

+ EOG を利用したコミュニケーションシステムの 開発のための基礎的検討

千島 亮¹⁾, 奈良 篤史²⁾

A preliminary study of development of a communication system for the disabled using the electro-oculogram

As a preliminary experiment on the development of a multifunctional communication system using the electro-oculogram (EOG) of the eyeball, a comparison between the direction of eye movement and the EOG recording was carried out in four normal subjects. The EOGs were detected by horizontal and vertical leads with surface electrodes placed around the right eye. The fundamental eye movements included of the abduction, adduction, elevation and depression pursued by a light indicator of the nystagmic stimulator (NIHON KOHDEN ; SLE-5100), and the voluntary cycloduction.

In the horizontal eye movement, both displacement and velocity components in the EOG to abduction and adduction accurately coincided with pursuit movement of a light indicator. In the vertical eye movement, however, the two components in the EOG to elevation and depression showed slight movements of abduction and adduction together with mainmovements of elevation and depression.

It was suggested that a precise detection of the multifunctional signals in the EOG may be applicable to expression of the mind of severely disabled as a communication tool.

Key Words :

electro-oculogram (眼球電図), Communication Aids (コミュニケーションエイド), Eye Movement(眼球運動), Rehabilitation Engineering(リハビリテーション工学), Occupational Therapy (作業療法)

1) 信州大学医療技術短期大学部作業療法学科 ; CHISHIMA Makoto, Dep. of Occupational Therapy, School of Allied Medical Sciences Shinshu Univ.

2) 東京大学医学部附属病院作業療法室 ; NARA Atsushi, Dep. of Occupational Therapy, Central Rehabilitation Service, Tokyo Univ. Hospital

はじめに

我々は1986年より、四肢・体幹における自発運動がなく、随意筋が眼筋のみとなった重症型 Werdnig-Hoffmann 病児の作業療法を実践してきた。患児の自発的な遊びの拡大とコミュニケーション能力の獲得に主眼を置いた種々の試みの中で、我々は唯一残存していた患児の眼球運動能力に着目し、患児の随意回旋運動によって得られる眼球電図(electro-oculogram；以下 EOG と略)を単眼より導出するため、特別な眼球運動検出装置を製作した。このシステムを作業療法場面に導入することで、ビデオゲームをはじめとする幾つかの機器操作が患児の随意眼球運動によって可能となった(図1) ¹⁾。

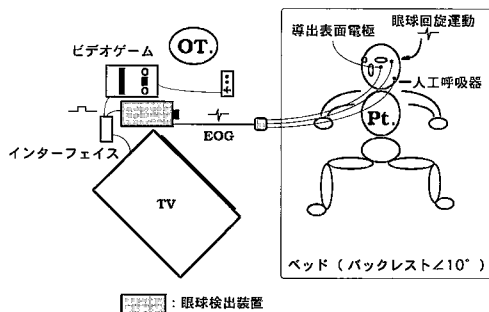


図1 眼球運動検出装置を用いた作業療法プログラムの一例

EOG は、眼球運動経路の障害部位の特定やその評価、予後推定等、障害の発生機序を解明するための電気生理学的手法の一つとして、広く臨床場面や研究場面において活用されている²⁾。しかしながらリハビリテーション医学領域においては、このような眼球運動計測手法の臨床応用は極めて少なく³⁾、EOGも評価手段の一部として活用されているにすぎない。非侵襲的に容易に導出できる EOG 信号を、コミュニケーションシステム操作に

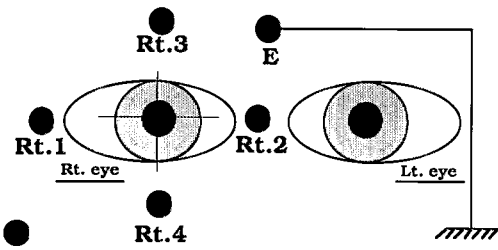
応用することは、重度障害者の社会参加の可能性も含め、極めて有効な試みであると考えられる。これらの経緯から、我々は重度障害児や重度障害者での残存眼球運動機能を最大限に活用したコミュニケーションシステムの開発を目指して、EOG 応用の視点から検討し、検出装置等、信号処理の安定化と高速処理の改善を進めてきた^{4,5)}。しかし、これまでの我々の臨床場面における実践的な試みは、眼球運動パターンと EOG 波形との特性についての基礎的検討が不十分であり、検出装置の開発を含めた臨床応用が効率的に展開できないという問題も残している。

