

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4465018号

(P4465018)

(45) 発行日 平成22年5月19日(2010.5.19)

(24) 登録日 平成22年2月26日(2010.2.26)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 12 (全 29 頁)

(21) 出願番号 特願2008-231244 (P2008-231244)
(22) 出願日 平成20年9月9日(2008.9.9)
(65) 公開番号 特開2010-63543 (P2010-63543A)
(43) 公開日 平成22年3月25日(2010.3.25)
審査請求日 平成20年9月9日(2008.9.9)

(73) 特許権者 304050923
オリンパスメディカルシステムズ株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(74) 代理人 100076233
弁理士 伊藤 進
(72) 発明者 御園 和裕
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ
リンパスメディカルシステムズ株式会社内
審査官 川上 則明

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】

超音波振動子から超音波を被検体に送信し、超音波画像をモニタに表示する超音波診断装置において、

前記超音波振動子から所定の焦点位置の超音波を送信可能な振動子駆動手段と、

前記超音波画像における前記モニタに表示される表示領域を変更可能な表示領域変更手段と、

前記領域変更手段の変更結果に応じて、前記振動子駆動手段における前記超音波の送信タイミングを調整するタイミング調整手段の前記送信タイミングを制御することによって、前記超音波画像の焦点位置を変更する制御手段と、

前記超音波画像における、前記モニタに表示される表示領域に応じた送信タイミング情報を記憶した記憶手段と、

を具備し、

前記超音波画像における前記モニタに表示される表示領域は、前記超音波振動子のラジアル走査時において前記超音波画像がラジアル表示される全円表示又はその全円表示の半分の半円表示、又は前記超音波画像における関心領域表示に基づく表示領域であり、

前記制御手段は、

前記表示領域の変更があると、前記記憶手段から、変更後の表示領域に応じた送信タイミング情報を読み出し、この読み出した送信タイミング情報に基づいて前記タイミング調整手段を制御して前記超音波画像の焦点位置を変更するものであって、

10

20

前記表示領域を前記ラジアル表示の前記全円表示に変更した場合、或いは前記全円表示の表示領域から前記半円表示に変更した場合に、前記表示領域の変更に基づく縮尺倍率に基づいて、前記超音波画像の焦点位置を変更するように自動的に制御することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記制御手段は、前記表示領域を前記ラジアル表示の前記全円表示に変更した場合には、前記表示領域の $1/4$ あるいはその近辺にこのラジアル表示する超音波画像の焦点位置を変更するように制御し、

前記表示領域を前記半円表示に変更した場合には、前記表示領域の $1/2$ あるいはその近辺にこの半円表示する超音波画像の焦点位置を変更するように制御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。

10

【請求項 3】

前記制御手段は、前記表示領域を前記ラジアル表示の前記全円表示に変更した場合には、前記表示領域の $1/8$ あるいはその近辺にこのラジアル表示する超音波画像の焦点位置を変更するように制御し、

前記表示領域を前記半円表示に変更した場合には、前記表示領域の $1/4$ あるいはその近辺にこの半円表示する超音波画像の焦点位置を変更するように制御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 4】

前記制御手段は、前記表示領域を前記ラジアル表示の前記全円表示に変更した場合には、前記表示領域の $3/8$ あるいはその近辺にこのラジアル表示する超音波画像の焦点位置を変更するように制御し、

前記表示領域を前記半円表示に変更した場合には、前記表示領域の $3/4$ あるいはその近辺にこの半円表示する超音波画像の焦点位置を変更するように制御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。

20

【請求項 5】

前記制御手段は、前記表示領域を前記ラジアル表示の前記全円表示に変更した場合、或いは前記全円表示の表示領域から前記半円表示に変更した場合に、前記超音波画像の焦点位置を示すマーカを前記モニタの画面上に表示させることを特徴とする請求項 1 から請求項 4 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 6】

超音波振動子から超音波を被検体に送信し、超音波画像をモニタに表示する超音波診断装置において、

前記超音波振動子から所定の焦点位置の超音波を送信可能な振動子駆動手段と、

前記超音波画像における前記モニタに表示される表示領域を変更可能な表示領域変更手段と、

前記領域変更手段の変更結果に応じて、前記振動子駆動手段における前記超音波の送信タイミングを調整するタイミング調整手段の前記送信タイミングを制御することによって、前記超音波画像の焦点位置を変更する制御手段と、

前記超音波画像における、前記モニタに表示される表示領域に応じた送信タイミング情報を記憶した記憶手段と、

40

を具備し、

前記超音波画像における前記モニタに表示される表示領域は、前記超音波振動子のラジアル走査時において前記超音波画像がラジアル表示される全円表示又はその全円表示の半分の半円表示、又は前記超音波画像における関心領域表示に基づく表示領域であり、

前記制御手段は、

前記表示領域の変更があると、前記記憶手段から、変更後の表示領域に応じた送信タイミング情報を読み出し、この読み出した送信タイミング情報に基づいて前記タイミング調整手段を制御して前記超音波画像の焦点位置を変更するものであって、

フローモードが実行された場合には、前記フローモード実行時に表示される前記関心領

50

域の大きさ及び位置に連動して、前記超音波画像の焦点位置を変更するとともに、前記フローモード実行時における、Bフレームの超音波画像の焦点位置とフローフレームの超音波画像の焦点位置とをそれぞれ変更するものであることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

前記制御手段は、さらに、前記フローモード実行時に、前記全円表示から前記半円表示に表示領域を変更した場合には、Bフレームの超音波画像の焦点位置を変更させないように制御することを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記制御手段は、前記フローモードの実行の有無に応じて、Bフレームの超音波画像の焦点位置を変更させるように制御することを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 9】

前記制御手段は、前記フローモード実行時におけるフローフレームの超音波画像が表示される前記関心領域に、Bフレームの超音波画像に焦点位置を合わせた場合に、前記フローモードの前記フローフレームをオフしたときに、前記Bフレームの超音波画像の焦点位置を再度変更することを特徴とする請求項 8 に記載の超音波装置。

【請求項 10】

前記制御手段は、前記フローモード実行時の超音波画像における前記モニタに表示される表示領域を変更した場合には、関心領域表示の大きさを前記超音波画像の表示領域内に配置するように調整することを特徴とする請求項 1 又は請求項 6 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 11】

前記記憶手段は、さらに、前記超音波振動子を有する超音波プローブの種別に応じた焦点位置の初期設定情報を記憶し、

前記制御手段は、前記超音波送受信手段に接続される超音波プローブに基づく前記初期設定情報を読み出し、この読み出した初期設定情報に基づいて前記焦点位置を変更することを特徴とする請求項 1 又は請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記超音波画像の焦点位置を変更させるための操作手段を有し、

前記制御手段は、前記操作手段による操作に基づき、前記超音波画像の焦点位置を、近点位置と中点位置と遠点位置との3段階のいずれかの位置に設定することを特徴とする請求項 1 から請求項 11 のいずれか1項に記載の超音波新診断装置。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波画像の表示領域を変更したときに、超音波画像の焦点位置を、変更した表示領域に応じて焦点位置を変更することができる超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、超音波診断装置は、医療用分野及び工業用分野において、広く用いられる。超音波診断装置は、超音波振動子から超音波を生体組織に繰り返し送波し、生体組織から反射される超音波のエコー信号を受波して、生体内の情報を可視像の超音波断層画像（以下、単に超音波画像と称す）として表示している。

40

【0003】

特に、超音波振動子を電子的に駆動して体腔内を走査する電子走査式の超音波診断装置は、走査方法を自由に変更することが可能となり、通常の白黒画像を表示するBモードの他に、血流の可視像化が可能なカラーフローモードを含むフローモード等のいろいろなモードでの走査が可能となる。

【0004】

このような各種モードでの走査が可能な超音波診断装置としては、例えば特許文献 1 に

50

記載の超音波診断装置がある。

【0005】

この特許文献1に記載の超音波診断装置は、送信回路、モード入力部、送信制御回路及び送信条件メモリを有し、この送信制御回路は、操作者により前記モード入力部から入力された関心領域（ROI：Region of Interestの略で以下、ROIと称す）の位置、及びモード（Bモードに相当する基本波モード又はBモード画像よりも高精細なハーモニック画像等を表示可能な高調波モード）に対応する送信条件を前記送信条件メモリから入手し、この入手した送信条件に基づいて前記送信回路を制御して送信周波数、送信時の焦点深度、送信開口の口径等の動作状態を調整するようにしている。

【0006】

そして、この特許文献1に記載の超音波診断装置は、基本波モードでは超音波の焦点をROIに合わせるが、高調波モードでは超音波の焦点をROIよりも若干浅い場所に合わせるように送信条件を設定しておくことにより、基本波モードでも高調波モードでも最大音圧を示す領域を、ROIに合わせることができ、その結果、いずれのモードでもROIの画質を向上させ、モードを切り換えるときに画質の高い領域の場所が変わってしまうようなことを防止している。

【特許文献1】特開平11-290318号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

一般に超音波画像を用いた観察では、操作者は各モードを切り換える他に、各モード実行時に表示される超音波画像の表示領域を変更することで、所望する超音波断層画像を表示させていた。

【0008】

しかしながら、前記特許文献1に記載の超音波診断装置は、基本波モード又は高調波モードの切り換えがあっても、焦点位置は固定されており、また、このようなモードの切り換えの他に、各モード実行時に表示される超音波画像の表示領域を変更する場合でも同様に焦点位置は固定されてしまう。

【0009】

即ち、前記特許文献1に記載の超音波診断装置では、各モード実行時に表示される超音波画像の表示領域を、操作者が所望する表示領域に変更した場合、焦点位置が合わないの
30
ので高精細な超音波画像を表示することができず、また、焦点位置を合わせるためには操作部を用いた調整が必要であり、煩わしく、扱いにくいといった問題点があった。

【0010】

そこで、本発明は前記問題点に鑑みてなされたもので、超音波画像の表示領域を変更した場合に、超音波画像の焦点位置を表示領域に応じて変更するように構成して、焦点位置を合わせるための操作を軽減することができる超音波診断装置を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明の超音波診断装置は、超音波振動子から超音波を被検体に送信し、超音波画像をモニタに表示する超音波診断装置において、前記超音波振動子から所定の焦点位置の超音波を送信可能な振動子駆動手段と、前記超音波画像における前記モニタに表示される表示領域を変更可能な表示領域変更手段と、前記領域変更手段の変更結果に応じて、前記振動子駆動手段における前記超音波の送信タイミングを調整するタイミング調整手段の前記送信タイミングを制御することによって、前記超音波画像の焦点位置を変更する制御手段と、前記超音波画像における、前記モニタに表示される表示領域に応じた送信タイミング情報を記憶した記憶手段と、を具備し、前記超音波画像における前記モニタに表示される表示領域は、前記超音波振動子のラジアル走査時において前記超音波画像がラジアル表示される全円表示又はその全円表示の半分の半円表示、又は前記超音波画像における関心領域
50

表示に基づく表示領域であり、前記制御手段は、前記表示領域の変更があると、前記記憶手段から、変更後の表示領域に応じた送信タイミング情報を読み出し、この読み出した送信タイミング情報に基づいて前記タイミング調整手段を制御して前記超音波画像の焦点位置を変更するものであって、前記表示領域を前記ラジアル表示の前記全円表示に変更した場合、或いは前記全円表示の表示領域から前記半円表示に変更した場合に、前記表示領域の変更に基づく縮尺倍率に基づいて、前記超音波画像の焦点位置を変更するように自動的に制御することを特徴とする。

