

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4382382号
(P4382382)

(45) 発行日 平成21年12月9日(2009.12.9)

(24) 登録日 平成21年10月2日(2009.10.2)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00

請求項の数 14 (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2003-108688 (P2003-108688)	(73) 特許権者	000003078 株式会社東芝 東京都港区芝浦一丁目1番1号
(22) 出願日	平成15年4月14日(2003.4.14)	(73) 特許権者	594164531 東芝医用システムエンジニアリング株式会社 栃木県大田原市下石上1385番地
(65) 公開番号	特開2004-313290 (P2004-313290A)	(74) 代理人	100109900 弁理士 堀口 浩
(43) 公開日	平成16年11月11日(2004.11.11)	(72) 発明者	奥村 貴敏 栃木県大田原市下石上字東山1385番の 1 株式会社東芝 那須工場内
審査請求日	平成18年4月13日(2006.4.13)	(72) 発明者	諸川 哲也 東京都北区赤羽2丁目16番4号 東芝 医用システムエンジニアリング株式会社内 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波プローブ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

異なる共振周波数を有した複数の超音波振動子を備えた超音波プローブと、
前記複数の超音波振動子の中から所望の共振周波数を有する超音波振動子を選択する振動子選択手段と、
少なくとも第1又は第2の動作モードにตอบสนองして少なくとも第1又は第2の送信駆動信号を出力する送信手段と、
前記第1の動作モードにตอบสนองして前記送信手段から出力された前記第1の送信駆動信号を第1の同調回路素子を介して前記選択された超音波振動子に供給する手段と、
前記第2の動作モードにตอบสนองして前記送信手段から出力された前記第2の送信駆動信号を第2の同調回路素子を介して前記選択された超音波振動子に供給する手段と、
前記第1又は第2の送信駆動信号にตอบสนองして前記選択された超音波振動子から出力された第1又は第2の受信超音波信号を前記第1又は第2の同調回路素子を介して受信し、第1又は第2の画像信号に変換する受信手段と、
前記受信手段から出力された前記第1又は第2の画像信号に基づいて、第1又は第2の超音波画像データを生成する画像データ生成手段と、
前記画像データ生成手段から出力された前記第1又は第2の超音波画像データを表示する表示手段とを備え、
前記第1の同調回路素子および第2の同調回路素子は、前記複数の超音波振動子毎に設けられることを特徴とする超音波診断装置。

10

20

【請求項 2】

前記第 1 の同調用回路素子および第 2 の同調用回路素子は、前記超音波振動子と前記送信手段および前記受信手段の接続コネクタに設けられ、前記第 1 又は第 2 の動作モードに応じて前記第 1 の同調用回路素子又は第 2 の同調用回路素子が選択されることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記第 1 の同調用回路素子および第 2 の同調用回路素子は、前記複数の超音波振動子と前記送信手段および前記受信手段の接続コネクタに設けられ、前記第 1 又は第 2 の動作モードに応じて前記選択された超音波振動子に対応する前記第 1 の同調用回路素子又は第 2 の同調用回路素子が選択され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 4】

前記振動子選択手段は、前記動作モードを制御する制御手段であって、前記超音波振動子の選択と共に前記第 1 の同調用回路素子又は第 2 の同調用回路素子を予め選択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 5】

前記第 1 の同調用回路素子は前記超音波振動子と前記送信手段および前記受信手段との間に直列接続されたインダクタであり、第 2 の同調用回路素子は前記超音波振動子と前記送信手段および前記受信手段との間に並列接続されたインダクタであ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 6】

20

前記第 1 及び第 2 の同調用回路素子は前記超音波振動子と前記送信手段および前記受信手段との間に直列接続されたインダクタであり、前記第 2 の同調用回路素子のインダクタは前記第 1 の同調用回路素子のインダクタに対して異なるインダクタンス値を有することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記第 1 の同調用回路素子又は第 2 の同調用回路素子は、インダクタあるいはキャパシタの少なくともいずれかを用い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 8】

前記制御手段は、前記超音波プローブの ID 情報に基づいて前記第 1 又は第 2 の同調用回路素子のいずれか一方を選択することを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 9】

入力手段を備え、前記制御手段は前記入力手段からの指示に基づいて前記第 1 又は第 2 の同調用回路素子を選択することを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記第 1 の動作モードは B モードであって、前記第 1 の同調用回路素子は前記 B モードの画像データ収集時において要求される高分解能を得るための直列共振用インダクタであ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 11】

前記第 2 の動作モードはドプラモードであって、前記第 2 の同調用回路素子は前記ドプラモードの画像データ収集時において要求される高感度を得るための並列共振用インダクタであることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 12】

前記超音波プローブは、異なる共振周波数を有する超音波振動子をスキャン方向に配列して構成した振動子群を、更に同じ方向に複数個配列して構成され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 13】

前記超音波プローブは、異なる共振周波数を有する超音波振動子をスライス方向に隣接して配置した振動子群を、更にスキャン方向に複数個配列して構成され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 14】

50

前記超音波プローブに設けられた第1のコネクタ部と、前記送信手段および受信手段が収納された診断装置本体に設けられた第2のコネクタ部が接続されて構成され、前記第1又は第2の同調回路素子は前記第1のコネクタ部に設けられ、前記第2のコネクタ部に選択スイッチが設けられることを特徴とする請求項2又は請求項4に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は超音波診断装置及び超音波プローブに係り、特に、被検体内から得られる反射超音波に基づいて超音波画像データを生成して表示する超音波診断装置及び超音波プローブに関する。

10

【0002】

【従来の技術】

超音波診断装置は、超音波プローブに内蔵された超音波振動子から発生する超音波を被検体内に放射し、被検体組織の音響インピーダンスの差異によって生ずる反射信号を前記超音波振動子によって受信して画像データを生成し、モニタ上に表示するものである。この診断方法は、超音波プローブを体表に接触させるだけの簡単な操作でリアルタイムの2次元画像が容易に観察できるため、臓器の機能診断や形態診断に広く用いられている。

【0003】

この超音波診断装置には種々の診断法があるが、今日、最も一般的に使用されているものとして、被検体内を超音波送受信ビームで走査して得られる反射信号の大きさを2次元表示するBモード画像表示法と、受信信号のドプラ偏移周波数から血液の流速や組織の運動速度などを2次元表示するドプラモード画像表示法が周知である。

20

【0004】

図12は、従来の超音波診断装置の概略構成を示したものである。超音波診断装置100は、超音波プローブ40と診断装置本体41から構成され、超音波プローブ40では、送信において電気信号を超音波に変換し、また受信において超音波を電気信号に変換する超音波振動子71と、超音波プローブ40を診断装置本体41に接続するためのプローブコネクタ45とがケーブル44を介して接続されている。

【0005】

30

一方、診断装置本体41は、超音波プローブ40の超音波振動子71を駆動して被検体内に送信超音波を放射するための送信回路47と、前記超音波振動子71を介して受信超音波を受信し、超音波画像データを生成する受信回路48と、この画像データを表示する表示部49を備えている。また、図12に示すように診断装置本体41に複数の超音波プローブ40（例えば40a乃至40c）が接続される場合には、各プローブコネクタ45a、45b、45cが接続されるプローブコネクタ選択回路50が設けられる。

【0006】

このような構成の超音波診断装置100において、前記送信回路47は、一定の繰返し周波数を有する振動子駆動信号を出力し、プローブコネクタ選択回路50によって選択された超音波プローブ40、例えば、超音波プローブ40aとするとその超音波振動子71a

40

に供給して被検体内に送信超音波を放射する。

【0007】

一方、被検体内から反射した受信超音波（超音波エコー）は前記超音波振動子71aによって電氣的な受信信号に変換され受信回路48に入力される。この受信回路48は前記受信信号に基づいて超音波画像データを生成し、表示部49に表示する。

【0008】

この従来装置において、超音波振動子71と送信回路47、あるいは超音波振動子71と受信回路部48との間には、図示しない周波数特性調整用（同調用）のインダクタを直列に挿入することによって、超音波振動子71、ケーブル44、送信回路47及び受信回路48によって決定される周波数特性を調整し、最適化する。この場合のインダクタの直列

50

挿入は、一般にBモード画像の高分解能化に有効である。これに対して、高感度化が高分解能化より優先されるドプラモード画像においては、インダクタを並列接続（信号線・グラウンド間に挿入）することによって、前記周波数特性を狭帯域化してドプラ信号成分のみを感度よく受信する方法が採られている（例えば、特許文献1参照。）。

【0009】

一方、超音波診断に用いる数MHz帯の超音波は被検体内で伝達する過程で減衰し、単位長さ当たりの減衰量は周波数が高いほど大きい。このため、従来の超音波診断装置100では、観察しようとする臓器に適した周波数の超音波振動子71を有した超音波プローブ40を選択して用いていた。例えば、深部の腹部臓器では3.5MHz、乳腺、甲状腺では5MHz、また浅部の頸部では7.5MHzの超音波周波数が一般に使用されてきた。

