

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4037689号

(P4037689)

(45) 発行日 平成20年1月23日(2008.1.23)

(24) 登録日 平成19年11月9日(2007.11.9)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F I

A 6 1 B 8/00

請求項の数 3 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2002-154519 (P2002-154519)	(73) 特許権者	390029791
(22) 出願日	平成14年5月28日(2002.5.28)		アロカ株式会社
(65) 公開番号	特開2003-339705 (P2003-339705A)		東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(43) 公開日	平成15年12月2日(2003.12.2)	(74) 代理人	100075258
審査請求日	平成17年2月22日(2005.2.22)		弁理士 吉田 研二
		(74) 代理人	100096976
			弁理士 石田 純
		(72) 発明者	望月 剛
			東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロ
			カ株式会社内
		(72) 発明者	広瀬 昌紀
			東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロ
			カ株式会社内
		審査官	右▲高▼ 孝幸
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波画像処理装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

エコーデータ空間内の各エコーデータを対象エコーデータとして、その対象エコーデータごとに、当該対象エコーデータを含む標本空間を設定する標本空間設定手段と、

前記対象エコーデータごとに、前記標本空間内の複数のエコーデータを用いて、互いに異なる性質を持った複数の統計量からなる統計量セットを求める統計演算手段と、

前記統計量セットに基づいて変換関数を選択し、当該変換関数により前記対象エコーデータを変換して変換エコーデータを生成するエコーデータ変換手段と、

前記変換エコーデータを用いて超音波画像を生成する画像生成手段と、

を有し、

前記変換関数は、前記統計量セットに基づいて選択された重み付け係数を乗じる演算であり、

前記統計量セットを構成する複数の統計量は、それぞれ、所定の互いに異なる次数 n を有する n 次積率であり、当該 n 次積率には、前記標本空間内の前記エコーデータの標準偏差値が含まれ、

前記標準偏差値が小さい場合よりも前記標準偏差値が大きい場合における重み付け係数を小さくしてエコーデータのばらつきの幅を圧縮し、

前記 n 次積率には、標準偏差値に加え、前記標本空間内の前記エコーデータの平均値が含まれ、

平均値と標準偏差値が共に比較的小さい血管に対して他の部位よりも小さな重み付け係

10

20

数を選択し、血管に対応するエコーデータに当該小さな重み付け係数を乗じた後にエコーデータの大小関係を反転して前記変換エコーデータを生成する、

ことを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波画像処理装置において、

前記標本空間は、中央部に前記対象エコーデータ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】

三次元空間に配列された各ボクセルでのエコーデータに対し、視線に沿った演算を行い、前記視線に対応する画素の画素値を求める超音波画像処理装置において、

前記各ボクセルを対象ボクセルとして、その対象ボクセルごとに、当該対象ボクセルを含み前記視線方向に一系列に並んだ複数のボクセルからなる標本空間を設定する標本空間設定手段と、

前記対象ボクセルごとに、前記標本空間内の複数のボクセルのエコーデータを用いて、互いに異なる性質を持った複数の統計量からなる統計量セットを求める統計演算手段と、

前記統計量セットに基づいて変換関数を選択し、当該変換関数により前記対象ボクセルのエコーデータを変換して変換エコーデータを生成するエコーデータ変換手段と、

前記変換エコーデータを用いて前記画素値を求め超音波画像を生成する画像生成手段と

、

を有し、

前記変換関数は、前記統計量セットに基づいて選択された重み付け係数を乗じる演算であり、

前記統計量セットを構成する複数の統計量は、それぞれ、所定の互いに異なる次数 n を有する n 次積率であり、当該 n 次積率には、前記標本空間内の前記エコーデータの標準偏差値が含まれ、

前記標準偏差値が小さい場合よりも前記標準偏差値が大きい場合における重み付け係数を小さくしてエコーデータのばらつきの幅を圧縮し、

前記 n 次積率には、標準偏差値に加え、前記標本空間内の前記エコーデータの平均値が含まれ、

平均値と標準偏差値が共に比較的小さい血管に対して他の部位よりも小さな重み付け係数を選択し、血管に対応するエコーデータに当該小さな重み付け係数を乗じた後にエコーデータの大小関係を反転して前記変換エコーデータを生成する、

ことを特徴とする超音波画像処理装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、超音波ビームにより走査された空間にて得られたエコーデータから超音波画像を生成する超音波画像処理装置に関し、関心部位の識別を容易とすることに関する。

【0002】

【従来の技術】

超音波診断装置は、超音波ビームの走査により、走査面上や三次元空間に配置されたサンプリング点でのエコーデータを取得する。この二次元的、又は三次元的に配置されたエコーデータ（エコーデータ空間）から超音波画像が生成される。例えば、エコーデータ空間が二次元、すなわち面である場合には、その面に沿った B モード画像等の断層画像を生成することができる。また、エコーデータ空間が三次元である場合には、ボリュームレンダリング（Volume Rendering）法などを用いて三次元画像を生成することができる。

