

200929017B

厚生労働科学研究費補助金  
障害保健福祉総合研究事業

容量結合型筋電センサを用いた  
操作入力装置の実証研究

平成20年度～21年度 総合研究報告書

研究代表者 梶谷 勇  
(独立行政法人 産業技術総合研究所)

平成22(2010)年 3月

## 目 次

I. 総合研究報告	
容量結合型筋電センサを用いた操作入力装置の実証研究.....	1
梶谷勇	
II. 研究報告	
1. 容量結合型筋電センサを用いた操作入力装置の研究開発.....	7
梶谷勇	
2. 重度障害者用操作入力装置の評価に関する研究開発.....	17
梶谷勇	
III. 研究成果の刊行に関する一覧表 .....	26
IV. 添付資料1	
測定マニュアル（被測定者向け） .....	27
V. 添付資料2	
測定ツールマニュアル（測定者向け） .....	31

# I. 総合研究報告

総合研究報告書

容量結合型筋電センサを用いた操作入力装置の実証研究

研究代表者 梶谷勇 独立行政法人産業技術総合研究所 研究員

研究要旨

障害者用の支援機器が多く存在しているにもかかわらず、その障害のために機器を操作できないケースがある。このようなケースでは僅かな力で操作するスイッチなどを用いて機器を扱うが、全ての障害に対応できているわけではなく、依然として支援機器の恩恵を受けることのできない人がいる。このため、操作入力装置の選択肢を増やして様々な障害に対応することが重要な課題の一つである。そこで我々は、筋電と呼ばれる生体信号を用いて微弱な力で機器を操作する入力装置として、煩雑な皮膚の処理を必要とせず、手軽に扱うことのできる容量結合型の筋電センサと、このセンサを用いた筋電インタフェースの開発を進めている。

この開発と並行して支援機器の操作能力を定量的に評価する方式の開発も進めている。すなわち、運動機能に障害を持つ人が僅かな力で操作するスイッチを適切に選択・適合するには、支援機器をどれだけ操作できるのかを知る必要があるものの、現状では、現場のセラピスト（作業療法士など）が経験的・主観的に操作能力を評価するしかない。そこで、本研究の成果によって定量的に操作能力を評価できるようになれば、入力装置の選定や習熟度の経過観察、あるいはスタッフ間の情報交換において大きな恩恵があると期待できる。

A. 研究目的

近年、障害者の社会参加が積極的に促進されているものの、特に障害者の就労は本人に十分な動機があっても様々な障壁があるのが現状である。例えば、民間企業では 1.8%の障害者雇用率が求められるなど、就労が促進される傾向にあるが、厚生労働省発表（平成 21 年 11 月 20 日付）の障害者の雇用状況調査結果によると、民間企業の障害者実雇用率は

1.63%に留まっており、特に中小企業（100～299 人規模）では 1.35%と低い水準である。一方、平成 20 年度の障害学生の就学支援に関する実態調査（独立行政法人日本学生支援機構）によると、障害学生の総数 6,235 人のうち、学校側から支援を受けることができている支援障害学生の総数は 3,440 人に留まっている。

障害者は大きく分けて身体障害児・者、知的

障害児・者、精神障害者に分類され、その数は平成20年度版の障害者白書によると各366.3万人、54.7万人、302.8万人となっている。身体障害児・者のうち上肢、下肢あるいは体幹に障害のある肢体不自由者が176万人、そのうち33.7万人が全身性運動機能障害者、44.4万人が上肢機能障害者、8.2万人が上肢切断者である。全身性運動機能障害と上肢機能障害は、運動が大きすぎるケースと運動が小さすぎるケースがあり、本研究では後者が主な対象である。また上肢切断において、切断端部にわずかな運動しか残存しないケースも、同様に本研究の対象である。

障害者の様々な活動を支援する機器（支援機器）として、コミュニケーションや移動など、様々な場面に対する支援機器が既に存在しており、障害者の日常生活、社会参加、就労・就学などに大きく貢献している。しかしながら、支援機器の操作ができないために、その恩恵に与かることのできないケースもいまだに残っている。例えば、運動機能の障害のために十分な大きさの運動を行うことが難しく、キーボード、マウス、ジョイスティックなどの操作を行うことが困難であるためにパソコンや電動車いすを操作できず、社会参加などの障壁となっている場合がある。

このような運動が小さすぎる場合の入力装置として、わずかな力や変位で機能する接点スイッチ（以下では微小動作スイッチと呼ぶ）が用いられている。そこではスイッチのON・OFFの組合せでパソコンや電動車いすなど、

様々な支援機器を操作することが可能となる。

微小動作スイッチには既に多くの選択肢が存在しているものの、既存のスイッチだけで全ての障害に対応できているわけではなく、選択肢を増やすことが重要な課題である。そこで我々は、筋電と呼ばれる生体信号を用いた操作入力装置（筋電スイッチ）の開発を進めている。

## B. 研究方法

筋電スイッチの開発は大きく分けて3つの要素（筋電センサ、スイッチ、評価ツール）に分かれており、本研究では、2005年度から2006年度にかけて開発した容量結合型筋電センサに関する評価と、筋電スイッチを含む微小動作スイッチの操作能力の測定・評価に関する研究開発を行っている。

容量結合型筋電センサについては、電極面を絶縁する素材について、ノイズに影響されにくい評価系を実装し、工学的な評価を中心に実施する。

操作能力の評価については、定量的な評価ツールの開発を行い、そのツールを用いて筋電スイッチや市販のスイッチを操作する能力を定量的に測定・評価する。

（倫理面への配慮）

本研究は、独立行政法人産業技術総合研究所の人間工学実験委員会の承認の元、被験者には十分な説明と書面による同意を得た後に実施する。なお、外部機関で実施する際は、

実施機関の倫理審査委員会の承認を得ることとする。

#### C. 研究結果

容量結合型筋電センサについて、電極を絶縁する素材として、両面テープやポリウレタンテープなど、薄いテープ素材を適用可能であることが明らかになった。

操作能力の測定では、筋電スイッチは弱い力で操作できるため、メカニカルスイッチよりも反応時間が長くなりやすい傾向があることが明らかになった。また、健常者群と当事者群の比較では、当事者群は反応時間が長くなる傾向があるが、操作タイミングは健常者と変わらないレベルであることが分かった。

