

(19) 日本国特許庁(JP)

再 公 表 特 許(A1)

(11) 国際公開番号
WO2007/040270

発行日 平成21年4月16日 (2009.4.16)

(43) 国際公開日 平成19年4月12日 (2007.4.12)

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

F 1
A 6 1 B 8/00

テーマコード (参考)
4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 22 頁)

出願番号 (21) 国際出願番号 (22) 国際出願日 (31) 優先権主張番号 (32) 優先日 (33) 優先権主張国	特願2007-538800 (P2007-538800) PCT/JP2006/320055 平成18年10月6日 (2006.10.6) 特願2005-293103 (P2005-293103) 平成17年10月6日 (2005.10.6) 日本国 (JP)	(71) 出願人 株式会社日立メディコ 東京都千代田区外神田四丁目14番1号 (72) 発明者 荒井 修 東京都千代田区外神田四丁目14番1号 株式会社 日立メディコ内 (72) 発明者 岩崎 隆雄 宮城県仙台市青葉区上杉三丁目9-21 Fターム(参考) 4C601 BB03 EE11 FF03 FF11 GA18 GA21 JC07 JC12 JC16 JC33 KK22 KK24 KK25 KK31 LL04 LL19
--	---	--

最終頁に続く

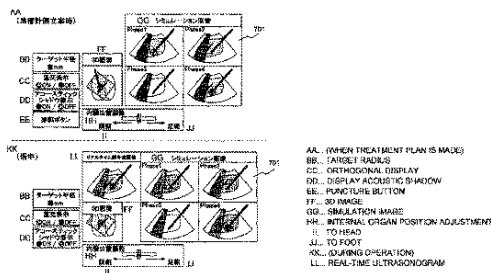
(54) 【発明の名称】 穿刺治療支援装置

(57) 【要約】

【課題】 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。

【解決手段】 超音波探触子と、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、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、超音波探触子の位置及び方向の情報を用いて、超音波画像と同一断面の断層画像を断層画像作成手段と、これらの画像を表示する表示手段と、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、断層画像に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、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。

【選択図】 図1



【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を備えた穿刺治療支援装置において、

10

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ことを特徴とする穿刺治療支援装置。

【請求項 2】

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】

20

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 4】

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 5】

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記載の穿刺治療支援装置。

30

【請求項 6】

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記載の穿刺治療支援装置。

【請求項 7】

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記載の穿刺治療支援装置。

40

【請求項 8】

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6又は7記載の穿刺治療支援装置。

【請求項 9】

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6又は7記載の穿刺治療支援装置。

【請求項 10】

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記載の穿刺治療支援装置

50

。

【請求項 1 1】

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記載の穿刺治療支援装置。

【請求項 1 2】

前記被検体の所定部位に類する模型を備え、前記穿刺ガイドライン作成手段は、前記超音波探触子を前記模型に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することを特徴とする請求項3記載の穿刺治療支援装置

10

。

【請求項 1 3】

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3記載の穿刺治療支援装置。

【請求項 1 4】

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3記載の穿刺治療支援装置。

【請求項 1 5】

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3記載の穿刺治療支援装置。

20

【請求項 1 6】

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記載の穿刺治療支援装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

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。

30

【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、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。

【0 0 0 3】

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ブシタイプや、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。

40

【0 0 0 4】

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。

【0 0 0 5】

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

50

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。

10

【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。

20

【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】

【0009】

30

【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】

【0010】

40

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。

【0011】

50

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】

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)やカラー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。

【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づいて、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。

【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。

10

20

30

40

50

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。

【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。

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。

【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。

【0024】

腹部模型と、ポリウ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、ポリウムデータ演算部131は腹部模型の座標系とポリウ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装置による腹部のポリウムデータを示している。

【0025】

10

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を用いてポリウムデータ演算部131に入力される。次に、ポリウムデータ演算部131は、ポリウ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】

$$S = \begin{bmatrix} X_p/X_o & 0 & 0 & 0 \\ 0 & Y_p/Y_o & 0 & 0 \\ 0 & 0 & Z_p/Z_o & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

20

【0026】

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、ポリウムデータ演算部131に記録されるようになっている。

このように、ポリウムデータ演算部131は、人間の腹部模型と、ポリウ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】

