

研究テーマ インテリジェント F E S システム基盤技術の開発
(運動関連電位などの計測と識別)

研究員	加納慎一郎	東北大学大学院工学研究科	客員研究員
	大庭 茂男	東北大学大学院工学研究科	客員研究員

1 フェーズ

(1) 研究の概要

FES による麻痺肢制御のためには、刺激装置に患者の意図を伝達する必要がある。しかし FES の適応対象が頸髄損傷による四肢麻痺のように重篤な患者である場合には、刺激装置に与える患者の随意的な意思を反映した生体情報に限られてしまうため、思うような制御をすることが困難であった。そこで本研究では、四肢麻痺患者の脳波から制御命令を取得する新しいインターフェース (Brain-Computer Interface: BCI) の実現可能性を検討する。脳波の特定成分から外部機器の随意的な制御命令を取得するために必要な解析・処理方式、およびこの手法の FES システムへの適用可能性について考察する。

一方、生体信号検出のための電極としては、一般に焼結銀-塩化銀電極や銀電極が用いられており、信号検出時の電極は重要な役割を果たす。これまで、脳波を計測する場合には頭皮に前処理を行った上、導電性ペーストを塗布し、電極-皮膚インピーダンスを小さくなるようにする。しかし、臨床応用を考慮すると、ペーストなしで簡単に電極装着が可能で、かつ生体への侵襲が少ない電極の開発が重要となる。そこで、蓄電を目的とした大容量キャパシタにも利用されている活性炭に着目した。この電極の特徴は、重量当たりの表面積が大きいことから他の電極に比較して低インピーダンスが期待できるため、電極形状の小型化が可能となる。

(2) 研究の目標と実施内容

脳波を用いたヒト・コンピュータ間インターフェースの FES への適用を目指し、運動動作および運動動作のイメージに関連するヒト脳の誘発応答の計測、解析方式の検討を行い、その可能性を検討する。

運動を意図した際に生じる運動関連電位を BCI の信号源とする場合を想定し、ヒトの実運動関連電位、および運動のイメージ (被験者自身による動作の想像) で誘発される脳活動の計測を行った。

また、脳波信号を簡易に検出するための活性炭電極の製作を行う。電極インピーダンスや雑音特性などの電気的特性を測定し、従来の電極との比較を行う。さらに、実際の脳波信号を計測し、低インピーダンスの生体用表面電極としての簡易な装着を目指した電極の実用可能性を検討する。

次章からは、行った実験の一部を紹介し、まとめと今後の課題を述べる。

(3) 結果

実験 1：運動準備電位の計測と S/N 比解析

イ 実験内容

脳は、運動を行うにあたり筋肉を収縮、弛緩させるための運動指令を生成するが、その神経活動に伴う誘発応答は運動準備電位とよばれる。頭部の表皮に設置した電極での計測である運動準備電位は、通常単一試行データからは観測されず、複数回の同期加算平均を行うことではじめて顕在化される。本実験ではまず、運動準備電位の計測を健常被験者で行った。次いで、明瞭な運動準備電位を観測するために必要な加算平均回数を見積もり、FES の制御命令源としての利用に耐える実時間での運動準備電位の計測が可能かどうかを検討した。

ロ 実験方法

健常の男性被験者に対して実験を行った。国際 10-20 電極配置法における F3、C3、P3、F4、C4、P4、CZ に Ag-AgCl 皿電極を設置し、脳波を単極誘導で計測した。基準電極を右耳朶、接地電極は額部に設置した。計測したデータは生体アンプによって増幅し ($\times 500$)、0.5 ~ 100Hz に帯域制限を行った後、サンプリング周波数 1000Hz で AD 変換を行いコンピュータ上に集積した。被験者は安楽椅子に座り、右中指の屈曲によるボタン押し (小規模の運動)、及び外部からの視覚刺激 (LED の点灯) に同期した右前腕の屈曲 (大規模の運動) およびそのイメージ (運動イメージ) をそれぞれ行うように指示した。計測した脳波はボタン押下時刻 (小規模の運動)、LED 点灯時刻 (大規模の運動) を基準として切り出し、同期加算平均を行った。過大なアーチファクトを含むデータは棄却した。

