

ブレイン・マシン・インターフェースによる 運動・コミュニケーション機能支援装置の臨床研究

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、重症 ALS 患者を対象に、3次元高密度脳表電極と BMI による脳信号解読を用いて、有線型の運動・コミュニケーション支援装置の臨床研究を目的として、臨床試験での使用に耐えうる多くの制御可能な運動自由度をもつ高出力なロボットアームを開発する。3年間の研究期間を通じて、臨床に耐えうる強度と柔軟性を有する多自由度ロボットハンド・アームの開発(脱臼を許容する指関節、2自由度干渉駆動関節、駆動力配分メカニズム、重力補償機構、拮抗筋構造、エラストマーゲルを用いた柔軟性の高い装飾グローブ)及びその制御手法(ワイヤーの伸びやヒステリシスを補正する干渉駆動系制御手法、拮抗筋制御)とソフトウェアプラットフォームを開発し、運動支援装置の実用化に向けた準備ができた。

A. 研究目的

本研究では、重症 ALS 患者を対象に、3次元高密度脳表電極と BMI による脳信号解読を用いて、有線型の運動・コミュニケーション支援装置の臨床研究を行うとともに、ワイヤレス埋込型 BMI 装置に関して、臨床試験実施可能なレベルの実用機の開発と非臨床試験の実施を目指す。

このような背景目的の下、特に研究分担者が担当するのは、これら臨床試験での使用に耐えうる多くの制御可能な運動自由度をもつ高出力なロボットアームの開発であり、安全性の検討を含めて研究開発を進める。

B. 研究方法

本研究では、研究計画のうち、「②完全ワイヤレス埋込化 BMI 装置の臨床研究用開発」の中で外部装置（ロボットアーム・ハンド）の実用化開発と改良を目指す。

具体的には、欠損した上肢運動機能を代替し、臨床試験に利用できるレベルの装着型上肢ロボットアーム・ハンドの開発であり、開発項目は下記の3点である。

- (1) 多自由度ロボットハンドの開発
 - (2) 高出力上肢ロボットアームの開発
 - (3) 多自由度ワイヤー干渉駆動系の制御則の構築とソフトウェアプラットフォームの開発
- 以下にそれぞれの研究方法を示す。

(1) 多自由度ロボットハンドの開発

臨床試験が可能なレベルで利用できる人の手の運動自由度に近いロボットハンドの実現を目

指

す。臨床試験では、患者への装着や様々な形状大きさの物体を把持することが想定される。そこで、多自由度でありながら、軽量で、把持力の強いロボットハンドの開発を行う。

その一方で、臨床試験での利用を想定したロボットハンドの問題として、繰り返し使用や過大な外力がかかることによる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。そこで、本研究では、過大な力が発生したとしても関節が脱臼することで力を逃し、その後自動復帰する指関節機構を開発する。開発項目をまとめると以下の3項目である。

1-1) 過大な外力がかかると脱臼し自動復帰するすべり軸受けを用いたロボットハンド指骨格の製作(平成23年度)

本開発項目では、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現できる。

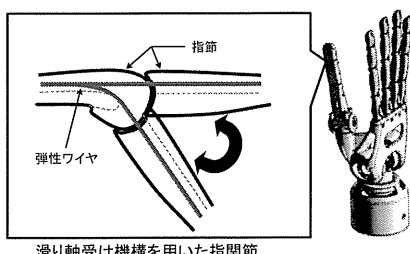


図1 すべり軸受けを持つ指構造

1-2) 二関節筋構造を模したワイヤー干涉駆動型ロボットハンドの開発(平成 24 年度)

自然な人の手を実現するために、人の皮膚性状を模したコスメティックグローブを装着させるが、ハンドの関節剛性が低いと、コスメティックグローブの弾性力に負け不自然な把持姿勢となることが問題となる。そこで、ロボットハンドのMP関節を駆動するワイヤーとMP・PIP・DIP関節を駆動するワイヤーを干涉させる二関節筋型干涉駆動系を有するロボットハンド設計し、把持力向上を目指した。また、コスメティックグローブには伸縮率1000%というクリスタルゲルと呼ばれるシリコンを用いた柔らかいロボットハンドグローブを開発する。

さらに、運動自由度ごとに独立してアクチュエータを配置する従来のロボットハンドでは、手指動作によっては、動作に寄与しない冗長なアクチュエータが存在している(例えば母指・示指、中指によるつまみ動作は、薬指、小指のアクチュエータが冗長)。この冗長な動力を、より把持力を必要とする手指動作に利用できればロボットハンドの把持力向上が可能となる。

そこで本研究では、指間を跨ぐ駆動ワイヤーによる駆動力配分メカニズムを開発し、重量化を伴わずにロボットハンドの把持力向上が可能かを検討する(図2)。

1-3) 拮抗筋制御を導入した多自由度ロボットハンドの開発(平成 25 年度)

平成 24 年度までに開発したロボットハンドでは、屈筋および伸筋に相当する牽引ワイヤーは、プーリーを用いて1モータで制御(制御自由度 1)されるため、ある指関節剛性を高くするなどインピーダンス制御が行えず、柔らかく物体を把持するなど人のような高度な指関節制御が行えなかった。そこで、屈筋ワイヤー及び伸筋ワイヤーを独立にけん引、制御し、指・手首関節運動のインピーダンス制御が可能なハンド・アームシステムを構築する。

2) 高出力上肢ロボットアームの開発

肩関節および肘関節周りの上肢運動を代替する装着型のロボットアームでは、ハンドに比べ、高駆動出力が要求される。しかしながら、高駆動出力が可能なアクチュエータは、非常に大型で重量化を招き、臨床評価での実用性を著しく低下させる。

そこで、本研究では、限られた少数のアクチュエータの駆動力を1つの駆動関節に作用させることが可能な干涉駆動方式を導入し、重量、把持力、自由度のバランスのとれたロボットアームの実現を目指す。開発項目は以下の3点である。

2-1) 干涉駆動系を用いた多制御自由度高出力ロボットアームの開発(平成 23 年度)

複数のアクチュエータを協調駆動させ、その動力を、牽引ワイヤーと動力経路を決定するワイヤガイドにより干涉させることで装着可能な重量であるまま高出力な駆動を可能にする2自由度干涉駆動関節を有するロボットアームを開発する(図3)。本関節は、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。

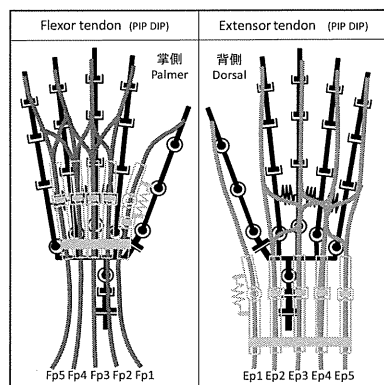


図2 指間を跨ぐ駆動ワイヤーによる駆動力配分

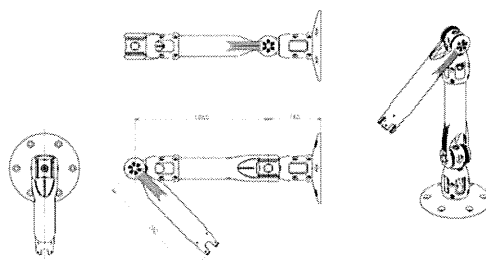


図3 干涉駆動関節を有するロボットアーム

2-2) バネによる重力補償を用いた軽量型多制御自由度高出力ロボットアームの改良(平成 24 年度)

23 年度に制作した肩関節および肘関節周りの上肢運動を代替する装着型のロボットアームでは、軽量でかつ多くの運動自由度を制御可能ではあったが、腕を重力に逆らって振り上げる方向に動かすために、必要な関節トルクが不足しており、長時間の連続稼働をするとモータがオーバーヒートするなどの問題が生じていた。

そこで、24 年度では肩と肘にバネによる重力補償を導入し、モータ負荷の軽減と出力向上を実施する。

2-3) 肘・肩関節用高強度・低摩擦 2 自由度関節の開発(平成 25 年度)

平成 24 年度までに開発してきたロボットアームに用いた肘・肩関節は、3D プリンター(粉体成形法)で製作していたが、強度検証を重ねた結果、関節剛性が不十分であった。また、関節部材の摩擦が大きく、バネによる重力補償を施しても、ハンドで重量物を把持すると十分な駆動トルクを発生することができなかった。

そこで、平成 25 年度ではアルミ合金を用いた低摺動摩擦力で駆動しかつ高強度な 2 自由度関節を開発した。また摺動部にはベアリングを搭載し、摺動摩擦の低減化を試みる

3) 多自由度ワイヤー干渉駆動系の制御則の構築とソフトウェアプラットフォームの開発(平成 24 年度)

開発したロボットアームハンドでは、駆動する関節数がモータ数よりも多い劣駆動系となるため、その制御に関してはモデル化が必要である。本研究では、ワイヤーの伸びや関節角度のヒステリシスを考慮した逆モデルを構築し適切な位置制御が可能なシステムを実現する。

(倫理面への配慮)

ロボットアーム製作過程における被験者から採寸作業や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

以下に、開発項目ごとの研究成果を列挙する。

(1) 多自由度ロボットハンドの開発

1-1) 過大な外力がかかると脱臼し自動復帰するすべり軸受けを用いたロボットハンド指骨格
製作した指骨格を図 4 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。強度的にロバストなハンドを実現した。義手構造体は、3次元 CAD 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、上記指骨格を用いて手指最大 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)を持つロボットハンドを製作した。また、制御可能な運動自由度を母指 3 自由度、他指 2 自由度(MP 関節及び MP-PIP-DIP 連動関節)、手首 2 自由度(回内外・掌背屈)の 13 自由度に限定化することでハンド重量を 600g に抑えた。

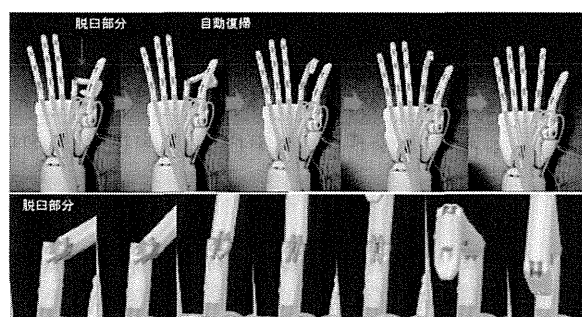


図 4 すべり軸受けを持つ指構造

1-2) 二関節筋構造を模したワイヤー干渉駆動型ロボットハンド

製作したロボットハンドを図 5 に示す。義手構造体は、3次元 CAD 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、図中 2 本の青いワイヤーは、MP 関節のみを曲げるものと、MP-PIP-DIP 関節を同時に曲げるものがあり、人の二関節筋構造を模して根元の MP 関節に対する屈曲トルクを増大させ、不自然な把持姿勢を解消した。

また、上記ロボットハンドに被せるコスメリックグローブとして伸縮率 1000%というタナック社製クリスタルゲルと呼ばれるシリコン製の柔らかいロボットハンドグローブを開発し

た (図 6).

