

眼球回旋運動の研究

第1報 ビデオ画像処理によるリアルタイム計測法

長谷部 聡

岡山大学医学部眼科学教室

要 約

眼球回旋運動を計測する目的で、Edelmanのソフトコンタクトレンズを角膜上に固着させる方法を応用して、これを計測マーカとする新しいビデオ画像計測システムを開発した。本法ではビデオ画像上で容易に計測マーカを抽出し得るため、画像処理の高速化が可能で、画像処理装置としてワークステーション HP 9000/350 (Hewlett Packard) を用いて、リアルタイム計測 (15 msec/frame) を実現した。次に、輪部結膜にピオクタニンで印づけしたマーカを同時に計測することにより、レンズと眼球とのずれ、および計測精度について検討した。その結果、回旋運動中、回旋運動前後でレンズのずれは検出されず、誤差伝播の感度計算および実測データから求めた計測誤差は、 $\sigma=0.08^\circ$ 以下であった。本法は被験者がソフトコンタクトレンズを装着する面倒はあるものの、侵襲性も少なく、即座に、正確な眼球回旋運動の解析が可能である点で臨床応用に適する。(日眼会誌 96:102-108, 1992)

キーワード：反対回旋，リアルタイム計測，ビデオ画像処理，正弦波頭部傾斜運動，コンタクトレンズ

Real-Time Measurement of Torsional Eye Movements by Video-Based Technique

Satoshi Hasebe

Department of Ophthalmology, Okayama University Medical School

Abstract

The authors developed a real-time measurement system to analyze torsional eye movements using video-based technique with two small dots on a soft contact lens as the targets. The lens, saturated with physiological saline solution, was made to adhere to the eye by dropping distilled water on it, according to Edelman's method. It was demonstrated that the clear image of the lens marker was sufficient to extract torsional eye information without using complex image processing technique and that the lens attached firmly to the eye during recordings. An engineering work station (Hewlett Packard Inc, HP9000/350) was used for hardware implementation, which required only 15 milliseconds to process one frame of a video image and the torsional angle was able to record and display in real-time rate. The accuracy (precision error) of this measurement, evaluated by simultaneous recordings with dyed dots on the conjunctiva and an error propagation analysis, was better than $\delta=0.08$ degrees. (Acta Soc Ophthalmol Jpn 96: 102-108, 1992)

Key words: Ocular counterrolling, Real time measurement, Video-based technique, Siusoidal head roll, Contact lens

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2月8日受付，平成3年5月9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 February 8, 1991 and accepted in revised form May 9, 1991)

I 緒 言

眼球運動は外眼筋、第3、4、6脳神経、脳幹、中脳、大脳、平衡神経系と密接に関連しており、他覚的に計測できることから、これらの機能を定量的に評価する上で良い指標になる。しかし、electrooculogram (EOG)、光電素子法など一般的な計測法では、対象が眼球運動の水平、垂直成分に限られており、回旋成分については計測できない。そこで、眼球回旋運動の研究をおこなうにあたり、まず計測法について研究を行った。

サーチコイル法はリアルタイムに眼球回旋運動を計測できるが、点眼麻酔が必要、角膜障害や眼圧上昇の可能性、リード線の不快感などの欠点¹⁾も多く、用途は生理学的な実験に限られる。一方、画像計測法は非接触で計測が可能で、眼底像²⁾³⁾、虹彩紋理⁴⁾⁵⁾の特徴を測定点にできれば、臨床的に用いるには理想的である。しかし、従来の報告²⁾では1画面毎の画像の重ねあわせを手作業で行うため、膨大な処理時間が必要であり、この過程で測定値の信頼性にも疑問が生じる。これを画像認識の技術を応用して自動化する試みがあるが^{3)~5)}、ビデオ画像上で測定点となる特徴を抽出するために複雑なアルゴリズムが用いられる。その結果、処理速度が上がらず、リアルタイムの計測をおこなおうとすれば、特殊なハードウェアを構築する必要がある⁵⁾。

