

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4365841号
(P4365841)

(45) 発行日 平成21年11月18日(2009.11.18)

(24) 登録日 平成21年8月28日(2009.8.28)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/12 (2006.01) A 6 1 B 8/12

請求項の数 2 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2006-224648 (P2006-224648)	(73) 特許権者	000000376
(22) 出願日	平成18年8月21日 (2006.8.21)		オリンパス株式会社
(62) 分割の表示	特願2001-325433 (P2001-325433) の分割		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
原出願日	平成13年10月23日 (2001.10.23)	(74) 代理人	100076233 弁理士 伊藤 進
(65) 公開番号	特開2006-346477 (P2006-346477A)	(72) 発明者	宮木 浩仲
(43) 公開日	平成18年12月28日 (2006.12.28)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ リンパスメディカルシステムズ株式会社内
審査請求日	平成18年8月21日 (2006.8.21)	(72) 発明者	浦川 勉
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ リンパスメディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	服部 浩
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ リンパスメディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

体腔内に挿入する挿入部と、前記挿入部の先端部に進退可能に設けられた生検針とを有し、超音波探触子から被検体に対して超音波を送受信して超音波走査を行い当該被検体からの超音波エコー信号を取得する超音波内視鏡からの超音波エコー信号に基づいて超音波診断画像を生成する超音波診断画像生成手段と、

前記超音波診断画像生成手段において生成した前記超音波診断画像上に、前記超音波内視鏡における前記生検針の像が存在しているか否かを判断する生検針検出手段と、

前記生検針検出手段において、前記超音波診断画像上に前記生検針像が存在すると判断した際に、当該超音波診断画像上で進行する前記生検針の進行角度を算出する生検針進行角度算出手段と、

前記生検針進行角度算出手段において算出した生検針進行角度に基づいて、前記生検針の進行角度に応じたガイド情報を生成する生検針ガイド情報生成手段と、

前記生検針ガイド情報生成手段において生成した生検針ガイド情報を前記超音波診断画像に重畳する生検針ガイド情報重畳手段と、

を具備したことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記生検針検出手段は、前記超音波診断画像生成手段において生成した超音波診断画像上に、所定長さ以上の直線状の超音波エコー信号が存在しているか否かを判定することにより前記生検針像の存在の有無の判断を行うことを特徴とする請求項1に記載の超音波診

断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

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。

【背景技術】

【0002】

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れ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。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

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。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 0 】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、穿刺の操作性を向上する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 1 1 】

本発明の超音波診断装置は、体腔内に挿入する挿入部と、前記挿入部の先端部に進退可能に設けられた生検針とを有し、超音波探触子から被検体に対して超音波を送受信して超音波走査を行い当該被検体からの超音波エコー信号を取得する超音波内視鏡からの超音波エコー信号に基づいて超音波診断画像を生成する超音波診断画像生成手段と、前記超音波診断画像生成手段において生成した前記超音波診断画像上に、前記超音波内視鏡における前記生検針の像が存在しているか否かを判断する生検針検出手段と、前記生検針検出手段において、前記超音波診断画像上に前記生検針像が存在すると判断した際に、当該超音波診断画像上で進行する前記生検針の進行角度を算出する生検針進行角度算出手段と、前記生検針進行角度算出手段において算出した生検針進行角度に基づいて、前記生検針の進行角度に応じたガイド情報を生成する生検針ガイド情報生成手段と、前記生検針ガイド情報生成手段において生成した生検針ガイド情報を前記超音波診断画像に重畳する生検針ガイド情報重畳手段と、を具備したことを特徴とする。

10

【発明の効果】

【 0 0 1 2 】

本発明によれば、穿刺の操作性を向上する超音波診断装置を提供することができる。

20

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 3 】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

【 0 0 1 4 】

(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。

30

【 0 0 1 5 】

(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。

【 0 0 1 6 】

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。

【 0 0 1 7 】

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。

40

【 0 0 1 8 】

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。

【 0 0 1 9 】

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。

【 0 0 2 0 】

50

生検針進退部 3 は、超音波内視鏡 2 の操作部 2 2 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 2 1 を挿通し、挿入部 2 1 の先端部 2 4 の生検針突出口 2 6 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。