そこで今回は、まず安定した EOG 誘導システムを構築するために、健常者における基本的眼球運動パターンと EOG 波形および EOG 速度波形との関係から眼球運動特性を検討し、コミュニケーションシステムの操作のための、複数の EOG 信号を活用した多信号制御の可能性について考察を加えた。

対象と方法

実験は、眼球運動障害のない健常男子 2 例・女子 2 例(平均 25 歳)を対象に、水平・垂直移動指標の追視と随意回旋運動について行った。EOG 誘導は図 2 に示すように、小型生体皿電極 (Ag/AgCl skin electrode) を用いた。右眼単眼水平誘導電極は右眼の外眼瞼角 (Rt. 1) と鼻根部 (Rt. 2) に、右眼垂直誘導電極は右眼眼窩上縁(眉毛の上部) (Rt. 3) と下縁(下眼瞼) (Rt. 4) に、アース (E) は全額中央部にそれぞれ配置し、水平・垂直同時誘導を行った。測定にあたっては、被検者の皮膚一電極間抵抗値を 10 K Ω 以下とし、電極貼付後約 30 分の安静を保った後に実施した。

EOG 計測システムは、単眼の角膜網膜電位



Rt.1~Rt.4, E : skin electrode (直径 6mm)

図2 右眼単眼の水平・垂直 EOG 誘導電極の配置

をニスタグモグラフ用アンプ AN-601G (日本光電製) 2 台で水平・垂直誘導の EOG 成分をそれぞれ増幅し, サーマルアレイコーダ RAT-1200 (日本光電製) で EOG 原波形を記録し, 2 台の微分ユニット ED-601G (日本光電製) を介した速度波形を記録する構成とした (図 3).

水平・垂直移動指標の追視は, 移動指標を定量的に提示できるニスタグモ用刺激装置 SLE-5100 (日本光電製) を用いて, 右眼前方 50 cm に赤色 LED 指標を示して被検者に追視させた (図 4・図 5).

実験は明室 (58.1 Lx) で, 椅子安静座位,

頸部固定して行った. 回旋運動は, 同様の条件で, 右眼の外・内方回旋を被検者に随意に行わせて計測した. EOG は右眼単眼の特徴的な眼球運動を外転・内転・上転・下転・外方回旋・内方回旋の 6 種類の基本的眼球運動パターンに分けて計測した (図 6・図 7). 外転・内転・上転・下転運動は, 刺激装置 (図 5) の指標を水平移動と垂直移動の場合で追視させ, それぞれの指標刺激条件を指標の移動速度により滑動性刺激と衝動性刺激の 2 通りに分けて実施した. 外・内方回旋運動は被検者に各運動を随意に行わせて実施した. EOG 誘導は 6 種の運動とも, 右眼単眼の水平・垂直同時誘導によって行い, 外転・内転・上転・下転条件では各原波形と速度波形を, 外・内方回旋では原波形のみを導出して記録した.

結果

1. 水平移動指標の追視

指標の水平移動条件下において, 滑動性指標追視時 (距離 500 mm・視角 40°・正弦波刺激 0.3 Hz) と, 衝動性指標追視時 (距離 500 mm・視角 40°・矩形波刺激 0.3 Hz) の右眼水平・垂直同時誘導による EOG 原波形, 速度波形及