筆者は、このような計測の自動化にともなうソフトウェアの負担を軽減することを主眼として、Edelmanのコンタクトレンズを角膜上に固着させる方法⁶⁾⁷⁾を採用し、これを計測マーカとする新しい画像計測システムを開発した。その結果、ビデオ画像上で容易に計測マーカを抽出することが可能となり、汎用画像処理装置を用いる方法としては、初めてリアルタイム処理による眼球回旋運動の計測を実現した。次に、輪部結膜に記したピオクタンマーカを同時計測することによって、コンタクトレンズと眼球とのずれ、および計測精度について検討したので報告する。

II 実験方法

1. 刺激装置と条件

サーボ制御による電動頭部傾斜装置⁸⁾を用いて、両眼の中心点を軸に周波数0.16、0.33、0.66 Hz、振幅 $\pm 20^\circ$ の正弦波状の頭部傾斜運動を負荷した。被験者の頭部はバンドとバイトブロック(頭部固定装置)で固定し、

暗室下で1 m前方のlight-emitting diode(LED)視標(dot on wall)を固視させた。

2. 計測マーカ

直径13.5 mmの医療用ソフトコンタクトレンズ(Seed)の外周、対角線上に、2個のマーカ(直径約0.3 mm)をPrograph(Tombow)で記したものをを用いた(以下、計測マーカ、図1、L)。あらかじめ生理食塩水に飽和させた計測マーカを装着した上で、蒸留水を2~3回点眼した。この簡単な操作で、レンズは浸透圧による膨潤作用によって角膜上に固着する⁶⁾⁷⁾。固着状態は、レンズ表面を指先で軽く押して確認した。取りはずしは、生理食塩水の点眼によって行った。計測マーカと眼球とのずれについて検証する目的で、輪部結膜の3時、6時にピオクタンで印づけした(以下、結膜マーカ、図1、C)。

3. マーカ画像の撮影と画像計測

2/3 inchのcharged coupled device(CCD)型ビデオカメラAVC-D1(Sony, 384×491画素)を、眼前4.7 cmの位置に、視軸とほぼ同軸になるように頭部固定装置に同架した。光学系としては焦点距離16 mmの対物レンズと50 mmの接写レンズを用い、同軸の高周波リング蛍光灯で照明した。30 frame/secでマーカを撮影し、今回は一旦、家庭用ビデオレコーダで録画した。

画像処置装置は、ワークステーションHP 9000/350(Hewlett Packard)と汎用イメージプロセッサSeries 151(ITI)で構成される。ホストコンピュータの処理速度は4 MIPS、イメージプロセッサとVMEbusで接続され、1 Mbyte/secでデータ伝送が可能である。プログラムはUNIX上のC言語で作成した。再生したビデオ画像から、次の手順で眼球の回旋運動を求めた。

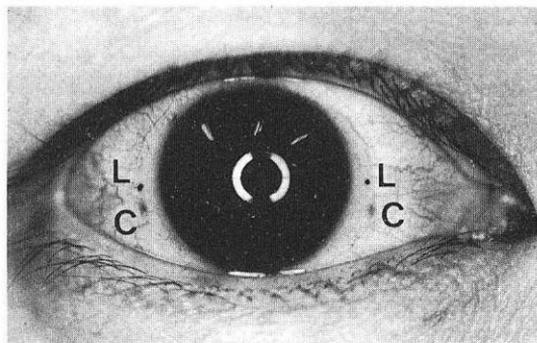


図1 コンタクトレンズを利用した計測マーカ(L)とピオクタンで記した結膜マーカ(C)。

1) イメージプロセッサの設定. ビデオ信号を標本化, 量子化し 512×492×8 bit のデジタル画像に変換する. あらかじめ設定した変換テーブルによりグレースケール変換を行って画像を2値化し, イメージプロセッサ上のフレームメモリにビデオレートで格納する.