#### D. 考察

容量結合型筋電センサについて、低周波領域においてはノイズの影響が残ることがあるため、その場合はハイパスフィルタなどと組み合わせる必要があると考えられる。また、容量結合型筋電センサを用いた場合でも、電極を皮膚に確実に固定することが重要であることに変わりはなく、手軽・確実にセンサを固定する方法の検討も重要である。

スイッチ操作能力について、当事者群の反応時間が長い傾向があるにもかかわらず操作タイミングが適切であるのは、測定を行った施設において、経験豊富なスタッフにより適切なスイッチの適合が行われ、また、当事者も高いモチベーションをもって、常日頃から

スイッチ操作によって様々な機器を操作しているためであると考えられる。すなわち、反応時間の遅さを予測や慣れによって補完していると推測できるものの、逆に、目に見えにくい負担が操作者にかかっているとも考えられる。

#### E. 結論

本研究では、運動機能に障害のある人の用いる代替入力装置の選択肢を増やすため、筋電インタフェースに関する基礎的な測定・評価を実施した。今後は、障害者の生活と関連の深い高次の測定・評価を実施し、相互の関連について考察を進めていきたい。

#### F. 健康危惧情報

なし

#### G. 研究発表

##### 1. 論文発表

なし

##### 2. 学会発表

- ・ 梶谷勇：スイッチング評価ツールの開発 (第2報). 電子情報通信学会 技術報告、Vol.108、No.332、43-47、2008
- ・ Isamu KAJITANI : APPLICATION INDEPENDENT ASSESSMENT OF CAPACITY FOR MYOELECTRIC CONTROL、Proceedings of Myoelectric Control Conference、2008

## H. 知的財産権の出願・登録状況

### 1. 特許取得

なし

### 2. 実用新案登録

なし

### 3. その他

なし

## II. 研究報告



研究報告書

1. 容量結合型筋電センサを用いた操作入力装置の研究開発

研究代表者 梶谷 勇 独立行政法人産業技術総合研究所 研究員

研究要旨：筋電と呼ばれる生体信号を用いた運動機能障害者向けのユーザインタフェースの開発を進めており、本研究では、手軽に装着可能な筋電センサについて、電極を絶縁する素材についての評価を重点的に進めている。

A. 研究目的

筋収縮時に観測される生体信号は筋電とよばれ、各筋繊維における 100mV 程度の電位変化（活動電位）を生体内あるいは皮膚表面で測定したものである。生体内で侵襲的に測定する方式は細かい筋活動をみるのに適し、皮膚表面で非侵襲的に測る方式はより大きな筋活動に適している。

筋電のアプリケーションとしては、筋疾患などの診断、筋疲労や運動機能の人間工学的評価に加え、制御やヒューマンインタフェース用の信号源として用いられている。筋疾患の診断など、筋活動を忠実に反映した信号を必要とするケースにおいては、針電極などを用いて侵襲的に筋電を測定する。これに対して、ヒューマンインタフェース等への適用においては手軽に測定できることが重視されるため、非侵襲的に皮膚表面で測定することが多い。

しかしながら、筋電は生体内を伝わる

ために減衰するため、皮膚表面で観測される信号は極めて微弱であり、商用電源等から混入するノイズの影響は無視することができない。このノイズの影響は測定する電極と皮膚との接触状態に大きく依存するため、従来は、導電性のペーストを電極と皮膚の間に塗布するなどの複雑な前処理により、接触状態を安定させる必要があった。

ところがヒューマンインタフェース等への適用においては、筋電センサの装着を専門知識のない一般のユーザが行う必要がある。また、脱着の頻度も大きいことから、装着時の複雑な前処理が敬遠される傾向にあった。このため実使用場面では、十分な皮膚の処理を行わずに使用することによってノイズが混入し、期待した通りの動作をしないケースがあった。

この問題の解決のために、皮膚の前処理を必要とせず、手軽に扱うことのできる筋電センサの開発を行っている。

## B. 研究方法

【筋電測定の仕事】皮膚表面で測定される筋電は微弱な信号であるため、商用電源などから誘導される外乱ノイズの影響を受けやすい。この外乱ノイズの影響を小さくする方式として差動接続、あるいは差動増幅と呼ばれる方式が用いられている。

一般的には図1-1に示すように、2つの測定用電極 (electrode1、 electrode2) と1つの参照電極 (reference electrode) を用いる。商用電源などから誘導される外乱ノイズを2つの測定用電極 (電極1、電極2) に混入する同相のノイズ  $n$  として見なすと、各電極では  $s1+n$  と  $s2+n$  が測定される。そこで、これらの差、つまり  $(s1+n)-(s2+n)=s1-s2$  を増幅することによって、ノイズに影響されない信号を得ることができるはずである。

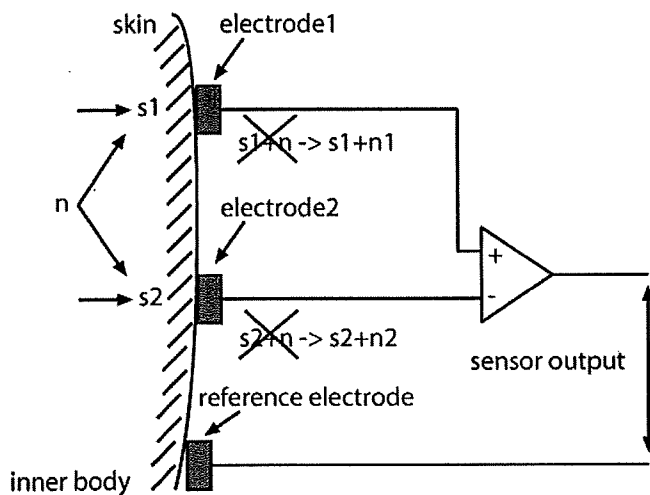


図1-1：筋電センサの測定原理

しかしながら実際には、各電極と皮膚との接触状態が異なるために、全く同じノイズ  $n$  が混入するわけではない。つまり電極1、2に混入するノイズ ( $n1$ 、  $n2$ ) が異なるためにそれ

らの差  $n1-n2$  は0にならず、完全に除去することはできない。このため、接触状態を安定させることによって  $n1$  と  $n2$  の差をできるだけ小さくするために、導電性ペーストを塗布するなどの前処理が必要であった。

【容量結合による筋電測定の仕事】従来の筋電センサは導電性の結合に基づき筋電を測定していたのに対し、絶縁物電極を用いた筋電センサでは静電容量性結合に基づく筋電測定を行う。つまり、体表面と測定電極の間に高い誘電率を持つ絶縁物を挿入し(図1-2)、疑似的なコンデンサ回路を形成することによって、生体の交流信号を検出する。

