

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4943969号
(P4943969)

(45) 発行日 平成24年5月30日 (2012. 5. 30)

(24) 登録日 平成24年3月9日 (2012. 3. 9)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/12

請求項の数 5 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2007-208415 (P2007-208415)
(22) 出願日 平成19年8月9日 (2007. 8. 9)
(65) 公開番号 特開2009-39354 (P2009-39354A)
(43) 公開日 平成21年2月26日 (2009. 2. 26)
審査請求日 平成22年6月3日 (2010. 6. 3)

(73) 特許権者 304050923
オリンパスメディカルシステムズ株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(74) 代理人 100076233
弁理士 伊藤 進
(72) 発明者 日比 靖
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43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

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】

プローブ軸に垂直な面内を円形に走査するラジアル走査振動子と、
前記ラジアル走査振動子と直交する面内を走査するコンベックス走査振動子と、
前記プローブ軸に平行で、前記コンベックス走査振動子の走査面内を突出する生検針と
を備えた超音波診断装置であって、
前記ラジアル走査振動子が走査したラジアル画像の中の前記生検針の超音波画像を検出
する生検針画像検出手段と、

前記ラジアル画像の中の生検針の超音波画像の位置の許容範囲を設定する許容範囲設定
手段と、

前記生検針画像検出手段で検出された前記生検針の超音波画像の位置が、前記許容範囲
設定手段で設定された許容範囲内にあるかを判断する判断手段と、

前記判断手段の判断に基づき、警告を発する警告発生手段とを備えることを特徴とする
超音波診断装置。

【請求項 2】

前記生検針の超音波画像から、前記生検針の進行外挿線を作成する生検針進行推定手段
を備え、

前記生検針進行外挿線が、前記許容範囲設定手段で設定された許容範囲内にあるかを判
断する判断手段と、

前記判断手段の判断に基づき、警告を発する警告発生手段とを、備えることを特徴とす

る超音波診断装置。

【請求項 3】

前記ラジアル画像と、前記コンベックス走査振動子が走査したコンベックス画像とから 3 次元画像を合成する画像合成手段を備えることを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記許容範囲設定手段は、許容範囲幅を設定することにより許容範囲を設定することを特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記生検針が、ハイエコー加工された生検針であることを特徴とする請求項 1 から請求項 4 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置に関し、特に、生検針を備えた超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、生体内に超音波内視鏡を挿入して、光学像から体内の病変部を発見した後、超音波を照射して、反射波から病変部の超音波断層像を用いて診断する方法が広く普及している。また、光学像および超音波断層像ガイド下で、生検針を視認しながら穿刺して細胞を吸引して、吸引細胞により確定診断を行う方法も実施されている。

20

【0003】

この確定診断を行う場合には、正確に組織を採取する必要があり、採取の方法として、超音波画像の B モードガイド下で病変部に針を刺し、確実に病変部を採取してくる等の方法がある。この確定診断を行う場合、体内のような管腔内の病変部を診断するには、管腔内全体を走査可能なラジアル走査が適している。従って、最初に、術者はラジアル走査用体腔内超音波内視鏡を使用して病変部の診断を行う。病変部の位置を確認した後、確定診断を行う為には、コンベックス走査用体腔内超音波内視鏡で再度病変部を探して、生検針で病変部の組織を採取する必要があり、コンベックス走査用体腔内超音波内視鏡を再度患者に挿入する。従って、患者は体腔内超音波内視鏡を 2 回飲む必要があり、患者に苦痛を強いることとなる。

30

【0004】

特開 2004-135693 号公報には、プローブにラジアル走査用の振動子とコンベックス走査用の振動子とを、走査方向が交差するように配置した、バイプレーン型超音波診断装置が開示されている。この超音波診断装置によれば、一のプローブを用いラジアル走査用の振動子とコンベックス走査用の振動子を切り替えながら、超音波ガイド下での容易な確定診断が可能となる。

【0005】

また、特開 2005-168766 号公報には、1 個の振動子アレイの走査方向を異なる方向に切り替えることのできる超音波プローブが開示されている。この超音波プローブを用いることで、生検針を術者に把握し易い次元画像として表示することができるが開示されている。

40

【特許文献 1】特開 2004-135693 号公報

【特許文献 2】特開 2005-168766 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

バイプレーン型超音波診断装置または特開 2005-168766 号公報に開示された超音波プローブを用いることで、一のプローブを用い直交する 2 つの超音波走査面を確認しながら、生検針の穿刺が可能である。

