

超音波Bスキャンによる網膜下液量の測定

—第1報：測定システムの開発と精度に関する検討—

浅野 治子 (岡山大学医学部眼科学教室)

要 約

当教室で開発したビデオ超音波回転像に新しく画像処理を加えた網膜下液量の測定システムを用いて、模擬眼を使用してその精度を調べた。まず水を注入した模擬眼上でプローブを180度回転させ連続画像をビデオに写した後、画像処理装置により水の注入領域の体積計算を行った。プローブ回転時間は1眼につき3秒、5秒、8秒と変え、2回撮影した。その結果、実際の液量と測定値との誤差は、 $-0.08 \pm 1.88\%$ (平均±標準偏差, $n=48$)であった。また回転時間の違いは測定誤差に影響しなかった。今回の網膜下液量測定システムは、精度が非常に高いと評価した。(日眼会誌 93: 1133-1139, 1989)

キーワード：網膜下液量, 超音波Bスキャン, ビデオ, 画像処理, 模擬眼

Accuracy of Measurement of Subretinal Fluid Volume Using B-scan Ultrasonography

Haruko Asano

Department of Ophthalmology, Okayama University Medical School

Abstract

Using a videoultrasonography and image computerized system, it was possible to measure the volume of subretinal fluid in eye models. The ultrasound probe was rotated 180° upon eye models with retinal detachment and the scan images were recorded by a video cassette recorder. Each subretinal space in successive ultrasound image slices was calculated by image analyzer. There were 8 types of models which varied according to the volume or the shape of retinal detachment. As a probe rotating time 3 seconds, 5 seconds, and 8 seconds were employed for each eye model. The measurement error between the actual and the measured volume was $-0.08 \pm 1.88\%$ (mean ± standard deviation, $n=48$). The probe rotating time did not influence the measurement error. The results showed that the measurement system for subretinal fluid volume appears to be of clinical value. (*Acta Soc Ophthalmol Jpn* 93: 1133-1139, 1989)

Key words: Subretinal fluid volume, B-scan Ultrasonography, Video, Image computerized system, Eye model

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 浅野 治子
(平成元年5月17日受付, 平成元年8月8日改訂受理)

Reprint requests to: Haruko Asano, M.D. Dept. of Ophthalmol., Okayama Univ. Medical School
2-5-1 Shikata-cho, Okayama 700, Japan

(Received May 17, 1989 and accepted in revised form August 8, 1989)

I 緒 言

網膜剝離における網膜下液の動態について、実験的には網膜色素上皮細胞による電解質のポンプ作用¹⁾²⁾や、蛋白濃度差による膠質浸透圧作用³⁾などの関与が認められ、また臨床的には硝子体腔より網膜下腔への眼内液の流れが存在することが認められている^{4)~6)}。一方日常臨床において、網膜下液の減少を目的として裂孔原性網膜剝離患者に対し、術前の安静をとらせる場合が多いが、症例によって下液量の減少の程度に違いがあることは周知の事である。これまでの報告^{7)~9)}では下液の吸収に関与する因子と吸収量との関係について検討しているが、どのような因子がどの程度関与するかについては不明な点が多い。こうした問題を解決するためには、網膜下液量の正確な測定が必要となる。最近、超音波 B スキャンを使用して眼球内の体積を測定する試みがいくなされるようになり^{10)~12)}、網膜下液量の定量化の報告¹³⁾¹⁴⁾もみられるが、いずれも実際の網膜下液量と測定値の比較は行われておらず、またそれらの測定の方法では近似の占める割合が比較的大きく、精度の点が未だ不十分である。

今回著者は、当教室で開発したビデオ超音波 B スキャンの回転画像を用いた網膜下液量の測定システム¹⁵⁾に新しく画像処理による体積計算法を加え、この網膜下液量の測定システムの精度について検討した。実際の測定には模擬眼を使用し、網膜下液量の実際量と測定値を比較した。その結果本システムが精度的に非常に優れていることが明らかになり、また今後臨床応用として、術前の網膜剝離患者の安静前と安静後の網膜下液量の経時的変化などについて検討することが可能であると考え、本システムの有用性とその問題点について考察を加えたので報告する。

