

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5513790号
(P5513790)

(45) 発行日 平成26年6月4日(2014.6.4)

(24) 登録日 平成26年4月4日(2014.4.4)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00

請求項の数 12 (全 26 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2009-160010 (P2009-160010) (22) 出願日 平成21年7月6日(2009.7.6) (65) 公開番号 特開2011-11001 (P2011-11001A) (43) 公開日 平成23年1月20日(2011.1.20) 審査請求日 平成24年7月5日(2012.7.5)</p>	<p>(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 (74) 代理人 110000235 特許業務法人 天城国際特許事務所 (72) 発明者 嶺 喜隆 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内 審査官 後藤 順也</p>
---	--

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】

被検者の対象部位に対する3次元の医用画像データを他の医用画像装置により予め取得する医用画像取得手段と、

超音波プローブから前記対象部位に対する穿刺による焼灼治療の対象部位をリアルタイム撮像したりリアルタイム超音波画像データを取得する超音波画像データ取得手段と、

前記医用画像データと前記リアルタイム超音波画像データの概ね対応する領域を位置合わせする位置合わせ手段と、

この位置合わせされた、前記医用画像データと前記リアルタイム超音波画像データの間
 の位置情報を記憶する位置記憶手段と、

前記位置合わせ手段により位置合わせされた前記医用画像データに対して前記リアルタイム超音波画像データを差し引いた処理結果の画像を表示する画像表示手段と、

この画像の断面や領域をユーザの操作内容に応じて連動して変更することのできる連動操作手段を具備することを特徴する超音波診断装置。

【請求項2】

前記他の医用画像装置により予め取得される前記医用画像データは、超音波画像データ、CT画像データ、MRI画像データ、およびPETデータのいずれかを含む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】

前記超音波プローブの走査毎に更新されるリアルタイム超音波画像データと前記医用画

像データとを、前記位置合わせ手段を用いて逐次位置合わせを行い、前記医用画像データと前記リアルタイム超音波画像データとの相対的な空間位置を逐次計算し、前記医用画像データと前記リアルタイム超音波画像データの対応する断面や領域を前記相対的な空間位置から演算し、位置を合わせて表示する、位置合わせ画像更新手段を具備することを特徴する請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記位置合わせ手段は、二つの 3 次元画像データ間で類似度が最大になる位置関係を探索する画像演算手段であることを特徴する請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

位置記憶手段は、前記位置合わせされた二つの 3 次元画像データ間の位置情報を記憶し、前記連動操作手段は、この位置情報を利用して演算を行い、前記対応する断面や領域を連動して変えることができることを特徴する請求項 4 記載の超音波診断装置。

10

【請求項 6】

前記位置合わせ手段は、前記二つの 3 次元画像データ間の選択された断層面で、ほぼ同等の断層面になるように、前記超音波プローブを操作し、その超音波プローブの空間位置及び超音波スキャン方向に関わる位置データを、前記超音波プローブが具備する位置センサにより取得し、その位置合わせされたデータ間の位置情報を基準位置データとして記憶する基準位置設定手段を具備することを特徴する請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記位置合わせ手段は、前記二つの 3 次元画像データ間の選択された断層面で、ほぼ同等の断層面になるように、前記リアルタイム超音波画像データの表示断層面を操作し、その超音波プローブの空間位置及び表示断層面に関わる位置データを、前記超音波プローブが具備する位置センサにより取得し、その位置合わせされたデータ間の位置情報を基準位置データとして記憶する基準位置設定手段を具備することを特徴する請求項 1 乃至 6 のいずれか記載の超音波診断装置。

20

【請求項 8】

前記画像表示手段は、前記医用画像データ及び前記リアルタイム超音波画像データに対し、画像の拡大・縮小・回転・並進、及び画素の輝度・色相変換の処理を行う画像処理手段と、前記医用画像データ及び前記超音波画像データに対する画像空間を定義し、これ等の画像データの移動、方位変更の処理を行う画像位置処理手段と、

30

前記画像処理手段と前記画像位置処理手段によりそれぞれ処理された、前記超音波画像データを表示する第 1 の表示画面手段、前記医用画像データを表示する第 2 の表示画面手段、前記超音波画像データと前記医用画像データを共に表示する第 3 の表示画面手段いずれか少なくとも 2 つの表示画面手段から成るモニター表示手段を含む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 9】

前記連動操作手段は、前記リアルタイム超音波画像データを取得する際、前記超音波プローブの操作中における前記位置データを超音波プローブが具備する位置センサにより取得し、前記基準位置データと比較し、移動位置データを算出する移動位置算定手段と、算出した前記移動位置データに基づいて、前記表示画面手段の前記医用画像データの表示における相対空間位置を前記画像位置処理手段により変更、補正する表示位置補正手段とを具備し、前記表示位置補正手段を用いて前記位置合わせを行い、対応する断面や領域を前記超音波プローブの操作と連動してモニター表示し、観察可能であることを特徴する請求項 6 又は請求項 7 の超音波診断装置。

40

【請求項 10】

前記基準位置設定手段には、基準位置データと共に、読み出した医用画像データのファイル識別情報を記憶する基準位置記録手段と、前記基準位置データに対する前記超音波画像データ取得手段によるリアルタイムの位置データのずれ値を表示するプローブ位置表示手段とを具備し、前記画像表示手段のいずれかの表示画面手段に、前記基準位置データ及び前記ずれ値が表示されることを特徴とする請求項 6 又は請求項 7 に記載の超音波診断装

50

置。

【請求項 1 1】

前記医用画像データに対して前記リアルタイム超音波画像データを差し引く処理は、医用画像データもしくはリアルタイム超音波画像データについて設定された関心領域において行うことを特徴とする請求項 1 乃至 1 0 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 1 2】

前記位置合わせ手段により位置合わせがなされた後の前記医用画像データ及び前記リアルタイム超音波画像データに対し、画像の拡大・縮小・回転の少なくともいずれかを行う画像処理手段と、

前記拡大・縮小・回転を指示する入力手段とを備え、

前記画像処理手段は、前記指示に基づいて前記医用画像データ及び前記リアルタイム超音波画像データの双方に対し、画像の拡大・縮小・回転の少なくともいずれかを行う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】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体内の臓器や組織、或いは病変患部の超音波画像、CT画像、MRI画像、PET像などの医用画像装置の3次元診断画像を参照表示しながら、所望の超音波画像データを取得し、対象部位の観測、および評価を行う超音波診断装置に係り、特に穿刺治療における穿刺ガイド及び治療効果の確認に供される超音波診断装置に関する。

【0002】

更に詳しく述べれば、例えばマルチモダリテーの3次元データを参照して、対象部位を観察、評価する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0003】

肝癌等の治療を目的として、超音波断層画像をガイドとして治療部位へ治療針を刺入する穿刺治療が一般的に行われる。この手技に使用される超音波プローブには、穿刺用針のアダプターが装着可能になっており、超音波診断装置の表示画面上では穿刺針の刺入経路をガイドする想定目安位置が表示されるようになっている。このような穿刺針を用いて、対象部位の組織を採集したり、対象部位に対しエタノール等を注入したりする癌治療が行われる。さらに近年は、マイクロ波やラジオ波による局所焼灼するための治療装置が開発され、この焼灼用の穿刺針による癌治療も多く行われる。

【0004】

治療の実施においては、その治療実施前に、治療対象の腫瘍像、あるいは過去における治療部位の状況を、例えば医用画像装置によるCT(Computed Tomography)画像、MRI(Magnetic Resonance Imaging)画像、PET(Positron Emission Tomography)像、あるいは超音波画像等で予め観察、把握する。そして、実際の治療処置では、マルチ表示画面あるいはSide by Side画面の1画面に、予め取得したこれらの治療前の治療対象部位画像を参照画像として表示しながら、治療対象部位の腫瘍をリアルタイムでしかも容易に観察できる超音波診断装置により同定する。

【0005】

さらに、治療の施術中においては、治療処置の波及具合また治療後の治療効果、すなわち治療対象部位における、焼灼あるいは注入による壊死領域などを、治療前の各種の医用画像診断装置による腫瘍像と比較して、超音波診断装置による治療効果判定が行われる。

【0006】

このような肝癌治療においては、治療すべき腫瘍に対して、その周囲に厚み5mmのマージンを取った領域を焼灼あるいは注入することが治療後の再発防止の点で重要であることが一般的に知られている。また、このマージンを大きく取り過ぎると、焼灼あるいは注入によるダメージを受ける肝臓の領域が大きくなりすぎ、肝機能に障害を生じ機能不全となり、予後を悪くすることになる。このため、適切なマージンを確保して焼灼等の治療を

10

20

30

40

50

することが非常に重要である。

【 0 0 0 7 】

現状では、焼灼前の腫瘍像、その画像の写真、或いはシャーカステン上で照らし出された例えばCT像と、治療中に超音波診断装置によるリアルタイムあるいはフリーズして得た治療後の腫瘍像を主観的に比較することが一般的に行われているが、焼灼された領域を評価して治療の終了を判定することが難しい。このため、簡易な評価方法として、それぞれの画像における最大径を計測し、それを比較することにより、治療の波及範囲を推定することが行われており、実際のところ5mmのマージン評価はできていないのが現状である(例えば、非特許文献1参照)。

【先行技術文献】

【非特許文献】

【 0 0 0 8 】

【非特許文献1】國分茂博、森安史典編集「肝がんラジオ波熱凝固療法の実際」南江堂、2002年5月10日

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 9 】

従来の超音波診断装置によるガイドの下の穿刺針による治療では、異なるモニター画面あるいはフィルムのシャーカステンに表示される処置中画像と参照画像の2画面それぞれに表示される患部像の比較が困難で、特に表示画像それぞれの表示画像倍率や表示位置が異なることから、治療効果の判定における治療域あるいは治療マージンの判定が困難であることが大きな問題となっていた。

【 0 0 1 0 】

また、超音波診断装置のガイド下で行う穿刺では、造影CT等で描出され治療計画のなされた腫瘍が、超音波装置のBモードで十分に描出できず、穿刺困難の場合が大きな問題になっている。また、CT像と超音波像の比較などが、断面のアプローチが異なるため、比較参照が困難であった。

【 0 0 1 1 】

この発明は上記の問題点に鑑みてなされたもので、予め取得しておいた参照画像と治療中のリアルタイム画像とを同時に観察でき、しかもその参照画像の表示を位置合わせして表示することが可能な超音波診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 2 】