30

(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、ポリウムデータ演算部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ポリウムデータの位置に十字マークデータを追加する。

【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、ポリウムデータに対応付けた形でポリウムデータ合成部133に記録される。

40

【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

50

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。

【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臓器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。

【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。

【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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【数 2】

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

【0 0 4 0】

10

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。

【0 0 4 1】

20

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。

【0 0 4 2】

30

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。

【0 0 4 3】

40

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。

【0 0 4 4】

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。

【0 0 4 5】

50

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。

【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。

【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134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。

【0048】

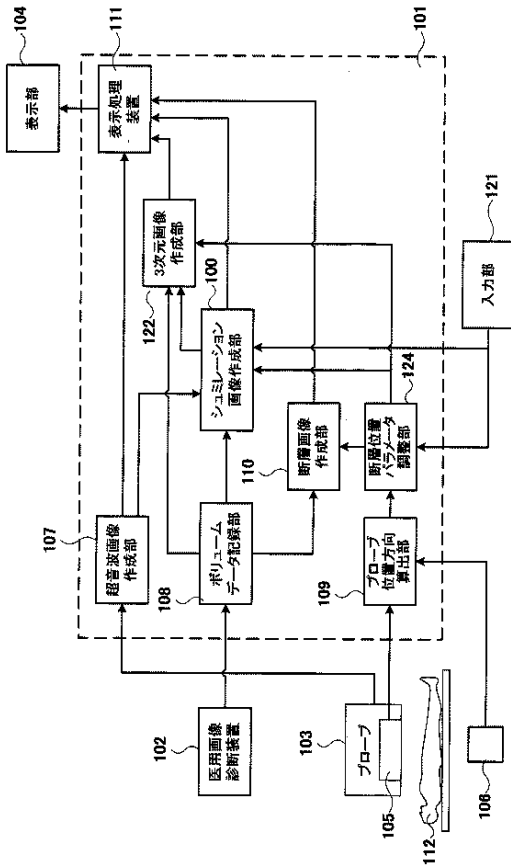
(ステップ207)

