格子刺激イメージングを用いた脳波解析

非会員 浦川 弘* 正員 西村 敏博*
正員 椿井 正義* 非会員 伊藤 憲治**

A Study on Analysis of EEG Caused by Grating Stimulation Imaging

Hiroshi Urakawa*, Non-member, Toshihiro Nishimura**, Member, Masayoshi Tsubai*, Member, **,
Kenji Itoh, Non-member

Recently, many researchers have studied a visual perception. Focus is attended to studies of the visual perception phenomenon by using the grating stimulation images. The previous researches have suggested that a subset of retinal ganglion cells responds to motion in the receptive field center, but only if the wider surround moves with a different trajectory. We discuss the function of human retina, and measure and analysis EEG(electroencephalography) of a normal subject who looks on grating stimulation images. We confirmed the visual perception of human by EEG signal analysis. We also have obtained that a sinusoidal grating stimulation was given, asymmetry was observed the α wave element in EEG of the symmetric part in a left hemisphere and a right hemisphere of the brain. Therefore, it is presumed that projected image is even when the still picture is seen and the image projected onto retinas of right and left eyes is not even for the dynamic scene. It evaluated it by taking the envelope curve for the detected α wave, and using the average and standard deviation.

キーワード：脳波(EEG)，格子刺激，チェス盤模様，周波数解析，視覚認知

Keywords : EEG(electroencephalography), grating stimulation, checkerboard pattern, frequency analysis, visual perception

1. はじめに

外界からの様々な視覚情報を脳に伝えるものとしての視神経領域の研究は、生物学、神経生理学などの多くの分野で行われてきた。その中においても、網膜は視覚情報処理の第一段階であり、発生学的に見て脳の百分の一の神経細胞からなる組織であるとともに、層構造をなした細胞間のつながりによる実時間の並列処理などの高度な処理を行っている。これらの細胞間のメカニズムを解明することは生物学的にみて、脳内の情報処理機構の解明につながると考えられる。また工学的にみると、実際の網膜の働きをトレースした人工網膜の開発が考えられる。

網膜は光を受容する方向から順に、視細胞(photoreceptor cell)、水平細胞(horizontal cell)、双極細胞(bipolar cell)、ア

マクリン細胞(amacrine cell)、神経節細胞(ganglion cell)が層構造を成している。また、網膜の機能は大きく分けて次の三つがあると考えられている。

- (i) 視細胞(錐体と杆体)による光電変換機能。
- (ii) 明るさの空間的变化や時間的变化などの基本的情報を比の形で抽出する機能。

- (iii) 明るさの条件が大きく変わっても必要な情報を効率よく安定に抽出するための、光に関する感度調節機能。

これまで、視覚によって得られた運動している物体に関する情報は脳の機能により、運動している物体と、その時の背景の分離の処理が行われていると考えられてきた。しかし、近年の研究⁽¹⁾において、対象物が小刻みに動くような動画像を提示した場合における網膜細胞の反応の計測を行い、反応を計測した細胞の機能についての検討が行われていた。この実験では、ウサギやオオサンショウウオ(salamander)の眼球に直接コイルを巻きつけ、膜電位を計測している。それにより、網状層にあるアマクリン細胞が対象物の小さな動きを検出する細胞ではないかと述べている。つまり、運動している物体を背景から分離する処理機能が網膜細胞に存在していると示唆しているのである。

私たちは人の網膜にもこの機能が存在しているかを知り

* 早稲田大学大学院情報生産システム研究科
〒808-0135 福岡県北九州市若松区ひびきの 2-7
Graduate School of Information, Production and Systems,
Waseda University
2-7, Hibikino, Wakamatuku, Kitakyushuu, Fukuoka
808-0135

** 東京大学大学院医学系研究科
〒113-0033 東京都文京区本郷 7-3-1
Graduate School of Medicine and Faculty of Medicine, the
University of Tokyo
7-3-1, Hongou, Bunkyo-ku, Tokyo 113-0033

たいと考えた。しかし人において、網膜細胞であるアマクリン細胞の膜電位の計測を行う事は難しい。そこで刺激画像の提示を行い、その際の EEG と EOG の計測を行うことにより、網膜に入った視覚情報が脳に伝わる際にどのような変化が起きているかを調べることにより網膜機能の解明の足がかりとなると考えられる。

