

眼球回旋運動の研究

第2報 眼球反対回旋の周波数応答

長谷部 聡

岡山大学医学部眼科学教室

要 約

コンピュータで制御される電動椅子とリアルタイム・ビデオ画像計測システムを用いて、正常被験者3名について、暗室下で周波数0.17~1.33 Hz、振幅 $\pm 5 \sim 20^\circ$ の正弦波頭部傾斜運動を負荷し、生じた眼球反対回旋の周波数応答について検討した。頭部運動に対する眼球反対回旋の利得は、刺激周波数の増加にともなって平均0.22 (0.17 Hz) から0.52 (1.33 Hz) へ一様に増加したが、位相の遅れ、進みはわずかであった(平均 $173 \sim 181^\circ$)。一方、頭部運動の振幅を増加させた場合、眼球回旋運動の利得は0.31 ($\pm 5^\circ$) から0.39 ($\pm 20^\circ$) へ、わずかに増加する傾向を認めた。今回の受動的な頭部傾斜運動によって誘発された眼球反対回旋の周波数応答は、自発的な首振り運動 (voluntary head shaking) による Collewijn らの報告とほぼ同じ特性を示すことが確認されたが、利得では若干下まわる結果となった。(日眼会誌 96: 916-921, 1992)

キーワード：反対回旋，正常者，周波数応答，前庭動眼反射，画像処理

Frequency Response of Ocular Counter-Rolling Analyzed with Passive Sinusoidal Head Roll

Satoshi Hasebe

Department of Ophthalmology, Okayama University Medical School

Abstract

Using a computerized motor-driven chair that oscillates the subject's head in the frontal plane and a real-time video processing system for analyzing torsional eye movements, the frequency response of ocular counter-rolling to passive, sinusoidal head rolling was studied in darkness in 3 normal subjects. The gain of counter-rolling increased its mean value from 0.22 (0.17 Hz) to 0.52 (1.33 Hz) along with the frequency of head oscillation. Its phase error with respect to ideal compensation was slight ($173 \sim 181$ deg). Furthermore, the gain of counter-rolling was increased slightly from 0.31 (± 5 deg) to 0.39 (± 20 deg) along with the amplitude of head oscillation. Our experimental results agreed with the characteristics of the frequency responses for voluntary head shaking previously reported by Collewijn and colleagues, except that counter-rolling had a slightly lower gain. (Acta Soc Ophthalmol Jpn 96: 916-921, 1992)

Key words: Counter-rolling, Normal subjects, Frequency response, Vestibulo-ocular reflex (VOR), Video image processing

別刷請求先：700 岡山市鹿田町2-5-1 岡山大学医学部眼科学教室 長谷部 聡
(平成3年10月31日受付，平成4年2月6日改訂受理)

Reprint requests to: Satoshi Hasebe, M.D. Department of Ophthalmology, Okayama University Medical School, 2-5-1 Shikata-cho, Okayama 700, Japan

(Received October 31, 1991 and accepted in revised form February 6, 1992)

I 緒 言

眼球反対回施 (ocular counter-rolling) は、頭部を側方に傾けたときに眼球が逆方向に回旋偏位する現象であり、主に耳石系による代償性眼球運動と考えられてきた。ところが、電気生理学的、解剖学的な実験によって、猿、猫、兎では、三半規管のうち前、後半規管から、前庭神経核を介して上下斜筋、上下直筋の運動神経核へ、興奮性あるいは抑制性に複数の投射が存在することが報告されており^{1)~3)}、回転加速度の受容器である半規管が反対回施の発現に深くかかわっているものと予想される。

ところが、眼球運動の計測上の問題から、ヒトの眼球反対回施の動特性について検討された報告は少ない。Collewyn⁴⁾のサーチコイル法による報告、Vieville⁵⁾の画像計測による報告は、反対回施の周波数応答について検討された最初の試みであり、静的な条件下で記録した反対回施に比べて、連続的に頭部を傾斜運動させた場合は、はるかに高利得を示すことを明らかにした。