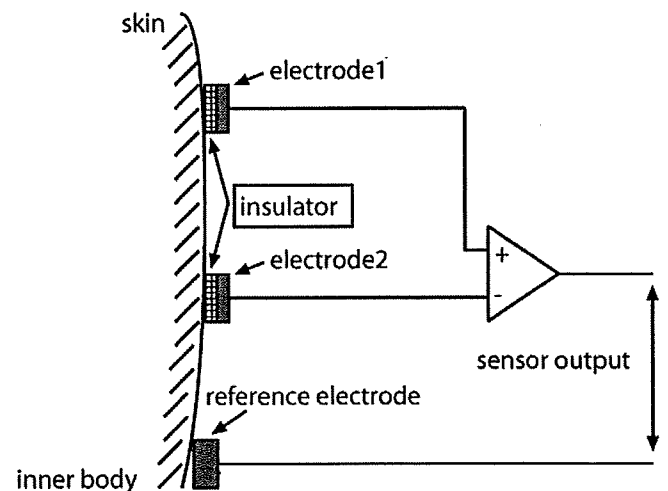


図1-2：容量結合型筋電センサの測定原理

2005年度に試作した容量結合型の筋電センサ【試作機1】では、測定用の電極に市販のセラミックコンデンサ (還元再酸化型チタン酸バリウム系半導体磁器コンデンサ；DSXC11SJYF224Z (0.22uF) を加工して使用した。チタン酸バリウムは高い誘電率を持つ素材と

して知られ、容量結合による心電や眼電の計測で実績がある。また図1-3の写真に示すように、このセンサは2つの測定電極だけを持ち、参照電極は別の場所に接触させる必要がある。

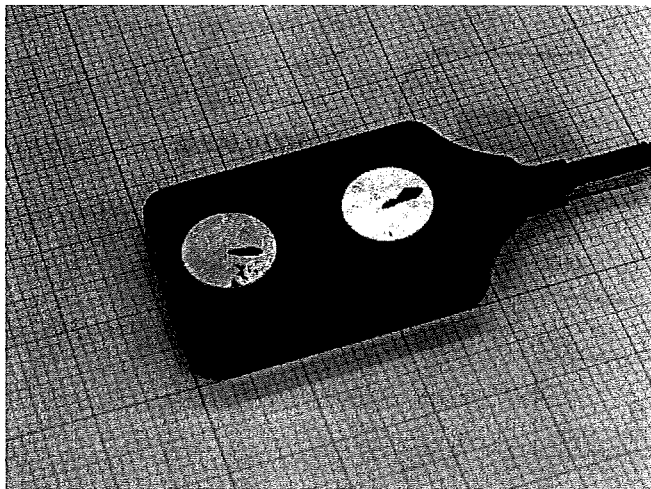


図1-3：容量結合型筋電センサ【試作機1】

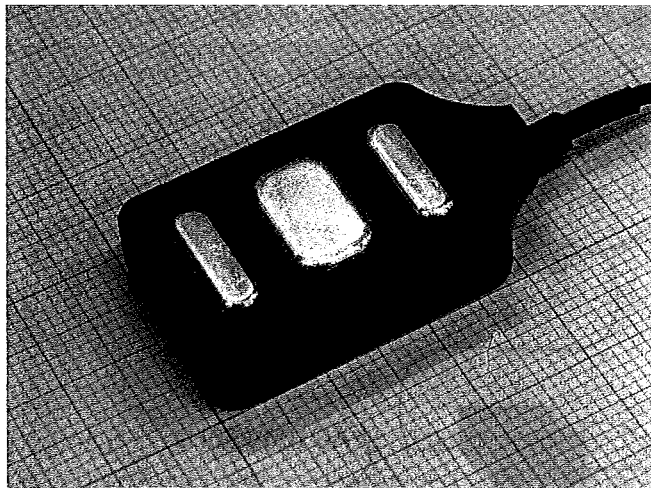


図1-4：容量結合型筋電センサ【試作機2】

しかしながら、試作機1ではセラミックコンデンサを加工して電極として用いる必要がある、電極の入手性の悪さやコストなどが課題であった。

これに対して試作機2（図1-4）では、

入手性・加工のよい銀電極を用い、直接、皮膚に接触させた時には従来の乾式筋電センサと同様に導電性の結合による測定を行い、汗の影響などが懸念される場合は、絶縁物を介して容量性結合で筋電を測ることが可能である。このため、絶縁する素材の選定が極めて重要であるので、本研究では、電極を絶縁する素材に関する工学的な評価を実施する。

#### 【絶縁素材の工学的な評価方法】

筋電センサのような微弱な信号を扱うセンサに関する評価を実施する際、周りの環境から誘導される外乱ノイズの影響により、測定結果に再現性がなくなる場合がある。そこで本研究では、外乱ノイズに影響されず、再現性のよい測定を実施するため、図1-5、図1-6に示す実験系を構築した。

ファンクションジェネレータ（ek-FG(USB)）でテスト信号を生成し、減衰器で1/1000倍に減衰した後、筋電センサに対して信号を入力する。信号は筋電センサのプリアンプとアンプボックスでそれぞれ13.821倍、144倍に増幅され、AD変換器（10kHz）でパソコンにとりこむ。（※アンプボックスのフィルタはOFFの状態を実施した）

図1-7「固定治具」には、対象となる筋電センサとテスト信号出力用の電極が固定されており、このテスト信号用の電極を上下に移動することによって、筋電センサの電極と接触させることができる。そこで、筋電センサとテスト信号用の電極の間に絶縁物をはさみ（図1-6）、測定される信号を記録する。