2. 実 験

〈2・1〉 実験手法 実験は被験者に刺激動画像の提示を行い、その際の被験者の EEG および EOG の計測を行う。使用する刺激画像は運動している物体を表す動画像として正弦波縞(sinusoidal grating)⁽⁴⁾を、錯視を起こす画像としてチェス盤模様(checkerboard pattern)⁽²⁾⁽³⁾の 2 種類を用いている。

被験者は健康な 20 代男性 6 名である。

実験手順

- (i) 対象物が実際に運動している動画像と、錯視を起こすための静止画像の 2 種類の刺激画像を用意する。このうち実際に運動している動画像の方は、対象物の動き方や背景の違いにより 4 種類用意した。
- (ii) 刺激動画像をディスプレイに表示し、被験者に対して提示する。
- (iii) 脳波計を使用し、EEG および EOG の計測をする。
- (iv) 計測された EEG および EOG の波形の特徴を調べる。

実験システムの構成を図 1 に示す。この時、被験者とディスプレイとの間の距離を 80cm とする。脳波の計測方法としては、国際 10-20 電極法を用いて測定を行った。また、基準電極を両耳朶電極とする。電極記号と部位名称を表 1 で示す。EOG の計測は両目の上下左右の位置に電極を貼り付けることにより行った。

〈2・2〉 刺激画像 実験に用いる刺激動画像用の画像として、図 2 および図 3 を用いる。正弦波縞画像は白黒の濃淡画像であり濃淡は正弦波関数に従って濃淡の増減を繰り返している。また視角 ν は次式のように表される。

$$\nu = 2 \times \left(\frac{180}{\pi} \right) \times \left\{ \arctan \left(\left(\frac{s}{2} \right) / d \right) \right\} \dots\dots\dots (1)$$

図 1 実験システム構成
Fig. 1. Experiment system configuration.

表 1 電極位置と部位名称

Table 1. Electrode positions and region denominations.

部位名称		電極記号		
		左	中央	右
前頭極	Frontal pole	Fp1	Fz	Fp2
前頭	Frontal	F3	Cz	F4
下前頭	Inferior Frontal	F7	Pz	F8
中心	Central	C3		C4
頭頂	Parietal	P3		P4
後頭	Occipital	O1		O2
中側頭	Mid Temporal	T3		T4
後側頭	Posterior Temporal	T5		T6
耳朶	Auricular	A1		A2

図 2 正弦波縞

Fig. 2. Sinusoidal grating.

図 3 チェス盤模様

Fig. 3. Checkerboard pattern.

表 2 画像のパラメータ

Table 2. Image parameters.

	Figure. 2.	Figure. 3.
Image size	640 × 480 pixel	640 × 480 pixel
Gray value	0~255	0~255
Radius(inside)	104 pixel	104 pixel
Radius(outside)	99 pixel	99 pixel
Rectangle		7×35 pixel
Spatial frequency	7 cycle/deg

図 4 pattern1~4 の提示方法

Fig. 4. Presentation procedure of pattern1 to 4.

図 5 pattern5 の提示方法

Fig. 5. Presentation procedure of pattern5.

(s : 物体の大きさ, d : 観察距離)

図 4 は横長の長方形と円環, 円環内部の縦長の長方形から構成され, 白黒で表されている。図 4 の画像は錯視を起こすための画像である。図 4 を見ることで起こる錯視とは, 静止した画像を提示しているのに被験者には真中にある対象物が浮き上がったり, 揺らいで見えたりする現象である。図 2 および図 3 においてリング状の部分およびその内側の部分を対象物とし, その他の部位を背景と設定する。図 2 は, 正弦波状に一定周期で輝度(明るさ)を変化させている画像である。本論文では, 『視角 1 度あたりの縞の数』を空間周波数と定義している。図 2 および図 3 のパラメータを表 2 にまとめる。この実験の場合では, 画像を映し出すディスプレイと被験者の距離が 80cm なので, ディスプレイ上で約 1.3cm あたりに何周期の縞があるかを表している。実験手順で述べているように, 正弦波縞の刺激動画は, 対象物の動き方や背景模様の違いにより, 次の 4 種類を用意している。

- (i) 対象物の縞と, 背景の縞の模様を同期させないように, 対象物を小刻みに動かす。
- (ii) 対象物の縞と, 背景の縞の模様を同期させて, 対象物を小刻みに動かす。
- (iii) 背景をグレー一色にして, 対象物を小刻みに動かす。
- (iv) 対象物の縞と, 背景の縞の模様を同期させて, 対象物

