

(19)日本国特許庁（J P）

(12) **公開特許公報** (A)

(11)特許出願公開番号
特開2003－126093

(P2003－126093A)

(43)公開日 平成15年5月7日(2003.5.7)

(51)Int.Cl⁷

識別記号

F I

テームコード^{*} (参考)

A 6 1 B 8/12

A 6 1 B 8/12

4 C 3 0 1

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 11数)

(21)出願番号 特願2001－325433(P2001－325433)

(22)出願日 平成13年10月23日(2001.10.23)

(71)出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72)発明者 宮木 浩仲

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリン

パス光学工業株式会社内

(72)発明者 浦川 勉

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリン

パス光学工業株式会社内

(74)代理人 100076233

弁理士 伊藤 進

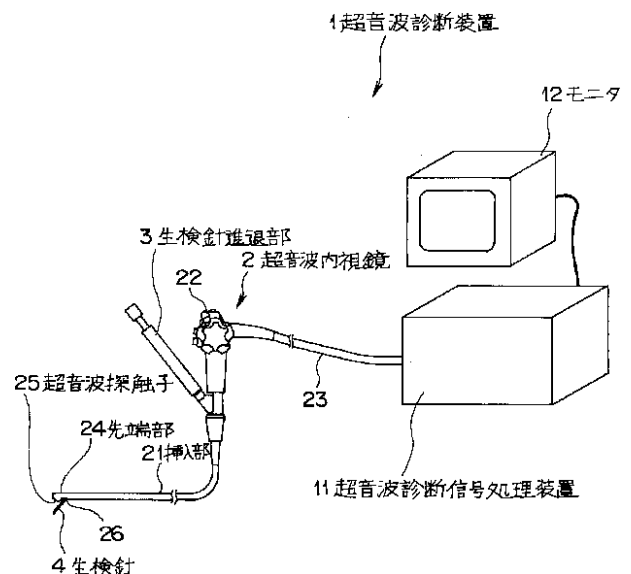
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 超音波診断装置

(57)【要約】

【課題】生検針の穿刺方向の限界を表示し、穿刺の操作性を向上する。

【解決手段】 超音波診断装置1は、超音波内視鏡2と超音波診断信号処理装置11とモニタ12とから構成され、体腔内の被検体に対して超音波信号の送受信を行うことにより超音波診断画像を得ようになっている。超音波内視鏡2は、体腔内に挿入する挿入部21と、操作部22と、連結コード23とを有している。生検針進退部3は、生検針4を前後に進退させるために用いられる。生検針4は超音波内視鏡2の挿入部21を挿通し、挿入部21の先端部24の生検針突出口26から針先が突出して、前記被検体を穿刺しようになっている。モニタ12は 生検針4を前記超音波診断画像に表示する。超音波診断信号処理装置11は、前記生検針4の穿刺方向進行限界をモニタ12の超音波診断画像の表示に重畳する重畳手段になっている。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 体腔内の被検体に対して超音波信号の送受信を行うことにより超音波診断画像を得る超音波診断装置において、

前記体腔内に挿入する挿入部と、

この挿入部を挿通し、前記被検体を穿刺する生検針と、この生検針を前記超音波診断画像に表示する表示手段と、

前記生検針の穿刺方向進行限界を前記表示手段の超音波診断画像に重畳する重畳手段と、

を具備したことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】 前記挿入部に設けられ、移動することにより前記生検針の穿刺方向を変更させる変更手段を具備し、

前記重畳手段は、前記変更手段の移動範囲を前記表示手段の超音波診断画像に重畳させることを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項3】 前記重畳手段により、前記穿刺方向進行限界は円弧状に表示され、前記変更手段の移動範囲は2本のライン状に表示されることを特徴とする請求項2に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、体腔内の被検体に対して超音波信号の送受信を行うことにより超音波診断画像を得るとともに生検針により被検体を穿刺することが可能な超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】従来、医療分野において、生体内の組織や血流動態等の観察に超音波診断装置が用いられている。超音波診断装置は、一般に、生体内の観察部位に対して超音波を送受波する超音波プローブと、プローブが接続される診断装置本体とから主として構成されている。また、このような超音波診断装置において、観察部位となる被検体の体液や細胞を抽出する場合には、被検体を穿刺する生検針が用いられる。生検針は、一般に、プローブに着脱自在に取り付けられるアダプタに装着される。そして、この生検針を備えた装置においては、例えばBモード画像を観察しつつ穿刺を行う際に、モニタ画面上において、所望の観察部位に対して生検針の刺入方向を示す生検ガイドを表示するものがある。

【0003】このような生検ガイドを表示する従来の超音波診断装置としては、特開平3-173542号や特開平5-176922号に記載のものがある。

【0004】特開平3-173542号公報に記載の超音波診断装置では、穿刺アダプターに設けたガイド溝をもとに、操作者が生検針の進行方向を目視で特定できることが前提となっている。また、特開平5-176922号公報に記載の超音波診断装置は、生検を行う部位を特定したときに、生検針が進行すべき方向の許容誤差を

2本の線で表したものである。操作者は、設定した生検ガイドと一致する方向に生検針を配置して刺入すれば生検を容易にできるとしている。しかし、この発明に関しても操作者が生検針の進行方向を目視で特定できることが前提となっている。従って、特開平3-173542号公報及び特開平5-176922号公報は、ともに操作者が生検針の進行方向を目視で特定できる必要があるため、自ずと体外式の超音波プローブであることが前提となる。ここで、超音波内視鏡のように、生体の体腔内へ挿入した後で生検針の出る方向を可変する場合は、操作者は生検針の進行方向を目視で特定することができなかった。

【0005】即ち、特開平3-173542号や特開平5-176922号に記載の超音波診断装置の発明は、超音波内視鏡に適用できなかった。

【0006】超音波診断画像に生検針の進行方向や生検針の位置を図形や印で表示する技術の内、超音波内視鏡に適用可能なものとしては、特開平8-299344号公報、特開平8-229042号公報及び特開平9-271472号公報に記載のものがある。

【0007】特開平8-299344号公報には、生検針の進行角度と生検ガイドの表示方向を一致させる超音波診断装置が記載されている。

【0008】特開平8-229042号公報や特開平9-271472号公報には超音波断層上での生検針の先端位置を検出して表示する技術が記載されている。

【0009】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、このような従来の超音波診断画像を得るとともに生検針を使用可能にした装置は、生検針が最終的に到達する位置を表示することができず、操作者が安心して生検針による生検を行えなかった。