本発明の請求項1の超音波診断装置によれば、被検者の対象部位に対する3次元の医用画像データを他の医用画像装置により予め取得する医用画像取得手段と、超音波プローブから前記対象部位に対する穿刺による焼灼治療の対象部位をリアルタイム撮像したリアルタイム超音波画像データを取得する超音波画像データ取得手段と、前記医用画像データと前記リアルタイム超音波画像データの概ね対応する領域を位置合わせする位置合わせ手段と、この位置合わせされた、前記医用画像データと前記リアルタイム超音波画像データの間の位置情報を記憶する位置記憶手段と、前記位置合わせ手段により位置合わせされた前記医用画像データに対して前記リアルタイム超音波画像データを差し引いた処理結果の画像を表示する画像表示手段と、この画像の断面や領域をユーザの操作内容に応じて連動して変更することのできる連動操作手段を具備することを特徴する超音波診断装置を提供する。

【発明の効果】

【 0 0 1 4 】

本発明の超音波診断装置によれば、予め取得しておいた参照画像と治療中のリアルタイム画像とを同時に観察でき、しかもその参照画像の表示を位置合わせして表示することが可能な超音波診断装置が得られる。

【図面の簡単な説明】

10

20

30

40

50

【 0 0 1 5 】

【図 1】4 D 超音波診断装置の説明図である。(a) は、4 D 超音波プローブを用いて行う 3 D スキャンの概念図、(b) は 3 D スキャンデータから再構成されるボリュームデータ、(c) は、ボリュームデータの M P R 表示例である。

【図 2】3 D 表示の処理の流れの説明図である。

【図 3】本発明の第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す機能ブロック図である。

【図 4】本発明の一実施形態において、対象部位への関心領域 (R O I) 設定の説明図である。

【図 5】本発明の一実施形態において、位置合わせ処理の流れの説明図である。

10

【図 6】本発明の一実施形態において、リアルタイム 3 D 位置合わせ表示の処理の流れの説明図である。

【図 7】本発明の第 2 の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す機能ブロック図である。

【図 8】本発明の一実施形態における超音波診断装置が行う作動処理のフロー図である。

【図 9】本発明の一実施形態における超音波診断装置のモニターに表示する画像の例を模式的に示す図である。

【図 1 0】本発明の一実施形態における本超音波診断装置が行う他の作動処理のフロー図である。

【発明を実施するための形態】

20

【 0 0 1 6 】

本発明の実施形態について図面を参照しながら詳細に説明する。図 1 は、4 D (4 次元) 超音波診断装置の説明図である。(a) は、4 D 超音波プローブを用いて行う 3 D スキャンの概念図、(b) は 3 D スキャンデータから再構成されるボリュームデータ、(c) は、ボリュームデータを直交 3 断面として表す M P R (Multi-Planar Reconstruction/ Reformation) 表示例である。

【 0 0 1 7 】

図 1 (a) に示すように、4 D データを収集するためには、通常の 1 次元アレイプローブを機械的に揺動して 3 D (3 次元) データを連続的に収集できるメカニカル 4 D プローブ 1 0 1 を使用する。このメカニカル 4 D プローブ 1 0 1 を被検者の観測対象部位に当てることにより連続的に対象部位の 3 D データを時系列に収集することができる。図 1 (b) に示すように、収集された 3 D データはボリュームデータ 1 0 2 として処理され、例えばリアルタイムに M P R 表示される。ボリュームデータ 1 0 2 では所望の任意断面を表示できるが、図 1 (c) では例として直交する 3 断面と 3 次元形状を表している。左上は、横断面 1 0 3、右上は縦断面 1 0 4、左下は鳥瞰面 1 0 5、右下は 3 次元像 1 0 6 を示している。

30

【 0 0 1 8 】

このような 3 D データ収集は、上記メカニカル 4 D プローブの他に、電子的に超音波を 3 次元に送受信する 2 D アレイプローブを利用することもできる。

【 0 0 1 9 】

図 2 は 3 D 表示処理の流れの説明図である。超音波診断装置においては、異なる断面の複数画像を得ることにより立体像を生成して表示する 3 D 表示と、この 3 D 表示をある決まったタイミングで時間的に更新していくことにより 4 D 表示をすることが可能である。

40

【 0 0 2 0 】

図 2 において、超音波診断装置における 3 D 表示までの処理の流れと生成されるデータを説明する。3 D 走査をすることで 3 D スタックデータを収集する、3 D データ収集ステップ S 2 0 1 と、この収集した 3 D スタックデータを再構成 (リサンプリング) することでボリュームデータを生成する 3 D 再構成ステップ S 2 0 2、および 3 D 再構成されたボリュームデータをレンダリング等の処理をして 3 D 表示させる 3 D 表示ステップ S 2 0 3 から構成される。

50

【 0 0 2 1 】

3 Dデータ収集ステップ S 2 0 1 は、1次元アレイプローブを3次元的に走査することにより、3 Dデータの収集が可能である。さらに、メカニカル4 Dプローブや2次元アレイプローブを利用して、3次元の繰り返し走査が可能となり、時間軸を含めた4 Dデータ収集を行なうことができる。

【 0 0 2 2 】

メカニカル4 Dプローブは、あるエンクロージャ内に1次元アレイプローブとプローブ揺動用モータを備え、煽り走査や回転走査を機械的に行う。2次元アレイプローブ方式は、2次元面上に配置された微小振動子を用いて3 Dデータを電子的に走査収集する。

【 0 0 2 3 】

3 D再構成ステップ S 2 0 2 では、ステップ S 2 0 1 で収集された複数の断層画像スタックデータは各々異なる座標系上にあるので、それらに共通に使用できる座標系を導入する必要がある。そのため各スタックデータを補間することでボクセルと呼ばれる等方的な輝度の値を持った小さな立方体の集合体を構築し、3 Dデータを再構成(リサンプリング)する。これをボリュームデータと呼ぶ。

【 0 0 2 4 】

3 D表示ステップ S 2 0 3 は、一般に3次元の画像データを2次元面上に投影表示するステップで、このことをレンダリングという。超音波診断装置で通常用いられるレンダリング手法は以下のような方法がある。

【 0 0 2 5 】

(1) M P R (Multi-Planar Reconstruction/ Reformation) 法

任意方向の断層像を作成する手法で、指定した断層面近傍のボクセル値を補間することで画素値を求める。本手法は通常の超音波撮像では見えない断面を観測できるという点で有用である。通常、立体構造を把握するために、指定断面とその断面に直交する2断面を合わせた3断面を同時表示する。

【 0 0 2 6 】

(2) M I P (Maximum Intensity Projection) 法

視点と投影面間の直線上に存在するボクセル値を調べ、その中の最大値を投影面に投影する表示手法である。カラードブラ法による血管像や超音波造影エコー法における造影エコー像の立体描出などには有用である。ただし、本手法では奥行き情報が消えるため、角度を変えて作成した像を回転させてシネ表示する必要がある。

【 0 0 2 7 】

(3) V R (Volume Rendering) 法

本手法は仮想スクリーンから一様な光が発せられ、その光がボクセル値によって表現される3次元物体によって反射・減衰・吸収されるという仮想的な物理現象をシミュレーションしたもので、スタート点である仮想スクリーン上の点から、一定のステップ間隔で透過光、反射光を更新する。この更新処理時にボクセル値に応じた不透明度(Opacity)を設定することで、表面から内部構造の表現まで多様な表現ができる。特に微細構造の抽出に優れている。

【 0 0 2 8 】

< 第 1 の実施形態 >

図 3 は、本発明の第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 3 0 0 の構成を示す機能ブロック図である。この超音波診断装置 3 0 0 は、超音波信号を送受信し、画像処理を行う超音波診断装置本体部 3 0 1、超音波を送信し、生体内のエコーを受信する超音波プローブ 3 0 2、超音波診断装置本体部 3 0 1 を操作するための入力装置 3 0 3 (キーボード、トラックボールなど)、タッチコマンドスクリーンやロータリーエンコーダなどを具備する操作パネル 3 0 4、少なくとも 2 画面の超音波画像を表示できるモニター 3 0 5 から構成される。

【 0 0 2 9 】

さらに、超音波診断装置本体部 3 0 1 は、超音波信号送信部 3 1 1、超音波信号受信部

10

20

30

40

50

3 1 2、Bモード処理部 3 1 3、カラーモード処理部 3 1 4、3 D 処理部 3 1 5、表示部 3 1 6、システム全般の制御と演算処理を行う制御 CPU (Central Processing Unit) 3 1 7、画像を保存する画像データベース 3 1 8、画像を記憶するシネメモリ 3 1 9、参照画像用 3 D 画像処理部 3 2 0、3 D 画像位置合わせ処理部 3 2 1 から構成される。画像データベース 3 1 8 は、ネットワーク 3 2 2 を介して、他の CT 装置、MRI 装置などのモダリティ 3 2 3 や DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine) サーバ 3 2 4 から、過去に保存された超音波画像 (静止画、動画、3 D 像、4 D 像) や他モダリティ画像 (CT 画像、MR 画像) から所望の画像を取り込み保存することが可能である。

【 0 0 3 0 】

10

また、ネットワーク 3 2 2 を介することなく MO (Magneto-Optical disk)、CD-R (Compact Disc Recordable)、DVD (Digital Versatile Disk) などメディアを利用して、所望の画像データを画像データベース 3 1 8 に保存することも可能である。

【 0 0 3 1 】

超音波の 3 D 像がモニター 3 0 5 上に表示されている間は、入力装置 3 0 3 や操作パネル 3 0 4 を使用して表示モードや表示断面の選択・変更を行うことができる。

【 0 0 3 2 】

超音波ビームの走査を 3 次元的に行い、超音波 3 次元画像を連続的にリアルタイムに動画表示する 4 D 超音波装置においては、超音波プローブ 3 0 2 は、2 次元アレイプローブあるいは 1 次元プローブを機械的に揺動させるメカニカル 4 D プローブが接続される。超音波信号送信部 3 1 1 より、電気パルスが超音波プローブ 3 0 2 の各振動子に印加され、生体に対して 3 次元的に超音波ビームが走査される。

20

【 0 0 3 3 】

3 次元的に走査された各超音波ビームに対するエコー信号を、超音波信号受信部 3 1 2 にて受信し、Bモードであれば、Bモード処理部 3 1 3 にて、超音波の受信ビーム毎にフィルタ処理、ゲイン調整、包絡線検出、所望の信号処理が行われる。カラーモードであれば、カラーモード用の送受信時には、カラーモード処理部 3 1 4 にて、フィルタ処理や速度検出などが超音波の受信ビーム毎に行われる。Bモード処理部 3 1 3 あるいはカラーモード処理部 3 1 4 より処理される受信ビーム毎の超音波データは、3 D 処理部 3 1 5 にて超音波 3 次元データに再構成される。表示部 3 1 6 にて選択されている表示モードに従い、超音波 3 D データはボリュームレンダリング像や MPR 像に加工され、モニター 3 0 5 に表示される。

