

(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2009-45081

(P2009-45081A)

(43) 公開日 平成21年3月5日(2009.3.5)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	4 C 0 6 6
A 6 1 B 19/00 (2006.01)	A 6 1 B 19/00 5 0 2	4 C 6 0 1
A 6 1 M 5/00 (2006.01)	A 6 1 M 5/00 3 3 0	
	A 6 1 M 5/00 3 7 0	

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2007-210783 (P2007-210783)	(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成19年8月13日 (2007. 8. 13)		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
		(71) 出願人	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
		(74) 代理人	100083806
			弁理士 三好 秀和
		(74) 代理人	100095500
			弁理士 伊藤 正和

最終頁に続く

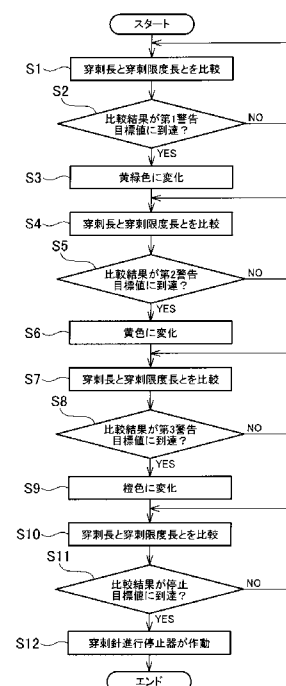
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及びプログラム

(57) 【要約】

【課題】現在普及している安価な1Dアレイプローブを用いる場合でも、生体内に穿刺された穿刺針が穿刺対象部位を越えた部位に穿刺されることを確実に防止する。

【解決手段】超音波診断装置において、超音波ビームを生体内に送信し、超音波ビームの反射波を受信する超音波プローブと、生体内に穿刺される穿刺針の穿刺長を検出する穿刺長検出手段と、穿刺針の穿刺限度長を設定する設定手段と、穿刺長と穿刺限度長とを比較する比較手段と、比較手段により比較された比較結果が予め設定されている警告目標値に達した場合に警告を行う警告手段と、を備える。

【選択図】 図5



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波ビームを生体内に送信し、前記超音波ビームの反射波を受信する超音波プローブと、
生体内に穿刺される穿刺針の穿刺長を検出する穿刺長検出手段と、
前記穿刺針の穿刺限度長を設定する設定手段と、
前記穿刺長と前記穿刺限度長とを比較する比較手段と、
前記比較手段により比較された比較結果が予め設定されている警告目標値に達した場合に警告を行う警告手段と、
を備えることを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

超音波ビームを生体内に送信し、前記超音波ビームの反射波を受信する超音波プローブと、
生体内に穿刺される穿刺針の穿刺長を検出する穿刺長検出手段と、
前記穿刺針の穿刺限度長を設定する設定手段と、
前記穿刺長と前記穿刺限度長とを比較する比較手段と、
前記比較手段により比較された比較結果が予め設定されている停止目標値に達した場合に前記穿刺針の穿刺動作を停止させる停止手段と、
を備えることを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 3】

超音波ビームを生体内に送信し、前記超音波ビームの反射波を受信する超音波プローブと、
生体内に穿刺される穿刺針の穿刺長を検出する穿刺長検出手段と、
前記穿刺針の穿刺限度長を設定する設定手段と、
前記穿刺長と前記穿刺限度長とを比較する比較手段と、
前記比較手段により比較された比較結果が予め設定されている警告目標値に達した場合に警告を行う警告手段と、
前記比較手段により比較された比較結果が予め設定されている停止目標値に達した場合に前記穿刺針の穿刺動作を停止させる停止手段と、
を備えることを特徴とする超音波診断装置。

30

【請求項 4】

前記超音波プローブにおいて受信された前記超音波ビームの反射波に基づく超音波画像と、前記穿刺長検出手段により検出された穿刺長を指示する穿刺長マーカの画像と、前記穿刺対象部位を示す穿刺対象部位マーカの画像とを生成する画像生成手段と、
前記超音波画像と前記穿刺長マーカの画像と前記穿刺対象部位マーカの画像とが重畳して表示される表示部と、
を備えることを特徴とする請求項 1 ないし 3 のいずれか一記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

生体内に穿刺される前記穿刺針の穿刺経路を演算する穿刺経路演算手段を有し、
前記画像生成手段は、前記超音波画像と前記穿刺長マーカの画像と前記穿刺対象部位マーカの画像とに加えて前記穿刺経路を示す画像を生成し、
前記表示部に、前記超音波画像と前記穿刺長マーカの画像と前記穿刺対象部位マーカの画像とに加えて前記穿刺経路の画像が重畳して表示されることを特徴とする請求項 1 ないし 4 のいずれか一記載の超音波診断装置。

40

【請求項 6】

前記警告手段は、前記比較手段による比較結果の変化に応じ、前記穿刺長マーカの画像と前記穿刺経路の画像との少なくとも一方の表示形態を変化させることを特徴とする請求項 1、3、4 又は 5 記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記比較手段による比較結果を示すインジケータを生成するインジケータ生成手段を有

50

し、

前記表示部に前記インジケータが表示されることを特徴とする請求項 1 ないし 6 のいずれか一記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記警告手段は、前記比較手段による比較結果の変化に応じ、前記インジケータの表示形態を変化させることを特徴とする請求項 7 記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記穿刺針の穿刺速度と穿刺加速度との少なくとも一方を演算する速度演算手段と、前記速度演算手段による演算結果と予め設定されている基準値と比較する第 2 の比較手段とを有し、前記警告手段は、前記第 2 の比較手段により比較された比較結果が予め設定されている警告目標値に達した場合に警告を行うことを特徴とする請求項 1、3、4、5、6、7 又は 8 記載の超音波診断装置。