10

【0010】

【特許文献1】

特公平6-14935号公報（第2-3頁、第1図）

【0011】

【発明が解決しようとする課題】

被検体内臓器の形態学的情報、あるいは組織の質的情報の観察を目的としているBモード法では、高分解能な画像を得るために広帯域信号を送受信する必要がある。一方、ドプラ偏移周波数から運動情報を画像化して表示するドプラ法では、比較的狭いドプラ信号帯域における送受信感度を優先させたため、高い共振Q値を有した狭帯域送受信系を用いることが望ましい。しかしながら、従来の超音波診断装置100では、超音波振動子71と送受信回路の間に挿入される同調回路素子の接続は固定されていたため、Bモード画像の分解能とドプラモード画像の感度のいずれかを犠牲にしなければならないという問題があった。

20

【0012】

また、複数の臓器に対して診断を行なう場合、その臓器に最適な周波数をもった専用プローブを交換する必要があり、診断効率を著しく低下させていた。

【0013】

更に、従来の超音波プローブ40を構成する超音波振動子71は、送信時の周波数帯域と受信時の周波数帯域がほぼ等しいため、例えば、THI（組織ハーモニクイメージング）のように送信超音波パルスの高調波成分を受信して画像化を行なう場合には、前記周波数帯域の低域成分で送信し、高域成分で受信せざるを得なかった。このため十分な帯域幅と送受信感度を得ることができず、超音波画像の画質と感度の劣化を招いていた。

30

【0014】

本発明は、このような問題点に鑑みてなされたものであり、その目的は、診断目的に応じて超音波プローブと超音波送信部、あるいは超音波プローブと超音波受信部との整合条件を切り換え制御することにより、高分解能かつ高感度な超音波画像を得ることができる超音波診断装置、及び超音波プローブを提供することにある。

【0015】

【課題を解決するための手段】

上記課題を解決するために、異なる共振周波数を有した複数の超音波振動子を備えた超音波プローブと、前記複数の超音波振動子の中から所望の共振周波数を有する超音波振動子を選択する振動子選択手段と、少なくとも第1又は第2の動作モードに 응답して少なくとも第1又は第2の送信駆動信号を出力する送信手段と、前記第1の動作モードに 응답して前記送信手段から出力された前記第1の送信駆動信号を第1の同調回路素子を介して前記選択された超音波振動子に供給する手段と、前記第2の動作モードに 응답して前記送信手段から出力された前記第2の送信駆動信号を第2の同調回路素子を介して前記選択された超音波振動子に供給する手段と、前記第1又は第2の送信駆動信号に 응답して前記選択された超音波振動子から出力された第1又は第2の受信超音波信号を前記第1又は第2の同調回路素子を介して受信し、第1又は第2の画像信号に変換する受信手段と、前記受信手段から出力された前記第1又は第2の画像信号に基づいて、第1又は第2の超音波

40

50

画像データを生成する画像データ生成手段と、前記画像データ生成手段から出力された前記第1又は第2の超音波画像データを表示する表示手段とを備え、前記第1の同調回路素子および第2の同調回路素子は、前記複数の超音波振動子毎に設けられることを特徴とするものである。

【0021】

したがって本発明によれば、診断目的に応じて超音波プローブと超音波送信部、あるいは超音波プローブと超音波受信部との整合条件の切り換え制御が容易となり、高分解能かつ高感度な超音波画像を得ることができる。

【0022】

【発明の実施の形態】

(第1の実施の形態)

以下、本発明の第1の実施の形態について図1乃至図4を用いて説明する。図1は、本実施の形態における超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

【0023】

この実施の形態で述べる超音波診断装置では、高分解能なBモード画像と高感度なドプラモード画像とを、同一の超音波プローブによってほぼ同時に得ることを目的としており、その特徴は、超音波振動子と送信回路部あるいは受信回路部の間に、切り換えスイッチを介して周波数特性調整回路素子(以下では同調回路素子とよぶ)を複数チャンネル挿入し、画像モードを変更する際に、前記切り換えスイッチによって最適な同調回路素子を選択することにある。

【0024】

本発明の超音波診断装置100は、被検体表面に接触させて超音波の送受信を行う複数種類の超音波プローブ40(ここでは超音波プローブ40a、40bの2種類とするが個数は問わない)と、この超音波プローブ40に対して駆動信号を供給し、また超音波プローブ40からの受信信号に基づいて超音波画像データを生成して表示する診断装置本体41を備えている。

【0025】

超音波プローブ40a及び40bは、プローブヘッド43a、43bと、これらのプローブヘッド43を診断装置本体41に接続するためのプローブコネクタ45a、45bがNaチャンネル、Nbチャンネルのケーブル44a、44bを介して接続されている。そして、プローブヘッド43a、43bには、超音波振動子71a-1乃至71a-N、71b-1乃至71b-N(図4を参照)が配列され、これらは送信において電気信号を超音波に変換し、また受信において超音波を電気信号に変換する機能を有している。

【0026】

超音波プローブ40を構成するプローブヘッド43の超音波振動子71-1乃至71-N(これは、超音波振動子71a-1乃至71a-N、71b-1乃至71b-Nの両方を表現する。以下同じ。)は、図2(a)に示すようにスキヤン方向(X方向)にN個、1次元配列されている。図2(b)は図2(a)のA-A断面におけるプローブヘッド43の断面図を示す。

【0027】

即ち、圧電セラミックスを用いた超音波振動子71-1乃至71-Nの第1の面(上面)、及び第2の面(下面)には駆動信号を供給し、受信信号を得るための電極73-1、73-2がそれぞれ装着され、電極73-1は支持台72に固定されている。また、電極73-2には超音波の送受信を効率良く行うための音響マッチング層74が設けられ、更に、その表面はスライス方向(Y方向)に超音波を集束させるための音響レンズ75によって覆われている。尚、超音波プローブ40として、例えばセクタ走査型プローブ、コンベックス走査型プローブ、あるいはリニア走査型プローブなどが用いられる。

【0028】

図1のプローブコネクタ45a、45bにはコネクタピンが設けられ、一方の端子がプローブヘッド43a、43bに接続されているケーブル44a、44bの他方の端子は、チ

10

20

30

40

50

チャンネル毎に同調用回路素子を介してコネクタピンに接続される。そして、このコネクタピンを介してプローブコネクタ45a、あるいはプローブコネクタ45bの各チャンネルは診断装置本体41と接続される。

【0029】

この同調用回路素子は、各画像モードにおいて最適な送受信特性を設定するためのものであり、インダクタ(コイル)やキャパシタ(コンデンサ)などの回路素子から構成されている。尚、プローブコネクタ45a、45bの具体的な構成については、後述の図3及び図4において診断装置本体41の同調用素子選択部33と纏めて説明する。

【0030】

一方、診断装置本体41は、送信超音波を発生するための駆動信号を生成する超音波送信部2と、被検体内からの超音波反射信号(受信超音波)を受信する超音波受信部3と、この超音波受信部3からの受信信号に基づいてBモード画像用の画像データを生成するBモード処理部4、およびドプラモード画像用の画像データを生成するドプラモード処理部5を備えている。

10

【0031】

更に、診断装置本体41は、Bモード処理部4にて生成されたBモード画像データ、及びドプラモード処理部5において生成されたドプラ画像データ等を記憶する画像記憶部6と、超音波プローブ40a、40bのプローブコネクタ45a、45bと接続され、このプローブコネクタ45a、45bの各チャンネル毎に複数種類備えられた同調用回路素子の中から所定の同調用回路素子を選択して、超音波送信部2の出力端子、あるいは超音波受信部3の入力端子と接続する同調用素子選択部33と、表示部10及び入力部9と、これら各ユニットを統括して制御するシステム制御部8とを備えている。

20

【0032】

超音波送信部2は、レートパルス発生器11と、送信遅延回路12と、パルサ13を備えている。

【0033】

レートパルス発生器11は、被検体内に放射する超音波パルスの繰り返し周期を決定するレートパルスを発生して送信遅延回路12に供給する。送信遅延回路12は、送信に使用される超音波振動子71と同数のNチャンネルの独立な遅延回路から構成され、送信超音波パルスを所定の深さに収束するための収束用遅延時間と、送信超音波パルスを所定の方向に送信するための偏向用遅延時間を受信したレートパルスに与え、そのレートパルスをパルサ13に供給する。一方、パルサ13は、送信遅延回路12と同数のNチャンネルの独立な駆動回路を有しており、超音波プローブ40a又は40bのプローブヘッド43a又は43bを構成する超音波振動子71a又は71bを駆動し、被検体内に超音波を放射する。

30

【0034】

超音波受信部3は、プリアンプ14と、受信遅延回路15と、加算器16とを備える。そして、プリアンプ14は、超音波振動子71a又は71bによって電気信号に変換された微小信号を増幅し十分なS/Nを確保する。受信遅延回路15は、細い受信ビーム幅を得るため所定の深さからの超音波を収束するための収束用遅延時間と、超音波ビームの受信指向性を所定の方向に設定するための遅延時間をプリアンプ14の出力に与えた後に加算器16に送り、この加算器16において超音波振動子71a又は71bからの複数Nの受信信号は加算され1つに纏められる。

40

【0035】

Bモード処理部4は、包絡線検波器17と、対数変換器18と、A/D変換器19とを備えている。そして、包絡線検波器17は、Bモード処理部4の入力信号に対して包絡線検波を行なって超音波周波数成分を除去し、その振幅のみを検出する。また対数変換器18は、包絡線検波器17の出力振幅を対数変換し、弱い信号を相対的に強調する働きをしている。一般に、被検体内からの受信信号は80dB以上の広いダイナミックレンジをもった振幅を有しており、これを20~30dB程度のダイナミックレンジをもつ通常のCR

