

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号  
特許第4864532号  
(P4864532)

(45) 発行日 平成24年2月1日(2012.2.1)

(24) 登録日 平成23年11月18日(2011.11.18)

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

F I  
A 6 1 B 8/00

請求項の数 11 (全 20 頁)

|           |                               |           |                                           |
|-----------|-------------------------------|-----------|-------------------------------------------|
| (21) 出願番号 | 特願2006-133820 (P2006-133820)  | (73) 特許権者 | 000003078                                 |
| (22) 出願日  | 平成18年5月12日 (2006.5.12)        |           | 株式会社東芝                                    |
| (65) 公開番号 | 特開2007-301218 (P2007-301218A) |           | 東京都港区芝浦一丁目1番1号                            |
| (43) 公開日  | 平成19年11月22日 (2007.11.22)      | (73) 特許権者 | 594164542                                 |
| 審査請求日     | 平成21年5月11日 (2009.5.11)        |           | 東芝メディカルシステムズ株式会社                          |
|           |                               |           | 栃木県大田原市下石上1385番地                          |
|           |                               | (74) 代理人  | 100109900                                 |
|           |                               |           | 弁理士 堀口 浩                                  |
|           |                               | (72) 発明者  | 鷲見 篤司                                     |
|           |                               |           | 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝<br>メディカルシステムズ株式会社 本社内 |
|           |                               | 審査官       | 五関 統一郎                                    |
| 最終頁に続く    |                               |           |                                           |

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、画像データ表示装置及び3次元画像データ生成方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体の3次元領域に対して超音波を送受信するための振動素子を有した超音波プローブと、

前記振動素子を駆動して超音波の送信を行なう送信手段と、

前記超音波の送受信によって得られた前記被検体からの反射信号を受信する受信手段と、

前記受信手段によって得られた3次元データに基づいてボリュームデータを生成するボリュームデータ生成手段と、

前記ボリュームデータの法線ベクトル及び走査ベクトルを算出し、前記法線ベクトルと前記走査ベクトルとの角度情報に基づいて前記法線ベクトルを補正するベクトル演算手段と

10

、  
補正された法線ベクトルに基づき、前記ボリュームデータ生成手段が生成したボリュームデータをレンダリング処理して3次元画像データを生成するレンダリング演算手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

被検体の3次元領域に対して超音波を送受信するための振動素子を有した超音波プローブと、

前記振動素子を駆動して超音波の送信を行なう送信手段と、

前記超音波の送受信によって得られた前記被検体からの反射信号を受信する受信手段と、

前記受信手段によって得られた3次元データに基づいてボリュームデータを生成するボリ

20

ュームデータ生成手段と、  
前記ポリウムデータのボクセルに対し法線ベクトル及び走査ベクトルを算出し、前記法線ベクトルと前記走査ベクトルとの角度情報に基づいて超音波入射角度に依存する高エコーの影響を受けたボクセルを特定するベクトル演算手段と、  
この特定結果に基づいて前記ポリウムデータを補正するポリウムデータ補正手段と、  
このポリウムデータ補正手段が補正したポリウムデータのボクセルに対し前記ベクトル演算手段が新たに算出した法線ベクトルに基づいて、前記ポリウムデータ生成手段が生成した前記ポリウムデータをレンダリング処理し3次元画像データを生成するレンダリング演算手段とを  
備えたことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項3】

前記ポリウムデータ生成手段は、前記被検体の3次元領域から収集された3次元データを補間処理して前記ポリウムデータを生成することを特徴とする請求項1又は請求項2に記載した超音波診断装置。

【請求項4】

前記ベクトル演算手段は、前記ポリウムデータ生成手段が生成した前記ポリウムデータ、あるいは、前記ポリウムデータ補正手段が補正した前記ポリウムデータにおけるボクセル値の勾配に基づいて前記法線ベクトルを算出することを特徴とする請求項1又は請求項2に記載した超音波診断装置。

【請求項5】

20

前記ベクトル演算手段は、前記ポリウムデータ生成手段が生成した前記ポリウムデータにおけるボクセルの中心位置情報と前記超音波プローブの中心位置情報に基づき、前記ボクセルに対する超音波送受信方向を示す前記走査ベクトルを算出することを特徴とする請求項1又は請求項2に記載した超音波診断装置。

【請求項6】

前記ベクトル演算手段は、前記法線ベクトルと前記走査ベクトルの内積値を算出し、この内積値と予め設定された閾値との比較によって前記高エコーの影響を受けたボクセルを特定することを特徴とする請求項2記載の超音波診断装置。

【請求項7】

前記ポリウムデータ補正手段は、前記ポリウムデータ生成手段が生成した前記ポリウムデータにおける前記ベクトル演算手段が特定したボクセルあるいはこのボクセルを中心とした所定領域に対してフィルタリング処理あるいは階調処理の少なくとも何れかを行なうことを特徴とする請求項2記載の超音波診断装置。

30

【請求項8】

前記レンダリング演算手段は、前記ベクトル演算手段が新たに算出した法線ベクトルと画像観察者の視線ベクトルに基づき、前記ポリウムデータ生成手段が生成した前記ポリウムデータをシェーディング処理し前記3次元画像データを生成することを特徴とする請求項2記載の超音波診断装置。

【請求項9】

被検体から得られた3次元データに基づいてポリウムデータを生成するポリウムデータ生成手段と、  
前記ポリウムデータのボクセルにおける法線ベクトル及び走査ベクトルを算出し、前記法線ベクトルと前記走査ベクトルとの角度情報に基づいて超音波入射角度に依存する高エコーの影響を受けたボクセルを特定するベクトル演算手段と、  
この特定結果に基づいて前記ポリウムデータを補正するポリウムデータ補正手段と、  
このポリウムデータ補正手段が補正したポリウムデータのボクセルに対し前記ベクトル演算手段が新たに算出した法線ベクトルに基づいて、前記ポリウムデータ生成手段が生成した前記ポリウムデータをレンダリング処理して3次元画像データを生成するレンダリング演算手段と、  
前記3次元画像データを表示する表示手段とを

40

50

備えたことを特徴とする画像データ表示装置。

【請求項 10】

前記ベクトル演算手段は、前記ボリュームデータ生成手段が生成した前記ボリュームデータ、あるいは、前記ボリュームデータ補正手段が補正した前記ボリュームデータにおけるボクセル値の勾配に基づいて前記法線ベクトルを算出することを特徴とする請求項 9 記載の画像データ表示装置。

【請求項 11】

ボリュームデータ生成手段が、被検体に対する超音波の送受信によって得られた 3 次元データに基づいてボリュームデータを生成するステップと、

ベクトル演算手段が、前記ボリュームデータのボクセルにおける法線ベクトル及び走査ベクトルを算出し、前記法線ベクトルと前記走査ベクトルとの角度情報に基づいて超音波入射角度に依存する高エコーの影響を受けたボクセルを特定するステップと、

ボリュームデータ補正手段が、前記ベクトル演算手段の特定結果に基づいて所定領域の前記ボリュームデータを補正するステップと、

前記ベクトル演算手段が、補正された前記ボリュームデータのボクセルに対して法線ベクトルを新たに算出するステップと、

レンダリング演算手段が、前記ボリュームデータ生成手段が生成したボリュームデータを新たに算出された前記法線ベクトルに基づいてレンダリング処理し 3 次元画像データを生成するステップとを

有することを特徴とする 3 次元画像データ生成方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置、画像データ表示装置及び 3 次元画像データ生成方法に係り、特に、被検体から収集した 3 次元の超音波データをレンダリング処理して 3 次元画像データを生成する超音波診断装置、画像データ表示装置及び 3 次元画像データ生成方法に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、複数の振動素子が配列された超音波プローブを用いて被検体の複数方向に対し超音波送受信を行ない、このとき得られた反射波に基づいて生成した画像データをモニタ上に表示するものである。この装置は、超音波プローブを体表に接触させるだけの簡単な操作で体内の 2 次元画像や 3 次元画像をリアルタイムで観測することができるため各種臓器の形態診断や機能診断に広く用いられている。

【0003】

従来、超音波によって被検体の 3 次元画像データを得るには、振動素子が 1 次元配列された超音波プローブをその配列方向に対して垂直な方向に移動あるいは回転させながら前記被検体の 3 次元領域に対し超音波を送受信し、このとき収集された超音波データ（ボリュームデータ）をレンダリング処理して 3 次元画像データの生成を行なってきた。