30

【 0 0 3 4 】

画像データベース 3 1 8 に保存された所望の 3 D データを操作パネル 3 0 4 に接続された入力装置 3 0 3 で選択すると、参照画像用 3 D 画像処理部 3 2 0 で、所望の断面や 3 D 表示画像を生成することができる。

【 0 0 3 5 】

所望の断層像や 3 D 表示像は表示部 3 1 6 に転送され、モニター 3 0 5 上に表示される。表示された CT の 3 D 像は、入力装置 3 0 3 や操作パネル 3 0 4 にて、断面位置や表示形式、観察方向などを変えることができる。

40

【 0 0 3 6 】

3 D 画像位置合わせ処理部 3 2 1 は、比較する参照画像の 3 D データと超音波診断中の画像とで位置合わせをする機能を持ち、超音波診断中のリアルタイム画像とともにモニター 3 1 5 に表示される。

【 0 0 3 7 】

図 4 は、本発明の対象部位へ関心領域 ROI (Region Of Interest) の設定の説明図である。図 4 に示すように、位置合わせ開始前に、入力装置 3 0 3 や操作パネル 3 0 4 を使用して、例えば MPR 表示上で位置合わせ演算対象の ROI 4 0 1 を指定する。図中では四角で指定する場合を図示している。

【 0 0 3 8 】

50

3D画像位置合わせ処理部321では、指定されたROI401内あるいは周囲を含む領域で、位置合わせ処理を行う。

【0039】

図5には、2つの3Dデータの位置合わせの処理の流れの例を示す。この例では、2つの3Dデータ：Volume1とVolume2を対象とする。

【0040】

まずステップS501では、Volume2の座標を所定量だけ変化させる。次にステップS502では、ステップS501による座標変換後、Volume2に設定されたROI情報から位置合わせする計算領域を求める。その後、ステップS503では、Volume1とVolume2について類似度に関係する特徴量を計算する。

10

【0041】

次にステップS504では、ステップS503で計算された特徴量を、位置ずれ評価関数に代入し、二つのボリュームデータの位置ずれの程度を評価する。

【0042】

ステップS505ではステップS504で求めたVolume1とVolume2の位置ずれ評価が最適化基準を満たすかどうかを判断する。

【0043】

ステップS505で位置ずれ最適基準を満たす場合、二つの3Dデータが一致したと判断して位置ずれ量を推定する(S506)。また最適基準を満たさない場合は、ステップS501に戻り、再び座標を変換して同様の計算を行う(S507)。したがってVolume1とVolume2の二つの3Dデータ間で位置が一致したと判定されるまで対象となるROI内の空間座標を変えながら位置ずれ評価を繰り返すフローとなる。

20

【0044】

このようにして2つの3D画像データの位置ずれ量が決定されると、3D処理部315や表示部316にこの位置ずれ量の値が入力されることにより、位置合わせされた二つの3D画像データがモニター305に並列表示、または重畳表示される。

【0045】

図5において参照ボリュームであるVolume1は、典型的には、位置合わせ開始時の3Dデータが考えられる。あるいは、画像データベース318より過去に収集された超音波3DデータやCTなど他のモダリティの3Dデータが参照画像として利用される。表示部316より位置合わせ処理された断層像や3D表示像がモニター305上に表示される。表示方法は、位置合わせされた任意の断層像、MPR像、および3D表示像などが考えられる。あるいは、参照画像とリアルタイム像の2画面表示など、様々な形態が考えられる。

30

【0046】

図6にリアルタイム3D位置合わせ表示の処理の流れを示す。図5で説明した位置合わせ方法を用いて、4Dプローブから収集した3D時系列データをリアルタイムに位置合わせするものである。この場合参照ボリュームであるVolume1は、かならずしも事前に指定した他モダリティの3Dデータである必要はなく、同じ超音波診断画像の時間的に少し前の3Dデータと位置合わせすることが可能である。このようなリアルタイム位置合わせを用いれば、被検者が診断中に体位を変化させても、少し前の診断画像とリアルタイムに位置合わせが可能である。

40

【0047】

まず4Dプローブによって4Dデータの収集を行う(S601)。3D処理部315にて超音波3次元データに再構成された時系列の3Dデータが逐次生成される(S602)。例えば図6に示すように、時系列上時間差 t だけ離れたスタックデータに対して、それぞれ3D再構成演算を行い、ボリュームデータVolume1とVolume2を作成する。この二つのボリュームデータは、3D画像位置合わせ処理部321に、逐次入力される。3D画像位置合わせ処理部321では、指定されたROI内あるいはROI周囲を含む領域で例えば、図4に示した処理の流れで位置合わせ処理を行う。この3D位置ずれ

50

演算から求めた、ずれ量から位置補正を行い、画像に付帯された画像付帯条件（回転・並進・拡大／縮小、輝度情報など）で補正処理を行い（S603）、所望の断層像や3D表示像は表示部316に転送され、逐次、モニター上に連続表示される（S604）。

【0048】

また、MPR像やVolume像を自由に回転・並進・拡大・縮小する際に、上記位置合わせ後は、並列表示される複数の3D像について、共通のインターフェース、例えば、超音波装置の操作パネル303のロータリーエンコーダつまみにて、連動して操作することが可能である。

【0049】

本発明の第1の実施形態によれば、治療対象部位に対する治療前の参照医用画像と、治療対象の所望する部位のリアルタイム超音波画像とがモニター上に並列表示もしくは重畳表示されることにより、これらの比較が容易に行える。

10

【0050】

また、診断中のリアルタイム超音波画像にROIを設定し、参照医用画像と対応する領域の類似度を計算することで自動的に位置合わせが可能となる。その結果、超音波プローブの操作位置の変化や被検者の体動などによって観測位置が変化しても、参照医用画像データの表示位置も自動的に変化させることができ、この参照医用画像とリアルタイム超音波診断画像を並列もしくは重畳して表示できるという効果を奏する。

【0051】

<第2の実施形態>

20

本発明の第2の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す機能ブロック図である。図7に示すように、本願発明の超音波診断装置10は、本体部20、超音波プローブ11、超音波プローブ11の操作が行われる空間座標位置及びスキヤニング方向・方位を知るために取り付けられた位置センサ15とその位置データ信号の受信機である位置センサ受信部15a、タッチコマンドスクリーンなどを有して構成される操作パネル13と、この操作パネル13を介して本体部20の制御CPU部25へデータを入力するキーボード及びトラックボールなどにより構成される入力装置14、及び超音波画像データの表示を含む少なくとも2画面の画像を共に表示するモニター12とから構成される。

【0052】

本体部20は、超音波診断装置10のシステム制御全般を行う制御CPU部25を具備し、システム制御プログラムを含む種々のデータベース情報を保有するデータベース部26、制御CPU部25のシステム制御下で超音波画像データを取得する超音波送信部21、超音波受信部22、断層画像のBモード処理部23a、ドプラ画像のカラーモード処理部23b、モニター12における表示画像の表示画面構成を行う表示部28を具備している。

30

【0053】

超音波診断装置10は、3次元（3D）超音波画像データ若しくは2次元（2D）超音波画像データ、さらに、Bモード画像及びドプラモード画像に対応する構成部を有する。

【0054】

さらに本体部20は、表示画像に対する種々の処理を行う画像処理部27及び画像位置処理部24、外部の医用画像装置あるいは医用画像センタ101からの医用画像データを、ネットワーク100を介し取り込むネットワークI/F（インターフェース）17、及び外部からの医用画像データと本体部20による画像データを記録保管する画像記録装置29a、これらの動画像データを記録保管するシネメモリ部29bも同じく具備して構成されている。なお、図7には、本体部20を構成するこれらの機能部それぞれに対し、制御CPU部25からの制御信号が入出力され、点線矢印で示す制御信号接続25aが成されて構成される。

40

【0055】

本発明実施形態の超音波診断装置10が行う超音波画像の取得とその処理について、図8に示す作動処理のフロー図、及び図7に示す本実施形態のモニター12の表示画面12

50

a、12bの表示例の模式図を用いて、作用、動作を以下に説明する。

【0056】

(第1の表示処理例)

本願超音波診断装置の第2の実施形態における第1の表示処理例では、超音波画像ガイドの下に治療の状況を観察しながら、例えば穿刺治療を実施する超音波診断装置であって、治療対象の部位に対し、参照画像データとして過去の観察、若しくは以前の治療時における観察の医用画像データと、実施している治療処置の状況のリアルタイム超音波画像とを共に対比、表示する場合を説明する。

【0057】

過去若しくは以前の治療時における観察の過去画像データの医用画像データは、図7に示すように、医療施設の医用画像センタ101に保管される治療対象被検者より取得したCT画像、MRI画像、PET像、若しくは超音波画像のいずれか医用画像データであって、同施設内のネットワーク100を経由して、予め、本体部20の画像記録装置29aに取り込まれる。この超音波画像データにあっては、以前に本実施形態により取得した画像データを、画像記録装置29aに記録保管している画像データであってもよい。

10

【0058】

本実施形態の超音波診断装置10が行う処理は、図8のフロー図に示すように、まずステップS11では、過去若しくは以前の治療時における観察の医用画像データ、例えばCT画像データ41bを、図9(a)若しくは図1のモニター12に模式的に図示したように、モニター12の表示画面B12bに表示する。このステップS11では、図7に示す制御CPU部25による制御により、前述の画像記録装置29aに記録保管されている被検者の例えば肝臓に対する3D(3次元)の例えばCT画像データ41bを表示部28に読み出して、表示部28がモニター12の表示画面B12bに表示する。

20

【0059】

本実施形態により観察を行いつつ治療を実施する対象の部位については、一般的には3Dの形態観察を行うので、本実施形態の超音波診断装置10は、3D超音波画像を取得する機能構成によることが好適である。扁平に広がる患部を治療対象とする場合では、2D医用画像及び2D超音波診断装置によっても、目的とする治療対象の部位を充分観察できることは明らかで、本実施形態の超音波診断装置10は、2D超音波診断装置により行われても良い。なお、図9に示す本実施形態によるモニター12の表示画面12a、12bの図示は、煩雑に成るので、2D画像により模式的に図示して説明する。

30

【0060】

ステップS11で表示させた過去の治療対象を含む医用画像に対し、ステップS12では、本実施形態の超音波診断装置10により、超音波プローブ11を操作して取得する治療対象を含むリアルタイムの超音波画像31aが、図9(a)若しくは図7に、同じく模式的に図示しているように、モニター12の表示画面A12aに表示される。さらに、表示画面B12bに表示した例えばCT画像41bの医用画像と同じ生体部位の一部を、超音波プローブ11の操作により、表示画面A12aにリアルタイム超音波画像31aとして表示する。例えば、これ等の表示画面では、図9(a)に示すように、CT画像41bには肝臓像42b及び腫瘍像43b、44b、45bが、超音波画像31aにはCT画像に対応する肝臓像32a及び肝臓内の腫瘍像33a、34a、35aが、観察できる。