【0010】本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、生検針の穿刺方向の限界を表示し、穿刺の操作性を向上することができる超音波診断装置を提供することを目的とする。

【0011】

【課題を解決するための手段】前記目的を達成するため請求項1に記載の超音波診断装置は、体腔内の被検体に対して超音波信号の送受信を行うことにより超音波診断画像を得る超音波診断装置において、前記体腔内に挿入する挿入部と、この挿入部を挿通し、前記被検体を穿刺する生検針と、この生検針を前記超音波診断画像に表示する表示手段と、前記生検針の穿刺方向進行限界を前記表示手段の超音波診断画像に重畳する重畳手段と、を具備したことを特徴とする。

【0012】請求項2に記載の超音波診断装置は、請求項1に記載の超音波診断装置であって、前記挿入部に設けられ、移動することにより前記生検針の穿刺方向を変更させる変更手段を具備し、前記重畳手段は、前記変更

手段の移動範囲を前記表示手段の超音波診断画像に重畳させることを特徴とする。

【0013】請求項3に記載の超音波診断装置は、請求項2に記載の超音波診断装置であって、前記重畳手段により、前記穿刺方向進行限界は円弧状に表示され、前記変更手段の移動範囲を2本のライン状に表示されることを特徴とする。

【0014】請求項1乃至3に記載の超音波診断装置では、前記重畳手段が前記生検針の穿刺方向進行限界を表示手段の超音波診断画像に重畳して表示するので、生検針の穿刺方向の限界を表示し、穿刺の操作性を向上することができる。

【0015】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施の形態を図面を参照して説明する。

（第1の実施の形態）図1乃至図6は本発明の第1の実施の形態に係り、図1は超音波診断装置の全体構成を示す説明図、図2は超音波内視鏡の先端部の断面図、図3は超音波内視鏡の先端部の角度可変器の調整限界を示す説明図、図4は生検針進退部および生検針の構成例を示す側面図、図5は超音波診断装置がモニタに出力する画像の第1の表示例を示す説明図、図6は超音波診断装置がモニタに出力する画像の第2の表示例を示す説明図である。

【0016】（構成）まず、図1を用いて超音波診断装置の全体構成を説明する。図1に示すように、超音波診断装置1は、超音波内視鏡2と超音波診断信号処理装置11とモニタ12とから構成され、体腔内の被検体に対して超音波信号の送受信を行うことにより超音波診断画像を得るようになっている。

【0017】超音波内視鏡2は、体腔内に挿入する挿入部21と、操作部22と、連結コード23とを有している。

【0018】超音波内視鏡2は、挿入部21の先端部24に超音波探触子25と生検針突出口26を備えている。

【0019】超音波内視鏡2は、超音波診断信号処理装置11に接続し、超音波探触子25により生体に対して超音波信号の送受信を行う。

【0020】超音波診断信号処理装置11は、超音波内視鏡2の超音波探触子25を制御すると共に、超音波探触子25から得られた信号を処理し、公知の技術により超音波診断画像を生成して、モニタ12に表示する。

【0021】生検針進退部3は、超音波内視鏡2の操作部22に取り付けられている。生検針進退部3は、生検針4を前後に進退させるために用いられる。生検針4は、生検針進退部3から超音波内視鏡2の挿入部21を挿通し、挿入部21の先端部24の生検針突出口26から針先が突出して、前記被検体を穿刺するようになっている。

【0022】モニタ12は、超音波診断信号処理装置11から出力される超音波診断画像に対応する映像を表示する。この場合、モニタ12は、生検針4を前記超音波診断画像に表示する表示手段となっている。超音波診断信号処理装置11は、前記生検針4の穿刺方向進行限界をモニタ12の表示に重畳する重畳手段になっている。

【0023】次に、図2を用いて超音波内視鏡2の先端部24について詳細に説明する。

【0024】超音波内視鏡2の先端部24には、超音波探触子25と生検針突出口26が設けられている。

【0025】生検針突出口26の奥方には、生検針4が超音波内視鏡2の先端から出る角度を調整するための角度可変器27が設けられている。この場合、角度可変器27は、挿入部21の長手方向に対して直交する方向の回転軸28により回転可能な状態で取り付けられている。さらに、角度可変器27は、図1に示した操作部22の操作により一方及び他方の調整限界位置の間を回転するようになっている。

【0026】ここで、図2では、角度可変器27の一方の調整限界位置において生検針4が超音波内視鏡2の先端部24から突出する場合を実線で表している。破線には、生検針4が他方の調整限界位置にある場合の位置を示している。

【0027】角度可変器27及び生検針4は、一方の調整限界位置において、挿入部21の長手方向に対して最も角度が小さい状態となる。この場合の生検針4が超音波内視鏡2の先端部24から出る角度は超音波内視鏡2の種類によって決まるため、既知量となる。

【0028】図3では、角度可変器27の前記他方の調整限界位置において生検針4が超音波内視鏡2の先端部24から突出する場合を実線で表している。破線には、生検針4が一方の調整限界位置に位置を示している。角度可変器27及び生検針4は、他方の調整限界位置において、挿入部21の長手方向に対して最も角度が大きい状態となる。このときも、生検針4が超音波内視鏡2の先端部24から出る角度は既知量となる。

【0029】このような構造により、角度可変器27は、前記挿入部21に設けられ、移動することにより前記生検針4の穿刺方向を変更させる変更手段となっている。

【0030】超音波診断信号処理装置11は、このような角度可変器27の移動範囲をモニタ12の超音波診断画像に重畳させる。

【0031】図4は生検針進退部3および生検針4の構成例を表している。生検針進退部3は、生検針進退部外装31とピストン部32から構成されている。生検針4はピストン部32に取り付け、ピストン部32の前後移動とともに進退する構造になっている。

【0032】図1に示した超音波内視鏡2に生検針進退部3を取り付けた状態では、操作者がピストン部32を

押し込むと、超音波内視鏡 2 の先端部 24 からは生検針 4 が突出する。

【0033】尚、図 4 では生検針進退部 3 の最も単純な構成例を示したが、生検針進退部 3 は、図 4 に示す構成の生検針進退部に限定されず、予め設定したストローク以上ピストン部を押し込めなくするためのストッパがついた生検針進退部や、鉤操作により予め設定したストローク分だけピストン部が前進する生検針進退部も使用することができる。