しかし、これらの報告はいずれも、被験者の自発的な首振り運動 (voluntary head shaking) を刺激として用いており、刺激条件を厳密に規定して実験を行うことは困難であった。そこで筆者は、コンピュータ制御による電動椅子⁶⁾を用いて正弦波頭部傾斜運動 (passive, sinusoidal head rolling) を負荷し、生じた眼球回旋運動をビデオ画像計測システム⁷⁾で記録することによって、反対回施の周波数応答を詳しく検討したので報告する。

II 実験方法

1. 眼球運動計測システム

生理食塩水に飽和させた医療用ソフトコンタクトレンズ (Seed) を装着し、蒸留水を点眼する操作によってレンズを角膜上に固着させた。レンズ表面に記した2個のマーカを画像計測の対象として用いた。計測の前後でレンズを指で軽く押して、十分固着が保たれていることを確かめた。眼前45 mm から Charge coupled device (CCD) 型ビデオカメラ AVC-D 1 (Sony) で、標本周波数 30 Hz でこれを撮影した。同軸高周波リング蛍光灯を照明として用いた。

画像処理装置は、ワークステーション HP 9000/350 (Hewlett Packard)、イメージプロセッサ Series 151 (ITI) を用いた。画像計測プログラムは Unix

上の C 言語で作成した。マーカの検出、図心座標の算出、回旋角度への変換、波形の表示と記録を、リアルタイム処理で行った (15 msec/frame)。

計測精度は偶然誤差 (precision error) は $\sigma=0.08^\circ$ (視角約5分)以下で、画像の歪、視線の移動にともなう偏り誤差 (bias error) に対しては、あらかじめ補正を行った⁷⁾。

2. 頭部傾斜刺激装置 (図1)

駆動装置は、パーソナルコンピュータ PC 9801 VM 2 (NEC) で制御する DC サーボモータ ME 5-100 L (信濃電気) を用いた。モータの回転運動はハーモニックギアを介して減速し、頭部固定装置に伝達する。頭部直立で、回転軸が両眼の midpoint に一致するように位置し、意図しない頭部運動を最小にするために、歯科用バイトブロックと頭部バンドで被験者を固定した。過剰の負荷に対する安全装置として、機械的規制装置と摩擦クラッチを設けた。また、頭部運動は回転軸に設置したロータリーエンコーダからの電気信号を画像信号に重ねて記録した。撮影系は頭部固定装置に同架した。