が小刻みに動きつつスライドしながら移動する。

(i)~(iv)までの刺激用の動画をそれぞれ pattern1~pattern4 とする。また, 図 3 を用いた刺激画像を pattern5 とする。図 3 の画像を図 3A とし, 図 3 の画像の白と黒を反転させた画像を図 3B とする。pattern1~pattern4 の提示方法を図 4 で, pattern5 の提示方法を図 5 で表す。pattern4 とする。また, 図 3 を用いた刺激画像を pattern5 とする。図 3 の画像を図 3A とし, 図 3 の画像の白と黒を反転させた画像を図 3B とする。pattern1~pattern4 の提示方法を図 4 で, pattern5 の提示方法を図 5 で表す。

図 2 および図 3 のパラメータを表 2 にまとめる。

3. 結果および考察

計測された脳波及び眼球運動電位は雑音を除去するために, サンプリング周波数 500Hz の帯域通過フィルタを用いて 40Hz 以上の周波数を除去⁽⁶⁾⁽⁷⁾した上で脳波の波形を取り出した。しかし, この処理を行った脳波では比較を行う特徴を検出するのが困難であった。

脳波は周波数成分の違いにより α 波や β 波のようにそれぞれ特徴を持った脳波に分けることができる。そこで, 脳波の波形の特徴の比較を行うために, 計測された脳波に対して α 波成分(8~13Hz)の抽出を行うことにする。そこで, α 波成分(8~13Hz)の抽出を行うためにサンプリング周波数 500Hz の帯域通過フィルタを用いてその波形の抽出を行った。その際に同時に計測を行った EOG についても比較を行い, 視覚の刺激による反応なのか, 眼球の動きによる反応であるかの検証も行った。それぞれ, 試行回数分による加算平均処理を行っている。

図 6 は pattern1 を提示した場合の O1,O2,T5,T6 部位で計測された脳波 (α 波)であり, 表示している 0~4 秒間は, 画像を提示した瞬間から画像が停止するまでの間の時間である。図 7 は pattern5 を与えた場合に O1,O2,T5,T6 部位で計測された脳波 (α 波)である。表示している 0~8 秒間は, 画像を提示した瞬間から画像が停止するまでの間の時間である。

pattern1 を提示した結果である図 6(a)と図 6(b), 図 6(c)と図 6(d)を比較してみると, 脳の部位としては左半球と右半球において対称な部位であるのに α 波の波形に違いが生じ^{(5)(8)~(10)}ている。これは, 視覚刺激が入ってきた際に左半球と右半球において, 異なる処理が行われている事を示唆していると考えられる。次に pattern5 を提示した場合の α 波成分である図 7(a)と図 7(b), 図 7(c)と図 7(d)の比較を行うと, 図 6 の(a)~(d)の場合と比較して左右の違いが明確には現れていない。また, 図 7(a)と図 7(b)では似通ったパターンで α 波が現れているように思われる。これらの違いは, pattern1~4 では動画の提示を行っているのに対して, pattern5 の場合は対象を動かさない静止画像を用いた錯覚用の画像であるからだと考えられる。しかし, 動画の場合には画像が僅かではあるが被験者からみて右の方向に流れていくのでその影響も考えられる。その場合は pattern4

(a)

(b)

(c)

(d)

図6 pattern1における α 波成分 (a) O1, (b) O2, (c) T5, (d) T6

Fig. 6. α wave element in pattern1 (a)O1,(b)O2,(c)T5,(d)T6.

(a)

(b)

(c)

(d)

図7 pattern5における α 波成分 (a) O1, (b) O2, (c) T5, (d) T6

Fig. 7. α wave element in pattern5 (a)O1,(b)O2,(c)T5,(d)T6.

に顕著な反応が出ると考えられるが、目視での評価では難しい。

これらの α 波に対しての比較評価を行っているが、いずれも目視による左右波形の違いである。そこで、定量的な評価を行うために α 波の包絡線を取り出し評価を行った。取り出した包絡線の時系列 x_k , $k=1,2,3,\dots,N$ に対して、標準偏差平均比=(標準偏差/平均)を定義する。ここで N は、各 pattern の提示開始から終了までの時系列データのデータ点数である。これを用いて定量的な評価を行った。ただし、平均を $\bar{x}$ とすると、

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N x_k \quad \dots\dots\dots(2)$$

標準偏差 σ

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{k=1}^N (x_k - \bar{x})^2} \quad \dots\dots\dots(3)$$

