Vol.2011-MPS-86 No.27
Vol.2011-BIO-27 No.27
2011/12/2

Enobioを用いたα波形状の推定

石川由羽[†1]　高田雅美[†2]
梅田智広[†3]　城和樹[†2]

本稿では脳波計測システム Enobio を用いたα波形状の推定を行う．EEG の解析にはリアルタイム Enobio 解析環境を用いる．様々な信号処理を行うために，解析環境の改良を行い信号処理機能を追加する．信号処理として，ICA，FFT，バンドパスフィルタ，メディアンフィルタ，ケプストラム解析を行うことで，α波形状の推定を試みる．

The estimation of alpha wave shapes with Enobio

Yu Ishikawa,[†1] Masami Takata,[†2] Tomohiro Umeda[†3]
and Kazuki Joe[†2]

In this paper, we try to estimate alpha wave shapes with an EEG electrophysiology recording system, Enobio. We have implemented a real time Enobio analysis environment to interactively analyze EEGs. To apply additional various signal prossesing algorithms, we improve the analysis environment and implement several signal prossesing functions. ICA, FFT, FFT based bandpass filter, median filter and cepstrum analysis are to be applied for original data so that we try to estimate alpha wave shapes.

†1 奈良女子大学理学部情報科学科
Department of Information and Computer Sciences, Faculty of Science, Nara Women's University
†2 奈良女子大学大学院人間文化研究科
Graduate School of Humanities and Sciences, Nara Women's University
†3 奈良女子大学社会連携センター
Social Cooperation Center, Nara Women's University

1. はじめに

近年，脳活動を記録した生体情報を用いて思考状態を推定し，その推定をもとに機械を動かす BMI(Brain-Machine Interface，脳介機装置) [1] と呼ばれる技術への関心が高まっている．BMI 技術は，手足が不自由な人の義肢や失明した人の義眼としてだけではなく，健常者向けの玩具などにも利用されている．脳活動を計測する技術として，特に脳波の計測技術が大きく発展しているが，現在開発されている BMI は，多チャンネル計測・解析が可能で推定精度は高いが設置場所が限定される大型機器を用いたものや，小型で日常的に利用できるが搭載されている電極が 1 つであるため推定できる思考状態の種類が限られているものが多い．

本研究では，多チャンネルながらも小型で日常生活で利用可能な BMI の開発を目指し，4 つの電極を搭載した脳波測定システム Enobio [2] を用いて脳波の計測を行う．Enobio による脳波測定時には，信号処理を適用することなく，オリジナルデータから瞬目による眼球運動を確認できる．例えば，瞬目をコマンドとして使用することで，ロボットの操作を行うことは可能である．しかし，本研究では，思考状態により動作する BMI の開発を目指しているため，当面リラックス時の脳の状態を表すα波を研究の対象とする．

α波についての既存研究[3] を紹介する．α波は 1929 年にドイツの Hans Berger によって発見された脳波である．Berger は安静時に 8 - 12Hz の安定した波形が出現すること，閉眼時にα波が消失することを指摘している．1934 年に Adrian らは，α波が頭頂部，後頭部に優勢に出現し，特に後頭部において出現頻度，振幅共に大きいこと，頭頂・後頭部付近で位相を逆転することから，α波の発生源が後頭葉にあるものと推定している．しかし，α波がこの部位に優勢に出現する理由はまだはっきりと解明されておらず，1972 年には，鈴木がα波の波形や刺激に対する反応性などから検討し，前頭部のα帯域波は後頭部α波の単なる伝導性媒質内の物理的伝導によるのではなく，生理学的な伝達と相互作用によって発生するものと発表している．1936 年に Davis らは，個人差の大きいα波出現率の差を量的に表現するため，α波百分率 (percent time alpha) を提唱している．これは，正常成人の脳波を 4 型に分類し，被験者の性格との関係性を表現するものである．また，α波の振幅は常に一定ではなく，多くの場合 1 秒ないし数秒の周期で漸増漸減を繰り返す．この現象は waxing and waning と呼ばれる．