2) 画像全域の走査とマーカの認識 (初期設定). 1枚の画像を取り出して, 計測に使用する2個のマーカを指定する.

3) マーカ近傍の局所走査. マーカが存在する可能性のある場所は, 前画面でマーカが検出された近傍と考え, その局所のみデータを走査する. 特別な予測は行っていないが十分追尾可能であった.

4) マーカ画像の図心算出と表示. マーカは一定の広がりを持ち, 測定点としてはマーカ画像の図心を用いた. 2値画像 f において, n 画素の広がりをもつマーカの図心座標 (x_G, y_G) は, 0次モーメント M_{00} と1次モーメント M_{10}, M_{01} から計算できる.

$$x_G = M_{10}/M_{00}, y_G = M_{01}/M_{00} \dots\dots\dots(1)$$

$$M_{00} = \sum_x \sum_y f(x, y) = n, M_{10} = \sum_x \sum_y xf(x, y),$$

$$M_{01} = \sum_x \sum_y yf(x, y) \dots\dots\dots(2)$$

よって, 図心座標は理論上1画素以下 (約 $1/\sqrt{n}$) の解像度で求めることができる.

5) 眼球運動の算出と表示. 画像計測を行うにあたって, 次の3つの仮定を行った.

仮定1: 対象は2次元平面内で運動している. 実際には, 計測マーカは空間内を3次元運動しており, これを2次元運動とみなして回旋角度を求めることによって, バイアス誤差が生じる. その程度は水平, 垂直方向の回旋偏位をもとにして計算可能であり, 回旋軸が撮影系の光軸に対して水平, または垂直方向に 10° 偏位した場合, 回旋偏位が 15° 以下であれば, バイアス誤差は 0.4° 以下となる (未発表データによる). 反対回旋の計測を目的とする場合は, バイアス誤差は最大でもこの範囲内と考えられるので, 特別な補正は行わなかった.

仮定2: カメラとマーカ間の距離変化は, 光学系の焦点距離に比べて十分小さい (スケールファクタ).

仮定3: 光学系による画像の歪は十分補正されている. 撮影されたビデオ画像に歪があれば, バイアス誤差を生じる. これを補正するために, 眼球の回旋角度 $10.0^\circ, 20.0^\circ$ に相当する4点を記した2種類のチャートを, 画面上で中心, 上, 下, 左, 右と移動させ, く

り返し計測を行った.

このような仮定のもとで, 2個の計測マーカの図心座標から眼球回旋角度を算出し得る. 例えば, 図心 $P_0(x_0, y_0), P_1(x_1, y_1)$ が眼球運動によって $P_0'(x_0', y_0'), P_1'(x_1', y_1')$ に移動した場合, 回旋運動は2点を結ぶベクトル \vec{r} の変化で示される⁹⁾.

このときの眼球の回旋角を ϕ とすると,

$$\vec{r}' = \begin{bmatrix} \cos\phi & -\sin\phi \\ \sin\phi & \cos\phi \end{bmatrix} \vec{r} \dots\dots\dots(3)$$

$\vec{r}(x, y), \vec{r}'(x', y')$ とおくと, $(x = x_1 - x_0, y = y_1 - y_0)$

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\phi & -\sin\phi \\ \sin\phi & \cos\phi \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} \dots\dots\dots(4)$$

これを解いて

$$\therefore \phi = \tan^{-1} \left(\frac{xy' - yx'}{xx' + yy'} \right) \dots\dots\dots(5)$$

III 結 果

1. 画像の歪による測定誤差の補正 (仮定3)

補正用のチャートを計測した結果, 計算値は $11.48 \pm 0.07^\circ (10.0^\circ), 22.57 \pm 0.08^\circ (20.0^\circ)$ であった. フレームメモリのアスペクト比は縦横比が3:4 (NTSC規格) であるため, Y座標はYアドレス値に0.75を乗しているが, さらにこれを1.146で除して補正を行えば, 計算値はそれぞれ $10.05^\circ, 19.94^\circ$ となる. そこで1.146を補正值としてY座標のキャリブレーションを行った.