3. 実験方法

対象は眼科的、神経耳科的に異常がない成人3名、(28, 30, 34歳)。筆者および同僚の医師で、実験の内容を事前に十分説明し、自由意志による協力でおこ

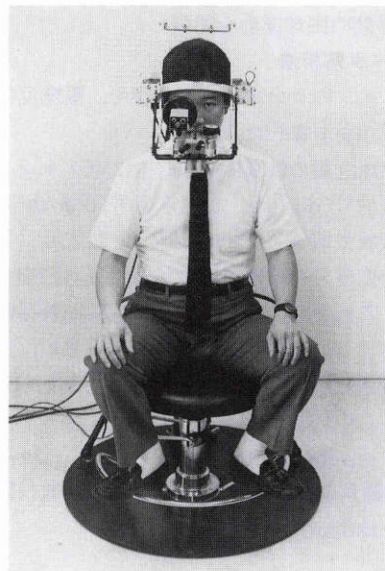


図1 電動頭部傾斜装置。
前顔面で、被験者の頭部を正弦波運動させる。

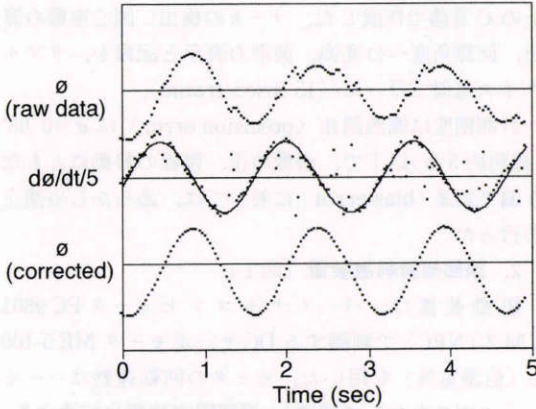


図2 波形処理の模式図。

画像計測によって得られた反対回旋の角度信号(上段)は、デジタル微分処理により角速度信号(中段)に変換した、速度領域で急速相を除去したのち、非線形最適化法により補間した緩徐相速度信号(実線)から、反対回旋の利得と位相を求めた。

なった。

眼前2.5 mの壁面に設置した light emitting diode (LED)を非計測眼で固視して、暗室下で行った。刺激として用いた正弦波は、周波数 0.17, 0.33, 0.67, 1.33 Hz、振幅±5, 10, 15, 20°の15種類である(モータの制約により1.33 Hz, ±20°は測定し得なかった)。これによって得られる最高角速度は、5.2~82.9°/secであった。頭部傾斜運動が定常状態に達したのち、約40~60秒間の眼球運動を記録した。

4. データ解析法

オフラインのコンピュータ処理で、眼球反対回旋の利得と位相を計算した。

まず眼球運動の位置信号(φ)を2回デジタル微分して速度信号(dφ/dt)、加速度信号(d²φ/dt²)を得た。加速度領域で域値(±300°/sec²)を設定し、これを越える加速度信号の前後の速度信号を反対回旋急速相とみなし、これを除去した。次に、残った緩徐相の角速度信号および頭部傾斜運動の角速度信号に、それぞれ非線形最適化法(シンプレクス法)で関数(1)をあてはめた⁸⁾(図2)。

g(t) = αcos(2πft + φ) + β (1)

α: 最高角速度(radian/sec), f: 周波数(Hz), φ: 位相角 (radian)

このとき、

利得: G = α_{eye} / α_{head} (2)

位相ずれ: P = φ_{eye} - φ_{head} (3)

で得られる。位相ずれが180°を越えるとき位相おくれを、180°未満のとき位相すすみを意味するものとする。

III 結果

1. 眼球運動波形の特徴 (図3~6)

いずれの刺激条件でも、頭部運動と逆方向に、刺激周波数に一致した正弦波状の眼球回旋運動を認めた。その振幅は、刺激周波数や刺激振幅に依存して変化した。また、これとは逆方向に、衝動的に小さい回旋運動が生じて、緩徐相と急速相からなる眼振波形を呈した。急速相は、緩徐相によって生じた反施偏位を規正する方向に生じるため、多数の急速相が生じた周期で

