

認識率の向上が見られ、被験者 f,g では同じ値、被験者 h では低下が見られた。すべての被験者で効果が見られるというわけではないが、被験者 d では、解析範囲の変更により認識率が 86%まで向上しており、“アイウエオ”の五者択一課題においては最も高い認識率を示すに至った。

5.5 子音選択課題の結果

被験者 d に対して、「アカサタナ」と「ハマヤラワ」を選択する実験を行った。刺激提示回数を 50 回、解析範囲を刺激発生後 350ms-600ms、意思判定指標(B)による判定を行ったところ、正答率は 100%に達した。「アイウエオ」の選択とあわせて、母音と子音を選択し、50 音から 1 文字を選ぶことができることがしめされた。

5.6 単語作成課題

被験者 d について、「今日の夜は何が食べたいか?」という質問を投げかけ、回答を求めた。ただし、3 文字の食べものを答えるように指示した。実験では、解析範囲 200ms-600ms、刺激提示回数 100 回、判定方法(C)で意思判定を行った。

まず、五者択一課題「アイウエオ」を用いて 50 音の前半か後半かを決めさせた。「あかさたな」なら「ア」、「はまやらわ」なら「イ」を選択するように指示した。このとき、仮に「ウエオ」のどれかが選ばれた場合でも、「ア・イ」のうちより仮説棄却率が高いほうを選ばれたと判定した。次に、「アカサタナ」または「ハマヤラワ」を行い、子音を決定した。最後に「アイウエオ」を行い、母音を決定した。3 文字分の意思判定を行うのに、約 20 分を要した。

実験中の結果からは「のてん」と判読できた。被験者 A は、「おでん」を伝えようとしていた。つまり、1 文字目における 2 回目の選択で「ア」を選択していたが、「ナ」と誤判定していた。これによる認識率は 89%であった。対話者の意識が必要とはなるが、このような意思伝達が可能であることが示された。

5.7 ALS 患者を対象とした検証

最後に、ALS 患者で「アイウエオ」を選択する実験を行った。被験者は 50 代の女性である。人工

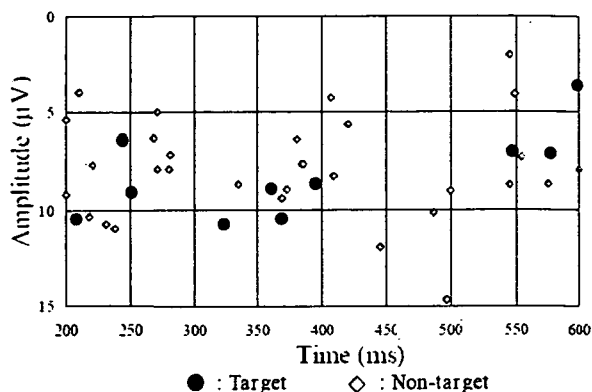


図 7 ALS 患者の P300 の潜時

呼吸器をつけており、指をわずかに動かせるほか、眼球を動かすことができる状態であった。現在は介護者の質問に対して眼球を動かすことでコミュニケーションを行っていた。ベッドに寝た状態で、開眼したまま実験を行った。脳波は国際 10-20 法の Cz 部位を測定した。また、音声刺激はヘッドホンを通じて提示した。

まず、標準的なオッド・ボール課題を用いて P300 が誘発可能であるかを試した。試行は 2 回行った。仮説棄却率は 66%、50%未満だった。途中、眼球が動く場合が多く、多くのデータがはじかれてしまう結果となった。続けて、「アイウエオ」から「ア」を選択する課題を 2 回、「イ」を選択する課題を 1 回行った。健常者の場合と同様に、P300 の潜時の分布より解析範囲を設定した。潜時の分布を図 7 に示す。分散が大きいが、300ms-400ms に潜時を持つものが P300 と考え、解析範囲を 300ms-400ms とした。そのときの結果を表 11 に示す。いくつかの判定条件では 3 回中 3 回を正しく判定した。

表 11 ALS 患者での認識率

判定指標	提示回数			
	25回	50回	75回	100回
(A)	66%	66%	66%	100%
(B)	66%	66%	100%	100%
(C)	66%	66%	66%	100%
(D)	66%	66%	33%	66%
(E)	66%	66%	66%	33%

