

(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2013-244161

(P2013-244161A)

(43) 公開日 平成25年12月9日(2013.12.9)

(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 10 O L (全 27 頁)

(21) 出願番号 特願2012-119578 (P2012-119578)  
(22) 出願日 平成24年5月25日 (2012.5.25)(71) 出願人 306037311  
富士フイルム株式会社  
東京都港区西麻布2丁目26番30号  
(74) 代理人 100083116  
弁理士 松浦 憲三  
(72) 発明者 田辺 剛  
神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地  
富士フイルム株式会社内  
Fターム(参考) 4C601 BB06 DD20 EE11 HH29 JC06  
JC37

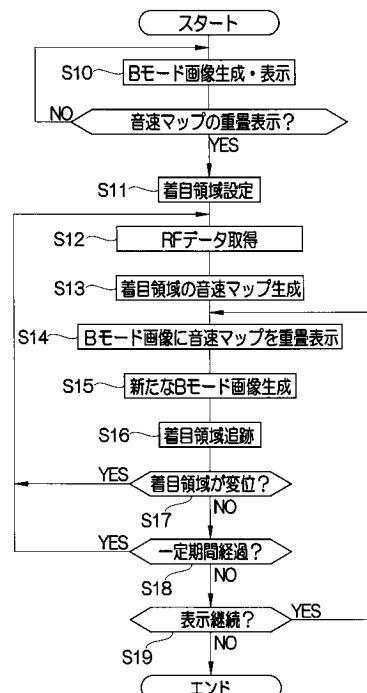
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

## (57) 【要約】

【課題】被検体等の動きに関係なく、医師が当初設定していた着目領域の音速マップを生成する。

【解決手段】表示部に表示されているBモード画像上に着目領域を設定する。着目領域内に複数の送信焦点を設定して超音波の送受信を行うことで、着目領域に対応するRFデータを取得する。着目領域に対応するRFデータに基づき着目領域の局所音速値を算出して、着目領域の音速分布を示す音速マップを生成する。音速マップをBモード画像上に重畳表示する。新たに取得されたBモード画像における着目領域の位置を追跡する。着目領域の位置の追跡結果に基づき、着目領域の位置の変化に応じて新たな音速マップを生成して、この音速マップをBモード画像上に重畳表示する。

【選択図】図13



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

超音波を被検体に送信し、かつ前記被検体によって反射された超音波を受信して超音波検出信号を出力する複数の素子を含む超音波探触子と、

前記複数の素子をそれぞれ駆動する複数の駆動信号を前記複数の素子に供給し、かつ当該複数の素子から出力された前記超音波検出信号に基づき受信データを生成する送受信部であって、前記複数の素子に供給する前記複数の駆動信号の遅延量を調節することで超音波ビームを形成する送受信部と、

前記送受信部が生成した受信データに基づき B モード画像を生成する画像生成部と、

前記 B モード画像を表示する表示部と、

前記表示部に表示された前記 B モード画像上に着目領域を設定する着目領域設定部と、

前記 B モード画像内での前記着目領域の位置を追跡する着目領域追跡部と、

少なくとも前記着目領域内に前記超音波ビームの送信焦点を複数設定し、各前記送信焦点に対する前記超音波ビームの送受信を前記送受信部に行わせることで、前記着目領域の音速測定用の受信データを取得して、当該音速測定用の受信データに基づき前記着目領域の音速分布を示す音速マップを生成する音速マップ生成部であって、前記着目領域追跡部の追跡結果に基づき、前記着目領域の変位に応じて変位後の前記着目領域に対応する新たな前記音速マップを生成する音速マップ生成部と、

を備える超音波診断装置。

10

**【請求項 2】**

前記音速マップ生成部は、

前記着目領域追跡部の追跡結果に基づき少なくとも前記着目領域内に前記送信焦点を複数設定し、各前記送信焦点に対する前記超音波ビームの送受信を前記送受信部に行わせることで、前記着目領域の前記音速測定用の受信データを取得する第 1 の送受信制御部と、

前記第 1 の送受信制御部により取得された前記音速測定用の受信データに基づき、前記音速マップを生成する第 1 の音速マップ生成部と、を有する請求項 1 記載の超音波診断装置。

20

**【請求項 3】**

前記第 1 の送受信制御部は、前記着目領域の外側にも前記送信焦点を複数設定して、前記着目領域の外側の前記音速測定用の受信データを取得するものであり、

前記第 1 の音速マップ生成部は、前記着目領域の内側と外側とにおける前記音速測定用の受信データに基づき、前記音速マップを生成する請求項 2 記載の超音波診断装置。

30

**【請求項 4】**

前記音速マップ生成部は、

前記 B モード画像の前記着目領域を包含する包含領域に前記送信焦点を複数設定し、各前記送信焦点に対する前記超音波ビームの送受信を前記送受信部に行わせることで、前記包含領域内の音速測定用の受信データを取得する第 2 の送受信制御部と、

前記着目領域追跡部の追跡結果に基づき、前記第 2 の送受信制御部により取得された前記音速測定用の受信データの中から前記着目領域内の前記音速測定用の受信データを選択し、この当該受信データに基づき前記音速マップを生成する第 2 の音速マップ生成部と、を有する請求項 1 記載の超音波診断装置。

40

**【請求項 5】**

前記包含領域は、前記 B モード画像の全領域である請求項 4 記載の超音波診断装置。

**【請求項 6】**

前記包含領域は、前記着目領域のよりも広くかつ前記 B モード画像の全領域よりも狭い請求項 4 記載の超音波診断装置。

**【請求項 7】**

少なくとも前記着目領域内の特徴点を抽出する特徴点抽出部と、前記特徴点抽出部が抽出した前記特徴点を追跡する特徴点追跡部とを有しており、

前記着目領域追跡部は、前記特徴点追跡部の追跡結果に基づき、前記着目領域の追跡を

50

行う請求項 1 から 6 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記着目領域設定部により前記着目領域が矩形状に設定された場合に、前記特徴点抽出部は、前記着目領域の四隅部の周囲から前記特徴点を抽出する請求項 7 記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記超音波探触子には、当該超音波探触子の変位を検出する変位検出センサが設けられており、

前記着目領域追跡部は、前記変位検出センサの検出信号に基づき、前記着目領域の追跡を行う請求項 1 から 6 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

10

【請求項 10】

前記表示部は、前記 B モード画像上に前記音速マップを重畳表示する請求項 1 から 9 のいずれか 1 項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、B モード画像内に設定された着目領域の音速マップを生成する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

医療分野では、被検体の内部を観察して診断を行うために超音波診断装置がよく用いられている。超音波診断装置は、超音波の送受信を行う超音波探触子（プローブ）を有しており、超音波プローブから被検体内に向けて超音波を送信し、被検体内で反射された超音波を超音波探触子で受信することで、この受信信号に基づき B モード画像を生成することができる。B モード画像は、超音波エコーの振幅を点の明るさ（輝度）により表した画像である。この B モード画像により、被検体内に存在する構造物（例えば、内臓や病変組織等）の輪郭を観察することができる。

20

【0003】

近年、被検体内の診断部位を精度よく診断するために、B モード画像上で医師が指定した着目領域（診断部位）における局所音速を測定し、この着目領域における音速分布を表す音速マップを生成して、B モード画像に重畳して表示している。このような着目領域における局所音速を測定する方法は例えば特許文献 1 に開示されている。

30

【0004】

特許文献 1 記載の局所音速の算出方法では、着目領域の格子点  $X_{ROI}$  と超音波探触子との間に複数の格子点  $A_1, A_2, \dots$  を設定して、格子点  $X_{ROI}$  と格子点  $A_1, A_2, \dots$  の位置関係から格子点  $X_{ROI}$  における局所音速を求める（図 10 参照）。具体的には、ホイヘンスの原理により、格子点  $X_{ROI}$  からの受信波と、格子点  $A_1, A_2, \dots$  からの受信波を仮想的に合成した受信波とが一致することを利用する。これにより、局所音速を正確に測定することができるので、高精度な音速マップが得られる。

【先行技術文献】

40

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特開 2010 - 99452 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

ところで、被検体または超音波探触子の動きの影響により、着目領域の位置がずれる場合がある。このような場合は、医師が当初設定していた着目領域の音速マップが得られないので、正確な診断を行うことができないという問題が生じる。また、医師が当初設定していた着目領域の音速マップを得るためには、着目領域を再設定する必要がある、診断を

50

効率良く行うことができないといった問題も生じる。

【 0 0 0 7 】

本発明の目的は、被検体または超音波探触子の動きに関係なく、医師が当初設定していた着目領域の音速マップを生成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 8 】

本発明の目的を達成するための超音波診断装置は、超音波を被検体に送信し、かつ被検体によって反射された超音波を受信して超音波検出信号を出力する複数の素子を含む超音波探触子と、複数の素子をそれぞれ駆動する複数の駆動信号を複数の素子に供給し、かつ複数の素子から出力された超音波検出信号に基づき受信データを生成する送受信部であって、複数の素子に供給する複数の駆動信号の遅延量を調節することで超音波ビームを形成する送受信部と、送受信部が生成した受信データに基づきBモード画像を生成する画像生成部と、Bモード画像を表示する表示部と、表示部に表示されたBモード画像上に着目領域を設定する着目領域設定部と、Bモード画像内での着目領域の位置を追跡する着目領域追跡部と、少なくとも着目領域内に超音波ビームの送信焦点を複数設定し、各送信焦点に対する超音波ビームの送受信を送受信部に行わせることで、着目領域の音速測定用の受信データを取得して、音速測定用の受信データに基づき着目領域の音速分布を示す音速マップを生成する音速マップ生成部であって、着目領域追跡部の追跡結果に基づき、着目領域の変位に応じて変位後の着目領域に対応する新たな音速マップを生成する音速マップ生成部と、を備えることを特徴とする。

10

20

【 0 0 0 9 】

本発明によれば、着目領域の変位に応じて変位後の着目領域に対応する新たな音速マップを生成することができる。

【 0 0 1 0 】

音速マップ生成部は、着目領域追跡部の追跡結果に基づき着目領域内に送信焦点を複数設定し、各送信焦点に対する超音波ビームの送受信を送受信部に行わせることで、着目領域内の音速測定用の受信データを取得する第1の送受信制御部と、第1の送受信制御部により取得された音速測定用の受信データに基づき、音速マップを生成する第1の音速マップ生成部と、を有することが好ましい。着目領域の変位に応じて変位後の着目領域に対応する新たな音速マップを生成することができる。

30

【 0 0 1 1 】

第1の送受信制御部は、着目領域の外側にも送信焦点を複数設定して、着目領域の外側の音速測定用の受信データを取得するものであり、第1の音速マップ生成部は、着目領域の内側と外側とにおける音速測定用の受信データに基づき、音速マップを生成することが好ましい。着目領域の変位量が大きい場合でも、着目領域の内側の音速値と外側の音速値とに基づいて、着目領域の外周付近の音速値を補間処理により求めて音速マップに反映させることができる。

【 0 0 1 2 】

音速マップ生成部は、Bモード画像の着目領域を包含する包含領域に送信焦点を複数設定し、各送信焦点に対する超音波ビームの送受信を送受信部に行わせることで、包含領域内の音速測定用の受信データを取得する第2の送受信制御部と、着目領域追跡部の追跡結果に基づき、第2の送受信制御部により取得された音速測定用の受信データの中から着目領域内の音速測定用の受信データを選択し、この受信データに基づき音速マップを生成する第2の音速マップ生成部と、を有することが好ましい。着目領域の変位に応じて変位後の着目領域に対応する新たな音速マップを生成することができる。

40

【 0 0 1 3 】

包含領域は、Bモード画像の全領域であることが好ましい。

【 0 0 1 4 】

包含領域は、着目領域よりも広くかつBモード画像の全領域よりも狭いことが好ましい。これにより、超音波診断装置の処理負荷を低減することができる。

50

## 【 0 0 1 5 】

少なくとも着目領域内の特徴点を抽出する特徴点抽出部と、特徴点抽出部が抽出した特徴点を追跡する特徴点追跡部とを有しており、着目領域追跡部は、特徴点追跡部の追跡結果に基づき、着目領域の追跡を行うことが好ましい。これにより、被検体または超音波探触子が動いた場合でも着目領域の追跡を行うことができる。

## 【 0 0 1 6 】

着目領域設定部により着目領域が矩形状に設定された場合に、特徴点抽出部は、着目領域の四隅部の周囲から特徴点を抽出することが好ましい。

## 【 0 0 1 7 】

超音波探触子には、超音波探触子の変位を検出する変位検出センサが設けられており、着目領域追跡部は、変位検出センサの検出信号に基づき、着目領域の追跡を行うことが好ましい。これにより、被検体または超音波探触子が動いた場合でも着目領域の追跡を行うことができる。

