

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5348889号
(P5348889)

(45) 発行日 平成25年11月20日 (2013.11.20)

(24) 登録日 平成25年8月30日 (2013.8.30)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/00

請求項の数 13 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2007-538800 (P2007-538800)	(73) 特許権者	000153498
(86) (22) 出願日	平成18年10月6日 (2006.10.6)		株式会社日立メディコ
(86) 国際出願番号	PCT/JP2006/320055		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(87) 国際公開番号	W02007/040270	(72) 発明者	荒井 修
(87) 国際公開日	平成19年4月12日 (2007.4.12)		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
審査請求日	平成21年10月5日 (2009.10.5)		株式会社 日立メディコ内
(31) 優先権主張番号	特願2005-293103 (P2005-293103)	(72) 発明者	岩崎 隆雄
(32) 優先日	平成17年10月6日 (2005.10.6)		宮城県仙台市青葉区上杉三丁目9-21
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		
		審査官	五関 統一郎

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 穿刺治療支援装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体に超音波を送受信する超音波探触子と、

前記超音波探触子により得られた超音波信号を基に超音波画像を作成する超音波画像作成手段と、

医用画像診断装置により撮影した前記被検体のボリュームデータを記録するボリュームデータ記録手段と、

前記超音波探触子の位置及び方向を検出する探触子位置方向検出手段と、

前記超音波探触子の位置及び方向の情報を用いて、前記超音波画像と同一断面の断層画像を前記ボリュームデータから作成する断層画像作成手段と、

前記超音波画像と前記断層画像を表示する表示手段と、

前記超音波探触子を介して前記被検体へ穿刺針を挿入する穿刺手段と、

前記穿刺針の挿入位置及び方向を示す穿刺ガイドラインを作成する穿刺ガイドライン作成手段と、前記ボリュームデータに前記穿刺ガイドラインを合成して前記ボリュームデータ記録手段に記憶するボリュームデータ合成手段と、前記超音波探触子の位置及び方向で撮像される前記超音波画像と同じ断面位置における、前記合成されたボリュームデータから前記穿刺ガイドラインが付与されたシミュレーション画像を作成するシミュレーション画像作成手段と、

を備え、

10

20

前記穿刺ガイドライン作成手段は、前記被検体の所定部位に類する模型に前記超音波探触子を接触させた状態で得られる前記超音波画像又は前記断層画像を用いて前記穿刺ガイドラインを作成し、

前記表示手段は、前記シミュレーション画像を前記超音波画像とともに表示することを特徴とする穿刺治療支援装置。

【請求項 2】

前記表示手段は、前記シミュレーション画像と前記超音波画像を同一画面上に並べて表示することを特徴とする請求項 1 記載の穿刺治療支援装置。

【請求項 3】

前記ボリュームデータを用いて3次元画像を構成する3次元画像構成手段を備え、

前記表示手段は、前記シミュレーション画像と前記3次元画像を同一画面上に並べて表示することを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の穿刺治療支援装置。

【請求項 4】

前記ボリュームデータ記録手段は、それぞれ異なる時に取得した複数のボリュームデータを記録し、

前記断層画像作成手段は、前記複数のボリュームデータに対応した複数の断層画像を作成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の穿刺治療支援装置。

【請求項 5】

前記ボリュームデータ記録手段は、それぞれ異なる時に取得した複数のボリュームデータを記録し、

前記シミュレーション画像作成手段は、前記複数のボリュームデータに対応した前記シミュレーション画像を作成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の穿刺治療支援装置。

【請求項 6】

前記表示手段は、前記断層画像又は前記複数のシミュレーション画像を並べて表示することを特徴とする請求項 4 又は 5 記載の穿刺治療支援装置。

【請求項 7】

前記複数のボリュームデータは、治療前に取得されるボリュームデータと治療後に取得されるボリュームデータであることを特徴とする請求項 4 又は 5 記載の穿刺治療支援装置。

【請求項 8】

前記ボリュームデータから作成される前記シミュレーション画像の断面位置を変更する断層位置パラメータ調整手段を備えることを特徴とする請求項 1 乃至 7 のいずれか一項に記載の穿刺治療支援装置。

【請求項 9】

前記シミュレーション画像作成手段は、前記表示手段に前記シミュレーション画像の直交断面である穿刺ガイドライン断面画像を表示させることを特徴とする請求項 1 乃至 8 のいずれか一項に記載の穿刺治療支援装置。

【請求項 10】

前記穿刺ガイドライン作成手段は、前記表示手段に表示された前記超音波画像又は前記断層画像上で直線を指定することにより、前記穿刺ガイドラインの前記位置及び方向を特定することを特徴とする請求項 1 乃至 9 のいずれか一項に記載の穿刺治療支援装置。

【請求項 11】

前記穿刺ガイドライン作成手段は、前記穿刺針を含む前記超音波画像の輝度情報から前記穿刺針の位置及び方向を特定することを特徴とする請求項 1 乃至 9 のいずれか一項に記載の穿刺治療支援装置。

【請求項 12】

前記穿刺ガイドライン作成手段は、前記超音波画像の高輝度領域と低輝度領域をそれぞれ 2 値化し、該 2 値化画像を前記シミュレーション画像上に表示させることを特徴とする請求項 1 乃至 11 のいずれか一項に記載の穿刺治療支援装置。

