

(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2010-88486

(P2010-88486A)

(43) 公開日 平成22年4月22日(2010.4.22)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)F1
A61B 8/00テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2008-258483 (P2008-258483)
(22) 出願日 平成20年10月3日 (2008.10.3)(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
(74) 代理人 100058479
弁理士 鈴江 武彦
(74) 代理人 100108855
弁理士 蔵田 昌俊
(74) 代理人 100091351
弁理士 河野 哲
(74) 代理人 100088683
弁理士 中村 誠

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

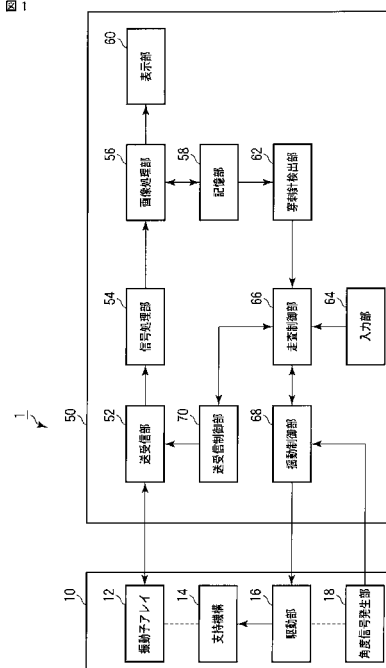
(57) 【要約】

【課題】安全且つ確実な医療行為の実現を支援することが可能な超音波診断装置の提供。

【解決手段】超音波診断装置1は、超音波探触子10と本体50とを有する。超音波探触子10は、振動子アレイ12と支持機構14とを有する。振動子アレイ12は、第1方向に沿って配列される複数の振動子を有する。支持機構14は、第1方向に直交する第2方向に沿って振動子アレイ12を揺動可能に支持する。本体50は、送受信部52は、振動子アレイ12を介して3次元領域を超音波で走査するために、振動子アレイ12に超音波を繰り返し送受信させる。画像処理部56は、送受信部52からのエコー信号に基づいてボリュームデータを発生する。穿刺針検出部62は、ボリュームデータ内における穿刺針の位置を輝度値に基づいて検出する。揺動制御部68は、検出された穿刺針の位置に応じて振動子アレイ12の揺動範囲の大きさと位置との少なくとも一方を変化させる。

【選択図】 図1

図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

第 1 方向に沿って配列される複数の振動子と、前記第 1 方向に直交する第 2 方向に沿って前記複数の振動子を揺動させる揺動部とを有する超音波探触子と、

前記複数の振動子を介して 3 次元領域を超音波で走査するために、前記複数の振動子に超音波を繰り返し送受信させる送受信部と、

前記送受信部からのエコー信号に基づいて前記 3 次元領域に関するボリュームデータを発生するボリュームデータ発生部と、

前記発生されたボリュームデータ内における医用器具の位置を輝度値に基づいて検出する検出部と、

前記検出された医用器具の位置に応じて前記複数の振動子の揺動範囲の大きさと位置との少なくとも一方を変化させる揺動制御部と、

を具備する超音波診断装置。

【請求項 2】

前記揺動制御部は、前記医用器具の位置を前記揺動範囲の角度範囲に関する中心に設定する、請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記揺動制御部は、前記変化の前における前記揺動範囲の大きさに比して前記変化の後における前記揺動範囲の大きさを狭くする、請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記送受信部は、前記変化の前における走査線密度に比して前記変化の後における走査線密度を高くする、請求項 1 乃至 3 の何れか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記揺動制御部は、前記検出部により前記医用器具の位置が検出されなかった場合、前記揺動範囲の大きさと位置との少なくとも一方を初期状態に戻す、請求項 1 乃至 4 の何れか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

第 1 方向に沿って配列される複数の振動子と、前記複数の振動子を介して 3 次元領域を超音波で走査するために前記第 1 方向に直交する第 2 方向に沿って前記複数の振動子を揺動させる揺動部とを有する超音波探触子と、