【0034】（作用）図 5 は超音波診断信号処理装置 11 がモニタ 12 に出力する画像の表示例を示している。

【0035】図 5 において、モニタ 12 の画面 13 には、扇形の超音波診断画像 14 が表示される。生検針像 10 は、超音波診断画像 14 上に表示される生検針 4 に対応する超音波像であり、直線状の高輝度エコーとして表示される。生検ガイド 15 は、表示または非表示を任意に選択可能であり、超音波診断信号処理装置 11 の切り替えスイッチ（不図示）により表示を選択したときに、超音波診断画像 14 に重ねて表示される。生検ガイド 15 は、生検ガイドライン 16 および 17 から構成されている。生検ガイドライン 16 は、図 2 に示すように超音波内視鏡 2 の角度可変器 27 が一方の調整限界位置にあるときに生検針像 10 が超音波診断画像 14 上に表示される向きと一致している。前述したように、超音波内視鏡 2 の種類が決まれば、その角度可変器 27 が一方の調整限界位置にあるときに生検針 4 が出る角度は既知量となるため、その向きと一致する方向に生検ガイドライン 16 を表示すれば良い。なお、超音波診断信号処理装置 11 において、接続された超音波内視鏡 2 の種類を特定する手段は公知の技術を用いて容易に行うことができる。生検ガイドライン 17 も同様に、図 3 に示す超音波内視鏡 2 の角度可変器 27 が他方の調整限界位置にあるときに生検針像 10 が超音波診断画像 14 上に表示される向きと一致している。従って、生検針像 10 は生検ガイドライン 16、17 で囲まれるエリアの内部に必ず表示される。また、図 4 に示した生検針進退部 3 のピストン部 32 は、主に操作者が手で操作するため、生検ガイドライン 16 および 17 には、ピストン部 32 を押し込む長さの目安となる目盛り 18 を表示している。

【0036】また、目盛り 18 の表示の代わり、もしくは併用として、図 6 に示すように、生検ガイドライン 16 および 17 で囲まれる範囲内に、所定の間隔でドットマーク 19 を表示してもよい。ドットマーク 19 を表示することにより、生検針像 10 が生検ガイドライン 16 および 17 から離れている場合でも、操作者が生検針像 10 の長さを認識しやすくなる。

【0037】（効果）このような第 1 の実施の形態によれば、超音波診断画像 14 に生検針最終到達位置 20 を表示することで、生検針の穿刺方向の限界を表示できるので、穿刺の操作性を向上し、操作者が安心して生検針

による生検を行える。

【0038】また、第 1 の実施の形態によれば、超音波内視鏡のように操作者が生検針の進行方向を直接目視で特定できない場合にも、操作者は生検ガイド 15 の表示により生検針が進行する範囲を視認できるため、安心して生検を行うことができる。

【0039】さらに、第 1 の実施の形態によれば、図 5 に示す目盛り 18 や図 6 に示すドットマーク 19 を表示することで、生検ガイドの範囲内のどこに生検針が進行しても、進行長を確認しやすくなる。

【0040】（第 2 の実施の形態）図 7 及び図 8 は本発明の第 2 の実施の形態に係り、図 7 は超音波診断装置の全体構成を示すブロック図、図 8 は超音波診断装置がモニタに出力する画像の表示例を示す説明図である。図 7 及び図 8 の説明において、図 1 乃至図 6 に示した第 1 の実施の形態と同じ構成要素には同じ符号を付して説明を省略している。

【0041】（構成）図 7 において、超音波診断装置 5 は、超音波内視鏡 2 と、超音波診断信号処理装置 6 と、生検針進退部 7 と、モニタ 12 とから構成されている。

【0042】超音波診断信号処理装置 6 は、生検針 4 の最大突出量を検出する機構を有する生検針進退部 7 と組み合わせることが可能な例を示している。

【0043】超音波診断信号処理装置 6 は、最大突出量検出部 61 と、生検ガイド表示生成部 62 と、超音波画像生成部 63 と、合成処理部 64 とから構成されている。

【0044】生検針進退部 7 は、生検針進退部外装 71 と、ピストン部 72 と、ストッパ 73 とから構成されている。生検針 4 はピストン部 72 に取り付けられている。

【0045】生検針進退部外装 71 の基端側には、ストッパ 73 を位置調整可能な状態で取り付けられている。ストッパ 73 は、ピストン部 72 を、位置調整により予め設定したストローク以上押し込めなくするためのものである。

【0046】ストッパ 73 にはセンサ 74 が内蔵されている。センサ 74 はストッパ 73 の固定位置に相当するデータを超音波診断信号処理装置 6 に対して出力する。

【0047】センサ 74 としては、例えばエンコーダにより構成され、ストッパ 73 の前後方向の移動量をパルス数に変換して出力するもの、あるいはストッパ 73 の前後移動に伴い可変抵抗の抵抗値が変化し、その可変抵抗の両端の電位差を検出することで移動量に変換するもの、あるいはピストン部 72 の一端に埋め込んだ磁石が形成する磁気の強さを検出することでピストン部 72 の端からの距離を測定する磁気センサ等により構成できる。

【0048】センサ 74 の出力するデータは、超音波診断信号処理装置 6 内部の最大突出量検出部 61 に入力される。最大突出量検出部 61 は、センサ 74 からのデー

タを基に、ストップ73の設定位置、即ち最大突出量を検出する。

【0049】最大突出量検出部61の検出結果のデータは、生検ガイド表示生成部62に送られる。生検ガイド表示生成部62は、最大突出量検出部61からのデータに基づいて後述する生検針最終到達位置付きの生検ガイドの画像を生成する。

【0050】超音波画像生成部63は、超音波内視鏡2のから得られた信号を処理し、公知の技術により超音波診断画像を生成して、合成処理部64に出力する。

【0051】生検ガイド表示生成部62による生検針最終到達位置付きの生検ガイドの画像は、合成処理部64において、超音波画像生成部63で生成された超音波診断画像と合成され、モニタ12に表示される。

【0052】（作用）図8を用いて、生検針最終到達位置付きの生検ガイドの表示例を示す。図8に示すように、モニタ12の画面13の超音波診断画像14上には、生検ガイド15が表示され、さらに前記穿刺方向進行限界となる生検針最終到達位置70が表示される。生検針最終到達位置70は、円弧状の点線あるいは実線として表示される。