10

【請求項 10】

超音波ビームを生体内に送信し、前記超音波ビームの反射波を受信する超音波プローブを備えるコンピュータ構成の超音波診断装置にインストールされ、この超音波診断装置に

生体内に穿刺される穿刺針の穿刺長を検出する機能と、

前記穿刺針の穿刺限度長を設定する機能と、

前記穿刺長と前記穿刺限度長とを比較する機能と、

比較された比較結果が予め設定されている警告目標値に達した場合に警告を行う機能と

20

を実行させることを特徴とするプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置及びプログラムに関し、特に、超音波プローブを備える超音波診断装置及びその超音波診断装置にインストールされるプログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来から、注射針等の穿刺針を生体内に穿刺し、穿刺針により腫瘍などの組織を採取する検査や、穿刺針の先端から薬剤を局所投与する治療や、穿刺針の先端からマイクロ波やラジオ波を照射する焼灼治療等の穿刺術が行われている。このような穿刺術は、損傷により大出血を起こす危険性のある血管などを避けるために、或いは、目的である腫瘍などの穿刺対象部位に対して確実に穿刺するために、一般的には、超音波診断装置によって生成される 2 次元の断層画像を参照しながら行われている。例えば、下記特許文献 1 に記載されたように、穿刺部位マーカ手段及び穿刺方向マーカ手段により、穿刺対象部位及び穿刺方向を指定することにより、穿刺を容易に行うようにしたものが知られている。

30

【0003】

しかしながら、超音波画像の監視下における穿刺術は比較的簡便に実行できる手法とはいえ熟練を要し、特に穿刺対象部位が他の臓器との境界近くにある場合、穿刺針が他の臓器に穿刺しないように術者は非常に注意して穿刺針を進行させなければならない。臓器と臓器との境界には膜構造があり、術者が手の感覚で感じ取れるため、超音波診断画像と手の感覚とを併用することで、穿刺針が他の臓器に穿刺されることを回避できると言われている。しかし、臓器と臓器との間の膜構造を手の感覚で感じとれるようになるまでには熟練を要する。また、仮に熟練者であったとしても、穿刺境界部が浸潤されて癒着している場合は、境界部分の手ごたえが通常とは異なるため、穿刺針を他の臓器に穿刺するという手技上のリスクが高くなる。

40

【0004】

現在穿刺目的で広く普及している超音波プローブは、超音波振動子が 1 次元に配列された 1 D アレイプローブである。この 1 D アレイプローブを制御する超音波診断装置におい

50

ては、１Ｄアレイプローブの厚み方向に穿刺針がある程度以上屈曲してしまうと画面上では穿刺針の進行が確認できない。このため、術者が誤って必要以上に穿刺針を進行させてしまい、他の臓器を傷つけるという手技上のリスクが高くなることが知られている。

【０００５】

そこで、超音波診断装置の中には、超音波の送受信を行う超音波プローブに穿刺針の穿刺経路を規定する規定具を設け、且つ、この規定具に、穿刺針の生体への穿刺長と穿刺角度とを検出する検出器を設けて、穿刺針の先端位置を演算により求め、その位置を超音波画像上に重ね合わせて針の位置を表示する機能を有するものがある。

【０００６】

また、近年では、超音波振動子を揺動させる機能を備えた１Ｄアレイプローブや、２次元に配置された超音波振動子を備える超音波プローブ（以下「２Ｄアレイプローブ」と呼ぶ）を用いて生体のボリュームデータを収集し、立体画像や複数方向の断面画像等の３次元画像を表示する超音波診断装置が知られている（例えば、下記特許文献２参照）。３次元画像を表示することにより、穿刺針を目的とする穿刺対象部位に確実に穿刺することが可能となる。

【特許文献１】特開平５－１７６９２２号公報

【特許文献２】特開平７－１１６１６４号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【０００７】

しかしながら、前述の超音波診断装置においては、以下の点について配慮がなされていない。

【０００８】

例えば、上述した前者の超音波診断装置は、単なるスキャン断面内におけるガイド表示であるため、穿刺針が患部等の穿刺対象部位の近傍で超音波プローブの厚み方向に屈曲した場合には、その屈曲を見逃したために穿刺対象部位を越えた位置に穿刺針を穿刺する場合がある。

【０００９】

また、上述した特許文献２に記載された後者の超音波診断装置は、２Ｄアレイプローブにより３次元的なスキャンを行うため、従来の１Ｄアレイプローブの画質を実現しようとするとフレームレートが低下してリアルタイム性が損なわれ、リアルタイム性を維持しようとすると画質が劣るというトレードオフの関係が存在する。加えて、２Ｄアレイプローブを用いてリアルタイムで３Ｄ処理をするためには高価な超音波診断装置が必要であり、経済的な負担が大きくなる。

【００１０】

また、上述の特許文献２に記載の手法でも、超音波画像とガイド表示による穿刺支援はなされているものの、術者の穿刺針の過度な挿入を積極的に防止するための機能には言及されていない。

【００１１】

本発明はこのような課題を解決するためになされたもので、その目的は、現在普及している安価な１Ｄアレイプローブを用いる場合でも、生体内に穿刺される穿刺針が穿刺対象部位を越えた部位に穿刺されることを確実に防止することができ、穿刺針を目的とする穿刺対象部位へ穿刺する精度を高めることができる超音波診断装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【００１２】

本発明の実施の形態に係る第１の特徴は、超音波診断装置において、超音波ビームを生体内に送信し、前記超音波ビームの反射波を受信する超音波プローブと、生体内に穿刺される穿刺針の穿刺長を検出する穿刺長検出手段と、前記穿刺針の穿刺限度長を設定する設定手段と、前記穿刺長と前記穿刺限度長とを比較する比較手段と、前記比較手段により比較された比較結果が予め設定されている警告目標値に達した場合に警告を行う警告手段と

10

20

30

40

50

、を備えることである。

【 0 0 1 3 】

本発明の実施の形態に係る第 2 の特徴は、超音波診断装置において、超音波ビームを生体内に送信し、前記超音波ビームの反射波を受信する超音波プローブと、生体内に穿刺される穿刺針の穿刺長を検出する穿刺長検出手段と、前記穿刺針の穿刺限度長を設定する設定手段と、前記穿刺長と前記穿刺限度長とを比較する比較手段と、前記比較手段により比較された比較結果が予め設定されている停止目標値に達した場合に前記穿刺針の穿刺動作を停止させる停止手段と、を備えることである。

【 0 0 1 4 】

本発明の実施の形態に係る第 3 の特徴は、超音波診断装置において、超音波ビームを生体内に送信し、前記超音波ビームの反射波を受信する超音波プローブと、生体内に穿刺される穿刺針の穿刺長を検出する穿刺長検出手段と、前記穿刺針の穿刺限度長を設定する設定手段と、前記穿刺長と前記穿刺限度長とを比較する比較手段と、前記比較手段により比較された比較結果が予め設定されている警告目標値に達した場合に警告を行う警告手段と、前記比較手段により比較された比較結果が予め設定されている停止目標値に達した場合に前記穿刺針の穿刺動作を停止させる停止手段と、を備えることである。