6. 意思伝達装置の可能性

3.1 で求めた 9 つの要求機能のうち、②日本語の 50 音を選択できる、⑦運動機能および視覚を必要としない、⑨非侵襲であるの 3 点については確認

することができた。③判定の可視化についても、図5に示すように判定結果を数値で表すことで、介助者の判断を可能とした。

①の速度については、意思伝達速度を次式¹¹⁾にて計算した。

$$\text{Bit-rate} = \left(\log_2 N + P \log_2 P + (1-P) \log_2 \left[\frac{(1-P)}{(N-1)} \right] \right) \times M$$

ここで、Nは選択可能数、Pは正確さ、Mは時間当たりの意思決定回数である。その結果、既存の「心語り」は正確さ80%であり、情報伝達速度は0.5bit/minであった。これに対し今回提案する方法は、被験者Aの結果を基に80%の正確さ、刺激回数を50回とした場合、1.4bit/minとなり、「心語り」よりも早い結果となった。

また、⑤痛みや苦痛については、痛みは特にないものと考えられるが、苦痛については今後の検討が必要である。④訓練の必要性、⑥能動的な発信⑧小さい装置については、今後の検討課題として残されている。

これらの結果より、意思伝達装置として応用できることがしめされた。しかし、まだまだ課題も残されている。今後はALS患者で継続的なデータ収集を行い、さらなる実用性の評価が必要となる。

6. 結論

本研究では、TLSに近いALS患者を対象とし、その生活状況、身体状況、ニーズの調査結果から、実用的なBCIの開発を目指し、研究を行った。その結果、以下のような結論を得た。

1. ALS患者の調査を行い、意思伝達装置に必要とされる機能を抽出した。
2. 聴覚刺激による事象関連電位の誘発を用いて日本語音声の五者択一が行えることを確かめた
3. 装置を試作し、実際に意思判定を行った。特定の被験者については、既存の機器よりも早い伝達速度が得られた。
4. 個人に対する適合として、意思判定方法・試行数・解析範囲を調整し、有効であることをしめした。

5. ALS患者で実験を行い、オフライン解析による意思判定を行った。条件を合わせることで正確に判定できることを確認した。

本研究を実施するにあたり、日本ALS協会の協力を得た。ここに記して謝意を表す。また、調査および実験に協力をいただいたALS患者の方々に、深く感謝いたします。なお本研究は国立身体障害者リハビリテーションセンター倫理審査委員会の承認を得て実施した。本研究の一部は厚生労働科学研究費の補助を受けて実施した。

参考文献

- 1) Niels Birbaumer, "Breaking the silence: Brain-Compute interfaces(BCI) for communication and motor control", PSYCHOPHYSIOLOGY 43 (6): pp.517-532 NOV 2006
- 2) 難病情報センター
<http://www.nanbyou.or.jp/top.html>
- 3) 日本ALS協会 <http://www.alsjapan.org/>
- 4) 田中久弥, 井出英人, "単一試行の運動準備電位解析による意図伝達システム", 電気学会論文誌C, vol.122-C, No.5, 2002
- 5) Donchin E, Spencer KM, Wijesinghe R, "The mental prosthesis: Assessing the speed of a P300-based brain-computer interface", IEEE TRANSACTIONS ON REHABILITATION ENGINEERING 8 (2): 174-179 JUN 2000
- 6) Kaper M, Meinicke P, Grossekaethofer U, et al., "BCI competition 2003 - Data set I1b: Support vector machines for the P300 speller paradigm", IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING 51 (6): 1073-1076 JUN 2004
- 7) 音成龍司 他, "事象関連電位による意思伝達装置-ALS患者のため-", 臨床神経学 44 巻 9 号. p.599-603
- 8) 加納尚之 他, "事象関連電位(ERP)を用いたコミュニケーションエイド", 信学技報, HCS97-15, 15-09, 57/64(1997)
- 9) 藤尾宣幸 他, "事象関連電位 P300 を用いたコミュニケーションエイドの開発", 日本機械学会論

文集 C70 卷 698 号(2004)

10) 音声合成ソフト : 「Fine-Voice」 NTT-IT 株式会社 <http://www.ntt-it.co.jp/>

11) Hilit Serby et al, "An Improved P300-Based Brain-Computer-Interface." IEEE TRANSACTIONS ON NEURAL SYSTEMS AND REHABILITATIONS ENGINEERING, Vol.13, NO.1, March 2005.

