

**科学研究費助成事業 研究成果報告書**

平成 27 年 9 月 25 日現在

機関番号：13201

研究種目：挑戦的萌芽研究

研究期間：2013～2014

課題番号：25540053

研究課題名(和文)脳科学の飛躍的な発展を目指す次世代信号処理技術の開発

研究課題名(英文)Development of next-generation signal processing technology using non-harmonic analysis to advance electroencephalographic research

研究代表者

吉澤 壽夫(YOSIZAWA, TOSHIO)

富山大学・その他の研究科・その他

研究者番号：20262503

交付決定額(研究期間全体):(直接経費) 2,900,000円

研究成果の概要(和文):視覚刺激や聴覚刺激の伴う脳活動の変化をEEGによって計測し、BCIなどのインターフェースへ応用されている。しかし、脳解析で利用されているFFTでは、信号の微小変化を可視化するための時間分解能と周波数分解能が不足している。

NHAは、申請者等が発明した解析法で、フーリエ変換に比べ、10万～100億倍以上の精度向上が見込まれている。そこで、ASSRでよく利用されている40Hzの帯域で、微小変化する聴覚刺激に起因するEEGの計測信号を用いてFFTとNHAで比較実験を行った。

その結果、NHAを用いると40Hz～41Hzで連続的に微小変化する変調信号の影響を誤差が1%以下の精度で解析できることがわかった。

研究成果の概要(英文):Changes in brain electrophysiological activity that are evoked by visual or auditory stimuli can be measured using electroencephalography (EEG), which is applied to computer interfaces such as the brain-computer interface (BCI). However, fast Fourier transform (FFT), which is used in EEG analysis, lacks both the temporal and frequency resolutions required to detect fine variations in the EEG signal. Non-harmonic analysis (NHA) can potentially greatly improve the accuracy of EEG spectral analysis compared to FFT. Therefore, we compared the accuracy of EEG signal analysis performed using FFT and NHA by varying the wavelength of an auditory stimulus in small increments/decrements within the 40-Hz band-a frequency range, which is often used in auditory steady-state response (ASSR) research. Our results show that NHA can be used to accurately analyze EEG data with <1% error when an auditory stimulus is slightly and continuously varied within a frequency range of 40 to 41 Hz.

研究分野：総合領域

キーワード：情報センシング

### 1. 研究開始当初の背景

脳科学の発展に大きく寄与した光トポグラフィや、脳波計(Electroencephalogram: EEG)は、多チャンネル化されリアルタイムにその動作や思考過程を時間的にモニタリングできる機器として、多くの研究施設や医療施設で利用されつつある。現在の多チャンネルデータは、選択的な個別の利用や補間による複合的な利用などがなされている。しかし、これらのセンサー情報は、個々に単純な移動平均などによって時間的に平均化され複雑な思考を同定することや、空間分解能を補間し脳内部位間の伝達経路を詳細に特定するまでには至っていない。特に脳からセンシングされる情報は、生体内部の様々な信号を重畳しており、これまでの方法では目的信号の関連性のないノイズの混入を避けるため、ノイズ以外にも目的信号自体を大きく損失させるほかなかった。

申請者等は最近、様々なセンサデバイスの総合的なセンシング能力や情報集積技術の飛躍的向上を目的にNHA (Non Harmonic Analysis: PCT/JP2008/066689, JST の支援を受けPCT 出願済)の応用研究を行っている。この解析法は、工学系で広く利用されているフーリエ変換(FFT)に比べ、10万~100億倍以上の精度の向上が確認されている。ノイズ耐性も他の解析法に比べ大きく向上し、時間分解能と周波数分解能を両立させる唯一の解析法であり、周波数の極僅かな揺らぎや歪も検知することができる。既に申請者等は、一般に断層撮影装置のOCT(Optical Coherence Tomography)などに応用し、この解析法を利用した医療用断層撮影装置で、世界最高精度の空間分解能を実現した。

定常的な聴覚に対する脳の反応として、Auditory Steady-State Response (ASSR)が知られている。この現象は、40Hz 前後の純音を聞かせた場合に強く誘発される電位である ([1]Stapells et al, Ear and hearing, 1984, 5, 2, 105-113, [2]Pastor et al, The Journal of neuroscience, 2002, 22, 23, 10501-10506)。一般的には、可聴域信号を、40Hz 前後の正弦波信号で振幅変調した変調信号を用いて、誘発を行うものである。この現象は、幼児や高齢者などの聴覚検査に用いられており、一般的な聴覚検査とは異なり、脳波を解析することによって、極めて客観的に検査ができる指標である。