## 【 0 0 1 8 】

表示部は、Bモード画像上に音速マップを重畳表示することが好ましい。

## 【 発明の効果 】

## 【 0 0 1 9 】

本発明の超音波診断装置は、着目領域の変位に応じて変位後の着目領域に対応する新たな音速マップを生成することができるので、被検体や超音波探触子の動きの影響により着目領域 1 12 の位置がずれた場合でも、医師等が設定した着目領域の音速マップを生成することができる。その結果、正確な診断を行うことができる。また、医師等が着目領域の再設定を行う必要がなくなるので、診断を効率よく行うことができる。

## 【 図面の簡単な説明 】

## 【 0 0 2 0 】

【 図 1 】 第 1 実施形態の超音波診断装置の電気的構成を示すブロック図である。

【 図 2 】 送信回路の遅延回路の説明図である。

【 図 3 】 着目領域の設定を説明するための説明図である。

【 図 4 】 着目領域追跡部の機能ブロック図である。

【 図 5 】 特徴点抽出部による特徴点の抽出を説明するための説明図である。

【 図 6 】 特徴点追跡部による特徴点の追跡を説明するための説明図である。

【 図 7 】 C P U の機能ブロック図である。

【 図 8 】 送信焦点の設定処理を説明するための説明図である。

【 図 9 】 送信焦点に対する超音波の送受信を説明するための説明図である。

【 図 1 0 】 ホイヘンスの原理を利用した局所音速値の算出処理を説明するための説明図である。

【 図 1 1 】 局所音速算出処理の流れの概略を示したフローチャートである。

【 図 1 2 】 局所音速算出処理の流れの詳細を示したフローチャートである。

【 図 1 3 】 音速マップの生成及び表示処理の流れを示したフローチャートである。

【 図 1 4 】 着目領域の位置の変化に応じた音速マップの再生成を説明するための説明図である。

【 図 1 5 】 音速マップ生成（局所音速値の算出用の R F データの取得）の一例を説明するための説明図である。

【 図 1 6 】 第 2 実施形態の超音波診断装置の電気的構成を示すブロック図である。

【 図 1 7 】 磁気センサによる着目領域の位置の追跡を説明するための説明図である。

【 図 1 8 】 超音波探触子の位置が変化した場合における、着目領域の位置の追跡を説明するための説明図である。

【 図 1 9 】 第 3 実施形態の超音波診断装置の電気的構成を示すブロック図である。

【 図 2 0 】 第 3 実施形態における、Bモード画像と音速マップとの重畳表示の処理の流れを示したフローチャートである。

【 図 2 1 】 第 3 実施形態における送信焦点の設定処理を説明するための説明図である。

【図 2 2】第 3 実施形態における着目領域の局所音速値の算出処理を説明するための説明図である。

【図 2 3】第 3 実施形態における、新たな着目領域の局所音速値の算出処理を説明するための説明図である。

【図 2 4】第 3 - 1 実施形態における、B モード画像と音速マップとの重畳表示の処理の流れを示したフローチャートである。

【図 2 5】第 4 実施形態の超音波診断装置の電氣的構成を示すブロック図である。

【図 2 6】第 4 実施形態における送信焦点の設定処理、及び着目領域の局所音速値の算出処理を説明するための説明図である。

【図 2 7】第 4 実施形態における、新たな着目領域の局所音速値の算出処理を説明するための説明図である。

【図 2 8】第 4 実施形態における着目領域の局所音速値の算出処理の他実施形態を説明するための説明図である。

【図 2 9】第 4 - 1 実施形態における音速マップの表示を説明するための説明図である。

【発明を実施するための形態】

【0021】

[第 1 実施形態の超音波診断装置の装置構成]

図 1 に示すように、超音波診断装置 10 は、超音波探触子 300 から被検体 O B J (図 9 参照) に超音波ビームを送信して、被検体 O B J によって反射された超音波ビーム (超音波エコー) を受信して得られた検出信号から超音波画像を作成・表示する装置である。超音波診断装置 10 は、大別して、C P U 100、格納部 102、表示部 104、表示制御部 105、操作入力部 (着目領域設定部) 200、超音波探触子 300、送受信部 400、画像信号生成部 (画像生成部) 500、再生部 600、データ解析計測部 605、着目領域追跡部 606 を備えている。

【0022】

C P U (Central Processing Unit : 中央処理装置) 100 は、操作入力部 200 からの操作入力に応じて超音波診断装置 10 の各ブロックの制御を行う。

【0023】

操作入力部 200 は、オペレータからの操作入力を受け付ける入力デバイスであり、操作卓 202 とポインティングデバイス 204 とを含んでいる。操作卓 202 は、文字情報 (例えば、患者情報) の入力を受け付けるキーボードと、表示モードを切り替える表示モード切り替えボタンと、ライブモードとフリーズモードとの切り替えを指示するためのフリーズボタンと、シネメモリ再生を指示するためのシネメモリ再生ボタンと、超音波画像の解析・計測を指示するための解析・計測ボタンとを含んでいる。

【0024】

表示モードには、B モード画像を単独で表示するモードや、B モード画像と局所音速の判定結果 (音速マップ) とを表示するモードなどが含まれている。

【0025】

ポインティングデバイス 204 は、表示部 104 の画面上における領域の指定の入力を受け付けるデバイスであり、例えば、トラックボール又はマウスである。ポインティングデバイス 204 は、B モード画像上での着目領域 (R O I : Region of Interest、関心領域ともいう) の設定に用いられる。なお、ポインティングデバイス 204 としては、タッチパネルを用いることも可能である。

【0026】

格納部 102 は、C P U 100 により超音波診断装置 10 の各ブロックの制御を制御するための制御プログラム、パラメータを格納する記憶装置であり、例えば、ハードディスク又は半導体メモリである。

【0027】

表示部 104 は、例えば、C R T (Cathode Ray Tube) ディスプレイ又は液晶ディスプレイであり、超音波画像 (動画及び静止画) の表示、音速マップ、及び各種の設定画面な

10

20

30

40

50

どを表示する。表示制御部 105 は、画像信号生成部 500 から出力された画像データに基づき表示部 104 に超音波画像等を表示させる。

【0028】

超音波探触子 300 は、被検体 O B J に当接させて用いるプローブであり、1次元又は2次元の超音波トランスデューサアレイを構成する複数の素子 302 を備えている。各素子 302 は、送受信部 400 から印加される駆動信号に基づいて超音波ビームを被検体 O B J に送信するとともに、被検体 O B J から反射される超音波エコーを受信して検出信号を出力する。

【0029】

各素子 302 は、圧電性を有する材料（圧電体）の両端に電極が形成されて構成された振動子を含んでいる。振動子を構成する圧電体としては、例えば、P Z T（チタン酸ジルコン酸鉛：Pb (lead) zirconate titanate）のような圧電セラミック、P V D F（ポリフッ化ビニリデン：polyvinylidene difluoride）のような高分子圧電素子を用いることができる。振動子の電極に電気信号を送って電圧を印加すると圧電体が伸縮し、この圧電体の伸縮により各振動子において超音波が発生する。例えば、振動子の電極にパルス状の電気信号を送るとパルス状の超音波が発生し、振動子の電極に連続波の電気信号を送ると連続波の超音波が発生する。そして、各振動子において発生した超音波が合成されて超音波ビームが形成される。また、各振動子により超音波が受信されると、各振動子の圧電体が伸縮して電気信号を発生する。各振動子において発生した電気信号は、超音波の検出信号として送受信部 400 に出力される。

【0030】

なお、素子 302 としては、超音波変換方式の異なる複数種類の素子を用いることも可能である。例えば、超音波を送信する素子として上述の圧電体により構成される振動子を用いて、超音波を受信する素子として光検出方式の超音波トランスデューサを用いるようにしてもよい。ここで、光検出方式の超音波トランスデューサとは、超音波信号を光信号に変換して検出するものであり、例えば、ファブリーペロー共振器又はファイバブラッググレーティングである。

【0031】

送受信部 400 は、超音波の送受信制御を行うものであり、送信回路 402、受信回路 404、及び A / D 変換器 406 を備えている。送信回路 402 は、駆動信号をそれぞれ各素子 302 に送る。受信回路 404 は、各素子 302 から入力される検出信号を受信して音線信号を生成する。A / D 変換器 406 は、アナログの音線信号をデジタル信号（R F データ）に変換する。

【0032】

画像信号生成部 500 は、送受信部 400 から入力される R F データに基づき、表示用の画像データ（例えば B モード画像データ）を生成するものであり、信号処理部 502、D S C（Digital Scan Converter）504、画像処理部 506、画像メモリ 508、D / A 変換器 510 を備えている。信号処理部 502 は、R F データに基づき B モード画像データを生成する。D S C 504 は、B モード画像データ等をテレビジョン信号の走査方式の画像データに変換する。画像処理部 506 は、画像データに各種の画像処理を施す。画像メモリ 508 は、画像処理後の画像データを一時的に格納する。D / A 変換器 510 は、デジタルの画像データをアナログの画像信号に変換する。

【0033】

再生部 600 は、後述のシネメモリ再生モード時に作動するものであり、シネメモリ 602 とシネメモリ再生部 604 とを有している。シネメモリ 602 は、A / D 変換器 406 に接続しており、A / D 変換器 406 から入力された R F データを格納する。シネメモリ再生部 604 は、シネメモリ 602 に格納されている R F データを信号処理部 502 に送る。

【0034】

データ解析計測部 605 は、R F データを用いてオペレータ指定の解析・計測を行う。

着目領域追跡部 606 は、B モード画像データ上でユーザ（医師等）が設定した着目領域の追跡を行う。

#### 【0035】

超音波診断装置 10 は、動作モードとして、ライブモードとシネメモリ再生モードとを有している。ライブモードは、被検体 O B J に超音波探触子 300 を当接させて超音波の送受信を行うことによって得られた超音波画像（動画）の表示、解析・計測を行うモードである。シネメモリ再生モードは、シネメモリ 602 に格納されている R F データに基づいて超音波診断画像の表示、解析・計測を行うモードである。

#### 【0036】

##### <ライブモード>

次に、ライブモード時における超音波診断処理について説明する。超音波探触子 300 を被検体 O B J に当接させた状態で、操作入力部 200 からの指示入力により超音波診断が開始される。C P U 100 は、送受信部 400 に制御信号を出力して、超音波ビームの被検体 O B J への送信、及び被検体 O B J からの超音波エコーの受信を開始させる。また、C P U 100 は、素子 302 毎に超音波ビームの送信方向と超音波エコーの受信方向とを設定する。

#### 【0037】

次いで、C P U 100 は、超音波ビームの送信方向に応じて送信遅延パターンを選択するとともに、超音波エコーの受信方向に応じて受信遅延パターンを選択する。ここで、送信遅延パターンとは、各素子 302 から送信される超音波によって所望の方向に超音波ビームを形成するために駆動信号に与えられる遅延時間のパターンデータである。また、受信遅延パターンとは、複数の素子 302 によって受信される超音波によって所望の方向からの超音波エコーを抽出するために検出信号に与えられる遅延時間のパターンデータである。これら送信遅延パターン及び受信遅延パターンは予め格納部 102 に格納されている。C P U 100 は、格納部 102の中から選択した送信遅延パターン及び受信遅延パターンに従って、送受信部 400 に制御信号を出力して超音波の送受信制御を行う。

#### 【0038】

送信回路 402 は、C P U 100 からの制御信号に応じて各素子 302 の駆動信号を生成して、各駆動信号を各素子 302 にそれぞれ印加する。

#### 【0039】

図 2 に示すように、送信回路 402 は、素子 302 毎に遅延回路 1 ~ N を有し、C P U 100 によって選択された送信遅延パターンに基づいて、各素子 302 に印加する駆動信号を遅延させる。ここで、送信回路 402 は、複数の素子 302 から送信される超音波が超音波ビームを形成するように、各素子 302 に駆動信号を印加するタイミングを調整（遅延）する。また、送信回路 402 は、超音波ビームの方向（ステア角）を調整するように、各素子 302 に駆動信号を印加するタイミングを調整（遅延）する。なお、複数の素子 302 から一度に送信される超音波が被検体 O B J の撮像領域全体に届くように、駆動信号を印加するタイミングを調節してもよい。

