

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5269430号
(P5269430)

(45) 発行日 平成25年8月21日(2013.8.21)

(24) 登録日 平成25年5月17日(2013.5.17)

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

請求項の数 3 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2008-32254 (P2008-32254)	(73) 特許権者	000003078 株式会社東芝
(22) 出願日	平成20年2月13日(2008.2.13)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(65) 公開番号	特開2009-189501 (P2009-189501A)	(73) 特許権者	594164542 東芝メディカルシステムズ株式会社
(43) 公開日	平成21年8月27日(2009.8.27)		栃木県大田原市下石上1385番地
審査請求日	平成23年1月27日(2011.1.27)	(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
		(74) 代理人	100108855 弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100091351 弁理士 河野 哲

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体に超音波を送信し、断層像を撮像可能なように配置された超音波接触子と、
この超音波接触子を、前記断層像の撮像面に対し直交するX方向に移動させて超音波を
スキャンさせ、このスキャン後、前記超音波接触子を90度回転させてから前記X方向に
対し直交し、且つ回転後の前記断層像の撮像面に対し直交するY方向に移動させて超音波
をスキャンさせる駆動手段と、

前記超音波接触子をX方向へ移動させるスキャンにより前記被検体から反射されて前記
超音波接触子に受信される信号に基づいて前記X方向に配列される複数の断層像群、前記
超音波接触子をY方向へ移動させるスキャンにより前記被検体から反射されて前記超音波
接触子に受信される信号に基づいて前記Y方向に配列される複数の断層像群を生成する画
像生成手段と、

この画像生成手段によって生成された前記X方向及びY方向の断層像を表示する表示手
段と、

前記X方向及びY方向のいずれかの断層像上の任意の位置を指定する指定手段と、
この指定手段の指定に基づいて指定位置を通る直交方向の断層像を並べて前記表示手段
に表示させる処理手段と

を具備したことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記超音波接触子及び前記駆動手段は、水槽内の水中に設置され、

10

20

前記駆動手段は、前記超音波接触子の移動を前記X方向及びY方向にガイドする第1及び第2のガイド体を有し、これら第1及び第2のガイド体に沿って前記超音波接触子を自動的に移動させることを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項3】

前記超音波接触子は回転機構を介して保持され、前記回転機構の回転によって90°回転され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。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、乳腺疾患の診断、特に、乳癌検診に適用される超音波診断装置に関する。

10

【背景技術】

【0002】

乳癌検診において、重要なことの一つに乳房を漏れなく超音波でスキャンすることが挙げられる。この超音波は例えば自動スキャンされ、その設定などにより、乳房を漏れなくスキャンすることができるようになっている（例えば、特許文献1参照。）。

【特許文献1】特開2002-336256号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

しかしながら、従来における超音波の自動スキャンでは、漏れなくスキャンすることは保障されていても、一方向からのみのBモード像のみしか得ることができず、読影時に病変らしき部位があっても、それ以上の情報を得ることができず、要精査率が上がってしまうという問題がある。

20

【0004】

本発明は、上記事情に着目してなされたもので、その目的とするところは、超音波画像の読影の際には、病変が疑われる部位の直交する二方向の断面画像を容易に得ることができるようにした超音波診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0005】

上記課題を解決するため、請求項1記載の発明は、被検体に超音波を送信し、断層像を撮像可能なように配置された超音波接触子と、この超音波接触子を、前記断層像の撮像面に対し直交するX方向に移動させて超音波をスキャンさせ、このスキャン後、前記超音波接触子を90度回転させてから前記X方向に対し直交し、且つ回転後の前記断層像の撮像面に対し直交するY方向に移動させて超音波をスキャンさせる駆動手段と、前記超音波接触子をX方向へ移動させるスキャンにより前記被検体から反射されて前記超音波接触子に受信される信号に基づいて前記X方向に配列される複数の断層像群、前記超音波接触子をY方向へ移動させるスキャンにより前記被検体から反射されて前記超音波接触子に受信される信号に基づいて前記Y方向に配列される複数の断層像群を生成する画像生成手段と、この画像生成手段によって生成された前記X方向及びY方向の断層像を表示する表示手段と、前記X方向及びY方向のいずれかの断層像上の任意の位置を指定する指定手段と、この指定手段の指定に基づいて指定位置を通る直交方向の断層像を並べて前記表示手段に表示させる処理手段とを具備する。