前記 3 次元領域内における医用器具の位置を検出する検出部と、

前記検出された医用器具の位置に応じて前記複数の振動子の揺動範囲の大きさと位置との少なくとも一方を変化させる揺動制御部と、

を具備する超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、電子走査と機械走査とを組み合わせる 3 次元領域に関するボリュームデータを収集する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

生体内を超音波で電子走査し、この生体のある断層の内部状態を画像化する超音波診断装置がある。この超音波診断装置の応用として、電子走査と機械走査とを組み合わせることにより、ボリュームデータを連続的に収集する超音波診断装置がある。具体的には、一列に配列された複数の振動子を電子走査面の直交方向に機械的に揺動させることで、ボリュームデータを収集している。このような電子走査と機械走査とを組み合わせた複合走査を繰り返すことで、ボリュームデータをリアルタイムに収集することができる。

【0003】

複合走査下において穿刺手技（以下、4D 穿刺と呼ぶ）が行なわれている。4D 穿刺により医師等のオペレータは、従来の一断層画像のみの観察下における穿刺手技に比して、

10

20

30

40

50

穿刺針、ターゲット、周囲組織の3次元的位置情報を客観的に把握することができる。そのため、4D穿刺は、安全な穿刺・治療支援のための有用な技術である。

【0004】

4D穿刺には、高リアルタイム性（高ボリュームレート）が要求される。しかしながら、高リアルタイム性を追求するためには揺動角度や画質（走査密度）を犠牲にしなければならない。つまり、リアルタイム性は、揺動角度と画質とに対してトレードオフの関係にある。

【0005】

特に、走査領域の任意の位置へ穿刺する場合、具体的には断面を固定しないタイプの穿刺アダプタ（例えば特許文献1参照）を使用する場合、あるいは穿刺アダプタを使用しない、いわゆるフリー穿刺の場合は、任意方向に移動する穿刺針の位置把握するため、より広範囲な揺動角度が必要である。そのため、4D穿刺におけるリアルタイム性や画質が悪化してしまい、穿刺を安全、確実に行なえない。

【特許文献1】特開2002-102221号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明の目的は、安全且つ確実な医療行為の実現を支援することが可能な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】

【0007】

本発明の第1局面に係る超音波診断装置は、第1方向に沿って配列される複数の振動子と、前記第1方向に直交する第2方向に沿って前記複数の振動子を揺動させる揺動部とを有する超音波探触子と、前記複数の振動子を介して3次元領域を超音波で走査するために、前記複数の振動子に超音波を繰り返し送受信させる送受信部と、前記送受信部からのエコー信号に基づいて前記3次元領域に関するボリュームデータを発生するボリュームデータ発生部と、前記発生されたボリュームデータ内における医用器具の位置を輝度値に基づいて検出する検出部と、前記検出された医用器具の位置に応じて前記複数の振動子の揺動範囲の大きさと位置との少なくとも一方を変化させる揺動制御部と、を具備する。

【0008】

本発明の第2局面に係る超音波診断装置は、第1方向に沿って配列される複数の振動子と、前記複数の振動子を介して3次元領域を超音波で走査するために前記第1方向に直交する第2方向に沿って前記複数の振動子を揺動させる揺動部とを有する超音波探触子と、前記3次元領域内における医用器具の位置を検出する検出部と、前記検出された医用器具の位置に応じて前記複数の振動子の揺動範囲の大きさと位置との少なくとも一方を変化させる揺動制御部と、を具備する。

【発明の効果】

【0009】

本発明によれば、安全且つ確実な医療行為の実現を支援することが可能な超音波診断装置を提供することが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

以下、図面を参照しながら本発明の実施形態に係る超音波診断装置を説明する。

【0011】

本実施形態に係る超音波診断装置は、医師等のオペレータが医用器具を用いて被検体に医療行為をする際、この医療行為を支援するために用いられる。本実施形態に係る超音波診断装置は、穿刺針を用いる穿刺術、カテーテルやステント等を用いるカテーテル術等、医用器具を用いるいかなる医療行為に適用可能である。しかし以下、本実施形態を具体的に説明するために、医療行為は穿刺術であるとする。穿刺術中、オペレータは、穿刺針を操作しながら超音波探触子を操作することにより、被検体内における穿刺針とターゲ

