

(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2011-239906

(P2011-239906A)

(43) 公開日 平成23年12月1日(2011.12.1)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/00 (2006.01)

F I  
A61B 8/00

テーマコード(参考)  
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2010-113860 (P2010-113860)  
(22) 出願日 平成22年5月18日 (2010.5.18)

(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  
(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 110000866  
特許業務法人三澤特許事務所  
(72) 発明者 大森 慈浩  
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 貞光 和俊  
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

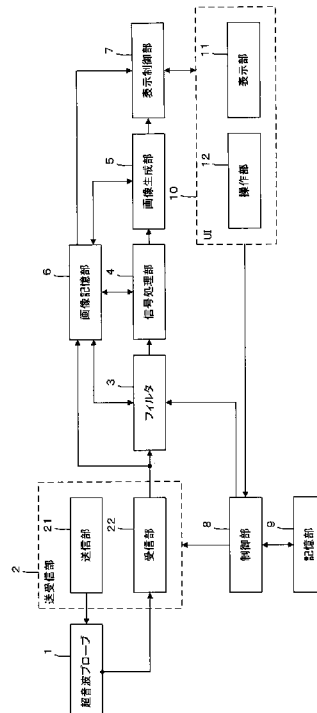
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】ぼやけを抑えつつ超音波画像を拡大して表示することが可能な超音波診断装置を提供する。

【解決手段】この実施形態に係る超音波診断装置は、撮影手段と、表示制御手段と、制御手段とを有する。撮影手段は、被検体に超音波を送信し、被検体で反射された超音波を受信処理することにより、被検体内を表す第1の超音波画像を生成する。表示制御手段は、表示手段の画面の第1の表示領域に第1の超音波画像を表示させる。制御手段は、超音波画像の拡大表示の指示を受けた場合に、超音波の前記送信の条件又は受信処理の条件を変えて、拡大された第2の超音波画像を撮影手段に生成させる。表示制御手段は、表示手段の画面において第1の表示領域よりも広い第2の表示領域に、拡大された第2の超音波画像を表示させる。

【選択図】 図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

被検体に超音波を送信し、前記被検体で反射された超音波を受信処理することにより、前記被検体内を表す第 1 の超音波画像を生成する撮影手段と、

表示手段の画面の第 1 の表示領域に前記第 1 の超音波画像を表示させる表示制御手段と

、  
超音波画像の拡大表示の指示を受けた場合に、超音波の前記送信の条件又は前記受信処理の条件を変えて、拡大された第 2 の超音波画像を前記撮影手段に生成させる制御手段と

、  
を有し、

前記表示制御手段は、前記表示手段の画面において前記第 1 の表示領域よりも広い第 2 の表示領域に、拡大された前記第 2 の超音波画像を表示させる超音波診断装置。

**【請求項 2】**

前記撮影手段は、前記被検体に超音波を送信し、前記被検体で反射された超音波をアナログのエコー信号として受けて、第 1 のサンプリング数で前記アナログのエコー信号をサンプリングし、前記サンプリングされたデータに基づいて前記第 1 の超音波画像を生成し

、  
前記制御手段は、前記拡大表示の指示を受けた場合に、前記第 1 のサンプリング数よりも多い第 2 のサンプリング数で、前記アナログのエコー信号を前記撮影手段にサンプリングさせ、前記第 2 のサンプリング数でサンプリングされたデータに基づいて前記第 2 の超音波画像を前記撮影手段に生成させる、

請求項 1 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 3】**

前記撮影手段は、第 1 の走査線密度に従って複数の走査線に沿って超音波を送信し、前記被検体で反射された超音波を受信処理することにより前記第 1 の超音波画像を生成し、

前記制御手段は、前記拡大表示の指示を受けた場合に、前記第 1 の走査線密度よりも高い第 2 の走査線密度に従って複数の走査線に沿って超音波を前記撮影手段に送信させ、前記第 2 の超音波画像を前記撮影手段に生成させる、

請求項 1 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 4】**

前記撮影手段は、前記被検体に超音波を送信し、前記被検体で反射された超音波をアナログのエコー信号として受けて、第 1 のサンプリング数で前記アナログのエコー信号をサンプリングし、前記サンプリングされたデータを IIR フィルタによってフィルタリングし、前記フィルタリングされたデータに基づいて前記第 1 の超音波画像を生成し、

前記制御手段は、前記拡大表示の指示を受けた場合に、前記 IIR フィルタのタップ数を増やして前記撮影手段に前記フィルタリングを実行させ、前記タップ数を増やして前記フィルタリングされたデータに基づいて前記第 2 の超音波画像を前記撮影手段に生成させる、

請求項 1 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 5】**

前記撮影手段は、第 1 の走査線密度に従って複数の走査線に沿って超音波を送信し、前記被検体で反射された超音波をアナログのエコー信号として受けて、第 1 のサンプリング数で前記アナログのエコー信号をサンプリングし、前記サンプリングされたデータを IIR フィルタによってフィルタリングし、前記フィルタリングされたデータに基づいて前記第 1 の超音波画像を生成し、

前記第 1 のサンプリング数よりも多い第 2 のサンプリング数で、前記アナログの前記エコー信号をサンプリングする動作を第 1 の動作とし、

前記第 1 の走査線密度よりも高い第 2 の走査線密度に従って、複数の走査線に沿って超音波を送信する動作を第 2 の動作とし、

前記 IIR フィルタのタップ数を増やして前記フィルタリングを実行する動作を第 3 の

10

20

30

40

50

動作とした場合に、

前記制御手段は、前記拡大表示の指示を受けた場合に、前記第1の動作、前記第2の動作、及び前記第3の動作のうち少なくとも1つの動作を前記撮影手段に実行させることにより、前記第2の超音波画像を前記撮影手段に生成させる、

請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項6】

前記制御手段は、前記拡大表示の指示を受けた場合に、診断部位に応じて、前記第1の動作、前記第2の動作、及び前記第3の動作のうち少なくとも1つの動作を、前記撮影手段に実行させることにより、前記第2の超音波画像を前記撮影手段に生成させる、

請求項5に記載の超音波診断装置。

10

【請求項7】

前記表示制御手段は、前記第1の超音波画像を前記表示手段の前記第1の表示領域に表示させているときに、操作項目を含む情報を、前記画面の前記第1の表示領域とは異なる第3の表示領域に表示させ、前記拡大表示の指示を受けた場合には、前記第3の表示領域を前記画面に設けずに、前記第2の超音波画像を前記第2の表示領域に表示させる、

請求項1から請求項6のいずれかに記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明の実施形態は超音波診断装置に関する。

20

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は被検体内に超音波を送信し、被検体内で反射した超音波を受信し、受信した信号を超音波画像に変換して超音波画像を表示する。超音波診断装置は、操作用のメニューや保存された画像の情報を表示する場合がある。この場合、画面上において超音波画像を表示する領域が狭くなり、メニューなどの情報を表示する分、超音波画像を小さくして表示する。操作者が超音波画像を詳細に観察する場合には、メニューなどの情報を非表示状態にし、変換後の超音波画像を拡大して全画面に表示する。

【0003】

例えば超音波画像を表示する領域が、横800ピクセル×縦600ピクセルの大きさを有する場合、この大きさの領域に合わせた条件で超音波の送受信を行う。例えば走査線の数(ラスタ数)を512本とし、各走査線上のサンプリング点の数(サンプリング数)を512点とする条件で超音波の送受信を行う。この条件で得られた超音波画像を、横1600ピクセル×縦1200ピクセルの大きさに拡大して表示する場合、上記の条件で得られた超音波画像を補間し、そのまま拡大して表示する。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2008-99729号公報

【発明の概要】

40

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

超音波画像を拡大して表示する場合、超音波画像を補間するため、表示された超音波画像がぼやけてしまう。例えば横800ピクセル×縦600ピクセルの大きさで表示されている超音波画像を、横1600×縦1200ピクセルの大きさに拡大して表示する場合、1ピクセルに割り当てられている画像情報を4ピクセルに割り当てて表示することになる。そのため、拡大された超音波画像がぼやけてしまう。