また、本発明の超音波診断装置は、超音波振動子から超音波を被検体に送信し、超音波画像をモニタに表示する超音波診断装置において、前記超音波振動子から所定の焦点位置の超音波を送信可能な振動子駆動手段と、前記超音波画像における前記モニタに表示される表示領域を変更可能な表示領域変更手段と、前記領域変更手段の変更結果に応じて、前記振動子駆動手段における前記超音波の送信タイミングを調整するタイミング調整手段の前記送信タイミングを制御することによって、前記超音波画像の焦点位置を変更する制御手段と、

前記超音波画像における、前記モニタに表示される表示領域に応じた送信タイミング情報を記憶した記憶手段と、を具備し、前記超音波画像における前記モニタに表示される表示領域は、前記超音波振動子のラジアル走査時において前記超音波画像がラジアル表示される全円表示又はその全円表示の半分の半円表示、又は前記超音波画像における関心領域表示に基づく表示領域であり、前記制御手段は、前記表示領域の変更があると、前記記憶手段から、変更後の表示領域に応じた送信タイミング情報を読み出し、この読み出した送信タイミング情報に基づいて前記タイミング調整手段を制御して前記超音波画像の焦点位置を変更するものであって、フローモードが実行された場合には、前記フローモード実行時に表示される前記関心領域の大きさ及び位置に連動して、前記超音波画像の焦点位置を変更するとともに、前記フローモード実行時における、Bフレームの超音波画像の焦点位置とフローフレームの超音波画像の焦点位置とをそれぞれ変更するものであることを特徴とする。

【発明の効果】

【0012】

本発明の超音波診断装置によれば、超音波画像の表示領域を変更した場合に、超音波画像の焦点位置を表示領域に応じて変更するように構成して、焦点位置を合わせるための操作を軽減することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

(第1の実施の形態)

図1から図11は本発明の第1の実施の形態に係り、図1は超音波診断装置の構成を示すブロック図、図2は図1のコントローラの具体的な構成を示すブロック図、図3は図1のキーボードの具体的な構成を示す構成図、図4は図3のタッチパネル操作部の構成例を示す図、図5は図1の超音波振動子Noと送信ディレイ量との関係を示すグラフ、図6は図1の記憶部に記憶された送信タイミング情報の一例を示すマップデータ、図7は第1の実施の形態の超音波診断装置の作用を説明するフローチャート、図8から図11は第1の実施の形態の超音波診断装置の作用を説明するためのモニタの画面表示図である。

【0014】

図1に示すように、第1の実施の形態の超音波診断装置1は、超音波プローブ2と、デジタルビームフォーマー3と、シグナルプロセッサボード4と、CPU5と、メインメモリ6と、周辺装置7及びモニタ8とを有して構成されている。

【0015】

超音波プローブ2は、複数の超音波振動子2a(以下、エレメントと述べることもある)を配列して構成されている。これら複数の超音波振動子2aは信号線を介して前記デジタルビームフォーマー3に電氣的に接続されている。

【0016】

尚、この超音波プローブ2は、前記複数の超音波振動子2aを電子的に駆動して体腔内を走査する電子走査式のものが用いられている。また、この電子走査式の超音波プローブ2の具体的な構成については既存の電子走査式超音波プローブと同様であるので説明を省略する。

【0017】

デジタルビームフォーマー3は、前記超音波プローブ2を着脱自在に接続可能である。このデジタルビームフォーマー3は、超音波送受信手段及びタイミング調整手段を構成している。そして、このデジタルビームフォーマー3及び前記シグナルプロセッサボードは、前記超音波プローブ2からエコー信号を得て超音波画像を生成し、この生成した超音波画像をCPU5、周辺装置7を介して前記モニタ8に表示させる。

10

【0018】

次に、デジタルビームフォーマー3の構成を説明する。

図1に示すように、デジタルビームフォーマー3は、コントローラ10と、送信部11と、マルチプレクサ(MUX)12と、受信部13と、ADC14と、ビームフォーマー15と、MUXコントローラ16とを有して構成されている。

【0019】

送信部11は、振動子駆動手段を構成し、受信部13は、超音波受信手段を構成している。前記送信部11は、マルチプレクサ12により選択された超音波振動子2aを駆動するための送信用の電気信号を生成し、対応する超音波振動子2aに出力する。この超音波振動子2aは、供給された送信用の電気信号を各振動素子によって超音波に変換して、図示しない被検体に送信する。

20

【0020】

そして、被検体で反射した超音波が、超音波振動子2aの各振動素子で再び電気信号に変換され、変換された電気信号はマルチプレクサ12を介して受信部13に入力される。

【0021】

マルチプレクサ12は、超音波プローブ2の複数の超音波振動子2aの内、MUXコントローラ16の指示に基づいて、駆動する超音波振動子2aを選択する。

【0022】

尚、前記MUXコントローラ16は、前記コントローラ10のスキャンコントローラ22からの制御信号に基づいてマルチプレクサ12による超音波振動子2aの選択を制御するようになっている。

30

【0023】

受信部13は、例えば増幅器、BPF、LPF等により構成され、各超音波振動子2aからの受信信号を増幅して、ADC14に出力する。

【0024】

ADC14は、増幅した受信信号をA/D変換してデジタルデータに変換しビームフォーマー15に出力する。

【0025】

ビームフォーマー15は、前記コントローラ10のスキャンコントローラ22からのタイミング信号に基づいて、複数の超音波振動子2aの駆動に応じてデジタル化された各受信データを遅延して合成し、この合成した合成データを前記シグナルプロセッサボード4内の信号処理部17出力する。

40

【0026】

一方、超音波プローブ2の超音波振動子2aから超音波を送信する場合、送信調整手段であるコントローラ10は、前記送信部11による前記超音波の送信タイミングを調整する。

【0027】

コントローラ10は、スキャンコントローラ22と、タイミングジェネレーター23とを有して構成されている。

50

【0028】

スキャンコントローラ22は、バス17Aによってシグナルプロセッサボード4の信号処理部17に電氣的に接続されており、後述するCPU5によって制御される。そして、スキャンコントローラ22は、CPU5の指示に基づき、送信部用のタイミングジェネレーター23を制御することで、送信部11による超音波の送信タイミングが制御される。また、スキャンコントローラ22は、タイミング信号を生成して、前記ビームフォーマー15に出力する。

【0029】

尚、本発明の主要部を構成するコントローラ10の具体的な構成については後述する。

【0030】

次に、シグナルプロセッサボード4、CPU5、メインメモリ6及び周辺装置7の構成を説明する。

【0031】

シグナルプロセッサボード4は、デジタルビームフォーマー3からの合成データが入力される信号処理部17を有して構成されている。尚、シグナルプロセッサボード4は、図1に示す構成に限定されることはなく、適宜必要なブロックを設けて構成しても良い。

【0032】

信号処理部17は、入力される合成データの種別に応じた信号処理を行う。

【0033】

例えば、信号処理部17は、Bモードである場合には、バンドパスフィルタ処理、Log圧縮、検波、ゲイン調整、コントラスト調整など、Bモードデータを生成するための処理を行う。また、信号処理部17は、フローモードである場合には、血流に関するカラーデータを生成するための処理を行う。そして、信号処理部17は、処理された音線データを1フレーム毎に図示しないフレームメモリに記憶する。

【0034】

CPU5は、信号処理部17の図示しないフレームメモリに記憶された音線データを座標変換を行い、画像処理して画像表示用のデジタル超音波データを生成し、内部バス9を介して周辺装置7のI/F21に出力する。

【0035】

I/F21は、ビデオ処理部を有し、このビデオ処理部を用いてデジタル超音波データをアナログ画像信号に変換してモニタ8に出力して、このアナログ画像信号に基づく超音波画像をモニタ8に表示させる。

【0036】

前記周辺装置7は、前記I/F21と、キーボード18と、ファイリングシステム19と、記憶手段を構成する記憶部20とを有して構成されている。

【0037】

ファイリングシステム19は、この超音波診断装置1を用いて診断するのに必要な各種データ、例えば患者情報や患者毎の超音波画像データ等を記憶している。尚、このファイリングシステム19は、例えば院内に配設されたネットワークを介してサーバーに接続することによって、必要なデータや情報を得るように構成しても良い。

【0038】

キーボード18は、操作手段を構成するもので、例えば図3に示すように、各種キー操作部18aと、複数のスイッチで構成された第1のスイッチ操作部18bと、トラックボール等で構成された第2のスイッチ操作部18cと、各種設定を上下操作する複数のスイッチで構成された第3のスイッチ操作部18dと、LCDを用いたタッチパネル操作部である第4のスイッチ操作部18eとを有して構成されている。

【0039】

尚、キーボード18は、図3に示すような構成に限定されることはなく、適宜スイッチ操作部を増やしたり、又は減らしたりしても良く、また、スイッチ操作部のレイアウトを変更して構成しても良い。

10

20

30

40

50

【0040】

また、前記第4のスイッチ操作部18eは、例えば、マニュアルフォーカスメニュー用の操作パネル画面30を表示し、この操作パネル画面30には、フォーカス段数を選択指示する第1ボタン31と、フォーカス位置を調整する第2ボタン32と、フォーカス深度を調整する第3ボタン33と、フォーカスをリセットする第4ボタン34と、フォーカスをプリセットする第4ボタン35と、このマニュアルフォーカスメニュー用のモードを解除するための第5ボタン36とが配設されている。尚、第4ボタン35の近傍には、フォーカス位置（焦点位置）表示部35aが設けられ、このフォーカス位置焦点表示部35aには、近点位置（N）、中点位置（M）、又は遠点位置（F）のいずれかに設定された焦点位置が表示される。

10

【0041】

記憶部20は、CPU5によって前記デジタルビームフォーマー3、シグナルプロセッサボード4及び周辺装置7等の超音波診断装置1全体を制御するのに必要なプログラムを記憶している。

【0042】

さらに、記憶部20は、超音波画像における、モニタ8に表示される表示領域に応じた送信タイミング情報、及び超音波プローブ2の種別に応じた焦点位置の初期設定情報等のユーザー設定情報を記憶している。

【0043】

次に、本発明の主要部を構成するコントローラ10の具体的な構成、及びCPU5の制御によってコントローラ10に供給される送信タイミング情報について、図2、図5及び図6を用いて説明する。

20

【0044】

図2に示すように、コントローラ10は、CPU5と共に表示領域変更手段を構成するもので、スキャンコントローラ22と、タイミングジェネレータ23とが内部バス24によって電氣的に接続されて構成している。

【0045】

スキャンコントローラ22は、DSP（Digital Signal Processor）25と、デュアルポートRAM26と、スキャンコントロール部27とを有して構成されている。このスキャンコントロール部27は、前記バス17Aに接続されており、CPU5によって制御される。

30

【0046】

スキャンコントロール部27は、CPU5の指示によって、前記タイミングジェネレータ23を制御する。

【0047】

タイミングジェネレータ23は、フラッシュメモリ28と、タイミングジェネレート部29と、Txコントロール部30とを有して構成されている。

【0048】

Txコントロール部30は、スキャンコントロール部27の指示により、タイミングジェネレート部29からのタイミング信号に基づき、送信部11による超音波の送信タイミングを変更するための制御信号を送信部11に出力する。

