衝動性眼球運動における眼球運動前の脳波解析

非会員 船瀬 新王^{*,**} 非会員 久野 悦章^{*}
正員 大熊 繁^{*} 正員 八木 透^{*,***}

Analysis of EEG Related Saccadic Eye Movement

Arao Funase^{*,**}, Non-member, Yoshiaki Kuno^{*}, Non-member, Shigeru Okuma^{*}, Member,
Tohru Yagi^{*,***}, Member

Our final goal is to establish the model for saccadic eye movement that connects the saccade and the electroencephalogram(EEG). As the first step toward this goal, we recorded and analyzed the saccade-related EEG. In the study recorded in this paper, we tried detecting a certain EEG that is peculiar to the eye movement. In these experiments, each subject was instructed to point their eyes toward visual targets (LEDs) or the direction of the sound sources (buzzers). In the control cases, the EEG was recorded in the case of no eye movements. As results, in the visual experiments, we found that the potential of EEG changed sharply on the occipital lobe just before eye movement. Furthermore, in the case of the auditory experiments, similar results were observed. In the case of the visual experiments and auditory experiments without eye movement, we could not observe the EEG changed sharply. Moreover, when the subject moved his/her eyes toward a right-side target, a change in EEG potential was found on the right occipital lobe. On the contrary, when the subject moved his/her eyes toward a left-side target, a sharp change in EEG potential was found on the left occipital lobe.

キーワード：脳波、衝動性眼球運動、視覚刺激、聴覚刺激、眼球運動モデル、脳波インタフェース

Keywords: EEG, Saccade, Visual Stimulus, Auditory Stimulus, Saccadic Model, Brain-Computer Interface

1. 背景

ヒトの運動に関連する脳機能の解明は、ロボットやインタフェースに対して設計指針を与えることができると期待されており、この研究課題に対して多くの取り組みが行われている。この対象となる運動は、数多く存在しているが、その中でも衝動性眼球運動（サッケード, saccade）⁽¹⁾は、脊髄を介さずに脳中枢部だけで処理が行われ、さらに運動

中に視覚情報のフィードバックが行われないため、他の運動よりも脳内情報処理が比較的単純であり、これまでに多くの研究者たちが研究対象としてきた。

サッケードを工学的に捉え、解析するためには、サッケードのモデルを構築することが重要である。従来研究において、いくつかのモデルが提案されており、それらは二種類に大別される。第一に、脳内神経に着目したモデルがある。Robinson⁽²⁾は、脳幹内のニューロンを用いて眼球運動のモデル化を試みた。このモデルは、脳幹と眼球の関連を述べたものであり、眼球運動の運動マップを持つ上丘の役割や、脳幹と上丘の関係については言及していない。また、Van Gisbergenら⁽³⁾は、眼球運動時の上丘のモデル化を試みている。しかし、このモデルは、上丘ニューロンの時間的な変遷を示すことができない。そこで荒井ら⁽⁴⁾は、この上丘ニューロンの時間的な変遷を得ることのできるモデルを提案している。

第二に、眼球の「運動」に着目したモデルが挙げられる。HarrisとWolpert⁽⁵⁾は終点誤差分散モデルを提案した。これは、サッケードに限らず、運動開始位置から運動終了位置までのヒトの動きの軌道のモデル化を試みた研究である。

*名古屋大学大学院 工学研究科
〒464-8603 愛知県名古屋市千種区不老町
Graduate School of Engineering Nagoya University.
Furo-cho, Chikusa-ku, Nagoya, Aichi 464-8603

**理化学研究所 脳科学総合研究センター
〒351-0198 埼玉県和光市広沢 2-1
RIKEN Brain Science Institute
2-1, Hirosawa, Wako, Saitama 351-0198

***理化学研究所 バイオ・ミメティックコントロール研究センター
〒463-0003 愛知県名古屋市守山区志段味穴ヶ洞 2271-130
RIKEN Bio-Mimetic Control Research Center
2271-130, Anagahora, Shimoshidami, Moriyama-ku, Nagoya, Aichi 463-0003