次に、各時刻、各電極において、加算平均に用いたすべてのデータの標準偏差と、電極位置、加算平均波形の振幅との相関を調べることで S/N 比の解析を行った。さらに、加算に用いたデータセットの母集団の中から、ある個数のデータを無作為に抽出して加算平均を行い、上記の加算平均応答との比較を複数回行うことで、運動準備電位の顕在化に必要な加算平均回数を見積もった。

ハ 実験結果

いずれの条件でも、運動側と対側である C3 で最大の運動準備電位が観測された。時刻 0 の直前に生じる運動準備電位の最大振幅は、おおよそ $-2\mu\text{V}$ (小規模)、 $-5\mu\text{V}$ (大規模) であり、これから動作規模 (運動に必要な筋肉の動作の規模) が大きいほうが誘発される運動準備電位が大きいことが示唆された。

また、顕在化に必要な加算平均回数を目視によって見積もったところ、小規模の運動では 100 回程度、大規模な運動では 20 回程度であることがわかった。S/N 比を計算した結果、大規模動作のほうが S/N 比が良好であることが確認された。しかし、電極間や時刻の違いによる S/N 比の大きな変化はみられなかった。

なお、運動のイメージによっては、明瞭な運動準備電位は観測されなかった。

以上から、運動準備電位を FES における制御命令源として用いるには実時間性に問題があると思われた。

実験 2：運動のイメージに関連する脳波の周波数解析

イ 実験内容

外部の刺激に同期して被験者に運動動作をイメージさせ、その際の脳波のスペクトルを検討することで、動作イメージ時の脳波の周波数成分を検討した。

ロ 実験方法

国際 10-20 法の C3、および C3 の近傍の 4 点（前、後、上、下：C3 との間隔は約 4cm）に電極を設置し、脳波を単極誘導で計測した。計測の条件は実験 1 と同様とした。外部から 5s 間隔で警告音（1kHz トーンバースト）を呈示し、それを合図として次の警告音の呈示時刻まで安静（何もしない）、運動イメージ（右前腕の屈曲のイメージ）の 2 状態を交互に行うように被験者に求めた。C3 から誘導されたデータ、および C3 を中心とする 5 電極からのデータに Laplacian 型空間フィルタを適用したデータに対して FFT（高速フーリエ変換）を施し、そのデータに含まれる周波数成分の検討を行った。FFT 解析の対象は、警告音の立ち上がり時刻からの 4096 個の計測データとした。

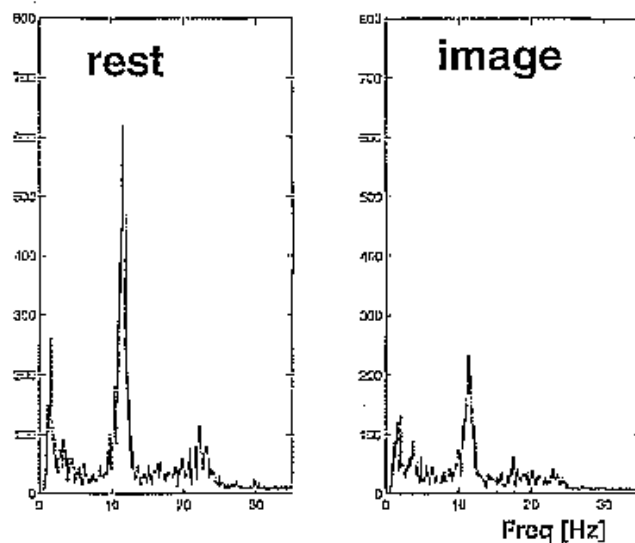
ハ 実験結果

図 1 に、安静時と右手動作イメージ時における脳波パワースペクトルの加算平均の例を示す（平均回数 10 回。電極部位 C3、Laplacian 型空間フィルタ使用）。この結果のように、運動側と対側である C3 とその近傍から誘導される脳波の μ 波（10Hz 前後）成分が、安静時に比べて動作イメージ時に減少する場合は認められた。しかしその場合でも、単一試行データに対するスペクトルにはばらつきが大きかった。なお、C3 からの単極誘導波形では、大きな変化は認められなかった。