【0006】

この実施形態は、ぼやけを抑えつつ超音波画像を拡大して表示することが可能な超音波診断装置を提供することを目的とする。

50

## 【課題を解決するための手段】

## 【0007】

この実施形態に係る超音波診断装置は、撮影手段と、表示制御手段と、制御手段とを有する。撮影手段は、被検体に超音波を送信し、被検体で反射された超音波を受信処理することにより、被検体内を表す第1の超音波画像を生成する。表示制御手段は、表示手段の画面の第1の表示領域に第1の超音波画像を表示させる。制御手段は、超音波画像の拡大表示の指示を受けた場合に、超音波の送信の条件又は受信処理の条件を変えて、拡大された第2の超音波画像を撮影手段に生成させる。表示制御手段は、表示手段の画面において第1の表示領域よりも広い第2の表示領域に、拡大された第2の超音波画像を表示させる。

10

## 【図面の簡単な説明】

## 【0008】

【図1】この実施形態に係る超音波診断装置を示すブロック図である。

【図2】走査線とサンプリング点とを示す図である。

【図3】走査線とサンプリング点とを示す図である。

【図4】走査線とサンプリング点とを示す図である。

【図5】走査線とサンプリング点とを示す図である。

【図6】走査線とサンプリング点とを示す図である。

## 【発明を実施するための形態】

## 【0009】

図1を参照して、この実施形態に係る超音波診断装置について説明する。この実施形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブ1と、送受信部2と、フィルタ3と、信号処理部4と、画像生成部5と、画像記憶部6と、表示制御部7と、制御部8と、記憶部9と、ユーザインターフェース(UI)10とを有する。

20

## 【0010】

(超音波プローブ1)

超音波プローブ1には、複数の超音波振動子が走査方向に1列に配置された1次元アレイプローブ、又は、複数の超音波振動子が2次的に配置された2次元アレイプローブが用いられる。超音波プローブ1は被検体に超音波を送信し、被検体からの反射波をエコー信号として受信する。

30

## 【0011】

(送受信部2)

送受信部2は、送信部21と受信部22とを有する。送受信部2は超音波プローブ1に電気信号を供給して超音波を発生させ、超音波プローブ1が受信したエコー信号を受信する。

## 【0012】

(送信部21)

送信部21は制御部8の制御の下、超音波プローブ1に電気信号を供給して所定の焦点にビームフォームした(送信ビームフォームした)超音波を送信させる。

## 【0013】

送信部21は、例えば図示しないクロック発生器と、送信遅延回路と、パルサ回路とを有する。クロック発生器は、超音波信号の送信タイミングや送信周波数を定めるクロック信号を発生する。送信遅延回路は、超音波を所定の深さに集束させるための集束用遅延時間と、超音波を所定方向に送信するための偏向用遅延時間とに従って、超音波の送信時に遅延をかけて送信フォーカスを実施する。パルサ回路は、各超音波振動子に対応する個別チャンネルの数分のパルサを有する。パルサ回路は、遅延がかけられた送信タイミングで駆動パルスが発生し、超音波プローブ1の各超音波振動子に供給する。

40

## 【0014】

(受信部22)

受信部22は超音波プローブ1が受信したエコー信号を受信し、そのエコー信号に対し

50

て遅延処理を行うことにより、アナログの受信信号を整相された（受信ビームフォームされた）デジタルの受信データに変換する。すなわち、受信部 22 は、対象とする反射体から各超音波振動子までの距離に応じてそれぞれ時間的に異なって受信されたエコー信号を、その位相（時間）を揃えて加算し、焦点の合った 1 本の受信データ（1 走査線上の画像用信号）を生成する。

【0015】

受信部 22 は、例えば図示しないプリアンプ回路と、A/D 変換器と、受信遅延回路と、加算器と有する。プリアンプ回路は、超音波プローブ 1 の各超音波振動子から出力されるエコー信号を受信チャンネルごとに増幅する。A/D 変換器は、増幅されたエコー信号を所定のサンプリング条件に従ってサンプリングすることにより、エコー信号をデジタル信号に変換する。受信遅延回路は、デジタル信号に変換された後のエコー信号に対して、受信指向性を決定するために必要な遅延時間を与える。具体的には、受信遅延回路は、所定の深さからの超音波を集束させ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とを、デジタルのエコー信号に与える。加算器は、遅延時間が与えられたエコー信号を加算する。その加算によって、受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。すなわち、受信遅延回路と加算器とによって、所定方向から得られた受信信号は整相加算される。送受信部 2 によって得られた信号を「RF データ」と称する場合がある。

10

【0016】

送受信部 2 は、いわゆる並列同時受信処理を行ってもよい。すなわち、送受信部 2 は、遅延時間の制御によって複数の方向の受信データを同時に形成してもよい。なお、送信部 21 の一部及び受信部 22 の一部は、超音波プローブ 1 に設けられていてもよい。

20

【0017】

制御部 8 から送られる走査制御情報に従って遅延時間が制御され、送受信部 2 は、撮影領域に対して超音波を送受信する。走査制御情報には、スキャン範囲（超音波を送受信する深さ、角度の範囲）を示す情報、走査線数を示す情報、走査線密度（単位領域あたりの走査線数）を示す情報、及び各走査線上のサンプリング点の数（サンプリング数）を示す情報が含まれる。

【0018】

図 2 を参照して、被検体内の断面を超音波で走査する場合について説明する。例えば図 2 (A) に示すように、送受信部 2 は走査制御情報に従って、深さ方向（送受信方向）（r 方向）に超音波を送受信し、走査方向（θ 方向）に超音波を走査する。これにより、走査制御情報が示す断面（スキャン範囲の一例）が、超音波によって走査される。この実施形態では、送受信部 2 は、走査制御情報が示す走査線数に従って、各走査線 100 に沿って超音波を送受信する。また、送受信部 2 は、超音波プローブ 1 が受信したエコー信号を A/D 変換するとき、走査制御情報が示すサンプリング数に従って、各走査線 100 のエコー信号をサンプリングすることにより、エコー信号をデジタル信号に変換する。例えば図 2 (A) に示すように、送受信部 2 は、走査制御情報が示すサンプリング数に従って、各走査線 100 上にサンプリング点 110 を間隔 S1 おきに設定し、各サンプリング点 110 のエコー信号を収集することにより、エコー信号をデジタル信号に変換する。

30

40

【0019】

図 2 (A) に示す例では、送受信部 2 は走査制御情報に従って、走査線 100 の数を 512 本とし、1 本の走査線 100 あたりのサンプリング点 110 の数を 512 点とする条件で、超音波の送受信を行う。

【0020】

(フィルタ 3)

フィルタ 3 は、例えば IIR (Infinite Impulse Response) フィルタ（無限インパルス応答フィルタ）である。フィルタ 3 は、受信部 22 から出力された受信信号にフィルタリングを行うことにより、受信信号に含まれるノイズを低減する。

50

## 【 0 0 2 1 】

例えば図 2 ( A ) に示す、1つのサンプリング点 1 1 0 に着目した場合、フィルタ 3 は、着目されたサンプリング点 1 1 0 のデータと、着目されたサンプリング点 1 1 0 の周囲のサンプリング点 1 1 0 のデータとを加算平均する。フィルタ 3 は、加算平均で得られたデータを、着目されたサンプリング点 1 1 0 のデータとする。フィルタ 3 は、各走査線 1 0 0 の各サンプリング点 1 1 0 について、データの加算平均を行うことにより各サンプリング点 1 1 0 のデータを求める。