【0004】

又、近年では、振動素子が 2 次元配列された超音波プローブ（2 次元アレイ超音波プローブ）が実用化されている。この超音波プローブを用いることにより 3 次元領域に対する超音波送受信方向の設定は全て電子的な制御で行なうことができるため、ボリュームデータの収集に要する時間が大幅に短縮され、3 次元画像データのリアルタイム表示も可能になりつつある。

【0005】

ところで、被検体から収集されたボリュームデータをレンダリング処理して 3 次元画像データを生成する場合、先ず、3 次元領域に対する超音波送受信によって得られた受信信号の振幅情報に対して空間的な補間処理を行ない小立方体の集合で構成されたボリュームデータを生成する。次いで、このボリュームデータにおける所定ボクセル及びその周囲ボ

10

20

30

40

50

クセルにおける信号強度（以下では、ボクセル値と呼ぶ。）から算出した勾配値に基づいて当該ボクセルの法線単位ベクトル（以下、法線ベクトルと呼ぶ。）を設定し、更に、画像観察者の視点と当該ボクセルの中心位置を結ぶ線上に視線単位ベクトル（以下、視線ベクトルと呼ぶ。）を設定する。そして、法線ベクトルと視線ベクトルの内積値に基づいて設定されたシェーディング値（臓器等を立体的に表現するための陰影値）と、画像観察者の視点から当該ボクセルまでの距離に基づいて設定された不透明度を用いてボリュームデータを処理することにより臓器表面等の立体的表示が行なわれている（例えば、特許文献1参照。）。

【特許文献1】特開2003-61956号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

超音波診断では、超音波の送受信方向が臓器等の境界面に対し垂直となった場合、その信号振幅が特異的に大きな値を示す超音波反射波（以下では、高エコーと呼ぶ。）が受信されることが一般に知られている。そして、この高エコーの影響を含んだボリュームデータの各ボクセルに対して法線ベクトルを算出し、更に、この法線ベクトルと視線ベクトルの内積値に基づいてレンダリング処理を行なう場合、ボクセル値の勾配に基づいて得られた法線ベクトルの方向と実際の臓器境界面に対する法線方向との間に大きな誤差が発生し、ボリュームデータに対して正確なシェーディングを行なうことが困難になるという問題点が発生する。

【0007】

このような問題点を改善する方法として、臓器境界面の所定部位に対し異なる複数の方向から超音波送受信を行ない、このとき得られた受信信号を加算合成する、所謂、空間コンパウンド法が考えられる。しかしながら、この方法では所定部位に対して複数回の超音波送受信を行なう必要があるため、通常の走査密度でボリュームデータを収集する場合にはその収集に多くの時間を要し、3次元画像データを表示する際のフレーム周波数（単位時間に表示する画像データ枚数）が低下する欠点を有している。

【0008】

又、通常のフレーム周波数を維持するために走査密度を低くして超音波送受信を行なう場合には3次元画像データの画質は劣化する。即ち、複数方向の超音波送受信による空間コンパウンド法では、3次元画像データの時間分解能（フレーム周波数）と空間分解能（走査密度）の何れをも良好な状態に維持したまま高エコーに関わる上述の問題点を改善することはできない。

【0009】

一方、並列同時受信等の技術を適用して受信時のみの空間コンパウンド法を行なう方法では、時間分解能や空間分解能の劣化は生じないが送信方向に依存する高エコーの影響を効果的に排除することは困難であり、又、収集されたボリュームデータの全ての領域に対し様なフィルタ処理を行なって高エコーの影響を平滑化する方法では、受信時のみの空間コンパウンド法と同様に時間分解能の劣化は発生しないが空間分解能やコントラスト分解能の劣化を招くという問題点を有している。

【0010】

本発明は、上述の問題点に鑑みてなされたものであり、その目的は、被検体から収集されたボリュームデータに基づいて3次元画像データを生成する際、臓器境界面等に対する超音波ビームの入射角度に依存する高エコーの影響を時間分解能や空間分解能を劣化させることなく低減することにより良好な3次元画像データを得ることが可能な超音波診断装置、画像データ表示装置及び3次元画像データ生成方法を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0011】

上記課題を解決するために、請求項1に係る本発明の超音波診断装置は、被検体の3次元領域に対して超音波を送受信するための振動素子を有した超音波プローブと、前記振動

10

20

30

40

50

素子を駆動して超音波の送信を行なう送信手段と、前記超音波の送受信によって得られた前記被検体からの反射信号を受信する受信手段と、前記受信手段によって得られた３次元データに基づいてボリュームデータを生成するボリュームデータ生成手段と、前記ボリュームデータのボクセルにおける法線ベクトル及び走査ベクトルを算出し、前記法線ベクトルと前記走査ベクトルとの角度情報に基づいて前記法線ベクトルを補正するベクトル演算手段と、補正された法線ベクトルに基づき、前記ボリュームデータ生成手段が生成したボリュームデータをレンダリング処理して３次元画像データを生成するレンダリング演算手段とを備えたことを特徴としている。

【００１２】

又、請求項２に係る本発明の超音波診断装置は、被検体の３次元領域に対して超音波を送受信するための振動素子を有した超音波プローブと、前記振動素子を駆動して超音波の送信を行なう送信手段と、前記超音波の送受信によって得られた前記被検体からの反射信号を受信する受信手段と、前記受信手段によって得られた３次元データに基づいてボリュームデータを生成するボリュームデータ生成手段と、前記ボリュームデータのボクセルに対し法線ベクトル及び走査ベクトルを算出し、前記法線ベクトルと前記走査ベクトルとの角度情報に基づいて超音波入射角度に依存する高エコーの影響を受けたボクセルを特定するベクトル演算手段と、この特定結果に基づいて前記ボリュームデータを補正するボリュームデータ補正手段と、このボリュームデータ補正手段が補正したボリュームデータのボクセルに対し前記ベクトル演算手段が新たに算出した法線ベクトルに基づいて、前記ボリュームデータ生成手段が生成した前記ボリュームデータをレンダリング処理し３次元画像データを生成するレンダリング演算手段とを備えたことを特徴としている。

【００１３】

更に、請求項９に係る本発明の画像データ表示装置は、被検体から得られた３次元データに基づいてボリュームデータを生成するボリュームデータ生成手段と、前記ボリュームデータのボクセルにおける法線ベクトル及び走査ベクトルを算出し、前記法線ベクトルと前記走査ベクトルとの角度情報に基づいて超音波入射角度に依存する高エコーの影響を受けたボクセルを特定するベクトル演算手段と、この特定結果に基づいて前記ボリュームデータを補正するボリュームデータ補正手段と、このボリュームデータ補正手段が補正したボリュームデータのボクセルに対し前記ベクトル演算手段が新たに算出した法線ベクトルに基づいて、前記ボリュームデータ生成手段が生成した前記ボリュームデータをレンダリング処理して３次元画像データを生成するレンダリング演算手段と、前記３次元画像データを表示する表示手段とを備えたことを特徴としている。

【００１４】

一方、請求項１１に係る本発明の３次元画像データ生成方法は、ボリュームデータ生成手段が、被検体に対する超音波の送受信によって得られた３次元データに基づいてボリュームデータを生成するステップと、ベクトル演算手段が、前記ボリュームデータのボクセルにおける法線ベクトル及び走査ベクトルを算出し、前記法線ベクトルと前記走査ベクトルとの角度情報に基づいて超音波入射角度に依存する高エコーの影響を受けたボクセルを特定するステップと、ボリュームデータ補正手段が、前記ベクトル演算手段の特定結果に基づいて所定領域の前記ボリュームデータを補正するステップと、前記ベクトル演算手段が、補正された前記ボリュームデータのボクセルに対して法線ベクトルを新たに算出するステップと、レンダリング演算手段が、前記ボリュームデータ生成手段が生成したボリュームデータを新たに算出された前記法線ベクトルに基づいてレンダリング処理し３次元画像データを生成するステップとを有することを特徴としている。

【発明の効果】

【００１５】

本発明によれば、被検体から収集されたボリュームデータに基づいて３次元画像データを生成する際に、臓器境界面等に対する超音波ビームの入射角度に依存する高エコーの影響を時間分解能や空間分解能を劣化させることなく低減することが可能となり、従って、良好な３次元画像データをを得ることができる。

**【発明を実施するための最良の形態】****【0016】**

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

**【実施例1】****【0017】**

以下に述べる本発明の第1の実施例における超音波診断装置では、被検体の3次元領域に対する超音波送受信によって得られたボリウムデータをレンダリング処理して3次元画像データを生成する際、臓器境界面の法線方向を示す法線ベクトルをボリウムデータのボクセル値の勾配に基づいて算出し、更に、前記ボリウムデータの各ボクセルに対する超音波の送受信方向を示す走査ベクトルを算出する。

