

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4632508号  
(P4632508)

(45) 発行日 平成23年2月16日 (2011.2.16)

(24) 登録日 平成22年11月26日 (2010.11.26)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

A 6 1 B 6/03 (2006.01)

G 0 6 T 1/00 (2006.01)

G 0 6 T 19/00 (2011.01)

A 6 1 B 8/00

A 6 1 B 5/05 3 9 0

A 6 1 B 6/03 3 7 7

G 0 6 T 1/00 2 9 0 B

G 0 6 T 17/40 A

請求項の数 5 (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2000-306460 (P2000-306460)  
 (22) 出願日 平成12年10月5日 (2000.10.5)  
 (65) 公開番号 特開2002-112998 (P2002-112998A)  
 (43) 公開日 平成14年4月16日 (2002.4.16)  
 審査請求日 平成19年10月2日 (2007.10.2)

(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  
 (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  
 (74) 代理人 100084618  
 弁理士 村松 貞男  
 (74) 代理人 100092196  
 弁理士 橋本 良郎  
 (74) 代理人 100091351  
 弁理士 河野 哲  
 (74) 代理人 100088683  
 弁理士 中村 誠

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波穿刺支援装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

穿刺用超音波プローブのガイドのもとで被検体内に穿刺針を刺し入れて患部組織を採取又は治療する穿刺術の計画立案を支援する超音波穿刺支援装置において、

超音波診断装置以外の画像収集装置で収集した前記患部組織を含む3次元領域に関する3次元ボリュームデータから、操作者により任意に指定された仮想穿刺用超音波プローブの位置及び角度に応じた超音波スキャン面に対応する断面画像を再構成し、表示することを特徴とする超音波穿刺支援装置。

【請求項 2】

前記超音波診断装置以外の画像収集装置は、X線コンピュータ断層撮影装置又は磁気共鳴映像装置であることを特徴とする請求項1記載の超音波穿刺支援装置。

【請求項 3】

前記断面画像に仮想穿刺針を前記仮想穿刺用超音波プローブの位置及び角度に基づいて合成することを特徴とする請求項1記載の超音波穿刺支援装置。

【請求項 4】

前記スキャン面に対応する断面画像とともに、前記仮想穿刺針の先端を通る断面画像を前記3次元ボリュームデータから再構成し、表示することを特徴とする請求項3記載の超音波穿刺支援装置。

【請求項 5】

穿刺用超音波プローブのガイドのもとで被検体内に穿刺針を刺し入れて患部組織を採取

10

20

又は治療する穿刺術を支援する超音波穿刺支援装置において、

前記穿刺用超音波プローブの実際の位置及び角度を即時的に測定し、この測定した位置及び角度に基づいてスキャン面を特定し、この特定したスキャン面に対応する断面画像を前記３次元ボリュームデータから再構成し、表示するとともに、前記穿刺用超音波プローブの実際の位置及び角度の計画位置及び角度に対するずれを計算し、表示することを特徴とすることを特徴とする超音波穿刺支援装置。

【発明の詳細な説明】

【０００１】

【発明の属する技術分野】

本発明は、穿刺針を被検体に刺し入れて患部の組織を採取又は治療する穿刺術の計画立案及び実際の穿刺術中にその作業を支援するための超音波穿刺支援装置に関する。

10

【０００２】

【従来の技術】

患者体内の患部から組織を穿刺針で採取する場合、超音波画像のガイドのもとで、行われることが多い。この穿刺作業をより容易にするために、超音波プローブに穿刺針を装着するためのアタッチメント各種実用化されている。更に近年では、穿刺専用として開発された超音波プローブもある。

【０００３】

図７には、この穿刺用超音波プローブ１００の外観を示しており、この超音波プローブ１００には、振動子列１０２と共に、穿刺針１０１を導入するための穿刺針導入部１０３が設けられている。この穿刺針導入部１０３に穿刺針１０１を装着することで、振動子列１０２に対して穿刺針１０１の位置及び角度を固定することができるようになっている。これにより、超音波スキャン面の中で穿刺針１０１が進入していく経路を特定することができ、従って超音波断層像に、穿刺針１０１の進入予測経路をライン状のマーカ（ニードルマーカ）として表示することができる。術者は、超音波断層像で当該ニードルマーカ上に存在する組織等を観察し、そのニードルマーカ上に血管等が存在していないこと及び穿刺針１０１が病変部（採取ターゲット）に向かっていることを確認しながら、患者体表に対する超音波プローブ１００の当接位置及び角度を探索することができる。

