

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第3946815号
(P3946815)

(45) 発行日 平成19年7月18日(2007.7.18)

(24) 登録日 平成19年4月20日(2007.4.20)

(51) Int. Cl. F I
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00

請求項の数 12 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願平9-153581	(73) 特許権者	594164531
(22) 出願日	平成9年6月11日(1997.6.11)		東芝医用システムエンジニアリング株式会社
(65) 公開番号	特開平11-327		社
(43) 公開日	平成11年1月6日(1999.1.6)		栃木県大田原市下石上1385番地
審査請求日	平成16年1月5日(2004.1.5)	(73) 特許権者	000003078
			株式会社東芝
			東京都港区芝浦一丁目1番1号
		(74) 代理人	100058479
			弁理士 鈴江 武彦
		(74) 代理人	100084618
			弁理士 村松 貞男
		(74) 代理人	100092196
			弁理士 橋本 良郎
		(74) 代理人	100091351
			弁理士 河野 哲

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波で被検体の断面を周期的に走査し、得られたエコー信号に基づいて走査時刻の相違する複数の超音波画像を得る超音波診断装置において、

前記複数の超音波画像の関心領域内に在る輝度値を、空間的位置に関する軸と時間的経過に関わる軸とに対して分布するとともに、前記分布を輝度値を高さで表現して疑似3次元で表示することが可能に構成されていることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記複数の超音波画像を記録するイメージメモリと、このイメージメモリに記録された超音波画像に対して前記分布を得る手段とを備えたことを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項3】

前記分布を前記超音波走査と並行して得ることが可能に構成されていることを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項4】

前記関心領域を前記超音波画像上に任意に設定することが可能に構成されていることを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項5】

前記関心領域は1次のラインであり、このラインをm個の領域に分割し、分割した領域ごとに輝度の平均値、最大値又は最小値を求め、この求めた値を元に前記分布を得ること

10

20

が可能に構成されていることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記関心領域は長方形であり、この長方形を m 個の領域に分割し、分割した領域ごとに輝度の平均値、最大値又は最小値を求め、この求めた値を元に前記分布を得ることが可能に構成されていることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記関心領域は円形であり、この円を同心のリング状に m 個の領域に分割し、分割した領域ごとに輝度の平均値、最大値又は最小値を求め、この求めた値を元に前記分布を得ることが可能に構成されていることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記分布を外部周辺機器に送ることが可能に構成されていることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

10

【請求項 9】

前記分布を外部機器に送ることが可能に構成されていることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記分布を数値の配列として表示することが可能に構成されていることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記分布を輝度値を濃淡で表現して表示することが可能に構成されていることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

20

【請求項 12】

前記分布から血行動態、腫瘍の有無、腫瘍の大きさの少なくとも 1 つを計測することが可能に構成されていることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、主に超音波造影剤を被検体に投与して、血管部の血流動態、パフュージョンの検出による臓器実質レベルの血行動態の観測、およびそれらの定量評価を行う目的で施される種々の画像処理機能を有する超音波診断装置に関する。

30

【0002】

【従来の技術】

超音波の医学的な応用としては種々の装置があるが、その主流は超音波パルス反射法を用いて生体の軟部組織の断層像を超音波診断装置である。この超音波診断装置は無侵襲検査法で、組織の断層像を表示するものであり、X線診断装置、X線CT装置、MRIおよび核医学診断装置などの他の診断装置に比べて、リアルタイム表示が可能、装置が小型で安価、X線などの被曝がなく安全性が高く、さらに超音波ドップラ法により血流イメージングが可能であるなどの独自の特徴を有している。

【0003】

このため心臓、腹部、乳腺、泌尿器、および産婦人科などでその活用範囲は広い。特に、超音波プローブを体表から割り当てるだけの簡単な操作で心臓の拍動や胎児の動きの様子がリアルタイム表示で得られ、かつ安全性が高いため繰り返して検査が行えるほか、ベッドサイドへ移動していったの検査も容易に行えるなど簡便である。

40

【0004】

このように様々な優位性のある超音波診断であるが、さらに近年では、プロファイル表示、距離計測、面積計測、周囲長計測、駆出量や心拍出量などの心機能計測等の様々な診断支援機能の充実も著しい。

【0005】

このような様々な支援機能の中で、プロファイル表示機能は、Bモードの組織断層イメージやカラードップラモードの血流イメージ等の超音波画像上にプロファイルラインを設定

50

すると、このライン上の画素値（輝度や血流速度等）の空間的变化が2次元のグラフで表示されるという機能であり、この機能により、組織構造や血流状態を細かく詳細に、しかも正確に観察できるようになった。

【0006】

また、このような超音波診断装置においては、たとえば、心臓および腹部臓器などの検査で静脈から超音波造影剤を注入して血流動態の評価が行われつつある。静脈からの造影剤注入は侵襲性が小さいので、この血流動態の評価法による診断が普及しつつある。造影剤の多くは微小気泡（マイクロバブル）が反射源となり、その注入量・濃度が高ければ造影効果は大きくなるが、気泡の性質上超音波照射によって造影効果時間の短縮などが起こる。近年、持続性・耐圧型の造影剤も開発されているが、体内に長時間存続することは侵襲性を増すことが予想される。

10

【0007】

ここで、臨床における被検体部位を考えた場合、関心領域には血流によって造影剤が次々に供給されるわけであるから、1度の超音波照射によって気泡消失が起こっても、次の送信の時点で新しい気泡が同一関心領域に存在していれば造影効果は保たれるかもしれない。

【0008】

しかしながら、超音波送受信は通常1秒間に数千回行われること、および血流速度が遅い臓器実質もしくは比較的細い血管の血流動態の存在を加味すると、これらの診断画像上では造影剤による輝度増強を確認する前に次々に消失してしまい、造影効果が瞬時に減弱することは十分予想され得る。

20

【0009】

造影剤を用いた診断の最も基本的なものは、造影剤による輝度増強の有無を調べることにより診断部位における血流の有無を知るというものである。さらに進んだ診断としては、診断部位における造影剤の空間分布の時間変化の様子を輝度変化の広がりや輝度増強の程度を見て行われており、また、造影剤注入から関心領域（ROI）にそれが到達するまでの時間およびROI内での造影剤によるエコー輝度の経時変化（Time Intensity Curve（以下、“TIC”と略称する））、あるいは最大輝度などを求めることにより行われている。