10

**【0018】**

次いで、各ボクセルに対して算出した法線ベクトルと走査ベクトルとの内積値に基づいて超音波入射角度に依存する高エコーの影響を受けたボクセルを特定し、このボクセルを中心とした所定領域のボクセル値をフィルタリング処理あるいは階調処理によって補正する。そして、補正後のボリウムデータにおけるボクセル値の勾配に基づいて新たに算出した法線ベクトルと画像データ観測者の視線方向を示す視線ベクトルに基づき補正前のボリウムデータをレンダリング処理して3次元画像データを生成する。

**【0019】**

尚、本実施例では、振動素子が2次元配列された所謂2次元アレイ超音波プローブを用いて収集されたボリウムデータをレンダリング処理して3次元画像データを生成する場合について述べるが、これに限定されるものではなく、例えば、複数の振動素子が1次元配列された超音波プローブを機械的に移動あるいは回転して得られたボリウムデータに基づいて3次元画像データを生成してもよい。

20

**【0020】**

又、上述のボリウムデータはBモードデータに基づいて生成される場合について述べるがカラードブラデータ等の他の超音波データであっても構わない。

**【0021】****(装置の構成)**

本実施例における超音波診断装置の構成につき図1乃至図6を用いて説明する。尚、図1は、超音波診断装置の全体構成を示すブロック図であり、図2は、この超音波診断装置が備えた送受信部及び受信信号処理部のブロック図を示す。又、図6は、前記超音波診断装置の3次元画像データ生成部が備えたベクトル演算部の具体的な構成を示すブロック図である。

30

**【0022】**

図1に示した本実施例の超音波診断装置100は、被検体の3次元領域に対し超音波パルス(送信超音波)を送信し、この送信によって得られた超音波反射波(受信超音波)を電気信号(受信信号)に変換する複数個の振動素子が2次元配列された超音波プローブ3と、前記被検体の所定方向に対して超音波パルスを送信するための駆動信号を前記振動素子に供給し、この振動素子から得られた複数チャンネルの受信信号を整相加算する送受信部2と、整相加算後の受信信号を処理してBモードデータを生成する受信信号処理部4と、超音波の送受信方向単位で得られたBモードデータを用いて3次元画像データを生成する3次元画像データ生成部5を備えている。

40

**【0023】**

更に、超音波診断装置100は、上述の3次元画像データ生成部5によって生成された3次元画像データを表示する表示部7と、被検体情報の入力や画像データ生成条件の設定等を行なう入力部8と、上述の各ユニットを統括的に制御するシステム制御部9を備えている。

**【0024】**

超音波プローブ3は、2次元配列されたN個( $N = N1 \times N2$ )の図示しない振動素子をその先端部に有し、この先端部を被検体の体表に接触させて超音波の送受信を行なう。

50

又、超音波プローブ3の振動素子の各々は、図示しないNチャンネルの多芯ケーブルを介して送受信部2に接続されている。振動素子は電気音響変換素子であり、送信時には電気パルス（駆動信号）を超音波パルス（送信超音波）に変換し、又、受信時には超音波反射波（受信超音波）を電氣的な受信信号に変換する機能を有している。

【0025】

この超音波プローブ3には、セクタ走査対応、リニア走査対応、コンベックス走査対応等があり、操作者は診断部位に応じて任意に選択することが可能である。本実施例では、N個の振動素子が2次元配列されたセクタ走査用の超音波プローブ3を用いる場合について述べるが、リニア走査対応やコンベックス走査対応等の超音波プローブであっても構わない。

10

【0026】

次に、図2に示す送受信部2は、超音波プローブ3の振動素子に対して駆動信号を供給する送信部21と、振動素子から得られたNチャンネルの受信信号に対して整相加算を行なう受信部22を備えている。

【0027】

そして、送信部21は、レートパルス発生器211と、送信遅延回路212と、駆動回路213を備え、レートパルス発生器211は、送信超音波の繰り返し周期を決定するレートパルスを生成して送信遅延回路212に供給する。送信遅延回路212は、送信に使用される振動素子と同数のNチャンネルの独立な遅延回路から構成され、送信超音波を所定の深さに集束するための集束用遅延時間と、送信超音波を所定の方向に送信するための偏向用遅延時間を上記レートパルスに与え、このレートパルスを駆動回路213に供給する。駆動回路213は、送信遅延回路212と同数のNチャンネルの独立な駆動回路を有しており、超音波プローブ3に内蔵されたN個の振動素子を駆動し、被検体の体内に送信超音波を放射する。

20

【0028】

一方、受信部22は、Nチャンネルから構成されるA/D変換器221及び受信遅延回路222と、加算器223を備えており、振動素子から供給されたNチャンネルの受信信号は、A/D変換器221にてデジタル信号に変換され、受信遅延回路222に送られる。

【0029】

受信遅延回路222は、所定の深さからの受信超音波を集束するための集束用遅延時間と、所定方向に対して受信指向性を設定するための偏向用遅延時間をA/D変換器221から出力されるNチャンネルの受信信号の各々に与え、加算器223は、受信遅延回路222からの受信信号を加算する。即ち、受信遅延回路222と加算器223により、所定方向から得られた受信信号は整相加算される。

30

【0030】

図3は、超音波プローブ3の中心軸をZ軸とした直交座標(X-Y-Z)における超音波の送受信方向( $\theta_p$ 、 $\phi_q$ )を示したものであり、この場合、振動素子はX軸方向及びY軸方向に配列され、 $\theta_p$ 及び $\phi_q$ は、X-Z平面及びY-Z平面に投影された送受信方向を示している。

40

【0031】

尚、受信遅延回路222及び加算器223は、その遅延時間の制御によって複数方向に対する受信超音波ビームを同時に形成する所謂並列同時受信を行なうことも可能である。この並列同時受信法の適用によりボリュームデータの収集に要する時間は大幅に短縮される。

【0032】

次に、図2の受信信号処理部4は、包絡線検波器411と対数変換器412を備え、包絡線検波器411は、受信部22の加算器223から供給された整相加算後の受信信号を包絡線検波し、この包絡線検波信号は対数変換器412においてその振幅が対数変換されBモードデータが生成される。尚、包絡線検波器411と対数変換器412は順序を入れ

50

替えて構成してもよい。

【0033】

図1に戻って、3次元画像データ生成部5は、受信信号処理部4において生成されたBモードデータを3次元的な超音波送受信方向に対応させて順次保存するデータ記憶部51と、このBモードデータを補間処理して等方的なボクセルで構成されるボリュームデータを生成するボリュームデータ生成部52と、後述のベクトル演算部54によって算出される法線ベクトルと走査ベクトルとの内積値に基づいて上述のボリュームデータを補正するボリュームデータ補正部53を備え、更に、3次元画像データ生成部5は、法線ベクトル、走査ベクトル及び視線ベクトルを算出し、更に、法線ベクトルと走査ベクトルとの内積演算等を行なうベクトル演算部54と、法線ベクトルと視線ベクトルに基づいてボリュームデータをレンダリング処理し3次元画像データを生成するレンダリング演算部55を備えている。

10

【0034】

図4は、データ記憶部51に保存されたBモードデータを模式的に示したものであり、このデータ記憶部51には、送受信方向S1に対して収集されたBモードデータの信号強度 $a_{11}$ 、 $a_{21}$ 、 $a_{31}$ ・・・、送受信方向S2に対して収集されたBモードデータの信号強度 $a_{12}$ 、 $a_{22}$ 、 $a_{32}$ ・・・、送受信方向S3に対して収集されたBモードデータの信号強度 $a_{13}$ 、 $a_{23}$ 、 $a_{33}$ ・・・が夫々保存され、各送受信方向におけるこれらのデータにはシステム制御部9から供給される送受信角度( $\theta$ 、 $\phi$ )の情報が付帯情報として付加される。

20

【0035】

図1に戻って、ボリュームデータ生成部52は、図示しない演算回路と記憶回路を有し、超音波プローブ3の中心位置(2次元配列された振動素子群の中心位置)と前記記憶回路にて所定サイズで形成された各ボクセルの中心位置は一義的に決定される。

【0036】

そして、ボリュームデータの生成に際し、ボリュームデータ生成部52の演算回路は、データ記憶部51において保存されているBモードデータを読み出し、このBモードデータの補間処理により前記記憶回路に設定された各ボクセルにおけるボクセル値を算出してボリュームデータを生成する。そして、得られたボリュームデータを前記記憶回路に保存する。