20

【０００４】

この探索作業は、リアルタイム性及び生体への影響の少ない超音波断層画像のガイドのもとで行われているが、周知のとおり、Ｂモード等の超音波断層画像の画質は、他のＸ線ＣＴやＭＲＩ等の画像診断装置で得られる画像に比べて低く、そのためターゲットの確認及びその穿刺針進入経路上の組織確認等に非常に手間取り、超音波プローブ１００の当接位置及び角度を最終的に決定するまでに長時間を要することがあった。

30

【０００５】

【発明が解決しようとする課題】

本発明の目的は、穿刺用超音波プローブを被検体に当てる位置及び角度を事前に高精度にして簡単に特定することのできる超音波穿刺支援装置を提供することにある。

【０００６】

【課題を解決するための手段】

40

本発明は、穿刺用超音波プローブのガイドのもとで被検体内に穿刺針を刺し入れて患部組織を採取又は治療する穿刺術の計画立案を支援する超音波穿刺支援装置において、超音波診断装置以外の画像収集装置で収集した前記患部組織を含む３次元領域に関する３次元ボリュームデータから、操作者により任意に指定された仮想穿刺用超音波プローブの位置及び角度に応じた超音波スキャン面に対応する断面画像を再構成し、表示することを特徴とする。

本発明は、穿刺用超音波プローブのガイドのもとで被検体内に穿刺針を刺し入れて患部組織を採取する穿刺術を支援する超音波穿刺支援装置において、前記穿刺用超音波プローブの実際の位置及び角度を即時的に測定し、この測定した位置及び角度に基づいてスキャン面を特定し、この特定したスキャン面に対応する断面画像を前記３次元ボリュームデー

50

タから再構成し、表示するとともに、前記穿刺用超音波プローブの実際の位置及び角度の計画位置及び角度に対するずれを計算し、表示する。

【 0 0 0 7 】

【 発明の実施の形態 】

以下、図面を参照して、本発明を好ましい実施形態により説明する。

図 1 に本実施形態に係る超音波穿刺支援装置の構成を示す。断層画像撮影装置 1 としては、超音波診断装置以外の例えば磁気共鳴映像装置 (MRI) 又は X 線コンピュータ断層撮影装置 (X 線 CT) が好ましい。周知のとおり、磁気共鳴映像装置や X 線コンピュータ断層撮影装置は、超音波診断装置よりも高画質で画像を取得することが可能である。これら磁気共鳴映像装置又は X 線コンピュータ断層撮影装置により、図 2 に示すように、当該患者 P に関する当該患部 (組織採取ターゲット) を含む 3 次元 (3D) 領域 50 が、マルチスライスで、事前に撮影される。この撮影に際しては、当該患者の体表の 2 箇所に、磁気共鳴映像装置又は X 線コンピュータ断層撮影装置の画像上で組織等と比較してコントラストの著しく高い材質のマーカ 51 が貼り付けられる。これらのマーカ 51 を貼り付ける位置は、穿刺術を実施する予定の医師が実際の穿刺術で穿刺用超音波プローブを当てることを想定している位置に設定される。

【 0 0 0 8 】

磁気共鳴映像装置や X 線コンピュータ断層撮影装置で例えばマルチスライスで撮影された 2 次元 (2D) 画像群のデータがネットワーク、または光磁気ディスク (MO) 等の可搬性記憶媒体を経由して、超音波穿刺支援装置のコンピュータユニット 2 に供給される。コンピュータユニット 2 の 3D 再構成処理部 6 は、マルチスライスの 2D 画像群のデータから、スライス間補間等の信号処理により、上記 3D 領域 50 に対応する 3D ボリュームデータを発生する。この 3D ボリュームデータは、3D ボリュームデータ記憶部 7 に記憶される。穿刺条件入力装置 8 には、キーボード 4、さらにはマウスやタブレット等のポインティングデバイス 5 を介して、穿刺条件が入力される。この穿刺条件には、後述する仮想の穿刺用超音波プローブの位置及び角度、さらには仮想穿刺針の進入深度が含まれている。