†連絡先

〒359-8555 所沢市並木 4-1

国立身体障害者リハビリテーションセンター研究所
井上剛伸

Tel: 04-2995-3100 Fax: 04-2995-3132

E-mail: inoue@rehab.go.jp

Development of ERP Based-Brain-Computer Interface using Audible Stimulation with Japanese letters.

Takenobu INOUE^{1†,3}, Hisaya TANAKA², Akira TOYOHARA³,
Motoki SHINO³, Minoru KAMATA³

¹ The National Rehabilitation Center, ² Kogakuin University, ³ The University of Tokyo

Abstract This paper describes development of a brain-computer interface for severe ALS patients. The BCI has high potential to make useful communication aids for the sever ALS patients who don't have any motor functions. However, these are few products in practical use for the ALS patients because most of the developments of the BCI system are based on technical seeds and interest. In this project, interview investigations were conducted with the ALS patients at the first stage of the development. According to the result of these investigations, a concept of the BCI system was built as P300 based interface using audible stimulation with Japanese letters. This system allow us to select a letter from Japanese 50 hiragana letters with three steps by choosing one letter from five letters. Experiments with able-bodied people and ALS patients showed possibilities that this system can be practical for communication with the severe ALS patients.

Key Words: ALS, BCI, Communication, P300, Japanese letter

† The national rehabilitation center for persons with disabilities, 4-1, Namiki, Tokorozawa, Saitama, 359-8555 Japan, Tel: +81-4-2995-3100, Fax: +81-4-2995-3132, E-mail: inoue@rehab.go.jp

頸髄損傷者における脳波を用いた非侵襲型 BMI の試み

小松知章, 中島八十一, 竹内成生, 崎原ことえ, 森浩一, 神作憲司

(国立身体障害者リハビリテーションセンター研究所)

Decoding of EEG signals for noninvasive BMI in an individual with cervical spinal cord injury.

Tomoaki Komatsu, Yasoichi Nakajima, Shigeki Takeuchi, Kotoe Sakihara, Koichi Mori and Kenji Kansaku (NRCD)

In this paper, as a preliminary study for noninvasive brain-machine interface (BMI), we recorded EEG signals from an individual with cervical spinal cord injury during a motor imagery task (right or left wrist movements), and performed the EEG signal analyses and decoding. We showed that the discrimination between task conditions (imagery/rest or right/left) could be done by focusing on the reactivity of EEG rhythms in association of the imagination of wrist movements.

Key Words: brain-machine interface (BMI), noninvasive, electroencephalography (EEG), motor imagery

1. 序

脊髄損傷(脊損)・筋萎縮性側索硬化症(ALS)・その他の神経筋疾患により運動機能を失うと、概ね正常に機能を維持している感覚・認知の世界へ、出力系を失ったまま部分的にもしくは完全に閉じ込められることがある。それを技術の力で再び外界と、社会と繋ぐ手段のひとつが「ブレイン-マシンインタフェース(BMI)」である(他の手段としては筋電位等が利用されている)。BMIでは、動物実験のレベルでは脳への電極の埋め込み等手術を必要とする侵襲的なものが主に行われているが、障害者の脳を信号源とし、検出器としての脳波(EEG)、機能的磁気共鳴画像(BMRI)、近赤外分光法(NIRS)などを含む、非侵襲型 BMI システムがそれを符号化することで、障害者の意思ないし意図を比較的簡便に抽出しうる。これらの BMI は、脳から抽出した符号化信号を各種アプリケーションへと接続し制御することによって、運動麻痺を有する身体障害者の運動出力を補助する装置が実現可能となることから注目されている。これにより重度の身体障害者等における日常生活動作(ADL)の改善および生活の質(QOL)の向上が望め、また介助の負担軽減にも繋がると考えられる。その他、この技術が医療・福祉における多方面の向上に資すること大であるのは論をまたない。

ラットを用いた侵襲型 BMI 研究では、大脳埋込み電極の記録から情報を抽出して1軸アームを操作させることに成功した¹⁾。非侵襲型 BMI 研究では、人間を対象として、訓練次第ではあるが、頭皮上電極により記録した自発脳波でカーソルを2次元的に動かせることが示されて²⁾、耳目を集めた。またこれら検出系から翻って信号源自体としては、手・足・舌などの運動イメージ(実際に当該部位の運動は伴わない)を想起させ、脳波成分の抑制・促進を調べた結果、特に脳波のうち8~13Hz帯域すなわち α (μ)律動に注目することが BMI 符号の抽出に有効³⁾との知見も得られている。海外では既に患者の脳内への電極埋め込みも開始されているが、翻って日本では、基礎理論研究や要素技術開発は行われ始めたものの、身障者を対象とした実環境での研究は殆どなされてい

