

201024270A

厚生労働科学研究費補助金

難治性疾患克服研究事業

先天性横軸形成障害（前腕欠損、上腕欠損）に対する
個性適応型情報処理に基づいた筋電義手の治療指針作成

平成22年度 総括・分担研究報告書

研究代表者 高木 岳彦

平成23（2010）年 3月

目 次

I. 総括研究報告	
先天性横軸形成障害（前腕欠損、上腕欠損）に対する 個性適応型情報処理に基づいた筋電義手の治療指針作成	1
高木岳彦 独立行政法人国立成育医療研究センター 高山真一郎 独立行政法人国立成育医療研究センター 関敦仁 独立行政法人国立成育医療研究センター	
(資料) 1. 先天性横軸形成障害（前腕欠損、上腕欠損）の実態把握のお願い	6
2. アンケート 回答票	7
II. 分担研究報告	
1. 先天性横軸形成障害（前腕欠損、上腕欠損）に対する 個性適応型情報処理に基づいた筋電義手の治療指針作成	8
横井浩史 電気通信大学 電気通信学部	
III. 研究成果の刊行に関する一覧表	14
IV. 研究成果の刊行物・別刷	15

I . 総括研究報告

先天性横軸形成障害（前腕欠損、上腕欠損）に対する 個性適応型情報処理に基づいた筋電義手の治療指針作成

総括研究報告書

研究代表者	高木 岳彦	独立行政法人国立成育医療研究センター	整形外科	フェロー
	高山 真一郎	独立行政法人国立成育医療研究センター	外科系診療部	部長
	関 敦仁	独立行政法人国立成育医療研究センター	整形外科	医長

研究要旨：先天性横軸形成障害の患者に対して筋電義手の適用を促進するため、個々の事例ごとに一定の治療指針を作成していくことを目標として、新たに幼児から成人まで幅広く適用可能な個性情報処理に基づいた多動作筋電義手を開発した。乳幼児のような非常に小さな手であっても強度的に壊れにくい指脱臼構造の試作、及び年齢、個人の特性に応じた様々筋電義手を実現した。さらに、同障害は稀少疾患であるため、患者数の実態把握を行ったが、手指欠損患者が多くを占めた結果を得た。この技術を今後、前腕欠損、上腕欠損のみならず手指欠損にも広げ、義手の開発も進めていく方針も定まったと同時に、今後、先天性横軸形成障害をもつ患者に対して、その普及の可能性を大きく広げ、一定の治療指針を作成していく準備ができた。

研究分担者 横井浩史
電気通信大学 電気通信学部 教授

A. 研究目的

先天性横軸形成障害（上腕欠損、前腕欠損）は上肢欠損という整容面での障害のみならず、体の対称性が保持できないことで脊柱側弯をはじめとした姿勢異常および骨格異常を来す。このような欠損肢に対して、健常肢のような上肢を再生できない現状では、運動と知覚機能を工学系の技術を用いて外部装置に置き換える筋電義手でのみ克服可能と考える。しかしながら、現在市販されている筋電義手は手指全体の屈伸にとどまるものが多く、健側と同様の機能の再現という水準には至っていない。そのため、個々の事例にあわせ後天的に獲得させる個性適応型制御を導入して、軽量化・小型化、そして、多元的で高密度なセンサシステムと合わせて開発を進める。分担研究者がこれまで開発を進めてきた筋電義手の要素技術（個人差が大きくかつ時々刻々と変化する表面筋電位信号の信号特性

を、機械学習に基づく情報処理で自動的に調整するような表面筋電位からの運動意図の推定手法の確立、多くの運動自由度が制御でき、かつ力強く軽量の欠損した運動機能を担う義手の開発、義手で触った感覚を表面電気刺激で適切に返すことで使用者の身体像の獲得を補助する生体フィードバック技術の確立）を先天性横軸形成障害にも適用可能となるように、新たに幼児から成人まで幅広く適用可能な多動作筋電義手を開発すること及び詳細な運動意図の抽出に必要な多くの情報が取得可能な筋電センサを開発することであり、日常生活に利用できるレベルの汎用試作品の完成を目指す。

さらには、同疾患は稀少な疾患であるため患者数の実態把握についても同時に実施して、患者のニーズを理解しそれに合わせた義手開発を遂行する。

B. 研究方法

本研究では、先天性横軸形成障害によって欠

損した運動機能を代替し、日常生活に利用できるレベルの触覚フィードバックを有する上肢筋電義手を、すべり軸受けを用いた指の骨格の製作、触覚フィードバック付き上肢筋電義手の製作に主眼を置き開発した。主に研究分担者の所属する電気通信大学において施行したが、国立成育医療研究センターの患者をインフォームド・コンセントの上、提供し、サポートを行った。

さらに我が国における先天性横軸形成障害(前腕欠損、上腕欠損、合短指症(手指欠損))の患者数、治療の実態、予後を把握するため、全国86に及ぶ小児専門病院・肢体不自由児施設にアンケート用紙(別添資料)を郵送し、前腕欠損、上腕欠損、合短指症(手指欠損)における性別ごとの症例数、染色体検査、遺伝子解析の有無につき調査した。

(倫理面への配慮)

本研究は、主として人を対象にした研究を行ったが、これまでに倫理面で問題がないとされてきた研究を踏襲したものであった。研究を進める上で、これを超える内容と判断される検討を行う場合には、電気通信大学倫理委員会に基づき、適切な実験プロトコルの審査を受け、被験者のインフォームド・コンセントを得て実施した。またリスクアセスメントと十分なリスク低減措置を講じて研究を実施した。

インフォームド・コンセントの大前提として、被験者は、その参加への同意を何時いかなる場合でも撤回でき、いかなる不利益にもならないことが保証された。また本研究の対象者の個人情報事項が全て厳重に保護されたのは勿論のこと、さらに、本研究の実施によって、対象者に経済的および肉体的負担をかけないようにし、検査対象者の人権に十分配慮した。被験者に理解を求め同意を得る方法は、被験者各人に書面・口頭で説明し、各人の同意の署名が記された調査票を保管した。本研究では被験者が未成年者である場合、未成年者の被験者は本人の同意に加え保護者の同意も得て、本人の署名が難しい場合、保護者の同意を得た。研究によって被験者に生じうる危険と不快に対する配慮としては、生体計測実験における負荷基準を最大筋力負荷の50%以下に管理すること、両体側および体幹に発生する起電力量1 mW以下に管理した。

なお、当該研究は電気通信大学で施行されたもので、独立行政法人国立成育医療研究センター内では患者数の実態調査を施行したのみであった。当調査については、他の機関において既に連結可能匿名化された情報を収集するもの、無記名調査を行うものであって、その他の個人情報を取り扱わない、人体から採取された試料を用いない、観察研究であって、人体への負荷又は介入を伴わない、研究対象者の意思に回答が委ねられている調査であって、その質問の内容により研究対象者の心理的苦痛をもたらすことが想定されない、との要件を全て満たすもので、独立行政法人国立成育医療研究センター倫理委員会より、倫理委員会での付議を要さないとの判断が下された。