【0003】

例えば、B モード画像では、画素近傍の数点でのエコーデータを加重平均した補間値に応じて画素値が定められる。また、三次元画像の生成においては、その画像の各画素に対応して互いに平行な複数の視線が設定され、各視線に沿ったエコーデータを用いて所定の累

10

20

30

40

50

積演算を行い、画素値が求められる。このように、従来の超音波画像では、エコー信号の振幅情報であるエコーデータに応じてその画素値が定められる。すなわち、基本的にエコーデータ、又は平均演算に基づく補間値や積算演算に基づく値が画素値とされる。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】

超音波画像は、生体内部の組織構造を可視化する目的で幅広く用いられている。その目的の1つに肝臓などの実質臓器内に生じ得る腫瘍の診断がある。この診断では、Bモード画像や三次元画像により腫瘍の広がり具合を観察しながら、その良悪性が判断される。

【0005】

ここで、エコー信号は生体内の音響インピーダンスが相異なる境界で発生するが、腫瘍と実質臓器とでは音響インピーダンスの相違が比較的小さく、その境界では大きなエコーデータが生じない場合がある。そのため、エコーデータの大きさに応じて画素値を定めて超音波画像を形成する従来の画像処理では、腫瘍と実質臓器とでの画素値の差が小さく、それらを画像上で明確に識別することが難しいという問題点があった。

10

【0006】

本発明は上記問題点を解決するためになされたもので、異なる組織領域間で音響インピーダンスの差異が小さい場合においても、それら組織領域を容易に識別可能な超音波画像が得られる超音波画像処理装置を提供することを目的とする。

【0007】

【課題を解決するための手段】

20

本発明に係る超音波画像処理装置は、エコーデータ空間内の各エコーデータを対象エコーデータとして、その対象エコーデータごとに、当該対象エコーデータを含む標本空間を設定する標本空間設定手段と、前記対象エコーデータごとに、前記標本空間内の複数のエコーデータを用いて、互いに異なる性質を持った複数の統計量からなる統計量セットを求める統計演算手段と、前記統計量セットに基づいて変換関数を選択し、当該変換関数により前記対象エコーデータを変換して変換エコーデータを生成するエコーデータ変換手段と、前記変換エコーデータを用いて超音波画像を生成する画像生成手段とを有し、前記変換関数は、前記統計量セットに基づいて選択された重み付け係数を乗じる演算であり、前記統計量セットを構成する複数の統計量は、それぞれ、所定の互いに異なる次数 n を有する n 次積率であり、当該 n 次積率には、前記標本空間内の前記エコーデータの標準偏差値が含まれ、前記標準偏差値が小さい場合よりも前記標準偏差値が大きい場合における重み付け係数を小さくしてエコーデータのばらつきの幅を圧縮し、前記 n 次積率には、標準偏差値に加え、前記標本空間内の前記エコーデータの平均値が含まれ、平均値と標準偏差値が共に比較的小さい血管に対して他の部位よりも小さな重み付け係数を選択し、血管に対応するエコーデータに当該小さな重み付け係数を乗じた後にエコーデータの大小関係を反転して前記変換エコーデータを生成することを特徴とする。

30

【0008】

本発明によれば、対象エコーデータに対応した標本空間内の複数のエコーデータから得られる統計量セットに応じて変換関数が選択される。そして、各対象エコーデータに対して選択された変換関数で当該対象エコーデータを変換して変換エコーデータが生成される。例えば、ある2つの対象エコーデータが同じ値であっても、統計量セットを構成する統計量の値がそれら対象エコーデータで相違する場合には、互いに異なる変換関数が割り当てられ、互いに異なる変換エコーデータが得られる。変換関数は、識別したい組織の統計的性質に対応してあらかじめ定められる。このように、識別したい組織間でのエコーデータの相違が小さい場合であっても、比較的大きな差異を有する変換エコーデータを用いて画素値が定められ、超音波画像が生成される。

