滑動性眼球運動の周波数分析の試み

大橋 直樹・渡辺 行雄

Frequency Analysis of Smooth Pursuit by FFT

Naoki Ohashi and Yukio Watanabe

(Toyama Medical and Pharmaceutical University)

The power spectra (PS) of eye movement and of target movement was calculated and the power spectra difference (PSD i.e., 'PS of eye movement'-'PS of target movement') was obtained. In normal subjects whose pursuit patterns were smooth, PSD-f0 [PSD at f0 (target frequency)] was greater than PSD-f0 ↑ (PSD average above f0). On the contrary, PSD-f0 ↑ is greater than PSD-f0 in pathological (saccadic or ataxic) pursuit patterns. Therefore, we conclude that 1) pathological pursuit patterns contain a frequency higher than the basic frequency identical to the target movements, and 2) a greater PSD-f0 sustains smooth pursuit.

Key words: smooth pursuit, FFT, fast Fourier transform

はじめに

滑動性眼球運動は従来から定性分析が行われており smooth pursuit, saccadic pursuit などと判定されてきた. saccadic pursuit や ataxic pursuit などは波形を観察しただけでも, 円滑な眼球運動を示す smooth pursuit よりも高い周波数成分を含んでいると容易に推察できる. 今回我々は周波数分析の手法を応用してこの点について検討を行ったので報告する.

方 法

1 : 視標運動の制御

視標投影法装置に8 bit マイクロコンピュータ (CBM8032) を D/A 変換器を経由して接続し任意の波形 (正弦波, 三角波など), 任意の周波数で視角的 1° の円形の視標を運動させ, 滑動性眼球運動検査の視標運動として使用することが可能な装置を開発した¹⁾. 今回の実験で

は 0.3 Hz の周波数を用いて正弦波で視標を運動させた.

2 : 眼球運動の記録法

両側の外眼窩角に接着した DC 電極で ENG を記録し, 三栄測器製の ENG 記録器で直流増幅を行った. 高域遮断フィルターは, 25 Hz に設定した.

3 : 分析方法

FFT 法 (Fast Fourier Transform)²⁾ を PC-FORTRAN で記述し NEC PC9801 を用いて周波数分析の実行プログラムを作成した. sampling time は 10 msec (100 Hz) とし, AD 変換の精度は 11bit に設定した. 512点の眼運動と対応する視標運動を分析区間として設定し, window 処理 (Hamming window) を眼球運動, 視標運動共に行った後に, FFTを行った. FFTの結果は第2項目から POWER SPECTRA

(以下 PS と省略) として dB 表示した. 眼球運動と視標運動の各々について PS を算出すると共に, 眼球運動 PS から視標運動 PS を減じた値 (PS の差, PSD (PS Difference)) を求めた. 最終的に視標周波数 (f_0) に一致する PS の差 ($\text{PSD}-f_0$), f_0 以下の PS の差の平均 ($\text{PSD}-f_0 \downarrow$), f_0 以上 25.0 Hz までの PS の差の平均 ($\text{PSD}-f_0 \uparrow$) を算出しパラメーターとした. なお今回の報告の中では f_0 以下の PS の値 ($\text{PSD}-f_0 \downarrow$) は眼球運動の DRIFT を反映していると考えられたので検討項目から除外した. また眼球運動開始点から π ないしは 2π までの間は滑動性眼球運動の initiation の影響を受けていると推察されるので分析対象から除き, FFT の分析開始点は眼球運動開始点から 2π 経過した 1 番目の山, 4π 経過した 2 番目の山, 6π 経過した 3 番目の山, 及び 8π 経過した 4 番目の山とし, 各々これらの点から分析期間 512 とり FFT を実行した以上のように一人の被検者について眼球運動, 視標運動それぞれに 4 分析開始点を設定し 4 つの PSD を算出して平均値を最終的に求めた.

