

信号および画像の処理機能を有する 診断用超音波映像・計測装置の開発[†]

伊東正安^{††} 常田勝啓^{††}
美木佐登志^{††} 山本由記雄^{†††}

本装置では、同一画面上で数種の信号処理結果が比較できるので、診断により適した信号処理が選択できる。またそれらはカセットテープに録画できるため手術前後の検討や組織変化の経時的観察に適する。ここでは診断データとして眼科での超音波探触子を扇形走査した断層像を使用した。診断像データは 256×256 画素、16 階調として画像メモリに書き込まれる。プログラムには、モニタテレビに正方形に表示される原画像を組織の走査面と相似な扇形に変換するプログラムをはじめ、拡大表示、種々のフィルタリングなどが含まれる。また診断像の組織の距離は、モニタ画面上を移動できるマーカで 2 点を指定することにより自動的に表示・計測される。さらに複数枚の断層像を使用した立体表示についても言及する。

1. まえがき

超音波診断装置は無侵襲診断として、その安全性、手軽さ、操作が簡単であることなどから盛んに利用されている。超音波診断は、X線診断とは相補的で生体の軟部組織の診断（良性、悪性の鑑別など）に威力を発揮しており、装置の開発や手法の改良も急激に進んでいる^{1), 2)}。

超音波診断によく用いられるパルス反射法は生体組織の音響インピーダンス差による反射波信号の振幅と時間差から超音波発射線上の組織情報(Aモード信号)を得るものである。超音波の送受信を兼ねる探触子を、診断したい生体組織断面方向に走査し、超音波パルスを連続的に発射するとAモード・エコー信号の系列から生体の断層像(Bモード像)が得られ、探触子を数十度回転させれば扇形の断層像となる。多数のBモード断層像を利用しての処理^{3), 4)}、計測⁵⁾、三次元表示^{3), 6)}は医学的にも重要で研究が進められている。

断層像の基本となる A モード信号は生体中での減衰のためダイナミックレンジが広く（約 60～80dB），そのため画質改善を目的として診断装置の受信部では対数増幅器， AGC 回路， 輪郭強調のための微分回路などが使われている。また雑音や微弱な信号を除去したり， 探触子に近い部位からの信号を減衰させ深部からの信号を増幅させる機能⁶⁾などもある。筆者らはエコー信号を時間軸で適当に補償， 選択， 強調ができ， かつ階調変換を含む有効な信号処理回路を提案した⁹⁾。

このように超音波断層像は映像までの途中のプロセスにより画質や階調などが大きな影響を受けるため、超音波画像処理としてはこの影響を考慮し、また特徴抽出などにも積極的に利用する方がその処理効果が高くなる。

超音波診断は X 線, CT, RI, サーモグラフィとともに複合診断としての役割は重要であり, 生体組織の形態, その音響的性質・特徴などを扱う組織の特性化 (tissue characterization) が急がれている. 本装置は下記の機能を有し, 組織特性化への発端となるものである.

† An Ultrasonic Imaging and Measuring Equipment for Diagnosis with Echo-signal and Image Processing Functions by MASAYASU ITOH, KATSUHIRO TSUNETA, SATOSHI MIKI (Department of Electronic Engineering, Tokyo University of Agriculture and Technology) and YUKIO YAMAMOTO (Department of Ophthalmology, Tokyo Metropolitan Komagome Hospital).

† 東京農工大学工学部電子工学科

†† 東京都立駒込病院眼科

用とし、現場（病院）で容易に処理・対応が可能な画像診断システムである。

断層像は画像処理の簡易さやモニタの階調を考慮して 256×256 画素、4ビット 16階調のデジタル画像として扱う。主な機能および特徴を以下にまとめると。

- (1) 信号処理回路：エコーレベルの補償を始め、エコーの取捨・選択・強調が自由に設定できる。
- (2) 階調変換表示：検波した直接のエコー信号または信号処理後の信号を、線形または非線形に AD 変換することで微妙な組織変化が描出される。
- (3) 同一走査面に対する4種の階調表示：この方法は階調比較による組織の特徴抽出、最適な補償利得曲線の決定などに利用される。(2)と(3)の組合せおよび拡大表示により精密な診断が可能になる。
- (4) 診断用画像処理：平滑化、画像強調、ヒストグラム処理、拡大表示、輪郭抽出表示、計測用座標変換などが診断中にその場で実行できる。
- (5) 計測：本装置では2個のマーカで指定した画面上の任意の2点間の距離が自動表示される。また輪郭抽出により断面積も算出される。画像は録画できるので組織の経時的な変化の観察が容易であり、手術前後の検討や治療に有効である。

