The University of Osaka
Institutional Knowledge Archive

Title	肢体障害者用支援・代行システムに関する研究
Author(s)	奥, 英久
Citation	大阪大学, 1992, 博士論文
Version Type	VoR
URL	https://doi.org/10.11501/3089971
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

肢体障害者用支援・代行システムに関する研究

1992年1月

奥　　英　久

肢体障害者用支援・代行システムに関する研究

1992年1月

奥　　英　久

内容梗概

本論文は，事故あるいは疾病による肢体障害者が失った身体機能および動作能力を電子・電気技術を応用して支援・代行するシステムに関して行った一連の研究をまとめたものであり，全編を7章から構成した．

第1章は緒論で，肢体障害者の失った機能を支援・代行する装置に関してこれまで行われた研究の概要と，筆者の行った研究との関連を，主に上肢切断者および麻痺障害者に対する支援・代行装置について示した．

第2章では，上肢切断者のための支援・代行装置である義手について述べ，切断端から得られる複数の筋電位信号群を多自由度筋電義手の制御に用いるための信号処理方式に関して考察した．

第3章では，複数の筋電位信号を制御信号とする多自由度筋電義手の制御の可能性について考察した．異なる切断手技で形成される断端相互の筋電位信号発生状況の相違と，個々の断端が発生する筋電位信号を処理して得られる制御信号で操作する多自由度筋電義手における誤識別発生状況の相違について，実際の筋電位信号による実験・解析を行い考察した．

第4章では，麻痺障害者が支援・代行装置を操作する場合のインターフェース方式について考察した．麻痺障害者の代表的な支援・代行装置である電動ベッドを対象として，操作のためのインターフェースを特殊操作スイッチとして提案するとともに，より重度な麻痺障害者を対象として特殊操作スイッチと走査の方式を組み合わせたインターフェース方式を提案した．そして，特殊操作スイッチとインターフェース装置の試作実験を行い考察した．

第5章では，前章の実験研究で有効性が明らかとなった走査の方式を組み合わせた特殊操作スイッチの操作効率に関して検討した．随意運動機能が著しく制限された重度麻痺障害者のための支援・代行装置では，対象となる機能をハードウェアあるいはソフトウエアで実現し，それらをシンボルとして配列し障害者自身がなんらかの残存機能で走査して電子／電気的に選択する走査方式が有効である．この走査方式に関して，シンボルの数と配列方式との関係，およびシンボルの選

択効率について解析し考察した.

第6章では，前章で得た結果を実際の重度麻痺障害者用支援・代行装置に応用して，試作実験を行い結果を考察した．重度麻痺障害者が必要とする機能として書字を対象として，最少1個の特殊操作スイッチで操作可能な日本語ワードプロセッサを支援・代行装置として設計し製作および評価実験を行い，その結果を考察した.

第7章では，本研究により得られた成果について要約し，これからの発展課題について言及して結論とした.

関連発表論文

1．学会論文誌関係

(1)奥，中島："筋電位による多機能動力義手の制御方式"，バイオメカニズム３（Proc. of 3rd Biomechanizm Symposium），pp.91-96(1975)

(2)奥，中島："筋電制御システムにおける切断手技の影響に関する一考察"，バイオメカニズム４（Proc. of 4th Biomechanizm Symposium），pp.114-120(1978)

(3)奥，相良，中島："重度障害者用日本語ワードプロセッサの開発と評価"，リハビリテーション医学，２８巻３号，pp.215-222(1991)

(4)奥，相良，大下："重度肢体不自由者教育のための日本語コミュニケーション・エイドの開発と評価"，ＣＡＩ学会誌，８巻４号（採録決定）

2．国際会議

(5)H.Oku, J.Sagara, H.Nakamura, M.Booka："Microcomputers assisted Environmental Control System", Proc. of the IFIP-IMIA Working Conference on Uses of Computers in Aiding the Disabled, pp.37-52(1981)

(6)H.Oku, J.Sagara, H.Nakamura, H.Minami："A Portable Simulator of Environmental Control Sysytem, Proc. of the 2nd International Conference on Rehabilitation Engineering , pp.609-610(1984)

(7)H.Oku："Electronic Aids for the Severely Physically Disabled - Environmental Control System and Communication Aids", Proc. of the 3rd Japanese-French Biomedical Technologies Symposium, pp.268-273(1990)

(8)H.Oku, J.Sagara："A Japanese Word-Processor for the Severely Physically Disabled", Proc. of European Conference on the Advancement of Rehabilitation Technology, pp.P12.1-P12.2(1990)

3．研究会等発表論文

(9)奥，坊岡，相良，中村："マイクロコンピュータのリハビリテーション機器への応用"，情報処理学会技術研究報告，MC15-2，pp.1-9(1981)

(10)奥，相良，坊岡，中村："電動ベッドの操作形態に関する考察"，総合リハビリテーション，９巻６号，pp.475-480(1981)

(11)奥，坊岡："簡易型環境制御装置の開発"，電子通信学会技術研究報告，BME81-73，pp.39-46(1982)

(12)奥，相良，中村，南："マイクロコンピュータの可搬型ＥＣＳシミュレータへの応用"，Proc. of the IMAC'82，pp.337-344(1982)

(13)相良，奥，南，中村，坊岡："環境制御装置用模擬操作装置（シミュレータ）の開発"，第３回バイオメカニズム学術講演会論文集，pp.233-236(1982)

(14)相良，奥："重度肢体障害者用リハビリテーション機器におけるマン・マシン・インターフェースとその問題点"，計測自動制御学会関西支部シンポジウム講演論文集，pp.121-126(1983)

(15)古田，奥，相良，中村："１～２入力式日本語コミュニケーション・エイドの開発"，第４回バイオメカニズム学術講演会論文集，pp.117-118(1983)

(16)奥，相良，古田："マイクロコンピュータによる重度身体障害者用コミュニケーション・エイドの開発とその評価"，Proc. of the IMAC'84，pp.133-141(1984)

(17)相良，奥，古田："ＭＳＸマイクロコンピュータのコミュニケーション・エイドへの応用"，第５回バイオメカニズム学術講演会論文集，pp.311-314(1984)

(18)奥，相良，南，中村："環境制御装置操作用シミュレータ（模擬操作装置）の開発と臨床評価"，総合リハビリテーション，１３巻５号，pp.451-456(1985)

(19)相良，奥："ＭＳＸパソコンを利用した重度肢体障害者用コミュニケーシ

ョン・エイドの開発”第１回ヒューマン・インターフェース・シンポジウム論文集，pp.383-388(1985)
(20)相良，奥：“電動ベッド／コミュニケーション・エイド／環境制御装置などの操作スイッチについて”，第１回リハ工学カンファレンス講演論文集，pp.91-96(1986)
(21)相良，奥：“ＭＳＸパソコンを利用した重度肢体障害者用コミュニケーション・エイド”，第１回リハ工学カンファレンス講演論文集，pp.55-60(1986)
(22)相良，奥：“重度肢体障害者用キーボード・エミュレータの開発”，第２回ヒューマン・インターフェース・シンポジウム論文集，pp.165-170(1986)
(23)相良，奥：“ＭＳＸパソコンを利用した重度肢体障害者用コミュニケーション・エイド　２”，第２回リハ工学カンファレンス講演論文集，pp.183-186(1987)
(24)相良，奥：“仮名文字の選択方式を考慮した漢字コミュニケーション・エイドの開発”，第３回ヒューマン・インターフェース・シンポジウム論文集，pp.67-72(1987)
(25)奥，相良：“走査法による重度肢体障害者用キーボード・エミュレータにおけるキー選択効率の改善”，第３回ヒューマン・インターフェース・シンポジウム論文集，pp.73-78(1987)
(26)相良，奥，畠山，川上，中川：“肢体障害者の残存機能に応じた各種キーボード・エミュレータの開発”，第８回バイオメカニズム学術講演会予稿集，pp.27-30(1987)
(27)相良，奥：“ＭＳＸパソコンによる重度肢体障害者用日本語ワープロの開発”，第３回リハ工学カンファレンス講演論文集，pp.457-460(1988)
(28)相良，奥：“走査法による重度障害者用ワープロの文字盤構成と表示色に関する研究”，第４回リハ工学カンファレンス講演論文集，pp.251-254(1989)
(29)相良，奥：“肢体障害児（者）のための日本語コミュニケーション・エイ

ド”，電子情報通信学会技術研究報告，ET88-8，pp.31-36(1989)
(30)奥，相良：“重度肢体障害者のための日本語ワードプロセッサの開発”，日本機械学会第６７期全国大会講演会講演概要集，pp.506-507(1989)
(31)相良，奥，細谷：“走査法による重度肢体障害者用機器の開発”，Human Interface News and Reports，５巻３号，pp.257-262(1990)
(32)相良，奥，馬渕：“走査法による重度肢体不自由者用日本語ワードプロセッサの使用状況”，第６回リハ工学カンファレンス講演論文集，pp.219-222(1991)
(33)奥，相良，大下：“肢体障害者用日本語コミュニケーション・エイドの開発と評価”，電子情報通信学会技術研究報告，ET91-75，pp.1-8(1991)

目次

第１章　緒論 …… 1

第２章　複数の筋電位信号による多自由度義手の制御方式 …… 4
２．１　緒言 …… 4
２．２　切断と義手 …… 5
2.2.1　上肢の機能 …… 5
2.2.2　切断部位 …… 6
2.2.3　義手の構成と種類 …… 6
２．３　筋電位信号による義手制御と多自由度筋電義手 …… 8
2.3.1　筋電位信号による義手の制御 …… 8
2.3.2　義手制御のための筋電位信号の採取 …… 9
2.3.3　筋電位信号による多自由度義手制御の問題点 …… 10
２．４　複数の筋電位信号による制御信号の導出 …… 11
２．５　実際の筋電位信号による制御可能性 …… 14
2.5.1　筋電位パターン群の一次独立性 …… 14
2.5.2　識別誤差 …… 15
２．６　実験による制御可能性の検討 …… 15
2.6.1　シミュレーション実験 …… 16
2.6.2　健常者による実験 …… 17
2.6.3　切断者による実験 …… 19
2.6.4　考察 …… 20
２．７　結言 …… 22

第３章　切断手技と多自由度筋電義手の可操作性 …… 23
３．１　緒言 …… 23
３．２　切断手技 …… 24

3．3　生理学的側面から見た切断手技相互の有意差 ……25
3.3.1　神経単位と筋電位の活動 ……25
3.3.2　τ－S関係 ……26
3.3.3　切断手技の評価実験 ……27
3.3.4　考察 ……27
3．4　支援・代行システムの制御における切断手技間の有意差 ……28
3.4.1　モデルとした多自由度筋電義手の制御方式 ……28
3.4.2　実験方法 ……29
3.4.3　結果 ……30
3.4.4　考察 ……31
3．5　結言 ……31

第4章　麻痺障害者と支援・代行装置とのインターフェース方式 ……33
4．1　緒言 ……33
4．2　麻痺障害者の残存機能とインターフェース方式 ……33
4.2.1　麻痺障害の種類 ……33
4.2.2　麻痺障害に対する支援・代行システム ……35
4．3　特殊操作スイッチによるインターフェース ……37
4.3.1　特殊操作スイッチのアーキテクチャ ……37
4.3.2　特殊操作スイッチの試作実験 ……39
4.3.3　走査の方式による特殊操作スイッチの試作実験 ……41
4．4　走査の方式を用いた一般的な特殊操作スイッチの試作実験 ……43
4.4.1　少ないセンサによる走査方式 ……44
4.4.2　試作 ……45
4.4.3　評価実験 ……46
4．5　模擬操作装置による適合性の評価 ……49
4.5.1　適合判定の必要性 ……49
4.5.2　模擬操作装置の試作 ……50
4.5.3　評価 ……52

4．6　考察 ……53
4.6.1　特殊操作スイッチによるインターフェースの有効性 ……53
4.6.2　走査の方式を用いた一般的な支援・代行装置の有効性 ……53
4.6.3　模擬操作装置の効果 ……54
4．7　結言 ……54

第5章　走査方式の操作効率 ……56
5．1　緒言 ……56
5．2　走査方式における操作効率 ……56
5.2.1　走査方式の原理と種類 ……56
5.2.2　操作効率 ……58
5．3　シンボル数と操作効率の検討 ……59
5.3.1　連続走査方式における操作効率 ……60
5.3.2　行列走査方式における操作効率 ……60
5.3.3　操作効率の相互比較 ……69
5．4　考察 ……71
5.4.1　連続走査方式と行列走査方式 ……71
5.4.2　構成が異なる行列走査方式 ……72
5．5　結言 ……73

第6章　走査方式による重度麻痺障害者用日本語ワードプロセッサの設計と評価 ……74
6．1　緒言 ……74
6．2　日本語ワードプロセッサと走査方式 ……74
6．3　走査方式による日本語ワードプロセッサの製作 ……76
6.3.1　構成 ……76
6.3.2　特殊操作スイッチ ……76
6.3.3　表示文字の形状 ……77
6.3.4　シンボルの配列方式 ……78

6.3.5　操作方式 ……80
6.3.6　日本語ワードプロセッサ機能 ……81
6.3.7　重度麻痺障害者が使用するために設定した機能 ……82
6．4　評価実験 ……82
6.4.1　使用環境 ……83
6.4.2　使用前の障害状況および支援方法 ……83
6.4.3　走査方式と操作部位 ……84
6.4.4　使用しているシンボル盤 ……85
6.4.5　操作の難易性 ……85
6．5　考察 ……86
6.5.1　ＣＰの書字機能支援・代行装置としての日本語ワードプロセッサ ……86
6.5.2　ＡＬＳの書字機能支援・代行装置としての日本語ワードプロセッサ ……88
6.5.3　製作した日本語ワードプロセッサの有効性 ……88
6．6　結言 ……89

第７章　結論 ……90

謝辞 ……92

参考文献 ……93

第1章　緒論

一般に人間が種々の動作を行うために必要となる四肢の機能は把持（固定）・操作・移動（運搬）であり，これらを単独にあるいは組み合わせて種々の動作を行う．そして，この動作を構成する物理的要素として，力・範囲・時間がある[1]．事故あるいは疾病による肢体障害者は，四肢を始めとする身体機能の一部もしくは大部分を損なうことになる．これを補うためには，一般的に以下の３方式がある．

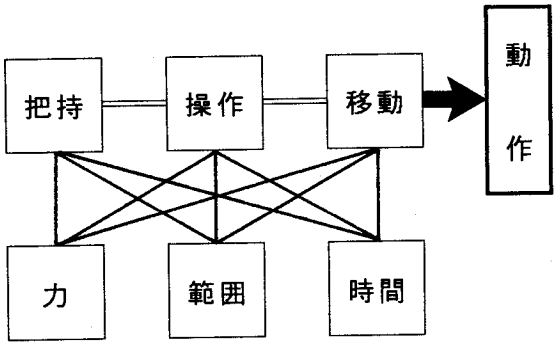


図１．１　四肢の機能と要素

○変換（置換）：残存している他の身体部位機能の動作で補う．

○補完：障害により不完全になった動作を支援システムで補う．

○代償：人間側の動作を不要にして代行システムで補う．

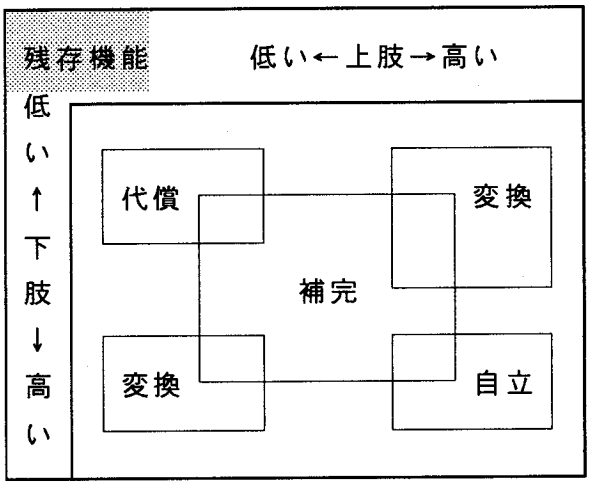


図１．２　変換・補完・代償

これら変換・補完・代償の３方式は，単独にあるいは複合され新たな人間－機械系を構成する．この中で，補完および代償を実現するのが支援・代行装置である．

事故あるいは疾病により失った身体機能を補塡するための支援・代行装置の開発に関する歴史は，古くは紀元前に戦争で手足を失った人々が義手・義足を装着したという記録に遡ることができる[2]．以来，僅かづつではあるが，時代を経る

ごとに，種々の補助装置が苦労して開発されたという記録が残されている．一方，電子技術を利用した肢体障害者用支援・代行装置の研究は，１９５０年代のハイデルベルグおよびソビエトでの電動義手の開発に端を発したと言われている．これに対して，わが国では，昭和４０年代初頭に行われたサリドマイド児のための動力義手の研究が本格的な支援・代行装置開発の端緒であり，その後，各地に設置され始めたリハビリテーション工学関連研究機関およびリハビリテーションセンターの工学（技術）部門において継続した研究開発が行われている[3]．

一般的な民生機器の開発における工学的手法では，人間側のニーズに基づいて機械側の機能実現を行うが，操作に関してはほとんどの場合において人間側が一定の身体機能を有するという原則に基づいている．これに対して，障害を有する人々が必要とする装置を開発する場合には，損なわれた機能に応じて補完あるいは代償するための機能を有する支援・代行装置を開発することになるが，人間（障害者）側に一定レベルの身体機能を要求できない場合が少なくない．切断者のための標準的な義肢あるいは軽度麻痺障害者のための車椅子のように，同一の障害において個人間に差が少ない場合，あるいは差があってもこれを吸収できる技術が確立されている場合には，従来の工学的手法を使って十分な効果が得られるため，実用的な支援・代行装置の開発に至っている．しかし，従来から開発が行われている支援・代行装置においても高機能を必要とする場合，さらに脳性麻痺・慢性関節リウマチ・進行性筋神経疾患など身体の重度な不随意化（麻痺）を伴う肢体障害者を対象とする場合には，残存機能が多様化・複雑化するため，従来の工学的手法による支援・代行装置の開発を困難なものとしている．一方，科学技術の分野でこのような肢体障害者用支援・代行装置の開発を担う領域は，主として医療従事者が扱う機器を対象とするＭＥ（Medical Engineering）の領域とも異なるため，長い間，医学と工学の狭間に位置して十分な対応が行われなかった．近年になり工学側のシーズ増加と障害者福祉に対する前向きな取り組みが行われ始めてきたが，これまで本格的な対応が成されなかった肢体障害者の日常生活における差し迫ったニーズを満たすことが急務の課題であったため，工学的な観点からの検討はほとんど行われていない[4]．

このような状況において，本研究の意図するところは，従来，差し迫ったニー

ズが優先して開発されてきた肢体障害者用支援・代行装置とりわけ電子補助機器に関して，肢体障害者の残存機能に適合する支援・代行システムのありかたを検討し，実用的な支援・代行装置について考察することにある．実際問題として，肢体障害者に対する支援・代行の領域は幅広いため装置としても多種多様のものが要求されているが，現状でニーズが高く，その検討および実現が強く要求されている課題は以下の３点であると考えられる．

（１）肢体障害者と支援・代行装置から構成される人間－機械系において，機械側の高機能化と，人間側との対応を明確にする．

（２）重度麻痺障害者が支援・代行装置を操作する一般的方式を明確にし，その操作対象と操作効率の関係を明確にする．

（３）工学的解析に基づき構成される重度肢体障害者用支援・代行装置を実際に構築して重度肢体障害者への適用効果を明確にする．

本論文では，（１）に関連して，上肢切断者の切断端から得られる筋電位信号の処理方式について検討するとともに，これから得られる信号により制御される多自由度筋電義手の実用的な操作性について検討する（第２章）．次に，複数の筋電位信号で制御される多自由度筋電義手という人間－機械系において，人間（上肢切断者）側のパラメータとして断端を形成する切断手技に着目し，異なる切断手技により得られる断端間相互の可制御性の違いについて検討する（第３章）．（２）に関連して，麻痺障害者に対する代表的な支援・代行装置である電動ベッドの操作を支援・代行するインターフェースとして特殊操作スイッチを提案し，試作実験を行い考察する．この結果から，重度麻痺障害者を対象として，特殊操作スイッチと走査方式によるインターフェース方式を提案し，試作実験を行い考察する（第４章）．次に（３）に関連して，特殊操作スイッチと走査による方式において，機能数と配列方式の関係を簡略化した理論計算により効率面から考察する（第５章）．そして，この結果を応用した重度肢体障害者用支援・代行装置として，最少一つの特殊操作スイッチによる走査方式で操作する日本語ワードプロセッサを製作し，重度肢体障害者の使用による評価実験を行う（第６章）．最後に結論として，肢体障害者と支援・代行装置から構成される人間－機械系における，実用的な支援・代行システムのありかたについて言及する（第７章）．

第2章　複数の筋電位信号による多自由度義手の制御方式

2．1　緒言

上肢を切断した人々の失った機能を補う支援・代行装置である義手には，切断者自身の体内力源を利用して操作するものと体外動力を利用して操作するものとがある[5]．前者は，図2．1に示すように，切断者自身が肩の挙上や肩甲骨の物理的動作でケーブルの一端を牽引し他端に接続された手先具や肘ユニットを動かす方式である．これに対して後者は，図2．2に示すように，ガス圧あるいは電気などの体外エネルギ源でアクチュエータを駆動し同様の動作を行わせる方式である[6]．

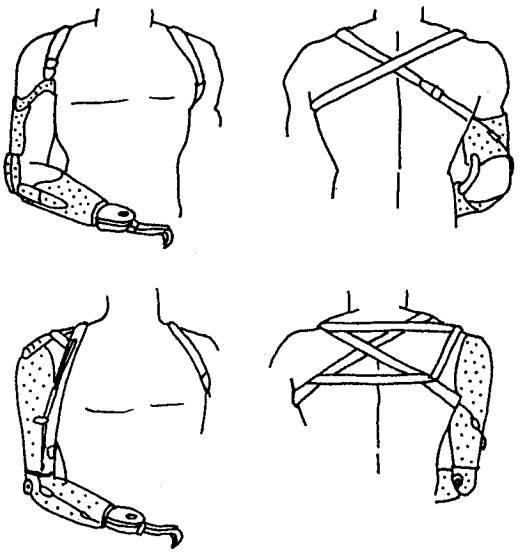


図2．1　体内力源で操作される義手

これらの中で，体外力源を使用した義手システムについては１９５２年にハイデルベルグ大学で研究が開始され，１９５７年にはソビエトにおいて切断者自身

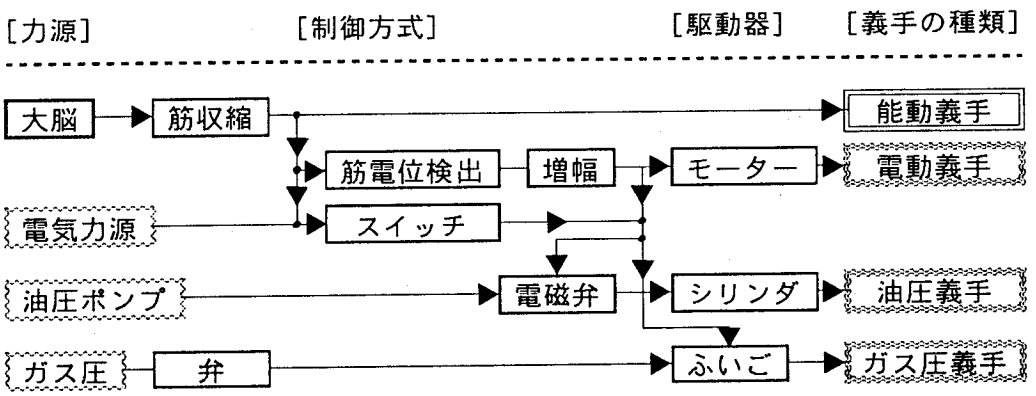


図2．2　体外力源で操作される義手

の断端筋肉から採取した筋電位信号により制御される義手（筋電義手）が支援・代行装置として開発されている[7]-[8]．その後，単一自由度の筋電義手については現在までに世界各国で多数開発ならびに実用化が行われている．これに対して，多自由度を制御する筋電義手については，各国の研究にも関わらず実用的なものが開発されていない．これは多自由度筋電義手の機構的問題もさることながら，筋電位信号を制御信号源として誤動作を起こさずに多自由度を確実に操作する方式をいかに実現するかという問題が未解決であることが大きな要因となっている．本章では，この問題に関連して，切断端から得た複数の筋電位信号を処理して得られる直流信号を線形識別して制御信号を導出する方式について，理論的解析および実際の筋電位信号を用いた実験結果について考察する．

2．2　切断と義手

人間の上肢の動きは下肢に比べると非常に複雑であり，その機構も極めて巧みに構成されている[9]．事故あるいは疾病により上肢の一部もしくは大部分が切断されると，切断肢の筋肉はなんらかの形でバランスを崩し，切断部位より下位の上肢機能をまったく失ってしまうことになる．義手はこれらの欠点を補完するためのものであり，失った上肢部位の機能再建を目的とした支援・代行装置である．

2．2．1　上肢の機能

上肢には肩・肘・手首にそれぞれ関節があり，さらに各指に3個の関節がある．これらの関節と骨が筋肉で連結されて種々の動きを実現するが，運動学的には，これらは外転と内転，屈曲と伸展，および回内と回外，に分けることができる．図2．3は，これらをまとめて示したものであり，外転を（A）内転を（a），屈曲を（B）伸展を（b），回内を（C），回外を（c），としている．これ

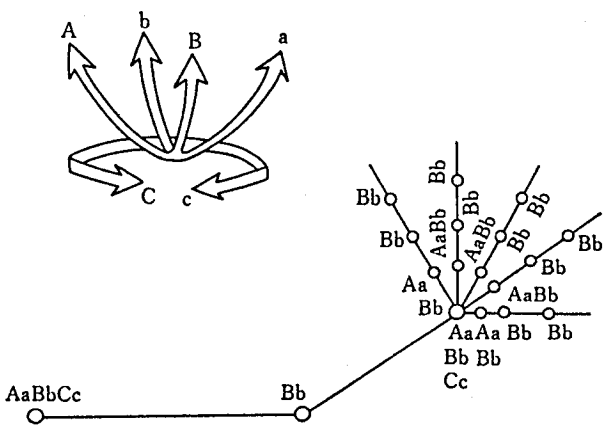


図2．3　上肢の自由度

ら２７対の運動の制御は，大脳からの神経インパルスが該当部位の筋肉に刺激を与えて筋収縮を起こす方式により行われる．この場合，刺激を受ける筋肉は一つではなく，一つの動作が複数の筋肉の協調運動により実現されていることが特徴として上げられる．

２．２．２　切断部位

個々の切断者が使用する義手は切断した部位と使用目的により決定される[10]．整形外科の分野では一般に図２．４に示す各レベルで切断が行われている．これらの各切断においては①切断端の運動性と筋力，および②テコとしての腕の長さが大きな因子として考えられている．この他に，義手の装着に関連して，断端末の形状，残された関節機能，義手製作上の技術的課題，なども考慮される．今日では，これらの問題の中でいくつかが解決され，切断については出来るだけ長く腕を残す方向で行われている．

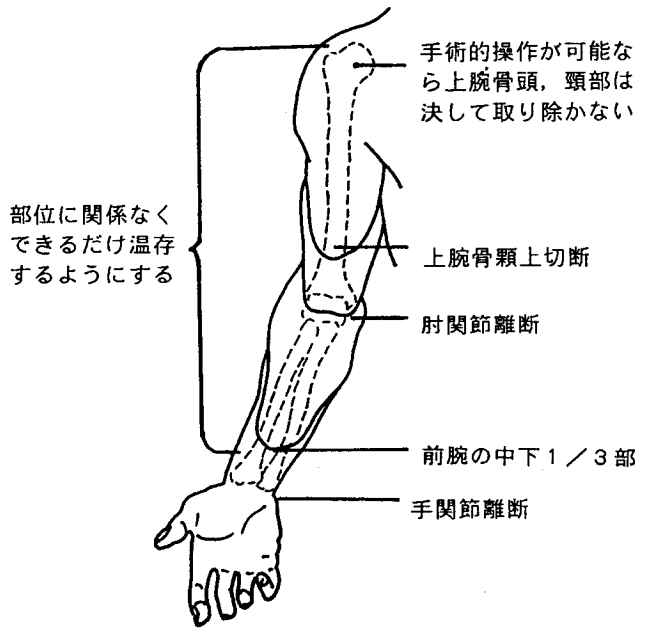


図２．４　切断部位

２．２．３　義手の構成と種類

義手は，切断した結果として得られた断端部分に装着して失った肢としての役割を支援・代行するが，切断部位による分類と，制御方式および使用目的による分類がある．

（切断部位による義手の分類）

義手は，切断部位により，一般的に次のような分類が行われている．

○フォークォータ切断用義手

○肩義手

○上腕義手

○肘義手

○前腕義手

○手義手

これらはあくまで一般的な分類であり，例えば同じ上腕切断でも短い断端と長い断端では身体としての残存機能が異なり，さらに義手を製作する上での難易度も違ってくる．図２．５はこれらを示したものである．

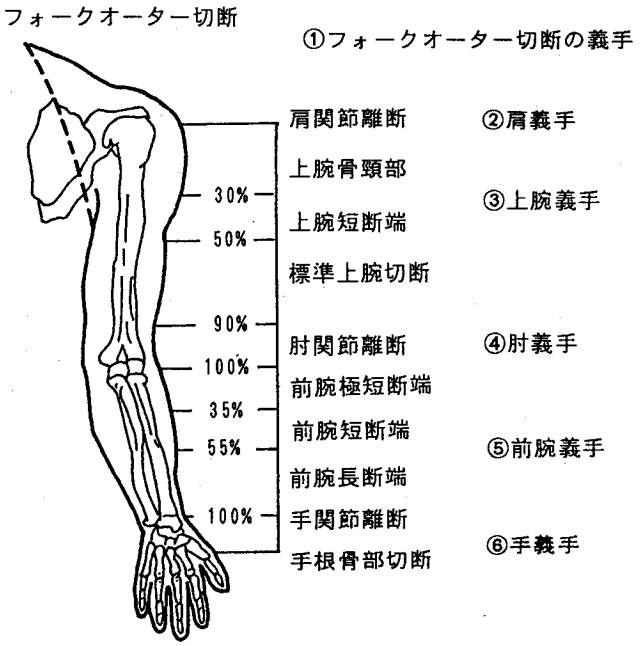


図２．５　切断部位と義手

（義手の構成）

義手は切断端に装着して失った肢の動作と形状を補完するため，以下に示す要素から構成される．

○ソケット

○各関節ユニット

○手先具

○制御用パーツ

ソケットは，切断端と義手を物理的にインターフェースするためのものであり，切断者個々の断端形状に応じて［ギプス採型→陽性モデル作成→修正→チェックソケット作成→本ソケット作成］の手順で製作される．各関節ユニットは，切断部位に応じて使用される．前述した切断部位の中で最も高位なフォークォータ切断では，肩関節・肘関節・手関節が必要であり，切断部位が下位になるに伴い必要なユニットが少なくなる．手先具は［手指］に当たる部分であり，制御方式および使用目的により種々のものがある．体外エネルギで制御される義手では，そのための制御用パーツが含まれる．