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。

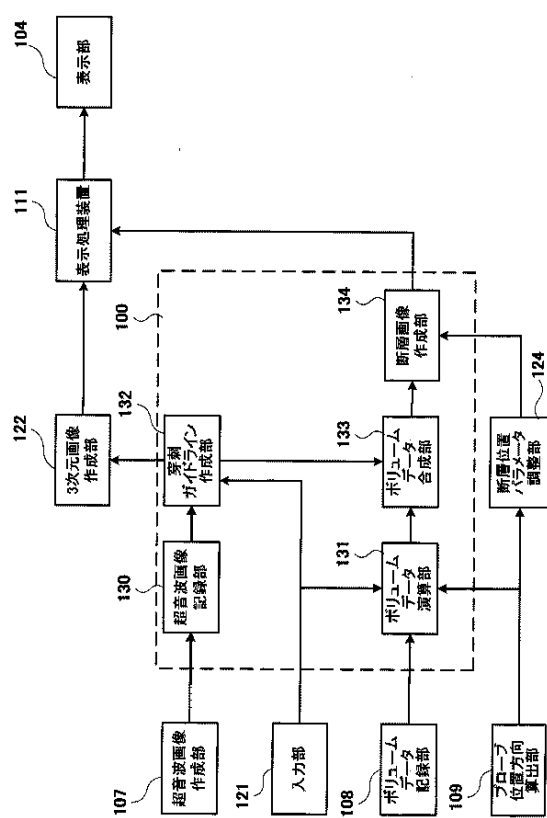
【0049】

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。

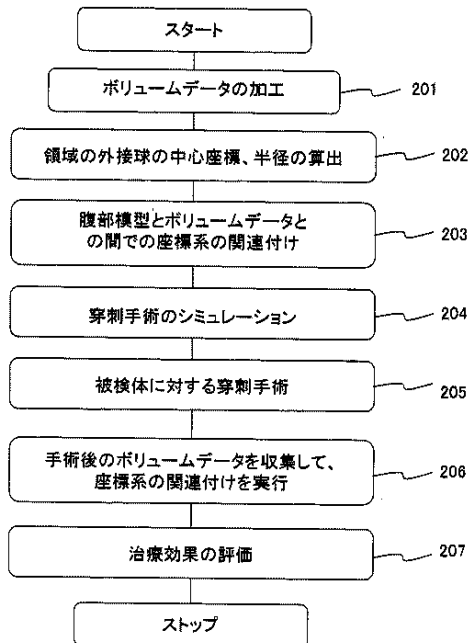
【図 1】



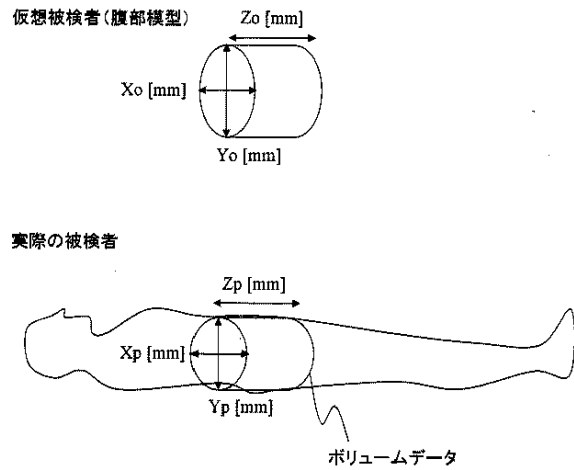
【図 2】



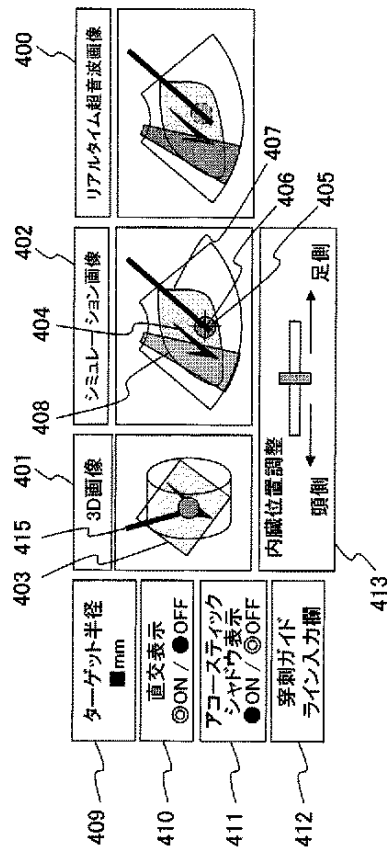
【図 3】



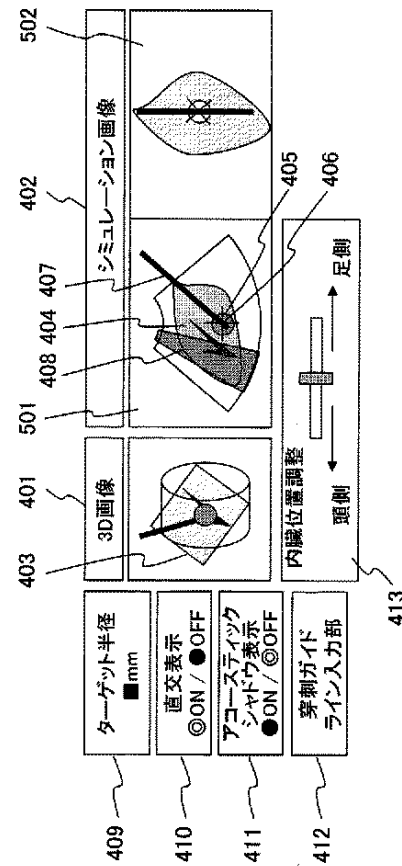
【図 4】



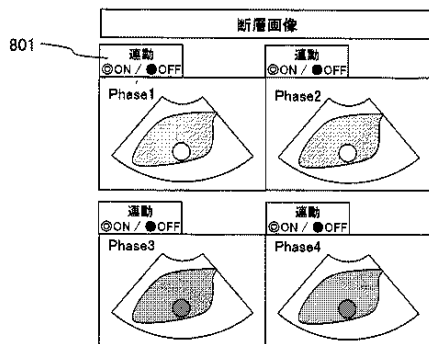
【図 5】



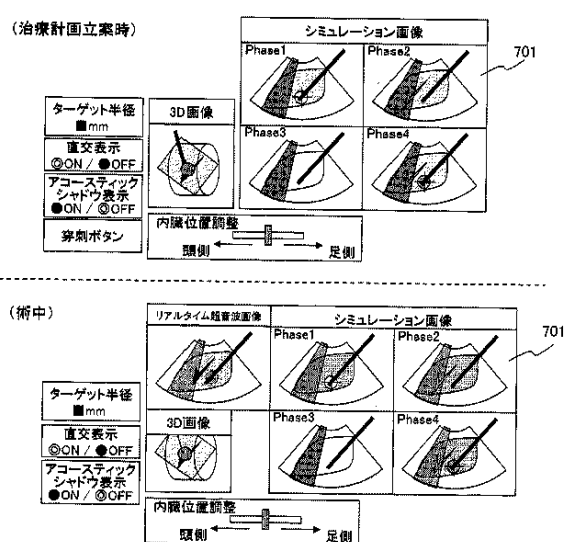
【図 6】



【図 7】



【図 8】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2006/320055
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B8/00(2006.01) i		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B8/00		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2006 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2006 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2006		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) Ichushi WEB		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X --- Y --- A	JP 2002-112998 A (Toshiba Iyo System Engineering Kabushiki Kaisha, Toshiba Corp.), 16 April, 2002 (16.04.02), Particularly, Par. Nos. [0010], [0014], [0021], [0022]; Fig. 3 (Family: none)	1-5, 10, 11, 13, 16 --- 6-8, 14, 15 --- 9, 12
Y A	JP 2005-169070 A (Toshiba Corp., Toshiba Medical Systems Corp.), 30 June, 2005 (30.06.05), Particularly, Par. Nos. [0078], [0079] & US 2005/0033160 A1	6, 7, 8 1-5, 9-16
Y	JP 2004-215701 A (Aloka Co., Ltd.), 05 August, 2004 (05.08.04), Particularly, Par. Nos. [0024] to [0027] (Family: none)	14, 15
☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 22 December, 2006 (22.12.06)		Date of mailing of the international search report 09 January, 2007 (09.01.07)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2006/320055

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	Yukimasa KUDO et al., "CT virtual ultrasound o Mochiita, Kangan no RFA Jutsumae Simulation", Journal of Medical Ultrasonics, 15 April, 2005 (15.04.05), Vol.32, special extra issue, page S200	1-16
A	WO 2004/098414 A1 (Hitachi Medical Corp.), 18 November, 2004 (18.11.04), Particularly, Figs. 4, 5 & EP 1623674 A1	1-16