い。

そこで本研究は、BMI技術の潜在ユーザである脊損被験者の協力を得て EEG データを取得し、運動イメージの形成により BMI に適した符号抽出が行い得るかを検討し、さらに健常被験者知見との比較を行った。

2. 概要

<2.1> 概要

前述の通り、本研究では BMI の符号ソースとして運動イメージ時の脳波に注目した。そして脊髄損傷(頸部)の被験者1名(男性、右利き)を募り、実験および計測を行った。脊損により右上肢の随意運動は不能、左上肢は手首の屈曲伸張運動と掌の開閉とを制限つきながら随意で行うことが可能である。同被験者に依頼し、運動状態・運動イメージ状態・安静状態の EEG を比較検討した。

<2.2> 課題

被験者に提示する課題は、次のように構成されている。何らかのタスク遂行状態(Task)とリラックスした安静状態(Rest)のブロックを交互に設定した(Fig.1a)。各ブロック長は1000ms、Taskブロック×3、Restブロック×3をもって1試行とする。Taskブロック内容は試行内がすべて同一であり試行間にて変更される。なお試行開始時に500msのRestブロックが設定されているが、これは被験者の状態安定のためのアイドルタイムであり解析時には棄てられる。

Taskブロックにおいては手首関節の屈曲伸張(ピッチ軸に相当)運動(Wrist)を左・右にて遂行するが、それは実運動と運動イメージとでそれぞれ行われる。運動イメージの方法は、同等の運動を実際行っている自身の身体状態を想起するよう教示した(運動のビジュアルイメージではない)。ただし今回の被験者が下肢および右上肢の随意運動を行えないため、実運動のTaskは左手のみに制限されており、右手イメージに関しては左手の想起を反転するよう教示が行われた。

<2.3> 計測

本研究の目指すところに沿って脳機能信号を取得するため、Elekta社のNeuromag Systemを用いて、EEG、MEGの同

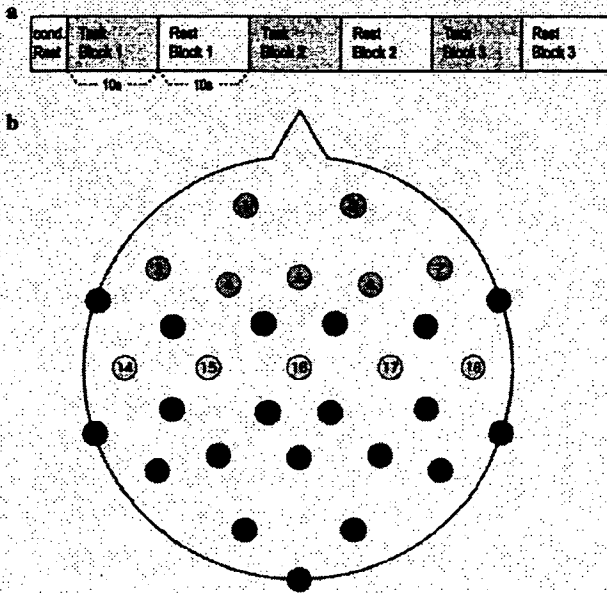


Fig.1 Timing of conditions (a) and EEG electrodes (b)

時計測を行った (EEG 32ch, MEG 204+102ch, temporal resolution 600Hz, seated position)。32ch 脳波キャップは、[Fp1, Fp2, F5, F3, Fz, F4, F6, FT7, FC5, FC1, FC2, FC6, FT8, T7, C3, Cz, C4, T8, TP7, CP5, CP1, CP2, CP6, TP8, P5, P3, Pz, P4, P6, O1, O2, Oz] の電極配置を持ち (順にチャンネル1~32とする (Fig.1b))、鼻根点に参照電極、額に接地電極を配した。測定は磁気シールドルーム内にて行われた。

