

(11) 特許出願公開番号

特開2005-111143

(P2005-111143A)

(43) 公開日 平成17年4月28日(2005.4.28)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 8/12

F 1

A 6 1 B 8/12

テーマコード (参考)

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2003-352315 (P2003-352315)

(22) 出願日 平成15年10月10日 (2003.10.10)

(71) 出願人 0000000376

オリンパス株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(74) 代理人 100089118

弁理士 酒井 宏明

(72) 発明者 岸 健治

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 才

F ターム (参考) 4C601 BB03 BB14 BB17 BB24 EE09

FE01 GA01 GA19 GA25 GD09

KK21 KK38 KK41

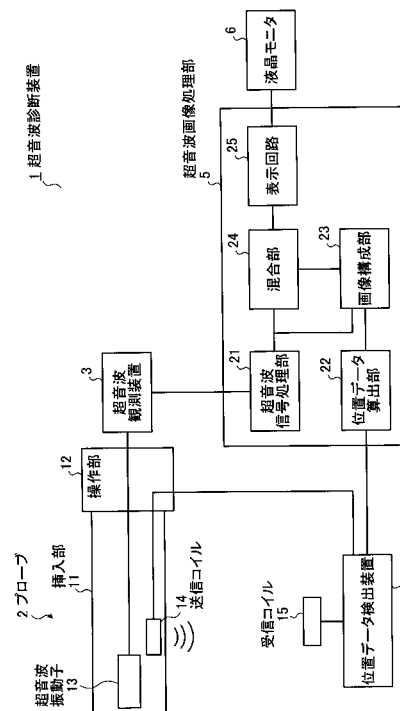
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】超音波振動子の位置検出装置を備えた超音波診断装置における超音波画像データのノイズを減らし、乱れのない超音波画像データを構築すること。

【解決手段】本発明にかかる超音波診断装置１は、非電子線走査型画像表示装置である液晶モニタ６を備えることによって、送信コイル１４の小型化を維持するとともに、位置情報の精度を高く維持することができ、超音波画像データのノイズを減らし乱れのない三次元超音波画像データを構築することを可能としている。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波を送受信する超音波振動子に対して所定の距離を隔ててコイルを設け、磁場をもとに検出した前記超音波振動子の位置と、前記超音波振動子が受信した被検体からの反射波とを用いて生成した超音波画像を画像表示装置に出力する超音波診断装置において、

前記画像表示装置は、非電子線走査型画像表示装置であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記画像表示装置は、液晶表示装置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 3】

前記画像表示装置は、有機エレクトロルミネッセンス表示装置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 4】

前記超音波画像は、三次元超音波画像であることを特徴とする請求項 1 ～ 3 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記超音波振動子および前記コイルは、前記超音波振動子が受信した被検体からの反射波を送信する送信アンテナを備えたカプセルの中に備えられていることを特徴とする請求項 1 ～ 4 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

超音波を送受信する超音波振動子に対して所定の距離を隔てたコイルと被検体の所定位置を検出する位置検出器とを備え、磁場をもとに検出した前記超音波振動子の位置と前記位置検出器により検出された前記被検体の所定位置とを用いて生成した前記超音波振動子の走査位置を表示するナビゲーション画像を画像表示装置に出力する超音波診断装置において、

前記画像表示装置は、非電子線走査型画像表示装置であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

前記位置検出器はマーカーコイルであって、前記被検体の所定位置を磁場をもとに検出した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】

前記画像表示装置は、液晶表示装置または有機エレクトロルミネッセンス表示装置であることを特徴とする請求項 6 または 7 に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、生体に超音波を照射し、その反射波を受信して超音波画像を得る超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

生体に超音波を照射し、その反射波から体内の状態を抽出して病変部の発見、診断を行う方法が広く普及している。中でも、プローブを体内に挿入して体内で超音波を照射する超音波内視鏡型の超音波診断装置は、体外から超音波を照射する体外式に比べ、超音波の減衰がなく、分解能の高い高周波の超音波を利用することができる。

【0003】

このような超音波内視鏡型の超音波診断装置は、通常、超音波プローブの先端に超音波振動子を設けており、この超音波振動子を機械的に回転させるラジアルスキャンや、或いは、電子的にリニアスキャンを行うことによって対象部位を走査するようにしている。

【0004】

10

20

30

40

50

このうち、ラジアルスキャン方式では、超音波振動子を放射状に回転させることによって放射方向に超音波を照射するようにしており、ラジアルスキャンを行いながらプローブを挿入軸方向に移動させることで、複数の超音波断面画像を得ている。そして、ラジアルスキャンによって得られた超音波断面画像に対して所定の処理を行い、超音波画像データを得て、ブラウン管モニタに表示し、病変部の発見、診断を行っている。