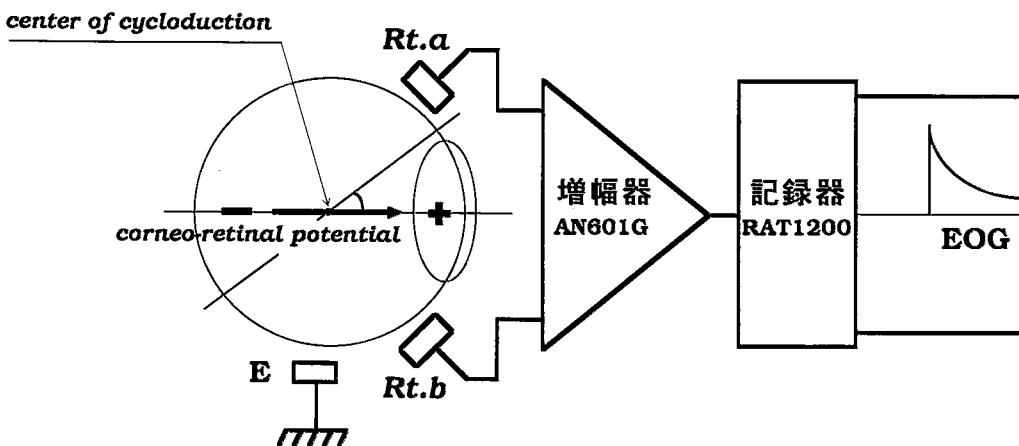


図3 眼球電図 (EOG) の導出法 (Rt. a、Rt. b : 導出表面電極、E : アース電極)

ニスタグモグラフ用刺激装置
SLE5100

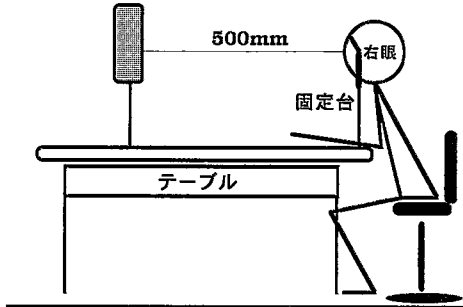


図4 ニスタグモ用刺激装置 SLE-5100を用いた実験設定

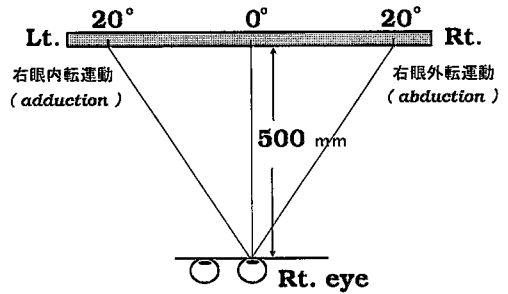
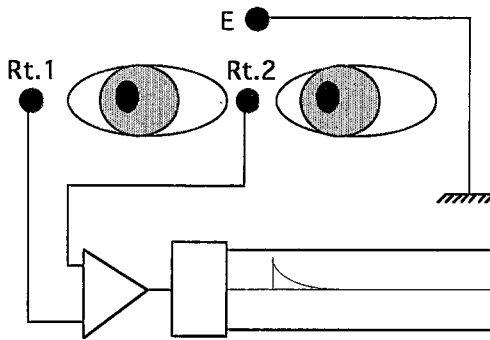
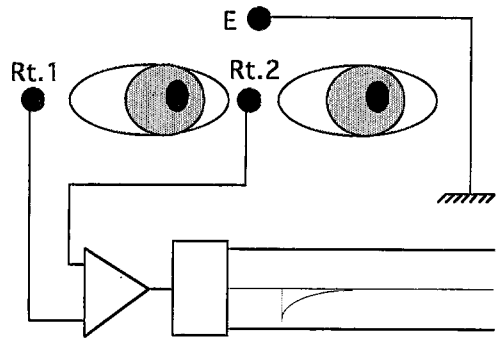


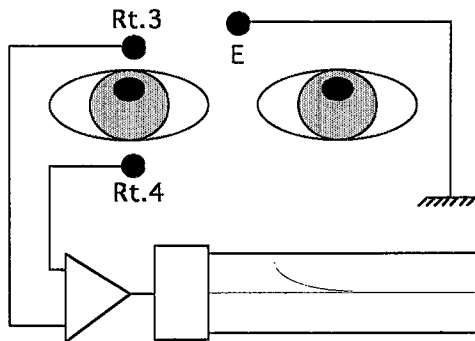
図5 ニスタグモ用刺激装置 SLE-5100を用いたの水平移動指標条件
(Lt.: 左側、Rt.: 右側、Rt. eye: 右眼単眼)



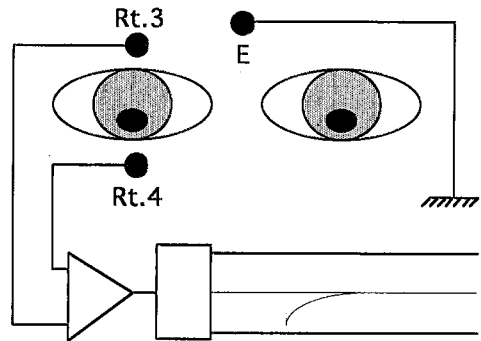
a. 右眼外転運動 (abduction)



b. 右眼内転運動 (adduction)



c. 右眼上転運動 (elevation)



d. 右眼下転運動 (depression)