C. 研究結果

個々の事例にあわせ後天的に獲得させる個性適応型制御を導入して、軽量化・小型化、そして、多元的で高密度なセンサシステムと合わせて開発を進めてきたが、対象年齢が0~12歳(0歳児、2歳児、3歳児、7歳児、8歳児、12歳児各々1例)と若年であったため、動作の種類を乳幼児(未就学児)には2種類(母指屈伸、示指~小指屈伸)、小児(就学児)には5種類(母指屈伸等3種類、示指中指屈伸、環指小指屈伸、手関節掌背屈、手関節回内外)に動作を限定して、軽量化を図り、装着に対するコンプライアンスを上げることに主眼を置いた(詳細は分担研究報告書を参照)。対象患者が小児であることから従来の義手よりも小型であり、腕の大きさも様々であった。そのため、個々の事例に合わせた小児用モバイルパワーアシスト装置の作成に主な時間を費やしたが研究終了時においてはこれが完成し、ソケット作成の上、実際に患者に装着可能な段階まで至るに及んだ。

また、同時に我が国における先天性横軸形成障害(前腕欠損、上腕欠損、合短指症(手指欠損))の患者数の実態把握についても実施したが、全国86の小児専門病院、肢体不自由施設に調査票を送付し、有効回答数は48(回答率55.8%)であった。患者数の内訳は上腕欠損10(男6、女4)、前腕欠損55(男34、女21)、手指欠損334(男190、女144)であった。なお、当該疾患において染色体

検査、遺伝子解析の施行した病院、施設はなかった。

手指欠損患者が多くを占め、今回の対象疾患である上腕欠損、前腕欠損は比較的稀少な疾患と考えられた。この結果を受けて、同様に為す術のない手指欠損患者に対する有効な義指の開発にも着手した。手指欠損患者は手掌ですぼめる動作が可能のため、ワイヤー駆動方式を用いてそれを義指屈伸動作に変換するような能動義指を作成した。装着に対するコンプライアンスの向上のため、物体把持のさらなる効率性を求め義指そのものにも触覚フィードバックシステムの開発を適応し、得られた触圧を表面電気刺激装置により、皮膚表面に装着する刺激パッドを介して刺激を与えることで、患者に代替となる触覚を実現した。さらに今後、治療の実態、予後を把握し、そのデータに基づいて治療指針の作成をすることを考えている。

D. 考察

上肢の運動と感覚の機能代替を行うことを目的として、表面筋電図による筋電位信号により制御される筋電義手について非侵襲計測と情報処理の技術を確認し、技術的基盤を整えることに主眼を置いてきたが、対象疾患の特性上、年齢が0～12歳と若年であったため、動作の種類を限定して、軽量化を図り、装着に対するコンプライアンスを上げることに主眼を置いた。対象患者が小児であることから従来考えられていた義手よりも小型であり、腕の大きさも様々であった。そのため、個々の事例に合わせた小児手指用モバイルパワーアシスト装置の作成に主な時間を費やしたが研究終了時においてはこれが完成し、ソケット作成の上、実際に患者に装着可能な段階まで至るに及んだ。今後、患者数を増やしつつ、当該患者について定期的に装着期間の調査、物体把握の評価を行い、装着開始至適年齢を定め、一定の治療指針を決定していく予定である。

また、今回の先天性横軸形成障害（前腕欠損、上腕欠損、合短指症（手指欠損））の患者数の実態把握において、手指欠損患者が多くを占めた結果を受けて、同様に為す術のない手指欠損患者に対する有効な義指の開発にも着手する。ワイヤー駆動方式を用いた能動義指を作成し、さ

らに、装着に対するコンプライアンスの向上のため、指先に面上の圧力センサを配置し、触圧に応じて表面電気刺激の強度を変化させて付与することで触覚フィードバックを実現する。これにより、把持における新しい身体像の生成を促し、かつフィードバックによる把持行為の安心感を与える。また、圧力センサによる把持物体の落下に伴う自動的な握り機構機能を実現し、物体落下の危険性を減少させる。今後も引き続き医療従事者、工学研究者等との情報交換を密に行い、開発された機器の臨床現場での具現化を目指していくことが重要と考える。

E. 結論

多くの運動自由度を制御できる筋電義手の適用を先天性横軸形成障害をもつ患者に行うことができた。さらには同障害は稀少疾患であるため、患者数の実態把握を行ったが、手指欠損患者が多くを占めた結果を得たことより、この技術を今後、前腕欠損、上腕欠損のみならず手指欠損にも広げ、義指の開発も進めていく方針も定まった。今後、先天性横軸形成障害をもつ患者に対して、その普及の可能性を大きく広げ、一定の治療指針を作成していく準備ができた結論付ける。

F. 健康危険情報

特記すべき事項なし。

G. 研究発表

1. 論文発表（1件）

①横井浩史，山村修，小林康孝，加藤龍，中村達弘，森下壮一郎，“歩行運動補助のための反射運動系の電気刺激装置開発”，BRAIN and NERVE, Vol. 62, No. 11, pp. 1227-1238, November 2010

2. 学会発表（国内5件、海外2件） （国内）

①中川慎也，酒井康行，關達也，加藤龍，横井浩史，“手指リハビリテーションのための筋電制御型手指パワーアシスト装置の開発”，第31回バイオメカニズム学術講演会，pp. 277-278，静岡大学，浜松，2010.

②森崇，關達也，加藤龍，森下壮一郎，横井浩

史, “表面電気刺激を用いた下肢麻痺者の歩行補助に関する研究－補助とリハビリテーションを目的とした小型刺激装置の開発－”, 第31回バイオメカニズム学術講演会, pp. 279-280, 静岡大学, 浜松, 2010.

③高木岳彦, 高山真一郎, 関敦仁, 日下部浩, 宮崎馨, 佐々木康介, “当科における四肢先天異常家系内発生例の検討”, 徳島, 2010.

④加藤龍, 中川慎也, 横井浩史, 山村修, “筋電制御型手指パワーアシスト装置による手指リハビリテーション”, 第12回日本電気生理運動学会, 東京工業大学 すすかけ台キャンパス, 神奈川, 2011.

⑤高木岳彦, 高山真一郎, 関敦仁, 日下部浩, 福岡昌利, 宮崎馨, 森澤妥, 松本浩明, “先天異常手における第1指間の画像評価”, 第21回関東小児整形外科研究会, 東京, 2011.

(海外)

①Shinichiro Takayama, Atsuhito Seki, Takehiko Takagi, Yasushi Morisawa, Yukio Horiuchi, Yutaka Yabe, “Two Stage

Reconstruction of Blauth IIIB and IV Hypoplastic Thumb by Non-vascularized 4th Metatarsal Graft Followed by Tendon Transfer”, 11th Triennial Congress of the International Federation Societies for Surgery of the Hand, Seoul, 2010.

②Takehiko Takagi, Atsuhito Seki, Hiroyasu Ikegami, Toshiyasu Nakamura, Hiroshi Kusakabe, Kaori Miyazaki, Kosuke Sasaki, Yukio Horiuchi, Shinichiro Takayama, “Bone Lengthening for Congenital Anomaly of the Hand Using Original Miniature Devices”, 11th Triennial Congress of the International Federation Societies for Surgery of the Hand, Seoul, 2010.

