

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3711335号

(P3711335)

(45) 発行日 平成17年11月2日(2005.11.2)

(24) 登録日 平成17年8月19日(2005.8.19)

(51) Int.Cl.⁷

A 6 1 B 8/00

F I

A 6 1 B 8/00

請求項の数 9 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2001-370291 (P2001-370291)	(73) 特許権者	390029791 アロカ株式会社 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(22) 出願日	平成13年12月4日(2001.12.4)	(74) 代理人	100075258 弁理士 吉田 研二
(65) 公開番号	特開2003-164449 (P2003-164449A)	(74) 代理人	100096976 弁理士 石田 純
(43) 公開日	平成15年6月10日(2003.6.10)	(72) 発明者	笠原 英司 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロ カ株式会社内
審査請求日	平成16年3月5日(2004.3.5)	審査官	後藤 順也
		最終頁に続く	

(54) 【発明の名称】 超音波画像処理装置及び超音波エコー信号処理装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波を送受波して三次元領域内の複数のボクセルそれぞれのボクセル値となるエコーデータを取得する送受波手段と、前記三次元領域に向けて設定された複数の投影線上にそれぞれ並ぶボクセル列に対して当該投影線に沿って逐次的に投影演算を行って、超音波画像上での前記各投影線に対応する画素値を求める画素値演算手段とを有する超音波画像処理装置において、

前記投影演算は、ボクセル値に関する所定の複数の値域別の複数の値域別投影演算からなり、

前記画素値演算手段は、

前記各投影線上の前記各ボクセルの前記ボクセル値が、前記複数の値域のいずれに属するかを判別する判別手段と、

前記各投影線上の前記各ボクセルに対し、当該ボクセルが属する前記値域に対応する前記値域別投影演算を行う値域別投影演算手段と、

を有することを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項2】

超音波を送受波して三次元領域内の複数のボクセルそれぞれのボクセル値となるエコーデータを取得する送受波手段と、前記三次元領域に向けて設定された複数の投影線上にそれぞれ並ぶボクセル列の前記ボクセル値に基づいて、超音波画像上での前記各投影線に対応する画素値を求める画素値演算手段とを有する超音波画像処理装置において、

10

20

前記画素値演算手段は、
前記各投影線上の前記各ボクセルの前記ボクセル値が、所定の複数の値域のいずれに属するかを判別し、当該ボクセルを前記値域別の複数の部分ボクセル列のうち判別された値域に対応するものへ分類する分類手段と、
前記各投影線に対し、前記複数の部分ボクセル列ごとに、当該投影線に沿って逐次的に値域別投影演算を行う値域別投影演算手段と、
前記各投影線に対しての複数の前記値域別投影演算の演算結果に基づいて、当該投影線に対応する前記画素値を求める値域別演算結果統合手段と、
を有することを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項 3】

10

請求項 1 又は請求項 2 に記載の超音波画像処理装置において、
前記値域別投影演算は、前記ボクセル値の関数で与えられる不透明度を用いたボリュームトレーシング法によるボリュームレンダリング処理であり、
不透明度を与える前記関数は、前記各値域ごとに異なること、
を特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項 4】

請求項 1 から請求項 3 のいずれかに記載の超音波画像処理装置において、
前記値域別投影演算手段は、前記各画素値のうち、前記各値域別投影演算それぞれにより得られる前記各値域ごとの寄与成分に互いに異なる色属性を付与することを特徴とする超音波画像処理装置。

20

【請求項 5】

請求項 1 から請求項 4 のいずれかに記載の超音波画像処理装置において、
前記複数の値域は、同一の前記超音波画像に表される複数種類の反射体それぞれのボクセル値の分布に基づいて設定されることを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項 6】

請求項 5 記載の超音波画像処理装置において、
前記ボクセル値は、エコー強度であり、
前記複数の値域は、前記複数種類の反射体それぞれの超音波の反射率に応じて設定される複数のエコー強度範囲であること、
を特徴とする超音波画像処理装置。

30

【請求項 7】

請求項 6 記載の超音波画像処理装置において、
前記複数の値域は、生体に対応した低エコー強度範囲と、少なくとも金属に対応した高エコー強度範囲とを含むことを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項 8】

超音波を送受波して投影線上に並ぶエコーデータ列を取得する送受波手段と、前記エコーデータ列に対し前記投影線に沿って逐次的に投影演算を行って投影値を求める投影値演算手段とを有する超音波エコー信号処理装置において、
前記投影値演算手段は、
前記エコーデータ列を構成する各エコーデータが所定条件を満たすか否かを判定する判定手段と、
前記エコーデータ列のうち前記所定条件を満たす区間に対して前記投影演算を行う投影演算手段と、
を有することを特徴とする超音波エコー信号処理装置。

40

【請求項 9】

請求項 8 記載の超音波エコー信号処理装置において、
前記所定条件は、前記エコーデータについての相反する複数の要素条件からなり、
前記投影演算は、前記複数の要素条件別の複数の条件別投影演算からなり、
前記判定手段は、前記エコーデータ列を構成するエコーデータが前記複数の要素条件のいずれを満たすかを判定し、

50

前記投影演算手段は、前記エコーデータ列のうち、いずれかの前記要素条件を満たす区間に対して、当該要素条件に対応する前記条件別投影演算を行うこと、
を特徴とする超音波エコー信号処理装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、観察対象物に対して超音波を送受波して得られるエコーデータに基づいて画像を生成する超音波画像処理装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

10

生体への超音波の送受波により生体内の断層画像等を表示する超音波診断装置が知られており、近年では、生体内三次元領域のエコーデータを用いて、空間的に把握可能な画像を表示できる超音波三次元画像表示装置が開発されている。

【0003】

例えば、三次元領域に対し、各画素に対応する仮想的な投影線（透視線）が複数設定され、各投影線ごとにボクセル処理がなされる。ボクセル処理では、各投影線上の所定の開始ボクセルから所定の終了ボクセルまで投影線に沿った逐次的な処理が行われ、各ボクセルのエコーデータを累積的に処理した最終的な処理結果（終了ボクセルの出力光量）が画素の画素値（例えば、輝度値、色相など）に変換される。

