

別刷

計測自動制御学会 論文集

年 第 卷 第 号

(P. ~P.)



社団
法人 計測自動制御学会

機能的 MRI 環境下で利用可能な筋電制御型バーチャル義手操作システム†

田 中 良 幸*・野 田 聰**・辻 敏 夫*
丸 石 正 治***・村 中 博 幸***

A Virtual Prosthetic Hand System by Using EMG Signals in functional MRI Environments†

Yoshiyuki TANAKA*, Satoshi NODA**, Toshio TSUJI*,
Masaharu MARUISHI*** and Hiroyuki MURANAKA***

This paper proposes a virtual EMG-prosthetic hand system using a neural network available in functional MRI environments for developing an effective training system of amputees. An operator attaches a set of surface electrodes on his forearm, and manipulates the virtual EMG-prosthetic hand visualized with 3D computer graphics projected on a screen in the scan room. The preliminary experiments demonstrate that the hand motion a subject intended can be determined with high discrimination rates without decaying fMRI images. Then, the validity of the proposed system was confirmed through the neurological experiments that were carried out to analyze human brain functions in operating the hand system.

Key Words: EMG-prosthetic hand, fMRI measurements, human brain functions

1. はじめに

交通事故や災害、あるいは埋設された対人地雷などによって上肢の一部を失う人々が国内外で後を絶たない。そのような上肢切断者は、一般に何らかの義手を装着することになるが、その多くは装飾を目的とするものや内部に動力源を持たない体内力源型のものであり、アクチュエータを内蔵して能動的に駆動する電動義手は国内ではほとんど使用されていないのが現状である¹⁾。電動義手が切断者にほとんど使用されない要因としては、1) 公的な制度に関する問題、2) 装置に関する問題、3) 操作者に関する問題の三つが考えられる。従来から電動義手に関する研究は数多くされているが、その多くは装置の高機能化や軽量化に焦点があてられ、操作者側の問題については積極的に考慮されていない。

電動義手の操作訓練・教育に関する研究は、わずかではあるがいくつか報告されている。たとえば、Dupont and Morinは動力義手の制御訓練を目的として、コンピュータグラフィ

クスで描いたバーチャルハンドを用いた動作制御訓練システム²⁾を構築したが、対象動作は筋収縮の程度による単純なハンドの開閉に限られており、多自由度の動作訓練には適用することはできない。また、Otto Bock 社は筋電駆動型電動義手を操作するために必要となる筋電位信号の発生強化訓練や適切な電極装着位置の特定を支援するためのフィードバック装置（Myoboy）を製作している³⁾。しかしながら、簡単なモニタ機能しか備えておらず、義手操作の訓練システムとして利用することは困難である。一方、辻らは義手制御の際に必要となる筋活動能力の回復訓練を目的としたトレーニングシステムを開発した⁴⁾。そして、実際に切断者による義手制御訓練を行ない、訓練を進めるにつれて操作者が義手を自身の身体の一部であるような操作感覚を次第に得るという事例を報告している。このことは、トレーニング前後において、操作者の高次脳機能に何らかの変化が生じたことを示唆している。しかしながら、これらの研究では義手制御の結果からシステムの有用性を定性的に示したにすぎず、そのトレーニング効果を脳機能レベルからは確認していない。もし、義手操作のトレーニングに対する脳内活動部位の変化を示すことができれば、トレーニング効果をより正確に評価できるものと考えられる。また、切断者の義手操作における運動と脳内活動パターンの対応関係を健常者のものに近づけることを目的とした、脳機能レベルからの新たなトレーニング法を開発するための基礎資料になり得る可能性がある。

一方、脳内の活動状況を観察する手段の一つに magnetic resonance imaging 法(以下、MRIと略記)がある⁵⁾。MRIは数 [T] という強力な磁場環境下で人体に電波を加えて体

† 第23回バイオメカニズム学術講演会で発表(2002・10)

* 広島大学大学院工学研究科 東広島市鏡山1-4-1

** 三洋電機(株) 枚方市走谷1-18-13

*** 広島県立身体障害者リハビリテーションセンター
東広島市田口3-1

* Graduate School of Eng., Hiroshima University, 1-4-1
Kagamiyama, Higashi-hiroshima

** Sanyo Electric Co., Ltd., 1-18-13 Hashiridani, Hirakata

*** Hiroshima Prefectural Rehabilitation Center, 3-1
Taguchi, Higashi-hiroshima

(Received April 30, 2004)

(Revised November 11, 2004)

