

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5420884号  
(P5420884)

(45) 発行日 平成26年2月19日(2014.2.19)

(24) 登録日 平成25年11月29日(2013.11.29)

(51) Int.Cl.

A61B 8/08 (2006.01)

F1

A61B 8/08

請求項の数 11 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2008-299121 (P2008-299121)	(73) 特許権者	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20年11月25日(2008.11.25)	(73) 特許権者	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
(65) 公開番号	特開2010-124842 (P2010-124842A)	(73) 特許権者	594164531 東芝医用システムエンジニアリング株式会社 栃木県大田原市下石上1385番地
(43) 公開日	平成22年6月10日(2010.6.10)	(74) 代理人	100088720 弁理士 小川 眞一
審査請求日	平成23年11月7日(2011.11.7)	(74) 代理人	100118430 弁理士 中原 文彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

複数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、被検体に対して超音波送受信を行なう送受信手段と、  
前記超音波送受信によって収集された受信信号に基づいて汎用の標準画像データを生成する標準画像データ生成手段と、  
前記受信信号あるいは前記標準画像データに基づいて特定疾患に有効な専用画像データを生成する専用画像データ生成手段と、  
前記専用画像データにおける特異部位を検出する特異部位検出手段と、  
前記特異部位検出手段の検出結果に基づいて、前記特異部位の検出を可能にした前記専用画像データの画像モードを示す報知データまたは前記専用画像データにおいて前記特異部位が検出されたことを示す報知信号の少なくとも何れかを生成する報知データ生成手段と、

前記特異部位検出手段の検出結果に基づいて前記標準画像データを表示する標準表示モードを、前記専用画像データを表示する専用表示モードに更新する表示モード選択手段と、

前記標準表示モードの前記標準画像データ及び前記専用表示モードの前記専用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する超音波診断装置。

【請求項2】

前記特異部位検出手段は、前記標準表示モードにて前記標準画像データと共に収集された前記専用画像データにおける特異部位を検出することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記超音波送受信の方向を制御する走査制御手段を備え、前記走査制御手段は、前記被検体の複数スライス断面に対して前記標準表示モードの超音波送受信を行ない、前記特異部位が検出された特定スライス断面に対して前記専用表示モードの超音波送受信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。

【請求項 4】

前記被検体の複数スライス断面に対して前記標準表示モードの超音波送受信を行なう走査制御手段を備え、前記表示手段は、前記標準表示モードにおいて前記特異部位が検出された特定スライス断面の専用画像データを前記専用表示モードの前記専用画像データとして表示することを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

10

【請求項 5】

前記表示モード選択手段は、前記表示手段に表示された前記報知データあるいは前記報知信号に基づいて前記標準表示モードを前記専用表示モードに更新することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記専用画像データ生成手段は、複数種類からなる専用画像データの画像モードを有し、前記報知データ生成手段は、前記専用画像データにおいて検出された前記特異部位の位置情報及び前記特異部位の検出に有効な前記専用画像データの画像モード情報の少なくとも何れかが示された前記報知データを生成することを特徴とする請求項 5 記載の超音波診断装置。

20

【請求項 7】

前記表示手段は、前記専用画像データにおいて前記特異部位が検出されたことを示す前記報知信号を光学的手段、音響的手段、あるいは、機械的手段の何れかによって出力することを特徴とする請求項 5 記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記特異部位検出手段は、前記標準表示モードにおいて生成された前記被検体の同一スライス断面における前記標準画像データと前記専用画像データとの比較により前記専用画像データにおける特異部位を検出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 9】

前記専用画像データ生成手段は、乳腺組織に発生する微小石灰化の観測を目的とした微小反射体画像データ及び乳腺組織における弾性特性の観察を目的とした弾性画像データの少なくとも何れかを前記専用画像データとして生成することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記標準画像データ生成手段は、前記被検体に対する前記超音波送受信によって収集された受信信号を処理して B モード画像データを生成することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

40

【請求項 11】

前記表示手段は、前記標準画像データに前記報知データを付加して表示することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置に係り、特に、通常の前記データ処理によって収集された標準画像データと特殊なデータ処理によって収集された専用画像データの表示を可能とする超音波診断装置に関する。

【背景技術】

50

## 【 0 0 0 2 】

超音波診断装置は、超音波プローブに内蔵された振動素子から発生する超音波パルスを被検体内に放射し、被検体組織の音響インピーダンスの差異によって生ずる超音波反射波を前記振動素子により受信して種々の生体情報を収集するものである。この診断方法は、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リアルタイムの2次元画像データや3次元画像データを容易に観察することができるため、生体臓器の形態診断や機能診断に広く用いられている。

## 【 0 0 0 3 】

生体内の組織あるいは血球からの超音波反射波により生体情報を得る超音波診断法は、超音波パルス反射法と超音波ドプラ法の2つの大きな技術開発により急速な進歩を遂げ、これらの技術を用いて得られるBモード画像データやカラードプラ画像データ等の観測は、今日の超音波画像診断において不可欠なものとなっている。

10

## 【 0 0 0 4 】

又、近年では、上述の超音波パルス反射法や超音波ドプラ法によりBモード画像データやカラードプラ画像データ等の汎用な画像データ（以下では、標準画像データと呼ぶ。）を収集する方法の他に、例えば、乳腺組織における微小石灰化の観測を目的とした微小反射体画像データや弾性特性の定量的評価を目的とした弾性画像データのように特定の疾患に有効な画像データ（以下では、専用画像データと呼ぶ。）を収集する方法も実用化されている（例えば、特許文献1及び特許文献2参照。）。