【0004】

20

ボクセル処理は、公知のボリュームレンダリングに基づいて行うことができる。例えば、あるボクセル i からの出力光量 C_{OUTi} は、そのボクセルへの入力光量 C_{INi} に応じた透過光量と、そのボクセルのエコーデータ e_i に応じた発光量とを加算して求められる。図6は、あるボクセル2での入力光量 C_{INi} と出力光量 C_{OUTi} との関係を表す模式図であり、またその関係は次式で表される。次式において、 α_i はボクセル i の不透明度（オパシティ）であり、発光量は不透明度とエコーデータの積として定義される。ちなみに、次式右辺第1項が透過光量、第2項が発光量である。

【0005】

【数1】

$$C_{OUTi} = (1 - \alpha_i) \cdot C_{INi} + \alpha_i \cdot e_i \quad \dots\dots\dots (1)$$

30

$C_{INi} = C_{OUT(i-1)}$ の関係を利用して、(1) 式は開始ボクセルから終了ボクセルへ向けて、ボクセルごとに逐次的に計算される。その間、各ボクセルの不透明度 α_i は加算され、その加算値 $\sum \alpha_i$ が1に到達するとその投影線についてのボクセル処理は終了する。また、(1) 式の計算が終了ボクセルについて行われたときにもボクセル処理は終了する。

【0006】

不透明度 α_i は $0 \leq \alpha_i \leq 1$ であり、エコーデータ e_i の関数として定義される。具体的には、例えば、

【数2】

$$\alpha_i = k_1 \cdot e_i^{k_2} \quad \dots\dots\dots (2)$$

として定義される。ここで、 k_1 、 k_2 はエコーデータに無関係な定数である。 k_2 としては、望ましくは1よりも大きな数値が用いられる。

40

【0007】

この不透明度を操作することにより、透視される深さを変更することができる。例えば、不透明度が大きいときは、生体組織の表面近くでボクセル処理が終了するので、得られる超音波三次元画像には生体組織表面の情報が表示される。一方、不透明度が小さいときは、ボクセル処理は組織内部にまで及び、組織内部の情報を観察することができる。

【0008】

【発明が解決しようとする課題】

演算装置の高速化に伴い、リアルタイムでの三次元画像表示が可能になってきており、手術中において施術部位の超音波三次元画像をリアルタイムに得たいという要求が高まって

50

きた。

【0009】

ここで、現在の超音波診断装置は生体組織のみを対象とするのに対し、術中支援に用いる超音波画像処理装置は、手術中に用いる例えば穿刺針等の金属器具類を生体組織と共に表示できる必要がある。しかし、金属類は生体組織と比較してエコー強度が非常に大きく、従来の装置では、このようにエコー強度が著しく異なる対象物を1つの画像内に共に好適に表示することができないという問題があった。

【0010】

この問題点を図を用いてより詳しく説明する。図7は、生体組織表面4から生体組織内部6の腫瘍8へ向けて穿刺針10が差し込まれた様子を示す模式的な斜視図である。この施
10
術部位を超音波ビームで走査して画像化する。穿刺針10は超音波の反射率が高く、超音波探触子からの送信ビームのサイドローブに対しても大きなエコーを生じる。そのため、従来、生体組織表面部を表示させている不透明度を用いた場合、ボクセル処理は生体組織表面まで達せず、穿刺針10からのサイドローブ部分で終了してしまう。図8は、この場合に得られる超音波三次元画像の模式図であり、穿刺針10自身だけでなく、その周囲も広範にサイドローブによる穿刺針の虚像12で白くつぶれてしまい、穿刺針の位置及び腫瘍8等の組織部の位置が観察できない。一方、不透明度を非常に小さくすることにより、ボクセル処理は穿刺針のサイドローブ部分で終了せずに、生体組織表面又は組織内部まで達することができる。図9は、この場合に得られる超音波三次元画像の模式図である。この
20
場合には、穿刺針像14は表示可能となるが、生体組織は、穿刺針より非常に小さいエコー強度なので、黒く階調がつぶれた表示16となり、生体組織に関する情報を画像から得ることができない。

【0011】

本発明は上記問題点を解決するためになされたもので、エコーデータが大きく異なる対象物を同時に観察することを容易とする超音波画像処理装置及び超音波エコー信号処理装置を提供することを目的とする。特に、エコーデータが大きく異なる対象物を同一画像内に共に好適に表示することができるようにして、例えば、超音波三次元画像による術中支援を可能とすることを目的とする。

【0012】

【課題を解決するための手段】

本発明に係る超音波画像処理装置は、超音波を送受波して三次元領域内の複数のボクセルそれぞれのボクセル値となるエコーデータを取得する送受波手段と、前記三次元領域に向けて設定された複数の投影線上にそれぞれ並ぶボクセル列に対して当該投影線に沿って逐次的に投影演算を行って、超音波画像上での前記各投影線に対応する画素値を求める画素値演算手段とを有する超音波画像処理装置において、前記投影演算が、ボクセル値に関する所定の複数の値域別の複数の値域別投影演算からなり、前記画素値演算手段には、前記各投影線上の前記各ボクセルの前記ボクセル値が、前記複数の値域のいずれに属するかを判別する判別手段と、前記各投影線上の前記各ボクセルに対し、当該ボクセルが属する前記値域に対応する前記値域別投影演算を行う値域別投影演算手段とを備える。

【0013】

本発明によれば、ボクセル値が取りうる値の範囲が複数の値域に区分され、投影線に沿って並ぶボクセル値に対して逐次的に投影演算を行って画素値を決定する際に、ボクセル値の値域ごとに異なる演算（値域別投影演算）が行われる。例えば、投影線上の各ボクセルのボクセル値の画素値への寄与分を定める関数として、値域ごとに異なる関数が定められる。

【0014】

他の本発明に係る超音波画像処理装置は、超音波を送受波して三次元領域内の複数のボクセルそれぞれのボクセル値となるエコーデータを取得する送受波手段と、前記三次元領域に向けて設定された複数の投影線上にそれぞれ並ぶボクセル列の前記ボクセル値に基づいて、超音波画像上での前記各投影線に対応する画素値を求める画素値演算手段とを有する
50