H. 知的財産権の出願・登録状況
(予定を含む。)

現時点では出願・登録(予定含む)なし。

2010年12月

先天性横軸形成障害（前腕欠損、上腕欠損）の実態把握 のお願い

厚生労働科学研究費補助金「難治性疾患克服研究事業」

「先天性横軸形成障害に対する個性適応型情報処理に基づいた筋電義手の治療指針作成」研究班

代表研究者：高木岳彦

分担研究者：高山真一郎

関敦仁

横井浩史

拝啓

初冬の候、皆様にはますますご清祥のこととお慶び申し上げます。

さて、今回、厚生労働省難治性疾患克服研究事業「先天性横軸形成障害に対する個性適応型情報処理に基づいた筋電義手の治療指針作成」班の全国調査を実施させていただくこととなりました。本研究は、我が国における先天性横軸形成障害（前腕欠損、上腕欠損、合短指症（手指欠損））の患者数、治療の実態、予後を把握し、そのデータに基づいて治療指針の作成をすることを目的としております。

つきましては、今回の調査として、各施設における別紙の臨床症状に該当する患者の有無を調べさせていただきます。調査の対象は、全国の小児専門病院・肢体不自由児施設です。該当される先生全員に送付しますので、重複を避けるため施設毎にまとめて代表の先生からご返送いただければ幸いです。

ご多忙中まことに恐縮に存じますが、過去5年間（2005年以降）における別紙の臨床症状に該当する患者経験数などを、回答票にご記入の上、2011年1月10日までにご返送くださいますようお願い申し上げます。なお、当該疾患は病院・施設によっては他科（形成外科・リハビリテーション科等）が扱っている場合もありますので調査できる範囲でご記入いただけると幸いです。

本調査は、患者数の把握のみを目的とするものであり、倫理審査を要する内容を含みません。

何卒よろしくご協力のほどお願い申し上げます。ご不明の点がございましたら、下記までお問い合わせ下さい。

敬具

（疫学調査事務局）独立行政法人 国立成育医療研究センター病院

外科系診療部 整形外科

〒157-8535 東京都世田谷区大蔵 2-10-1

TEL:03-3416-0181 FAX:03-3416-2222

高木岳彦

回答票

こちらに回答を記入の上、この票のみご返送ください

ご施設名

記入者ご氏名

- I. この5年間に、先天性横軸形成障害（上腕欠損、前腕欠損、手指欠損（合短指症））患者様(疑い例を含む)の診療経験はありますか。あてはまるものに1つ、○をつけてください。

1. ある

2. ない

以下の質問は、『1. ある』を選択した方に伺います。

- II. 症例数はいくつですか。欠損高位、性別ごとに数値を記入してください。

上腕欠損	男性	()	例
	女性	()	例
前腕欠損	男性	()	例
	女性	()	例
手指欠損（合短指症）	男性	()	例
	女性	()	例

- III. その症例で染色体検査、遺伝子解析は行われていますか。症例数を記入してください。

- | | | |
|---------------------------|-----|---|
| ① 染色体検査は行っていない | () | 例 |
| ② 染色体検査を行った | | |
| 2-1 染色体検査で異常が同定された | () | 例 |
| 2-2 染色体検査を行ったが異常は同定されなかった | () | 例 |
| ③ 遺伝子解析は行っていない | () | 例 |
| ④ 遺伝子解析を行った | | |
| 2-1 遺伝子解析で異常が同定された | () | 例 |
| 2-2 解析を行ったが異常は同定されなかった | () | 例 |

お手数ですが、返信用封筒に封入の上、投函していただきますようお願い申し上げます。

（切手・あて先は貼付・記入済みです）

ご施設名、ご氏名の確認をお願いいたします。

ご協力ありがとうございました。

II. 分担研究報告

先天性横軸形成障害（前腕欠損、上腕欠損）に対する 個性適応型情報処理に基づいた筋電義手の治療指針作成

分担研究報告書

研究分担者 横井 浩史 電気通信大学 教授

研究要旨 本研究では、先天性横軸形成障害の患者に対してできるだけ多くの運動自由度の再建が可能な筋電義手の適用を促進するため、個々の事例ごとに一定の治療指針を作成していくことを目標として、新たに幼児から成人まで幅広く適用可能な個性情報処理に基づいた多動作筋電義手を開発した。乳幼児のような非常に小さな手であっても強度的に壊れにくい指脱臼構造の試作、及び乳幼児、小児、成人のための様々な上肢筋電義手を実現し、今後、先天性横軸形成障害をもつ患者に対して、多くの運動自由度を制御できる筋電義手の適用とその普及の可能性を大きく広げ、一定の治療指針を作成していく準備ができた。

A. 研究目的

本研究では、健常肢のような上肢を再生できる手段がない先天性横軸形成障害（前腕欠損、上腕欠損）に対して、筋電図と手指運動パターンとの対応関係を個々の事例にあわせ後天的に獲得させる個性適応型情報処理技術に基づく新しい筋電義手を開発・適用することで、個々の事例ごとに一定の治療指針を作成していくことを目標とする。

これまで研究分担者は、この個性適応型情報処理技術の構築を目指し、根幹となる下記の3つの要素技術について研究を進めてきた。

- (a) 個人差が大きくかつ時々刻々と変化する表面筋電位信号の信号特性を、機械学習に基づく情報処理で、運動意図との対応がずれないように自動的に調整するような表面筋電位からの運動意図の推定手法の確立
- (b) 多くの運動自由度が制御でき、かつ力強く軽量の欠損した運動機能を担う義手ロボットハンドの開発
- (c) ロボット指で触った感覚を表面電気刺激で適切に返すことで使用者の身体像の獲得を補助する生体フィードバック技術の確立

これら研究成果により、3個の表面筋電センサにより前腕筋群から取得した筋電位信号を用いて、14種類の動作（前腕回内・回外、手関節屈曲・伸展・橈屈・尺屈、手指屈曲・伸展、母指屈曲・伸展、示中指屈曲・伸展、環小指屈曲・伸展）を世界で初めて推定、実現している。

このような背景の下、本プロジェクトで、特に研究分担者が担当するのは、これら要素技術

を先天性横軸形成障害にも適用可能となるように、新たに幼児から成人まで幅広く適用可能な多動作筋電義手を開発すること、及び詳細な運動意図の抽出に必要な多くの情報が取得可能な筋電センサを開発することであり、日常生活に利用できるレベルの汎用試作品の完成を目指す。

B. 研究方法

本研究では、先天性横軸形成障害によって欠損した運動機能を代替し、日常生活に利用できるレベルの触覚フィードバックを有する上肢筋電義手を開発する。開発項目は、以下の3つである。

1) すべり軸受けを用いた指の骨格の製作

日常生活利用を想定した多くの運動自由度を実現する義手を設計する上で想定される問題として、ハンドの破損があげられる。特に、指関節は細く小さく製作する必要があるため、必然的に指関節に用いるシャフトは細くなり、過大な外力で破損してしまう。また、本研究で対象とする対象者は、乳幼児から成人まで幅広く、乳幼児においては、成人と同様な構造で小さく作ると上記問題はより深刻となる。

そこで本研究では、図1に示すようなすべり軸受け機構を有する指関節を開発し、過大な外力に対してロバストな指構造を実現する。2本の指節をつなぐ関節にすべり軸受けを採用し、指節の中心に超弾性ワイヤーを配置し、弾性力で連結する。これにより、過大な外力がかかると、関節が脱臼し、弾性力により元にもどり自

動復帰する。さらに、関節の回転軸となるシャフトを必要としないため部品点数を削減し、組み立ての簡略化・量産化により低コスト化が実

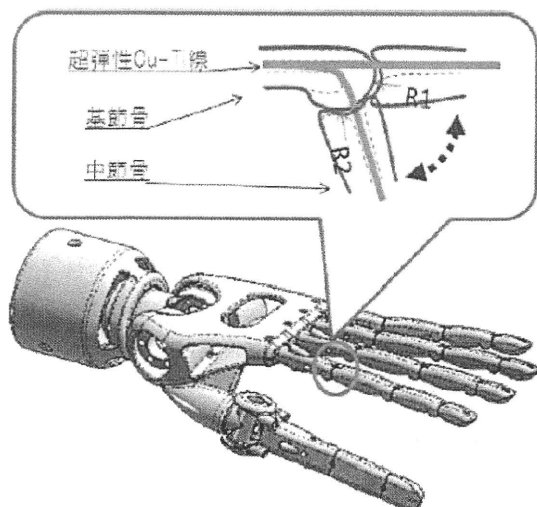


図1 すべり軸受けを持つ指構造

現される。

2) 触覚フィードバック付き上肢筋電義手の開発

1)の指構造をもつ義手用ロボットハンドを製作する。指の駆動機構は、これまで研究開発してきたワイヤー干渉駆動メカニズムを採用する。設計する前腕関節は、手指最大 22 関節（母指 CM 関節対立部・CM 関節内外転部・MP 関節、示指～小指：各 MP 関節橈尺屈部・MP 関節屈伸部・PIP 関節・DIP 関節）である。また、肘 1 関節、肩 3 関節も症例に合わせて準備する。