【特許文献1】特開2006-305337号公報

20

【特許文献2】特開2005-13283号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

## 【 0 0 0 5 】

上述の専用画像データにより予め特定された疾患部に対する検出能や診断能を向上させることが可能となるが、この専用画像データを用いて正常の組織や他の疾患を有する部位を正確に診断することは不可能な場合が多い。このため、専用画像データの収集を行なう場合には標準画像データの収集も同時に行なう必要がある。即ち、従来行なわれてきた上述の超音波検査では、同一の診断対象部位に対し標準画像データの収集と専用画像データの収集を逐次行なう必要があったため、これらの画像データの収集を目的とした超音波検査に多大の時間を要するという問題点を有していた。

30

## 【 0 0 0 6 】

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、当該被検体から収集された標準画像データと専用画像データに基づいて超音波診断を行なう場合、標準画像データの表示中にこの標準画像データと並行して収集される専用画像データにおいて疾患が疑われる部位（以下では、特異部位と呼ぶ。）が検出された場合のみ専用画像データを表示することにより、超音波検査に要する時間を短縮することが可能な超音波診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

## 【 0 0 0 7 】

40

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、複数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、被検体に対して超音波送受信を行なう送受信手段と、前記超音波送受信によって収集された受信信号に基づいて汎用の標準画像データを生成する標準画像データ生成手段と、前記受信信号あるいは前記標準画像データに基づいて特定疾患に有効な専用画像データを生成する専用画像データ生成手段と、前記専用画像データにおける特異部位を検出する特異部位検出手段と、前記特異部位検出手段の検出結果に基づいて、前記特異部位の検出を可能にした前記専用画像データの画像モードを示す報知データまたは前記専用画像データにおいて前記特異部位が検出されたことを示す報知信号の少なくとも何れかを生成する報知データ生成手段と、前記特異部位検出手段の検出結果に基づいて前記標準画像データを表示する標準表示モードを、前記専用

50

画像データを表示する専用表示モードに更新する表示モード選択手段と、前記標準表示モードの前記標準画像データ及び前記専用表示モードの前記専用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。

【発明の効果】

【0008】

本発明によれば、被検体から収集された標準画像データと専用画像データに基づいて超音波診断を行なう場合、標準画像データの表示中にこの標準画像データと並行して収集される専用画像データにおいて特異部位が検出された場合のみ専用画像データを表示することにより標準画像データ及び専用画像データの収集と表示を逐次行なう必要が無くなる。このため超音波検査に要する時間が短縮され、操作者の負担も大幅に低減される。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0009】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【実施例】

【0010】

以下に述べる本実施例の超音波診断装置は、被検体の複数スライス断面に対して標準表示モードの標準画像データと専用画像データを生成し、標準画像データをモニタ上に表示すると共にこの標準画像データと並行して得られる専用画像データを用いて疾患が疑われる特異部位を検出する。そして、特異部位の検出結果に基づいて標準表示モードから専用表示モードへの更新指示が操作者によって行なわれた場合、上述の特異部位が存在する当該被検体のスライス断面（以下では、特定スライス断面と呼ぶ。）において生成した専用表示モードの専用画像データを前記モニタに表示する。

20

【0011】

尚、以下の実施例では、当該被検体に対する超音波送受信によって得られた受信信号に基づいて標準画像データとしてのBモード画像データを生成し、前記Bモード画像データに基づいた微小反射体画像データ及び前記受信信号に基づいた弾性画像データを専用画像データとして生成する場合について述べるが、カラードブラ画像データを標準画像データとしてもよく、他の方法によって専用画像データを生成してもよい。但し、説明を簡単にするために、Bモード画像データやカラードブラ画像データ等の生成モードを標準画像データの画像モードと呼び、微小反射体画像データや弾性画像データ等の生成モードを専用画像データの画像モードと呼ぶ。

30

【0012】

又、以下の実施例では、複数の振動素子が二次元配列された超音波プローブ3を用いて被検体の複数スライス断面に対する標準表示モードの超音波送受信と特定スライス断面に対する専用表示モードの超音波送受信を行なう場合について述べるが、複数の振動素子が一次元配列された超音波プローブを機械的に移動させることによって上述の超音波送受信を行なっても構わない。

【0013】

（装置の構成と機能）

本発明の実施例における超音波診断装置の構成と機能につき図1乃至図5を用いて説明する。尚、図1は、本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であり、図2は、この超音波診断装置が備える送受信部及び標準画像データ生成部の具体的な構成を示すブロック図である。又、図4及び図5は、前記超音波診断装置が備える専用画像データ生成部及び特異部位検出部の具体的な構成を示すブロック図である。

40

【0014】

図1に示す超音波診断装置100は、被検体の診断対象部位（例えば、乳腺領域）に対して超音波パルス（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二次元配列された超音

50

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、これら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時系列的な超音波データ(Bモードデータ)を生成し、所定スライス断面に対する超音波送受信によって得られた複数の超音波データを送受信方向に対応させて配列することにより標準画像データとしてのBモード画像データを生成する標準画像データ生成部4を備えている。

【0015】

又、超音波診断装置100は、送受信部2から供給される整相加算後の受信信号あるいは標準画像データ生成部4から供給される標準画像データを処理してN(N=2)種類の専用画像データを生成する専用画像データ生成部5と、これらの専用画像データにおいて疾患が疑われる特異部位を検出する特異部位検出部6と、特異部位の検出結果に基づいて報知データや報知信号を生成する報知データ生成部7を備え、更に、標準画像データ及び専用画像データの表示や報知データ及び報知信号の表示を行なう表示部8と、被検体情報の入力、表示モード及び画像モードの選択、各種コマンド信号の入力等を行なう入力部9と、被検体に対する超音波送受信を制御する走査制御部10と、超音波診断装置100が備える上述の各ユニットを統括的に制御するシステム制御部11を備えている。