10

【 0 0 1 5 】

本発明の実施の形態に係る第 4 の特徴は、プログラムにおいて、超音波ビームを生体内に送信し、前記超音波ビームの反射波を受信する超音波プローブを備えるコンピュータ構成の超音波診断装置にインストールされ、この超音波診断装置に、生体内に穿刺される穿刺針の穿刺長を検出する機能と、前記穿刺針の穿刺限度長を設定する機能と、前記穿刺長と前記穿刺限度長とを比較する機能と、比較された比較結果が予め設定されている警告目標値に達した場合に警告を行う機能と、を実行させる。

20

【 発明の効果 】

【 0 0 1 6 】

本発明によれば、穿刺針を生体内に穿刺する場合において、生体内に穿刺される穿刺針が穿刺対象部位を越えた部位に穿刺されることを確実に防止することができ、穿刺針を目的とする穿刺対象部位へ穿刺する精度を高めることができる超音波診断装置及びプログラムを提供することである

30

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 7 】

以下、本発明の実施の形態を図面を用いて説明する。

【 0 0 1 8 】

(第 1 の実施の形態)

本発明の第 1 の実施の形態に係る超音波診断装置の概略構成を図 1 に示す。超音波診断装置は、図 1 に示すようにコンピュータ構成の超音波診断装置本体 1 を有し、この超音波診断装置本体 1 に対し、超音波プローブ 2、表示部であるモニタ 3、入力装置 4、ネットワーク 5 等が接続されている。超音波プローブ 2 には、穿刺用アダプタ 6 が取付けられている。

40

【 0 0 1 9 】

超音波診断装置本体 1 には、送受信部 7 と、B モード処理部 8 と、ドブラ処理部 9 と、画像生成部 10 と、画像メモリ 11 と、演算・制御部 12 と、内部記憶装置 13 とが設けられている。これらの各部は、バス 14 により接続されている。

【 0 0 2 0 】

演算・制御部 12 は、CPU からなり、入力装置 4 からの入力信号に基づいて、内部記憶装置 13 にインストールされているプログラムを読み出し、超音波診断装置の各部を制御する。

【 0 0 2 1 】

超音波プローブ 2 には、振動子セルが集積された複数の超音波振動子 15 が内蔵されている。これらの超音波振動子 15 からは超音波が発生され、発生した超音波が生体内に超

50

音波ビームとして送信され、送信された超音波ビームの反射波が超音波振動子 15 の各振動子セルにおいて受信される。超音波プローブ 2 は、超音波診断装置本体 1 内に設けられた送受信部 7 に接続されている。

【0022】

超音波プローブ 2 から生体内への超音波ビームの送信時には、送受信部 7 内のパルサー（図示せず）において高電圧パルスが所定の遅延時間毎に順次発生される。この高電圧パルスが超音波プローブ 2 に内蔵されている超音波振動子 15 の各振動子セルに順次印加されることで、各振動子セルにおいて超音波が発生する。

【0023】

一方、超音波ビームの反射波の受信時には、超音波振動子 15 の各振動子セルにおいて超音波ビームの反射波が受信され、その受信信号が送受信部 7 に入力される。

10

【0024】

送受信部 7 では、受信信号がプリアンプでゲイン補正を受けた後に A/D 変換される。A/D 変換されたデータは、バス 14 を介して送信され、一時的に画像メモリ 11 に書き込まれる。画像メモリ 11 に書き込まれたデータは、送受信部 7 により必要なタイミングで読み出される。送受信部 7 では、画像メモリ 11 からデータを読み出した後、データを整相加算し、最終的に B モード処理部 8 やドブラ処理部 9 に送信する。B モード処理部 8 やドブラ処理部 9 では、それぞれ B モード画像構成のための処理、ドブラモード画像構成のための処理が行われ、処理されたデータは画像生成部 10 に送信される。

【0025】

20

この超音波ビームの送受信に関する制御は、内部記憶装置 13 にインストールされている装置制御プログラムや送受信条件等を用いて動作する演算・制御部 12 により行われる。

【0026】

また、超音波プローブ 2 に取付けられた穿刺用アダプタ 6 には、図 2 に示すように、穿刺針 16 と、穿刺長検出器 17 と、穿刺針進行停止器 18 とが設けられている。

【0027】

穿刺針 16 は、穿刺用アダプタ 6 に着脱可能に取付けられ、生体内へ穿刺される。穿刺針 16 の穿刺角度は、穿刺用アダプタ 6 により規定される角度に限定される。

【0028】

30

穿刺長検出器 17 は、生体内へ穿刺される穿刺針 16 の穿刺長を検出する。穿刺長検出器 17 は、穿刺針 16 の先端が通過したことを検出する光センサ 19 と、穿刺針 16 の外周面に反対方向の 2 方向から当接されて回転可能に保持された一対の回転体 20 と、回転体 20 の回転角度を検出するエンコーダ（図示せず）とを備えている。光センサ 19 とエンコーダとは超音波診断装置本体 1 に接続され、光センサ 19 とエンコーダとからの出力が演算・制御部 12 に入力されて演算処理されることにより、穿刺針 16 の生体内への穿刺長が求められる。ここに、穿刺針 16 の穿刺長を検出する穿刺長検出手段の機能が実行される。

【0029】

40

穿刺針進行停止器 18 は、穿刺針 16 の生体内への穿刺長が後述する設定条件に達した場合に、穿刺針 16 の穿刺動作を停止させる機構である。穿刺針進行停止器 18 は、一対の回転体 20 と、これらの回転体 20 を穿刺針 16 を挟み付ける方向に付勢して穿刺針 16 と回転体 20 との間の摩擦力を大きくするソレノイドやステッピングモータ等のアクチュエータ（図示せず）とを備えている。穿刺針進行停止器 18 のアクチュエータは、超音波診断装置本体 1 に接続され、演算・制御部 12 から出力される信号により作動して穿刺針 16 の穿刺動作を停止させる。ここに、穿刺針 16 の穿刺動作を停止させる停止手段の機能が実行される。

