

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6169396号
(P6169396)

(45) 発行日 平成29年7月26日(2017.7.26)

(24) 登録日 平成29年7月7日(2017.7.7)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08

請求項の数 15 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2013-83224 (P2013-83224)	(73) 特許権者	000005108
(22) 出願日	平成25年4月11日(2013.4.11)		株式会社日立製作所
(65) 公開番号	特開2014-204801 (P2014-204801A)		東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
(43) 公開日	平成26年10月30日(2014.10.30)	(74) 代理人	100145735
審査請求日	平成28年3月29日(2016.3.29)		弁理士 田村 尚隆
		(72) 発明者	堀江 洋子
			東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号
			日立アロカメディカル株式会社内
		(72) 発明者	村山 直之
			東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号
			日立アロカメディカル株式会社内
		審査官	森口 正治
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 参照変形体、超音波探触子、及び超音波撮像装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体の体腔内に挿入される超音波探触子に装着され、前記超音波探触子の振動子の配列方向に沿って超音波送受信面を覆う位置に配置され前記被検体の撮像部位の硬軟の参照情報となる硬度を有する部材である参照変形部と、

前記超音波探触子の振動子の配列方向に直交する方向の側面に当接することにより、前記参照変形部の振動子の配列方向に直交する方向の位置ズレを抑制する位置ズレ抑制支持部と

を備えることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項2】

R F 信号を用いて前記参照変形部の境界を検出する境界検出部と、
前記参照変形部の境界に基づいて、前記参照変形部の変形を検出する変形検出部と、
前記変形が所定の閾値を超えた場合に警報を出力する警報出力部と
を備えることを特徴とする請求項1に記載の超音波撮像装置。

【請求項3】

前記境界検出部は、R F 信号フレームデータにおける前記参照変形部の輝度に基づいて、前記参照変形部の境界を検出し、

前記変形検出部は、前記参照変形部の厚さ、前記参照変形部の厚さの最大値及び最小値の差、及び前記参照変形部の厚さの統計値の少なくとも1つによって前記変形を検出すること

を特徴とする請求項 2 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 4】

複数の前記位置ズレ抑制支持部が前記参照変形部に対して所定角度で延伸していることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 5】

前記参照変形部と前記位置ズレ抑制支持部とを含む参照変形体は、前記超音波探触子を囲むように覆うキャップ型であり、上部に開口部と、底部に前記被検体の撮像部位の硬軟の参照情報となる硬度を有する部材を備えることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 6】

前記位置ズレ抑制支持部は、前記超音波送受信面に接触しない前記開口部付近に、収縮部を備えることを特徴とする請求項 5 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 7】

前記参照変形部及び前記位置ズレ抑制支持部は、粘着性を有する部材で一体的に形成されていることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 8】

前記参照変形部及び前記位置ズレ抑制支持部は、前記超音波探触子の異なる側面に当接し、
前記参照変形部及び前記位置ズレ抑制支持部が前記超音波探触子側面に当接した状態で、前記参照変形部及び前記位置ズレ抑制支持部を前記超音波探触子に固定する固定部を備えることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 9】

前記参照変形部と前記位置ズレ抑制支持部とを含む参照変形体は、前記超音波探触子の計測適正位置に装着されるようにガイドするガイドマークを備え、
前記超音波探触子は、前記参照変形体が前記超音波探触子に装着される計測適正位置を示す計測適正位置マークを備えることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 10】

輝度に基づいて R F 信号から前記ガイドマーク及び前記計測適正位置マークを検出する境界検出部と、
前記ガイドマーク及び前記計測適正位置マークの位置に基づいて、前記ガイドマーク及び前記計測適正位置マークの位置の差が所定の閾値を超えた場合に警報を出力する警報出力部と
を備えることを特徴とする請求項 9 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 11】

輝度に基づいて R F 信号から前記ガイドマーク及び前記計測適正位置マークを検出する境界検出部と、
前記ガイドマーク及び前記計測適正位置マークの位置に基づいて、前記ガイドマークと前記計測適正位置マークとが合致したときに生じる特定のパターンを検出し、特定のパターンを検出したことを示す合致信号及び特定のパターンを検出できないことを示す警報信号の少なくとも 1 つを出力する警報出力部と
を備えることを特徴とする請求項 9 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 12】

前記参照変形部及び前記位置ズレ抑制支持部は、固定部が嵌る凹部を備えることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 13】

前記超音波探触子は、前記参照変形部及び前記位置ズレ抑制支持部が嵌る凹部を備え、

10

20

30

40

50

前記凹部に嵌ることにより、前記参照変形部及び前記位置ズレ抑制支持部を前記凹部に挾持するアタッチメントと

を備えることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 14】

被検体の体腔内に挿入される超音波探触子に装着され、前記超音波探触子の振動子の配列方向に沿って超音波送受信面を覆う位置に配置され前記被検体の撮像部位の硬軟の参照情報となる硬度を有する部材である参照変形部と、

前記超音波探触子の振動子の配列方向に直交する方向の側面に当接することにより、前記参照変形部の振動子の配列方向に直交する方向のズレを抑制する位置ズレ抑制支持部とを備えることを特徴とする超音波探触子。

10

【請求項 15】

被検体の体腔内に挿入される超音波探触子に装着され、前記超音波探触子の振動子の配列方向に沿って超音波送受信面を覆う位置に配置され前記被検体の撮像部位の硬軟の参照情報となる硬度を有する部材である参照変形部と、

前記超音波探触子の振動子の配列方向に直交する方向の側面に当接することにより、前記参照変形部の振動子の配列方向に直交する方向のズレを抑制する位置ズレ抑制支持部とを備えることを特徴とする参照変形体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、参照変形体、超音波探触子、及び超音波撮像装置に関し、特に、体腔内に挿入する参照変形体、超音波探触子、及び超音波撮像装置に関する。

20

【背景技術】

【0002】

超音波撮像装置は、超音波探触子により被検体内部に超音波を送信し、被検体内部から生体組織の構造に応じた超音波の反射エコー信号を受信し、Bモード画像などの断層像を構成して診断用に表示する。

【0003】

近年、手動又は機械的な方法により超音波探触子で被検体を圧迫して超音波受信信号を計測し、計測時間が異なる2つの超音波受信信号のフレームデータに基づいて圧迫により生じた生体各部の変位を求め、その変位データに基づいて生体組織の弾性を表す弾性画像を生成する。このとき、固定具を介して超音波探触子に参照変形体を容易に装着することが開示されている。例えば、固定具を介してコンベックス型のプローブに参照変形体を装着することが開示されている（例えば、特許文献1）。

30

【0004】

また、スクリーニングを行った際に、参照変形体が超音波探触子の超音波送受信面からズレるのを抑制することが開示されている（例えば、特許文献2）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2008-259541号公報

【特許文献2】特開2010-263963号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

従来の参照変形体を体腔内に挿入する場合、従来の固定具（アタッチメント）を用いて参照変形体をプローブ（例えば、エンドファイヤー型のコンベックス型プローブ）に固定すると、固定具のサイズが大きいために、患者の体腔を傷つけることで患者へ痛みを与えるという問題点がある。

40

【0007】

50

本発明の目的は、参照変形体が超音波探触子の超音波送受信面からズレるのを抑制するとともに、患者への痛みを軽減する参照変形体、超音波探触子、及び超音波撮像装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0008】

被検体の体腔内に挿入される超音波探触子に装着され、前記超音波探触子の振動子の配列方向に沿って超音波送受信面を覆う位置に配置され前記被検体の撮像部位の硬軟の参照情報となる硬度を有する部材である参照変形部と、前記超音波探触子の振動子の配列方向に直交する方向の側面に当接することにより、前記参照変形部の振動子の配列方向に直交する方向の位置ズレを抑制する位置ズレ抑制支持部とを備える参照変形体、超音波探触子、及び超音波撮像装置が提供される。

10

【発明の効果】

【0009】

本発明は、参照変形体が超音波探触子の超音波送受信面からズレるのを抑制するとともに、患者への痛みを軽減する参照変形体、超音波探触子、及び超音波撮像装置を提供する。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】本実施の形態に係る超音波撮像装置を示すブロック図である。

