

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5583892号
(P5583892)

(45) 発行日 平成26年9月3日 (2014.9.3)

(24) 登録日 平成26年7月25日 (2014.7.25)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/08 (2006.01)
A 6 1 B 8/06 (2006.01)

A 6 1 B 8/08
A 6 1 B 8/06

請求項の数 2 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2008-132246 (P2008-132246)
(22) 出願日 平成20年5月20日 (2008.5.20)
(65) 公開番号 特開2009-279079 (P2009-279079A)
(43) 公開日 平成21年12月3日 (2009.12.3)
審査請求日 平成23年4月27日 (2011.4.27)

前置審査

(73) 特許権者 000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目1番1号
(73) 特許権者 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
(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 100149803
弁理士 藤原 康高
(74) 代理人 100109900
弁理士 堀口 浩

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】

穿刺針による穿刺対象を含む三次元のスキャン領域に関する造影剤破壊領域設定用のボリュームデータを基に、穿刺対象像を含まず、かつ、前記穿刺針のパスを含む三次元の造影剤破壊領域を設定する設定手段と、

前記造影剤破壊領域に対して高音圧の超音波パルスにて高音圧スキャン後、前記スキャン領域に対して低音圧の超音波パルスにて低音圧スキャンする手段と、

前記低音圧スキャンによって取得されるエコー信号を基に、前記スキャン領域に関する穿刺治療表示用のボリュームデータを生成する手段と、

前記穿刺治療表示用のボリュームデータを基に前記穿刺針のパスを含む第1断面に係る第1断面画像と、前記穿刺針のパスを示す第1穿刺針マーカとを位置合わせして重ねて表示する表示手段と、

を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記表示手段は、前記第1断面に直交する第2断面に係る第2断面画像と、前記第1穿刺針マーカを前記第2断面に係る第2断面画像上に投影したときの第2穿刺針マーカとを位置合わせして重ねて表示する構成とすることを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

20

【 0 0 0 1 】

本発明は、被検体の体表面から体内の所定部位にかけての領域に挿入される穿刺針を使用する穿刺治療の技術に係り、特に、三次元画像を用いて穿刺対象（腫瘍等）をモニタリングする場合に、穿刺針の位置を表示する超音波診断装置に関する。

【 背景技術 】

【 0 0 0 2 】

超音波診断装置は超音波パルス反射法により、体表から生体内の軟組織の断層像を無侵襲に得る医用診断装置である。超音波診断装置は、他の医用診断装置に比べ、小型で安価、X線等の被曝がなく安全性が高い、血流イメージングが可能等の特長を有し、心臓、腹部、泌尿器及び産婦人科等で広く利用されている。

10

【 0 0 0 3 】

また、超音波診断装置は、画像診断のみばかりでなく、例えば肝細胞癌の局所治療法としてラジオ波焼灼療法（RFA）や肝細胞組織を検査する生検等でも用いられる。これらの治療・検査においては、穿刺針を用いて、腫瘍等の関心部位に正確に穿刺を行わなければならない。そのため、穿刺針が生体内のどの場所まで侵入しているかを明確に把握するために、リアルタイムで関心領域及び穿刺針をモニタリング可能な超音波診断装置が利用される。特に、近年では、コンピュータの高速化により、表示にリアルタイム3次元超音波画像を用いる場合もある。その場合において、穿刺治療中に3次元画像上に穿刺針位置を表示したり、穿刺針の方向をマーカ表示したりする方法がいくつか提案されている（例えば、特許文献1参照。）。

20

【 0 0 0 4 】

さらに、エコー反射を増強するマイクロバブルを利用した超音波造影剤は血流等を鮮明に映像化する手段として広く用いられており、肝腫瘍の質的診断、胆膵疾患の質的診断、又は、心臓領域における心筋パーフュージョン（*perfusion*）の評価に用いられている。第一世代のマイクロバブルの被膜は極めて脆弱であったため、超音波の照射により造影剤自体が破壊されるという性質を持っていたことから、長時間にわたって造影画像を得ることができなかった。しかし、第二世代の造影剤は、そのマイクロバブルの被膜構造がしっかりしているために、上記の問題がなく、長時間その造影効果を得ることができるようになった。

【 0 0 0 5 】

30

例えば、悪性肝腫瘍患者にこのような造影効果が持続するマイクロバブル超音波造影剤を注入して超音波撮像を行なうと、まず動脈を流れる造影剤が腫瘍に到達することにより腫瘍のエコー強度が増強されるため、画像上では腫瘍部分の輝度が高くなる。その後、造影剤は、胃及び腸管等の消化管へ移動し、さらに消化管から門脈を介して肝臓に入ってくるため、腫瘍の周囲が造影されて周囲の輝度が高くなる。造影剤はクッパー（*kupffer*）細胞に取り込まれてしばらくは留まり、腫瘍の周囲に対する造影効果はしばらくの間は持続する。一方、肝腫瘍では、クッパー細胞を含まないために造影効果が持続しない。このため、腫瘍部分は輝度が低くなる。

【 0 0 0 6 】

図15は、肝腫瘍（転移性肝腫瘍）の輝度変化を説明するための図である。

40

【 0 0 0 7 】

造影剤注入から所定時間経過後、ボリュームデータの生成の開始後は、図15の左側の断面画像のように、肝腫瘍の像は動脈からの造影剤が到達しているので高輝度となる一方、肝腫瘍の周囲は造影剤が到達していないので低輝度となる。また、肝腫瘍から造影剤が流れ去ると、図15の右側の断面画像のように、肝腫瘍はクッパー細胞を含まないため造影剤が組織に取り込まれないので、肝腫瘍の像は、肝腫瘍が低輝度となる一方、クッパー細胞を含む肝腫瘍の周囲は高輝度となる。図15の右側に示す断面画像によると肝腫瘍の像とその周囲が明瞭に区別できるため、質的診断を終えた後に穿刺治療等の治療を行なうのに適している。