## 【 0 0 2 2 】

フィルタ 3 は、送受信方向 ( r 方向 ) に存在するサンプリング点 1 1 0 のデータを加算平均の対象とする。換言すると、フィルタ 3 は、着目されたサンプリング点 1 1 0 と同じ走査線 1 0 0 上のサンプリング点 1 1 0 のデータを加算平均の対象とする。または、フィルタ 3 は、走査方向 ( 方向 ) に存在するサンプリング点 1 1 0 のデータを加算平均の対象としてもよい。換言すると、フィルタ 3 は、着目されたサンプリング点 1 1 0 とは異なる走査線 1 0 0 上のサンプリング点のデータであって、走査方向 ( 方向 ) に存在するサンプリング点 1 1 0 のデータを加算平均の対象としてもよい。または、フィルタ 3 は、送受信方向 ( r 方向 ) と走査方向 ( 方向 ) とに存在するサンプリング点 1 1 0 のデータを加算平均の対象としてもよい。

10

## 【 0 0 2 3 】

フィルタ 3 ( I I R フィルタ ) はタップ数に応じて、加算平均の対象となるサンプリング点の数を変える。具体的には、フィルタ 3 は、タップ数が多くなるほど、着目されたサンプリング点のデータを求めるときの周囲のサンプリング点の数を増やして、データを加算平均する。制御部 8 から送られる制御情報に従ってタップ数が制御され、フィルタ 3 は、受信信号にフィルタリングを行う。制御情報には、タップ数を示す情報と、フィルタリングを行う方向 ( 送受信方向、走査方向 ) を示す情報が含まれる。

20

## 【 0 0 2 4 】

( 信号処理部 4 )

信号処理部 4 は B モード処理部を有する。B モード処理部はエコーの振幅情報の映像化を行い、エコー信号から B モード超音波ラスタデータを生成する。具体的には、B モード処理部は、受信信号に対してバンドパスフィルタ処理を行い、その後、出力信号の包絡線を検波し、検波されたデータに対して対数変換による圧縮処理を施す。また、信号処理部 4 は C F M ( C o l o r F l o w M a p p i n g ) 処理部を有していてもよい。C F M 処理部は血流情報の映像化を行い、カラー超音波ラスタデータを生成する。血流情報には、速度、分布、又はパワーなどの情報があり、血流情報は 2 値化情報として得られる。また、信号処理部 4 はドブラ処理部を有していてもよい。ドブラ処理部は受信信号を位相検波することによりドブラ偏移周波数成分を取り出し、F F T 処理を施すことにより血流速度を表すドブラ周波数分布を生成する。

30

## 【 0 0 2 5 】

( 画像生成部 5 )

画像生成部 5 は、信号処理部 4 から出力された超音波ラスタデータに基づいて超音波画像データを生成する。画像生成部 5 は、例えば D S C ( D i g i t a l S c a n C o n v e r t e r : デジタルスキャンコンバータ ) を有する。画像生成部 5 は、走査線の信号列で表される信号処理後の超音波ラスタデータを、直交座標系で表される画像データに変換する ( スキャンコンバージョン処理 ) 。画像生成部 5 は、B モード処理部によって信号処理が施された B モード超音波ラスタデータにスキャンコンバージョン処理を施すことにより、被検体の組織の形状を表す B モード画像データを生成する。

40

## 【 0 0 2 6 】

例えば超音波プローブ 1 及び送受信部 2 は、被検体内の断面を超音波で走査し、画像生成部 5 は、断面における組織の形状を 2 次元的に表す B モード画像データ ( 断層像データ ) を生成する。また、超音波プローブ 1 及び送受信部 2 は、3 次元領域を超音波で走査することによりボリュームデータを取得してもよい。この場合、画像生成部 5 は、ボリュー

50

ムデータにボリュームレンダリングを施すことにより、組織の形状を立体的に表す3次元画像データを生成してもよい。または、画像生成部5は、ボリュームデータにMPR (Multi Planar Reconstruction) 処理を施すことにより、任意の断面における画像データ (MPR画像データ) を生成してもよい。なお、超音波プローブ1と、送受信部2と、フィルタ3と、信号処理部4と、画像生成部5とによって、撮影手段の一例を構成する。

**【0027】**

(画像記憶部6)

画像記憶部6は、この実施形態に係る超音波診断装置により得られたデータを記憶する。例えば画像記憶部6は、受信部22から出力された受信信号を記憶する。また、画像記憶部6は、フィルタ3によって処理が施された受信信号を記憶してもよい。また、画像記憶部6は、信号処理部4から出力されたBモード超音波ラスタデータなどの超音波ラスタデータを記憶してもよい。また、画像記憶部6は、画像生成部5から出力された断層像データなどの超音波画像データを記憶してもよい。

10

**【0028】**

(表示制御部7)

表示制御部7は、画像生成部5によって生成された超音波画像データに基づく超音波画像を表示部11に表示させる。例えば表示制御部7は、断層像データに基づく断層像を表示部11に表示させる。また、表示制御部7は、超音波診断装置を操作するための操作項目を含むメニューを、表示部11に表示させてもよい。また、表示制御部7は、画像記憶部6に記憶されている超音波画像データの一覧を表示部11に表示させてもよい。例えば、表示制御部7は、複数の超音波画像をサムネイルにして表示部11に表示させてもよい。

20

**【0029】**

表示部11に表示された超音波画像の一例を、図2(B)に示す。表示制御部7は、表示部11の画面200を、超音波画像を表示するための表示領域210と、操作項目を含むメニューを表示するための表示領域220と、過去に取得された超音波画像の一覧を表示するための表示領域230とに分ける。表示制御部7は、表示領域210に断層像120を割り当てて表示部11に表示させる。また、表示制御部7は、表示領域220にメニューを割り当てて表示部11に表示させる。また、表示制御部7は、複数の超音波画像を縮小してサムネイル化し、表示領域230に割り当てて表示部11に表示させる。なお、メニューやサムネイル画像が、超音波画像とは異なる情報の一例に相当する。また、表示領域210が第1の表示領域の一例に相当し、表示領域220及び表示領域230が、第3の表示領域の一例に相当する。

30

**【0030】**

図2(B)に示す例では、表示制御部7は、横800ピクセル×縦600ピクセルの大きさで断層像120を表示部11に表示させる。

**【0031】**

表示制御部7は、表示領域220のメニューと表示領域230のサムネイル画像とを、表示部11に表示させなくてもよい。表示又は非表示の指示は、操作者が操作部12を用いて行うようにしてもよい。例えば操作者が操作部12を用いて表示の指示を与えると、表示制御部7は、表示領域220のメニューと表示領域230のサムネイル画像とを表示部11に表示させる。操作者が操作部12を用いて非表示の指示を与えると、表示制御部7は、表示領域220のメニューと表示領域230のサムネイル画像とを非表示にする。

40

**【0032】**

(制御部8、記憶部9)

制御部8は、この実施形態に係る超音波診断装置の各部を制御する。例えば制御部8は、走査制御情報を送受信部2に出力する。走査制御情報は、スキャン範囲を示す情報、走査線数を示す情報、走査線密度(単位領域あたりの走査線数)を示す情報、及び各走査線上のサンプリング点の数(サンプリング数)を示す情報を含む。制御部8は、送受信部2

50

による超音波の送受信を制御して、被検体内の断面を送受信部 2 に走査させる。また、制御部 8 は、フィルタ 3 のタップ数を示す制御情報を、フィルタ 3 に出力する。これにより、制御部 8 は、フィルタ 3 によるフィルタリングを制御する。スキャン範囲を示す情報、走査線数を示す情報、走査線密度を示す情報、サンプリング数を示す情報、及びフィルタ 3 のタップ数を示す情報は、記憶部 9 に予め記憶されている。操作者は操作部 1 2 を用いることにより、走査制御情報やタップ数を任意に変えることができる。操作部 1 2 によって入力された走査制御情報やタップ数を示す情報は、ユーザインターフェース ( U I ) 1 0 から制御部 8 に出力されて、記憶部 9 に記憶される。制御部 8 は、記憶部 9 に記憶されている走査制御情報に従って送受信部 2 を制御し、タップ数に従ってフィルタ 3 を制御する。

10

## 【 0 0 3 3 】

(ユーザインターフェース ( U I ) 1 0 )

