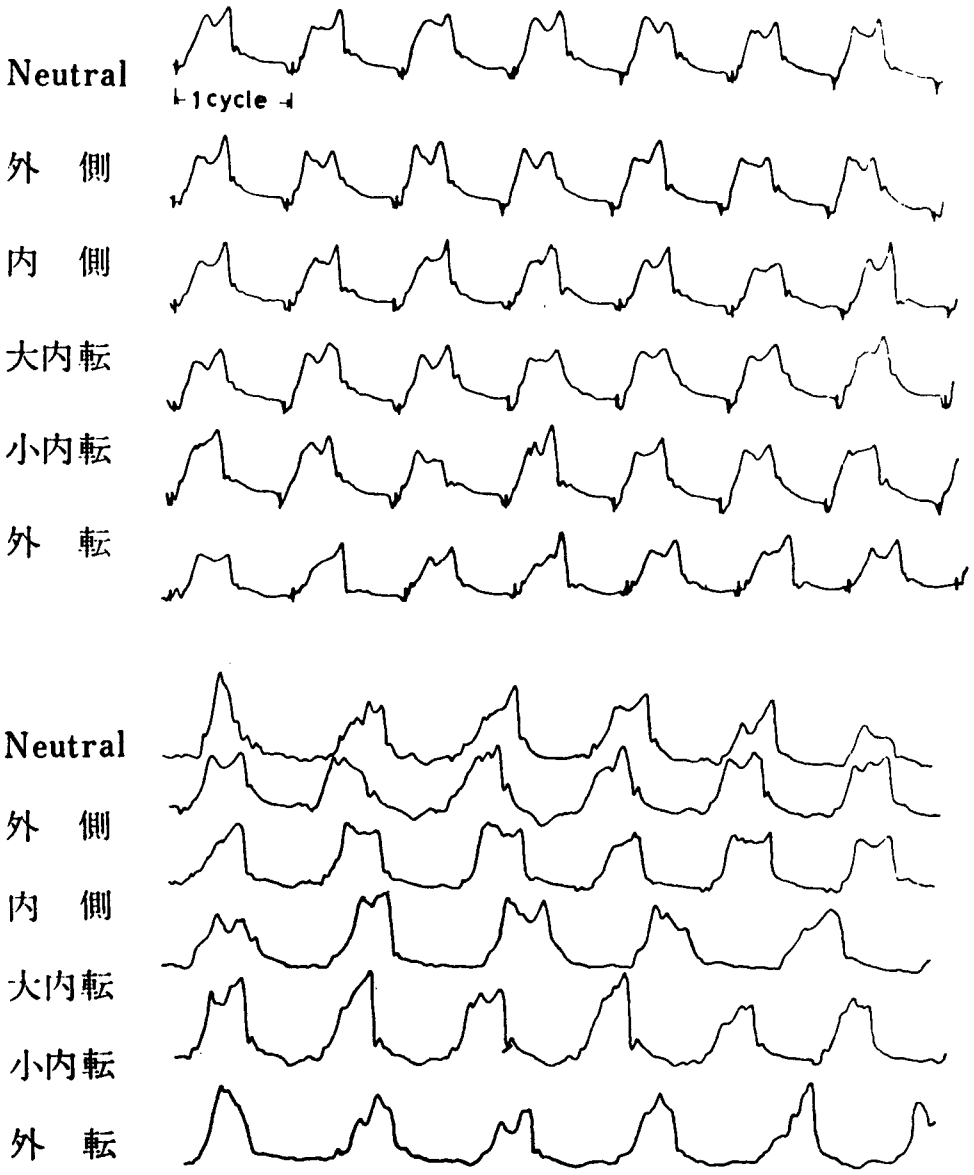


図3.5 ひずみ波形（上：直線歩行，下：８字歩行）

図3.5の８字歩行のひずみ波形では、直線歩行に比較してサイクル毎の乱れがより多く、また全体的に高周波成分が多くなって、より厳しい条件で歩行していることが示されている。大内転および外転では歩行速度が遅くなっており、これらのアライメントでは歩行が困難になっていることが推測できる。しかし、いずれにしても獲得した生のデータを観察している限りでは、各アライメントや歩行状態による差はあまりはっきりと得られない。

義足ソケットの適合状態の重要な評価基準として、装着者の使用感覚がある。これらは、定量化が難しい反面他のデータの結果に優先する。ここでは、各種アライメントで歩行した被験者の主観による適合状態の訴えを表3.3に示す.

表3.3 被験者の訴え

被験者	A	B	C
Neutral	全面であたっている感じで快適		
外　側	内側上部と外側下部に圧迫あり内側つきあげ	外側上部と内側下部に圧迫感	適合かなり良いが立脚相で健側に体逃げる
内　側	上記と同じだがより強い部位がある	内側上部と外側下部に圧迫感	
内転(大)	内側下部と外側上部に圧迫感	内側下部と外側上部に圧迫感	
外転	内側上部と外側下部に圧迫感	内側上部と外側下部に圧迫感	座骨部と内側につきあげ、体が患側に逃げる
内転(小)	−	−	内側に軽い圧迫感

３．２．４ ひずみ波形のパワースペクトルとクラスター分析

前節で述べたように、ひずみの生の波形を単に観察するのみではその特徴を十分につかむことはできない。そこで波形の特徴をつかむことができるように、それらのパワースペクトルを計算する。

ここに用いたデータは、実際のひずみ値からＤＣバイアス分を差し引いた変動分である。結果の一部として、被験者Ｂ、Ｃの外側部の上下方向のひずみからの計算結果と外側部の上下方向のひずみからの結果を図3.6に示す。

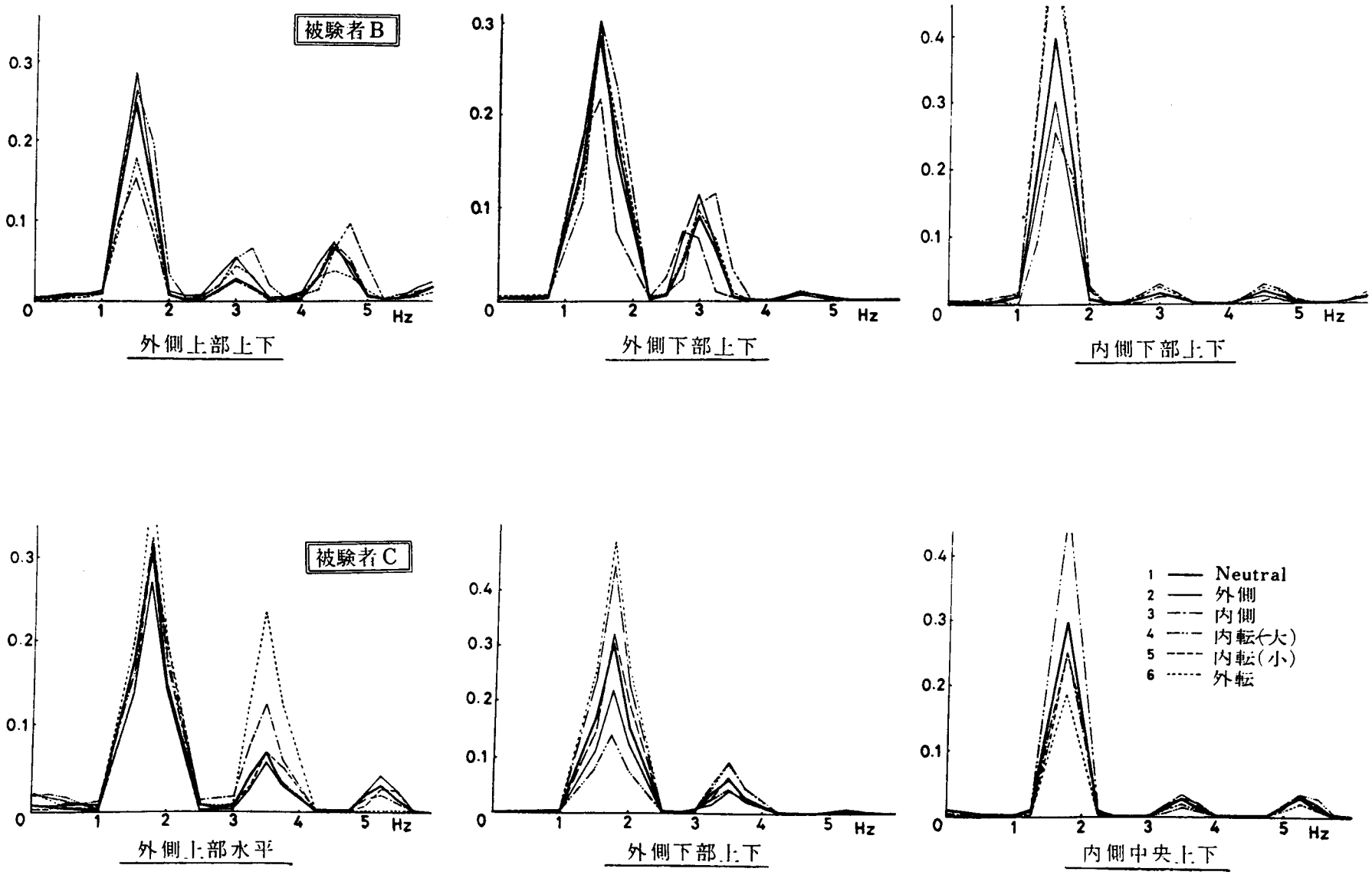


図3.6　ひずみのパワースペクトル計算結果

8字歩行については、被験者Cの後方斜め方向のひずみの分析結果を図3.7に示す。

これらの図において、いづれも1.5Hzないし1.75Hzの部分にパワーの大きなピークがあり、第1ピークを形成する。また、その周波数のn倍のところに第nピークが存在する。第1ピーク以下の周波数がほとんどパワー成分を持たないということは、歩行中のサイクルは前のサイクルにはあまり影響を受けず、1サイクルごとに独立であることを示している。

各アライメントによるパワースペクトルをみると、各ピークでNeutralのアライメントがほぼ中央に位置していることが分かる。また、外転のアライメントや内転のものなどいわゆる適合状態が悪いとされるアライメントでは、測定位置によってパワーの高いところの頂点（ピーク値）が大きくなったり、逆に小さくなったりして変動の大きいことがわかる。したがって、各位置のパワースペクトルのピーク値に大きなばらつきがあるものが悪いアライメントであると考えてよいと予測できる。圧迫感があるという被験者の訴えのあった部分では、ピーク値は大きい値を示す。しかし、高いピーク値を示す部位の反対側の部分、たとえば内側下部に圧迫感があるとの訴えがあった場合のその反対側の外側下部では、必ずしもピーク値が小さいとは限らない。第1ピークに比較して第2、第3ピークが比較的大きく出る部位と出ない部位があるが、第3ピークについて見ると外側上部には3名の被験者ともに比較的大きな値が見られ、一方、外側下部や内側下部にはあまり大きなピーク値は見られなかった。これは、歩行中の床反力の垂直成分に見られるようないわゆる3峰性のピークが、ヒールコンタクト、フットフラット、ヒールオフに対応して第3ピークを構成していると考える。第3ピーク値に大小があることは、床反力の影響を受けやすい部位と、受けにくい部位とがあることになる。外側上部が常に大きな第3ピーク値を示すということは、この部分が義足側の立脚相の安定性に最も寄与していると考えられる。

図3.7の8字歩行については、大内転などはNeutralと比べて特異のパワースペクトルを示している。これは8字歩行においては、大内転では相当歩行が難しいという被験者の訴えとも一致している。

次に、パワースペクトル図の特徴を示す数値を用いて、さらに定量的に評価することを試みる。最初に、各部分に貼ったひずみゲージの各々について各アライメントでのパワースペクトル図のグラフと周波数軸（横軸）に囲まれる面積を求め、これをNeutralの面積で除して正規化する。そして、各アライメントについて各ゲージ位置において、正規化されたデータの分散を計算する。この結果を表3.4に示す。これらは基準値としてのNeutralのパワースペクトルとアライメントを変えたときのそれとのばらつきの割合を表現する。このことは，前節でも述べたように各ゲージ部分において、Neutralのパワースペクトルとアライメントを変えたたきのパワースペクトルの差が小さい方が良いアライメンという仮定のもとで、各アライメントに順位をつけるものである。

その結果、直線歩行では被験者Cにおいては小内転が最もNeutralに近い値を示し、外側はわずかに劣るもののほとんど同程度である。このことは外転や大内転は歩行での負担が大きいという被験者の主観とも一致している。

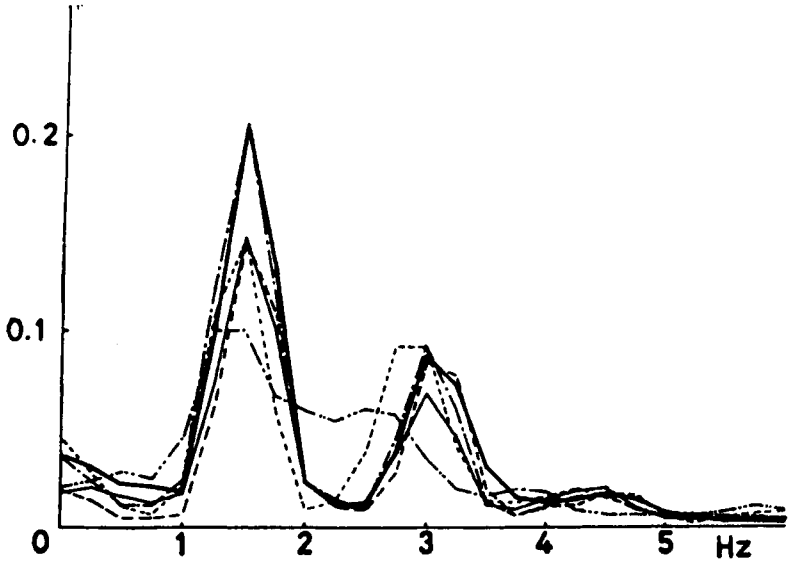


図3.7 8字歩行のパワースペクトルの例

また、小内転はアライメントのNeutralからの変更の程度が少ないこと、外側は義足の側方安定性においては他のアライメントより優れていること、などからも本結果は予測通りであることが分かる。3被験者の比較のために小内転を除外して考えると、アライメントによる適合状態の優劣は3者とも一致し、外転、大内転、内側、外側の順でNeutralに近いことが示されている。このことも、被験者の訴えと一致している。

被験者Cの8字歩行では外転が大内転よりも良い値を示すが、これは歩行路の中心線上に足部を乗せるという制限のために、このアライメントがかえって都合よく働いているためと考える。

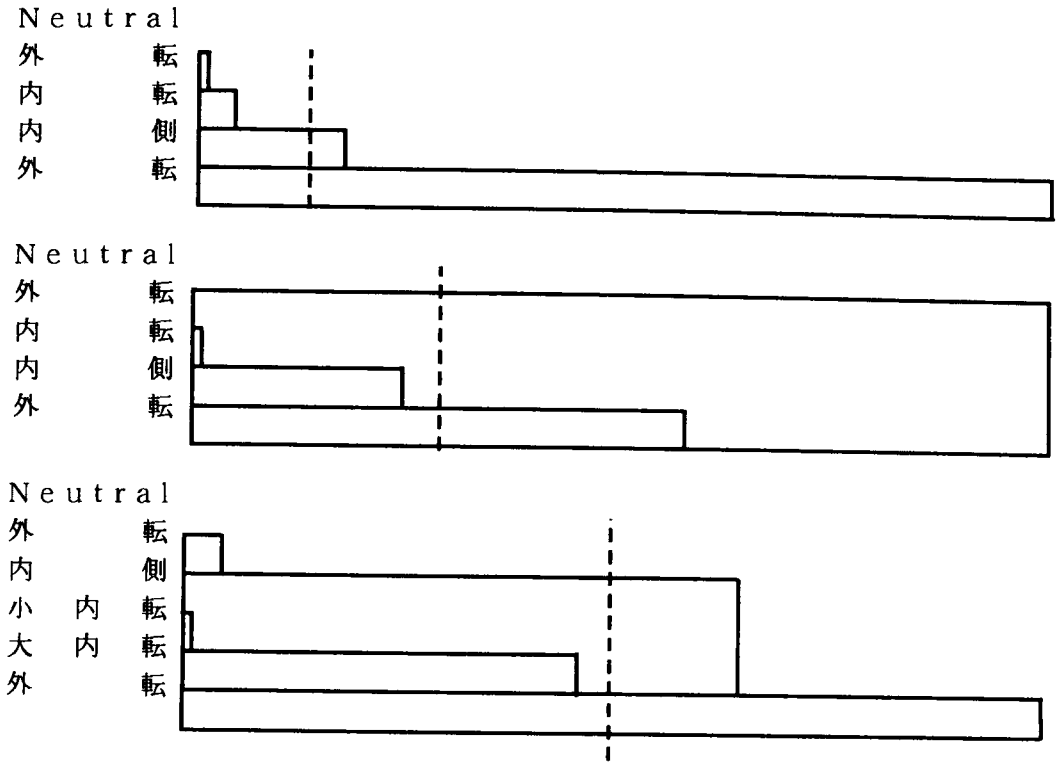
表3.4 パワースペクトルの面積の各ゲージ位置についての分散

	A	B	C・直線	C・8字
Neutral	0	0	0	0
外　側	0.0656	0.0316	0.0132	0.0448
内　側	0.7011	0.0497	0.0497	0.0540
大内転	0.7820	0.0798	0.1260	0.1052
外　転	3.8986	0.1539	0.1424	0.0725
小内転	—	—	0.0127	0.0375

アライメントの変化による適合状態の変化の定量的評価をより客観的に行なうために、クラスター分析を用いて各被験者のアライメントのグループ分けを行なう。入力する変数は各ゲージのパワースペクトルの第1、第2ピーク値および面積の3種類の値を各々のNeutralの値で除して正規化しさらに各々全ゲージついて平均したものおよびそれらに対応する3つの分散の6変数とする。クラスター分析ではユークリド距離を用い、最長距離による評価を採用した。計算された結果からそれぞれの相関性が大きいものから順に同じグループとしてまとめられることを示したデンドログラムとして図3.8、図3.9に示す。図においての横軸は、2変数間の相関係数と同じような多変量分析での相関性の大きさを表し、図の横軸の左端に近いほど相関性が高く、右に行くほど相関性が低いことを示している。従って、図で横軸の左から近い位置で線分が他の線分に含まれているのは、それらが互いに大きい相関性を有していることを示している。逆に図中の右で線分が吸収されることはそれらは互いに相関性が小さく同じグループとして集合できないことを示している。アライメントを3つにグループ分けるために図中に示された部分（図中に点線で示す）でグループ分けされた結果を表3.5に示す。これらの図および表より、被験者A・Bに関しては各アライメントが同じクラスターに分類され、3被験者ともに外転が他のアライメントよりも最も相関性が低い単独のクラスターに分類されている。8字歩行に関しては少し異なった結果が得られている。

表3.5 クラスター分類結果

	第1クラスター	第2クラスター	第3クラスター
A	N, 外側, 内転	内側	外転
B	N	外側, 内転, 内側	外転
C・直線	N, 外側	内側, 小内転, 大内転	外転
C・8字	N	外側, 大内転, 外転	内側, 小内転



上から被験者A，B，C

図3.8 直線歩行のデンドログラム

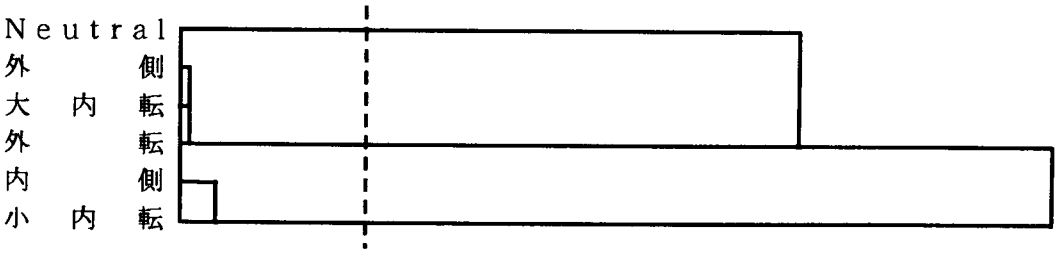


図3.9 8字歩行のデンドログラム

被験者Bでは第1クラスターにNeutralが独立しており、他のアライメントとは区別される。一方被験者Aは第1クラスターに3つのアライメントが分類される。このことは、被験者AはBよりアライメントの変化に対する感度が鈍く、それだけアライメントの変化に対する適応性が高いことを意味する。また被験者A、Bの場合、外側と内転が同じクラスターに分類されているが、いづれのアライメントも足部が座骨支持部から下ろした垂線より外側に来るため、ともに側方安定性が得られることから、同じクラスターに分類されたものと考えられる。また、外転が第3クラスターに分類されたのは、このアライメントは、被験者の訴えにより歩行が不自由であるということから考えても、適合状態が極端に悪い状況であると考えられる。8字歩行での分類が直線歩行と異なっているのは、この歩行が常に回転方向への体重移動を必要とするため、アライメントの調整の影響が直線歩行とは異なって生じているためと考えられる。以上の結果から、第1ピーク値、第2ピーク値および面積

の平均と分散を変数として得られるクラスター分析からは、特に義足歩行の側方安定性に関連して総合的な評価による分類が得られることがわかる。また、パワースペクトルの面積の分散からは、被験者の快適度に関連した順位付けが得られた。

３．３ ソケットの製作手技の定量化

義足歩行においてソケットのひずみの時系列データからアライメントの変化に対する義足の適合状態を調べる手法について検討を進め、義足の適合状態にソケットのひずみが関与していることを示した。これらソケットのひずみおよび前章でのソケットと断端間の接触圧などの物理量は、ソケットの形状に依存することはいうまでもない。

本節では、今までの議論の基本となるソケットの形状の問題を取り上げ、断端から印象材料を使用して手作業により形状を得る方法（採型手技）の定量化を試み、義足の適合に対してさらに検討を加える.

大腿義足において、生体とのインターフェースであるソケット形状は、患者の断端形状に適当な修正を行なうことによって製作される。この過程では、義肢装具士の経験と勘が重要な役割を担っている。このため、断端形状とそれより得られる最終的なソケット形状との関係は明解でなく、ソケットの設計を工学的に取り扱うことを困難としている。前章でも述べたようにソケット設計のＣＡＤ／ＣＡＭなども試みられているが、修正などの作業は、実際の石膏モデルがモニター上のモデルに代わっただけで、本質的な修正は、義肢装具士の経験と勘によって行われている。この問題を解決するため、従来からの手作業によるソケット形状の決定過程の観測データを元に、形状修正の定量化を試みる。

３．３．１ ソケットの製作手技について

義肢装具士の手技に基づく大腿義足ソケットの設計・製作過程の特徴的な点は、ソケットの設計過程が製作過程の中に含まれていることで、一般の工業製品のように予め作成された設計図に従い製作されるのではなく、製作者が試行錯誤的に形状操作を行なう過程そのものが設計といえることである。そのために全く同じ形状のソケットは二度と作成できないと言われるように、義足ソケットの製作は再現性に欠ける。このため、一度行われた修正が不適切で、ソケットや断端の状態に不具合が生じ、再び陽性モデルから作り直すということも起こり得る。

このように多くの労力と時間が費やされるにも関わらず作成されたものが一度で適合することは稀であり、適合の良いソケットが得られるまでに何度も修正が繰り返されることもあることは前章で述べた。

このような問題を解決する方法として、ソケット製作設計過程でのＣＡＤ／ＣＡＭ技術[4]も使用されているが、現状では熟練した義肢装具士の製作したソケットには及ばないといわれており、まだ解決すべき多くの問題点がある。このようなコンピ

ュータ支援による設計を実現するためには、まず、経験豊かな義肢装具士の製作手法（製作手技）、すなわち断端形状からソケット形状を得るまでの形状操作の過程を工学的に取り扱う必要がある。また、よい適合のソケットを得るための設計の指針として断端とソケットの力学的な接触状態を評価する必要がある。後者の力学的適合状態の定量化については第２章で議論している。ここでは、ソケットの幾何学的形状操作の定量化について検討を行う。

３．３．２ 手技の計測と定量化パラメータ

断端モデル、修正された陽性モデルの計測では、水平方向に10mm間隔、周方向に15度間隔に座標データを得る。初期陽性モデルの計測では水平方向に10mm間隔、周方向に10度おきに座標データを得る。計測には光切断法[5]を使用し、計測された断端、初期陽性モデル、修正陽性モデルの形状について、図3.10に座骨直下の水平断面を対応付けて表示する。これにより次のような点を読みとることができる。断端（3.10の実線）は、円に近い形状ではあるが、初期陽性モデル（図3.10の２点鎖線）では、義肢装具士の手により後壁内側より前方への押し込みが行われ、前壁内側（a a'）がほぼＭ－Ｌ軸に平行な直線となっている。

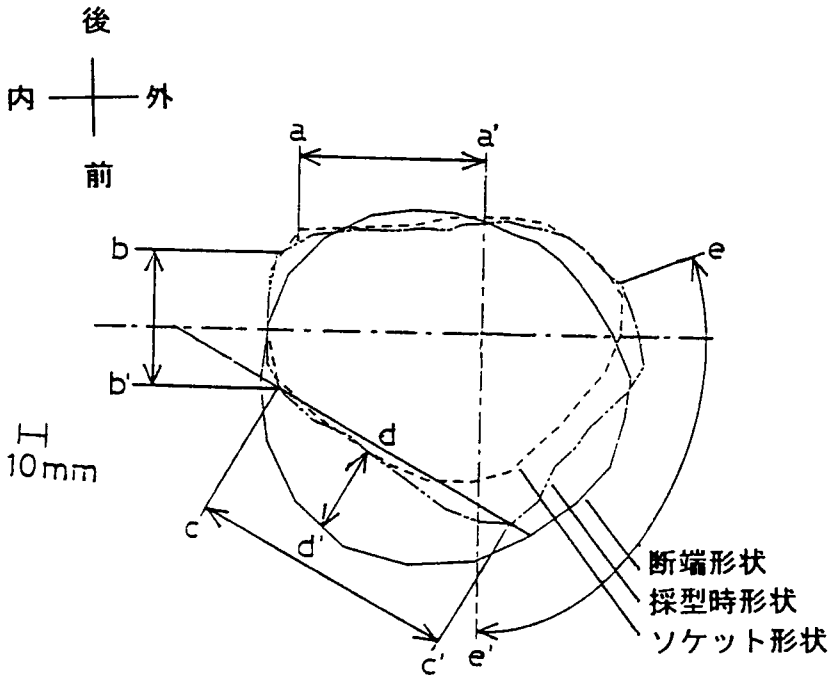


図3.10 断端のモデルおよび修正モデルの水平断面図

この押し込みにより、断端で中心よりやや内側寄りで最大A－P長が120mmとなり、最も内側（b b'）ではA－P長が54mmまで減じている。この最も内側から最大A－P長をとる後壁部位までの線分（c c'）は、L－M軸に対し30度をなす直線状となっている。断端から初期陽性モデルへのこの部位（d-d'）の押し込み量は35mmである。この初期陽性モデルから修正陽性モデル（図3.10の破線）への形状修正は、主として外壁から後壁外側へかけての部位（e e'）を削ることにより周長を短くしている。本例では周長は435mmから397mmへと短くなっている。

ついで、計測された形状について義肢装具士が施した手技の意図を聞き取り、各モデルの形状計測結果より定量化された形状変化をもとに、手技の定量化パラメータを探る。このとき、断端の採型時に撮影された弾性ギプス包帯に納められた状態の断端のCT写真の断端内部に確認される大腿骨の重心を基準とする。この大腿骨の重心を原点として、被験者の進行方向にx軸、それと直行する軸をy軸と定める。図3.11にその位置関係を示す。

坐骨直下の水平断面形状について、採型手技により得られたソケットの形状の特徴を表すパラメータを次に示す。

(1)後壁内側を決めるパラメータをΨ_1とする。これは被験者の坐骨から坐骨枝にかけて骨の方向より決定される角度で、坐骨直下を通りx軸に対してこの角度を持つ平面が後壁内面となる。今回のソケットでは、Ψ_1＝30度である。

(2)前壁内側を決めるパラメータをM_1とする。断端前側からx軸までの最大距離との比によりx軸と平行な前壁内側が決まる。今回のソケットでは、M_1＝0.84である.

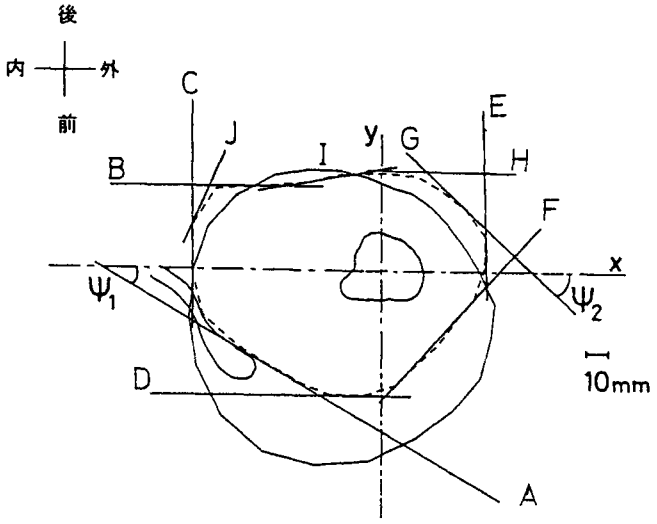


図3.11 ソケット形状の特徴を定量化するパラメータ

(3)内壁を決めるパラメータをM_2とする。直線Cからy軸までの距離と、断端後壁からy軸までの最大距離との比により、y軸と平行な内壁が決まる。今回のソケットでは、$M_2=0.98$である。

(4)後壁中央を決めるパラメータをM_3とする。直線Dからx軸までの距離と、断端後壁からx軸までの最大距離との比で決定され、x軸と平行に後壁中央面が決まる。今回のソケットでは、$M_3=0.66$である。

(5)外壁を決めるパラメータをM4とする。直線Eからy軸までの距離と、断端外側からy軸までの距離の比で決定され、y軸と平行に外壁が決まる。今回のソケットでは、$M_4=0.92$である。

(6)後壁外側を決めるパラメータをM_5、Ψ_2とする。左手による大腿直筋の押し込み方向をϕ_2とし、直線Fはこれと垂直にとる。これから大腿骨重心までの距離と、断端の外側までの距離との比M_5で後壁外側が決められる。今回のソケットでは、$\Psi_2=47$度、$M_5=0.62$である。

(7)前壁外側を決めるパラメータとM_6とする。直線Gから大腿骨重心までの距離との比で決められ、直線Fに垂直方向に前壁外側が決まる。今回のソケットでは、$M_6=1.29$である。

(8)前壁中央を決めるパラメータをM_7とする。直線Hからx軸までの距離と、断端前壁からx軸までの最大距離との比で決められ、x軸に平行に前壁中央部が決められる。今回のソケットでは、$M_7=1.03$である。

(9)長内転筋を包み込む部分を滑らかにするためにパラメータM_8を定める。これは、直線Bと直線Cの交点と大腿骨重心と結んだ直線に垂直な直線Jから大腿骨重心までの距離と、直線Jに平行で断端に接する直線の大腿骨重心までの距離の比で決定され、直線Jに平行な平面が決まる。$M_8=1.08$である。

これらの平面で構成される形状をソケット上部の形状として採用することで、従来特徴点の抽出と定量化が困難とされていたソケット形状の数値パラメータによるモデル化が可能となった。現状のソケット製作手技は、本来断面が円形に近い断端形状をソケットの適合性を向上させるために平面に近い形状の組み合わせによる形状に変換する技法と考えられる。ここで示した定量化手法は、この変換過程を定量化するもので、ソケットのCADにおける形状決定のためのツールとして利用することができる。

ここでは、ソケットの特徴をΨ_1、Ψ_2、およびM_1からM_8までの10個のパラメータで表現する手法を示したのみであるが、これを第2章の手法に組み込むことで、ソケットの適合性評価を進められるものと考える。

3．4 結言

本章では、義足の適合を主題として、アライメントと採型手技の2点についてこれらの定量的な評価基準を得るための研究結果を述べた。前半ではアライメントの違いによる大腿義足の断端とソケットの適合状態を客観的に評価することを試みた。

標準的なアライメントで適合状態の良いソケットを取り付けた実験用義足を用いて、この適合状態を崩す調整を行い、その際に得られる時系列データの解析を行った。具体的にはソケットの外壁にひずみゲージを貼り付け、被験者が種々のアライメントで歩行するときに観測されるひずみデータをスペクトル解析し、得られた結果について考察を加えた。このことから次のようなことが明らかになった。

(1)ひずみ波形の生データでは、サイクルごとに異なる波形が得られ、アライメントの変化による波形の差は一見して顕著でない。

(2)ひずみ波形のパワースペクトル図は、歩行の1歩に相当する周波数を第1ピークとし、その整数倍の周波数に相当する部分にピークを持つパターンとなっている。

(3)正常と考えられるアライメント(Neutral)では、ソケットのどの部分におけるパワースペクトルも他のアライメントのそれのおよそ中央部に位置する。一方、内転や外転等のアライメントではNeutralに比べて極端に大きい部分と小さい部分が存在する。これらの結果は適合状態の評価に用いることができる。

(4)ソケットの各測定部位から得られる波形のパワースペクトルの面積をNeutralのデータで正規化したときの値の分散が大きい外転や大内転のアライメントは、被験者の主観的な評価における不快の程度の大きいものと一致する。

(5)パワースペクトルのピーク値と面積を変数として、各アライメントをクラスター分析を用いてグループ分けすると、側方安定性に関連する分離が得られる。

これらの結果から、ソケットに貼ったひずみゲージから得られる時系列データは、断端とソケットのインターフェースの状態を評価する情報を十分に含んでおり、これを分析することで適合状態が評価でき、義足の設計や定量的な評価が難しいとされている臨床的な評価に有用性が高いことが分かった。

また、後半のソケット採型手技の定量化では、大腿義足ソケットの設計を工学的に扱うために必要な設計規範を義肢装具士のソケット製作手技より得ることを試みた。そのために、その製作過程における各段階のソケット形状を計測し、幾何学的な意味で義肢装具士の手技によるソケットの特徴をパラメータで表現することを提案した。ここでは、断端は基本的には円に近い形状であるが、ソケットの製作の過程で断端の筋肉神経の走行等で押さえる部位と逆に広げる部位への修正が行われ、これらが角度あるいは基準長さとの比などのパラメータで示されることが分かった。

本研究では、義足の適合という問題に対して、適合に深く関連するアライメントとソケット形状の2つの面から、それらを定量化することを試みた。アライメントが義足ソケット適合に及ぼす影響については、ソケットのひずみの動的な振るまいを分析することで定量的に適合が評価できることを示した。また、ソケット形状については、従来、定量化が試みられていないソケット形状の特徴を幾つかのパラメータで表現することの可能性を示した。

第４章　大腿義足の遊脚相制御機構の開発

４．１　緒言

大腿義足は、生体とのインターフェースであるソケットと機械部品の組み合わせからなる義足本体とで構成されることは前章までで述べた。このうちソケットとアライメントに関する評価法については、第２章、第３章で記載した。本章では、大腿義足の機械部品のうち最も重要な膝の機能を代替する膝継手において、新しい概念のマイクロプロセッサ（コンピュータ）内蔵膝継手を開発したので報告する。

最初に大腿義足歩行における遊脚相の制御用膝継手の基本特性を示す。ついで、これらのうちから空気の流動抵抗と圧縮に対する反発力を利用した機構に注目し、それの高機能化を実現したコンピュータ内蔵の歩行速度対応型大腿義足（インテリジェント義足）とその臨床評価結果について述べる。

歩行中の足の動きに注目すると、足が床面に接地した状態の立脚相と、床面から足が離れて前に足を振り出す遊脚相に分けられる。義足で歩行する場合も同様に、遊脚相と立脚相の繰り返しで前進していくことになる。この際、義足は、立脚相においては転倒しないような膝の安定性が要求され、遊脚相ではつま先が床から離れて踵が接地する間の下腿部のいわゆる振り子運動の安定性が要求される。後者の振り子運動がスムーズに行われない時は、遊脚相から立脚相への移行が不安定となり、義足使用者は歩行が安定せず歩く姿（歩容）も悪くなる。現状の義足においては、遊脚相つまり振り子をうまくコントロールするために、空気圧ダンパー、油圧ダンパーやバネなど様々なものが使用されている。しかし，いずれも機械要素単体のみの機構であり、歩行スピードの増減など状況に応じた制御性など性能の向上には限界がある。

この問題に対して、アクチュエータを膝に使用した動力義足なども開発されている[1]が、エネルギ効率やエネルギ源の問題で実用化にはかなりの年月を必要とするものと考えられる。一方、直接アクチュエータにより膝を動かす方式に対して、立脚相など身体の残存能力で対応できる場合についてはアクチュエータを用いない機構などを使用し、遊脚相など身体では制御が十分行えない部分に対して小型のアクチュエータとマイクロプロセッサの技術を利用する方式が考えられる。本方式では、少ないエネルギ消費で高度の制御を可能とすることが予想される。

本章で説明するインテリジェント大腿義足は、この考え方を基本としたもので、義足の歩行速度を計測し、それに応じた遊脚相の制御を自動的に行ない、義足使用者の負担を軽減し歩行能力を向上させることを目的としている。

4．2　大腿義足の力学モデル

4．2．1 遊脚相制御

膝継手が、摩擦を有しない単軸の継手である場合、義足の大腿部を2Hz位の周期で振動させると、軸から下の下腿部は、実体振り子としての挙動で屈曲と伸展の動きを示す。大腿義足歩行においては、下腿部は、残存筋力で前方に振り出される大腿部の動きに応じてこれと同様の振り子運動をする。摩擦を非常に少なくした単軸継手を使用した義足歩行では、歩行の遊脚相初期においては踵が後方上部に跳ね上がり（ヒールライズ）、遊脚相中期においても膝は屈曲した状態となり、遊脚相後期の膝が伸展する際には急激に膝が伸展し、膝の過伸展制限機構により急速に膝の伸展が止められる（ターミナルインパクト）現象が生じ、非常に歩きにくいことになる[2)3)]。ここでは、遊脚相初期の踵の後方上部への動きを押さえること（図4.1のa）、遊脚相中期で膝は屈曲から伸展に状況に応じたスムーズな加速運動をすること（図4.1のb）、遊脚相後期では、急激に伸展した下腿部の動きを減速し立脚相に移行しやすい状況にすること（図4.1のc）、の3点が重要となる。これらを実現するために、膝には、軸摩擦、ばね、空気圧式のシリンダ（空圧シリンダ）、油圧式のシリンダ（油圧シリンダ）などを利用した受動的な制御機構が組み込まれている[4)]。

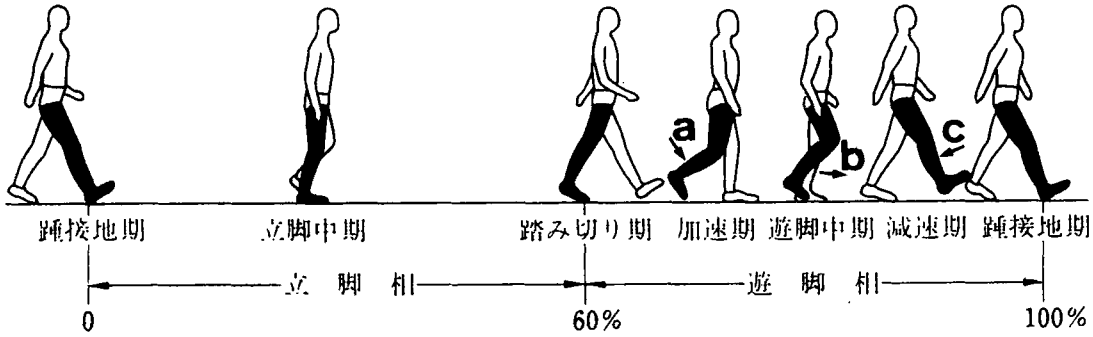


図4.1　義足歩行の周期[5)]

4．2．2　油圧・空圧シリンダの動特性

このように遊脚相制御機構としては種々のものが開発されている。しかし、力学的に理解しやすいバネと異なり、油圧あるいは空圧シリンダについては、膝継手を手で振動させて下腿部の動きをみたり、シリンダを手で押すなどして定性的に特徴を知ることができるが、同じ条件のもとで、定量的にシリンダの動的な特性を評価した研究は少ない。この点に注目し、各種油圧あるいは空圧のシリンダを有する代表的な義足膝継手に対して、図4.2に示す電気油圧式疲労試験機を用いて、一定の周期でピストンロッドを動かした時のシリンダが発生する反発力を調べた。

試験対象は、空圧シリンダの代表的なものとして、A：HRC空圧シリンダ，B：BLATCHFORD019309、油圧シリンダの代表的なものとしてC：MAUCH Sタイプと D：OTTOBOCK3R43を選択した。これらを、図4.3に示す。これらの対象部品を、電気油圧式疲労試験機に取付け、1.5Hz、2.0Hz、2.5Hzの各周波数で強制的に可動させた際の抵抗力をコンピュータに記録した。

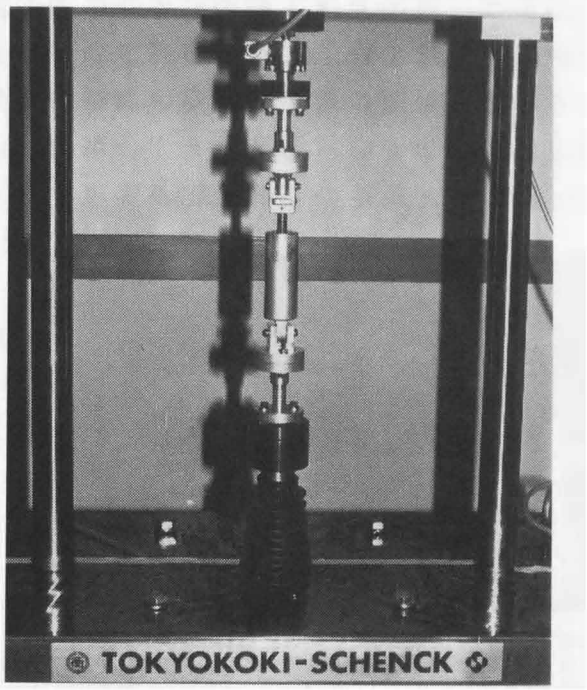


図4.2 電気油圧式疲労試験機によるテスト

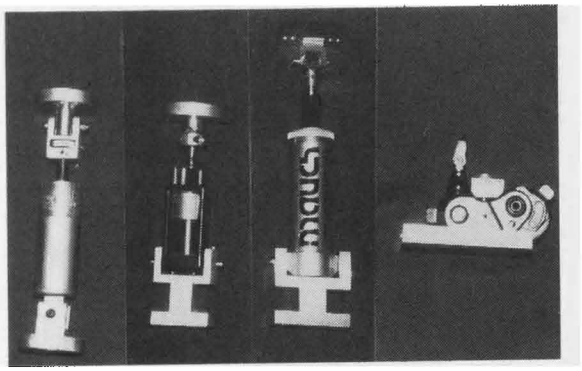
これらの周波数のうち、歩行の際の下腿の揺動に対応したシリンダの動きに近いと思われる周波数2.0Hzの正弦波入力に対して、シリンダが発生する抵抗力を縦軸に示した結果を図4.4に示す。それぞれのシリンダにおいて、抵抗力を調節するニードル弁のネジを抵抗力が最も小さくなる方向に回した時を破線で示し、最も強くなる方向に調節した際の動作を実線で示した。

これからわかる最も特徴的な点は、空圧シリンダはピストンロッドの動きに同期して抵抗力が増大するのに対し、油圧シリンダはロッドの動きを一回微分した値と同期して抵抗力が増大することである。つまり、空圧シリンダの抵抗力は、通常のバネのように線形的な動きはないものの、最大圧縮では最大値を示し、最小圧縮では最小値を示している。これは、空圧シリンダがいわゆる空気バネのような働きを持っていることを示している。一方、油圧シリンダの抵抗値は、ロッドの動きの微分に対応したふるまい、つまりロッドの速度が最大のときに最大値を示し、同じく速度が最小のときに最小値を示すことから、ピストンロッドの速度に抵抗力が対応していることが示されている。

このことは、急激なロッドの動きがない歩行のような状況では、遊脚相初期の前述の下腿部のヒールライズの防止および遊脚相中期での前方振出しに有効な抵抗力が得られる空圧シリンダが適することが予想できる。しかし、ロッドの急激な動き、例えば走行のような場合の同様の跳ね上がり防止と前方加速を得るには、油圧シリ

ンダの有用性が高いことが予想できる。これらから、歩行から走行までの範囲を包括するシリンダは、油圧と空圧の両方の機能を有していることが望ましいことも類推できるが、通常の切断者の生活上、走行の必要性は低く、油圧シリンダにおける油もれなどを考えると通常の歩行では空圧シリンダで十分な機能性が得られるものと考えられる。

また、義足におけるこれらニードル弁は、初期製作時に調整が行われれば、通常それ以降の数年間は調整することはない。したがって、シリンダは図4.4に示す範囲での抵抗力の能力を有しているにも関わらず、一定の調整で使用されている。このことは、義足の機能を十分に生かしているとはいえず、歩行速度に対応してシリンダの反発力を調整することにより、義足の高機能化が実現する可能性が示唆できる。



A:HRC空圧シリンダ　B:BLATCHDFORD19309　C:MAUCH Sタイプ　D:OTTOBOCK3R43

図4.3 試験対象

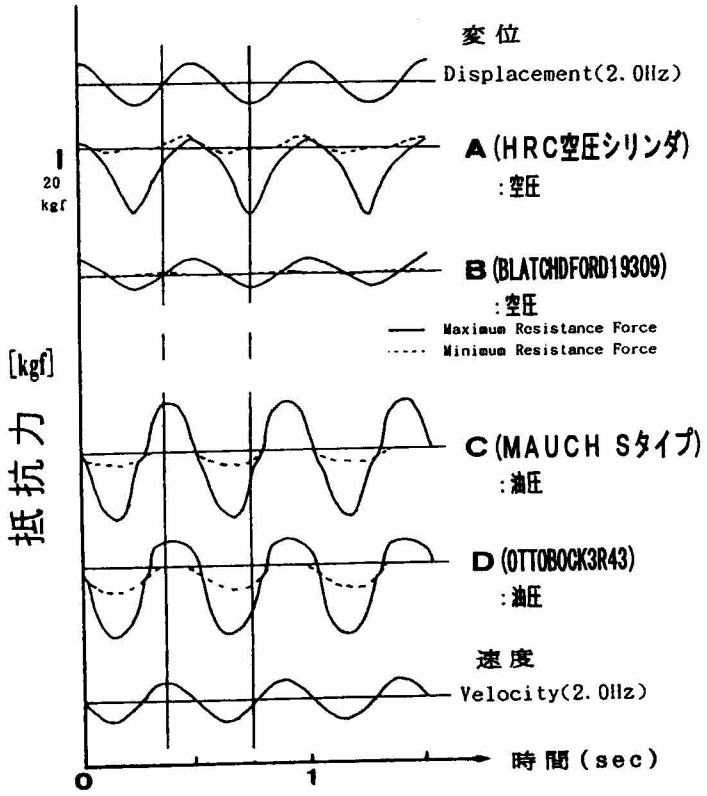


図4.4 シリンダの動的特性 (2Hz)

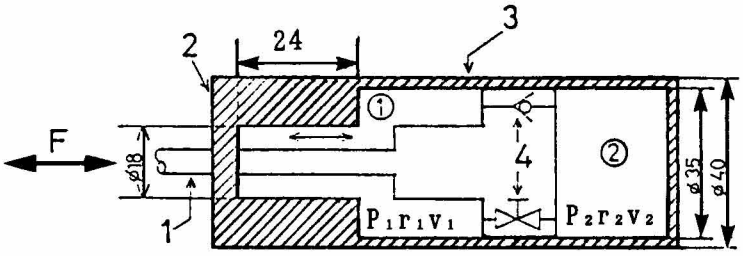
各シリンダが有する抵抗力は、予想されたことではあるが、空圧に比べて油圧シリンダの方が大きな能力を保有している。しかし、後にインテリジェント義足について述べるように、空圧式でも油圧とほぼ同等の能力を得ることができる。

油圧式は、空圧に比べて大きな抵抗力が得られるが、その最小値でもかなりの抵抗力を有しており、歩行中にシリンダの抵抗力などを必要としない切断者には、義足を強制的に振らないと十分な膝の屈曲角度が得られないと考えられる。

これらの基本的な特性の比較を通して、義足歩行の遊脚相制御には、空圧シリンダが適するものと考え、これを歩行速度に応じて調整することにより大腿義足の歩行を健常者の歩容に近づけることを目標に以下の研究を実施した。

4．2．3 空圧シリンダの働き

空圧シリンダの内、大きな抵抗力が得られ、また、多くの使用テストで有用性が確認されているＨＲＣ空圧シリンダを選択し、これの高機能化めざした。図4.5にシリンダ本体を、図4.6にシリンダの模式図を示す。



1．ピストン　2．シリンダヘッド
3．シリンダ　4．バルブ(上:逆止弁,下:ニードル弁)

図4.5 ＨＲＣ空圧シリンダ本体

図4.6 ＨＲＣ空圧シリンダの構造の模式図

シリンダ内は図4.5のように(1)，②の２室に分かれている。(1)室はシリンダに副室が設けられ，室全容積が２段に変化するようになっている。ピストンの内径は大小それぞれ35mm、18mm、最大ストロークは36mmで、(1)室におけるくぼみは、深さ24mmである。①、②の両室は、逆止弁とニードル弁を介してつながっている。シリンダの短縮行程は下腿の屈曲に相当し、このとき逆止弁は閉じており、ある程度の抵抗

と同時に、前方振り出しの反発力を利用できるように設計されている。伸展行程では逆止弁は開いていて、前方振り出しの抵抗が減じる。①室の副室は、空気溜を形成して最大伸展時におけるターミナルインパクトを緩和するためのものであり、また、ニードル弁は両室の空気の通過量を調整して動特性の設定をするためのものである。このシリンダを組み込んだ義足を図4.7に示す。

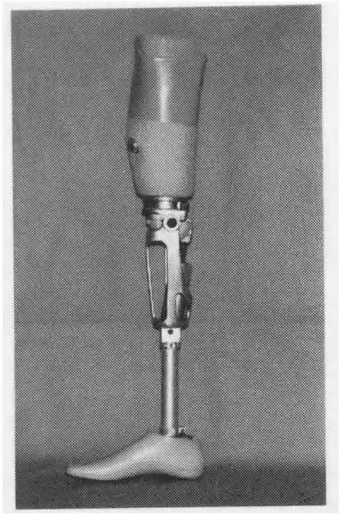


図4.7 シリンダを組み込んだ大腿義足

次に、このシリンダの力学モデルを作成する。まず、次の仮定をおく。(1)シリンダの空気の状態は断熱的とする。(2)ピストンとシリンダの接触はクーロン摩擦とする。(3)ニードル弁通孔はオリフィスあるいはノズルと考え、通孔出口の空気圧は流入側でそれぞれ等しいとする。いま、シリンダの各室および通孔内の圧力、容積、有効断面積および空気の比重量をP、V、A、γとして、部屋については添字1、2、通孔については添字vで区別する。

質量保存法則および断熱変化の仮定から、

$$\frac{d(V_1\gamma_1)}{dt}=-\frac{d(V_2\gamma_2)}{dt}=vA_v\gamma_v \tag{4.1}$$

$$\frac{P}{\gamma^\kappa}=n=\text{const}\ (\kappa：比熱比) \tag{4.2}$$

が成立する。vは通孔の空気の平均流速である。また、通孔と②室に対するベルヌイの式を修正して、

$$v=C_v\sqrt{2g\frac{\kappa}{\kappa-1}\left(\frac{P_2}{\gamma_2}-\frac{P_v}{\gamma_v}\right)} \tag{4.3}$$

(C_v：速度係数, g：重力加速度)

を得る。

仮定 (3)から$P_v \fallingdotseq P$とおき、(4.2)、(4.3)式を(4.1)に代入してP_v、v、γ_1、γ_2を消去すると、P_1、P_2に関する微分方程式が得られて、

$$\dot{P}_1 = \left[-\dot{V}_1 + AvCv \times \sqrt{2g\frac{\kappa-1}{\kappa} n^{1/\kappa} P_2^{(\kappa-1)/\kappa} \left\{ 1 - \left(\frac{P_1}{P_2} \right)^{(\kappa-1)/\kappa} \right\}} \right] \times \frac{\kappa P_1}{V_1} \tag{4.4}$$

$$\dot{P}_2 = \left[-\dot{V}_2 + AvCv \left(\frac{P_1}{P_2} \right)^{1/\kappa} \times \sqrt{2g\frac{\kappa}{\kappa-1} n^{1/\kappa} P_2^{(\kappa-1)/\kappa} \left\{ 1 - \left(\frac{P_1}{P_2} \right)^{(\kappa-1)/\kappa} \right\}} \right] \times \frac{\kappa P_2}{V_2} \tag{4.5}$$

となる。ピストンにかかる力Fは制動係数D、ピストンとシリンダの摩擦力をCとすると次の力のつり合い式から計算される。

$$P_1A_1 - P_2A_2 + F - Dv - C = 0 \tag{4.6}$$

Vはピストンの変位Xの関数であるから、(4.4)～(4.6)式から入力Xに対して出力Fが数値的に計算される。

この力学モデルによる計算結果（理論値）と実際の測定データ（実験値）を図4.8に示す。

図にあるように、本力学モデルは実際のシリンダの特性を各周波数域においてきわめてよく表現していることがわかる。

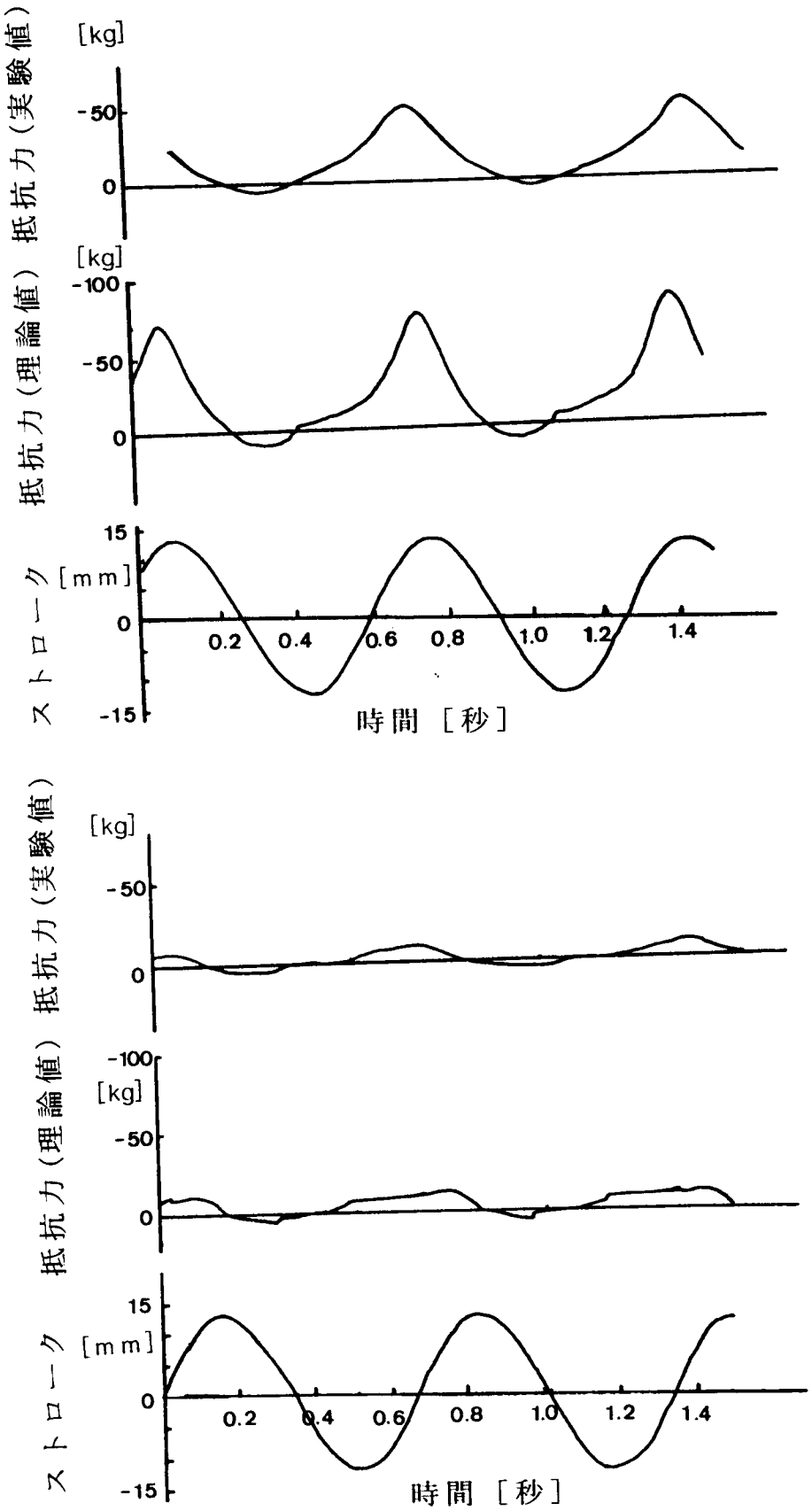


図4.8 シリンダの力学モデルの理論値と実験値

4．2．4 大腿義足のモデル

このシリンダを組み込んだ大腿義足は単純な二重振り子とみなすことができる。モデルの概念図を座標系とともに図4.9に示す。mを下腿部の質量、l_1を大腿部の長さ、l_2をシリンダも考慮に入れた下腿部等価長さとする。aは膝軸の半径、そしてkは膝軸中心O_2からシリンダの下腿部取り付け点までの距離である。

ここで、シリンダの制動・反発力Fおよび膝軸摩擦力Nに対して、膝軸中心O_1まわりのモーメントのつり合いを考えると次式が得られる。

$$m\ddot{y}l_2 \sin\theta + mgl_2 \sin\theta - m\ddot{x}l_2 \cos\theta + Fk \sin\theta_2 - N\cdot a = 0 \qquad (4.7)$$

これは、大腿部は下腿部の駆動側として作動すること、および簡単のため歩行は等速水平移動とみして得られた支配運動方程式である。ここで、膝軸摩擦力Nは体重により膝軸にかかる力をT、軸締め付け力をfとして、

$$N = \mu T + f \quad (\mu：摩擦係数) \qquad (4.8)$$

で与えられるものとする。

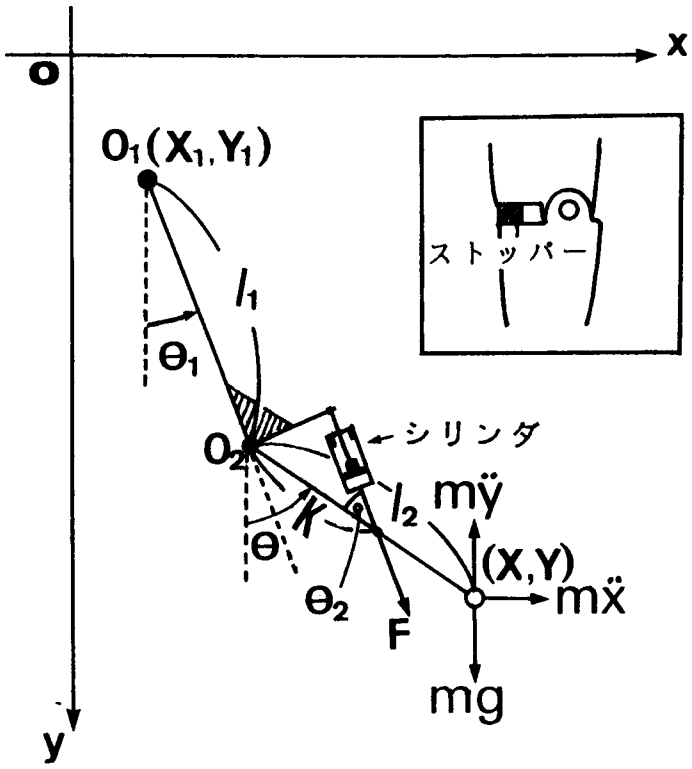


図4.9 義足モデルの概念図

さらに幾何学的条件から下腿部の重心位置の座標は次式で表される。

$$\left.\begin{aligned} x &= l_1 \sin\theta_1 + l_2 \sin\theta \\ y &= -l_1 \cos\theta_1 + l_2 \cos\theta \end{aligned}\right\} \tag{4.9}$$

(4.7)、(4.9)式からx、yを消去すると次式を得る。

$$\begin{aligned} \ddot{\theta} &= E(\theta, \dot{\theta}, P_1, P_2) \\ &= \{-ml_2(\ddot{\theta}_1 l_1 \cos\theta_1 - \dot{\theta}_1^2 l_1 \sin\theta_1)\cos\theta \\ &\quad -mgl_2 \sin\theta + N\cdot a - ml_2(\ddot{\theta}_1 l_1 \sin\theta_1 \\ &\quad + \dot{\theta}_1^2 l_1 \cos\theta_1)\sin\theta - Fk \sin\theta_2\} / ml_2^2 \end{aligned} \tag{4.10}$$

以上、(4.4)、(4.5)、(4.6)、(4.8)、(4.10)式から大腿部の振り角θ_1に対して下腿部の振り角θを計算することができる。以下、この2つの角度として、

$$\alpha = -\theta_1, \quad \beta = \theta_1 - \theta \tag{4.11}$$

を用いる。

なお、義足には膝軸伸展時に下腿部の過伸展の行き過ぎを停止すると同時に衝撃を緩和するため、図4.9のようにウレタンゴム製のストッパーが取り付けられている。ストッパーでは大きなエネルギが吸収されるので、衝突時にはストッパーの反力を考慮しなければならない。このためモデルでは、この部分に弾性要素を配置し、伸展時にはこれが作動し、屈曲時には弾性定数が零になるような取り扱いをする。

4．2．5 義足シミュレータ

モデルを評価する場合、最初に、一定の条件に基づく試験を行う必要がある。このため、義足の大腿部を歩行の時のように振らせ、そのときの下腿の動きを観測するシミュレータを開発した。

ここで用いる義足シミュレータは電気油圧式振動試験器を利用したもので、アクチュエータの上下動を歯車機構により二重振り子の運動に置き換えている。大腿部振り角θ_1をコンピュータから試験機のサーボ系に入力することにより、大腿の振り運動の任意のパターンを再現することが可能である。これを図4.10に示す.