40

【0049】

また、本実施の形態では、Txコントロール部30は、スキャンコントローラ22から送信タイミング情報が供給された場合には、この送信タイミング情報をフラッシュメモリ28に書き込み、この送信タイミング情報の内、CPU5からの選択信号に基づく送信タイミング情報に応じたタイミング信号を送信部11に出力する。

【0050】

尚、Txコントロール部30からのタイミング信号は、例えば正パルスと負パルスのバイポーラパルスを生成するために、2系統のトリガを出力することが望ましい。

【0051】

50

従って、このようなタイミング信号が送信部 11 に出力されることにより、送信部 11 は、この送信タイミングに基づいて、超音波振動子 2 a により送信する超音波の送信タイミングを変更する。こうして、超音波画像の焦点位置を変更する。

【0052】

この場合、超音波画像の焦点位置を変更するためには、超音波振動子 2 a の配列位置（超音波振動子 No）に応じたディレイ量を調整しなければならない。

【0053】

図 5 には、複数の焦点位置 A～H（図 5 中には、焦点位置 F 1 から F 8 までを A～H と記載）に応じた超音波振動子 No（配列位置に対応）とディレイ量との関係が示されている。

10

【0054】

尚、本実施の形態の超音波診断装置 1 は、図 5 に示すように、焦点位置に応じて送信開口を変化させている。また、前記超音波診断装置 1 は、B モード又はフローモードに応じて、送信開口、つまり、駆動する超音波振動子 2 a の数を変化させることができる。さらに、前記超音波診断装置 1 は、使用する超音波プローブ 2 に応じて、焦点位置の最も深いところで用いる超音波振動子 2 a の数を切り換えている。

【0055】

また、このようなディレイ量を示す送信フォーカスディレイデータのマップデータが図 6 に示されている。即ち、図 6 に示すような送信フォーカスディレイデータのマップデータが超音波プローブ 2 の種別毎の前記タイミング情報として前記記憶部 20 に記憶されている。

20

【0056】

本実施の形態では、CPU 5 は、制御手段を構成しており、超音波画像における、モニター 8 に表示される表示領域の変更に応じて、タイミングジェネレーター 23 の送信タイミングを制御して超音波画像の焦点位置を変更する。

【0057】

即ち、CPU 5 は、キーボード 18 による操作によって、前記表示領域の変更があると、記憶部 20 から、図 6 に示す送信フォーカスディレイデータのマップデータを読み出し、スキャンコントローラ 22 を介して、タイミングジェネレーター 23 のフラッシュメモリ 28 に書き込む。

30

【0058】

そして、CPU 5 は、変更後の表示領域を認識し、この変更後の表示領域に対応した、送信フォーカスディレイデータを選択するための選択信号を内部バス 24 を介して Tx コントロール部 30 に出力する。

【0059】

Tx コントロール部 30 は、この選択信号に基づく送信フォーカスディレイデータを、フラッシュメモリ 28 の書き込まれたマップデータから抽出し、この送信フォーカスディレイデータに基づくタイミング信号を送信部 11 に出力することで、焦点位置を変更させる。

【0060】

40

次に、第 1 の実施の形態の超音波診断装置の作用について、図 7 から図 11 を用いて説明する。

尚、図 7 は CPU の制御処理の流れを示すフローチャート、図 8 はラジアル表示における全円表示への変更時に焦点位置が表示された状態を示す画面表示図、図 9 は図 8 の全円表示から表示レンジを変更した場合の画面表示図、図 10 は従来技術を用いて図 8 の全円表示から半円表示に表示領域を変更した場合に焦点位置が固定された状態を示す画面表示図、図 11 は図 1 の超音波診断装置により図 8 の全円表示から半円表示に表示領域を変更した場合に焦点位置が変更された状態を示す画面表示図である。

【0061】

いま、操作者が図 1 に示す超音波診断装置 1 を用いてモニター 8 に表示された超音波画像

50

のフォーカス自動設定を行うものとする。この場合、図1のCPU5は、記憶部20に記憶された図7に示すプログラムを読み出して実行する。

CPU5は、ステップS1の処理にて、現在の実行中のモードにおける表示レンジ（図7中には、R: Range と記載）を判定し、続くステップS2の判断処理に移行する。

【0062】

ステップS2の判断処理では、CPU5は、現在実行されている表示モードがラジアル表示における全円表示モードであるか否かを判断し、全円表示モードである場合には、処理をステップS3に移行し、全円表示モードでない場合には処理をステップS5に移行する。

【0063】

ステップS3の処理では、表示モードが全円表示モードである場合なので、CPU5は、焦点位置（図7中には、フォーカスポイント: Fc と記載）Fcを、 $R/4$ あるいはその近辺となるように演算して設定し、ステップS4に処理を移行する。

【0064】

ステップS4の処理では、CPU5は、焦点位置Fcが $R/4$ あるいはその近辺となる選択信号を生成し、コントローラ10内のスキャンコントローラ22を介してタイミングジェネレーター23に出力する。

【0065】

尚、CPU5は、フォーカス自動設定が実行されると、記憶部20から、図6に示す送信フォーカスディレイデータのマップデータを読み出し、スキャンコントローラ22を介して、タイミングジェネレーター23のフラッシュメモリ28に書き込んでいる。

【0066】

すると、タイミングジェネレーター23のTxコントロール部30（図2参照は）は、供給された選択信号に基づく送信フォーカスディレイデータを、フラッシュメモリ28の書き込まれたマップデータから抽出し、この送信フォーカスディレイデータに基づくタイミング信号を送信部11に出力することで、モニタ8に表示された超音波画像の焦点位置を変更させる。

【0067】

尚、この場合、CPU5は、信号処理部17及びI/F21を用いて、表示している超音波画像データに焦点位置を示すマーカ40の映像信号を重畳して表示させる。

【0068】

従って、このような処理を行うことにより、モニタ8に、例えば図8に示すように、表示枠の一辺に沿って2箇所に表示レンジRの $1/4$ あるいはその近辺（の位置に焦点位置を示すマーカ40が配置され、且つこのマーカ40の位置に焦点位置のある全円表示の超音波画像を表示することができる。

【0069】

この場合、全円表示モードでは、360度のラジアル表示画像であるので、前記マーカ40の他にモニタ8の画像表示枠の上側、或いは下側の一辺に沿って、表示レンジRの $1/4$ あるいはその近辺の位置にもう2つのマーカ40を設けても良い。

【0070】

また、この場合のマーカ40は、図8に示す表示レンジRが例えば6cmレンジであるとする、全円表示している超音波画像の半径が3cmとなり、よって、この半径の半分の1.5cmの夫々の位置あるいはその近辺に配置される。

【0071】

この場合、表示レンジRが、例えば図9に示すように12cmに変更されたとしても、マーカ40は、全円表示している超音波画像の半径が6cmとなり、この半径の半分の3cmの夫々の位置あるいはその近辺に配置されることになる。

【0072】

一方、前記ステップS2の判断処理で、全円表示モードではないと判断された場合、CPU5は、全円表示モードから半円表示モードに表示領域が変更されたものと認識して、

10

20

30

40

50

ステップ S 5 の処理にて、焦点位置 F_c を、 $R/2$ あるいはその近辺となるように演算して設定し、ステップ S 6 に処理を移行する。

【0073】

ステップ S 6 の処理では、CPU 5 は、焦点位置 F_c が $R/2$ あるいはその近辺となる選択信号を生成し、コントローラ 10 内のスキャンコントローラ 22 を介してタイミングジェネレーター 23 に出力する。

【0074】

すると、タイミングジェネレーター 23 の Tx コントロール部 30 は、供給された選択信号に基づく送信フォーカスディレイデータを、フラッシュメモリ 28 の書き込まれたマップデータから抽出し、この送信フォーカスディレイデータに基づくタイミング信号を送信部 11 に出力することで、モニタ 8 に表示された超音波画像の焦点位置を変更させる。

【0075】

即ち、従来技術では、例えば図 8 に示す表示レンジ R ($R = 12 \text{ cm}$) で全円非用度モードから半円表示モードに表示領域を変更したとしても、図 10 に示すように焦点位置を示すマーカ 40 a は全円表示モードと変わらずに設定表示レンジの中央の位置、つまり 1.5 cm の位置に配置されることになる。

【0076】

しかしながら、本実施の形態では、前記したような処理を行うことで、図 9 に示す表示レンジ 12 cm の全円表示モードから半円表示モードに表示領域が変更したとしても、図 11 に示すように、表示レンジ R (この場合、半円モードであるので 6 cm) の $1/2$ の位置 (3 cm) あるいはその近辺に焦点位置を示すマーカ 40 が配置され、且つこのマーカ 40 の位置に焦点位置のある半円表示の超音波画像を表示することができる。

【0077】

そして、CPU 5 は、前記ステップ S 4 又はステップ S 6 の処理を実行した後に、処理をステップ S 1 に戻して、超音波画像における、モニタ 8 の表示領域 (表示レンジ) の変更にも備える。

【0078】

従って、第 1 の実施の形態によれば、超音波画像の表示領域を変更した場合に、超音波画像の焦点位置を表示領域に応じて変更するように構成して、焦点位置を合わせるための操作を軽減することができる。

【0079】

また、表示領域を変更してもモニタ 8 には焦点位置のあった超音波画像が表示されるので、操作者にとってより見やすく、且つ高精細な超音波画像を得ることが可能となり、超音波診断装置による観察性能向上に大きく寄与するといった効果も得る。

【0080】

尚、第 1 の実施の形態では、焦点位置を示すマーカ 40 をモニタ 8 の画面表示枠の垂直方向の一辺に 2 個配置するように説明したが、これに限定されるものではなく、例えばモニタ 8 の画面表示枠の水平方向の一辺にそれ以上のマーカ 40 を配置するように構成しても良い。

【0081】

(第 2 の実施の形態)

図 12 から図 18 は本発明の第 2 の実施の形態に係り、図 12 は第 2 の実施の形態の超音波診断装置の作用を説明する、CPU の制御処理の流れを示すフローチャート、図 13 は従来技術を用いてフローモード実行時に ROI の表示位置に応じて焦点位置が移動する状態を示す画面表示図、図 14 は ROI の表示に拘わらず B フレームの超音波画像における焦点位置が表示された状態を示す画面表示図、図 15 はフローモード実行時に ROI を表示した場合に、焦点位置が表示された状態を示す画面表示図、図 16 は図 15 に示す全円表示モードから半円表示モードに変更した場合の画面表示図、図 17 はフローモード実行時における ROI の焦点位置及び B モードの焦点位置が表示された状態を示す画面表示図、図 18 は図 17 の状態から ROI を消去した場合に全円表示モードの焦点位置が表示

10

20

30

40

50

された状態を示す画面表示図である。

【0082】

第2の実施の形態の超音波診断装置1は、前記第1の実施の形態の超音波診断装置1と同様に構成されているが、制御手段を構成するCPU5の制御動作が異なっている。尚、以下、前記第1の実施の形態と異なる制御動作について説明する。

【0083】

具体的には、第2の実施の形態の超音波診断装置1は、超音波画像における、モニタ8の表示領域の変更が、フローモード実行に表示されるROIの表示領域変更に対応するもので、ROIの表示領域を変更した場合でも、超音波画像の焦点位置をそのROIの表示領域に応じて変更するように構成している。