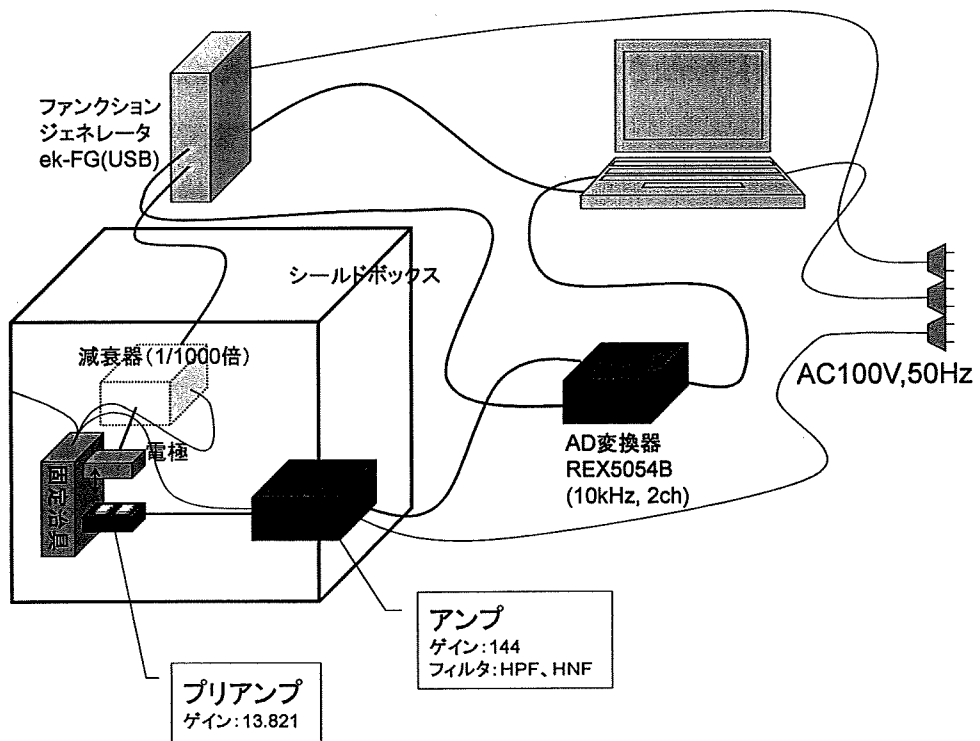


図 1 - 5 : 筋電センサ評価実験系 (絶縁物を挿入しない状態)

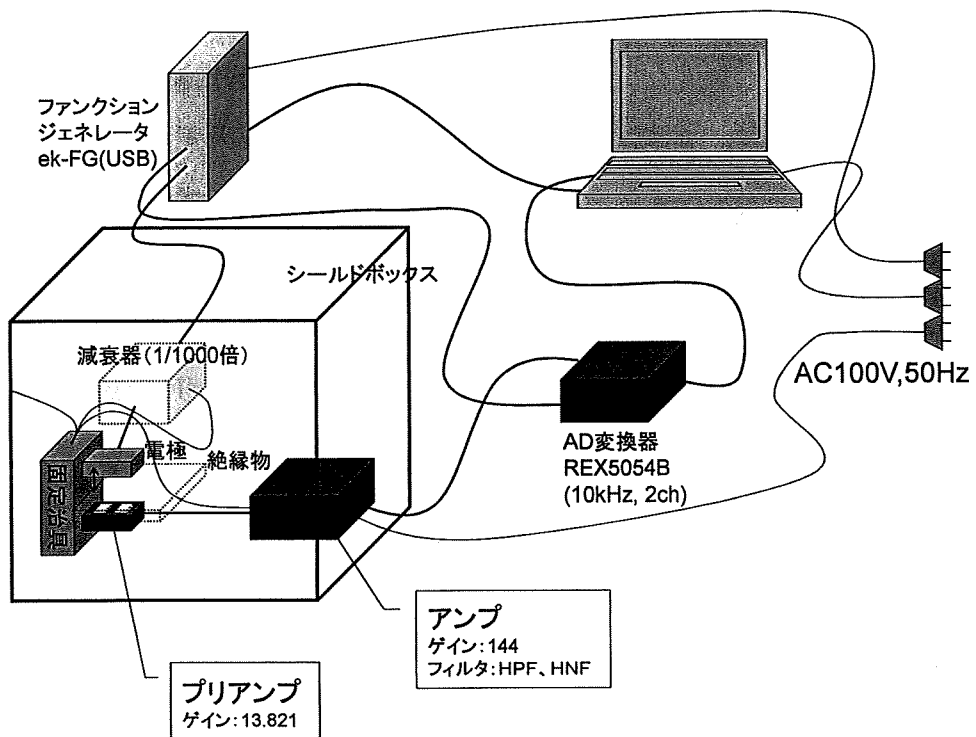


図 1 - 6 : 筋電センサ評価実験系 (絶縁物を挿入した状態)