30

40

【発明の効果】

【0006】

本発明によれば、超音波画像を漏れなく直交する二方向で生成することができ、読影の際に病変部と疑われる部位に対しては、高解像度の直交する二方向の断面像を瞬時に見ることが可能となり、診断精度および診断効率を向上させることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0007】

以下、本発明の実施の形態を図面を参照して詳細に説明する。

【0008】

図1は、本発明の一実施の形態である超音波診断装置1の構成を示すブロック図である。

【0009】

超音波診断装置1は、装置本体1A、超音波接触子としてのプローブ2、指定手段としての入力装置3、及び表示手段としてのモニター4を備えている。

【0010】

装置本体1A内には、超音波送信ユニット11、超音波受信ユニット12、Bモード処理ユニット13、ドプラ処理ユニット14、画像生成手段としての画像生成ユニット15、画像メモリ16、画像合成部17、制御プロセッサ(CPU)18、処理手段としての内部記憶部19、インタフェース部20、光センサー(図示しない)が配設されている。

【0011】

上記したプローブ2は、超音波送信ユニット11からの駆動信号に基づき超音波を発生させて被検体Pに送信するものである。このプローブ2は、被検体Pからの反射波を電気信号に変換する複数の圧電振動子、当該圧電振動子に設けられる整合層、当該圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバック材等を有している。

【0012】

プローブ2から被検体Pに超音波が送信されると、当該送信超音波は、体内組織の音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、エコー信号としてプローブ2に受信される。このエコー信号の振幅は、反射することになった不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。また、送信された超音波パルスが、移動している血流や心臓壁等の表面で反射された場合のエコーは、ドプラ効果により移動体の超音波送信方向の速度成分を依存して、周波数偏移を受ける。なお、プローブ2の位置情報は、収集されるデータと共に随時記憶部19に送られている。

【0013】

上記した入力装置3は装置本体1Aに接続され、オペレータからの各種指示、条件、及び関心領域(ROI)の設定指示、さらに種々の画質条件設定指示等を装置本体1Aに取り込むための各種スイッチ、ボタン、トラックボール、マウス、キーボード等を有している。オペレータが入力装置3の終了ボタンやフリーズボタンを操作すると、超音波の送受信は終了し、当該超音波診断装置は一時停止状態となる。

【0014】

上記したモニター4は、後述する各種情報を画像として表示するものである。

【0015】

上記した超音波送信ユニット11は、図示しないトリガ発生回路、遅延回路およびパルサ回路等を有している。パルサ回路では、所定のレート周波数 f_r Hz(周期; $1/f_r$ 秒)で、送信超音波を形成するためのレートパルスが繰り返し発生される。また、遅延回路では、チャンネル毎に超音波をビーム状に集束し且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間が、各レートパルスに与えられる。トリガ発生回路は、このレートパルスに基づくタイミングで、プローブ2に駆動パルスを印加する。

【0016】

なお、超音波送信ユニット11は、制御プロセッサ18の指示に従って所定のスキャン

10

20

30

40

50

シーケンスを実行するために、送信周波数、送信駆動電圧等を瞬時に変更可能な機能を有している。特に送信駆動電圧の変更については、瞬間にその値を切り替え可能なりニアンプ型の発信回路、又は複数の電源ユニットを電氣的に切り替える機構によって実現される。

【 0 0 1 7 】

上記した超音波受信ユニット 1 2 は、図示していないアンプ回路、A / D 変換器、加算器等を有している。アンプ回路では、プローブ 2 を介して取り込まれたエコー信号をチャンネル毎に増幅する。A / D 変換器では、増幅されたエコー信号に対し受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与え、その後加算器において加算処理を行う。この加算により、エコー信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調され、受信指向性と送信指向性により超音波送受信の総合的なビームが形成される。

10

【 0 0 1 8 】

上記した B モード処理ユニット 1 3 は、超音波送信ユニット 1 1 からエコー信号を受け取り、対数増幅、包絡線検波処理などを施し、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータを生成する。

【 0 0 1 9 】

上記したドプラ処理ユニット 1 4 は、超音波送信ユニット 1 1 から受け取ったエコー信号から速度情報を周波数解析し、ドプラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散、パワー等の血流情報を多点について求める。

