



眼底の三次元計測装置の開発

吉村 武晃*・藤田 栄浩*・中谷 一**・鈴木 範人***

* 神戸大学工学部計測工学科 〒657 神戸市灘区六甲台町 1

** 大阪厚生年金病院眼科 〒553 大阪市福島区福島 4-2-78

*** 徳島大学工学部精密工学科 〒770 徳島市南常三島町 2-1

(1989年4月19日受理)

Development of Three-Dimensionally Measuring Instrument of Ocular Fundus

Takeaki YOSHIMURA,* Yoshihiro FUJITA,* Hajime NAKATANI** and Norihito SUZUKI***

* Department of Instrumentation Engineering, Faculty of Engineering, Kobe University, 1, Rokko, Nada-ku, Kobe 657

** Department of Ophthalmology, Osaka Welfare Pension Hospital, 4-2-78, Fukushima, Osaka 553

*** Department of Precision Engineering, Faculty of Engineering, Tokushima University, 2-1, Mishima, Nanjo, Tokushima 770

A new ocular fundus camera to measure the three-dimensional parameter (excavation depth over two-dimensional region) in the vicinity of the optic disc has been developed. The measuring method is based on evaluating the deformation of projected parallel stripe images with a commercial TV camera. The deformation has been detected within errors of ± 0.5 pixel even if the optical axis of a phantom eye is displaced within 2 mm from the optical axis of the camera and is rotated within $\pm 4^\circ$ around the center of the lens. This optical system can measure the excavation depth with high reproducibility.

1. はじめに

眼疾患の一つである緑内障は眼内圧が上昇して視神経に障害が生じ、視野障害をきたす疾病である。いったん視野障害が発生すると現在の治療技術ではその回復が困難である。視野障害の計測法としては何種類かの視野計がこれまでに開発されている。これらの視野計では眼前にスポットを提示し、患者の応答により視野障害を測定するという自覚的検査法であり、測定結果の客観性、信頼性が乏しい。しかも視野計の使用はたいへんの場合、視野欠損の自覚症状が現われてから検査される。このことから緑内障においては早期診断法の確立および定量的検査法の確立がきわめて重要である。

一般に眼底乳頭には生理的陥凹がある。眼球内圧が高くなり、長期的に持続されるとその視神経の一部が損傷

され、萎縮が起こり、乳頭陥凹が大きくなる。この乳頭付近の視神経萎縮による視野欠損が緑内障性視野欠損であると考えられている^{1,2)}。緑内障の診断法として、この考えのもとに乳頭陥凹付近の定量立体計測法の開発研究が多くなされている。

乳頭陥凹量の定量計測法としては現在二つの方法がある。一つは立体写真法である。眼底カメラを用いて眼底を二方向から撮影し、三角測量の原理に基づいて眼底を三次元計測し、陥凹を測定するものである^{3,4)}。他の一つは Holm と Krakau らによって提案されたスリットランプ法である^{5,6)}。シート状の光をある角度から眼底に照射し、その像を別の角度から観測する。眼底の一部に陥凹があると、観測される明るい直線像の一部に歪みが生じる。その歪みを計測し、陥凹を測定する。われわれはこの方法で二次元領域にわたって陥凹測定するため

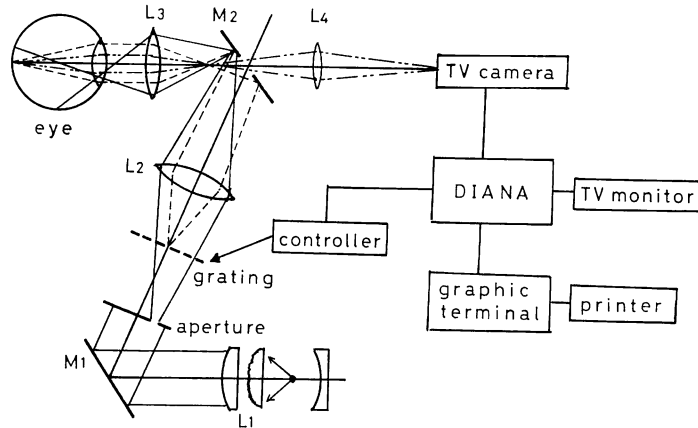


Fig. 1 Schematic diagram of three-dimensionally measuring apparatus of ocular fundus.

