

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2007-44354  
(P2007-44354A)

(43) 公開日 平成19年2月22日(2007.2.22)

(51) Int. Cl.			F I			テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B</b>	<b>8/00</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	8/00		4 C 6 0 1
<b>G 0 6 T</b>	<b>1/00</b>	<b>(2006.01)</b>	G 0 6 T	1/00	2 9 0 D	5 B 0 5 7

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2005-233402 (P2005-233402)	(71) 出願人	000003078 株式会社東芝 東京都港区芝浦一丁目1番1号
(22) 出願日	平成17年8月11日 (2005.8.11)	(71) 出願人	594164542 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	100058479 弁理士 鈴江 武彦
		(74) 代理人	100091351 弁理士 河野 哲
		(74) 代理人	100088683 弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100108855 弁理士 蔵田 昌俊

最終頁に続く

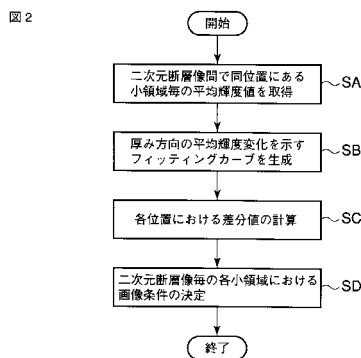
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波診断装置制御プログラム

(57) 【要約】

【課題】 三次元画像を構成する二次元断層画像毎に輝度値最適化を行うことで、好適な三次元画像を生成することができる超音波診断装置、及び超音波診断装置制御プログラムを提供すること。

【解決手段】 三次元画像表示を行う場合において、三次元画像を構成する二次元断層画像毎に関心領域を設定し、各領域の輝度と予め設定された最適輝度との差分値に基づいて、二次元断層画像毎の輝度値の最適化、例えば二次元断層画像毎のゲインコントロール等を行う。

【選択図】 図2



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

被検体内の三次元領域を超音波走査し、当該三次元領域に対応するエコー信号のボリュームデータを発生する超音波送受信手段と、

前記ボリュームデータに基づいて、前記三次元領域に含まれる少なくとも二つの二次元断層画像を生成する画像生成手段と、

生成された超音波画像を表示する表示手段と、

前記二次元断層画像毎にエコー信号に基づく物理量を取得する取得手段と、

取得された前記物理量に基づいて、前記二次元断層画像毎の画像条件を計算する計算手段と、

前記二次元断層画像毎の前記画像条件に基づいて、前記超音波送受信手段及び前記画像生成手段の少なくとも一方を制御する制御手段と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

10

**【請求項 2】**

前記取得手段は、前記二次元断層画像毎に存在し前記二次元断層画像間で対応する位置にある少なくとも一つの領域毎に前記物理量を取得し、

前記計算手段は、前記各二次元断層画像の領域毎に取得された前記物理量に基づいて、前記二次元断層画像の厚み方向の位置と前記物理量との関係を示すフィッティングカーブを計算し、当該フィッティングカーブと予め設定される目標値との差分値に基づいて、前記画像条件を計算すること、

を特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

20

**【請求項 3】**

前記取得手段は、前記各二次元断層画像を構成する複数の分割領域毎に前記物理量を取得し、

前記計算手段は、取得された複数の前記物理量に基づいて、前記二次元断層画像の厚み方向の位置と前記物理量との関係を示すフィッティングカーブを計算し、当該フィッティングカーブと予め設定される目標値との差分値に基づいて、前記各二次元断層画像の前記分割領域毎の前記画像条件を計算し、

前記制御手段は、前記各二次元断層画像の前記分割領域毎の前記画像条件に基づいて、前記超音波送受信手段及び前記画像生成手段の少なくとも一方を制御すること、

を特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

30

**【請求項 4】**

前記物理量は、前記二次元断層画像間において対応する位置にある領域に関する B モード検波データ信号値、B モードラスタデータ信号値、RF データ信号値、IQ データ信号値、B モード直交変換データ信号値、輝度値のうちのいずれかの平均値であることを特徴とする請求項 1 乃至 3 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

**【請求項 5】**

前記制御手段は、前記画像条件に従ってゲインを調整するように、前記超音波送受信手段を制御することを特徴とする請求項 1 乃至 4 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

40

**【請求項 6】**

前記制御手段は、前記二次元断層画像毎の前記画像条件に従ってポストプロセスにおける輝度値を調整するように、前記画像生成手段を制御することを特徴とする請求項 1 乃至 4 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

