

センサー技術を利用した身体障害者のコミュニケーション支援に関する研究

Research on communication support for physically disabled persons by utilizing  
the sensor technology

東京大学大学院 総合文化研究科生命環境科学系認知行動科学

博士課程 石 濱 裕 規

# センサー技術を利用した身体障害者のコミュニケーション支援に関する研究

Research on communication support for physically disabled persons by utilizing the sensor technology

東京大学大学院 総合文化研究科生命環境科学系認知行動科学  
博士課程 石濱 裕規

## 目次

序論	1
1. 本研究開発の構成および対象ユーザー	2
2. 社会的背景	6
3. 理論的背景	8
第1章	
スイッチによる入力操作を行う人に対するコミュニケーション支援	15
1-1 はじめに	16
1-2 ショックセンサスイッチの開発	19
1-2-1. 開発の目的	19
1-2-2. スイッチのハードウェア構成	21
1-1-3 スイッチの衝撃検知部	21
1-2-4. 衝撃検知部基板でのアナログ信号処理	22
1-2-5. デジタル信号処理	23
1-3 ショックセンサスイッチの評価	31
1-3-1 ショックセンサスイッチの性能評価	31
1-3-2 ショックセンサスイッチの試用評価1	35
(1) 試用評価ユーザー1のプロフィールおよびニーズ	35
(2) 試用評価1	37
(3) 試用評価2	45
(4) 試用評価3	53
(5) 試用評価4	69
1-3-3 ショックセンサスイッチの試用評価2	74
(1) 試用評価ユーザー2のプロフィールおよびニーズ	74
(2) 試用評価	76
1-4 ジャイロスイッチの開発	85
1-4-1 開発の目的	85
1-4-2 ジャイロスイッチの開発1	85
1-4-3 ジャイロスイッチの評価1	88
1-4-4 ジャイロスイッチの開発2	102
1-4-5 ジャイロスイッチの試用評価	105
1-5 第1章 まとめ	112
第2章	
マウス操作が困難な人に対するコミュニケーション支援	115
1-1 はじめに	116
2-2 ジャイロマウスの開発	117
2-2-1 開発の目的	117
2-2-2 ジャイロマウスの基本構成	117
2-3 ジャイロマウスの評価	121
2-3-1 試用評価ユーザー(頸椎損傷, 神経筋疾患)の報告	121

2-3-2 試用評価ユーザー 1	122
(1) 試用評価ユーザー 1 のプロフィールおよびニーズ	122
(2) 試用評価	123
2-3-3 試用評価ユーザー 2	130
(1) 試用評価ユーザー 2 のプロフィールおよびニーズ	130
(2) 試用評価	131
2-3-4 試用評価ユーザー 3	133
(1) 試用評価ユーザー 3 のプロフィールおよびニーズ	133
(2) 試用評価	133
2-4. 第 2 章 まとめ	137
おわりに	139
付: ジャイロの運動計測への利用	141
作業分担に関する但し書き	163
謝辞	164
文献	165





## 1. 本研究開発の構成および対象ユーザー

本研究は、主にハイテクエイドを利用する身体障害者、特に脳性まひ者の方々におけるスイッチ、マウスなどのフィッティングの難しさを改善するために、センサー技術を活用したスイッチおよびマウスを開発し、その評価を行うという内容のものとなっている。そして、それらの開発・評価を経た後に、運動障害のためにコミュニケーションにおいて難渋することの多い人達が自らの意志で生活環境を改善するためのツール、改善できるツールを提供することこそが本研究の目指す所である。その意味では極めて実用的なゴールを持った研究であり、そのため、評価もなるべく日常的な場面での検討を行うという方法をとっている。なお、技術開発部分および評価の少なからぬ部分に関して、株式会社 村田製作所 安藤雅明氏との共同研究となっている。

「運動障害のためにコミュニケーションにおいて難渋する」状態を引き起こす障害には、脳性まひ、脳卒中後遺症、ALS（筋萎縮性側索硬化症）などの神経難病、頸椎損傷、筋ジストロフィーなどが挙げられる。これらの障害のうち、脳性まひ、脳卒中後遺症などにおいては、認知・言語面での発達障害や高次脳機能障害・失語症を伴うために、コミュニケーション困難がより重篤となっている人々も少なくない。しかしながら、本研究開発においては、直接的には、運動障害に起因するコミュニケーション困難の改善を対象としている。

運動障害に起因するコミュニケーション困難は、その様式という観点からみた場合、大別して、発話の障害と書字その他上肢での到達運動・操作機能の困難に起因する能力障害に分けられる。運動障害に起因する発話の障害は、運動性構音障害を中心とした発話障害（主として脳性まひ）、呼吸量の低下や呼吸筋麻痺（頸椎損傷・ALSなど）などがある（脳卒中後遺症においても、より高次機能に起因する発話障害を伴うことがある）。また、上肢での到達運動・操作機能の困難に起因する能力障害は、先

に挙げたすべての障害で起こり得るものであり、それらは、大別すると、a) 筋力が低下するために動きが乏しい、あるいは動かせる身体部位が少ない場合（ALS、筋ジス等）、b) 不随意運動、筋緊張のために巧緻性が乏しく、多くの身体部位が不必要に動いてしまう場合（脳性マヒ、特にアテトーゼ型）に分けられる。また、麻痺のために随意的に動かすことが出来ない場合（頸椎損傷・脳卒中後遺症での弛緩性麻痺など）もある。

発話の障害と上肢での到達運動・操作機能の困難に起因する能力障害とは、ひとつの障害名のもとでしばしば合併しうが、特に脳性まひ者や進行期の神経難病者においては高度かつ重篤に合併していることが多い。そのような場合、発話機能を書字で代償する、あるいは書字などの困難を発話で代償することが難しくなってくる。そうした場合でかつ機能訓練による改善が早急には見込まれないような人達が、本研究開発におけるコミュニケーション援助の主たる対象者である。

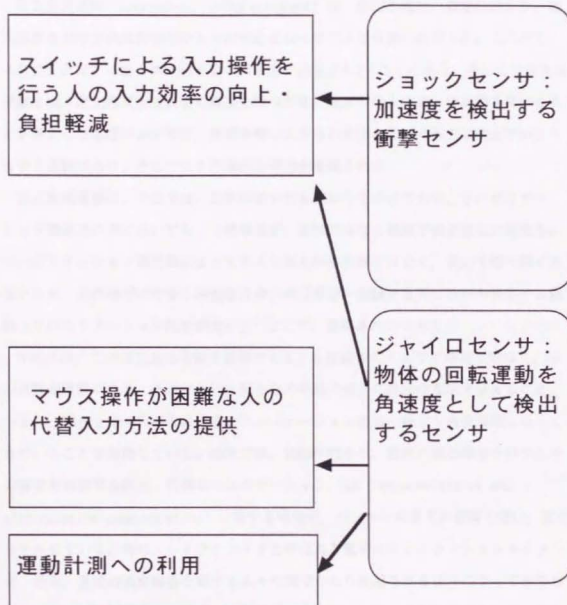
今日では、このような困難にある人達に対するコミュニケーション活動の補助手段として、パソコンの普及に伴う文字入力方法が開発されてきている（詳しくは第1,2章冒頭を参照）。そのなかで、特に重度の発話障害のため、文章入力によるコミュニケーションを意志伝達の重要な方法として用いており、かつ上肢での操作機能の障害を持つために通常のキーボード入力が出来ないため、随意的に動かせる身体部位を用いてスイッチによる入力操作を行う人に対して、本研究開発では、ショックセンサ（加速度を検出する衝撃センサ）とジャイロセンサ（物体の回転運動を角速度として検出するセンサ）のスイッチとしての適用を検討している（第1章）。

これらのうち、ショックセンサを用いたスイッチは、特に不随意運動、筋緊張のために巧緻性が乏しく、多くの身体部位が不必要に動いてしまうことの多い脳性まひ者の入力操作に対して、衝撃力を指標としたセンサ信号処理によって随意的な動きのみを選択的に抽出することにより、入力効率の向上・負担の軽減がもたらされることを目標として開発されたものである。

ジャイロセンサを用いたスイッチは、特定の運動方向への随意的な動きが可能な人を対象として、特定方向への動きを選択的に抽出することにより、やはり入力効率の向上・負担の軽減がもたらされることを目標として開発されたものであり、想定する対象ユーザーの障害としては、ALSなどの神経難病、頸椎損傷（上位）のほか、特定方向への随意的な動きが可能な脳性まひ者も含まれている。ジャイロセンサでは、特に、ショックセンサなどでは選択的検出が困難な頭部の回旋運動などの検出が可能であることを期待した。

また、パソコンによる文章入力等の必要性が高いが、上肢機能の障害のために通常のマウス操作が困難な人に対して、ジャイロセンサを用いたマウスの適用（頭部の動きで入力するポインティングデバイスとしての利用など）を検討している（第2章）。想定する対象ユーザーの障害としては、先に挙げた障害の全てを含んでいる。

ジャイロセンサに関しては、センサによりヒトの動きを捉えるための基礎研究として、運動計測への適用も検討してきた。このことに関しても、本論文ではいくらか付記させて頂いた。



### 本研究開発の構成



## 2. 社会的背景

自立生活運動(independent living movement)は、1970年代に、重度脳性まひ、頸椎損傷などの身体障害を持つ人々が中心となってアメリカから始まった。ここでの「自立」とは、「自らの生活を自らの意志で決定する」<sup>1)</sup>ことである。そして自立生活運動とは、歴史的にはこれまで障害を持つが故に他者の介入によって影響を受けることが多かった生活のあり方を、障害を持つ人自らの意志に基づくものに変えていこうとする運動であり、そこでは自己決定の理念が重視される。

自立生活運動は、今日では、日本においても拡がりをみせており、リハビリテーション関係者の間においても、「障害者が、施設ではなく地域での自立した生活を、リハビリテーション専門職によって与えられた生活目標ではなく、自力で切り開く目標として、専門職だけでなく障害者自身の相互援助・相談を重視しながら努力する運動(リハビリテーション医学辞典)」<sup>2)</sup>として、重視されつつある。

中邑<sup>3)</sup>は、この自立生活運動を背景として、生活動作のうえでの自立ではなく、心の自立が重要であり、そのために、何らかの手段で相手に自分の意志を伝えること、つまり、障害を持つ人々におけるコミュニケーション方法の確立が重要課題となってきたことを指摘している。欧米では、1980年代から、重度の表出障害を持つ人々の障害を補償する拡大・代替コミュニケーション(AAC: augmentataive and alternatative communication)に関する研究が、パソコンの普及の影響も受け、拡がりをみせている。特に、ハイテクエイドと呼ばれる電子コミュニケーションエイドが、近年、重度の表出障害を有する人々の間でかなり使用されるようになってきており、障害を持つ当事者からのこの分野における研究・開発への期待も高まっているといえる。これらのエイドの利用者のなかには、当然、障害も持つ在宅の人々ばかりでなく、長期入院、あるいは施設入所している人々・余儀なくせざるを得ない人々も含まれており、そのような人々の意思表示・権利主張を保障していくうえでも、コミュ

コミュニケーションエイド研究の役割は小さくない。

中邑は、AAC研究の対象となるコミュニケーション技法を、ジェスチャーやサインなどの非エイドコミュニケーション技法、文字盤カードなどの非電子コミュニケーションエイド、VOCA (voice output communication aid) と呼ばれる専用機やパソコンを用いた電子コミュニケーションエイド (ハイテクエイド) に分類したうえで、ハイテクエイド利用上の問題点として、1. 残存運動機能の評価の難しさ、2. センサーやスイッチのフィッティングの難しさ、3. アクセス方法への理解の難しさ (認知障害の合併などによる) の3点を挙げている。しかしながら、この領域における研究は始まったばかりといってよく、これらの問題点に関する知見の蓄積はまだ乏しい。従って、この研究分野における知見をわずかずつでも積み上げていくことは、それ自体利用者への適応に際しての資料となりうるという意義があると考えられる。

筆者は、主に在宅生活を営む脳性まひ者の介助・日常生活支援を10年間続けるなかで、コミュニケーションの重要性およびコミュニケーション活動に対する支援の重要性を痛感してきており、このことが本研究開発の第一の動機となっている。本研究開発を通じて、身体障害および表出障害を有する人々のコミュニケーション支援・自立生活支援に僅かでも資することが出来れば幸いである。

### 3. 理論的背景

本研究開発の対象ユーザーのなかで、脳性まひ児・者が占める割合は高く、また、試用評価のなかでも、筆者自身関わっているユーザーは全て脳性まひ児・者である。本節では、以上のような事情から、特に脳性まひ児・者における運動障害に起因するコミュニケーション困難に関して、筆者が本研究開発の背景としている理論的問題を述べる。

#### 3-1. 脳性まひ児・者における視覚運動協応困難

脳性まひ児・者においては、痙性による過緊張、それに由来する関節可動域障害、変形、あるいは不随意運動によって、上肢の到達運動・操作性が制限されることが多い。到達運動・操作性の障害は、ヒトの外的世界への働きかけを制限するものであり、それらが感覚運動経験の不足をもたらすことになれば、認知・言語発達、社会行動を含めた行動発達に影響を及ぼすこととなる。このように上肢の運動機能の障害はその能力障害のみならず、より広範な発達障害・およびそれに伴う行動上の困難を引き起こす可能性がある。そして、この脳性まひ児・者における到達運動・操作性の制限は、運動障害としてのみ捉えることはできないという所に更なる問題の困難さがある。

脳性まひ児・者においては、外部の視覚目標に対する運動が要求される場合、筋緊張・不随意運動がより高まるということに関して、筆者は、これまで実験的検討を加えてきた<sup>1)</sup>。成人脳性まひ者および健常者を被験者とし、視覚および固有感覚を手がかりとした位置のマッチング課題を行った所、脳性まひ者群では、固有感覚情報のみを利用する場合よりも、視覚情報を利用して課題を行なう際により誤差の増大が見られ、脳性まひ児の場合における報告<sup>2) 3)</sup> 同様、異種感覚統合の困難が生じていること

が示された。そして、その際、同時記録された利き手上肢の筋活動、肘関節角度から、アテトーゼ型脳性まひ者では、筋緊張亢進を伴った不随意運動がみられることが示された。このことは、乳児サルの上肢の被殻の前部と後部を破壊し中間部を残した状態では、視覚刺激に対する到達反応と逃避反応の相克のように、アテトーゼ型脳性まひ者の上肢の動きに極めて類似した上肢全体の伸展と屈曲の不規則な繰り返しが見られたというDenny-Brown<sup>13)</sup>の実験的アテトーゼ研究とも対応している。また、痙直型脳性まひ者では、視覚情報のみに基づいたマッチング条件で不適切な運動目標の設定が認められた。

上肢の到達運動・操作性は、視覚的に捉えられた外部対象に対して動きかける際に発揮される機会が極めて多い。しかし、視覚の対象への到達運動の際に、不随意運動・筋緊張が増大するのであれば、対象の視覚的認知自体が上肢を用いた身体活動にとって大きな制約となりうる。

とはいえ、視覚運動協応を求められることは、ヒトの日常生活・社会生活においては、極めて多い。情報処理作業は、脳性まひ者における就労分野として、近年、特に注目されるようになってきている。また、すでに述べたように、重度の脳性まひ者においても、パソコンは、コミュニケーション・文章作成のアシストをする道具として、広く用いられるようになってきている。

その一方で、近年、成人脳性まひ者における二次障害、特に錐体路損傷を引き起こす頸椎症(成人脳性まひ者に若年より多発)と生活環境・労働環境との関連が検討されており、特に情報処理などの作業に従事する脳性まひ者のなかに頸椎MRI所見が重度である者が多く、そのため、情報処理作業が過剰な不随意運動を誘発し、二次障害の原因のひとつになっている可能性が指摘されている<sup>14)15)</sup>。一方で、情報処理作業は、脳性まひ者における就労分野として、近年、特に注目されるようになってきている。また、すでに述べたように、重度の脳性まひ者においても、パソコンは、コミュニケーション・文章作成のアシストをする道具として、広く用いられるようになってきてい

る。

従って、なるべく作業時の負担を軽減するようなコミュニケーションエイドの開発が求められており、スイッチにより入力操作を行う脳性まひ者に対するコミュニケーション支援という課題においても、入力時の負担の少ないスイッチの開発は重要であるといえる。そこで、操作スイッチを身体外部にある視覚的目標物とするのではなく、身体に装着し操作することにより、筋緊張・不随意運動の高まりを抑えて作業負担を軽減し、かつ入力効率を高めることが出来るのではないかという仮説に基づき、身体装着型のショックセンサ開発を試みることにした。

### 3-2. 脳性まひ児・者の筋緊張に対するアプローチ

脳性まひ児・者の過剰な筋緊張に対するアプローチとして、機能訓練、物理療法、薬物療法、手術（筋解離術等）、神経ブロック（フェノールブロックなど）などが挙げられる。

機能訓練として、神経生理学的アプローチをとるボバース・アプローチでは、

- （１）異常姿勢反射の抑制（過緊張パターンの原因となっている反射の抑制）、
- （２）立ち直り反応と平衡反応の促通（正常発達に見られる巧緻運動を可能とする、より高度に統合された反応の促通）の２つを原則としており<sup>1)</sup>、異常姿勢反射活動が最も減少する姿勢や肢位をセラピストが他動的に操作する反射抑制パターンの検討がさまざまになされてきている。これらの手技は、訓練場面でのセラピストの直接的な援助によるものであるが、機能訓練においても最終的な目標は本人の自己抑制コントロールであるとされる<sup>2)</sup>。

また、わが国独自の機能訓練体系として、成瀬悟策（前九州大学）らによる動作訓練の理論が開発され、「心理リハビリテーション」として主に教育界で実践されてきている。この理論では、脳性まひ児・者の動作不自由の多くは、不必要・不当な筋緊



張が介入するために、自己調整がうまくいかず、運動が乱れることによるであって、不当筋緊張を自己制御・自己弛緩できるようなリラクセーションを獲得することが、随意的な動作能力を獲得するために重要であるとされる。動作感覚、あるいは自己努力を明確にするような訓練によって、非意図的な原始姿勢反射活動や不随意運動の生起を予測・制御する能力が向上するとされる<sup>3)</sup>。手法としては、プレイセラピーや筋電図によるバイオフィードバックが用いられ、これらのアプローチによって脳性まひの運動障害が改善される場合があることが報告されてきた<sup>4)</sup>。

物理療法としては、温熱療法および寒冷療法が筋緊張の抑制効果があるとされており、特に寒冷療法に関しては、痙性の軽減に効果的であるという報告があり<sup>5)</sup>、脳性まひ児においても痙性軽減効果が報告されている<sup>6)</sup>。また、筋電図バイオフィードバックは、脳性まひ者の伸張反射の抑制に効果があることが報告されている<sup>8)</sup>。筋放電が大きくなるように積分筋電図を閾値設定し、主に聴覚的にフィードバックを与えることにより、過緊張筋の抑制を図るという手法が臨床的に多く用いられている<sup>9)</sup>。

これらの機能訓練・物理療法による筋緊張抑制アプローチに共通する問題点は、治療・訓練場面以外、すなわち日常生活での作業場面などで脳性まひ児・者にしばしば見られる過緊張状態に対して如何にアプローチできるのかということである。特に、様々な感覚刺激や精神的緊張の多い日常の作業場面では、筋緊張・不随意運動の増大因子が多い。

物理療法は、静的な状態でなされるか、もしくは静的な状態から開始されることが多い。機能訓練においても過緊張の抑制のため静的状態での他動的ストレッチングなどの段階を経たうえで動作場面では過緊張抑制のために他者の介入が加わることが多い。しかし、脳性まひ者は、静的な状態での自己の筋張力に関する知覚はむしろ優れているが、逆に運動実行中は筋張力の知覚機能が低下し、筋の緊張の程度に狭い範囲でしか気付けないことが示されている<sup>11)12)</sup>。従って、日常的な動作場面での自己の筋緊張状態の知覚とその自己コントロールこそが重要な課題であり、自己の筋緊張状態

の知覚を助ける適切なフィードバックを与えることにより過緊張とならないような運動学習を成立させることが必要であるといえる。

本研究開発での対象場面であるスイッチ操作による文書入力作業においても、スイッチの操作が逆に筋緊張を高め、その継続により、変形が進行する可能性もある。そこで、ショックセンサスイッチの研究開発においては、入力時に生じる衝撃力を指標とした入力閾値の設定を行い、かつ入力時に聴覚的フィードバックを与えることにより、入力操作時に要する動きの程度を自己コントロールし、過緊張を自己抑制できるのではないかとする仮定のもと、検討を進めることにした。

### 3-3. 拡大・代替コミュニケーション手段の確立が認知・行動に及ぼす影響

脳性まひ児・者におけるコミュニケーションの障害は、発達全体に影響を与える。情報の発信手段を持たない場合、周囲の事物や人に対する関心、他人に働きかける気持、自己表現力が育つことを妨げ、さらに周囲の対応次第では、コミュニケーション意欲が低下し、受身的な活動を余儀なくされ、言語や社会性の発達が著しく阻害されるという問題を引き起こしこともありうる<sup>1)</sup>。そして、脳性まひ児・者のコミュニケーション障害は概して重篤であり、永続的に障害を残す可能性のあることが多いため、近年では、言語表出面に關するなんらかの福祉機器の利用を考えなければ、コミュニケーション能力を育成し、また導出することは不可能であるという認識がなされつつある<sup>2)</sup>。

脳性まひ児・者にとつての代替コミュニケーション手段の確立において、電子機器、すなわち、携帯用会話補助装置、あるいはパソコン等を利用することは、発信手段の確立のうえで有効な手段となりうる。そしてその利用は、まず、自発的な意志伝達を可能とする。そして意志伝達を通じての行動を可能とする。例えば、「柵の上にあるゲームをとって下さい」「車イスを押して映画に連れて行って下さい」などと

いった形で、自己欲求・願望の実現を可能とする。こういったことは行動範囲の拡大につながり、そのなかで様々な経験をすることによって、逆に認知する対象の拡がり・受信対象の拡がりをもたらすことも期待できる。また、そのことは、情報発信手段の確立により、他者との交流およびその範囲が拡大することを意味しており、それは言語発達を促すのみならず、社会性の発達を促すことになる。

筆者が10年近く介助を通じて交流を続けている脳性まひ者のS君は、麻痺性構音障害のため、発話が極めて困難であり、養護学校時代は、会話の殆どを他者からの問いかけに対する「はい」と「のー (No)」という2単語のみで行ってきた。養護学校では、言語訓練が継続的に行われていたが、発声・発語訓練が中心であり、結局、養護学校卒業時点で、彼が発話できた単語は「おかあさん」「りんご」など10語程度であった。

しかし、卒業後、過緊張はあるもののある程度の上肢の操作性があり、ポインティングが可能であったS君が、トーキングエイド（ナムコ社）という商品名の携帯用会話補助装置を使いだしてから、彼の生活は大きく変わった。トーキングエイドとは、ノートサイズのキーボード（丸い穴状の50音ひらがなキー）入力により、人工音声とひらがな文字が同時出力されるという装置であり、頻度の高い単語・文章の登録も可能であり、車イスでの外出時なども携帯できるサイズの会話補助装置である。このトーキングエイドを用いることにより、まず、彼自身による他者への積極的な働きかけ・要求・質問などが可能となり、それに伴って語彙も爆発的に増加し、次第に文章も作れるようになっていった。また、周囲の人達は、彼がどのようなことを考えていたのかを知ることが出来るようになり、また彼の「潜在的」知的能力の高さを、知能検査ではなく、トーキングエイドを通じて初めて知ったのである。そして、他者に要求する、依頼するということが可能になることによって、行動範囲は大きく拡がり、様々な経験をすることができるようになった。そして、逆にそういった経験から興味・関

心の幅も拡がり、現在では、パソコンを操作し、インターネットも駆使して情報収集し、カヌーやスキーを行ったり、自分でプロレスをしたり、繁華街に出かけたりというように自分の生活を楽しんでいる。換言すれば、情報発信手段の確立によって、受信できる情報も増えていき、そのことにより、生活の幅が広がっていったといえる。

トーキングエイドの操作、そして現在ではパソコン操作の援助を通じて、S君の「ことば」の習得に関わってきた筆者が思うことは、コミュニケーションエイドの導入以前に如何に彼が貧しい言語世界に生きていたか、また生きざるを得なかったかということである。そして、また、10単語程度の発話世界を18年間過ごしてきたことによる彼のハンディを時折感じることがある。

このように、コミュニケーションエイドの有効活用は、その利用者の認知・言語面での発達、行動発達を大きく促し、その生活全体を豊かにしていく可能性を持っているものである。本研究開発は、残念ながら、まだ開発機器がその利用者に及ぼす様々な影響について広範な検討を加える段階には至っていないが、それらの検討が今後重要な課題であることは十分に認識している。

コミュニケーションエイド、広くは福祉機器の適応がそのユーザーに及ぼす影響に関して、記述的な事例報告にとどまらず、より広い観点から実証的・科学的検討を加えるための方法論は、まだ確立されていない。しかしながら、最近では、福祉機器がQOL (quality of life) に与えるインパクトを評価するための試みとして、福祉機器の心理的社会的インパクト測定スケール (PIAD: The Psychosocial Impact of Assistive Devices Scale) を開発する試みもなされるようになってきており<sup>1)</sup>、その方法論の確立が求められている。

## スイッチによる入力操作を行う人に対するコミュニケーション支援



## 1-1. はじめに

重い運動障害を持つ人が、パソコン等の入力操作を行う際には、様々な困難があるが、大別すると、a) 筋力が低下するために動きが乏しい、あるいは動かせる身体部位が少ない場合（ALS、筋ジス等）、b) 不随意運動、筋緊張のために巧緻性が乏しく、多くの身体部位が不必要に動いてしまう場合（脳性マヒ等）に分けられる。

現状では、このような障害のため、キーボードやマウス、ジョイスティック等の操作が困難であるような人達が人達が文章入力により意志の伝達を行う場合、画面の文字（列）あるいは絵記号上をカーソルが一定の間隔でスキャン（走査）していき、目的の文字（列）あるいは絵記号上にカーソルが来たときに、スイッチを操作して、文字入力を行うという走査入力方式がとられている（図1-1-1）。このような走査入力方式を採用した入力インターフェースおよびソフトウェアは、現在いくつかのメーカーから販売されている<sup>1) 2) 3)</sup>。この際用いられる操作スイッチの多くは、1入力スイッチ（on/offの切り替え）である。

操作スイッチに求められる条件として、a) の場合、1) 感覚がよく操作に要する力が少なくても操作スイッチが必要となる。b) の場合、2) 随意的な動きのみに応答する操作スイッチが必要となる。また、障害の違いにより随意運動が可能な部位は異なるので、3) より多くの身体部位での操作が可能であるスイッチが望ましい。さらに、キーボードやブッシュスイッチなどの外部の視覚目標に対する運動が要求される場合、緊張の高い脳性まひの人では、入力操作中に姿勢が変化する結果、目標との位置関係が変動し入力困難となることが多いので、4) 姿勢の変化の影響を受けにくいことも操作スイッチの条件となる。同時にその場合、筋緊張・不随意運動がより高まるという問題があるので、5) 不随意運動・筋緊張の高まりをもたらしにくいことも重要な条件となる<sup>1)</sup>。

現状で、用いられている操作スイッチの多くは1入力スイッチ（on/offの切り替

え)であるが、当然、これらは入力効率が低く、時間がかかり、ユーザーの疲労を招きやすいという問題を抱えている。このことより、操作スイッチに求められる条件として、さらに、随意的な動きが可能な身体部位の動きからより多くの種類の信号を区別して取り出せること（入力効率を高める）が挙げられる。