40

【0009】

本発明の好適な態様は、前記変換関数が、前記統計量セットに基づいて選択された重み付け係数を乗じる演算である超音波画像処理装置である。

【0010】

50

本発明の他の好適な態様は、前記統計量セットを構成する複数の統計量がそれぞれ、所定の互いに異なる次数 n を有する n 次積率である超音波画像処理装置である。

【0011】

本発明の別の好適な態様は、前記 n 次積率が、前記標本空間内の前記エコーデータの平均及び分散である超音波画像処理装置である。

【0012】

本発明のさらに別の好適な態様は、前記標本空間が、中央部に前記対象エコーデータを有する超音波画像処理装置である。

【0013】

他の本発明に係る超音波画像処理装置は、三次元空間に配列された各ボクセルでのエコーデータに対し、視線に沿った演算を行い、前記視線に対応する画素の画素値を求めるものであって、前記各ボクセルを対象ボクセルとして、その対象ボクセルごとに、当該対象ボクセルを含み前記視線方向に一列に並んだ複数のボクセルからなる標本空間を設定する標本空間設定手段と、前記対象ボクセルごとに、前記標本空間内の複数のボクセルのエコーデータを用いて、互いに異なる性質を持った複数の統計量からなる統計量セットを求める統計演算手段と、前記統計量セットに基づいて変換関数を選択し、当該変換関数により前記対象ボクセルのエコーデータを変換して変換エコーデータを生成するエコーデータ変換手段と、前記変換エコーデータを用いて前記画素値を求め超音波画像を生成する画像生成手段とを有し、前記変換関数は、前記統計量セットに基づいて選択された重み付け係数を乗じる演算であり、前記統計量セットを構成する複数の統計量は、それぞれ、所定の互いに異なる次数 n を有する n 次積率であり、当該 n 次積率には、前記標本空間内の前記エコーデータの標準偏差値が含まれ、前記標準偏差値が小さい場合よりも前記標準偏差値が大きい場合における重み付け係数を小さくしてエコーデータのばらつきの幅を圧縮し、前記 n 次積率には、標準偏差値に加え、前記標本空間内の前記エコーデータの平均値が含まれ、平均値と標準偏差値が共に比較的小さい血管に対して他の部位よりも小さな重み付け係数を選択し、血管に対応するエコーデータに当該小さな重み付け係数を乗じた後にエコーデータの大小関係を反転して前記変換エコーデータを生成することを特徴とする。

【0014】

この場合にはエコーデータ空間は三次元空間であり、その中に設定される複数の視線に沿って画素値を定める演算が行われる。本発明によれば、その視線に沿って並んだエコーデータ列の一部分が標本空間とされる。

【0015】

【発明の実施の形態】

次に、本発明の実施形態である超音波診断装置について図面を参照して説明する。本装置は、三次元空間にてエコーデータを取得し、視線に沿ってレンダリング処理を行い三次元画像を生成し表示することができる。

【0016】

図1は、エコーデータが得られる三次元空間と、視線及び投影面と、複数の統計量が求められる標本空間であるカーネルとを示す模式図である。

【0017】

エコーデータが得られる三次元空間2はボクセルに分割され、各ボクセルにエコーデータが割り付けられる。また、三次元空間2には、投影面4に形成される画像の各画素6に対応して平行な視線8が複数本、設定される。各ボクセルを対象ボクセルとして、その対象ボクセルごとにカーネル10が設定される。カーネル10は、例えば、高さ、幅、奥行き方向にそれぞれボクセルが N_x 、 N_y 、 N_z 個並んだ直方体形状であり、奥行き方向 z が視線方向に一致する。カーネル10は、統計量を算出するために複数のボクセルを内包し、また一般にはカーネル10は、そのうちの所定位置、例えば中央のボクセルが対象ボクセルとなるように設定される。以下の説明では、処理を簡単とするために $N_x = N_y = 1$ 、すなわち、カーネル10は視線8に沿って一列に並んだ複数個のボクセルで構成されるものとする。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 8 】

カーネル 1 0 内の複数のエコーデータから、互いに異なる性質を持った複数の統計量からなる統計量セットが求められる。そして、あらかじめ用意された複数の変換関数のいずれかが、統計量セットに基づいて選択され、対象ボクセルのエコーデータはその選択された変換関数により変換され、変換エコーデータが生成される。

【 0 0 1 9 】

三次元画像のレンダリングでは、視線に沿ったレイキャスティング等の演算処理により画素 6 の画素値が決定される。この画素値を求める演算処理では通常、エコーデータが視線方向の位置（深さ）に応じて重み付けされ、視線方向に積算される。本装置では、この画素値を求める演算は変換エコーデータを用いて行われる。すなわち、画素値には、積算処理における深さに応じた重み付けとは別に、上述の統計量セットに応じた変換がさらに加味され反映される。

10

【 0 0 2 0 】

図 2 は、本発明の実施形態である超音波診断装置の概略のブロック構成図である。超音波探触子 2 0 は、例えばリニアアレイ型の超音波振動子を有し、その超音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。この走査面を当該面の法線方向へ例えば機械的に走査することによって、三次元空間でのエコーデータが取得される。ここで、超音波探触子 2 0 の機械的な走査は図示しない駆動部によって行われている。

【 0 0 2 1 】

送受信部 2 2 は超音波探触子 2 0 に対して送信信号を供給すると共に、超音波探触子 2 0 から出力された受信信号を処理するものである。その送受信部 2 2 は受信信号をデジタル信号（エコーデータ）に変換した後に、データメモリ部 2 4 へ出力する。

20

【 0 0 2 2 】

データメモリ部 2 4 は、次に説明する前処理部 2 6 での処理で用いられるエコーデータを一時的に保持するためのメモリであり、例えば三次元のエコーデータ空間を格納可能に構成される。

【 0 0 2 3 】

前処理部 2 6 は、エコーデータから、上述した変換エコーデータを求める処理を行う。その詳細は後述する。

30

【 0 0 2 4 】

カーネルサイズ発生部 2 8 は、ユーザがトラックボール等の入力機器 3 0 を操作して指定した値 N を受けて、これをカーネルの透視線方向のサイズ N_z として前処理部 2 6 に設定する。すなわち $N_z = N$ に設定される。