PSD $f_0 =$

(眼球運動 PS-I) - (視標運動 PS-I)

*I = f_0

PSD- $f_0 \uparrow = A/(128 - f_0)$

$A = \sum_{I=f_0+1}^{I=128} (\text{眼球運動 PS-I} - \text{視標運動 PS-I})$

表 1

症例 (ID NO)	疾患名	ETT
OT90331 (10-1453-8)	小脳脳幹障害	ATAXIC
MK80805 (12-1232-3)	前下小脳動脈症候群	ATAXIC
SS90210 (125226-8)	SCD	ATAXIC
TT1225 (01-1398-6)	SCD	SACCADIC
ME90217 (10-0870-2)	SCD	SACCADIC
MA90324 (12-9351-3)	SCD	SACCADIC

(注): SCD 脊髄小脳変性症

100 HZ で sampling を行っているので FFT での分析可能な最大周波数は 50 Hz であるが高域遮断フィルターを 25.0 Hz に設定したので 25.0 Hz 以上の PS は計算上除外した.

4: 症 例

神経耳科的に異常のない成人 13 人を正常被検者とした. さらに Saccadic pursuit または ataxic pursuit を示した病的症例 6 人についても分析した. (表 1)

結 果

図 1 には正常被検者 (isika. et2) に於ける分析対象 (512 点) としての眼球運動を左に示した. 右には左に示した眼球運動 PS を上段に, 対応する視標運動 PS を中段に, さらに, 眼球運動 PS から視標運動 PS を減じた値 (PSD) を下段に示した. PS は -50 からの dB 表示とし, 第 2 項目 (0.38 Hz から 128 項目 (25.00 Hz) 迄の周波数帯域を表示した. 極めて円滑な眼球運動が図 1 左に記録されている. また PS の差 (PSD) (図では A-B と表示) もほぼ 0 の値が全ての周波数帯域で示されており, f_0 での PS の差 ($\text{PSD}-f_0$) は 2.75, f_0 以上での PS の差の平均 ($\text{PSD}-f_0 \uparrow$) は 0.41 であった.

図 2 には脊髄小脳変性症 (SCD) (TT1225) の症例の眼球運動と FFT の結果を示した. 典型的な saccadic pursuit が記録されている. (図 2 左). 図 2 右下段の眼球運動と視標運動の PS の差 (PSD) (A-B) を見ると 0 dB 以上の値がかなりの周波数域にわたって記録されている. この症例の f_0 での PS の差 ($\text{PSD}-f_0$) は 3.40, f_0 以上での PS の差の平均 ($\text{PSD}-f_0 \uparrow$) 4.41 であった.

図 3 には前下小脳動脈症候群 (MK 80805) の典型的な ataxic pursuit を左に FFT の結果を右に示した. 眼球運動 PS と視標運動 PS の差 (A-B) は 25.0 Hz までの帯域で大きく 0 dB 以上の値を示している. この症例の f_0 での PS の差 ($\text{PSD}-f_0$) は 0.02, f_0 以上での PS の平均 ($\text{PSD}-f_0 \uparrow$) は 3.36 であった.

図 4 には 13 人の正常被検者に於ける PSD- f_0

と PSD-f0 ↑ の値と, 中枢性平衡障害例で saccadic pursuit を示した 3 症例と ataxic pursuit を示した 3 例の PSD-f0 と PSD-f0 ↑ の値の平

均 $\pm 2SD$ を示した. 視標運動周波数である 0.3 Hz での PS の差 (PSD-f0) は正常被検者 (smooth pursuit) ではかなりのばらつきはあるものの,

図 1

図 2

平均値は約 4.63 dB を示した。中枢性平衡障害で saccadic pursuit, ataxic pursuit を示した症例では PSD-f0 は正常被検者の値に比較して小さくこの傾向は ataxic pursuit でより顕著であった。一方 PSD-f0 ↑ では正常被検者では平均約 1.22 dB と低かったが, saccadic pursuit, ataxic pursuit を示した眼球運動では PSD-f0 ↑