【0030】

入力装置 4 は、超音波診断装置を操作する部分であり、パネルスイッチ 4a と、タッチコマンドスクリーン 4b と、フットスイッチ 4c と、トラックボール 4d と、外部記憶装

50

置 4 e とを備えている。この入力装置 4 において、穿刺針 1 6 の穿刺角度の入力や、穿刺針 1 6 の穿刺対象部位の入力等が行われる。

【 0 0 3 1 】

図 3 は、穿刺針 1 6 を穿刺して超音波診断を行った場合においてモニタ 3 に表示される画像を示すものである。

【 0 0 3 2 】

この画像には、超音波プローブ 2 により撮影された超音波画像 2 1 と、穿刺長検出器 1 7 により検出された穿刺針 1 6 の生体内への穿刺長を示す穿刺長マーカ A の画像と、穿刺対象部位を示す穿刺対象部位マーカ B の画像と、生体内に穿刺される穿刺針 1 6 の穿刺経路 C の画像とが表示されている。なお、超音波プローブ 2 により撮影された超音波画像 2 1 には、臓器の画像 2 1 a と、生体内へ穿刺された穿刺針 1 6 の画像 2 1 b とが含まれている。

10

【 0 0 3 3 】

穿刺経路 C は、生体に穿刺される穿刺針 1 6 の穿刺位置から穿刺対象部位まで至る経路であり、穿刺された穿刺針 1 6 はこの穿刺経路 C 上に沿って穿刺される。穿刺経路 C は、穿刺用アダプタ 6 において決定された穿刺針 1 6 の穿刺角度を入力装置 4 から入力することにより、演算・制御部 1 2 により算出される。ここに、穿刺経路演算手段の機能が実行される。算出された穿刺経路 C に関する情報は画像生成部 1 0 に入力され、画像生成部 1 0 において穿刺経路 C の画像が生成される。

【 0 0 3 4 】

穿刺長マーカ A は、穿刺長検出器 1 7 により検出された生体内への穿刺針 1 6 の穿刺長に応じた長さを表示するマーカである。穿刺長検出器 1 7 の検出結果に基づいて演算・制御部 1 2 において穿刺長が演算され、その演算結果により画像生成部 1 0 において穿刺長マーカ A の画像が生成される。ここに、穿刺長マーカ A の画像を生成する画像生成手段の機能が実行される。穿刺長マーカ A の位置は、穿刺針 1 6 を生体内に穿刺することに伴い、刻々と変化する。

20

【 0 0 3 5 】

穿刺対象部位マーカ B は、穿刺針 1 6 を穿刺する穿刺対象部位を示すものである。入力装置 4 のパネルスイッチ 4 a 又はタッチコマンドスクリーン 4 b を術者が操作し、「穿刺針 1 6 の穿刺対象部位入力スイッチ」を押すことにすることにより、穿刺針 1 6 の穿刺対象部位を決めるための G U I (Graphical User interface) が演算・制御部 1 2 により制御され、画像生成部 1 0 において穿刺対象部位マーカ B の画像が生成される。ここに、穿刺対象部位マーカ B の画像を生成する画像生成手段の機能が実行される。穿刺対象部位マーカ B は、例えば、図 3 に示すように、モニタ 3 の穿刺経路 C 上に移動可能に現れ、トラックボール 4 d を操作することにより穿刺対象部位マーカ B が穿刺経路 C 上に沿って移動し、パネルスイッチ 4 a またはタッチコマンドスクリーン 4 b にて「決定スイッチ」を押すことにより、穿刺対象部位が決定され、穿刺対象部位マーカ B が固定点表示となる。

30

【 0 0 3 6 】

なお、図 3 においては、点状の穿刺対象部位マーカ B を示しているが、この穿刺対象部位マーカ B に代えて、図 4 に示すような、穿刺挿入始点位置を中心とする弧状の穿刺対象部位マーカ B ' を表示してもよい。

40

【 0 0 3 7 】

超音波プローブ 2 により撮影された超音波画像と、穿刺長マーカ A の画像と、穿刺対象部位マーカ B (又は、B ') の画像と、穿刺経路 C の画像とは、図 3 又は図 4 に示すように、モニタ 3 に重畳して表示される。

【 0 0 3 8 】

また、穿刺対象部位マーカ B が固定点表示となった後、演算・制御部 1 2 により穿刺針 1 6 の穿刺位置から指定された穿刺対象部位までの距離 (穿刺針 1 6 の穿刺限度長) が演算される。ここに、穿刺針 1 6 の穿刺限度長を設定する設定手段の機能が実行される。設定された穿刺限度長は、画像メモリ 1 1 に記憶される。

50

【 0 0 3 9 】

穿刺限度長が設定された後、穿刺針 1 6 の穿刺に伴って穿刺限度長と穿刺長とが演算・制御部 1 2 により比較され、穿刺長と穿刺限度長とを比較する比較手段の機能が実行される。比較手段による比較結果が予め設定されている警告目標値に達した場合には、演算・制御部 1 2 の制御により警告が行われ、警告手段の機能が実行される。警告の態様については後述する。また、比較手段による比較結果が予め設定されている警告目標値に達した場合には、上述したように演算・制御部 1 2 の制御により穿刺針進行停止器 1 8 のアクチュエータが作動し、穿刺針 1 6 の穿刺動作を停止させる停止手段の機能が実行される。

【 0 0 4 0 】

穿刺針 1 6 の穿刺に伴う一連の処理について、図 5 のフローチャートに基づいて説明する。なお、この処理は、内部記憶装置 1 3 にインストールされた超音波診断装置のプログラムに従い、超音波診断装置に対して各種の機能を実行させることにより行われる。

【 0 0 4 1 】

まず、穿刺針 1 6 を穿刺することにより穿刺長検出器 1 7 により検出される検出結果に基づいて得られる穿刺長と、既に求められている穿刺限度長とが比較される (S 1)。ここに、比較手段の機能が実行される。ついで、穿刺長と穿刺限度長との比較結果が第 1 警告目標値に到達したか否かが判断され (S 2)、比較結果が第 1 警告目標値に到達した場合には (S 2 の Y E S)、穿刺長マーカ A と穿刺経路 C との少なくとも一方の表示形態が白色から黄緑色に変化する (S 3)。ここに、警告手段の機能が実行される。なお、第 1 警告目標値とは、例えば、穿刺長と穿刺限度長との差が 3 c m 未満であって 2 c m 以上である場合を意味する。