50

T モニタに表示するためには弱い信号を強調する振幅圧縮が必要となる。A / D 変換器 19 は、この対数変換器 18 の出力信号を A / D 変換し、B モード信号を形成して画像記憶部 6 へ出力する。

【 0 0 3 6 】

一方、ドプラモード処理部 5 は、ドプラ信号検出のための基準信号発生器 20 と、 $\pi/2$ 移相器 21 と、ミキサ 22 - 1、22 - 2 と、LPF (ローパスフィルタ) 23 - 1、23 - 2 と、A / D 変換器 24 - 1、24 - 2 と、ドプラ信号記憶回路 25 とを備え、更に、ドプラ信号処理のための FFT 分析器 26 と、演算器 27 を備えている。このドプラモード処理部 5 では主に直交位相検波と FFT 分析が行われる。

【 0 0 3 7 】

即ち、超音波受信部 3 の出力信号は、ドプラモード処理部 5 においてミキサ 22 - 1、及び 22 - 2 の第 1 の入力端子に入力される。一方、この入力信号の周波数とほぼ等しい周波数をもった基準信号発生器 20 の出力はミキサ 22 - 1 の第 2 の入力端子に直接供給され、基準信号発生器 20 の出力が $\pi/2$ 移相器 21 を介して 90 度位相がシフトした出力はミキサ 22 - 2 の第 2 の入力端子に送られる。ミキサ 22 - 1、22 - 2 の出力は、LPF 23 - 1、23 - 2 に送られ、超音波受信部 3 の出力信号の周波数成分と基準信号発生器 20 の信号周波数成分との和の成分が除去され、差の成分のみが抽出される。

【 0 0 3 8 】

A / D 変換器 24 は、LPF 23 - 1、23 - 2 の出力、即ち直交位相検波出力をデジタル信号に変換し、ドプラ信号記憶回路 25 に出力する。FFT 分析器 26 は、ドプラ信号記憶回路 25 に保存したデジタル化された 2 つの直交成分 (IQ 成分) を読み出して FFT 分析を行う。一方、演算器 27 は、FFT 分析器 26 によって得られるスペクトルの中心や広がりなどの計算を行う。

【 0 0 3 9 】

画像記憶部 6 は、画像データ記憶回路 28 と、表示用画像メモリ 30 を備え、画像データ記憶回路 28 は、所定期間において得られる B モード画像、及びドプラモード画像の各画像データの保存を行うもので、表示部 10 に表示される 1 枚分の画像データと、この画像データに関連する文字や図形などの付随データを合成して表示用画像メモリ 30 に記憶する。

【 0 0 4 0 】

システム制御部 8 は、図示しない CPU と記憶回路を備え、入力部 9 からのコマンド信号などに基づいて超音波送信部 2、超音波受信部 3、B モード処理部 4、ドプラモード処理部 5、画像記憶部 6、更には同調用素子選択部 33 などの各ユニットの制御やシステム全体の制御を統括して行う。特に、前記記憶回路には超音波プローブ 40 a、40 b の ID に対応した最適な同調用回路素子情報、あるいは接続情報が予め保存されている。

【 0 0 4 1 】

入力部 9 は、操作パネル上にキーボード、トラックボール、マウス等を備え、装置操作者が患者情報や装置の撮影条件を入力するために用いられる。特に、診断装置本体 41 に複数の超音波プローブ 40 が接続されている場合には、プローブ選択ボタンによって診断対象部位に最適な超音波プローブ 40 が選択される。また、画像表示モードや超音波周波数についても専用の選択ボタンによって選択される。

【 0 0 4 2 】

表示部 10 は、表示回路 31 と CRT モニタ 32 を備えており、表示用画像メモリ 30 に記憶された B モード画像データやドプラモード画像データ、更にはこれらの画像に付随するデータなどは、表示回路 31 において D / A 変換された後、テレビフォーマットに変換され CRT モニタ 32 に表示される。

【 0 0 4 3 】

同調用素子選択部 33 は、超音波プローブ 40 a、40 b のプローブコネクタ 45 a、45 b におけるコネクタピンと対になる第 2 のコネクタピンを備え、これらの第 2 のコネクタピンは、切り換えスイッチを介して超音波送信部 2 のパルサ 13 と超音波受信部 3 のプ

10

20

30

40

50

リアンプ 1 4 にそれぞれ接続される。

【 0 0 4 4 】

この同調用素子選択部 3 3 と、既に述べた超音波プローブ 4 0 a、4 0 b のプローブコネクタ 4 5 a、4 5 b についての具体的な構成について図 3 及び図 4 を用いて説明する。図 3 は 1 チャンネルのケーブル 4 4 に対応した回路構成例について示しており、超音波プローブ 4 0 (この場合、1 つの超音波プローブを意味する) の図示しないプローブヘッド 4 3 を構成する超音波振動子 7 1 に一方の端部が接続されるケーブル 4 4 の他方の端部は、プローブコネクタ 4 5 の中に備えられたインダクタ 4 6 a を介してコネクタピン 3 5 a に接続される。更に、このケーブル 4 4 の他方の端部は直接コネクタピン 3 5 c に接続される。また、プローブコネクタ 4 5 に設けられたインダクタ 4 6 b の一方端は接地され、他方端はコネクタピン 3 5 b に接続される。

10

【 0 0 4 5 】

一方、診断装置本体 4 1 の超音波送信部 2 を構成するパルサ 1 3 の出力端子は、超音波受信部 3 のプリアンプ 1 4 の入力端子と接続され、更に、この出力端子は同調用素子選択部 3 3 の 3 つの切り換えスイッチ 3 4 a、3 4 b、3 4 c の一方の端子に夫々接続される。そして、切り換えスイッチ 3 4 a、3 4 b、3 4 c の他方の端子はコネクタピン 4 8 a、4 8 b、4 8 c に夫々接続される。

【 0 0 4 6 】

従って、超音波プローブ 4 0 のプローブコネクタ 4 5 が診断装置本体 4 1 に装着される場合、コネクタの接栓 4 7 a、4 7 b、4 7 c において前記プローブコネクタ 4 5 のコネクタピン 3 5 a 乃至 3 5 c と、同調用素子選択部 3 3 のコネクタピン 4 8 a 乃至 4 8 c が 1 対 1 に対応して接続される。

20

【 0 0 4 7 】

このような構成により、パルサ 1 3 及びプリアンプ 1 4 と超音波振動子 7 1 の間には、切り換えスイッチ 3 4 a を介してインダクタ 4 6 a が直列に接続され、切り換えスイッチ 3 4 b 及び 3 4 c を介してインダクタ 4 6 b が並列に接続される。即ち、切り換えスイッチ 3 4 a のみを ON (導通) 状態にした場合は、B モード画像用の直列インダクタ (4 6 a) が形成され、切り換えスイッチ 3 4 b と 3 4 c を ON 状態にした場合は、ドプラ画像用の並列インダクタ (4 6 b) が形成される。更に、切り換えスイッチ 3 4 c のみを ON 状態にすれば、パルサ 1 3 及びプリアンプ 1 4 と超音波振動子 7 1 を直接接続することができ、また、全ての切り換えスイッチ 3 4 a、3 4 b、3 4 c を OFF 状態とすることによって超音波振動子 7 1 に対する超音波の送受信を停止することも可能となる。

30

【 0 0 4 8 】

図 4 は、診断装置本体 4 1 に複数の超音波プローブ 4 0 a と超音波プローブ 4 0 b が接続された場合を示す。この場合、超音波送信部 2 の出力チャンネル数と超音波受信部 3 の入力チャンネル数がいずれも N であり、更に、超音波プローブ 4 0 a、及び 4 0 b のチャンネル数 N a、N b も N の場合について示している。

【 0 0 4 9 】

この図 4 において、超音波プローブ 4 0 a の超音波振動子 7 1 a - 1 は、ケーブル 4 4 a - 1 とインダクタ 4 6 a a、切り替えスイッチ 3 4 a a を介して超音波送信部 2 のパルサ 1 3 - 1、及び超音波受信部 3 のプリアンプ 1 4 - 1 に接続される。また、超音波振動子 7 1 a - 1 は、切り換えスイッチ 3 4 a c を介してパルサ 1 3 - 1、及びプリアンプ 1 4 - 1 に接続され、更に、インダクタ 4 6 a b は、切り換えスイッチ 3 4 a b を介して超音波送信部 2 のパルサ 1 3 - 1、及び超音波受信部 3 のプリアンプ 1 4 - 1 に接続される。同様にして、超音波振動子 7 1 a - 2 乃至 7 1 a - N についても、切り換えスイッチ 3 4 a a、3 4 a c、3 4 a b を介してパルサ 1 3 - 2 乃至 1 3 - N、及びプリアンプ 1 4 - 2 乃至 1 4 - N に接続され、各チャンネルのインダクタ 4 6 a a、4 6 a b もパルサ 1 3 - 2 乃至 1 3 - N、及びプリアンプ 1 4 - 2 乃至 1 4 - N に接続される。

40

【 0 0 5 0 】

また、超音波プローブ 4 0 b の超音波振動子 7 1 b - 1 乃至 7 1 b - N は、ケーブル 4 4

50

b - 1乃至44b - N、インダクタ46ba、切り替えスイッチ34baを介してパルサ13 - 1乃至13 - N、及びプリアンプ14 - 1乃至14 - Nに接続される。また、超音波振動子71b - 1乃至71b - Nは、切り換えスイッチ34bcを介してパルサ13 - 1、及びプリアンプ14 - 1に接続され、インダクタ46bbは切り換えスイッチ34bbを介してパルサ13 - 1、及びプリアンプ14 - 1に接続される。