内の水素原子核を共鳴させ、原子核が放出したエネルギー波を受信して人体の内部構造を画像化する技術である。このMRI装置を利用して血中の還元ヘモグロビンの相対量の変化を捉えることで、高い空間解像度で非侵襲的に脳活動の状況を可視化することができる。これを機能的MRI法 (functional magnetic resonance imaging: fMRI) といい、最近ではfMRIを利用した脳科学的研究が数多く報告されている。たとえば、Flamentらはジョイスティックを用いた視覚運動課題を設定し、小脳の活動領域が学習とともに減少するようすを報告している⁶⁾。Takahashiらは手の開閉に伴う一次運動野の活性化パターンについて調べ、手の開閉によって脳の賦活領域の中心が異なることを明らかにした⁷⁾。また、Tomaらは筋弛緩あるいは筋収縮に伴う前補足運動野と補足運動野の機能的差異について考察している⁸⁾。しかしながら、これらの従来研究では運動タスクに対する運動器官と脳の活動量との対応がとられていないのが現状である。その大きな原因是、fMRI計測中は数 [T] の非常に強力な磁場が常時発生するため、fMRI環境下では筋電図(EMG)や脳波(EEG)、心電図(ECG)、筋音図(MMG)などの微弱な生体生理信号を計測することはたいへん困難となるからである。そして、著者らの知る限り、fMRIとEMG信号の同時計測を可能とする手法は報告されていない。そのため、筋電義手操作中の脳機能解析に関する研究は不可能であった。

以上の研究背景を踏まえて、本論文では筋電制御型電動義手操作における高次脳機能局在の解析を目的として、fMRI環境下で利用可能なEMG信号計測システムを提案するとともに、手首より先の運動を対象としたバーチャル義手操作システムを開発する。以下、2ではfMRI環境における筋電位信号（以下、EMG信号と記述）の計測手法を提案し、3では開発したバーチャル義手操作システムについて述べる。4では、健常者による義手操作実験を行ない、本システムの有用性とともに義手操作に関連して活動する脳内活動部位を示す。

2. MRI環境下でのEMG計測法

MRI装置は強力な静磁場を常時発生しているため、微弱な生体生理信号を送電するリード線が揺れると誘導起電力で電流が誘発されノイズ信号が混在してしまう。そしてさらに、fMRIは傾斜磁場を変動させながら脳の各断層画面を撮像するため、Scan room内の磁場変動によってリード線に電流が誘発され、非常に大きなノイズ信号が断続的に発生してしまう。そのため、fMRI環境下において生体生理信号を通常の環境と同じように計測することはたいへん困難となる。そこで本論文では、新たにfMRI環境下で利用可能なEMG信号計測システムを開発するとともに、fMRI計測において設定するパラメータを応用したノイズ除去法を提案する。

2.1 システム構成

Fig. 1に、開発したfMRI環境用のEMG信号計測システムの概観図を示す。Scan room内では非常に強力な磁場が発生しているため、磁性体である筋電図検査装置やコンピュータ

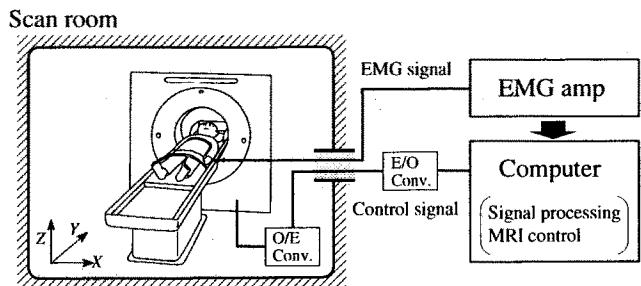


Fig. 1 The overview of experimental equipment

を持ち込むことはできない。持ち込んだ場合、MRI装置や筋電図検査装置の故障、医療事故を引き起こす恐れがある。そこで、EMG信号を計測するために用意したリード線（銀メッキ軟銅線、全長10[m]、半径0.5[mm]）を、MRI装置の検査台付近からScan roomの壁に設置された導波管を利用して外部の筋電図検査装置に接続した。

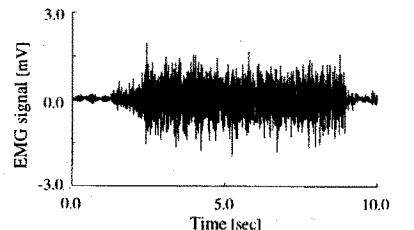
EMG信号は銀皿電極(NE-703A、日本光電製)と筋電図検査装置(MEM-4204、日本光電製)を用いて計測し、アナログバンドパスフィルタ(high-pass:10[Hz], low-pass:250[Hz])を通過させた後、500倍に増幅した信号をA/Dボード(量子化ビット数:12bit, サンプリング周波数:1[kHz])を介してパソコンに取り込んだ。なお、MRI装置による磁場の影響をできるだけ抑えるため、電極とリード線の径を通常のものより小さく作成した。また、磁性体のシールドはfMRI画像を劣化させるため、リード線にシールド処理は施していない。

EMG信号とfMRI画像の計測開始時刻を同期させるため、fMRI画像の撮像タイミングはコンピュータからMRI装置(SIEMENS製MAGNETOM SYMPHONY; 静止磁場強度:1.5[T], 最大傾斜磁場強度:34[mT/m], 超伝導タイプ)に外部トリガー信号を送って制御した。ここで、MRI装置への外部トリガー信号は電気-光変換装置を介して送信し、fMRI画像への影響を最小限に抑えた。