#### 【0040】

図 1 に戻って、受信回路 404 は、各素子 302 から出力される超音波検出信号を受信して増幅する。ここで、各素子 302 と被検体 O B J 内の超音波反射源との間の距離がそれぞれ異なるため、各素子 302 に反射波が到達する時間が異なる。この際に受信回路 404 は、遅延回路を備えており、C P U 100 によって選択された音速（以下、「仮定音速」という）又は音速の分布に基づいて設定される受信遅延パターンに従って、反射波の到達時刻の差（遅延時間）に相当する分だけ、各検出信号を遅延させる。

#### 【0041】

さらに、受信回路 404 は、遅延時間を与えた検出信号を整合加算することにより受信フォーカス処理を行う。この際に、超音波反射源とは異なる位置に別の超音波反射源がある場合には、別の超音波反射源からの超音波検出信号は到達時刻が異なるので、別の超音波反射源からの超音波検出信号の位相が打ち消し合う。これにより、超音波反射源からの

10

20

30

40

50



受信信号が最も大きくなり、フォーカスが合う。このような受信フォーカス処理によって、超音波エコーの焦点が絞り込まれた音線信号（以下、「RF信号」という）が形成される。

【0042】

A/D変換器406は、受信回路404から出力されるアナログのRF信号をデジタルRF信号であるRFデータに変換する。ここで、RFデータは、受信波の位相情報を含んでいる。A/D変換器406から出力されるRFデータは、信号処理部502とシネメモリ602にそれぞれ入力される。

【0043】

シネメモリ602は、A/D変換器406から入力されるRFデータを順次格納する。また、シネメモリ602は、CPU100から入力されるフレームレートに関する情報（例えば、超音波の反射位置の深度、走査線の密度、視野幅を示すパラメータ）をRFデータに関連付けて格納する。

【0044】

信号処理部502は、RFデータに対して、STC（Sensitivity Time gain Control）によって、超音波の反射位置の深度に応じて距離による減衰の補正をした後、包絡線検波処理を施す。これにより、Bモード画像データ（超音波エコーの振幅を点の明るさ（輝度）により表した画像データ）が生成される。

【0045】

信号処理部502によって生成されたBモード画像データは、通常のテレビジョン信号の走査方式と異なる走査方式によって得られたものである。このため、DSC504は、Bモード画像データを通常の画像データ（例えば、テレビジョン信号の走査方式（NTSC方式）の画像データ）に変換（ラスタ変換）する。画像処理部506は、DSC504から入力される画像データに、各種の必要な画像処理（例えば、階調処理）を施す。

【0046】

画像メモリ508は、画像処理部506から入力される画像データを格納する。D/A変換器510は、画像メモリ508から読み出された画像データをアナログの画像信号に変換して表示制御部105に出力する。これにより、超音波探触子300によって撮影された超音波画像（動画）が表示部104に表示される。

【0047】

なお、本実施形態では、受信回路404において受信フォーカス処理が施された検出信号をRF信号としたが、受信フォーカス処理が施されていない検出信号をRF信号としてもよい。この場合、複数の素子302から出力される複数の超音波検出信号が、受信回路404において増幅され、増幅された検出信号、即ち、RF信号が、A/D変換器406においてA/D変換されることによってRFデータが生成される。このRFデータは、信号処理部502に供給されるとともに、シネメモリ602に格納される。受信フォーカス処理は、信号処理部502においてデジタル的に行われる。

【0048】

<シネメモリ再生モード>

次に、シネメモリ再生モードについて説明する。操作卓202のシネメモリ再生ボタンが押下されると、CPU100は、超音波診断装置10の動作モードをシネメモリ再生モードに切り替える。シネメモリ再生モード時には、CPU100は、オペレータからの操作入力により指定されたRFデータの再生をシネメモリ再生部604に指令する。シネメモリ再生部604は、CPU100からの指令に従って、シネメモリ602からRFデータを読み出して信号処理部502に送信する。シネメモリ602から送信されたRFデータは、信号処理部502、DSC504及び画像処理部506において所定の処理（ライブモード時と同様の処理）が施されて画像データに変換された後、画像メモリ508及びD/A変換器510を経て表示部104に出力される。これにより、シネメモリ602に格納されたRFデータに基づく超音波画像（動画又は静止画）が表示部104に表示される。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 4 9 】

## &lt; 超音波診断装置の各種機能 &gt;

ライブモード又はシネメモリ再生モード時において、超音波画像（動画）が表示されているときに操作卓 2 0 2 のフリーズボタンが押下されると、この押下時に表示されている超音波画像が表示部 1 0 4 に静止画表示される。これにより、オペレータは、着目領域の静止画を観察することができる。

## 【 0 0 5 0 】

操作卓 2 0 2 の計測ボタンが押下されると、オペレータからの操作入力により指定された解析・計測が行われる。データ解析計測部 6 0 5 は、各動作モード時に計測ボタンが押下された場合に、A / D 変換器 4 0 6 又はシネメモリ 6 0 2 から、画像処理が施される前の R F データを取得し、この R F データを用いてオペレータ指定の解析・計測（例えば、組織部の歪み解析（硬さ診断）、血流の計測、組織部の動き計測、又は I M T（内膜中膜複合体厚：Intima-Media Thickness）値計測）を行う。データ解析計測部 6 0 5 による解析・計測結果は、D S C 5 0 4 に出力される。D S C 5 0 4 は、データ解析計測部 6 0 5 による解析・計測結果を超音波画像の画像データに挿入して表示制御部 1 0 5 に出力する。これにより、超音波画像と解析・計測結果とが表示部 1 0 4 に表示される。

## 【 0 0 5 1 】

操作卓 2 0 2 の表示モード切り替えボタンが押下されると、B モード画像を単独で表示するモード、B モード画像に音速マップ（局所音速値の判定結果）を重畳して表示するモード（例えば、局所音速に応じて色分け又は輝度を変化させる表示、又は局所音速が等しい点を線で結ぶ表示）、B モード画像と音速マップの画像とを並べて表示するモードの間で表示モードが切り替わる。音速マップを観察することで、例えば病変を発見することができる。なお、局所音速の判定結果に基づいて、送信フォーカス処理及び受信フォーカス処理の少なくとも一方を施すことにより得られた B モード画像を表示部 1 0 4 に表示してもよい。

## 【 0 0 5 2 】

また、図 3 に示すように、B モード画像に音速マップを重畳して表示するモードが選択された場合には、ポインティングデバイス 2 0 4 を用いて、表示部 1 0 4 に表示されている B モード画像 1 1 0 上に着目領域 1 1 2 が設定される。これにより、着目領域追跡部 6 0 6 による着目領域 1 1 2 の追跡と、C P U 1 0 0 による着目領域 1 1 2 の音速マップの生成とが行われる。

## 【 0 0 5 3 】

## &lt; 着目領域の追跡処理 &gt;

図 4 に示すように、着目領域追跡部 6 0 6 は、着目領域 1 1 2 の設定後、画像メモリ 5 0 8 に新たに格納された画像データを逐次読み出して解析することで、B モード画像 1 1 0 上で着目領域 1 1 2 の追跡を行う。この着目領域追跡部 6 0 6 には、特徴点抽出部 6 0 8 と、特徴点追跡部 6 0 9 と、代表値算出部 6 1 0 と、追跡結果出力部 6 1 1 とが設けられている。

## 【 0 0 5 4 】

図 5 に示すように、特徴点抽出部 6 0 8 は、画像メモリ 5 0 8 から読み出された画像データを解析して、着目領域 1 1 2 を追跡可能な特徴点 6 1 3 を抽出する。特徴点 6 1 3 の抽出方法としては、公知の各種方法を用いることができる。例えば、特許 4 0 6 0 6 1 5 号に開示されているように、B モード画像 1 1 0 内の構造物（臓器等、図示は省略）のコーナを検出して特徴点 6 1 3 とする、いわゆるコーナ検出を行ってもよい。このコーナ検出には種々の方法があるが特許 4 0 6 0 6 1 5 号に開示されているヘッセ行列の行列式や S U S A N オペレータなどの手法を用いることができる。なお、図 5 では、図面の煩雑化を防止するため臓器の外周を略曲線上に表示している。

## 【 0 0 5 5 】

また、本実施形態では着目領域 1 1 2 が矩形状に設定されるので、特徴点抽出部 6 0 8 は、着目領域 1 1 2 の四隅部（コーナ部）の周囲にある構造物に基づき、四隅部の個々の

10

20

30

40

50

周囲の特徴点 6 1 3 をそれぞれ複数抽出している。なお、四隅部の個々の特徴点 6 1 3 の抽出数は特に限定はされない。

【 0 0 5 6 】

図 6 に示すように、特徴点追跡部 6 0 9 は、特徴点抽出部 6 0 8 が抽出した各特徴点 6 1 3 を時間的に追跡するものである。特徴点 6 1 3 を追跡する手法としては、パターンマッチング、例えば相互相関法や濃度勾配法 (Optical Flow 法) 等を基本として種々の手法を用いてよい。これにより、各特徴点 6 1 3 の移動量及び移動方向などが求められる。

【 0 0 5 7 】

代表値算出部 6 1 0 は、着目領域 1 1 2 の四隅部毎の各特徴点 6 1 3 の追跡結果からこれらの代表値を四隅部別に算出する。例えば、四隅部別に各特徴点 6 1 3 の追跡結果 (移動量、移動方向) の平均値を代表値として算出する。これら四隅部毎の追跡結果の代表値に基づき、最新の着目領域 1 1 2 の位置及び形状を判定することができる。

【 0 0 5 8 】

追跡結果出力部 6 1 1 は、代表値算出部 6 1 0 から入力される着目領域 1 1 2 の四隅部毎の追跡結果の代表値を、着目領域 1 1 2 の追跡結果として CPU 1 0 0 に出力する。これにより、CPU 1 0 0 は、最新の着目領域 1 1 2 の位置及び形状を判別することができる。なお、着目領域 1 1 2 の追跡方法は上述の方法に限定されるものではなく、公知の各種方法を用いることができる。

【 0 0 5 9 】

< CPU の機能 (音速マップの生成に係る構成) >

図 7 に示すように、CPU 1 0 0 は、格納部 1 0 2 から読み出した各種プログラムを実行することにより、送受信制御部 (第 1 の送受信制御部) 1 2 0、局所音速値算出部 1 2 1、音速マップ生成部 1 2 2 として機能する。これら各部 1 2 0、1 2 1、1 2 2 により本発明の音速マップ生成部が構成される。また、局所音速値算出部 1 2 1 及び音速マップ生成部 1 2 2 は、本発明の第 1 の音速マップ生成部に相当する。

【 0 0 6 0 】

< 音速測定用の RF データの取得処理 >

図 8 に示すように、送受信制御部 1 2 0 は、着目領域追跡部 6 0 6 から入力される着目領域 1 1 2 の追跡結果に基づき、着目領域 1 1 2 内に超音波ビーム B (図 9 参照) の送信焦点 1 2 5 を複数設定する。送信焦点 1 2 5 は、局所音速値算出部 1 2 1 による局所音速算出において格子点  $X_{ROI}$ 、格子点 A 1、格子点 A 2、・・・となる点である (図 1 0 参照)。本実施形態では、送信焦点 1 2 5 は格子状に設定される。

【 0 0 6 1 】

次いで、図 9 に示すように、送受信制御部 1 2 0 は、各送信焦点 1 2 5 にそれぞれ送信フォーカスを行うための送信遅延パターンと、各送信焦点 1 2 5 からの超音波エコーを抽出するための受信遅延パターンを選択する。そして、送受信制御部 1 2 0 は、選択した各送信遅延パターン及び各受信遅延パターンに従って、送受信部 4 0 0 に制御信号を出力して超音波の送受信制御を行う。これにより、各送信焦点 1 2 5 に超音波ビームの焦点を合わせつつ、各送信焦点 1 2 5 からの超音波エコーを各素子 3 0 2 で検出することで、各送信焦点 1 2 5 の RF 信号が形成される。なお、本実施形態では、図中の各直線  $L_s$  に示すように、超音波ビームの焦点を Y 方向 (被検体 OBJ の深さ方向) に変えながら 1 ラインずつ各送信焦点 1 2 5 の RF 信号を形成する。各送信焦点 1 2 5 の RF 信号は、A/D 変換器 4 0 6 により RF データ (音速測定用の受信データ) に変換された後、シネメモリ 6 0 2 に格納される。

【 0 0 6 2 】

また、送受信制御部 1 2 0 は、着目領域追跡部 6 0 6 から CPU 1 0 0 に入力される着目領域 1 1 2 の追跡結果に基づき、着目領域 1 1 2 の位置が変化するたびに、新たな着目領域 1 1 2 内における送信焦点 1 2 5 の設定、超音波の送受信、及び RF データの取得を繰り返し実行する。なお、着目領域 1 1 2 の位置の変化がない場合でも、一定時間が経過