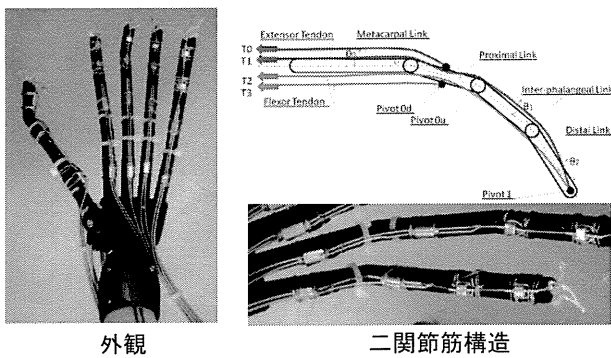


図 5 二関節筋構造を持つハンド部

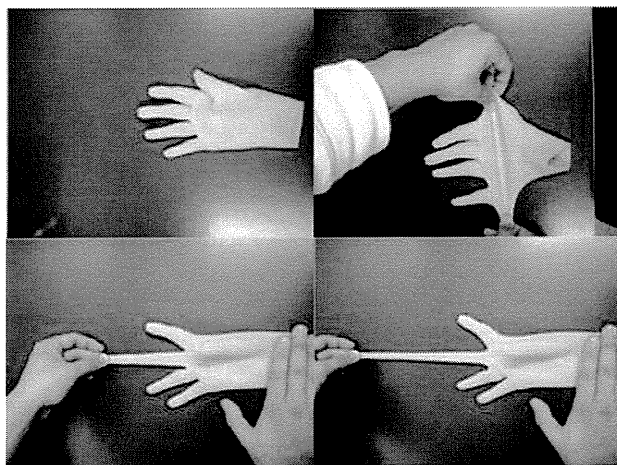


図 6 柔らかいロボットハンドグローブ

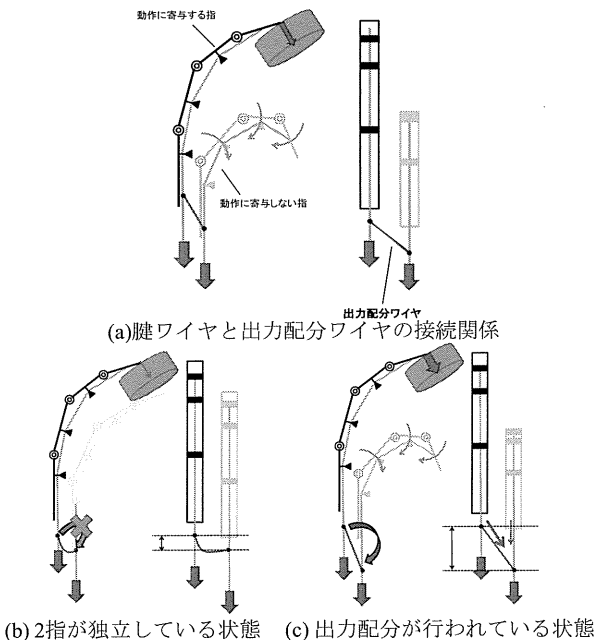


図 7 ワイヤ干渉駆動を用いた五指型ロボットハンドの駆動力配分メカニズム

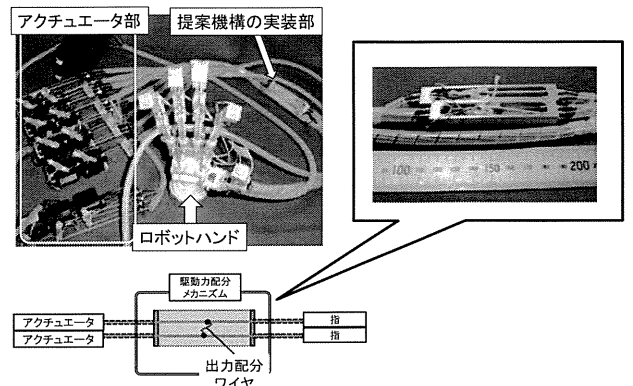


図 8 駆動力配分メカニズムを搭載したロボットハンド

単純化のために、ワイヤ駆動で動く指 2 本のみで考え、一方を動作に寄与する指(図 7 左側の指)、他方を動作では冗長となる指(図 7 右側の指)とする。

後者の動力を簡単な機構で前者に伝えるには、2 本の指を駆動している腱ワイヤを別なワイヤでつなぐと良い (以下出力配分ワイヤ)。出力配分ワイヤをある「たるみ」をもたせると、連結された指の姿勢差が小さい場合には独立に動作し、連結された指の姿勢差が大きくなると、自由度を制約する代わりに指の間で出力配分される。

この出力配分ワイヤの”たるみ”を、臨床試験に使用する手指動作を阻害することのない範囲で決定できれば、指と指の間での出力配分と独立した駆動を切り替えることができ、重量増なく把持力の向上が期待できる。

そこで腱ワイヤの”たるみ”をヒトの手指の筋腱によって拘束される指可動域を参考に、出力配分ワイヤの長さを決定し、メカニズム(実機)を試作した(図 8)。その有用性を実機での検証を行うとともに、静力学モデルに基づく力学解析を実施した。その結果、提案メカニズムをロボットハンドに組み込んだ場合、従来機に比べロボットハンドの重量増加は 40 g(総重量の 3.6%)と大きな変化は伴わずに、把持力が 24~63%の向上を実現した(表 1)。

1.2kg であり非常に軽量な上肢ロボットアーム

指	4 指すべて (出力配分 なし)	示指 のみ	示指, 中 指	示指, 中指, 薬指
示指	33.6 N	54.8 N	46.0 N	41.6 N (+24%)
中指	32.6 N	-	45.4 N	35.0 N (-)
薬指	32.2 N	-	-	41.4 N (+29%)
小指	33.6 N	-	-	-
合計	132.0 N	54.8 N	91.4 N	118 N (-11%)

表 1 駆動力配分メカニズムによる指先力の向上

1-3) 拮抗筋制御を導入した多自由度ロボットハンド

製作したロボットハンドの外観を図 9 に示す。義手構造体は、3次元 CAD でデザインしたものを粉体成形法で製作した。屈筋・伸筋腱に相当する牽引ワイヤーは PE 繊維を用いる。また牽引に用いるモータは手指：miniS RB-995b (8.5 kg・cm@4.8V), 手首：KRS-6003HV(67.0 kg・cm@12.0V)を用い、個々の腱ごとにモータを配置した。

また、図 10 に示すように屈筋側、伸筋側それぞれにワイヤー干渉駆動系の制御則を持つパラレル構造により、ロボットハンドの拮抗筋制御を実現した。まず、駆動に適した拮抗度で制御できるように屈筋側、伸展側ワイヤーが互いに拘束される駆動制約条件を導出し、そのモデル化を行う。それに対して目標となる関節角度に位相差を付けた制御入力を屈筋側と伸筋側へ入力することで、関節剛性を任意に調整しながらの関節駆動を実現した。

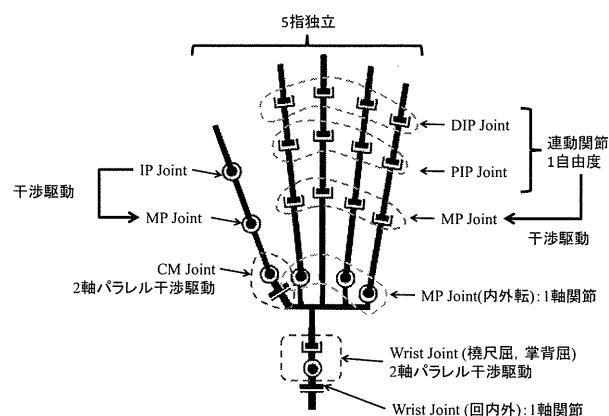
本ロボットハンドで柔軟物（鶏肉）を把持する様子を図 11 に示す。拮抗筋制御により、指先関節剛性を高く、根元関節剛性を低くすることで、鶏肉のような柔らかいものでも愛護的に把持することが可能となった。

2) 高出力上肢ロボットアームの開発

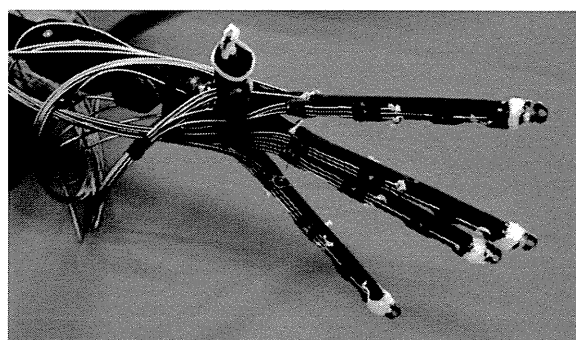
2-1) 干渉駆動系を用いた多制御自由度高出力ロボットアーム

開発した装着型上腕ロボットアームを図 12 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、肩関節は 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



(a) ロボットハンドの自由度配置



(b) 製作したロボットハンド

図 9 多自由度ロボットハンドの概要

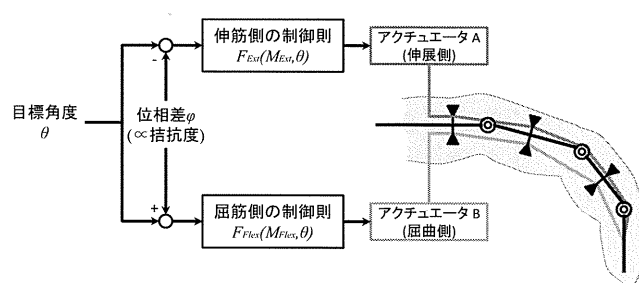


図 10 拮抗制御



図 11 柔軟物の把持

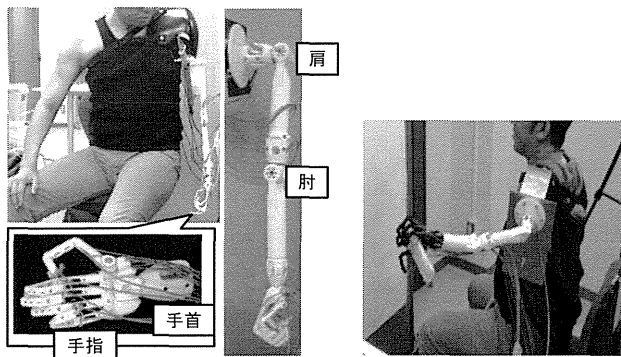


図 12 干渉駆動系を用いた多制御自由度高出力ロボットアーム(左図)と耐久試験の様子(右図)

の構成となった。また、小型高トルクモータ ($67.0\text{kg}\cdot\text{cm}$) を採用し、机上の 500ml ペットボトルのピックアップを可能にする駆動力を実現している。