超音波画像処理装置において、前記画素値演算手段には、前記各投影線上の前記各ボクセルの前記ボクセル値が、所定の複数の値域のいずれに属するかを判別し、当該ボクセルを前記値域別の複数の部分ボクセル列のうち判別された値域に対応するものへ分類する分類手段と、前記各投影線に対し、前記複数の部分ボクセル列ごとに、当該投影線に沿って逐次的に値域別投影演算を行う値域別投影演算手段と、前記各投影線に対しての複数の前記値域別投影演算の演算結果に基づいて、当該投影線に対応する前記画素値を求める値域別演算結果統合手段とを備える。

【0015】

投影線に沿った逐次的な投影演算は、投影線上に並ぶボクセル列を構成する各ボクセルを順番に、そのボクセル値に対応した値域別投影演算により処理するものであってもよいが、本発明によれば、投影線上に並ぶ1つのボクセル列を構成する各ボクセルをそれぞれのボクセル値に基づいて値域別の複数の部分ボクセル列に振り分け、この各部分ボクセル列ごとに、投影線に沿った一方向の逐次的な投影演算が実行される。この場合には、各値域ごとに異なる演算（値域別投影演算）によって複数の演算結果が得られる。値域別演算結果統合手段は、これら複数の演算結果を統合して、投影線に対応した1つの画素値を定める。

10

【0016】

本発明の好適な態様は、前記値域別投影演算が、例えば上記（2）式で表されるような前記ボクセル値の関数で与えられる不透明度を用いた、例えば上記（1）式で表されるようなボリュームトレーシング法によるボリュームレンダリング処理であり、不透明度を与える前記関数が前記各値域ごとに異なる超音波画像処理装置である。

20

【0017】

別の本発明に係る超音波画像処理装置においては、前記値域別投影演算手段が、前記各画素値のうち、前記各値域別投影演算それぞれにより得られる前記各値域ごとの寄与成分に互いに異なる色属性を付与する。

【0018】

本発明によれば、各投影線に対応して定められる画素値は、複数の異なる値域別投影演算の結果を集約したものとなる。よって、複数の値域別投影演算の結果に基づいて、画素値として例えば輝度値のみを定めるような場合、値域別投影演算の内容によっては、生成される超音波画像の表示内容が理解しにくくなりうる。本発明によれば、各値域別投影演算の演算結果に互いに異なる色が付与され、それら色属性を有した演算結果が互いに合成され、画素値が決定される。これにより、画素の色によって、各値域別投影演算の演算結果の寄与を判断しやすくなり、超音波画像の理解が容易となる。

30

【0019】

本発明の好適な態様は、前記複数の値域が、同一の前記超音波画像に表される複数種類の反射体それぞれのボクセル値の分布に基づいて設定される超音波画像処理装置である。また、ボクセル値は、各ボクセルの位置でのエコーデータであるが、このエコーデータは、超音波のエコーに基づいて得られるものであれば何でもよい。しかし、一般的な場合において、前記ボクセル値となるエコーデータはエコー強度であり、本発明の好適な態様は、前記複数の値域が、前記複数種類の反射体それぞれの超音波の反射率に応じて設定される複数のエコー強度範囲である超音波画像処理装置である。例えば、術中支援を目的とするような場合、画像生成の対象となる三次元領域には、反射体として、生体の他に金属その他の超音波に対する反射率が生体に比べて高い物質で作られた器具が存在し得る。よって、このような場合に好適な本発明の態様は、前記複数の値域が、生体に対応した低エコー強度範囲と、少なくとも金属に対応した高エコー強度範囲とを含む超音波画像処理装置である。

40

【0020】

本発明に係る超音波エコー信号処理装置は、超音波を送受波して投影線上に並ぶエコーデータ列を取得する送受波手段と、前記エコーデータ列に対し前記投影線に沿って逐次的に投影演算を行って投影値を求める投影値演算手段とを有する超音波エコー信号処理装置に

50

において、前記投影値演算手段が、前記エコーデータ列を構成する各エコーデータが所定条件を満たすか否かを判定する判定手段と、前記エコーデータ列のうち前記所定条件を満たす区間に対して前記投影演算を行う投影演算手段とを有する。

【0021】

本発明によれば、1つの投影線上に並んだエコーデータ列のうち所定条件を満たす区間に対して選択的に所定の投影演算が行われる。所定条件を満たす区間は1つの投影線上に分離して位置する複数区間であってもよく、その場合、複数区間に対して1つの投影値が決定される。

【0022】

また他の本発明に係る超音波エコー信号処理装置は、前記所定条件が、前記エコーデータ 10 についての相反する複数の要素条件からなり、前記投影演算が、前記複数の要素条件別の複数の条件別投影演算からなり、前記判定手段が、前記エコーデータ列を構成するエコーデータが前記複数の要素条件のいずれを満たすかを判定し、前記投影演算手段が、前記エコーデータ列のうち、いずれかの前記要素条件を満たす区間に対して、当該要素条件に対応する前記条件別投影演算を行う。

【0023】

本発明によれば、所定条件は単一の条件ではなく、複数の要素条件から構成される。各要素条件は相反するものであるため、あるエコーデータはいずれか1つの要素条件のみを満たすこととなる。所定条件を満たす区間は、いずれかの要素条件を満たす区間の集合であり、要素条件を満たす各区間では当該要素条件ごとに異なる演算（条件別投影演算）が行 20 われる。例えば、投影線上の各エコーデータの投影値への寄与分を定める関数として、要素条件ごとに異なる関数が定められる。このように、1つの投影線に沿ったエコーデータ列に基づいて得られる1つの投影値は、エコーデータ列を構成するエコーデータに応じた複数の異なる演算の結果として定められる。

【0024】

【発明の実施の形態】

次に、本発明の実施形態について図面を参照して説明する。

【0025】

図1は、本発明の実施形態である超音波画像処理装置の概略のブロック図である。超音波探触子30は、例えばリニアアレイ型の超音波振動子を有し、そのリニアアレイ型の超音 30 波振動子を電子走査（リニア走査、セクタ走査）することによって走査面が形成される。さらに超音波探触子30を例えば、走査面に垂直方向に機械的に走査することによって、複数の走査面が形成され、三次元領域内のエコーデータが取得される。