10

20

30

40

50

ットとの位置関係等を超音波診断装置により把握する。

【0012】

図1は、本実施形態に係わる超音波診断装置1の構成を示す図である。図1に示すように、本実施形態に係わる超音波診断装置1は、互いにケーブル等によって接続された超音波探触子10と超音波診断装置1の本体50とを備える。

【0013】

図2は、本実施形態に係わる超音波探触子10の概略構造を示す図である。図2に示すように超音波探触子10は、内部の構成要素を収容するための筐体11を有する。筐体11は、被検体の表面に接触される接触面111を底部に有する。筐体11の内部は、例えば、仕切り板112により2分されている。2つの空間のうちの接触面111側の第1空間113には、音響伝播を良好にするための内溶液が充填されている。一方、第1空間113とは異なる第2空間114には、内溶液が充填されていない。

【0014】

筐体11の内部には、振動子アレイ12、支持機構14、及び駆動部16が設けられている。振動子アレイ12は、アーム状の支持機構14の一端に設けられる。振動子アレイ12は、図2の紙面垂直方向（d1方向）に一系列に配列された複数の振動子を有する。振動子アレイ12は、図示しないケーブルを介して後述する本体50の送受信部52から超音波駆動パルス信号を受けて超音波を発生する。そして振動子アレイ12は、被検体内部の生体組織や穿刺針等によって反射された超音波を受信する。受信された超音波は、振動子アレイ12によりエコー信号に変換され、図示しないケーブルを介して上述の送受信部52に送信される。

【0015】

支持機構14の他端には駆動部16が設けられる。支持機構14は、駆動部16に設けられた回転軸A1を支点として振動子アレイ12をアレイ方向に垂直な方向（d2方向）に揺動可能に支持している。駆動部16は、典型的にはパルスモータである。駆動部16は、図示しないケーブルを介して後述する本体50の揺動制御部68からのモータ駆動パルス信号の繰り返し周波数に応じた速度や向きで回転する。支持機構14は、駆動部16の回転運動を振動子アレイ12の揺動運動に変換する機構を有している。

【0016】

図示はしないが、駆動部16の回転軸A1には、角度信号発生部18が取り付けられている。角度信号発生部18は、光学式あるいは磁気式のエンコーダである。角度信号発生部18は、駆動部16の回転軸A1が一定角度回転する毎に、回転軸A1の回転角度を検出するための角度パルス信号を発生する。回転軸A1の回転角度は、振動子アレイ12の位置に対応している。発生された角度パルス信号は、図示しないケーブルを通じて角度信号発生部18により揺動制御部68に送信される。

【0017】

ここで、回転軸A1と揺動方向d2に関する振動子アレイ12の中心A2とを結ぶ線をアレイ中心線Lと呼ぶことにする。また、振動子アレイ12が構造的に揺動可能な最大限の範囲を最大揺動範囲R1と呼ぶことにする。この最大揺動範囲R1の中心A3と回転軸A1とを結ぶ線を基準線（0°）とする。図2では、揺動方向d2に関する振動子アレイ12の中心A2の角度と最大揺動範囲R1の中心A3の角度とは一致しており、これに伴って、アレイ中心線Lは基準線（0°）に一致している。振動子アレイ12の角度は、回転軸A1を支点とした基準線（0°）に対するアレイ中心線Lのずれ角で規定される。最大揺動範囲R1の上限角を θ_{max} 、下限角を θ_{min} とする。後述するように穿刺中において振動子アレイ12は、最大揺動範囲R1よりも狭い所望の揺動範囲を揺動する。所望の揺動範囲の位置（中心）は、穿刺針の位置に追従して揺動制御部68により設定される。所望の揺動範囲の大きさは、入力部64を介してオペレータにより任意に、又は揺動制御部68により自動的に設定される。なお揺動範囲の中心は揺動範囲の上限角と下限角との中心角度に、揺動範囲の大きさは上限角と下限角との間の角度範囲（視野角）に対応する。