このように，α波に関する研究は古くから行われているが，α波の形状の推定には至っていない．そこで，本研究では，Enobio を用いてα波形状の推定を行うことを目的とし，脳

© 2011 Information Processing Society of Japan

Vol.2011-MPS-86 No.27
Vol.2011-BIO-27 No.27
2011/12/2



a. 通常　　b. キャップ有り

図 1　Enobio 装着時の様子

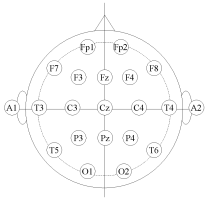


図 2　国際 10 - 20 法

波に様々な波形処理を適用する．

2 章で実験環境について説明し，3 章で実験と結果について述べ，4 章で 3 章の実験結果についての考察を行う．

2. 実験環境

本章では Enobio を用いた脳波解析の実験環境について述べる．2.1 節では，本実験で使用する脳波計測システムの Enobio とデータ解析アプリケーションであるリアルタイム Enobio 解析環境[4] について説明し，2.2 節では，リアルタイム Enobio 解析環境の改良点について述べる．

2.1 Enobio とリアルタイム Enobio 解析環境

Enobio はスペインの Starlab 社が開発した非侵襲型の電気生理学情報記録システムである．Enobio は主に，4 つの電極とケーブル，発信機の ENOBIO Sensor Communication Module，受信機の ENOBIO USB receiver，電極と発信機を装着するためのヘッドバンドで構成されている．Enobio 装着時の様子を図 1 - a に示す．Enobio は乾燥状態で計測できる 4 つの電極を搭載している．これにより電極と頭皮の間にゲルを使用することなく，電気抵抗の少ないクリアな信号を得ることができる．Enobio では EEG （Electro-encephalogram，脳波），EOG （Electro-oculogram，眼球運動），ECG （Electro-cardiogram，心電図）の 3 種類の信号 [3] を計測することができる．ECG の計測時には，電極の 1 つを手首に固定して計測する．このとき，ECG と同時に残りの 3 つの電極で EEG を計測することが可能である．各信号はワイヤレスで TCP/IP により外部に出力することが可能である．

Enobio で測定可能な電極は，世界標準とされている国際 10 - 20 法[5] の 13 （F7） ・1 （Fp1） ・2 （Fp2） ・14 （F8） に相当する．国際 10 -20 法による電極配置を図 2 に示す．基準電極として，付属のアース電極を片方の耳たぶに装着する．その他，オプションとして電極を装着するためのネットがある．ネットを用いた Enobio 装着時の様子を図 1 - b に示す．これにより任意の場所に電極を配置することができ，前頭部のみの計測に限らず，前頭部と後頭部に 2 つずつ電極を配置することも可能である．

Enobio の付属アプリケーションとして Enobio Server User Interface がある．これにより Enobio から計測された脳波をリアルタイムで観察することができる．しかし，付属アプリケーションでは Enobio から得られた実測値を観察することしかできず，ノイズ除去や周波数解析などの処理を行い，加工されたデータを観察する機能が不足している．

これまでに，BMI 開発に必要となるデータの観察や解析を容易に行うことを補助する目的で，リアルタイム Enobio 解析環境の開発について文献 4) で述べている．

この解析環境は，TCP/IP を利用して Enobio の測定値を取得するデータ取得部，測定値に ICA （Independent component analysis, 独立成分分析）と DFT （discrete fourie transform，離散フーリエ変換）の信号処理を行うデータ処理部，処理されたデータを表示するデータ表示部，以上 3 つの機能を制御する GUI 部の 4 部構成となる．図 3 - a が既存の GUI である．

2.2 リアルタイム Enobio 解析環境の改良

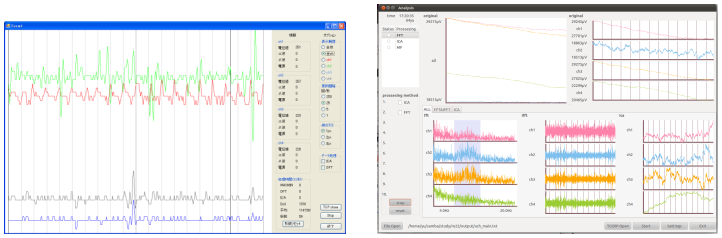
既存のリアルタイム解析環境を用いることで，Enobio から得られたデータをリアルタイムで処理し観察することが可能となる．しかし，問題点も多く残されており，脳波解析を行う上で解析環境の改良が必要となる．各処理の高速化と精度の向上のため，4 GB のメモリ，Intel(R) Core(TM) i5-2500K CPU @ 3.30GHz の CPU 搭載の PC を使用する．OS は Windows XP から Ubuntu 11.04 へ変更して開発を行う．