2. 眼球運動の記録結果

計測マーカ (図2, 3, 各運動成分の上段), 結膜マーカ (中段) のどちらを測定の対象とする場合も, ほぼ同じ眼球運動の波形が得られた. 回旋成分では, 振幅 $\pm 4.3 \sim 8.6^\circ$ の正弦波状の眼球運動と, 所々で逆方向に戻る小振幅の眼球運動 (reset saccade) を認めた. 水平, 垂直成分にも刺激周波数と一致して, 小振幅の周期運動を認めた.

計測マーカと結膜マーカの回旋角の差を, 時系列波形で示した (図2, 3, 各運動成分の下段). 水平, 垂直, 回旋成分とも一定方向への偏位や, 瞬目による基線の断絶は認めなかった. ところが, 回旋成分には小振幅ではあるが, 基線の動揺が存在した. 動揺の振幅は, 静止状態では標準偏差で $\sigma = 0.03 \sim 0.04^\circ$ であった (図4, 右, 左列). 回旋運動中は $\sigma = 0.09 \sim 0.12^\circ$ と増加したが, 計測マーカと結膜マーカの回旋角の差と結膜マーカの回旋角の間には, 正の相関が存在した (図

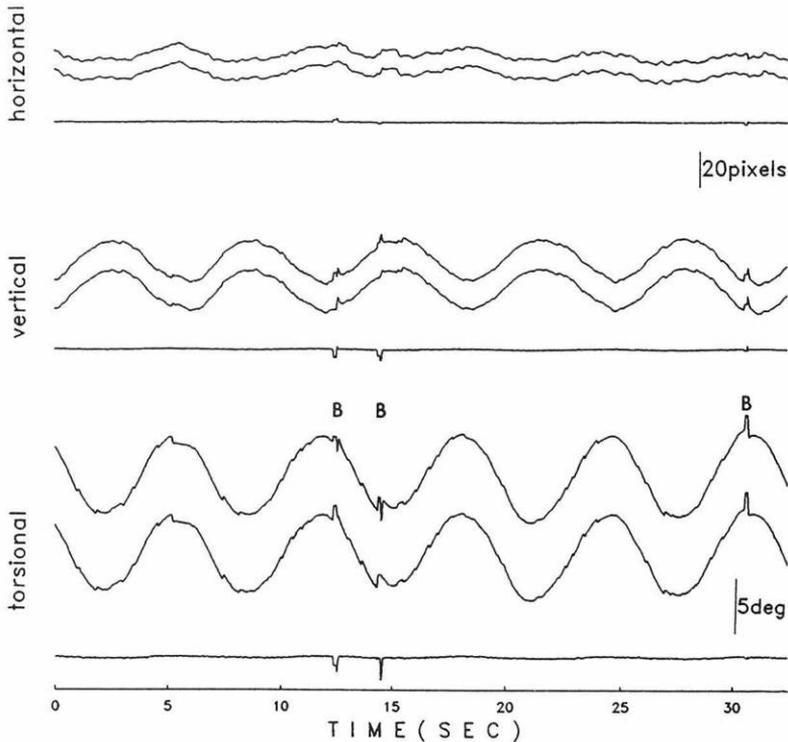


図2 0.16 Hz, ±20°の正弦波頭部傾斜運動における眼球運動の記録例。水平, 垂直, 回旋成分とも上段から順に, 計測マーカの角度, 結膜マーカの角度, 両者の差を示す。B:瞬目によるアーチファクト。

