回転後眼振のモデルによる再検討†

八 木 伸 也・田 林 徳 昭*・内 藤 泰*

1. 緒 言

回転後眼振検査は古くより行われている検査法であり、眼振数、持続時間、眼振、振幅数、眼振緩除相速度、眼振頻度分布¹⁾²⁾³⁾などが測定され、主として、回転後眼振の持続時間が、指標として臨床に用いられてきた。

今回我々は、回転後眼急をモデルにあてはめ、立ち上がり時間、立ち下がり時間を再検討し、正常人の前庭動眼反射に対する後眼振検査の周波数特性を調べた。

2. モデルについて

V. Egmond⁴⁾等は、三半規管を、加速度入力を2度積分する回路(2次システム)、つまり torsion pendulum と仮定し、式を作成した。後年 Fernandez⁵⁾等は猿の三半規管の前庭神経より半規管応答を記録し、上記の torsion pendulum による仮定がよく事実と一致することを示した。

実際のの前庭動眼反射(Vestibulo Ocular Reflex-VOR)は、この2次システムである三半規管応答に加え、前庭中枢の1次の積分過程が加わる3次システムである。今回は眼位を一度微分した眼振緩除相速度を測定したため、3次のシステムより一次減らし、2次システムとしてのモデルを考えた。

回転椅子を一定速度に達した段階で急に止めた。この時、半規管には急激な角加速度が加わる事になり、入力インパルス入力となる。モデルではこのインパルス入力を2度積分した形で後眼振が現れるとした(図1)。1度目の短い積分時定数を T_1 、2度目の長い積分時定数を T_2 とすると、インパルス入力に対して原函数は、

図1 前庭動眼反射系システム

$$y(t) = \frac{A}{(T_1 - T_2)} \times (e^{-t/T_1} - e^{-t/T_2})$$

$y(t)$ = 出力
 T_1 = システムの短い積分時定数 (sec)
 T_2 = システムの長い積分時定数 (sec)
 A = システム内部での眼振緩除相 (degree) 振幅値 (Amplitude 値)

となる。時間 t に対する VOR の出力を眼振緩除相速度 ($y(t)$) とした。

n 個の時間 t に対する $y(t)$ $t=1 \sim n$ が判っていると、多元の式を解く事により、係数 T_1, T_2, A が求められる。

実際の計算は残差平方和を最小にするプログラム (Multi)⁶⁾ を用い、パソコン (PC9801VM) を使用し、係数 (T_1, T_2, A) を求めた。

3. 方法および装置

被検者を電子制御式回転椅子(永島製)にのせ、頭を30°前屈させ、暗所にてフレンツェル眼鏡を掛けさせ、ENGを記録した。記録は、DC ENG および回転椅子の速度をニスタグムモグラフ(三栄測器製)で記録した。回転椅子を4, 6, 8°/sec²の角加速度で20秒間回転させ、加速度を止め40秒間等速回転した後、回転椅子を電磁ブレーキ制動で急停止させた。椅子が完全に停止するまで1秒を要した。急停止時の角加速度は、80°/sec²、

図2 回転椅子速度と加速度

†Model Analysis of Postrotatory Nystagmus
 Nobuya Yagi, Noriaki Tabayashi* and Yasushi Naito*
 倉敷中央病院耳鼻咽喉科
 *京都大学医学部耳鼻咽喉科学教室

120°/sec², 160°/sec² となる。即ち、インパルス状の角加速度が 80°, 120°, 160°/sec² 加わった事となる (図 2)

耳疾患, めまいの既往歴のない正常人15名を対象とした。正常例の場合, ampulofugal, amplopetal flow が問題とならないので, 30耳が正常耳となる。

4. 結 果

図 3 に実際に得られた波形を示す。上段より眼振波形 (DC 記録), 2 段目に眼振速度波形 (TC=0.03 sec), 最下段に回転椅子の速度を示す。

回転開始後, 加速度が加わるので回転中眼振が現れ, 急停止をすると加速度が反対方向に加わるので反対向きの眼振が現れる。回転後眼振の緩徐相速度は, 1 秒以内

図 3 回転後眼振

の DCENG の緩徐相速度を一個とり, 以後 2 秒毎の速度を測った (図 4)。

図 5 に回転後眼振のコンピューターモデル分析の一例を示す。縦軸に眼振緩徐相速度を, 横軸に時間を示す。各黒点は各時点に対する緩徐相速度, 曲線はモデルにより得られたものである。曲線は 2 つの積分時定数により決定されるが, この場合の T_1 値は 0.63 秒, T_2 値は 13.5 秒, 振幅 (Amplitude) は 565.16° であった。

正常耳30耳でコンピューターによる分析を行ったが 1 名のみ 4°/sec の角加速度に反応が見られず, 28耳の分析となった。28耳のモデルに対する近似はよく, 表 1 に見られるごとく各角加速度に対する T_1 , T_2 , Amplitude 値が得られた。

80°, 120°, 160° の角加速度に対応する T_1 の平均値お

図 4 回転後眼振の実測例

図 5 回転後眼振のモデル分析

・印は後眼振緩徐相速度, 実線はモデルの値を示す。

表1 各回転時の定数

	T ₁ (sec)	T ₂ (sec)	Amplitude (deg)
80°/sec ² (n=28)	0.37±0.27	12.28±3.75	347±150
120°/sec ² (n=30)	0.50±0.30	12.10±4.30	564±207
160°/sec ² (n=30)	0.67±0.44	11.53±0.71	713±273

(mean±S.D.)

