

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4940000号
(P4940000)

(45) 発行日 平成24年5月30日 (2012. 5. 30)

(24) 登録日 平成24年3月2日 (2012. 3. 2)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/08

請求項の数 24 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2007-101763 (P2007-101763)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成19年4月9日 (2007. 4. 9)		株式会社東芝
(65) 公開番号	特開2008-253664 (P2008-253664A)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(43) 公開日	平成20年10月23日 (2008. 10. 23)	(73) 特許権者	594164542
審査請求日	平成22年4月1日 (2010. 4. 1)		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	110001380
			特許業務法人東京国際特許事務所
		(72) 発明者	岡村 陽子
			栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
			メディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	神山 直久
			栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
			メディカルシステムズ株式会社内

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プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体に対して超音波走査することで生成されるボリュームデータを基に検査部位のＣモード画像の画像データを生成・表示する超音波診断装置において、

前記ボリュームデータを基に、非画像化部分を含まずに湾曲する湾曲面によって形成される湾曲Ｃモード面を生成する湾曲Ｃモード面生成部と、

前記湾曲Ｃモード面生成部によって生成された前記湾曲Ｃモード面のデータを基に、湾曲Ｃモード画像の画像データを生成する湾曲Ｃモード画像生成部と、
を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記湾曲Ｃモード面生成部は、

前記ボリュームデータ生成部によって生成された前記ボリュームデータを基に、特定のアクシシャル断面を設定する断面設定部と、

前記断面設定部によって設定された前記特定のアクシシャル断面の画像データを基に、前記特定のアクシシャル断面における非画像化部分を演算する非画像化部分演算部と、

前記非画像化部分演算部によって生成された前記特定のアクシシャル断面における非画像化部分を基に、前記特定のアクシシャル断面における湾曲Ｃモード線を演算する湾曲Ｃモード線演算部と、

前記湾曲Ｃモード線演算部によって生成された前記湾曲Ｃモード線を基に、前記湾曲Ｃモード面を演算する湾曲Ｃモード面演算部と、

10

20

を有することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記断面設定部は、前記ボリュームデータ生成部によって生成された前記ボリュームデータを基に、前記被検体の乳頭を含むアキシャル断面を前記特定のアキシャル断面として設定することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記断面設定部は、前記特定のアキシャル断面を画像認識によって自動的に設定することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記非画像化部分演算部は、前記断面設定部によって設定された前記特定のアキシャル断面の画像データを基に、前記特定のアキシャル断面における胸郭線を演算することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 6】

前記非画像化部分演算部は、前記断面設定部によって設定された前記特定のアキシャル断面の画像上の 3 点以上の点によって決定される円弧を前記非画像化部分として演算することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記非画像化部分演算部は、前記断面設定部によって設定された前記特定のアキシャル断面の画像上の 2 点以上の点と、1 つの点を通る接線と水平線とのなす角とから決定される円の円弧を前記非画像化部分として演算することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 8】

前記非画像化部分演算部は、前記断面設定部によって設定された前記特定のアキシャル断面の画像上の複数の点と前記特定のアキシャル断面の画像上の高輝度点とをスムーズに結ぶ線を前記非画像化部分として演算することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記非画像化部分演算部は、前記断面設定部によって設定された前記特定のアキシャル断面の画像上の高輝度点をスムーズに結ぶ線を前記非画像化部分として演算することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 10】

前記湾曲 C モード線演算部は、前記湾曲 C モード線の曲率を変更可能なように構成されることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記湾曲 C モード線演算部は、複数の湾曲 C モード線間の厚みを変更可能なように構成されることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記湾曲 C モード面演算部は、前記湾曲 C モード線演算部によって生成された前記湾曲 C モード線をアキシャル方向に水平移動させて形成される前記湾曲 C モード面を演算することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 13】

被検体に対して超音波走査することで生成されるボリュームデータを基に検査部位の C モード画像の画像データを生成・表示するコンピュータに、

前記ボリュームデータを基に、非画像化部分を含まずに湾曲する湾曲面によって形成される湾曲 C モード面を生成する湾曲 C モード面生成機能と、

前記湾曲 C モード面生成機能によって生成された前記湾曲 C モード面のデータを基に、湾曲 C モード画像の画像データを生成する湾曲 C モード画像生成機能と、
を実現させることを特徴とする超音波診断プログラム。

【請求項 14】

前記湾曲 C モード面生成機能は、

50

前記ボリュームデータ生成機能によって生成された前記ボリュームデータを基に、特定の
アキシャル断面を設定する断面設定機能と、

前記断面設定機能によって設定された前記特定のアキシャル断面の画像データを基に、前
記特定のアキシャル断面における非画像化部分を演算する非画像化部分演算機能と、

前記非画像化部分演算機能によって生成された前記特定のアキシャル断面における非画像
化部分を基に、前記特定のアキシャル断面における湾曲Ｃモード線を演算する湾曲Ｃモ
ード線演算機能と、

前記湾曲Ｃモード線演算機能によって生成された前記湾曲Ｃモード線を基に、前記湾曲Ｃ
モード面を演算する湾曲Ｃモード面演算機能と、

を有することを特徴とする請求項１３に記載の超音波診断プログラム。

10

【請求項１５】

前記断面設定機能は、前記ボリュームデータ生成機能によって生成された前記ボリューム
データを基に、前記被検体の乳頭を含むアキシャル断面を前記特定のアキシャル断面とし
て設定することを特徴とする請求項１４に記載の超音波診断プログラム。

【請求項１６】

前記断面設定機能は、前記特定のアキシャル断面を画像認識によって自動的に設定するこ
とを特徴とする請求項１４に記載の超音波診断プログラム。

【請求項１７】

前記非画像化部分演算機能は、前記断面設定機能によって設定された前記特定のアキシャ
ル断面の画像データを基に、前記特定のアキシャル断面における胸郭線を演算することを
特徴とする請求項１４に記載の超音波診断プログラム。

20

【請求項１８】

前記非画像化部分演算機能は、前記断面設定機能によって設定された前記特定のアキシャ
ル断面の画像上の３点以上の点によって決定される円弧を前記非画像化部分として演算す
ることを特徴とする請求項１４に記載の超音波診断プログラム。

【請求項１９】

前記非画像化部分演算機能は、前記断面設定機能によって設定された前記特定のアキシャ
ル断面の画像上の２点以上の点と、１つの点を通る接線と水平線とのなす角とから決定さ
れる円の円弧を前記非画像化部分として演算することを特徴とする請求項１４に記載の超
音波診断プログラム。

30

【請求項２０】

前記非画像化部分演算機能は、前記断面設定機能によって設定された前記特定のアキシャ
ル断面の画像上の複数の点と前記特定のアキシャル断面の画像上の高輝度点とをスムーズ
に結ぶ線を前記非画像化部分として演算することを特徴とする請求項１４に記載の超音波
診断プログラム。