【 0 0 2 1 】

モニタ 1 2 は、超音波診断信号処理装置 1 1 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 1 2 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 1 1 は、前記生検針 4 の穿刺方向進行限界をモニタ 1 2 の表示に重畳する重畳手段になっている。

【 0 0 2 2 】

次に、図 2 を用いて超音波内視鏡 2 の先端部 2 4 について詳細に説明する。

【 0 0 2 3 】

超音波内視鏡 2 の先端部 2 4 には、超音波探触子 2 5 と生検針突出口 2 6 が設けられている。

【 0 0 2 4 】

生検針突出口 2 6 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 2 7 が設けられている。この場合、角度可変器 2 7 は、挿入部 2 1 の長手方向に対して直交する方向の回転軸 2 8 により回動可能な状態で取り付けられている。さらに、角度可変器 2 7 は、図 1 に示した操作部 2 2 の操作により一方及び他方の調整限界位置の間を回動するようになっている。

【 0 0 2 5 】

ここで、図 2 では、角度可変器 2 7 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 2 4 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。

【 0 0 2 6 】

角度可変器 2 7 及び生検針 4 は、一方の調整限界位置において、挿入部 2 1 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 2 4 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。

【 0 0 2 7 】

図 3 では、角度可変器 2 7 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 2 4 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 2 7 及び生検針 4 は、他方の調整限界位置において、挿入部 2 1 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 2 4 から出る角度は既知量となる。

【 0 0 2 8 】

このような構造により、角度可変器 2 7 は、前記挿入部 2 1 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。

【 0 0 2 9 】

超音波診断信号処理装置 1 1 は、このような角度可変器 2 7 の移動範囲をモニタ 1 2 の超音波診断画像に重畳させる。

【 0 0 3 0 】

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 3 1 とピストン部 3 2 から構成されている。生検針 4 はピストン部 3 2 に取り付け、ピストン部 3 2 の前後移動とともに進退する構造になっている。

【 0 0 3 1 】

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 3 2 を押し込むと、超音波内視鏡 2 の先端部 2 4 からは生検針 4 が突出する。

【 0 0 3 2 】

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

10

20

30

40

50

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、釦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。

【0033】

(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。

【0034】

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、主に操作者が手動で操作するため、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。

【0035】

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。

【0036】

(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。

【0037】

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。

【0038】

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。

【0039】

(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。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 0 】

(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。

【 0 0 4 1 】

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。

【 0 0 4 2 】

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。

10

【 0 0 4 3 】

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に取り付けている。

【 0 0 4 4 】

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に取り付けている。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。

【 0 0 4 5 】

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。

20

【 0 0 4 6 】

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。

【 0 0 4 7 】

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、ストッパ73の設定位置、即ち最大突出量を検出する。

30

【 0 0 4 8 】

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。

【 0 0 4 9 】

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。

【 0 0 5 0 】

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。

40

【 0 0 5 1 】

(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。

【 0 0 5 2 】

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

50

れる。

【 0 0 5 3 】

(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パ 7 3 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。

【 0 0 5 4 】

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。

10

【 0 0 5 5 】

(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。

【 0 0 5 6 】

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 1 1 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 1 0 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 1 1 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 1 1 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。

20

【 0 0 5 7 】

(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 2 7 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 2 4 の角度可変器 2 7 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。

30

【 0 0 5 8 】

超音波診断信号処理装置 1 0 0 は、角度検出部 1 0 1 と、生検ガイド表示生成部 1 0 2 と、超音波画像生成部 1 0 3 と、合成処理部 1 0 4 とから構成されている。

【 0 0 5 9 】

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 1 0 0 の角度検出部 1 0 1 に送られる。角度検出部 1 0 1 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 2 7 の角度を算出する。角度検出部 1 0 1 で算出された角度可変器 2 7 の角度は、生検ガイド表示生成部 1 0 2 に送られる。生検ガイド表示生成部 1 0 2 では、後述する生検ガイドを生成する。

