

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2009-189501

(P2009-189501A)

(43) 公開日 平成21年8月27日(2009.8.27)

(51) Int.Cl.
A61B 8/08 (2006.01)

F1
A61B 8/08

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2008-32254(P2008-32254)
(22) 出願日 平成20年2月13日(2008.2.13)

(71) 出願人 000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目1番1号
(71) 出願人 594164542
東芝メディカルシステムズ株式会社
栃木県大田原市下石上1385番地
(71) 出願人 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 100058479
弁理士 鈴江 武彦
(74) 代理人 100108855
弁理士 蔵田 昌俊

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

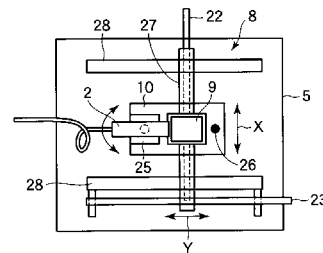
(57) 【要約】

【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なる。

【解決手段】 プローブ2を直交する第1及び第2の方向X、Yに沿って移動させて超音波をスキャンさせる駆動手段8と、超音波のスキャンにより被検体Pから反射されてプローブ2により受信される信号に基づいて第1の方向Xに沿う第1の断層像群、及び前記第2の方向Yに沿う第2の断層像群を生成し、この第1及び第2の断層像群さらにその座標を格納する画像生成ユニットと、この画像生成ユニットによって生成された第1及び第2の断層像群を表示するモニターと、第1の断層像群のうち所望する断層像の座標を指定する入力装置と、この入力装置により指定された座標と空間的に対応する座標を第2の断層像群から特定し、この特定された座標が含まれる断層像を第2の断層像群から選択し、モニターに表示させる内部記憶部とを具備する。

【選択図】 図2

図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に超音波を送信する超音波接触子と、

この超音波接触子を第 1 の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所定角度回転させてから前記第 1 の方向に対し直交する第 2 の方向に移動させて超音波をスキャンさせる駆動手段と、

前記超音波の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第 1 の方向に沿う第 1 の断層像群、及び前記第 2 の方向に沿う第 2 の断層像群を生成し、この第 1 及び第 2 の断層像群さらにその座標を格納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第 1 及び第 2 の断層像群を表示する表示手段と、

前記第 1 の断層像群のうちの所望する第 1 の断層像の座標を指定する指定手段と、

この指定手段により指定された座標と空間的に対応する座標を第 2 の断層像群から特定し、この特定された座標が含まれる第 2 の断層像を前記第 2 の断層像群から選択し、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、

前記駆動手段は、前記超音波接触子の移動を第 1 及び第 2 の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。

【請求項 4】

前記表示手段は、前記対応する座標を含んだ第 1 及び第 2 の断層像を並列的に表示することを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれか一項に記載された超音波診断装置。

【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。

【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。

【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】

10

20

30

40

50

【 0 0 0 5 】

本発明は、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する超音波接触子と、この超音波接触子を第 1 の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所定角度回転させてから前記第 1 の方向に対し直交する第 2 の方向に移動させて超音波をスキャンさせる駆動手段と、前記超音波の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第 1 の方向に沿う第 1 の断層像群、及び前記第 2 の方向に沿う第 2 の断層像群を生成し、この第 1 及び第 2 の断層像群さらにその座標を格納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第 1 及び第 2 の断層像群を表示する表示手段と、前記第 1 の断層像群のうちの所望する第 1 の断層像の座標を指定する指定手段と、この指定手段により指定された座標と空間的に対応する座標を第 2 の断層像群から特定し、この特定された座標が含まれる第 2 の断層像を前記第 2 の断層像群から選択し、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。

10

【 発明の効果 】

【 0 0 0 6 】

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 】

【 0 0 0 7 】

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。

20

【 0 0 0 8 】

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。

【 0 0 0 9 】

超音波診断装置 1 は、装置本体 1 A、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。

【 0 0 1 0 】

装置本体 1 A 内には、超音波送信ユニット 1 1、超音波受信ユニット 1 2、B モード処理ユニット 1 3、ドプラ処理ユニット 1 4、画像生成手段としての画像生成ユニット 1 5、画像メモリ 1 6、画像合成部 1 7、制御プロセッサ (CPU) 1 8、処理手段としての内部記憶部 1 9、インタフェース部 2 0、光センサー (図示しない) が配設されている。