10

20

30

40

50

【0018】

図3は、超音波探触子10の走査方向を示す図である。図3に示すように、振動子アレイ12を構成する複数の振動子の配列方向d1と電子走査方向とは同一である。また、振動子アレイ12は、駆動部16により電子走査面に直交する方向、すなわち配列方向d1に直交する方向d2に揺動（機械走査）される。振動子アレイ12をd2方向に繰り返し揺動させながらd1方向に繰り返し電子走査をすることで、超音波で3次元領域VRを3次元走査することが可能となる。このように、超音波診断装置1は、電子走査と機械走査とを組み合わせた複合走査を繰り返し行ない（いわゆる4次元走査）、時系列のボリュームデータを収集する。

【0019】

次に超音波診断装置1の本体50の構成について説明する。図1に示すように本体50は、送受信部52、信号処理部54、画像処理部56、記憶部58、表示部60、穿刺針検出部62、入力部64、走査制御部66、揺動制御部68、及び送受信制御部70を有する。

【0020】

送受信部52は、後述する送受信制御部58からの送受信制御信号を受けて、揺動方向d2に沿って繰り返し揺動する電子走査面を振動子アレイ12を介して超音波で繰り返し電子走査する。これにより、3次元領域に関するエコー信号が繰り返し収集される。

【0021】

より詳細には、送受信部52は、図示しないレートパルス発生回路、送信遅延回路、及び駆動パルス発生回路等を有している。レートパルス発生回路は、所定のレート周波数 f_r Hz（周期； $1/f_r$ 秒）で、レートパルスをチャンネル毎に繰り返し発生する。遅延回路は、チャンネル毎に超音波をビーム状に集束させ且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間を各レートパルスに与える。駆動パルス発生回路は、各遅延されたレートパルスに基づくタイミングで、振動子アレイ12に超音波駆動パルスを印加する。

【0022】

また、送受信部52は、図示しないアンプ回路、A/D変換器、受信遅延回路、及び加算器等を有している。アンプ回路は、振動子アレイ12から受信したエコー信号をチャンネル毎に増幅する。A/D変換器は、増幅されたエコー信号をチャンネル毎にアナログ信号からデジタル信号に変換する。受信遅延回路は、デジタル信号に変換されたエコー信号に対し、チャンネル毎にビーム状に集束させ且つ受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与える。加算器は、遅延時間が与えられた各エコー信号を加算する。この加算処理により、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とにより超音波ビームが形成される。1つの超音波ビームは、1つの走査線に対応する。走査線ごとのエコー信号は、送受信部52により信号処理部54に供給される。

【0023】

信号処理部54は、送受信部52から供給される走査線ごとのエコー信号を対数増幅や包絡線検波などし、信号強度が輝度の明るさで表現されるBモード信号を生成する。生成されたBモード信号は、信号処理部54により画像処理部56に供給される。

【0024】

画像処理部56は、信号処理部54からのBモード信号に基づいて電子走査面に関する2次元画像のデータを発生する。また、画像処理部56は、複数の電子走査面に関するBモード信号をボクセル変換して、3次元領域に関するボリュームデータを発生する。例えば、振動子アレイ12が揺動範囲の端から端まで移動する毎に1ボリューム分のボリュームデータが発生される。揺動走査と電子走査とが繰り返されることで、複数ボリューム分のボリュームデータが繰り返し発生される。必要に応じて画像処理部56は、ボリュームデータに3次元画像処理を行い3次元的な2次元画像のデータを発生する。穿刺術中において発生された2次元画像のデータやボリュームデータには、穿刺針に関するデータが含まれる。

【0025】

記憶部 58 は、発生された 2 次元画像のデータやボリュームデータを記憶する。

【0026】

表示部 60 は、画像処理部 56 により発生された 2 次元画像を所定のレイアウトで表示する。典型的には、表示部 60 は、所定断面に関する 2 次元画像を動画表示する。

