

バイオメカニズム 17

— 生体機能の解析と医療福祉 —

論 文 別 刷

2004年8月

編集 バイオメカニズム学会

発売 慶應義塾大学出版会

(7)

組込型計算機を用いた FES 麻痺手把持補助システムの開発

(東京農工大学) 土屋 豪, 藤田 欣也

(東京農工大学, 国立リハビリテーションセンター) 佐々木 一彦

1. はじめに

脊髄損傷などの中枢神経疾患による四肢運動機能障害に対する運動機能再建方法の一つとして, FES (Functional Electrical Stimulation: 機能的電気刺激) が研究されている。これまでに, 対麻痺者の起立歩行や頸髄損傷者の把持などが多くの研究機関によって報告されている^{1,2)}。

頸髄損傷の中でも, 第6頸髄 (C6) 四肢麻痺の場合には手関節の随意的背屈機能が残存している可能性が高いため, Prochazka らの bionic glove のように, 手関節の背屈動作で指屈筋を刺激するなど, 比較的単純な FES システムによって把持動作を再建することが可能である³⁾。手関節の背屈に伴う受動的な手指屈曲 (テノデーシス) と同様の制御インタフェースであるため容易に使用できる反面, 手関節の随意性が得られない高位の頸髄損傷に対しては使用することができない。

手関節の随意性が得られない C5 四肢麻痺者の場合には, Nathan らの HANDmaster のように, 手関節を装具等で固定しておき, スイッチを用いて対側上肢で刺激を制御する方法がある⁴⁾。この場合, 把持と開きを反復するような動作に対する操作性は低くなる。

埋込電極の場合には, 随意性の残存する筋の腱移行によって手関節の動作機能を再建して FES と併用する方法がある⁵⁾。実用的な日常動作機能が再建されることが期待されるが, 外科手術を伴うため適応は限定される。また, FES を用いた把持動作再建の上

記以外の問題点は, 指先位置の制御精度である。電気刺激によって拇指と示指の正確な対立制御をおこなうことは困難であるため, 微細な物をつまむ動作の再建は, 正確な位置に埋め込まれた埋込電極と適切な刺激制御技術が要求される。

他方, 手関節の随意性が残存する場合には, 屈曲伸展動作を利用して手指の開閉をおこなう把持装具が存在する⁶⁾。随意的に把持可能であり, 母指と示指の位置制御も正確であるため微細な物の把持も容易であるが, C5 四肢麻痺者は手関節の麻痺のため適応外となる。しかし, 把持装具と手関節筋への FES を併用することによって間接的に把持動作を再建すれば, C5 四肢麻痺者に適応可能で, 正確な把持動作が得られる可能性が存在する。

そこで本研究では, 把持装具と手関節筋への FES を組合せた C5 四肢麻痺者用 FES 把持補助システムを開発し, 健常者実験によって把持握力と把持移動作業の作業効率を評価したので報告する。

2. システム構成

2.1 ハードウェア設計

2.1.1 システム構成

開発した C5 四肢麻痺者用 FES 把持補助システムの構成を図1に示す。システムは, 刺激制御のための動作を検出する磁気センサおよびセンサアンプ, 電気刺激の生成と制御のためのプロセッサ (MICROCHIP 社 PIC16F877) および刺激装置, 刺激による手関節動作を把持動作に変換する把持装具から成る。把持再建のプロセスを図2に示す。電気刺激強度を

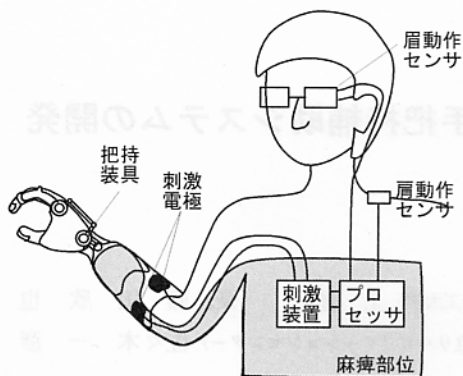


図 1 C5 四肢麻痺者用 FES 麻痺手持補助システムの構成図

制御するための随意機能残存部位の動作（以下、制御動作と省略）をセンサによって検出し、制御動作に応じて手根伸屈筋または屈筋群に電気刺激を与え、手関節動作を再建する。再建した手関節動作は、図 3(c) に示す把持装置によって把持動作に変換され、把持機能が再建される。把持装置は既に確立された技術であり、FES による手関節動作の再建も、刺激する筋が大きく動作の自由度が小さいため、手指動作の再建に比較して容易である。したがって、把持補助システムの操作性は、刺激強度の操作法によって決定されると考えられる。