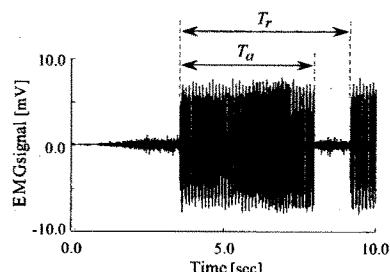
2.2 EMG信号の計測とノイズ除去

Fig. 2は、Scan roomの内外で右手首の背屈動作時に計測したEMG信号の一例である。被験者は23才の男子大学生であり、肘頭にアース電極、右前腕部の尺側手根伸筋(Extensor Carpi Ulnaris)に1対の電極を取り付けて計測した。なお、リード線の揺れによるノイズ発生を防ぐため、被験者には対象動作のみを行なうように指示をするとともに、リード線をMRI装置の検査台にテープで固定した。Scan room内で計測したEMG信号には、傾斜磁場の変動により誘発された約8[mV]のノイズ信号が見られ、2[mV]以下と微弱なEMG信号に対して非常に大きいことがわかる。したがって、fMRI環境下でEMG信号の計測・解析を行なうためには、まずこのノイズ信号を除去する必要がある。

一方、fMRI計測中の電磁波と傾斜磁場の変動タイミングおよび回数は、Repetition Time(以下、 T_r と略記)、Acquisition Time(以下、 T_a と略記)、スライス枚数 S_n など



(a) EMG-signal in the normal environment



(b) Noised EMG-signal in the fMRI measurement

Fig. 2 Examples of the measured EMG signals

の計測パラメータによって決定される (Fig. 2 (b) 参照)。ここで、 T_r は磁場変動を制御する励起パルスが発生する時間間隔、 T_a は脳全体の断層画像を撮像するために要する時間、 S_n は脳全体の画像を構成する断層画像の枚数である。本システムでは外部トリガーによりパラメータ T_r を制御することから、ノイズが発生する時間間隔は $T_i = T_a/S_n$ と求めることができる。したがって、 T_r 、 T_a 、 S_n を設定することにより、ノイズ信号が発生する時間を調節することが可能である。

Fig. 3 は、計測パラメータを $T_r = 11$ [sec]、 $T_a = 8.8$ [sec]、 $S_n = 40$ と設定し、二つの電極をペースト (カルジオクリーム) で挟んでショートさせた状態で、Scan room 内において計測した信号波形の一例である。図より、ノイズが発生する時間間隔 T_i は約 220 [msec] となっており、fMRI の測定パラメータに従っていることが確認できる。またさらに、各断層画像の撮像開始から一定時間 T_d (約 110 [msec]) 以後では、MRI 装置による強力な静磁場が発生しているにもかかわらず、計測した信号波形には目立ったノイズが発生していないことがわかる。そこで本論文では、仮想義手を操作する各動作時間は一定時間 T_d と比較して十分大きいものと仮定して、一定時間 T_d において計測した EMG 信号を破棄することで、EMG 信号から fMRI 計測で誘発されたノイズ信号を除去した。

2.3 計測結果

提案手法の有効性を示すため、実際に fMRI 計測において EMG 信号の計測実験を行なった。被験者は男子大学生 (23 才) で、肘頭にアース電極、右前腕部の尺側手根伸筋 (Extensor Carpi Ulnaris) に 1 対、尺側手根屈筋 (Flexor Carpi Ulnaris) に 1 対、橈側手根屈筋 (Flexor Carpi Radialis) に 2 対の合計 4 対の電極を取り付けた。実験中、被験者には MR 対応ヘッドフォンを着用させ、Scan room 外のインターホンを通じて撮像開始後 5.0 [sec] から 5 秒間は右手首の背屈動

