

(51) Int.Cl <sup>7</sup>	識別記号	F I	テラコード* ( 参考 )
A 6 1 B 8/00		A 6 1 B 8/00	4 C 3 0 1
G 0 6 T 1/00	290	G 0 6 T 1/00	4 C 6 0 1
			5 B 0 5 7

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 12数)

(21)出願番号	特願2002 - 62892(P2002 - 62892)	(71)出願人	000003078 株式会社東芝
(22)出願日	平成14年3月8日(2002.3.8)	(72)発明者	東京都港区芝浦一丁目1番1号 佐藤 友広 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
		(74)代理人	100083161 弁理士 外川 英明

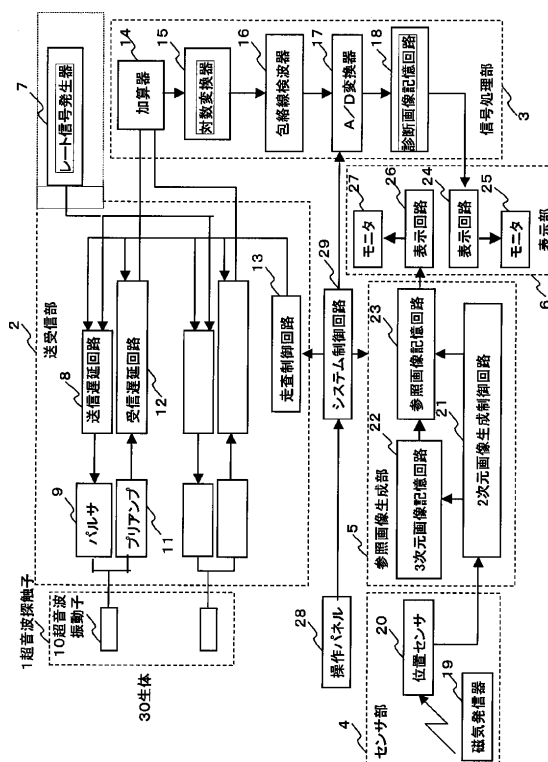
[最終頁に続く](#)

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】超音波診断装置の画像と同一部位における参照画像の同一表示による診断効率の向上。

【解決手段】超音波診断装置は超音波振動子１０から構成される超音波探触子１と、この振動子１０を駆動して超音波の送受信を行う送受信部２と、この送受信部２によって得られた信号を処理し表示する信号処理部３および表示部６と、３次元の参照用画像データを格納した３次元画像記憶回路２２と、前記超音波探触子１に装着されたセンサ部４と、前記センサ部４からの信号に基づいて前記３次元画像記憶回路２２の画像データを選択表示する２次元画像生成制御回路２１を有している。



## 【特許請求の範囲】

【請求項 1】 複数の超音波振動子を備える超音波探触子と、  
超音波の送受波を行うように前記超音波振動子を駆動する送受信手段と、  
前記送受信手段の出力に基づいて超音波画像を生成する信号処理手段と、  
3次元参照画像データを格納する記憶手段と、  
前記複数の超音波探触子の位置又は向きの少なくとも1つを検出する位置検出手段と、  
前記位置検出手段の出力及び前記3次元画像データに基づいて表示画像を生成する表示画像生成手段を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】 複数の超音波振動子を備える超音波探触子と、  
超音波の送受波を行うように前記超音波振動子を駆動する送受信手段と、  
前記送受信手段の出力に基づいて超音波画像を生成する信号処理手段と、  
3次元参照画像データを格納する記憶手段と、  
前記複数の超音波探触子の位置又は向きの少なくとも1つを入力する入力手段と、  
前記入力手段の出力及び前記3次元画像データに基づいて表示画像を生成する表示画像生成手段を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】 前記記憶手段は、異なる症例に対応する複数の3次元参照画像データを記憶するものであって、前記複数の3次元参照データから、表示画像を生成するための3次元参照データを選択するための入力手段を備えることを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】 前記表示画像は、超音波探触子の出力に基づいて生成されたリアルタイムの診断画像と前記3次元参照画像データに基づいて生成された参照画像を同時表示するものであることを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【請求項 5】 前記参照画像には同時表示される前記診断画像の表示範囲を示すマーカが表示されることを特徴とする請求項 4 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】 前記参照画像は、超音波探触子の位置が上部中央に対応するように表示されることを特徴とする請求項 4 記載の超音波診断装置。

【請求項 7】 前記参照画像上には臓器名や症例名を示す文字が表示されることを特徴とする請求項 4 記載の超音波診断装置。

【請求項 8】 前記位置検出手段は、磁気センサにより位置又は向きの少なくとも1つを検出するものであることを特徴とする請求項 1 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に係わり、とくに参照用画像データを有した超音波診断装置に関わる。

## 【0002】

【従来の技術】超音波診断装置は超音波探触子を構成する超音波振動子から発生した超音波を生体内に放射し、生体内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超音波振動子によって受信してモニタ上に表示するものである。

【0003】図 9 に従来装置のブロック図を示す。超音波探触子 1 を構成する超音波振動子には送受信部 2 より駆動パルスが供給され生体 30 の内部に超音波を放射する。この超音波は生体組織の境界面あるいは腫瘍の境界面で反射し再び超音波振動子によって受信され、超音波から電気信号に変換される。この受信信号は送受信部 2 にて所定の大きさに増幅された後信号処理部 3 に送られ、振幅圧縮や検波などの信号処理がなされ表示部 6 にて表示される。超音波探触子 1 に内蔵された超音波振動子によって送受信される超音波ビームの方向は機械的あるいは電子的に制御され、2 次元的な走査を行うことによって表示部 6 では 2 次元の超音波画像が表示される。

【0004】現在実用化されているもののほとんどは配列型の超音波振動子を用い、これらを電子的に制御して超音波の送受信を行う、いわゆるリアルタイム装置である。超音波診断装置では、使用される超音波探触子は小型、軽量であるため、医師や検査技師はマニュアル操作によって被検者（患者）の体表面上を任意の方向に動かすことができる。このため体内のリアルタイム画像を任意の方向から容易に観測することができるという長所を有している。

【0005】従来の超音波診断装置によって得られる画像は 2 次元画像であったが、近年 3 次元画像による超音波診断法が新たに注目を浴びている。超音波の 3 次元画像は超音波探触子を体表上で移動することによって得られる連続的な複数枚の 2 次元画像に対し、診断の目的に合った信号処理を行うことによって生成されている。