II 実験方法

1. 模擬眼の作製

測定誤差を検討する上で網膜剝離モデルが必要であったため実験用模擬眼を作製した (Fig. 1)。これはピンポン玉を割断し、その内側にラテックス膜を張ったもので、外側より水を注入できるように外壁の一部に穴をあけゴム栓を詰めた。この部より 27G 針付きツベルクリン用注射筒にて水を注入すると、内側の膜が胞状または扁平に隆起し、B スキャンであたかも網膜剝離のような像を呈する。超音波反射率も眼球組織と比べて何ら問題なかった。この模擬眼を使用し、量及

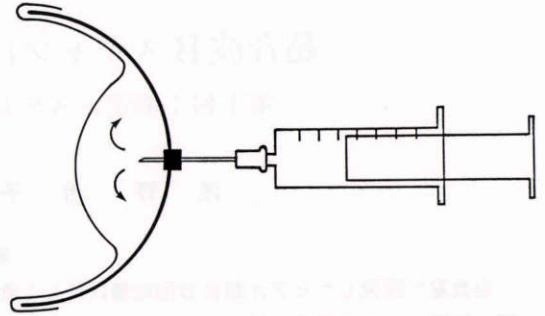


Fig. 1 The eye model. Water is infused from outside.

び形態の測定誤差に及ぼす影響を検討するために注入量と形態を変え、それぞれの体積を測定した。注入量は胞状のもので 0.60ml, 1.00ml, 1.30ml, 1.50ml, 1.80ml の 5 種類であり、扁平なもので 0.60ml, 1.50ml, 1.90ml の 3 種類である。測定直後に注入した水を抜き、その量を再度確認した。

2. 目盛り測定

超音波画像上の倍率を決定するため、二枚の板の間に縦横 5mm の間隔でナイロン糸を垂直に張ったテストピースを使用した。これで横断面の走査線エコーを検出し、その断層像の水平、垂直の 2 点間距離をそれぞれ付属装置のキャリパーで測定した。これらの値が 5mm で一致するところに画面を移動させ、倍率を決定した。

次に網膜下液量の計算に必要な超音波画像上の中心線を決定した。これは、アクリル素材の円錐体を使用してその側壁を 5mm 間隔で垂直に削ったテストピースを作り、超音波画像にこれらの断端面が連続することなく等間隔に写し出され、回転によってもそれらの像が動かない位置でその中心軸を画像上の中心線とした。この中心線は、カーソル線にて超音波検査中は常に画像上に表示しておいた。今回使用の超音波装置 (トリスキャン, バイオフィジックメディカル) の画像上では、この中心線が水平線より約 1 度上方であった。

3. 超音波プローブ回転装置と超音波ビデオ撮影

水浸法にて超音波画像の中心線を回転軸とした 360 度の連続回転像をとらえる目的で、超音波プローブを眼球上で 180 度回転させることのできる装置を作製した¹⁵⁾。この装置の特性は以下の通りである。