【 0 0 2 0 】

上記した画像生成ユニット 1 5 は、B モード処理ユニット 1 3 からのデータ信号を反射波の強度を輝度にて表した B モード画像としてモニター 4 に表示させるものである。この時、エッジ強調や時間平滑化、空間平滑化など、種々の画像フィルタも施され、ユーザーの好みに応じた画質を提供できるようになっている。また、画像生成ユニット 1 5 は、ドプラ処理ユニット 1 4 から送られる血流情報を平均速度画像、分散画像、パワー画像、これらの組み合わせ画像としてモニター 4 にカラー表示させる。さらに、画像生成ユニット 1 5 は、超音波スキャンの走査線信号列を、テレビなどに代表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換し、表示画像としての超音波診断画像を生成する。

20

【 0 0 2 1 】

なお、画像生成ユニット 1 5 は、画像データを格納する記憶メモリを搭載しており、例えば診断の後に操作者が検査中に記録された画像を呼び出すことが可能となっている。当該画像生成ユニット 1 5 に入る以前のデータは、「生データ」と呼ばれることがある。

30

【 0 0 2 2 】

上記した画像メモリ 1 6 は、例えばフリーズする直前の複数フレームに対応する超音波画像を保存するメモリである。この画像メモリ 1 6 に記憶されている画像を連続表示（シネ表示）することで、超音波動画像を表示することも可能である。

【 0 0 2 3 】

上記した画像合成部 1 7 は、画像生成ユニット 1 5 から受け取った画像を種々のパラメータの文字情報や目盛等と共に合成し、ビデオ信号としてモニター 4 に出力する。

【 0 0 2 4 】

制御プロセッサ 1 8 は、情報処理装置（計算機）としての機能を持ち、本超音波診断装置本体 1 A の動作を制御する制御手段である。制御プロセッサ 1 8 は、内部記憶部 1 9 から画像生成・表示等を実行するための制御プログラムを読み出して自身が有するメモリ上に展開し、各種処理に関する演算・制御等を実行する。

40

【 0 0 2 5 】

上記した内部記憶部 1 9 は、送受信条件、画像生成、表示処理を実行するための制御プログラムや、診断情報（患者 ID、医師の所見等）、診断プロトコル、プローブの位置情報、ボディマーク生成プログラムその他のデータ群が保管されている。また、必要に応じて、画像メモリ 1 6 中の画像の保管などにも使用される。内部記憶部 1 9 のデータは、インタフェース部 2 0 を経由して外部周辺装置へ転送することも可能となっている。

50

【 0 0 2 6 】

上記したインタフェース部 20 は、入力装置 3、ネットワーク、新たな外部記憶装置（図示せず）に関するインタフェースである。当該装置によって得られた超音波画像等のデータや解析結果等は、インタフェース部 20 によって、ネットワークを介して他の装置に転送可能である。

【 0 0 2 7 】

ところで、上記したプローブ 2 は、図 2 ~ 図 4 に示すような駆動手段 8 によって移動され、超音波を自動スキャンできるようになっている。

【 0 0 2 8 】

図 2 は駆動手段 8 を示す上面図で、図 3 はその側面図、図 4 はその正面図である。

10

【 0 0 2 9 】

プローブ 2 及び駆動手段 8 は、水槽 5 内の水中に配置されている。駆動手段 8 はプローブ 2 を図 5 に示すように平面に沿う第 1 の方向 X、及びこの第 1 の方向に対し平面に沿って直交する第 2 の方向 Y、さらに垂直面に沿って直交する第 3 の方向 Z に沿ってそれぞれ移動させるものである。

【 0 0 3 0 】

駆動手段 8 は移動体 9 を有し、この移動体 9 の上部側には搭載部 10 が昇降自在に設けられている。搭載部 10 上には回転機構 25 を介してプローブ 2 が搭載されている。搭載部 10 は垂直方向に沿って設けられる第 3 の駆動軸（ネジ軸）26 の正逆回転によって昇降される。第 3 の駆動軸（ネジ軸）26 は搭載部 10 の一部に螺挿され、その上下部が移動体 9 の一側面部に突設された支持片 26 a、26 b によって回転自在に支持されている。