**【請求項 7】**

コンピュータに、

被検体内の三次元領域を超音波走査し、当該三次元領域に対応するエコー信号のボリュームデータを発生する超音波送受信機能と、

前記ボリュームデータに基づいて、前記三次元領域を構成する少なくとも二つの二次元断層画像を生成する画像生成機能と、

50

生成された超音波画像を表示する表示機能と、  
前記二次元断層画像毎にエコー信号に基づく物理量を取得する取得手段と、  
取得された前記物理量に基づいて、前記二次元断層画像毎の画像条件を計算する計算機能と、

前記二次元断層画像毎の前記画像条件に基づいて、前記超音波送受信手段及び前記画像生成手段の少なくとも一方を制御する制御機能と、

を実現させることを特徴とする超音波診断装置制御プログラム。

【請求項 8】

前記取得機能においては、前記二次元断層画像毎に存在し前記二次元断層画像間で対応する位置にある少なくとも一つの領域毎に前記物理量を取得し、

10

前記計算機能においては、前記各二次元断層画像の領域毎に取得された前記物理量に基づいて、前記二次元断層画像の厚み方向の位置と前記物理量との関係を示すフィッティングカーブを計算し、当該フィッティングカーブと予め設定される目標値との差分値に基づいて、前記画像条件を計算すること、

を特徴とする請求項 7 記載の超音波診断装置制御プログラム。

【請求項 9】

前記取得機能においては、前記各二次元断層画像を構成する複数の分割領域毎に前記物理量を取得し、

前記計算機能においては、取得された複数の前記物理量に基づいて、前記二次元断層画像の厚み方向の位置と前記物理量との関係を示すフィッティングカーブを計算し、当該フィッティングカーブと予め設定される目標値との差分値に基づいて、前記各二次元断層画像の前記分割領域毎の前記画像条件を計算し、

20

前記制御機能においては、前記各二次元断層画像の前記分割領域毎の前記画像条件に基づいて、前記超音波送受信手段及び前記画像生成手段の少なくとも一方を制御すること、

を特徴とする請求項 7 記載の超音波診断装置制御プログラム。

【請求項 10】

前記物理量は、前記二次元断層画像間において対応する位置にある領域に関する B モード検波データ信号値、B モードラスタデータ信号値、RF データ信号値、IQ データ信号値、B モード直交変換データ信号値、輝度値のうちいずれかの平均値であることを特徴とする請求項 7 乃至 9 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置制御プログラム。

30

【請求項 11】

前記制御機能においては、前記画像条件に従ってゲインを調整するように、前記超音波送受信手段を制御することを特徴とする請求項 7 乃至 10 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置制御プログラム。

【請求項 12】

前記制御機能においては、前記二次元断層画像毎の前記画像条件に従ってポストプロセスにおける輝度値を調整するように、前記画像生成手段を制御することを特徴とする請求項 7 乃至 10 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置制御プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

40

【0001】

本発明は、医学診断に有効な情報を提供する超音波診断装置及びその制御プログラムに関し、特に、三次元画像を構成する際に画像条件を最適化することで、検査操作性及び診断性能を向上させるものである。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は超音波パルス反射法により、体表から生体内の軟組織の断層像を無侵襲に得る医療用画像機器である。この超音波診断装置は、他の医療用画像機器に比べ、小型で安価、X 線などの被爆がなく安全性が高い、患者の近くまで手軽に移動可能、血流イメージングが可能等の特長を有し、心臓、腹部、泌尿器、および産婦人科などで広く利用

50

されている。

【0003】

この様な超音波診断装置において三次元画像を生成する場合には、複数の二次元断層像を取得し、これを空間的に配列し必要に応じて補間処理を施すことで三次元画像が生成される。これにより、種々の診断対象を三次元的に映像化することができる。

【0004】

また、一般的に、超音波診断装置を用いた映像化においては、輝度値の最適化が重要である。従来の超音波診断装置では、指定された二次元断層像の特定領域に関する輝度値の平滑化条件をフィードバックすることで、三次元画像全体に関する輝度の最適化を実現している（例えば、特許文献1参照）。

10

【0005】

なお、本願に関連する公知文献としては、例えば次のようなものがある。

【特許文献1】特開2002-209889号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、従来の超音波診断装置においては、例えば次のような問題がある。