(6) その他：断層像の表示されているモニタ上に文字のキー入力により診断データを表示でき、写真での記録に便利である。断層像はカセットテープに録画

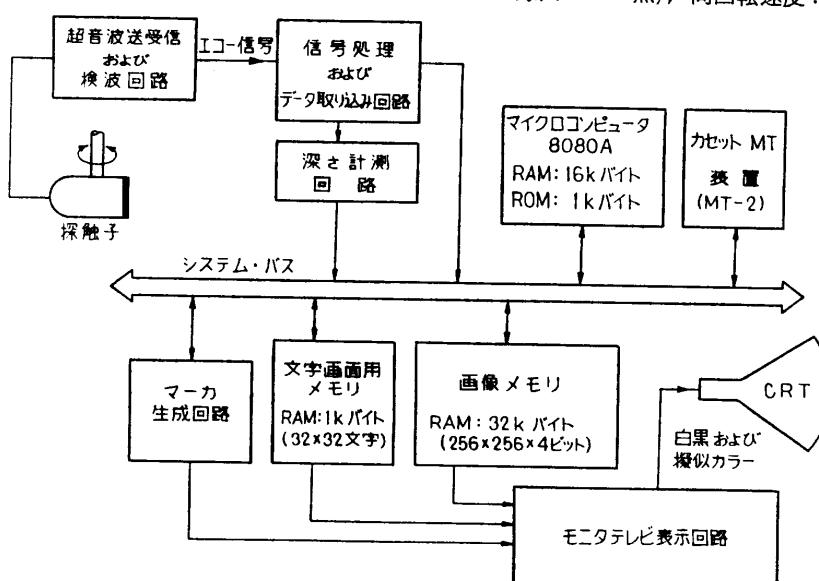


図 1 マイクロコンピュータによる超音波断層像の映像・計測システム
Fig. 1 Block diagram of the ultrasonic imaging and measuring system based on a microcomputer.

して運べるので、大型計算機による高度な処理の前処理¹⁰⁾としても有効である。

本システムはほかの診断システム、たとえば電子走査型超音波診断装置にも容易に適用できるが、ここでは超音波探触子を機械的に扇形走査し眼科に応用した結果¹¹⁾を報告する。

2. ハードウェアの構成

2.1 超音波断層像とその表示

図1は本システムのブロック図である。まず探触子を回転させて扇形走査を行い、その間パルス状の超音波を連続的に放射する。表示したい組織断面の大きさと深さは、それぞれエコー信号の取り込み時間とパルス発射からその取り込み開始までの時間差で与えられる。エコー信号または深度利得補償後の信号を AD 変換器で6ビットにデジタル化し、データ変換回路で後述の規則に従い4ビットに変換し CPU を介さず画像メモリに書き込む。画像データは扇形走査ごとに約1秒間モニタ画面に表示され、最適画像が得られた時点で画像メモリへの新たな書き込みを停止すれば、モニタに診断対象となる断層像が表示される。

2.2 超音波信号および画像取り込み関係のデータ

本システムに関するデータを以下にまとめる。

- a 使用した探触子の超音波周波数: 10 MHz.
- b 探触子の回転による走査角度: $\theta = 50^\circ$ (図3 参照), 同回転速度: $50^\circ/\text{s}$.

c 超音波パルスの発射レート: 1 kHz.

d 生体軟部組織中の超音波速度¹²⁾: 1,500 m/s 一定とする。

e AD 変換レート: 深さ 5 cm の組織を 256 画素で表示するので、超音波がその 5 cm を往復するのに要する時間 ($66.7 \mu\text{s}$) を 256 点でサンプルする (3.84 メガサンプル/s)。

f 表示分解能: 50° の扇形断面を 256 本の A モード信号で表示することから角度分解能は $50^\circ/256 = 0.195^\circ/\text{本}$ であり、奥行分解能は (e) より $50 \text{ mm}/256 = 0.195 \text{ mm/画素}$ となる。

g 超音波断層像の分解能¹²⁾: 分解能は断層像上で識別できる最小の被検体の距離であり、理論的には波長 (10 MHz の場合、 $\lambda=0.15 \text{ mm}$) 程度である。実際の分解能はパルス幅、ビーム幅の広がりのため相当悪くなり、進行方向 (距離分解能) で 1 mm 程度、走査方向 (方位分解能) で 2~3 mm である。

