

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4828802号
(P4828802)

(45) 発行日 平成23年11月30日(2011.11.30)

(24) 登録日 平成23年9月22日(2011.9.22)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/00	(2006.01)	A 6 1 B 8/00
A 6 1 B 17/34	(2006.01)	A 6 1 B 17/34
G 0 1 B 17/00	(2006.01)	G 0 1 B 17/00
G 0 1 S 15/89	(2006.01)	G 0 1 S 15/89

C
B

請求項の数 9 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2004-142383 (P2004-142383)
(22) 出願日	平成16年5月12日 (2004.5.12)
(65) 公開番号	特開2005-323669 (P2005-323669A)
(43) 公開日	平成17年11月24日 (2005.11.24)
審査請求日	平成19年5月11日 (2007.5.11)

(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 東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社 東芝 本社事務所内
(72) 発明者	山形 仁 東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社 東芝 本社事務所内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】穿刺治療のための超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

スキャン方向に対し超音波を送信し受信する超音波プローブと、
前記超音波プローブに装着され、前記超音波プローブの位置及び方向を検出する第1の位置センサと、

被検体に刺入される穿刺針と、
前記穿刺針の位置及び方向を検出する第2の位置センサと、
前記第1及び第2の位置センサの検出結果に基づいて、前記穿刺針の穿刺経路を算出する穿刺針方向位置算出手段と、

前記穿刺経路に基づいて、前記穿刺経路を含む2次元像を得るように、前記超音波プローブのスキャン方向を切り替えるスキャン制御手段と、

前記2次元像と穿刺針の位置関係を表示する穿刺針位置表示手段と
を有することを特徴とする穿刺治療のための超音波診断装置。

【請求項 2】

前記超音波プローブは2次元的に配列された複数の超音波振動子を有し、前記スキャン制御手段は、駆動する前記超音波振動子を切り替えることにより前記スキャン方向を切り替えることを特徴とする請求項1に記載の穿刺治療のための超音波診断装置。

【請求項 3】

前記第2の位置センサは、穿刺針に装着されたことを特徴とする請求項1又は2に記載の穿刺治療のための超音波診断装置。

10

20

【請求項 4】

前記第2の位置センサは、前記プローブに装着される穿刺アダプターに装着されたことを特徴とする請求項1乃至3のいずれか1項に記載の穿刺治療のための超音波診断装置。

【請求項 5】

前記穿刺針方向位置算出手段は、前記第1及び第2の位置センサの検出結果に加えて、前記穿刺針の形態情報に基づいて、前記穿刺針の穿刺経路、及び前記穿刺針の先端位置を算出することを特徴とする請求項1乃至4のいずれか1項に記載の穿刺治療のための超音波診断装置。

【請求項 6】

前記穿刺針方向位置算出手段は、前記第1及び第2の位置センサの検出結果に加えて、前記穿刺針及び前記超音波プローブの形態情報に基づいて、前記穿刺針の穿刺経路、及び前記穿刺針の先端位置を算出することを特徴とする請求項1乃至4のいずれか1項に記載の穿刺治療のための超音波診断装置。 10

【請求項 7】

前記スキャン制御手段は、

前記穿刺針方向位置算出手段により得られた穿刺経路に基づいて、前記穿刺経路を含む断面あるいは最も近い断面をスキャンすることを特徴とする請求項1乃至6のいずれか1項に記載の穿刺治療のための超音波診断装置。

【請求項 8】

前記スキャン制御手段は、

前記穿刺針方向位置算出手段により得られた穿刺経路に基づいて、前記穿刺針の先端を含む断面あるいは最も近い断面をスキャンすることを特徴とする請求項1乃至6のいずれか1項に記載の穿刺治療のための超音波診断装置。 20

【請求項 9】

超音波を送信し受信する超音波プローブと、この超音波プローブに装着された第1の位置センサと、被検体に刺入される穿刺針と、この穿刺針の位置を検出するための第2の位置センサと、前記被検体の体表に装着された第3の位置センサと、この前記第3の位置センサにより得られた体表からの前記穿刺針の位置及び穿刺方向を示す穿刺位置方向体表画像を表示する手段とを備えて成ることを特徴とする請求項1乃至8のいずれか1項に記載の穿刺治療のための超音波診断装置。 30

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、被検体の目的部位へ穿刺針をガイドするための超音波診断装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

従来、臓器の癌などの腫瘍部分に治療を目的として、被検体の対象部位に超音波診断装置による断層像のガイドの下に穿刺針を刺入することが多く行われている。

【0003】

このような場合、使用される超音波診断装置のプローブに、穿刺針の刺入方向を設定するガイド機構を備えるか穿刺用のアダプタを装着し、穿刺針が超音波診断装置による診断視野に入るように刺入される。また超音波診断装置の画面には上記ガイド機構や穿刺用アダプタに、予め設置された穿刺針の刺入経路がプリセット表示されて指標として参照され、目的の部位にこの刺入経路を位置させて穿刺針の刺入操作を行う。 40

【0004】

刺入された穿刺針からは対象部位の細胞を採取したり、穿刺針を介してエタノール等を対象部位に注入する癌凝固治療が行われる。また近年ではマイクロ波やラジオ波を放射し、癌部を焼灼するために、焼灼用の穿刺針が刺入されて癌治療がなされることもある。ラジオ波による焼灼手法については例えば非特許文献1に記載されている。

【0005】

50

ところで、超音波診断装置による断層像を見ながら穿刺針を刺入する場合、穿刺針が細く、また超音波ビームに対して刺入方向が浅い角度で平行に近くなることもあって、穿刺針による十分な強さの反射波が得られず、超音波画像において針の位置を安定かつ鮮明に表示することが困難であるという問題がある。

【0006】

また刺入の過程で穿刺針の針先が臓器や組織の抵抗の少ない方向に曲がり、超音波ビームの断層像方向（スライス方向）の幅からずれてしまい、超音波断層面内に穿刺針が存在しなくなったり、呼吸の際に臓器や組織が移動するため刺入後に穿刺針が超音波ビーム外へずれて、穿刺針が見えなくなってしまうことさえもある。

【0007】

そこで、穿刺針を見やすくするための方法がいくつか知られており、また、3次元データを得る超音波診断装置が開発されつつある。この種の装置は、電子的な超音波走査を3次元的に行うか機械的にプローブを動かして3次元的な走査を行うものであり、3次元ボリュームのデータを収集できるので、このような装置では穿刺針の存在する断層面を表示することは可能である。

【0008】

このように3次元の超音波診断装置でリアルタイムに所定のボリュームを表示したり指定された複数の断層面を表示することも行われている。しかし、刺入される穿刺針に追従して針先やその表示する方法は未だ確立されていない。