10

20

30

40

50

【請求項 13】

前記ボリュームデータの大きさや位置のずれを補正するボリュームデータ演算手段を備え、

前記シミュレーション画像作成手段は、補正されたボリュームデータに基づいてシミュレーション画像を作成することを特徴とする請求項 1 乃至 12 のいずれか一項に記載の穿刺治療支援装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、シミュレーションにより穿刺計画を立案し、穿刺手術状況を表示する穿刺治療支援装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は超音波パルス反射法により、生体内の軟組織の断層画像を得る。超音波診断装置は、他の医用画像診断装置に比べ、小型で安価であり、X線などの被曝がないため安全性が高く、また血流イメージングが可能である等の特徴を有し、消化器科をはじめ泌尿器科や産婦人科などで広く利用されている。

【0003】

この超音波診断装置を用いて、超音波画像を観察しながら被検体に穿刺針を挿入し、穿刺針によって腫瘍細胞の一部を採取したり、穿刺針の先端に設けられたRFコイルを用いて腫瘍を焼灼したりする。この時に用いられるプローブは、アレイ型のプローブの一部に穿刺針を挿入させる溝が設けられたバイオプシタイプや、アレイ型のプローブに穿刺用のアダプタを装着したアダプタータイプがある。

【0004】

特許文献1では、超音波診断装置以外の医用画像診断装置(X線CT装置やMRI装置)で収集した被検体に関するボリュームデータより、操作者により任意に指定されたプローブの位置及び角度に応じた超音波画像に対応する断層画像を構成して表示する技術が開示されている。

【0005】

操作者は予め被検体内の腫瘍の位置をイメージして穿刺計画を立てるが、被検体内の治療対象とする部位が複雑である場合には、腫瘍の位置をイメージして穿刺計画をして、穿刺するのが困難である。

本発明の目的は、予め穿刺シミュレーションを行い、穿刺治療をすること及びその治療評価が可能な穿刺治療支援装置を提供することにある。

【特許文献1】特開2002-112998号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

被検体に超音波を送受信する超音波探触子と、前記超音波探触子により得られた超音波信号を基に超音波画像を作成する超音波画像作成手段と、医用画像診断装置により撮影した前記被検体のボリュームデータを記録するボリュームデータ記録手段と、前記超音波探触子の位置及び方向を検出する探触子位置方向検出手段と、前記超音波探触子の位置及び方向の情報をを用いて、前記超音波画像と同一断面の断層画像を前記ボリュームデータから作成する断層画像作成手段と、前記超音波画像と前記断層画像を表示する表示手段と、前記超音波探触子を介して前記被検体へ穿刺針を挿入する穿刺手段とを備えた穿刺治療支援装置において、前記断層画像に前記穿刺針の挿入位置及び方向を示す穿刺ガイドラインを付与したシミュレーション画像を作成するシミュレーション画像作成手段を備え、前記表示手段は前記シミュレーション画像を前記超音波画像とともに表示する。

【0007】

また、前記シミュレーション画像作成手段は、前記穿刺ガイドラインを前記ボリューム

10

20

30

40

50

データに合成して前記ボリュームデータ記録手段に記憶させ、前記超音波探触子の位置及び方向の情報を用いて、該合成されたボリュームデータから前記シミュレーション画像を作成する。

【0008】

また、前記シミュレーション画像作成手段は、前記超音波画像又は前記断層画像を用いて、前記穿刺ガイドラインを作成する穿刺ガイドライン作成手段と、前記ボリュームデータに前記穿刺ガイドラインを合成して記憶するボリュームデータ合成手段とを有し、該合成されたボリュームデータから前記穿刺ガイドラインが付与されたシミュレーション画像を作成する。

【図面の簡単な説明】

10

【0009】

【図1】本発明の穿刺治療支援装置のシステム構成を示す図である。

【図2】本発明の穿刺治療支援装置の詳細を示す図である。

【図3】本発明の動作手順を示す図である。

【図4】本発明のスケール変換の概念を示す図である。

【図5】本発明の表示部に表示される表示例を示す図である。

【図6】本発明の表示部に表示される表示例を示す図である。

【図7】本発明の表示部に表示される表示例を示す図である。

【図8】本発明の表示部に表示される表示例を示す図である。

【発明を実施するための最良の形態】

20

【0010】

以下、本発明に係る穿刺治療支援装置のシステム構成を図1を用いて説明する。穿刺治療支援装置は、X線CT装置やMRI装置等の医用画像診断装置102と、被検体112へ超音波を送受信するプローブ103と、プローブ103に一体して設置されるプローブ位置センサ105と、被検体112の近辺に設置され、プローブ位置センサ105の移動を磁場等により検出するソース106と、医用画像診断装置102やプローブ103から得られる画像データを画像化する画像処理装置101と、画像処理装置101で処理された画像を表示する表示部104とを備えている。

なお、画像処理装置101には中央制御装置(図示せず。)が設けられ、中央制御装置は画像処理装置101内の各構成要素を制御する。

30

【0011】

次に画像処理装置101の内部構造について説明する。画像処理装置101は、主にプローブ103より出力されるエコー信号に基づいて超音波画像を作成する第1のルートと、医用画像診断装置102から出力されるボリュームデータを用いて3次元画像を作成する第2のルートと、医用画像診断装置102から出力されるボリュームデータを用いて上記超音波画像と同一断面の断層画像を作成する第3のルートと、医用画像診断装置102から出力されるボリュームデータを用いて穿刺シミュレーション画像を作成する第4のルートとからなる。表示処理装置111は、それぞれのルートで作成された画像を並べて表示させたり、重ねて表示させたりする処理を行い、表示部104は、この処理した画像を表示する。