【 特許文献 1 】 特開平 6 - 2 0 5 7 7 6 号公報

50

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

肝腫瘍の像とその周囲が明瞭に区別できるため、肝腫瘍の周囲が高輝度となる画像（図15の右側に示す断面画像）を見ながら穿刺治療に移行したいというニーズは強い。しかしながら、肝腫瘍の周囲が高輝度となる画像を見ながら穿刺治療を行なおうとすると、穿刺針が肝腫瘍に向かってその周囲を進行する際、高輝度の周囲部分に高輝度の穿刺針の像が重なり、穿刺針の像が見にくいという問題がある。ある程度以上の音響パワーで超音波を照射するとマイクロバブル造影剤が破壊されて造影効果は失われ、穿刺針の像の見にくさは解消されるが、肝腫瘍の像とその周囲との輝度差が失われて肝腫瘍の位置が確認困難となる。

10

【0009】

そもそも肝腫瘍とその周囲との輝度差が小さいケースほど、肝腫瘍の周囲が高輝度となる画像を用いて穿刺に移行したいというニーズが強い。造影剤のない状態で肝腫瘍とその周囲の輝度差が小さいケースほど、肝腫瘍の周囲が高輝度となる画像を見ながら穿刺治療にすぐ移行すると穿刺針の進行状況が把握しづらいために、結果的に、焼灼領域が適切ではなかったり、穿刺針を刺し直したりするなどの状況となっていた。

【0010】

本発明は、このような事情を考慮してなされたもので、穿刺対象への穿刺を正確に効率的に行なえる超音波診断装置を提供することを目的とする。

20

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明に係る超音波診断装置は、上述した課題を解決するために、穿刺針による穿刺対象を含む三次元のスキャン領域に関する造影剤破壊領域設定用のボリュームデータを基に、穿刺対象像を含まず、かつ、前記穿刺針のパスを含む三次元の造影剤破壊領域を設定する設定手段と、前記造影剤破壊領域に対して高音圧の超音波パルスにて高音圧スキャン後、前記スキャン領域に対して低音圧の超音波パルスにて低音圧スキャンする手段と、前記低音圧スキャンによって取得されるエコー信号を基に、前記スキャン領域に関する穿刺治療表示用のボリュームデータを生成する手段と、前記穿刺治療表示用のボリュームデータを基に前記穿刺針のパスを含む第1断面に係る第1断面画像と、前記穿刺針のパスを示す第1穿刺針マーカとを位置合わせして重ねて表示する表示手段と、を有する。

30

【発明の効果】

【0013】

本発明に係る超音波診断装置によると、穿刺対象への穿刺を正確に効率的に行なえる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

本発明に係る超音波診断装置の実施形態について、添付図面を参照して説明する。

【0015】

図1は、本実施形態の超音波診断装置の構成を示す概略図である。

【0016】

40

図1は、第1実施形態の超音波診断装置10を示す。その超音波診断装置10は、大きくは、穿刺針ガイド11、超音波プローブ12、装置本体13、ディスプレイ14及び操作パネル15によって構成される。

【0017】

穿刺針ガイド11は、例えば、超音波プローブ12に所定の角度に固定される。穿刺針ガイド11には、被検体（患者）Pの体表面から体内の穿刺対象（腫瘍）にかけての領域に挿入される穿刺針が装着される。

【0018】

超音波プローブ12は、装置本体13からの駆動パルスを基に患者Pの穿刺対象を含む三次元のスキャン領域に対して超音波パルスを送信すると共に、送信された超音波パルス

50

に対応するエコーを受信して電気信号に変換する圧電振動子群を有する。超音波プローブ 12 の圧電振動子群からスキャン領域に超音波パルスが送信されると、その超音波パルスによって形成される超音波ビームは、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る。その反射されたエコーを圧電振動子群によって受信する。受信されたエコーは圧電振動子群にてエコー信号に変換される。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、移動している血流や心臓壁等の表面で反射された場合、送信された超音波パルスに対応するエコーは、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。

【0019】

超音波プローブ 12 としては、例えば、機械式三次元プローブ及び 2D プローブ（マトリクスアレイプローブ）等が挙げられる。機械式三次元プローブは、X 軸方向（アジマス方向）のみに多数（例えば、100 乃至 200 個）配列された圧電振動子群を機械的に煽動可能なプローブであるか、X 軸方向に多数、Y 軸方向（エレベーション方向）に少数（例えば、3 個）配列された圧電振動子群を機械的に煽動可能なプローブである。また、2D プローブは、X 軸方向及び Y 軸方向の両方に多数の圧電振動子が配列されたプローブである。

【0020】

超音波プローブ 12 が機械式三次元プローブである場合、超音波パルスを X 軸方向に収束して Z 軸方向（深さ方向）に延びる適切な超音波ビームを形成させるために、X 軸方向に多数配列された圧電振動子によって電子的にフォーカスを行なう。一方、超音波プローブ 12 が機械式三次元プローブである場合、超音波パルスを Y 軸方向に収束して Z 軸方向に延びる適切な超音波ビームを形成させるために、Y 軸方向に 1 個の圧電振動子の超音波照射側に音響レンズを備えたり、圧電振動子を凹面振動子としたりすることが好適である。又は、超音波プローブ 12 が機械式三次元プローブである場合、超音波パルスを Y 軸方向に収束して Z 軸方向に延びる適切な超音波ビームを形成させるために、Y 軸方向に少数の圧電振動子の超音波照射側に音響レンズを備えたり、焦点の Z 軸方向の位置に応じて Y 軸方向に少数の圧電振動子の駆動個数を変化させたりする。機械式三次元プローブを用いて三次元領域をスキャンする場合、圧電振動子群を煽動させながら、超音波パルスによって形成される超音波ビームによって複数の 2D 断面（X-Z 断面）をスキャンする。

【0021】

超音波プローブ 12 が 2D プローブである場合、超音波パルスを X 軸方向及び Y 軸方向に収束して Z 軸方向に延びる適切な超音波ビームを形成させるために、X 軸方向及び Y 軸方向に多数配列された圧電振動子によって電子的にフォーカスを行なう。2D プローブを用いて三次元領域をスキャンする場合、電子的に超音波パルスの送信面を Y 軸方向にずらしながら、超音波パルスによって形成される超音波ビームによって複数の X-Z 断面をスキャンする。

【0022】

装置本体 13 は、送受信回路 21、二次元画像生成回路 22、表示画像生成回路 23、三次元画像メモリ 24、CPU（central processing unit）25、内部記憶装置 26、IF（interface）27 及び外部記憶装置 28 を備える。なお、本実施形態では、送受信回路 21、信号処理回路 22 及び表示画像生成回路 23 は、集積回路として構成されるものとして説明するが、それら全部又は一部はソフトウェア的にモジュール化されたソフトウェアプログラムの実行によって機能されるものであってもよい。