【0009】

例えば、特許文献1に記載されているように、穿刺針の先端に信号発生器を設置し、これから信号を少なくとも3個の超音波振動子で受信して穿刺針先端部の位置を推定する超音波診断装置が知られている。

【0010】

しかし、この装置では穿刺針の先端に信号発生器を設ける必要があるが、穿刺針はできるだけ細くする必要があり、この信号発生器も小さくしなければならない。しかしながらこの信号発生器を小さくすると上記3個の超音波振動子で受信する信号は小さくなり、穿刺針の先端位置を推定することは困難となる。

【0011】

またこのような構造で、穿刺針の先端位置を推定できたとしても、実際に現在、位置する穿刺針の先端部を検知できるだけである。穿刺に先立ってどの位置、どの方向に穿刺を行うかが重要である。然るに、上記従来の超音波診断装置では、この最も重要な穿刺針の先端部の進行方向を知ることは困難であった。

【0012】

また、穿刺アダプタを利用せず所望の最適な体表の位置より穿刺針を刺入したり、穿刺アダプタに自由度があり、刺入位置や刺入角度に自由度がある場合、穿刺針の刺入経路が推定できない。また、穿刺針が目的部位に到達できるかが推定できない。

【非特許文献1】國分・森安編「肝癌ラジオ波熱凝固療法の実際」南江堂、2002年5月発行

【特許文献1】特開2000-185041号公報

30

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0013】

上述のように従来の穿刺支援のための超音波診断装置では、穿刺針の先端位置を正確に検知することができず、また穿刺針の刺入される方向を知ることができなかった。

【0014】

本発明はこのような穿刺支援のための超音波診断装置の問題点に鑑みてなされたもので、穿刺針の先端位置が容易に検知できると共に穿刺針が刺入されようとする方向を検知できる。さらに、3次元的に穿刺針をモニターするために、検出された穿刺経路付近へのスキャンや再構成での穿刺経路付近の画像化を行い、臨床的に有用な、穿刺支援のための超

40

50

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】

【0015】

本発明の特徴の1つは、超音波プローブ及び穿刺針に各々装着された位置センサに基づいて穿刺針先端位置及び穿刺針の刺入方向を算出し、表示されている超音波画像上に穿刺経路や穿刺針の先端位置を表示することである。従来のように穿刺アダプターを使わずにフリーハンドで穿刺する場合も、穿刺経路が表示され、穿刺方向が目的部位に到達することを確認することができる。3次元超音波システムでの穿刺であるので、従来の穿刺アダプターで予め決まった穿刺経路に沿って穿刺するのみならず、刺入点をプローブ周辺のどの位置からも選択することができる。刺入角度もスキャンされる3次元ボリュームの範囲を通過する条件で柔軟に選択可能である。本発明により、そのような柔軟な穿刺経路の設定においても、位置センサー情報により、穿刺経路や穿刺針の先端位置を表示されている超音波画像上に表示できる。

10

【0016】

穿刺経路と超音波画像の位置関係は、次のようなステップで求めることができる。

【0017】

・プローブに装着された位置センサーと穿刺針に装着された位置センサーにより2つの位置センサー間の相対的位置と相対的方向が計算される。

【0018】

・プローブの形状情報と穿刺針の形状情報により、上記は、超音波画像の基準点（例えば、0cm深さの画面中心点）と穿刺針の基準点（例えば、穿刺針の先端）の相対的位置と相対的方向に変換される。

20

【0019】

・さらに、超音波画像の基準点に対する超音波ビームの方向情報／断層面の位置情報／表示されている超音波画像の位置情報などをもとに穿刺針／穿刺経路を表示されている超音波画像上に記述する。

【0020】

本発明のもう一つ特徴は、上記で検出された穿刺経路をもとに、穿刺経路を含む断面の2位次元像を得るようにスキャン方向を切り替えるよう超音波装置を制御することである。これにより、穿刺時に針の経路を高フレームレートでかつ高画質に表示できる。

30

【0021】

本発明の他の特徴は、第三の位置センサーにより、体表の基準点と超音波画像や穿刺針の相対的位置や相対的方向を検出可能であることである。

【0022】

例えば、モニター上の体表の模式図上で、針とプローブの俯瞰図が表示され、どの方向にスキャン面や表示面を変えるかを直感的に理解することができる。あるいは、穿刺針をどの方向に動かすべきかを直感的に理解することができる。

【発明の効果】

【0023】

本発明によれば、3次元超音波装置において、穿刺針を穿刺アダプターを使わないフリーハンドで、あるいは、刺入位置や刺入角度に自由度を持たせた穿刺アダプターを利用した穿刺において、穿刺経路を表示し、穿刺をガイドをガイドすることができる。

40

【0024】

穿刺針の先端位置が予測できることにより、穿刺針の先端位置の目安を表示することにより、表示断面をはずれても術者は概ね穿刺先端位置を認識することができる。焼灼中に腫瘍付近にガスが発生し、針先が見えなくなってしまっても、概ね穿刺先端位置を認識することができる。このような効果により、従来治療中の事故原因にもなった周辺臓器への損傷などが防止され、安全な穿刺が実現できる。

【0025】

さらに、穿刺針あるいは針先端の位置が検知できることにより、穿刺経路を含む断面の

50

2次元像を得るようにスキャン方向を切り替えて、超音波診断装置で針近傍の所望断層の2次元像を高フレームレートで且つ高画質に表示できる。これにより、より安全で確実な穿刺をガイドできる超音波診断装置が実現できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0026】

以下、本発明の実施形態について図面を用いて説明する。図1に本発明一実施形態の構成例を示す。図1において、この超音波診断装置は、超音波信号を処理し画像信号を出力する装置本体1と、各々位置センサ等を備える穿刺アダプタ及び超音波プローブそれらの受信部から成る穿刺・プローブ部2と、装置本体1の制御を行う入力制御部3と画像信号を表示するモニタ4とから成る。

10

【0027】

装置本体1は、超音波送信部11、超音波受信部12、Bモード処理部13a、カラー モード処理部13b、表示出力部14、制御と演算処理を行うCPU15、データベース16、画像記憶装置17、画像構成部18、動画を記憶するシネメモリ19から構成される。穿刺・プローブ部2は、超音波プローブ21と、穿刺針22と、上記超音波プローブ21に取り付けられた位置センサ23と、上記穿刺針に取り付けられた位置センサ24と、これらの位置センサ23, 24により検出された、それらの位置及び方向を受信しCPU15に出力する位置センサ受信部25と、上記超音波プローブ21に着脱可能に設けられる穿刺アダプタ26とから成る。

【0028】

20

装置本体1を制御する入力制御部3は、機能選択や操作指示のファンクションキーを有する操作パネル3aとキーボードやトラックボールの入力装置3bとから成る。なお、穿刺針22としてラジオ波による焼灼治療用の穿刺針が使用される場合には、この穿刺針の高周波放射電極を駆動するための焼灼治療装置(図示せず)を備える。