【 0 0 0 9 】

この穿刺条件は、穿刺断面及び情報生成装置 9 に取り込まれる。穿刺断面及び情報生成装置 9 は、穿刺条件に基づいて、穿刺術計画立案、つまり患者体表にあてがう穿刺用超音波プローブの位置及び角度を決定するための支援情報を生成する。この支援情報の詳細は後述するが、その一例として、穿刺条件に基づいて仮想の穿刺用超音波プローブのスキャン面を計算により特定し、その特定したスキャン面に対応する断面画像を、3D ボリュームデータから再構成する。この穿刺断面及び情報生成装置 9 で生成された支援情報はモニタ 3 に表示される。

【 0 0 1 0 】

この穿刺断面及び情報生成装置 9 には、実際の穿刺用超音波プローブの位置及び方向を検出する検出装置 10 が接続されている。穿刺用超音波プローブの位置及び方向を検出する原理としては、例えば穿刺用超音波プローブに磁石を貼り付け、その磁場を多方向で検出し、それら検出値から磁場分布を解析して穿刺用超音波プローブの位置を特定することができる。また、穿刺用超音波プローブにコントラストマーカを貼り付け、当該穿刺用超音波プローブを多方向から撮影し、それら画像中におけるコントラストマーカの位置のずれを解析して穿刺用超音波プローブの位置を特定することもできる。その他任意の方法を採用することができる。

【 0 0 1 1 】

穿刺断面及び情報生成装置 9 は、穿刺術中において、この検出装置 10 で検出された実際の穿刺用超音波プローブの位置及び角度の計画位置及び計画角度に対する変位を計算し、その変位量をモニタ 3 を通じて術者に伝達する。

【 0 0 1 2 】

次に本実施形態による超音波穿刺支援装置の動作について、計画立案支援段階と術中支援

10

20

30

40

50

段階とに分けて説明する。

【 0 0 1 3 】

( 計画立案支援段階 )

まず、超音波穿刺支援装置による計画立案を支援するための動作について説明する。穿刺術の計画立案とは、穿刺針を最も安全にターゲットまで進入させることのできる穿刺用超音波プローブの位置及び角度を決定することを主目的としている。

【 0 0 1 4 】

図 3 には、図 1 のモニタ 3 に表示される支援情報の表示画面例を示している。穿刺断面及び情報生成装置 9 で生成される支援情報には、画像情報 ( A , B , C , D , E , F ) と、数値情報 ( G ) とが含まれる。画像 ( F ) として、3 D ボリュームデータから生成された患者の体表画像が例えば半透明で表示される。この体表画像には、仮想の穿刺用超音波プローブおよびその位置及び角度に応じた仮想スキャン面のグラフィックが合成される。操作者は、ポインティングデバイス 5 等を介して、患者体表に対して仮想の穿刺用超音波プローブを画面上で X Y Z 各軸に関して任意に移動し、また X Y Z 各軸に関して任意の角度傾斜することができる。この仮想の穿刺用超音波プローブに対して、その仮想スキャン面の断面画像が 3 D ボリュームデータから再構成され、画像 ( D ) として表示される。この断面画像 ( D ) には、仮想の穿刺用超音波プローブの位置及び角度に応じた位置及び方向に、操作者により指定された深度で仮想穿刺針のマーク ( ニードルマーカ ) が合成される。