2.3 ハードウェアの機能

図 1 は超音波映像・計測システムの主なブロック図である。以下にこれらの機能を説明するが、メモリの増設¹⁵⁾やカセット MT 装置については省略する。

a 信号処理およびデータ取り込み回路

検波されたエコー信号はこの部分で利得、直流レベルの調整および深度に関する利得補償などが行われる。超音波は物質や生体中で指數関数的に減衰し、軟部組織での減衰率はほぼ周波数に比例することが実験で確かめられている^{13), 14)}。また減衰は組織の量や質などの個人差にもよるが階調表示像を見ながら最適な深度補償が施せる。

AD 変換後の画素の階調は 6 ビットであるが、マイクロコンピュータによる簡易画像処理を考慮し、また下記の階調変換が可能なことから表示階調は 4 ビット 16 階調とした。

この階調変換回路⁹⁾はダイナミックレンジの広い信号から限られた階調数でできるだけ多くの階調情報を選択表示するもので、この操作は AD 変換の際のスライスレベルを可変にして何通りかの階調表示することと等価である。ここでは 3 通りのスライス法：微小なエコー信号を強調して表示する対数スライス法、レベルの高い方を細かく表示する反対数スライス法、およびレベルに重みのない通常の線形スライス法を使用した。画像は以上の 3 モードのいずれでも表示でき、また AD 変換前に深度補償などの信号処理をした場合もスライスモードの選択が可能なので多様な階調表示が得られる。

b 画像メモリと 4 分割表示

CPU (8080 A) は 64 k バイトのメモリをアクセスできるが、1 バイトに 2 画素のデータを格納し、断層像を 32 k バイトに納め、プログラム領域の確保と画像メモリの効率的利用を図った。この画像メモリは AD 変換による画像の書き込み、CPU、断層像表示の優先順位でアクセスされる。

さらにこの画像メモリは 4 分割され前述の 3 通りのスライスモードと深度補償後の線形スライスモードが割り当てられる。この場合、1 回の走査でこれら 4 種

のモードが同時に表示されるため種々の組織情報が迅速に比較され最適なスライスの選択やエコーの補償が設定でき検査時間も短縮される。この 4 分割画像はそれをスイッチの切り換えで全画面に拡大表示することもできる。断層像を細かく観察するときは、いずれのスライスモードでも、256 × 256 画素の全画面表示を使用する。

c 表示用インターフェース

この部分は、同期信号発生回路、1 バイトデータを 4 ビット 2 画素に変換する回路、および混合回路から構成される。全画面表示と 4 分割表示はアドレスラインの切り換えによる。混合回路では画像データ信号とキャラクタ信号、後述するマーカ信号とを混合し、カラーモニタには 3 ビットの擬似カラー信号、白黒モニタには 4 ビットデータを DA 変換したグレイスケールのビデオ信号として送出する。

d マーカ表示および深さ計測回路

眼球組織では眼軸長、網膜組織の曲率、光学的には観察できない毛様体などの組織の長さや面積の計測が必要とされる。モニタ画面上にはキースイッチで上下左右に移動する 2 つのマーカと、プログラムで算出した 2 点間の距離が同時に表示される。マーカは断層像の画素と識別できるよう点滅させており、その座標値は I/O ポート経由でマイコンに読み込まれる。

深さ計測回路は探触子面から画像取込み開始位置までの距離を CPU に入力する回路である。扇形変換プログラムの実行により、この距離をパラメータとして扇形走査面と同形の断層像が得られる。

3. ソフトウェアの構成

病院において直接診断に有効な画像・計測処理としては、組織内の距離、面積、体積などの計測、組織形状認識のための三次元表示などが考えられる。表 1 に今までに開発されたソフトウェアの一覧表を示す。また、図 2 に、本システムのメモリマップを示す。なお、本システムの応用としてカセット MT を使った多数の断層像の一括処理およびオンラインによる画像処理¹⁰⁾も行っている。

3.1 システムプログラム

このプログラムはカセット MT を中心としたデータの入出力に関連するものであり、プログラムや画像データはファイル形式で管理される。したがって画像処理プログラムにおいても、システムプログラムを結合させることによって容易にファイル操作（ファイル

表 1 プログラムとその機能
Table 1 Programs and their functions.