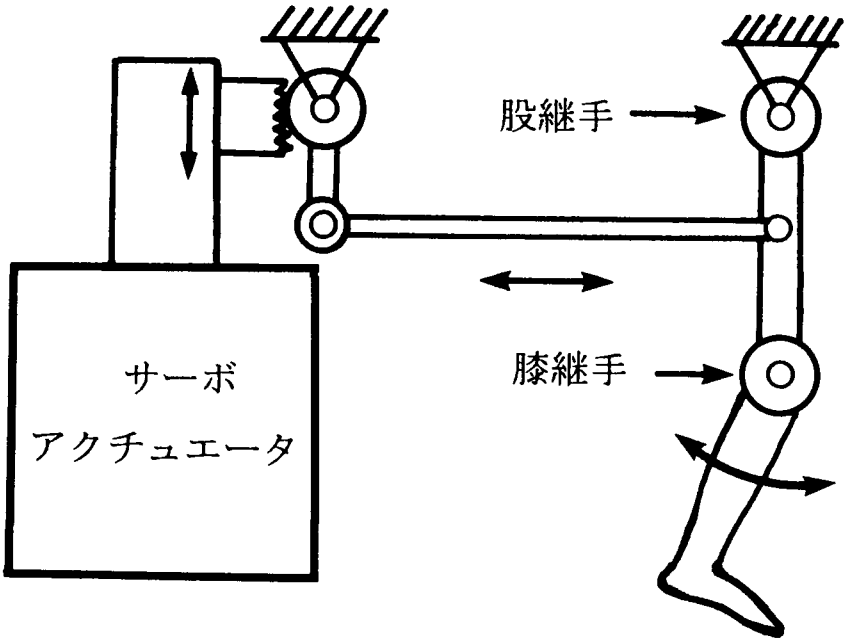
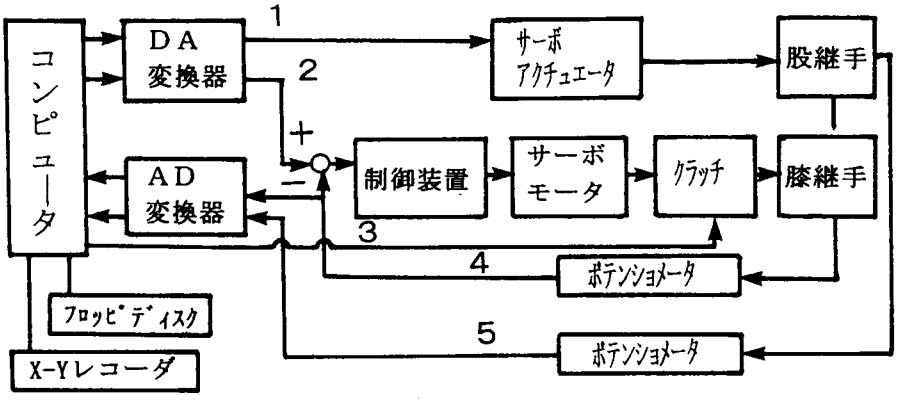


図4.10 義足のシミュレータの機構図

歩行は、立脚相の終了時と同じ状態にすべての状態を設定し、それを初期条件として遊脚相の大腿部の動きを繰り返すことにより、立脚相を考慮せずに遊脚相のシミュレーションを行うことができる。しかし、この初期設定にはシリンダの各室における空気圧の状態の設定も含まれるから、厳密な初期設定は非常に困難となる。そこで、立脚相の運動も模擬するようにクラッチ機構とサーボモータを組み込んだシミュレータを開発した。関節部に設置した電磁クラッチ機構とサーボモータに、大腿部と下腿部の軸まわりの相対的な回転の目標値を入力する。これにより、大腿部駆動と同期させてクラッチやサーボモータを作動させることで立脚時の下腿振れ角の設定が能動的に行なわれる。ただし、足首の運動は考慮されない。ブロック図を図4.11に示す。



1 大腿振り角(入力)
2 下腿振り角(入力，立脚相のみ)
3 クラッチ信号
4 大腿振り角(出力)
5 下腿振り角(出力)

図4.11 シミュレータのブロック図

4．3 力学モデルの評価

4．3．1 正弦波入力による評価

力学モデルの妥当性を検証するために、膝軸を開放して大腿部の振れ角 θ_1 を入力し、下腿部の振れ角 θ の理論値と実験値とを比較する。表4.1には義足のパラメータを示す。ここで、ニードル弁のニードル（針）先端の角度の正接は1/10で切削加工時に製作されている。これをニードル先端の傾きの定数 t とする。空圧シリンダにおけるニードル弁通孔の断面積Aは、通孔の半径 a 、ニードルの送りねじのピッチ p 、および t により次式で計算される。

$$A = \pi \{ a^2 - (a - pQt)^2 \} \tag{4.12}$$

ここで使用したシリンダでは、 t 以外の定数は、 a = 0.1cm、 p = 0.08cmである。また、逆止弁の通孔面積は、0.0039cm^{2}である。Qは弁開度を表し、Q = 0 で全閉であ

る。Qの最大値は3.5である。図4.12に入力$\alpha = -\theta_1$（0.8Hz、振れ角－0.2～＋0.28［rad］）に対する膝折れ角度（膝屈曲角度）βの結果を示す。βが理論値で$\overline{\beta}$が実験値である。入力波形は正弦波とし、Qは0.0、0.5、1.0、3.0と変化させている。理論値と実験値は波の細部にわたるまできわめてよく一致し、モデルが妥当であることが示されている。

表4.1 義足のパラメータ値

l_1	（大腿部長さ）	33.2cm
l_2	（大腿部等価長さ）	42.7cm
k	（膝軸とシリンダ上部取付部との距離）	19.9cm
a	（膝軸半径）	0.45cm
m	（大腿部重量）	1.45 kg
μ	（摩擦係数）	0.2
f	（締付力）	0
κ	（比熱比）	1.401
C_v	（速度係数）	0.98
E	（ストッパの弾性係数）	50 000 kg/cm²*

* 推定値

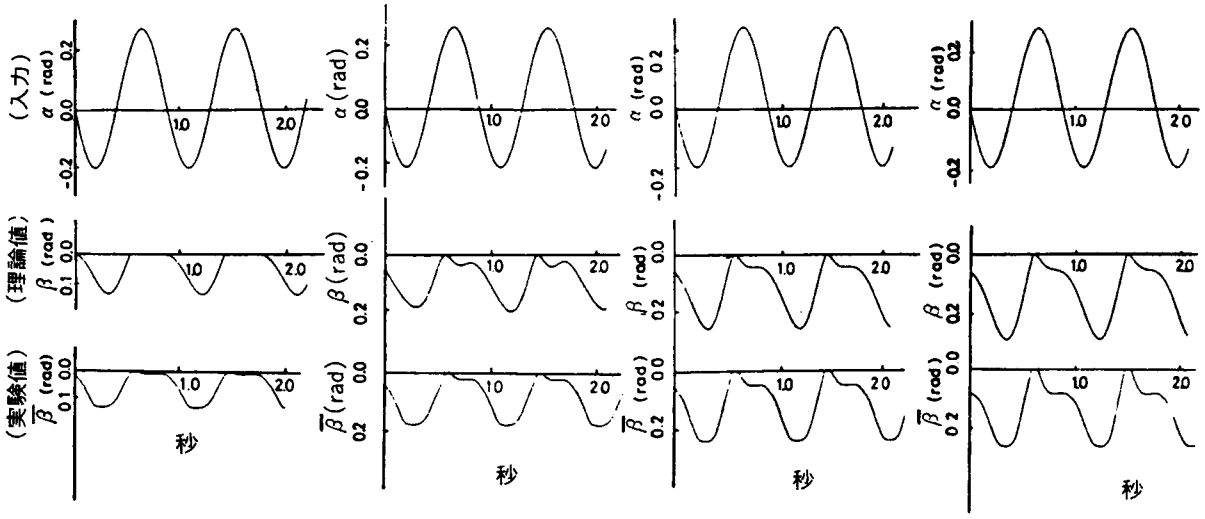
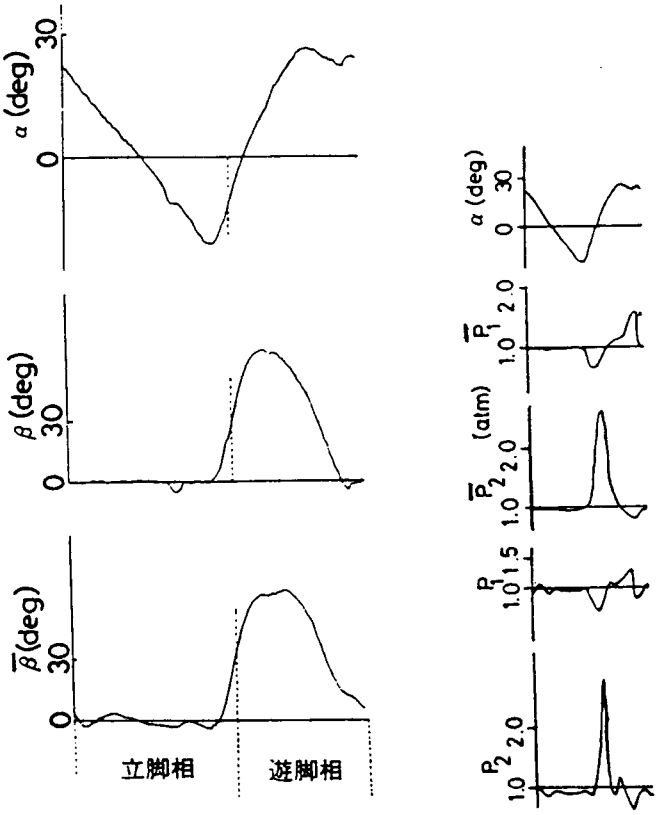


図4.12 膝屈曲角度の結果

4．3．2 実歩行パターンによる評価

測定された実歩行パターンにより大腿振れ角の運動を入力として義足の遊脚相のシミュレーションを行った。シミュレーションでは立脚相の運動も含めた一連の歩行パターンを入力し、電磁ブレーキとサーボモータにより、立脚相の膝折れ角度を

実現した。図4.13に空圧シリンダ内蔵義足を装着した時の歩行パターンと同義足におけるシミュレータによる歩行パターンを示す。弁開度Q＝1であり、ケーデンス（歩調）は103.4（歩／分）である。義足装着者から得られた実測値には￣を付けて計算値と区別している。シミュレーションにより得られた下腿の振れ角が立脚相において実測値と比較して多少揺れているのは、ターミナルインパクトが大きいためその際にクラッチが若干すべったためと思われる。しかしながら膝の屈曲が始まる時期と、その速度および角度はほぼ一致しているため、遊脚相のシミュレータとしては十分に機能を果たしているといえる。(b)はそのときのシリンダ①、②の各室の圧力P_1、P_2の値である。これら圧力の位相、振幅共にほぼ一致していることがわかる。



(a)下腿振り角の比較　　(b)シリンダ内圧の比較

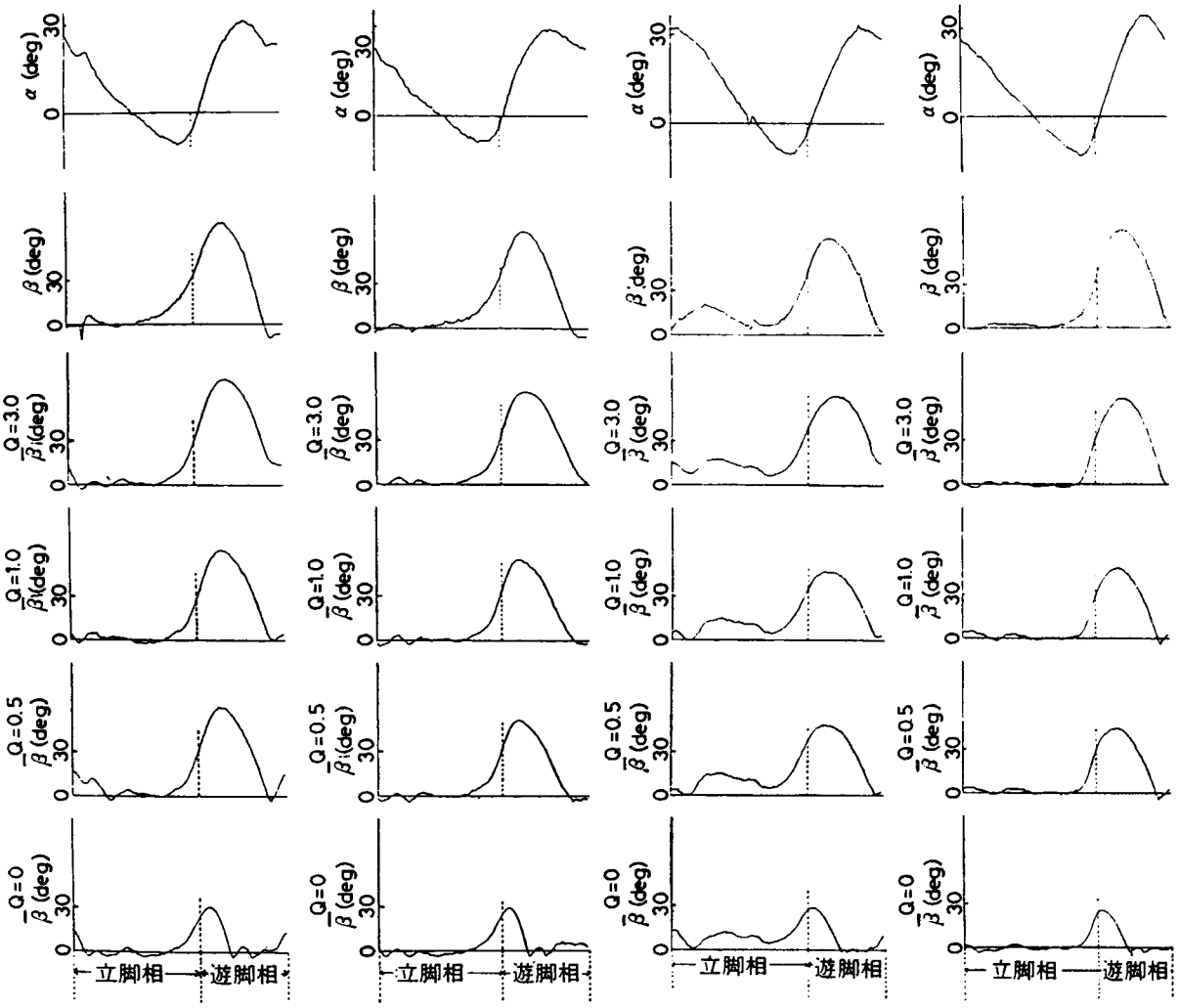
図4.13 歩行パターン結果

次に、健常者の大腿振れ角を入力とした場合、下腿の振れ角がどのような動きを示すかをみるため、Qを0.0, 0.5, 1.0, 3.0としたときのシミュレータによる実験を行った。入力の大腿振れ角は、2名の健常者（被験者A，被験者B）から取得した。ケーデンスはおのおのの被験者において100.0、88.2の2種類で測定を実施した。結果を図4.14に示す。

開度Qに注目すると、その値が小さくなるにしたがって、遊脚相における下腿の振れが小さくなるとともに、膝の完全伸展時期が早くなる。これはシリンダの抵抗力が大きすぎるためであると考えられる。歩行速度による下腿の触れ角度の特性の

変化はこれらのデータからは得られなかった。しかし、２名の被験者のデータを比較すると、Ａでは開度Ｑを大きくすると遊脚相の下腿の振れが安定し、健常人の動きに近くなるが、Ｂではその傾向があまりみられない。このことは、大腿の振れ角やその速度および立脚相や遊脚相に入る時期のずれなどの個人差が影響しているものと考えられる。

以上、本節ではまず義足歩行を模擬する義足シミュレータを製作し、義足装着者の大腿振れ角を入力として与え、義足シミュレータとしての機能を確かめた。次に、健常人の大腿振れ角を入力として、義足のシミュレーションを行った。シミュレータとしては、クラッチのすべりを改善すればより完成度が高いものとなるであろう。また、実験では、歩行パターンの個人差によりシリンダの特性を変える必要性があることがわかった。



(a) Cadence 100.0 (A)　(b) Cadence 88.2 (A)　(c) Cadence 100.0 (B)　(d) Cadence 88.2 (B)

図4.14 実歩行パターンによるシミュレーション結果

4．4　ニードル弁の最適制御

これまで、空圧シリンダ義足の特性について検討を加え、シリンダが遊脚相の安定性の向上に役立っていると同時に、そのニードル弁の開度調整が遊脚相における膝の特性に大きく影響を与えることも確かめられた。本研究の対象としているＨＲＣ空圧シリンダでは、このニードル弁は手動で調整することは可能であるが、歩行状況に応じた自動的な調整機能は有していない。ここで、このニードル弁開度の自動的な調節により、安定した義足歩行を実現する高機能の義足開発の可能性が示唆される。以下では、これまで妥当性が確認されたモデルについて弁開度の最適制御問題を定式化し、歩行速度に応じてシリンダの特性を自動的に変化させる機能を有する義足のインテリジェント化について基礎的な検討を加える。

4．4．1　定式化

遊脚相において大腿振れ角 θ_1 が入力されたとき、下腿振れ角が最小２乗の意味で目標値に近づくようなニードル弁の最適制御問題を定式化する。

式(4.4)、(4.5)、(4.10)において、$\theta = x_1$ 、$\dot{\theta} = x_2$ 、$P_1 = x_3$ 、$P_2 = x_4$ とおき、次の状態方程式表示とする。

$$\left.\begin{aligned} \dot{x}_1 &= x_2 \\ \dot{x}_2 &= E(x_1, x_2, x_3, x_4) \\ \dot{x}_3 &= \dot{P}_1 = p_1(x_1, x_2, x_3, x_4, Q) \\ \dot{x}_4 &= \dot{P}_2 = p_2(x_1, x_2, x_3, x_4, Q) \end{aligned}\right\} \tag{4.13}$$

評価関数Ｊは、下腿振れ角 x_1 の誤差の自乗の積分値を最小とする関数とする。ここで、目標値を x_1^* とすると、

$$J = \int_{t_0}^{t_f} (x_1 - x_1^*)^2 dt \longrightarrow \text{最少} \tag{4.14}$$

となる.

系は高次非線形なので解析的に解くことが困難であるので、数値的な解法手法により離散解を求める。方程式の解法には、ここでは動的計画法（D.P）を採用する。

(4.13)式と (4.14)式は、ステップ幅 h の差分に置き換えられ、次のようになる。

$$\left.\begin{aligned}
x_1(k+1) &= x_1(k)\cdot h + x_1(k) \\
x_2(k+1) &= E(x_1(k), x_2(k), x_3(k), x_4(k))\cdot h \\
&\quad + x_2(k) \\
x_3(k+1) &= p_1(x_1(k), x_2(k), x_3(k), x_4(k), Q(k))\cdot h \\
&\quad + x_3(k) \\
x_4(k+1) &= p_2(x_1(k), x_2(k), x_3(k), x_4(k), Q(k))\cdot h \\
&\quad + x_4(k) \\
\bar{J} &= \sum_{k=1}^{n} \{x_1(k) - x_1^*(k)\}^2 \longrightarrow \text{最小}
\end{aligned}\right\} \tag{4.15}$$

これにより弁調節の制御問題は、J を最小にするような最適制御変数列 Q (k)を求める多段決定問題となる。ここで、$\boldsymbol{x} = (x_1, x_2, x_3, x_4)$ とおき，$f_n(\boldsymbol{x})$ を”状態 $\boldsymbol{x}$ から出発し、t = N で終わる n 段階の過程に対する評価関数 J の最小値”と定義すると、再帰関数方程式は次式で与えられる。

$$\begin{aligned}
&f_n(x(N-n+1)) \\
&= \min_{\substack{Q(N-n+1) \\ \sim Q(N)}} \left\{ \sum_{k=N-n+1}^{N} (x_1(k) - x_1^*(k))^2 \right\} \\
&= \min_{Q(N-n+1)} \left\{ (x_1(N-n+1) - x_1^*(N-n+1))^2 \right. \\
&\quad \left. + \min_{\substack{Q(N-n+2) \\ \sim Q(N)}} \sum_{k=N-n+2}^{N-1} (x_1(k) - x_1^*(k))^2 \right\} \\
&= \min_{Q(N-n+1)} \left\{ (x_1(N-n+1) - x_1^*(N-n+1))^2 \right. \\
&\quad \left. - f_{n-1}(x(N-n+2)\,(x(N-n+1), Q)) \right\}
\end{aligned} \tag{4.16}$$

4．4．2 計算結果

実際の計算を格子法[6]によって行う。格段について $\boldsymbol{x}$ 値の予測される近傍のみをメッシュに分割し格子点で評価する。次に示す結果は10段決定となっており、状態変換のための計算は 1 段あたり 8 分割となっている。弁開度としては0、0.2Q、0.5Q、1.0Q、3.0Q（ここで Q = 0.039cm²）の 5 段階のセッティングが可能であるとした。空気室の圧力 P_1、P_2 の初期値として任意の設定が可能であるが、シリンダの最大伸展位置でそれぞれ 1 気圧の状態のまま弁を全閉し、遊脚相に入る位置関

係から計算させた値$P_1=0.0717$、$P_2=2.8596$(atm)を用いた。図4.15 (a)、(b)は弁を最適制御したときの特性を全閉の計算結果と比較したものである。(a)は4．3節の方法で測定した後、多項式近似されたケーデンス105.8のときの遊脚相の大腿振れ角の入力αとその応答の角度βの値，(b)は各室の圧力である。結果では、ターミナルインパクトが発生していて望ましい制御がなされていない。これは、0.2秒を過ぎた時点から弁を閉め（0.5Q）、その後弁を全閉することでシリンダ内の2室の圧力差を大きくしターミナルインパクトを防ごうとしているが、十分な効果が得られていないことを示している。このことは、最初に設定した弁の通孔面積が小さいために，弁開度を最適制御の意味で効果的に調整しようとしても、シリンダが十分に機能しないことが原因と考えられる。

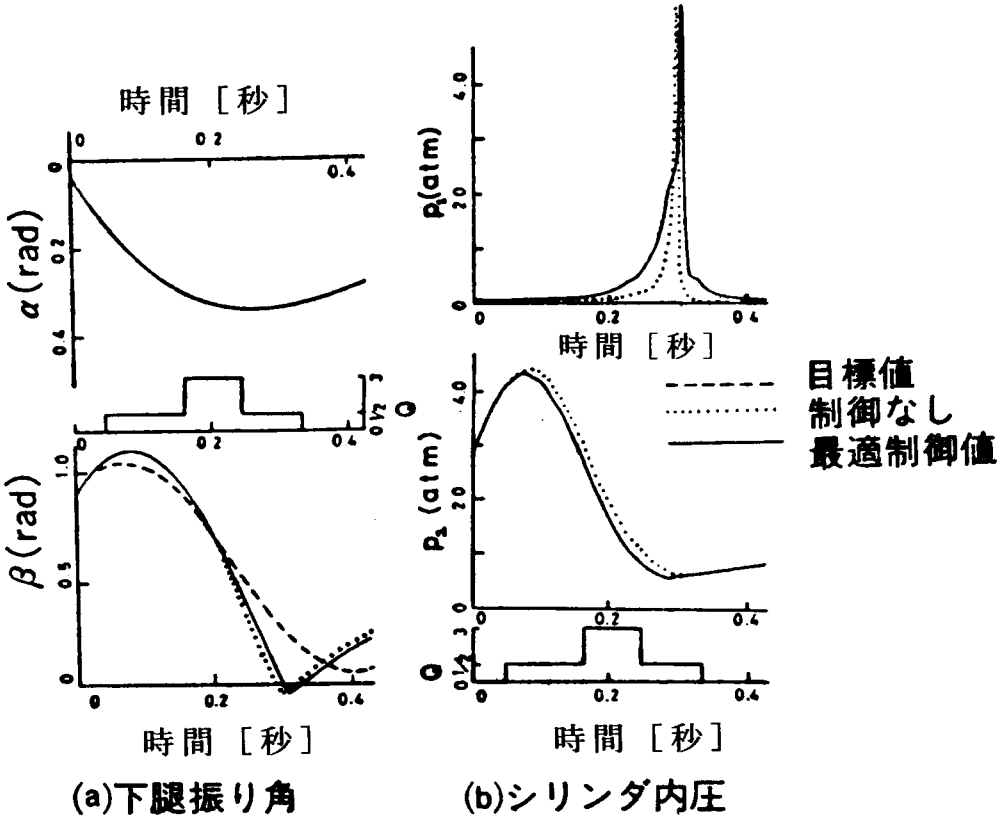


図4.15 弁開度の最適制御

そこで、どの程度の通孔面積を必要とするかを調べるために、弁開度のかわりに通孔面積を制御変数としたときの最適制御問題の解を計算する。結果を図4.16に示す。この場合、ターミナルインパクトも抑えられ、著しく制御性が高められていることから、もし通孔面積が大きければ弁開度の最適制御はきわめて有効であることが示されている。膝の後方への屈曲の最大値を過ぎると抵抗作用が不要になるため弁は全開(通孔面積0.1cm²)となり両室の圧力を等しくする。その後、全閉（通孔面積を0)としてピストン移動によるシリンダの２室の圧力差を高くして膝伸展の減速作用を始めている。そして、踵接地直前で弁の通孔面積を0.05cm²（全開の1/2）として膝の跳ね返りを防いでいることが図からわかる。

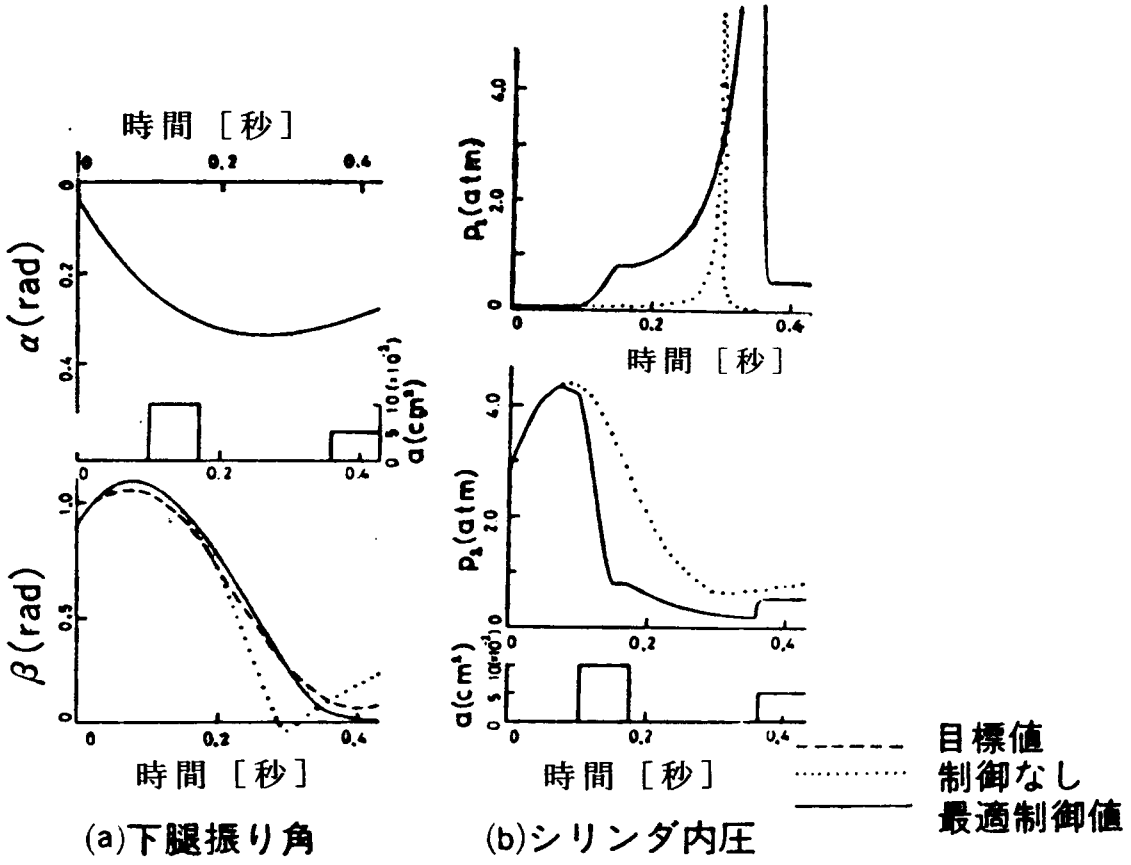


図4.16 通孔面積の最適制御

4．5 最適弁開閉シーケンス

このように弁設計が適切であれば、弁の制御は歩行特性をある程度目標値に近づけることができることが示された。このことから、歩行者が望む今後の歩行状態あるいは歩行モードが実時間で予測でき、目標値に対する資料があるとするならば、様々な歩行状況に対応する高機能の義足を得ることが可能であることは明らかである。以下では、大腿義足による歩行者の負担を軽減するため適する弁の制御を行う手法について述べる。

4．5．1 弁開閉シーケンスの決定手法

今までの弁最適制御問題を、もう一度まとめて図4.17に示す。このモデルにおいて、可変的に制御できかつそれを変えることによって出力をコントロールできるパラメータとして弁の開度がある。前節の結果，弁開度大きく一定とし、弁の開閉のみを制御した場合、特に制御性が高いことが証明されている。したがって、以下の制御システムでは、機構の簡易性と即応性を考慮して、後者の弁開閉制御法を用いることとする。ここで、1遊脚相中に弁の開閉を行う一連の手順情報を弁開閉シーケンス（A．）と呼ぶ。

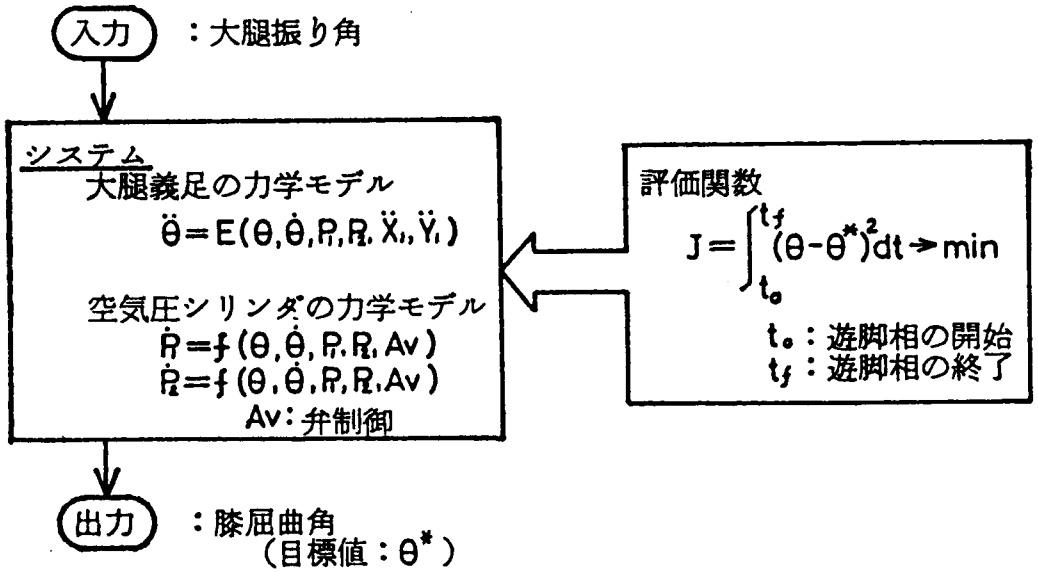


図4.17 弁最適制御問題

弁最適制御問題を解くに際して、「特定の大腿振れ角入力(α^*)」および「望ましい膝折れ角度出力(β^*)」をどのようにして得るかが問題となる。そこで、α^*、β^*に近い値を得るために、図4.18に示す手法を提案する。まず、義足装着者と同等の体型・活動度・年齢・性別の健常者を選び、そのα^*, β^*を計測する。この入出力をもとに前記の弁開閉制御の解法手法を用いて、弁開閉シーケンスを求める。この結果は、健常な下肢の動きに対する義足の制御結果であるので、本来能力の低下が予測される義足装着者にそのまま結果が適応できないと考えられる。そこで、求めたシーケンスをもとに義足歩行を行い、そのときのα、βを計測し、βが目標値(β^*)を近似していない場合は、義足装着者の大腿の動きなどのデータを基に再度弁開閉制御の解法手順を用いてシーケンスを求める、収束することをねらいとした手法である。なお、α^*, β^*などの測定は歩行分析システムにより行う。本手法の妥当性の検討については、4．7節で詳しく述べることとし、本節では計算による最適制御の有効性についてまず検討する。

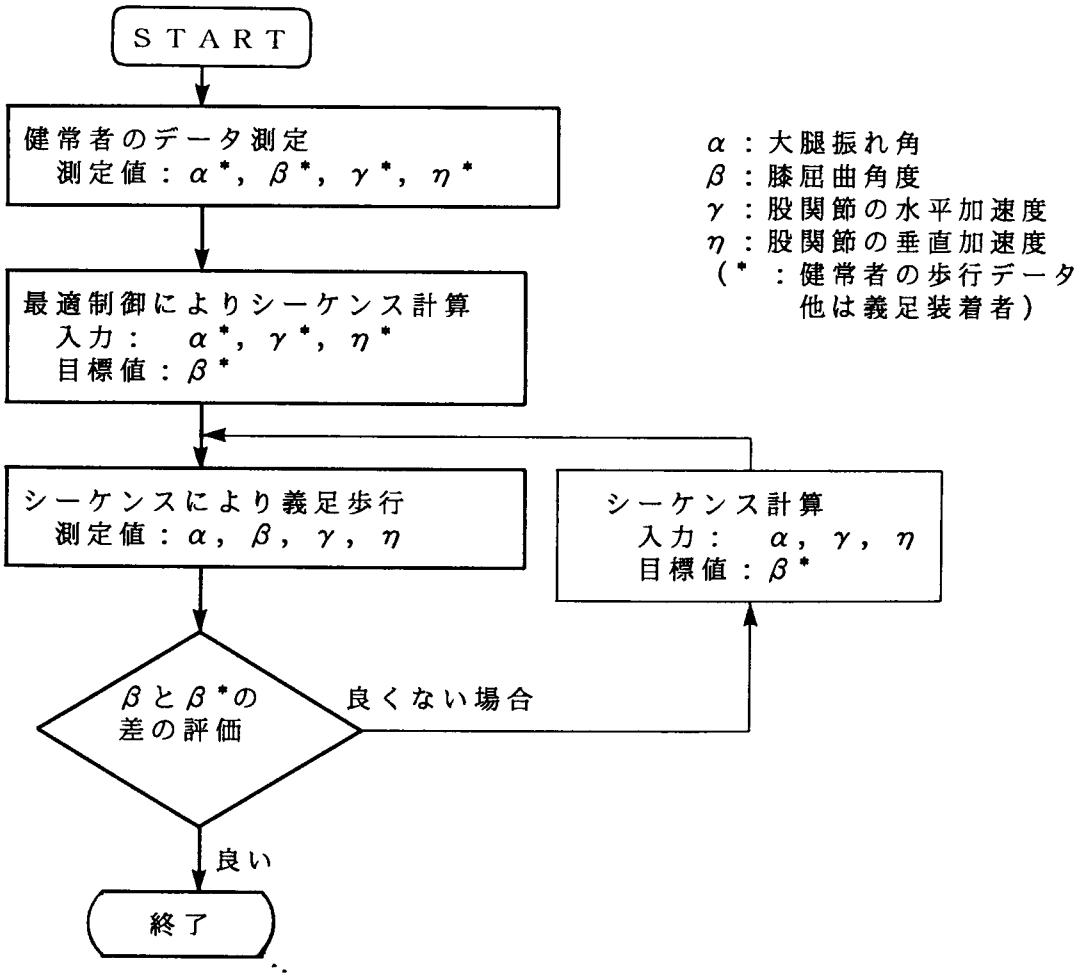
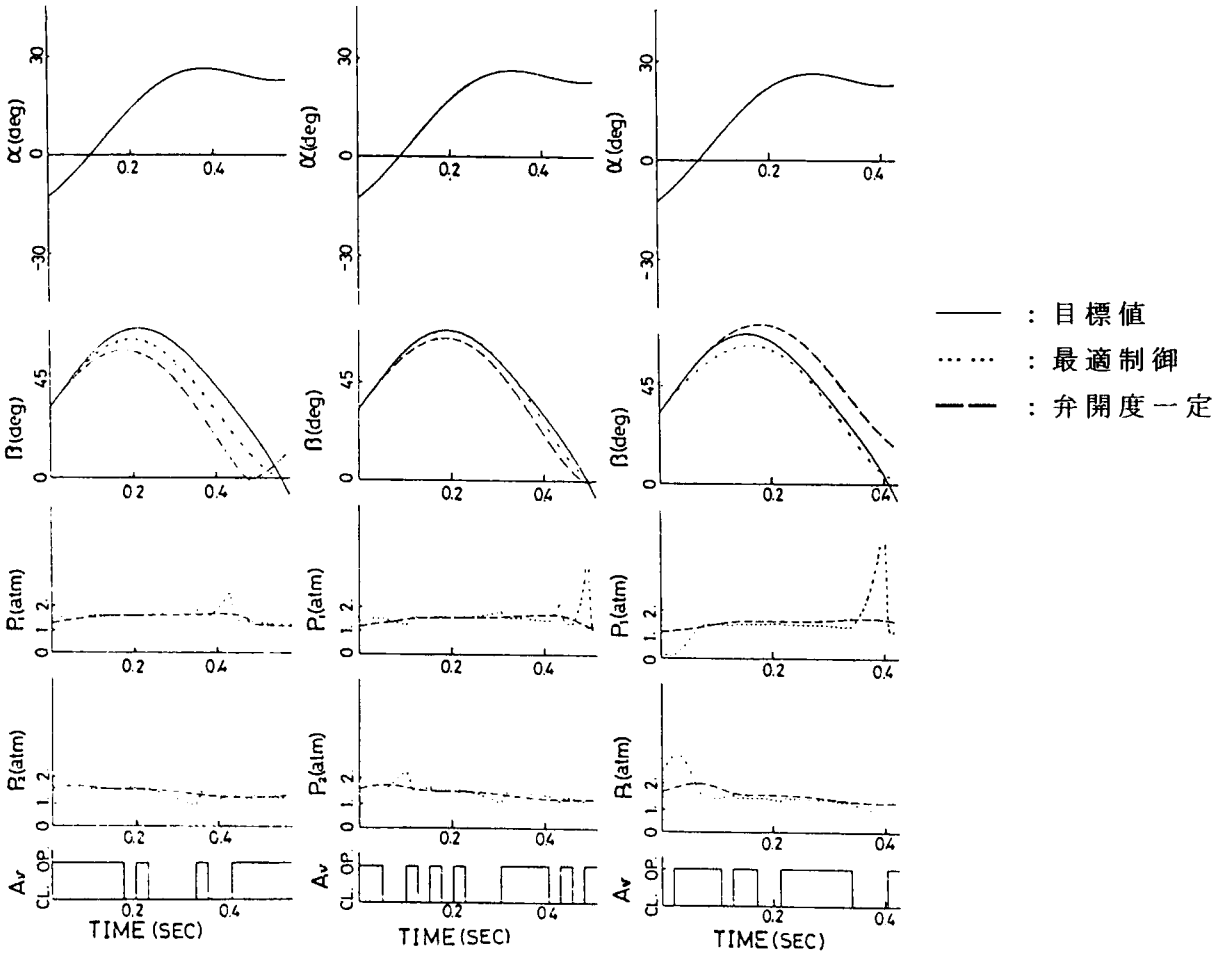


図4.18 弁制御シーケンスの決定手順

4．5．2 計算結果

健常者の大腿振れ角α^*を入力し、同じ健常者の下腿振れ角を目標としたときの最適制御の結果を図4.19に示す。図の時間軸0は遊脚相の開始を表し、グラフの最右端は遊脚相の終了時点を示している。βは下腿振れ角、P_1、P_2はシリンダ①室、②室の圧力である。目標値は実線で示し、最適制御結果と弁の通孔面積を一定（最も歩きやすい位置に設定している）にした結果をそれぞれ点線と破線で示す。結果の評価基準としては、①下腿振れ角βの振幅が目標値に近いかどうか、②下腿の完全伸展(β 0)のタイミングが遊脚相の終わりに一致し、滑らかな床面への踵の着地（踵接地）が得られかどうか、③曲線の形が図の目標値に近く、望ましい歩容が得られるかどうか、の3点が考えられる。

まず制御を施していない弁開度一定の場合の結果について調べる。Slow speedにおいては、踵接地のタイミング・波形は目標値に近いが、若干振幅が小さい。Medium(Middle) speedにおいては振幅・波形とも目標値に近いが、踵の接地時に膝が完全伸展していないため、このままで体重をかけると膝折れの危険性がある。



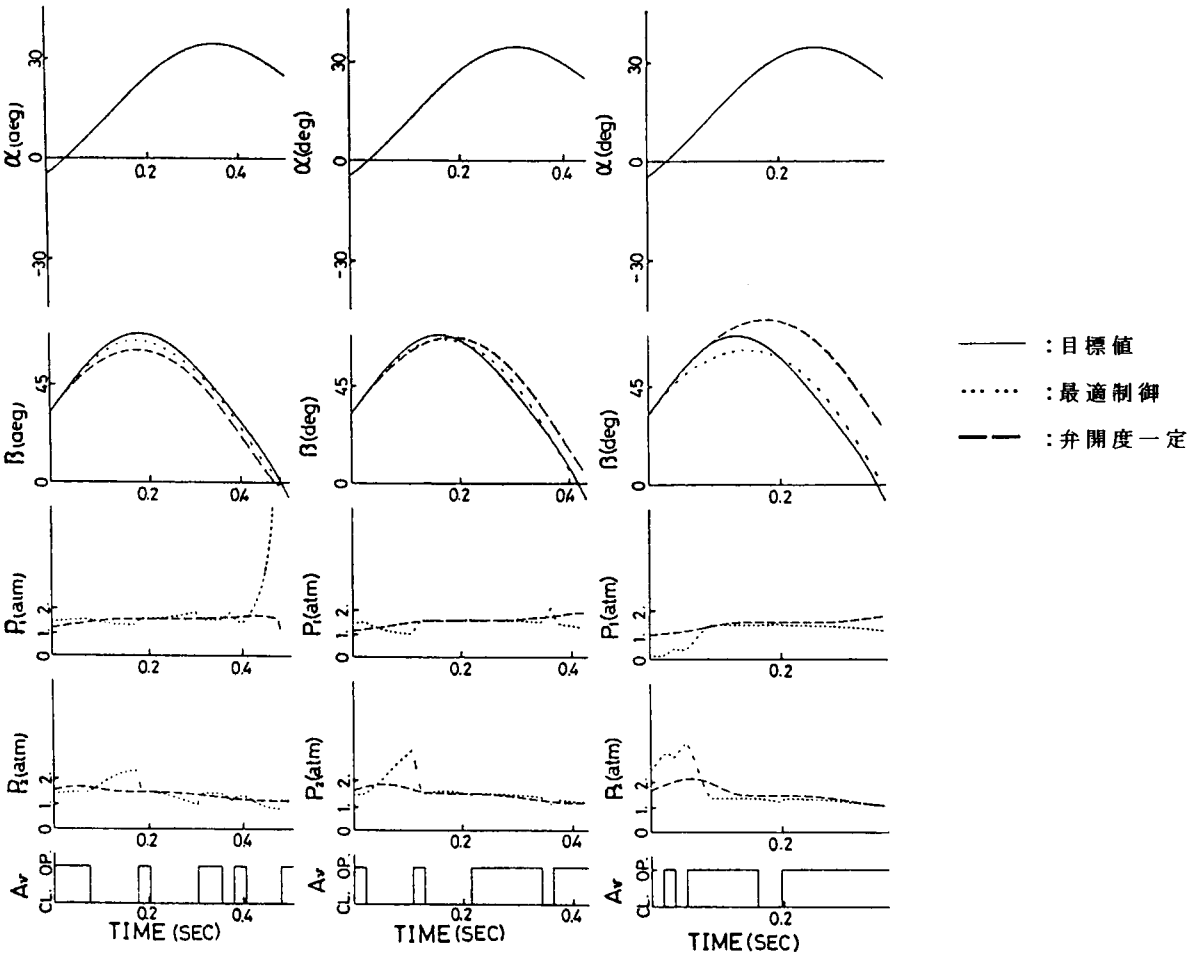
(A)SLOW SPEED　(B)MEDIUM SPEED　(C)FAST SPEED

図4.19 健常者のデータからの最適制御の計算結果

Fast speedになるとこの傾向はさらに顕著になり、膝折れの危険性が大で、また振幅・波形ともに目標値から大きく離れている。これに対し、最適制御を施した結果は３種類の歩行速度とも目標値によく追従しており、振幅・波形とも良好であり、とくにFast speedにおいては踵接地時が目標値とほぼ一致しており、弁開度一定の時に見られる膝折れの危険性は解消されている。

ついでシリンダの弁開閉シーケンス（A_v）について考察する。図4.19のＯＰ.(open)、ＣＬ.(close)はそれぞれ弁の開状態、閉状態を示している。シーケンスの決定段数（１遊脚相あたりに開閉できる回数）は20段である。Slow speedでは、遊脚相初期には目標値に近づけるために屈曲抵抗を少なくするように弁は開いた状態とし、中期的には適切な屈曲抵抗を得て、次の下腿の伸展加速を助けるために弁を閉状態とし、後期においてはシリンダ両室間の圧力差をなくすために一旦閉状態とし、その後に弁を閉じて下腿の減速を行うために閉状態にするように制御が行われている。最後に弁が開いているのは、高くなりすぎたシリンダ(I)室の圧力をもとにもどし、下腿の跳ね返りを防ぐことによるものと考えられる。Medium speedでは、Slow speedのときに比べて屈曲抵抗が必要であるため、初期から中期にかけて弁は閉じた状態になっている。下腿が伸展方向になると弁は開放され、伸展加速・減速を少なくしている。Fast speedでは立脚相の弁制御により、遊脚相の初期圧力が$P_2 > P_1$となり、大きい屈曲抵抗が得られる。しかし、この屈曲抵抗は大きすぎるため遊脚相初期では弁を開閉し、屈曲抵抗を調節している。これにより下腿の屈曲がおさえられ、完全伸展のタイミングが遊脚相の終わりである踵接地時と一致するようにコントロールされる。

健常者の下腿振れ角を目標値とし、義足装着者の大腿振れ角を入力した時の最適制御結果を図4.20に示す。図4.19と同様に破線は一定の弁開度、点線は最適制御の結果を示している。まず、制御を行っていない場合について調べる。Slow speedにおいては振幅がやや小さいが右端である踵接地時はほぼ目標値と一致しており、Medium speedにおいては振幅、踵接地のタイミングとも目標値に近く良好である。Fast speedにおいては振幅が大きく、膝が完全伸展する前に踵接地が行われ、膝折れの危険性があり、目標値への追従性もよくない。これに対し、最適制御を施した結果は３種類の歩行速度とも、目標値によく追従しており、制御を施していないものに比べ、大きな改善がみられる。



(A) SLOW SPEED　　(B) MEDIUM SPEED　　(C) FAST SPEED

図4.20 義足装着者の大腿振れ角入力による最適制御計算結果

このほかにも2例の計算を行っているが、いずれも制御を行うことにより目標値に近づくことが示されている。そこでこれらによって求めたA_vを実現することにより、歩行速度対応型の歩きやすい義足が得られることが期待できる。

4．6　インテリジェント大腿義足の試作

本節では、上記の手法により求められるシーケンスを実現するための弁開閉制御システムの機構と制御ソフトウエアを提示する。また、あわせてシーケンスの起動トリガともなるフットスイッチについても述べる。

4．6．1　弁開閉制御システム

本システムの設計にあたり、試作モデルとしては次の4項目を基本目標とした。

(1)通常歩行状態における動特性を対象とする。

(2)各歩行速度に対応した弁開閉制御を行う。

③実用機への発展を考えて、初期段階から小型軽量化を考慮する。
④ＨＲＣ式空圧シリンダを用いる大腿義足をベースとしこれを発展させる。

開発した弁開閉制御機構のブロックダイヤグラムを図4.21に示す。シリンダの通孔弁を閉じた状態で歩行を行うと、シリンダの各室の気圧は一時的に急増する。その内圧の増加に対抗して弁の開閉制御を行うには有効断面積と内圧の関係から最大0.8kgの駆動力が必要となる。そこで、本システムではそれを実現する簡易的な方法として、外付けの小型ボンベを用いる。