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2006/320055

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

See the extra sheet of box No. III.

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☒ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest
the

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, payment of a protest fee..
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2006/320055

Continuation of Box No.III of continuation of first sheet (2)

The technical matter common to the inventions of claims 1-16 is the one stated in claim 1. However, the international search has revealed that the technical matter is not novel since it was publicly known (for example, document JP 2002-112998 A (Toshiba Iyo System Engineering Kabushiki Kaisha, Toshiba Corp.) 16 April, 2002 (16.04.02))

Therefore, the above constitution cannot be a special technical feature within the meaning of PCT Rule 13.2, second sentence.

Consequently, the inventions of claims 1-16 obviously do not comply with the requirement of unity of invention.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 0 6 / 3 2 0 0 5 5	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (I P C)) Int.Cl. A61B8/00(2006, 01) i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (I P C)) Int.Cl. A61B8/00			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2006年 日本国実用新案登録公報 1996-2006年 日本国登録実用新案公報 1994-2006年			
国際調査で利用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語) 医中誌 WEB			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号	
X --- Y --- A	JP 2002-112998 A (東芝医用システムエンジニアリング株式会社、株式会社東芝) 2002.04.16 特に、第10, 14, 21, 22 段落、第3図 (ファミリーなし)	1-5, 10, 11, 13, 16 --- 6-8, 14, 15 --- 9, 12	
☒ C 欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願		の日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献	
国際調査を完了した日 22. 12. 2006		国際調査報告の発送日 09. 01. 2007	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (I S A / J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 後藤 順也 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 3101

様式PCT/I S A / 2 1 0 (第2ページ) (2005年4月)