【0051】

図4に示すように、診断装置本体41には複数の超音波プローブ(40a、40b)が接続されており、例えば、超音波プローブ40aを使用する場合には、超音波プローブ40bのプローブコネクタ45bに接続されている切り換えスイッチ34ba、34bb、43bcの全てをOFF状態にすることによって、超音波プローブ40bを診断装置本体41から電氣的に切り離すことが可能となる。即ち、前記切り換えスイッチ34は、プローブの選択機能をも同時に兼ね備えている。尚、プローブコネクタ45a、45bにはプローブIDが記憶されているID記憶部48a、48bが備えられている。

10

【0052】

次に、図1、図4及び図5を用いて本発明の第1の実施の形態における2次元画像データの収集手順を説明する。但し、ここではBモード画像データとドプラモード画像データをほぼ同時に収集し、合成して表示する場合について述べる。

【0053】

画像データの収集に先だって、操作者は入力部9に設けられた選択ボタンを用いて診断対象部位に最適な超音波プローブ40(例えば40a)を選択し、次いで、画像表示モードとしてBモードとドプラモードの同時表示モードを選択する。一方、システム制御部8は、選択された超音波プローブ40aのプローブコネクタ45aに備えられたID記憶部48aからプローブIDを読み取り、次いで、システム制御部8の記憶回路に予め保存されている同調回路素子情報や接続情報の中から、このプローブIDに対応した関連情報を読み出し、以下に述べるインダクタ46の接続制御をはじめとする各種の接続方法を設定する。

20

【0054】

次いで、システム制御部8は、入力部9から入力されたプローブ選択情報や画像表示方法を記憶回路に保存した後、所定方向(1)におけるBモード画像データの収集を行う。まずシステム制御部8は、図4の超音波プローブ40bに接続されている同調回路素子選択部33に制御信号を供給し、切り替えスイッチ34ba乃至34bcをOFF状態にする。次いで、選択された画像表示モードの情報に基づいて、選択された超音波プローブ40aに接続されている同調回路素子選択回路33の切り替えスイッチ34aaをON状態に、また34ab、34acをOFF状態に設定する。

30

【0055】

超音波の送信に際して、図1のレートパルス発生器11はシステム制御部8からの制御信号に同期し、被検体内に放射する超音波パルスの繰り返し周期を決定するレートパルスを送信遅延回路12に供給する。

【0056】

送信遅延回路12は、超音波プローブ40aの超音波振動子71と同数(N)の独立な遅延回路から構成されており、送信において細いビーム幅を得るために所定の深さに超音波を収束するための遅延時間と、所定の方向(1)に超音波を送信するための遅延時間をレートパルスに与え、このレートパルスをパルサ13に供給する。

40

【0057】

パルサ13は、送信遅延回路12と同様にして、超音波振動子71と同数(N)の独立な駆動回路を有しており、レートパルスの駆動によって超音波振動子駆動パルスを生じさせる。パルサ13 - 1乃至13 - Nの各駆動パルスは図4に示す同調回路素子選択部33の各チャンネルの切り換えスイッチ34aa、プローブコネクタ45aのインダクタ46aa、更には、ケーブル44a - 1乃至44a - Nを介して超音波振動子71a - 1乃至71a - Nに送られ、被検体内に超音波パルス(送信超音波)を放射する。

50

【 0 0 5 8 】

被検体内に放射された送信超音波の一部は、音響インピーダンスの異なる被検体内の臓器間の境界面あるいは組織にて反射する。被検体組織にて反射した受信超音波は、送信時と同じ超音波振動子 7 1 a - 1 乃至 7 1 a - N によって受信されて電気信号に変換され、ケーブル 4 4 a - 1 乃至 4 4 a - N、各チャンネルのインダクタ 4 6 a a、切り換えスイッチ 3 4 a a を介して図 1 に示す超音波受信部 3 のプリアンプ 1 4 - 1 乃至 1 4 - N に夫々入力される。

【 0 0 5 9 】

プリアンプ 1 4 にて所定の増幅が行われた受信信号は受信遅延回路 1 5 に送られ、受信において細いビーム幅を得るために所定の深さからの超音波を収束するための遅延時間と、超音波ビームに対して所定の方向 (1) に強い受信指向性をもたせて受信するための遅延時間が与えられ、加算器 1 6 に送られる。そして、プリアンプ 1 4、受信遅延回路 1 5 を介して入力された N チャンネルの受信信号は加算器 1 6 にて加算合成されて 1 つの受信信号に纏められ、B モード処理部 4 に送られる。

10

【 0 0 6 0 】

B モード処理部 4 に送られた受信信号は、包絡線検波器 1 7、対数変換器 1 8、A / D 変換器 1 9 によって包絡線検波、対数変換、A / D 変換がなされた後、画像記憶部 6 の画像データ記憶回路 2 8 に保存される。

【 0 0 6 1 】

次に、ドプラモード画像データの収集手順について説明する。このドプラモード画像では、同一方向 (1) に連続的に複数回超音波の送受信を行い、このとき得られる受信信号に対して F F T (Fast-Fourier-Transform) 分析を行う。

20

【 0 0 6 2 】

まず、システム制御部 8 は、画像表示モード選択情報に基づいて図 4 の超音波プローブ 4 0 a に接続されている同調用素子選択部 3 3 に制御信号を供給し、切り替えスイッチ 3 4 a a を O F F 状態に、また切り替えスイッチ 3 4 a b 及び 3 4 a c を O N 状態に切り換える。

【 0 0 6 3 】

レートパルス発生器 1 1 は、システム制御部 8 からの制御信号に同期してレートパルスを送信遅延回路 1 2 に供給し、送信遅延回路 1 2 は、送信超音波ビームを所定の距離に収束するための遅延時間と、 1 方向に偏向するための遅延時間をレートパルスに与え、このレートパルスをパルサ 1 3 に供給する。

30

【 0 0 6 4 】

図 4 のパルサ 1 3 - 1 乃至 1 3 - N は、レートパルスの駆動によって超音波振動子駆動信号を生成し、この駆動信号は同調用素子選択部 3 3 の各チャンネルの切り換えスイッチ 3 4 a c とケーブル 4 4 a - 1 乃至 4 4 a - N を介して超音波振動子 7 1 a - 1 乃至 7 1 a - N に送られ、被検体内に超音波パルス (送信超音波) を放射する。但し、各切り換えスイッチ 3 4 a c とパルサ 1 3 - 1 乃至 1 3 - N の接続ラインは、各チャンネルの切り換えスイッチ 3 4 a b を介してそれぞれインダクタ 4 6 a b と接続され、このインダクタ 4 6 a b の他の端子は接地される。

40

【 0 0 6 5 】

被検体内に放射された送信超音波の一部は、音響インピーダンスの異なる被検体内の臓器間の境界面あるいは組織の反射体にて反射する。このとき、心臓壁や血球などのように動きのある反射体で反射する受信超音波の周波数はドプラ偏移を受ける。

【 0 0 6 6 】

被検体組織にて反射した受信超音波は、送信時と同じ超音波振動子 7 1 a - 1 乃至 7 1 a - N によって受信されて電気信号に変換され、ケーブル 4 4 a - 1 乃至 4 4 a - N と切り換えスイッチ 3 4 a c を介して図 1 に示す超音波受信部 3 のプリアンプ 1 4 に入力される。但し、この場合も各切り換えスイッチ 3 4 a c とパルサ 1 3 - 1 乃至 1 3 - N の接続ラインは各チャンネルの切り換えスイッチ 3 4 a b を介してそれぞれインダクタ 4 6 a b と

50

接続され、このインダクタ 4 6 a b の他の端子は接地される。

【 0 0 6 7 】

プリアンプ 1 4 にて所定の増幅が行われた受信信号は受信遅延回路 1 5 に送られ、受信において細いビーム幅を得るために所定の深さからの超音波を収束するための遅延時間と、超音波ビームに対して所定の方向 (1) に強い受信指向性をもたせて受信するための遅延時間が与えられ、加算器 1 6 に送られる。プリアンプ 1 4、受信遅延回路 1 5 を介して入力される N チャンネルの受信信号は加算器 1 6 にて加算合成されて 1 つの受信信号に纏められ、ドブラモード処理部 5 に送られる。

【 0 0 6 8 】

ドブラモード処理部 5 は、加算器 1 6 の出力に対してミキサ 2 2 及び L P F (低域通過フィルタ) 2 3 を用いて直交位相検波して複素信号に変換し、 A / D 変換器 2 4 にてデジタル信号に変換した後、ドブラ信号記憶回路 2 5 に保存する。

10

【 0 0 6 9 】

このような動作を同一方向 (1) に対して複数回繰り返し行い、ドブラ信号記憶回路 2 5 に保存された複数の受信信号に対して、 F F T 分析器 2 6 は周波数スペクトルを算出する。

【 0 0 7 0 】

更に、演算器 2 7 は F F T 分析器 2 6 から出力される 1 方向の各ポイントの周波数スペクトルに対して、その中心 (組織や血流の平均速度) を算出し、システム制御部 8 はその演算結果をドブラ画像データとして、画像データ記憶回路 2 8 に保存する。