【0012】

40

また、プローブ位置センサ105及びソース106を用いて、プローブ103の位置及び方向を検出する処理について説明する。ソース106から3次元空間に発生される磁気信号をプローブ位置センサ105が検知する。そして、ソース106が形成する基準座標系におけるプローブ位置センサ105の位置及び方向をプローブ位置方向算出部109に伝達する。プローブ位置方向算出部109は、この位置及び方向から超音波画像のスキャン面座標を算出する。

【0013】

ここで、超音波画像を作成する第1のルートについて説明する。プローブ103は被検体112との間で超音波を送受信するためのものであり、超音波を発生するとともにエコー信号を受信する複数の振動子を有している。超音波画像作成部107はプローブ103より送られてきたエコー信号をデジタル信号に変換して構成し、例えば白黒断層画像(Bモード像)やカ

50

ラフローマッピング像(CFM像)の超音波画像データを作成する。超音波画像作成部107で作成された超音波画像データは表示処理装置111に出力される。なお、超音波画像作成部107で作成され、表示される超音波画像は断層画像である。

【0014】

次に医用画像診断装置のボリュームデータを用いて3次元画像を作成する第2のルートについて説明する。医用画像診断装置102にネットワーク等を用いて接続され、ボリュームデータを記録するボリュームデータ記録部108と、ボリュームレンダリング法などにより、記録されているボリュームデータから3次元画像データを作成する3次元画像作成部122とを有している。3次元画像作成部122で作成された3次元画像データは表示処理装置111に出力される。

10

【0015】

また、3次元画像作成部122は、プローブ位置方向算出部109で検出されたプローブ103のスキャン面座標とボリュームデータの座標を対応させて、超音波画像の同一断面位置のスキャン面ガイドを3次元画像データに合成して出力する。表示部104で表示される3次元画像にはスキャン面ガイドが表示される。そのため、操作者は、超音波画像の断面位置を3次元的に把握することができる。

【0016】

次に医用画像診断装置102から出力されるボリュームデータを用いて超音波画像と同一断面の断層画像を作成する第3のルートについて説明する。ボリュームデータを記録するボリュームデータ記録部108と、プローブ位置方向算出部109に接続される断層位置パラメータ調整部124に接続されて配置され、プローブ103の位置で撮像される超音波画像と同じ断面位置のX線CT装置やMRI装置による断層画像データを作成する断層画像作成部110を有している。具体的には、断層画像作成部110は、プローブ位置方向算出部109において算出したスキャン面座標に基いて、断層画像の座標系におけるスキャン面座標を算出する。そして、断層画像作成部110は、ボリュームデータの座標系におけるスキャン面の座標データ及びスキャン面のXYZ軸周りの回転角度とから、ボリュームデータとスキャン面とが重なる部分について断層画像データを作成する。この作成された断層画像データは表示処理装置111に出力される。

20

【0017】

次に医用画像診断装置102から出力されるボリュームデータを用いて穿刺シミュレーション画像を作成する第4のルートについて説明する。

30

第4のルートでは、ボリュームデータ記録部108に記録されたボリュームデータを用いて穿刺シミュレーション画像データを作成するシミュレーション画像作成部100を有している。このシミュレーション画像作成部100について図2を用いて説明する。

【0018】

シミュレーション画像作成部100は、ボリュームデータ記録部108から出力されるボリュームデータの拡大縮小や位置調整などを行うボリュームデータ演算部131と、超音波画像作成部107で得られる超音波画像を記録する超音波画像記録部130と、入力部121或いは超音波画像記録部130から得られる位置情報を用いて穿刺ガイドラインを作成する穿刺ガイドライン作成部132と、加工されたボリュームデータに穿刺ガイドラインを合成するボリュームデータ合成部133と、プローブ103の位置及び方向で撮像される超音波画像と同じ断面位置のシミュレーション画像データを作成する断層画像作成部134とを有する。

40

【0019】

断層画像作成部134は、プローブ位置方向算出部109において算出したスキャン面座標に基いて、断層画像の座標系におけるスキャン面座標を算出する。そして、断層画像作成部134は、合成されたボリュームデータの座標系におけるスキャン面の座標データ及びスキャン面のXYZ軸周りの回転角度とから、ボリュームデータとスキャン面とが重なる部分についてシミュレーション画像データを作成する。

【0020】

なお、ボリュームデータ記録部108には、複数のメモリが内蔵されており、複数のボリ

50

ュームデータを記録させることができる。したがって、異なる時に取得されたボリュームデータを複数記録させることができる。

【0021】

次に本発明の動作手順を図3のフローチャートを用いて説明する。
(ステップ201)

まず、ボリュームデータ演算部131は、ボリュームデータを、血管や腫瘍、骨、空気等を誇張したデータに変換する。一般的に、造影剤を注入した後に収集したX線CT装置やMRI装置によるボリュームデータは、造影剤注入後の複数のフェーズで収集され、それぞれのフェーズで誇張される部位が異なる。例えば肝臓の場合、動脈に造影剤が最も流入する動脈相では腫瘍が誇張され明瞭に見えるが、血管は見えにくくなる。一方、門脈に造影剤が最も流入する門脈相では腫瘍は見にくいですが血管が良く見えるようになる。