また、肩関節欠損の患者 1 名及び動物実験用サルへ適用し(筋電駆動)、机上の物体をピックアップするリーチングタスクによるロボットアームの耐久表試験を実施し、1日2時間1ヶ月の連続稼動が可能であることを確認した。

2-2) バネによる重力補償を用いた軽量型多制御自由度高出力ロボットアームの改良

開発した装着型上腕ロボットアームを図 13 に示す。平成 23 年度に製作したハンド同様、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、肩関節には 2 自由度の干渉駆動関節を採用した。ま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である。

これに加え平成 24 年度は、図 13 に示すような肘と肩に自重をキャンセルするための重力補償用のバネを配置した。

これにより、腕の振り上げ時等における動的な運動時や缶コーヒー (300g) などの小物体把持のような静的な運動においてもモータ負荷を軽減しオーバーヒートを防止できた。

2-3) 肘・肩関節用高強度・低摩擦 2 自由度関節

試作した肘・肩関節用高強度・低摩擦 2 自由度関節を図 14 に示す。関節自由度は平成 23 年度に開発したものと同様で屈伸と内外転の 2 自由度を有する。関節素材はアルミ合金であり軽量でナイロンを焼結した粉体成形品に比べ強度が高い。また、関節摺動部にはベアリングを搭

載し、摺動抵抗の低減化を図った。これをロボ

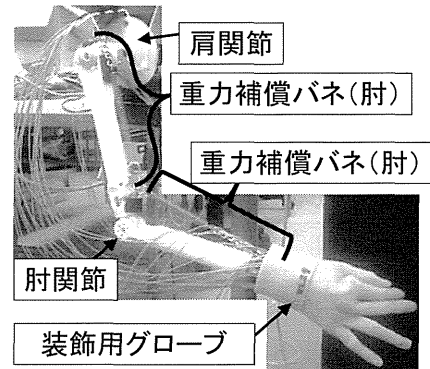


図 13 バネによる重力補償を用いた軽量型多制御自由度高出力ロボットアーム

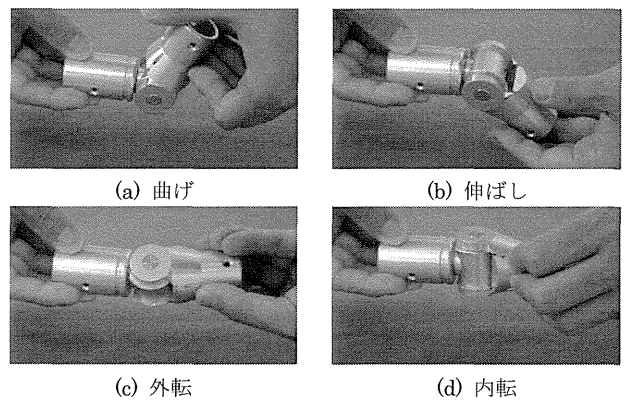


図 14 肘・肩関節用高強度・低摩擦 2 自由度関節

ットアーム部に実装することで強度が高く、駆動力伝達ロスが少ないアームが実現できた。

3) 多自由度ワイヤー干渉駆動系の制御則の構築とソフトウェアプラットフォームの開発

ロボットアームの制御には、2 軸パラレル干渉駆動系の力学モデルから計測できない影響の小さい力関係の項を無視し、複数の補正項を入れた順モデルを構築し、それを基に目標の関節角度からモータの指令値変換を行う逆モデルを導出した。

また、伸展時と屈曲時でモータ速度を可変とする(補正係数を乗じる)ことで、ヒステリシスやワイヤー伸びに対する補正を行った。

さらに上記手法を基に制御ソフトウェアを開発しシリアル通信によって PC 上からロボットアームの制御を可能にした BMI プラットフォームが完成した(図 15)。

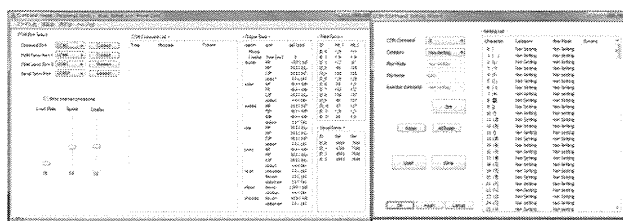


図 15 多自由度ワイヤー干渉駆動系の制御ソフトウェア

D. 結論

本研究では、重症 ALS 患者を対象に、3次元高密度脳表電極と BMI による脳信号解読を用いて、有線型の運動・コミュニケーション支援装置の臨床研究を目的として、臨床試験での使用に耐えうる多くの制御可能な運動自由度をもつ高出力なロボットアームの開発を行い、外部装置の実用化開発と改良を目指した。

装着型ロボットハンドでは、できるだけ多くの運動自由度が制御しかつ小型に設計しなければならず、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新しいロボット指を開発し、耐故障性に優れたハンドを実現した。また、ロボットハンドに二関節筋構造をもつことでコスメティックグローブの弾性力に負けない力強いロボットハンドの実現ができた。さらに、指間を跨ぐ駆動ワイヤーによる駆動力配分メカニズムを開発し、ハンドの重量化を伴わずに 24~63%の把持力向上が可能であることを示した。また、柔らかいコスメティックグローブの検討も実施した。さらに、拮抗筋制御を導入した多自由度ロボットハンドの開発し、関節剛性を制御可能にしたことで、鶏肉のような柔らかいものでも愛護的に把持するなど、人に近い高度な把持制御を可能とした。

一方ロボットアームでは、2自由度干渉駆動関節を用いた高出力ロボットアームを開発し、1日2時間1ヶ月の連続稼働が可能であり、臨床試験を用いるのに十分な実用性を有することを明らかにした。さらに、これまで開発したロボットアームにバネによる重力補償を付与し、駆動モータへの負荷を軽減し、力強い運動を可能にした。また、肘・肩関節用2自由度関節をアルミ合金で再設計することで、これまで問題であった関節の高強度化と関節摺動抵抗の低減化を図り、丈夫かつ駆動力伝達ロスが少ないロボットアームを実現した。

さらに、多自由度ワイヤー駆動系の弱点であ

るワイヤーの伸びやヒステリシスを補正する多自由度ワイヤー干渉駆動系の制御則を構築し、制御ソフトウェアを開発することで BMI プラットフォームが準備できた。

上記成果は、今後、重症 ALS 患者に対して、多くの運動自由度を制御できるロボットアームの適用とその普及の可能性を大きく広げ、ワイヤレス埋込型 BMI 装置を用いた臨床試験への準備ができたと結論付ける。

E. 研究発表

1. 論文発表 (計 3 件)

①Tatsuya Seki, Tatsuhiro Nakamura, Ryu Kato, Soichiro Morishita, and Hiroshi Yokoi: “Development of Five-Finger Multi-DoF Myoelectric Hands with a Power Allocation Mechanism,” *Journal of Mechanics Engineering and Automation* 4, pp. 97-105, 2014.3

②佐藤圭太, 森下壮一郎, 加藤龍, 横井浩史, 梅田達也, 渡辺秀典, 西村幸男, 伊佐正, “硬膜下電位からのサル捕食運動中の状態判別とロボットアーム動作決定”, *日本ロボット学会誌*, Vol. 31, No.1, pp.1-9, 2013

③中村 達弘, 加藤 龍, 森下 壮一郎, 横井 浩史, “五指ハンド筋電義手のための制御システム”, *日本磁気学会学会誌*, 6 巻 4 号, pp. 206-212, 2011

2. 学会発表 (計 5 件)

①Tatsuya SEKI, Tatsuhiro NAKAMURA, Ryu KATO, Soichiro MORISHITA, and Hiroshi YOKOI: “Development of Five-Finger Multi-DoF Myoelectric Hands with a Power Allocation Mechanism,” In proceedings of the 2013 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA2013), pp. 2046-2051, 2013.5

②田中 啓太, 中川 慎也, 關 達也, 加藤 龍, 横井 浩史, “先天性前腕欠損を対象とした幼児用多自由度筋電義手の開発”, *生活生命支援医療福祉工学系学会* 2011, O3-3, 芝浦工業大学, 東京, 2011.

③佐久間 遥, 關 達也, 中村 達弘, 加藤 龍, 横井 浩史, 本多 敏, “上腕高位切断者のための上腕筋電義手の開発—ニューラルネットワークを用いた筋電位信号による方向識別”, *生活生命支援医療福祉工学系学会連合大会* 2011, O3-4, 芝浦工業大学, 東京, 2011.

④關達也, 加藤龍, 横井浩史, "把持の多様性と高い把持力を実現する指を跨ぐワイヤ干渉駆動系を用いた五指型筋電義手の開発", 生活生命支援医療福祉工学系学会連合大会 2011, O3-4, 芝浦工業大学, 東京, 2011.

⑤佐藤圭太, 森下壮一郎, 西村幸男, 渡辺秀典, 加藤龍, 南部篤, 伊佐正, 横井浩史, "硬膜下電位からのサル捕食運動中の状態判別とロボットアーム動作決定", 第29回日本ロボット学会学術講演会, 3O1-5, 芝浦工業大学, 東京, 2011

F. 知的財産権の出願・登録状況

(予定を含む。)

1. 特許取得

横井浩史, 加藤龍, 中村達弘, “ロボットハンド及びロボットシステム”, 特願2010-119237, 東京大学, 2010年5月25日出願

2. 実用新案登録

なし

3. その他

なし

ブレイン・マシン・インタフェース向け集積化アンプに関する研究

研究分担者 吉田 毅 広島大学

研究要旨

BMI用集積化アンプを高度な脳波計測に適用するため、安全性及び信頼性を考慮した最適な回路構成、構成回路の仕様、ノイズ抑圧機能を検討して集積回路の設計、検証およびレイアウト設計を行い、チップ製造を行った。

A. 研究目的

ワイヤレス埋込型BMI装置を構成する脳波検出用低雑音集積化アンプの信頼性、安全性、および有効性を高めるため、低雑音アンプを搭載したチップの設計、試作、評価を行う。

B. 研究方法

- (1) 皮質脳波検出用集積化アンプの信頼性、安全性を高めるために長期信頼性評価実験等を行い、チップの歩留まり改善や安定動作を改善する手法について検討。
- (2) 皮質脳波検出用アナログ集積回路を搭載した小型実装基板の長期動作試験を実施し、検出回路の特性（利得、帯域、雑音）の安定性・経時変化を測定・評価。
- (3) 脳波増幅回路の雑音評価・低雑音化回路シミュレーションによる雑音低減回路設計を行い、雑音低減効果とチップ面積と消費電力との関係を明確化。
- (4) 集積化アンプが高度な脳波計測に適用できるように、アンプ、AD変換器などの構成回路で発生するノイズおよび外部ノイズの漏れ込を極限的なレベルまでに低減させる回路構成、ノイズ抑圧機能を検討。チップの設計・試作・評価。