図6 右眼の外・内転運動及び右眼の上・下転運動時の水平 EOG、垂直 EOG の誘導法
(Rt. 1~Rt. 4: 誘導電極、E: アース電極)

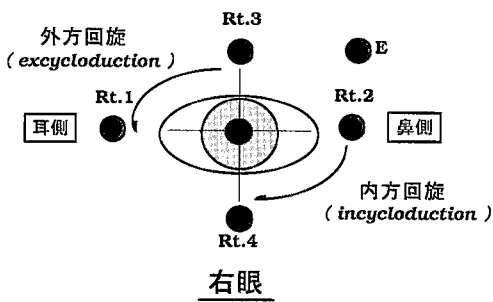


図7 右眼の外・内回旋運動と EOG の誘導法 (Rt. 1~Rt. 4: 誘導電極、E: アース電極)

び波形の較正の一例を図8・図9に示した。記録速度は以下すべて5 mm/secである。

(1)滑動性指標追視時の右眼水平誘導原波形から、EOGは水平移動指標と極めて同期して平滑な波形を示した。外転・内転方向ともに視角40°範囲で移動角度に正確に反応しており、眼球運動の遅れも認められない。また、同誘導による速度波形上では原波形よりほぼ90°の位相が進んだ波形を示し、波形上に棘波がみられるものの比較的平滑な波状を示した。追視速度も安定している。

また、垂直誘導原波形上には水平運動に180°位相のずれたEOG波形が導出されており、僅かな上・下転方向への眼球運動偏位と考えられる眼球運動電位成分が加わっていることが示唆された。

(2)衝動性指標追視時の右眼水平誘導原波形から、時定数(T.C=0.5s)によると思われる減衰を一部示しているものの、水平移動する衝動性指標に極めてよく同期しており、波形の振幅と時間ともに一定であった。速度波形上もおよそ内・外転運動速度ともに一定であり、眼球運動速度の低下、運動指標に対する追視の遅れもないと判断された。

滑動性指標追視時と同様に、垂直誘導原波形上に、水平運動に同期した波形が導出され

ており、僅かな上・下転方向への眼球運動偏位と考えられる眼球運動が、衝動性指標追視時にも加っていると考えられた。

2. 垂直移動指標の追視

指標の垂直移動条件下において、滑動性指標追視時(距離500mm・視角40°・正弦波刺激0.3Hz)と衝動性指標追視時(距離500mm・視角40°・矩形波0.3Hz)の右眼水平・垂直同時誘導によるEOG原波形、速度波形及び波形の較正の一例を図10・図11に示した。記録速度は以下すべて5 mm/secである。

(1)滑動性指標追視時の右眼垂直誘導原波形から、上・下転方向ともに視角40°範囲での移動角度に対しては正確に同期しているが、多くは細かいsaccade的な追視が行われており、速度波形においてもそれに一致する多数の棘波が認められた。

水平誘導原波形上にも垂直運動に同期した視角約10°の原波形が導出される例があり、外・内転方向への眼球運動偏位と考えられる眼球運動が加わっていることが示唆された。

(2)衝動性指標追視時の眼球運動は、右眼垂直誘導原波形から、時定数(T.C=0.5s)設定によると思われる減衰を示しており、一部にovershoot及びundershootが認められる例があった。速度波形上では、上・下転のsaccadeの速度は一定でなく、上転時の方が下転時よりも高速であることを示し、振幅の大きな波形が得られた。しかし、移動指標に対する眼球運動速度の遅れは認められなかった。