50

【0007】

ところが、生体組織は、組織構造等により硬さが異なる。このため、穿刺の途中で生検針が曲がってしまうことがある。特に細い生検針では、組織による硬さの違いの影響が顕著であった。術者が、生検針が曲がって穿刺されていること、すなわち誤刺に、気がつかないで穿刺を続けると、目的の組織と異なる組織から細胞を採取してしまう、あるいは、生体針が血管を穿孔し出血を起こしてしまう恐れもあった。

【0008】

生検針は、コンベックス走査面内を穿出するため、コンベックス画像は術者にとって、生検針の穿出具合が確認しやすい画像である。このため、穿刺の際にはコンベックス画像表示が広く用いられている。しかし、コンベックス走査面に対して直交する方向に生検針が曲がった場合には、針の曲がりにはコンベックス画像では確認できない。すなわち、生検針の実際の穿出量に対して、コンベックス走査画像上の生検針画像の穿出量が少し少なく見えるだけである。すなわち、術者は、コンベックス画像のみを見ながらの穿刺では生検針の位置を正確に把握できない。このため、術者はコンベックス画像とラジアル画像の両画像を同時に表示しつつ、あるいは、両画像の表示を切り替えながら穿刺を行う必要があった。

【0009】

本発明は、生検針を確実に穿刺でき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】

【0010】

上記目的を達成すべく、本発明の超音波診断装置は、プローブ軸に垂直な面内を円形に走査するラジアル走査振動子と、前記ラジアル走査振動子と直交する面内を走査するコンベックス走査振動子と、前記プローブ軸に平行で、前記コンベックス走査振動子の走査面内を突出する生検針とを備えた超音波診断装置であって、前記ラジアル走査振動子が走査したラジアル画像の中の前記生検針の超音波画像を検出する生検針画像検出手段と、前記ラジアル画像の中の生検針の超音波画像の許容範囲を設定する許容範囲設定手段と、前記生検針画像検出手段で検出された前記生検針の超音波画像の位置が、前記許容範囲設定手段で設定された許容範囲内にあるかを判断する判断手段と、前記判断手段の判断に基づき、警告を発する警告発生手段とを備える。

【発明の効果】

【0011】

本発明は、生検針を確実に穿刺できる超音波診断装置を提供するものである。

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態について説明する。

【0013】

<第1の実施の形態>

図1は、本発明の第1の実施の形態にかかる超音波診断装置1の構成図である。本実施の形態の超音波診断装置1は、超音波内視鏡20と、制御装置40と、制御装置40と接続され制御装置40を操作する入力手段60と、同じく制御装置40と接続され制御装置40で得られた画像情報を表示する表示手段70と、警告手段80とを備える。

【0014】

超音波内視鏡20は、体腔内等に挿入して観察対象部位へ向けて超音波ビームを送波し、観察対象部位の音響インピーダンスの境界から反射される反射波を受波してエコー信号を得る。制御装置40は、超音波内視鏡20とケーブル21aおよび22bで接続され、超音波内視鏡20の送受信を制御する。

【0015】

超音波内視鏡20は、体腔内等に挿入する細長のプローブと、このプローブの先端部に設けられ、超音波ビームを送受波する複数の振動子30すなわち、2つの振動子、コンベックス走査振動子31とラジアル走査振動子32とを有する。なお、コンベックス走査振

動子はC L A (Curved Linear Array) 振動子とおなじものであり、ラジアル走査振動子の中でラジアル走査を電子的に行う振動子がE L R (Electrical Radial) 振動子である。なお機械的にラジアル走査を行う機械式ラジアル走査の場合には振動子は1個の場合もあるが、本実施の形態において振動子とは、複数の振動子からなる振動子群はもちろん、機械式ラジアル走査用の1個の振動子も含む。

【0016】

制御装置40は、振動子31または32のいずれかを選択し切り替える切替部A41と、切替部A41で選択された振動子を走査しおよびエコー信号の検波等を行う送受信処理部42と、送受信処理部42で得られたデータから表示画像データを生成する画像生成部43と、各振動子31または32の画像信号を、それぞれの画像メモリであるコンベックス画像メモリ46またはラジアル画像メモリ47に記憶するための切替部B45と、穿刺ガイド設定のための穿刺ガイド設定手段49と、穿刺ガイド表示のための穿刺ガイド画像メモリ50と、ラジアル画像中の生検針画像を検出する生検針画像検出手段48と、穿刺ガイドと生検針画像の位置関係を判断する判断手段52と、判断手段52に基づき警告を発生する警告発生手段53と、画像の合成を行う画像合成手段51と、そして超音波診断装置全般の制御も行う制御手段44とを備える。切替部A41はマルチプレクサ(MUX)を使用してもよい。