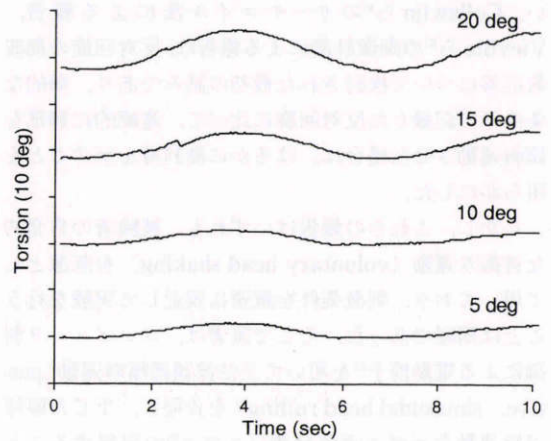


図3 0.17 Hz, ±5, 10, 15, 20°の正弦波頭部傾斜運動による眼球回旋運動。

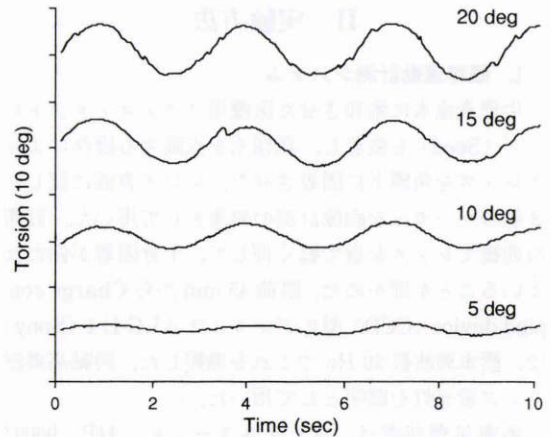


図4 0.33 Hz, ±5, 10, 15, 20°の正弦波頭部傾斜運動による眼球回旋運動。

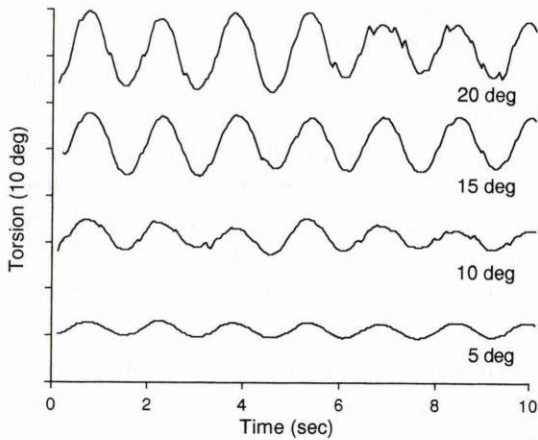


図5 0.67 Hz, ±5, 10, 15, 20°の正弦波頭部傾斜運動による眼球回旋運動。

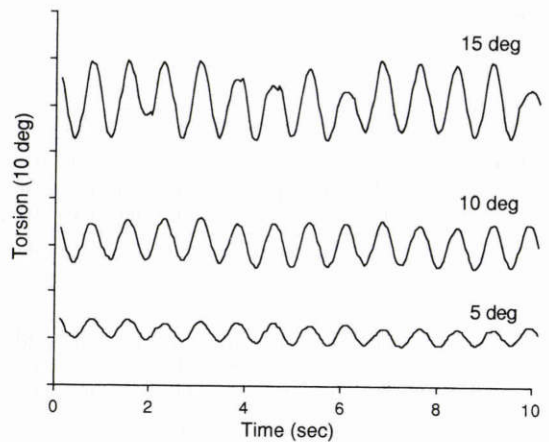


図6 1.33 Hz, ±5, 10, 25°の正弦波頭部傾斜運動による眼球回旋運動。

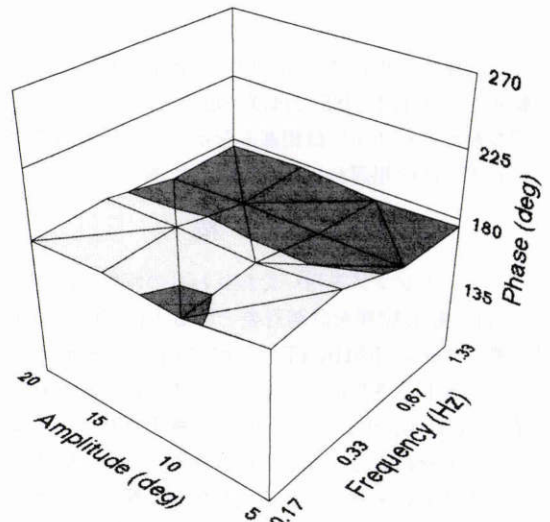
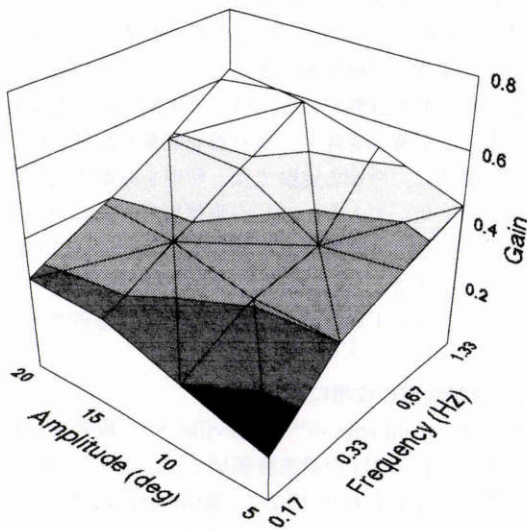