また、水平誘導原波形上にも垂直運動に同期した視角約16°の原波形が導出される例があり、内転・外転方向への眼球運動偏位と考えられる眼球運動が各例に加っていた。

3. 随意内・外方回旋運動

被検者に随意に外方回旋(excycloduction)、内方回旋(incycloduction)運動を指

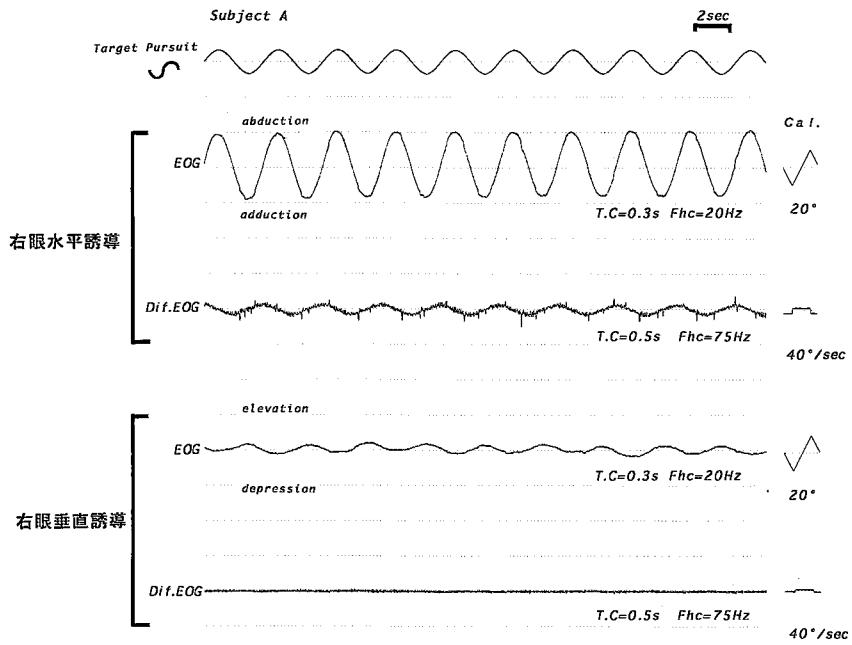


図 8 水平移動指標追視時の EOG 波形の一例 (滑動性刺激)

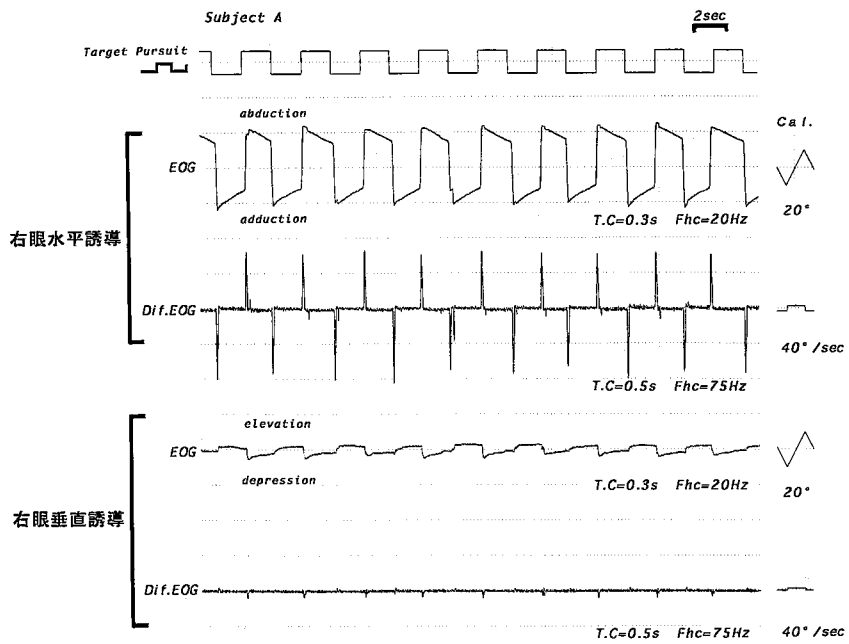


図 9 水平移動指標追視時の EOG 波形の一例 (衝動性刺激)