また、南谷ら⁽⁶⁾は、視覚誘発サッケードと意識的サッケードの2種類のサッケードの「発生間隔」、「最高速度」、「正確さ」を用いてサッケードを定量的に解析し、眼球運動のモデル化を目指している。

しかし、脳内神経モデルは、神経生理学実験でのニューロンの反応を元にモデル化を行っており、上丘もしくは脳幹などのサッケード発生機構の下層部の解析に主眼をおいている。また、サッケードの「運動」に着目した研究は、脳内の情報伝達等を記録してモデル化を行うのではなく、「運動」という出力のみを解析の対象としている。これに対し我々は、サッケードの発生機構をモデル化するために、脳波という脳内の情報を総合的に含んでいると考えられている生体信号を使用して、サッケード発生機構の上層部（大脳皮質）での情報処理を含めた、眼球運動と脳波の関係を記述したモデルを構築することを目指している。

このモデルを構築することにより、眼球運動の発生機構に関して上丘や脳幹という限られた範囲で論議するのではなく、大脳皮質も含めた論議が期待できる。また、ヒトの意志（眼球を動かそうとする意志）をモデルに組み込むことが可能となれば、意志を司る部位のモデルを使用して、実際に眼球運動を行わなくても操作することのできる視線入力インタフェースの構築に結びつく和我々は考えている。

この目的を達成するための基礎研究として、本研究では、視覚刺激、聴覚刺激へ向けて眼球を動かすときの脳波を計測した。そして、記録した脳波に対して、加算平均法を適用した。その後、加算平均した脳波から眼球運動に関連した脳波を指摘し、その脳波が脳のどの部位からの影響を受けているかを考察した。

2. 実験内容

眼球運動に関連する脳波の特徴を調べるために、以下のような実験を行った。眼球運動方向を指示する刺激を被験者に提示し、その刺激を被験者に注視させることによって、眼球運動を行わせた。本実験では、刺激として、視覚刺激と聴覚刺激を用意した。まず、提示された視覚刺激へ向けて行う眼球運動の脳波を明らかにするために、1) 視覚刺激に向けて行う眼球運動の前後の脳波を測定した（以後、この実験を視覚刺激実験と呼ぶ）。つぎに、視覚刺激実験で得た特徴的な脳波が光刺激による反応であるか否かを調べるために、2) 聴覚刺激に向けて眼球運動を行う前後の脳波を測定した（以後、この実験を聴覚刺激実験と呼ぶ）。また、1) と2) の比較対照実験として、視覚・聴覚刺激が与えられても眼球運動を行わないときの脳波も測定した。

脳波の測定は以下のように行った。外部からの電磁波ノイズならびに不要な視覚刺激を除去するために、暗室としたシールドルーム内で脳波の測定を行った。視覚刺激実験の被験者は、健常な男子6名で、年齢は25～43歳（平均28.3歳）であった。また、聴覚刺激実験の被験者は、健常な男子5名で、年齢は25～26歳（平均25.4歳）であった。被験者の頭部に、国際10-20法（図1）に基づいて脳波測

定用の電極（Ag-AgCl）を19個貼付し、同側耳朶基準の単極導出法を用い、接地電極は鼻がしらとし、脳波を記録した。また、右目の左右に1対、上下に1対、合計2対の電極（Ag-AgCl）を貼付し、2極間の差分導出を用いてEOG（Electrooculogram）を記録した。右目に貼付した左右の電極は眼球の水平移動運動を、上下の電極は瞬目を検出するために用いた。被験者の鼻根部（Nasion）から正面30[cm]の位置に板を設置し、その板上に鼻根部から0°、左右25°の位置にLED（視覚刺激実験用）とブザー（聴覚刺激実験用）をそれぞれ配置した（図2）。LEDとブザーはシールドルーム外部のPCから制御し、「予測」という脳の高次機能の影響を除去するために、ランダム順に提示した。測定した脳波とEOGは、脳波計（NeuroScan社製 SYMAMPS 64ch）を介してサンプリング周波数1000[Hz]でPCに記録した。このとき、脳波はハイパスフィルタ0.53[Hz]・ローパスフィルタ120[Hz]を通してから、EOGはハイパスフィルタ0.1[Hz]・ローパスフィルタ15[Hz]を通してから記録した。