ユーザインターフェース ( U I ) 1 0 は、表示部 1 1 と操作部 1 2 とを有する。表示部 1 1 は、C R T や液晶ディスプレイなどのモニタであり、画面上に断層像などの超音波画像を表示する。操作部 1 2 は、ジョイスティックやトラックボールなどのポインティングデバイス、スイッチ、各種ボタン、キーボード、又は T C S ( T o u c h C o m m a n d S c r e e n ) などで構成されている。

## 【 0 0 3 4 】

画像生成部 5 と、表示制御部 7 と、制御部 8 とはそれぞれ、C P U 、 G P U 、又は A S I C などの図示しない処理装置と、R O M 、 R A M 、又は H D D などの図示しない記憶装置とによって構成されていてもよい。記憶装置には、画像生成部 5 の機能を実行するための画像生成プログラムと、表示制御部 7 の機能を実行するための表示制御プログラムと、制御部 8 の機能を実行するための制御プログラムとが記憶されている。C P U などの処理装置が、記憶装置に記憶されている各プログラムを実行することにより、各部の機能が実行される。

20

## 【 0 0 3 5 】

(動作)

この実施形態に係る超音波診断装置による動作について説明する。この実施形態に係る超音波診断装置は、超音波画像を拡大して表示する場合に、超音波の送信の条件又は受信処理の条件を変えて超音波画像を生成し、その超音波画像を表示する。具体的には、この実施形態に係る超音波診断装置は、超音波画像を拡大して表示する場合に、以下に示す第 1 の動作、第 2 の動作及び第 3 の動作のうち少なくとも 1 つの動作を行う。

30

## 【 0 0 3 6 】

(第 1 の動作) 受信部 2 2 はサンプリング数を増やしてサンプリングを行うことにより、アナログのエコー信号をデジタル信号に変換する。

(第 2 の動作) 送受信部 2 は、単位領域あたりの走査線数を増やして超音波の送受信を行う。

(第 3 の動作) フィルタ 3 ( I I R フィルタ ) は、タップ数を増やしてフィルタリングを行う。

40

## 【 0 0 3 7 】

(デフォルトの動作)

超音波画像を拡大して表示する前のデフォルトの送受信条件としては、走査線 1 0 0 の数を 5 1 2 本とし、1 本の走査線 1 0 0 あたりのサンプリング点 1 1 0 の数を 5 1 2 点とする。デフォルトの状態では、図 2 ( B ) に示すように、表示制御部 7 は、横 8 0 0 ピクセル×縦 6 0 0 ピクセルの大きさで断層像 1 2 0 を表示領域 2 1 0 に割り当てて表示部 1 1 に表示させる。デフォルトの走査線数を示す情報と、デフォルトの走査線密度 ( 単位領域あたりの走査線数 ) を示す情報と、デフォルトのサンプリング数を示す情報とは、記憶部 9 に予め記憶されている。なお、デフォルトのサンプリング数 ( 5 1 2 点 ) が第 1 のサンプリング数の一例に相当する。また、デフォルトの走査線密度が第 1 の走査線密度の一例に相当する。

50

## 【 0 0 3 8 】

( 第 1 の 動 作 )

図 2 及 び 図 3 を 参 照 し て 、 第 1 の 動 作 に つ い て 説 明 す る 。

## 【 0 0 3 9 】

この実施形態に係る超音波診断装置は、デフォルトの条件に従って超音波を送受信し、断層像を表示する。具体的には、表示制御部 7 は、図 2 ( B ) に示すように、横 8 0 0 ピクセル×縦 6 0 0 ピクセルの大きさで断層像 1 2 0 を表示領域 2 1 0 に割り当てて表示部 1 1 に表示させる。また、表示制御部 7 は、表示領域 2 2 0 にメニューを割り当てて表示部 1 1 に表示させ、過去の超音波画像をサムネイル化にして表示領域 2 3 0 に割り当てて表示部 1 1 に表示させる。なお、デフォルトの送受信条件で得られた断層像 1 2 0 が、第 1 の超音波画像の一例に相当する。

10

## 【 0 0 4 0 】

そして、例えば操作者が操作部 1 2 を用いて拡大表示の指示を与える。拡大表示の指示を示す情報は、ユーザインターフェース ( U I ) 1 0 から制御部 8 に出力される。制御部 8 は、超音波画像の拡大表示の指示を受けると、拡大表示用のサンプリング数を示す情報を走査制御情報に含ませて、その走査制御情報を送受信部 2 に出力する。拡大表示用のサンプリング数は、デフォルトのサンプリング数よりも多く、記憶部 9 に予め記憶されている。一例として、拡大表示用のサンプリング数を 1 0 2 4 点とする。すなわち、1 本の走査線 1 0 0 あたりのサンプリング点 1 1 0 の数を、1 0 2 4 点とする。また、走査線 1 0 0 の数をデフォルトと同じ 5 1 2 本とする。送受信部 2 は、走査制御情報に含まれる走査線数 ( 5 1 2 本 ) に従って、5 1 2 本の走査線 1 0 0 に沿って超音波を送受信する。そして、送受信部 2 は、走査制御情報に含まれるサンプリング数 ( 1 0 2 4 点 ) に従って、各走査線 1 0 0 のエコー信号をサンプリングすることにより、エコー信号をデジタル信号に変換する。なお、拡大表示用のサンプリング数 ( 1 0 2 4 点 ) が第 2 のサンプリング数の一例に相当する。

20

## 【 0 0 4 1 】

例えば図 3 ( A ) に示すように、送受信部 2 は、走査制御情報が示すサンプリング数 ( 1 0 2 4 点 ) に従って、間隔 S 1 よりも狭い間隔 S 2 おきに、各走査線 1 0 0 上にサンプリング点 1 1 0 を設定し、各サンプリング点 1 1 0 のエコー信号を収集することにより、エコー信号をデジタル信号に変換する。すなわち、送受信部 2 は、走査線 1 0 0 の数を 5 1 2 本とし、各走査線 1 0 0 上のサンプリング点 1 1 0 の数を 1 0 2 4 点とする条件で超音波の送受信を行う。

30

## 【 0 0 4 2 】

信号処理部 4 は、第 1 の動作によって得られた受信信号に基づいて B モード超音波ラスタデータを生成する。画像生成部 5 は、その B モード超音波ラスタデータに基づいて断層像データを生成する。表示制御部 7 は、一例として横 1 6 0 0 ピクセル×縦 1 2 0 0 ピクセルの大きさに断層像を拡大して表示部 1 1 に表示させる。例えば図 3 ( B ) に示すように、表示制御部 7 は、表示領域 2 2 0 のメニューと表示領域 2 3 0 のサムネイル画像とを表示部 1 1 に表示させずに、断層像 1 3 0 を拡大して表示部 1 1 に表示させる。すなわち、表示制御部 7 は、表示領域 2 2 0 と表示領域 2 3 0 とを画面 2 0 0 に設けずに、画面 2 0 0 の全体の領域に断層像 1 3 0 を表示させる。なお、断層像 1 3 0 が第 2 の超音波画像の一例に相当する。また、画面 2 0 0 の全体の領域が第 2 の表示領域の一例に相当する。

40

## 【 0 0 4 3 】

以上のように第 1 の動作を実行することにより、超音波画像を拡大して表示する場合に、サンプリング数を増やしてアナログのエコー信号をサンプリングするので、ぼやけを抑えつつ超音波画像を拡大して表示することが可能となる。すなわち、エコー信号をデジタル信号に変換するとき、サンプリング数を増やして細かくエコー信号を収集することによりデータ数が増えるため、ぼやけを抑えつつ超音波画像を拡大して表示することが可能となる。

## 【 0 0 4 4 】

50

(第2の動作)

図2及び図4を参照して、第2の動作について説明する。

【0045】

第1の動作と同様に、この実施形態に係る超音波診断装置は、デフォルトの条件に従って超音波を送受信し、図2(B)に示すように、横800ピクセル×縦600ピクセルの大きさで断層像120を表示部11に表示させる。