右中指屈曲時の脳波の時間 - 周波数特性

イ 実験内容

運動時における脳波の周波数成分の時間変化を検討するために、右示指屈曲動作



を行った場合の脳波に時間 - 周波数解析を施し、その結果を検討した。

ロ 実験方法

国際 10-20 法の C3、C4 および両電極の上、下、前、後部（間隔は約 4cm）に各 1 個の電極を設置し、脳波を計測した。計測の条件は実験 1 と同様とした。被験者には 5s 以上の間隔で右示指によりボタンを押下することを求めた。C3、C4 から誘導された単極誘導データ、C3、C4 とその上部の電極との差分波形（双極モンタージュ）および C3、C4 を中心とする 5 電極からのデータに Laplacian 型空間フィルタを適用したのに対して、オフラインで Mollet 型母関数による Wavelet 解析のあと、加算平均を行った。

ハ 実験結果

図 2 に双極誘導波形の時間 - 周波数解析を行った結果の例を示す。本図から、対側（電極位置 C3）の μ 波成分（10Hz 前後）が運動に関連し、ボタン押下時刻の 500ms 前から C4 でのものに比べて抑制されていることがわかる。しかし、単一試行データに対する解析結果はばらつきが大きく、大きな変化は認められなかった。

活性炭電極の開発

イ 電極構造

活性炭は重量当たりの表面積が大きい（1000 ~ 3000 m^2/g ）、ファラッドオーダの静電容量が実現可能となり、蓄電を目的とした大容量のキャパシタの用いられている。この大きな静電容量を容量性電極として利用できれば低雑音、低インピーダンスの実現が期待できる。

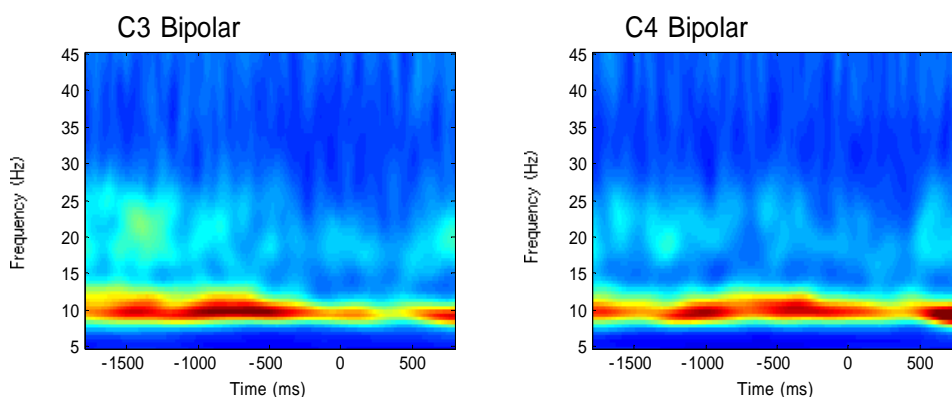
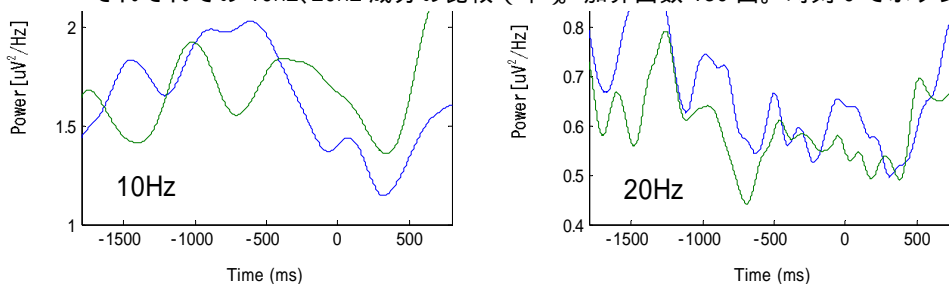