表2は、pattern5に関しては左右の対象部位に対しての数値がほぼ変わっていない。これは左右の α 波波形の形がほぼ同じであるという目視での評価と一致している。pattern1,2,4に関しては左右の対象部位に関して数値が異なり左右対称部位の α 波波形が異なっているという目視での評価と一致しているといえる。しかし、pattern3においては、pattern5程一致している数値ではないが他のpatternと比較した場合、左右の波形に違いが生じているとは言えない数値である。

これは、pattern3の刺激画像は背景がグレー一色であり、他のpatternとは違い背景の模様が存在していないことが原因であると考えられる。背景の模様が存在していないことにより視覚に対する刺激が弱いのではないかと考えられる。

また、pattern4の場合で左右対称部位での標準偏差平均比の値の違いがより大きく出ている。これは小刻みな動きにスライドしていく動きが加わっている事により、より大きな刺激となったためであると思われる。

また、O1,O2の場合と比較して、T5,T6では左右対称部位に対しての値の違いが生じていない。これはO1,O2部位は網膜の投影が行われていると考えられている部位なので、視覚刺激から与えられる影響がより直接的であるからだと考えられる。T5,T6部位において左右対称部位にお

ける標準偏差平均比の値の差が小さくなっているのは、脳内において視覚から得られた情報の統合が行われてきているからであると考えられる。

4. まとめ

刺激動画像と刺激静止画像を提示した際の脳波の α 波成分を抽出することにより、刺激動画像を与えた場合には脳の左半球と右半球において脳波の α 波成分の波形に違いが生じることが分かった。目視での評価では、pattern1~4では α 波の振幅波形において、左右対称部位において異なる波形が検出されたが、pattern5においてはpattern1~4と比較して大きな違いは検出されなかった。同時に計測されたEOGについては際立った違いは生じていないので、これらの違いは瞬目などの眼球運動によるものではないと考えられ、動画像と静止画像の違いによって起こっているのではないかと考えられる。しかし、動画像の場合には画像が僅かではあるが被験者からみて右の方向に流れていくのでその影響も考えられる。その場合はpattern4に顕著な反応が出ると考えられるが、目視での評価では難しい。

α 波の波形に対して定量的な評価を行うために、包絡線を取り出し、標準偏差平均比を用いて定量評価を行った。Pattern5に関しては目視での評価と同等の結果である左右差は生じていないという結果が得られた。pattern1~4に関しては、目視の場合と同様に左右の対象部位において違いが生じていた。しかし、pattern3の場合においては他のpatternと比較した場合に左右対称部位において標準偏差平均比の値の差が小さかった。これは、pattern3の刺激画像では背景の模様が存在していないために、他のpatternと比較して刺激が小さかったのではないかと考えられる。また、pattern4の場合で左右対称部位での標準偏差平均比の値の違いがより大きく出ている。これは小刻みな動きにスライドしていく動きが加わっている事により、より大きな刺激となったためであると思われる。また、O1,O2の場合と比較して、T5,T6では左右対称部位に対しての値の違いが生じていない。これはO1,O2部位は網膜の投影が行われていると考えられている部位なので、視覚刺激から与えられる影響がより直接的であるからだと考えられる。T5,T6部位において左右対称部位における標準偏差平均比の値の差が小さくなっていくのは、情報の統合が行われてきているからではないかと考えられる。これらの事より、左右の網膜に映っている刺激画像がより異なっている場合に反応が生じていると考えられる。

これらのことより、視覚情報処理に関して α 波が担っていることが示唆された。また、網膜に映し出される画像の違いによっても α 波に変化が起きることを波形の形状や評価関数を用いることより示した。

今後の課題は、本論文では異なる視覚刺激反応に対して α 波が異なる反応を示すことは分かったが、その理由はまだまだ仮定の枠をでない。実験システムの構成について、電極のインピーダンスの一致や、視覚刺激画像提示の際に

表2 標準偏差平均比を用いた α 波の包絡線情報の評価
Table 2. The evaluation of envelope curve data of a wave that uses standard deviation to mean.

