

ビデオ画像解析による動的反対回旋の研究

第1報：正常者について（図9）

藤原 由延（岡山大学医学部眼科学教室）
主任：松尾信彦教授The Study of Ocular Counterrolling Using CCD
Cameras with Video-based Technique

1. On Normal Subject

Yoshinobu Fujiwara

Department of Ophthalmology, Okayama University Medical School

要 約

電動式頭部傾斜装置に取りつけた超小型 CCD カメラを用い、正常人の頭部傾斜に対する眼球の動的反対回旋運動（以下、DCR と略）についてビデオ画像解析を行なった。頭部を naso-occipital axis を中心に、 $6^\circ/\text{sec}$ 、 $4^\circ/\text{sec}$ の一定の速度で、垂直頭位を中心に左右側方 10° の計 20° の範囲、及び垂直頭位から 20° 、 30° 側方の計 20° 、 30° の範囲を、各々時計方向及び反時計方向に回転させ DCR を計測した。1. DCR は、頭部傾斜角度の約 20% を代償した。DCR には、頭部傾斜方向に急速相、頭部傾斜方向とは逆方向に緩徐相を有する。所謂、回旋性眼振（以下、CRN と略）を認めた。この CRN の波形は頭部傾斜速度 $6^\circ/\text{sec}$ の方が、 $4^\circ/\text{sec}$ よりも明瞭であった。2. 頭部傾斜方向には関係なく、両眼の DCR には協調性がみられたが、DCR の波形パターンについては再現性はなかった。3. 頭部傾斜速度 $6^\circ/\text{sec}$ では、CRN は 0.7Hz の割合で出現し、振幅は $0.73^\circ \pm 0.19^\circ$ (mean $\pm$ SD)、緩徐相速度は $2.4^\circ \pm 0.6^\circ/\text{sec}$ 、頭部傾斜速度に対する緩徐相速度の利得は 0.40 ± 0.10 であった。4. 頭部傾斜速度 $4^\circ/\text{sec}$ では、CRN は 0.4Hz の割合で出現し、振幅は $0.77^\circ \pm 0.21^\circ$ 、緩徐相速度は $1.7^\circ \pm 0.8^\circ/\text{sec}$ 、頭部傾斜速度に対する緩徐相速度の利得は 0.41 ± 0.19 であった。以上より、頭部傾斜速度に比例し、DCR にみられる CRN の緩徐相速度は増加するにもかかわらず、頭部傾斜速度に対する緩徐相速度の利得はほぼ一定であった。これは、頭部傾斜時に生じる反対回旋によって、網膜の回旋方向のズレが刺激となり、前庭動眼反射と視運動性眼球運動の系が共同して働く結果、正確な視覚が保証され、つまり外界像の恒常性が維持されると推察される。（日眼 92：565—572, 1988）

キーワード：眼球反対回旋，CCD ビデオカメラ，ビデオ画像解析，回旋性眼振，利得

Abstract

Ocular counterrolling was measured by using a motor drive unit which was equipped with two CCD video cameras and was analyzed with a videobased technique with a sampling rate of 30 images/sec to study compensatory cyclorotation in a normal subject. The head was tilted around the naso-occipital axis at a constant velocity of $6^\circ/\text{sec}$ and $4^\circ/\text{sec}$ to positions up to 20° or 30° from the upright position as well as positions up to 10° from the opposite tilted position of 10° . Ocular compensatory counterrolling under dynamic circumstances compensated for about 20% for head tilting. It consists of smooth compensatory cyclorotation opposite to the head tilting which is sometimes interrupted by

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 藤原 由延（昭和62年6月12日受付）
Reprint requests to: Yoshinobu Fujiwara, M.D. Dept. of Ophthalmol., Okayama Univ. Medical School
2-5-1 Shikata-cho, Okayama 700, Japan