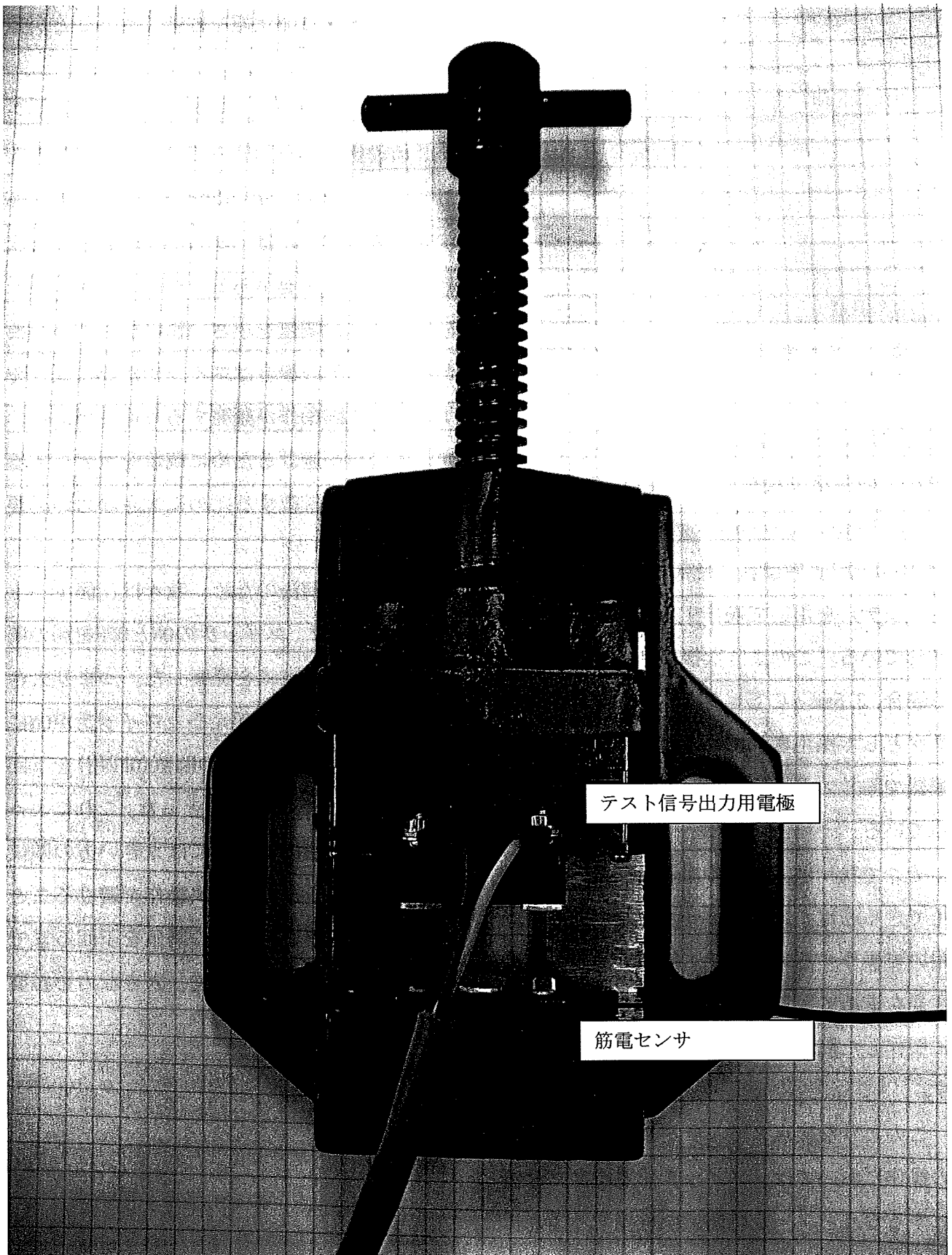


図 1 - 7 : 筋電センサ固定治具

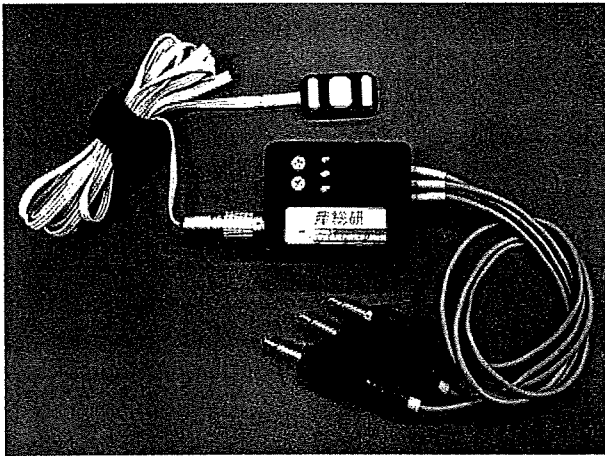


図1-8：筋電スイッチ試作機の写真

【筋電スイッチ】環境制御装置や意思伝達装置などの生活支援機器は e-AT (Electronic and information technology based Assistive Technology) と呼ばれ、接点スイッチ (ON/OFF スイッチ) を用いて操作するものが多く市販されている。このような接点スイッチを用いる場合、3.5mmφのミニプラグが標準的なコネクタとして採用されているため、様々な支援機器で同じスイッチを用いることが可能となっている。

そこで我々は、市販の様々な支援機器に活用できる筋電インタフェースとして、筋電を用いて操作するスイッチ (筋電スイッチ) の開発を進めている。図1-8に2006年度に製作した筋電スイッチの試作機の写真を示す。

このような接点スイッチを用いた支援機器の操作においては、スイッチを短時間だけONにする短点と、一定時間ONを継続する長点に加え、電動車いすの操作においては、ONの間だけ走行するような使い方も想定される。こ

のため、容易にON状態を継続できることが重要になる。

筋電スイッチでは、筋電の信号強度があらかじめ設定された閾値を超えたときにONとなる仕組み (図1-9) になっているので、ON状態を継続するには、ある程度の強さの筋収縮を継続する必要がある。弱い力でON状態を継続するには閾値を小さい値に設定する必要があるが、その場合はスイッチがONになりやすいために誤動作が頻発する可能性がある。逆に誤動作を避けるために閾値を大きくすると、ON状態を継続するために大きな力が必要になる。

この問題の解決のため、我々は、図1-10に示すように、スイッチのONとOFFを別の閾値で切り替える方式を提案した。つまり大きい方の閾値 (ON用) を超えるとスイッチがONに切り替わり、小さいほうの閾値 (OFF用) を下回るとOFFに切り替わることとした。これによって、スイッチをONにするには大きい方の閾値を超える必要があるため誤動作を避けることができるが、小さいほうの閾値を下回るまではON状態を継続できるので、大きな力を必要としない。

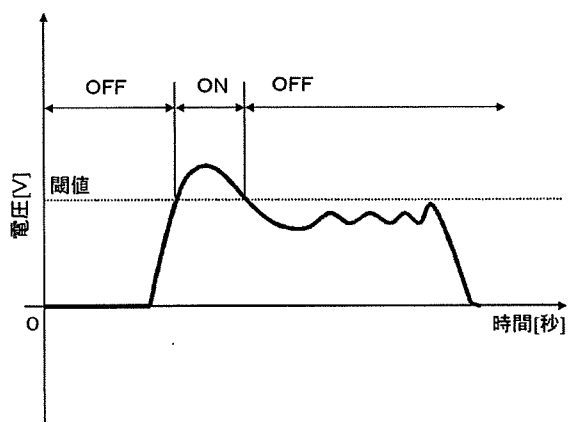


図 1-9 : 筋電スイッチにおけるON/OFF切り替えタイミング (従来型)

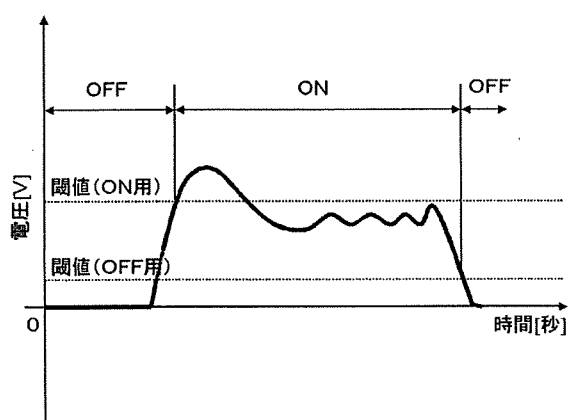


図 1-10 : 筋電スイッチにおけるON/OFF切り替えタイミング (改良型)