【0029】

30

図1に示した本発明の一実施形態に戻って説明する。装置本体1の超音波送信部11から、接続されている超音波プローブ21に超音波駆動信号を送り、超音波プローブ21のアレイ状の振動子から超音波を送信し、それらの振動子で受信された反射波は超音波受信部12で受信処理される。超音波受信部12で処理された断層像データはCPU15に入力される。この断層像データや、入力装置3bからの入力に応じて操作パネル3aで機能設定入力され、等速移動、等角回転あるいは位置センサ23の検知位置などの3次元データがCPU15にて計算され画像構成部18にて処理され、3次元超音波画像信号が表示出力部14に出力される。この信号に基づいてモニタ4の画面上に超音波画像が表示され、被検体の臓器や腫瘍の立体視観察が可能となる。

【0030】

なお、超音波受信部12の出力はBモード処理部13aにおいて形状描出の超音波断層像データ、あるいはカラー モード処理部13bにおいてドプラ血流描出の超音波断層像データなどの表示モードに対応する超音波画像データに処理されて、表示出力部14に入力される。したがってモニタ4には、個々の超音波画像データに基づき2次元の超音波断層画像あるいは3次元ボリューム像が表示できる。

40

【0031】

装置本体1は、CPU15によりシステム制御が行われ、時間的に連続する複数の超音波断層像データをシネメモリ19に蓄積し、これを連続的に再生して動画をモニタ4に表示する。一方個々の超音波断層像データを画像記憶装置17に記憶しておきこれを読み出してモニタ4の画面上に表示することにより随時、断層像を参照することができる。更に、病院内のネットワーク28を介して診断画像装置29から他の診療科で採取した超音波診断画像、CT診断画像、MRI診断画像などの診断画像データを、画像記憶装置17に一旦記憶し読み出してモニタ4に表示させることができる。

【0032】

穿刺針に設置された位置センサ24は、穿刺アダプタ26の側に設置され、穿刺アダブ

50

タを通過する穿刺針の移動量や刺入角度を検知する適用もある。

【0033】

図2に、被検体と超音波プローブ21と穿刺針22、これらに設置される位置センサ23、24などとの関係を示す。超音波プローブ21には位置センサ23が装備されると共に穿刺アダプタ26が設けられており、穿刺針22には位置センサ24が設置され、穿刺針22は穿刺アダプタ26に導かれて被検体の治療部位30に刺入される。超音波プローブ21は装置本体1に接続され、穿刺針22はリード線を介してラジオ波治療装置に接続される。

【0034】

座標空間における超音波プローブ21の6軸座標、すなわちX、Y、Zの3軸座標及びこれら各軸の回転角の各値が位置センサ位置センサ受信部25において検知される。例えば、位置センサ受信部25の設置位置を原点とする空間を第1の座標空間とする。

10

【0035】

位置センサ受信部25で検知されたデータはプローブ方向データとしてCPU15に入力され、超音波プローブ21が捕らえている超音波断層像のスライス方向の3次元データを提供する。

【0036】

一方、穿刺針22に装着された位置センサ24にから位置センサ受信部25により、穿刺針22の第1座標空間における6軸座標が検知されて、CPU15に穿刺針22の位置とその刺入方向のデータCPU15に入力される。

20

【0037】

なお、この実施形態で用いられる位置センサ23、24は、超音波プローブや穿刺治療に用いられる穿刺針として、通常備えられているものを用いるようにすることも可能である。

【0038】

装置本体1のデータベース16には、種々の設定データが記憶されている。例えば、超音波プローブ21に装着される穿刺アダプタ26の規格（適用可能な穿刺針の種類や刺入角度など）、刺入される穿刺針22の規格（針径、針の長さなど）などのデータ、更に操作パネル3aのファンクションキーにより指示するモニタ4での表示画像の構成（3次元画像、2次元断層像、ドップラカラー断層像、他のモダリティ画像、例えばCT画像、MRI画像などのマルチ画像の組み合わせ）などの制御システムデータである。

30

【0039】

画像構成部18は、超音波プローブ21の3次元的な走査により得られた3次元超音波データを基に第1の空間座標内に再構成して、所望の断层面のMPR表示や立体視する3次元超音波像を構築する。更に位置センサ24による位置データ及びデータベース16に記憶されている対象穿刺針の規格データを基にCPU15において、穿刺針22の形状、位置を演算して、これを第1の空間座標内に穿刺針の表示像として構築する。また、穿刺針を外挿して穿刺経路を表示することができる。

【0040】

なお、この穿刺針22の表示像の針先端部分は、表示面での確認を容易にするためには、針体部分より高い輝度あるいは擬似的に少し太い針径にして表示すればよい。あるいは、針のたわみなどでのずれを想定した球や円などで針先位置を表示することも有り得る。

40

【0041】

超音波プローブ21に穿刺アダプタ26を装着し、これの穿刺針ガイド部に穿刺針22を挿入して穿刺を行う場合では、超音波プローブ21の断層像視野（スライス）の中に穿刺針22が導入されるように、通常、穿刺針ガイドが設けられるので、一画面の超音波断層像内に穿刺針22のエコー像を観察できる。したがって、穿刺アダプタを利用する穿刺においては、それぞれの位置センサ23、24からの位置データを第1の空間座標の超音波プローブ21のスキャン方向の2次元空間（断層像）と置き換えて画像構成部18がい

50

わゆる一画面の断層画像を構成し、その断層画像に算出した穿刺針表示像の針先端部分の強調も含めて書き込む。

【0042】

モニタ4の表示画像には、超音波プローブ21から得る元の超音波断層像に、反射輝度は低いが穿刺針22のエコー像が含まれており、この穿刺針22の実像と共に穿刺針表示像が表示される。

【0043】

なお、本発明の実施形態における穿刺針表示像は位置センサ24の検知データにより書き込まれるものであり、従来の、穿刺アダプタ使用中に穿刺アダプタの予め設定された規格（挿入角度）より、固有の挿入設定方向線を表示するものとは異なる。 10

【0044】

入力制御部3のトラックボールなどの入力装置3bから、設定する第1の空間座標系全体の回転量、移動量を指示すると、画像構成部18は再構成した穿刺針表示像を含む3次元超音波像の俯瞰位置を変更する処理を行う。

【0045】

画像構成部18は、操作パネル3aのファンクション「針先マーキング」の指示によって、その時点における穿刺針22の針先の位置座標データを記憶し、3次元超音波像や超音波断層像の画像データに、この記憶した針先の位置座標に所定形状の「針先マーク」を表示するデータを書き込み、超音波画像と共にモニタ4に「針先マーク」を表示する。 20