10

ボリュームデータ演算部131は、血管や腫瘍、骨、空気などがより多く識別できるように各フェーズ毎にボリュームデータ記録部108に記録されたボリュームデータを閾値法、リージョン Growing 法などを用いて加工する。いずれの方法も、各組織が周辺組織との間で輝度の違いがはっきりしている場合、正確に領域が抽出される。領域抽出できない場合、操作者が入力部121を用いて抽出してもよい。そして、ボリュームデータ演算部131は、抽出された血管、腫瘍等の領域に色付けしたりして、ボリュームデータを加工する。

【0022】

(ステップ202)

次に、ボリュームデータ演算部131は、ボリュームデータで抽出した領域の外接球の中心座標、半径を算出する。外接球の中心座標、半径を算出する方法は公知の技術であるので説明は省略する。外接球の中心位置は穿刺手術をする際のターゲットとなる位置である。また、半径の大きさはラジオ波焼灼療法の際の焼灼時間を決定するための指標となる。

20

【0023】

(ステップ203)

次に、シミュレーションの際に被検体の代わりとして用いる人間の腹部模型と、ボリュームデータ演算部131により作成されたボリュームデータとの間で座標系の関連付けを行う。

まず、被検体の代わりとして用いる人間の腹部模型を用いて、腹部模型の中心座標(あるいは座標の原点)とボリュームデータの中心座標(あるいは座標の原点)が一致するようにキャリブレーションを行う。そして、腹部模型の座標系とボリュームデータの座標系の単位ベクトルの方向が合うように腹部模型の設置した方向を合わせる。

30

【0024】

腹部模型と、ボリュームデータに記録されている穿刺手術の対象となる被検体との間に体型の差がある場合、ボリュームデータ演算部131は腹部模型の座標系とボリューム画像データの座標系との間でスケール変換を行う。このスケール変換はスケール変換行列を用いる。

ここで、スケール変換の概念図を図4に示す。図4において、上側に示された図は、ほぼ円柱形状である人間の腹部模型を示したものであり、下側に示された図は、被検体とその中に示されたX線CT装置あるいはMRI装置による腹部のボリュームデータを示している。

40

【0025】

まず、腹部模型の胴周りの横幅 X_o 、縦幅 Y_o 、体軸方向の長さ Z_o が入力部121を用いてボリュームデータ演算部131に入力される。次に、ボリュームデータ演算部131は、ボリュームデータの体表面を閾値法などで抽出して、横幅 X_p 、縦幅 Y_p 、体軸方向の長さ Z_p を算出する。そして、これにより次のような行列を作成してスケール変換行列 S とする。

【数 1】

$$S = \begin{bmatrix} Xp/Xo & 0 & 0 & 0 \\ 0 & Yp/Yo & 0 & 0 \\ 0 & 0 & Zp/Zo & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

【0026】

10

上記キャリブレーションにおいて求めたキャリブレーション校正データ及びスケール変換行列Sは、ボリュームデータ演算部131に記録されるようになっている。

このように、ボリュームデータ演算部131は、人間の腹部模型と、ボリュームデータとで中心座標を一致させることができる。また、腹部模型と被検体との間に体型の差がある場合も調整を行うことができる。

【0027】

(ステップ204)

次に、プローブ103を腹部模型に当接させて、穿刺手術のシミュレーションを行う。操作者は、断層画像作成部134で算出されるシミュレーション画像の断面内に腫瘍の中心位置が含まれているかを見ながら、入力部121を用いて、腫瘍の中心位置に十字マークを設定する。そして、ボリュームデータ演算部131は、シミュレーション画像に設定された十字マークに対応するボリュームデータの位置に十字マークデータを追加する。

20

【0028】

そして、操作者はシミュレーション画像を見ながら、穿刺針の挿入位置と方向を決定し、穿刺ガイドラインを穿刺ガイドライン作成部132で作成する。具体的には、操作者は、入力部121を用いて、表示部104に表示される3次元画像401あるいはシミュレーション画像402上に2点のポイントを指定し、その2点のポイントを端部とする位置情報が穿刺ガイドライン作成部132に入力される。そして穿刺ガイドライン作成部132は、2点の位置情報から穿刺ガイドライン(位置、長さ、方向)を作成する。穿刺ガイドライン作成部132で作成した穿刺ガイドラインは3次元座標へ変換され、ボリュームデータに対応付けた形でボリュームデータ合成部133に記録される。

30

【0029】

また、他の方法として、穿刺ガイドライン作成部132は、超音波画像の輝度情報を用いて穿刺ガイドラインを作成する。穿刺針を腹部模型へ挿入し、プローブ103等を用いて穿刺針を含む超音波画像を撮影して、撮影した超音波画像を超音波画像記録部130へ記録する。穿刺ガイドライン作成部132は、この記録された超音波画像の輝度情報を用いて穿刺ガイドラインを作成する。

【0030】

ここで、超音波画像の輝度情報を用いて穿刺ガイドラインを作成する手法を詳述する。腹部模型は、その外形は人体の腹部を模擬したものであり、その内部は人体と同じくらいの柔らかさ、かつ均一な素材である。この腹部模型にプローブ103を当接させて撮像される超音波画像は均一で低輝度である。腹部模型に対して穿刺針を挿入した場合、その超音波画像において穿刺針が高輝度である。そこで、穿刺ガイドライン作成部132は、超音波画像を高輝度・低輝度で二値化し、二値化画像を作成する。そして、穿刺ガイドライン作成部132は、二値化画像の高輝度部分として抽出した穿刺ガイドライン(位置、長さ、方向)を例えば緑色の画像データとして作成する。検出した穿刺ガイドラインは3次元座標へ変換され、ボリュームデータに対応付けた形でボリュームデータ合成部133に記録される。ボリュームデータ合成部133により、穿刺ガイドラインが合成されたボリュームデータを用いて、プローブ103の位置及び方向で撮像される超音波画像と同じ断面位置のシミュレーション画像データを作成する。よって、穿刺針が進入してゆく様子が、緑色の画像とし