1) 臨床応用の際の水浸法用ウォーターバスの取り付けが可能で、固視灯が同部に装着されている。

2) プローブ回転ホルダーに取り付けた超音波プ

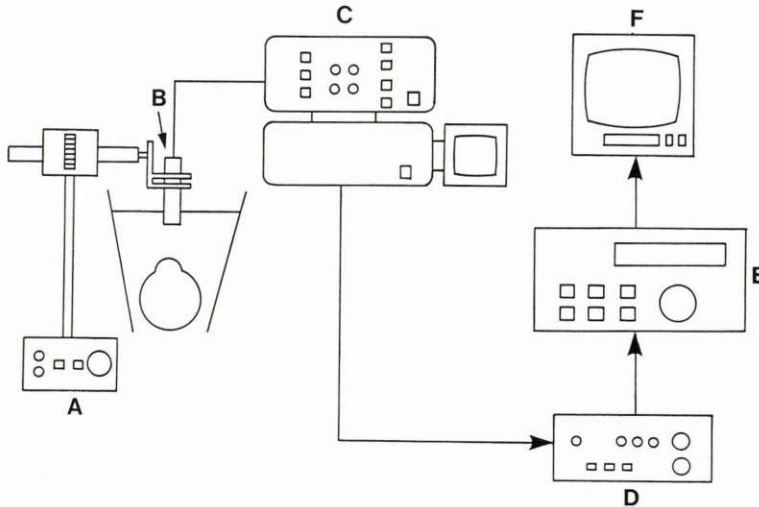


Fig. 2 Schematic diagram of the videoultrasonography subsystem. A: probe rotating equipment, B: ultrasound probe, C: triscan, D: videotimer, E: video cassette recorder, F: videomonitor

プローブの位置を前後、左右、上下と自由に移動でき、上下運動は最終的に微調整で行える。ここでプローブの位置を調整し、プローブ回転時に、網膜剥離像が切断されることなく超音波画像上で観察できるよう設定する。

3) プローブ回転ホルダーによりプローブが一定速度で180度回転し、その際タイムコントロールにより任意の速度に調節できる。回転後はスタート位置まで自動復帰し、中途解除も可能である。

ビデオ撮影は超音波装置に超高感度テレビカメラ(トリニトロン、ソニー)を接続し、1/30秒間隔で超音波回転像を4/3インチUマチックビデオテープレコーダー(VO5850, ソニー)に記録した、同時にビデオタイマー(VTG-33, 朋栄)により1/100秒単位の時刻表示を画面上に写し込んだ(Fig. 2)。

4. 画像処理

再生した超音波回転像は、デジタルタイムベースコレクター(FA-400, 朋栄)により5度単位で制止し、カラーデコーダー(DEC-100, 朋栄)によりNTSCテレビジョン信号がRGB映像信号にデコードされたのち、汎用画像処理解析装置(Luzex5000X, ニレコ)に取り込まれた(Fig. 3)。

使用した画像処理解析装置は、縦横が512×512画素のデジタル画像処理および解析を行う。2個のスクリーン的一方には画像が映され、他方には処理メニューが表示される。

画像処理プログラムは、一枚の画像上で網膜と眼球壁に囲まれた網膜剥離領域を画像中心線を軸として5度単位で回転させ、その体積を加算して行く方法で作製した。画像処理の流れは以下の通りである。

1) 画像を5度単位で選ぶため検査時間を36で等分割し、順次ビデオフレームコントローラーにより先頭より画像を取り込む。

2) メニュー画面上で「境界領域体積計算」を選ぶ。これ以後の操作は、同一画面上で全て行える。

3) メニュー画面上で「実行」を選ぶ。ここであらかじめ大きく設定しておいた400×400画素の測定エリアが現れ、自動的にその領域内の画面を測定エリアの左上端を始点として1度下方に回転させる。これはトリスキャンの中心線のズレを水平に戻す操作である。この際、測定エリア内に眼球像がほぼ完全に入っていることを確認する。

4) 画面の回転終了直後、自動的に150×200画素の第二の測定エリアが現われる。この測定エリアは体積計算に必要な5度の回転を行うが、ここでは底辺が回転軸として設定されている。

5) 画像中心線と計算上の回転軸は同じであるため、カーソルコントローラー(以下マウスと略す)の一方のスイッチを押したまま測定エリアを移動させ、画像中心線にその底辺を重ねる。剥離範囲が広く、測定エリアの領域を越える場合は、そのつど領域変更を行う必要がある。