視覚刺激実験は以下のような手順で行った。被験者を暗室となっているシールドルーム内のイスに座らせ、その後、あごのせ台を使用して頭部を固定した。被験者は以下の手順で課題を行った（図3-a）。

- (1) 鼻根部の正面のLEDが点灯。被験者はこれを注視。
- (2) 2～3秒後、鼻根部正面のLEDを消灯。左右いずれかのLEDが点灯。
- (3) 提示されたLEDへ向けて眼球運動。提示されている間、提示されたLEDを注視。
- (4) 1秒後、左右どちらかに提示されていたLEDを消灯。鼻根部正面のLEDが点灯し、これを注視。
- (5) (2)へ戻る。

この課題を左右各25回ずつ計50回行った。また、聴覚刺激実験は、LEDをブザーに換え、注視する位置をブザーの鳴っている位置とするように被験者に指示を与える以外は視覚刺激実験と同様の手続きで行った。またこのとき、可能な限り視覚情報による影響を除去するために、視覚情報による固視点を与えなかった。つぎに、視覚刺激が提示されても眼球運動を行わない比較対照実験の手順を図3-bに示す。図3-bの眼球運動を行わない実験と図3-aの刺激方向へ眼球運動を行う実験との違いは、視覚刺激が提示されても、眼球運動を行わずに正面を注視したままであるという点である。この課題も左右各25回ずつ計50回行った。また、眼球運動を行う実験と同様に、LEDをブザーに換え、聴覚刺激実験に対して眼球運動を行わない比較対照実験も行った。

3. データ処理

上記の実験環境において測定した脳波を解析するために、本研究では、「瞬目によるノイズを含むデータの除去」、「白色ノイズの除去」、「EOGに起因するノイズ除去」の3つのノイズ除去処理をオフラインで行った。

図1 国際10-20法

Fig. 1. International 10-20 electrode system.

図2 LEDとブザーの配置位置

Fig. 2. Placement of LEDs and buzzers.

図3 視覚刺激実験課題

Fig. 3. Visually guided saccade task.

「瞬目によるノイズを含むデータの除去」として、垂直方向のEOGから目視を用いて瞬目を行ったときの時刻を特定した。そして、その時刻の脳波データはつぎに行う加算平均処理では用いないこととした。

「白色ノイズ除去」には、本研究では加算平均処理を用いた。今回の加算回数は20回とした。眼球運動時の実験結果に対しては、眼球運動開始時刻に揃えて加算平均を行った。眼球運動開始時点は、眼球運動速度が200[deg/s]を越えた時点と定めた。また、眼球運動を行わないときの実験結果に対しては、視覚もしくは聴覚刺激提示時刻に揃えて加算平均を行った。

そして、加算平均されたデータに対して「EOGに起因するノイズ除去」を行った。EOGの主成分は0[Hz]から4[Hz]の低い周波数成分で構成されているため、脳波信号からその成分を除去する方法として、遮断周波数4[Hz]のハイパスフィルタを使用することによってEOGの影響を取り除いた。

4. 実験結果

図4は、被験者Aにおける右へ眼球運動を行った際の視覚・聴覚刺激実験の結果であり、瞬目に起因したノイズを含むデータを除去した後、加算平均までを行ったデータである。この結果は、「EOGに起因するノイズ除去」のためのハイパスフィルタを使用していない。図4の黒色は視覚刺激実験時の結果を、灰色は聴覚刺激実験時の結果を示している。図4-aは眼球運動時のデータを示し、上段から順に「提示された視覚・聴覚刺激波形」、「EOGデータ」、「右後頭葉(O2)での脳波データ」を示す。縦軸は、それぞれ視覚用のLED・聴覚刺激用のブザーを駆動するための電圧、眼電位、そして脳波の電位を示している。横軸は時刻を示し、0[ms]は眼球運動開始時刻を示す。また、眼電位の減少は右への眼球運動を示している。脳波データより、視覚刺激実験・聴覚刺激実験ともに眼球運動を行う直前に脳電位が急激に変動することが確認できる。