【0023】

送受信回路 21 は、図示しない送信回路及び受信回路を設ける。送信回路は、図示しないパルサ回路、送信遅延回路及びトリガ発生回路等を有する。パルサ回路は、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を繰り返し発生する。また、送信遅延回路は、超音波をチャンネル毎にビーム状に集束し、かつ、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。トリガ発

10

20

30

40

50

生回路は、レートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ１２の圧電振動子に駆動パルスを印加する。

【００２４】

なお、送受信回路２１の送信回路は、ＣＰＵ２５の指示に従って、送信周波数、送信駆動電圧（音圧）、送信パルスレート、スキャン領域及びフラッシュ回数等を瞬時に変更可能な機能を有している。特に音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部又は複数の電源部を電氣的に切り替える機構によって実現される。

【００２５】

送受信回路２１の受信回路は、図示しないアンプ、受信遅延回路、Ａ／Ｄ（*analog to digital*）変換回路及び加算回路等を有する。アンプでは、超音波プローブ１２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。受信遅延回路は、アンプによって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る。Ａ／Ｄ変換回路は、受信遅延回路から出力されるエコー信号をデジタル信号に変換する。加算回路は、デジタルのエコー信号に対して加算処理を行なう。加算回路による加算により、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とにより超音波送受信の総合的なビームが形成される。

10

【００２６】

二次元画像生成回路２２は、送受信回路２１の受信回路から出力されるエコー信号に対して対数増幅及び包絡線検波処理等を施し、信号強度が輝度の明るさで表現されるＢモード画像を生成する。また、二次元画像生成回路２２は、送受信回路２１の受信回路から出力されるエコー信号を基に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、分散及びパワー等の血流情報を含む血流画像を生成する。

20

【００２７】

表示画像生成回路２３は、二次元画像生成回路２２から出力されるＢモード画像や血流画像と各種パラメータとを合成して表示画像を生成する。また、表示画像生成回路２３は、ＣＰＵ２５から出力される後述する三次元画像（第１断面画像及び第２断面画像）と各種パラメータとを合成して表示画像を生成する。

【００２８】

三次元画像メモリ２４は、二次元画像生成回路２２から出力される三次元のスキャン領域に関する複数のＢモード画像を空間的に（厚さ方向に従って）配列し、必要に応じて補間処理を施すことで、ボリュームデータ（三次元画像データ）を形成して記憶する。

30

【００２９】

ＣＰＵ２５は、半導体で構成された電子回路が複数の端子を持つパッケージに封入されている集積回路（*L S I*）の構成をもつ制御装置である。ＣＰＵ２５は、内部記憶装置２６に記憶しているプログラムを実行する機能を有する。又は、ＣＰＵ２５は、外部記憶装置２８に記憶しているプログラム、ネットワークＮから転送されＩＦ２７で受信されて外部記憶装置２８にインストールされたプログラムを、内部記憶装置２６にロードして実行する機能を有する。

【００３０】

40

内部記憶装置２６は、ＲＯＭ（*read only memory*）及びＲＡＭ（*random access memory*）等の要素を兼ね備える構成をもつ記憶装置である。内部記憶装置２６は、ＩＰＬ（*initial program loading*）、ＢＩＯＳ（*basic input/output system*）及びデータを記憶したり、ＣＰＵ２５のワークメモリやデータの一時的な記憶に用いたりする機能を有する。

【００３１】

ＩＦ２７は、パラレル接続仕様やシリアル接続仕様に合わせたコネクタによって構成される。ＩＦ２７は、操作パネル１５、病院基幹のＬＡＮ（*local area network*）等のネットワークＮ、外部記憶装置２８及び操作パネル１５等に関するインタ

50

ーフェースである。装置本体 13 によって取得された超音波画像等のデータや解析結果等は、IF 27 によって、ネットワーク N を介して他の装置に転送可能である。

【0032】

外部記憶装置 28 は、磁性体を塗布又は蒸着した金属のディスクが読み取り装置（図示しない）に着脱不能で内蔵されている構成をもつ記憶装置である。外部記憶装置 28 は、装置本体 13 にインストールされたプログラム（アプリケーションプログラムの他、OS（operating system）等も含まれる）を記憶する機能を有する。また、OS に、ユーザに対する情報の表示にグラフィックを多用し、基礎的な操作を操作パネル 15 によって行なうことができる GUI（graphical user interface）を提供させることもできる。

10

【0033】

内部記憶装置 26 又は外部記憶装置 28 は、本発明に係る超音波診断プログラム等の制御プログラムや、診断情報（患者 ID（identification）及び医師の所見等）、診断プロトコル、送受信条件及びその他のデータ群を格納している。また、内部記憶装置 26 又は外部記憶装置 28 は、必要に応じて、三次元画像メモリ 24 に一時的に記憶される三次元画像の保管等にも使用される。さらに、内部記憶装置 26 又は外部記憶装置 28 に記憶されたデータは、IF 27 を介してネットワーク N 網へ転送することも可能となっている。

【0034】

ディスプレイ 14 は、液晶ディスプレイや CRT（cathode ray tube）等によって構成される。ディスプレイ 14 は、表示画像生成回路 23 からのビデオ信号に基づいて、2D の画像データや三次元の画像データを種々のパラメータの文字情報や目盛等と共に表示する機能を有する。

20

【0035】

操作パネル 15 は、トラックボール 15a、各種スイッチ 15b、ボタン 15c、マウス 15d 及びキーボード 15e 等によって構成される。操作パネル 15 は、装置本体 13 に接続され、ユーザ（操作者）からの各種指示、例えば、関心領域（ROI：region of interest）の設定指示、画質条件設定指示等を装置本体 13 に入力する機能を有する。ユーザは、操作パネル 15 を介して、超音波プローブ 12 から送信される超音波パルスの送信周波数、送信駆動電圧（音圧）、送信パルスレート、スキャン領域、穿刺モード開始及び造影剤破壊（フラッシュ）指示や、受信条件等を装置本体 13 に入力することができる。