【0053】操作者が生検針進退部7のストップ73の位置を変更すると、前記構成によりストップ73の位置が検出され、生検針最終到達位置70がストップ73の動きに連動して更新される。

【0054】（効果）第2の実施の形態によれば、図1乃至図6に示した第1の実施の形態と同様の効果が得られるとともに、生検針4の停止位置を変更可能な超音波診断装置5においても、機構生検針4の停止機構となるストップ73連動して生検針4が最終的に到達する位置を表示することができる。

【0055】尚、第1及び第2の実施の形態による生検ガイドは、図5、図6、図8に示したものに限定されず、実線を点線や破線に置き換えてもよい。

【0056】（第3の実施の形態）ところで、超音波内視鏡のように、生体の体腔内へ挿入した後で生検針の出る方向を可変する場合は、操作者は生検針の進行方向を直接目視で特定することができない。超音波内視鏡のような操作者が進行方向を特定できない生検針に対する突出方向を示す生検ガイド表示は従来無かった。従って、従来、超音波内視鏡の操作者は、生検針がどの方向から出てくるのかを知る手段が全くなく、安心して生検を行うことができなかった。

【0057】第3の実施の形態はこのような問題に対応したものである。図9乃至図11は本発明の第3の実施の形態に係り、図9は超音波診断装置の全体構成を示すブロック図、図10は超音波診断装置がモニタに出力する画像の第1の表示例を示す説明図、図11は超音波診断装置がモニタに出力する画像の第2の表示例を示す説明図である。図9乃至図11の説明において、図1乃至

図6に示した第1の実施の形態と同じ構成要素には同じ符号を付して説明を省略している。また、図9に図示されていない部分については、図2を代用して説明する。

【0058】（構成）図9において、超音波内視鏡9には図2に示した角度可変器27の設定角度を出力する角度出力部（不図示）が内蔵されている。角度出力部は、図2に示した内視鏡2の先端部24の角度可変器27と一体あるいは別体の構成とし、エンコーダによるパルス出力や可変抵抗による抵抗値変化等として設定角度を出力するようになっている。

【0059】超音波診断信号処理装置100は、角度検出部101と、生検ガイド表示生成部102と、超音波画像生成部103と、合成処理部104とから構成されている。

【0060】角度出力部から出力されるデータは、超音波診断信号処理装置100の角度検出部101に送られる。角度検出部101では角度出力部から送られるデータをもとに角度可変器27の角度を算出する。角度検出部101で算出された角度可変器27の角度は、生検ガイド表示生成部102に送られる。生検ガイド表示生成部102では、後述する生検ガイドを生成する。

【0061】一方、超音波内視鏡9の超音波エコーは、超音波診断信号処理装置100の超音波画像生成部103に送られる。超音波画像生成部103は、送られた超音波エコーにより超音波診断画像を生成する。合成処理部104では、超音波画像生成部103で生成された超音波診断画像と、生検ガイド表示生成部102で生成された生検ガイドを合成し、モニタ12に出力する。

【0062】（作用）図10は超音波診断信号処理装置100がモニタ12に出力する画像の例を示している。

【0063】前述のように、超音波診断信号処理装置100は、超音波内視鏡9の角度可変器27の角度を検出しているため、モニタ12に表示される生検ガイド85は、生検針像80の進行方向と一致した向きに表示される。

【0064】操作者が角度可変器27の角度を変えた場合は、例えば図11のように生検ガイド85の向きが変わる。生検ガイドライン86および87の間隔は、超音波内視鏡9に内蔵した角度出力部の精度、および角度検出部101での計算誤差を考慮して決定される。一般には、生検針像80の数倍～10倍程度の幅で表示する。また、必要に応じ、所定の間隔でドットマーク89を表示してもよい。

【0065】（効果）以上説明したように、第3の実施の形態によれば、生検針の進行方向と一致した向きの生検ガイドを表示することが可能になるので、超音波内視鏡の操作者は、進行方向を可変できる生検針の使用時において、生検針がどの方向から出てくるのかをモニタ12に表示される生検ガイド85で確実に知ることができ、安心して生検を行うことができる。

【0066】（第4の実施の形態）図12は本発明の第4の実施の形態に係る超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。図12の説明において、図1乃至図6に示した第1の実施の形態と同じ構成要素には同じ符号を付して説明を省略している。

【0067】（構成）図12において、超音波診断装置111は、角度可変器の角度を出力する角度出力部をもたない超音波内視鏡2との組み合わせ時において生検針の進行方向と一致した生検ガイドを表示することを可能にしたものである。

【0068】超音波診断信号処理装置120は、生検針角度検出部121と、生検ガイド表示生成部122と、超音波画像生成部123と、合成処理部124とから構成されている。

【0069】超音波診断信号処理装置120は、超音波内視鏡2からの超音波エコーに基づき、超音波画像生成部123にて超音波診断画像を生成する。生検針角度検出部121は、超音波画像生成部123で生成された超音波診断画像をもとに以下のように生検針の向きの算出をおこなう。

【0070】（作用）超音波診断画像上に生検針がある場合、生検針は図5の生検針像10のように線状の高輝度エコーとして表示される。生検針角度検出部121では所定の長さ以上でかつ直線状の高輝度エコーの有無を画像処理により検出する。

【0071】ここで、生検針角度検出部121において、生検針像の有無の判断基準となる直線状エコーの長さは、予め1cm程度に規定しているが、この場合の判断基準となる直線状エコーの長さは、超音波診断信号処理装置120上の図示しないスイッチにより操作者が任意に設定可能なものとする。

【0072】生検針角度検出部121において、基準となる長さ以上の直線状エコーを検出していないときは、生検針が表示されていないものと判断する。これにより、生検ガイド表示生成部122は、図5あるいは図6のように生検針の角度の調整限界位置を両端の生検ガイドライン16、17にもつ生検ガイド15をモニタ12に表示する。生検針角度検出部121において基準となる長さ以上の直線状エコーを検出すると、超音波診断画像上に生検針があると判断し、その角度情報の算出結果が生検ガイド表示生成部122に送られる。生検ガイド表示生成部122が生検針の角度算出情報が送られたのちにモニタ上に生検ガイドを表示する方法は、図9に示した超音波診断信号処理装置100の生検ガイド表示生成部102構成と同じである。従ってモニタ12に表示される生検ガイドは図10あるいは図11と同じである。