30

【0037】

図5は、前記演算回路によって行なわれる補間処理を模式的に示したものであり、説明を判りやすくするためにデータ記憶部51に保存されているBモードデータ(図5の●)を対応させて表示している。但し、図5では、Bモードデータに対し1次元方向(X方向)の補間処理を行なって各ボクセルのボクセル値を算出する場合について示しているが、実際には、当該ボクセルを取り囲む複数のBモードデータを用いた3次元的な補間処理が望ましい。

【0038】

例えば、ボクセルの中心位置が超音波の送受信方向S1と一致するボクセルB12ではBモードデータにおける信号強度 $a_{11}$ がボクセル値 $c_{12}$ として設定され、同様にして、ボクセルの中心位置が送受信方向S4と一致するボクセルB14ではBモードデータの信号強度 $a_{14}$ がボクセル値 $c_{14}$ として設定される。一方、ボクセルの中心位置が送受信方向と一致しないボクセルB13では、Bモードデータの信号強度 $a_{12}$ 及びその位置情報と信号強度 $a_{13}$ 及びその位置情報とに基づく補間処理によってボクセル値 $c_{13}$ が算出される。

40

【0039】

更に、ボクセルの中心位置が送受信方向と一致しないボクセルB22、B23、B24、B32、B33、B34、・・・に対してはボクセルB13の場合と同様にして、隣接したBモードデータの信号強度とその位置情報に基づく補間処理によってボクセル値 $c_{22}$ 、 $c_{23}$ 、 $c_{24}$ 、 $c_{32}$ 、 $c_{33}$ 、 $c_{34}$ 、・・・が算出される。そして、得られた

50

これらのボクセル値は、前記記憶回路に保存されてポリウムデータが生成される。

【 0 0 4 0 】

次に、図 6 のブロック図を用いてベクトル演算部 5 4 の具体的な構成について説明する。この図 6 に示すようにベクトル演算部 5 4 は、法線ベクトル算出部 5 4 1 と、走査ベクトル算出部 5 4 2 と、視線ベクトル算出部 5 4 3 と、内積演算部 5 4 4 を備えている。

【 0 0 4 1 】

ベクトル演算部 5 4 の法線ベクトル算出部 5 4 1 は、ポリウムデータ生成部 5 2 において生成されたポリウムデータ、あるいは、後述のポリウムデータ補正部 5 3 によって高エコーの影響が低減された補正後のポリウムデータにおける各ボクセルの法線ベクトルを算出する。

【 0 0 4 2 】

例えば、ボクセル B ( x 、 y 、 z ) における法線ベクトル N ( x 、 y 、 z ) を算出する場合、法線ベクトル算出部 5 4 1 は、先ず、ポリウムデータ生成部 5 2 あるいはポリウムデータ補正部 5 3 の記憶回路に保存されているポリウムデータの中からボクセル B ( x 、 y 、 z ) に隣接したボクセル B ( x + 1 、 y 、 z ) 、 B ( x - 1 、 y 、 z ) 、 B ( x 、 y + 1 、 z ) 、 B ( x 、 y - 1 、 z ) 、 B ( x 、 y 、 z + 1 ) 、 B ( x 、 y 、 z - 1 ) の各々におけるボクセル値 c ( x + 1 、 y 、 z ) 、 c ( x - 1 、 y 、 z ) 、 c ( x 、 y + 1 、 z ) 、 c ( x 、 y - 1 、 z ) 、 c ( x 、 y 、 z + 1 ) 、 c ( x 、 y 、 z - 1 ) を読み出し、これらのボクセル値を次式 ( 1 ) に代入することにより法線ベクトル N ( x 、 y 、 z ) を算出する。

【 数 1 】

$$\alpha(x, y, z) = \left\{ \frac{c(x+1, y, z) - c(x-1, y, z)}{2}, \frac{c(x, y+1, z) - c(x, y-1, z)}{2}, \frac{c(x, y, z+1) - c(x, y, z-1)}{2} \right\}$$

$$N(x, y, z) = \frac{\alpha(x, y, z)}{|\alpha(x, y, z)|} \quad \dots (1)$$

【 0 0 4 3 】

更に、法線ベクトル算出部 5 4 1 は、ポリウムデータ生成部 5 2 によるポリウムデータに対して算出した法線ベクトルの情報を内積演算部 5 4 4 に供給し、ポリウムデータ補正部 5 3 による補正後のポリウムデータに対して算出した法線ベクトルの情報を後述のレンダリング演算部 5 5 に供給する。

【 0 0 4 4 】

一方、ベクトル演算部 5 4 の走査ベクトル算出部 5 4 2 は、ポリウムデータ生成部 5 2 の記憶回路に保存されたポリウムデータにおけるボクセルの中心位置と超音波プローブ 3 の中心位置に基づいて、超音波の送受信方向を示す走査ベクトルを算出する。又、視線ベクトル算出部 5 4 3 は、上述のポリウムデータにおけるボクセルの中心位置と画像観測者の視点位置に基づいて視線方向を示す視線ベクトルを算出する。

【 0 0 4 5 】

図 7 は、ベクトル演算部 5 4 によって算出される上述の 3 つの単位ベクトルを示したものであり、ポリウムデータを構成するボクセル B の中心 P ( x 、 y 、 z ) を基準として臓器境界面に対する法線方向を示す法線ベクトル N ( x 、 y 、 z ) と、超音波送受信方向を示す走査ベクトル M ( x 、 y 、 z ) と、画像観測者の視線方向を示す視線ベクトル L ( x 、 y 、 z ) が夫々算出される。

【 0 0 4 6 】

次に、ベクトル演算部 5 4 の内積演算部 5 4 4 は、走査ベクトル算出部 5 4 2 が算出したボクセルに対する走査ベクトルとこのボクセルに対して法線ベクトル算出部 5 4 1 が算出した法線ベクトルとの内積値  $\beta$  を各々のボクセルに対して算出し、この内積値  $\beta$  と自己の記憶回路に予め保管されている閾値  $\alpha$  を比較する。そして、内積値  $\beta$  が閾値  $\alpha$  より大き

10

20

30

40

50

いボクセルが存在する場合には、その比較結果をボリュームデータ補正部 5 3 へ供給し、内積値  $\beta$  が閾値  $\alpha$  より大きいボクセルが存在しない場合には、その比較結果を法線ベクトル算出部 5 4 1 へ供給する。

【 0 0 4 7 】

一方、図 1 のボリュームデータ補正部 5 3 は、上述の比較結果に基づいてボリュームデータ生成部 5 2 の記憶回路に保存されているボリュームデータの 1 部あるいは全てを読み出し、上述の内積値  $\beta$  が閾値  $\alpha$  より大きいボクセルとその周囲のボクセルのボクセル値に対してフィルタリング処理あるいは階調処理を行なう。

【 0 0 4 8 】

即ち、内積値  $\beta$  が閾値  $\alpha$  より大きいボクセルが存在する場合、ボリュームデータ補正部 5 3 は、当該ボクセルに対応する臓器境界面に対して超音波が略垂直に送受信され、従って、そのボクセル値は高エコーの影響を受けていると判定する。そして、この高エコーの影響を排除するために、当該ボクセルを中心とした所定範囲のボクセルにおけるボクセル値に対しフィルタリング処理あるいは階調処理を行なってボリュームデータの補正を行なう。尚、ボリュームデータに対するフィルタリング処理の範囲情報は、通常、ボリュームデータ補正部 5 3 が備える図示しない記憶回路に予め保管されているが、操作者が入力部 8 にて設定しても構わない。

【 0 0 4 9 】

次に、レンダリング演算部 5 5 は、ベクトル演算部 5 4 の法線ベクトル算出部 5 4 1 がボリュームデータ補正部 5 3 における補正後のボリュームデータに対して算出した法線ベクトルの情報と視線ベクトル算出部 5 4 3 が算出した視線ベクトルの情報をボクセル単位でベクトル演算部 5 4 から受信する。そして、法線ベクトルと視線ベクトルとの内積値に基づくシェーディング値と、画像観察者の視点から当該ボクセルの中心までの距離に基づく不透明度を夫々のボクセルに対して算出する。

【 0 0 5 0 】

次いで、レンダリング演算部 5 5 は、ボリュームデータ生成部 5 2 の記憶回路に保存されている補正前のボリュームデータを読み出し、このボリュームデータのボクセル値を上述のシェーディング値や不透明度の情報を用いてレンダリング処理し 3 次元画像データを生成する。