【0010】

最も一般的なTICの作成手順としては、（1）あるフレーム画像内の腫瘍部などに例えば円形のROIを設け、（2）そのROI中の輝度の平均値を求め、（3）複数のフレーム画像に対し同様にROIを設け、輝度平均値を求める。

30

【0011】

上記従来例は、同一画像に対して複数のROIを設け、腫瘍部と非腫瘍部の違いを観察することもあるが、その数は多くても3個程度である。しかも上記従来例では1種類のROIに対して得られるTICは1個のみである。

【0012】

次にハーモニックイメージングについて説明する。上述した造影エコー法は、ハーモニックイメージングという手法で更に効果的に診断ができる。ハーモニックイメージングは、微小気泡が超音波励起されることによって起こる非線形挙動に夜高調波成分のみをエコー信号から分離して検出しようという手法であり、生体臓器は比較的線形挙動を起こしにくいいため、造影剤が良好なコントラスト比で観測できる。

40

【0013】

このようなハーモニックイメージングでは、臓器実質の微小な血流動態の観測ができ、その血流動態を基にした鑑別診断などが可能となることが期待される。しかしながら、この情報を定量化する手法については確立していない。超音波診断装置のような2次元の動画は確かに情報量が大きく、現在行われているTICも画像上の1点から数点について計測できるに止まっている。

【0014】

50

【発明が解決しようとする課題】

本発明の目的は、診断を支援する新規な機能を装備した超音波診断装置を提供することにある。

また、本発明の目的は、より空間的な情報を保持したままで、時間的変移を計測、表示することができ、さらにはそのデータを使って、従来にはない鑑別診断を行うことができる超音波診断装置を提供することにある。

【0015】**【課題を解決するための手段】**

本発明は、超音波で被検体の断面を周期的に走査し、得られたエコー信号に基づいて走査時刻の相違する複数の超音波画像を得る超音波診断装置において、前記複数の超音波画像の関心領域内に在る輝度値を、空間的位置に関する軸と時間的経過に関わる軸とに対して分布するとともに、前記分布を輝度値を高さで表現して疑似3次元で表示することが可能に構成されている。

10

【0020】**【発明の実施の形態】**

以下、図面を参照して、本発明による超音波診断装置を好ましい実施形態により説明する。

(第1実施形態)

図1に本実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す。この超音波診断装置は、電気信号を扱う側と、超音波に内部情報を付与する被検体側との間を媒介するために、先端部分に複数の微小圧電素子が配列されている超音波プローブ1を有する。この超音波プローブ1の形態としては、セクタ対応、リニア対応、コンベックス対応等の中から任意に選択される。

20

【0021】

この超音波プローブ1には、送波ユニット2が接続される。送波ユニット2は、クロック発生器21とレートパルス発生器22と送信遅延回路23とパルサ24とを一般的に有している。クロック発生器21から発振されたクロックに従ってレートパルス発生器22から超音波の送信レート(毎秒送信回数)を決定するためのレートパルスが出力される。このレートパルスは、送信遅延回路23で超音波の指向性を決めるために必要な適当な遅延を受けて、パルサ24にトリガパルスとして与えられる。このトリガパルスに同期してパルサ24からプローブ1の圧電素子に個別に又は近隣グループ単位で、 f_0 を中心周波数とする高周波の信号パルスが印可される。プローブ1の圧電素子は、この信号パルスを受けて機械的に振動する。これにより超音波パルスが中心周波数 f_0 で発生され、被検体に送信される。

30

【0022】

この超音波パルスは生体内を深く伝播していく。この伝播途中で、超音波は音響インピーダンスの不連続面で次々と反射して、このエコーとしてプローブ1に返ってくる。このエコーの振幅は当該不連続面での音響インピーダンスの差に依存している。また、超音波が血球や心臓壁等の移動体表面で反射したとき、そのエコーはドップラ効果により当該移動体のビーム方向の速度成分に依存して、周波数偏移を受ける。

40

【0023】

さて、エコーがプローブ1に返ってくると、圧電素子が機械的に振動する。これにより、圧電素子では微弱な電気信号を発生する。この電気信号は、受波ユニット3に取り込まれる。受波ユニット3は、プリアンプ31と受信遅延回路32と加算器33とを一般的に有している。プローブ1からの電気信号はまずプリアンプ31で増幅され、受信遅延回路32で適当な遅延を受けた後、加算器33で加算される。これにより受信指向性を持った1つのエコー信号が取得される。

【0024】

このエコー信号は、Bモードユニット4とカラードップラユニット5とに供給される。ここではBモードとカラードップラとの代表的な2種類のユニットのみについて説明するが

50

、他のモード、例えば1ライン上の組織変化を経時的に表すMモード、最高血流速を精度よく検出する連続波ドップラモード、任意の深さの1点に関する血流状態を詳細に表すパルス波ドップラモード等のユニットを、装備してもよい。これら他のモードのユニット構成は周知であるので、個々では説明を省略する。

【0025】

まず、Bモードユニット4は、検波回路41と対数増幅器42とアナログデジタルコンバータ(A/D)43とを一般的に有している。上述したように、検波回路41でエコー信号を検波し、その包絡線を得る。この包絡線信号を対数増幅器42で対数増幅して、さらにアナログデジタルコンバータ43でデジタル信号に変換する。

【0026】

次に、カラードップラユニット5は、ミキサ51とローパスフィルタ52とアナログデジタルコンバータ(A/D)53とMTIフィルタ54と自己相関器55と演算部56とから構成される。ミキサ51とローパスフィルタ52とは、直交位相検波回路を構成し、中心周波数 f_0 の参照信号と、それから 90° 移相した参照信号とをそれぞれ個別にエコー信号に掛け合わせ、そしてこの掛け合わせにより得られた信号それぞれから高周波成分を除去することにより、偏移周波数成分を持つドップラ信号を取り出す。なお、このドップラ信号には、主に血球等の速い移動体での反射により周波数偏移を受けた高周波成分と、主に心臓壁等の遅い移動体での反射により周波数偏移を受けた低周波成分とが含まれている。

【0027】

このドップラ信号をアナログデジタルコンバータ53で、1本の走査線に対して例えば0.5mm間隔に相当する所定のサンプリング周波数に従ってサンプリングして、デジタル信号に変換してから、MTIフィルタ54に送り込む。MTIフィルタ54は、ハイパスフィルタとして機能し、主に血球等の速い移動体での反射により周波数偏移を受けた高周波成分(血流成分)だけを通し、主に心臓壁等の遅い移動体での反射により周波数偏移を受けた低周波成分(クラッタ成分)を除去する。