20

【 0 0 3 1 】

水槽 5 内の下部側には、第 1 の方向 X に沿って第 1 のガイド体 27 が設けられ、この第 1 のガイド体 27 は移動体 9 の略中央部に挿通され、移動体 9 の第 1 の方向 X への移動をガイドするようになっている。この第 1 のガイド体 27 の下方部には、第 1 の駆動軸（ネジ軸）22 が第 1 のガイド体 27 と平行に設けられている。この第 1 の駆動軸（ネジ軸）22 は、移動体 9 の下部側に螺挿され、両端部が後述する第 2 のガイド体 28 に支持されている。

【 0 0 3 2 】

第 1 のガイド体 27 の両端部は、一对の第 2 のガイド体 28 によってスライド自在に支持されている。一对の第 2 のガイド体 28 は平面に沿い、かつ所定間隔を存して平行に固定的に配設され、第 1 のガイド体 27 に対しては直交する状態で配設されている。

30

【 0 0 3 3 】

第 2 のガイド体 28 の近傍には、第 1 のガイド体 27 と平行に第 2 の駆動軸（ネジ軸）23 が設けられている。この第 2 の駆動軸 23 は、第 1 のガイド体 27 の一端部側に螺挿され、両端部が支持具 31 を介して第 2 のガイド体 28 に支持されている。

【 0 0 3 4 】

上記した第 1 乃至第 3 の駆動軸 22、23、26 は、図示しない駆動源によって正逆方向に回転され、この回転により、移動体 9 が第 1 方向 X と第 2 の方向 Y に移動されるとともに、搭載部 10 が昇降される。プローブ 2 は移動体 9 が第 1 方向 X 及び第 2 の方向 Y への移動されることにより同方向に移動され、搭載部 10 が昇降されることにより上下方向に移動されるようになっている。駆動源は入力装置 3 の操作によりその動作が制御される。

40

【 0 0 3 5 】

次に、上記したように構成される超音波診断装置を用いて例えば乳癌の検診を行なう場合について説明する。

【 0 0 3 6 】

まず、入力装置 3 を操作してプローブ 2 を被検体 P に対向させ、ついで、被検体 P のサイズに応じてプローブ 2 を上下方向に移動させて初期位置に設定する。こののち、入力装

50

置 3 を操作して超音波送信ユニット 1 1 からプローブ 2 に駆動信号を送信してプローブ 2 から超音波を送信させる。そして、この状態から入力装置 3 を操作して第 1 の駆動軸 2 2 を回転させて図 6 (a) に示すようにプローブ 2 を第 1 の方向 X に沿って移動させる。これにより超音波が第 1 の方向に沿ってスキャンされる。このスキャン後、プローブ 2 を図 6 (b) に示すように 9 0 度回転させてから図 7 (a) に示す位置に移動させる。この移動後、第 2 の駆動軸 2 3 を回転させて図 7 (b) に示すようにプローブ 2 を第 2 の方向 Y に移動させる。これにより超音波が第 2 の方向 Y に沿ってスキャンされる。このようにプローブ 2 を第 1 及び第 2 の方向 X、Y に沿って移動させることにより、超音波が被検体 P に対し縦横にスキャンされることになる。

【 0 0 3 7 】

10

被検体 P に対してスキャンされた超音波は、被検体 P から反射され、エコー信号としてプローブ 2 に受信される。この受信されたエコー信号は超音波受信ユニット 1 2 を介して B モード処理ユニット 1 3 に送信される。B モード処理ユニット 1 3 では受け取ったエコー信号に基づいてデータを生成し、このデータは画像生成ユニット 1 5 に送信されて B モード画像 (第 1 及び第 2 の断層像群) が生成される。そして、この生成された B モード画像 (第 1 及び第 2 の断層像群) は、モニター 4 に表示される。また、画像生成ユニット 1 5 で生成された B モード画像 (第 1 及び第 2 の断層像群) は画像生成ユニット 1 5 に搭載された記憶メモリに格納されることになる。

【 0 0 3 8 】

次に、上記したように画像生成ユニット 1 5 の記憶メモリに格納された B モード画像 (第 1 及び第 2 の断層像群) を呼び出して読影する場合について説明する。