以下で，各モジュールの改良点について述べる．

データ取得部では，既存の解析環境の OS が Windows であるため，winsock を用いて

© 2011 Information Processing Society of Japan

Vol.2011-MPS-86 No.27
Vol.2011-BIO-27 No.27
2011/12/2



a. 改良前　　b. 改良後

図 3　リアルタイム Enobio 解析環境

TCP/IP 通信を行っている．新しい解析環境は Unix 系の OS で開発を行うため，ソケット を用いた TCP/IP 通信に変更する必要がある．

データ処理部では，ICA と DFT の処理内容を変更し，新たな信号処理の追加を行う．以下に処理内容を示す．また，これらの処理は任意の順番で実行することが可能である．

- ICA
- FFT （fast fourie transform，高速フーリエ変換）
- バンドパスフィルタ
- メディアンフィルタ

本研究では日常的に利用できる BMI 開発を目指しているため，利用者が行動を制限されるような特殊な条件での測定を想定していない．そのため，Enobio で得られたデータには周辺機器の電源ノイズや利用者の眼球運動や瞬きによるアーチファクトが含まれている可能性がある．また，電極配置の関係から，1 つの電極が受信した信号は脳内の複数の場所から発生した独立な脳波が混合された状態である．そこで，BMI 開発に向けての前処理としてノイズを除去したり独立成分を抽出するために，測定値に ICA を適用する．既存の解析環境では，ICA の評価関数として FastICA [6] を採用し，FastICA が実装された C++ ライブラリである IT++ [7] ライブラリを利用している．予備実験では問題なくリアルタイムで ICA 処理を行うことができたが，実際に脳波計測を行うと，測定値が大きい場合に非常に処理時間がかかり，リアルタイムに動作しないという問題が起こる．そのため，今回の改良では，IT++ ライブラリを採用せず，評価関数として 3 次のキュムラントを使用する CuBICA[8] を採用する．CuBICA では，測定値が大きい場合でも問題なくリアルタイム処理することができる．また，1 つの電極を ECG 用に使用した場合，残りの 3 つの電極のみに ICA をかけて分離することも可能である．

脳波は，聴覚や視覚による認知活動などによって，含まれる周波数成分が変化する．測定した脳波の周波数成分の変化を観察し特徴を捉えることは，思考状態の推定に繋がると考えられる．そこで，Enobio で得られる脳波に含まれる周波数成分の変化を捉えるために，既存の解析環境では DFT を用いてパワースペクトルを求めている．しかし，DFT は長時間のデータ解析を行うと膨大な時間がかかるため，リアルタイム処理には適していない．そのため，DFT を FFT に変更することで，処理速度が大幅に改善され，長時間のデータのリアルタイム処理が可能となる．

脳波の一つである背景脳波は，周波数帯域によって δ 波，θ 波，α 波，β 波に分類されている[3]．本研究の対象である α 波の周波数帯域は 8 - 13Hz であるが，測定値から α 波帯域のみを抽出することで α 波形の推定に繋がる．そこで，測定値にバンドパスフィルタ を適用して必要な周波数帯域の波形のみを取り出す処理を追加する．バンドパスフィルタは FFT を用いて実装する．この処理により，ノイズ除去を行うこともある．

ノイズ除去で最も一般的な処理の一つがメディアンフィルタである．これは一定の領域の値をソートし，その中央の値を領域の中心値とする信号処理の一つである．本研究では脳波にメディアンフィルタ を適用して，ノイズ除去を行う機能を追加する．

