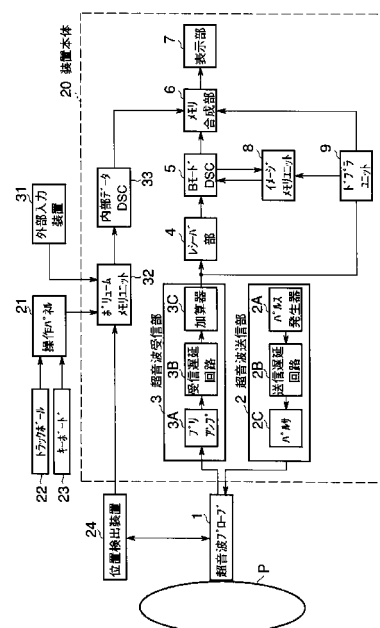




【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体内部の断面を超音波ビームで走査することによりエコー信号を収集する手段と、
前記エコー信号に基づいて 2 次元画像を生成する手段と、
3 次元のボリュームデータを保持する手段と、
前記超音波ビームで走査する断面の位置を検出する手段と、
前記検出された断面の位置情報に基づいて、前記超音波ビームで走査する断面と同じ断面の 2 次元画像を前記ボリュームデータから生成する手段と、
前記エコー信号から生成した 2 次元画像と、前記ボリュームデータから生成した 2 次元画像とを同時表示する手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

被検体内部の断面を超音波ビームで走査することによりエコー信号を収集する手段と、
前記エコー信号に基づいて 2 次元画像を生成する手段と、
3 次元のボリュームデータを保持する手段と、
前記超音波ビームで走査する断面の位置を検出する手段と、
前記検出された断面の位置情報に基づいて、前記超音波ビームで走査する断面と同じ断面内の部分画像を前記ボリュームデータから生成する手段と、
前記エコー信号から生成した 2 次元画像に、前記ボリュームデータから生成した部分画像を合成表示する手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、主に超音波造影剤を被検体に投与して、血管部の血流動態、パフュージョンの検出による臓器実質レベルの血行動態の観測、およびそれらの定量評価を行う目的で施される種々の画像処理機能を有する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波の医学的な応用としては種々の装置があるが、その主流は超音波パルス反射法を用いて生体の軟部組織の断層像を得る超音波診断装置である。この超音波診断装置は無侵襲検査法で、組織の断層像を表示するものであり、X線診断装置、X線コンピュータ断層撮影装置（X線CT）、磁気共鳴映像装置（MRI）および核医学診断装置（ガンマカメラ、SPECT等）等の他の診断装置に比べて、リアルタイム表示が可能、装置が小型で安価、X線などの被曝がなく安全性が高い、および超音波ドプラ法により血流イメージングが可能であるなどの特徴を有している。

30

【0003】

このため心臓、腹部、乳腺、泌尿器、および産婦人科などで広く超音波診断が行われている。特に、超音波プローブを体表から当てるだけの簡単な操作で心臓の拍動や胎児の動きの様子がリアルタイム表示で得られ、かつ安全性が高いため繰り返し検査が行えるほか、ベッドサイドへ移動していったの検査も容易に行えるなど簡便である。

【0004】

また、超音波ドプラ法による振動子へ向かうあるいは遠ざかる血流の速度分布や、パワードプラ法による血流エコー信号のパワ値の分布を表示することが可能となっている。特にパワードプラ法は、より高感度に血管系のパフュージョンの検出が可能で、腎臓のより末梢レベルの血流異常や肝癌などの診断に用いられつつある。

40

【0005】

このような超音波診断の分野でも、X線CTやMRIと同様に、3次元画像に対するニーズが高まっている。3次元画像は、2次元の断層像から得られる平面的な情報に加えて、その奥行き方向の情報も加味されるので、組織の形状、血管の走行の様子等をより明確に知ることができるものと期待されている。

【0006】

50

3次元情報の取得には、プローブに取り付けられた位置センサによって位置情報とその時の画像情報とを同時に取り込み、その後、位置情報に基づいて3次元画像を再構築するものである。現在まで多くの手法が提案されてきたが、近年のCPUの高速化に伴って非常に短時間で、3次元画像の再構築と表示が行えるようになってきた。