10

【0016】

超音波プローブ3は、2次元配列されたM個の図示しない振動素子とその先端部に有し、前記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。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、受信時には超音波反射波(受信超音波)を電気的な受信信号に変換する機能を有している。そして、これら振動素子の各々は、図示しないM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。尚、本実施例では、M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について述べるが、リニア走査やコンベックス走査等に対応した超音波プローブであっても構わない。

20

【0017】

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受信信号に対して整相加算(位相を一致させて加算合成)を行なう受信部22を備えている。

【0018】

送信部21は、レートパルス発生器211、送信遅延回路212及び駆動回路213を備え、レートパルス発生器211は、システム制御部11から供給される制御信号に従って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、このレートパルスを送信遅延回路212へ供給する。送信遅延回路212は、送信に使用されるMt個の振動素子と同数の独立な遅延回路を有し、送信超音波を撮影領域内の所定の深さに集束するための集束用遅延時間と所定方向(p、q)へ送信するための偏向用遅延時間を前記レートパルスに与えて駆動回路213へ供給する。

30

【0019】

駆動回路213は、送信遅延回路212と同数の独立な駆動回路を有し、送信遅延回路212にて上述の遅延時間が与えられたレートパルスに基づいて駆動信号を生成する。そして、超音波プローブ3にて2次元配列されたM個の振動素子の中から送信用として選択されたMt個の振動素子を前記駆動信号によって駆動し、被検体内の所定方向(p、q)へ送信超音波を放射する。

40

【0020】

一方、受信部22は、超音波プローブ3に内蔵されたM個の振動素子の中から受信用として選択されたMr個の振動素子に対応するMrチャンネルのプリアンプ221、A/D変換器222及び受信遅延回路223と加算器224を備えており、受信用の振動素子からプリアンプ221を介して供給されたMrチャンネルの受信信号はA/D変換器222にてデジタル信号に変換され、受信遅延回路223へ送られる。

【0021】

50

受信遅延回路 223 は、撮影領域内の所定深さにて反射した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 ( $p$ 、 $q$ ) 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 222 から出力される  $M_r$  チャンネルの受信信号に与え、加算器 224 は、受信遅延回路 223 から出力される  $M_r$  チャンネルの受信信号を加算合成する。即ち、受信遅延回路 223 と加算器 224 により、所定方向 ( $p$ 、 $q$ ) から得られた受信信号は整相加算される。又、受信部 22 の受信遅延回路 223 及び加算器 224 は、その遅延時間の制御によって複数方向に対する受信指向性を同時に形成する所謂並列同時受信を可能とし、並列同時受信の適用により 3 次元走査に要する時間は大幅に短縮される。尚、上述の送受信部 2 が備える送信部 21 及び受信部 22 の一部は超音波プローブ 3 の内部に設けられていても構わない。

10

## 【0022】

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 ( $x - y - z$ ) における超音波送受信方向 ( $p$ 、 $q$ ) を示したものであり、振動素子は  $x$  軸方向及び  $y$  軸方向に 2 次元配列され、 $p$  及び  $q$  は、 $x - z$  平面及び  $y - z$  平面に投影された超音波送受信方向の  $z$  軸に対する角度を示している。そして、走査制御部 10 から供給される走査制御信号に従って送信部 21 の送信遅延回路 212 及び受信部 22 の受信遅延回路 223 における遅延時間を制御することにより標準表示モードの標準画像データ及び専用画像データを被検体の複数スライス断面において生成し、専用表示モードの専用画像データを特異部位が存在する前記被検体の特定スライス断面において生成する。この場合、例えば、 $p = 1$  乃至  $P$  (図 2 参照) によるスライス断面が 1 乃至  $Q$  の各々に対して設定され、これら  $Q$  個のスライス断面において標準表示モードの標準画像データ及び専用画像データが順次生成される。

20

## 【0023】

図 2 へ戻って、標準画像データ生成部 4 は、超音波データとしての B モードデータを生成する機能とこの B モードデータを配列し標準画像データとしての B モード画像データを生成する機能を有し、包絡線検波器 41、対数変換器 42 及びデータ記憶部 43 を備えている。

## 【0024】

包絡線検波器 41 は、受信部 22 の加算器 224 から供給される整相加算後の受信信号を包絡線検波し、対数変換器 42 は、包絡線検波された受信信号の振幅を対数変換して B モードデータを生成する。そして、1 乃至  $Q$  の各スライス断面において収集された送受信方向 1 乃至  $P$  の B モードデータは前記送受信方向に対応させてデータ記憶部 43 に保存され B モード画像データが生成される。尚、上述の包絡線検波器 41 と対数変換器 42 は順序を入れ替えて構成しても構わない。

30

## 【0025】

次に、図 1 に示した専用画像データ生成部 5 の具体的な構成につき図 4 のブロック図を用いて説明する。

## 【0026】

この専用画像データ生成部 5 は、図 4 に示すように、 $N$  ( $N = 2$ ) 種類の専用画像データを生成する機能を有し、例えば、乳腺組織に発生する微小石灰化の観測を目的とした微小反射体画像データを生成する微小反射体画像データ生成部 51 と乳腺組織における弾性特性の定量的評価を目的とした弾性画像データを生成する弾性画像データ生成部 52 を備えている。

40

## 【0027】

微小反射体画像データ生成部 51 は、フィルタリング処理部 511 を有し、標準画像データ生成部 4 から供給される B モード画像データに対し特許文献 1 に記載されている CFA 処理法等を適用することにより、乳腺組織に発生した微小石灰化の描出に有効な微小反射体画像データを生成する。

