

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2009-189500

(P2009-189500A)

(43) 公開日 平成21年8月27日(2009.8.27)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/00 (2006.01)

F1  
A61B 8/00

テーマコード(参考)  
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2008-32253 (P2008-32253)  
(22) 出願日 平成20年2月13日(2008.2.13)

(71) 出願人 000003078  
株式会社東芝  
東京都港区芝浦一丁目1番1号  
(71) 出願人 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 100058479  
弁理士 鈴江 武彦  
(74) 代理人 100108855  
弁理士 蔵田 昌俊  
(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

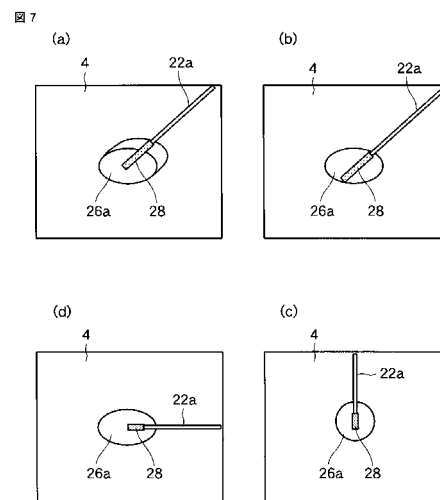
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 病変部の所望する組織を確実に採取でき、また、組織を実際に採取したのちは、採取した組織を画像として保存できるようにする。

【解決手段】 被検体に対しプローブによって超音波を3次元状にスキャンし、このスキャンにより検出された病変部の組織を、被検体内に2重構造の穿刺針を挿入してその外針から内針を突出させることにより病変部に差し込んで採取するもので、超音波のスキャンデータに基づいて病変部26の画像26a、及び被検体P内に挿入される穿刺針22の画像22aを生成する画像生成ユニット15と、この画像生成ユニット15により生成された病変部26の画像26a、及び穿刺針22の画像22aを表示するモニター4とを具備し、画像生成ユニット15は、穿刺針22の内針が病変部に差し込まれる直前において、仮に内針が外針から突出されたとしたら病変部から採取されることが期待される組織をモニター4に画像28として表示させる。

【選択図】 図7



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

被検体に対し超音波接触子によって超音波を 3 次元状にスキャンし、このスキャンにより検出された被採取部の組織を、前記被検体内に 2 重構造の穿刺針を挿入してその外針から内針を突出させることにより前記被採取部に差し込んで採取するもので、

前記超音波のスキャンデータに基づいて前記被採取部の画像、及び前記被検体内に挿入される穿刺針の画像を生成する画像生成手段と、

この画像生成手段により生成された前記被採取部の画像、及び前記穿刺針の画像を表示する表示手段とを具備し、

前記画像生成手段は、前記穿刺針の内針が前記被採取部に差し込まれる直前において、仮に前記内針が前記外針から突出されたとしたら前記被採取部から採取されることが期待される組織を前記表示手段に画像として表示させることを特徴とする超音波診断装置。

10

**【請求項 2】**

前記画像生成手段は、前記穿刺針によって前記被採取部の組織が採取されたのちには、採取された組織を画像として前記表示手段に表示させ、この画像を保存する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】**

前記画像生成手段は、前記被採取部を 3 次元画像として前記表示手段に表示するとともに、前記穿刺針が挿入されている面、さらに、この面に直交する二方向の面の断層像をそれぞれ前記表示手段に表示させ、これら各表示面において前記採取が期待される組織の画像を表示し、また、前記被採取部の組織が採取されたのちには、採取された組織を画像として前記各表示面に表示して保存することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

20

**【請求項 4】**

前記超音波接触子は前記穿刺針を挿入させる穿刺アダプタを備え、

この穿刺アダプタに位置センサ或いは回転ローラを設け、これら位置センサ或いは回転ローラによって前記穿刺針の挿入量を測定し位置認識する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】**