【0046】

なお、位置座標データは穿刺針22が抜去された後も記憶されているが、「針先データベース消去」の指示により破棄される。

【0047】

画像構成部18は、上述の「針先マーキング」の後で、操作パネル3aのファンクション「針先マーク相対表示」の指示により、上述の記憶した針先の位置座標データを基準原点とする第2の座標空間を設定する。第1の座標空間での超音波画像データを、上記に設定された第2の座標空間に変換する。この変換された相対位置を第2の空間座標内に再構成して超音波画像を構築する。 30

【0048】

更に、位置センサ24による位置データ及びデータベース16の対象穿刺針の規格を基に、CPU15で穿刺針22の形状及び位置を針先位置座標データに対する相対位置に換算してこれも第2の空間座標内に穿刺針表示像として構築する。なお、穿刺針表示像の針先端部分の強調などは、上述の場合と同様である。

【0049】

また、操作パネル3aのファンクション「原点設定」により、上述の記憶した針先の位置座標データの代わりに入力装置3bの、例えばトラックボールを操作して表示されている画像内の位置を基準原点の位置として指定し、第2の座標空間を設定する。このように基準原点位置を指定することにより、超音波画像と穿刺針像の表示位置を自由に変更できる。 40

【0050】

操作パネル3aでファンクション「針先相対表示」を指示すると、位置センサ受信部25が時々刻々検知している第1の座標空間の位置センサ24の位置データ及びデータベース16の対象穿刺針の規格データを基にしてCPU15では、穿刺針22の形状、位置を算出する。算出されたデータは画像構成部18に入力され、穿刺針の針先の時々刻々の位置座標データを基準原点とする第3の座標空間を設定する。

【0051】

更に、第1の座標空間での超音波画像データを、上記に設定された針先の時々刻々の位置座標データに対する相対位置に換算して、第3の空間座標内に再構成して超音波画像を構築する。

【0052】

10

20

30

40

50

なお、針先が基準原点である穿刺針22の形状、位置も第3の空間座標内に穿刺針表示像として構築され、これが固定した穿刺針表示像のデータであることとは言うまでもない。第3の空間座標に構築された穿刺針表示像及び超音波断層像はモニタ4に表示される。

【0053】

図8に、穿刺針の位置情報を検出する位置センサーがプローブに装着された穿刺アダプターに設置された状態を示す模式図を示す。

【0054】

本発明の第1の実施形態においては、超音波プローブ21及び穿刺針22に装着された2個の位置センサ23, 24により、穿刺針の先端位置、仮想刺入方向が算出されそれらの断層像が表示される。

10

【0055】

この実施形態では、モニタ4の画面上に4種類の断層像を表示する。図5に示すようにまず左上には、肝臓腫瘍などの対象部位を含む基本の断層像を表示し、この断層像の基本断面に対して任意に断面位置をユーザは設定可能である。モニタ画面上の左下には、穿刺針22の推定穿刺経路を含む直交断層像が、穿刺針22の穿刺経路に連動してリアルタイムに表示される。

【0056】

画面左上の断層像上で、例えば肝臓腫瘍の最大径を通過するように断面が設定され、穿刺経路と直交しかつ左上の基本断面とも直交する断面の断層像が画面右下に表示される。画面右上には、上記2個の位置センサから算出された針先端位置の情報に連動して、針先端位置を含み穿刺経路と直交し、左上に表示される基本断面とも直交する断面が表示される。

20

【0057】

ここで、本発明のこの実施形態において、これらの位置センサ23, 24により、針先位置における直交断層像などが構成される原理について説明する。以下の演算は、主に図1に示すCPU15で行われ、再構成は画像構成部18において行われる。

【0058】

図3において、超音波の3次元走査はセクタ型の2次元スキャンを順次スライス方向に扇をあおるように、セクタスキャンにより行うものとする。位置センサ受信部25の座標基準としてS0を原点とする。超音波プローブ21、穿刺針22に各々設けられる位置センサ23, 24は、各々の把持部付近に装着される。超音波プローブ21に装着された位置センサ23により計算された位置センサ受信部25を基準にしたこのセンサの位置及び方位をSp、穿刺針22に装着された位置センサ24により計算された位置センサ受信部25を基準にしたこのセンサの位置及び方位をSnとする。穿刺針の先端位置をSn_tとし、超音波プローブ21によるセクタ型走査のプローブ表面位置の中心を画像原点としてSi0とする。

30

【0059】

超音波装置の走査は、常に画像原点Si0を基準にセクタ型で2次元的に行われる。この走査によりスライス方向に得られるn個の断面画像の各々の画像をI1, I2, I3, ..., Inとする。

40

【0060】

j(1 j n)番目の画像(Ij)の位置を、次の3点で定義する。

【0061】

- ・画像原点; Si0、
- ・画像のスキャン開始ラスタの最深部位置; S-start(j)、
- ・画像のスキャン終了ラスタの最深部位置; S-stop(j)。

【0062】

超音波装置の3次元走査では、次の5点で囲まれたボリュームがスキャンされることとなる。

【0063】

50

- ・画像原点；S i 0、
- ・第1画像のスキャン開始ラスターの最深部位置；S - s t a r t (1)、
- ・第1画像のスキャン終了ラスターの最深部位置；S - s t o p (1)、
- ・第n画像のスキャン開始ラスターの最深部位置；S - s t a r t (n)、
- ・第n画像のスキャン終了ラスターの最深部位置；S - s t o p (n)。

【 0 0 6 4 】

次に、フローチャートを示す図4及び画面上の表示状態を示す図5を用いて、位置センサ23, 24により求めた穿刺針22の針先の位置情報に基づきスキャン面及び表示を連動させるためのアルゴリズムについて説明する。

【 0 0 6 5 】

まず、ステップS401で、各位置センサ23, 24により超音波プローブ及び穿刺針22の位置S p, S nを検出する。次のステップS402で、超音波プローブ21及び穿刺針22の各形状データから画像原点S i 0及び穿刺針先端の位置S n tを算出する。

【 0 0 6 6 】

次にステップS403において予め腫瘍など臨床的に重要な対象部位を含む断面、例えば第j断面が指定されると、図5に示すように画面の左上にその断面像が2次元表示される。

【 0 0 6 7 】

次のステップS404では、上記第j断面の位置情報、即ち画像原点S i 0、第j画像のスキャン開始ラスターの最深部位置S - s t a r t (j)、第j画像のスキャン終了ラスターの最深部位置S - s t o p (j)、穿刺針22の先端の位置情報S n tから、図5左上で黒実線で示すように穿刺針及び針先位置が表示される。更に、図5左上で黒破線で示すように穿刺針22の仮想刺入方向が表示される。