【図2】本実施の形態に係る参照変形体を示す図である。

20

【図3】参照変形体が被検体を圧迫する状態を示した図である。

【図4】参照変形体の歪みを計測するために十分なROIの設定を説明する図である。

【図5】本実施の形態に係る超音波撮像装置の変形警報部の一例を示したブロック図である。

【図6】本実施の形態に係る参照変形体の第1の変形例を示した図である。

【図7】本実施の形態に係る参照変形体の第2の変形例を示した図である。

【図8】本実施の形態に係る参照変形体の第3乃至第5の変形例を示した図である。

【図9】本実施の形態に係る参照変形体の第6及び第7の変形例を示した図である。

【図10】超音波画像において参照変形体の厚さが確認されることを示した図である。

【図11】ガイドマークを説明する図である。

30

【図12】固定部位置マークを説明する図である。

【図13】参照変形体の固定構造の一例を示した図である。

【図14】参照変形体の固定構造の他の例を示した図である。

【発明を実施するための形態】

【0011】

以下、本発明の実施の形態に係る超音波撮像装置について、図面を用いて説明する。図1は、本実施の形態に係る超音波撮像装置を示すブロック図である。超音波撮像装置は、超音波を利用して被検体の診断部位について断層画像を得るとともに生体組織の硬さ又は軟らかさを表す弾性画像を表示するものである。

【0012】

40

図1に示すように、超音波撮像装置は、超音波送受信制御回路1と、送信回路2と、超音波探触子3と、受信回路4と、整相加算回路5と、信号処理部6と、白黒スキャンコンバータ7と、RF信号フレームデータ選択部8と、変位・歪み演算部9と、弾性率演算部10と、弾性データ処理部11と、カラースキャンコンバータ12と、切替加算部13と、画像表示器14と、圧力演算部15と、参照変形体16と、変形警報部150とを備える。

【0013】

超音波探触子3は、多数の振動子を短冊状に配列して形成されたものであり、機械的又は電子的にビーム走査を行って、被検体に超音波を送信及び受信する。超音波探触子3には、超音波の発生源であるとともに反射エコーを受信する振動子が内蔵されている。各振

50

動子は、一般に、入力されるパルス波又は連続波の送波信号を超音波に変換して発射する機能と、被検体の内部から発射する反射エコーを電気信号（反射エコー信号）に変換して出力する機能を有する。

【 0 0 1 4 】

弾性画像を表示するための圧迫動作は、超音波探触子 3 が被検体を圧迫して診断部位の体腔内に応力分布を与えることにより行われる。超音波探触子 3 の超音波送受信面には、参照変形体 1 6 が装着されている。参照変形体 1 6 を被検体の体表に接触させることで、被検体が圧迫される。

【 0 0 1 5 】

超音波送受信制御回路 1 は、超音波を送信及び受信するタイミングを制御する。送信回路 2 は、超音波探触子 3 を駆動して超音波を発生させるための送波パルスを生成するとともに、内蔵された送波整相加算回路によって、送信される超音波の収束点のある深さに設定する。受信回路 4 は、超音波探触子 3 で受信した反射エコー信号を所定のゲインで増幅する。増幅された各振動子の数に対応した数の反射エコー信号が整相加算回路 5 に入力される。整相加算回路 5 は、受信回路 4 で増幅された反射エコー信号の位相を制御し、RF 信号フレームデータを形成する。

【 0 0 1 6 】

信号処理部 6 は、整相加算回路 5 から RF 信号フレームデータを入力して、ゲイン補正、ログ補正、検波、輪郭強調、及びフィルタ処理などの各種信号処理を行う。

【 0 0 1 7 】

白黒スキャンコンバータ 7 は、信号処理部 6 から出力される RF 信号フレームデータを超音波周期で取得し、RF 信号フレームデータを表示するために、テレビジョン方式の周期で読み出すための断層走査部及びシステム制御部を備える。例えば、白黒スキャンコンバータ 7 は、信号処理部 6 から RF 信号フレームデータをデジタル信号に変換する A/D 変換器と、A/D 変換器でデジタル化された断層画像データを時系列に記憶する複数枚のフレームメモリと、これらの動作を制御するコントローラなどを含む。

【 0 0 1 8 】

画像表示器 1 4 は、白黒スキャンコンバータ 7 によって得られた時系列の断層画像データ（すなわち、断層画像）を表示する。画像表示器 1 4 は、切替加算部 1 3 を介して白黒スキャンコンバータ 7 から出力される画像データをアナログ信号に変換する D/A 変換器と、D/A 変換器からアナログビデオ信号を入力して画像として表示するカラーテレビモニタとを含む。

【 0 0 1 9 】

整相加算回路 5 の出力側から分岐して、RF 信号フレームデータ選択部 8 と、変位・歪み演算部 9 と、弾性率演算部 1 0 とが設けられる。また、弾性率演算部 1 0 の後段には、弾性データ処理部 1 1 とカラースキャンコンバータ 1 2 とが設けられる。また、白黒スキャンコンバータ 7 とカラースキャンコンバータ 1 2 との出力側には、切替加算部 1 3 が設けられる。

【 0 0 2 0 】

RF 信号フレームデータ選択部 8 は、整相加算回路 5 から出力される RF 信号フレームデータを RF 信号フレームデータ選択部 8 内に備えられたフレームメモリ内に順次確保し（現在確保された RF 信号フレームデータを“RF 信号フレームデータ N”とする）、超音波撮像装置の制御命令に従って時間的に過去の RF 信号フレームデータ N - 1, N - 2, N - 3 … N - M の中から 1 つの RF 信号フレームデータを選択し（選択された RF 信号フレームデータを“RF 信号フレームデータ X”とする）、変位・歪み演算部 9 に 1 組の RF 信号フレームデータ N と RF 信号フレームデータ X を出力する機能を有する。なお、整相加算回路 5 から出力される信号を RF 信号フレームデータと記述したが、整相加算回路 5 から出力される信号は、RF 信号を複素復調した I, Q 信号の形式になった信号であってもよい。

【 0 0 2 1 】

変位・歪み演算部 9 は、RF 信号フレームデータ選択部 8 によって選択された 1 組の RF 信

10

20

30

40

50

号フレームデータに基づいて1次元又は2次元の相関処理を実行し、断層画像上の各計測点の変位又は移動ベクトル(変位の方向と大きさ)を計測し、変位フレームデータと相関フレームデータを生成し、変位フレームデータから歪みを演算する。歪みの演算については、例えば、その変位を空間微分することによって計算上で求めることができる。この移動ベクトルの検出法としては、例えば、特許文献1に記載されたようなブロック・マッチング法やグラジエント法がある。ブロック・マッチング法は、画像を例えばN×N画素からなるブロックに分け、現フレーム中の着目しているブロックにもっとも近似しているブロックを前フレームから探索し、これらを参照して符号化を行うものである。

【0022】

弾性率演算部10は、変位・歪み演算部9から出力される歪み情報と圧力演算部15から出力される圧力情報とから弾性率を演算して、弾性率の数値データ(弾性フレームデータ)を生成し、弾性データ処理部11とカラーキャンコンバータ12に出力する。弾性率の1つである、ヤング率 Y_m の演算については、以下の式(1)に示すように、各演算点における応力(圧力)を各演算点における歪みで除することにより求められる。以下の式(1)において、 i, j の指標は、フレームデータの座標を表す。

【0023】

$$Y_{mi, j} = \text{圧力(応力)}_{i, j} / (\text{歪み}_{i, j}) \quad (i, j = 1, 2, 3, \dots) \dots (1)$$

【0024】

ここで、被検体に加えられた圧力は、圧力演算部15にて計測される。圧力演算部15は、RF信号フレームデータを用いて被検体(又は、被検体の診断部位)と参照変形体16との境界を検出し、RF信号フレームデータにおける境界の座標を境界座標データとする。そして、圧力演算部15は、境界座標データを用いてRF信号フレームデータにおける参照変形体16からのRF信号を抽出し、被検体と参照変形体16の境界に与えられた圧力を演算する。つまり、圧力演算部15は、弾性率が既知である参照変形体16の変位に基づいて、被検体に加わる圧力を演算する。なお、弾性データ処理部11は、算出された弾性フレームデータに座標変面内におけるスムージング処理、コントラスト最適化処理、及びフレーム間における時間軸方向のスムージング処理などの様々な画像処理を行う。