図1-1-1 走査（スキャン）方式による入力画面例

（Macintosh Ke:nx3.5 日本語版 スキャンモード）

上：スイッチ入力によりスキャンを開始すると、各行ブロック毎にカーソル（太い囲み）が一定速度で移動していく。

中：入力目標文字のある行にカーソルが来たときに、スイッチ入力すると、その行が選択され、続いてその行の文字が1文字づつスキャンされる。

下：入力目標文字にカーソルが来た所でスイッチ入力すると、目標文字が選択さる。

## 1-2 ショックセンサスイッチの開発

### 1-2-1. 開発の目的

脳性まひ者においては、不随意運動、筋緊張亢進による外部スイッチの誤入力操作として、(1)筋緊張亢進に伴う姿勢の変化や微妙な不随意的筋収縮が生じて、随意的入力操作時以外にもスイッチに接触し、誤入力してしまう場合、(2)不随意運動、筋緊張亢進に伴う入力タイミングのずれが生じて、スキャン入力目標以外の文字がスキャンされているときに、スイッチを激しく叩いて誤入力してしまう場合、

(3)随意的入力に続いて不随意運動が増強し<sup>1)</sup>緊張をゆるめることができずに連続して誤入力してしまう場合、(4)視覚的目標であるスイッチに対する入力自体ができない場合などが観察される。

これらの問題点のうち1)～3)までは、随意的入力操作時およびその前後で適切な力の発揮をしてしまうことによると考えられる。従って、身体が外部対象に接触する場合、あるいは特定の入力動作を行う場合の衝撃力を指標とし、随意的入力操作と不随意的入力操作とでの相違点を検討したうえで適切な信号処理を行うことにより、随意的入力操作に選択的に応答するようなスイッチの開発が可能となるのではないかと考え、筆者らは、加速度を検出する衝撃センサ(ショックセンサ)を用いた操作スイッチの開発を進めてきた。さらに、そのようなスイッチを身体装着可能なものとするにより、視覚的目標物に対する運動が求められることによる困難が減じることを期待した。

センサを用い、かつ身体装着が可能なスイッチとしては、現在、センサースイッチという商品名で、Dohn Johnston 社より市販されているものがある<sup>2)</sup>。これは、直径2.5cmの円形の薄い金属センサーおよびケーブルと調整用のボックスからなるものであり、センサーはテープ等により身体装着が可能であり、筋肉の動きを感知するものである。調整は、スイッチをオンさせるために最低限必要な信号の大きさに関する感度

の調整、および不随意な動きによるスイッチの認識を減らすための機能としてスイッチのディレイを起こさせる調整が可能となっているという点で工夫された商品である。しかしながら、不随意な筋収縮に伴う大きな信号をキャンセルすることは困難であり、また、これまでプッシュ型などの外部入力型スイッチを使用していた人にとっては、慣れるのに苦労するするという問題点がある。さらに、装着の状態によって、発生する電位が変化する傾向があり、装着方法に工夫を要するが、センサ自体のみが商品となっており、装着方法はユーザーにまかされている。それゆえ、先行商品であるセンサスイッチの問題点をも改善し、より優れた身体装着型のセンサスイッチを開発することも本研究開発の課題である。

先に述べたように、脳性まひ児・者においては、外部の視覚目標に対する運動が要求される場合、筋緊張・不随意運動がより高まるため、外部にスイッチがある場合には、入力操作が極めて困難となる。そこで、操作スイッチを身体外部にある視覚的目標物とするのではなく、身体に装着し操作することにより、筋緊張・不随意運動の高まりを抑えて作業負担を軽減し、かつ入力効率を高めることが出来るのではないかという仮説に基づき、身体装着型のショックセンサ開発を試みることにした。

以下に本研究開発の目的を示した。

- 1) ショックセンサを利用し、センサ衝突時の特定の力成分のみを選択的に入力信号として抽出できるセンサスイッチシステムを開発すること。
- 2) 同ショックセンサスイッチシステムを用いた場合、脳性まひ者の随意的スイッチ入力動作に対し選択的に入力応答し、不随意運動に対しては入力応答しないという選択的信号抽出が可能であるかどうかを検討すること。
- 3) 同ショックセンサスイッチシステムにより、脳性まひユーザーにおけるパソコン入力時の入力パフォーマンスの向上および負担の軽減がみられるかどうかを検討すること。



4) スイッチを小型化し身体装着を可能とすることにより、従来の外部入力型に比べ、より随意的動作に対するスイッチの応答性を高め、また視覚的目標物に対する運動が求められることによる困難を減じることができるかどうかを検討すること。

(以上、文献3)より加筆引用)

#### 1-2-2. スイッチのハードウェア構成

ショックセンサを用いたスイッチは、衝撃検知部と、センサ信号を解析して随意・不随意運動の区別をする信号処理部からなる(図1-2-1)。

#### 1-1-3 スイッチの衝撃検知部

今回、ショックセンサとして、村田製作所製のショックセンサPKGS-00LCを用いた。これは、ノートパソコン用のハードディスクドライブにおいて、振動や衝撃によってデータを誤って書き込むことを回避するために用いられている表面実装型センサであり、加速度(衝撃や振動など)を瞬時に検知でき、加速度に比例した電圧を出力として取り出せるセンサである<sup>1)</sup>。小型(6.4mm×2.8mm×1.5mm)かつ軽量(1g以下)のため人体装着に適していると判断した。その仕様は表1-2-1の通りであった。また信号処理には専用のICを用いた。これはセンサ信号のフィルタリングと増幅を行うためのICで、外部の抵抗、コンデンサの値を調節することで、フィルタのカットオフ周波数や増幅率を自由に変更できる。

衝撃検知部は、人体可動部に装着し、身体が外部対象に接触する場合、あるいは外部対象に接触しなくとも特定の意図的動作を行う場合に生じる衝撃を入力信号とする身体装着型と、身体外部近傍に固定し身体動作により入力する外部入力型を制作した。なお、これらの制作は筆者自身が行った。

身体装着型として、直径30mmのステンレス製半球体内部にショックセンサ基板を円形にカットして接着剤固定し、アルミ板で半球体を閉じたものを制作した。これは、

衝撃の加わる方向による衝撃力の違いを最小限にし、かつ人体への衝撃も小さくなることを意図したものである。さらに人体に装着する場合の人体側への衝撃を緩和するため、アルミ板の外側に伸縮性ベルクロテープを張り付け、容易に身体部位に装着が可能なものにした。検知部全体の重さは約20gであった（図1-2-2）。

外部入力型として、縦300mm×横200mm×高さ50mmのアルミ製ボックスの内部にショックセンサ基板をボルト・ナットで固定し、スペーサーにより、ボックスの両面とセンサ基板とを接触した状態にして、ボックスの両側からの衝撃がセンサに伝わるようにしたものを作成した。なお、ボルトは、なべ小ネジを用い、その表面をビニル素材により覆った（図1-2-3）。

ショックセンサを、専用ICにてフィルタ処理および増幅を行うと出力電圧は衝撃が印加されていない時2.5Vのオフセット電圧値を出力する。衝撃が加わると、衝撃の方向に応じて2.5Vから＋方向／－方向に電圧が生じる。

#### 1-2-4. 衝撃検知部基板でのアナログ信号処理

ショックセンサを、専用ICにてフィルタ処理および増幅を行うと出力電圧は衝撃が印加されていない時2.5Vのオフセット電圧値を出力する。衝撃が加わると、衝撃の方向に応じて2.5Vから＋方向／－方向に電圧が生じる。

図1-2-4 にショックセンサの信号処理回路を示した。ここでR1、C1の時定数で規定されるカットオフ周波数（fL）で低周波成分がカットされる。またR2、C2の時定数で規定されるカットオフ周波数（fH）で高周波成分がカットされてバンドパスフィルタを形成する。またR1とR2の比で増幅率が決定される。なお、今回制作したものでは、信号処理基板の時定数は以下の通りであった。

身体装着型ショックセンサ

$C1 = 0.22 \mu F$ ,  $R1 = 10 k \Omega$  (可変)

$$C2 = 150 \text{ pF}, R2 = 680 \text{ k}\Omega$$

$$fL = 1 / (2\pi \cdot R1 \cdot C1) = 72 \text{ Hz}$$

$$fH = 1 / (2\pi \cdot R2 \cdot C2) = 1.6 \text{ kHz}$$

実際の増幅率は専用IC内蔵の3倍アンプの効果を考慮して

$$\text{Gain} = Av = 3 \cdot R2 / R1 = 204$$

のように設定した。

外部入力型ショックセンサ

$$C1 = 0.022 \mu\text{F}, R1 = 56 \text{ k}\Omega$$

$$C2 = 150 \text{ pF}, R2 = 820 \text{ k}\Omega$$

$$fL = 1 / (2\pi \cdot R1 \cdot C1) = 0.4 \text{ Hz}$$

$$fH = 1 / (2\pi \cdot R2 \cdot C2) = 5.3 \text{ kHz}$$

実際の増幅率は専用IC内蔵の3倍アンプの効果を考慮して

$$\text{Gain} = Av = 3 \cdot R2 / R1 = 43.9$$

のように設定した。

#### 1-2-5. デジタル信号処理

センサ信号のデジタル信号処理にはZ-world社製のマイクロコントローラ (Little Star) と専用のA/D変換ボード (EXP-A/D12) を用いた。A/D変換の精度は12bitであった。センサ信号はデジタル化された後コントローラで信号処理される。デジタル信号処理部で随意運動に基づく衝撃波形だと判断されると、デジタル出力ボ

ートからローレベルを出力するように設定した。その信号をKe:nx(Don Johnston)に入力して、スイッチ入力として用いた。

ショックセンサの衝撃信号から随意・不随意運動の抽出を行う手段として、以下のような作業仮説をたててみた。

(1) 不随意運動や筋緊張亢進に伴う姿勢の変化により、随意的入力操作時以外にも外部との衝突があり、小さい衝撃が加わって、立ち上がり／立ち下がりの小さい衝撃波形が生じる。

(2) 入力タイミング以外での誤入力を起こすような不随意運動出現、筋緊張亢進時での外部との衝突により、衝撃波形の立ち上がり／立ち下がりが大きくなる。

(3) 不随意運動は随意運動に伴い増強し、その後に連続するため、衝撃波形が連続する。

このような仮定の下、以下のようなアルゴリズムの基本原理を考えた(図1-2-5)。

(I) センサ信号の差分(微分)を計算して、差分値が一定値を超えた場合にスイッチ信号をONにする(最小動作感度閾値  $th1$ )。

(II) センサ信号の差分(微分)を計算して、その値が一定の範囲内にある時、スイッチ信号をONにする(最大動作感度閾値  $th2$ )。

(III) 随意的入力操作の認識がなされてから(スイッチ信号ON出力がなされてから)、一定時間衝撃センサからの信号は無視する。

(I)、(II)でセンサ信号の差分値を用いると、センサ信号のオフセット電圧のバラツキによる影響をキャンセルできる効果もある。

衝撃検知部

デジタル信号処理部

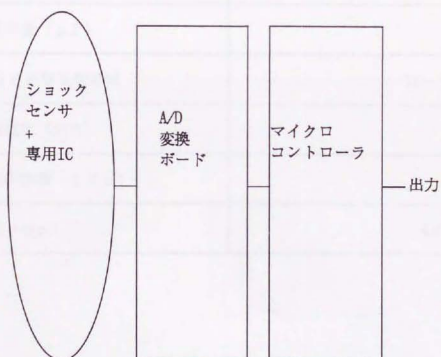


図1-2-1 ショックセンサスイッチの ハードウェア構成



表1-2-1 ショックセンサの仕様

	PKGS-00LC
電圧感度 (mV/G)	2.10
静電容量 (pF)	420
±3dB周波数帯域	37~10000
絶縁抵抗 (MΩ)	500
共振周波数 (kHz)	20
寸法 (mm)	6.4×2.8

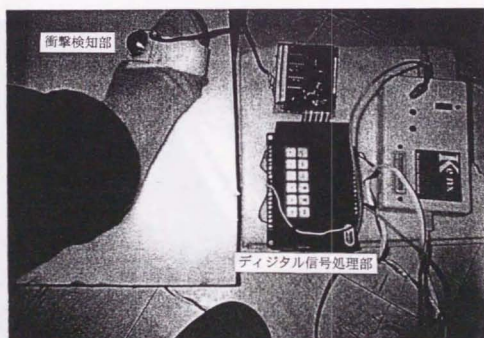
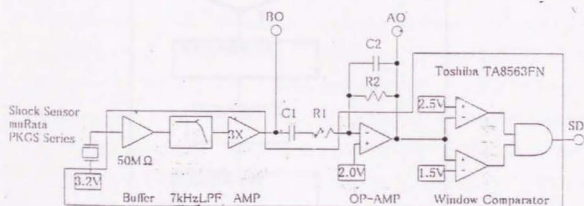


図1-2-2 身体装着型ショックセンサ



図1-2-3 外部入力 型ショックセンサ



評価基板回路構成図

図1-2-4 ショック センサ スイッチ信号処理回路

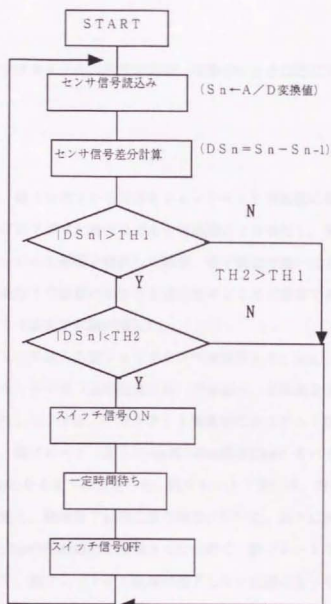


図1-2-5 ショックセンサスイッチの信号処理アルゴリズム



## 1-3 ショックセンサスイッチの評価

### 1-3-1 ショックセンサスイッチ の性能評価

#### 目的

ショックセンサスイッチの信号出力が、衝撃の大きさに応じて変化するかどうかを検討すること。

#### 方法

あらかじめ、様々な高さから球体をショックセンサ検知部に落下させた場合、筒体の様々な部分に落下させた場合などを予備実験により検討し、更に筒体部分への基板固定方法の違いによる影響を検討した結果、落下部位の違いによる影響が最もわずかなるような条件下で衝撃の大きさを変化させることが重要であるという結論に達し、以下のような設定で試験評価した。

机面に固定した外部入力型ショックセンサ検知部より1.5cm上から、直径の異なる3種類の鉄球をセンサ中央（基板固定位置）筒体部分（基板固定面と同側）に落下させる試験を行った。センサは、アラルダイト接着剤によりアルミ製筒体に固定した。試験に先だって、鉄プレート（長さ200mm幅100mm厚さ10mm）をバイス固定してセンサとの距離が1.5cmとなるように設定した。鉄プレート下面には、内径6mmの非鉄金属製リングを接着固定し、鉄球落下初期位置の確認に用いた。落下にあたっては、鉄プレート上面に直径12mmの円形磁石を接触させた状態で、鉄プレート下面のリング部分に鉄球を接触させて、鉄プレートから鉄球が落下しない状態になっていることを確認してから、ゆっくりと鉄プレート上面の円形磁石を離していった。なお、円形磁石の磁力は鉄プレートから約1cm以上円形磁石が離れた状態になって、初めて鉄球が落下するような程度のものであり、従って、鉄プレートから円形磁石が離れた時点の振動が鉄球

の落下時には伝わらないものであった。また、試験に用いた鉄球の直径は、3cm、4cm、5cmの3種類であり、各鉄球で100回づつステンレス球を落下させた。

評価にあたっては、ショックセンサ検知部からの出力信号を、MacLab8kIII (ADInstruments) へサンプリング周波数毎秒1000Hzで同時に取り込んだ。データの記録・解析にはMacintosh Power book5300cs(Apple)を用い、取り込んだ衝撃印加時の波形およびその微分波形の平均値、最大値、最小値、最大最小ピーク差 (P-P値)、各絶対値波形のピーク値を求めた。ショックセンサ信号処理プログラムにおける閾値設定が微分波形の正負両側に対して閾値設定を行っていることから、比較検討には、生波形のP-P値およびその微分波形の絶対値ピークを用いた。

## 結果

図1-3-1に落下試験の結果を示した。ショックセンサ波形のP-P値およびその微分波形の絶対値ピークともに落下鉄球の直径が大きくなるほど、高い値をとる傾向が確認された。特に、微分波形の絶対値ピークを指標にした場合、ほぼ直線的な関係が認められた。

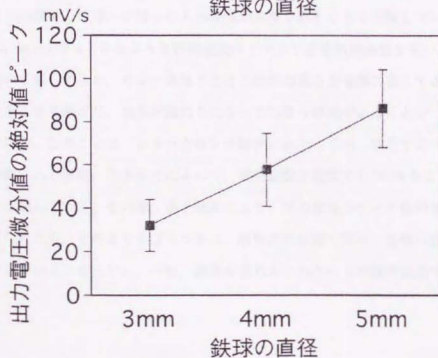
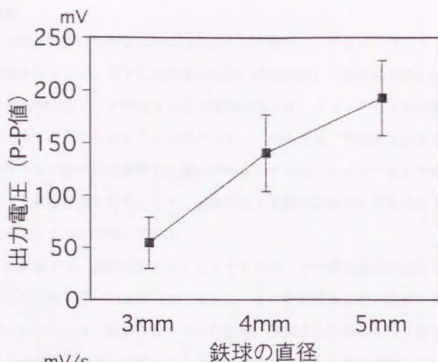


図1-3-1 ショックセンサ外部入力型への鉄球落下試験 (n = 100)  
 (上) 出力電圧 (P-P値) と鉄球の直径との関係  
 (下) 出力電圧微分値の絶対値ピークと鉄球の直径との関係

## 考察

今回、試験時の衝撃印加の容易さという点から、外部入力型ショックセンサのみで試験を行ったが、落下した鉄球の直径にほぼ比例して出力電圧のp-p値、およびその微分値の絶対値ピークが大きくなる傾向が見られ、ショックセンサが衝撃の大きさにほぼ比例した出力を出すことが示された。このことは、不随意的動きと随意的動きとの間で入力動作時の衝撃力に違いがあるとすれば、ショックセンサからの出力信号に基づき閾値設定を行うことで、随意的な入力動作に基づく信号出力を抽出できる可能性があることを示唆している。

本評価では、試験回数を多くとったものの、やや標準偏差が大きくなった。加振機などの設備を用いた衝撃印加ではなく、より使用環境に近い設定でこのような結果が得られたことは、閾値設定を行った場合、確実に入力操作を行う場合には、ある程度以上の衝撃力の違いを持った入力操作が必要であることを示唆している。また、今回は、Gain=30.6となるような回路定数のアナログ信号処理基板を用いたが、落下距離を極めて高くするか、あるいは落下させる鉄球の重さを極端に重くすると、波形出力が大きくなり過ぎて、波形が頭打ちになってしまう傾向があることが、予備実験から示された。このことは、ショックセンサ制作にあたっては、使用するユーザーの動きの特徴、入力部位、方法などによって、回路定数を変更する/できることが望ましいことを示唆している。その他、落下場所により、出力波形のピーク値の大きさにやや差が見られたが、そのようなばらつきは、検知部の材質・厚み・基板の固定方法などに依存していると考えられ、今後、開発を進めるにあたっての検討課題であるといえる。

### 1-3-2 ショックセンサスイッチの使用評価1

#### (1) 試用評価ユーザー1のプロフィールおよびニーズ

成人脳性まひ者 (25歳, 男性)。アテトーゼ+痙直型の混合型。

**言語** 運動性構音障害がによる発話障害が顕著であり, また呼気の持続性に乏しいため発話の持続も困難で単語レベルの発話がほとんどである。このため, 両親を含め, 本人に日常的に接している人でも, 本人の発話内容を十分に理解することは困難である。理解面では, 発話理解, 文章理解ともに問題なく, 新聞を十分読みこなせる。

**認知・知的能力** 視覚的認知, 聴覚的認知ともに問題なく, 眼球運動も正常。ただし, 読書時には姿勢の変化に伴う頭部の動きにより, 視点がずれてしまうことがある。本人の知的能力は高く, 詩およびエッセイを養護学校在籍時より執筆しており, 2年前にパソコン (Macintosh) およびKe:nxを購入して以来, 自宅および地域の福祉センターにおいて, 執筆活動を行っている。

**四肢・体幹の可動域・変形・拘縮・随意運動** 上肢は, 両肩関節外転・屈曲, 両手関節伸展方向の可動域制限が認められ, 総じて上肢の挙上が他動的にも困難である。随意的動作は, 左肩関節の外転および左右肩・肘関節の同時屈曲のみであるが, 動作に極めて時間を要し, また動作遂行に伴い全身の筋緊張・不随意運動は顕著となる。手指の随意的動作は, 左右全指とも不可能である。

下肢は全体に強い筋緊張を呈しており, 両股関節屈曲・内転拘縮, 両膝関節屈曲拘縮, 両足部内反尖足変形 (右により顕著) が認められる。関節可動域に関しては, 膝関節伸展は, 右:-15°, 左:-20°であり, 足関節背屈は, 右:-10°, 左:0°である。

上肢より下肢のほうが比較的随意性が保たれており, 股・膝の同時屈曲伸張動作が可能である。右下肢は左下肢との分離動作が精神的安静時にある程度可能であるが, 左下肢での動作時は必ず右下肢の不随意的筋緊張の増大を伴う。

体幹は, 側彎等の変形は特に顕著には見られない。しかし, 安定性には乏しく, 床上のとん



び座り姿勢の特長は困難でしばしば前方あるいは側方に倒れることがあり、車イス坐位においても、腰部筋群の過緊張などの要因により側方（左＞右）へ傾いた姿勢をとってしまう場合もある。その際、ある程度までは自力で体幹を正中位方向に戻すことが可能であるが、上肢が完全に（肩関節部まで）車イスより側方にでってしまったような場合には、自力で正中位方向に戻すことはできない。

ADL（全般） 食事・排泄・入浴・更衣・書字動作は全介助である。移動は手動車イスで全介助。寝返り可。とんび座り坐位不安定（要監視）。本人は、行政の制度を活用して、日中は、常時、他人介助者を入れて生活をしている。

ADL（スイッチ操作） 本人は、床上での坐位保持は著しく困難である。従って、これまで、車イス坐位で、直径8.5cmの円形のプッシュ型スイッチによる入力操作を主に右下肢の動きで行ってきた。その特徴を以下に列挙する。

1. 右股・膝の同時屈曲動作を利用して右足でひっかくようにこする。
2. 右股・膝の同時伸展動作を利用して踏みつける。
3. 左右とも、股関節と膝関節の分離した動きは極めて困難である。
4. 足関節の随意的底背屈による入力動作は極めて困難である。
5. 1. の入力動作に伴って、右足部の内反尖足傾向が顕著となる。
6. 左右股関節の内転・内旋運動も入力操作に伴って生じることがある。
7. 左下肢によるプッシュ型スイッチの入力操作は極めて困難である。
8. 入力動作の継続に伴い、1-2-1において述べた4種類の誤入力観察される。

ニーズ 最近、パソコン上でテレビ画面を見ることができるという環境の改善がなされ（筆者のサポート）、チャンネルの切り替えなどもスイッチ操作により行っている。今後は環境制御をより多く自分でできるようにしたいというニーズがある。また、インターネットを活用して、新聞を読みたいという希望があり、そのために、カ

ーソルの走査効率を高めたいというニーズもある。

本人は、介助者とのコミュニケーションに困難を来すことを多く、一言の指示に対する介助者の理解に数分から数十分を要することもある。そのため、パソコン上の文字ボードを活用した会話補助が必要になることもあるが、従来本人が用いているスキャン入力方式では、時間もかかり、また誤入力も多いという問題がある。

上記のような問題点を改善するため、本研究開発目的の説明を本人に対して行い、合意を得た上で、試用評価に御協力頂いた。

## (2) 試用評価1

### 目的

ショックセンサシステムにより、脳性まひ者の随意的スイッチ入力動作に対し選択的に入力応答し、不随意運動に対しては入力応答しないという選択的信号抽出が可能であるかどうかを検討すること。

### 方法

テスト時の状況を図1-3-1-1 に示した。初回の試用評価では、本人に、右前足部足底側にショックセンサ検知部が床面を向く様に装着して頂き、車イス坐位のまま、車イスのフットプレートに縦30cm横40cm厚さ2cmのベニヤ板をクランプ固定し、ショックセンサ検知部をベニヤ板にぶつけることで入力操作を行ってもらい、スイッチの試用評価を行った。場所は、都内の某福祉センターロビーにて行った。

入力は、Macintosh Power book5300csから17インチモニターに映し出された画面に対し約70cmの距離で行い、Ke:nxスキャンモードの自動スキャン式を用いて文章のスクリーン方式による入力を行った。この方式は、本人が日常用いており、またアテトーゼ型

脳性まひ児には適しているという報告<sup>1)</sup>もあるため、本評価でも採用した。本人には、自由な文章入力（随時休憩を入れて30分間）、およびこちらが呈示した定型文字入力を行ってもらい、定型文字入力では、単位時間当たりの入力効率の検討をすることを試みた。評価にあたっては、文章のスキヤン入力時におけるショックセンサ検知部からの出力信号および先に述べた信号処理部を経てKe:nxに出力されたON信号を、MacLab8kIII（ADInstruments）へサンプリング周波数毎秒1000Hzで同時に取り込んだ。データの記録・解析にはMacintosh Power book5300cs(Apple)を用いた。また、入力操作時の動作をビデオ撮影し、不随意運動・筋緊張の亢進を知る手がかりとした。閾値の設定は、ショックセンサ波形を常時モニターしながら本人よりのフィードバックおよび観察所見をもとに行った。

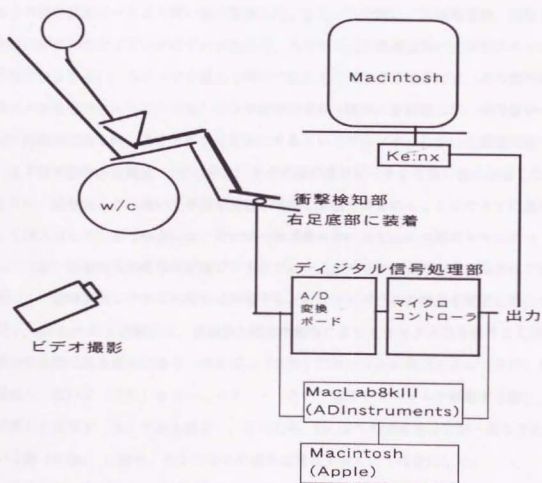


図1-3-2-1 評価状況

## 結果

閾値設定により、脳性まひ者の随意的スイッチ入力動作に対し選択的に入力応答し、不随意運動に対しては入力応答しないという選択的信号抽出が可能であることを示唆する波形データが得られた。

入力時に、本人が入力しようと思っていないのにわずかな動きや姿勢の微妙な変化により入力されてしまった場合には、その際の波形ピークをモニターして、(I) センサ信号の差分(微分)を計算して、差分値が一定値を超えた場合にスイッチ信号をONにするというプログラムにおける閾値設定(以下、最小動作感度閾値  $th1$  と呼ぶ)をその際の波形ピークより高い値に変更した。また、入力時に、不随意運動、筋緊張亢進に伴う入力タイミングのずれが生じて、スキャン入力目標以外の文字がスキャンされているときに、スイッチを激しく叩いて誤入力してしまう場合には、その際の波形ピークをモニターして、(II) センサ信号の差分(微分)を計算して、その値が一定の範囲内にある時、スイッチ信号をONにするというプログラムにおける閾値設定(以下最大動作感度閾値  $th2$  と呼ぶ)をその際の波形ピークより低い値に設定した。さらに、随意的入力に続いて不随意運動が増強し緊張をゆるめることができずに連続して誤入力してしまう場合には、その際の加速度波形の立ち上がり期間をモニターし、(III) 随意的入力操作の認識がなされてから(スイッチ信号ON出力がなされてから)、一定時間センサからの信号は無視するというプログラムの設定を変更した。ただし、 $Ke:nx$ への入力時には、連続的な随意的動作によりスキャン入力を行うことが必要かつ有効である場合があり(例えば、「さ行」にカーソルが来たときに「さ行」を選択し、続いて「さ行」をさ→し→す・・・という順序でカーソルが移動する際に、目標入力文字が「さ」である場合)、そのため、 $Ke:nx$ へのON信号出力が一回なされている間(600ms)に限り、センサからの信号は無視するという設定にした。