<2.4> 解析

得られた脳機能信号のBCI符号化を行うため、EEGLab (ver.5.03), Brain Vision Analyzer (ver.1.05), MATLAB R14を用いた。EEG 時系列に対して基本的なフィルタセット (Low pass 45Hz, High pass 2Hz, Notch 50Hz) を適用した。Taskブロック・Restブロックに分断後、それぞれチャンネル毎に Short Time Fourier Transformation (以下STFT) を適用した。またTaskブロックとRestブロックとは、2次の判別関数を用いて2群に判別を行った。

<2.5> 結果

試行あたりTaskブロックが30秒間含まれ、そこから窓長500ms, 重複250msのSTFT適用により117windowのパワースペクトルが得られる。Restブロックについても同様であり、それぞれのwindow間平均を導出することで運動イメージ時・安静時の平均パワースペクトルとする。図示されたチャンネルはC4 (Fig.2a)、O2 (Fig.2b) であり、それぞれ頭頂部・後頭部付近におけるパワー変化の代表例として採りあげた。概観すると、11Hz前後および24Hzより短波長域にてパワー変化が現れている。一般的な脳波分類に従えば、 β ~lower γ 帯域はほぼ全頭で運動イメージによりパワーが低下し、 α (μ) 帯域は側・後頭付近では顕著に上昇しているが頭頂付近では低下傾向にある。そして「後頭で μ 律動が促進され、C3, C4で抑制されるケースがある」という健康者での知見の基本的には良い一致が見られている。

ついで1試行へ含まれる計234windowを、判別関数により

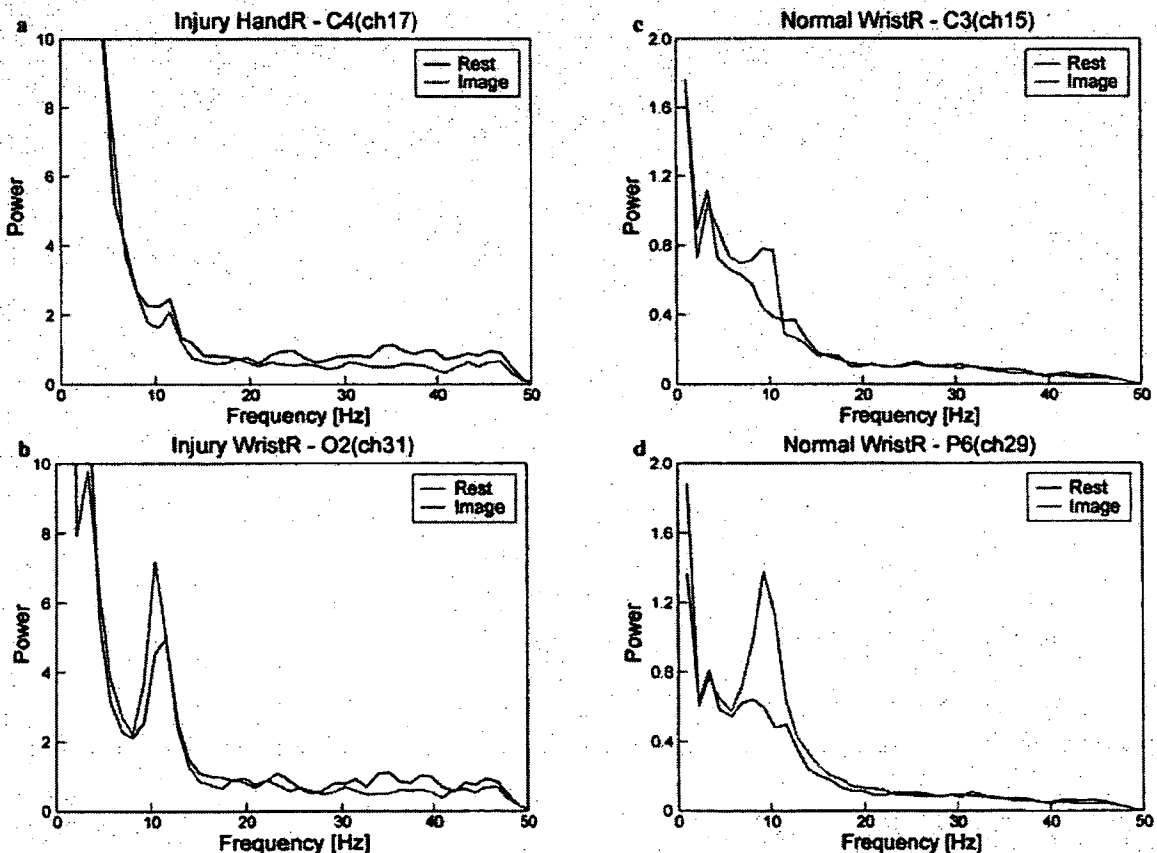


Fig.2 Mean power spectrum of representative EEG channels in a spinal cord injury (a,b) and an able-bodied (c,d) individuals.