10

【0084】

また、前記超音波診断装置1は、フローモード実行時には、Bモードとフローモードを時分割して得たBフレームとフローフレームとの各画像データを重畳してモニタ8に表示しており、前記フローモード実行時における、Bフレームの超音波画像の焦点位置とフローフレームの超音波画像の焦点位置とをそれぞれ変更するように構成している。

【0085】

次に、第2の実施の形態の超音波診断装置の作用について、図12から図16を用いて説明する。

いま、操作者が図1に示す超音波診断装置1を用いてモニタ8に表示されたフローモード実行における超音波画像のフォーカス自動設定を行うものとする。この場合、図1のCPU5は、記憶部20に記憶された図12に示すフローモードに対応したプログラムを読み出して実行する。

20

CPU5は、ステップS10の処理にて、ROI41のスタート座標（図12及び図16中にはSと記載）ROI__Sを「A」とし、ROIのエンド座標（図12及び図16中にはEと記載）ROI__Eを「B」として設定し、処理をステップS11に移行する。

【0086】

ステップS11の処理では、CPU5は、画像処理する超音波データがBフレームであるか否かを判断し、Bフレームである場合には、ステップS12以降のルーチンを実行し、そうでない場合にはステップS18に処理を移行する。

【0087】

Bフレームの超音波データである場合には、前記第1の実施の形態同様に、CPU5は、ステップS12の処理にて、現在の表示レンジRを判定して設定し、続くステップS13の判断処理に移行する。

30

【0088】

ステップS13の判断処理では、現在実行されている表示モードがラジアル表示における全円表示モードであるか否かを判断し、全円表示モードある場合には、処理をステップS14に移行し、全円表示モードでない場合には処理をステップS15に移行する。

【0089】

表示モードが全円表示モードである場合には、CPU5は、前記第1の実施の形態におけるステップS3及びステップS4の処理（図7参照）と同様に、ステップS14の処理で、焦点位置Fcを、 $R/4$ あるいはその近辺となるように演算して設定し、続いてステップS15の処理にて、焦点位置Fcが $R/4$ あるいはその近辺となる選択信号を生成し、コントローラ10内のスキャンコントローラ22を介してタイミングジェネレーター23に出力する。

40

【0090】

すると、タイミングジェネレーター23のTxコントロール部30（図2参照）は、供給された選択信号に基づく送信フォーカスディレイデータを、フラッシュメモリ28の書き込まれたマップデータから抽出し、この送信フォーカスディレイデータに基づくタイミング信号を送信部11に出力することで、モニタ8に表示された超音波画像の焦点位置を変更させる。

50

【0091】

従って、フローモード実行時に、Bフレームの超音波データであり、且つ表示モードが全円モードである場合には、前記第1の実施の形態と同様に、モニタ8に、表示レンジRの $1/4$ あるいはその近辺の位置に焦点位置を示すマーカ40が配置され、且つこのマーカ40の位置に焦点位置のある全円表示の超音波画像を表示することができる。

【0092】

即ち、従来技術では、フローモード実行時には、焦点位置を示すマーカ40aは、例えば図13に示すように、ROIの表示位置に連動して変更されるが、本実施の形態では、フローモード実行時におけるBフレームの超音波データである場合にはROI41の表示位置に拘わらず、図14に示すように、前記第1の実施の形態と同様の表示レンジRの $1/4$ あるいはその近辺の位置にマーカ40を配置させる。

10

【0093】

一方、表示モードが半円表示モードである場合には、CPU5は、前記第1の実施の形態におけるステップS5及びステップS6の処理(図7参照)と同様に、ステップS15の処理で、焦点位置Fcを、 $R/2$ あるいはその近辺となるように演算して設定し、続いてステップS17の処理にて、焦点位置Fcが $R/2$ あるいはその近辺となる選択信号を生成し、コントローラ10内のスキャンコントローラ22を介してタイミングジェネレーター23に出力する。

【0094】

すると、タイミングジェネレーター23のTxコントロール部30(図2参照)は、供給された選択信号に基づく送信フォーカスディレイデータを、フラッシュメモリ28の書き込まれたマップデータから抽出し、この送信フォーカスディレイデータに基づくタイミング信号を送信部11に出力することで、モニタ8に表示された超音波画像の焦点位置を変更させる。

20

【0095】

従って、フローモード実行時に、Bフレームの超音波データであり、且つ表示モードが半円モードである場合には、前記第1の実施の形態と同様に、図16に示すように、モニタ8に、表示レンジRの $1/2$ あるいはその近辺の位置に焦点位置を示すマーカ40が配置され、且つこのマーカ40の位置に焦点位置のある半円表示の超音波画像を表示することができる。

30

【0096】

次に、前記ステップS11の判断処理で、Bフレームの超音波データでないと判断された場合には、CPU5は、ROI41を表示するカラーフローモードを実行するためのフローフレームの超音波データであると判断し、ステップS18の処理にて、ROI41の焦点位置Ffを、 $(A+B)/2$ となるように演算して設定する。

【0097】

続いて、CPU5は、続くステップS19の処理にて、焦点位置Ffが $(A+B)/2$ あるいはその近辺となる選択信号を生成し、コントローラ10内のスキャンコントローラ22を介してタイミングジェネレーター23に出力する。

【0098】

40

すると、タイミングジェネレーター23のTxコントロール部30(図2参照)は、供給された選択信号に基づく送信フォーカスディレイデータを、フラッシュメモリ28の書き込まれたマップデータから抽出し、この送信フォーカスディレイデータに基づくタイミング信号を送信部11に出力することで、モニタ8に表示されたROI41の焦点位置を変更させる。

【0099】

従って、フローモード実行時に、フローフレームの超音波データである場合には、図14に示すように、モニタ8に、ROI41の表示領域内の $(A+B)/2$ あるいはその近辺の位置に焦点位置を示すマーカ40Aが配置され、且つこのマーカ40Aの位置に焦点位置のあるROI41の血流画像を表示することができる。

50

【0100】

第2の実施の形態では、操作者がROI41の表示領域を変更した場合でも、煩わしい操作を行うことなく、ROI41の焦点位置を変更させることが可能である。

【0101】

即ち、CPU5は、続くステップS20の判断処理にて、ROI41の表示領域を変更するための、キーボード18のキー操作によるキー入力の有無を判断し、キー入力があった場合には処理をステップS21に移行し、キー入力がない場合にはステップS11に処理を戻す。

【0102】

ステップS21の処理では、CPU5は、ステップS22により検出された操作者のキー入力に基づくROI41の変更座標(X、Y)を取込み、ROI41のスタート座標Aを(A+X)とし、エンド座標Bを(B+Y)と設定して、ROI41の表示領域の変更を行う。

10

【0103】

この場合、CPU5は、処理を再びステップS11に戻し、再度前記ステップS18及びステップS19の処理を行うことにより、ROI41の表示領域が変更されたとしても、この変更後のROI1の略中心に焦点位置を示すマーカ40Aが配置されることになる(図14及び図16参照)。

【0104】

尚、第2の実施の形態では、CPU5は、フローモード実行時にROI41を表示する場合、Bフレームの超音波画像における焦点位置を示すマーカ40については、図15に示すように全円表示モード、又は図16に示すように半円表示モード(コンベックス表示)に表示モードが変更したとしても、焦点位置を変更させないように制御する。

20

【0105】

また、第2の実施の形態では、CPU5は、フローモード実行時においてROI41の表示を消去する操作が行われた場合には、このROI41の表示を消去する制御を行うとともに、Bフレームの超音波画像における焦点位置を示すマーカ40のみを表示するように制御する。

【0106】

従って、このような場合、図17に示すように、モニタ8にはROI41の略中央にマーカ40Aが配置され、Bフレームの超音波画像における焦点位置(表示レンジR/4あるいはその近辺の位置)にマーカ40が配置されることになるが、図18に示すように、ROI41を消去した場合には、Bフレームの超音波画像における焦点位置(表示レンジR/4あるいはその近辺の位置)にマーカ40のみが配置されることになる。

30

【0107】

尚、第2の実施の形態では、ROI41の焦点位置を示すマーカ40Aと、Bフレームの超音波画像の焦点位置を示すマーカ40との両方を重畳してひとつの画面に表示するように説明したが、Bモードの焦点位置を示すマーカ40のみを表示する様にしても良い。フローモードの焦点位置はROIの中央近辺であるので、表示を省略してもユーザは焦点位置を把握することができる。

40

【0108】

従って、第2の実施の形態によれば、フローモード実行時にBフレームの焦点位置とフローフレームの焦点位置とをそれぞれ変更することが可能となり、さらに、ROI41の表示領域を変更した場合でも常にROI41の略中心位置に焦点位置が合うようにマーカ40Aを配置することが可能となる。

【0109】

これにより、フローモード実行時においても、焦点位置を合わせる操作を軽減することが可能となる。その他の効果は第1の実施の形態と同様である。

【0110】

(変形例)

50

図19から図21は前記第2の実施の形態の超音波診断装置の変形例を示し、図19はCPUの制御処理の流れを示すフローチャート、図20はフローモード実行時における全円表示モードの焦点位置を示す画面表示図、図21はフローモード実行における半円表示モードの焦点位置を示す画面表示図である。

【0111】

本変形例では、CPU5は、前記第2の実施の形態と略同様に制御するが、フローモード実行時に、Bフレームの超音波データであった場合に、全円表示モード或いは半円表示モードであっても、超音波画像の焦点位置が表示レンジ $R/4$ あるいはその近辺の位置となるように変更を行い、さらに、操作者のキー操作によりこの焦点位置を自在に変更できるように制御することが可能である。

10

【0112】

具体的には、CPU5により実行される図19に示すプログラム（ステップS30～ステップS41）は、前記第2の実施の形態におけるプログラム（図12参照）と略同様であるが、ステップS33による判断処理、ステップS35及びステップS36の処理が異なる。

【0113】

即ち、CPU5は、ステップS33の処理で表示モードが全円でない場合、つまり、半円モードである場合でも全円表示モードである場合と同様のステップS34に処理に移行する。

【0114】

20

ステップS34の処理では、CPU5は、ステップS35により検出された操作者のキー入力に基づく焦点位置 F_c の移動量 S を取込み、焦点位置 F_c を $R/4 + S$ となるように演算して設定し、ステップS36に処理を移行する。

【0115】

ステップS36の処理では、CPU5は、焦点位置 F_c が $R/4 + S$ となる選択信号を生成し、コントローラ10内のスキャンコントローラ22を介してタイミングジェネレーター23に出力する。

【0116】

すると、タイミングジェネレーター23のTxコントロール部30は、供給された選択信号に基づく送信フォーカスディレイデータを、フラッシュメモリ28の書き込まれたマップデータから抽出し、この送信フォーカスディレイデータに基づくタイミング信号を送信部11に出力することで、モニタ8に表示された超音波画像の焦点位置を変更させる。

30

【0117】

このような処理を行うことにより、フローモード時実行における、Bフレームの超音波画像の焦点位置は、図20及び図21に示すように、全円表示モード及び半円表示モードに拘わらず、常に同じ焦点位置に合わせることが可能となり、また、操作者の焦点位置変更操作に基づく焦点位置に変更することが可能となる。

【0118】

尚、フローモード実行時におけるフローフレームの場合のROI41の焦点位置については、前記第2の実施の形態と同様に動作して同様の焦点位置にマーカ40Aが配置される。