40

【0061】

ステップS12における超音波プローブ11の操作で、予め観察、取得した表示画面B12bに表示される例えば肝臓42aの領域の画像と、表示画面A12aに表示される超音波画像31aの肝臓32aの領域とを見比べて、ほぼ同位置の治療対象の部位を、表示画面A12aに超音波画像として表示できたと判断した操作者である検査技師は、「重畳表示」を指示する操作パネル13のスイッチを操作する。このスイッチの操作により、ステップS13へ処理が進む。

【0062】

ステップS13では、図9(b)に示すように、表示画面A12aの超音波画像51a

50

の表示を継続して、且つ表示画面 A 1 2 a に表示されている超音波画像データが、表示画面 B 1 2 b に表示される過去の例えば C T 画像データ 4 1 b に透過性重畳されて、表示画面 B 1 2 b の超音波画像 5 1 b として重畳表示する。

【 0 0 6 3 】

ステップ S 1 3 においては、表示画面 B 1 2 b に表示される重畳する超音波画像データ 5 1 b は、画像処理部 2 7 により例えばその画素データの輝度情報が処理されて、さらに表示部 2 8 において下地の過去の画像データに合成する画像処理が行われて、モニター 1 2 に表示される。

【 0 0 6 4 】

次のステップ S 1 4 では、過去の例えば C T 画像データ 4 1 b に、リアルタイムの超音波画像データ 5 1 b がさらに透過性に重畳して表示しているステップ S 1 3 による表示画面 B 1 2 b を、図 9 (b) に示すように、操作者は超音波プローブ 1 1 の被検者体表への接触位置、方向を変化させながら、の両画像データの重畳が一致する位置、方向を探る。

【 0 0 6 5 】

このステップ S 1 4 においては、重畳する画像データに対して例えば拡大・縮小、回転・並進の画素データ処理が、画像処理部 2 7 により成されて、それらを合成する画像処理が行われる。

【 0 0 6 6 】

ステップ S 1 4 において、操作者は、超音波プローブ 1 1 の操作により、図 9 (b) に示すように、両画像データの生体部位像、C T 画像 4 1 b の肝臓像とその腫瘍像 4 3 b、4 4 b と、超音波画像 5 1 b の肝臓像 5 2 a とその腫瘍像 5 3 b、5 4 b が、全く一致する重畳の操作位置、方向で、超音波プローブ 1 1 の操作を留めて、「一致」を指示する操作パネル 1 3 のスイッチを操作する。

【 0 0 6 7 】

この「一致」のスイッチの操作により、ステップ S 1 5 において、超音波プローブ 1 1 に装備設置される位置センサ 1 5 により、超音波プローブ 1 1 の 3 D (3 次元) 空間位置、及び超音波画像断層面の方位 (スライススキャンニング方向) の位置データを、この位置センサの受信部 1 5 a を装備する超音波診断装置 1 0 の定義する基準座標空間 (図示せず) にプローブ原点座標位置として基準位置・方位の定義設定を行う。このステップ S 1 5 における処理は、制御 C P U 部 2 5 の制御の下に画像位置処理部 2 4 により行われる。この画像位置処理部 2 4 では、原点座標、超音波プローブの移動距離、移動位置などを演算、比較、記録する処理が実行される。

【 0 0 6 8 】

このステップ S 1 5 の処理により、「一致」の操作をした時点における過去の参照画像データとして表示される C T 画像データに対する空間座標系も、超音波画像データと同様に基準位置・方位が定義設定されて、画像位置処理部 2 4 によりこれ等の 2 つの画像データを共通する座標空間で処理することができる。

【 0 0 6 9 】

したがって、ステップ S 1 5 によるプローブ原点座標位置の設定により、この「一致」の設定以降、すなわちステップ S 1 6 以降に行われる超音波プローブの操作によるプローブの移動位置、スキャン方向・方位の変更が、位置センサ 1 5 により検知される。この検知データが位置センサの受信部を介して制御 C P U 部 2 5 に逐次入力されて、超音波診断装置 1 0 の定義する基準座標空間における操作された超音波プローブ 1 1 の空間位置、スキャン方向が確定される。

【 0 0 7 0 】

一方、表示画面 B 1 2 b に表示している過去の例えば 3 D C T 画像データの表示は、すなわち、表示画面 B 1 2 b における超音波画像データの表示位置は固定されているので、その 3 D C T 画像データの表示空間の座標軸をこの検知データに基づいて、相対的に表示画面 B 1 2 b の中で移動、回転されたボリュームデータの表示位置に表示する処理が、画像位置処理部 2 4 により行われる。

10

20

30

40

50

【0071】

ステップS16では、操作者は、治療対象となる部位に対し、表示画面A12aを観察しながら、この治療目的に対し最適の観察、診断が行えるリアルタイム超音波画像を得るために、超音波プローブ11の生体への接触位置、スキャン方向を変える操作を行い、超音波画像によるガイド下の治療対応の最良となる位置を探る。この超音波プローブ11による探る操作における、位置センサ15の移動位置及びスキャン方向・方位の検知データは、画像位置処理部24により基準位置・方位、すなわちプローブ原点座標位置からの変化量が、逐次演算、算出される。

【0072】

ステップS17では、この算出結果の移動位置、スライス面方位の変化を、表示画面B12bに表示している過去の医用画像データの表示空間座標に適用して、このボリューム画像データを表示する座標空間を位置移動、方向・方位（回転）変更させる。

10

【0073】

すなわち、「一致」の指示以降における超音波プローブ11の操作は、図9(c)に示すように、表示画面B12bにおける重畳表示の下地画像を形成する過去医用画像データの対象部位、例えばCT画像データの医用画像41bの表示は、移動、回転されて表示され、透過性重畳して表示する超音波画像データ71bの表示は、一般的な超音波画像表示と同様に、所定の当初（図9(b)の超音波画像データ51b)の表示位置・方向を維持して透過性に重畳された超音波画像データ72bとして表示される。

【0074】

20

ステップS17における表示画面B12bの下地画像（医用画像41b）の処理は、画像位置処理部24によるプローブ原点座標位置からの変化量を、制御CPU部25に逐次入力し、画像処理部27による回転・並進の画素データ処理を、表示画面B12bに表示している下地画像の過去医用画像データに対し実施する画像処理で行われる。

【0075】

ステップS18では、ステップS16及びステップS17で治療対象の部位に対し最良で、且つ同部位の治療の状況を対比、参照できる画像データを、図9(c)に示すようにモニター12の表示画面12a及び表示画面12bにそれぞれ表示して、超音波画像ガイド下の穿刺治療を開始する。一般的な超音波画像ガイド下の穿刺治療を行う超音波診断装置では、穿刺針の超音波像の強調表示65a、75b、穿刺経路予測の表示66a、76bなど、穿刺モードの設定仕様が装備されるので、この穿刺モードを選択する指示スイッチ「治療」を操作することにより、これ等が起動され、表示される。

30

【0076】

ステップS19では、リアルタイム超音波画像データの輝度情報を画像処理部27により透過性重畳表示の画像処理に基づいて、表示される治療対象部位像73b/43bそれぞれを、画面表示B12bに重畳して表示し、施術者は治療の進行、経過を観察、確認する。

【0077】

治療施術の終盤であるステップS20では、例えば、図9(c)に示すモニター12の表示画面により、施術者は画面表示B12bに半透明に重畳表示されるこの治療による施術効果像73b及び下地画像の治療施術前の対象部位像43bと、画面表示A12aに治療による施術効果をリアルタイムの超音波画像として表示している施術腫瘍像63aとを比較して、所定の治療マージンが確保されているかを確認できる。特に、画面表示B12bに重畳表示される施術効果像73bと対象部位像43bとの差異が、直接比較、観察できる。

40

【0078】

ステップS20の確認を終えると、ステップS21で、穿刺治療の施術を終了する「治療」スイッチの反転を指示する（再度のスイッチボタンの操作）。

【0079】

この後のステップS22では、超音波診断装置10の表示画面12は、一般的な2画面

50

表示の状態、すなわち、ステップS 1 1、ステップS 1 2による表示が行われて、「重畳表示」のスイッチ操作が行われることを待機している状態に戻る。

【 0 0 8 0 】

本実施形態の超音波診断装置 1 0 によれば、ステップS 1 5 において行う所定の位置合わせ操作以降において、超音波プローブの操作に追従して、リアルタイム超音波画像及び治療前の過去参照画像である医用画像それぞれ共に同部位を追従表示することができ、重畳表示における下地画像となる参照画像の参照操作が自動的に超音波プローブの操作位置に移動変更されて表示されるので、両画像の比較が詳細、細部にわたって容易に行うことができる。

【 0 0 8 1 】

また、この超音波診断装置による少なくとも 2 画面の画像表示が行われ、超音波画像のガイド下に行われる例えば穿刺治療において、治療対象部位に対するリアルタイムの超音波画像を一方の表示画面で観察しながら、さらに他方の表示画面において、超音波プローブの操作に追従して移動する例えば C T 画像である治療前の過去参照画像に、リアルタイムで取得する超音波画像を透過性に重畳表示するので、これ等の 2 画像データを見比べて、治療波及の差異の比較が容易に行える。

【 0 0 8 2 】

さらに、超音波プローブの操作に過去画像が追従して表示されるので、透過性表示のリアルタイム超音波画像と過去画像として参照している医用画像との比較により、治療マージンの確保を容易に確認できて、その治療効果を高める施術の水準を高めることが容易に行える。

【 0 0 8 3 】

(第 2 の表示処理例)

次に示す本願超音波診断装置の第 2 の実施形態における第 2 の表示処理例においては、過去の参照画像データとの対比を鮮明にするために、重畳表示において、リアルタイムの超音波画像データを下地画像とし、過去の参照画像データを透過性に上置きして表示する。超音波画像の取得とその処理について、図 1 0 に示す作動処理のフロー図を用いて、第 2 の表示処理例における作用、動作を説明する。

【 0 0 8 4 】

この第 2 の表示処理例で行われるステップS 4 1 では、モニターの表示画面 A 1 2 a 及び表示画面 B 1 2 b に同じリアルタイム超音波画像が共に表示される、デュアル表示が行われる。