【0006】当初の 3 次元画像表示における画像データ収集では通常の超音波探触子を手動でほぼ等速度で移動しながら複数枚の 2 次元画像を収集していた。このため各々の画像データは位置情報を有しておらず、したがってこれらの 2 次元画像から再構成して得られる 3 次元画像での形状の精度は保証されなかった。これに対して最近では特開 2000 - 5168 号公報にも記載されているように、磁気や超音波を用いた小型で精度に優れた位置センサが開発され、この位置センサを超音波探触子の表面に装着することにより正確な位置情報を有した超音波画像を得ることが可能となった。

## 【0007】

【発明が解決しようとする課題】超音波診断装置は小型で軽量の超音波探触子のマニュアル操作が可能であるた

め、体内のリアルタイム画像を容易に観測することができる反面、得られる 2 次元画像は超音波探触子表面を基準座標にした画像であり、又、表示範囲が狭いため臨床検査に直接立ち会わなかった医師あるいは臨床経験が少ない医師にとってはモニタ上に表示された臓器とその周囲臓器との位置関係の把握に時間を要した。このため診断効率が低下したりあるいは異常部位の見逃しの可能性を有していた。

【0008】

【課題を解決するための手段】上記問題を解決するために、本発明の超音波診断装置は、複数の超音波振動子を備える超音波探触子と、超音波の送受波を行うように前記超音波振動子を駆動する送受信手段と、前記送受信手段の出力に基づいて超音波画像を生成する信号処理手段と、3 次元参照画像データを格納する記憶手段と、前記複数の超音波探触子の位置又は向きの少なくとも 1 つを検出する位置検出手段と、前記位置検出手段の出力及び前記 3 次元画像データに基づいて表示画像を生成する表示画像生成手段を有することを特徴としている。

【0009】

【発明の実施の形態】(第 1 の実施の形態) 図 1 および図 2 を用いて本発明の第 1 の実施の形態について説明する。

【0010】この超音波診断装置は、生体 30 の表面に接触させて超音波の送受信を行う超音波探触子 1 と、超音波を発生するための駆動信号の発生とこの駆動信号の遅延時間制御と受信信号の遅延時間制御を行う送受信部 2 と、受信信号を加算しモニタ 25 に表示するための信号処理を行う信号処理部 3 と、探触子 1 の位置や角度の信号を発生するセンサ部 4 と、予め記憶された複数の 3 次元参照画像データから使用するデータを選択し 2 次元画像を再構成する参照画像生成部 5 と、装置全体の制御を行うシステム制御回路 29 と、表示部 6 および操作パネル 28 の各ユニットを備える。

【0011】なお以下では実際の超音波検査によって得られる画像を診断画像、3 次元参照画像データバンクのデータに基づいて生成した 2 次元画像を参照画像と呼ぶ。

【0012】超音波探触子 1 は生体 30 にその前面を接触させ超音波の送受信を行うものであり、配列された複数の超音波振動子 10 を内蔵している。この超音波振動子 10 は電気音響変換素子であり、送信時には電気パルスを超音波パルスに変換し、又、受信時には超音波信号を電気信号に変換する機能を有している。超音波画像の解像度や感度に大きな影響を与える超音波周波数はこの振動子 10 の厚みによってほぼ決定される。この超音波探触子 1 は小型、軽量に構成されており、ケーブル 31 によって後述する超音波診断装置本体内の送受信部 2 と接続されている。

【0013】送受信部 2 はレート信号発生器 7 と、送信

遅延回路 8 と、超音波振動子駆動回路(パルサ) 9 と、プリアンプ 11 と、受信遅延回路 12 と走査制御回路 13 とから構成されている。レート信号発生器 7 は生体 30 の内部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放射する。送信遅延回路 8 は送信時における超音波ビームの収束距離や偏向角度を決定するための遅延回路であり、複数の振動子 10 を駆動するタイミングを決定する。

【0014】パルサ 9 は振動子 10 を駆動するための高圧パルスを生成する駆動回路である。プリアンプ 11 は受信信号の S/N を確保するための増幅器であり、インピーダンス変換の機能をも有している。受信遅延回路 12 は受信時の超音波ビームの収束距離や偏向角度を決定するための遅延回路であり、複数の超音波振動子 10 からの受信信号に所定の遅延時間を与える。走査制御回路 13 は送信遅延回路 8 および受信遅延回路 12 における遅延時間を設定し生体 30 での超音波走査の制御を行うための制御回路である。

【0015】信号処理部 3 は加算器 14 と対数変換器 15 と包絡線検波器 16 と A/D 変換器 17 と診断画像記憶回路 18 とを備える。加算器 14 は複数の超音波振動子 10 からの受信信号を加算合成するためのものである。対数変換器 15 は受信信号の振幅を対数変換する振幅圧縮回路であり、弱い信号を相対的に強調する働きをしている。一般に生体 30 からの受信信号は 80 dB 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 30 dB 程度のダイナミックレンジをもつ通常のテレビモニタに表示するためには振幅圧縮が必要となる。包絡線検波器 16 は受信信号の超音波周波数成分を除去し、その振幅のみを検出して信号を形成する。診断画像記憶回路 18 には超音波走査によって得られる 1 フレーム分の診断画像が一旦記憶される。なお、診断画像はリアルタイムの動画像として生成される。

【0016】センサ部 4 は診断時に被検者の体表に置かれた超音波探触子 1 の位置や角度あるいは走査断面の方向などを検出するものであり、磁気発信器 19 と位置センサ 20 を備える。この位置センサ 20 にはいくつかの方式があるが検出精度や価格あるいはサイズの面から超音波センサあるいは磁気センサが適しており、ここでは磁気センサを用いている。この場合、磁気センサの近傍には磁気を発する磁気発信器 19 が必要となる。

【0017】参照画像生成部 5 は 2 次元画像生成制御回路 21 と 3 次元画像記憶回路 22 と参照画像記憶回路 23 とを備える。3 次元画像記憶回路 22 には超音波診断時に参照用として用いる人体の 3 次元画像データが予め格納されている。この 3 次元の参照用データは正常例あるいは典型的な各種症例の代表的な画像データであり、具体的には MRI 画像、あるいはヘリカルスキャンによって得られる X 線 CT 画像、さらには超音波画像の 3 次元データを用いることができる。さらに 3 次元画像記憶

回路 22 には、3 次元参照画像データに対して、症例名、臓器名、キャリブレーション用の基準点又は基準面の位置情報等の情報が関連付けられて記憶されている。又、臓器名と共に、その臓器の 3 次元画像データ中での位置を表す位置情報を合わせて記憶しても良い。