分類	名 称	内 容	容 量 (kバイト)	処理時間 (sec)
OS プログラム	システム カセット MT 等の ファイル形式での入出力管理	MT Read/Write)	1k バイト/sec (0.8 (MT Read/Write)
距離計測	患部の真さ測定 (補助線付き)		0.8	即時
計測	拡大表示	任意の部分の 4 倍拡大	0.3	1.0
画像計測	ヒストグラム表示 面積計測 体積計測	2.0 3.0 3.2 sec/枚	0.6 0.4 0.7	
扇形変換	取り込まれた画像の形状復元		2.5	170
フィルタリング	平滑化 重みづけ平滑化 ノイズ	7 12 90	0.3 0.4 0.4	
画像処理	輪郭抽出	患部の輪郭抽出 (3 値化)	0.5	5
FFT	32×32画素 空間領域↔周波数領域		0.9	8
3 次元表示	複数枚の診断像による患部の 立体表示 〔フィルタリング・輪郭抽出 座標変換・隠線処理〕	演算時間 120sec/枚	2.5 (扇形変換 プログラム を含ます)	
その他	ID ナンバ表示 診断年月日表示 病名表示	会話形式	0.5	

の記録、再生、変更)ができる。

3.2 計測用プログラム

a 扇形変換

生体組織の深さ r (cm) から $r+5$ (cm)までの部分から反射されるエコーによって断層像を形成すると、図 3 に示すように通常は $abcd$ の扇形の組織断面が $a'b'c'd'$ の正方形をした画像として表示される。 r の値にもよるが一般に探触子に近い部分は拡大、遠い部分は縮小表示される。 $(\theta=50^\circ)$ の場合、 $r \geq 5.4$ cm の範囲はすべて縮小表示となる)。したがって実際の形状表示、長さや大きさの計測、立体表示などには不都

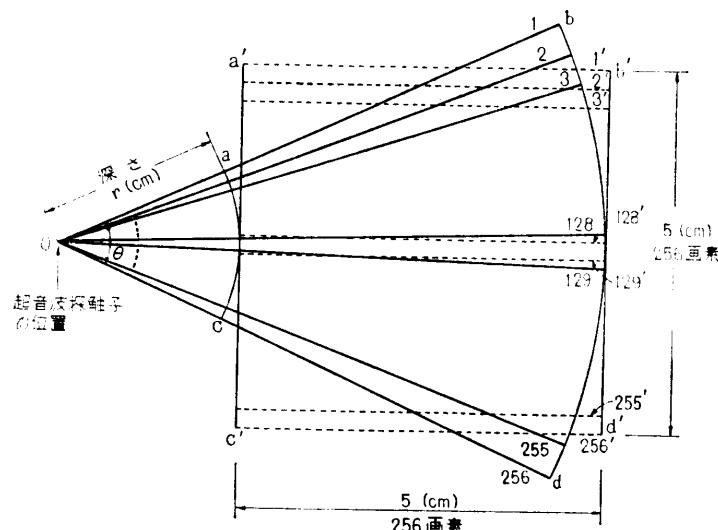


図 3 実際の走査面(扇形)と表示画像(正方形)

Fig. 3 Actual scanning plane of sector shape and the displayed rectangular image.

アドレス	内 容	領 域	アドレス	内 容	領 域
0000	モニタ領域	0.75 kB (ROM)	4000	画像メモリ上半分 (256画素×128行) 1画素=4ビット 16階調	16 kB (RAM)
0300	システムプログラム 用インシャルローダ	0.25 kB (ROM)	3000	カセット MT レジス 8 バイト	16 kB (RAM)
0400	空き領域		3008	空き領域	
3C00	キャラクタ画面 32行×32列 (ASCII) 5×7ドット	1 kB (RAM)	C000	画像メモリ下半分 (256画素×128行) 1画素=4ビット 16階調	16 kB (RAM)

図 2 本装置のメモリマップ

Fig. 2 Memory map.

合であり、得られた原画像を走査面と相似の扇形に変換する必要がある。

さて、 (x, y) をモニタ画面上の画素の座標*、 (α, β) をその画素に対応する変換後の座標とすると次の関係式が得られる。

$$\alpha = (x - 0.5 + r_0) \cos((y - 0.5)\theta/256) - r_0$$

$$\beta = (x - 0.5 + r_0) \sin((y - 0.5)\theta/256)$$

$$\begin{cases} x = 1, 2, \dots, 256 \\ y = 1, 2, \dots, 128 \end{cases}$$

(上半面)

ここで r_0 は深さ r (cm) に対応する画素数で、その値 $r_0 = 256 \cdot r/5$ (画素) は CPU に自動的に読み込まれる。

座標変換には本方式のように (x, y) から (α, β) を求める方法と (α, β) に対応する (x, y) (またはその近傍) を求める方法がある。前者によれば $\theta = 50^\circ$ で一定なので y に対応する \sin, \cos の値を 256 組