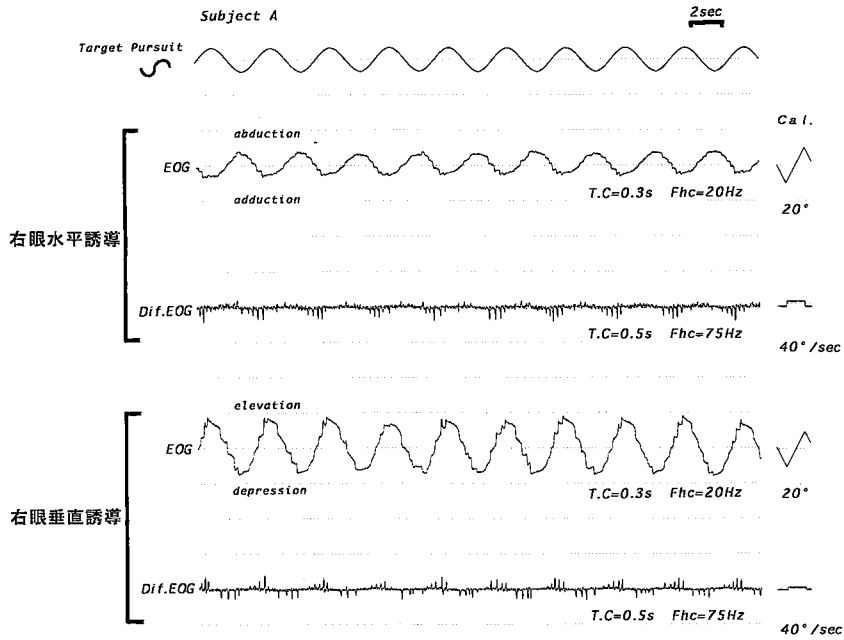


図10 垂直移動指標追視時の EOG 波形の一例（滑動性刺激）

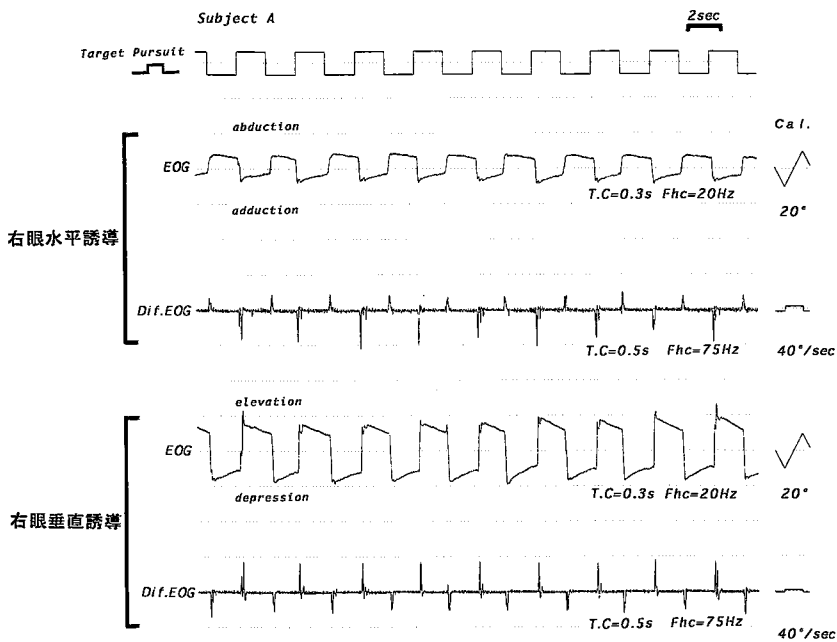


図11 垂直移動指標追視時の EOG 波形の一例（衝動性刺激）

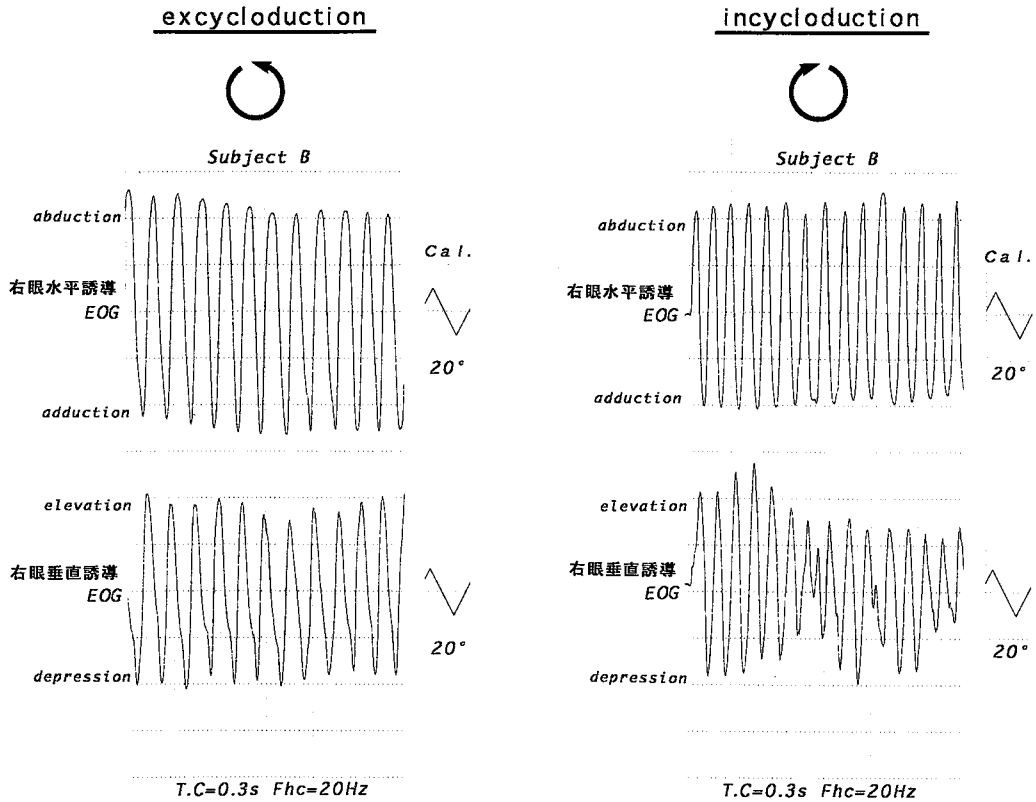


図12 随意外・内回旋運動時の右眼単眼水平・垂直 EOG 波形の一例

示した時の右眼水平・垂直同時誘導による眼球運動原波形と波形の較正の一例を図12に示す。記録速度は以下すべて5 mm/secである。

(1)随意外方回旋運動条件下では、右眼水平・垂直同時導出した原波形から、振幅・位置ともに一定で平滑な正弦波状を示す例が多く、本実験での電極配置では、各例とも両波形の間の位相がほぼ90°ずれていた。視角域については外・内転方向での眼球運動偏位角が上・下転よりも大きく、眼球はより左右に大きく移動した橢円回旋運動と考えられる運動特性を示した。

(2)随意内方回旋運動条件下では、水平誘導においては振幅・位置ともに一定で平滑な正

弦波状を示す例が多い。垂直誘導では振幅・位置とも不定である例が多く、回旋運動時の眼球運動偏位変動が著しいと考えられる特性が認められた。また、本例(図12)では垂直誘導原波形から、上・下転運動での振幅が水平誘導時よりも小さく、上・下転域の眼球運動偏位が不規則であった。このことから、内方回旋条件下での右眼眼球運動は外・内転方向に安定して大きく偏位し、上・下転に不定な橢円回旋運動を行っていることが示唆され、4例においてはその偏位に差異がみられる傾向があった。