に、格子像を眼底に投影し、その格子像を写真測光することを試みた。その結果、この方法が緑内障診断に有効であることを示した^{7,8)}。さらに写真測光の代わりにTVカメラを用いて測定できることも示した⁹⁾。本研究ではこの格子像投影法を臨床的に使用できるように装置化し、その詳細を示すとともに光学的特性を示す。

2. 陥凹計測装置

2.1 装置の構成

格子像投影方式によって、眼底を三次元計測する装置の構成を Fig. 1 に示す。本装置は格子像を眼底に投影する照明光学系と眼底像を撮影する観察光学系より成る光学装置、および撮像された眼底像を処理し、陥凹量を解析する画像処理装置から構成されている。光学装置は市販の眼底カメラ（キヤノン CF-60 Z）を用いた。この装置には光源としてもともと2種類のもものが装備されている。ガイド光としてのタングステンランプと眼底撮影用のフラッシュランプである。このうち後者を取り除き、前者のみを使用した。この光源からの光はアパーチャで制限され、穴付き鏡 M2 上にそのアパーチャ像が結像される。その鏡で反射された反射光は被検眼の瞳孔上の右端に再度結像されたのち眼底を照明する。Fig. 1 にその光路を実線で示してある。

市販の眼底カメラに装備されているアパーチャの形状は Fig. 2 に示すリング状開口をもつ。同図の数字は瞳孔上での実寸を示す。このアパーチャの代わりに、その開口の一部のみ光が通過するアパーチャ（斜線部分）を用いた。さらに眼底に格子像を投影するため、眼底に共役な位置に格子を取り付けた。Fig. 1 にその結像関係を示す光路を破線で示してある。格子像よりの光は M2

で反射される。格子像はレンズ L3 の焦点面で結像したのち、レンズ L3 を通り、眼底面で結像する。用いた格子は透明領域の幅が $100 \mu\text{m}$ 、間隔が $200 \mu\text{m}$ である。市販の眼底カメラの照明光学系をこのように改造することにより、瞳孔の右端から格子状の光が眼底に照明される。

観察光学系としては市販の眼底カメラをそのまま使用した。眼底からの光は瞳孔を通過し、鏡 M2 の穴を通り、観測面に到達する。その位置は眼底像が結像される位置である。Fig. 1 の観察光学系は水平断面図であり、その光路を二点鎖線で示してある。観測面に設置される撮影装置として、TVカメラ（NEC TI-22 A）を装着した。

画像処理装置は動画画像処理装置（ハスク技研 DAIA-NA）を使用した。TVカメラからのビデオ信号を8ビットに A/D 変換し、 512×512 の画像メモリに取り込

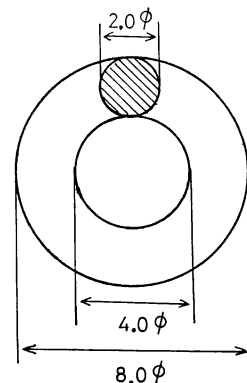


Fig. 2 Shape of the aperture used in the present apparatus.

む。この取込み終了と同時にコントローラに信号を送り、格子を格子線に垂直な方向に $100 \mu\text{m}$ だけシフトさせる。眼底には半周期シフトした縦格子像が投影される。この眼底像を再び撮影し、別の画像メモリに取り込む。これらシフト前後の2枚の画像をそれぞれA、B画像と呼ぶことにする。ここで用いる画像処理装置ではAとBの差分画像を計算し、眼底像を消去すると同時に格子像のみを抽出する。この格子像の明線と暗線を求め、それらの歪量を求める。この歪量から陥凹を計算する。

2.2 測定例

Fig. 3, 4 は本装置を用いてそれぞれ模擬眼、正常な人眼を測定した一例である。ここで用いた模擬眼は単レンズと平面の眼底面とからなり、その眼底面はレンズの焦点面と一致している。眼底面は反射率の高い粗面からなる。その眼底面に半径 1.05 mm 、深さ 1.05 mm の半球面状の陥凹があり、その陥凹は眼軸から鼻側（右眼では左側、左眼では右側）に 5.9 mm の位置にある。この陥凹位置は次のようにして決めた。人眼を測定し、モニタ上に乳頭を写す。このとき視線の、眼底カメラの光軸からの回転角 ϕ を求めておく。次に模擬眼レンズの中