【0025】

変形警報部150は、RF信号フレームデータを用いて被検体(又は、被検体の診断部位)と参照変形体16との境界を検出し、RF信号フレームデータにおける境界に基づいて、参照変形体16の変形(ズレや過小厚)を検出し、変形が所定の閾値を超えた場合に警報を出力する。

【0026】

被検体圧迫機構17は、モータやワイヤなどにより超音波探触子3を上下方向に移動させ、被検体を加圧する。なお、操作者が超音波探触子3を上下方向に手動で移動させてもよい。

【0027】

本実施の形態に係る参照変形体について、図面を用いて説明する。図2は、本実施の形態に係る参照変形体を示す図である。図3は、参照変形体が被検体を圧迫する状態を示した図である。

【0028】

図2(a)及び図2(b)に示すように、参照変形体16は、参照変形部(第1の参照変形部)19と位置ズレ抑制支持部(第2の参照変形部)20とを備える。第1の参照変形部19は、体腔内に挿入される超音波探触子3に装着され、超音波探触子3の振動子の配列方向(以下、長軸方向)D1に沿って超音波送受信面23を覆う。第2の参照変形部20は、超音波探触子3の振動子の配列方向に直交する方向(以下、短軸方向)D2の側面に当接することにより、第1の参照変形部19の短軸方向D2のズレを抑制する。第1の参照変形部19及び位置ズレ抑制支持部(第2の参照変形部)20は、粘着性を有する部材で一体的に形成されている。なお、位置ズレ抑制支持部は、第1の参照変形部と異なる材質で構成されてもよく、被検体の撮像部位の硬軟の参照情報となる硬度を有する部材

10

20

30

40

50

でなくてもよい。

【0029】

第1の参照変形部19は、四角形状の平板体であり、超音波探触子3の長軸方向D1に延伸している。第1の参照変形部19は、厚板部190と薄板部191とを備える。厚板部190は、長軸方向D1において第1の参照変形部19の中央に設けられ、超音波送受信面23を覆う。薄板部191は、長軸方向D1において厚板部190の両側に設けられ、超音波探触子3の長軸方向D1の側面に当接する。薄板部191は、厚板部190より厚さが小さく、超音波探触子3が体腔に挿入されるとき超音波探触子3の長軸方向D1の幅を小さくすることができ、患者への痛みを軽減することができる。

【0030】

第2の参照変形部20は、四角形状の平板体であり、第1の参照変形部19に対して直交方向に延伸しており、超音波探触子3の短軸方向D2の側面に当接する。第2の参照変形部20は、厚板部190より厚さが小さく、超音波探触子3が体腔に挿入されるとき超音波探触子3の短軸方向D2の幅を小さくすることができ、患者への痛みを軽減することができる。

【0031】

ここでは、参照変形体16を第1の参照変形部19、第2の参照変形体20に分けて説明しているが、第1の参照変形部19、第2の参照変形体20は同じ材質であっても、異なる材質であってもよい。位置ズレ抑制支持部(第2の参照変形部)20は、要は第1の参照変形部19の超音波探触子3の短軸方向の位置ズレを抑制する機能があればよい。

【0032】

超音波送受信面23を覆う厚板部190の厚さは、参照変形体16で弾性画像を撮像するために必要な厚さである。例えば、厚板部190の厚さは5mm程度である。この場合、弾性画像の撮像に影響しない参照変形体16の薄板部191及び第2の参照変形部20の厚さを2mm程度にすることができる。

【0033】

第1の参照変形部19(厚板部190及び薄板部191)及び第2の参照変形部20は粘着性を有する部材で形成されているので、超音波送受信面23、超音波探触子3の長軸方向D1の側面、及び超音波探触子3の短軸方向D2の側面にそれぞれ貼り付き、参照変形体16の長軸方向D1及び短軸方向D2のズレを抑制することができる。

【0034】

図2(b)に示すように、参照変形体16がプローブへ装着された状態では、超音波探触子3の超音波送受信面23に沿って厚板部190が配置され、薄板部191が超音波探触子3の長軸方向D1の側面に配置され、第2の参照変形部20が超音波探触子3の短軸方向D2の側面に配置される。薄板部191と位置ズレ抑制支持部(第2の参照変形部)20は、それぞれ異なる超音波探触子3の側面に当接し、薄板部191と位置ズレ抑制支持部(第2の参照変形部)20が超音波探触子3の側面に当接した状態で、滅菌ゴムのリング状弾性部材(固定部)21で超音波探触子3に固定される。この結果、薄板部191及び第2の参照変形部20が、超音波探触子3の長軸方向D1の側面及び超音波探触子3の短軸方向D2の側面にそれぞれ固定されるので、参照変形体16の長軸方向D1及び短軸方向D2のズレを抑制することができる。

【0035】

図3は、参照変形体16が超音波探触子3に装着された状態で撮像された超音波画像(Bモード画像又は弾性画像など)24の概略を示した図である。図3(a)に示すように、参照変形体16が超音波探触子3に装着され、参照変形体16の長軸方向D1及び短軸方向D2のズレが抑制されている場合は、参照変形体16が略均一に圧迫されるので、参照変形体16の変位に基づいて、被検体に加わる圧力が正確に算出され、正確な断層画像を得ることができる。つまり、参照変形体16と超音波送受信面23が密着しているため、超音波探触子3で圧迫を加えると、加えた圧力がそのまま参照変形体16へ伝わり、参照変形体16が略均一に圧迫される。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 6 】

しかし、図 3 (b) に示すように、本実施の形態と異なる参照変形体 1 1 6 が超音波探触子 3 に装着され、超音波送受信面 2 3 からズレている場合は、参照変形体 1 1 6 が均一に圧迫されないので、参照変形体 1 1 6 の変位に基づいて、被検体に加わる圧力が正確に算出されず、正確な断層画像を得ることができない。体腔内に参照変形体 1 1 6 を挿入する場合、体腔内圧は人により差があるので、参照変形体 1 1 6 が超音波送受信面 2 3 からズレ易くなる。また、膣に参照変形体 1 1 6 を挿入して経膣を圧迫する場合、出産が近くなり、胎児の頭が下がってくると、胎児頭をよけるように超音波探触子 3 を走査して膣に挿入しなければならない。この場合、図 3 (b) に示すように、参照変形体 1 1 6 が超音波送受信面 2 3 からズレ易くなる。また、参照変形体 1 1 6 が超音波送受信面 2 3 からズレることにより、参照変形体 1 1 6 の厚さが小さくなり、参照変形体 1 1 6 の歪みを計測するために十分な ROI を参照変形体 1 1 6 に設定することができなくなり、被検体の診断部位と参照変形体 1 1 6 との歪み比を計測することができなくなる。

10

【 0 0 3 7 】

本実施の形態では、参照変形体 1 6 の長軸方向 D 1 及び短軸方向 D 2 のズレが抑制されているので、被検体に加わる圧力が正確に算出される。また、参照変形体 1 6 が略均一に圧迫されているので、参照変形体 1 6 の十分な厚さを確保することができ、参照変形体 1 6 の歪みを計測するために十分な ROI を参照変形体 1 6 に設定することができ、被検体の診断部位と参照変形体 1 6 との歪み比を計測することができる。

また、プローブカバーを超音波探触子 3 に被せるためにプローブカバーの内部に塗布した超音波ゼリーが参照変形体 1 6 の内部に侵入した場合、参照変形体 1 6 と超音波送受信面 2 3 の間の摩擦係数が小さくなり、参照変形体 1 6 が超音波送受信面 2 3 からズレ易くなる状態になるが、本実施の形態では、第 1 の参照変形体部 1 9 (厚板部 1 9 0 及び薄板部 1 9 1) 及び第 2 の参照変形体部 2 0 が、超音波送受信面 2 3、超音波探触子 3 の長軸方向 D 1 の側面、及び超音波探触子 3 の短軸方向 D 2 の側面にそれぞれ固定され、参照変形体 1 6 が 3 点以上で超音波探触子 3 に支持されるので、参照変形体 1 6 の長軸方向 D 1 及び短軸方向 D 2 のズレを抑制することができる。

20

【 0 0 3 8 】

図 4 は、参照変形体の歪みを計測するために十分な ROI の設定を説明する図である。図 4 (a) に示すように、参照変形体 1 6 が略均一に圧迫され、参照変形体 1 6 の十分な厚さを確保することができるので、参照変形体 1 6 の歪みを計測するために十分な ROI 2 5 を超音波画像 2 4 における参照変形体 1 6 に設定することができる。この場合、被検体の診断部位に設定された ROI 2 6 により、被検体の診断部位と参照変形体 1 6 との歪み比を計測することができる。