（使用目的による分類と制御方式）

義手自体は，具体的な動きを伴うか否かにより２種類に分けることができる．

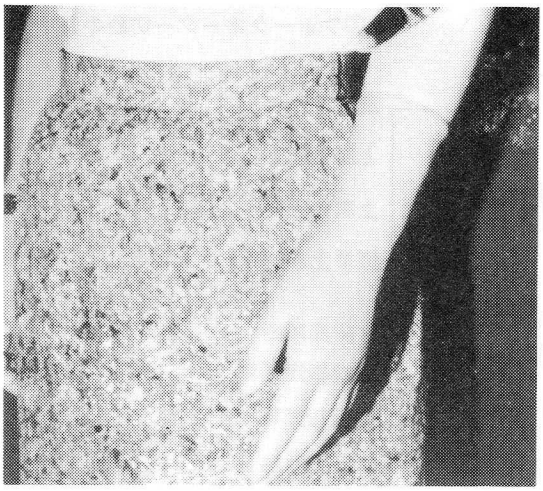


図２．６　装飾用義手の例

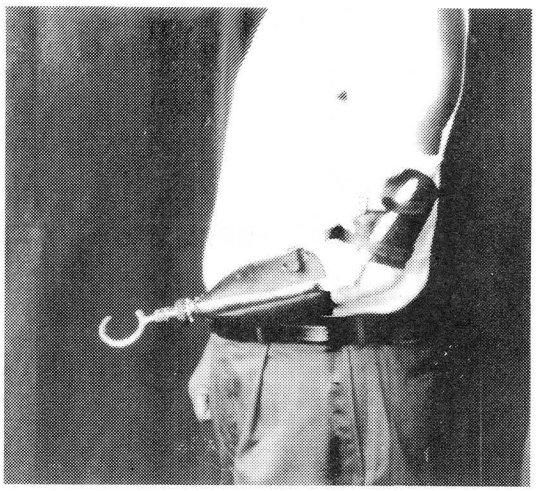


図２．７　作業用義手の例

動きを伴わないものに，装飾用義手と作業用義手がある．図２．６に例を示した装飾用義手は，その英語名であるCOSMETIC ARMからも推測できる通り，失った手の形状を装うためだけに使用される．また，図２．７に例を示した作業用義手は，個々の作業に適したように手先具等を工夫したものである．

これらに対して動きを伴う義手は，動力源として切断者自身の身体動作を利用するものと，外部動力を利用するものに大別される．前者は能動義手とよばれ，手先具あるいは各関節機構部に連結された金属ワイヤを身体の物理的動作で引くことにより制御する方式である．一方，後者は，図２．２に示したように，身体動作でワイヤを引く代わりにガス圧あるいは電気のエネルギを利用してピストンやモータなどのアクチュエータを駆動して制御する方式である．これらの制御方式は，切断前に人間が有していた上肢の制御方式とは異なり新しい制御系を構成する場合がほとんどであるため，操作に習熟するための訓練が必要となる．

２．３　筋電位信号による義手制御と多自由度筋電義手

２．３．１　筋電位信号による義手の制御

人間の動作では，大脳からの神経インパルスが遠心性神経路を経て効果器である筋肉を刺激して具体的な動作を行い，その結果を感覚器が情報として捉え，求

心性神経路を経て大脳に伝達する（図２．８）．上腕または前腕を切断した場合には，最終的なアクチュエータである手先の機能は失われるが，多くの場合において切断端の筋肉は大脳からの神経インパルスにより活動させることが可能である．この筋肉の活動は筋電位信号（最大で数ｍＶ）として外部に誘導して採取できる．筋電義手は，この微弱な筋電位信号を増幅・整流・平滑した直流信号を制御信号とし，電動モータなどの外部アクチュエータを駆動して人間の手の機能の一部を補完する支援・代行装置である．この制御においては，切断者自身が切断端に対して持っている，実際には存在しない手の感覚（幻肢）またはイメージを利用して大脳から神経路を通じて神経インパルスを断端筋肉に伝えて筋電位信号を発生させる．このため，他の制御方式とは異なり，新たに制御方式を設定して学習するよりも，以前から形成されている制御ループを使用できるため，サイバネティクスの面からも有意に制御が行える．図２．９は，この考え方に基づいた筋電義手システムの基本的構成を示したものである．

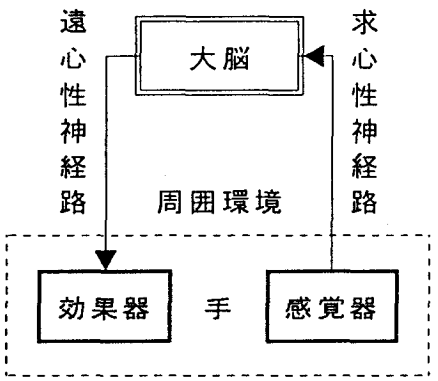


図２．８　手の制御

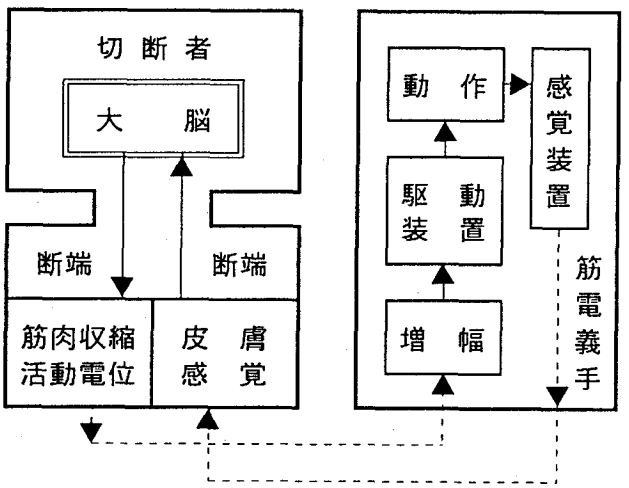


図２．９　筋電義手システムの構成

２．３．２　義手制御のための筋電位信号の採取

筋電位信号は種々の形式の電極を利用して採取できるが，義手制御のためには，ソケットなどへの実装上の問題および切断端とのインターフェース方式の限界により制約を受ける．例えば，カルマンワイヤーを用いた針電極では，筋肉繊維か

ら直接筋電位信号を採取できるが，感染防止あるいは着脱の容易性などの面で実用的ではない．このため，実用化されている単一自由度の筋電義手では２個の表面電極が使用されている．この場合，一方の電極から得られる筋電位信号を一つの動作に割り当てるのではなく，両電極から同時に得られる筋電位信号を増幅・整流・平滑して得られる直流信号の差が一定レベル以上に達した場合に，大きい信号値を発生する電極側に割り当てられた動作を行う方式としている．

２．３．３　筋電位信号による多自由度義手制御の問題点

筋電位信号を多自由度義手の制御信号とする場合の問題点は，先に示した義手の構成と対比することにより，概ね次のように示すことができる．

○機能（自由度）　○制御信号と処理系　○感覚フィードバック

［機能］は義手にいくつの自由度を設定できるかということであり，前述のように上肢全体では最大で２７の自由度が必要である．しかし，義手の場合には人間の手および腕の形状と同じディメンジョンでこれらの機能を実現しなければならないため，ガス圧あるいは電気をエネルギ源として既存のアクチュエータを使用する構成方式では制限が大きい．［制御信号と処理系］は，筋電位信号で多自由度を制御する方式に関するものである．これまで開発された筋電義手の多くは，ソビエトで開発された筋電義手と同じく単一自由度を２個の電極から得た筋電位信号で制御する方式である（図２．１０）．前述のように生体のいかなる運動も単一の筋肉で制御されていないことから，筋電位信号を処理して制御信号を得る

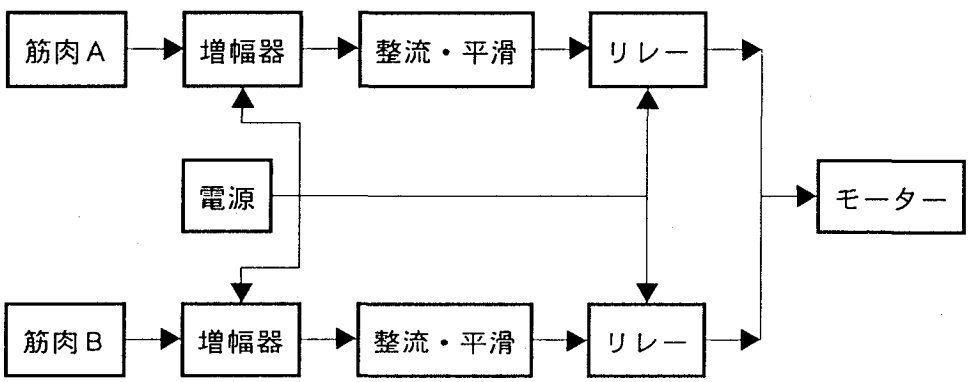


図２．１０　単一自由度を制御する筋電義手の構成

方式では，1個の電極から得た筋電位信号で一つの動作を制御することが困難である．この問題に対して，ソビエトの筋電義手では同時に2個の筋電位信号を採取して増幅・整流・平滑を行って直流信号を得た後，その差が一定以上に達した場合に，大きい信号値を示す側の電極から得た直流信号を制御信号としている．この方式を多自由度筋電義手の制御に用いた場合には，複数の直流信号間相互のレベル差が単一自由度の場合よりもさらに小さくなるため，誤動作の発生もしくは動作自体が困難になることが予測される．［感覚フィードバック］は，人間と同様に感覚機能を義手に持たせ，触知等による感覚を補完するものである．

筆者は，多自由度筋電義手におけるこれらの問題点の中で［制御信号と処理系］に着目し，複数の筋電位信号を処理して得られる直流信号を線形識別することにより実用的な制御信号を得る方式を提案し，コンピュータによるシミュレーション実験および実際の筋電位信号を用いた実験により考察した[11]．

2．4　複数の筋電位信号による制御信号の導出

切断端にn個の電極を設置して各電極から同時に筋電位信号を採取すると，互いに形状の異なるn個の筋電位信号群が得られる．これらを増幅・整流・平滑した後に得られる直流信号群を筋電位パターンと称することにする．ここで，各電極から得られる筋電位信号を処理して得られる直流信号をそれぞれa_i（$i=1,2,\cdots,n$）とすると，筋電位パターンPは次のように示される．

$$P=(a_1,\ a_2,\ \cdots,\ a_n) \tag{2-1}$$

さらに切断端に異なった筋収縮を行わせると，異なる筋電位パターン群が得られる．ここで一般性を得るために，n個の電極がありn通りの筋収縮を行わせる場合を想定すると，n通りの筋電位パターン群が得られる．これらは(2-1)式より次のように示すことができる．

$$\left.\begin{aligned} \mathbf{P}&=(P_1,\ P_2,\ \cdots,\ P_n) \\ P_i&=(a_{i1},\ a_{i2},\ \cdots,\ a_{in}) \quad ,\ (i=1,2,\cdots,n) \end{aligned}\right\} \tag{2-2}$$

これらの筋電位パターン群は互いに一次独立であれば線形識別することが可能で，

その場合における各識別出力を多自由度筋電義手の制御信号として利用することが期待できる．すなわち，n個の電極をn次元空間における各基本ベクトル軸と考えると，各筋電位パターンはn次元超平面空間におけるn個のベクトルと見なすことができるため，これらのベクトルが互いに一次独立となる条件の場合に線形識別することが可能となる．このような条件において，線形識別を行うための超平面関数を得るためにはいくつかの方式があるが，ここではn次元空間において識別対象の点と他の（n－1）個の中点および原点から構成される超平面関数を識別関数とする方式（2等分法）を用いた．

一般的にn個の電極があり，各電極からはP_i（a_{i1}, a_{i2}, …, a_{in}）の筋電位パターンが得られる場合を仮定する（i=1, 2, …, n）．線形識別可能という条件から各P_iが互いに1次独立とすると，筋電位パターンP_1を他の筋電位パターンP_k（$2 \leqq k \leqq n$）と識別する超平面関数F（ω）は次式で示される．

$$F(\omega) = \begin{vmatrix} \omega_1, & \omega_2, & \cdots, & \omega_n \\ b_{21}, & b_{22}, & \cdots, & b_{2n} \\ b_{31}, & b_{32}, & \cdots, & b_{3n} \\ \cdot & \cdot & & \cdot \\ b_{n1}, & b_{n2}, & \cdots, & b_{nn} \end{vmatrix} \tag{2-3}$$

ただし　$b_{ij} = \dfrac{a_{1j} + a_{ij}}{2}$　　（i=1, 2, …, n）（j=1, 2, …, n）

この識別関数にパターンP_1が入力された場合には，$\omega_i = a_{1i}$（i=1, 2, …, n）より，次の出力が得られる．

$$F(P_1) = \begin{vmatrix} a_{11}, & a_{12}, & \cdots, & a_{1n} \\ b_{21}, & b_{22}, & \cdots, & b_{2n} \\ b_{31}, & b_{32}, & \cdots, & b_{3n} \\ \cdot & \cdot & & \cdot \\ b_{n1}, & b_{n2}, & \cdots, & b_{nn} \end{vmatrix}$$

$$
= \begin{vmatrix} a_{11} & , a_{12} , & \cdots, & a_{1n} \\ \frac{a_{11}+a_{21}}{2} & , \frac{a_{11}+a_{22}}{2} & \cdots, & \frac{a_{11}+a_{2n}}{2} \\ \cdot & \cdot & & \cdot \\ \frac{a_{11}+a_{n1}}{2} & , \frac{a_{11}+a_{n2}}{2} & \cdots, & \frac{a_{11}+a_{nn}}{2} \end{vmatrix}
$$

$$
= (2^{n-1})^{-1} \begin{vmatrix} a_{11}, & a_{12} , \cdots, & a_{1n} \\ a_{21}, & a_{22}, \cdots, & a_{2n} \\ a_{31}, & a_{32}, \cdots, & a_{3n} \\ \cdot & \cdot & \cdot \\ a_{n1}, & a_{n2}, \cdots, & a_{nn} \end{vmatrix}
$$

$$
= (2^{n-1})^{-1} \left| a_{ij} \right| \qquad (2\text{-}4)
$$

一方，P_1以外の筋電位パターンP_k（$k \neq 1$）が（２－３）式で示される識別関数に入力された場合には，$\omega_i = a_{ki}$（$k=2, \cdots, n$）として，同様の計算より次の出力が得られる．

$$
F(P_k) = \begin{vmatrix} a_{k1}, & a_{k2} , \cdots, & a_{kn} \\ b_{21}, & b_{22}, \cdots, & b_{2n} \\ b_{31}, & b_{32}, \cdots, & b_{3n} \\ \cdot & \cdot & \cdot \\ b_{n1}, & b_{n2}, \cdots, & b_{nn} \end{vmatrix} = -(2^{n-1})^{-1} \left| a_{ij} \right| \qquad (2\text{-}5)
$$

このように，パターンP_1とパターンP_k（$k \neq 1$）に対して，(2-3)式で示される識別関数は絶対値が等しく符号が反対の値を出力し，識別されることが示された．従って，同様の手順で各パターンを識別する関数をｎ個求めることにより，全てのパターンを独立して識別することが可能になることが示された．図２．１１は，本方式によりｎ個の制御信号を得る場合の回路構成例である．重み回路は(2-3)式を展開した場合における各ω_i（$i = 1, 2, \cdots, n$）の係数を与えるためであり，各係数の符号は加減算回路の入力により決定される．正負判別回路では，$|a_{ij}|$の符号により，判別の方式（負から正，または正から負）を決定する．

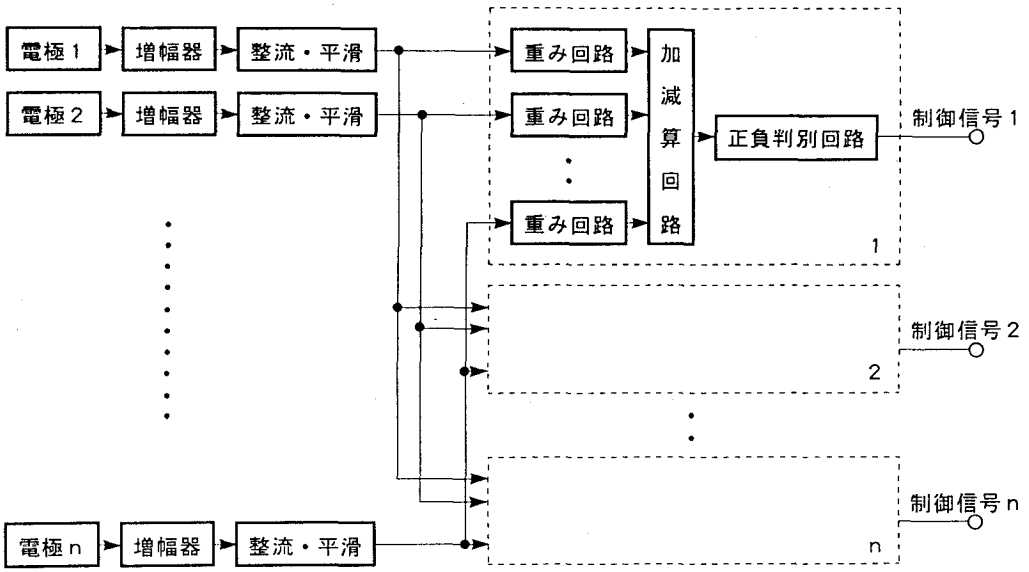


図２．１１　提案した方式による制御信号検出回路例

２．５　実際の筋電位信号による制御可能性

図２．１１に示された線形識別回路に，各自由度を物理的に制御する機構を加えることにより，多自由度筋電義手を構成することができる．この構成による多自由度筋電義手が実際の筋電位信号で制御可能となるためには，まず実際の上肢切断者から互いに一次独立な複数の筋電位パターン群が得られることが必要である．さらに実際の操作時には，識別関数決定時とまったく同じ筋電位パターン群を発生できるとは限らないため，(2-4)式および(2-5)式で示した識別出力は誤差を伴い，誤識別の可能性がある．そこで，この二つの条件について検討を行った．

２．５．１　筋電位パターン群の一次独立性

(2-2)式の条件で示される筋電位パターン群が一次独立となるのは次式の条件が満たされる場合である．

$$\left| a_{ij} \right| = \begin{vmatrix} a_{11}, & a_{12}, & \cdots, & a_{1n} \\ a_{21}, & a_{22}, & \cdots, & a_{2n} \\ a_{31}, & a_{32}, & \cdots, & a_{3n} \\ \cdot & \cdot & & \cdot \\ a_{n1}, & a_{n2}, & \cdots, & a_{nn} \end{vmatrix} \neq 0 \qquad (2\text{-}6)$$

2．5．2　識別誤差

まず，(2-3)式に示したP_1の識別関数を展開すると次式が得られる．

$$F(\omega)=\sum_{i=1}^{n} K_i \cdot \omega_i \tag{2-7}$$

ここで，元のパターンP_i（a_{11}，a_{12}，…，a_{1n}）に対して，実際の操作時に平均x％個々にy_i％（i=1, 2, …, n）の誤差を伴うものとすれば，その誤差を伴ったパターンP_1'が(2-8)式に入力された場合の出力は，

$$F(P_i')=\sum_{i=1}^{n} K_i \cdot a_{1i}\left\{1+\frac{x}{100}\left(1+\frac{y_i}{100}\right)\right\}$$

$$=\left(1+\frac{x}{100}\right)\sum_{i=1}^{n} K_i \cdot a_{1i}+\frac{x}{(100)^2}\sum_{i=1}^{n} K_i \cdot a_{1i} \cdot y_i$$

となる．従って，$F(P_1)=C$とすれば

$C>0$ならば

$$F(P_1')>C\left(1+\frac{|x|}{100}\right)-\frac{|x|\cdot|y_i|_{max}}{(100)^2}\sum_{i=1}^{n}|K_i \cdot a_{1i}|=C' \tag{2-8}$$

$C<0$ならば

$$F(P_1')<C\left(1-\frac{|x|}{100}\right)+\frac{|x|\cdot|y_i|_{max}}{(100)^2}\sum_{i=1}^{n}|K_i \cdot a_{1i}|=C'' \tag{2-9}$$

となる．以上の結果から，$C>0$ならば$C'>0$および$C<0$ならば$C''<0$の範囲であれば誤識別を起こさないことが示された．

2．6　実験による制御可能性の検討

まず，コンピュータによるシミュレーションで模擬筋電位パターン群を発生させる実験を行い，これから得た1次独立なパターン群について模擬識別関数を求

め，誤識別の可能性について検討した．次に，健常者および上肢切断者から実際の筋電位パターン群の採取実験を行い，一次独立性の検討ならびに識別関数を求めて誤識別の可能性について検討した．

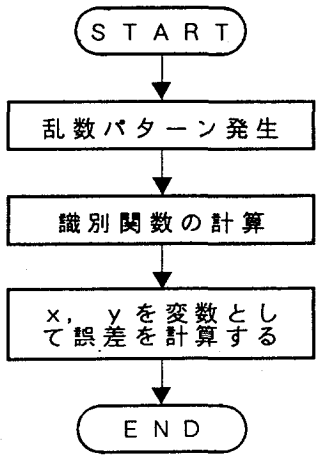


図２．１２　ｼﾐｭﾚｰｼｮﾝ手順

２．６．１　シミュレーション実験

コンピュータを使用して一定の条件下で乱数を発生させ，模擬的に筋電位パターン群を作成した．得られた模擬筋電位パターン群の中から(2-7)式で示された一次独立の条件を満たす模擬パターン群を選定し，(2-3)式による識別関数の導出ならびに(2-9)式と(2-10)式による誤識別の解析を行った．これらの手順を図２．１２に示す．

模擬筋電位パターン群は，健常者と上肢切断者に対する筋電位パターンの採取をｎ＝４の場合について行ったため，比較のためｎ＝４として発生させた．模擬筋電位パターンは，一つのパターンにおける４個の要素（それぞれの筋電位信号を直流化したもの）の桁数の違いにより３通りを設定した．模擬筋電位パターンⅠは，全ての筋電位信号のレベル（直流電圧値）が同一桁という条件に設定した．そして，模擬筋電位パターンⅡは４要素の中で１個だけがレベルの異なるパターン，模擬筋電位パターンⅢは４要素の中で２個がレベルの異なるパターンに設定した．各模擬筋電位パターンの発生は，ミニコン（ＰＤＰ１２）を使用して行った．各模擬筋電位パターンは１０通り発生させ，その中から(2-3)式で最も大きな値が得られる４種類の模擬筋電位パターン群を実験用に選定した．この選定した模擬筋電位パターン群において，式(2-3)による識別関数の導出後，(2-8)式と(2-9)においてｘを１０％から４０％まで１０％間隔で変化させ，識別出力の符号が

表２．１　シミュレーションの結果

条件	誤りを起こさない最大の｜ｙｉ｜			
	X=10%	X=20%	X=30%	X=40%
1	52.8	23.8	14.1	9.3
2	416.9	185.6	108.5	69.9
3	84.2	37.7	22.2	14.5

反転しない最大の｜y_i｜を｜y_i｜$_{max}$として計算した．結果を表２．１に示す．

２．６．２　健常者による実験

２２歳から２５歳の健常者５名（男性）を被験者として４個の電極を設置してｎ＝４の場合における筋電位パターン群を採取した．電極の設置部位は前腕で，被験者に前腕の具体的な動作を命じた状態で，筋電位信号が有意に確認できる場所を選定した．発生する筋電位信号の確認は，図２．１３に示すオットボック社製の筋電位テスターを使用した．

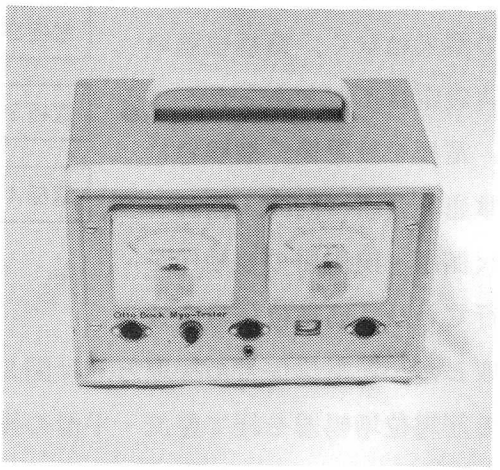
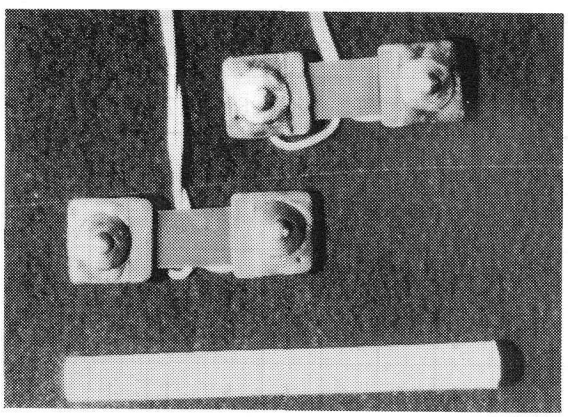


図２．１３　筋電位テスター

一般に筋電位信号の採取では，皮膚との接触インピーダンスを安定化するために，ペースト付きの湿式電極が使用される．しかし，筋電義手の場合には，着脱などの簡便性から，ペーストを必要としない乾式の電極が使用されている．そこで，本実験においてもペーストを使用しない乾式電極を製作して使用した．製作した電極は図２．１４に示す構造で，皮膚との接触部分に金メッキを施し腐食を防止するとともに安定した接触状態が得られるように配慮した．実際の電極設置は，環状の両面テープを電極と同心円に取り付ける方式で行った．皮膚と電極の



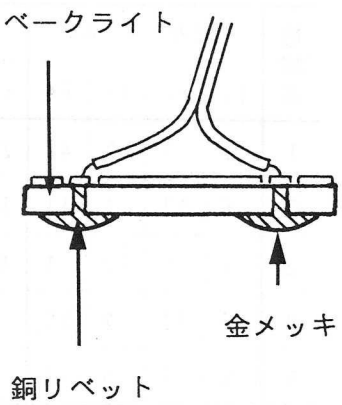


図２．１４　使用した電極

接触は安定しており，実験中におけるアーチファクトの混入はなく，電極位置の再設定は不要であった．

電極を設置後，被験者に掌屈・背屈・回内・回外・尺側屈・橈側屈の６動作を行なわせ，筋電位信号を採取した．筋電位信号の採取方式は図２．１５の通りで，約７０ｄＢの利得を有する筋電位増幅器を経て整流・平滑の後，時定数約２Ｈｚの低域濾波器を通して電磁オシログラフに記録してオフラインでＡ／Ｄ変換を行った．この処理により得られた直流信号値で構成されるパターン群を筋電位パターン群として捉え，その中から一次独立なもの４種類を選定し，その信号が得られる４通りの前腕動作を筋電位パターン発生動作として決定した．次に，この各動作を５回づつ行なわせて前述の手順により複数の筋電位信号を採取し，処理回路を経て得られた出力を平均して最終的な筋電位パターン群を得た．表２．２は最終的に得た筋電位パターン群であり，表中の数値は０．１ｍＶを単位として正規化している．これをもとした誤識別に関する解析結果を表２．３に示す．

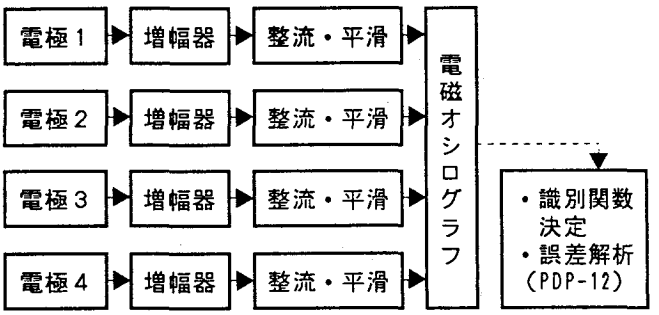


図２．１５　計測システム

表２．２　健常者から得た筋電位パータン群

被験者	パターン１				パターン２				パターン３				パターン４			
	E1	E2	E3	E4	E1	E2	E3	E4	E1	E2	E3	E4	E1	E2	E3	E4
1	2	1	2	47	25	11	0	4	1	2	0	42	2	11	0	8
2	6	17	1	13	15	21	3	3	5	13	0	4	7	25	5	4
3	2	9	20	1	10	0	0	12	6	0	10	20	0	1	0	10
4	7	17	2	26	6	11	2	0	3	1	4	1	5	4	2	9
5	4	2	0	1	0	1	1	4	0	0	5	6	5	1	1	7

２．６．３　切断者による実験

次に，２３歳から３８歳の前腕切断者５名（男性４名・女性１名）を対象として，ｎ＝４の場合における筋電位パターン群を採取した．電極設置部位の決定と電極設置および得られた筋電位信号群の処理方式は健常者の場合と同様に行った．筋電位信号の採取において健常者の場合と特に異なった点はないが，筋電位信号の採取可能な部位が健常者に比べてかなり制限されるので，電極設置に少し困難さを伴った．

被験者	誤りを起こさない最大の｜ｙｉ｜			
	X=10%	X=20%	X=30%	X=40%
1	506.7	225.9	131.9	84.8
2	241.7	107.9	63.1	40.7
3	630.5	280.6	163.9	105.5
4	282.5	125.8	73.7	47.5
5	361.2	160.9	94.0	60.6

表２．３　健常者の誤識別解析結果

具体的な採取部位の決定では，健常者の場合と同様に筋電位テスターを使用し，切断者に切断肢（幻肢）の具体的動作（健常者と同じ６種類）を命じた．ただし，切断肢（幻肢）の具体的動作が困難な被験者には，被験者自身の適当なイメージで筋電位信号の発生動作を行わせた．さらに，切断者の場合には，健常者とは異なり電極の設置可能範囲が制限されるので，筋電位テスターによるチェック以外に筋肉の収縮が触知される部位についても考慮した．切断者における電極設置の例を図２．１６に示す．

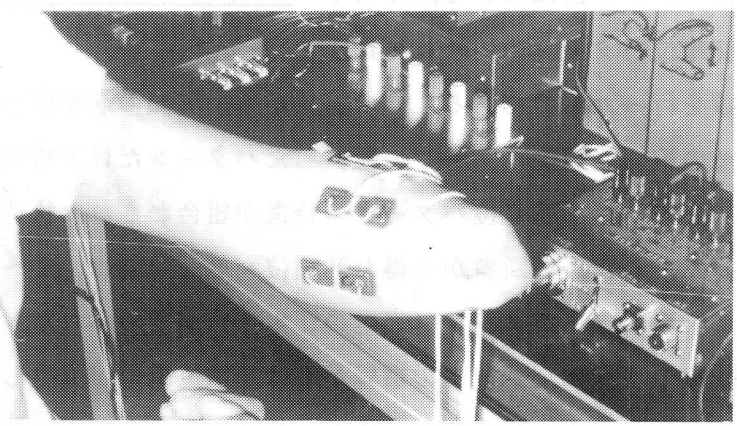


図２．１６　切断者での電極設置例

表２．４　切断者から得た筋電位パータン群

被験者	パターン１				パターン２				パターン３				パターン４			
	E1	E2	E3	E4	E1	E2	E3	E4	E1	E2	E3	E4	E1	E2	E3	E4
1	13	1	2	0	4	1	0	2	4	1	1	0	1	0	1	0
2	1	2	0	0	0	0	0	7	2	8	0	0	1	0	0	0
3	3	6	0	15	6	9	1	0	2	6	0	1	3	11	2	1
4	2	6	0	9	2	9	0	0	1	0	2	0	2	3	1	5
5	0	0	2	0	1	0	0	19	2	0	1	16	2	6	1	16