### 2. 研究の目的

本研究では、工学系で広く利用されているアナログ信号のフーリエ変換(FFT)に比べ、10万~100億倍以上の精度の向上が見込まれるNHA(Non Harmonic Analysis: 申請者等が考案した非周期信号のフーリエ変換式への最小二乗法の適用に基づく周波数分析法)を拡張し、1次元をはじめとした多次元の不等間隔データを正確に解析する信号解

析ソフトウェアを開発し、脳科学の分野でも利用されている光トポグラフィや、脳波計(Electroencephalogram: EEG)などの脳機能マッピング装置に応用する。特にこのようなソフトウェア技術によって、不等間隔計測データを正確に解析し、生体内部の様々なノイズに強く、特定の動作に伴う信号を抽出するための信号解析法を確立する。

具体的には、人間の感情は脳波において主に $\alpha$ 帯域に複数のスペクトルが複雑に反応しているということが予測される。このような反応の時間的な変化を解析するためには十分な時間分解能と周波数分解能が必要となってくる。そこで申請者らが提案するNHAは、最小二乗法を用いた解析法であり、窓長に依存することなく解析することが出来るため有用な可能性がある。本研究では、従来法と提案法を比較し、定量的に評価することを目的とする。

### 3. 研究の方法

本研究では、2種類の聴覚刺激を提示した時に誘発されるASSRを計測し、時間周波数解析において従来法である短時間フーリエ変換(STFT)と提案法であるNHAの比較を行う。

なお、ASSRの基礎的研究において広く用いられている正弦的振幅変調音では、ASSRを誘発しにくい傾向が見られたため本実験では、搬送波が矩形波に近い形状を持つ変調的な正弦的振幅変調音を用いた。キャリア周波数を $f_c$ 、変調周波数を $f_m$ とし、音源作成に用いた式を式1に記す。

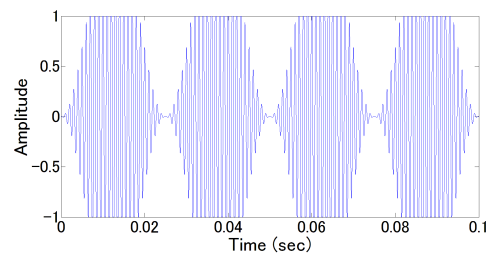


図1 本実験で用いた正弦的振幅変調音

$$\begin{cases} y(t) = x(t) & (x(t) \leq 1) \\ y(t) = 1 & (x(t) > 1) \end{cases}$$

$$x(t) = (1 - \cos(2\pi f_m t)) \cdot \cos(2\pi f_c t) \quad \dots$$

本実験環境は、富山大学の無響室であり、無響室内には脳波計とスピーカのみを設置し、脳波計測用のコンピュータや、聴覚刺激再生用のコンピュータは無響室の外に設置し、脳波計と脳波計測用のコンピュータを光ファイバケーブルで接続した。そのため、計測された脳波データには電源ノイズが乗っておらず、極めて静寂な環境下でASSRを計測できたと考える。聴覚刺激の提示には、コ

ンピュータと USB 接続できる DAC (SONY 社製 UDA-1) と、スピーカ (SONY 社製 SS-HA3) を用い、音圧レベルを被験者の耳元でおよそ 65dB に設定した。なお、実験は照明を消した状態で行った。



図 2 実験環境

### 3.1. 時間分解能と周波数分解能の検証実験

本実験では、1000Hz の搬送波 (図 3) を 40Hz の変調波 (図 4) で振幅変調した信号を聴覚刺激とした実験を行った。聴覚刺激を 10 秒間呈示し、5 秒間の休憩時間を挟む。これを 1 試行とし、1 回の実験につき 25 試行を行った。