【0007】

しかしながら、如何にCPUが高速になったとはいえ、2次元表示と同様に、3次元スキャンにより取り込んだ3次元のエコーデータから3次元画像をリアルタイム又はそれに近い時間で再構築し、表示することができるようになるには、まだまた至っていないのが現状である。従って、実際には、3次元データを取り込みそしてスキャンを停止した後に、3次元画像を再構築し、それから表示して見るといった形式を取らざるを得ない。このため通常の診断では、やはり旧来からの2次元の断層像をリアルタイムで観察することがほとんどである。

10

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

本発明の目的は、リアルタイム性を重視して2次元画像を表示しながらも、走査断面の3次元的な位置情報を様々な形で有効に活用することにある。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明の第1局面は、被検体内部の断面を超音波ビームで走査することによりエコー信号を収集する手段と、前記エコー信号に基づいて2次元画像を生成する手段と、3次元のボリュームデータを保持する手段と、前記超音波ビームで走査する断面の位置を検出する手段と、前記検出された断面の位置情報に基づいて、前記超音波ビームで走査する断面と同じ断面の2次元画像を前記ボリュームデータから生成する手段と、前記エコー信号から生成した2次元画像と、前記ボリュームデータから生成した2次元画像とを同時表示する手段とを具備したことを特徴とする。

20

本発明の第2局面は、被検体内部の断面を超音波ビームで走査することによりエコー信号を収集する手段と、前記エコー信号に基づいて2次元画像を生成する手段と、3次元のボリュームデータを保持する手段と、前記超音波ビームで走査する断面の位置を検出する手段と、前記検出された断面の位置情報に基づいて、前記超音波ビームで走査する断面と同じ断面内の部分画像を前記ボリュームデータから生成する手段と、前記エコー信号から生成した2次元画像に、前記ボリュームデータから生成した部分画像を合成表示する手段とを具備したことを特徴とする。

30

【発明の効果】

【0010】

本発明によれば、リアルタイム性を重視して2次元画像を表示しながらも、走査断面の3次元的な位置情報を様々な形で有効に活用することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

以下に、本発明の実施形態を図面に基づき説明する。本発明はあらゆる関心部位について適用可能であるが、以下では肝臓、脾臓などの腫瘍もしくは血管を観察して異常部位を同定するケースを想定して説明する。

40

【0012】

（第1実施形態）

図1に第1実施形態に係る超音波診断装置の構成を示している。本装置は、被検体との間で超音波信号の送受信を担う超音波プローブ1と、この超音波プローブ1を駆動し、且つ超音波プローブ1を介して収集したエコー信号を処理する装置本体20と、この装置本体20に接続され、且つオペレータからの各種指示情報を装置本体20に入力するための操作パネル21とから構成される。操作パネル21には、トラックボール22やキーボード23といった様々な入力機器が接続あるいは設置されている。この操作パネル21を介

50

して、走査条件の設定、関心領域（region of interest）の設定、その他、本発明に関わる様々な設定条件が入力されるようになっている。

【0013】

超音波プローブ1の先端部分には、複数の微小な圧電セラミックス等の振動子が配列されている。この超音波プローブ1の形態としては、セクタ対応、リニア対応、コンベックス対応等いずれであってもよい。ここでは、セクタ対応型の超音波プローブ1として説明する。

【0014】

装置本体20には、超音波送信部2、超音波受信部3、レシーバ部4、Bモードデジタルスキャンコンバータ5、メモリ合成部6、表示部7、イメージメモリユニット8、ドプラユニット9といった一般的な構成要素の他に、本発明に関わる位置検出器24、座標メモリユニット25、マーカ用デジタルスキャンコンバータ26が具備されている。

【0015】

超音波送信部2は、パルス発生器2A、送信遅延回路2Bおよびパルサ2Cからなり、各チャンネルの遅延時間をコントロールして、超音波をビーム状に成形し、これをパルス波として被検体に送信すると共に、超音波ビームの向きを変えて被検体内の断面を走査するために設けられている。この超音波送信部2の駆動により超音波プローブ1から送信された超音波ビームは、被検体内の音響インピーダンスの不連続面で反射し、超音波プローブ1に返ってくる。

【0016】

超音波プローブ1の各振動子で変換された微小な電気信号（エコー信号）は、チャンネル毎に超音波受信部3に取り込まれ、ここで、まずプリアンプ3Aで増幅され、次に受信遅延回路3Bにより送信時と同じ遅延時間を与えられ、最後に加算器3Cで加算される。この加算により特定方向からの反射成分が強調された受信信号が生成される。