表2 各時定数に対する周波数

	T ₁	T ₂
80°/sec ²	0.43 Hz	0.012 Hz
120°/sec ²	0.31 Hz	0.013 Hz
160°/sec ²	0.23 Hz	0.013 Hz

よび標準偏差は、0.37±0.27, 0.50±0.3, 0.67±0.44秒であり、T₂ のそれは 12.28±3.75, 12.10±4.30, 11.53±0.71秒、Amplitude は 347±150°, 564±207°, 713±273°であった。各刺激に対する各時定数のあいだに有意差は見られず、刺激速度による差は見られなかった。

表2に各時定数に対応する周波数を示す。この周波数は $T=1/2\pi f$ により求めた。80°, 120°, 160°/sec² に対し、T₁ の値に対応する周波数は 0.43, 0.31, 0.23 Hz であり、T₂ のそれは 0.012, 0.013, 0.013 Hz であった。

考 案

回転検査は、他の検査法に比べ、より生理的な刺激であるため、sinusoidal rotation⁷⁾⁸⁾、振り様回転検査、回転後眼振検査が行われている¹⁾²⁾³⁾⁹⁾¹⁰⁾¹¹⁾。

回転後眼振については種々の報告がある。

徳増は3°の等角加速度回転で20秒間回転した後、60°/sec に達し、回転中眼振が消失した後に急停止した。回転後眼振の持続時間は、33.1±7.7秒とした。これを今回の実験 T₂ に直すと20.9秒 (33.1×e⁻¹) となり、約1.7倍長い時定数となっている。Baloh は論文の図中 T₂ として 10±2 sec 近くの値を、Malcolm は回転椅子をステップ状に止めた場合、長い時定数を15.0±4.47秒とし、Groen は Cupulogram により16秒とした。また、M. Jones は、同じく Cupulogram で yaw, pitch, roll 方向の時定数を測定し yaw の水平方向では時定数は 15.6±1.2秒であるとした。

上記の値は、今回の実験では T₂ の長い積分定数に相当し、得られた値は約11～12秒で Baloh の値に近いものであった。

これらの差は、時間軸を対数にとるか時定数として表現するか、刺激方法の差によるか個人差によるか、により決まると思われる。以上の報告を見ると、回転後眼振

の持続時間は約10—15秒のあたりに存在すると考えられる。

2度積分する回路である2次システムは、2つの積分時定数、すなわち高い周波数を規定する短い積分時定数 T₁、低い周波数を規定する長い積分時定数 T₂ を持つ。この2つの積分時定数により、2次システムは周波数の上限、下限を制限されることとなり、Gain が1に近い値を示す範囲が周波数応答範囲となる。

今まで、回転眼振で立ち上がり時間=短い積分時定数に相当する T₁ についての報告は見られず、回転後眼振検査では、周波数応答範囲の上限は判らなかった。我々は今回、2次システムモデルを仮定し、周波数応答の範囲を求めた。

正確な VOR の周波数応答範囲の得られる他の方法には、sinusoidal rotation test がある。

この検査は、回転椅子の性能により変わり、0.012 Hz～0.2 Hz、またはより高い周波数の 2 Hz までが用いられている¹¹⁾。Sinusoidal rotation test に対しては、入力出力の gain、位相の関係が調べられ、Baloh によると、正常例では低い周波数で gain 0.4, 0.2 Hz で 0.5, 2 Hz で1と周波数が上がるにつれ、1に近づく。

今回のモデル式に用いられた積分時定数 (T) は gain が1よりも 3 dB 低下する点を示しているので、各角加速度に対して後眼振は、約 0.4～0.01 Hz まで反応すると考えられる。

上限 0.4 Hz は Baloh の sinusoidal rotation より得られた gain の結果 (2 Hz) と多少のずれがある。これは刺激条件の違い、すなわち sinusoidal な刺激であるか、インパルス状の刺激であるかの違いにより起こっている可能性がある。インパルス状の刺激の際には、半規管、耳石系すべてが強い刺激を受け、ゆるやかな sinusoid の刺激と異なり、大きな反応を起こしたと考えられる。