テーブル化**するだけで演算の高速化が図れる。一方後者の方法では

$$x = \sqrt{(\alpha + r_0)^2 + \beta^2} - r_0 + 0.5, \quad y \text{ は逆三角関数, たとえば}$$

$y = (256/\theta) \tan^{-1}(\beta/(\alpha + r_0))$ であらわされる。この計算には r_0 が可変であるため $\sqrt{\quad}$, \tan^{-1} をテーブル化できず、仮りに r_0 を固定しても (α, β) に対応する二次元テーブルが必要となり、計算精度を考慮すると小容量メモリでは不可能で、かつ演算手順も多い。したがって前者の方法は処理時間が短く、診断の高速化に有効である。

図 4 に白の正方形画面を $r = 5$ cm と仮

* 計算上の座標は画素の中点 $(x - 0.5, y - 0.5)$ とする。

** いずれの方法に対してもマイコンで変換式そのものを計算すると 256×256 画素の座標変換に相当な時間を要する。

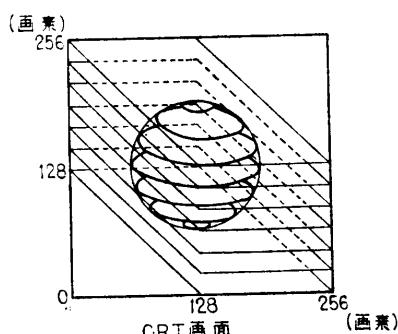
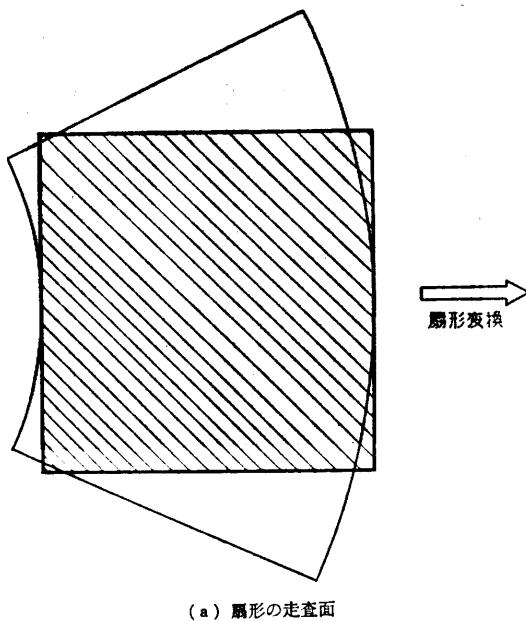


図 5 三次元表示のための座標変換

Fig. 5 Coordinate conversion for a three-dimensional display.

定し扇形変換した結果を示す。黒の点は前述の座標変換で埋まらない。すなわち原画素に対応しない画素を示す。この欠点は実際の臨床では特に問題はなかったが、画質の点で近傍画素による補間や平滑化を施すようにしている。

b 距離の計測と2点間の直線表示

まず原画像に扇形変換を施し、キー入力により測定したい2点をマーカで指定する。距離計測プログラムを実行するとマーカの座標がマイコンのI/OポートからCPUに読み込まれ、距離が実時間でLEDとモニタテレビ画面(画像・文字混合モード)に表示される。距離は指定した2点間に並ぶ画素数を四捨五入し、表示分解能 $0.195(\text{mm}/\text{画素})$ を掛けて算出する。したがって誤差は最大 $0.195/2(\text{mm})$ であり、精度は計測距離 $l(\text{mm})$ に反比例し $0.195/2l$ となる。この値は

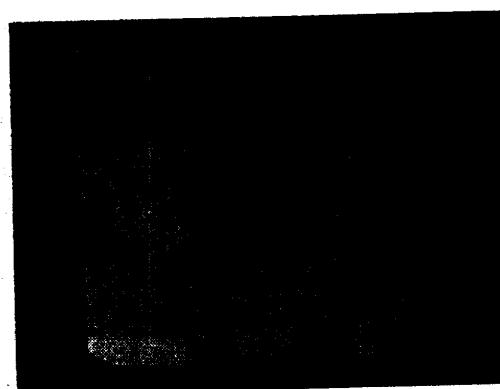


図 4 白色画面の扇形変換例、扇形走査面(a)の斜線部分が扇形変換像(b)として表示される

Fig. 4 An example of sector transformation; the shaded rectangular part of the scanned sector plane (a) is displayed as image (b), where the black lines and dots show the pixels which do not correspond to those of original image.