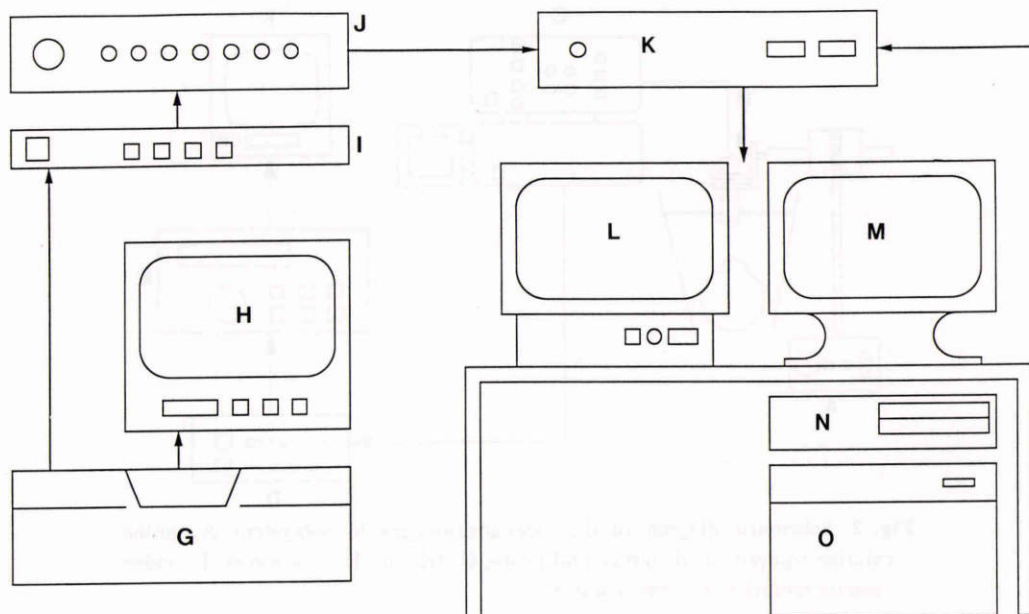


Fig. 3 Schematic diagram of the image computerized subsystem. G: video cassette recorder, H: videomonitor, I: digital time base corrector, J: decoder, K: input selector, L: image display, M: control display, N: controller of image processor, O: image processor

6) マウスのスイッチを離すと自動的に〔書き込み〕用のサインが現われる。第二スイッチを押しながら、手動処理で剝離網膜及び眼球壁をトレースする。このスイッチを離すと自動的に領域内の〔穴埋め〕、次いで〔領域演算〕が行われる。〔穴埋め〕が終了した段階で制止画像は自動解除される (Fig. 4)。

領域演算の理論式は、穴埋めされた領域内の各1画素を画像中心線を軸として5度回転させ、その各回転体積の合計が一枚の画像上の網膜下液量として表される (Fig. 5)。

回転軸から AB の中心までの距離: y_0

$$V = \frac{5}{360} \Sigma \pi \left\{ \left(y_0 + \frac{1}{2} \right)^2 - \left(y_0 - \frac{1}{2} \right)^2 \right\} \times 1$$

$$= \frac{5}{360} \Sigma 2\pi y_0$$

7) 解析装置の計算処理中に次の画像はビデオコントローラーにより自動的に取り込まれる。以後同じ操作を繰り返す。計算された各画像の体積値は画面上に表示され、同時に先頭画像より自動加算された合計値も表示され、それら全てが自動的に印刷される。

8) 最終の体積値には倍率の補正を行い1画素を0.098mmとして換算した。

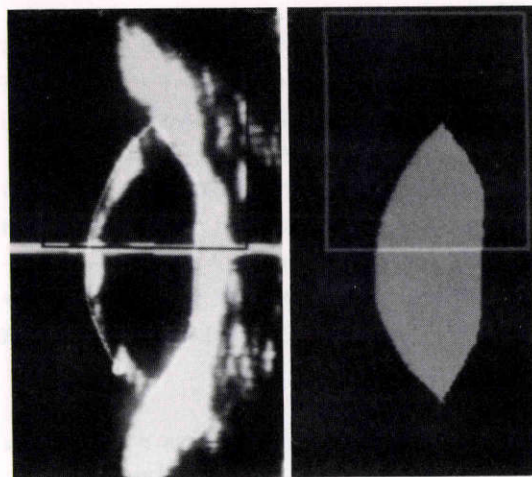


Fig. 4 The processing screen of image analyzer left: The boundaries of the subretinal space are drawn by the cursor controller. right: Computerized areas are filled with dots and calculated.