10

【0017】

コンベックス画像メモリ46に記憶されたコンベックス画像と、ラジアル画像メモリ47に記憶されたラジアル画像と、穿刺ガイド画像メモリ50に記憶された穿刺ガイド画像と、警告発生手段で作成された警告画像とは、画像合成手段51で合成され、表示手段70の表示画面71に表示される。

20

【0018】

警告発生手段53の信号は、画像合成手段51を介して表示手段70に表示されるだけでなく、警告手段80に送られ、警告音等の方法で術者に警告する。

【0019】

図2は、本実施の形態のプロープの先端部20aの斜視図である。コンベックス走査振動子31は、コンベックス走査面31Aで示すように、プロープ軸に平行な面内を扇形に走査する。一方、ラジアル走査振動子32は、ラジアル走査振動子走査面32Aで示すように、プロープ軸に垂直な面内を円形に走査する。生検針22は、鉗子チャネル21を介して管腔内に突出する。生検針22は、まっすぐに突出している場合には、コンベックス走査面31A内を進行する。

30

【0020】

図3は、本実施の形態のプロープの先端部20aのプロープ挿入方向における(A)正面図および(B)側面図である。図3に示すように、コンベックス走査面31Aとラジアル走査振動子走査面32Aは、互いに直交する面内を走査する。

【0021】

図4は、本実施の形態のプロープの先端部20aの斜視図である。図5は、本実施の形態のプロープの先端部20aのプロープ挿入方向における(A)正面図および(B)側面図である。図4および図5は、生検針22が、コンベックス走査面31Aと直交する方向に、曲がっている状態を示している。

40

【0022】

図3および図5に示すように、コンベックス走査面31Aとラジアル走査振動子走査面32Aは、各振動子の幅w1およびw2に相当する奥行きをもっている。このため、生検針22が、コンベックス走査面31Aと直交する方向に曲がっていても、曲がる範囲が、コンベックス走査面の幅w1以下の領域では、コンベックス画像に変化は見られない。さらに、生検針22の曲がる範囲が、コンベックス走査面の幅w1を超えると、コンベックス走査範囲外となるため、生検針22の先端部はコンベックス画像には表れなくなる。このため、生検針を過剰に突出していてもコンベックス画像からは識別できない。

50

また、図 5 (B) より、ラジアル画像に表示される生検針は、ラジアル走査振動子の幅 w_2 の領域を通過している部分だけであることがわかる。

【0023】

以下、本実施の形態の超音波診断装置 1 の動作を、図 6～図 11 を用いて説明する。図 6～図 11 は、本実施の形態の超音波診断装置 1 の動作を説明するための表示画面 71 を示す図である。

【0024】

図 6 に示すように、本実施の形態の表示画面 71 には、コンベックス画像 31E とラジアル画像 32E が並べて表示されている。なお、図 6 に示すコンベックス画像 31E とラジアル画像 32E の位置関係は、図 3 に示したコンベックス走査面 31A とラジアル走査振動子走査面 32A の位置関係に対応している。

10

【0025】

最初に、図 7 に示すように、ラジアル画像 32E 中に、生検針の超音波画像 22E2 の位置の許容範囲が、許容範囲設定手段である穿刺ガイド設定手段 49 により設定される。すなわち、穿刺ガイド設定手段 49 は、入力手段 60 からの指示に従い、穿刺ガイド 75 を設定する。

穿刺ガイド 75 の許容範囲を示す 2 本の穿刺ガイド線 75a および 75b は、穿刺ガイド画像メモリに記憶され、ラジアル走査時に、画像合成手段 51 によりラジアル画像等と合成され、表示画面 71 上に表示される。

【0026】

20

図 8 に示す表示画面 71 は、図 2 および図 3 に示す生検針 22 がまっすぐに進んでいる状態での、コンベックス画像 31E 上の生検針 22 の超音波画像 22E1 およびラジアル画像 32E 上の生検針 22 の超音波画像 22E2 を表示している。