40

【 0 0 6 0 】

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 1 0 0 の超音波画像生成部 1 0 3 に送られる。超音波画像生成部 1 0 3 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 1 0 4 では、超音波画像生成部 1 0 3 で生成された超音波診断画像と、生検ガイド表示生成部 1 0 2 で生成された生検ガイドを合成し、モニタ 1 2 に出力する。

【 0 0 6 1 】

(作用)

図 1 0 は超音波診断信号処理装置 1 0 0 がモニタ 1 2 に出力する画像の例を示している。

50

【 0 0 6 2 】

前述のように、超音波診断信号処理装置 1 0 0 は、超音波内視鏡 9 の角度可変器 2 7 の角度を検出しているため、モニタ 1 2 に表示される生検ガイド 8 5 は、生検針像 8 0 の進行方向と一致した向きに表示される。

【 0 0 6 3 】

操作者が角度可変器 2 7 の角度を変えた場合は、例えば図 1 1 のように生検ガイド 8 5 の向きが変わる。生検ガイドライン 8 6 および 8 7 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 1 0 1 での計算誤差を考慮して決定される。一般には、生検針像 8 0 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 8 9 を表示してもよい。

10

【 0 0 6 4 】

(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 1 2 に表示される生検ガイド 8 5 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。

【 0 0 6 5 】

(第 4 の実施の形態)

図 1 2 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 1 2 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。

20

【 0 0 6 6 】

(構成)

図 1 2 において、超音波診断装置 1 1 1 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。

【 0 0 6 7 】

超音波診断信号処理装置 1 2 0 は、生検針角度検出部 1 2 1 と、生検ガイド表示生成部 1 2 2 と、超音波画像生成部 1 2 3 と、合成処理部 1 2 4 とから構成されている。

【 0 0 6 8 】

超音波診断信号処理装置 1 2 0 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 1 2 3 にて超音波診断画像を生成する。生検針角度検出部 1 2 1 は、超音波画像生成部 1 2 3 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。

30

【 0 0 6 9 】

(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 1 0 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 1 2 1 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。

【 0 0 7 0 】

ここで、生検針角度検出部 1 2 1 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 1 c m 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 1 2 0 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。

40

【 0 0 7 1 】

生検針角度検出部 1 2 1 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 1 2 2 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 1 6 , 1 7 にもつ生検ガイド 1 5 をモニタ 1 2 に表示する。生検針角度検出部 1 2 1 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

50

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。

【0072】

(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。

10

【0073】

(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り、安心して生検をすることができなかつた。

【0074】

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。

20

【0075】

(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。

【0076】

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。

30

【0077】

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。

【0078】

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。

40

【0079】

(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。

【0080】

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

50

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 によりドプラ信号が検出された位置データをメモリ 143 に格納し、ドプ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。

【0081】

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 1 cm 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。

【0082】

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。

【0083】

(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。

【0084】

(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。

【0085】

(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。

【0086】

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。

【0087】

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。

【0088】

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。

【0089】

(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。

【0090】

10

20

30

40

50

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。

【0091】

(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遊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。

