

# 非侵襲ブレインマシンインタフェース (Brain Computer Interface)

## 1. 研究動向

昨年(SFN)のSFN2011は、ワシントン D.C.で開催されたが、この中で非侵襲ブレインマシンインタフェースとして、BCI EEGをキーワードで検索を行うと36件がヒットした。検索には理研で開発されているRAST(Related Abstract Search tools : <http://ras.ni.brain.riken.jp/>)を用いた。このツールは、キーワードを与えるとそのキーワードを



Related Abstract Search tools for:

2011

**RAST for  
Neuroscience 2011**  
Washington, DC November 12-16

[SFN 2011@Washington, DC](#)  
Nov. 12 - 16, 2011

[beta version for mobile](#)

第34回日本神経科学大会  
The 34th Annual Meeting of the Japan Neuroscience Society  
**Neuroscience 2011**

[Neuroscience 2011@Yokohama](#)  
Sept. 14 - 17, 2011

[beta version for mobile](#)

2010

**RAST for  
Neuroscience 2010**  
San Diego November 13-17

[SFN 2010@San Diego](#)  
Nov. 13 - 17, 2010



[Neuro 2010@Kobe](#)  
Sept. 2 - 4, 2010

**incf | Neuroinformatics 2010**

[Neuroinformatics 2010@Kobe](#)  
Aug. 30 - Sept. 1, 2010

2009

**Neuroscience 2009** 第32回 日本神経科学大会  
The 32nd Annual Meeting of the Japan Neuroscience Society

[Neuroscience 2009@Nagoya](#)

**RAST for  
Neuroscience 2009**  
Chicago October 17-21

[SFN2009@Chicago](#)

含むアブストラクトを提示するだけでなく、アブストラクトに類似したアブストラクトも提示する機能を持っている。このため、与えたキーワードを含まないアブストラクトも提示してくれるため、普通の検索では得られない隠れた関連研究も検索できるという利点がある。SFNだけでなく日本の神経科学大会用のデータベースも提供されている。

検索でヒットしたこれらのアブストラクトから、今年のBCIの傾向を読み取ることができる。

1. SSVEP, P300を用いたBCI

2. 携帯用EEG計測装置
3. マルチクラスのデコーディング
4. 連続的な制御 (2次元, 3次元)
5. EEGとfMRIとの融合 (空間分解能の向上)

などである。

大まかには研究内容は、上記の項目に分類できる。SSVEPやP300は従来からよく用いられている手法であり、その認識率の向上を目的とするものが多く発表されている。また、機械学習の手法を用いてマルチクラスの識別を行うもの発表されている。

乾式電極やローコストのEEG計測装置など、日常の環境でも使用できる装置の開発も行われている。これは、実用化に向けて重要な研究であり、技術的にもBCIが応用可能なレベ

The screenshot shows a search result for 'BCI EEG' on the RAST for Neuroscience 2011 website. The search results list several abstracts. The first abstract, 'Can P300, SSVEP and motor imagery based BCI systems work without gel?' by G. Guiger, G. Krausz, and G. Edlinger, is highlighted. The abstract text reads: 'Brain-computer interfaces (BCI) are mostly realized using the P300, motor imagery (MI) or steady-state visually evoked potentials (SSVEP) measured with the electroencephalogram (EEG). The EEG is measured non-invasively with electrodes mounted on the human scalp using conductive electrode gel for optimal impedance, frequency response and data quality. But the usage of gel has also some disadvantages like long montage time, abrasion of the skin required, need to clean the skin after the recording, etc. The gel based EEG acquisition limits also the frequent usage of BCI systems on a daily basis. Therefore it is of interest to test if dry EEG electrodes can be used for the control of all three types of BCI systems. A total of 20 subjects performed BCI experiments with P300, MI and SSVEP based BCI systems. The recordings were done with gel based and afterwards/before with dry electrodes or active and dry electrodes were assembled beside each other. Then raw EEG data, impedance, robustness against artifacts and the power spectrum were compared during rest. For the P300 BCI system the P300 response and the accuracy, for the SSVEP based BCI system the power spectrum including the stimulation frequencies and accuracy and for the MI based BCI reactive frequency components, event-related desynchronization and accuracy were calculated. Raw EEG data, physiological responses, reactive frequency components and accuracies reached very similar results for gel and dry electrodes, but dry electrodes show more power in low frequency bands below 3 Hz. The study showed that dry electrodes can be used for all three BCI approaches. The major advantages are the fast montage, no abrasion and no need of cleaning the skin. Nevertheless dry electrodes are more sensitive to noise and therefore a careful montage and controlled environment is necessary. Figure 1: Left: Active EEG electrode clip, dry electrode with connector on top, dry electrodes with 6 pins of 7 mm length. Middle: Dry electrode connected to active EEG electrode clip. Right: Dry electrode mounted on the EEG cap.' Below the text is a figure showing three images: an active EEG electrode clip, a dry electrode with a connector, and a dry electrode mounted on an EEG cap.