【0027】

穿刺針検出部 62 は、既知の技術を用いて、3 次元領域内における穿刺針の位置を検出する。検出された穿刺針の位置情報は、穿刺針検出部 62 により走査制御部 66 に供給される。

【0028】

入力部 64 は、オペレータからの各種指令や情報を入力する。例えば、入力部 64 は、操作開始指示や各種走査条件を受付ける。走査条件としては、電子走査範囲、揺動範囲、走査線密度、ボリュームレート、フレームレート、ゲイン、周波数、ダイナミックレンジ、フィルタ設定、視野深度、及びフォーカス位置等が設定可能である。入力部 64 としては、マウスやトラックボールなどのポインティングデバイス、スイッチボタン等の選択デバイス、あるいはキーボード等の入力デバイスが適宜利用可能である。オペレータにより入力された入力信号は、入力部 64 により走査制御部 66 に供給される。

【0029】

走査制御部 66 は、入力部 64 からの入力信号に基づいて、揺動制御部 68 と送受信制御部 70 とを制御することにより 3 次元領域を超音波で繰り返し走査する。また、走査制御部 66 は、穿刺針検出部 62 により検出された穿刺針の位置に応じて揺動制御部 68 と送受信制御部 70 とを制御することにより、高ボリュームレート且つ高空間分解能（画質）の 3 次元走査をする。

【0030】

揺動制御部 68 は、走査制御部 66 からの制御信号を受けて、この制御信号に応じたモータ駆動パルスを駆動部 16 に印加する。詳細には、揺動制御部 68 は、角度信号発生部 18 からの角度パルス信号と走査制御部 66（穿刺位置検出部 62）からの穿刺位置情報とをフィードバック情報として、駆動部 16 に印加するモータ駆動パルス信号をリアルタイムに制御する。より詳細には、揺動制御部 68 は、穿刺針の位置に応じて、振動子アレイ 12 の揺動範囲の大きさと位置との少なくとも一方を変化させる。なお揺動範囲の大きさは揺動角度の広さに、揺動範囲の位置は揺動角度の中心角度に対応する。また、必要に応じて揺動制御部 68 は、揺動範囲の変化前の空間分解能に比して変化後の空間分解能を向上させるために、変化前と変化後とで揺動速度を変化させる。

【0031】

送受信制御部 70 は、走査制御部 66 からの制御信号に応じて送受信部 52 に電子走査のための制御信号を供給する。また、必要に応じて送受信制御部 70 は、揺動範囲の変化前の空間分解能に比して変化後の空間分解能を向上させるために、送受信部 52 を制御して変化前と変化後とで走査条件を変化させる。具体的には、送受信制御部 70 は、揺動範囲の変化前における走査線密度に比して変化後における走査線密度を高くする。

【0032】

次に、穿刺術における揺動範囲の制御処理について詳細に説明する。なお、本実施形態に係わる穿刺の方法は、穿刺アダプタを用いる方法であっても、オペレータが手動で行なう、いわゆるフリー穿刺であってもよい。以下、説明を具体的に行なうため、本実施形態に係わる穿刺法は、フリー穿刺であるとする。

【0033】

穿刺前においてオペレータは、超音波探触子 10 を操作しながらターゲット位置を同定したり、穿刺経路等を確認したりする。穿刺前における揺動範囲の大きさと位置とは、オペレータにより入力部 64 を介して任意に設定される。

【0034】

穿刺中においてオペレータは、超音波探触子 10 を片手で操作しながらもう片方の手で穿刺針をターゲットに向けて刺入する。なお、超音波探触子 10 の位置はオペレータ等に

10

20

30

40

50

より固定されているものとする。図 4 は、3 次元領域 V R の揺動方向に関する断面を示す図である。なお、穿刺針の刺入開始時における揺動範囲は、最大揺動範囲であるとする。図 4 に示すように、穿刺中において走査対象である 3 次元領域に穿刺針 8 2 が刺入される。