【0073】（効果）第4の実施の形態によれば、超音波内視鏡が角度可変器の角度を出力する角度出力部をもたない場合にも、操作者は、生検針がどの方向に穿刺す

るのかをモニタ12に表示される生検ガイドで知ることができ、安心して生検を行うことができる。

【0074】（第5の実施の形態）ところで、特開平8-229042号公報に記載の穿刺超音波プローブや特開平9-271472号公報に記載の穿刺針の位置検出装置及び超音波診断装置は、生検針の先端位置を検出して表示する発明に関するものである。これらの装置では、生検針の先端位置は特定できるが、血管を避けるために操作者自らが注意する必要がある、安心して生検をすることができなかった。

【0075】第5の実施の形態はこのような問題に対応したものである。図13及び図14は本発明の第5の実施の形態に係り、図13は超音波診断装置の全体構成を示すブロック図、図14は超音波診断装置がモニタに出力する画像の表示例を示す説明図である。図13及び図14の説明において、図1乃至図6に示した第1の実施の形態と同じ構成要素には同じ符号を付して説明を省略している。

【0076】（構成）図13において、超音波診断装置131は生検針4を停止させる機能を有するものである。

【0077】超音波診断信号処理装置140は、超音波画像生成部141と、血流位置検出部142と、メモリ143と、比較部144と、針位置検出部145と、針停止信号生成部146とから構成されている。

【0078】生検針進退部150は、生検針進退部外装151と、ピストン部152と、針停止機構153とから構成されている。

【0079】超音波診断信号処理装置140は後述する方法によって針停止信号生成部146から針停止信号を出力する。生検針進退部150の針停止機構153は、針停止信号生成部146からの針停止信号を受け取る。針停止信号を受け取った針停止機構153は、生検針進退部外装151に対してピストン部152をそれ以上押し込む方向に動かないようにロックする。生検針進退部150は、針停止機構153がピストン部152をロックすることで、生検針4がそれ以上突出するのを阻止する。

【0080】（作用）次に針停止信号を生成する方法を説明する。◎超音波診断信号処理装置140は一般の超音波診断装置と同様にドブラ機能を有するものであり、針停止信号を生成するときはドブラ機能をオンにする。

【0081】超音波診断信号処理装置140のドブラ機能をオンにすると、超音波画像生成部141は、超音波内視鏡2からの信号に基づいてモニタ12に、図14のようにドブラカーソル160を表示するとともに、血流が検出されると血流情報161を表示する。超音波診断信号処理装置140の血流位置検出部142では、超音波画像生成部141によりドブラ信号が検出された位置データをメモリ143に格納し、ドブラ信号が検出され

た位置が変わるたびにメモリ143に格納されている位置データを更新する。針位置検出部145では、生検針4を超音波診断画像14上に描写した生検針像10に特有な直線状の高輝度エコーを画像処理によって超音波画像生成部141の超音波診断画像から検出し、生検針4の先端にあたる位置を算出する。比較部144は、針位置検出部145で算出した生検針4の先端位置データと、メモリ143に格納されている血塊の位置データの比較を行う。

【0082】比較部144では、生検針4の先端位置と血流位置の接近度合いの判定基準となる接近回避距離が定められており、生検針4の先端位置と血流位置が接近回避距離以内に接近している場合は、針停止信号生成部146に針停止信号を出力させる。これにより、針停止機構153は生検針4をロックして停止させる。この場合、接近回避距離は予め1cm程度に設定しておき、超音波診断装置上の図示しないスイッチにより操作者が任意に変更できるものとする。

【0083】なお、図14では生検ガイド15も同時に表示されているが、生検ガイド15は必ずしも必要なく、超音波診断信号処理装置140は生検ガイド表示機能をもたないものであってもよい。

【0084】（効果）第5の実施の形態によれば、血流が検出されると血流情報161を表示するとともに、生検針4の先端位置と血流位置が接近回避距離以内に接近している場合は、生検針4を停止させるので、安心して生検を行うことができる。

【0085】（第6の実施の形態）図15は本発明の第6の実施の形態に係る超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

【0086】（構成）図15において、超音波診断装置171は生検針4を停止させる機能を有する超音波診断装置を図13とは別の構成を示したものである。

【0087】超音波診断信号処理装置180は、超音波画像生成部181と、血流位置検出部182、メモリ183、比較部184、針位置検出部185、針停止信号生成部186と、角度検出部187と、針突出量検出部188から構成されている。

【0088】生検針進退部190は、生検針進退部外装191と、ピストン部192と、針停止機構193と、突出量出力部194を有するものである。

【0089】針停止機構193の機能は、図13の生検針進退部150における針停止機構153と同一のものである。突出量出力部194は、エンコーダによるパルス出力、可変抵抗による可変抵抗値、もしくは磁気センサーによる磁気強度等により、生検針進退部外装191に対するピストン部192の進退位置に相当するデータを出力するためのものである。

【0090】（作用）超音波内視鏡9と角度検出部187との組み合わせによる角度の検出機構は、図9に示す

超音波診断信号処理装置100の構成と同じである。針突出量検出部188では、突出量出力部194から得たピストン部192の位置データをもとに生検針4の突出量をリアルタイムで計算する。

【0091】針位置検出部185では、針突出量検出部188で計算された生検針4の突出量と、角度検出部187で得られた角度可変器の角度をもとに、生検針4の先端位置を算出する。血流位置検出部182での血流位置の検出、メモリ183への血流位置データ格納、及び比較部184で生検針4の先端位置と血流位置を比較して針停止信号生成部186から生検針進退部190の針停止機構193に針停止信号を送信する構成については、図13の超音波診断信号処理装置140で説明した構成と同じである。

【0092】（効果）第6の実施の形態によれば、図13及び図14に示した第5の実施の形態と同様に、生検針4の先端位置と血流位置が接近回避距離以内に接近している場合は、生検針4を停止させるので、安心して生検を行うことができる。

【0093】尚、図1乃至図15に示した実施の形態の超音波探触子は超音波内視鏡に限定されず、体外式の超音波プローブと組み合わせても良い。

【0094】〔付記〕以上詳述したような本発明の実施の形態によれば、以下の如き構成を得ることができる。

【0095】（付記項1）超音波探触子から被検体に超音波を送受信して超音波走査を行い、前記被検体からのエコー信号を超音波診断画像として表示することにより被検体の検査を行う超音波診断装置において、前記生検針が前記超音波診断画像上で進行する進行角度を検出する角度検出手段を備え、前記角度検出手段からの生検針進行方向情報をもとに、前記生検針の進行方向と一致した生検ガイドを前記超音波診断画像上に表示する手段を有することを特徴とする超音波診断装置。