【 0 0 5 1 】

一方、表示部 7 は、図示しない表示データ生成回路と変換回路とモニタを備え、前記表示データ生成回路は、3 次元画像データ生成部 5 のレンダリング演算部 5 5 において生成された 3 次元画像データに被検体情報等の付帯情報を付加して表示データを生成する。一方、前記変換回路は、表示データ生成回路が生成した表示データに対して D / A 変換とテレビフォーマット変換を行なって前記モニタに表示する。

【 0 0 5 2 】

入力部 8 は、操作パネル上に液晶表示パネルやキーボード、トラックボール、マウス等の入力デバイスを備え、被検体情報の入力、画像データ収集モードの選択、画像データの生成条件や表示条件の設定、視点位置の設定、更には、各種コマンド信号の入力等を行なう。

【 0 0 5 3 】

そして、システム制御部 9 は、図示しない CPU と記憶回路を備え、入力部 8 から供給された各種コマンド信号や制御信号に基づいて、上記各ユニットの制御や装置全体の制御を統括して行なう。特に、図 2 に示した送信部 2 1 の送信遅延回路 1 2 2 及び受信部 2 2 の受信遅延回路 1 3 2 における遅延時間を制御し、当該被検体の 3 次元領域に対し超音波送受信を行なう。

【 0 0 5 4 】

( 3 次元画像データの生成手順 )

次に、本実施例における 3 次元画像データの生成手順につき図 8 のフローチャートを用いて説明する。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 5 5 】

当該被検体に対する 3 次元データの収集に先立ち、超音波診断装置 1 0 0 の操作者は入力部 8 において被検体情報を入力し、更に、画像データ収集モードの選択、画像データの生成条件や表示条件の設定等を行なう。本実施例では、画像データ収集モードとして「3 次元 B モード」を選択するがこれに限定されない。そして、入力部 8 にて入力された上述の入力情報、選択情報及び設定情報はシステム制御部 9 の記憶回路に保存される（図 8 のステップ S 1）。

## 【 0 0 5 6 】

上述の初期設定が終了したならば、操作者は、超音波プローブ 3 を被検体の体表に接触させた状態で入力部 8 より 3 次元データの収集開始コマンドを入力し、このコマンド信号がシステム制御部 9 に供給されることにより、当該被検体に対する 3 次元データの収集が開始される。

## 【 0 0 5 7 】

3 次元データの収集に際し、図 2 に示した送信部 2 1 のレートパルス発生器 2 1 1 は、システム制御部 9 から入力された制御信号に従ってレートパルスを生成し送信遅延回路 2 1 2 に供給する。送信遅延回路 2 1 2 は、送信において細いビーム幅を得るために所定の深さに超音波を集束するための遅延時間と、最初の送受信方向（ $\theta 1$ 、 $\phi 1$ ）に超音波を送信するための遅延時間を前記レートパルスに与え、このレートパルスを N チャンネルの駆動回路 2 1 3 に供給する。次いで、駆動回路 2 1 3 は、送信遅延回路 2 1 2 から供給されたレートパルスに基づいて所定の遅延時間を有した駆動信号を生成し、この駆動信号を超音波プローブ 3 における N 個の振動素子に供給して被検体の体内に送信超音波を放射する。

## 【 0 0 5 8 】

放射された送信超音波の一部は、音響インピーダンスの異なる臓器境界面や組織にて反射し、前記振動素子によって受信されて N チャンネルの電気的な受信信号に変換される。次いで、この受信信号は、受信部 2 2 の A / D 変換器 2 2 1 においてデジタル信号に変換された後、N チャンネルの受信遅延回路 2 2 2 において所定の深さからの受信超音波を集束するための遅延時間と送受信方向（ $\theta 1$ 、 $\phi 1$ ）からの受信超音波に対し強い受信指向性を設定するための遅延時間が与えられ、加算器 2 2 3 にて整相加算される。

## 【 0 0 5 9 】

そして、整相加算後の受信信号が供給された受信信号処理部 4 の包絡線検波器 4 1 1 及び対数変換器 4 1 2 は、この受信信号に対して包絡線検波と対数変換を行なって B モードデータを生成し 3 次元画像データ生成部 5 のデータ記憶部 5 1 に保存する。

## 【 0 0 6 0 】

送受信方向（ $\theta 1$ 、 $\phi 1$ ）に対する B モードデータの生成と保存が終了したならば、超音波の送受信方向が  $\phi$  方向に  $\Delta \phi$  ずつ更新された  $\phi q = \phi 1 + (q - 1) \Delta \phi$ （ $q = 2$  乃至  $Q$ ）によって設定される送受信方向（ $\theta 1$ 、 $\phi 2$  乃至  $\phi Q$ ）に対して同様の手順で超音波の送受信を行なう。このとき、システム制御部 9 は、その制御信号によって送信遅延回路 2 1 2 及び受信遅延回路 2 2 2 の遅延時間を超音波の送受信方向に対応させて更新する。

## 【 0 0 6 1 】

上述の手順によって送受信方向（ $\theta 1$ 、 $\phi 1$  乃至  $\phi Q$ ）に対する超音波送受信が終了したならば、送受信方向が  $\theta$  方向に  $\Delta \theta$  ずつ更新された  $\theta p = \theta 1 + (p - 1) \Delta \theta$ （ $p = 2$  乃至  $P$ ）を設定し、送受信方向  $\theta 2$  乃至  $\theta P$  の各々に対して上述の  $\phi 1$  乃至  $\phi Q$  の超音波送受信を繰り返すことによって当該被検体に対する 3 次元走査が行なわれる。そして、各々の送受信方向に対する超音波送受信によって得られた B モードデータは送受信方向の情報と共にデータ記憶部 5 1 に順次保存されて 3 次元データが生成される。（図 8 のステップ S 2）。

## 【 0 0 6 2 】

次いで、3 次元画像データ生成部 5 のボリュームデータ生成部 5 2 は、データ記憶部 5

10

20

30

40

50

1 に保存された B モードデータとその付帯情報（即ち、超音波送受信方向の情報）を読み出し、この B モードデータを用いた補間処理によって算出した 3 次元的なボクセル値を自己の記憶回路に保存してポリウムデータを生成する（図 8 のステップ S 3）。

【0063】

そして、ベクトル演算部 5 4 の法線ベクトル算出部 5 4 1 は、ポリウムデータ生成部 5 2 において生成されたポリウムデータの各ボクセルにおける法線ベクトルを上述の式（1）に基づいて算出する（図 8 のステップ S 4）。

【0064】

一方、ベクトル演算部 5 4 の走査ベクトル算出部 5 4 2 は、ポリウムデータ生成部 5 2 が生成したポリウムデータにおける各ボクセルの中心位置と超音波プローブ 3 の中心位置に基づいて走査ベクトルを算出し、視線ベクトル算出部 5 4 3 は、前記ボクセルの中心位置と画像観察者の視点位置に基づいて視線ベクトルを算出する（図 8 ステップ S 5）。

10

【0065】

但し、図 8 に示したフローチャートでは、法線ベクトルの算出（ステップ S 4）に後続して走査ベクトルと視線ベクトルを算出する場合について述べたが、これに限定されない。即ち、走査ベクトル及び視線ベクトルの算出は、3 次元データやポリウムデータの生成に対して独立に行なうことができ、従って、上述のステップ S 1 乃至ステップ S 4 における各手順の何れかに後続あるいは何れかと並行して行なうことも可能である。

【0066】

20

次いで、ベクトル演算部 5 4 の内積演算部 5 4 4 は、前記ボクセルに対して走査ベクトル算出部 5 4 2 が算出した走査ベクトルと法線ベクトル算出部 5 4 1 が算出した法線ベクトルとの内積値  $\beta$  を各々のボクセルに対して算出する（図 8 のステップ S 6）。そして、算出された各ボクセルにおける内積値  $\beta$  と自己の記憶回路に予め保管されている閾値  $\alpha$  を比較し（図 8 のステップ S 7）、内積値  $\beta$  が閾値  $\alpha$  より大きいボクセルが存在する場合には、その比較結果をポリウムデータ補正部 5 3 に供給する。

【0067】

この比較結果を受信したポリウムデータ補正部 5 3 は、ポリウムデータ生成部 5 2 の記憶回路に保存されているポリウムデータを読み出し、上述の内積値  $\beta$  が閾値  $\alpha$  より大きいボクセルとその周囲のボクセルのボクセル値に対しフィルタリング処理あるいは階調処理を行なってポリウムデータを補正する（図 8 のステップ S 8）。