以上の設定変更を幾度が行った結果、初回テスト時の最適閾値は、



最小動作感度閾値  $th1 = \pm 1450 \text{ digit}$

最大動作感度閾値  $th2 = \pm 13000 \text{ digit}$

となった ( $ldigit = 0.153 \text{ mV}$ )。

その上で、入力操作を行った所、本評価中、筋緊張亢進・不随意運動出現時において、図1-3-2-2 に示されるようなタイプの波形が複数得られた。

ショックセンサ検知部からの出力信号中、全身的な筋緊張の高まりに伴い足を床にこすりつけるような動作が同時刻のビデオでは観察されたが、この動作に相当するのが、上波形最も左の山であり、これは設定された最小動作感度閾値を超えていないので、ON信号としては処理されていなかった。一方、随意的な入力波形（上波形次の山）に伴い、ショックセンサからの出力信号はON信号として処理されていた。その後、随意的動作に続いて同時刻のビデオでは不随意運動増強、筋緊張亢進持続が生じており、立ち上がり/立ち下がりが大きくなる衝撃波形が出現していたが、この波形はKe:nxへのON信号出力が一回なされている間（600ms）であるため、出力信号としては認識されていなかった。

また、図1-3-2-3に示すような波形では、鋭い立ち上がりの波形が見られるが、この同時刻のビデオでは、入力動作を遂行しようと構えた際に、不随意的動きが入り、急激な筋緊張亢進が生じていた。この鋭い立ち上がりの波形は、最大動作感度閾値を越えているため、ON信号としては処理されなかった。その後、明確な随意的入力動作に対応して、ショックセンサからの出力信号はON信号として処理されていた。

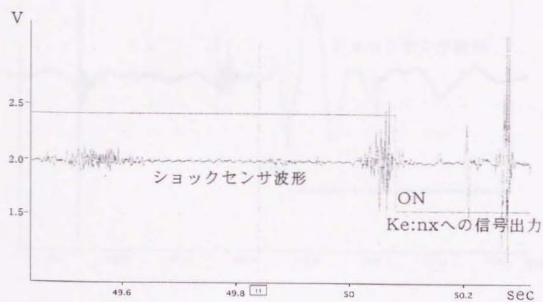


図1-3-2-2 ショックセンサ波形およびパソコンへの出力信号波形例1

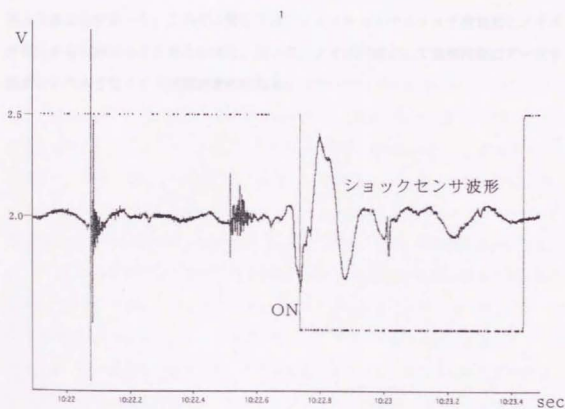


図1-3-2-3 ショックセンサ波形およびパソコンへの出力信号波形例 2

## 考察

試用評価では、筋緊張亢進に伴う姿勢の変化や微妙な不随意的筋収縮が生じて、随意的入力操作時以外にもスイッチに接触して誤入力してしまう場合、および随意的入力に続いて不随意運動が増強し緊張をゆるめることができずに連続して誤入力してしまう場合に、スイッチ信号ON出力としないような信号処理が可能であることが示唆された。また、定型文字入力の場合、自由文字入力に比べ、本人の積極的な参加を望みにくい傾向が認められた。このため、今回は、入力効率の検討を行うに至ることはできなかった。

また、今回の評価時点では、ショックセンサ波形より高周波成分のノイズが波形に混入することがあった。この点に関しては、ショックセンサスイッチ検知部にノイズが混入するためであると考えられた。従って、ノイズ対策として筒体内部にアースを施すというようなノイズ対策が求められる。

### (3) 試用評価2

#### 目的

ショックセンサスイッチシステムにより、脳性まひユーザーにおけるパソコン入力時の入力パフォーマンスの向上および負担の軽減がみられるかどうかを検討すること。また、スイッチを小型化し身体装着を可能とすることにより、従来の外部入力型に比べ、より随意的動作に対するスイッチの応答性を高め、また視覚的目標物に対する運動が求められることによる困難を減じることができるかどうかを検討すること。

#### 方法

本人に、従来使用している直径8.6cmの円形のプッシュ型スイッチ（Dohn Johnston）およびショックセンサスイッチ身体装着型での比較入力操作を3回にわたって行ってもらった。初回評価と第2回評価の間は、1週間であり、第3回評価は、その約1ヶ月後であった。プッシュ型スイッチは、本人が普段行っている位置設定をスチレンボードを積み重ねる床上げにより再現し、両面テープにてスイッチを固定して行った（床面より25cmの高さ、縦50cm横60cmの平面を車イスのフットプレート付近に固定作成し、その上にスイッチを固定）。また、ショックセンサ身体装着型に関しては、第1回目の評価同様、右前足部足底側にショックセンサ検知部が床面を向く様に装着して頂き、同様に、車イス坐位のまま、プッシュ型スイッチと同一のスチレンボード平面上にぶつけることで入力操作を行ってもらい、プッシュ型、ショックセンサスイッチの順で試用評価を行った。身体装着型ショックセンサスイッチの閾値設定は、あらかじめ練習入力を行い、プッシュ型入力時と同程度の力でスチレンボード平面に接触した際に入力が可能であるということを基準として行った結果、初回評価では、

th1=±1450digit

th2=±13000digit

とした。

また、第2回、第3回評価では、

th1=±1250digit

th2=±13000digit

とした。

場所は、第1回目は、東京大学認知行動科学研究室であり、第2、第3回目は本人が都内某福祉センターロビーであった。

入力は、Power Macintosh 7600（第2、第3回目では、Power Book5300cs）から17インチモニターに映し出された画面に対し約70cmの距離で行い、Ke:nxスキャンモードを用いて文章のスキャン方式による入力を行った。その際、いずれの回においてもスキャン速度は同じ一定値に設定し、また、スキャン回数は3回とした。前回の評価で、定型文字入力では、本人の意欲的な参加が望み難かったため、今回以後の3回の評価では、本人には、各スイッチともに自由な文章入力（第1,2回では10分間、第3回では間に1回休憩をはさみ20分間）を行ってもらった。なお、文章入力に先だって、入力したい文章内容を決定してもらうことを求め、なおかつ入力時に誤入力を行った場合には、発声によるフィードバックをしてもらうことを求めた（本人は、以上のような評価への協力を依頼できる知的能力を有している）。

評価にあたっては、文章のスキャン入力時におけるショックセンサ検知部からの出力信号および先に述べた信号処理部を経てKe:nxに出力されたON信号を、MacLab8kIII（ADInstruments）へサンプリング周波数毎秒200Hzで同時に取り込んだ。データの記録・解析にはMacintosh Power book5300cs(Apple)を用いた。入力回数は、Ke:nxに出力されたON信号数を数えることにより求めた。また、入力操作時の動作をビデオ撮影



し、不随意運動・筋緊張の亢進を知る手がかりとした（以上の評価は、第1回目のみ）。入力文字数の算出は各回とも本人がワープロソフトに入力保存した文章より行った。

## 結果

初回評価では、身体装着型ショックセンサスイッチの場合、10分間における入力回数は172回、入力文字数は33文字であった。一方、プッシュ型スイッチの場合、10分間における入力回数は、入力回数は179回であったが、入力文字数は24文字であった。また、入力時の誤入力回数は、身体装着型ショックセンサスイッチの場合、2回であり、プッシュ型スイッチの場合、5回であった（図1-3-2-4、表1-3-2-1）。

各スイッチにおける初回、第2回、第3回の1分間あたりの入力文字数、および誤入力回数（第3回のみは全評価期間を2で割った値）の推移を図1-3-2-5に示した（第3回目は20分間の入力のため）。各回とも1分間あたりの入力文字数は身体装着型のほうが多く、プッシュ型では、その回により1分間あたりの入力文字数にはやや変動がみられる傾向にあり、一方身体装着型では、初回より第2回目の評価時のほうが1分間あたりの入力文字数が多くなる傾向にあり、第3回目の評価時はやや1分間あたりの入力文字数は少なかった。誤入力回数は、やはり各回ともに身体装着型のほうが少なかった。

なお、第2回、第3回の評価では、波形信号の記録を行わなかったため、入力回数の検討は出来なかった。

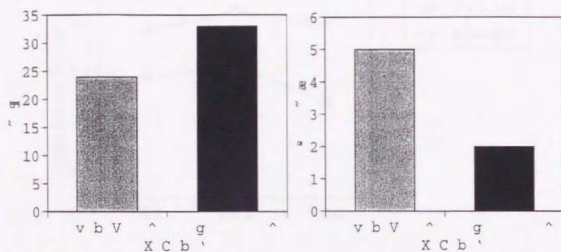


図1-3-2-4 プッシュ型スイッチおよびショックセンサスイッチの入力文字数(左), および誤入力回数(右) (初回評価時, 10 分間)

表1-3-2-1 プッシュ型スイッチおよび身体装着型ショックセンサスイッチの入力回数, 入力文字数, 誤入力回数 (初回 評価)

	プッシュ型スイッチ	身体装着型ショックセンサスイッチ
入力回数	179回	172回
入力文字数	24文字	33文字
誤入力回数	5回	2回

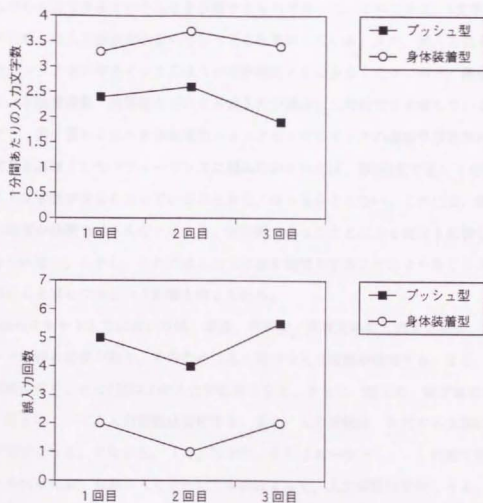


図1-3-2-5 プッシュ型および身体装着型スイッチにおける初回、第2回、第3回の1分間あたりの入力文字数(上)、誤入力回数(第3回目のみ全評価期間/2)(下)の推移

## 考察

初回の結果では、入力回数を基準とした場合には、両スイッチの間には差が見られないが、入力文字を基準とした場合、身体装着型ショックセンサスイッチのほうが多くの文字を入力できるということを示唆するものであった。このことは、1文字を入力するのに要した入力回数が少ないということの意味している。また、誤入力数も身体装着型ショックセンサスイッチのほうが各評価時ともに少なくなっており、閾値設定により、不随意運動・筋緊張などによる誤入力が減少した可能性を示唆している。

ただし、回を重ねる毎の身体装着型ショックセンサスイッチの運動学習効果が、入力文字数を基準としたパフォーマンスに現れたかといえ、第3回目では逆に1分間あたりの入力文字数が少なくなっていることから、はっきりとしない。これには、第3回目の入力時間が休憩をはさんだとはいえ、20分間であったことによる疲労も影響しているかもしれない。しかし、これには入力文字数を指標とすることにより生じる入力文内容によるばらつきという影響も考えられる。

Ke:nxのスキヤン入力においては、濁音、半濁音、英数字を入力する場合、別の画面モードに移る必要があり、そのために各1回づつ入力回数が増加する。また、漢字仮名変換を行うごとに1回以上の入力が必要となる。さらに、誤入力、漢字仮名変換の誤り・訂正によっても入力回数は変化する。また、入力回数は、入力する文字にもよって変化する。すなわち、「あ」行から、また「あーかー・・・」の順で先にスキヤンされるため、実際に入力された文字列によって、入力回数は変化する。そのため、入力回数をスイッチの入力パフォーマンスの基準とすることは適切でない。

また、入力文字数は、その文字のなかに含まれる漢字の数によって変化するものであり、比較の基準として優れているとはいえない。それゆえ、両者の比較を行うためには、入力文字数だけでなく、入力された文字列を必要最小限で入力する場合の入力回数に対して、実際に入力された入力回数がどの程度多かったかという観点から入力回数効率を指標とする必要があると考えられる。

さらに、入力動作を行っている際、動きに対してどの程度鋭敏にスイッチが応答し

ているのかということ、すなわち、目標とする文字の上にカーソルが来てから実際の入力信号がKe:nxに伝わって文字が決定されるまでの運動反応時間によって、入力効率および本人の身体的負担は大きく変化する。

また、Ke:nxの設定においては、カーソルが文字列上を複数回繰り返しスキャンするという設定を用いることが一般的であり、本人もこのような設定を日常的に用いている。この設定により、例えば、「あ」行を「あ→か→・・・」とスキャンする際、一回目の「あ」のスキャン時には、入力の準備ができていなかった場合や入力のタイミングを逃してしまった場合に、2回目でスキャンで入力することが可能となる。この設定は、スキャンング入力に対する構え（スキャンの1回目で入力できるか2回目で入力するか）の有無・程度によって、入力時間が変化することを意味している。

これら運動反応時間・スキャンング入力に対する構えというものは、本人の注意度のみでなく、スイッチの特性によって大きく変化することが予測される。なぜなら、一連の入力動作における動き始めに対して応答するスイッチであれば、運動反応時間は短くなり、また、そのようなスイッチであれば、スキャンの1回目での入力のタイミングを逃す場合も減ることが予測されるからである。これらに関する検討を行うためには、入力された文字列を、必要最短に近い運動反応時間で入力する場合の入力時間に対して、実際に入力された入力時間がどの程度多かったかという観点から入力時間効率を指標とする必要があると考えられる。

今回の結果では、入力文字を基準とした場合、身体装着型ショックセンサスイッチのほうが多くの文字を入力できるということが示唆された。しかし、このことが、ショックセンサプログラムの閾値設定によるものであるか、また身体装着という工夫によるものであるのかは不明である。また、運動学習による身体装着型ショックセンサスイッチでの入力パフォーマンスの向上も明確ではないが、初回に比べ、第2、第3回目ではより低い最小動作感度閾値で入力が可能であったことから、よりわずかな力でスイッチを操作できるようになったという面での運動学習効果がなされている可能





#### (4) 試用評価3

##### 目的

ショックセンサスイッチシステムにより、脳性まひユーザーにおけるパソコン入力時の入力パフォーマンスの向上および負担の軽減がみられるかどうかを入力回数効率、および入力時間効率を指標として検討すること。負担の軽減に関しては、特にショックセンサスイッチの閾値設定において、最小動作入力閾値の下限値を設定した際の入力時の疲労度を検討する。また、スイッチを小型化し身体装着を可能とすることにより、従来の外部入力型に比べ、本人の随意的動作に対するスイッチの応答性を高め、また視覚的目標物に対する運動が求められることによる本人の困難を減じることができかどうかを検討すること。

特に、外部入力型ショックセンサと身体装着型ショックセンサとの比較を行い、その入力パフォーマンスを検討することを通じて、プッシュ型スイッチに対するショックセンサの有効性が、閾値設定のみによるものであるのか、身体装着という工夫にもよるものであるのかを比較すること。

##### 方法

本人に、従来使用している直径8.6cmの円形のプッシュ型スイッチ (Dohn Johnston)、ショックセンサスイッチ外部入力型およびショックセンサスイッチ身体装着型での入力操作を行ってもらった。

プッシュ型スイッチは、本人が普段行っている位置設定をスチレンボードを積み重ねる床上げにより再現し、両面テープにてスイッチを固定して行った (床面より25cmの高さ、縦50cm横60cmの平面を車イスのフットプレート付近に固定作成し、その上にスイッチを固定)。

外部入力型ショックセンサスイッチに関しては、当初、プッシュ型の際よりスチレ

ンボード平面の高さを50mm下げて、その状態での入力を行うことを試みたが、その状態での入力動作が困難であったため、車椅子のフットプレートを跳ね上げた状態で、その右側方に床面に対して約70°の角度で、ガムテープおよびクランプで固定して、その平面に右足を接触することにより、入力操作を行った。

身体装着型ショックセンサスイッチに関しては、第1回目の評価同様、右前足底部側にショックセンサ検知部が床面を向く様に装着して頂き、同様に、車イス坐位のまま、プッシュ型スイッチと同一のストレッチボード平面上にぶつける、あるいは設定閾値を超えるような衝撃をもたらしうる右下肢の動作により入力操作を行ってもらい、スイッチの試用評価を行った。各ショックセンサスイッチの閾値設定に関しては、今回はなるべく最小の力で入力でき、かつ微妙な姿勢の変化やわずかな不随意な動きによる誤入力をキャンセルできるようにという目的のもと、あらかじめ、練習を行ったうえ、本人からのフィードバックおよび観察所見に基づき、

外部入力型

th1=±100digit

th2=±13000digit

身体装着型

th1=±650digit

th2=±13000digit

という設定にして、評価を遂行した。

評価の場所は、東京大学認知行動科学研究室であった。

入力は、Power Macintosh 7600から17インチモニターに映し出された画面に対し約70cmの距離で行い、Ke:nxスキャンモードを用いて文章のスキャン方式による入力を行った。その際、スキャン速度は一定値に設定し、また、スキャン回数は2回とした。本人には、各スイッチともに、5分間の練習の後、自由な文章入力（各スイッチとも、約5分間を1セッションとし、文章に一区切りがついた時点で休憩を入れて計3

セッションで15分間)を行ってもらった。各スイッチをセッションごとに頻繁に取り替えることは、かえって本人の文章入力意欲を低下させる恐れがあるため行わず、その代わり、各スイッチの交換時に10分間の休憩をとるようにして、外部入力型ショックセンサスイッチ、身体装着型ショックセンサスイッチ、プッシュ型スイッチの順で評価を行った。今回の課題は、なるべく各スイッチ間で内容的に一貫性の高い文章を入力して頂きたいという要望のもと、友人に向けて出す電子メールの文章を書いて頂くという課題を行い、各スイッチ毎に、1文ずつ入力して頂く様に依頼した。なお、文章入力に先だって、入力したい文章内容を決定してもらうことを求め、なおかつ入力時に誤入力を行った場合には、発声によるフィードバックをしてもらうことを求めた(本人は、以上のような評価への協力を依頼できる知的能力を有している)。

評価にあたっては、文章のスキヤン入力時におけるショックセンサ検知部からの出力信号および先に述べた信号処理部を経てKe:nxに出力されたON信号を、MacLab8kIII(ADInstruments)へサンプリング周波数毎秒200Hzで同時に取り込んだ。データの記録・解析にはMacintosh Power book5300cs(Apple)を用いた。また、入力操作時の動作をビデオ撮影し、不随意運動・筋緊張の亢進を知る手がかりとした。

## 分析

入力中の本人からの発声フィードバックおよび観察所見より、誤入力回数を算出した。この誤入力回数とは、本人が入力を意図していなかった文字が入力された回数のことを意味している。最終的に入力された文章は、最終入力文字数としてパソコンのワープロソフト上に記録した。また、実験者は、入力中に消去した文字および漢字仮名変換の際の誤りを記録し、消去文字数および漢字仮名変換のミス数を算出した。

さらに、評価後、取り込まれた波形より、各セッションにおけるKe:nxへの入力回数、入力時間を算出した。さらに、最終的に入力された各文章に関して、その文章を最小の入力回数で入力した場合の最小入力回数および最小入力時間を算出した。最終

的に入力された文章を、使用したワープロソフト（Atok8の変換環境において、クラリスワークスv4を使用）の変換能力のもとで、漢字仮名変換を含め最小の入力回数で入力再生できる変換手順を確定したうえで、実際に各条件で用いられたスイッチを使用して、評価時と同一のKe:nxスキャン入力設定のもとで、再生入力を行った。入力時には、必ず、2回のスキャンのうち1回目で入力するようにし、入力動作はできるだけ速く行うようにした。なお、この再生入力は、文章内容のプライバシー保護のため、実験者自身が行った。その際の波形を、MacLab8kIII（ADInstruments）へサンプリング周波数毎秒200Hzで同時に取り込んだ。データの記録・解析にはMacintosh Powerbook5300cs（Apple）を用い、その際に要した入力回数および入力時間を各セッションごとにKe:nxに出力されたON信号波形より求めた。以上のような手続きで、必要最小入力回数および必要最小入力時間を確定した。

自由文字入力において、スキャン入力時における入力時間、および入力回数に影響を及ぼすと考えられる因子は以下のようなものが挙げられる。

#### 入力時間のみに影響する因子

運動反応時間（目的文字列にカーソルが来た時どのくらい速く入力動作を行うことができるか）、スキャニング入力に対する構え（スキャンの1順目で入力できるか2順目で入力するか）

#### 入力時間・入力回数の双方に対する影響因子

誤入力（筋緊張亢進・不随意運動・姿勢の微妙な変化→タイミングのずれによる誤文字入力）による文字消去と再入力、漢字仮名変換の誤りによる文字消去と再入力、筋緊張亢進に伴う入力動作の中断、注意の低下による入力動作の中断、思考による入力動作の中断、変換効率（ワープロソフトの特性を把握し、いかに少ない変換回数で漢

字仮名混じり文を入力できるか)

\*本設定におけるKe:nxスキャン入力では、文字列をカーソルが2順する間に入力できなかった場合、文字列が一旦画面から消え、再び入力を行うと文字列が現れるようになっている。従って、入力動作の中断によりスキャン中に入力がなされなかった場合、入力時間および入力回数の双方に影響を及ぼす。

本評価では、事前に、入力すべき文章を本人に決定してもらっているため、思考の中断が各入力セッションの入力回数および入力時間に及ぼす影響は、極めてわずかであると仮定している。従って、必要最小入力回数に実際の入力回数が近いほど、効率的に入力を行うことができたということを意味している。

さらに、各条件間において、誤入力数、漢字仮名変換の誤り数に変化が見られず、また筋緊張の亢進あるいはその他の要因による入力動作の中断という変化が見られないにも関わらず、入力回数に関して変化が認められた場合、特に変換効率に依存した変化が生じていると判断することができる。ここでの変換効率とは、ワープロソフトの特性を把握し、いかに少ない変換回数で漢字仮名混じり文を入力できるかということの意味している。従って、必要最小入力回数に実際の入力回数が近いほど、効率的に入力を行うことができたということを意味していると考えられる。そして、このような入力回数の効率性は、本人が、その認知・言語的能力をいかに有効に発揮できたかということにより変化するものと仮定できる。

同様に、各条件間において、入力回数の変化に比して、入力時間の変化が顕著に認められた場合、特に運動反応時間およびスキャン入力に対する構えに依存した変化が生じていると判断することができる。ここでの、運動反応時間とは、目的文字列にカーソルが来た時どのくらい速く入力動作を行うことができるかということの意味しており、スキャン入力に対する構えとは、スキャンの1順目で入力できるかとい



うことを意味している。従って、その場合、必要最小入力時間に実際の入力時間が近いほど、すばやく入力できたということを意味している。このような入力時間の効率性は、本人が、その運動能力をいかに有効に発揮できたかということ、および動きに対する構えをいかに有効にセットできたかということにより変化するものと考えられる。

なお、本評価における各スイッチの入力動作中の疲労度に関して、評価終了後、本人に順序付けて頂くことにした。

## 結果

表1-3-2-2 に、各スイッチの入力パフォーマンスを示した。入力文字数に関しては、身体装着型が最も多く、次いで外部入力型、プッシュ型の順となっていた。

誤入力回数は、プッシュ型で2回、外部入力型で4回確認された。プッシュ型ではいずれも不随意運動出現・筋緊張亢進に伴うタイミングのずれによるものであり、外部入力型では、プッシュ型同様の理由によるものが2回、姿勢の微妙な変化に伴う誤入力が1回、入力動作時の衝撃が車イスフットプレート部のたわみをつくりその跳ね返りによって生じた誤入力が1回確認された（本人からのフィードバックに基づいて、後日ビデオにより動作確認を行い、分類した。）身体装着型では、誤入力は認められなかった。

消去文字数は、各スイッチともそれぞれ2文字ずつあり、漢字仮名変換の誤りは、プッシュ型および身体装着型で2回ずつ認められた。

入力時間は、各セッションでの文章の区切りのついた時点により若干の違いはあるものの、合計では、プッシュ型 815.730（秒）、外部入力型 886.425（秒）、身体装着型 831.850（秒）という範囲に収まった。

入力回数は、プッシュ型 238（回）、外部入力型 218（回）、身体装着型 241（回）となっており、前回の評価同様、プッシュ型スイッチとショックセンサとの間



で特に大きな差は見られなかった。

入力された文章を各スイッチで再入力した際の最小入力時間の合計は、ブッシュ型 285.040 (秒)，外部入力型 393.610 (秒)，身体装着型 515.270 (秒) となり，また，最小入力回数の合計は，ブッシュ型 167 (回)，外部入力型 175 (回)，身体装着型 207 (回) となった。

入力時間効率，および入力回数の算出は，各スイッチ条件とも，各セッション毎に  
入力時間効率 = (最小入力時間 / 入力時間) × 100 (%)

入力回数効率 = (最小入力回数 / 入力回数) × 100 (%)

という算出方法で行った (表1-3-2-3)。結果は，各セッションともに，入力時間効率，入力回数効率とも，一貫して，身体装着型スイッチが最も高く，次いで外部入力型ショックセンサスイッチ，ブッシュ型ショックセンサスイッチの順となる傾向が見られた。統計的検定においても，入力時間効率，入力回数効率ともにスイッチの違いによる有意差が認められ (それぞれ，ANOVA ;  $F(2,4)=11.940$ ， $p<.05$ ， $F(2,4)=8.548$ ， $p<.05$ )，またともにブッシュ型と身体入力型との間に有意差が認められた (HSD  $p<.05$ )。

ショックセンサスイッチ各セッション毎の入力時間効率，入力回数効率を入力パフォーマンスの定量的指標として位置づけ，それらの平均値を示したグラフを，図1-3-2-6に示した。ブッシュ型に比べ，ショックセンサスイッチでの入力時間効率は特に高くなっており，さらに有意差は認められなかったものの外部入力型より身体装着型のほうがより高い入力時間効率となっていた。入力回数効率におけるブッシュ型とショックセンサスイッチとの差は入力時間効率における差ほど著しくはなかった。

評価中の本人の状態のビデオ観察所見から，外部入力型ショックセンサスイッチでは，主に右股関節屈曲動作により右足外側部および踵部をぶつけるという動きによって入力を行っていたことが確認された。また，身体装着型ショックセンサスイッチでは，右股・膝関節を伸展させてスチレンボード面に右足をこすりつけるよう

な動きや右股関節同時屈曲動作を伴った動き、さらにこれらに足底背屈・内かえしの動きが複合した動きが観察され、多様な動きで入力が可能であることが確認された。入力中の動きの程度・範囲に関しては、全スイッチ中で、身体装着型が最もわずかであり、プッシュ型および外部入力型ではそれよりも大きな努力性の動きが観察されることが多かった。筋緊張の亢進あるいはその他の要因による入力動作の中断は各スイッチとも観察されなかった。