また、この他今回の実験では、眼振が椅子急停止後、急激に起こるため、眼振緩除相速度を測る場合、急停止時の眼振を十分に測定できないという制約もある。すなわち、眼振は停止後数百 msec の間に最高に達し、またその間眼振が 200 msec 近く続くため、最初の1秒間に測れる眼振緩除相の数は限られ、多少高い周波数の決定は制限を受ける。今回は1秒の範囲で、1個目の緩除相速度を測り前記の値を得ている。ゆっくり止まり、眼振が徐々に起こるのであれば、立ち上がり時間を正確に測定できる可能性がある。

以上のことは、今回の検査装置による後眼振検査では、高い周波数は 0.4 Hz、低い周波数は 0.01 Hz の周波数の範囲を検出できる事が判った。

5. 結 論

- 1) 正常人15名, 30耳の回転後眼振をモデルにあてはめ, コンピューター分析した。
- 2) 80° , 120° , $160^\circ/\text{sec}^2$ の角加速度に対して短い積分時定数は $0.37\sim 0.67$ 秒に分布し, 長い積分時定数は $12.28\sim 11.53$ 秒に分布した。
- 3) これらの時定数は周波数に換算すると 0.4 Hz から 0.01 Hz となり, 回転後眼振検査でもこれらの周波数応答範囲の検査ができる事が判った。

文 献

- 1) 徳増厚二, 鈴木淳一, 坂田英治, 五島一吉, 小松崎篤, 他: 回転後眼振検査の検討—とくにその診断的意義について. 耳鼻臨床54: 952-962, 1961
- 2) 徳増厚二: 前庭機能検査における回転中ならびに回転後眼振の検討. 日耳鼻65: 9-33, 1962
- 3) 山口宏也, 石橋 康, 高木美佐江, 徳増厚二, 大久保 仁: 一側迷路障害例の回転中および回転後眼振の検討. Equilibrium Res 33: 73-77, 1974
- 4) Egmond AAJ Van, Groen JJ, Jongkees BW: The Mechanics of the Semicircular Canal. J Physiol 110: 1-17, 1949
- 5) Fernandez C, Goldberg JM: Physiology of Peripheral Neurons Innervating Semicircular Canals of the Squirrel Monkey. II. Response to Sinusoidal Stimulation and Dynamics of Peripheral Vestibular System. J Neurophysiol 34: 661-675, 1971
- 6) 山岡 清, 谷川原 裕介: マイコンによる薬物速度論入門. 東京, 南江堂, 1983
- 7) Baloh RW, Hess K, Honrubia V, Yee RD: Low and High Frequency Sinusoidal Rotational Testing in Patients with Peripheral Vestibular Lesions. Acta Otolaryngol (Stokh) Suppl 406: 189-193, 1984
- 8) Honrubia V, Jenkins HA, Baloh RW, Yee RD, Lau CGY: Vestibulo-ocular Reflexes in Peripheral Labyrinthine Lesions: I. Unilateral Dysfunction. Am J Otolaryngol 5: 15-26, 1984
- 9) Groen JJ: Problems of the Semicircular Canal from a Mechanico-Physiological Point of View. Acta Oto Laryng Suppl 163: 59-67, 1960
- 10) Jones GM, Barry W, Kowalsky N: Dynamics of the Semicircular Canals Compared in Yaw, Pitch and Roll. Aerospace Med 35: 984-989, 1964
- 11) Malcolm R: Adaptation of the Vestibulo-Ocular System to Rotation. Adv Oto-Rhino-Laryng 19: 120-127, 1973

Abstract

Postrotatory nystagmus was analyzed by a 2nd order system model in 15 healthy normal subjects. In postrotatory nystagmus the input into the semicircular canal is the impulse, so the model was

$$Y(t) = \frac{A}{T_1 - T_2} \times (e^{-t/T_1} - e^{-t/T_2})$$

$y(t)$: slow phase velocity

T_1 : short time constant

T_2 : long time constant

A : amplitude

By means of the least square method, the variables T_1 , T_2 and A were calculated with the aid of a microcomputer.

The subject was seated in the dark on a rotating chair which was stopped at $80/\text{sec}^2$, $120/\text{sec}^2$ and $160/\text{sec}^2$. The slow phase of the electro-nystagmogram on DC ENG recording was calculated every 2 minutes and its values were used to calculate the variables of the model.

T_1 (short time constant) at 80 , 120 and $160/\text{sec}^2$ was 0.37 , 0.5 and 0.67 sec and T_2 (long time constant) was 12.8 , 12.19 and 11.13 sec, respectively.

These values could be converted into the frequency range of postrotatory nystagmus by the equation: $f = 1/2T$.

The frequency range corresponding to the above values is 0.01 to 0.4 Hz , which is considered to be the normal frequency range in postrotatory nystagmus testing.

Key words: postrotatory nystagmus, model analysis
frequency range

(原稿到着: 昭和62年10月29日
別刷請求先: 八木伸也
〒710 岡山県倉敷市美和1丁目1-1
倉敷中央病院耳鼻咽喉科)