30

【0036】

図 2 は、操作パネル 15 の構成例を示す図である。

【0037】

図 2 に示すように、操作パネル 15 は、穿刺モードスイッチ 15b 及び造影剤破壊スイッチ 15b や、トラックボール 15a 等によって構成される。

【0038】

図 3 は、本実施形態の超音波診断装置 10 の機能を示すブロック図である。

【0039】

図 1 に示す CPU 25 がプログラムを実行することによって、超音波診断装置 10 は、低音圧超音波送受信制御部 31、高音圧超音波送信制御部 32、穿刺予定経路算出部 33、断面画像生成部 34、穿刺針マーカ生成部 35、穿刺対象像検出部 36、造影剤破壊領域設定部 38 及び造影剤破壊領域設定部 38 を有する。なお、本実施形態では、各部 31 乃至 38 は、ソフトウェア的にモジュール化されたソフトウェアプログラムの実行によって機能されるものとして説明するが、それら全部又は一部は集積回路等のハードウェアで構成されるものであってもよい。

40

【0040】

低音圧超音波送受信制御部 31 は、造影剤バブルを比較的壊さない程度の低音圧の超音波パルス（以下、「低音圧パルス」という。）を、任意のパルス繰り返し周期（PRP：

50

pulse repetition period)によってスキャン領域に対して送信するように送受信回路21を制御する機能と、低音圧パルスに対応するエコーを受信するように送受信回路21を制御する機能とを有する。低音圧超音波送受信制御部31の制御によって送受信回路21が受信したエコー信号によって、造影剤パブルの破壊前の血流の環流をリアルタイムに画像化することができる。なお、PRPは、超音波のパルス繰り返し周波数(PRF: pulse frequency period)の逆数となる。

【0041】

高音圧超音波送信制御部32は、造影剤破壊領域設定部38によって設定される三次元の造影剤破壊領域に対して、任意のタイミングで、造影剤パブルを崩壊させる程度の高音圧の超音波パルス(以下、「高音圧パルス」という。)を送信するように送受信回路21を制御する機能を有する。すなわち、高音圧超音波送信制御部32は、造影剤破壊領域設定部38によって設定される造影剤破壊領域に対して、任意のタイミングで、高音圧パルスの送信を繰り返し、造影剤破壊領域の全体に対して一様にフラッシュ(flash)を行なうように制御する。

【0042】

ここで、高音圧ビームを電子的にフォーカスする必要があるときは、送信フォーカシングのための遅延時間が必要である。例えば、超音波プローブ12として機械式三次元プローブを用いる場合、圧電振動子群のX軸方向を電子的にフォーカスする必要がある。よって、高音圧超音波送信制御部32によって制御される高音圧パルスのPRPは、X軸方向の送信フォーカシングに必要な遅延時間によって下限を制約される。なお、高音圧パルスのPRPをX軸方向の送信フォーカシングに必要な遅延時間程度とすることが好適である。また、機械式三次元プローブが用いられる場合では、三次元のスキャン領域をスキャンするために圧電振動子群が煽動されるが、高音圧超音波送信制御部32による高音圧パルスの送信時はエコーの受信時間が省ける分、高音圧パルスの送信時の煽動速度を、低音圧パルスの送信時の煽動速度よりも大きくなるように構成できる。

【0043】

一方、超音波プローブ12として2Dプローブが用いられる場合、圧電振動子群のX軸方向及びY軸方向は電子的にフォーカスする必要がある。よって、高音圧超音波送信制御部32によって制御される高音圧パルスのPRPは、X軸方向及びY軸方向の送信フォーカシングに必要な遅延時間によって下限を制約される。なお、高音圧パルスのPRPをX軸方向及びY軸方向の送信フォーカシングに必要な遅延時間程度とすることが好適である。

【0044】

穿刺予定経路算出部33は、穿刺針ガイド11と超音波プローブ12との相対位置関係を基に、穿刺針のパスを示す穿刺予定経路を算出する機能を有する。

【0045】

断面画像生成部34は、三次元のスキャン領域に対する低音圧パルスの送受信によって三次元メモリ24に形成されるボリュームデータを基に、穿刺予定経路算出部33によって算出される穿刺予定経路を含む断面に関する断面画像(以下、「第1断面画像」という。)と、その断面に直交する断面に関する断面画像(以下、「第2断面画像」という。)とをそれぞれ生成する機能を有する。画像生成回路23は、断面画像生成部34によって生成される第1断面画像及び第2断面画像を基に表示画像を生成して、ディスプレイ14上に表示させる。なお、画像生成回路23は、第1断面画像に穿刺針マーカ生成部35によって生成される第1穿刺針マーカを、第2断面画像に穿刺針マーカ生成部35によって生成される第2穿刺針マーカをそれぞれ重ねて表示画像を生成してもよい。

【0046】

穿刺針マーカ生成部35は、図2に示す穿刺モードスイッチ15bが押され撮影モードから穿刺モードに切り替わると、断面画像生成部34によって生成される第1断面画像上であって、第1断面画像の断面に含まれる穿刺予定経路を示す第1穿刺針マーカと、その第1穿刺針マーカを第2断面画像上に投影したときの第2穿刺針マーカとを生成する機能

を有する。

【 0 0 4 7 】

穿刺対象像検出部 3 6 は、穿刺針マーカ生成部 3 5 によって生成される第 1 穿刺針マーカを基に、断面画像生成部 3 4 によって生成される第 1 断面画像内の穿刺対象像を検出する機能を有する。穿刺対象像検出部 3 6 は、関心領域設定部 3 6 a、穿刺対象像候補検出部 3 6 b 及び穿刺対象像特定部 3 6 c によって構成される。

【 0 0 4 8 】

関心領域設定部 3 6 a は、断面画像生成部 3 4 によって生成される第 1 断面画像内に、矩形の関心領域（矩形 R O I (r e g i o n o f i n t e r e s t) ）を設定する機能を有する。

10

【 0 0 4 9 】

図 4 は、第 1 断面画像内の矩形 R O I の設定方法を説明するための図である。

【 0 0 5 0 】

図 4 に示すように、関心領域設定部 3 6 a は、第 1 断面画像上の第 1 穿刺針マーカ D 1 の周囲に矩形 R O I を設定する。矩形 R O I は、その一辺が第 1 穿刺針マーカ D 1 と平行で、第 1 穿刺針マーカ D 1 が矩形の中心を通るように設定される。矩形 R O I は第 1 断面画像が実質的に存在する範囲（図 4 の扇形の部分）内に設定される。なお、矩形 R O I はディスプレイ 1 4 には表示されない。