## 【0028】

一方、弾性画像データ生成部 52 は、超音波プローブ 3 に装着され、この超音波プロー

50

ブ 3 を所定方向へ低周波振動させる低周波振動部 5 2 1 と、この低周波振動によって体表面に加えられた圧力を計測する圧力計測部 5 2 2 と、受信部 2 2 の加算器 2 2 4 から所定時間間隔で供給される 2 つの受信信号を相関処理することによって組織の変位を計測する変位計測部 5 2 3 を備え、更に、変位計測部 5 2 3 から供給される変位データと圧力計測部 5 2 2 から供給される圧力データに基づいて歪みデータや弾性率データ等の弾性データを算出する弾性データ演算部 5 2 4 と、弾性データ演算部 5 2 4 によって算出された 2 次元の弾性データに対し所定の処理を行なって弾性画像データを生成するデータ処理部 5 2 5 を備えている。尚、弾性画像データの具体的な生成方法については特許文献 2 等に記載されているため詳細な説明は省略する。

#### 【 0 0 2 9 】

次に、図 1 に示した特異部位検出部 6 の具体的な構成につき図 5 を用いて説明する。特異部位検出部 6 は、専用画像データの種類に対応した  $N$  ( $N = 2$ ) チャンネルからなる減算処理部 6 1 及び特異部位判定部 6 2 と位置検出部 6 3 を備えている。減算処理部 6 1 は、1 乃至  $Q$  の各スライス断面に対して標準画像データ生成部 4 が生成する標準画像データと専用画像データ生成部 5 が生成する専用画像データを受信し、これらの画像データを減算 (サブトラクション) 処理することにより差分画像データを生成する。

#### 【 0 0 3 0 】

特異部位判定部 6 2 は、減算処理部 6 1 の減算処理によって生成された差分画像データの画素値と入力部 9 において設定された閾値 とを比較することにより専用画像データにおける特異部位の有無を判定する。そして、特異部位の存在が認められた場合、位置検出部 6 3 は、特異部位が存在する特定スライス断面の位置情報及び前記特定スライス断面の専用画像データにおいて特異部位と判定された画素のアドレス情報に基づいて特異部位の位置を検出する。

#### 【 0 0 3 1 】

図 1 へ戻って、報知データ生成部 7 は、特異部位検出部 6 の位置検出部 6 3 から供給される特異部位の位置情報 (例えば、特定スライス断面の位置情報及びこの特定スライス断面における特異部位の位置座標) 及び前記特異部位の抽出を可能にした専用画像データの画像モードを示す報知データと専用画像データにおいて特異部位が検出されたことを示す報知信号を生成する。

#### 【 0 0 3 2 】

次に、表示部 8 は、標準画像データ、専用画像データ及び上述の報知データをモニタ上に表示する機能と上述の報知信号を出力する機能を有し、表示データ生成部 8 1、データ変換部 8 2、モニタ 8 3 及び報知信号出力部 8 4 を備えている。

#### 【 0 0 3 3 】

表示データ生成部 8 1 は、入力部 9 からシステム制御部 1 1 を介して供給される表示モードの選択信号に基づき、標準画像データ生成部 4 が生成した標準表示モードにおける複数スライス断面の標準画像データあるいは専用画像データ生成部 5 が生成した専用表示モードにおける特定スライス断面の専用画像データに報知データ生成部 7 が生成した報知データ (特異部位の位置情報及び専用画像データの画像モードに関する情報) や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。そして、データ変換部 8 2 は、表示データ生成部 8 1 が生成した表示データを所定の表示フォーマットに変換し、液晶等からなるモニタ 8 3 に表示する。

#### 【 0 0 3 4 】

一方、報知信号出力部 8 4 は、LED 等を用いた光学的な出力部あるいはブザーやスピーカ等を用いた音響的な出力部 (何れも図示せず) を有し、報知データ生成部 7 が生成した報知信号を光や音に変換して出力する。即ち、疾患が疑われる乳腺組織の特異部位が専用画像データにおいて検出された場合、特異部位の有無が報知信号出力部 8 4 によって報知され、特異部位の位置情報及び専用画像データの画像モードに関する情報が付加された標準画像データがモニタ 8 3 に表示される。

#### 【 0 0 3 5 】

10

20

30

40

50

次に、入力部 9 は、操作パネル上にキーボード、トラックボール、マウス、選択ボタン、入力ボタン等の入力デバイスや表示パネルを備え、複数スライス断面の標準画像データを観測する標準表示モードあるいは特定スライス断面の専用画像データを観測する専用表示モードの選択を行なう表示モード選択機能 9 1 と、標準画像データとしての B モード画像データやカラードブラ画像データ等の生成モードや専用画像データとしての微小反射体画像データや弾性画像データ等の生成モードを選択する画像モード選択機能 9 2 を備えている。又、被検体情報の入力、標準画像データ生成条件及び専用画像データ生成条件の設定、差分画像データに対する閾値 の設定、各種コマンド信号の入力等も上述の表示パネルや入力デバイスを用いて行なわれる。

【 0 0 3 6 】

走査制御部 1 0 は、システム制御部 1 1 から供給される制御信号に基づいて送信部 2 1 の送信遅延回路 2 1 2 及び受信部 2 2 の受信遅延回路 2 2 3 における遅延時間を制御することにより、被検体の複数スライス断面に対し標準表示モードの超音波送受信を行ない、更に、特異部位が検出された前記被検体の特定スライス断面に対し専用表示モードの超音波送受信を行なう。