【0028】

そして、この血流成分だけになったドップラ信号を自己相関器55により周波数解析して、血球による偏移周波数を求める。この偏移周波数に基づいて、演算部56では血流速度(平均速度)と、その分散と、主に血流量(血球個数)を反映しているパワー(ドップラ信号の振幅の2乗)とを、サンプル点毎に演算する。

【0029】

これらBモードユニット4で得られた超音波画像(組織断層イメージ)の信号や、カラードップラユニット5で得られた超音波画像(血流イメージ)の信号は、表示ユニット6に送られ、デジタル・スキャン・コンバータ回路(DC回路)61でズームや補間等の適当な処理を受け、さらにTV走査方式に変換され、そして図示しないデジタルアナログコンバータでアナログのビデオ信号に変換され、モニタ62にそれぞれ濃淡画像、カラー画像として表示される。

【0030】

また、デジタル・スキャン・コンバータ回路61でTV走査方式に変換された超音波画像の信号は、プロフィールユニット7にも供給される。このプロフィールユニット7は、超音波で走査した被検体の断面内に、任意の形状、任意の大きさ、任意の位置、任意の向きで設定された2次元領域(関心領域(以下単に“ROI”と称する))に関する3次元プロフィール、つまりROI内での画素値の空間的变化を、連峰を斜視した如く、疑似3次元画像として立体的に表現したものをモニタ62に表示させるために設けられている。

【0031】

プロフィールユニット7は、画像記録メモリ71とプロフィールデータ取得回路72と制御卓73と3次元プロフィール作成回路74と3次元プロフィール表示用メモリ75とから構成される。画像記録メモリ71はデジタル・スキャン・コンバータ回路61からのビデオ信号変換前のデジタル信号の状態で超音波画像信号を最大64枚分記録できるデ

10

20

30

40

50

ィジタルメモリであり、例えばDRAMやフラッシュメモリで構成されている。

【0032】

超音波走査が行われている間、画像記録メモリ71では、デジタル・スキャン・コンバータ回路61から送られてくる超音波画像信号の書き込みと消去とが繰り返されている。そして、オペレータがモニタ62にリアルタイムで表示される超音波画像を観察しながら重要と判断したとき、制御卓73を適当に操作すると、例えば書き込みページの移動により当該重要な1枚又は複数枚の超音波画像信号が、制御卓10の制御に従って画像記録メモリ71に記録される。

【0033】

画像記録メモリ71に記録された複数の超音波画像のうち、制御卓73を介してオペレータが指定した全て又は幾つかの超音波画像が3次元プロファイル作成の対象とされ、モニタ62に表示される。

【0034】

図2(a)に対象画像の表示例を示している。この表示された超音波画像上に、オペレータが制御卓73を操作して例えば矩形でROIを、任意の大きさ、任意の位置、任意の向きで設定すると、当該ROI内に含まれる複数画素の輝度や平均速度やパワー等に関する画素データがプロファイルデータ取得回路72により画像記録メモリ71から3次元プロファイル作成回路74に選択的に読み出される。ROIとしては矩形で設定することに限定されることはなく、図3(a)に示すような楕円、円、自由曲線、さらに自動トレースを使って任意に設定される。この手法によれば、上述の図3(a)の任意形状のROIについて、図3(b)のようなプロファイルが得られる。

【0035】

3次元プロファイル作成回路74はプロファイルデータ取得回路72から送られてきた画素データから3次元プロファイルを作成する。この3次元プロファイルの作成法としては、3次元対象を立体感を持たせて擬似的に2次元平面上に表示する疑似3次元表示法に依存して決まる。疑似3次元表示法としては、線画で立体形状を表現するワイヤーフレーム法や、陰影を付けて立体形状を表現するシェーディング(影付け)法が代表的である。

【0036】

本実施形態では、処理が高速で構成も簡易なワイヤーフレーム法に近似している独自の方法で3次元プロファイルを作成する。この方法は、例えば水平走査線と並行に規定したX軸に沿ってAモードのような画素値の空間変化を表すグラフを、例えば垂直線と並行に規定したY軸上で離散的に複数作成し、これら複数のグラフを図2(b)に示すような斜めに設けた表示用Y軸に沿って少しずつずらしてアレンジするという非常に簡易で高速化の図れる方法である。

【0037】

このようにして3次元プロファイル作成回路74で作成された3次元プロファイルデータは、これをデジタル・スキャン・コンバータ回路61と同様にTV走査方式に並べ替える3次元プロファイル表示用メモリ75を介してモニタ62に供給され、図2(b)のようにROI内の画像構造を立体的に把握できるような形態で表示される。従って、組織構造や血流の様子を3次元で立体的にしかも正確に観察することができ、従来にないより高度な診断を支援することができる。

【0038】

次にこのような3次元プロファイルの様々な応用例について説明する。図4には、第1の応用例を示しており、同図(a)に示すように同一の超音波画像上の異なる場所に複数のROIを設定して、同図(b)に示すように複数の3次元プロファイルを同一画面に並べて同時表示することにより、場所を変えて比較診断を行い得るようになる。

【0039】

また、図5(a)に示すように、同じ部位に関して異なる時刻に収集した複数の超音波画像を対象に、共有ROIを設定して、同図(b)に示すように複数の3次元プロファイルを同一画面に並べて同時表示することにより、時間的な変化を比較診断により観察できる

10

20

30

40

50

。この場合、被検体の心電波形（ECG）を計測して、この心電波形上で関心時刻（関心時相）をオペレータが任意に指定できるようにしたり、またこの心電波形を3次元プロファイルと同一画面に表示できるようにすることが好ましい。

【0040】

さらに、検査中の被検体の3次元プロファイルに、健常者の理想的な3次元プロファイルを並べて表示したり、別々な被検体の3次元プロファイルを並べて表示するようなことも考えられる。

【0041】

また、図6(a)に示すように、超音波画像上にライン状のROIを設定して、このライン上の画素値の空間変化を表すグラフを、同図(b)に示すように時間軸に沿ってアレ
ンジすることにより、組織構造や血流状態の時間変化を3次元で立体的にしかも正確に観察
できるようになり、従来にないより高度な診断を支援することができる。