（倫理面への配慮）該当なし

C. 研究結果

- (1) 長期信頼性評価実験を行い、初期設定時における集積化アンプの長期間安定動作を確認した。しかし、外部からのチップ制御時などにおいて所望の動作を行わないことがある頻度で発生した。したがってチップの回路制御部の改良試作及びチップの実装見直しを行い、これらの不具合が発生しないように対処した。また低電力集積化アンプの検討を行い、回路シミュレーション結果より集積化アンプの消費電力を1/10程度に低減できる見通しを得た。
- (2) 皮質脳波検出用アナログ集積回路を搭載した小型実装基板の長期動作試験を実施し、1700時間までの連続通電による計測データモニターにより正常動作を確認した。
初期、100時間、500時間、1000時間経過時の詳細特性測定により、特性変動は利得3%以内、帯域10%程度、雑音20%程度、特性変動が測定誤差

程度と小さく、脳波計測上問題となる変動は起きないことを確認した。

- (3) 集積回路で用いるMOSトランジスタの雑音は1KHz以下の低周波ではトランジスタの面積の2倍にすると1/2になる。低雑音アンプの雑音を現状より1桁低減するには、アナログ回路の面積を4~5倍大きくする必要があり、64CH搭載の両用チップでは、チップ面積:73mm²(現用64CH:25mm²の3倍)となり、皮質脳波計測用としては冗長なものになることを明らかにした。また携帯通信や無線LANの電波が入力に混入すると、低周波の雑音となることが判明した。チップに内部に電波が伝わらないように入力端子にフィルタを挿入する必要があることが分かった。
- (4) 微弱な脳波信号を増幅する機能(LNA回路)、不要な雑音成分を抑圧する脳波信号増の帯域制限機能(SCF回路)、多チャンネル(64CH)の脳波信号を同時刻にサンプリングし、順次チャンネル毎にAD変換する機能(SH回路)、AD変換する際に発生する折り返しを防止するためのフィルタリング機能、アンプの利得、帯域、AD変換速度などの動作パラメータを外部からデジタルデータで設定する機能、接続された電極のインピーダンスを測定する機能、動作時に電極端子に流れる異常なリーク電流を検出する機能、デバイスのスイッチングを用いた低雑音化機能を備えたチップの設計・製造・評価を行い、策定した仕様をほぼ満たすことを確認した。

D. 考察

信頼性評価より集積化アンプには安全性、動作安定性、信頼性に関する問題が特に存在しないことが明らかになった。

基本的には設計した回路は策定した仕様を満たすのを確認できた。しかし、要求の雑音値を達成するには増幅回路の面積が現状よりも大になるため、雑音値の仕様とチップ面積を鑑みて仕様の改定等が必要である。今後は製造したチップの測定評価を行って設計した回路の検証を行う必要がある。

E. 結論

集積化アンプを搭載したBMI用皮質脳波検出モジュールを実現するため、集積化アンプやAD変換器の最適な回路構成、構成回路の仕様、ノイズ抑

圧機能を検討し、集積回路の設計、検証およびレイアウト設計を行い、チップ製造を行った。評価結果より、基本的には設計した回路は策定した仕様を満たすことを確認できた。

F. 研究発表

1. 論文発表

[1] T. Yoshida, K. Sueishi, A. Iwata, K. Matsushita, M. Hirata, T. Suzuki, "A High-Linearity Low-Noise Amplifier with Variable Bandwidth for Neural Recording Systems, Japanese Journal of Applied Physics, Vol. 50, No. 4, p. 04DE07, Apr. 2011.

2. 学会発表

[1] 吉田毅, 末石勝也, 小野将寛, 安藤博士, 村坂佳隆, 岩田穆, 松下光次郎, 平田雅之, 鈴木隆文, "ブレイン・マシン・インタフェース用64chニューラルレコーディングチップ", 電子情報通信学会 信学技報, ICD2011-23, pp. 25-30, 2011年7月.

[2] 高月千里, 吉田毅, "テレスコピック型OPAを用いた Neural Spike検出アンプの性能解析", 電子情報通信学会 信学技報, ICD2011-112, pp. 67-68, 2011年12月.

[3] 吉田毅, 小野将寛, 安藤博士, 村坂佳隆, 岩田穆, 松下光次郎, 平田雅之, 鈴木隆文, "ニューラルレコーディングチップのデータ伝送方式", 電子情報通信学会 信学技報, ICD2011-150, pp. 29-34, 2012年3月.

[4] T. Yoshida, H. Ando, M. Ono, Y. Murasaka, A. Iwata, T. Suzuki, K. Matsushita, M. Hirata, "A 36-channel Neural Recoding Chip for Brain Machine Interface", Extended Abstracts of the 2012 International Conference on Solid State Devices and Materials (Kyoto, 2012), pp. 1124-1125.

[5] 吉田毅, 安藤博士, 鈴木隆文, 平田雅之, "テレスコピック型OPAの1/f雑音低減技術", 2014年電子情報通信学会総合大会エレクトロニクス講演論文集2, P. 66・2014年3月.

H. 知的財産権の出願・登録状況

(予定を含む。)

1. 特許取得

なし

2. 実用新案登録

なし

3. その他

なし

ブレイン・マシン・インターフェースによる運動・コミュニケーション機能支援装置の臨床研究

研究分担者 佐藤 文博 東北大学大学院工学研究科

研究要旨

本研究では、体内埋込型皮質脳波計測装置用の非接触給電システムについて検討を行った。所望の電力エネルギーを体外から体内へ伝送可能なシステムの構築を目標に、体内埋込を想定した蓄電池への給電を試作伝送装置により実証した。5Wレベルの電力伝送を確認し、装置構成要素である送受電コイル、電力変換回路、励磁インバータ等における動特性を考慮に含めた装置全体の小型化も行った。また送受電装置の安定駆動を得る為に給電状態監視機能の搭載を行い、更なる送受電装置の小型化や負荷変動に対する共振条件を変えた場合についても駆動安定化を目指し改良を行った。

A. 研究目的

体内埋込型皮質脳波計測装置は、てんかん患者の脳波を観測することを主な目的としており、得られたデータは体外へ無線通信され、治療や研究の補助となる。装置を体内に埋め込むことにより、精度の高い脳波計測、確実な脳波データの取得、またそれらによるてんかん患者への発作への備えというメリットが得られる。これらの実現には、埋込装置を体内で駆動させるための安定した電力供給が必須となり、体内埋込された各種装置類ならびに蓄電池への給電を可能する事が目的となる。併せて埋込時の生体に対する負担を軽減するためにも可能な限り装置全体として小型化を実現する必要がある。本研究に於いては、腹部に埋め込まれる体内側受電装置と体外側励磁システムの試作を行い、動作確認と安定電力供給のための諸条件について検討を行う事とする。特に生体への負担が少ない様に送受電コイルサイズの小型化と動作の安定駆動を目指すものである。

B. 研究方法

本給電装置が構成要素となる腹部側の埋込デバイスは制御装置と無線通信装置、ならびに非接触給電装置の受電部位と蓄電池からなる。制御装置は頭部より受信したデータの変換や蓄電池電力の把握を行う。脳波のデータは有線で受け取り、シリアルパラレルデータ変換をする。制御はFPGAによる書き換え可能な論理回路を使って行う。無線通信器はBluetoothのClass2を2個採用し、電力の残量測定も蓄電池と接続した制御装置が行う事で、無線通信により外部から充電の必要性を把握することが出来る。その中で非接触給電装置は、体内に配置される受電コイルと体外に配置される給電コイルからなり、受電コイルは充電回路を通して体内蓄電池であるリチウムイオン電池に接続されている。リチウムイオン電池は正極に炭素、負極に非水系の電解液を使用するため、水の電気分解電圧を超える高い電圧が得られエネルギー密度が高い。またメモリー効果が小さいため継ぎ足し充電をする体内機器に適している。

また、電解液が水溶液でないことから体内用の2次電池として適している。

今回の検討に於いて体内で消費される電力は制御装置と無線通信器を合わせて最大で764 mWであり、蓄電池は最大で4 Wh 蓄電される。よって最多でも3.5時間に1度充電すればよい。なお腹部装置全体のケーシングの手段としては、エポキシで固めた回路をフッ素ポリマーフィルムで包み、隙間をシリコンで埋めるという方法をとる。フッ素ポリマーは耐熱・耐寒・耐候・耐電気特性・耐薬品性・耐燃性が他の高分子材料に比べて優れており、非粘性・機械的強度を有する。給電装置が収納されるケースの目標規格は50 mm×50 mm×7 mmであり、コイルおよびその他の回路もその規格内に収まるよう設計する必要がある。なお非接触給電(CLPS: contactless power system)を行う手法については、電磁誘導方式を用いる事とする。遠方界を利用するマイクロ波伝送方式は2.45 GHzや5.8 GHzの周波数を用いるが、遠距離における伝送という用途である以上、送受電装置間に入り込む生体に対する電磁波の安全性が懸念される。そのため技術的制約よりも社会的制約により、受電電力が制限される。その他電界方式等もあるが生体を介在させる手法にはならない。一方で近傍界を利用する磁界共鳴方式も手法の一つとなるが、特定の周波数に依存する事が大きく、送電側コイルサイズと空間磁界分布を調整することで伝送距離を伸ばし、数十cmのコイルと10 MHz程度の周波数を用いる事となる。数メートルという中距離における伝送を想定しており、作用空間に生体が介在することも考えられるので、磁場の強さに制約が掛かる。一方で本選択手法である電磁誘導方式は、送電コイルを貫く磁束の変化により受電側コイルに交流及び起電力が生じるという電磁誘導の法則を利用している方式であり、周波数帯を数kHzから数10 MHzへとある程度自由に選択可能となる。伝送距離はコイルサイズに依存するが、他の伝送方式と比較して数cmのような近距離に於いては効率的な伝送が可能である。本検討に於ける体内埋込み型機器は皮下

に埋め込まれた状態で体外から充電されるので、コイル間隔は皮膚厚を考慮し 10~20 mm となることが多い。また、電界による人体への影響を避けるべく周波数帯もある程度自由に選べる。低周波数では人体への刺激作用が大きく、高周波数では体内中の水分への熱作用が大きいことから、中間周波数帯(数百 kHz)を用いた電磁誘導方式が埋込型機器への電力伝送システムに適していると言える。この方式を用いてコイル設計、共振系の設計、試作コイルによる電力伝送実験を行い、負荷電圧の安定化について検討を行う。なお電磁誘導方式に於いては、伝送距離こそコイルサイズに依存するが、他の伝送方式と比較して数 cm のような近距離に於いては効率的に良好な伝送が可能であり、周波数帯も数 kHz から数 MHz へとある程度自由に選択可能である。これまでの研究では、200~300 kHz 程度の周波数で給電試験を行っており、今回は数 100kHz の周波数で励磁が可能な送電用インバータの試作を行い、容易に持ち運びのできる送電装置についての検討も併せて行う。最後に装置全体の改良を図る上で、コイルサイズの小型化と共振条件の変更による更なる駆動安定化の為の改良を行い、負荷変動による駆動特性の算定についてバッテリー駆動実験も併せて検討を行う事が目的となる。