表1は、眼球運動直前に変動する脳電位の最大値を持つ時刻と急激に変動する脳電位の変化量に注目した、それぞれの被験者の結果である。被験者Fの結果が“-”となっているのは、被験者Fに対して聴覚刺激実験を行わなかったことを示し、また“N/A”は、被験者Fのデータを採用しなかったことを示している。被験者Fのデータを採用しなかったのは、被験者Fは外国人であるために意志疎通に問題が生じ、実験課題を正確にこなすことができなかったためである。表1より、脳電位が急激に変動し、振幅が最大値を持つ時刻は、個人差があるが眼球運動の6[ms]前から2[ms]前であった。急激に変動する脳電位の変化量を、脳電位の最大値と眼球運動前1000[ms]間の脳電位の平均との差が眼球運動前1000[ms]間の脳電位の標準偏差の何倍になるかという指標 $n = \frac{\bar{x} - \mu}{s}$ で示すと表1のようになる。ただし、 $\bar{x}$, s は眼球運動前1000[ms]の間の脳電位の平均値と標準偏差、 μ は眼球運動直前の急激な脳電位の最大値である。同表から、5名の被験者において、眼球運動直前の急激に変動する脳電位の変化量は、眼球運動前に起きる他の脳電位の変化量よりも極端に大きなものであるということがわかる。

図4 視覚・聴覚刺激実験時の脳波（ハイパスフィルタ未使用時）

Fig. 4. EEG in eye movement to visual or auditory stimulus (without high pass filter).

一方、図4bは眼球運動を行わないときのデータを示している。時間軸上の0[ms]は眼球運動が始まると推測される時刻を示している[†]。同図より明らかなように、眼球運動を行わないときには、右後頭葉において、いかなる時刻においても眼球運動時にみられた急激な脳電位の変動は確認されなかった。以上の結果は5名の被験者全員に対して同様に確認することができた。

図5は被験者Aにおける右へ眼球運動を行った際の視覚・聴覚刺激実験のデータ（図4）から、加算平均した後にハイパスフィルタを用いてEOGに起因するノイズを除去したデータである。図の見方は図4と同様である。図5下段の脳波データが示すように運動開始直前に脳電位の急激な変動をはっきりと観測できる。また、ハイパスフィルタを通すことにより、眼球運動後の脳電位が影響している脳波と眼球運動前の緩徐波が除去され、眼球運動直前の急激な脳電位の変動が強調されている。このときの、脳電位の最大値を持つ時刻と振幅の大きさを表2に示す。同表から、被験者5名において、急激に脳電位が変動し最大値を持つ時刻が眼球運動直前であること、および眼球運動直前の急激な脳電位の変動が通常の脳電位の変動の変化量よりも極端に大きいことがわかる。一方、眼球運動を行わない場合には、同様の脳電位の変動は観測できなかった（図5-b）。

つぎに、図6は上記の被験者Aにおける視覚刺激実験結果を異なる方法（トボマップ）で表示したものである。同図は、頭部を上から眺めた図で、各部位の脳電位の高さを濃淡で示したものである。図中の円の上部が前頭葉、円の

[†]刺激提示時から眼球運動開始時までの潜時平均を計算し、刺激提示時刻から潜時平均経過した時刻を0[ms]としている。

表1 急激な脳電位の最大値を持つ時刻とその振幅の大きさ（ハイパスフィルタ未使用時）

Table 1. Peak time and amplitude on sharp change of EEG (without high pass filter).

Subject name	In visually guided saccade task				In auditorily guided saccade task			
	Peak time [ms]		$n = \frac{\bar{x} - \mu}{s}$		Peak time [ms]		$n = \frac{\bar{x} - \mu}{s}$	
	Right / Left	Right / Left	Right / Left	Right / Left	Right / Left	Right / Left	Right / Left	Right / Left
A	-3 / -2	5.0 / 6.3			-5 / -4	4.6 / 5.0		
B	-6 / -6	3.9 / 4.1			-6 / -2	3.6 / 3.9		
C	-4 / -4	3.8 / 4.3			-6 / -5	3.9 / 3.9		
D	-3 / -2	5.1 / 5.1			-4 / -3	5.4 / 4.2		
E	-3 / -3	5.1 / 4.6			-4 / -5	4.0 / 4.4		
F	N/A / N/A	N/A / N/A			- / -	- / -		
Average	-3.8 / -3.4	4.58 / 4.88			-5.0 / -3.8	4.3 / 4.28		
STD	1.3 / 1.7	0.7 / 0.9			1 / 1.3	0.7 / 0.5

図5 視覚・聴覚刺激実験時の脳波（ハイパスフィルタ使用時）

Fig. 5. EEG in eye movement to visual or auditory stimulus (with high pass filter).