【0026】

送受信回路34は、超音波探触子30に対して送信信号を供給すると共に、超音波探触子30から出力された各振動子ごとの受信信号に対して、整相加算処理、A/D（analog-to-digital）変換等の処理を行って、受信信号を超音波ビームに沿ったエコーデータ列として出力する。

【0027】

送受信回路34から出力された受信信号は、各種受信信号処理回路にて利用されるが、本 40 装置では、その処理回路として、三次元画像演算部36及びBモード画像演算部38を備えている。Bモード画像演算部38は、Bモード断層画像を生成するための演算を行い、例えば、走査面等の断層面上でのエコー信号強度に応じた画素値を求める。計算された各画素値は画像構成部40へ出力される。

【0028】

画像構成部40は、例えば、スキャンコンバータを含んで構成され、各信号処理回路が出力する各画素値を一旦、フレームメモリに蓄積し、画像表示部42の走査方式に対応した信号へ変換して出力する。画像表示部42は、CRT（Cathod Ray Tube）や液晶パネル 50 といった表示器を含み、画像を表示する。

【0029】

三次元画像演算部 36 は、本発明の特徴を備える受信信号処理回路であり、三次元領域に複数設定される投影線に沿って位置するエコーデータを反映した画素値を投影線ごとに求める演算を行う。この画素値により、画像表示部 42 には三次元超音波画像が表示される。

【0030】

三次元画像演算部 36 は、エコーデータ弁別回路 50、複数の演算回路 52、演算結果統合回路 54 を含んで構成される。エコーデータ弁別回路 50 は、エコーデータについて n 個 ($n \geq 2$) の値域を設定され、それに対応して n 個の演算回路 52-1 ~ 52-n が設けられる。エコーデータ弁別回路 50 は、各投影線に沿って順次入力されるエコーデータがいずれの値域に属するかを判別し、それが属する値域に対応した演算回路 52 へ当該エコーデータを出力する。

10

【0031】

各演算回路 52-1 ~ 52-n は、それぞれが担当するエコーデータの値域に応じた演算を行う。それら演算は互いに異なるものであってよい。また、演算回路 52 は、入力された個々のエコーデータそれぞれについて順次、演算結果を出力するものであってもよいし、また累積的な演算を行って、所定の終了条件が満たされた時点で演算結果を出力するものであってもよい。

【0032】

例えば、演算回路 52 は、各超音波ビームをそれぞれ投影線とし、上記 (1) 式を用いて、各投影線上に並ぶ複数のボクセルそれぞれのエコーデータ (ボクセル値) を逐次計算する一種のボリュームレンダリング処理であるボルモード (Vol-mode) 演算を行うものとすることができる。また、演算回路 52 は、グラフィック処理技術でよく利用され、次の (3) ~ (5) 式で表されるボリュームレンダリング処理を行うものとすることもできる。

20

【0033】

【数 3】

$$C_{OUTi} = C_{INi} + (1 - \alpha_{Vi}) \alpha_{Ei} \cdot e_i \quad \dots\dots\dots (3)$$

$$C_{INi} = C_{OUT(i-1)} \quad \dots\dots\dots (4)$$

$$\alpha_{Vi} = \alpha_{V(i-1)} + (1 - \alpha_{V(i-1)}) \cdot \alpha_{E(i-1)} \quad \dots\dots\dots (5)$$

ここで、 i は投影線上に並んだボクセルの順序を示すインデックスであり、 i を順次インクリメントさせる逐次演算が実行される。 C_{INi} 、 C_{OUTi} はそれぞれボクセル i における入力光量、出力光量、また α_{Vi} はボクセル i について定義される不透明度、 α_{Ei} はボクセル i のエコーデータに応じた不透明度である。

30

【0034】

他にも、演算回路 52 は、投影線に沿って並ぶエコーデータを積算処理し、その積算結果を出力する積算処理回路や、投影線に沿って並ぶエコーデータのうち最大値を検出して出力する最大値処理回路、逆に最小値を検出し出力する最小値処理回路を用いることができる。

【0035】

既に述べたように演算回路 52-1 ~ 52-n は互いに異なる演算を行うものとすることができる。ここで、異なる演算には、上述の各種演算処理同士のように互いに演算種類が異なるものだけでなく、例えば、演算種類は同じボルモード演算であって、(2) 式で表される不透明度 α_i の関数が値域によって異なるものが含まれる。

40

【0036】

演算結果統合回路 54 は、各演算回路 52 からの演算結果を入力され、それらに基づいて、各投影線ごとの画素値を求める。例えば、演算結果統合回路 54 は、 n 個の演算回路 52 それぞれに対応して設けられた n 個の変換テーブル 60 と、これら変換テーブル 60 を用いた処理結果を加算合成する合成器 62 とを含んで構成される。変換テーブル 60 は、各演算回路 52 の演算結果の重み付け処理を行う。また各変換テーブル 60 は対応する演算結果に対して、各値域別に異なる色属性を付与する色付け処理を行う。

【0037】

50

合成器 6 2 は、同一の投影線に対して得られた値域別の変換テーブル 6 0 の処理結果を合成し、当該投影線に対応した画素値を求める。合成器 6 2 で得られた画素値は、投影線の位置又は方向（すなわち画素位置）の情報と共に画像構成部 4 0 へ出力される。画像構成部 4 0 は与えられた画素位置に画素値をマッピングし、これにより三次元超音波画像データが生成され、その画像が画像表示部 4 2 に表示される。