【請求項２１】

前記非画像化部分演算機能は、前記断面設定機能によって設定された前記特定のアキシャ
ル断面の画像上の高輝度点をスムーズに結ぶ線を前記非画像化部分として演算することを
特徴とする請求項１４に記載の超音波診断プログラム。

【請求項２２】

前記湾曲Ｃモード線演算機能は、前記湾曲Ｃモード線の曲率を変更可能とすることを特徴
とする請求項１４に記載の超音波診断プログラム。

40

【請求項２３】

前記湾曲Ｃモード線演算機能は、複数の湾曲Ｃモード線間の厚みを変更可能とすることを
特徴とする請求項１４に記載の超音波診断プログラム。

【請求項２４】

前記湾曲Ｃモード面演算機能は、前記湾曲Ｃモード線演算機能によって生成された前記湾
曲Ｃモード線をアキシャル方向に水平移動させて形成される前記湾曲Ｃモード面を演算す
ることを特徴とする請求項１４に記載の超音波診断プログラム。

【発明の詳細な説明】

50

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体に対して超音波走査することで生成されるボリュームデータを基に検査部位のＣモード画像の画像データを生成・表示する超音波診断装置及び超音波診断プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

乳房の超音波検査で、主に集団検診用に考案された手法である水浸法を実現するための超音波診断装置がある。水浸法は、患者の乳房の片方又は両方を専用の水槽に水浸させ、その水槽を挟んで患者と対向する超音波プローブを移動させながら２Ｄ（断面）データを生成すると共に、複数の２Ｄデータを基に３Ｄデータを生成する方法である。超音波プローブの垂直移動には機械式の移動ステージを使用して自動的なスキャンが可能で、また水槽内の水を介しているため、乳房の全体が撮像できるので、集団検診システムとして適当である。

10

【0003】

乳房の超音波診断では、特に集団検診で最低限の枚数で乳房をできる限りもれなく表示するためにＣモード画像を表示するＣモード表示を行なっている。

【0004】

乳房の超音波診断の従来技術として、以下のようなものがある。

【特許文献１】特公平７－６７４５３号公報

20

【特許文献２】特表２００２－５１２８３５号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

乳房は、湾曲した胸郭の体表面側に位置している。従来のＣモード表示では、（１）胸骨に近い乳房部分を含むＣモード画像には胸骨ばかりが現われるので、１枚のＣモード画像上には乳房の情報がほとんどない、（２）胸骨に近い乳房部分を含むＣモード画像には胸骨によるアーチファクトが発生し易いので、Ｃモード画像上の乳房の端の部分の診断が行ない難い、等の問題があった。

30

【0006】

本発明は、上述した事情を考慮してなされたもので、診断に適した画像を提供できる超音波診断装置及び超音波診断プログラムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明に係る超音波診断装置は、上述した課題を解決するために請求項１に記載したように、被検体に対して超音波走査することで生成されるボリュームデータを基に検査部位のＣモード画像の画像データを生成・表示する超音波診断装置において、前記ボリュームデータを基に、非画像化部分を含まずに湾曲する湾曲面によって形成される湾曲Ｃモード面を生成する湾曲Ｃモード面生成部と、前記湾曲Ｃモード面生成部によって生成された前記湾曲Ｃモード面のデータを基に、湾曲Ｃモード画像の画像データを生成する湾曲Ｃモード画像生成部と、を有する。

40

【0008】

本発明に係る超音波診断プログラムは、上述した課題を解決するために請求項１３に記載したように、被検体に対して超音波走査することで生成されるボリュームデータを基に検査部位のＣモード画像の画像データを生成・表示するコンピュータに、前記ボリュームデータを基に、非画像化部分を含まずに湾曲する湾曲面によって形成される湾曲Ｃモード面を生成する湾曲Ｃモード面生成機能と、前記湾曲Ｃモード面生成機能によって生成された前記湾曲Ｃモード面のデータを基に、湾曲Ｃモード画像の画像データを生成する湾曲Ｃモード画像生成機能と、を実現させる。

【発明の効果】

50

【 0 0 0 9 】

本発明に係る超音波診断装置及び超音波診断プログラムによると、診断に適した画像を提供できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 0 】

本発明に係る超音波診断装置及び超音波診断プログラムの実施形態について、添付図面を参照して説明する。なお、本実施形態の超音波診断装置における技術的手法は、被検体としての患者の乳房、肝臓及び膵臓等の臓器を検査対象とする場合に有効である。本実施形態の超音波診断装置においては説明を具体的とするため、検査対象を乳房としている。

【 0 0 1 1 】

図1は、本発明に係る超音波診断装置の実施形態を示す構成図である。

【 0 0 1 2 】

図1は、本実施形態の超音波診断装置10を示す。超音波診断装置10は、乳房の超音波検査で、主に集団検診用に考案された手法である水浸法を実現するための装置である。水浸法は、患者の乳房の片方又は両方を専用の水槽（図示しない）に水浸させ、その水槽を挟んで患者と対向する超音波プローブを移動させながら2D（断面）データを生成すると共に、複数の2Dデータを基に3Dデータを生成する方法である。超音波プローブの垂直移動には機械式の移動ステージを使用して自動的なスキャンが可能で、また水槽内の水を介しているため、乳房の全体が撮像できるので、集団検診システムとして適当である。また、超音波診断装置10は乳房検査の他、肝臓、膵臓等の所定の臓器の検査に対しても適用可能である。

【 0 0 1 3 】

超音波診断装置10は、大きくは、超音波プローブ11及び装置本体12から構成される。

【 0 0 1 4 】

超音波プローブ11は、複数個の超音波振動子を先端部分に配置して超音波の送受信を行なう。また、超音波振動子は電気音響変換超音波振動子であり、超音波送信時には電気パルスを超音波パルスに変換し、また超音波受信時には超音波信号を電気信号に変換する。超音波プローブ11は、アレイ変換器の方式によって、1D（方位角操舵だけの単一行）アレイプローブ、1.5Dアレイ（電子合焦されるが、仰角次元に操舵されない）プローブ、2Dアレイ（広範な三次元操舵を伴う微細ピッチ・アレイ）プローブに分類される。このうち、生体のボリュームデータを積極的に取得するためには、2Dアレイプローブを採用することが望ましい。

【 0 0 1 5 】

また、超音波プローブ11は、1Dアレイプローブや2Dアレイプローブであっても、超音波プローブ11自体に揺動機能を具備し、スキャン断面を次々に変えながら複数断層像を取得し、結果的にボリュームデータを取得する機械式3Dプローブであってもよい。