10

（第2実施形態）

本発明の第2実施形態に係る超音波診断装置を、図面に基づいて説明する。本実施形態は、造影剤を投与して染影度によって血流状態をみる場合の関心部位全てについて適用可能であるが、ここでは、肝臓実質か、もしくは心臓筋肉への染影度から血流状態を知り、異常部位を同定する場合を例にとって説明する。

（構成と信号の流れについて）

始めに、図7を参照して、第2実施形態に係る超音波診断装置の構成について説明する。この装置は、被検体との間で超音波信号の送受信を担う超音波プローブ201と、この超
音波プローブ201を駆動し、かつ超音波プローブ1の受信信号を処理する装置本体20
0と、この装置本体200に接続され、かつオペレータからの指示情報を装置本体200
に入力可能な操作パネル210とを具備する。この操作パネル210を使って、オペレー
タはグラフィカルに表示画像上にROIを設定することが可能となる。

20

【0042】

超音波送信部202は、遅延回路とパルスとを有し、CPU212によって制御されたレ
ートパルスに従って一定の送信間隔でパルス状の超音波を発生する。そして、被検体内の
音響インピーダンスの不連続面で反射した反射波は、プローブ201で受信される。プロ
ーブ201からチャンネル毎に出力されるエコー信号は、超音波受信部203に取り込ま
れ、ここでエコー信号は、チャンネル毎にプリアンプで増幅され、受信遅延回路により受
信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与えられ、加算器で加算される。この加算によ
り受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。なお、この送信指向性と受信指
向性により送受信の総合的な指向性が決まる。

30

【0043】

次にレシーバ部204は、図示しないが、対数増幅器、包絡線検波回路、アナログディジ
タルコンバータから構成される。ハーモニックイメージングを用いる場合、このレシーバ
部204には、帯域通過型フィルタなどが具備され、エコー信号から送信周波数の2倍の
高調波成分のみを取り出して通過させる。

【0044】

このレシーバ部204からの出力は、Bモード用デジタルスキャンコンバータ(DSC
)部205で超音波スキャンのラスタ信号列から、ビデオフォーマットのラスタ信号列に
変換され、メモリ合成部206に送られる。

40

【0045】

メモリ合成部206は、画像と設定パラメータ等の情報を並べる、あるいは重ねるなどし
てビデオ信号として出力し、これを表示部207に送り、被検体組織形状の断層像が表示
される。なお、カラードプラ法においては、ドプラ信号を検波し、カラーフロー画像を作
成するドプラユニット215を通過後に、メモリ合成部206においてBモード像に重ね
した形式で、表示される。

【0046】

イメージメモリ208は、Bモード用デジタルスキャンコンバータ部205やドプラユ
ニ

50

ニット 215 から超音波スキャンのラスト信号列又はビデオフォーマットのラスト信号列を受け取り、記録するために設けられている。この記録情報は、診断後などにオペレータの再生指示に従ってイメージメモリ 208 から読み出され、リアルタイム時と同様に、Bモード用デジタルスキャンコンバータ部 205、メモリ合成部 206 を経由して表示部 207 に送られ、再生表示される。

【0047】

時間依存マトリクス (TIM) 演算回路 209 は、特徴的な構成要素であり、詳細は後述するが、超音波スキャンの繰り返しにより時間的に次々と得られる超音波画像のそれぞれについて、同じ位置の関心領域 (ROI) 内に含まれる画素の輝度インテンシティ (輝度強度) を計算する。この結果はメモリ合成部 206 を経由して表示部 207 に表示される。

10

【0048】

また、TIM 演算結果は、例えば、プリンタ、磁気記憶媒体、ネットワーク経由したパソコンなどに、外部出力装置 218 を介して出力される。

(時間依存マトリクス (TIM) の概念)

従来、時間依存曲線 (TIC) と呼ばれるものは、複数画像 (多くは時系列的に並ぶ複数枚の超音波画像) に対して、1 画素の画素値 (輝度)、又はある 2 次元領域内の画素の平均値 (平均輝度) 等を画像ごとに求め、この輝度を時間軸に関して並べて 1 次元的な曲線を求めるものである (図 8 参照)。

【0049】

この図 8 でも明らかなように、TIC では、1 画面の関心領域 (ROI) はある面積を有してはいるが、そこから平均処理などを施して一値を求め、これを時間軸に並べたものであるため、ROI を 1 つ設定したとき、1 本の曲線が得られるのみである。

20

【0050】

それに対して、TIM は、図 9 (a) に示すように、ある第 i 番目の画像に対して、空間的に連続的又は離散的な N 個の画素の輝度値のセットを空間的な位置関係に従って順番に並べて、それを 1 つの数列 $a_i = \{a_{i1}, a_{i2}, \dots, a_{im}\}$ として表記する。

【0051】

このように全ての連続的に得られた n 枚の超音波画像に対して同様な数列を作り、これらを行方向 (時間軸方向) に並べる (図 9 (b))。このように、時間的に連続する複数枚の超音波画像を対象に、同じ ROI 内の画素の輝度値を、空間的な位置を表す軸と、時間的な軸とに従って配列した画像の如きデータセットを、時間依存マトリクス (TIM) と称している。

30

【0052】

次に、測定例 (操作手順) について説明する。この操作手順はイメージメモリを使用するかしないかで若干相違するので、別々に説明する。

(イメージメモリを使う場合)

(1) まず、診断部位のスキャンを行った後、オペレータは一旦スキャンを止め、イメージメモリ 208 に記録された画像を表示させる。(2) そして、TIM の時間範囲を、例えば第 10 フレームから第 42 フレームまでというように限定する。(3) 次に、表示画像を参照してスキャン断面内の任意の位置に関心領域 (ROI) を任意の形状で設定する (ROI の形状の例は後述)。(4) ROI の設定が完了すると、上述したように TIM が作成され、その結果が様々な形態で表示される。(5) 必要があれば、TIM のデータを分析プログラムにかける。

40

(イメージメモリを使わない場合 (リアルタイムで行う場合))

(1) まず、オペレータは、心電波形 (ECG) を使っていわゆる心拍同期により心拍時相が同じ又は近接している心臓や肝臓腫瘍部に関する超音波画像をリアルタイムで見ながら、ROI を設定する。(2) 次に、スキャンを継続しながら、操作パネル 210 上にある、開始スイッチを押し、計測を開始する。(3) すると、Bモードデジタルスキャンコンバータ部 205 からの超音波画像データに対して、ROI 内の画素の輝度列を次々に