40

【0119】

従って、本変形例によれば、フローモード実行時において、Bフレームの超音波データである場合には、表示モードに拘わらず、常に同じ焦点位置にマーカ40を配置できるので、操作者がこのマーカ40を基準として焦点位置を変更して調整し易くすることができる。その他の効果は前記第2の実施の形態と同様である。

【0120】

（第3の実施の形態）

図22から図24は本発明の第3の実施の形態に係り、図22は第3の実施の形態の超音波診断装置の作用を説明する、CPUの制御処理の流れを示すフローチャート、図23

50

はフローモード実行時において表示レンジを拡大する前のROIを表示した状態を示す画面表示図、図24は図23の状態から表示レンジを拡大した場合にROIの表示領域が超音波画像の表示領域内に配置された状態を示す画面表示図である。

【0121】

第3の実施の形態の超音波診断装置1は、前記第1の実施の形態の超音波診断装置1と同様に構成されているが、制御手段を構成するCPU5の制御動作が異なっている。尚、以下、前記第1の実施の形態と異なる制御動作について説明する。

【0122】

第3の実施の形態では、CPU5は、前記第2の実施の形態と略同様に制御するが、フローモード実行時の超音波画像における、モニタ8に表示される表示領域（表示レンジR）を変更した場合には、ROI41の大きさを前記超音波画像の表示領域内に配置するように制御する。

10

【0123】

具体的には、CPU5により実行される図22に示すプログラム（ステップS50～ステップS64）は、前記第2の実施の形態におけるプログラム（図12参照）と略同様であるが、ステップS50の処理が異なり、また、新たにステップS58及びステップS59の処理が設けられている。

【0124】

ここで、いま、図23に示すように、フローモード実行時において、表示レンジRに応じた超音波画像及びROI41がモニタ8に表示されている状態から、操作者のキーボード18の操作によって表示レンジRを拡大したものとする。

20

【0125】

CPU5は、図22に示す表示レンジRの拡大後に実行されるプログラムを実行し、ステップS50の処理にて、ROI41のスタート座標ROI_Sを「A」とし、ROIのエンド座標ROI_Eを「B」として設定し、さらに、拡大された表示レンジR'を判定して、処理をステップS51に移行する。

【0126】

そして、ステップS51の判断処理で、CPU5は、画像処理する超音波データがBフレームであるか否かを判断し、Bフレームである場合には、ステップS52以降のルーチンを実行し、そうでない場合にはステップS58に処理を移行する。

30

【0127】

尚、ステップS52からステップS57のルーチンについては、前記第2の実施の形態と同様に動作するので説明を省略する。

【0128】

ステップS58の処理では、CPU5は、現在実行されている表示レンジR'を判定する。

【0129】

そして、CPU5は、続くステップS59の処理にて、表示レンジRと表示レンジR'との数値を用いて拡大率 α を求める。例えば表示レンジRが9cm、表示レンジR'が4cmのとき、前記拡大率 α は、 $9/4$ となる。

40

【0130】

そして、CPU5は、この求めた拡大率 α を、ROI41のスタート座標S「A」とエンド座標E「B」とに夫々乗じて、ROI41の拡大後のスタート座標ROI_S「A」とエンド座標ROI_E「B」とを算出して処理をステップS60に移行する。

【0131】

ステップS60からステップS64のルーチンについては、前記第2の実施の形態におけるステップS18からステップS22と同様に動作する。

【0132】

従って、このように処理を行うことにより、フローモード実行中にROI41を表示させたまま、表示レンジRを表示レンジR'に拡大しても、図24に示すように、ROI4

50

1を、拡大した表示レンジR'に基づく超音波画像内に配置することが可能となる。また、焦点位置を示すマーカ40Aは、表示レンジRを拡大してもROI41の略中央の位置に配置される。

【0133】

よって、操作者は表示レンジRを変更しても、見やすいROI41の超音波画像（血流画像）が得られる。

【0134】

従って、第3の実施の形態によれば、フローモード実行時の超音波画像における、モニタ8に表示される表示領域（表示レンジR）を変更した場合に、ROI41の大きさを前記超音波画像の表示領域内に配置するように自動的に調整制御するように構成したことで、表示レンジRを拡大しても見やすいROI41の超音波画像（血流画像）を得ることが可能となる。その他の効果は前記第2の実施の形態と同様である。

10

【0135】

ところで、超音波診断装置1を用いて被検体の観察を行う場合、この超音波診断装置1に接続する超音波プローブ2は、複数種類の中から観察部位に応じた超音波プローブ2が選択される。そのため、異なる種類の超音波プローブ2を接続する度に、焦点位置をそれぞれ調整する必要があり面倒である。

【0136】

そこで、本発明の超音波診断装置1では、観察部位に応じて異なる種類の超音波プローブ2が接続された場合でも、接続された超音波プローブ2に適した焦点位置となるように設定することが可能である。このような実施の形態を後述する。

20

【0137】

（第4の実施の形態）

図25から図27は本発明の第4の実施の形態に係り、図25は第4の実施の形態の超音波診断装置の作用を説明する、CPUの制御処理の流れを示すフローチャート、図26は半円表示モードの超音波画像の表示画面に、接続された超音波プローブの種別毎に焦点位置が設定される状態を示す画面表示図、図27は全円表示モードの超音波画像の表示画面に、接続された超音波プローブに適した焦点位置が設定された状態を示す画面表示図である。

【0138】

第4の実施の形態の超音波診断装置1は、前記第1の実施の形態の超音波診断装置1と同様に構成されているが、制御手段を構成するCPU5の制御動作が異なっており、また記憶部20には、さらにユーザー設定データが記憶されている。

30

【0139】

記憶部20の記憶されたユーザ設定データとしては、例えば超音波プローブ2の種別毎に割り当てられたスコープコード、及び超音波プローブ2の種別に応じた焦点位置の初期設定情報（例えばiniファイル等で格納されている。）等である。

【0140】

そして、CPU5は、デジタルビームフォーマー3に接続される超音波プローブ2に基づく前記初期設定情報を読み出し、この読み出した初期設定情報に基づいて焦点位置を変更するように制御する。

40

【0141】

その他の構成は前記第1の実施の形態と同様である。

【0142】

次に、第4の実施の形態の超音波診断装置1の作用について、図25から図27を用いて説明する。

【0143】

いま、操作者が図1に示す超音波診断装置1を用いてモニタ8に表示された超音波画像のフォーカス自動設定を行うため操作を行い、又は図4に示すキーボード18の第4ボタン35（フォーカスプリセット用）を操作したものとする。

50

【0144】

この場合、図1のCPU5は、記憶部20に記憶された図25に示す処理のためのプログラムを読み出して実行する。

CPU5は、ステップS70の処理にて、接続されている超音波プローブ2を検出し、検出結果と記憶部20に記憶されているユーザー設定データとの比較を行うことで、接続された超音波プローブ2のスコープコードを認識する。

【0145】

そして、CPU5は、続くステップS71の処理にて、記憶部20に記憶している初期設定情報のiniファイルを用いて、認識したスコープコードに応じて予め設定されている焦点位置N（図25中は「A」と記載）を取得する。

10

【0146】

この場合、焦点位置Nは「A」とし、この「A」は、例えば超音波プローブ2の種別毎に、1、2、3の3段階の焦点位置に割り当てられている。また、CPU5は、この「A」の1、2、3の焦点位置に応じた α のデータを、前記初期設定情報のiniファイルから取得する。

【0147】

この α のデータは、例えば、「A」が1の場合 $1/4$ 、「A」が2の場合 $1/2$ 、「A」が3の場合 $3/4$ となるデータである。

【0148】

尚、この3段階用に予め設定された焦点位置の初期設定情報は、これに限定されるものではなく、必要に応じて、増やしたり、又は減らしたりしても良い。

20

【0149】

その後、CPU5は、ステップS72の処理にて、現在の実行中のモードにおける表示レンジRを判定し、続くステップS73の判断処理に移行する。

【0150】

ステップS73の判断処理では、現在実行されている表示モードがラジアル表示における全円表示モードであるか否かを判断し、全円表示モードある場合には、処理をステップS74に移行し、全円表示モードでない場合には処理をステップS76に移行する。

【0151】

ここで、先に、全円表示モードではなく、半円表示モードである場合について説明する。

30

【0152】

前記ステップS73の判断処理で、全円表示モードではないと判断された場合、CPU5は、全円表示モードから半円表示モードに表示領域が変更されたものと認識して、焦点位置Fcを、 $R \times \alpha$ となるように演算して設定し、ステップS77に処理を移行する。

【0153】

ステップS77の処理では、CPU5は、焦点位置Fcが $R \times \alpha$ となる選択信号を生成し、コントローラ10内のスキャンコントローラ22を介してタイミングジェネレーター23に出力する。

【0154】

以降の動作は前記第1の実施の形態同様に動作することで、モニタ8に表示された超音波画像の焦点位置Fcを変更させる。

40

【0155】

従って、このような処理を行うことにより、例えば図26に示すように、接続された超音波プローブ2が、例えば細径で気管支やリンパ等の焦点位置の浅い被検体を観察する目的のものである場合には、モニタ8の上部側の浅い箇所焦点位置を示すマーカ40Nを配置することが可能となる。

【0156】

また、超音波プローブ2が、例えば太径で比較的焦点位置の深い被検体内を観察する目的のものである場合には、モニタ8の下部の深い箇所焦点位置を示すマーカ40Fを配置することが可能となる。

50

【0157】

また、超音波プローブ2がそれらの焦点位置の midpoint の被検体を観察する目的のものである場合には、前記第1の実施の形態と同様に表示レンジRの $1/2$ あるいはその近辺の位置の位置に焦点位置を示すマーカ40Mを配置することが可能となる。

【0158】

次に、前記ステップS73の判断処理で、表示モードが全円表示モードであると判断された場合、CPU5は、ステップS74の処理により、焦点位置Fcを、 $(R \times \alpha) / 2$ あるいはその近辺となるように演算して設定し、ステップS75に処理を移行する。

【0159】

ステップS75の処理では、CPU5は、焦点位置Fcが $(R \times \alpha) / 2$ あるいはその近辺となる選択信号を生成し、コントローラ10内のスキャンコントローラ22を介してタイミングジェネレーター23に出力する。

10

【0160】

以降の動作は前記第1の実施の形態同様に動作することで、モニタ8に表示された超音波画像の焦点位置Fcを変更させる。

【0161】

従って、このような処理を行うことにより、ラジアル走査により全円表示モードが実行されているので、CPU5は、前記半円表示モードのときと同様に、全円表示モード時においても超音波プローブ2の種別に応じて、マーカ40N、マーカ40M、マーカ40F（図26参照）のいずれかを配置できる。

20

【0162】

尚、図27には、診断装置用超音波プローブ2が接続されたと判断して、焦点位置を示すマーカ40を表示レンジRの $1/4$ あるいはその近辺の位置の夫々配置にした画面表示例が示されている。このような場合には、この焦点位置の中央の超音波画像全体の観察をし易くすることができる。

【0163】

従って、第4の実施の形態によれば、CPU5によって、デジタルビームフォーマー3に接続される超音波プローブ2に基づく前記初期設定情報を読み出し、この読み出した初期設定情報に基づいて焦点位置を変更するように制御することができるので、異なる種類の超音波プローブ2を接続した際に焦点位置を設定する操作を軽減することができる。