20

【 0 0 7 1 】

尚、超音波受信信号のドブラ成分の算出において、上記のような F F T 分析を用いる方法の代わりに、 M T I フィルタリングと自己相関処理を行ないドブラ成分スペクトルの中心 (即ち平均速度) やパワー、あるいは分散値を求める方法であってもよい。

【 0 0 7 2 】

次に、超音波の送受信方向を ずつ順次更新させながら $1 + (M - 1)$ まで変更して M 方向の走査によって上記と同様な手順で超音波の送受信を行い、被検体内をリアルタイム走査する。このとき、システム制御部 8 は、その制御信号によって送信遅延回路 1 2 及び受信遅延回路 1 5 の遅延時間を上記超音波送受信方向に対応させて順次切り替えながら、 B モード画像データとドブラ画像データを収集する。但し、上記 M 方向において B モード画像データを収集する場合は、同調用素子選択部 3 3 の切り替えスイッチ 3 4 a a を O N 状態、 3 4 a b、 3 4 a c を O F F 状態に設定し、ドブラモード画像データを収集する場合には切り替えスイッチ 3 4 a a を O F F 状態、 3 4 a b と 3 4 a c を O N 状態に切り換える。そして、 M 方向において得られた夫々の画像データを画像データ記憶回路 2 8 に保存する。

30

【 0 0 7 3 】

また、システム制御部 8 は、 M 方向の超音波走査によって得られた 1 枚分の B モード画像データやドブラモード画像データ、あるいは入力部 9 から入力された撮影条件等の付帯情報を表示用画像メモリ 3 0 において合成保存し、表示回路 3 1 にて D / A 変換や T V フォーマット変換を行った後、 C R T モニタ 3 2 にて表示する。

40

【 0 0 7 4 】

以上述べた第 1 の実施の形態によれば、超音波プローブ 4 0 のプローブコネクタ 4 5 において直列接続用のインダクタ 4 6 a と、並列接続用のインダクタ 4 6 b が設けられ、前記プローブコネクタ 4 5 が接続される診断装置本体 4 1 の同調用素子選択部 3 3 には、前記インダクタ 4 6 a、 4 6 b を選択して接続するための切替スイッチ 3 4 a、 3 4 b と直接接続用の切り換えスイッチ 3 4 c が備えられる。

【 0 0 7 5 】

そして、高分解能が要求される B モード画像表示においては、直列共振用のインダクタ 4 6 a が超音波振動子 7 1 とパルサ 1 3、あるいはプリアンプ 1 4 の間に挿入され、一方、高感度が要求されるドブラモードにおいては、超音波振動子 7 1 と超音波送信部 2、ある

50

いは超音波受信部 3 は直接接続され、この接続ラインに並列共振用のインダクタ 4 6 a が接続される。このため、超音波プローブ 4 0 を交換することなく、B モード画像の高分解能化とドブラ画像の高感度化が可能となり、従来困難とされてきた分解能に優れた B モード画像と、感度に優れたドブラ画像の同時表示が可能となる。超音波プローブ 4 0 が複数種類設けられる場合も、その選択された超音波プローブにおいて同様の効果を有することは言うまでもない。

【 0 0 7 6 】

(第 1 の実施の形態の変形例)

上記実施の形態において、超音波振動子 7 1 と、パルサ 1 3 あるいはプリアンプ 1 4 の間に挿入される同調回路素子としてインダクタ 4 6 を用いたが、これに限定されるものではなく、例えば、並列接続用の回路素子は図 5 に示すようにインダクタ 4 6 b とキャパシタ 4 9 によって合成されたものであってもよい。

【 0 0 7 7 】

また、図 6 に示すように直列接続用の回路素子は挿入せずに、超音波振動子 7 1 と、パルサ 1 3、あるいはプリアンプ 1 4 が直接接続されてもよい。図 6 (a) は直接接続と並列インダクタ、図 6 (b) は直接接続と直列インダクタの場合を示しており、超音波振動子 7 1 が有するインダクタンス成分やキャパシタンス成分の大きさによっては直列接続用のインダクタ 4 6 a、あるいは並列接続用のインダクタ 4 6 b は不要になる場合がある。

【 0 0 7 8 】

また、セクタ走査型プローブを用いた連続波ドブラ法では送信専用の超音波振動子 7 1 と受信専用の超音波振動子 7 1 が分離されて用いられるが、上記の構成によって送信チャンネルと受信チャンネルにおいて最適な同調条件を設定することが可能となる。例えば、送信チャンネルは同調回路素子として直列インダクタ 4 6 a を選択し、受信側チャンネルでは直接接続を選択することによって、受信専用の超音波振動子 7 1 から受信回路部 3 に至る伝達損失を抑えることが可能となる。

【 0 0 7 9 】

尚、図 6 (a) 及び図 6 (b) に示した回路構成は、図 3 における切り換えスイッチ 3 4 a 乃至 3 4 c を制御することによって実現できる。

【 0 0 8 0 】

(第 2 の実施の形態)

次に、本発明の第 2 の実施の形態につき図 7 及び図 8 を用いて説明する。この第 2 の実施の形態で述べる超音波診断装置では、同一の超音波プローブ 4 0 を用い、診断対象部位あるいは診断目的に最適な超音波周波数によって B モード画像データ、あるいはドブラモード画像データの収集と表示を行なうことを目的としており、その特徴は、超音波振動子 7 1 と送信回路部あるいは受信回路部の間に、切り換えスイッチ 3 4 を介して同調回路素子を複数チャンネル挿入し、画像を生成する超音波周波数に対応した同調回路素子を前記切り換えスイッチ 3 4 によって選択することにある。

【 0 0 8 1 】

尚、第 2 の本実施の形態に使用される診断装置本体 4 1 は、第 1 の実施の形態の場合と同様であるため、その詳細な説明は省略し、ここでは、超音波プローブ 4 0 のプローブコネクタ 4 5、及び同調回路選択部 3 3 における回路構成について述べる。

【 0 0 8 2 】

図 7 は、1 チャンネルのケーブル 4 4 に対応した回路構成例について示しており、超音波プローブ 4 0 の図示しないプローブヘッド 4 3 を構成する超音波振動子 7 1 に一方の端部が接続されるケーブル 4 4 の他方の端部は、プローブコネクタ 4 5 の中に備えられたインダクタンス L 1、L 2 の 2 つのインダクタ 4 6 a - 1、4 6 a - 2 の一方の端部が接続され、このインダクタ 4 6 a - 1、4 6 a - 2 の他方の端子はコネクタピン 3 5 a - 1、3 5 a - 2 に夫々接続される。

【 0 0 8 3 】

一方、診断装置本体 4 1 の超音波送信部 2 を構成するパルサ 1 3 の出力端子は、超音波受

10

20

30

40

50

信部 3 のプリアンプ 1 4 の入力端子と接続され、更に、この出力端子は同調用素子選択部 3 3 の 2 つの切り換えスイッチ 3 4 a - 1、3 4 a - 2 の一方の端子に並列接続される。そして、切り換えスイッチ 3 4 a - 1、3 4 a - 2 の他方の端子はコネクタピン 4 8 a - 1、4 8 a - 2 に接続される。

【 0 0 8 4 】

従って、超音波プローブ 4 0 のプローブコネクタ 4 5 が診断装置本体 4 1 に装着される場合、コネクタの接栓 4 7 a - 1、4 7 a - 2 においてプローブコネクタ 4 5 のコネクタピン 3 5 a - 1、3 5 a - 2 と、同調用素子選択部 3 3 のコネクタピン 4 8 a - 1、4 8 a - 2 がそれぞれ接続される。

【 0 0 8 5 】

このような構成により、パルサ 1 3、あるいはプリアンプ 1 4 と超音波振動子 7 1 の間には、切り換えスイッチ 3 4 a - 1、3 4 a - 2 を介して並列接続されたインダクタ 4 6 a - 1 と 4 6 a - 2 を挿入することができ、切り換えスイッチ 3 4 a - 1、3 4 a - 2 の ON / OFF の状態によって 3 種類のインダクタンスを形成することが可能となる。

【 0 0 8 6 】

例えば、インダクタ 4 6 a - 1、4 6 a - 2 のインダクタンスを夫々 $L_1 = 15 \mu\text{H}$ 、 $L_2 = 10 \mu\text{H}$ とした場合、切り換えスイッチ 3 4 a - 1 のみを ON (導通) 状態とした場合は $15 \mu\text{H}$ のインダクタを形成し、切り換えスイッチ 3 4 a - 2 のみを ON 状態とした場合は $10 \mu\text{H}$ のインダクタを形成し、切り換えスイッチ 3 4 a - 1、3 4 a - 2 のいずれをも ON 状態とした場合には $6 \mu\text{H}$ のインダクタを形成することができ、切り換えスイッチ 3 4 a を制御することによって、最適なインダクタンスが形成される。

【 0 0 8 7 】

この第 2 の実施形態を B モード法あるいはドプラモード法に適用すれば、同じ超音波プローブ 4 0 を用いた場合であっても、超音波振動子 7 1 やケーブル 4 4 あるいは前記インダクタ 4 6 などによって決定される信号系の共振周波数を可変にすることができるため、異なる周波数の超音波画像を容易に得ることができる。