(Accepted June 12, 1987)

saccadic reset ocular movements in the same direction of the head tilting that could represent optokinetic cyclorotatory response. It became more clear when the velocity of head tilting increased. Whether tilting clockwise (CW) or counterclockwise (CCW), the ocular counterrolling of both eyes was found to be coordinated. However, the ocular counterrolling pattern was not consistent from one trial to the next. According to the results obtained at a velocity of $6^\circ/\text{sec}$, these counterrolling eye movements consisted of repeated nystagmus with a frequency of 0.7Hz, mean amplitude of $0.73^\circ \pm 0.19^\circ$ (mean $\pm$ SD), and a slow phase velocity of $2.4^\circ \pm 0.6^\circ/\text{sec}$. The mean gain was 0.40 ± 0.10 . Whereas the results obtained at a velocity of $4^\circ/\text{sec}$ showed that the pattern of compensatory cyclorotation was not as smooth as that of a velocity of $6^\circ/\text{sec}$. Mean amplitude was $0.77^\circ \pm 0.21^\circ$, the mean slow phase velocity was $1.7^\circ \pm 0.8^\circ/\text{sec}$ with a frequency of 0.4Hz, and the mean gain was 0.41 ± 0.19 . It was therefore concluded that the velocity of the slow phase of cyclorotatory nystagmus became larger when the head tilting velocity increased. However, no significant changes in the amount of the gain of slow phase velocity were found both in the $4^\circ/\text{sec}$ tilt and in the $6^\circ/\text{sec}$ tilt. This suggests that there is a fixed level of gain to stabilize retinal images, regardless of the change in the velocity within the range of 4° and $6^\circ/\text{sec}$. (Acta Soc Ophthalmol Jpn 92: 565-572, 1988)

Key words: Ocular counterrolling, CCD video camera, video-based technique, cyclorotatory nystagmus, gain

I 緒 言

明室下、頭部を側方へ傾斜する際に生ずる眼球の動的反対回旋(dynamic counterrolling, 以下 DCR と略)の波形は、計測法により異なるが、巨視的にみると、頭部傾斜角度に対して、これに比例するように DCR が増加する所見が共通して認められている。さらに、この DCR の経過途中に、比較的大きな屈曲^{1)~3)}、あるいは頭部傾斜方向に急速相、逆方向に緩徐相を有する二相性の回旋性の眼振^{4)~6)} (cyclorotatory nystagmus, 以下 CRN と略)の混在も指摘されている。この CRN の生理的な意味付けについては、現在のところ、回旋性の視運動性眼振との関連において考察されているが、その定量的な分析は行なわれていない。

DCR の計測法には生体侵襲の強いものがあり、それによって得られた結果は、果たして生理的な状況のもとでの CRN をとらえているかどうかという疑問が生じてくる訳である。

そこで、今回著者は、生体侵襲の殆どないと言って良い電動式頭部傾斜装置に超小型 CCD ビデオカメラを取り付け、画像解析により DCR を計測し、この中にみられる CRN の波形の定量的解析を目的に実験を行なったので報告する。

II 方 法

1. 装置

電動式頭部傾斜装置(森, 1973)に 2 台の超小型 CCD ビデオカメラを取り付け、ビデオモニターを見ながら、眼球運動をビデオに録画した。超小型 CCD ビデオカメラは、SONY の AVC-D1 で、レンズは、標準レンズ VCL-16SBY である。毎秒像数は 30 枚、有効画素数は 384×491 (水平/垂直)で、水平解像度 280 本、垂直解像度 350 本である。尚、超小型 CCD ビデオカメラは、インターライン転送方式をとり映像信号を発生している。

2. DCR の計測法

被験者は座位で、装置に固定したバイトブロックをかみ、顎台を調整し、前額部はマジックテープにより固定した。眼球の目印として、角膜輪部の結膜上の 3 時と 9 時に位置に、ピオクタニンで印を付けた。明室下、眼前 3m の点光源を、被験者に両眼で注視するように命じ、顎台に固定した頭部をモーターで、nasal-occipital axis を中心に、頭部傾斜速度 $4^\circ/\text{sec}$ 及び $6^\circ/\text{sec}$ の等角速度で頭部を傾斜させ、超小型 CCD ビデオカメラで眼球運動を撮影した。被験者にはどちらに頭部傾斜するか事前に知らせ、どちらか一方に頭部を傾斜させ、2 分の休み時間をおき、ついで逆方向に同様に頭部を傾斜させた。実験は、以下のような 2 種類の頭部傾斜方式について時計方向 (clockwise, 以下