【 0 0 2 5 】

濃度変換部 3 2 は、基本的には輝度反転処理を行う。例えば、血管はエコー強度がかなり小さく、そのまま表示すると、画像上暗くなり見にくい。また、単純に、エコーデータを増倍する変換ではノイズまで増幅される。そこで、そのようなエコーデータが小さい部分に関心がある場合に、濃度変換部 3 2 は、所定の基準レベル E_s を用いて、例えば次式で表される処理を行い、エコーデータの大小関係を反転させる。ここで、 E_o は前処理部 2 6 から出力された変換エコーデータ、 E_r は反転処理後のエコーデータを表す。

40

【 0 0 2 6 】

【 数 1 】

$$E_r = E_s - E_o \quad \dots \dots \dots (1)$$

三次元データメモリ部 3 4 は、濃度変換部 3 2 から出力される反転処理後のエコーデータを保持するためのメモリであり、三次元のエコーデータ空間を格納可能に構成される。

【 0 0 2 7 】

三次元データレンダリング演算部 3 6 は、三次元データメモリ部 3 4 に格納されたエコーデータを用いて、各視線に対するレイキャスティング処理等のレンダリング処理を行って、当該視線に対応する画素値を算出する。

50

【0028】

フレームバッファメモリ38は、三次元データレンダリング演算部36で算出された各画素値を格納する。その結果、フレームバッファメモリ38には、1枚分の三次元画像の画像データが格納される。

【0029】

フレームバッファメモリ38から読み出された画像データは表示部40に表示される。

【0030】

以上、各部の動作は制御部42により制御される。例えば、制御部42は送受信部22に対して送信同期信号、またデータメモリ部24にはエコーデータの読み出し/書き込みを制御するR/W信号を供給する。また、制御部42は、データメモリ部24からのエコーデータの読み出し動作に同期して、前処理部26の内部動作のタイミング制御を行う。さらに、制御部42は、三次元データメモリ部34に三次元のエコーデータ空間に対応するデータが格納されると、三次元データレンダリング演算部36に対して演算開始信号を与える。

10

【0031】

次に、本発明の主要な特徴を有する前処理部26をより詳細に説明する。図3が、前処理部26のブロック構成図である。制御部42は、データメモリ部24から視線に沿って順次、エコーデータを読み出す。このエコーデータが前処理部26の統計演算部50及び遅延時間部52に輸入される。

【0032】

20

統計演算部50は、処理対象とされるエコーデータ（対象エコーデータ）に対して、カーネルサイズ発生部28により指定されるサイズのカーネルを設定する。ここではカーネルは視線に沿って一列に並ぶN個のエコーデータであり、対象エコーデータがその中央に位置するように設定される。統計演算部50は、互いに異なる複数の統計量として、カーネル内に含まれるN個のエコーデータについて次数の異なるn次積率を計算し、それらを統計量セットとして出力する。ここでは統計量セットを構成するn次積率として、平均値M（次数n=1に相当）及び標準偏差値S（次数n=2に相当）が計算される。

【0033】

乗算係数選択部54は、統計演算部50から与えられる統計量セットに基づいて、乗算係数を選択する。例えば、乗算係数選択部54は、平均値Mと標準偏差値Sとをパラメータとし、乗算係数を割り当てる二次元のテーブルであり、例えばメモリを用いて構成される。

30

【0034】

乗算部56は、遅延時間部52から順次出力されるエコーデータに、乗算係数選択部54にて選択された乗算係数を乗じて、その乗算結果を出力する。この出力が前処理部26の出力である変換エコーデータとなる。なお、本装置において、前処理部26に輸入されたエコーデータに対する変換関数は、入力データに係数を乗じた値を求めるものであり、乗算係数選択部54がその係数を選択することにより、当該変換関数が具体的に選択されることとなる。

【0035】

40

遅延時間部52は、統計演算部50及び乗算係数選択部54での処理時間に応じた遅延を発生させる。すなわち、乗算部56では、遅延時間部52から入力されるエコーデータに、当該エコーデータを対象エコーデータとして統計演算部50及び乗算係数選択部54にて決定された乗算係数が乗じられる。

【0036】

図4は、統計演算部50の概略のブロック構成図である。統計演算部50は、データメモリ部24から入力されたエコーデータを順次、シフトレジスタ60に輸入する。入力されたエコーデータはシフトレジスタ60内を順送りされる。シフトレジスタ60に保持される所定個数のエコーデータのうち、カーネルサイズで指定されたN個の連続するデータ（ $e_1, e_2, \dots, e_N$ と表す）が、平均演算部62及び標準偏差演算部64に読み出されて

50

、それらN個のエコーデータに基づいて平均値M及び標準偏差値Sが計算される。平均演算部62は、シフトレジスタ60から読み出されたエコーデータを加算回路70で合計した後、この合計値を除算回路72にて加算されたデータ数Nで除算して、次式で表される平均値Mを出力する。