本研究で開発した把持補助システムの外観を図 3 に示す。制御動作を、図 3(b) に示す磁石とホール素子を用いて作成した距離センサによって検出し、10 bitA/D コンバータによって情報を取得する。取得したセンサ出力が閾値を越えていた場合、制御動作に応じて刺激パルス（周期 50 ms, PWM により、0~0.3 ms の出力）を増減させる。計算機での処理は、パルス周期と同じく 50 ms 毎におこなった。刺激パルスは、D/A コンバータから出力され、刺激装置を介して手根伸屈筋を刺激する。制御に組み込み型計

算機を使用することによって、ハードウェアを変更することなく、プログラムの書き換えによってユーザに応じた制御方式の変更をおこなうことができ、また、EEPROM によってセンサ閾値等の設定保存が可能となる。

システムの動作状態は、図 3(c) に示す装置上の 2 個の押しボタンスイッチ（モードスイッチ、決定スイッチ）で操作する設計とした。実行、設定モードそれぞれの状態を A/a~E/e の 5 個の二色 LED で表示し、システムの状態が常時分かるようにした。刺激の ON/OFF 状態は、動作中に見やすいように手関節近傍に設置した赤色 LED を用いて、把持と開きそれぞれ表示した。最大刺激強度と制御動作の検出閾値は、図 3(a) のように胸部にある UP, DOWN の 2 つのスイッチで増減を操作する設計とした。また、電気刺激は表面電極方式で行い、図 3(d) に示す様に装置の内側に電極を固定した。

2.1.2 センサ設計

刺激制御のための制御動作は、後述のインタフェース動作比較実験によって、把持刺激制御を作業肢反対側の肩挙上動作、開き刺激制御を肩挙上動作でおこなうことに決定した。検出には前述の磁石とホール素子による距離センサを使用した。肩挙上動作を検出する際、頸部の回旋や肩の前後運動があると、センサと磁石の位置関係がずれ距離と角度が変化する。ホール素子は指向性を有するため、単体での磁気検出範囲は、比較的狭い角度範囲しか検出することができず、頸部や肩の動作の影響が大きく影響する。そこで、安定した動作を得るために、肩挙上センサにはホール素子を 2 つ使用し、互いに垂直に貼付することで、検出角度範囲を広げた（以下、複合センサと表記）。表 1 に複合センサと単体センサの検出方向と最大検出距離の関係を示す。センサを複合

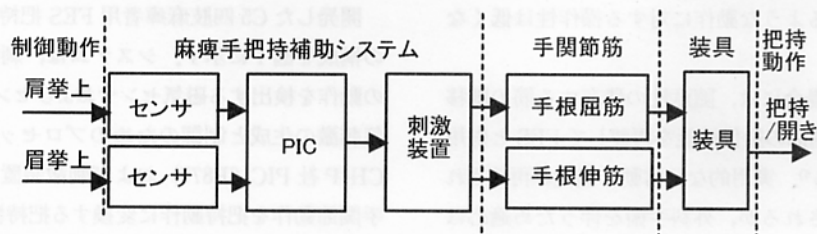
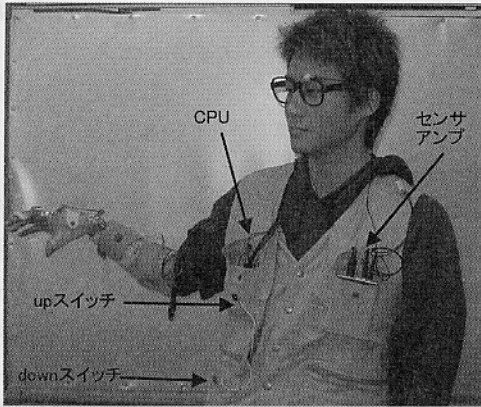
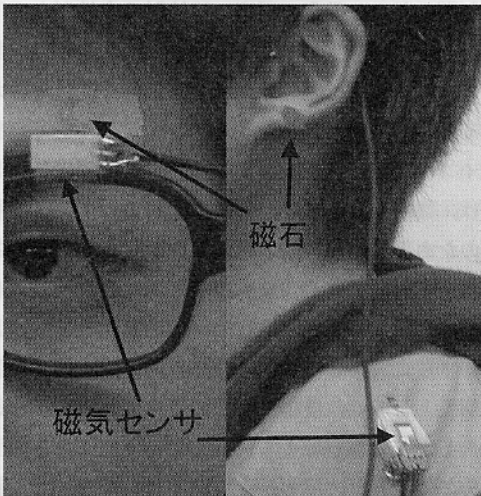