30

【 0 0 1 1 】

上記したプローブ 2 は、超音波送信ユニット 1 1 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。

【 0 0 1 2 】

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 1 9 に送られている。

40

【 0 0 1 3 】

上記した入力装置 3 は装置本体 1 A 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 1 A 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

50

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。

10

【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。

【0017】

上記した超音波受信ユニット12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。

20

【0018】

上記したBモード処理ユニット13は、超音波送信ユニット11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。

【0019】

上記したドブラ処理ユニット14は、超音波送信ユニット11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、ドブ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。

30

【0020】

上記した画像生成ユニット15は、Bモード処理ユニット13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15は、ドブラ処理ユニット14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15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。

40

【0021】

なお、画像生成ユニット15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15に入る以前のデータは、「生データ」と呼ばれることがある。

【0022】

上記した画像メモリ16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16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。

【0023】

上記した画像合成部17は、画像生成ユニット15から受け取った画像を種々のパラメ

50

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。

【 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。

【 0 0 2 6 】

上記したインタフェース部 2 0 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 2 0 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。

【 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 1 0 が昇降自在に設けられている。搭載部 1 0 上には回転機構 2 5 を介してプローブ 2 が搭載されている。搭載部 1 0 は垂直方向に沿って設けられる第 3 の駆動軸（ネジ軸）2 6 の正逆回転によって昇降される。第 3 の駆動軸（ネジ軸）2 6 は搭載部 1 0 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 2 6 a、2 6 b によって回転自在に支持されている。

【 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 2 7 が設けられ、この第 1 のガイド体 2 7 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 2 7 の下方部には、第 1 の駆動軸（ネジ軸）2 2 が第 1 のガイド体 2 7 と平行に設けられている。この第 1 の駆動軸（ネジ軸）2 2 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 2 8 に支持されている。

【 0 0 3 2 】

第 1 のガイド体 2 7 の両端部は、一对の第 2 のガイド体 2 8 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 2 8 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 2 7 に対しては直交する状態で配設されている。

【 0 0 3 3 】

第 2 のガイド体 2 8 の近傍には、第 1 のガイド体 2 7 と平行に第 2 の駆動軸（ネジ軸）2 3 が設けられている。この第 2 の駆動軸 2 3 は、第 1 のガイド体 2 7 の一端部側に螺挿され、両端部が支持具 3 1 を介して第 2 のガイド体 2 8 に支持されている。

【 0 0 3 4 】

10

20

30

40

50

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。

【0035】

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。

【0036】

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、入力装置3を操作して超音波送信ユニット11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22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90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23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

10

20

【0037】

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12を介してBモード処理ユニット13に送信される。Bモード処理ユニット13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15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15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15に搭載された記憶メモリに格納されることになる。

30

【0038】

次に、上記したように画像生成ユニット15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。

【0039】

まず、入力装置3を操作して画像生成ユニット15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35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35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19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35と並列に第2の断層像36が表示され、或いは図10に示すように第1の断層像35と並列に第2の断層像37が表示される。

40

【0040】

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35と第2の断層像36(或いは第1の断層像35と第2の断層像37)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35, 36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10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35の断面形状が略円形状で、第2の断層像37の断面形状が横方向に

50

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。

【0041】

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。

【0042】

図11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。

【0043】

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。

【0044】

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25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)、3