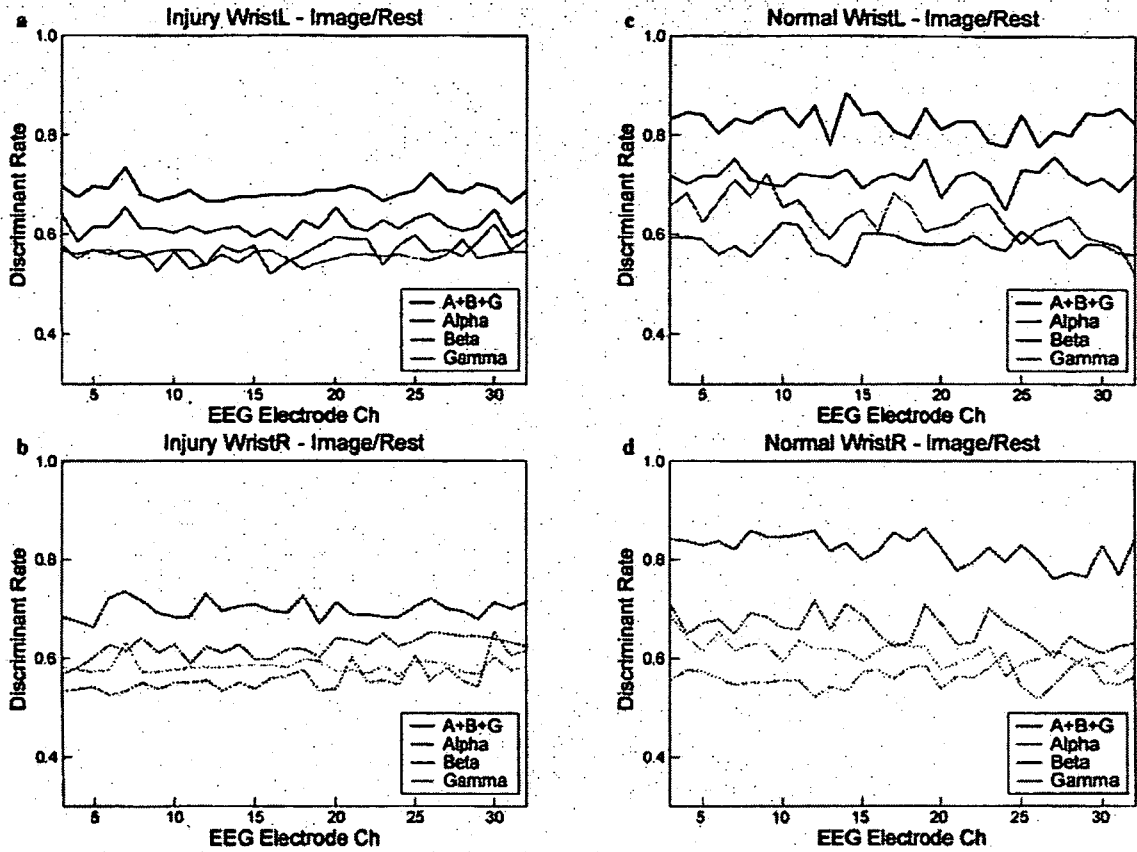


Fig.3 Task/Rest discriminant rate of each frequency band in a spinal cord injury (a,b) and an able-bodied (c,d) individuals.