【0018】2 次元画像生成制御回路 21 は、3 次元画像記憶回路 22 から所定の 2 次元画像データを抽出するためのアドレス演算とアドレス指定を行う回路であり、アドレス演算は位置センサ 20 からの信号に基づいて診断画像と同一面の参照画像が生成されるようになされ 10  
る。参照画像記憶回路 23 は 3 次元画像記憶回路 22 の 3 次元画像データから抽出された 2 次元画像データを一旦記憶するための記憶回路である。又、2 次元画像生成部 21 は、抽出した 2 次元画像データに、症例名、臓器名等の情報を重畳する。臓器名は、臓器の位置情報を用いて 2 次元画像データ中の対応する位置に表示するようにしても良い。

【0019】表示部 6 は第 1 の表示回路 24 およびモニタ 25 と第 2 の表示回路 26 およびモニタ 27 とから構成され、表示回路 24 は診断画像記憶回路 18 に一旦記憶された画像情報を D/A 変換し、さらにテレビフォーマットに変換してモニタ 25 に表示する。同様に表示回路 26 は参照画像記憶回路 23 に一旦記憶された画像情報を D/A 変換し、さらにテレビフォーマットに変換してモニタ 27 に表示する。

【0020】操作パネル 28 はキーボード、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。又、参照画像表示の有無や各種参照画像の選択、モニタ上の参照画像表示方法の選択などの情報を入力する場合にも用いられ 30  
る。

【0021】システム制御回路 29 は操作パネル 28 からの信号に基づいて送受信部 2、信号処理部 3、参照画像生成部 5 などの各ユニットの制御を行う。

【0022】次に上述した各構成要素の機能をもとに装置全体の動作を説明する。ただしここでは、N チャンネルの超音波振動子 10 を備える超音波探触子 1 を用いたセクタ電子走査装置において本発明を適用した場合について述べる。

【0023】超音波を生体 30 の内部に送信する場合には、まず送受信部 2 におけるレート信号発生器 7 より超音波パルスの繰返し周期を決定するレートパルスが出力される。このレートパルスは N チャンネルで構成される送信遅延回路 8 に送られ、送信時の超音波ビームの収束距離とセクタ偏向角を決定する遅延時間が与えられ、N チャンネルのパルサ 9 に供給される。このパルサ 9 では超音波探触子 1 の構成要素である超音波振動子 10 を駆動して超音波を生体 30 の内部に放射するための高電圧駆動パルスが形成される。このパルサ 9 の出力は N 個の超音波振動子 10 をそれぞれ駆動し、生体 30 の内部の 50

第 1 の方向に超音波を放射する。

【0024】なおこのときの駆動タイミングは送信遅延回路 8 によって各チャンネルに対して独立に設定され、その設定値によって送信超音波ビームの進行方向（すなわち走査方向）が決定される。超音波振動子 10 から生体 30 に放射された超音波の一部は臓器の境界面あるいは生体組織の音響散乱体にて反射され、再び超音波振動子 10 によって受信されて電気信号に変換される。この受信信号は送受信部 2 における N チャンネルのプリアンプ 11 を介し、同じく N チャンネルで構成される受信遅延回路 12 に送られ、ここで受信ビームの収束距離と偏向角が決定される。ただしこの場合の偏向角は一般に送信ビームと同じ角度がとられる。

【0025】図 2 は超音波探触子 1 および超音波振動子 10 の配列方向に対する走査方向を示したものである。図面左に示した座標系に対して超音波振動子 10 は X 方向に N 本配列されており、この超音波振動子 10 による超音波の送受信は X - Z 平面内で M 回行われる。上記第 1 の方向とはこの X - Z 平面内での扇状走査の左端を示し、右端の第 M の走査が終了した時点で 1 フレーム分の画像信号が得られる。

【0026】図 1 において受信遅延回路 12 から得られる N チャンネルの受信信号は信号処理部 3 の加算器 14 にて加算合成され、さらに対数変換器 15、包絡線検波器 16、A/D 変換器 17 にて対数圧縮、包絡線検波、A/D 変換がなされた後診断画像記憶回路 18 に一旦記憶される。

【0027】次に図 2 に示すように超音波ビームを第 1 の方向と隣接した第 2 の方向に送受信すべく送信遅延回路 8 および受信遅延回路 12 の遅延時間が走査制御回路 13 によって設定される。この状態で第 1 の方向の超音波送受信の場合と同様な動作を繰り返し、このとき得られた受信信号も信号処理部 3 における診断画像記憶回路 18 に記憶される。同様にして第 3、第 4・・・第 M の方向においても順次超音波による送受信が行われ、その受信信号は診断画像記憶回路 18 に記憶される。

【0028】一方、図 2 に示すように超音波探触子 1 のケース上には位置センサ 20 が装着されており、これに対向して磁気発信器 19 が置かれている。この磁気発信器 19 から放射される磁気は位置センサ 20 によって検知され、これと一体化した超音波探触子 1 の位置や傾きが検出される。

【0029】3 次元画像記憶回路 22 は大容量の IC メモリで構成され ROM や RAM が用いられる。RAM が使用される場合は検査前の参照画像選択の段階でシステム制御回路 29 内の大容量ハードディスクに格納された参照画像データを RAM に転送する必要がある。IC メモリを使用することで 3 次元画像データを高速にアクセスでき、参照画像のリアルタイム表示を可能とする。

【0030】この 3 次元画像記憶回路 22 には X 線 CT

装置やMRI装置、さらには超音波診断装置などによって得られた3次元画像データが予め格納されている。位置センサ20からは超音波探触子1の位置や傾きに関するデータが2次元画像生成制御回路21に送られ、超音波振動子10の配列方向や超音波の送受信ビームの走査方向などが計算され、さらにはこの走査によって得られる2次元画像のアドレスが算出される。この算出されたアドレスデータは3次元画像記憶回路22に送られ、この3次元画像記憶回路22に格納されている3次元の参照画像データの中からアドレスに対応した2次元画像が呼び出され参照画像記憶回路23に記憶される。

【0031】このようにして診断画像記憶回路18と参照画像記憶回路23に一旦記憶された診断画像データと参照画像データはそれぞれ表示回路24および表示回路26においてD/A変換され、さらにテレビフォーマットに変換された後第1のモニタ25および第2のモニタ27にて表示される。なお位置センサ20によって検出される超音波探触子1の位置および角度(向き)の数値は予め設定した基準の位置や角度に対する相対的な値であるため、超音波探触子1の体表上での基準となる位置を予め設定し、これと参照画像の基準点あるいは基準面とを一致させるキャリブレーション作業が超音波診断の開始前に必要となる。