30

【 0 0 3 9 】

一方、図 4 (b) に示すように、参照変形体 1 1 6 が超音波送受信面 2 3 から少しズレているが、被検体の診断部位の直上で厚みを保っている場合は、ROI 2 5 を超音波画像 2 4 における参照変形体 1 1 6 に設定することができる。しかし、超音波探触子 3 の移動又は超音波ゼリーなどにより超音波送受信面 2 3 からのズレが大きくなることで、図 4 (c) に示すように、被検体の診断部位の直上での参照変形体 1 1 6 の厚みが極端に変形した場合、図 4 (d) に示すように、高い体腔内圧に起因して、被検体の診断部位の直上での参照変形体 1 1 6 の厚みが極端に小さくなった場合、参照変形体 1 1 6 の厚さが ROI 2 6 に比べて極端に小さくなるので、ROI 2 5 を参照変形体 1 1 6 に設定することができなくなり、被検体の診断部位と参照変形体 1 1 6 との歪み比を計測することができなくなる。また、参照変形体 1 1 6 が超音波送受信面 2 3 からズレた場合、参照変形体 1 1 6 を圧力センサーとして使用する用途においては、参照変形体 1 1 6 が超音波送受信面 2 3 から一部でもズレてしまうと圧力センサーの役割を果たさなくなってしまう。

40

【 0 0 4 0 】

本実施の形態では、参照変形体 1 6 の長軸方向 D 1 及び短軸方向 D 2 のズレが抑制されている。但し、参照変形体 1 6 が超音波送受信面 2 3 からズレた場合、参照変形体 1 6 が超

50

音波送受信面 2 3 に圧迫されて参照変形体 1 6 の厚さが過小になった場合など、参照変形体 1 6 が異常変形を起こした場合、本実施の形態に係る超音波撮像装置は、参照変形体 1 6 の変形を検出し、変形が所定の閾値を超えた場合に警報を出力する。

【 0 0 4 1 】

図 5 は、本実施の形態に係る超音波撮像装置の変形警報部 1 5 0 の一例を示したブロック図である。図 5 に示すように、変形警報部 1 5 0 は、輝度に基づいて RF 信号を用いて参照変形体 1 6 (第 1 の参照変形部) の境界を検出する境界検出部 1 5 1 と、参照変形体 1 6 (第 1 の参照変形部) の境界に基づいて、参照変形体 1 6 (超音波送受信面 2 3 を覆う第 1 の参照変形部 1 9) の変形を検出する変形検出部 1 5 2 と、参照変形体 1 6 の変形に関する閾値を保持する閾値保持部 1 5 3 と、変形が所定の閾値を超えた場合に警報を出力する警報出力部 1 5 4 とを備える。

10

【 0 0 4 2 】

参照変形体 1 6 は、高輝度で超音波画像 2 4 に表示される部材を含み、境界検出部 1 5 1 は、RF 信号フレームデータにおける参照変形体 1 6 (第 1 の参照変形部) の輝度に基づいて、参照変形体 1 6 (第 1 の参照変形部) の境界を検出する。なお、参照変形体 1 6 (第 1 の参照変形部) の輝度は、被検体の診断部位の輝度との輝度差により参照変形体 1 6 (第 1 の参照変形部) の境界が判別できればよく、被検体の診断部位の輝度よりも高輝度でもよく低輝度でもよい。被検体の診断部位に応じて参照変形体 1 6 の輝度を選択するために、参照変形体 1 6 の材料は適宜選択されてもよい。

【 0 0 4 3 】

変形検出部 1 5 2 は、参照変形体 1 6 (第 1 の参照変形部) の厚さによって変形を検出してもよく、参照変形体 1 6 (第 1 の参照変形部) の厚さの最大値及び最小値の差によって変形を検出してもよく、参照変形体 1 6 (第 1 の参照変形部) の厚さの統計値 (平均値や分散や偏差など) によって変形を検出してもよい。

20

【 0 0 4 4 】

警報出力部 1 5 4 は、参照変形体 1 6 (第 1 の参照変形部) の厚さが所定の閾値を超えた場合、参照変形体 1 6 (第 1 の参照変形部) の厚さの最大値及び最小値の差が所定の閾値を超えた場合、参照変形体 1 6 (第 1 の参照変形部) の厚さの統計値が所定の閾値を超えた場合に、警報を出力する。警報出力部 1 5 4 は、参照変形体 1 6 が超音波送受信面 2 3 からズレていることを示す警報、参照変形体 1 6 が超音波送受信面 2 3 に圧迫されて参照変形体 1 6 の厚さが過小になっていることを示す警報、参照変形体 1 6 の歪みを計測するために十分な ROI を参照変形体 1 6 に設定することができないことを示す警報、参照変形体 1 6 を圧力センサーとして使用することができないことを示す警報、参照変形体 1 6 の境界を検出することができないことを示す警報などを出力する。また、警報出力部 1 5 4 は、参照変形体 1 6 の厚さ、参照変形体 1 6 の厚さの最大値及び最小値の差、参照変形体 1 6 の厚さの統計値を画像表示器 1 4 に表示し、これらの値に応じて、色彩や音などが変化する警報を出力してもよい。

30

【 0 0 4 5 】

このように、参照変形体 1 6 の厚さが表示されている超音波画像 2 4 上で、参照変形体 1 6 の厚さを監視し、参照変形体 1 6 の厚さが極端に薄くなっている場合、参照変形体 1 6 の境界を検出できない場合など、超音波撮像装置は、アラームを鳴らしたり、画像表示器 1 4 の画面上に参照変形体 1 6 のズレが生じていることを示す警報を表示したりすることにより、参照変形体 1 6 の異常変形を検査者に知らせる。

40

【 0 0 4 6 】

図 6 は、本実施の形態に係る参照変形体 1 6 の第 1 の変形例を示した図である。図 6 (a) に示すように、位置ズレ抑制支持部 (第 2 の参照変形部) 2 0 - 1 は、2 つの四角形状の平板体であり、第 1 の参照変形部 1 9 に対して所定角度で延伸している。2 つの位置ズレ抑制支持部 (第 2 の参照変形部) 2 0 - 1 は、超音波探触子 3 の短軸に対して対象に形成されている。また、複数の位置ズレ抑制支持部 (第 2 の参照変形部) 2 0 - 1 は、第 1 の参照変形部 1 9 から放射状に延伸してもよい。また、図 6 (b) に示すように、超音

50

波探触子3の長軸方向D1に所定の間隔において、複数の位置ズレ抑制支持部(第2の参照変形部)20-2が第1の参照変形部19に対して略直角に延伸してもよい。

【0047】

図7は、本実施の形態に係る参照変形体16の第2の変形例を示した図である。図7(a)は、参照変形体16の第2の変形例を示した正面図である。図7(b)は、参照変形体16の第2の変形例を示した上面図である。図7(c)は、参照変形体16の第2の変形例が超音波探触子3に装着された状態を示した正面図である。図7(d)は、参照変形体16の第2の変形例が超音波探触子3に装着された状態を示した断面図である。

【0048】

図7に示すように、参照変形体16は、超音波探触子3を囲むように覆うキャップ型であり、参照変形体16の側部の長軸と短軸の長さ比は超音波探触子3の側面の長軸と短軸の長さ比に合致している。参照変形体16は、第1の参照変形部29と位置ズレ抑制支持部(第2の参照変形部)30とを備える。第1の参照変形部29は、体腔内に挿入される超音波探触子3に装着され、超音波探触子3の長軸方向D1に沿って超音波送受信面23を覆う。第2の参照変形部30は、超音波探触子3の短軸方向D2の側面に当接することにより、第1の参照変形部29の短軸方向D2のズレを抑制する。

【0049】

参照変形体16は、四角柱であり、上部に開口部31を備え、底部に被検体の撮像部位の硬軟の参照情報となる硬度を有する部材であって超音波送受信面23に当接する参照変形底部(第1の参照変形部)290を備え、長軸方向D1の側部には超音波探触子3の長軸方向D1の側面に当接する参照変形側部(第1の参照変形部)291を備え、短軸方向D2の側部には超音波探触子3の短軸方向D2の側面に当接する第2の参照変形部30を備える。参照変形体16の四角柱を構成する参照変形底部290、参照変形側部291、及び位置ズレ抑制支持部(第2の参照変形部)30は、粘着性を有する部材で一体的に形成されている。