図 2 右示指のボタン押し課題時における脳波の時間 - 周波数解析

電極位置 C3、C4 近傍での双極モンタージュによるデータの解析結果（上）と、

それぞれでの 10Hz、20Hz 成分の比較（下）。加算回数 130 回。時刻 0 でボタンを押下。



原料は炭素含有量の多いヤシガラ、石油ピッチ、石油コークスなどが利用されている。製造方法は 300～700 の低温で炭化し、その後に賦活（高温で蒸し焼きにする）と呼ぶ工程を経て多孔質の「活性炭」に変える。今回実験に使用した電極の原料はヤシガラで比表面積は約 1200 m²/g、比抵抗は 50m²・cm である。

活性炭を材料として臨床応用可能な大きさ、装着の容易さなど考慮して試作した。この電極を用いて電気的な特性を測定し、従来の電極との比較を行った後、実際に健常者で生体信号の導出を行った。開発した電極の構造を図 3 に示す。図中、活性炭の素材は 7cm×5cm、厚さ約 1mm の直方体を、外形は約 10mm×8mm と 4×5mm の大きさに加工し、銀板は活性炭自体が機械的に非常に脆いため補強と信号導出用として用いた。銀線と銀板は半田付けとし、銀板とカーボンには導電性接着剤（ドータイト）で固定した。また、実際生体に装着する場合を考慮して、皮膚との接触が比較的安定な導電性ゲルを利用した。

電極の評価は雑音やインピーダンスの電気的特性を測定し、比較のため従来から一般的に利用されている銀-塩化銀電極についても同様の解析を行った。さらに実際に脳波の計測を行った。

□ 電気的特性

活性炭電極および銀-塩化銀電極（NE-155A、日本光電）の表面積が共に 20mm² の 2 種類の試料電極を生理食塩水中（0.9% NaCl）にて室温で電極インピーダンスおよび雑音を測定した。測定帯域幅は 10Hz～10kHz である。なお、銀-塩化銀電極の表面をエポキシ系接着剤で覆うことで表面積を調整した。この目的は電極雑音を増幅する際、増幅器自体の雑音に制限されるので、これを回避するため表面積を小さくすることで電極インピーダンスが大きくなり雑音測定を容易にすることにある。

図 4 は直列等価回路（ $Z=R+jX$ ）で表した場合のインピーダンス特性を示し、インピーダンスアナライザ（4192A、HP）を用いて解析した。なお、インピーダンス測定時の測定信号の印加電圧は電圧依存性のない大きさとした。各電極ともインピーダンスの大きさに大きな違いはないが周波数の低下と共に銀塩化銀電極が増加傾向にあるのに対し活性炭電極はほぼ一定である。これは活性炭電極の特徴である表面積を広くできることにより、大きな静電容量が形成されていると考えられる。