ショックセンサ身体装着型での入力波形例を図1-3-2-7に示した。入力動作の前後での不随意的動きや筋緊張の高まりを示唆するような波形は見られず、わずかな随意的な動きでの入力が可能であったことを示唆する小さいピークによりON信号出力がなされており、アース加工を十分に行ったため、高周波ノイズ信号もごくわずかであった。また、試用評価2の初回評価時および今回の評価時におけるショックセンサ身体装着型での約30秒間の入力波形例を図1-3-2-8に示した。今回の評価時のほうが波形のピーク値のばらつきがわずかになっており、かつピーク値も小さく、より安定した随意的な動きでわずかな衝撃のもとでの入力動作が行われていることがわかる。

本評価における入力動作中の疲労度に関して、評価終了後に、本人に順序付けして頂いた所、疲労度の少ない順に、身体装着型、プッシュ型、外部入力型の順であった。

表1-3-2-2 各スイッチの入力パフォーマンス（合計値）

	プッシュ型	外部入力型	身体装着型
入力文字数	26	31	36
誤入力回数	2	4	0
消去文字数	2	2	2
漢字仮名変換の 誤り文字数	2	0	2
入力時間（秒）	815.730	886.425	831.850
最小入力時間 （秒）	285.040	393.610	515.270
入力回数（回）	238	218	241
最小入力回数 （回）	167	175	207

表1-3-2-3 各スイッチの入力時間効率, および入力回数効率  
(セッション毎)

入力時間効率

	プッシュ型	外部入力型	身体装着型
セッション1	37.2%	49.4%	83.2%
セッション2	36.7%	42.5%	55.9%
セッション3	29.2%	40.4%	53.8%

入力回数効率

	プッシュ型	外部入力型	身体装着型
セッション1	69.8%	83.5%	89.2%
セッション2	73.2%	72.2%	81.3%
セッション3	66.7%	88.2%	86.4%

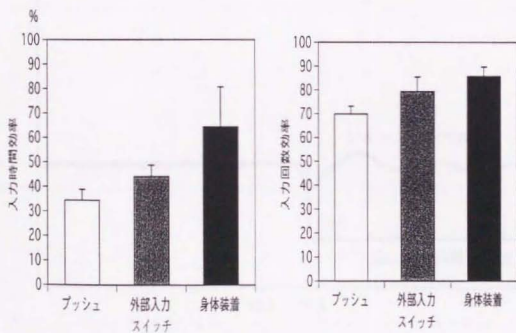


図1-3-2-6 各スイッチの入力時間効率 (左)・入力回数効率 (右)

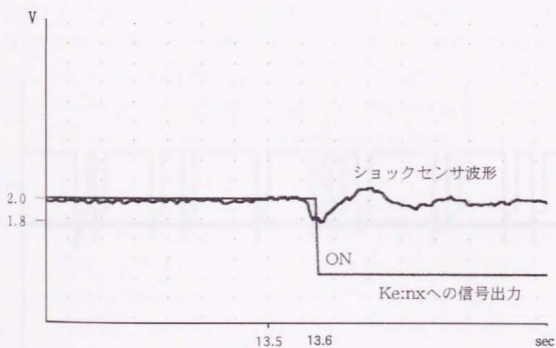


図1-3-2-7 ショックセンサ身体装着型波形例



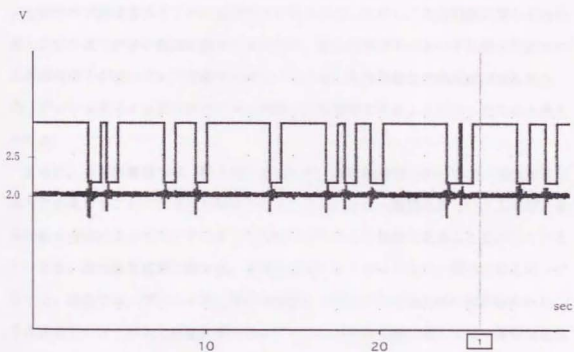
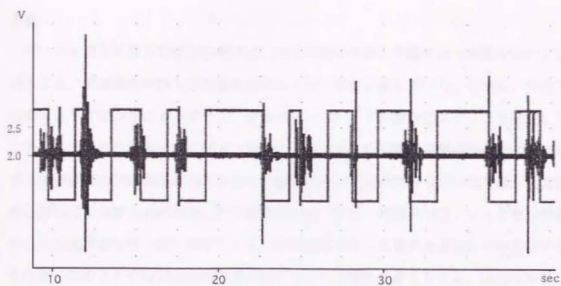


図1-3-2-8 約30秒間の身体装着型ショックセンサ入力波形，上は試用  
評価2(thl=1450digit)，下は今回の評価 (thl=650digit)

## 考察

ブッシュ型と外部入力型との間では、誤入力数は外部入力型のほうが多かった。このことは、閾値設定が誤入力を減少させるという予測に反していた。しかし、外部入力型ショックセンサスイッチでは、右側フットプレートの側方にスイッチを固定していたため生じたたわみによる誤入力もあり、また主に右股関節屈曲動作により右足外側部および踵部をぶつけるという動きによって入力を行っていたため、入力動作の違いにより誤入力が増加した可能性もある。また、外部入力型ショックセンサを用いた性能評価では、落下場所により、出力波形のピーク値の大きさにやや差が見られたが、このことが閾値設定の効果を低下させた可能性も考えられる。消去文字数は同じ（各2文字）であり、漢字仮名変換の誤りはブッシュ型で2文字見られたが、これは消去文字と同一であった。また、また筋緊張の亢進あるいはその他の要因による入力動作の中断は各スイッチとも観察されなかった。しかし、入力回数に関しては外部入力型のほうが多い傾向が認められたため、特に変換効率において外部入力型での入力時のほうが優れていた可能性がある。これは、入力可能な対象面積が増えたため、ブッシュ型スイッチに比べ、入力内容により集中できるようになったためと考えられる。

さらに、身体装着型では、誤入力は見られず、身体装着型においては、閾値設定が誤入力を減らすことが出来たと判断できる。このことは、閾値設定という工夫が、身体の動き自体によってセンサに生じる衝撃に対してより有効であることを示しているといえる。漢字仮名変換の誤りは、身体装着型でも2文字みられ、消去文字と同一であった。検定では、ブッシュ型と身体装着型との間で入力回数効率に差が認められ、身体装着型のほうが入力回数効率が優れていた。入力文字数に関しては、身体装着型のほうがブッシュ型より10文字多いので、ブッシュ型での2回の誤入力が入力回数効率に大きな影響を及ぼすとは考えにくい。それゆえ、身体装着型のほうが変換効率が優れていたと判断できる。

以上のことから、ブッシュ型に比べ、外部入力型、さらに身体装着型のほうが、本人の認知・言語的能力が有効に発揮されたと考えられる。従って、操作スイッチの選択は、入力時に認知・言語能力をどれほど発揮できるかということに影響を及ぼすといえることができる。

入力時間効率率は、ブッシュ型に比べ、外部入力型、さらに身体装着型のほうがより高い入力時間効率となる傾向にあり、入力回数効率の変化より顕著であった。従って、ショックセンサスイッチ、特に身体装着型での高い入力時間効率は、変換効率の変化のみによって生じているとは判断し難く、運動反応時間およびスキニング入力に対する構えに依存した変化が生じていると判断できる。

身体装着型ショックセンサにおいては、入力中の動きの程度・範囲が、全スイッチ中で最もわずかであり、また疲労度も最も少なかった。さらに、今回の評価では、最小動作感度閾値は、 $th1=650$ と低く設定されていた。これらのことから、身体装着型ショックセンサにおいては、入力動作の開始後早い段階でセンサがON信号出力を送るため、わずかな動きで安定した入力が可能となり、その結果、運動反応時間短縮、入力時間効率の上昇、疲労の低下が生じたと結論できる。

ショックセンサスイッチにおいては、センサがON信号出力を送った段階でフィードバック音（ピッという音）が聞かれるため、わずかな動きで入力できることを学習できる環境になっている。評価中、身体装着型において、他のスイッチに比べわずかつより多様な動きで安定して入力できていたことは、本人がこのようなショックセンサの特性を理解し、それに対応した入力動作を行うようになった結果であると考えられる。実際に、観察場面でも、アクリルボード面に接触することによって衝撃を加えることはせず、別の動作で入力している場面が見られたが、このことは、接触を伴わずともよりわずかな動きで入力できることを本人がフィードバック音により認知した結果、新たな運動学習が成立したためであるといえる。

脳性まひ児・者においては、中枢神経系の損傷のため、定型化・パターン化した動

きが生じやすく、またその繰り返しは変形・拘縮を招く原因ともなっている。今回、多様な入力動作を行うことが出来たことは、スイッチ入力操作による変形・拘縮進行の予防という点からも意義のある結果であるといえる。さらに、脳性まひ児・者は、過緊張状態の持続が生じやすく、また自分の筋緊張の状態を意識的に弛緩しにくいことが多い。身体装着型ショックセンサは、わずかな動きでの入力動作が可能とするため、不必要な過緊張状態での入力動作を減少させることにより入力時の負担を軽減させ、また自分の動作に対するフィードバック効果もあることが期待できる。

一方、今回外部入力型のほうが、疲労が大きかったことは、主に右股・膝同時屈曲動作で入力していたという本人の動作特性によるものであると考えられる。ただし、今回用いた外部入力型ショックセンサの増幅率は、 $G=43.6$ であり、制作時には足部を接地し静止した状態では誤入力されないがある程度明確な動きにより入力が可能となることを想定した設定であったが、身体装着型 ( $G=204$ ) に比べ低いものであった。今後、外部入力型ショックセンサの増幅率を高めることにより、動きに対するセンサの応答性が高まり、入力が容易になる可能性もあり、この点に関しては、今後の検討課題であるといえる。

#### (5) 試用評価 4

##### 目的

身体装着型ショックセンサによる入力操作が左足でも可能であるかどうかを検討すること。

##### 方法

本人に、従来右足で使用している円形のプッシュ型スイッチ (Dohn Johnston) を左足前方に両面テープで固定し、またショックセンサスイッチ身体装着型を右前足部足底側にショックセンサ検知部が床面を向く様に装着して頂き、各スイッチとも約 10 分間のセッションを各 1 回、前回の評価同様に、車イス坐位のまま、プッシュ型スイッチと同一のスチレンボード平面上にぶつける、あるいはスイッチの設定閾値を超えるような左下肢の動きで入力操作を行ってもらい、スイッチの試用評価を行うこととした。各スイッチの評価は、別々の日に行った。

身体装着型ショックセンサスイッチの閾値設定では、左下肢全体の動きが右下肢より大きい傾向にあるため、練習後の本人からのフィードバックおよび観察所見に基づいて

$th1 = \pm 650 \text{ digit}$

$th2 = \pm 14000 \text{ digit}$

とした。

課題は、KE:nx スキャン入力による自由文字入力であり、そのほかの装置・手続き・場所・データ収録方法は、前回評価と同様であった。また、データの分析は、前回同様の分析を約 10 分間という制限内で実際に入力した全文章に対して行った。

##### 結果



プッシュ型スイッチでの入力操作は、本人の動作が極めて努力性の高いものであり、かつ入力効率も低かったので、約5分間で評価を中断した。その間に得られた結果を、表1-3-2-4 に示したが、入力文字数は5文字、誤入力回数3回、消去文字数も3文字あった。入力された文字列に基づいて得られた最小入力時間および最小入力回数から入力時間効率および入力回数効率を算出した所、図1-3-2-9、表1-3-2-5 に示したように、それぞれ19.6%、26.6%であった。

身体装着型ショックセンサでは、実質的な入力時間は505.318秒であり、その間の入力文字数は16文字、誤入力回数、消去文字数は共に5回であり、漢字仮名変換の誤りは1回であった。同様に入力時間効率および入力回数効率を算出した所、それぞれ34.8%、38.5%であった。

評価中の観察所見では、本人が左足で入力動作を行おうと試みる際、プッシュ型スイッチでは、スイッチを押すというよりは足部でひっかくような動作になっていたが、左股関節同時屈曲および左股関節内転・内旋を伴った強い緊張性の動きが優位となる傾向があり、足部がスイッチと接触する前に足部が浮き上がってしまうことが多かった。さらに左足での入力動作時には、右下肢にも緊張が高まり、右股関節にも内転・内旋傾向が強まった。また足部の随意的な底屈曲の動きは右足での入力時より乏しく、足関節の動きによりプッシュ型スイッチを入力することは極めて困難であった。また、入力動作時にスイッチの位置を視覚的に確認する傾向が右足での入力時より顕著であった。一方、身体装着型ショックセンサスイッチの場合、スチレンボード面と足部との接触で入力が可能であった。また、左股あるいは膝関節屈曲のある程度以上の動きに対してもセンサが応答するため、床面と足部との接触がない場合でも入力が行えていた。

本人による疲労度の順位付けは、身体装着型ショックセンサスイッチのほうがプッシュ型スイッチより疲労度が少なく、わずかな動きで楽に入力できるということであった。



表1-3-2- 4 各スイッチの入力パフォーマンス

	ブッシュ型	身体装着型
入力文字数	5	16
誤入力回数	3	5
消去文字数	3	5
漢字仮名変換の誤り 文字数	0	1
入力時間（秒）	290.980	505.318
最小入力時間（秒）	56.705	176.065
入力回数（回）	79	182
最小入力回数（回）	21	70

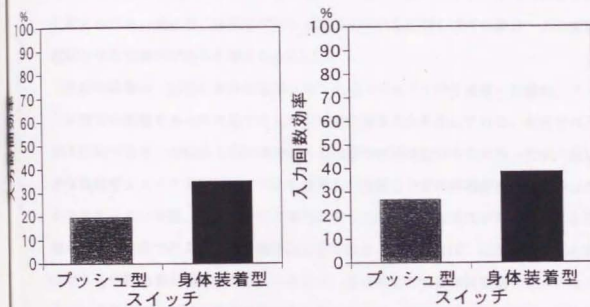


図1-3-2-9 各スイッチの入力時間効率・入力回数効率 (左足)

表1-3-2-5 各スイッチの入力時間効率・入力回数効率 (左足)

	プッシュ型	身体装着型
入力時間効率	19.5%	34.8%
入力回数効率	26.6%	38.5%

## 考察

先に述べたように、本人の足部内反尖足変形は右により顕著であり、関節可動域に関しても、足関節背屈は、右:-10°、左:0°である。本人のプッシュ型スイッチの使用歴が10年近くに及ぶことから、この右足部の変形には、スイッチ使用の影響もあると考えられる。従って、今後もプッシュ型スイッチを使用し続けた場合、この変形を進行させる可能性があると考えられる。

今回の結果は、左足に身体装着型ショックセンサスイッチを装着した場合、プッシュ型では困難であった左足での入力が可能になることを示している。右足での入力操作に比べると、今回の入力時間効率・入力操作効率は低いものであったが、左足で身体装着型ショックセンサスイッチを使用した経験は今回の評価が初めてであったことを考えると、今後、スイッチへの慣れにより左足での入力操作が実用的となる可能性もある。左足での入力操作も実用的に行われるようになれば、右足部の変形の進行に対する予防効果も期待できる。このこと、及び右足での身体装着型ショックセンサスイッチ操作時に多様な動きが認められたことから、変形進行の予防という点においても身体装着型ショックセンサスイッチは有効であると考えられる。

また、今回の結果は身体装着型ショックセンサスイッチが、より多くの身体部位での操作が可能なスイッチであるという条件にかなうことを意味している。そして、身体装着型ショックセンサスイッチが、本テストユーザーにおいてより随意性の低い部位での使用も可能であったことは、また別のより随意性の乏しいユーザーでも使用できる可能性を示唆しているといえる。

### 1-3-3 ショックセンサスイッチの使用評価2

#### (1) 試用評価ユーザー2のプロフィールおよびニーズ

都内某病院内病棟長期入院中の男性1987.5.27生(39W+6D, 現11歳) 脳性まひ アテトーゼ+痙直型の診断を持つ男性(1987.5.27生(39W+6D, 現11歳))。出産帝王切開(2940g), 出生時重症仮死(APGAR SCORE 出生時 2点)であり, 家庭事情により, 希望入院している。合併症として, てんかん, 精神運動発達遅滞, 呼吸器感染症, アレルギー性結膜炎があり, いわゆる重度重複障害児である。

全体的印象として, 本児は, 人に対する笑顔が絶えず, 明るく社交的な性格であり, 加えて, 人の往来や周囲の事物, 特に動くものをよく見ており, 好奇心旺盛である。日常的訓練のなかでも動くおもちゃに特に関心を示し, その介助操作時にも笑顔を示すことが多かった。一方, 身体機能面ではかなり重度であった。

言語 <受信>名前に対し返事あり, 簡単な言葉かけの理解あり, 物の名前は物品の直接呈示で選択可能なものあり(電話・帽子など), <発信>/a/中心の発声, イントネーション・表情の変化で伝達。

感覚・認知 1)視覚:固視・追視良好。弁別では好きなおもちゃへと手を伸ばす, 周囲の刺激に影響されやすく環境設定重要。2)聴覚:良好, 音源定位, 人の声, 物音に対する反応良好。3)全体発達:簡単な物の操作可(ドミノ倒し), 視覚的・聴覚的な弁別ある程度可能, 対人関係良好。5)課題:やりとり, 物の名前の理解, 弁別行動, 相手に伝わりやすいサインづくり(Yes/Noなど), 因果関係の理解可なのでパソコン使用も有効。

姿勢・運動 緊張亢進に伴う非対称的なそり返りがまず目立ち, それから上肢の不随意運動, 側彎等変形の存在, 筋緊張の変動性が顕著であった。

1)姿勢:頭部右向きの非対称的な姿勢をとっていることが多く, 背臥位において, 最もよくみられる非対称的な姿勢として, 頭部右回旋・伸展, 右上肢伸展(肩伸展・内

転・内旋、肘伸展、前腕回外、手屈曲・尺屈）および左上肢屈曲（肩屈曲または伸展・外転・外旋、肘屈曲、前腕回内、手屈曲または伸展・尺屈）、体幹の右回旋・伸展（胸腰椎前彎、胸椎下部左凸、腰椎右凸高まる）、左股関節内転・内旋、骨盤右回旋した状態がみられた。

2)変形：脊柱左凸（胸腰椎移行部中心に左凸、腰椎右凸側彎のS字型側彎）、胸骨下部陥没、下部肋骨平坦化（左>右）、右後頭部扁平、左股関節完全脱臼（上方に新臼蓋）、右股関節垂脱臼が確認された。

3)可動域制限・拘縮：上肢には顕著な可動域制限は認められなかったが、下肢では、左股関節屈曲伸展制限、高度な左右膝関節伸展制限（共に $-25^{\circ}$ ）、足関節底屈制限があり、股関節内外旋可動域に左右差があった（左：外旋<内旋、右：外旋>内旋）。総じて、両股関節屈曲拘縮が顕著であった。

4)筋緊張・随意運動・不随意運動：背臥位の場合、上肢は筋緊張の変動が大きく、安静時でも不随意運動が出現していることが多かった。不随意運動は、近位部よりも遠位部に顕著となる傾向が認められ、手指の屈曲伸展、手関節掌背屈、交互の肘関節屈曲伸展、肩関節の前後方向への動き（内外転の変化を伴った屈曲伸展）の一見不規則で比較的緩徐な複合運動を呈していた。感覚刺激（特に視覚刺激）、精神的緊張、姿勢の変化により、全身の筋緊張増大、腰背部の筋スパズムを伴って増強した。上肢は不随意運動を伴いながらも粗大な随意的動作（到達運動）がある程度可能であったが、下肢は極めて随意性が乏しかった。

ADL、坐位保持パットを施した車イス坐位あるいは背臥位をとっていることが多い。食事、排泄、入浴、更衣は全介助。

ニーズ 学童期でもあり、今後の発達が期待される本児においては、特に自分の動きで環境と関わり、対象を操作する活動は、認知発達面を促す上でも重要性が高く、そのなかでも、本児の上肢の随意性を考慮すると、スイッチ操作を通じた対象の操作が実用的意義が高いと考えられる。現状では坐位保持の安定化をはじめ、その阻害因子



は多い。

本児は、動くおもちゃに対して高い関心を示しており、おもちゃ遊びを楽しみたいというニーズは高い。従って、スイッチ操作により自分でおもちゃを動かすという経験は、生活に楽しみをもたらすとともに、今後、コミュニケーション・エイドを活用して言語・認知発達を促していくうえでも意義があると考えられた。

## (2) 試用評価

### 目的

スイッチ操作によりおもちゃを動かすという経験を本児に楽しんでもらうこと。そして、本児が自力または介助ありの状態とる姿勢のなかで、スイッチ操作の可能な姿勢をいくつか設定し、それぞれの姿勢での入力操作効率および姿勢・筋緊張の変化による負担の増減を検討することで最適な入力操作姿勢を求めること。そして、身体装着型ショックセンサスイッチの適用により、本児にとって、負担が少なくかつ随意性を発揮できる姿勢での操作活動が可能であるかどうかを検討すること。

### 方法

概要：最初に、大型のプッシュ型スイッチを用いて、いくつかの姿勢における上肢での入力操作の状態を予備的に検討した。ついで、身体装着型のショックセンサを装着してもらい、その際の入力パフォーマンスを各姿勢で検討することを通じて、最適な姿勢設定を検討し、併せて同スイッチの使用による随意的入力動作の増減および不随意運動・筋緊張亢進に伴う誤入力の増減を評価した。さらにそのうち最も最適と判断された姿勢で、プッシュ型スイッチ使用による評価を行った。

予備評価として、動く犬、車、魚のおもちゃを大型円形のプッシュ型スイッチを押



すことで動かすという課題を行い、本児が入力操作可能な姿勢を背臥位、腹臥位、左右側臥位、ロール上膝立ち位（腹臥位）、坐位保持椅子、介助あり端坐位において検討した。

続いて、それらのうち、入力操作を継続して行うことが可能であったものから、左右側臥位、ロール上膝立ち位（腹臥位）、介助あり端坐位を選択し、左あるいは右上肢手掌前面母指球部にショックセンサ検知部を装着して頂き、各姿勢で動く魚のおもちゃを身体装着型ショックセンサスイッチを押すことで動かすという課題を行い、スイッチの試用評価を行った。一回の入力操作によりおもちゃは2秒間動くよう設定を行った。そして、評価前に、各姿勢での最適な閾値設定を行った。その際の基準は、

- 1) 安静時にショックセンサからの出力信号が生じないこと。
- 2) ショックセンサを装着した上肢を他動的にゆっくりと動かし、センサ検知部（手掌前面）が床面に接地した際に確実に出力信号が生じること。
- 3) 2) の操作により、ショックセンサとおもちゃの動きとの関係を本人にプレゼンテーションし、その後本人が随意的に入力操作を開始した際に、実際にショックセンサからの出力が生じて、おもちゃが動くこと。また、その場合、本児がおもちゃの動きを目で追っていること。

評価にあたっては、ショックセンサ検知部からの出力信号および先に述べた信号処理部を経て、おもちゃに出力されたON信号を、MacLab8kIII (ADInstruments) ヘサンプリング周波数毎秒1000Hzで同時に取り込んだ。データの記録・解析にはMacintosh Power book5300cs(Apple)を用いた。

操作が安定し、各姿勢において、かつ本児の集中力も高まった状態でのスイッチ操作時の入力信号を3分間取り込んだ。また、入力時の状況を、デジタルビデオカメラにより撮影した。

各姿勢での設定

左右側臥位：上側下肢を前方にし股膝屈曲位とし、下側下肢を軽度屈曲位とした。上側上肢が肩内転・屈曲位となるようにし、下側下肢はやや肩肘屈曲位とした。頭部・上部体幹がやや屈曲位となるよう後方からバスタオルで支持し、頭部の側屈が生じないようにバスタオルを入れた。上肢の引き込みおよび頭部の過伸展に対しては必要に応じて介助した。上側上肢を操作に用いた。

ロール上膝立ち位（腹臥位）：両下肢の下に三角パット・枕2個を入れて両股関節屈曲位となるようにし、下腿部の下を支持した。両肩屈曲位となるように上肢をロール前方に出した。頭部は過度の側屈・回旋が生じないように下顎の下にバスタオルを入れた。頭部過度の側屈・回旋・上肢の引き込みに対しては必要に応じて介助した。この姿勢でより操作性の高い左上肢を操作に用いた。

介助あり端坐位：両下肢そろえ接地し、左内転・内旋しないようにアライメントを中間位に近づけた。その状態で、介助者は後方より密着し、本人の骨盤をしっかりと起こして坐らせ、両大腿を使って本人の骨盤を固定介助し、骨盤右回旋を抑制して、両坐骨で体重支持できるようにした。上の状態で、両肘支持位をとり、両肘を支持介助して操作を行った。この姿勢でより操作性の高い左上肢を操作に用いた。

## 分析

- 1) 各姿勢でもおまちゃに出力されたON信号数を波形より数え、ON信号数/分を算出した。
- 2) 各姿勢での本児の筋緊張・姿勢の変化、不随意運動の出現程度をビデオ観察評価より検討し、スイッチからのON信号の有無と比較した。ビデオに収録されているON信号出力時のビツというフィードバック音をON信号の指標とした。
- 3) 2) より、おもちゃを注視しておらず、かつ入力面（床面・机面）に向かう動きがみられない時に、ON信号出力がなされていた場合を誤入力として定め、誤入力数を推定し、誤入力数/分を算出した。

4) 1) で求めたON信号出力数から、3) で求めた誤入力数を除した数値を随意的の入力数として定め、随意的入力数/分を算出した。

## 結果

すべての姿勢で身体装着型ショックセンサスイッチによる入力操作が可能であった(図および表1-3-3-1)。

各姿勢での入力数を検討すると、左下側臥位が最も良好であり、また、随意的の入力回数も最も高かった。しかし、誤入力回数も多く、これは主に、下側上肢(左)と上側上肢が上側上肢の肘屈曲に伴い接触するときに生じていた。また、右下側臥位でもこの傾向は同様であった。左下側臥位では入力操作中の介助量および頻度も最も少なく、介助なしで入力できている期間も長かった。入力操作は、肘床面に付けたまま、肩外旋・肘屈曲・手伸展して床からあげた手を床面におろすという操作が主であった。右下側臥位では、左上肢の引き込みが生じることが多く、肩伸展あるいは屈曲・内旋して肘を床面から浮かして入力しようとするが、動きが大きく、手で床面を叩くということに関しては、正確さおよび頻度は左下側臥位より劣った。

ロール上膝立ち位では、左上肢の肩引き込みに伴う不随意的な入力がしばしばみられた。動きは肘屈曲・手屈曲の動きが中心で肩の伸展・内旋の動きが加わるものであった。

介助あり端坐位では、肘屈曲+いくらか手屈曲(+わずかに肩内旋)+手指屈曲の操作で入力を行っており、最も誤入力が少なかったが、その分介助量(支持部位)は多かった。なお、入力操作自体に関しての介助はいずれの場合も行わなかった。

入力操作時に時折過伸展を伴う筋緊張の高まりが生じたのは、右下側臥位>ロール上膝立ち位>介助あり端坐位>左下側臥位の順であった。

ショックセンサ検知部からの出力信号数は、右下側臥位、左下側臥位、ロール上膝立ち位(腹臥位)、介助あり端坐位でそれぞれ毎分7.2回、11.5回、8.9回、7.6回で