【0037】

【数2】

$$M = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N e_i$$

10

標準偏差演算部64では、シフトレジスタ60から読み出されたデータそれぞれが合成回路80にて平均値Mを減算された後、その差分値が乗算回路82にて二乗される。さらに、それら各二乗値を加算回路84で合計し、この合計値を除算回路86にてデータ数Nで除算した後、平方根演算回路88にて平方根を求め、次式で表される標準偏差値Sを出力する。

【0038】

【数3】

$$S = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (e_i - M)^2}$$

20

なお、標準偏差値Sとして、次式で表される簡易計算式による値を求めるように標準偏差演算部64を構成してもよい。

【0039】

【数4】

$$S = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |e_i - M|$$

30

図5は、乗算係数選択部54での処理の一例を説明する模式図である。この図は、乗算係数選択部54を、平均値Mと標準偏差値Sとをパラメータとした二次元のルックアップテーブル(LUT)90として構成した場合の当該テーブルの概念図でもある。ここで、平均値M及び標準偏差値Sそれぞれは複数の範囲に区分され、それらM及びSの範囲に基づいてM-S平面が格子状に区分される。図5に示す例では、M及びSそれぞれが2つの範囲に区分され、M-S平面が4つの格子領域92-1~92-4に区分される。これら各格子領域92-1~92-4にそれぞれ乗算係数が設定される。ちなみに、この例では、Mは値“110”を境界として2つの範囲に区分され、Sは値“50”を境界として2つの範囲に区分されている。

40

【0040】

図5は、例えば、肝臓などの実質臓器内に生じた腫瘍及び血管を他の部位と識別容易に表示する場合に対応している。腫瘍は、実質臓器と同様、比較的大きな平均値Mを生じる点で類似するが、実質臓器より大きな標準偏差値Sとなるといった差異を有し得る。この場合には、実質臓器に設定されたカーネルから得られる統計量セットは、Mが大きくSが小

50

さい領域 9 2 -1に属し、一方、腫瘍は当該領域 9 2 -1より S が大きな領域 9 2 -2に属すると考えられる。よって、領域 9 2 -1に設定される乗算係数 “ 1 ” に対し、腫瘍に対応する領域 9 2 -2には相対的に小さい乗算係数 “ 0 . 5 ” が設定される。

【 0 0 4 1 】

もう 1 つの関心部位である血管の内部は血液であり、これは一様な液体であるので、実質臓器に比べて平均値 M が小さくなり、また標準偏差値 S は実質臓器と程度の小さな値を取る。つまり、血管が占める領域に設定されたカーネルから得られる統計量セットは、M , S 共に小さい領域 9 2 -3に属すると考えられる。よって、領域 9 2 -1に設定される乗算係数 “ 1 ” に対し、血管に対応する領域 9 2 -3には相対的に小さい乗算係数 “ 0 ” が設定される。

10

【 0 0 4 2 】

また領域 9 2 -4も実質臓器以外の部位が属すると考えられ、領域 9 2 -1に設定される乗算係数 “ 1 ” よりも相対的に小さい乗算係数、例えば “ 0 . 5 ” が設定される。

【 0 0 4 3 】

以上のように腫瘍及び血管が属する領域 9 2 -2 , 9 2 -3に、実質臓器が属する領域 9 2 -1より小さい乗算係数を割り当てることにより、前処理部 2 6 から出力される変換エコーデータは、実質臓器より腫瘍、血管において比較的小さな値を取り得る。しかし、濃度変換部 3 2 での反転処理により、三次元データメモリ部 3 4 に格納される値は、実質臓器より腫瘍、血管において比較的大きな値となり、画像上で関心部位である腫瘍及び臓器が実質臓器より明るく表示される。

20

【 0 0 4 4 】

なお、標準偏差値 S が大きい領域 9 2 -2に属する部位ではエコーデータの標準偏差、すなわちばらつきが大きい、その領域 9 2 -2の乗算係数を領域 9 2 -1の乗算係数より小さくすることで、そのエコーデータのばらつきの幅が圧縮される。これにより領域 9 2 -2に属する関心部位である腫瘍が、ざらつきの低減された見やすい画質で表示される。また、領域 9 2 -3に関しては、大きな乗算係数をエコーデータに乗じて直接、明るい輝度値に対応した変換エコーデータを生成すると、ノイズまでも増幅されてしまい画質が劣化する。これに対して、小さい乗算係数を乗じた後、反転して明るい輝度値に対応するデータを生成する本装置の構成は、関心部位である血管が明るだけでなく、ノイズの少ない良好な画質で表示される。

30

【 0 0 4 5 】

図 6 は、上述した前処理部 2 6 の処理フロー図である。ユーザはトラックボール等の入力機器 3 0 を操作してカーネルサイズを指定する (S 1 0 0)。統計演算部 5 0 は、各視線に対する初期状態として、その視線に沿ったエコーデータ列の先頭にカーネルを位置させる (S 1 0 5)。統計演算部 5 0 は、設定したカーネル内のエコーデータの平均値 M 及び標準偏差値 S を計算する (S 1 1 0)。得られた M 及び S に基づいて、乗算係数選択部 5 4 は 1 つの乗算係数を選択する。遅延時間部 5 2 は、乗算係数選択部 5 4 からの乗算係数の出力タイミングに合わせて、その乗算係数に対応するカーネル内の対象エコーデータを乗算部 5 6 へ出力する。乗算部 5 6 では、この対象エコーデータと乗算係数とが乗じられる (S 1 1 5)。その乗算結果が変換エコーデータとして前処理部 2 6 から出力される (S 1 2 0)。