実験により得られた筋電位パターンは表２．４の通りで，表中に示した数値は表２．２と同様に０．１ｍＶを単位として正規化したものである．これをもとにした誤識別に関する解析結果を表２．５に示す．

表２．５　切断者の誤識別解析結果

被験者	誤りを起こさない最大の｜ｙｉ｜			
	X=10%	X=20%	X=30%	X=40%
1	246.9	109.9	64.4	41.6
2	365.8	162.7	95.2	61.3
3	291.5	116.4	77.2	48.3
4	262.5	111.3	69.9	45.6
5	339.9	151.2	88.7	56.9

２．６．４　考察

表２．６は，健常者および切断者から得た筋電位パターン群について，それぞれが模擬筋電位パターンのいずれに類するかで分類を行ったものである．この結果から，実際の筋電位パターン群においては，一つの模擬筋電位パターンに類似したパターンだけで構成される例がほとんどなく，全ての模擬筋電位パターンの特徴が組合わされた状態であることが明らかとなった．また，切断者から得た筋電位パターンでは，Ⅰ～Ⅲの模擬筋電位パータンに該当しないパターン（表中の「＊」）が認められた．これらのパターンでは，断端の状況により全ての電極からは筋電位信号が発生していない状況を示しており，切断による断端筋肉の生理学的状況および電極設置位置の制限などが影響しているものと推測される．

一方，健常者および切断者から得た筋電位パターン群の中では一次独立なパターン群が存在し，実際の筋電位信号により多自由度義手の制御信号を得るための筋電位パターンを構成できることが実証された．また，誤識別を起こさない最大のｘおよびｙの値においては，健常者で－３％，切断者で－１５％の範囲で模擬筋電位パターンの結果と一致していた．一方，切断者の筋電位信号のレベルは健常者のそれよりも約５０％程度低い値であるが，誤識別を起こさない最大の｜ｙｉ｜の値においては健常者の－１２％の範囲内という結果を示した．

表２．６　パターン分類

		健常者					切断者				
		1	2	3	4	5	1	2	3	4	5
パターン分類	1	II	II	II	II	II	III	II	III	II	*
	2	III	II	III	III	II	II	*	II	III	III
	3	II	III	III	II	III	II	II	II	III	III
	4	II	II	III	I	I	II	*	II	I	II

多自由度筋電義手を制御できる可能性という観点から，識別関数決定時と実際の操作時との誤差の大きさを高々３０％と仮定すると，以下の計算より，誤識別を起こさない最大の｜ｙｉ｜の理論値値が求められる．

すなわち

$$0 < |x| \cdot \left(1 + \frac{|y_i|}{100}\right) < 30$$

より

$$|x| = 10 \text{で} |y_i| = 200$$
$$|x| = 20 \text{で} |y_i| = 100$$
$$|x| = 30 \text{で} |y_i| = 0$$

が得られる．切断者から得た実際の筋電位パターン群をもとにした｜ｙｉ｜の解析結果はこの計算値を上回っており，提案した方式による多自由度筋電義手制御方式が切断端から得られる筋電位信号で制御可能であることが明らかとなった．

2．7　結言

切断者の断端から得られる複数の筋電位信号を増幅・整流・平滑して得られる直流信号群を筋電位パターンとして，これらを互いに線形識別して多自由度筋電義手の制御信号とする方式について考察し，以下の結果を得た．

（1）全ての筋電位パターンが互いに1次独立であれば線形識別関数によりそれぞれのパターンを多自由度筋電義手の制御信号として利用できることが明らかとなった．

（2）切断者の断端に設置した4個の電極から複数の筋電位信号を導出して増幅・整流・平滑を行うことにより，互いに1次独立な筋電位パターンが得られることを示した．

（3）切断者の断端に設置した4個の電極から導出した筋電位信号から得た筋電位パターンの信号レベルは健常者の約５０％であるが，その筋電位パターンから求めた線形識別関数による識別では，誤差を起こさない最大の入力誤差値が健常者の－１２％であることが明らかとなった．

（4）上記の線形識別関数において誤識別を起こさない最大の入力誤差は，実際の操作時の入力誤差が識別関数決定時の３０％あると仮定した場合の理論値を上回り，提案した多自由度筋電義手制御システムが誤識別を起こさずに制御可能であることを示した．

第3章　切断手技と多自由度筋電義手の可操作性

3．1　緒言

義肢の歴史を見ると，紀元前において既に戦いで手や足を失い義手・義足を装着したという記録がある[2]．その後，同様の試行が繰り返されたが，これらがまとめられて四肢切断者のリハビリテーションとして体系づけて考えられるようになったのは近代に入ってからのことである．そして１８～１９世紀以後の多くの戦争を踏台として義手・義足が発展し，その結果として四肢切断者のリハビリテーションが飛躍的に発展を遂げたといっても過言ではない．このような歴史的変遷は「切断者と義肢」という人間－機械系における主として機械側の条件改善であった．

一方，人間側の条件としては義肢と直接的なインターフェースを行う切断端が該当するが，これについては近年に至るまで義肢以上に大きな変化は見られなかった．しかし，２０世紀も後半になってからDedelichがmyoplastic amputation（筋整形型切断）による効果を報告し[12]，次いでWeissが切断術直後義肢装着法を報告する際に切断手技の重要性について提言を行った[13]．切断術直後義肢装着法は，通常は切断後に切断端がある程度治癒してから行う義肢装着を手術直後に手術場で行う方式である[14]-[17]．Weissは自らの提言の中で，「生理学的切断→切断術直後義肢装着→早期義肢使用」の流れを示すとともに，切断手技の相違が早期社会復帰に影響を与えることを述べ，同時に切断により形成される断端の機能改善などにも効果的であることを示した．しかしながら，このような切断手技に対する評価は，主として医学的側面から見たものであり，切断後の創治癒を早めて上肢切断者の社会復帰を促進しようとする考え方に基づいたものであった．これに対して，上肢切断者が支援・代行装置である筋電義手を使用する場合を考えると，その操作に有意な制御信号を切断端が発生できることが課題となる．これに関して，前章において行った切断者からの筋電位信号採取実験では，切断者相互において筋電位信号の発生状況の異なることが認められた．

そこで筆者は，異なる切断手技により形成された断端間相互に関して，多自由

度筋電義手の制御性を評価することにより，人間－機械系の条件改善について検討した．

3．2　切断手技[18]-[23]

人間の四肢は，骨を中心として筋肉・筋膜・皮膚の順序で構成され，筋肉内部にはそれを制御する神経と血管が存在する（図3．1）．切断は，これら全てを中枢から抹消の間で分離することを意味しており，結果として切断部から下位の機能と形状が損なわれる．整形外科の分野で行われている切断方式の代表的な手技は，筋膜縫合群と総称されるこれまでの切断手技（Ⅰ群）と，筋肉縫合固定群と総称される新しい切断手技（Ⅱ群）に分けることができる．これらを図3．2に示す．

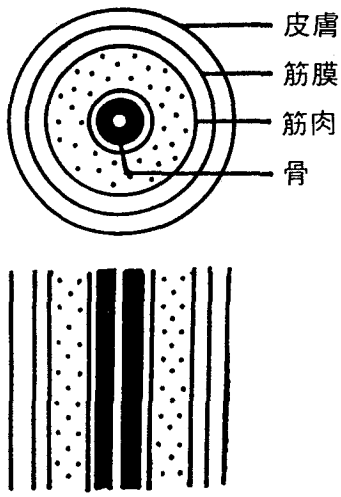


図3．1　肢の構成

Ⅰ群の筋膜縫合群は，図3．2（1）に示す通り，切断時に断端筋肉を骨端レベルで切断したままで放置し，筋膜を縫合した後に皮膚の縫合を行って断端を形成する方式である．これに対して，Ⅱ群の筋肉縫合固定群は，切断端の筋肉になんらかの処理を施した後に皮膚を縫合して断端を形成するものである．Ⅱ群は筋肉の処理方式の違いにより，さらにⅡ群aからⅡ群cに分けられる．これらを図3．2（2）から図3．2（4）に示す．

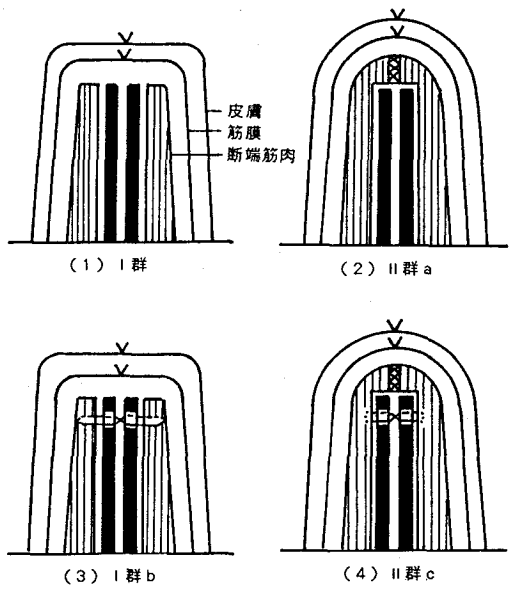


図3．2　切断手技

図3．2（2）は筋肉縫合群（Ⅱ群a）と総称される切断手技で，切断時に断端筋肉を骨端よりも長く切断し，筋肉に適度の緊張を保つようにしながら骨端

を覆うように端と端を縫合する方式である．この場合には，原則として拮抗筋同士を縫合して，その後に筋膜さらに皮膚を縫合して断端を形成する．図３．２（３）は筋肉固定群（Ⅱ群ｂ）と総称される切断手技で，切断時に断端筋肉を骨端のレベルで切断し，さらに骨端より数ミリ程度中枢側に数カ所のドリル孔をあけ，これに筋肉の全層を束ねるように結紮固定する方式である．この場合においても，Ⅱ群ａと同様に，筋肉は適度の緊張を保ちながら固定することが重要であり，その後に筋膜および皮膚を縫合して断端を形成する．一方，図３．２（４）に示す筋肉縫合固定群（Ⅱ群ｃ）は，Ⅱ群ｂの筋肉固定群が結紮部から末梢部位にある筋肉に循環障害を生じ瘢痕化し易いことが脈管学的・組織学的研究により明らかにされたため，この欠点を改善すべく考案された切断手技である．この方式では，切断時に筋肉を骨よりもやや長めに切断し，骨端から数ミリ程度中枢側にあけた数カ所のドリル孔に，まず筋肉の肉層の一部を結紮し，次に筋肉の緊張を保ちながら骨端を覆うようにして端と端とを結合し，最後に筋膜さらに皮膚を縫合して断端を形成する．

以上の各切断手技では，手技の種類に関わらず骨と筋膜は同一レベルで鋭利に切断し，主要な血管は二重結紮を行う．また神経は，できる限り中枢側で鋭利に切断する．

３．３　生理学的側面から見た切断手技相互の有意差

３．３．１　神経単位と筋電位の活動

脊柱の前柱細胞は，高位中枢（大脳・小脳・脳幹など）および末梢の多種の受容器（迷路・筋紡錘・腱・皮膚など）からの神経繊維と綿密に連絡しており，運動神経系の重要な最終共通路を形成している．一方，前柱細胞は，その延長である軸索の末梢において分岐し，数本から多いものでは１００本以上の筋繊維を支配している．従って，１個の前柱細胞の活動は必ずその支配下の筋繊維に伝わり，その結果として筋肉の収縮を行わせる．この１個の前柱細胞によって構成される単位は神経筋単位（Neuro Muscular Unit－以下ＮＭＵ）と呼ばれている．

運動系の活動は最終的には筋繊維の収縮として現れ，これが筋電位信号として電気信号の形で表現される[(24)-(25)]．筋電位信号の発生には，前柱細胞よりも下

位の末梢運動系と上位の中枢運動系との両方の活動がすべて関係していると言える．図３．２は以上を模式的に示したものである．

３．３．２　$\bar{\tau}$－Ｓ関係

生理学的には，個々のＮＭＵの興奮活動は反復するスパイクの発射として電気的に表現される．一方，個々のスパイクの振幅は収縮の強さに関係なく一定であり，収縮の強さは各ＮＭＵの発射間隔とその活動に参加したＮＭＵの数により決定されることが知られている．時実らはこの特徴を利用して骨格筋の機能を解明することを試み，まず１００個前後の連続した単位スパイクの系列について平均発射間隔（$\bar{\tau}$）と標準偏差（Ｓ）を求めた．この結果をもとに，一つの骨格筋における１００～２００個の点から採取した単位スパイクの系列について，求めた個々の$\bar{\tau}$とＳの関係をグラフに示すとともに，これらがＫ曲線とＴ曲線の二つに分離されることを明らかにした[(26)-(27)]（図３．３）．さらに，Ｋ曲線は骨格筋のKineticＮＭＵによる傾向を表し，Ｔ曲線はTonicＮＭＵによる傾向を表していることを明らかにした．このことは，多くの筋肉の中でも極めて運動的なＮＭＵを有する眼輪筋から最も緊張的なＮＭＵを有する外肛門括約筋に至るまで，それぞれの機能に応じた特徴を有していることを示している．すなわち，グラフ中の曲線が左側に位置するほど運動的で中枢性運動系との関連性が強く，単に反射的ではないことを示している．また，グラフが右方へ偏位するほど緊張的となり，前柱細胞以下の末梢性運動系における反射機

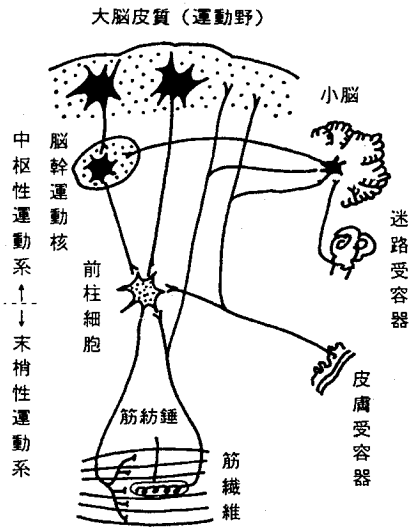


図３．３　ＮＭＵの制御

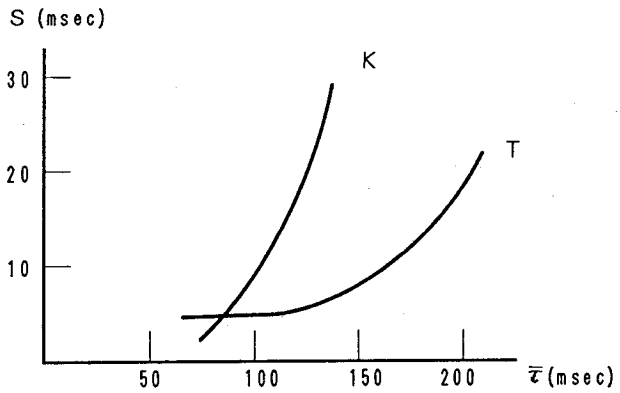


図３．３　$\bar{\tau}$－Ｓ関係

能が強いことを示している．

3．3．3　切断手技の評価実験

先に示したⅠ群およびⅡ群の切断手技に関して，$\bar{\tau}$－S関係を用いた生理学的な評価実験を行った[28]．実験方法は，健常者3名および大腿切断者7名（Ⅰ群2名，Ⅱ群5名）の大腿直筋から針電極によりNMUのスパイク発射を記録した．スパイク発射は一人の被験者について100回記録し，$\bar{\tau}$とSを計算した．結果を図3．4に示す．

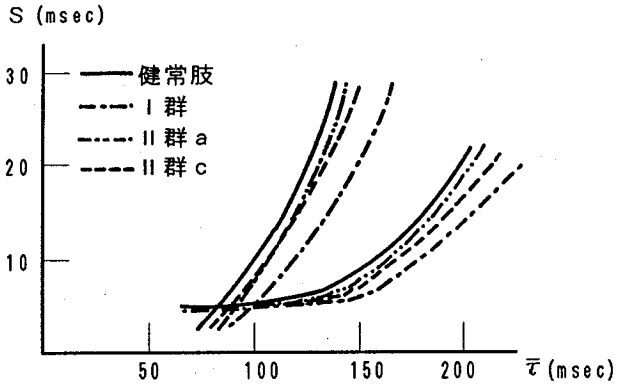


図3．4　実験により得た$\bar{\tau}$－S

3．3．4　考察

図3．4において健常肢3例から得た$\bar{\tau}$－S関係は，K曲線が$\bar{\tau}$＝80msec前後に始まり急峻な上昇カーブとして示され，T曲線は$\bar{\tau}$＝70msec前後に始まり120msecあたりから緩やかな上昇カーブを描くという，2種類の曲線により構成された．これは，時実や田中らの実験結果に一致しているので，$\bar{\tau}$－Sの正常曲線として見なせる．

次に，切断肢から得た$\bar{\tau}$－S曲線を図3．4において破線で示した．この中で，Ⅰ群すなわち従来の切断手技による断端の大腿直筋の$\bar{\tau}$－S曲線を見ると，図中に描いた健常者の正常曲線に比較してK曲線がS＝15msecのレベルで平均21msec右側へ偏位し，曲線全体としても大きく右側へ移動している．また，T曲線においても，水平部が約20msec延長し，S＝15msecでは平均24msecの右側偏位が認められる．これらⅠ群の結果に対して，Ⅱ群の結果は明らかに右側への偏位が少なく，Ⅱ群aでは正常曲線に比べてK曲線がS＝15msecで平均4msecという僅かな右側偏位である．また，Ⅱ群cでは，K曲線はS＝15msecで平均7msec右側に偏位し，T曲線においても水平部が平均10msec延長しS＝15msecで平均12msecという僅かな右側偏位であった．

以上の結果を総合すると，Ⅰ群では断端筋肉における運動的な要素が消失しＮＭＵの活動が脊髄レベルで支配される傾向が強くなり，断端筋肉が単に断端の緊張を維持する役目だけしか有しない緊張筋として機能分化しているものと考えられる．一方，Ⅱ群の切断手技において切断時に断端筋肉を縫合あるいは結紮することにより骨端で固定して生理学的な筋緊張が保たれる断端筋肉においては，$\bar{\tau}$－Ｓ曲線の正常曲線に対する偏位がⅠ群に比べて極めて少なくなっており，断端筋肉に運動的な要素が強く残存され（緊張筋となる）皮質化が抑制されていることを示している．すなわち，Ⅱ群はⅠ群に比べ断端筋肉の骨格筋としての運動機能が正常筋に近い状態で温存されており，大脳支配領域との関連性がより保たれているものと推測される．このことから，断端筋肉の随意的な運動と制御能力が要求される多自由度筋電義手に優れた適応性があると考えられ，かつ筋萎縮がほとんどなく断端の形状の良さが義手ソケットの適合に有利であるという条件を考え合わせると，Ⅱ群の切断手技はⅠ群の切断手技に比べて筋電義手制御システムへの適応という点で生理学的に有意であると推測できる．

３．４　支援・代行システムの制御における切断手技間の有意差

前節における生理学的側面からの検討は，これまで行われてきた種々の切断手技を医学的な観点から評価するものであるが，これに対して，実際の人間－機械系である切断者と支援・代行装置から構成されるシステムにおける切断手技の評価は新しい課題であると言える．この問題に対して，筆者は，断端からの筋電位信号を処理して得られる直流信号で制御される支援・代行装置である多自由度筋電義手に着目し，異なる切断手技により得られた断端間相互の可制御性を評価する方式を提案した[28]．

３．４．１　モデルとした多自由度筋電義手の制御方式

第２章で提案した，線形識別関数により複数の筋電位信号から制御信号を導出する方式の多自由度筋電義手をモデルとして，異なる切断手技で形成された断端から得られる筋電位信号で同義手を制御する場合の誤識別の可能性について検討した．モデルとした多自由度筋電義手における線形識別関数の一般式は，(2-2)式の条件により，(2-3)式で示される．後述する実験では実際に切断端から $n = 4$ の

条件で筋電位パターン群を採取して解析を行ったが，この場合における識別関数は，(2-3)式において n ＝ 4 として，次式で示される．

$$F(\omega) = \begin{vmatrix} \omega_1 & \omega_2 & \omega_3 & \omega_4 \\ \frac{a_{11}+a_{21}}{2} & \frac{a_{12}+a_{22}}{2} & \frac{a_{13}+a_{23}}{2} & \frac{a_{14}+a_{24}}{2} \\ \frac{a_{11}+a_{31}}{2} & \frac{a_{12}+a_{32}}{2} & \frac{a_{13}+a_{33}}{2} & \frac{a_{14}+a_{34}}{2} \\ \frac{a_{11}+a_{41}}{2} & \frac{a_{12}+a_{42}}{2} & \frac{a_{13}+a_{43}}{2} & \frac{a_{14}+a_{44}}{2} \end{vmatrix} \qquad (3\text{-}1)$$

ここで，パターン P_i（$i=1,2,3,4$）は P_i（a_{i1}, a_{i2}, a_{i3}, a_{i4}）で記述され，(3-1)式は P_1 を識別する関数を示している．(3-1)式にパターン P_1 が入力された場合の識別出力 $F(P_1)$ を $C(\neq 0)$ とすると，他のパターン P_i（$i=2, 3, \cdots, n$）が入力がされた場合には $F(P_i) = -C$ となる．

3．4．2　実験方法

第２章と同じ方式により，切断者に対して n ＝ 4 の場合における筋電位信号群

表３．１　異なる切断手技により形成された断端から得た筋電位パターン

被験者	パターン１				パターン２				パターン３				パターン４			
	E1	E2	E3	E4	E1	E2	E3	E4	E1	E2	E3	E4	E1	E2	E3	E4
I－1	2	1	2	47	25	11	0	4	1	2	0	42	2	11	0	8
I－2	2	9	20	1	10	0	0	12	6	0	10	20	0	1	0	10
I－3	7	17	2	26	6	11	2	0	3	1	4	1	5	4	2	9
I－4	1	0	3	0	1	1	0	13	2	0	1	12	2	6	1	8
II－1	2	0	0	1	0	1	0	0	5	0	6	3	4	2	1	5
II－2	2	1	0	5	0	3	0	3	1	1	3	0	3	0	2	0
II－3	4	2	0	1	0	1	1	4	0	0	5	6	5	1	1	7
II－4	6	17	1	13	15	21	3	3	5	13	0	4	7	25	5	4

表３．２　誤識別を起こさない最大の｜y_i｜の値

		Ⅰ群の切断者				Ⅱ群の切断者			
		1	2	3	4	1	2	3	4
｜y_i｜の最大値	X=10	247	291	263	293	424	364	340	366
	X=20	110	116	111	130	189	162	151	62
	X=30	64	77	70	76	110	95	89	95
	X=40	42	48	46	49	71	61	57	61

を採取して筋電位パターンと識別関数を求め，さらに識別出力の符号が反転しない最大の｜y_i｜を求める実験を行った．すなわち，第２章の実験で対象とした５名の切断者の切断手技を調査し，新たに３名の切断者から同様の手順により筋電位信号を採取して，Ⅰ群の切断手技による切断者４名とⅡ群の切断手技による切断者４名のデータを得た．Ⅱ群の切断手技はすべてⅡｃである．結果を表３．１に示す．

３．４．３　結果

表３．１のデータをもとに，(2-8)式および(2-9)式から，ｘを１０％から４０％まで４段階に変化させた場合おいて識別出力の符号が反転しない最大の｜y_i｜を｜y_i｜$_{max}$として求めた．結果を表３．２に示す．

これより，誤識別を起こさない最大の｜y_i｜の値について，Ⅰ群とⅡ群の間で検定を行い比較した．結果を表３．３に示す．

表３．３　検定結果

	X＝１０％		X＝２０％		X＝３０％		X＝４０％	
	μ	SD	μ	SD	μ	SD	μ	SD
Ⅰ群	273	22.5	117	9.36	72.0	6.02	46.2	3.41
Ⅱ群	374	35.8	166	15.9	97.3	9.23	62.6	6.02
t_0	4.75		5.29		4.73		4.83	

ここで

$$t(2(n-1), 0.01) = t(6, 0.01) = 3.707$$

であるため，すべてのt_0について$t_0 > t(6, 0.01)$となり，Ⅱ群の切断手技による断端から得た筋電位パターン群がⅠ群の筋電位パターン群よりも，識別出力の符号が反転しない最大の$|y_i|$において有意であることが示された．

3．4．4　考察

切断者の中でⅠ群の切断手技とⅡ群の切断手技により構成された断端間相互において，モデルとした多自由度筋電義手を制御する場合の誤識別を起こさない最大の$|y_i|$の値を比較すると，Ⅱ群がⅠ群よりも有意に高いことが示された．このことは，切断前の生理学的状況とできるだけ近い状態に断端筋肉を処置する切断手技が筋電位信号発生に有効であることを示している．

一方，これらの結果は，Ⅰ群の切断手技よりもⅡ群のそれが多自由度筋電義手の制御のためには有効であることを示しているが，Ⅱ群の切断手技間での有意性の検討という新たな課題も提起している．また，モデルとした多自由度筋電義手の制御方式も筆者の提案した一方式だけであるため，他の制御方式をモデルとした場合についても同様の検討を行う必要がある．このように，本研究で行った切断手技と多自由度筋電義手システムとの適合実験ならびに評価では全ての場合を対象としていないので，最適性については今後の課題である．しかし，上肢切断者と多自由度筋電義手という支援・代行システムにおいて，これまで主として機械（筋電義手）側の機能改善が中心であったのに対して，本研究では人間（切断者）側にも改善すべき点があることを明らかにした．すなわち，より機能的な支援・代行システムを構成する場合には，人間側にも十分な制御信号を発生させることが必要であることを示した．

3．5　結言

異なる切断手技により得られる断端間相互の有意差に関して，生理学的な観点および多自由度筋電義手制御の観点から検討を行い，以下の結果を得た．

（1）切断端の筋肉を処置するⅡ群の切断手技は，処置を施さないⅠ群の切断手

技に比べて，断端筋肉の骨格筋としての機能をより正常に近い状態で保っており，大脳支配領域との関連がより緊密に保たれていると推測された．これにより，断端筋肉の随意的な運動と制御能力が要求される多自由度筋電義手への適応という点で，II群の切断手技がI群よりも生理学的に有意であることが示された．

（2）第2章で提案した多自由度筋電義手の操作を前提とした誤識別を起こさない最大の入力誤差値の比較において，II群の切断手技による断端がI群のそれよりも有意であることが示された．

（3）以上の結果から，切断者と支援・代行装置である多自由度筋電義手により構成される人間－機械系において，これまで機械（多自由度筋電義手）側の機能改善・最適化が重要とされていたのに対して，筋電義手の多自由度化に対応して人間（切断者）側にも高い制御能力が必要であることが明らかとなった．

第4章　麻痺障害者と支援・代行装置とのインターフェース方式

4．1　緒言

第2章および第3章では，切断者に対する支援・代行装置に関して，多自由度筋電義手の制御方式ならびに切断手技の影響について考察した．本章では，本研究のもう一つの目的である麻痺障害者に対する支援・代行装置に関して，把持・操作のためのインターフェース方式について考察する．

人間の基本的機能は，第1章で述べたように，［把持］・［操作］・［移動］であり，これらの要素として［力］・［範囲］・［時間］がある．下肢に麻痺を被った場合には主として［移動］機能が損なわれ，上肢に麻痺を被った場合には主として［把持］と［操作］の機能が損なわれる．下肢機能だけが麻痺で損なわれ上肢機能が十分に残存している場合には通常の［操作］と［把持］に用いる手指が健常であることが期待でき，支援・代行装置の操作を障害のない上肢で行い得るため，一般的な工学的手法により支援・代行装置の開発が可能である．これに対して，上肢にも少なからず麻痺障害を有する場合には，従来の工学的手法が人間側にも一定の操作（制御）能力があることを前提としているためインターフェースが困難となり，アイデア的に対応が可能な場合を除いては工学的な視点からの対応はほとんど行われていなかった．筆者は，このように上肢にも麻痺障害を有し一般的な［把持］と［操作］の機能が損なわれている麻痺障害者と支援・代行装置との新しいインターフェースを構築する方法として，目的とする機能は従来通り機械側で実現するが，操作は残存機能に適合した特殊操作スイッチで行う方式を提案した[28]-[29]．さらに，重度な麻痺障害者に対して特殊操作スイッチに走査の方式を加えた操作方式を提案し，これらの試作実験を行い考察した．

4．2　麻痺障害者の残存機能とインターフェース方式

4．2．1　麻痺障害の種類

人間が身体部位を随意的に動かして動作を行おうという意志は大脳の運動野で生じる[30]．すなわち図4．1の大脳中枢（C）の活動によって筋肉（M）の収

縮が起こり，運動が行われる．先天性欠損・外傷・脳出血・腫瘍などの原因により脳と筋肉の間にある神経路が破壊されたり損傷を受けたりすると，その障害の部位と程度に応じて筋肉に対する随意制御機能の一部もしくは大部分が失われ，不完全麻痺あるいは完全麻痺の病体となる．この神経の損傷に固有の症状については，個々の麻痺障害の内容により異なるが，損傷を受けた部位および原因により概括的な分類が可能である．図４．１において，脳（Ｌ１の部位）に障害を受けると，医学的には片麻痺・脳性麻痺・パーキンソン病態など特有の症状が見られる．一方，脊髄神経系（Ｌ２の部位）に損傷を受けると，その部位により概ね図４．２に示す麻痺が発生する[31]（Ｃは頸髄，Ｔは脊髄）．例えば，高位頸髄レベルの場合には四肢麻痺となり，胸髄または腰仙髄レベルでは対麻痺となる．脊髄に沿った神経インパルスの伝導は多発性硬化症による神経繊維の脱髄によっても損なわれる．また，末梢神経（Ｌ３の部位）が損傷を受けると，弛緩性麻痺や下位運動神経の変性が生じる．これらの神経系統の伝達障害以外に，種々の筋肉疾患によっても麻痺が起こる．表４．１は，結果として麻痺障害を呈する疾患と，これらの代表的な残存機能の例である[32]．