【0005】

このとき、得られた超音波画像がどの位置に対するものであるか分かるように位置検出機能を備えたものがある。たとえば、プローブの超音波振動子の近傍に送信コイルを設け、その送信コイルからの磁場を受信する受信コイルを設けた超音波診断装置がある。このような超音波診断装置では、画像処理を行う際、送信コイルを常に励振し続けるようにしている。そして、受信コイルが送信コイルから発せられた磁場を受信し、この磁場から超音波振動子の軸方向の位置やラジアルスキャンにおけるスキャン面の向きを算出することによって、正確な三次元画像データを構築している（特許文献1参照）。 10

【0006】

【特許文献1】特開平6-261900号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、従来の超音波内視鏡型の超音波診断装置では、受信コイルが受信する磁場の強度が低いため、周辺機器が発生するノイズに起因した磁場との信号対ノイズ比（S/N比）が低く、ノイズの影響を受けやすかった。そのため、従来の超音波診断装置は、位置情報の精度を高く維持することができず、結果的に三次元画像データの乱れが多く発生し、正確な三次元画像データを得ることができないという問題があった。 20

【0008】

位置情報の精度を高くするためには、送信コイルから発振される磁場を高くし、受信コイルが受信する磁場を大きくすることが最も確実である。そして、送信コイルが発振する磁場を高くするには、送信コイルへの供給電流を高めたり送信コイルの巻き数を増やしたりする必要がある。しかし、前者では送信コイルから熱が発生するという問題があり、後者ではプローブに設ける送信コイルのサイズが大きくなるという問題があった。送信コイルが設けられるプローブは口などの体腔部から体内に挿入するため、安全性の見地から温度上昇には厳しい制約があり、加えてプローブの大きさや外径は限られ、送信コイルのサイズも制限される。このため、三次元画像データを精度よく得ることは結局困難であった。 30

【0009】

この発明は、上記した従来技術の欠点に鑑みてなされたものであり、位置情報の精度を高く維持し、乱れのない三次元画像データを構築することが可能である超音波診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0010】

請求項1にかかる超音波診断装置は、超音波を送受信する超音波振動子に対して所定の距離を隔ててコイルを設け、磁場をもとに検出した前記超音波振動子の位置と、前記超音波振動子が受信した被検体からの反射波とを用いて生成した超音波画像を画像表示装置に出力する超音波診断装置において、前記画像表示装置は、非電子線走査型画像表示装置であることを特徴とする。 40

【0011】

本発明にかかる超音波診断装置によれば、非電子線走査型画像表示装置を用いることによって、位置情報の精度を高く維持することができ、乱れのない三次元超音波画像データを構築することが可能となる。

【0012】

請求項2にかかる超音波診断装置は、前記画像表示装置は、液晶表示装置であることを 50

特徴とする。

【0013】

請求項3にかかる超音波診断装置は、前記画像表示装置は、有機エレクトロルミネッセンス表示装置であることを特徴とする。

【0014】

請求項4にかかる超音波診断装置は、前記超音波画像は、三次元超音波画像であることを特徴とする。

【0015】

請求項5にかかる超音波診断装置は、前記超音波振動子および前記コイルは、前記超音波振動子が受信した被検体からの反射波を送信する送信アンテナを備えたカプセルの中に備えられていることを特徴とする。 10

【0016】

請求項6にかかる超音波診断装置は、超音波を送受信する超音波振動子に対して所定の距離を隔てたコイルと被検体の所定位置を検出する位置検出器とを備え、磁場をもとに検出した前記超音波振動子の位置と前記位置検出器により検出された前記被検体の所定位置とを用いて生成した前記超音波振動子の走査位置を表示するナビゲーション画像を画像表示装置に出力する超音波診断装置において、前記画像表示装置は、非電子線走査型画像表示装置であることを特徴とする。

【0017】

請求項7にかかる超音波診断装置は、前記位置検出器はマーカーコイルであって、前記被検体の所定位置を磁場をもとに検出したことを特徴とする。 20

【0018】

請求項8にかかる超音波診断装置は、前記画像表示装置は、液晶表示装置または有機エレクトロルミネッセンス表示装置であることを特徴とする。

【発明の効果】

【0019】

本発明にかかる超音波診断装置は、非電子線走査型画像表示装置を用いることによって、位置情報の精度を高く維持することができ、乱れのない三次元超音波画像データを構築することが可能となるという効果を奏する。また、非電子線走査型画像表示装置として、液晶表示装置または有機エレクトロルミネッセンス表示装置を用いることによって、超音波診断装置の簡易化が可能となるという効果を奏する。 30

【発明を実施するための最良の形態】

【0020】

以下、図面を参照して、この発明の実施の形態である超音波診断装置について、超音波内視鏡型の超音波診断装置を一例として説明する。なお、この実施の形態によりこの発明が限定されるものではない。図面の記載において、同一部分には同一の符号を付している。