【0035】

穿刺針 8 2 が刺入されると、穿刺針検出部 6 2 は、既存の技術を用いて 3 次元領域内における穿刺針の先端部 8 2 1 を検出する。以下、特開 2000-107178 号公報に記載の技術を利用した穿刺針 8 2 の位置の検出例を示す。3 次元走査により 3 次元領域 V R に関するボリュームデータが発生されると穿刺針検出部 6 2 は、発生されたボリュームデータ中に含まれる高輝度部を検出する。ここで、穿刺針 8 2 位置の算出対象であるボリュームデータを基準ボリュームデータ、基準ボリュームデータよりも前に発生されたボリュームデータを参照ボリュームデータと呼ぶことにする。穿刺針検出部 6 2 は、基準ボリュームデータ内における当該高輝度部の輝度値と、参照ボリュームデータ内における当該高輝度部と同座標にあるボクセルの輝度値とを比較する。これらボリュームデータ間で輝度値の変化があった場合、穿刺針検出部 6 2 は、当該高輝度部を穿刺針 8 2 の先端部 8 2 1 と認識する。針先を認識すると、穿刺針検出部 6 2 は、認識した先端部 8 2 1 のボリュームデータ内における座標を算出する。このようにして穿刺針 8 2 の位置が検出される。

【0036】

穿刺針 8 2 の位置が検出されると穿刺針検出部 6 2 は、変化後の揺動範囲の位置（中心角度）を決定するため、先端部 8 2 1 の座標に対応するアレイ中心線 L の角度 $\theta 1$ を決定する。具体的には、穿刺針検出部 6 2 は、穿刺針 8 2 の先端部 8 2 1 の座標を通る超音波走査線を特定し、特定された超音波走査線と基準線（ 0° ）との角度を決定する。決定された走査線の角度は、アレイ中心線 L の角度 $\theta 1$ と同等である。決定されたアレイ中心線 L の角度 $\theta 1$ に関するデータは、走査制御部 6 6 を介して揺動制御部 6 8 に供給される。

【0037】

揺動制御部 6 8 は、アレイ中心線 L の角度 $\theta 1$ に基づいて揺動範囲を変化させる。図 5 は、変化後の揺動範囲 R 2 を示す図である。図 5 に示すように、揺動制御部 6 8 は、穿刺針 8 2 の先端 8 2 1 に対応する角度 $\theta 1$ を中心とする所定角度範囲を新たな揺動範囲 R 2 に設定する。より詳細には、まず、角度 $\theta 1$ が新たな揺動範囲 R 2 の中心角度に設定される。揺動範囲 R 2 の上限角 θu と下限角 θl とは、設定された中心角度から予め定められた所定角度 $d\theta$ だけ離れた角度に設定される。このように 3 次元領域 V R 内における穿刺針 8 2 の先端 8 2 1 は、変化後の揺動範囲 R 2 の中心角度 $\theta 1$ 上に位置する。なお、所定角度 $d\theta$ は、ボリュームレート向上のため、揺動範囲 R 2 の角度範囲が最大揺動範囲 R 1 の角度範囲よりも狭くなるように設定される。所定角度 $d\theta$ は、オペレータにより入力部 6 4 を介して任意に設定可能である。また、所定角度 $d\theta$ は、揺動制御部 6 8 により、最大揺動範囲 R 1 の角度範囲に対する揺動範囲 R 2 の角度範囲に応じて自動的に設定されるとしても良い。例えば、穿刺針 8 2 の先端 8 2 1 の位置とターゲットの位置とが近づくほど、揺動範囲 R 2 を狭めるとよい。なお、揺動範囲 R 2 は、予め設定された所定ボリューム数毎に更新される。

【0038】

揺動範囲を変化させると揺動制御部 6 8 は、穿刺針の先端部の角度と振動子アレイ 1 2 の角度（アレイ中心線 L の角度）とをフィードバック情報として、変化後の揺動範囲内を振動子アレイ 1 2 が揺動するように駆動部 1 6 を制御する。この際、揺動制御部 6 8 は、ボリュームレートを向上させるため、揺動範囲の角度範囲が狭まるほど振動子アレイ 1 2 の速度を上昇させる。また揺動制御部 6 8 により変化後の揺動範囲が設定されると、送受信制御部 7 0 は、ボリュームデータの空間分解能の向上のため、揺動範囲の変化前と後とで走査線密度を変化させる。具体的には、送受信制御部 7 0 は、揺動範囲の角度範囲が狭まるほど走査線密度を高くする。