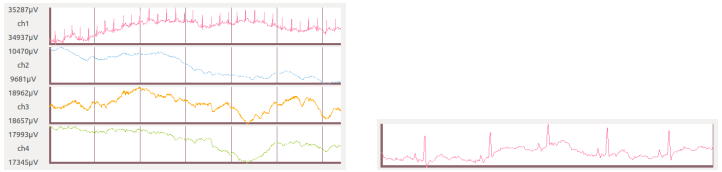
データ表示部では，既存の解析環境と同様に，波形描画のためのグラフィックス API として OpenGL を利用する．既存の解析環境は 1 つのキャンバスに測定値と信号処理後のデータを同時に表示しているが，複数のデータを同じキャンバスで表示すると複雑になり観察しにくくなるため，処理ごとに別のキャンバスに分けて表示する．また，脳波を解析する上で，全体の観察と各チャンネルの詳細が必要である．そこで，全チャンネルを表示するキャンバスと各キャンネルごとに表示するキャンバスを用意する．

GUI 部でのアプリケーション作成では，既存の GUI は Visual C++ のフォームアプリケーションを使用して作成しているが，新しい GUI は GTK+ ライブラリ[9] を利用して作成する．図 3 - b は新たに作成した GUI である．

脳波の解析においてリアルタイム処理は重要であるが，過去のデータを再度解析し観察することも必要である．また，長時間のデータの全体像を観察するためにも，リアルタイム処理だけでは不十分である．そこで，ファイルから読み込んだデータへの処理機能を追加する．これにより，リアルタイム処理と同様の処理をデータファイルへ行うことができる．また，TCP/IP により Enobio から取得した測定値を常にバックアップしておくことで，過去のデータをいつでも利用することができる．

© 2011 Information Processing Society of Japan

Vol.2011-MPS-86 No.27
Vol.2011-BIO-27 No.27
2011/12/2



a. ECG と EEG　　b. 拡大した ECG

図 4　ECG

次に，単独のプログラムとして実装している信号処理について述べる．以下の処理は，今後リアルタイム解析環境に組み込む予定である．

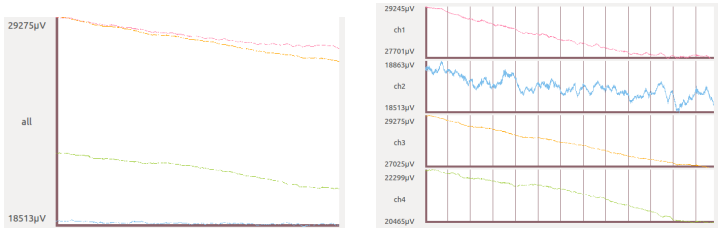
データの包絡を求めるためにケプストラム分析[10] を適用する．通常，ケプストラム分析はパワースペクトル包絡を求めるために使用されるが，今回はオリジナルデータ自体の包絡を求めるため，手順が少し異なる．まず，測定値に IFFT を行うことでケプストラムを算出する．次に，高次の要素を除去してリフタリングする．最後に，FFT を行うことでデータの包絡を検出する．この処理により，オリジナルデータの概形を掴むことができる．除去する要素数を増やすと，より緩やかな波形になる．

また，波形のピーク抽出により周波数が 8 - 13Hz の α 波帯域を算出する．Enobio のサンプリング周波数は 250/s のため，頂点から頂点までのデータ数が約 19 - 31 点のとき，周波数は 8 - 13Hz に なる．これによりデータ全体での周波数 8 - 13Hz の部位が検出できる．

3. 実験と結果

本実験では，3 種類のデータを使用する．データは全て同じ 20 代女性のものであり，電極は F7, Fp1, Fp2, F8 に配置する．ただし，FFT を行うため，データ数は 2 のべき乗でなければならない．1 つ目のデータは，椅子に座った状態での，安静，開眼時の ECG と EEG を 32 秒間計測したものである．2 つ目のデータは，ベッドに横たわった状態での，安静，閉眼時の EEG を 64 秒間計測したものである．3 つ目のデータは，椅子に座った状態で，開眼状態で 10 秒計測し，閉眼状態で 6 秒計測したものである．以上 3 種類のデータに様々な処理を行い，α 波形状の推定を目指す．