(倫理面への配慮)

本検討に於いては工学的な検討と機器の試作のみであり、倫理面への問題はないと判断される。

C. 研究結果

・埋込デバイスの基本要素構成

まず始めに電力伝送系の回路構築について、並列回路と直列回路を用いた 2 つの共振系について検討し、次に選択した共振系を用いて実際の電力伝送実験を行い負荷電圧安定化の結果について述べる。図 1 に電力伝送システムの概要図を示す。

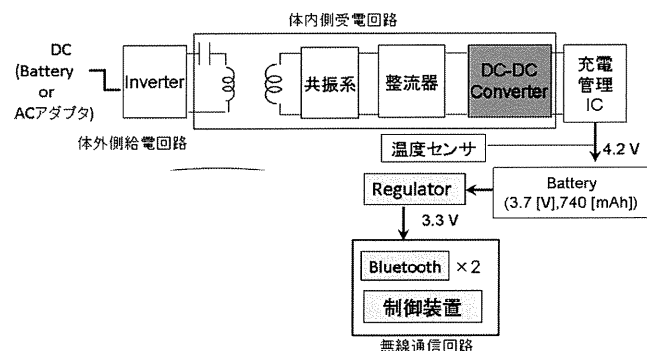


図 1. 電力伝送システム

図 2 は非接触電力伝送をする際のコイルの等価回路である。給電システムの目的や使用用途によってコンデンサと負荷を直列または並列に接続する。1 次側直列 2 次側直列回路の場合、負荷の変動に対して 2 次側の出力電力や効率が安定しやすいこと、2

次側並列回路の場合は負荷による出力や効率の変化は大きい、最適負荷値でそれらの大きな値を取りやすいと言える。図中における L_1 は給電コイルのインダクタンス、 L_2 は受電コイルのインダクタンス、 M は給電コイルと受電コイル間の相互インダクタンス、 r_1 、 r_2 は給電コイル及び受電コイルの等価直列抵抗、 C_1 と C_2 はそれぞれ給電側と受電側の回路の共振用キャパシタンスを表している。図 2 において C_1 は給電コイルに直列に接続した共振キャパシタであり、出力電圧最大化を目的として値を設定する。また 2 次側に直列に接続された C_2 には伝送効率を改善する効果がある。図 3 の C_1 は値の設定によって出力電圧を安定化させる効果がある。以下の検討では結合係数を k とし、電源周波数を $f=\omega/2\pi$ としている。

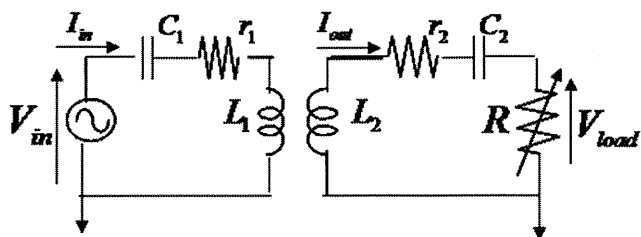


図 2. 2 次側直列回路

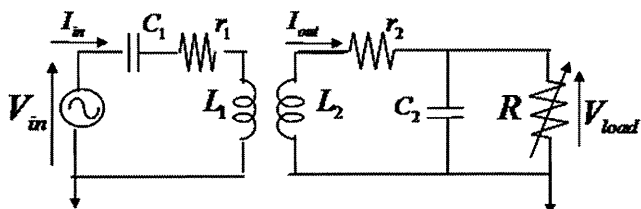


図 3. 2 次側並列回路

図 4 に実験系を示す。体内側の回路は共振系と整流器、DC-DC コンバータ、バッテリーに見立てた負荷からなる。整流器や DC-DC コンバータを含むことから、全体の効率が下がる代わりに負荷電圧は安定化しやすいので、出力と効率を得られる直列回路を体内側回路の共振系として採用した。バッテリーが 3.7 V 以上で駆動することから 5 V、1 A を出力する DC-DC コンバータとして Belnix 製(入力電圧範囲 9~18 V, 出力電圧 5 V, 出力電流 0~1.2 A)を採用した。コンバータのサイズは 23.7 mm×21.6 mm×8.8 mm である。5 V、1 A よりバッテリーとして 5 Ω の負荷を見積もっているが、充電の際に見かけの負荷値が変動することを考慮して、負荷の値を変化させる事も考慮している。

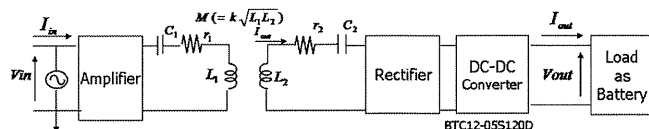


図 4. 直列回路を採用した実験系の全体図

続いてコイル設計について述べる。体内側のコイルはその大きさを腹部装置に収納出来る範囲に留めな

ければいけないので設計の自由度は低い。腹部デバイスのサイズ(50 mm×50 mm)に合わせて直径を50mmとした。体内における静磁界の暴露の許容範囲から、体内に流れる電流量として許容される体内磁束密度は3 A/(mm)²であるので、使用する導線は0.08 mmが40×8本依り(以下0.08/40/8)とした。インダクタンス値やQ値を得るために両側のコイルに磁性体材料を貼り付け、巻数と磁性体材料の有無によるコイル特性の比較により、また最適コンデンサの値も踏まえて負荷の値を求めたところ2.7 Ωとなった。表1に各種コイルパラメータを示す。

表1. コイルパラメータ

f=263[kHz]	1次側	2次側
外径[mm]	96	47
内径[mm]	48	22.5
巻数	24	12
層数	2	1
L μH	72.3	7.8
C nF	4.78	39.7
r Ω	0.659	0.165
Q	237	173
k	0.18	

なおGap特性として負荷の値を一定とし体外側と体内側の2つのコイル間隔を変化させたときの特性を測定した。Gapが15~30 mmで5 W以上の電力を取ること、Gap25 mm付近で電力が最大になること、Gap10~30 mmで効率がほぼ50%で安定することが分かった。また、Gap20 mm付近で5 Wの電力が得られる様に最適コイル設計を行ったため、この付近では5 Wの電力を得るための1次側電圧の変動があまり見られず、必要な入力電圧が最小となるGapも存在することが分かった。これらの結果から、1次側2次側直列回路を用いて電力伝送を行うことにより、Gap範囲が10~25 mmおよび、Gapが20 mmの位置での片側コイル位置ずれ25 mmとした範囲内で、5 W以上の電力伝送を可能としたことが分かる。続いて、この結果を踏まえ、DC-DCコンバータへの入力電圧を安定化させる回路について検討する。前述の2次側直列回路は、所望の電力伝送は可能であるが、位置ずれによる給電停止とDC-DCコンバータによる熱の発生が課題となった。DC-DCコンバータは、コンバータへの入力電圧が自身の駆動電圧に近いほどコンバータ内の損失が少なくなり、結果として発生する熱量も小さくなる。そこで、2次側コイルから見たそれ以降の負荷に掛かる電圧が、負荷や2つのコイルの位置関係に関わらずほぼ一定となる回路構成を目指した。まず、2次側共振系以降の見かけの負荷仕様について確認を行った。この見かけの負荷はバッテリーの充電率に依存し、充電容量が満たされていないほど負荷の値は小さく、満充電されているほど負荷の値が大きくなる。また、負荷を

一定としたときの負荷電圧のGap特性は、負荷の値が大きいか、もしくはGapすなわち結合係数が小さいほど負荷に掛かる電圧値が大きいという事も言える。これら負荷に対して電圧が安定的になりやすい並列回路の特性を更に組み込む事とした。図5のように2次側直列回路の直列コンデンサの先へ並列にコンデンサを組み込んだ回路を直並列回路と呼んで検討する。

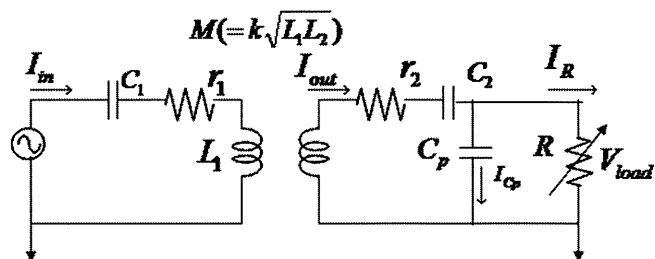


図5. 2次側直並列回路

入力電圧を9 V、周波数を266 kHzとして特性を実測したところ、図6に示すような特性が得られた。負荷が10 Ω~120 Ωの範囲で一定電圧のまま電力伝送が行えている様子が分かる。また図7に、2次側直列回路と2次側直並列回路で比較したGap変化による負荷電圧特性を載せる。2次側直並列回路は266 kHzの共振系を採用している。このグラフからGapすなわち結合係数が変化しても出力電圧がほぼ一定である様子が見て取れる。

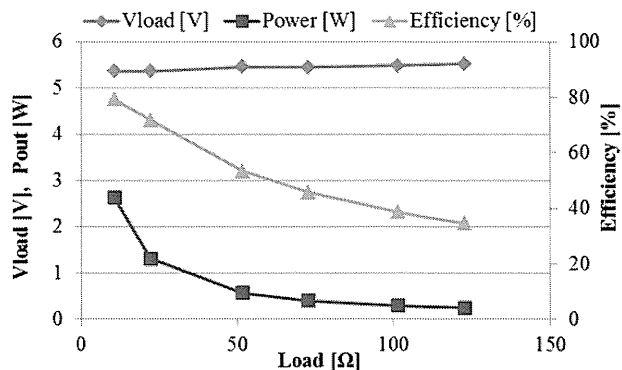


図6. 負荷電圧、電力、効率の負荷特性 (Vin=9 V, Frequency : 266 kHz, gap=20 mm)

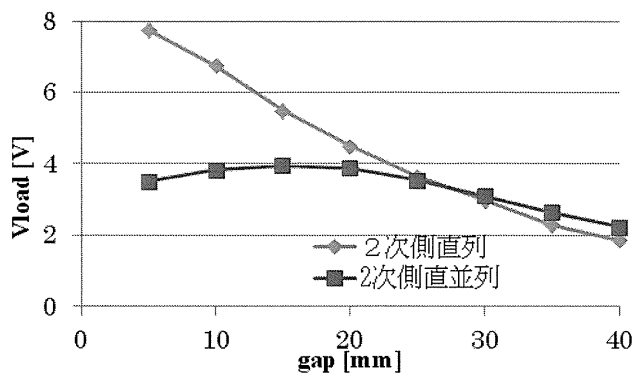


図7. 共振系の違いによるgap変化と負荷電圧特性の比較

以上 1 次側 2 次側直列回路を用いて電力伝送を行うことにより、およそ負荷の値が $2 \sim 7 \Omega$ の範囲で負荷電力 5 W 以上が得られ、効率も 50% 以上で安定した。また Gap 範囲 $10 \sim 25 \text{ mm}$ および、Gap 20 mm の位置での片側位置ずれ 25 mm 以内で、 5 W 以上の安定した電力伝送が可能であることを確認した。更に共振系について最適化を行い、2 次側直並列回路を採用する事により負荷電圧の安定化を確認する事ができた。続いて試作に用いた送電用インバータのブロック図を図 8 に示す。本回路では発振回路部のパラメータ変更により任意に周波数を選択して発振することが可能であり、今回は $100 \sim 300 \text{ kHz}$ まで実験中に任意に周波数をできるように設定を行った。