10

20

30

40

50

した場合には、着目領域 1 1 2 内の各送信焦点 1 2 5 の R F データを取得してもよい。

【 0 0 6 3 】

局所音速値算出部 1 2 1 は、特許文献 1 に開示されたホイヘンスの原理を利用した局所音速算出法を用いて、着目領域 1 1 2 内の個々の領域の局所音速値を求める。

【 0 0 6 4 】

図 1 0 ( a ) , ( b ) は、局所音速値の算出処理を模式的に示す図である。被検体 O B J 内の着目領域を代表する格子点を  $X_{R O I}$ 、格子点  $X_{R O I}$  よりも浅い（即ち、超音波探触子 3 0 0 側の）位置に X Y 方向に等間隔で配置された格子点を  $A_1, A_2, \dots$  とし、少なくとも格子点  $X_{R O I}$  と各格子点  $A_1, A_2, \dots$  との間の領域  $R_{X A}$  の音速はそれぞれ一定と仮定する。

【 0 0 6 5 】

本実施形態では、格子点  $A_1, A_2, \dots$  からの受信波（それぞれ  $W_{A_1}, W_{A_2}, \dots$ ）の（ $T$  及び遅延時間  $T$ ）が既知として、格子点  $X_{R O I}$  と格子点  $A_1, A_2, \dots$  の位置関係から格子点  $X_{R O I}$  における局所音速値を求める。具体的には、ホイヘンスの原理により、格子点  $X_{R O I}$  からの受信波  $W_X$  と格子点  $A_1, A_2, \dots$  からの受信波を仮想的に合成した受信波  $W_{S U M}$  が一致することを利用する。

【 0 0 6 6 】

格子点  $X_{R O I}$  及び格子点  $A_1, A_2, \dots$  の位置は、上述の送信焦点 1 2 5 の位置に基づき定められる。例えば、図 9 に示した各送信焦点 1 2 5 の配列において、図中の下から 2 行目の送信焦点 1 2 5 の 1 つを格子点  $X_{R O I}$  と定めた場合に、図中の下から 1 行目の送信焦点 1 2 5 の中から格子点  $A_1, A_2, \dots$  が定められる。また、図中の下から 3 行目の送信焦点 1 2 5 の 1 つを格子点  $X_{R O I}$  と定めた場合に、図中の下から 2 行目の送信焦点 1 2 5 の中から格子点  $A_1, A_2, \dots$  が定められる。そして、各格子点  $X_{R O I}, A_1, A_2, \dots$ （送信焦点 1 2 5）について予め取得されてシネメモリ 6 0 2 に格納されている R F データに基づき局所音速値の算出が行われる。

【 0 0 6 7 】

ここで、格子点  $X_{R O I}$  における局所音速値を求めるときの演算に使用する格子点  $A_1, A_2, \dots$  の範囲及び個数は予め決めておく。なお、局所音速値演算に使用する格子点の範囲が広いと局所音速値の誤差が大きくなり、狭いと仮想受信波との誤差が大きくなるため、格子点の範囲はこれらの兼ね合いで決める。

【 0 0 6 8 】

また、格子点  $A_1, A_2, \dots$  の X 方向の間隔は、分解能と処理時間の兼ね合いで決定される。格子点  $A_1, A_2, \dots$  の X 方向の間隔は一例で 1 m m から 1 c m である。なお、格子点  $A_1, A_2, \dots$  の間隔が広い場合には、合成波の演算（後述）が困難になるため、補間によって細かい格子点を生成すればよい。

【 0 0 6 9 】

< 局所音速の算出処理 >

図 1 1 に示すフローチャートにおいて、局所音速値算出部 1 2 1 は、上述のように格子点  $X_{R O I}$ 、格子点  $A_1, A_2, \dots$  の設定を行った後（ステップ S 1）、シネメモリ 6 0 2 に格納されている R F データに基づき、各格子点（ $X_{R O I}, A_1, A_2, \dots$ ）における最適音速値を判定する（ステップ S 2）。ここで、最適音速値とは、画像のコントラスト、シャープネスが最も高くなる音速値であり、各格子点における実際の局所音速値とは必ずしも一致しない。ステップ S 2 における最適音速値の判定方法としては、例えば、画像のコントラスト、スキャン方向の空間周波数、分散などから判定する方法（例えば、特開平 8 - 3 1 7 9 2 6 号公報）を適用することができる。

【 0 0 7 0 】

次いで、各格子点における最適音速値に基づいて、各格子点における局所音速値の判定が行われる（ステップ S 3）。以下、最適音速値に基づいて局所音速値を判定する方法を説明する。

【 0 0 7 1 】

最初に、図 12 に示すように、局所音速値算出部 121 は、格子点  $X_{ROI}$  における最適音速値に基づいて、格子点  $X_{ROI}$  を反射点とした時の仮想的な受信波（以下、仮想受信波という） $W_X$  の波形を算出する（ステップ S4）。

#### 【0072】

次いで、局所音速値算出部 121 は、格子点  $X_{ROI}$  における仮定音速の初期値を設定する（ステップ S5）。そして、局所音速値算出部 121 は、下記のように仮想的な合成受信波（以下、仮想合成受信波という） $W_{SUM}$  を算出する（ステップ S6）。格子点  $X_{ROI}$  における局所音速値を  $V$  と仮定すると、格子点  $X_{ROI}$  から伝播した超音波が格子点  $A1, A2, \dots$  に到達するまでの時間は  $X_{ROI}A1/V, X_{ROI}A2/V, \dots$  となる。ここで、 $X_{ROI}A1, X_{ROI}A2, \dots$  は、それぞれ格子点  $A1, A2, \dots$  と格子点  $X_{ROI}$  との間の距離である。格子点  $A1, A2, \dots$  における最適音速値はステップ S2 により既知のため、各格子点  $A1, A2, \dots$  からの受信波は予め求めることができる。従って、格子点  $A1, A2, \dots$  からそれぞれ遅延  $X_{ROI}A1/V, X_{ROI}A2/V, \dots$  で発した反射波（超音波エコー）を合成することにより、仮想合成受信波  $W_{SUM}$  を求めることができる。

10

#### 【0073】

なお、実際には、素子データ（RF 信号）上で上記処理を行うため、格子点  $X_{ROI}$  から格子点  $A1, A2, \dots$  に到達するまでの時間（それぞれ  $T1, T2, \dots$ ）は下記の式（1）により表される。ここで、 $X_{A1}, X_{A2}, \dots$  は、それぞれ格子点  $A1, A2, \dots$  と格子点  $X$  との間のスキャン方向（X 方向）の距離である。また、 $t$  は格子点の Y 方向時間間隔である。

20

#### 【0074】

##### 【数 1】

式（1）

$$T1 = \sqrt{(X_{A1}/V)^2 + (\Delta t/2)^2},$$

$$T2 = \sqrt{(X_{A2}/V)^2 + (\Delta t/2)^2},$$

$$T3 = \dots$$

30

#### 【0075】

上記  $T1, T2, \dots$  に、格子点  $X_{ROI}$  と同一の走査線上の格子点  $An$  から格子点  $X_{ROI}$  に到達するまでの時間（ $t/2$ ）を足した遅延で各格子点  $A1, A2, \dots$  からの受信波を合成することにより、仮想合成受信波  $W_{SUM}$  を求めることができる。

#### 【0076】

ここで、格子点を Y 方向に時間軸で等間隔（ $t$ ）に設定する場合に、空間上での間隔は必ずしも等間隔にはならない。従って、各格子点に超音波が到達するまでの時間を計算するときに、式（1）において  $t/2$  の代わりに補正した  $t/2$  を用いてもよい。ここで、補正した  $t/2$  は、例えば、格子点  $X_{ROI}$  と同音線の格子点  $An$  に比した  $A1, A2, \dots$  の深さ（Y 方向の距離）の差を  $V$  で除算した値を  $t/2$  から加算・減算した値である。各格子点  $A1, A2, \dots$  の深さはそれより浅い格子点において局所音速が既知であることから求められる。

40

#### 【0077】

また、仮想合成受信波  $W_{SUM}$  の算出は、実際に格子点  $A1, A2, \dots$  から遅延  $X_{ROI}A1/V, X_{ROI}A2/V, \dots$  で発した既定のパルス波（それぞれ  $W_{A1}, W_{A2}, \dots$ ）を重ね合わせることに由り行う。

#### 【0078】

次に、局所音速値算出部 121 は、仮想受信波  $W_X$  と仮想合成受信波  $W_{SUM}$  との誤差を算出する（ステップ S7）。仮想受信波  $W_X$  と仮想合成受信波  $W_{SUM}$  との誤差は、互

50

いの相互相関をとる方法、仮想受信波  $W_X$  に仮想合成受信波  $W_{SUM}$  から得られる遅延を掛けて位相整合加算する方法、又は逆に仮想合成受信波  $W_{SUM}$  に仮想受信波  $W_X$  から得られる遅延を掛けて位相整合加算する方法により算出される。ここで、仮想受信波  $W_X$  から遅延を得るには、格子点  $X_{ROI}$  を反射点とし、音速  $V$  で伝播した超音波が各素子 302 に到着する時刻を遅延とすればよい。また、仮想合成受信波  $W_{SUM}$  から遅延を得るには、隣り合う素子 302 間での合成受信波の位相差から等位相線を抽出し、その等位相線を遅延とするか、又は単に各素子 302 の合成受信波の最大（ピーク）位置の位相差を遅延としてもよい。また、各素子 302 からの合成受信波の相互相関ピーク位置を遅延としてもよい。位相整合加算時の誤差は、整合加算後の波形の peak to peak とする方法、又は包絡線検波した後の振幅の最大値とする方法により求められる。

10

#### 【0079】

次いで、假定音速が 1 ステップ変更された後（ステップ S8）、ステップ S6 から S7 が繰り返される。そして、全ての假定音速の値での演算が終了すると、局所音速値算出部 121 は、格子点  $X_{ROI}$  における局所音速値を判定する（ステップ S9）。ホイヘンスの原理を厳密に適用した場合に、上記のステップ S6 において求めた仮想合成受信波  $W_{SUM}$  の波形は、格子点  $X_{ROI}$  における局所音速値を  $V$  と假定した場合の仮想受信波（反射波） $W_X$  の波形と等しくなる。ステップ S9 では、仮想受信波  $W_X$  と仮想合成受信波  $W_{SUM}$  との差が最小になる假定音速の値を格子点  $X_{ROI}$  における局所音速値と判定する。これにより、着目領域 112 内の 1 つの格子点  $X_{ROI}$  における局所音速値が求められる。

20

#### 【0080】

以下同様にして、局所音速値算出部 121 は、上述の送信焦点 125 の位置に基づき定められる着目領域 112 内の他の複数の格子点  $X_{ROI}$  の局所音速値を算出する。そして、局所音速値算出部 121 は、送受信制御部 120 による RF データの再取得が実行されるごとに着目領域 112 内の局所音速値の算出を繰り返し実行する。

#### 【0081】

##### < 音速マップ生成処理 >

図 7 に戻って、音速マップ生成部 122 は、局所音速値算出部 121 が算出した着目領域 112 内の各格子点  $X_{ROI}$  の局所音速値に基づき、着目領域 112 内の局所音速の分布を示す音速マップ 130（図 14 参照）を生成する。また、音速マップ生成部 122 は、送受信制御部 120 による RF データの再取得と、局所音速値算出部 121 による局所音速値の算出とが行われるごとに、新たな着目領域 112 に対応する音速マップ 130 を生成する。

30

#### 【0082】

##### < 第 1 実施形態の超音波診断装置の作用 >

次に、図 13 に示すフローチャートを用いて上記構成の超音波診断装置 10 の作用について具体的に説明する。ライブモードでの超音波診断が開始されると、CPU 100 は、送受信部 400 に制御信号を出力して、超音波ビームの被検体 OBJ への送信、及び被検体 OBJ からの超音波エコーの受信を開始させる。各素子 302 で検出された超音波検出信号は送受信部 400 にてデジタルな RF データに変換される。

40

#### 【0083】

送受信部 400 にて生成された RF データは、シネメモリ 602 に格納されるとともに、画像信号生成部 500 に出力される。そして、画像信号生成部 500 にて RF データに基づき B モード画像データが生成されてアナログの画像信号に変換された後に表示制御部 105 に出力される。この画像信号に基づき、表示制御部 105 は、表示部 104 に B モード画像 110 を表示させる（ステップ S10）。

#### 【0084】

操作卓 202 の表示モード切り替えボタンが押下されて、B モード画像を単独で表示するモードから B モード画像に音速マップ 130 を重畳して表示するモードに切り替えられると、CPU 100 は、表示部 104 に着目領域 112 の設定を促すメッセージ等を表示