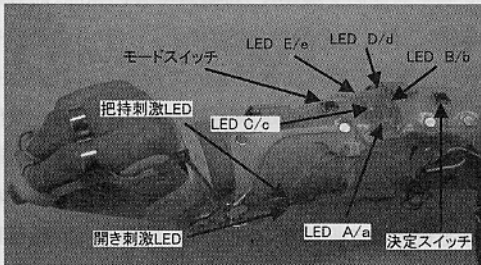
図 2 FES 把持補助システムによる把持機能再建のプロセス



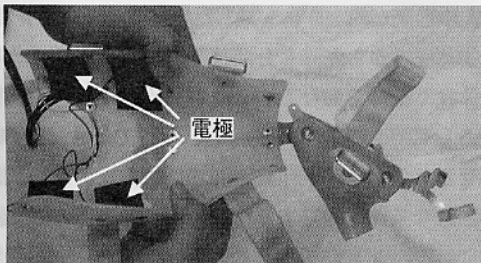
(a)



(b)



(c)



(d)

図3 システムの外観。(a)システム全体、(b)センサ部、(c)装具部、(d)電極部

表1 各センサによる各方向での最大検出距離

検出方向	複合センサ	単体センサ
0° (鉛直上方向)	155	149
30°	117	76
45°	98	検出不能

単位：mm

することにより検出角度範囲が広がり、頸部や肩の運動の影響が軽減された。

2.2 ソフトウェア設計

2.2.1 システムの動作

システムの操作にユーザの手指が使用できないことから、操作は容易かつ安全におこなえるものでなければならない。そこで、最小限のスイッチで容易に操作できるよう設計した。システムの状態遷移図を図4に示す。システムは、実際に把持をおこなう実行モード(a)、把持、開きそれぞれの最大刺激強度を決定する各刺激強度設定モード(b, c)、各制御動作検出センサの閾値を調整するセンサ感度調整モード(d, e)の5つの状態を有する。さらに各々が5つの準備状態を有し、モード変更ボタンによって各準備状態間を移行し、決定ボタン押下によって各モードが実行される。動作状態は、装具上の二色LED

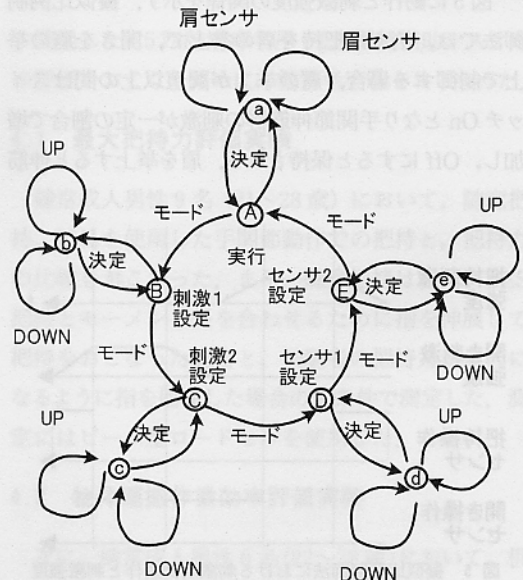


図4 状態遷移図

(A/a~E/e)の点灯によって表示される。準備モード(A~E)の時には図3(c)に示す装具上の緑色LEDが点き、決定ボタンを押すと実行モードとなり、同一箇所の赤色LED(Aならa)が点灯する。初期状態は、刺激モードの準備状態(A)とし、安全のため、決定ボタンを押すまでのモードも実行しない設計とした。操作ボタンはそれぞれ図3(a)(c)のように離れて設置し、押し間違い等の誤動作を防止した。