20

【 0 0 3 9 】

まず、入力装置 3 を操作して画像生成ユニット 1 5 の記憶メモリに格納されている第 1 の断層像群を呼び出し、これを順次、モニター 4 に表示する。読影者はこの表示される第 1 の断層像の読影中において、例えば、図 8 に示すように病変と疑われる第 1 の断層像 3 5 に遭遇した場合には、入力装置 3 によって病変と疑われる第 1 の断層像 3 5 の座標を指定する。この指定があると、指定された座標と空間的に対応する座標が内部記憶部 1 9 により第 2 の断層像群から特定され、この特定された座標が含まれる第 2 の断層像が第 2 の断層像群から選択されて図 9 に示すようにモニター 4 に第 1 の断層像 3 5 と並列に第 2 の断層像 3 6 が表示され、或いは図 1 0 に示すように第 1 の断層像 3 5 と並列に第 2 の断層像 3 7 が表示される。

30

【 0 0 4 0 】

このように指定した部位の直交する二方向の第 1 の断層像 3 5 と第 2 の断層像 3 6 (或いは第 1 の断層像 3 5 と第 2 の断層像 3 7) を並列に表示するため、読影者は、指定した部位の状態を正確に読み取ることができる。即ち、例えば、図 9 に示すようにモニター 4 に並列に表示される第 1 及び第 2 の断層像 3 5、3 6 の断面形状がともに略円形状に表示された場合には、悪性であると判断でき、図 1 0 に示すようにモニター 4 に並列に表示される第 1 の断層像 3 5 の断面形状が略円形状で、第 2 の断層像 3 7 の断面形状が横方向に細長い断面形状で表示された場合には、問題はないと判断することができる。

【 0 0 4 1 】

40

従って、この実施の形態によれば、診断精度および診断効率を向上させることができ、要精査率を大幅に低減できる。

【 0 0 4 2 】

図 1 1 は、本発明の第 2 の実施の形態であるプローブ 2 の駆動機構を示すものである。

【 0 0 4 3 】

なお、上記した第 1 の実施の形態で説明した部分と略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、詳細な説明は省略する。

【 0 0 4 4 】

この第 2 の実施の形態では、プローブ 2 及びこのプローブ 2 の回転機構 2 5 のみが水槽 5 内に配置され、プローブ 2 の駆動手段 8 については水槽 5 の外部に配置され、移動体 9

50

と回転機構 25 とを連結アーム 41 を介して一体化している。

【0045】

この第2の実施の形態によっても、上記した第1の実施の形態と同様に移動体9が第1及び第2の方向X, Yに移動されることにより、プローブ2が直交する二方向に移動されて被検体Pに対し超音波を縦横にスキャンすることができる。

【0046】

従って、上記した一実施の形態と同様に、断層像の読影の際に、病変が疑われる部位の直交する二方向の断面画像を容易に得ることができ、診断精度および診断効率を向上させることができる。

【0047】

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。

【図面の簡単な説明】

【0048】

【図1】本発明の一実施の形態である超音波診断装置の構成を示すブロック図。

【図2】図1の超音波診断装置のプローブ及びその駆動手段を示す上面図。

【図3】図2のプローブ及びその駆動手段を示す側面図。

【図4】図2のプローブ及びその駆動手段を示す正面図。

【図5】図2のプローブによる超音波のスキャン方向を示す図。

【図6】図2のプローブの移動を示すもので、(a)はプローブが初期位置から第1の方向に移動された状態を示す図で、(b)はプローブが90度回転された状態を示す図。

【図7】図2のプローブの移動を示すもので、(a)は90度回転されたプローブが所定位置に移動された状態を示す図で、(b)は所定位置から第2の方向に移動された状態を示す図。

【図8】図2のプローブによる超音波の第1の方向のスキャンによって得られる第1の断層像がモニターに表示された状態を示す図。

【図9】図8の第1の断層像とこの第1の断層像の座標を含む第2の断層像が並列にモニターに表示された状態を示す図。

【図10】図8の第1の断層像と並列に表示される第2の断層像の他の表示例を示す図。

【図11】本発明の他の実施の形態であるプローブの駆動手段を示す図。

【符号の説明】

【0049】

P...被検体、2...超音波接触子、3...入力装置(指定手段)、8...駆動手段、4...モニター(表示手段)、5...水槽、15...画像生成ユニット(画像生成手段)、25...回転機構、27...第1のガイド体、28...第2のガイド体、29...内部記憶部(処理手段)、35...第1の断層像、36, 37...第2の断層像。