40

【 0 0 4 6 】

統計演算部 5 0 は視線に沿ってカーネルを順に移動させ (S 1 2 5)、上記ステップ S 1 1 0 ~ S 1 2 0 が繰り返される。カーネルがある視線の終わりまで移動すると (S 1 3 0)、視線を移動させ (S 1 3 5)、以上のステップ S 1 0 5 ~ S 1 3 0 が全ての視線について繰り返される (S 1 4 0)。

【 0 0 4 7 】

図 7 は、前処理部 2 6 及び濃度変換部 3 2 での処理例を示すエコーデータの模式図である。図において、縦軸がデータ値 E、横軸が視線上での位置を表す。図 7 (a) は、データメモリ部 2 4 から読み出されるエコーデータを表し、実質臓器に対応し、エコーデータの

50

ばらつきが比較的小さい（例えば $S = 40$ の）実質臓器区間 200、腫瘍に対応し、エコーデータのばらつきが比較的大きい（例えば $S = 80$ の）腫瘍区間 202 及び、血管に対応し、エコーデータが小さい血管区間 204 を含んでいる。ここで、実質臓器区間 200 と腫瘍区間 202 とはエコーデータの平均値が同程度（例えばそれぞれ $M = 120$, 100 ）である。

【0048】

図 7 (b) は、図 5 に示す乗算係数を乗じて得られた前処理部 26 の出力でのエコーデータ（(1) 式における E_0 ）を表す。前処理部 26 での変換により、腫瘍区間 202 の平均値は実質臓器区間 200 の半分程度（例えば $M = 50$ ）となる。また腫瘍区間 202 でのエコーデータのばらつきが半分に低減される（例えば $S = 40$ となる）。血管区間 204 のエコーデータは 0 とされる。

10

【0049】

前処理部 26 の出力に対し、濃度変換部 32 は、実質臓器区間 200 でのエコーデータの平均値付近に設定する基準レベル E_s （図 7 (b) の水平の点線 210）に基づいて（1）式による反転演算を行い、（1）式における E_r を出力する。図 7 (c) は、濃度変換部 32 の出力値 E_r を表す。反転することにより、実質臓器区間 200 より腫瘍区間 202 及び血管区間 204 でのデータが大きくなり、これを用いて関心部位の腫瘍及び血管が明るく見やすく表示される。

【0050】

【発明の効果】

20

本発明の超音波画像処理装置によれば、エコーデータそのものでは区別しにくい被検体内の異なる領域が、それら領域でのエコーデータの統計量セットの相違に基づいて、超音波画像上にて識別容易に表示される。