【0038】

次に、本装置による超音波三次元画像の生成処理について説明する。ここでは、図 7 に示した穿刺針 1 0 が差し込まれた施術部位を例として用いる。図 7 に示す施術部位の生体組織表面の上方に超音波探触子 3 0 が配置され、生体組織内部へ向けた超音波の送信ビームが形成される。図 2 は、この施術部位の異なる 3 個所でのビームに対応したエコー信号を例示するグラフであり、同図 (a) ~ (c) それぞれの縦軸がエコー強度を表すエコー値、横軸がビームに沿った深さを表す。図 2 (a) は、ビーム上に生体組織のみが存在する場合、すなわち穿刺針 1 0 がビーム上に無い部分でのグラフであり、生体組織からのエコー信号 7 0 のみが現れる。同図 (b) は穿刺針 1 0 が生体内に差し込まれた部分でのグラフであり、ビームの手前側に生体組織からのエコー信号 7 2 が現れ、その奥に穿刺針 1 0 による強いエコー信号 7 4 が現れる。同図 (c) は穿刺針 1 0 が生体表面上に露出している部分でのグラフであり、ビームの手前側に穿刺針 1 0 による強いエコー信号 7 6 が現れる。穿刺針 1 0 は強い反射率を有し、穿刺針 1 0 より深い部分には超音波は達しないため、同図 (b) (c) において、穿刺針 1 0 に対応するエコー信号 7 4, 7 6 より深い部分からはほとんどエコーが得られない。

【0039】

図 2 に示されるように、生体組織に比べて金属製の穿刺針は大きなエコー値を生じる。このように反射率の異なる複数種類の反射体は生じるエコー値の分布範囲に差異を生じ得る。その場合、各反射体のエコー値の分布範囲に対応して、エコー値に複数の値域を設定し、各ボクセルのエコーデータとして得られるエコー値が属する値域から当該ボクセルがいずれの反射体で構成されるかを推定することができる。以下、観察領域に、相対的に低いエコー値を生じる生体組織と、高いエコー値を生じる金属類との 2 種類の反射体が存在する場合を例に説明する。この例は、反射体の種類が少なく説明及び理解が容易であると共に、金属等の手術器具を用いた手術中における生体組織の観察を可能とし、術中支援の用途で非常に有効であるという点で好適な例である。

【0040】

この場合、エコー値 e の値域として、生体組織に対応した低エコー値範囲 R_L (例えば $0 \leq e < 150$) と、金属等の手術器具に対応した高エコー値範囲 R_H (例えば $e \geq 150$) とが設定される。例えば、値域 R_L 、 R_H の境界となる閾値 e_{TH} (例えば、ここでは $e_{TH} = 150$ としている) は、金属等の手術器具が発するサイドローブ成分のエコー値が全て、又はほとんど高エコー値範囲 R_H に含まれる (すなわち、低エコー値範囲 R_L から十分に除去される) ように設定される。

【0041】

エコーデータ弁別回路 5 0 は、入力されたエコーデータがこれら 2 つの値域のいずれに属するかを判別する。また、この場合には、演算回路 5 2、変換テーブル 6 0 がそれぞれ 2 つ用いられ、演算回路 5 2-1、変換テーブル 6 0-1 が値域 R_L を担当し、演算回路 5 2-2、変換テーブル 6 0-2 が値域 R_H を担当するものとする。

【0042】

図 3 は、本装置の三次元画像演算部 3 6 を用いた画像生成の動作を説明するための図である。投影線はビームラインに一致して設定され、あるビームに沿った投影演算が開始されると (S100)、超音波探触子 3 0 及び送受信回路 3 4 によって当該ビーム上に並ぶボクセルのエコーデータの収集が開始される前に、三次元画像演算部 3 6 はビーム上での投影演算の開始ボクセルの設定や、その他、演算に用いるパラメータの設定又はリセットといった初期化処理を行う (S105)。

【0043】

送受信回路 3 4 からのエコーデータは逐次、ビームエンドであるかについて判断されビームエンドでないと判断されると (S 1 5 0)、エコーデータ弁別回路 5 0 に入力される。エコーデータ弁別回路 5 0 は、設定された 2 つの値域のいずれにエコーデータであるエコー値が属するかを判定し、判定された値域を担当する演算回路 5 2 へ当該エコーデータを出力する (S 1 1 0)。また、エコーデータ弁別回路 5 0 によりいずれかの値域にエコーデータが 1 つ振り分けられるごとに、デプスカウンタはその保持する値を 1 つインクリメントして、現在、投影演算が行われているボクセルのビーム上での位置を記憶する (S 1 1 5)。値域 R_L 用の演算回路 5 2 -1 及び値域 R_H 用の演算回路 5 2 -2 は選択的に動作し、エコーデータ弁別回路 5 0 からエコーデータを入力された側が、その担当する値域別投影演算を実行する。各演算回路 5 2 は、このデプスカウンタに保持される値を読み出して、それぞれ R_L 用の演算 S 1 2 0 及び R_H 用の演算 S 1 2 5 に利用することが可能である。

10

【0044】

R_L 演算 S 1 2 0、 R_H 演算 S 1 2 5 に必要なパラメータは、例えばメモリ等にあらかじめ設定される。 R_L 演算 S 1 2 0 では、設定された R_L 演算用パラメータ S 1 3 0 を読み出して演算が行われ、 R_H 演算 S 1 2 5 では、設定された R_H 演算用パラメータ S 1 3 5 を読み出して演算が行われる。例えば、ここでは、演算回路 5 2 が行う値域別の投影演算として上述の (1) (2) 式に基づいたボルモード演算を採用するが、その場合、(2) 式の不透明度を表す関数を定めるパラメータ k_1 や k_2 が R_L 演算用パラメータ S 1 3 0 や R_H 演算用パラメータ S 1 3 5 によって設定される。これら不透明度の関数を定めるパラメータには、 R_L 演算に対しては、通常、生体組織の観察に用いられるものと同様の値が設定される。一方、 R_H 演算に対しては、例えば図 9 に示される画像が得られるような、 R_L 演算の関数より小さな関数値を与えるパラメータ値が設定される。

20

【0045】

エコーデータ弁別回路 5 0 から演算回路 5 2 へのエコーデータの振り分け、及びそれに応じた各演算回路 5 2 での値域別投影演算は、いずれかの値域別投影演算での所定の終了条件が満たされるか、または処理がビームエンドまで完了するまで、ビームに沿って並ぶボクセル列に対し逐次的に実行される (S 1 4 0, S 1 4 5, S 1 5 0)。値域別投影演算、すなわち R_L 演算、 R_H 演算の終了条件はそれぞれ別個に定めることができる。例えば、値域別投影演算としてボルモード演算を採用した場合には、終了条件は、その値域別投影演算の対象とされたボクセルの不透明度 α_i の積算値 $\Sigma \alpha_i$ が 1 に達したことである。