Fig. 1 計測システム

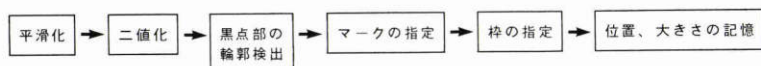


Fig. 2 初期設定

CWと略), 反時計方向 (counter-clockwise, 以下CCWと略) の傾斜方向でそれぞれ3回ずつ行ない, DCRを測定した。

1) 垂直頭位を中心に左右側方10°の計20°の範囲を側方傾斜位から, 各々CW及びCCWに頭部を傾斜させる。

2) 垂直頭位から20°, 30°側方の計20°, 30°の範囲を垂直頭位から, 各々CW及びCCWに頭部を傾斜させる。

3. 計測システム

DCRの計測システムは, 図1に示すように, 被写体を超小型CCDビデオカメラでビデオにとり, VTRを再生しA/D変換して記憶させ, 回旋角度を計測して出力としてグラフに描出した。各フレームは256×256の解像度を有し, 濃淡情報を64階調のフレームメモリに取り込んだ。回旋角度計測は, 初期設定を以下に示すように行なったのち, 全画面を固定ディスクへ格納し, 自動計測してから事後処理を行なった。初期設定は, 図2のように, 画像の平滑化ののち二値化を行ない, ピオクタニンの印の輪郭を検出し, 枠でその印の指定を行なった。次にその印の大きさ(周辺の長さ)から重心を求めて, それをその印の位置座標とし, 記憶させた。第一フレームのピオクタニンの2点の位置は手動で決定し, そのデータを基にして, 以後のフレームを自動的に処理した。二値化に際しては, ピオクタニンの印と角膜輪郭が可能な限り明瞭に区別されるような二値化レベルを設定し, 以後その印の大きさが初期値と大きく変わらないように, レベルを可変にして自動処理した。第nフレームと第n+1フレームの2点をそれぞれA(xn, yn), B(Xx, Yn), C(xn+1, yn+1), D(Xn+1, Yn+1)とし, 線分ABと線分CDのなす角をθとすると, 角θは図3のようにして求められる。これを, 縦軸を反対回旋角度, 横軸を頭部傾斜角度とするグラフに示した。尚, この計測システムの精度は, 反対回旋角度にして0.2°以内である。

$$\cos \theta = \frac{1 + m_n \cdot m_{n+1}}{\sqrt{(1 + m_n^2)(1 + m_{n+1}^2)}}$$

$$\left(\begin{array}{l} m_n = \frac{Y_n - y_n}{X_n - x_n} \\ m_{n+1} = \frac{Y_{n+1} - y_{n+1}}{X_{n+1} - x_{n+1}} \end{array} \right)$$

Fig. 3 反対回旋角度の計測

4. 対象

屈折異常以外, 神経耳科的及び眼科的に異常がない正常者(30歳, 男性)1名を対象にした。

III 結 果

1. DCRの波形のパターン, 両眼の協調性, 及び再現性について

DCRは, 頭部傾斜に伴ってほぼ直線的に増加し, 頭部傾斜角度に対するDCR量の割合は, 頭部傾斜速度4°/secでは平均22%, 6°/secでは平均21%であり, 頭部傾斜速度による差は認められなかった。両眼のDCRの波形パターンの協調性は, よく保たれていた。しかし, 同じ頭部傾斜方法でもCWとCCWではDCRの波形パターンが異なっていた。また, DCRの再現性を調べる目的で, 同じ実験を3回施行したところ, 両眼の協調性はあるものの, 実験毎に波形パターンが異なり, 再現性は認められなかった。DCRの波形を詳細に検討すると, 頭部傾斜方向に振幅0.52°—1.37°(平均0.75°)の急速相を有する。比較的大きな, 所謂, CRNとこれに振幅0.5°以内のsmall saccade様の波形の混在を認めた。また, 時間経過に対する緩徐相速度の変化はそれほど認められず, ほぼ一定していた。