【 0 0 4 2 】

ステップ S 3 において、穿刺長マーカ A と穿刺経路 C との少なくとも一方の表示形態が黄緑色に変化した後、再び穿刺長と穿刺限度長とが比較される (S 4)。ここに、2 度目の比較手段の機能が実行される。ついで、穿刺長と穿刺限度長との比較結果が第 2 警告目標値に到達したか否かが判断され (S 5)、比較結果が第 2 警告目標値に到達した場合には (S 5 の Y E S)、穿刺長マーカ A と穿刺経路 C との少なくとも一方の表示形態が黄緑色から黄色に変化する (S 6)。ここに、2 度目の警告手段の機能が実行される。なお、第 2 警告目標値とは、例えば、穿刺長と穿刺限度長との差が 2 c m 未満であって 1 c m 以上である場合を意味する。

【 0 0 4 3 】

ステップ S 6 において、穿刺長マーカ A と穿刺経路 C との少なくとも一方の表示形態が黄色に変化した後、再び穿刺長と穿刺限度長とが比較される (S 7)。ここに、3 度目の比較手段の機能が実行される。ついで、穿刺長と穿刺限度長との比較結果が第 3 警告目標値に到達したか否かが判断され (S 8)、比較結果が第 3 警告目標値に到達した場合には (S 8 の Y E S)、穿刺長マーカ A と穿刺経路 C との少なくとも一方の表示形態が黄色から橙色に変化する (S 9)。ここに、3 度目の警告手段の機能が実行される。なお、第 3 警告目標値とは、例えば、穿刺長と穿刺限度長との差が 1 c m 未満である場合を意味する。

【 0 0 4 4 】

穿刺長と穿刺限度長との比較結果が第 3 警告目標値に達し、ステップ S 9 に示すように、穿刺長マーカ A と穿刺経路 C との少なくとも一方の色が橙色に変化した後は、再び穿刺長と穿刺限度長とが比較される (S 1 0)。ここに、4 度目の比較手段の機能が実行される。ついで、穿刺長と穿刺限度長との比較結果が停止目標値に到達したか否かが判断され (S 1 1)、比較結果が停止目標値に到達した場合には (S 1 1 の Y E S)、穿刺針進行停止器 1 8 のアクチュエータが作動される (S 1 2)。ここに、停止手段の機能が実行され、穿刺針 1 6 の進行動作が強制的に停止される。停止目標値としては、例えば、穿刺長と穿刺限度長とが一致して差がなくなる値、穿刺長と穿刺限度長とが一致する直前 (例えば、2 m m 手前) の値を設定することができる。

【 0 0 4 5 】

ここで、この実施の形態では、穿刺長と穿刺限度長との比較結果の目標値を３段階に分け、穿刺長マーカＡと穿刺経路Ｃとの少なくとも一方の色を３段階に変化させる場合を例に挙げて説明したが、変化させる段階の回数は３回に限定されるものではなく、１回でもよく、又は、４回以上であってもよい。

【００４６】

穿刺長マーカＡや穿刺経路Ｃの表示形態を変化させる他の方法としては、穿刺長マーカＡや穿刺経路Ｃの輝度を、穿刺長と穿刺限度長との比較結果に応じて変化させる方法が挙げられる。また、穿刺長マーカＡや穿刺経路Ｃの表示形態を変化させる他の方法としては、穿刺長マーカＡや穿刺経路Ｃを点滅表示させ、その点滅間隔を穿刺長と穿刺限度長との比較結果に応じて変化させる方法が挙げられる。さらに、穿刺長マーカＡや穿刺経路Ｃの色や輝度や点滅速度を組み合わせることで変化させてもよい。

10

【００４７】

また、穿刺長マーカＡや穿刺経路Ｃの表示形態を変化させる場合において、穿刺長と穿刺限度長との差に基づいて変化させることに限定されるものではない。例えば、穿刺限度長と差分値（穿刺限度長と穿刺長との差）との比をとり、この比が３０％未満から２０％以上の場合、２０％未満から１０％以上の場合、１０％未満の場合等に応じて穿刺経路Ｃや穿刺長マーカＡの色や輝度や点滅速度等を変化させてもよい。

【００４８】

なお、穿刺針進行停止器１８のアクチュエータが作動して穿刺針１６の進行動作が停止された後、入力装置４のパネルスイッチ４ａまたはタッチコマンドスクリーン４ｂから、“穿刺針進行停止／開始”のスイッチを押すことで、術者は、自分の判断で本機能を停止して穿刺針１６をあらためて自由に動かすことができる。この“穿刺針進行停止／開始”のスイッチは、“穿刺針の穿刺対象部位入力”のスイッチを押して、術者が穿刺対象部位を決定した後に、自動的に開始状態となる。開始状態とは、穿刺針進行停止器１８のアクチュエータが作動可能な待機状態となることを意味する。

20

【００４９】

このような構成において、この超音波診断装置では、超音波プローブ２により撮影された穿刺針１６と、穿刺長検出器１７により検出された穿刺針１６の穿刺長を表わす穿刺長マーカＡとがモニタ３に表示される。そして、穿刺針１６が穿刺経路Ｃ上を真っ直ぐに進行している場合には、モニタ３に表示される穿刺針１６の先端位置と、穿刺長マーカＡの位置とが一致している。

30

【００５０】

一方、超音波プローブ２の厚み方向に穿刺針１６が屈曲し、穿刺針１６の先端部がモニタ３に表示されなくなった場合には、モニタ３に表示されている穿刺針１６の先端位置と、穿刺長マーカＡの位置とが一致しなくなる。このため、モニタ３に表示されている穿刺針１６の先端位置と穿刺長マーカＡの位置とを見ることがにより、穿刺針１６が超音波プローブ２の厚み方向に屈曲したことを迅速に検知することができる。

【００５１】

生体内に穿刺された穿刺針１６の先端が穿刺対象部位に近付き、穿刺長と穿刺限度長との差が警告目標値に達した場合には、穿刺長マーカＡや穿刺経路Ｃの色、輝度、点滅速度等が変化し、術者に対して穿刺針１６の先端が穿刺対象部位に近付いたことの警告が行われる。