【0021】

まず、実施の形態にかかる超音波診断装置について説明する。本実施の形態にかかる超音波診断装置は、非電子線走査型である画像表示装置を用いることによって、乱れのない三次元画像データを構築している。図1は、本実施の形態にかかる超音波診断装置の概要構成図である。 40

【0022】

(実施の形態)

図1に示すように、実施の形態にかかる超音波診断装置1は、プローブ2と超音波観測装置3と位置データ検出装置4と超音波画像処理部5と液晶モニター6とを有する。プローブ2は体腔内に挿入され、先端には超音波振動子13と送信コイル14とを備え可撓性のある材質で構成された挿入部11と、操作部12とを有する。超音波振動子13は挿入部11の挿入軸とは垂直な方向に放射状に超音波を送受信し、受信した反射波を電氣的な超音波信号に変換する。また、送信コイル14は、超音波振動子13の近傍でプローブ2に 50

対して所定の位置および向きに設定されており、周囲の空間に磁場を発振している。また、超音波観測装置 3 は、超音波振動子 1 3 を駆動するとともに、超音波振動子 1 3 が変換した超音波信号を超音波画像処理部 5 の超音波信号処理部 2 1 に出力する。また、受信コイル 1 5 は、送信コイル 1 4 からの磁場を受信し、受信した磁場に対応した電気信号を位置データ検出装置 4 に出力する。位置データ検出装置 4 は、送信コイル 1 4 を励振し、受信コイル 1 5 から入力された電気信号をデジタル数値化した位置信号および配向信号に変換し、超音波画像処理部 5 の位置データ算出部 2 2 に出力する。

【0023】

そして、超音波画像処理部 5 は、超音波信号処理部 2 1 と位置データ算出部 2 2 と画像構成部 2 3 と混合部 2 4 と表示回路 2 5 とを備える。超音波信号処理部 2 1 は、所定の処理を行い、超音波振動子 1 3 の一度のスキャンに対して挿入部 1 1 の挿入軸に垂直な 1 枚の二次元超音波画像データを作成し、画像構成部 2 3 と混合部 2 4 とに出力する。操作者が超音波振動子 1 3 を繰り返しスキャンさせながら挿入部 1 1 を手動的に体腔から引き抜くことで、引き抜き経路に沿って複数の連続した二次元超音波画像データが画像構成部 2 3 と混合部 2 4 とに出力される。位置データ算出部 2 2 は、入力された位置信号から送信コイル 1 4 の位置配向情報を得て、画像構成部 2 3 に出力する。画像構成部 2 3 は、二次元超音波画像データとそのスキャンと同時に得た位置配向情報とを用いて画像間の位置関係を特定し、互いに隣り合う二次元超音波画像データ間を補間し、三次元超音波画像データを作成し混合部 2 4 に出力する。混合部 2 4 は、入力された二次元超音波画像データと三次元超音波画像データとを、表示回路 2 5 に出力する。表示回路 2 5 は、使用者が入力した表示方式に応じて三次元超音波画像データもしくは二次元超音波画像データもしくはその両方を液晶モニタ 6 に出力する。そして、液晶モニタ 6 は、入力された画像データを表示する。

【0024】

つぎに、本実施の形態にかかる超音波診断装置の液晶モニタ 6 に表示される画像の状態について説明する。図 2-1 は、ブラウン管モニタを用いた従来の超音波診断装置における表示画像の状態を示した図であり、図 2-2 は本実施の形態における表示画像の状態を示した図である。従来の超音波診断装置ではブラウン管モニタを用いていた。このブラウン管モニタは、電子線を発生させるべく電子を加速するために特定の直流高電圧が印加された極板と、ブラウン管面を電子線で走査するべく電子線を偏向するためにブラウン管の垂直、水平方向に設けられ特定周波数の電圧が印加された極板とが、周囲にノイズ状の磁場を発生していた。このノイズ状の磁場は受信コイル 1 5 で検知され、位置データ検出装置 4 が入力する電気信号に重畳されていた。ここで、位置データ検出装置 4 は電気信号からデジタル信号を生成し、位置データ算出部 2 2 はデジタル信号から位置配向情報を生成し、画像構成部 2 3 は位置配向情報と二次元超音波画像データとから三次元超音波画像データを構築していた。こうして結果的に、連続した複数の二次元超音波画像データの各々に対応した位置配向情報のうち、真の位置や真の配向からずれた情報が発生することがあった。この位置や配向のずれが、三次元超音波画像データ上では不自然な画像の乱れとなって現れてしまっていた。