心点が眼底カメラの光軸上にあるように調整する。その中心点を中心として水平面内に回転させる。眼底カメラの光軸に対する眼軸の回転角が、人眼測定と同じとなるようにする。すでに測定されたモニタ上の乳頭位置に、模擬眼の陥凹が写されるようにその陥凹位置を設定する。

Fig. 3 (a), (b) は投影格子像をシフトさせる前後の陥凹付近の眼底像、AとBである。円形状に映っている部分が陥凹である。この陥凹部に格子の歪みが明瞭に観測されている。(c)はAとBの差分画像であり、格子像がより鮮明に抽出されている。この格子の明線と暗線との位置が陥凹情報をもっている。(d)はこの格子線輝度の極大値と極小値とをそれぞれ結んだ画像である。格子の明線と暗線が一ピクセルの線幅として抽出される。これらの抽出された格子線に歪みがあり、この歪量から陥凹量が求められる。

Fig. 4 は正常な人眼の測定例である。(a)~(d)の測定条件は **Fig. 3** のそれらと対応している。(a), (b)は乳頭付近の眼底像、AとBである。明るく円形状に映っている部分が乳頭である。模擬眼の場合とは異なる。

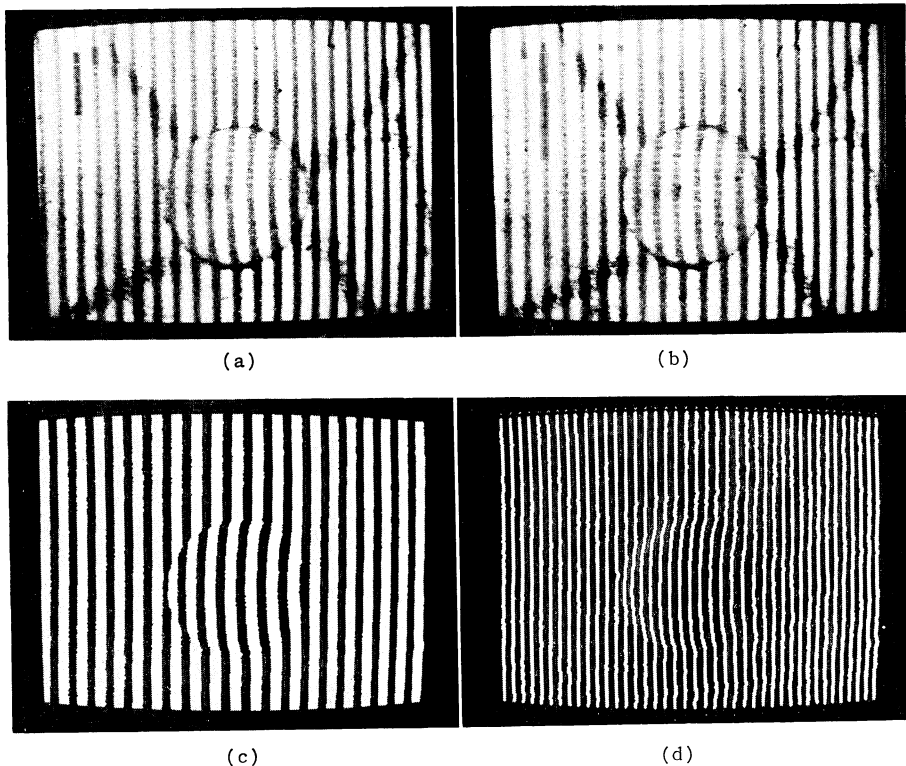


Fig. 3 Monitor displays of a phantom eye measured and processed by the present apparatus. (a) and (b) are original pictures of A and B, (c) is a subtracted picture as $A - B$, and (d) is the grating lines processed with the image processor.