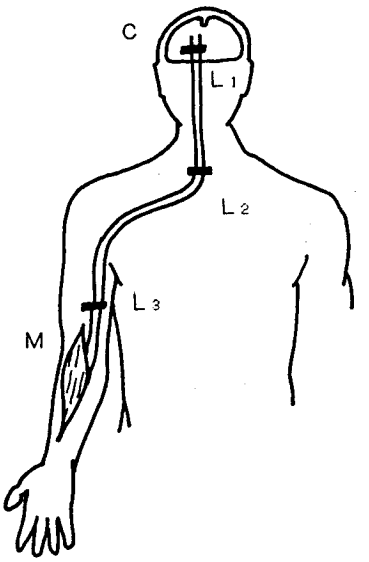


図４．１　神経支配と麻痺障害

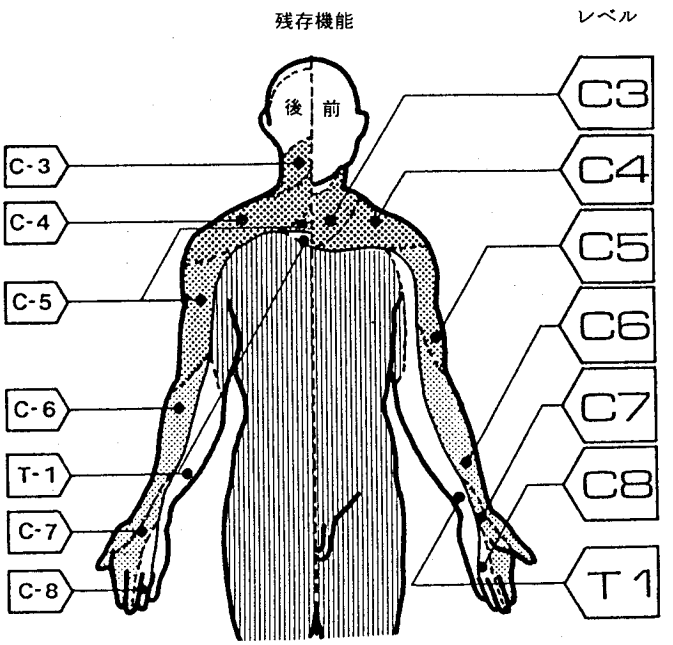


図４．２　脊髄障害による麻痺

表４．１　麻痺障害者における残存機能（随意的に動かせる身体部位）の例

疾患名 ＼ 残存機能		呼吸	音声	舌	瞼	顎	頸・頭	肩・腕	肘	手・指	足・先	備考
頸髄損傷		○	△	○	△	△	△	△	×	×	×	合併症
脳性麻痺	四肢麻痺	○	×	×	×	×	×	△	△	△	×	不髄意運動
	アテトーゼ	○	×	×	×	×	×	×	△	△	×	筋緊張
脳血管障害		△	△	△	△	○	○	○	×	×	×	理解力
慢性関節リウマチ		○	△	△	×	△	△	△	△	○	×	痛み
多発性硬化症		○	△	△	×	△	△	△	△	○	△	合併症
筋萎縮性側索硬化症		○	△	△	△	○	△	△	△	△	△	合併症

（○：可能性が高い　△：可能性がある　×：実用性に乏しい）

４．２．２　麻痺障害に対する支援・代行システム

軽度あるいは不完全な麻痺障害の場合には，随意的な運動機能が多少残存している例が多いため，装具などを使用して不足する機能を補塡する方式で支援・代行が行われる[33]．図４．３はその例で，下肢の軽度な麻痺障害者および上肢の軽度な麻痺障害者に対する装具の適用を示している．このような装具の機能は多様であるが，支援・代行の観点からは，失った機能の代償と補助および不随意運動のコントロールなどを目的としている．

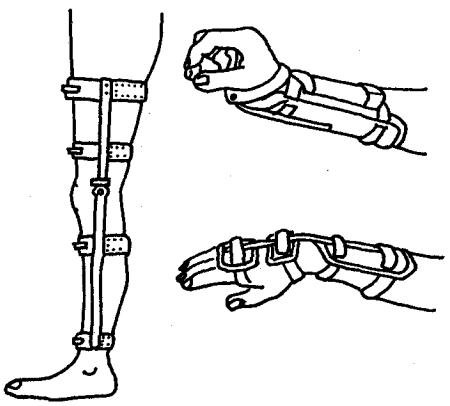


図４．３　装具による支援・代行

一方，完全麻痺あるいは重度な麻痺を有する場合には，前述のように比較的簡単な方式による支援・代行が困難となる．ここで，麻痺を呈する身体部位が上肢の場合と下肢の場合について考察すると，下肢が麻痺した場合には主として歩行機能の支援・代行が目的となるのに対して，上肢が麻痺した場合には非常に多くの機能を支援・代行しなければならない．これは，日常生活における上肢の多機

能性を考えれば明らかであり，生活環境において使用するほとんどの機器も手指など上肢を使って操作するように構成されている．さらに，上肢が麻痺するような疾患・外傷では，多くの場合において下肢の麻痺を伴うことが多い．このような重度麻痺障害者に対して，失った機能そのものを支援・代行することを目的とした装置を現存する民生機器の中にも示すことができる．しかし，これらの機器の設計思想は，操作者である人間が障害を有しないことを前提としているため，操作者が麻痺障害を有しており本来的に人間に備わっている操作機能が損なわれた場合における使用はほとんど困難な状況であった．換言すると，これらの機器の設計指針が，障害を有する人間を操作者として含めていないことによるものであった．一方，麻痺障害者の支援・代行装置において，特定の代償機能を制御方式まで含めて開発する方式が見受けられる．この方式では，特定の麻痺障害者のニーズを詳細に把握して必要な機能を実現できるという利点がある反面で，不特定多数の麻痺障害者の利用を制限したり，生産方式の個別化による機器の高価格化，あるいは一般健常者による操作を困難あるいは効率低下させるという欠点を有していた．このような状況は，従来の機器開発における人間－機械系の設計において，インターフェースの部分を主として人間側が受持ち，人間－機械系における操作の多くを人間側の機能として分担としていたことによるものと考えられる．これに対して，麻痺障害者の場合には，通常の機器操作に必要な上肢の随意運動機能が損なわれるため，このインターフェースを困難にしていると考えられる．そこで筆者は，麻痺障害者を操作者とする新しい人間－機械系のインターフェースとして，人間側の操作能力の不足を補うインターフェースを含む支援・代行の方式を提案した．これは，麻痺障害者と支援・代行装置から構成される人間－機械系において，「機能」と「操作」を独立した要素として考え，支援・代行に必要な機能を機械側で実現し麻痺障害者とのインターフェースとして「特殊操作スイッチ」を用いる方式である．ここで提案した特殊操作スイッチは，一般民生機器でいうところの操作スイッチではなく，重度麻痺障害者の僅かな残存機能による随意運動をなんらかのセンサ技術により物理的に検出して制御のための電気信号として取り出すインターフェースである．このセンサは，随意運動の物理量を検出して電気信号に変換し制御信号とするものを示す[34]．このように，操

作と機能を分割する考え方により，残存機能が多様な麻痺障害者に対するインターフェースが特殊操作スイッチだけに限定され，支援・代行の対象となる機能は独立して開発することが可能となる．図4．4は，この考え方に基づいた麻痺障害者用支援・代行システムの概念を示したものである．

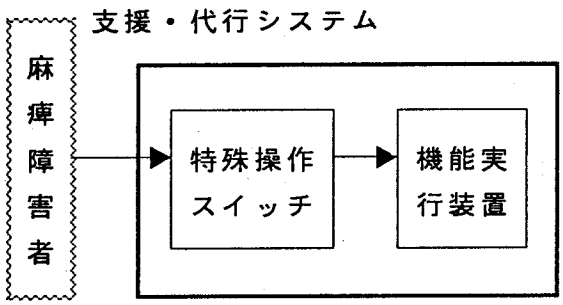


図4．4　麻痺障害者用支援・代行システムの概念

4．3　特殊操作スイッチによるインターフェース

4．3．1　特殊操作スイッチのアーキテクチャ

一般に人間の機器操作では，ほとんどの場合において手指が使用される．これは，身体部位の中で手指が最も細かい制御が可能なためであり，図4．5に示す大脳皮質運動野における占有面積の相違[35]からも明らかである．このことから，麻痺により手指の十分な機能が期待できない障害者において，ある程度まで手指の機能を残存している場合にはこれを補完する方式で特殊操作スイッチでインターフェースを行い，さらに重度の麻痺障害を有して操作が困難な場合に別の身体部位の残存機能で操作できる特殊操作スイッチを用いる方式が有効と考えられる．後者では，重度麻痺障害者の残存機能の中で図4．5に示す大脳の占有面積の比率に応じて，操作機能の高い順に他の身体部位を利用して特殊操作スイッチを使用する方式が有効と考えられる．図4．6は，図4．5に基づいて，特殊操作スイッチの操作に適していると考えられる順に身体部位の順序付けを示したものである[36]．

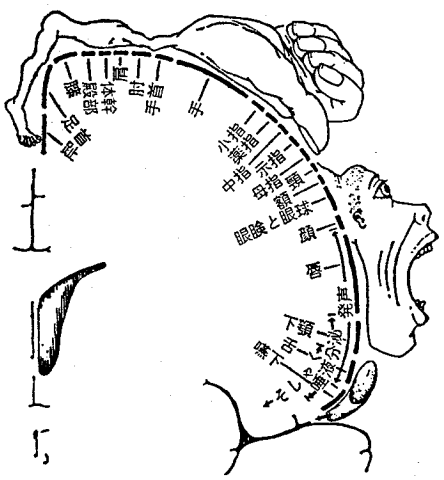


図4．5　大脳運動野における支配領域

(Penfield & Rasmussen, "The Cerebral Cortex of Man: A Clinical Study of Localization of Function" Macmillan(1950)による)

手指以外の各身体部位は，本来は機器の操作に使用しないため，若干あるいはかなりの操作訓練が必要となる場合がある．また，麻痺障害の内容によっては，操作部位の選定において医学的な禁忌事項を考慮する必要がある．

一方，特殊操作スイッチを操作して得られる制御信号数は，麻痺障害者が直接操作できるセンサの数により決定され，センサで検出できる随意運動機能すなわち残存機能に依存する．この残存機能の種類については表４．１に示したが，対象者に最適なセンサを適用するという観点からは，主として可動域（範囲）と巧緻性（力と時間）で示す必要がある．表４．２は，残存機能とそれにより操作できるセンサ数との関係を簡略化して示したものである．麻痺障害者において対象となる身体部位に十分な可動域と巧緻性が期待できる場合には，個々のセンサを集合させた形式の特殊操作スイッチが使用できる．また，可動域はある

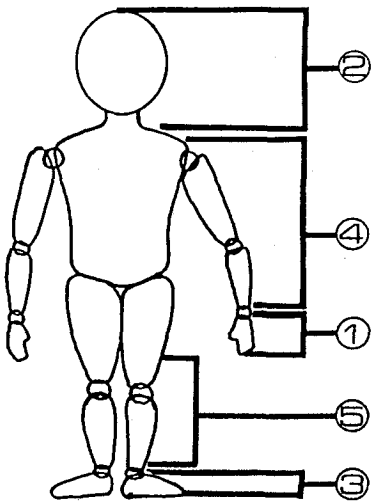


図４．６　操作に使用できる身体部位

表４．２　残存機能と特殊操作スイッチの対応

残存している身体機能		特殊操作スイッチにおけるセンサ数
可動域（範囲）	巧緻性（力と時間）	
広い	高い	多い
狭い	低い	少ない

が巧緻性の低い身体部位を利用する場合には，センサの検出部分をある程度大型化することにより粗大動作でも確実な操作を行えるように配慮することが必要となる．逆に，巧緻性は高いが可動域が少ない場合には，個々のセンサを小型化して集積した形式の特殊操作スイッチが必要となる．さらに，巧緻性と可動域のいずれもが不十分な場合には，随意運動が可能な身体部位を操作に利用しなければならないため，それぞれの残存機能に応じた少数もしくは1個のセンサを有する特殊操作スイッチが適応となる．

4．3．2　特殊操作スイッチの試作実験

麻痺障害者の支援・代行装置として一般的に使用されている電動ベッドを対象として，特殊操作スイッチの試作実験を行った[37]-[38]．標準的な電動ベッドの機能は背部上下・足部上下・全体高上下の3自由度で，これらの動作を電気あるいは油圧を利用して動力化し，遠隔スイッチで操作し制御される[39]．この遠隔スイッチは，一般的には押下力が数十グラムから数百グラムの押し釦スイッチで構成されており，使用者自身もしくは介助者により手指で操作される．試作実験では，慢性関節リウマチ・脳卒中による片麻痺・頸髄損傷により，手指の随意運動機能が損なわれた麻痺障害者が自分自身で電動ベッドを操作するための特殊操作スイッチを対象とした．

まず，巧緻性はあるが可動域が低下した麻痺障害者用として，図4．7に示す原理で構成される特殊操作スイッチを試作した．自由度は2で，背部上下と足部上下を対象とした．この特殊操作スイッチでは，手指で操作する部分を小型化して集中することにより可動域の低下を補完した．センサ部分は1自由度に対してマイクロスイッチ2個を

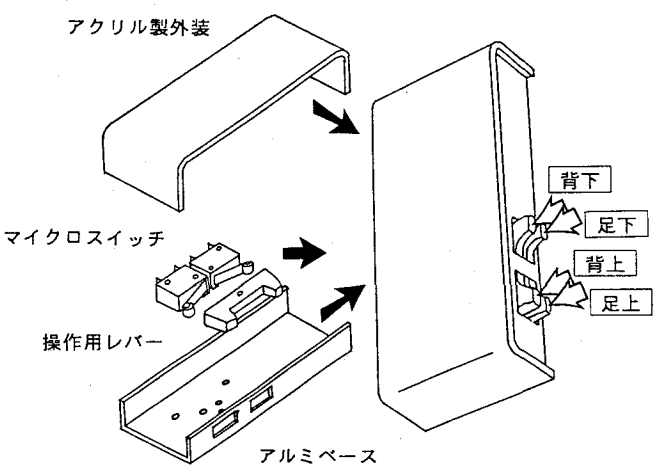


図4．7　可動域制限に対する特殊操作スイッチ

使用し，シーソー機構により同時押下を防止した．操作に必要な力は使用するマイクロスイッチの作動力とシーソーの形状により決定されるが，試作例の実測値では約５０グラムであった．

次に，可動域はあるが巧緻性が低下したため手指の細かい操作が困難な麻痺障害者を対象として，図４．８に示す原理で構成される特殊操作スイッチを試作した．この特殊操作スイッチでは，センサ部分に両面跳ね返り型スイッチを３個使用し，それぞれに１自由度を割り当てた．各跳ね返りスイッチの操作レバーは，プラスチック棒を付加して延長し，僅かな力によりモーメントを加えるだけで操作が行えるように配慮した．

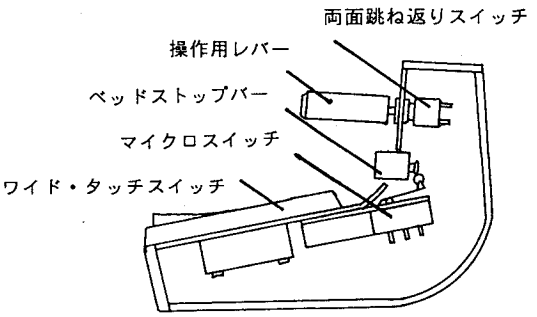


図４．８　巧緻性制限に対する特殊操作スイッチ

最後に，可動域と巧緻性のいずれもが低下したため手指の確実な動作が困難となった麻痺障害者を対象として，図４．９に示す原理で構成される特殊操作スイッチを試作した．センサ部分には加圧導電ゴムを使用し，その上に保護シートを介してＡＢＳ樹脂シートを配した．直接の操作は，ＡＢＳ樹脂シートに空けた穴を通じて，手指により加圧導電ゴムを軽く押下して操作を行う方式とした．穴の形状は，操作時の確認を容易にするため，各自由度の機能に応じた文字であるＳ（背中）・Ａ（足）・Ｂ（ベッド高）とした．

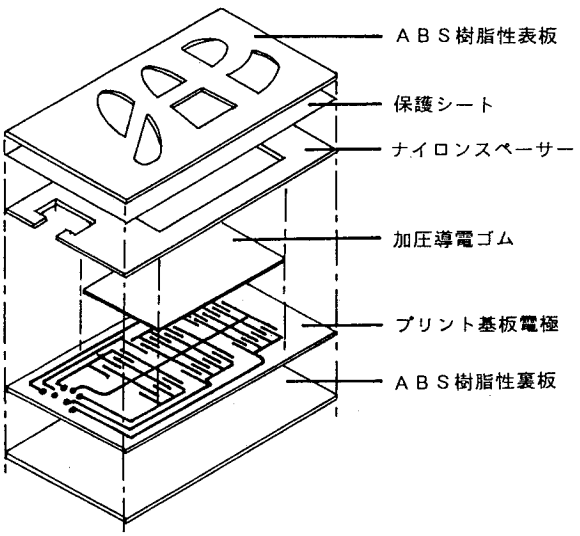


図４．９　可動域・巧緻性低下に対する特殊操作スイッチ

試作した３種類の特殊操作スイッチを，標準の遠隔スイッチを操作できない麻

痺障害者３名に試用させた．３名の障害内容は，慢性関節リウマチによる可動域制限，脳卒中後遺症の片麻痺による巧緻性低下，および頸髄損傷（Ｃ８レベル）による巧緻性と可動域の低下であった．いずれの試用者も，これまで標準の遠隔スイッチでは操作できなかった電動ベッドを，それぞれの残存機能に応じて設計された特殊操作スイッチを用いることにより，確実に操作することが可能となった．次に，これらの結果をもとに，より重度な麻痺を有する頸髄損傷者（Ｃ６レベル）１名に各特殊操作スイッチによる電動ベッドの操作を試みたところ，いずれの特殊操作スイッチを試用した場合においても確実な操作を行うことが困難であった．この理由は，重度な麻痺障害による巧緻性および可動域の著しい低下により，手指で複数のセンサ機構を確実に操作し分けることが困難であるためと考えられた．すなわち，このような重度麻痺障害者は多数のセンサ機構を含む特殊操作スイッチでは操作が困難であり，少数のセンサ機構だけを含む特殊操作スイッチが必要と考えられた．一方，少数のセンサ機構を含む特殊操作スイッチでは，出力として若干数の制御信号しか得られないため，これらの制御信号で多数の機能を制御する方式を併せて開発する必要がある．そこで，走査の方式を用いた制御方式を提案した．

４．３．３　走査の方式による特殊操作スイッチの試作実験

走査の方式は，従来の方式が一つの機能に対して一つの制御信号を割り当てていたのに対して，まず複数の機能の中から目的の機能を選んだ後，その選択した機能に制御信号を送るという手順で構成される．すなわち，特殊操作スイッチが有するセンサ数をｎとし制御する機能数をｍとすると，ｎ＜ｍの条件で機能を選択し制御する方式である．そこで，重度の麻痺障害者を対象として，走査の方式による特殊操作スイッチの試作実験を行った[37]．

対象とした支援・代行装置は前述と同じく３自由度の電動ベッドで，さらに病室での使用を考慮して，ナースコールの制御機能とＡＣ１００Ｖの制御機能を加えて機能数ｍ＝８とした．また，センサの数は，重度麻痺障害者であるため僅かに随意運動機能を有している手指で操作するものとして，ｎ＝２とした．図４．１０は，［ｎ＝２，ｍ＝８］の条件における操作の状態遷移を示したものである．各機能には１から８の番号が与えられている．Ｉｎｐｕｔ１（または２）はセン

サ１（または２）からの出力信号を示している．Ｓ（ｋ）はｋ番目（１≦ｋ≦ｍ）の機能に対する制御信号で，Ｓ（ｋ）＝１はｏｎ，Ｓ（ｋ）＝０はｏｆｆを示す．操作開始前の状態はモード０で，残存機能でいずれかのセンサに入力を与えると，センサの種類に応じて応じてＩｎｐｕｔ１またはＩｎｐｕｔ２の出力信号が発生し，この出力信号に応じて操作モードが遷移する．モード１は機能を選択する状態で，Ｉｎｐｕｔ１が入力されるたびに，選択している機能の番号が１番目から順に遷移する．８番目の次は再び１番目に戻る．モード２では，モード１で選択されている番号の機能に対して制御信号を与える．この出力信号による機能動作の形態として図４．１１に示すように，モメンタリ（瞬時出力）とオルタネー（交互出力）が必要となる．モメンタリは，電動ベッドのように連続動作する機能に対して，Ｉｎｐｕｔ２が持続して入力されている間だけ制御信号を出力する方式である．一方，オルタネートは，電灯操作のようにＩｎｐｕｔ２の微分信号で出力状態を交互に反転させるトグル制御を行う方式である．すなわち，ｋ番目の機能状態をＦ（ｋ）で示すと，モメンタリ動作は，［if S(k)=1 then F(k)=1 else F(k)=0］で示される．オルタネート動作では，Ｆ（ｋ）が０の場合に［F(k) changes from 0 to 1 when S(k) changes from 0 to 1］となり，Ｆ（ｋ）が１の場合には［F(k) changes from 1 to 0 when S(k) changes from 0 to 1］となる．

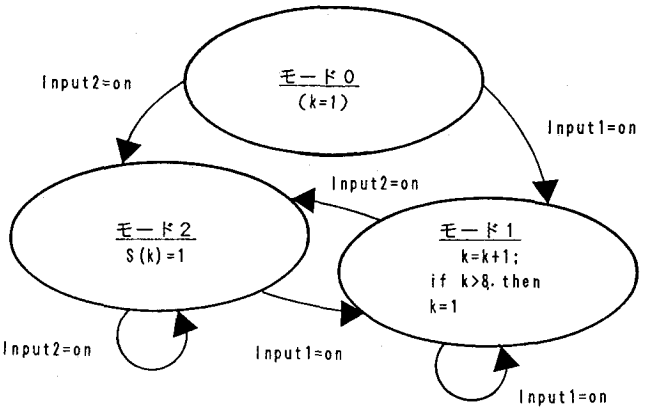


図４．１０　走査による方式での状態遷移

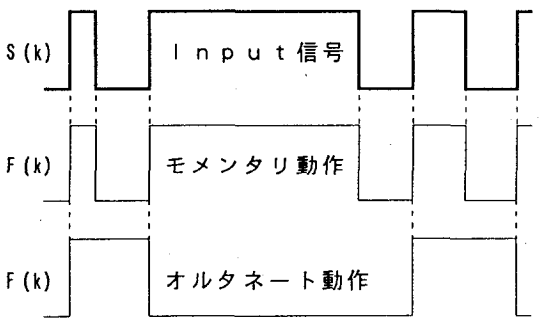


図４．１１　オルタネートとモメンタリ

試作した走査方式による特殊操作スイッチの概略構成を図４．１２に示す．重度麻痺障害者が直接操作するセンサ部分には，皮膚接触による誘導電位の検出用として金属板を用いた．モード１では，Ｉｎｐｕｔ１が入力されるごとに機能の選択状態が遷移するため，入力毎に音によるフィードバックを併用し，容易に確認が行えるよう配慮した．

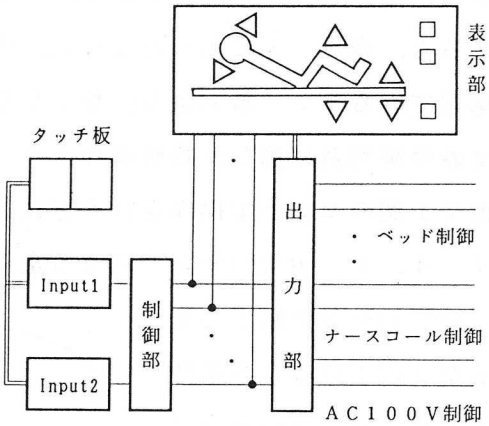


図４．１２　走査方式による特殊操作スイッチ

評価実験は，先に試作した特殊操作スイッチの操作が困難であった頸髄損傷者（Ｃ６レベル）を被験者として行った．この被験者の残存機能として手指の僅かな随意運動により金属板への確実な接触が可能であったため，仰臥した状態で金属板（センサ）を胸上に置いて皮膚接触による確実な操作が可能であった．図４．１３は，その模様を示したもので，テレビジョンの上に設置されている表示部を見ることにより確実な操作が可能であった．

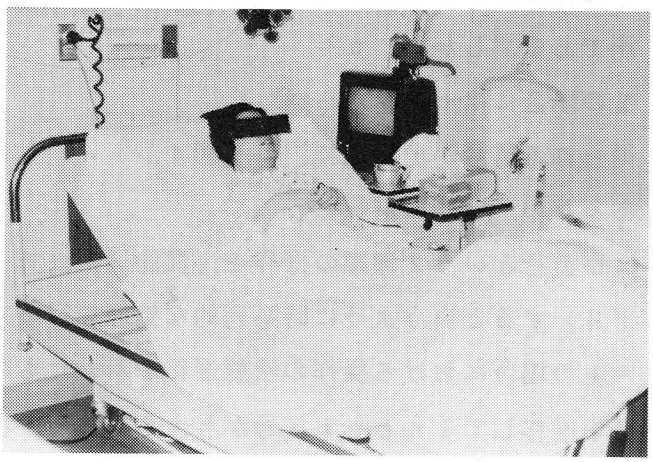


図４．１３　評価実験の模様

４．４　走査の方式を用いた一般的な特殊操作スイッチの試作実験

前節における特殊操作スイッチの試作実験により，麻痺障害者と支援・代行装置とのインターフェースとして特殊操作スイッチが有効であることを示した．そして，重度な麻痺障害者については，センサと制御対象機能を１対１に対応させることが困難であり，走査の方式による特殊操作スイッチが有効であることを示

した．このような状況において，より重度な麻痺障害者の特殊操作スイッチを考えると，表４．１に示したように，残存機能として手指による操作が期待できず適用できるセンサ数もより少なくなることが予測される．そこで，このような重度麻痺障害者に適した特殊操作スイッチとして，手指以外の残存機能を利用して最少１個のセンサで操作を行う方式を提案し試作実験を行った．

４．４．１　少ないセンサによる走査方式

少ないセンサ数としてｎが２以下の場合を条件とした．ｎ＝２の場合には，前述の試作実験で示したように，モード１とモード２を並列に設定して操作し分けることが可能である．しかし，ｎ＝１の場合にはセンサから得られる信号が１種類であるため，機能の選択および実行という２種類の操作を，機能選択（モード１）した後に機能実行（モード２）するというように時系列的な処理を行う方式を提案した．図４．１４はｎ＝１の場合における操作の状態遷移を示したものである．モード０の状態でセンサを操作してＩｎｐｕｔ信号が与えられると，状態がモード１に移り一定の周期でクロック・パルスが発生する．このクロック・パルスは設定されている機能の数だけ発生し，それぞれのパルスが各機能に対応している．全体の機能数をｍとすると，ｋ番目（１≦ｋ≦ｍ）のクロック・パルスが発生した時点で再度Ｉｎｐｕｔ信号が与えられると，そのクロック・パルスに割り当てられているｋ番目の機能が仮に選択され確認モードとなる．確認モードは操作ミスで目的以外の機能を誤って選択した場合に一定の待ち時間を設定して選択をキャンセルするためのものである．この確認モードには，一定の待ち時間内のＩｎｐｕｔ信号で選択をキャンセルする方式と，一定の待ち時間内での無信号で選択をキャンセルする方

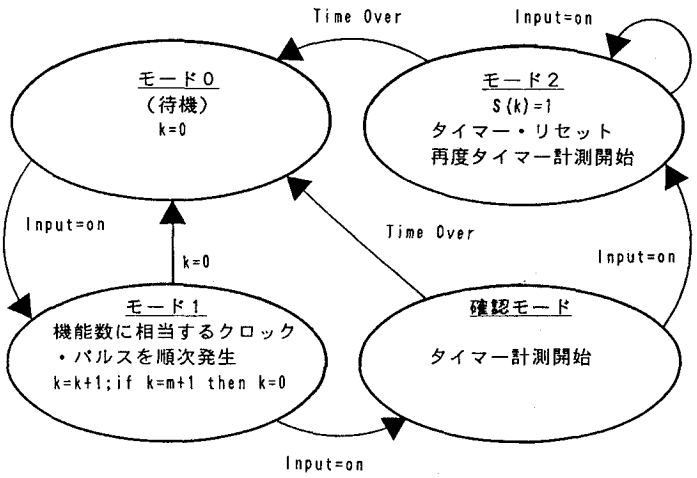


図４．１４　ｎ＝１の操作での状態遷移

式とがある．図４．１４に示している確認モードは後者の方式であり，一定時間内に入力信号が与えられるとモード２に移り機能が実行され，一定時間内に入力信号がなければ選択がキャンセルとなりモード０に戻る．モード２では，一定時間内に与えられた入力信号に応じて機能を実行し，図４．１１に示したオルタネートとモメンタリの状態を制御する．一定時間の計測は，最終のＩｎｐｕｔ信号が与えられた時点から開始され，一定時間内の再度のＩｎｐｕｔ信号によりリセットが可能である．一定時間経過後はモード０の状態に戻る．

４．４．２　試作

図４．１４の動作原理に基づき，マイクロ・コンピュータを使用した予備実験[40]-[41]を経て，頸髄損傷による重度麻痺障害者（在宅）を対象として走査方式による特殊操作スイッチの試作実験を行った[42]．図４．１５は，提案した特殊操作スイッチの概念を示した模式図である．被験者が特殊操作スイッチを使用する環境を考慮して，制御できる機能数を１１に設定し，その中の６機能を３自由度の電動ベッド操作に割り当てた．操作方式はｎ＝１とｎ＝２の２通りを設定し，被験者の残存機能により切り替えて使用する方式とした．ｎ＝１の場合におけるクロック・パルスの周期および一定待時間は，使用者の残存機能に応じて０．５秒から５秒の間で無段階に設定できる構成とした．図４．１６に試作した走査方式による特殊操作スイッチの

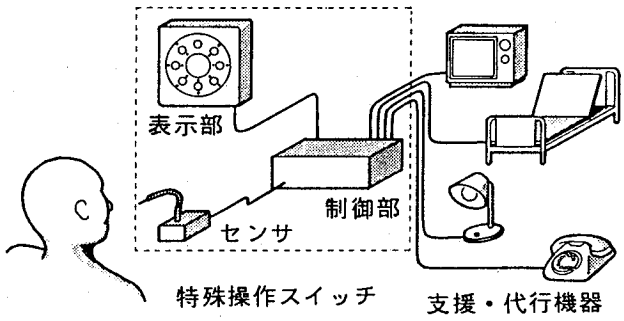


図４．１５　走査方式による特殊操作スイッチ

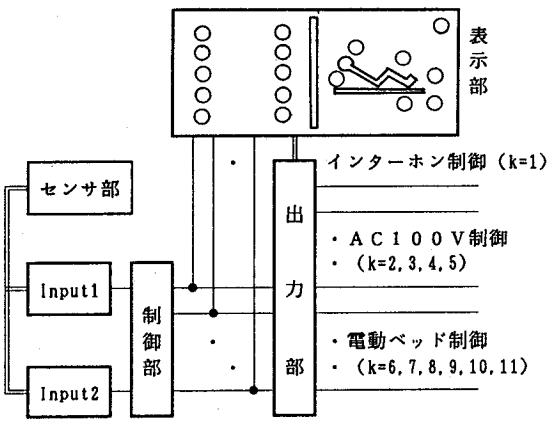


図４．１６　試作した走査方式による特殊操作スイッチ

構成を示す．全体は操作対象であるセンサ，これからの信号で走査方式を構成して各モードを実行し制御信号を発生する制御部，操作の状態を確認するための表示部から構成される．電動ベッドは，対象者となる重度麻痺障害者だけが操作するとは限らず必要に応じて家族あるいは介助者も操作するため，手操作によるスイッチを並列に設けて装置本体の全面に設置した．図４．１７に試作した装置の概観を示す．センサとしては，後述する被験者の残存機能から呼吸気を検出する圧力スイッチを使用し，実際の操作はフレキシブルな金属パイプ（グーズネック）に通したナイロンチューブを口にくわえて呼吸気（呼気と吸気）で加圧または減圧する方式で行った．