【0025】

図 2-1 に、1、2、・・・n 枚の二次元超音波画像データから三次元超音波画像データを構築する例において、測定対象部 2 8 a に現れた画像の乱れを示す。特に図 2-1 では、位置配向情報のうち、位置ずれが画像の乱れを引き起こす場合を示している。各二次元超音波画像の位置情報 r は、 i を画像の番号として、

$$r_i = (x_i, y_i, z_i) \cdots (1)$$

と表される。

【0026】

ここで、 x_i 、 y_i 、 z_i を、図 2-1 の x 軸、 y 軸、 z 軸方向における i 番目の二次元超

音波画像中心の真の位置とする。ところで、図 2-1 の k 枚目では、ノイズ状の磁場に起因する位置ずれ δx 、 δy 、 δz がこの真の位置に重畳されてしまっている。このため、位置データ算出部 22 は k 枚目の位置情報 r_k として、

$$r_k = (x_k + \delta x, y_k + \delta y, x_k + \delta z) \cdots (2)$$

で表される位置情報 r_k を画像構成部 23 に出力している。その結果、画像構成部 23 は図 2-1 中 28a で示す斜線部のような三次元超音波画像データを構築してしまっていた。図 2-1 中、この斜線部がノイズ状に揺らいでいるが、この揺らぎの大きさがノイズ状の磁場に起因する位置ずれ δx 、 δy 、 δz に相当するのである。このため、操作者は正確な三次元超音波画像データを得ることができず、病変部の発見、診断を正確に行うことができない場合があった。なお、図 2-1 では、位置ずれが画像の乱れを引き起こす場合について説明したが、配向のずれも同様に画像の乱れを引き起こす。

【0027】

これに対し、図 2-2 に示すように、液晶モニタ 6 を用いた本実施の形態における超音波診断装置では、従来の超音波診断装置と比較し磁場の乱れによる位置や配向のずれの発生が低減され、測定対象部 28b の画像に乱れが生じず、正確な三次元超音波画像データを得ることができる。

【0028】

このように、本実施の形態では、非電子線走査型である液晶モニタ 6 を用いて画像データを表示することによって、磁場の乱れによる位置や配向のずれの発生が低減され、位置情報の精度を維持した乱れのない正確な画像データを構築することが可能となる。

【0029】

また、本実施の形態では、従来用いられていたブラウン管モニタと比較し大きさが小さい液晶モニタ 6 を用いることによって、装置の簡易化が可能となる。また、ブラウン管モニタと比較し軽量である液晶モニタ 6 を用いることによって、超音波診断装置 1 は可搬性に富み、超音波診断装置 1 を移動する際の負担を軽減することができる。また、液晶モニタ 6 は、ブラウン管モニタと比較し大きさが小さく軽量であるため、液晶モニタ 6 の配置位置の限定は少なく、たとえば超音波診断装置 1 の使用者の目線の上に液晶モニタ 6 を配置することによって、画像データを容易に認識できるようにし、使用者の疲労を軽減することも可能となる。

【0030】

また、本実施の形態では、磁場の乱れによる位置や配向のずれの発生が低減され、位置情報の精度を維持することができるため、S/N 比が向上し、送信コイル 14 を小型化することも可能となり、プローブ 2 の挿入部 11 の大きさや外径を小型化することも可能となる。

【0031】

また、超音波診断装置 1 では、図 1 に示すように送信コイル 14 をプローブ 2 に設けたが、これに限らず受信コイル 15 と送信コイル 14 との配置位置を逆とし、受信コイル 15 をプローブ 2 に設け、送信コイル 14 をプローブ 2 の外部に設けてもよい。このように送信コイル 14 と受信コイル 15 との配置位置を逆とした場合も、位置データ検出装置 4 は、受信コイル 15 から入力された電気信号をデジタル数値化した位置信号に変換することが可能である。

【0032】

また、超音波診断装置 1 に限らず、患者の臓器や骨格に対して二次元超音波画像がどのような位置や向きになっているのか相対的な位置関係を示すナビゲーション画像を用いて診断支援を行うために、図 3 に示すように、複数のマーカーコイル 34 を患者に取り付けた超音波診断装置 31 としてもよい。通常、マーカーコイル 34 は剣状突起や腰骨など予め決まった複数の特徴点に取り付けられる。この場合、位置データ検出装置 36 は、受信コイル 15 から入力された電気信号とともに、マーカーコイル 34 からの磁場を受信した

受信コイル 3 5 から入力された電気信号を位置データ算出部 3 7 に出力する。位置データ算出部 3 7 は、受信コイル 3 5 からの電気信号および受信コイル 1 5 からの電気信号を用いてマーカーコイル 3 4 と送信コイル 1 4 との相対的な位置や配向を算出する。ところで、送信コイル 1 4 は超音波振動子 1 3 の近傍に設けられているので、送信コイル 1 4 の位置は超音波振動子 1 3 の位置と考えて差し支えない。このため、この相対的な位置や配向は、マーカーコイル 3 4 と超音波振動子 1 3 の走査で得られる二次元超音波画像との相対的な位置や配向に相当する。