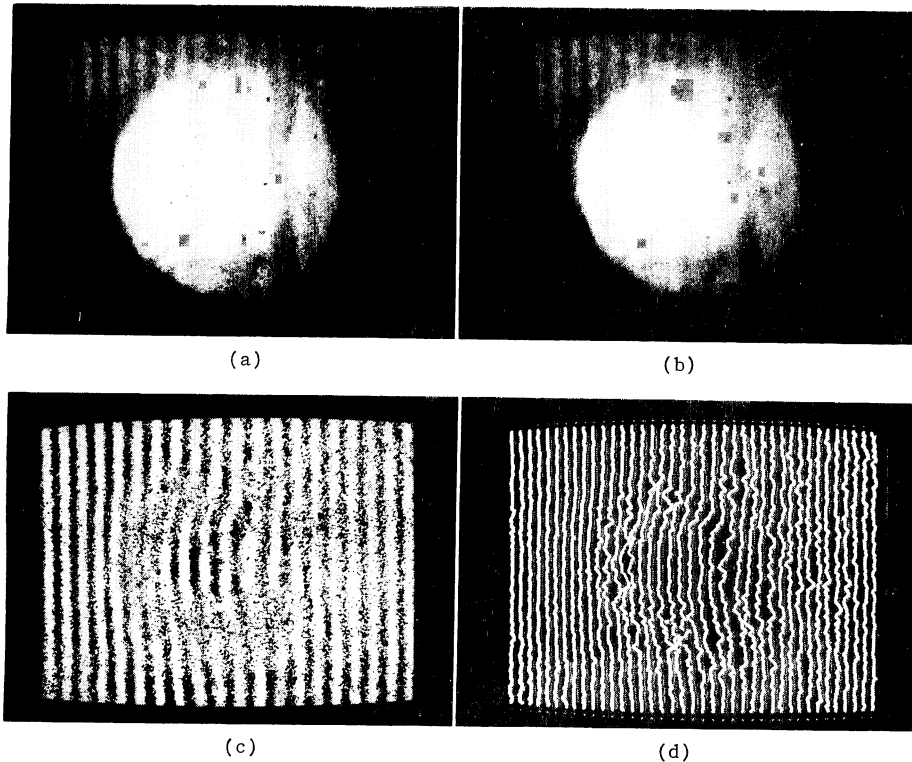


Fig. 4 Monitor displays of a normal left eye measured and processed with the same method as Fig. 3.

って、格子とともに血管像も強く現われており、格子の歪みが明瞭には観測されない。(c)はAとBの差分画像であり、反射率の高い乳頭や反射率の低い血管等の眼底像が除去されており、格子像のみが鮮明に抽出されている。この明線と暗線の格子歪量が陥凹量を表す。(d)は格子の明線と暗線が一ピクセルの線幅として抽出した画像である。格子線の歪みは一部の領域にのみ認められるが、この領域は乳頭に相当する領域であり、乳頭には生理的陥凹があることを示す。差分画像測定法を導入することによって、簡単な画像処理で格子線の歪量が抽出される。このことから本測定装置を人眼の臨床測定にも十分適用できることがわかる。

3. 装置の性能

3.1 陥凹量評価

Fig. 5の光学系はFig. 1の観察光学系の光軸を含む水平断面を模式的に示した。模擬眼の左眼を測定する場合の光学系である。模擬眼はその眼軸 \overline{MN} と眼底カメラの光軸 \overline{OQ} とが平行で、 r_N だけ変位した場合を示す。Fig. 1からわかるように照明光学系では、アパーチャ像はFig. 5のX5面上のA点、幅 ΔA に結像さ

れる。その光はX4面に格子像を結像する。ある格子線に着目し、その結像点がBであるとする。AからBを結ぶ光路はX3面にあるレンズL3のC点を通り、模擬眼のレンズ面(X2面)のD点に到達する。X4面はレンズL3の焦点面であり、D点はA点の結像位置にある。X4面上に等間隔に並んだ各格子線からの光はすべてD点、幅 ΔD 内に集束する。CからDへ進む光は眼底面(X1面)のE点で反射される。反射光のうち、X2面と光軸 \overline{OQ} との交点Fを通る光は眼底カメラの観察光学系のG、Hを通り、M2の穴の中心I、レンズL4(X6面)上のJ点を経て、観測面(X7面)のK点に到達する。眼底面の点EはHおよびKに結像される。