【 0 0 5 1 】

図 5 は、矩形 R O I の構成を示す図である。

20

【 0 0 5 2 】

図 5 の左側に示すように、関心領域設定部 3 6 a によって設定される矩形 R O I は、第 1 穿刺針マーカ D 1 に直交する方向（列方向）に M ($M = 1, 2, \dots$) 個、列方向に直交する方向（行方向）に N ($N = 1, 2, \dots$) 個の複数の要素（画素）によって構成される。また、 m ($m = 1, 2, \dots, M$) 列目かつ n ($n = 1, 2, \dots, N$) 行目を要素 $E(m, n)$ と定義し、1 行目の各要素 $E(m, 1)$ は穿刺針ガイド 1 1 に最も近く、 N 行目の各要素 $E(m, N)$ は穿刺針ガイド 1 1 から最も遠い位置にあるものと定義する。なお、 M は予め定められる値であり、 N は、第 1 穿刺針マーカ D 1 の位置と第 1 断面画像の形状から決定される。

【 0 0 5 3 】

30

また、図 3 に示す穿刺対象像候補検出部 3 6 b は、第 1 断面画像内において、矩形 R O I 内の同一行の要素群に含まれる全画素の平均を演算することで行毎の輝度値を算出する機能と、行毎の輝度値を基に矩形 R O I の列方向における輝度値の変化率を行毎に算出する機能と、その行毎の輝度値の変化率を基に穿刺対象像の候補を検出する機能とを有する。

【 0 0 5 4 】

以下、図 6 乃至図 9 を用いて、穿刺対象像候補検出部 3 6 b による穿刺対象像の候補の検出処理について説明する。

【 0 0 5 5 】

図 6 は、輝度値 B_n の算出方法を説明するための図である。

40

【 0 0 5 6 】

例えば、穿刺対象像候補検出部 3 6 b は、第 1 断面画像内において、 n 行目の要素群 $E(1, n), E(2, n), \dots, E(M, n)$ に含まれる全画素の平均を演算することで行毎の輝度値 B_n を算出する。

【 0 0 5 7 】

図 6 に示すように、穿刺対象像候補検出部 3 6 b は、4 行目の要素群 $E(1, 4), E(2, 4), \dots, E(M, 4)$ に含まれる全画素の平均を演算することで 4 行目の輝度値 B_4 を算出する。なお、図 7 は、行毎の輝度値 B_n を列方向に並べる場合の輝度値 B_n のグラフの一例を示す図である。

【 0 0 5 8 】

50

さらに、穿刺対象像候補検出部 36b は、行毎の輝度値 $B_1, B_2, \dots, B_N$ を基に、次の式を用いて矩形 ROI の列方向における行毎の輝度値の変化率 G_n を算出する。

【数 1】

$$G_n = \frac{B_{n+1} - B_{n-1}}{2}$$

$$\left\{ \begin{array}{l} G_n : n \text{ 行目の輝度値の変化率} \\ B_{n+1} : n+1 \text{ 行目の輝度値} \\ B_{n-1} : n-1 \text{ 行目の輝度値} \end{array} \right.$$

10

【0059】

図 8 は、輝度値の変化率の算出方法と、輝度値の変化率のグラフの一例とを示す図である。

【0060】

図 8 の左側に示すように、第 1 断面画像上に穿刺対象像が 1 つ存在する場合、輝度値の変化率の絶対値が予め定められる閾値より大きな 4 つの行を有する。すなわち、1 行目から N 行目に向かって順に絶対値の大きな正の変化率の n_1 行目、絶対値の大きな負の変化率の n_2 行目、絶対値の大きな正の変化率の n_3 行目、絶対値の大きな負の変化率の n_4 行目が現れる。なお、図 8 の右側は、行毎の輝度値の変化率 G_n を列方向に並べる場合の輝度値の変化率 G_n のグラフを示している。穿刺対象としての肝腫瘍はクーパー細胞を含

20

【0061】

図 9 は、各区間 R, Q1, Q2 の設定方法を説明するための図である。

【0062】

図 9 に示すように、穿刺対象像区間 R は、輝度値の変化率の絶対値が閾値より大きな 4 行のうち、 n_2 行目から n_3 行目までの区間を指す。また、輝度値の変化率の絶対値が閾値より大きな 4 行のうち、第 1 の隣接区間 Q1 は、 n_1 行目から n_2 行目までの区間を指し、また、第 2 の隣接区間 Q2 は、 n_3 行目から n_4 行目までの区間を指す。

30

【0063】

さらに、図 3 に示す穿刺対象像候補検出部 36b は、穿刺対象像区間 R 内の全行の輝度値を平均して穿刺対象像区間 R 内の平均輝度値 V_R を算出し、第 1 の隣接区間 Q1 内の全行の輝度値を平均して第 1 の隣接区間 Q1 内の平均輝度値 V_{Q1} を算出し、第 2 の隣接区間 Q2 内の全行の輝度値を平均して第 2 の隣接区間 Q2 内の平均輝度値 V_{Q2} を算出する。そして、穿刺対象像候補検出部 36b は、平均輝度値 V_R 、平均輝度値 V_{Q1} 及び平均輝度値 V_{Q2} を基に、次の式を用いて、第 1 断面画像を 2 値化処理するための閾値 T を算出する。

40

【0064】

【数 2】

$$T = \frac{\frac{V_{Q1} + V_{Q2}}{2} + V_R}{2}$$

T : 閾値
 V_{Q1} : 第1の隣接区間 $Q1$ 内の全行の平均輝度値
 V_{Q2} : 第2の隣接区間 $Q2$ 内の全行の平均輝度値
 V_R : 穿刺対象像区間 R 内の全行の平均輝度値

10

【0065】

さらに、穿刺対象像候補検出部36bは、算出される閾値 T を用いて第1断面画像の2値化処理を行ない、閾値より大きな輝度値に囲まれる小さな輝度値の領域を穿刺対象像の候補として検出する。ここで、第1断面画像内の穿刺対象像の候補は複数検出され得る。

【0066】

穿刺対象像特定部36cは、穿刺対象像候補検出部36bによって第1断面画像内に複数の穿刺対象像の候補が検出される場合、穿刺対象像の候補の中から穿刺対象像を特定する機能を有する。穿刺対象像特定部36cは、穿刺対象像の候補の形状及び面積の少なくとも一方を基に、穿刺対象像を特定する。これは、穿刺対象としての腫瘍は、概ね円に近く、また、非常に面積の狭い腫瘍は穿刺対象にはなりえないということに由来する。