30

本発明は、被採取部の組織を採取する穿刺針の採取動作を支援する超音波診断装置に関する。

**【背景技術】****【0002】**

最近の医療では、画像診断により例えば癌が疑われた場合には、針生検を実施して最終的な判断を下すことが多い。針生検の穿刺針は、外針とこの外針内に挿入される内針からなる 2 重構造をしている。この 2 重構造の穿刺針で針生検を行なう場合には、採取したい病変部位（被採取部）に狙いを定め、その近くまで穿刺針を挿入してから、ガンボタンを押圧操作することにより、内針を外針から自動的に瞬時に飛び出させて組織を採取するようになっている。

40

**【0003】**

一方、超音波診断装置は、被検体を超音波でスキャンして超音波画像をモニターに表示するため、リアルタイムで病変部位（被採取部）を画像として見ることができ、針生検の際には超音波診断装置が頻繁に使用されている。（例えば、特許文献 1 参照。）。

【特許文献 1】特開 2000 - 185041 号公報

**【発明の開示】****【発明が解決しようとする課題】****【0004】**

ところで、ガンボタンが押圧操作されると、内針が外針から飛び出すが、その速度が高速であるため、医師は内針先端の動きを目視で認識することができない。

50

## 【 0 0 0 5 】

このため、従来においては、所望する部位に内針が差し込まれたか否かについては、その場で判断することができず、採取された組織の検査結果が医師の予想と大きく異なることがあった。

## 【 0 0 0 6 】

このような場合には、再度、針生検を行なう必要があり、処理効率が悪くなるとともに、患者の負担も大きくなるという問題があった。

## 【 0 0 0 7 】

また、再度、針生検を行なう場合に、実際に採取した組織が生体のどの部位であるのが判断できなくなり、再検査が必要になるという問題もあった。

## 【 0 0 0 8 】

本発明は上記事情に着目してなされたもので、その目的とするところは、所望する被採取部の組織を確実に採取でき、また、組織を実際に採取したのちは、採取した組織を画像として保存できるようにした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 0 9 】

本発明は、上記課題を解決するため、請求項 1 記載の発明は、被検体に対し超音波接触子によって超音波を 3 次元状にスキャンし、このスキャンにより検出された被採取部の組織を、前記被検体内に 2 重構造の穿刺針を挿入してその外針から内針を突出させることにより前記被採取部に差し込んで採取するもので、前記超音波のスキャンデータに基づいて前記被採取部の画像、及び前記被検体内に挿入される穿刺針の画像を生成する画像生成手段と、この画像生成手段により生成された前記被採取部の画像、及び前記穿刺針の画像を表示する表示手段とを具備し、前記画像生成手段は、前記穿刺針の内針が前記被採取部に差し込まれる直前において、仮に前記内針が前記外針から突出されたとしたら前記被採取部から採取されることが期待される組織を前記表示手段に画像として表示させることを特徴とする。

## 【 発明の効果 】

## 【 0 0 1 0 】

本発明によれば、被採取部の組織の採取に先立ち、表示手段を見るだけで被採取部のこの部位が採取できるのかを予測することができ、所望する組織を確実に採取することができる。

## 【 発明を実施するための最良の形態 】

## 【 0 0 1 1 】

以下、本発明の実施の形態を図面を参照して詳細に説明する。

## 【 0 0 1 2 】

図 1 は、本発明の一実施の形態である超音波診断装置 1 の構成を示すブロック図である。

## 【 0 0 1 3 】

超音波診断装置 1 は、装置本体 1 A、超音波接触子としてのプローブ 2、入力装置 3、及び表示手段としてのモニター 4 を備えている。

## 【 0 0 1 4 】

装置本体 1 A 内には、超音波送信ユニット 1 1、超音波受信ユニット 1 2、B モード処理ユニット 1 3、ドプラ処理ユニット 1 4、画像生成手段としての画像生成ユニット 1 5、画像メモリ 1 6、画像合成部 1 7、制御プロセッサ (CPU) 1 8、内部記憶部 1 9、インタフェース部 2 0、光センサー (図示しない) が配設されている。