また、ロボット指先に面上の圧力センサを配置し、触圧に応じて表面電気刺激の強度を変化させて付与することで触覚フィードバックを実現する。これにより、把持における新しい身体像の生成を促し、かつフィードバックによる把持行為の安心感を与える。また、圧力センサによる把持物体の落下に伴う自動的な握り機構機能を実現し、物体落下の危険性を減少させる。また、一般に、表面筋電位は、数十 μV であるため、筋電センサアンプの増幅率は 10,000 倍程度のものが用いられ、主に手根関節の屈筋群（橈側手根屈筋、長掌筋、尺側手根屈筋）や伸筋群（指伸筋、小指伸筋、尺側手根伸筋）などの収縮運動をその計測対象としている。

（倫理面への配慮）

義手製作過程における患者から採寸作業や義手ソケット製作については、研究計画書、患者

説明書、患者同意書、患者撤回書を作成し、患者に研究趣旨を分かりやすく説明することを心

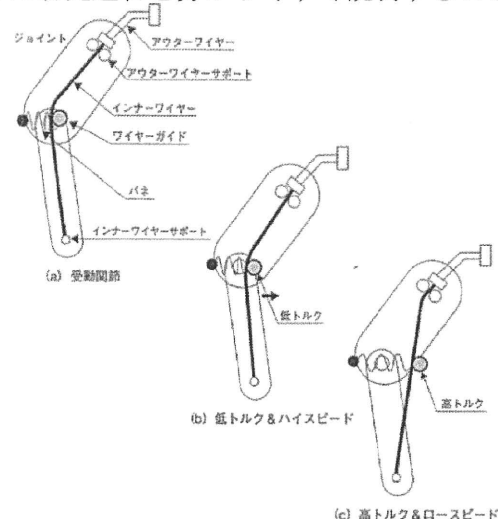
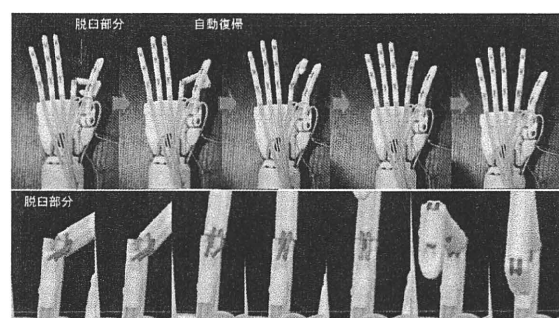


図2 ワイヤー張力鑑賞駆動メカニズム



すべり軸受けにより、過大な外力によって関節が外れる。これに対して、開閉動作を繰り返すことにより、関節の自動復帰が可能となる

図3 すべり軸受けを用いた指骨格と自動復帰

がけ、かつ電気通信大学の倫理委員会で審査され承認を得て実行された。

C. 研究成果

本研究の実施期間が実質 6 カ月と短期間であったため、研究の根幹となる義手ロボットと筋電センサの設計開発が主であり、それ以外の触覚フィードバックシステムや個性適応型制御コントローラなどは、これまで開発したものが先天性横軸形成障害のための上記義手に適用可能性の検証に留まった。

本研究で得られた成果は以下の 2 点である。

(1) すべり軸受けを用いた指骨格

製作した指骨格を図 3 に示す。関節が無理な方向に曲げられて、関節が外れ、後に自動復帰していることが分かる。これにより、乳幼児の細い指であっても強度的にロバストなハンドの開発した。

(2) 乳幼児から成人を対象とした上肢筋電義手の開発

本研究では、症状、年齢の違いを考慮した乳幼児用（前腕）、小児用（前腕）、成人用（前腕・上腕・上肢）の3種類の筋電義手を計11台開発した。開発した義手の仕様を表1に示す。年齢が高くなるにつれ、制御可能な運動自由度を増加させることで、年齢に見合った重量となるよう配慮した。また、義手構造体は、3DCADでデザインしたものを粉体成形法で製作した。これは、ナイロンの粉末を焼結させ、積層していく3次元造形手法であり、金型や切削によるロボットハンド製作に比べ、非常に安価に製造することが可能である。また、これら指構造に装飾用グローブ（佐藤技研）を被せて使用する。

2-1) 乳幼児用前腕筋電義手

開発した乳幼児用前腕筋電義手を図4に示す。指には1)で開発したすべり軸受けを用いた指骨格を用いる。図4(a)にあるように成人男性の手よりやや大きいサイズとなり、非常にコンパクトな義手である。また制御可能な運動自由度は、1個のモータで母指屈曲伸展と他方のモー

タで他四指屈曲伸展する自由度2である。

また、それに合わせて小型の筋電コントローラシステム（図4(c)）を開発し、ソケットに内蔵した2-3個の筋電センサ（図4(b)）から母指と他四指を制御する。また、分担者研究グループが提唱する個性適応型情報処理が実装できるよう汎用マイコンを用いたシステム構成となっている。ソケットはプラスチック製でその成長に合わせて安価に製作することを想定している。乳幼児用では、できるだけ軽量となるよう運動自由度を円筒把握に限定した。その様子を図4(e)に示す。さらに、装飾用グローブを被せて動作させた様子を図4(f)に示す。

2-2) 小児用及び成人用前腕筋電義手

開発した小児用前腕筋電義手及び成人用前腕筋電義手を図5に示す。ハンド構造は、小児用及び成人用で同様なものを用いるが、小児用のほうがサイズ小さくかつ運動自由度を低く設計した。運動自由度は、成人用は各指が独立、かつMP関節・MP-PIP-DIP連動関節が制御できるが、小児用は示・中指が連動、環・小指が連動し、かつ、MP-PIP-DIP連動関節のみ制御可能であり、運動自由度を限定化することで重量を抑えた。また回内外・掌背屈を行う2自由度の手首関節には、ワイヤー干渉駆動関節を採用した。これは、1個のモータを回内外、他方を掌背屈といったように関節とモータを1:1に対応させるのではなく、1関節を動かすのに必ず2モータが連動するように、ワイヤーを配置することにより軽量で駆動出力の高い関節が実現できる。

表1 開発した筋電義手

対象者		乳幼児	小児	成人		
対象となる欠損		前腕	前腕	前腕	上腕	上肢
制御可能な運動自由度 (モータ数)	手指	2(母指1,他四指1)	5(母指1,示・中指1,環・小指1)	11(母指1,他四指各2)	11(母指1,他四指各2)	11(母指1,他四指各2)
	手首	-	2(回内外,掌背屈)	2(回内外,掌背屈)	2(回内外,掌背屈)	2(回内外,掌背屈)
	肘	-	-	-	2(回内外,屈伸)	2(回内外,屈伸)
	肩	-	-	-	-	2(回内外,屈伸)
関節自由度	手指	18	20	20	20	20
	手首	2	2	2	2	2
	肘	-	-	-	2	2
	肩	-	-	-	-	2
重量 ※バッテリーを含む		約180g	約340g	約660g	約860g	約1060g
製作台数		3台	3台	3台	1台	1台