2. 頭部傾斜速度4°/secにおけるDCRについて

1) 垂直頭位を中心に左右側方10°の計20°の範囲の

HEAD TILTING VELOCITY 4deg/sec

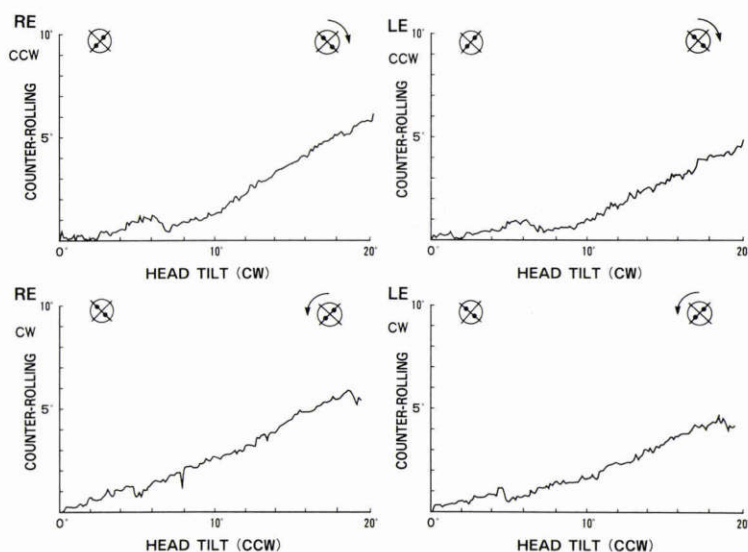


Fig. 4 Head tilting velocity 4deg/sec.

HEAD TILTING VELOCITY 4deg/sec

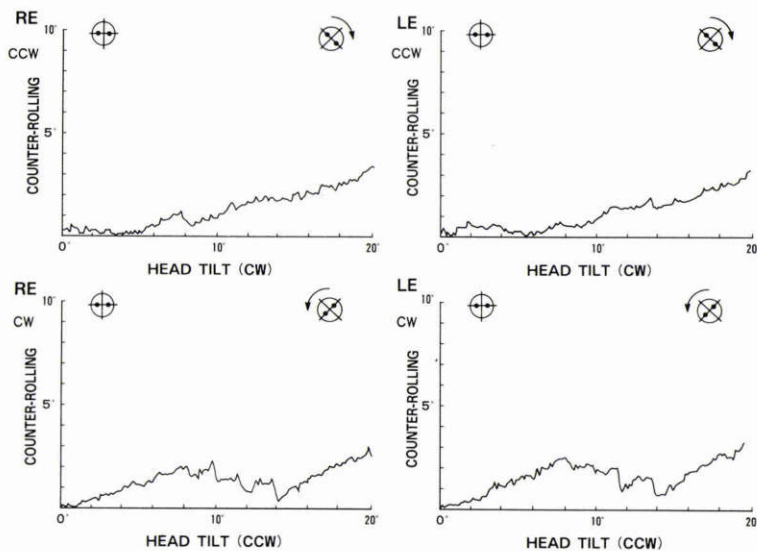


Fig. 5 Head tilting velocity 4deg/sec.

DCR (Fig. 4).

両眼のDCRの協調性は比較的保たれていたが、DCRの波形パターンは、CW及びCCWでは異なっていた。CRNは、明確に認められなかったが、その小さな波形まで入れて計測したところ、頻度は、0.3Hzで、振幅は、 $0.68^\circ \pm 0.08^\circ$ (mean $\pm$ SD) であった。緩徐相

速度は、 $1.3^\circ \pm 0.3^\circ/\text{sec}$ で、頭部傾斜速度に対する緩徐相速度の利得は、 0.33 ± 0.10 であった。

2) 垂直頭位から 20° 側方の計 20° の範囲のDCR (Fig. 5).