【0032】その具体的な方法としては、参照画像の特定の場所(例えば臍部)に大きな画像コントラストが得られる金属製マーカを装着して3次元画像データを収集し、得られた参照画像上に表示されるマーカの位置を基準点とし、又、この基準点を含み体軸方向に直角な面を基準面とする。

【0033】一方超音波検査では、超音波振動子10の配列方向が臍部において体軸に直角でしかも体表に対して水平になるように超音波探触子1を設置し、このとき位置センサ20によって得られる位置信号を検出する。この位置信号及び3次元参照画像データ中の基準点又は基準面の位置情報に基づいて、このとき得られる診断画像が参照画像の基準点、基準面の位置と一致するようにキャリブレーションする。

【0034】このようなキャリブレーションを診断前に実施することによって参照画像と診断画像の位置関係を自動的に対応させることができるため、超音波の臨床検査中に得られる診断画像に対応した参照画像を3次元画像記憶回路22からほぼリアルタイムで選択し、表示することが可能となる。

【0035】図3は診断画像と参照画像の位置関係について示したものであり、図3(A)の超音波探触子1の傾きに伴い図3(B)に示した3次元画像記憶回路22でも同じ位置でしかも同じ傾きをもった画像データが自動的に選択され表示される。このとき表示される診断画像40の表示範囲は図3(C)に示すように扇状となるが、この診断画像40と並べて表示される参照画像41

には扇状領域のみならず、その周辺領域の画像情報も表示される。したがって狭い表示領域ゆえに観察中の領域(関心領域35)とその周囲臓器との位置関係の把握が困難であるという従来の診断画像の問題点は参照画像の同時表示によって改善される。さらに図3(C)に示すように診断画像の表示範囲を参照画像上でマ-カ37を表示することによって診断画像との対応がより一層容易となる。又、参照画像41には臓器名や症例名など診断に有効な情報を表示することもできる。

【0036】以上述べた第1の実施の形態では独立した2つのモニタに診断画像40と参照画像41をそれぞれ表示する方法について示した。この方法は参照画像の表示機能を従来の超音波診断装置の構成から切り離れた、いわゆるスタンドアローン構成にする場合には有効である。すなわち本発明による参照画像が必要になるのは臨床経験の浅い医師や検査技士であることを考慮すれば参照画像表示機能は従来の超音波診断装置本体とは独立した構成であることが望ましい。しかしながら、同一モニタ上に診断画像14と参照画像15を並べて表示する方式は両画像をより接近させて観察でき、さらに必要に応じて重ねて表示することも可能となる利点をもっている。

【0037】(第2の実施の形態)このような点を改善する第2の実施の形態につき図4および図5を用いて説明する。

【0038】この実施の形態では同一モニタ上に診断画像40と参照画像41を表示する方法について述べる。図4のブロック図における探触子1と送受信部2の構成およびその動作は第1の実施の形態と同じである。すなわち超音波探触子1を構成するNチャンネルの超音波振動子10には送受信部2より駆動パルスが与えられ生体30の内部の第1の方向に超音波を放射する。この超音波は生体30の組織の境界面あるいは腫瘍の境界面で反射し再び超音波振動子10によって受信される。超音波振動子10によって超音波から電気信号に変換されたNチャンネルの受信信号は送受信部2を介して信号処理部3の加算器14に送られる。加算器14でNチャンネルの受信信号は加算合成され、対数変換器15、包絡線検波器16、A/D変換器17にて対数圧縮、検波、A/D変換がなされ診断画像記憶回路18に一旦記憶される。次に超音波の送受信方向が第1の方向と隣接した第2、第3...第Mの方向においても同様な動作を順次繰り返すことによって診断画像記憶回路18には1フレーム分の画像データが蓄積される。

【0039】一方、超音波探触子1のケース上には位置センサ20が装着されており、これと一体化した超音波探触子1の位置や傾きが検出される。又、3次元画像記憶回路22には3次元画像データが予め格納されている。位置センサ20からは超音波探触子1の位置や傾きに関するデータが2次元画像生成制御回路21に送ら

れ、超音波振動子 10 の配列方向や超音波ビームの走査方向などが計算され、さらにはこの走査によって得られる 2 次元画像のアドレスが算出される。算出されたアドレスデータは 3 次元画像記憶回路 22 に送られ、この 3 次元画像記憶回路 22 に格納されている 3 次元の参照画像データの中からアドレスに対応した 2 次元画像が呼び出され、この画像データは信号処理部 3 の診断画像記憶回路 18 において診断画像データとともに記憶される。さらにこの参照画像データと診断画像データは表示部 6 の表示回路 24 で D/A 変換と TV フォーマット変換がなされた後第 1 のモニタ 25 で表示される。

【0040】次にモニタ 25 において診断画像 40 と参照画像 41 とを並べて表示する時の表示方法を図 5 に示す。図 5 (A) は被検者を仰向けにして超音波探触子 1 を体表中心部に配置し、体軸に直交する断面内で超音波走査する場合について示している。この場合の診断画像 40 と参照画像 41 は図 5 (C) に示すようにその表示方向は一致する。これに対して図 5 (B) に示すように被検者を図 5 (A) 同様に仰向けにし、超音波探触子 1 を斜め側方 (例えば 45 度) に配置して超音波走査を行った場合、参照画像 41 の表示方法には図 5 (D) と図 5 (E) に示す 2 つの方法がある。すなわち図 5 (D) は超音波探触子 1 の置かれている位置が常にモニタ 25 の上方になる表示方法であり、参照画像は約 45 度左回転させた表示となっている。

【0041】一方、図 5 (E) における参照画像 41 は被検者の体表中心が真上に位置する通常の表示法であり、超音波探触子 1 が体表に沿って 45 度右回転した分だけ参照画像 41 は診断画像 40 に対して 45 度右回転して表示される。全体のオリエンテーションを知るためには図 5 (E) の表示法が適しているが 5 (D) の表示法は両画像の細部の比較に有効である。したがってこれらの表示方法を装置の操作者によって選択可能なような切り替え機能を操作パネル 28 にもたせる。

【0042】なお本発明に係る超音波診断装置を熟練した臨床医が利用することも考慮し参照画像の表示 / 非表示についても装置の操作者による選択使用が可能のように操作パネル 28 には参照画像表示 / 非表示選択ボタンを設ける。