図7 受動的な正弦波頭部傾斜運動における眼球反対回旋のボード線図。

刺激周波数、振幅の増加にともない、利得は最小0.13から最大0.59へ上昇したが、位相には明らかな遅れ進みは認めなかった。1.33 Hz, ±20°は外挿による推定値を示した。利得は0.2、位相は45°毎に灰色の濃度を変えて示した。

は、みかけ上緩徐相の振幅が小さくなる関係にあった。しかし、この場合も緩徐相の最高角速度はほぼ一定に保たれていた(図2, 中段)。

2. 周波数応答特性

正弦波頭部傾斜運動に対する眼球反対回旋の利得と位相差は、3名の被験者ともほぼ一定の傾向を示した(表1)。そこで、刺激周波数と刺激振幅に対する利得と位相の関係を、平均値として図7に示した。

刺激周波数の増加にともなって、反対回旋の利得は

平均 0.22 ± 0.07 (0.17 Hz, 平均±標準偏差), 0.34 ± 0.05 (0.33 Hz), 0.42 ± 0.07 (0.66 Hz), 0.52 ± 0.07 (1.33 Hz) と、一様に増加した (Kruskal-Wallis test, $p=0.0001$)。

一方、刺激振幅の増加にともなって、反対回旋の利得は平均 0.31 ± 0.12 (±5°), 0.34 ± 0.12 (±10°), 0.43 ± 0.13 (±15°) 0.39 ± 0.090 (±20°) と、わずかに増加する傾向を示した (Kruskal-Wallis test, $p=0.0475$)。

表1 各刺激周波数, 振幅に対する眼球反対回旋の利得と位相の関係

周波数(Hz)	利 得				位相差(°)				
	.17	.33	.67	1.33	.17	.33	.67	1.33	
振幅(°)	5	.14	.33	.40	.49	185	182	173	173
		.11	.21	.37	.47	182	195	177	178
		.13	.35	.34	.37	191	191	174	176
10	.23	.34	.40	.55	173	180	175	167	
	.17	.30	.32	.52	185	186	179	170	
	.19	.29	.30	.49	178	185	172	181	
15	.30	.40	.52	.64	175	181	173	165	
	.25	.35	.44	.58	188	186	178	170	
	.26	.34	.49	.56	182	185	176	167	
20	.33	.41	.50	*	181	185	176	*	
	.25	.37	.51	*	181	186	171	*	
	.25	.39	.47	*	178	178	175	*	

3名の被験者とも、ほぼ一定の傾向を示した。*は欠測値を示す

反対回旋の位相差は、今回用いた刺激周波数, 振幅の範囲内では173~185°でほぼ一定であった。しかし、低周波数ではわずかに位相進みを示し、周波数が増すと、わずかに位相遅れに転じる傾向にあった。