まず，1 つ目のデータを用いて ECG と EEG の観察を行う．電極の 1 つを ECG 計測に使用した例を図 4 に示す．図 4 - a のチャンネル 1 が ECG の計測結果であり，残りの 3 チャンネルは脳波計測の結果である．チャンネル 1 を拡大したものを図 4 - b に示す．



a. 全チャンネル表示　　b. 各チャンネル表示

図 5　オリジナルデータ

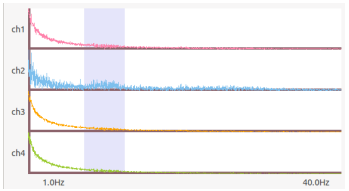


図 6　パワースペクトル

次に，2 つ目のオリジナルデータを図 5 に示す．このデータに以下の実験を行う．

- パワースペクトル
- ICA
- ICA 後の処理 （パワースペクトル　&　8 - 13Hz のバンドパスフィルタ）
- ケプストラムによる包絡と α 波帯域の検出

各実験について説明する．

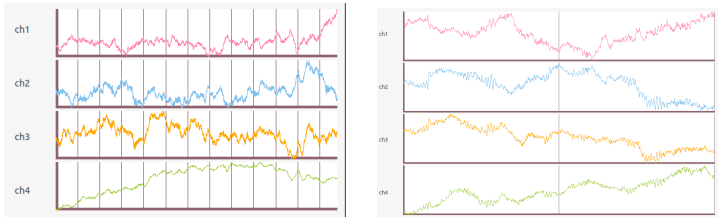
α 波の周波数は一般的に 8 - 13 Hz である．オリジナルデータに含まれている α 波帯域のパワー量を把握するため，FFT によりパワースペクトルを算出する．パワースペクトルの結果を図 6 に示す．青色で着色されている部分は 8 - 13Hz の範囲を表す．また，0 - 1Hz のパワー値が非常に大きいため，この図では 1 - 40Hz までを表示する．ここでは脳波の最大周波数を 40Hz と仮定して，それ以降をノイズとみなす．

次に，ICA 処理により 4 チャンネルのオリジナルデータを 4 つの独立成分に分離する．これにより，ノイズを除去し脳波である独立成分の抽出を試みる．ICA の結果は図 7 - a である． そのうち，10 - 20 秒の拡大図を図 7 - b に示す．

ICA 後の処理として，パワースペクトルと，8 - 13Hz のバンドパスフィルタをかける．

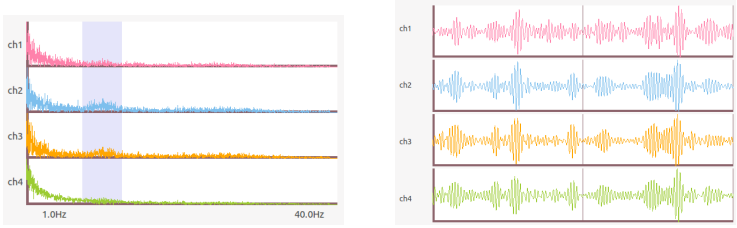
© 2011 Information Processing Society of Japan

Vol.2011-MPS-86 No.27
Vol.2011-BIO-27 No.27
2011/12/2



a. ICA　　b. 拡大した ICA

図 7　ICA



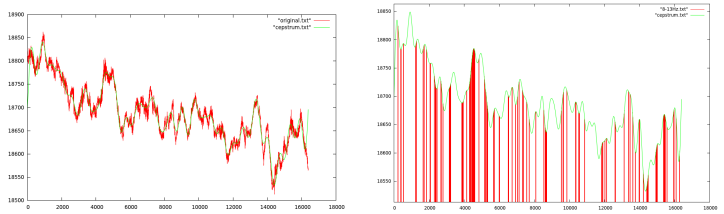
a. ICA 後のパワースペクトル　　b. ICA 後の 8 - 13Hz のバンドパスフィルタ