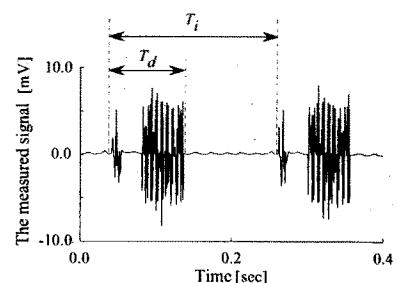


Fig. 3 Noise signals with respect to the fMRI sequence parameters

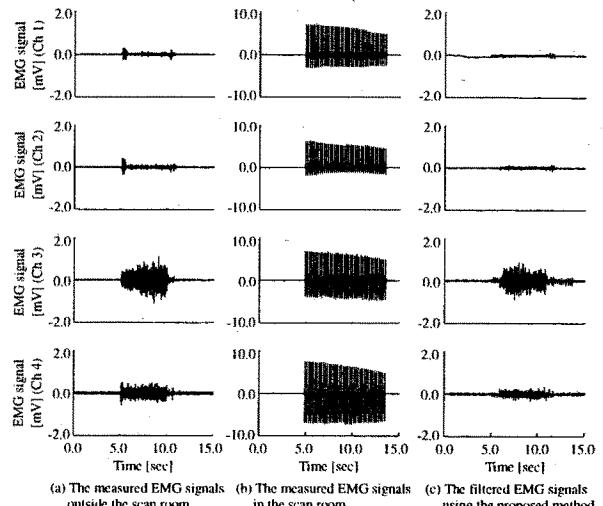


Fig. 4 Measurement of the EMG signals using the proposed method

作のみを行なうように指示した。

Fig. 4 に実験結果の一例を示す。ただし、fMRI の計測パラメータは、 $T_i = 220$ [msec]、 $T_a = 8.8$ [sec]、 $T_d = 130$ [msec] と設定した。図 (a) は Scan room の外で計測した EMG 信号、図 (b) は Scan room 内で計測した EMG 信号、そして図 (c) は提案手法によりノイズ除去を行なった結果である。Scan room 内で計測した EMG 信号では、fMRI 計測で誘発された大きなノイズ信号のために、背屈動作による筋収縮の変化をはっきりと確認することはできない。一方、提案手法によりノイズ処理された EMG 信号の波形では、指定した 5 秒間において背屈動作に伴う筋収縮のようすが確認できる。またさらに、そのパターン情報は Scan room 外で計測した EMG 信号と同程度であることから、リード線を固定した場合においては、提案手法によりある程度上手く EMG パターンを抽出することが可能であることがわかる。しかしながら、本手法は発生時間 T_d 以外で計測した EMG 信号の振幅精度までを保証するものではない。この点に関しては、リード線の揺れによる影響も含めて、今後、詳しく検証していく予定である。

2.4 ファントムを用いた評価実験

提案するシステムが fMRI に与える影響を検証するため、円柱形ファントム (直径: 24 [cm], 容積: 7.3 [l]) と球形ファ

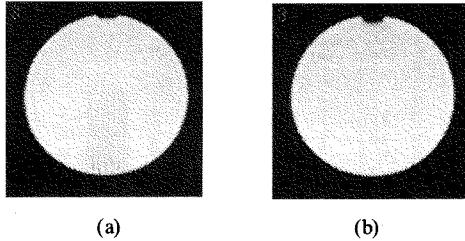


Fig. 5 Evaluation of the proposed system using the cylindrical phantom

ントム（直径：24 [cm]，容積：7.236 [l]）の2種類を使用してMR信号のS/N比の評価を行なった¹³⁾。ファントムは人体の代わりに使用される生体模擬試料であり、外形が既知であることからMRI装置の品質機能のテストや検証実験に利用される。なお、撮像シーケンスにはシングルショットエコープラナー法（シングルショットEPI）⁵⁾を採用し、計測パラメータはそれぞれ、 $T_r = 11$ [sec]、励起パルスからMR信号を計測するまでに要する時間を $T_e = 60$ [msec]、収集データのポイント数をMatrix size = 64 × 64、スキャン対象のサイズ(field of view: FOV)をFOV = 192 [mm]、スライス厚を3 [mm]、1回の励起パルスから生成する脳画像のスライス数を40と設定した。

Fig. 5(a), (b)は、それぞれ円柱形ファントムに提案システムを設置しない場合と電極を装着した状態で撮像したファントムのMR画像である。これらの画像を比較すると、ファントムの変形など電極を装着したことによる画像の歪みは見られない。また、Fig. 5のS/N比（10試行の平均値±標準偏差）は、画像中央部において(a)が54.4 ± 1.53、(b)が53.2 ± 0.99であり、その差は十分小さなものであった。

つぎに、球形ファントムを使用して、MR画像に現れる磁場の不均一性に関する評価実験を行なった。被験者による仮想義手操作実験と同様な状態で評価を行なうため、コイルの開口部より30 [cm]の位置に電極を設置した。そして、x軸、y軸、z軸の各軸(Fig. 1参照)に対して、32箇所で計測した磁場の歪みの平均値を10試行計測した。その結果、x軸が±0.2 [ppm] (ppm: part per million)、y軸が±0.1 [ppm]、z軸が±0.1 [ppm]であった。一方、提案システムを設置しない通常の状態では、x軸が±0.1 [ppm]、y軸が±0.4 [ppm]、z軸が±0.0 [ppm]であった。今回用いたMRI装置の許容範囲は±0.7 [ppm]であることから、fMRI撮像に影響はないことを確認できた。

3. バーチャル義手操作システムの開発

前節で提案したEMG信号の計測手法により、MRI装置内で計測したEMG信号から被験者の動作に対応したパターン情報を上手く抽出できることを確認した。そこで本論文では、その計測手法とバーチャルリアリティ技術を応用して、Fig. 6に示すfMRI環境用のEMG制御型バーチャル義手操作システムを構築した。本システムは動作パターン抽出部、動作識別判定部、バイオフィードバック部から構成される。

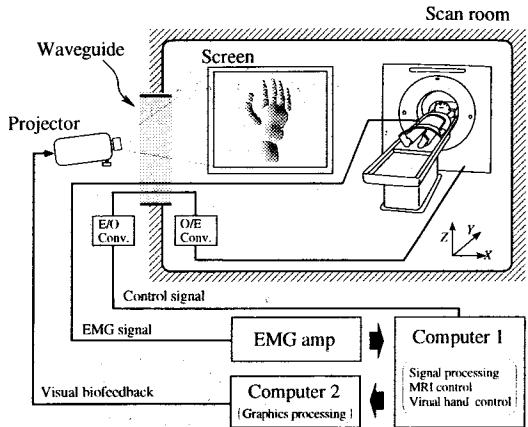


Fig. 6 The overview of the developed virtual prosthetic hand system

以下、各部について順次説明する。

3.1 動作パターン抽出部

操作者に装着した L 対の電極から測定したEMG信号に対して、まず**2.2**節の手法を用いてfMRI計測で誘発されたノイズを除去する。そして、各チャンネル l ($l = 1, \dots, L$)ごとに全波整流した後、2次のデジタル・バタワースフィルタを用いて平滑化し、時系列信号 $EMG_l(t)$ を生成する。ここで、仮想義手の各動作時間に比べてEMG信号を破棄する時間(T_d)が十分小さいものと仮定して、ノイズを除去した区間は $EMG_l(t)$ の値を0次ホールドを用いて処理をした。