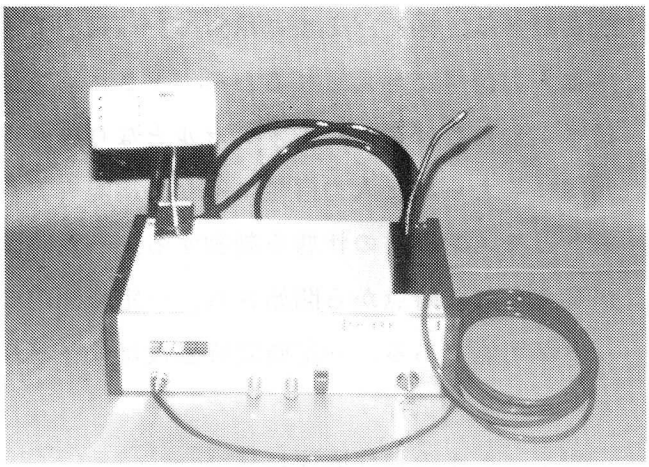


図４．１７　試作した走査方式による特殊操作スイッチの概観

４．４．３　評価実験

対象者は在宅の５９歳の男性で，障害内容は交通事故による頸髄損傷（Ｃ４）で頸から下位の身体部位の随意運動機能は全廃であった．そのため，被験者の頸から上の随意運動機能を評価した結果，図４．１８に示す残存機能がセンサの操作に有効であることが確認された．これらの中で，被験者が電動ベッド上に仰臥しているという環境条件と被験者本人の希望により，息の呼気と吸気をｎ＝２の残存機能として特殊操作スイッチの操作に利用した．このため，特殊操作スイッチのセンサには，呼吸気を検出するために動作圧が０．０２ＰＳＩ（約１．５ｋｇ／cm^2）のフェアチャイルド社

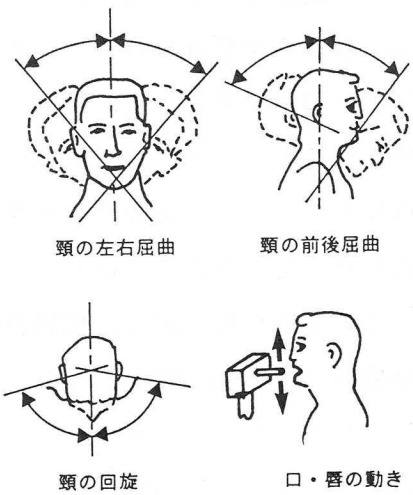


図４．１８　被験者の残存機能

製圧力スイッチを使用した．また，支援・代行を行うために，３自由度の電動ベッド・ラジオ（電源）・テレビジョン（電源・選局）・電話・インターホンを接続した．電話ではオルタネートの制御を行うため，送受話器を被験者の枕元に設置し，フックの上げ下げを電磁石で制御する装置を製作して接続した．特殊操作スイッチおよび支援・代行装置を設置した被験者宅の平面見取図を図４．１９に示す．

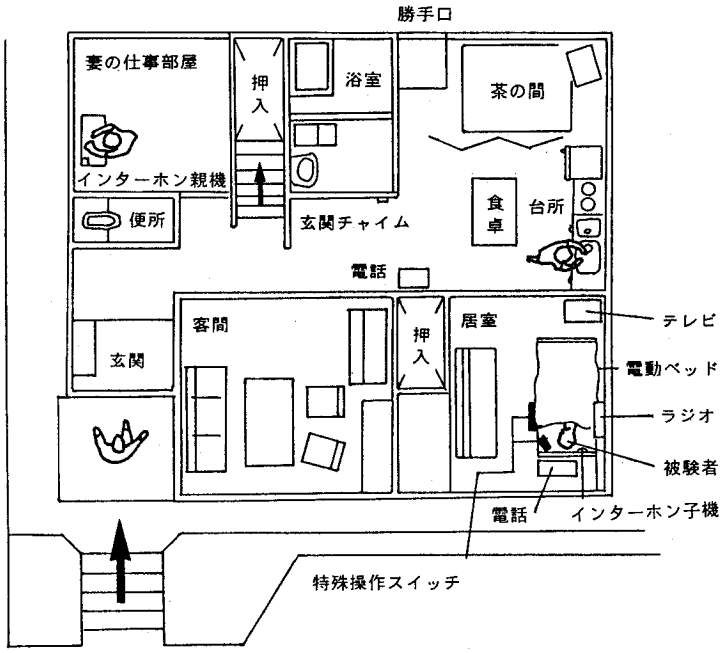


図４．１９　被験者宅の評価環境

重度麻痺障害者と特殊操作スイッチおよび支援・代行装置から構成される人間－機械系の評価においては，次の二点が重要な課題と考えられる．一点は，評価の目的を明確化することであり，具体的な評価目標を決定して具体的に指数として示す必要がある．他の一点は，特殊操作スイッチと支援・代行装置から構成される人間－機械系を如何にモデル化するかという課題である．これらの課題は非常に重要であるが，現状では重度麻痺障害者を含むシステムの各要素特性を数値化して示すことが困難であり，今後の研究に待たねばならない大きな課題であると考えられる．そこで，本研究では，被験者が試作装置を使用する前と使用に習熟した後での生活のパターンを比較するという方式で評価を行った．使用前の生活パターンでは，被験者および介助者の起床から就寝までを１日として１週間の生活状況を主に介助の観点から記録し，それを平均化したものをデータとした．一方，使用後の生活パターンでは，特殊操作スイッチからの出力信号を電磁式オシログラフにより１週間にわたり記録して特殊操作スイッチの使用頻度を計測し，これを平均化したものをデータとした．使用後の生活パターンを得るためのデー

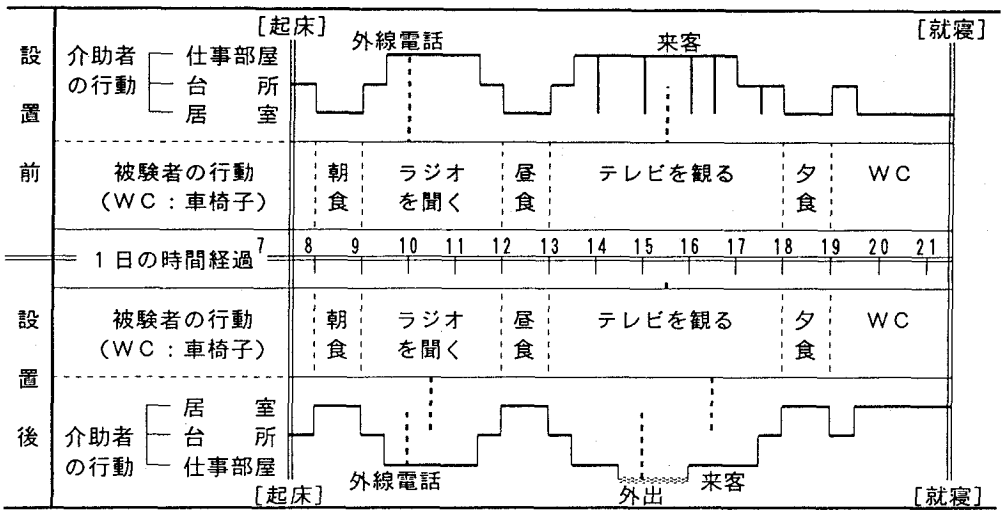


図４．２０　評価実験の結果（生活パターンの比較）

タ計測は，被験者が装置の操作に十分習熟することが評価の前提であるため，装置設置後から１６ケ月を経過した時点の１週間において実施した．図４．２０はその結果を示したもので，中央の７～２１の水平軸が１日の時間経過を示し，その上側が装置使用前の生活パターン，下側が使用後１６ケ月を経過した時点での生活パターンをそれぞれ示している．時間軸に直近した上下の横帯は被験者の生活内容を示している．また，その外側が介助者が主に位置する場所を示しており，その行動を階段状の折れ線グラフで示している．

この評価実験結果から，被験者は，特殊操作スイッチの使用前後を通じて，起床直後あるいは就寝前に僅かに車椅子に移乗するものの，一日のほとんどの時間を電動ベッド上で過ごしていることが明らかとなった．これに対して，介助者は被験者の居室と台所および仕事（内職）部屋の間を適宜移動しているが，特殊操作スイッチの使用開始後においては被験者の居室に行く回数が減っていることが示されている．この理由としては，まず，装置使用前は被験者の唯一の情報源および娯楽であるラジオとテレビの操作（主に選局）を介助者に依存していたのに対して，装置使用後は被験者が自分自身でこれら全ての操作を行っていることが示される．これは，回数的には少ないものの，これまで介助者に全面的に依存していた行為を被験者が独力で行えるようになったことを示しており，支援・代行

の機能が有効に実現されているものと言える．また，被験者が外部との通信手段である電話とインターホンの操作を介助無しに自分自身で行えるようになったため，介助者が常に被験者の存在を意識して自宅に待機していなければならないという状況が改善され，さらに単時間ではあるが外出も可能となった．以上のことから，走査方式による特殊操作スイッチの使用によって，重度麻痺障害者の支援・代行が可能となり，さらに介助者の負担も軽減されることが明らかとなった．

4．5　模擬操作装置による適合性の評価

4．5．1　適合判定の必要性

一般に支援・代行装置を肢体障害者に適用する場合には，対象者の身体条件とりわけ残存機能の把握とともに，対象者に実際の装置を操作させて適合を判定する方式がとられている．これを走査方式による特殊操作スイッチについて考えると，二つの問題点がある[43]．一つは，装置自体が単体での評価が適当ではなく，電動ベッドなどの支援・代行装置を接続した状態に設定して評価を行うことが必要となるためである．これは，重度麻痺障害者が，図4．21に示すような特定の評価室などに簡単に移動することが困難であり，病室や在宅の居室での評価が必要となることからも重要な問題である．他方は，走査方式による特殊操作スイッチの操作が，直接操作するセンサの数と制御する機能の数が異なるという特徴を有するため，頭部外傷や高齢化あるいは一般的な機器操作の経験不足などの条件を有する重度麻痺障害者に対して，操作方式の理解度と機器操作の確実性に対する評価が必要となるためである．

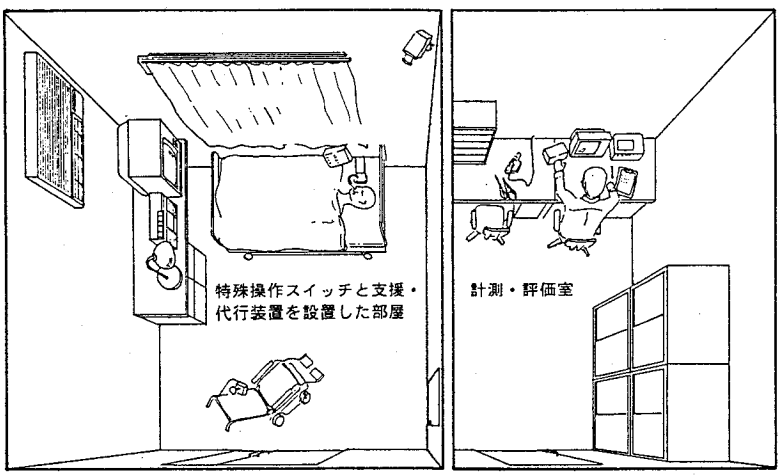


図4．21　評価システムによる評価

筆者は，これらの問題を解決するため，走査方式による特殊操作スイッチの操作をコンピュータを利用して模擬的に実現する方式を提案した[44]-[47]．この方式は，一般的に予測される種々の残存機能に適するセンサを準備し，それを利用してコンピュータのソフトウェアにより走査方式の動作と支援・代行装置の操作を模擬的に実現するものである．

4．5．2　模擬操作装置の試作

図4．22に試作した模擬操作装置の構成を示した．n＝2およびn＝1の走査方式を模擬的に実現するという条件，および評価の場所を選ばないという条件から，市販のマイクロ・コンピュータ・システムの中で2個以上の接点入力端子を有しモニター表示器として市販の家庭用カラー・テレビジョンを接続

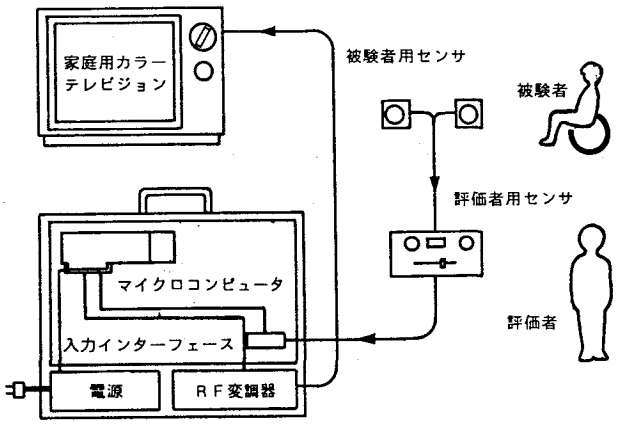


図4．22　模擬操作装置の構成

表4．3　評価用ソフトウェアの内容

ｽﾃｯﾌﾟ	条　件	内　　容
0	n＝1，m＝1	センサのモメンタリ操作の練習（自由練習）
1	n＝1，m＝1	センサのモメンタリ操作の練習（自由練習）
2	n＝1，m＝1	ステップ0を画面上部と画面下部について行う
3	n＝1，m＝1	センサのオルタネート操作の練習（課題練習）
4	n＝2，m＝1	センサの1対1の対応操作の練習（課題提示）
5	n＝1，m＝6	一つのセンサによる走査法の操作練習（自由練習）
6	n＝1，m＝6	一つのセンサによる走査法の操作練習（課題提示）
7	n＝2，m＝6	二つのセンサによる走査法の操作練習（自由練習）
8	n＝2，m＝6	二つのセンサによる走査法の操作練習（課題提示）
9	n=1or2，m=10	実際の特殊操作スイッチの操作練習（自由練習）

できるものを利用した．特殊操作スイッチのセンサとしては呼吸気圧および押下力を検出する方式のもの２種類を標準的に設けた．また，評価者がプログラムの進行を制御するための評価者用センサを設定し，これを介して被験者用センサを接続する方式とした．

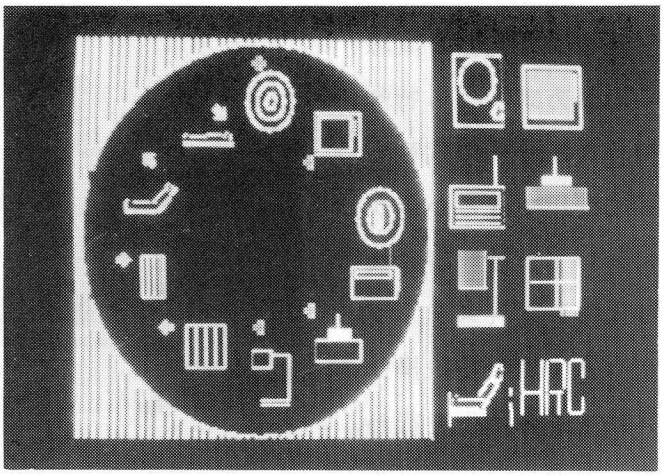


図４．２３　ステップ９のグラフィック表示

評価用ソフトウエアの構成は表４．３の通りで，９つのステップから構成した．ステップ０からステップ４までは，特殊操作スイッチの操作練習用に設定した．ステップ５およびステップ６はｎ＝１・ｍ＝６とした場合の走査方式練習用であり，ステップ７およびステップ８はｎ＝２・ｍ＝６とした場合の走査方式練習用とした．

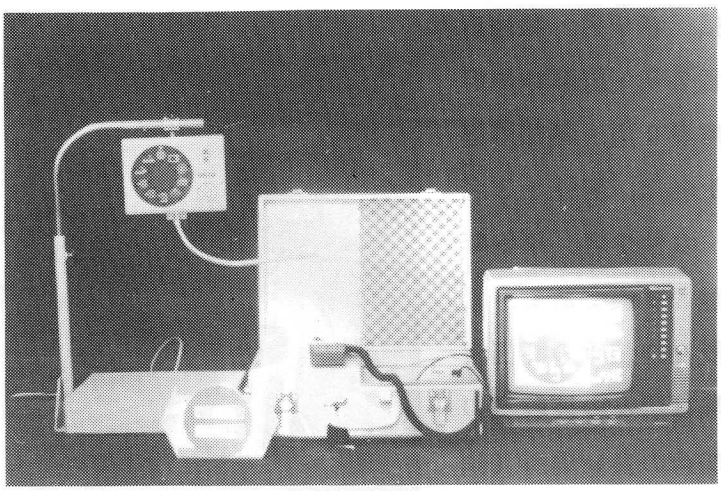


図４．２４　模擬操作装置の概観

ステップ９では，実用化された走査方式による特殊操作スイッチをモデルとした模擬操作を行い，同モデルの表示部概観をグラフィックスで模擬的に表示した．これを図４．２３に示す．図４．２４に試作した装置の概観を示す．図中左側はモデルとした市販化されている特殊操作スイッチである．また，図中右側に示した模擬操作装置は，可搬型とするため，家庭用カラー・テレビジョンを除く全構成要素を小型トランク内にすべて収納した．

４．５．３　評価

模擬操作装置を実際の走査方式による特殊操作スイッチの代替として使用できるか否かについて，被験者に模擬操作装置（ステップ９）と実際の特殊操作スイッチの操作を行わせ，両者の相関を求める方式により評価を行った．被験者は，脊髄損傷者９名・脳性麻痺者７名・脳卒中片麻痺者３名・頭部外傷１名で，男性１３名・女性７名，平均年齢２９歳である．模擬操作装置の評価実験は個々の被験者の都合の良い場所（訓練室または病室）で行い，特殊操作スイッチの評価はこれを設置した評価室において行った．図４．２５に病室における評価実験の模様，および図４．２６に評価室における実験の模様を示した．両者ともｎ＝１・ｍ＝１０の条件でそれぞれ２０回の操作を行わせた．操作対象の機能番号ｋ（１≦ｋ≦ｍ）は乱数により決定し，口頭で指示した．実験の結果は図４．２７に示す通りで，実際の特殊操作

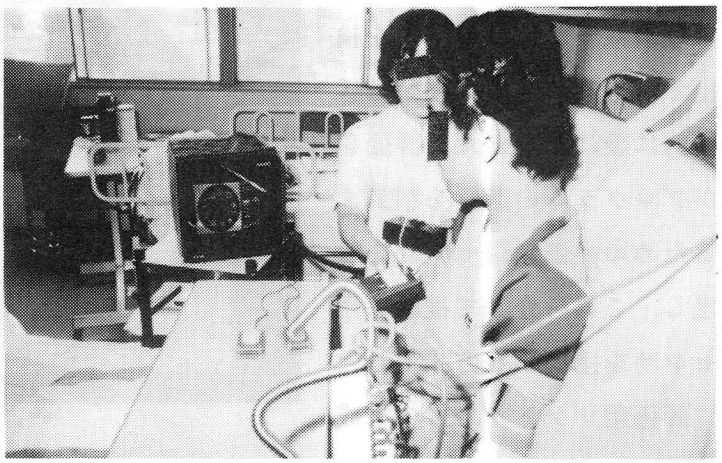


図４．２５　病室における評価実験

図４．２６　評価室における評価実験

スイッチにおける指示操作の成功率が９２％，そして模擬擬操作装置による指示操作成功率が９２％であった．両者の相関係数は０．６９で危険率１％で有意な相関が認められた．

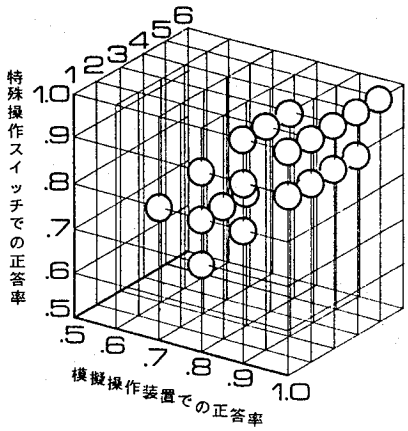


図４．２７　評価実験の結果

４．６　考察

４．６．１　特殊操作スイッチによるインターフェースの有効性

電動ベッドの操作を対象とした特殊操作スイッチの製作実験により，手指の随意運動機能の一部が損なわれた麻痺障害者の残存機能をセンサにより検出して制御信号を得ることにより支援・代行装置の操作が可能となることが明らかとなった．さらに，より重度な麻痺障害者に対して，同様の方式で制御信号を検出し，走査の方式を組み合わせることにより機能の選択と実行が可能となることが実証された．この結果は，麻痺障害者と支援・代行装置とのインターフェースとして，提案した特殊操作スイッチの考え方が有効であることを示していると言える．また，残存機能の異なる麻痺障害者に対する特殊操作スイッチの製作実験から，特殊操作スイッチの設計においては対象者の残存機能の応じた操作条件の設定が重要であることが示された．

４．６．２　走査の方式を用いた一般的な支援・代行装置の有効性

重度麻痺障害者が損なった随意運動機能を回復させることは医学分野における今後の重要な課題であるが，現状では極めて困難な状況であると言わざるを得ない．そのため，重度麻痺障害者では，医学的リハビリテーション分野において一般的に目標とされているＡＤＬ（Activities of Daily Living，日常生活動作）能力の再獲得が困難であり，その代わりにＱＯＬ（Quality Of Life，生活の質）向上がリハビリテーションの新たな目標として設定されてきた[48]．このＱＯＬ向上は，損なわれた身体機能を条件として，障害者が充実した生活を営む環境の実現を示している．これに対して，在宅の重度麻痺障害者を対象として行った走査の方式による特殊操作スイッチの製作実験では，提案した方式が実際の重度麻

痺障害者の生活環境下において有効であることが明らかとなった．このことは，提案した特殊操作スイッチと走査の方式が重度麻痺障害者と支援・代行装置とのインターフェースに有効であることを示した．また，同時に，重度麻痺障害者のみならず介助者の負担軽減に対しても有効であることを示した．

4．6．3　模擬操作装置の効果

障害者を対象とした支援・代行装置が開発された場合においては，それを如何に対象者に適用するかが新しい課題となる．これはリハビリテーションの分野では「適合判定」と総称されており，義肢や車椅子などのように比較的古くからある支援・代行装置では一定の方式で医師など医療従事者あるいは福祉関係者により行なわれることがシステム化されている．一方，新しく開発された支援・代行装置に関しては，それが従来からある支援・代行装置の機能延長である場合には従来からの適合判定手法を用いることが可能である．しかし，本研究で対象としている特殊操作スイッチさらに走査の方式との組み合わせによる支援・代行システムは，これまでに存在しなかった形態であり，医療従事者等による適合判定方式も新しく開発する必要があると考えられる．また，走査の方式と組み合わせた特殊操作スイッチは重度麻痺障害者がこれまで経験していない操作方式であるため，訓練により操作技術を修得するための配慮が必要とされる．

製作実験を行った模擬操作装置は，支援・代行機能を有する多くの機器と特殊操作スイッチを実際に接続しない状況において，走査の方式を組み合わせた特殊走査スイッチの操作環境をコンピュータ・シミュレーションにより模擬的に実現する装置である．重度麻痺障害者を被験者とした評価実験の結果，実際の走査の方式による特殊操作スイッチを使用した場合と模擬操作装置を使用した場合との間で有意な相関が得られた．これは，模擬操作装置が，実際の走査の方式による特殊操作スイッチの適合判定および操作技術修得のための訓練に有効な方式の一つとなり得ることを示していると言える．

4．7　結言

上肢の［把持］と［操作］の機能が損なわれている麻痺障害者の支援・代行システムという人間－機械系を構築する方式として，目的とする機能は従来通り機

械側で実現し，操作は残存機能に適合した特殊操作スイッチで行う方式を提案し，製作実験と評価を行い以下の結果を得た．

（１）麻痺障害者の可動域と巧緻性を考慮してセンサ部を設計した特殊操作スイッチが，麻痺障害者と支援・代行機器との有効なインターフェースとなり得ることを，電動ベッドの操作スイッチを特殊操作スイッチとして製作した実験により示した．

（２）１個および２個のセンサと走査方式を組み合わせた特殊操作スイッチが，可動域と巧緻性の両者が著しく損なわれた重度麻痺障害者に適合することを，電動ベッドおよびナースコールの操作機能を有する特殊操作スイッチの製作実験により明らかにした．

（３）（２）で重度麻痺障害者の可制御性を明らかにした走査方式による特殊操作スイッチをより一般的な形態で製作し，在宅の重度麻痺障害者による評価実験を行い，重度麻痺障害者が生活環境にある支援・代行機器を使用可能であることを示し，さらに介助者の負担が軽減されることを明らかにした．

（４）走査方式の特殊操作スイッチと同様の動作を模擬的に行う模擬特殊操作スイッチの試作および評価実験を行い，多くの支援・代行機器を接続しない条件・環境において，実際の特殊操作スイッチを使用する場合と同様の操作結果が得られ，対象者の評価および訓練に使用できることを示した．

第5章　走査方式の操作効率

5．1　緒言

前章では重度麻痺障害者が支援・代行装置を操作するためのインターフェースとして特殊操作スイッチを提案し，試作実験により有効性を明らかにした．そして，より重度な麻痺を有する障害者への適応として，特殊走査スイッチから得られる出力信号を用いて走査方式により支援・代行装置の機能を制御する方式が有効であることを示した．本章では，この走査方式に関して，一般的な視点から検討を行い，少数のセンサしか操作できない重度麻痺障害者が走査方式による支援・代行装置を使用する場合の操作効率について検討した[(49)-(50)]．

5．2　走査方式における操作効率

5．2．1　走査方式の原理と種類

重度な麻痺障害者が支援・代行装置を使用する場合には，その身体機能が著しく制限されており多様な残存機能を期待できないため，特殊操作スイッチから一つの制御信号しか得られない場合を基本として考えておく必要がある．このため，走査方式においても最少一個の出力信号で制御する方式が基本となり，随意運動機能の増加により，その操作性を改善することになる．

図5．1は一個の制御信号による基本的な走査方式の原理を示したもので，図4．13に示した状態遷移において確認モードを除いたものである．この方式では，操作対象の機能は図5．2に示すようにシンボルとして一次元に配列されており，

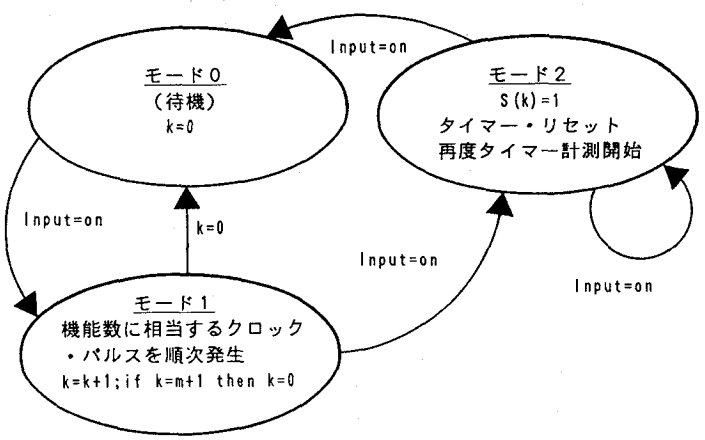


図5．1　直列走査方式の状態遷移

走査はその一端から開始される．モード０の待機状態において特殊操作スイッチからのＩｎｐｕｔ信号が与えられる（Ｉｎｐｕｔ＝ｏｎの状態になる）と，モード１となり一定周期のクロック・パルスが設定されている機能の数ｎだけ順次発生する．クロック・パルス発生時に再度のＩｎｐｕｔ信号がなければ，第ｎ番目のクロック・パス発生後にモード０に戻る．モード１において，第ｋ番目のクロック・パルス（１≦ｋ≦ｎ）が発生した時点でＩｎｐｕｔ信号が与えられると，第ｋ番目の機能が選択される．この方式を，機能を示すシンボルを直列的に走査するため，直列走査法と称することにする．

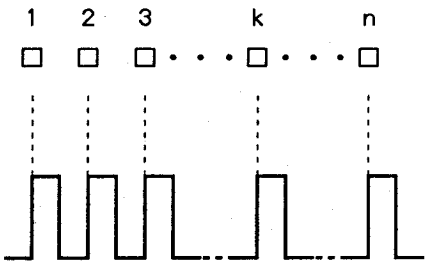


図５．２　直列走査法の構成例

一方，図５．３は二次元の走査方式の原理を示したものである．機能の総数はｎでｎ＝ｘ・ｙの構成である．この方式では，図５．４に示すように機能はシンボルとして二次元の格子盤状に配列され，目的のシンボルを特定する行と列を走査方式で指定することにより機能を選択する．図５．４において点線で示されたＩｎｐｕｔ信号は，走査方式の設定によっては省略できることを示している．走査はシンボルを配列した二次元盤の一端から開始される．図５．３のモード０（待機状態）においてＩｎｐｕｔ信号が与えられると，状態がモード１となり一定周期のクロック・パ

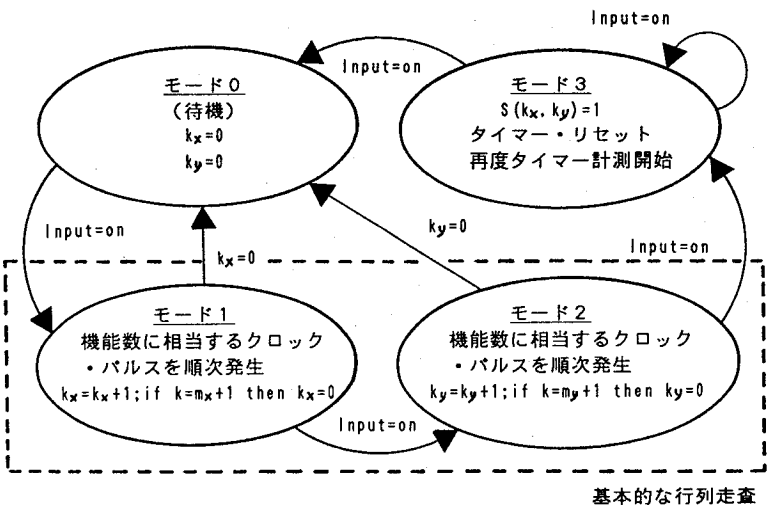


図５．３　行列走査方式の状態遷移

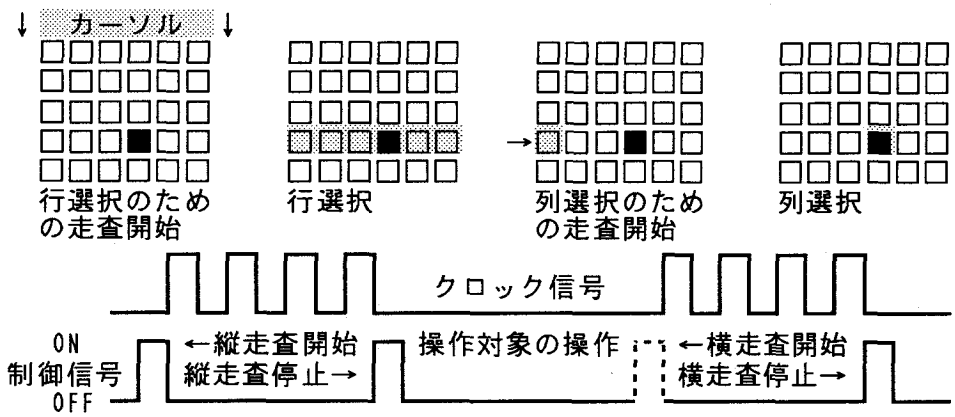


図５．４　行列走査方式の構成例

ルスが行の数ｘだけ順次発生する．クロック・パルス発生時に再度のＩｎｐｕｔ信号が与えられなければ，第ｘ番目のクロック・パルス発生後にモード０に戻る．モード１において，第ｉ番目のクロック・パルス（１≦ｉ≦ｘ）が発生した時点でＩｎｐｕｔ信号が与えられると，第ｉ番目の行が選択されモード２に移る．モード２では，一定周期のクロック・パルスが列の数ｙだけ順次発生し，行選択と同様の手順により第ｊ番目のクロック・パルス（１≦ｊ≦ｙ）が発生した時点でＩｎｐｕｔ信号を与えることにより，第ｊ番目の列が選択されてモード０に戻る．この方式を，目的とするシンボルの行と列を選択するため行列走査方式と称することにする．