下部が後頭葉を示している。頭部の色については、白が電位の低い位置、黒が電位の高い位置を表している。中央の数直線が時間軸を示しており、0[ms]は眼球運動開始時刻である。時間軸より上の並びは、右への眼球運動時の結果、下の並びは左への眼球運動時の結果である。同図から明らかなように、眼球を左右どちらに動かした場合でも眼球運動開始4[ms]前に急激な脳電位の変化がみられた。右に眼球運動を行うときには右の後頭葉付近の脳電位が、左に眼球運動を行う場合は、左の後頭葉付近の脳電位が変化した。この特徴は聴覚刺激実験でも同様に観測され、5人すべての被験者において記録された。また、トボマップを補足するために、図7には、Fp1, Fp2, T3, T4, O1, O2, Czの位置で観測された脳波の変動を示す。黒色は右へ眼球運動を行ったときの脳波の変動、灰色は左へ眼球運動を行った

表 2 急激な脳電位の最大値を持つ時刻とその振幅の大きさ ((ハイパスフィルタ使用時))

Table 2. Peak time and amplitude on sharp change of EEG (with high pass filter).

Subject name	In visually guided saccade task				In auditorily guided saccade task			
	Peak time [ms]		$n = \frac{\bar{x} - \mu}{s}$		Peak time [ms]		$n = \frac{\bar{x} - \mu}{s}$	
	Right / Left	Right / Left	Right / Left	Right / Left	Right / Left	Right / Left	Right / Left	Right / Left
A	-3 / -2	8.6 / 9.3			-4 / -4	6.3 / 7.0		
B	-5 / -3	6.3 / 7.8			-6 / -2	4.4 / 4.7		
C	-3 / -4	7.0 / 6.9			-4 / -4	6.3 / 7.0		
D	-3 / -2	8.2 / 8.2			-3 / -3	8.0 / 6.7		
E	-3 / -3	7.8 / 7.9			-4 / -5	6.5 / 7.3		
F	N/A N/A	N/A N/A			- / -	- / -		
Average	-3.4 / -2.8	7.58 / 8.02			-4.2 / -3.6	6.3 / 6.54		
STD	0.9 / 0.8	0.9 / 0.9			1.1 / 1.1	1.3 / 1.1

図 6 眼球運動時のトポマップ

Fig. 6. Topography of EEG in eye movement.

ときの脳波の変動を示している。同図からも、眼球運動直前に、眼球運動側の後頭葉で急激な脳電位の変動を見ることができる。

5. 考 察

最初に、この急激な脳電位の変動が、ヒトのどのような脳活動を反映しているかを明らかにする。

本研究では視覚刺激実験と聴覚刺激実験を行い、眼球運動直前に急峻な脳電位の変動を観測した。よって、この変動は刺激の種類(視覚刺激、聴覚刺激)に依存せず、他の刺激を用いた眼球運動実験時でも記録される特徴量であると考えることができる。つまり、この反応は、視覚野、および聴覚野のどちらの領域においても観測される反応(視覚誘発電位と聴覚誘発電位)ではなく、それ以降の脳部位の反応である。仮に、この反応が聴覚誘発電位であるならば、側頭葉優位に反応が現れる⁽⁷⁾はずであるが、本研究では後頭葉において反応が確認された。この特徴は後頭葉での反応であるため、視覚誘発電位の可能性も考えられる⁽⁷⁾が、聴覚刺激でも同様の反応を示すこと、および、一般的に視覚誘発電位や聴覚誘発電位は、100[ms]~150[ms]までに出現するという知見⁽⁷⁾に対し、本研究の視覚提示時刻から

図 7 眼球運動時の脳波 (Fp1, Fp2, T3, T4, O1, O2, Cz)

Fig. 7. EEG in eye movement (Fp1, Fp2, T3, T4, O1, O2, Cz).