国際調査報告	国際出願番号 PCT/J P 2 0 0 6 / 3 2 0 0 5 5
第Ⅱ欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第1ページの2の続き）	
法第8条第3項（PCT17条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。 1. ☐ 請求の範囲 _____ は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。つまり、 2. ☐ 請求の範囲 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、 3. ☐ 請求の範囲 _____ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。	
第Ⅲ欄 発明の単一性が欠如しているときの意見（第1ページの3の続き）	
次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるとの国際調査機関は認めた。 第Ⅲ欄についての別紙参照。 1. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求の範囲について作成した。 2. ☒ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求の範囲について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。 3. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求の範囲のみについて作成した。 4. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求の範囲について作成した。 追加調査手数料の異議の申立てに関する注意 ☐ 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。 ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。 ☐ 追加調査手数料の納付を伴う異議申立てがなかった。	

国際調査報告

国際出願番号 PCT/JP2006/320055

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y A	JP 2005-169070 A (株式会社東芝、東芝メディカルシステムズ株式会社) 2005.06.30 特に、第 78, 79 段落&US 2005/0033160 A1	6, 7, 8 1-5, 9-16
Y	JP 2004-215701 A (アール株式会社) 2004.08.05 特に、第 24-27 段落 (ファミリーなし)	14, 15
A	工藤幸正他、 CT virtual ultrasound を用いた、肝癌の RFA 術前シミュレーション、 超音波医学、2005.04.15、第 32 巻、増刊号、第 S200 頁	1-16
A	WO 2004/098414 A1 (株式会社日立製作所) 2004.11.18 特に、第 4, 5 図&EP 1623674 A1	1-16

国際調査報告

国際出願番号 PCT/J P 2 0 0 6 / 3 2 0 0 5 5

(第Ⅲ欄についての別紙)

請求の範囲 1－16 に記載される発明に共通する事項は、請求の範囲 1 に記載される事項である。しかしながら、上記事項は、出願時において公知のものであり（一例として、文献 JP 2002-112998 A (東芝医用システムエンジニアリング株式会社、株式会社東芝) 2002.04.16)、新規ではないことが明らかとなった。