【 0 0 1 6 】

装置本体12は、送受信回路21、Bモード処理回路22、シネメモリ23、スキャンコンバート回路24、画像合成回路25及びモニタ26を備える。

【 0 0 1 7 】

送受信回路21は、図示しないが、送信回路及び受信部を有する。送信部には、照射する超音波パルスの繰り返し周期を決定するレートパルスを発生するレートパルス発生回路と、超音波送信時における超音波ビームの収束時間や偏向角度を決定するための遅延回路であり、N個の超音波振動子を駆動するタイミングを決定する送信遅延回路と、超音波振動子を駆動するための高圧パルスを生成するパルサ回路とが具備される。

【 0 0 1 8 】

送受信回路21の送信部に具備するレートパルス発生回路は、照射する超音波パルスの繰り返し周期を決定するレートパルスを送信遅延回路に供給する。送信遅延回路は、超音波送信に使用される超音波振動子の2倍（2N）の独立な遅延回路から構成されており、

10

20

30

40

50

超音波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収束するための遅延時間と、所定の方向に超音波を送信するための遅延時間とをレートパルスに与え、パルサ回路に供給する。

【 0 0 1 9 】

パルサ回路は、送信遅延回路と同数の $2N$ の独立な駆動回路を有しており、超音波プローブ 11 に内蔵された超音波振動子を駆動し、患者内に超音波を放射するための駆動パルスを形成する。

【 0 0 2 0 】

患者の乳房内に照射された超音波の一部は、音響インピーダンスの異なる臓器間の境界面又は組織にて反射する。また、反射波は組織の非線型特性により、中心周波数が $2f_0$ の超音波パルスが新たに発生する。よって、組織内で反射して超音波プローブ 11 に戻る超音波は、超音波送信時の中心周波数 f_0 の超音波パルス（基本波成分）と、中心周波数が $2f_0$ の超音波パルス（高調波成分）が混在したものとなる。送受信回路 21 に有する受信部は、受信信号の基本波成分又は高調波成分を取得する BPF（band pass filter）と、超音波振動子によって電気信号に変換された微小信号を増幅するプリアンプ回路と、このプリアンプ回路の受信信号をデジタル変換する A/D（analog/digital）変換回路と、ビームフォーマ回路及び加算回路を備えた整相加算回路とが具備される。

【 0 0 2 1 】

ビームフォーマ回路は、細い受信ビーム幅を得るために、所定の深さから超音波を収束するための収束用遅延時間を超音波ビームの受信指向性を順次変更し、患者内を走査するための遅延時間を、デジタル信号に変換された受信信号に与える。加算回路は、ビームフォーマからの出力を加算する。

【 0 0 2 2 】

Bモード処理回路 22 は、送受信回路 21 からのデジタル入力信号を基に、Bモード像（断層像）用の RAW データ（ここでは、スキャンコンバート処理前のデータ）を生成する。具体的には、Bモード処理回路 22 には、図示しないが、送受信回路 21 からのデジタル入力信号の振幅を対数変換し、弱い信号を相対的に強調する対数変換回路と、この対数変換回路で対数変換されたデジタル信号に対して包絡線検波の演算を行ない、振幅の包絡線を検出する包絡線検波回路とが具備される。

【 0 0 2 3 】

なお、Bモード処理回路 22 と並列にカラードブラモード処理回路（図示しない）を設けてもよい。カラードブラモード処理回路は、移動体、例えば血流の絶対速度に対する超音波走査線方向成分（以下、「余弦成分」という。）の余弦成分速度コード（例えば、8 bit, 256 階調）を用いて、速度分布データを生成するための信号処理を行ない、カラードブラ像（カラー血流画像、CMF（color flow mapping））用の RAW データを生成する。カラードブラモード処理回路には、送受信回路 21 からのデジタル入力信号を実部と虚部を有する複素（ドブラ）信号に変換する直交検波回路と、互いに直交する複素成分を FFT（fast fourier transform）分析する FFT 分析回路と、FFT 分析によって得られるスペクトルの中心（血流方向に対する余弦成分の平均速度）や分散値（血流の乱れの状態）等を演算する演算回路とが具備される。

【 0 0 2 4 】

シネメモリ 23 は、不揮発性の半導体メモリ等によって構成される。シネメモリ 23 は、例えば超音波診断装置 10 が収集終了（フリーズ）する直前の複数のフレームに対応するライブ画像の RAW データを記憶するメモリである。シネメモリ 23 は、複数の RAW データを記憶する容量をもっており、CPU 31 からフリーズのコマンドが送られるまで、RAW データを連続的に記憶する。シネメモリ 23 の記憶にはいわゆるループ方式が採用されていることが一般的である。すなわち、RAW データの記憶がシネメモリ 23 の許容量を超える場合には、記憶された時間の古い RAW データから順次消去した上で新しい

10

20

30

40

50

RAWデータを書き込む（上書き）ことで、シネメモリ23に最新のRAWデータが記憶されるようになっている。

【0025】

スキャンコンバート回路24は、Bモード処理回路22から出力されたライブ画像のRAWデータを標準TV信号（TVフォーマットの信号）に変換して、ライブ画像の画像データを生成する。

【0026】

画像合成回路25は、スキャンコンバート回路24及びCPU31から出力されるライブ画像の画像データを基にライブ画像の表示用のデータを生成して表示用のデータをアナログ変換する。一方、画像合成回路25から出力される湾曲Cモード画像の画像データ（後述する）を基に表示用のデータを生成して表示用のデータをアナログ変換する。また、画像合成回路25は、画像を種々のパラメータの文字情報や目盛等と共に合成し、ビデオ信号としてモニタ26に出力する。

10

【0027】

モニタ26は、画像合成回路25からの出力を基に、ライブ画像の画像データや湾曲Cモード画像の画像データ等を表示する。

【0028】

また、超音波診断装置10は、制御装置（CPU：central processing unit）31、包括メモリ32、HD（hard disk）33、入力装置35及び通信制御装置36を有する。

20

【0029】

CPU31は、包括メモリ32やHD33に記憶されるプログラムや、入力装置35による入力に従って、送受信回路21、信号処理回路22、シネメモリ23、スキャンコンバート回路24及び画像合成回路25の動作を制御する。

【0030】

包括メモリ32は、不揮発性の半導体メモリ等によって構成される。包括メモリ32は、IPL（initial program loading）、BIOS（basic input/output system）や、超音波診断に係る各種アプリケーションプログラムを記憶する記憶装置である。超音波診断に係る各種アプリケーションプログラムとしては、ライブ表示用のプログラムやシネ再生用のプログラム等が挙げられる。また、包括メモリ32は、CPU31のワークメモリとしても機能する。

30

【0031】

HD33は、磁性体を塗布又は蒸着した金属のディスクであり、図示しないHDD（Hard disk drive）によってHD33内部のデータの読み書きが可能である。HD33は、ボリュームデータや湾曲Cモード画像の画像データを記憶し、また、包括メモリ32の代替として超音波診断に係る各種アプリケーションプログラムを記憶することもできる。