IV 考 按

コンタクトレンズを用いたわれわれの画像計測システム⁷⁾は、虹彩紋理を計測対象とする Vieville らの画像計測システム(EMIRAT)⁵⁾と比べて、一桁優れた計測精度を示し、さらにリアルタイムで計測できる利点がある。しかも、サーチコイル法⁴⁾で報告されているようなリード線による不快感, 侵襲性も少なく、臨床研究に適するものと考えられる。しかし、標本周波数は30 Hzと規定されており、サンプリング定理により解析可能な周波数は15 Hz(ナイキスト周波数)以下である。これは、眼球運動の高周波成分の解析には十分でないが、日常生活で生ずる頭部運動の周波数は0.5~5 Hz¹¹⁾とされており、この範囲で代償性眼球運動の周波数応答を調べるうえで、大きな支障はないと思われる。

実験的に正弦波状刺激を入力し、その出力を解析する方法(周波数応答)は、前庭動眼反射の機能を調べるうえで、最も有効な方法のひとつである。なぜならば、日常生活で生じている複雑な頭部運動も、フーリエ変換によって三角関数の和に分解できることが理論的に証明されており、周波数応答を調べてシステムの伝達関数を求めれば、任意の頭部運動に対して、どの

ような眼球運動が生じるか予測できるからである⁹⁾。

1. 反対回旋の利得について

静的な状態で測定された反対回旋の利得が0.10¹³⁾であることと比べると、正弦波頭部傾斜刺激による反対回旋の利得は、最高0.59(1.33 Hz, ±15°)と極めて大きい。しかも、同一刺激振幅であっても、周波数が高いほど利得が大きいことより、電気生理学的、解剖学的な研究によって示唆されたように¹⁾⁻³⁾、回転加速度の受容器である半規管は反対回旋の発現に密接に関係していることは疑いない。

Collewijn ら⁴⁾と Vieville ら⁵⁾の示した動的反対回旋の利得は、刺激方法が同じ為か、きわめてよく一致している。これに比べると今回の実験では、いずれの刺激周波数においても利得はやや低い値となった(0.13~0.15 小さい)。

われわれの実験では、被験者が3例と限られており厳密には比較できないが、以下の理由が考えられる。第1に、頭部は多軸関節に支えられており、自発的な首振りには並進運動を伴う。彼らの実験では並進運動にともなう直線加速度が、耳石器を刺激した可能性がある。第2に、今回の実験では、照明を頭部固定装置に同架して用いており、これが眼球反対回旋に対して視性的な抑制として働いた可能性もある(vizual suppression)。しかし、回旋方向への視覚的な影響については、存在するものの程度は小さいことが報告されている⁴⁾。

2. 反対回旋の位相について

位相は、Collewijn ら⁴⁾や Vieville ら⁵⁾の報告と同様に、0.17~1.33 Hzの周波数領域では、大きな位相遅れ、進みは認められず(図7)、頭部の動揺に対して反対回旋が迅速に応答することが確認された。

水平の前庭動眼反射の場合、低周波領域において位相の進みが生ずることが知られており¹⁾、この点で反対回旋は若干異なる。猫の前庭神経、滑車神経核の電氣的活動を調べた研究²³⁾によると、耳石器のみを刺激した場合は低周波領域においても位相の進みは認めないことが報告されている。したがって、低周波領域では重力方向に受容器である耳石器が、半規管の応答不良を補うかたちで作用していることが考えられる。

3. 反対回旋の役割

今回得られた反対回旋の利得は、静的条件下で測定された反対回旋の利得と比べてきわめて大きい。しかし、水平の前庭動眼反射の利得(暗室下、他動的な正弦波回転刺激で利得は、0.5~0.7(0.17 Hz)、

0.5~0.7 (0.33 Hz), 0.5~0.8 (0.67 Hz), 0.6~0.9 (1.33 Hz)¹¹⁾と比較すると, かなり小さく, 代償性眼球運動としては不完全といわざるを得ない(表1).

その理由としては, Seidman^ら¹⁰⁾が指摘したように, 仮に頭部運動に対する代償が不完全であったとしても, 回旋方向のズレでは像は中心窩からはずれることなく, 視力にたいする影響が比較的小さいことが推定される. さらに, 反対回旋の利得は刺激振幅に依存して若干変化することから(図7), かなり非線形なシステムであるといえるかもしれない. つまり反対回旋の場合は, 水平の前庭動眼反射のような厳密なフィードバック系をなしていないことが挙げられる.