## 【 0 0 1 5 】

上記したプローブ 2 は、超音波送信ユニット 1 1 からの駆動信号に基づき超音波を発生させて被検体 P に送信するものである。このプローブ 2 は、被検体 P からの反射波を電気信号に変換する複数の圧電振動子、当該圧電振動子に設けられる整合層、当該圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバック材等を有している。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 1 6 】

プローブ 2 から被検体 P に超音波が送信されると、当該送信超音波は、体内組織の音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、エコー信号としてプローブ 2 に受信される。このエコー信号の振幅は、反射することになった不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。また、送信された超音波パルスが、移動している血流や心臓壁等の表面で反射された場合のエコーは、ドプラ効果により移動体の超音波送信方向の速度成分を依存して、周波数偏移を受ける。なお、プローブ 2 の位置情報は、収集されるデータと共に随時記憶部 19 に送られている。

## 【 0 0 1 7 】

上記した入力装置 3 は装置本体 1 A に接続され、オペレータからの各種指示、条件、及び関心領域 ( R O I ) の設定指示、さらに種々の画質条件設定指示等を装置本体 1 A に取り込むための各種スイッチ、ボタン、トラックボール、マウス、キーボード等を有している。オペレータが入力装置 3 の終了ボタンやフリーズボタンを操作すると、超音波の送受信は終了し、当該超音波診断装置は一時停止状態となる。

10

## 【 0 0 1 8 】

上記したモニター 4 は、後述する各種情報を画像として表示するものである。

## 【 0 0 1 9 】

上記した超音波送信ユニット 11 は、図示しないトリガ発生回路、遅延回路およびパルサ回路等を有している。パルサ回路では、所定のレート周波数  $f_r$  Hz ( 周期 ;  $1 / f_r$  秒 ) で、送信超音波を形成するためのレートパルスが繰り返し発生される。また、遅延回路では、チャンネル毎に超音波をビーム状に集束し且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間が、各レートパルスに与えられる。トリガ発生回路は、このレートパルスに基づくタイミングで、プローブ 2 に駆動パルスを印加する。

20

## 【 0 0 2 0 】

なお、超音波送信ユニット 11 は、制御プロセッサ 18 の指示に従って所定のスキューンシーケンスを実行するために、送信周波数、送信駆動電圧等を瞬時に変更可能な機能を有している。特に送信駆動電圧の変更については、瞬間にその値を切り替え可能なりニアアンプ型の発信回路、又は複数の電源ユニットを電氣的に切り替える機構によって実現される。

## 【 0 0 2 1 】

上記した超音波受信ユニット 12 は、図示していないアンプ回路、A / D 変換器、加算器等を有している。アンプ回路では、プローブ 2 を介して取り込まれたエコー信号をチャンネル毎に増幅する。A / D 変換器では、増幅されたエコー信号に対し受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与え、その後加算器において加算処理を行う。この加算により、エコー信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調され、受信指向性と送信指向性により超音波送受信の総合的なビームが形成される。

30

## 【 0 0 2 2 】

上記した B モード処理ユニット 13 は、超音波送信ユニット 11 からエコー信号を受け取り、対数増幅、包絡線検波処理などを施し、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータを生成する。

40

## 【 0 0 2 3 】

上記したドプラ処理ユニット 14 は、超音波送信ユニット 11 から受け取ったエコー信号から速度情報を周波数解析し、ドプラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散、パワー等の血流情報を多点について求める。また、このドプラ処理ユニット 14 は、後述するように穿刺針 22 の外針 23 から突出する内針 24 の移動を認識するようになっている。