50

させる。医師は、表示部 104 に表示される B モード画像 110 を見ながら、ポインティングデバイス 204 を操作して B モード画像 110 上に着目領域 112 を設定する（ステップ S11）。

【0085】

着目領域 112 の設定がなされると、送受信制御部 120 は、図 8 及び図 9 に示したように、着目領域 112 内に送信焦点 125 を設定した後、送受信部 400 を制御して超音波の送受信（送信フォーカス、受信フォーカス）を実行させる。これにより、各送信焦点 125 の RF データが取得（生成・格納）される（ステップ S12）。

【0086】

各送信焦点 125 の RF データの取得後、局所音速値算出部 121 は、図 10 から図 12 に示したように、ホイヘンスの原理を利用して、着目領域 112 内の各格子点  $X_{ROI}$  の局所音速値を算出する。次いで、音速マップ生成部 122 は、局所音速値算出部 121 による局所音速値の算出結果に基づき、音速マップ 130 を生成して DSC504 に出力する（ステップ S13）。

【0087】

音速マップ 130 は、DSC504 にてテレビジョン信号の走査方式の画像データに変換され、画像処理部 506 にて画像処理が施されて画像メモリ 508 に格納された後、D/A 変換器 510 にてアナログの画像信号に変換されて表示制御部 105 に出力される。

【0088】

図 14 (a) に示すように、表示制御部 105 は、B モード画像の画像信号と、音速マップ 130 の画像信号とに基づき、B モード画像 110 に音速マップ 130 を重畳して表示部 104 に表示させる（ステップ S14）。音速マップ 130 では、着目領域 112 内が局所音速の値に応じて色分けして表示される。

【0089】

図 13 に戻って、ステップ S10 で説明したように新たな B モード画像データが生成されて画像メモリ 508 に格納される（ステップ S15）。着目領域追跡部 606 は、新たに格納された B モード画像データを画像メモリ 508 から読み出して、図 5 及び図 6 に示したように特徴点 613 の抽出、追跡、代表値の算出、追跡結果の出力を行う（ステップ S16）。

【0090】

CPU100 の各部 120 ~ 122 は、着目領域追跡部 606 の追跡結果に基づき、着目領域 112 の位置が変化（移動や傾きなど、以下、適宜「変位」という）しておらず（ステップ S17 で NO）、さらに先に音速マップ 150 を生成した時から一定時間が経過していない場合（ステップ S18 で NO）には、待機状態となる。この場合には、先に生成された音速マップ 130 が B モード画像 110 上に重畳表示される。

【0091】

一方、着目領域追跡部 606 の追跡結果に基づき、着目領域 112 が変位した場合（ステップ S17 で YES）には、上述のステップ S13 からステップ S15 が繰り返し実行される。これにより、新たな（変位後の）着目領域 112 の RF データの取得、変位後の着目領域 112 に対応する音速マップ 130 の生成が行われて、図 14 (b) に示すように、この音速マップ 130 が B モード画像 110 上に重畳表示される。

【0092】

なお、着目領域 112 は変位していないが、先に音速マップ 130 を生成してから一定時間が経過した場合（ステップ S18 で YES）にも同様に、ステップ S12 からステップ S15 が繰り返し実行されて音速マップ 130 が再生成された後、B モード画像 110 上に重畳表示される。

【0093】

以下、B モード画像 110 と音速マップ 130 との重畳表示が終了（ステップ S19）するまで、上述の各処理が繰り返し実行される。

【0094】

10

20

30

40

50

#### < 作用効果 >

本発明では、着目領域 1 1 2 の位置の変化に応じて新たな音速マップ 1 3 0 を生成しているので、被検体 O B J や超音波探触子 3 0 0 の動きの影響により着目領域 1 1 2 の位置がずれた場合でも、この着目領域 1 1 2 の音速マップ 1 3 0 が表示される。その結果、正確な診断を行うことができる。また、医師が着目領域 1 1 2 の再設定を行う必要がなくなるので、診断を効率よく行うことができる。

#### 【 0 0 9 5 】

##### < 着目領域内の R F データの取得の他実施例 >

上記第 1 実施形態では、着目領域 1 1 2 内の R F データを一括取得しているが、複数フレームの B モード画像データを取得する際に、フレーム毎に 1 ライン（図 9 参照）ずつ R F データを取得してもよい。

10

#### 【 0 0 9 6 】

例えば、図 1 5（a）及び（b）に示すように、B モード画像を単独で表示するモード（（a）参照）から B モード画像に音速マップ 1 3 0 を重畳して表示するモード（（b）参照）に切り替えられると、B モード画像データ  $B_{S1}$  が生成される。1 フレーム分の B モード画像データ  $B_{S1}$  は、複数のラインデータ  $B_{Line}$  と、着目領域 1 1 2 の 1 ライン分の送信焦点 1 2 5 の R F 信号（R F データ）を含むラインデータ  $S_{Line}$  とを含んで生成される。各フレームの B モード画像データ  $B_{S1}$  には、それぞれ着目領域 1 1 2 の異なるラインのラインデータ  $S_{Line}$  が含まれる。従って、複数フレーム（図中で 5 フレーム）の B モード画像データ  $B_{S1}$  を取得したときに、着目領域 1 1 2 の全領域の送信焦点 1 2 5 の R F 信号（R F データ）が得られる。なお、B モード画像を単独で表示するモード時には、B モード画像データ B は全てラインデータ  $B_{Line}$  で構成されている。

20

#### 【 0 0 9 7 】

そして、図 1 5（c）に示すように、着目領域 1 1 2 の変位が検出されると、1 フレーム分の B モード画像データ  $B_{S2}$  が、複数のラインデータ  $B_{Line}$  と、新たな着目領域 1 1 2 の 1 ライン分の送信焦点 1 2 5 の R F 信号（R F データ）を含むラインデータ  $S_{Line}$  とを含んで生成される。この場合にも数フレーム（図中で 5 フレーム）の B モード画像データ  $B_{S2}$  を取得したときに、新たな着目領域 1 1 2 の全領域の送信焦点 1 2 5 の R F 信号（R F データ）が得られる。

30

#### 【 0 0 9 8 】

送信焦点 1 2 5 の設定、超音波の送受信（送信フォーカス、受信フォーカス）、R F データの生成を含む一連の処理には長い処理時間を要するが、図 1 5 に示した実施形態の場合には 1 フレームあたり 1 ライン分の処理を行えばよいので、1 フレームあたりの処理負荷を減らすことができる。その結果、B モード画像データの生成などの他の処理に及ぼす影響が抑えられる。なお、第 2 実施形態以降の各実施形態についても同様の方法で R F データを取得することができる。

#### 【 0 0 9 9 】

##### [ 第 2 実施形態の超音波診断装置 ]

次に、図 1 6 を用いて本発明の第 2 実施形態の超音波診断装置 2 0 について説明を行う。上記第 1 実施形態では、着目領域 1 1 2 の特徴点 6 1 3 の抽出及び追跡等を行うことで着目領域 1 1 2 の追跡を行っているが、第 2 実施形態の超音波診断装置 2 0 では磁気センサ（変位検出センサ）3 0 5 を用いて着目領域 1 1 2 の追跡を行う。なお、超音波診断装置 2 0 は、超音波探触子 3 0 0 に磁気センサ 3 0 5 が設けられている点を除けば第 1 実施形態と基本的に同じ構成であるので、第 1 実施形態と機能・構成上同一のものについては、同一符号を付してその説明は省略する。

40

#### 【 0 1 0 0 】

磁気センサ 3 0 5 は超音波探触子 3 0 0 に設けられている。この磁気センサ 3 0 5 は、超音波診断装置 2 0 に超音波探触子 3 0 0 とは別体に設けられた磁気発生部 3 0 6 から発生する磁気を検出して、検出信号を着目領域追跡部 6 1 5 に送る。

#### 【 0 1 0 1 】

50



着目領域追跡部 615 は、磁気センサ 305 の検出信号に基づいて、磁気発生部 306 を原点とする 3 次元空間の座標系における超音波探触子 300 の位置及び傾きを算出する。これにより、超音波探触子 300 の変位量（移動量、傾き量）を検出することができる。

#### 【0102】

図 17 (a), (b) 及び図 18 (a), (b) に示すように、超音波探触子 300 の変位（移動、傾き）が発生すると、この変位に応じて着目領域 112 も変位する。従って、磁気センサ 305 の検出信号に基づいて超音波探触子 300 の変位を検出することで、第 1 実施形態と同様に着目領域 112 を追跡することができる。

#### 【0103】

以下、第 1 実施形態と同様に、着目領域 112 の RF データの取得、音速マップ 130 の生成・重畳表示、着目領域 112 の追跡、着目領域 112 の RF データの再取得、音速マップ 130 の再生成などが実行される。着目領域 112 の追跡方法が異なる点を除けば、基本的には第 1 実施形態と同じ処理（図 13 参照）を行うので、超音波診断装置 20 の作用については説明を省略する。第 2 実施形態の超音波診断装置 20 においても、第 1 実施形態で説明した効果と同様の効果が得られる。

#### 【0104】

なお、第 2 実施形態では、着目領域 112 の外周付近の局所音速値を補間処理により求める。具体的には図 18 (b) に示すように、送受信制御部 120 は、着目領域 112 内に送信焦点 125（図中の黒丸で表示）を設定する他に、着目領域 112 よりも外側にも送信焦点 125'（図中の白丸で表示）を設定して RF データの取得を行う。

#### 【0105】

次いで、局所音速値算出部 121 が、着目領域 112 の内側・外側の RF データに基づいて、着目領域 112 の内側・外側の局所音速値を算出する。そして、局所音速値算出部 121 は、着目領域 112 の内側の局所音速値と、外側の局所音速値とに基づいて、着目領域 112 の外周付近の局所音速値を補間処理により求める。以下、第 1 実施形態と同様に音速マップ 130 が生成される。着目領域 112 の変位量が大きい場合でも着目領域 112 の外周付近の局所音速値を求めることができる。なお、上記第 1 実施形態についても同様にして、着目領域 112 の外側に送信焦点 125' を設定して補間処理により着目領域 112 の外周付近の局所音速値を求めてもよい。

#### 【0106】

<その他>

上記第 2 実施形態では、磁気センサ 305 及び磁気発生部 306 を用いて着目領域 112（超音波探触子 300）の変位を検出（追跡）しているが、例えば 3 次元加速度センサなどの公知の各種の変位検知センサを超音波探触子 300 に設けて着目領域 112（超音波探触子 300）の変位を検出（追跡）してもよい。

#### 【0107】

[第 3 実施形態の超音波診断装置]

次に、図 19 を用いて本発明の第 3 実施形態の超音波診断装置 30 について説明を行う。上記第 1 実施形態では、着目領域 112 内に送信焦点 125 を設定して取得した RF データに基づき、着目領域 112 内の局所音速値を算出している。これに対して、第 3 実施形態の超音波診断装置 30 では、B モード画像 110 内の全領域に送信焦点 125 を設定して取得した RF データに基づき、着目領域 112 内の局所音速値を算出する。

#### 【0108】

超音波診断装置 30 は、CPU 100 が送受信制御部 120a、局所音速値算出部 121a として機能する点を除けば、第 1 実施形態と基本的に同じ構成であるので、第 1 実施形態と機能・構成上同一のものについては、同一符号を付してその説明は省略する。

#### 【0109】

送受信制御部 120a は、B モード画像 110 内の全領域（包含領域）に送信焦点 125 を設定して超音波の送受信を送受信部 400 に実行させる。これにより、B モード画像

10

20

30

40

50

110の全領域のRFデータが得られる。局所音速値算出部121aは、着目領域追跡部606の追跡結果に基づき、Bモード画像110の全領域のRFデータの中から着目領域112内のRFデータを取得して、着目領域112内の局所音速値を算出する。

【0110】

<第3実施形態の超音波診断装置の作用>

図20に示すフローチャート及び図21から図23に示す説明図を用いて、上記構成の超音波診断装置30の作用について具体的に説明する。なお、着目領域112の設定がなされるまでの処理(ステップS10, S11)は、第1実施形態と同じであるので説明は省略する。

【0111】

図21に示すように、着目領域112の設定後、送受信制御部120aは、Bモード画像110の全領域に超音波ビームBの送信焦点125を格子状に複数設定する。そして、送受信制御部120aは、送受信部400を制御して超音波の送受信(送信フォーカス、受信フォーカス)を実行させる。これにより、Bモード画像110の全領域の各送信焦点125に対応するRFデータが取得(生成・格納)される(ステップS21)。