1.5回、8.9回、7.6回であった。

この結果に基づき、さらにそのうち最も最適であると判断された左下側臥位で、円形プッシュ型スイッチ(Dohn Johnston 直径10cm)使用による評価を行った。プッシュ型スイッチは、左下側臥位で本児が随意的に手を前方の床面に動かした際に最もよく接地する場所(左下側臥位の状態の下顎部より前方約20cm付近)に置き、その下にビニル性のノンスリップマットを敷いて固定した。評価時の設定・データ取り込みは、ショックセンサの場合と同一であり、1回の入力により2秒間おもちやが動くように出力コードを加工した。なお、プッシュ型の場合、スイッチに向かう動きがみられたにも関わらず、スイッチを押すことができずに周辺の床面に手が接地した場合を誤入力と定め、その回数をビデオから数えた。

結果は、入力数7.0回/分、誤入力数1.7回/分、随意的入力数5.3回/分であり、同姿勢での身体装着型ショックセンサスイッチの結果に比べ、入力数、随意的入力数ともに少なく、誤入力数はやや多かった。身体装着型ショックセンサスイッチでの入力操作時に比べ、プッシュ型では、右上肢の引き込みと強い緊張が目立ち、また動作自体も大きくなる傾向が観察された。

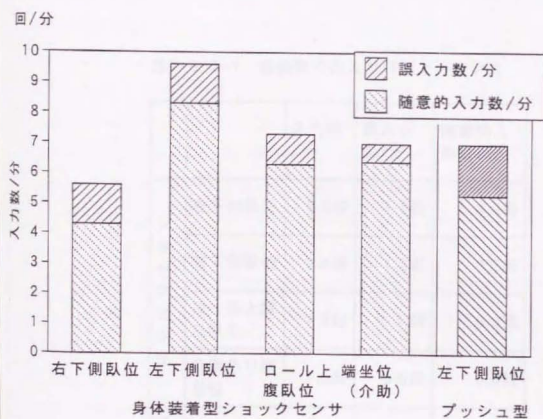


図1-3-3-1 各姿勢での入力パフォーマンスおよびブッシュ型との比較

表1-3-3-1 各姿勢での入力パフォーマンス

		入力数 /分	誤入力 数/分	随意的入 力数/分
シ ョ ッ ク セ ン サ	右下側臥位	5.6回	1.3回	4.3回
	左下側臥位	9.6回	1.3回	8.3回
	ロール上膝 立ち位	7.3回	1回	6.3回
	介助あり端 坐位	7.0回	0.6回	6.4回
ブ ッ シ ユ	左下側臥位	7.0回	1.7回	5.3回



## 考察

以上の結果より、本児が日常生活のなかで、もっとも上肢の操作性が高く、わずかな動きで入力操作が可能で、介助負担が少なく、かつ変形等をもたらしにくい姿勢は左下側臥位であるといえる。

また、同姿勢での身体装着型ショックセンサスイッチの結果に比べ、プッシュ型スイッチの入力数、随意的入力数がともに少なく、右上肢の引き込みと強い緊張が目立ち、また動作自体も大きくなる傾向が観察されたことは、視覚の対象に対する到達運動が求められる場合、不随意運動・筋緊張が高まるという筆者のこれまでの知見を支持する結果であるとともに、そのような場合、身体装着型ショックセンサスイッチが負担の軽減をもたらす、入力効率を高める有効な入力手段となりうることを示しているといえる。

さらに、本評価を通じて、各姿勢で身体装着型ショックセンサスイッチを使用した入力操作が可能であったことは、身体装着型ショックセンサスイッチが入力操作時の姿勢の違いによる影響を受けにくいという利点を有していることを示唆している。すなわち、外部入力型のスイッチの場合、姿勢に応じて固定方法を考える必要が生じてくるが、身体装着型ショックセンサスイッチでは、装着したスイッチをぶつけることができる面さえあれば、入力は可能であり、さらに閾値を低く設定すれば、動きのみによる入力もできる。この点は、特に本児のような重度の運動障害を有する人にとって有益であると考えられる。

なお、頭部・体幹の抗重力筋活動を高めていくという目的からは、介助あり端坐位での入力操作、アライメントの左右非対称性、腰椎前側彎の減少した状態での操作を行うという点からはロール上膝立ち位での操作も意義があると考えられる。

本評価では、誤入力数を床面に向かう動きがないにも関わらずON信号出力がなされている場合として定義したが、実際には、そのような動きのなかにもおもちゃを動かしたいという意図による随意的動作が含まれている可能性がある。例えば、上肢を前

方に持っていこうとしても、広背筋の緊張が高まり、上肢が後方へ引けてしまう場合（レトラクション）などがある<sup>1)</sup>。この動き自体は脳性まひの異常筋緊張に伴い、しばしば見られる不随意な動きのパターンであるが、随意的に動かそうとする意図が強いほど顕著に生じてくる傾向がある。いわば随意運動によって高まる不随意運動であるが、身体装着型ショックセンサスイッチは逆に不随意な動きが生じていても、閾値設定次第では入力が可能であり、本評価中の誤入力のなかに随意的な意図を抽出していたものがあったという考え方もできる。このような動きは機能訓練上は抑制されるべきであるとされているが、それが本人の意図に基づくものであれば、表出の手段として活用していくという方向性もあってよいと筆者は考えている。

本評価を見学して頂いた病院スタッフからは、本児が「スイッチでおもちゃを操作していたときの笑顔は普段病棟では見られないものであった」というコメントを頂くことができた。今後の開発が重度障害を有する人達の楽しみを日常化することにわずかでも役立てば幸いである。

## 1-4 ジャイロスイッチの開発

### 1-4-1 開発の目的

ジャイロとは、慣性系に働く角速度に感じるものである<sup>1)</sup>。ジャイロセンサ（以下ジャイロと略す）は、角速度により物体の回転運動を検出するセンサとして、航空機、宇宙船や船舶の姿勢制御や航法装置に使用されてきた。今日、超小型で軽量のジャイロの実用化が進み、カーナビゲーション装置の方向センサや、VTRカメラの手振れ検出センサに用いられている<sup>2)</sup>。また、臨床研究の分野では、歩行解析等の身体運動計測<sup>3)</sup>、あるいは電動車いすの制御<sup>4)</sup>等に用いられている。

筆者らは、物体の角速度を検出するというジャイロの特性を用いて、ヒトの動きをより直接的に捉えることができるのではないかとこの視点から研究を進めてきた。すなわち、身体運動の多くが、筋収縮により生じる筋張力が骨格に働き、関節の動きとして起こる角運動（回転運動）である以上、ジャイロは身体運動の発生を検出するという目的に適しているはずであるという考えのもと、入力スイッチ、マウス、運動解析などへの利用可能性に関して共同研究を行ってきた。

本章では、これらのうちジャイロスイッチの開発および評価について論じる。

### 1-4-2 ジャイロスイッチの開発1

筆者らは、ヒトの動きをより直接的に捉えることができると考えられるジャイロを活用した身体装着型操作スイッチ（以下ジャイロスイッチと略す）を試作した。今回の入力スイッチの制作には、村田製作所製の圧電振動ジャイロ（ENC-05E）を使用した。

振動している物体に回転角速度を加えると、その振動方向と直角方向にコリオリ力が生じる。これはフーコーの振り子原理と同じものである。

コリオリ力は  $F$  は次の式で与えられる。

$$F=2mV\omega$$

$m$ : 質量  $V$ : 速度  $\omega$ : 角速度

同ジャイロは、三角柱金属振動子を振動させることによってコリオリの力を検出する振動型の角速度センサであり<sup>2)</sup>、軽量(2.7g以下)かつ小型(22×9×8mm)なので身体装着にも適していると判断した。また、同ジャイロは、検出回転軸回りの1方向についてのみの動きの検出がなされるようになっているため、特定方向への関節運動のみの検出が可能となることを期待した。同ジャイロの仕様は表1-4-2-1の通りであった。

ジャイロスイッチの開発に際して、筆者らは、同ジャイロからの出力信号を増幅し、コンパレータによって、連続したアナログ電圧を基準電圧と比較し、基準電圧以下ならオフ、越えたらオンといったデジタル信号に換えて、パソコンや環境制御装置等に出力する小型回路(40×30×10mm)を開発した(図1-4-2-1)。この回路は、身体装着時のジャイロの特性を検討するという目的のため、ジャイロが、静止時から正方向に回転した場合の電圧変化のみを検出するシンプルなものとした。本回路により、身体に装着したジャイロの動きに伴って生じる角速度振幅の大きさが一定値を越えたとき、パソコン等へ入力信号を送ることが可能となった。

表1-4-2-1 ジャイロの仕様

村田製作所 ENC-05E

供給電圧	5VDC
検出範囲	$\pm 90 \text{ deg./s}$
感度	$1.11 \text{ mV/deg./s} \pm 20\%$
静止時出力	2.3VDC
直線性	$\pm 5.0\% \text{FS以内}$
応答性	DC $\sim$ 50Hz

### 1-4-3 ジャイロスイッチの評価1 (以下文献1-1 4)より加筆引用)

#### 目的

ジャイロスイッチを身体に装着して入力操作を行う際の特性を評価するため、健常被験者を対象とした実験を行った。

#### 装置および手続き

健常被験者3名(24-27才, 全員男性)を被験者とした。各被験者は、身体の特定位(上肢の場合利き手側)にジャイロスイッチを装着したまま肘掛けイスに座り、色の異なる視覚性反応刺激の呈示により、入力操作(その色に対応付けられた方向への運動)を行って、チャイム・アラーム(Dohn Johnson)を鳴らすという課題を遂行した。視覚刺激の呈示には、パソコン(PC9821 As2, NEC)を使用し、黒い画面の中央に予告刺激(白い+印)を3000ms呈示したのちに、反応刺激を1000ms呈示した。刺激の大きさは、観察距離57cmで視角2度であった。各試行ごとの刺激呈示の開始は、被験者が静止状態にあることを実験者が確認したのちに、実験者がキー押しをすることにより行われた(図1-4-3-1)。呈示された反応刺激の色と運動方向との対応は表1-4-3-1の通りであった。

回路を経由したチャイム・アラームへの入力信号を、MacLab8kIII(ADInstruments)へ同時に取り込んだ。データの記録・解析にはMacintosh Performa588(Apple)を用い、チャイム・アラームへの正入力数を数えた。サンプリング周波数は、毎秒100Hzであった。



黒い画面中央に予告刺激（白い+印）を  
3000ms呈示したのちに、反応刺激を  
1000ms呈示

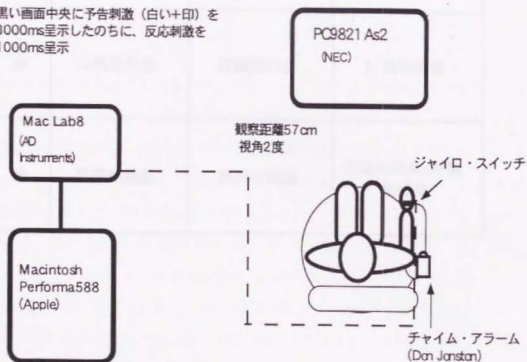


図1-4-3-1 評価状況

表1-4-3-1 刺激の色と反応（運動方向/部位）との対応

	実験 1	実験 2	実験 3
白	手関節伸展	2 指PIP屈曲	手関節屈曲
赤	手関節尺屈	肩関節内旋	肘関節屈曲
緑	手関節橈屈	頸部右回旋	手関節屈曲・肘関節屈曲

### 実験1 同一部位装着時の多方向の動き

運動障害を持つ人では、特定方向への関節運動しか随意的に行うことができない場合、あるいは随意的に特定方向へ動かそうとしても意図した方向と異なる方向への動き（不随意運動）が最終的に混じってしまう場合がある。

とはいえ、特定方向への随意的な運動がある限り、ジャイロスイッチにより、それを選択的に検出することが出来れば、入力操作は可能となるはずである。そこで、実験1では、同一部位装着時に多くの方向への運動を行った場合、特定方向への動きのみをジャイロスイッチが検出するかどうかを評価することを目的とした。装着部位として選んだ手関節の運動は2軸性であり、屈曲・伸展および尺屈（内転）・桡屈（外転）が可能であるが、ここでは伸展動作のみを入力動作とした。

### 課題および手続き

各被験者は、課題遂行にあたって、ジャイロを、その回転軸が前腕の中央線と直交するようにして、手背部（第2第3中手骨間遠位部）に装着した。この装着により、手関節伸展動作をジャイロスイッチの入力操作方向と定めた。各被験者は、90° 回内位（手のひら下向き）のまま前腕部および手首をイスの水平な肘掛けの上に置き、手関節屈曲伸展0° の状態から課題を遂行した。

課題は、3つの各条件とも練習試行（10試行）および本試行（20試行）からなり、それぞれ各条件に対応した色の視覚刺激を、5試行を1ブロックとして提示した。ただし、本試行では、ブロック単位の刺激提示順序をランダム化して示した。

各被験者に要求した動きは、図1-4-3-2の通りであり、手関節のみをそれぞれ自動運動時の最終可動域近くまで動かすことを要求した。

### 結果

図1-4-3-3のように、各被験者とも手関節伸展条件のみにおいて、高い正入力数を

示す結果が得られた。また、入力操作方向以外の方向への運動時（尺屈、橈屈）における誤入力数もゼロあるいは数回であった。

## 実験2 異なる身体部位での装着操作

実験2では、異なる身体部位でのジャイロスイッチの装着操作を比較検討することを目的とした。

### 課題および手続き

表2のそれぞれの運動方向を検出するような部位にジャイロを装着し、ジャイロスイッチの入力操作方向と定めた。2指PIP屈曲条件では、ジャイロの回転軸が第2指中節骨と直交するように第2指背側中節骨遠位部に装着し、前腕90° 回内位のままで前腕部および手掌部PIP関節までをイスの水平な肘掛けの上に置き、2指PIP関節伸展位の状態から課題を遂行した。肩関節内旋条件では、回転軸が上腕骨に平行となるように上腕外側中程に装着し、立位基本肢位と同じ上肢の状態から課題を遂行した。頸部右回旋条件では、回転軸が床からの垂直線と平行となるように右側頭骨の外耳孔より前部に装着し、ディスプレイに正対した状態から首を真横に動かすように各被験者には教示して課題を遂行した。

課題は、3つの各条件とも練習試行（10試行）および本試行（20試行）からなり、各条件ごとに全試行遂行した。

各被験者に要求した動きは、図1-4-3-4の通りであり、実験1同様それぞれ自動運動時の最終可動域近くまで動かすことを要求した。

### 結果

図1-4-3-5のように、各被験者ともすべての条件で高い正入力数を示す結果が得られ、特に2指PIP屈曲条件では、全試行正入力が可能であった。

### 実験3 単関節運動と多関節運動の比較

脳性マヒでは、多くの身体部位が不必要に動いてしまうことにより、単関節運動が妨げられ、巧緻性を要する動作の遂行が困難となることが多い。例えば、眼下にあるキーを押そうとして、手首だけを曲げようとしても、全身の屈曲緊張が増大して肘も曲がってしまう多関節運動になってしまい、キー押しがうまくいかないことがある。複雑な多関節運動は不随意運動の際にも観察される。そこで、実験3では、多関節運動が生じる際にジャイロスイッチによる入力操作が可能となる条件を見いだすことを目的とした。

#### 課題および手続き

各被験者は、実験1と同部位に、ジャイロを、正方向が逆になるようにして装着し、手関節屈曲動作をジャイロスイッチの入力操作方向と定めた。各被験者は、実験1と同じ肢位で前腕部のみをイスの水平な肘掛けの上に置き、手関節屈曲伸0°の状態から課題を遂行した。

課題の試行数・順序は実験1と同様であった。

各被験者に要求した動きは、図1-4-3-6の通りであり、手関節屈曲は自動運動時の最終可動域近くまで、肘関節屈曲は屈曲位90°まで動かすことを要求した。手+肘関節屈曲の条件では、2つの動きを同時に行うよう求めた。

また、一人の被験者については、さらに手関節伸屈動作をスイッチの入力操作方向と定めるようにジャイロを装着し、手関節伸屈+肘関節屈曲の複合運動を同肢位で遂行した（試行数同じ）。

#### 結果

図1-4-3-7のように、各被験者とも手関節屈曲条件では高い正入力数を示す結果が

得られ、肘関節屈曲条件の誤入力数は少なかった。しかし、手+肘関節屈曲条件では、被験者により入力回数にばらつきがみられ、総じて手関節屈曲条件より低い正入力数を示す結果となった。また、手関節伸展+肘関節屈曲条件（1名のみ）における正入力数は20回であり、全試行での正入力が可能であった。





# 実験 1

図1-4-3-2 実験1 同一部位装着時の多方向の動き

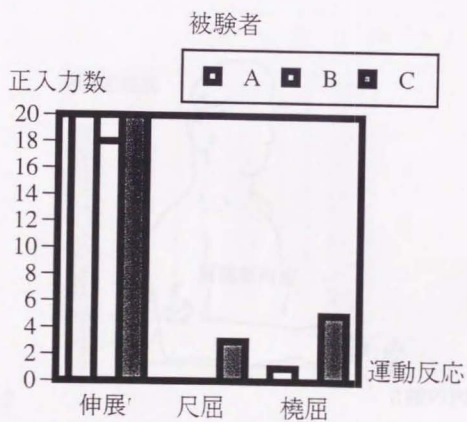


図1-4-3-3 実験1 同一部位装着時の多方向の動き 結果

頸部右回旋

肩関節内旋

2指PIP屈曲

実験 2

図1-4-3-4 実験2 異なる身体部位での装着操作

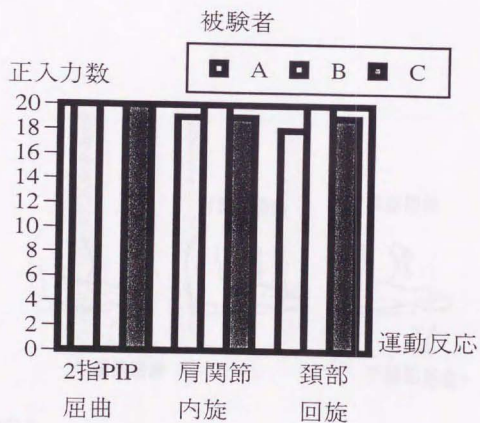
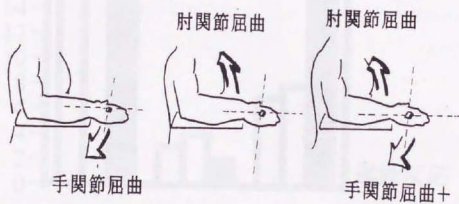


図1-4-3-5 実験2 異なる身体部位での装着操作 結果



### 実験 3

図1-4-3-6 実験 3 単関節運動と多関節運動の比較

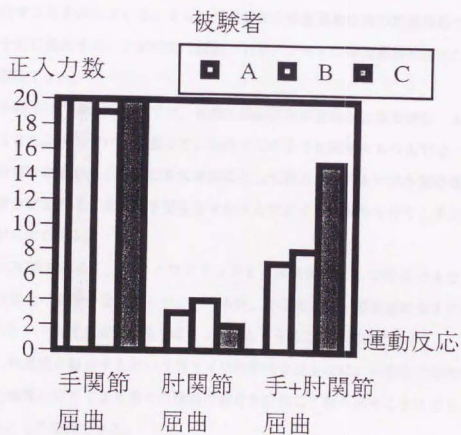


図1-4-3-7 実験3 単関節運動と多関節運動の比較 結果



## 5. 考察

実験1の結果より、ジャイロスイッチにより特定の関節での1方向への運動を選択的に検出できることが示された。従って、ジャイロスイッチは、少なくとも特定方向への動きに関して随意的に行える人の場合、その随意的な動きに応答する操作スイッチという条件を満たすことになる。

次に実験2の結果より、ジャイロスイッチは、より多くの身体部位での操作が可能である操作スイッチという条件を満たす可能性が強く示唆される。また、2指PIP屈曲条件の結果は、ジャイロスイッチが感度がよく操作に要する力が少なくすむという条件を満たすことを示している。さらに、肩関節の回旋運動は他の計測機器やセンサー類では十分に検出することが困難な運動であり、ジャイロを運動解析研究へ活用することも期待できる。

実験3の結果は、多関節運動では、複数の運動方向が逆向きになる場合、入力が難しくなることを示唆している。従って、脳性マヒのような障害をもつ人では、運動方向が同じ多関節運動が生じる部位を装着部位として選ぶか、あるいは多関節運動が生じている身体部位のより近位部を安定させたうえでスイッチ操作を行う工夫が必要であることが示唆される。

また、本実験を通じて、ジャイロスイッチを身体装着型として使用できたことから、姿勢の変化の影響を受けにくいという条件、不随意運動・筋緊張の高まりをもたらしにくいという条件を満たす操作スイッチとなりうるものが期待できる。

さらに、角速度を検出するというジャイロの特性を生かせば、一部位の操作であっても、入力速度に応じてより多くの種類の信号を区別して取り出すことにより入力効率を高めることが期待できる。

#### 1-4-4 ジャイロスイッチの開発2

先の評価をふまえ、さらに小型の村田製作所製の圧電振動ジャイロ (ENC-05S) タイプ (12×8×6mm) (表1-4-4-1) によるジャイロスイッチを制作した。検知部は、センサおよび増幅回路をプラスチック性筒体内に固定加工したものからなり、20×14×14mmとなった(図1-4-4-1)。

検知部からの信号は、ショックセンサ同様にデジタル信号処理が行えるよう、Z-world社製のマイクロコントローラ (LittleStar) と専用のA/D変換ボード (EXP-A/D12) に接続した。デジタル信号処理部で随意運動に基づく角速度波形だと判断されると、デジタル出力ポートからローレベルを出力するように設定した。その信号をKe:nx(Don Johnston)に入力して、スイッチ入力として用いた。

信号処理プログラムは、ショックセンサと同様のプログラムを用いた。すなわち、身体装着時の微妙な動きの変化による角速度信号出力を最小動作感度閾値によりキャンセルし、不随意運動増大・筋緊張亢進時の急激な動きによる角速度信号出力を最大動作感度閾値によりキャンセルしようとするを試みるものであった。

表1-4-4-1 ジャイロの仕様

村田製作所 ENC-05S

供給電圧	5VDC
検出範囲	$\pm 90 \text{ deg./s}$
感度	$1.11 \text{ mV/deg./s} \pm 20\%$
静止時出力	2.3VDC
直線性	$\pm 5.0\% \text{FS以内}$
応答性	DC $\sim$ 50Hz



図1-4-4-1 ジャイロスイッチ

#### 1-4-5 ジャイロスイッチの試用評価

##### (1) 試用評価 ユーザーのプロフィールおよびニーズ

脳性まひ（緊張性アテトーゼ型），31歳，男性。6年前より他人介助者を入れて在宅自立生活を営んでいる。

言語 発声はあるが，発語は不能であり，対人的コミュニケーションは，他者が「あかさたな・・・」とゆっくり話すときに，目標の音の所で本人がまばたきをすることで行っている。3年前より，文章作成あるいは長い内容の意思伝達は，Macintosh Ke:nxスキャン入力により行っている。また，言語理解は良好だが，表出面では，対人的コミュニケーション，文章入力ともに，文法的誤りがある場合もある（助詞の使用など）。漢字の読みは，簡単なものは可能だが新聞を自分で読みこなすことは困難であり，入力文章も漢字変換・助詞の使用にとときどき誤りがみられる。

感覚・認知 視力・聴力には問題なく，身体機能面の障害の重篤度を考慮すると，高い知的能力を持っているといえる。

運動機能 かなり重度であり，体幹の反り向き傾向（後弓反張）を伴った筋緊張の亢進がしばしばみられる重度アテトーゼ型であり，その変動も大きい。

下肢：股関節内転・内旋・屈曲拘縮のため両下肢は交叉変形（左下腿部は右側に，右下腿部は左側に位置）している。その他，両膝関節屈曲拘縮，両足関節背屈制限も認められ，わずかに体幹の過伸展を伴った両股関節の同時伸展方向への動きがいくらか可能であるが，全身の緊張亢進を伴う。

上肢：緊張性が高く，またATNRの影響が強く残存している。肩関節伸展・外転・外旋制限があり，また肘関節屈曲伸展の繰り返しを伴う不随意運動がある。手指も手関節屈曲位，MP関節屈曲位，PIP・DIP関節伸展位をとっていることが多い。随意的に可能な動きは，左上肢の内転・内旋方向への動きのみであり，右下側臥位の状態のみで可能であるが，やはり筋緊張亢進を伴う。



体幹：体幹前屈方向の可動域制限があり、また胸郭の可動性が乏しい。そり返り傾向が顕著であるが、随意的な体幹の伸展もいくらかは可能である。骨盤がかなり後傾しており、車イス坐位では、仙骨座りとなりやすく、また下方にずり落ちやすい。

頭部：他の身体部位に比べれば運動方向の制限は少なく、比較的随意的な動きが可能であるが、伸展の動きは全身の筋緊張亢進を伴いやすい。随意的側屈中心の動きは左右とも困難であり、右ないし左回旋を伴った屈曲の動きが最も随意性が高い。随意的な下顎部の開閉動作は極めて困難であり、食事時にも舌の不随意的な突出を伴った開口しかできないため、スプーンを押し込むようにして食べる全介助が必要であり、閉口している状態がほとんどである。

ADL 常時他人介助者を入れて在宅自立生活を営んでいるが、食事・排泄・入浴・更衣・寝返り・書字等ほぼ全介助を要する。

ADL（コミュニケーション） 前述したように、本人は、3年前より、文章作成あるいは長い内容の意思伝達は、Macintosh Ke:nxスキャン入力により行っている。現在まで、車イス上で、円形プッシュ型スイッチ（Dohn Johnston）を右鎖骨部にテープ固定あるいはゴムバンド固定し、うなずく動作によりスイッチ入力動作を行っている。しかし、動作の継続に伴い、固定したスイッチが動いてしまう、入力操作にかなり努力を要する、疲労しやすい、反り返りなど姿勢の変化が生じることが多く車イスからずり落ちてしまう傾向があり、スイッチとの位置関係が変わってしまい入力できなくなるなどの問題点がある。

ニーズ 本人の社会参加活動は活発であり、そのため、文章入力が必要となる場合も多い。インターネット・メール通信も活用しており、文章をパソコン上の読み上げソフトで読んでいる。そのため、楽に入力できるスイッチで入力操作効率を高める工夫をしてほしいというニーズが高く、パソコン導入時以来、筆者自身も介助に入りながらサポートを続けてきている。



小畑<sup>1)</sup>は、重度アテトーゼ型脳性まひ者1例の頸部運動と口唇運動の両者によるスイッチの入力操作を、それぞれリミットスイッチ+ヘッドポインタ、接触スイッチ+固定用ヘッドギアを用いて比較検討し、口唇運動による入力のほうが有効であったことを報告している。たしかに、脳性まひ者のヘッドコントロールには不安定な要素が多く、また大きな動きを入力操作に必要とする場合、画面の注視も困難になる。しかし、本テストユーザーは、口唇部の随意的な動きはかなり困難であり、加えてヘッドギアのような固定具を用いることへの拒否感強い。また、眼球周囲は、対人的コミュニケーションに用いる部位であり、入力操作時にも介助者とのやりとりがあるため、スイッチ入力に用いることは望ましくない。それゆえ、できるだけ小さな頭部の動きによる入力操作が望ましいと考えられる。

## (2) ジャイロスイッチの試用評価

### 目的

特定の運動方向への動きに対して選択的応答するというジャイロの特性を活用し、テストユーザーの随意的な頭部屈曲+回旋動作をジャイロスイッチにより検出可能であるかどうかを検討すること。