【0046】

そして、例えば操作者が操作部12を用いて拡大表示の指示を与える。拡大表示の指示を示す情報は、ユーザインターフェース(UI)10から制御部8に出力される。制御部8は、超音波画像の拡大表示の指示を受けると、拡大表示用の走査線数を示す情報と拡大表示用の走査線密度を示す情報とを走査制御情報に含ませて、その走査制御情報を送受信部2に出力する。拡大表示用の走査線数は、デフォルトの走査線数よりも多い。また、拡大表示用の走査線密度は、デフォルトの走査線密度よりも高い。すなわち、単位領域あたりの走査線数を比べると、拡大表示用の走査線数はデフォルトの走査線数よりも多い。拡大表示用の走査線数を示す情報と、拡大表示用の走査線密度(単位領域あたりの走査線数)を示す情報とは、記憶部9に予め記憶されている。一例として、拡大表示用の走査線数を1024本とする。また、拡大表示用の走査線数を2048本としてもよい。また、サンプリング数をデフォルトと同じ512点とする。送受信部2は、走査制御情報に含まれる走査線数(1024本)に従って、1024本の走査線100に沿って超音波を送受信する。そして、送受信部2は、走査制御情報に含まれるサンプリング数(512点)に従って、各走査線100のエコー信号をサンプリングすることにより、エコー信号をデジタル信号に変換する。なお、拡大表示用の走査線密度が第2の走査線密度の一例に相当する。

10

20

【0047】

例えば図4(A)に示すように、送受信部2は、走査制御情報が示す走査線数(1024本)に従って、走査線密度を高めて超音波を送受信する。

【0048】

信号処理部4は、第2の動作によって得られた受信信号に基づいてBモード超音波ラスタデータを生成する。画像生成部5は、そのBモード超音波ラスタデータに基づいて断層像データを生成する。表示制御部7は、一例として横1600ピクセル×縦1200ピクセルの大きさに断層像を拡大して表示部11に表示させる。例えば図4(B)に示すように、表示制御部7は、表示領域220のメニューと表示領域230のサムネイル画像とを表示部11に表示させずに、断層像140を拡大して表示部11に表示させる。すなわち、表示制御部7は、表示領域220と表示領域230とを画面200に設けずに、画面200の全体の領域に断層像140を表示させる。

30

【0049】

以上のように第2の動作を実行することにより、超音波画像を拡大して表示する場合に、単位領域あたりの走査線数を増やして超音波を送受信するので、ぼやけを抑えつつ超音波画像を拡大して表示することが可能となる。すなわち、走査線密度を高めて細かく超音波を送受信することによりデータ数が増えるため、ぼやけを抑えつつ超音波画像を拡大して表示することが可能となる。

40

【0050】

(第3の動作)

図2及び図5を参照して、第3の動作について説明する。

【0051】

第1の動作と同様に、この実施形態に係る超音波診断装置は、デフォルトの条件に従って超音波を送受信し、図2(B)に示すように、横800ピクセル×縦600ピクセルの大きさで断層像120を表示部11に表示させる。

【0052】

そして、例えば操作者が操作部12を用いて拡大表示の指示を与える。拡大表示の指示

50

を示す情報は、ユーザインターフェース（UI）10から制御部8に出力される。制御部8は、超音波画像の拡大表示の指示を受けると、拡大表示用のタップ数を示す制御情報をフィルタ3に出力する。拡大表示用のタップ数は、デフォルトのタップ数よりも多い。例えば、デフォルトのタップ数を「2」とした場合、拡大表示用のタップ数を「4」とする。デフォルトのタップ数を示す情報と、拡大表示用のタップ数を示す情報とは、記憶部9に予め記憶されている。また、走査線数をデフォルトと同じ512本とし、サンプリング数をデフォルトと同じ512点とする。送受信部2は、走査制御情報に含まれる走査線数（512本）に従って各走査線100に沿って超音波を送受信する。そして、送受信部2は、走査制御情報に含まれるサンプリング数（512点）に従って、各走査線100のエコー信号をサンプリングすることにより、エコー信号をデジタル信号に変換する。

10

**【0053】**

フィルタ3（IIRフィルタ）は、拡大表示用のタップ数に従ってフィルタリングを行う。すなわち、フィルタ3は、デフォルトよりもタップ数を増やしてフィルタリングを行う。1つのサンプリング点110に着目した場合、フィルタ3は、着目されたサンプリング点110のデータと、着目されたサンプリング点110の周囲の複数のサンプリング点110のデータとを加算平均する。例えば図5（A）に示すように、サンプリング点Aに着目する。一例として、デフォルトの状態では、フィルタ3は、サンプリング点Aを中心とした領域Bに含まれる複数のサンプリング点110を対象にして、データを加算平均する。デフォルトよりもタップ数が増えると、フィルタ3は、領域Bよりも広い領域Cに含まれる複数のサンプリング点110を対象にして、データを加算平均する。すなわち、

20

**【0054】**

信号処理部4は、第3の動作によって得られた受信信号に基づいてBモード超音波ラスタデータを生成する。画像生成部5は、そのBモード超音波ラスタデータに基づいて断層像データを生成する。表示制御部7は、一例として横1600ピクセル×縦1200ピクセルの大きさに断層像を拡大して表示部11に表示させる。例えば図5（B）に示すように、表示制御部7は、表示領域220のメニューと表示領域230のサムネイル画像とを表示部11に表示させずに、断層像150を拡大して表示部11に表示させる。すなわち、表示制御部7は、表示領域220と表示領域230とを画面200に設けずに、画面200の全体の領域に断層像150を表示させる。

30

**【0055】**

以上のように第3の動作を実行することにより、超音波画像を拡大して表示する場合に、タップ数を増やしてフィルタリングを行うので、ぼやけを抑えつつ超音波画像を拡大して表示することが可能となる。すなわち、より広い範囲に含まれる複数のサンプリング点のデータを用いて加算平均することにより、断層像のノイズを除去して表示することが可能となる。

40

**【0056】**

なお、第3の動作においては、フィルタ3は、画像記憶部6に記憶されている受信信号を読み出して、その受信信号にフィルタリングを行ってもよい。この場合、超音波の送受信を再度行わずに、超音波画像を拡大して表示することが可能となる。また、表示制御部7が超音波画像をフリーズさせて静止画の状態を表示部11に表示させている場合には、第3の動作を実行することにより超音波画像を拡大させて表示部11に表示させればよい。

**【0057】**

以上のように、この実施形態に係る超音波診断装置によると、第1の動作、第2の動作

50

、又は第3の動作のうちのいずれかの動作を実行することにより、ぼやけを抑えつつ超音波画像を拡大して表示することが可能となる。ぼやけを抑えることができるため、鮮明な状態で超音波画像を拡大して表示することが可能となる。そのことにより、画像解析の精度を向上させることが可能となる。例えば、超音波画像に基づいて心内膜を特定する機能の精度を向上させることが可能となる。

#### 【0058】

(診断部位と動作との対応関係)

なお、フレームレートを重視する場合には、第1の動作又は第3の動作を実行することが好ましい。第2の動作では走査線密度を高めて超音波を送受信するため、フレームレートが低くなるからである。例えば心臓などの循環器を診断する場合にはフレームレートが重視されるため、第1の動作又は第3の動作を実行することが好ましい。また、フレームレートを重視しない場合には、第1の動作、第2の動作、又は第3の動作のうちのいずれの動作を実行してもよい。例えば腹部を診断する場合には、第1の動作、第2の動作、又は第3の動作のうちのいずれの動作を実行してもよい。例えば、実行される動作を診断部位ごとに予め決めておき、診断部位と動作との対応関係を示す情報を、記憶部9に予め記憶させておいてもよい。この場合、操作者が操作部12を用いて診断部位を指定すると、制御部8は、指定された診断部位に対応する動作を送受信部2又はフィルタ3に実行させる。一例として、心臓と第1の動作とを対応付けておく。操作者が操作部12を用いて心臓を指定すると、制御部8は第1の動作を送受信部2に実行させる。また、腹部と第2の動作とを対応付けておく。操作者が操作部12を用いて腹部を指定すると、制御部8は第2の動作を送受信部2に実行させる。このように診断部位と動作とを対応付けておくことにより、操作者が診断部位を指定すると、その診断部位に応じた動作が自動的に実行される。