【0007】

すなわち、従来の輝度値最適化法によって決定される輝度最適化条件は、その断層像に関するものであるため、三次元画像を構成する全ての二次元断層像に対して最適な条件になるとは限らない。例えば、胎児の頭の様に一部が球状の構造物に超音波を送信した場合、反射波の強度は、超音波送信方向と構造物の表面形状との関係によって異なる（例えば、図9に示すように、構造物の表面と超音波送信方向とが直角に近いほど、反射波の強度は大きくなる）。従って、超音波送信方向と構造物の表面形状との関係により、図10（a）、（b）に示すように三次元画像を構築する二次元断層画像毎の輝度が異なる場合がある。係る場合には、同一の構造物をスキャンしていても、図11に示すように輝度が一定しない三次元画像が生成されることになる。

20

【0008】

本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、三次元画像を構成する二次元断層像毎に画像条件の最適化を行うことで、好適な三次元画像を生成することができる超音波診断装置、及び超音波診断装置制御プログラムを提供することを目的としている。

30

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明は、上記目的を達成するため、次のような手段を講じている。

【0010】

本発明の第1の視点は、被検体内の三次元領域を超音波走査し、当該三次元領域に対応するエコー信号のボリュームデータを発生する超音波送受信手段と、前記ボリュームデータに基づいて、前記三次元領域に含まれる少なくとも二つの二次元断層画像を生成する画像生成手段と、生成された超音波画像を表示する表示手段と、前記二次元断層画像毎にエコー信号に基づく物理量を取得する取得手段と、取得された前記物理量に基づいて、前記二次元断層画像毎の画像条件を計算する計算手段と、前記二次元断層画像毎の前記画像条件に基づいて、前記超音波送受信手段及び前記画像生成手段の少なくとも一方を制御する制御手段と、を具備することを特徴とする超音波診断装置である。

40

【0011】

本発明の第2の視点は、コンピュータに、被検体内の三次元領域を超音波走査し、当該三次元領域に対応するエコー信号のボリュームデータを発生する超音波送受信機能と、前記ボリュームデータに基づいて、前記三次元領域に含まれる少なくとも二つの二次元断層画像を生成する画像生成機能と、生成された超音波画像を表示する表示機能と、前記二次元断層画像毎にエコー信号に基づく物理量を取得する取得手段と、取得された前記物理量に基づいて、前記二次元断層画像毎の画像条件を計算する計算機能と、前記二次元断層画

50

像毎の前記画像条件に基づいて、前記超音波送受信手段及び前記画像生成手段の少なくとも一方を制御する制御機能と、を実現させることを特徴とする超音波診断装置制御プログラムである。

【発明の効果】

【0012】

以上本発明によれば、三次元画像を構成する二次元断層像毎に画像条件の最適化を行うことで、好適な三次元画像を生成することができる超音波診断装置、及び超音波診断装置制御プログラムを実現することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

以下、本発明の実施形態を図面に従って説明する。なお、以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合のみ行う。

【0014】

図1は、本実施形態に係る超音波診断装置10のブロック構成を示した図である。同図に示すように、本超音波診断装置10は、超音波プローブ12、入力装置13、モニタ14、送受信ユニット21、Bモード処理ユニット22、ドプラ処理ユニット23、データ解析部24、画像生成回路25、画像メモリ26、制御プロセッサ27、ソフトウェア格納部28、内部記憶装置29、インタフェース部30、を具備している。以下、個々の構成要素の機能について説明する。

【0015】

超音波プローブ12は、超音波送受信ユニット21からの駆動信号に基づき超音波を発生し、被検体からの反射波を電気信号に変換する複数の圧電振動子、当該圧電振動子に設けられる整合層、当該圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバック材等を有している。当該超音波プローブ12から被検体Pに超音波が送信されると、当該送信超音波は、体内組織の音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、エコー信号として超音波プローブ12に受信される。このエコー信号の振幅は、反射することになった反射することになった不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。また、送信された超音波パルスが、移動している血流や心臓壁等の表面で反射された場合のエコーは、ドプラ効果により移動体の超音波送信方向の速度成分を依存して、周波数偏移を受ける。

【0016】

なお、超音波プローブ12は、圧電振動子が二次元マトリックス状に配列された二次元プローブ、圧電振動子が一次元アレイ状に配列された一次元プローブのいずれであってもよい。一次元プローブとしての超音波プローブ12で三次元ボリュームスキャンを行う場合には、機械制御又は手動により当該超音波プローブ12又は圧電振動子列が揺動される。

【0017】

入力装置13は、装置本体11に接続され、オペレータからの各種パラメータ条件の設定及び変更指示、関心領域(ROI)の設定指示等を装置本体11にとりこむためのトラックボール13a、各種スイッチ・ボタン13b、マウス13c、キーボード13d等を有している。