【0112】

次いで、図22に示すように、局所音速値算出部121aは、ステップS11で設定された着目領域112の範囲に基づき、ステップS21で取得されたRFデータの中から着目領域112内の送信焦点125に対応するRFデータを選択する。なお、図中の符号「125'」は着目領域112外の送信焦点(図中で白丸で表示)である。そして、局所音速値算出部121aは、第1実施形態と同様に着目領域112内の各格子点 $X_{ROI}$ の局所音速値を算出する。この局所音速値の算出後、音速マップ生成部122は、局所音速値算出部121aの算出結果に基づき、音速マップ130を生成する(ステップS22)。

【0113】

以下、第1実施形態と同様に、音速マップ130の重畳表示(ステップS14)と、新たなBモード画像データの生成(ステップS15)と、着目領域112の追跡(ステップS16)とが実行される。そして、着目領域112が変位しておらず(ステップS17でNO)、さらに先の音速マップ150の生成時から一定時間が経過していない場合(ステップS18でNO)には、先の音速マップ130がBモード画像110上に重畳表示される。

【0114】

一方、着目領域112が変位した場合(ステップS17でYES)又は先に音速マップ130を生成してから一定時間が経過した場合(ステップS18でYES)には、上述のステップS21, S22, S14等が繰り返し実行される。これにより、図23に示すように、Bモード画像110の全領域のRFデータの取得、変位後の着目領域112に対応するRFデータを選択、着目領域112の局所音速値の算出、着目領域112の音速マップ130の生成・重畳表示が行われる。以下、Bモード画像110と音速マップ130との重畳表示が終了(ステップS19)するまで、上述の各処理が繰り返し実行される。

【0115】

<作用効果>

本発明の第3実施形態では、第1実施形態と同様に、着目領域112の位置の変化に応じて新たな音速マップ130を生成しているので、第1実施形態で説明した効果と同様の効果が得られる。

【0116】

<第3-1実施形態>

なお、上記第3実施形態では、着目領域112が変位した場合には、Bモード画像110の全領域のRFデータを再取得して音速マップ130を再生成している(ステップS17, S21, S22)。この際に、先に取得したBモード画像110の全領域のRFデータに、新たな(変位後の)着目領域112に対応するRFデータが含まれている場合には、Bモード画像110の全領域のRFデータの再取得を行わなくてもよい。

10

20

30

40

50

## 【 0 1 1 7 】

例えば、図 2 4 に示すように、着目領域 1 1 2 が変位した場合（ステップ S 1 7 で Y E S ）に、送受信制御部 1 2 0 a は、着目領域追跡部 6 0 6 の追跡結果に基づきシネメモリ 6 0 2 を参照して、先に取得された B モード画像 1 1 0 の全領域の R F データに、変位後の着目領域 1 1 2 に対応する R F データが含まれているか否かを判定する（ステップ S 2 3 ）。そして、送受信制御部 1 2 0 a は、変位後の着目領域 1 1 2 に対応する R F データが含まれていると判定した場合（ステップ S 2 3 で Y E S ）には、R F データの再取得を実行せずに待機状態となる。

## 【 0 1 1 8 】

次いで、局所音速値算出部 1 2 1 a は、着目領域追跡部 6 0 6 の追跡結果に基づき、先のステップ S 2 1 で取得された R F データの中から着目領域 1 1 2 内の送信焦点 1 2 5 に対応する R F データを選択して、変位後の着目領域 1 1 2 の局所音速値を算出する。そして、音速マップ生成部 1 2 2 は、局所音速値算出部 1 2 1 a の算出結果に基づき、音速マップ 1 3 0 を生成する（ステップ S 2 2 ）。以降の処理（ステップ S 1 7 で N O の場合も含む）は、上記第 3 実施形態と基本的には同じであるので説明は省略する。着目領域 1 1 2 が変位した場合でも、B モード画像 1 1 0 の全領域の R F データの再取得を毎回実行する必要がなくなるので、超音波診断装置 3 0 の処理負荷を減らすことができる。

## 【 0 1 1 9 】

## [ 第 4 実施形態の超音波診断装置 ]

次に、図 2 5 を用いて本発明の第 4 実施形態の超音波診断装置 4 0 について説明を行う。上記第 1 実施形態では着目領域 1 1 2 内に送信焦点 1 2 5 を設定し、上記第 3 実施形態では B モード画像 1 1 0 の全領域に送信焦点を設定している。これに対して、第 4 実施形態の超音波診断装置 4 0 では、着目領域 1 1 2 を包含する包含領域 1 3 2（図 2 6、図 2 7 参照）に送信焦点 1 2 5 を設定する。第 4 実施形態の包含領域 1 3 2 は、着目領域 1 1 2 よりは広くかつ B モード画像 1 1 0 の全領域よりは狭い領域である。

## 【 0 1 2 0 】

超音波診断装置 4 0 は、C P U 1 0 0 が送受信制御部 1 2 0 b、局所音速値算出部 1 2 1 b として機能する点を除けば、上記第 1 及び第 3 実施形態と基本的に同じ構成であるので、第 1 及び第 3 実施形態と機能・構成上同一のものについては、同一符号を付してその説明は省略する。

## 【 0 1 2 1 】

図 2 6 に示すように、送受信制御部 1 2 0 b は、包含領域 1 3 2 に送信焦点 1 2 5 を設定して超音波の送受信を送受信部 4 0 0 に実行させる点を除けば、第 3 実施形態の送受信制御部 1 2 0 a と基本的に同じである。これにより、包含領域 1 3 2 内の送信焦点 1 2 5 , 1 2 5 ' の R F データが得られる。包含領域 1 3 2 は、例えば、前回設定していた着目領域 1 1 2 よりも広め（具体的には着目領域 1 1 2 の四辺よりも + 3 0 % ずつ広い領域）に設定される。

## 【 0 1 2 2 】

局所音速値算出部 1 2 1 b は、着目領域追跡部 6 0 6 の追跡結果に基づき、包含領域 1 3 2 内の R F データの中から着目領域 1 1 2 に対応する R F データを取得して、着目領域 1 1 2 の局所音速値を算出する。これにより、上記各実施形態と同様に、音速マップ生成部 1 2 2 により着目領域 1 1 2 の音速マップ 1 3 0 が生成されて、B モード画像 1 1 0 上に重畳表示される。

## 【 0 1 2 3 】

図 2 7 に示すように、着目領域 1 1 2 が変位した場合には、着目領域追跡部 6 0 6 の追跡結果に基づき、新たな包含領域 1 3 2 内の送信焦点 1 2 5 , 1 2 5 ' の設定と、超音波の送受信と、各送信焦点 1 2 5 , 1 2 5 ' に対応する R F データの取得と、新たな着目領域 1 1 2 の局所音速値の算出と、音速マップ 1 3 0 の生成・表示と、着目領域 1 1 2 の追跡とが実行される。

## 【 0 1 2 4 】

なお、図 28 に示すように、着目領域 112 が変位した場合であっても、先に取得した包含領域 132 の RF データに、変位後の着目領域 112 に対応する RF データが含まれている場合には、包含領域 132 の RF データの再取得を行わなくてもよい。この場合には、図 24 に示した第 3 - 1 実施形態と同様に、先に取得された包含領域 132 の RF データの中から変位後の着目領域 112 に対応する RF データを選択して、局所音速値の算出と、音速マップ 130 の生成・表示等を実行すればよい。

#### 【0125】

##### < 作用効果 >

本発明の第 4 実施形態では、第 3 実施形態よりは送信焦点 125 の設定範囲（RF データの取得範囲）を狭くすることができるので、超音波診断装置 40 の処理負荷を第 3 実施形態よりも減らすことができる。

10

#### 【0126】

##### < 第 4 - 1 実施形態 >

上記第 4 実施形態では、局所音速値算出部 121b は着目領域 112 内の局所音速値を算出し、音速マップ生成部 122 は着目領域 112 に対応する音速マップ 130 を生成している。これに対して、例えば図 29 に示すように、包含領域 132 内の RF データに基づき局所音速値算出部 121b により包含領域 132 内の局所音速値を算出して、この算出結果に基づき、音速マップ生成部 122 により包含領域 132 に対応する音速マップ 130a を生成してもよい。これにより、着目領域 112 の追跡結果に誤差が含まれていたとしても、着目領域 112 の音速マップを確実に表示することができる。

20

#### 【0127】

##### [ その他 ]

上記各実施形態では、B モード画像 110 の面内での着目領域 112 の変位（移動、傾き）を追跡することで新たな音速マップを生成しているが、ここでいう着目領域 112 の変位には、超音波探触子 300 と着目領域 112 との間の距離が変化することに伴う B モード画像 110 内での着目領域 112 の拡大縮小も含まれる。この着目領域 112 の拡大縮小についても上記構成の着目領域追跡部 606 等により追跡することができる。従って、着目領域 112 の拡大縮小に応じて音速マップを拡大縮小して重畳表示することができる。

30

#### 【0128】

上記各実施形態の局所音速値算出部 121（121a，121b）は、特許文献 1 に開示されたホイヘンスの原理を利用した局所音速算出法を用いて着目領域 112 内の局所音速値を求めているが、例えば特許文献 1 に開示された屈折率モデル計算を利用した局所音速算出法を用いて着目領域 112 内の局所音速値を求めてもよく、局所音速算出法は特に限定はされない。

#### 【0129】

上記各実施形態では、着目領域 112 を矩形状に設定しているが、例えば円形状等の各種形状に着目領域を設定してもよい。

#### 【0130】

上記各実施形態では、着目領域 112 の変位に伴い、変位後の着目領域 112 に対応する RF データを用いて音速マップ 130 を生成している。これに対して、例えば、B モード画像 110 の全領域（または前述の包含領域 132 でも可）に対応する音速マップを生成しておき、この音速マップから着目領域追跡部 606 により追跡されている着目領域 112 に対応する音速マップを抽出（切り出し）してもよい。なお、B モード画像 110 の全領域（または包含領域 132）に対応する音速マップは定期的に更新することが好ましい。

40

#### 【符号の説明】

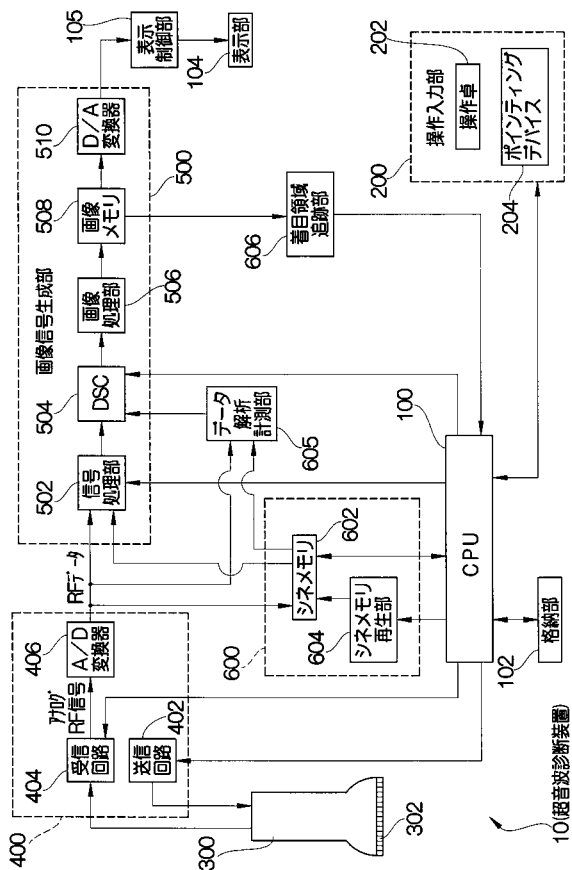
#### 【0131】

10，20，30... 超音波診断装置，100... CPU，110... B モード画像，112... 着目領域，120... 送受信制御部，121... 局所音速値算出部，122... 音速マップ生

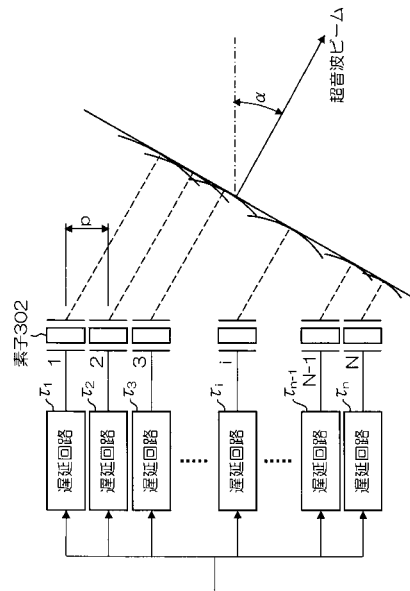
50

成部，125...送信焦点，130...音速マップ，200...操作入力部，300...超音波探  
触子，305...磁気センサ，306...磁気発生部，400...送受信部，500...画像信号  
生成部，606...着目領域追跡部