【0017】

この受信信号は、レシーバ部4に取り込まれ、ここで、対数増幅され、包絡線検波され、そしてアナログデジタルコンバータでデジタル信号として出力される。レシーバ部4からの出力は、Bモード用デジタルスキャンコンバータ（DSC）5により、超音波スキャンのラスト信号列から、ビデオフォーマットのラスト信号列に変換される。これにより断層像データ、いわゆるBモード画像データが生成される。この断層像データは、メモリ合成部6を介して表示部7に送られ、濃淡表示される。

【0018】

また、超音波受信部3で生成された受信信号は、ドプラユニット9にも取り込まれ、ここで、まず直交位相検波され、次にデジタル信号に変換される。そしてMTIフィルタでドプラ検査対象外の例えば心臓壁等の遅い移動体での反射により周波数偏移を受けた低周波成分（クラッタ成分）が除去され、ドプラ検査対象の血球等の速い移動体での反射により周波数偏移を受けた高周波成分（血流成分）だけが通過される。さらに、この血流成分は自己相関器により周波数解析され、これにより各周波数の強さが求められる。この各周波数の強さに基づいて、平均速度と、その分散と、パワーとが演算される。これにより2次元的な血流の様子を表す血流画像データが生成される。この血流画像データは、メモリ合成部6において、断層像データと合成されて表示部7にカラーで表示される。

【0019】

イメージメモリ8は、Bモードデジタルスキャンコンバータ5における変換前の超音波スキャンのラスト信号列データと変換後のビデオフォーマットのラスト信号列データのいずれか一方または両方を記憶保持するために設けられており、これらのデータは例えば診断の後に操作者が任意に呼び出して表示再生することができるようになっている。

【0020】

次に、本実施形態の主要部分である位置検出器24、座標メモリユニット25、マーカ用デジタルスキャンコンバータ26について、3次元スキャンの仕組みと共に説明する。

10

20

30

40

50

【0021】

(3次元スキャン)

図2はこの3次元スキャンの一例を示す図である。3次元スキャンは、走査面を被検体Pの3次元領域で移動して、その3次元領域内の各点から受信信号を収集するスキャンである。ここでは3次元スキャンは、プローブ1の先端を被検体の体表面に当て、この位置（以下、基準位置P0と称する）を固定したままで、プローブ1をX軸（被検体Pの体軸に水平方向に直交する直交軸）を中心とした回転 α と、プローブ1のY軸（被検体Pの体軸に垂直方向に直交する直交軸）を中心とした回転 β と、プローブ1のZ軸（被検体Pの体軸に平行な軸）を中心とした回転 γ とを適当に組み合わせて動かすことによって行われる。

10

【0022】

(断面位置検出)

位置検出回路24は、3次元スキャンの中でプローブ1の基準位置P0 (x_0, y_0, z_0)、角度 θ_α (X軸を中心とした回転角度)、角度 θ_β (Y軸を中心とした回転角度)、角度 θ_γ (Z軸を中心とした回転角度)を常時又は定期的に検出する。これらの検出信号（以下、位置情報とよぶ）は、超音波ビームで走査する断面の位置を表している。

【0023】

(関心点の3次元位置情報の取得及び記憶)

図3(a)に示すように、操作者は、装置パネル21等を利用して画面上でポインタを動かして、表示部7に表示されている断層像上の腫瘍等の関心点を指定すると、座標メモリユニット25からマーカデータが出力される。このマーカデータは、マーカ用デジタルスキャンコンバータ26を介してメモリ合成部6で断層像データに合成される。これにより、断層像の関心点にマーカP1が重畳される。なお、このマーカの形状は、×印に限らず、円、多角形、矢印など任意のものでよいし、またマーカは、1つに限らず、複数(P2, P3, ...)指定することができる。

20

【0024】

座標メモリユニット25では、画面内のマーカの位置を求め、この位置と、位置検出回路24で検出された断面位置とから、図3(b)に示す関心点の3次元座標（位置情報）を計算し、これを記憶する。

【0025】

(マーカ再表示)