５．２．２　操作効率

走査方式における操作効率は，与えられたシンボルの配列において，いかに少ない時間で個々のシンボルを選択できるかということ，すなわち平均的なシンボル選択時間で示すことができ，与えられたシンボルの配列において，一つのシンボルを選択する平均選択時間が少ないほど選択効率が高いと言える．一方，一個のシンボルを選択するのに要する時間は，当該シンボルが提示されるまでに発生するクロック・パルスの個数（以下，ステップ数）と走査速度（クロック・パルスの周期）および選択頻度の積により求められる．この条件から，ｍ番目のシンボルを選択するために要する時間T_mは次式で示される．

$$T_m = t_{SCAN} \cdot S_m \cdot f_m \tag{5-1}$$

ここで，t_{SCAN}は走査により一つのシンボルを通過するのに要する時間，S_mはm番目のシンボルに至るまでに発生するクロック・パルスの個数，そしてf_mはm番目のシンボルの選択頻度である．これらの変数の中で，t_{SCAN}は操作者個々の残存機能により異なるが，一人の操作者で検討する場合には定数と見なせる．一方，f_mは操作者が必要とする当該機能の使用頻度により示される値であるが，これについては走査を開始する位置に近い順に使用頻度の高いシンボルを配することにより最も高い効率が得られる．そこで，本研究では，シンボルの数と配列する盤の形状の関係について検討することを目的として，f_mを便宜上定数とみなした簡略化計算を行うこととした．

以上から，n個のシンボルを選択する場合の平均選択時間T_nは次式で示される．

$$\begin{aligned} T_n &= \frac{1}{n} \cdot \sum_{m=1}^{n} T_m \\ &= \frac{1}{n} \cdot \sum_{m=1}^{n} t_{SCAN} \cdot S_m \cdot f_m \\ &= \frac{1}{n} \cdot t_{SCAN} \cdot f_m \sum_{m=1}^{n} S_m \\ &= K \cdot \frac{1}{n} \sum_{m=1}^{n} S_m \end{aligned} \tag{5-2}$$

ここで，Kは操作者の身体機能と操作条件により決定される定数である．したがって，配列におけるシンボルの平均選択時間は，平均ステップ数の関数として求められることが明らかとなった．そして，選択効率は平均選択時間が小さいほど高いことから，選択効率は平均ステップ数の逆比例関数であることが示された．

5．3　シンボル数と操作効率の検討

操作効率の検討において，まず連続走査方式と行列走査方式を比較した．次に，

行列走査方式において，図5．4に示した方式（単一シンボル盤方式）と，シンボル数の増加に応じて盤を分割して3次元以上に配列した2方式を提案し，選択効率の相互比較を行った．

5．3．1　連続走査方式における操作効率

この方式ではシンボル盤の形状に関係なく盤の一端から連続して走査するため，n個のシンボルの中からi（$1 \leqq i \leqq n$）番目のシンボルを選択するステップ数S_iはiとなり，平均ステップ数Sは1からnまでの総和として次式で求められる．

$$S = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^{n} S_i = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^{n} i = \frac{(n+1)}{2} \tag{5-3}$$

5．3．2　行列走査方式における操作効率

（単一シンボル盤方式）

一個の盤で全てのシンボルを配列する方式である．シンボル盤の構成を縦x（$\geqq 2$）個・横y（$\geqq 2$）個としシンボル総数をn（$= x \cdot y$）個とすると，X軸方向i番目の行に含まれるすべてのシンボルを選択するためのステップ数S_iは，

$$S_i = y \cdot i + \sum_{j=1}^{y} j$$

となる．したがって平均ステップ数S_1は

$$S_1 = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^{x} S_i$$

$$= \frac{1}{n} \sum_{i=1}^{x} \left(y \cdot i + \sum_{j=1}^{y} j \right)$$

$$= \frac{1}{n} \left\{ \frac{xy(x+1)}{2} + \frac{xy(y+1)}{2} \right\}$$

$$= \frac{xy}{2n} (x + y + 2)$$

$$\geq \frac{xy}{n}\{(xy)^{\frac{1}{2}}+1\} \tag{5-4}$$

となる．従って，平均ステップ数S_1は$x=y$（正方形状）の場合に最少となり，その値S_{1min}は，$xy=n$より次式で求められる．

$$S_{1min}=\{(n)^{\frac{1}{2}}+1\} \tag{5-5}$$

（複数シンボル盤方式）

この方式は図5．3に示した行列走査方式を3次元に拡張したもので，シンボル全てを数種類のサブ・シンボル盤に分割して基本シンボル盤にて目的のシンボルを含むサブ・シンボル盤の選択肢を先ず選択する．そして，いずれかのサブ・シンボル盤を選択した後に，そのサブ・シンボル盤で目的のシンボルを選択する．基本シンボル盤およびサブ・シンボル盤における選択肢とシンボルの選択は行列走査方式で行う．図5．5に複数シンボル盤方式の状態遷移を示し，その構成例を図5．6に示す．総数n個のシンボルをr個のサブ・シンボル盤に分割する場合を考え，各サブ・シンボル盤のシンボル数を

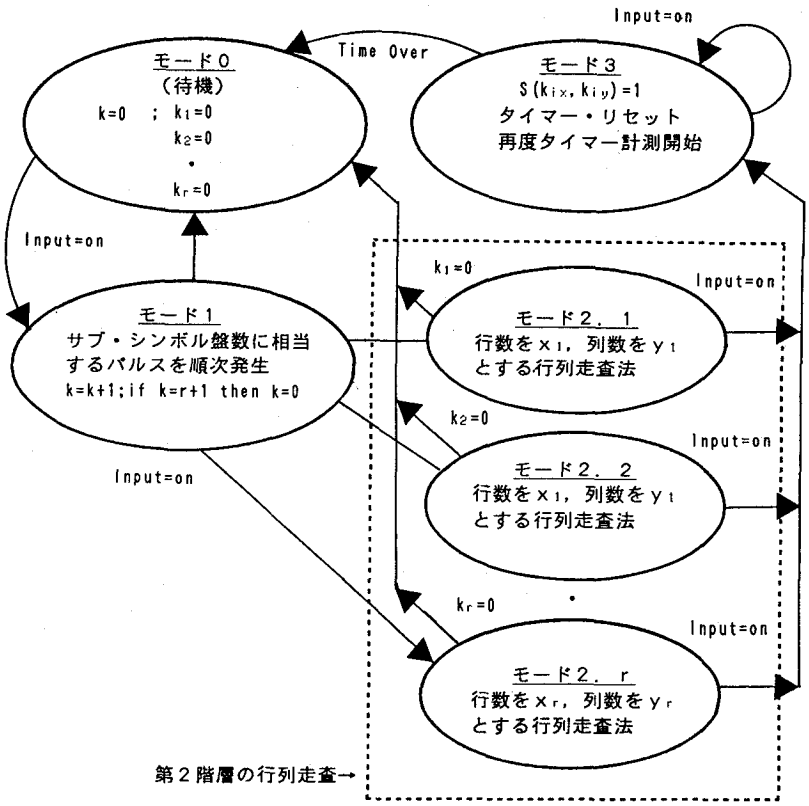


図5．5　複数シンボル盤の状態遷移

n_i $(i=1,2,\cdots,r)$ とする．この条件から，各サブ・シンボル盤のシンボル全てを選択するのに要する最少総ステップ数 S_{rimin} は(5-5)式から，

$$S_{rimin}=n_i\left(n_i^{\frac{1}{2}}+1\right) \qquad (i=1,2,\cdots,r)$$

で求められる．従って全てのサブ・シンボル盤において，その中に含まれるシンボル全てを選択するために要する最少総ステップ数 S_{ri} は

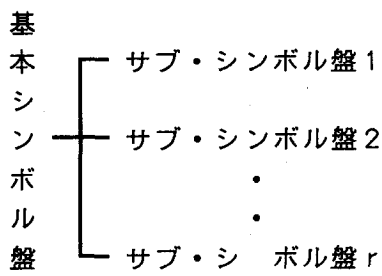


図5．6　複数シンボル盤の構成例

$$S_{ri}=n_i\cdot S_{Bi}+S_{rimin} \qquad (i=1,2,\cdots,r)$$

となる．ここで S_{Bi} は r 個に分割されたサブ・シンボル盤の中から i 番目のものを選択するのに要するステップ数であり，その最小値は(5-5)式により次式で示される．（$r=1$ の場合は $S_{Bi}=0$ である）

$$\sum_{i=1}^{r} S_{Bi}=r\left\{(r)^{\frac{1}{2}}+1\right\} \tag{5-6}$$

したがって，n 個のシンボル全てを選択するのに要する最少平均ステップ数 S_r は次式で求められる．

$$S_r=\frac{1}{n}\sum_{i=1}^{r} S_{ri}$$

$$=\frac{1}{n}\sum_{i=1}^{r}\left[n_i\cdot S_{Bi}+n_i\left\{(n_i)^{\frac{1}{2}}+1\right\}\right]$$

$$=\frac{1}{n}\sum_{i=1}^{r}(n_i\cdot S_{Bi})+\sum_{i=1}^{r} n_i\left\{(n_i)^{\frac{1}{2}}+1\right\} \tag{5-7}$$

ここで(5-7)式の第1項および第2項はコーシーの不等式により全ての n_i が等し

い場合に最小となり，そのときのn_iは（$n = n_1 + n_2 + \cdots + n_r$）より

$$n_i = \frac{n}{r} \tag{5-8}$$

となる．S_rの最小値S_{rmin}は(5-8)式と(5-6)式を(5-7)式に代入して求められる．

$$S_{rmin} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^{r} \left(\frac{n}{r} \cdot S_{Bi} \right) + \sum_{i=1}^{r} \frac{n}{r} \left\{ \left(\frac{n}{r} \right)^{\frac{1}{2}} + 1 \right\}$$

$$= \frac{1}{n} \left[\frac{n}{r} r \left\{ (r)^{\frac{1}{2}} + 1 \right\} + n \left\{ \left(\frac{n}{r} \right)^{\frac{1}{2}} + 1 \right\} \right]$$

$$= \left\{ (r)^{\frac{1}{2}} + \left(\frac{n}{r} \right)^{\frac{1}{2}} + 2 \right\} \tag{5-9}$$

右辺をrの関数と見なし$f(r)$とおくと

$$f'(r) = 2 (r)^{\frac{3}{2}} \left\{ r - (n)^{\frac{1}{2}} \right\}$$

となり，$f(r)$は次の場合に最小となる．

$$r = (n)^{\frac{1}{2}} \tag{5-10}$$

したがって，最小値S_{rmin}は，(5-10)式を(5-9)式に代入して求められる．

$$S_{rmin} = \left\{ (n)^{\frac{1}{4}} + (n)^{\frac{1}{4}} + 2 \right\}$$

$$= 2 \left\{ (n)^{\frac{1}{4}} + 1 \right\} \tag{5-11}$$

（階層シンボル盤方式）

この方式は，前述の複数シンボル盤方式を４次元以上に拡張したもので，全てのシンボルを階層化した構造の最下位のサブ・シンボル盤で提示し，それより上位階層のサブ・シンボル盤では目的のシンボルを含む複数のシンボル範囲を絞り込み選択する方式である．本方式における状態遷移の状況と一般的構成例を図５．７および図５．８に示す．階層数が２の場合は前述の複数シンボル盤方式となる．

シンボルの総数をｎ個，階層数をｍ（≧２）各階層におけるサブ・シンボル盤の選択肢数をそれぞれn_i（$i=1,2,\cdots,m$）とすると

$$n = n_1 \cdot n_2 \cdot \cdots \cdot n_m \tag{5-12}$$

となる．また，ｉ（$1 \leq i \leq n$）番目のシンボルを選択するのに要するステップ数をS_iとすると

$$S_i = S_{1,i1} + S_{2,i2} + \cdots + S_{m,im} \tag{5-13}$$

となる．ここで

$$ij = 1,2,\cdots,n_j \qquad \sum_{ij=1}^{n_j} S_{m,ij} = n_j \left\{ (n_j)^{\frac{1}{2}} + 1 \right\}$$

したがって，全てのシンボルを選択する場合の平均ステップ数S_{mn}は

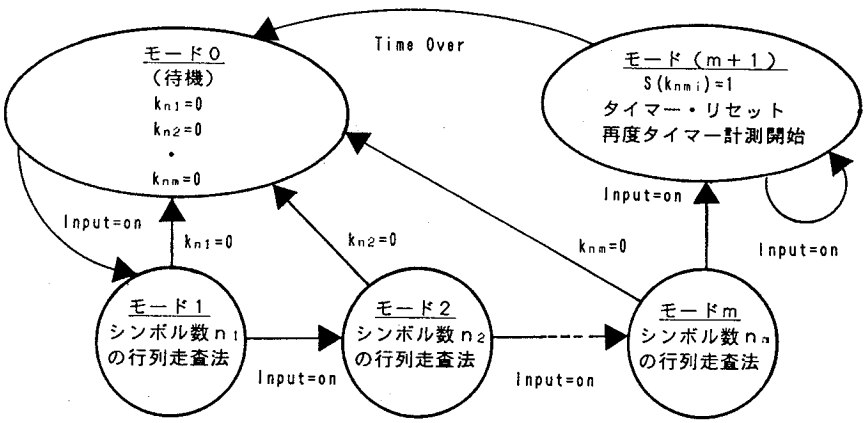


図５．７　階層シンボル盤方式の状態遷移

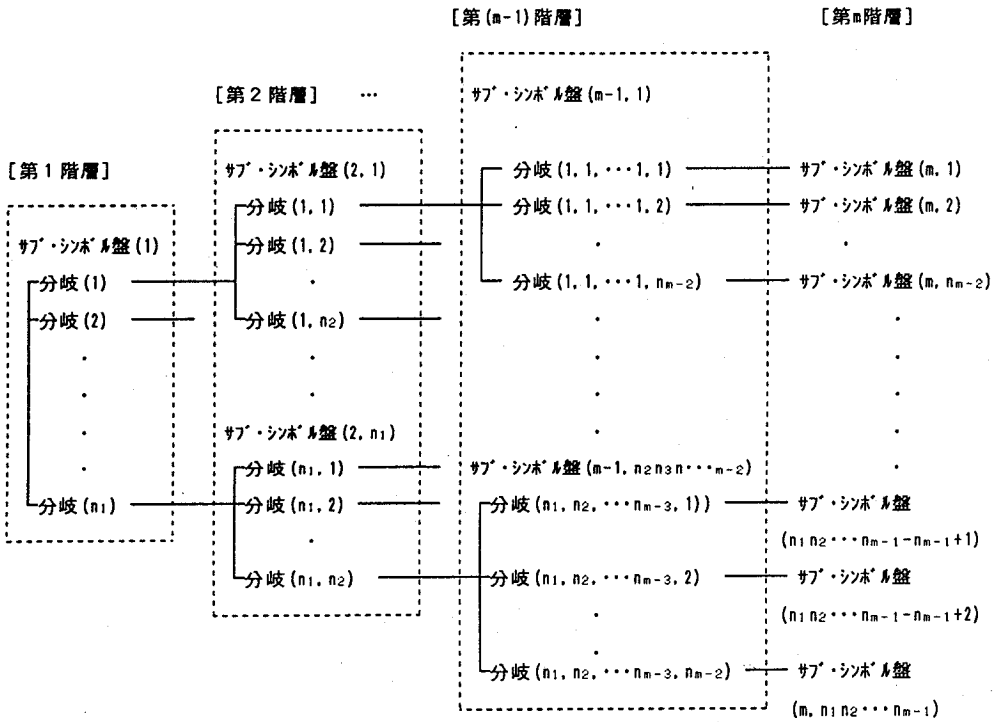


図５．８　階層シンボル盤方式の構成例

$$S_{mn}=\frac{1}{n}\sum_{i=1}^{m}S_{ri}$$

$$=\frac{1}{n}\sum_{i1=1}^{n1}\sum_{i2=1}^{n2}\cdots\sum_{im=1}^{nm}(S_{1,i1}+S_{2,i2}+\cdots+S_{m,im})$$

$$=\frac{1}{n}\sum_{i1=1}^{n1}\sum_{i2=1}^{n2}\cdots\sum_{im-1=1}^{nm-1}[n_m\{S_{1,i1}+S_{2,i2}+\cdots+$$

$$S_{m-1,im-1}\}+n_m\{(n_m)^{\frac{1}{2}}+1\}]$$

$$=\frac{1}{n}\cdot n_m\sum_{i1=1}^{n1}\sum_{i2=1}^{n2}\cdots\sum_{im1-=1}^{nm-1}[S_{1,i1}+S_{2,i2}+\cdots+$$

$$S_{m-1,im-1}+\{(n_m)^{\frac{1}{2}}+1\}]$$

$$\vdots$$

$$= \frac{n_m n_{m-1} \cdots n_1}{n} \left[\left\{ (n_m)^{\frac{1}{2}} + 1 \right\} + \left\{ (n_{m-1})^{\frac{1}{2}} + 1 \right\} + \cdots + \left\{ (n_1)^{\frac{1}{2}} + 1 \right\} \right] \tag{5-14}$$

(5-14)式に(5-12)式を代入し，コーシーの不等式をあてはめると

$$S_{mn} \geqq m \left[\left\{ (n_m)^{\frac{1}{2}} + 1 \right\} \cdot \left\{ (n_{m-1})^{\frac{1}{2}} + 1 \right\} \cdot \cdots \cdot \left\{ (n_1)^{\frac{1}{2}} + 1 \right\} \right]^{\frac{1}{m}} \tag{5-15}$$

となる．等号は$n_m = n_{m-1} = \cdots = n_1 = (n)^{\frac{1}{m}}$の場合に成立し，最小値$S_{mnmin}$は次式で得られる．

$$S_{mnmin} = m \left\{ (n)^{\frac{1}{2m}} + 1 \right\} \tag{5-16}$$

（各シンボル盤方式の検討）

この(5-16)式において，$m = 1$の場合には

$$S_{mnmin} = S_{1nmin} = (n)^{\frac{1}{2}} + 1$$

となる．また$m = 2$の場合には

$$S_{mn} = S_{2n} = (n)^{\frac{1}{4}} + 1$$

となり，それぞれ(5-5)式および(5-11)式と等しい値となることが示された．この結果から，階層シンボル盤方式における最少平均ステップ数を与える(5-16)式が

1以上の階層数mについて成立することが示された．

ここで(5-16)式の右辺をmの関数としてf（m）とおくと

$$f'(m) = (n)^{\frac{1}{2m}}\left(1 - \frac{\ln(n)}{2m}\right) + 1 \qquad (5\text{-}17)$$

となる．nを定数と見なして，

$$(n)^{\frac{1}{2m}} = x \qquad (x > 1)$$

とすると，

$$\frac{\ln(n)}{2m} = \ln(x)$$

となる．これらを(5-17)式に代入した式をg(X)とすると

$$g(x) = x\{1 - \ln(x)\} + 1 \qquad (5\text{-}18)$$

ここで，$1 < x \leqq e$の場合には，$(1 - \ln(x) > 0)$より$(g(x) > 0)$となる．一方，$x > e$の場合にはxは単調増加であるが，$(1 - \ln(x) > 0)$は負数の範囲で単調減少となる．その結果，$x(1 - \ln(x))$は負数の範囲で単調減少関数となる．したがって$x > e$の範囲で$g(\alpha) = 0$を満たす実数αが存在し，次式で示される条件の場合に(5-16)式は最小となる．

$$(n)^{\frac{1}{2m}} = \alpha \qquad (5\text{-}19)$$

近似計算では$\alpha = 3.6$で$g(\alpha) = 0$となり，これを(5-14)式に代入して

$$(n)^{\frac{1}{2m}} = 3.6 \qquad (5\text{-}20)$$

が求められる．両辺の対数をとりmを求めると

$$m = 0.391n(n) \tag{5-21}$$

となる．ただしm≧1の条件からn≧4となる．また，n＜4の場合には，盤構成の条件が満たされない．これらの結果から，n個のシンボルをm階層のシンボル盤で示した場合の最少平均ステップ数は(5-16)で示され，nが一定の場合には(5-21)式で得られる階層数mの場合に最小値を得ることが明らかとなった．また，この最小値を与えるmは，(5-21)式がnの増加関数であるため，シンボル総数に比例して増加することが示された．(5-21)式で示される条件の場合に得られる最少平均ステップ数は，(5-21)式を(5-16)式に代入した次式で求められる．

$$S_{mnmin} = 1.8n \cdot \ln(n) \tag{5-22}$$

図5．9は，シンボル数nを25から300まで12段階に増加させた場合において，mをX軸のパラメータとしY軸に平均ステップ数を示したグラフである．

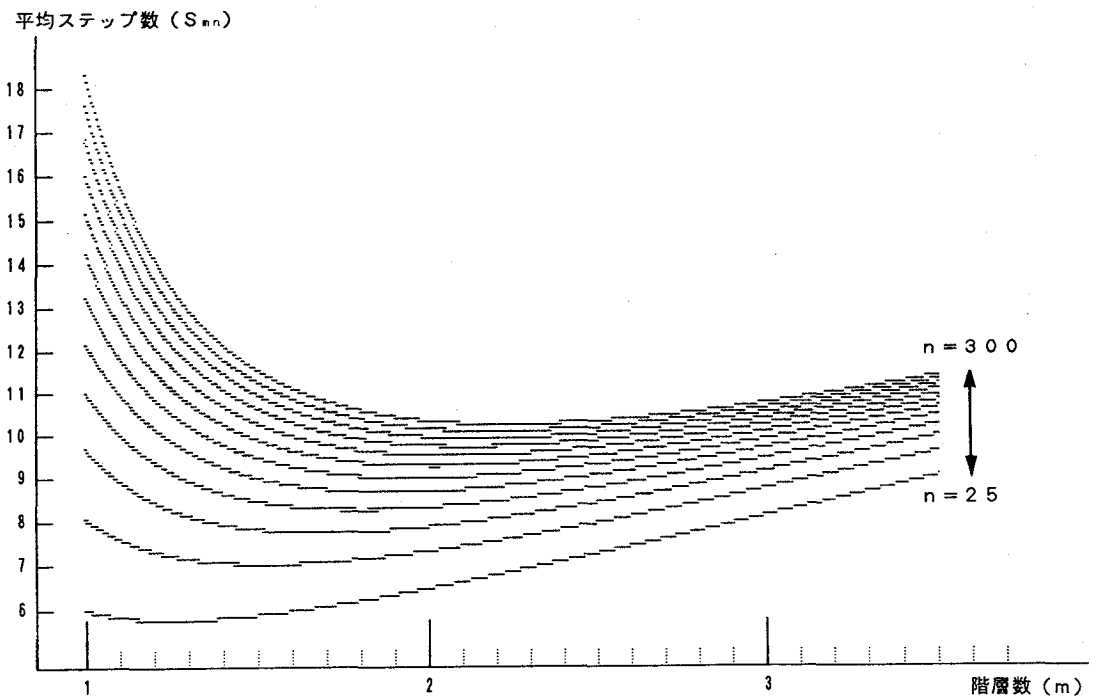


図5．9　各走査方式でのシンボル数と階層数が変化した場合の平均ステップ数

5．3．3　操作効率の相互比較

各走査方式における平均ステップ数の計算結果をもとに，直列走査方式と行列走査方式の効率比較を行った．また，行列走査方式においては平均ステップ数が(5-22)式で示されるが，実際のシンボル盤における配列ではmが自然数という制約がある．そこで，m＝1とm＝2およびm≧2の場合について，前述の結果をもとに，効率比較を行った．

（直列走査方式と単一シンボル盤による行列走査方式との効率比較）

両方式による総ステップ数の差をDとすると，(5-3)式と(5-5)式より

$$
\begin{aligned}
D &= S - S_{min} \\
&= \frac{(n+1)}{2} - \{(n)^{\frac{1}{2}}+1\} \\
&= \frac{\{(n)^{\frac{1}{2}}-1)\}^2-2}{2}
\end{aligned}
\tag{5-23}
$$

ここでnは自然数なので(5-23)式はnの単調増加関数となる．正負の変化点はn＝5でD＝－1．2，n＝6でD＝0．3となる．従って，シンボル数が5個までは連続走査方式が効率的であり，6個以上の場合には行列走査方式が効率的であることが示された．

（単一シンボル盤方式と複数シンボル盤方式の比較）

両方式による平均ステップ数の差をD_{r1}とすると(5-5)式と(5-11)式より

$$
\begin{aligned}
D_{r1} &= S_{rminn} - S_{smin} \\
&= 2\{(n)^{\frac{1}{4}}+1\} - \{(n)^{\frac{1}{2}}+1\} \\
&= 2n^{\frac{1}{4}} - n^{\frac{1}{2}} + 1 \\
&= -(n^{\frac{1}{4}}-1)^2 + 2
\end{aligned}
\tag{5-24}
$$

ここでnは自然数なので(5-24)式はnの単調減少関数となる．概算ではn＝３３でD_{r1}＝０．０４９，n＝３４でD_{r1}＝－０．００１となり，n≧３４の場合に負となる．従って，n＝３３までは単一シンボル盤方式が効率的でありn＝３４以上においては複数シンボル盤方式が効率的であることが示された．

（複数シンボル盤方式と階層シンボル盤方式の比較）

両方式による平均ステップ数の差をD_{mr}とすると(5-11)式と(5-22)式より

$$D_{mr} = S_{mnmin} - S_{rmin}$$

$$= 1.81n(n) - 2\{(n)^{\frac{1}{4}} + 1\} \qquad (5\text{-}25)$$

(5-25)式をnの関数と見なしf（n）とおくと

$$f'(n) = \frac{3.6 - (n)^{\frac{1}{4}}}{2n}$$

となり

$$(n)^{\frac{1}{4}} = 3.6 \qquad (5\text{-}26)$$

の場合にf（n）は最大値をとる．ここで，(5-24)式と(5-19)式を比較するとf（n）が最大値をとるm＝２が求められるが，これは階層シンボル盤方式が複数シンボル盤方式と等しい場合である．したがって，階層シンボル盤方式が成立する条件であるm≧２すなわちn≧１６９の場合には，複数シンボル盤方式よりも階層シンボル盤方式の選択効率が優れていることが示された．これらの結果は，図５．９におけるシンボル数nとm＝１およびm＝２の条件からも示されている．図５．１０は，直列走査方式および行列走査方式（単一シンボル盤方式・複数シンボル盤方式・階層シンボル盤方式）におけるシンボル数nと平均ステップ数の関係を，(5-3)式・(5-5)式・(5-11)式・(5-22)式に基づいて示したものである．

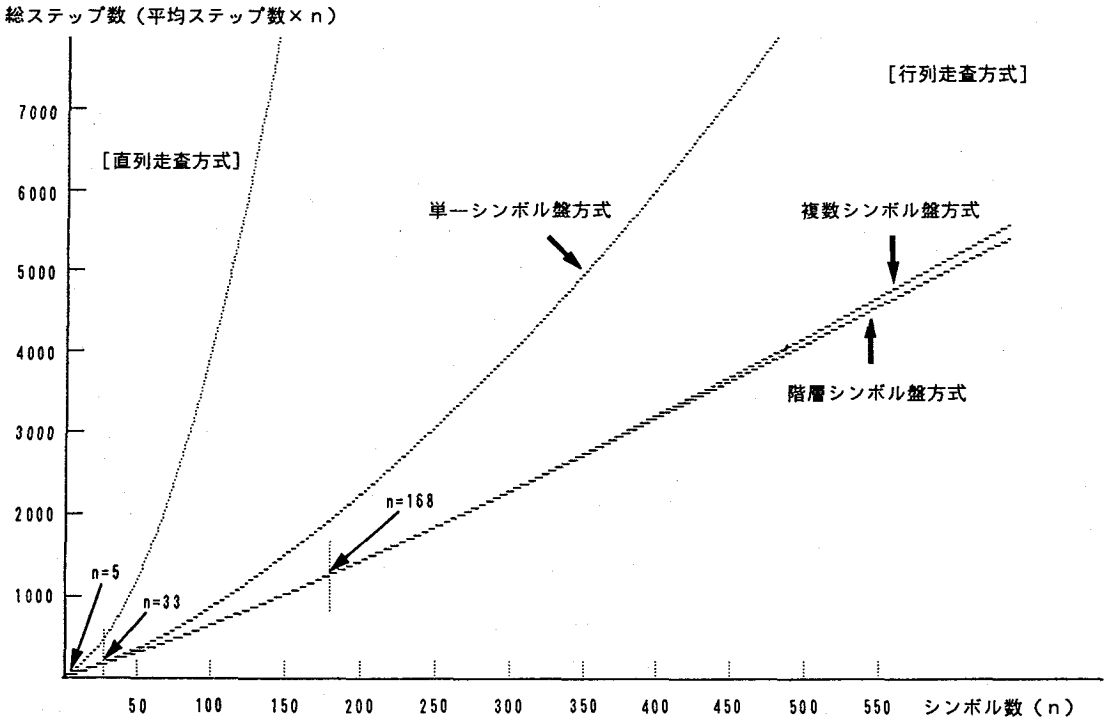


図５．１０　各走査方式におけるシンボル数と平均ステップ数の関係

５．４　考察

５．４．１　連続走査方式と行列走査方式　両者における平均ステップ数の簡略化した数値計算の結果から，シンボル数が６個以上の場合に行列走査方式が効率的であることが示された．少ないシンボル数を扱う支援・代行装置としては前章で試作実験を行い実用化した走査方式による特殊操作スイッチが該当する．この装置は重度麻痺障害者が僅かな残存機能を利用して１個および２個のセンサを操作して制御信号を発生させ，周辺環境に設置された支援・代行装置および民生用電子機器を制御するためのインターフェースである．これまでに筆者が実用化したものでは，シンボル数が１０～１６であるが，連続走査方式を用いている．この理由は，この程度の少ないシンボル数では，図５．９に示されるように，行列走査方式との選択効率の差が著しくないこと，連続走査方式が行列走査方式よりもシンボルの提示方式が簡単であること，さらに直感的な理解が容易なことなどである．これに対して，支援・代行装置を使用して多機能なＡＶ機器など操作が

複雑化した民生電子機器を操作する場合には，シンボル数が増加するため，効率的な選択に対する配慮が必要と考えられる．

５．４．２　構成が異なる行列走査方式

提案した３種類の行列走査方式における最少平均ステップ数の導出結果から，シンボル総数が３３個以下の場合には単一シンボル盤方式，３４個以上で１６８個までは複数シンボル盤方式，そして１６９個以上の場合には階層シンボル盤方式が効率的であることが示された．シンボル数が３４個を越える支援・代行装置としては，現状ではコミュニケーション・エイド，代替キーボード（キーボード・エミュレータ）などが考えられる．