30

【0068】

次いで、法線ベクトル算出部 5 4 1 は、ポリウムデータ補正部 5 3 において補正されたポリウムデータの各ボクセルに対し上述のステップ S 4 と同様な演算を行なって法線ベクトルを算出し（図 8 のステップ S 9）、算出した法線ベクトルの情報をレンダリング演算部 5 5 へ供給する。

【0069】

一方、上述のステップ S 7 において、内積値  $\beta$  が閾値  $\alpha$  より大きいボクセルが存在しない場合、内積演算部 5 4 4 は、その比較結果を法線ベクトル算出部 5 4 1 へ供給し、法線ベクトル算出部 5 4 1 は、ステップ S 4 において算出した法線ベクトルの情報をレンダリング演算部 5 5 へ供給する。

40

【0070】

次に、レンダリング演算部 5 5 は、法線ベクトル算出部 5 4 1 がステップ S 4 あるいはステップ S 9 において算出した法線ベクトルと視線ベクトル算出部 5 4 3 が算出した視線ベクトルとに基づいて各ボクセルのシェーディング値を算出し、更に、観察者の視点からボクセルの中心位置までの距離に基づいて各ボクセルの不透明度を算出する。そして、ステップ S 3 においてポリウムデータ生成部 5 2 が生成したポリウムデータをその記憶回路から読み出し、このポリウムデータに対し上述のシェーディング値と不透明度を用いたレンダリング処理を行なって 3 次元画像データを生成する（図 8 ステップ S 10）。

【0071】

50

そして、表示部 7 の表示データ生成回路は、3 次元画像データ生成部 5 のレンダリング演算部 5 5 において生成された 3 次元画像データに対し被検体情報等の付帯情報を付加して表示データを生成し、表示部 7 の変換回路は、表示データ生成回路が生成した表示データに対して D / A 変換とテレビフォーマット変換を行なってモニタに表示する（図 8 ステップ S 1 1）。

【 0 0 7 2 】

次に、図 9 と図 1 0 を用いて本実施例の効果を模式的に説明する。図 9（a）は、当該被検体から得られた 3 次元データに基づいてボリュームデータ生成部 5 2 が生成したボリュームデータを示しており、図 9（b）は、このボリュームデータのボクセル値に基づいてベクトル演算部 5 4 の法線ベクトル算出部 5 4 1 が算出した各ボクセルの法線ベクトルを矢印で示している。

10

【 0 0 7 3 】

一方、図 1 0（a）は、ボリュームデータ補正部 5 3 による補正後のボリュームデータを示しており、図 1 0（b）は、補正後のボリュームデータのボクセル値に基づいて法線ベクトル算出部 5 4 1 が算出した各ボクセルの法線ベクトルを示している。但し説明を簡単にするために、図 9（a）及び図 1 0（a）は、ボリュームデータの所定断面（X - Z 断面）におけるボクセル値を示しており、図 9（b）及び図 1 0（b）は、上記断面の X 方向及び Z 方向におけるボクセル値の勾配に基づいて算出された各ボクセルの法線ベクトルを示している。

【 0 0 7 4 】

20

又、図 9（a）の各ボクセルに示した数値はボクセル値の具体例を示しており、ここではボクセル値「0」の臓器 A とボクセル値「1」の臓器 B の境界面 C に対して法線ベクトルを算出する場合について述べる。但し、境界面 C が超音波の送受信方向に対して略垂直に交差するボクセル B 2 5 は超音波入射角に依存する高エコーの影響を受け、他のボクセルのボクセル値と比較して特異的に高いボクセル値「5」を有している。

【 0 0 7 5 】

このようなボクセル値を有するボリュームデータに対して法線ベクトルを算出する場合、例えば、ボクセル B 2 4 及びボクセル B 2 6 では、ボクセル B 2 5 における特異的なボクセル値「5」の影響を受け境界面 C に対する真の法線方向とは異なる方向の法線ベクトル N 2 4 及び N 2 6 が算出される。

30

【 0 0 7 6 】

既に述べたように内積演算部 5 4 4 は、ボリュームデータ生成部 5 2 が生成したボリュームデータに対し法線ベクトル算出部 5 4 1 が算出した各ボクセルの法線ベクトルと走査ベクトル算出部 5 4 2 が算出した各ボクセルの走査ベクトルとの内積値  $\beta$  を計測し、この内積値  $\beta$  と閾値  $\alpha$  を比較する。そして、ボリュームデータ補正部 5 3 は、この比較結果に基づいて上述のボリュームデータを補正する。このとき、ボリュームデータ補正部 5 3 は、このボリュームデータにおいて内積値  $\beta$  が閾値  $\alpha$  より大きいボクセル B 2 5 を検出し、このボクセル B 2 5 に対してフィルタリング処理あるいは階調処理を行ない上述の高エコーの影響を低減する。

【 0 0 7 7 】

40

図 1 0（a）は、ボリュームデータ補正部 5 3 によって補正されたボリュームデータのボクセル値を示しており、ボクセル B 2 5 のボクセル値はフィルタリング処理あるいは階調処理によって周囲のボクセルのボクセル値に略等しい値に補正される。そして、補正後のボリュームデータを用いた法線ベクトル演算により、真の法線方向に略一致した法線ベクトル N 2 4 及び法線ベクトル N 2 6 が算出される（図 1 0（b）参照）。

【 0 0 7 8 】

以上述べた本発明の第 1 の実施例によれば、超音波入射角度に依存した高エコーの影響を受けているボクセルをボリュームデータの各ボクセルにおける法線ベクトルと走査ベクトルの内積値に基づいて特定し、このボクセルを中心とした所定領域に対してフィルタリング処理あるいは階調処理を行なうことにより、他の超音波情報を歪めることなく前記高

50

エコーの影響を効果的に低減することができる。

【0079】

そして、フィルタリング処理等によって前記高エコーの影響が低減したボリュームデータを用いることにより臓器境界面等における正確な法線ベクトルの算出が可能となり、この法線ベクトルに基づくレンダリング処理によって良好な3次元画像データを生成することができる。

【0080】

又、上述の実施例では、補正後のボリュームデータの各ボクセルにおいて算出した法線ベクトルと視線ベクトルの情報を用いて補正前のボリュームデータをレンダリング処理しているため、空間分解能やコントラスト分解能を劣化させることなく有効なシェーディング処理を行なうことが可能となる。

10

【0081】

更に、高エコーの低減に際しては空間コンパウンド法を適用する必要がないため時間分解能が劣化することもない。

【0082】

上述の理由により、超音波ビームの入射角度に依存する高エコーの影響を時間分解能、空間分解能、更には、コントラスト分解能を劣化させることなく低減することが可能となり、良好な3次元画像データを得ることができる。

【実施例2】

【0083】

20

次に、本発明の第2の実施例について説明する。上述の第1の実施例では、自己の送信部2、超音波プローブ3及び受信信号処理部4を用いて被検体の3次元データを収集し、この3次元データに基づいて3次元画像データを生成する超音波診断装置100について述べたが、以下の第2の実施例では、別途設置された超音波診断装置から供給される3次元データに基づいて3次元画像データの生成及び表示を行なう画像データ表示装置について述べる。

【0084】

即ち、本実施例における画像データ表示装置では、ネットワーク等を介して超音波診断装置から供給される3次元データを用いて生成したボリュームデータをレンダリング処理して3次元画像データを生成する際、まず、ボリュームデータの各ボクセルにおいて法線ベクトルと走査ベクトルを算出する。次いで、得られた法線ベクトルと走査ベクトルとの内積値に基づいて超音波入射角度に依存する高エコーの影響を受けたボクセルを特定し、このボクセルを中心とした所定領域のボクセル値をフィルタリング処理あるいは階調処理によって補正する。そして、補正後のボリュームデータにおけるボクセル値の勾配に基づいて新たに算出した法線ベクトルと画像データ観測者の視線方向を示す視線ベクトルに基づき補正前のボリュームデータをレンダリング処理して3次元画像データを生成する。

30

【0085】

本発明の第2の実施例における画像データ表示装置の全体構成につき図11のブロック図を用いて説明する。但し、図1に示した超音波診断装置のユニットと略同様な機能を有するユニットは同一の符号を付加し詳細な説明は省略する。

40

【0086】

この画像データ表示装置200は、超音波診断装置によって収集された3次元データを用いて3次元画像データを生成する3次元画像データ生成部5xと、この3次元画像データを表示する表示部7と、被検体情報や各種コマンド信号等を入力する入力部8と、上述の各ユニットを統括的に制御するシステム制御部9を備えている。