【0018】

モニタ14は、画像生成回路25からのビデオ信号に基づいて、生体内の形態学的情報や、血流情報を画像として表示する。

【0019】

送受信ユニット21は、図示しないトリガ発生回路、遅延回路およびパルサ回路等を有している。パルサ回路では、所定のレート周波数 $f_r$  Hz(周期;  $1/f_r$ 秒)で、送信超音波を形成するためのレートパルスが繰り返し発生される。また、遅延回路では、チャンネル毎に超音波をビーム状に集束し且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間が、各レートパルスに与えられる。トリガ発生回路は、このレートパルスに基づくタイミン

10

20

30

40

50

グで、プローブ 1 2 に駆動パルスを印加する。

【0020】

また、送受信ユニット 2 1 は、図示していないアンプ回路、A/D変換器、加算器等を有している。アンプ回路では、プローブ 1 2 を介して取り込まれたエコー信号をチャンネル毎に所定のゲインで増幅する。A/D変換器では、増幅されたエコー信号に対し受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与え、その後加算器において加算処理を行う。この加算により、エコー信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調され、受信指向性と送信指向性とにより超音波送受信の総合的なビームが形成される。

【0021】

Bモード処理ユニット 2 2 は、送受信ユニット 2 1 からエコー信号を受け取り、対数増幅、包絡線検波処理などを施し、信号強度が輝度の明るさで表現される B モード情報を生成する。この B モード情報は、画像生成回路 2 5 に送信され、反射波の強度を輝度にて表した B モード画像としてモニタ 1 4 に表示される。

10

【0022】

ドプラ処理ユニット 2 3 は、送受信ユニット 2 1 から受け取ったエコー信号から速度情報を周波数解析し、ドプラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散、パワー等の血流情報を多点について求める。得られた血流情報はドプラ情報として画像生成回路 2 5 に送られ、平均速度画像、分散画像、パワー画像、これらの組み合わせ画像としてモニタ 1 4 にカラー表示される。

【0023】

データ解析部 2 4 は、制御プロセッサ 2 7 の制御のもと、後述する画像条件最適化処理を実行する。ここで、画像条件とは、最終的に表示される画像の輝度値が好適になるように、スキャンコンバート前の二次元断層画像の各位置におけるエコー信号値（例えば、Bモード検波データ信号値、Bモードラスタデータ信号値、RFデータ信号値、IQデータ信号値、Bモード直交変換データ信号値等）や、スキャンコンバート後の二次元断層画像の各画素における輝度値を決定するための条件である。

20

【0024】

画像生成回路 2 5 は、信号処理回路、スキャンコンバータ、イメージフォーマッタ（それぞれ図示せず）を有している。まず、信号処理回路は、超音波スキャンの走査線信号列のレベルで画質を決定するようなフィルタリングを行う。信号処理回路の出力はスキャンコンバータに送られると同時に、画像メモリ 2 6 に保存される。スキャンコンバータは、超音波スキャンの走査線信号列から、テレビなどに代表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換する。この出力はイメージフォーマッタへ送られ、ここでは、輝度やコントラストの調整や、空間フィルタなどの画像処理、種々の設定パラメータの文字情報、目盛、後述する第 1 の基準線又は第 2 の基準線等と共に合成され、ビデオ信号としてモニタ 1 4 に出力する。また、イメージフォーマッタは、入力装置 1 3 からの所定の操作に应答して、モニタ 1 4 に表示されるベースラインの位置、ドプラ波形の表示スケール等を制御する。

30

【0025】

画像メモリ 2 6 は、画像生成回路 2 5 から受信した画像データを格納する記憶メモリから成る。この画像データは、例えば診断の後に操作者が呼び出すことが可能となっており、静止画的に、あるいは複数枚を使って動的に再生することが可能でなる。

40

【0026】

制御プロセッサ 2 7 は、情報処理装置（計算機）としての機能を持ち、本超音波診断装置本体の動作を静的又は動的に制御する。特に、制御プロセッサ 2 7 は、後述する画像条件最適化処理において得られる画像条件に従って、送受信ユニット 2 1、画像生成回路 2 5 等を制御する。

【0027】

ソフトウェア格納部 2 8 は、各種スキャンシーケンスやワークフローを実現するためのプログラム、後述する画像条件最適化機能を実現するための専用プログラム等を格納する。

50

## 【0028】

内部記憶装置29は、当該超音波診断装置によって取得した画像データ、インタフェース部30によりネットワークを介して取得した画像データ、各種診断プロトコルや超音波送受信条件等の各種データ群を記憶する。