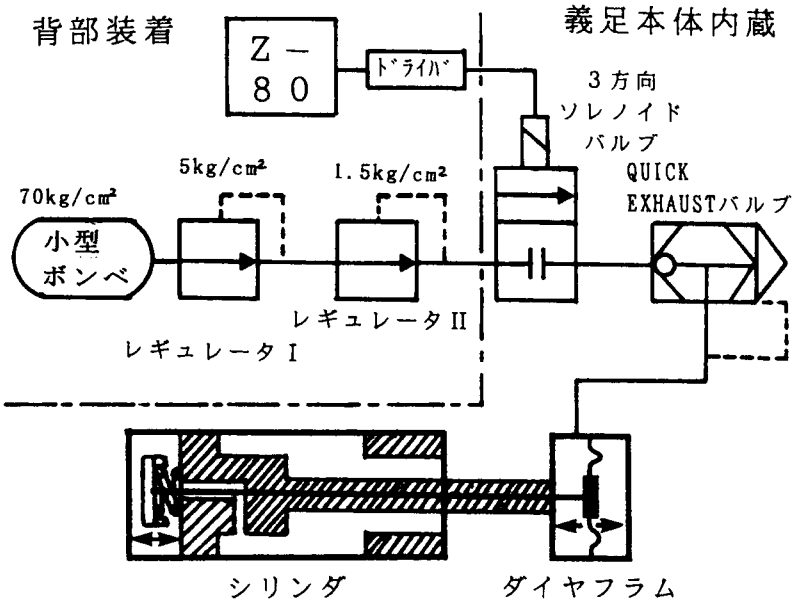


図4.21 弁制御機構のブロックダイヤグラム

ボンベ中の70kg/cm₂のＣＯ₂ガスを２つのレギュレータにより減圧し、この圧力を電磁弁を通してダイヤフラムにかける。これにより弁の閉じ力が得られる。逆に電磁弁をoffにすると、シリンダ内のコイルバネによって弁が開く。これをマイクロプロセッサ（Ｚ－８０）から出されたＴＴＬレベルの出力によりドライバ回路を介して駆動する。

弁開閉の制御として、あらかじめ最適制御問題として計算されテーブルとして格納されている弁開閉シーケンスを歩行速度に応じて選択する「歩行モード選択方式」を用いる。今回のモデルでは、 Fast speed（ケーデンス≒120）、 Medium speed（ケーデンス≒100）、Slow speed（ケーデンス≒86）の３段階とする。

４．６．２ ソフトウエア

本制御システムで行われる処理項目を歩行状態とともに図4.22に示す。各処理は次の３種の割り込みにより行われる。
①基準時間処理

Ｚ－８０CTCのチャンネル２をタイマーモードに設定して行う1msecの割り込みである。この割り込みでは各フラッグのチェックを行うことにより、現在義足立脚相か遊脚相のどちらであるかを判断する。立脚相であれば、立脚相時間をカウントし、同時に立脚相初期において義足側に体重をかけた際に膝折れしにくいように通孔弁の処理を行う。遊脚相の場合、別のルーチンの処理により得られた出力タイミングと歩行モードをもとに、弁開閉シーケンスを１、０の２値の形で出力する。ルーチンの最後にフラグをセットして次の割り込みに備える。

②立脚相のスタート（図4.22のHeel Strike）

この割り込みは、カウントモードに設定されたCTCのチャンネル０（時間設定＝１）へのフットスイッチの踵部からのon信号により発生する。ここでの処理は、はじめにフラグのチェックを行い、フットスイッチのチャタリングなどによる連続割り込みの禁止する。次に、立脚相における処理に必要なカウント類の初期設定と、立脚相であることを表すフラグのセットを行う。

③遊脚相のスタート（図4.22のToe Off）

この割り込みは、フットスイッチのToe側のoff信号によりCTCのチャンネル１から発生する。ここでは検出された立脚相時間をもとに、遊脚相時間の推定、弁開閉シーケンス出力ステップ幅の算出による歩行モードの選択を行う。弁開閉シーケンス出力ステップ幅の算出による歩行モードの選択を行う。弁開閉シーケンス出力ステップ（t_v）は、遊脚相時間を弁開閉シーケンス出力の全段数（ｎ＝20）で割ることにより求める。歩行モードの選択は、あらかじめセットされた定数とこのt_vの値を閾値処理することにより行う。次に、カウント動作・シーケンス出力のための初期設定を行い、遊脚相であることを示すフラグをセットする。

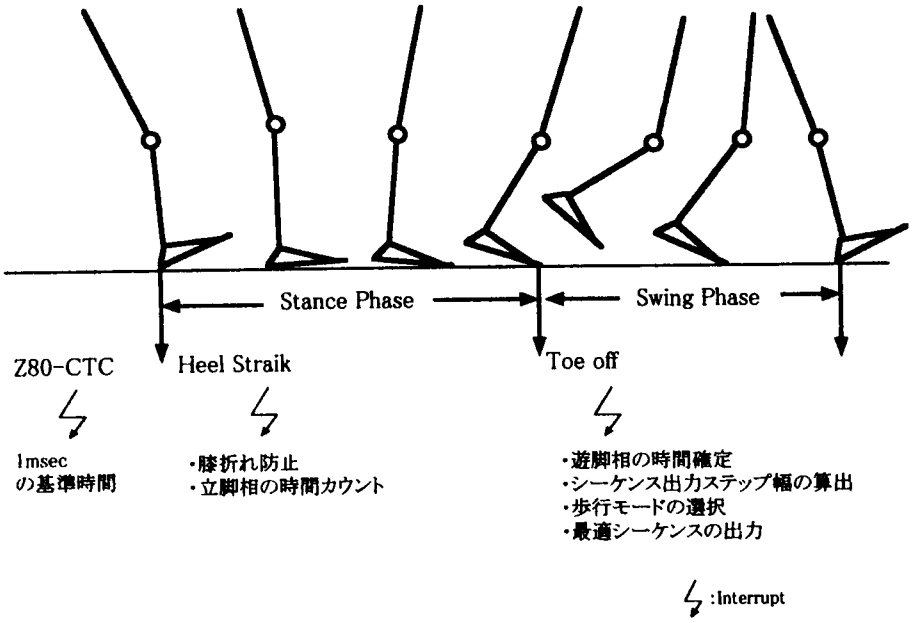


図4.22 歩行状況とコンピュータ処理

いずれの割り込み処理も1msec以内に終了し、その間は他の割り込みを禁止している。割り込み処理が終わると、次の割り込みがくるまでHALT状態で待機する。
これらのフローチャートを図4.23に示す。
また、本システムの主要な構成要素を図4.24に示す。

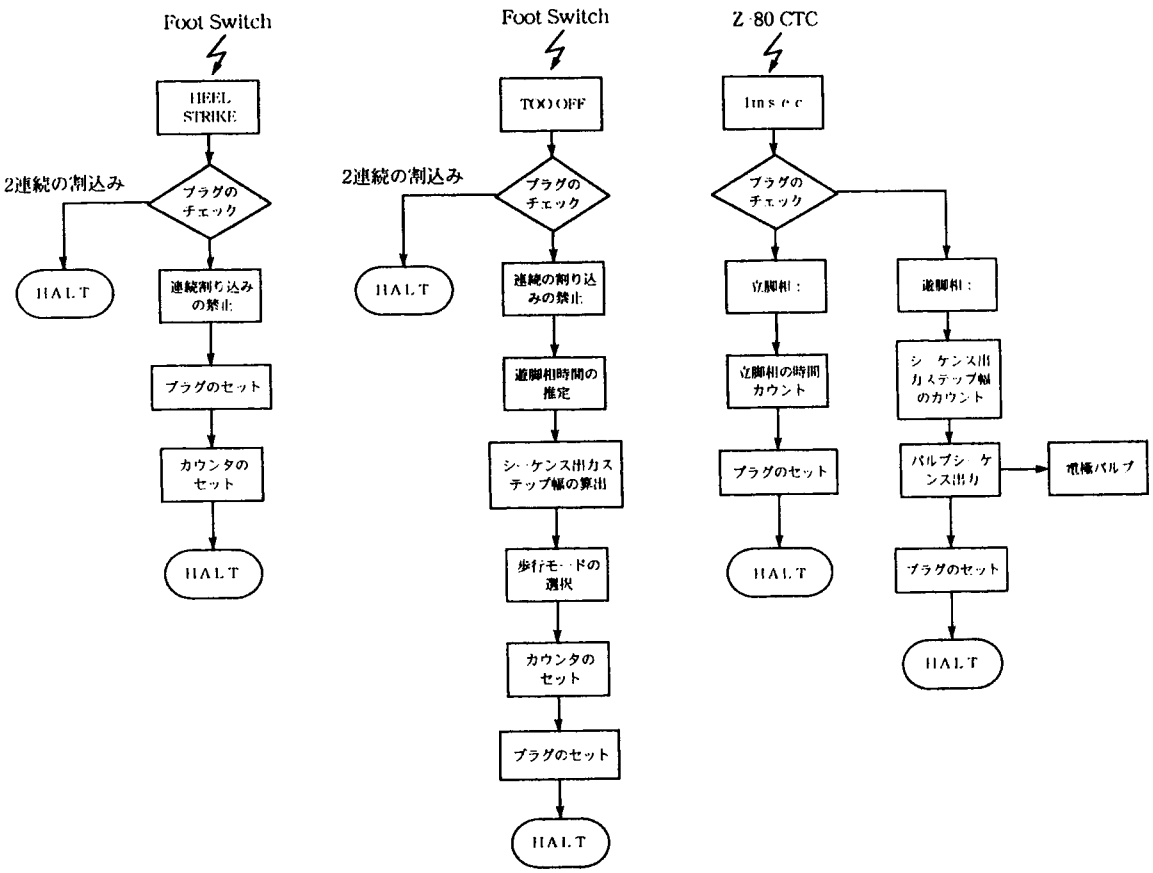


図4.23 処理のフローチャート

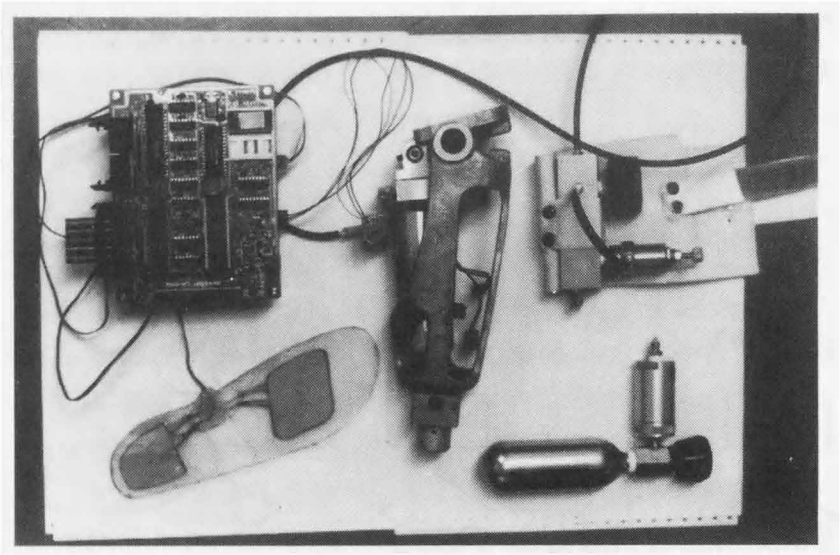


図4.24 義足の構成要素

4．6．3　装着テスト

試作した弁開閉制御システムの動作状況を観察し、プログラムと手法の妥当性を検討するために装着テストを実施した。検討は、装着者の評価と観察者の評価を中心に検討する。

本義足を装着した被験者は、自由に歩行を行い、速度変化に対応して３節で計算した最適弁制御が正しくなされていることを確認する。その後、種々の速度で歩行し、被験者の意見を聞き、またよく歩容を観察している観察者の意見を聞く。第１番目の被験者は日常生活ではＨＲＣ大腿義足(膝継手名:HRC100)を使用している。本義足で歩行したときの被験者の感想として、特に早いスピードで歩行する際、従来の義足での足がついてこないという不安がなく歩きやすかった、という言葉が得られた。また、観察者は各スピードに対して歩容に無理がないことを指摘している。

第２番目の被験者は同じく日常生活では同じくＨＲＣ大腿義足を使用している。この被験者の感想としては、当初歩行スピードに対応して下腿部がついてくることに多少のとまどいがあったものの、数分の慣れにより非常にゆっくりと歩行することも早く歩行することも容易に行えるようになり、歩きやすかったという意見であった。また、観察者は約30mの歩行路を歩行中、種々にスピードを変えて歩行しても、義足の振り出しや踵接地に無理の少ないことを指摘している。

以上、２例について主観的な基準ではあるが評価を行った。これは開発したシステムの動作をまず検証することが第１の目的であったことと、分析装置により自由な歩行が制約されない条件下で実用性の評価を行い、そのうえで客観的なデータの蓄積を行うという手順の手始めとしたことによる。

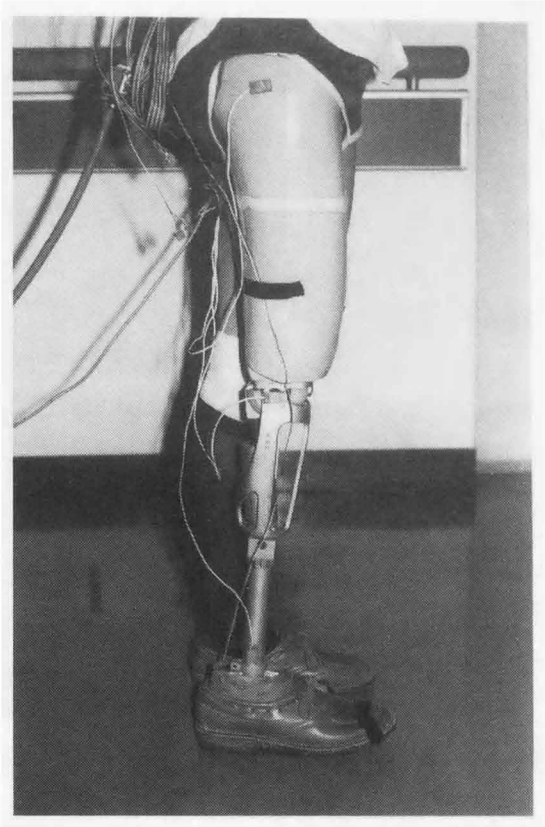


図4.25 装着スナップ

4．7　オール・イン・ワン型インテリジェント義足

4．7．1　オール・イン・ワン型マークＩの試作

前節の義足では、電源と制御部は背中に設置し、エネルギ源である炭酸ガスボンベは腰に取り付けるという分離型のものであった。この義足では、電気配線や配管が外部に露出し、それらの耐久性にも問題点が残されていた。また、これらに加えて、さまざまな断端長の切断者に装着できるようにすることを考えて大腿義足を設計した場合、電源を含むすべての構成要素を下腿部に納める必要もある。本研究では、これらの観点からすべての部品を下腿部内に納めた一体型（オール・イン・ワン型）義足インテリジェント大腿義足ＭｋＩを試作した。試作した義足を図4.26に示し、また、制御回路のブロック図を図4.27に示す。

主要な機構は前述の分離型と同様であるが、制御部を小型化して下腿部に納めるため、ワンチップマイクロコンピュータのIntel8751を用いた。電源としては、６Ｖおよび12ＶともにNi-cdの二次電池を使用した。ソフトウエアの基本的なフローチャートは分離型と同様である。

図4.26 インテリジェント大腿義足ＭｋＩ

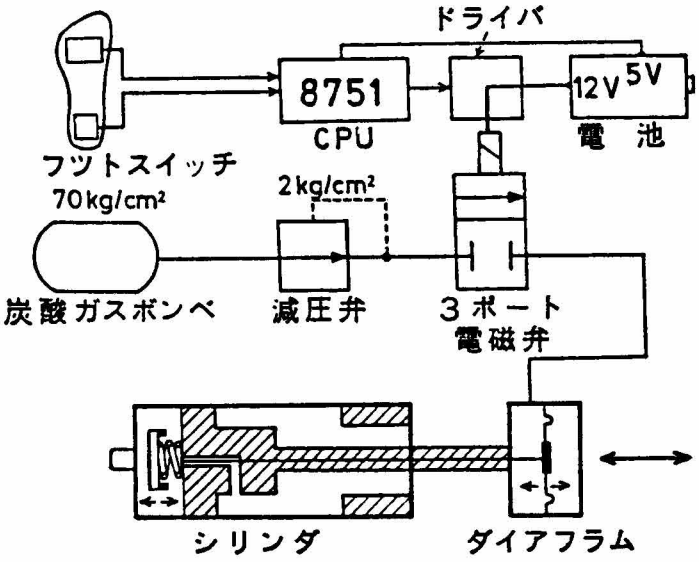


図4.27 ブロック図

４．７．２ 歩行実験結果

本システムでの歩行実験を一名の男性の大腿切断者で実施した。図4.28に平地での膝の屈曲角度の測定値を示す。図中の実線は、目標とする健常者の歩行より得られた膝折れ角である。この時の健常者の大腿振れ角をモデルの入力とし、その結果

出力される膝折れ角度が目標値のそれに対して最小自乗誤差の意味で最適となる弁開閉シーケンスを得る。また、これによって得た情報をもとに歩行を実施し、得られたデータで第２回目の弁開閉シーケンスを得るという前節で示した繰り返しの収束法を使用する。図においては、１回目に得られたシーケンスによる歩行結果を破線、２回目により得られたシーケンスによる歩行結果を１点鎖線で示す。これらの結果からＭｋＩでは、第１回目、２回目とも歩行結果にはほとんど差がなく、低速歩行では比較的良い近似が得られるものの、普通速度、高速での歩行では、遊脚相開始から最大屈曲に至るまでについては、目標値との位相差が大きく、また膝伸展後の次の立脚相までの待ち時間が長く、あまり良い結果が得られていないことがわかる。その原因としてユニットの重量の問題が挙げられる。このユニットでは、ガスボンベと減圧弁を下腿部に内蔵し、さらにこれを納めるフレームも特別に製作したため、義足全体の重量で4.5kgとなり、通常の大腿義足重量の3kg前後と比べるとかなり大きい値となっている。このため、シリンダが十分に制御できなかったことが原因と考えられる。

本システムでの歩行中の圧力変化を図4.29に示す.

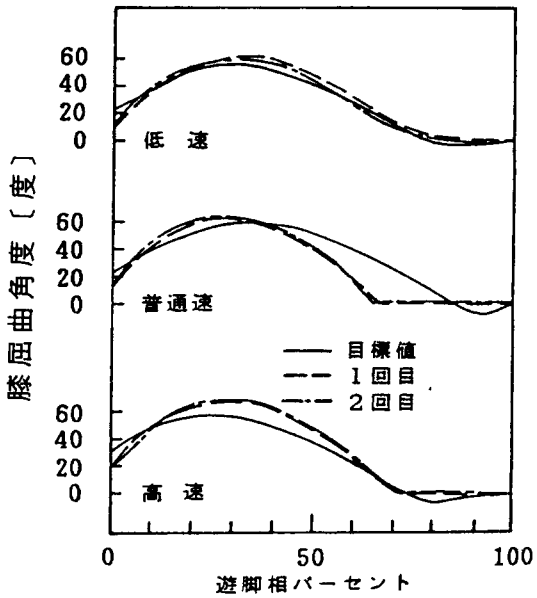


図4.28 平地歩行での膝屈曲角度

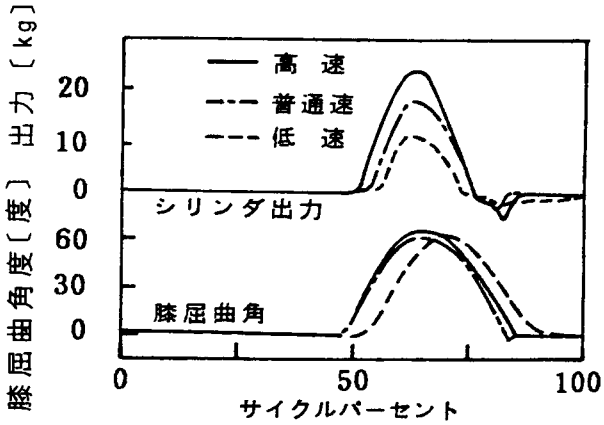


図4.29 歩行中のシリンダ内圧力変化

4．7．3 ＭｋⅡの試作と改良

このＭｋＩでは、目標値に近い結果が得られなかった上に、義足の継続使用時間も、炭酸ガスの容量と制御回路の電流使用量のために約２時間程度しかなく、改良点が多く指摘された。

そこで、次の２点を目標に装置の改良を実施した。

①炭酸ガスボンベを不用とし、電気回路のみで制御を実現する。

②制御回路をＣ－ＭＯＳ化し、電気消費の改善を図る。

このことをめざしたＭｋⅡシステムを図4.30に示す。

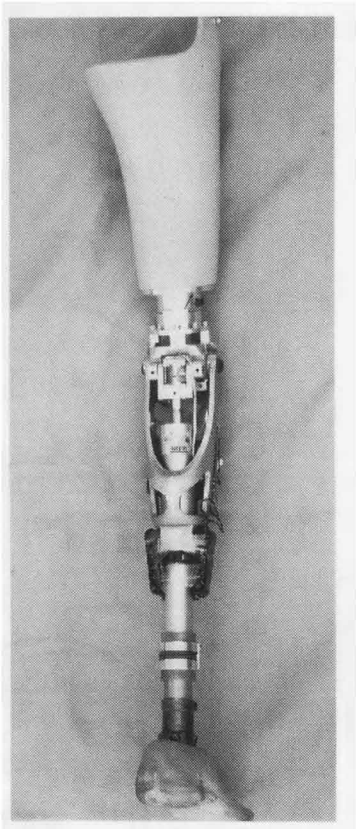


図4.30 ＭＫⅡシステム

ＭｋⅡでは、ダイヤフラムにかわり、ロータリーソレノイドを使用して、回転型スプール弁を開閉(on　off)する方式を採用した。また、測定に設置するフットスイッチにかわり義足下腿部のパイプ（パイロン）に取り付ける体重スイッチを開発し、使用した。

インテリジェント義足ＭｋⅡの弁開閉の動作を示す機構とブロック図を図4.31に示す。ＭｋⅡでは、歩行中の立脚相においては体重スイッチがonとなる。この時間を計測し、その長さがあらかじめ測定した値より長いか短いかによって、低速歩行か普通速歩行か高速歩行かを決める。次に、体重スイッチがoffつまり遊脚相になったときに、歩行速度に対応する弁の開閉シーケンスに従ってロータリーソレノイド

を回転させ、弁の開閉を遊脚相の時間だけ行う。ここで、3種類の速度を決める閾値は、あらかじめの試歩行で測定しておく。このような構成で、義足の全体の重量は、3.8kgと軽量化が可能となった。

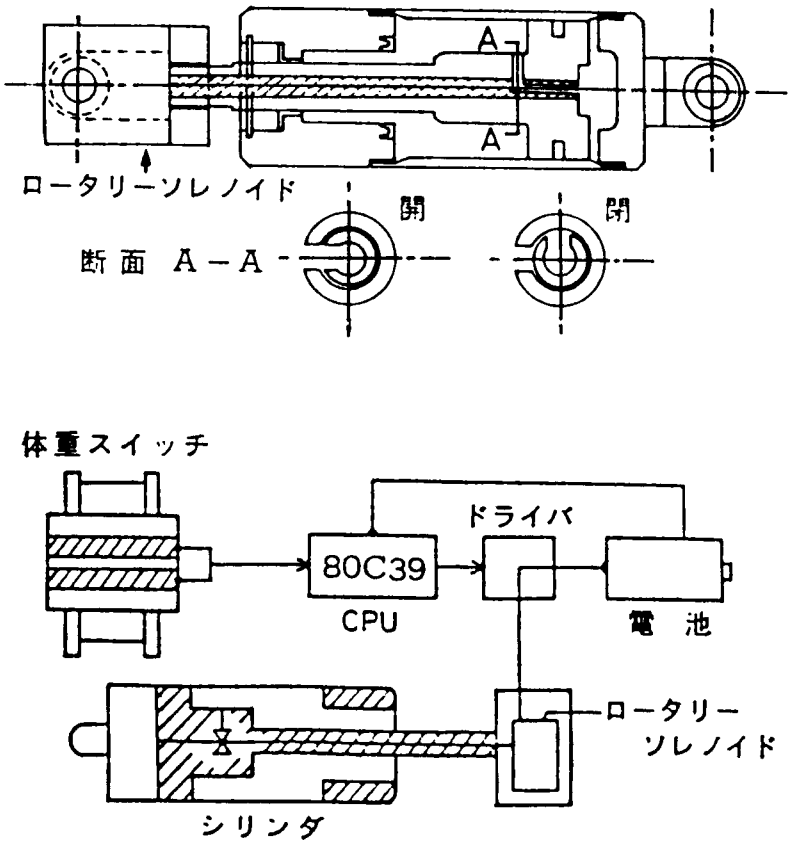


図4.31 弁開閉機構とブロック図

4．7．4 歩行実験結果

本システムを使用しＭｋＩと同様の被験者に歩行実験を行った。
結果を図4.32に示す。この時の弁の開閉の順序（弁開閉シーケンス）は、表4.2のとおりである。1回目の計算によるシーケンスでは、低速では、最初弁を開き、つづいて開閉が繰り返される。遊脚相中期で弁が閉じられ、また後半で少し開けられ、最後に弁を閉めるというようなシーケンスとなっている。同様に、各歩行速度と1回目の計算および2回目の計算結果のシーケンスが表4.2に示されている。

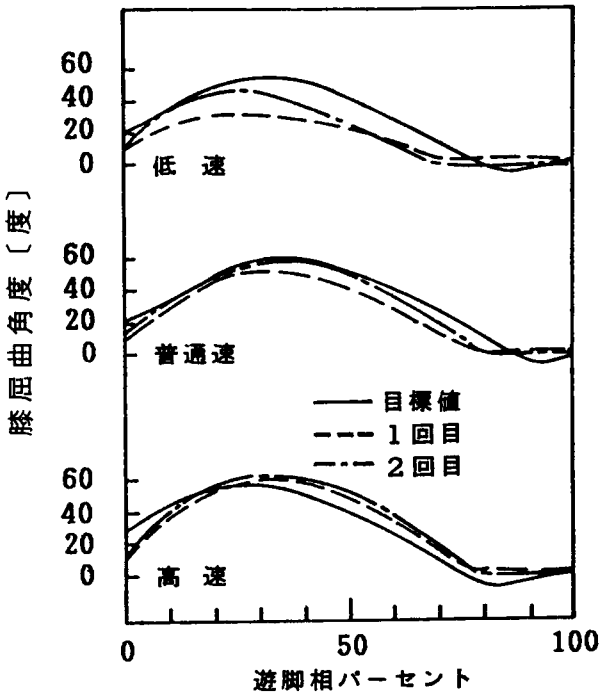


図4.32 MKⅡ装着歩行時の膝屈曲角度

表4.2 弁開閉シーケンス

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
低 速	0	0	x	0	x	0	x	x	x	x	x	x	0	0	x	0	x	x	x	x
〃 2	0	x	0	x	x	0	x	x	x	x	x	x	x	x	0	0	0	x	x	0
普通速	0	x	x	0	x	0	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	0	x	0	x
〃 2	0	x	0	x	0	x	x	x	x	x	x	x	x	0	x	0	0	x	0	x
高 速	0	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	0	0	0	0	x	0	0
〃 2	0	x	x	x	x	x	x	x	0	x	x	x	0	0	x	0	x	x	x	x

0：開　　x：閉

図4.32では、MkⅠと比較して、位相のずれが少なく、特に中速、低速での結果が良好で、ユニットの軽量化の効果が著しいことが示されている。被験者の主観的な評価としては、たいへん歩きやすく、遊脚相後期の膝の伸展に伴う衝撃が減少し、立脚相への移行も滑らかであるという意見が得られた。

4．7．5 最適制御型インテリジェント大腿義足の実用化について

開発した義足では、様々な歩行速度に対して健常者の歩行に近い歩容が得られ、義足の性能として非常に高いものとなった。しかし、実用化し市販化するには、現状の技術では解決が困難な問題がある。第１点は、これを実現するためのエネルギ源の問題である。本システムでは、最も頻回に弁を開閉する場合は、歩行中の各遊脚相一歩ごとに最大20回の弁の開閉を行う必要があるため、エネルギー源の点で使用時間に限界があることである。第２点は、使用者個人に応じて最適な弁の開閉を計算するためのデータを得るため、歩行分析のような測定機材を用いた計測を必要とする点である。本システムでは、弁開閉シーケンスなどの計算を行なうために、使用者と対応する健常者の歩行分析および得られた弁開閉シーケンスによる義足使用者の歩行分析を必要とする。

このうち、エネルギー源の問題に関しては、本義足では、使用者は通常毎日の充電作業を必要とする。義手においては、毎日充電を必要とする製品もあるが、動作が停止してもなんらかの作業が可能である義手と、動作の停止により歩行つまり移動が困難となる義足とでは、動作が停止した際の不自由さで大きな差がある。このことから、現実に使用者の利便を考えると、毎日の充電は義足においては適さない。この点に関しては、将来、高密度で高容量のバッテリの開発を待つ状況にある。

また、第２点の計測と計算の点に関しても、現状の装置においては、計測と解析に相当な時間を必要とし、現状では使用者および義足の設計者の負担となる。この点に関しては、現在実用化されていないが、光学式のカメラなどの大がかりなシステムを使用せず義足に簡易的に装着するか内蔵することにより歩行の状況が計測できるシステムの出現が望まれる。この２点が実現すれば、歩行の状況に対応し、また個人の能力に対応する、本研究で示した最適に制御された義足のシステムが市販化が可能となる。

4．8 記憶再生（ティーチングプレイバック）型インテリジェント大腿義足

4．8．1 記憶再生型インテリジェント大腿義足の概念

これまでの議論で、義足のシリンダの特性をうまく制御すれば、状況に応じた遊脚相の実現が可能であることが結論づけられている。また、シリンダの特性に最も関与している機構がシリンダの２室間の通孔弁であることも今までの議論で明らかである。そこで、システムを単純化し、前節までの議論の要点である通孔弁の制御を、最もエネルギを必要としない形で、歩行の状況に応じて制御する方式が近い将来のインテリジェント大腿義足の実用化への方向である。また、上記に示した最適制御のための計測装置による分析からシステムを開放し、使用者と観測者の意見を総合して、システムが少しでも適するものとなるように特性の再構築を簡単に行う

ことができれば、上記の第２点の現状の技術での解決法となる。

これらを総合した結論として、歩行の状況の変化に対して弁の開閉を最小限にし、歩行の状況に適する義足特性を決定する機構を使用者と観察者で唯一対応づけて設計することができるような単純化したシステムを義足に導入する方式を本節では提案する。つまり、義足の設計パラメータを弁の開度のみに限定し、これを歩行状況に変化がない限り固定し、弁の開閉に要する電気的エネルギの消費を最小限におさえる。また、設計パラメータである弁の開度を義肢の設計者である義肢装具士（ＰＯ）が自由に変えることができ、これによる歩行の結果はＰＯが目視で観測する。本方式では、ＰＯは使用者と対話しながらまた、歩行を観察しながら適する弁の設定を行なうことになる。

本方式は、対話的に動作を設計していくので工業用ロボットにおけるティーチングプレイバック式と同様の考え方に基づくものである。これを記憶再生型インテリジェント大腿義足と呼ぶ。本方式と最適制御型インテリジェント大腿義足とのシステムの構築手順を図4.33に比較して示す。

この考えに基づくインテリジェント大腿義足ＭＫⅥを図4.34に示す。これをソフトカバーで仕上げると、図4.35のようになる．重量はこの状態で約３kgであり市販の通常の義足よりもやや軽いぐらいの仕上がりになっている。

本義足のブロック図を図4.36に示す。

ＣＰＵは、検出した膝の伸展時間をもとに現在の歩行速度を確定し、歩行速度に応じた弁の制御を、あらかじめ設定された弁開度設定値の位置までステッピングモータを動かすことで行う。また、この図の歩行速度の閾値の設定と弁開度の設定は、義足使用者と対話しながら歩行の感想などをもとに、ロータリースイッチの値を変えることで決定していく。決定したデータは記憶され、歩行中はコンピューターが値を読みだすことで各歩行スピードに対応する弁開度の設定が自動的に行われる。

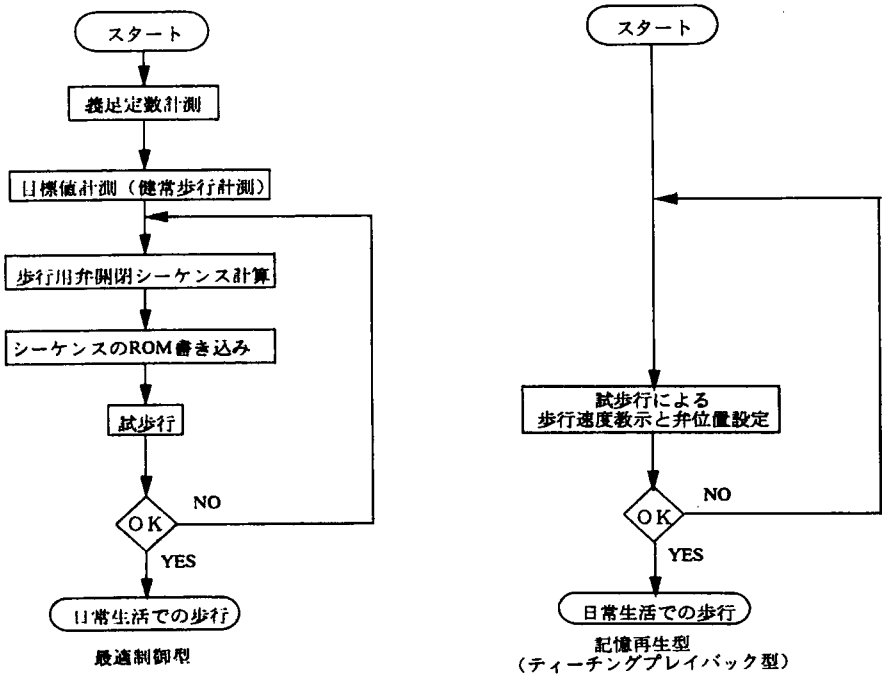


図4.33 最適制御型と記憶再生型

本義足を記憶再生型インテリジェント大腿義足として、市販化の基本システムとした。本システムでは、リチウム電池の使用で、約1年の動作が可能である。この記憶再生方式のＭＫⅥの完成によりインテリジェント大腿義足の実用化モデルの基礎が完了したことになる。

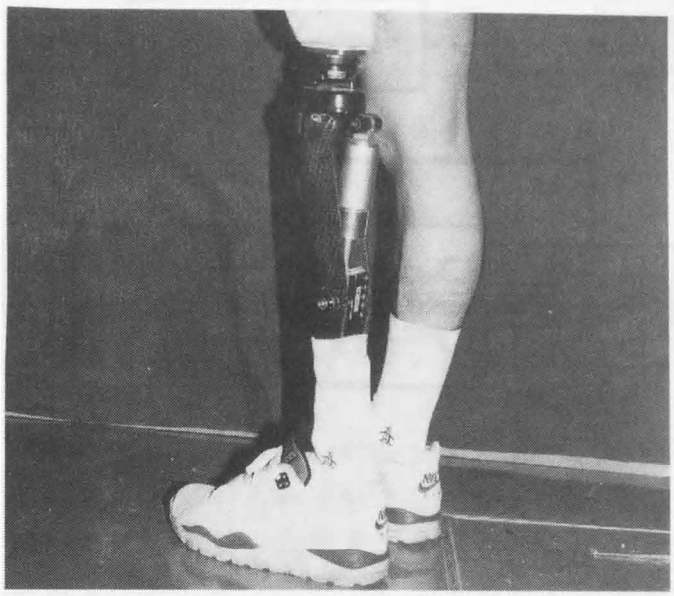


図4.34 記憶再生型インテリジェント大腿義足ＭｋⅥ

図4.35 ＭｋⅥによる歩行

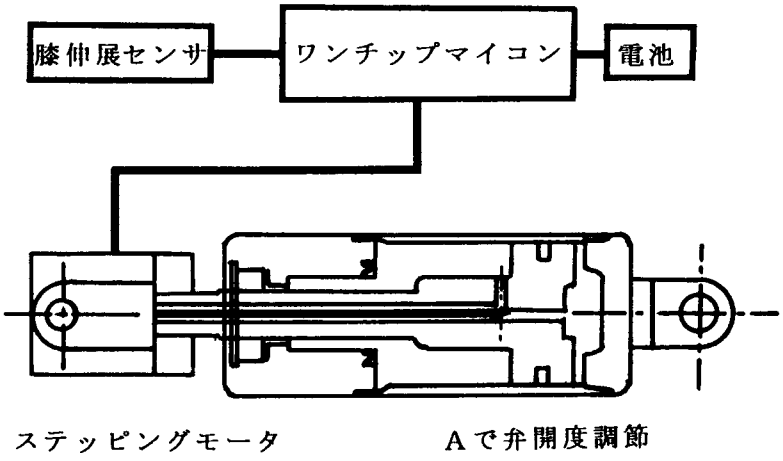


図4.36 記憶再生型のブロック図

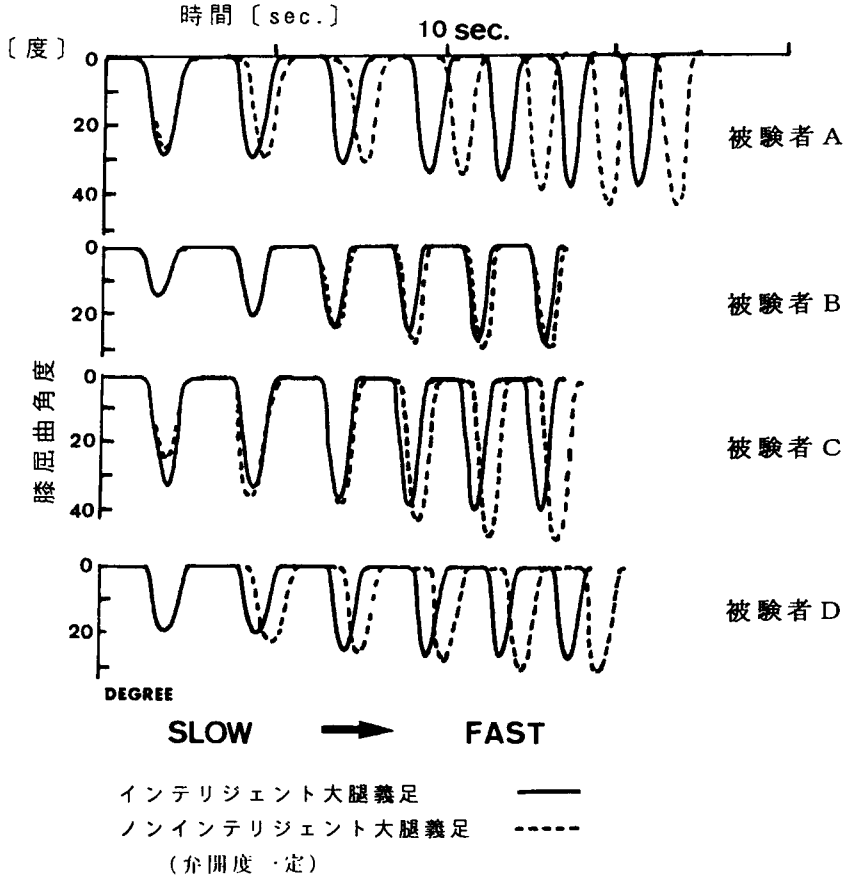


図4.37 歩行中の膝屈曲角度

4．8．2 記憶再生義足の性能の検討

本義足の性能をテストする目的で、歩行中の膝の屈曲角度を記録し、検討を加えた。記憶再生型インテリジェント大腿義足少なくとも1年以上使用している4名の被験者に対して歩行分析を実施した。

歩行分析の内、特に歩行中の膝の屈曲角度と歩行スピードに注目して実験を実施した。歩行に際しては、インテリジェント機能を有した義足と、この機能を外した通常の空圧シリンダの義足との間で比較を行った。

4名の被験者それぞれに対して、SlowからFastに歩行速度を変えて歩いた時の膝の屈曲角度を図4.37に示す。

すべての被験者において、速度の増加に対し、ノンインテリジェントの場合、インテリジェント大腿義足と比べて膝屈曲角度の増加が大きく、また、歩行のテンポも遅れることが図に示されている。

これにより、開発した義足が、歩行の状況に合わせて、自動的にシリンダをうまくコントロールしていることが示されていることが示されている。

歩行スピードに関しては、4名の被験者の最大歩行速度を計測した。結果を図4.38に示す。4名の被験者とも、インテリジェント義足を使用した方が、インテリジェント機能のない義足よりも早く歩けることが示されている。

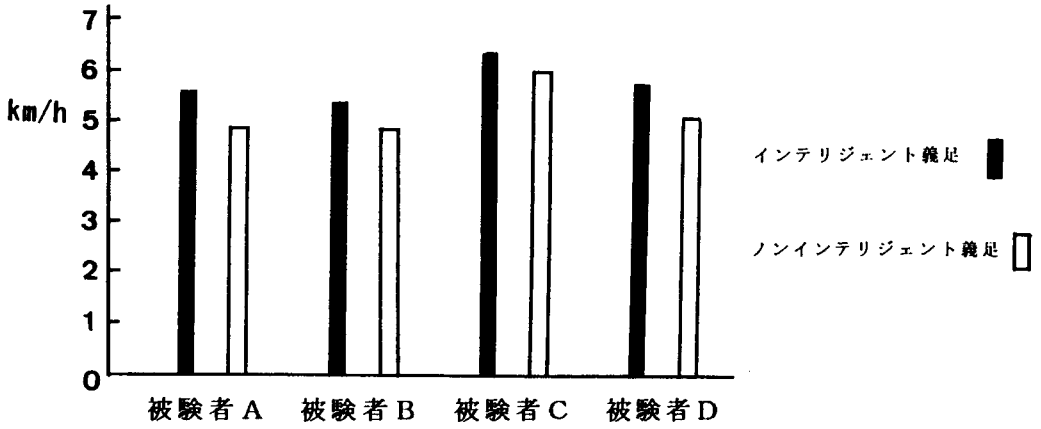


図4.38 歩行可能な最高速度の比較

4．8．3 記憶再生型インテリジェント義足の臨床評価

さらに、実際の使用現場での本システムの有効性を評価する目的で、インテリジェント大腿義足の装着を試みた35名に対して、アンケートを実施した。35名に対して、現在、使用しているかどうかについては回答を得ることができた。図3.39に示

すように、35名中29名が続けて使用しており、6名は使用を中止したことが示されている。使用を中止した理由の多くは、ソケットの不適合、膝の屈曲角度が少ないこと、アライメントの不適合など本来のインテリジェント機能の不可を理由とした被験者は1名もなかった。

従来の義足との比較として現状の状況については上記の被験者の内の17名の切断者から回答を得た。それらの結果を図3.40にまとめて示す。従来の義足と比較して，インテリジェント義足は，歩きやすいが約90%、きれいに歩けるが約65%、早く歩けるが約80%などと良好な結果が得られている。また、約7割近くの人が疲れにくいことを指摘している。階段の昇り降りについては、従来の義足と変わらない結果が得られた。

これらの結果から、実際の臨床テストにおいて、インテリジェント大腿義足の有用性が示された。

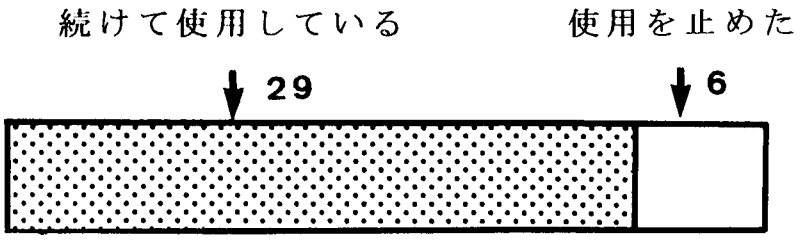


図4.39 インテリジェント大腿義足の受け入れ

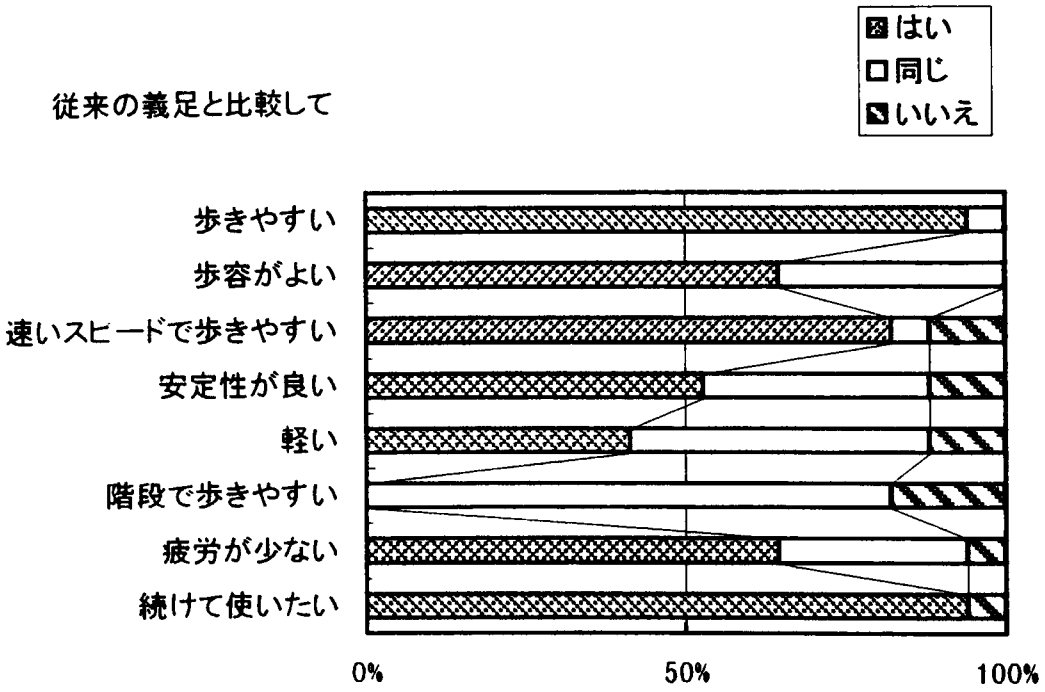


図4.40 インテリジェント義足の効果についてのアンケート調査の結果

4．9 結言

開発したインテリジェント大腿義足の最適制御型モデルと実用化をめざした記憶再生型モデルについて報告した。最適制御型では、最初にシリンダの力学モデル、シリンダを組み込んだ義足の遊脚相モデルを提示し、それをもとにシリンダの弁をコントロールすることにより、健常者に近い歩行が可能であることを示した。弁のコントロールは比較的広く開けた弁を開閉することが有効であることを示し、それに基づく義足システムを設計・試作した。本義足は、被験者の能力などに対応した最適な遊脚相制御が得られるが、バッテリの問題と計測装置の問題で、現状では、これらの開発を待つ状況にある。将来的には、歩行の計測が容易になりエネルギ密度の高いものが開発されれば、高い歩行性能を有した義足になることが予想される。また、記憶再生型は、現状では実用性と機能性を有した高機能の義足と位置づけることができる。特に従来の市販の義足が、ほとんど電子技術を使用していない現状においては、日常のおいて頻繁に充電を必要とするなどのことは、義足使用者もまた義肢装具士等にも受け入れにくいものとなることが予想され、その意味からも外観からは目だたない程度にユニットが小型化され、充電などの手間のない本義足は、電子技術の優れた制御機能と機械技術が融合したメカトロニクスの義足の先駆けとして有用性の高いものであると考える。

本方式の根幹であるメカトロニクス化は、義足あるいは義手の分野では発展途上であり、歩行速度のみならず、階段や坂道などの歩行状況に応じた膝機能あるいは足部機能を有する義足の研究をさらに進めていきたいと考えている。

また、記憶再生型義足は、株式会社神戸製鋼所と共同で記憶再生型膝継手遊脚相コントロール義足として、日本を始め米国、英国、ドイツ、台湾で特許を取得し、株式会社ナブコ、およびブラッチフォード（英国）の２社で生産され、全世界で5000人以上の多くの切断者が使用していることを付記する。

第５章　上肢切断者の手動制御能力と義手の機能評価

５．１　緒言

下肢の最も重要な機能は、２足歩行による身体の移動にある。そこで、下肢の代替である義足の役割りは、切断者が２足歩行の機能を再び獲得することにあった。第２章、第３章、第４章の義足に関する研究は、安定性に優れ、活動的で快適な義足歩行の実現を目指して実施したものである。

一方、上肢は、食事動作、更衣動作などの日常生活動作（Activity of Daily Living、ＡＤＬ）に加え様々な場面における非常に多岐にわたる作業に対して重要な役割を担っており、下肢において歩行を代表的な動作としたような限定した取り扱いをすることができない。上肢の代替である義手には、これら様々な種類の動作の実現が要求される。しかし、片側で２７の自由度を有する上肢[1]の関節と同様の動きを有する機構は可能としても、これらの機構を協調させて一つの動作を行うためのコントロールに関しては、切断者である生体と義手との間で情報の伝達が分断されているため、生体の意志どおり細かくかつ複雑に義手を動かすことは、現状では不可能である。この切断者と義手との間の意志伝達の問題が解決されない限り人間の手に近い機能を有する義手の実現は難しい。

したがって、現状、上肢切断者の作業性や快適性を向上させるには、スイッチのような単純で確実な義手・使用者間の意志の伝達機構を有し、生体の残った機能（残存機能）を十分に生かすことができる義手が有効であると考える。

この観点から、従来のように複雑な手を人工的に実現することをめざして進められた義手の開発をもう一度検討することも必要と考える。つまり、上肢切断者においては、一方の健常手として残存している片側切断か、両側の手の機能が失われた両側切断かによって義手に要求される機能も異なる。特に、従来あまり行われていない片側切断者の残存能力に適する義手については、基礎的な分析から改めて実施する必要がある。

本章においては、最初に、切断者の残存能力を評価する目的で手動制御能力の評価を実施し、片側切断者の残存の健常手の能力と健常者のそれとを比較し、どのような差異がみられるかなどについて検討を行う。ついで、日常生活動作における個々の動作において、利き手および非利き手に関して有用性の高い把持の形態について分析を行い、それをもとに片側切断者用に必要とされる義手の機能に関して考察する。また、健常手の把持のスピードについても実験を行い、これらの結果をまとめ、義手に要求される機能仕様の基となる基礎資料を得たので以下に示す。

5．2　上肢切断者の手動制御能力の評価

上肢を欠損したことにより、切断者は健常者と比較して種々の作業の能力が劣ることが考えられる。これに対して、切断者が社会復帰して仕事や日常生活を行う上で、機械の操作などの作業能力について的確な情報とそれを求めるための方法論を提供しておく必要がある。この点から身体障害者のリハビリテーション施設には、人間－機械系の考え方を有しトータルとしての作業性が評価できる装置や切断者の能力に適する作業を選定するシステムの導入が要求される。また、義手においては残存能力がＡＤＬや義手の操作に大きく影響することから、切断者の身体的な能力を調べることも義手開発の基礎資料として非常に重要なものである。この基礎的な研究として、人間の制御動作の内、社会復帰後必要とされる動作の中で最も基本的な手動制御動作に着目し、健常者の片腕と片側の上肢切断者の残存肢の追従動作の特性を把握し比較検討する。

5．2．1　人間の制御動作の伝達関数

人間はある機械を制御する場合、その機械の制御に全く経験のない状態では試行錯誤的に制御動作を変えてみるが、ある程度慣れてくると一定した制御動作を行うようになることが知られている[2]。また、制御者が異なっても機械に適したある狭い範囲の制御動作におおよそ落ち着くものと考えられる。一定の制御動作に収束すればそれを簡単な数式で表すことができる。たとえば人間の制御動作を伝達関数で表現する手法が提案されている。

本研究では、人間の制御動作の伝達関数をむだ時間をともなった微分動作、比例動作、積分動作を加えた形で表した、Ragazziや井口のモデル[2]、

$$H(s) = K\ (T_1 s + 1 + 1 / (T_2 s))\ e^{-\tau s} \qquad (5.1)$$

を採用する。

伝達関数は次のような各構成要素から構成されている。

（１）むだ時間要素

刺激に対する応答には絶対的な時間遅れがある。人間の伝達関数に含まれている$e^{-\tau s}$はこの現象を表したもので、人間の目により得られた入力信号が時間τだけ遅れてそのまま手の出力信号となって表されることを意味する。

（２）比例動作

その瞬間の入力信号に即応して、その大きさに比例した出力信号を出す動作を示し、式では定数項Ｋで表している。

（３）微分動作

現在の状態の変化の傾向をもととして将来の状態を予測し、あらかじめそれに対する処置をとっておこうとする動作を示している。この動作は制御系の安定性を保

つ上で重要な働きをする。式では、$T_1 s$ の項がそれを示している。

（４）積分動作

式において１／($T_2 s$) で表される項は、積分動作と呼ばれる。入力信号の時間的積分値を出力する動作であって誤差が消えるまでそれに比例した速度や加速度でハンドルを動かし続ける動作がこれにあたり、外乱の補正に有効に働く。T_2は積分動作の速さを秒で表し、この値が小さいほど強い積分動作であることを意味する。

実験により得られたデータから各被験者の制御能力を分類する際、第３章のソケットの評価において利用したクラスター分析を応用することは主観を交えず統計的な手法で個体を分類するという点において意義があるものと考え、今回はこの手法を使用する。

５．２．２ 追従制御実験

人間の制御動作のうち手動制御特性に着目し、健常者と上肢切断者において制御対象を種々に変化させた場合の制御動作の相違を調べる。また、目標値と操作量から人間の伝達関数のパラメータを推定し、健常人と切断者の相違を見いだすことを目的に以下の実験を行う。

人間が機械を制御する場合、その追従制御システムは図5.1のようになる。

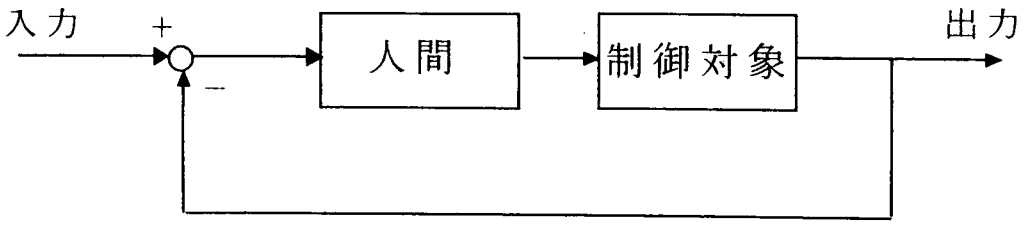


図5.1 追従制御システム

図5.1において、入力としての目標値は、２つの正弦波の合成波を使用し、操作部としてハンドルにノブを取り付けたものを使用する。制御対象は、比例特性、１階積分特性、２階積分特性のいずれかを有するものとし、それぞれの制御対象における出力データを表示装置に映し出すとともに、同時に目標値との偏差としてコンピュータに記録する。実験装置の概略図を、図5.2に示す。

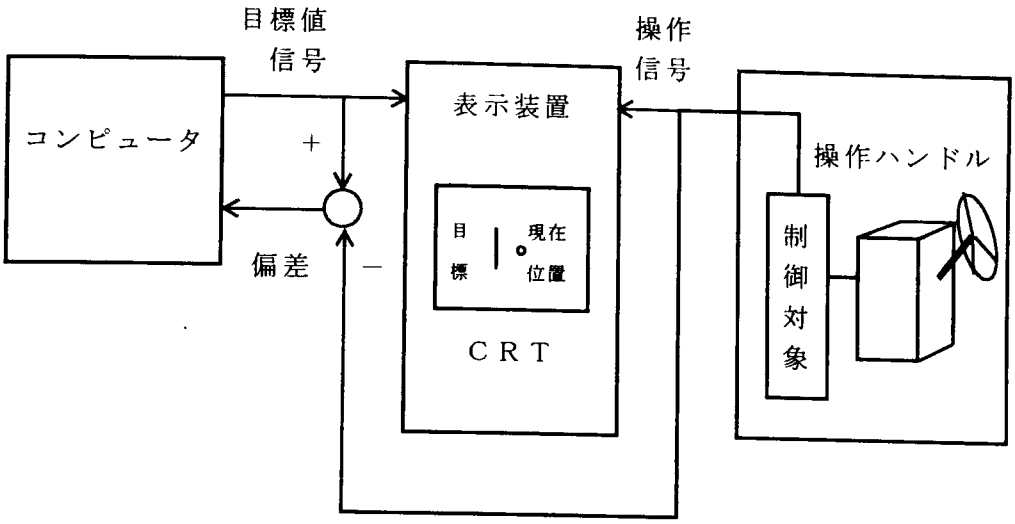


図5.2手動制御実験装置の概略図

目標値として、

振幅　0.06（V）　周波数　0.05（Hz）

振幅　0.01（V）　周波数　0.2　（Hz）

の振幅と周波数のぞれぞれ異なる２つの正弦波を計算により合成し、ＣＲＴディスプレイに表示する。

つまり、目標値は、

$$e(t)=0.06\sin((\pi/10)t)+0.01\sin(4\pi t) \qquad (5.2)$$

となる。

自動車用ハンドルを動かすことにより、縦線のディスプレイ上の目標値に丸点の操作マークを追従させる。目標値を示す縦線（図5.2)および制御量に対応して動く操作マークは、ともに水平方向に動く。また、ハンドルの操作量にしたがって動く操作マークは、車の運転に対応してハンドルを時計方向に回すと右方向に動き、逆方向に回すと左方向に動く。

制御対象としてアナログユニットを使用し、比例特性、１階積分特性、２階積分特性を持つ機械をそれぞれ模擬して実験を行う。これらの３種類の特性は次のように表される。

比例特性　：　$G(s)=K_1$　　$K_1=3.0$

１階積分特性：　$G(s)=K_2/s$　　$K_2=2.0$

２階積分特性：　$G(s)=K_3/s^2$　　$K_3=15.0$

K1、K2、K3はそれぞれの特性のゲイン定数を表し、あらかじめ行った予備実験をもとに制御可能な範囲でその制御対象の特性を生かせるよう上記のように設定した。

目標信号を発生させる40秒間のうち最初の10秒間は過渡状態と考えデータを棄却し記録せず、後の30秒をサンプリング時間として、20ms間隔で制御量および操作量

をサンプリングする。

被験者は、兵庫県立総合リハビリテーションセンターの入院および外来患者とし、コントロール群の健常者は大学生を対象とした。なお、切断者は上肢切断者とし、利き手、非利き手の別は問題としないこととした。被験者のリストを表5.1に示す。

実験の手順は以下の通りである。

(1)ハンドルを動かしてＣＲＴ上に表示された目標値に操作マークをできる限り追従させることを被験者に説明する。

(2)ハンドルのノブを片手で握って動かすことを説明する。

(3)制御特性について被験者に説明する。

(4)練習用の目標値として周波数0.05Hzの正弦波を使い、練習を行う.