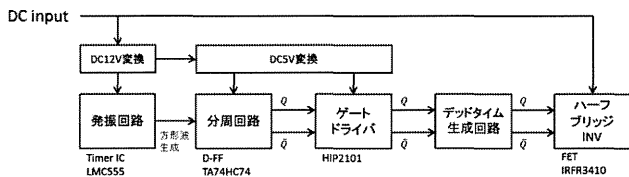


図 8：試作インバータのブロック図

さらに、給電状態をモニタできるように送電装置には電力メータの取り付けを行った。これは供給している電力の様子から体内装置への給電が正しく行われているかどうか、体内装置を目視確認できない状態でも簡易的に評価できるようにするためのものである。図 9 には給電状態モニタ用のメータを取り付けた体外送電装置と体内埋め込み用の試作モジュールを示す。

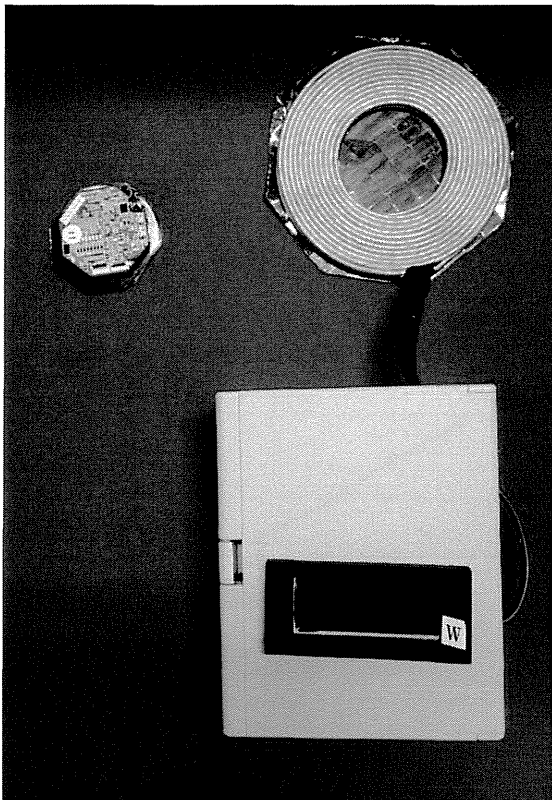


図 9：試作した送電装置および受電装置

これらのモジュールを用いて図 10 のように送電実験を行った所、受電装置に取り付けられた充電ランプが点灯し、非接触給電が行えていることが確認できた。また、給電中と待機中で電力メータの指示値に $0.5 \sim 1 \text{ W}$ の差が確認でき、体外側で正しくが行われていることが確認できた。

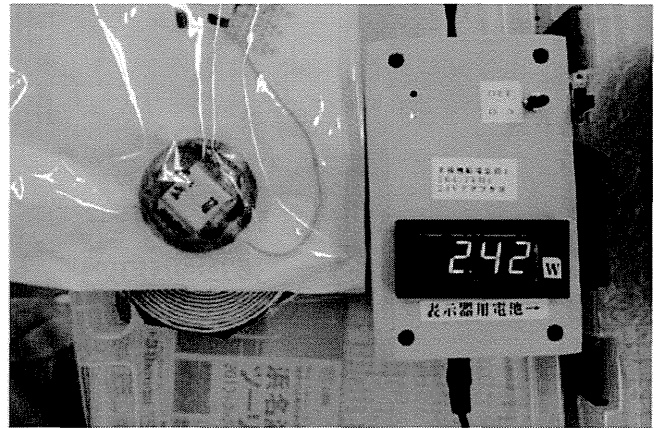


図 10：給電試験の様子

図 11 に今回検討を行った共振条件による等価回路を示す。今回は 1 次側整流器の前段までについて検討を行った。また、図 12 は共振系以降の負荷条件を示したものである。大小（重軽）それぞれの負荷を想定し 2 種類設定した。負荷値としては最重負荷として、 63Ω と 32.7Ω 、最軽負荷として 105.5Ω と 41.4Ω である。

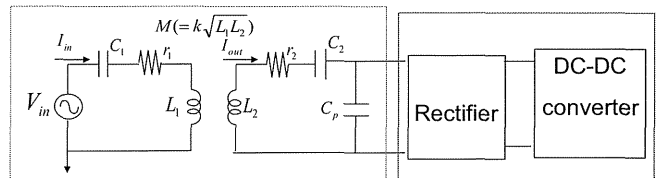


図 11. 共振条件を検討した等価回路

	消費電力 [mW]		消費電流 [mA]		負荷 [Ω]	
	Max	Min	Max	Min	最重	最軽
Type1	397	237	79.4	47.4	63	105.5
Type2	764	604	152.8	120.8	32.7	41.4

図 12. 共振系以降の負荷条件

これらの共振系と負荷条件を基に構築したコイル仕様を図 13 に示す。

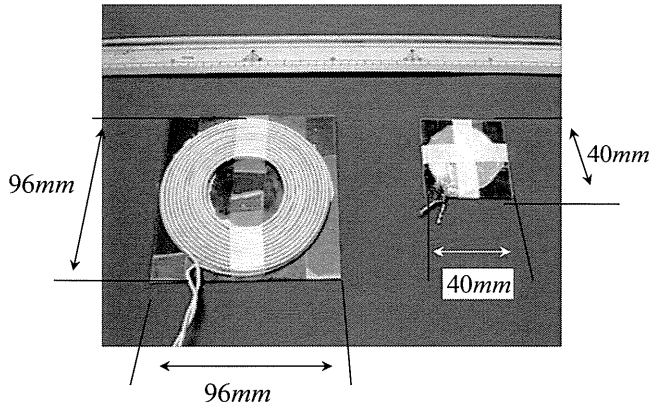
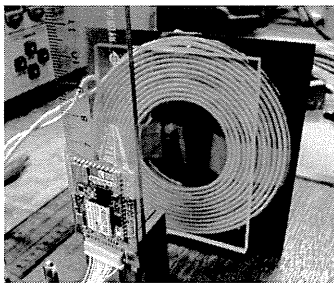


図13. 検討に用いた送受電コイル

送電側直径は96mm, 受電側直径は体内埋込を考慮して40mmとした。

表2 改良したコイルパラメータ仕様と伝送実験の様子

f=266 kHz	1次側	2次側
外径	96	40
内径	48	20
巻数	24	32
層数	2	1層2個並列
L μ H	76.9	14.3
r Ω	0.476	0.113
Q	291.1	110.8



改良コイルによる伝送実験の様子

表2に今回改良に用いたコイルの詳細な仕様と実際の伝送実験の様子を示す。周波数は266kHzとし、自己インダクタンス値は1次側76.9 μ H, 2次側14.3 μ Hでそれぞれフェライトが設置してある。

図14には、各ギャップにおける電圧負荷特性を示す。入力9V一定とした。各ギャップにおいて線形的な特性が得られている事がわかる。

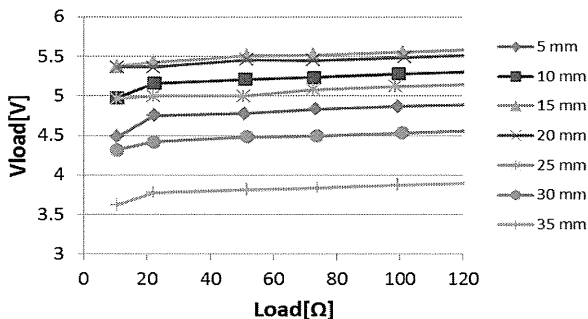


図14. 各ギャップにおける電圧負荷特性

また、図15には各ギャップにおける電力の負荷特性を示す。電圧特性同様に線形的な結果が得られている事がわかる。

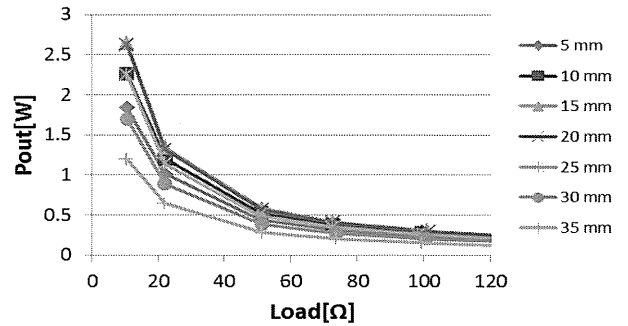


図15. 各ギャップにおける電力の負荷特性

これらの結果により所望の特性が得られていた事がわかったため、本回路と送受電コイルを用い引き続きバッテリーへの充電実験を行った。図16には充電実験を行ったブロック図を示す。

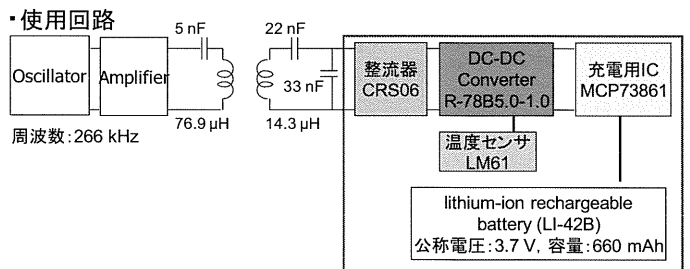


図16. 充電実験使用回路

図17には各ギャップにおけるバッテリー充電特性、図18には各位置ずれにおける充電特性を示す。これらの結果により、給電可能範囲は約30mmであり、位置ずれ許容範囲としては約25mmを達成する事ができた。

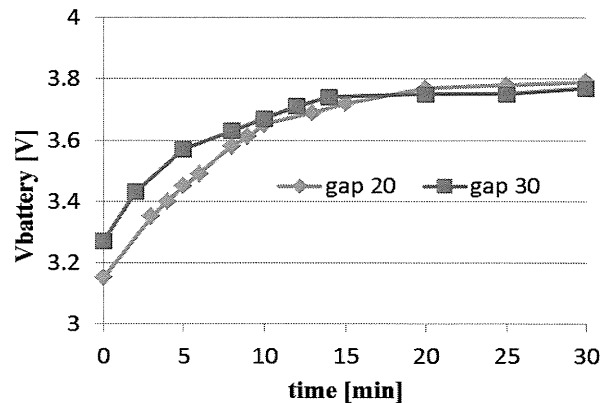


図17. 各ギャップにおけるバッテリー充電特性

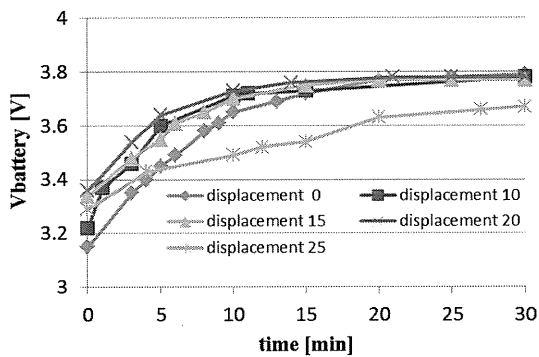


図 18. 各位置ずれにおけるバッテリー充電特性

なお図 19 には各位置ずれにおけるコイル間電圧, および DC-DC コンバータ入力電圧特性を示す. 入力電圧は 12V である. 2 次側回路以降の電圧が給電範囲内で, DC-DC コンバータの動作電圧を満たしている事がわかる.