## 【0029】

インタフェース部30は、入力装置13、ネットワーク、新たな外部記憶装置（図示せず）に関するインタフェースである。当該装置によって得られた超音波画像等のデータや解析結果等は、インタフェース部30によって、ネットワークを介して他の装置に転送可能である。

## 【0030】

（画像条件最適化機能）

次に、本超音波診断装置1が有する画像条件最適化機能の詳細について説明する。本画像条件最適化機能は、最終的に表示される三次元画像の輝度が好適になるように、当該三次元画像を構成する二次元断層像毎に画像条件の最適化を行うものである。以下においては、説明を具体的にするため、画像条件最適化として輝度値の最適化を実行する場合を例とする。しかしながら、これに拘泥されることなく、例えばスキャンコンバート前の生データ（RFデータ等）信号値を最適化する構成であってもよい。

## 【0031】

図2は、本画像条件最適化機能に従って実行される処理（画像条件最適化処理）の流れを示したフローチャートである。同図に示すように、まず、データ解析部24は、三次元画像を構成する二次元断層像の垂直方向（厚み方向）に対して、二次元断層像の同位置にある領域の平均輝度値を取得する（ステップA）。なお、この領域は、操作者によって所望の位置にマニュアル設定されるか、装置において所定の位置に自動的に設定される。また、二次元断層像上のいずれの位置に設定可能であるが、診断における関心領域と重複するように設定されることが好ましい。

## 【0032】

図3は、ステップAにおける二次元断層像毎の平均輝度値の取得を示した概念図である。同図においては、各二次元断層画像上に設定された円形状の小領域毎に、平均輝度値を求める例を示した。

## 【0033】

次に、データ解析部24は、小領域毎の平均輝度値を用いて、図4に示すように厚み方向の位置と（平均）輝度値との関係を示すフィッティングカーブを作成する（ステップSB）。なお、このようなフィッティングカーブを作成するのは、最終的に表示される三次元画像において厚み方向の輝度変化を解りやすいようにするためである。

## 【0034】

次に、図5に示すように、目標輝度値とフィッティングカーブの厚み方向の各位置での輝度値との差分値を計算する（ステップSC）。ここで、目標輝度値とは、マニュアル入力、又は検査項目や患者情報等に基づく自動演算により、予め設定されるものである。

## 【0035】

次に、データ解析部24は、ステップSCにおいて計算された各差分値に基づいて、二次元断層像毎の各小領域における画像条件を決定する（ステップSD）。例えば、計算された各差分値に基づいて、断層毎にエコー信号受信におけるゲインを上げる/下げる、又はポストプロセスにおいて断層毎に輝度値を上げる/下げる等の画像条件を計算する。

## 【0036】

なお、上記ステップSAにおいては、各二次元断層画像上に設定された一つの領域について平均輝度値を求めた。しかしながら、これに拘泥されることなく、各二次元断層画像上に二つ以上の領域を設定し、又は図6に示すように各二次元断層画像を分割する複数の領域（分割領域）を設定し、そのそれぞれについてステップSA～ステップSDの処理を実行するようにしてもよい。従って、係る場合には、一枚の二次元断層画像上の小領域毎に画像条件が生成され、各小領域についてその画像条件に従った送受信制御等が実

10

20

30

40

50

行されることになる。一つの二次元断層画像上に設定される小領域の数は、任意に選択できることが好ましい。

【0037】

図7は、当該輝度値最適化処理の有無による三次元画像の差異を例示した図である。同図に示すように、輝度値最適化処理無しの場合には、二次元断層像毎に輝度が異なるのに対し、輝度値最適化処理有りの場合には、全ての二次元断層像の輝度が目標輝度値によって統一されている。

【0038】

(動作)

次に、本超音波診断装置1の三次元画像取得における動作について説明する。本実施形態では、説明を具体的にするため、二次元走査を厚さ方向に移動させて三次元画像データを取得する場合を例とする。

【0039】

図7は、本超音波診断装置1の三次元画像取得において実行される各処理の流れを示したフローチャートである。同図に示すように、まず、被検体の所定断層に対して超音波を送信し、当該断層からの反射波を受信する(ステップS1)。受信された反射波はエコー信号に変換され、所定の信号処理を受けてフレーム毎に超音波画像データとして内部記憶装置29に蓄積される(ステップS2)。