30

【0164】

（第5の実施の形態）

図28は本発明の第5の実施の形態に係り、第5の実施の形態の超音波診断装置の作用を説明する、CPUの制御処理の流れを示すフローチャートである。

【0165】

第5の実施の形態の超音波診断装置1は、前記第1の実施の形態の超音波診断装置1と同様に構成されているが、制御手段を構成するCPU5の制御動作が異なっている。

【0166】

具体的には、前記CPU5は、キーボード18による操作に基づき、超音波画像の焦点位置を、近点位置と midpoint 位置と遠点位置との3段階のいずれかの位置に設定するように制御する。

40

【0167】

尚、この場合、操作者は、キーボード18の第4ボタン35を用いてトグル操作を行う。この操作者による第4ボタン35のトグル操作に基づき、CPU5は、モニタ8に表示された超音波画像の焦点位置を、近点位置、 midpoint 位置、又は遠点位置となるように順次設定する。

【0168】

また、CPU5は、第4ボタン35によるトグル操作時の回数をカウントするためのキーカウンタを有している。すなわち、カウント値Nは、1、2、3、1、2、3、・・・と変更する。

50

【0169】

その他の構成は、前記第1の実施の形態と同様である。

【0170】

次に、第5の実施の形態の超音波診断装置1の作用について、図28を用いて説明する。

【0171】

いま、操作者が図1に示す超音波診断装置1を用いてモニタ8に表示された超音波画像のフォーカス自動設定を行うため操作を行い、又は図4に示すキーボード18の第4ボタン35を操作したものとする。

【0172】

この場合、図1のCPU5は、記憶部20に記憶された図28に示す処理のためのプログラムを読み出して実行する。

CPU5は、ステップS80の処理にて、図示しないキーカウンタのカウント値Nを1とし、続くステップS81の処理にて、カウント値Nが4以上になった場合にはこのカウント値Nを1に設定して処理をステップS82に移行する。

【0173】

ステップS82の処理では、CPU5は、現在の実行中のモードにおける表示レンジRを判定して設定し、続くステップS83の判断処理に移行する。

【0174】

ステップS83の判断処理では、現在実行されている表示モードがラジアル表示における全円表示モードであるか否かを判断し、全円表示モードある場合には、処理をステップS84に移行し、全円表示モードでない場合には処理をステップS96に移行する。

【0175】

ステップS84の処理では、CPU5は、カウント値Nが1であるか否かの判定を行い、1である場合には処理をステップS85に移行し、そうでない場合には処理をステップS90に移行する。

【0176】

ステップS85の処理では、表示モードが全円表示モードである場合なので、CPU5は、焦点位置Fcを、 $R/4$ あるいはその近辺となるように演算して設定し、続くステップS86の処理により、焦点位置Fcが $R/4$ となる選択信号を生成し、コントローラ10内のスキャンコントローラ22を介してタイミングジェネレーター23に出力して、処理をステップS87に移行する。尚、このステップS85の処理を行うことで、焦点位置Fcが遠点位置となる選択信号が出力されることになる。

【0177】

一方、カウント値Nが1でない場合、CPU5は、ステップS90の判断処理にて、カウント値Nが2であるか否かの判定を行い、2である場合には処理をステップS91に移行し、そうでない場合には処理をステップS93に移行する。

【0178】

ステップS91の処理では、CPU5は、焦点位置Fcを、 $R/8$ あるいはその近辺となるように演算して設定し、続くステップS91の処理により、焦点位置Fcが $R/8$ あるいはその近辺となる選択信号を生成し、コントローラ10内のスキャンコントローラ22を介してタイミングジェネレーター23に出力して、処理をステップS87に移行する。尚、このステップS91の処理を行うことで、焦点位置Fcが中点位置となる選択信号が出力されることになる。

【0179】

また、カウント値Nが2でない場合、CPU5は、ステップS93の判断処理にて、カウント値Nが3であるか否かの判定を行い、3である場合には処理をステップS94に移行し、そうでない場合には処理をステップS84に戻す。

【0180】

ステップS94の処理では、CPU5は、焦点位置Fcを、 $3R/8$ あるいはその近辺

10

20

30

40

50

となるように演算して設定し、続くステップS 9 1の処理により、焦点位置F cが $3R/8$ あるいはその近辺となる選択信号を生成し、コントローラ10内のスキャンコントローラ22を介してタイミングジェネレーター23に出力して、処理をステップS 8 7に移行する。尚、このステップS 9 4の処理を行うことで、焦点位置F cが近点位置となる選択信号が出力されることになる。

【0181】

次に、前記ステップS 8 3の判断処理で、全円表示モードではないと判断された場合、CPU5は、全円表示モードから半円表示モードに表示領域が変更されたものと認識し、ステップS 9 6の判断処理にて、カウント値Nが1であるか否かの判定を行い、1である場合には処理をステップS 9 7に移行し、そうでない場合には処理をステップS 9 9に移行する。

10

【0182】

ステップS 9 7の処理では、表示モードが半円表示モードである場合なので、CPU5は、焦点位置F cを、 $R/2$ あるいはその近辺となるように演算して設定し、続くステップS 9 8の処理により、焦点位置F cが $R/2$ あるいはその近辺となる選択信号を生成し、コントローラ10内のスキャンコントローラ22を介してタイミングジェネレーター23に出力して、処理をステップS 8 7に移行する。尚、このステップS 9 7の処理を行うことで、焦点位置F cが中点位置となる選択信号が出力されることになる。

【0183】

一方、カウント値Nが1でない場合、CPU5は、ステップS 9 9の判断処理にて、カウント値Nが2であるか否かの判定を行い、2である場合には処理をステップS 100に移行し、そうでない場合には処理をステップS 102に移行する。

20

【0184】

ステップS 100の処理では、CPU5は、焦点位置F cを、 $R/4$ あるいはその近辺となるように演算して設定し、続くステップS 101の処理により、焦点位置F cが $R/4$ あるいはその近辺となる選択信号を生成し、コントローラ10内のスキャンコントローラ22を介してタイミングジェネレーター23に出力して、処理をステップS 8 7に移行する。尚、このステップS 100の処理を行うことで、焦点位置F cが近点位置となる選択信号が出力されることになる。

【0185】

30

また、カウント値Nが2でない場合、CPU5は、ステップS 102の判断処理にて、カウント値Nが3であるか否かの判定を行い、3である場合には処理をステップS 103に移行し、そうでない場合には処理をステップS 9 6に戻す。

【0186】

ステップS 103の処理では、CPU5は、焦点位置F cを、 $3R/4$ あるいはその近辺となるように演算して設定し、続くステップS 104の処理により、焦点位置F cが $3R/4$ あるいはその近辺となる選択信号を生成し、コントローラ10内のスキャンコントローラ22を介してタイミングジェネレーター23に出力して、処理をステップS 8 7に移行する。尚、このステップS 103の処理を行うことで、焦点位置F cが遠点位置となる選択信号が出力されることになる。

40

【0187】

その後、CPU5は、ステップS 8 7の処理で、キーボード18の第4ボタン35によるキー入力があったか否かを判断し、あった場合にはステップS 8 8の処理にてカウント値Nに1を加算して処理をステップS 8 2に戻し、ない場合にはステップS 8 9の処理にてカウント値Nのまま設定して処理をステップS 8 2に戻す。

【0188】

以上、説明したような処理を行うことにより、ラジアル走査により全円表示モード又は半円表示モードであっても、操作者がキーボード18の第4ボタン35をトグル操作することにより、モニタ8に表示されている超音波画像の焦点位置を、近点位置、中点位置、遠点位置との3段階に順次設定することが可能となる。

50

【0189】

従って、第5の実施の形態によれば、CPU5によって、キーボード18による操作に基づき、超音波画像の焦点位置を、近点位置と中点位置と遠点位置との3段階のいずれかの位置に設定するように制御することができるので、操作者は簡単な操作にて、超音波画像の焦点位置を変更することができる。

【0190】

尚、第5の実施の形態では、超音波画像の焦点位置を近点位置、中点位置、遠点位置との3段階に変更するように説明したが、これに限定されるものではなく、それ以上の数の焦点位置を予め設定し、キーボード18の第4ボタン35のトグル操作によって順次、設定できるように構成しても良い。

10

【0191】

また、第5の実施の形態では、Bモードを実行した場合について説明したが、勿論、フローモード実行時にも有効である。

【0192】

本発明は、以上述べた実施の形態及び変形例のみに限定されるものではなく、発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変形実施可能である。