#### 【0059】

(超音波プローブ1の種類と動作との対応関係)

また、実行される動作を超音波プローブ1の種類ごとに予め決めておき、超音波プローブ1の種類と動作との対応関係を示す情報を、記憶部9に予め記憶させておいてもよい。例えば心臓を診断する場合には、超音波プローブ1としてセクタ型の超音波プローブが用いられる。そこで、セクタ型と第1の動作とを対応付けておく。操作者が操作部12を用いてセクタ型を示す情報を入力すると、制御部8は第1の動作を送受信部2に実行させる。また、腹部を診断する場合には、超音波プローブ1としてコンベックス型の超音波プローブが用いられる。そこで、コンベックス型と第2の動作とを対応付けておく。操作者が操作部12を用いてコンベックス型を示す情報を入力すると、制御部8は第2の動作を送受信部2に実行させる。このように超音波プローブ1の種類と動作とを対応付けておくことにより、操作者が超音波プローブ1の種類を指定すると、その超音波プローブ1の種類に応じた動作が自動的に実行される。

#### 【0060】

また、第1の動作、第2の動作、及び第3の動作のうちのいずれの動作を実行してもよく、複数の動作を組み合わせ実行してもよい。操作者は操作部12を用いて、実行する動作を選択してもよい。また、第1の動作又は第2の動作を行う場合には、この実施形態に係る超音波診断装置にフィルタ3を設けなくてもよい。また、第3の動作を行う場合には、この実施形態に係る超音波診断装置は、第1の動作を行う機能及び第2の動作を行う機能を有していなくてもよい。

#### 【0061】

(第1の動作と第2の動作との組み合わせ)

複数の動作を組み合わせ実行する場合について説明する。図2及び図6を参照して、第1の動作と第2の動作とを組み合わせ実行する場合について説明する。

#### 【0062】

第1の動作と同様に、この実施形態に係る超音波診断装置は、デフォルトの条件に従って超音波を送受信し、図2(B)に示すように、横800ピクセル×縦600ピクセルの

大きさを断層像 120 を表示部 11 に表示させる。

【0063】

そして、例えば操作者が操作部 12 を用いて拡大表示の指示を与える。拡大表示の指示を示す情報は、ユーザインターフェース (UI) 10 から制御部 8 に出力される。制御部 8 は、超音波画像の拡大表示の指示を受けると、拡大表示用のサンプリング数を示す情報と、拡大表示用の走査線数を示す情報と、拡大表示用の走査線密度を示す情報とを走査制御情報に含ませて、その走査制御情報を送受信部 2 に出力する。送受信部 2 は、走査制御情報に含まれる走査線数 (1024 本) に従って、1024 本の走査線 100 に沿って超音波を送受信する。そして、送受信部 2 は、走査制御情報に含まれるサンプリング数 (1024 点) に従って、各走査線 100 のエコー信号をサンプリングすることにより、エコー信号をデジタル信号に変換する。

10

【0064】

例えば図 6 (A) に示すように、送受信部 2 は、走査制御情報が示す走査線数 (1024 本) に従って、走査線密度を高めて超音波を送受信する。また、送受信部 2 は、走査制御情報が示すサンプリング数 (1024 点) に従って、間隔 S2 おきに、各走査線 100 上にサンプリング点 110 を設定し、各サンプリング点 110 のエコー信号を収集することにより、エコー信号をデジタル信号に変換する。すなわち、送受信部 2 は、走査線 100 の数を 1024 本とし、各走査線 100 上のサンプリング点 110 の数を 1024 点とする条件で超音波の送受信を行う。

【0065】

信号処理部 4 は、受信信号に基づいて B モード超音波ラスタデータを生成する。画像生成部 5 は、その B モード超音波ラスタデータに基づいて断層像データを生成する。表示制御部 7 は、一例として横 1600 ピクセル×縦 1200 ピクセルの大きさに断層像を拡大して表示部 11 に表示させる。例えば図 6 (B) に示すように、表示制御部 7 は、表示領域 220 のメニューと表示領域 230 のサムネイル画像とを表示部 11 に表示させずに、断層像 160 を拡大して表示部 11 に表示させる。すなわち、表示制御部 7 は、表示領域 220 と表示領域 230 とを設けずに、画面 200 の全体の領域に断層像 160 を表示させる。

20

【0066】

以上のように、第 1 の動作と第 2 の動作とを組み合わせることで実行することにより、ぼやけを更に抑えつつ超音波画像を拡大して表示することが可能となる。

30

【0067】

複数の動作を組み合わせる場合において、フレームレートを重視する場合には、第 1 の動作と第 3 の動作とを組み合わせることで実行することが好ましい。第 2 の動作では走査線密度を高めて超音波を送受信するため、フレームレートが低くなるからである。また、画質を重視する場合には、第 1 の動作と第 2 の動作と第 3 の動作とを組み合わせることで実行することが好ましい。例えば動作の組み合わせを示す情報を、記憶部 9 に予め記憶させておく。操作者が操作部 12 を用いて所望の組み合わせを指定することで、制御部 8 は、指定された組み合わせに係る動作を送受信部 2 又はフィルタ 3 に実行させる。例えば、操作者が操作部 12 を用いてフレームレート重視の動作を指定した場合、制御部 8 は、第 1 の動作を送受信部 2 に実行させ、第 3 の動作をフィルタ 3 に実行させる。また、操作者が操作部 12 を用いて画質重視の動作を指定した場合、制御部 8 は、第 1 の動作と第 2 の動作とを送受信部 2 に実行させ、第 3 の動作をフィルタ 3 に実行させる。

40

【0068】

例えば、心臓などの循環器を診断する場合にはフレームレートが重視されるため、第 1 の動作と第 3 の動作とを組み合わせることで実行することが好ましい。また、腹部を診断する場合には、第 1 の動作と第 2 の動作と第 3 の動作とを組み合わせることで実行することが好ましい。

【0069】

また、複数の動作の組み合わせを診断部位ごとに予め決めておき、複数の動作の組み合

50

わせと診断部位との対応関係を示す情報を、記憶部 9 に予め記憶させておいてもよい。この場合、操作者が操作部 1 2 を用いて診断部位を指定すると、制御部 8 は、指定された診断部位に対応する動作を送受信部 2 又はフィルタ 3 に実行させる。例えば、第 1 の動作及び第 3 の動作と心臓とを対応付けておく。操作者が操作部 1 2 を用いて心臓を指定した場合、制御部 8 は、第 1 の動作を送受信部 2 に実行させ、第 3 の動作をフィルタ 3 に実行させる。また、第 1 の動作、第 2 の動作、及び第 3 の動作と、腹部とを対応付けておく。操作者が操作部 1 2 を用いて腹部を指定した場合、制御部 8 は、第 1 の動作と第 2 の動作とを送受信部 2 に実行させ、第 3 の動作をフィルタ 3 に実行させる。このように複数の動作の組み合わせと診断部位とを対応付けておくことにより、操作者が診断部位を指定すると、その診断部位に応じた複数の動作が自動的に実行される。

10

## 【 0 0 7 0 】

(心臓の撮影)

一例として、心臓を撮影する場合について説明する。心臓の診断では、超音波画像のフレームレートは高いことが好ましい。

## 【 0 0 7 1 】

まず、この実施形態に係る超音波診断装置は、デフォルトの条件に従って被検体の心臓を超音波で走査する。図 2 ( B ) に示すように、表示制御部 7 は、横 8 0 0 ピクセル×縦 6 0 0 ピクセルの大きさで、心臓を表す断層像 1 2 0 を表示部 1 1 に表示させる。