両眼のDCRの協調性は比較的保たれていたが、DCRの波形パターンは、CW及びCCWでは、明かに

HEAD TILTING VELOCITY 6deg/sec

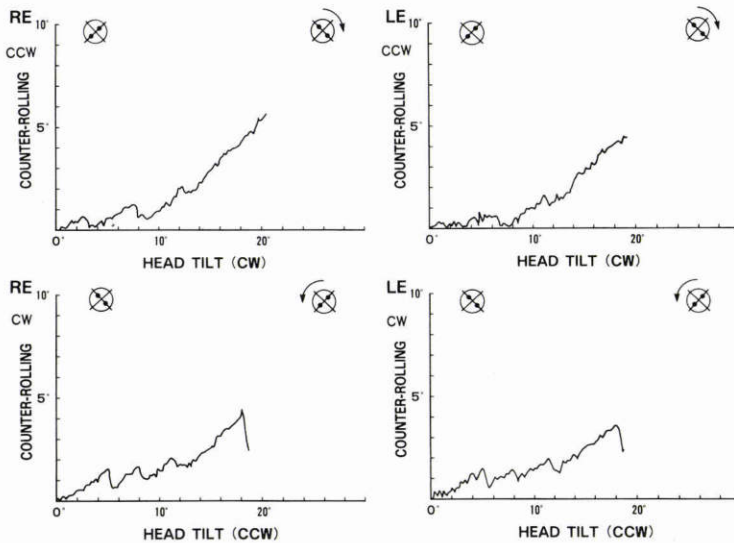


Fig. 6 Head tilting velocity 6deg/sec.

HEAD TILTING VELOCITY 6deg/sec

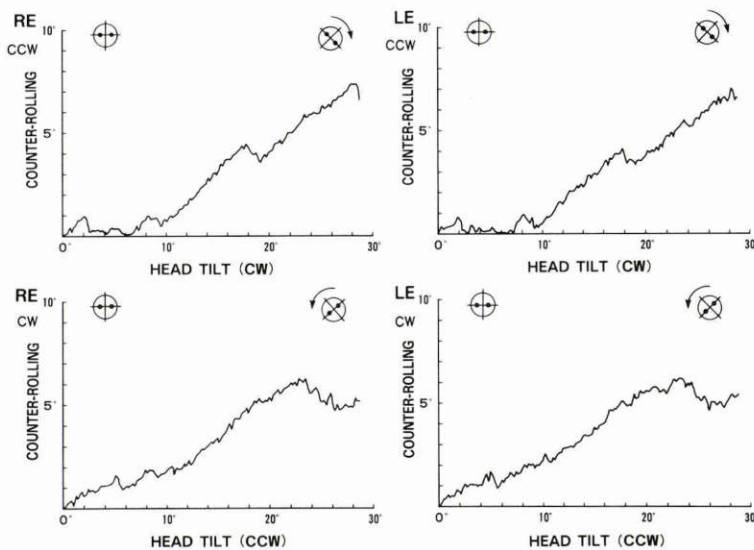


Fig. 7 Head tilting velocity 6deg/sec.

異なっていた。CCW では、振幅1°前後のCRNが、明確に2～3カ所認められ、頻度は、0.4Hzで、振幅は、 $0.83 \pm 0.25^\circ$ であった。緩徐相速度は、 $1.9 \pm 0.9^\circ/\text{sec}$ で、頭部傾斜速度に対する緩徐相速度の利得は、 0.46 ± 0.22 であった。

3. 頭部傾斜速度6°/secにおけるDCRについて

1) 垂直頭位を中心に左右側方10°の計20°の範囲のDCR (Fig. 6).