【0032】

入力装置35は、例えば、マウスやトラックボール、モード切替スイッチ及びキーボード等を有している。入力装置35は、オペレータからの各種指示、関心領域（ROI：region of interest）の設定指示、フリーズの指示、種々の画質条件設定指示等を装置本体12にとりこむための装置である。

40

【0033】

通信制御装置36は、各規格に応じた通信制御を行なう。通信制御装置36は、電話回線を通じて病院基幹のLAN（local area network）等のネットワークNに接続することができる機能を有している。よって、超音波診断装置10は、通信制御装置36を介して超音波診断装置10外部のネットワークN網に接続することができる。

【0034】

図2は、本実施形態の超音波診断装置10の機能を示す図である。

50

【 0 0 3 5 】

CPU31 (図1に図示) がプログラムを実行することによって、超音波診断装置10は、ボリュームデータ生成部41、湾曲Cモード面生成部42、湾曲Cモード画像生成部43及び湾曲Cモード画像記憶制御部44として機能する。なお、超音波診断装置10を構成する各部41乃至44は、ソフトウェア的に機能するものとして説明するが、超音波診断装置10にハードウェア的に備えられるものであってもよい。

【 0 0 3 6 】

ボリュームデータ生成部41は、シネメモリ23に記憶されたRAWデータを基に、超音波スキャンの走査線信号列を3D的に再配列してボリュームデータを生成(再構成)する機能を有する。

10

【 0 0 3 7 】

湾曲Cモード面生成部42は、ボリュームデータ生成部41によって生成されたボリュームデータを基に、非画像化部分を含まずに湾曲する湾曲面によって形成される湾曲Cモード面を生成する機能を有する。

【 0 0 3 8 】

図3乃至図6は、湾曲Cモード面の配置を説明するための概念図である。

【 0 0 3 9 】

図3及び図4は、アキシャル断面(X-Y平面)を用いて湾曲Cモード面の配置を説明するためのアキシャル断面の位置を示すX-Z平面図である。例えば、図3及び図4は、患者の乳房を含むアキシャル断面Kを用いて湾曲Cモード面の配置を説明するためのアキシャル断面Kの位置を示すX-Z平面図である。図3は、患者の片方の乳房のみを含むアキシャル断面KAを示すX-Z平面図である一方、図4は、患者の両方の乳房を含むアキシャル断面KBを示すX-Z平面図である。

20

【 0 0 4 0 】

図5は、湾曲Cモード面の一例を、図3に示すアキシャル断面KAにおける湾曲Cモード線として示すX-Y平面図である。

【 0 0 4 1 】

図5に示すように、湾曲Cモード面生成部42は、ボリュームデータ生成部41によって生成されたボリュームデータに含まれるアキシャル断面KA上で、患者の非画像化部分、例えば胸郭面DTを含まずその胸郭面DTの体表面側に湾曲する湾曲面によって形成される湾曲Cモード面C(図5では、例えば4つの湾曲Cモード面C1, C2, C3, C4を示している。)を生成する。なお、図5では、胸郭面DTをアキシャル断面KAにおける胸郭線DT_{KA}として示し、また、湾曲Cモード面C(湾曲Cモード面C1, C2, C3, C4)をアキシャル断面KAにおける湾曲Cモード線C_{KA}(湾曲Cモード線C_{KA}1, C_{KA}2, C_{KA}3, C_{KA}4)として示している。

30

【 0 0 4 2 】

図6は、湾曲Cモード面の一例を、図4に示すアキシャル断面KBにおける湾曲Cモード線として示すX-Y平面図である。

【 0 0 4 3 】

図6に示すように、湾曲Cモード面生成部42は、ボリュームデータ生成部41によって生成されたボリュームデータに含まれるアキシャル断面KB上で、胸郭面DTを含まずその胸郭面DTの体表面側に湾曲する湾曲面によって形成される湾曲Cモード面C(図6では、例えば4つの湾曲Cモード面C1, C2, C3, C4を示している。)を生成する。なお、図6では、胸郭面DTをアキシャル断面KBにおける胸郭線DT_{KB}として示し、また、湾曲Cモード面C(湾曲Cモード面C1, C2, C3, C4)をアキシャル断面KBにおける湾曲Cモード線C_{KB}(湾曲Cモード線C_{KB}1, C_{KB}2, C_{KB}3, C_{KB}4)として示している。

40

【 0 0 4 4 】

具体的には、湾曲Cモード面取得部42は、断面設定部42a、非画像化部分演算部42b、湾曲Cモード線演算部42c及び湾曲Cモード面演算部42dを有する。

50

【 0 0 4 5 】

断面設定部 4 2 a は、ボリュームデータ生成部 4 1 によって生成されたボリュームデータを基に、特定のアキシャル断面、例えば患者の乳頭を含むアキシャル断面（以下、『乳頭断面』という。）を設定する機能を有する。断面設定部 4 2 a による特定のアキシャル断面の設定は、画像認識によって自動的に設定される。又は、断面設定部 4 2 a による特定のアキシャル断面の設定は、ボリュームデータを基に生成・表示された複数のアキシャル断面の画像データを見ながらオペレータが入力装置 3 5 を介して所望のアキシャル断面の画像データを選択することによって、手動的に設定される。なお、特定のアキシャル断面として乳頭断面を設定する場合、断面設定部 4 2 a は、患者の片方の乳房のみを含む乳頭断面を設定してもよいし、患者の両方の乳房を含む乳頭断面を設定してもよい。以下、断面設定部 4 2 a が、患者の片方の乳房のみを含む乳頭断面を設定する場合を説明する。

10

【 0 0 4 6 】

非画像化部分演算部 4 2 b は、断面設定部 4 2 a によって設定された特定のアキシャル断面の画像データを基に、特定のアキシャル断面における非画像化部分、例えば体表面に形成される胸郭の胸郭線を演算する機能を有する。C モード画像上に胸郭面を含むと、胸骨によるアーチファクトが発生し易く、また、C モード画像の画像データの全体を乳房の診断に用いることができない。

【 0 0 4 7 】

図 7 は、断面設定部 4 2 a によって設定された特定のアキシャル断面としての乳頭断面の位置を示す X - Z 平面図である。図 8 は、図 7 に示す乳頭断面における胸郭線の第 1 の演算方法を説明するための概念図である。

20

【 0 0 4 8 】

図 8 は、図 7 に示す乳頭断面 L における画像上の胸郭線 DT_L と、乳頭断面 L における演算上の胸郭線 ET_L とを示す X - Y 平面図である。図 8 に示すように、ボリュームデータを基に生成・表示された乳頭断面 L の画像データを見ながらオペレータは、入力装置 3 5 を介して乳頭断面 L における画像上の胸郭線 DT_L に相当する位置に 3 点以上の胸郭点 P_L 、例えば 3 点の胸郭点 P_{L1} 、 P_{L2} 、 P_{L3} をプロットする。そして、非画像化部分演算部 4 2 b は、胸郭点 P_{L1} 、 P_{L2} 、 P_{L3} によって決定される湾曲（例えば、円弧）を乳頭断面 L における演算上の胸郭線 ET_L として演算する。