【図面の簡単な説明】

【図 1】 エコーデータが得られる三次元空間と、視線及び投影面と、複数の統計量が求められる標本空間であるカーネルとを示す模式図である。

【図 2】 本発明の実施形態である超音波診断装置の概略のブロック構成図である。

【図 3】 前処理部の概略のブロック構成図である。

【図 4】 統計演算部の概略のブロック構成図である。

【図 5】 乗算係数選択部での処理の一例を説明する模式図である。

30

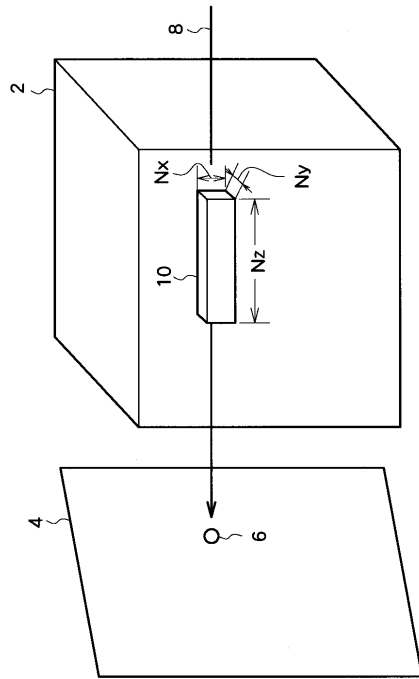
【図 6】 前処理部での処理の概略のフロー図である。

【図 7】 前処理部及び濃度変換部での処理例を示すエコーデータの模式図である。

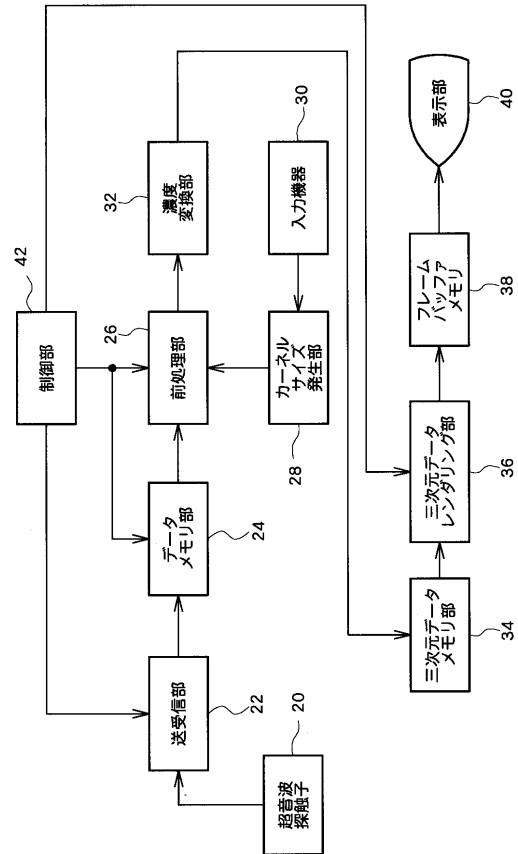
【符号の説明】

20 超音波探触子、22 送受信部、24 データメモリ部、26 前処理部、28 カーネルサイズ発生部、30 入力機器、32 濃度変換部、34 三次元データメモリ部、36 三次元データレンダリング演算部、38 フレームバッファメモリ、40 表示部、50 統計演算部、52 遅延時間部、54 乗算係数選択部、56 乗算部。