10

【0092】

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。

【0093】

[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。

【0094】

(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、

20

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。

【0095】

(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。

30

【0096】

(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。

【0097】

(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、

40

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。

【0098】

50

(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。

【0099】

(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。

10

【図面の簡単な説明】

【0100】

【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。

20

【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。

30

【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

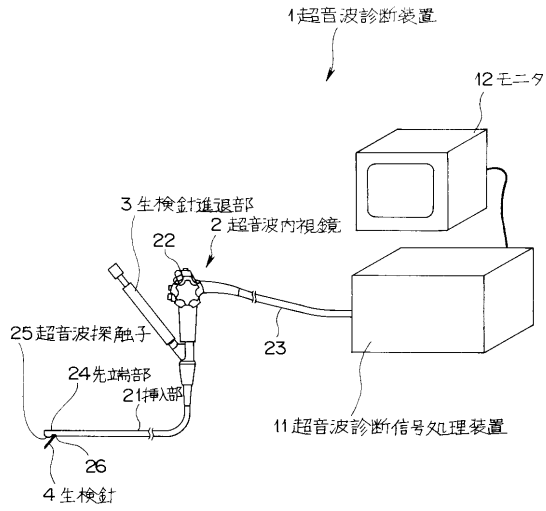
【符号の説明】

40

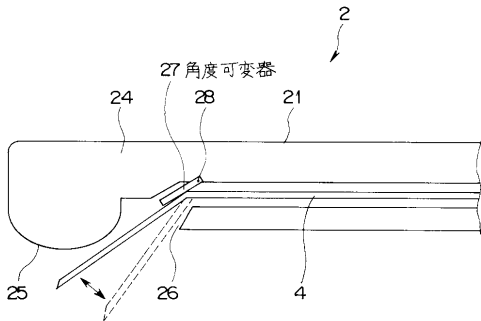
【0101】

- | | |
|-----|-----------------|
| 1 | ... 超音波診断装置 |
| 2 | ... 超音波内視鏡 |
| 1 1 | ... 超音波診断信号処理装置 |
| 2 1 | ... 挿入部 |
| 2 4 | ... 先端部 |
| 2 5 | ... 超音波探触子 |
| 2 6 | ... 生検針突出口 |
| 2 7 | ... 角度可変器 |