【 0 0 8 5 】

ステップS 4 2 では、図 7 に示す制御 C P U 部 2 5 による制御により、ネットワーク 1 0 0 を介して医用画像センタ 1 0 1 に保管・保存される同被検者の過去の例えば 3 D (3 次元) の C T 画像データを読み出して画像記録装置 2 9 a に、記録保管する。この過去の画像データとしては、M R I 画像データ、P E T 像データ、及び自機あるいは他機により取得した超音波画像データを読み出して、表示してもよい。

【 0 0 8 6 】

ステップS 4 3 では、表示画面 A 1 2 a のリアルタイム超音波画像の表示を継続して、且つ表示画面 B 1 2 b に表示されている同じリアルタイム超音波画像データを下地の画像として、ステップS 4 2 で読み込み保存した過去の例えば C T 画像データを透過性に重畳させて表示する。

【 0 0 8 7 】

例えば C T 画像データには、一般的に生体組織の C T 値毎に色相情報を割り当て表示されるが、ステップS 4 3 においては、この表示画面 B 1 2 b に重畳表示する C T 画像データに対して処理を行う。例えば、この処理は、その重畳表示する C T 画像データの色相情報を単色化し、各色相に所定の輝度情報を割り振ると共に、元の輝度情報とも統合して、その画素データが輝度情報により構成される参照画像データに変換処理する。この過去の画像データを透過性参照画像とする変換処理は、データベース部 2 6 に予め設定したプロ

10

20

30

40

50

トコルにより制御CPU部25が、画像処理部27を制御、作動させて行う。他の色相情報を含む医用画像データに対しても、同様の処理が行われる。色相情報の無い過去の超音波画像データでは、リアルタイム超音波画像データと識別するために淡い色の色相情報を割り当てる単色化が行われる。この変換情報は、データベース部26に前記プロトコルとして予め設定されて、制御CPU部25が、画像処理部27を制御、作動させて行う。

【0088】

次のステップS44では、ステップS43の処理により、リアルタイムの超音波画像データに、過去の例えばCT画像データが透過性に重畳して表示される表示画面B12bに対し、超音波プローブ11の被検者体表への接触位置、方向を変化させる操作を行って、3D(2D画像にあっては、2D)の両画像データの重畳が一致する位置、方向を、操作者が探る。

10

【0089】

このステップS44においては、重畳する画像データ、すなわちこの例ではCT画像データに対して、例えば拡大・縮小、回転・並進の画素データ処理が、画像処理部27により行われて、さらにそれらを合成する画像処理が行われる。

【0090】

ステップS44において、超音波プローブ11を操作している操作者は、両画像データの生体部位像が一致する重畳の操作位置、方向で、超音波プローブ11の操作を留めて、「一致」を指示する操作パネル13のスイッチを操作する。

【0091】

この「一致」のスイッチの操作によりステップS45の処理へ進める。このステップS45では、超音波プローブ11に設けた位置センサ15により、超音波プローブ11の3D(3次元)空間位置、及び超音波画像断面の方位(スライスのスキャン方向)の位置データを、位置センサの受信部15aへ送信し、この位置センサの受信部15aを備える超音波診断装置10の定義する基準座標空間(図示せず)に、プローブ原点座標位置として基準位置・方位の定義設定を行う。ステップS45におけるこの処理は、制御CPU部25の制御の下に画像位置処理部24により、原点座標、超音波プローブの移動距離、移動位置などを演算、比較、記録する処理が実行される。

20

【0092】

ステップS45によるプローブ原点座標位置の設定により、超音波プローブの操作によるプローブの移動位置、スキャン方向・方位の変更が、位置センサ15により検知される。さらに、この検知データが位置センサの受信部15aを介して制御CPU部25に逐次入力されて、超音波診断装置10の定義する基準座標空間における超音波プローブ11の空間位置、スキャン方向が確定、認識される。

30

【0093】

ステップS46では、操作者は、治療対象となる部位に対し、リアルタイム超音波画像を表示する表示画面A12aを観察しながら、この治療目的に対し最適の観察、診断が行える超音波画像を得るために、超音波プローブ11の当接位置、スキャン方向を変え操作を行い、リアルタイム超音波画像によるガイド下で、治療対応するのに最良となる位置を探る。この超音波プローブ11による探る操作における、位置センサ15の移動位置及びスキャン方向・方位の検知データは、画像位置処理部24により、基準位置・方位、すなわちプローブ原点座標位置からの変化量として、逐次演算、算出される。

40

【0094】

ステップS47では、この算出結果の移動位置、スライス面方位の変化を、表示画面B12bに半透明に表示している過去の例えばCT画像データの表示空間座標に適用して、このボリューム画像データの座標空間を位置移動、方向・方位(回転)変更する。すなわち、透過性重畳表示の下地となる超音波画像データの表示状態は、所定の方向を維持して表示される一般的な超音波画像と同様の表示を行う表示画面B12bにおいて、「一致」の指示以降における超音波プローブ11の操作は、重畳表示の上置きとなる過去の対象部位に対するCT画像データの表示が、移動、回転されて表示される。

50

【 0 0 9 5 】

ステップ S 4 7 における表示画面 B 1 2 b の上置きされる画像の重畳表示位置の処理は、画像位置処理部 2 4 によるプローブ原点座標位置からの変化量を、制御 CPU 部 2 5 に逐次入力し、画像処理部 2 7 による回転・並進の画素データ処理が、表示画面 B 1 2 b に表示する過去の例えば CT 画像データに対し実施される画像処理で行われる。

【 0 0 9 6 】

ステップ S 4 8 では、ステップ S 4 6 及びステップ S 4 7 で治療対象の部位に対し最良で、且つ同部位の治療の状況を対比、参照できる画像データを、モニター 1 2 の表示画面 1 2 a 及び表示画面 1 2 b にそれぞれ表示して、超音波画像ガイド下の例えば穿刺治療を開始する。一般的な超音波画像ガイド下の穿刺治療を行う超音波診断装置では、穿刺針の超音波像の強調表示、穿刺予測経路の表示など、穿刺モードの仕様設定が装備されるので、この穿刺モードを選択する指示スイッチ「治療」を操作する共に、これ等の設定が起動される。

10

【 0 0 9 7 】

ステップ S 4 9 では、リアルタイム超音波画像データの輝度情報を画像処理部 2 7 により透過性重畳表示の画像処理により表示される画面表示 B 1 2 b により、治療の施術者は治療の進行、経過を確認する。

【 0 0 9 8 】

治療施術の終盤であるステップ S 5 0 では、施術者は画面表示 B 1 2 b に半透明に重畳表示されるこの治療による施術効果像と、下地画像の治療施術前の対象部位とを比較して、所定の治療マージンが確保されているかを確認できる。

20

【 0 0 9 9 】

ステップ S 5 0 の確認を終えると、ステップ S 4 1 で、穿刺治療の施術を終了する「治療」スイッチの反転を指示する（再度のスイッチボタンの操作）。

【 0 1 0 0 】

この後のステップ S 4 2 では、超音波診断装置 1 0 の表示画面 1 2 は、一般的な 2 画面表示の状態、すなわち、ステップ S 4 1、ステップ S 4 2 による表示が行われて、「重畳表示」のスイッチ操作を待機している。

【 0 1 0 1 】

本実施形態の処理の手順において、ステップ S 4 4 ~ S 4 6、ステップ S 4 8、及びステップ S 5 0 ~ S 5 1 それぞれは、第 1 の表示処理例における処理の手順（図 8）のステップ S 1 4 ~ S 1 6、ステップ S 1 8、ステップ S 2 0 と全く同様である。

30

【 0 1 0 2 】

本実施形態の超音波診断装置によれば、この超音波診断装置による少なくとも 2 画面の画像表示が行われ、超音波画像のガイド下に行われる穿刺治療において、治療対象部位に対するリアルタイムの超音波画像を共にそれぞれの表示画面に表示し、一方の表示画面には、過去の治療対象部位の参照画像、例えば CT 画像データが、治療中に取得されるリアルタイム超音波画像データに、表示位置を合わせて、透過性に上置きして重畳表示できる。また、本実施形態の重畳による表示によれば、下地の超音波画像データによる治療領域、すなわち治療マージンが、上置きする参照医用画像、例えば CT 画像の過去の治療対象部位像データとの大小比較により容易に確認でき、実施している治療の状況を観察し、その治療効果の波及を容易に判断できる。

40

【 0 1 0 3 】

（第 3 の表示処理例）

本願超音波診断装置の第 2 の実施形態における第 3 の表示処理例では、過去画像データである医用画像データとの変化部分を強調、対比するために、重畳表示において、医用画像データ、例えば CT 画像データに対し、リアルタイムの超音波画像データによる差分処理を行った重畳表示を行う。

【 0 1 0 4 】

なお、この差分処理は、一般的に視野領域の大きい医用画像データに対し行うが、視野

50

の小さいリアルタイムの超音波画像データに対し、関心領域ROIを指定した医用画像データによる差分処理の結果を表示するようにしてもよい。

【0105】

本願発明の超音波診断装置10が行う超音波画像の取得とその処理について、図2に示すステップS11～S18については、第1の表示処理例と同様に行われる。

【0106】

第3の表示処理例における、作動処理のフロー図のステップS19においては、本体部20の画像処理部27が、「透過性の重畳表示の処理」に替えて、「医用画像データに対し、リアルタイムの超音波画像データを差分処理し、その結果を表示する処理」がステップS19として行われ、その結果を画面Bに表示する。

10

【0107】

その後は、再び図8に示すステップS20～S22の処理を実施する。

【0108】

本実施形態の超音波診断装置では、穿刺治療における治療中の状況を表示するリアルタイムの超音波画像データがモノクロ濃淡画像であり、穿刺針による治療域は一般的に強く白く抜ける。すなわち、差分処理画像では、リアルタイムの超音波画像データの治療域表示は、抜きマスク画像データとなり、過去画像データである医用画像データに対し治療処置実施の範囲を非マスクで表示画面B12bに表示することができる。

【0109】

本実施形態の超音波診断装置によれば、治療処置を行っているリアルタイムの超音波画像データの画面表示と、過去の治療対象を含む医用画像データに対し治療処置が実施された治療域がマスク切り出しされた画面表示とを、超音波プローブの操作に連動して表示できるので、超音波診断装置によるガイド下に行う治療処置を容易かつ適正に行うための観察ができる。

20

【0110】

<第3の実施形態>

本願超音波診断装置の第3の実施形態は、過去画像データである医用画像データと治療を観察、診断しているリアルタイムの超音波画像データのそれぞれ表示空間を、一致させて設定した基準位置・方位に対し、超音波プローブ11の操作における基準位置・方位への復帰、再設定を容易にする。