【0096】（付記項2）前記角度検出手段は、前記生検針の突出角度を可変する角度可変手段を備えた超音波探触子の前記角度可変手段により設定した前記突出角度を検出する検出器からの突出角度情報をもとに、前記超音波診断装置に備えた進行角度計算手段により算出することを特徴とする付記項1に記載の超音波診断装置。

【0097】（付記項3）前記角度検出手段は、前記超音波診断装置に備えた角度計算部において、前記超音波診断画像の中から所定の長さ以上の直線状エコーを探し出し、前記直線状エコーの向きを前記生検針の角度として算出することを特徴とする付記項1に記載の超音波診断装置。

【0098】（付記項4）超音波探触子から被検体に超音波を送受信して超音波走査を行い、前記被検体からのエコー信号を超音波診断画像として表示することにより被検体の検査を行う超音波診断装置において、前記超音波診断画像上の血流位置を検出する血流位置検出手段

と、前記超音波診断画像上の生検針の針先位置を検出する針位置検出手段と、前記血流位置検出手段からの前記血流位置と前記針位置検出手段からの前記針先位置を比較する比較手段とを備え、前記比較手段において前記血流位置と前記針先位置が所定の距離以内に接近したと判断したときに、停止信号を受け取ると前記生検針がそれ以上進行するのを阻止する手段を備えた生検針進退部に対して、前記停止信号を出力することを特徴とする超音波診断装置。

【0099】（付記項5） 前記針位置検出手段は、前記超音波診断画像の中から所定の長さ以上の直線状エコーを探し出し、前記直線状エコーの先端を針先位置として算出することを特徴とする付記項4に記載の超音波診断装置。

【0100】（付記項6） 前記針位置検出手段は、前記生検針の突出角度を可変する角度可変手段を備えた超音波探触子の前記角度可変手段により設定した前記突出角度を検出する検出器からの突出角度情報と、前記生検針を進退させる生検針進退部に設けられ、前記生検針進退部での前記生検針の進退長を検出する検出部からの進退長情報とに基づき、前記生検針の先端位置を算出することを特徴とする付記項4に記載の超音波診断装置。

【0101】

【発明の効果】以上述べた様に本発明によれば、生検針の穿刺方向の限界を表示できるので、穿刺の操作性を向上し、操作者が安心して生検針による生検を行える。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施の形態に係る超音波診断装置の全体構成を示す説明図。

【図2】本発明の第1の実施の形態に係る超音波内視鏡の先端部の断面図。

【図3】本発明の第1の実施の形態に係る超音波内視鏡の先端部の角度可変器の調整限界を示す説明図。

【図4】本発明の第1の実施の形態に係る生検針進退部および生検針の構成例を示す側面図。

【図5】本発明の第1の実施の形態に係る超音波診断装置がモニタに出力する画像の第1の表示例を示す説明図。

【図6】本発明の第1の実施の形態に係る超音波診断装置がモニタに出力する画像の第2の表示例を示す説明図。

【図7】本発明の第2の実施の形態に係る超音波診断装置の全体構成を示すブロック図。

【図8】本発明の第2の実施の形態に係る超音波診断装置がモニタに出力する画像の表示例を示す説明図。

【図9】本発明の第3の実施の形態に係る超音波診断装置の全体構成を示すブロック図。

【図10】本発明の第3の実施の形態に係る超音波診断装置がモニタに出力する画像の第1の表示例を示す説明図。

【図11】本発明の第3の実施の形態に係る超音波診断装置がモニタに出力する画像の第2の表示例を示す説明図。

【図12】本発明の第4の実施の形態に係る超音波診断装置の全体構成を示すブロック図。

【図13】本発明の第5の実施の形態に係る超音波診断装置の全体構成を示すブロック図。

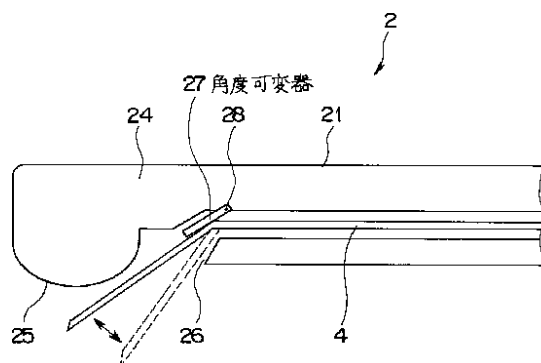
【図14】本発明の第5の実施の形態に係る超音波診断装置がモニタに出力する画像の表示例を示す説明図。

【図15】本発明の第6の実施の形態に係る超音波診断装置の全体構成を示すブロック図。

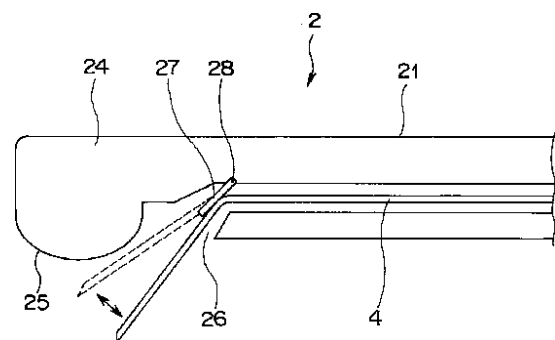
【符号の説明】

- | | |
|----|--------------|
| 1 | …超音波診断装置 |
| 2 | …超音波内視鏡 |
| 11 | …超音波診断信号処理装置 |
| 21 | …挿入部 |
| 24 | …先端部 |
| 25 | …超音波探触子 |
| 26 | …生検針突出口 |
| 27 | …角度可変器 |