ある断面の断層像上に関心点が指定され、その関心点の位置情報が記憶された後、腫瘍等を別な方向から観察する等の目的で、走査断面が変更されることがある。この変更された走査断面の位置情報が位置検出回路24で検出され、座標メモリユニット25に供給される。座標メモリユニット25では、記憶した関心点の位置情報と、変更された走査断面の位置情報とに基づいて、変更された走査断面内に関心点が含まれるか否かを判定し、変更された走査断面内に関心点が含まれないとき、マーカデータを出力しない。これにより、変更した走査断面の断層像には、マーカは表示されない。一方、変更された走査断面内に関心点が含まれるとき、座標メモリユニット25は、マーカデータを出力する。これにより、変更した走査断面の断層像には、マーカが重畳され表示される。

40

【0026】

従って、走査断面の異なる断層像間の3次元的な位置関係をマーカを媒介してある程度把握することができる。これにより、

腫瘍を別な断面より再度観察する場合、容易に見つけることができる、

血管の狭窄部位を別な断面より再度観察する場合、血管走行の位置関係を観察しやすくなる、

臓器中の病変の数を数える場合、重複を避けて正確に数えることができる、操作者にとっては3次元画像は現れず、従来の2Dの断層像で診断を行うわけであるから、従来通りの診断の中で比較的簡単に使用できる

といった効果を奏することができる。

50

【0027】

(マーカの別な例)

マーカとしては、図4(a)のように、血管断面あるいは腫瘍輪郭といった、関心領域のトレースライン(TL)であってもよい。このようなマークを断層像に重畳表示させる例としては、トレースラインTLは、N個の点(P11、P12、...P1N)とみなし、上記P1の場合と同様に、変更した走査断面がトレースラインTLと交差するか否かを判別し(図4(b))、交差する場合には、交差点を表すマーカCP1、CP2を断層像に重畳表示させる(図4(c))。

【0028】

また、トレースラインTLを、変更した走査断面に投影し、この投影したトレースラインPTLを断層像に重畳表示させる。

10

【0029】

(関心点の領域拡大)

上述したように変更された走査断面内に関心点が含まれるか否かを厳密に判断する場合、変更した走査断面から関心点が微小に外れた場合であっても、マーカは表示されないことになってしまい、非常に扱いづらい。よって、関心点を、

$$(P1) = (x1, y1, z1)$$

という点で扱うのではなくて、

$$Area(P1) = (x1 \pm \sigma, y1 \pm \sigma, z1 \pm \sigma)$$

という領域に拡大して、この拡大した領域が、変更された走査断面と交差しているか否かを緩やかに判断することができる。なお、拡大パラメータ σ は、操作者によって任意に指定が可能である。

20

【0030】

(近傍表示)

上述の関心点の拡大を発展させた例として、走査断面が関心点に接近していることを表すことができる。例えば、操作者によって指定された関心点P1に対して、その位置を中心とした2種類の領域を、

$$Area1(P1) = (x1 \pm \sigma1, y1 \pm \sigma1, z1 \pm \sigma1)$$

と、

$$Area2(P1) = (x1 \pm \sigma2, y1 \pm \sigma2, z1 \pm \sigma2)$$

と設定する。なお、 $\sigma < \sigma1 < \sigma2$ である。

30

【0031】

そして、領域Area2(P1)が、変更された走査断面と交差しているときと、領域Area1(P1)が、変更された走査断面と交差しているときと、関心点P1が、変更された走査断面に含まれるときとで、マーカの表示態様を形状や色などで変えることにより、走査断面がマークに接近していること、また、徐々に接近又は遠ざかっている様子を認識することができる。具体的には、走査断面が領域Area2(P1)と交差する場合、比較的小さなマーカを表示し、そして走査断面が領域Area1(P1)と交差する場合、比較的大きなマーカを表示する。これによって、以前に付記した関心点を別な走査断面から探すことが比較的容易となる。なお、本手法はカラードブラ法についても同様に実現可能である。

40

【0032】

(位置検出回路24の変形例)

位置検出回路24は、プローブ1との相対位置を検出するもので、被検体Pの絶対位置が動いてしまうと、位置整合誤差が生じて、リアルタイム画像とマーカとがずれる可能性がある。そこで、図5に示すように、被検体Pの少なくとも3カ所に位置センサ60を取り付けることで、位置検出回路24は被検体Pとプローブ1の両者の位置を同時に検出し、常に被検体-プローブの位置関係を補正することが可能である。

【0033】

(第2実施形態)