【0033】

そして、位置データ算出部 3 7 は、検査前に他の患者や X 線 C T など他の検査法で予め取得したリファレンス画像データ上の剣状突起等の特徴点の位置と、マーカーコイル 3 4 が取り付けられ位置データ算出部 3 7 で算出された患者の実際の特徴点の位置とを比較し、二次元超音波画像が実際に患者体内のどこにあたるのか判断する。そして、リファレンス画像データから二次元超音波画像の位置を明示したナビゲーション画像を作成し、液晶モニター 6 に表示して診断を支援する。図 4 にナビゲーション画像の表示例を示す。

10

【0034】

図 4 に示すように、画面 3 8 の表示領域の右に二次元超音波画像 3 8 a、左にナビゲーション画像 3 8 b を表示する。ナビゲーション画像 3 8 b は送信コイル 1 4 の位置にもとづいて作られ、二次元超音波画像 3 8 a の位置が確認しやすい画像である。送信コイル 1 4 の位置はマーカー（図 4 では「+」で示す。）で示されている。ここで表示されているナビゲーション画像 3 8 b は膵管胆管合流部を表すもので、予め膵管（P D：Pancreas Duct）、総胆管（C B D：Common Bile Duct）、門脈（P V：Portal Vein）等のアノテーションが重畳された画像である。このアノテーションの情報は予めリファレンス画像データの中に付与されている。この場合においても、液晶モニター 6 を用いることによって、表示画像の磁場の乱れによる位置や配向のずれの発生が低減され、位置情報の精度およびナビゲーションの精度をさらに高めることができる。なお、上述の説明では、患者の実際の特徴点の位置を算出し、リファレンス画像データ上の特徴点の位置と比較するために、マーカーコイル 3 4 を用いることを特徴とした。しかし、本実施の形態ではさらに次の作用が行われる。マーカーコイル 3 4 は検査の間、患者に取り付けられ続ける。位置データ算出部 3 7 は、特徴点の位置の変化を検出し続けることで、患者の体位の変化を算出する。また、位置データ算出部 3 7 は、患者の特徴点の位置とリファレンス画像データの基になった被検体の特徴点の位置とを比較することで、その体格差を算出する。この後、位置データ算出部 3 7 は患者の体位や体格差を基に、送信コイル 1 4 の位置配向情報や、ナビゲーション画像に対して補正を施す。このように構成作用することで一層ナビゲーションの精度を高めることができる。

20

30

【0035】

以上、図 3 では、マーカーコイル 3 4 を磁場を発振するコイルとして説明したが、マーカーコイル 3 4 と受信コイル 3 5 との役割を交換して、マーカーコイル 3 4 で磁場を受信するようにしてもよい。また、図 3 ではマーカーコイル 3 4 を患者の剣状突起や腰骨などの予め決まった複数の位置に取り付け、検査中の患者の体位の変化や、リファレンス画像データで取得した被検体と実際の患者との間の体格の差を補正するよう構成したが、検査中に常時複数のマーカーコイル 3 4 を取り付けておく必要はなく、複数のマーカーコイルを一旦取り付けて体格の差を補正した後、一個のマーカーコイルのみを残して他を取り外し、残った一個のマーカーコイルで患者の体位の変化を補正してもよい。また、検査直前に麻酔をかけて患者の体位の変化がなくなったのを見はからって、一個のマーカーコイルで複数点の位置を順次計測してもよい。

40

【0036】

また、患者の剣状突起や腰骨などの予め決まった特徴点にマーカーコイル 3 4 を取り付けたが、この位置が体表であればマーカーコイルと磁場を用いて位置を検出する必要はなく、赤外線等のほかの計測手段でもよい。

【0037】

50

また、超音波診断装置 1 に限らず、図 5 に示すように、カプセル型の超音波内視鏡を用いた超音波診断装置 4 1 としてもよい。本実施の形態では、液晶モニタ 6 を用いることによって磁場の乱れによる位置や配向のずれを低減することができるため、送信コイル 1 4 を小さくすることができる。このため、位置情報の精度の維持とともに、カプセル 4 2 の小型化が可能となる。なお、超音波診断装置 4 1 では、超音波振動子 1 3 が送受信し受信した反射波は変調回路を介して送信アンテナ 4 3 から発信され、受信アンテナ 4 5 に受信された後に受信器 4 6 で復調され、超音波信号処理部 2 1 に出力される。また、送信アンテナ 4 3 が発信する電波の影響を送信コイル 1 4 が発する磁場に与えないようにするために、送信アンテナ 4 3 の送受信と反射波の送受信とを時分割で行ってもよい。