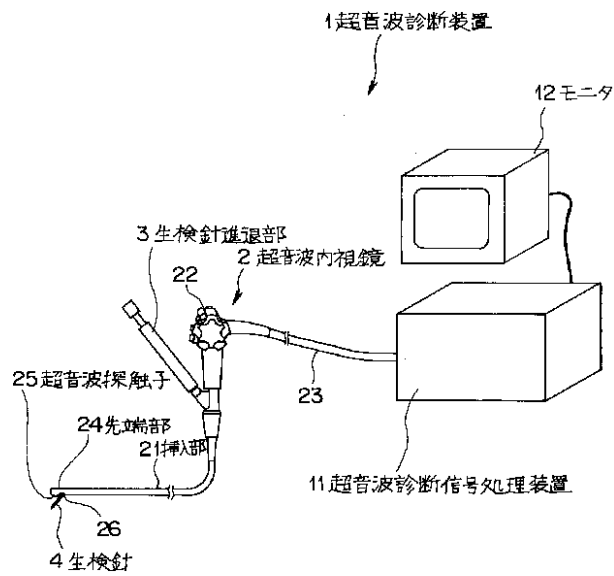
【図2】



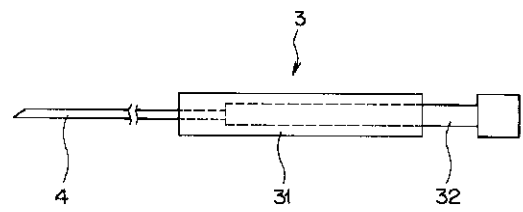
【図3】



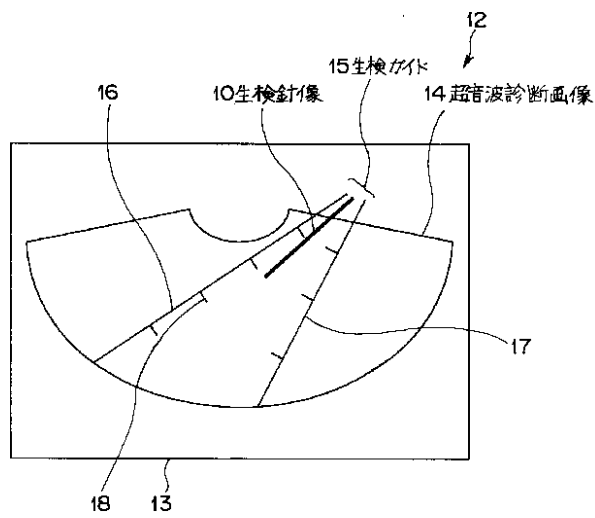
【図1】



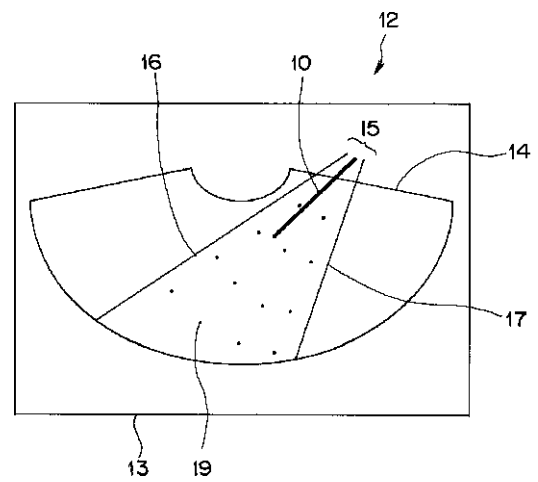
【図4】



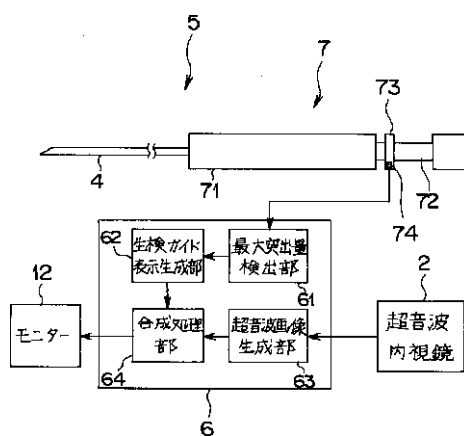
【図5】



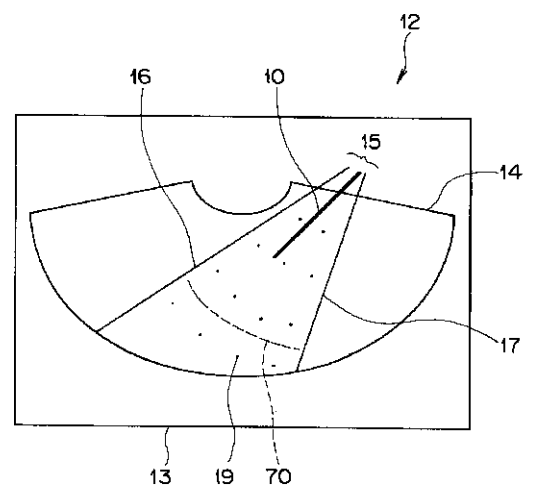
【図6】



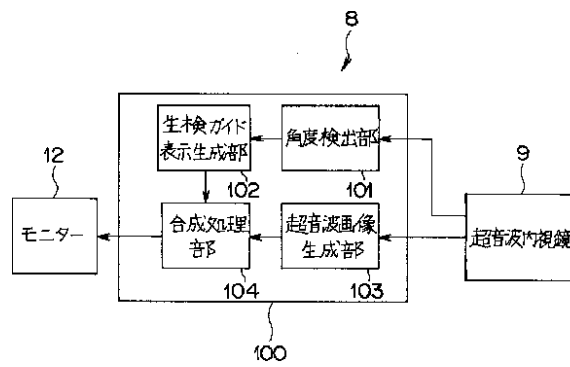
【図7】



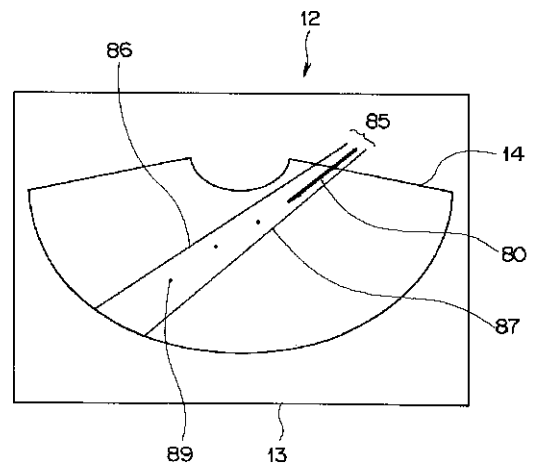
【図8】



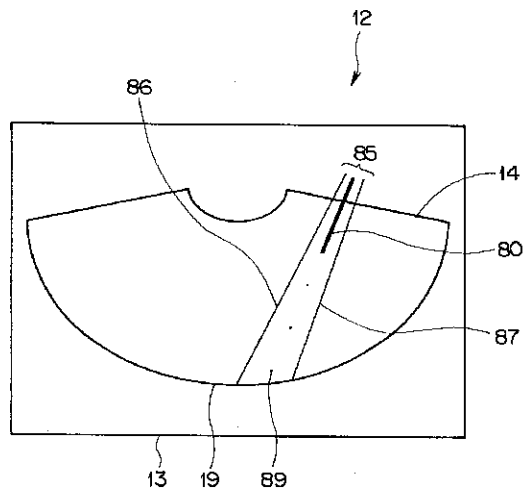
【図9】



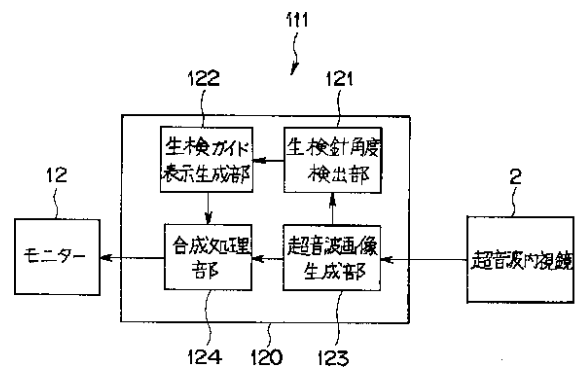
【図10】



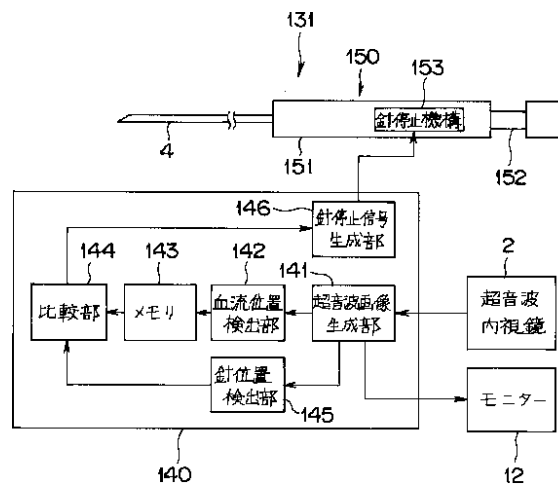
【図11】



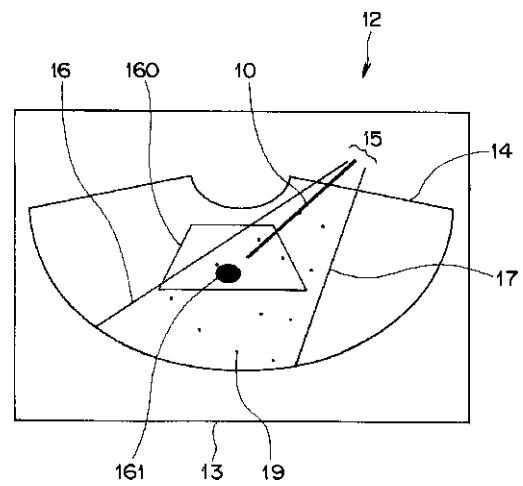
【図12】



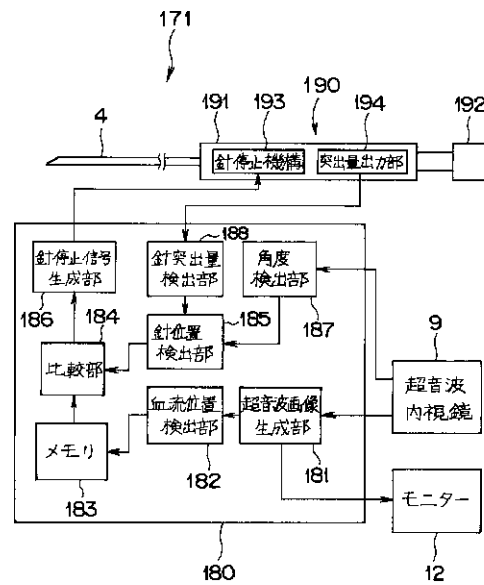
【図13】



【図14】



【図 15】



フロントページの続き

(72)発明者 服部 浩
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 開米 達夫
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

Fターム(参考)	4C301	EE13	FF04	FF17	FF19	GA01
		GD01	JC16	KK27		
	4C601	EE11	FE01	FF03	FF05	GA01
		GA17	GA21	JC15	JC20	KK31

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2003126093A5	公开(公告)日	2005-03-03