【0027】

図 8 に示すように、生検針 22 がまっすぐに進んでいる場合には、生検針 22 はコンベックス走査面 31A 内を平行に進むため、ラジアル画像上では生検針 22 の超音波画像 22E2 はラジアル走査振動子の音線に沿った下に垂直な直線となる。このため、図 7 で示すように、許容範囲設定手段である穿刺ガイド設定手段 49 により設定されるラジアル画像上の生検針の超音波画像の位置の許容範囲は、2 本の穿刺ガイド線 75a および 75b により指定できる。すなわち、生検針の超音波画像の位置の許容範囲は、2 本の穿刺ガイド線 75a および 75b の間隔 d_1 のみで設定できる。なお、許容範囲である間隔 d_1 は、術者が、行う予定の診断内容に応じて、入力手段 60 を用い設定する。

30

【0028】

次に、図 9 に示す表示画面 71 は、生検針 22 が曲がって穿刺されている状態での生検針 22 の超音波画像 22E1 および 22E2 を表示している。図 9 のコンベックス画像 31E 上の生検針画像 22E1 は、図 8 のコンベックス画像 31E 上の生検針画像 22E1 と、ほとんど変わらない。これに対して、ラジアル画像 32E 上では生検針 22 の超音波画像 22E2 は、ラジアル走査振動子の音線に沿った下に垂直な直線ではなく、音線に対して斜めの線となる。

【0029】

40

図 10 は、図 9 の状態から生検針 22 が曲がった状態での穿刺がさらに進み、図 4 および図 5 に示す状態における、生検針 22 の超音波画像 22E1 および 22E2 を表示している。図 10 に示す状態では、ラジアル画像 32E の中の、生検針 22 の超音波画像 22E2 の一部が、2 本の穿刺ガイド線 75a および 75b で設定された許容範囲外に出ている。この場合には、本実施の形態の超音波診断装置 1 においては、判断手段 52 が、生検針 22 の超音波画像 22E2 の位置が、許容範囲外に出ていると判断する。

【0030】

図 11 は、判断手段 52 が、生検針 22 の超音波画像 22E2 が、許容範囲外に出ていると判断した場合の、表示画面 71 を示す。警告発生手段 53 が発生した文字による警告文 81 が、画像合成手段 51 によりコンベックス画像 31E と合成され、表示画面 71 の

50

最前面に表示される。

【0031】

前述のように、警告発生手段53は、表示画面71に警告文81を表示するだけでなく、警告手段80によっても術者に警告を伝えることができる。警告手段80としては、音、光または振動等の公知の各種の警告方法を単独で、あるいは併用して用いる。あるいは、生検針22をロック、すなわち動きを制限し、これ以上の突出ができないようにすることも可能である。

【0032】

術者は、警告によって、生検針22が曲がって穿刺されていることを、確実に知ることができる。

10

【0033】

図12は、本実施の形態の超音波診断装置1の処理の流れをの例を説明するためのフローチャートである。

最初に、穿刺ガイドの設定処理が行われる(S11)。穿刺ガイドは前述のように、2本の穿刺ガイド線75aおよび75bの間隔d1によって設定することができる。次に、ラジアル走査(S12)、ラジアル画像生成(S13)が行われる。ラジアル画像メモリ47の画像をもとに、生検針画像検出手段48により生検針画像22E2がラジアル画像中から検出される(S14)。なお、検出された生検針画像からは、ラジアル画像中での生検針画像22E2の場所の情報だけでなく、生検針画像22E2の形状すなわち長さおよび角度の情報も得られる。

20

【0034】

生検針22は、超音波を反射しやすいハイエコー加工を施しておくことが好ましい。ハイエコー加工とは、生検針22の表面に細かい凹凸の加工をすることや、超音波を反射しやすい素材を用いて生検針22を作成すること、あるいは超音波を反射しやすい素材を用いて生検針22表面をコーティングすることである。

【0035】

ハイエコー加工された生検針超音波画像22E2は、ラジアル画像32E上で、未加工の生検針より明瞭に表示される。このため、ハイエコー加工された生検針22を使用することで、生検針画像の検出が容易となると同時に、より精度の高い生検針の超音波画像情報を得ることができる。