【0038】

10

また、超音波診断装置 1 に限らず、図 6 に示すように、挿入部 1 1 の先端部に CCD 5 2 をさらに設けることによって光学画像を取得する機能をさらに備えた超音波診断装置 5 1 としてもよい。CCD 5 2 が撮影し光学画像処理装置 5 3 が処理した光学画像を混合部 5 4 と表示回路 5 5 とを介して超音波画像とともに表示することができる。光学画像とともに、液晶モニタ 6 を用いることによって乱れのない超音波画像を表示することができるため、病変部の発見、診断の容易化を図ることができる。

【0039】

また、図 7 に示すように、液晶モニタ 6 に代えて、有機エレクトロルミネッセンス (EL) モニタ 6 8 を備えた超音波診断装置としてもよい。有機 EL モニタ 6 8 は、液晶モニタ 6 と同様に非電子線走査型の画像表示装置であるため、磁場の乱れによる位置や配向のずれの発生を低減し、乱れのない超音波画像を表示することができる。また、有機 EL モニタ 6 8 は、自発光型であり、液晶モニタ 6 と比較し視野角が広いいため、有機 EL モニタ 6 8 を用いることによってモニタを見る角度によらず表示画像の認識を容易に行うことが可能となる。

20

【0040】

また、液晶モニタ 6 および有機 EL モニタ 6 8 には、一つの超音波画像を表示することもでき、複数の超音波画像を表示することもできる。また、三次元超音波画像とともに二次元超音波画像を表示することもでき、表示を切り替えることによって、三次元超音波画像または二次元超音波画像のどちらかを表示するようにしてもよい。また、光学画像を取得する機能をさらに備えた超音波診断装置 5 1 の場合、超音波画像とともに光学画像を表示することもでき、表示を切り替えることによって超音波画像または光学画像のどちらかを表示するとしてもよい。また、超音波画像および光学画像を複数表示することもできる。

30

【0041】

また、本実施の形態では、超音波内視鏡型の超音波診断装置について説明したが、これに限らず、超音波を対外から照射する対外式の超音波診断装置としてもよい。液晶モニタ 6 または有機 EL モニタ 6 8 を用いることによって、高精度で乱れのない超音波画像を得ることができるとともに送信コイルの小型化を図ることが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0042】