2群判別した。パワーの判別に用いた帯域は、先行研究により注目されている α (μ)帯および、それより高速応答が期待される短波長の β , lower γ 帯域である。左右それぞれの運動イメージにおける全30電極(記録が良好に行われなかったFp1, Fp2を除く)ぶんの単純判別率をFig.3a,bに示すが、 α , γ 帯域では全頭(右手時の右前側頭(F6)など極少数の例外を除いて)。両帯域に対し、 β 帯域の判別率は有意に高く、さらに3帯域を結合した全帯域では判別率0.7前後にまで向上が見られた。

これは判別空間の次元が拡大したことによると考えられる。そこで電極間でスペクトルデータを結合することにより同様に次元を拡大し、同様に2群の判別を行った結果を示す

(Fig.4a)。さきの全帯域での判別において判別率の高い順から1電極ずつ結合を増やした場合の判別率である。左右イメージとも、全帯域では3,4電極、 β 帯域でも5,6電極が結合されれば実用上十分な0.95以上の判別率へ到達できている。いっぽう単電極において判別率が劣った α , lower γ 帯域は、結合による判別率向上も大きくない。

3. 健常・脊損被験者の比較

<3.1> 概要

上記<2.1>~<2.4>同様のメソッドで健常者1名からも同様のTaskで脳機能信号データを取得した。運動部位部位も基本的に同じであり、<2.2>で行われなかった右手での実運

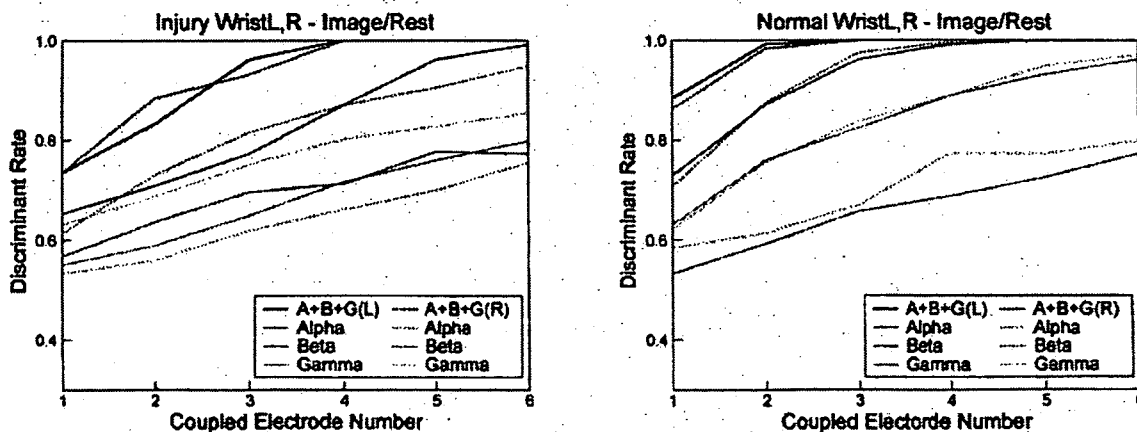


Fig.4 Image/Rest discriminant rate of coupled electrodes in a spinal cord injury (a,b) and an able-bodied (c,d) individuals.

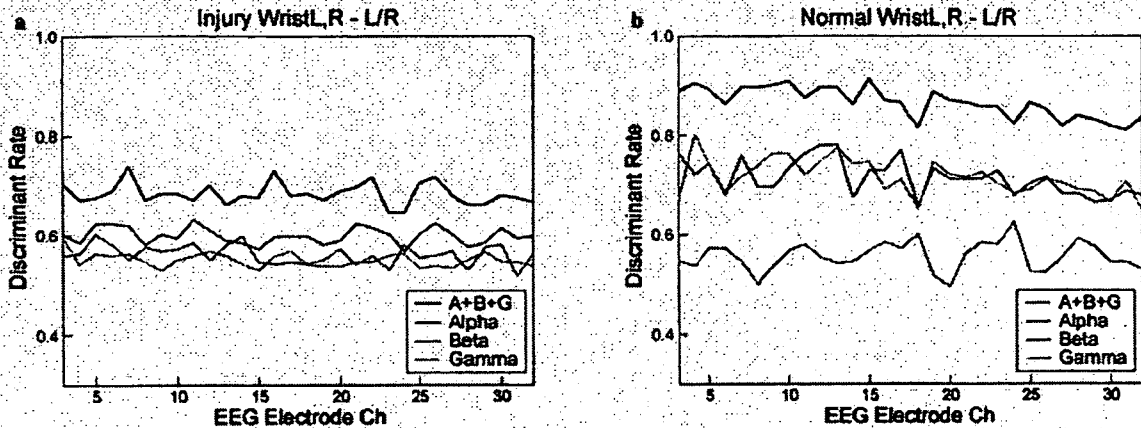


Fig.5 L/R-Hand discriminat rate in a spinal cord injury (a,b) and an able-bodied (c,d) individuals.