【 0 0 3 7 】

システム制御部 1 1 は、図示しない CPU と記憶回路を備え、入力部 9 において入力 / 設定 / 選択された各種の情報は前記記憶回路に保存される。そして、前記 CPU は、上述の入力 / 設定 / 選択情報や自己の記憶回路に予め保管された情報に基づいて超音波診断装置 1 0 0 の各ユニットを統括的に制御し、被検体の複数スライス断面において標準画像データと共に生成される標準表示モードの専用画像データに基づいて乳腺組織の特異部位を検出し、この特異部位が存在する前記被検体の特定スライス断面において専用表示モードの専用画像データを生成する。

【 0 0 3 8 】

( 専用画像データの表示手順 )

次に、本実施例における専用画像データの表示手順につき図 6 のフローチャートを用いて説明する。

【 0 0 3 9 】

当該被検体の超音波検査に先立ち超音波診断装置 1 0 0 の操作者は、入力部 9 において被検体情報を入力し、標準画像データの画像モードとして B モード画像データを、専用画像データの画像モードとして微小反射体画像データ及び弾性画像データを、更に、最初の表示モードとして標準表示モードを選択した後、標準画像データ生成条件、専用画像データ生成条件及び閾値 を設定する。そして、これらの入力 / 選択 / 設定情報は、システム制御部 1 1 に設けられた記憶回路に保存される ( 図 6 のステップ S 1 ) 。

【 0 0 4 0 】

上述の初期設定が終了したならば、操作者は、超音波検査の開始コマンドを入力部 9 にて入力し、このコマンド信号がシステム制御部 1 1 へ供給されることにより当該被検体に対する超音波検査が開始される。

【 0 0 4 1 】

標準表示モードにおける標準画像データ及び専用画像データの生成に際し、システム制御部 1 1 を介して画像データ生成条件の設定情報を受信した走査制御部 1 0 は、送信部 2 1 の送信遅延回路 2 1 2 及び受信部 2 2 の受信遅延回路 2 2 3 に対し走査制御信号を供給する。

【 0 0 4 2 】

即ち、送信部 2 1 のレートパルス発生器 2 1 1 は、レートパルスを生成して送信遅延回路 2 1 2 に供給し、送信遅延回路 2 1 2 は、走査制御部 1 0 から供給された走査制御信号に基づいて撮影領域の所定深さに超音波を集束するための集束用遅延時間と最初の送受信方向 ( 1、 1 ) に超音波を送信するための偏向用遅延時間を前記レートパルスに与えて M t チャンネルの駆動回路 2 1 3 へ供給する。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駆動信号を生成し、この駆動信号を超音

10

20

30

40

50

波プローブ 3 に設けられた  $M_t$  個の送信用振動素子に供給して被検体内に送信超音波を放射する。

【 0 0 4 3 】

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被検体の臓器境界面や組織にて反射し、超音波プローブ 3 に設けられた  $M_r$  個の受信用振動素子によって受信されて  $M_r$  チャンネルの電氣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 2 においてデジタル信号に変換され、更に、 $M_r$  チャンネルの受信遅延回路 2 2 3 において所定深さからの受信超音波を収束するための集束用遅延時間と送受信方向 (  $1$ 、  $1$  ) からの受信超音波に対して強い受信指向性を設定するための偏向用遅延時間が走査制御部 1 0 から供給された上述の走査制御信号に基づいて与えられた後加算器 2 2 3 にて整相加算される。そして、整相加算後の受信信号が供給された標準画像データ生成部 4 の包絡線検波器 4 1 及び対数変換器 4 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、得られた B モードデータは、データ記憶部 4 3 に保存される。

10

【 0 0 4 4 】

次いで、走査制御部 1 0 は、送信部 2 1 の送信遅延回路 2 1 2 及び受信部 2 2 の受信遅延回路 2 2 3 における遅延時間を制御して 方向に ずつ更新された送受信方向 (  $p$ 、  $1$  ) (  $p = 1 + ( p - 1 )$  :  $p = 2 \sim P$  ) の各々に対し同様の手順で超音波を送受信して  $q = 1$  のスライス断面に対する 2 次元走査を行なう。そして、これらの B モードデータも送受信方向に対応してデータ記憶部 4 3 に保存され  $q = 1$  のスライス断面における標準画像データが生成され、得られた標準画像データは、表示部 8 の表示データ生成部 8 1 及びデータ変換部 8 2 を介してモニタ 8 3 に表示される。

20

【 0 0 4 5 】

同様にして、走査制御部 1 0 は、送信遅延回路 2 1 2 及び受信遅延回路 2 2 3 における遅延時間を制御して  $q = 2$  乃至  $Q$  のスライス断面に対し 2 次元走査を行ない、このとき生成された標準画像データも表示部 8 において順次表示される ( 図 6 のステップ S 2 ) 。

【 0 0 4 6 】

一方、専用画像データ生成部 5 の微小反射体画像データ生成部 5 1 は、標準画像データ生成部 4 から順次供給された標準表示モードの標準画像データに対し C F A R 処理等のフィルタリング処理を行なって微小反射体画像データを生成し、弾性画像データ生成部 5 2 は、前記標準画像データの生成において受信部 2 2 の加算器 2 2 4 から供給された整相加算後の受信信号を処理して標準表示モードの弾性画像データを生成する ( 図 6 のステップ S 3 ) 。

30

【 0 0 4 7 】

次いで、特異部位検出部 6 の減算処理部 6 1 は、標準画像データ生成部 4 及び専用画像データ生成部 5 から供給される同一スライス断面の標準画像データ ( B モード画像データ ) と専用画像データ ( 微小反射体画像データ及び弾性画像データ ) との減算処理により差分画像データを生成し、特異部位判定部 6 2 は、この差分画像データの画素値と入力部 9 において初期設定された閾値 とを比較することにより専用画像データにおける特異部位の有無を判定する ( 図 6 のステップ S 4 ) 。