2.2.2 刺激制御方法

動作を用いて刺激強度を連続的に制御するには、これまで2種類の 방법이提案されている。一方は制御動作の大きさに刺激強度を比例させる比例制御、他方は、制御動作が閾値を超えたら一定速度で刺激強度を増加(減少)させる擬似比例制御⁸⁾である。比例制御方式は、刺激強度を直接制御できるという利点があるが、長時間の刺激保持が困難で、精緻な動作の制御が困難という問題がある。擬似比例制御は、動作の動作速度が一定で変えられない、1つの動作(刺激)を制御するのに2つの動作が必要という欠点があるが、刺激制御がOn-Off動作であるため誤動作の可能性が小さく、刺激強度の微調整が容易という利点がある。本研究では、動作信頼性の点を重視し、これまでの研究で多用されている擬似比例制御法を採用した。

図5に動作と刺激強度の関係を示す。擬似比例制御法では、例えば把持を肩の挙上で、開きを眉の挙上で制御する場合、肩の挙上が閾値以上の間はスイッチOnとなり手関節伸筋群の刺激が一定の割合で増加し、Offにすると保持される。眉を挙上すると伸筋

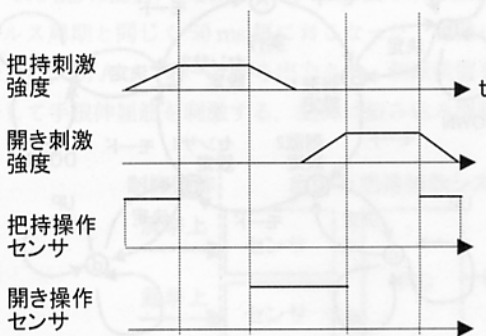


図5 擬似比例制御法における刺激制御動作と刺激強度増減の関係

群の刺激が一定の割合で減少し、さらに維持すると屈筋群が刺激されるといった動作になる。

3. インタフェース動作比較実験

2.1.1で述べたように、本把持補助システムの操作性決定要因は、刺激の制御動作方法である。C5四肢麻痺者場合には手関節随意性がないためテノデシスを利用した制御方法が使用できず、これまでの研究では対側の肩動作が利用されていた⁵⁾。しかし、C5四肢麻痺者場合には肩の随意動作機能が低く、刺激制御のための動作の選定には検討の余地がある⁷⁾。そこで、C5四肢麻痺者用FES把持補助システムの開発のための、刺激制御インタフェースを健常者において実験的に検討した。

インタフェースを設計する際に、まず考慮すべき点は、書字や食事などの日常生活において、刺激制御のための動作が本来の動作と競合しないことである。今回対象とする四肢麻痺者の随意動作機能残存部位は、図1のように上肢の一部と頭頸部に限定され、さらに日常生活動作において競合の可能性が低い部位としては、従来の研究で使用された肩動作以外にも眉の動作が考えられる。

そこで今回は、眉の挙上、肩甲骨の挙上(作業肢の同側と対側の2種類)、対側肩甲骨の屈曲(前方への運動)、の4つの動作を対象とし、これらの動作を組合せた刺激制御インタフェースのうち、最適なものを健常者実験によって決定した。制御動作を検出するセンサは、実際のシステムと同様、磁石とホール素子を利用した距離センサを用い、2指ロボットハンドを使用して把持をおこなった。図6に実験風景を示す。実験課題は、高さ500mmの机上でおこない、中心間が約200mm離れた半径50mmの円で物体を右から左へ2分間移動させた。移動させる物体は、把持容易なもの(乾電池)と、把持困難なもの(ペン)の2種類を用意し、それぞれ、1つ移動させるときにかかる作業時間で比較した。なお、把持困難な条件を設定するために、ペンを用いた実験時には、ハンドの把持部に円形突起(直径5mm)を装着することによって、作業の難度を上げた。

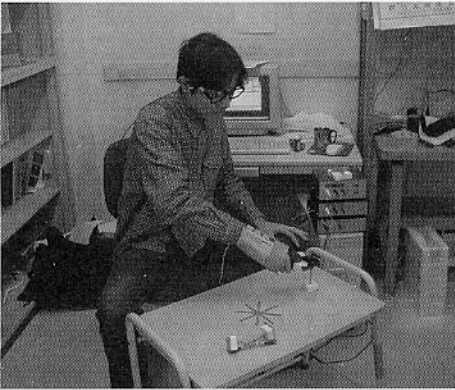


図 6 インタフェース評価実験風景

3.1 両肩挙上の比較実験結果

作業肢の同側と反対側、どちらの肩の動作が、刺激制御動作に適しているかを検討するため、被験者に先ほど説明した物体の把持移動課題をおこなわせ、同側肩の挙上によって把持する場合と、対側肩挙上で把持する場合で、所要時間の比較をおこなった。