40

50

て、シミュレーション画像上に表示される。

【0031】

表示部104の表示例を図5に示す。表示部104は、上記第1のルートで作成された超音波画像400と、上記第2のルートで作成された3次元画像401と、上記第4のルートで作成されたシミュレーション画像402とを表示する。スキャン面ガイド403は、断層画像作成部134によって算出するシミュレーション画像402の断層位置を示したものである。表示処理装置11は、これらの画像を選択して表示することができる。シミュレーション画像402には、血管404、腫瘍405、腫瘍の中心位置406、穿刺を挿入する位置と方向を決定するための穿刺ガイドライン407、被検体内に骨や空気があるために、超音波画像をうまく描出できなくなる部分を示したアコースティックシャドウ408が表示される。

10

【0032】

また、表示部104は、ターゲットである腫瘍の半径を表示するための欄409、シミュレーション画像と直交する断面を表示するか否かを選択するためのボタン410、アコースティックシャドウ408を表示するか否かを選択するためのボタン411、穿刺を行う場所を表示する穿刺ガイドラインを、プローブ103に対する角度等で入力するための穿刺ガイドライン入力欄412、被検体の呼吸に合わせて内臓の位置をどのように動かすかを入力するためのスクロールバー413を表示する。これらのボタン及び欄の入力情報は、入力部121により与えられる。なお、アコースティックシャドウに関する従来技術は、国際特許番号WO 2004/098414A1号公報に開示されている。

20

【0033】

このとき、図5に示したように、シミュレーション画像402上には、腫瘍405や血管404やアコースティックシャドウ408が表示される。入力部121を用いて穿刺ガイドライン407を作成する場合、操作者は、例えば(a)腫瘍405や血管404等がアコースティックシャドウ408によって隠れないように設定する、(b)穿刺ガイドライン407が腫瘍405の中心点を通るように設定する、(c)穿刺ガイドライン407が血管404を通らないように設定する等のことに注意する。

【0034】

以上のように、被検体を模擬した腹部模型に対して、シミュレーション画像402をガイドとして、穿刺針を挿入することができる。操作者は、実際の被検者に対して穿刺を行っているかのように、模型に対する穿刺をおこなうことができる。これは、経験の浅い操作者のための穿刺トレーニングにも有用である。

30

【0035】

また、穿刺ガイドライン作成部132で検出した穿刺ガイドラインデータは3次元座標へ変換され、3次元画像作成部122は、穿刺ガイドライン415が付与された3次元画像データを作成する。表示部104に表示される3次元画像401は、体表は半透明で表示されており、体内に血管404、腫瘍405、スキャン面ガイド、穿刺ガイドライン415が立体的に表示されるようになっている。

【0036】

穿刺治療では、被検体の呼吸によって骨の位置は動かないが内臓が動き、アコースティックシャドウの位置が変化する。そこで、本ステップでは図5におけるスクロールバー413を入力部121でスライドさせることにより、断層位置パラメータ調整部124は、断層画像作成部134で作成されるシミュレーション画像402の断層位置を変更する。例えば、呼吸に合わせてスライドバー413をスライドさせると、断層像作成部134はシミュレーション画像402の断層位置を変更させることができる。また、入力部121は、スライドバー413を例えば10秒に1回程度で周期的に平行移動を繰り返すように設定すれば、断層像作成部134は周期的にシミュレーション画像402の断層位置を変更させることができる。

40

【0037】

また、本ステップでは図6で示すように、穿刺ガイドライン407を含み、左側のシミュレーション画像501の直交断面である穿刺ガイドライン断面画像502を表示することができる。具体的には、断層位置パラメータ調整部124は、穿刺ガイドライン407の位置、方向に基

50

づいて、穿刺ガイドライン407を中心軸としてボリュームデータを回転させるように、断層位置パラメータを調整する。断層画像作成部134は、調整された断層位置パラメータとボリュームデータを用いて穿刺ガイドライン断面画像502を作成する。なお、穿刺ガイドライン407を中心軸としてボリュームデータを回転させたが、プローブ103や血管404の中心軸を用いてもよい。

【0038】

(ステップ205)

次に(ステップ204)において、操作者は設定した穿刺ガイドライン407を見ながら、穿刺手術を行う。

第1のルートで作成される超音波画像は、リアルタイムに取得されるリアルタイム超音波画像400である。第4のルートで作成されるシミュレーション画像402は、リアルタイム超音波画像400と同一断面であり、穿刺ガイドライン407が含まれている。操作者は、シミュレーション画像402に穿刺ガイドライン407が腫瘍の中心位置に向かって表示されること、又は穿刺ガイドライン407が始点から終点まで表示されることを確認して、プローブ103を固定する。そして、操作者は、超音波画像400を見ながら、穿刺針を被検体に刺していき、腫瘍405の中心位置に達したら穿刺針を固定する。そして、腫瘍細胞の一部を採取したり、穿刺針の先端に設けられたRFコイルを用いて腫瘍を焼灼したりする。

【0039】

(ステップ206)