【図面の簡単な説明】

【0193】

【図1】本発明の第1の実施の形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図。

【図2】図1のコントローラの具体的な構成を示すブロック図。

20

【図3】図1のキーボードの具体的な構成を示す構成図。

【図4】図3のタッチパネル操作部の構成例を示す図。

【図5】図1の超音波振動子Noと送信ディレイ量との関係を示すグラフ。

【図6】図1の記憶部に記憶された送信タイミング情報の一例を示すマップデータ。

【図7】第1の実施の形態の超音波診断装置の作用を説明する、CPUの制御処理の流れを示すフローチャート。

【図8】ラジアル表示における全円表示への変更時に焦点位置が表示された状態を示す画面表示図。

【図9】図8の全円表示から表示レンジを変更した場合の画面表示図。

【図10】従来技術を用いて図8の全円表示から半円表示に表示領域を変更した場合に焦点位置が固定された状態を示す画面表示図。

30

【図11】図8の全円表示から半円表示に表示領域を変更した場合に焦点位置が変更された状態を示す画面表示図。

【図12】本発明の第2の実施の形態に係る超音波診断装置の作用を説明する、CPUの制御処理の流れを示すフローチャート。

【図13】従来技術を用いてフローモード実行時にROIの表示位置に応じて焦点位置が移動する状態を示す画面表示図。

【図14】ROIの表示に拘わらずBフレームの超音波画像における焦点位置が表示された状態を示す画面表示図。

【図15】フローモード実行時にROIを表示した場合に、焦点位置が表示された状態を示す画面表示図。

40

【図16】図15に示す全円表示モードから半円表示モードに変更した場合の画面表示図。

【図17】フローモード実行時におけるROIの焦点位置及びBモードの焦点位置が表示された状態を示す画面表示図。

【図18】図17の状態からROIを消去した場合に全円表示モードの焦点位置が表示された状態を示す画面表示図。

【図19】第2の実施の形態の超音波診断装置の変形例を示し、CPUの制御処理の流れを示すフローチャート。

【図20】フローモード実行時における全円表示モードの焦点位置を示す画面表示図。

50

【図 2 1】フローモード実行における半円表示モードの焦点位置を示す画面表示図。

【図 2 2】本発明の第 3 の実施の形態に係る超音波診断装置の作用を説明する、C P U の制御処理の流れを示すフローチャート。

【図 2 3】フローモード実行時において表示レンジを拡大する前の R O I を表示した状態を示す画面表示図。

【図 2 4】図 2 3 の状態から表示レンジを拡大した場合に R O I の表示領域が超音波画像の表示領域内に配置された状態を示す画面表示図。

【図 2 5】本発明の第 4 の実施の形態に係る超音波診断装置の作用を説明する、C P U の制御処理の流れを示すフローチャート。

【図 2 6】半円表示モードの超音波画像の表示画面に、接続された超音波プローブの種別毎に焦点位置が設定される状態を示す画面表示図。 10

【図 2 7】全円表示モードの超音波画像の表示画面に、接続された超音波プローブに適した焦点位置が設定された状態を示す画面表示図。

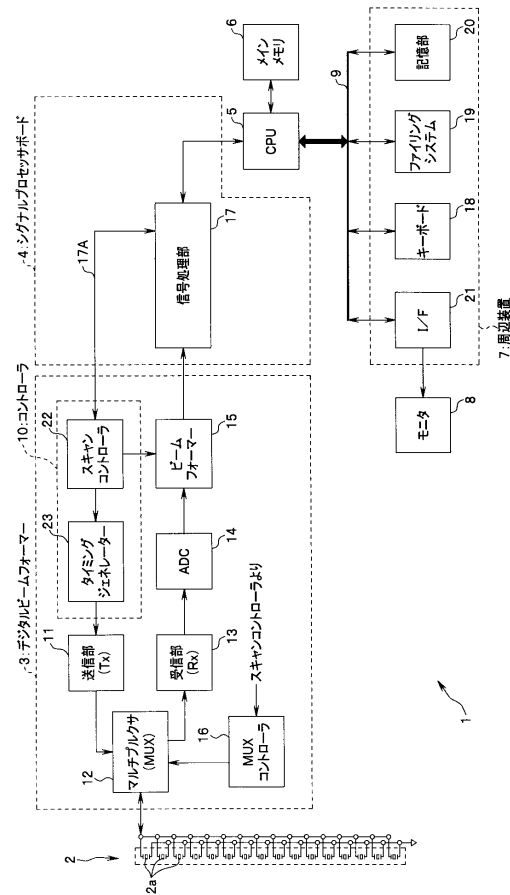
【図 2 8】本発明の第 5 の実施の形態に係る超音波診断装置の作用を説明する、C P U の制御処理の流れを示すフローチャート。

【符号の説明】

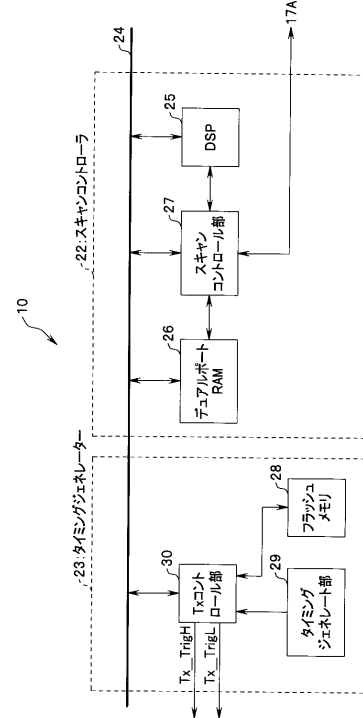
【 0 1 9 4 】

- 1 … 超音波診断装置、
- 2 … 超音波プローブ、
- 2 a … 超音波振動子、 20
- 3 … デジタルビームフォーマー、
- 4 … シグナルプロセッサボード、
- 5 … C P U 、
- 6 … メインメモリ、
- 7 … 周辺装置、
- 8 … モニタ、
- 9 … 内部バス、
- 1 0 … コントローラ、
- 1 1 … 送信部、
- 1 2 … マルチプレクサ、 30
- 1 3 … 受信部、
- 1 5 … ビームフォーマー、
- 1 6 … コントローラ、
- 1 7 A … バス、
- 1 7 … 信号処理部、
- 1 8 … キーボード、
- 2 0 … 記憶部、
- 2 2 … スキャンコントローラ、
- 2 3 … タイミングジェネレーター、
- 2 7 … スキャンコントロール部、 40
- 2 8 … フラッシュメモリ、
- 2 9 … タイミングジェネレート部、
- 3 0 … T x コントロール部、
- 4 0 、 4 0 A … マーカ。

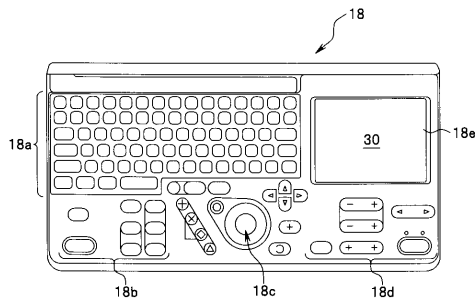
【図 1】



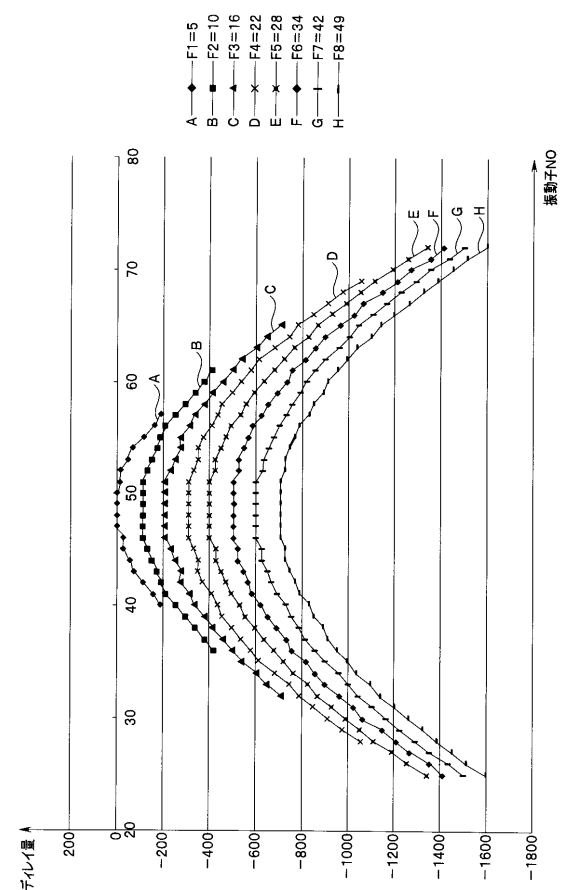
【図 2】



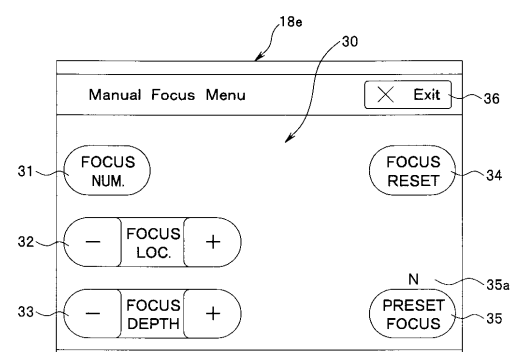
【図 3】



【図 5】



【図 4】

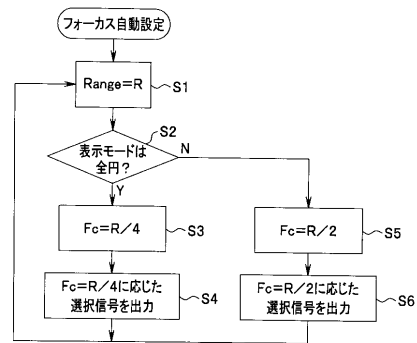


【図 6】

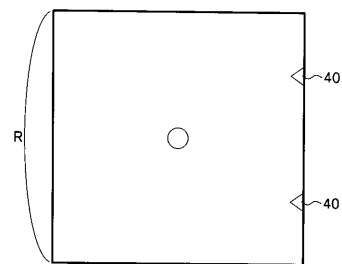
送信フォーカスレイ値 単位: ns

エレメント	NO.	F1=5	F2=10	F3=16	F4=22	F5=28	F6=34	F7=42	F8=49
el1	25					-1300	-1400	-1400	-1500
el2	26					-1200	-1300	-1400	-1500
el3	27					-1100	-1200	-1300	-1400
el4	28				-1000	-1100	-1200	-1300	-1400
el5	29				-900	-1000	-1100	-1200	-1300
el6	30				-800	-900	-1000	-1100	-1200
el7	31				-700	-800	-900	-1000	-1100
el8	32				-600	-700	-800	-900	-1000
el9	33				-500	-600	-700	-800	-900
el10	34				-400	-500	-600	-700	-800
el11	35				-300	-400	-500	-600	-700
el12	36				-200	-300	-400	-500	-600
el13	37				-100	-200	-300	-400	-500
el14	38				0	-100	-200	-300	-400
el15	39				0	-100	-200	-300	-400
el16	40				0	-100	-200	-300	-400
el17	41				0	-100	-200	-300	-400
el18	42				0	-100	-200	-300	-400
el19	43				0	-100	-200	-300	-400
el20	44				0	-100	-200	-300	-400
el21	45				0	-100	-200	-300	-400
el22	46				0	-100	-200	-300	-400
el23	47				0	-100	-200	-300	-400
el24	48				0	-100	-200	-300	-400
el25	49				0	-100	-200	-300	-400
el26	50				0	-100	-200	-300	-400
el27	51				0	-100	-200	-300	-400
el28	52				0	-100	-200	-300	-400
el29	53				0	-100	-200	-300	-400
el30	54				0	-100	-200	-300	-400
el31	55				0	-100	-200	-300	-400
el32	56				0	-100	-200	-300	-400
el33	57				0	-100	-200	-300	-400
el34	58				0	-100	-200	-300	-400
el35	59				0	-100	-200	-300	-400
el36	60				0	-100	-200	-300	-400
el37	61				0	-100	-200	-300	-400
el38	62				0	-100	-200	-300	-400
el39	63				0	-100	-200	-300	-400
el40	64				0	-100	-200	-300	-400
el41	65				0	-100	-200	-300	-400
el42	66				0	-100	-200	-300	-400
el43	67				0	-100	-200	-300	-400
el44	68				0	-100	-200	-300	-400
el45	69				0	-100	-200	-300	-400
el46	70				0	-100	-200	-300	-400
el47	71				0	-100	-200	-300	-400
el48	72				0	-100	-200	-300	-400