20

【0067】

図10は、穿刺対象像の特定方法を説明するための図である。

【0068】

図10に示すように、穿刺対象像の候補の重心を求め、穿刺対象像の候補と同面積の円を穿刺対象像の候補の重心を中心として描くと、穿刺対象像の各候補の円形性の程度(circularity)が次の式によって計算される。

【数3】

$$Circularity = \frac{A_c}{A_R}$$

30

A_c : 穿刺対象像の候補内で、円の中に含まれる部分の面積
 A_R : 穿刺対象像の候補内の面積(円の面積)

【0069】

なお、穿刺対象像特定部36cによって選択される穿刺対象領域は記憶装置に記憶されてもよい。

【0070】

造影剤破壊領域断面設定部37は、穿刺対象像検出部36による穿刺対象像の検出に用いられる第1断面画像と、穿刺対象像検出部36によって検出される穿刺対象像とを基に、造影剤を破壊すべき造影剤破壊領域断面(第1断面画像と同一断面)を設定する機能を有する。造影剤破壊領域断面設定部37は、断面エッジ検出部37a及び断面特定部37bによって構成される。

40

【0071】

断面エッジ検出部37aは、穿刺対象像検出部36によって用いられる第1断面画像の面上における超音波ビームに沿う直線の中から穿刺対象像検出部36によって検出される穿刺対象像に接する直線を選択し、選択される直線を造影剤破壊領域断面のエッジとして検出する機能を有する。

【0072】

50

図 1 1 は、エッジの検出方法を説明するための図である。

【 0 0 7 3 】

図 1 1 に示すように、第 1 断面画像の面上における超音波ビームに沿う直線の中から穿刺対象像検出部 3 6 によって検出される穿刺対象像に接するエッジ（図 1 1 中の J 1 - J 2 , K 1 - K 2 ）が検出される。

【 0 0 7 4 】

さらに、図 3 に示す断面特定部 3 7 b は、断面エッジ検出部 3 7 a によって検出されるエッジの中から穿刺針ガイド 1 1 に最も近いエッジ（図 1 1 では J 1 - J 2 ）を選択する機能と、第 1 断面画像内で、選択されるエッジから穿刺針ガイド 1 1 側を造影剤破壊領域断面として特定する機能とを有する。

10

【 0 0 7 5 】

造影剤破壊領域設定部 3 8 は、断面特定部 3 7 b によって特定される二次元的な造影剤破壊領域断面と、三次元画像メモリ 2 4 に形成される第 1 断面画像を含むボリュームデータとを基に、三次元の造影剤破壊領域を設定する機能を有する。図 1 2 は、三次元の造影剤破壊領域とボリュームデータとの関係を示す図である。

【 0 0 7 6 】

造影剤破壊領域設定部 3 8 によって設定される三次元の造影剤破壊領域は、画像合成回路 2 3 を介してディスプレイ 1 4 上に表示される。

【 0 0 7 7 】

図 1 3 は、造影剤破壊領域の表示画面の例を示す図である。

20

【 0 0 7 8 】

図 1 3 に示すように、造影剤破壊領域は、断面特定部 3 7 b によって特定される造影剤破壊領域断面（第 1 断面画像と同一断面）と、その断面に直交する造影剤破壊領域断面（第 2 断面画像と同一断面）とについて、グラフィックスデータである造影剤破壊領域断面マーカ D 3 と共にディスプレイ 1 4 によって表示される。なお、図 1 3 の左側が X - Z 面の造影剤破壊領域断面を、図 1 3 の右側が Y - Z 面の造影剤破壊領域断面を示す。

【 0 0 7 9 】

図 1 3 に示す造影剤破壊領域の表示画面を見ながらオペレータが操作パネル 1 5 を用いて表示画面上の造影剤破壊領域断面マーカを矢印方向に移動させることで、マーカの移動を認識する造影剤破壊領域設定部 3 8 は、三次元の造影剤破壊領域を変更設定することができる。変更設定後の造影剤破壊領域は、第 1 断面画像上に表示される。

30

【 0 0 8 0 】

さらに、造影剤破壊領域設定部 3 8 によって設定される造影剤破壊領域は、高音圧超音波送信制御部 3 2 に送られる。そして、造影剤破壊領域設定部 3 8 によって設定される造影剤破壊領域に対して高音圧超音波送信制御部 3 2 の制御による高音圧パルスの送信が終了した後、スキャン領域に対して低音圧超音波送受信制御部 3 1 の制御による低音圧パルスの送受信が行なわれる。

【 0 0 8 1 】

続いて、本実施形態の超音波診断装置 1 0 の動作について、図 1 4 に示すフローチャートを用いて説明する。

40

【 0 0 8 2 】

患者 P に造影剤が注入されて所定時間が経過後、穿刺針ガイド 1 1 に接続された超音波プローブ 1 2 が患者 P の体表に当てられ、患者 P の穿刺対象を含む三次元のスキャン領域に対して造影剤を破壊しない程度の低音波パルスの送受信が行なわれる（ステップ S 1 ）。エコー信号に基づく B モード画像は、ボリュームデータとして三次元画像メモリ 2 4 に記憶される。

【 0 0 8 3 】

そして、穿刺針ガイド 1 1 と超音波プローブ 1 2 との相対位置関係を基に、穿刺予定経路が算出される（ステップ S 2 ）。また、ステップ S 2 による低音圧パルスの送受信によって三次元メモリ 2 4 に形成されるボリュームデータを基に、ステップ S 2 によって算出

50

される穿刺予定経路を含む断面に関する第1断面画像と、その断面に直交する断面に関する第2断面画像とがそれぞれ生成される。そして、画像生成回路23は、生成される第1断面画像及び第2断面画像を基に表示画像を生成して、ディスプレイ14上に表示させる(ステップS3)。

【0084】

操作者は、図2に示す操作パネル15の穿刺モードスイッチ15bを押すと、穿刺モードから穿刺モードに切り替わる(ステップS4)。ステップS4によって穿刺モードに切り替わると、ステップS3によって生成される第1断面画像に対応し、第1断面画像の断面に含まれる穿刺予定経路を示す第1穿刺針マーカと、第1穿刺針マーカを第2断面画像上に投影したときの第2穿刺針マーカが生成される(ステップS5)。