(5)２種類の正弦波の合成波を目標値とした実験を行いデータをサンプリングする.

上記の(1)～(5)を比例特性、１階積分特性、２階積分特性の各特性を制御対象とした場合について各々行う。

表5.1 被験者リスト

被験者No	年齢	性別	使用腕	利き腕	
Ａ１	２２	男	右	左	切断者
Ａ２	４３	男	左	右	同
Ａ３	２８	男	左	右	同
Ａ４	２３	男	左	右	同
Ａ５	４２	男	左	右	同
Ｎ１	２３	男	右	右	健常者
Ｎ２	２３	男	右	右	同
Ｎ３	２４	男	右	右	同
Ｎ４	２３	男	右	右	同
Ｎ５	２３	男	右	右	同
Ｎ６	２３	男	右	右	同
Ｎ７	２２	男	右	右	同
Ｎ８	２４	男	右	右	同
Ｎ９	２２	男	右	右	同
Ｎ10	２３	男	右	左	同

次に、上記の同じ手順でノブを取り外した状態で片手直接ハンドル操作（以下、片手操作と記す）により実験を行う。また、コントロール群（健常者群）についてのみは、両手でも同様の実験を行う。練習は、各被験者とも練習により習熟するまで行う。

ハンドルによる操作の実験の後、人間のむだ時間を次の方法で測定した。

発振器と発光ダイオードを接続しランプが点灯したら、手前のスイッチボタンを押

すように被験者に指示する。ランプ点灯とスイッチ操作までの時間をむだ時間として計測する。これは、後で行う人間の伝達関数の同定に使用する。

5．2．3 結果と考察

実験により得られた目標値と制御量の偏差の絶対値の平均と分散を求めた結果を表5.2から5.4に示す。

表5.2 偏差の絶対値の平均と分散（片手ノブ操作）

	片手ノブ操作					
	比例特性		一階積分特性		二階積分特性	
	平均(10^{-2})	分散(10^{-4})	平均(10^{-2})	分散(10^{-4})	平均(10^{-2})	分散(10^{-4})
N1	0.244	0.06	0.832	0.272	1.544	1.427
N2	0.245	0.035	0.927	0.442	2.007	1.695
N3	0.198	0.03	1.312	1.042	2.843	2.973
N4	0.215	0.021	0.858	0.547	2.456	2.639
N5	0.287	0.037	0.825	0.31	3.687	6.021
N6	0.306	0.05	1.026	0.413	2.774	2.739
N7	0.171	0.016	0.741	0.287	2.547	2.982
N8	0.257	0.042	0.822	0.464	3.13	4.462
N9	0.282	0.037	1.181	0.661	2.137	2.489
N10	0.255	0.031	0.564	0.161	4.39	4.807
A1	0.554	0.106	1.063	0.452	4.239	9.293
A2	0.277	0.089	1.234	0.765	2.477	2.929
A3	0.358	0.078	0.772	0.378	1.574	1.423
A4	0.26	0.037	0.72	0.239	5.375	12.449
A5	0.402	0.103	1.172	1.33	2.046	0.835

表5.3 偏差の絶対値の平均と分散（片手直接ハンドル操作）

	片手ハンドル操作					
	比例特性		一階積分特性		二階積分特性	
	平均(10^{-2})	分散(10^{-4})	平均(10^{-2})	分散(10^{-4})	平均(10^{-2})	分散(10^{-4})
N1	0.254	0.033	0.988	0.278	2.153	2.174
N2	0.419	0.119	1.008	0.48	1.172	0.69
N3	0.21	0.027	0.564	0.201	1.93	1.605
N4	0.214	0.039	0.587	0.125	2.018	1.637
N5	0.301	0.058	0.869	0.526	3.111	4.938
N6	0.284	0.07	1.042	0.627	1.535	0.866
N7	0.18	0.02	0.822	0.262	1.502	0.978
N8	0.223	0.033	0.981	0.514	1.814	1.633
N9	0.237	0.044	0.721	0.231	2.498	2.149
N10	0.254	0.043	0.79	0.267	1.494	1.039

表5.4 偏差の絶対値の平均と分散（両手操作）

	両手操作					
	比例特性		一階積分特性		二階積分特性	
	平均(10^{-2})	分散(10^{-4})	平均(10^{-2})	分散(10^{-4})	平均(10^{-2})	分散(10^{-4})
N1	0.25	0.034	0.662	0.319	1.902	1.552
N2	0.445	0.127	0.715	0.288	1.104	0.278
N3	0.21	0.031	0.729	0.348	1.867	1.381
N4	0.22	0.038	0.627	0.216	2.797	2.066
N5	0.607	0.297	0.824	0.278	2.794	3.798
N6	0.286	0.064	1.102	0.603	1.38	1.012
N7	0.192	0.036	0.914	0.302	1.497	1.27
N8	0.31	0.068	1.454	1.1	1.431	1.426
N9	0.245	0.047	0.94	0.577	1.597	1.153
N10	0.363	0.082	0.903	0.579	3.14	7.808
A1	0.644	0.134	1.744	1.195	2.915	3.248
A2	0.271	0.039	1.185	1.066	2.386	2.211
A3	0.308	0.059	0.823	0.323	2.691	4.829
A4	0.353	0.098	1.285	0.721	5.718	13.34
A5	0.978	0.454	2.084	2.071	3.135	3.69

これらの表から、偏差の平均値、分散共に比例特性、１階積分特性、２階積分特性の順で大きくなり制御が難しくなることが示されている。比例特性の場合、片手ノブ操作が他の２種類の操作方法よりも良い制御を示しているが、１階積分特性、２階積分特性ともに、片手操作や両手操作の方が良い制御となっている場合が多い。

これらをさらに深く検討するため、クラスター分析を適用する。実験により得られる偏差から被験者をいくつかのクラスターに分類し、それぞれの集団がどのような特徴を持っているかを検討する。２階積分特性の結果は、追従性に欠け被験者によっては制御不可能となるため変量としては採用せず、次の４種の変量を使用する。

第１変量：比例特性における偏差の平均値

第２変量：比例特性における偏差の分散

第３変量：１階積分特性における偏差の平均値

第４変量：１階積分特性における偏差の分散

これについて、(1)片手ノブ操作、(2)片手操作、(3)片手ノブおよび片手操作、(4)健常人の両手操作と切断者の片手ノブ操作についてクラスター分析を行う。類似性尺度には個体間相関係数を用いた。

片手ノブ操作のデンドログラムを求めた結果を図5.3に示す。

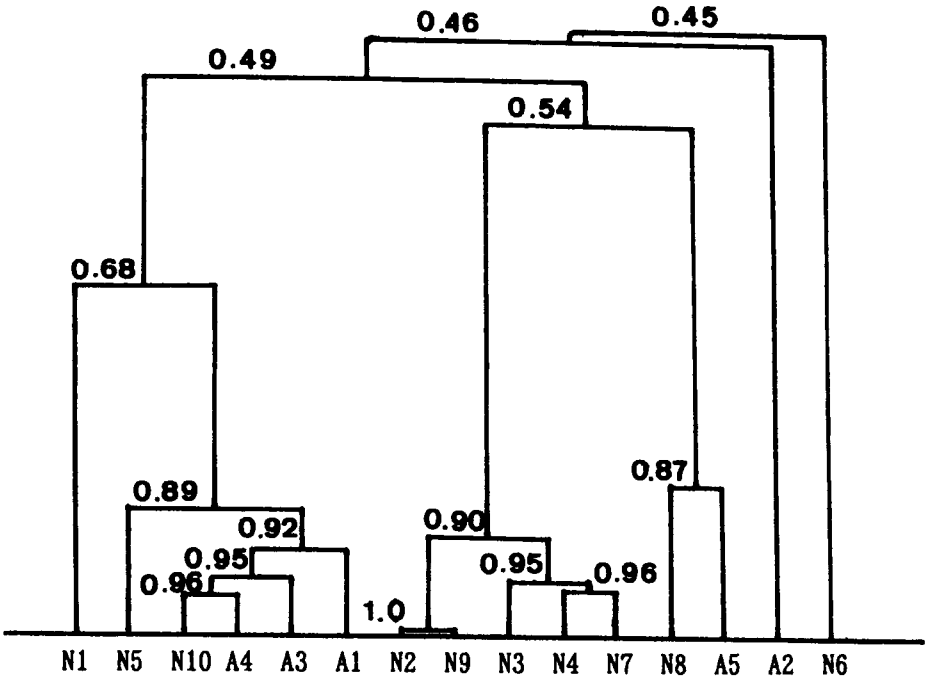


図5.3 片手ノブ操作におけるデンドログラム

相関係数0.85で３グループと３個の孤立点に分かれる。

Ｎｏ．１クラスター：N5, N10, A1, A3, A4

Ｎｏ．２クラスター：N2, N3, N4, N7, N9

Ｎｏ．３クラスター：N8, A5

孤立点　　：N1, N6, A2

クラスターの各変量の値を表5.5に他の操作方法の結果と一緒にまとめて示す。これらのクラスターから片手ノブ操作では次のことが分かる。

Ｎｏ．１クラスターは、比例特性での目標値との偏差の大きさを示す第１変量とそれの散らばりの程度を表す第２変量が大きく、１階積分特性における偏差の大きさである第３変量、同じく分散を表す第４変量が小さい。これは、このクラスターに含まれる各被験者は、比例特性に関してはあまりよい制御をしていないが１階積分特性に関してはかなり良い制御をしていることを示している.

Ｎｏ．２クラスターはＮｏ．１クラスターと逆の傾向があり、クラスター内の被験者は、比例特性に関して制御性が良く、１階積分特性に関してはあまり良くない。

Ｎｏ．３クラスターは、すべての変量が大きく、各被験者は、比例特性、１階積分特性ともにあまり良くない。

以上の結果より、Ｎｏ．１クラスターに切断者が多く、Ｎｏ．２クラスターはすべて健常者であることから、片手ノブ操作の場合、健常者と切断者の間に相違が見られ、健常者は比例特性に関して制御性が良く、切断者は１階積分特性に関して比較的制御性が良いと類推できる。

表5.5 各操作方法におけるクラスターの変量の値

	片手ノブ操作			
	第1変量	第2変量	第3変量	第4変量
クラスター	電圧(×10^{-2}V)	電圧^2(×10^{-4}V^2)	電圧(×10^{-2}V)	電圧^2(×10^{-4}V^2)
No.1	0.355	13	0.85	0.47
No.2	0.22	6.4	1	0.59
No.3	0.27	14.6	0.95	0.88

	片手ハンドル操作			
	第1変量	第2変量	第3変量	第4変量
クラスター	電圧(×10^{-2}V)	電圧^2(×10^{-4}V^2)	電圧(×10^{-2}V)	電圧^2(×10^{-4}V^2)
No.1	0.53	1.9	1.2	0.98
No.2	0.39	1.3	0.75	0.27
No.3	0.29	0.62	0.99	0.8

	片手ノブ及び片手操作			
	第1変量	第2変量	第3変量	第4変量
クラスター	電圧(×10^{-2}V)	電圧^2(×10^{-4}V^2)	電圧(×10^{-2}V)	電圧^2(×10^{-4}V^2)
No.1	0.41	0.112	0.88	0.46
No.2	0.34	0.0057	1.06	0.92

	健常者両手及び切断者片手操作			
	第1変量	第2変量	第3変量	第4変量
クラスター	電圧(×10^{-2}V)	電圧^2(×10^{-4}V^2)	電圧(×10^{-2}V)	電圧^2(×10^{-4}V^2)
No.1	0.22	0.029	0.92	0.35
No.2	0.29	0.08	1.13	0.69
No.3	0.31	0.07	0.77	0.3
No.4	0.355	0.062	0.85	0.32

同様に、片手操作の結果から得たデンドログラムを図5.4に示す。

また、相関係数0.90で分類した結果を次に示す。

Ｎｏ．１クラスター：N1, N10, A5

Ｎｏ．２クラスター：N2, N4, N5, A3

Ｎｏ．３クラスター：N6, N8, N9, A2, A4

孤立点　　：N3, N7, A1

各クラスターの変量を同じく表5.5に示す。

Ｎｏ．１クラスターはすべての変量が大きく、各被験者とも比例特性、１階積分特性ともに制御性が良くないことが分かる。

Ｎｏ．２クラスターは、第１、第２変量が大きく、第３、第４変量が小さい。これは各被験者は、１階積分特性に関して制御性が良く、比例特性に関しては良くないことを示している。

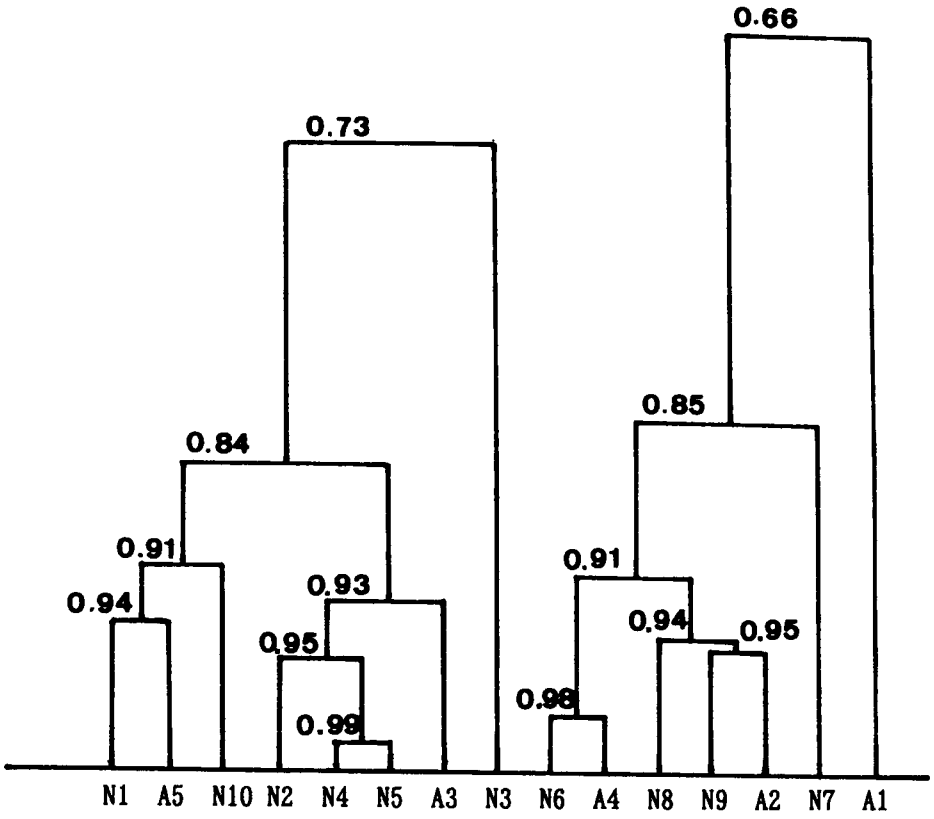


図5.4 片手操作におけるデンドログラム

No.3クラスターは、第1、第2変量が小さく、第3、第4変量が大きい。これは、各被験者が比例特性に関して制御性が良く、1階積分特性に関して制御性が良くないことを示している。

各クラスターとも健常者と切断者が分散して含まれていることから、片手操作の場合、健常者と切断者の顕著な差は見られなかった。

ついで、片手ノブと片手操作の差異を見るために、これらをあわせたデンドログラムを求めた。結果を図5.5に示す。

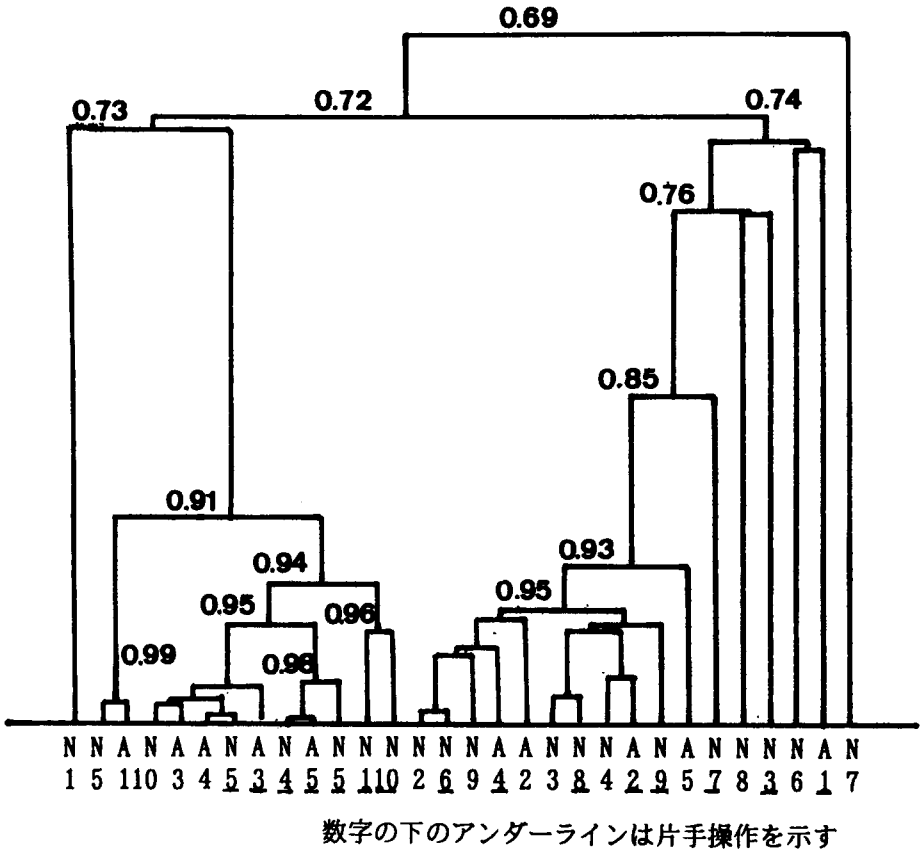


図5.5 片手ノブおよび片手操作におけるデンドログラム

また、相関係数0.90で分類すると次のようになる。

No.1クラスター：片手ノブ…N5, N10, A1, A3, A4
　　片手操作…N1, N2, N4, N5, N10, A3, A5

No.2クラスター：片手ノブ…N2, N3, N4, N9, A2, A5
　　片手操作…N6, N8, N9, A2, A4

孤立点　　：片手ノブ…N1, N6, N7, N8
　　片手操作…N3, N7, A1

さらに、各クラスターの変量を同じく表5.5に示す。
この結果から、No.1クラスターは、第1、第2変量に関してNo.2より大きく、第3、第4変量に関して小さいことが分かる。

各クラスターにおいて片手ノブ、片手操作ともにほぼ同じ数が含まれているため、片手ノブと片手操作においては、操作性にあまり差がないと考えられる。これは、被験者の多くが片手操作の場合、ハンドルを手で押して操作し、ノブによる操作とあまり差異がないことによると考えられる。

同様に、健常者の両手操作と切断者の片手ノブ操作について、デンドログラムを計算した。結果を図5.6に示す。

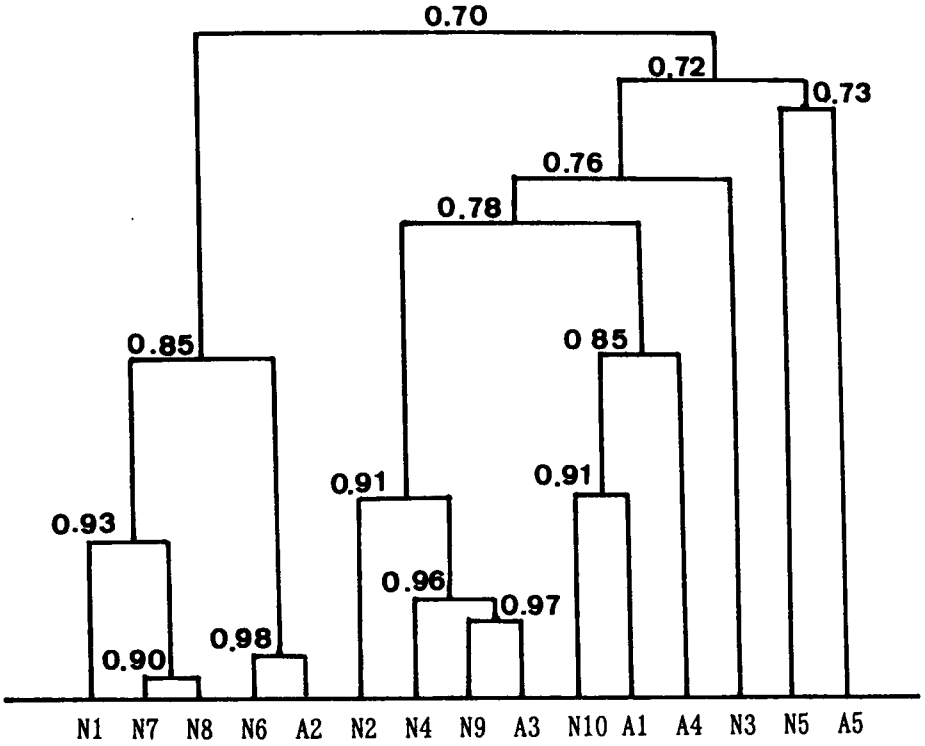


図5.6 健常者の両手操作および切断者の片手ノブ操作におけるデンドログラム

また、相関係数0.90で分類した結果を次に示す。

Ｎｏ１クラスター：N1, N7, N8

Ｎｏ２クラスター：N6, A2

Ｎｏ３クラスター：N2, N4, N9, A3

Ｎｏ４クラスター：N10, A1, A4

孤立点　　：N3, N5, A4

分類結果から次のことが分かる.

No.１クラスターは、第１、第２変量に関して他より小さく、No.２クラスターは、第２、第３、第４変量に関して他より大きい。No.３クラスターは、第３、第４変量が小さい。また、No4クラスターは、第１変量に関して他より大きい。

各クラスターに健常者と切断者が含まれていることから、比例特性、１階積分特性における追従制御においては、健常者の両手操作と切断者の片手ノブ操作の間には明確な相違がないと考えられる。このことから、車を運転することを想定した場合、例えば横方向のずれの補正に関して切断者が片手ノブ操作で十分な制御が可能である考える。

5．2．4 人間の伝達関数の同定

図5.1で示した追従制御システムのブロック線図において、人間への入力（目標値）と出力（操作量）との関係は次の図のようになる。

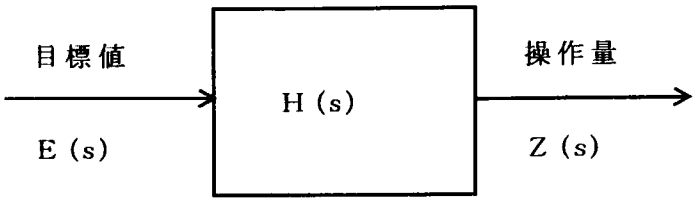


図5.7 目標値と操作量の関係

目標値と操作量から人間の伝達関数のパラメータを推定することができる。伝達関数としては、式(5.1)の井口モデル[2]を採用する。

操作量は次にようになる。

$$Z(s) = K(T_1 s + 1 + 1/(T_2 s))\, e^{-\tau s} E(s) \tag{5.3}$$

$$z(t) = K\left\{T_1 e(t-\tau) + e(t-\tau) + (1/T_2)\int_{t_1}^{t-\tau} e(x)\,dx\right\} \tag{5.4}$$

$$z(t_0) = K\left\{T_1 e(t_0-\tau) + e(t_0-\tau) + (1/T_2)\int_{t_1}^{t_0-\tau} e(x)\,dx\right\} \tag{5.5}$$

ここで、サンプリングは1秒間に50点で、t_0はそれぞれのサンプリング開始時刻を示す。計測時間は、前述したように30秒である。

実験の操作量と理論の操作量との偏差の2乗を評価関数とし、それを最小にするパラメータを伝達関数のパラメータとする。

評価関数は、

$$J = \sum_{t=0}^{t=1499} (z(t) - z(t_0))^2$$

$$\sum_{t=0}^{t=1499} \Big[z(t/50) - z(t_0/50) - K\left\{T_1(e(t/50-\tau) - e(t_0/50-\tau)\right\}$$

$$+ (e(t/50-\tau) - e(t_0/50-\tau)\} + 1/T_2 \int_{t_0/50-\tau}^{t/50-\tau} e(x)\,dx\Big]^2$$

$$= \sum_{t=0}^{t=1499} [z(t/50) - z(t_0/50) - \alpha_1 \{e(t/50-\tau) - e(t_0/50-\tau)\}$$

$$+ \alpha_2 \{e(t/50-\tau) - e(t_0/50-\tau)\} + \alpha_3 \int_{t_0/50-\tau}^{t/50-\tau} e(x)dx]^2 \quad (5.6)$$

となる。ここで、$\alpha_1 = KT_1$、$\alpha_2 = K$、$\alpha_3 = K/T_2$ である。

評価関数Jをα_1、α_2、α_3で偏微分して得られる3次元連立方程式を説くことにより、α_1、α_2、α_3を求め、その値から、パラメータK、T_1、T_2を求める。ここで、$E(s) = \pounds\, e(t)$、$e(t) = d/dt(e(t))$、$z(t)$は時刻tにおける操作量の測定値、t_0はサンプリング開始時間、τは人間の反応時間、又はむだ時間とする。

この方法により、人間の伝達関数を求めた結果の例を表5.6から表5.14に示す。

表5.6比例特性における
パラメータ（片手ノブ操作）

	片手ノブ操作		
	K	T1	T2
N1	0.338	0.143	281
N2	0.332	0.112	2112
N3	0.336	0.229	151
N4	0.338	0.076	930
N5	0.341	0.128	159
N6	0.33	0.222	313
N7	0.338	0.125	1000
N8	0.336	0.046	-2286
N9	0.338	-0.013	-106
N10	0.332	0.12	92
A1	0.33	-0.047	157
A2	0.353	-0.457	-66
A3	0.336	-0.138	364
A4	0.387	0.131	524
A5	0.338	-0.013	196

表5.7 比例特性における
パラメータ(片手操作)

	片手ハンドル操作		
	K	T1	T2
N1	0.337	-0.106	-99
N2	0.328	-0.184	-3504
N3	0.338	0.064	-1054
N4	0.336	-0.051	-288
N5	0.325	-0.168	60
N6	0.342	0.028	1763
N7	0.333	0.105	-305
N8	0.336	0.1	2084
N9	0.336	0.099	-1310
N10	0.33	0.066	100
A1	0.328	-0.006	47
A2	0.332	0.05	141
A3	0.337	-0.122	-487
A4	0.383	0.054	137
A5	0.289	-0.426	-301

表5.8 比例特性における
パラメータ（両手操作）

	両手操作	
	K	T1
N1	0.335	0.116
N2	0.326	0.025
N3	0.338	0.128
N4	0.337	-0.062
N5	0.334	0.054
N6	0.335	0.03
N7	0.34	0.19
N8	0.34	0.024
N9	0.336	0.124
N10	0.336	0.131

表5.9 1階積分特性における
パラメータ(片手ノブ操作)

	片手ノブ操作	
	K	T1
N1	0.026	16.2
N2	0.013	42.1
N3	0.024	26
N4	0.016	26.9
N5	0.02	21.2
N6	0.014	29.6
N7	0.004	170.4
N8	0.02	20.4
N9	0.021	21.6
N10	-0.026	-221.9
A1	0.036	10.7
A2	-0.013	-46.4
A3	0.031	12.8

表5.10 1階積分特性における
パラメータ（片手操作）

	片手ハンドル操作	
	K	T1
N1	0.019	25.6
N2	0.01	52
N3	0.021	17.2
N4	0.011	48.5
N5	0.032	11.3
N6	0.009	52.8
N7	0.029	14.7
N8	0.061	5.3
N9	0.014	38.3
N10	-0.019	-31.6
A1	0.041	11.2
A2	0.021	13.8
A3	0.033	12.7

表5.11 1階積分特性における
パラメータ(両手操作)

	両手操作	
	K	T1
N1	0.039	9.2
N2	0.002	344.7
N3	-0.01	-64.6
N4	-0.002	-536.6
N5	0.011	44.4
N6	-0.006	-96.1
N7	0.001	819.8
N8	0.022	23.3
N9	-0.005	-129.5
N10	-0.028	-26.1

表5.12 2階積分特性における
パラメータ（片手ノブ操作）

	片手ノブ操作	
	K	T1
N1	-0.053	-1.17
N2	-0.052	-3.35
N3	-0.035	-2.54
N4	-0.036	-3.93
N5	-0.033	-2.87
N6	-0.087	-1.38
N7	-0.063	-3.66
N8	-0.055	-2.15
N9	-0.017	0.81
N10	-0.019	-5.97
A1	0.014	-10.43
A2	-0.025	-3.94
A3	-0.054	1.82
A4	0.013	8.6
A5	-0.044	-2.03

表5.13 2階積分特性における
パラメータ(片手操作)

	片手ハンドル操作	
	K	T1
N1	-0.058	-3.25
N2	-0.053	-0.8
N3	-0.039	-5.58
N4	-0.066	-1.53
N5	-0.076	-1.66
N6	-0.072	-1.88
N7	-0.068	-3.18
N8	-0.037	4.29
N9	-0.064	-4.52
N10	-0.027	-1.31
A1	-0.044	0.28
A2	-0.04	-2.51
A3	-0.055	0.64
A4	-0.019	5.44
A5	-0.028	-1.66

表5.14 2階積分特性におけるパラメータ(両手操作)

	両手操作	
	K	T1
N1	-0.063	-5.01
N2	-0.054	-1.39
N3	-0.068	-3.85
N4	-0.063	-1.05
N5	-0.027	-2.09
N6	-0.083	-1.36
N7	-0.05	-2.92
N8	-0.07	-3.74
N9	-0.034	-5.94
N10	-0.046	-0.93

比例特性の場合、片手ノブ、片手操作、両手操作のT_2の値が比例特性のパラメータである“1”あるいはT_1に比較して大きい。故に、積分動作はほとんど行われていないと考えられる。ゲイン定数Kは被験者が変わっても正の数でほぼ同じ値となっている。1階積分特性、2階積分特性の場合、積分動作は操作対象に含まれるのでT_2の項は省略して各パラメータを求めた。

以上の結果をまとめると次のようになる。

(1)片手ノブ操作が片手操作より良い制御が得られる予想されるが、両操作による差異は得られなかった。

(2)2階積分特性の場合、目標値に追従することは非常に難しい。

(3)片手操作の場合、健常人と切断者の間に明確な相違はない。

(4)片手ノブ操作と片手操作では両者間にあまり差異はない。

(5)健常者の両手操作と切断者の片手ノブ操作においても両者間で明確な相違が得られなかった。全体としては、健常者と切断者の違い、ノブの有無の違いなどは明確な差は得られなかったが、得られた値を細かく見ると、次のような点が指摘できる。

(6)表5.6の片手ノブ操作の結果では、比例特性の場合のT_1の値では、健常者は一人を除いて正であるのに対し、切断者は一人を除いて負の数であった。また、表5.8の1階積分特性では、T_1の値が健常者においては正の数で、多くの被験者が同様の値を示しているのに対し、切断者では値のばらつきが大きい。これは、比例特性において健常者がわずかではあるが切断者よりも制御結果が得られていること、1階積分特性では切断者の何人かは優れた制御性を示していることなどと関連するものと考えられる。

今回、健常者と切断者の制御性を見るために、ハンドル操作に着目し、制御対象を種々に変えた場合の操作性を調べた。結果として、健常者と切断者の間で大きな差を得ることはできなかったが、一部の項目について多少の差異を得ることができた。これは、両者ともに健常な手における操作性に注目したことによると考えられ、切断端、あるいは切断端と健常手での両手動作など、実際の機能が欠損している部位を使用しての比較であればより顕著に差異が得られたことは明らかである。一方、健常な手に関して健常者と切断者において差異がほとんど見られなかったことから、日常生活において片手で多くの作業が可能であることが立証できれば、片側の切断者のための義手は比較的簡単で扱いやすいものが有効であることが予想できる。このことは、以下で示す手の動作分析の結果と併せて義手設計の基本的な概念を与えるものである。

５．３　日常生活（ＡＤＬ）動作における把持動作分析

義手において、健常の上肢の手の部分（手部）の代替部品は手先具と呼ばれ、義手の最も重要な構成部品となっている。義手の手先具は、外観よりも作業性を重視したフック型と外観を重視したハンド型に大きく分けられる。またこれらは各々開閉する動力を与える方式によって、生体の持つ力を動力とする能動型とバッテリなどを原動力としてアクチュエータで動かす外部動力型に分類される。最近、国際的には外部動力型の内で、電気を動力とする電動型の手先具が使用される傾向にあるが、わが国においては使用例が非常に少ないことが大きな問題としてあげられている[3]。このことに関しては、義手の支給制度、価格、メンテナンスなどが大きな問題であるが、加えて現状の電動義手の機能に多くの問題があるものと考えられている。また、米国においてはフック型能動手先具を義手の第１の選択枝としているところもあり、電動義手には支給制度等以外の機能的な問題が数多く残されていることが推測される。また、手先具にもおいても、５．１節で述べたように、ものを把持する手段を有しない両側切断か、片手で多くの作業が行える片側切断かによって要求される機能が異なることはことは明らかである。現状の電動ハンドは、本来の手の機能を復元することを目的としているため、必要以上の機能性を有し、生体に装着する上で重要な軽量化、確実性、簡易性などの点で劣るものとなる可能性がある。特に、前節の実験で、健常者と切断者において、片側でできる作業の能力にはあまり差異がないことが示されており、日常生活でどの程度両手動作を必要とするかによって、義手の基本的な設計概念を検討する必要がある.

したがって、本節では、両手動作の必要性の程度などを知り、現状の電動義手に替わる新たな概念の義手手先具の開発を目的として以下の動作分析を実施した。

５．３．１　把持動作分析

現状の電動義手において、予想される機能的な問題としては、円筒形状を把持する時の把持形態である円筒把持（ｼﾘﾝﾄﾞﾘｶﾙｸﾞﾗｽﾌﾟ）のみに限定されている把持形態で良いかどうか、そして、把持のスピードや把持する力などの基本仕様、生体からの義手のコントロールの方法はなどが上げられる。これら調べるために以下の実験を行った。

最初はＡＤＬにおける把持形態について動作の分析を行った。

把持形態は、Schlesingerの基本把持動作[4]に手が行なう作業を加えたものを使用した。これを図5.8に示す。

これらの基本動作を基にＡＤＬ動作において重要な手の把持形態の検討を行う。これらの動作だけでは、手の詳細な動作分析においては不十分ではあるが、義手を制御する信号の制約から切断者は多くの機能をコントロールすることが難しい現状においては、義手を開発する上で十分な種類であると考える。

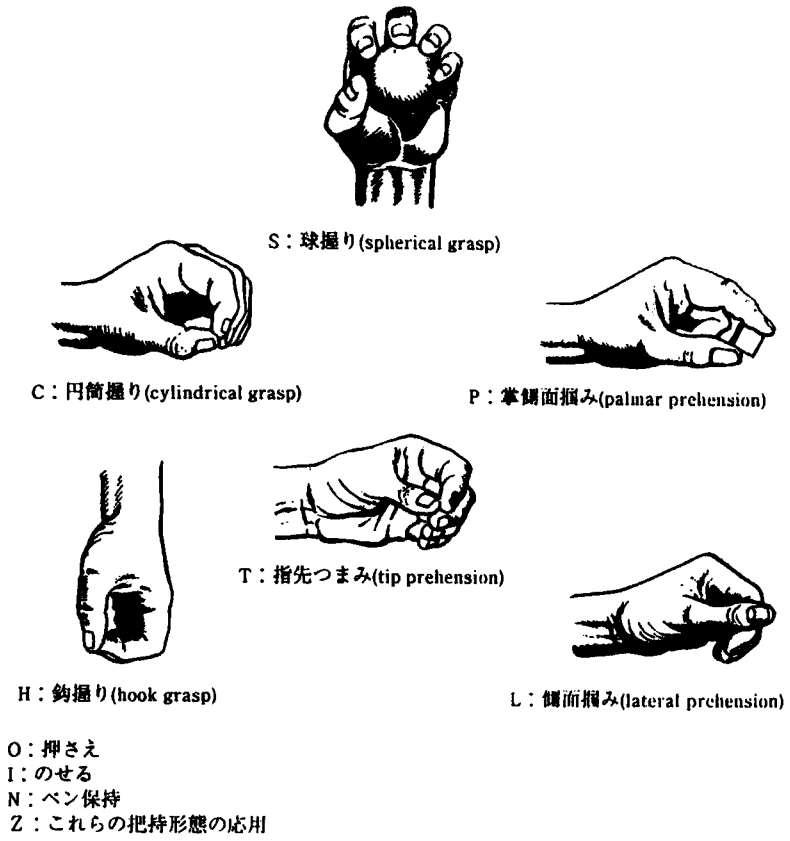


図5.8 基本把持動作

各ＡＤＬ動作における主要な把持動作とそれを行うための把持形態を主要な手と補助の手に分類して表5.15に示した。また、両手をどの程度必要とする実際の動作の各把持形態で実施し５段階評価（両手必要が４、片手では困難が３、片手でも可能が２、片手でほとんどできるが１、片手で十分を０）で評価した図も同じ表5.15に示す。全動作155例中、両手を必要とする作業（段階４）は22例の約14%で、段階３および４を合わせて約30%となる。このほかの約７割の作業は片手で可能で、段階３および４のものでも簡単な道具やTwo actions(１動作を２動作に分けて行う)により可能なものもあり、これらを含めると多くの作業が片手でできることを示している（表5.16）。

一方、片手のみでできることは25%、ほとんど片手できる段階１を含めると約40%で、片手で多くの動作を実施することは可能であるが、片手のみでは日常の生活においてはかなり不自由となることが考えられる（表5.17）。

表5.15 ＡＤＬ動作における把持形態

作業内容	主たる手の動作		補助の手の動作		両手指数
	把持基本	把持可能	把持基本	把持可能	
【食事動作】					
箸で皿のものを食べる	Z	*	*	*	0
箸で茶碗のごはんを食べる	Z	*	S	O-	3
スプーンで食べる	P	CLN	I	LI	1
フォークで食べる	P	CLN	I	FO	1
箸で掴んで食べる	C	L	*	*	0
フォークとナイフを使う	P	LN	P	CLN	4
食パンにバターを塗る	P	L	S	CU	1
パンをちぎって食べる	Z	*	S	O	1
塩，こしょうの瓶を振る	C	PSL	*	*	0
紙パックを開ける	Z	*	A	K	3
瓶の王冠をあける	P	L	O	K	3
瓶のネジ式のふたをあける	Z	*	O	K	2
ジュースの缶をあける	H	*	O	K	2
蜜柑をむく	Z	*	S	CL	2
林檎の皮をむく	Z	*	S	C	4
グラスの中味を飲む	C	*	*	*	0
コーヒーカップで飲む	X	C	*	*	0
やかんから湯を注ぐ	P	H	O	-	1
急須で茶をつぐ	P	H	O	-	1
ポットから湯を注ぐ	O	*	C	*	2
茶碗にご飯をもる	P	L	S	I	3
味噌汁など椀にいれる	P	*	S	I	3
鍋蓋を開ける	L	L	L	S	3
【整容動作】					
タオルで体を拭く	Z	CPSL	P	CSL	2
くしを使う	P	CL	*	*	1
ブラシを使う	P	*	*	*	1
歯を磨く	P	*	*	*	0
ドライヤーで髪をセットする	C	*	P	CL	4
電気剃刀を使う	P	CL	*	*	1
爪を切る	Z	CLO	*	*	0
鼻をかむ	Z	O	Z	O	2
顔を洗う	Z	O	Z	O	2
ハンカチで拭く	P	CL	*	*	0
口紅をつける	N	CL	*	*	0
箸で化粧をする	N	CL	*	*	0
コンパクトを使う	C	L	*	*	0
クリーム・ローションを塗る	Z	*	Z	*	2
髭を剃る	Z	-	Z	*	4
ピンセットを使う	Z	CL	O	-	2
耳掃除をする	Z	-	*	*	0
髭を洗う	Z	-	Z	*	2
小便をする	Z	CL	O	-	1
扉の出し入れ	Z	CL	Z	CL	2
ティッシュを引き出す	Z	CL	Z	CL	2
後始末をする	C	L	O	-	1
排便をする	Z	CL	Z	CL	2
後始末をする	Z	*	CL	*	2
小さい袋を開ける	L	C	L	C	2
湯呑を飲む	LC	*	*	*	1
【更衣動作】					
箪笥の引き出しの出し入れ	H	*	H	*	3
服をたたむ	Z	CL	Z	CL	2
服の収納	I	K	I	K	1
ボタンの着脱	Z	*	Z	CL	2
スナップをかける，はずす	C	SL	C	SL	3
ネクタイをしめる	Z	*	Z	*	4
カフスのボタンをとめる	Z	*	Z	*	3
ファスナーをしめる・あける	L	C	C	L	2
ズボンをはく	L	C	L	CT	2
スカートを 着る	L	C	L	CT	1
ベルトの着脱	Z	*	Z	*	2
ひもを結ぶ	Z	CL	Z	CTL	3
帯を締める	Z	*	Z	*	4
シャツの着脱	Z	CPL	C	HPL	2
パンツの着脱	Z	CPL	C	HPL	2
パンストの着脱	Z	CHL	C	HPL	2
靴下の着脱	Z	CHL	C	HPL	2
上着（ジャケット）の着脱	Z	CPL	C	HPL	2
手袋の着脱	L	CHS	*	*	0
帽子の着脱	L	CHS	*	*	0
イヤリングを付ける	Z	*	Z	CTL	2
安全ピンでとめる	Z	*	L	C	3
ブラジャーを掛ける	Z	*	K	*	4
ポケットから小物の出し入れ	L	C	*	*	1
靴（紐なし）の着脱	C	SL	*	*	1
包丁を使う	P	*	O	-	4
食器を洗う	P	CL	P	CL	3

作業内容	主たる手の動作		補助の手の動作		両手指数
	把持基本	把持可能	把持基本	把持可能	
食器を拭く	P	CL	P	CL	3
両手鍋を振う	H	P	H	P	4
片手鍋を振う	P	*	*	*	1
タイマーをセットする	Z	CL	*	*	0
押し切り缶切りで缶を開ける	P	-	C	P	3
大根などをおろす	C	P	P	C	3
鍋を抱る	P	CL	P	CLO	2
ドアのノブの開閉	S	CL	*	*	0
引き戸の開閉	H	*	-	-	2
扉の開け閉め	H	*	-	-	2
コンセントプラグの脱着	L	CP	O	-	2
掃除機を使う	C	LP	C	LP	1
ホーキとちりとりを使う	P	LC	P	CL	4
机を押かして運ぶ	P	C	P	C	3
椅子を運ぶ	H	-	*	*	1
鍵をかける	L	-	*	*	0
雑巾をかける	P	CL	*	*	0
アイロンをかける	P	CL	O	-	3
ホースで水をまく	P	CL	*	*	0
風呂をたわしで洗う	S	C	*	*	0
布団をひく，しまう	P	CL	P	CLI	2
椅子をたてる	P	CL	P	CLI	2
洗濯物を干す，取り入れる	Z	*	P	CL	3
マッチで火を付ける	C	L	C	L	3
ミシンで縫い物をする	P	CLO	P	CLO	2
針で縫い物をする	L	C	P	CL	4
編み物をする	P	CLN	P	CLN	4
哺乳瓶を振う	C	PL	O	-	1
おしめを振う	P	CL	P	CLO	3
【一般動作】					
ボールペンで文字を書く	P	L	O	-	2
消しゴムで文字を消す	L	C	O	-	2
パソコンのキーボードを打つ	Z	-	Z	O	3
マウスを動かす	P	CPL	*	*	0
マウスをクリックする	Z	-	*	*	0
手紙を封筒に入れる	L	C	L	C	2
手紙を張って封をする	L	C	L	C	2
電話をかける	P	CL	*	*	0
硬貨を販売機に入れる	C	L	*	*	0
自転車のハンドルを持つ	P	CL	P	CL	3
自転車のブレーキ操作	Z	-	Z	-	4
自動車のハンドル操作	P	CL	P	CL	2
チェンジレバー操作	S	CP	*	*	0
チェンジレバーのボタン操作	Z	-	*	*	0
販売機から切符を取る	C	L	*	*	0
切符の提示	L	C	*	*	0
本のページをめくる	C	L	*	*	0
新聞を持って読む	P	CL	P	CL	2
ハサミで紙を切る	Z	*	L	CP	4
定規とカッターで物を切る	P	LN	O	-	3
鉛筆をナイフで削る	P	*	P	L	4
定規で物を計る	L	O	-	-	2
大きい巻き尺の尺を引き出す	L	C	P	NO	3
印鑑を使う	C	PL	*	*	0
パチンコ玉を掴む	C	L	*	*	0
ボールを握る	C	L	*	*	0
財布から小銭を出す	C	L	P	CL	2
財布から札を出す	C	L	P	CL	2
自動販売機から缶をとる	C	PL	*	*	0
タバコを吸う	C	L	*	*	0
時計を腕にはめる	Z	*	*	*	0
手動開閉式の傘を開ける	P	CL	L	C	2
ハンマーで釘を打つ	P	*	L	C	4
鋸で木を切る	P	*	O	-	4
ボルトナットを工具で締める	P	*	P	L	4
ペンチで物をはさむ	Z	*	P	CL	3
電動工具を持つ	P	*	P	CLO	4
はけでペンキを塗る	N	CPL	H	C	3
大きい箱を持つ	H	N	H	N	3
大型のスコップを持つ	P	C	P	C	4
鍬を使う	P	C	P	C	4
大型の傘をさげる	H	C	*	*	1
杖をつく	P	C	*	*	0
眼鏡の着脱	L	C	L	C	2
眼鏡を拭く	Z	*	L	C	2
シートベルトを付ける	L	CP	*	*	1
シートベルトをはずす	L	CP	O	-	3
ボリュームのつまみを回す	P	CL	*	*	0
ボリュームのボタンを押す	O	-	-	-	0
マイクを持つ	P	CL	*	*	0

表5.16 両手を必要とする動作，片手動作の割合

	階段	動作数	%
両手が必要	4	22	14
片手では困難	3	28	18
片手でも可能	2	44	28
片手でほとんどできる	1	22	14
片手で十分	0	39	25

表5.17 両手動作と片手動作

両手動作	14%
通常両手	61%
片手動作	25%

表5.18 使用頻度の高い把持の形態

円筒握り	67%
手の平握り	51%
サイドピンチ	70%
フック	17%
球状握り	21%
押さえ	32%
伸ばせる	23%

また、補助の手として有用性が高い把持形態を調べる目的で、片手のみでできる動作を除く94の動作について把持の検討を行う。結果を表5.18に示す。作業をする際の基本的な形態とそれでなくても把持可能な形態を含めてると、図5.12の把持形態の内、C（ｼﾘﾝﾄﾞﾘｶﾙｸﾞﾗｽﾌﾟ）が67%、P（パルマー）が51%、またL（サイドピンチ）が70%とこれら3つの動作が有用性が高いことが示されている。

5．3．2 更衣動作における把持スピードの計測と結果

把持形態とともに義手に要求される重要な項目に把持する速度があげられる。

健常者の把持速度の計測を行うため、図5.9に示す母指の開度（母指－示指間の距離）の測定装置を製作した。開度の測定部は、母指と示指に近接して、ボールジョイントを有する継手と非常に小型のポテンショメータにより構成され、ｼﾘﾝﾄﾞﾘｶﾙｸﾞﾗｽﾌﾟや側面摘み（ﾗﾃﾗﾙﾋﾟﾝﾁ）などの把持形態に関係なく母指と示指間の距離が測定できるように設計した。また、把持したことが分かるように小型の圧力センサを母指上に配置した。測定装置のブロック図を図5.10に示す。３名の被験者に対して、非利き手である左に上記のセンサを取り付ける。被験者には、両手を使用する代表的な動作としてチャック付きジャケットを着る更衣動作で実験を行った。

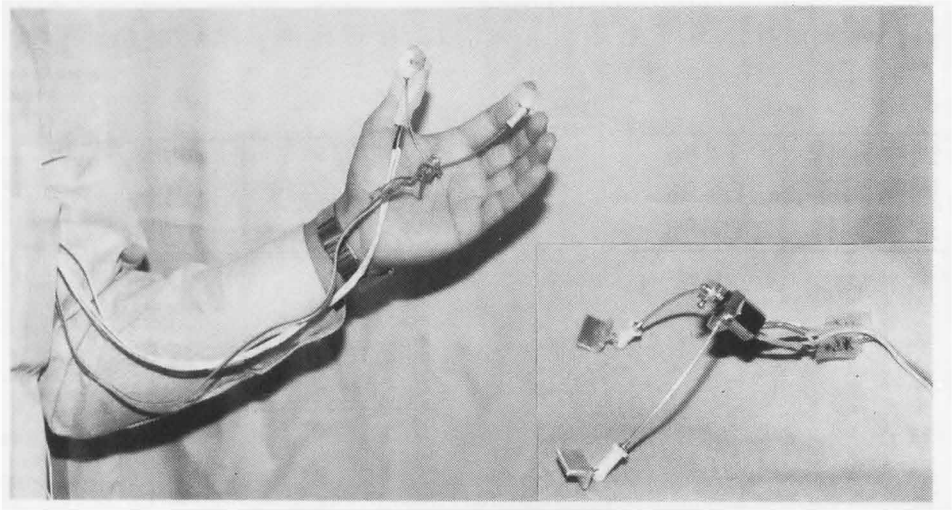


図5.9 母指－示指間距離測定センサー

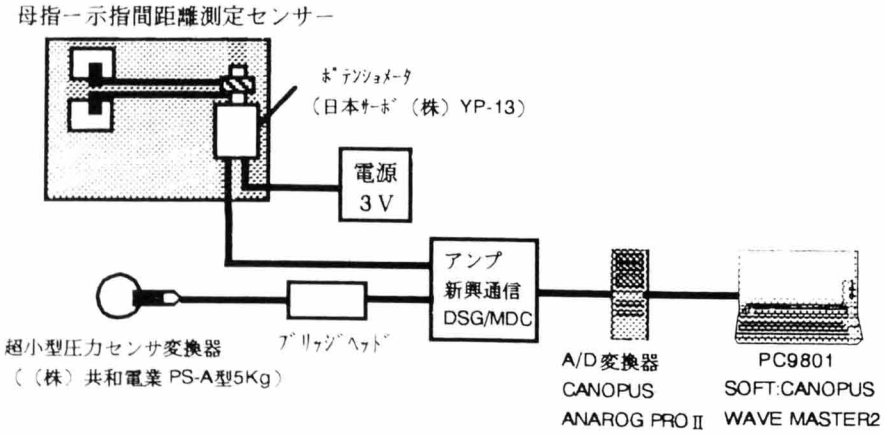


図5.10 母指－示指間距離測定装置

更衣動作では特に制限を加えず通常通り行うよう指示した。各被験者ともに更衣動作中は、袖および衿の把持の際にセンサ装着側の手の開閉を行っていた。

この２回の開閉動作中の指の開閉速度の例を図5.11示す。

３人の被験者に対し、手を開閉する時の平均速度を求めると、開き側で202mm/s、閉じ側で242mm/sであった。これらの値は、市販の電動義手の開閉速度の30mm/s～100mm/sに比べてかなり大きく、これらが現用の義手のわずらわしさの一因になっていると考えられる。