把持困難なペンを移動させたときの、把持と移動の所要時間を図 7 に示す。同側制御に比べ、対側制御のほうが精密な把持制御にかかる所要時間が短いという結果になった。把持制御をおこなわせる場合、把持補助システムにおいては、微小な物体を含め多様な物体を把持する機能を要求されることから、対側挙上による制御が適していると考えられる。

3.2 動作の組合せの比較実験

次に、同側の肩の挙上と残りの動作を用いた制御動作の組合せで同様の実験をおこない、比較をおこなった。

把持困難な物体の移動作業において、物体の把持を開始してから移動を完了し、次の物体の把持を開始するまでの、1 作業あたりの平均時間で比較した結果が図 8 である。両肩の挙上を組合せた制御方法が最も所要時間が長く、肩挙上で開き制御をおこなう 2 つの組合せの所要時間が短い。肩挙上を用いた組合せの中でも、把持制御には、肩甲骨の屈曲より肩挙上を使用した方が早い。従来の研究では、肩の挙上と肩屈曲の組合せが使用されているが⁵⁾、肩動作と肩挙上の組合せも、操作性の点からは、把持制御法と

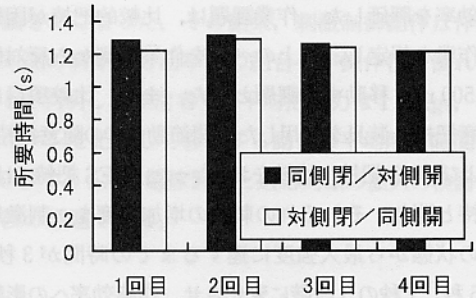


図 7 困難な把持移動課題における把持から移動完了までの平均所要時間

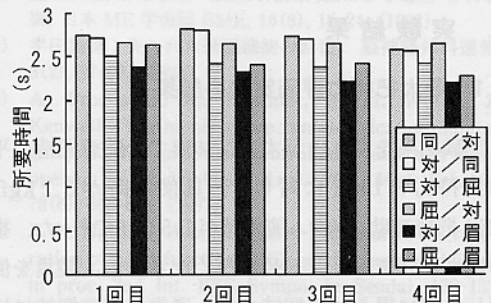


図 8 組合せ動作による刺激制御時の把持・移動課題における作業所要時間(把持困難な課題(ペン)の場合)

して有望な方法と考えられる。

4. システム評価実験

開発した C5 四肢麻痺者用 FES 把持補助システムの評価をおこなうために、健常者実験をおこなった。

4.1 最大把持力評価実験

健常成人男性 9 名 (21~28 歳) において、随意把持、装具を使用した手関節動作での把持と、把持力の比較をおこなった。また、随意把持は装具、FES 把持とモーメント長を合わせるために指を伸展して把持をおこなった場合と、被験者の把持力が最大になるように指を屈曲した場合の 2 条件で測定した。測定にはビーム型ロードセルを使用した。

4.2 物体運搬作業効率評価実験

次に、健常成人男性 6 名 (22~28 歳) において、机上の物体を把持し移動する作業課題をおこなわせ、作

業効率を評価した。作業課題は、比較的把持が困難な作業を想定し、机上のペンを作業肢側から反対側へ500 mm 移動する課題とした。また、比較項目は随意把持、装具を使用した手関節動作での随意把持、および FES 把持で比較がおこなった。FES 把持では、把持と開き、それぞれの刺激の増加速度を、刺激無しの状態から最大強度に達するまでの時間が3秒、1.5秒、1秒の3段階に変化させ、作業効率への影響を比較した。