50

図 6 に、第 2 実施形態に係る超音波診断装置の構成を示している。図 6 において、図 1 と同じ部分には同じ符号を付して説明を省略する。第 2 実施形態では、外部入力装置 3 1、ボリュームメモリユニット 3 2、内部データデジタルスキャンコンバータ 3 3 が設けられている。ボリュームメモリユニット 3 2 には、外部入力装置 3 1 を介して入力される心臓や腹部等の超音波によるボリュームデータが記憶されている。このボリュームデータは、超音波診断装置で得られたものでかぎらず、X 線コンピュータ断層撮影装置（C T スキャン）や時期共鳴映像装置（M R I）等の他のモダリティで得られたデータであってもよい。

【0034】

ボリュームメモリユニット 3 2 は、位置検出装置 2 4 で検出された走査断面の位置情報に従って、その断面内のデータをボリュームデータから選択的に読み出し、内部データデジタルスキャンコンバータ 3 3 ではこの読み出されたデータから、位置検出装置 2 4 で検出された走査断面、つまりリアルタイムで走査している断面と同じ断面の断層像データを再構成する。

【0035】

このとき、位置情報は位置検出装置 2 4 でリアルタイムに検出されるため、プローブ 1 の動きによる走査断面の移動に合わせて、ボリュームデータを基に再構成される断層像も変化する。

【0036】

内部データデジタルスキャンコンバータ 3 3 で再構成された断層像データは、メモリ合成部 6 で、リアルタイムの断層像データと 1 画面に並列に合成され、表示部 7 に表示される。

【0037】

（位置整合）

上述したように記憶しているボリュームデータから、リアルタイムで走査している断面と同じ断面の断層像データを再構成することから、位置整合を図ることが必要とされる。この手順を図 7 に示している。まず、図 8（a）に示すように、リアルタイムの断層像 1 0 1 と、ボリュームデータから適当な断面で再構成した断層像 1 0 2 とを同時表示する。次に、操作者は、プローブ 1 を固定したままで、図 8（b）に示すように、再構成した断層像がリアルタイムの断層像と略同じ断面に関する画像になるように、両画像を見比べて、ボリュームデータから再構成する断面の位置を、キーボード 2 3 あるいはトラックボール 2 2 等を使って、X Y Z 各軸に関して回転し、また平行移動する。これにより位置整合（位置調整）が完了して、プローブ 1 の動きによる走査断面の移動に合わせて、ボリュームデータを基に再構成される断層像も変化する。

【0038】

（第 2 実施形態の用途）

装置本体 2 0 のボリュームメモリユニット 3 2 に記憶させるボリュームデータを変えることにより、様々な用途に適用することができる。ボリュームデータとして例えば同じ患者の過去のデータを保持しておけば、同じ断面の治療前の断層像と治療後の断層像とを比較検討して、病変の推移を把握し易くなる。またボリュームデータとして例えば健常者のデータを保持しておけば、同じ断面の当該患者の断層像と健常者の断層像とを比較検討して、病変発見が容易になる。

【0039】

（第 2 実施形態の変形例）

本実施形態は、図 9 に示すように変形可能である。すなわち、上記ボリュームメモリユニット 3 2 に、現在検査中の患者の直前に走査生成されたデータを記憶させておくものである。断層像データは、B モードデジタルスキャンコンバータ 5 よりボリュームメモリユニット 3 2 に送られ、位置検出装置 2 4 からの位置情報と共に記憶される。

【0040】

このようにボリュームデータとして例えば同じ患者の直前に収集したデータを保持して

10

20

30

40

50

おけば、同じ断面の走査を容易に再現することができる。つまり、診断中に小さな病変を見つけて画像に記憶した際、もう一度確認しようと走査を試みても、正確な走査断面が不確かになってしまう場合がある。このような場合も直前に記憶した画像と連動させて操作を行うことで、再び所望の病変を見つけることができるようになる。

【0041】

(第2実施形態の他の変形例)

この変形例でボリュームメモリユニット32に記録されているのは、原発性肝癌、転移性肝癌、胆石、血管腫といった占拠性疾患部のデータ、あるいは胎児などのデータである。これらのデータは、実際の症例から発病臓器のボリュームデータを記録し、その部位を部分的に抽出したものであってもよいし、高精度な3次元コンピュータグラフィックなどを用いて作成されたものでもよい。