穿刺手術の後に、医用画像診断装置102によって治療後のボリューム画像データを取得する。治療前のボリュームデータと治療後のボリュームデータは、ボリュームデータ記録部108に記録される。そして、断層画像作成部110はそれぞれのボリュームデータを用いて、断層画像データを作成し、表示部104へ表示させる。

ここで、操作者は、例えば腫瘍近傍の例えば血管の分岐部などを検索し、入力部121を用いて基準点を指定する。ボリュームデータ記憶部108は、治療前と治療後のボリュームデータで作成された断層画像を比較し、基準点を元に相互の座標の対応付けを行う。治療前ボリュームデータと治療後ボリュームデータ間の相対的な位置関係を表す変換行列Mを次式のように算出する。

【数2】

$$M = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & dX \\ 0 & 1 & 0 & dY \\ 0 & 0 & 1 & dZ \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

【0040】

ここで、両ボリュームデータは被検体の方向から撮影されたものと仮定している。本式は平行移動モデルを用いており、dX、dY、dZは、治療後ボリューム画像データと治療前ボリューム画像データの基準点座標を基に計算される値である。このようにボリュームデータ記憶部108内で、変換行列Mを用いて、ボリュームデータ間の座標系の対応付けが行なわれる。そして、プローブ103の位置に対応させて連動するように、2つのボリュームデータより断層画像作成部110は2つの断層画像を作成して表示部104上に表示させる。

【0041】

ここで、取得時間が異なる2つのボリュームデータを用いて、2つの断層画像の作成する手法について具体的に説明する。操作者は、第1のボリュームデータを用いて作成される第1の断層画像に被検体の特定の撮影断面が表示されるようにプローブ103を動かす。そして、操作者は、第1の断層画像に特定の撮影断面が表示部104に表示された時点で入力部121を用いて非連動ボタンを押す。非連動ボタンが押されると、断層位置パラメータ調整部1

10

20

30

40

50

24は、プローブ位置方向算出部109で算出されたプローブ103の位置及び方向の情報を断層画像作成部110に伝達することを中止する。よって、断層画像作成部110で作成される第1の断層画像はプローブ103の動きに連動しなくなり、第1の断層画像は特定の撮影断面が表示され静止した状態になる。

【0042】

また、操作者は、第2のボリュームデータを用いて作成される第2の断層画像に被検体の特定の撮影断面が表示されるようにプローブ103を動かす。この特定断面は第1の断層画像で表示される特定断面と同様である。そして、操作者は、第2の断層画像に特定の撮影断面が表示部104に表示された時点で入力部121を用いて非連動ボタンを押す。非連動ボタンが押されると、断層位置パラメータ調整部124は、プローブ位置方向算出部109で算出されたプローブ103の位置及び方向の情報を断層画像作成部110に伝達することを中止する。よって、断層画像作成部110で作成される第2の断層画像はプローブ103の動きに連動しなくなり、第2の断層画像は特定の撮影断面が表示され静止した状態になる。

10

【0043】

そして、操作者は、第1の断面画像と第2の断面画像に表示されている特定断面を第1のルートで作成される超音波画像で表示されるように、プローブ103を移動させる。超音波画像に特定断面が表示された時、プローブ103を固定して、入力部121を用いて、それぞれの非連動ボタンを解除する。

【0044】

断層位置パラメータ調整部124は、プローブ位置方向算出部109で算出されたプローブ103の位置及び方向の情報を断層画像作成部110に伝達させる。そして、断層画像作成部110は第1のボリュームデータ及び第2のボリュームデータを用いて、プローブ103の位置及び方向で撮像される超音波画像と同じ断面位置の第1の断層画像及び第2の断層画像を作成する。このように、第1の断面画像と第2の断面画像を表示部104へ並べて表示させることができる。ただし、ボリューム画像データの数が3つ以上の場合も同様である。

20

【0045】

本ステップにおける表示部104の表示例を図7に示す。連動ボタン801は、操作者が連動状態、非連動状態を設定するためのボタンである。取得時間が異なる4つのボリュームデータを用いて、4つの断層画像を作成する。操作者は、表示されている4つの断層画像の中で、血管の分岐部などを含む特定の撮影画像から外れている断層画像のみをプローブ103に連動させ、他の3つの断層画像を非連動にする。そして、プローブ103に連動している断層画像が特定の撮影画像と同一の断面が表示される位置までプローブ103を移動する。そして、プローブ103を固定して、入力部121を用いて非連動ボタンを解除し、断層位置パラメータ調整部124は、4つの断層画像を連動状態にする。このように、断層位置パラメータ調整部124は、4つの断層画像のうち1つの断層画像を選択して断層位置の調整を行うことができる。

30

【0046】

以上、本願発明では、複数の断層画像の対応付けが実現できる。この座標系の対応付けは、ボリュームデータ毎に独立して行うことができる。よって、ボリュームデータの数が増えてもこの本願発明を採用することができる。実際の臨床では、治療前の動脈相、治療前の門脈相、治療後の動脈相、治療後の門脈相で取得されたボリュームデータを用いて複数の断層画像を並べて表示する場合が多い。

40

【0047】

また、本ステップにおける表示部104の他の表示例を図8に示す。図7の表示形態では複数の断層画像について表示したが、複数のシミュレーション画像も同様に表示してもよい。具体的には、操作者は、それぞれのボリュームデータを用いて作成されるシミュレーション画像に穿刺針ガイドライン407が表示されるようにプローブ103を動かす。そして、操作者は、穿刺針ガイドライン407が表示部104に表示された時点で入力部121を用いて非連動ボタンを押す。非連動ボタンが押されると、断層位置パラメータ調整部124は、プローブ位置方向算出部109で算出されたプローブ103の位置及び方向の情報を断層画像作成部13