40

【００５２】

この警告が行われることにより、術者は、穿刺針１６の先端が穿刺対象部位に近付いたことを確実に認識することができ、穿刺の慎重性の度合いを高めることができる。

【００５３】

さらに、穿刺針１６の先端が予め設定されている停止目標値に到達した場合は、穿刺針進行停止器１８のアクチュエータが自動的に作動し、穿刺針１６の穿刺方向への進行動作が強制的に停止される。このため、穿刺針１６を穿刺対象部位を越えた部位まで穿刺するというのを確実に防止することができる。特に、穿刺対象部位の直前において穿刺針１

50

6が超音波プローブ2の厚み方向に屈曲した場合においても、穿刺針16が穿刺対象部位を越えた部位に穿刺されるということを確実に防止することができる。

【0054】

しかも、超音波プローブ2として、現在普及している安価な1Dアレイプローブを用いる場合でも、生体内に穿刺された穿刺針16が穿刺対象部位を越えた部位に穿刺されることを確実に防止することができる。

【0055】

(第2の実施の形態)

本発明の第2の実施の形態に係る超音波診断装置について、図6に基づいて説明する。なお、第2の実施の形態及びこれ以降の実施の形態において、先行して説明した実施の形態の構成要素と同じ構成要素には同じ符号を付し、重複する説明は省略する。

【0056】

第2の実施の形態の基本的構造は第1の実施の形態と同じであり、第2の実施の形態では、穿刺針16の穿刺動作を停止させる停止手段として、第1の実施の形態で説明した穿刺針進行停止器18に代えて、穿刺針進行停止器18Aが設けられている。

【0057】

穿刺針進行停止器18Aは、穿刺針16を挟む位置に対向させて配置された一对の可動部材22と、可動部材22を穿刺針16を挟む位置に移動させるステッピングモータやソレノイド等のアクチュエータ(図示せず)とを備えている。可動部材22における穿刺針16に対向する位置には、摩擦係数の高いゴム板23が取付けられている。アクチュエータは、超音波診断装置本体1に接続されている。

【0058】

このような構成において、生体に穿刺される穿刺針16の先端が予め設定されている停止目標値に到達した場合は、演算・制御部12により制御される穿刺針進行停止器18Aのアクチュエータが自動的に作動し、穿刺針16が一对の可動部材22により挟持され、穿刺針16の穿刺方向への進行動作が強制的に停止される。このため、穿刺針16を穿刺対象部位を越えた部位に穿刺するということを確実に防止することができる。

【0059】

(第3の実施の形態)

本発明の第3の実施の形態に係る超音波診断装置について、図7に基づいて説明する。

【0060】

第3の実施の形態の基本的構造は第1の実施の形態と同じであり、第3の実施の形態では、穿刺針16の穿刺動作を停止させる停止手段として、第1の実施の形態で説明した穿刺針進行停止器18に代えて、穿刺針進行停止器18Bが設けられている。

【0061】

穿刺針進行停止器18Bは、穿刺針16を挟む位置に対向させて配置された電磁石24と磁性体25とを備えている。電磁石24に通電されることにより磁性体25が電磁石24に吸着され、電磁石24と磁性体25とにより穿刺針16が挟持される。電磁石24は、超音波診断装置本体1に接続されている。

【0062】

このような構成において、生体に穿刺される穿刺針16の先端が予め設定されている停止目標値に達した場合は、演算・制御部12により制御される穿刺針進行停止器18Bの電磁石が自動的に作動し、電磁石24と磁性体25とにより穿刺針16が挟持され、穿刺針16の穿刺方向への進行動作が停止される。このため、穿刺針16を穿刺対象部位を越えた部位に穿刺するということを確実に防止することができる。

【0063】

(第4の実施の形態)

本発明の第4の実施の形態に係る超音波診断装置について、図8に基づいて説明する。

【0064】

第4の実施の形態の超音波診断装置では、モニタ3の表示画面内に、穿刺限度長と穿刺

10

20

30

40

50

長との比較結果を示すインジケータ 2 6 が表示されている。インジケータ 2 6 では、穿刺限度長の長さを示す穿刺限度長表示部 2 6 a と、穿刺長の長さを示す穿刺長表示部 2 6 b とが重なって表示されている。

【 0 0 6 5 】

このインジケータ 2 6 は、演算・制御部 1 2 により制御されて画像生成部 1 0 において生成され、ここに、インジケータ生成手段の機能が実行される。また、インジケータ 2 6 は、モニタ 3 の表示画面内に表示される超音波画像 2 1 にかからない位置に表示される。

【 0 0 6 6 】

穿刺長と穿刺限度長との比較結果が予め設定されている警告目標値に達した場合には、演算・制御部 1 2 により警告が行われ、ここに、警告手段の機能が実行される。警告の態様としては、例えば、穿刺長表示部 2 6 b の色や輝度を変化させ、或いは、穿刺長表示部 2 6 b の点滅速度を変化させることが挙げられる。

【 0 0 6 7 】

このような構成において、モニタ 3 の表示画面内にインジケータ 2 6 を表示することにより、術者は現時点の穿刺長が穿刺限度長に対してどの程度の割合の位置まで到達しているかを直感することができる。

【 0 0 6 8 】

生体内に穿刺された穿刺針 1 6 の先端が穿刺対象部位に近付き、穿刺長と穿刺限度長との差が警告目標値に達した場合には、穿刺長表示部 2 6 b の色、輝度、点滅速度等が変化し、術者に対して穿刺針 1 6 の先端が穿刺対象部位に近付いたことの警告が行われる。この警告が行われることにより、術者は、穿刺針 1 6 の先端が穿刺対象部位に近付いたことを確実に認識することができ、穿刺の慎重性の度合いを高めることができる。

【 0 0 6 9 】

また、インジケータ 2 6 を表示した場合、超音波画像 2 1 内に表示される穿刺長マーカの表示をオフにしてもよい。穿刺長マーカの表示をオフにすることにより、超音波画像 2 1 内に表示される穿刺針 1 6 を見やすくすることができる。

【 0 0 7 0 】

(第 5 の実施の形態)

本発明の第 5 の実施の形態に係る超音波診断装置について、図 1 を援用して説明する。

【 0 0 7 1 】

第 5 の実施の形態の超音波診断装置では、演算・制御部 1 2 において穿刺針 1 6 の穿刺速度と穿刺加速度との少なくと一方が演算され、ここに、速度演算手段の機能が実行される。この演算は、穿刺長検出器 1 7 による穿刺長の検出値と、超音波診断装置本体 1 内のタイマ (図示せず) で計測した時間とに基づいて行われる。