30

【0111】

本実施形態の超音波診断装置10の画像位置処理部24には、図8のステップS15若しくは図10のステップS45において、プローブ原点座標として設定した基準位置・方位のデータと共に、参照している医用画像データのファイル識別情報とを記録保存している基準位置記録部24aを画像位置処理部24に備える。

【0112】

また、この画像位置処理部24には、治療の状況の観察、診断を行うリアルタイム超音波画像データを取得する超音波プローブ11の操作において、位置センサ15より取得したリアルタイムの位置データと、これに設定した基準位置・方位の基準位置データに対するずれ値を表示するプローブ位置表示部24bを具備する。

40

【0113】

この基準位置記録部24aとプローブ位置表示部24bにより、超音波画像を表示する表示画面A12aには、図9(d)に示すように、基準位置X、Y、Z及び方位の第1表示81と、操作中の超音波プローブ位置のズレ値x、y、z、の第2表示82が表示される。

【0114】

超音波プローブ11の操作に追従する表示画面B12bの医用画像データの表示が、重畳される超音波画像データに対し、ズレが大きくなった場合、若しくは被験者が治療、観察の途中で体位をずらしたり、動いたりした場合に、当初の「一致」の設定を再度実施することが必要になる。この場合、ステップS11～S15、あるいはステップS41～S

50

45を繰り返すのは、煩雑であり、超音波プローブ11の操作による一致位置の探査も簡単ではない。

【0115】

図9(d)に示すように、表示画面A12aに第1表示81と第2表示82を表示する本実施形態の超音波診断装置では、第2表示82の各数値が「0(ゼロ)」となる位置に、超音波プローブ11を操作し、戻すことにより、容易に当初に設定した基準位置・方位に復帰させることができる。さらに、復帰したこの位置の近傍で、ステップS14、S15あるいはステップS44、S45を実施して、基準位置記録部24aに基準位置・方位を再設定することができる。この再設定により、第1表示81の基準位置X、Y、Z及び方位が更新されて、以降はこの更新値に基づいて、種々の処理が行われる。

10

【0116】

本願発明の第3の実施形態である超音波診断装置によれば、表示画面B12bの追従する医用画像データの表示が、重畳される超音波画像データに対すズレが大きい場合、若しくは被験者が体位を変えた場合に、当初の「一致」の設定を再度実施する基準位置・方位へ復帰を簡単にできる。この復帰位置の付近で、基準位置・方位の再設定を簡単に行うことができるので、治療効果を高める施術の水準を再現、維持することが容易に行える。

【0117】

また、上記の第1から第3の実施形態に述べた処理ステップは、本願超音波診断装置のコンピュータすなわち制御CPU25または制御CPU317にて動作させるようプログラムされている。

20

【0118】

以上、本発明の超音波診断装置によれば、超音波画像のガイド下に行われる治療、例えば穿刺治療において、治療対象部位に対する治療前の参照医用画像と、治療対象の所望する部位のリアルタイム超音波画像とがモニター上に並列表示もしくは重畳表示されることにより、これらの比較が容易に行える。さらに、両画像の比較により治療マージンを含めた手技が行われたかどうかを容易に確認でき、治療効果判定が行える。

【0119】

また本発明によれば、超音波プローブの操作位置の変化に追従して参照医用画像データの表示位置も同時に変化させることができるので、被検者の体動などによって観測位置が変化しても、この参照医用画像とリアルタイム超音波診断画像とを並列もしくは重畳して観測部位を表示できるという効果を奏する。

30

【0120】

本発明は上記実施形態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。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良い。これらも本発明の技術思想を用いる限り、本発明に含まれる。

【符号の説明】

【0121】

- 10、300...超音波診断装置、
- 11、101、302...超音波プローブ、
- 12、305...モニター、
- 13、304...操作パネル、
- 14、303...入力装置、
- 15...位置センサ、
- 15a...位置センサ受信部、
- 17...ネットワークI/F(インターフェース)、
- 20、301...本体部、
- 21、311...超音波信号送信部、

40

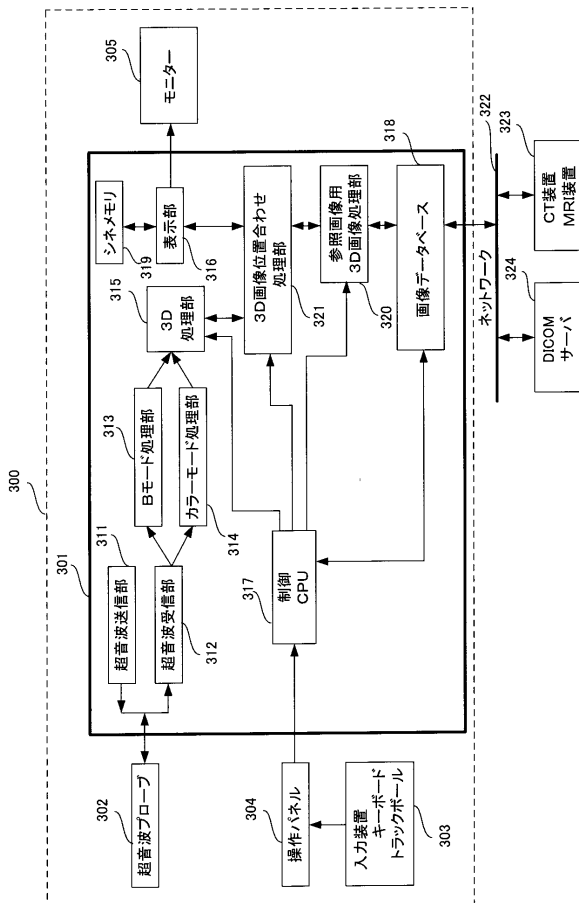
50

- 2 2、3 1 2 ... 超音波信号受信部、
- 2 3 a、3 1 3 ... Bモード処理部、
- 2 3 b、3 1 4 ... カラーモード処理部、
- 2 4 ... 画像位置処理部、
- 2 4 a ... 画像位置記録部、
- 2 4 b ... プローブ位置部、
- 2 5、3 1 7 ... 制御CPU部、
- 2 6 ... データベース部、
- 2 7 ... 画像処理部、
- 2 8 ... 表示部、
- 2 9 a ... 画像記録装置、
- 2 9 b、3 1 9 ... シネメモリ部、
- 8 1 ... 第1表示部、
- 8 2 ... 第2表示部、
- 2 9 a ... 画像記録装置、
- 1 0 0、3 2 2 ... ネットワーク、
- 1 0 2 ... ボリュームデータ、
- 1 0 3 ... M P R 表示例、
- 3 1 5 ... 3 D 処理部、
- 3 2 0 ... 参照画像用 3 D 画像処理部、
- 3 2 1 ... 3 D 位置合わせ処理部。