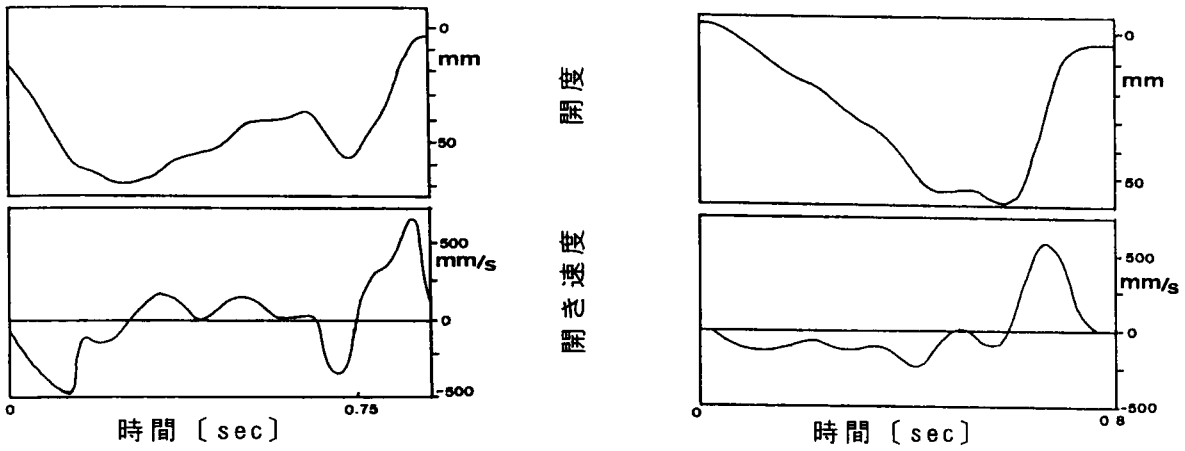


図5.11 指の開閉速度の計測例

５．３．３　把持形態と把持速度に関しての考察

以上のように、ＡＤＬ表をもとに動作中に行われる手の把持動作を、義手手先具を開発する視点から分類した。また、把持速度に対して母指 示指間距離計測装置を製作し、更衣動作に応用し、手先具に求められる開閉速度について検討した。

この結果、手の把持動作については、円筒握りと同様に側面把持が有用性が高いことが分かった。現状の電動義手のほとんどが円筒握りの把持形態のみしか有していないことと、作業において有用性が高いといわれている能動フックが側面把持に近い形態であることから、ものを把持する観点で義手の高機能化を目指す場合、これら２種の把持形態を有する義手ハンドが有効であると考えられる。

また、ＡＤＬに関しては、動作を行なう際に必ず両手を必要とする動作はあまり多くなく、大半の動作が片手で可能であることが分かった。しかし、通常の動作の多くは両手を使用しており、片手で大半の動作は可能であるものの片手では不自由であることが分かった。

把持スピードに関しては、実際の手の開閉速度は、現状の義手の開閉速度に比べて２、３倍のスピードであることから、現状の義手の速度向上が一つの目標であることが指摘された。

これらから、義手手先具は次の点を考慮して設計する必要があると推測される。

(1)片手で大半の動作は可能であるので、片側切断者においては、日常生活においては、高機能、高重量のものより利き手となる健常手の補助手として簡易性および外

観性の高い義手が有効である。
(2)両手切断者や健常手に障害がある場合、義手には利き手と同様の高機能化が要求される。
(3)円筒握りの把持形態に加えて、側面把持の形態が付加されれば義手の機能性が向上する。
(4)把持の速度に関しては、現状の義手よりも２倍以上の速度が要求される。

５．４　義手手先具の機能評価

義手による作業性は、切断者の残された能力と義手の機能に大きく影響されることは言うまでもない。このことから、5.2節の上肢切断者の制御能力を評価する手法の意義が考えられる。一方、切断者が使用する義手についても、一定の条件にしたがって、それぞれの機能比較が実施されるべきであるが、これに関する研究はほとんどない。そこで、本節では、現状の義手の形態を分類し、それぞれの義手について比較検討を行い、現状の義手の問題点を探る。

５．４．１　義手の手先具とテスト対象

義手の手先具は形態や機能の全く異なる様々のものが使用されている。しかし、それらの機能性や実用性および問題点について統一的に評価された研究は少なく、義手の処方上あるいは製作、適合上の問題となっている。加えて、現状の手先具の性能を比較検討することは、新しい手先具の開発の方向を見出す基礎資料となる。本節では、現在通常使用されている義手手先具の内、能動フック型、能動ハンド型、電動ハンド型の３種を対象に、実際の切断者の義手と模擬義手を加え比較テストを実施し、それぞれの問題点を検討した。

義手手先具は形態的には、ハンド型とフック型などに分類され、それぞれに対して様々なものが開発されている。また、これらは指の開閉の動力源を持つか持たないか、また、持つとしたらどの様にして動力を得るかによって、装飾用、体内力源、対外力源に分類され、これらに対しても様々な市販品、開発品がある。義手においてはこれら①手先具の形態、②動力源に加えて、これらを制御する情報をどの様に得るかという③制御方式の問題がある。義手の手先具は、手先具の機構をどのような方式で制御するかによって、基本的に大きく２つの種類に分類さる。つまり、手先具を動かすための動力を体幹に巻いた帯状のハーネスを介して得る方式と、生体からの筋電位を制御情報としてアクチュエータを介してして手先具を動かす方式である。前者のものが能動義手とよばれ、後者のものは筋電義手と呼ばれ、この２者で機能的な義手の大半を占めている。

しかし、いずれにしても制御できるチャンネル数に限界があり、手先具の機能を複雑にしても現状では使いこなすことができない。

手先具の形態は、現状では、手の形状を無視して作業性を優先させたフック型と

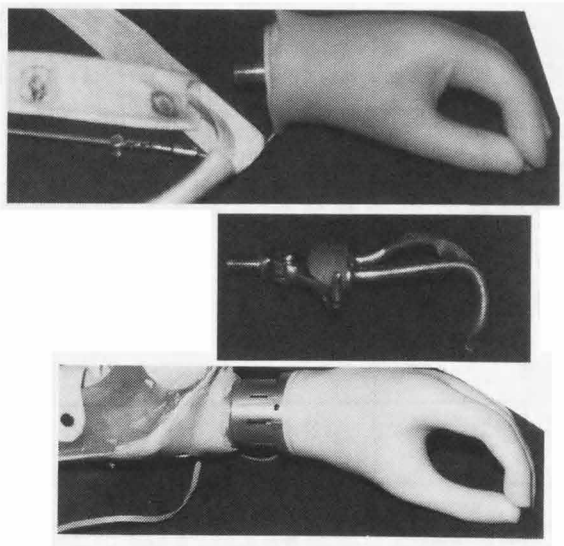
手に近い形状で前節でも述べた円筒握りの把持形態のハンド型の２つに大きく分類される。臨床では、主としてこれら２種類の制御方式と２種類の機構の合計４種類から患者に適する義手を選択することなる。

本節では、これらの内、機能的な手先具としては最も多く使用されている代表的な３種類の手先具で実施した。これらの製品名を具体的に記すと次のようになる。フック型の電動義手は使用例が他と比較して極端に少ないので試験対象から除外した。

(1)ホスマー社５ＸＡ（能動フック）

(2)OTTOBOCK社ＶＯハンド（能動ハンド）

(3)OTTOBOCK社MYOBOCK（電動ハンド）



能動ハンド

能動フック

電動ハンド

図5.12 テストを実施した義手手先具

５．４．２ 被験者

手先具以外の切断者の運動機能は、ほぼ健常者と同じとなるように前腕の回内外機能が残存している手関節で離断した切断者と模擬義手を装着した健常者の６例に対してテストを実施した。また、ペグボード検査については、フック、ハンド、電動ハンド、の３種類に対して十分な訓練を経た被験者に限定されるため、上記被験者の内の２名に限定してテストを行う。また、ペグボード検査においては10名の健常者の結果を健常者の標準値とする。

５．４．３ テスト項目

手先具の機能性は、①様々なものが把持できるか（把持可能性）、②作業性が良いか（作業性）などに分類される。

今回、この２点に注目して、それぞれ把持機能検査とペグボードを応用した機能検査およびリハビリテーション分野で使用されている簡易上肢機能検査（略称ＳＴＥＦ）などを用いて手先具の把持能力と作業能力を調べた。

（１）把持機能検査

物が把持できるかどうかを調べるテストで、テストピースは、正四面体や円錐など幾何学上の基本的な物体と日常生活において把持しにくいと考えられるものを併せて40種類を選択した。１つあたり把持できれば2.5点づつ加算し、全ての物体の把持が可能であれば100点となるように点数化した。また、把持可能であるが不安定である場合は２点とし、道具など自助具を使用して把持できる場合は1.5点としてテストを行った。テストピースの外観と寸法を図5.13に示す。

（２）簡易上肢機能検査（略称：ＳＴＥＦ）

上肢の動作能力、特に動作の速さを簡単にかつ数値データとして点数化できる簡易上肢機能検査を利用し、テストを行なった（図5.14）。ＳＴＥＦは、リハビリテーションの分野では広く使用され、健常者の標準化したデータも多いのでこれを使用した。

分類	番号	形状	寸法（mm）	材質	重量	能動ﾌｯｸ5XA	ﾊﾝﾄﾞ母指可	電動ﾊﾝﾄﾞ
1	1	正四面体	10	エポキシ樹脂	0.5	○	○	×
	2		20	エポキシ樹脂	3	○	○	△
	3		30	エポキシ樹脂	5.8	○	○	○
2	4	三角錐	50φ100	エポキシ樹脂	67.5	○	○	○
3	5	三角柱	50φ10	木	7	○	○	○
4	6	正六面体	6	ｼﾞｭﾗﾙﾐﾝ	0.6	○	○	○
	7		18	木	2	○	○	○
	8		25	木	8.2	○	○	○
	9		40	木	32.5	○	○	○
5	10	四角柱	5×63×5(横)	鋼	11	○	○	×
	11		9×100×9横	木	3.5	○	○	○
	12		35×35×7	木	6	○	○	○
	13		40×40×50	木	38	○	○	○
	14		25×70×110	木	102	○	○	○
	15		70×25×110	木	102	○	○	○
6	16	球	2	鋼	−	○	▽	▽
	17		5	鋼	0.5	○	▽	▽
	18		10	鋼	4	○	○	▽
	19		16	ガラス	5	○	○	○
	20		20	木	2.5	○	○	○
	21		30	ガラス	33	△	○	○
7	22	円錐	40φ×40	エポキシ樹脂	35	△	○	○
8	23	円柱	22φ×2	100円硬貨	4.5	○	▽	▽
	24		23.5φ×1.5	10円硬貨	4.5	○	▽	▽
	25		5φ×100横	鋼	7	○	○	▽
	26		12φ×100横	ｼﾞｭﾗﾙﾐﾝ	30	○	○	○
	27		30φ×100	ｼﾞｭﾗﾙﾐﾝ	195	○	○	○
	28		70φ×100	ｼﾞｭﾗﾙﾐﾝ	1050	○	○	○
9	29	板	100×220×2	化粧合板	31	○	×	×
10	31	布		ﾅｲﾛﾝ繊維	−	○	○	○
11	32	紙		コピー用紙	−	×	○	○
12	33	針	0.6φ×40		−	○	×	×
	34		1.2φ×50			○	▽	▽
13	35	自由①：ﾅｯﾄ横	ISOM6用	ｽﾃﾝﾚｽ	−	○	○	▽
	36	形状②：ﾅｯﾄ縦	同上	エポキシ樹脂	−	○	○	○
	37	③：円盤	55φ×15		50	○	○	○
	38	④：紙コップ小	52-72φ×70		−	○	○	△
	39	⑤：紙コップ大	60-89φ×140		−	○	○	△
	40	⑥：毛糸			−	○	○	▽
合計						96.5	90	79.5

※ ○…可能(2.5点)，△(2点)…把持できるが不安定，▽(1.5点)…自助具（改良ピンセット）を使用して可能：やや実用的ではないが，×(0点）…不可能，　横は対象物を横にして置いた状態を示す，15番は幅の広い(70mm側）を把持するテスト，ーは問題にならない程度なので省略した，硬貨や化粧板ﾃｰﾌﾞﾙの縁にもってくればハンドでも可能紙はテーブル面上に密着して置く，毛糸はテーブル面に沿ってまっすぐ置く

図5.13 把持機能検査と結果

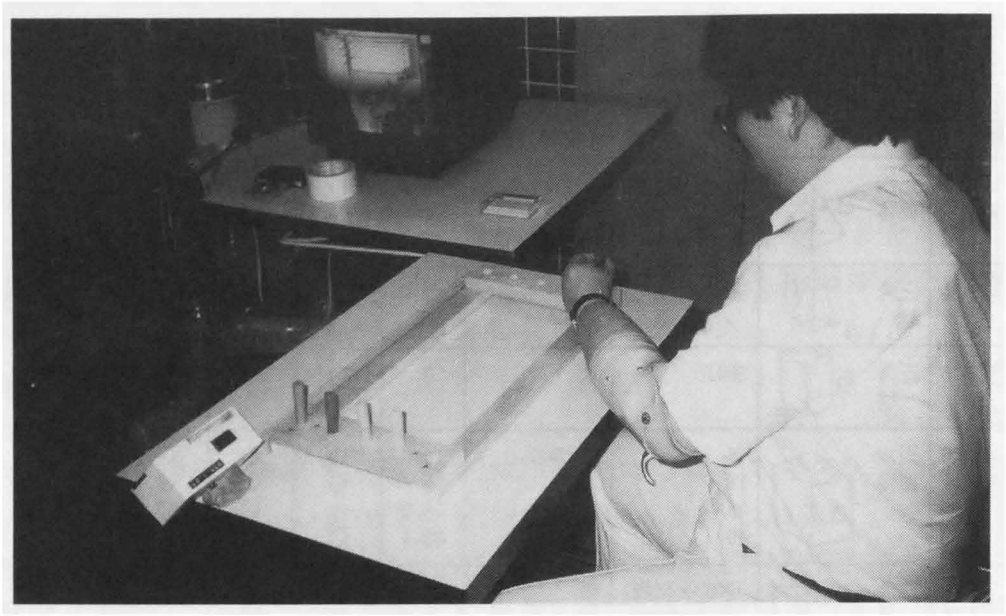


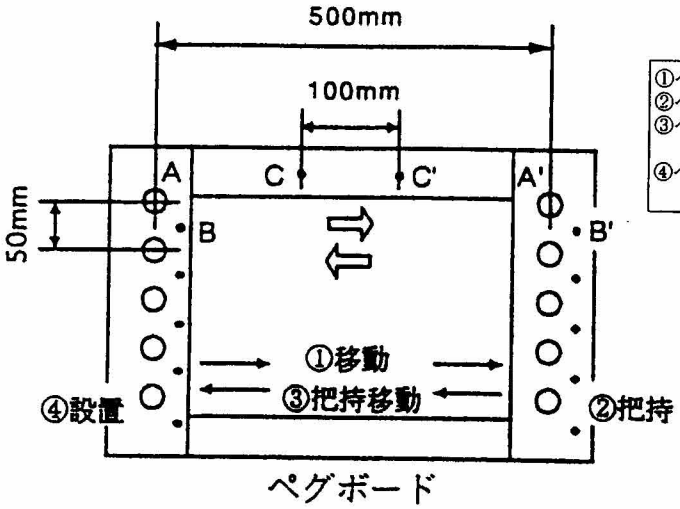
図5.14 ＳＴＥＦによるテストの実施

（３）ペグボード検査

ペグボード検査は、作業能力を調べる上で基本的なテストであるが、移動する対象物（ペグ）の大きさや位置関係で様々な形態が考えられる。

今回は、基本的な上肢と義手の動作を分析する目的で、作業療法で使用されているペグを用いて、それを設置および移動するためのボードを作成した。ペグボードとペグの寸法を図5.15に示す。ボード上に差し込んでいるペグを右から左（ＡからＡ’など）あるいは左から右と移動させる。ペグは４種類を使用した。

検査項目は，(1)ペグ大一方向、(2)ペグ中一方向、(3)ペグ小一方向、(4)ペグ大往復、(5)ペグ大を一度移動するとその度ごとにペグ特大を１回移動する、の５種に対して、右側からのスタートと左側からのスタートの全10種である。これらの検査に対して、それぞれの所要時間を計測した。また、ペグ大往復の右からスタートに対しては、図に示す一つのペグの移動動作を４つの動作に分解し、それぞれの所要時間を分析した。結果を図5.16に示す。



ペグの種類

①ペグ大	木製	8g	直径15×70mm	円柱
②ペグ中	木製	1.5g	直径15×20mm	円柱
③ペグ小	チタン	9g	直径15×10mm さし込み5×15mm	さし込み円柱
④ペグ特大	アルミ合金	123g	直径40×35mm さし込み5×15mm	さし込み円柱

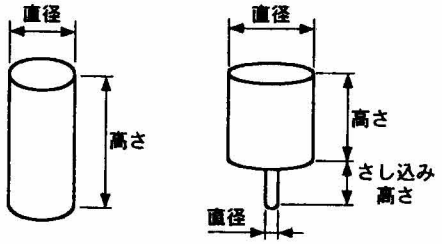


図5.15 作成したペグボードとペグ

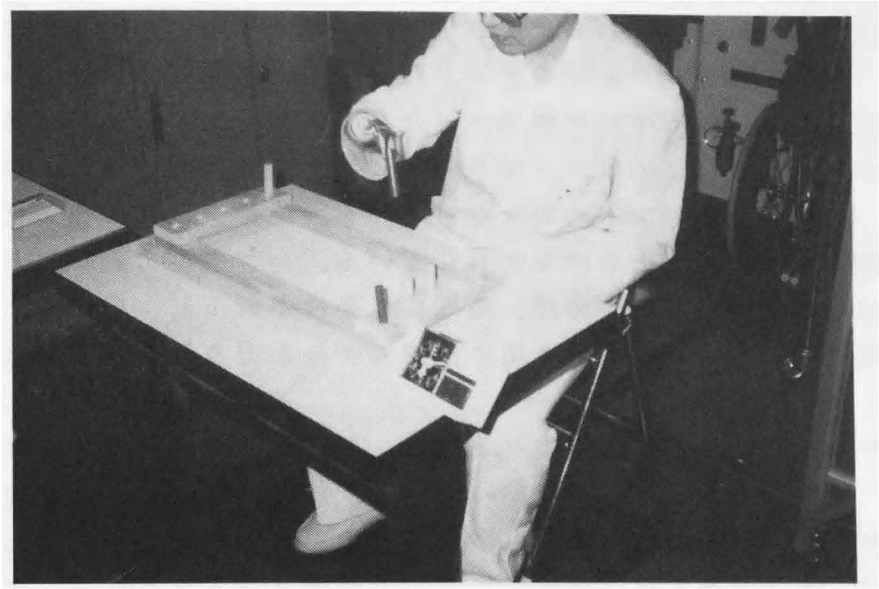


図5.16 ペグボードテスト

5．4．4 試験結果

40種の対象物が把持できたかどうかのテスト結果を図5.17に示す。いずれの手先具も、大半の物は把持することが可能であるが、比較的小さいものや大きいもの、滑り易いものなどの影響によりテスト結果に差が生じる。フックは、様々なものの把持に対して有効であることがこの結果からも分かる。

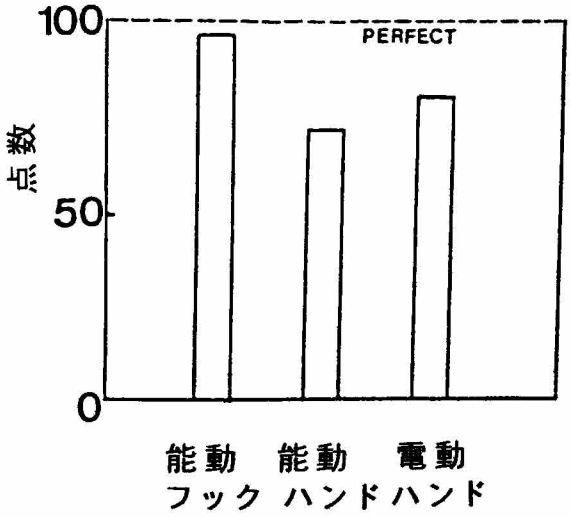


図5.17 把持機能検査結果

能動ハンドや電動ハンドはフックに比較してものを掴むという機能はやや劣るという結果が得られている。これらはハンドでは小さい物の把持が困難であること、また、能動ハンドでは大きなものの把持も難しいことが原因と考えられる。

つづいて作業性という点での比較テストとして実施したＳＴＥＦの結果を図5.18に示す。このテストでは、能動フックが各被験者とも優れていることが分かる。ついで、電動ハンド、能動ハンドの順となっている。能動フックの作業性はいずれの被験者も能動ハンドの約２倍の機能を有している。ハンド型の義手においては、把持しにくい対象物に対する動作の際、極端に作業性が低下し、低い得点となったことから、作業においても対象物が簡単に把持できるかどうかが重要であると考えられる。

これらのテストの結果から、能動フックは、把持性能や作業性で優れており、作業に適する手先具と考えられる。能動ハンドは、外観性はフックより優れているが把持の機能性などにおいては現状では多くの問題を有していると考えられる。また、電動ハンドは、十分訓練すれば操作性において能動ハンドとそれほど劣るものではないが、機能としては基本的に現状の能動ハンドと同様であるため、多くの問題点をまだ残していると考えられる。

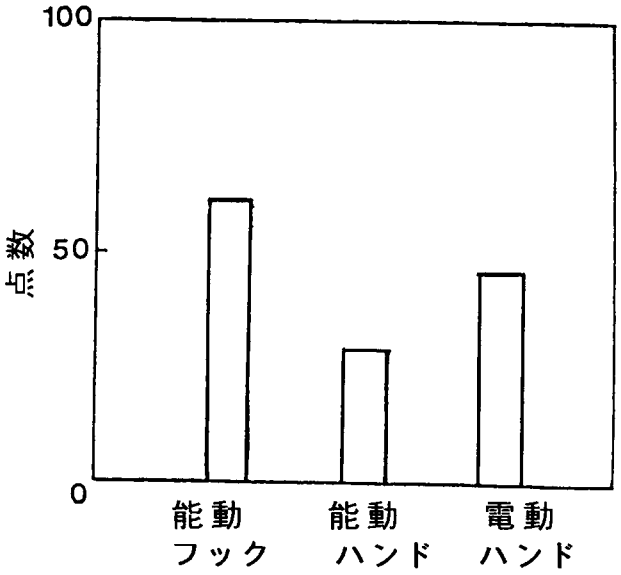


図5.18 ＳＴＥＦの結果の平均値

新しい手先具の開発においては、外観性と機能性において高い性能が期待できるもの、つまりハンド型で高機能化をめざしたものが開発の目標と考えられる。

また、訓練効果について考察を加える。今回のテストにおいては、能動義手では比較的短い時間の訓練である程度の操作能力が獲得できたが、電動義手においては、かなりの訓練時間を要し、短期間では十分な操作能力の獲得が難しいことが図5.19から示すことができる。今回の実験でも、この結果を考慮し、電動ハンドにおいては他の手先具の約２倍以上の訓練を実施したのち各テストを行なった。

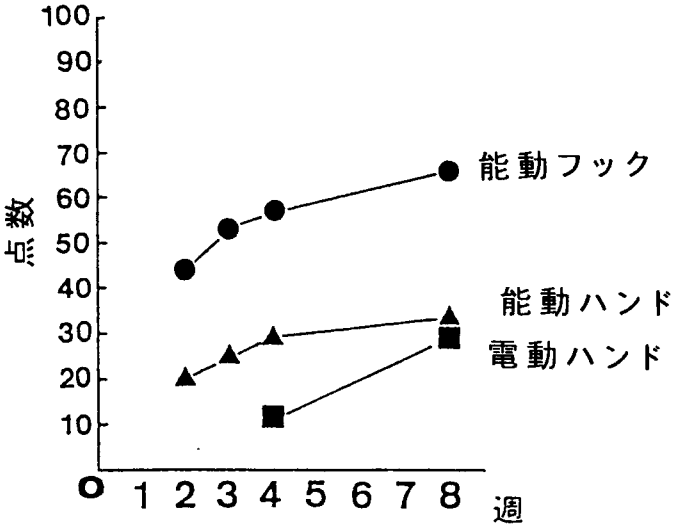


図5.19 訓練時間とSTEFの結果

把持機能検査でも同様にフックが把持機能に優れていることが分かった。物を把持する場合、手先具には①細かいものをつかむことができる機能である巧緻性、②大きいものをつかむための手先の開度、③面に沿う形状、④摩擦力が重要であるが、フックは、このうち①②③に対して優れており良い検査結果が得られものと考えられる。逆にハンドは、③④の能力に優れているが、巧緻性がなく、大きい物の把持能力もフックに劣るため把持機能の成績が低かったものと考える。電動ハンドは、把持の機能は能動ハンドと同等と考えられるが、把持のための手先の開度が能動ハンドより大きいため、能動ハンドより良い成績が得られた。その他の検査においては、把持が容易に行うことができる場合は、ハンドとフックの差はあまり見られなかった。また、フックも把持面の摩擦は、ここでは詳細な結果を示していないが、滑りやすい球をつかむテストで成績が低かったことから、フックの欠点であることが明らかになった。電動ハンドは安定した制御が得られるまで相当の訓練時間を要するが、それが獲得できれば、能動ハンドを上回る機能性が得られることも予想される。

次にペグボード検査による結果と考察について述べる。

各被験者の各手先具でのペグの10項目のテストの所要時間の合計を図5.20に示す。２名ともフック・ハンド・電動ハンドの順で作業時間が長くなることが示されている。このことは、作業性に関してはフックが優れているという、ＳＴＥＦで比較した結果と一致している。しかし、被験者Ｈが能動フックを使用した際の作業時間は、健常者の平均値（約100秒、標準偏差11.5）の３σ点（約134）よりも大きいことにから、非常に熟練した使用者でも健常な手と義手手先具とでは、作業能力に差があることが分かる。これらは、ある程度予想された結果であるが、これら作業の低下

の要因を調べる目的で、ペグ大における作業に注目した。1つのペグを移動させる動作を①ペグ把持のための手先具の移動（移動）②ペグ把持（把持）③ペグ移動（把持移動）④ペグの目的位置への設置（設置）の4項目に分類し、それぞれの平均所要時間と標準偏差を計算した。

2名の義手被験者に2名のフック使用者のデータを加えた4名8種の義手の手先具の平均値を図5.21に示す。これによると、義手が最も劣っている動作は、ペグの把持動作であると考えれる。特に、つかみにいくための手先具の対象物への移動（図5.21に示す①移動）時間と対象物をつかんで目的場所まで対象物を移動する時間（図5.21の③把持移動）は手先具が変わり全体の所要時間が大きい場合でもほとんど一定であることが分かる。また、対象物をつかむために必要とする時間（図5.21の②把持）は手先具による差が大きく、ここでの時間が作業性に大きく影響している。このことは、把持をしたことを義手使用者に知らせる感覚フィードバックの有用性を示唆するものである。

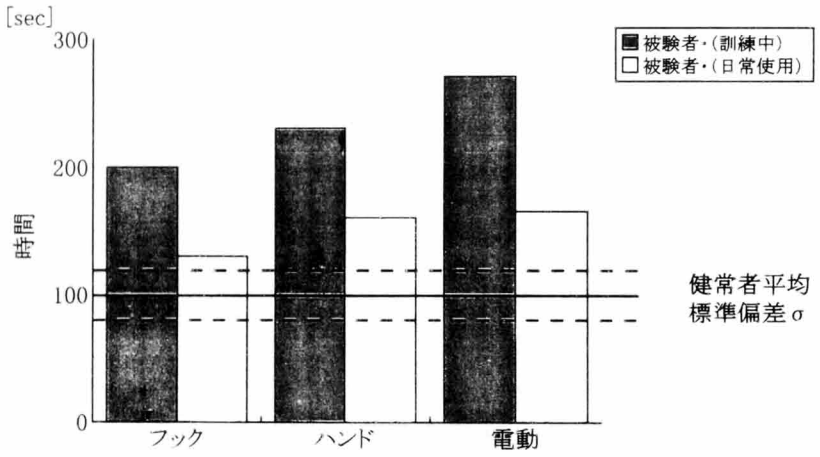


図5.20 フック・ハンド・電動ハンド比較

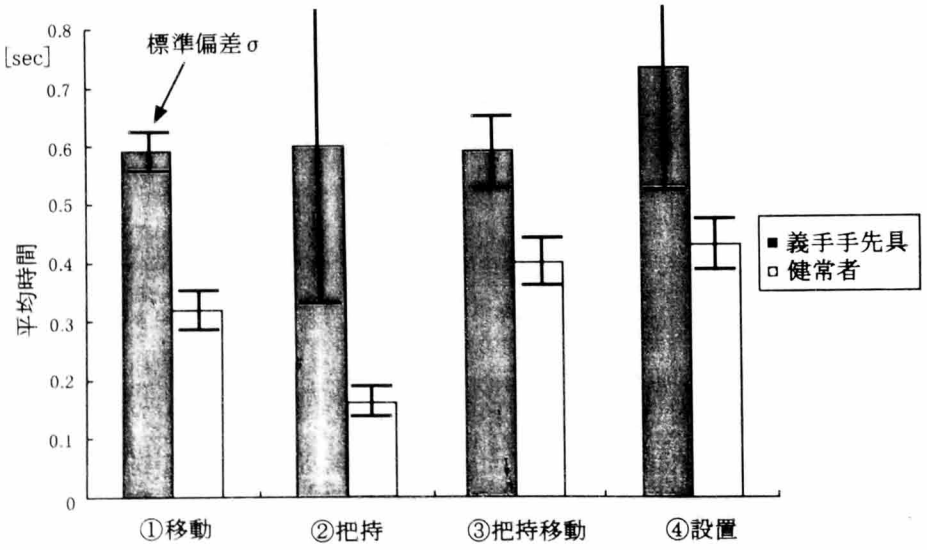


図5.21 各動作における作業時間

５．５ 結言

以上の各テストの結果次のことが分かる。

(1)把持機能検査、簡易上肢機能検査（ＳＴＥＦ）およびペグボード検査では、能動フックが能動ハンド、電動ハンドよりも優れていた。

(2)特に細かい作業の場合、指自身が細くまた指間が平面で接触するフックの巧緻性が有効であることが分かった。

(3)フックは基本的に側方摘みの把持形態を有している。このことは、握るという機能よりもつかむという機能の有効性を示していると考えられる。

(4)ＳＴＥＦの結果から、フックの指が金属でできていて、対象物の形状に応じて指が沿うような機能がないため、球のような対象物を把持する場合接触面積が少なくなり、保持の安定性が極端に低下する。このことから、義手手先具には対象物の面に沿う機能が重要であることが分かった。

(5)手の動作をみた場合、基本的には把持できるかどうかが作業上重要な要素である。

(6)作業においては、把持したものの移動時間よりも把持に要する時間に関して健常者と義手使用者の差は大きく、このため、把持したことを切断者に知らせるフィードバック機能の有効性が示唆される。

(7)能動義手と筋電義手を比較した場合、制御者の意志と一対一に対応して制御できる能動義手の方が、制御者の労力の負担を考慮しない場合、義手の操作性の面で有用性が高いことが分かった。

(8)一方、片側切断者の義手は、日常生活の補助手として、外観性を重要視する場合、比較的簡単な機構を有したハンド型の義手が有効であることが示唆された。

これらにより、義手設計の基本となる上肢切断者の能力、義手の機能と問題点を得ることができた。これらの結果をもとに次章において義手の設計と開発を行う。

第６章　実用性を重視した義手の設計と開発

６．１　緒言

義手には、さまざまな作業を行うための機能性が要求される。しかし、義手に種々の機能を付加して要求される作業を実現することは可能であるが、生体が装着するものであることによる重量の制約や、生体の意思通りに義手を動かすインターフェースの制約から、多機能化することには制限がある。したがって、実用性の高いものを目指す場合、これら機能や重量などの各要素をバランスよく有する義手システムを開発することが重要となる。第５章においては、切断者の能力に応じた義手に要求される機能を得る目的で、切断者の残存能力や義手の機能比較テストなどを実施した。研究の結果、次の事柄が確認された。

(1)健常者と切断者の残存する健常手との機能の比較においては、両者の間に差は認められなかった。このため、切断者においては義手の性能が上肢の能力に大きく影響すると考えられる。

(2)手先具の上肢機能検査において、対象物が把持できるかどうかが検査結果に大きく影響することが示されている。作業においては把持できるかどうかが重要である。

(3)健常者の把持においては、ｼﾘﾝﾄﾞﾘｶﾙｸﾞﾗｽﾌﾟ（円筒握り）、ｻｲﾄﾞﾋﾟﾝﾁ（側面つまみ）などの把持形態が有用性が高い。

(4)把持できるかどうかの機能テストでは能動フックが最も優れている。これは能動フックの手先の巧緻性が優れているためである。

(5)片側切断の場合、大半の動作は片手で可能であることも示された。したがって、片側切断者用義手は多機能化することで重量が多くなるより、補助手として必要な最小限の機能の元に軽量な義手の開発をめざす方が良いと考えられる。

(6)義手の制御性に関して、現状での代表的なものである能動式と筋電（筋電位）式においては、能動式が多少優れている結果が得られており、電動義手の制御方式に改良の余地がある。

(7)義手による作業において、対象物を把持したかどうかが素早く確認できれば、義手においても健常者の作業能力に近い作業性が得られる可能性がある。

本章では、これら得られた結果を基に、次の４点についての研究を行う。

第一として、装飾性をめざしたものとして、上腕長断端、肘離断に対応する肘継手の設計と実用化の研究を行う。

第二として、能動義手の作業における優位性をさらに向上させるための能動義手部品の開発と改良についての研究を行う。

第三点としては、上肢の残存能力に応じた義手の開発研究があげられる。具体的には、片側切断者に対応する軽量化を目指した義手の開発と両側切断者に対応する機能の向上を目指した義手の開発である。

第四として、対象物の把持を切断者に知らせる感覚フィードバックの研究である。

6．2　肘離断用義手の開発 －4節リンク肘継手－

上肢は身体の中でも高い位置にあることから目に付きやすい。このため、義手には自然な色と形を有する外観性が要求される。これは、特に女性において重要な問題である。しかし、機器やシステムがないために切断者の装飾性の希望に対して十分に対応できないものがある。特に上腕長断端・肘離断用の継手に関しては有効な部品がない。したがって、上腕中断端用の部品を使用しているために義手が長くなるなどの不具合も多く新しい考え方に基づく肘継手の開発が望まれている。本節ではこの問題に対して4節リンク機構を用いた新しい肘継手の研究を行う。

6．2．1　上腕長断端・肘離断用肘継手

上腕切断者のうち、上腕長断端や肘離断などの切断者に対しては、肘継手としてよく使用されているブロック継手[1]（図6.1）を用いた場合、上腕部が長くなって不自然になることから通常ヒンジ継手[1]が多く用いられている。しかし、このヒンジ継手（図6.1）には、次にような問題点がある。

(1)軸が断端を包むソケットの外側と内側の外部に位置するため外観が悪い。

(2)義手に挟まれることにより、衣服が汚れたり破損したりする。

(3)製作の際、２つある軸の中心を一致させることが難しく、スムーズな軸の可動性を得ることが難しい。

(4)構造上軸の長さが短くなり、耐久性に劣る。

これらを問題点を解決する方法として図6.2に示すうような、

①蝶番継手を使用する、

②円周をスライドする軸を製作する、

③両サイドの軸を一体化し、ソケットに取り付けるユニットを作る、

④４節リンク機構（リンク機構）を用いる、

などが考えられる。

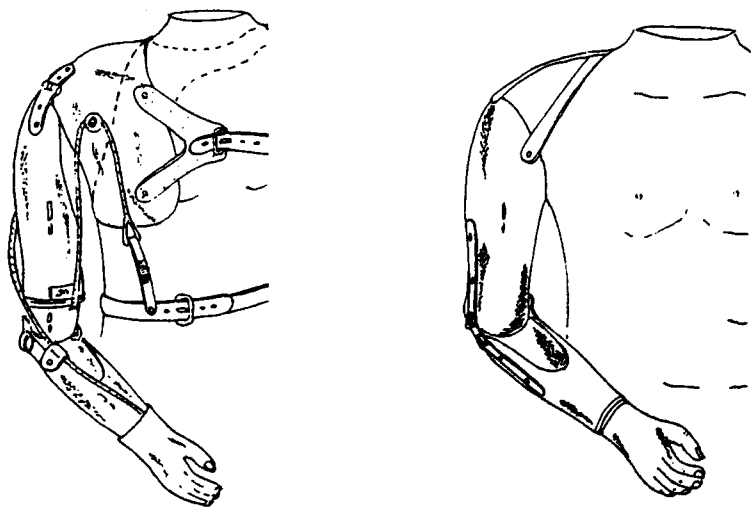


図6.1 肘継手（ﾌﾞﾛｯｸ継手，ﾋﾝｼﾞ継手）

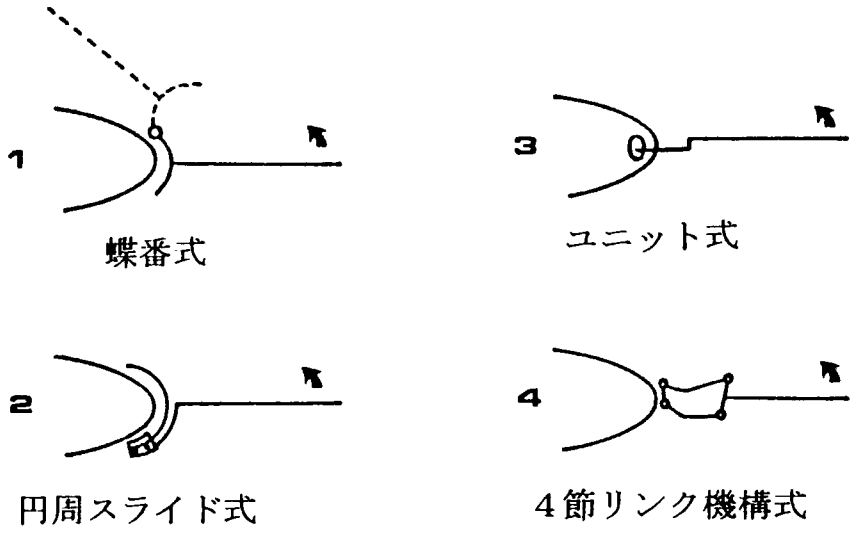


図6.2 肘継手の概念図

リンク式以外は、それぞれ次にような問題点が考えられる。

(1)蝶番式は構造が簡単ではあるが図6.2に示すように、見かけの回転軸が生理上の肘継手と大きく異なるため不自然となる。

(2)円周スライド式は、実際の肘関節の動きに近いが、屈曲角を大きくすることが困難である。

(3)ユニット式では、外観性を上げるためには軸中心をできる限り上腕部方向に近づける必要があるが、その場合ユニットのソケットへの取り付け部分が少なくなり十分な強度が得られない。また、各切断者によって取り付け位置が異なるので一般化されたユニットを作ることが困難である.

以上の内、問題の解決が難しい蝶番式とユニット式を除き、円周スライド式とリンク式に注目して研究を進める。これらのプロトタイプを図6.3に示す。

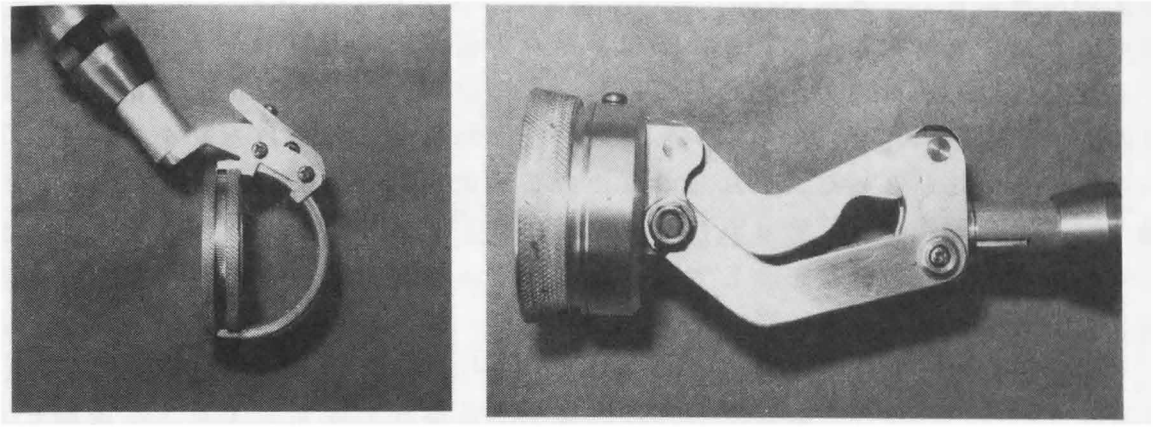


図6.3 試作した肘継手

これらをもとに改良を加え検討を行った結果、次のことが分かった。スライド式は、屈曲角度は使用上必要とされる130度よりも少ない120度が限界であり、また、スムーズにスライドする軸を得るために加工精度が要求される。試作したリンク機構は、同様に115度と屈曲角度が少ないこと、および屈曲の増加に伴って前腕部分に不自然な動きが見られることの２点の問題があるが、機構の軸（節点）の配置を変えることによって屈曲角度の増加や屈曲に伴う動きの改善が期待できる。したがって、他の方式では実現が難しい大きな屈曲角度が得られる点と肘継手の回転軸中心を実際には設置することができない断端の内部に仮想的ではあるが置くことができることから、４節リンクを肘継手の基本的な機構として採用し研究を進める。

６．２．２　４節リンク機構の動き

４節リンク機構は、リンクの節点の位置によりその動きは複雑に変化する。そこで、図6.4のように各位置にリンクの節点を配置し、節点ＯとＡの位置を固定して、リンクを反時計回りに回転させ、特徴を代表するパラメータの値から各リンクの特性を調べることとした。リンクを回転させればわかるように、通常のリンクでは回転の初期には平行に持ち上がるような運動がある。大半のリンク配置ではこれが非常に大きく継手として用いる場合には外観上不自然な動きとなるため、肘継手に使用する場合は好ましくない。そこで、図6.5に示したパラメータとして中間屈曲角度Ｖを定義する。ＶはL4リンクを回転させ、垂直軸（y軸）と平行となったときの前腕部（図中のＦ）の回転角度とする。これは、90度にできるだけ近い方がよく、90度に近づいたとき前腕部の動きは健常者の肘の動きに近い自然な動きとなることを示すパラメータである。もう一つのパラメータとして最大屈曲角度Ｄを定義する。これは、リンクL4を155度回転させた時のＦの回転角度で定義する。L4リンクの回転角を基準とした理由は、リンクを回転させた際、最初にソケットに接触するのはL4で、

これの回転する角度によってリンクの回転角度が規定されるためである。ソケットとL4リンクが接触する時点のL4リンクの回転角度は約155度となるため、これを基準としてリンクの回転角度Dを定義する。実際のリンクの動きを調べるため、各々のリンクの配置に対して図6.4のような図を描く。このとき、比較的大きなD、Vを有するものだけでも膨大な量となり、また、節点の位置による特徴を全体的につかむことも難しくなる。そこで、あらかじめリンクの３つの節点を設定し、第４点を定めた範囲で順次移動させ、その点からリンクを回転させた時のDとVをそれぞれ上下の半円で示すこととした。これらの値の分布状態の例を図6.6に示す。この図では４節リンクの３点を決め、第４点目を各座標に設定し、リンクを回転させたときのDとVの値の大きさの分布を示している。それぞれの半円は色と半径によって角度の大きさが分類されている。角度は、青、赤、橙、紫、緑の順で大きいことを、また、その各色に対して、半径の小（0.8mm）、中（1.0mm）、大（1.5mm）で細分化して表示している。計算した範囲は、実際に製作する場合の部品の大きさを考慮してx軸方向で、40mmから95mm、y軸方向では－35mmから＋25mmとした。図6.6において、Dに注目すると、←（矢印）の位置でxの大きい位置のものが最大Dを持つものと考えられる。また、Vに注目すると、x、yの増加に伴って、Vは増加することが分かる。図で半円が描かれていない箇所は、リンクが回転するたもの条件が満たされていないか、極端に回転角度が小さいことを示している。

これらの図をもとに４節リンク機構の分類と特徴を調べた。

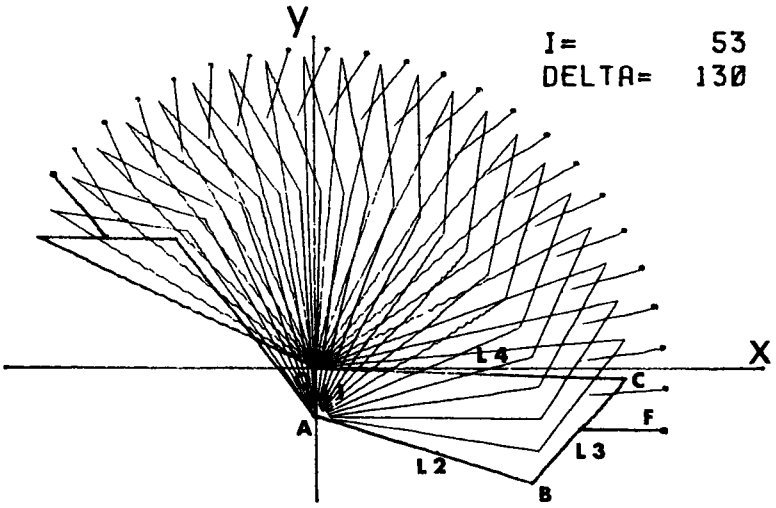


図6.4 ４節リンク機構の回転軌跡

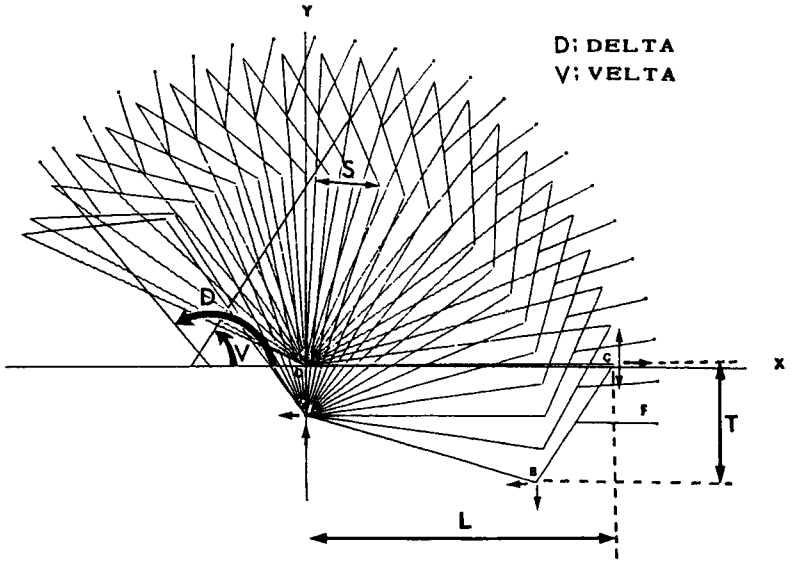


図6.5 リンクの動きとパラメータ

6．2．3 リンク機構の分類

4節リンク機構は肘を伸展した状態で図6.7に示す四辺形の形状のものと2本のリンクが交差する形状のものの2種類に分類できる。これらをそれぞれNormalタイプとCrossタイプと呼ぶ。これら2つは、それぞれ全く別のようであるが、Normalタイプリンクを回転させればリンクが交差しCrossタイプとなり、またCrossタイプのものを回転させれば運動の途中でNormalタイプのものとなる。つまり、これらはリンクの回転に対して、肘の伸展した状態から約130度屈曲した状態を360度の円運動のどこの位置を選ぶかによって動きがが異なるだけである。しかし、実際の動きはそれぞれ非常に異なった特徴的な動きを示すので、これらを分類して考える。通常Normalタイプのリンク機構を回転させると回転初期ではリンクは見かけの回転の増加量は少なく、逆に回転後半のクロスする部分で急速に回転の増加が見られる。Crossタイプのものはこの逆で、回転初期に急速に角度の増加が見られ、後半ではその増加量が非常に少なくなる。肘継手は、この角度の増加量の変化が均一でかつ大きい角度が得られるものを作る必要がある。もう一つの特徴は、Normalタイプでは見かけの回転の中心が位置の固定された2つのリンク節点より前腕部側（図のxの－方向）に位置し、xの＋方向に来ることがないのに対して、Crossタイプではxの＋方向位置に見かけの中心がある。このためCrossタイプは義手の前腕部に回転中心をもつ軸を位置させることと同じとなり、現状のブロック継手を使用するのと同じになるため、肘離断用義手に使用するのは不向きである。逆にNormalタイプでは単軸継手では得られない位置に見かけの回転軸を位置させることができるため、実際には断端があるためにその位置に軸を設けられない継手には適する。

6．2．4　4節リンク機構の特徴

Normalタイプのリンク機構に関して、節点位置による4節リンク機構の動きを調べると、本肘継手に必要なD及びVを増加させることは容易ではないが、およその傾向を知ることはできる。これらを増加させるためには、図6.5に示す矢印の方向に節点を動かせば良いことがわかる。これをまとめると次のようになる。

(1) Aは、原点Oに近づける。また、xの負の方向に移動させる。

(2) L4リンクとBの距離を大きくする。

(3) Bのx座標を小さくする。

(4) Cのx座標を大きくする。

したがって、たとえば図6.7のリンクにあるように(a)よりは(b)の方が大きな屈曲角が得られる。ただし、Vの増加とDの増加は必ずしも一致しない。

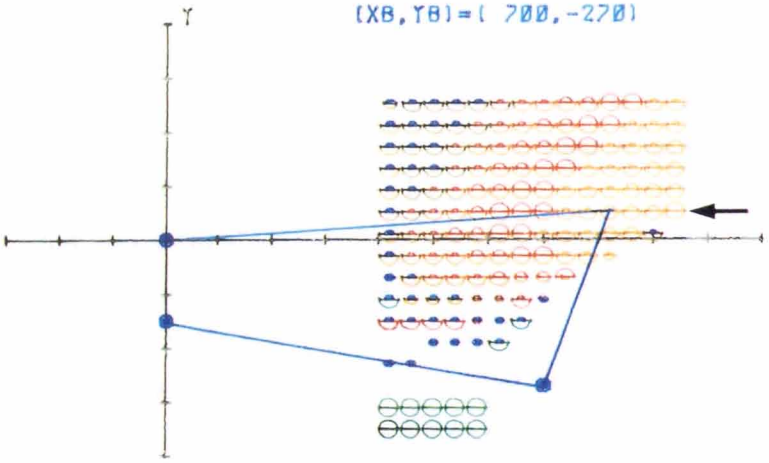


図6.6 節点の位置によるリンク回転角度の分類

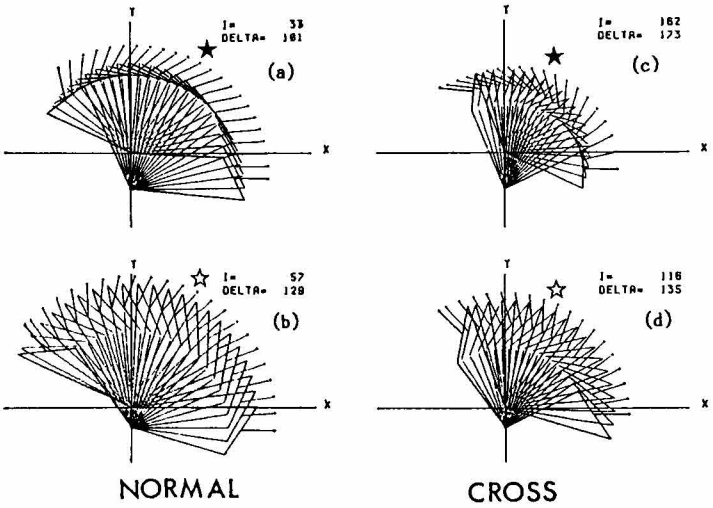


図6.7　4節リンク機構の例

6．2．5　4節リンク機構肘継手の開発

リンクの決定には上記の最大屈曲角（V）と中間屈曲角（D）が大きな決定因子であるが、リンクの外観性、耐久性などから実際の設計には種々の制約が生じる。これらをまとめると次のようになる。

(1)外観性に関しては、できる限り小型化を必要とし、特に前腕部の厚さが大きくならないことが必要である。図6.4のＯＡはｘ軸に平行である必要がある。

(2)耐久性に関しては、ＯＡの長さを大きく、また∠ＡＢＣ、∠ＢＣＯは直角に近い方が良い。

(3)その他の重要な項目としては，軽量化と生理軸にできる限り近づけることが挙げられる。

以上の条件を考慮してＶ、Ｄを大きくとることを優先させてリンク配置を決定し、それに基づいて図6.8に示すモデルＩを試作した。また、概略図を図6.9に示す。このモデルでのＤは129度、Ｖは57度である。

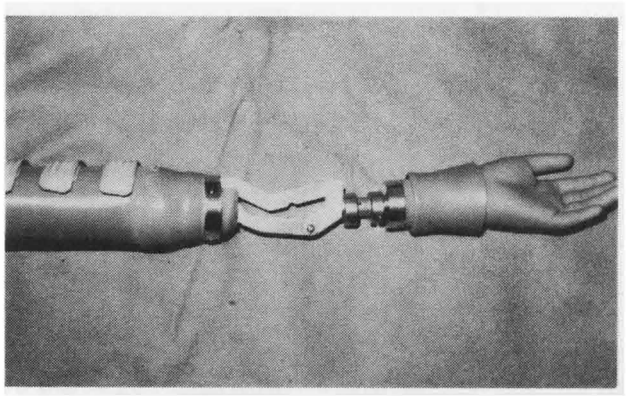


図6.8　4節リンク機構モデルＩ

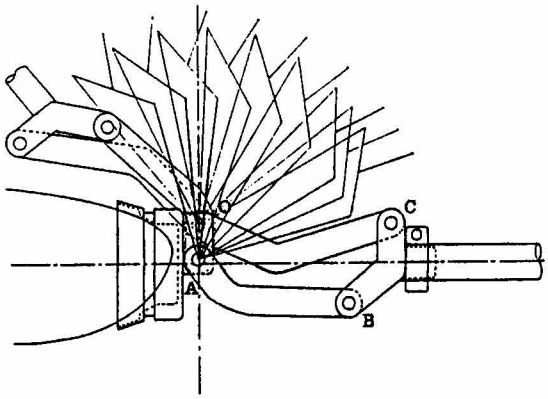


図6.9 モデルＩの概略図

本モデルは、屈曲角も大きく、回転も自然であるが、前腕の短い女性に対してはユニットが長すぎること、前腕部の厚さが大きいことが問題点であった。この２点に加え、よりコンパクトなリンク配置でＤとＶを増加させることから、コンピュータから出力されたリンク配置から新たな４節点を選択した。これにより実用化に近いタイプの試作モデルⅡを試作した。本モデルにおいては、Ｄ＝130度、Ｖ＝60度である。本継手を図6.10に示し、これに装飾用グローブを連結したものを図6.11に示す。また、本継手の動きを図6.12に、実際の装着使用例を図6.13に、従来のヒンジ継手との比較を図6.14にそれぞれ示す。