【0043】次に本発明の第 1 および第 2 の実施の形態における検査の手順を図 6 のフローチャートを用いて説明する。ステップ S1 では検査の開始時点ですべて診断画像と並行して参照画像の表示をするか否かを操作パネル 28 の参照画像表示 / 非表示選択ボタンで決定する。非表示の場合は従来の診断画像のみの表示が行われる。ステップ S2 では参照画像表示 / 非表示選択ボタンで参照画像表示の決定がなされた場合は、図 5 に述べたような参照画像の表示方法を選択し、さらに 3 次元画像記憶回路 22 において予め格納されている MRI 画像、CT 画像、超音波画像あるいはコンピュータ画像などの 3 次

元画像データの中から参照画像として使用する画像を選択する。ステップ S3 では探触子 1 の位置情報をもとに診断画像と参照画像の位置を一致させるためのキャリブレーションを第 1 の実施の形態の説明の中で述べた方法に基づいて行う。ステップ S4 で超音波走査を開始する。ステップ S5 ~ ステップ S6 では従来の超音波診断装置での方法と同様な方法で診断画像を収集し表示部 6 にて表示する。ステップ S7 ~ ステップ S10 では診断画像データ収集中の超音波探触子 1 から送られてくる位置信号を 2 次元画像生成制御回路 21 にて受け、この信号に基づいて診断画像と同一部位の参照画像を 3 次元画像記憶回路 22 より選択して表示部 6 にて表示する。ステップ S11 では表示部 6 の独立したモニタあるいは同一モニタに表示された診断画像および参照画像は必要に応じて記録され検査を終了する。

【0044】以上述べた第 2 の実施の形態によれば診断画像と参照画像とを接近させて観察できるため装置の操作者は効率のよい診断行為を行うことができる。

【0045】なお、上記の第 1 の実施の形態および第 2 の実施の形態はいずれも超音波探触子 1 の位置情報を位置センサ 20 を用いて検出し、その位置情報を自動的に参照画像生成部 5 に送ることによって参照画像と診断画像の同時表示を可能にするものである。

(第 3 の実施の形態) この第 1 の実施の形態および第 2 の実施の形態では正確な位置情報がリアルタイムで得られるが位置センサ 20 を超音波探触子 1 に装着する必要があるため、体表面上での移動の際に自由度が損なわれることがある。この点を改善した第 3 の実施の形態を図 7 のブロック図を用いて説明する。

【0046】この実施の形態では超音波探触子 1 の位置情報を 2 次元画像生成制御回路 21 にマニュアル入力する方法について述べる。図 7 のブロック図における探触子 1 と送受信部 2 の構成およびその動作は第 1 の実施の形態および第 2 の実施の形態と同様である。すなわち超音波探触子 1 を構成する N チャンネルの超音波振動子 10 には送受信部 2 より駆動パルスが与えられ生体 30 の内部の第 1 の方向に超音波を放射する。この超音波は生体 30 の組織の境界面あるいは腫瘍の境界面で反射し再び超音波振動子 10 によって受信される。超音波振動子 10 によって超音波から電気信号に変換された N チャンネルの受信信号は送受信部 2 を介して信号処理部 3 の加算器 14 に送られる。加算器 14 で N チャンネルの受信信号は加算合成され、対数変換器 15、包絡線検波器 16、A/D 変換器 17 にて対数圧縮、検波、A/D 変換がなされ診断画像記憶回路 18 に一旦記憶される。次に超音波の送受信方向が第 1 の方向と隣接した第 2、第 3... 第 M の方向においても同様な動作を順次繰り返すことによって診断画像記憶回路 18 には 1 フレーム分の画像データが蓄積される。

【0047】このとき、装置の操作者は被検者の体表に

置かれている超音波探触子 1 の位置および方向を観察し、その状態に基づいて操作パネル 28 に表示されているポデイマーク上に探触子 1 の位置および方向をマーキングする。超音波探触子 1 の位置情報は操作パネル 28 から 2 次元画像生成制御回路 21 に送られ、超音波振動子 10 の配列方向や超音波ビームの走査方向などが計算され、さらにはこの走査によって得られる 2 次元画像のアドレスが算出される。

【0048】一方、3 次元画像記憶回路 22 には 3 次元画像データが予め格納されている。操作パネル 28 で入力された超音波探触子 1 の位置情報から算出されたアドレスデータは 3 次元画像記憶回路 22 に送られ、この 3 次元画像記憶回路 22 に格納されている 3 次元の参照画像データの中からアドレスに対応した 2 次元画像が呼び出され、この画像データは信号処理部 3 の診断画像記憶回路 18 において診断画像データとともに記憶される。さらにこの参照画像データと診断画像データは表示部 6 の表示回路 24 で D/A 変換と TV フォーマット変換がなされた後第 1 のモニタ 25 で表示される。

【0049】次に本発明の第 3 の実施の形態における検査の手順を図 8 のフローチャートを用いて説明する。

【0050】ステップ S21 では検査の開始時点でまず診断画像と並行して参照画像の表示をするか否かを操作パネル 28 の参照画像表示 / 非表示選択ボタンで決定する。非表示の場合は従来の診断画像のみの表示が行われる。ステップ S22 では参照画像表示 / 非表示選択ボタンで参照画像表示の決定がなされた場合は、図 5 に述べたような参照画像の表示方法を選択し、さらに 3 次元画像記憶回路 22 において予め格納されている MRI 画像、CT 画像、超音波画像あるいはコンピュータ画像などの 3 次元画像データの中から参照画像として使用する画像を選択する。

【0051】ステップ S23 ~ S25 では従来の超音波診断装置での方法と同様な方法で診断画像を収集し表示部 6 にて表示する。ステップ S26 では診断画像データ収集中の超音波探触子 1 の状態を観察し、操作パネル 28 から位置情報をマニュアルで入力する。ステップ S27 ~ S29 では操作パネル 28 から送られてくる位置信号を 2 次元画像生成制御回路 21 にて受け、この信号に基づいて診断画像と同一部位の参照画像を 3 次元画像記憶回路 22 より選択して表示部 6 にて表示する。ステップ S30 表示部 6 の独立したモニタあるいは同一モニタに表示された診断画像および参照画像は必要に応じて記録され検査を終了する。

【0052】以上、参照画像の同時表示機能を有した超音波診断装置の実施の形態について述べてきたが、発明は上記実施の形態に限定されるものではなく、変形して使用することが可能である。

【0053】例えば参照画像を再構成する 3 次元画像記憶回路 22 に予め格納される 3 次元画像データは CT 装

\*置や MRI 装置による実際の生体データに限定されるものではなく、コンピュータグラフィックスで作成した生体内の 3 次元データなど他の方法によって生成されたものであってもよい。