【 0 0 6 8 】

次のステップS405では、次の5点、即ち画像原点S i 0、第1画像のスキャン開始ラスターの最深部位置S - s t a r t (1)、第1画像のスキャン終了ラスターの最深部位置S - s t o p (1)、第n画像のスキャン開始ラスターの最深部位置S - s t a r t (n)、第n画像のスキャン終了ラスターの最深部位置S - s t o p (n)、で囲まれるボリュームデータから、任意の断面が再構成演算可能となる。

【 0 0 6 9 】

したがって、次のステップS406では、穿刺針22及びその穿刺針の仮想刺入方向を含んで、図5左上に表示される断面と直交する断面の断層像が演算され、図5に示すように画面左下に表示される。ステップS407では、図5に示すように表示された画面左上の断層像で、ユーザは任意の穿刺針及びその仮想刺入方向を指定することができ、ステップS408では、図5の画面右下に示すように、ユーザにより指定された断層像を演算して、演算された断層像を表示する。

【 0 0 7 0 】

図5の画面左上で、ユーザにより穿刺針22の先端が指定されると、次のステップS409では、図5の画面右上に示すように、指定された断層像の穿刺針22の刺入方向の針先端位置における直交断面(C断面)の断層像を再構成演算して、表示する。

【 0 0 7 1 】

本発明のこの実施形態によれば、穿刺針の先端位置における穿刺針と直交方向の断層像だけでなく、穿刺針の刺入方向及び穿刺治療を行う治療部位を含む断層像や、この断層像に垂直な断層像、治療部位において穿刺針の刺入方向と直交する断層像などを一覧できる利点がある。またこれらの断層像は穿刺針を動かすとその動きに連動してリアルタイムに変動して表示される利点もある。またこの実施形態によれば、穿刺針の刺入方向と直交する断面の、治療部位を含む断層像などを、モニタ4の画面上の左上に表示される基本断層像においてユーザが設定できる利点がある。

【 0 0 7 2 】

ところで、本発明の上記実施形態では、超音波プローブと穿刺針に各々装着された2個

10

20

30

40

50

の位置センサにより、穿刺針の刺入位置、刺入方向を算出して得た超音波ボリュームデータから直交断層像を算出し、表示した。更に第3の位置センサを有する本発明の第2の実施形態について図面を用いて次に説明する。

【0073】

図6にこの実施形態における処理の流れを示し、図7にモニタ4において表示される画面の例を示す。この実施形態においては、被検体の体表の適当なところ、例えばみぞおちに第3の位置センサ（この位置をS_sとする）を装着され、超音波プローブ及び穿刺針の位置関係が体軸に対しても把握可能になる。

【0074】

図7に示す画面上の左上には肝臓腫瘍を及び穿刺針やその刺入方向を含む基本断層像が表示され、左下には穿刺針の推定経路を含む直交断層像が穿刺針の穿刺経路にリアルタイムに連動して表示される。一方、画面上の右上には、位置センサ23, 24により算出されるリアルタイムの穿刺針の先端位置情報に連動して、針先位置を含み穿刺経路と直交し基本断層像とも直交する断層像が表示される。

【0075】

画面上、左上に表示される基本断層像は針先位置を含むように常に走査が制御され、右上に表示される断層像はその移動した穿刺針の先端位置に追従してリアルタイムに表示される。

【0076】

画面上、右下には、ボディマークが表示され体表に装着された位置センサにより体表からの位置情報が付加されて、超音波プローブや穿刺針の位置関係が体表を俯瞰する視点で表示される。

【0077】

図6に基づき、本発明による超音波診断装置の実施形態においてこのような表示を行うための処理の流れを説明する。まずステップS601において、超音波プローブの位置S_p、穿刺針の位置S_n及びみぞおちの位置S_sが検出され、次のステップS602において、超音波プローブ及び穿刺針の形状データから画像原点S_{i0}、穿刺針先端の位置S_{nt}が算出される。

【0078】

ステップS603では、予め腫瘍など臨床的に重要な部位を含む断面、例えば第j断面が指定され、図7左上に示すようにその断層像が2次元表示される。次にステップS604において、上記第j断面の位置情報、即ち画像原点S_{i0}、第j画像のスキャン開始ラスターの最深部位置S_{-start(j)}、第j画像のスキャン終了ラスターの最深部位置S_{-stop(j)}、穿刺針22の先端の位置情報S_{nt}から、図7左上で黒実線で示すように穿刺針及び針先位置が表示される。更に、図7左上で黒破線で示すように穿刺針22の仮想刺入方向が表示される。

【0079】

次のステップS605では、次の5点、即ち画像原点S_{i0}、第1画像のスキャン開始ラスターの最深部位置S_{-start(1)}、第1画像のスキャン終了ラスターの最深部位置S_{-stop(1)}、第n画像のスキャン開始ラスターの最深部位置S_{-start(n)}、第n画像のスキャン終了ラスターの最深部位置S_{-stop(n)}、で囲まれるボリュームデータから、任意の断面が再構成演算可能となる。

【0080】

したがって、次のステップS606では、穿刺針22及びその穿刺針の仮想刺入方向を含んで、図5左上に表示される断面と直交する断面の断層像が演算され、図5に示すように画面左下に表示される。

【0081】

ステップS607では、図7に示すように表示された画面左上の基本断層像で、ユーザは任意の穿刺針及びその仮想刺入方向を指定することができ、図7の画面左上で、ユーザにより穿刺針22の先端が指定されると、次のステップS608では、図5の画面右上に

10

20

30

40

50

示すように、指定された断層像の穿刺針 22 の刺入方向の針先端位置における直交断面（C断面）の断層像を再構成演算して、表示する。

【0082】

次のステップ S609 では、画面右下に予め登録されていたボディマーク、例えば仰向けに寝た状態の場合、腹部のボディマーク 32 が表示される。ユーザが体表に装着された第 3 の位置センサの装着位置、今の場合みぞおちと体軸方向をボディマーク 32 上で指定する。3 個の位置センサにより、超音波プローブの位置 Sp, 穿刺針の位置 Sn、みぞおちの位置 Ss が既知であるから、上記ボディマーク 32 上での指定により、画面上のボディマーク 32 とみぞおちの位置 Ss に対応関係が形成される。したがって、ステップ S610 で図 7 右下に示すように各位置情報により超音波プローブの位置と穿刺針の位置を模式的に表示することができる。10

【0083】

本発明のこの実施形態によれば、体軸に対する超音波プローブや穿刺針の位置関係が体表を俯瞰する視点で表示されるので、これにより穿刺治療を行う医師は、超音波プローブや穿刺針をどのように動かせばよいか、判断することがより容易になる利点がある。

【0084】

3 次元的に超音波画像データを収集する方法は、図 3 に示したとおり、2 次元アレイプローブにより、セクター型スキャンをスライス方向に扇をあおるようにして行う方法以外にも変形して行うことができる。図 9 (a) では、一次元アレイプローブによるセクター型断層像を機械的に回転させる方式を示し、図 9 (b) では、一次元アレイプローブによるセクター型断層像を機械的に、スライス方向に扇をあおるようにして行う方式を示す。20