4, 中列)。直線回帰した場合の直線の傾きから, 計測マーカは結膜マーカに比べて, 1.3~2.6%大きい回旋運動を行うことが推定され, 回帰直線における残差の標準偏差 (root mean square residual) は $\sigma = 0.05 \sim 0.08^\circ$ であった。

IV 考 按

従来我々の行ってきたピオクタンで結膜上にマーカを記す方法⁸⁾¹⁰⁾は, 自動計測を行う上で明らかにコントラスト不足であり, 照明の変化や涙液の影響によって計測が中断するが多かった。コンタクトレンズを計測マーカに用いる利点は, ビデオ画像上で容易に認識されることである。したがって, 計測点を抽出する過程で特殊な画像処理は不必要であり, 画像処理装置にワークステーションを使用した場合の処理速度は 15 msec/frame であった。これは眼底像を測定対象とするシステム³⁾の 1,100 倍, 虹彩紋理を測定対象とするシステム⁴⁾の 133~200 倍高速である。その結果, 30 frame/sec の標本周波数において, リアルタイ

ムで眼球回旋運動の画像計測と波形表示が可能になった。これは, 録画装置を介さず CCD カメラから直接に画像処理装置に入力し, 解析可能であることを意味する。さらに, 計測中に生じる瞬目に対しても, 一瞬計測が中断するものの, 再び計測マーカを捕捉し追跡することが可能であった。

次にシステムの計測精度について, 誤差伝播の感度計算¹¹⁾によって検討する。2点の図心座標 (x_0, y_0) , (x_1, y_1) , (x_0', y_0') , (y_1', y_1') を算出する際の誤差を標準偏差 $(\sigma_{x_0}, \sigma_{y_0})$, $(\sigma_{x_1}, \sigma_{y_1})$, $(\sigma_{x_0'}, \sigma_{y_0'})$, $(\sigma_{x_1'}, \sigma_{y_1'})$ で表し, 回旋角度 ϕ の計測誤差を σ で表わすと,

$$\sigma^2 = \left(\frac{\phi}{x_0}\right)^2 \sigma_{x_0}^2 + \left(\frac{\phi}{y_0}\right)^2 \sigma_{y_0}^2 + \left(\frac{\phi}{x_1}\right)^2 \sigma_{x_1}^2 + \left(\frac{\phi}{y_1}\right)^2 \sigma_{y_1}^2 + \left(\frac{\phi}{x_0'}\right)^2 \sigma_{x_0'}^2 + \left(\frac{\phi}{y_0'}\right)^2 \sigma_{y_0'}^2 + \left(\frac{\phi}{x_1'}\right)^2 \sigma_{x_1'}^2 + \left(\frac{\phi}{y_1'}\right)^2 \sigma_{y_1'}^2 \dots (6)$$

ここでは, $\sigma_{x_0} = \sigma_{y_0} = \sigma_{x_1} = \sigma_{y_1} = \sigma_x$, $\sigma_{x_0'} = \sigma_{y_0'} = \sigma_{x_1'} = \sigma_{y_1'} = \sigma_x$ と考えてよいので

$$\sigma^2 = \left(\frac{\phi}{x_0}\right)^2 + \left(\frac{\phi}{y_0}\right)^2 + \left(\frac{\phi}{x_1}\right)^2 + \left(\frac{\phi}{y_1}\right)^2$$