30

【0046】

ちなみに、図 3 に示す構成（つまり、演算終了判定処理 S 1 4 0, S 1 4 5、ビームエンド判定処理 S 1 5 0 それぞれの“YES”時の処理ラインが相互につながっていることにより表される処理構成）では、 R_L 演算の終了条件、 R_H 演算の終了条件、及びビームエンド到達のいずれかが成立すると、 R_L 演算、 R_H 演算の双方が停止される。すなわち、あるボクセルに対し選択的に行われている値域別投影演算（ R_L 演算又は R_H 演算のいずれか一方）において終了条件が成立した場合は、処理は後述する処理 S 2 0 0 及び処理 S 2 0 5 に移り、そのボクセルが属するビーム上の後続のボクセルに対してはエコーデータ弁別回路 5 0 による振り分け処理 S 1 1 0、及び R_L 用、 R_H 用それぞれの演算回路 5 2 での値域別投影演算 S 1 2 0, S 1 2 5 は行われぬ。これにより、無駄な処理が省略され、処理の高速化が図られる。

40

【0047】

なお、 R_L 演算、 R_H 演算のいずれか一方がその終了条件に達して演算処理を終了しても、他方の演算処理はその終了条件に達するまで継続するように構成することもできる。

【0048】

図 4 は、図 2 (b) に示したエコー信号を例にとって、 R_L 演算、 R_H 演算それぞれの対象となる信号区間を示す説明図であり、図 4 (a) には、図 2 (b) に示すエコー信号 1 6 0 及び、値域 R_L 、 R_H の境界となる閾値 e_{TH} の水準ライン 1 6 5 が示されている。図 4 (b) には値域 R_L に属し、 R_L 演算の対象となる 2 つの信号区間が示されている。この信号区間はデプスカウンタ値で $1 \sim D_1$ 及び $D_2 + 1 \sim D_{MAX}$ であるとする。ここで D_{MAX} はビー

50

ムエンドに対応するカウンタ値である。一方、図4(c)には値域 R_H に属し、 R_H 演算の対象となる1つの信号区間が示されている。この信号区間はデプスカウンタ値で $D_1 + 1 \sim D_2$ であるとする。このエコー信号の例では、1番目のボクセルのエコーデータから順にエコーデータ弁別回路50へ入力される。例えば、演算開始位置のボクセルが1番目から D_1 までの間に設定されている場合、当該演算開始位置のボクセルのエコーデータは演算回路52-1に入力され、 R_L 演算S120が開始される。 R_L 演算S120は D_1 番目のボクセルまで連続して行われる。次の $(D_1 + 1)$ 番目のボクセルから D_2 番目のボクセルまでは、 R_L 演算S120は休止し、 R_H 演算S125が連続して行われる。そして $(D_2 + 1)$ 番目のボクセルからは、 R_H 演算S125が停止し、 R_L 演算S120が再開される。ここで、 R_L 演算S120がボルモード演算のように累積的な演算である場合、 $(D_1 + 1)$ 番目のボクセルから D_2 番目のボクセルまでの R_H 演算の間、 R_L 演算の D_1 番目のボクセルの処理で得られた累積演算結果は保持される。そして、 $(D_2 + 1)$ 番目のボクセルでの R_L 演算S120の累積処理は、保持されている D_1 番目のボクセルで得られた累積演算結果に対して行われる。

10

【0049】

R_L 演算、 R_H 演算は以上のようにビームの一方から他方へ逐次実行されるが、その途中でいずれかの終了条件が満たされると、両演算は停止され、その時点での R_L 演算結果、 R_H 演算結果がそれぞれ演算回路52-1、52-2から演算結果統合回路54へ出力される(S200, S205)。

【0050】

20

演算結果統合回路54では、変換テーブル60-1が、入力された R_L 演算結果に対応した、重み付けされた値を読み出す(S210)。また変換テーブル60-1は、 R_L 演算に対してあらかじめ設定された色属性を読み出す(S215)。この色属性は重み付けされた値に付与され、この重み付けされ、かつ色付けされた R_L 演算結果が合成器62に入力される。同様に、変換テーブル60-2は、入力された R_H 演算結果に対応した、重み付けされた値を読み出す(S220)。さらに変換テーブル60-2は、 R_H 演算に対してあらかじめ設定された色属性を読み出して(S225)重み付けされた値に付与する。この重み付けされ、かつ色付けされた R_H 演算結果が合成器62に入力される。

【0051】

これら合成器62に入力された各値域別投影演算結果は互いに合成され、ここで処理対象となったビームに対応する画素値として、当該ビームの位置又は方向の情報と共に三次元画像演算部36から画像構成部40へ出力される。三次元画像演算部36は各ビームに対し、図3を用いて説明した上述の処理を行い、各ビームに対応する画素値が画像構成部40に蓄積され、画像構成部40のメモリ上に画像データを形成する(S230)。この画像データが画像表示部42へ出力され、表示される(S235)。

30

【0052】

図5は、本装置による超音波三次元画像の一例を示す模式図であり、図7に示す施術部位を、 R_L 演算、 R_H 演算それぞれにボルモード演算を適用して観察した画像を表している。 R_L 演算では図8と同様の、通常、生体組織を観察する場合の不透明度関数を用いているが、値域 R_L に金属類の高反射体のメインローブ及びサイドローブ成分が含まれないように閾値 e_{TH} を設定しているので、ビームに沿った R_L 演算において、メインローブ及びサイドローブ部分のボクセルは飛び越され、 R_L 演算結果には反映されない。よって、例えば、生体組織より手前にサイドローブのエコーを返すボクセルが存在しても、その部分で R_L 演算の不透明度積算値 $\Sigma \alpha_i$ が1に達して R_L 演算が終了することが防止され、 R_L 演算がさらに先の生体組織まで到達し、 R_L 演算結果に生体組織の情報が反映される。一方、 R_H 演算では、サイドローブが現れないような小さな値を与える不透明度関数を用いられ、高反射体のメインローブに対応するボクセルが R_H 演算結果に反映される。 R_L 演算結果、 R_H 演算結果に対する色付け処理S215, S225では、例えば、 R_L 演算結果に対しては青色の色属性、 R_H 演算結果に対しては黄色の色属性が付与される。