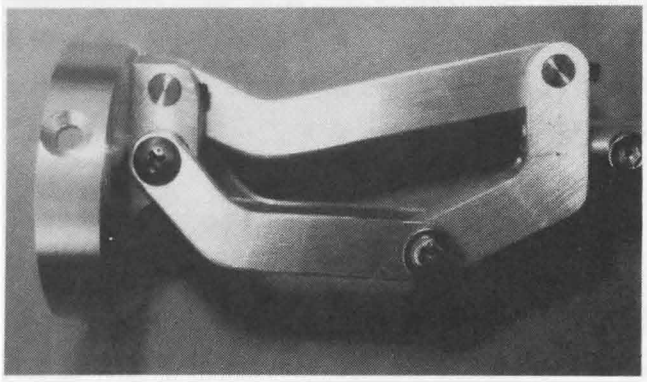


図６．１０　４節リンク機構モデルⅡ

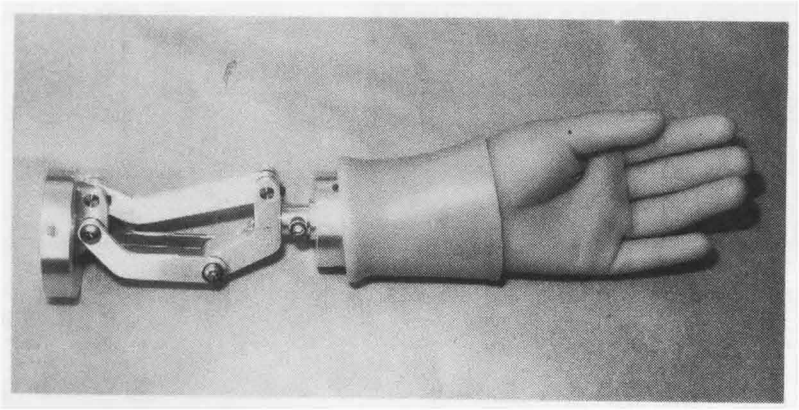


図6.11 モデルⅡと装飾用グローブの連結

６．２．６ 使用者の意見

また、被験者から次の意見が得られた。

（１）従来のヒンジ継手であれば、継手部分やソケットに衣服が挟まれすぐに汚れたり破損したりしていたが、本肘継手によりその心配がなくなった。

（２）ヒンジ継手では、継手が肘の内外側にとび出していたため、服をつけても太く膨らんだような感じであったが、４節リンク機構肘継手ではそれが感じられず自然な感じがする。

（３）全体にソフトで柔らかい感じがする。

（４）重量は従来のヒンジ継手と同じで変わらない。

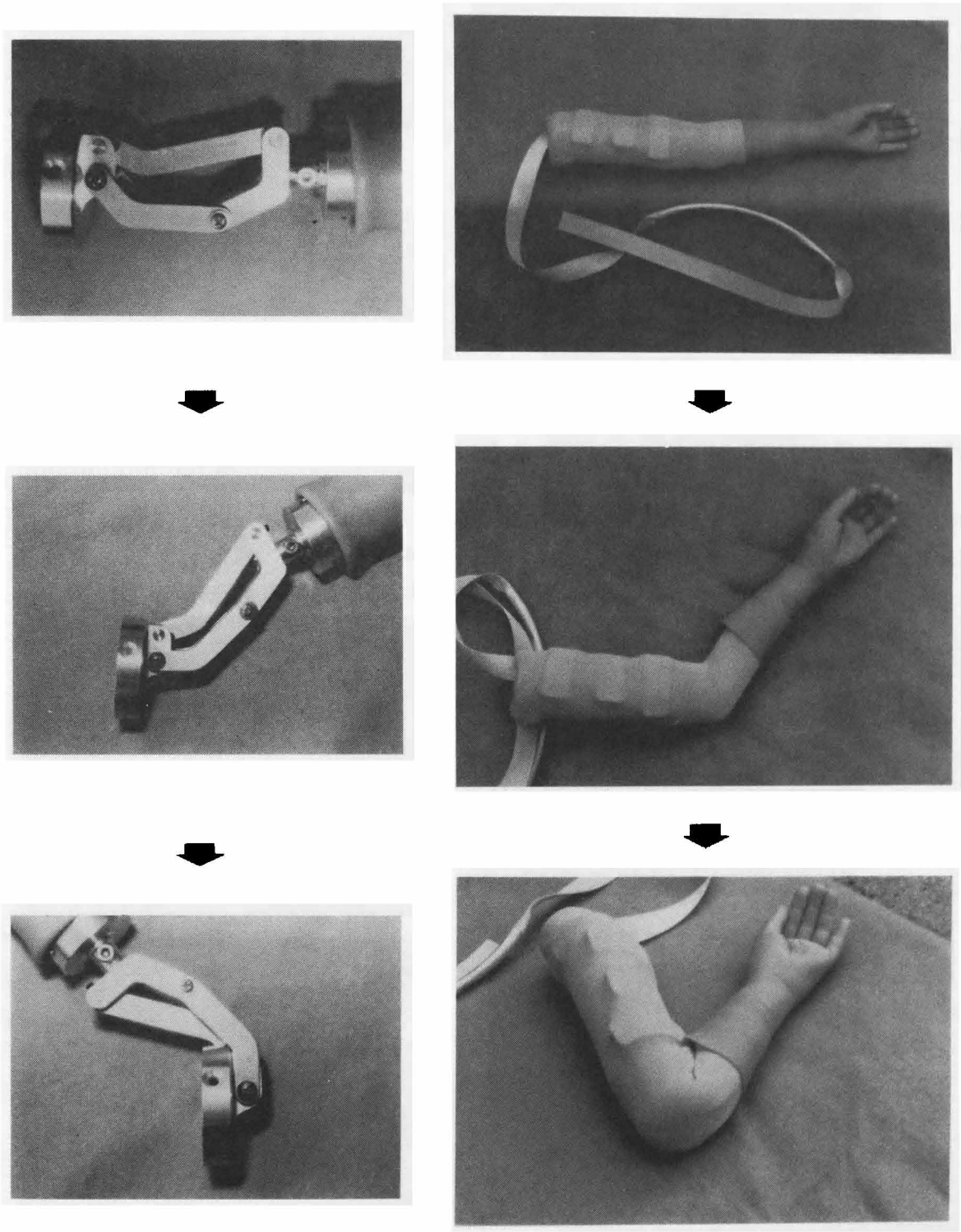


図6.12 モデルⅡと義手の動き

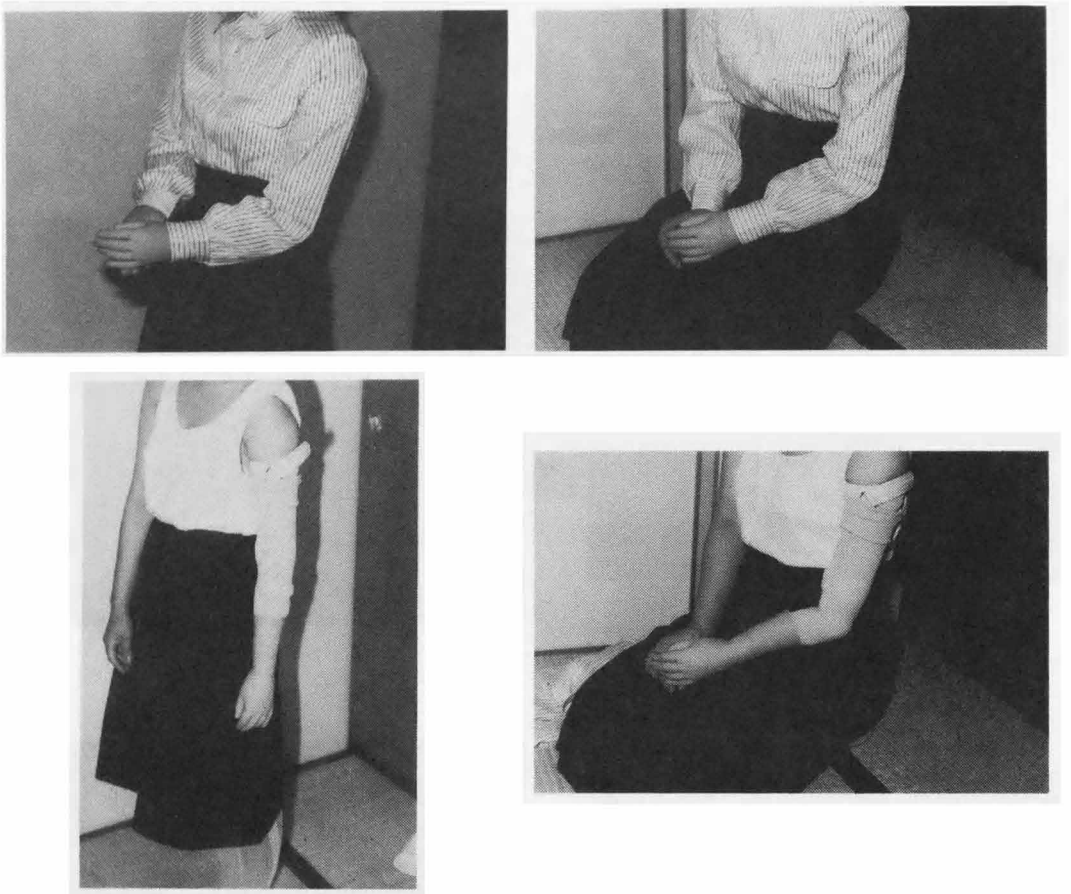
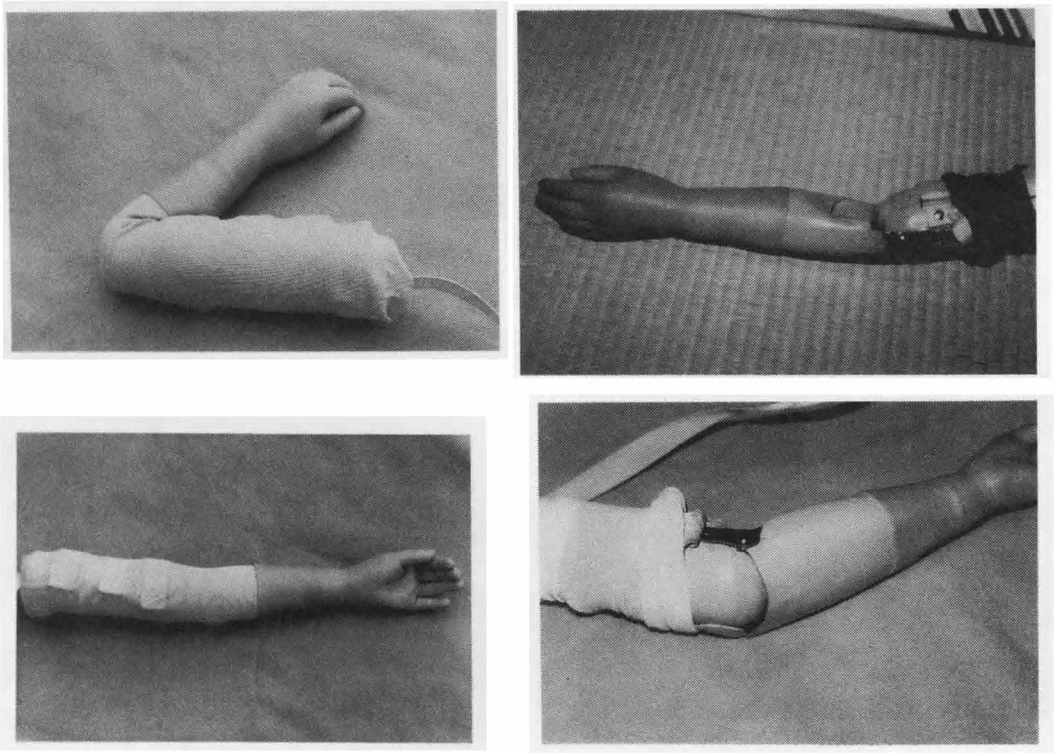


図6.13 4節リンク機構肘継手による本義手の使用



（4節リンク機構式）　　（ヒンジ継手）

図6.14 開発した肘継手と従来のヒンジ継手

以上の結果をまとめる。

(1)肘離断、上腕長断端用肘継手として４つの方法を提案し、各々に対して検討を加えた。

(2)それらのうちで最も有用性が高いものとして４節リンク機構を用いるものに目標を絞り検討を加えた。

(3)４節リンク機構の動きを分析した。

(4)４節リンク機構を肘継手に使用する条件を提示した。

(5)これらの結果から適するリンク配置を決定し、モデルＩを試作した。

(6)それを実際の義手装着者に使用し、問題点について検討した。

(7)それを基に改良を加え、モデルⅡを開発しフィールドテストを実施し、本義手の有効性を確認した。

本研究により、従来の肘継手に替わる新しい機構の継手が開発された。これにより肘離断などの上肢切断者の生活の向上が期待できる。

６．３　能動義手の高機能化

能動義手では、手先具や肘継手を身体の動きから得た力で手先具は肘継手などを操作する。したがって、力をできる限り効率よく伝達することが義手の性能の向上のために重要となる。体幹の動きからハーネスを介して動力を得る場合、通常の上腕切断者から、約100mmのケーブルの引張り幅と約100N(約10kgf)以上の力が得られる。能動義手においては、これら引張り幅と動力の２点をできる限り有効に効率よく活用することが要求される。この目的で、滑車を利用した動力の伝達機構やハーネスの改良および摺動性に優れた超高分子量ポリエチレン（UHMW）ライナーを内包したハウジングの開発を実施し、引張り幅の有効な利用と動力の伝達効率を向上させることができたので、これらの機器の機構と実験結果を示す。

６．３．１　効率改善のためのケーブルシステム

能動義手においては、肩甲骨の動きなどの体幹の動きがハーネスに伝達され、ケーブルの引張り幅Ｌと力Ｆを生み出す。ついで、これらはケーブルに伝達され、肘継手や手先具などの操作に用いられる。ここでは、最初にできる限り大きいＦとＬを得ることが要求されるが、これにはハーネスの方式の選択とそれと体幹との適合(fitting)が大きく影響する。ついで、ハーネスで得たＦとＬは、できる限り損失なくケーブルで伝達することが次に重要となる。本節では、義手操作に必要なＦとＬを効率良く伝達するする目的で開発したシステムについて説明する（図6.15)。

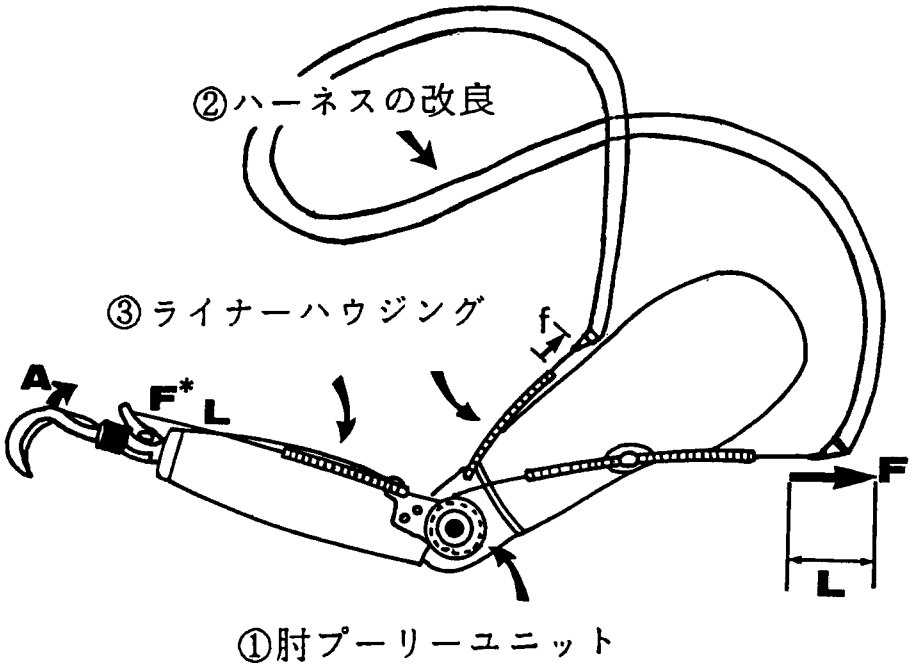


図6.15 コントロールケーブルシステム

［1］滑車システム（プーリーシステム）の機構と設計

肘滑車システム（肘プーリーシステム）は、肘継手の屈伸と手先具の開閉をてこを利用して行っていた方式に代わり、肘継手に取り付けた滑車にケーブルを巻き付け、肘の屈伸と手先具の開閉を行なう新しい方式をいう。これを使用することで肘屈曲に要するケーブルの引張り量が減少し、上腕高位切断者のように引張り量が少ない切断者においては特に有用性が高いことを以下の研究で示す。

この方式の動作原理は次の通りである.

①肘のロック解除の状態でケーブルを引張ると、ケーブルが滑車に巻き付いて肘を屈曲させることができる. ②肘をロックした後ケーブルを引張れば、滑車を介して引張力は伝達され、能動フックを開閉させることができる。

これらにより、本方式は、従来の二重(dual)コントロールケーブルシステム[2)3)]と同様の機能となる。また、本方式は、肘の屈曲に対してのケーブルのロスが少なく、滑車の摺動性がよければ滑車の前後で伝達の効率のロスが非常に少ない、という特徴がある。

滑車システムは、特性を発揮するために、

①肘継手の外側に取り付けるので小型であること、また軽いこと、②滑車の摺動性が良いこと、③ケーブルの擦れがないこと、④滑車の横方向の安定性と耐久性に優れていること、が要求される。

滑車と軸（図6.16）の基本的な仕様は、

・滑車外径＝38mm　・滑車の溝径＝35mm

・滑車の内径＝11mm　・滑車の厚み＝5mm

・材料：高密度ポリエチレン

・滑車の軸材料：アルミニウム合金

・重量＝7g（軸含む）である。

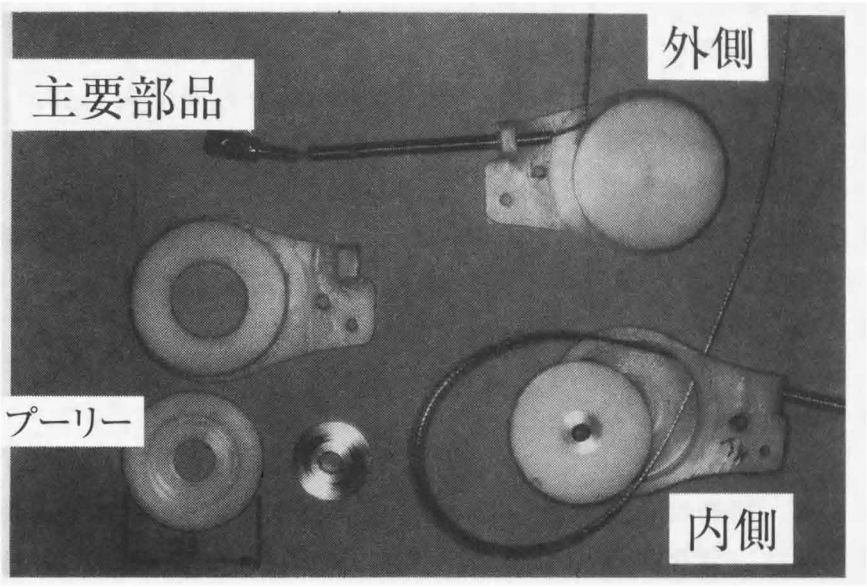


図6.16プーリーシステム

試作にあたり、次の点を検討した。

滑車システムはブロック肘継手の外側につける構造となっているため滑車は外装を含めてできる限り小さいものがよい。しかし、径を小さくすると、肘の屈曲の際に大きなケーブルの引張り力が必要となる。通常のアルミニウム合金製フック使用の義手では、手先具に物体を保持していない場合、前腕の肘軸回りのトルクは約0.43Nmである。滑車の外径が35mm（半径17.5mm）の場合、滑車の摺動ロスがなければ計算上は0.43Nm÷1.75mm＝約25Nの力で引張ればよいことになる。また、滑車外径を29mmにした場合、前腕を屈曲するために必要な力は約30Nである。このように滑車の径を小さくすれば、大きな引張り力を必要とし、この点から装着者の負担を考えれば、できる限り外径の大きなものが良いことになる。また、ケーブルの最小屈曲半径の点で、H社3/64インチ(約1.19mm)ケーブルでも32mm以上の外径は必要とする。

滑車の径のもう一つの設計の要点は、肘を目的の肘角度まで屈曲する際の制御性である。切断者は、ケーブルを引張りすばやく目的の肘角度まで屈曲することが要求される。このとき、ケーブルの引張り距離を短くすると、目的の角度に正確にあわせることが難しくなるという問題が生じる。滑車システムでは、この引張り距離は

滑車の径によって決まる。上記の35mm滑車では、この引張り幅は、35mm×π×135度÷360度で約41mm となる。外径40mmの滑車では同じく引張り距離は47mm となり、外径30mmの滑車では35mmとなる。操作性の点のみを考えるとこの距離は大きい方が良いので、滑車の外径は大きい方が望ましい。しかし、直径が大きいと大きな引張り幅を必要とするので、あまり大きい滑車を使用することはできない。また、滑車の外径が大きくなると、肘部分大きく膨らむことも考慮する必要がある。

これらをまとめると、(1)肘の屈曲の操作力の点からは、滑車は大きいのものが望ましく、滑車の外径は少なくとも30mm以上必要である。(2)肘の屈曲の制御性の点からも同じく滑車は大きいものが望ましく、滑車の外径は少なくとも30mm以上必要である。(3)引張り距離のロスが少ないという本システムの特徴を生かすにはできる限り滑車は小さいほうが良い。(4)外観の点では、滑車は38mmより小さいことが望まれる。(5)ケーブルの曲げ半径の点から、外径は32mm以上必要である。

これらの点を総合すると滑車の外径は32mmから37mm の間ぐらいが適する．今回は、これらの値のほぼ中間の値として35mmを採用した．

滑車の厚みはできる限り薄いほうがよいが、ケーブルの径（通常使用されるH社3/64ｲﾝﾁ）の２倍の溝と溝のかべの厚みは少なくとも必要となる。これら最小限必要な厚みを考慮して、溝の幅3mm、厚み5mmで製作した。

［２］ライナー内包ケーブルハウジング

本ハウジングは、摺動性に優れたプラスチックライナーを内部に装着したものである。本システムは、重作業用のものとしては市販されていたが、通常の外径のケーブルハウジングに使用できるライナーは市販されていない。そこで、新たに3/64ｲﾝﾁｹｰﾌﾞﾙ外径と通常のハウジングの内径間のスペースに配置することができるライナーを設計し製作した（図6.17）。

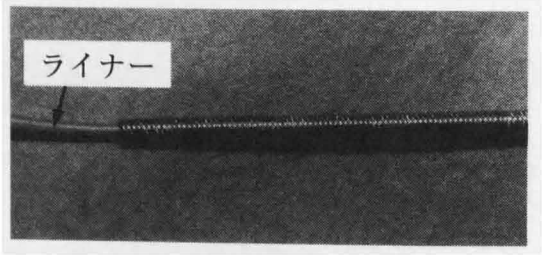


図6.17 ライナー内包ケーブルハウジング

［３］ハーネスの適合

能動義手は、８字ハーネスを基本として使用しているが、高位切断や断端の可動能力が少ない場合は、ハーネスをその時々に応じて工夫改良する必要がある。筆者らは、症例に応じて弾力あるいは非弾力の胸バンド(チェストストラップ)を付加えたり、図6.18に示すようなハーネスを使用することで、良い効果を得ている。

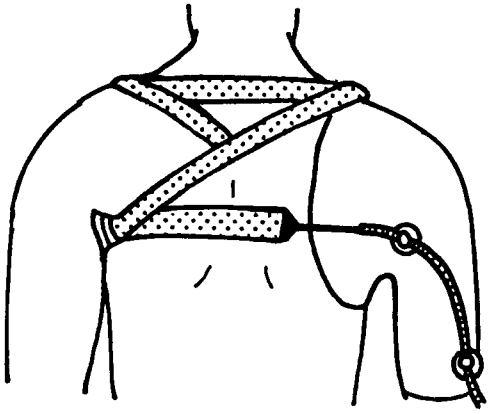


図6.18 ９字変形ハーネス

６．３．２　評価システム

義手の操作能力を評価する目的で、図6.19に示す効率評価装置を製作した。同装置では、フックの角度と引張り力が、それぞれゴニオメータと円環式の引張センサーで測定できる。これらのデータは、アンプとＡＤ変換器を介して、コンピュータに記録される。また、義手の効率を測定するために、義手のケーブルをＡＣモータで強制的に引張り、その際の、引張り力と手先具に加わる力を同時に記録した。

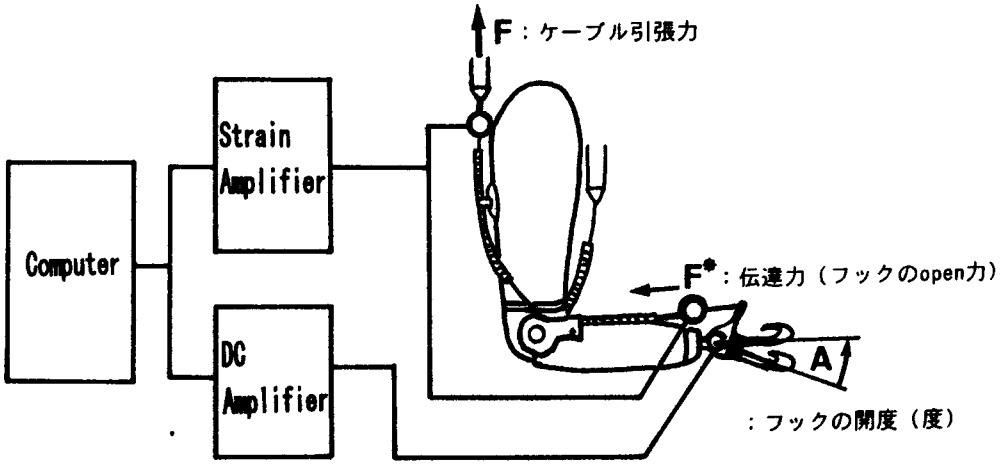


図6.19 効率評価装置

6．3．3 試験項目

機械的な試験と臨床試験を実施した。機械的な試験としては、滑車システムの効果を調べる目的で、引張りに要する力と引張り量の測定（図6.20）を最初に行い、ついで、ライナーの効果を調べる目的で、ＡＣモータを利用した引張り試験を行った（図6.21）。

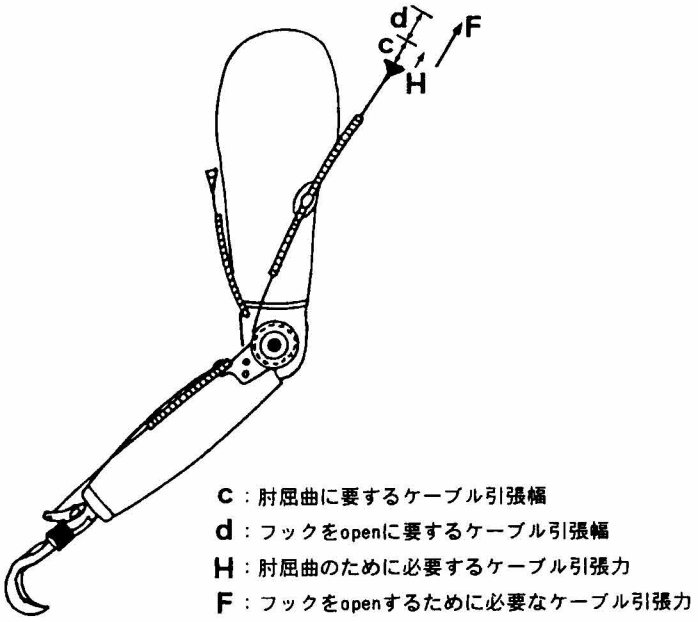


図6.20 引張りに要する力と引張り量の測定

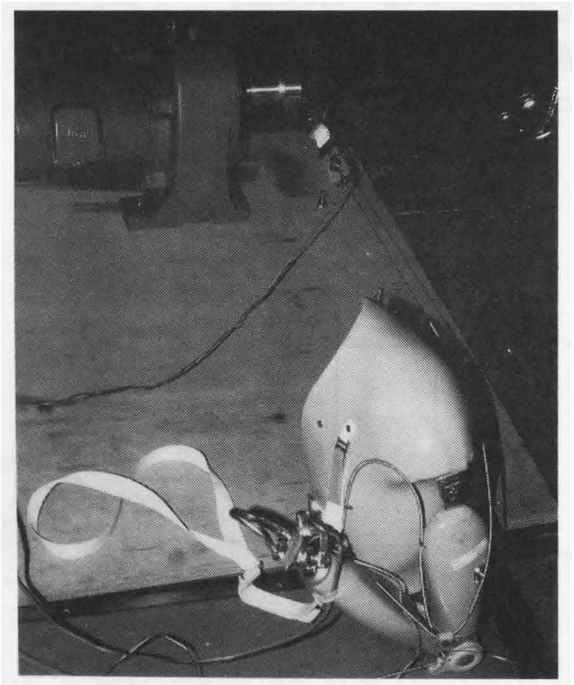


図6.21 機械的な引張り力の測定

前腕２名(♀2)、上腕・肩離断９名(♂7、♀2)、ﾌｫｰｸｵｰﾀｰ１名(♂1)の１２名の被験者に対して、上記の評価装置と通常の義手効率検査法[2]を使用し、試験可能な項目のみについて、ライナーの有無、滑車の有無、ハーネスの改良の有無の比較テストを実施した。

６．３．４ 試験結果

プーリーシステムとライナーハウジングに分けて結果を示す。
プーリーシステムと従来の方式のそれぞれの引張りに要する力と引張り量の測定結果を図6.22に示す。プーリーシステムは、従来の方式と比較して、肘の屈曲の増加に対してケーブルの牽引に要する力の増加の増加が少ないことが分かる。特に、肘の屈曲角度が、90度以上では、新たらしい方式が従来のものよりも優れていることが示されている。また、プーリーシステムでは、肘を屈曲させるために必要とするケーブルの引張り量が少ないため、肘を屈曲した状態でも、フックを最大まで開くことが可能となる。

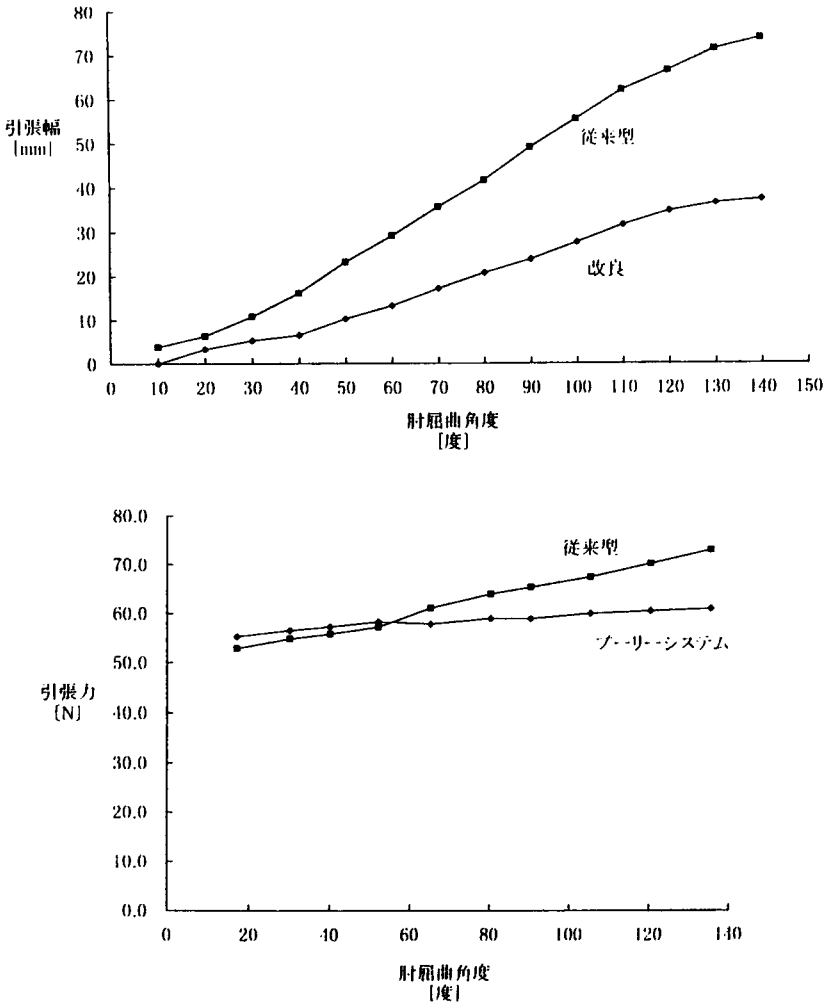


図6.22 引張幅と引張りに要する力（引張力）

義手の効率評価装置による各肘屈曲角での切断者の引張り力Ｆと伝達力Ｆ*、フックの開き角度の計測結果の一部を図6.23に示す。この図にあるように滑車システムを使用した時、肘屈曲角の少ない場合は全開に近いフックの開き幅が得られるが、屈曲角が90度を越えると開き幅は非常に少なくなる。この結果からも、滑車システムはフックの開き幅の増加に有効であることを示されている。

肘屈曲に対する開き幅Ａの例を図6.24に示す。

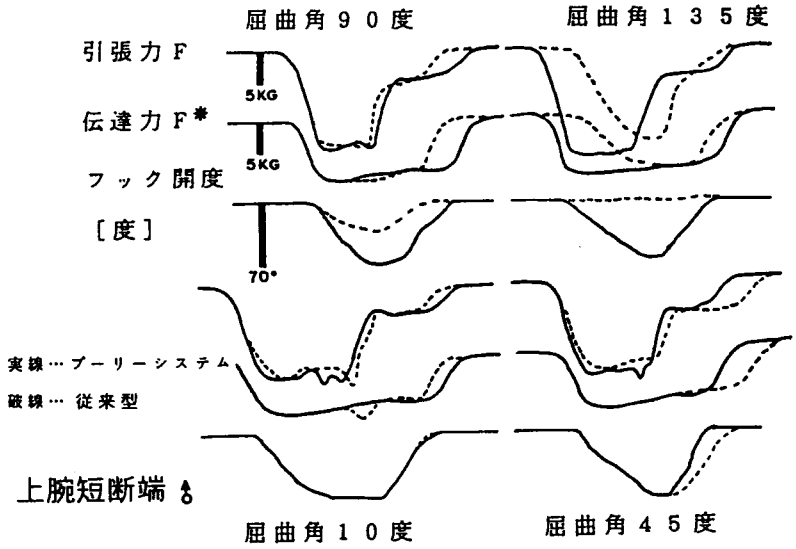


図6.24 肘屈曲に対するフックの開き幅の例

この図においても同様に肘の屈曲の増加に対して滑車システムが有効であり、滑車が（手先具開閉量／最大開閉量）×100%で計算される操作効率の増加に寄与していることを示している。

また、この図ではハーネスを改良することによりフックの開度を増加させることも示されている。一方、同時に計測した効率においては、肘角度９０度においては滑車の使用による効率の増加は少なく（手先具開閉力／ケーブル引張力）×100%で定義される伝達効率の増加の寄与があまり多くないことを示している。

ライナーハウジングを使用することによる伝達効率の変化を図6.25に示す。図のように同一の義手においてﾗｲﾅｰﾊｳｼﾞﾝｸﾞを使用した全例に対して効率の増加が見られた。また、同一条件での滑車とﾗｲﾅｰの効果を測定するため、試験項目で示したように、ＡＣモータで強制的にフックの開閉を行う実験を実施し、その際の引張力と伝達力を計測した（図6.21)。結果を図6.26に示す。この実験では、同一の義手に対して、同じ開度を得る際にどれだけの引張力を必要とするかが分かり、また、引張力と伝達力の時間的な推移を知ることができる。これらの図から、実線で示すﾌﾟｰﾘｰとﾗｲﾅｰを共に使用した場合は、破線で示す従来の方式に比べて同じ手先具の伝達力Ｆ*を得るのに、少ない力でよいことがわかる。また、プーリーのみの使用ではこれらの中間の効率しか得られないことも示されている。

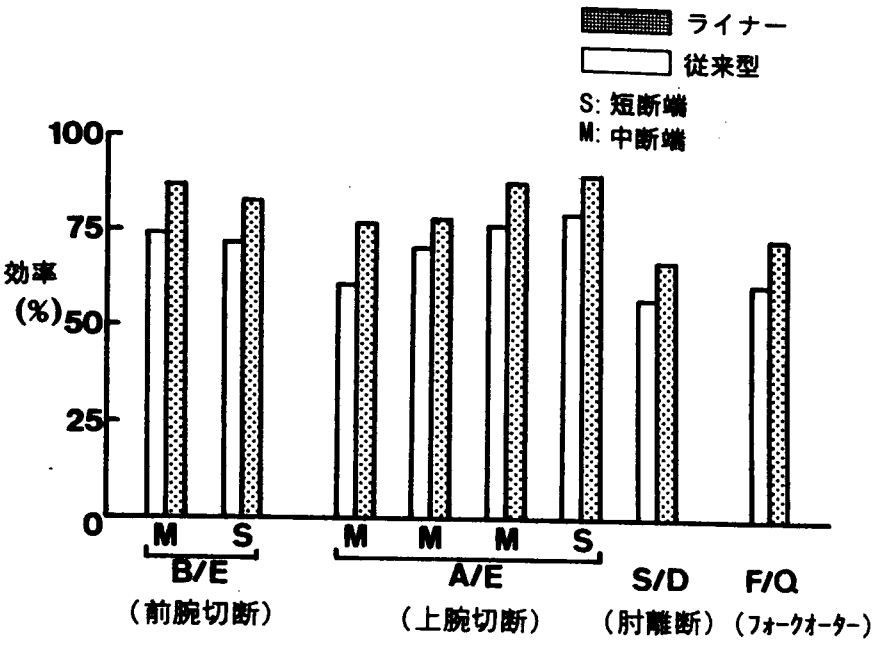


図6.25 ライナーによる伝達効率改善の効果

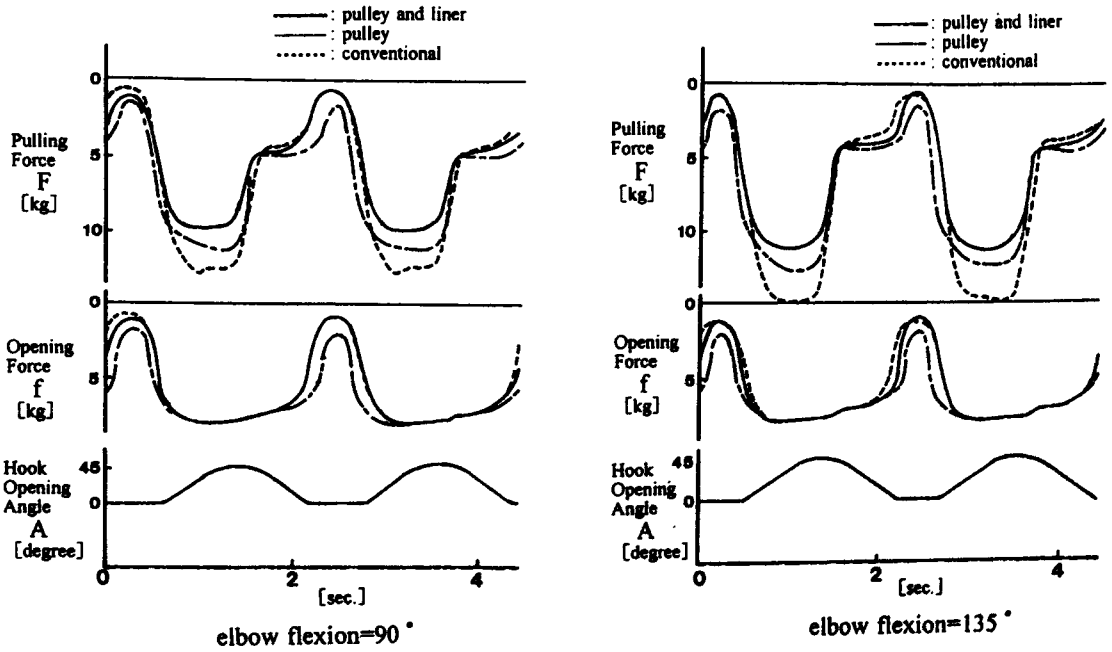


図6.26 フックの開閉時のケーブル引張力とフック開閉力

6．3．5　考察

滑車システムは、肘が屈曲した状態では、伝達効率の向上に寄与していることが示された。机上などの作業では、肘を屈曲させた状態が多いため、作業の際には滑車は有効である。また、本システムは肘を屈曲するための引張り幅が少ないので、体幹の動きを有効に利用できる。これに加えて、ライナーハウジングを使用することにより、義手の伝達効率は10%以上向上することが確認できた。義手の操作性は、このハウジングと上記のプーリーシステムやハーネスシステムとの組合せにより能動義手の操作性が向上することも、計測装置等を使用したテストで確認された。滑車はこのように能動義手に有効であるが、フックに重いものを把持した状態で肘を屈曲させると把持したものを放してしまう欠点がある。また、ライナーハウジングは、伝達効率には有効であるが、力が直接伝達されるため、フックをオープンした状況を保つ際に力を常に加えておく必要がある点は、欠点として上げられる。従って、これらの改良はすべてに対応するものでなく適応を選択することが重要と考える。

能動義手を使いやすいものとするための、種々の改良と開発を行い、それらの有用性を実験を通して示した。これらのシステムが広く普及すれば従来の能動義手の使用が困難であった高位の上肢切断者や筋力の低い切断者に対しても能動義手の適応範囲を広げることができる。

6．4　汎用型軽量電動義手の開発

6．4．1 電動義手の開発

以上、装飾用義手の肘継手、能動義手について開発を行ない良好な結果が得られた。しかし、装飾用、能動ともに現状での義手の形態として一般的であるが、将来の手の代替として発展させることは生体との情報の伝達、把持機能などの点で限界がある。このような問題を解決しさらに切断者の要求に対応する義手においては、センサー、マイクロプロセッサー、アクチュエータなどを有する機能的な義手が最も多く使用されるようになることは明らかである。

前章における上肢の機能評価などから、義手においては把持が重要である、現状のハンド型手先具がフック型手先具よりも把持機能において劣る、多くの把持形態を有した場合把持機能が向上する、両側切断者と片側切断者では義手に要求される機能が異なる、などの結果が得られた。

本節において、これらの結果をもとに片側切断者に要求される軽量で簡便性に優れた電動義手と両側切断者など手の把持機能を有しない人々のための高機能化を目指した電動義手の２種類の義手の開発を行う。

6．4．2 片側切断者用電動義手の把持力の検討

電動義手手先具の研究は、数十年前から世界各地で実施され[4]、今日では数種類のものが実用化されている。しかし、わが国おいては使用例が少なく、欧米においても、第一の義手の選択として能動義手を挙げており現状の電動義手にまだ改善すべき点が残されている。

現状の電動義手の問題点の一つに、義手が有している機能に比べて重量が重いことがあげられている[5]。特に片側切断者においては、義手は補助手としての役割であることから、健常な手の機能を再現することよりも重量、機能、価格の要素をバランス良く有する義手が有効であると考えられる。重量については、軽量であるほど良いことは言うまでもないが、アクチュエータを用いて動かす場合、バッテリやモータなどの重さを必要とすることもやむを得ない。重量を大きくすることによって高機能化は可能であるが、あまり重いものでは、使用者に受け入れられない。できる限り軽量化を図り、必要最小限の重量でいわゆるオーバースペックとならない範囲の機能を有する義手を設計することが重要である。

ここでは、軽量化を目指して、できる限り小型のアクチュエータを使用することを目標に、義手手先具の重要な機能である把持機能について、最も妥当な把持力の検討を行うため、次に示す簡単なテストを行う。

実際の生活における様々な把持すべきものを図6.27に示す装置で把捉させ、その際に必要な把持力を測定する。把持対象としては、日常生活における物品のうち比較的大きいかあるいは重いもの選択した。測定結果を図6.28に示す。

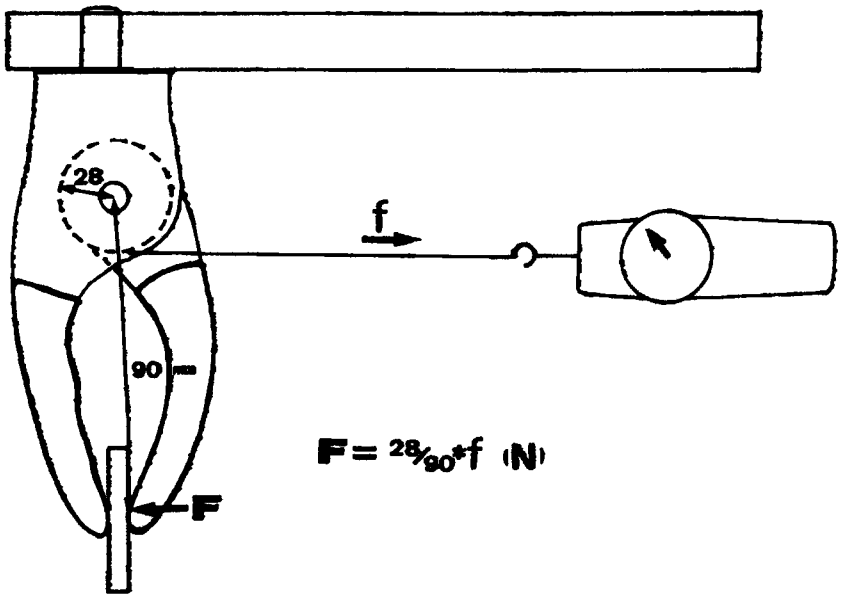


図6.27 把持力の測定

対象物	寸法(mm)	材料	重量(N)	把持力Ⅰ(N)	把持力Ⅱ(N)
湯呑み茶碗	65Φ×高100	陶器	2.4	1	2
急須:取っ手	90Φ×高100	陶器	3	3	4
ｽﾌﾟｰﾝ	30×140	ｽﾃﾝﾚｽ鋼	0.2	1	3
ｽﾌﾟｰﾝ(作業)	同上	同上	0.2	20	42
包丁	45×300	ｽﾃﾝﾚｽ鋼	1	3	8
包丁(作業)	45×300	ｽﾃﾝﾚｽ鋼	1	50	不可
鉢	160Φ×高70	陶器	38	6	15
ｽﾎﾟﾝｼﾞ	45×65×100	発泡樹脂	0.2	1	1
ｽﾎﾟﾝｼﾞ(作業)	同上	同上	0.2	10	22
牛乳紙ﾊﾟｯｸ(11)	70×70×200	牛乳	10.5	7	13
調味料ﾋﾞﾝ	60Φ×110	ｶﾞﾗｽ等	2.2	8	10
皿(大)	270Φ	陶器	6.5	7	33
PETﾎﾞﾄﾙ	83×103×300	水等	21	15	不可
120分VHSｶｾｯﾄ	25×103×190	樹脂	2.4	3	5
国語辞典	43×140×196	紙	9.1	3	14
ﾎﾞｰﾙﾍﾟﾝ	12Φ×130	樹脂等	0.1	1	1
ﾎﾞｰﾙﾍﾟﾝ(作業)	同上	同上	0.1	23	29
電話受話器	50×60×200	樹脂等	28	4	30
本(大)	32×206×258	紙	17	7	45
本(単行本)	12×112×173	紙	2	1	4
瓶ﾋﾞｰﾙ(中)	70Φ×255	ｶﾞﾗｽ等	98	8	39
ﾊﾞﾅﾅ	35×40×190		2	1	3
布(保持)	綿ｶｯﾀｰ生地	綿	-	13	37
ｶｾｯﾄﾌﾟﾚｰﾔ	19×75×107	樹脂等	2	1	5
ｺﾝﾊﾟｸﾄｶﾒﾗ	50×80×155	樹脂等	45	3	7

図６．２８　対象物の保持結果

図において(作業)と記されているものは、その道具等を用いて作業するに足る安定した把持状態を維持するために必要な把持力を示している。把持力Ⅰは、装飾手袋（コスメチックカバー）をつけた状態の値を、把持力Ⅱはカバーをつけない本体だけの状態での把持力の測定値を示している。

また、結果の内、把持力Ⅰの度数分布を図6.29に示す。これらの結果から次のことが分かる。

(1)大半の日用品は、10N以下のあまり大きくない把持力で把持が可能である。

(2)義手表面の摩擦力は把持の際に有効に働く。

これらから、義手の設計に際して次の点が予想される。

(1)ただ単にものを掴むあるいは摘む際は、コスメチックグローブが摩擦力を有していれば，１０Ｎ以下の小さい把持力で十分である。

(2)把持の際の接触面積の増加や、３点支持を可能とする機構を別に有する方が有効である。

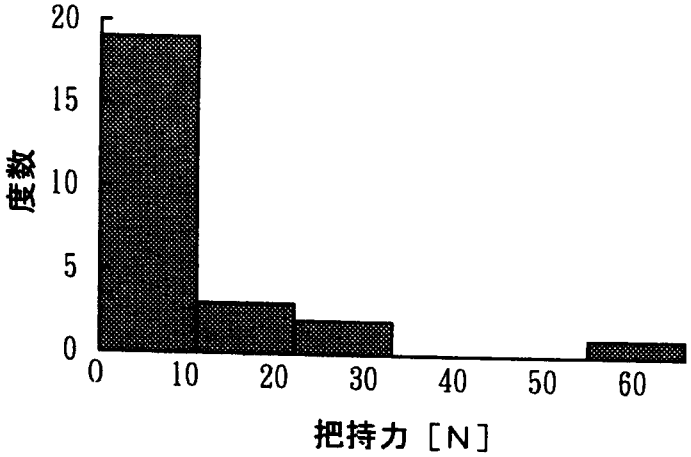


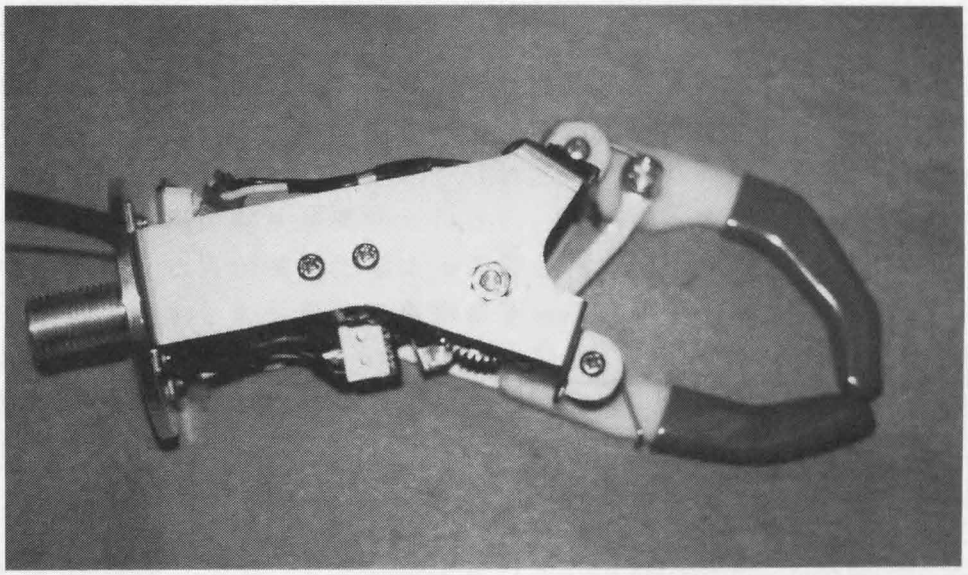
図６．２９　把持力Ⅰの度数

6．4．3 普及型電動義手の試作

これらの点を考慮した普及型の電動義手を試作した。設計図面を図6.30に、実際の義手を図6.29に示す。把持力は約20Nで設計した。

本義手を模擬義手を使用して様々な対象物の把持および日常生活での動作に使用したが、通常の使用での支障は殆どなく、また軽量であることから義手が疲れることもなく従来の電動義手よりも快適であった。

本義手の改良点としては、アクチュエータであるDCモータを少し大きくして開閉速度を現状の約70mm/secよりも速くすることにある。その他の機能としては補助手としては十分の機能性を有したものである。



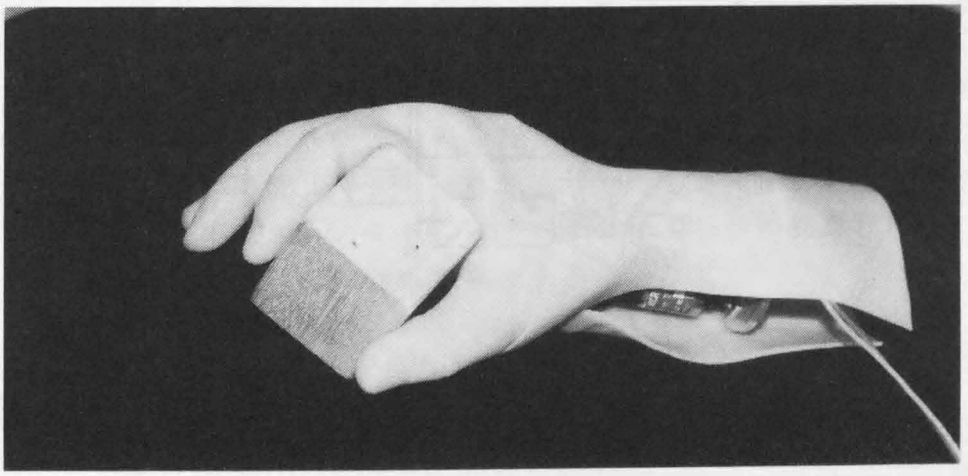


図6.30 電動義手の外観と対象物を把持した状態

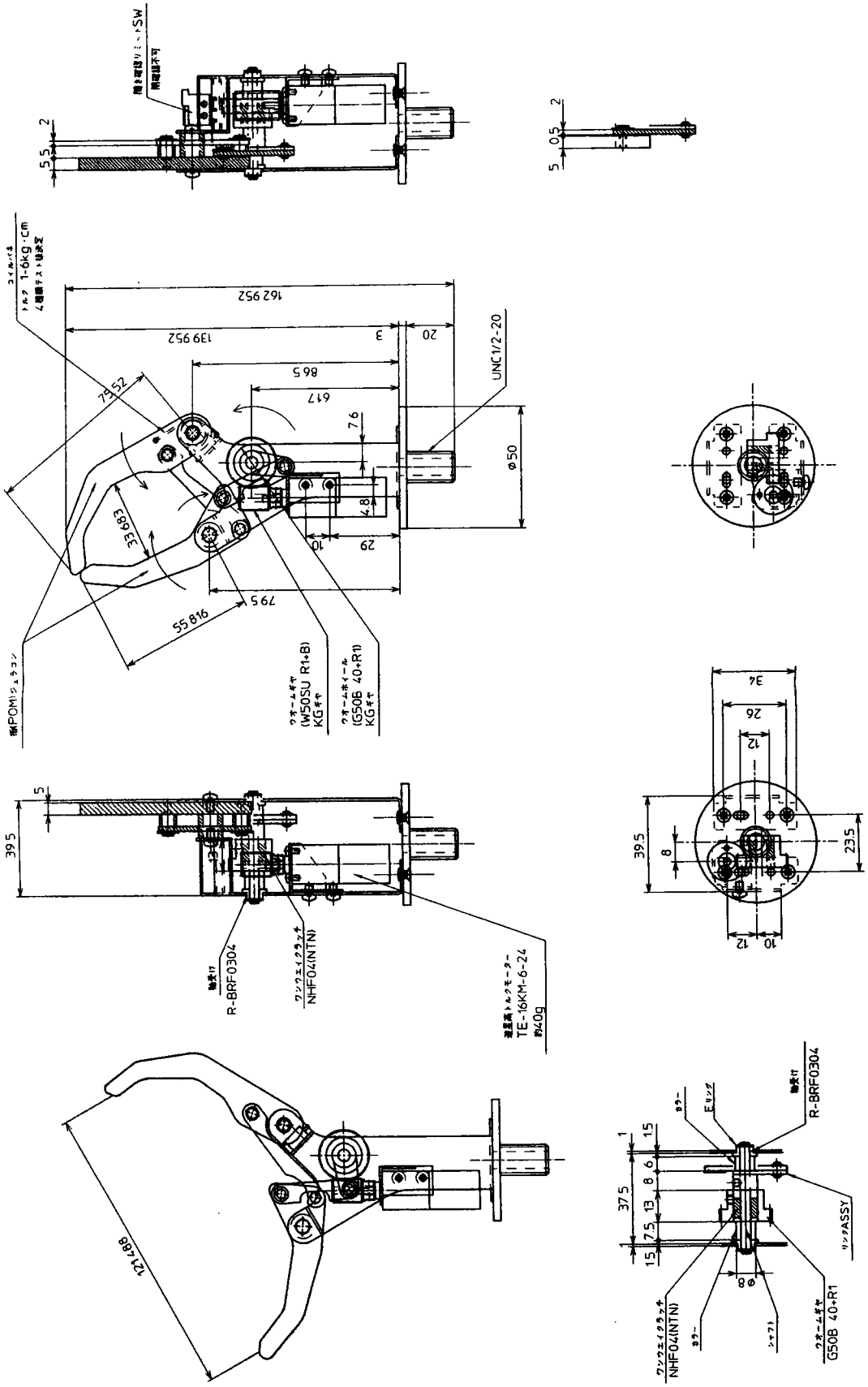


図6.31 普及型電動義手の基本設計図

6．5　異なった2種類の把持形態を有する電動義手の開発

6．5．1 母指位置可変型能動義手の開発

片側切断者において、前節に示した普及型電動義手は、全く指開閉機能を有しない装飾用義手よりも有用であることは明らかである。しかし、両側切断者あるいは片側切断において把持などの作業を多く必要とする場合、前節の電動義手は十分なものと言えない。特に補助手としてではなく積極的に物をつかむ動作を必要とする場合には不十分である。このため両上肢切断者などにおいては把持機能を向上させた義手システムの開発が必要とされる。把持機能がハンドよりもフックの方が優れていることは、すでに評価実験で確認している。また、能動フックの方が能動ハンドよりも作業性が高いことも確認している。フックとハンドを比較した場合、最も異なっている点は、指の形状と指の開閉機構の違いである。フックは装飾手袋を有しないため義手の先端部分の指と指のかみ合わせが優れており、非常に小さい物でも把持することが可能である。一方、装飾手袋を有しないため、対象物を把持した時の摩擦による保持機能が劣ることはフックの欠点である。把持形態において、フックはいわゆるﾗﾃﾗﾙﾋﾟﾝﾁ（側面摘み）で2本の指を左右から挟む形で対象物を把持するが、ハンドはｼﾘﾝﾄﾞﾘｶﾙｸﾞﾗｽﾌﾟと呼ばれる円筒握りの形式である。対象物が円筒上のものの場合、円筒握りが優れているが、テーブルの上の鉛筆や消しゴムのようなものはで把持する方が簡単に早くつかむことができる。

これらの結果をもとに、現状の電動義手を高機能化するため、指の形状を少し角形とし指間のかみ合わせを向上させ、ｼﾘﾝﾄﾞﾘｶﾙｸﾞﾗｽﾌﾟとﾗﾃﾗﾙﾋﾟﾝﾁの2種類の把持形態に変換できるハンドを開発する。

6．5．2 母指位置可変型能動ハンドの開発

電動ハンドを開発する前の試作として、能動ハンドでｼﾘﾝﾄﾞﾘｶﾙｸﾞﾗｽﾌﾟとﾗﾃﾗﾙﾋﾟﾝﾁの両方の把持形態が可能なハンドを開発する。試作したハンドを図6.32に示す。本ハンドは、本体の主軸まわりに母指の手根中手関節の外転内転運動に対応する自由度を有している。軸はかなり強い摩擦力で固定されており、指を最大開閉した際には比較的容易に軸まわりに外転、内転を行うことができる。本機構により、同図のように対象物に応じて把持しやすい形態でつかむことが可能となり、把持機能を大きく向上させることができる。さらに同ハンドでは、母指の指形状を少し角形としたため、小さい形状のものの把持も可能である。

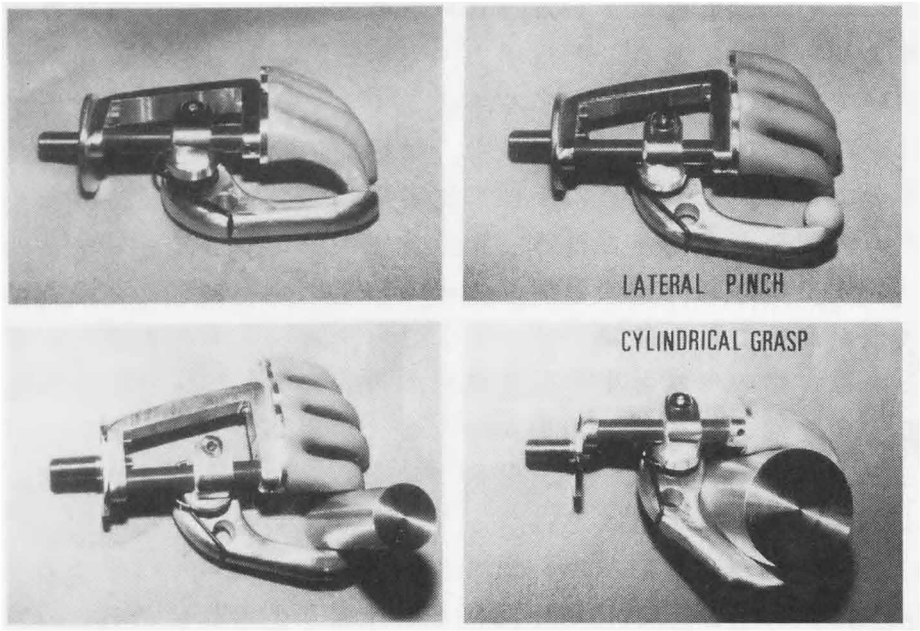


図6.32 開発したハンドによる対象物の把持

6．5．3 母指位置可変型電動ハンドの開発

母指位置可変型ハンドが有用性が高いことから、これの電動化を行った。電動化に際しては、両側切断者が使用しやすいことも考慮して母指の外転内転もモーターで行うこととした。開発した電動ハンドを図6.33に示す.