ヒトが歩く時の頭部傾斜運動は, 0.7~2.5 Hz(最高角速度 15~40°/sec), 走行時には 2.5~3.7 Hz(最高角速度 30~90°/sec)になるといわれている¹¹⁾. さらに, 1 Hz 以下の低周波の軀幹の運動は, 部分的には前庭頸反射(vestibulocollic reflex)によって緩衝されると考えられている¹²⁾. したがって, 反対回旋の意義も, さらに高周波数領域¹³⁾で問われるべきかもしれない.

半規管系の周波数応答の一般的特性として, 利得は低周波領域から徐々に増加し, 中間~高周波領域にかけてプラトーとなる傾向を示す⁹⁾¹³⁾. 少なくとも今回の用いた刺激周波数内では, 反対回旋の利得は一様に増加する傾向を示した. さらに高い周波数において, 利得の増加傾向が続くかどうか定かでないが, 日常生活において, 眼球反対回旋は従来考えられてきた以上に視覚の安定装置として役立っていることには間違いない.

稿を終えるにあたり, ご指導ご校閲頂きました松尾信彦教授に深謝致します. ご指導頂きました大月 洋助教授, 電動頭部傾斜装置の開発に多大なる労をおとり下さりました山陽放送サービスの田代堅治氏, 三宅 均氏に心より感謝致します. 本研究は文部省科学研究補助金一般研究 C62570799, 代表大月 洋の補助を受けた.

文 献

1) Leigh RJ, Zee DS: Neurology of Eye Movements (2nd ed). Philadelphia, FA Davis Co, 15

-78, 1991.

- 2) Anderson JH, Blanks RHI, Precht W: Response characteristics of semicircular canal and otolith systems in cat. I. Dynamic responses of primary vestibular fibers. Exp Brain Res 32: 491-507, 1978.
- 3) Blanks RH, Anderson JH, Precht W: Response characteristics of semicircular canal and otolith systems in cat. II. Responses of trochlear motoneurons. Exp Brain Res 32: 509-528, 1978.
- 4) Collewijn H, Van der Steen J, Ferman L, et al: Human ocular counterroll: Assessment of static and dynamic properties from electric magnetic scleral coil recordings. Exp Brain Res 59: 185-196, 1985.
- 5) Vieville T, Masse D: Ocular counter-rolling during active head tilting in humans. Acta Otolaryngol (Stockh) 103: 280-290, 1987.
- 6) 長谷部聡, 大月 洋, 小西玄人, 他: 正弦波頭部傾斜運動における動的反対回旋の計測. 眼臨 83: 144-148, 1989.
- 7) 長谷部聡: 眼球回施運動の研究. 第1報. ビデオ画像処理によるリアルタイム計測法. 日眼会誌 96: 102-108, 1992.
- 8) 南 茂夫: 科学計測のための波形データ処理, 東京, CQ出版社, 181-212, 1986.
- 9) ミルスーム JH: 生体調節系の解析. 東京, コロナ社, 161-200, 1970.
- 10) Seidman SH, Leigh RJ: The human torsional vestibulo-ocular reflex during rotation about an earth-vertical axis. Brain Res 504: 264-268, 1989.
- 11) Leigh RJ, Zee DS: Neurology of Eye Movements (2nd ed). Philadelphia, FA Davis Co, 232-263, 1991.
- 12) Giotton D, Kearney RE, Wereley N, et al: Visual, vestibular and voluntary contributions to human head stabilization. Exp Brain Res 65: 59-69, 1986.
- 13) Keller EL: Gain of the vestibulo-ocular reflex in monkey at high rotational frequencies. Vision Res 18: 311-315, 1978.