両眼のDCRの協調性は比較的保たれていたが、DCRの波形パターンは、CW及びCCWでは、明かに

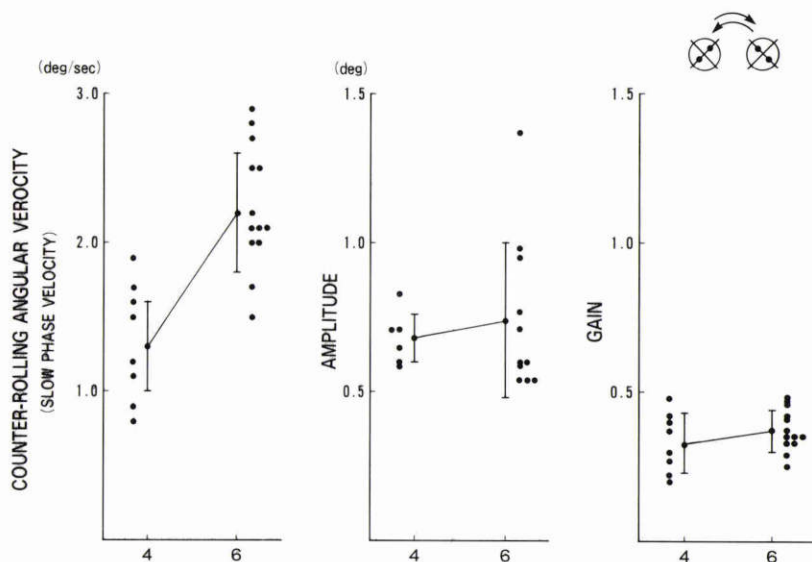


Fig. 8 Comparison of slow phase velocity, amplitude of CRN and the gain of slow phase velocity between 4deg/sec and 6deg/sec of head tilting velocity.

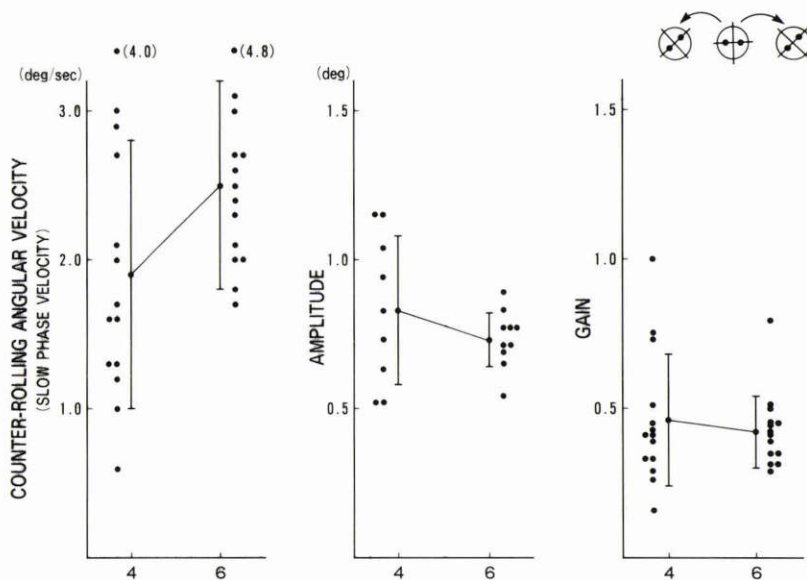


Fig. 9 Comparison of slow phase velocity, amplitude of CRN and the gain of slow phase velocity between 4deg/sec and 6deg/sec of head tilting velocity.

異なっていた。CW では CRN は振幅 1° 前後で、1～2 コ認められ、CCW では、明確に 3～4 コ認められ、頻度は、 0.8Hz で、振幅は、 $0.74^\circ \pm 0.26^\circ$ であった。緩徐相速度は、 $2.2^\circ \pm 0.4^\circ/\text{sec}$ で、頭部傾斜速度に対する緩徐相速度の利得は、 0.37 ± 0.07 であった。

2) 垂直頭位から 30° 側方の計 30° の範囲の DCR (Fig.