50

4に伝達することを中止する。よって、断層画像作成部134で作成される第1の断層画像はプローブ103の動きに連動しなくなり、第1の断層画像は特定の撮影断面が表示され静止した状態になる。よって、図8で示すように、表示部104は治療計画立案時又は術中において、それぞれ時相が異なったシミュレーション画像701を表示することができる。

【 0 0 4 8 】

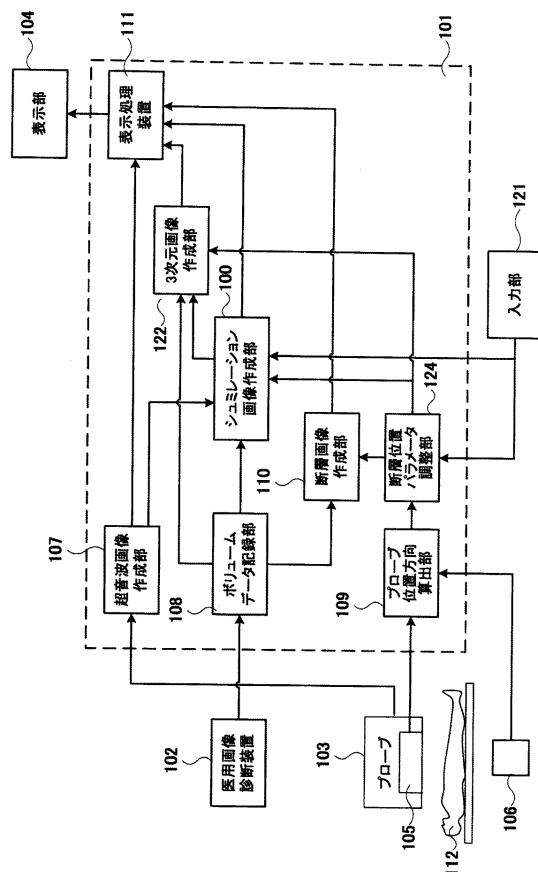
(ステップ207)

操作者は、同一断面で表示される治療前の断層画像と治療後の断層画像を見比べ、穿刺手術断面上で治療効果評価を行うことができる。治療前後断層画像を重ね合わせて表示すれば、治療領域と未治療領域との対応関係がよくわかるようになる。重ね合わせの手段としては、アルファブレンディング法による半透明合成、輪郭を抽出し重ねる方法、など種々の手段を採用できる。もし、治療効果判定で治療不十分と判定した場合には、CTボリューム画像データ上における再治療領すべき領域を抽出して記録しておけば、ステップ201に戻って再治療を行なうのに有用となる。

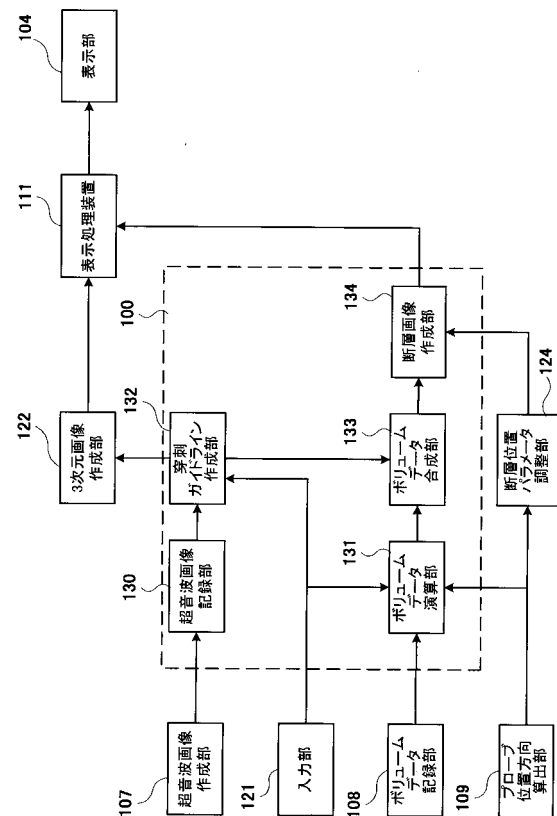
【 0 0 4 9 】

以上、本発明は上記実施例に限定されるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲で種々に変形して実施できる。例えば、(ステップ204)において、腹部模型の超音波画像を撮影して表示させることは必須ではない。腹部模型の超音波画像を撮影しない場合、入力部121を用いて、穿刺ガイドラインを挿入する位置や方向を表示画面上に入力するようにすればよい。