【 0 0 7 2 】

穿刺針 1 6 の穿刺速度又は穿刺加速度が演算されると、その演算結果と予め設定されている基準値とが演算・制御部 1 2 により比較され、ここに、第 2 の比較手段の機能が実行される。

【 0 0 7 3 】

この比較結果が予め設定されている警告目標値に達した場合には、演算・制御部 1 2 により警告が行われ、ここに、警告手段の機能が実行される。警告の態様としては、上述したように、モニタ 3 に表示される穿刺長マーカ A の画像や穿刺経路 C の画像の色や輝度や点滅速度を変えることが挙げられる。

【 0 0 7 4 】

このような構成において、穿刺針 1 6 の穿刺速度や穿刺加速度が上昇し、穿刺速度や穿刺加速度と予め設定されている基準値との比較結果が予め設定されている警告目標値に達した場合には、警告が行われる。

【 0 0 7 5 】

この警告により、術者は、穿刺速度や穿刺加速度が速過ぎることを認識することができ、穿刺の速度を下げることができ、それにより穿刺の安全性を担保することができる。

10

20

30

40

50

【図面の簡単な説明】

【0076】

【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概略構成を示すブロック図である。

【図2】超音波プローブと穿刺用アダプタとを示す正面図である。

【図3】モニタに表示される表示画像を示す模式図である。

【図4】穿刺限度位置マーカの変形例を含む表示画像の模式図である。

【図5】穿刺に伴って行われる処理について説明するフローチャートである。

【図6】本発明の第2の実施の形態の超音波プローブと穿刺用アダプタとを示す正面図である。

10

【図7】本発明の第3の実施の形態の超音波プローブと穿刺用アダプタとを示す正面図である。

【図8】本発明の第4の実施の形態の超音波診断装置におけるモニタに表示される表示画像を示す模式図である。

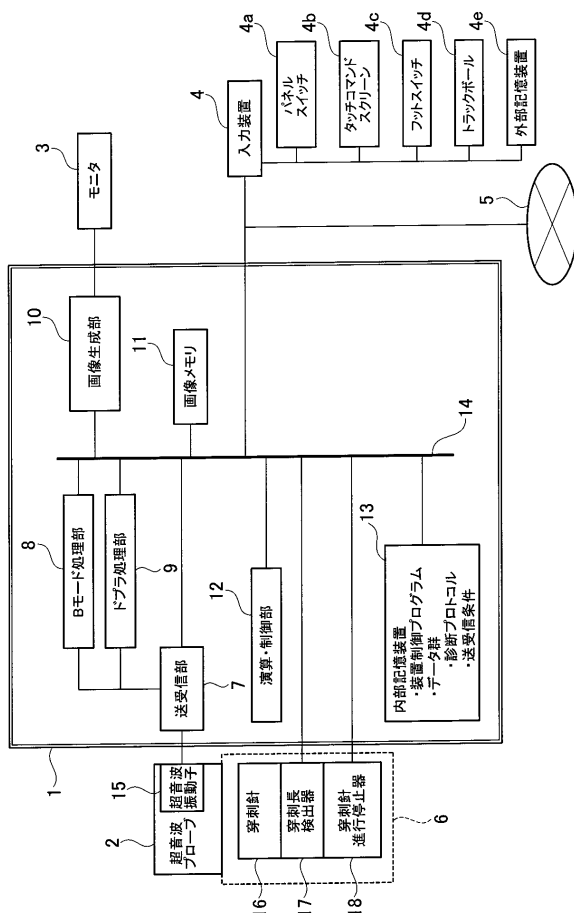
【符号の説明】

【0077】

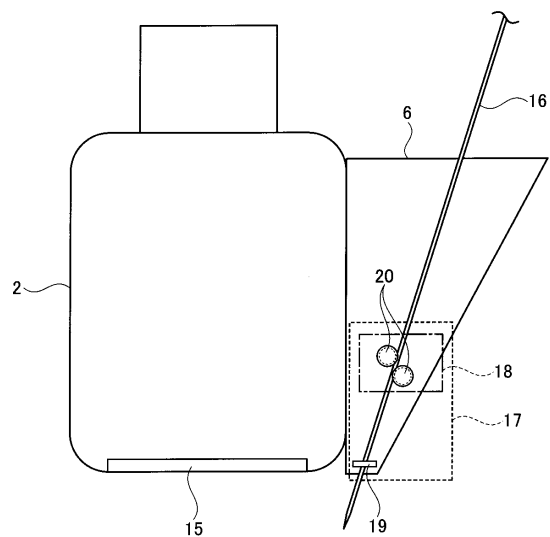
- 2 超音波プローブ
- 3 表示部
- 16 穿刺針
- 26 インジケータ
- A 穿刺長マーカ
- B 穿刺対象部位マーカ
- C 穿刺経路