7)。

両眼の DCR の協調性は比較的保たれていたが、DCR の波形パターンは、CW 及び CCW では異なっていた。CW では、CRN が明確に認められ、CCW では、それほど明かでなかった。頻度は、 0.5Hz で、振幅は、 $0.73^\circ \pm 0.09^\circ$ であった。緩徐相速度は、 $2.5^\circ \pm 0.7^\circ/\text{sec}$

で、頭部傾斜速度に対する緩徐相速度の利得は、 0.42 ± 0.12 であった。

4. DCR にみられる CRN の波形について、毎秒 4° と 6° の頭部傾斜速度での緩徐相速度、振幅、及び頭部傾斜速度に対する緩徐相速度の利得について比較検討したところ、Fig. 8, 9 のような結果が得られた。

IV 考 按

反対回旋の計測方法には、写真撮影法¹⁾、眼底カメラを用いる方法^{7)~10)}、磁気を利用する方法¹¹⁾等があり、様々な改良が加えられている。写真撮影法のモータードライブカメラでは、毎秒4コマのサンプリング速度のため、頭部傾斜方向の急速回旋成分が明瞭に検出出来ず、比較的ゆるやかな屈曲を持った波形として検出されている¹⁾。また、計測処理は、用手法で施行しなければならず、非常に時間と労力を要する点が問題である。そこで今回は、モータードライブカメラ、即ち光学カメラをビデオカメラに変更することにより、サンプリングタイムを短縮し、画像処理方法を自動処理したため、処理時間の短縮と労力の軽減、測定値の精度の向上、データ保存の容易性などの利点を得られた。しかし、現在のシステムではリアルタイム処理¹²⁾が不可能な点、処理時間に、光学系と計測系が別になっており、まだ時間がかかる点など、改良の余地があると考えている。

DCR は、頭部傾斜に伴ってほぼ直線的に増加し¹³⁾、頭部傾斜角度に対するその量の割合は約20%で、頭部傾斜の角度による DCR の割合の差が認められなかった。また、両眼の DCR の協調性は良好で、これまでの反対回旋に関する報告と一致していた。一方、従来の報告と異なる点は、DCR が、頭部傾斜方式や傾斜方向によって異なり、さらに DCR の再現性が認められなかったことである。この原因は、同じ頭部傾斜方式でも、傾ける方向によって耳石器に加わる重力の違いがどちらかの内耳が優位に刺激され、DCR のパターンに変化が生じたものと考えられる。また、前庭器官の内リンパ液の動態は2分の休み時間ではまだ十分回復しないために DCR の再現性が得られなかったと考えられる。従って、内耳の機能診断においては、頭部傾斜方式や方向による DCR の波形の違いを論じるよりも、左右眼の DCR の協調性を検討する方が意味があると思われる。