仮名文字を選んでメッセージを作成するコミュニケーション・エイドでは，仮名文字と英数字および多くの編集記号などが必要となるため[(51)-(52)]，複数シンボル盤方式あるいは階層シンボル盤方式が有効である．しかし，現状では，このような効率を優先したシンボル提示に先立ち，重度麻痺障害者の差し迫ったニーズを満たすことが第１の目標とされてきたため，まず操作方式の理解が容易な方法でシンボルの提示を行うことが最優先の条件として捉えられている．これは，わが国で実用化されている全ての走査式コミュニケーション・エイドのシンボル盤において仮名５０音配置に基づいた単一シンボル盤方式が使用されていることからも示される．しかし，基本的な走査方式による操作方法修得後には，より効率的な操作方法が求められることが欧米における同様の機器の開発経過[(53)]からも推測されるため，操作の学習方式を含め使用頻度および使用者個々の理解度・使用条件・環境などに配慮した効率的な階層シンボル盤方式の開発が必要である．

一方，代替キーボードでは，コミュニケーション・エイドで必要とする文字に加えて各種の特殊文字とコントロール・コードが必要となるため[(54)]，シンボル数はさらに増加し，階層シンボル盤方式の対象となる．代替キーボードの使用目的は，コンピュータを日本語ワードプロセッサとしてコミュニケーションに使用する場合，およびプログラム開発に使用する場合など多様である．特に後者では，使用する言語や命令語により英文字キーの使用頻度が異なるため，配慮が必要となる．具体的には，使用する言語およびアプリケーション・プログラムごとにシンボル盤を準備し切り替え使用するなど，目的に応じた効率化が必要である[(55)]．

５．５　結言

前章で重度麻痺障害者の操作方式として有効性が示された走査方式に関して，操作対象機能をシンボルとして考え，簡略化した数値計算によりシンボルの数と配列方式および操作効率との関係について検討した．その結果，以下に示す結果を得た．

（１）シンボルを直列に配列する直列走査方式と行列に配列する行列走査方式の比較では，シンボル数が５個までの場合に直列走査方式が効率的であることを示した．

（２）異なる行列走査方式の比較において，シンボル数が３３個までの場合では，１個の盤に全てのシンボルを配列する単一シンボル盤による走査方式が効率的であることが明らかとなった．

（３）異なる行列走査方式の比較において，シンボル数が３４個以上１６８個までの場合では，最初の盤で選択肢だけを配列し，その一つを選択した後に実際にシンボルを配列した盤で選択を行う複数シンボル盤による走査方式が効率的であることを示した．

（４）異なる行列走査方式の比較において，シンボル数が１６９個以上の場合には，シンボルの配列を複数の盤から構成される階層構造とし最下層の盤にてシンボルを配列し他の盤では選択肢だけを配列する階層シンボル盤方式による走査方式が効率的であることを明らかにした．

第6章　走査方式による重度麻痺障害者用日本語ワードプロセッサの設計と評価

6．1　緒言

前章で得られた理論的検討結果を実際に重度麻痺障害者用支援・代行装置へ応用した場合の妥当性を確認するためには，具体的な支援・代行装置を製作して評価実験を行う必要がある．しかし，重度麻痺障害者を多数集めて客観的な評価実験を行うには，一般的な実験研究には見られない困難さを伴う．その主たる理由は，様々に異なる麻痺疾患ごとのニーズ把握が難しいことと，重度麻痺障害者自身が支援・代行システムを日々の生活の中で必要とする差し迫った状況であることが示される．特に後者は，長期の評価結果を待って適切な支援・代行装置を入手するよりも，日常生活で困難を極めている損失機能に対してなんらかの支援・代行の手段を確立することが重度麻痺障害者にとって最優先課題であることからも明らかである[56]．

また，工学的な観点からの評価を考える場合，走査方式による操作の教育用プログラムを用意して学習実験を経た後にその性能を評価しなければならないが，教育用プログラムの質ならびに学習方法が大きく影響するため，支援・代行装置の評価結果を正確に得ることは難しい．このような状況において，前章で得た結果を利用して，重度麻痺障害者が受け入れ易い支援・代行装置を実現し，使用状況を評価する方法は極めて有効と考えられる．

そこで筆者は，重度麻痺障害者に対して支援・代行を行う対象機能を日常生活でのニーズが非常に高い「書字」に設定して，最少一個の制御信号を出力する特殊操作スイッチだけで操作できる日本語ワードプロセッサを製作し，理論面からの操作効率と実際の操作性および実用性について検討した．

6．2　日本語ワードプロセッサと走査方式

日本語ワードプロセッサの機能は一般的に図6．1のように示すことができ，片手または両手によるキーボード操作で文字入力・変換・確定の基本操作と多様な編集操作を行う．これらは，文字および編集命令用コマンドの選択操作として

考えられる．一方，最も重度な麻痺障害者では，残存機能で高々1個のセンサしか操作できないことが予測されるため，特殊操作スイッチから得られる制御信号も最少1個となる．このため，走査方式では，前述の選択対象文字およびコマンドをそれぞれシンボルとして配置し，その中から目的のものを選択する操作方式を構成することが必要となる．図6．2は，この考え方に基づいた重度麻痺障害者用日本語ワードプロセッサの構成を示したものである．

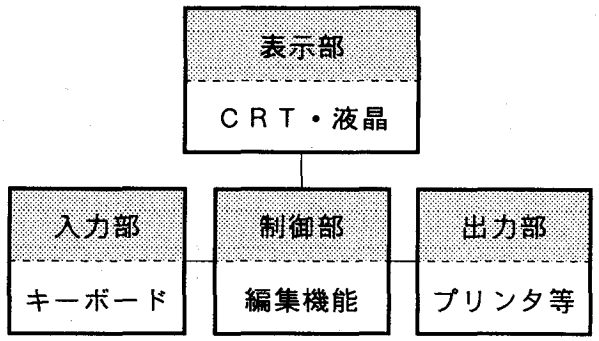


図6．1　日本語ワードプロセッサの一般的構成

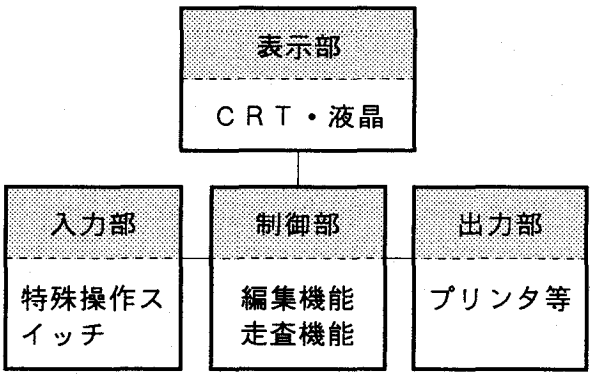


図6．2　重度麻痺障害者が使用する日本語ワードプロセッサの構成

一方，日本語ワードプロセッサの製作方法としては，市販機器にみられるように，ハードウェアとソフトウェアを最初から設計して構成する方法と，市販されているマイクロ・コンピュータ・システムを利用してソフトウェア的に構成する方法がある．前者はより細かい仕様まで実現できるという利点と，現実問題として重度麻痺障害者が入手して使用するためには市場の狭さから高価格化をまねくという欠点がある．後者は，ハードウェア的には制限されるという欠点があるが，ハードウェア価格を低く抑えることが可能なため，結果として重度麻痺障害者が入手し易くなるという利点がある．本研究では，評価のために異なる走査方式を実際の支援・代行システムで実現して重度麻痺障害者が使用できる環境を作り上げることを目的としているため，この観点から後者のソフトウェア的に構成する方式で製作を行った．

6．3　走査方式による日本語ワードプロセッサの製作[57]-[64]

6．3．1　構成

製作した重度麻痺障害者用日本語ワードプロセッサの概略構成を図6．3，実際のシステム構成例を図6．4に示す．パソコンは，ハードウェアとソフトウエアの仕様が公開されておりアプリケーション・プログラムの設計ならびに開発が容易なこと，日本語処理機能を有すること，そして特殊操作スイッチを接続するための入出力機能を有するという条件から，ＭＳＸ規格のものを使用した．

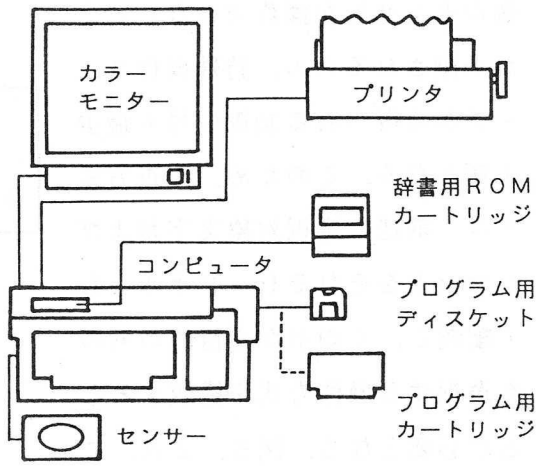


図6．3　製作した重度麻痺障害者用日本語ワードプロセッサの構成

ＭＳＸ規格のマイクロ・コンピュータ・システム（以下，ＭＳＸコンピュータ）は複数のメーカーが共通仕様で製作し，ソフトウェアおよびハードウェアが公開されている[65]．日本語処理については，ＪＩＳ第１水準とＪＩＳ第２水準の文字フォントおよび仮名漢字変換用辞書を内蔵するカートリッジが周辺機器として市販されている．さらに特殊操作スイッチ接続用として，６接点までのセンサが接続できるジョイスティック用入力端子が設けられている．

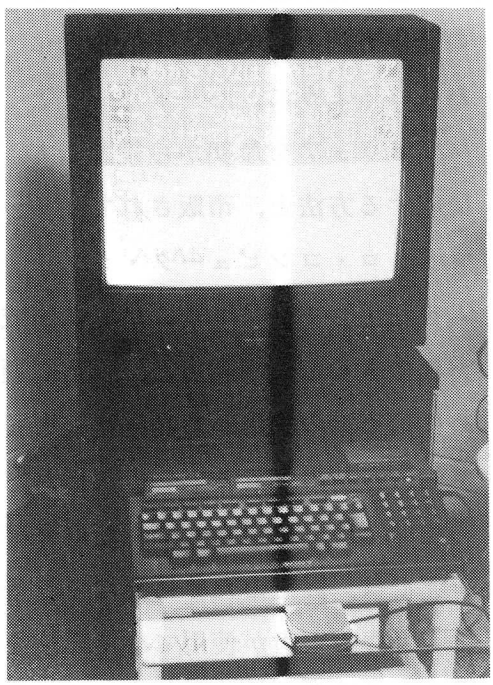


図6．4　実際の構成例

6．3．2　特殊操作スイッチ

重度麻痺障害者の場合には身体機能が著しく損なわれているため，一般に機器操作に用いる手・腕などの身体部位の随意運動がほとんど期待できない．このため，通常

は機器操作に使用しない身体部位で随意的な動作が可能な箇所を選定し，その動きを検出する特殊操作スイッチを製作した．図6．5は第4章の表4．1で示した麻痺障害者の残存機能をもとに，重度麻痺障害者の代表的な随意運動可能部位を示したもので，図6．6はこれに基づいて製作した特殊操作スイッチの例である．また，最重度の麻痺障害者を想定して，瞼の開閉（瞬き）動作で操作できる特殊操作スイッチを製作した（図6．7）．

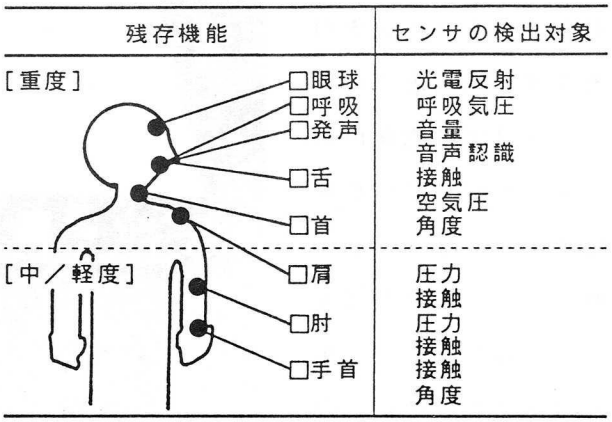


図6．5　重度麻痺障害者の代表的残存機能

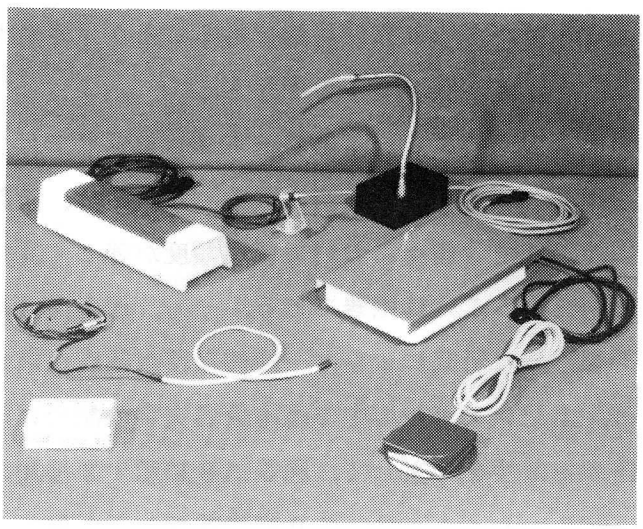


図6．6　製作した特殊操作スイッチ

6．3．3　表示文字の形状

重度麻痺障害者による日本語ワードプロセッサの使用では，健常者の場合とは異なり，文字が表示される表示装置の前で正しい姿勢を取ることがほとんど不可能なため，ベッドに寝た状態など通常では不適当とされる姿勢で操作しなければならない場合が多い．このため，表示する文字をある程度大きくして視認性を高め，本来ならば適さない姿勢および位置からも操作できるように考慮した．

ＭＳＸコンピュータでは多様な画面モードが設けられているが，上記の条件を考慮して，モード７グラフィックス（512ドット×212ドット）を用いて一個のシンボルを32ドット×16ドットの大きさで構成した．これにより，表示装置として

一般的な使用が予測される９～１９インチのモニター画面上でのシンボル寸法は約９ｍｍ～１８ｍｍ（いずれも縦方向）となる．この形状を一般の視力検査で用いられるランドルト環（○マーク）との寸法だけによる単純比較を行った結果，１ｍの距離で概ね０．２以上の視力があれば判読可能であることが示された[66]．

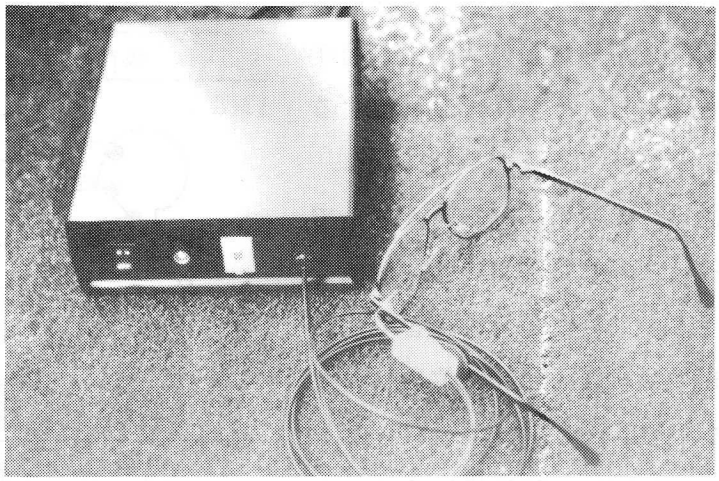


図６．７　瞬きで操作する特殊操作スイッチ

６．３．４　シンボルの配列方式

走査方式による日本語ワードプロセッサでは，基本仮名文字と英数字および編集用コマンドがシンボルとなる．この中で，英数字および編集用コマンドについては，使用者個々において使用頻度が著しく異なり，一定の使用頻度を想定した配列を得ることは困難である．一方，仮名文字については，日常における会話分析を行った研究により，一般的な使用頻度が求められている．そこで，本研究では，上記シンボルの中で基本仮名文字の配列に前章の結果を応用し，これに日本語の特殊性を考慮して，図６．８に示す３種類のシンボル盤を設定した．

図６．８（Ａ）は，５０音表式シンボル盤で，仮名文字の５０音表配置をそのまま用いたものである．片仮名および英数字については，他の方式のシンボル盤においても同様であるが，シンボル盤上の選択肢を選んで切り替える方式で提示される．図６．８（Ｂ）は使用頻度順式配列盤で，基本仮名文字を走査開始（シンボル盤左最上部）から使用頻度順に配列したものである．ここで用いた使用頻度は堀田が日常会話の分析結果から求めたもので[67]，これを表６．１に示す．図６．８（Ｃ）は２階層（複数）式シンボル盤で，基本仮名文字５０音表の各行の先頭文字だけを第１階層で表示し，その中の一つを選択すると，その選択され

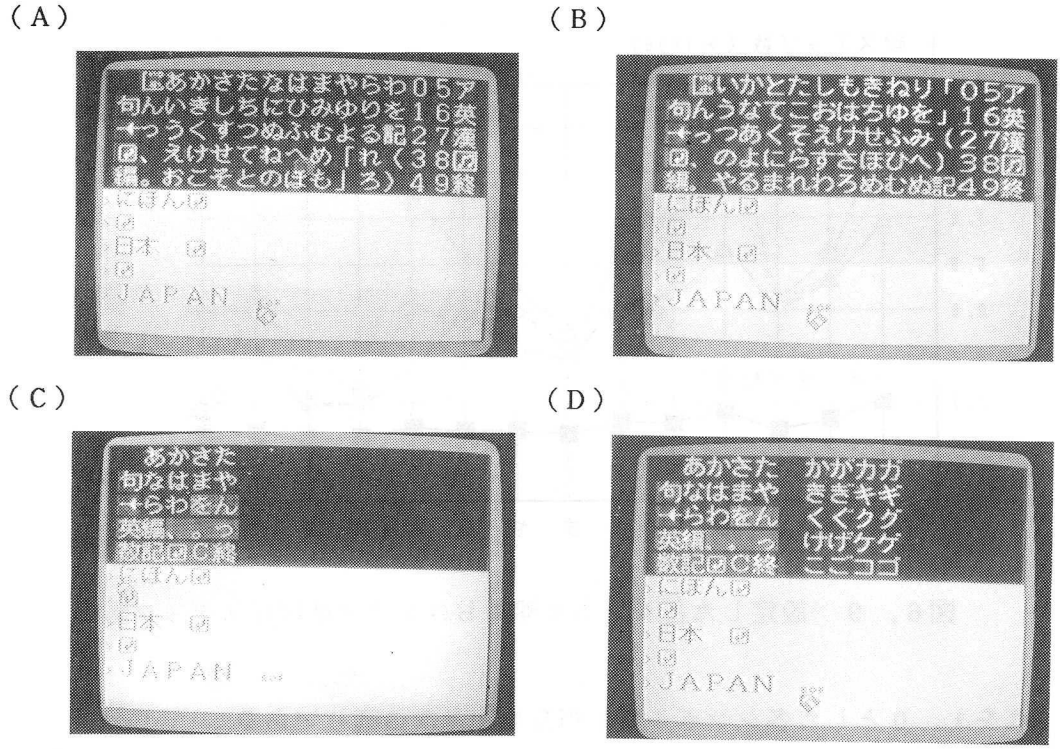


図６．８　設定したシンボル盤

た文字行に含まれる平仮名文字と片仮名文字すべて（濁音と半濁音を含む）を第２階層の配列盤として表示する方式である．図６．８（Ｄ）は仮名文字「か」を選択した場合の第２階層のシンボル盤（右側）を示している．各シンボル盤において，１０００文字の文章を作成する場合における総ステップ数を表６．２で示された使用頻度順にもとづき算出したものを図６．９に示す．これから得られた総ステップ数では，使用頻度順式シンボル盤が最も少なく，

字	使用頻度	字	使用頻度	字	使用頻度
ア	38.33	ノ	29.66	グ	1.58
イ	79.98	ハ	13.79	ゲ	2.59
ウ	58.76	ヒ	4.00	ゴ	3.38
エ	13.79	フ	4.11	ザ	0.39
オ	16.89	ヘ	1.63	ジ	16.32
カ	42.83	ホ	6.02	ズ	1.18
キ	14.24	マ	14.63	ゼ	1.52
ク	20.09	ミ	5.18	ゾ	0.68
ケ	11.93	ム	1.86	ダ	21.39
コ	20.43	メ	2.70	ヂ	0.00
サ	9.74	モ	16.94	ヅ	0.34
シ	22.96	ヤ	23.25	デ	20.54
ス	13.65	ユ	7.49	ド	10.58
セ	6.59	ヨ	25.72	バ	4.56
ソ	16.77	ラ	14.80	ビ	1.52
タ	25.33	リ	8.27	ブ	2.53
チ	12.55	ル	17.22	ベ	0.73
ツ	47.17	レ	13.23	ボ	1.13
テ	30.90	ロ	5.57	パ	1.86
ト	30.11	ワ	9.68	ピ	0.17
ナ	39.51	ヲ	4.78	プ	0.56
ニ	17.84	ン	60.51	ペ	0.06
ヌ	0.11	ガ	17.22	ポ	0.23
ネ	12.83	ギ	1.07		

表６．１　仮名文字の使用頻度

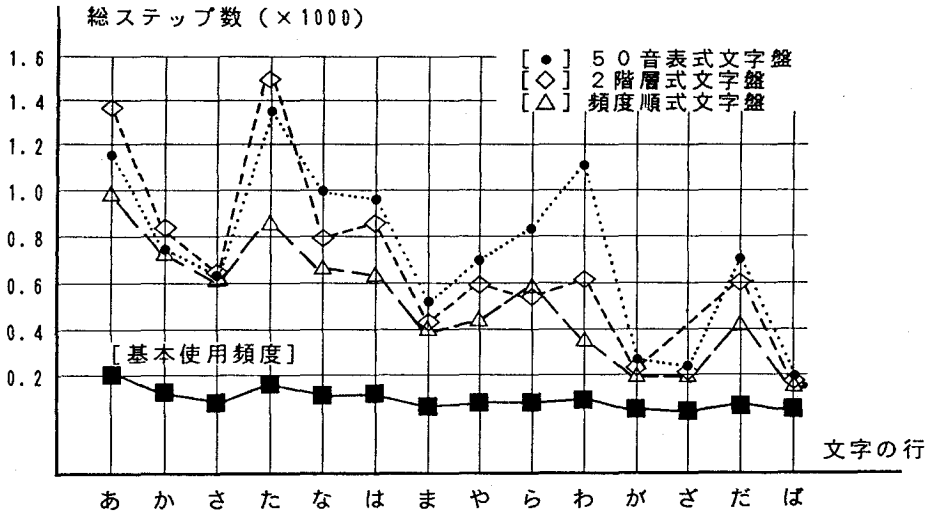


図６．９　設定した各シンボル盤における文字選択総ステップ数

これを１．０とした各シンボル盤の相互比率は次の通りである．

使用頻度式：２階層式：５０音表式＝１．０：１．３：１．４

６．３．５　操作方式

重度麻痺障害者の残存機能に応じて，１個のセンサから複数個のセンサで構成される特殊操作スイッチで操作する方式を設定した．これらを表６．２に示す．基本は，１個のセンサで構成される特殊操作スイッチで操作を行う自動行列走査方式である．センサを２個操作できる場合には，一方のセンサの操作で基本的な自動行列走査法を行い，他方のセンサでクロック・パルスをスキップさせることにより，走査を高速化できる．３個から６個のセンサを操作できる場合には，シンボル盤における行と列の選択を，それぞれ１個あるいは２個のセンサに割り当てることができるため，クロック信号の

表６．２　操作方式

操作対象数	走査方式
1	自動行列走査
2	変則自動行列走査
３～６	方向走査

周期に依存せずに高速に操作を行うことができる．瞬きによる操作は１個のセンサによる自動行列走査方式で，生理的な瞬き動作と操作命令としての瞬き動作を区別するため，一定時間内の２回瞬き，あるいは一定時間以上隔てた２回瞬きを検出する方式とした．

６．３．６　日本語ワードプロセッサ機能

製作した重度麻痺障害者用日本語ワードプロセッサでは，操作を走査方式で行なう以外は，一般の日本語ワードプロセッサと同等の機能を設定した．文章の作成は，ＪＩＳ第１水準とＪＩＳ第２水準の文字種を含む辞書カートリッジを用いて仮名漢字変換で行う方式とした．作成した文書の編集では，１文字単位，１語単位，１行単位，１頁単位の編集コマンドを設定した．これらを表６．３に示す．

その他に，作成した文書を用紙へ印刷する場合に書式を設定する機能と，簡単な数値計算を行う電卓機能を設けた．作成した文章はプログラム用カートリッジまたはフロッピー・ディスクに記憶させることが可能で，特に後者の場合にはＭＳ－ＤＯＳ形式のテキスト・ファイルとして記憶されるので，ＭＳ－ＤＯＳをＯＳとする他の日本語ワードプロセッサおよびコンピュータ・システムとの文章交換が可能である．

記号	編集対象			
	１文字	１語	１行	１頁
←	カーソル左	語の先頭へ	行の先頭へ	頁の先頭へ
→	カーソル右	語の末尾へ	行の末尾へ	頁の末尾へ
↑	カーソル上	前の語の先頭へ	前の行の先頭へ	前の頁の先頭へ
↓	カーソル下	次の語の先頭へ	次の行の先頭へ	次の頁の先頭へ
頭	文章の先頭	語の順検索	文章の先頭へ	←
末	文章の末尾	語の逆検索	文章の末尾	←
挿	１字挿入	１語の挿入	１行挿入	改頁
削	１字削除／記憶	１語の削除／記憶	１行削除／記憶	改頁
写	１字記憶	１語の記憶	１行記憶	なにもしない
語	１語単位に変更	１文字単位に戻る	１語単位に変更	←
行	１行単位に変更	←	１文字単位に戻る	１行単位に変更
頁	１頁単位に変更	←	←	１文字単位に戻る
左		左寄せ（センタリング、右寄せの解除）		
中		センタリング（印刷字に中央へ）		
右		右寄せ（印刷時に右端へ）		
戻		基本文字盤に戻る		

表６．３　製作した日本語ワードプロセッサにおける編集機能

6．3．7　重度麻痺障害者が使用するために設定した機能

日本語ワードプロセッサとしての各機能以外に，走査方式に関連して走査速度を決定するクロック・パルスの周期を使用者自身で設定できる機能を設けた．これは，一つのシンボルから直近のシンボルへのカーソルが移動する時間を０．５秒～５．０秒の時間間隔で無段階に変更する機能である．

一方，走査方式による日本語ワードプロセッサの操作は，シンボルを一個づつ選択して文章を作成する方式であるため，キーボードのように目的の文字を直接選択する方式に比べて操作効率が低いことが予測される．これを改善するため，日常生活で使用頻度の高い語句を予め登録しておき，一個のシンボルを選ぶ場合と同様の操作方式で選択する機能を設定した．これは，５分野で各々７文字を最大文字数とする語句３４個までを使用者のニーズに応じて登録できる方式とした．

これらの他に，使用者が介助あるいは支援を求めるための連絡用として，家族あるいは介助者を呼ぶためのナースコール（ブザー）機能を設けた．

6．4　評価実験

製作した重度麻痺障害者用日本語ワードプロセッサは，筆者がこれまでに実用化した（仮名文字による）書字エイド[(68)-(71)]の使用者数名による予備評価を行った後，重度麻痺障害者の実際の使用による有効性を確認するため，福祉機器企業の協力を得て１９８９年に市販化し，約１年後の調査において１５０余名が使用するに至った．一方，製作した支援・代行装置の評価実験は，本来であれば評価環境を設定し，一定の条件のもとで被験者の使用を通じて行われるべきである．しかし，これまで論じたように，重度麻痺障害者用支援・代行装置は一般民生機器とは異なったニーズおよび使用環境を必要とするため，本研究では実際に装置を使用している重度麻痺障害者の調査を行う方式で評価実験を行った[(50),(72)-(74)]．すなわち，製作した日本語ワードプロセッサを使用している重度麻痺障害者の中で連絡先が明らかな９７の施設および個人に対して使用状況に関するアンケート調査を行い，効率的な走査方式と重度麻痺障害者の適応性ならびに日常生活支援への有効性の評価実験を行った．調査は，当該施設および個人が国内各地に散在しているため，郵送法により実施した．無効回答を除いた実質的なアンケ

ート回収率は６２％（６６名）であった．アンケート回答者の障害内容は図６．１０に示す通りで，脳性麻痺（Cerebral Palsy，以下ＣＰ）と，筋萎縮性側索硬化症（Amyotrophic Lateral Sclerosis，以下ＡＬＳ）が８６％（５７名）と多数を占めたため，以下に示す結果とχ^2検定による回答比率の比較では特に断わらない限り両疾患を対象とした．最終的な有効回答者数は，複数の疾患を含む施設からの重複回答を除いた５３名（ＣＰ３６名，ＡＬＳ１７名）である．集計結果を図６．１１～図６．１９に示す．

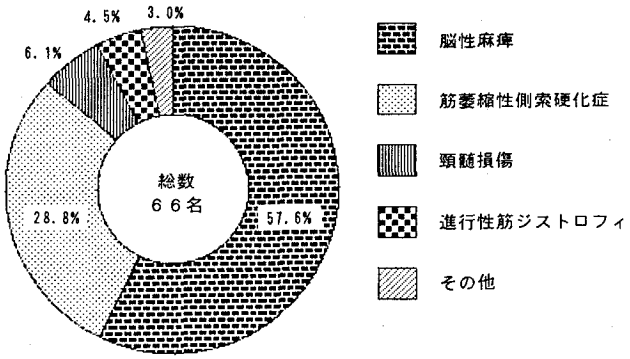


図６．１０　回答者の障害分類

６．４．１　使用環境

日本語ワードプロセッサを使用する環境は図６．１１に示す通りで，ＡＬＳは５９％が自宅で残りの４１％全てが病院での使用であったのに対し，ＣＰでは自宅が１７％に留まり種々の施設が８３％を占めた．両者の比率には有意な差が認められた（危険率１％）．ＣＰにおける種々の施設の内訳は，療育施設が５０％，養護学校が４０％，その他が１０％であった．

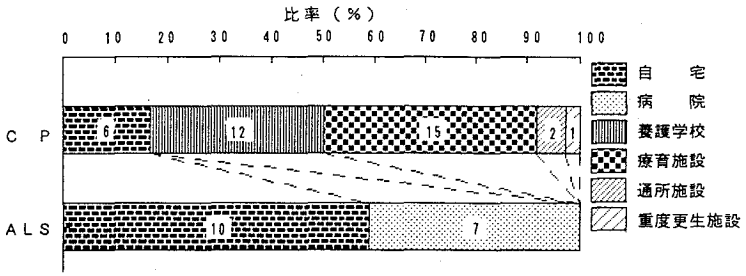


図６．１１　使用環境

６．４．２　使用前の障害状況および支援方法

回答者が走査方式による日本語ワードプロセッサを使用する以前における機能損失の状況は図６．１２に示す通りで，書字と発語の両機能に障害を有しており，

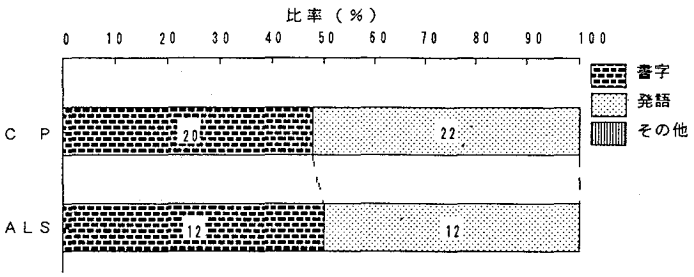


図６．１２　以前の障害状況

その比率はほぼ１：１であった．

一方，このような状況における支援・代行の手段は図６．１３の通りで，ＣＰは全体の３２％が平仮名５０音表を板または紙に記述した文字盤を使用していたの対して，ＡＬＳでは文字盤の使用は６８％であり，両者の回答比率に有意な差が認められた（Ｐ＝２％）．