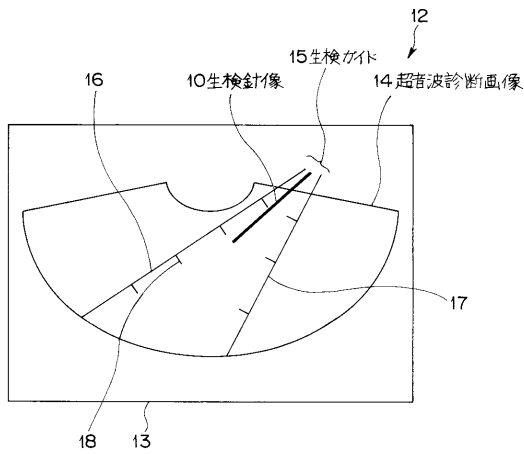
【図1】



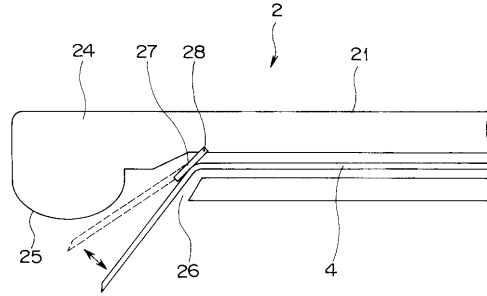
【図2】



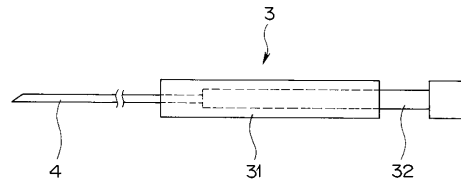
【図5】



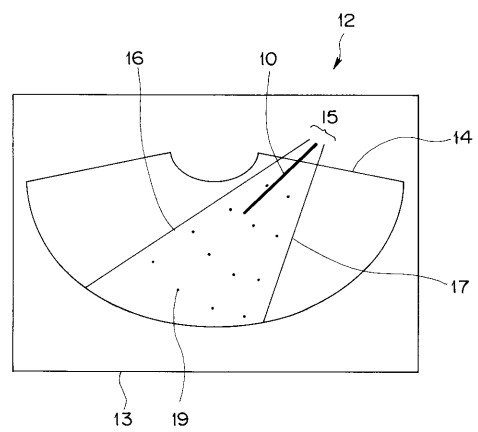
【図3】



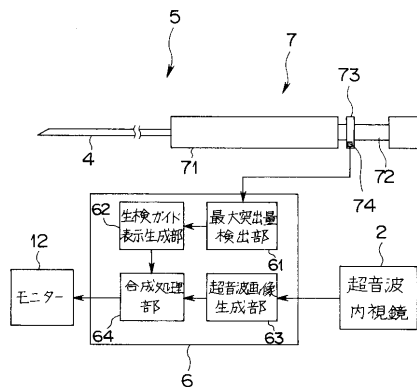
【図4】



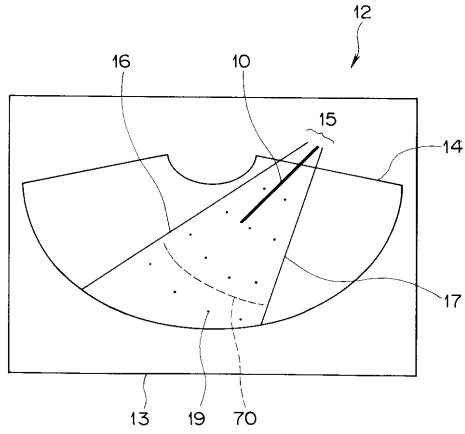
【図6】



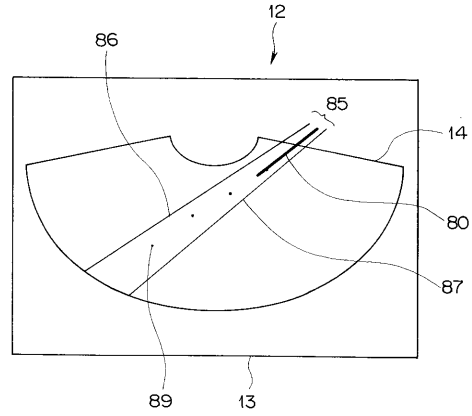
【図7】



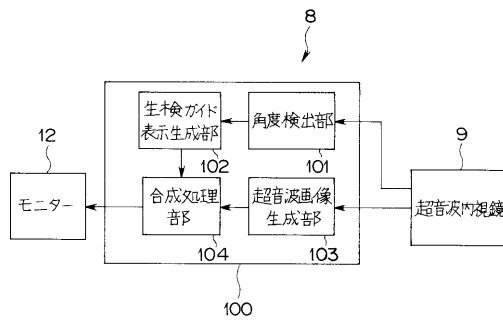
【図8】



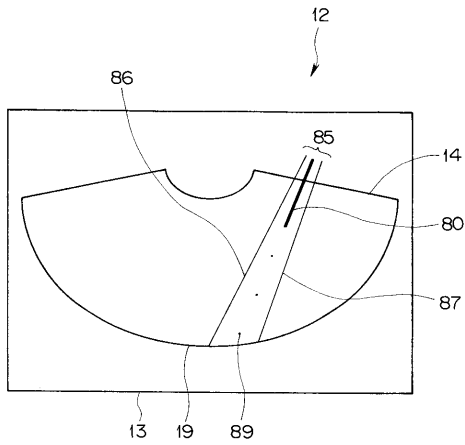
【図10】



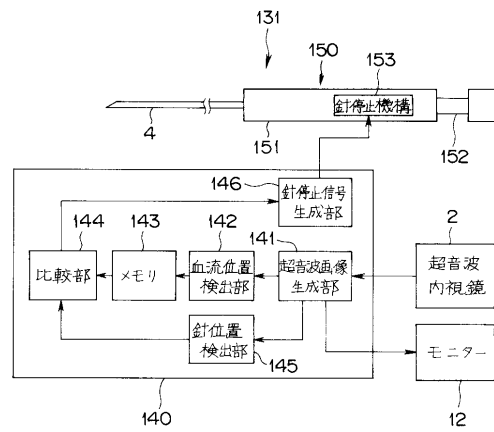
【図9】



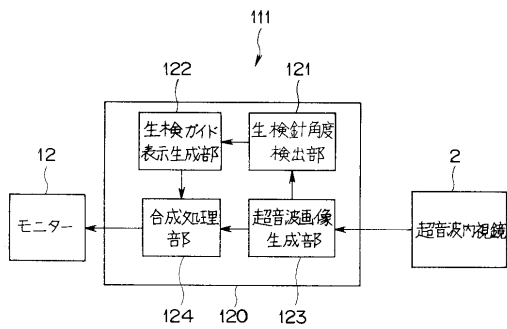
【図11】



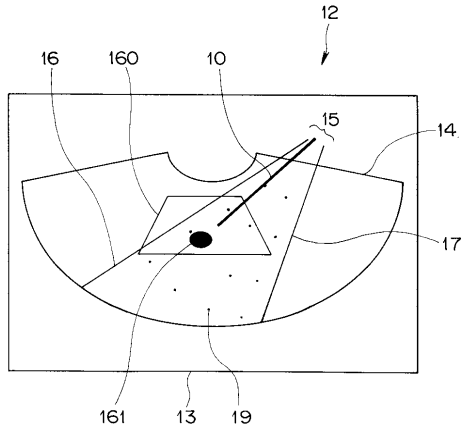
【図13】



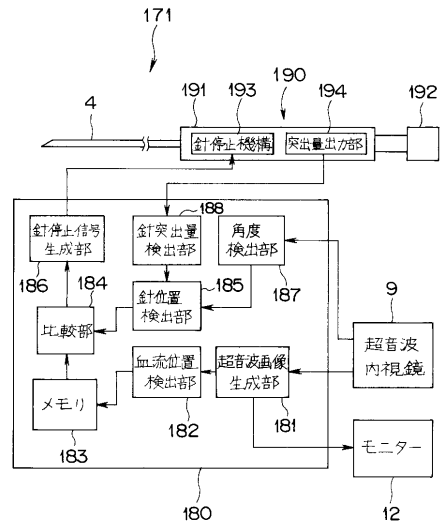
【図12】



【図14】



【図15】



フロントページの続き

(72)発明者 開米 達夫

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

審査官 右 高 孝幸

(56)参考文献 特開平4 - 84948 (J P , A)

特開2000 - 185041 (J P , A)

特表2000 - 500031 (J P , A)

国際公開第00 / 63658 (W O , A 2)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