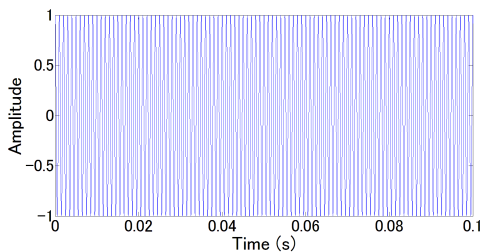


図 3 1000Hz の搬送波

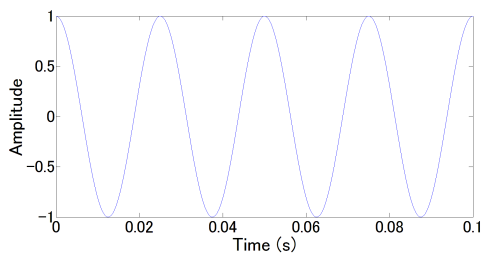


図 4 40Hz の変調波

### 3.2. 狭帯域における微小変化の実験

本実験では、変調波の周波数特性を長時間 (48 秒) で 1.2Hz だけスイープするチャープ信号を聴覚刺激とした実験を行った。変調周波数がスイープするチャープ信号は式 1 の  $f_m$  に式 2 を代入することで作成した。本実験では、狭帯域における微小変化を観察するため最も ASSR の反応が大きく出るとされている 40Hz を付近である 39.9Hz から 41.1Hz までを 48 秒間でスイープする音源を用いた。

$$f_m = f_0 + \frac{f_1 - f_0}{2} t \quad \dots \square$$

聴覚刺激を 48 秒間呈示し、10 秒間の休憩時間を挟む。これを 1 試行とし、1 回の実験につき 25 試行を行った。

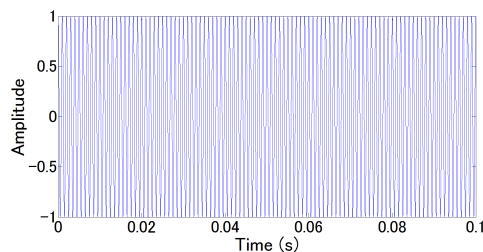


図 5 1000Hz の搬送波

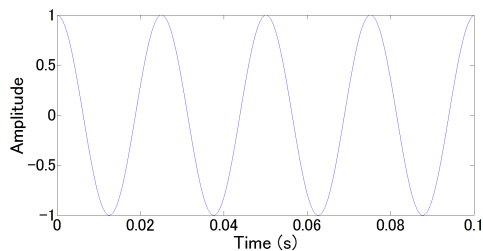


図 6 39.9~41.1Hz でスイープするチャープ信号

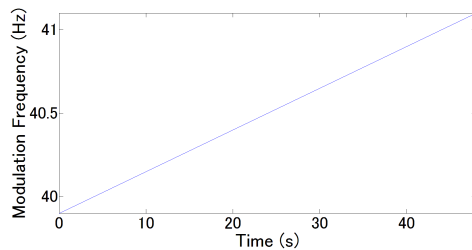


図 7 チャープ信号の周波数偏移

### 3.3. 解析条件

ASSR は非常に微弱な電位であるため、聴覚検査において ASSR が利用される場合には、同じ条件下で得られた脳波データを複数加算平均することによって可視化することが多い。本研究では、計測された脳波データに ASSR が含まれているかどうかを確かめるために、25 試行で得られた脳波データを加算平均した。加算平均に際しては、FFT によって周波数領域に変換した後、絶対値をとったデータ同士を加算平均した。これは、各試行において ASSR の位相が一致することが考えにくいいため、時間領域で加算平均を行うと、位相の不一致によって ASSR が減衰する可能性を考慮するためである。

## 4. 研究成果

ASSR の時間的な周波数特性を観察するために、加算平均した脳波データを時間周波数解析した結果を図 8 から図 11 にそれぞれ示す。図 8 及び図 10 は DFT によって時間周波数解析を行った結果であり、図 9 及び図 11 は NHA によって時間周波数解析を行った結果である。どちらの時間周波数解析を行う際においても、解析窓長を 512 点とし、2 点ずつシフトさせるという手法によって時間変化する ASSR の周波数特性を追跡した。なお、

図の縦軸は周波数(Hz)、横軸は時間(sec)、濃度は振幅( $\mu V$ )をそれぞれ示す。

図8は周波数分解能が低いDFTでの時間周波数解析結果であるため、40Hz-ASSRを確認できることがわかるが、40Hz-ASSRの細かな周波数変動は観察できないことがわかる。図9は、解析窓の影響を受けず、周波数分解能が高いNHAでの時間周波数解析結果であり、40Hz-ASSRの細かな周波数変動を線状に観察することが出来る。