【0050】

参照変形側部291は、長軸方向D1において参照変形底部290の両側に設けられ、超音波探触子3の長軸方向D1の側面に密着する。参照変形側部291は、参照変形底部290より厚さが小さく、超音波探触子3が体腔に挿入されるとき超音波探触子3の長軸方向D1の幅を小さくすることができ、患者への痛みを軽減することができる。

【0051】

第2の参照変形部30は、参照変形底部290から垂直方向D3に立設しており、超音波探触子3の短軸方向D2の側面に密着する。第2の参照変形部30は、参照変形底部290より厚さが小さく、超音波探触子3が体腔に挿入されるとき超音波探触子3の短軸方向D2の幅を小さくすることができ、患者への痛みを軽減することができる。

【0052】

超音波送受信面23を覆う参照変形底部290の厚さは、参照変形体16で弾性画像を撮像するために必要な厚さである。例えば、参照変形底部290の厚さは5mm程度である。この場合、弾性画像の撮像に影響しない参照変形体16の参照変形側部291及び第2の参照変形部30の厚さを2mm程度にすることができる。

【0053】

参照変形体16の開口部31から超音波探触子3が挿入され、第1参照変形体16の四角柱が超音波探触子3を囲むように覆うことで、参照変形体16の長軸方向D1及び短軸方向D2のズレを抑制することができる。また、参照変形部29(参照変形底部290及び参照変形側部291)及び第2の参照変形部30は粘着性を有する部材で形成されているので、超音波送受信面23、超音波探触子3の長軸方向D1の側面、及び超音波探触子3の短軸方向D2の側面にそれぞれ貼り付き、参照変形体16の長軸方向D1及び短軸方向D2のズレを抑制することができる。

【0054】

参照変形側部291と位置ズレ抑制支持部(第2の参照変形部)30は、それぞれ異なる

10

20

30

40

50

る側面に当接し、滅菌ゴムなどのリング状弾性部材（固定部）21で超音波探触子3に固定される。この結果、参照変形側部291及び第2の参照変形部30が、超音波探触子3の長軸方向D1の側面及び超音波探触子3の短軸方向D2の側面にそれぞれ固定されるので、参照変形体16の長軸方向D1及び短軸方向D2のズレを抑制することができる。

【0055】

参照変形体16を超音波探触子3に被せる際に超音波探触子3に塗布した超音波ゼリーが参照変形体16の内部に侵入した場合、参照変形体16と超音波送受信面23の間の摩擦係数が小さくなり、参照変形体16が超音波送受信面23からズレ易くなる状態になるが、第1の参照変形部29（参照変形底部290及び参照変形側部291）及び第2の参照変形部30が、超音波送受信面23、超音波探触子3の長軸方向D1の側面、及び超音波探触子3の短軸方向D2の側面にそれぞれ固定され、参照変形体16が3点以上で超音波探触子3に支持されるので、参照変形体16の長軸方向D1及び短軸方向D2のズレを抑制することができる。

【0056】

図8は、本実施の形態に係る参照変形体16の第3乃至第5の変形例を示した図である。図8(a)は、参照変形体16の第3の変形例を示した正面図である。図8(b)は、参照変形体16の第4の変形例を示した正面図である。図8(c)は、参照変形体16の第5の変形例を示した正面図である。

図8(a)に示すように、参照変形体16は、超音波探触子3を囲むように覆うキャップ型であり、超音波送受信面23を覆う部分が球状（又は、バルーン状）である。また、図8(b)に示すように、参照変形体16は、超音波探触子3を囲むように覆うキャップ型であり、垂直方向D3において長軸方向D1の側部（第1の参照変形部）391の長さが短軸方向D2の側部（位置ズレ抑制支持部、第2の参照変形部）40の長さよりも長い。また、図8(c)に示すように、参照変形体16は、超音波探触子3を囲むように覆うキャップ型であり、垂直方向D3において長軸方向D1の側部（第1の参照変形部）491の一方の長さが短軸方向D2の側部（位置ズレ抑制支持部、第2の参照変形部）50の長さよりも長く、短軸方向D2の側部（第1の参照変形部）492の他方の長さが短軸方向D2の側部50の長さと同じである。参照変形体16の側部292、391、50、491、492は、滅菌ゴムなどのリング状弾性部材（固定部）21で超音波探触子3に固定される。

【0057】

図9は、本実施の形態に係る参照変形体16の第6及び第7の変形例を示した図である。図9(a)は、参照変形体16の第6又は第7の変形例を示した正面図である。図9(c)は、参照変形体16の第7の変形例を示した上面図である。図9(b)は、参照変形体16の第6の変形例を示した上面図である。図9(a)及び図9(b)に示すように、参照変形体16は、超音波探触子3を囲むように覆う円柱キャップ型であり、参照変形体16の側部（位置ズレ抑制支持部、第2の参照変形部）490の断面が円形である。また、図9(a)及び図9(c)に示すように、参照変形体16は、超音波探触子3を囲むように覆う楕円柱キャップ型であり、参照変形体16の側部490の断面が楕円形である。

【0058】

参照変形体16を超音波探触子3に装着する際、垂直方向D3へ引っ張り過ぎてしまうことにより、参照変形体16が超音波送受信面23に圧迫されて参照変形体16の厚さが過小になる場合がある。参照変形体16を超音波探触子3の計測適正位置に装着すると、図10(a)に示すように、超音波画像24において参照変形体16の計測適正厚さが確認される。一方、参照変形体16を超音波探触子3の異常位置に装着すると、垂直方向D3へ引っ張り過ぎてしまうことにより、図10(b)に示すように、超音波画像24において参照変形体16の異常厚さが確認される。超音波探触子3の計測適正位置では、ライン27まで参照変形体16の計測適正厚さがあるはずが、超音波探触子3の異常位置では、参照変形体16の厚さが計測適正厚さ以下に薄くなってしまふ。

【0059】

そこで、参照変形体 16 は、透明部材又は半透明部材を含み、参照変形体 16 が超音波探触子 3 の計測適正位置に装着されるようにガイドするガイドマークを備える。図 11 は、ガイドマークを説明する図である。図 11 (a) に示すように、参照変形体 16 は、ガイドマーク 28 を長軸方向 D1 又は短軸方向 D2 に備え、図 11 (b) に示すように、超音波探触子 3 は、参照変形体 16 が超音波探触子 3 に装着される計測適正位置を示す計測適正位置マーク 38 を長軸方向 D1 又は短軸方向 D2 に備える。参照変形体 16 を超音波探触子 3 に装着する際、図 11 (c) に示すように、ガイドマーク 28 と計測適正位置マーク 38 が合致するように参照変形体 16 を装着することにより、参照変形体 16 を垂直方向 D3 へ引っ張り過ぎてしまうことにより、参照変形体 16 が超音波送受信面 23 に圧迫されて参照変形体 16 の厚さが過小になることを防止することができる。図 11 (e) の断面図に示すように、ガイドマーク 28 と計測適正位置マーク 38 が合致する場合は、超音波送受信面 23 を覆う参照変形底部 290 の厚さ L1 が過小になることを防止することができる。一方、図 11 (f) の断面図に示すように、参照変形体 16 を垂直方向 D3 へ引っ張り過ぎてしまうことにより、ガイドマーク 28 と計測適正位置マーク 38 が合致しない場合は、参照変形体 16 が超音波送受信面 23 に圧迫されて超音波送受信面 23 を覆う参照変形底部 290 の厚さ L2 が過小になる。ガイドマーク 28 と計測適正位置マーク 38 は、直線、点線、波線、及び破線などであればよく、幾何学形状や文字などであってもよい。

【 0060 】

また、計測適正位置マーク 38 は LED などでもよく、ガイドマーク 28 は計測適正位置マーク 38 の光によって光る蛍光部材を含んでもよい。これにより、暗い場合であっても、参照変形体 16 を超音波探触子 3 の計測適正位置に装着することができる。