図 8　ICA 後の処理

まず，ICA をかけた後のデータに FFT を行いパワースペクトルを求める．ICA 後のデータのパワースペクトルの結果を図 8 - a に示す．図 6 同様に 1 - 40Hz までを表示する．これにより，分離後のデータの周波数ごとのパワー量を知ることができる．また，ICA をかけた後のデータに 8 - 13Hz のバンドパスフィルタをかける．この結果を図 8 - b に示す．この図は 10 - 20 秒の拡大図である．

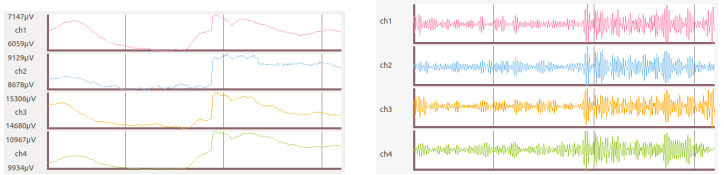
ケプストラムを用いて包絡を求める．これにより，オリジナルデータの概形が得られる．データはチャンネル 2 のみを使用する．図 9 - a はケプストラムによる包絡の結果である．赤色の線がオリジナルデータを表し，緑色の線がその包絡を表す．図 9 - a の包絡のうち，周波数が 8 - 13Hz の部位を赤色で着色したものを図 9 - b に示す．

最後に，3 つ目のデータを用いて 8 - 13Hz のバンドパスフィルタ をかける実験を行う．8 - 13Hz のバンドパスフィルタ をかけると，α 波帯域の波形を得られる．オリジナルデータを図 10 - a に，バンドパスフィルタ 後のデータを図 10 - b に示す．



a. オリジナルデータと包絡　　b. 包絡と 8 - 13Hz

図 9　包絡



a. オリジナルデータ　　b. バンドパスフィルタ 後のデータ

図 10　8 - 13Hz のバンドパスフィルタ

4. 考　　察

第 3 章で得られた実験結果について考察する．

1 つ目のデータの実験結果について考察する．ECG 計測の結果が図 4 であるが，図 4 - a から脳波とは明らかに違う波形であることが読み取れる．図 4 - b のように拡大すると，心電図の R 波の形がはっきりと分かる．これより，EEG と同時に ECG の計測が可能であるとことを示している．また，ECG は非常にクリアに計測できていることから，EEG のデータも正確に計測できるといえる．

2 つ目のデータの実験結果について考察する．まず，パワースペクトルの実験について述べる．図 6 のパワースペクトルによると，全体的に低周波数の割合が高くなっている．主に，0.5 - 3 Hz は眼球運動などのアーチファクトが含まれていることが知られている[11]．α 波帯域に注目すると，チャンネル 2 が他のチャンネルよりもパワー値が大きいことが分かる．これは，他のチャンネルに比べてチャンネル 2 はノイズが比較的少ないため，α 波帯域の違いがはっきりと現れたといえる．また，チャンネル 2 全体に注目すると，1 - 4 の低

© 2011 Information Processing Society of Japan

Vol.2011-MPS-86 No.27
Vol.2011-BIO-27 No.27
2011/12/2

周波数のパワー値は大きいものの，それ以降の周波数を比較すると α 波帯域の値が大きいことがわかる．

次に，ICA の実験結果について考察する．図 7 - a を見ると，チャンネル 4 の振幅が他の 3 チャンネルに比べて小さいことが分かる．これより，チャンネル 1，2，3 からノイズが除去されていると思われる．また，図 7 - b によると，全チャンネルに α 波様の波形が見られる．図 7 - b は 10 - 20 秒の拡大図であるが，特に 11，13，18 秒に比較的振幅の大きい周波数 8 - 13Hz の波形が見られる．

ICA 後の処理について述べる．まず，ICA 後のパワースペクトルを求めることで，ノイズが除去されたチャンネル 1，2，3 のパワースペクトルを把握できる．図 6 と図 8 とを比較すると，チャンネル 1，2，3 の全てで α 波帯域のパワー値が大きくなっている．チャンネル 2 では，より鮮明に確認できる．また，ICA 後のデータに 8 - 13Hz のバンドパスフィルタ をかけることで，時間における α 波量を知ることができる．図 7 - b と図 8 - b を比べると，図 7 - b で振幅が大きく比較的緩やかなところは，図 8 - b で振幅が増加していることが分かる．