【0085】

図 10 の表示形式は、図 5 の表示形式の変形例である。図 10 左上の基本断層像に対して平行にスライス方向に所望のピッチでずらした断層像を図 10 の右上および右下に表示している。

【0086】

図 10 の左下には穿刺方向での基本断層像に対する直交面が表示されている。さらに、基本断層像に対して平行にスライス方向に所望のピッチでずらした断層像の位置が実線で表示されている。平行移動した断層面は 2 つとは限らず、3 つ以上の可能性もあり、平行移動の断層像の表示も 2 つとは限らない。30

【0087】

図 11 の表示形式は、図 5 に示した表示形式の第 2 の変形例である。図 10 左上の基本断層像に対して扇をスライス方向に所望の角度ピッチであるようにスキャンして得られる断層像を図 10 の右上および右下に表示している。図 10 の左下には穿刺方向での基本断層像に対する直交面が表示されている。さらに、基本断層像に対して扇をスライス方向に所望の角度ピッチであるようにスキャンして得られる断層像の位置が実線で表示されている。ありの断層面は 2 つとは限らず、3 つ以上の可能性もあり、ありの断層像の表示も 2 つとは限らない。

【0088】

図 12 において、本発明の第 3 の実施形態について図面を用いて次に説明する。40

【0089】

電子リニア型の 2 次元アレイプローブを利用する。リニア型の 2 次元スキャンが可能であると同時に、スライス方向にセクター型でビームを偏向させることが可能である。位置センサー 23, 24 により、超音波プローブに対する穿刺針の穿刺経路を検出することができる。図に示すとおり超音波診断装置は穿刺経路を認識して、穿刺経路を含む断層像を得るためのスキャンを行なう。上記穿刺経路を含む断層面には、図で破線で示すとおり穿刺経路が表示される。3 次元全体をスキャンせず、穿刺経路の 2 次元像を生成することにより、高フレームレート化し且つ画質を改善することができる。

【0090】

図 13 は、図 12 のスキャンを実施した場合の表示例である。図左上は、基本画像（リ50

ニア像)であり、図右上は穿刺経路を含む断層面である。

【0091】

図14は、さらに、穿刺経路の2次元像に対する直交断面表示を説明している。これにより、たわみ等による予定経路からの穿刺針のズレが観察可能となる。

【0092】

なお、本発明は上述した実施形態に限定されるものではなく、その要旨を変更しない範囲内で種々変形、組み合わせることが可能である。プローブのスキャン形式はセクター やリニアに限らず実施が可能である。穿刺経路近傍でのスキャン形式も、穿刺経路を含んだ様々なスキャン方式の変形が可能である。例えば上記実施形態では、3次元ボリュームデータから再構成する処理を超音波診断装置のCPUで行い、画像記憶装置に記憶する例について述べたが、同様の処理や記憶を外部のワークステーションにおいて行うことも可能である。

10

【図面の簡単な説明】

【0093】

【図1】本発明一実施形態の超音波診断装置の構成例を示す図。

【図2】本発明一実施形態の超音波診断装置が使用されるときの被検体と超音波プローブと穿刺針の関係を説明するための図。

【図3】本発明において、セクター型スキャンの2次元アレイプローブによる3次元超音波データ収集と、位置センサ23, 24により穿刺針と表示画像の位置関係が検出されることを説明するための図。

20

【図4】本発明の第1の実施形態における処理の流れを説明するための図。

【図5】本発明の第1の実施形態における画面表示の例を示す図。

【図6】本発明の第2の実施形態における処理の流れを説明するための図。

【図7】本発明の第2の実施形態における画面表示の例を示す図。

【図8】本発明一実施形態の超音波診断装置が使用されるときの被検体と超音波プローブと穿刺針の関係を説明するための図。

【図9】本発明において、機械式回転型のセクタープローブの例と機械式あり走査型のセクタープローブの例。

【図10】本発明の変形例における画面表示の例を示す図。

30

【図11】本発明の変形例における画面表示の例を示す図。

【図12】本発明において、リニア型スキャンの2次元アレイプローブによる実施例を示す図。

【図13】本発明の変形例における画面表示の例を示す図。

【図14】本発明の変形例における画面表示の例を示す図。

【符号の説明】

【0094】

- 1 . . . 装置本体、
- 2 . . . 穿刺・プローブ部、
- 3 . . . 入力制御部、

3 a . . . 操作パネル、

3 b . . . 入力装置、

4 . . . モニタ、

1 1 . . . 超音波送信部、

1 2 . . . 超音波受信部、

1 3 a . . . Bモード処理部、

1 3 b . . . カラーモード処理部、

1 4 . . . 表示出力部、

1 5 . . . CPU、

1 6 . . . データベース、

1 7 . . . 画像記憶装置、

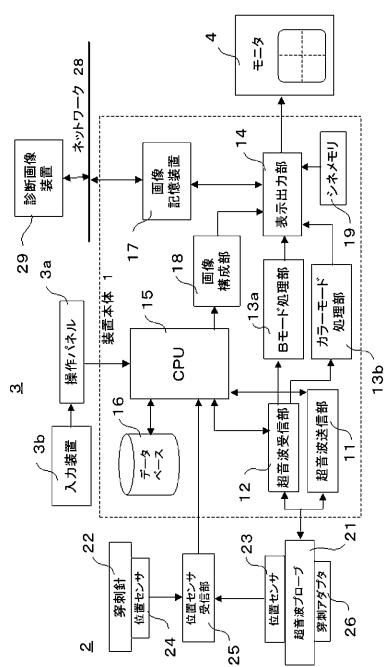
40

50

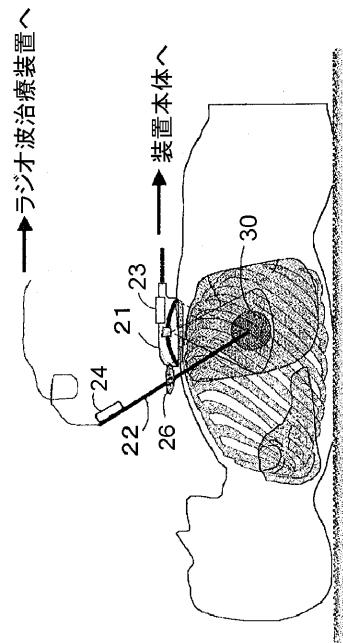
1 8 . . . 画像構成部、
 1 9 . . . シネメモリ、
 2 1 . . . 超音波プローブ、
 2 2 . . . 穿刺針、
 2 3 , 2 4 . . . 位置センサ、
 2 5 . . . 位置センサ受信部、
 2 6 . . . 穿刺アダプタ、
 2 8 . . . ネットワーク、
 2 9 . . . 診断画像装置、
 3 2 . . . ボディマーク。