実際の超音波画像の分解能に比べ非常に小さく計測精度としては実用上充分である。さらに2個のマーカ間をDDA(digital differential analyzer)¹⁶⁾の方法により直線で結んで表示させることもできる。

また扇形変換せず距離のみを、原画像から扇形変換サブルーチンを用い直接計算することも可能である。

3.3 画像処理

a フィルタリング

テンプレートによる平滑化処理(3×3 と 5×5)、ディアンフィルタ(3×3 と 5×5)、ラプラスアン処理が用意されている。本装置のエコー信号入力は低雑音で、雑音除去フィルタは不要であるが、輪郭抽出や三次元表示の際、滑らかな境界を得るために用いている。なお二次元FFTによる空間周波数上でのフィルタリングもマイコンで可能であるが¹⁵⁾、現時点ではメモリや計算時間の上から実用的ではない。

b 三次元表示

三次元表示の1つに線画による方法があるが、ここではマイコンの実際的応用とその可能性を考慮して本装置の 256×256 画素上の点列による擬似線画の重ね合わせを試みた。

断層像を平滑化し、しきい値設定による2値化後の輪郭抽出は乳腺腫瘍の表示¹⁰⁾と同じ手法による。ただしマイコンのメモリ容量と処理速度の観点から、重ね合わせのための座標変換と隠れ線処理は簡易にした。座標変換は図5のように各断層像またはその輪郭を菱

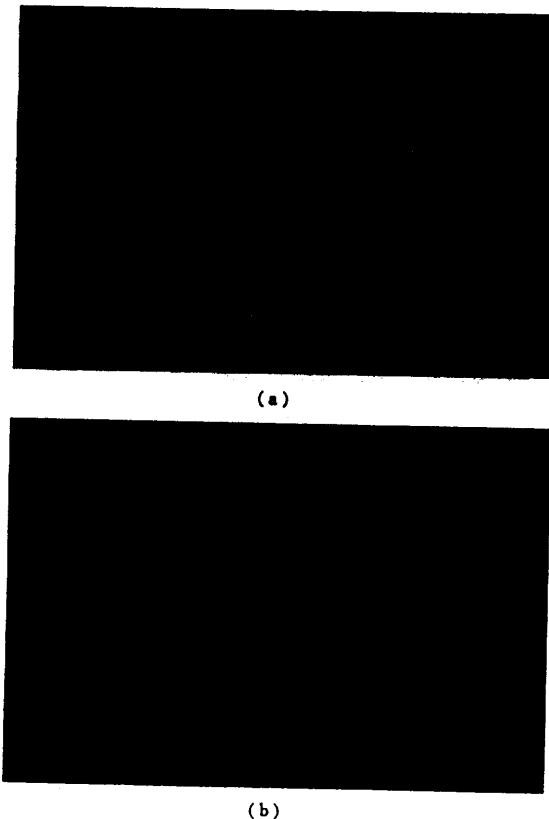


図 6 眼の水平断層像(網膜剥離); (a) カラー, (b) グレースケール(白黒)

Fig. 6 Horizontal B-mode image of eye with detached retina; (a) color, (b) black and white.

形に圧縮変形し、画面の垂直方向に平行移動しながら重ねる。このようにすると画面の垂直、水平方向が被検体走査時の垂直、水平に対応するため、各断層像間の立体的な位置関係が明確に把握できる。

隠れ線処理ではまず各断層像の2値化像を輪郭線上の点、輪郭内部および外部の点とに3値化する。この3値化データのうち輪郭線上の点および内部の点のみをMTを介して画素メモリに順次重ね書きしていくことで隠れ線処理が簡単に行える。