【0087】

そして、3次元画像データ生成部5xは、別途設置された超音波診断装置が収集した当該被検体の3次元データをネットワーク10あるいは図示しない記憶媒体を介して保存するデータ記憶部51xと、この3次元データを補間処理して等方的なボクセルで構成されるボリュームデータを生成するボリュームデータ生成部52と、後述のベクトル演算部5

50

4 によって算出される法線ベクトルと走査ベクトルとの内積値に基づいて上述のボリュームデータを補正するボリュームデータ補正部 53 を備え、更に、法線ベクトル、走査ベクトル及び視線ベクトルを算出し、法線ベクトルと走査ベクトルとの内積演算等を行なうベクトル演算部 54 と、法線ベクトルと視線ベクトルに基づいてボリュームデータをレンダリング処理し 3 次元画像データを生成するレンダリング演算部 55 を備えている。

【0088】

超音波診断装置から供給された 3 次元データに基づく 3 次元画像データの生成に際し、3 次元画像データ生成部 5x のボリュームデータ生成部 52 は、ネットワーク 10 等を介して超音波診断装置から供給されデータ記憶部 51x に一旦保存された 3 次元データを補間処理してボリュームデータを生成し、ベクトル演算部 54 は、このボリュームデータの各ボクセルにおいて法線ベクトルと走査ベクトルを算出する。更に、ベクトル演算部 54 は、得られた法線ベクトルと走査ベクトルとの内積値を算出し、この内積値と予め設定された閾値とを比較する。

10

【0089】

一方、ボリュームデータ補正部 53 は、ベクトル演算部 54 による内積値と閾値との比較結果に基づいて超音波入射角度に依存する高エコーの影響を受けたボクセルを前記ボリュームデータにおいて特定し、このボクセルを中心とした所定領域のボクセル値をフィルタリング処理あるいは階調処理によって補正する。そして、ベクトル演算部 54 は、補正後のボリュームデータにおけるボクセル値の勾配に基づいて法線ベクトルを新たに算出し、レンダリング演算部 55 は、この法線ベクトルと画像データ観測者の視線方向を示す視線ベクトルに基づき補正前のボリュームデータをレンダリング処理して 3 次元画像データを生成する。

20

【0090】

以上述べた本発明の第 2 の実施例によれば、上述の第 1 の実施例と同様にして、超音波入射角度に依存した高エコーの影響を受けているボクセルをボリュームデータの各ボクセルにおける法線ベクトルと走査ベクトルの内積値に基づいて特定し、このボクセルを中心とした所定領域に対してフィルタリング処理あるいは階調処理を行なうことにより、他の超音波情報を歪めることなく前記高エコーの影響を効果的に低減することができる。そして、フィルタリング処理等によって前記高エコーの影響が低減したボリュームデータを用いることにより臓器境界面等における正確な法線ベクトルの算出が可能となり、この法線ベクトルに基づくレンダリング処理によって良好な 3 次元画像データを生成することができる。

30

【0091】

又、上述の実施例では、補正後のボリュームデータの各ボクセルにおいて算出した法線ベクトルと視線ベクトルの情報を用いて補正前のボリュームデータをレンダリング処理しているため、空間分解能やコントラスト分解能を劣化させることなく有効なシェーディング処理を行なうことが可能となる。

【0092】

上述の理由により、超音波ビームの入射角度に依存する高エコーの影響を時間分解能、空間分解能、更には、コントラスト分解能を劣化させることなく低減することが可能となり、良好な 3 次元画像データを得ることができる。

40

【0093】

更に、上述の実施例における画像データ表示装置は、別途設置された超音波診断装置からネットワーク等を介して供給された 3 次元データに基づいて 3 次元画像データを生成することができるため、操作者は、時間や場所の制約をあまり受けることなく当該被検体の 3 次元画像データを生成あるいは観察することが可能となる。

【0094】

以上、本発明の実施例について述べてきたが、本発明は、上述の実施例に限定されるものではなく、変形して実施することが可能である。例えば、上述の第 1 の実施例及び第 2 の実施例では、B モードデータに基づいてボリュームデータを生成する場合について述べ

50

たが、カラードブラデータ等、他の超音波データに基づいてボリュームデータを生成してもよい。

【 0 0 9 5 】

又、２次元配列された振動素子による３次元走査について述べたが、これに限定されるものではなく、例えば、１次元配列された振動素子を配列方向に対して垂直な方向に移動あるいは回転させることによって３次元走査を行なってもよい。更に、コンベックス走査やリニア走査、更にはラジアル走査等、セクタ走査以外の走査法によってボリュームデータを生成してもよい。

【 0 0 9 6 】

一方、ボリュームデータの補正におけるフィルタリング処理の範囲情報や閾値 $\alpha$ の情報はボリュームデータ補正部 5 3 やベクトル演算部 5 4 の記憶回路に予め保管されている場合について述べたが、操作者が入力部 8 にて設定あるいは更新しても構わない。この方法によれば、３次元画像データの観察下にて最適な条件を設定することができる。

【 0 0 9 7 】

又、法線ベクトルと走査ベクトルとの内積値に基づいて高エコーの影響を受けたボクセルを特定する場合について述べたが、法線ベクトルと走査ベクトルとの交差角度が算出できる他の方法であっても構わない。

【 0 0 9 8 】

更に、上述の実施例では、法線ベクトルと走査ベクトルとの内積値に基づいて上述の高エコーの影響を受けたボクセルを特定する機能をベクトル演算部 5 4 が有している場合について述べたが、ボリュームデータ補正部 5 3 がこの機能を有していてもよい。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 9 9 】

【図 1】本発明の第 1 の実施例における超音波診断装置の全体構成を示すブロック図。

【図 2】同実施例の超音波診断装置が備える送受信部及び受信信号処理部の構成を示すブロック図。

【図 3】同実施例における超音波プローブの座標と超音波送受信方向の関係を示す図。

【図 4】同実施例のデータ記憶部に保存された B モードデータを模式的に示す図。

【図 5】同実施例のボリュームデータ生成部が行なう補間処理を模式的に示す図。

【図 6】同実施例におけるベクトル演算部の具体的な構成を示すブロック図。

【図 7】同実施例のベクトル演算部が算出する法線ベクトル、走査ベクトル及び視線ベクトルを示す図。

【図 8】同実施例における３次元画像データの生成手順を示すフローチャート。

【図 9】同実施例における補正前のボリュームデータとこのボリュームデータにおいて算出される法線ベクトルを示す図。

【図 10】同実施例における補正後のボリュームデータとこのボリュームデータにおいて算出される法線ベクトルを示す図。

【図 11】本発明の第 2 の実施例における画像データ表示装置の全体構成を示すブロック図。

【符号の説明】

【 0 1 0 0 】

2 ... 送受信部

2 1 ... 送信部

2 1 1 ... レートパルス発生器

2 1 2 ... 送信遅延回路

2 1 3 ... 駆動回路

2 2 ... 受信部

2 2 1 ... A / D 変換器

2 2 2 ... 受信遅延回路

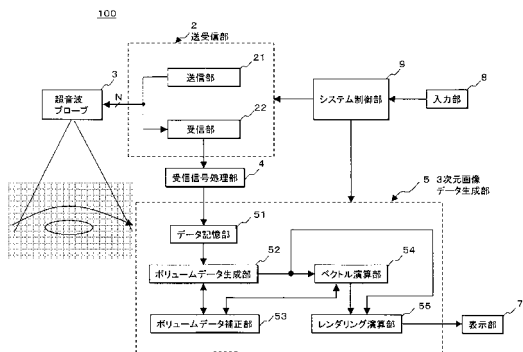
2 2 3 ... 加算器

- 3 ... 超音波プローブ
- 4 ... 受信信号処理部
- 4 1 1 ... 包絡線検波器
- 4 1 2 ... 対数変換器
- 5、5 × ... 3 次元画像データ生成部
- 5 1、5 1 × ... データ記憶部
- 5 2 ... ボリュームデータ生成部
- 5 3 ... ボリュームデータ補正部
- 5 4 ... ベクトル演算部
- 5 4 1 ... 法線ベクトル算出部
- 5 4 2 ... 走査ベクトル算出部
- 5 4 3 ... 視線ベクトル算出部
- 5 4 4 ... 内積演算部
- 5 5 ... レンダリング演算部
- 7 ... 表示部
- 8 ... 入力部
- 9 ... システム制御部
- 1 0 ... ネットワーク
- 1 0 0 ... 超音波診断装置
- 2 0 0 ... 画像データ表示装置