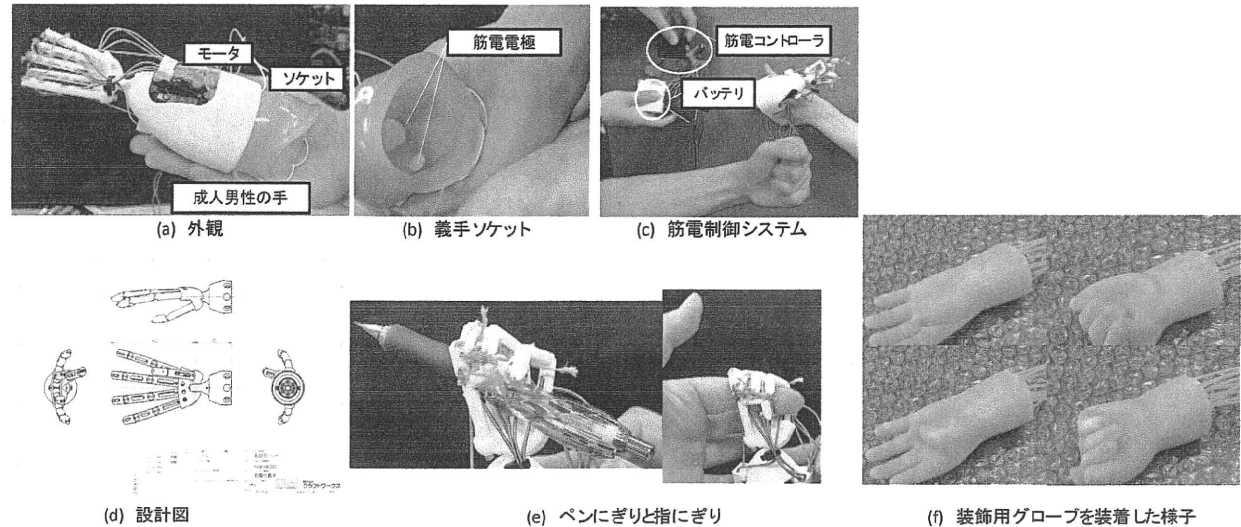


図4 乳幼児用前腕筋電義手

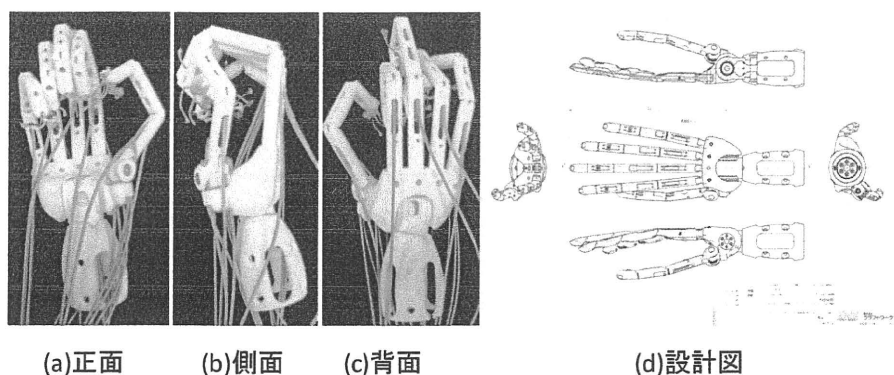


図5 小児用及び成人用前腕筋電義手

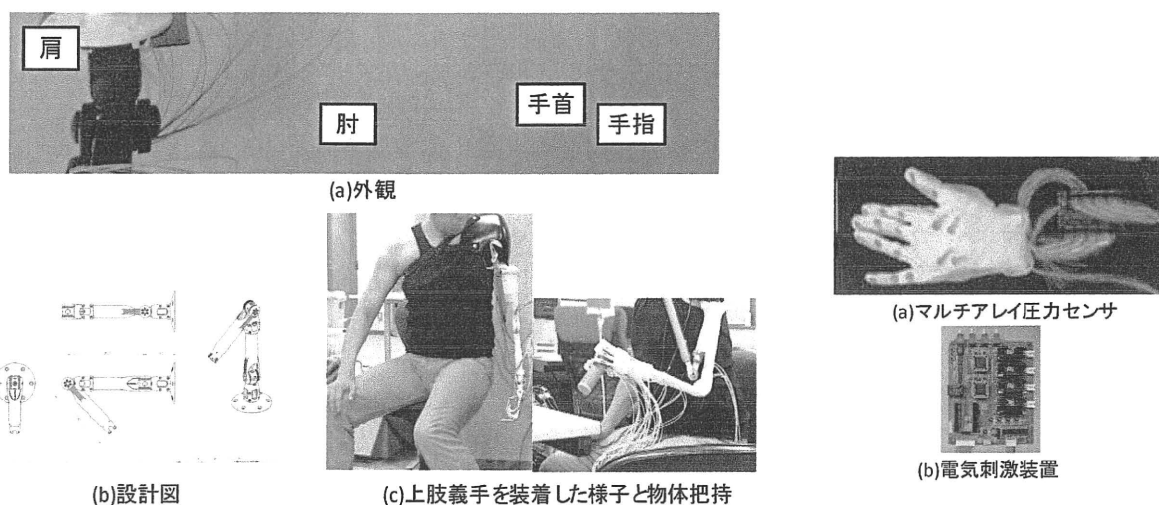


図6 成人用上腕・上肢筋電義手

2-3) 肘・肩部：成人用上腕・上肢筋電義手

開発した成人用上腕・上肢筋電義手を図6に示す。肘関節の運動自由度は、屈伸1、回内外1であり、肩関節は、屈伸1、内外転1である。肘関節、肩関節ともに2-2)手首部で採用している2自由度の干渉駆動関節を採用した。肩関節の内外旋は、肘の回内外で代用し、肘の回内外は手首の回内外で代用するような機構とした。全体重量は肩関節を含めても最大で約1kgであり非常に軽量な上肢義手を構成となった。また1名の肩関節欠損の患者に適用し、筋電制御システムで机上の物体をピックアップする（図6(c)）など日常生活利用での可能性を示すことができた。

2-4) 触覚フィードバックシステムの開発

これまで、分担者が開発してきた触覚フィードバックシステムを上肢筋電義手に適用し、すべりを検知し自動的に握りなおす機能を付与した。これらを図7に示す。圧力センサを多点

図7 触覚フィードバックシステム

に配置したマルチアレイ圧力センサグローブを義手に装着し、そこで得られた触圧を表面電気刺激装置により、皮膚表面に装着する刺激パッドを介して刺激を与えることで、患者に代替となる触覚を実現した。また、センサ情報に対して周波数解析を施してすべりを検知し、それに応じて把持した後にすべりおちた物体を把持しなおし安定的に保持することを可能にした。

(3) 表面筋電センサの開発

本研究では開発したセンサを図8に示す。筋電センサに用いる電極は、生体適合性が高い金メッキ電極を用い、成育医療研究センター病院で製作したプラスチック製ソケットの内部に設置した。また、生体アンプは、電極部内蔵の1次アンプと2次アンプを別々に配置する方式が一般的であるが、本プロジェクトでは、小型化を目指し、1次と2次のアンプを1枚の基板に配置しかつソケット内蔵できる小型サイズとなるような設計を施した。また、市販品に比べ安