【 0 0 1 5 】

図 4 に、この画像 ( D ) の生成手順を示している。まず、穿刺断面及び情報生成装置 9 は、3 D ボリュームデータから、穿刺対象の病変部位の像 ( ターゲット像 ) を抽出する ( S 1 )。次に、穿刺条件入力装置 8 を介して仮想穿刺用超音波プローブの位置 ( 座標 ) を入力するとともに、その位置で仮想穿刺針がターゲット像の中心を指向するように仮想穿刺用超音波プローブの向きを計算する ( S 2 )。そして、仮想穿刺用超音波プローブの座標から、仮想穿刺用超音波プローブの開口の中心点を計算し ( S 3 )、その中心点を中心として設定視野 ( 視野角、視野深度 ) で定義された扇状の面を、仮想穿刺用超音波プローブの位置及び角度で特定することで、スキャン面を計算する ( S 4 )。そして最後に、このスキャン面の断面画像を 3 D ボリュームデータから再構成し ( S 5 )、そしてニードルマーカを合成して ( S 6 )、表示する ( S 7 )。

【 0 0 1 6 】

また、画像 ( E ) として、画像 ( D ) のニードルマーカの先端を通り、ニードルマーカに直交する断面に関する断面画像が 3 D ボリュームデータから再構成され表示される。操作者により仮想の穿刺用超音波プローブが画像 ( F ) 上で移動され、傾斜されると、それに追従して、画像 ( D ) 及び画像 ( E ) が次々と再構成され、表示が切り替わる。なお、基本的には、仮想の穿刺用超音波プローブが移動されると、それに追従して、仮想穿刺針が 3 D ボリュームデータから抽出されたターゲット像の中心を指向するように仮想の穿刺用超音波プローブの角度が自動調整される。

【 0 0 1 7 】

更に、画像 ( A ) , ( B ) , ( C ) はそれぞれ、3 D ボリュームデータから生成されたアキシャル、サジタル、 कोरोナルの直交 3 面の断面画像である。これら直交 3 面は、3 D ボリュームデータから抽出されたターゲット像を交差する位置にそれぞれ設定される。また、これらの直交 3 面の断面画像には、仮想の穿刺用超音波プローブの像及びニードルマーカが合成される。

【 0 0 1 8 】

上述したようにこの再構成された断面画像は、X 線 C T 又は M R I データを基にしたものであり、その画質は超音波断面画像に比べて格段に優れており、またターゲット抽出や血管造影効果を併用すれば、より高精度で穿刺針経路上の組織や血管の存在を確認することが可能となる。また、仮想プローブのスキャン面の断面画像、針先断面画像、更にアキシャル、サジタル、 कोरोナルの直交 3 面の断面画像の多くの画像を見ながら、仮想プローブ

を移動することで、穿刺針を最も安全にターゲットまで進入させることのできる穿刺用超音波プローブの位置及び角度を、确实且つ迅速に決定することができる。

#### 【0019】

次に数値情報（G）としては、体表マーカで想定された穿刺用超音波プローブの位置及び角度に対する仮想の穿刺用超音波プローブの位置及び角度の変化量が、XYZ各軸に関する位置的な変位量（ $d_x$ 、 $d_y$ 、 $d_z$ ）、XYZ各軸に関する回転量（ $\alpha_x$ 、 $\alpha_y$ 、 $\alpha_z$ ）として計算され、表示される。体表マークは、図2に示したように、マルチスライス撮影時に、術者が事前に想定した穿刺用超音波プローブの位置及び角度に応じて患者体表に貼り付けたものであり、この体表マークに対する仮想の穿刺用超音波プローブの位置及び角度の変化量を数値情報として提供することで、仮想の穿刺用超音波プローブを使って計画したの位置及び角度を現実の位置及び角度に反映させることが容易になる、つまり実際の術式で、穿刺用超音波プローブを患者体表に当てるに際して、その位置及び角度を、体表マークから数値情報に従って移動及び傾斜させることにより、仮想の穿刺用超音波プローブを使って計画したの位置及び角度を比較的正確に再現することができる。