10

【0042】

このボリュームデータから、位置検出装置24で検出されたリアルタイムの走査断面の位置情報を基に、当該走査断面と同じ断面に関する発病臓器だけの部分的な断層像データが再構成される。この再構成した部分的な断層像データは、リアルタイムで得られる断層像の中の該当する一部分にメモリ合成部6において嵌め込まれる。この嵌め込み処理は、リアルタイムで得られる断層像データを、再構成された部分的な断層像データに置き換えることにより行われる。なお、単に置き換えるだけではなく、境界の数ピクセルは重畳あるいはスムージング処理を施すなどして、あたかもリアルタイムで検査中の被検体の臓器中に挿入されているように合成することが重要である。

20

【0043】

また、再構成する部分的な断層像データの画質条件は、診断装置のパネル操作と連動させて、リアルタイムの断層像との違和感をなくすることも重要である。通常、診断画像のゲイン、ダイナミックレンジなどは操作者が操作パネルを使って変更し、Bモードデジタルスキャンコンバータ5で設定される。この情報は、同時に内部データデジタルスキャンコンバータ33にも伝わり、両者の画質が連動して変化することを可能とする。

【0044】

ボリュームデータとリアルタイム断層像との位置整合は、上述した通りである。しかし、この変形例の主な目的は、健常被検体を観察しながらあたかも病変が存在するごとくスクリーニングを行うトレーニングに用いることである。したがって、操作者の位置補正は、肝臓の大まかな座標を設定するのみで、その後、再構成画像の為のボリュームデータの位置情報は、肝臓から外れない範囲でランダムに設定されることも可能とする。また、ボリュームメモリユニット32はそこに記憶されている大きさや病名の異なる複数の種類のデータから、ランダムに選択される機能も持っている。

30

【0045】

これによって病変を探し、診断を行うトレーニングを、健常者を被検体にして行うことが可能となる。つまり、ボリュームデータとして例えば発病した別な患者のデータを保持しておけば、健常者を対象として、超音波検査の教育シミュレーションとして活用できるといった効果を奏することができる。

【0046】

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

40

【図面の簡単な説明】

【0047】

【図1】本発明の第1実施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のプロープ1を動かして行う一般的な3次元スキャンを示す模式図。

【図3】(a)は図1のトラックボール22等を介してリアルタイム画像上の任意位置に

50

指定されたポイントマーカ P 1 を示す図、(b) は図 1 の位置検出装置 2 4 で検出されたポイントマーカ P 1 の位置を示す図。

【図 4】(a) は図 1 のトラックボール 2 2 等を介してリアルタイム画像上に自由に描かれたトレースラインマーカ T 1 を示す図、(b) は(a)のトレースライン T 1 とそれを描いたときとは異なる走査断面とのクロスポイント C P 1, C P 2 を示す図、(c) は(b)の走査断面に対応する画像上に表示されたクロスポイントマーカ C P 1, C P 2 と当該走査断面に投影されたトレースラインマーカ P T 1 とを示す図。

【図 5】図 1 の位置検出回路 2 4 の他の構成例を示す図。

【図 6】本発明の第 2 実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図。

【図 7】図 6 のボリュームメモリユニットのボリュームデータの座標系と位置検出装置 2 4 の座標系とを整合させる手順を示すフローチャート。

【図 8】第 2 実施形態に関わる位置整合処理の補足図であり、(a) は整合前のリアルタイム画像とボリュームデータから切り出された画像との並列表示例を示す図、(b) は整合前のリアルタイム画像とボリュームデータから切り出された画像との並列表示例を示す図。

【図 9】本発明の第 2 実施形態の変形例に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図。

【図 10】第 2 実施形態の他の変形例に関わる部分的合成処理の補足図であり、(a) は合成前のリアルタイム画像の表示例を示す図、(b) はボリュームデータから切り出された関心部位の部分画像の一例を示す図、(c) はリアルタイム画像にボリュームデータから切り出された関心部位の部分画像を嵌め込み合成表示例を示す図。

【符号の説明】

【0048】

1…超音波プローブ、2…超音波送信部、2A…パルス発生器、2B…送信遅延回路、2C…パルサ、3…超音波受信部、3A…プリアンプ、3B…受信遅延回路、3C…加算器、4…レシーバ部、5…Bモードデジタルスキャンコンバータ、6…メモリ合成部、7…表示部、8…イメージメモリユニット、9…ドブラユニット、20…装置本体、21…操作パネル、22…トラックボール、23…キーボード、24…位置検出装置、25…座標メモリユニット、26…マーカ用デジタルスキャンコンバータ。