## 【 0 0 2 4 】

上記した画像生成ユニット 15 は、B モード処理ユニット 13 からのデータ信号を反射波の強度を輝度にて表した B モード画像としてモニター 4 に表示させるものである。この時、エッジ強調や時間平滑化、空間平滑化など、種々の画像フィルタも施され、ユーザー

50

の好みに応じた画質を提供できるようになっている。また、画像生成ユニット15は、ドブラ処理ユニット14から送られる血流情報を平均速度画像、分散画像、パワー画像、これらの組み合わせ画像としてモニター4にカラー表示させる。さらに、画像生成ユニット15は、超音波スキャンの走査線信号列を、テレビなどに代表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換し、表示画像としての超音波診断画像を生成する。

【0025】

なお、画像生成ユニット15は、画像データを格納する記憶メモリを搭載しており、例えば診断の後に操作者が検査中に記録された画像を呼び出すことが可能となっている。当該画像生成ユニット15に入る以前のデータは、「生データ」と呼ばれることがある。

【0026】

上記した画像メモリ16は、例えばフリーズする直前の複数フレームに対応する超音波画像を保存するメモリである。この画像メモリ16に記憶されている画像を連続表示（シネ表示）することで、超音波動画像を表示することも可能である。

【0027】

上記した画像合成部17は、画像生成ユニット15から受け取った画像を種々のパラメータの文字情報や目盛等と共に合成し、ビデオ信号としてモニター4に出力する。

【0028】

制御プロセッサ18は、情報処理装置（計算機）としての機能を持ち、本超音波診断装置本体1Aの動作を制御する制御手段である。制御プロセッサ18は、内部記憶部19から画像生成・表示等を実行するための制御プログラムを読み出して自身が有するメモリ上に展開し、各種処理に関する演算・制御等を実行する。

【0029】

上記した内部記憶部19は、送受信条件、画像生成、表示処理を実行するための制御プログラムや、診断情報（患者ID、医師の所見等）、診断プロトコル、プローブの位置情報、ボディマーク生成プログラムその他のデータ群が保管されている。また、必要に応じて、画像メモリ16中の画像の保管などにも使用される。内部記憶部19のデータは、インタフェース部20を経由して外部周辺装置へ転送することも可能となっている。

【0030】

上記したインタフェース部20は、入力装置3、ネットワーク、新たな外部記憶装置（図示せず）に関するインタフェースである。当該装置によって得られた超音波画像等のデータや解析結果等は、インタフェース部20によって、ネットワークを介して他の装置に転送可能である。

【0031】

ところで、上記したプローブ2には、図2に示すようにガイド用の穿刺アダプタ21が取り付けられ、この穿刺アダプタ21内に穿刺針22が進退自在に挿入されている。

【0032】

また、プローブ2は、例えば、複数の超音波振動子を2次元状に配列してなり、この各超音波振動子を図示しない駆動機構により所定の3次元スキャン条件で駆動させることにより、振動子面（振動子配列面）2aから被検体P内の病変部（被採取部）26に対して超音波ビームBEを3次的に操作、すなわち、3次元ボリュームスキャンさせ、その超音波のエコー信号をその強弱に応じた微弱な電圧のエコー信号に変換して検出し、そのエコー信号を装置本体1Aに送信するようになっている。

【0033】

また、プローブ2から装置本体1Aに送信されたエコー信号は、超音波受信ユニット12を介してBモード処理ユニット13及びドブラ処理ユニット14に送信されてデータ化されたのち、画像生成ユニット15に送信されるが、この画像生成ユニット15では、データに基づいて超音波画像（3D画像）を生成するとともに、後述する針生検時には生体内に挿入される穿刺針22の画像を生成する。さらに、この画像生成ユニット15では、穿刺針22が挿入される面、及びこの面に対し直交する二方向の断層画像を生成し、しかも、後述するように生体内に挿入される穿刺針22の先端部が病変部26の近傍に到達し

10

20

30

40

50

た状態で、仮に内針 2 4 が外針 2 3 から突出したと仮定された場合に、採取が期待される病変部 2 6 の組織を画像として生成することができるようになっている。