#### 【0020】

図5に、この数値情報の計算手順を示している。まず、穿刺断面及び情報生成装置9は、3Dボリュームデータから、体表マーカの像とターゲット像とを抽出する（S11）。次に、抽出した体表マーカの座標を計算するとともに、その体表マーカの位置に穿刺用超音波プローブを配置した状態を仮定し、その状態で穿刺針がターゲット像の中心を指向するように穿刺用超音波プローブの向きを計算する（S12）。そして、穿刺条件入力装置8を介して仮想穿刺用超音波プローブの位置（座標）を入力するとともに、その位置で仮想穿刺針がターゲット像の中心を指向するように仮想穿刺用超音波プローブの向きを計算する（S13）。そして、体表マーカの位置に応じた穿刺用超音波プローブの位置及び角度に対する仮想穿刺用超音波プローブの位置及び角度の変化量（変位 $d_x$ 、 $d_y$ 、 $d_z$ 、回転角 $\alpha_x$ 、 $\alpha_y$ 、 $\alpha_z$ ）が計算される（S14）。最後に、変位 $d_x$ 、 $d_y$ 、 $d_z$ が“mm”に換算され、回転角 $\alpha_x$ 、 $\alpha_y$ 、 $\alpha_z$ と共に表示される。なお、仮想プローブを移動しながら最終的に決定した、穿刺針を最も安全にターゲットまで進入させることのできる穿刺用超音波プローブの位置及び角度を、計画値と称する。

#### 【0021】

（術中支援段階）

次に事前に決定した穿刺用超音波プローブの位置及び角度の計画値を使って、実際に穿刺術が行われる。図6にこの支援情報の生成手順を示している。まず、穿刺断面及び情報生成装置9に、穿刺用超音波プローブの位置及び角度の計画値が設定される（S21）。この穿刺断面及び情報生成装置9には、プローブ位置方向検出装置10から、実際の穿刺用超音波プローブ（仮想プローブに対して、実体プローブと称する）の位置及び角度データが周期的に供給される（S22）。穿刺用超音波プローブの位置及び角度の計画値に対する、実体プローブの位置及び角度のずれを計算する（S23）。このXYZ3軸に関するずれを“mm”に換算し、XYZ3軸に関する角度のずれとともに、表示する（S24）。術者はこのずれをゼロに近似させるように実体プローブを移動し傾斜させることで、計画した位置及び角度を容易に再現することができる。

#### 【0022】

このずれ計算とともに、実体プローブの位置及び角度から計算により求めたスキャン面の断面画像が3Dボリュームデータから再構成される（S25）。この3Dボリュームデータから再構成したX線CTやMRIに基づく断面画像は、実体プローブによる実際のリアルタイム超音波断面画像及び計画値を得たときの仮想プローブの断面画像（D）とともに表示される（S26）。

#### 【0023】

このように穿刺術中において、支援情報として、計画値に対する実体プローブの位置及び

10

20

30

40

50

角度のずれが数値情報として提示され、また３Ｄボリュームデータから再構成したＸ線ＣＴやＭＲＩに基づく断面画像が、実体プローブによる実際のリアルタイム超音波断面画像及び計画値を得たときの仮想プローブの断面画像（Ｄ）とともに表示されるので、これらの画像を見ながら、計画した位置及び角度を正確に再現するとともに、穿刺針を最も安全にターゲットまで進入させることのできる穿刺針の進入経路を最終的に探索し決定することができる。

【００２４】

本発明は、上述してきたような実施形態に限定されることなく、種々変形して実施可能であることは言うまでもない。

【００２５】

10

【発明の効果】

本発明によれば、操作者により任意に指定された仮想穿刺用超音波プローブの位置及び角度に応じて、その超音波スキャン面に対応する断面画像が、超音波診断装置以外の画像収集装置で収集した３次元ボリュームデータから再構成され、表示される。操作者は、仮想穿刺用超音波プローブの位置及び角度を任意に変更しながら、穿刺用超音波プローブを被検体に当てる位置及び角度の最適値を事前に探索することができる。