9) 一枚の画像に要する画像処理時間は約40秒である。

5. プローブ回転時間

プローブ回転時間は回転装置の最小時間である3秒

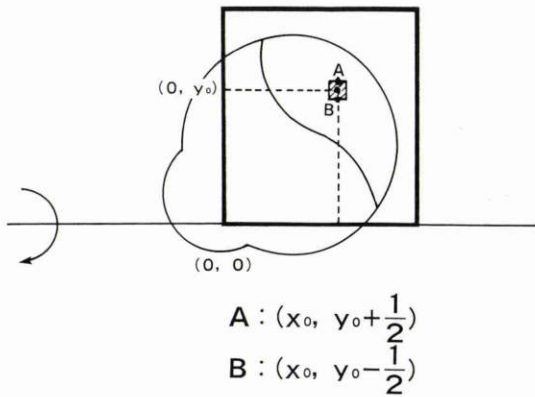


Fig. 5 After each dot in the computerized area is rotated by 5 degrees, subretinal spaces in each image slice are calculated.

とその他5秒、8秒の3段階に変え、それぞれ異なる注入量の模擬眼で2回ずつ撮影した。したがって合計48眼の計測を行ったことになる。

III 結 果

注入量と測定値との誤差は、 $-0.08 \pm 1.88\%$ (平均±標準偏差, $n=48$)であった。95%信頼区間は -3.76% から $+3.60\%$ であった。注入量別では、胞状を呈するもので 0.60ml は $+0.79 \pm 1.21\%$ ($n=6$)、 1.00ml は $+2.07 \pm 0.72\%$ ($n=6$)、 1.30ml は $+2.77 \pm 2.73\%$ ($n=6$)、 1.50ml は $+0.10 \pm 0.60\%$ ($n=6$)、 1.80ml は $-2.01 \pm 1.50\%$ ($n=6$)であった。扁平なものでは 0.60ml は $-0.63 \pm 1.82\%$ ($n=6$)、 1.50ml は $-0.91 \pm 3.35\%$ ($n=6$)、 1.90ml は $-2.83 \pm 1.30\%$ ($n=6$)であった。注入量の違いによる測定誤差に有意差は認められなかった (Table 1)。

回転時間の違いによる測定誤差は、3秒は $+0.23 \pm 1.95\%$ ($n=16$) 5秒は $+0.52 \pm 2.02\%$ ($n=16$) 8秒は $-0.66 \pm 1.64\%$ ($n=16$)で、有意差は認められなかった (Table 2)。

IV 考 按

当教室で作製した超音波プローブ回転装置と新しく改良を加えた画像処理による網膜下液量測定システムに対して、今回模擬眼を用いて、実際量と測定値との比較を試みた。結果として、誤差が $-0.08 \pm 1.88\%$ (平均±標準偏差)と非常に少ない結果を得たが、95%の信頼区間よりそのばらつきは -3.76% から $+3.60\%$ の範囲であった。通常網膜剝離の網膜下液量を生体眼で

Table 1 Results of measurement

actual volume (ml)	error (%)
cystic detachment	
0.6	$+0.79 \pm 1.21$
1.0	$+2.07 \pm 0.72$
1.3	$+2.77 \pm 2.73$
1.5	$+0.10 \pm 0.60$
1.8	-2.01 ± 1.50
shallow detachment	
0.6	-0.63 ± 1.82
1.5	-0.91 ± 3.35
1.9	-2.83 ± 1.30

Mean ± SD $-0.08 \pm 1.88\%$
 (95% confidence limit $-3.76 \sim +3.60$)

Table 2 Influence of probe rotating time

probe rotating time (sec.)	error (%)
3	$+0.23 \pm 1.95$
5	$+0.52 \pm 2.02$
8	-0.66 ± 1.64

(Mean ± SD)