【 0 0 4 9 】

30

図 9 は、図 7 に示す乳頭断面における胸郭線の第 2 の演算方法を説明するための概念図である。

【 0 0 5 0 】

図 9 は、図 7 に示す乳頭断面 L における画像上の胸郭線 DT_L と、乳頭断面 L における演算上の胸郭線 ET_L とを示す X - Y 平面図である。図 9 に示すように、ボリュームデータを基に生成・表示された乳頭断面 L の画像データを見ながらオペレータは、入力装置 3 5 を介して乳頭断面 L における画像上の胸郭線 DT_L に相当する位置に 2 点以上の胸郭点 P_L 、例えば 2 点の胸郭点 P_{L1} 、 P_{L2} をプロットする。そして、非画像化部分演算部 4 2 b は、胸郭点 P_{L1} を通る接線 A_L と水平線 B_L とのなす角 θ_L が所要角度、例えば 70 度になるときの胸郭点 P_{L1} 、 P_{L2} を通る円の円弧を乳頭断面 L における演算上の胸郭線 ET_L として演算する。

40

【 0 0 5 1 】

さらに、図 7 に示す乳頭断面 L における胸郭線の第 3 の演算方法として、非画像化部分演算部 4 2 b は、ボリュームデータを基に生成・表示された乳頭断面の画像データを基に、乳頭断面における演算上の胸郭線を半自動的に演算することができる。乳頭断面における演算上の胸郭線を半自動的に演算する場合、ボリュームデータを基に生成・表示された乳頭断面の画像データを見ながらオペレータは、入力装置 3 5 を介して乳頭断面における画像上の胸郭線に相当する位置に複数の胸郭点をプロットする。そして、非画像化部分演算部 4 2 b は、複数の胸郭点と乳頭断面の画像上の高輝度点とをスムーズに結ぶ線を乳頭断面における演算上の胸郭線として演算する。

50

【 0 0 5 2 】

また、図 7 に示す乳頭断面 L における胸郭線の第 4 の演算方法として、非画像化部分演算部 4 2 b は、ボリュームデータを基に生成・表示された乳頭断面の画像データを基に、乳頭断面における演算上の胸郭線を自動的に演算することができる。乳頭断面における演算上の胸郭線を自動的に演算する場合、非画像化部分演算部 4 2 b は、乳頭断面における画像上の高輝度点をスムーズに結ぶ線を乳頭断面における演算上の胸郭線として演算する。

【 0 0 5 3 】

また、図 2 に示す湾曲 C モード線演算部 4 2 c は、非画像化部分演算部 4 2 b によって生成された特定のアキシャル断面における演算上の胸郭線を基に、特定のアキシャル断面における湾曲 C モード線を演算する機能を有する。

10

【 0 0 5 4 】

図 1 0 は、図 7 に示す乳頭断面における湾曲 C モード線の演算方法の一例を示す概念図である。

【 0 0 5 5 】

図 1 0 (a) は、図 7 に示す乳頭断面 L における演算上の胸郭線 $E T_L$ の両端を両端とし、患者の体表面側 (図 1 0 (a) 中では上側) に湾曲する湾曲 C モード線 C_L (図 1 0 (a) では、例えば 2 つの湾曲 C モード線 C_{L1} , C_{L2} を示している。) を示す X - Y 平面図である。乳頭断面 L における湾曲 C モード線 C_L は、乳頭断面 L における演算上の胸郭線 $E T_L$ の両端を通る円の円弧 (胸郭線 $E T_L$ の両端から体表面側で湾曲) を基に、その円の径及び湾曲率を変更することによって演算される。なお、オペレータが入力装置 3 5 を介して円の径及び湾曲率を変更してもよく、その場合、胸郭線 $E T_L$ の両端を通る円の円弧をカラー表示させることが好適である。

20

【 0 0 5 6 】

一方、図 1 0 (b) は、図 7 に示す乳頭断面 L を基に非画像化部分演算部 4 2 b によって設定された胸郭線 $E T_L$ の形を変えことなく胸郭線 $E T_L$ の体表面側に平行移動させた湾曲 C モード線 C_L (図 1 0 (b) では、例えば 2 つの湾曲 C モード線 C_{L1} , C_{L2} を示している。) を示している。なお、オペレータが入力装置 3 5 を介して湾曲 C モード線 C_L 間の厚さを変更してもよい。

【 0 0 5 7 】

30

ここで、湾曲 C モード線 C_L (湾曲 C モード線 C_L を基に生成される湾曲 C モード面 C) の数が予め設定されている場合がある。その場合、C モード線演算部 4 2 c は、図 1 0 (a) , (b) を用いて説明した湾曲 C モード線 C_L の演算方法に従って、予め設定されている数に応じて乳頭断面 L における湾曲 C モード線 C_L を演算する。

【 0 0 5 8 】

図 1 1 は、湾曲 C モード線の数が予め設定されている場合の湾曲 C モード線の演算方法の一例を示す概念図である。

【 0 0 5 9 】

湾曲 C モード線 C_L の数が予め設定されている場合、ボリュームデータを基に生成・表示された乳頭断面 L の画像データを見ながらオペレータは、図 1 1 (a) に示すように、入力装置 3 5 を介して乳頭断面 L における画像上の特定部位に相当する位置に点、例えば乳頭に相当する位置に乳頭点 Q_L をプロットする。そして、湾曲 C モード線演算部 4 2 c は、乳頭断面 L における演算上の胸郭線 $E T_L$ の両端を両端とし、乳頭点 Q_L を頂点として湾曲する湾曲 C モード線 C_{L1} を演算する。また、湾曲 C モード線演算部 4 2 c は、予め設定されている湾曲 C モード線 C_L の数に応じて胸郭線 $E T_L$ と湾曲 C モード線 C_{L1} との間に、胸郭線 $E T_L$ の両端を両端として湾曲する湾曲 C モード線 C_L (湾曲 C モード線 C_{L2} , C_{L3} , ...) を挿入する。

40

【 0 0 6 0 】

又は、湾曲 C モード線 C_L の数が予め設定されている場合、ボリュームデータを基に生成・表示された乳頭断面 L の画像データを見ながらオペレータは、図 1 1 (b) に示すよ