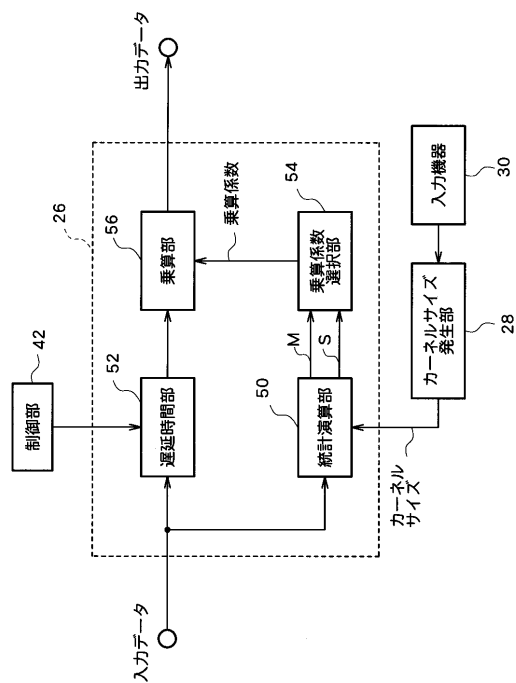
【 図 1 】



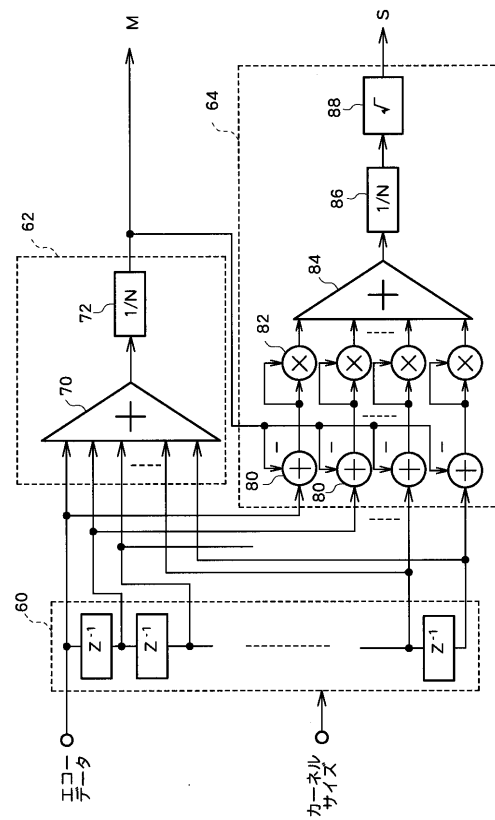
【 図 2 】



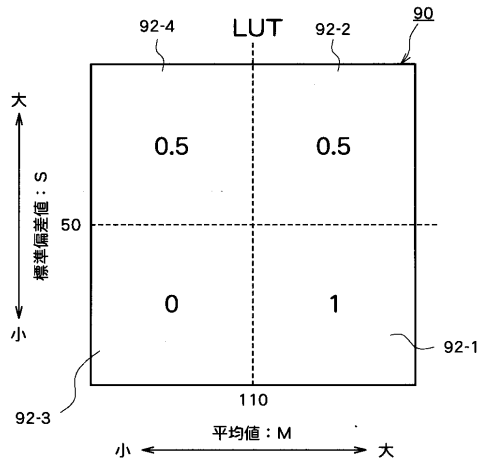
【 図 3 】



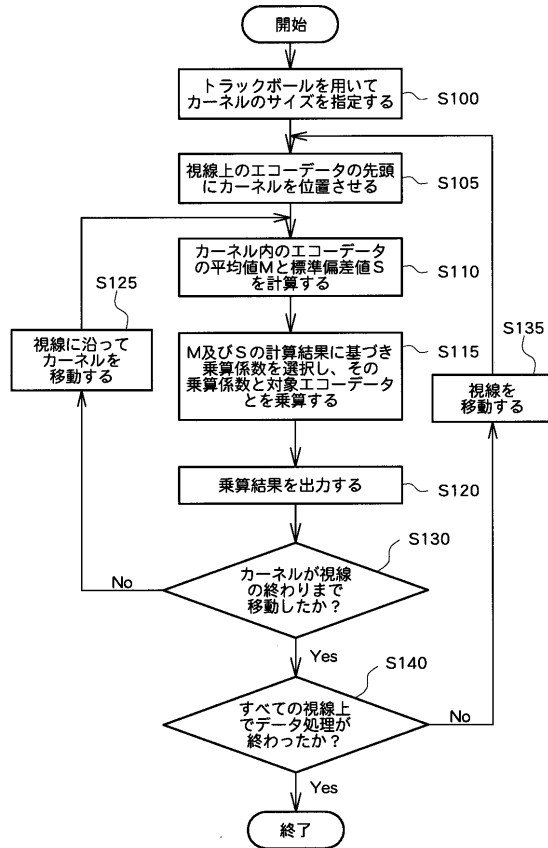
【 図 4 】



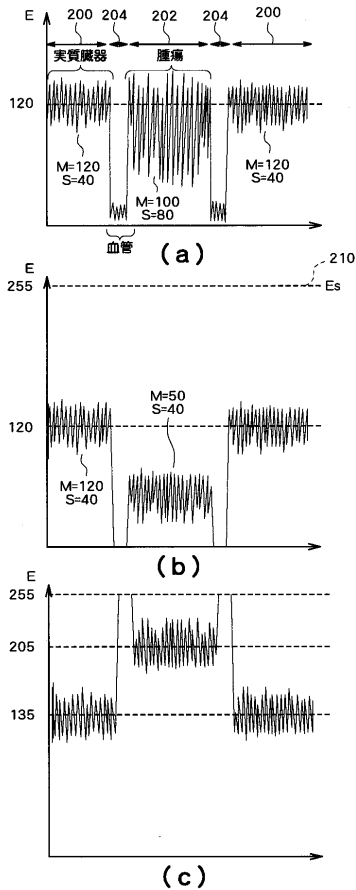
【図 5】



【図 6】



【図 7】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平4 - 12741 (J P , A)

特開平5 - 94523 (J P , A)

特開平7 - 184892 (J P , A)

特開平10 - 75949 (J P , A)

特開平10 - 277032 (J P , A)

望月剛 他, 超音波三次元表示を目的としたテクスチャー特徴距離による画像抽出法, 日本超音波医学会第59回研究発表会講演論文集, (社)日本超音波医学会, 1991年10月26日, 279-280

望月剛 他, 超音波三次元表示を目的としたファジー推論による画像の抽出法, 日本超音波医学会第60回研究発表会講演論文集, (社)日本超音波医学会, 1992年4月25日, 483-484

望月剛 他, 超音波三次元表示のための組織像の境界抽出法, 日本超音波医学会第63回研究発表会講演論文集, (社)日本超音波医学会, 1993年10月15日, 247-248

(58)調査した分野(Int.Cl., D B名)

A61B 8/00

专利名称(译)	超声波图像处理装置		
公开(公告)号	JP4037689B2	公开(公告)日	2008-01-23
申请号	JP2002154519	申请日	2002-05-28
[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	望月剛 広瀬昌紀		
发明人	望月 剛 広瀬 昌紀		
IPC分类号	A61B8/00 G06T1/00		
FI分类号	A61B8/00 G06T1/00.290.D G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C301/BB13 4C301/EE11 4C301/EE20 4C301/JB29 4C301/JB32 4C301/JC07 4C301/JC20 4C301/KK17 4C301/KK30 4C301/LL03 4C301/LL04 4C601/BB03 4C601/EE09 4C601/EE30 4C601/JB34 4C601/JB45 4C601/JB47 4C601/JB55 4C601/JC04 4C601/JC25 4C601/JC26 4C601/JC37 4C601/KK21 4C601/KK22 4C601/KK31 4C601/LL01 4C601/LL02 4C601/LL04 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/BA24 5B057/BA26 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB08 5B057/CB13 5B057/CB16 5B057/CC01 5B057/CD14 5B057/CE11 5B057/CH08 5B057/CH11 5B057/CH18 5B057/DA08 5B057/DA16 5B057/DB03 5B057/DB09 5B057/DC01 5B057/DC22		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
其他公开文献	JP2003339705A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在超声图像中产生肿瘤和实质器官之间相同程度的回波数据，并在超声图像上区分它们。统计运算单元设置包括目标回波数据的内核，并确定内核中的多个回波数据的平均值M和标准偏差S。乘法系数选择单元54根据M和S的组合选择乘法系数，并且乘法单元56将目标回波数据乘以每个目标回波数据选择的乘法系数，以产生转换后的回波数据输出它。使用转换后的回波数据生成超声波图像。

$$S = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (e_i - M)^2}$$