5. 実験結果

5.1 最大把持力評価実験の結果

実験結果を図9に示す。指伸展での随意把持の平均把持力8.1 kgf に対し、装具使用時が3.2 kgf、FES 把持補助システム使用時が1.5 kgf であった。指伸展によりモーメント長が長くなるため、装具を使用した際に得られる把持力は、通常の随意把持と比較して小さくなるが、書字や机上での移動など日常生活動作で主に必要とされる小物体の把持には十分な把持力が得られた。

5.2 物体運搬作業効率評価実験の結果

各条件での作業所要時間を、手を移動して物体の把持を完了するまでの時間と、把持を完了してから物体を移動して放すまでの時間に分割して集計したものが図10である。随意把持の場合、物体を運搬して次の物体を把持するまでの一連の作業所要時間は約1秒で、装具で把持した場合は、約2秒であった。

FES 把持の場合には、最大把持時間ならびに最大開き時間が小さい設定において、所要時間が短くなる傾向が見られ、最も所要時間が短い1秒-1秒の組合せでの所要時間は、把持4秒、開き2.7秒の約6.7秒であった。

6. 考察

把持制御のための残存部位の動作に関しては、作業肢と同側の方が、理解が容易であると予想されるが、作業肢同側の動作による刺激制御動作は、作業

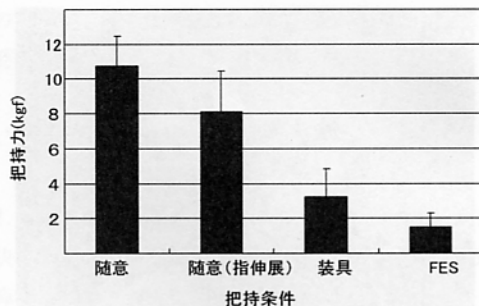


図9 把持力比較実験結果

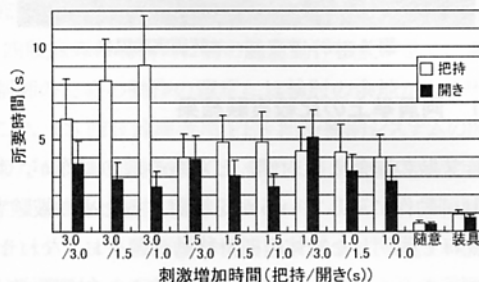


図10 ペン移動課題時の把持時間と開き時間(把持条件の数値は把持と開きの刺激増加時間)

肢の目的動作と干渉する可能性がある。3.1での実験結果は、後者の予測を支持する結果であった。また、3.2の実験では、肩の複合動作による把持と開きの制御よりも、肩動作と肩動作の組合せの方が操作性に優れる結果となった。すなわち、2つの制御動作の相互干渉が操作性を低下させる要因になったものと考えられる。また、C5四肢麻痺者の場合、肩の2自由度複合動作は、残存機能の問題から容易でない場合がある⁷⁾。したがって、肩動作による刺激制御は1自由度のみとし、他の部位から制御信号を取得する方法は、臨床的観点からも妥当と言える。

把持力比較実験の結果に関しては、指伸展随意把持力が8 kgf であり、把持補助システムで1.5 kgf であった。随意把持の約5分の1であるが、片手での把持対象はペンやスプーンなどの比較的軽い物体程度と考えられるため、日常生活での軽作業には十分と考えられる。

FES 把持による物体移動の所要時間は、最短の条件で把持4秒、開き2.7秒の合計6.7秒であった。把持には手先の位置合わせの時間が含まれるため、開きに比較して所要時間が長くなっている。また、全

般に刺激の変化時間が短い(変化が早い)方が所要時間が短くなっているが、把持と開きの変化時間が異なると、操作性が低下して所要時間が長くなる傾向が見られる。臨床での使用にあたっては、使用者の随意動作機能にあわせて最適化することになるが、把持と開きの刺激変化速度は同程度にすることが望ましい。また、FES 把持における把持と移動の所要時間 4 秒は随意動作の 8 倍であるが、自助具と異なり装具そのものは対象物に応じて交換する必要がないことなどを考えると、実用性は高いものと期待される。また、作業時間には個人差があり、熟練した被験者では一連の動作時間が約 4 秒であったことから、システムへの習熟によって所要時間は短縮される可能性がある。

本研究で開発したシステムは、C5 四肢麻痺者に適応可能な従来のシステムと比較して、表面電極法を利用したため導入が容易であり、把持装具の利用により拇指と示指の対立制御が容易である、という利点を有し、さらに刺激制御法を検討することで操作性を最適化した。臨床評価をおこないながら、使用の簡便さなどの点でさらに改善をおこなうことによって、実用的なシステムとなることが期待される。