調べる場合、実測値と測定値との比較は非常に困難であるため、これまで網膜剝離患者の網膜下液量の測定を行った報告¹³⁾¹⁴⁾はあるが、測定結果の精度の検討はされていない。Andrewら¹²⁾は、脈絡膜悪性黒色腫を対象として、超音波Bスキャンのビデオ撮影による体積測定を報告しているが、その予備実験として模擬眼で測定精度を調べている。その結果では、実測値と測定値の間に約6%の誤差があるとしている。また山本ら¹⁰⁾は、超音波Bスキャンで硝子体体積計算を行い、予備実験として体積測定後の硝子体を分離し、実際の容積を計り、測定値との誤差が $-4.26 \pm 8.96\%$ (平均±標準偏差)と報告している。これらの報告と比べて、誤差が $-0.08 \pm 1.88\%$ であることは、今回の測定システムが精度的に非常に優れていることを示している。

測定誤差の主な原因としては、まず第一に超音波画像の限界が考えられる¹⁶⁾¹⁷⁾。特に問題点となるのが、剝離範囲が扁平で狭い場合である。このような剝離が超音波画像上に写し出された場合、剝離の境界面が不明確で剝離範囲の正確な判定が困難である。これは手動処理の段階で実際の剝離領域と異なる領域を囲み、大きな誤差を引き起こす原因となる。また剝離に隔壁がある場合などは詳細なトレースが不可能となる。このように網膜下液量の測定には剝離の程度と形態が大

きく関与することが推測された。今回対象とした注入最低量の0.60mlまでは扁平な場合でも良い測定結果が得られたが、今後の臨床応用では、検査できる剝離の状態に制限が出てくると考える。

次に、体積計算方法での誤差が考えられる。画像処理に必要な像を選び出す際、当然分割度を小さくして行くほど近似値は実際の値に近づく。しかし今回使用のトリスキャンBプローブは、掃引速度が22フレーム/秒であり、また臨床応用を目的として検査時間が最小限度になるよう回転時間を約3秒とした場合、解析のために分割される角度の限界は約3度(180度/66フレーム)までとなる。検査後の画像処理時間の短縮も考え合わせて、5度単位での分割が最も適当と考えた。

その他の誤差の原因には計測者の操作上の誤りも考えられ、特に回転測定エリアの移動決定や境界部のトレース操作が重要である。今回の境界線の選び方は、超音波で描き出される線の最前方の境界部を常にトレースするようにした。これらの手動上の問題は熟練により軽減されると考えている。

今回の測定システムの大きな特徴として、まず第一にプローブ回転によるビデオ撮影があげられる。プローブの回転による超音波検査は新しい試みであり、これまでのBスキャンを使用した体積測定法の報告は全て、プローブを平行に連続的に移動させて得られた画像により、その積分で体積を計算している。今回の方法は超音波画像の中心線を軸として、360度の連続的な回転像を撮影し、その画像の中心線がそのまま計算上の回転軸として画像処理できる。また超音波画像が常に眼球を回転体として捕えているため、検査中の眼球及び網膜剝離部の観察が容易となる。ビデオ撮影は従来の写真撮影の繁雑さを解消し、迅速で正確な情報を与えてくれる。

第二は、体積計算式が境界線に囲まれた領域内の各1画素をそれぞれ5度回転させ、その合計で求めることである。これにより臨床の際様々な形の剝離を測定する場合でも非常に簡単な計算で求められる。

第三は、検査時間が非常に短いことである。今回プローブ回転時間の違いによる測定誤差の差が認められなかったことで、今後実際に裂孔原性網膜剝離患者に対し、プローブ回転装置の最小回転時間である約3秒の短い時間で検査を行えることを確認した。これでプローブ回転中に患者の眼球が動く問題は解決され、1回の検査中においても繰り返し画像撮影を行っても患者の負担にならないと考える。また、安静時の網膜下

液量の推移を経時的にみるためには、この検査を同一患者に短期間で何度も行う必要があるため、より短い検査時間が望ましいと考える。

第四は、画像処理時間が短い事である。36枚の画像を約30分で処理し終えるため、検査時間の短さと考え合わせて、今回の測定システムが日常容易に行える検査と結論した。

今後、臨床に向けて、術前の安静位による網膜下液量の経時的推移及び網膜下液吸収促進剤の臨床的効果^{18)~20)}などについて本システムを使用して定量的な検討を加えて行きたい。