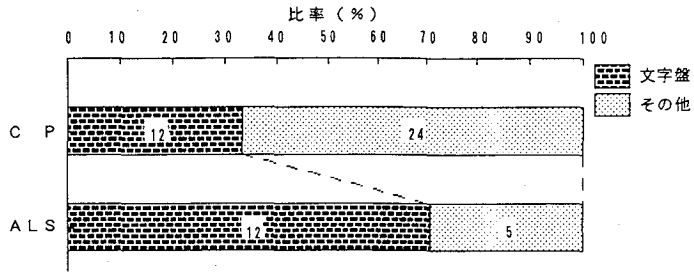


図６．１３　使用前の支援・代行の方法

６．４．３　走査方式と操作部位

走査方式は，図６．１４に示すように，ＣＰおよびＡＬＳとも１個のセンサで構成される特殊操作スイッチによる自動行列走査方式が最も多く，次いでジョイスティック型特殊操作スイッチによる方向走査方式がよく使用されていた．両疾患間の回答比率に有意な差は認められなかった．

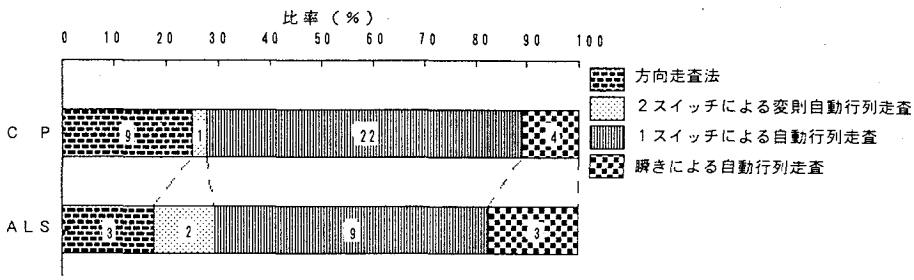


図６．１４　走査方法

一方，特殊操作スイッチを操作する身体部位には，図６．１５に示すように，ＣＰおよびＡＬＳのいずれも上肢（腕・肘・手先など）が最

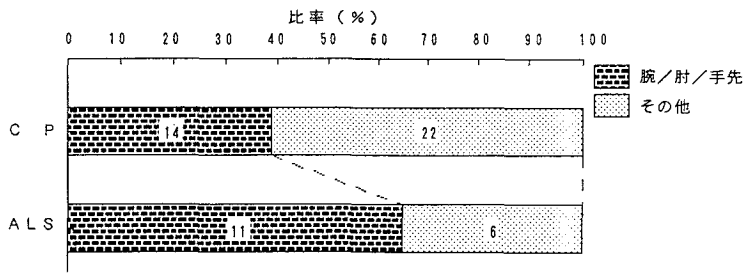


図６．１５　スイッチを操作する身体部位

も多く利用されていたが，両者の比較において僅かな有意差が認められた（危険率１０％）．

６．４．４　使用しているシンボル盤

使用しているシンボル盤としては，図６．１６に示すようにＣＰおよびＡＬＳの両者とも２階層式シンボル盤と仮名５０音表式シンボル盤が約半数ずつを占めた．操作効率の最も高い使用頻度順方式はＣＰとＡＬＳでは全く使用されておらず，全有効回答者を通じて脊髄損傷者１名だけが使用していた．

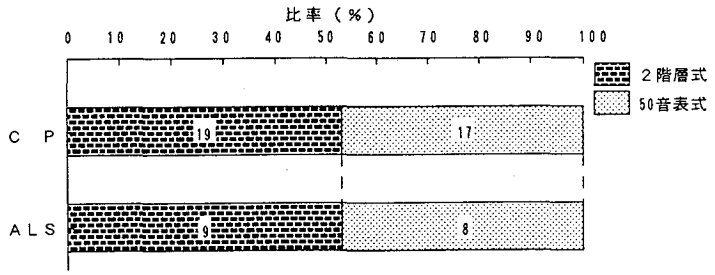


図６．１６　使用したシンボル配列盤

６．４．５　操作の難易性

日本語ワードプロセッサの中核機能である仮名漢字変換の操作では，図６．１７に示すように，ＣＰの５９％が難しいと回答したのに対して，ＡＬＳでは２３％に留まった．逆に操作が簡単と回答したのはＡＬＳの６２％に対して，ＣＰでは２５％に留まり，両者の回答比率に有意な差が認められた（Ｐ＝５％）．

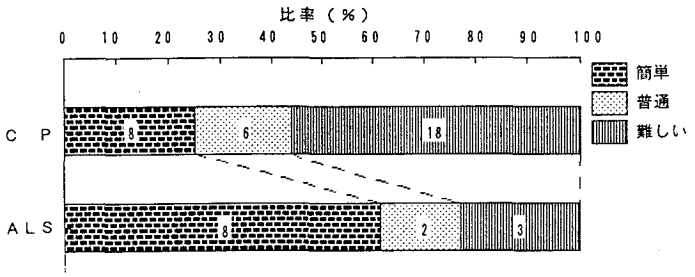


図６．１７　仮名漢字変換の操作難易性

また，編集機能では，図６．１８に示すように，ＣＰの７８％が機能数が多過ぎると回答したのに対して，ＡＬＳでは０％であった．

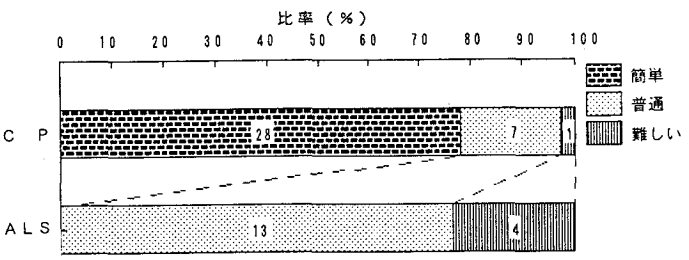


図６．１８　編集機能の数

逆にＡＬＳのの２８％が編集機能が少ないと回答したのに対してＣＰでは３％にとどまり，両者の回答比率に有意な差が認められた（Ｐ＝０．１％）．

日本語ワードプロセッサ全体の操作性について簡単と回答したのは，図６．１９に示すように，ＡＬＳが４７％およびＣＰが１７％で，逆に難しいと回答したのはＣＰの６７％およびＡＬＳの２４％であった．両疾患間の回答比率に有意な差が認められた（Ｐ＝１％）．

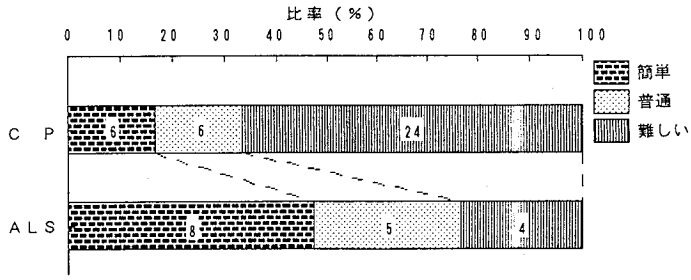


図６．１９　全体の操作性

６．５　考察

回答者の大多数（約９割）を占める２種類の疾患であるＣＰとＡＬＳは，重度な障害を有するという点では等しいものの，ＣＰは胎児期・出産期・乳幼児期に受傷あるいは発症し重度な麻痺が一生継続する疾患であるのに対し，ＡＬＳはその多くが成人以後に発症する進行性の重度な麻痺疾患で予後が悪いという，互いに異なった特徴を有している．この両疾患の特徴は日本語ワードプロセッサの使用環境に顕著に現れており，ＡＬＳが自宅もしくは病院での使用が全てであるのに対して，ＣＰでは自宅以外の療育施設・養護学校などでの利用が多数を占めていた．このことは，両疾患の中でＣＰがより教育の面で日本語ワードプロセッサを使用する機会が多いことを示すとともに，ＡＬＳでは基本的なコミュニケーションの確保を目的として使用する状況が多いことを示しているものと考えられる．

６．５．１　ＣＰの書字機能支援・代行装置としての日本語ワードプロセッサ

ＣＰではそのほとんどが乳幼児期以前の受傷あるいは発症であり，その障害内容は多様である．その中で書字機能の障害については，随意運動機能がある程度残存している場合には，それらを用いて文字盤や通常の日本語ワードプロセッサなどを使用することにより，書字機能の支援・代行が可能である．書字機能に障害を有するＣＰの多くが，このような手段により書字機能の支援・代行を行って

いる．一方，書字機能以外に他の身体機能にも重度な障害を有するＣＰの場合には，これまで別の手段により書字機能を支援・代行することが難しいため，他の肢体障害者と同等の条件で教育および社会経験を得ることが極めて困難な状況にあると言える．このため，今回の評価では，ＣＰが日本語ワードプロセッサなど書字を支援・代行する装置を使用する場合に，書字を始めとするコミュニケーションを支援・代行する他に，どの程度まで教育の場で効果的に使用できるかが重要な評価対象と考えられた．

ＣＰは，今回の評価結果ではＡＬＳと同程度の比率で文字選択に２階層シンボル盤と５０音表式シンボル盤を使用しているものの，最も効率的な使用頻度順式シンボル盤は全く使用していなかった．加えて，日本語ワードプロセッサの主たる機能である仮名漢字変換と編集機能および全体の操作性においてＣＰの半数以上が難しいと回答した．この比率はＡＬＳの結果に比べて非常に大きく，開発した日本語ワードプロセッサがＣＰに対して不適であるかのような印象を与えるが，ＡＬＳでの評価結果から一般的な教育および社会経験を経ることにより十分な操作能力が得られるものと推測されるため，このための条件整備が不十分であると考えられる．回答したＣＰのほとんどは，随意運動機能の著しい制限により，これまで民生機器および支援・代行機器の両者を含めて機器操作の経験が不十分であると考えられる．さらに，肢体障害者教育の現場においても，教育を受ける対象者のコミュニケーション機能が著しく損なわれて場合には，能力評価や日本語教育を含めて，全体的な教育プログラムの設計が困難であることが指摘されている．このような背景から，今回の評価結果は，これまで障害者教育の場で重度肢体障害者が使用できるコミュニケーション・エイドがほとんど無かったため，このような多様な問題点があるにも関わらず，開発された日本語ワードプロセッサの使用が先行したためと考えられる．この問題を解決するためには，教育の場における重度肢体障害者への支援・代行機器の適用を，能力評価を含めて，総合的に対処する必要があると考えられる．このことを示す例として，回答者（介助者および使用者）のコメントにおいても，実際の教育現場で開発した日本語ワードプロセッサを使用している時に未学習の漢字が仮名漢字変換により提示されることが欠点として指摘された．また，養護学校等の教育環境で多数の肢体障害者が

一つの日本語ワードプロセッサを共用する状況が多いことから，操作者が交代するたびに操作方法や走査速度など個人的な操作パラメータを簡単に設定変更できる機能が必要であることが示された．

以上の結果は，損なわれた書字機能を支援・代行する装置である日本語ワードプロセッサが，教育の場において有効であるが，個々の使用者の能力および使用環境に応じて，機能を多様に設定できることが必要であることを示している．

６．５．２　ＡＬＳの書字機能支援・代行装置としての日本語ワードプロセッサ

ＡＬＳでは，そのほとんどが成人で十分な学習履歴および社会経験を得ており仮名漢字混じりの日本語文章を作成する能力を有していることが期待できるため，製作した日本語ワードプロセッサの豊富な機能および効率的な操作方法への対応状況を評価対象とした．

評価結果では，予測した通り約半数が日本語ワードプロセッサについて高い操作性を示したが，文字盤の選択においてはＣＰと同程度の比率で２階層シンボル盤と５０音表式シンボル盤を使用するに留まり，最も選択効率が高い使用頻度順式シンボル盤は全く使用されていなかった．この理由としては，ＡＬＳが全身の著しい麻痺障害を呈する進行性の疾患で，さらに予後の悪いことが考えられる．これは，製作した日本語ワードプロセッサを使用するまでの支援方法において，ＣＰが多様な方法で対処していたのに対して，ＡＬＳの多くが文字盤に頼っていたことからも示されている．このため，ＡＬＳでは製作した日本語ワードプロセッサを使用するのは症状が進み麻痺が重度に至った段階であり，残された時間を工学的に文字選択効率の高いシンボル盤の操作学習に充てるよりも目前のコミュニケーション手段を確保するための支援・代行装置として使用したいという差し迫った切実なニーズが優先した結果であると考えられる．このため，著しく制限された身体機能で可能な効率的操作方式の開発が必要と考えられる．

６．５．３　製作した日本語ワードプロセッサの有効性

書字機能を支援・代行するための３要素として，速さ・内容・伝達形態を示すことができる．これらを製作した日本語ワードプロセッサについて考えると，それぞれ「シンボル選択の速さ」・「シンボル選択の方式と種類」・「表示・印刷」の機能として示すことができる．一方，文字を自由に扱う能力は，教育を受ける

者にとって必須である．このため，ＣＰなどの重度麻痺障害児にとって日本語ワードプロセッサは，単に損なわれている書字機能を支援・代行するだけではなく，教育を受けるために必要な上記の機能を得るための“道具”であると言える．

今回の評価では，日本語ワードプロセッサを重度麻痺障害者の支援・代行システムとするためには対象となる重度麻痺障害者の多様な残存機能とニーズに応じて上記の各要素に相当する機能を変更し対応しなければならないことが明らかとなった．さらに，文字を扱う能力を充分に修得している重度麻痺障害者においては，その障害固有の条件による差し迫ったニーズが操作効率よりも優先されていることが明らかとなった．工学的に効率的な文字選択方式および操作方式は理論面から設定できるが，それらと実際の障害者のニーズをいかに効果的に組み合わせるかが今後の課題であると考えられる．

６．６　結言

本章では，前章で得た走査方式に関する検討結果を実際の支援・代行システムで検証するため，支援・代行する機能を書字に設定して重度麻痺障害者用日本語ワードプロセッサを製作し，重度麻痺障害者による評価実験を行い検討した．これにより，以下の結果を得た．

（１）仮名文字の配列方式として標準的な５０音表式配列を基本とすると，２階層式配列および使用頻度順配列を行うことにより，選択効率がそれぞれ１０％および３０％改善されることを示した．

（２）重度麻痺障害者用日本語ワードプロセッサの使用者の疾患分類では，筋萎縮性側索硬化症（ＡＬＳ）と脳性麻痺（ＣＰ）の両者で約９０％を占めることが明らかとなった．

（３）重度麻痺障害者用日本語ワードプロセッサにおいて，工学的に効率の高いシンボル盤は，ＣＰおよびＡＬＳいずれの疾患においても，それぞれの疾患に固有な理由により使用されていないことが明らかとなった．

（４）重度麻痺障害者のニーズは多様であるため，必ずしも工学的に効率の高い操作方式が適さない場合があり，それぞれの障害内容とニーズに適した支援・代行機器が求められていることを示した．

第7章 結論

本研究は，筆者が肢体障害者のための支援・代行装置に関して行った研究の結果をまとめ，７つの章に分けて詳論したものである．

本研究で得られた諸成果は，各々各章の結言に述べているので，本章では，全体を統括した結論を述べる．本研究の直接の目的は，これまで一般民生機器の開発と同様の手法で論じられ行われてきた肢体障害者用支援・代行システムの開発において，高機能な支援・代行装置の適合における人間側の条件，および重度麻痺障害者と支援・代行装置のインターフェースのあり方，そして支援・代行機器の工学的な設計方式と実際面の適応について検討することであった．

検討の結果，以下の成果が得られた．

（１）肢体障害者と支援・代行機器から構成される人間－機械系に関して，多機能筋電義手を切断端から得た複数の筋電位信号で制御する場合の実験を行った結果，切断端から得られる複数の筋電位信号を処理して得られる直流信号を線形識別して多自由度筋電義手の制御信号が得られること，および切断の手技によっては筋電位信号の発生状況が異なり線形識別の結果に差のあることが明らかとなった．これによって，肢体障害者が多機能な支援・代行機器を制御する場合，その残存機能の違いによって制御性に差を生じることが明らかとなった．

（２）麻痺障害者と支援・代行機器とのインターフェースとして，残存機能による随意運動をセンサで検出して制御信号を得る方式の特殊操作スイッチを提案し，実験により有効性が明らかとなった．また，重度麻痺障害者の場合には，特殊操作スイッチから得られる制御信号数が少なくなるため，走査方式を組合せることにより支援・代行機器の操作が行えることが明らかとなった．さらに，この走査方式では，支援・代行機器の機能数と走査のための配列方式によって操作効率が異なることが明らかとなった．

（３）走査方式の理論的解析結果に基づいて設計した重度麻痺障害者用日本語ワードプロセッサの評価実験により，重度麻痺障害者に対して工学的に効率

の高い操作方式が必ずしも適応しないこと，そして重度麻痺障害の原因となる疾患ごとに必要とする支援・代行機器の機能が異なることが明らかとなった．

これらの成果を得ることにより，本研究の直接の目的であった肢体障害者用支援・代行装置と使用者である肢体肢体障害者とりわけ上肢切断者および重度麻痺障害者とのインターフェースに関する基礎技術を確立し，肢体障害者用支援・代行装置に関する一連の研究成果を得ることができた．

これまで，工学技術は「人間」の生活をより豊かにするために利用されてきた．しかし，現状における支援・代行装置の開発状況を考えると，この「人間」としては健常者が対象とされている場合がほとんどであり，最近に至るまで肢体障害者は含まれていなかったと言わざるを得ない．さらに，開発に対する考え方および技術も健常者を中心としたものがほとんどであった．このため，健常者に比べて絶対数が少ない肢体障害者に対する支援．代行システムを考える場合には，健常者用機器システムを開発する場合には見られない困難さが伴うと考えられていた．このような状況において，本研究は，肢体障害者が損なった機能を支援・代行する装置および肢体障害者を含めたシステムに関して，装置と肢体障害者のインターフェースという観点から工学技術の利用の可能性と障害者への適合性について検討を行った．肢体障害者が必要とする支援・代行の対象は多岐に渡るが，本論文で提案し実証したインターフェースの考え方はこれらの機器開発を可能とするものであり，今後における積極的な応用が期待される．

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玉津福祉センター兵庫県リハビリテーションセンターにおいて行った肢体障害者用支援・代行システムに関する一連の研究の成果を主体としたものである．本論文をまとめるにあたり，終始，懇切丁寧なご指導ならびにご高配を賜った大阪大学工学部通信工学科手塚慶一教授に心より御礼申し上げる．

本論文について有益なご助言およびご指導を賜った大阪大学工学部通信工学科倉薗貞夫教授，森永規彦教授，同電子制御機械工学科岩田一明教授，ならびに医学部整形外科小野啓郎教授に対して厚く御礼申し上げる．

大阪産業大学工学部情報システム工学科村田正教授，信州大学工学部電子工学科大下真二郎教授，および鳴門教育大学障害児教育講座末田統教授にはご厚情溢れるご助言とご援助を頂いた．また，大阪大学工学部通信工学科馬場口登講師，同応用物理学科小松雅治助教授，および岡山理科大学工学部電子工学科塩野充教授には種々の面でお世話になった．以上の方々に深く感謝の意を表する．

本研究の内容は肢体障害者のリハビリテーションという領域に属するため，設計と製作実験および評価など研究を進める上で多数のリハビリテーション専門家のご協力とご援助を頂いた．上肢切断者用支援・代行システムに関する研究（第２章～第３章）では，兵庫県リハビリテーションセンター附属中央病院澤村誠志院長および中島咲哉整形外科部長より，リハビリテーション医学の観点から適切な問題提起と種々のご指導ご協力を頂いた．また，麻痺障害者用支援・代行システムに関する研究（第４章～第６章）では，兵庫県リハビリテーションセンター生活科学課相良二朗主査，同能力開発課坊岡正之主任，国立療養所近畿中央病院附属リハビリテーション学院作業療法学科中村春基教官，藍野医療技術専門学校作業療法学科古田恒輔教官より，リハビリテーション工学の観点からの適切な問題提起と有益な討論ならびに製作実験と評価への協力を頂いた．さらに，兵庫県リハビリテーションセンターの関係する専門家の方々から直接，間接に御指導ならびに御協力を頂いた．ここに記して感謝の意を表する．

参考文献

(1)相良，奥："重度肢体障害者用リハビリテーション機器におけるマン・マシン・インターフェースとその問題点"，計測自動制御学会関西支部シンポジウム講演論文集，pp.121-126(1983)

(2)武智："手足の不自由な人はどう歩んできたか"，医歯薬出版(1981)

(3)土屋："わが国のリハビリテーション工学の現状"，総合リハビリテーション，１４巻１０号，pp.735-739(1986)

(4)奥："リハビリテーションエンジニアから見たクリニカルリハビリテーション工学のテリトリと問題点"，医用電子と生体工学，２３巻４号，pp.271-281(1985)

(5)児玉，武智，明石："義手"，医学書院（1972）

(6)O.Peizer, et al.:"Guidlines for standards for externally powered hands"，Bulletin of Prosthetic Research, Vol.10,№12(fall), PP.118-155(1969)

(7)A.D.Sherman:"Russian bioelectric-controlled prosthesis:report of a research team from the Rehabilitation Institute of Montreal",Canada. Med. Assoc.J.,December12, pp.1268-1270(1964)

(8)R.N.Scott:"Myoelectric control of prostheses and orthoses", Bulletin of Prosthetic Research, Vol.10,№7(spring), pp.93-114(1967)

(9)W.Henry Hollinsehad（津山他訳）："四肢及び脊柱の機能解剖"，協同医書出版社（1972）

(10)澤村："切断と義肢"，医歯薬出版（1983）

(11)奥，中島："筋電位による多機能動力義手の制御方式"，バイオメカニズム３（Proc. of 3rd Biomechanizm Symposium），pp.91-96(1975)

(12)R.Dedelich："Plastic treatment of the muscle and bone in amputation surgery"，J. Bone & Joint Surg.,45-B, pp.60-66(1963)

(13)M.Weiss:"Physiologic amputation, immediate prosthesis and early

ambulation", Prost. Intern., No.3, pp.38-44(1969)
(14)E.M.Burgess, et al.: "Amputation management utilizing immediate postsurgical prosthetics fitting",Prost. Intern., No.3, pp.28-37(1969)
(15)沢村他："切断術直後義肢装着法について"，整形外科，１９，pp.1010-1025(1969)
(16)M.Berlemont, et al.: "Ten years of experience with the immediate application of prosthetic devices to amputees of lower extermitiesoon operating table", Prost. Intern., No.3, pp.8-17(1972)
(17)沢村他："切断術直後義肢装着法の実際とチームアプローチ"，リハビリテーション医学，１０巻１号，pp.3-13(1973)
(18)C.B.Hall: "Modern amputation technique in the upper extremity", J.Bone & Joint. Surg.,Vol.45-A, pp.1717-1722(1963)
(19)G.Murdoch: "New concept in the treatment of amputees",Physiotherapy, Vol.46, pp.385-390(1966)
(20)沢村他："切断手技の相違による断端筋肉の変化について，主として脈管学的立場よりの実験的研究"日本整形外科学会誌，４１，pp.4-13 (1967)
(21)糸原学："切断手技の相違による断端筋肉の変化について"，日本整形外科学会誌，４６，pp.245-262(1972)
(22)C.Hansen-Leth, et al.: "Amputations with and without myoplasty on rabbits with specail refference to the Vascularization", Acta Orthop. Scand., Vol.43, pp.68-75(1972)
(23)沢村他："切断手技における最近の進歩"，災害医学，１９，pp.443-452(1976)
(24)時実他："筋電図入門"，南山堂(1965)
(25)時実："人間の骨格筋肉の機能分化ＩおよびII"，科学，２５巻，pp.229-235(1965)
(26)田中："切断肢の筋電図学的研究"，日本整形外科学会誌，４５，pp.343-355(1971)

(27)奥，中島："筋電制御システムにおける切断手技の影響に関する一考察"，バイオメカニズム4（Proc. of 3rd Biomechanizm Symposium），pp.114-120(1978)

(28)H.Oku："Electronic Aids for the Severely Disabled - Environmental Control System and Communication Aids", Proc. of the 3rd Japanese-French Biomedical Technology Symposium, pp.268-273(1990)

(29)相良，奥，細谷："走査法による重度肢体障害者用機器の開発"，Human Interface News and Report，5巻3号，pp.257-262(1990)

(30)上田編："各種筋神経疾患"，医歯薬出版株式会社（1975）

(31)今井編："脊髄損傷・その他の対麻痺"，医歯薬出版株式会社（1982）

(32)市川他編："環境制御装置手引書"，環境制御装置研究開発連絡協議会(1984)

(33)荻島秀男編："装具・自助具・車椅子"，医歯薬出版株式会社（1973）

(34)経営開発センター編："新しいセンサーの技術開発と最適な選び方・使い方"，経営開発センター(1978)

(35)William F. Ganong（松田他訳）："医科生理学展望"，丸善（1971）

(36)奥，相良，畠山編："操作スイッチへの手引き"，環境制御装置研究開発連絡協議会(1987)

(37)奥，相良，坊岡，中村："電動ベッドの操作形態に関する考察"，総合リハビリテーション，9巻6号，pp.475-480(1981)

(38)相良，奥："電動ベッド／コミュニケーション・エイド／環境制御装置などの操作スイッチについて"，第1回リハ工学カンファレンス講演論文集，pp.91-96(1986)

(39)Lowman Klinger, et al.："Aids to Independent Living",Mcgraw-Hill (1969)

(40)奥，坊岡，相良，中村："マイクロコンピュータのリハビリテーション機器への応用"，情報処理学会技術研究報告，MC15-2，pp.1-9(1981)

(41)H.Oku, et al.："Microcomputers assisted Environmental Control System"，Proc. of the IFIP-IMIA Working Conference on Uses of

Computers in Aiding the Disabled, pp.37-52(1981)
(42)奥，坊岡："簡易型環境制御装置の開発"，電子通信学会技術研究報告，BME81-73，pp.39-46(1982)
(43)奥他："環境制御装置の開発現況と問題点"，リハビリテーション工学国際セミナー'８２講演論文集，pp.28-35(1982)
(44)奥他："マイクロコンピュータの可搬型ＥＣＳシミュレータへの応用"，Proc. of the IMAC'82, pp.337-344(1982)
(45)相良，奥，南，中村，坊岡："環境制御装置用模擬操作装置（シミュレータ）の開発"，第３回バイオメカニズム学術講演会論文集，pp.233-236(1982)
(46)奥他："環境制御装置操作用シミュレータ（模擬操作装置）の開発と臨床評価"，総合リハビリテーション，１３巻５号，pp.451-456(1985)
(47)H.Oku, et al.："A Portable Simulator of Environmental Control System"，Proc. of the 2nd International Conference on Rehabilitation Technology, pp.609-610(1984)
(48)上田："リハビリテーションを考える"，青木書店(1983)
(49)奥，相良："走査法による重度肢体障害者用キーボード・エミュレータにおけるキー選択効率の改善"，第３回ヒューマン・インターフェース・シンポジウム論文集，pp.73-78(1987)
(50)奥，相良，大下："重度肢体不自由者教育のための日本語コミュニケーション・エイドの開発と評価"，ＣＡＩ学会誌，８巻４号（採録決定）
(51)奥，相良，古田："肢体障害者用コミュニケーション・エイドの開発現況"，総合リハビリテーション，１３巻９号，pp.669-675(1985)
(52)奥："肢体障害者用コミュニケーション・エイド"，第３回リハ工学カンファレンス講習会テキスト，pp.2.1-2.16(1988)
(53)Janice Light:"Augmentative communication:state of art in North America"，Proc. of ICAART 88, pp.536-540(1988)
(54)畠山："肢体障害者用とコンピュータ"，第３回リハ工学カンファレンス講習会テキスト，pp.2.31-2.42(1988)
(55)相良，奥："重度肢体障害者用キーボード・エミュレータの開発"，第２回

ヒューマン・インターフェース・シンポジウム論文集，pp.165-170(1986)
(56)別府："神経疾患におけるコミュニケーションの障害と対策"，看護技術，２２，pp.99-106(1976)
(57)相良，奥："ＭＳＸパソコンを利用した重度肢体障害者用コミュニケーション・エイド"，第１回リハ工学カンファレンス講演論文集，pp.55-60(1986)
(58)相良，奥他："ＭＳＸパソコンを利用した重度肢体障害者用コミュニケーション・エイド　２"，第２回リハ工学カンファレンス講演論文集，pp.183-186(1987)
(59)相良，奥他："仮名文字の選択方式を考慮した漢字コミュニケーション・エイドの開発"，第３回ヒューマン・インターフェース・シンポジウム論文集，pp.67-72(1987)
(60)相良，奥："ＭＳＸパソコンによる重度肢体障害者用日本語ワープロの開発"，第３回リハ工学カンファレンス講演論文集，pp.457-460(1988)
(61)相良，奥："走査法による重度障害者用ワープロの文字盤構成と表示色に関する研究"，第４回リハ工学カンファレンス講演論文集，pp.251-254(1989)
(62)相良，奥："肢体障害児（者）のための日本語コミュニケーション・エイド"，電子情報通信学会技術研究報告，ET88-8，pp.31-36(1989)
(63)奥，相良："重度肢体障害者のための日本語ワードプロセッサの開発"，日本機械学会第６７期全国大会講演会講演概要集，pp.506-507(1989)
(64)H.Oku, J.Sagara："A Japanese Word-Processor for the Severely Physically Disabled", Proc. of European Conference on the Advancement of Rehabilitation Technology, pp.12.1-12.2(1990)
(65)アスキー出版局："ＭＳＸテクニカル・ハンドブック"，㈱アスキー(1983)
(66)保坂他："眼鏡学の実際"，金原出版(1988)
(67)堀田："文字・音節の使用頻度による平仮名の文字修得要因に関する研究"，教育心理学研究，３２巻１号，pp.68-72(1982)
(68)古田他："１～２入力式日本語コミュニケーション・エイドの開発"，第４回バイオメカニズム学術講演会論文集，pp.117-118(1983)
(69)相良，奥，古田："ＭＳＸマイクロコンピュータのコミュニケーション・エ

イドへの応用”，第５回バイオメカニズム学術講演会論文集，
pp.133-141(1984)
(70)奥他：“マイクロコンピュータによる重度身体障害者用コミュニケーション・エイドの開発とその評価”，Proc. of the IMAC'84, pp.133-141(1984)
(71)相良，奥：“ＭＳＸパソコンを利用した重度肢体障害者用コミュニケーション・エイドの開発”，第１回ヒューマン・インターフェース・シンポジウム論文集，pp.383-388(1985)
(72)奥，相良，中島：“重度障害者用日本語ワードプロセッサの開発と評価”，リハビリテーション医学，２８巻３号，pp.215-222(1991)
(73)相良，奥，馬渕：“走査法による重度肢体不自由者用日本語ワードプロセッサの使用状況”，第６回リハ工学カンファレンス講演論文集，
pp.219-222(1991)
(74)奥，相良，大下：“肢体障害者用日本語コミュニケーション・エイドの評価”，電子情報通信学会技術研究報告，ET91-75，pp.1-8(1991)