【 0 0 8 8 】

また、図 8 は同調用のインダクタ 4 6 b を並列接続した場合であり、プローブコネクタ 4 5 に設けられたインダクタ 4 6 b - 1、4 6 b - 2 の一方端は接地され、他方端はコネクタピン 3 5 b - 1、3 5 b - 2 に接続される。

【 0 0 8 9 】

一方、診断装置本体 4 1 の超音波送信部 2 を構成するパルサ 1 3 の出力端子は、超音波受信部 3 のプリアンプ 1 4 の入力端子と接続され、更に、この出力端子は同調用素子選択部 3 3 の 2 つの切り換えスイッチ 3 4 b - 1、3 4 b - 2 の一方の端子に夫々接続される。そして、この切り換えスイッチ 3 4 b - 1、3 4 b - 2 の他方の端子はコネクタピン 4 8 b - 1、4 8 b - 2 に接続され、コネクタの接栓 4 7 b - 1、4 7 b - 2 において前記プローブコネクタ 4 5 のコネクタピン 3 5 b - 1、3 5 b - 2 と、同調用素子選択部 3 3 のコネクタピン 4 8 b - 1、4 8 b - 2 がそれぞれ接続される。

【 0 0 9 0 】

このように同調用インダクタ 4 6 を信号ラインに対して並列した場合であっても、前記インダクタ 4 6 b のインダクタンス値を切り換えスイッチ 3 4 b を用いて制御することによって、同じ超音波プローブ 4 0 を用いた場合であっても、異なる周波数の超音波画像を得ることができる。

【 0 0 9 1 】

尚、図 7 及び図 8 において、2 つのインダクタ 4 6 を並列接続した場合について述べたが、並列接続されるインダクタ 4 6 の数は 2 つに限定されない。また、インダクタ 4 6 の代わりにキャパシタや抵抗など、他の回路素子であってもよいし、これらが合成されたものであってもよい。また、図 7 に示した方法と図 8 に示した方法を組み合わせて用いてもよい。

【 0 0 9 2 】

10

20

30

40

50

(第3の実施の形態)

次に、本発明の第3の実施の形態につき、図9を用いて説明する。

【0093】

この第3の実施の形態で述べる超音波診断装置では、同一の超音波プローブ40を用いて高周波の超音波画像と低周波の超音波画像を得ることを目的としており、その特徴は、共振周波数の異なる複数の超音波振動子71の中から所望の超音波振動子71を選択し、この超音波振動子71に対して最適な同調回路素子を選択して前記超音波振動子71と送信回路部あるいは受信回路部の間に設けることを特徴としている。

【0094】

尚、第3の実施の形態に使用される診断装置本体41は第1の実施の形態の場合と同様であるため、その詳細な説明は省略し、ここでは、超音波プローブ40の構成を中心に述べる。

【0095】

図9(a)において、超音波振動子71は、例えばスキャン方向においてN個配列され、スライス方向において3個配列されており、超音波振動子71-21-1乃至71-21-Nは共振周波数が f_1 となり、超音波振動子71-22-1乃至71-22-Nは共振周波数が f_2 となり、超音波振動子71-23-1乃至71-23-Nは共振周波数が f_3 となっている。例えば、 $f_1 = 3.5 \text{ MHz}$ 、 $f_2 = 5 \text{ MHz}$ 、 $f_3 = 7.5 \text{ MHz}$ である。以下では3種類の超音波振動子71-21-1乃至71-23-1の送受信方法につき図9(b)を用いて説明する。

【0096】

図9(b)において、超音波振動子71-21-1乃至71-23-1の夫々は、超音波プローブ40内に備えられた切り換えスイッチ76-1乃至76-3を介してケーブル44の一方の端部に接続されている。一方、前記ケーブル44の他方の端部は、インダクタ46a-1'乃至46a-3'の一方の端子に接続される。更に、このインダクタ46a-1'乃至46a-3'の他方の端子は、接栓47a-1'乃至47a-3'を介して切り換えスイッチ34a-1'乃至34a-3'の一方の端子に夫々接続されている。そして、切り換えスイッチ34a-1'乃至34a-3'の他方の端子は、共通接続されてパルサ13-1、あるいはプリアンプ14-1に接続される。

【0097】

このような構成をした第3の実施の形態の超音波プローブ40を診断装置本体41に接続して、例えば超音波周波数 f_1 を用いて腹部の超音波診断を行なう場合には、操作者は入力部9において診断対象臓器名(腹部)あるいは超音波周波数(f_1)を設定する。システム制御部8は設定信号を入力部9から受け、制御信号を切り換えスイッチ76-1乃至76-3に供給し、切り換えスイッチ76-1のみをONに設定して設定周波数(f_1)を共振周波数とする超音波振動子71-21-1を選択する。更に、システム制御部8は切り換えスイッチ34a-1'乃至34a-3'に制御信号を送り、インダクタ46a-1'乃至46a-3'の中から最適な1つあるいは複数のインダクタ46を選択する。

【0098】

共振周波数 f_2 、あるいは共振周波数 f_3 の場合も同様な手順で切り換えスイッチ76-2、76-3によって所定の超音波振動子71-22-1、71-23-1が選択され、更に、切り換えスイッチ34a-1'乃至34a-3'によって各々の超音波振動子71-22-1、71-23-1に最適なインダクタンスが形成される。

【0099】

このような構成の第3の実施の形態によれば、1つの超音波プローブ40に異なる共振周波数をもった3種類の超音波振動子71と、この超音波振動子71に最適な同調回路素子が備えられているため、共振周波数が異なる超音波プローブ40を交換することなく、浅部臓器の診断と深部臓器の診断を行なうことができる。

【0100】

尚、本実施の形態の有効な適用法として、高分解能が要求されるBモード画像データの収

10

20

30

40

50

集において高周波超音波を用い、感度が要求されるドプラモード画像データの収集において低周波超音波を用いてもよい。

【0101】

更に、本実施の形態をTHI（ティッシュハーモニックイメージング）やCHI（コントラストハーモニックイメージング）に適用することができる。THIは被検体内に基本波 f_0 の中心周波数をもつ超音波パルスを送信し、2倍高調波（ $2f_0$ ）の成分を受信することによって、サイドローブ起因のアーチファクトを減らし、方位分解能に優れた画像を得ることができる。一方、CHIは体内へ超音波造影剤（バブル）を静脈注射にて注入した状態で、基本波 f_0 の超音波パルスを送信し、バブルが崩壊する際に発生する2倍高調波（ $2f_0$ ）の成分を受信することによって、バブルの行き渡っている灌流域が良好に表示できるため、心筋のパージュージョン等を映像化する手法として用いられている。

10

【0102】

このような場合において、基本波成分（ f_0 ）を送信する場合には低周波用の超音波振動子71を用い、2倍高調波成分（ $2f_0$ ）を受信する場合には高周波用の超音波振動子71を用いることができる。THIの2倍高調波と区別するためにCHIの場合には3倍高調波成分（ $3f_0$ ）を受信し映像化してもよい。

【0103】

更に、超音波DDS（ドラックデリバリーシステム）においても本実施の形態を有効に用いることが可能である。DDSは、被検体内に注入されたマイクロバブルに付加された薬剤が所定部位に到達した時点で、体外より超音波を放射してマイクロバブルを破碎し薬剤を投与するものであり、癌の局所療法等に効果的な手法とされている。このマイクロバブルを破碎するためには低周波超音波が望ましく、一方、このDDSの状態をモニタするための超音波画像は高分解能を得るために高周波超音波が望ましい。

20

【0104】

このような場合においても本実施の形態を適用することによって、超音波プローブ40を交換することなく、効率のよいDDSと高分解能画像によるモニタリングを同時に行なうことが可能となる。なお、上記マイクロバブルの破碎能は照射超音波周波数の平方根に反比例することが知られており、従って、破碎効率を上げるには低周波超音波による照射が望ましいとされている。

【0105】

（第3の実施の形態の変形例）

次に、本実施の形態の変形例について図10を用いて説明する。この変形例では、複数の周波数を有する超音波の送受信を行なうために、共振周波数の異なる超音波振動子71をスキャン方向において、例えば1素子ずつ交互に配置することを特徴としている。

30

【0106】

図10において、超音波振動子71は、スキャン方向において低周波（ f_1 ）用の超音波振動子71-11-1乃至71-11-N/2と高周波（ f_2 ）用の超音波振動子71-12-1乃至71-12-N/2が交互に配列されており、超音波振動子71-11-1と71-12-1、超音波振動子71-11-2と71-12-2、・・・超音波振動子71-11-N/2と71-12-N/2が一对になって用いられる。

40

【0107】

以下では、超音波振動子71-11-1、71-12-1について本実施の形態の動作を説明する。超音波振動子71-11-1、71-12-1の夫々は超音波プローブ40内に備えられた切り換えスイッチ76-11、76-12を介してケーブル44の一方の端部に接続されている。一方、前記ケーブル44の他方の端部はインダクタ46a-1'、46a-2'の一方の端子に並列接続される。更に、このインダクタ46a-1'、46a-2'の他方の端子は接栓47a-1'、47a-2'を介して切り換えスイッチ34a-1'、34a-2'の一方の端子に夫々接続されている。そして、切り換えスイッチ34a-1'、34a-2'の他方の端子は共通接続されてパルサ13-1あるいはプリアンプ14-1に接続される。