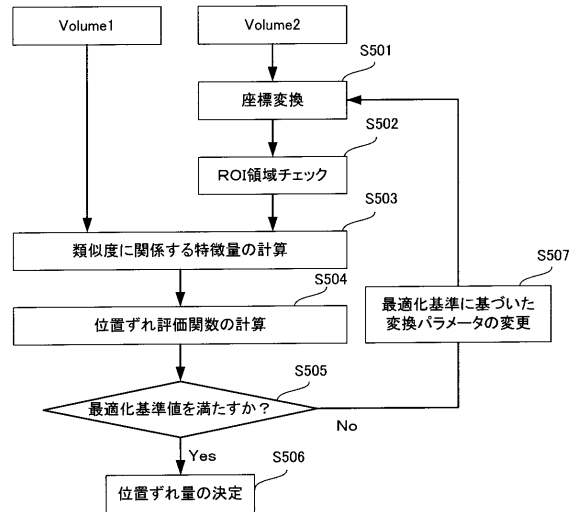
10

20

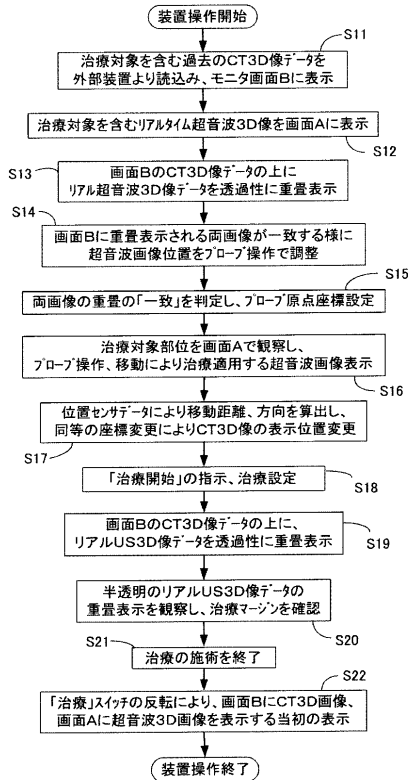
【図3】



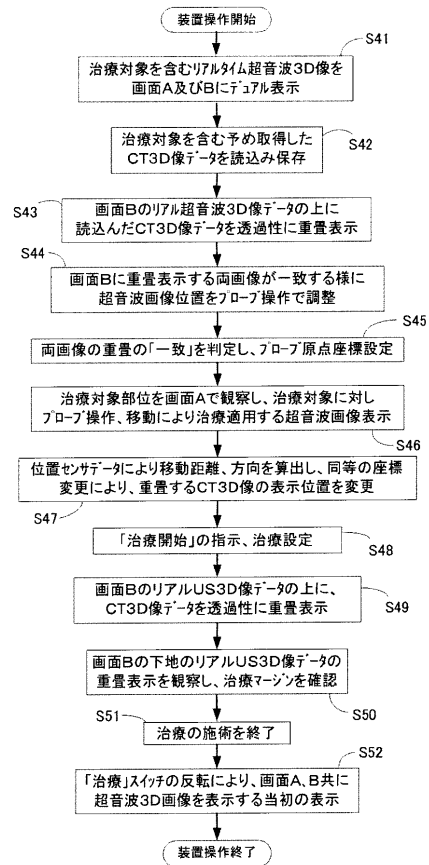
【図5】



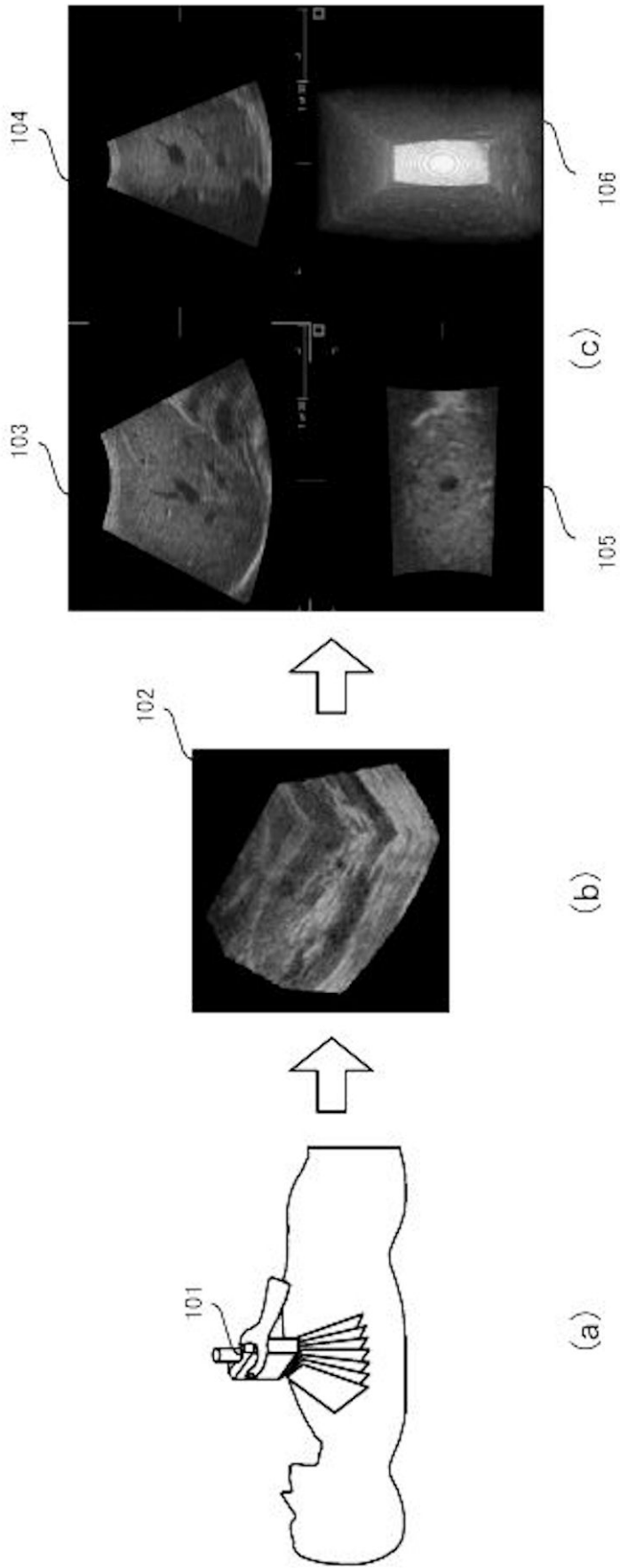
【図8】



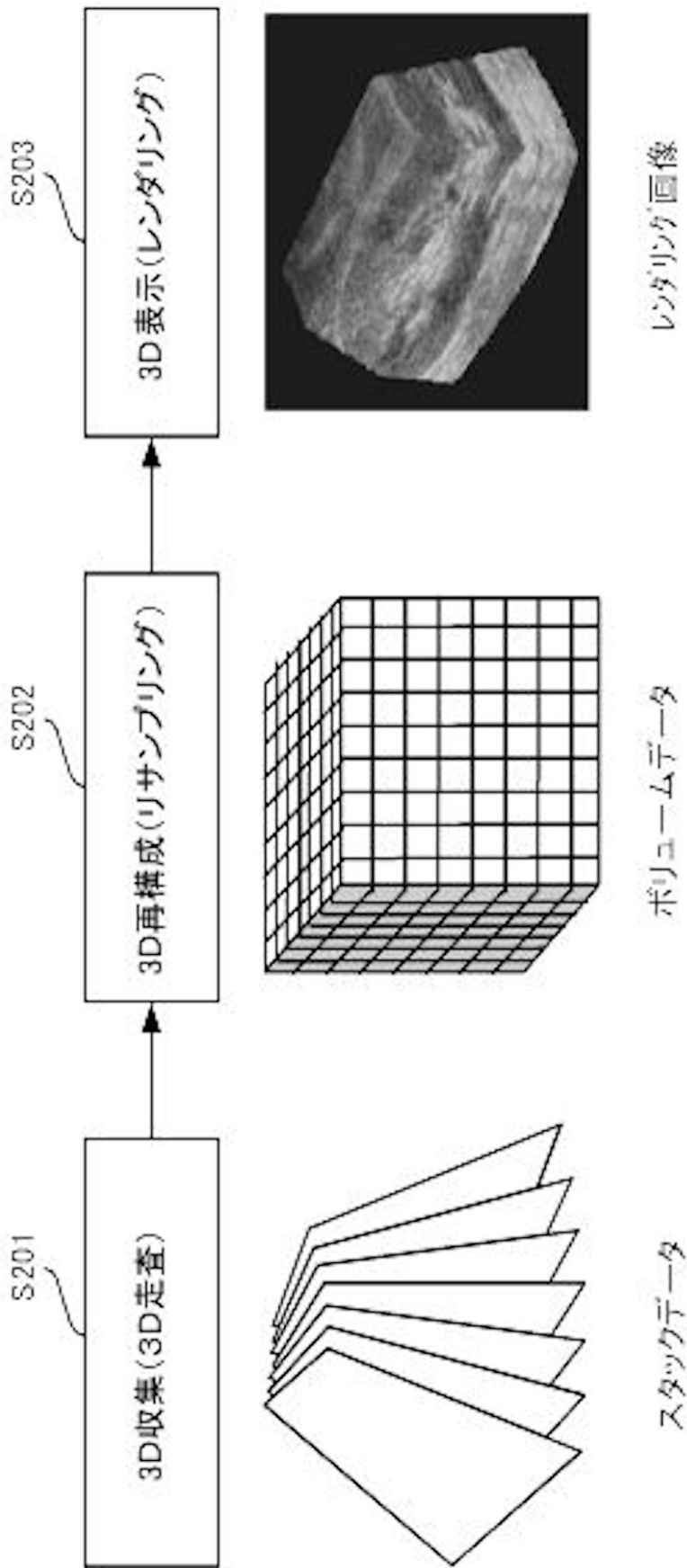
【図10】



【図 1】

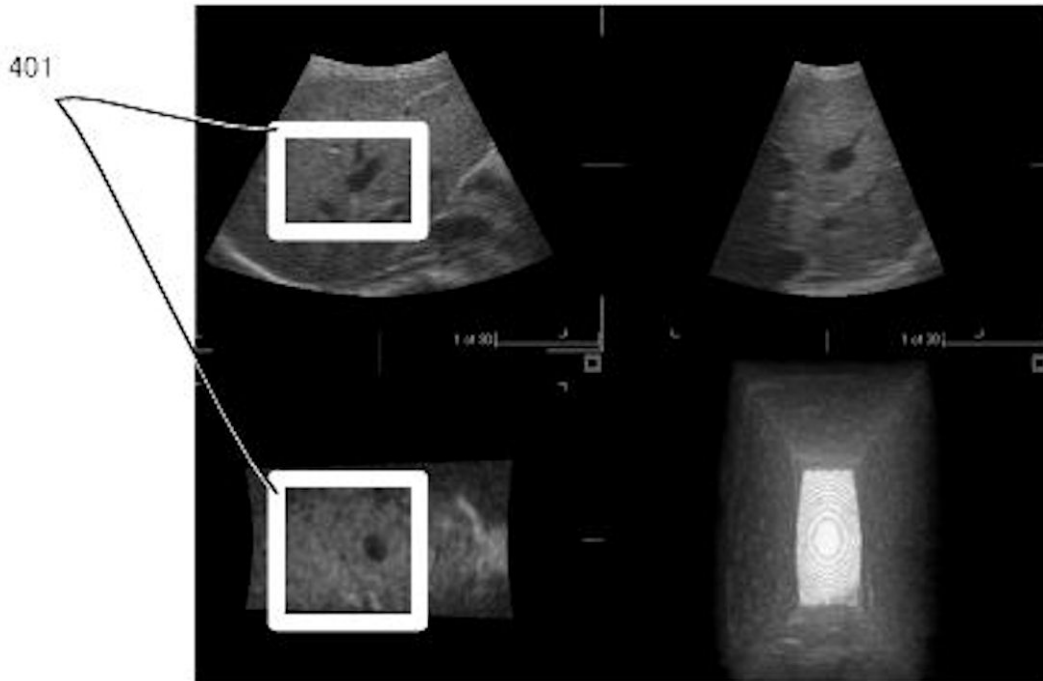


【図2】

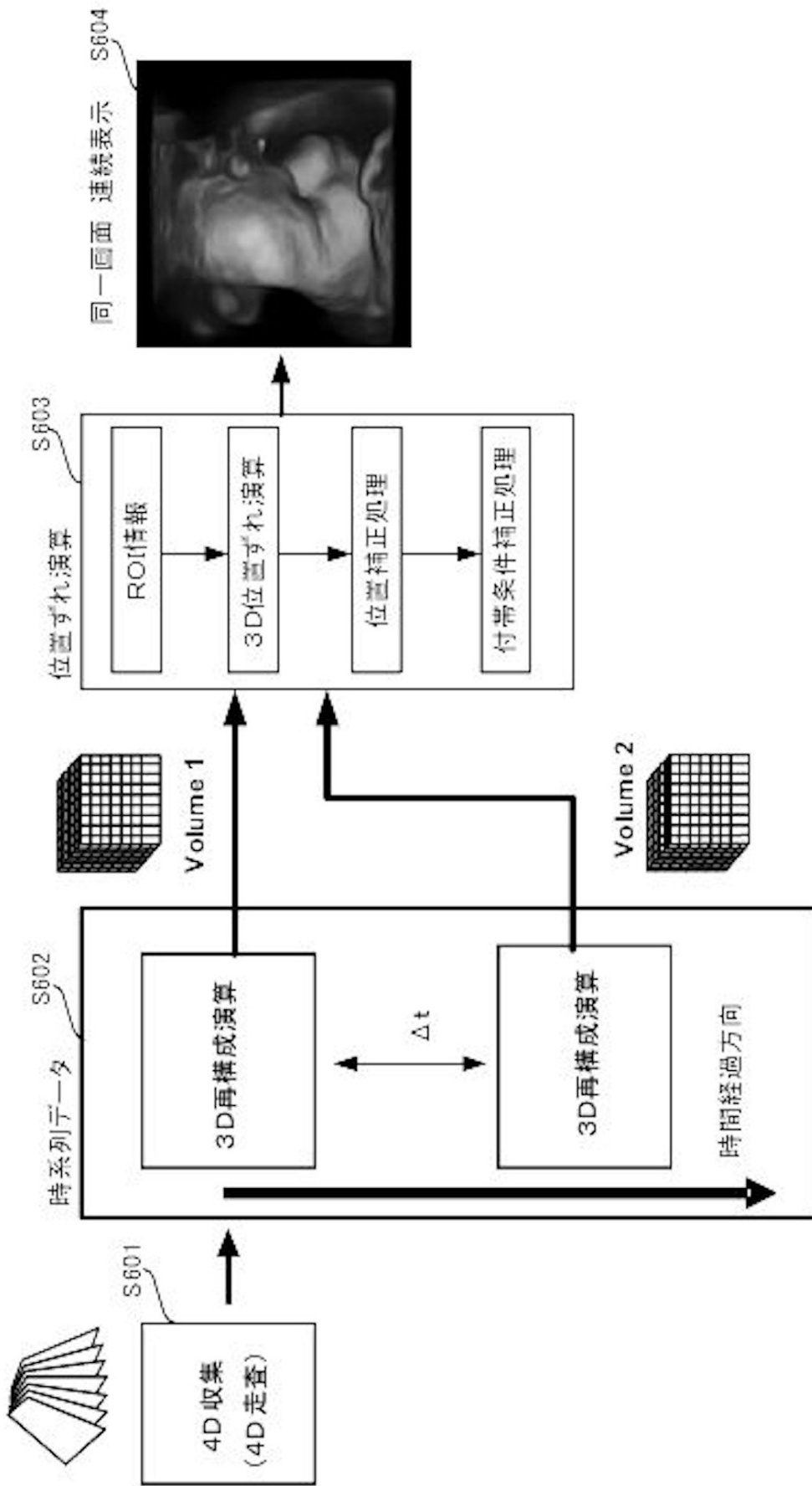


【 図 4 】

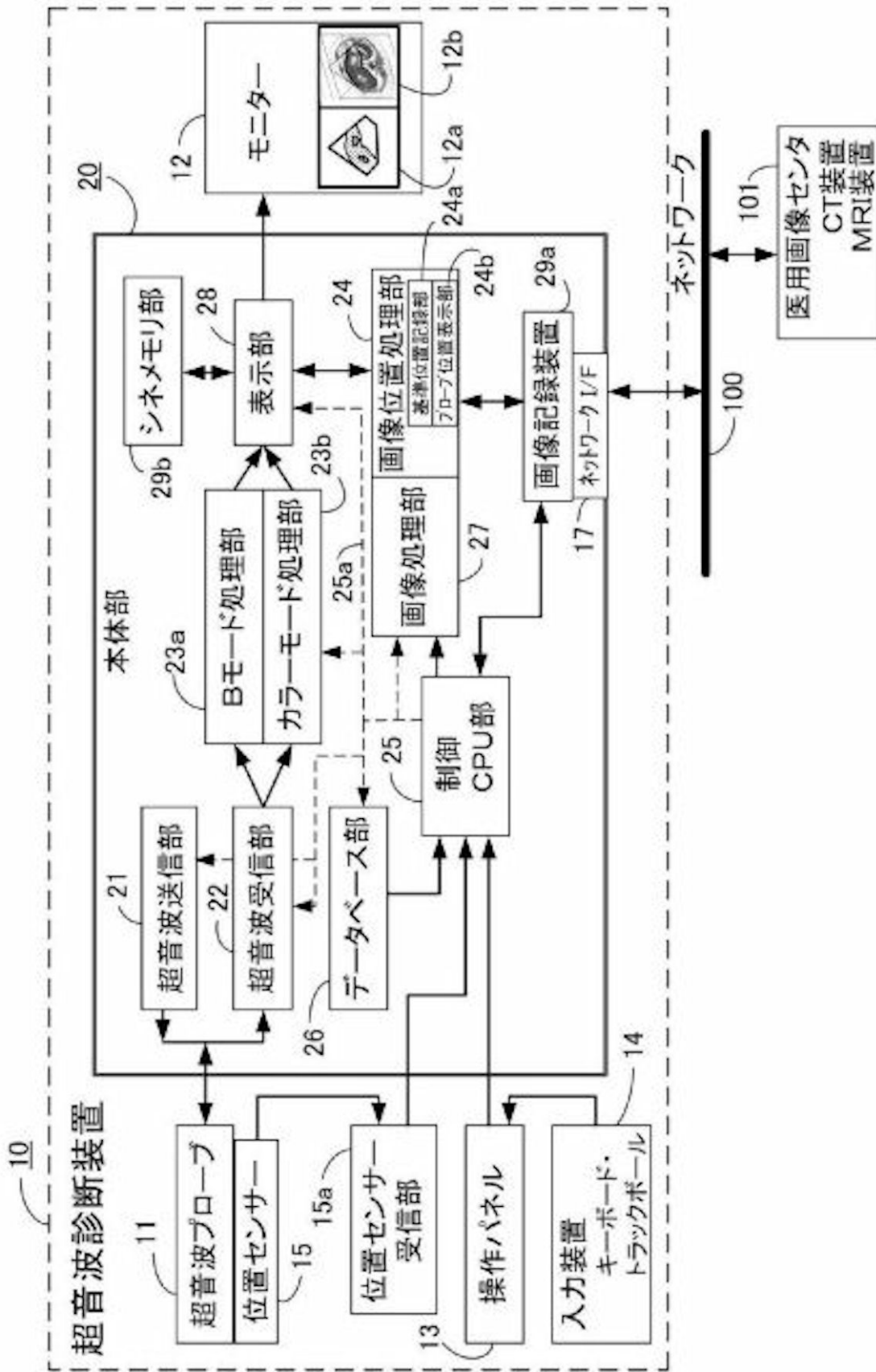
位置合わせ演算対象のROI設定(MPR表示)



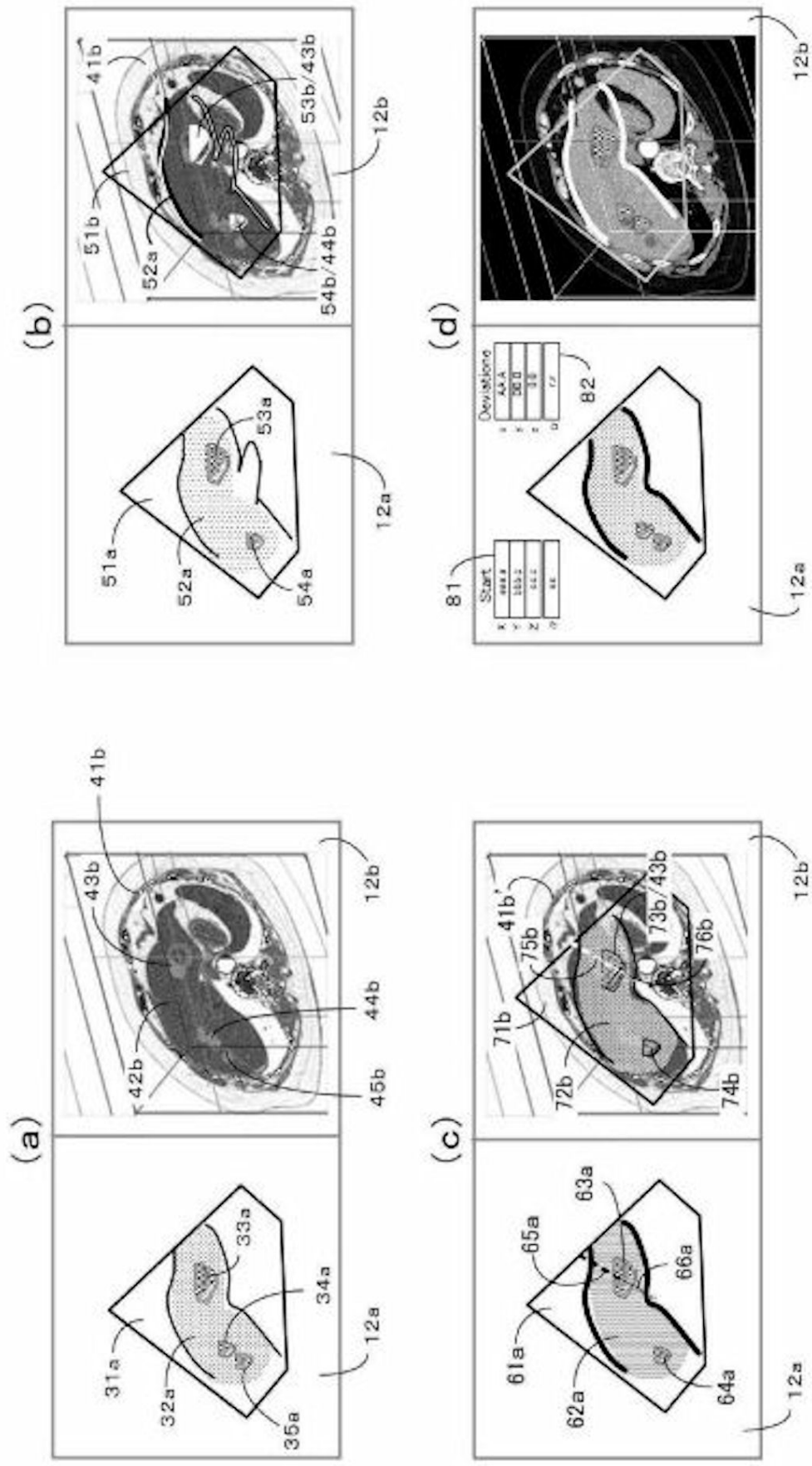
【 図 6 】



【図7】



【 図 9 】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2006-167267(JP,A)
特開2005-296436(JP,A)
特開2003-325510(JP,A)
国際公開第2004/098414(WO,A1)
特開2004-016268(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	JP5513790B2	公开(公告)日	2014-06-04
申请号	JP2009160010	申请日	2009-07-06
[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		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	嶺喜隆		
发明人	嶺喜隆		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE10 4C601/FF03 4C601/FF16 4C601/GA18 4C601/JC06 4C601/JC37 4C601/KK09 4C601/KK10 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/LL33		
其他公开文献	JP2011011001A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

A可以与预先和实时图像被同时处理，还提供一种能够通过比对参考图像的显示器上显示的超声波诊断装置取得的参照图像来观察。 本发明一个实施例的一种超声波诊断装置，医用图像获取装置，用于先前由三维医学图像数据中获得到另一个医学图像设备为对象的目标部位，从超声波探头与目标区域和超声图像数据获取装置，用于获取实时的三维超声波图像数据相对于所述对准装置对准的医用图像数据和超声图像数据的通常的对应区域，这是对准，其中，所述位置存储装置，用于存储所述医学图像数据和所述超声波图像数据之间的位置的信息，显示由所述对准装置对准的所述医学图像数据的对应的部分或区域与所述超声波图像数据图像显示装置和，可结合根据两个图像的所述用户的操作内容相应的横截面，并且该区域被改变为联锁操作包括舞台。 点域

【图3】