【 0061 】

また、ガイドマーク 28 及び計測適正位置マーク 38 は、高輝度で超音波画像 24 に表示される部材を含み、上記のように、変形警報部 150 が、RF 信号フレームデータを用いて、ガイドマーク 28 及び計測適正位置マーク 38 (例えば、ガイドマーク 28 及び計測適正位置マーク 38 のパターン)を検出し、ガイドマーク 28 及び計測適正位置マーク 38 の位置の差が所定の閾値を超えた場合に警報を出力してもよい。この場合、境界検出部 151 は、RF 信号からガイドマーク 28 及び計測適正位置マーク 38 を検出し、警報出力部 154 は、ガイドマーク 28 及び計測適正位置マーク 38 の位置に基づいて、ガイドマ

【 0062 】

また、ガイドマーク 28 及び計測適正位置マーク 38 は、合致した場合に特定のパターン(例えば、特定の幾何学形状)になるようなパターンをそれぞれ有し、変形警報部 150 が、特定のパターンを検出した場合に合致信号を出力してもよいし、特定のパターンを検出できない場合に警報信号を出力してもよい。この場合、境界検出部 151 は、RF 信号からガイドマーク 28 及び計測適正位置マーク 38 を検出し、警報出力部 154 は、ガイドマーク 28 及び計測適正位置マーク 38 の位置に基づいて、ガイドマーク 28 と計測適正位置マーク 38 とが合致したときに生じる特定のパターンを検出し、特定のパターンを検出したことを示す合致信号及び特定のパターンを検出できないことを示す警報信号の少なくとも 1 つを出力する。

【 0063 】

また、図 12 に示すように、ガイドマーク 28 及び計測適正位置マーク 38 は、リング状弾性部材(固定部) 21 を装着する位置を示す固定部位置マークとして用いられてもよい。リング状弾性部材は、超音波探触子 3 の超音波送受信面 23 に近い位置で装着されると参照変形体 16 がズレ難くなるので、固定部位置マークとしてのガイドマーク 28 及び計測適正位置マーク 38 は、垂直方向 D3 で超音波送受信面 23 に近い位置に付されることが好ましい。固定部位置マークにより、リング状弾性部材(固定部) 21 を計測適正位置に容易に装着することができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 4 】

図 1 3 は、参照変形体 1 6 の固定構造の一例を示した図である。図 1 3 (a) は、参照変形体 1 6 の固定構造例を示した正面図である。図 1 3 (b) は、参照変形体 1 6 の固定構造例を示した断面図である。図 1 3 (a) に示すように、超音波探触子 3 の側面に当接する参照変形体 1 6 の側部 1 9 1 (第 1 の参照変形体部) 及び位置ズレ抑制支持部 (第 2 の参照変形体部) 2 0 は凹部 1 9 5 を備え、リング状弾性部材 (固定部) 2 1 が凹部 1 9 5 に嵌ることにより、リング状弾性部材 (固定部) 2 1 を計測適正位置に装着できるとともに、リング状弾性部材 (固定部) 2 1 の装着部分が平らになるので、超音波探触子 3 が体腔に挿入されるとき患者への痛みを軽減することができる。また、リング状弾性部材 (固定部) 2 1 が凹部 1 9 5 に嵌ることにより、リング状弾性部材 (固定部) 2 1 のズレを防止することができる。

10

【 0 0 6 5 】

また、図 1 3 (b) に示すように、超音波探触子 3 は凹部 2 9 5 を備え、参照変形体 1 6 の側部 1 9 1 及び位置ズレ抑制支持部 (第 2 の参照変形体部) 2 0 が凹部 2 9 5 に嵌ることにより、参照変形体 1 6 の側部 1 9 1 (第 1 の参照変形体部) 及び第 2 の参照変形体部 2 0 を超音波探触子 3 に確実に装着できるとともに、プラスチックや金属でできたアタッチメント 2 9 6 が凹部 2 9 5 に嵌ることにより、参照変形体 1 6 の側部 1 9 1 (第 1 の参照変形体部) 及び第 2 の参照変形体部 2 0 を凹部 2 9 5 に挟持し、参照変形体 1 6 を超音波探触子 3 に確実に固定できる。また、アタッチメント 2 9 6 が凹部 2 9 5 に嵌った状態で、凹部 2 9 5 の凹みが残ったままであり、この凹みにリング状弾性部材 (固定部) 2 1 が嵌ることにより、リング状弾性部材 (固定部) 2 1 を計測適正位置に装着できるとともに、リング状弾性部材 (固定部) 2 1 の装着部分が平らになるので、超音波探触子 3 が体腔に挿入されるとき患者への痛みを軽減することができる。また、リング状弾性部材 (固定部) 2 1 が凹部 2 9 5 に嵌ることにより、リング状弾性部材 (固定部) 2 1 のズレを防止することができる。

20

【 0 0 6 6 】

図 1 4 は、参照変形体 1 6 の固定構造の他の例を示した図である。図 1 4 (a) は、参照変形体 1 6 の固定構造例を示した正面図である。図 1 4 (b) は、参照変形体 1 6 の固定構造例を示した断面図である。図 1 4 に示すように、参照変形体 1 6 は、収縮構造 3 2 を備え、参照変形体 1 6 を超音波探触子 3 に被せる際に収縮構造 3 2 が超音波探触子 3 を圧迫することにより、参照変形体 1 6 を超音波探触子 3 に固定される。図 1 4 (a) で示すように、参照変形体 1 6 は、超音波送受信面 2 3 に接触しない開口部付近の側部に、ゴム部 (収縮部) 4 8 を備える。図 1 4 (b) に示すように、ゴム部 (収縮部) 4 8 は、収縮構造により超音波探触子 3 の側面を圧迫するが、超音波送受信面 2 3 を圧迫することはない。また、ゴム部 (収縮部) 4 8 は、弾力性に富んだ部材を含むことにより、超音波探触子 3 の幅よりも小さくすることができ、超音波探触子 3 が体腔に挿入されるとき患者への痛みを軽減することができる。

30

【 0 0 6 7 】

以上、本発明にかかる実施の形態について説明したが、本発明はこれらに限定されるものではなく、請求項に記載された範囲内において変更・変形することが可能である。

40

【 産業上の利用可能性 】

【 0 0 6 8 】

本発明は、参照変形体が超音波探触子の超音波送受信面からズレるのを抑制するとともに、患者への痛みを軽減することができ、体腔内に挿入する参照変形体、超音波探触子、及び超音波撮像装置などとして有用である。