図10のように1枚目の画像として断層像を用いれば、患部の形状のほか、内部の組織像もあわせて描写できる。

4. 結 果

本装置で得られた画像を以下に示し、その効果について述べる。

図6はリニアスライスマードによる眼の水平断層像(網膜剥離)で(a)はカラー、(b)はグレースケール

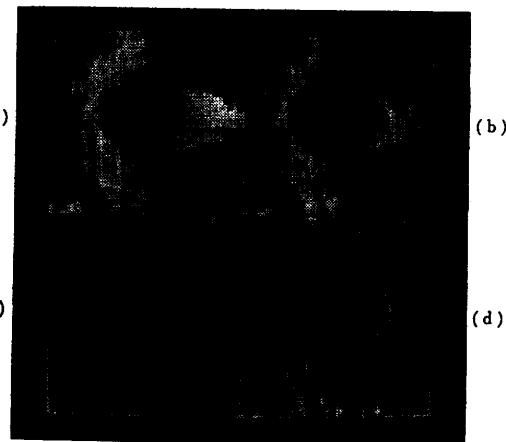


図 7 階調変換表示; (a) 対数、(b) 線形、(c) 反対数、(d) 深度利得補償後線形スライス

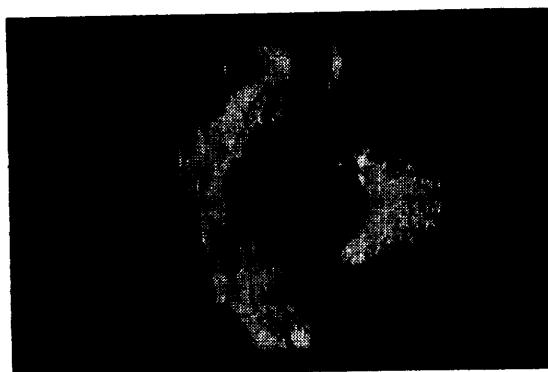
Fig. 7 B-mode images of four different gray-scale modes; (a) logarithmic, (b) linear, (c) anti-logarithmic, (d) linear after depth gain compensation.

表示である。カラー表示ではグレースケール表示に比べ低レベルのエコーが明確になり輪郭を固定するのに便利である。一方白黒の濃淡像は、エコーレベルの強さが濃淡レベルに対応するので組織の硬さについては理解しやすい。(b)の中央の白線はDDA法によって引いた直線を示し自動計測した長さや日付などがキャラクタモードで重ね表示してある。

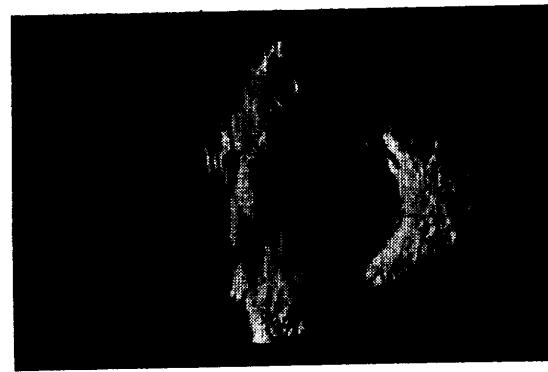
図7は網膜剥離の様子を4種のモードで同時に表示したグレースケール像である。対数スライスマード(a)では剥離した組織がはっきり表示されており、組織の断面積計測や三次元表示には、対数スライスの画像を使用すると画像処理が容易である。写真(c)は反対数スライスにより主に強いレベルが画像となるため、濃淡差もなくなるが低レベルのエコーや雑音が消失する。これは高レベルよりなる組織像には特に有効である。(d)は時間に対して指指数関数的な利得特性をもつ増幅器で音波の減衰を補償した結果である。

図8(a)は扇形走査による原画像(網膜剥離:図6の患者の異なる部位での水平断層像)であり、扇形変換すると(b)のように縮小表示されていた眼底部が拡大され実際の形状と同じになる(変換後平滑化した)。

図9は眼底の曲率を計測した例である。図10は凹面を左側としたスポンジの輪郭を左前方から見た場合の三次元表示で一枚目を断層像とした。この手法は外形と組織像が同時に観察され応用が期待される。



(a)



(b)

図 8 扇形変換; (a) 原画像, (b) 扇形変換後

Fig. 8 Sector transformation; (a) original image, (b) obtained image by sector transformation.

5. むすび

診断に有効な生体組織の情報を種々の階調で表示し、さらに診断しながら画像処理および計測ができるシステムを述べた。このシステムは実用に供され操作が簡単なだけではなく臨床的にも有意義な結果を得ている。

被検体内的対象とする組織の断面積・体積の計測や三次元表示を、オペレータの手をなるべく介さず行うには、任意の間隔で多数の断層像を自動的に取り込むような探触子スキャナの製作と、MTと組み合せたその制御プログラムの開発が必要となろう。

画像処理による自動輪郭抽出は好ましいが、会話形を含めてどこまでマイコンで可能か今後実際に適用しながら検証するつもりである。

本装置はまた断層像の収録や大型電算機の前処理としても活用できる。階調変換や深度補償による信号処理と空間周波数上での処理の問題、また三次元表示などを今後改めて発表したい。