【 0 0 3 4 】

一方、穿刺針 2 2 は、図 3 に示すように 2 重構造に構成されている。すなわち、管状の外針 2 3 と、この外針 2 3 内に摺動自在に挿入される棒状の内針 2 4 とを備えている。外針 2 3 と内針 2 4 はステンレスなどにより構成され、その先端部には刃 2 3 a , 2 4 a が形成されている。穿刺針 2 2 はガンボタン ( 図示しない ) を有し、このガンボタンの押圧操作により、内針 2 4 が外針 2 3 から突出して病変部 2 6 に差し込まれてその組織を採取できるようになっている。この内針 2 4 の外針 2 3 からの突出量は所定量に設定されている。

10

【 0 0 3 5 】

なお、穿刺アダプタ 2 1 には、位置センサ ( 図示しない ) 、或いは穿刺針 2 2 の挿入に基づいて回転する回転ローラ ( 図示しない ) が設けられ、穿刺針 2 2 の挿入距離を測定してその先端位置を認識できるようになっている。

【 0 0 3 6 】

また、穿刺アダプタ 2 1 には挿入状態にある穿刺針 2 2 に微小振動を付与する励振器 ( 図示しない ) が設置され、この励振器により振動される穿刺針 2 2 のドブラ効果の影響を受けたエコー信号をプローブ 2 が受信することにより、穿刺針 2 2 の外針 2 3 から突出する内針 2 4 の動きが認識されるようになっている。

20

【 0 0 3 7 】

次に、上記した超音波診断装置を用いて針生検を行なう場合について説明する。

【 0 0 3 8 】

まず、プローブ 2 の穿刺アダプタ 2 1 内に穿刺針 2 2 を装着する。ついで、プローブ 2 の先端部を被検体 P の表面に接触させて超音波を 3 次元的にスキャンして超音波診断を開始する。この超音波診断により、超音波画像がモニター 4 に表示され、図 4 に示すように病変部 2 6 の画像 ( 3 D 画像 ) 2 6 a が見つかったら、この画像 2 6 a を見ながら、被検体部 P の体表部から体内の病変部 2 6 に向かって穿刺針 2 2 を挿入する。この挿入される穿刺針 2 2 は図 5 に示すようにモニター 4 に画像 2 2 a として映し出される。そして、この挿入される穿刺針 2 2 の先端部が病変部 2 6 の近傍に到達したら、医師は入力装置 5 を操作して図 5 に示す 3 D 画像 2 6 a に加えて、図 6 ( a ) ~ ( c ) に示すように穿刺針 2 2 が挿入される面、さらにこの面に直交する二方向の面の断層画像、即ち病変部 2 6 の画像 2 6 a と穿刺針 2 2 の画像 2 2 a をそれぞれモニター 4 に表示し、さらに、この状態から仮に穿刺針 2 2 のガンボタンが押圧操作されて内針 2 4 が外針 2 3 から突出した場合に、採取が期待される病変部 2 6 の組織が図 7 ( a ) ~ ( d ) に示すように画像 2 8 としてそれぞれ表示される。

30

【 0 0 3 9 】

医師はこれらの画像 2 8 を見て、所望する組織の採取が期待できるか否かを判断し、所望する組織を採取できると判断した場合には、穿刺針 2 2 のガンボタンを押圧操作する。これにより、内針 2 4 が外針 2 3 から突出されて病変部 2 6 に差し込まれてその組織が採取されることになる。

40

【 0 0 4 0 】

このように病変部 2 6 の組織が実際に採取されたのちは、この採取された組織を図 8 ( a ) ~ ( d ) に示すように画像 3 0 としてモニター 4 に表示するとともに、この画像 3 0 を実際に採取された組織のエビデンスとして保存する。