【 符号の説明 】

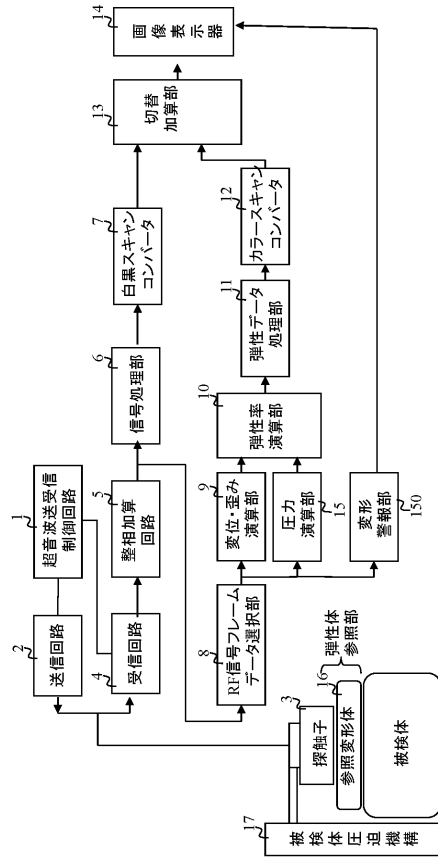
【 0 0 6 9 】

- 1 超音波送受信制御回路
- 2 送信回路
- 3 超音波探触子

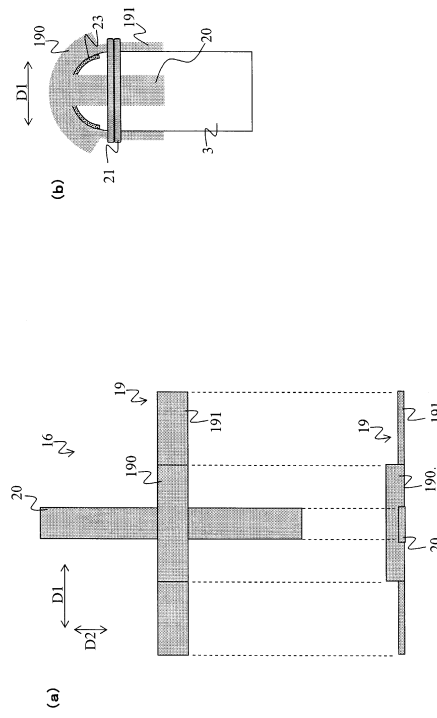
50

4	受信回路	
5	整相加算回路	
6	信号処理部	
7	白黒スキャンコンバータ	
8	RF信号フレームデータ選択部	
9	変位・歪み演算部	
10	弾性率演算部	
11	弾性データ処理部	
12	カラースキャンコンバータ	
13	切替加算部	10
14	画像表示器	
15	圧力演算部	
16	参照変形体	
19	, 291, 391, 491, 492 (第1の)参照変形部	
20	, 30, 40, 50 位置ズレ抑制支持部(第2の参照変形部)	
23	超音波送受信面	
28	ガイドマーク	
31	開口部	
38	計測適正位置マーク	
48	ゴム部(収縮構造)	20
150	変形警報部	
151	境界検出部	
152	変形検出部	
153	閾値保持部	
154	警報出力部	
190	厚板部	
191	薄板部	
296	アタッチメント	