眼球運動開始時刻までの潜時は視覚刺激実験時で 230[ms] (標準偏差 51[ms])、視覚刺激実験時で 313[ms] (標準偏差 57[ms]) となっており、視覚または聴覚誘発電位である可能性はないと考える。

今回の実験結果のみを用いて、眼球運動直前の急激な脳電位の変動が何に起因しているかを推測することは難しい。しかし急激な脳電位の変動は、「注意」のような視覚情報処理と聴覚情報処理の両方に共通した脳内情報処理による反応か、もしくは運動情報処理による反応と推測される。先に述べたように、視覚刺激実験と聴覚刺激実験を通して急激な脳電位の変動が観測されたことより、この脳電位の変動は、刺激の属性に無関係であると考えられる。このことから、この急激な脳電位は、視覚・聴覚情報処理の両方に共通した脳内情報処理の反応と考えられる。これまでにサッケードは視野内に急に入ってきた物体に対して注意をはらうためにも起こることが知られており⁽¹⁾、このことから今回の実験で観測された急激な脳電位の変動は、視覚・聴覚情報処理の両方に共通した脳情報処理のなかでも特に刺激に対する「注意」と推測される。また、図 4, 5 からわかるように、眼球運動を行うときには急激な脳波変動を観測できるが、眼球運動を行わないときにはこの急激な脳電位の変動を観測できない。このことより、この脳電位の変動が運動情報処理の反応である可能性も十分にある。

つぎに、この脳電位の変動が脳のどの活動部位と関連しているかを考察する。

今回観測した脳電位の変動は、常に後頭葉において観測された。この急激な脳電位の変動が観測された位置は、人間の脳と近い視覚情報処理機構を持つサルを用いた眼球運動の脳神経科学の知見(図 8, 9, 文献(8), (9))から推測

すると、「上丘」および、「Posterior parietal cortex」と呼ばれる後頭部寄りの部位での反応であると考えられる。一般に EEG 法の時間分解能力は非常に高いが、空間分解能力は低いことが知られている⁽¹⁰⁾。そのため、今回観測された特徴的な脳波が、後頭葉のどの部位で生じたかを特定することは難しい。しかし、図9に示しているように、刺激に対するサッケードに関連している脳部位は後頭葉寄りに位置している。特に、Posterior parietal cortexが物体の空間定位に関係していることが明らかにされている⁽¹¹⁾。また、大脳皮質下の後頭葉寄りに位置する上丘と呼ばれる部位が、眼球が動く位置を示す運動マップを持っていることも知られている⁽¹²⁾。後頭葉に特徴的な脳波が現れるという位置的な情報からは、これらの二つの部位の影響を推測することができる。

もしくは、脳幹にある眼球運動を直接制御するニューロンの影響も考えられる。これらのニューロンの活動パターンには4種類あることが知られている⁽¹³⁾。そのうちの眼球運動直前に発火するバーストニューロン、眼球運動直前に発火を停止するポーズニューロンの影響を脳波が受けているとも考えられる。バーストニューロンの一つである外転神経核ニューロンは、サッケードに5~7[ms]先行して発火する。ポーズニューロンは、サッケードに10~20[ms]先行してスパイクの発射を停止することが知られている。眼球運動の直前に変動するという時間的情報からは、これらのニューロンが関係していると推測することが可能である。

また、EOGに影響を受けている脳波を除去するために0~4[Hz]の周波数を除去したことの妥当性について考察する。

今回は後頭葉で観測される眼球運動直前の脳波変動を強調するために、0~4[Hz]の低周波を除去した。P300と呼ばれるヒトの認識、意識等に関連する脳波⁽¹⁴⁾は、低周波数帯が主成分である。このため、0~4[Hz]のデータには有効なデータが含まれている可能性がある。しかし今回は、ハイパスフィルタを使用する前のデータ(図4)からは、P300と思われる脳波変動を観測することはできない。よって、眼球運動直前の急激な脳波変動という特徴量を強調するために、ハイパスフィルタを使用することは大きな問題にはならないと考える。