50

作成していく。(4)オペレータが停止スイッチを押すか、あるいは一定時間後に自動停止などして、輝度列の作成が止まり、この輝度列を時間軸に関して配列してTIMを得、この結果を様々な形態で表示する。(5)必要があれば、結果のデータを分析プログラムにかける。

(ROIの形状について)

(1)ROIは、図10(a)に示すように、超音波走査線に沿って一次元にいわゆる線ROIとして設定され、または図10(b)に示すように、超音波走査線に依存せずに任意の方向に線ROIとして設定され、このROIをm個の領域に分割し、そして領域ごとに領域内の画素の平均値、最大値、最小値等の代表値を求め、この代表値の数列データを
10
得る。mの値を例えば2000という大きな値にして、走査線方向のサンプル数と等しくし、数列データをMモードの場合のROIと等価にすることはもちろん可能であるが、mを過度に増やすと、計算量が増大するばかりか、スペックルパターンの凹凸を無意味に反映させる結果になるので、平均処理を施してmを数十から数百程度にするとよい。

(2)また、図11(a)に示すように、ROIを長方形で任意の位置及び方向に設定し、このROIをm個の領域に分割し、そして線ROIの場合と同様に、各領域内の画素の平均値、最大値、最小値等の代表値を領域ごとに求め、結果として数列データを
20
得る。領域はもちろん等分割である必要はないが、通常は等分割である方がわかりやすい。また、ROIは数列データを求めるのが目的であるから、その形状も制限はなく、例えば図11(b)に示すように、心筋に沿って湾曲させて円弧形状にしてもよい。

(3)さらに、図12に示すように、ROIを任意の半径で円に設定してもよく、この場
20
合、その中心点Pからの距離に従ってxの幅でm個のリング状の領域(S1, S2, ..., Sm)に分割し、そして線ROIの場合と同様に、各領域内の画素の平均値、最大値、最小値等の代表値を領域ごとに求め、結果として数列データを
得る。

【0053】

このような様々なROIのオリジナルデータを予め用意していて、オペレータが操作パネル210を介して選択できるようになっている。または、キーボード等を利用して、新しいROIをオペレータが創作できるようになっているもよい。

【0054】

なお、数列データは、限定された時間幅内の全ての超音波画像を対象として、求めてもよいが、適当に間引いてもよい。また、代表値も、平均値、最大値、最小値などの中から自由
30
に選択できるようになっており、さらにROIの分割数mもオペレータが自由に指定できるようになっている。

(TIMの表示形態)

次にこのようにして求めたTIMは、(1)最も簡単には、図13(a)に示すように、求めたTIMをそのまま数字列として表示部207に表示することである。この表示形態は、グラフィカルに時間変化を見るに適していないが、オフラインで事後処理を行うの
40
には適しており、主に外部出力のために使用すると効果的である。

【0055】

(2)他の表示計値としては、図13(b)に示すように、空間的位置をX軸に、時間的位置をY軸に取り、そして輝度値(代表値)をZ軸にとって、この3次元座標に、ROI
40
内の空間的な輝度変化のグラフを時間的に並列するようにしてもよいし、

(3)このグラフの代わりに、図13(c)に示すように、空間的位置をX軸に、時間的位置をY軸に取り、そして輝度値(代表値)に応じて表示輝度階調を割り当てて濃淡表示する
ようにしてもよい。

【0056】

ここで、実際の症例に対して当該TIMを適用した場合の効用について説明する。まず、図14(a)には、肝臓に腫瘍らしき病変が確認された時に、その病変を横断するようにROIを設定した例を示している。また、図14(b)には、ハーモニックモードにて造影剤を投与して得られた超音波画像を対象にして、輝度列を約1秒に1本の割合で得て、これらの輝度列を上述した図13(b)のようにグラフで表示した場合を示している。
50

【 0 0 5 7 】

この図 1 4 (b) 内で “ a ” は、高輝度に対応する臓器の境界を表しており、一般的に時間経過と共に変動するものではない。また、“ e ” の領域は、正常な肝臓実質に対応しており、造影剤投与後の “ c ” の時間区間で上昇し、“ d ” の時間区間で減少している。病変部に相当する領域 “ b ” は、投与後、“ c ” の時間区間においても輝度上昇が見られていないことが確認でき、このことから当該病変は乏血性の転移性肝癌の疑いがあると診断することができる。

【 0 0 5 8 】

さらには、この図 1 4 (b) から、病変の虚血領域の大きさも読みとることができる。同様に、図 1 5 (a) に示すように、造影剤投与後に “ b ” の領域に大きな増強が見られることから、病変は血流の豊富な原発性肝癌の可能性が高いと診断できる。また同様に、病変の虚血領域の大きさ、病変の周辺部分の血流の時間遅延も読みとることが出来る。

10

【 0 0 5 9 】

次に別の症例について見てみると、図 1 5 (b) には、ROI が図 1 2 に示したように同心リング状に設定され、表示形態は図 1 3 (b) に示したグラフ表示の例について示している。ここでは、病変の中央に ROI の中心点を設定した。“ b ” の領域は、増強が無く、転移性肝癌が疑われた。癌のような病変はおよそ円形であり、病変内部、病変をとりまく血管、病変の外側といったように、中心から等距離の血行動態は類似しているから、このような ROI の取り方によって、輝度変化の様子が増幅され明瞭になると考えられる。言うまでもなく、図 1 3 (c) に示した輝度階調表示の形態であっても、同様の効果がある。

20

【 0 0 6 0 】

次に TIM の応用例について説明する。輝度列 $T = \{ a_1, a_2, \dots, a_n \}$ を使って、様々な分野での応用も可能となる。例えば、音声認識の分野で代表的な DP マッチング法 (L.R.Rabiner and S.E.Levinson: “ Isolated and connected word recognition theory and selected application ”, IEEE Trans.Commun, COM-29,5, pp.621-659(1981)) という手法は、時間方向の変動を、動的計画法を用いて正規化するものである。原発性肝癌、転移性肝癌、正常肝などの造影パターンを標準パターンとして用意しておき、手法に従った「距離」を求めて、距離の大小でマッチングを図るものである。