このように装着した格子に対する光学的特性は市販の眼底カメラの照明、撮像特性と同様であり、その特徴は次のとおりである。(1)レンズL3の焦点面に照明用の格子像が結像されているから、ある一つの格子線Bからの光はレンズL3を通ることによってすべて \overline{CD} に平行となって模擬眼のレンズ上幅 ΔD 内に入射する。B以外の別の格子線からの光は \overline{CD} と異なる角度であるが、平行束となってD点の幅 ΔD に入射する。各格子線によって異なった角度でそれぞれ平行束となって瞳孔

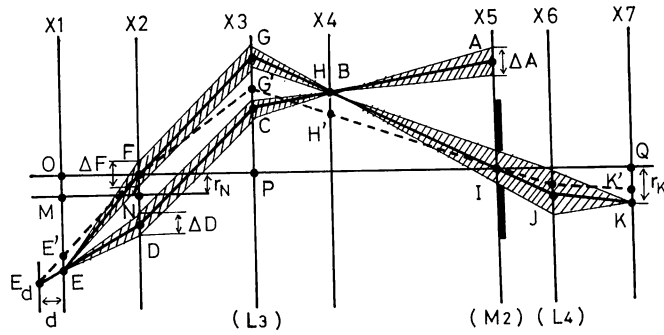


Fig. 5 Simplified model showing the optical characteristics of the present apparatus.

に入射するから、眼底面ではそれぞれが集光され、格子像が投影される。(2)照明系および観察系の光路 \overline{CD} , \overline{FG} は \overline{EN} に平行である。このことは X2 と X3 面間の距離が変わったとしても長さ \overline{DF} は変わらない。ただしこのとき眼底面の E 点に投影される格子線は X4 面の B 点からではなく別の格子線となる。さらにレンズ L4 を調整し、観測面に眼底像のピントをいったん合わせれば、X2 と X3 面間を変化させても結像条件が満足する。Fig. 3 の平行で等間隔の格子像が得られることからわかる。またこのことは X2 と X3 面間を変えて実験をし、結像状態と撮像された格子間隔が変わらないことを確かめた。さらに r_N を変えても、眼底像の位置と格子位置およびその間隔が変わらないことを確かめた。

次に格子像投影方式によって測定される陥凹量を Fig. 5 を用いて評価する。C 点から模擬眼の瞳孔の一端 D に入射した光線は眼底面上の E で反射し、瞳孔の F を通る。E 点近傍で陥凹量 d が存在すると、入射光は E_d 点で反射される。反射光のうち、瞳孔の F 点を通る光を考えると、その反射光は陥凹がないときの眼底面との交点 E' を通り、F に到達し、G' 方向に進む。G と G' との方向が異なるから、点 E' は観測面 (結像面) で共役位置 K' が K からの変位として観測される。つまり入射光に対する D 点と反射光に対する F 点とが固定されていれば、陥凹量に応じて格子像の結像位置が異なる。この観測される格子像歪量 $\overline{KK'}$ は $\overline{EE'}$ に比例する。歪量 $s = \overline{EE'}$ は

$$s = dr / (f + d) \quad (1)$$

と表わされる。ここで $r = \overline{DF}$ 、模擬眼の焦点距離を f とした。模擬眼を測定する場合、長さ r が固定されていれば、眼底カメラに対する眼球の設定が多少異なっても、陥凹量が同一条件で求められる。Fig. 2 に示すリングの中心は眼底カメラの光軸と一致しているから、本装置