### C. 研究結果

図 1-11 (15 ページ) から図 1-25 (17 ページ) に、以下の条件で測定した信号のグラフを示す。すべてのグラフにおいて、実線が筋電センサ、点線がファンクションジェネレータの出力である。

#### 【絶縁素材に関する条件】

- ・ 絶縁物なし
- ・ 両面テープ (事務用)
- ・ ポリウレタンテープ (救急絆創膏)

#### 【テスト信号の周波数】

- ・ 10Hz
- ・ 100Hz
- ・ 250Hz
- ・ 500Hz
- ・ 1000Hz

### D. 考察

両面テープ、ポリウレタンテープともに、10Hz では若干ノイズの影響が残っているものの、おおむね良好な信号を測定できることが明らかになった。また、250Hz あたりの出力信号の振幅が最も大きくなっており、筋電の周波数分布特性に適したアンプの構成になっていると考えられる。

また、本研究では電極における電気化学反応の影響の軽減をめざしたが、皮膚と電極との接触状態が重要であることはすべての筋電センサにおいて重要である。今後は、電極の絶縁だけに留まらず、センサの固定方法に関する考察も進めていく必要がある。

【絶縁物なし】

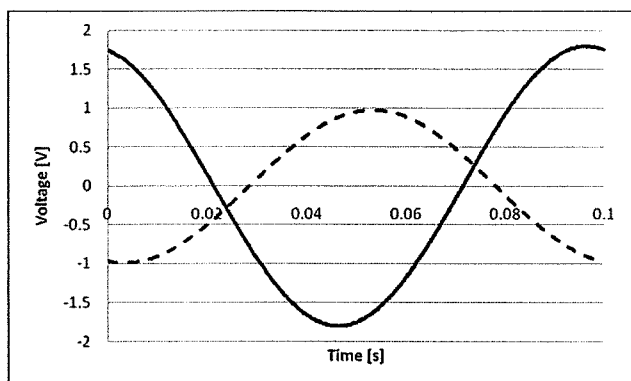


図 1-11 : 絶縁物なし、10Hz

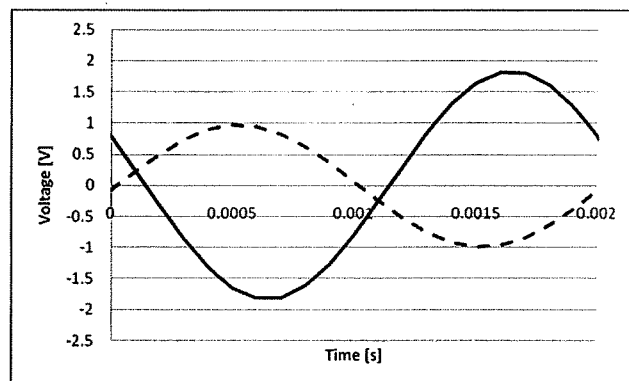


図 1-14 : 絶縁物なし、500Hz

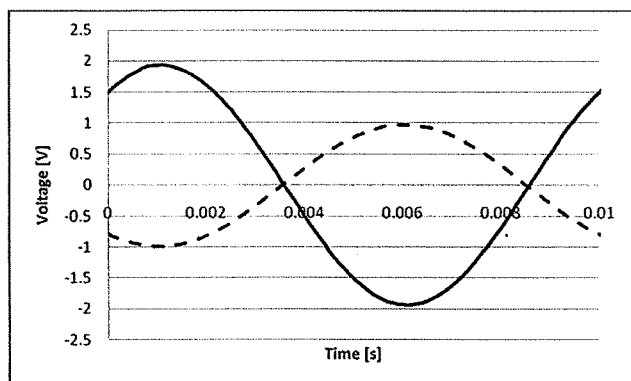


図 1-12 : 絶縁物なし、100Hz

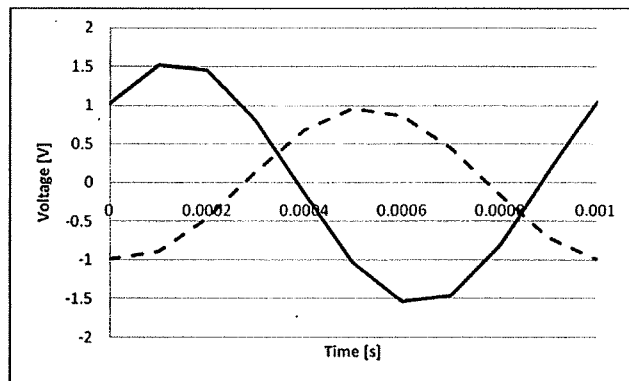


図 1-15 : 絶縁物なし、1000Hz

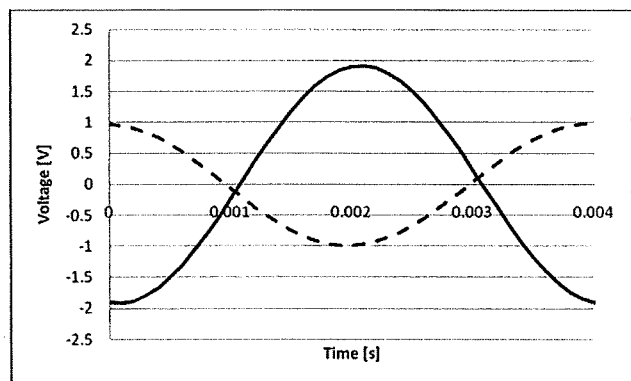


図 1-13 : 絶縁物なし、250Hz



【両面テープ（事務用）】

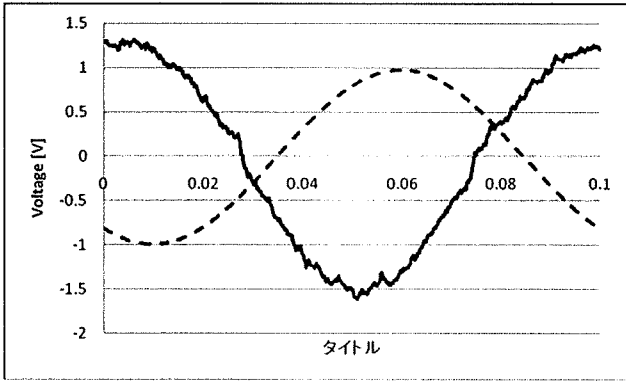


図 1-16 : 両面テープ（事務用）、10Hz

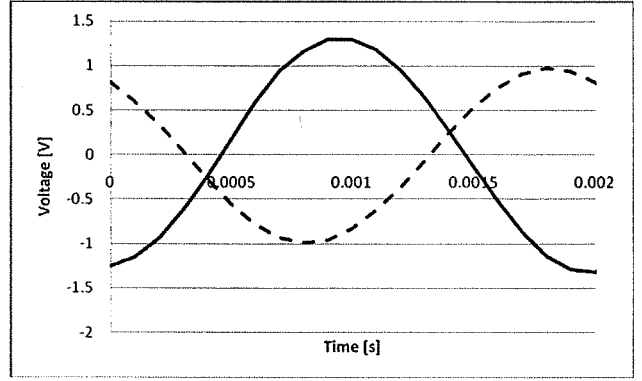


図 1-19 : 両面テープ（事務用）、500Hz

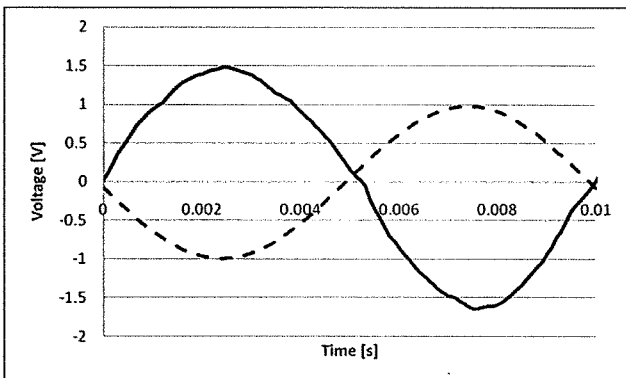


図 1-17 : 両面テープ（事務用）、100Hz

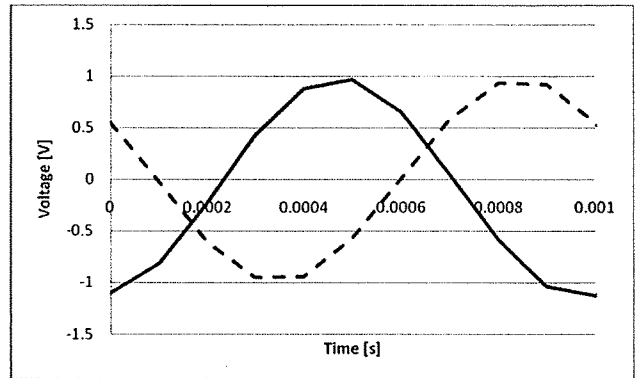


図 1-20 : 両面テープ（事務用）、1000Hz

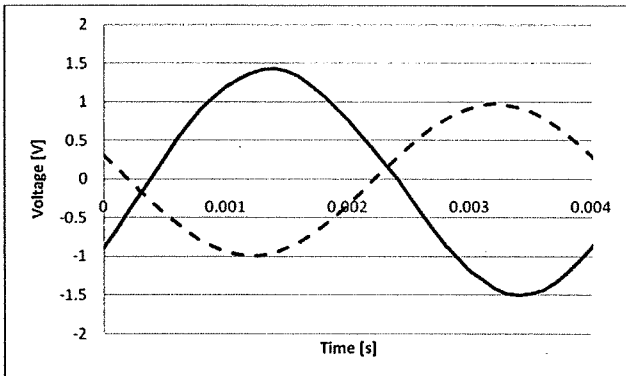


図 1-18 : 両面テープ（事務用）、250Hz

【ポリウレタンテープ（救急絆創膏）】

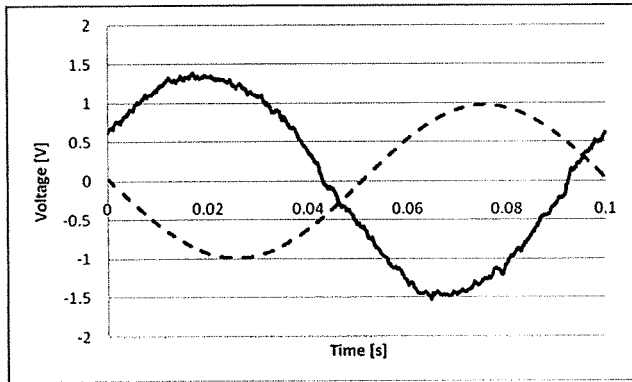