【 0 0 4 1 】

なお、採取が期待される組織を示す画像 2 8 と採取された組織を示す画像 3 0 とは略同一形状の画像であるため、画像の色を異ならせるなどして明確に区別できるようにしても良い。

【 0 0 4 2 】

また、上記した穿刺針 2 2 が被検体 P の体表部から体内の病変部 2 6 に向かって挿入さ

50

れても、その位置を検出できない場合には、採取が期待される組織を画像として表示することはできない。

【0043】

上記したように、この実施の形態によれば、病変部26に狙いを定め、その近傍まで穿刺針22を挿入した状態において、仮にガンボントンを押圧操作したとしたら採取が期待される組織を、モニター4に画像28として表示するため、医者は、画像28を見ることにより、採取に先立って所望する組織を採取できるか否かを判断できる。従って、所望する組織の採取が可能となり、検査結果が医師の予想と大きく異なることがなく、再度の針生検を回避できる。

【0044】

また、再度、針生検を行なう場合でも、実際に採取した組織を画像30として保存してあるため、実際に採取した組織を画像30として表示することにより、無駄な再検査も不要になる。

【0045】

なお、本発明は上記実施形態そのまま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。また、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よい。

【図面の簡単な説明】

【0046】

【図1】本発明の一実施の形態である超音波診断装置の構成を示すブロック図。

【図2】図1の超音波診断装置のプロープ及びこのプロープに装着される穿刺針を示す斜視図。

【図3】図2の穿刺針を示す側断面図。

【図4】図1の超音波診断装置によって取得された病変部の3D画像を示す図。

【図5】図4の病変部の画像に向かって挿入される穿刺針の画像を示す図。

【図6】図6(a)は穿刺針が挿入される面における病変部及び穿刺針の断層像を示す図、図6(b)は穿刺針が挿入される面に対し直交する面における病変部及び穿刺針の断層像を示す図、図6(c)は穿刺針が挿入される面に対し図6(b)とは異なる方向から直交する面における病変部及び穿刺針の断層像を示す図。

【図7】図7(a)は図5の状態から穿刺針の内針が突出されたと仮定した場合に採取が期待される組織の画像を表示する図、図7(b)~(d)は同じく図6(a)~(c)の状態から穿刺針の内針が突出されたと仮定した場合において採取が期待される組織の画像を表示する図。

【図8】図8(a)~(d)は図7(a)~(d)の状態から実際に採取された組織を画像として表示する図。

【符号の説明】

【0047】

P...被検体、4...モニター(表示手段)、15...画像生成ユニット(画像生成手段)、21...穿刺アダプタ、22...穿刺針、23...外針、24...内針、22a...穿刺針の画像、26...病変部(被採取部)、26a...病変部(被採取部)の画像、28...採取が期待される組織の画像、30...採取された組織の画像。