が大きく正常被検者から得られた値との間で有意差 ($p < 0.001$, T test) が認められた。

考 察

時間的に一見不規則に見える信号から, ある規則性を見いだす手法として, 信号に含まれる周波数スペクトル分析が有効で, いろいろな分野で応用されている。広く周波数スペクトル分

図 3

図 4

析に利用されている分析法はフーリエ解析である。フーリエ解析の根本の考え方は‘任意の周期関数は三角関数の和として表せる’にあり、演算時間の短縮を目的として、離散的フーリエ変換を高速化した高速フーリエ変換 (FFT: Fast Fourier Transform) が最も多様されている³⁾。しかし FFT には①分析対象区間が2のべき乗 (例えば 2^2 (4), 2^3 (8), 2^4 (16), 2^5 (32), 2^6 (64) … 2^n) に限られる②部分区間延長における不連続接点の影響が FFT の分析結果に表れる等の欠点を持つ。①は DFT を用いれば解決できるが数倍の分析時間を必要とし、実用的ではない。②に対しては部分区間を永久に続く周期関数に見なす処置を Hamming window, や Hanning window で原信号を処理後に FFT を行うことで完全ではないが対処できる。しかし今回の分析のように Hamming window で処理しても部分区間延長における不連続接点の影響は、図1で見れば視標運動 PS の第3, 4項目の値が第2項目の値 (図1の PS の一番左側の値で視標運動周波数 0.3 Hz の PS はここに表現される) とさほどの差がないように分析されてしまう (部分区間延長における不連続接点の影響が完全になれば、第2項目の値が第3, 4項目の値より著明に大きくピークを形成する)。私達は眼球運動 PS と視標運動 PS の差を計算することで window 処理を行っても尚残っている部分区間延長における不連続接点の影響の可及的な軽減を迫及した。さらに①と②をまとめて解決する方法に最大エントロピー法 (MEM) による周波数分析がある。加えて MEM は分析対象データ数が少なくてもフーリエ法に比して鋭い周波数の予測が可能であるという長所も持ち合わせている⁴⁾。しかし分析時間は FFT の数十倍必要である。この様に FFT は必ずしも周波数分析の最適の方法ではないが分析時間の点や逆フーリエ解析を行えばデジタルフィルターにも応用できる点などを考えると科学的計算に使う周波数分析の手法としては最も適切であると思われる⁵⁾。

滑動性眼球運動の分析に周波数分析の手法を応用した報告はわずかに Pappas⁶⁾ の報告を見るのみである。Pappas らは spectral purity (S. P.) を考案し、滑動性眼球運動の分析に応用した。

$$S. P. =$$

$$\frac{(\text{energy of response at frequency other than } f_0)}{(\text{total energy of response})}$$

として S. P. を算出し、基本周波数 (視標運動周波数) 以外のエネルギーが混入した正弦波エネルギーにおいては S. P. は1以下であり、saccade や他の artifact は視標運動周波数以外の反応エネルギーを導き、結果として S. P. を低下させると報告した。すなわち PS の総和に占める f_0 の比率を S. P. として表し、小脳障害例 (変性症例) では S. P. が低下していたと報告した。我々のとった方法は視標運動周波数 (f_0) と同一の PS の差 (PSD- f_0) と f_0 以上 (f_0 を含まない) の PS の差の平均 (PSD- $f_0 \uparrow$) を算出した。ところで我々が眼球運動の PS から視標運動の PS を差し引くという計算を加えたのは、先にも述べたように Hamming window 処理を加えても若干なりとも部分区間延長における不連続接点の影響が生ずるのでこの軽減を計ったことによる。

視標運動として往復する正弦波を用いている場合には、視標運動が極めて予測し易い。眼運動の振幅は視標運動のそれに極めて一致した位相差は最小に保持される⁷⁾。今回の実験では滑動性眼球運動の initiation がすでに終了し maintenance の状態⁹⁾ になっていると思われる眼球運動開始点から 2π 以降の眼球運動を分析した。さらに視標運動周波数 0.3 Hz は滑動性眼球運動の限界内に十分に含まれている⁸⁾。これらの点から正常被検者における今回の FFT の値は予測制御機構が正常に機能している状態を反映していると思われる。PSD- $f_0 \uparrow$ は正常被検者では殆ど0に近い値が得られたが, saccadic pursuit, ataxic pursuit の順に, 5.08, 5.44 と大きくなり、それぞれ正常被検者との