50

うに、入力装置 35 を介して乳頭断面 L における画像上の乳頭に相当する位置に乳頭点 Q_L をプロットする。そして、湾曲 C モード線演算部 42c は、非画像化部分演算部 42b によって演算された胸郭線 $E T_L$ の形を変えることなく胸郭線 $E T_L$ の体表面側に平行移動させ、かつ、乳頭点 Q_L を通る乳頭断面 L における湾曲 C モード線 $C_L 1$ を演算する。また、湾曲 C モード線演算部 42c は、予め設定されている湾曲 C モード線 C_L の数に応じて胸郭線 $E T_L$ と湾曲 C モード線 $C_L 1$ との間に、非画像化部分演算部 42b によって設定された胸郭線の形を変えることなく胸郭線 $E T_L$ の体表面側に平行移動させた湾曲 C モード線 C_L (湾曲 C モード線 $C_L 2$, $C_L 3$, ...) を挿入する。

【0061】

また、湾曲 C モード線 C_L の数が予め設定されている場合の他に、湾曲 C モード線 C_L (湾曲 C モード線 C_L を基に生成される湾曲 C モード面 C) 間の寸法が予め設定されている場合がある。その場合、C モード線演算部 42c は、予め設定されている寸法に応じて湾曲 C モード線 C_L を演算する。

【0062】

また、図 2 に示す湾曲 C モード面演算部 42d は、湾曲 C モード線演算部 42c によって生成された特定のアキシャル断面における湾曲 C モード線を基に、湾曲 C モード面を演算する機能を有する。例えば、湾曲 C モード面演算部 42d は、特定のアキシャル断面における湾曲 C モード線をアキシャル方向 (Z 軸方向) に水平移動させて形成される湾曲 C モード面を演算する。

【0063】

湾曲 C モード画像生成部 43 は、湾曲 C モード面生成部 42 によって生成された湾曲 C モード面の RAW データを標準 TV 信号に変換して、湾曲 C モード画像の画像データを生成する機能を有する。湾曲 C モード画像の画像データは、画像合成回路 25 を介してモニタ 26 に表示される。

【0064】

図 12 は、表示される湾曲 C モード画像の一例を示す概念図である。

【0065】

図 12 (a) は、湾曲 C モード面生成部 42 によって生成された湾曲 C モード面 C1 (図 5 に図示) における湾曲 C モード画像の画像データを示す。図 12 (b) は、湾曲 C モード面生成部 42 によって生成された湾曲 C モード面 C2 (図 5 に図示) における湾曲 C モード画像の画像データを示す。図 12 (c) は、湾曲 C モード面生成部 42 によって生成された湾曲 C モード面 C3 (図 5 に図示) における湾曲 C モード画像の画像データを示す。また、図 12 (d) は、湾曲 C モード面生成部 42 によって生成された湾曲 C モード面 C4 (図 5 に図示) における湾曲 C モード画像の画像データを示す。なお、図 12 (a), (b), (c), (d) は、患者の片方の乳房のみを含む湾曲 C モード面 C を示している。

【0066】

図 12 (a), (b), (c), (d) に示すように、湾曲 C モード画像の画像データには非画像化部分としての胸郭面を含まないので、胸骨によるアーチファクトが発生せず、また、湾曲 C モード画像の画像データの全体を乳房の診断に用いることができる。

【0067】

なお、湾曲 C モード面生成部 42 の断面設定部 42a によって患者の両方の乳房を含む乳頭断面を設定した場合、湾曲 C モード面生成部 42 は、両方の乳房を含む湾曲 C モード面を生成することができる。よって、両方の乳房を含む湾曲 C モード画像の画像データがモニタ 26 に表示される。また、湾曲 C モード面生成部 42 の断面設定部 42a によって患者の片方の乳房のみを含む乳頭断面を設定した場合であっても、湾曲 C モード面生成部 42 は、片方の乳房のみを含む乳頭断面を基に演算された湾曲 C モード面を基に、両方の乳房を含む湾曲 C モード面を生成することができる。よって、両方の乳房を含む湾曲 C モード画像の画像データがモニタ 26 に表示される。

【0068】

図 1 3 は、表示される湾曲 C モード画像の一例を示す概念図である。

【 0 0 6 9 】

図 1 3 (a) は、湾曲 C モード面生成部 4 2 によって生成された湾曲 C モード面 C 1 (図 6 に図示) における湾曲 C モード画像の画像データを示す。図 1 3 (b) は、湾曲 C モード面生成部 4 2 によって生成された湾曲 C モード面 C 2 (図 6 に図示) における湾曲 C モード画像の画像データを示す。図 1 3 (c) は、湾曲 C モード面生成部 4 2 によって生成された湾曲 C モード面 C 3 (図 6 に図示) における湾曲 C モード画像の画像データを示す。また、図 1 3 (d) は、湾曲 C モード面生成部 4 2 によって生成された湾曲 C モード面 C 4 (図 6 に図示) における湾曲 C モード画像の画像データを示す。なお、図 1 3 (a) , (b) , (c) , (d) は、患者の両方の乳房を含む湾曲 C モード面 C を示している。

10

【 0 0 7 0 】

図 1 3 (a) , (b) , (c) , (d) に示すように、湾曲 C モード画像の画像データには胸郭面を含まないので、胸骨によるアーチファクトが発生せず、また、湾曲 C モード画像の画像データの全体を乳房の診断に用いることができる。

【 0 0 7 1 】

また、図 2 に示す湾曲 C モード画像記憶制御部 4 4 は、湾曲 C モード画像生成部 4 3 によって生成された湾曲 C モード画像の画像データを、包括メモリ 3 2 又は H D 3 3 等の記憶装置に記憶させる機能を有する。

【 0 0 7 2 】

20

なお、図 1 に示す C P U 3 1 が実行するプログラムは、いわゆるパッケージソフトウェアとして提供することができる。よって、ネットワーク N 網に接続されたビューア等の超音波診断装置 1 0 以外のコンピュータ (図示しない) を、図 2 に示す各部 4 1 乃至 4 4 として機能させることもできる。

【 0 0 7 3 】

続いて、本実施形態の超音波診断装置 1 0 の動作について、図 1 4 に示すフローチャートを用いて説明する。

【 0 0 7 4 】

C P U 3 1 がプログラムを実行することによって、C P U 3 1 が送受信回路 2 1、B モード処理回路 2 2 及びシネメモリ 2 3 を制御することによって、生体のボリュームデータを取得するために超音波プローブ 1 1 から超音波の送受信を行なって (ステップ S 1)、複数のフレームに対応するライブ画像の R A W データをシネメモリ 2 3 に記憶させる。

30

【 0 0 7 5 】

次いで、シネメモリ 2 3 に記憶された R A W データを基に、超音波スキャンの走査線信号列を 3 D 的に再配列してボリュームデータを生成 (再構成) する (ステップ S 2)。

【 0 0 7 6 】

次いで、ステップ S 2 によって生成されたボリュームデータを基に、非画像化部分を含まずに湾曲する湾曲面によって形成される湾曲 C モード面を生成する (ステップ S 3)。具体的には、ステップ S 3 は、ステップ S 3 a 乃至 S 3 d からなる。