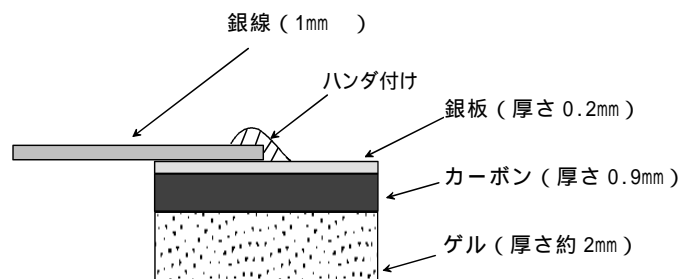


図 3 活性炭電極の構造

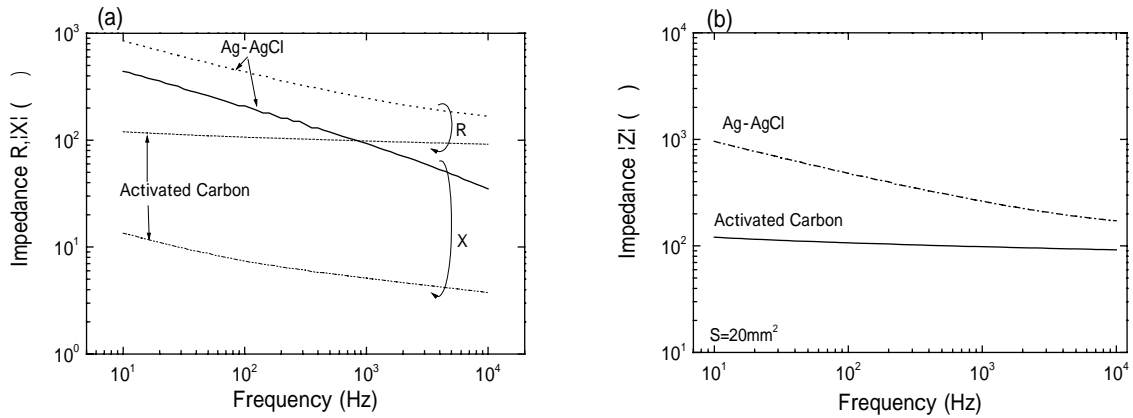


図4 2種類の電極のインピーダンス特性；測定モード $Z=R-jX$
 (a)R、X 特性、(b) $|Z|$ 特性

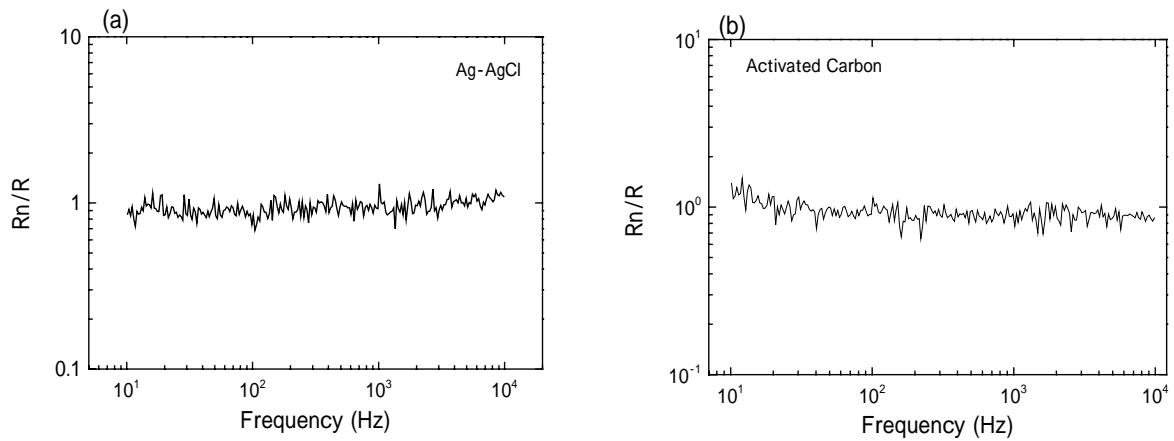


図5 雑音特性 (a)銀塩化銀電極、(b)活性炭電極

R_n ：等価雑音抵抗、 R ：インピーダンスの抵抗成分

雑音特性は、専用に製作した低雑音増幅器（60dB、 $0.45\text{nV}/\text{Hz}^{1/2}$ ：1kHz）を介してスペクトラムアナライザ R9211A、Advantest）で解析した。雑音特性を図4に示す。各電極ともほぼ熱雑音で占められており、過剰雑音が観測されていない。ここで、 R_n は雑音の大きさから抵抗値に換算した等価雑音抵抗であり、 R はインピーダンスアナライザによるインピーダンスの実部である。なお、図5(b)において10Hz付近で僅かに過剰雑音が観測されているように見えるが、増幅器自体による雑音の影響が表れている。

以上、雑音に関して、測定周波数が10Hz～10kHzにおいて低雑音であり、電極の種類による大きな差異はないといえる。また、インピーダンスの大きさについては数100前後とは低く大きな差異はない。しかし、活性炭電極のインピーダンスのX成分がR成分より十分低いことから $|Z|$ はRで決定されており、100Hz以下の低域で $|Z|$ の増加傾向が他の電極に比べて小さいことがわかる。