40

【 0 0 4 8 】

そして、特異部位の存在が認められた場合、特異部位検出部 6 の位置検出部 6 3 は、この特異部位が存在する特定スライス断面の位置情報及び専用画像データにて特異部位として判定された画素のアドレス情報に基づいて特異部位の位置を検出し、報知データ生成部 7 は、この特異部位の位置情報及び前記特異部位の検出を可能にした専用画像データの画像モードを示す報知データと専用画像データにおいて特異部位が検出されたことを示す報知信号を生成する。

【 0 0 4 9 】

次いで、表示部 8 は、自己のモニタ 8 3 に既に表示されている標準表示モードの標準画

50

像データに報知データ生成部7から供給された上述の報知データを付加し、報知信号出力部84は、報知データ生成部7から供給された報知信号をLED等の光学的手段あるいはブザー等の音響的手段によって出力する(図6のステップS5)。次いで、表示部8の報知信号出力部84に出力された報知信号やモニタ83に標準画像データと共に表示された報知データを観測した操作者は、入力部9の表示モード選択機能91を用い、ステップS1にて初期設定された標準表示モードを専用表示モードに更新する(図6のステップS6)。

【0050】

一方、入力部9からシステム制御部11を介して表示モード更新信号(専用表示モードに対する選択信号)を受信した走査制御部10は、前記報知データに示された特異部位の位置情報に基づいてこの特異部位が存在する当該被検体の特定スライス断面を特定し、送信遅延回路212及び受信遅延回路223の遅延時間を制御して前記特定スライス断面に対し超音波送受信を行なう。そして、専用画像データ生成部5は、特定スライス断面にて得られた受信信号あるいは標準画像データを処理して前記報知データに示された画像モードの専用画像データを生成し、表示部8のモニタ83に表示する。このとき、上述の報知データは、専用画像データと共にモニタ83において表示されることが望ましいが特に限定されない(図6のステップS7)。

10

【0051】

尚、ステップS4において特異部位が存在しなかった場合、あるいは、ステップS5の表示結果に基づいた表示モードの更新が行なわれなかった場合、ステップS2に示した標準表示モードにおける標準画像データの生成と表示が継続して行なわれる(図6のステップS8)。

20

【0052】

以上述べた本発明の実施例によれば、被検体から収集された標準画像データと専用画像データを用いて超音波診断を行なう場合、標準画像データの表示中にこの標準画像データと並行して収集される専用画像データにおいて特異部位が検出された場合のみ専用画像データを表示することにより、標準画像データ及び専用画像データの収集と表示を逐次行なう必要が無くなる。このため超音波検査に要する時間が短縮され、操作者の負担も大幅に軽減される。

【0053】

特に、専用画像データにおいて特異部位が検出された場合に行なわれる標準表示モードから専用表示モードへの更新は操作者の判断によって行なわれ、操作者は、表示部に表示された特異部位の位置情報や前記特異部位の検出を可能にした専用画像データの画像モード情報に基づいて専用表示モードにおける専用画像データの生成と表示を行なうことができるため所望の専用画像データを確実かつ容易に観測することができる。

30

【0054】

更に、専用画像データにおいて特異部位が検出された場合、その旨を示す報知信号が光学的手段あるいは音響的手段によって出力されるため、操作者は、標準表示モードから専用表示モードへの更新タイミングを正確に捉えることができる。

【0055】

一方、上述の実施例によれば、標準画像データの生成及び表示と並行して当該疾患に有効な複数種類からなる専用画像データの生成が行なわれ、これらの専用画像データに基づいて特異部位が検出されるため、特異部位の検出のみならずこの特異部位の検出に最適な画像モードの情報を同時に得ることができ、診断効率と診断精度を大幅に向上させることが可能となる。

40

【0056】

特に、減算処理等を用いて専用画像データと標準画像データとを比較することにより疾患が疑われる特異部位を自動検出しているため、超音波診断の経験が浅い操作者においても特異部位の特定を正確かつ短時間で行なうことができる。

【0057】

50

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、上述の実施例では、当該被検体に対する超音波送受信によって得られた受信信号に基づいて標準画像データとしてのBモード画像データを生成し、前記Bモード画像データに基づいた微小反射体画像データ及び前記受信信号に基づいた弾性画像データを専用画像データとして生成する場合について述べたが、カラードプラ画像データを標準画像データとしてもよく、他の方法によって専用画像データを生成してもよい。更に、専用画像データの画像モードは上述の2つに限定されるものではなく、診断対象部位は乳腺領域に限定されない。

【0058】

又、複数の振動素子が二次元配列された超音波プローブ3を用いて被検体の複数スライス断面に対する標準表示モードの超音波送受信と特定スライス断面に対する専用表示モードの超音波送受信を行なう場合について述べたが、複数の振動素子が一次元配列された超音波プローブを機械的に移動させることによって上述の超音波送受信を行なっても構わない。

10

【0059】

一方、上述の実施例では、標準表示モードの標準画像データに報知データを付加して表示する場合について述べたが、報知データは単独で表示してもよく、又、専用表示モードにおいて生成された専用画像データに対しても同一の報知データを付加して表示してもよい。更に、標準表示モードの専用画像データにおいて特異部位が検出されたことを示す報知信号を音響的手段や光学的手段によって出力させる場合について述べたが、振動(Vibration)等の機械的手段によって出力させてもよい。

20

【0060】

又、上述の実施例では、標準表示モードの専用画像データにおいて特異部位が検出された場合に行なわれる標準表示モードから専用表示モードへの更新は、表示部8に標準画像データと共に表示された報知データに基づいて操作者が行なう場合について述べたが、特異部位検出部6の検出結果あるいは報知データ生成部7が生成した報知データ等に基づいて自動更新しても構わない。