さらに、急激に変動する脳波のピーク時刻が、本当に眼球運動直前であるかどうかを考察する。

サンプリング周波数1000[Hz]に対して、急激な脳電位が最大値を持つ時刻は、5人の被験者において、眼球運動の数ミリ秒前である。これは、標本点数にすると数点であり、精度に問題を抱えている可能性がある。そこで統計的に考えてみる。視覚刺激実験を例にとり、脳電位が最大値を持つ時刻の平均と標準偏差を計算すると、右への眼球運動時の平均が-3.8[ms](標準偏差1.3[ms])、左への眼球運動時の平均が-3.4[ms](標準偏差1.7[ms])である。この数値は、ピーク時刻の分布が正規分布に従うとするならば、眼球運動後にこのピークが現れる確率は2%強であり、必ず眼

図8 随意性サッケード発生に関わる神経回路
Fig. 8. Nerve system for generation of saccade.

図9 眼球運動時の脳の活動位置
Fig. 9. Active area of brain in eye movement.

球運動直前に脳電位が最大値を持つということは難しいと考える。しかし、現時点で19チャンネルの信号を1000[Hz]以上のサンプリング周波数で記録する脳波計は存在しない。これ以上の考察については、サンプリング周波数がさらに大きな脳波計が開発されることを待つしかない。

最後に、眼球運動を脳波から予測できるかどうかについて考察する。

図6, 7の結果から眼球運動を行う方向を推測できることが示唆される。急峻な脳波変動は眼球運動移動方向側の後頭葉で観測される。左右後頭葉の加算平均された脳波データを解析することができれば、眼球運動方向と眼球運動の有無を予測できる。この特徴量が、眼球運動の有無に関わらず、眼球運動を意識するだけでも記録することができれば、眼球運動を行うことが困難なヒトが使用するインタフェースに応用できると考える。

6. ま と め

本研究では、視覚刺激や聴覚刺激へ向けに行われる眼球運動時の脳波を測定した。その結果、眼球を右へ動かしたときは右後頭葉で、左へ動かしたときは左後頭葉で、それぞれ眼球運動開始直前に脳電位が急激に変化した。この応答は刺激の属性に依存しないことから、「注意」などの視覚・聴覚情報処理に共通する脳内処理機構からの反応であるか、もしくは眼球運動そのものに関する処理機構からの反応で

あると推測される。また、この特徴を発生させている脳部位は、上丘, Posterior parietal cortex, 脳幹内のニューロンのいずれかであると推測できる。より詳しい説明は今後の脳神経科学の研究成果を待つ必要があるが、今回の実験結果は注意機構や感覚・運動の脳内機構を解析するための糸口になる可能性がある。また、脳波データを用いて眼球が左右どちらへ移動するかを推測することができると思われる。

今後は、眼球の移動距離と脳波の関係を調べ、今回記録した特徴が脳のどの部位に関連しているかをさらに解析していく。また、独立成分分析(ICA)などの信号処理方法を適用して、眼球運動時に活動する他の脳部位の反応を抽出し、さらに脳波を用いたモデル構築の基礎知見を蓄積していく。

(平成13年8月29日受付, 同14年9月9日再受付)