40

【図 1】実施の形態にかかる画像表示装置の概要構成図である。

【図 2-1】従来の超音波診断装置における表示画像の状態を示した図である。

【図 2-2】実施の形態にかかる超音波診断装置の表示画像の状態を示した図である。

【図 3】実施の形態にかかる画像表示装置の他の例の概要構成図である。

【図 4】実施の形態にかかる超音波診断装置の表示画像の状態を示した図である。

【図 5】実施の形態にかかる画像表示装置の他の例の概要構成図である。

【図 6】実施の形態にかかる画像表示装置の他の例の概要構成図である。

【図 7】実施の形態にかかる画像表示装置の他の例の概要構成図である。

【符号の説明】

【0043】

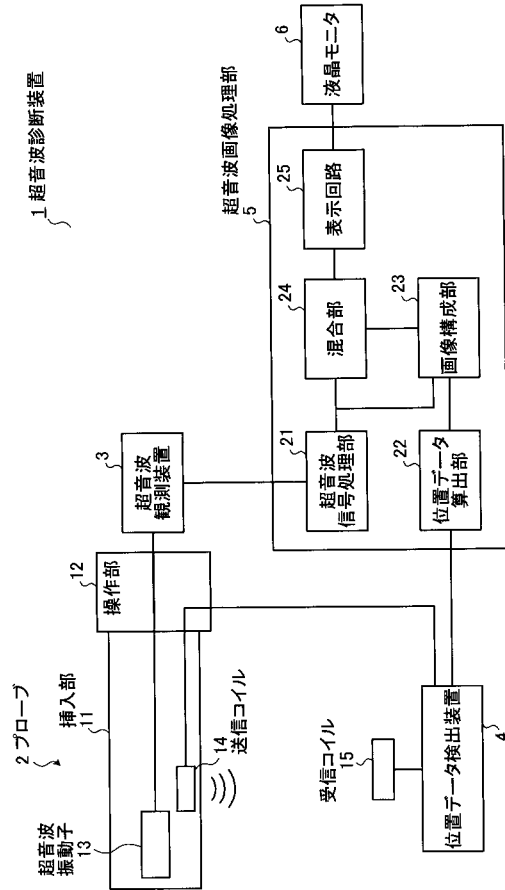
50

- 1、3 1、4 1、5 1、6 1 超音波診断装置
- 2 プローブ
- 3 超音波観測装置
- 4、3 6 位置データ検出装置
- 5 超音波画像処理部
- 6 液晶モニタ
- 1 1 挿入部
- 1 2 操作部
- 1 3 超音波振動子
- 1 4 送信コイル
- 1 5 受信コイル
- 2 1 超音波信号処理部
- 2 2、3 7 位置データ算出部
- 2 3 画像構成部
- 2 4、5 4 混合部
- 2 5、5 5 表示回路
- 2 8 a、2 8 b 測定対象部
- 3 4 マーカーコイル
- 3 5 受信コイル
- 3 8 画面
- 3 8 a 二次元超音波画像
- 3 8 b ナビゲーション画像
- 4 2 カプセル
- 4 3 送信アンテナ
- 4 5 受信アンテナ
- 4 6 受信器
- 5 2 C C D
- 5 3 光学画像処理装置
- 6 8 有機 E L モニタ