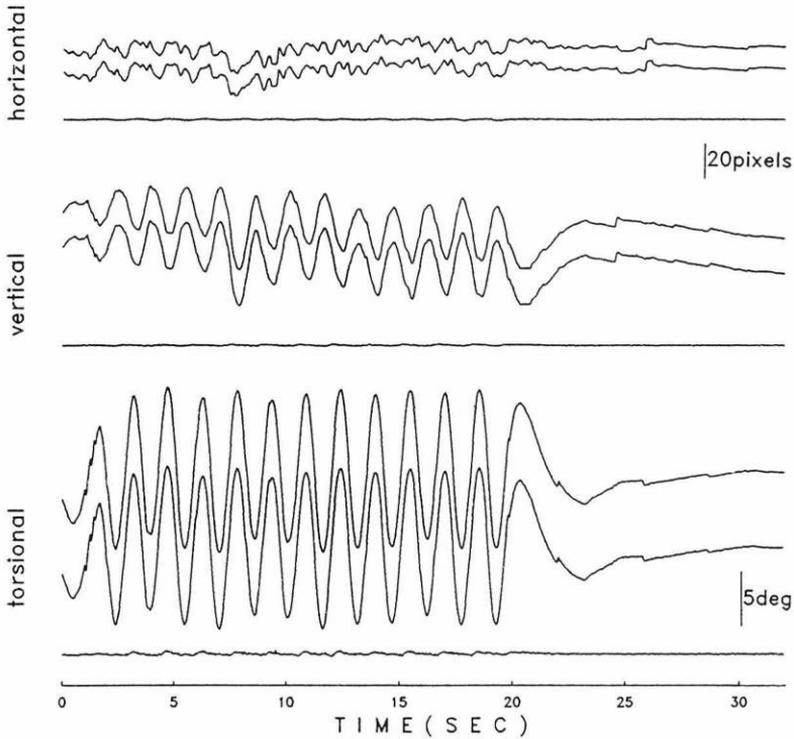


図3 0.66 Hz, ±20°の正弦波頭部傾斜運動における眼球運動の記録例。水平、垂直、回旋成分とも上段から順に、計測マーカの角度、結膜マーカの角度、両者の差を示す。

$$+((\frac{\phi}{x_0'})^2 + (\frac{\phi}{y_0'})^2 + (\frac{\phi}{x_1'})^2 + (\frac{\phi}{y_1'})^2)\sigma_x^2 \dots\dots\dots(7)$$

$$\frac{\phi}{x_0} = \frac{\phi}{x} \frac{x}{x_0} = \frac{y}{x^2+y^2} \cdot (1), \quad \frac{\phi}{y_0} = \frac{\phi}{y} \frac{y}{y_0} = \frac{-x}{x^2+y^2} \cdot (1)$$

$$\frac{\phi}{x_1} = \frac{\phi}{x} \frac{x}{x_1} = \frac{y}{x^2+y^2} \cdot (-1), \quad \frac{\phi}{y_1} = \frac{\phi}{y} \frac{y}{y_1} = \frac{-x}{x^2+y^2} \cdot (-1)$$

$$\frac{\phi}{x_0'} = \frac{\phi}{x'} \frac{x'}{x_0'} = \frac{-y'}{x'^2+y'^2} \cdot (1), \quad \frac{\phi}{y_0'} = \frac{\phi}{y'} \frac{y'}{y_0'} = \frac{x'}{x'^2+y'^2} \cdot (1)$$

$$\frac{\phi}{x_1'} = \frac{\phi}{x'} \frac{x'}{x_1'} = \frac{-y'}{x'^2+y'^2} \cdot (-1),$$

$$\frac{\phi}{y_1'} = \frac{\phi}{y'} \frac{y'}{y_1'} = \frac{x'}{x'^2+y'^2} \cdot (-1)$$

ここで、 $L^2 = x^2 + y^2 = x'^2 + y'^2$ とおくと、

$$\therefore \sigma = \frac{2}{L} \sigma_x \dots\dots\dots(8)$$

式(8)より、計測誤差は図心の算出誤差(σ_x)に比例し、2つのマーカの距離(L)に反比例する。今回のスペックで測定誤差を見つめると、マーカ間距離(L)：12 mm×m(m：結像倍率)、イメージセンサの大きさ(W)：8.8×6.6 mm、画素数(N)：512×492であるから、画素ピッチ(p：p=W/N)は、0.0172×0.0134 mm、図心の算出誤差を画素のλ倍とすると、

$$\sigma = \frac{2}{12 \text{ m}} 0.0172 \lambda = 0.00287 \lambda/\text{m}(\text{rad}) \\ = 0.164 \lambda/\text{m}(\text{°}) \dots\dots\dots(9)$$