間で0.1%の危険率で有意差が認められた。これは smooth pursuit, saccadic pursuit, ataxic pursuit と滑動性眼球運動が障害されるに従い、より高い周波数成分が眼球運動に含まれることを示し、定性的な判定と一致した。さらに PSD-f0 はこの傾向と逆に smooth pursuit, saccadic pursuit, ataxic pursuit の順に値が減少した。すなわち smooth pursuit を示した正常被検者では視標運動と同一の周波数に於ける眼球運動の PS が視標運動の PS より大きく、反対に視標運動の周波数より高い周波数帯域では眼球運動の PS が視標運動の PS にはほぼ等しかった。病的症例ではこの関係が逆転していた。

一般的には、眼球運動は緩慢な眼球運動（滑動性眼球運動、OKN や温度眼振の緩徐相）と、急速な眼球運動（衝動性眼球運動、OKN や温度眼振の急速相）に大きく分けられる。緩慢な視標の動きを追跡する滑動性眼球運動においては、視標を fovea の中心で完全に補足していると眼球運動は視標運動に極めて一致し、円滑な眼球運動が生じる。しかし滑動性眼運動系に障害があると、foveal pursuit が十分に機能せず saccade を発現させる position error の域値が低下し⁹⁾、catch up saccade が働いて、眼球運動が saccadic pattern を示すと言われている。一方滑動性眼球運動検査で smooth pursuit が認められず、saccadic pursuit, や ataxic pursuit が認められたことが滑動性眼球運動の機能障害を意味することはあっても、衝動性眼球運動の機能が正常か、異常かは、不明である。この点に関しては衝動性眼球運動検査を行い検討しなければならない。

ま と め

smooth pursuit を示した正常被検者に於ては視標運動と同一の周波数 (f0) の PS が眼球運動では視標運動より大きく、f0 の PS を大きく保持することが f0 以上の周波数の PS を抑え眼

球運動を円滑に保っていると推論した。病的な症例ではこの関係が逆転していた。

参考文献

- 1) Ohasni N, Watanabe Y, Mizukoshi K, et al : An application of the microcomputer as a generator of target movements for the eye tracking test (ETT). COMPUTER PROGRAMS IN BIOMEDICINE 23 : 243~246, 1986
- 2) 安居院猛：高速フーリエ変換。FFT の使い方（安居院猛，中嶋正之編）。65~101頁，産報出版，東京，1983
- 3) 日野幹男：データ処理の手法。スペクトル解析（日野幹男著）。183~226頁，朝倉書店，東京，1985。
- 4) 南 茂男：最大エントロピー法。科学計測のための波形データ処理（南茂編）。166~179頁，CQ 出版，東京，昭和61年
- 5) 渡辺行雄，水越鉄理：平衡機能検査の分析におけるフーリエ変換法の応用。Equilibrium Res 48 : 111~121, 1989.
- 6) Pappas DG : Diagnostic conclusions from computerized smooth pursuit tracking data. The American J Otol 4 : 66~72, 1982.
- 7) Michael JA and Jones GM : Dependence of visual tracking capability upon stimulus predictability. Vision Research 6 : 707~716, 1964.
- 8) Ohanshi N, Watanabe Y, Mizukoshi K, et al : Quantitative measurement of smooth pursuit using a continuously changing sinusoidal wave in normal subjects. ORL 47 : 49~56, 1985.
- 9) Eckmiller R : A model of the neural network controlling foveal pursuit eye movement. Progress in Oculomotor Research (ed by Fucks AF and Becker W). pp 541~550, Elsevier, Amsterdam, 1981.

（別刷請求先：大橋 直樹
〒930-01 富山市杉谷2630
富山医科薬科大学医学部耳鼻咽喉科学教室）