つぎに、 $EMG_l(t)$ の総和が1となるように次式で正規化し、特徴パターンベクトル $x(t) = [x_1(t), x_2(t), \dots, x_L(t)]^T \in \mathbb{R}^L$ を生成する。

$$x_l(t) = \frac{EMG_l(t) - EMG_l^{st}}{\sum_{l'=1}^L (EMG_{l'}(t) - EMG_{l'}^{st})} \quad (1)$$

EMG_l^{st} は安静時に測定した $EMG_l(t)$ の平均値である。

3.2 動作識別判定部

動作識別判定部では、抽出した特徴パターンベクトル $x(t)$ から、Log-Linearized Gaussian Mixture Network(以下、LLGMNと略記)¹⁰⁾を用いて操作者が意図した動作の推定と、その結果が有効であるかどうかを判定する。

LLGMNは混合正規分布モデルを対数線形化してネットワークに展開したものであり、サンプルデータが従う統計分布を学習的に推定し、入力パターンに対する各動作の事後確率を出力する。これにより、個人差や電極位置、疲労や発汗などに伴うEMG信号の変化に適応することができ、高精度での動作識別を安定して実現している。また、本論文ではターミナルアトラクタ¹¹⁾を学習則に導入し、収束時間の上限値を指定できるようにした。これにより、学習時間を持つことになる操作者の精神的負担を軽減することが期待できる。

LLGMNの出力層ユニットの各出力が入力されたEMG信号パターンに対する各動作の事後確率を示していることから、本システムでは次式で定義したエントロピー $H(t)$ の値に基づ

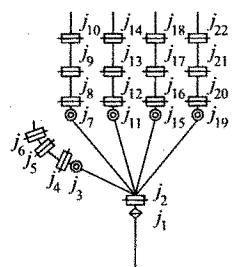


Fig. 7 A link model of the virtual prosthetic hand

Table 1 Impedance parameters in the virtual hand control

Joint, j	Motion	m_j	$b_{j,1}$	$b_{j,2}$	$b_{j,3}$	$k_{j,1}$	$k_{j,2}$	$k_{j,3}$
1	Pronation / Supination	0.004	0.34	0.2	0.144	32.0	0.69	3.2
2	Extention / Flexion	0.003	0.34	0.2	0.144	32.0	0.60	2.7
3~6, 8~10, 12~14, 16~18, 20~22	Hand grasping / opening	0.002	0.09	0.2	0.040	0.9	0.60	0.3
7, 11, 15, 19	Hand grasping / opening	0.002	0.70	0.2	0.040	1.9	0.60	0.3

づいて動作識別判定を行なう¹²⁾.

$$H(t) = \frac{-\sum_{c=1}^C Y^c(t) \log_2 Y^c(t)}{\log_2 C} \quad (2)$$

情報の曖昧さを表わすエントロピーの値を利用することで、曖昧な識別結果による誤動作をソフト的に抑えることが可能となる。 $H(t)$ と閾値 H_d を比較して、 $H(t) < H_d$ であれば、LLGMN による識別結果を採用し、 $H(t) \geq H_d$ であれば曖昧な識別として保留する。

識別結果が有効と判定された場合は、次式の筋力情報 $F_{EMG}(t)$ に基づいて動作発生の有無を判定する。

$$F_{EMG}(t) = \frac{1}{L} \sum_{l=1}^L (EMG_l(t) - EMG_l^{st}) \quad (3)$$

識別動作に対する $F_{EMG}(t)$ が閾値 F_d を超えた場合のみ、その動作を有効と判断して義手の動作を制御する。

3.3 バイオフィードバック部

バイオフィードバック部では、被験者から計測した EMG パターンから推定判別した動作結果に基づいて、Fig. 7 に示す手首より先の運動を対象としたバーチャル義手の制御を行なう。バーチャル義手のグラフィックスは DirectX で描写されたものであり、Scan room 内外をつなぐ直径 30 [cm] の導波管を利用して、Scan room 外に設置したプロジェクターから Scan room 内の MR 対応スクリーン上に仮想義手の二次元画像を投影する (Fig. 6 参照)。もちろん、撮影した実機の動作画像をフィードバックすることでよりリアリティのある操作システムを構築することは十分可能ではあるが、さまざまな機構の義手操作に柔軟に対応できるようにバーチャルとした。また、今回は手首から先を対象としたものではあるが、このようなバーチャル義手システムを構築することで、義手機構の操作性評価や各患者に適した義手の開発設計にも応用できる可能性があると考えている。