動も行い、そこから直接に右運動イメージを想起させた。その他、計測系や解析手法はすべて同様である。

また補助的解析として、Task 対 Rest ブロックの比較と同様の手法により右 Wrist イメージと同左イメージの Task ブロック同士を 2 群判別した。

<3.2> 結果

健常被験者においても α , β 帯域のパワー変化は同じ傾向を示す (Fig.2c,d)。例示された電極は C3, P6 であるが、基本的には全頭において脊損被験者と同様である。しかし判別率は左・右 Wrist イメージとも健常被験者のほうが高く、単電極での判別率 (Fig.3c,d) は β 帯域単独で脊損被験者の全帯域相当はある。 α , lower γ 帯域が判別率で β に劣るのも同様であった。また複数電極結合による判別率 (Fig.4b) も、結合電極数はおおよそ脊損被験者の半数程度で 0.95 を達成している。

ここまでの結果は、脳機能信号から 1ch \times 2state (Hi/Lo) の BCI 符号化が実用レベルで可能なことを強く示唆しているが、最後にこれを 2ch ないし最低でも 1ch \times 3state へと拡張しうる可能性を推し測るため、左右 Wrist イメージの判別率を検討する。

健常被験者の単電極 2 群 (Hi/Lo) 判別では β 帯域に較べ有意に判別率の低かった lower γ 帯域が、L/R の 2 群判別では β と有意差なく高い判別率を示し、 α 帯域のみが低判別率である (Fig.5a)。

しかし脊損被験者では、全帯域を判別に用いても判別率が 0.7 前後にとどまっており、 γ 帯域での良好な判別性もない (Fig.5b)。実用上の同帯域の利用可能性についてさらなる検討が必要と考えられる。

4. まとめ

今回、脊損被験者の協力を得て行った Wrist の運動イメージにおいては、先行知見で頻りに用いられる α (μ) 帯域より β や lower γ 帯域が良好な判別率を示した。判別に用いる帯域を広げれば判別率は向上するが、同じ帯域でも異なる電極の EEG データを判別空間として結合することでも良好な判別を行えている。また今回は STFT の window 個々から判別を行った結果だが、時間方向に継続される判定アルゴリズム

を導入すれば、スイッチングの時間遅れとのトレードオフでさらなる高い判別率が得られることも期待される。

また脊損被験者が右手運動イメージを行った際、高い判別率を示した電極が F4, F6, FC6, T8 と右半球の側頭から前頭方向の領野に集まっていた。今後 MEG データ等も併用して信号源を追及することで、さらに適切な EEG 電極配置を導くことが可能であると考えられる。

脊損被験者と健常被験者として、 α , β 帯域のパワー変化など同じ傾向を示したが、単電極でも 0.8~0.9 と高い判別率を示す健常被験者に較べ、脊損被験者ではあきらかに判別率が低下していた。これが個人差か脊髄損傷であることに因るものかには検討を要する。今回示したものと異なる 2 人の健常被験者による指運動イメージでもやはり同様に 0.9 近い判別率が得られていることから、後者ではないかと推測されるが、詳細については今後の要検討課題とする。そして脊髄損傷に起因するならば、それに適応したアルゴリズムの開発も今後の課題となろう。今後、症例を増やしていきたい。

判別率の向上と並んで BMI 符号のチャンネル増加や多段階化も重要な課題であるが、今回の結果が示唆する 1ch \times 3state 程度の符号化でも例えば「左右のイメージ形成により端末の画面上でカーソルが動く」といったアプリケーションへの応用が可能である。

参考文献

- (1) Chapin, J.K., Maxon, K.A., Markowitz, R.S. and Nicolelis, M.A.L.: Real-time control of a robot arm using simultaneously recorded neurons in the motor cortex. *Nat. Neurosci.* 2, 664-670 (1999).
- (2) Wolpaw J.R., and McFarland, D.J.: Control of a two-dimensional movement signal by a noninvasive brain-computer interface in humans. *PNAS* 101, 51, 17849-17854 (2004).
- (3) Pfurtscheller, G., Brunner, C., Schlogl, A. and Lopes da Silva, F.H.: Mu rhythm (de)synchronization and EEG single-trial classification of different motor imagery tasks. *NeuroImage* 33, 153-159 (2006).