【0054】又、上述の本発明の実施の形態では、3 次元参照データから診断画像と同一面のデータを切り出して表示するものであったが、ポリウムレンダリング、サーフェスレンダリング等を用い、診断画像の断面の向きの移動に応じてレンダリング時の投影方向を変更して 3 次元参照データから参照画像を生成するようにしても良い。又、3 次元参照データから診断画像近傍のデータを抽出し、この抽出したデータに基づいてレンダリング処理を行うことにより参照画像を生成するようにしても良い。

【0055】又、上述の本発明の実施の形態の説明ではセクタ走査法について述べたが、走査方法はリニア走査法やコンベックス走査法であってもよい。さらに診断画像および参照画像については B モード画像を例に述べてきたが、ドップラ法を適用した血流イメージング（いわゆるカラードップラ断層像）など超音波による他のイメージング法による画像であってもよい。又、図 3 に示した画像表示方法を第 2 の実施の形態で適用することも可能であり、図 5 で示した表示方法を第 1 の実施の形態で適用することも可能である。

【0056】

【発明の効果】本発明によれば診断画像とこれに対応した参照画像とを同時に観測することが可能となるため診断の質が向上しさらに効率的な臨床検査が可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】 本発明の第 1 の実施の形態を示すブロック図。

【図 2】 超音波振動子の配列方向と走査方向を示す図。

【図 3】 本発明に係る診断画像と参照画像の位置関係を示す図。

【図 4】 本発明の第 2 の実施の形態を示すブロック図。

【図 5】 本発明に係る参照画像の表示方法を示す図。

【図 6】 本発明の第 1 および第 2 の実施の形態における検査手順を示すフローチャート。

【図 7】 本発明の第 3 の実施の形態を示すブロック図。

【図 8】 本発明の第 3 の実施の形態における検査手順を示すフローチャート。

【図 9】 従来の超音波診断装置の概略構成を示すブロック図。

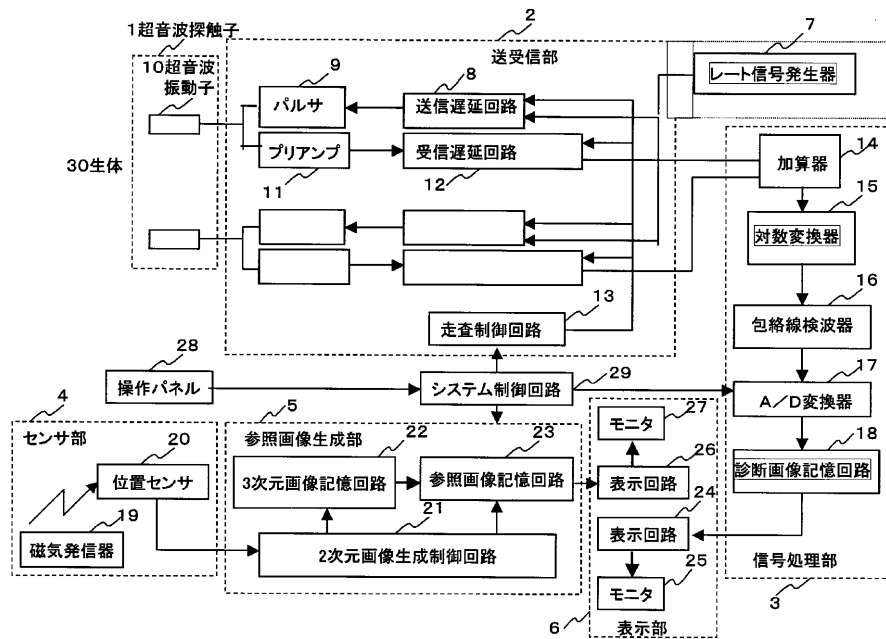
【符号の説明】

1...超音波探触子、2...送受信部、3...信号処理部、4...センサ部、6...表示部、21...2 次元画像生成制御回路、22...3 次元画像記憶回路、23...参照画像記憶回