λ=0.125 (マーカが8×8画素に相当)、m=0.34 (L=4.08 mm：238画素に相当)とすると、回旋の計測誤差は標準偏差でσ=0.06°である。

一方、計測マーカと結膜マーカの回旋角の差は、静止状態でσ=0.03~0.04°、回旋運動中はσ=0.05~0.08°のばらつきを認めた。回旋角の差を一定と仮定すると、このばらつきは測定誤差に一致する。さらに2種類のマーカを対象とする計測は、独立して誤差を伴うと考えられるので、計測マーカのみによる通常の計測では、測定誤差は最大σ=0.08°であると結論される。これは誤差伝播の感度計算による結果とほぼ一致する値である。

時間的分解能はビデオの規格上30 Hzと制限され、眼球運動の高周波成分の評価は難しい。しかし、処理速度や計測精度は幾らか犠牲になるがノンインタレス方式や、高速度ビデオシステムを用いて、今後解決さ

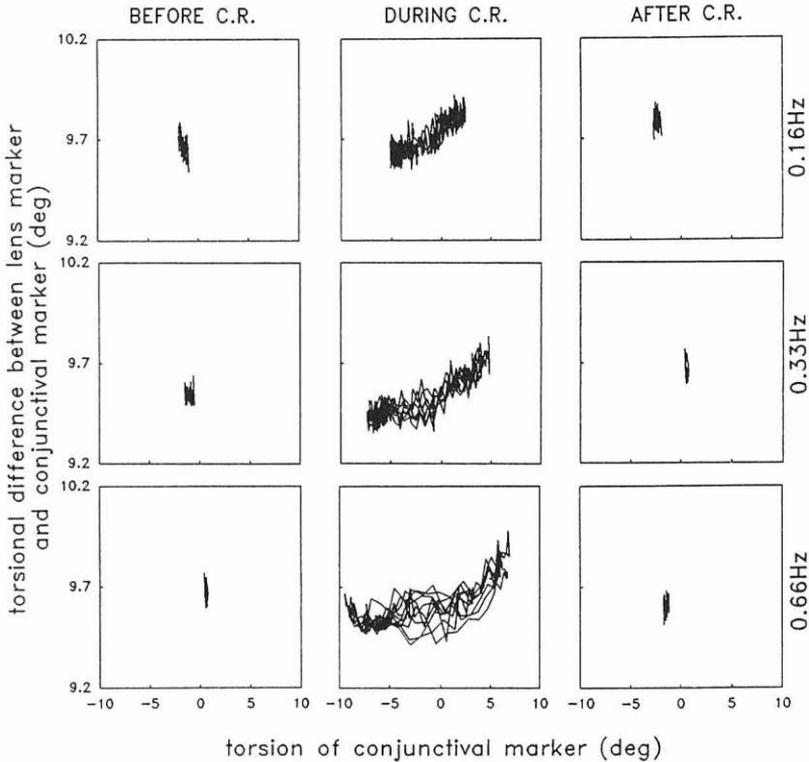


図4 計測マーカと結膜マーカの回旋角の差と結膜マーカの回旋角の関係。両マーカの回旋角の差は、 $\sigma=0.03\sim0.04^\circ$ （静止状態）、 $\sigma=0.09\sim0.12^\circ$ （回旋運動中）の動揺を認めた。しかし、回旋運動の前後では偏位は認めない。回旋運動中は、両マーカの回旋角の差と結膜マーカの回旋角の間に正の相関を認めた。回歸直線の傾きは、0.026（0.16 Hz）、0.024（0.33 Hz）、0.013（0.66 Hz）であった。