### 方法

Macintosh Performa5320を使用して、現在使用しているプッシュ型スイッチによるKe:nxスキャンモードでの自由文章入力を10分程度行ってもらった後、ジャイロスイッチを装着して頂き、入力操作を行ってもらった。装着方法は幅8cmの厚手の布製バンドナにベルクロテープを縫いつけ、ジャイロスイッチの片面にもベルクロテープを接着してスイッチを装着した。スイッチの位置は、頭部屈曲方向に動作した場合に、ON信号出力を送るように設定した。

評価にあたっては、文章のスキャン入力時におけるジャイロ検知部からの出力信号および先に述べた信号処理部を経てKe:nxに出力されたON信号を、MacLab8kIII (ADInstruments)へサンプリング周波数毎秒200Hzで同時に取り込んだ。データの記録・解析にはMacintosh Power book5300cs (Apple)を用いた。

## 結果

ジャイロスイッチでは、入力動作を行っていないときの誤入力が生じてしまい、使用困難であった。主な誤入力パターンとして、非入力動作時にも頭部の屈曲や回旋の動きがあり、この動きもON信号出力してしまう場合があり、屈曲しての入力動作後に頭部を伸展方向に戻そうとする際にも誤入力が生じた。これらの誤入力は、今回使用したプログラムにおける閾値設定によって防ぐことはできなかった。

ジャイロからの波形を検討した所、本人が入力動作を行っていないときのほうが、むしろ頭部の動きは大きい傾向にあり、非入力動作時に高い角速度信号出力が生じていた(図1-4-5-1)。その場合、低い角速度信号出力から徐々に高い角速度信号出力に移行していく傾向があり、その角速度信号出力をON信号出力していた。また、入力動作時の角速度ピーク値にもばらつきが大きかった。

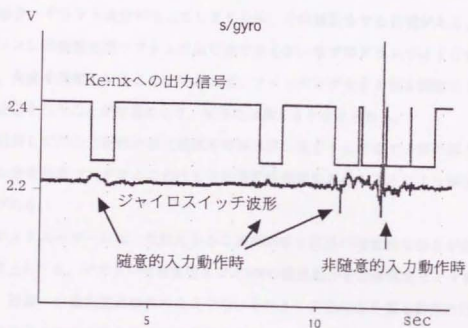


図1-4-5-1 非随意的入力動作時にON信号出力がなされていたジャイロスイッチ  
波形例

## 考察

本人は、比較的わずかな随意的な頭部屈曲・回旋の動きが可能であるが、今回は、その動きを選択的に抽出できず、それより大きな随意的入力操作ではない動きをON信号出力してしまったと考えられる。その場合、低い角速度信号出力から徐々に高い角速度信号出力に移行していく傾向があるため、閾値設定のみでは、選択的信号抽出は困難であると考えられる。従って、一定時間内での一定レベルの角速度出力に対して選択的に応答するようにする必要がある。そのためには、むしろ、角速度信号の積分値(角度)を指標とすることが望ましい。ただし、現段階では、ジャイロを長時間使用した場合、ドリフト成分が生じてしまうため、その補正をする必要がある。その補正はパソコンの波形処理ソフト上では可能であるが、本プログラムではまだ実現していない。角度を指標とすることができれば、フィッティングをする側も観察をもとにして閾値設定を行うことが容易になり、実用性は高まると考えられる。

屈曲回旋しての入力動作の後に頭部を伸展方向に戻そうとする際の誤入力は、デジタル信号処理プログラムにおける方向選択性機能を高めることにより解決できる可能性がある。

本テストユーザーには、比較的小さな頭部屈曲+回旋の随意的な動きが認められたが、井上ら<sup>1)</sup>も、アテトーゼ型脳性まひ児1例の頭部動作を位置角度センサを用いて計測し、母親への意志表出動作のなかで用いる大きく左右に首を振る動作のほかに、坐位保持椅子上では小さな回旋動作も行うことができ、その動きによる空圧スイッチの入力が可能であることを報告している。ただし、この動作の遂行には、坐位保持椅子による姿勢の安定化が重要であるという。

重度の障害を有しており坐位保持が困難な人が、頭部の動きにより外部のスイッチに対して入力操作を行う際には、1) 坐位保持の工夫をすることにより、姿勢の変化による影響を最小限とするか、2) 姿勢の変化による影響を受けにくいような身体装着型のスイッチを工夫するという2つの方法があるといえる。

本テストユーザーも、姿勢の変化に伴いプッシュ型スイッチとの位置関係がずれてしまうことが問題点となっていた。現在の車イスでもずり落ち防止のために、シート前面にパッドあるいはバスタオルを入れるという工夫は行っているが、今後さらに、1) 2) の両面から、入力操作困難の改善に向けてアプローチしていく必要がある。

## 1-5. 第1章 まとめ

### ショックセンサスイッチ

試用評価ユーザー1の方での検討から以下のことが明らかになった。

1. 筋緊張亢進に伴う姿勢の変化や微妙な不随意的筋収縮が生じて、随意的入力操作時以外にもスイッチに接触して誤入力してしまう場合、および随意的入力に続いて不随意運動が増強し緊張をゆるめることができずに連続して誤入力してしまう場合に、スイッチ信号ON出力としないような信号処理が可能である。
2. 入力文字を基準としてプッシュ型スイッチとの比較を行った場合、身体装着型ショックセンサスイッチのほうが多くの文字を入力可能であり、また、誤入力数も身体装着型ショックセンサスイッチのほうが各評価時ともに少なくなっていた。
3. プッシュ型スイッチ、外部入力型および身体装着型ショックセンサスイッチでの入力効率の比較検討を、テストユーザーにより入力された文章を健常者が各スイッチでできるだけ速かつ最短の入力回数で再入力した際の最小入力時間・回数より算出された入力時間効率・入力回数効率を指標として行った。その結果、プッシュ型に対し外部入力型ショックセンサのほうが高い入力時間効率・入力回数効率を示す傾向にあったが、誤入力もみられ、閾値設定自体が有効であると結論することはできなかった。一方、プッシュ型、外部入力型ショックセンサスイッチに対し、身体装着型ショックセンサスイッチのほうが高い入力時間効率・入力回数効率を示し、わずかな動きでの入力動作が可能となり、誤入力がみられなかった。これらのことは、身体装着という工夫が入力パフォーマンスの向上に有効であり、身体装着型の場合、これまでより低い最小動作感度閾値設定による誤入力減少効果があり、わずかな動きでの入力操作を閾値設定により運動学習できたものと考えられる。身体装着型での高い入力時間効率は、わずかな動きでの入力動作による運動反応時間の短縮を反映しており、



これは身体装着の効果と考えられる。また、今回の評価では、これまでより低い最小動作感度閾値設定を行い、入力操作を行ったが、さらに、高い入力回数効率、変換効率の向上を意味しており、入力時に認知・言語能力がより発揮されたことを反映していると考えられる。

このことは、入力時に生じる衝撃力を指標とした入力閾値の設定を行い、かつ入力時に聴覚的フィードバックを与えることにより、入力操作時に要する動きの程度を自己コントロールし、過緊張を自己抑制できるのではないかという本研究開発での仮説を支持する結果であり、従って日常の動作時における筋緊張の高まりを防ぐツールとして本スイッチが期待できるものであるということを意味している。

4. 左足に身体装着型ショックセンサスイッチを装着した場合、ブッシュ型では困難であった左足での入力が可能となった。このことは、身体装着型ショックセンサスイッチが、より多くの身体部位での操作が可能なスイッチであることを示しており、また別のより随意的なユーザーでも使用できる可能性を示唆しているといえる。

試用評価ユーザー2の方での検討から以下のことが明らかになった。

1. 各姿勢での入力操作の比較検討から、本児が日常生活のなかで、もっとも上肢の操作性が高く、わずかな動きで入力操作が可能で、介助負担が少なく、かつ変形等をもたらしにくい姿勢は左下側臥位であった。そして、各姿勢で身体装着型ショックセンサスイッチを使用した入力操作が可能であったことは、身体装着型ショックセンサスイッチが入力操作時の姿勢の違いによる影響を受けにくいという利点を有していることが示された。

2. また、同姿勢での身体装着型ショックセンサスイッチの結果に比べ、ブッシュ型スイッチの入力数、随意的入力数がともに少なく、右上肢の引き込みと強い緊張が目立ち、また動作自体も大きくなる傾向が観察されたことは、視覚の対象に対する到達運動が求められる場合、不随意運動・筋緊張が高まるという筆者のこれまでの知見を

支持する結果である。また、操作スイッチを身体外部にある視覚的目標物とするのではなく、身体に装着し操作することにより、筋緊張・不随意運動の高まりを抑えて作業負担を軽減し、かつ入力効率を高めることが出来るのではないかとという仮説を支持する結果であるといえる。

### ジャイロスイッチ

健常者での検討から以下のことが明らかになった。

ジャイロスイッチにより特定の関節での1方向への運動を選択的に検出できることが示された。また、より多くの身体部位での操作が可能である操作スイッチという条件を満たす可能性が強く示唆された。また、2指PIP屈曲条件の結果は、ジャイロスイッチが感度がよく操作に要する力が少なくてすむという条件を満たすことを示していた。ただし、多関節運動では、複数の運動方向が逆向きになる場合、入力が難しくなった。

試用評価ユーザー1の方での検討から以下のことが明らかになった。

1. 頭部の動きを検出するという課題では、有効方向に選択性を持たせることにより随意的な入力動作を抽出するという試みはまだうまく行えなかった。プログラムの改善など検討課題も多いが、ヒトの頭の動きが実に多様な動きをするものであることから適用に工夫が必要である。

## 第2章

### マウス操作が困難な人に対するコミュニケーション支援

## 2-1 はじめに

パソコンを使う際、マウスの動きによる操作が重要であることはいうまでもない。上肢の障害のため、通常のマウス操作が困難な人たちにとっては、いくつかの代替手段がある。例えば、Macintoshが標準装備しているイーザークommunications機能では、キーボードのテンキーをマウス操作に用いることが可能である。テンキーの「9」を押し続けるとマウスカーソル（ポインタ）が、斜め右上方に移動し、「5」を2回続けて押すとダブルクリックとなる<sup>1)</sup>。しかし、このようなキーボードによる代替方法は、マウスコントロールは難しいがキー入力可能な人に限定される。そのため、テンキーを大きくしたような複数のスイッチからなるマウス代替スイッチにより、スイッチ入力を行えるような商品もいくつか販売されている。上肢での操作が困難であるが、頭頸部の安定性・操作性が比較的高い人の場合には、キーなし代替スイッチをマウススティック（口でくわえる押し棒）を用いて入力する方法もある。

これらの手段は複数のスイッチを押し分ける機能が求められるが、それが困難であり、1～2個のスイッチによる入力方法しか持たない人は、前章で述べたKe:nxのキャンモードなどによりマウス操作を行うことが多い。その場合、マウスの移動方向が矢印で示されている画面上をカーソルがスキャンしていき、動かしたい方向の矢印の所にカーソルが来た時にスイッチを押してカーソルを動かしていき、止めたい所で再びスイッチを押してカーソルの動きを止めるというような入力手順となる。この方法の場合、かなりマウスの移動に時間を要することが難点であり、また、パソコンで絵を描きたいというニーズがある人にとっては曲線を描くのには適していない。

マウスの操作がより容易に出来れば、パソコンの操作効率が高まり、またパソコン画面上の文字盤をマウスクリックすることで入力するという方法により文章入力効率も高めることができる。それゆえ、頭部の動きによるヘッドポインタが、Prenke Romich社により開発され、わが国では、Apple Disability Centerにより輸入販売され

ている<sup>23)</sup>。さらに、最近では、アルプス電気社、日立製作所もヘッドポインタを開発している。しかし、まだこれらの商品は高価であり、本体以外にも対向する検出装置が必要であり、キャリブレーションにも時間を要する。

## 2-2 ジャイロマウスの開発

### 2-2-1 開発の目的

前章で述べたように、物体の角速度を検出するというジャイロの特性を用いて、ヒトの動きをより直接的に捉えることができるのではないかという観点から、筆者らはジャイロの活用について研究開発を進めてきた。

マウス機能の代替として、2組のジャイロセンサを組み合わせることによって、頭部の動きであれば、頭部の左右回旋運動に伴い生じる角速度信号をマウスカーソルの左右への動きに変換し、また頭部の屈曲伸展運動に伴い生じる角速度信号をマウスカーソルの上下の動きに変換することにより、マウス操作が可能となるのではないかと考えた。ジャイロは小型・軽量であり、わずかな動きであっても検出可能である。かつ安価であるため、より優れたヘッドポインタを開発できる可能性がある。また、頭部以外の部位での操作が可能となる可能性もある。

そのようなマウス代替入力装置を開発することにより、上肢機能に障害を持ち、マウス操作を容易に行いたいというニーズを持つ人々にとってのマウス入力操作方法の選択枝を増やしたいという目的のもと、ジャイロを利用したマウス代替入力装置（以下ジャイロマウスと呼ぶ）の研究開発を進めた。なお、試作機の制作は共同研究者である安藤雅明氏が行った。

### 2-2-2 ジャイロマウスの基本構成（安藤の論文<sup>1)</sup>よりの要約および加筆）

ジャイロマウスの基本的構成を図2-2-2-1 に、外観を図2-2-2-2 に示した。



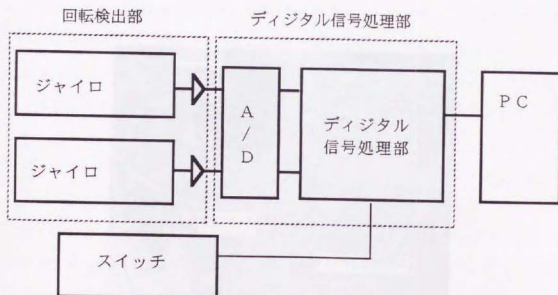


図2-2-2-1 ジャイロマウスの基本構成



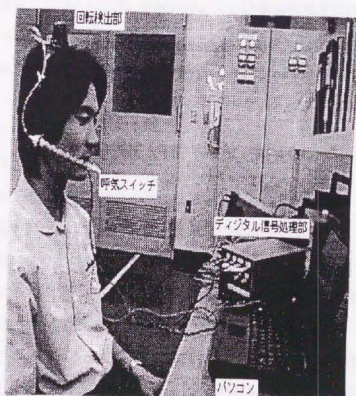


図2-2-2-2 ジャイロマウス (ヘッドポインタ)

ジャイロマウスは、検出軸が直交するように配置した2個のジャイロセンサとアンブからなる回転検出部と、回転検出部からのジャイロ信号をデジタル化してセンサに含まれるノイズを除去した後、角速度成分を抽出してマウスカーソルの移動量に変換するデジタル信号処理部からなる。

ジャイロは、村田制作所 ENC-05Eタイプを2個用いた。センサ信号は回路にて10倍程度で増幅された。回転検出部全体の大きさは $30 \times 20 \times 40$ mmで、全重量は30g程度であった。

デジタル信号処理部は、Z-world社製のマイクロコントローラ (LittleStar) と専用のA/D変換ボード (EXP-A/D12) を用いた。A/D変換の精度は12bitであった。コントローラでは、センサ信号からオフセット値とノイズ成分を除去した後、角速度信号を抽出する。この値に一定の係数を掛けて、マウスカーソルの変位量として出力した。

マウスのクリック、ドラッグ、ドロップ、ダブルクリックの制御は、スイッチにより、以下のように行った。

1. 最初にスイッチがONするとクリックになる。
2. そのまま一定時間押しているとドラッグ状態になる。
3. ドラッグ状態になるとスイッチがOFFになってもその状態が保持される。
4. ドラッグ状態でスイッチがONになるとドロップ (ドラッグ解除) になる。
5. 短い期間に2回ONするとダブルクリックになる。

さらに、マウスカーソルが画面の隅のほうに移動してしまった場合、一定時間以上スイッチ入力していると、画面中央にカーソルが戻るという機能を設定した。

マウスのインターフェースにはTrace R&D Centerが策定したシリアルキー<sup>2)</sup>を用いた。このインターフェース規格では入力装置側から簡単なアスキーコードでコマンドを送ることでマウス機能をエミュレートすることができる。マッキントッシュでは、フリーウェアとして動作するソフト (GYRO\_SKey) が提供されており<sup>3)</sup>、応答性もマウ

スの機能を実現するのに十分であり、このソフトを用いた。従って、従って、デジタル信号処理部から得られたマウスの変位量はシリアルキーのフォーマットで出力され、マッキントッシュのモデムポート（またはプリンタポート）に取り込まれた。

ジャイロマウスの利点として、これまで製品化されたものに比して、以下のようなものが考えられる。

- (1) 対向するディスプレイ等になにも設置する必要がない。
- (2) 体の相対的な移動量のみでマウスカーソルが制御できるので姿勢変化にある程度対応できる。
- (3) ジャイロからの角速度信号は、回転検出軸からの距離に依存しない。従って、関節軸から装着部位までの距離によらず安定した操作が可能である。

## 2-3 ジャイロマウスの評価

### 2-3-1 試用評価ユーザー（頸椎損傷、神経筋疾患）の報告

共同研究者である安藤は、頸椎損傷の方、および神経筋疾患の方での評価を続けており、すでに発表された内容<sup>1)</sup>を簡単に紹介する。

頸椎損傷（C5）、男性28歳。文字入力には鉛筆を用いてキーを押すことでキーボード入力が可能。マウス操作は、通常トラックボールを使用している。この方に、ハードディスク内にある3階層下のフォルダ内のすべてのファイルをクリックしてから、すべてのファイルを閉じるという作業を、トラックボールおよびジャイロマウス（ヘッドホンにて固定しヘッドポイントとして使用）+呼吸スイッチを使用して頂き、その所要時間を計測した所、トラックボールでは、平均27.8秒、ジャイロマウスでは平均21.2秒という結果が得られた。また、使用感として、トラックボールに比べ疲労感がない、ヘッドホンによる締め付けに不快感を感じる、呼吸スイッチの応答性の関係でダブルクリックがシングルクリックやドラッグとして認識されることがあるなどが

あった。

神経原性進行性筋萎縮症，男性，40歳。通常はトラックボールを用いている。そのトラックボールおよびジャイロマウス（ヘッドポインタ）＋接触スイッチを用い，Ke:nxオンスクリーンキーボード（画面上でカーソルにより文字入力可能な文字盤）で，10文字の自由文字入力を5回行っていただいた。平均値を比べると，トラックボールでは，平均24.0秒，ジャイロマウス（感度小）では，平均32.2秒，ジャイロマウス（感度大）では，平均26.2秒という結果になり，トラックボールに比べジャイロマウスのほうが所要時間を要したが，ジャイロマウスの感度調整により入力パフォーマンスが大きく向上することが示された。使用感として，トラックボールでは手を入力位置に持っていく必要があるが，ジャイロマウスは最初に装着すればよい点がよく，トラックボールは操作性はよいがゴミがつまるなどの難点があり長期間の使用にはジャイロマウスのほうがよい，ヘッドホンの固定方法に工夫がほしいなどがあった。

## 2-3-2 試用評価ユーザー1

### (1) 試用評価ユーザー1のプロフィールおよびニーズ

脳性まひ，頸椎症による第4頸椎損傷，50歳，男性。アテトーゼ＋痙直型脳性まひであったが，アテトーゼ型脳性まひ者に多く発生する頸椎症が進行し，5年前よりC5レベル以下の運動・感覚まひが生じ，排尿障害も加わり，現在はカテーテルを着用している。24時間他人介助者を入れて在宅生活を続けている。

言語 発話は可能なもののいくつか運動性構音障害があり，呼吸量が乏しいため発話ごとぎれがちになり聞き取りづらい。長時間の発話により頸部筋群の緊張が高まり頭頸部の不随意運動が生じやすくなる。

感覚・認知 C5レベル以下の感覚まひがあり，肩より上のみ感覚機能が残存している。視力はやや遠視があるが，眼鏡着用すれば日常生活上の支障はなく，その他の視覚認知的問題はない。聴覚的問題なし。知的能力は高く，社会的である。

運動機能 5年前よりC5レベル以下の運動まひにより四肢・体幹の随意性は残されていない。下肢には、痙性による両股関節屈曲拘縮がある。両上肢は、肩関節完全脱臼しており、肘、手関節屈曲拘縮がある。体幹の安定性は乏しく、車イス坐位においてもサイドレストを要する。頭部の随意性は残されており、随意的な動作が可能な部位・運動方向は、頭部の左右回旋、続いて屈曲伸展であり、その他では、開閉口、舌の随意的突出、まばたき動作が可能である。

ADL 食事・排泄（小はカテーテル）、入浴・更衣・書字・寝返り・車イス移動全介助であり、常時他人介助者とともに在宅生活を送っている。室内の移動は電動リフトを用いている。

ADL（コミュニケーション） パソコン使用歴は10年余りにおよぶが、5年前から上肢による入力操作が不可能となり、介助者に口頭で入力文章を伝えて入力を代行してもらったり、マウス操作を指示したりして使いこなしている。しかし、呼吸量が乏しいため発話がとぎれがちになる、構音障害のため聞き取りづらい、長時間の発話により頸部筋群の緊張が高まり頭頸部の不随意運動が生じやすくなる、マウス操作を口頭指示することが難しい、介助者の手を借りずに入力したい文章もあるなどの問題がある。

ニーズ 本人は自分で入力する手段の確保、およびマウスカーソルの自力操作による介助者への指示の効率性アップを求めている。また、社交範囲の広い方であり、操作上マウス使用頻度が高いインターネット・メール通信の利用も頻繁に行っており、特に障害が重度化してからは外出時の負担が増大し、体力的な問題もあることから、パソコンは重要な情報収集および対人的なやりとりの手段になっているため必要性は高い。

## （2）試用評価

### 目的



ジャイロマウスによるポインティング入力操作が可能であるかどうかを検討すること。また、入力操作時に併用する最適なスイッチのフィッティングを行うこと。

特に、ジャイロマウスの操作にはスイッチ操作とヘッドポインタ操作の両者の協調動作が求められるので、1回の入力操作に要する時間および操作時の誤入力数という指標により、マウス操作時の最適なスイッチを検討する。

## 方法

ジャイロマウス（ヘッドポインタ）を頭部に装着して、Power Macintosh 7600および17インチモニターを使用し、オセロゲームを行って頂くという課題であった。画面と本人（車イス使用）との距離は約80cmであった。本人は、日常、ヘッドホンで電話しており、ヘッドホンがずれるような大きな頭部の動きは持続的な発話時以外には認められないことから、市販のヘッドホンを使用した。ジャイロは、回転検出軸（関節軸）からの距離に依存せず角速度を出力する。そこで、ヘッドホンが安定しやすい中央部（頭頂部）にジャイロ検知部を設定した。オセロゲームは市販のソフトを用いた。これは、画面上で全方向への動きを行うことができるかどうかということを確認するために採用した。プレイ時は、次の手が決まってからマウス操作を行って頂くこと、および操作中にスイッチの誤入力が生じた場合、およびポインティング地点でタイミングよく入力できずスイッチの誤入力が生じた場合、口頭で「まちがえた」とフィードバック頂くことを依頼し、観察者（筆者含め2名）も評定記録した。

ジャイロマウスの感度設定は、横（X軸）方向は200～260、垂直（Y軸）方向は150～210の間で行った。最適値は、画面上でカーソルを動かす範囲によって異なり、オセロの場合は、

X=260

Y=205

Kenx文字入力の場合（オンスクリーンボード）



X=210

Y=150

として設定し、評価を行った。

以上の数値は、ジャイロからの角速度信号をカーソルの動きの速さ（画面上の移動速度）に変換する際の変換設定値であり、数値が大きいくほど、角速度に対するカーソルの移動速度が大きいくことを示している。

スイッチは、接触スイッチ（舌で接触）（松下電工製）、ジャイロスイッチ（下顎）（第1章1-4-4節参照）、呼気スイッチ（ストロー）（バシフィックサプライ社製）、呼気スイッチ（ビニールチューブ）（同社製）をテスト入力して練習して頂き、その後、ブレイ中、それぞれのスイッチを先に挙げた順序で3分間づつ使用して入力して頂いた。スイッチの固定は、呼気（ストロー）、接触スイッチに関しては、ヘッドホンの左側方に装着固定して、それぞれのスイッチの入力部が口元にくるように設定し、ビニールチューブの呼気スイッチに関しては更に口でチューブをくわえて頂いた。ジャイロスイッチは、開口による下顎の動きを選択的に検出するように下顎部にテープ固定して設定した。

ジャイロマウスが動いている間の角速度信号を信号処理部にてデジタル化した信号、各スイッチからの出力信号およびジャイロマウス信号処理部に取り込んだ後のOM出力信号をそれぞれ（MacLab8kIII（ADInstruments）へサンプリング周波数毎秒200Hzで同時に取り込んだ。データの記録・解析にはMacintosh Power book5300cs(Apple)を用い、比較にあたっては、ジャイロマウス信号処理部からパソコンへの全スイッチOM信号数から、マウスカーソルを画面中央に戻す2秒間以上の入力を除き、入力操作期間中のクリック数を算出した。

## 結果

ジャイロマウス（ヘッドポインタ）の操作は随意的に可能であり、画面上のオセロ

のマス（約1cm四方）に対してのポインティングを行うことができた（図2-3-2-1）。カーソルを移動操作する時の筋緊張の高まりや不随意な動きも特に見られなかった。本人の使用感も思っていた以上にうまく使え、疲労感もさほどなく、これならば日常的に使用できそうであるとのことであった。

スイッチ操作の協調性に関する結果として、各スイッチごとに、1回のクリック（オセロの1コマ操作）に要した時間を図2-3-2-1に、3分間の誤入力数を表2-3-2-1に示した。所要時間に関しては、ジャイロスイッチが最も短く（5.30秒）、続いて呼気スイッチ（チューブ）（7.74秒）、接触スイッチ（8.80秒）、呼気スイッチ（ストロー）（10.63秒）であった。一方、3分間の誤入力数は、ジャイロスイッチが6回と最も多く、続いて呼気スイッチ（ストロー）が2回、接触スイッチが1回であった。

操作時の観察所見として、接触スイッチでは、舌を突出する動作の準備に時間を要し、かつポインティング位置をずらさないためには、ジャイロマウスによるカーソル操作時も半開口していなければならなかった。ジャイロスイッチは、動きに対する応答性は高く、わずかな下顎の動きも検出することが可能であったためクリック動作による所要時間は短かったが、一方で頭部の動き、特にカーソルを下に下げる頭部屈曲動作にも応答することがあり、誤入力が多くなった。呼気スイッチ（ストロー）の場合には、ストローをくわえながらマウスカーソルの操作を行うという協調動作が困難であった。呼気スイッチ（チューブ）では、チューブが過度に伸縮するため、頭部の動きとスイッチ入力との協調動作を最もスムーズに行うことができていた。

本人の使用感としては、呼気スイッチを用いる場合、呼気とともに頭部がやや伸展気味になるため、ストローでは使いづらく、チューブがもっともよい感じがしたことであり、またわずかな呼気で入力が可能であるため楽であるとのことだった。接触スイッチは、舌を出すタイミングが難しく、ジャイロスイッチは入力しようとしていない時に誤入力する点が問題であるとのことであった。

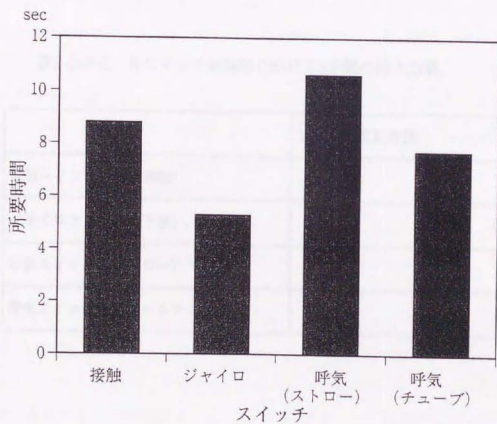


図 2-3-2-1

各スイッチ使用時における1回の入力に要した所要時間

表2-3-2-1 各スイッチ使用時における3分間の誤入力数

	3分間の誤入力数
接触スイッチ（舌で接触）	1
ジャイロスイッチ（下顎）	6
呼気スイッチ（ストロー）	2
呼気スイッチ（ビニールチューブ）	0

## 考察

今回、体幹の安定性が乏しく、かつ脳性まひのためヘッドコントロールに関しても多くの頸椎損傷の方よりは安定性が乏しいと考えられる本テストユーザにおいて、ジャイロマウスの使用が十分に可能であったことから、体の相対的な移動量のみでマウスカーソルが制御できるので姿勢変化にある程度対応できるというメリットが示されたといえる。