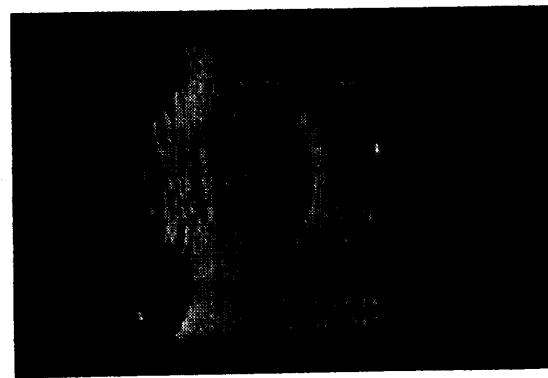


図 9 眼底の曲率の算出（症例、ぶどう膜炎）

Fig. 9 Calculated radius of retinal tissue (uveitis).

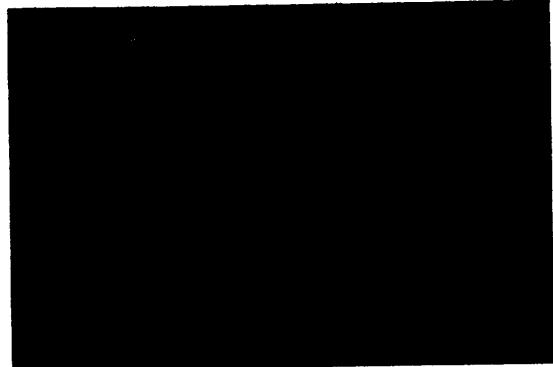


図 10 断層像を重ねたスポンジの三次元表示例

Fig. 10 An example of three-dimentional display of a sponge.

最後にプログラム作成で協力してくれた井上、石川の両院生、学部生山崎の諸君に感謝する。本研究の一部は（昭和 54 年度）三菱財團自然科学研究助成金によることを付し、同財團に深謝する。

参考文献

- 1) 井出正男：超音波診断装置の最近の進歩、信学技報、US 79-3, pp. 15-22 (1979).
- 2) 伊東正安：各国における超音波診断装置の現状（装置）、超音波医学、Vol. 7, No. 2 pp. 61-66 (1980)
- 3) 田村、田中：断層像を用いた立体視、情報処理、Vol. 20, No. 12, pp. 1066-1073 (1979).
- 4) 桑原、英保、北川、石見：超音波心臓断層像の計算機処理、昭和 55 年度電子通信学会総合全国大会講演論文集、医用画像処理シンポジウム S 10, pp. 5-401~5-402 (1980).
- 5) 赤塚、高谷、小林：超音波画像からの臓器体積計測、第 17 回日本 ME 学会大会 (1978).
- 6) Itoh, M. and Yokoi, H.: A computer-aided three-dimentional display system for ultrasonic diagnosis of a breast tumour, Ultrasonics,

- Vol. 17, No. 6, pp. 261-268 (1979).
- 7) 伊東, 美木, 山本: 眼球組織の超音波による3次元表示, 第19回日本ME学会大会予稿集(1980).
- 8) 日本超音波医学会編: 超音波診断入門, pp. 1-像の処理, 昭和55年度電子通信学会総合全国大会講演論文集, 医用画像処理シンポジウムS10, pp. 5-403~5-404 (1980).
- 11) 伊東, 美木, 常田, 山本: マイクロコンピュータを利用した眼科用超音波映像法, 信学技法IE 79-70, pp. 21-28 (1979).
- 12) 日本超音波医学会編: 超音波医学, 医学書院(1973).
- 13) Dunn, F.: Temperature and amplitude dependence of acoustic absorption in tissue, J. Acous. Soc. Am., Vol. 34, pp. 1545-1547 (1962).
- 14) Goldman, D. E., and Heuter, T. F.: Tabular 12 (1975).
- 9) 伊東, 山本: 超音波パルスエコー法のための信号処理, 信学会論文誌(D), Vol. J 63-D, No. 2, pp. 202-203 (1980).
- 10) 伊東, 横井, 山本: 超音波エコー信号及び断層 data of the velocity and absorption of high frequency sound in mammalian tissue, J. Acous. Soc. Am., Vol. 28, pp. 35-38 (1956); ibid., Vol. 29, p. 655 (1957).
- 15) 伊東, 常田, 加藤, 真, 野口: TK-80によるカラー画像表示装置と2次元FFT, インターフェース, 5巻, 5号, pp. 59-92 (1979).
- 16) たとえば, 阿草清滋: DDAによるグラフ生成, インターフェース, 5巻, 12号, pp. 58-67 (1979).

(昭和55年5月2日受付)
(昭和55年9月18日採録)