考察

今回の実験で基本的な6種の眼球運動パターンを水平・垂直同時誘導によってEOG記録し、その波形特性を検討することが可能であった。

指標の水平移動追視においては、滑動性刺激と衝動性刺激ともに右眼水平・垂直同時誘導による原波形と速度波形上で、極めて指標偏位に同期し、外転・内転方向の振幅も安定した波状を呈した。このことから、水平移動する指標追視には、上・下転運動等の偏位の加わることが少ない眼球運動パターンで行われる傾向があると考えられた。

垂直移動追視においては、被検者4名の記録に僅かな階段状波形(saccadic pursuit)がみられ、細かなsaccadeの入る追視と判断される運動パターンが多く認められた。このことから、上・下転方向への視点移動は頭部固定条件で、やや外・内転方向への偏位が入りやすく、変動の多いEOG信号となる傾向があると考えられた。同時誘導した水平導出波形上には、各例とも外・内転方向への偏位が加っており、振幅のやや小さい180°位相原波形も得られた。この点については、眼球運動の特性として、上・下転には内・外転運動が加わりやすい傾向があるのか、本実験で用いた電極配置による特徴的な波形導出に至ったのかは判断できなかった。今後、電極配置による波形特性と、多数例の各種眼球運動パターンの検討を重ねる必要がある。

今回は定量的に眼球回旋運動を誘発出来る指標刺激装置の設定が出来なかったが、得られたEOGは、水平・垂直誘導とも極めて平滑な眼球運動として導出される。こうした随意眼球運動条件は、指標提示による視覚認知を必要とする注視や追視と異なり、より眼球運