本テストユーザは、体幹の安定性が極めて乏しく、車イスのサイドレストがないと座位保持はできない。従って、頭部の屈曲動作は、特に体幹の安定性を低下させる可能性が高く、そのため、頭部の屈曲方向への動きに対するマウスカーソルの移動感度は高いほうが望ましい。一方、スイッチ入力時に伸展傾向が強まる傾向があり、スイッチ入力時にジャイロマウスのY軸（縦）方向の感度調整を決定することが難しかった。この点では、さらに軸内における移動方向の正負別に感度調整をできるようにするというような装置の改善が望まれる。

C4 頸椎損傷のユーザー1名を対象としたLauらの研究によれば、舌タッチキーボード、ヘッドマスター（Prenke Romich社製のヘッドポインタ）、マウススティックによるキーボード直接入力を比較した場合、入力速度は、マウススティックが最も速く、ヘッドマスター、舌タッチキーボードの順に優れており、正確性では有意差がみられず、本人の評価による入力時の努力性は、舌タッチキーボードがもっとも低く、ヘッドマスター、マウススティックの順であった。このように、マウススティックを口で使用できる頸椎損傷の方であれば、キーボード入力に関しては入力効率は高いが、それでも、マウス操作に関しては、おそらくヘッドポインタのほうが効率的である。

本テストユーザの場合、体幹が不安定であり、くわえて頸椎症による二次障害があったため、マウススティックを使用することは極めて困難であり、かつ危険度が高い。それに対して、ジャイロマウスの場合には、比較的容易に入力が可能であり、設定の工夫により、わずかな頭部の屈曲動作での入力が可能になるため、体幹の安定性

も保つことができる。また、本人の緊張の高まりも見られないため、ある程度の時間の使用にも耐えることができると考えられる。

スイッチの選択および協調性に関しては、今回の結果から判断する限り、呼吸スイッチ（ビニルチューブ）がもっとも優れていると考えられる。ただし、入力時の応答性に関してはジャイロスイッチが優れていたため、誤入力を防ぐような装着方法、信号処理プログラムの改善ができれば、有効なクリックスイッチとなる可能性もある。また、今回は連続動作によりマウスカーソルの中央への戻りを行ったが、角速度の違いにより信号弁別ができる可能性もある。また、本評価を通じて、ヘッドポインタの使用時にはマウス操作との協調性に優れたスイッチの選択が極めて重要であることが示唆されたといえる。

## 2-3-3 試用評価ユーザー2

### (1) 試用評価ユーザー2のプロフィールおよびニーズ

アテトーゼ型脳性まひ、40歳、男性。

**言語** 運動性構音障害によるかなりの発話障害があり慣れた人でも聞き取りにくいことがある。言語理解、および発話（表出）内容には問題ない。

**感覚・認知** 視力はやや近視（左右とも0.4程度）であるが、矯正はしていない。その他の視覚認知および聴覚的認知には問題ない。四肢の感覚障害もない。知的障害なし。

**運動機能** 上肢：関節可動域制限はない。運動時には、筋緊張を伴った不随意運動が、左右の上肢、特に遠位部に顕著にみられ、その際には頸部の不随意運動も伴う。つかみ動作可能、つまみ動作困難、書字著しく困難。

下肢：関節可動域制限はないが、やや両下腿が外反ぎみである。極性は認められるが比較的随意性は保たれており、歩行可能。

体幹：特に可動域制限はなく随意性は保たれている。



頭部：可動域制限はないが、発話時および上肢動作時に左右回旋方向への動きを中心とした不随意運動がみられる。

ADL 食事、入浴、書字介助および一部の更衣動作介助が必要であり、日常的に他人介助者を入れて在宅生活を営んでいる。

ADL（コミュニケーション） 日常はパソコンを床坐位で使用する事が多く、上肢による通常のキーボード入力・マウス操作は可能だが、上肢の不随意運動があるため困難を伴い、足で行うこともあり、最近では、キーボード入力は主に右足の母指で行い、マウスは一般的なものおよびトラックボールを使用しているが、むしろ足で操作するほうが操作性が高い。しかし、左右の足を同時に使うことは疲労が大きく、またキーボード操作も行う必要があるため、効率はよくないので、より操作性の高いマウスを求めている。

## （2）試用評価

### 目的

本テストユーザーにおいて、ジャイロマウスを前腕部あるいは足部に装着しての使用が可能であるかどうかを検討すること。

### 方法

1) ジャイロマウスを左前腕遠位部外側面（時計をはめるあたり）にゴムバンドで装着し、肩関節内外旋および肘関節屈伸の動きをそれぞれ左右・前後の角速度検出方向として、ジャイロマウスを操作して頂いた。

2) ジャイロマウスを右前足部足背部（足の甲）にゴムバンドで装着し、足関節内外転、および底背屈の動きをそれぞれ左右・前後の角速度検出方向として、ジャイロマウスを操作して頂いた。

ジャイロマウスの感度調整は動きに応じて適宜調整した。入力用のパソコンはPower

Book2400を使用し、課題は、オセロゲームを行って頂いた。

両者ともに大型のプッシュスイッチ(Dohn Johnston 社製)をマウスクリックに用いた。場所は、本人の自宅まで行った。

### 結果

1) 2)ともに操作自体は可能であったが、操作性は高くなかった。1)では肘関節伸展および肩関節外旋時に肩関節伸展の動きが伴ってしまうため入力しにくくなり、2)では足関節内転の際に内かえし(内反)の動きが伴ってしまうため入力しにくくなった。

また、本人の使用感もトラックボールや一般のマウスにくらべよくないとのことであった。

### 考察

本テストユーザーは視覚の対象を上肢で操作する際に不随意運動が顕著に高まる傾向があったため、マウスの前腕部装着により、その困難が軽減しかつ足でのキーボード操作とマウス操作の独立が可能となることを期待した。しかし、前腕部での操作時には、ジャイロマウスは肩関節伸展方向の動きを検出してしまう結果となり、よい結果が得られなかった。このことは、ジャイロスイッチの健常者による評価時に得られた問題点、すなわち、多関節運動が生じる場合には入力が難しくなるという問題点と対応しているといえる。従って、ジャイロマウスの使用には、制約が生じてくる。

また、足部の外転運動は、実際には距骨下関節、横足根関節、中足趾関節を含めた多関節運動であり、そのため入力が難しくなったと考えられる。

本テストユーザーのニーズに対しては、操作性の高いマウス、トラックボール、あるいは別の入力デバイスの検討をしたほうが妥当であると結論できる。

## 2-3-4 試用評価ユーザー3

### (1) 試用評価 ユーザー3 のプロフィールおよびニーズ

1-3-2 (1) の試用評価ユーザーであるので、詳しくはそちらを参照して頂きたい。ここでは、マウス操作に関してはこれまで本人は、Ke:nxスキャン入力によりマウス操作を行っていたが、本人のニーズとして、マウスの移動に時間を要することが難点であり、また、パソコンで絵を描きたいという希望があった。不随意運動はなく随意的な動きは可能であるが、屈曲伸展方向に関しては本人の頭部の安定性は高くはなく、抗重力肢位を保てなくなると、頭部の支持も困難となる（トランスファー時には頭部の支持が必要）。それゆえ、長期的・日常的な使用は負担が高いと考えられたが本人の希望により試用評価を行うこととなった。

### (2) 試用評価

#### 目的

本試用評価ユーザーにおいて、ジャイロマウスによるポインティング入力および描画が可能であるかどうかを検討すること。

#### 方法

ジャイロマウス（ヘッドポインタ）を頭部に装着して、Power Macintosh 7600および17インチモニターを使用し、1) オセロゲームを行って頂くという課題、2) ドロインソフト（クラリスワークスV4）を用いて自由に描画を行って頂くという課題であった。画面と本人（車イス使用）との距離は約70cmであった。本人は、日常、ヘッドホンで音楽を楽しんでいるが、ヘッドホンがずれる可能性があることから、市販のヘッドホンを装着したうえにバンダナで固定し、その中央部（頭頂部）にジャイロ検知部を設定した。プレイ時は、次の手が決まってからマウス操作を行って頂くこと、および操作中にスイッチの誤入力が生じた場合、およびポインティング地点で

タイミングよく入力できずスイッチの誤入力が生じた場合、口頭で「まちがえた」とフィードバック頂くことを依頼し、観察者（1名）も評定記録した。

ジャイロマウスの感度設定は、横（X軸）方向は240～280、垂直（Y軸）方向は150～200の間で行った。最適値は、

X=240

Y=185

として設定し、評価を行った。

以上の数値は、ジャイロからの角速度信号をカーソルの動きの速さ（画面上の移動速度）に変換する際の変換設定値であり、数値が大きいほど、角速度に対するカーソルの移動速度が大きいことを示している。

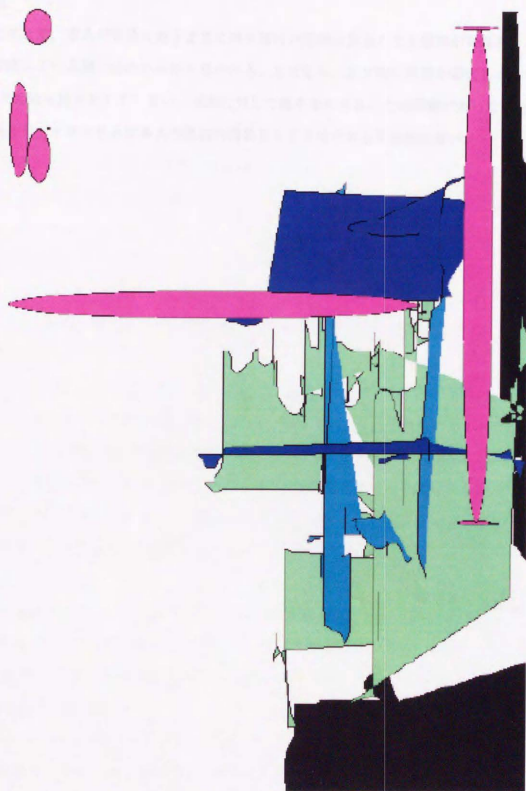
スイッチは、円形プッシュ型スイッチ（Dohn Johnston社製）およびショックセンサスイッチを左足前足部に装着してクリック動作に用いた。

場所は東京大学認知行動科学研究室で行った。

## 結果

オセロゲームでのポインティング動作は、頭部の安定性の面から困難であった。目的のマスまではポインティングできるが、その位置にカーソルを止めておくことが困難であった。また、本人の使用感もポインティングは難しいということであった。従って定量的評価は行わなかった。

描画に関しては、随意的な頭部の動きにより、様々な曲線を描き、また自分が意図した位置で描画することが可能であった。本人の使用感は、「自分の動きが線になるので楽しい。絵を描くのにはとてもよい」とのことであった。本人の御厚意により、描いた作品を図2-3-4-1（次ページ）に示させて頂いた。



## 考察

これまで、本人が自分の思うままに線を描けた経験は少なくとも筆者が介助者として交流している間ではなかったと思われる。なぜなら、足や腕に画材を固定してみても3次元的な動きをしてしまい、画面に対して筆を走らせることは困難であったからである。ジャイロマウスが本人の描画の道具として有効である可能性は高い。



## 2-4. 第2章 まとめ

### ジャイロマウス

頸椎損傷・神経筋疾患の方の結果から以下のことが明らかとなった。

1. 上肢でのトラックボール操作が可能な人においても、ジャイロマウス（ヘッドポインタ）は有力なマウス操作手段となりうる。

試用評価ユーザー1の方での結果から以下のことが明らかとなった。

1. ジャイロマウスは四肢を入力操作に使えないユーザーにとっての有効な入力手段となりえた。特に、検知部を身体装着するため、体幹の不安定性がある場合でも、入力可能であった。
2. 頭を動かしながら頭の一部でスイッチを入力操作するということは、協調性・タイミングを要する動作である（にもかかわらず、ヘッドポインタ使用時のスイッチの選択について検討を加えた研究は、筆者の知る限りではまだない）。4種類のスイッチを使用した場合の、マウスポインティング（カーソル移動+クリック操作）を比較検討した所、本ユーザーにおいては、頭部の動きに伴い伸縮する呼吸スイッチ（チューブ）がもっともよいという結果になった。

試用評価ユーザー2の方の結果から以下のことが明らかとなった。

1. ジャイロマウスの四肢での使用には、かなり制約と困難がある。体幹から操作部位が遠ざかるほど、多関節運動の要素が含まれてくるため、装着部位の設定にはまだ検討が必要である。

試用評価ユーザー3の方の結果から以下のことが明らかとなった。

1. ジャイロマウスによる描画が可能であった。自分の動きが線になり、絵を描くことをジャイロマウスが実現してくれたことは、大変喜ばしい結果であり、そして、またこのような形で自己表現をサポートするということも重要な課題であるといえる。

## おわりに

初めてキーボードに触れたときのことを思い起こして頂きたい。キーの位置をひとつひとつ目で確認しながら、指で打つ感覚を染み込ませていったご記憶があるのではないのでしょうか。気が付いたら指が感覚を覚えてきて、キーを見なくとも勝手に動くようになっていた。

認知工学の牽引者として名高いD. A. ノーマンは、その著書<sup>1)</sup>のなかで、デザインに不可欠な要件として、「対象を目に見えるようにすること」を挙げている。ショックセンサスイッチを試用評価ユーザーの方々に優れたパフォーマンスを発揮して頂けたことは、ショックセンサスイッチの操作対象がどこにでもある外部の目に見える対象であったからかもしれない。ユーザー1の方の場合、これまで使ってきたプッシュ型スイッチと同程度の力を要する閾値設定からスタートし、プレートに足をぶつけるという明確な操作方法をとっていた。その後、本人がスイッチに慣れていくうちに閾値設定を落としていき、わずかな力で入力することができるようになったとき、視覚的なぶつける対象は必ずしも必要ではなくなっていたのである。このくらいの力で動かしても入力できるということを運動学習していったプロセスがそこにはあると考えられる。

身体のわずかな動きを検知することによる入力方法は、センサースイッチという市販品のほかに、筋電を利用したスイッチ<sup>23)</sup>、ストレインゲージを利用したスイッチ<sup>4)</sup>を研究開発する試みがある。しかし、筆者の知る限り、目に見える対象に働きかけることからスタートして、わずかな動きでの入力へと移行していけるものは、ショックセンサスイッチのほかに見あたらない。この点は、ユーザーに本スイッチを使いこなして頂くうえでの大きなメリットであると考えている。

以上のようなことから、身体装着型ショックセンサスイッチは、脳性まひ者の日常生活動作のひとつである入力動作を通じて、筋緊張を自己制御できるような運動学

習を可能とするスイッチとなりうる可能性があることが示された。このことは、これまでのリハビリテーションにおける脳性まひ児・者の筋緊張の抑制に関する様々な方法に共通する問題、すなわち日常生活動作のなかで筋緊張を自己制御することという問題に対して、新しい方向性を提起しているといえる。

そして、スイッチの身体装着は、適切な閾値設定がなされれば、視覚的目標に対する到達運動が求められないために、不随意運動・筋緊張の高まりを防ぐ有力な手段となりうる。このことは、脳性まひ者の二次障害との関連がいわれる情報処理・パソコン入力操作作業における作業時の負担軽減方法としてのひとつの可能性を示唆しているといえる。

ジャイロマウスは、上肢でのマウス操作に困難がある人達を広く対象として、開発してきたものである。やはりセンサの身体装着という工夫によって、体幹の不安定なユーザーでも使用可能であるという利点が示され、また描画にも有効であることが示された。このようなマウス代替入力装置としてヘッドポインタを脳性まひ者において適応したという報告はこれまで見あたらず、その可能性を示したという点で、本研究開発は新たな適応の可能性を提起したといえる。また、スイッチとの協調性という問題の重要性を提起したことも新しい視点であると考えている。

本研究開発は、世間的にはマイノリティーと呼ばれることがある人達を対象としたものであり、かつ真に本人からのニーズがあり、しかも他の手段に比べ本研究開発機器の利点が生かされることが期待される方のみに試用評価を依頼してきている。従って、これらの開発機器のテストユーザーの数はまだまだ少なく、今後も検討を重ねていかなければならない課題は多い。これまでの評価でよい結果を得ることができたものに関しては、今後も更なる改良を続けつつ、一日も早くユーザーの方々に日々使用して頂けるように努力したい。

## 付:ジャイロの運動計測への利用

ヒトの身体運動の多くが、筋収縮により生じる筋張力が骨格に働き、関節の動きとして起こる角運動（回転運動）である以上、ジャイロは身体運動の発生を検出するという目的に適しているはずであり、運動計測においても有効な計測手法となりうるのではないかという観点から、筆者らは検討を行ってきた。

### 1. 歩行時における骨盤・下肢の回旋運動に関する検討（健康者）

#### 目的

- 1) 歩行時におけるヒトの骨盤・大腿・下腿の水平面における回旋運動を角速度センサー（ジャイロ）の直接装着により計測する。
- 2) 同計測により、歩幅の違いが骨盤・大腿・下腿の回旋運動に及ぼす影響を検討する。
- 3) 同計測により、足関節の可動性が骨盤・大腿・下腿の回旋運動に及ぼす影響を検討する（1側の足関節をフリー/固定）。

#### 方法

##### 1) 装置

角速度の検出には、村田製作所製の圧電振動ジャイロ（ENC-05E）を使用した。同ジャイロは、三角柱金属振動子を振動させることによってコリオリの力を検出する振動型の角速度センサーであり、軽量（2.7g以下）かつ小型（22×9×8mm）なので身体装着にも適していると判断した。また、同ジャイロは、検出回転軸回りの1方向についてのみの動きの検出がなされるようになっているため、骨軸廻りの回旋運動のみの検

出が可能となることが期待された。

筆者は、幅15mm長さ70mm厚さ1mmの軟性アクリル素材上に、ビニルコーティングした5個のジャイロを固定することにより、装着時の垂直性が確認可能かつ容易に身体装着可能とし、ジャイロからの出力信号を小型回路により増幅して出力することにより検出範囲を $\pm 800\text{deg/sec}$ とする計測システムを制作した(図1)。

今回は、同ジャイロを骨盤(左右後上腸骨棘を結ぶ線の中点を通る垂線上で仙骨後面)、両大腿(大腿前面で大腿骨の平行線上)、両下腿(下腿前面で脛骨の平行線上)に両面テープにより装着し、それぞれの回旋角速度信号を増幅出力した。また、足底には、踵骨部および母指球部にタッチセンサ(電機計測販売製)を両面テープにより装着し、踵部および爪先部の接地、離地信号を出力した。それらのデータは、BIOPAC SYSTEM(モンテシステム)へ同時に取り込み、記録・解析にはMacintosh(Power book 5300cs)を用いた。

なお、角速度計の角度キャリブレーションは、東京大学大塚研究室所有のポテンシオメータを加工してアームレストに取り付けた装置にジャイロセンサを装着し行った。



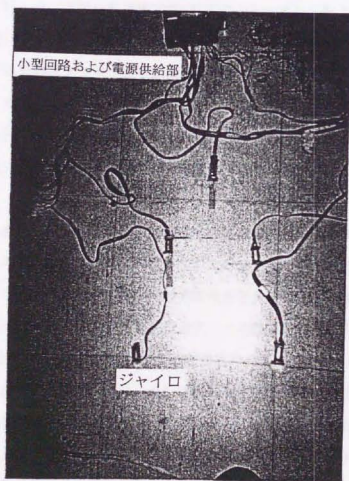


図1 ジャイロ計測システム

## 2) 実験デザイン

被験者は、健康成人男子（大学院生、23歳）1名であった。場所は、東京大学生命環境科学系大築研究室にて行った。被験者は、裸足となりスパッツを着衣したまま下肢は肌を露出した状態で装置を装着し、屋内直線歩行した。条件および予定試行数は表1の通りであり、各条件とも練習試行3試行を行った後に計測した。また、足関節固定は右足に關して行った。足関節底背屈0°固定条件ではテーピングおよびシューホンをを用い、足関節底屈15°固定条件ではテーピングおよびギブスを用いて行った。

また、通常歩行でのストライド長を計測した後に、その1.5倍の距離を床面にテープを張ることにより示し、1歩行周期で歩くように求める場合を大股歩行と定義した。ただし、実際の歩行が必ずしも1.5倍を越えなかった場合であっても、通常歩行よりもストライド長が長い場合には大股歩行として分析の対象にした。

## 3) 分析

角速度計の角度キャリブレーションに関しては、ポテンシオメータの角度を0°～90°まで変化させたときの角度波形と各ジャイロセンサからの角速度波形を同時に取り込み、各ジャイロセンサにおける電圧出力の変化分と角度変化との関係を求めた。

歩行計測を行ったジャイロセンサからの全データに關し、角速度データを抽出し、low pass filter (cut off 10Hz) により高周波成分の除去を施したのち、波形を演算補正し積分して角度データを求めた。そして、各試行の最初の1歩行周期のデータ（踏みだしの一歩は除く）について、1歩行周期内における骨盤・大腿・下腿の内外旋それぞれの最大回旋角度と角速度ピーク値を求めた（ただし、左下腿からデータに關しては、出力値に歪み成分が認められる施行が多かったため、今回の解析・検討から除外した）。また歩行周期中の骨盤・大腿・下腿の回旋方向変化についても波形より検討した。

表1 実験条件

	足関節フリー	足関節底背屈0° 固定	足関節底屈15° 固定
通常歩行	10試行	10試行	10試行
大股歩行	10試行	10試行	10試行

予測

1) 歩行時の回旋パターン (足関節フリー・通常歩行条件の予測)

立脚期においては、右足接地期で骨盤左回旋、大腿・下腿内旋が生じ、右足立脚中期で骨盤は左回旋から右回旋に移行し、大腿・下腿外旋が生じ、立脚後期で骨盤右回旋、大腿・下腿外旋が生じることが予測される。遊脚期においては、遊脚前期で骨盤は右回旋から左回旋に移行し、大腿・下腿の外旋から内旋への移行が生じ、遊脚後期で骨盤は左回旋し、大腿・下腿内旋が生じることが予測される。

2) 歩幅の違いによる影響

歩幅が広い(大股歩行条件)のほうが、骨盤・大腿・下腿の最大回旋角度と角速度ピーク値はそれぞれ大きくなることが予測される。

3) 足関節の可動性による影響

足関節底背屈 $0^{\circ}$  固定条件では、シューホン装着のため、足部の全ての関節の動きが制限される。従って、下腿・大腿に関しては、足関節の可動域制限の影響を受けて最大回旋角度が減少することが予測される。一方、骨盤に関しては、下腿・大腿の回旋制限が生じるとすれば、その代償を行うために、最大回旋角度、特に立脚後期から遊脚前期の間での右回旋が増大することが予測される。また、足関節底屈 $15^{\circ}$  固定条件では、制限によって生じる歩行パターンがいくつか考えられ、それぞれ予測が異なってくるが、大別すると、足先を軸にした回旋が生じれば、下腿・大腿の回旋角度が大きくなり、それが生じなければ、骨盤の回旋角度が大きくなることが予測される。

## 結果

1 歩行周期中における角度・角速度変化の代表的パターンを図2に示した。図2は、普通歩行、底背屈フリー条件時のものであり、上段は骨盤および左右の大腿・下腿からの角速度信号、中段は、タッチセンサからの出力信号(踵・母指球)であり、下段は角速度信号を積分した角度信号となっている。

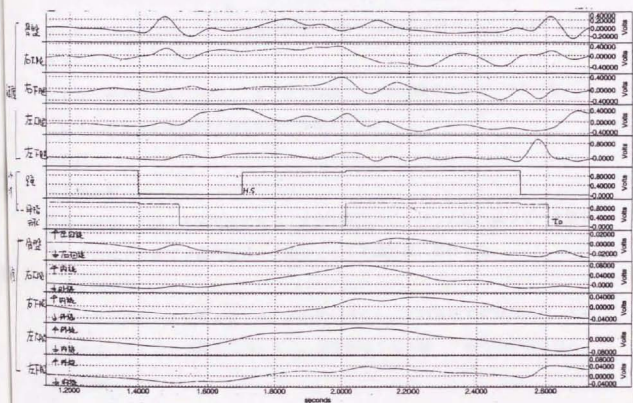


図2 1歩行周期中における角度・角速度変化の代表的パターン

上から、角速度（骨盤・右大腿・右下腿・左大腿・左下腿），タッチセンサ（踵・母指球），角度（骨盤・右大腿・右下腿・左大腿・左下腿）



## 1. 歩行時の回旋パターン（足関節フリー歩行条件）

### 1) 角度

骨盤・大腿における角度変化の代表的パターンについては、これまでの先行研究とほぼ同じ結果が得られた（図3）<sup>11, 21</sup>。一方、角速度の角度校正値との比較により得られた普通歩行・足関節フリー条件での回旋角度平均値は、骨盤の場合、平均 $16.6^\circ$ であり、他の研究の結果に比べ、やや多めとなっていた（Murray et al<sup>21</sup>では、 $10^\circ \pm 3.5^\circ$ であり、ガスジャイロ回転角度計を用いた横山らの研究では、 $10.6^\circ \pm 4.6^\circ$ であった）

。また、右大腿では、 $33.9^\circ$ ，右下腿では $26.0^\circ$ ，左大腿では $38.1^\circ$ であった。

以下に波形より得られた角度変化の特徴を示す。

#### 立脚期

##### 右足接地期

骨盤左回旋，大腿・下腿内旋が生じ，立脚中期前半にかけて大腿内旋はピーク値をとり，その後やや後で下腿内旋ピーク値をとって下腿外旋に移行した。

##### 右足立脚中期

骨盤は左回旋ピーク値をとってから右回旋に移行し，立脚後期で骨盤右回旋，大腿・下腿外旋が生じた。遊脚期においては，遊脚前期で右大腿・下腿外旋が生じた。

##### 立脚後期

骨盤右回旋，右大腿・下腿外旋が生じた。

#### 遊脚期

##### 遊脚前期

骨盤右回旋，右大腿・下腿外旋が生じた。

##### 遊脚後期

骨盤は右回旋ピーク値をとってから，左回旋に移行し，大腿・下腿も外旋ピーク値をとってから内旋への移行が生じた。



足関節フリー条件、足関節底背屈0° 固定条件での歩行は、ほとんどの試行がこのパターンをとった。

## 2) 角速度

### 立脚期

#### 右足接地期

大腿・下腿は立脚期における回旋角速度ピーク値をとり、角速度変化が著しくった。

また、ピーク値は多峰性のピークとなる傾向があった。

#### 右足立脚中期

骨盤が回旋角速度ピーク値をとり（足関節フリー条件では17/20試行）、速度変化の急激な単峰性のピーク値をとる場合が多かった。

### 立脚後期

足関節フリー歩行では、特に、角部位ともピーク値は認められなかった。

### 遊脚期

#### 遊脚前期

骨盤が回旋角速度ピーク値をとり、速度変化の急激な単峰性のピーク値をとる傾向がみられた。大腿・下腿においても、遊脚期における回旋角速度ピーク値をとる傾向がみられた。