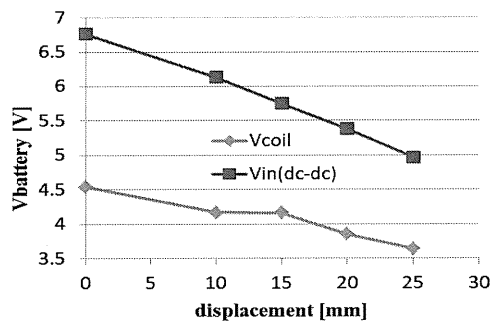


図 19. 各位置ずれにおけるコイル間電圧および DC-DC コンバータ入力電圧特性 (Vin=12 V, 周波数: 266 kHz)

また, これらの充電回路は体内で使用される事が前提となるため, 回路自体の発熱が非常に制約される. 送受電コイル自体は既に発熱を考慮した設計を行い既に確認済みであるが, 今回検討を行った回路では, 特に電力変換を行う DC-DC コンバータの発熱については考慮が必要になる. そのため, 各ギャップに対する温度特性, 併せて各位置ずれにおける温度特性について検討を行った. 図 20 には, 各 gap における DC-DC コンバータ温度特性, 図 21 には各位置ずれにおける DC-DC コンバータ温度特性を示す. 何れも入力電圧は Vin=12 V, 周波数 266 kHz, 室温は 20 °C である.

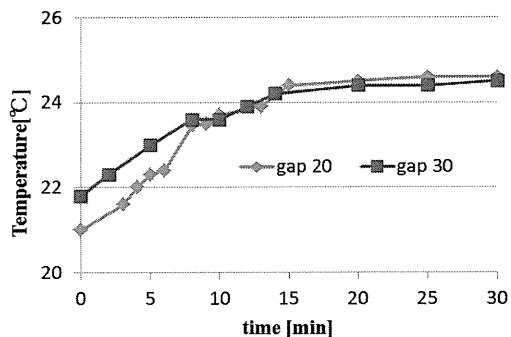


図 20. 各 gap における DC-DC コンバータ温度特性

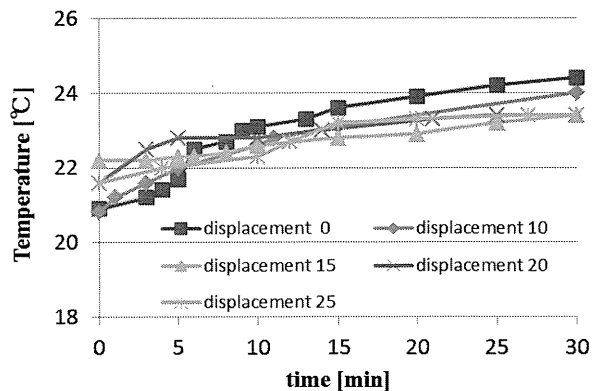


図 21. 各位置ずれにおける DC-DC コンバータ温度特性

各 gap, 位置ずれにおいて DC-DC コンバータの発熱が 5°C 以内に抑えられ, 所望の結果が得られる事がわかった. 体内においては血流作用により更なる良好な温度特性が得られるものと思われる.

D. 結論

体内埋込型皮質脳波計測装置を対象とした非接触電力伝送システムの構築について述べた. 2 種類の共振系について検討を行い, 本システムの目的や用途により直列回路を選択して非接触電力伝送を行った. 所望のサイズを用いたコイル検討により, 実際の使用を想定した条件で必要電力が得られる事を確認した. さらに, 実使用を想定したコイルの位置関係に於いても安定した電力伝送を確認できた. また, DC-DC コンバータへの入力電圧を安定化させるべく, 高効率で所望の電力を得るための 2 次側直列回路に, 2 次側並列回路の負荷電圧安定化の要素を組み込んだ. 結果的に 2 次側直並列回路という共振系について検討を行い, 2 次側コイル以降の負荷値やコイル間の結合係数の変化に対して出力電圧がほぼ一定となる電力伝送システムを構築できた. 最終的に Gap が 5~30mm となり, 負荷変動が起こった場合でも, 2 次側コイルの出力電圧の変動が 4.5~5.5 V の範囲内に抑えられることを確認した. 併せて, 今回目的としていた送受電装置の小型化および給電状態の監視機能の搭載を行い, 所望の結果を得ることができた. また, コイル仕様の改良としても給電可能範囲として最大ギャップ 30mm, 位置ずれ特性最大 25mm となり, 非常に有効な結果を得る事ができた. 今後, 長期駆動による動作特性の確認等, 臨床に向けた更なる検討を続ける必要があると思われる.

E. 研究発表

1. 論文発表

太田佑貴, 佐藤文博, 松木英敏, 他, 電磁誘導型非接触電力伝送における負荷電圧変動の安定化, 平成 24 年電気学会全国大会講演論文集, p.163, 2012

Y. Ota, T. Takura, F. Sato, H. Matsuki “Wireless Power Transfer by Low Coupling Electromagnetic Induction—

LC booster ” ,IMWS-IWPT2012 Proceedings, pp. 175-178, 2012

小池健太, 岩崎圭祐, 加藤健太郎, 田倉哲也, 佐藤文博, 佐藤忠邦, 松木英敏 「直接給電 FES 用給電アンテナの出力安定化に関する基礎検討」, 『平成24年度 電気関係学会東北支部連合大会 講演論文集』, 1H02 (CD-ROM), 2012

2. 学会発表

太田佑貴, 佐藤文博, 松木英敏, 他, 電磁誘導型非接触電力伝送における負荷電圧変動の安定化, 平成24年電気学会全国大会, 平成24年3月23日, 広島工業大学

Y. Ota, T. Takura, F. Sato, H. Matsuki 「Wireless Power Transfer by Low Coupling Electromagnetic Induction – LC booster」, 『IMWS-IWPT2012』, FRI-F-17, Kyoto, Japan, May 2012

小池健太, 岩崎圭祐, 加藤健太郎, 田倉哲也, 佐藤文博, 佐藤忠邦, 松木英敏 「直接給電 FES 用給電アンテナの出力安定化に関する基礎検討」, 『平成24年度 電気関係学会東北支部連合大会』, 1H02(CD-ROM), 由利本荘, 2012.8

T. Oikawa, Y. Ota, T. Takura, F. Sato, H. Matsuki, T. Sato, 「Examination of Superimposed Signal and Power Transmission System in Direct Feeding FES」, 『35th Annual International IEEE EMBS Conference』, SaD10.7, 大阪, 2013.7

F. 知的財産権の出願・登録状況

1. 特許取得
2. 実用新案登録
3. その他
該当なし

ブレイン・マシン・インターフェースによる運動・コミュニケーション機能支援装置の臨床研究

研究分担者 柳澤 琢史 大阪大学大学院医学系研究科 助教

研究要旨

【平成24年度】

リアルタイム脳磁計を用いて、脳信号だけで制御する義手を開発し、重症ALS患者に適用した。人工呼吸器を使用する最重症のALS患者でも義手を制御し、物の把持・把持解除が行える事が示された。皮質脳波で運動企図のタイミングを推定し、推定されたタイミングでスイッチのON/OFFをすることで、被験者が普段から操作している意思伝達装置を操作した。これにより、筋活動による意思伝達と同程度の意思伝達を皮質脳波により達成可能である事が示唆された。

【平成25年度】

脳磁図装置(MEG)を用いて非侵襲検査による評価手法の探索研究をさらに進め、ALS患者計1名に対して行った。その結果、平成24年度からALS患者合計4名において、MEGを用いて、皮質脳波には及ばないものの、1回1回の運動内容推定とロボットアームのリアルタイム制御が可能であることを確認した。また実運動と運動想起とで、脳活動の近似性と相違性、脳信号解読精度との関係を調べ、評価指標として実運動あるいは運動イメージ開始直前の運動関連脳磁界成分が有用であると考えられた。

A. 研究目的

【平成24年度】

閉じ込め症候群にある ALS 患者に頭蓋内電極を留置し皮質脳波を用いた BMI を適用することで、患者の意思伝達補助などが可能になることが示されつつある。しかし、どのような患者が皮質脳波 BMI に適しているかは明らかでない。侵襲的治療方法を臨床応用する為には、頭蓋内電極を留置する事で得られる患者のベネフィットを術前に予測出来る事が不可欠である。そこで我々は非侵襲的脳信号計測である脳磁計 (magnetoencephalography, MEG) を用いて、リアルタイムに義手を制御するシステムを開発した。このシステムを ALS 患者に適用し、その制御能を見る事で、皮質脳波による BMI の制御能を推定する。また、予め MEG により義手を制御することで、脳活動による義手制御の訓練を行う事ができる。訓練効果を確認出来れば、皮質脳波 BMI を適用した際にも、訓練で高度な外部機器制御を達成出来る可能性があり、患者のベネフィットが大きくなる事が予想される。

今年度は開発したMEG-BMIにより制御される義手をALS患者3例に適用し、運動推定精度及び、義手制御能を検討した。

臨床的に安定して使用可能な皮質脳波による意思伝達方法の開発を行った。特にALS患者に広く使われているスイッチ式の意思伝達装置を皮質脳波で制御する方法を開発し、重症ALS患者に適用した。

【平成25年度】

平成25年度は、脳磁図装置(MEG)を用いた非侵襲検査による評価手法の探索研究を継続し、下記のことを行う。

- ・実運動と運動想起との比較
- ・実運動と運動想起のConnectivity解析
- ・運動内容推定とリアルタイムロボット制御

B. 研究方法

【平成24年度】

1) MEG-BMIによる義手制御システム

臨床用の横河電機製160チャンネル脳磁計より on-lineで信号を取得しMATLABで脳信号を解読し義手を制御するシステムを開発した。義手は脳信号から推定された動作と同じ動作を行うように制御された。被験者は義手動作をMEG内のモニターでリアルタイムに観察した。また、義手に取り付けられた圧センサーからの出力に応じて、被験者の手に電気刺激を与え、人工感覚をフィードバックした(図1)。