稿を終えるにあたり、御指導、御校閲頂きました松尾信彦教授に深謝致します。また、御教示頂きました白神史雄講師、御協力頂きました中央産業貿易の森本隆司氏に感謝致します。

文 献

- 1) **Steinberg RH, Miller SS**: Aspects of electrolyte transport in frog pigment epithelium. *Exp Eye Res* 16: 365-372, 1973.
- 2) **Miller SS, Hughes BA, Machen TE**: Fluid transport across retinal pigment epithelium is inhibited by cyclic AMP. *Proc Natl Acad Sci USA* 79: 2111-2115, 1982.
- 3) **Negi A, Marmor MF**: The resorption of subretinal fluid after diffuse damage to the retinal pigment epithelium. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 24: 1475-1479, 1983.
- 4) **Pederson JE, Cantrill HL**: Experiment retinal detachment. *Arch Ophthalmol* 102: 136-139, 1984.
- 5) **Tuboi S, Pederson JE**: Permeability of the bloodretinal barrier to carboxyfluorescein in eyes with rhegmatogenous retinal detachment. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 28: 96-100, 1987.
- 6) **Tsuboi S, Pederson JE, Toris CB**: Measurement of the volume flow across the isolated retinal pigment epithelium in cynomolgus monkey eyes with retinal detachments. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 28(Suppl): 205, 1987.
- 7) **O'Connor PR**: Absorption of subretinal fluid after external scleral buckling without drainage. *Am J Ophthalmol* 76: 30-34, 1973.
- 8) **Wallace F**: Doynne Memorial Lecture, 1976 Clinical significance of trans-scleral fluid transfer. *Trans Ophthal Soc UK* 96: 290-308, 1976.
- 9) **Chignell AH**: Formation and behaviour of subretinal fluid. *Trans Ophthal Soc UK* 97: 625-627, 1977.
- 10) 山本由記雄, 平野史朗, 菅田安男他: 超音波診断に

- における眼部画像処理と臨床的意義, 第14報, 硝子体容積測定. 眼紀 34: 2473—2477, 1983.
- 11) 稲福 豊: 超音波画像のマイコン処理による眼球断面積の測定と眼球容積の算定. 眼紀 35: 1082—1086, 1984.
 - 12) Andrew DG, William RB, Ian F: Computer-aided volume measurement of choroidal melanomas. Aust NZ J Ophthalmol 15: 349—357, 1987.
 - 13) 柳沢仍子, 清水昊幸: 裂孔原性網膜剝離のBモード超音波像による網膜下液量の測定. 眼紀 30: 95—100, 1979.
 - 14) 千原悦夫, 塚原 勇: 網膜色素上皮細胞の網膜下液排液機能について. 臨眼 38: 445—448, 1984.
 - 15) 浅野治子, 白神史雄, 松尾信彦他: 超音波Bスキャンによる網膜下液量の計測システムの開発. 臨眼 43: 1009—1013, 1989.
 - 16) 伊藤健一: 超音波画像表示法における諸問題, 三島濟一編: 眼科MOOK 25 眼科における超音波診断, 東京, 金原出版, 34—43, 1985.
 - 17) Poujol J: Echographic methods of positive and differential diagnosis sources errors and artifacts: Echography in ophthalmology. Paris, Masson Publishing USA Inc, 1—30, 1985.
 - 18) Marmor MF, Maack T: Enhancement of retinal adhesion and subretinal fluid resorption by acetazolamide. Invest Ophthalmol Vis Sci 23: 121—124, 1982.
 - 19) Tsuboi S, Pederson JE: Acetazolamid effect on the inward permeability of the blood-retinal barrier to carboxyfluorescein. Invest Ophthalmol Vis Sci 28: 92—95, 1987.
 - 20) Kawano S, Marmor MF: Metabolic influences on the absorption of serous subretinal fluid. Invest Ophthalmol Vis Sci 28(Suppl): 205, 1987.
-