10

【0085】

次いで、ステップS5によって生成される穿刺針マーカを基に、ステップS3によって生成される第1断面画像内の穿刺対象像が検出される(ステップS6)、ステップS6による穿刺対象像の検出に用いられる第1断面画像と、ステップS6によって検出される穿刺対象像とを基に、造影剤を破壊すべき造影剤破壊領域断面が設定される(ステップS7)。

【0086】

次いで、ステップS7によって設定される二次元的な造影剤破壊領域断面と、三次元画像メモリ24に形成される第1断面画像を含むボリュームデータとを基に、三次元の造影剤破壊領域が設定される(ステップS8)。なお、三次元の造影剤破壊領域は、図2に示す操作パネル15を用いて画面上で変更設定が可能である。

20

【0087】

次いで、ステップS8によって設定される造影剤破壊領域に対して造影剤バブルを崩壊させる程度の高音圧パルスの送信を行ない(ステップS9)、その後、スキャン領域に対して低音圧パルスの送受信が行なわれる(ステップS10)。また、ステップS10による低音圧パルスの送受信によって三次元メモリ24に形成されるボリュームデータを基に、ステップS2によって算出される穿刺予定経路を含む断面に関する第1断面画像と、その断面に直交する断面に関する第2断面画像とがそれぞれ生成される。そして、画像生成回路23は、生成される第1断面画像及び第2断面画像を基に表示画像を生成して、ディスプレイ14上に表示させる(ステップS11)。

30

【0088】

なお、ステップS11では、低音圧スキャンによる第1断面画像に、ボリュームデータを基に算出される造影剤破壊領域の最大値投影像を重ねて表示してもよい。

【0089】

本実施形態の超音波診断装置10によると、穿刺対象から造影剤が流れ去った後に穿刺を行なう場合、画像上高輝度表示される穿刺針の像の周囲部分を低輝度とすることで、穿刺針の像が見易くなるので、穿刺対象への穿刺を正確に効率的に行なえる。