20

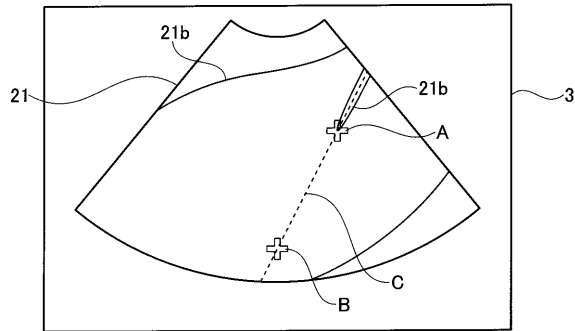
【図1】



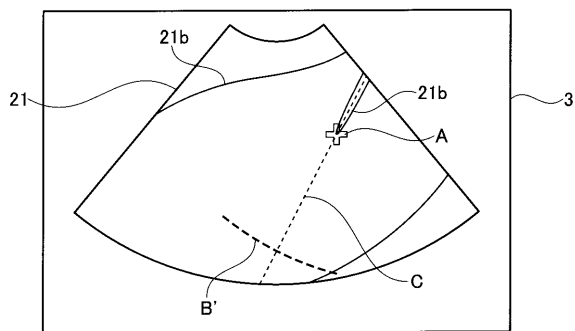
【図2】



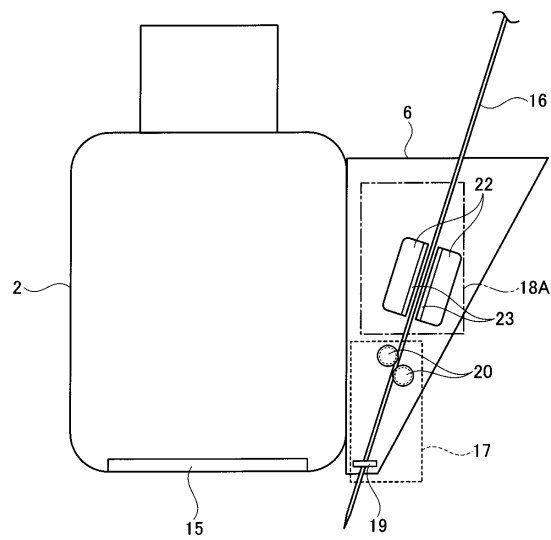
【図 3】



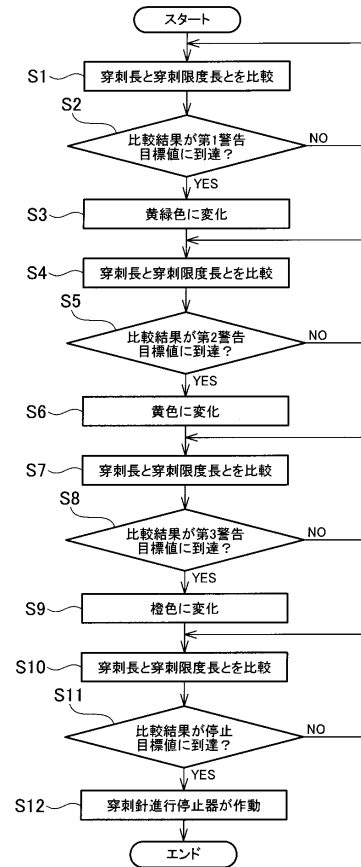
【図 4】



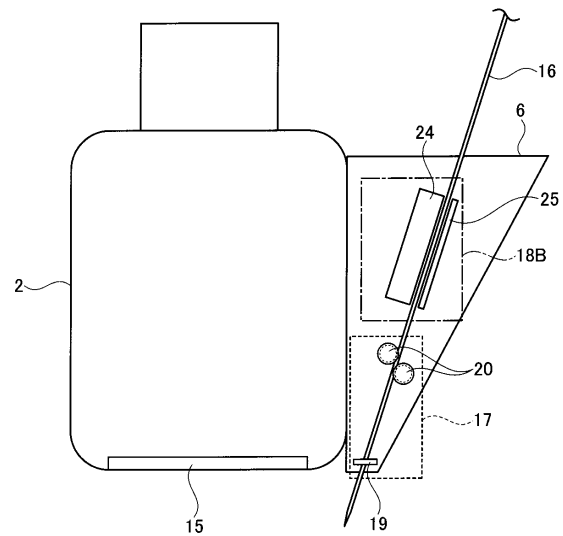
【図 6】



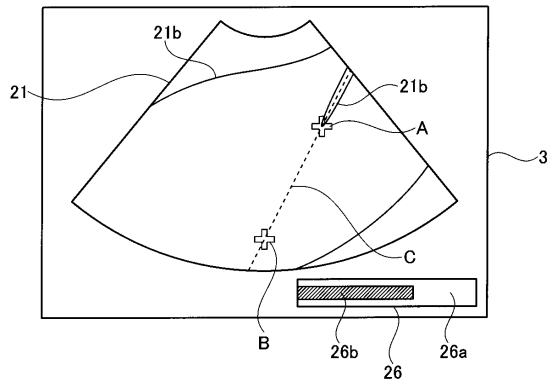
【図 5】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

(74)代理人 100101247

弁理士 高橋 俊一

(74)代理人 100098327

弁理士 高松 俊雄

(72)発明者 小笠原 洋一

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 西野 正敏

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 藤井 友和

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 星野 伸一

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 中野 研史

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内

F ターム(参考) 4C066 AA01 AA07 BB01 CC01 DD08 FF05 GG20 QQ56 QQ78 QQ82

4C601 BB02 BB07 BB23 EE09 EE16 EE20 FF05 GA01 GB04 JB40

JB45 JC08 JC20 KK02 KK12 KK24 KK28 KK31 KK45

专利名称(译)	超声诊断设备和程序		
公开(公告)号	JP2009045081A	公开(公告)日	2009-03-05
申请号	JP2007210783	申请日	2007-08-13
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 东芝医疗系统工		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
[标]发明人	小笠原洋一 西野正敏 藤井友和 星野伸一 中野研史		
发明人	小笠原 洋一 西野 正敏 藤井 友和 星野 伸一 中野 研史		
IPC分类号	A61B8/00 A61B19/00 A61M5/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B19/00.502 A61M5/00.330 A61M5/00.370 A61B34/20 A61B8/14 A61B90/11		
F-TERM分类号	4C066/AA01 4C066/AA07 4C066/BB01 4C066/CC01 4C066/DD08 4C066/FF05 4C066/GG20 4C066/QQ56 4C066/QQ78 4C066/QQ82 4C601/BB02 4C601/BB07 4C601/BB23 4C601/EE09 4C601/EE16 4C601/EE20 4C601/FF05 4C601/GA01 4C601/GB04 4C601/JB40 4C601/JB45 4C601/JC08 4C601/JC20 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK24 4C601/KK28 4C601/KK31 4C601/KK45		
代理人(译)	三好秀 伊藤雅一 高桥俊 高松俊夫		
其他公开文献	JP5060204B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：即使使用目前流行的便宜的一维阵列探针，也要可靠地防止穿刺在活体内的穿刺针刺破穿刺目标部位以外的部位。在超声波诊断装置中，具有：超声波探头，其将超声波束入射到生物体内并接收该超声波束的反射波；以及穿刺长度，其检测穿刺在生物体内的穿刺针的穿刺长度。检测装置，用于设置穿刺针的穿刺极限长度的设置装置，用于将穿刺长度与穿刺极限长度进行比较的比较装置以及由比较装置进行比较的比较结果达到预设的警告目标值。并且警告是在这样的情况下发出警告的手段。[选择图]图