## 【 0 0 7 2 】

デフォルトの状態では撮影を行っているときに、操作者が操作部 1 2 を用いて拡大表示の指示を与える。制御部 8 は、超音波画像の拡大表示の指示を受けると、第 1 の動作を送受信部 2 に実行させ、第 3 の動作をフィルタ 3 に実行させる。そのことにより、送受信部 2 は、サンプリング数を増やしてアナログのエコー信号をサンプリングし、フィルタ 3 はタップ数を増やしてフィルタリングを行う。

20

## 【 0 0 7 3 】

信号処理部 4 は、受信信号に基づいて B モード超音波ラスタデータを生成する。画像生成部 5 は、その B モード超音波ラスタデータに基づいて断層像データを生成する。表示制御部 7 は、表示領域 2 2 0 と表示領域 2 3 0 とを画面 2 0 0 に設けず、一例として横 1 6 0 0 ピクセル×縦 1 2 0 0 ピクセルの大きさに断層像を拡大して、画面 2 0 0 の全体の領域に断層像を表示させる。

30

## 【 0 0 7 4 】

以上のように心臓を撮影する場合に、第 1 の動作と第 3 の動作とを組み合わせることで実行することにより、フレームレートを低下させずに、ぼやけを抑えつつ超音波画像を拡大して表示することが可能となる。

## 【 0 0 7 5 】

(肝臓の撮影)

別の例として、肝臓を撮影する場合について説明する。肝臓の診断では、画質が高いことが好ましい。

## 【 0 0 7 6 】

まず、この実施形態に係る超音波診断装置は、デフォルトの条件に従って被検体の心臓を超音波で走査する。図 2 ( B ) に示すように、表示制御部 7 は、横 8 0 0 ピクセル×縦 6 0 0 ピクセルの大きさで、心臓を表す断層像 1 2 0 を表示部 1 1 に表示させる。

40

## 【 0 0 7 7 】

デフォルトの状態では撮影を行っているときに、操作者が操作部 1 2 を用いて拡大表示の指示を与える。制御部 8 は、超音波画像の拡大表示の指示を受けると、第 1 の動作と第 2 の動作とを送受信部 2 に実行させ、第 3 の動作をフィルタ 3 に実行させる。そのことにより、送受信部 2 は、走査線数を増やして超音波を送受信し、さらに、サンプリング数を増やしてアナログのエコー信号をサンプリングする。また、フィルタ 3 はタップ数を増やしてフィルタリングを行う。

## 【 0 0 7 8 】

50

信号処理部 4 は、受信信号に基づいて B モード超音波ラスタデータを生成する。画像生成部 5 は、その B モード超音波ラスタデータに基づいて断層像データを生成する。表示制御部 7 は、表示領域 220 と表示領域 230 とを画面 200 に設けずに、一例として横 1600 ピクセル×縦 1200 ピクセルの大きさに断層像を拡大して、画面 200 の全体の領域に断層像を表示させる。

【0079】

以上のように肝臓を撮影する場合に、第 1 の動作と第 2 の動作と第 3 の動作とを組み合わせて実行することにより、ぼやけを更に抑えつつ超音波画像を拡大して表示することが可能となる。

【0080】

また、複数の動作の組み合わせを超音波プローブ 1 の種類ごとに予め決めておき、複数の動作の組み合わせと超音波プローブ 1 の種類との対応関係を示す情報を、記憶部 9 に予め記憶させておいてもよい。例えば、第 1 の動作及び第 3 の動作と、セクタ型とを対応付けておく。操作者が操作部 12 を用いてセクタ型を示す情報を入力すると、制御部 8 は第 1 の動作を送受信部 2 に実行させ、第 3 の動作をフィルタ 3 に実行させる。また、第 1 の動作、第 2 の動作、及び第 3 の動作と、コンベックス型とを対応付けておく。操作者が操作部 12 を用いてコンベックス型を示す情報を入力すると、制御部 8 は、第 1 の動作と第 2 の動作とを送受信部 2 に実行させ、第 3 の動作をフィルタ 3 に実行させる。このように複数の動作の組み合わせと超音波プローブ 1 の種類とを対応付けておくことにより、操作者が超音波プローブ 1 の種類を指定すると、その超音波プローブ 1 の種類に応じた複数の動作が自動的に実行される。

【0081】

なお、実行される動作を操作者が撮影中に変更してもよい。例えば腹部を撮影しているときにフレームレートを高めたい場合、操作者は操作部 12 を用いて第 2 の動作の停止指示を与えてもよい。制御部 8 は第 2 の動作の停止指示を受けると、走査線数をデフォルトの条件に戻して超音波を送受信する。これにより、フレームレートをデフォルトの状態に戻すことが可能となる。

【0082】

また、表示制御部 7 が超音波画像を拡大して表示部 11 に表示させているときに、操作者は操作部 12 を用いて、メニューやサムネイル画像の表示を指示してもよい。例えば、メニューを一時的に表示させて操作する場合には、操作者は操作部 12 を用いてメニューの表示を指示する。この場合、表示制御部 7 は、画面 200 の表示領域 220 にメニューを割り当てて表示部 11 に表示させる。また、表示制御部 7 は、超音波画像の大きさをデフォルトの大きさに戻して表示部 11 に表示させる。例えば、表示制御部 7 は、横 800 ピクセル×縦 600 ピクセルの大きさ（デフォルトの大きさ）で断層像を表示部 11 に表示させる。このとき、走査線数及び走査線密度をデフォルトに戻して超音波を送受信すると、フレームレートが高くなってしまふ。そこで、拡大表示からデフォルトの表示に戻す場合であっても、制御部 8 は第 2 の動作における走査線数を維持したまま、送受信部 2 に超音波を送受信させる。すなわち、送受信部 2 は、拡大表示用の走査線数に従って超音波を送受信する。そのことにより、一時的に超音波画像を縮小表示させる場合であっても、フレームレートの変更を防ぐことが可能となる。例えば一時的にメニューを表示させる場合には、走査線数を第 2 の動作の条件に維持することにより、フレームレートの急激な変更を防ぐことが可能となる。