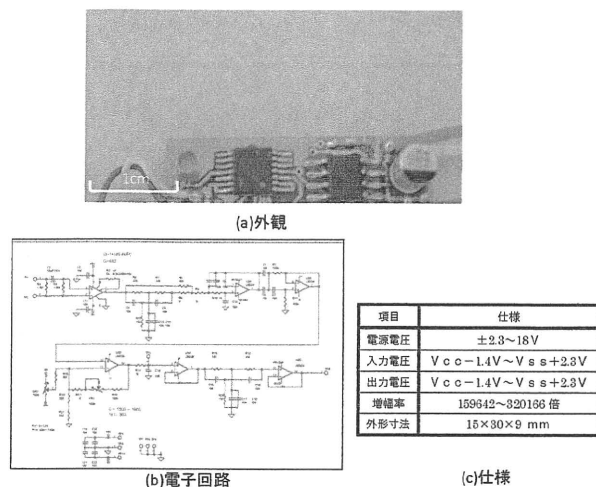


図 8 すべり軸受けを用いた指骨格と自動復帰

価に構成できることも特徴である。これらを想定する患者適用分 50 個製作を実施した。また、個性適応型情報処理は、筋電図と義手の制御動作を後天的に 1 つ 1 つ対応づけていく機械学習に基づく制御手法であり、動作ごとの筋電特徴の差異が大きければ、本来解剖学的に得られる筋電特性を持っていなくても十分動作の推定が可能となる。この性質をうまく利用し、推定に十分な周波数特性 (20-400Hz) が確保できる安価な電子部品を選択した。このことが、製作単価の軽減を実現し、日常生活での利用を促進させる。

D. 考察と結論

本研究では、先天性横軸形成障害の患者に対しても、多くの義手動作を操作できる個性適応型情報処理を内包する筋電義手を適用するため、新たに幼児から成人まで幅広く適用可能な多動作筋電義手と筋電センサを開発し、日常生活に利用できるレベルの汎用試作品の完成を目指した。

特に、乳幼児や小児など、できるだけ多くの運動自由度が制御できる義手を小型に設計しなければならないという問題は、重量や強度といった問題があり、その実現は難しい。そこで本研究では、すべり軸受けを指構造にもつあたるらしいロボット指を開発し、耐故障性に優れた義手を実現した。また、年齢が高くなるにつれ、制御可能な運動自由度を増加させることで、多くの運動自由度を維持しつつも軽量の義手を実現した。さらに、運動の意図推定に十分な性能を有する新しい表面筋電位センサを開発した。

上記、成果は、今後、先天性横軸形成障害をもつ患者に対して、多くの運動自由度を制御できる筋電義手の適用とその普及の可能性を大きく広げ、一定の治療指針を作成していく準備ができたと結論付ける。

E. 研究発表

1. 論文発表 (計 1 件)

①横井浩史, 山村修, 小林康孝, 加藤龍, 中村達弘, 森下壮一郎, “歩行運動補助のための反射運動系の電気刺激装置開発”, BRAIN and NERVE, Vol.62, No.11, pp.1227-1238, November 2010

2. 学会発表 (計 3 件)

①中川慎也, 酒井康行, 關達也, 加藤龍, 横井浩史, “手指リハビリテーションのための筋電制御型手指パワーアシスト装置の開発”, 第 31 回バイオメカニズム学術講演会, pp.277-278, 静岡大学, 浜松, 2010.

②森崇, 關達也, 加藤龍, 森下壮一郎, 横井浩史, “表面電気刺激を用いた下肢麻痺者の歩行補助に関する研究—補助とリハビリテーションを目的とした小型刺激装置の開発—”, 第 31 回バイオメカニズム学術講演会, pp.279-280, 静岡大学, 浜松, 2010.

③加藤龍, 中川慎也, 横井浩史, 山村修, “筋電制御型手指パワーアシスト装置による手指リハビリテーション”, 第 12 回日本電気生理運動学会, 東京工業大学 すすかけ台キャンパス, 神奈川, 2011.

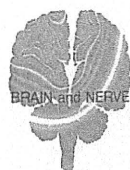
研究成果の刊行に関する一覧表

書籍

著者氏名	論文タイトル名	書籍全体の編集者名	書 籍 名	出版社名	出版地	出版年	ページ

雑誌

発表者氏名	論文タイトル名	発表誌名	巻号	ページ	出版年
横井浩史, 山村修, 小林康孝, 加藤龍, 中村達弘, 森下壮一郎	“歩行運動補助のための反射運動系の電気刺激装置開発”	BRAIN and NERVE	Vol.62, No.11	1227-1238	2010



歩行運動補助のための反射運動系の電気刺激装置開発

Development of a Reflex Electrical Stimulation Device to Assist Walking

横井 浩史^{1,2)} 山村 修³⁾ 小林 康孝⁴⁾ 加藤 龍¹⁾
中村 達弘²⁾ 森下 壮一郎²⁾

Hiroshi Yokoi^{1,2)}, Osamu Yamamura³⁾, Yasutaka Kobayashi⁴⁾, Ryu Kato¹⁾
Tatsuhiko Nakamura²⁾, Soichiro Morishita²⁾

Abstract

This paper is a summary of the biofeedback technology for the reflex electrical stimulation device to assist walking. The experiments showed that electrical stimulation resulted in prominent stimulation with less habituation. The research elements were an input-type brain machine interface (BMI), functional magnetic resonance imaging (f-MRI) analysis to detect brain activity, multi-channel electrical stimulation, reflex stimulation for muscle contraction, and an adaptive rehabilitation fitting to the walking gate. The results showed that neuro rehabilitation may be attained by the integration of these research elements.

Key words : reflex walking assist, adaptable electric stimulation, biofeedback, input type BMI, FES

緒 言

脳神経の麻痺や感覚運動系の疾患は、人の基本的な生活手段を奪い、日常生活の利便性を大きく減退させる。本研究は、四肢運動困難者の運動機能の再建に資することを目的として、運動意図推定のための感覚運動系の解明および機能再建スキームの構築を試みてきた。近年では、運動意図と同期した運動補助、特に、ロボット技術を用いたパワーアシストや電気刺激による筋活動の誘発などの研究が盛んに行われており、多くの成果が報告されつつある。国内でも運動意図抽出のためのブレイン・マシン・インターフェース (brain-machine interface : BMI) や生体信号処理の研究が注目されつつあり、ニューロリハビリテーションへの応用に期待が集まっている。

本論文では、われわれのチームが開発してきた運動意図抽出と運動制御の方法^{1,2,17)}に基づき、これらをリハビリテーションに応用した効果を中心に、その成果を述べる。人と機械の相互適応系を対象とする工学的アプローチでは、人の感覚運動系に適合する計測・制御システムを構築することを主目的として入力型 BMI の技術開発を行ってきた (Fig. 1)。歩行運動の補助に対しては、反射運動を利用した脚の振り上げ運動の誘発を実現する電気刺激装置を開発し、以下にその効果を示す。以降、第 I 章には国内外の関連する研究動向について示し、第 II ~ V 章に電気刺激装置を用いた反射運動の誘発法とこれを用いた歩行補助の実験、および、慣れによる刺激効果の低下への対策に関する成果について記述する。

- 1) 電気通信大学大学院知能機械工学専攻 (〒182-8585 東京都調布市調布ヶ丘 1-5-1 Department of Mechanical Engineering and Intelligent System, The University of Electro-Communications, 1-5-1 Chofugaoka, Chofu-city, Tokyo 182-8585, Japan)
- 2) 東京大学大学院情報学環 Interdisciplinary Information Studies, The University of Tokyo
- 3) 福井大学医学部第二内科 The Second Department of Internal Medicine, Faculty of Medicine, University of Fukui
- 4) 福井総合病院リハビリテーション科 Department of Rehabilitation, Fukui General Hospital