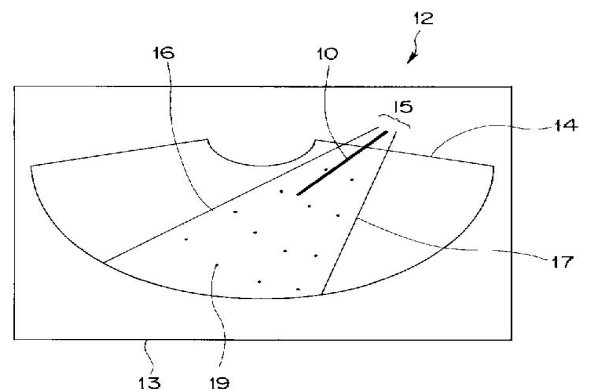
A 6 1 B 8 / 0 0

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4365841B2	公开(公告)日	2009-11-18
申请号	JP2006224648	申请日	2006-08-21
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	宫木浩仲 浦川勉 服部浩 關米達夫		
发明人	宫木 浩仲 浦川 勉 服部 浩 關米 達夫		
IPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB08 4C601/BB22 4C601/DE04 4C601/EE16 4C601/FE01 4C601/FF02 4C601/FF03 4C601/FF05 4C601/FF16 4C601/GB04 4C601/JC07 4C601/JC08 4C601/JC20 4C601/KK12 4C601/KK19 4C601/KK24 4C601/KK28 4C601/KK31		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP2006346477A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

(经修改) 要解决的问题：提供一种用于改善穿刺可操作性的超声诊断设备。 解决方案：将该超声波内窥镜插入体腔内，在远端部分具有活检针，判断超声波诊断图像上是否存在活检针的图像，是否存在活检针图像确定在超声诊断图像上行进的活检针的行进角度，并且基于计算出的活检针前进角度生成与活检针的行进角度对应的引导信息。 ，并叠加超声波诊断图像。在判断活检针的存在与否时，判断是否存在预定长度或更长的线性超声回波信号。 .The 12

【图 6】



【图 7】