を用いる限り、D 点は光軸から 3.0 mm の位置に固定されている。したがって本測定装置では E 点からの反射光が眼底カメラの光軸上の F 点を通過するかどうかが問題となる。反射光の X2 面を通過する点を F 以外の F' 点と仮定しよう。Fig. 3 に示す眼底像の測定から、陥凹領域の直径 2.1 mm は水平方向のピクセル数が 150 と求められた。これより 1 ピクセルは眼底面で $14 \mu\text{m}$ に相当する。また測定を繰り返し、画像処理した結果、最大陥凹点での歪量はピクセル数にして 7.3 ± 0.5 と求められた。したがって E 点を模擬眼の最大陥凹点とするとそこでの陥凹量 $d = 1.05 \text{ mm}$ は歪量 $s = 0.102 \pm 0.007$ と求められる。模擬眼レンズの焦点距離は 29.3 mm であるから、 $\overline{DF'} = 2.95 \pm 0.20 \text{ mm}$ となる。このことから F' は F 点に一致していると思われる。つまり本装置の眼底カメラでは長さ \overline{DF} は $r = 3.0 \text{ mm}$ に固定されている。陥凹の測定分解能は歪量が 1 ピクセルであると定義すると、模擬眼の場合に $137 \mu\text{m}$ となる。人眼の場合には乳頭の水平方向の平均的の大きさは直径 1.6 mm と言われており、Fig. 4 の測定から、1 ピクセルは眼底面で $5.7 \mu\text{m}$ と求められた。また正常眼に対してレンズ作用による総屈折力は 62.8 デオプトリであり、 $f = 15.9 \text{ mm}$ となる。この値を用いると人眼測定では陥凹の測定分解能は $30.3 \mu\text{m}$ となる。Fig. 4 の測定では最大陥凹量は $s = 17$ ピクセル、 $d = 514 \mu\text{m}$ と求められ、正常人眼でも生理的陥凹があることを示す。この測定分解能は、眼底陥凹の三次元的様子をも表示できることを示す。さらに重度の緑内障の最大陥凹は正常眼の約 2 倍、1 mm 程度と言われ、本測定装置において十分な測定分解能が得られていると思われる。

3.2 模擬眼による測定誤差

3.1 項では光線の光路として D, E, F のみを取り扱った。D 点を中心とした幅 ΔD 内に入射する \overline{CD} に

平行な光線はすべてE点に到達する。また反射光はF点を中心とした幅 ΔF 内に反射された光線は \overline{FG} に平行となる。瞳孔上の入射点や反射点が変わると入射角や反射角が異なる。同じ深さの陥凹があるとしても格子の歪量が異なって観測される。しかしそれらの光強度分布はX2面上でD点またはF点に対称的である。したがって光学系の解析ではD点、F点を通る光路で代表してもよいと思われる。また出射光の ΔF の制限は瞳孔の大きさよりもむしろ眼底カメラの開口径によって決まる。

Fig. 5 で X2 面と X5 面とは互いに共役関係にあり、出射光は X5 面の開口径 (穴付き鏡 M2 の開口) で制限される。この大きさは X2 面上で光軸を中心として半径 2 mm 程度である。幅 ΔD はもちろん眼底カメラ内のアパーチャによって決まる。これらのことから、入射光と反射光とが瞳孔上で遮光されなければ同一条件で陥凹測定ができる。瞳孔が小さく一部でも遮光されると実効的な入射角と反射角が異なるが、遮光があると観測される格子像付き眼底像は極端に暗くなる。このことから眼底カメラに対する眼球の設定が正しいかどうか容易に判定される。D点への入射光の輝点が瞳孔中心から右端の間に位置するように調整して、明るい像が得られるようにする必要がある。

本装置を臨床的に多くの人眼に適用する場合、同一条件で測定することは困難である。眼球は固定されておらず、眼軸の眼底カメラの光軸からの変位 r_N や角度 ϕ があいまいとなる。模擬眼の最大陥凹を測定し、その再現性を評価する。左眼系に対しては **Fig. 5** に示すように $\phi=0^\circ$ 近傍を r_N を変えて測定した。右眼系に対しては $\phi=22^\circ$ 近傍を r_N を変えて測定した。 ϕ は眼底カメラの光軸に対して反時計回りの角度を正とした。 r_N の変位量は上に示した明るい像が得られる範囲とした。角度変化は TV カメラの位置 r_K を基準位置に固定し、画面内に陥凹が観測される範囲とした。その歪量の測定結果を **Table 1** にピクセル単位で示す。歪量は左眼に対しては 7.3 ± 0.5 、右眼に対しては 7.5 ± 0.5 ピクセルであり、両者はほぼ一致している。 r_N および ϕ を明るい像が得られる範囲にわたって変えた測定条件に対して約 7% の測定誤差内で測定された。この誤差は 1 ピクセル以内であり、格子線の歪量を **Fig. 3** (d) から読みだすときの読み取り誤差と思われる。このことは 3.1 項で示したように、格子像投影方式の光学的特性は被検眼の設定が正確でなくても、十分高い再現性で陥凹測定ができることを示す。

本装置を用いて緑内障患者の臨床測定を行なうとき、

Table 1 Measured maximum displacements in pixel units of projected grating lines.