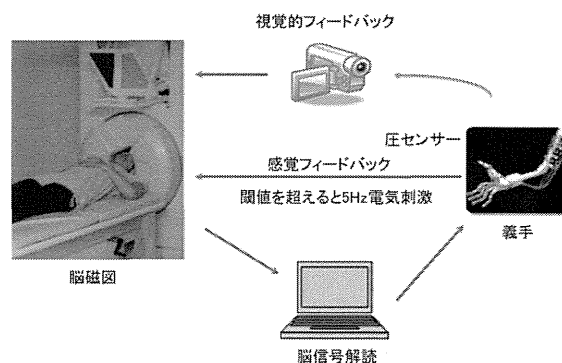


図1：リアルタイム MEG システム構成

2) 被験者とタスク

ALS患者3名の協力を得て、運動課題中の脳磁計測を行った(表1)。1名は人工呼吸器を使用し最重症のALS患者であった。全ての被験者について、大阪大学医学部附属病院倫理委員会の承認を得たプロトコルに従って、研究参加への同意を書面にて得た。

表 1 : 被験者詳細

ID	年齢 /性別	発症後 経過年数	人工呼吸器	ALSFSR (/52)
ALS001	69/F	11	なし	32
ALS002	61/M	7	あり	0
ALS003	70/M	2	なし	48

次の2つの課題を行った。

1. Decoder training session

被験者には 5.5 秒毎に音と画像で運動の開始を指示し、そのタイミングで上肢運動（握る・開く・肘屈曲・肘伸展等）を施行もしくは想起させた（図2）。運動開始の指示時刻を基準として、脳信号を計測し、施行した運動種類と脳信号との関係を機械が学習した。信号を時間方向に平均した特徴量を用いて、support vector machine 及び gaussian process regression を用いて学習を行った。

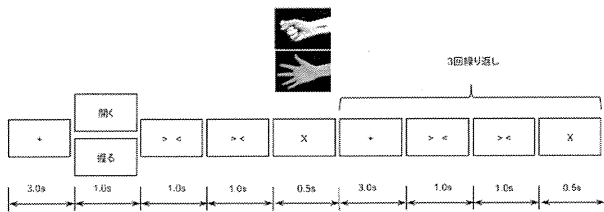


図 2 : Decoder training session での運動課題

2. Patient training session

1で作成したdecoderを用いてonlineで各動作を推定し義手を制御した。被験者には動作指示の画面と義手を同時に提示した。7秒毎に握る、開くの指示を与え、それに従って義手を制御するよう患者に指示した。また、指示に従って動作出来る事を確認した後、“握る”指示の際に義手にボールを把持させ、指示に従って把持・把持解除が出来るかを確認した。義手がボールを把持している間は、被験者の正中神経へ5Hzの電気刺激を加え、人工感覚フィードバックとした。

3) 既存の意思伝達補助装置を用いた意思伝達

被験者が使用方法に熟達しているスイッチ式的意思伝達補助装置を、皮質脳波にて制御した。被験者は重症ALS患者であるが、オペレートナビ（テクノツール、神奈川県）を普段から多用し、口でスイッチを押す事で、PCのほぼ全ての操作を行う事が出来た（図3）。本研究では口によるスイッチの代わりに、運動企図時に生じる皮質脳波信号を用いてON/OFFのスイッチングを行った。被験者が手を握るもしくは開く運動を企図した際の皮質脳波を計測し、運動企図状態と休止状態を皮質脳波から弁別するデコーダをsupport vector machineを用いて作成した。このデコーダをオンラインで使用することで、被験者が手を握るもしくは開く運動を想起する事で、運動企図が推定され、その瞬間にスイッチが入る仕組みとした。



図 3 : ロスイッチによるオペレートナビの操作

【平成25年度】

1) 実運動と運動想起との比較

脳信号解読を行う際、通常、実運動を行いその運動と脳信号解読による運動推定を比較して信号解読の推定精度を評価するが、実際に脳信号解読を必要とする患者は運動障害により実運動は困難で、運動想起時の脳信号を解読する必要がある。そこで、実運動と運動想起とで脳活動、信号解読がどのように類似点、相違点を調べた。

2) 実運動と運動想起のConnectivity解析

実運動と運動想起において、中心前回手の領域におけるα帯域活動が他の領域とどのように機能的に接続しているかをimaginary coherenceを指標として調べた。

3) 運動内容推定とリアルタイムロボット制御

平成24年に引き続き、MEGを用いて運動内容推定とリアルタイムロボット制御を行い、ALS患者1名に対して適用した。

C. 研究結果

【平成24年度】

1) Decoder training session

ALS患者でも2種類の上肢運動を約70%の精度で脳磁界信号から推定できた。特にALS002は人工呼吸器を使用し、四肢の完全麻痺が長期間続いており、本人の自覚としても運動想起は困難であったが、右手の握手及び右肘の伸展動作を想起してもらった所、約70%の精度で2つの動作の想起を弁別出来た（図4A）。また、その際の脳磁界信号を周波数帯域毎の変化として解析すると、健常者で見られるのと同様に、運動野にβ帯域のevent-related desynchronization (ERD) 及びhigh-γ帯域のevent-related synchronization (ERS)を認めた（図4B）。

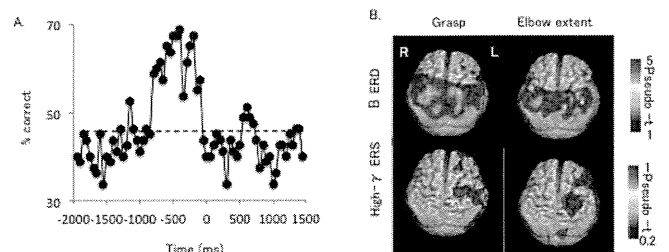


図 4 : Decoder training session の結果 (ALS002の代表例)

2) Patient training session

最重症の ALS002 でも、1 で作成した decoder を用いて義手を制御し、ボールを把持・把持解除する事に成功した。ボールの把握・把握解除課題を2セッション施行した所、初回セッションでは11回中3回で指示通りにボールを把持・把持解除できた。また、2セッション目には11回中5回の成功となり、義手制御の精度改善が見られ、被験者の訓練効果も示唆された。また、義手からの感覚フィードバックを併用したが、脳磁計への影響は最小限であり、デコードへの影響は見られなかった。



図5：リアルタイム義手制御の様子

3) 既存の意思伝達補助装置を用いた意思伝達

被験者は初回の使用時から“こんにちは”の5文字を皮質脳波スイッチでPCに入力する事に成功した。また、入力の手数は訓練回数とともに上昇し、5日間の訓練で、ロスイッチによる操作と同程度の速度で“こんにちは”と入力出来るようになった。また、入力文字数も増加し、訓練最終日には図6に示すように5つの単語を入力する事に成功した。この操作中に、被験者は全く体を動かす必要なく、皮質脳波だけでPCに文字入力をする事が出来た。

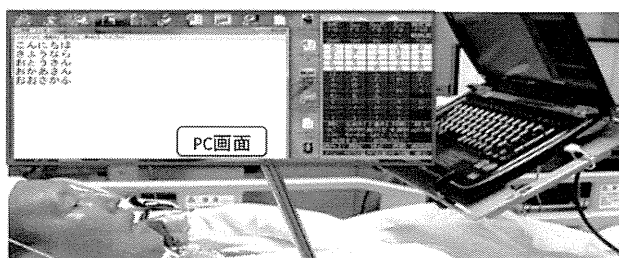


図6：オペレートナビ操作の様子

【平成25年度】

1) 実運動と運動想起との比較

実運動と運動想起の開始直前にそれぞれ一次運動野で運動内容の解読に必要な神経活動が出現した。

2) 実運動と運動想起のConnectivity解析

一次運動野と運動関連領域との機能的接続性が強いほど実運動および運動想起時の解読精度が高くなる事が明らかになった(図7)。

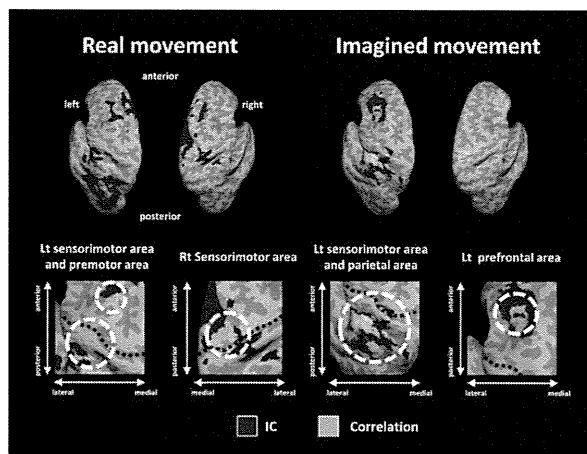


図7. 機能的接続性と解読精度との相関

3) 運動内容推定とリアルタイムロボット制御

皮質脳波には及ばないものの、MEGを用いて1回1回の運動内容推定とロボットアームのリアルタイム制御が可能であることを確認できた。

D. 考察

【平成24年度】

脳磁計によりリアルタイムに制御される神経義手を開発し、ALS患者に適用した。人工呼吸器を使用する最重症のALS患者でも、自分の上肢を動かすように義手を制御できる事が示された。今後、脳磁計と皮質脳波のそれぞれについて、運動種別能や義手操作能等を比較し、MEGによる適用検査方法の確立を目指す。また、MEGによる義手制御を繰り返すことで、被験者のトレーニングを行い、トレーニング効果の有無や、それに伴う脳活動変化について検討する。

皮質脳波により、筋活動を用いた場合と同程度の速度で文字入力が可能である事が示された。皮質脳波による文字入力は、訓練効果が見られ、長期間に使用する事で、筋活動を用いた通常のスイッチの代替方法となり得る事が示唆された。また、ALSの症状が進行し、完全閉じ込め症候群となった場合でも、脳活動だけを用いて意思伝達手段が確保される事が示唆された。本研究成果は、ALSなど重症閉じ込め症候群患者でも、筋活動を用いずに、用いた場合と同様の意思伝達が行える事を示した世界初の成果であり、意思伝達手段が進行性に失われるALS患者にとって真に福音となる成果であると言える。この結果について、英語論文を作成中である。

【平成25年度】

1) 実運動と運動想起との比較

運動障害によって実運動が困難な患者の運動想起開始直前の脳情報を的確に抽出することで、運動想起時の運動内容解読精度の向上や、侵襲型BMIに移行する際の術前評価や術前訓練などに応用できる可能性が示された。この成果をNeuroimageに投稿し、現在revision中である。

2) 実運動と運動想起のConnectivity解析

一次運動野と運動関連領域との機能的接続性を強化することで実運動や運動想起時の運動内容解読精度を向上できる可能性が示された。