包絡においては，図 9 - a より，適切に求められていることが分かる．包絡はオリジナルデータの概形を表しているので，図 9 - b は α 波帯域である 8 - 13Hz の部分を赤色で着色している．これを見ると，α 波は全体的に分布していることが分かる．

最後に，3 つ目のデータについて考察する．8 - 13Hz のバンドパスフィルタ により，α 波帯域の波形を抽出できる．図 10 - a はオリジナルデータであるが，約 10 秒の地点で波形が急激に変化していることが読み取れる．これは，開眼から閉眼に移行するときで，つまり瞼を閉じたときの眼球運動である．図 10 - b を見ると，図 10 - a と同時期に急激に変化していることが分かる．約 10 秒を境に振幅が大きくなっているが，これは α 波量が増加したためである．従って，閉眼により α 波を発生させることができる．

5. ま と め

本稿では，脳波の解析や観察をより充実した環境で行うために，リアルタイム Enobio 解析環境の改良を行った．データ処理部では FFT ，ICA の処理を改良し，新たな処理としてバンドパスフィルタ， メディアンフィルタを追加した．また，ケプストラムによる包絡の算出や ECG の計測も行った．実験では，オリジナルデータに上記の処理を行うことで，パワースペクトルや ICA による分離の結果を観察できた．結果，ICA によりある程度ノイズ除去が行われること，α 波は開眼時に比べ閉眼時に検出されやすいことがわかった．

しかし，現在まだ α 波形状の推定には至っていない．今後の課題として，引き続き α 波の形状推定と，新たに発生源の特定，発生条件の種類による α 波の違いの検出を目指している．α 波の形状推定を行うことで，α 波形状の個人差を検出することができると考えられる．現在，形状検出には LPC （Linear Predictive Coding，線形予測分析） の適用を進めている．また，α 波の発生源を特定するために STFT （short-time fourier transform，短時間フーリエ変換） やウェーブレット解析の適用を考えている．発生条件には，音楽鑑賞時，計算時，読書時，入眠時など様々な条件があるが，このような発生条件による α 波の違いの検出を目指す．今後は，α 波だけでなく δ 波の計測も予定している．

参 考 文 献

1) Mikhail A. Lebedev and Miguel A.L. Nicolelis.: *Brain machine interfaces:past, present and future*, TRENDS in Neurosciences Vol.29 pp.536–546 (2006).
2) Starlab: Starlab Living Science,
available from ⟨http://starlab.es/products/enobio⟩ (accessed 2011).
3) 大熊輝雄:臨床脳波学第 5 版，医学書院 (1999).
4) Y Ishikawa, S Teramae, N Yoshii, M Takata and K Joe:*A Real-time Analysis Environment for a Wireless BMI Device Enobio*, PDPTA pp.739–744 (2011).
5) H.H. Jasper: *The ten-twenty electrode system of the international federation*, Electroencephogr Clin Neurophysiol 10 pp.371375 (1958).
6) Hyvrinen, A: *Fast and Robust Fixed-Point Algorithms for Independent Component Analysis*, IEEE Transactions on Neural Networks, pp.626-634 (1999).
7) SourceForge: SourceForge.net: Project itpp,
available from ⟨http://sourceforge.net/apps/wordpress/itpp/⟩
, (accessed 2010-9-21).
8) Blaschke, T. and Wiskott, L.: *CuBICA: Independent Component Analysis by Simul- taneous Third- and Fourth-Order Cumulant Diagonalization* (2003).
9) The GTK+ Team: The GTK+ Project, available from ⟨www.gtk.org⟩
(accessed 2011-10-10)
10) D. G. Childers, D. P. Skinner, R. C. Kemerait: *The Cepstrum: A Guide to Processing*, Proceedings of the IEEE, Vol65, No.10 pp.1428–1443 (1977).
11) Plamen Manoilov: *EEG Eye-Blinking Artefacts Power Spectrum Analysis*, CompSysTech'06 (2006)

© 2011 Information Processing Society of Japan