#### 遊脚後期

遊脚前期の変化がずれこんで、骨盤が遊脚期の回旋角速度ピーク値をとる試行もみられた。

## 2. 歩幅の違いによる影響

歩幅が広い（大股歩行条件）ほうが、骨盤・大腿・下腿の回旋角度最大最小振幅（P-P値）、回旋角度ピーク値、回旋角速度ピーク値はそれぞれ大きくなるという予測に近い結果が得られた。

#### 回旋角度最大最小振幅 (P-P値)

骨盤・右大腿・左大腿において、歩幅要因の主効果があり (Anova:  $p < .05$ )、大股歩行条件のほうが普通歩行条件より最大振幅が大きくなった。また、右下腿においても、有意差はなかったものの同様の傾向が認められた。

#### 回旋角度ピーク値

骨盤右回旋、右大腿外旋、右下腿外旋、左大腿外旋において、歩幅要因の主効果がみられ (Anova:  $p < .05$ )、大股歩行条件のほうが普通歩行条件より回旋角度ピーク値が大きくなった。

#### 回旋角速度ピーク値

骨盤左右回旋角速度ピーク値において、歩幅要因の主効果がみられ (Anova:  $p < .05$ )、大股歩行条件のほうが普通歩行条件より回旋角速度ピーク値が大きくなった。なお、普通歩行・足関節フリー条件の場合、骨盤左回旋角速度平均値は、440.4deg/secであった。

### 3. 足関節の可動性による影響

#### 回旋角度最大最小振幅 (P-P値)

統計的には、足関節角度要因の主効果は認められなかった。ただし、傾向としては、骨盤、右大腿、左大腿において、足関節底背屈0°条件でのP-P値が他の条件より大きくなる傾向があり、右下腿においては、足関節フリー条件のほうが最大振幅が大きくなる傾向が認められた。

#### 回旋角度ピーク値

統計的有意差は認められなかったが、足関節底屈15°固定条件においては、骨盤左回旋角度ピーク値が減少し、右回旋ピーク値が増大する傾向がみられた。また、右大腿および左下腿の内旋角度ピーク値が足関節フリー条件においてやや大きい傾向、および同外旋ピーク値が足関節底背屈0°固定条件において、やや大きい傾向がみられた。

#### 回旋角速度ピーク値

骨盤において、足関節角度要因の主効果が認められ (Anova:  $p < .05$ )、下位検定において足関節底背屈 $0^\circ$  固定条件での骨盤角速度ピーク値が大きくなり、さらに大股歩行との交互作用が認められた (Anova:  $p < .05$ )。各条件における骨盤回旋角速度ピーク値の結果を図4に示した。

#### 4. 歩行周期時間

全試行における歩行周期の時間平均は、1.11秒であり、足関節底屈 $15^\circ$  固定条件において、歩行周期時間がながくなり、足関節角度要因の主効果および歩幅条件との交互作用が認められた (Anova:  $p < .05$ )。下位検定において、足関節底屈 $15^\circ$  固定条件と他の2条件との間にそれぞれ有意差が認められた (いずれも、 $p < .05$ , fisher-PLSD)。各条件における歩行周期時間の結果を図5に示した。

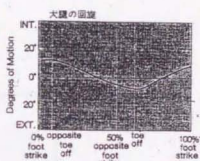
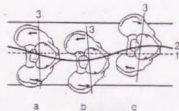
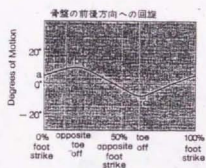


図3 骨盤・大腿の回旋パターン (文献1) より)

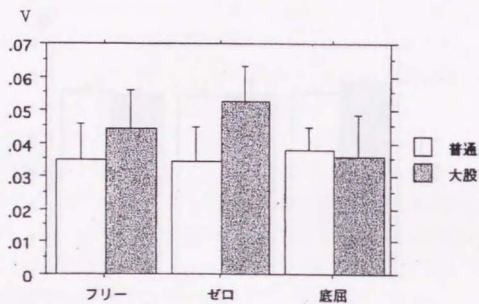


図4 各条件における骨盤回旋 角速度ピーク値の結果  
 (縦軸はジャイロ出力V, 横軸は左から足関節フリー,  
 底背屈0°, 底屈15° 条件)

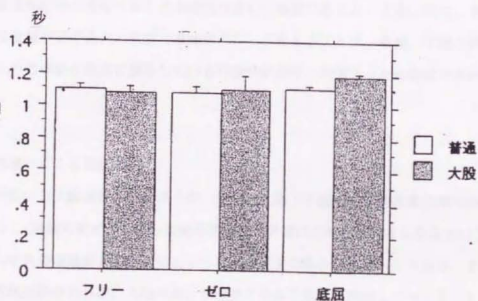


図 5 各条件における歩行周期時間の結果

(縦軸は秒, 横軸は 左から足関節フリー,

底背屈 $0^{\circ}$ , 底屈 $15^{\circ}$  条件)



## 考察

### 1. 歩行時の回旋パターン

#### 1) 角度

これまでの報告に比べやや多い角度平均値が得られたが、これは、今回用いたジャイロは、横山らの報告で使われたジャイロより小型かつ感度が高いため、これまでは検出できなかった回旋を検出できているということを意味していると考えられる。

健常人における下腿の回旋角度変化について検討した研究はまだ乏しいようであり、筆者の知る限り、先天性内反足児に関する研究<sup>1)</sup>で、内反足児4名の健足での下腿回旋平均値は $31.1^\circ$ であることが報告されている。

#### 2) 角速度

角速度を歩行時に直接計測した本研究は新しい知見であるといえる。特に、右足立脚中期に骨盤が速度変化の急激な単峰性のピークをとることは、骨盤、下肢の回旋モメントの効率的な発揮に関与している可能性があり、今後さらなる検討が求められる。

### 2. 歩幅の違いによる影響

歩幅が広い（大股歩行条件）ほうが、骨盤・大腿・下腿の回旋角度最大最小振幅（P-P値）、回旋角度ピーク値、回旋角速度ピーク値はそれぞれ大きくなるという結果は、それぞれの回旋が大股歩行にとって重要な要件であることを示しており、また回旋の可動域制限があれば、大股の歩行が困難である可能性を示唆しているといえる。

### 3. 足関節の可動性による影響

#### 回旋角度最大最小振幅

骨盤、右大腿、左大腿において、足関節底背屈 $0^\circ$  固定条件での回旋角度最大最小振

幅が他の条件より大きくなる傾向がみられたことは、足関節の固定による足関節部の可動性の制限を他の部位により代償しているという可能性を示唆しており、今後、被験者数、試行数を増やして検討していく必要がある。同様に、右下腿において、足関節フリー条件のほうが最大振幅が大きくなる傾向が認められたことは、足関節の可動性の制限のない状態が下腿の回旋を生じやすくさせていることを示唆している。

#### 回旋角度ピーク値

足関節底背屈 $0^{\circ}$  固定条件で、骨盤左回旋角度ピーク値が減少し、右回旋ピーク値が増大する傾向がみられたことは、骨盤の右回旋を固定時の右下肢の振り出しに多く用いている可能性を示唆する。また、右大腿および右下腿の内旋角度ピーク値が足関節フリー条件においてやや大きい傾向、および同外旋ピーク値が足関節底背屈 $0^{\circ}$  固定条件でやや大きい傾向がみられたことから、足部の固定が、大腿、下腿の内旋を妨げやすいという可能性が示唆される。

#### 回旋角速度ピーク値

大股歩行での足関節底背屈 $0^{\circ}$  固定条件での足関節角速度ピーク値が大きくなったことは、先に述べた足関節の固定による足関節部の可動性の制限を他の部位により代償しているという可能性をさらに高めるものであり、それが骨盤回旋の角速度の増大によってなされているという可能性を示唆している。このことは、片麻痺患者においてシューホン装着時にしばしばみられる骨盤の過剰な回旋が、直接的な機能障害のみならず、足部の固定という外部要因によって高められている可能性を示唆する。従って、今後回旋要素を重視した装具の開発が望まれるのではないだろうか。

#### 4. 歩行周期時間

足関節底屈 $15^{\circ}$  固定条件で特に大股歩行時に歩行周期時間が長くなったことは、足部の固定が歩行時間にも影響を及ぼすことを示唆しており、臨床的知見とも一致する結果であるといえる。

## 2. 先天性内反足 児の歩行時における骨盤・下肢の回旋運動に関する検討

### 目的

先天性内反足児の歩行時の下腿回旋の大きさが、内反足側のほうが健側より少なくなるということを、君塚ら<sup>1)</sup>はすでに報告している。今回は、そのことが歩行に及ぼす影響を検討するため、大腿・骨盤の回旋を含めた検討を試みることを目的としている。そのために、より小型かつ軽量のジャイロ計測システムを用いることとした。また、歩行速度の違いにより、下腿・大腿・骨盤の回旋に及ぼす影響も併せて検討を進めた。

### 方法

#### 1) 装置

角速度の検出には、前節同様、村田製作所製の圧電振動ジャイロ (ENC-05E) を使用した計測システムを用いた。ジャイロからのデータをパソコンに同時に取り込み、解析にはMacintosh (Power book 5300cs) を用いた。

#### 2) 対象児および手続き

杖なしでの歩行 (短下肢装具装着を含む) が可能である先天性内反足児9名 (6~17歳、平均11歳、男児8名、女児1名、一側内反足児5名、両側内反足児4名) を対象とし、心身障害児総合医療療育センター運動解析室にて行った。対象児は、裸足となり、ショートパンツ着用あるいは下肢を露出した状態で、同ジャイロを、骨盤 (左右後上腸骨棘を結ぶ線の中点を通る垂線上で仙骨後面)、両大腿 (大腿前面で大腿骨の平行線上)、両下腿 (下腿前面で脛骨の平行線上) にテーピングおよびベルクロにより装着した。各児には、装置を装着したまま、フォースプレート上を直線歩行することを求め、フォースプレート (アニマ社製) 手前3mの位置にある坐イスからの立位を開始地点とした。歩行条件は、普通歩行、速い歩行、ゆっくりとした歩行の3条件であり、各

条件とも指示の後に数回の練習歩行を行ってから計測し、各試行間は十分な休憩をとって行った。

### 3) 分析

角速度計の角度キャリブレーションに関しては、ポテンシオメータの角度を $0^{\circ} \sim 90^{\circ}$ まで変化させたときの角度波形と各ジャイロセンサからの角速度波形を同時に取り込み、各ジャイロセンサにおける電圧出力の変化分と角度変化との関係を求めた。

歩行計測を行ったジャイロセンサからの全データに関し、角速度データを抽出し、low pass filter (cut off 10Hz) により高周波成分を除去したのち、波形を演算補正し積分して角度データを求めた。そして、各試行とも、フォースプレート上での最初の1歩行周期のデータ（踏みだしの一歩は除く）について、1歩行周期および同歩行周期内における骨盤・大腿・下腿の回旋の大きさ（回旋角度P-P値）を求めた。また歩行周期中の骨盤・大腿・下腿の回旋方向変化についても波形より検討した。

## 結果

本ジャイロ計測システムは、その装着によって内反足児の歩行に特に制限をもたらすことはなく、十分に装着歩行が可能であった。歩行周期は、一側の内反足児(5名)の平均値が、各条件それぞれ、1.37秒、1.09秒、0.97秒であり、両内反足児(4名)の平均値が、各条件それぞれ1.30秒、1.02秒、0.92秒であった。全体での平均値は、1.34秒、1.06秒、0.95秒となっており、ゆっくりした歩行を求めた条件と普通歩行条件との間には、0.3秒近い差が見られたが、普通歩行条件と速い歩行を求めた条件との間での歩行周期の差はわずかなものとどまった。

回旋の大きさ（回旋角度P-P値）の平均値は、各条件とも、一側のみの内反足児では、下腿において内反足のほうが非内反足より $10^{\circ}$ 以上小さくなっていた（図1、図2）。一方、両内反足児では、下腿での左右差は見られたが、各条件とも $5^{\circ}$ 前後にとどまった。内反足/非内反足に分けてみた場合、内反足での下腿回旋角度平均値

( $n=13$ ) は、ゆっくりした歩行、普通歩行、速い歩行の順に各条件それぞれ $18.0^{\circ}$  ,  $20.3^{\circ}$  ,  $19.8^{\circ}$  であり、一方、非内反足（健足、外反足を含む）での下腿回旋角度平均値 ( $n=5$ ) は、各条件それぞれ $27.2^{\circ}$  ,  $31.4^{\circ}$  ,  $27.3^{\circ}$  となっていた。

大腿での回旋の大きさ（回旋角度P-P値）の平均値は、各条件とも、一側のみの内反足児では、内反足のほうが非内反足よりわずかに小さい程度であった。両内反足児においても、左右差は特に見られなかった。また、対象児全体で、歩行速度がより速い条件のほうが、回旋の大きさも大きくなる傾向にあった。

骨整での回旋の大きさ（回旋角度P-P値）の平均値は、各条件とも一側のみの内反足児に比べ、両内反足児のほうが大きくなる傾向にあり、両群とも、歩行速度がより速い条件のほうが、回旋の大きさも大きくなる傾向にあった。

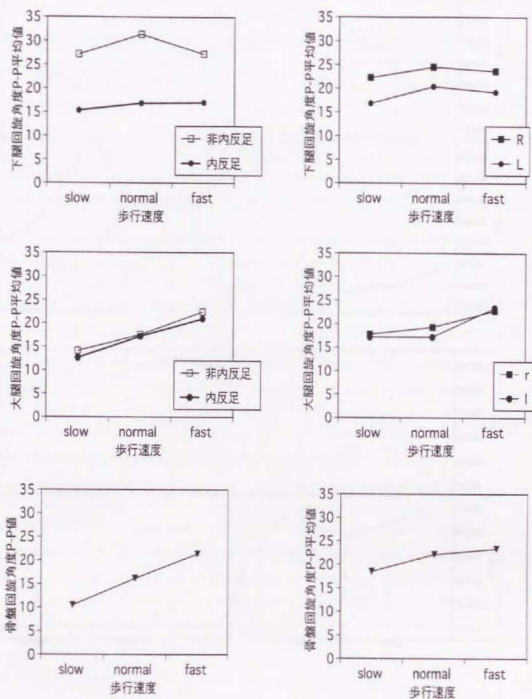


図1 下腿，大腿，骨盤の回旋角度P-P平均値と歩行速度との関係，左側は一側内反足児(5名)の平均値，右側は両内反足児(4名)の平均値。



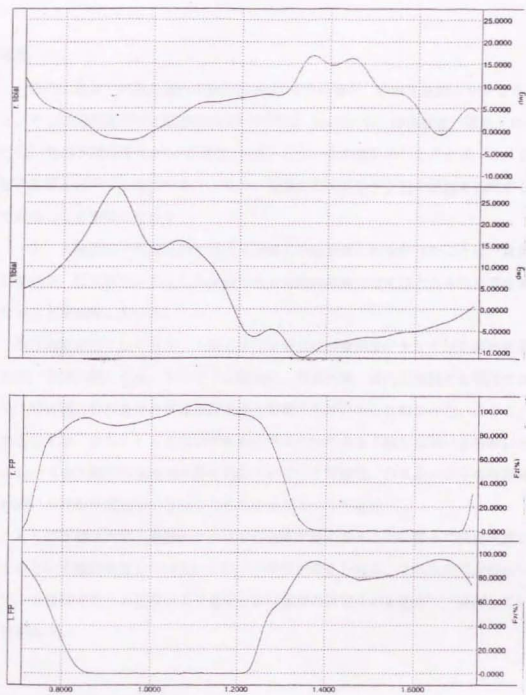


図2 右内反足児における回旋角度変化（上から右下腿，左下腿の順，正の値は外旋，負の値は内旋を示す）および床反力垂直成分（上から右，左の順）。

## 考察

一側内反足児で内反足側の下腿回旋角度P-P平均値が、非内反足側より少なかったこと、そして内反足での下腿回旋角度P-P平均値 ( $n=13$ ) が、非内反足 (健足, 外反足を含む) での下腿回旋角度P-P平均値 ( $n=5$ ) より小さな値を示したことは、これまでの研究知見を指示するものであり、また、足部の内反変形が下腿の回旋を制限するものであることを意味している。

一方、大腿回旋で内反足側と非内反足側との差が見られなかったことは、足部の内反変形が、股関節を中心とした運動である大腿の回旋にはさほど大きな影響を及ぼさないことを意味している。

歩行速度が速くなるほど、大腿および骨盤では回旋角度が大きくなる傾向が見られたが、下腿に関しては、そのような傾向は、内反足側、非内反足側とも明確ではなく、特に速い歩行条件と普通歩行条件との間で差が認められ難かった。このことの理由としては、少なくとも左右いずれかに内反変形のある下腿では速い歩行時に十分にスムーズな下腿の回旋増加が得られにくいという可能性、内反足による歩行困難のため速い歩行条件設定が十分になされなかったという可能性、そして下腿は大腿・骨盤のように歩行速度が速くなることに伴って回旋角度が増加するという傾向を有していないという可能性が考えられる。これらの可能性について、今後健常児との比較やより適切な歩行速度の設定などを通じて、検討していく必要がある。

## 作業分担に関する但し書き

### ショックセンサスイッチ

制作

衝撃検知部：石濱，安藤

信号処理部：安藤，石濱

評価：石濱，安藤

### ジャイロセンサスイッチ

開発 1

制作：福士，石濱

評価：石濱

開発 2

制作：安藤，石濱

評価：石濱，安藤

### ジャイロマウス

制作：安藤

評価：石濱，安藤

### ジャイロ運動計測システム

制作：石濱，安藤

評価：石濱，君塚

## 謝辞

本研究を進めるにあたり、研究全般にわたる御指導と暖かい御理解を頂きました東京大学認知行動科学研究室の河内十郎教授に深く感謝申し上げます。とりわけ、障害を持つ人のコミュニケーションというテーマを与えて頂いたことにこのうえない幸せを感じております。同認知行動科学系の大築立志教授には、運動の捉え方に対する多くの教えを頂き、誠に感謝しております。また、研究に関する貴重な御助言を頂きました同研究室の繁樹算男教授、長谷川寿一助教授、丹野義彦助教授、酒井邦嘉助教授、能智正博助手、先輩として御指導頂きました法政大学溝淵淳助教授、武蔵野女子大学大六一志講師に厚く御礼申し上げます。また、同研究室の大学院生の皆様方には多くのアドバイスを頂き感謝申し上げますと同時に、深夜遅くまで工作作業等で御迷惑をおかけしたことを大変申し訳なく思っております。

臨床的観点からは、心身障害児総合医療療育センターの君塚葵先生、柳迫康夫先生、同理学療法士の原泰夫先生、瀬下遥先生、同作業療法士の小畑順一先生、現東北大学大学院・理学療法士の岡田康宏先生、百瀬公人先生、名古屋市立リハビリテーションセンター理学療法士の三好城興先生に多くを学ばせて頂き、深く感謝致しております。

技術的側面からは、共同研究者である村田製作所 安藤雅明氏、東前龍一氏、前東芝 福士幸弘氏、有限会社マイト 宮本弘章氏に様々な御教授を頂きました。特に安藤雅明氏の御協力なくして本研究はないことを特筆させて頂きたいと思います。

そして、本研究において、試用評価ユーザーを御願い頂いた皆様方に厚く御礼申し上げます。皆様方の御健康と生活環境の更なる向上を心より願っております。

## 引用文献

### 序論

#### 2. 社会的背景

1) 安積純子他：生の技法-家と施設を出て暮らす障害者の社会学-、藤原書店、1990。

2) 上田敏・大川弥生編：リハビリテーション医学大辞典、医歯薬出版、1996。

3) 中邑賢龍：コミュニケーション方法の開発、脳と発達、30:220-226、1998。

#### 3. 理論的背景

##### 3-1

1) 石濱裕規：脳性まひ者の運動制御における視覚情報と固有感覚情報の役割、理学療法科学（受理済）

2) Lee D. N., et al.: Basic perceptuo-motor dysfunctions in cerebral palsy., In "Attention and Performance XIII: Motor representation and control.", Jeannerod M.(ed), Lawrence Erlbaum, New York, 1990, pp583-603.

3) Wann J. P.: The integrity of visual-proprioceptive mapping in cerebral palsy. Neuropsychologia, 29: 1095-1106, 1991.

4) Rosblad B.: Perceptual determinants of precise manual pointing in children with motor impairments. In "Movement Disorders in Children": Forsberg H. et al.(ed), Karger, 1992, pp130-136.

5) Denny-Brown D., et al.: The role of the basal ganglia in the initiation of movement. In "The basal ganglia": Yahr.(ed), Raven Press, New York, 1976, pp115-150.

6) 安藤徳彦・他：脳性麻痺者の労働と医療一二次障害に関する実態調査から、総合リハビリテーション、19(10): 979-983、1991。

7) 多和田忍・他：成人アトピー型脳性麻痺の頭椎MRI所見と生活環境との検討、総合リハビリテーション、23(1): 31-35、1995。

3-2.

- 1) Bobath K., "A Neurophysiological Basis for the Treatment of Cerebral Palsy, 2ed.", 1980, Spastics International Medical Publications. (寺沢幸一、梶浦一郎監訳, 「脳性麻痺の運動障害」, 医歯薬出版, 1985.)
- 2) 細田多穂, 柳澤健編: 理学療法ハンドブック改訂第2版(紀伊克昌: ポバースアプローチ), 協同医書出版社, 1992.
- 3) 成瀬悟策, 動作訓練の理論, 誠信書房, 1985.
- 4) 成瀬悟策, 脳性マヒ者の心理学的リハビリテーション1, 弛緩行動について, 九州大学教育学部紀要 10, 33-46, 1967.
- 5) 大野博之, 脳性マヒ児における慢性緊張のフィードバック制御, リハビリテーション心理学研究, 12, 61-70, 1984.
- 6) Miglietta O.: Evaluation of cold in spasticity. American Journal of Physical Medicine, 41: 148-151, 1962.
- 7) Knutsson E., Mattson E.: Effects of cooling on monosynaptic reflexes in man. Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine, 1: 126-132, 1969.
- 8) Kelly M.: Effectiveness of a cryotherapy technique on spasticity. Physical Therapy, 49: 349-353, 1969.
- 9) Neilson P. D., McCaughy J.: Self-regulation of spasm and spasticity in cerebral palsy, Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry, 45: 320-330, 1982.
- 10) 嶋田智明他著: 物理療法マニュアル, 医歯薬出版社, 1996.
- 11) 山下利之, 鮫島宗弘, 脳性麻痺者の筋緊張知覚の解析, 人間工学, 20 (5), 277-288, 1984.
- 12) 山下利之, 鮫島宗弘, 脳性麻痺者のトラッキング動作の研究一筋収縮と動作知覚について一, 心理学研究, 56 (1), 22-28, 1985.
- 13) 山下利之, 鮫島宗弘, 今泉好子, 鈴木保己, 脳性麻痺者のトラッキング動作の解析一ステップ応答における運動制御および筋収縮と筋張力知覚について一, 特殊教育学研究, 25 (2), 51-59, 1987.



3-3.

1) 日本言語療法士協会編：言語聴覚療法 臨床マニュアル、協同医書出版社、1992.

2) 安藤忠他編：子どものためのACC入門-文字盤からコンピュータへ、協同医書出版社、1998.

3) Jutai J. et al. : Outcomes measurement of assistive technologies: An institutional case study.

Assistive Technology, 8: 110-120, 1996.

## 第1章

### 1-1

1) 中邑賢龍、塩田佳子、巖淵守：こころリソースブック1997年度版、こころリソースブック出版会、

1997.

2) 日本IBM こころweb

<http://www.ibm.co.jp/kokoroweb/>

3) 国立身体障害者リハビリテーションセンター研究所 福祉機器データベース

<http://www.rehab.go.jp:8089/mml/index.html>

4) 石濱裕規他：ジャイロセンサを活用した操作スイッチの開発、第12回リハ工学カンファレンス講演論文集、pp411-414. 1997.

### 1-2

1) Rondot, P., Bathien, N., Ziegler, M., : "Les Mouvements Anormaux", 1988. 平山恵造、間野忠明

訳：不随意運動、文光堂、1990.

2) アクセシビリティナショナル社（日本における取扱店）

<http://www2.channel.or.jp/access/>

3) 石濱裕規他：随意運動に選択的応答する操作スイッチの開発、第13回リハ工学カンファレンス講演論文集、35-38. 1998.

4) 栗原哲郎：加速度センサの動作原理と応用回路、トランジスタ技術6月号、pp295-297. 1998.

### 1-3

1)Angelo J: Comparison of three computer scanning modes as an interface method for persons with cerebral palsy. The American Journal of Occupational therapy, 46(3), 217-222, 1992.

2)松尾隆、「脳性麻痺と整形外科」、南江堂、1991.

1-4

1)計量管理協会編：センサの原理と使い方（2）＜流量・圧力・速度・加速度＞、コロナ社、1984.

2)井上純一：圧電振動ジャイロとその応用、エレクトロニクスライフ、3、109-116、1992.

3)横山茂樹他：歩行時における肩甲骨・骨盤帯の動き、PTジャーナル、25、76-81、1991.

4)岡田康宏、石濱裕規、瀬下諤：ジャイロセンサーによる運動解析、理学療法学会特別号、24、1997.

5)藤紀拓也他：ジャイロを用いた電動車いすの直進性向上、第11回リハ工学会カンファレンス講演論文集、485-486、1996.

6)小畑昭一、君塚葵、清水一：ある重度脳性麻痺者のコンピュータスイッチ操作から考えた顔部運動と口唇運動の有効性、作業療法、14、417-424、1995.

7)井上剛伸他：1 重度脳性麻痺児の頭部動作性の検討、バイオメカニズム(12)、141-151、1994.

## 第2章

2-1

1)小川美紀雄：障害者とMacintosh、毎日コミュニケーションズ、1997.

2)アクセスインターナショナル社（日本における取扱店）

<http://www2.channel.or.jp/access/>

3)Anson D:Using the headmaster with Macintosh,AppleIII, and MS-DOS Computers. The American Journal of Occupational therapy, 45(10), 889-897, 1991.

2-2

1)安藤雅明：ジャイロセンサを用いたコンピュータ入力装置、第13回リハ工学会カンファレンス講演論文集、335-339、1998.

2-3

- 1) Lau C., O'Leary S.: Comparison of computer interface devices for persons with severe physical disabilities. *The American Journal of Occupational therapy*, 47(11), 1023-1029, 1993.

#### まとめ

- 1) Norman D. A.: *The psychology of everyday thinking*, the Basic Book Inc., New York, 1988. 野島久雄 訳: 誰のためのデザイン? 認知科学者のデザイン原論, 新曜社, 1990.
- 2) Jack D., David K. C.: Communication aid for disabled patients makes use of facial EMG signals and neural nets., *IEEE=Colloquium=(Digest.)* n 107 1995, Stevenage, Engl.p6/1.
- 3) 久野裕子他: 重度脳性麻痺者のための多チャンネル筋電スイッチの開発, 第13回リハ工学カンファレンス講演論文集, 31-35, 1998.
- 4) 青木久: 感度調整式ストレインゲージスイッチの開発, 第13回リハ工学カンファレンス講演論文集, 333-334, 1998.

#### 付

- 1) 山崎勉編: 整形外科理学療法理論と技術, メジカルビュー社, 1997.
- 2) 横山茂樹他: 歩行時における肩甲骨・骨盤の動き, *PTジャーナル*, 25(2), 76-81, 1991.
- 3) Murray M. P., et al.: Walking patterns of normal men, *J Bone Joint Surg.*, 46-A, 335-360, 1964.
- 4) 君塚英他: 先天性内反足の膝外反と歩行時下腿回旋, *日本足の外科学会雑誌*, 14, 79-82, 1993.