【0039】

このように、揺動範囲等を変化させながら走査制御部 6 6 は、振動子アレイ 1 2 を介し

て３次元領域を超音波で繰り返し走査する。走査中、画像処理部５６によりリアルタイムにボリュームデータが発生され、発生されたボリュームデータに基づいて穿刺針の先端位置を含む所定断面に関する２次元画像のデータが発生される。発生された所定断面に関する２次元画像は、図６に示すようなレイアウトで、表示部６０に動画表示される。

【００４０】

なお穿刺中において、穿刺針が走査対象である３次元領域から外れる場合等、穿刺針検出部６２が穿刺針を検出しない場合がある。この場合、穿刺針検出部６２は、穿刺針を検出しなかったことを示す非検出信号を走査制御部６６に供給する。非検出信号の供給を受けると走査制御部６６は、揺動制御部６８を制御して、変化前の角度範囲と振動子アレイ１２の速度とで３次元領域を走査する。これと同時に走査制御部６６は、送受信制御部７０を制御して、変化前の走査線密度で３次元領域を走査する。

10

【００４１】

本実施形態に係わる超音波診断装置１は、穿刺針をターゲットに近づける際、振動子アレイ１２の揺動範囲を穿刺針の先端に追従させる。このように揺動範囲を穿刺針の先端に追従させることで、オペレータによる穿刺針とターゲットとの位置関係の見失いを防止することができる。これにより、超音波診断装置１は、ボリュームレートの低下の原因となっていた広範囲な揺動角度を必要としないため、揺動範囲の縮小が可能となる。さらに超音波診断装置１は、ボリュームレートの向上のため、揺動範囲の縮小前における振動子アレイ１２の速度に比して、縮小後における振動子アレイ１２の速度を上昇させる。また超音波診断装置１は、ボリュームデータの空間分解能の向上のため、縮小前の揺動範囲にお

20

【００４２】

なお、上記実施形態において、穿刺針検出部６２は、特開２０００－１０７１７８号公報に記載の技術を用いてボリュームデータ内における穿刺針の位置を検出するとした。しかしながらこれに限定する必要はなく、本実施形態に係わる穿刺針検出部６２は、既存の如何なる方法を用いることによって、３次元領域における穿刺針の位置を検出しても良い。例えば、穿刺針検出部６２は、特開２００３－３３４１９１号公報に記載のように、穿刺角度を任意に設定できる穿刺アダプタに設けられた角度センサにより、３次元領域における穿刺針の位置を検出しても良い。また、穿刺針検出部６２は、特開平１１－５６８５