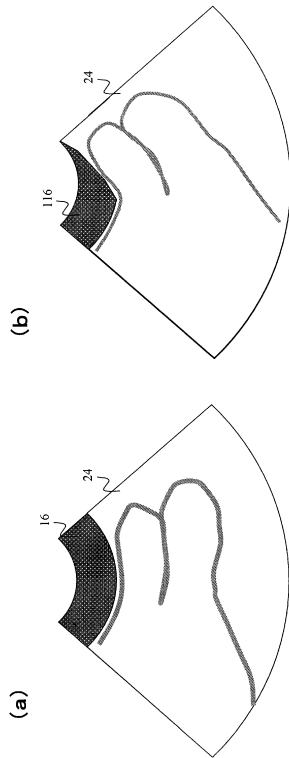
【図1】



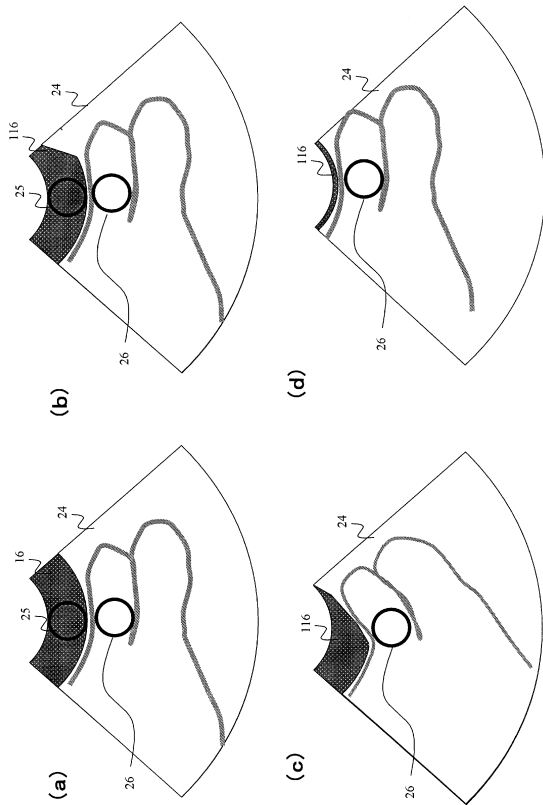
【図2】



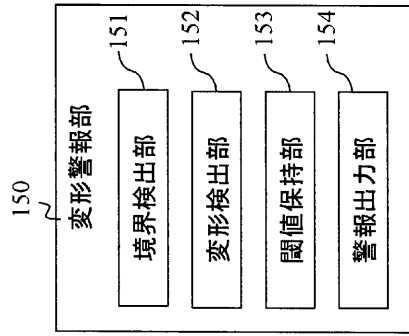
【図3】



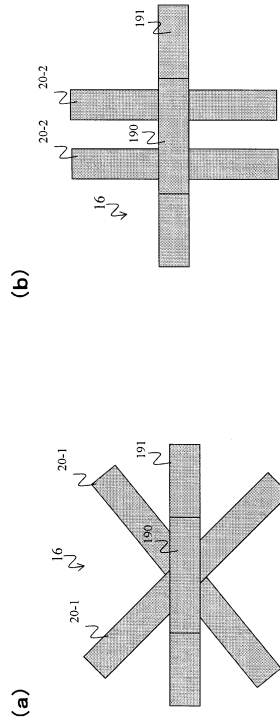
【図4】



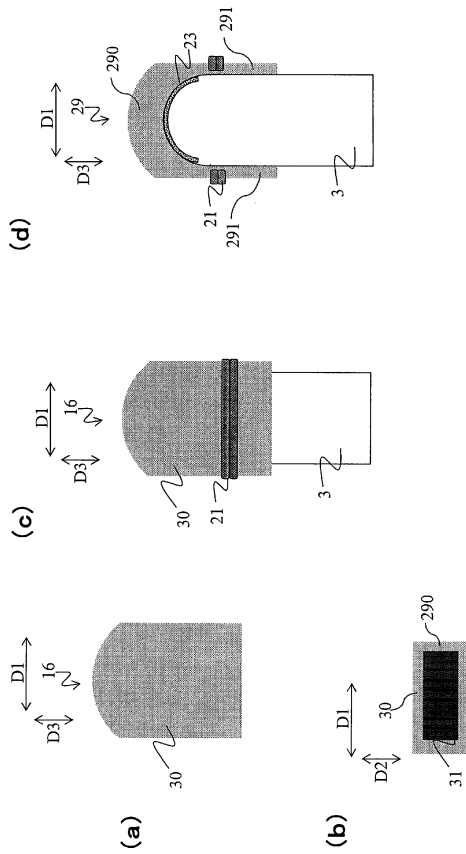
【 図 5 】



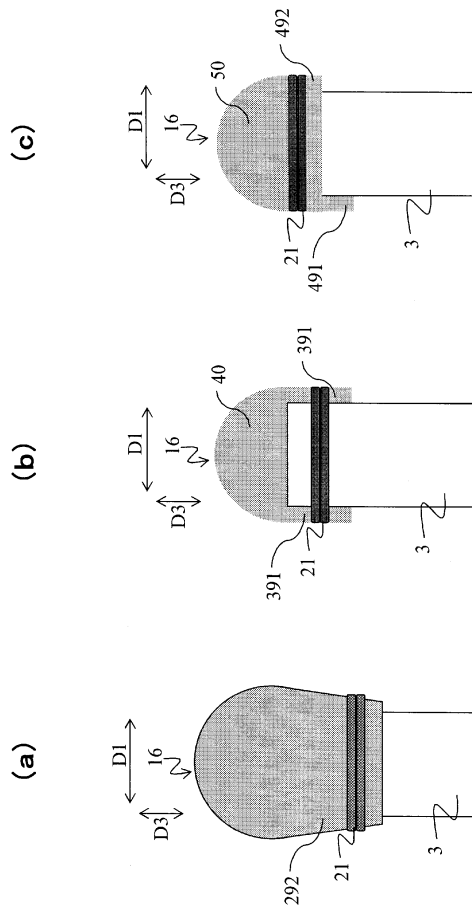
【 図 6 】



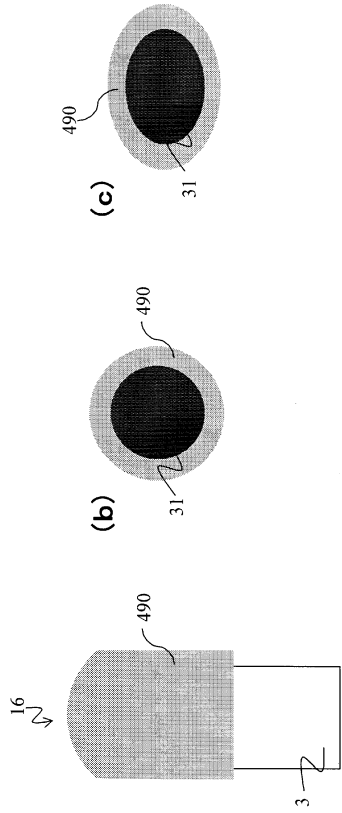
【 図 7 】



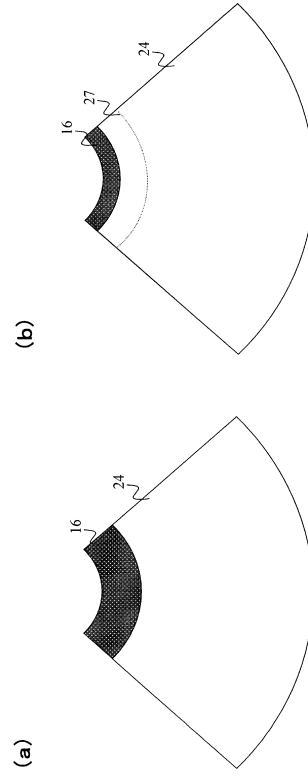
【 図 8 】



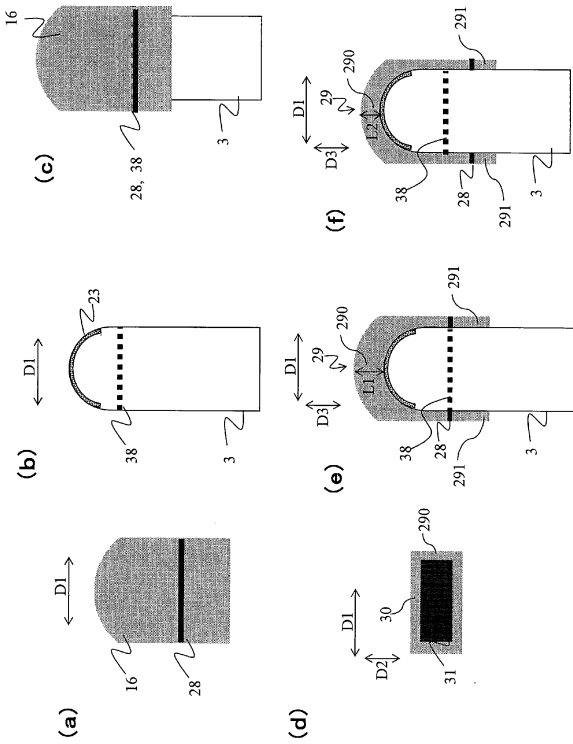
【 図 9 】



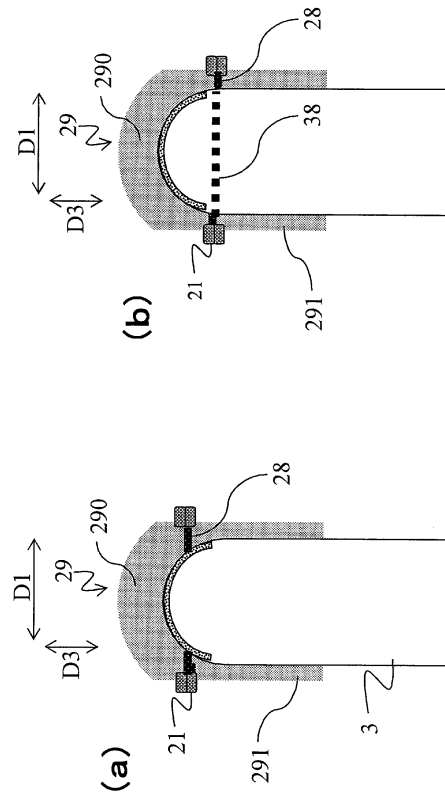
【 図 10 】



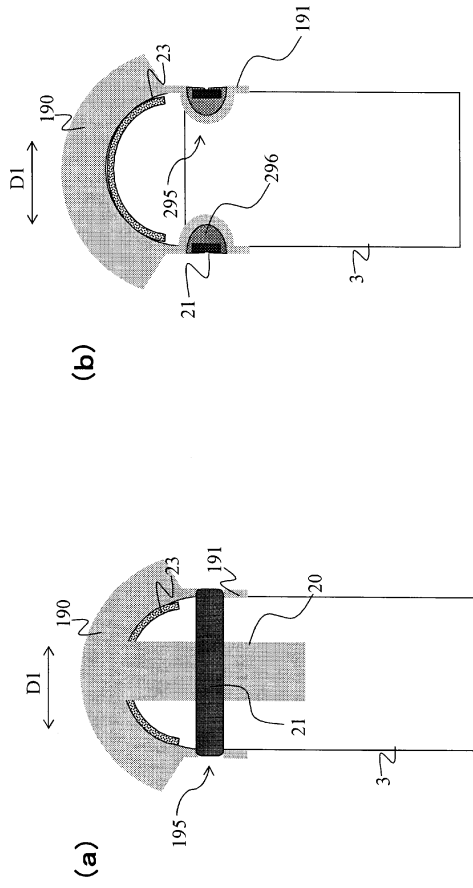
【 図 11 】



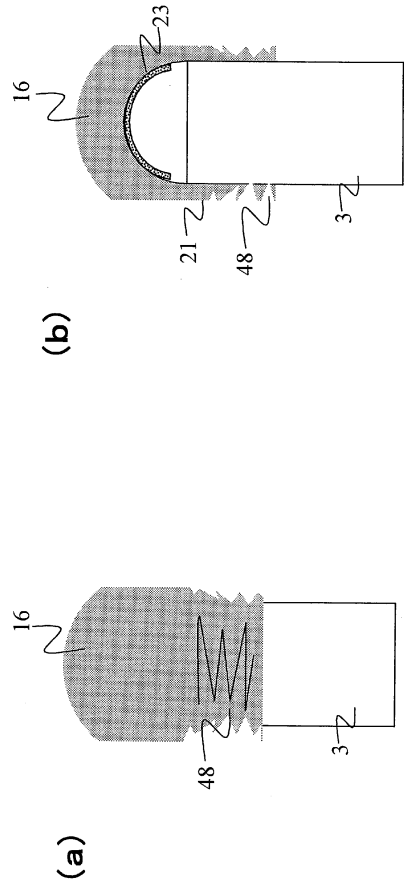
【 図 12 】



【 図 1 3 】



【 図 1 4 】



フロントページの続き

(56)参考文献 国際公開第2011/129237 (WO, A1)
特開2012-135679 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	参考变型，超声波探头和超声波成像设备		
公开(公告)号	JP6169396B2	公开(公告)日	2017-07-26
申请号	JP2013083224	申请日	2013-04-11
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	堀江洋子 村山直之		
发明人	堀江 洋子 村山 直之		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/EE20 4C601/FE01 4C601/GC03		
代理人(译)	田村 尚隆		
其他公开文献	JP2014204801A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为了提供一种参考可变形体，该参考可变形体抑制参考可变形体从超声波探头的超声波发送/接收面的位移并减轻对患者的疼痛，超声波探头和超声波成像提供一种装置。 一本发明的参考变形体，超声波探头和超声波成像装置被安装在超声波探头上以被插入体腔中，超声波沿着超声波探头的长轴方向被传送基准变形部，其覆盖发送接收面；以及位移部，其与超声波探头的长轴方向的侧面抵接，由此，基准变形部的短轴方向的偏移为以及位置偏移抑制支持部分，用于抑制位置偏差。 发明背景

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特許公報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6169396号 (P6169396)
(45) 発行日 平成29年7月26日 (2017. 7. 26)		(24) 登録日 平成29年7月7日 (2017. 7. 7)
(51) Int. Cl. A61B 8/08 (2006.01)	F I A61B 8/08	
請求項の数 15 (全 19 頁)		
(21) 出願番号 特願2013-83224 (P2013-83224)	(73) 特許権者 000005108 株式会社日立製作所 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号	
(22) 出願日 平成25年4月11日 (2013. 4. 11)		
(65) 公開番号 特開2014-204801 (P2014-204801A)	(74) 代理人 100145735 弁理士 田村 尚隆	
(43) 公開日 平成26年10月30日 (2014. 10. 30)	(72) 発明者 堀江 洋子 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立アロカメディカル株式会社内	
審査請求日 平成28年3月29日 (2016. 3. 29)	(72) 発明者 村山 直之 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立アロカメディカル株式会社内	
	審査官 森口 正治	最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 参照変形体、超音波探触子、及び超音波撮像装置