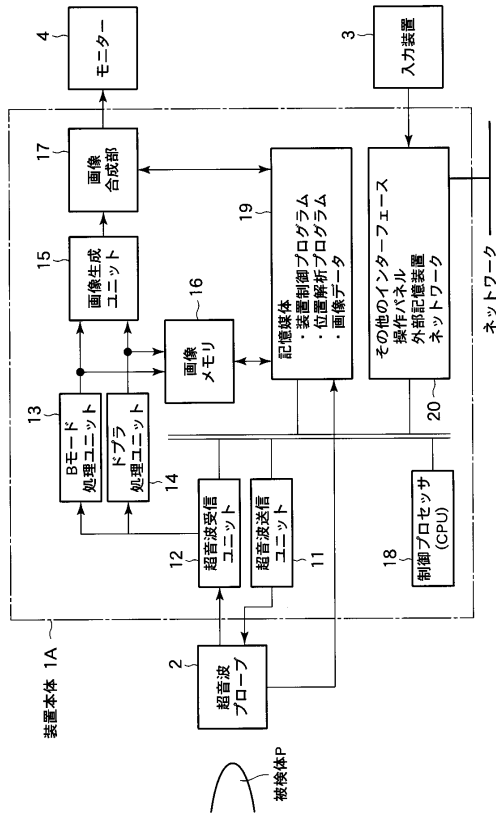
10

20

30

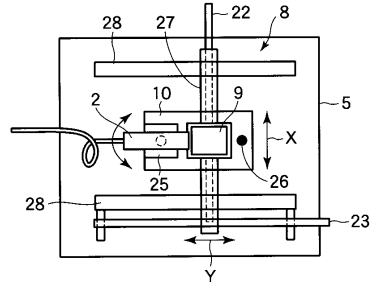
【図1】

図1



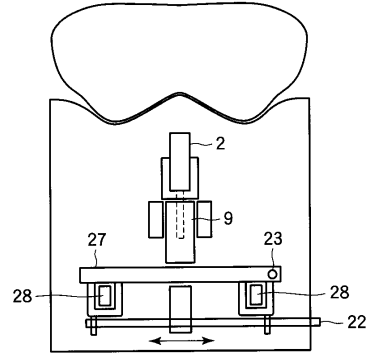
【図2】

図2



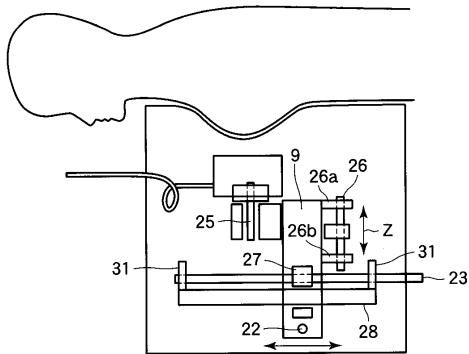
【図3】

図3



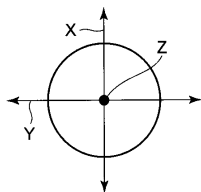
【図4】

図4



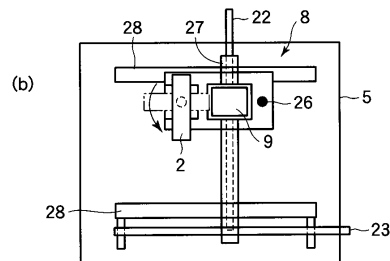
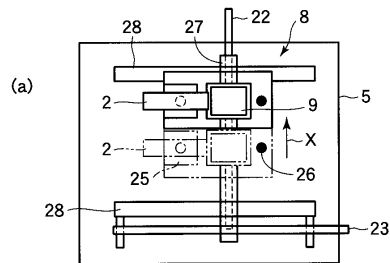
【図5】