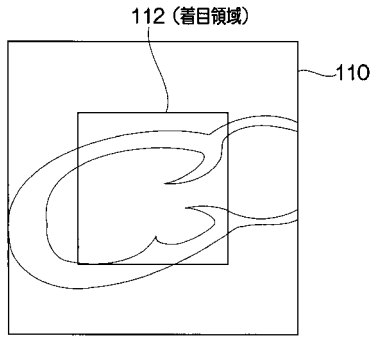
【図1】



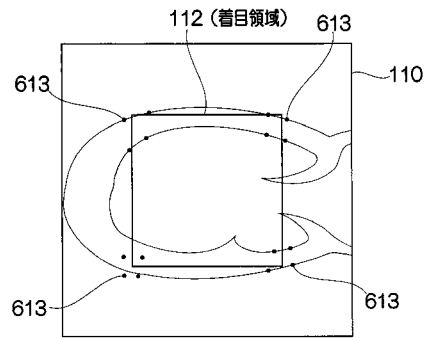
【図2】



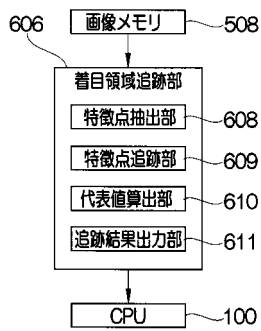
【図 3】



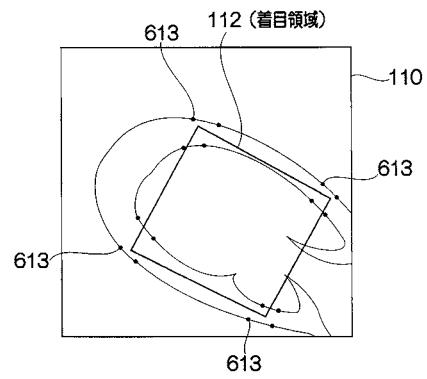
【図 5】



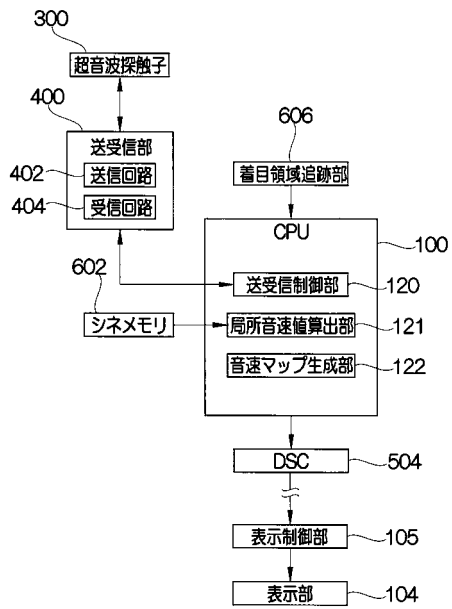
【図 4】



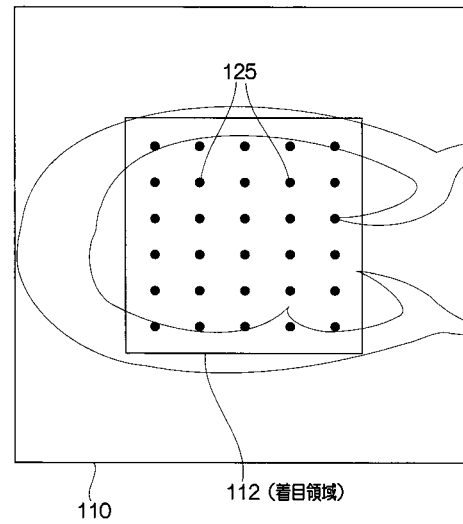
【図 6】



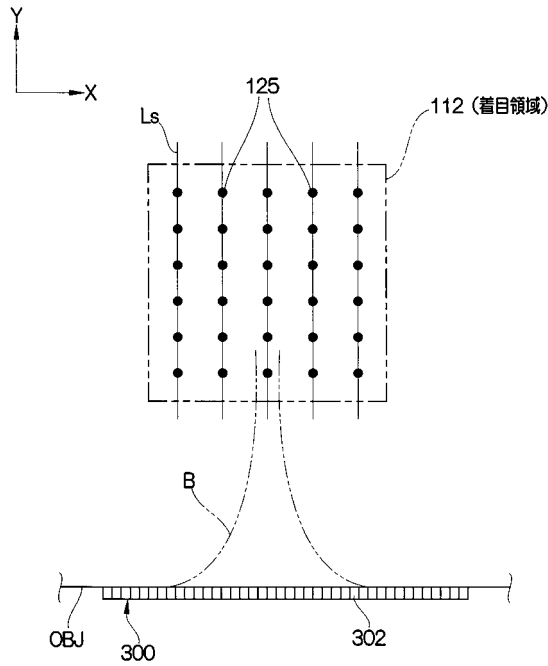
【図 7】



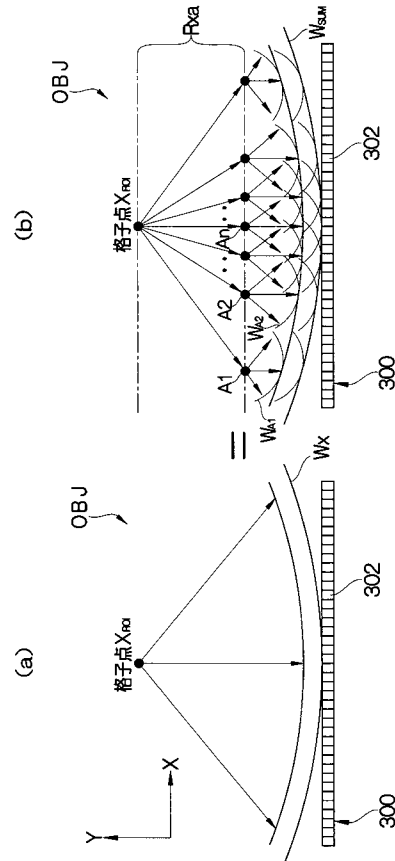
【図 8】



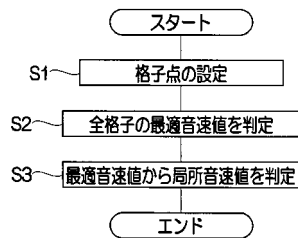
【図 9】



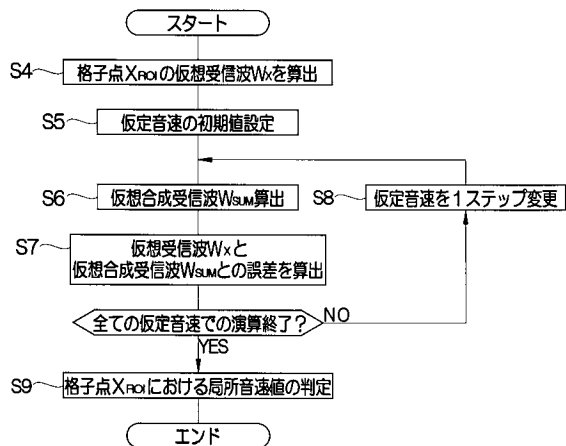
【図 10】



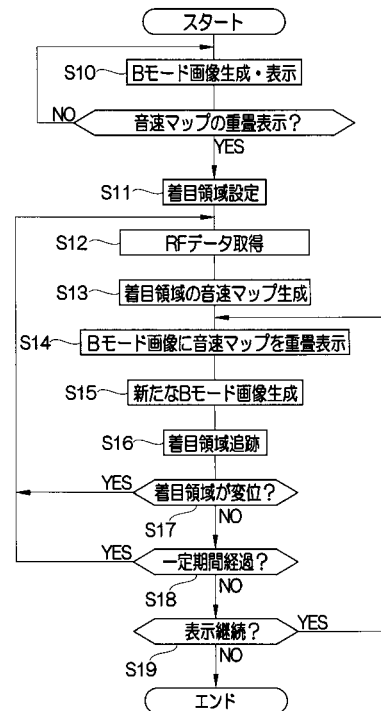
【図 11】



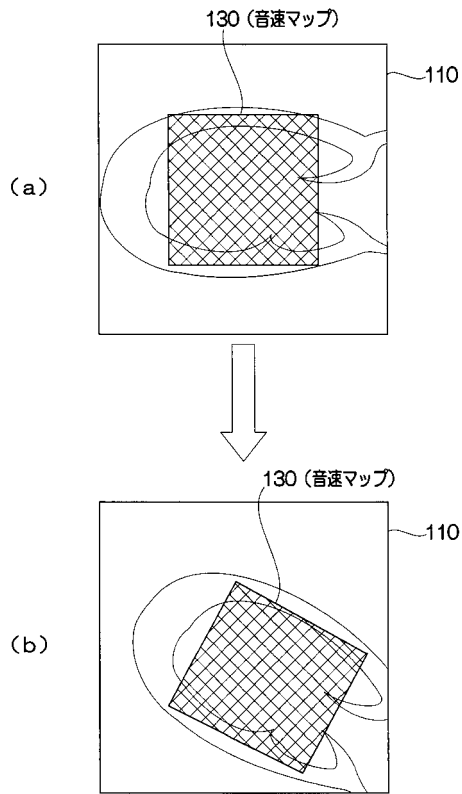
【図 12】



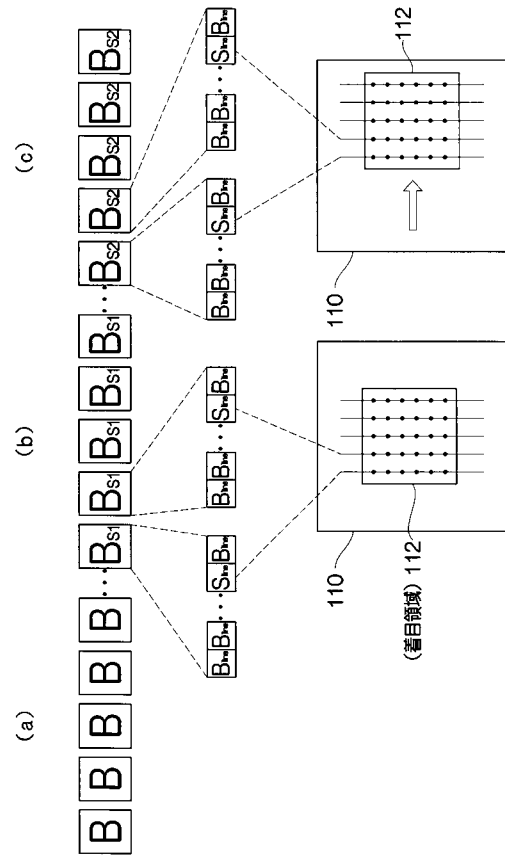
【図 13】



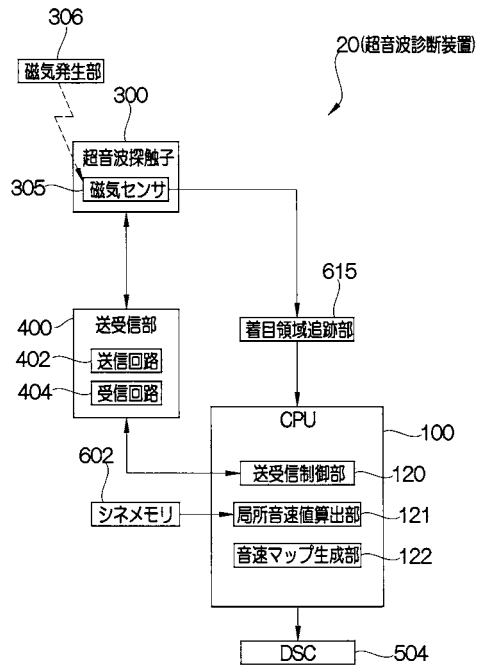
【図 14】



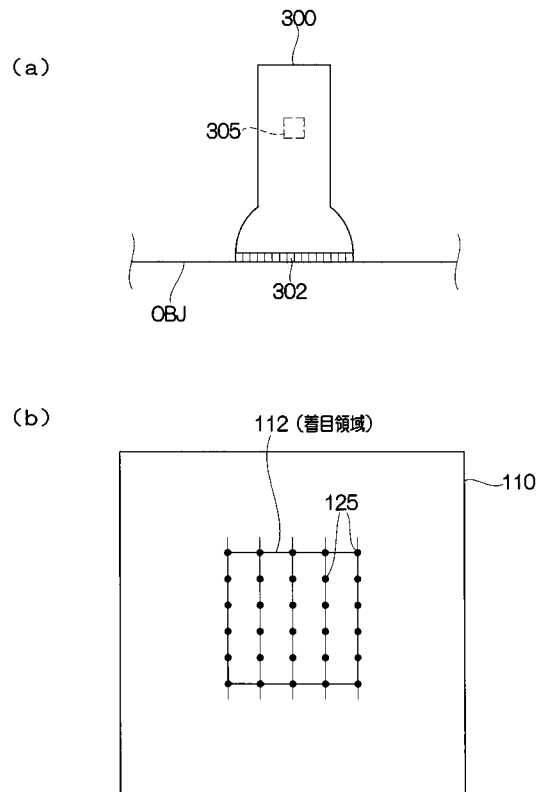
【図 15】



【図 16】

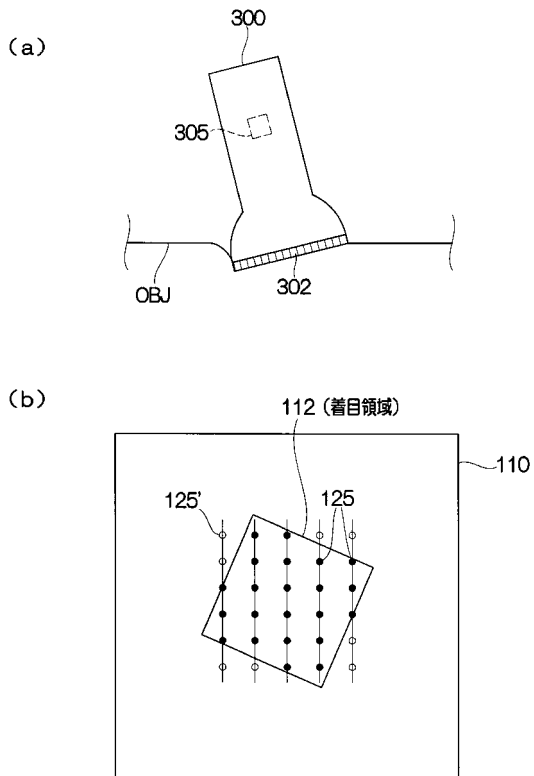


【図 17】

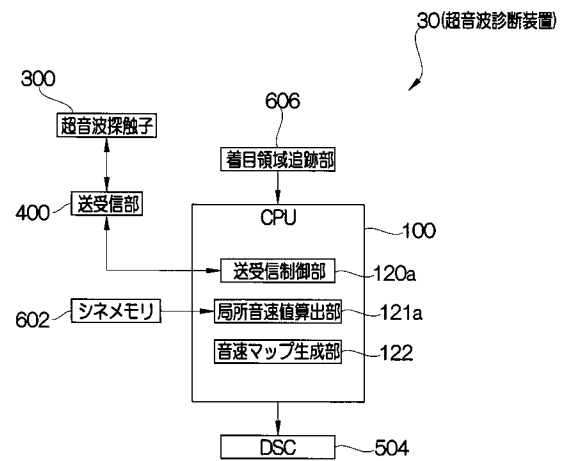




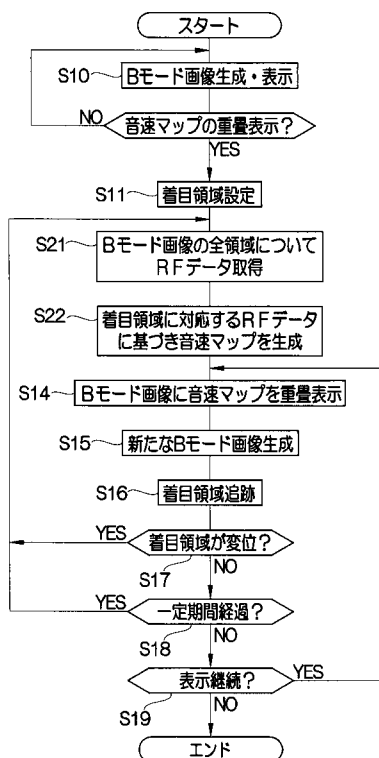
【図 18】



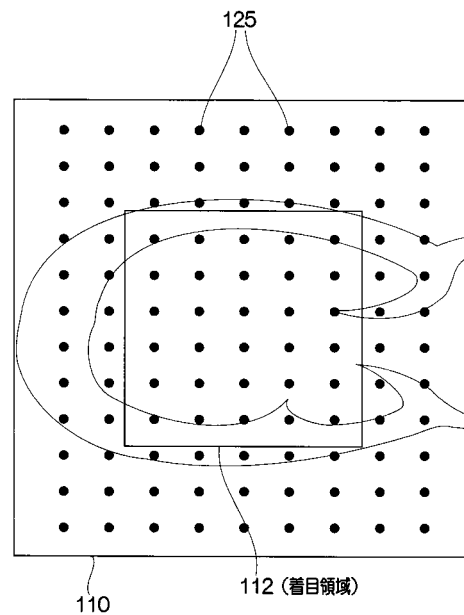
【図 19】



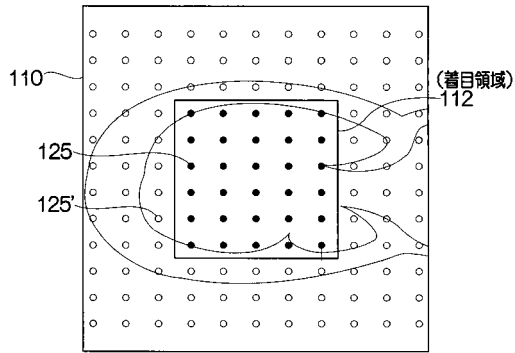