【0040】

次に、超音波送受信位置(すなわち、走査対象とする断層位置)が変更され(ステップS3)、必要とする断層像の画像データ(すなわち、三次元画像を構成する全ての二次元断層画像データ)を取得したか否かが判定される(ステップS4)。必要とする全ての断層像の画像データが取得されていない場合には、ステップS1乃至S4の処理が繰り返し実行される。

【0041】

次に、図2に従う画像データの解析を実行し、画像条件(例えば、ゲインを調整するための送受信条件)を決定する(ステップS5)。制御プロセッサ27は、輝度値を最適化するように送受信条件を変更した後(ステップS6)、再度被検体の所定断層に対し超音波を送信し、当該断層からの反射波を受信する(ステップS7)。受信された反射波は、変換後の送受信条件に従ってエコー信号に変換され、所定の信号処理を受けてフレーム毎に超音波画像データとして内部記憶装置29に蓄積される(ステップS8)。

【0042】

次に、超音波送受信位置が変更され(ステップS9)、必要とする断層像の画像データを取得したか否かが判定され(ステップS10)、必要とする全ての断層像の画像データが取得されていない場合には、ステップS7乃至S10の処理が繰り返し実行される。一方、必要とする全ての断層像の画像データが取得された場合には、輝度値最適化処理が施された二次元断層像によって三次元画像を構築し(ステップS11)、モニタ14に表示する(ステップS12)。

【0043】

以上述べた構成によれば、次の効果を得ることができる。

【0044】

本超音波診断装置によれば、三次元画像を生成する場合、当該三次元画像を構成する各二次元断層画像の輝度が目標値になるように、二次元断層画像毎に画像条件を最適化する。従って、三次元画像全体の輝度を統一することができ、診断に好適な三次元画像を提供することができる。また、本超音波診断装置によれば、自動的に三次元画像全体の輝度を統一することができる。その結果、操作者の作業負担を軽減させることができる。

【0045】

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。

【0046】

10

20

30

40

50

(1) 本実施形態に係る画像条件最適化機能は、当該処理を実行するプログラムをワークステーション等のコンピュータにインストールし、これらをメモリ上で展開することによっても実現することができる。このとき、コンピュータに当該手法を実行させることのできるプログラムは、磁気ディスク（フロッピー（登録商標）ディスク、ハードディスクなど）、光ディスク（CD-ROM、DVDなど）、半導体メモリなどの記録媒体に格納して頒布することも可能である。

【0047】

(2) 上記実施形態においては、三次元画像を構成する二次元断層画像の全てを画像最適化処理の対象とした。しかしながら、これに拘泥されることなく、上記画像条件最適化処理は、三次元画像に含まれる少なくとも二つの二次元断層画像を用いることでも実行可能である。例えば、処理の効率化の観点から、三次元画像を構成する二次元断層画像の一部を対象とする場合等には、ボリュームデータの中心を含む複数枚の二次元断層画像、ボリュームデータの中心を含む一定範囲内の二次元断層画像、ボリュームデータの中心を含むように且つ当該ボリュームデータを一定間隔で間引くことで生成されるかかれた複数の二次元断層画像等を利用することができる。また、いずれの二次元断層画像を画像最適化処理の対象とするかは、任意に設定できることが好ましい。

10

【0048】

また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

20

【産業上の利用可能性】

【0049】

以上本発明によれば、三次元画像を構成する二次元断層像毎に画像条件の最適化を行うことで、好適な三次元画像を生成することができる超音波診断装置、及び超音波診断装置制御プログラムを実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【0050】