【図面の簡単な説明】

【図１】本実施形態に係る超音波穿刺支援装置の構成図。

【図２】図１の３Ｄ再構成処理部に取り込まれる２Ｄ画像群（マルチスライス）の３Ｄ領域を示す図。

20

【図３】図１のモニタの表示画面例を示す図。

【図４】図１の穿刺断面及び情報生成装置による仮想穿刺用超音波プローブのスキャン面に対応する断層画像の生成手順を示す図。

【図５】図１の穿刺断面及び情報生成装置による仮想穿刺用超音波プローブの計画位置及び角度の発生手順を示す図。

【図６】図１の穿刺断面及び情報生成装置による穿刺術中の支援情報の生成手順を示す図。

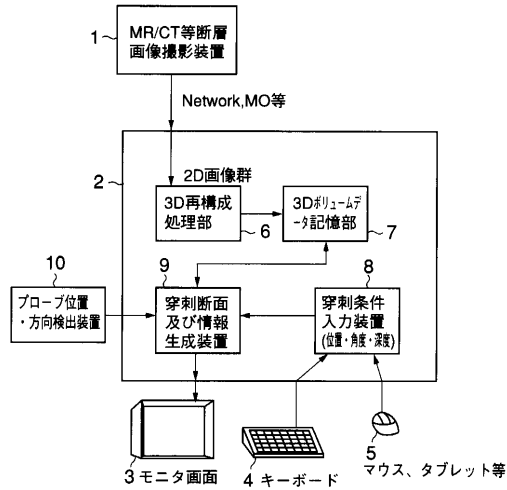
【図７】従来の典型的な穿刺用超音波プローブの外観図。

【符号の説明】

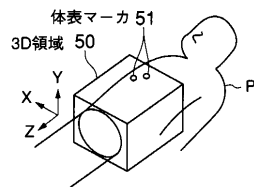
- １…ＭＲ／ＣＴ等の断層撮影装置、
- ２…超音波穿刺支援装置のコンピュータユニット、
- ３…モニタ、
- ４…キーボード、
- ５…ポインティングデバイス、
- ６…３Ｄ再構成処理部、
- ７…３Ｄボリュームデータ記憶部、
- ８…穿刺条件入力装置、
- ９…穿刺断面及び情報生成装置、
- １０…プローブ位置角度件装置。