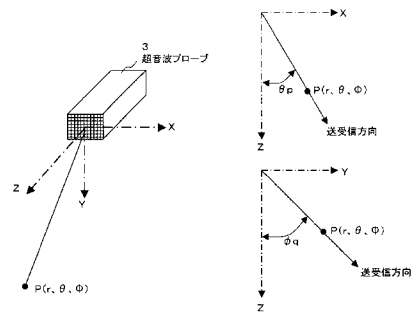
10

20

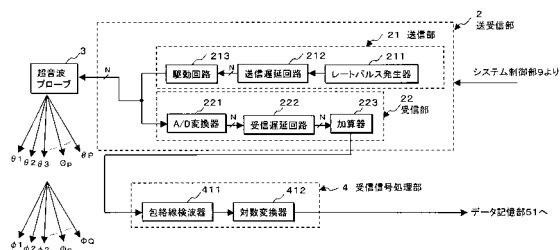
【圖 1】



【 図 3 】



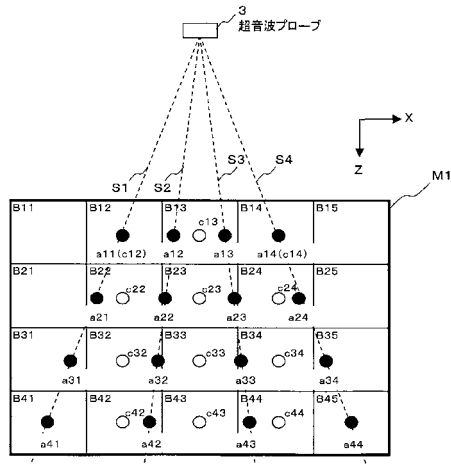
【圖 2】



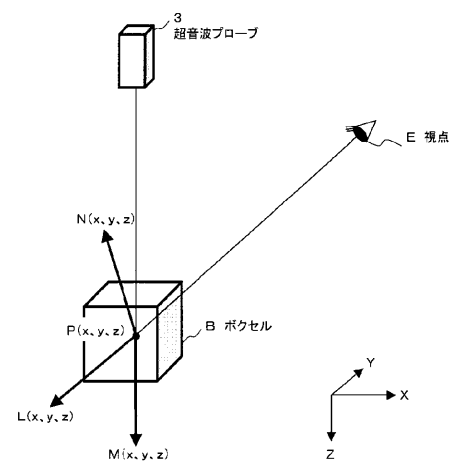
【 図 4 】

|    |            |          |     |     |     |     |       |
|----|------------|----------|-----|-----|-----|-----|-------|
| S1 | $\theta_1$ | $\phi_1$ | a11 | a21 | a31 | a41 | ----- |
| S2 | $\theta_2$ | $\phi_1$ | a12 | a22 | a32 | a42 | ----- |
| S3 | $\theta_3$ | $\phi_1$ | a13 | a23 | a33 | a43 | ----- |
| S4 | $\theta_4$ | $\phi_1$ | a14 | a24 | a34 | a44 | ----- |
| ⋮  | ⋮          | ⋮        | ⋮   | ⋮   | ⋮   | ⋮   | ⋮     |

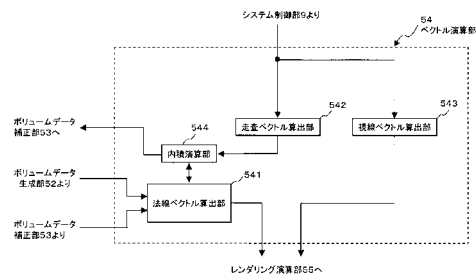
【図 5】



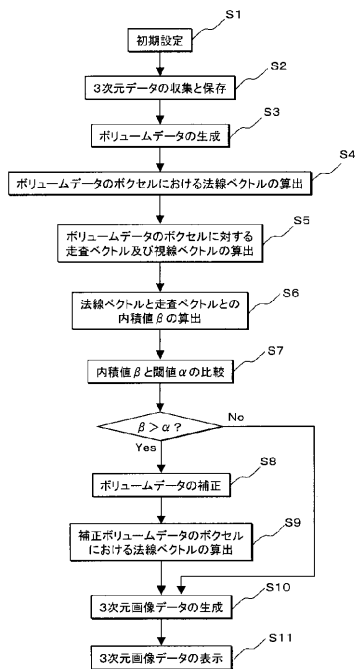
【図 7】



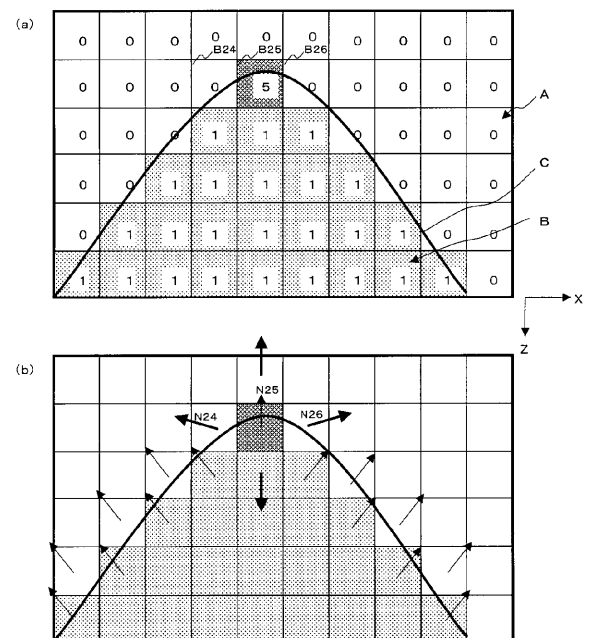
【図 6】



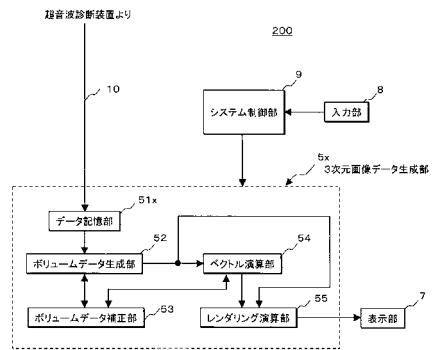
【図 8】



【図 9】



【 図 1 1 】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2003-061956(JP,A)  
特開2004-141514(JP,A)  
特開平09-056715(JP,A)  
特開2001-76169(JP,A)

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

|                |                                                                                                    |         |            |
|----------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 超声波诊断装置，图像数据显示装置和三维图像数据生成方法                                                                        |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP4864532B2</a>                                                                        | 公开(公告)日 | 2012-02-01 |
| 申请号            | JP2006133820                                                                                       | 申请日     | 2006-05-12 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 株式会社东芝<br>东芝医疗系统株式会社                                                                               |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 东芝公司<br>东芝医疗系统有限公司                                                                                 |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | 东芝公司<br>东芝医疗系统有限公司                                                                                 |         |            |
| [标]发明人         | 鷲見篤司                                                                                               |         |            |
| 发明人            | 鷲見 篤司                                                                                              |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/00                                                                                           |         |            |
| FI分类号          | A61B8/00                                                                                           |         |            |
| F-TERM分类号      | 4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/EE04 4C601/GB06 4C601/JC02 4C601/JC11 4C601/JC26 4C601/KK03 4C601/KK22 |         |            |
| 代理人(译)         | 堀口博                                                                                                |         |            |
| 其他公开文献         | JP2007301218A                                                                                      |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                                                                          |         |            |

摘要(译)

要解决的问题：通过根据超声波入射角减少高回波的影响来产生良好的三维图像数据。当通过渲染关于对象获得的体数据来生成三维图像数据时，向量计算部分基于体素值的梯度来计算器官边界表面的法向量。并且进一步计算指示每个体素的超声波发送/接收方向的扫描矢量。量数据校正部53，受到由滤波基于正常矢量和扫描矢量之间的内积值识别和校正高回声，呈现计算机55，矢量运算单元54中的体素通过使基于表示新计算的法线矢量的观看方向和基于校正后的体素值的梯度的图像的数据查看器的线的视线矢量的未校正的体数据生成三维图像数据。点域1

$$\alpha(x,y,z)=\left(\frac{c(x+1,y,z)-c(x-1,y,z)}{2},\frac{c(x,y+1,z)-c(x,y-1,z)}{2},\frac{c(x,y,z+1)-c(x,y,z-1)}{2}\right)$$

$$N(x,y,z)=\frac{\alpha(x,y,z)}{|\alpha(x,y,z)|} \qquad \cdots (1)$$