【0061】

更に、標準表示モードの専用画像データにおいて特異部位が検出された場合、この特異部位が存在する特定スライス断面に対して連続的な超音波送受信を行ない、このとき得られた専用表示モードの専用画像データを表示部8にリアルタイム表示する場合について述べたが、標準表示モードにおいて収集された前記特定スライス断面の専用画像データを専用表示モードの専用画像データとして静止表示してもよい。

30

【図面の簡単な説明】

【0062】

【図1】本発明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標準画像データ生成部の具体的な構成を示すブロック図。

【図3】同実施例の超音波走査における送受信方向を説明するための図。

【図4】同実施例の超音波診断装置が備える専用画像データ生成部の具体的な構成を示すブロック図。

40

【図5】同実施例の超音波診断装置が備える特異部位検出部の具体的な構成を示すブロック図。

【図6】同実施例における専用画像データの表示手順を示すフローチャート。

【符号の説明】

【0063】

2 ...送受信部

2 1 ...送信部

2 2 ...受信部

3 ...超音波プローブ

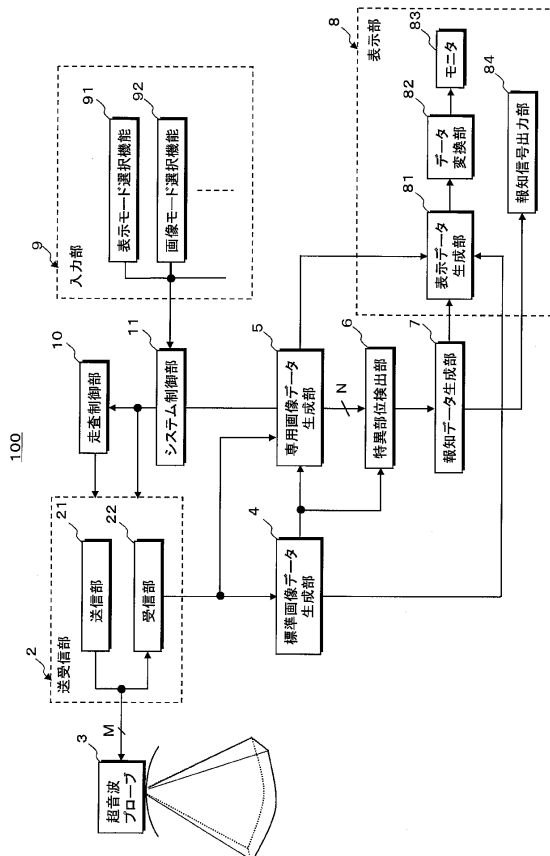
50

- 4 ... 標準画像データ生成部
- 5 ... 専用画像データ生成部
- 5 1 ... 微小反射体画像データ生成部
- 5 2 ... 弾性画像データ生成部
- 6 ... 特異部位検出部
- 6 1 ... 減算処理部
- 6 2 ... 特異部位判定部
- 6 3 ... 位置検出部
- 7 ... 報知データ生成部
- 8 ... 表示部
- 8 1 ... 表示データ生成部
- 8 2 ... データ変換部
- 8 3 ... モニタ
- 8 4 ... 報知信号出力部
- 9 ... 入力部
- 9 1 ... 表示モード選択機能
- 9 2 ... 画像モード選択機能
- 10 ... 走査制御部
- 11 ... システム制御部
- 100 ... 超音波診断装置