八 脳波測定

試作した活性炭電極と市販の銀-塩化銀電極（SEE108、NEC）の2種類の電極で、

生体信号計測用増幅器（MEG6108、日本光電）を用い、0.5Hz-40Hz の帯域制限を設け同時に記録した脳波の一例を図 6 に示す。電極と皮膚間の電解質材料として活性炭電極は導電性ゲルを銀塩化銀電極は電解質ペーストを用いた。電極配置は国際 10-20 電極配置法に基づき、Fp1 の近くに 2 種類の電極を配置して単極誘導とし、不関電極を耳朶に接地電極を額にした。被験者は健常者であり、電極貼付 15 分後に計測を開始し安静・閉眼とした。何れの電極からの信号もほぼ同じ記録波形が得られており、臨床応用への適用も有用と考えられる。

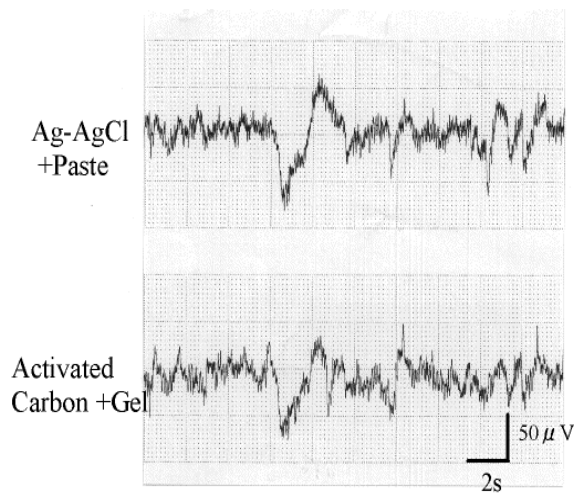


図 6 銀-塩化銀と活性炭電極の EEG 計測例

2 フェーズ の取組み予定

動作および動作イメージによって、主に脳波の特定の周波数成分が変化する場合が認められた。本研究で主に注目した μ 波に加えて、 α 波（20Hz 前後）、 β 波（40Hz 前後）の各成分もこれらに関連して変化するといわれている。今後は他の周波数帯域についても詳細に検討を行う必要がある。

しかし本研究では、動作および動作イメージによって生じる脳波の変化に再現性があまり良好ではなかった。またこれらは加算平均操作を行うことによってのみ検出が可能であり、単一試行データからの明瞭な変化は認められたとはいえない。これは、安静時の脳波と、ある特定のイベント下の脳波との差の S/N 比が悪いことを意味する。これは被験者へのトレーニングで解決できるという報告が多いが、そのトレーニング方法を体系的かつ詳細に示した研究事例はない。脳波を FES 装置の制御命令源として活用できる可能性は、このトレーニング方法を詳細に検討することで大きく向上すると思われる。また、脳波と併用して、眼電（EOG）、顔部の筋電（EMG）などの信号を積極的に利用

することで、制御命令源取得の信頼性の向上が見込まれると考えられる。

さらに、上述以外の部位についても、頭髮の影響を検討するため 10/20 電極配置法における C3 - C4 での検出も試み、電極-皮膚間の電解質材料として導電性ゲルや生理食塩水を含ませた脱脂綿を用いて検討した。しかし、前者の場合、皮膚と電極の接触状態が不安定となることや、後者では長時間の測定で水分の蒸発と思われる S / N の低下が表れ、安定な記録までには至らなかった。

一方、開発した活性炭電極は低インピーダンス・低雑音であり、特に数十 Hz 以下の低周波数成分が重要となる脳波信号などで低インピーダンスが実現できることから生体信号計測用電極として有用であると考えられる。また、従来の銀-塩化銀電極と電極表面積を同じにして比較すると電極インピーダンスの大きさは活性炭電極が小さくできる。しかし、頭髮の多い箇所固定する場合など、従来のペースト付き銀-塩化銀電極と比較して導電性ゲルの利用は簡易であるが、皮膚から離れ易く、結果として皮膚との接触が不安定になり S/N の低下を招くことがわかった。したがって、活性炭の利点を活かすためには、その構造上から電極内部に電解質溶液が浸透している必要があり、電極サイズの小型化には限界があると考えられる。したがって、今後は電極-皮膚間の電解質材料を検討する必要がある。

3 論文発表

- ・大庭茂男、加納慎一郎、二見亮弘、星宮望：「活性炭を用いた EEG 検出用電極の特性」、電気関係学会東北支部連合大会 講演論文集、p.344、2002