バーチャル義手の各関節 J_j ($j = 1, \dots, 22$) は人間のインピーダンス特性を反映させたインピーダンス制御を実装して

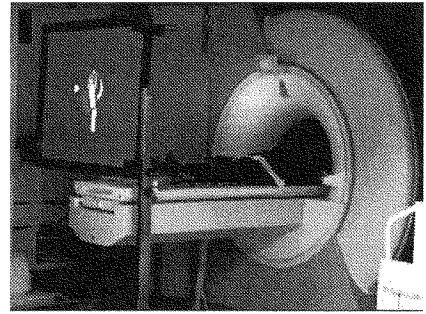


Fig. 8 The overview of an fMRI experiment

おり¹²⁾、人間の手の動作に近い運動特性をバーチャル義手にもたせている。ここで、関節 j まわりの運動方程式は、

$$I_j \ddot{\theta}_j + B_j(\alpha_j) \dot{\theta}_j + K_j(\alpha_j)(\theta_j - \theta_j^e) = \tau_j - \tau_j^{ex} \quad (4)$$

$$\tau_j(t) = \alpha_j(t) \tau_{jc}^{max} \quad (5)$$

と定義した。ただし、 I_j 、 $B_j(\alpha_j)$ 、 $K_j(\alpha_j)$ はそれぞれ関節 j まわりの慣性モーメント、粘性、および剛性であり、 θ_j 、 θ_j^e は関節角度と平衡姿勢、 τ_j 、 τ_j^{ex} 、 τ_{jc}^{max} は関節トルク、外力、動作 c に対する関節 j の最大発揮トルクを示している。

(4) 式に含まれる α_j は、(3) 式で定義した $F_{EMG}(t)$ を用いて次式で求める。

$$\alpha_j(t) = \frac{F_{EMG}(t)}{F_c^{max}} \quad (6)$$

ただし、 F_c^{max} はあらかじめ計測した動作 c に対する最大随意収縮時の $F_{EMG}(t)$ である。なお、動作中に識別結果が保留となった場合には、一時刻前の動作を維持するようにした。

各関節の運動制御に設定した慣性モーメント、粘性、および剛性は、次式を用いて決定した。

$$I_j = i_j \quad (7)$$

$$B_j(\alpha_j) = b_{j,1} \alpha^{k_{j,2}} + b_{j,3} \quad (8)$$

$$K_j(\alpha_j) = k_{j,1} \alpha^{k_{j,2}} + k_{j,3} \quad (9)$$

ただし、 i_j 、 $b_{j,n}$ 、 $k_{j,n}$ ($n=1,2,3$) は定数であり、インピーダンス推定実験により得られた人間のインピーダンス特性¹²⁾に基づいて決定した。本論文で設定した値を Table 1 に示す。なお、関節の粘弾性を筋活動レベル α_j の関数とし、筋活動に伴う運動特性の変化を表現している点に注意されたい。

4. fMRI 環境下におけるバーチャル義手操作実験

4.1 バーチャル義手の動作確認

本システムの動作確認を目的として、5人の健常者 (A~E) によるバーチャル義手操作実験を行なった。対象動作は、握る、開く、背屈、嘗屈の4動作とした。被験者には MR 対応ヘッドフォンを着用させ、コンピュータから発せられるビープ音により各動作の開始と終了を指示した。なお、本実験の前に被験者が自然な感覚で仮想義手を操作できるように1分程度の練習を行なわせた。このとき、被験者には必要以上に大きな力を入れないように指示をした。

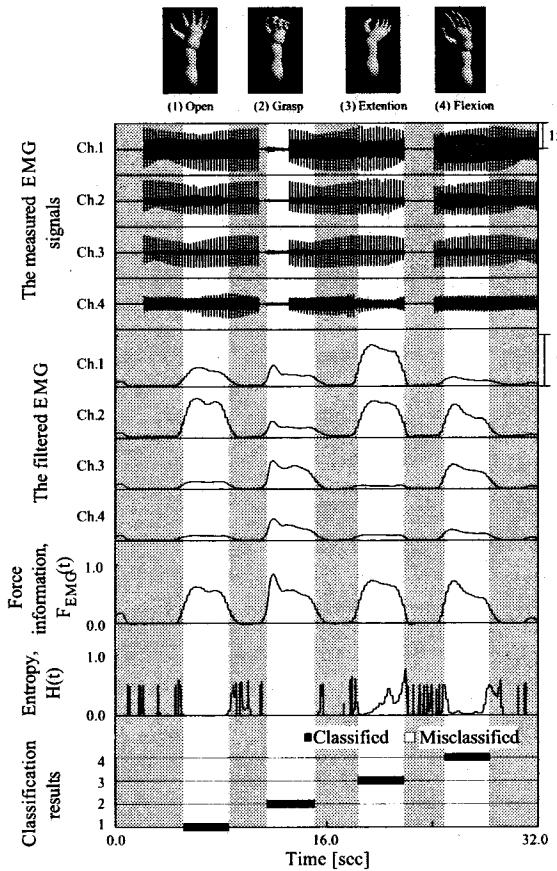


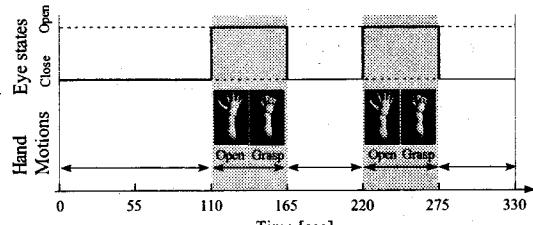
Fig. 9 An example of the classification results (Subject A)