【図1】図1は、本実施形態に係る超音波診断装置10のブロック構成を示した図である。

【図2】図2は、本画像条件最適化機能において実行される処理の流れを示したフローチャートである。

30

【図3】図3は、図2のステップAにおける二次元断層像毎の平均輝度値の取得を示した概念図である。

【図4】図4は、図2のステップSBにおいて作成される厚み方向について輝度値に関するフィッティングカーブの一例を示した図である。

【図5】図5は、目標輝度値とステップSBにおいて生成されたフィッティングカーブの各位置での輝度値との差分値を示した図である。

【図6】図6は、図2のステップAにおける二次元断層像毎の平均輝度値取得の他の例を説明するための概念図である。

【図7】図7は、当該輝度値最適化処理の有無による三次元画像の差異を例示した図である。

40

【図8】図8は、本超音波診断装置1の三次元画像取得において実行される各処理の流れを示したフローチャートである。

【図9】図9は、三次元超音波画像の撮影メカニズムを説明するための図である。

【図10】図10は、従来輝度最適化法を説明するための図である。

【図11】図11は、従来輝度最適化法を説明するための図である。

【符号の説明】

【0051】

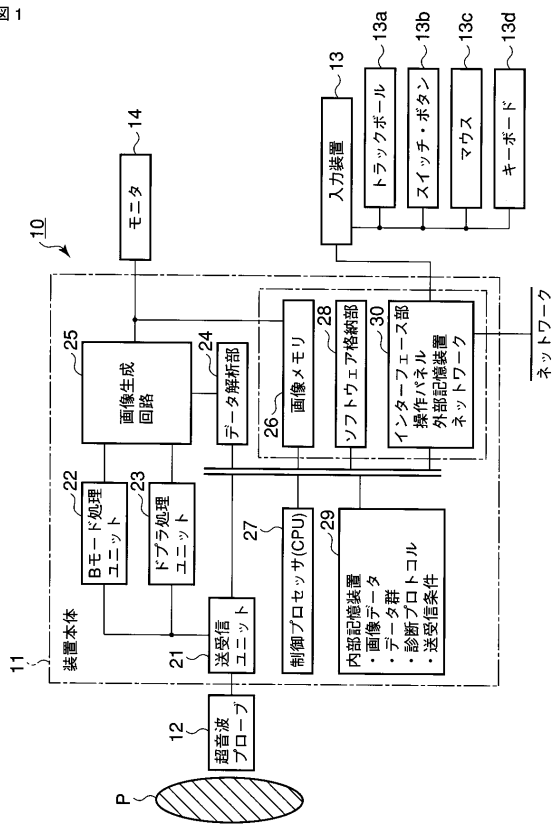
10...超音波診断装置、12...超音波プローブ、13...入力装置、14...モニタ、21...送受信ユニット、22...Bモード処理ユニット、23...ドブラ処理ユニット、24...デー