【図面の簡単な説明】

【0090】

【図1】本実施形態の超音波診断装置の構成を示す概略図。

40

【図2】操作パネルの構成例を示す図。

【図3】本実施形態の超音波診断装置の機能を示すブロック図。

【図4】第1断面画像内の矩形ROIの設定方法を説明するための図。

【図5】矩形ROIの構成を示す図。

【図6】輝度値の算出方法を説明するための図。

【図7】行毎の輝度値を列方向に並べる場合の輝度値のグラフの一例を示す図。

【図8】輝度値の変化率の算出方法と、輝度値の変化率のグラフの一例とを示す図。

【図9】各区間R、Q1、Q2の設定方法を説明するための図。

【図10】穿刺対象像の特定方法を説明するための図。

【図11】エッジの検出方法を説明するための図。

50

【図 1 2】三次元の造影剤破壊領域とボリュームデータとの関係を示す図。

【図 1 3】造影剤破壊領域の表示画面の例を示す図。

【図 1 4】本実施形態の超音波診断装置の動作を示すフローチャート。

【図 1 5】肝腫瘍の輝度変化を説明するための図。

【符号の説明】

【 0 0 9 1 】

1 0 超音波診断装置

1 1 穿刺ガイド

1 2 超音波プローブ

1 5 操作パネル

10

2 1 送受信回路

2 2 二次元画像生成回路

2 3 表示画像生成回路

3 1 低音圧超音波送受信制御部

3 2 高音圧超音波送信制御部

3 3 穿刺予定経路算出部

3 4 断面画像生成部

3 5 穿刺針マーカ生成部

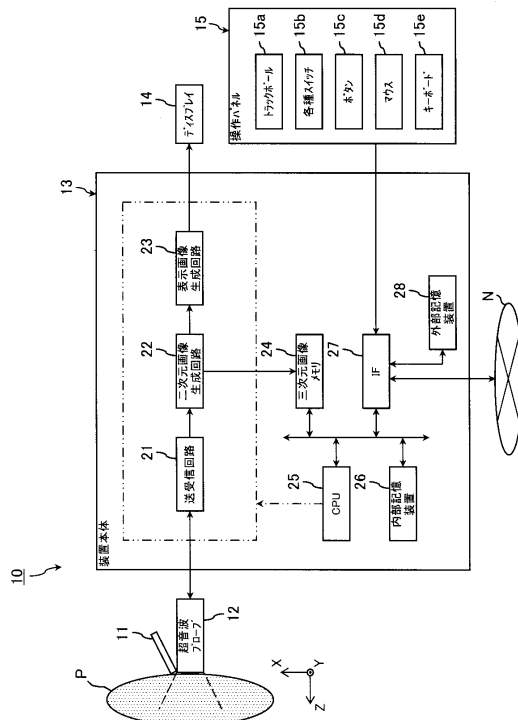
3 6 穿刺対象像検出部

3 7 造影剤破壊領域断面設定部

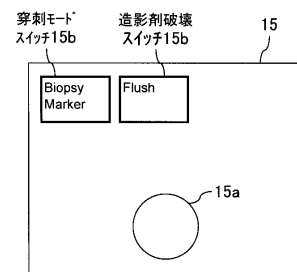
20

3 8 造影剤破壊領域設定部

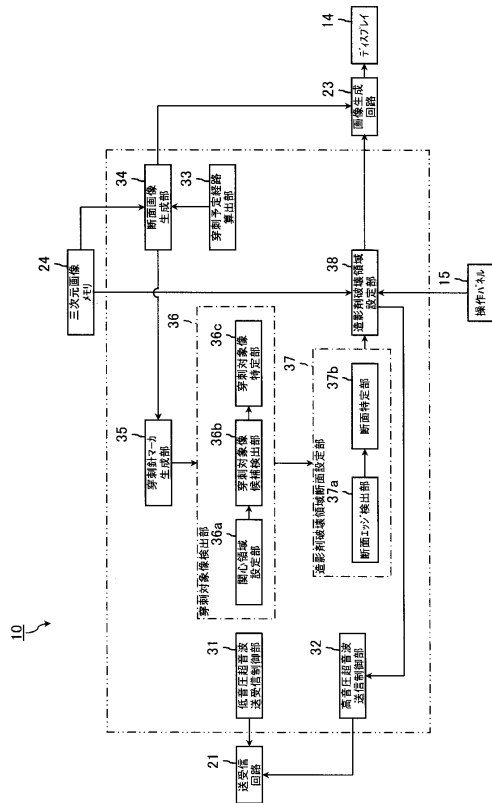
【図 1】



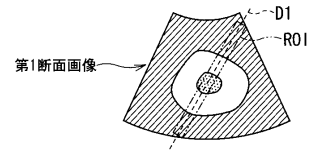
【図 2】



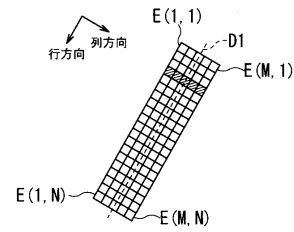
【図 3】



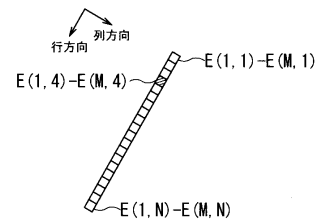
【図 4】



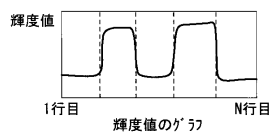
【図 5】



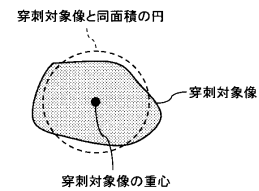
【図 6】



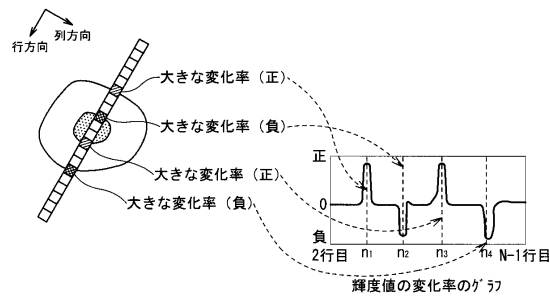
【図 7】



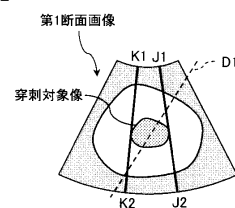
【図 10】



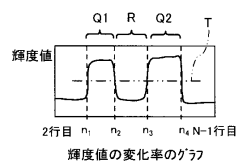
【図 8】



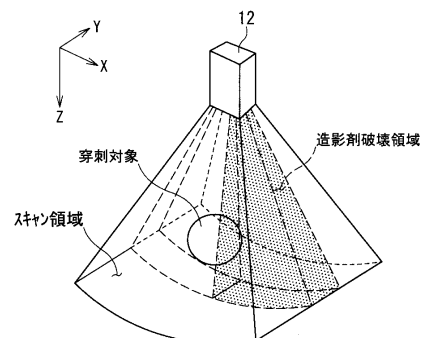
【図 11】



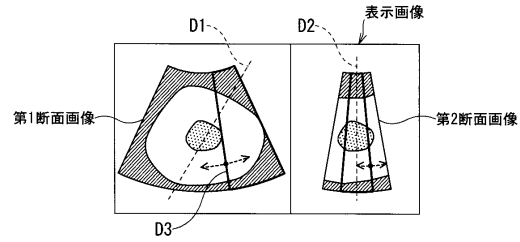
【図 9】



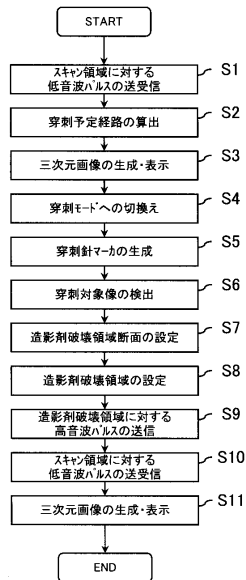
【図 12】



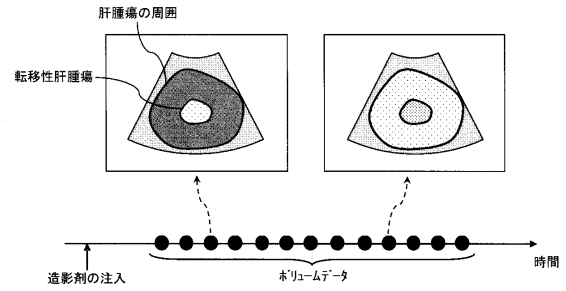
【図 13】



【図 14】



【図 15】



フロントページの続き

- (74)代理人 100156579
弁理士 寺西 功一
- (72)発明者 江馬 武博
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
- (72)発明者 山形 仁
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内
- (72)発明者 青柳 康太
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内
- (72)発明者 佐藤 恭子
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内
- (72)発明者 佐藤 俊介
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内

審査官 五閑 統一郎

- (56)参考文献 特開 2 0 0 4 - 2 9 8 4 7 6 (J P , A)
特開 2 0 0 2 - 3 6 0 5 7 6 (J P , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 0

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5583892B2	公开(公告)日	2014-09-03
申请号	JP2008132246	申请日	2008-05-20
[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	江馬武博 山形仁 青柳康太 佐藤恭子 佐藤俊介		
发明人	江馬 武博 山形 仁 青柳 康太 佐藤 恭子 佐藤 俊介		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/06		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DE06 4C601/EE09 4C601/EE16 4C601/FF03 4C601/FF06 4C601/JC06 4C601/JC11 4C601/JC12 4C601/JC25 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/KK33		
代理人(译)	藤原 康高 堀口博		
其他公开文献	JP2009279079A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：准确有效地在超声诊断设备中刺穿穿刺目标。A包括用于包括穿刺目标的三维扫描区域，不包括穿刺目标图像和所述活检针基于用于造影剂破坏区域设定的体数据的穿刺针的超声波诊断装置10中，设定装置，用于将包括具有高声压的超声脉冲的高对比度声压路径的三维造影剂破坏区域设定到造影剂破坏区域;装置，用于在脉冲期间低声压扫描，基于由所述低声压的扫描获得的回波信号的装置，以及用于产生用于穿刺治疗适应症的体积数据，以扫描区域，对于穿刺治疗显示的体数据介横截面，包括基于所述活检针的路径的横截面图像，并且显示装置，用于通过比指示所述活检针的路径与穿刺针的标记显示重叠，则。点域

$$T = \frac{\frac{V_{Q1} + V_{Q2}}{2} + V_R}{2}$$