30

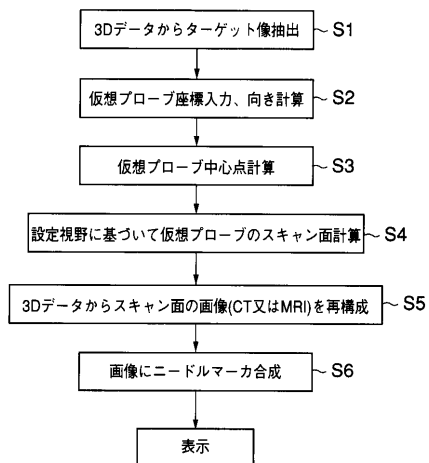
【図1】



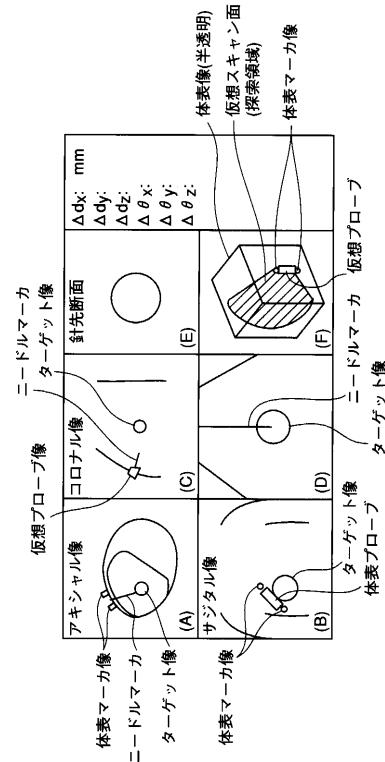
【図2】



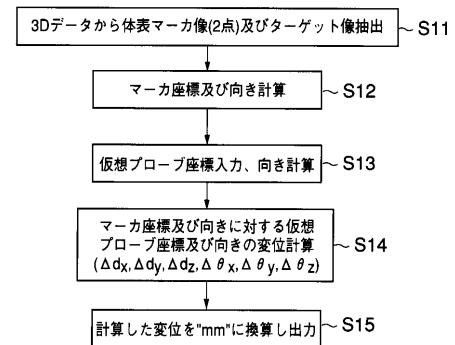
【図4】



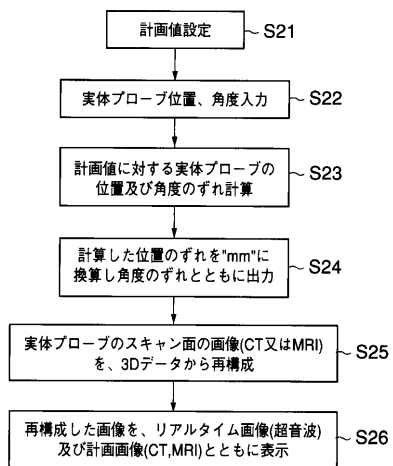
【図3】



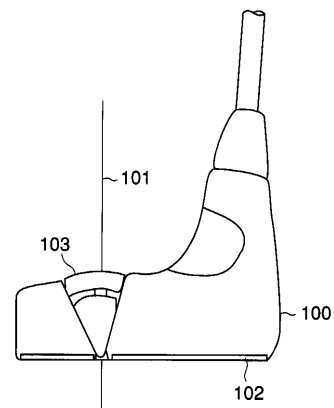
【図5】



【図 6】



【図 7】





---

フロントページの続き

(74)代理人 100070437

弁理士 河井 将次

(72)発明者 崔 仁煥

東京都品川区東五反田 5 - 2 - 1 2 - 2 0 6

(72)発明者 大田 浩二

東京都北区赤羽 2 丁目 1 6 番 4 号 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内

審査官 宮川 哲伸

(56)参考文献 特開平 1 0 - 1 5 1 1 3 1 ( J P , A )

特開 2 0 0 0 - 1 6 6 9 1 8 ( J P , A )

特表 2 0 0 0 - 5 1 2 1 8 8 ( J P , A )

特開平 0 6 - 3 3 7 9 2 0 ( J P , A )

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 8/00

A61B 5/055

A61B 6/03

G06T 1/00

G06T 17/40

专利名称(译)	超音波穿刺支援装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP4632508B2</a>	公开(公告)日	2011-02-16
申请号	JP2000306460	申请日	2000-10-05
[标]申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统工程株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统工程有限公司 东芝公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统工程有限公司 东芝公司		
[标]发明人	崔仁煥 大田浩二		
发明人	崔 仁煥 大田 浩二		
IPC分类号	A61B8/00 A61B5/055 A61B6/03 G06T1/00 G06T19/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B5/05.390 A61B6/03.377 G06T1/00.290.B G06T17/40.A A61B5/055.390 G06T19/00.A G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C093/CA18 4C093/FF42 4C093/FF46 4C093/FG13 4C096/AA18 4C096/AB50 4C096/DC36 4C096/DC37 4C096/DD13 4C301/EE13 4C301/FF17 4C301/GD02 4C601/EE11 4C601/FF03 4C601/GA17 4C601/GA18 4C601/GA21 4C601/GA25 4C601/LL33 5B050/AA02 5B050/BA03 5B050/BA06 5B050/BA09 5B050/BA12 5B050/CA07 5B050/DA07 5B050/EA07 5B050/EA19 5B050/EA27 5B050/FA02 5B050/FA09 5B050/FA12 5B057/AA08 5B057/BA03 5B057/BA05 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB13 5B057/CB16 5B057/CE08 5B057/DA07 5B057/DA16 5B057/DB03 5B057/DC08		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚		
其他公开文献	JP2002112998A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

## 摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波穿刺支持设备，其能够简单地搜索预先以高精度与被检体接触的穿刺超声波探头的位置和角度的最佳值。解决方案：超声波穿刺支持设备支持穿刺技术的平面图，用于将穿刺针刺入对象并在穿刺超声探头的引导下收集或处理病变组织。响应于由操作者任意指定的虚拟穿刺超声波探头的位置和角度对应于超声波扫描表面的截面图像由穿刺部分和信息发生器9根据由图像采集器收集的三维体数据重建。例如X射线CT，MRI等，并显示在监视器3上。