10

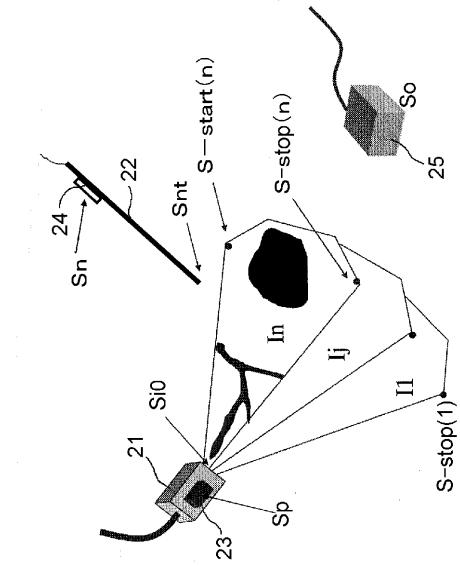
(1)



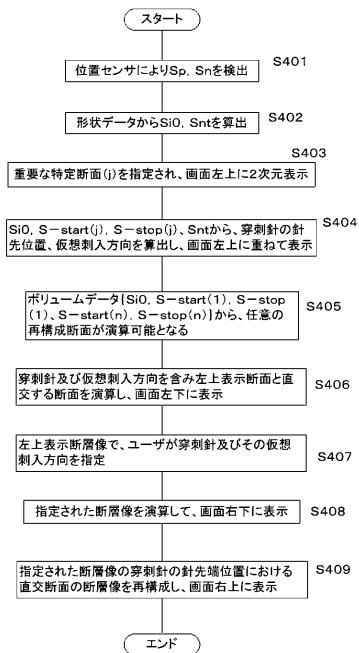
【 2 】



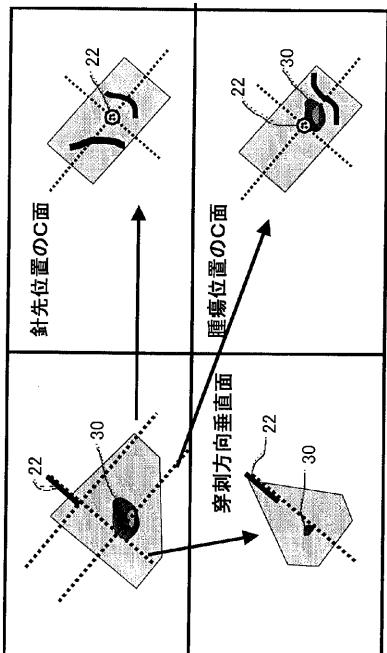
【図3】



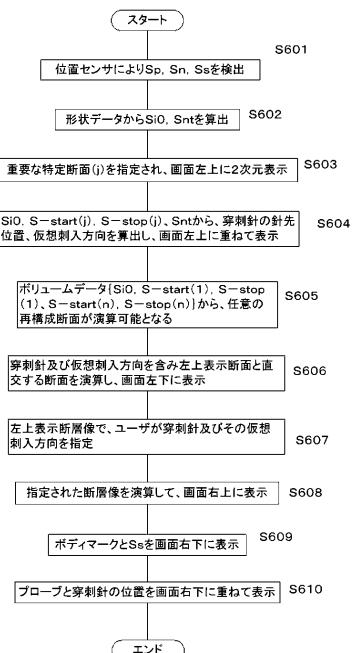
【図4】



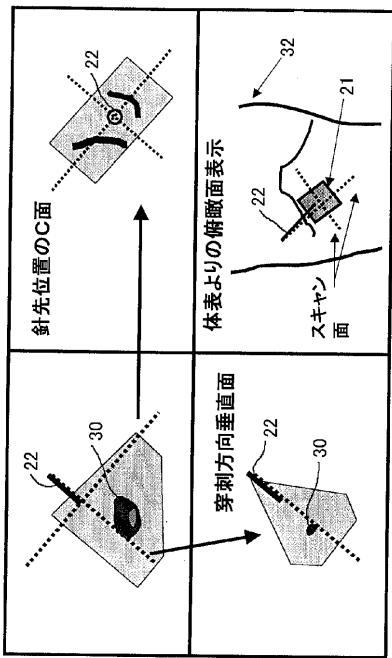
【図5】



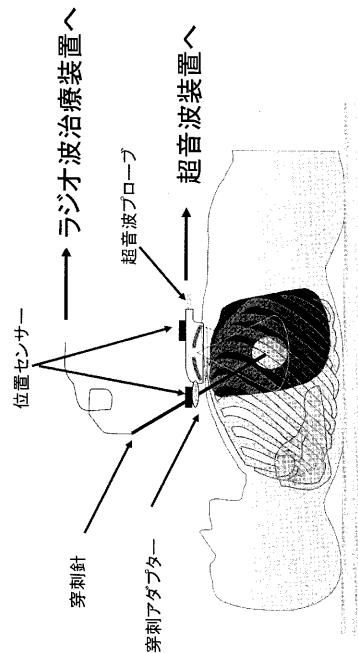
【図6】



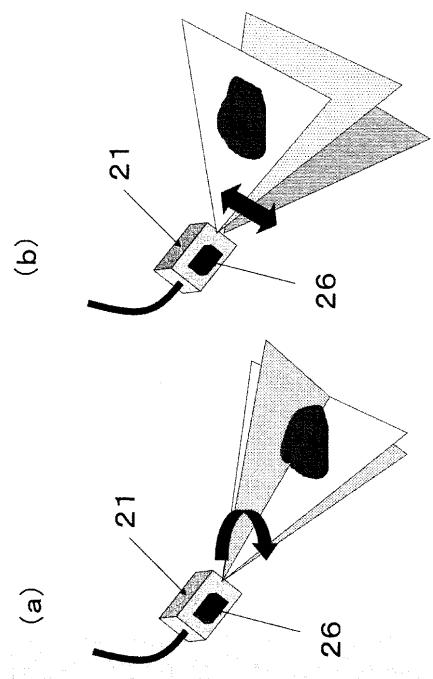
【図7】



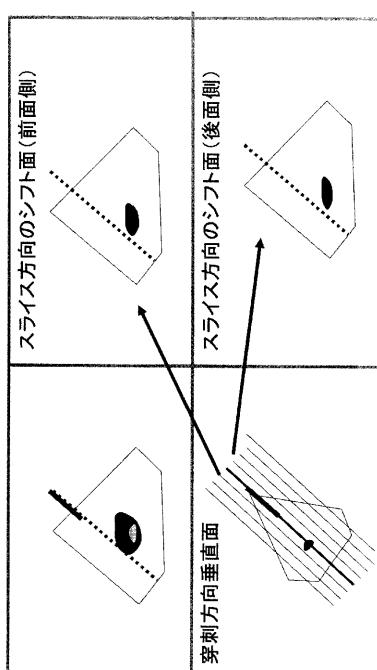
【図8】



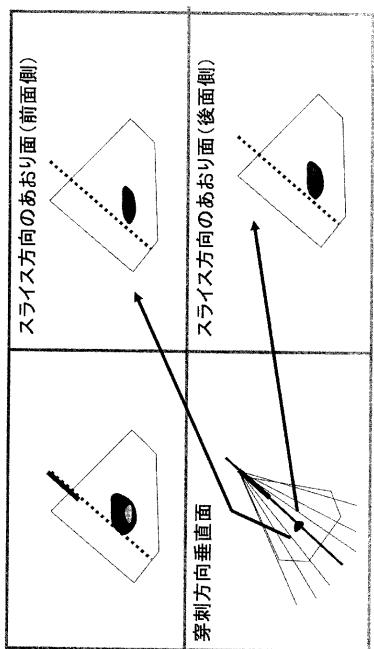
【図9】



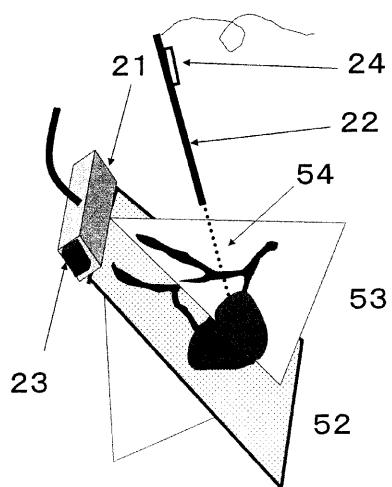
【図10】



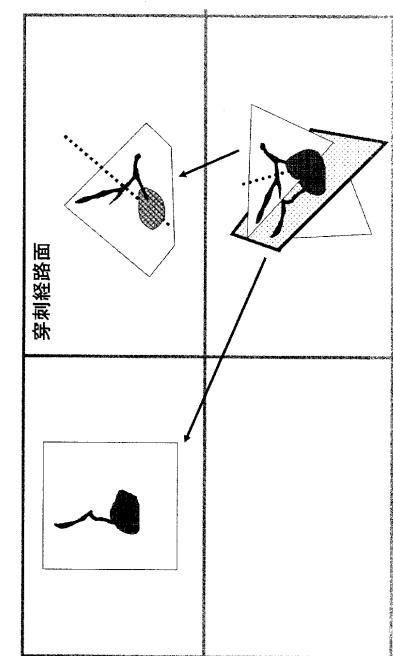
【図 1 1】



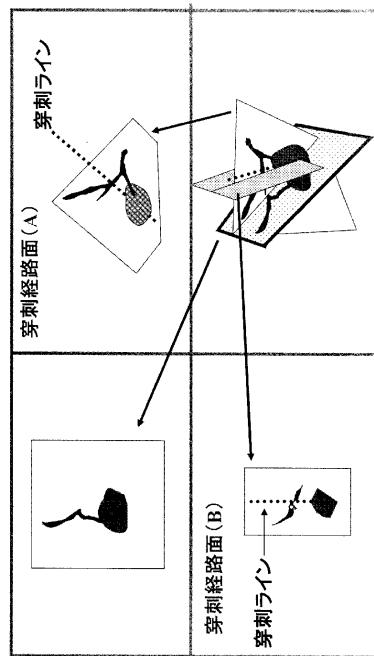
【図 1 2】



【図 1 3】



【図 1 4】



フロントページの続き

審査官 宮澤 浩

(56)参考文献 特表2004-506458(JP,A)

特開2000-185041(JP,A)

特表2000-500031(JP,A)

特開2001-061861(JP,A)

特開平11-056851(JP,A)

特開平10-151131(JP,A)

特開平06-261900(JP,A)

特開平06-205776(JP,A)

特開2002-112998(JP,A)

特開平09-117451(JP,A)

特表2001-526927(JP,A)

特開2004-215701(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 8 / 0 0

A 61 B 1 7 / 3 4

G 01 B 1 7 / 0 0

G 01 S 1 5 / 8 9

专利名称(译)	用于穿刺治疗的超声诊断装置		
公开(公告)号	JP4828802B2	公开(公告)日	2011-11-30
申请号	JP2004142383	申请日	2004-05-12
[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 山形仁		