40

【0053】

50

これら R_L 演算結果及び R_H 演算結果を合成することにより、図 2 (a) に示すように、生体組織のみが存在する方向に向けたビームに対応する画素では、サイドロープの影響を受けずに、生体組織の生体組織の情報が反映された輝度値が得られる。これにより、例えば、生体内に位置した腫瘍 8 の像 3 0 0 がサイドロープの虚像 1 2 に隠れずに画像に現れる。また、その画素の色属性は、青色であり、そのビーム上に金属器具等が存在しないことが表現される。

【0054】

また図 2 (b) に示すように、穿刺針 1 0 が生体内に差し込まれた部分へ向けたビームに対応する画素 3 0 2 では、穿刺針 1 0 より手前に位置する生体組織の情報が R_L 演算により画素値に反映され、穿刺針 1 0 のメインロープのエコー情報が R_H 演算により画素値に 10
より反映される。特に、画素の色属性に関しては青色と黄色とが混ざることにより、金属器具等の前に生体組織が存在することが表現される。また、金属器具等が位置する深さが深いほど、一般に R_L 演算結果の値が大きくなり画素の青みが増すことから、金属器具等のおおよその深さが画像から理解される。

【0055】

また図 2 (c) に示すように、穿刺針 1 0 が生体組織上に露出している部分に向けたビームに対応する画素 3 0 4 では、穿刺針 1 0 のエコーのみを反映した輝度値が得られ、またその色属性は黄色であり、生体組織上に穿刺針 1 0 が位置していることが画像から明瞭に把握される。

【0056】

【発明の効果】

本発明の超音波画像処理装置及び超音波エコー信号処理装置によれば、観察領域にエコーデータが大きく異なる複数種類の反射体が存在する場合においても、それぞれの反射体からのエコー情報が好適に 1 つの画素値又は投影値に集約され、それら反射体を同時に観察することが容易となる。特に、エコーデータが大きく異なる対象物が同一画像内に共に好適に表示することができるようになり、例えば、超音波三次元画像による術中支援が可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】 本発明の実施形態である超音波画像処理装置の概略のブロック図である。

【図 2】 施術部位へ向けたビームに対応したエコー信号を例示するグラフである。 30

【図 3】 本装置の三次元画像演算部を用いた画像生成の動作を説明するための図である。

【図 4】 図 2 (b) に示したエコー信号を例にとって、 R_L 演算及び R_H 演算それぞれの対象となる信号区間を示す説明図である。

【図 5】 本装置による超音波三次元画像の一例を示す模式図である。

【図 6】 あるボクセルでの入力光量 C_{INi} と出力光量 C_{OUTi} との関係を表す模式図である。

【図 7】 生体組織表面から生体組織内部の腫瘍へ向けて穿刺針が差し込まれた様子を示す模式的な斜視図である。

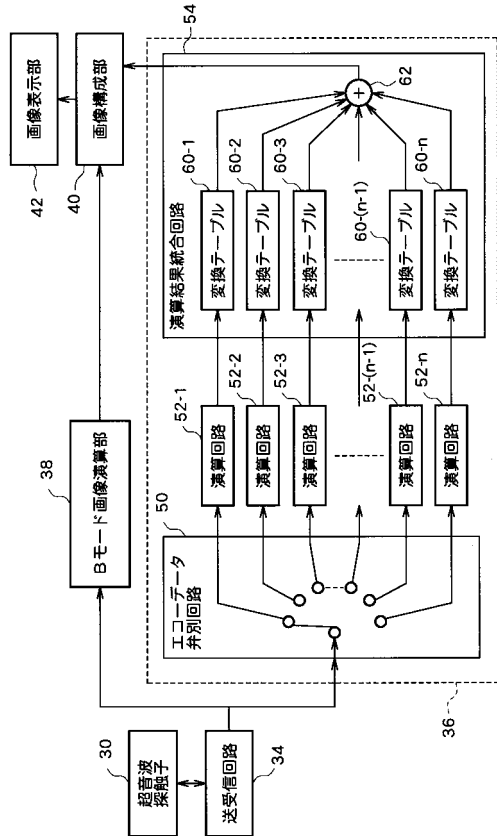
【図 8】 従来技術の問題点を示す第 1 の画像例の模式図である。 40

【図 9】 従来技術の問題点を示す第 2 の画像例の模式図である。

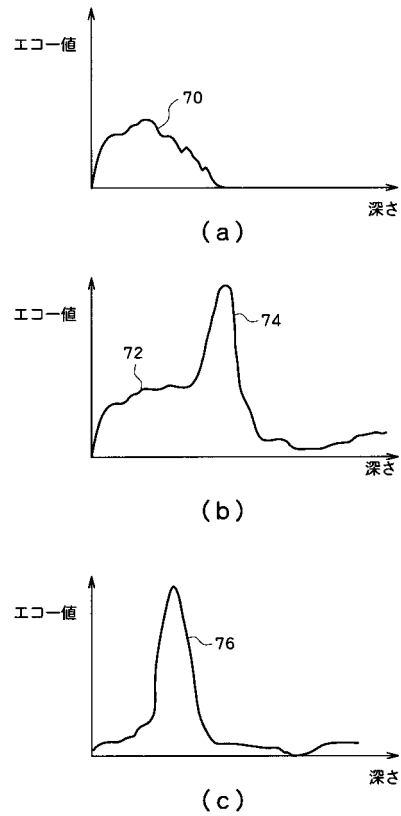
【符号の説明】

2 ボクセル、4 生体組織表面、6 生体組織内部、8 腫瘍、10 穿刺針、30 超音波探触子、34 送受信回路、36 三次元画像演算部、40 画像構成部、42 画像表示部、50 エコーデータ弁別回路、52 演算回路、54 演算結果統合回路、60 変換テーブル、62 合成器。