森²⁾は、頭部傾斜方向に急速相を持つ CRN について述べており、視覚を遮断することによって DCR に対

する視覚の影響を調べ、頭部傾斜の開始後すぐにおける反対回旋には、網膜像を正しく垂直に保とうとする働き、即ち視運動性眼振の関与があると考察している。しかしながら、頭部傾斜 10° 以降に2~3回認められる同様の屈曲の生理的な意味については言及されていない。計測方法は異なるが、Petrov⁴⁾、Collewijn⁶⁾は、DCR が頭部傾斜方向と逆方向に生じる smooth compensatory cyclorotation と、これを reset するような頭部傾斜方向の saccade とから構成される事を報告している。従来の報告と同様に、頭部傾斜方向に急速相、頭部傾斜方向とは逆方向に緩徐相を有する、比較的大きな、所謂、CRN が DCR に混在して認められたのである。DCR にみられる CRN の波形について、毎秒 4° と 6° の頭部傾斜速度での緩徐相速度、振幅、頻度及び頭部傾斜速度に対する緩徐相速度の利得について比較検討したところ(Fig. 8, 9)、振幅及び利得には、差は認められなかったが、 $6^\circ/\text{sec}$ の場合が、 $4^\circ/\text{sec}$ の場合より CRN の頻度は多く、緩徐相速度も大きかった。すなわち、頭部傾斜速度に比例し、DCR にみられる CRN の緩徐相速度は増加するにもかかわらず、利得はほぼ一定であった。頭部傾斜速度に比例し、緩徐相速度の増加が認められたことは、視運動性眼振(optokinetic nystagmus: OKN)の緩徐相速度が視運動刺激速度に比例して増加する事と共通しており、明室下で実験を行なったことを考慮すれば、CRN は、回旋性の OKN を表現していると推察される。その根拠は、今回の結果が、佐藤が報告した回旋性視運動性眼振に関する速度、振幅、頻度及び利得の値、これら相互の関係¹⁴⁾とはほぼ類似していた点、さらに、CRN の緩徐相速度の低下がみられなかった点などである。しかし、暗室下で同じ実験を施行し、DCR の波形を明室下の波形と比較検討すれば、この点がより明確になると思われる。また、CRN が内耳の反射以外に、OKN が混入しているかどうか検討するためには、波形の周波数解析も必要と考える。何れにしても、CRN は、頭部傾斜時に生じる反対回旋によって、網膜の回旋方向のズレが刺激となり、前庭動眼反射と視運動性眼球運動の系が共同して働く結果、正確な視覚が保証され、つまり外界像の空間に於ける恒常性が維持されると推察される。さらに、頭部傾斜速度に対して CRN の緩徐相速度の利得が一定であることは、ある刺激に対して、生体の反応の仕方がいつも一定であることであり、視覚系、前庭系恒常性維持のメカニズムが存在しているものと思われる。

稿を終えるにあたり、本論文のご指導とご校閲を賜わり

ました松尾信彦教授に深謝致します。本研究に多大のご協力を賜りました岡山理科大学橋本礼治教授に感謝致します。直接ご指導下さいました大月洋助教授、渡邊好政講師、またご協力下さいました細田 彰、光岡建之両技官の諸氏に感謝致します。

文 献

- 1) 森 礼子：頭部傾斜による両眼の反対回旋に関する研究。第1報。正常者における両眼の動的反対回旋の協調性について。日眼 77: 753—760, 1973.
- 2) 森 礼子：同上。第2報。正常者における両眼の反対回旋について。眼紀 27: 76—83, 1976.
- 3) 森 礼子：同上。第3報。正常者における二、三の条件下における成績および臨床例における研究。臨眼 32: 607—613, 1978.
- 4) Petrov AP, Zenkin GM: Torsional eye movements and constancy of the visual field. Vision Res 13: 2465—2477, 1973.
- 5) Diamond SG, Markham CH: Ocular counter-rolling as an indicator of vestibular otolith function. Neurology 33: 1460—1469, 1983.
- 6) Collwijn H: Human ocular counterroll. Exp Brain Res 59: 185—196, 1985.
- 7) 神崎 仁, 大内利昭：眼底カメラを用いた眼球反対回旋の測定と耳石器機能。耳鼻臨床 69: 397—404, 1976.
- 8) 可児一孝, 三村 治：赤外線テレビジョン眼底カメラによる眼球運動の記録。眼臨医報 74: 786—789, 1980.
- 9) 佐藤友哉, 井上美奈香, 可児一孝：新しい眼球運動解析装置について。あたらしい眼科 2: 879—881, 1985.
- 10) 河合秀夫, 塩原守人, 田村進一：高速画像正規化相關ハードウェアによる眼球回旋運動解析システム。電子通信学会論文誌 12: 1979—1988, 1986.
- 11) Robinson DA: A method of measuring eye movement using a scleral search coil in a magnetic field. IEEE Trans Biomed Electron BME 10: 137—145, 1963.
- 12) Hatamian M, Anderson DJ: Design considerations for a real-time ocular counterroll instrument. IEEE Trans Biomed Eng BME 30: 278—288, 1983.
- 13) 萩原 朗：眼の生理学。東京, 医学書院, 308—311, 1966.
- 14) Sato T, Inatomi A: Measurement of cyclorotatory optokinetic nystagmus using the fundus haploscope. Neuro-ophthalmol Jpn 3: 482—487, 1986.