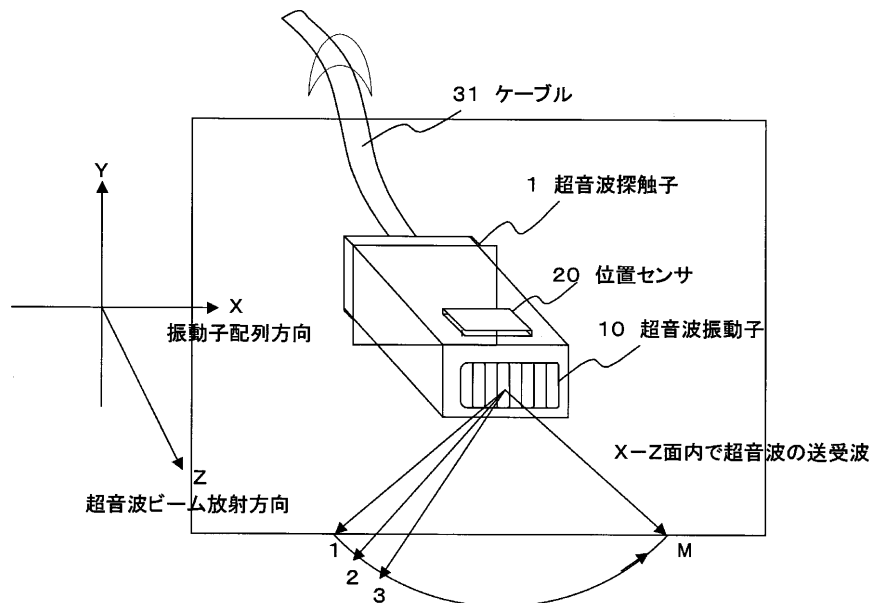


路、28...操作パネル

【図1】

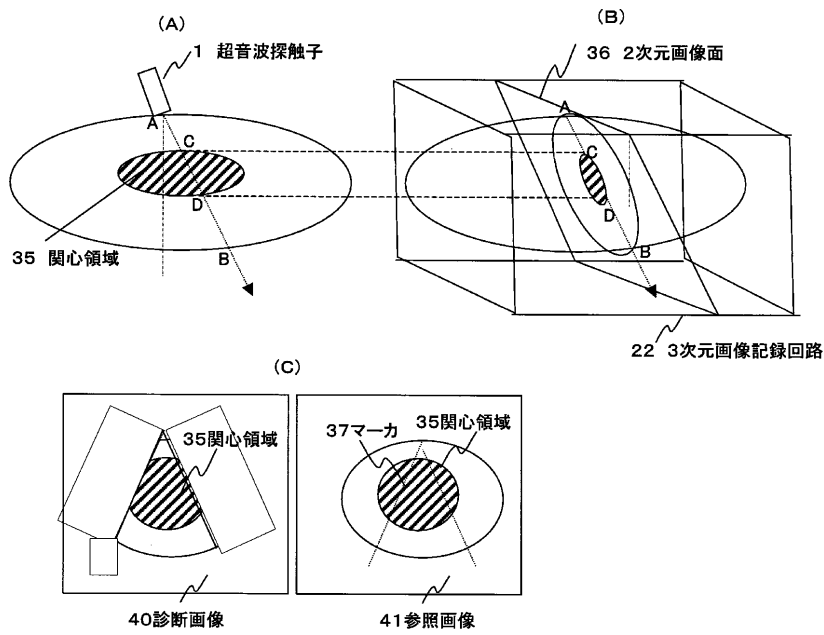


【図2】

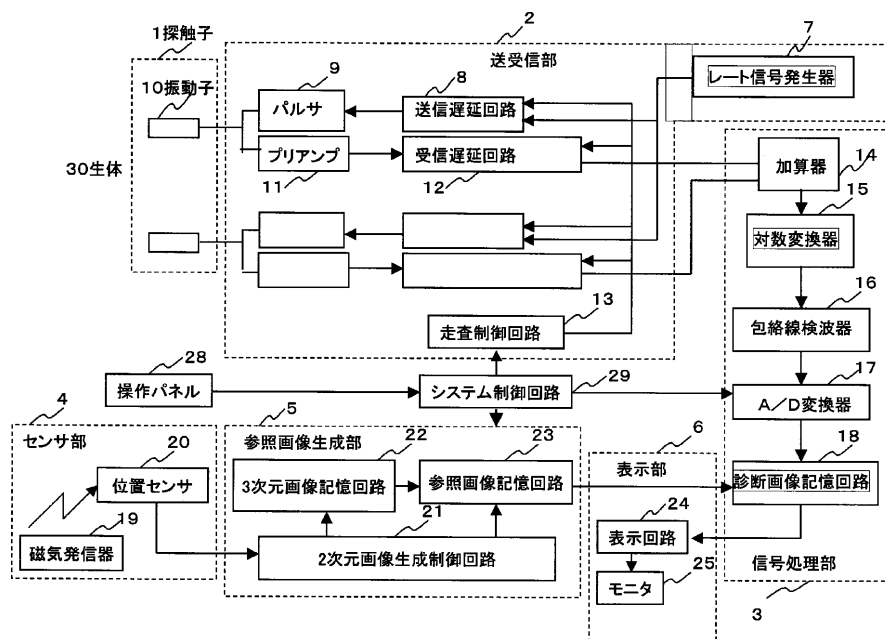




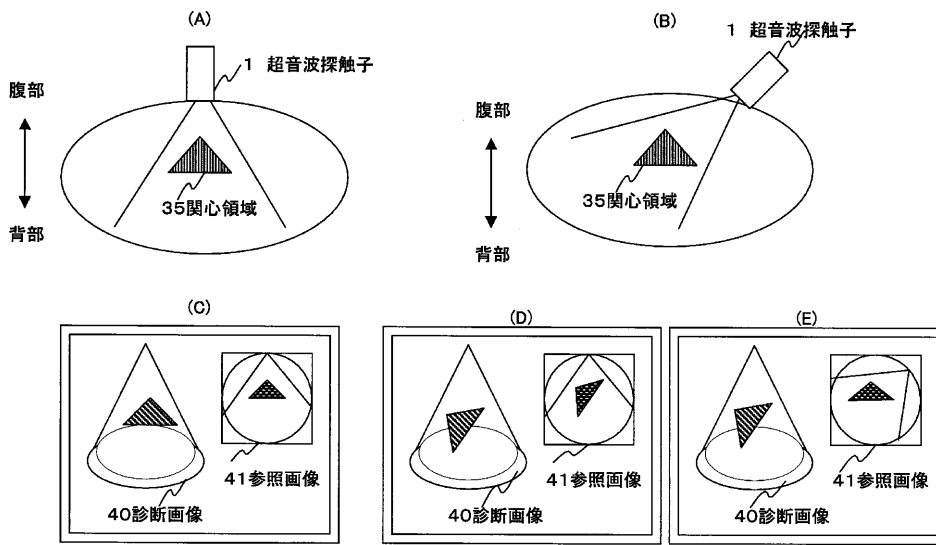
【図3】



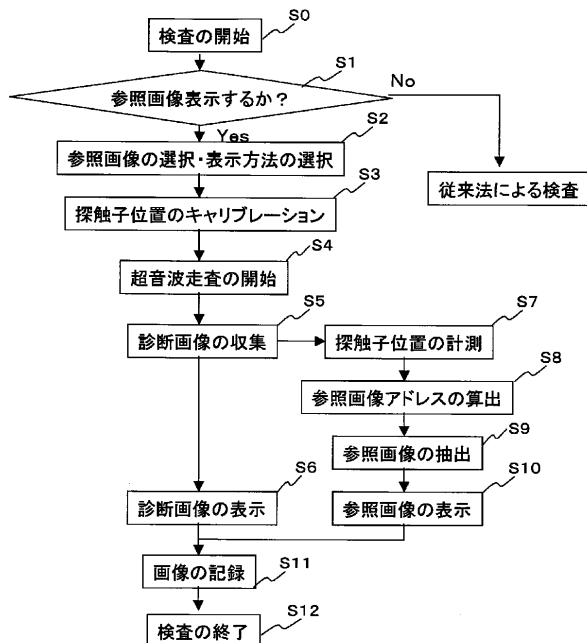
【図4】



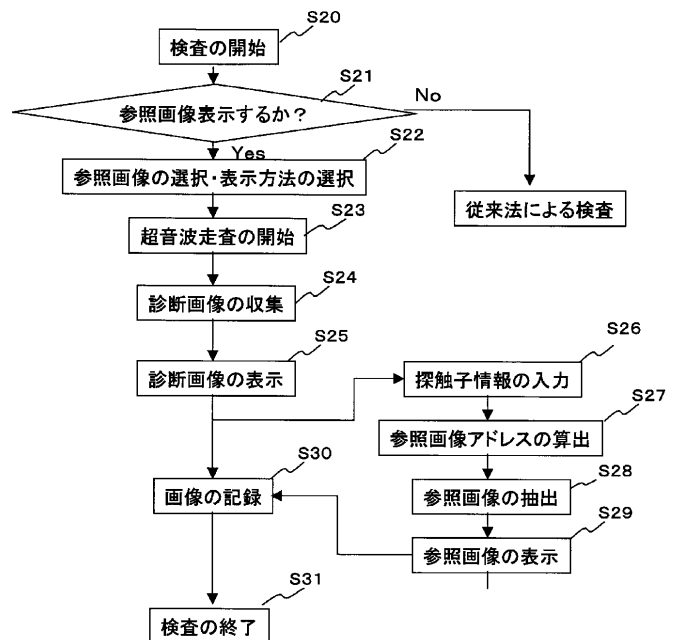
【図5】



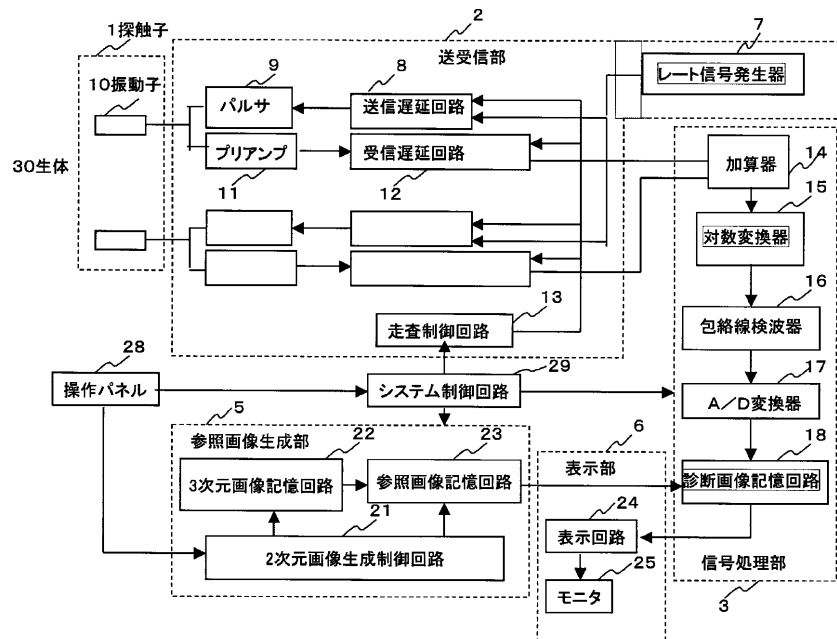
【図6】



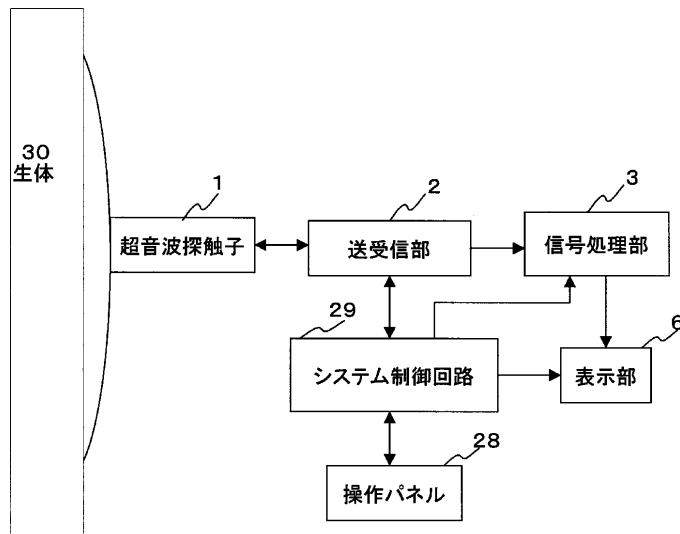
【図8】



【図7】



【図9】



## フロントページの続き

F ターム(参考) 4C301 AA02 BB02 BB23 EE13 EE20  
GA01 GB03 GD02 HH24 HH37  
HH38 HH52 JB03 JB04 JB29  
JB50 JC16 KK13 KK16 KK18  
KK27 KK31 LL02 LL03  
4C601 BB05 BB06 BB07 BB23 EE11  
EE30 GA01 GA17 GA18 GA21  
GB01 GB03 GB04 HH31 JB01  
JB19 JB21 JB22 JB34 JB45  
JB60 JC15 JC20 JC25 KK21  
KK23 KK25 KK31 KK33 LL01  
LL02 LL04  
5B057 AA07 BA05 CA08 CA13 CA16  
CB08 CB13 CB16 CE08

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2003260056A</a>	公开(公告)日	2003-09-16
申请号	JP2002062892	申请日	2002-03-08
[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	佐藤友広		
发明人	佐藤 友広		
IPC分类号	A61B8/00 G06T1/00		