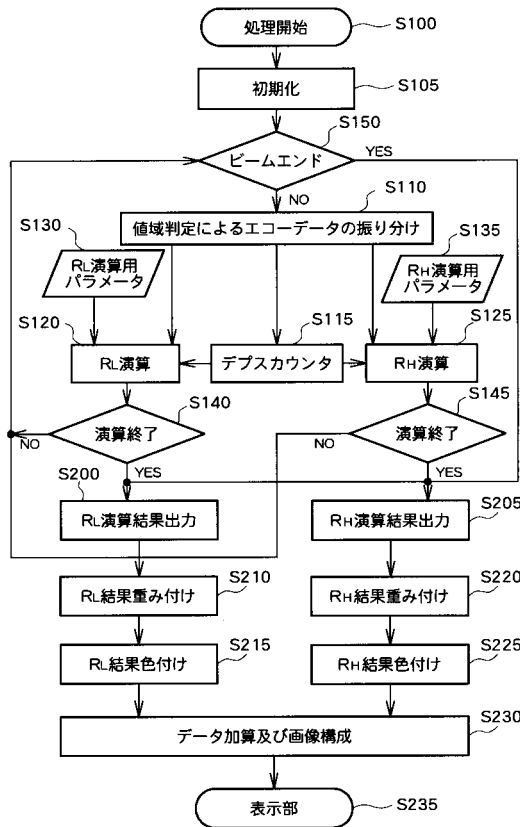
【図 1】



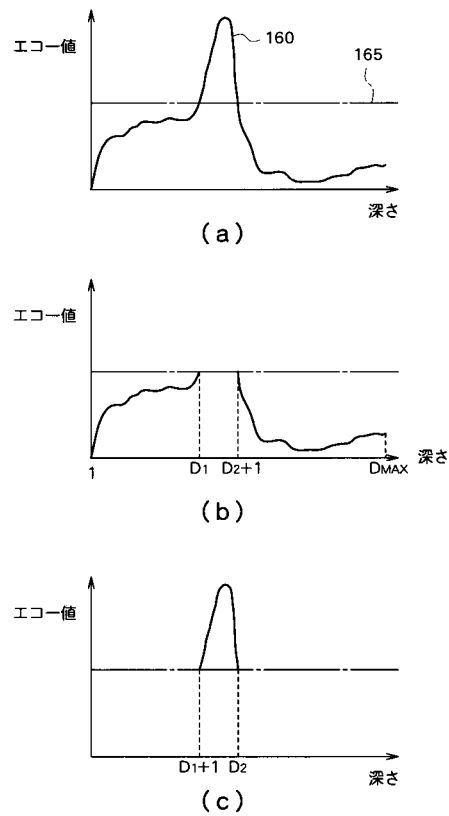
【図 2】



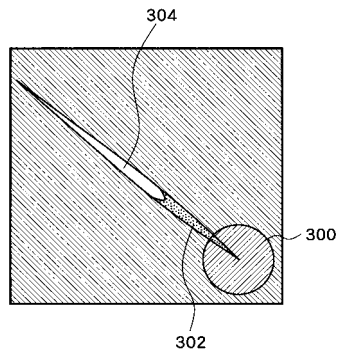
【図 3】



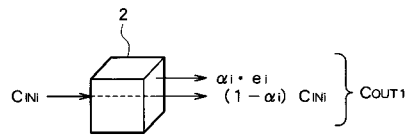
【図 4】



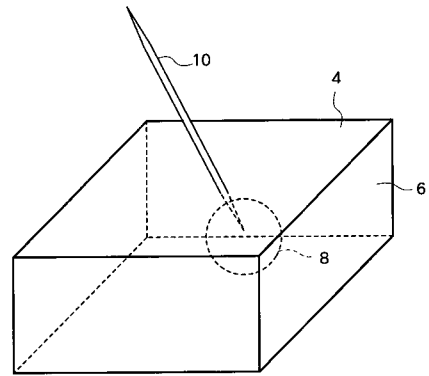
【図 5】



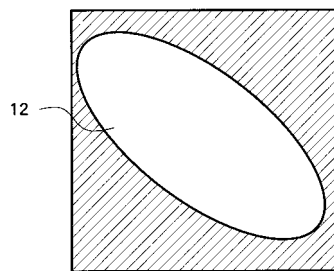
【図 6】



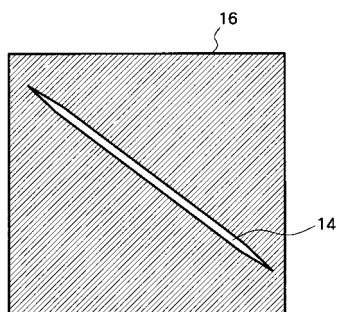
【図 7】



【図 8】



【図 9】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平10-085213 (JP, A)
特開2001-216517 (JP, A)
特開平10-085216 (JP, A)
特開2000-287964 (JP, A)
特開平10-244013 (JP, A)
特開平09-262236 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl.⁷, DB名)
A61B 8/00-8/15

专利名称(译)	超声波图像处理装置和超声波回波信号处理装置		
公开(公告)号	JP3711335B2	公开(公告)日	2005-11-02
申请号	JP2001370291	申请日	2001-12-04
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
[标]发明人	笠原英司		
发明人	笠原 英司		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C301/EE04 4C301/EE13 4C301/FF21 4C301/JB23 4C301/JC14 4C301/KK17 4C601/EE02 4C601/EE11 4C601/FF11 4C601/JB34 4C601/JB35 4C601/JB36 4C601/JC15 4C601/JC20 4C601/JC21 4C601/JC25 4C601/JC26 4C601/JC29 4C601/KK21 4C601/KK22		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
其他公开文献	JP2003164449A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：由于活体组织和金属手术器械之间的反射率不同，不能获得能够适当地表示它们同时存在的手术部位的超声波图像。 解决方案：沿着扫描三维空间的每个超声波束执行投影操作，并确定对应于每个光束的像素值。回波数据鉴别电路50将回波值设定为对应于活组织的低回波值范围R 和对应于金属对象的高回波值范围R H。做一个区别。对每个范围R b 和R b H的回波值执行不同的投影操作。每个范围的计算结果由计算结果积分电路54组合，以产生每个波束的一个像素值。例如，通过定义值范围R 以便不包括由金属物体产生的旁瓣分量，R 的操作不具有旁瓣的虚像。在产生活组织的图像的同时，R 操作定义了投影操作，使得仅从旁瓣出现高回声的金属物体的真实图像。