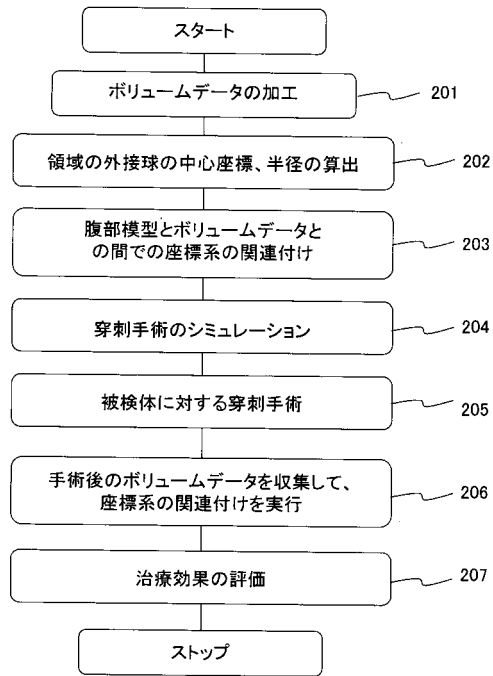
【図 1】



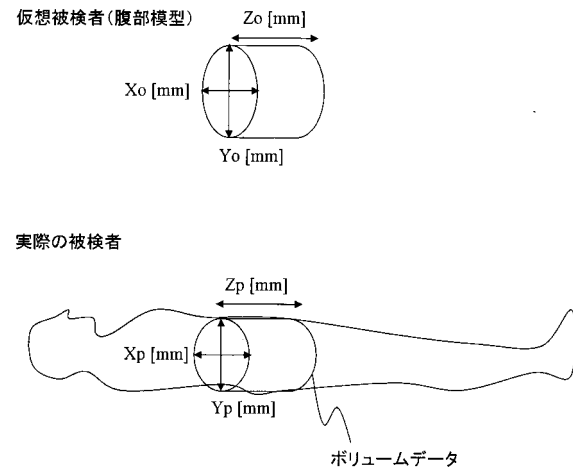
【図 2】



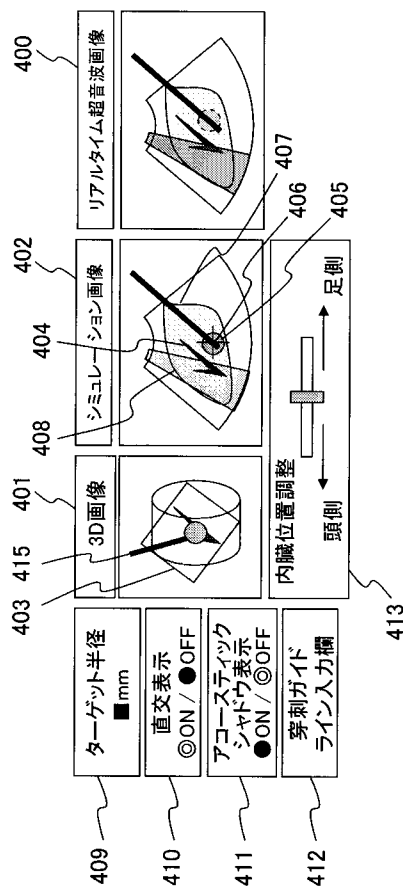
【図 3】



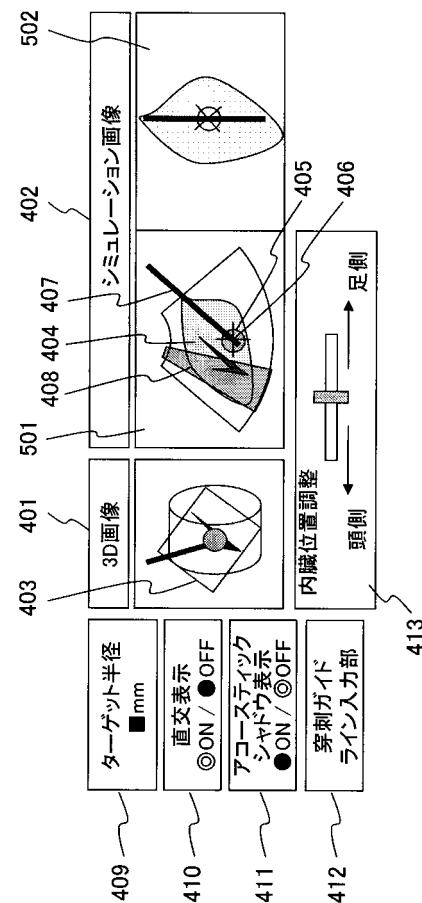
【図 4】



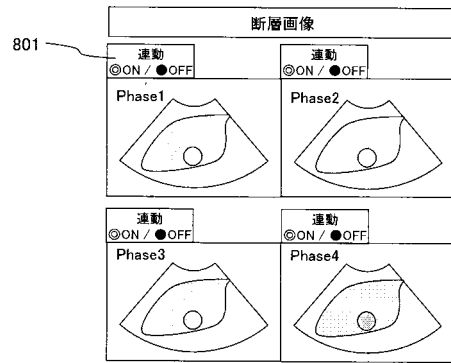
【図 5】



【図 6】

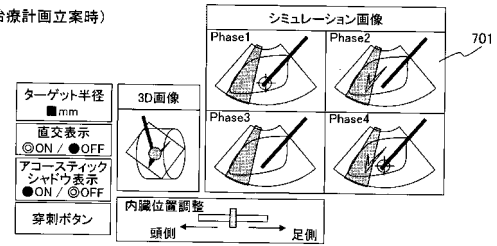


【図 7】

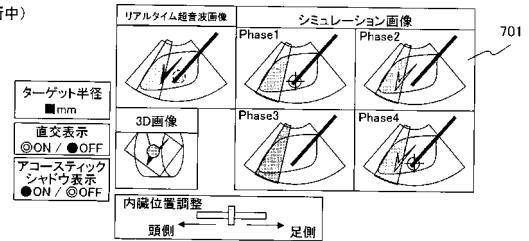


【図 8】

(治療計画立案時)



(術中)



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2002-112998 (JP, A)
特開2004-298476 (JP, A)
特開平07-116164 (JP, A)
特開2005-169070 (JP, A)
特開2004-215701 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00