【 0 0 6 1 】

この手法では、時間長の変動の正規化を行うため、血流速度、輝度ピーク値などが異なっても、図 1 3 や図 1 4 に示したようなパターンを示せば、認識可能となる。

30

【 0 0 6 2 】

また、詳細は省略するが、ニューラルネットワーク (例えば隠れマルコフモデル) などにとる認識アルゴリズムに応用しても良い。さらには、認識の前処理に必要である場合、もしくは単に特徴を目視したい場合などに、輝度列にフーリエ変換を施して、変化の大小 (空間的な周波数成分) を観察するために用いてもよい。この構成を図 1 6 に示すように、オペレータは操作パネル 2 1 0 により得られた TIM データに認識処理を施す指示を与える。TIM 演算回路 2 0 9 のデータは、主要部である認識回路 2 3 1 へ送られ、上述の認識処理がなされる。結果については、表示部 2 0 7 あるいは外部出力装置 2 1 8 へ出力される。

40

その他、本発明は、上述してきたような実施形態に限定されることなく、種々変形して実施可能であることは言うまでもない。

【 0 0 6 3 】

【 発明の効果 】

本発明では、組織構造や血流の様子を 3 次元で立体的に観察できる。これにより、従来には無い新たな情報を与えられて、診断支援という目的が高度化するものである。

【 図面の簡単な説明 】

【 図 1 】 本発明の第 1 実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図。

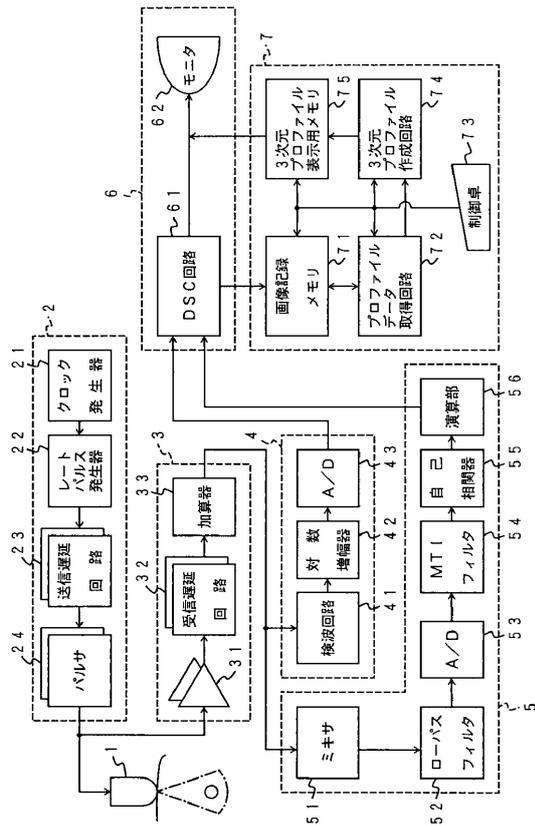
【 図 2 】 第 1 実施形態による基本的な 3 次元プロファイルを示す図。

50

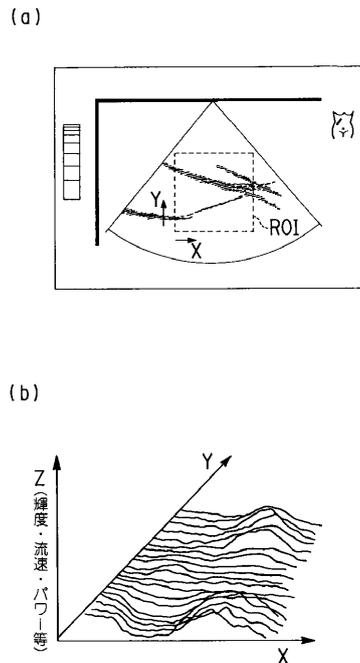
【図 3】第 1 実施形態の 3 次元プロファイルの第 1 の応用例を示す図。	
【図 4】第 1 実施形態の 3 次元プロファイルの第 2 の応用例を示す図。	
【図 5】第 1 実施形態の 3 次元プロファイルの第 3 の応用例を示す図。	
【図 6】第 1 実施形態の 3 次元プロファイルの第 4 の応用例を示す図。	
【図 7】本発明の第 2 実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図。	
【図 8】エコー輝度の経時的変化の位置歴を示す図。	
【図 9】第 2 実施形態による時間依存マトリクス概念図。	
【図 10】ROI の一例を示す図。	
【図 11】ROI の他の例を示す図。	
【図 12】ROI のさらに他の例を示す図。	10
【図 13】第 2 実施形態による時間依存マトリクスの表示例を示す図。	
【図 14】第 2 実施形態による時間依存マトリクスの鑑別診断への応用例を示す図。	
【図 15】第 2 実施形態による時間依存マトリクスの鑑別診断への他の応用例を示す図。	
【図 16】第 2 実施形態に係る超音波診断装置の変形例の構成を示すブロック図。	
【符号の説明】	
1 ... 超音波プローブ、	
2 ... 送波ユニット、	
3 ... 受波ユニット、	
4 ... B モードユニット、	
5 ... カラー Doppler ユニット、	20
6 ... 表示ユニット、	
7 ... プロファイルユニット、	
2 1 ... クロック発生器、	
2 2 ... レートパルス発生器、	
2 3 ... 送信遅延回路、	
2 4 ... バルサ、	
3 1 ... プリアンプ、	
3 2 ... 受信遅延回路、	
3 3 ... 加算器、	
4 1 ... 検波回路、	30
4 2 ... 対数増幅器、	
4 3 ... アナログ・デジタル・コンバータ、	
5 1 ... ミキサ、	
5 2 ... ローパスフィルタ、	
5 3 ... アナログ・デジタル・コンバータ、	
5 4 ... MTI フィルタ、	
5 5 ... 自己相関器、	
5 6 ... 演算部、	
6 1 ... デジタル・スキャン・コンバータ回路、	
6 2 ... モニタ、	40
7 1 ... 画像記録メモリ、	
7 2 ... プロファイルデータ取得回路、	
7 3 ... 制御卓、	
7 4 ... 3 次元プロファイル作成回路、	
7 5 ... 3 次元プロファイル表示用メモリ、	
2 0 0 ... 装置本体、	
2 0 1 ... 超音波プローブ、	
2 0 2 ... 超音波送信部、	
2 0 3 ... 超音波受信部、	
2 0 4 ... レシーバ部、	50