50

【0108】

このような構成をした本実施の形態の超音波プローブ40を診断装置本体41に接続して、例えば超音波周波数 f_1 を用いて腹部の超音波診断を行なう場合には、操作者は入力部9において診断対象臓器名あるいは超音波周波数を設定する。システム制御部8は前記設定信号を入力部9から受け、制御信号を切り換えスイッチ76-11、76-12に供給し、切り換えスイッチ76-11のみをONに設定して設定周波数(f_1)を共振周波数とする超音波振動子71-11-1を選択する。更に、システム制御部8は切り換えスイッチ34a-1'、34a-2'に制御信号を送り、インダクタ46a-1'、あるいは46a-2'の中から最適な1つあるいは複数のインダクタ46を選択する。

【0109】

共振周波数 f_2 の場合も同様な手順で、切り換えスイッチ76-12がON状態となり超音波振動子71-12-1が選択される。更に、切り換えスイッチ34a-1'、34a-2'によって前記超音波振動子71-12-1に最適なインダクタンスが選択される。

【0110】

以上述べた本変形例によれば、上述の第2の実施の形態と同様にして、1つの超音波プローブ40は、異なる共振周波数をもった超音波振動子71が備えられているため、超音波プローブ40を交換することなく、最適な超音波周波数によって浅部臓器の診断と深部臓器の診断を行なうことができる。

【0111】

また、Bモード画像とドプラモード画像、THIやCHIにおける基本波送信と高調波受信、超音波DDSにおけるパブル破碎とイメージングの各々においても、本変形例を適用することによって既に述べた第2の実施の形態と同様の効果を得ることができる。

【0112】

更に、本変形例において、送信用の超音波振動子71には帯域の狭いPZTセラミクス材を、また、受信用の超音波振動子71には帯域が比較的広いPZNT単結晶材を用いる。但し、この場合の夫々の共振周波数はほぼ同じであってもよい。既に述べたTHIにおいては、送信時において狭帯域の送信超音波を用い、限られた周波数範囲で高調波を発生させ、この高調波成分を広帯域の超音波振動子71によって感度良く受信する方法が好適である。

【0113】

尚、第2の実施の形態及びその変形例において、共振周波数の種類や数は限定されない。また、2つのインダクタ46を並列接続した場合について述べたが、並列接続されるインダクタ46の数は2つに限定されない。また、インダクタ46の代わりにキャパシタや抵抗など、他の回路素子であってもよいし、これらが合成されたものであってもよい。また、上記インダクタ46の代わりに図3や図5に示した回路を用いてもよい。

【0114】

一方、上述の第3の実施の形態及びその変形例の説明では、超音波振動子71とケーブル44の間に切り換えスイッチ76-1あるいは76-11を設けたが、図11(a)あるいは図11(b)に示すようにケーブル44と超音波振動子71-21-1乃至71-23-1、あるいはケーブル44と71-11-1、71-12-1を直接接続する方式であってもよい。

【0115】

更に、上記第1の実施の形態乃至第3の実施の形態は、パルス反射法に限定されるものではなく、例えば連続波を用いた連続波ドプラ法においても有効である。

【0116】

【発明の効果】

本発明によれば、超音波プローブと超音波送信部あるいは超音波受信部との整合条件を切り換え制御することにより、高分解能かつ高感度な超音波画像を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

10

20

30

40

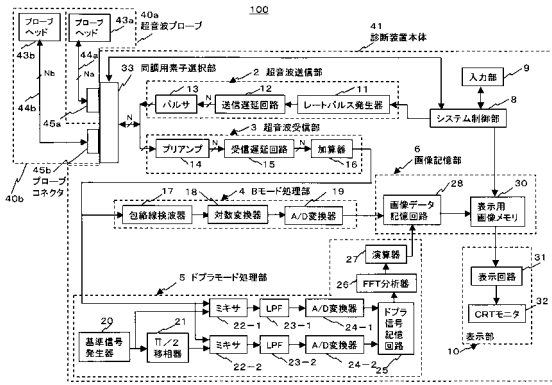
50

- 【図 1】 本発明の第 1 の実施の形態における超音波診断装置全体の構成を示す図。
- 【図 2】 本発明の第 1 の実施の形態における超音波プローブの構成を示す図。
- 【図 3】 本発明の第 1 の実施の形態におけるプローブコネクタ及び同調用素子選択部の基本回路構成を示す図。
- 【図 4】 本発明の第 1 の実施の形態において、超音波プローブが複数本接続された場合のプローブコネクタ及び同調用素子選択部の回路構成を示す図。
- 【図 5】 本発明の第 1 の実施の形態におけるプローブコネクタ及び同調用素子選択部の回路構成の変形例を示す図。
- 【図 6】 本発明の第 1 の実施の形態におけるプローブコネクタ及び同調用素子選択部の回路構成の変形例を示す図。
- 【図 7】 本発明の第 2 の実施の形態におけるプローブコネクタ及び同調用素子選択部の回路構成を示す図。
- 【図 8】 本発明の第 2 の実施の形態の変形例を示す図。
- 【図 9】 本発明の第 3 の実施の形態における超音波振動子の構成と、この振動子に接続されるプローブコネクタ及び同調用素子選択部の回路構成を示す図。
- 【図 10】 本発明の第 3 の実施の形態における変形例を示す図。
- 【図 11】 本発明の第 3 の実施の形態における変形例を示す図。
- 【図 12】 従来の超音波診断装置を示す図。

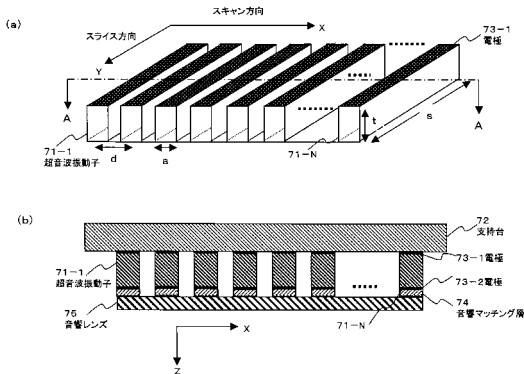
【符号の説明】

- | | |
|------------------|----|
| 8 ... システム制御部 | 20 |
| 1 3 ... パルサ | |
| 1 4 ... プリアンプ | |
| 3 3 ... 同調用素子選択部 | |
| 3 4 ... 切り換えスイッチ | |
| 3 5 ... コネクタピン | |
| 4 0 ... 超音波プローブ | |
| 4 1 ... 診断装置本体 | |
| 4 4 ... ケーブル | |
| 4 5 ... プローブコネクタ | |
| 4 6 ... インダクタ | 30 |
| 4 7 ... 接栓 | |
| 4 8 ... コネクタピン | |
| 7 1 ... 超音波振動子 | |