Right phantom eye			Left phantom eye				
r_N (mm)	0	1	2	r_N (mm)	0	1	2
$\phi=26^\circ$	8	7	8	$\phi=4^\circ$	7	7	7
24°	7	7	7	2°	7	7	7
22°	7	8	7	0°	8	8	8
20°	8	8	8	-2°	8	7	7
18°	8	7	8	-4°	8	7	7

2枚の画像を取り込む必要があり、0.2秒の間眼球を固定させる必要がある。一般に凝視できる時間は1秒程度であると言われており、測定に支障はないと思われる。さらに固視点が適当でないことも生じる。しかし前述のように乳頭が十分な光強度でモニター上に観測されれば、眼軸の変位、角度が **Table 1** に示した範囲にあることになる。そのときの眼球は模擬眼と同様な測定条件で設定されたことになり、十分な測定の再現性が得られるものと期待される。

4. 結 論

乳頭陥凹を定量計測する緑内障診断装置は今後ますます要求されるにもかかわらず、実用的装置が十分開発されていない。この原因の一つに測定データの再現性が悪いことがあげられる。ここに提案した測定原理はシンプルであり、試作した光学装置は被検眼の設定位置、角度に対する制約条件が比較的ゆるやかである。このため模擬眼についてではあるが測定可能な範囲内で設定位置、角度を変えても格子の歪量が1ピクセル以内で求められ、陥凹をきわめて再現よく求められた。人眼に対しても同様の再現性が得られるものと思われる。さらにこの測定装置では被検者に対する測定時間は2枚の画像を撮影する時間であり、きわめて短時間でよい。また陥凹の測定分解能も生理的陥凹と比較すると十分であると考えられる。これらの点から試作した格子像投影方式の眼底定量立体計測装置は緑内障の診断に適用できると思われる。陥凹測定による緑内障診断の有効性については今後、臨床を行ない、従来の臨床所見との比較を行なっていく必要がある。

本研究は財団法人中谷電子計測技術振興財団および東洋醸造(株)よりの研究助成のもとで行なわれた。ここに感謝の意を表します。

文 献

- 1) B. Schwartz: "Cupping and pallor of the optic disc," *Arch. Ophthalmol.*, **89** (1973) 272-277.
- 2) A. Sommer, I. Pollack and A. E. Maumenee: "Optic disc parameters and onset of glaucomatous field loss," *Arch. Ophthalmol.*, **97** (1979) 1444-1448.
- 3) T. Takamoto and B. Schwartz: "Reproducibility of photogrammetric optic disc cup measurements," *Invest. Ophthalmol. Vision Sci.*, **26** (1985) 814-817.
- 4) F. S. Mikelberg, G. R. Douglas, M. Schulzer, T. N. Cornsweet and K. Wijsman: "Reliability of optic disk topographic measurements recorded with a video-ophthalmograph," *Am. J. Ophthalmol.*, **98** (1984) 98-102.
- 5) O. Holm and C. E. T. Krakau: "A photographic method for measuring the volume of papillary excavations," *Ann. Ophthalmol.*, **1** (1970) 327-332.
- 6) C. E. T. Krakau and K. Torlegard: "Comparison between stereo- and slit image photogrammetric measurements of the optic disc," *Acta Ophthalmol.*, **50** (1972) 863-871.
- 7) H. Nakatani, Y. Shimizu, A. Kikkawa and N. Suzuki: "Moiré topographic method for measuring the depth of papillary excavation," *Doc. Ophthalmol. Proc. Ser. 19* (Dr. W. Junk b.V. Publ. The Hague, 1977) pp. 135-140.
- 8) H. Nakatani and N. Suzuki: "Correlation between the stereographic shape of the disc excavation and the visual field of glaucomatous eyes," *Doc. Ophthalmol. Proc. Ser. 26* (Dr. W. Junk b.v. Publ. The Hague, 1981) pp. 337-344.
- 9) 吉村武晃, 中谷 一, 鈴木範人: "眼底の定量立体計測", *日本眼光学学会誌*, **9** (1988) 96-101.