10

20

【圖 7】

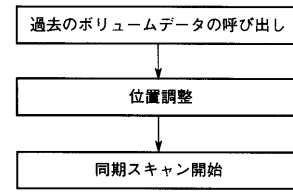
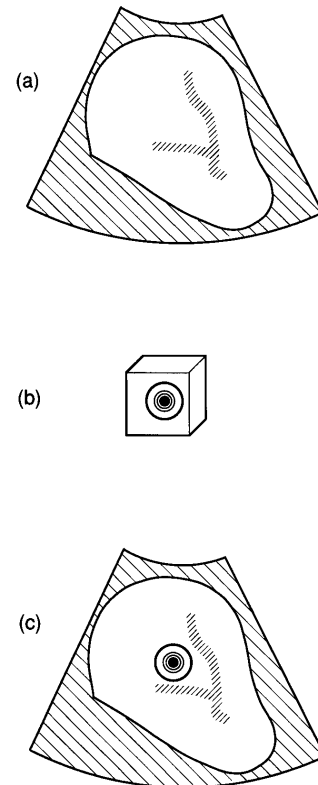


Figure 1 consists of two parts, (a) and (b), each showing a schematic diagram of a specimen under a triangular load. In part (a), the specimen is shown with a single crack labeled 101. In part (b), the specimen is shown with a crack labeled 102, which has grown from the initial crack. The diagrams illustrate the crack path and the load application.

【 図 1 0 】



フロントページの続き

- (74)代理人 100095441
弁理士 白根 俊郎
- (74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100103034
弁理士 野河 信久
- (74)代理人 100119976
弁理士 幸長 保次郎
- (74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100101812
弁理士 勝村 紘
- (74)代理人 100092196
弁理士 橋本 良郎
- (74)代理人 100100952
弁理士 風間 鉄也
- (74)代理人 100070437
弁理士 河井 将次
- (74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
- (74)代理人 100134290
弁理士 竹内 将訓
- (74)代理人 100127144
弁理士 市原 卓三
- (74)代理人 100141933
弁理士 山下 元
- (72)発明者 神山 直久

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番の 1 株式会社東芝那須工場内

F ターム(参考) 4C601 BB02 BB03 BB06 BB09 BB15 BB16 BB23 DD03 DE04 DE05
DE06 EE05 EE07 EE11 GA18 GA21 GB03 JB24 JB30 JB43
JB55 JC05 JC10 JC20 JC21 JC33 JC37 KK12 KK19 KK24
KK25 KK31 KK43 KK44 LL02 LL33

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2008100094A	公开(公告)日	2008-05-01
申请号	JP2007310499	申请日	2007-11-30
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	东芝公司		
[标]发明人	神山直久		
发明人	神山 直久		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/08		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/BB09 4C601/BB15 4C601/BB16 4C601/BB23 4C601/DD03 4C601/DE04 4C601/DE05 4C601/DE06 4C601/EE05 4C601/EE07 4C601/EE11 4C601/GA18 4C601/GA21 4C601/GB03 4C601/JB24 4C601/JB30 4C601/JB43 4C601/JB55 4C601/JC05 4C601/JC10 4C601/JC20 4C601/JC21 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK19 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/KK43 4C601/KK44 4C601/LL02 4C601/LL33		
代理人(译)	河野 哲 中村诚 河野直树 冈田隆 山下 元		
其他公开文献	JP4468432B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：有效地利用各种形式的扫描部分的三维位置信息，同时显示具有实时性的二维图像。 超声波诊断装置包括：发送/接收单元（2、3），其通过利用超声波束扫描被检体内的截面来收集回波信号；以及接收器单元（4），其基于回波信号来生成二维图像。保持三维体数据的图像存储单元8，检测用超声波束扫描的横截面的位置的位置检测装置24，以及基于检测到的横截面的位置信息扫描的超声波束。DSC 33从体积数据生成具有与横截面相同的横截面的二维图像，以及显示单元7，其同时显示从回波信号生成的二维图像和从体积数据生成的二维图像。

[选择图]图6