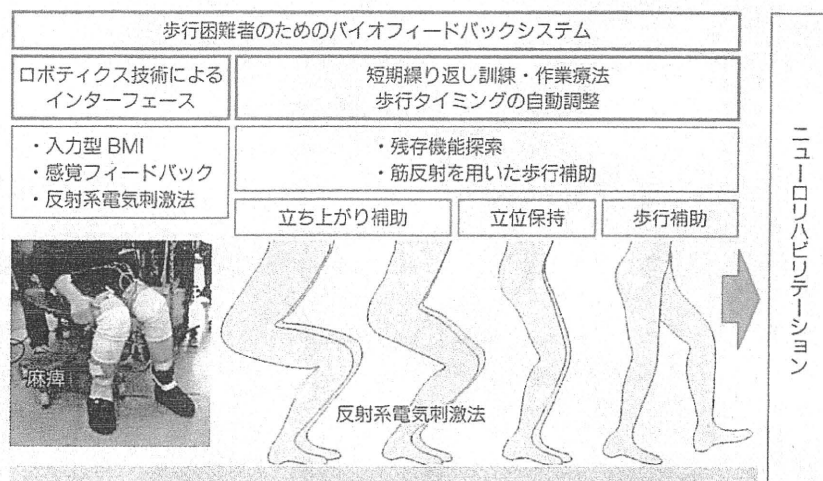


Fig. 1 Concept of reflex walking assist based on low invasive BMI

下半身に麻痺を有する感覚運動系疾患に対するニューロリハビリテーションを目指して、反射系への電気刺激を用いた入力型 BMI の開発を目的とした研究コンセプト。

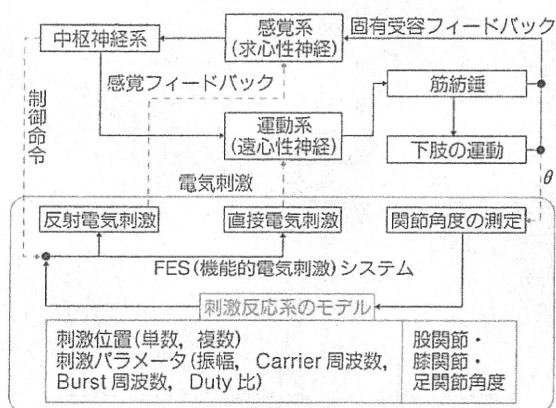


Fig. 2 Modeling of reflex walk for FES system
電気刺激装置を用いた感覚フィードバックシステムを構成する機能要素のブロックダイアグラム。

I. 国内外の研究動向

筋群への神経支配に関わる工学技術の発展に伴い、国内外を問わず医工連携が進みつつある。この章では、直観的ヒューマンインターフェースと神経や筋群への刺激フィードバックを用いた研究動向について概説し、技術開発の現状について報告する。

USA では、アイオワ州立大学におけるバーチャル環境、インタラクティブ・ヒューマンインターフェース技術、可視化技術の開発により、力覚フィードバック作業支援装置、学習型ロボットハンド、生産システムの作業性の向上などについて研究が進められている。Tadd Kuiken (Rehabilitation Institute of Chicago : RIC) により神経接合義手などで行われている BMI 研究は世界

的に有名であり、ニューヨーク州立大学ではヒトやサルを対象とした脳神経信号による外部機械の制御と力覚や触覚の電気刺激によるフィードバック実験の成功、および高性能な義肢装具技術の開発事例などが報告されている。

USA の事例は、侵襲型と呼ばれる方法がほとんどで、これは生体内への電極の刺し込みを前提とした方法であり、利用者の精神的・肉体的ハードルが高いため、実用までにはかなり遠いものがある。非侵襲型の BMI を目指した研究も散見され、Matthew O'Donnell (ワシントン大学) の非侵襲型リアルタイム BMI による QOL (quality of life) 向上へのアプローチや、ノースウェスタン大学の双方向 BMI³⁾ や、クリーブランド FES (functional electrical stimulation : 機能的電気刺激) センター⁴⁻⁷⁾ の FES を用いた脊髄損傷の機能回復へのアプローチ (刺激電極はケースウェスタン・リザーブ大学との共同開発) など、実学的な研究についても展開されている。テキサス大学脊髄損傷研究室、作業療法リハビリテーション研究室、サウステキサス病院らの共同研究⁸⁾ において、歩行訓練と FES 同時刺激によりリハビリテーション効果を高める試みも行われている。カナダのアルバータ大学においては Prochazka らの研究により、脊髄損傷に対する FES を用いた前腕筋群のリハビリテーションが試みられている。

英国においても生体信号処理とその応用への期待は大きく、麻生政権時代には最先端の研究事業に対して、日英両政府の共同研究契約を締結しており、現在でも日英パートナーシップとして活動を継続している。インペリアルカレッジ、UCL (University College London)、Royal National Orthopaedic Hospital、において Ell-

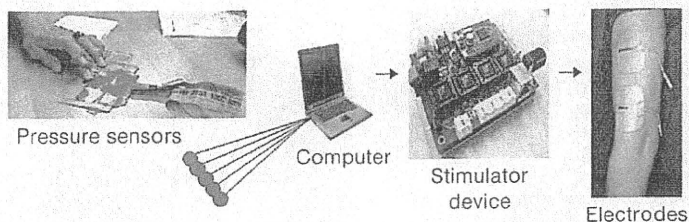
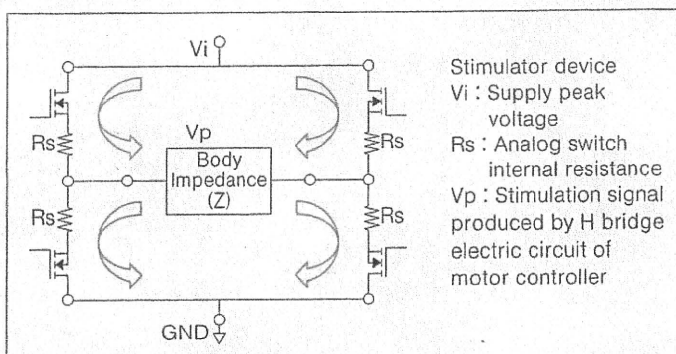
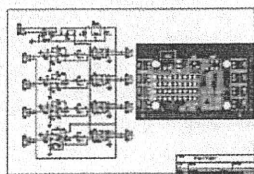


Fig. 3 Sensory feedback system using electric stimulation

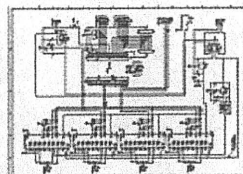
感覚フィードバックシステムを構成するデバイス（圧力センサ、PC、電気刺激装置、刺激パッド）の接続関係と電気刺激装置の原理図。



Small $\pm 9V$



Middle $\pm 45V$



Large $\pm 100V$

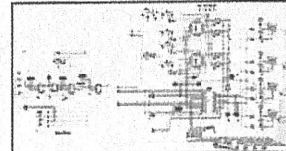
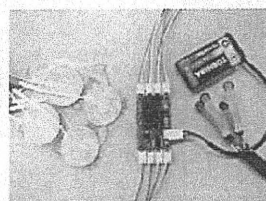
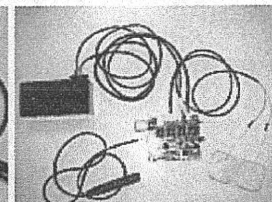