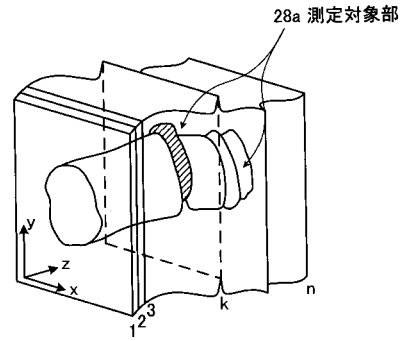
10

20

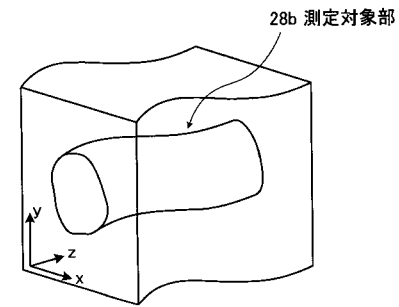
【図 1】



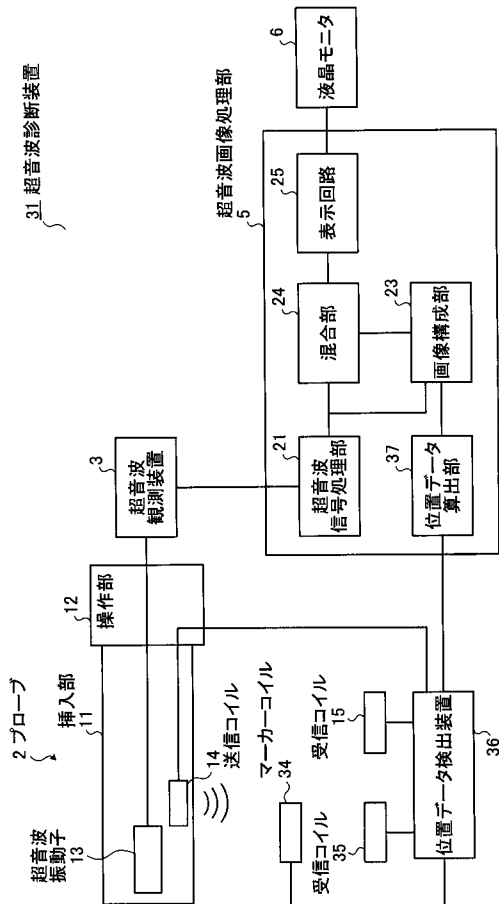
【図 2 - 1】



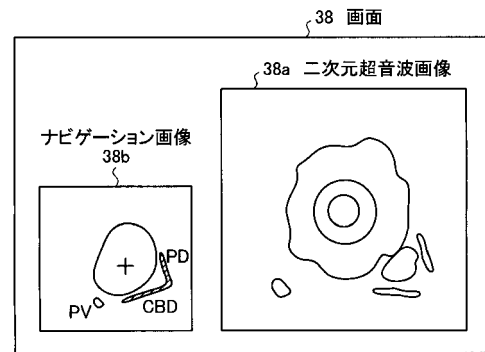
【図 2 - 2】



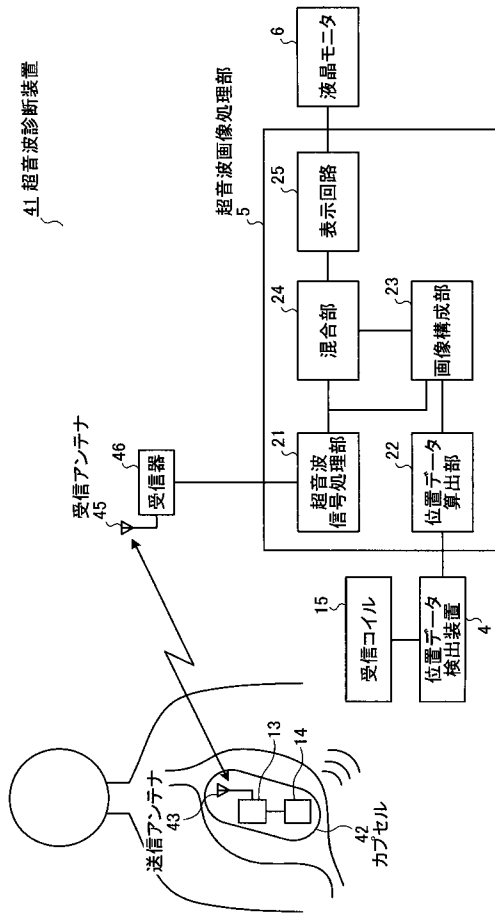
【図 3】



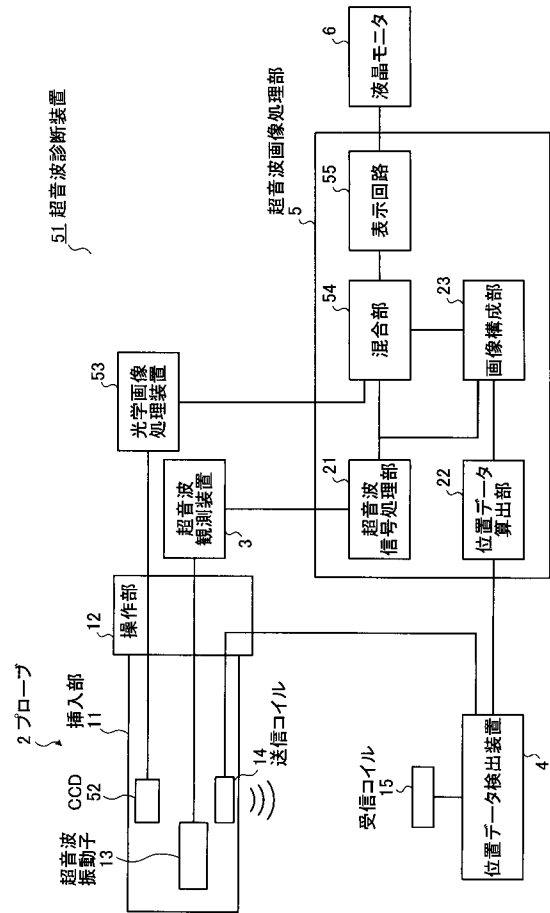
【図 4】



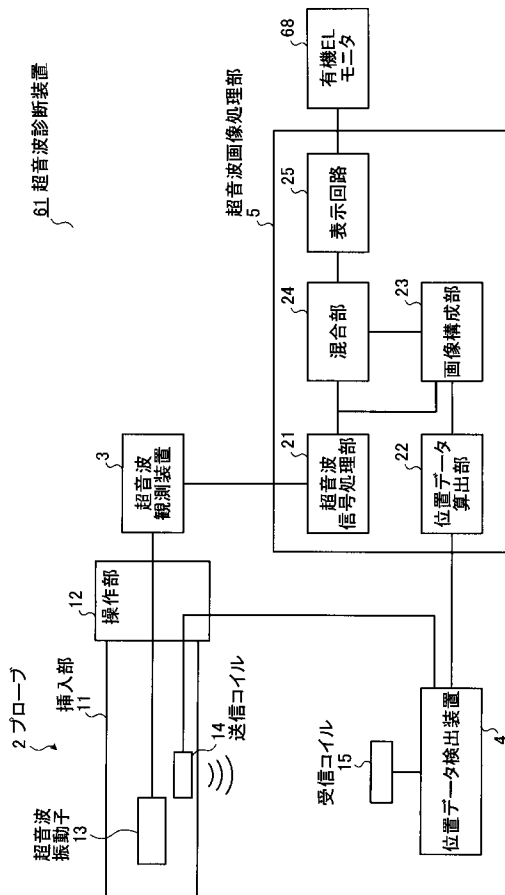
【図 5】



【図 6】



【図 7】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2005111143A	公开(公告)日	2005-04-28
申请号	JP2003352315	申请日	2003-10-10
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	岸健治		
发明人	岸 健治		
IPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB14 4C601/BB17 4C601/BB24 4C601/EE09 4C601/FE01 4C601/GA01 4C601/GA19 4C601/GA25 4C601/GD09 4C601/KK21 4C601/KK38 4C601/KK41		
代理人(译)	酒井宏明		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在配备有超声换能器的位置检测装置的超声诊断设备中减少超声图像数据的噪声，并构造无干扰的超声图像数据。根据本发明的超声诊断设备（1）包括液晶监视器（6），该液晶监视器是非电子束扫描型图像显示设备，从而保持了发送线圈（14）的小型化并提高了位置信息的准确性。可以保持噪声，减少超声图像数据的噪声，并且无干扰地构造三维超声图像数据。[选型图]图1