してみると、上記構成は、PCT 規則 13.2 の第 2 文における、特別な技術的特徴とは認められない。

よって、請求の範囲 1－16 に記載される発明は、発明の単一性の要件を満たさないことは明らかである。

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

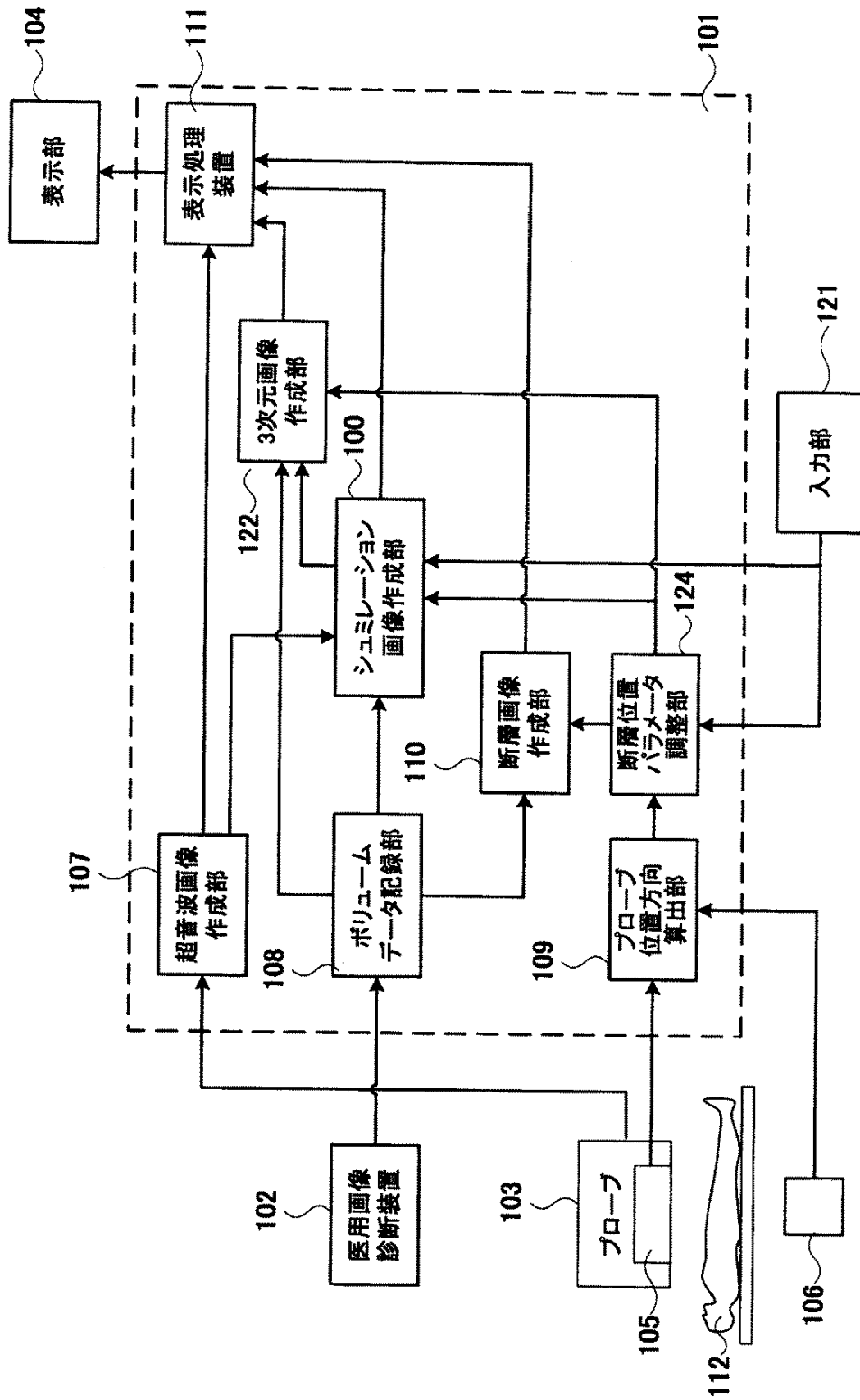
(注) この公表は、国際事務局（W I P O）により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願（日本語実用新案登録出願）の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

【公報種別】特許法第17条の2の規定による補正の掲載
【部門区分】第1部門第2区分
【発行日】平成21年11月26日(2009.11.26)

【国際公開番号】WO2007/040270
【年通号数】公開・登録公報2009-015
【出願番号】特願2007-538800(P2007-538800)
【国際特許分類】
A 6 1 B 8/00 (2006.01)
【F I】
A 6 1 B 8/00

【手続補正書】
【提出日】平成21年10月5日(2009.10.5)
【手続補正1】
【補正対象書類名】図面
【補正対象項目名】図1
【補正方法】変更
【補正の内容】

【図1】



专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JPWO2007040270A5	公开(公告)日	2009-11-26
申请号	JP2007538800	申请日	2006-10-06
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メデイコ		
[标]发明人	荒井修 岩崎隆雄		
发明人	荒井 修 岩崎 隆雄		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G06T19/00 A61B8/0833 A61B34/10 A61B90/11 A61B90/36 A61B2017/3413 G06T2219/028		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE11 4C601/FF03 4C601/FF11 4C601/GA18 4C601/GA21 4C601/JC07 4C601/JC12 4C601/JC16 4C601/JC33 4C601/KK22 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/LL04 4C601/LL19		
优先权	2005293103 2005-10-06 JP		
其他公开文献	JPWO2007040270A1 JP5348889B2		

摘要(译)

解决的问题：提供一种能够通过进行穿刺模拟并评价治疗来预先进行穿刺治疗的穿刺治疗辅助装置。显示了超声波探头，用于创建超声波图像的超声波图像创建单元，用于记录医学图像诊断设备的体数据的体数据记录单元以及超声探头的位置和方向。使用超声波探头的位置和方向信息来检测截面与超声波图像相同的断层图像的探头位置/方向检测单元和断层图像生成单元，以及用于显示这些图像的显示单元。以及一种穿刺治疗辅助装置，其包括：用于插入穿刺针的穿刺单元；用于生成模拟图像的模拟图像生成单元，在所述模拟图像中，将表示所述穿刺针的插入位置和方向的穿刺引导线附加在断层图像上；以及显示单元。显示模拟图像和超声图像。[选型图]图1