動系に依存した眼球運動特性とも考えられた。今後も運動系・視覚系・認知系等による眼球運動特性を考慮した実験設定が重要であると思われる。

眼球運動に関する生理学的機序を解明する方法論的試みは種々報告されている。その一つとして野口⁶⁾らは、超高感度磁束計で眼球より得られる微量の直流磁界を検出し、眼球運動を眼磁図(MOG:magneto-oculogram)として磁気シールドルーム内で記録している。また、眼磁図の発生源は網膜上の微小定常電流であると推定し、眼球内の電流源を一つの電流ダイポールと仮定して計測している点では、EOGと共通した方法論が展開されている。さらに、非接触で計測可能な方法として、瞳孔照明として近赤外光を用い、角膜と強膜部分の反射率の違いを検出する強膜反射方式の眼球運動計測法等が報告されている^{7,8)}。以上の眼球運動計測法は非接触で計測可能であるという点で、EOG誘導法に比して被検者への誘導時負荷がなく、極めて有効な手技であると考えられる。しかし、コミュニケーション機器への応用に際し現時点で、前者については経済面及び計測時の複雑な環境設定が必要である点、後者については近赤外線光を常時照射しなければならない点等、EOG以外の手法においても改善課題を残している。

本研究における眼球運動による意思伝達方法の確立では、使用者への負担がなく、より多出力に利用が可能な眼球運動パターン特性の把握と、安定した信号検出が極めて重要であった。今後もEOGを含めた眼球運動計測に関する様々な手技について検証・検討し、その臨床応用の可能性を考えていくことが、作業療法においても極めて重要な課題であると判断された。

まとめ

1. 被検者4例の基本眼球運動パターンとして外転・内転・上転・下転・回旋運動を取り上げ、右眼単眼水平・垂直同時誘導によるEOG原波形と速度波形を導出し、眼球運動特性を検討した。

2. 水平運動指標刺激に対して右眼眼球は、外・内転方向への運動を主とした運動パターンを示し、垂直運動指標については眼球の上・下転運動に加えて外・内転運動が入りやすい傾向があることが、本電極配置条件でのEOG波形特性として認められた。

3. 重度障害児・者のコミュニケーション手段の一方法として、多出力機構の眼球検出装置の構築がEOG信号の利用において可能であると判断された。

4. 自立的な生活維持を援助する作業療法においても、眼球運動特性の基礎的検討と、臨床活用可能な眼球運動計測方法の検討が重要な課題であると考えられた。

本論文の要旨の一部は第29回日本作業療法学会（1995年6月、熊本市）において発表した。

本研究の一部は平成6年度文部省科学研究費補助金（課題番号06770548）によった。

文献

1) 千島 亮, 奈良篤史: Werdnig-Hoffmann 病児の作業療法の取り組み. 信州大学医療技術短期大学部紀要, 19: 37-42, 1993.

2) 高橋洋司, 田澤 豊: 眼科における電氣的検査手法. BME, 5(5): 25-40, 1991.

3) T. N. Southgate, et al.: Communication. 7th ed., 57-74, Equipment for disabled people, Oxford, 1990.

4) 永田 努, 千島 亮, 新田浩史: 眼球運動を利用したコミュニケーションシステムの開発およびその利用訓練. 第8回リハビリテーション工学カンファレンス講演論文集, 8: 134-135, 1993.

5) 米山 明, 他: Werdnig-Hoffmann 病児の眼球運動(眼球電図 EOG)を用いたパーソナルコンピュータ操作による意志表出方法の開発. 厚生省精神・神経疾患研究委託費—中枢神経障害のリハビリテーション機器の開発に関する研究班—平成四年度研究報告書, 21-29, 1993.

6) 野口広一, 合原一幸, 小谷 誠: 眼球運動に伴う磁界の測定. 医用電子と生体工学, 24(3), 19-24, 1986.

7) 魚森謙也, 山田光穂: 時分割立体画像融合時の片眼球刺激に対する両眼眼球運動計測. テレビジョン学会誌, 46(8): 1025-1035, 1992.

8) 山田光穂, 魚森謙也, 本郷仁志: 多人数両眼眼球運動分析装置とこれを用いたハイビジョン立体画像の視線分析. テレビジョン学会誌, 47(5): 722-731, 1993.

受付日: 1995年9月25日

受理日: 1995年11月21日