ルになってきたことを示している。

また、これまでEEGを用いたBCIは、「右」「左」の識別のように、パターンの識別が中心であった。車いすの操作などで、「前進」「後退」「右」「左」のように、それぞれのパターンを連続的に識別することにより時系列の制御を行う例もあるが、各コマンドが識別されているという点で、時系列の信号を推定しているわけではなかった。しかし、コンピュータカーソルの制御では、よりなめらかに動かすためには連続的な制御が必要となる。サンプリングレートが増加するだけでなく、少ない情報でコマンドを推定するため、Single trialのデータからパターンを識別する能力が高くなければならない。

さらに、BCI ECoGをキーワードに検索を行うと14件がヒットした。2010年のデータでは、6件がヒットしただけであったため、急に発表件数が増えている印象を持った。BCI EEGをキーワードとした場合は2010年も38件がヒットしているので、BCI関連の発表が少なかったわけではない。日本でも近年ECoGを用いたBCIが多く研究されているため、次回のSFNでは、ECoGを用いたBCIの発表がさらに多くなるのではないと思われる。侵襲的な計測手法ではあるが、脳自体には傷をつけないため、低侵襲型BMIとして注目されている手法である。

EEGは、時間分解能が高い生体信号である。これは、脳での神経活動を電気的な活動を計測しているためである。しかしながら、多くの神経活動によって生成された電気的な情報が空間的に重畳された信号であるため、どの神経が活動した結果得られたセンサデータなのかがわからなくなってしまう。このため、空間分解能が低い信号であるといえる。この問題を解決するためにfMRIなど、時間分解能は低いが、空間分解能が高いセンサー信号を用いた研究も行われ始めている。

## 2. 信号源推定

脳の活動を計測しようとした場合、直接電極により神経細胞から信号を記録する方法が考えられる。これは、針電極などを用いて侵襲的に計測する手法である。ヒトでこの手法を用いることは難しいため、外部から脳内部の神経活動を計測する手法が考案されている。脳波 (EEG) や脳磁図 (MEG) などは、神経活動に基づいて電気、あるいは磁場が発生するため、それらの信号を計測したものである。求めたい神経活動は、計測データから推定する必要がある。一般的に、計測データから信号源を推定する場合は、逆問題であり説くことが難しい。このため、一個、あるいは数個のダイポールを仮定することで逆問題を解く方法が用いられていた。しかし、実際には多くの神経活動により得られた計測データであるため、少ない数の信号源では、実際の計測データを説明できず、推定誤差も大きなものになってしまう。このため、信号源を分布電流源を用いて解く方法が用いられている。この手法は、脳の内部に信号源をたとえば、グリッド状に配置し、それらの信号源を推定する方法である。センサー信号の数よりも信号源の数の方が多くなるため、いわゆる不良設定問題となる。そこで、何らかの制約条件をつけて問題を解くが、信号源のノルム最小推定や、ラプラシアンフィルタを用いたLORETA (low resolution brain electromagnetic tomography) などが有名である。また、信号源の時間的な変化に着目した最小分散法 (Beamformer法) も提案されている。

### 2. 1 EEGからEMGの時系列データ推定

このような背景から、MEGや脳波 (EEG) などの非侵襲計測データから信号源を推定し、身体の動きの時系列データを推定する試みがなされている。これまでにも、MEGやEEGから信号源を推定する研究は行われていたが、本記事では、VBMEG (Variational Bayesian Multimodal Encephalography : <http://vbmeg.atr.jp/>) と呼ばれる方法を用いてEEGからEMGを推定した結果について解説する。VBMEGは、MEGやEEGのデータから皮質電流を推定するためのMatlabツールボックスとして、ATR脳情報解析研究所か