図 1-2 1 : ポリウレタンテープ（救急絆創膏）、10Hz

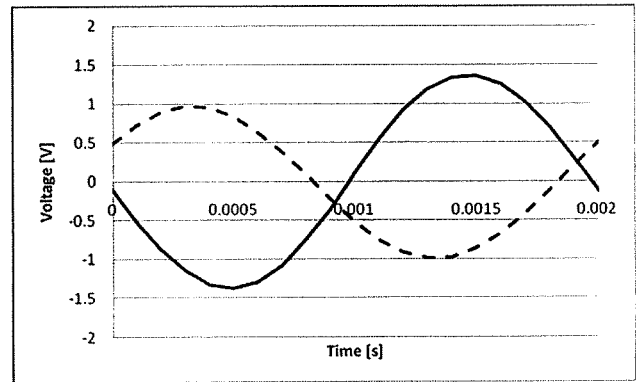


図 1-2 4 : ポリウレタンテープ（救急絆創膏）、500Hz

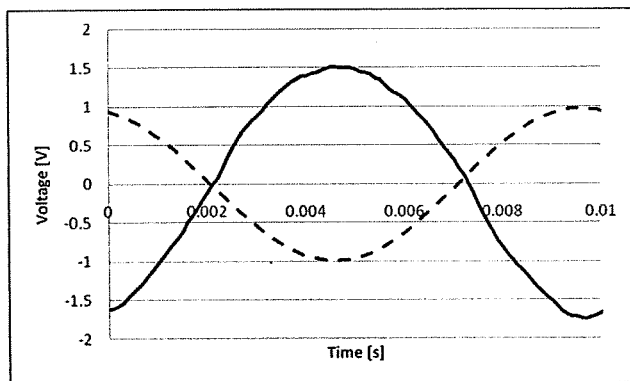


図 1-2 2 : ポリウレタンテープ（救急絆創膏）、100Hz

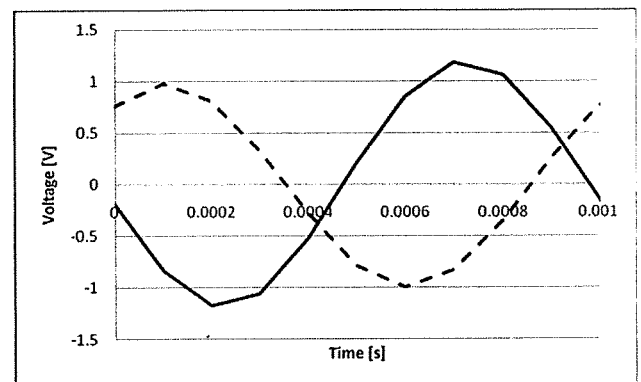


図 1-2 5 : ポリウレタンテープ（救急絆創膏）、1000Hz

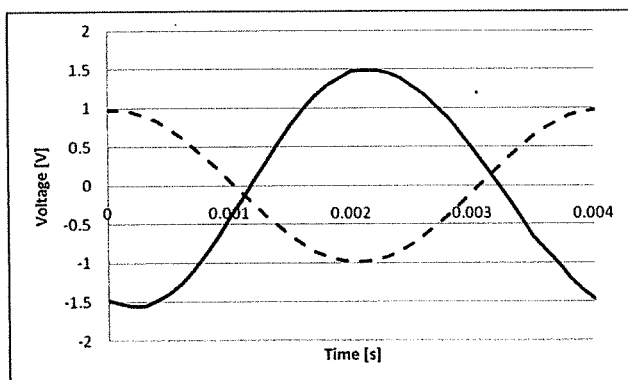


図 1-2 3 : ポリウレタンテープ（救急絆創膏）、250Hz

研究報告書

2. 重度障害者用操作入力装置の評価に関する研究開発

研究代表者 梶谷 勇 独立行政法人産業技術総合研究所 研究員

研究要旨：筋電と呼ばれる生体信号を用いた運動機能障害者向けのユーザインタフェース（筋電インタフェース）の開発を進めており、本研究では、筋電インタフェースを含む運動機能障害者用インタフェースの操作能力を定量的に評価する方式の研究を進めている。

A. 研究目的

運動機能の障害のために十分な大きさの運動を行うことが難しく、通常の入力装置（キーボード、マウス、ジョイスティックなど）の操作を行うことが困難なケースがある。このように運動が小さすぎる場合の入力装置として、わずかな力や変位で機能する接点スイッチ（以下では微小動作スイッチと呼ぶ）が用いられている。そこでは、スイッチのON・OFFの組合せでパソコンや各種支援機器、あるいは電動車いすなどを操作することによって、社会参加や自律移動の促進を目指した活動が活発に行われている。

運動機能の障害は（1）不随意運動などにより運動が大きすぎる場合と（2）運動が小さすぎる場合に分類することができる。（1）のケースにおいては、直径 35～150mm 程度の大きさで、比較的大きな力（50g 以上）で動作するスイッチを用いる。

これに対して（2）で用いられる微小動作

スイッチとしては、10g 程度の小さい力で動作するミニキャップスイッチやマイクロライトスイッチ、更に小さい動きの場合には、光ファイバスイッチやタッチスイッチと呼ばれるものが用いられている。さらに近年では、脳波、筋電、脳血流などの生体现象を用いたスイッチが開発されている。これらのスイッチはわずかな運動や生体现象でスイッチ操作できる利点があるものの、逆にスイッチの選定、設置、適合が適切でなければ期待した動作を行うことが難しい。

微小動作スイッチの選定、設置、適合に関しては、現状では専門職スタッフ（作業療法士など）により、ユーザの残存機能を考慮して行われている。しかしながら、各スタッフの経験に基づき試行錯誤的に行われているのも事実であり、定量的・客観的な指標を導入することによって、ノウハウの蓄積、スタッフ間の情報交換、あるいは新しい操作入力装置の開発などに対して大きな利点があると考