開発した電動ハンドは，特にテーブル上に置かれた対象物の把持などに有用性が高いことが実装テストで確認された。今後の改良としては、小型化と軽量化が挙げられるが、機能的には十分な性能を有しているものと考える。

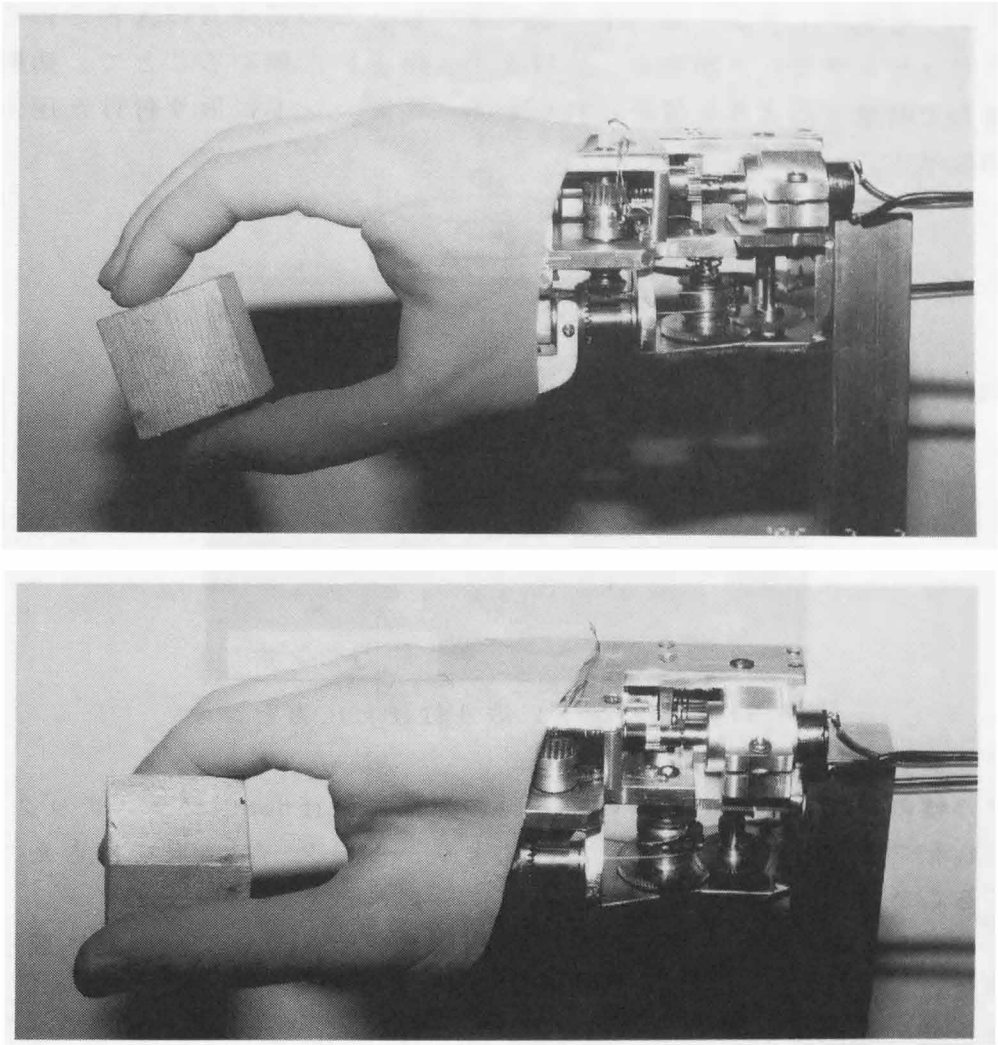


図6.33 2種類の把持形態を有する電動ハンド

6．6 把持力を断端に伝える感覚フィードバックシステムの開発

6．6．1 把持力のフィードバック装置

義手に望まれることとしては形状が手に近いことや、操作が容易であることの他に、義手が対象物を掴んでいる状態などを使用者にフィードバックすることが挙げられる。しかし、多くの感覚フィードバックの研究があるものの[7)8)9)]、その機能を有した義手は実用化されていない。この原因としては、機構が複雑であること、フィードバックに機械振動刺激や電気刺激などを使用しているため、通常の皮膚で感知する感覚とのずれが大きいことなどが挙げられる。

そこで、我々は日常的に皮膚が受けている感覚として接触圧感覚に注目し、これによるフィードバックシステムを提案する。本研究では試作したシステムにより接触圧を使用することの有効性を立証したので報告する。

対象物を把持したとき把持力に対応する信号が得られるように、電動ハンドの先に圧力センサを貼付した。フィードバック装置は、この把持力の大きさに対応してリニアステッピングモータが動き、皮膚を押すあるいは弛めることで、切断者の断端を圧迫力で刺激するように設計されている。電動ハンドに取り付けた圧力センサを図6.34に示す。

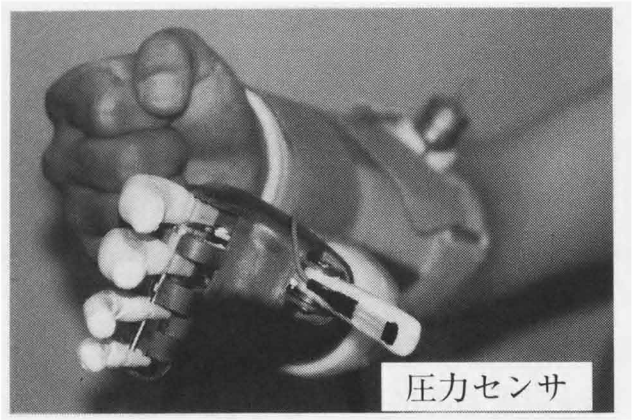


図6.34 電動ハンドに取り付けた圧力センサ

モータの軸の先端は尖っているので、軸の先端に直径6mmのプラスチック球をはめ込み、これをゴムシートで包んだ。これにより、モーターが皮膚を押さえても、痛みは感じることなく、圧迫刺激が得られるようになった。

また、ステッピングモーターは硬質発泡樹脂とプラスチック製の板に取り付けることで軽量化を図った。

本装置を図6.35に示す。

また、構造の概要を図6.36に示す。

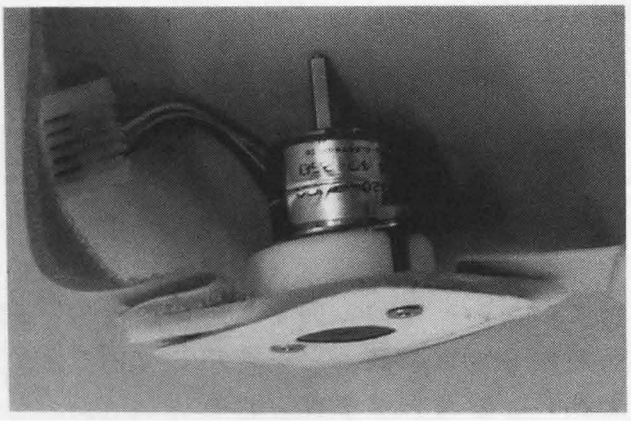


図6.35 把持力の断端へのフィードバック装置

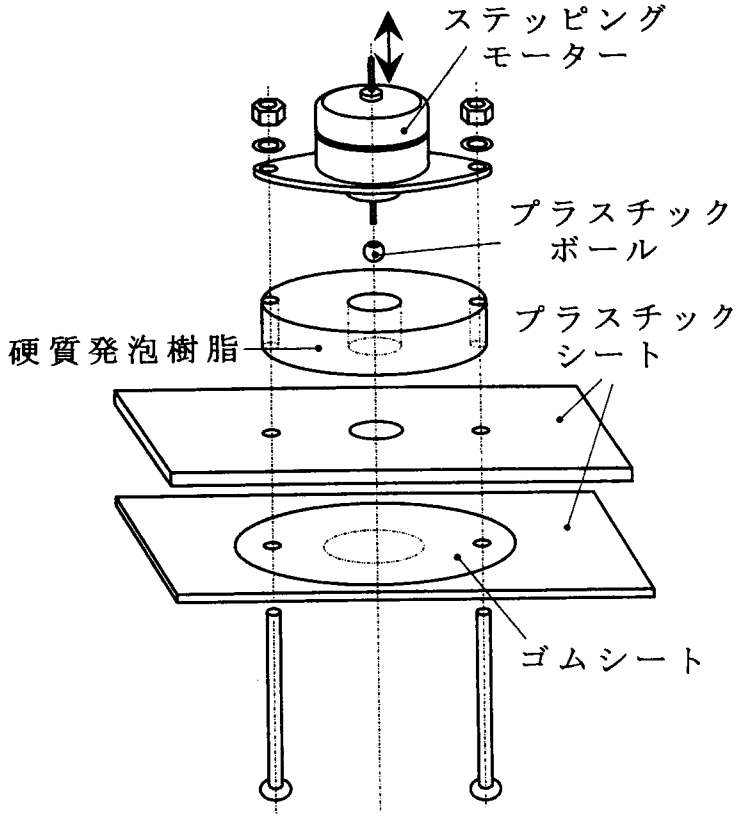


図6.36 装置の構造

これにより使用者は、軸の動きに応じた皮膚への圧刺激が得られる。本機構においては、モータを使用していることで、軸を1mm押し込むごとに約85mmsec.のタイムラグが生じるが、実際の使用においては違和感は認められなかった。また、軸の移動距離は、刺激部位にも依るが、種々に移動距離を変えた結果、ハンドの掴む力の最大（約3.5kg)で5mmとした。

6．6．2 実験結果と考察

本システムの有効性を調べる目的で、2種類の実験を実施した。本機構を義手に組込むことで掴みにくい対象物を正確に掴むことができるか、また、本装置があることで作業を素早く行うことができるかを調べる目的で実験を行った。

前者の実験においては、奥野ら[6]の評価実験と同様の評価手法を採用し、つかむ対象物に鉄製とアルミ製の薄肉の円筒（シリンダ）を使用した。被験者は健常者1名である。図6.37に示すように円筒にひずみゲージを貼付し、表6.1に示す視覚情報の有無、フィードバック装置の有無の合計4つの条件下で、対象物を掴むことを実施した。対象物は柔らかくまた軽いので、軽く掴むことで把持が可能である。実験

は１０回行った。その際のひずみの平均値、最大値、および最小値をアルミニウム製円筒の場合と鉄製円筒の場合についてそれぞれ図6.38と図6.39に示す。

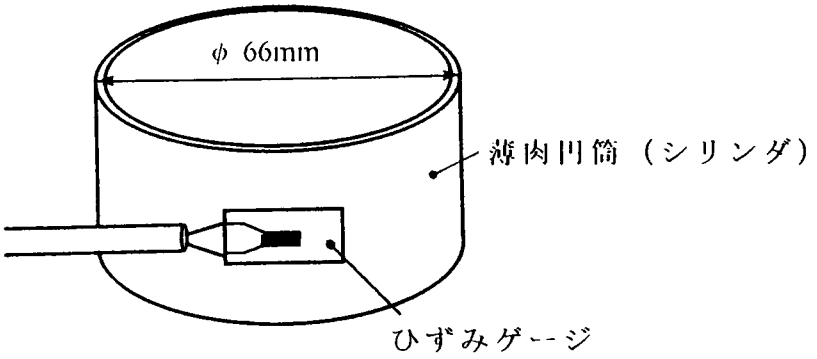


図6.37 把持対象の薄肉円筒

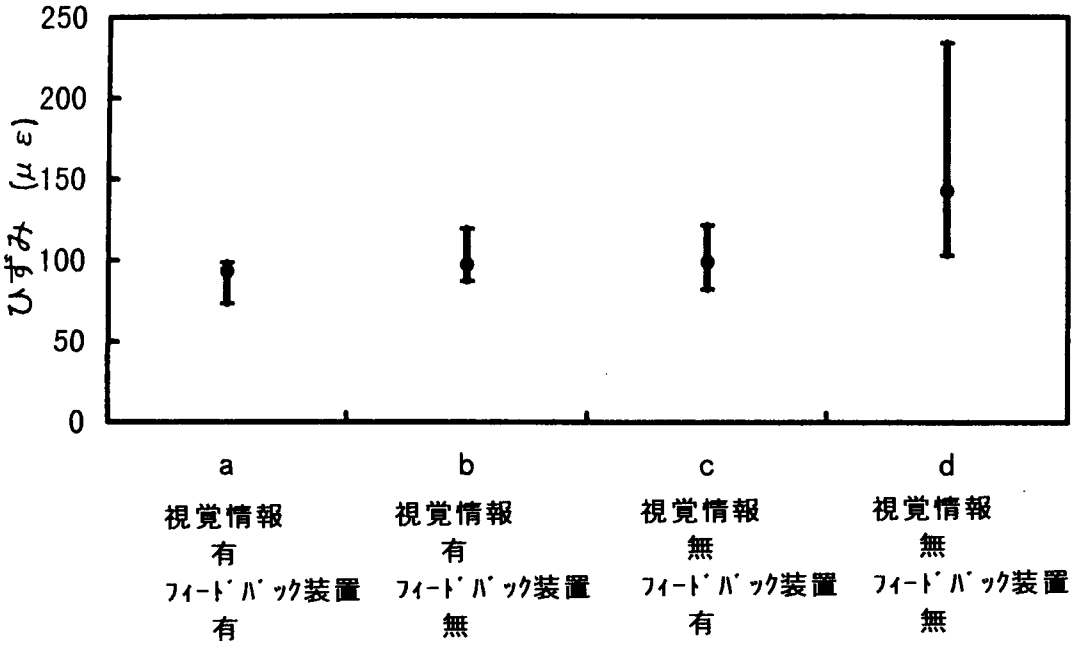


図6.38 円筒を把持したときのひずみの大きさ（アルミニウム製円筒の場合）

表6.1 把持する際の条件

条件	視覚情報	フィードバック装置
a	有	有
b	有	無
c	無	有
d	無	無

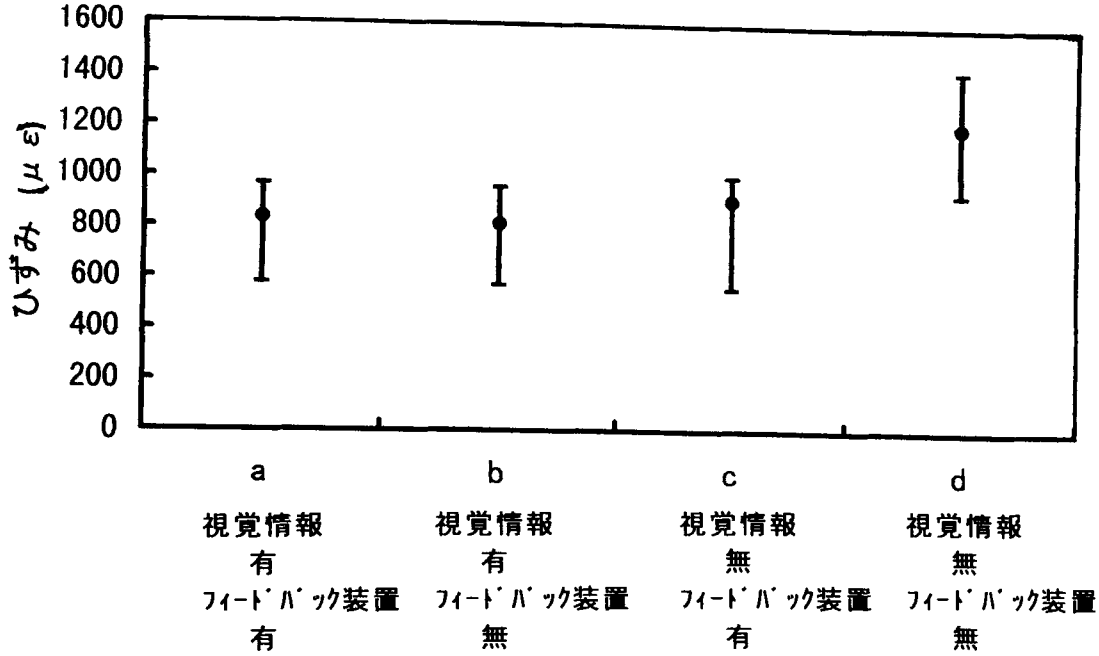


図6.39 円筒を把持したときのひずみの大きさ（鉄製円筒の場合）

平均値をみると、両方の図ともに、視覚情報とフィードバックの両方の情報がない場合は、ひずみが大きいことが分かる。また、両方の情報においては、多少、視覚情報の方が優れているが、あまり大きな差はない。ともに、どちらか一方の情報があればひずみの値はかなり小さいことが示されている。最大値と最小値でみると、鉄製円筒では、両方の情報がある場合は幅が非常に小さい。また、同じ図で両方の情報がない場合は幅が非常に大きい値となっている。

これらから、いずれかの情報があるとひずみはかなり低い値となり、柔らかく対象物を持てることが示されている。また、２つの情報に大きな差はなく、どちらかの情報があれば良いことが示されている。また、これら２つの情報が両方あった場合とどちらか一方があった場合とあまり差がないことから、図のb、cで示されるひずみの値は、対象物を掴むことができる最小値に近い値であると考えられる。これらのことから、本装置は視覚情報がない状況での対象物の把持など視覚情報を補うものとして有効と考えられる。

次に、本装置が、実際の作業場面で有効かどうかを調べる目的で、以下の実験を実施した。把持の対象物は、やや重量があり、また、あまり強く把持する（6N以上）と警告がなるように特別に作成したものを使用した。これにより被験者は微妙な義手の制御を行わなければならない。実験中の写真を図6.40に示す。本対象物を把持した後、左右に往復させてその時の時間を測定した。結果を図6.41に示す。

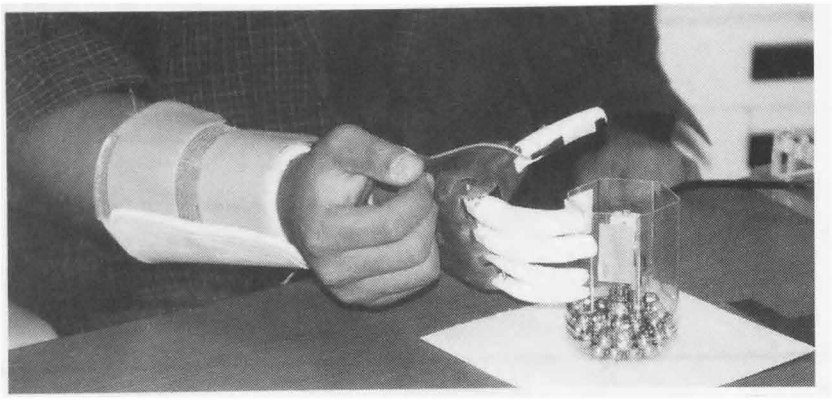


図6.40 作業におけるフィードバックの効果を調べる実験

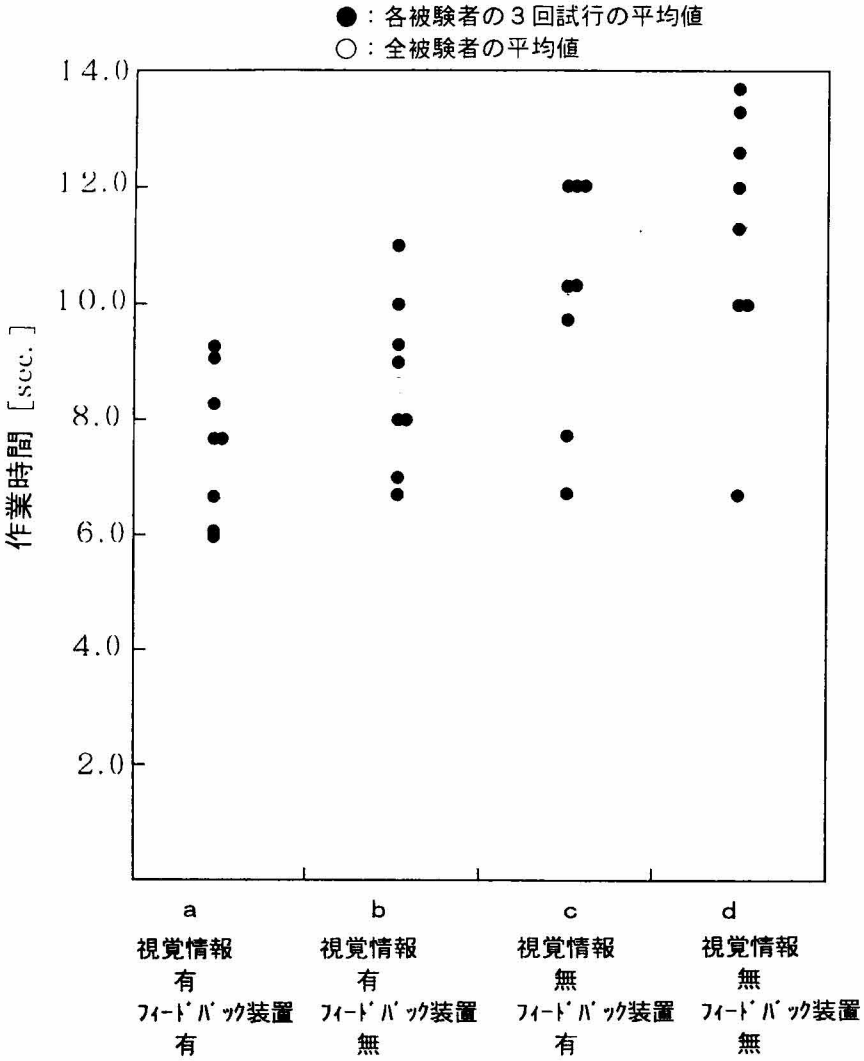


図6.41 作業実験の結果

これによると、情報がない場合は非常に多くの作業時間を要することが分かる。また、ここでも視覚か装置のどちらかがあれば作業に有効であることが示されてい

る。また、本実験条件のように視覚情報のみでは、うまく把握できるかどうか分からないものについては、把握力をフィードバックする本装置の有効性が示されている。これは、例えば卵を掴むような場合に、本システムは有効と考えられる。

本節では、義手ハンドの高機能化を目指し、対象物を掴んだ情報及び掴んでいる力を切断端に直接フィードバックする装置を考案し、この有効性を調べた。本装置は、視覚情報がない場合の作業場面や視覚では認識しにくい対象物の把持などに有効性が高いことが示された。本装置の情報の伝達機構についてはマイクロコンピュータなどの使用により小型化が容易である。しかし、刺激装置についての小型化は課題として残されている。この解決法としては、小型のモータやプッシュプルワイヤが考えられ、今後これらの研究を進めて小型化を実施しすれば実用化が可能と考える。

6．7 結論

本章においては，第5章の評価により得られた知見をもとに、様々な義手の機構を開発した。

まず、肘離断あるいは上腕長断端用の新しい肘継手として、4節リンク機構を応用した継手を開発し、フィールドテストにより機構の有用性を示した。なお、フィールドテストの使用者は、テスト後も継続して本装置を使用している。また、本肘継手は現在実用化され肘離断などの上肢切断者に使用されている。

ついで、現状での作業性能の高い能動義手の効率の向上のための肘プーリーシステム、ライナーハウジングおよび9字変形ハーネスの開発を行った。これらの機構は開発した効率の評価システムで有効性が示され、また、実際の義手使用者による装着テストでも効果が実証された。これら3点とも現在実用化され、多くの切断者が使用している。

最後に、今後の義手の形態である電動義手を補助手として使用する場合の軽量普及型電動義手と積極的に対象物の把持を行う2種類の把持形態を有する電動義手の開発を行った。普及型電動ハンドは、その後改良を行い、現在、実用化に近い形のモデルが完成している。また、母指位置可変型電動ハンドは、現状では重量の問題があるが、今後改良を行い、実用化をめざしたいと考えている。

今回の研究において、義手には機能性が要求されている反面、重量の増加は切断者にとっての大きなデメリットであることが示されている。これは、断端とソケットの適合が優れていても、断端－ソケット間で、神経のみならず生体の連続性の点で分断されており、義手を上肢に装着するということは、それだけの重量の荷物を持っていることと同じ状態にあることをも示している。このため、本研究でも、実用化されたシステムは、4節リンク肘継手、肘プーリーシステム、普及型電動ハンドなど現状のものに比べ重量の増加がほとんどないものに限定されている。今後、技術が発達することで、小型高効率のバッテリやアクチュエータが生まれ、母指位置可変型電動ハンドなどの機能性の向上をめざした機器の実用化が進むであろう。

第７章　義手手先具の耐久性と耐汚染性の評価研究

７．１　緒言

本論文で今まで述べてきた義足・義手においても他の工業製品と同様に耐久性や強度および耐汚染性などに対して標準化が要求される。特に義足・義手は身体に取り付けて使用することから、通常の工業製品よりは耐久性の面、強度の面、耐汚染性の面での標準化を十分検討しておく必要がある。

本章においては、第５章、第６章で評価と設計を行ってきた義手を製品化する際基準となる標準化研究のうち、実施されていない２点の項目につて研究を行った。義手の肘継手、コントロールケーブルシステムについては、他の研究機関で実施されている。第一点は能動義手手先具の耐久性の標準化研究で、第二点は装飾手袋（コスメチックカバー）の汚染についての評価研究である。

前者の能動義手手先具は、機械工作、農作業など比較的重作業に多く使用されるため、破損に対して一定以上の耐久性が要求される。これに関しての研究は、朝倉による能動手先具の機械試験による評価研究[1)2)]があるが、手先具に一方向の定荷重を負荷した状態での試験であり、実際の手先具にかかる負荷状態に近い状況での試験の議論には至っていない。そこで、本研究では、実際の使用状況を考慮した新たな試験機を開発し、これを用いて手先具の耐久テストを実施した。

後者のコスメチックカバーは、装飾義手や能動ハンドなどの外装として使用されるもので、破損や汚染が大きな問題点として指摘されている[3)]。しかし、これに関する研究は少なく、特に、最も普及している塩化ビニール製のコスメチックカバーの耐久性や汚染の状況を評価した研究はない。そこで、この点に関して実用的な汚染の程度の評価手法とそれによるコスメチックカバーの比較評価について研究を実施した。

７．２　能動義手手先具の耐久性の評価

能動手先具のうち能動フックは上記のような重作業などにおいて主に使用される。これは通常の日常生活と比べた場合、把持する対象が工具やレバーなど手先具に過度の負荷や衝撃が加わる可能性が高いものが中心となる（図7.1）。そこで、能動フックにおいてはフックに負荷がかかる状況での耐久性を調べる必要がある。本節では最初に実際の作業状況での能動フックの破損例から、試験機の仕様を決定した。ついで、試験機による耐久テストの実施と各種フックの比較評価を行った。また、同様の試験機を使用して能動ハンドの耐久性を調べた。これらを元に、能動フックと能動ハンドの規格化のための原案を作成した。

7．2．1 能動義手手先具の破損

能動フックとハンドの各部の詳細な名称を図7.2に示す．

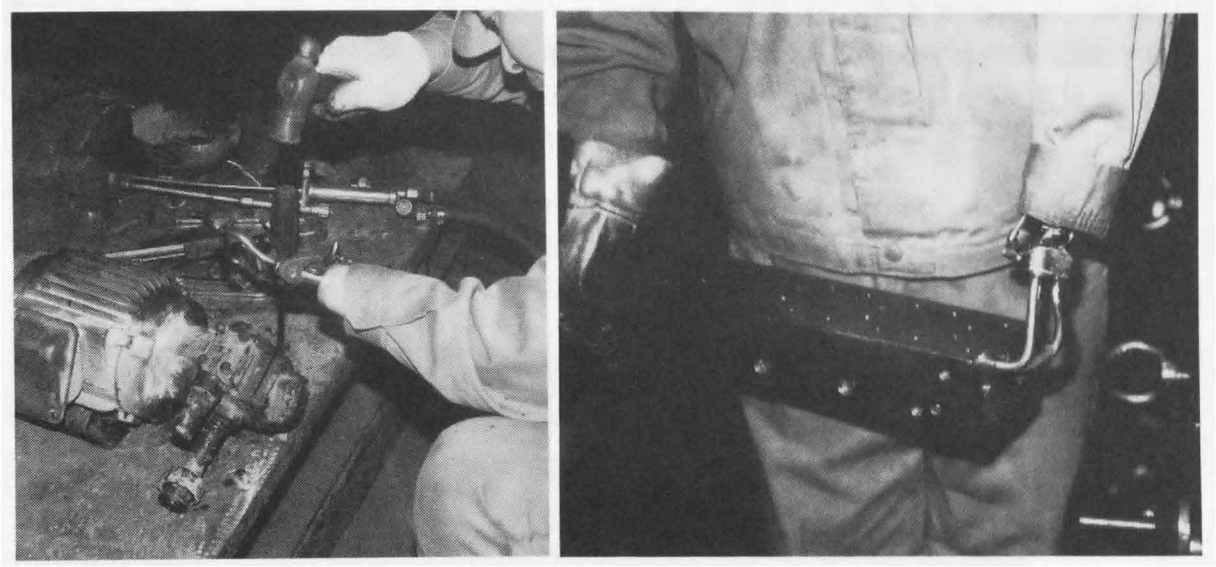
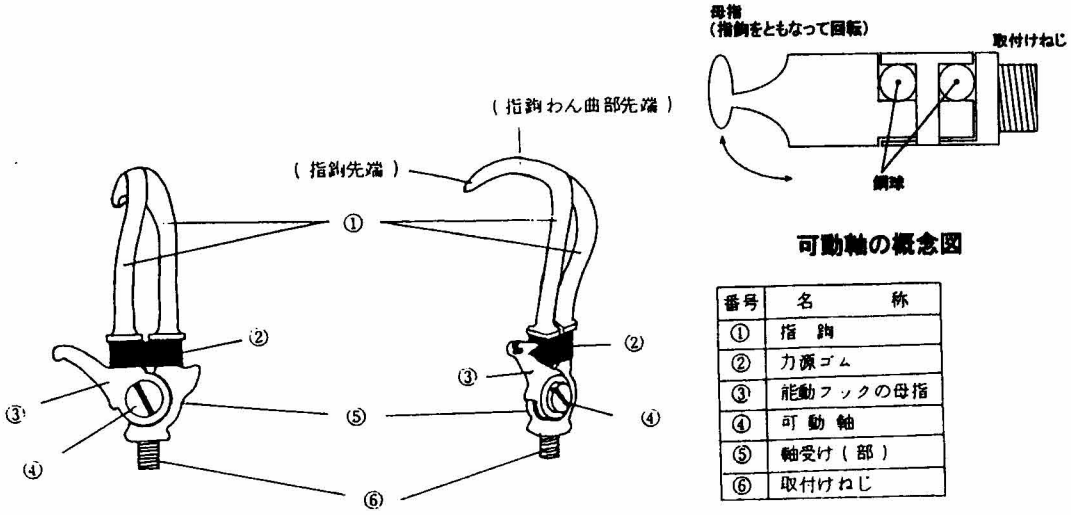
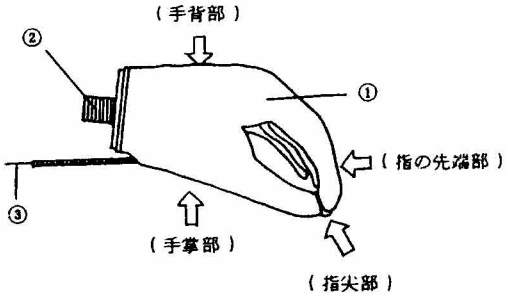


図7.1 能動フックによる作業



番号	名　　称
①	指　鉤
②	力源ゴム
③	能動フックの母指
④	可 動 軸
⑤	軸受け（部）
⑥	取付けねじ



番　号	名　　称
①	指
②	取付けねじ
③	コントロールリード

注：指の呼称は，人間の手と対比させて，各々，母指，示指，中指，環指，小指とする。

図7.2 フックとハンドの各部の名称

これらに対する破損は、図7.3のようにフックの場合、
(1)フック指鉤用ゴムカバーのすり減り、破れ、(2)力源ゴムの破損、
(3)フック指鉤先端部のずれ、(4)フック指鉤の曲がり、
などである。

また、ハンドの場合、
(1)手掌部の汚れ、変色、破れ、(2)ケーブルの破断、(3)指開閉機構の破損、
などである。

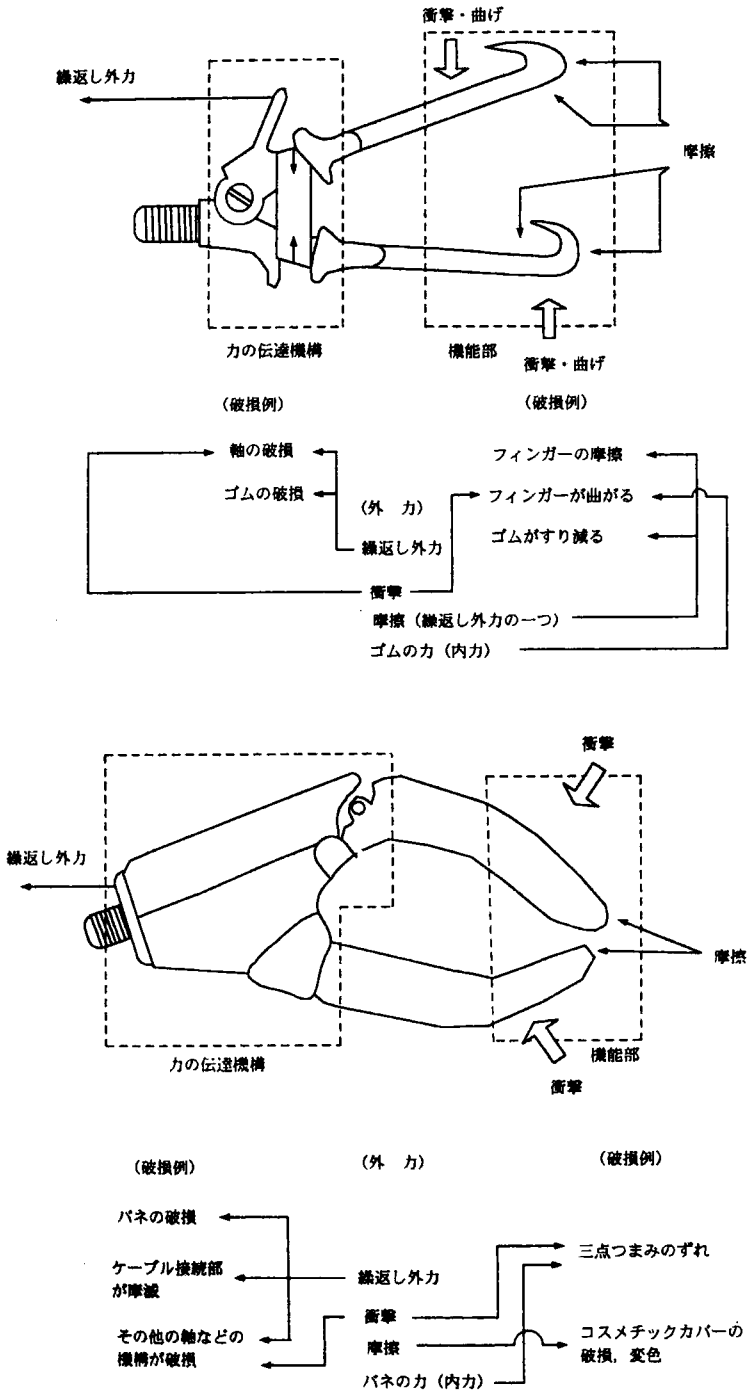


図7.3 フックとハンドの破損

能動手先具に破損が生じるのは、これらに外力が加わることと関連が深いのは明らかである。この外力は持続的にかかる場合や衝撃的にかかる場合、静的および動的にかかる場合など種々の状況が考えられる。これらにより、フックの力の伝達機構、機能部ともに破損等の不具合が生じる（図7.3）。図7.4に示す手先具は、可動軸のがたや指鉤（しこう）の曲がりにより先端部にずれが生じた例である。また、能動ハンドにおいても伝達機構部の破損が多く、指が閉じなくなったり、開く際に非常に大きな力を必要とするような問題が生じている。

これらの破損に対して，定量的に耐久性を評価する試験機を製作した．

図7.4 先端にずれが生じたフック

7．2．2 繰り返し試験機の設計と製作

能動手先具は、多様な使い方をするため、それに加わる外力は非常に複雑である。そのため、耐久性をテストする場合、実際の義手の使い方に対応する試験機を製作することは非常に困難であり、どのような負荷をフックに加えるかの決定が重要な問題となる。実際の義手使用の場においては、能動フックに加わる外力は、フックを開閉するためにケーブルを引張る時の力と作業中に対象物を保持することによりフック指鉤部に加わる力の２種類に大別できる。この内、前者のフックの開閉力は、軸受けの回転方向にほぼ一致するため耐久性に与える影響はあまり大きくはないと考えれられるが、手先具の使用中、常に繰り返しかかる外力である。後者の指鉤に加わる外力は、軸受けのがたを増加する方向に働くため、耐久性に大きく影響を与えるものである。したがって、本試験機においては、これら２種類の力を繰り返し

加えることを基本とした。ここで問題となるのは、後者の指鉤に加える外力をどのように設定するかということである。通常の使用に際しては、フックに曲げ、ねじり、等の力が複雑に加わっているため、この負荷条件を一方向の力によって代表することはできない。そこで、フックの使用時にしばしばみられる長い平板の対象物をフックで把持した時に生ずる状態を再現するものとして、図7.5に示す可動指鉤先端部に指鉤をねじるような力を考え、これを第一の負荷モードとした。

能動ハンドもフックと同様、通常使用時には種々の力が加わる。しかしハンドはそれぞれ開発品により可動する指（可動指）の数やそれを動かす機構のみならず、形状や外装や材料もすべて異なっており、一定の位置に外力を加えても同一条件下での試験とはならない。そこで、今回の研究の目的の一つである日本工業規格（ＪＩＳ）原案作成の点から条件の統一性を第一に考え、繰り返し開閉のみの負荷モードで試験を行うこととした。

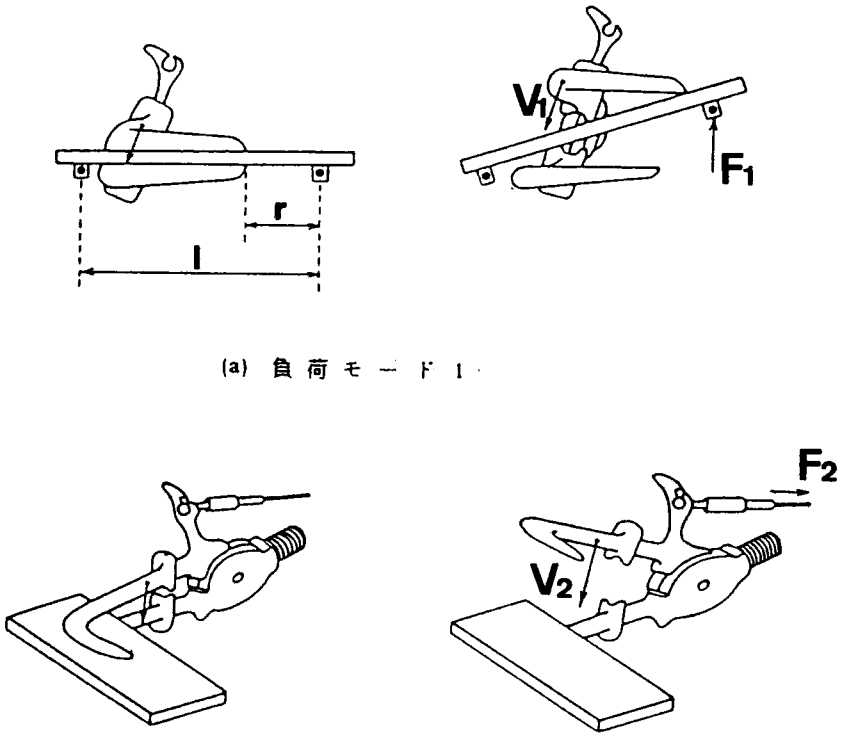


図7.5 フックに加える外力の負荷モード

試験機はこの負荷条件を基本に、以下の条件を満たすことを前提とした。

(1)フックの試験の際の負荷モードは次の２点とし、これらが交互に加えられる機構とする（図7.5）。

負荷モード１：指鉤先端部に外力を加えることにより可動軸にねじり力を与える。

負荷モード２：フックの母指をケーブルで引張り指鉤の開閉を行う。

(2)ハンドの試験の際の負荷モードは、次の通りとする。

負荷モード１：ハンドのケーブルを引張りハンドの開閉を行う。

(3)次の各パラメータは可変で、予備実験で最も適する値を選択できる機構とする。

・開閉用シリンダの圧力

・フックのねじり用シリンダの圧力

・各負荷モードの動作タイミング

・フック開閉用ケーブルの引張り幅

・ハンドのケーブルの引張り幅

(4)手先具の破断やケーブルの破断が生じると自動的に停止する機構を有する。

(5)繰り返し負荷のカウンタは6桁まで計数できる。

(6)構造・サイズ・左右の異なる他種類の手先具を試験できる。

また、動力源としては、負荷制御の容易さ機構の簡易性を考慮して空気圧を使用した。

このような条件に基づいて、図面を作成し、試験機を製作した。

図7.6に製作した試験機を示し、図7.7に概略図面と各部の名称を示す。

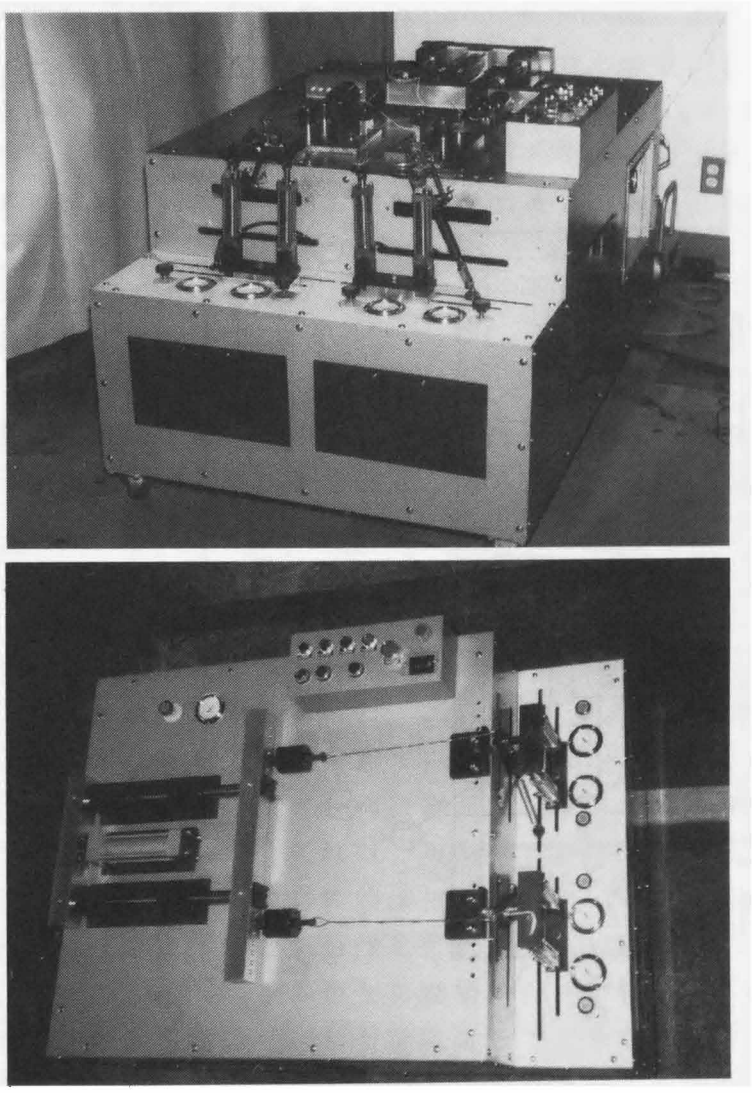
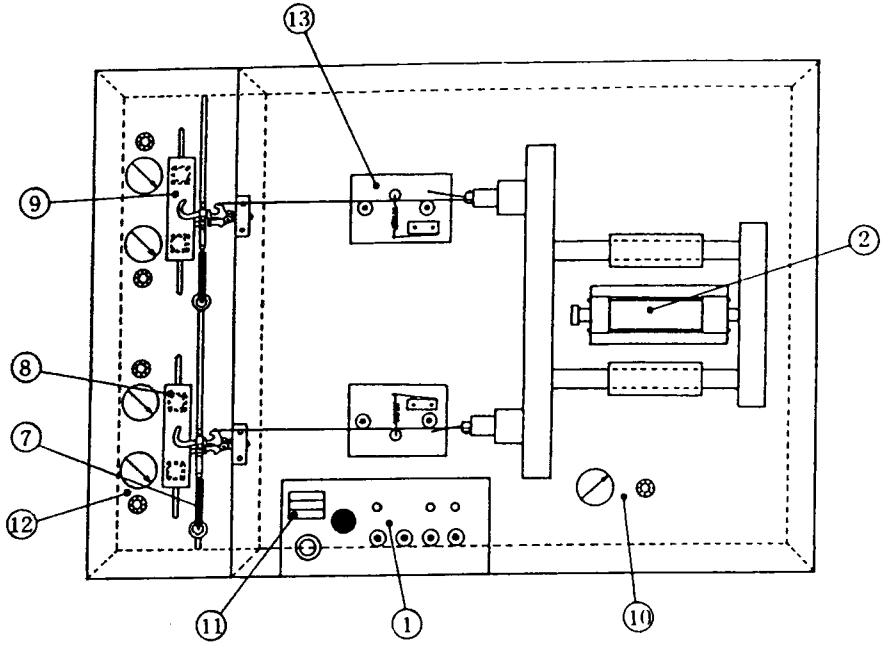
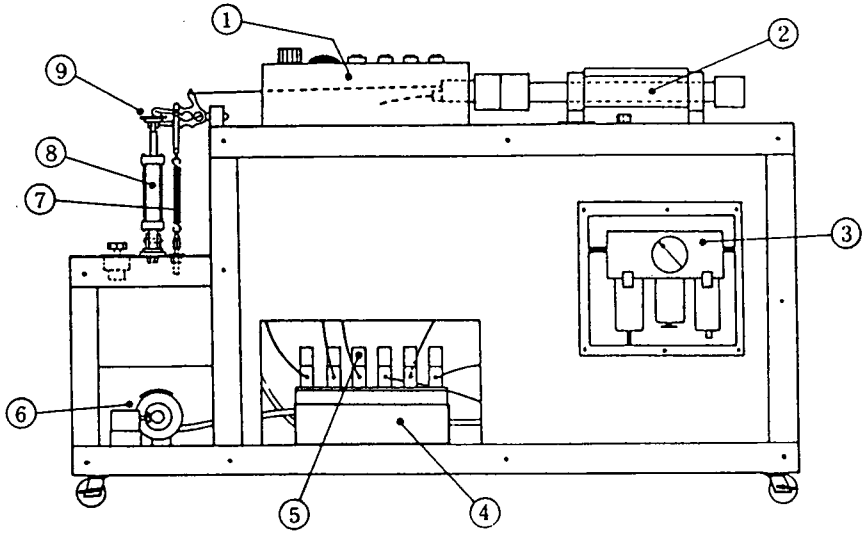


図7.6 能動手先具の繰り返し試験機



部品番号	部　品　名	個　数
1	操作パネル	1
2	シリンダ（A）	1
3	空気圧調整ユニット	1
4	電源接続ユニット	1
5	電磁弁	6
6	シリンダ動作タイミングユニット	1
7	力源バネ	2
8	シリンダ（B）	4
9	フックねじり用平板	2
10	シリンダ（A）用圧力計	1
11	カウンタ（6ケタ）	1
12	シリンダ（B）用圧力計	4
13	フック・ケーブル破断検出装置	2
14	減圧弁	5