らソフトウェアのパッケージとして提供されている。手法の原理については、日本神経回路学会誌 Vol.18, No.4, pp.214-223, 2011に詳しく書かれているため、そちらを参照していただきたい。

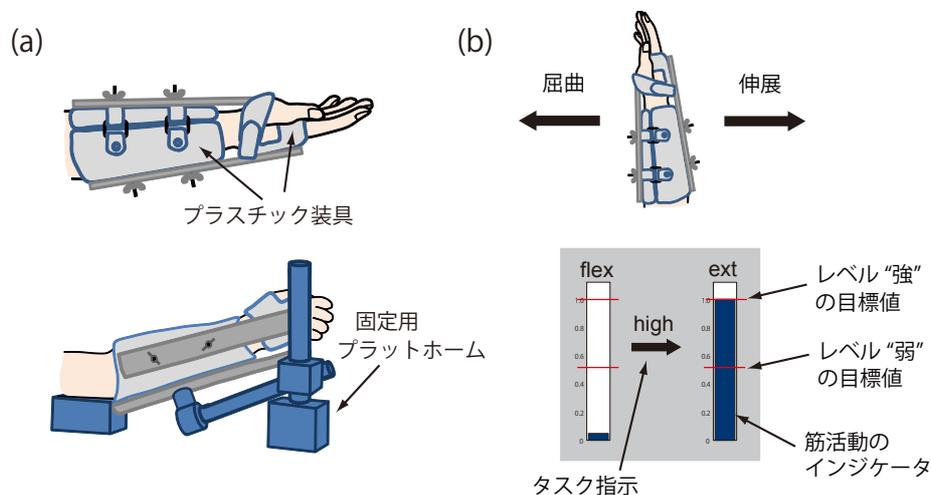
EEGなどの非侵襲計測により得られたデータから信号源を推定したとしても、その結果が正しいのかどうかは確かめることは難しい。非侵襲計測データと、侵襲計測データを同時に記録し比較する以外にないからである。しかし、ヒトで確認するためには侵襲計測データを計測することが困難であるため、間接的ではあるがセンサーデータから推定した運動などのデータと、信号源を計算し、それらの信号を用いて運動などを推定した結果を比較し、信号源を計算した方が結果が良ければ、運動を推定する信号としては良いものになっていたといえる。

このことを確認するために脳波（EEG）と等尺性収縮時の筋電信号（EMG）を同時に計測し、EEGから直接EMGを推定した結果と、EEGから信号源を推定し、それらの信号を用いてEMGを推定した結果を比較した。

## 2. 2 実験

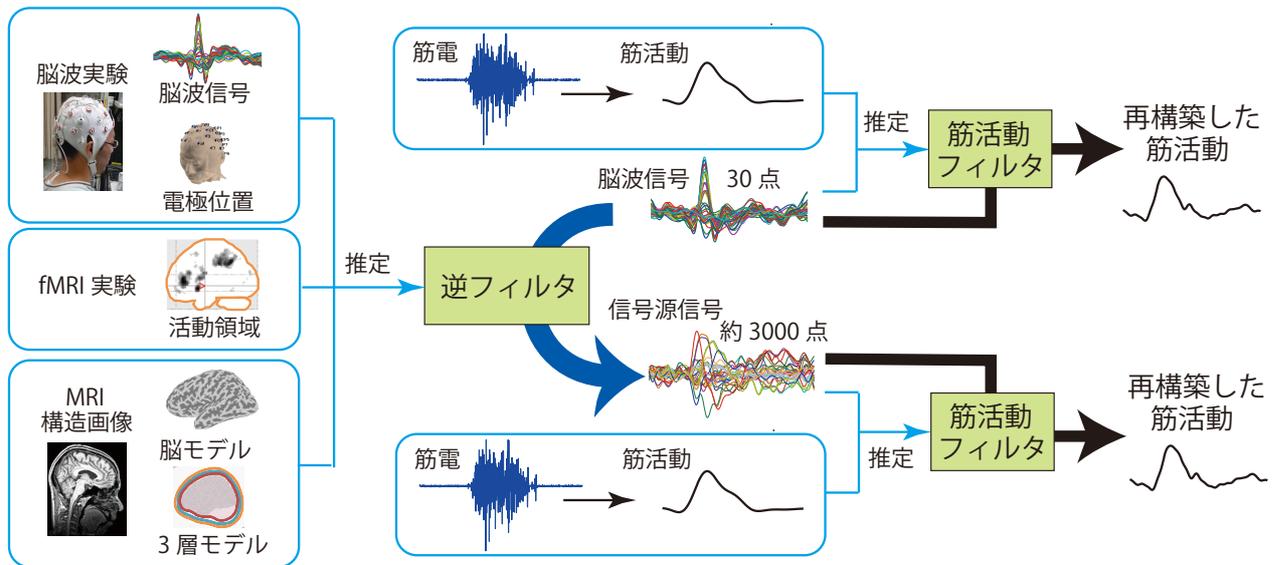
図(a)に示すように、等尺性収縮を実現するために手首関節が動かないようにカフで固定した。タスクとしては、手首の屈曲・伸展方向に力を発生し、収縮レベルの強度は強と弱の二段階に設定した（図（b））。