- 205 ... Bモードデジタルスキャンコンバータ部、
- 206 ... メモリ合成部、
- 207 ... 表示部、
- 208 ... イメージメモリ、
- 209 ... TIM演算回路、
- 210 ... 操作パネル、
- 212 ... CPU、
- 215 ... ドプラユニット、
- 218 ... 外部出力装置、
- 231 ... 認識回路。

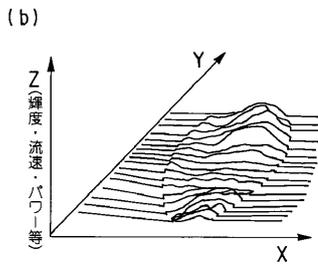
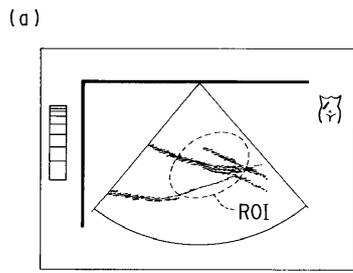
【図1】



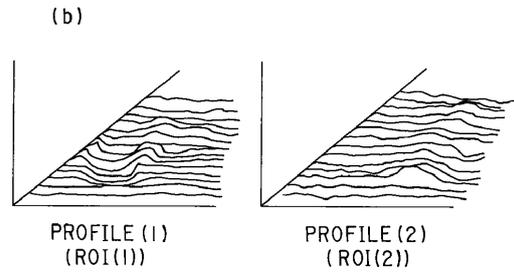
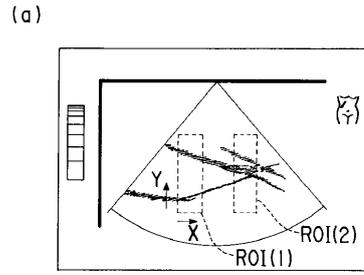
【図2】



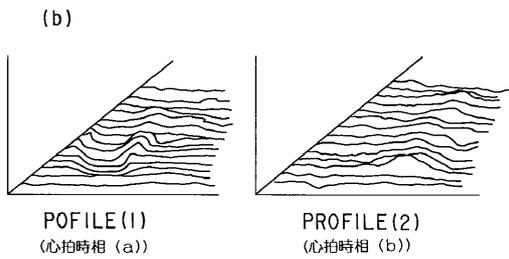
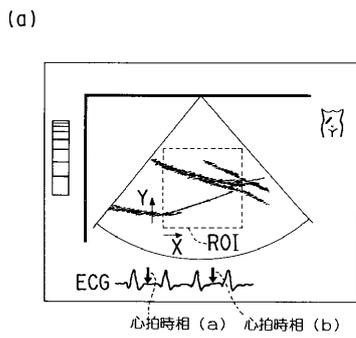
【 図 3 】



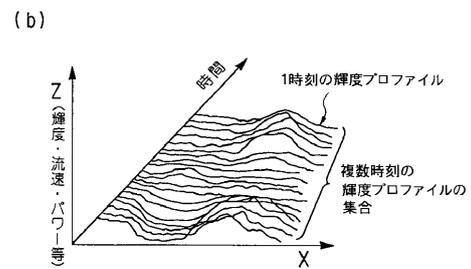
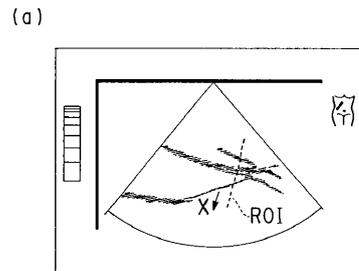
【 図 4 】