10

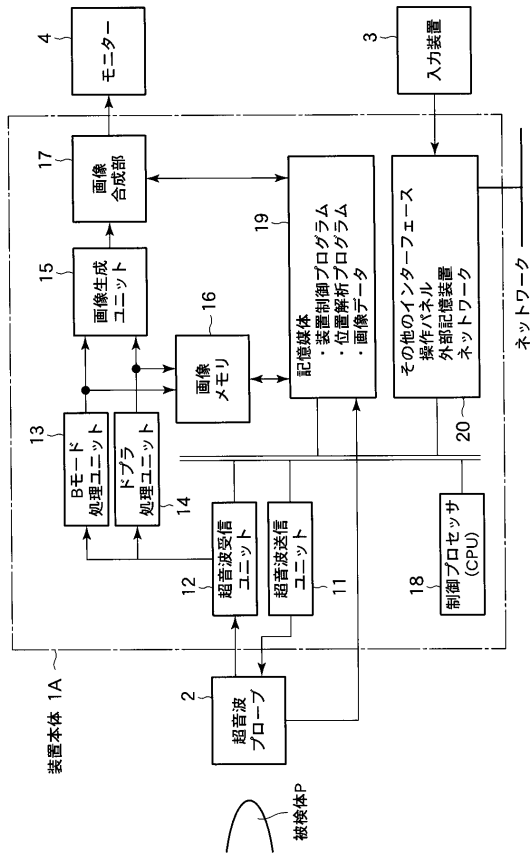
20

30

40

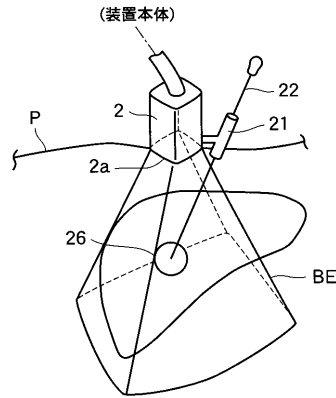
【 図 1 】

図 1



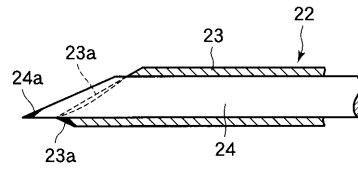
【 図 2 】

図 2



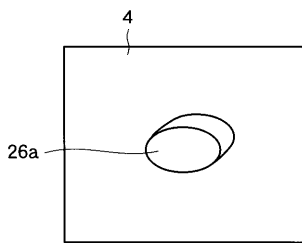
【 図 3 】

図 3



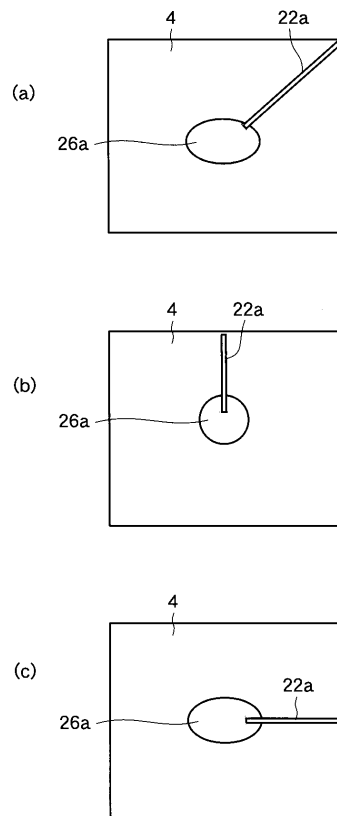
【 図 4 】

図 4



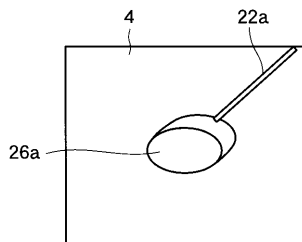
【 図 6 】

図 6



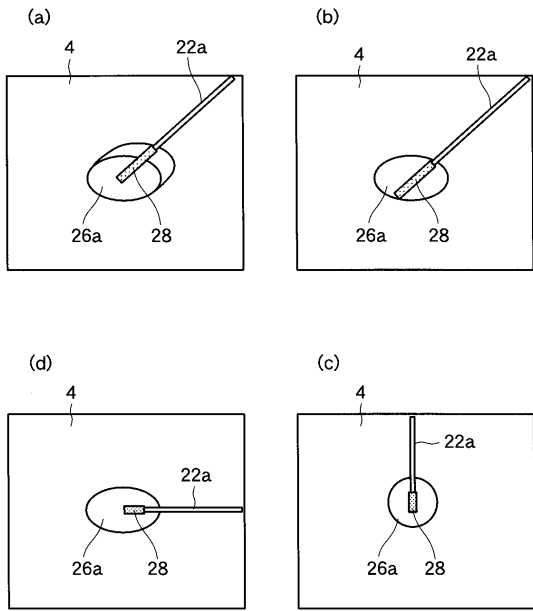
【 図 5 】

図 5



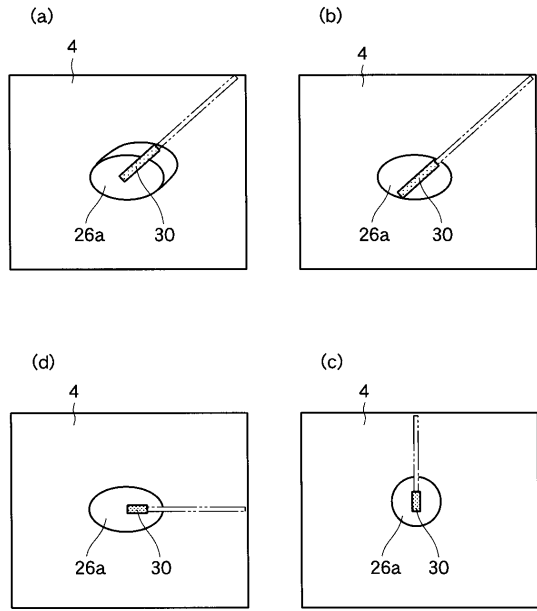
【 図 7 】

図 7



【 図 8 】

図 8



## フロントページの続き

- (74)代理人 100109830  
弁理士 福原 淑弘
- (74)代理人 100075672  
弁理士 峰 隆司
- (74)代理人 100095441  
弁理士 白根 俊郎
- (74)代理人 100084618  
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100103034  
弁理士 野河 信久
- (74)代理人 100119976  
弁理士 幸長 保次郎
- (74)代理人 100153051  
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176  
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100101812  
弁理士 勝村 紘
- (74)代理人 100092196  
弁理士 橋本 良郎
- (74)代理人 100100952  
弁理士 風間 鉄也
- (74)代理人 100070437  
弁理士 河井 将次
- (74)代理人 100124394  
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807  
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073  
弁理士 堀内 美保子
- (74)代理人 100134290  
弁理士 竹内 将訓
- (74)代理人 100127144  
弁理士 市原 卓三
- (74)代理人 100141933  
弁理士 山下 元
- (72)発明者 岡村 陽子  
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本社内
- (72)発明者 神山 直久  