文 献

- (1) 小松崎篤・篠田義一・丸尾敏夫: 眼球運動の神経学, pp.3-9, 医学書院(1985)
- (2) D. A. Robinson: "Oculomotor control signals in basic mechanisms of ocular motility and their clinical implications", pp.337-378, Pergamon Press (1975)
- (3) J. A. M. Van Gisbergen, A. J. Van Opstal, and A. A. M. Tax: "Collicular ensemble coding of saccades based on vector summation", *Neuroscience*, Vol.21, pp.541-555 (1987)
- (4) K. Arai, E. L. Keller, and J. A. Edelman: "A Neural Network Model of Saccade Generation", *Mitsubishi Kasei R&D Review*, Vol.8, No.2, pp.1-7 (1994-2) (in Japanese)
荒井邦晴・E. L. Keller・J. A. Edelman: 「サッケード眼球運動の神経回路モデル」, 三菱化成R&D Review, 8, 2, pp.1-7 (1994-2)
- (5) C. M. Harris and D. M. Wolpert: "Signal-dependent noise determines motor planning", *Nature*, Vol.394, pp.780-784 (1998)
- (6) T. Inagaki, K. Omori, Y. Takahashi, H. Minamitani, and Y. Ebisawa: "Analysis of characteristic differences between visually triggered saccade and internally guided saccade", *The transactions of the institute of electronics, information and communication engineers D-II*, Vol.74, No.1, pp.79-86 (1991-1) (in Japanese)
稲垣達也・大森賢哉・高橋良文・海老澤嘉伸・南谷晴之: 「意識的サッケードと視覚誘発サッケードの特性解析」, 電子情報通信学会論文誌 D-II, 74, 1, pp.79-86 (1991-1)
- (7) 下地恒毅: 誘発電位, 西村書店(1992)
- (8) E. Kandel, J. H. Schwartz, and T. M. Jessell: "Principle of neural science", p.825, Mc Graw-Hill Professional Publishing (1991)
- (9) 伊藤正男: 運動, 岩波講座(1994)
- (10) M. I. Posner and M. E. Raichle: "Images of Mind", p.41, Nikkei Science (1997) (in Japanese)
M. I. Posner・M. E. Raichle: 「脳をみる」, p.41, 日経サイエンス社(1997)
- (11) E. Kandel, J. H. Schwartz, and T. M. Jessell: "Essentials of neural science and behavior", p.344, Mc Graw-Hill Professional Publishing (1995)
- (12) D. Robinson: "Eye movements evoked by collicular stimulation in the alert monkey", *Visual Research*, Vol.12, pp.1795-1808 (1972)
- (13) A. F. Fuchs and C. R. S. Kaneko: "A brain stem generator for saccadic eye movements", *Trends in Neurosciences*, pp.283-286 (1981)
- (14) 丹羽真一・鶴 紀子: 事象関連電位: 事象関連電位と神経情報科学の発展, pp.11-15, 新興医学出版社(1997)

船 瀬 新 王 (非会員) 1976年1月20日生まれ。1999年3月, 名古屋大学工学部情報工学科卒業。2001年3月, 同大学工学研究科計算理工学専攻博士前期課程修了。現在同大学院電気工学専攻博士課程後期課程在学中。2001年4月より理化学研究所ジュニア・リサーチ・アソシエイト。生体信号処理に関する研究に従事。IEEE, SFN, 電子情報通信学会会員。

久 野 悦 章 (非会員) 1973年11月16日生まれ。1996年3月, 名古屋大学工学部電子情報工学科卒業。1998年3月, 同大学工学研究科電子情報学専攻博士前期課程修了。2001年3月, 名古屋大学工学研究科計算理工学専攻博士課程満了。現在, 株式会社いい生活テクニカルチーフオフィサー。生体医療工学に関する研究に従事。計測自動制御学会, VR学会, IEEE 会員。

大 熊 繁 (正員) 1948年2月16日生まれ。1970年3月, 名古屋大学工学部電気工学科卒業。1972年3月, 同大学大学院修士課程修了, 1974年ケース・ウェスタン・リザーブ大学大学院修士課程システム工学専攻修了, 1977年名古屋大学大学院博士課程中退, 同年, 名古屋大学工学部助手。講師を経て, 1984年, 同助教授。1990年同教授, 現在に至る。1978年, 工学博士。この間, ロボティクスとパワーエレクトロニクスの研究に従事。電気学会, 計測自動制御学会, 日本機械学会, IEEE 会員。

八 木 透 (正員) 1967年3月30日生まれ。1996年名古屋大学大学院工学研究科電子機械工学専攻博士課程修了。同年理化学研究所基礎特別研究員を経て, 98年名古屋大学大学院工学研究科計算理工学専攻助手, 2000年から理化学研究所非常勤研究員を兼任, 2001年より株式会社ニデック, ニデック視覚研究所所長, 現在に至る。医用生体工学, 生体情報工学, 神経科学, 視覚科学に関する研究に従事(工学博士)。電気学会, IEEE, ARVO, SFN, 日本神経科学学会会員。