仮想義手の投影画面の位置は、被験者をMRI装置の検査台に寝かせて開口部に頭部を入れた状態で右手を胸の上におかせ、スクリーン上の仮想義手が自分の手と同じように思える位置に設定した(Fig. 8 参照)。なお、fMRI計測中は頭部が動かないように固定し、計測パラメータは $T_r = 220$ [msec], $T_a = 8.8$ [sec], $T_d = 130$ [msec]とした。

Fig. 9に、被験者Aによる実験結果の一例を示す。上から順に、各電極で計測したEMG信号、ノイズを除去して整流平滑処理(カットオフ周波数: 0.3 [Hz])を施したEMG信号、筋力情報 $F_{EMG}(t)$ 、エントロピー $H(t)$ 、動作識別部による識別結果の時間経歴を示している。陰影区間は筋力情報 $F_{EMG}(t)$ が閾値を下回り、無動作と判断された区間である。なお、各電極は Ch.1: 深指屈筋、Ch.2: 長母指屈筋、Ch.3: 尺側手根屈筋、Ch.4: 尺側手根伸筋に配置した。操作実験の結果から、提案手法によるノイズ処理と整流平滑処理により、計測したEMG信号から複数動作に対する動作パターンと筋力情報を安定して抽出できていることを確認できた。なお、各被験者による動作識別率は、被験者A: 100.0%，被験者B: 99.9%，被験者C: 96.7%，被験者D: 96.2%，被験者E: 98.8%となり、いずれも高い識別率を実現した。

4.2 義手操作に対する脳機能解析

開発したバーチャル義手システムの有用性を示すため、義手操作における脳内活動部位のfMRI計測を行なった。被験



(a) an fMRI paradigm
(b) an activation map of the human brain

Fig. 10 An example of fMRI measuring experiments in operating the virtual hand (Subject B)

者は男子大学生(23才、右利き)で、対象動作は「開く」、「握る」の2動作とした。また、電極は被験者の利き手の尺側手根伸筋に1対、尺側手根屈筋に1対、桡側手根屈筋に2対の計4対を取り付け、動作の開始と終了はMR対応ヘッドフォンを通じて指示をした。fMRI画像の撮像シーケンスはシングルショットエコーブラナー法で行ない、撮像パラメータは $T_r = 11$ [sec], $T_e = 60$ [msec], Matrixsize = 64×64 , FOV = 192 [mm], スライス厚 = 3 [mm], スライス枚数 $S_n = 40$ 、撮像回数 = 30とした。

本論文では、バーチャル義手操作に対する脳内活動部位を示すため、Fig. 10(a)に示すブロックデザインに基づいてfMRI実験を行なった。被験者は指示があるまでは目を開じて安静状態をとり、動作開始の指示に従ってバーチャル義手を見ながら対象動作を行なう。また、義手の開閉運動は1.1秒間隔のビープ音に合わせて行なうように事前に練習をし、聴覚刺激の影響をなくすために安静状態においてもビープ音を鳴らした。上記実験条件において、各被験者は3試行を行なった。

Fig. 10にfMRI計測結果の一例を示す。図は前面と左側面から見た脳画像の上に、義手操作による脳内活動部位を濃淡変化で表示している。なお、データ解析にはMatlab(Math Works Inc.)上のStatistical Parametric Mapping(SPM)¹⁴⁾を用いて行なった。Fig. 10より、1次運動野、1次感覚運動野、両側1次視覚野、両側視覚連合野、両側腹側前運動野に賦活が確認でき、これらの賦活部位が人間がバーチャル義手システムを操作する際に活動する高次脳機能であると考えられる。また、ミラーニューロンが存在する両側腹側運動前野が賦活していることから、被験者が仮想義手を実機と同様に高度な機械システムとして認識していることが示唆される¹⁵⁾。このように、本システムを用いることで、これまでには不可能であった義手操作に重要となる運動機能を脳レベルから解析評価することができる。

5. まとめ

本論文では、EMG信号とfMRI画像を用いた生体運動解析を目的として、fMRI環境下で利用可能なEMG信号計測システムを構築した。そして、fMRI計測に伴う磁場変動で誘発された断続的なノイズを含む信号部分を計測パラメータを利用して除去する手法を提案し、fMRI計測と同時にEMG信号のパターン情報を計測可能であることを実験的に示した。つぎに、提案手法を応用して、手首から先の運動を対象としたfMRI環境下で動作可能なEMG制御型バーチャル義手システムを開発した。そして、バーチャル義手操作に関連して賦活する脳機能局在をfMRI画像から確認することができた。

しかしながら、本論文で提案したEMG計測法では振幅精度までを保証するものではなく、またEMG信号を破棄する一定時間 T_d によるバーチャル義手の動作識別精度への影響を検証していない。今後はこれらの点を考慮したうえで、fMRI計測中に発生したノイズ信号の時間・周波数情報を利用した新しいEMG信号計測法を開発していく予定である。またさらに、実機とバーチャルの義手操作による脳活動の差を検証し、健常者と切断者の義手制御時における脳機能解析を通じてトレーニング効果による脳内活動部位の変化を明らかにしたいと考えている。