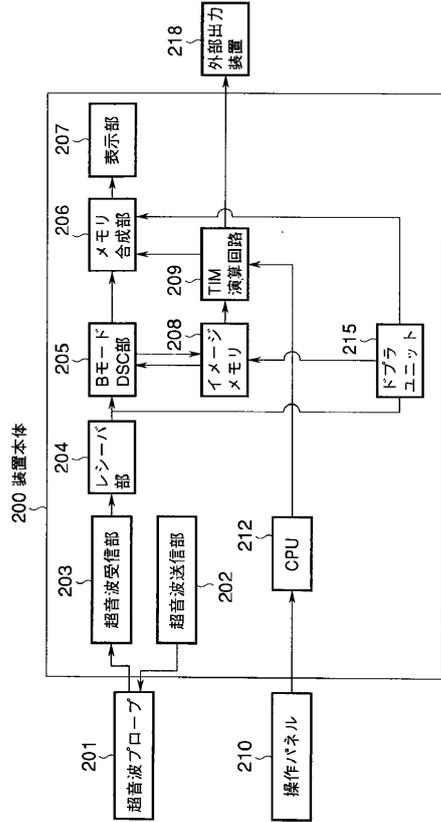
【 図 5 】



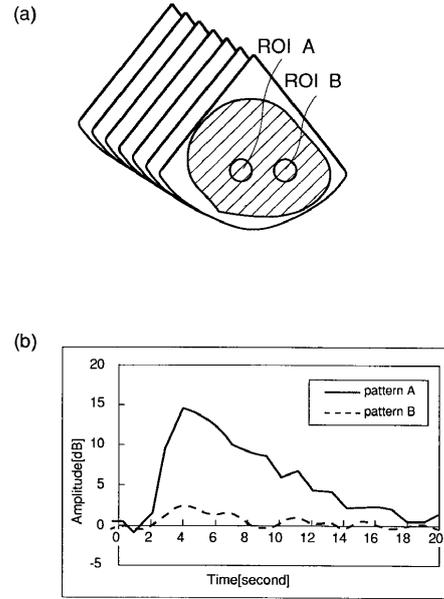
【 図 6 】



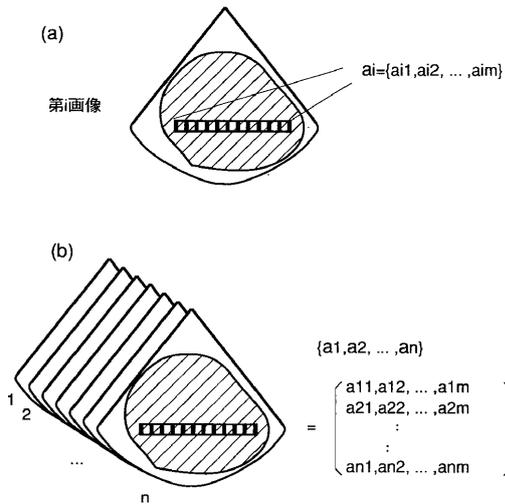
【 図 7 】



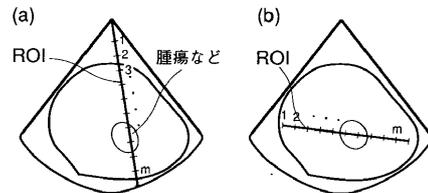
【 図 8 】



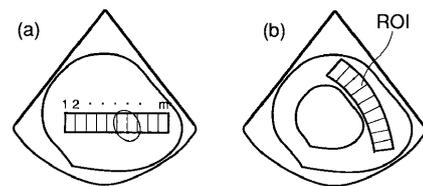
【 図 9 】



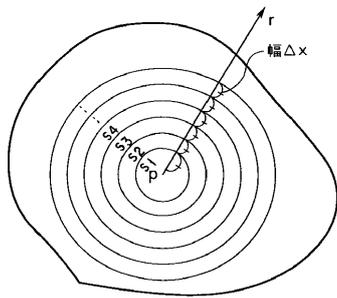
【 図 10 】



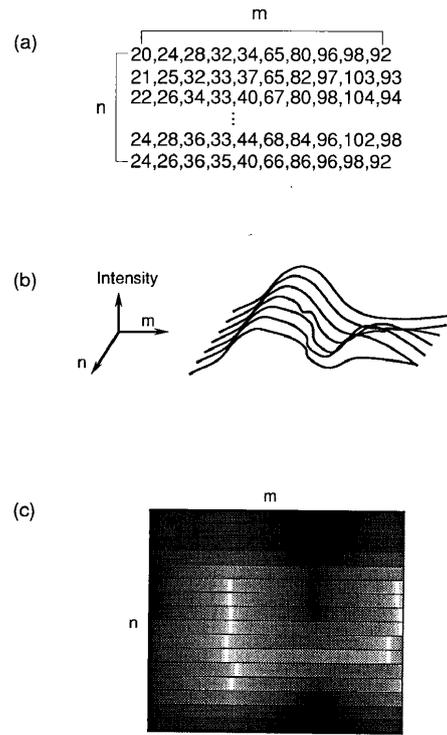
【 図 11 】



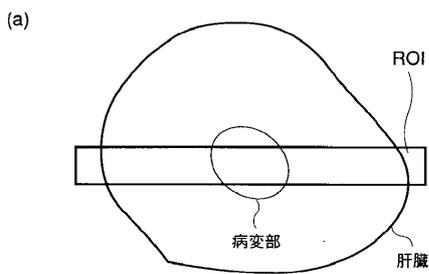
【 図 1 2 】



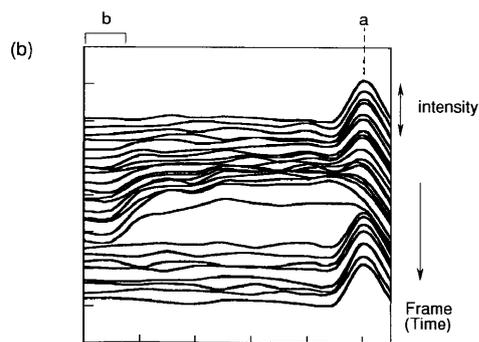
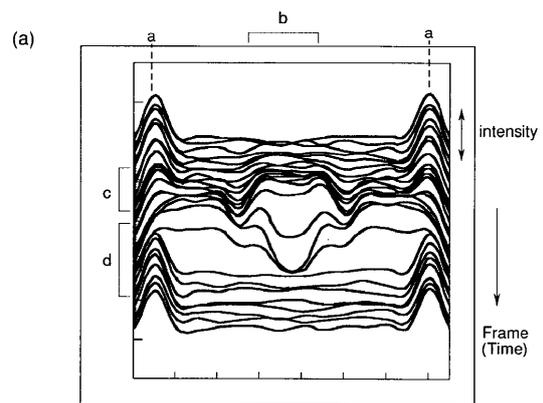
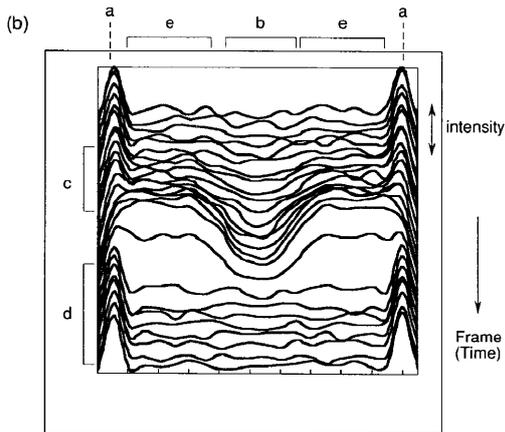
【 図 1 3 】



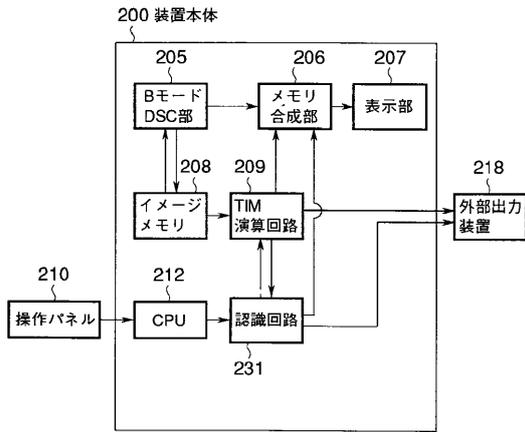
【 図 1 4 】



【 図 1 5 】



【 図 1 6 】



フロントページの続き

(74)代理人 100088683

弁理士 中村 誠

(74)代理人 100070437

弁理士 河井 将次

(72)発明者 鈴木 智子

栃木県大田原市下石上1385番の1 東芝メディカルエンジニアリング株式会社内

(72)発明者 神山 直久

栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会社東芝那須工場内

審査官 右 高 孝幸

(56)参考文献 特開平1 - 97441 (J P , A)

特開平3 - 133436 (J P , A)

特開平4 - 295345 (J P , A)

特開平4 - 314437 (J P , A)

特開平5 - 168633 (J P , A)

特開平5 - 168634 (J P , A)

特開平6 - 209932 (J P , A)

特開平6 - 285065 (J P , A)

特開平7 - 323030 (J P , A)

特開平8 - 280678 (J P , A)

特開平8 - 317921 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , DB名)

A61B 8/00