7. ま と め

C5 用 FES 把持補助システムを試作し、刺激制御動作の実験的検討と、健常者実験による把持機能の

評価をおこなった。その結果、刺激制御動作は作業反対側の肩挙上と肩挙上の組合せが操作性に優れることが判明し、健常者での平均把持力は 1.5 kgf、机上のペンを把持して移動する動作の平均所用時間は 4.0 秒であった。臨床評価と適応対象の拡大の検討が今後の課題である。

参 考 文 献

- 1) 藤田欣也, 南谷晴之: 機能的電気刺激による起立・歩行制御, 日本 ME 学会誌 BME, 16(8), 16-24, (1992).
- 2) 半田康延: 失われた神経機能の回復, 脳神経外科速報, 3(2), 97-99, (1993).
- 3) A. Prochazka, M. Gauthier, B. M. Wieler, Z. Kenwell: The bionic glove: an electrical stimulator garment that provides controlled grasp and hand opening in quadriplegia, *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 78(6), 608-614, (1997).
- 4) R. H. Nathan: A non-invasive FES system for restoration of hand function in C5 quadriplegia and CVA, in *proc. 2nd Int. FES Sympo. in Sendai*, 128-133, (1995).
- 5) M. W. Keith, K. Lkilogore, P. H. Peckham, K. S. Wuolle, G. Creasey, M. Lemay: Tendon transfers and functional electrical stimulation for restoration of hand function in spinal cord injury, *J. Hand Surgery*, vol.21A, 98-99, (1996).
- 6) 加倉井周一編, 日本技師装具学会監修: 装具学第 2 版, 医歯薬出版, (1995).
- 7) R. L. Hart, K. L. Kilgore, P. H. Peckham: A comparison between control methods for implanted FES hand-grasp systems, *IEEE Trans. Rehab.*, 6(2), 208-218, (1998).
- 8) 半田康延, 星宮望: コンピュータ制御機能的電気刺激システムによる麻痺上肢運動機能の再建, 病態生理, 6(4), 288-294, (1987).

PROGRAMMABLE HYBRID FES SYSTEM FOR RESTORATION OF PINCH MOTION IN C5 QUADRIPLÉGICS

Tsuyoshi TSUCHIYA*, Kazuhiko SASAKI**, and Kinya FUJITA*

**Tokyo University of Agriculture and Technology*

***National Rehabilitation Center*

A programmable hybrid FES system for restoration of pinch motion disabled C5 quadriplegics has been developed. Because of the paralysis of wrist motion as well as hand motion in persons who have spinal cord injury at the cervical fifth level, pinch orthosis can not be applied for these persons. In the developed hybrid system, the FES system was utilized for restoration of wrist motion. The FES-generated wrist motion was converted to thumb and index finger motion by using a pinch orthosis. The system consists of magnetic distance sensors for the detection of stimulation control motion, a two-channel electrical stimulator, and a PIC16F877 microprocessor for system control and stimulation pulse generation. The processor manages the magnetic sensor monitoring through a 10-bit analog-to-digital converter, generation of stimulating pulses, modulation of the stimulation pulse width for stimulus strength control, the state of the "stimulation mode," and monitoring of the switches for mode control at 50-millisecond intervals. Use of a microprocessor offers system flexibility which enables modification of the system

function after implementation, and storage of settings such as sensor threshold.

The developed system was evaluated in able-bodied volunteers. The maximal pinch force was measured under voluntary, voluntary with extended fingers, voluntary with pinch orthosis, and hybrid FES conditions. The average pinch force with hybrid FES system was 1.5 kgf, which is about twenty percent of the voluntary pinch with finger extension in nine volunteers. It appears sufficient for light activity for daily living, such as writing and eating. The working efficiency was also evaluated in an object moving task. Six volunteers were required to move pens on a desk from right to left, and each task time was recorded. The stimulus increment/decrement rate was varied and the working efficiency was compared. The best performance was obtained at the rate of 100 percent per second. Under that condition, the average task time for pinch and move was 4.0 seconds and the release and move time was 2.7 seconds. Clinical evaluation and further development for extension of the applicable subject remain to be done.