【 0 0 7 7 】

40

ステップ S 3 では、まず、ステップ S 2 によって生成されたボリュームデータを基に、特定のアクシシャル断面、例えば患者の乳頭断面を設定する (ステップ S 3 a)。ステップ S 3 a による特定のアクシシャル断面の設定は、画像認識によって自動的に設定される。又は、ステップ S 3 a による特定のアクシシャル断面の設定は、ボリュームデータを基に生成・表示された複数のアクシシャル断面の画像データを見ながらオペレータが入力装置 3 5 を介して所望のアクシシャル断面の画像データを選択することによって、手動的に設定される。

【 0 0 7 8 】

次いで、ステップ S 3 a によって設定された特定のアクシシャル断面の画像データを基に、特定のアクシシャル断面における非画像化部分、例えば体表面に形成される胸郭の胸郭線

50

を演算する（ステップ S 3 b）。

【 0 0 7 9 】

次いで、ステップ S 3 b によって生成された特定のアキシャル断面における演算上の胸郭線を基に、特定のアキシャル断面における湾曲 C モード線を演算する（ステップ S 3 c）。

【 0 0 8 0 】

次いで、ステップ S 3 c によって生成された特定のアキシャル断面における湾曲 C モード線を基に、湾曲 C モード面を演算する（ステップ S 3 d）。湾曲 C モード面演算部 4 2 d は、特定のアキシャル断面における湾曲 C モード線をアキシャル方向（Z 軸方向）に水平移動させて形成される湾曲 C モード面を演算する。

10

【 0 0 8 1 】

次いで、ステップ S 3 によって生成された湾曲 C モード面の RAW データを標準 TV 信号に変換して、湾曲 C モード画像の画像データを生成する（ステップ S 4）。湾曲 C モード画像の画像データは、画像合成回路 2 5 を介してモニタ 2 6 に表示される（ステップ S 5）。湾曲 C モード画像の画像データの表示例を、図 1 2 及び図 1 3 に示す。

【 0 0 8 2 】

本実施形態の超音波診断装置 1 0 によると、患者の乳房を含む湾曲 C モード面 C 1 乃至 C 4 をモニタ 2 6 に表示することによって、乳房の診断に適した画像を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