发明人	嶺 喜隆 山形 仁		
IPC分类号	A61B8/00 A61B17/34 G01B17/00 G01S15/89 G01B17/06		
FI分类号	A61B8/00 A61B17/34 G01B17/00.C G01S15/89.B A61B8/14 G01B17/06 G01S15/86		
F-TERM分类号	2F068/AA04 2F068/AA40 2F068/CC07 2F068/DD12 2F068/FF12 2F068/JJ02 2F068/JJ03 2F068/KK12 2F068/LL17 2F068/RR02 2F068/TT04 4C060/FF26 4C160/FF48 4C160/FF54 4C601/BB03 4C601 /BB21 4C601/BB23 4C601/EE08 4C601/EE11 4C601/EE16 4C601/FF06 4C601/FF16 4C601/GA06 4C601/GA18 4C601/GA20 4C601/GA21 4C601/HH15 4C601/JC33 4C601/KK12 4C601/KK15 4C601 /KK21 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/KK32 5J083/AA02 5J083/AB17 5J083/AC29 5J083/AD13 5J083/AE08 5J083/AG20 5J083/BD11 5J083/BD12 5J083/CA01 5J083/CA12 5J083/CA13 5J083 /DC05 5J083/EA14 5J083/EA15 5J083/EA18 5J083/EA31 5J083/EB04		
审查员(译)	宫泽浩		
其他公开文献	JP2005323669A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种用于穿刺支撑的超声诊断设备，其能够容易地感测穿刺针的远端位置和穿刺方向，通过扫描或重建穿孔路径来执行穿刺路径附近的图像的形成。穿刺通路的附近被检测用于三维地监测穿刺针，并且在临幊上是有用的。ŽSOLUTION：从分别安装超声波探头和穿刺针的位置传感器，计算穿刺针远端位置和穿刺方向，并在超声波上显示穿刺路径和针的远端位置图片。即使通过徒手穿刺，也可以检查目标区域的穿刺方向的到达。以扫描检测到的穿刺路径附近的方式控制超声波设备，或者，从三维扫描显示穿刺路径附近的重建图像。另外，通过第三位置传感器，检测体表和超声图像或穿刺针上的参考点的相对位置或方向，并且在身体上显示针和探针的鸟瞰图在监视器上的表面模仿图。因此，可以理解穿刺针应该移动的方向。Ž

1