【符号の説明】

【0083】

- 1 超音波プローブ
- 2 送受信部
- 3 フィルタ
- 4 信号処理部
- 5 画像生成部

10

20

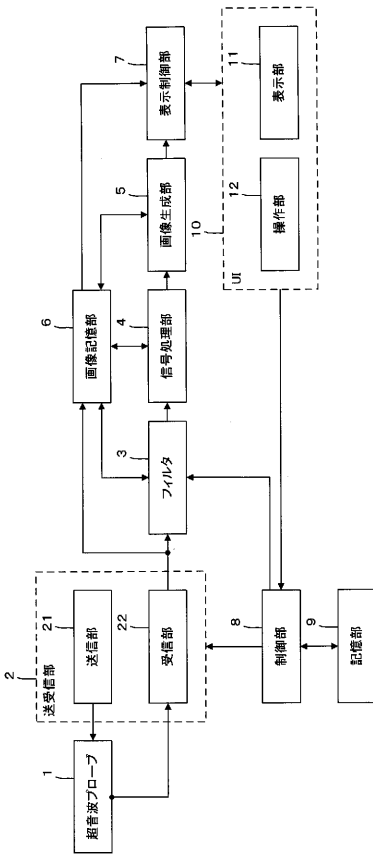
30

40

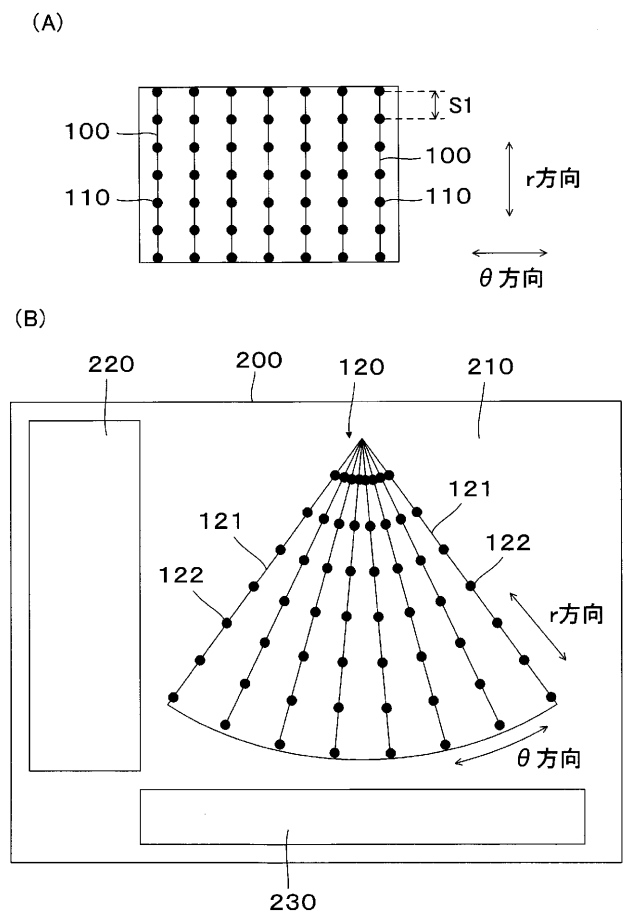
50

- 6 画像記憶部
- 7 表示制御部
- 8 制御部
- 9 記憶部
- 10 ユーザーインターフェイス (UI)
- 11 表示部
- 12 操作部
- 21 送信部
- 22 受信部

【図1】

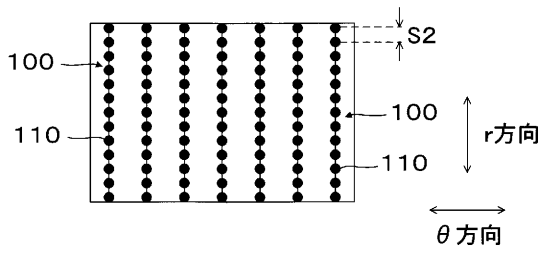


【図2】

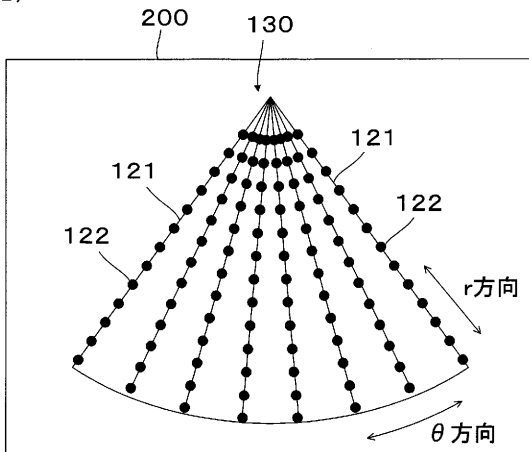


【图 3】

(A)

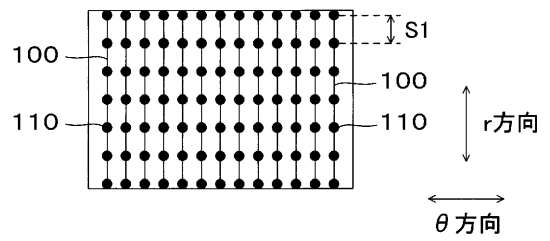


(B)

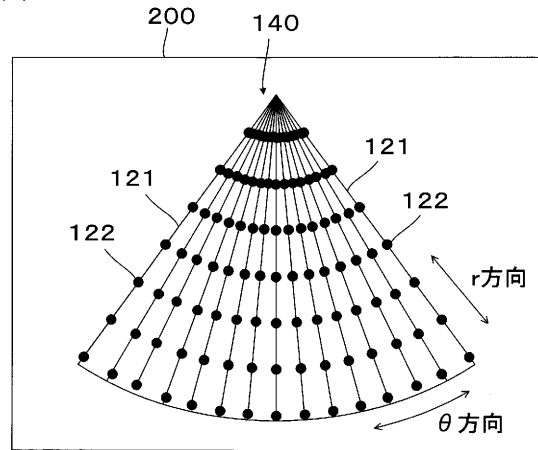


【图 4】

(A)

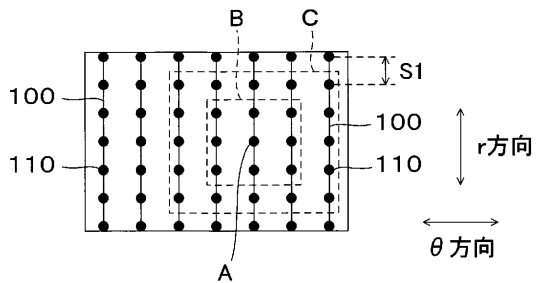


(B)

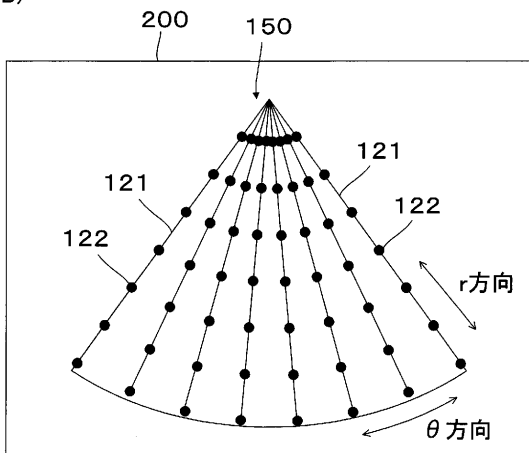


【图 5】

(A)

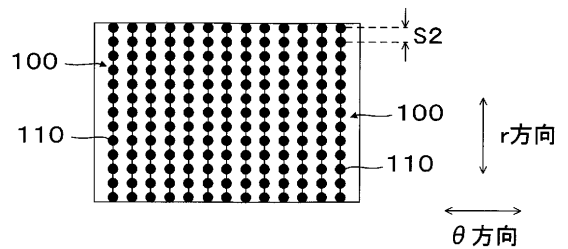


(B)

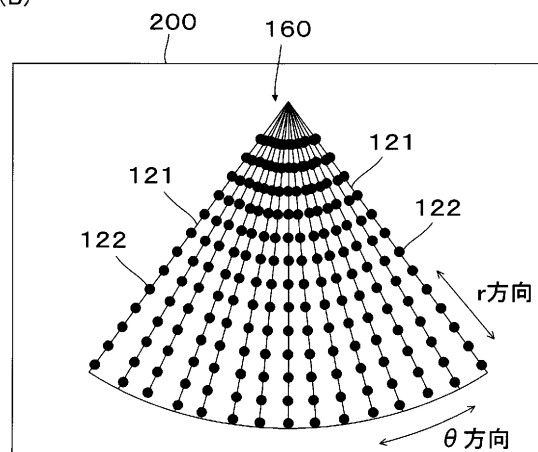


【图 6】

(A)



(B)



---

フロントページの続き

(72)発明者 栗田 康一郎

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内

Fターム(参考) 4C601 EE04 HH17 JB19 JB32 JB55 KK10 KK12 KK25 KK33

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2011239906A</a>	公开(公告)日	2011-12-01
申请号	JP2010113860	申请日	2010-05-18
[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	大森慈浩 贞光和俊 栗田康一郎		
发明人	大森 慈浩 贞光 和俊 栗田 康一郎		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/EE04 4C601/HH17 4C601/JB19 4C601/JB32 4C601/JB55 4C601/KK10 4C601/KK12 4C601/KK25 4C601/KK33		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够在抑制模糊的同时放大和显示超声图像的超声诊断设备。根据该实施例的超声诊断设备包括成像装置，显示控制装置和控制装置。成像装置将超声波发射到对象并接收由对象反射的超声波，以产生表示对象内部的第一超声波图像。显示控制装置使第一超声图像显示在显示装置的屏幕上的第一显示区域中。在接收到放大超声图像的指令时，控制装置改变超声波的发送条件或接收处理的条件，以使成像装置产生放大的第二超声波图像。显示控制装置使放大的第二超声图像显示在比显示装置的屏幕上的第一显示区域宽的第二显示区域中。点域1