【図 20】



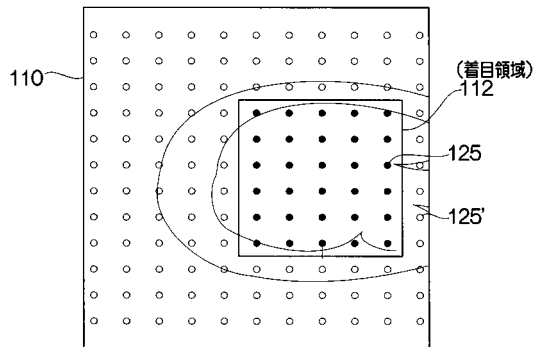
【図 21】



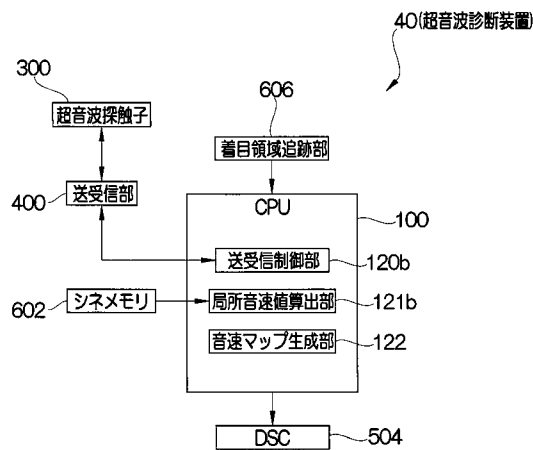
【図 2 2】



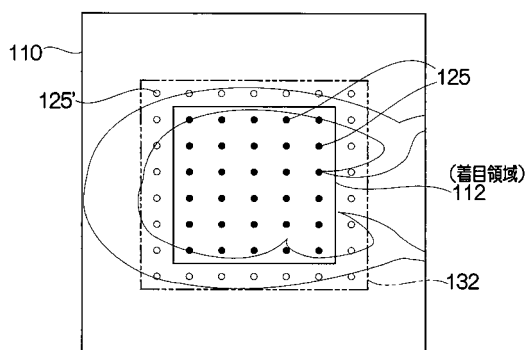
【図 2 3】



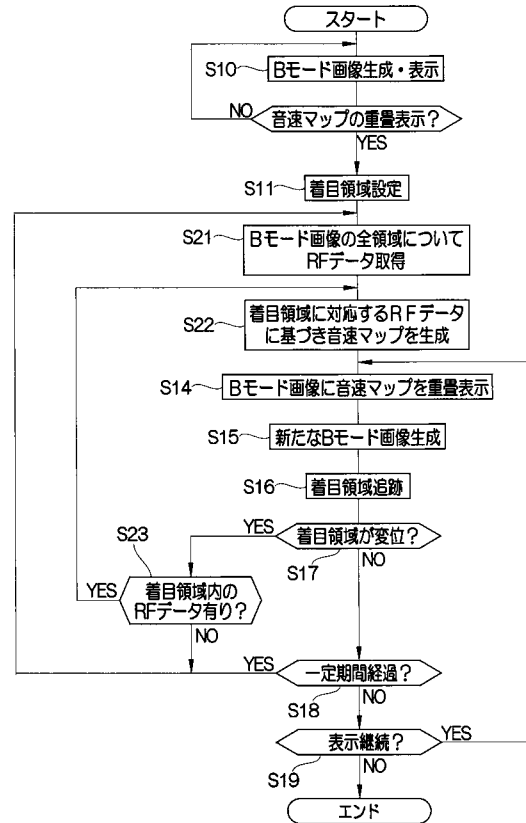
【図 2 5】



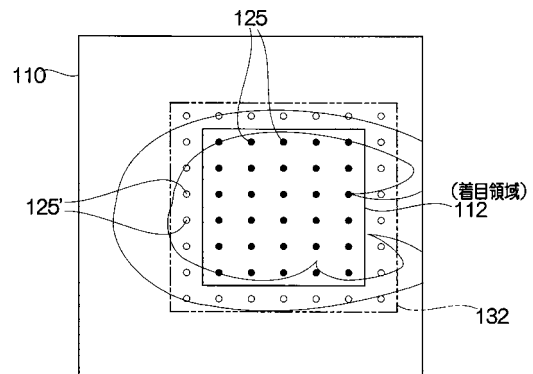
【図 2 6】



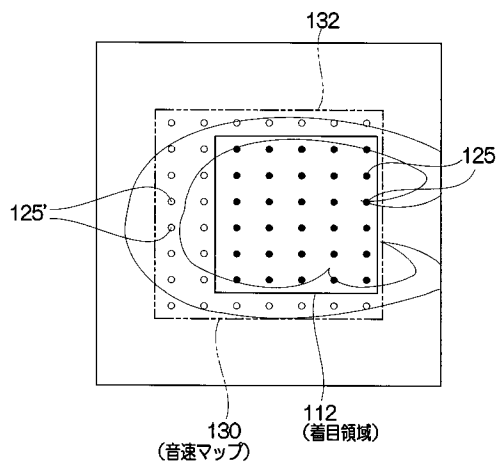
【図 2 4】



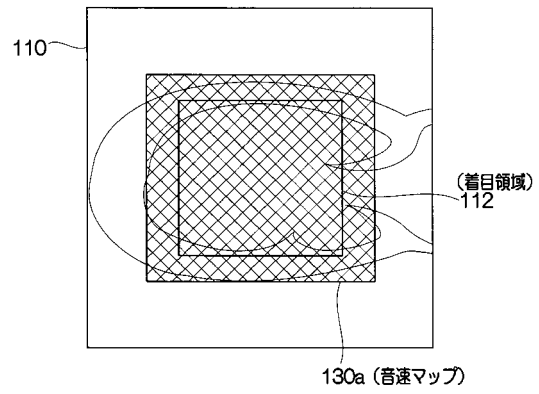
【図 2 7】



【図 28】



【図 29】



专利名称(译)	超声检查		
公开(公告)号	<a href="#">JP2013244161A</a>	公开(公告)日	2013-12-09
申请号	JP2012119578	申请日	2012-05-25
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	田辺 剛		
发明人	田辺 剛		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/DD20 4C601/EE11 4C601/HH29 4C601/JC06 4C601/JC37		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

摘要：要解决的问题：生成医生首先设定的感兴趣区域的声速图，而不管受试者的移动等。解决方案：在显示单元上显示的B模式图像上设置感兴趣区域。通过在感兴趣区域中设置多个发送焦点并发送/接收超声波来获取与感兴趣区域相对应的RF数据。基于对应于感兴趣区域的RF数据计算感兴趣区域的局部声速值，以产生表示感兴趣区域的声速分布的声速图。声速图被叠加显示在B模式图像上。跟踪B模式图像中新获取的感兴趣区域的位置。基于感兴趣区域的位置的跟踪结果，根据感兴趣区域的位置的变化生成新的声速图，并且将声速图叠加地显示在B模式图像上。