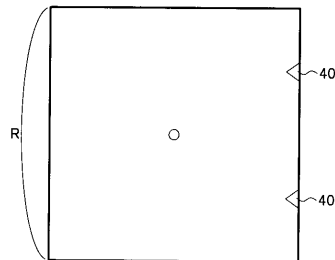
【図 7】



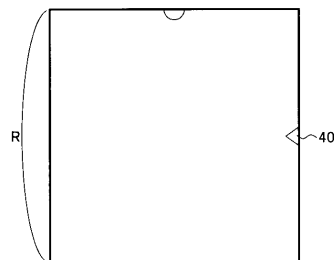
【図 8】



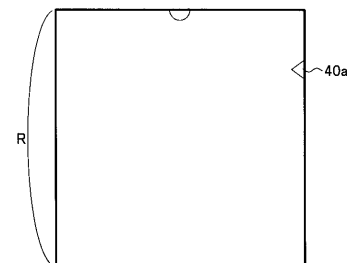
【図 9】



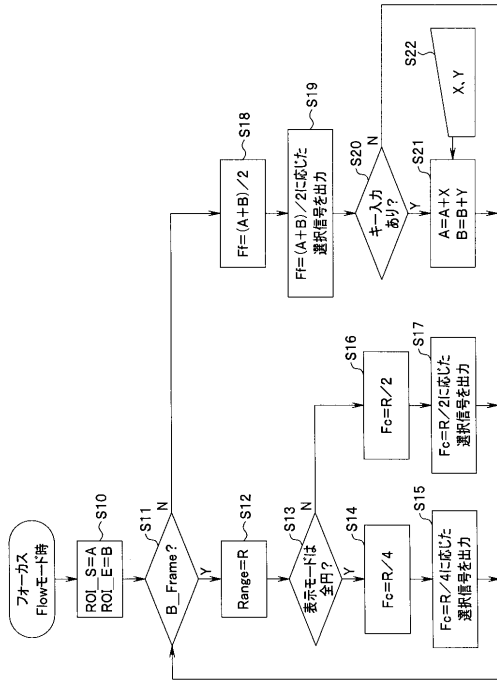
【図 11】



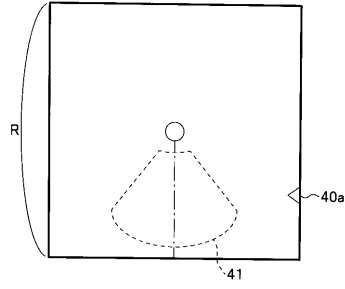
【図 10】



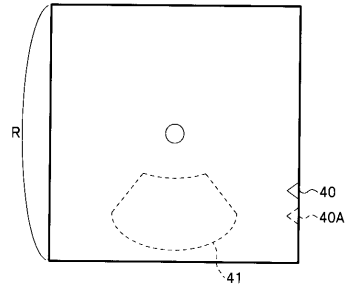
【図 12】



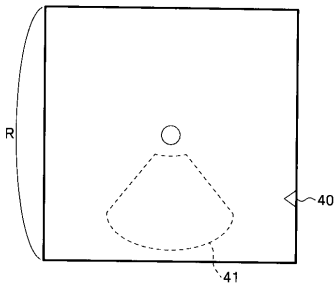
【図 13】



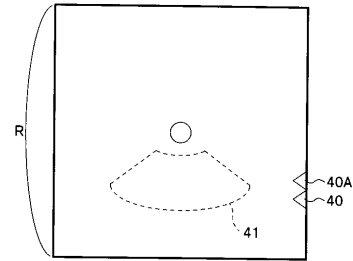
【図 14】



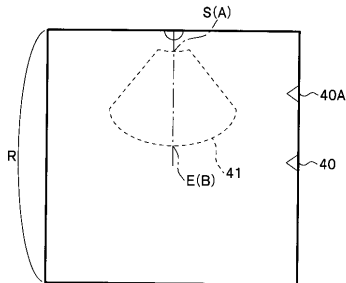
【図 15】



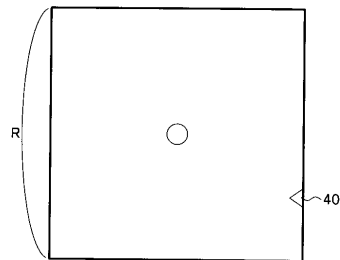
【図 17】



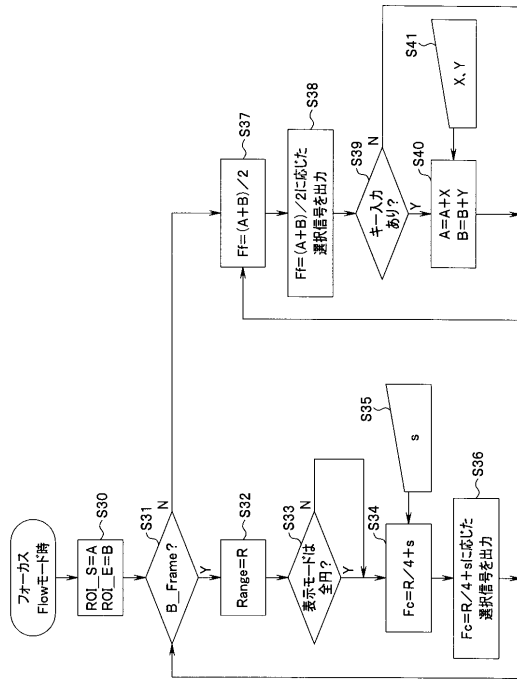
【図 16】



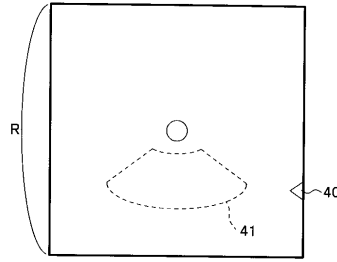
【図 18】



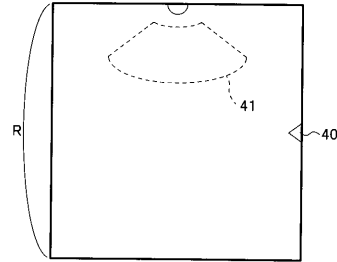
【図 19】



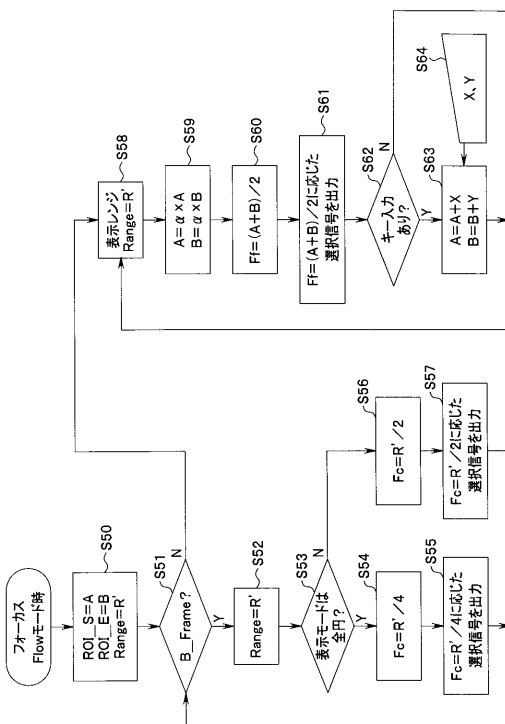
【図 20】



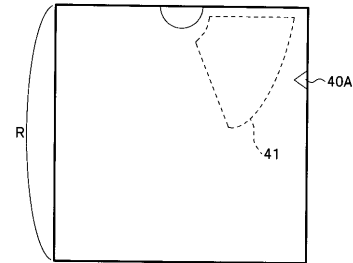
【図 21】



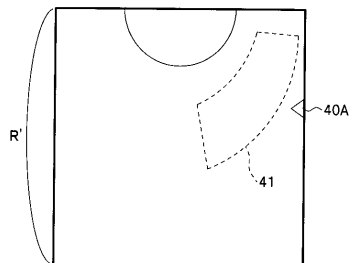
【図 22】



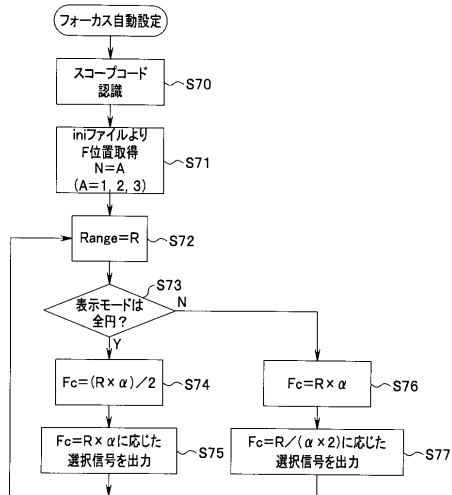
【図 23】



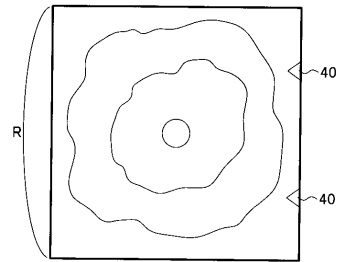
【図 24】



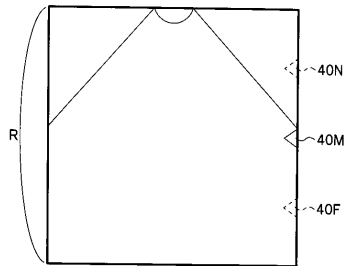
【図 25】



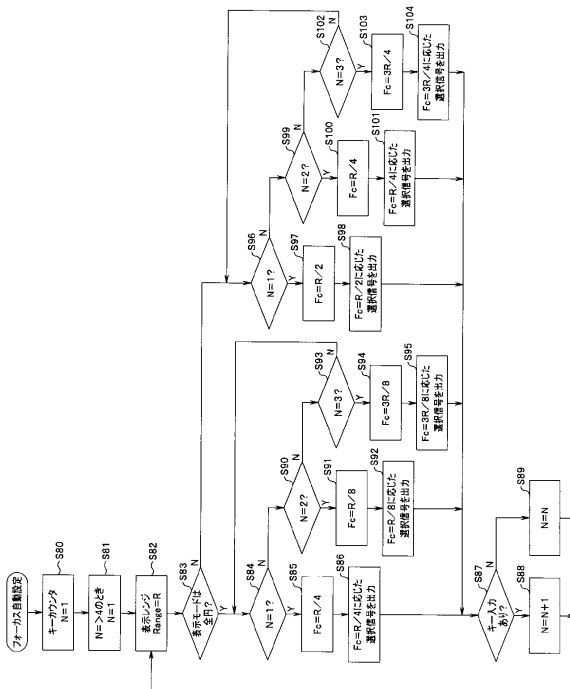
【図 27】



【図 26】



【図 28】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2007-014485 (JP, A)
特開平11-290318 (JP, A)
特開平11-123194 (JP, A)
特開2004-209111 (JP, A)
特開2001-252276 (JP, A)
特開2007-195892 (JP, A)
特開平10-033535 (JP, A)

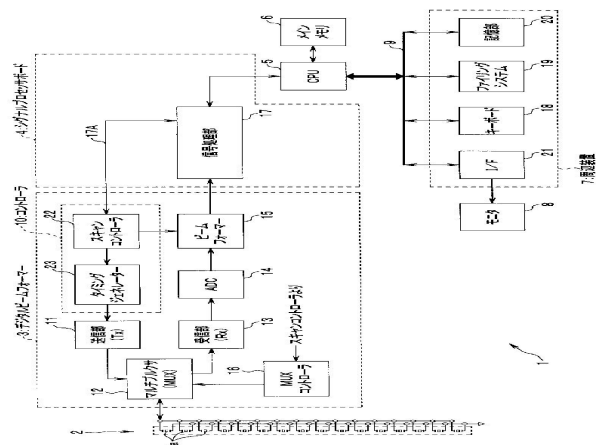
- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4465018B2	公开(公告)日	2010-05-19
申请号	JP2008231244	申请日	2008-09-09
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	御園和裕		
发明人	御園 和裕		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/00 A61B8/461 A61B8/467 A61B8/469		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB24 4C601/EE11 4C601/EE22 4C601/HH29 4C601/JC37		
代理人(译)	伊藤 进		
审查员(译)	川上 則明		
其他公开文献	JP2010063543A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在改变超声波图像的显示区域时，根据显示区域改变超声波图像的焦点位置，以减少调整焦点位置的操作。 解决方案：超声诊断设备1包括发射器11，其是能够从超声换能器2a在预定焦点位置发射超声波的换能器驱动装置，显示器11，其在超声图像中显示在监视器8上并且，CPU5是能够改变区域的显示区域改变装置，根据该改变的结果，控制作为振荡器驱动装置的发送器11以改变超声波的聚焦位置。 点域1

【 図 1 】



【 図 3 】