50

タ解析部、25...画像生成回路、26...画像メモリ、27...制御プロセッサ、28...記憶部、30...インタフェース部

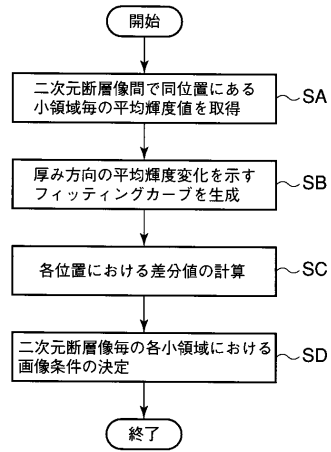
【図1】

図1



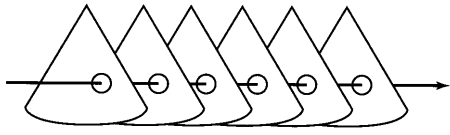
【図2】

図2



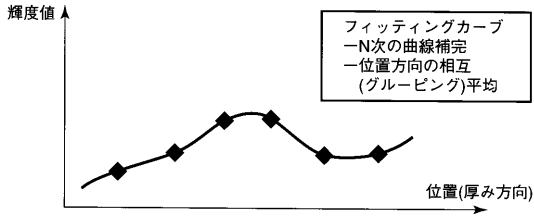
【 図 3 】

図 3



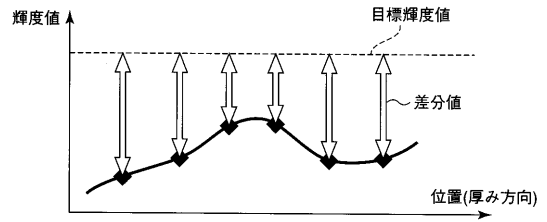
【 図 4 】

図 4



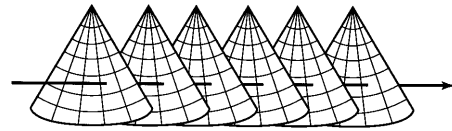
【 図 5 】

図 5



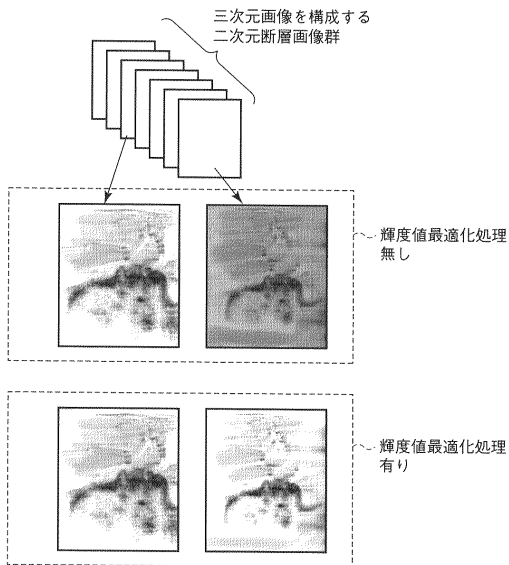
【 図 6 】

図 6



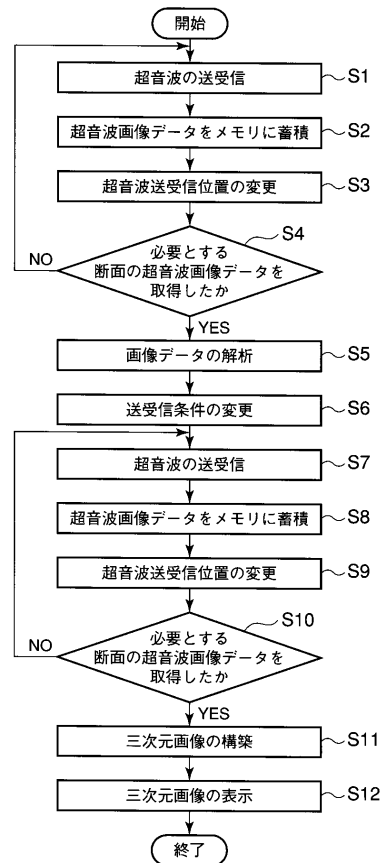
【 図 7 】

図 7



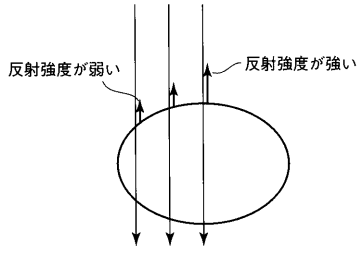
【 図 8 】

図 8



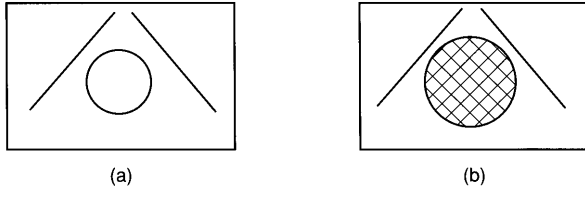
【 図 9 】

図 9



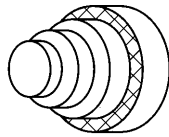
【 図 10 】

図 10



【 図 11 】

図 11



## フロントページの続き

- (74)代理人 100075672  
弁理士 峰 隆司
- (74)代理人 100109830  
弁理士 福原 淑弘
- (74)代理人 100084618  
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100092196  
弁理士 橋本 良郎
- (72)発明者 赤木 和哉  
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内
- (72)発明者 貞光 和俊  
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内
- (72)発明者 藤井 友和  
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内
- (72)発明者 郡司 隆之  
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内
- F ターム(参考) 4C601 BB03 EE04 JB45 JB48 JB51 JC04 JC19 JC37 KK21  
5B057 AA07 BA05 CA02 CA08 CA13 CA16 CB02 CB08 CB12 CB13  
CB16 CD14 CE11 DA16 DB03 DB05 DB09

专利名称(译)	超声诊断设备和超声诊断设备控制程序		
公开(公告)号	<a href="#">JP2007044354A</a>	公开(公告)日	2007-02-22
申请号	JP2005233402	申请日	2005-08-11
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	赤木和哉 贞光和俊 藤井友和 郡司隆之		
发明人	赤木 和哉 贞光 和俊 藤井 友和 郡司 隆之		
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	4C601/BB03 4C601/EE04 4C601/JB45 4C601/JB48 4C601/JB51 4C601/JC04 4C601/JC19 4C601/JC37 4C601/KK21 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA02 5B057/CA08 5B057/CA13 5B057/CA16 5B057/CB02 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB13 5B057/CB16 5B057/CD14 5B057/CE11 5B057/DA16 5B057/DB03 5B057/DB05 5B057/DB09		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波诊断设备和超声波诊断设备控制程序，该超声波诊断设备能够通过针对形成三维图像的每个二维断层图像优化亮度值来生成合适的三维图像。那个当执行三维图像显示时，为形成三维图像的每个二维断层图像设置关注区域，并基于每个区域的亮度与预设最佳亮度之间的差值，针对每个二维断层图像优化亮度值，例如，针对每个二维断层图像执行增益控制。[选择图]图2

图 2