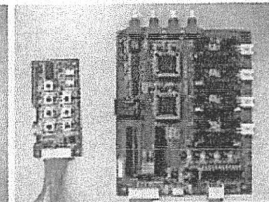
Fig. 4 Electric stimulation device 3種類の刺激強度範囲に対応する電気刺激装置。 $\pm 9V$ までの電気刺激装置は、触覚の有無をフィードバックすることを目的とし、筋活動を誘発するほどの効果は得られないが、軽量コンパクトで装着場所を選ばない。 $\pm 45V$ までの電気刺激装置は反射刺激を誘発することが可能。 $\pm 100V$ までの電気刺激装置は反射刺激、直接筋刺激が可能。



Carrier 周波数 1kHz (Fix)
 Burst 周波数 100Hz (Fix)
 Duty 比 50% (Fix)
 Sens Non



Carrier 周波数 1~8kHz
 Burst 周波数 1~300Hz
 Duty 比 0~100%
 Sens Non



Carrier 周波数 1~8kHz
 Burst 周波数 1~300Hz
 Duty 比 0~100%
 Sens Adaptable

away らのグループでは、不完全脊髄損傷に対して、重力補償型のトレッドミル (weight assisted treadmill: WAT) を用いた歩行訓練を行い、同時に繰り返し TMS (transcranial magnetic stimulation) を大脳皮質の感覚運動野に適用することにより、卓越したリハビリテーション効果を得ている。ニューカッスル大学では、筋電位と力覚を併用した入力デバイスの開発研究に成功しており、産業ロボットの遠隔操作や手術ロボットへの展開を行っている。ストラスカライド大学では、Conway ら^{9,10)} のリハビリテーション工学研究室において、歩行支援装置 Lokomat[®] と FES, TMS などの刺激デバイス

を同時に用いて、リハビリテーション効果を得る研究が進められている。

スイスのバグリスト病院の Hedel らのグループでは、開発した歩行支援装置 Lokomat[®] により、重度障害者に対しても歩行のリハビリテーションを強力に進めている。Lokomat[®] は世界中に広められており、各地でこの機器を用いた試みが行われている。オーストラリアの Mayr ら¹¹⁻¹⁴⁾ の研究展開が目覚ましく、15 年以上にわたる FES と同時使用による歩行訓練の神経可塑性効果や成果などについての報告がある。また、更なる効果を期待して、生体信号処理やヒューマンインターフェースの

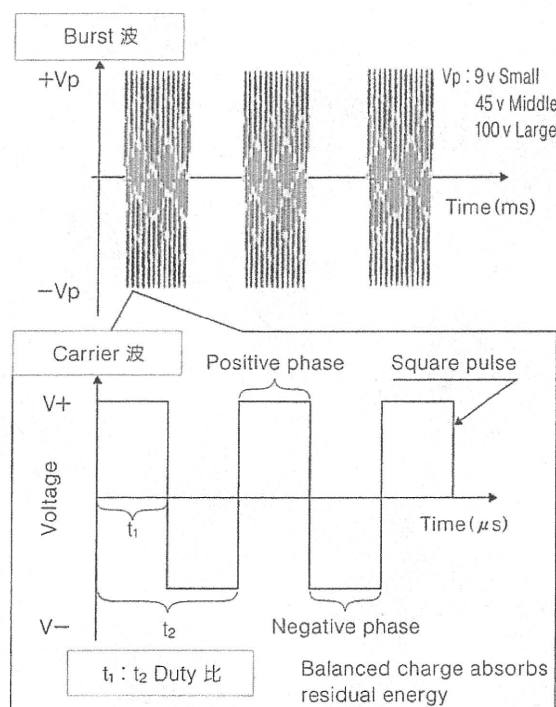


Fig. 5 Stimulation pattern

双極矩形波の重ね合わせによって得られる Carrier 波と Burst 波を有する刺激パターン。刺激強度は、Carrier 波の Duty 比により得られる。

分野の増強を活性化させている。

わが国では、非侵襲型を中心に研究活動を活性化させており、生体内へのダメージを与えることなく必要な情報を取得することで、外部の機器を操作する方法論の開発研究が活発に行われてきている。2008 年からは文部科学省が主管として脳科学研究戦略推進プログラムなども発足し、ATR (advanced telecommunications research institute international)、生理学研究所、慶應義塾大学、大阪大学、島津製作所、東京大学が共同で BMI 開発に取り組んでいる。BMI を用いたニューロリハビリテーションについては、里宇、牛場¹⁵⁾(慶應義塾大学リハビリテーション医学教室/月が瀬リハビリテーションセンター)らの手首動作のパワーアシストや電気刺激を用いた立位・歩行補助に関する研究が進んでいる。

II. 電気刺激によるバイオフィードバックを用いた反射運動誘発システムの開発

中枢神経系の損傷による上位運動ニューロン障害においても、末梢神経系や筋肉は機能しているため、脊髄や脳からの指令の代替となるシステムさえあれば、これら

の機能を利用することが可能となる。この原理に基づき、電気刺激により生体の制御や補助を行う FES を開発した (Fig. 2)。ここでの問題点は、表面電極を用いて電気刺激を行うため、皮膚表面における電圧降下量に応じて痛みが発生することが大きい。この問題点を解決するために、高周波 Carrier 波を用いて皮膚表面での電圧降下を少なくし、突入電流量を増加させることにより、十分な刺激強度を維持する方法を用いた。

感覚フィードバックシステムは、圧力センサ、AD (analog digital) 変換用コンピュータ、刺激提示装置、刺激パッドから構成され、圧力センサにより計測される刺激圧に比例した電気刺激強度を刺激パッドを介して皮膚表面に伝達する機能を実現する (Fig. 3)。圧力センサは、Interlink Electronics 社製 FSR (force sensing resistor) を使用した。FES システムの出力する電気刺激は、双極性矩形波を基本波形とする低周波電気刺激であり、内部パラメータとして、振幅、Carrier 周波数、Burst 周波数、Duty 比を有する。内部パラメータは、利用者の制御入力に基づいて任意に調整可能である。この電気刺激を出力するために、アナログスイッチを 16 ビット組込マイクロコントローラにより制御する方式を用いて、専用デバイス (Fig. 4) を製作した。電気刺激装置は、9 V 小型装置については RC 発振 1 kHz を入力とし、モータコントローラの Hブリッジ回路を用い、振幅増幅する装置を実現した。また、45 V 中型装置と 100 V 大型装置については、アナログ式スイッチング FET (field effect transistor) を用いて Hブリッジ回路 4 ch を実現した (Fig. 3)。二相キロヘルツ交流波 (Carrier 波: 1 ~ 8 [kHz], Burst 波: 1 ~ 300 [Hz], Duty 比: 0 ~ 100 [%])、製作はメガシス社、エルフォエンジニアリング社による。刺激パターンは、刺激装置内部に組込んだ H8-3664F のタイマー割り込みを用いて、3 種類の制御パラメータを有する双極性の矩形波を生成した。これにより、Carrier 波を基本波形とし、その Duty 比と Burst 波形を変更することにより、刺激強度とパターンを制御可能とした (Fig. 5)。

III. 感覚フィードバックのパフォーマンス評価

感覚フィードバックの評価は、感覚識別のパフォーマンス評価と、被験者の反応の様相を fMRI (functional magnetic resonance imaging: 機能的磁気共鳴画像) を用いた脳の活動の計測などによって行った。この章では、パフォーマンス評価の実験結果について示す。

感覚識別のパフォーマンス評価には 4 種類の刺激パ