20

【 0 0 8 3 】

【図 1】本発明に係る超音波診断装置の実施形態を示す構成図。

【図 2】本実施形態の超音波診断装置 1 0 の機能を示す図。

【図 3】アキシャル断面を用いて湾曲 C モード面の配置を説明するためのアキシャル断面の位置を示す X - Z 平面図。

【図 4】アキシャル断面を用いて湾曲 C モード面の配置を説明するためのアキシャル断面の位置を示す X - Z 平面図。

【図 5】湾曲 C モード面の一例を、図 3 に示すアキシャル断面における湾曲 C モード線として示す X - Y 平面図。

【図 6】湾曲 C モード面の一例を、図 4 に示すアキシャル断面における湾曲 C モード線として示す X - Y 平面図。

30

【図 7】特定のアキシャル断面としての乳頭断面の位置を示す X - Z 平面図。

【図 8】図 7 に示す乳頭断面における胸郭線の第 1 の演算方法を説明するための概念図。

【図 9】図 7 に示す乳頭断面における胸郭線の第 2 の演算方法を説明するための概念図。

【図 1 0】（ a ）, （ b ）は、図 7 に示す乳頭断面における湾曲 C モード線の演算方法の一例を示す概念図。

【図 1 1】湾曲 C モード線の数が予め設定されている場合の湾曲 C モード線の演算方法の一例を示す概念図。

【図 1 2】（ a ）, （ b ）, （ c ）, （ d ）は、表示される湾曲 C モード画像の一例を示す概念図。

40

【図 1 3】（ a ）, （ b ）, （ c ）, （ d ）は、表示される湾曲 C モード画像の一例を示す概念図。

【図 1 4】本実施形態の超音波診断装置の動作を示すフローチャート。

【符号の説明】

【 0 0 8 4 】

1 0 超音波診断装置

1 1 超音波プローブ

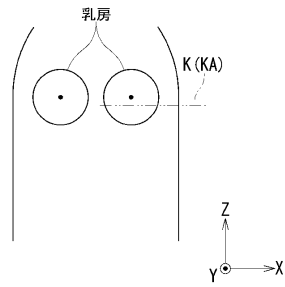
1 2 装置本体

2 1 送受信回路

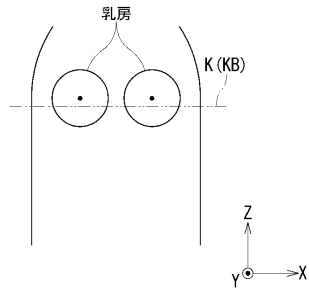
2 2 B モード処理回路

50

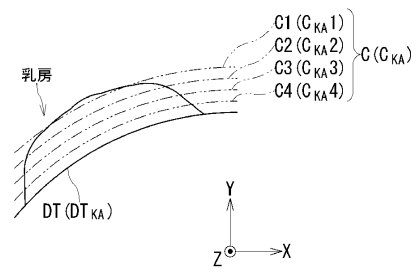
【図 3】



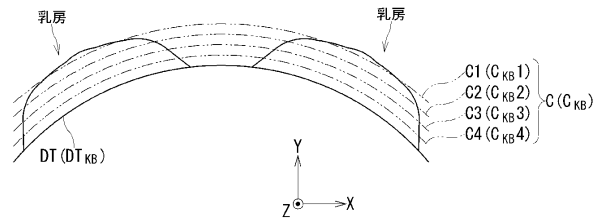
【図 4】



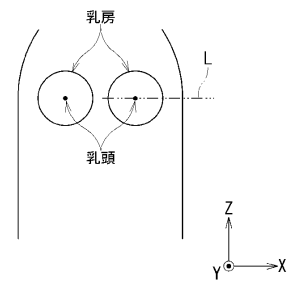
【図 5】



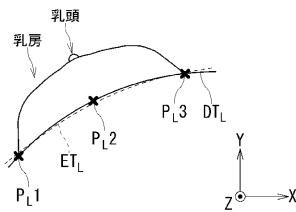
【図 6】



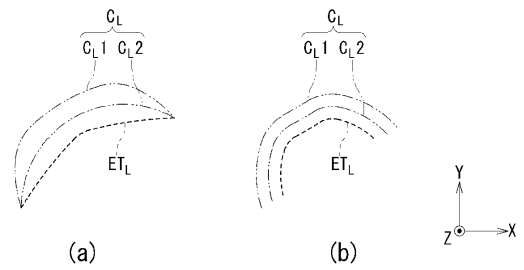
【図 7】



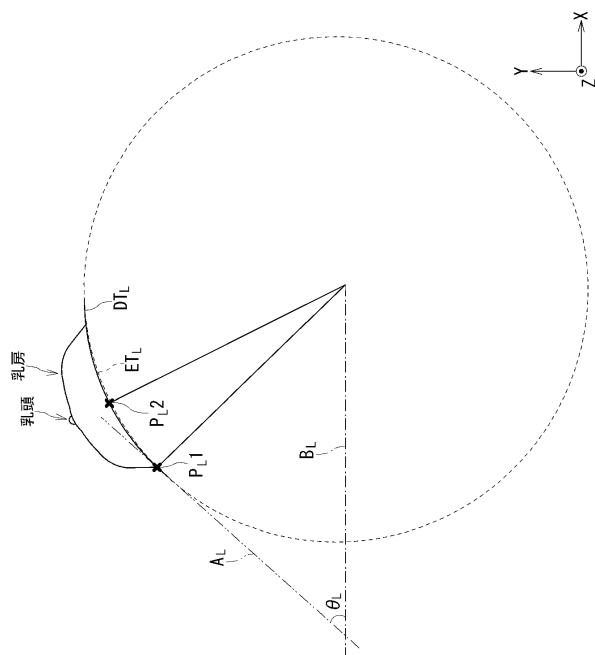
【図 8】



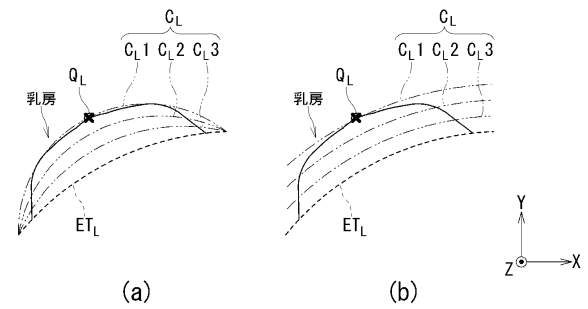
【図 10】



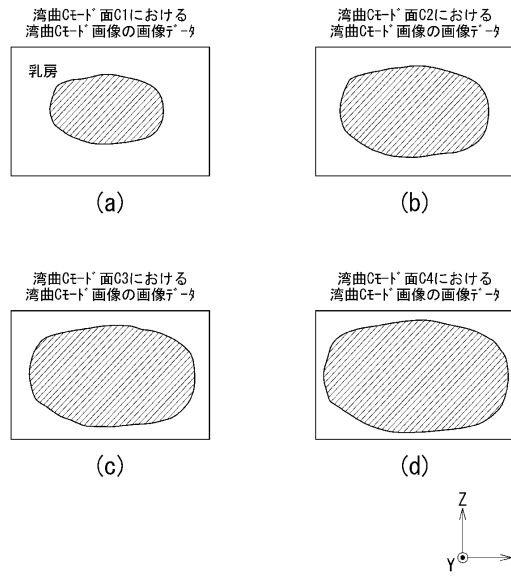
【図 9】



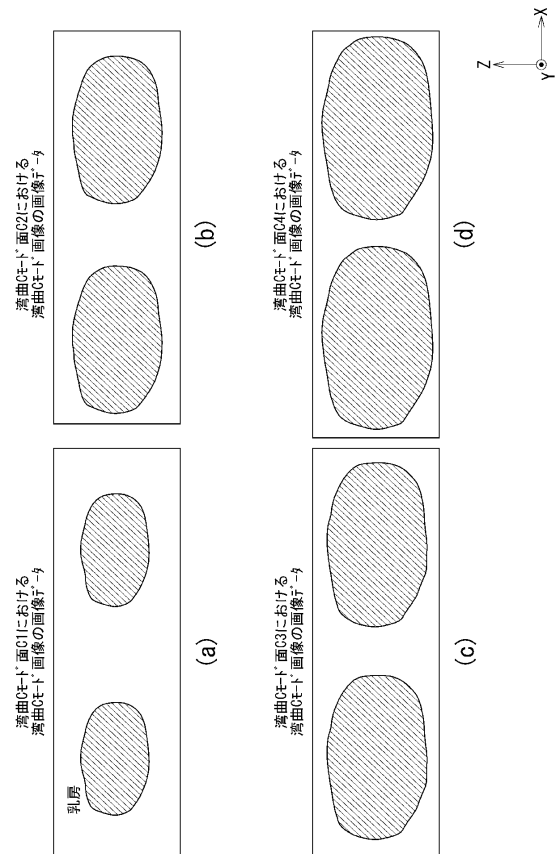
【図 11】



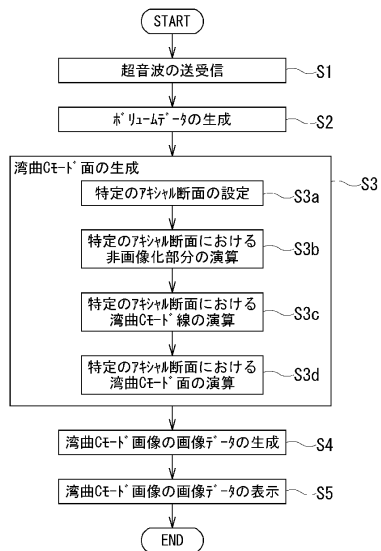
【図 1 2】



【図 1 3】



【図 1 4】



フロントページの続き

審査官 宮川 哲伸

(56)参考文献 特開 2 0 0 6 - 3 1 4 7 9 0 (J P , A)
特開 2 0 0 5 - 2 4 5 9 3 6 (J P , A)
特開 2 0 0 0 - 1 3 5 2 1 7 (J P , A)
特開平 9 - 2 4 3 3 4 2 (J P , A)
特表 2 0 0 7 - 5 0 2 1 7 2 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

专利名称(译)	超声诊断设备和超声诊断程序		
公开(公告)号	JP4940000B2	公开(公告)日	2012-05-30
申请号	JP2007101763	申请日	2007-04-09
[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		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	岡村陽子 神山直久		
发明人	岡村 陽子 神山 直久		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0825 A61B8/08 A61B8/463 A61B8/488 A61B8/5238 G01S7/52061 G01S15/8993		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/BB09 4C601/DD08 4C601/DE04 4C601/EE04 4C601/GC02 4C601/HH29 4C601/JB55 4C601/JC32 4C601/JC33 4C601/KK12 4C601/KK15 4C601/LL03		
其他公开文献	JP2008253664A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供适合在超声诊断设备中诊断乳房的图像。解决方案：用于基于通过对对象进行超声波扫描而生成的体数据，在检查部的C模式图像中生成图像数据的超声波诊断装置10具有：体数据生成部41，用于生成体数据；弯曲C模式表面生成部分42，用于基于由体数据生成部分41生成的体数据，生成由曲面弯曲形成的弯曲C模式表面，而不包括非图像部分；弯曲C模式图像生成部分43，用于基于由弯曲C模式表面生成部分42生成的关于弯曲C模式表面的数据，在弯曲C模式图像中生成图像数据。