まず、MRIの構造画像、脳波センサの位置を用いて信号源からセンサ信号を計算するリードフィールド行列を求める。次に、実験タスクをfMRI内でも行い、タスク中の脳の賦活



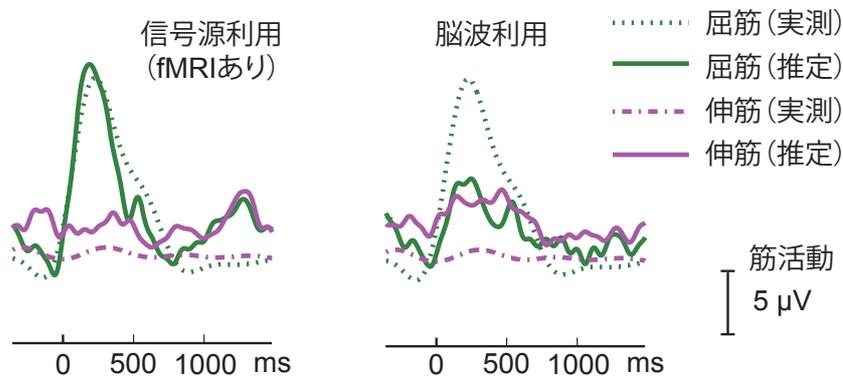
領域とその強度を求める。これらの情報を基にEEGから信号源を推定する逆フィルタをVBMEGにより求める。

図の上段は、脳波信号から直接筋活動を推定する流れを示している。下段は脳波信号からいったん信号源を逆フィルタを用いて推定し、それらの信号を用いて筋活動を推定する流れとなる。上段では、計測した30chの脳波信号から2chの筋活動を推定することにな



る。下段では、推定した約3000点の信号源信号から2chの筋活動を推定することになる。

推定結果を図に示す。信号源を利用した場合は伸筋、屈筋の活動とも精度良く推定されていることが分かる。脳波を直接利用した場合は、伸筋、屈筋の違いが推定できていないことが分かる。理由として考えられるのは、センサ信号は屈曲・伸展タスクにおいてほとんど



差がない信号しか得られないが、推定された信号源信号は、屈曲・伸展タスクで違う信号となっているものが多く含まれていた。

### 3. まとめ

本解説において、非侵襲計測データを用いてインタフェースに有用な信号を推定する手法について、最新の研究成果を基に概説した。ブレインマシンインタフェースは、脊髄損傷の患者のように脳からの信号が身体に届かない場合に、脳と身体をつなぎ、脳の信号だけでロボットなどを動作させる手法として研究が行われてきた。最近では、身体の動きなどの体性感覚を脳に戻すことでクローズドループを構成したブレインマシンインタフェースを用いたリハビリテーションも提案されている。今後、非侵襲計測手法を用いたブレインマシンインタフェースはECoGも含めて盛んに研究されていくことになると思われる。