れる可能性がある。

コンタクトレンズを用いる問題点としては、まず、レンズと眼球のずれの可能性が挙げられる。同様の手法で、Kenyon⁷⁾は2枚のソフトコンタクトレンズにサーチコイルを挟んだものを用いて（ソフトコイル法）、水平方向の衝動性眼球運動を35分間計測したところ、レンズのずれは認めなかったと報告した。確かに今回も、一旦計測マーカが固着した後は、計測中に指先で押してみても固着性が低下する場合はなかった。また、計測の前後で、計測マーカと結膜マーカの回旋角の差が一定に保たれた事実がこれを裏づけている。一方で、回旋運動中は、計測マーカは結膜マーカに比べて1.3～2.6%大きい振幅を示した(図4)。レンズのずれを仮定した場合、常識的には計測マーカの振幅は結膜マーカに対して逆に小さくなるはずである。これは、基準となるべき結膜マーカが、結膜の柔軟性によってねじれを生ずるため、完全には眼球回旋運動に追従

しないことが理由として考えられる。結膜血管を観察すると、輪部から円蓋部に近いほど動きが小さいことは、ビデオ画像上明らかである。したがって、計測の前後で記録波形の基線にずれがないことを確認すれば、レンズのずれについては、実用上問題がないと考えられる。

第2は、レンズによる侵襲性の問題である。筆者は今回の方法では、3名の被験者について合計48回の計測を行った。蒸留水を点眼する際に軽い圧迫感と一時的な結膜充血を生じたが、点眼麻酔は必要なかった。Kenyon⁷⁾が報告したように、視力低下、前眼部所見、眼圧上昇などサーチコイル法で指摘される侵襲性¹⁾は何等認めなかった。今回の方法では、機械的にレンズを圧着する操作が必要なく、またリード線による刺激がないことが理由として考えられる。

結論として今回紹介した画像計測システムは、コンタクトレンズを被験者に装着する面倒はあるものの、

従来の方法に比較して処理速度、計測精度の点で優れており、また侵襲性も少なく、臨床応用に適するものと思われる。

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、ご指導頂きました大月 洋助教授に深謝致します。また技術的な御支援を頂きました三菱電機中央研究所の山田直志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 C 62570799、代表大月 洋の補助を受けた。

文 献

- 1) **Collewijn H, Van der Steen J, Ferman L, et al**: Human ocular counterroll: Assessment of static and dynamic properties from electromagnetic scleral coil recordings. *Exp Brain Res* 59: 185—196, 1985.
- 2) **Ott D, Eckmiller R**: Ocular torsion measured by TV- and scanning laser ophthalmoscopy during horizontal pursuit in humans and monkeys. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 30: 2512—2520, 1989.
- 3) 河合秀夫, 塩原守人, 田村進一: 高速画像正規相関ハードウェアによる眼球回旋運動解析システム. *信学論* 12: 1979—1988, 1986.
- 4) 山野辺滋晴, 平良晋一, 森園徹志, 他: コンピュータ画像認識による眼球運動解析システム. *Equilibrium Res* 48: 335—340, 1989.
- 5) **Hatamian M, Anderson DJ**: Design considerations for a real-time ocular counterroll instrument. *IEEE Trans Biomed Engng BME-30*: 278—288, 1983.
- 6) **Edelman ER**: Video based monitoring of torsional eye movements. SM Master thesis, Massachusetts Institute of Technology, Cambridge, 1979.
- 7) **Kenyon RV**: A soft contact lens search coil for measuring eye movements. *Vision Res* 25: 1629—1633, 1985.
- 8) 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: 848—852, 1989.
- 9) **Paul PR**: Robot manipulators. MIT press: 15, Massachusetts Institute of Technology, Cambridge, 1981.
- 10) 藤原由延: 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. *日眼会誌* 92: 565—572, 1988.
- 11) アメリカ機械学会: 計測の不確かさ, アメリカ機械学会性能試験規格 (ANSI/ASME PTC19), 日本機械学会, 1985.