図10及び図11により、申請者が発明した世界最高精度の信号分析法NHAを用いた信号解析では、微細な周波数変動に対する脳の反応をトレースできていることがわかる。人間脳脳波、意識的には認知を指定しないものの、微細な周波数変動をセンシングできている可能性を示した。一般的な周波数解析方法のFFT等では、時間分解能を高めると脳波に含まれる信号の微細な周波数変化を見落とし

てしまい、周波数分解能と時間分解能を両立できない問題があり、超精細に周波数変化を追跡できない。NHAは、時間分解能と周波数分解能を両立できる信号解析方法であるため、48秒かけて1.2Hzしか変動しない極めて微細な人間の生理的反応を正確にトレースすることができ、人間の認知機能の解明のために大いに貢献できると考えられる。

5. 主な発表論文等  
なし

6. 研究組織

(1) 研究代表者

吉澤 壽夫 (YOSIZAWA TOSHIO)

富山大学・大学院理工学研究部(工学)・

助教

研究者番号：20262503

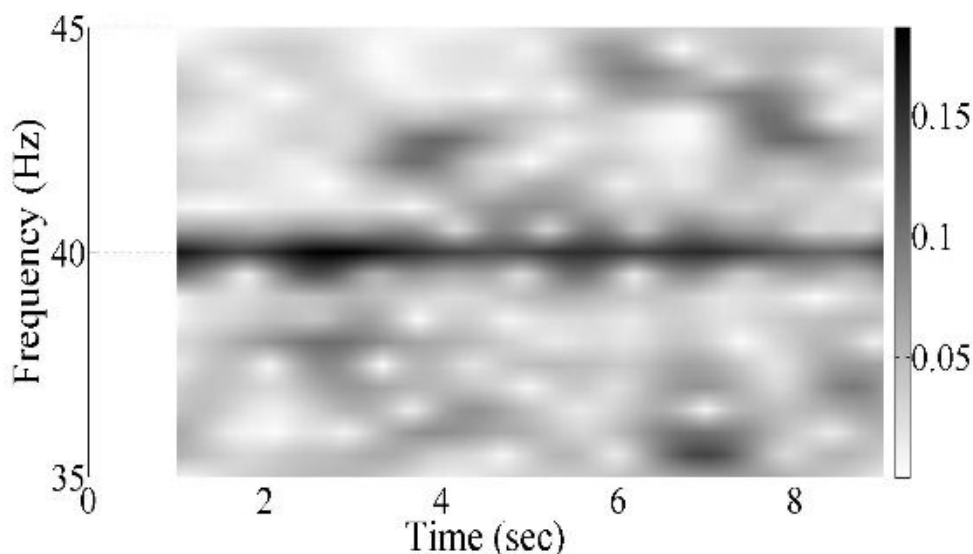


図8 40Hz-ASSRにおけるFFTでの解析結果

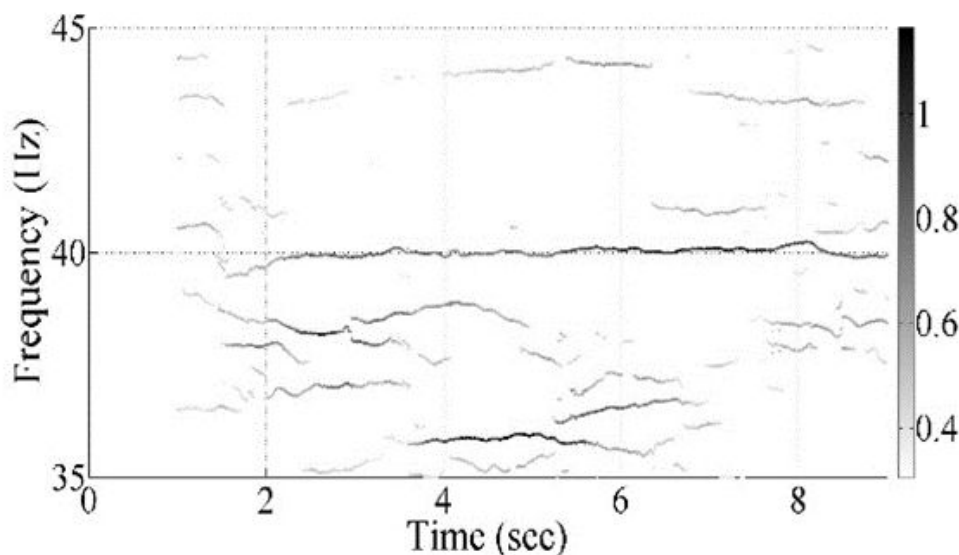


図9 40Hz-ASSRにおけるNHAでの解析結果

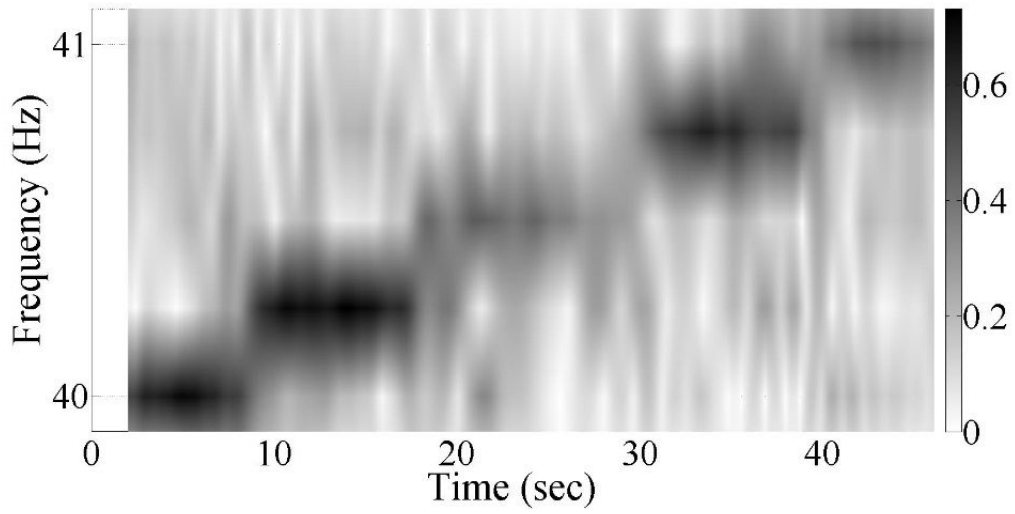


図 10 chirp-ASSR における FFT での解析結果

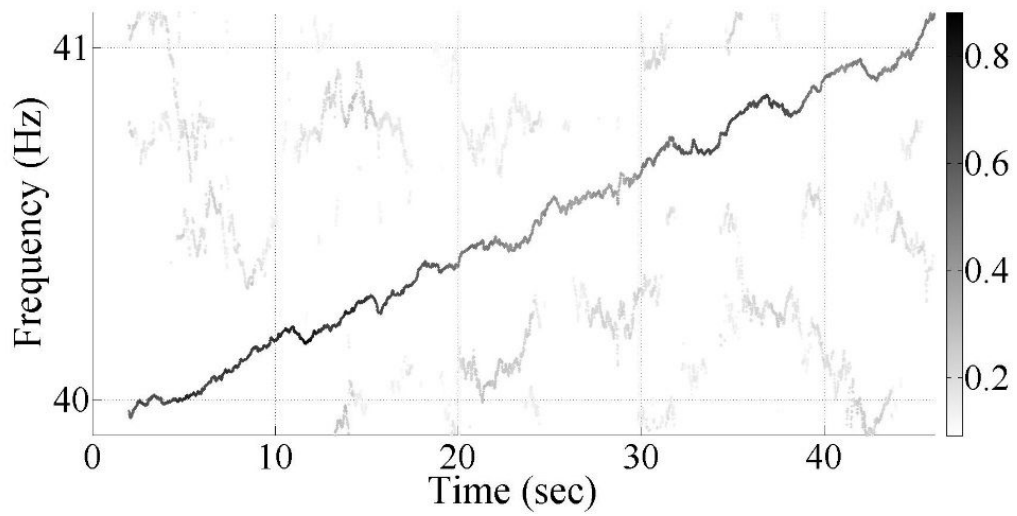


図 11 chirp-ASSR における NHA での解析結果