	O1	O2	T5	T6
Pattern1	0.53	0.45	0.55	0.47
Pattern2	0.50	0.42	0.51	0.55
Pattern3	0.46	0.43	0.50	0.47
Pattern4	0.47	0.59	0.56	0.54
Pattern5	0.51	0.52	0.52	0.52

脳波計にクロックパルスを入れることにより刺激の開始時間との同期がとれた脳波計測などの精度向上を行う必要がある。それにより計測時の雑音を十分に減らし、また被験者および計測回数の増加を行うことによりさらに高い精度の結果を得ることができ、さらに詳細な結果を導き出すことが期待できる。

謝 辞

本研究に際し、御討論、御助言をしていただいた、九州工業大学大学院生命体工学研究科の横井博一教授に感謝いたします。

(平成 16 年 10 月 26 受付, 平成 17 年 2 月 23 日再受付)

文 献

- (1) B. P. Olveczky, S. A. Baccus, and M. Meister : "Segregation of object and background motion in the retina", *Nature*, Vol.423, pp.401-408 /22 May (2003)
- (2) H. Ashida : "Spatial frequency tuning of the Ouchi illusion and its dependence on stimulus size", *Vision Research*, Vol.42, pp.1413-1420 (2002)
- (3) Y. Kobayashi, A. Yoshino, T. Ogasawara, and S. Nomura : "Topography of evoked potentials associated with illusory motion perception as a motion aftereffect", *Cognitive Brain Research*, Vol.13, pp.75-84 (2002)
- (4) K. Katou, T. Oowada, T. Kobayashi, and S. Kuribayashi : "Brain wave change between uniting binocular rivalries of causing by movement and geostationary of lattice stimulation - Power difference analysis of voluntary brain wave on scalp", *IEICE Technical Report MBE94-24*, pp.1-8 (1994-6) (in Japanese)
加藤和夫・大和田徹・小林哲夫・栗城真也 : 「格子刺激の運動・静止で生ずる視野闘争・融合間の脳波変化-頭皮上自発脳波のパワー差分解析-」, 信学会技報 MBE94-24, pp.1-8 (1994-06)
- (5) I. Murakami : "The aperture problem in egocentric motion", *TRENDS in Neurosciences*, Vol.27, No.4, pp.174-177 (2004-4)
- (6) Y. Kuroiwa and G.G.Celesia : "Visual evoked potentials - The normal wave form and clinical application", *Nishimura bookstore* (1989) (in Japanese)
黒岩義之・G.G.Celesia : 「視覚誘発電位-その正常波形と臨床応用」 西村書店 (1989)
- (7) N. Turu : "Clinical EEG and EEG analysis", *New medicine publisher* (2000) (in Japanese)
鶴 紀子 : 臨床脳波と脳波解析, 新興医学出版社 (2000)
- (8) A. L. Yarbus : "Eye Movements and Vision", *Plenum*, New York (1967)
- (9) F. Kowler : "Eye Movements and their Role in Visual and Cognitive Processes", *Elsevicc*, New York (1990)
- (10) T. Ross, M. C. Morrone, M. E. Goldberg, and D. C. Burr. : "Changes in visual perception at the time of saccades", *Trends Neurosci*, Vol.24, pp.113-121 (2001)

浦 川 弘

(非会員) 1980 年 07 月 05 日生。2003 年 3 月長崎大学工学部電気電子工学科卒業。2005 年 3 月早稲田大学大学院情報生産システム研究科修士課程修了。デジタル信号処理を用いた生体信号処理研究, 特に脳波の信号処理の研究に従事。現在, (株)ソニー, 本厚木イメージセンサーカンパニーに勤務。

西 村 敏 博

(正員) 早稲田大学大学院情報生産システム研究科に勤務。工学博士 (東京大学)。認知科学, 医学用超音波画像, CMOS イメージセンサ, 人工網膜, ニューラルネットワーク, 福祉工学, パワーエレクトロニクス工学, 神経生理学, 循環器内科学などの研究教育に従事。電気学会医用・生体工学技術委員長, 日本超音波医学会評議員, Councilor of IEEE Power Electronics.

1998 年 European Space Power Conference Contribution Award, 平 14 年度電気学会 C 部門大会企画賞各受賞。電子情報通信学会, 日本 ME 学会, 日本超音波医学会, IEEE の正会員。
Email:tosi-hiro@waseda.jp

椿 井 正 義

(正員) 1998 年東京農工大学工学部電子情報工学科卒。2000 年同大学大学院博士前期過程修了。2003 年同大学大学院博士後期過程修了。博士 (工学)。現在, 早稲田大学理工学部総合研究センター助手。デジタル信号処理・画像処理, 特に超音波画像, X 線 CT, マンモグラフィなどの医用画像解析にかんする研究に従事。

伊 藤 憲 治

(非会員) 東京大学大学院医学系研究科に勤務。工学博士 (東京大学)。認知科学, 神経生理学, 脳機能などの研究教育に従事。電子情報通信学会, 日本 ME 学会, IEEE の正員。