10

20

30

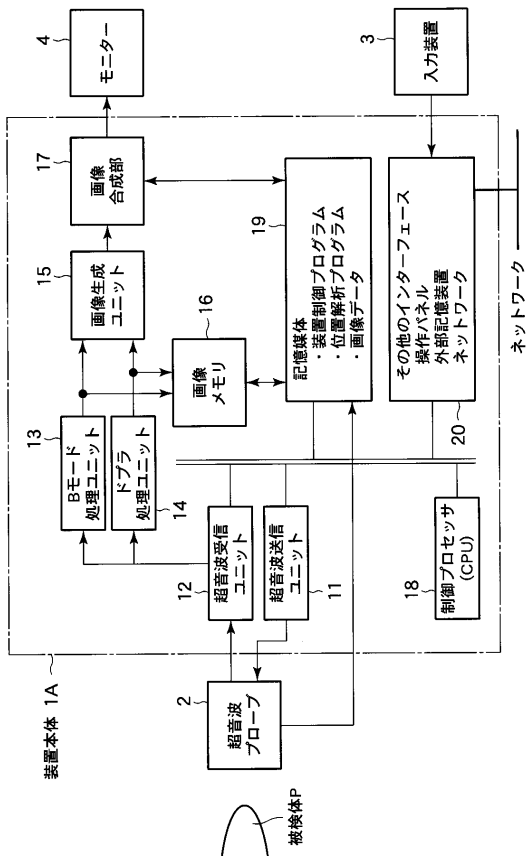
40

50

5 ... 第 1 の断層像、36, 37 ... 第 2 の断層像。

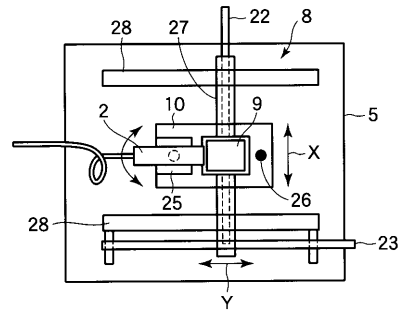
【 図 1 】

図 1



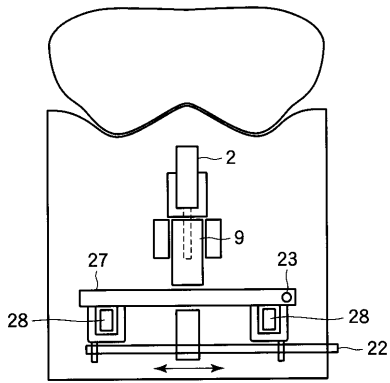
【 図 2 】

図 2



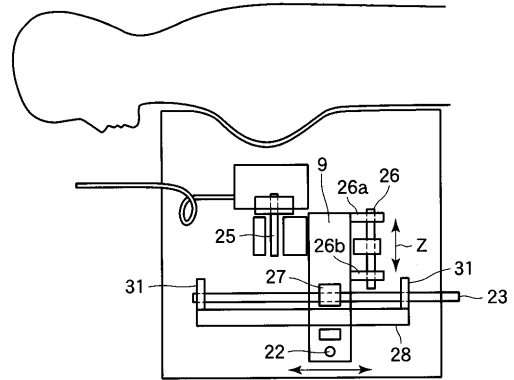
【 図 3 】

図 3



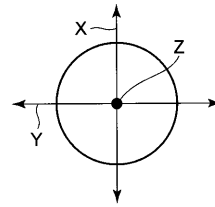
【 図 4 】

図 4



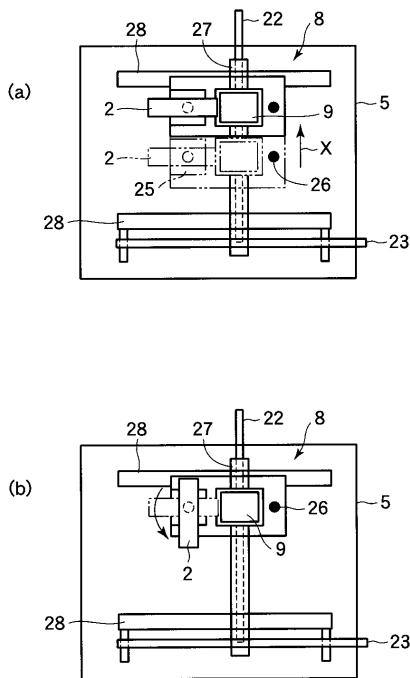
【 図 5 】

図 5



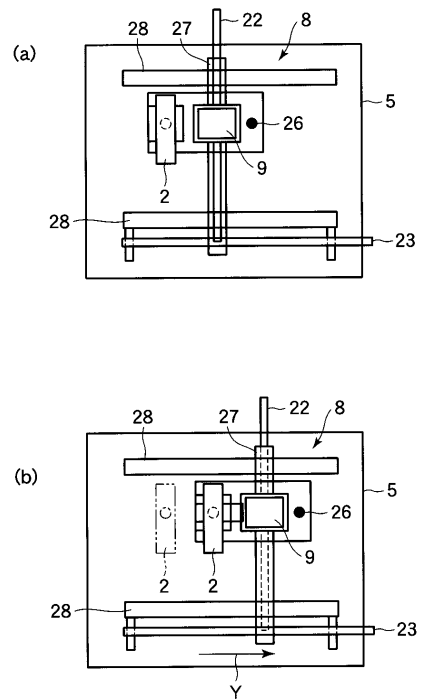
【 図 6 】

図 6



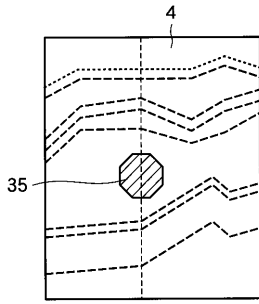
【 図 7 】

図 7



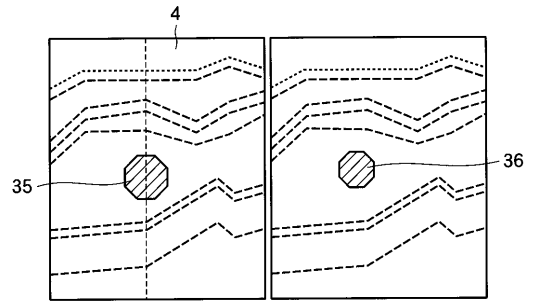
【 図 8 】

図 8



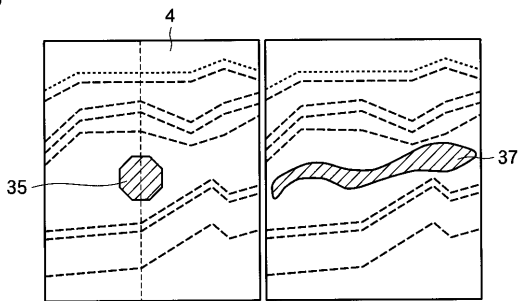
【 図 9 】

図 9



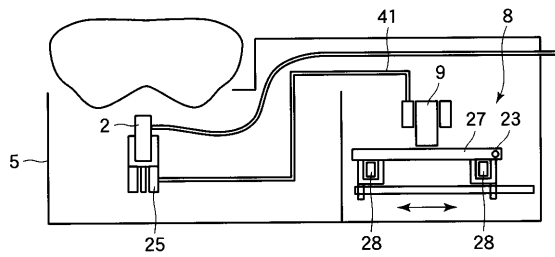
【 図 10 】

図 10



【 図 11 】

図 11



フロントページの続き

- (74)代理人 100091351
弁理士 河野 哲
- (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本社内
- (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本社内
- (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本社内
- (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本社内

(72)発明者 瀬尾 育式

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内

F ターム(参考) 4C601 BB02 BB03 BB13 BB16 BB21 DD08 EE10 EE11 GA03 GA13

GB04 GC02 GC10 KK12 KK25 KK31

| | | | |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译) | 超声诊断设备 | | |
| 公开(公告)号 | JP2009189501A | 公开(公告)日 | 2009-08-27 |
| 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 | | |
| [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 | JP5269430B2 | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

解决的问题：在读取超声图像时，在怀疑有病变的部位轻松获得彼此正交的两个方向的横截面图像。 解决方案：驱动装置8，用于通过沿正交的第一方向X和第二方向Y移动探针2来扫描超声波，以及通过超声波的扫描从被检体P反射的探针2。 基于接收到的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，并且生成第一断层图像组和第二断层图像组。 此外，图像生成单元存储坐标，监视器显示由图像生成单元生成的第一和第二断层图像组，以及期望的断层图像在第一断层图像组中的坐标。 并且，从第二断层图像组中指定用于指定在空间上与由该输入设备指定的坐标相对应的坐标的输入设备，并且包括所指定的坐标的断层图像是第二断层图像组。 以及用于在监视器上显示的内部存储单元。 [选择图]图2