申请号	JP2001325433	申请日	2001-10-23
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパス光学工業株式会社		
[标]发明人	宮木浩仲 浦川勉 服部浩 開米達夫		
发明人	宮木 浩仲 浦川 勉 服部 浩 開米 達夫		
IPC分类号	A61B17/34 A61B19/00 A61B8/12 A61B10/04 A61B10/00 A61B8/08		
CPC分类号	A61B2019/528 A61B2017/3413 A61B2010/045 A61B8/0841 A61B10/04 A61B8/12 A61B8/0833 A61B2090/3784		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C301/EE13 4C301/FF04 4C301/FF17 4C301/FF19 4C301/GA01 4C301/GD01 4C301/JC16 4C301/KK27 4C601/EE11 4C601/FE01 4C601/FF03 4C601/FF05 4C601/GA01 4C601/GA17 4C601/GA21 4C601/JC15 4C601/JC20 4C601/KK31 4C601/DE04 4C601/JC07 4C601/JC08 4C601/KK19 4C601/KK24		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP2003126093A		

摘要(译)

要解决的问题：通过显示活检针的穿刺方向极限来提高穿刺的可操作性。超声波诊断装置（1）由超声波内窥镜（2），超声波诊断信号处理装置（11）和监视器（12）构成，向体腔内的被检体发送超声波信号。它旨在获取超声诊断图像。超声波内窥镜2具有要插入到体腔中的插入部21，操作部22和连接线23。活检针前进/后退单元3用于使活检针4前后移动。活检针4适于穿过超声波内窥镜2的插入部21插入，并且针尖从插入部21的远端部24的活检针突出端口26突出以刺穿对象。监视器12在超声诊断图像上显示活检针4。超声波诊断信号处理装置11是用于在监视器12上显示超声波诊断图像的情况下，将活检针4的穿刺方向行进极限重叠的重叠单元。