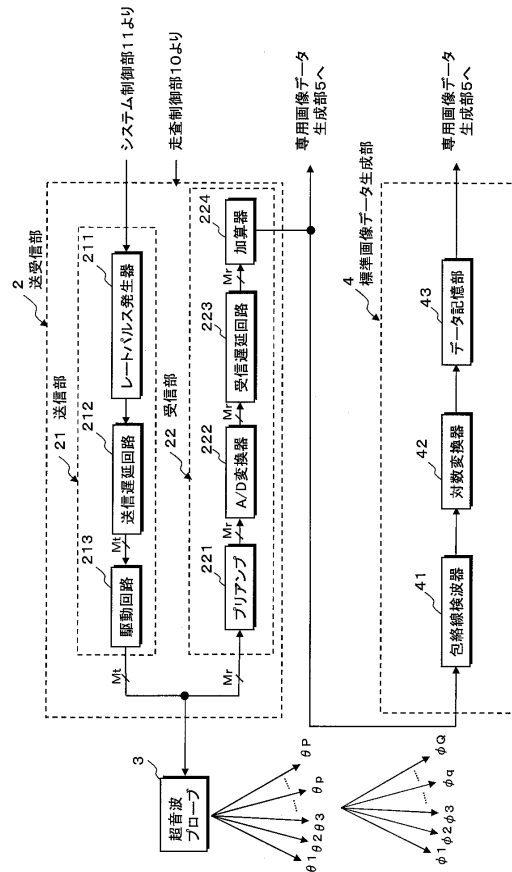
10

20

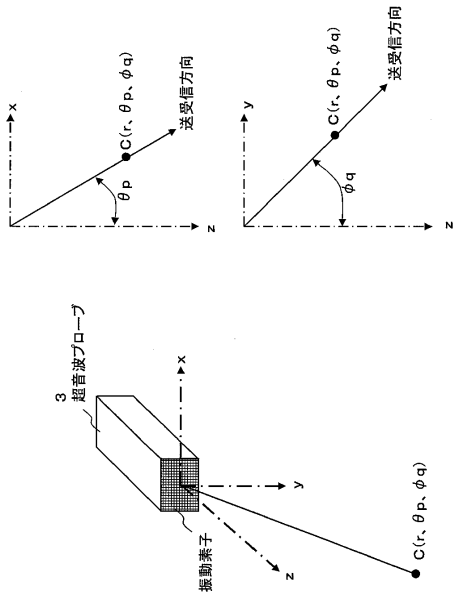
【図1】



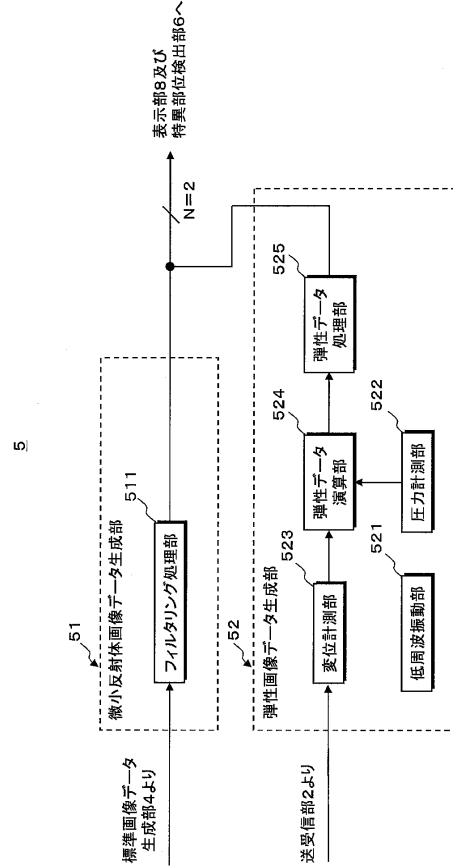
【図2】



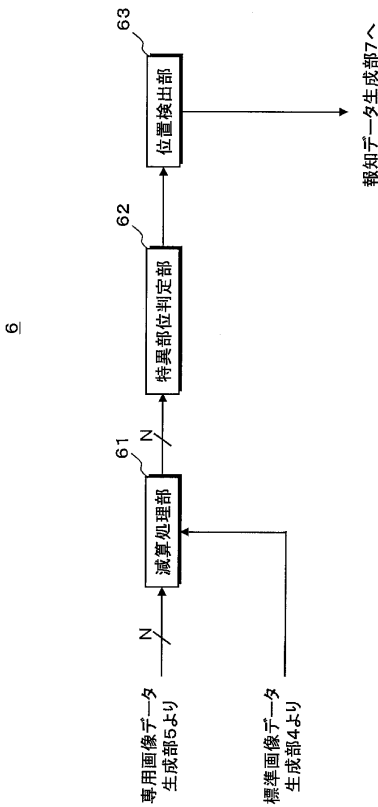
【図3】



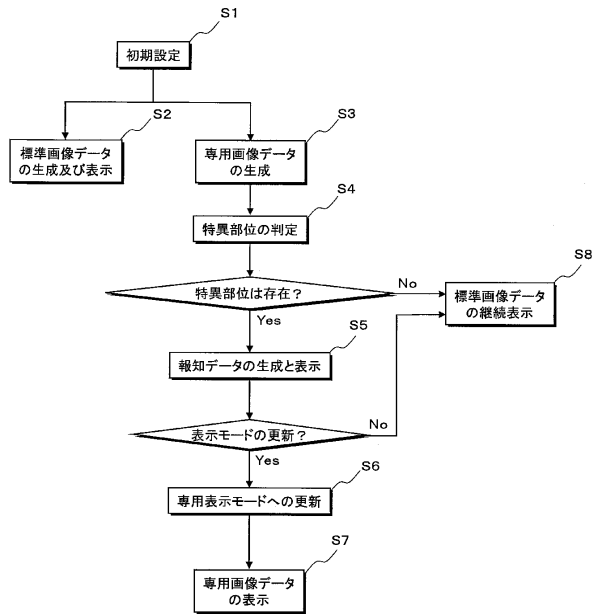
【図4】



【図5】



【図6】



---

フロントページの続き

(74)代理人 100149803

弁理士 藤原 康高

(72)発明者 大井 伸秀

栃木県大田原市下石上1385番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内

(72)発明者 手塚 和男

栃木県大田原市下石上1385番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内

審査官 宮川 哲伸

(56)参考文献 特表2007-524461(JP,A)

特開2003-250803(JP,A)

国際公開第2007/046272(WO,A1)

特開2006-305337(JP,A)

特開2005-013283(JP,A)

国際公開第2006/022238(WO,A1)

国際公開第2007/083745(WO,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP5420884B2</a>	公开(公告)日	2014-02-19
申请号	JP2008299121	申请日	2008-11-25
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 东芝医疗系统工		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
[标]发明人	大井伸秀 手塚和男		
发明人	大井 伸秀 手塚 和男		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/EE11 4C601/KK25 4C601/KK27		
代理人(译)	希尼奇·奥格瓦 藤原 康高		
其他公开文献	JP2010124842A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：有效地显示在同一目标区域中获取的标准图像数据和特殊图像数据以进行诊断。解决方案：标准图像数据生成部分4和特殊图像数据生成部分5生成标准显示模式的标准图像数据和来自通过相对于多个切片交叉的超声波的发送和接收而获取的接收信号的特殊图像数据。一个主题的部分。特定区域检测部分6结合标准图像数据的显示检测特殊图像数据中的特定区域。当从显示部分8中的特定区域的检测结果观察到由通知数据生成部分7生成的通知数据的操作员从标准显示模式更新为特殊显示模式时，扫描控制部分10发送和接收超声波来自具有特定区域的对象的特定切片横截面，并且特殊图像数据生成部分5根据此时获取的接收信号生成特殊显示模式的特殊图像数据，并将其显示在显示部分中8。Z

图 1