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本社内
- (72)発明者 吉田 哲也  
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本社内
- (72)発明者 阿部 康彦  
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本社内
- (72)発明者 川岸 哲也  
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本社内
- Fターム(参考) 4C601 BB03 BB06 EE09 EE11 FF04 FF06 GA20 GA27 GB06 KK02  
KK22 KK25 KK31 LL02

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2009189500A</a>	公开(公告)日	2009-08-27
申请号	JP2008032253	申请日	2008-02-13
[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		
[标]发明人	岡村陽子 神山直久 吉田哲也 阿部康彦 川岸哲也		
发明人	岡村 陽子 神山 直久 吉田 哲也 阿部 康彦 川岸 哲也		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B17/3403 A61B8/0833 A61B8/0841 A61B34/10 A61B2017/3413 A61B2090/365		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/FF04 4C601/FF06 4C601/GA20 4C601/GA27 4C601/GB06 4C601/KK02 4C601/KK22 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/LL02		
代理人(译)	河野 哲 中村诚 河野直树 冈田隆 山下 元		
其他公开文献	JP5274854B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：一定要收集病变部位的所需组织，并在实际收集组织后将收集的组织作为图像存储。 解决方案：用探针对对象进行三维扫描，然后通过从外部针头插入双重结构的穿刺针，将通过此扫描检测到的病变组织插入对象中。 将内针突出以插入到要收集的病变部分中，并且基于超声扫描数据生成病变部分26的图像26a和要插入到被检体P中的穿刺针22的图像22a。 设置图像生成单元15和用于显示由图像生成单元15生成的病变26的图像26a和穿刺针22的图像22a的监视器4。 在将针插入病灶之前，如果内针从外针伸出，则预期从病灶收集的组织将作为图像28显示在监视器4上。 [选择图]图7