FI分类号	A61B8/00 G06T1/00.290.D G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C301/AA02 4C301/BB02 4C301/BB23 4C301/EE13 4C301/EE20 4C301/GA01 4C301/GB03 4C301/GD02 4C301/HH24 4C301/HH37 4C301/HH38 4C301/HH52 4C301/JB03 4C301/JB04 4C301/JB29 4C301/JB50 4C301/JC16 4C301/KK13 4C301/KK16 4C301/KK18 4C301/KK27 4C301/KK31 4C301/LL02 4C301/LL03 4C601/BB05 4C601/BB06 4C601/BB07 4C601/BB23 4C601/EE11 4C601/EE30 4C601/GA01 4C601/GA17 4C601/GA18 4C601/GA21 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/GB04 4C601/HH31 4C601/JB01 4C601/JB19 4C601/JB21 4C601/JB22 4C601/JB34 4C601/JB45 4C601/JB60 4C601/JC15 4C601/JC20 4C601/JC25 4C601/KK21 4C601/KK23 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/KK33 4C601/LL01 4C601/LL02 4C601/LL04 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA08 5B057/CA13 5B057/CA16 5B057/CB08 5B057/CB13 5B057/CB16 5B057/CE08 4C601/GA25 4C601/LL31 4C601/LL32 5L096/AA09 5L096/AA11 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/CA22 5L096/DA04 5L096/EA14 5L096/EA21 5L096/EA35 5L096/EA45 5L096/FA67 5L096/FA69 5L096/FA77 5L096/HA02		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

要解决的问题：通过在超声波图像的同一位置同时显示参考图像来实现更高的诊断效率。解决方案：超声波检查仪具有由超声波振荡器10构成的超声波探头1，驱动振荡器10发送或接收超声波的发送/接收部分2，信号处理部分3和用于处理和显示所获得的信号的显示部分6来自发送/接收部分2的3D图像存储电路22，具有用于参考存储的3D图像数据，安装在超声探头1上的传感器部分4和2D图像生成控制电路21，其选择性地显示3D图像的图像数据存储电路22基于来自传感器部分4的信号