参考文献

- 1) 川村次郎(編): 義肢装具学, 医学書院, 121/159 (1997)
 - 2) A.C. Dupont and E.L. Morin: A Myoelectric Control Evaluation and Trainer System, *IEEE Trans. on Rehabilitation Engineering*, 2-2, 100/107 (1994)
 - 3) 大塚, 中川, 陳, 中村, 古川: 筋電(能動)義手の処方と製作システムの確立に関する研究, 福祉のまちづくり工学研究所報告集, 140/145 (1999)
 - 4) 辻, 福田, 大塚, 金子: 義手制御を目的とした筋電操作トレーニングシステム, 電子情報通信学会論文誌, J83-DII-10, 2030/2039 (2000)
 - 5) 福永, 田中, 梅田ら: 脳のfunctional MRI, 日磁医誌, 21-6, 204/216 (2001)
 - 6) D. Flament, J.M. Ellermann, S.G. Kim, et al.: Functional magnetic resonance imaging of cerebellar activation during the learning of a visuomotor dissociation task, *Human Brain Mapping*, 4, 210/226 (1996)
 - 7) T. Takahashi, R. Xiao, M. Inase, et al.: Spatio-temporal activation pattern of fMRI signal after hand movements revealed by averaged single trial method, *NeuroImage*, 7, s937 (1998)
 - 8) K. Toma, M. Honda, T. Hanakawa, T. Okada, et al.: Activities of the primary and supplementary motor areas increase in preparation and execution of voluntary muscle relaxation: an event-related fMRI study, *The Journal of Neuroscience*, 19, 3527/3534 (1999)
 - 9) 斎藤, 白倉, 篠井(訳): バイオフィードバック-実践のためのガイドブック-, 新興医学出版社 (1992)
 - 10) T. Tsuji, O. Fukuda, H. Ichinobe and M. Kaneko: A Log-Linearized Gaussian Mixture Network and Its Application to EEG Pattern Classification, *IEEE Trans. on SMC-Part C*, 29-1, 60/72 (1999)
 - 11) M. Zak: Terminal attractors for addressable memory in neural networks, *Physics Letters A*, 133, 218/222 (1988)
 - 12) O. Fukuda, T. Tsuji, M. Kaneko and A. Otsuka: A Human-Assisting Manipulator Teleoperated by EMG Signals and Arm Motions, *IEEE Trans. on Robotics and Automation*, 19-2, 210/222 (2003)
 - 13) 西原, 黒田, 長谷川, 橋田, 羽根田: MR画像における信号ノイズ比(SNR)の測定, 技師会誌, No. 20, 7/12 (2001)
 - 14) 長瀬康弘: ファンクショナルMRIの画像処理ソフトとしてのSPM, INNERVISION, 14-9, 74/78 (1999)
 - 15) M. Maruishi, Y. Tanaka, H. Muranaka, T. Tsuji, et al.: Brain activation during manipulation of the myoelectric prosthetic hand: a functional magnetic resonance imaging study, *NeuroImage*, 21-4, 1604/1611 (2004)
-
- ## [著者紹介]
- 田中 良幸(正会員)
-
- 2001年広島大学大学院工学研究科博士課程後期修了。同年5月広島市立大学情報科学部助手、2002年10月より広島大学大学院工学研究科助手、現在に至る。博士(工学)、人間とロボットの運動制御、マン・マシンシステムに関する研究に従事。ロボット学会、日本人間工学会等の会員。
- 野田 聰
-
- 2002年広島大学大学院工学研究科博士課程前期修了。同年三洋電機(株)に入社。在学中は主に電動力義手に関する研究に従事。日本人間工学会の会員。
- 辻 敏夫(正会員)
-
- 1959年12月25日生。85年広島大学大学院工学研究科博士課程前期修了。同年広島大学工学部助手。94年同助教授を経て、2002年より同大学大学院工学研究科教授、現在に至る。工学博士。本会学術奨励賞(1986), 論文賞(2002), バイオメカニズム学会論文賞(1990), 日本義肢装具学会論文賞(2000), 日本医科器械学会論文賞(2003), 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス部門学術業績賞(2004), IEEE R&A Society The K. S. Fu Memorial Best Transactions Paper Award(2004)などを受賞。人間とロボットの運動制御、生体信号解析、ニューラルネット、ヒューマン・マシンシステムなどの研究に従事。
- 丸石 正治
-
- 1993年防衛医科大学校医学科卒業。脳神経外科専門医、リハビリテーション専門医。98年北海道大学大学院医学研究科助手を経て、2000年より広島県立リハビリテーションセンター科長、現在に至る。2000年Novel Smart Engineering System Design Award受賞。高次脳機能、脳機能回復(脳可塑性)について研究。
- 村中 博幸
-
- 1983年京都医療技術専門学校卒業後、広島鉄道病院中央放射線室を経て、94年広島県立身体障害者リハビリテーションセンター放射線科主査診療放射線技師、現在に至る。MRI撮像時における体内インプラントの生体への影響の研究。日本放射線技術学会、日本磁気共鳴医学会会員、89年よりMRIに従事。
-