えられる。そこで我々は、スイッチを操作する能力を定量的に評価するツールの開発と、そのツールを用いた評価を進めている。

## B. 研究方法

【上肢機能の評価】一般的な上肢機能の評価方法としては、(A) 基本機能の評価、(B) 作業能力の評価、(C) 社会的役割の評価に分類することができる。基本機能の評価としては、筋力や関節可動域の計測による運動機能の評価に加え、知覚機能の評価、形態機能の評価などが行われる。作業機能の評価には、特定のタスクに要する時間などを計測して巨視的、かつ客観的に評価を行うものや、患者立脚型の方式を用いて主観的に評価する場合がある。社会的役割の評価としては、QOLを主観的に評価する方式が存在しているものの、心理面などを含めた総合的な評価方法は存在していない。

【スイッチ操作能力の評価】このような上肢機能の評価に対する考え方を運動機能障害者における微小動作スイッチの操作能力の評価にあてはめると、例えば特定の作業に要する時間を評価する方式は作業機能の評価と考えることができる。また、社会的役割に関しては上肢機能と同じく、総合的な評価方法は存在していない。

これらに対して、スイッチ操作能力における基本機能の評価としては、まず、操作を行おうとする身体部位（指など）が発揮するこ

とのできる力や変位の大きさを計測することにより運動機能の評価する方式がある。これに加えて、パソコン画面上で指示されたタイミングでスイッチを押し、指示されたタイミングとのずれ（反応時間）を用いて評価する試みが行われている。また、運動機能障害者を主な対象とするものではないが、ゲームコントローラの連打能力を評価するもの（シューティングウォッチ：株式会社ハドソン）や、操作タイミングを用いたゲーム（太鼓の達人：株式会社バンダイナムコゲームス）も多数存在する。

しかしながら、スイッチ操作は押すタイミングだけが重要というわけではなく、スイッチを押し続けたり、OFFにしたりする能力も重要である。例えば、筋力が弱くてスイッチを押し続けることや、OFFにするのが困難なケースがある。そこで我々は、複数の観点から基本機能の評価する定量的評価ツール（スイッチング評価ツール）の開発を進めている。スイッチング評価ツールの詳細については、添付のマニュアルを参照のこと。

スイッチング評価ツールでは、7つの定量的な評価指標についての測定を行う。

- Switch Close Timing Spread：力を入れるタイミングを調整する能力に関連する因子
- Switch Open Timing Spread：力を抜くタイミングを調整する能力に関連する因子
- Switch Close Delay：力を入れる反応時間に関連する因子
- Switch Open Delay：力を抜く反応時間に