図5



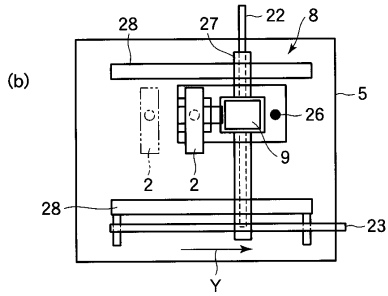
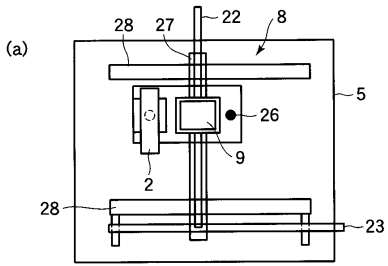
【図6】

図6



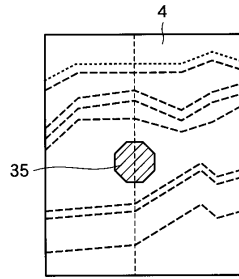
【 図 7 】

図 7



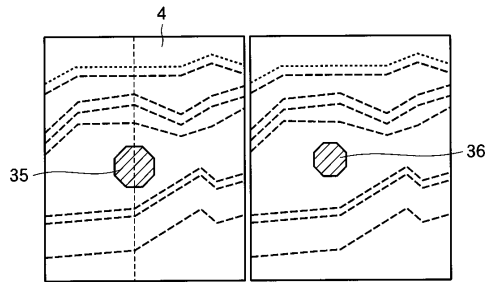
【 図 8 】

図 8



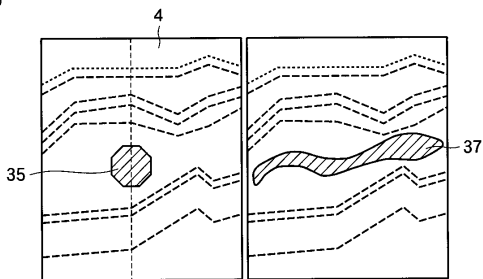
【 図 9 】

図 9



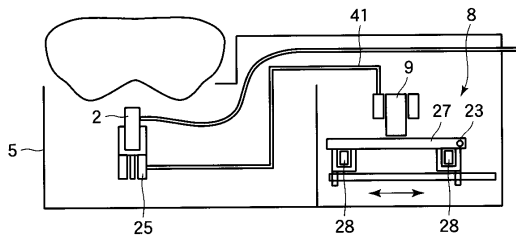
【 図 10 】

図 10



【 図 11 】

図 11



フロントページの続き

- (74)代理人 100088683
弁理士 中村 誠
- (74)代理人 100109830
弁理士 福原 淑弘
- (74)代理人 100075672
弁理士 峰 隆司
- (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 岡村 陽子
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内
- (72)発明者 神山 直久
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内
- (72)発明者 佐藤 友広
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内
- (72)発明者 中田 一人
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内
- (72)発明者 瀬尾 育式
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社社内

審査官 五閑 統一郎

- (56)参考文献 特開昭59-144444(JP,A)
特開平10-248847(JP,A)
特開2005-185333(JP,A)
特開昭60-207649(JP,A)
特表平08-504642(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5269430B2	公开(公告)日	2013-08-21
申请号	JP2008032254	申请日	2008-02-13
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 东芝医疗系统工		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 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 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
[标]发明人	岡村陽子 神山直久 佐藤友広 中田一人 瀬尾育式		
发明人	岡村 陽子 神山 直久 佐藤 友広 中田 一人 瀬尾 育式		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/BB13 4C601/BB16 4C601/BB21 4C601/DD08 4C601/EE10 4C601/EE11 4C601/GA03 4C601/GA13 4C601/GB04 4C601/GC02 4C601/GC10 4C601/KK12 4C601/KK25 4C601/KK31		
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	JP2009189501A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在解释超声图像时，容易获得疑似病变部位的两个正交方向的横截面图像。解决方案：超声诊断设备设置有驱动装置8，用于沿着彼此正交的第一和第二方向X，Y移动探头2以扫描超声波，基于接收信号生成沿第一方向X的第一断层图像组和沿第二方向Y的第二断层图像组，以及第一和第二断层图像组此外一个用于存储的坐标图像生成单元，显示器，用于显示由所述图像生成部生成的第一和第二断层图像组 - 和第一断层图像组的断层图像的所希望的坐标，指定在空间上对应于输入设备从第二组断层图像指定的坐标的坐标，并将包括所识别的坐标的断层图像显示为第二断层图像组还有一个内部存储单元，用于在监视器上显示。

The

図 1