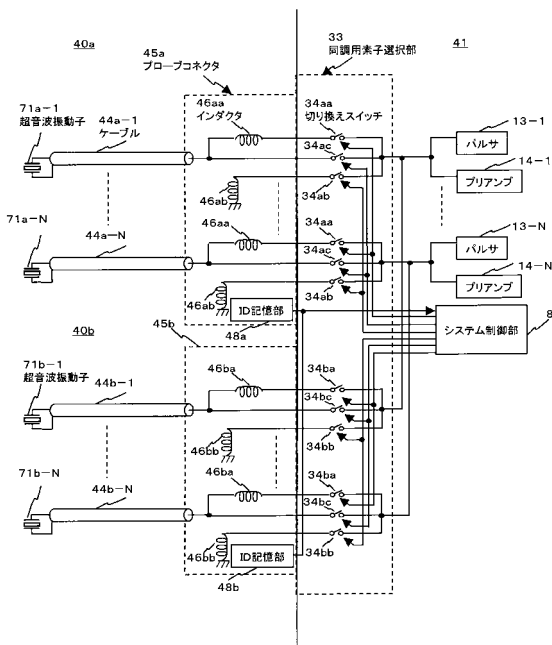
【図1】



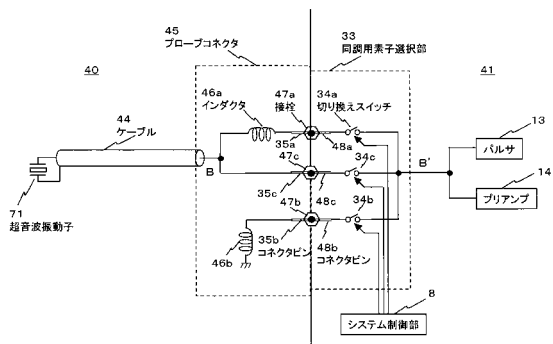
【図2】



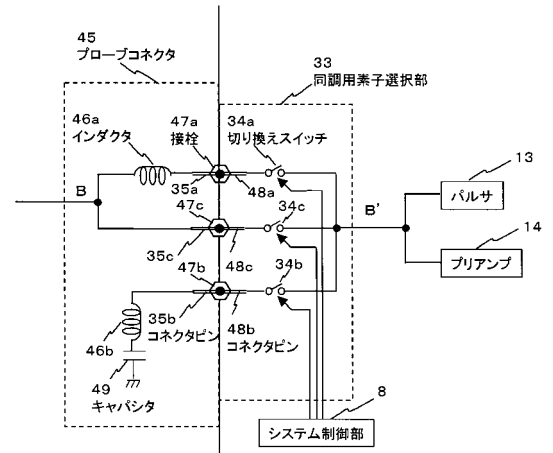
【図4】



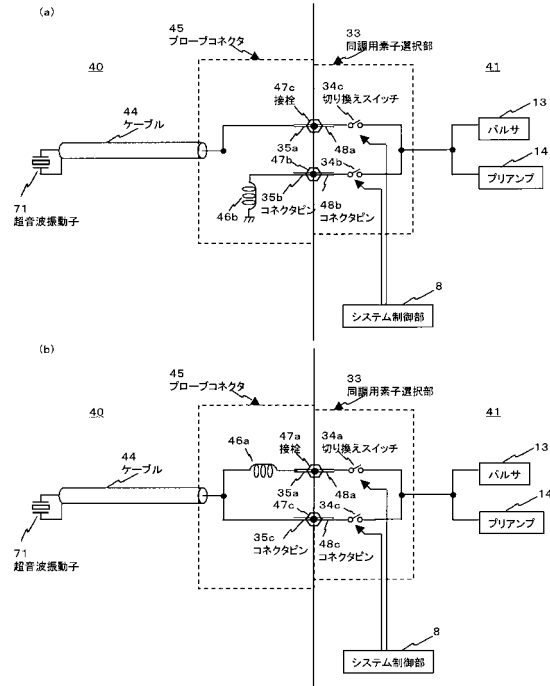
【図3】



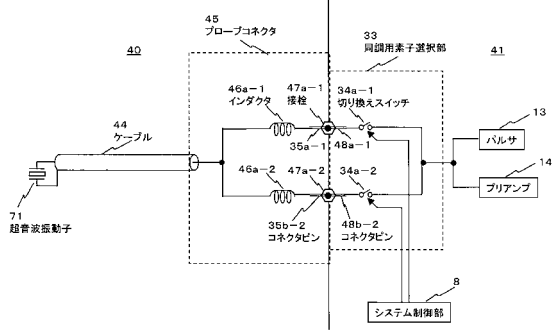
【図5】



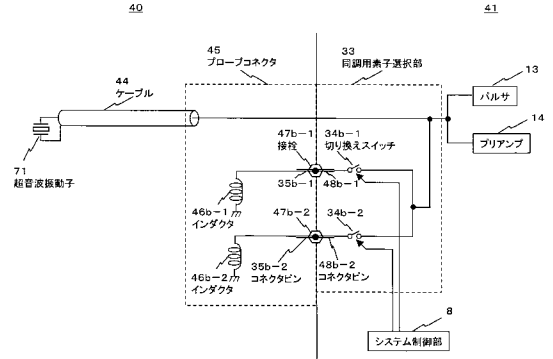
【図 6】



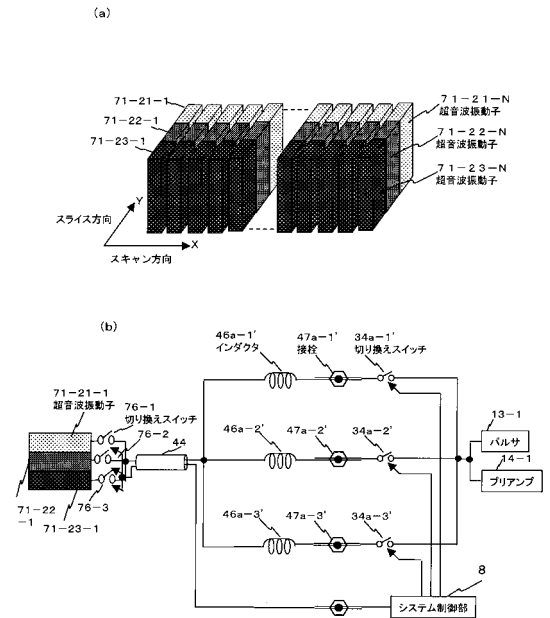
【図 7】



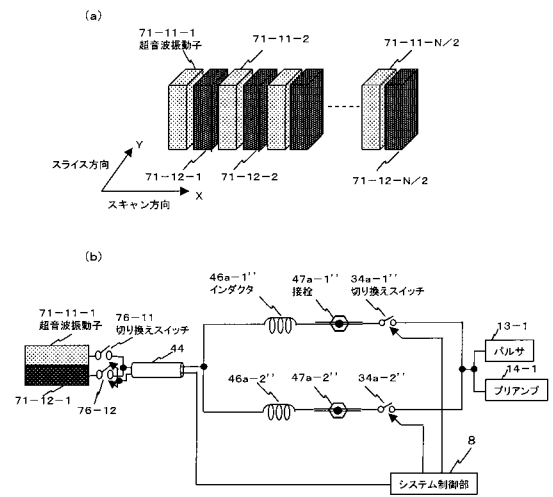
【図 8】



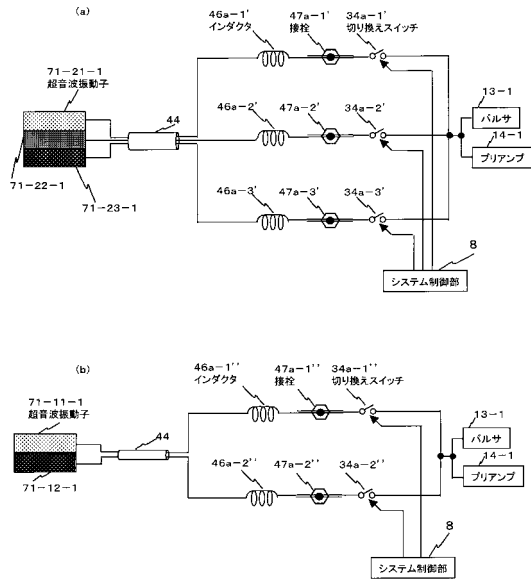
【図 9】



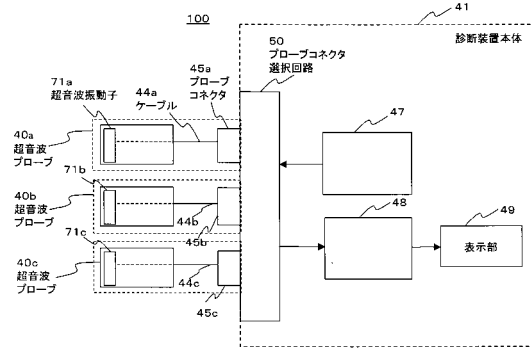
【図 10】



【図11】



【図12】



フロントページの続き

- (72)発明者 亀石 渉
栃木県大田原市下石上字東山1385番の1 株式会社東芝 那須工場内
- (72)発明者 石塚 正明
栃木県大田原市下石上字東山1385番の1 株式会社東芝 那須工場内
- (72)発明者 長野 玄
栃木県大田原市下石上字東山1385番の1 株式会社東芝 那須工場内

審査官 川上 則明

- (56)参考文献 特開平02-271845(JP,A)
特開平02-271837(JP,A)
特開昭64-086945(JP,A)
特開昭63-063438(JP,A)
特開昭63-177839(JP,A)
特開2001-119786(JP,A)
特開平08-182680(JP,A)
特開平04-146732(JP,A)
特開平10-277031(JP,A)
特開昭59-002737(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

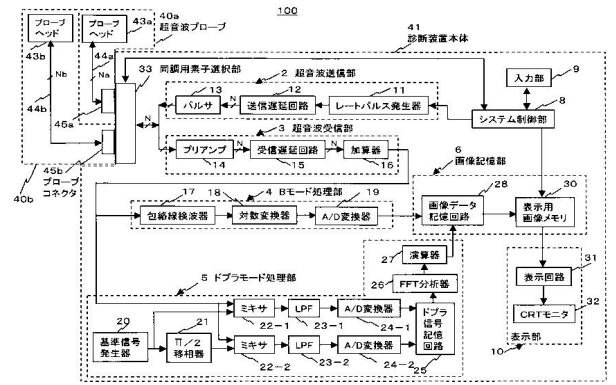
A61B 8/00

专利名称(译)	超声波诊断仪和超声波探头		
公开(公告)号	JP4382382B2	公开(公告)日	2009-12-09
申请号	JP2003108688	申请日	2003-04-14
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统工		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统工程有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统工程有限公司		
[标]发明人	奥村貴敏 諸川哲也 亀石涉 石塚正明 長野玄		
发明人	奥村 貴敏 諸川 哲也 亀石 涉 石塚 正明 長野 玄		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DE03 4C601/EE01 4C601/EE03 4C601/EE06 4C601/EE22 4C601/GA03 4C601/GA33 4C601/GB06 4C601/GB21 4C601/GD18 4C601/HH06 4C601/HH08 4C601/HH35 4C601/JB31 4C601/JB33 4C601/KK12 4C601/KK34 4C601/KK42 4C601/LL27		
代理人(译)	堀口博		
审查员(译)	川上 則明		
其他公开文献	JP2004313290A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过改变超声波探头和超声波传输部分之间或超声波探头和超声波接收部分之间的匹配条件来获得高分辨率和高灵敏度的超声波图。解决方案：在向样本发送和从样本接收超声波的超声波振动器71和向超声波振动器71提供驱动信号的脉冲发生器13之间设置多个串联连接到选择器开关34的调谐电路元件（电感器）46或者前置放大器14接收来自超声波振动器71的反射超声波信号，并且通过选择器开关34从多个调谐电路元件46中选择所需的调谐电路元件46，并且基于对应于诊断目的的连接信息连接。从系统控制部分8提供

【図1】



【図2】