30

【００４３】

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】

【００４４】

【図１】本発明の実施形態に係わる超音波診断装置の構成を示す図。

【図２】図１の超音波探触子の概略構造を示す図。

【図３】図１の超音波探触子の走査方向を示す図である。

【図４】本実施形態に係わる揺動範囲の制御処理を説明するための図。

【図５】本実施形態に係わる揺動範囲の制御処理を説明するための他の図。

【図６】図１の表示部に表示される画面レイアウトの一例を示す図。

【符号の説明】

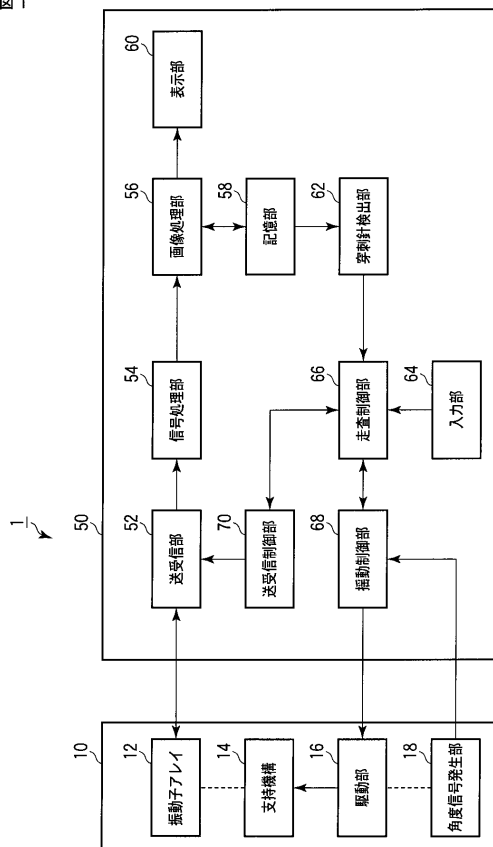
50

【 0 0 4 5 】

1 … 超音波診断装置、10 … 超音波探触子、12 … 振動子アレイ、14 … 支持機構、16 … 駆動部、18 … 角度信号発生部、50 … 本体、52 … 送受信部、54 … 信号処理部、56 … 画像処理部、58 … 記憶部、60 … 表示部、62 … 穿刺針検出部、64 … 入力部、66 … 走査制御部、68 … 揺動制御部、70 … 送受信制御部

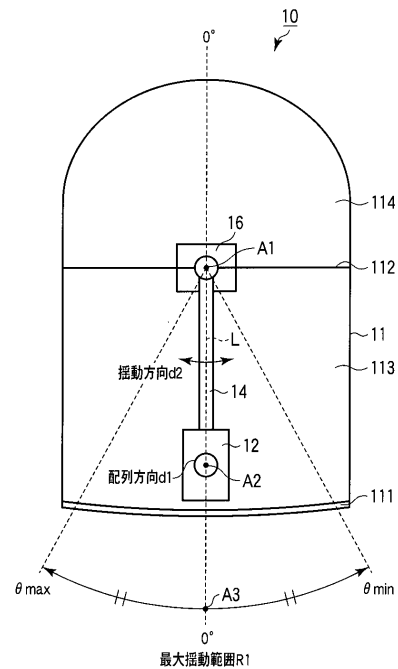
【 図 1 】

図 1



【 図 2 】

図 2



フロントページの続き

- (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 100100952
弁理士 風間 鉄也
- (74)代理人 100101812
弁理士 勝村 紘
- (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 芝本 弘一
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 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 小作 秀樹
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 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 武内 俊
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 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 尾名 康裕
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- F ターム(参考) 4C601 BB03 BB06 BB15 BB16 BB23 EE04 EE08 EE16 FF03 FF06
GA01 GA20 GA27 HH15 HH17 JB36 JC31 KK22

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2010088486A	公开(公告)日	2010-04-22
申请号	JP2008258483	申请日	2008-10-03
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	芝本弘一 小作秀樹 武内俊 尾名康裕		
发明人	芝本 弘一 小作 秀樹 武内 俊 尾名 康裕		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/BB15 4C601/BB16 4C601/BB23 4C601/EE04 4C601/EE08 4C601/EE16 4C601/FF03 4C601/FF06 4C601/GA01 4C601/GA20 4C601/GA27 4C601/HH15 4C601/HH17 4C601/JB36 4C601/JC31 4C601/KK22 4C601/GA26 4C601/KK21		
代理人(译)	河野 哲 中村诚 河野直树 冈田隆 山下 元		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够支持实现安全可靠的医学治疗的超声诊断设备。超声波诊断装置（1）具有超声波探头（10）和主体（50）。超声探头10具有换能器阵列12和支撑机构14。换能器阵列12具有沿第一方向布置的多个换能器。支撑机构14沿着与第一方向正交的第二方向可摆动地支撑换能器阵列12。在主体50中，发送器/接收器52使换能器阵列12重复地发送和接收超声波，以便经由换能器阵列12用超声波扫描三维区域。图像处理单元56基于来自发送/接收单元52的回波信号生成体数据。穿刺针检测器62基于亮度值来检测穿刺针在体数据中的位置。摆动控制器68根据检测到的穿刺针的位置来改变换能器阵列12的摆动范围的大小和位置中的至少之一。[选型图]图1