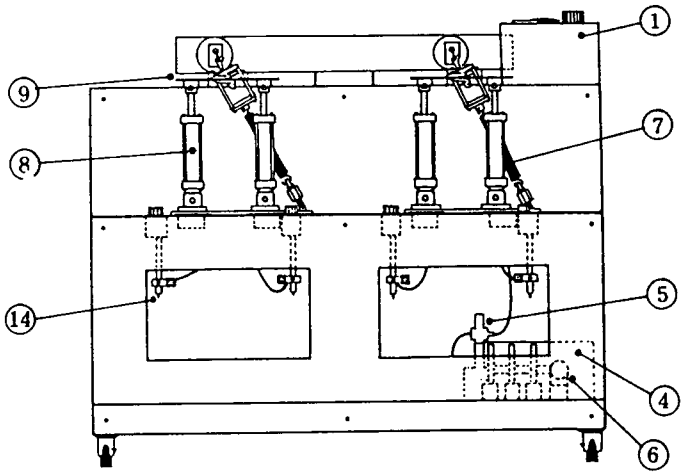
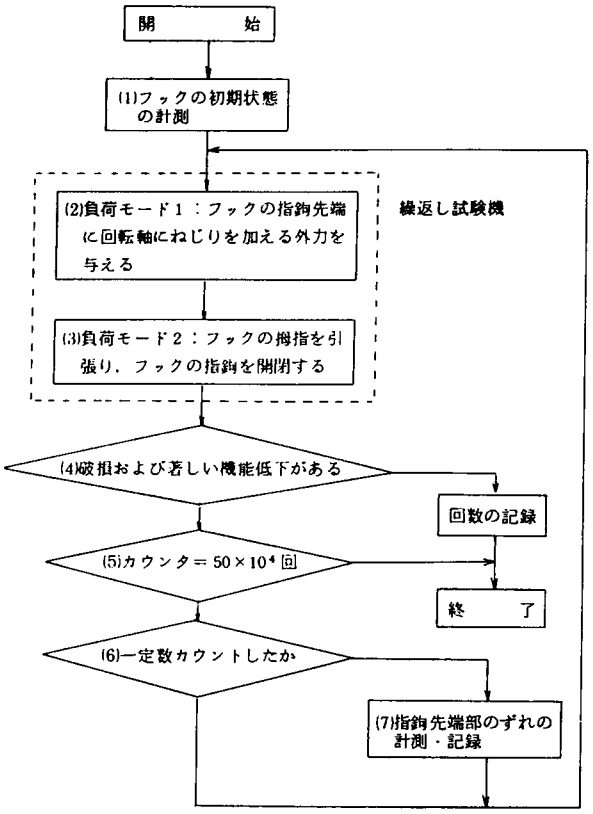


図7.7 試験機の概略図と各部の名称

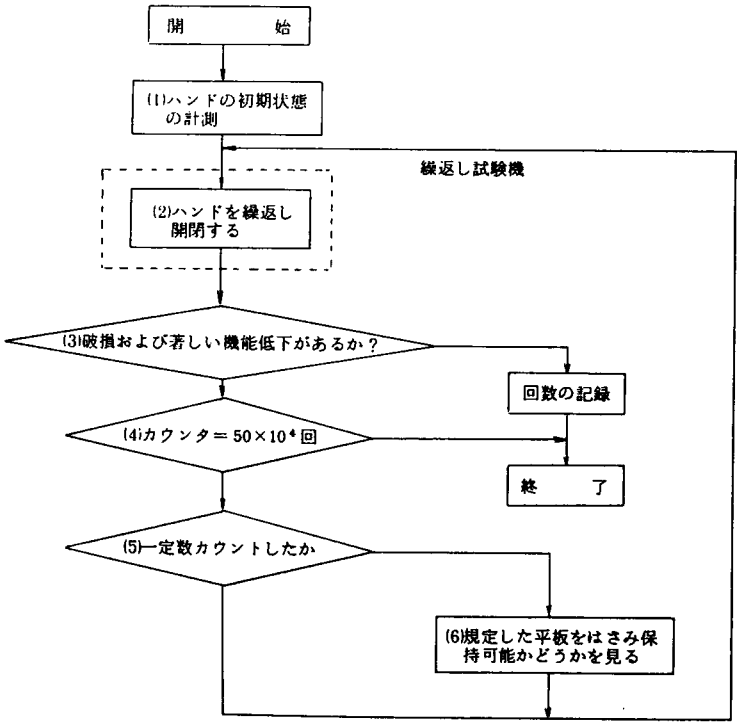
フックの耐久試験手順を図7.8(a)に示す。
各項目の詳細は次の通りである。
(1) 初期状態の計測：通常閉じの状態と可動指鉤に0.35Nmのモーメントを加えた状態との指鉤先端部のずれの大きさ測定する。その他、初期状態において、明らかに不良と思われる箇所がないかチェックする。
(2) 試験の終了：試験中に次の事象が生じた場合、試験を終了する。
・フックの破断…回転軸の破断、フック本体の著しい永久ひずみ、回転軸の軸部の著しい破損
・ケーブルの破断…ケーブルの破断、ケーブルターミナルの破損
このうち、フック本体のひずみなどはどのレベルで終了するかが問題となるが、ここでは、下記の(3)の計測を行いながら、破断するまでテストを継続する。
(3) 試験中の測定項目：初期状態の計測と同様に、繰り返し回数がある一定値に達したとき、指鉤先端部のずれ△xを計測する。
つづいて、ハンドの試験手順を　図7.8(b)に示す。
[1] 初期状態の計測：ハンドの検査を行う。
つまり、・ケーブルの引張り幅、・各指のがたの量（触覚による）、・基準の平板（アルミニウム合金製、寸法:50×100×5mm、重量:67.25g）が保持可能かどうかを調べる。その他、明らかな不具合がないかどうかをチェックする。
[2] 試験の終了：試験中に次の事象およびその他著しい破損があった場合、試験を終了する。
・ハンドの機構に破損が生じる。
・ケーブルが破損する。
[3]試験中の計測項目
初期状態の検査において用いた平板を一定回数ごとに保持可能かどうかチェックする。その他、ハンドの閉じ状態を観測しながら適宜チェックを行う。

７．２．３ 試験結果

能動フックの試験対象を表7.1に示す。
これらに対して繰り返し試験を行った。図7.9にフックの耐久回数を示す。図中の上矢印は３０万回または５０万回の時点まで破損がなかったことを示している。全体としては、アルミニウム合金製フックは鋼およびステンレス鋼製フックに比較して耐久性に劣る傾向が見られる。これは、可動軸の硬球、レースと本体との接触面で、柔らかいアルミニウム合金に磨耗等が生じるためと考えられる。特に、Ａ社の旧モデルの鋼製のレースと本体とが分離した構造のものは耐久性に非常に劣る結果となっている。また、アルミニウム合金可動指鉤の可動軸に最も近い部分で破損が見られたことは、この部分が繰り返し負荷に対して十分な耐久性を有していないことを示している。したがって、この可動軸部分の設計を改良することによって、アルミニウム合金製フックでも優れた製品が得られる可能性がある。可動軸を改良し、肉厚を増やしたＡ社の新モデルにおいて著しい耐久性向上が見られたのはこのこと



(a) 能動フックの繰返し試験手順



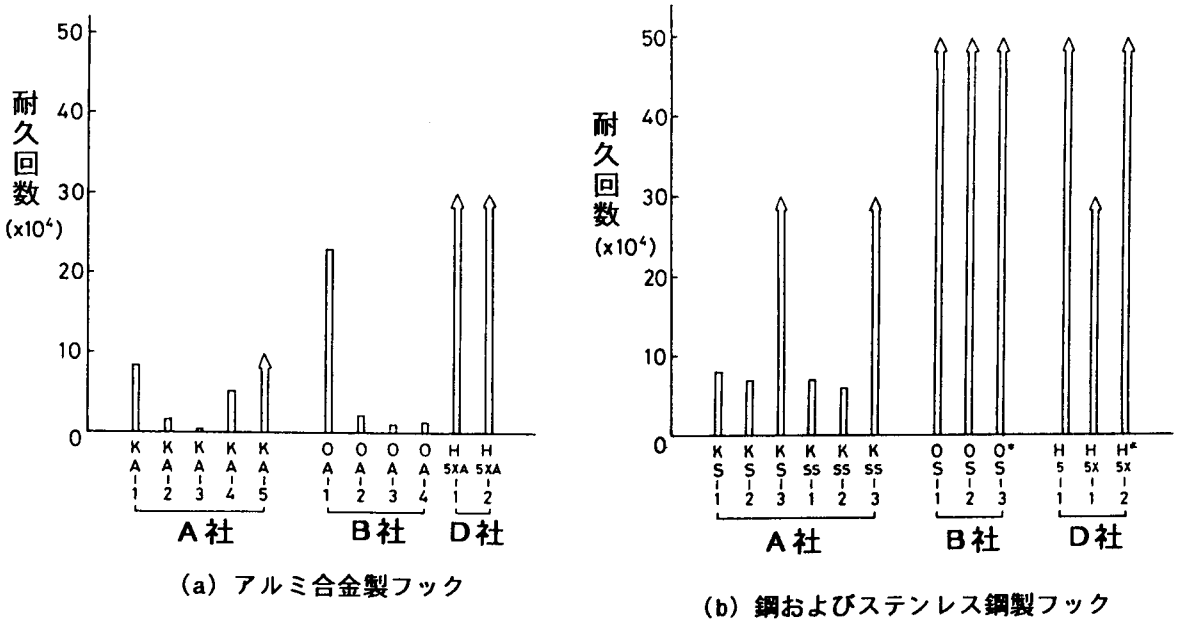
(b) 能動ハンド繰返し試験手順

図7.8 能動手先具の繰り返し試験手順

を裏付けるものである。加えて、同じアルミニウム合金製フックでもD社製品が耐久性に優れているが注目される。これは、指鉤が正確に作られていることと可動軸の構造と組立が他社のものより優れていることによるものと考える。

表7.1 能動フックの試験対象

メーカー	形式(品番)	主材料	試験点数	試験No.	備考
A社	KI−H−013	アルミ合金	3	KA−1〜3	旧モデル
	〃	アルミ合金	1	KA−4	改良旧モデル
	〃	アルミ合金	1	KA−5	最新モデル
	−	鋼	2	KS−1・2	
	−	鋼	1	KS−3	最新モデル
	KI−H−012	ステンレス鋼	2	KSS−1・2	
	〃	ステンレス鋼	1	KSS−3	最新モデル
B社	−	アルミ合金	4	OA−1〜4	
	−	鋼	3	OS−1〜3	
D社	5X	ステンレス鋼	2	H5X−1・2	
	5	ステンレス鋼	1	H−5・1	
	5XA	アルミ合金	2	H5XA−1・2	



(a) アルミ合金製フック

(b) 鋼およびステンレス鋼製フック

注　上矢印はその回数まで破損しなかったことを示す。

図7.9 能動フックの耐久回数

破損または著しい機能低下を生じたフックの状況は次の通りである。

・硬球が破損した。

・可動軸のがたが非常に大きくなった。

・可動指鉤の可動軸に最も近い部分で破断が生じた。

・軸取付ネジがゆるんだ。

つづいて、ハンドの試験対象を表7.2に示す。

各ハンドの耐久回数を図7.10に示す。

ハンドの試験では、13例中11例と大半の製品において破損が見られた。

主たる破損例は次の通りである。

・内部機能に軸のこじれ状態が生じた。

・ケーブルが破損した。

・閉じ力のための力源バネが破損した。

7．2．4 考察

これらの破損結果から次のことが分かる。

フックに関しては、

・本体とレース部が分離した構造は不適である。

・レースは鋼球とできる限り広い面で接触する構造とする必要がある。

・レース、鋼球を中心とした可動軸の性能がフックの耐久性能に大きく関与している。

・軸取付ねじのまわり止めは確実に行われていなければならない。

・特に、アルミニウム合金を主材料としたフックの場合、可動指鉤の軸受け部に最も近い部分を太くすることで強度をあげ、形状を丸くすることなどで応力集中がおきない構造とする必要がある。

ハンドに関しては、

・D社製の複雑な構造のハンドが初期の時期に破損していることから、機構はできる限り簡単なほうが良いと考えられる。

・ばねは強度の優れたものを用い、特にコイルばねの場合、引張り幅に無理のない構造とする必要がある。

・各軸のがたを少なくするようにねじの締め付けなど組立時に留意する必要がある。

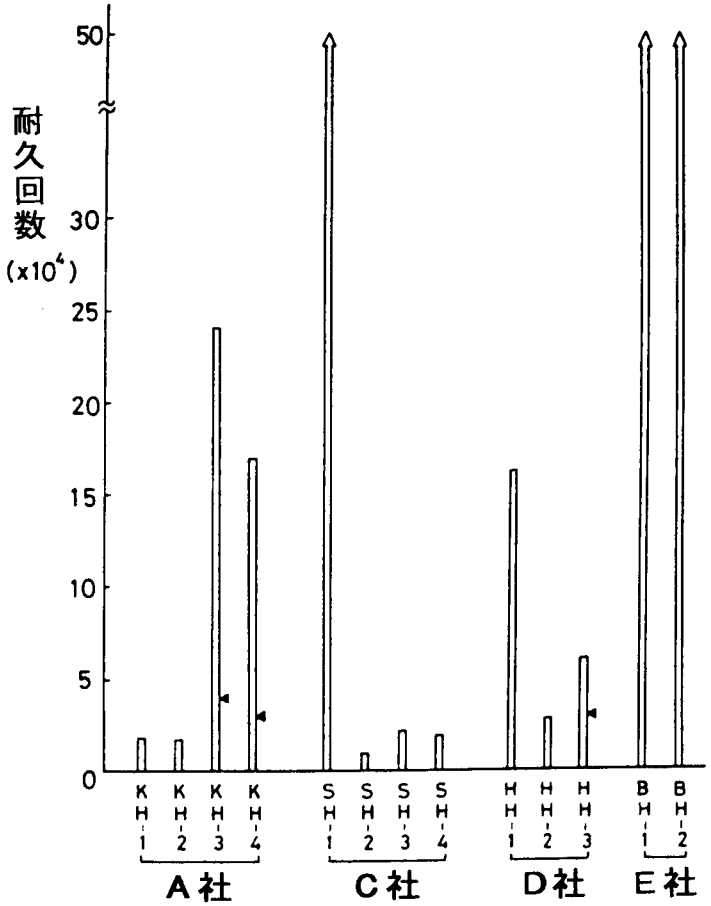
・ケーブルは、引張る際曲げやねじりなどの力が加わらず、また、部分的に強く擦れるような状態にならない構造とすることが重要である。

・各軸の摩擦を少なくするよう設計する。

このような点を考慮し、能動フックおよび能動ハンドを改良すれば、耐久性に優れた手先具を開発することが可能である。

表7.2 能動ハンドの試験対象

メーカー	品名(品番)	形　式	試験点数	試験No	備　考
A　社	ビッカーハンド	内部構造型	2	KH－1，2	旧ロット
			2	KH－3，4	新ロット
C　社	能動ハンド 2点つまみ	一体構造型	1	SH－1	旧ロット
			3	SH－2～4	新ロット
D　社	DH－300	一体構造型	1	HH－1	
	DH－401		1	HH－2	
	シェラV.O.		1	HH－3	
E　社	8K8	内部機構型	2	BH－1，2	



注1　◀は規定の平板が保持不能となった回数を示す。
　2　矢印はその回数まで著しい破損が見られなかったことを示す。

図7.10 能動ハンドの耐久回数

7．3　義手手先具の装飾手袋の汚染評価

義手においては、作業性に加えて外観性が非常に重要であることはすでに述べている。義手の外装として使用されている装飾手袋（コスメチックグローブ）は、使用当初は汚れもなく実際の手に近い外観性を有しているが、使用時間の経過とともに比較的短期間に汚れや破損が生じる。これは、これまで装飾手袋の汚染を評価する手法がなかったことに加え、汚染や破損の原因が十分に調べられていなかったことによると考えられる。本節では、装飾手袋の汚染の問題について、基礎的な試験を通して、汚染の程度を評価する手法を示すとともに、汚染の原因についても考察を加え、新たな装飾手袋の開発の基となる改良点についても検討を行う。

7．3．1 装飾手袋の汚染

ハンド型義手の手先具の外装として使用している装飾手袋は、塩化ビニール製のものが大半を占めている。それら装飾手袋は、皮膚の色合い、指紋やしわなど外観上はかなり実際の手に近いものではあるが、汚れやすい、汚れがとれない、変色する、破断するなど問題点が多い[3]。

装飾手袋を汚染あるいは破損させる原因としては、図7.11のような要因が考えられる。つまり、筆記具や印刷物、汗、油などの汚染物質、太陽光及び気温や湿度などの自然環境、使用時に起こる摩擦や鋭利なものによる傷などの物理的要因などである。

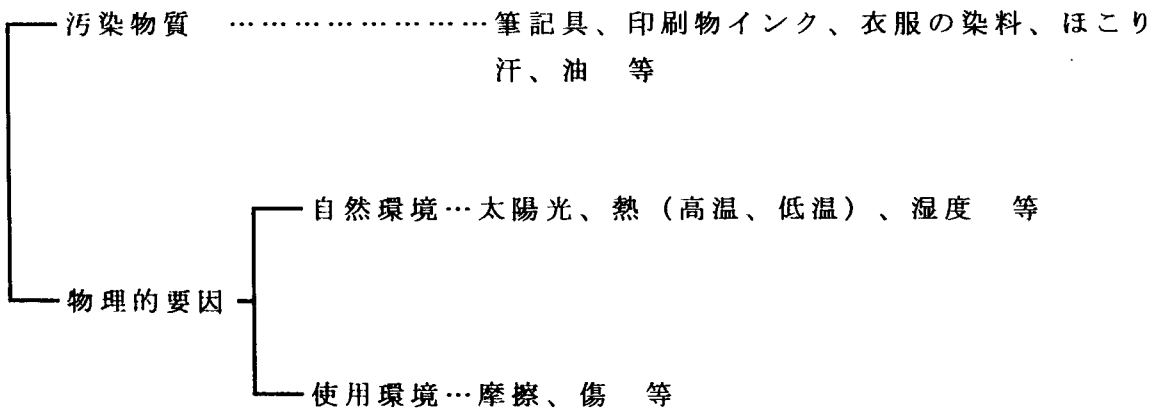


図7.11 装飾手袋の汚染、破損の要因

これらの要因による汚染や破損への影響を調べる目的で屋外暴露試験、耐汚染性試験、耐紫外線試験を実施した。

また、これらの試験に対する試験片の評価は、繊維などの評価に使用されているグレースケールによる評価方法を用いて実施した。

装飾手袋の耐久性を調べる実際的な方法として屋外暴露試験がある。これについては、繊維などを対象とした規格であるＪＩＳ　A-1410、A-1411、A-1415などに方法が示されている。今回対象とする装飾手袋においても同様の手法が使用できるものと考える。ただし、装飾手袋の実際の使用においては風雨にさらされることはほとんどないため、雨に関してはこれを避けて行うことが現実に即している考え、図7.12に示す雨にさらすことなく日光や風をあてる屋外暴露試験装置を製作した。

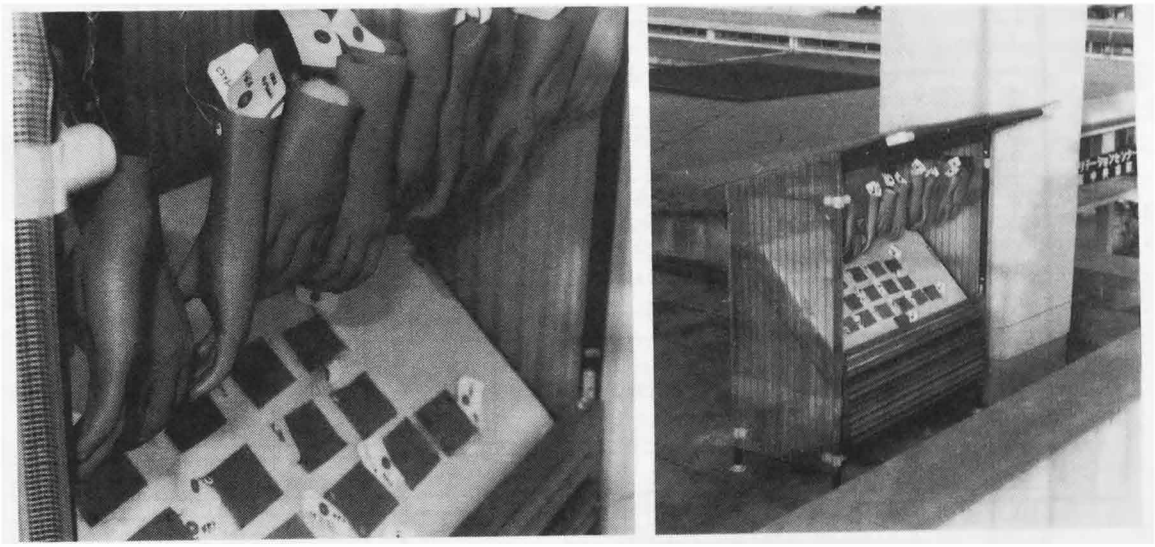


図7.12 屋外暴露試験装置

本装置の特徴は、

(1)設置基準面（床面）と暴露面下端との高さ方向の距離を変えることができる。

(2)暴露面の水平に対する角度を変えることができる。

(3)暴露面は雨にさらされることはない。

(4)暴露面はガラスなどの遮蔽はなく、したがって，太陽光は直接試験片にあたる。

(5)気温、湿度は自動的に記録できる。

などである。

多くの汚染物質のうち代表的なものとして新聞の印刷に使用されるインクがある。耐汚染性試験として、これに対する耐汚染性を次に調べた。実験に際しては、ＪＩＳ　K-6902、L-0801を参考に行った。

太陽光のうち、特に紫外線は高分子材料からなる装飾手袋に対して与える影響が非常に大きいものと予想される。そこで、紫外線が装飾手袋に与える影響を調べる目的で、紫外線ランプを用いて試験片にある一定の紫外線を照射し手袋表面の状況を調べる耐光試験を行った。ここでは、ＪＩＳ　K-7102、K 0824を参考にした。また、紫外線は出力5000μＷのランプから照射される波長約2500Åの紫外線を用い、

紫外線光源と試験片間を200mmとして6時間連続照射を行った。

上記の試験の他に、有機溶剤（ラッカーシンナー）、油（マシン油50%，スピンドル油50%）、水の各物質に対する耐久性を調べた。

7．3．2 試験結果

試験対象を、表7.3に示す。

表7.3 試験対象と実施した試験

No.	試料＼試験	試験A	試験B	試験C	試験D	試験E
1	敬愛グローブ	○	○	○	○	○
2	同シートNo.1	○	○	○	○	○
3	同シートNo.2	—	○	○	○	○
4	同シートNo.3	—	○	○	○	○
5	佐藤グローブ	—	○	○	○	○
6	同シートNo.4	○	○	○	○	○
7	キングスレー	○	○	○	○	○
8	リアラスティック	○	○	○	○	○
9	ビエナトーン	○	○	○	○	—
10	オットーボック	○	○	○	○	○
11	セントリー	○	○	○	○	—
12	ホスマー(RREP)	○	○	○	○	○

試験A：屋外暴露試験　　試験B：保存（冷暗室に保存）
試験C：耐紫外線実験　　試験D：耐汚染性実験
試験E：クリームを塗って屋外暴露試験

シート№	塩化ビニール	シリコン	ゴム
1	45	45	10
2	40	40	20
3	77	8	15
4	100	0	0

屋外暴露試験を実施した結果を表7.4の試験Aの列に示す。図の数値は、試験後の

試料と標準試験片との色差を変退色用グレースケールを用いて調べた値である。数字は、5が色差が最も小さく、数字が小さくなると変退色の程度が大きくなることを示している。4－5は4と5の中間程度であることを示している。

表7.4 各試験後の変退色等級等級

No.	試料＼試験	試験A	試験C	試験E	A＋C
1	啓愛グローブ	3－4	4－5	3	8
2	同シートNo.1	4	5	4－5	9
3	同シートNo.2	－	4－5	－	－
4	同シートNo.3	－	4	－	－
5	佐藤グローブ	－	4－5	－	－
6	同シートNo.4	3	5	3	8
7	キングスレー	5	4	－	9
8	リアラスティック	4－5	5	4	9．5
9	ビエナトーン	3	4	—	－
10	オットーボック	4	5	3－4	9
11	セントリー	4－5	4－5	—	－
12	ホスマー(RREP)	3－4	4	－	7．5

注　A＋Cの計算では、3－4は3．5、4－5は4．5とした。

紫外線を使用した耐光性試験後の上記と同様にグレースケールで測定した結果を表7.4の試験Cの列に示す。

また、これらの試験を行った後の試料を調べると、色の変化以外に光沢の変化、形状の変化など種々の変化が見られる。これらは重要な情報ではあるが、大半のものについては定量的に評価することは非常に困難である。そこで、下記に示す指標にしたがって、試料の変化のおよその程度を調べる。結果を表7.5に示す。

(1)光沢

＋＋……かなり光沢が増えた　　＋……少し光沢が増えた

0　……ほとんど変化なし

－－……かなり光沢が減った　　－……少し光沢が減った

(2)変質（目視による）

＋＋……変質らしい色変化がある

＋　……変質らしい色変化が少しみられる

0　……ほとんど変化なし

(3)表面溶融

＋＋……かなり表面溶融がみられ、さわるとべたつく

＋　……少し表面溶融がみられ、さわるとべたつく

0　……ほとんど変化なし

(4)形状変化

＋＋……かなり変化がある

＋　……少し変化がある

0　……ほとんど変化なし

表7.5 各試験後の試験片表面状況の分類

	試験	試験A		試験C			試験A
No	状況 / 試料	光沢変化	変質	光沢変化	表面溶融	変質	形状変化
1	啓愛グローブ	−−	0	0	＋	0	0
2	同シートNo. 1	−	0	0	0	0	0
3	同シートNo. 2	—	—	＋	＋	0	—
4	同シートNo. 3	—	—	＋	＋	0	—
5	佐藤グローブ	—	—	0	0	0	—
6	同シートNo. 4	−−	0	＋	＋	0	0
7	キングスレー	0	0	−	0	＋	＋＋
8	リアラスティック	0	0	＋	0	0	＋
9	ビエナトーン	0	＋	＋	＋	0	0
10	オットーボック	0	0	＋	＋	0	0
11	セントリー	−−	0	＋	0	0	0
12	ホスマー(RREP)	−	0	＋＋	＋	＋＋	＋＋

各試料の耐汚染性能をみるために、新聞紙用インクに対する耐汚染性を調べた結果を表7.6に示す。これも上記と同様にグレースケールを使用して変化量を調べた。この試験では同じ試料を2つ用意し、D_1は汚染後1時間、D_2は汚染後6時間経過した時点で拭き取って汚染度を調べた。結果を表7.6に示す。

表7.6 耐汚染性試験後の各材料の汚染等級

No	試験 / 試料	試験D_1	試験D_2
		1時間後拭取り	6時間後拭取り
1	敬愛グローブ	3－4	2－3*
2	同シートNo.1	4	2－3*
3	同シートNo.2	4	3
4	同シートNo.3	3	2－3*
5	佐藤グローブ	3－4	3
6	同シートNo.4	4	2－3*
7	キングスレー	4－5	3
8	リアラスティック	4－5	3－4*
9	ビエナトーン	4	3－4*
10	オットーボック	3－4	3
11	セントリー	4	4
12	ﾎｽﾏｰ(RREP)	4－5	3－4*

* インクのしみ込みが見られる

その他の結果としては，次の点が観測された．
溶剤を付けた際，表面の溶融が見られる．長時間（５０時間）浸すと，可塑剤の流出が原因と考えられる極度の脆性の増加，形状の縮小，変色が見られる．

油においても溶剤と同様の変化が見られるが，その程度は少ない．

水では５０時間浸してもほとんど変化は見られない．１０日間浸して若干の変化が見られた．

7．3．3　結果と考察

以上の結果をまとめると、表7.7のようになる。本試験では、試験方法および評価方法に重点を置いたため、試料の個数の点で十分ではない。したがって、各メーカーの製品や素材に対して優劣を結論づけることは多少問題があるが、試験結果から得られた点を総括すると次のようになる。

(1)試料は、シートのNo1から３を除くとすべて塩化ビニール製であるが、各試験の結果にかなりの開きがあることから、同じ材料でも可塑剤等の配合、熱処理、表面処理などで耐候性が異なることが予想される。

(2)屋外暴露試験結果では、変退色性に優れた材料であっても、形状変化の大きいものもあり、すべてに満足できる製品は少ない。

(3)外国製品の内、リアラスティック社の製品は、表面が緻密に作られているため汚染されやすいと予想されたが、ほとんどの項目で優れた特性を示した。

(4)キングスレー社、ビエナトーン社の製品は、表面層が透明で、内側が着色層となっている。このため、屋外暴露試験などでも直接着色層が暴露ないため変色が少ないと予想されたが、特にその傾向は見られなかった。

(5)シリコン樹脂を含有したシートは、屋外暴露や耐光性には優れた特性を示したが、耐汚染性では塩化ビニール製よりも優れているという結果は得られなかった。

装飾手袋は、手の形の再現を担う義手において重要な部品である。しかし市販の装飾手袋は汚れやすいなどの問題が多いにも関わらず、これらを評価する手法がない状況にあった。これに対して今回示した屋外暴露試験後や耐汚染性試験後のグレースケールによる試料の評価法は、比較的容易に実施でき、また、ある程度の定量的尺度のもとで装飾手袋の比較を行えるものであることが分かった。

今回用いたグレースケールによる評価法は、多少の目視誤差の危険があるが、複雑な指紋などを有した装飾手袋の簡易的で実践的な評価法としては有用性が高いものと考えられる。

7．4　結言

義手の標準化標準化研究として能動義手手先具と装飾手袋を取り上げ、これらが有している問題点の基準を決める目的で、耐久性テストや耐汚染性テストなどを実施した。本研究はそれらの試験基準を得るための基礎研究として、試験機、評価方法などにおいて、現実に即した実用性が高いものが開発できたと考えている。

また、本研究結果をもとに能動義手手先具の日本工業規格（ＪＩＳ）が作成されている。また、同じく装飾手袋についても本研究を元にＪＩＳの原案が検討されたことを付記する。

表7.7 各試験での評価基準と評価結果

No	試験	試験 A				試験 C				試験D	
	評価項目 / 試料	変退色	光沢変化	形状変化	変質:目視	変退色	光沢変化	形状変化	変質:目視	試験 D_1	試験 D_2
1	敬愛グローブ	×	×	○	○	△	○	△	○	△	×
2	同シートNo. 1	△	△	○	○	○	○	○	○	△	×
3	同シートNo. 2	—	—	—	—	△	△	△	○	△	×
4	同シートNo. 3	—	—	—	—	△	△	△	○	×	×
5	佐藤グローブ	—	—	—	—	△	○	○	○	△	×
6	同シートNo. 4	×	×	○	○	○	△	△	○	△	×
7	キングスレー	○	○	×	○	△	△	○	△	○	×
8	リアラスティック	△	○	△	○	○	△	○	○	○	△
9	ビエナトーン	×	○	○	△	△	△	△	○	△	△
10	オットーボック	△	○	○	○	○	×	△	○	△	×
11	セントリー	△	△	○	○	△	△	○	○	△	△
12	ﾎｽﾏｰ(RREP)	×	△	×	○	△	×	△	×	○	△

評　価　基　準

	変退色	光沢変化	形状変化	表面溶融	変質	汚染(変退色)
○	5	0	0	0	0	4－5，5
△	4，4－5	＋，－	＋	＋	＋	3－4，4
×	3，3－4	＋＋，－－	＋＋	＋＋	＋＋	1～3

第８章　結論

本論文は、著者が義足・義手に対して実施してきた研究成果を８つの章にまとめたものである。義足に関しては、生体と義足の接点であるソケット、大腿義足での歩行において最も重要な部品である膝継手、また、これらの位置関係を示すアライメントの３点についてそれらを評価する手法を提案し、膝継手についてはメカトロニクスを応用した歩行速度に対応して自動的に膝の特性を調節する機能を持った新たな膝継手を設計開発した。義手に関しては、外観的に問題があるが機能性に優れた能動義手、機能はないが外観上優れた装飾用義手、これらの中間的な性能を有するが現状では重量や機能の点で開発途上にある電動義手の３点を取り上げ、これらのそれぞれの特徴を評価する手法を提案し、能動義手についてはより機能を向上させるための装置の改良と開発、電動義手については２種類の把持機能を有するなどの新たな機能を有する電動ハンドの設計を行った。

以下、本論文での各章の概要と得られた結果を要約する。

第１章は、本論文の序論であって、義足・義手を研究することの意義と現用の義肢システムが有する課題について論じた。

第２章から第４章は、義足における研究結果を述べた。

第２章では、使用者と義肢との接点であるソケットの問題を取り上げ、高度な適合技術を必要とする大腿義足ソケットの製作において、ソケットと義足使用者の断端との間の接触圧を体重付加した際のソケットの挙動から間接的に推定する手法を示し、実際のソケットにおいて推定の有効性を確認した。これにより、接触力の測定にセンサなどを介さないため、ソケットと皮膚との接触状態を乱すことなく接触圧を計測することができるようになった。

これはソケットのコンピュータ援用の自動設計に利用できる新たなツールとして使用できる手法である。

第３章では、章の前半で、ソケットとこれに接続する膝継手の間の幾何学的な位置関係であるアライメントの問題を取り上げ、標準的なアライメントの状態およびアライメントを乱した状態のそれぞれにおいて、歩行中に得たソケットのひずみの時系列データを周波数帯域に変換し、これらの挙動を調べることで、適合状態の乱れの程度を推定する手法を提案した。実際の被験者に対して、アライメントを少し乱した状態から大きく乱した状態を設定し、歩行中にソケットから得られるひずみのデータを観測することで、適合状態が悪いと被験者が訴えたアライメントの設定では、データのスペクトルの変動が大きいなどの知見を得た。

また、章の後半では、義肢装具士が製作する大腿義足ソケットの形状の特徴的な量に注目し、それを数値化することで形状の定量化を行う手法を提案した。これにより、採型の際に指で強く押さえるあるいは手のひらで面を作って押さえるなどの定性的な採型手技がソケットの特徴点を抽出することで定量的に観測できる可能性が示された。

第４章では、義足の膝継手の問題を取り上げた。最初に、歩行の際に膝の遊脚相制御を行っている空気圧シリンダなどの各機構の基本的な特性を調べ、空圧シリンダ、油圧シリンダ、バネにより、膝の制御特性が異なることを示した。それらの機構の内、歩行に適するものとして空気圧シリンダに注目し、それの力学モデルを示し、それを組み込んだ大腿義足の力学モデルを提示し、実際の実験でこれらモデルの有効性を確認した。そのモデルを元に設計変数最適化法を応用し、歩行状況に応じて、義足の膝継手の運動が健常者の膝の動きに近づくように空気圧シリンダの制御パラメータを決定する手法、および、最初の試歩行でパラメータを仮に設定し、つづいて歩行状況を観察しながら対話的に制御パラメータを収束させる手法、の２つの手法を提案した。また、それらの結果を元に義足膝継手を設計、試作し、実際の切断者によるフィールドテストを実施し、それぞれの有効性を確認した。特に後者の手法により歩行速度に対応する空気圧シリンダのパラメータを設定し、歩行速度に対応してそれらパラメータを切り替える膝継手は、消費電力も少なく、機能も安定しているため、現実的な義足システムとして実用化され、多くの切断者が使用している。

第５章から第７章は、義手における研究結果を述べた。

第５章では、健常者および上肢切断者の動作を取り上げ、上肢切断者が健常な手でハンドルを操作する時の制御能力を健常者のそれと比較し、義手に要求される機能について考察を行った。また、ここでは、人間が自動車のハンドルを操作する動作をモデル化し、モデルのパラメータの値から人間の制御特性を評価する手法を提案した。この結果、健常者の上肢と上肢切断者の健常な上肢との大きな差は得られなかったが、運転の際のノブの使用等で多少の差異を得ることができた。

また、章の後半では、日常生活動作における健常者の上肢の動作分析を行った。日常生活動作は、臨床で使用されているものを基本として155項目を取り上げ、それらの動作における主体的な把持の形態などを調べた。これによると、円筒握りと側面つまみの把持形態が手の機能として最も多くみられ、これらの把持形態が義手を設計する上で有効であることなどを示した。

第６章は、第５章での結果を元に現状の義手部品の問題を最初に整理し、これを解決する実際的な方法を提示した。最初に、現状の装飾用義手のそれぞれの問題点を解決するためのリンク機構を応用した肘継手のシステムを設計し、実際の上肢切断者によるフィールドテストにより有効性を確認した。ついで、滑車を応用した動力の伝達機構および摺動性に優れた樹脂チューブの利用により、能動義手の高機能化を行い、フィールドテストで有効性を確認した。また、義手の手先具については、片側切断者および両側切断者に必要とされる義手の仕様を決定し、これに基づく新たな電動義手を設計・試作した。加えて、義手の高機能化を目指した把持力を断端にフィーッドバックする機構を設計し、評価テストにより有用性を確認した。

第７章は、義手の標準化の問題を取り上げ、義手部品の耐久性を調べるための試験機を設計、製作し、それによる現状の義手部品の耐久性を評価し、今後の手先具の改良点を提示した。また、装飾手袋の汚染や耐候性の標準化のための手法を提案し、それによる評価実験を行い装飾手袋の問題点を提示した。

第８章は、本研究の結論として得られた知見を総括し、義手および義足の評価法と設計手法の今後の課題について考察した。

これらの研究成果のもとに開発されたインテリジェント大腿義足、４節リンク肘継手、肘プーリーユニットなどは実用化され使用されている。また、第６章の電動義手なども実用化に近い段階まで研究が進んでいる。また、第７章の義手手先具の評価法は、ＪＩＳのための基礎資料として使用されている。これらのことは、第１章で示した本論文の研究課題が義手・義足の使用者のニーズに適合するものであったことを示している。

一方、ソケットの設計、アライメントの調整、多種の把持機能を有する義手やフィードバック機能を有する義手など本論文で進めた研究の実用化に向けた課題は、今後に残された研究テーマである。ソケットの設計では、高速三次元成形（ラピッドプロトタイピング）などの技術を取り入れることで製作されたソケットの評価が直接実施できるシステムの構築などが今後の研究テーマである。アライメントの調整に関しては、義足歩行の際に得られる情報をソケットのひずみ以外の情報の可能性を調べることと、スペクトルアナライザーと統計のリアルタイムの処理装置の構築、および、アライメントを自動的に調節できる機構の開発などが研究テーマである。また、義手については、研究が進められている高機能材料の応用による機構の軽量化などが今後に残された課題である。しかし、これらの幾つかは比較的実現の可能性が高いものである。

今回の研究で、インテリジェント大腿義足や電動ハンドなどをみると、義足・義手の新たなシステム開発にはメカトロニクスがキーワードであることが示されている。しかし、義足においては、たとえば膝の屈伸運動などをアクチュエータで実現した場合、非常に大きな蓄電装置を必要とすることから、メカトロニクス化は、動力をあまり使用せずに健常者歩行を実現することに限定される。また一方で、歩行は、平地歩行、スロープ歩行、階段歩行、着座など義手などと比べて比較的モードが少なく、また、ある程度一定した動作の繰り返しが多いため、メカトロニクスに必要な信号のパターン分類は比較的容易と考えられる。むしろ、得られた情報を少ないエネルギーで歩行に生かす機構の課題がシステム開発のポイントとなる。たとえば、歩行中に転倒しないように膝を固定したり、転倒するような状況を作らないための足部の背屈機構、歩行の状況に応じた足継手の調整機構などを少ないエネルギで実現するシステムの研究が今後の大きな課題である。

また、義手のメカトロニクス化では、義手の機構よりもむしろ生体から義手を動かすための信号の獲得が大きな課題であろう。義手使用者が思い通りに義手を動かすことができるためには多チャンネルの安定した情報を生体から得る手法の研究が今後の大きな課題である。

使用者の思い通りに、また確実に動く機構は、ヒトが使用するための基本的な用件であり、今回実用化したインテリジェント大腿義足やコントロールケーブルシステムなどは、この要件をみたすものである。

今回得られた知見をもとに、さらに研究が進むよう努力したい。

謝辞

本研究は、筆者が社会福祉法人兵庫県社会福祉事業団総合リハビリテーションセンター義肢装具開発課および福祉のまちづくり工学研究所において行ったものであるが、本論文をまとめるにあたっては、神戸大学工学部情報知能工学科多田幸生教授に懇切なるご指導をいただきました。ここに謹んで感謝の意を表します。

さらに、神戸大学工学部情報知能工学科赤澤堅造教授、同、藤井進教授には、本論文作成にあたり細部にわたってご検討いただき、ご助言、ご指導をいただきました。ここに深く感謝の意を表します。

また、同大学工学部機械工学科冨田佳宏教授、ならびに大阪大学工学部電子制御機械工学科池田雅夫教授、大阪電気通信大学工学部知能機械工学科西原一嘉教授、神戸大学医学部保健学科古川宏教授には、いろいろなご教示を賜りました。ここに深く感謝の意を表します。

本研究の遂行に際して、常にご助言、ご教示、ご協力をいただきました兵庫県立総合リハビリテーションセンター澤村誠志所長、兵庫県更生相談所中島咲哉所長、に対し深く感謝いたします。

さらに、常に前向きに実用性を目指すことを叱咤激励いただき、研究の遂行に対してご助言、ご協力をいただきました福祉のまちづくり工学研究所中川昭夫主任研究員兼研究第四課長に深く感謝いたします。

なお、本論文の第２章最適原理による接触圧推定に関しては、大阪大学大学院基礎工学研究科田中正夫教授にご助言とご指導をいただきました。ここに深く感謝の意を表します。

また、本研究の遂行に際して、福祉のまちづくり工学研究所研究第四課赤澤康史研究員をはじめ、兵庫県立総合リハビリテーションセンター能力開発部作業療法士松田美穂課長補佐、雨森邦夫氏（元福祉のまちづくり工学研究所技師）、幸幹雄氏（元福祉のまちづくり工学研究所義肢装具士）、ならびにお世話になった多くの医師、義肢装具士、作業療法士、理学療法士の方々、義足使用者、義手使用者の方々に深く感謝いたします。

本研究の実験機器の製作やデータの処理作業に関しては、神戸大学工学部システム工学科（現情報知能工学科）、大阪大学基礎工学部機械工学科、大阪電気通信大学精密工学科の卒業研究生ならびに大学院研究生の方々に助力を得たことを記し、ここに感謝します。

最後になりましたが、著者が本研究遂行への道を歩み始め、さらに研究を進めるにあたり、故瀬口靖幸前神戸大学および大阪大学教授に常に多大なご指導とご鞭撻ならびにご援助をいただきました。ここに謹んで感謝の意を表します。

参考文献

第１章

1)P.E.Klopsteg,P.D.Wilson,et al:“Human Limbs and Their Substitutes”, Hafner Publishing Company(1968)

2)C.W.Radcliffe & L.Lamoreux : “UC-BL Pneumatic Swing-Control unit for Above-Knee Prostheses”,Bull.Pros.Res.,10～10,73-89(1968)

3)A.Staros&E.Peizer:“Veterans Administration Prosthetics Center Research Report”,Bull.Pros.Res., 10～18,223-233(1972)

4)A.Staros&E.Peizer:“Veterans Administration Prosthetics Center Research Report”,Bull.Pros.Res., 10～20,273-281(1973)

5)森本正治,義足の動的アライメント計測・評価システムの開発,昭和62年度労働省「災害科学に関する研究」報告書 (1988)

6)森本正治,“義足歩行機能計測・評価システムの開発と応用に関する研究”,博士論文(1991)

7)関川信哉,菅野重樹,山本澄子,岩崎満男,海老名政彦,川合秀雄:大腿義足膝継手の機械特性について－第一報－,日本義肢装具学会誌,Vol.11,No.1,32-37 (1995)

8)小金沢鋼一,藤本浩志,滝田久芳,加藤一郎:“健常人と同等の階段降り歩行が可能な大腿義足”,バイオメカニズム８,237-247,東京大学出版会 (1986)

9)小金沢鋼一,藤本浩志,滝田久芳,加藤一郎:“歩行周期に随意に適応する筋電制御大腿義足の開発”,バイオメカニズム７,167-177,東京大学出版会 (1984)

10)高浜逸郎,武田幸之助,奥村一夫,深川群次郎:“高機能義足の開発”,バイオメカニズム７,143-153、東京大学出版会(1984)

11)H.W.Kay:Belgrade Hand の評価計画,続人間の手足の制御,109-117,学献社 (1973)

12)岡田徳次:“指の運動と手作業の分析”,バイオメカニズム３,133-144,東京大学出版会 (1975)

13)伊藤英世:“掴み手の動作機能解析”,バイオメカニズム３,145-154,東京大学出版会 (1975)

14)田中繁:“上肢動作の３次元分析”,バイオメカニズム４,98-105,東京大学出版会 (1978)

15)J.Rose&J.G.Gamble : “Human Walking” Second edition,Williams & Wilkins (1994)

16)臨床歩行分析研究会編:“関節モーメントによる歩行分析”,医歯薬出版株式会社 (1997)

17)R.P.Travis&M.E.Dewar:“Computer-aided Socket Design for Trans-femoral Amputees”,The Journal of the International Society for Prosthetic and Orthotics,172 179(1993)

第２章

1)T.Oberg,M.Lilja,T.Johansson&A.Karszia:“Clinical Evaluation of trans-tibial Prosthesis Sockets - A Comparison between CAD/CAM and Conventionally produced Sockets”, The Journal of the International Society for Prosthetic and Orthotics,164-171(1993)

2)R.P.Travis&M.E.Dewar:“Computer-aided Socket Design for Trans-femoral Amputees”,The Journal of the International Society for Prosthetic and Orthotics,172-179(1993)

3)L.Bennet: “Tangential Pressure Measurements in Above-knee Suction Sockets,”,Bull.Pros.Res., 10-20,233-243(1974)

4)R.M.Davis&A.S.Burger:“The Scandinavian Flexible Prosthetic Limb Socket Interface Pressure Distributions during Stance”, Proceedings Annu. Northeast Bioengineering Conference 11th,193-196(1985)

5)R.M.Davis,R.B.Lawrece,P.E.Routledge,& W.Knox: “The Rapidform Process for automated Thermoplastic Socket Production, Prosthetics and Orthotics International,Vol.9,No.1,27-30(1985)

6)富永晟浩,川村一郎,田中秀積,駒井啓二,川村次郎,西原一嘉,鋤園栄一:“ISNYソケットの生体工学的評価”,バイオメカニズム８,219-226,東京大学出版会(1986)

7)澤村誠志編:“義肢学”,医歯薬出版株式会社,237-238 (1988)

第３章

1)C.W.Radcliffe, “Above Knee Prosthetics”, Prosthetics and Orthotics International,Vol.1,No.3,146-160 (1977)

2)C.W.Radcliffe & L.Lamoreux : “UC-BL Pneumatic Swing-Control unit for Above-Knee Prostheses”,Bull.Pros.Res., 10～10,73-89(1968)

3)森本正治,山下保,太田一重,小山憲路：“荷重線リアルタイム表示による義足アライメント調整支援システムの改良”,第１１回日本義肢装具学会学術大会講演集,210-211 (1996)

4)R.P.Travis&M.E.Dewar:“Computer-aided Socket Design for Trans-femoral Amputees”,The Journal of the International Society for Prosthetic and Orthotics,172-179(1993)

5)和歌山大学光メカトロニクス研究会編：“光メカトロニクス”,共立出版株式会社,113-122(1996)

6)赤池弘次,中川東一郎:“ダイナミックシステムの統計的解析と制御”,サイエンス社 (1974)

7)澤村誠志：“切断と義肢”,リハビリテーション医学全書18,医歯薬出版株式会社274-300(1995)

第４章

1)前田寛,西岡研一,加藤明夫,斎田洋一,佐伯幸洋,大迫顕彦,秋下貞夫,荻原史朗,津谷定広,“階段の昇降が可能な動力義足の試作”,バイオメカニズム７,178-188,東京大学出版会(1984)

2)M.Y.Zarrugh&C.W.Radcliffe:“Simulation of Swing Phase Dynamics in Above-Knee Prosthesis”,J.Biomechanics,Vol.9,283-292(1976)

3)中村幸夫ほか：“空気圧制動膝継手遊脚相コントロール義足の評価”,理学療法と作業療法,Vol.8,No.4,253-256 (1974)

4)瀬口靖幸：“空気シリンダを用いる大腿義足”,油圧技術,Vol.19,No.4,83-89 (1980)

5)澤村誠志：“切断と義肢”,リハビリテーション医学全書18,医歯薬出版株式会社 235-238(1995)

6)G.L.Nemhuser: Introduction to Dynamic Programming , John Wiley & Sons (1966)

7)北山一郎,中川昭夫,瀬口靖幸,川原賢三：“空気圧シリンダを用いる大腿義足の動特性”, 第６回バイオメカニズムシンポジウム前刷,93-94(1976)

8)北山一郎,幸　幹雄,雨森邦夫,中川昭夫,澤村誠志:“最適な義足適合に関する研究”,平成５年度福祉のまちづくり工学研究所報告集,76-81(1993)

9)瀬口靖幸,中村雅巳,中川昭夫,北山一郎:“空圧式大腿義足の特性とインテリジェンス化の可能性”,バイオメカニズム６,183-192,東京大学出版会(1984)

10)中川昭夫,北山一郎,瀬口靖幸:“オール・イン・ワン・インテリジェント大腿義足”,バイオメカニズム８,227-235,東京大学出版会(1984)

11)中川昭夫,北山一郎,雨森邦夫:“インテリジェント大腿義足のフィールドテスト”,日本義肢装具学会誌,Vol.8,No.1,15-19(1992)

12)北山一郎,中川昭夫,雨森邦夫,幸　幹雄,中島咲哉,瀬口靖幸,結城　滋,堀口史郎,浜田俊博:“インテリジェント大腿義足－遊脚相制御について－”,第７回リハ工学カンファレンス工学講演論文集,435-440 (1992)

第５章

1)米田郁夫,加倉井周一,舟久保　康,大島正信,斉藤之男,仙福明：“前腕動力義手制御系の構成を目的とした上肢動作の解析”,バイオメカニズム４, 106-113,東京大学出版会(1978)

2)井口雅一：“人間　機械系”,情報科学講座B・9・2,共立出版(1970)

3)青山孝：“「電動義手の現状と問題点」の特集にあたって”,日本義肢装具学会誌,Vol.9,No.4,341-342 (1993)

4)J.W.Edwards, et al:“Orthopedic Appliances Atras”,Academy of Orthopaedic Surgeons(1966)

5)加倉井周一編：“義肢装具辞典”,創造出版 (1995)

6)北山一郎,雨森邦夫,幸　幹雄,松田美穂,中島咲哉,林　雅治,古川　宏,二宮秀治郎,横手博臣:“評価用模擬義手の開発”,第７回リハ工学カンファレンス工学講

演論文集,139-142 (1990)

第６章

1)川村次郎、竹内孝仁："義肢装具学",127-129 (1992)
2)澤村誠志編:"義肢学",医歯薬出版株式会社,237-238 (1988)
3)D.J.Atkins,R.H.MeierⅢ:"Comprehensive Management of the Upper-Limb Amputee",39-45,Springer-Verlag(1989)
4)P.E.Klopsteg,P.D.Wilson,et al:"Human Limbs and Their Substitutes", Hafner Publishing Company(1968)
5)初山泰弘ほか:"筋電電動義手の実用化に当たっての問題点と対策に関する研", 平成２年度労働省災害科学に関する委託研究報告書(1989)
6)奥野竜平,吉田正樹,内山孝憲,赤澤堅造："皮膚振動刺激による筋電義手感覚フィードバック装置の検討,電気学会論文誌,116-C,1246-1251(1996)
7)末田　統:"皮膚振動感覚による情報伝達－義手の感覚装置とその効果－",大阪大学博士論文(1972)
8)池田研二,渡辺瞭,斉藤正男:"球心性精神束の直接刺激による義手感覚フィードバックの基礎的検討",バイオメカニズム５,68-77,東京大学出版会(1980)
9)森本正治:"純流体素子を応用した義足の足底感覚フィードバック装置",精密機械,1534-1539 (1982)
10)北山一郎,雨森邦夫,幸　幹雄,澤村誠志,中島咲哉,陳隆明,松田美穂,前田今日子,柴田八衣子,西原一嘉,古川　宏,:"装飾性および機能性を有する義手の開発", 平成５年度福祉のまちづくり工学研究所報告集,46-54(1993)
11)北山一郎,雨森邦夫,幸　幹雄,松田美穂,中村孝義,谷川宗明,植田健一郎,西原一嘉,古川　宏,高尾利幸,牛尾純裕,福田卓美:"装飾性及び機能性を有する義手の研究開発",　平成７年度福祉のまちづくり工学研究所報告集,61-68(1995)
12)広川俊二:"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",大阪大学博士論文(1979)

第７章

1)朝倉健太郎:"義手の破損原因とその考察",金属,Vol.53,No.6,30-35(1983)
2)藤田利夫,朝倉健太郎:"能動義手の強度と破損原因について",昭和53年度厚生省心身障害者研究報告書(1978)
3)川江紀子,谷合義旦,松田美穂,中村春基,古田恒輔:"義手装着及び破損状況調査報告" 第13回日本作業療法士協会論文集,90-92(1979)
4)日本リハビリテーション医学会編:"能動義手部品に関する繰返し試験",昭和56年度福祉関連機器（義肢・装具）の標準化推進のための調査報告書,6-61 (1982)
5)加倉井周一ほか:"労災患者用義肢装具部品の品質向上に関する研究－装飾用義手について－",昭和57年度災害科学研究報告書(1983)

本論文に関連する論文

本論文に関する論文は以下の通りである。

[1] 中川昭夫，鈴木重行，澤村誠志，瀬口靖幸，北山一郎："大腿義足の適合状態の定量的評価"，バイオメカニズム4，222-228，東京大学出版会(1978)

[2] 北山一郎："能動義手手先具の標準化研究"，日本義肢装具研究会々報，No. 24，33-49 (1983)

[3] 北山一郎，中川昭夫，澤村誠志，瀬口靖幸，熱田和宏，大村皓一，中村雅巳，青木浩二："インテリジェント大腿義足システムーその試作と評価"，バイオメカニズム7，155-165，東京大学出版会(1984)

[4] Ichiro KITAYAMA："Durability Test of Upper Limb Prosthetic Terminal Devices, Standardization of Prosthetics and Orthotics in Japan"の2.2節，Japanese Association of Rehabilitation Medicine, 37-49 (1984)

[5] 北山一郎，雨森邦夫，中島咲哉："装飾手袋の材質と汚染に対する研究"，日本義肢装具学会誌，Vol.1，No.1，39-50 (1985)

[6] 北山一郎，雨森邦夫，中川昭夫，松田宏務，中島咲哉："肘離断用肘継手の検討ーリンク機構による試作ー"，日本義肢装具学会誌，Vol.2，No.1，19-26(1986)

[7] Ichiro KITAYAMA, Kunio AMEMORI, Mikio YUKI, Sakuya NAKAJIMA, Miho MATUDA, Hiroomi YOKOTE, Seishi SAWAMURA, Hidejiro NINOMIYA, Hiroshi FURUKAWA: "Development of Endoskeletal Body-powered Upper Extremity Prosthesis", Proceedings of 6th International Conference on Biomedical Engineering, 301-304(1990)

[8] 北山一郎，雨森邦夫，幸　幹雄，松田美穂，谷合義旦，中島咲哉，古川　宏，二宮秀治郎，播　英明，北野　隆："能動義手の効率改善に関する研究"，日本義肢装具学会誌,Vol.9，No.2，216-221 (1993)

[9] Masao TANAKA, Yasushi AKAZAWA, Akio NAKAGAWA, Ichiro KITAYAMA："Identification of pressure distribution at the socket interface of an above-knee prosthesis", Advances in Engineering Software 28, 379-384 (1997)

[10] Ichiro KITAYAMA, Kazuyoshi NISHIHARA, Takayoshi NAKAMURA, Kenichiro UEDA, Iichiro HAYASHI: "Basic Study of Sensory Feedback System for the Powered Prosthetic Hand", Proceedings of 8th International Conference on Biomedical Engineering (1997)

[11] Ichiro KITAYAMA, Miho MATSUDA, Sakuya NAKAJIMA, Seishi SAWAMURA, Hiroshi FURUKAWA: "Improvement of Control Cable System of A/E Body-powered Prosthesis", The Journal of the International Society for Prosthetics and Orthotics(投稿中)