30

【0036】

判断手段52により、生検針画像検出手段48で検出された生検針の超音波画像22Eの位置と、穿刺ガイド設定手段で設定された許容範囲との関係、すなわち、超音波画像22Eの一部が許容範囲の外側にあるかどうか、が判断される(S15)。超音波画像22Eの一部が、許容範囲の外側にあると判断された場合には、警告発生手段53により警告が発生される(S16)。警告発生した後、または超音波画像22Eが許容範囲の外側ないと判断された場合には、術者からの終了指示(S17)があるまで、再び、ラジアル走査(S12)が、新たに行われる。

【0037】

なお、図示しないが、切り替え部41により、コンベックス走査が、ラジアル走査と交互に行われ、表示画面71には、コンベックス画像31Eとラジアル画像32Eが同時に表示される。

40

【0038】

なお、警告表示のためだけに、表示手段70に、ラジアル画像を表示しておく必要はない。表示手段70にコンベックス画像のみを表示しながら穿刺を行うことも可能である。限られた表示画面に、生検針の穿出状態が把握しやすいコンベックス画像を、より大きく表示することができるため、術者の操作性がより向上する。この場合には、ラジアル画像32Eと穿刺ガイド75とは表示手段70に表示はされないが、上述した処理はバックグラウンドで動作しており、必要に応じて表示手段70以外の警告手段80による警告等を発生し、生検針22の曲がりを術者に知らせる。

50

【0039】

本実施の形態の超音波診断装置1は、生検針22の曲がりを術者に警告するため、生検針を安全に穿刺できる。

【0040】

<第2の実施の形態>

図13は、本発明の第2の実施の形態にかかる超音波診断装置2の構成図である。図13に示すように、超音波診断装置2は、第1の実施の形態の超音波診断装置1と主要な構成要素は同一であるが、生検針進行推定手段54を備える。生検針進行推定手段54は、生検針画像検出手段48により検出された生検針画像22E2の情報をもとに、生検針22の進行方向を推定する。

10

【0041】

図14から図16は、超音波診断装置2の動作を説明するための表示画面71である。

図14は、生検針22が曲がり始めた状態での生検針画像22E2を示している。生検針画像22E2の位置は、まだ穿刺ガイド75で設定された許容範囲内にある。しかし、本実施の形態の超音波診断装置2においては、生検針進行推定手段54が、生検針22の穿刺が、このまま更に進行した状態を推定する。

【0042】

すなわち、図15に示すように、生検針進行推定手段54は、検出された生検針画像22E2の情報をもとに、生検針画像22E2の外挿を行い、生検針画像22E2の進行外挿線22E3を作成する。そして、判断手段52は生検針22の進行外挿線22E3の位置と、穿刺ガイド75で設定された許容範囲との関係进行を判断し、生検針22の進行外挿線の一部が許容範囲の外側と判断した場合には、図16に示すように、警告発生手段53により警告を発生し、警告文82を表示画面71に表示する。

20

【0043】

なお、生検針22の進行外挿線の作成は、生検針画像22Eの形状、すなわち長さおよび角度から、生検針画像22Eを直線近似し、外挿する方法が簡単である。直線近似以外の多項式近似、多次元近似等の公知の近似方法を使用してもよい。あるいは、生検針22の進行外挿線の作成は、生検針進行推定手段54内に、生検針画像22Eの表示と実際の生検針22の進行状態との対応データベースを記憶しておき、対応データベースに基づいて作成してもよい。

30

【0044】

なお、生検針進行推定手段54による生検針22の進行外挿線によって発生する警告は、実際に生検針画像22Eが許容範囲外と判断された場合に発生する警告とは異なる内容であってもよい。

【0045】

本実施の形態の超音波診断装置2は、生検針の進行方向を推定することで、術者に、より早い段階で生検針22の曲がりを警告することができるため、生検針をより確実に、そしてより安全に穿刺できる。

【0046】

<第3の実施の形態>

図17に、本発明の第3の実施の形態にかかる超音波診断装置3の表示画面71を示す。超音波診断装置3においては、コンベックス画像31Eとラジアル画像32Eから、生検針22の3次元超音波画像22E4が、画像合成手段51において形成される。3次元超音波画像は、図17に示すように、プローブの先端部20aの模式画像20a1と重ね合わせて表示してもよい。

40

【0047】

また、生検針22の進行外挿線22E5を、生検針22の3次元超音波画像22E4と重ね合わせて表示してもよいし、警告発生手段53からの警告文と重ね合わせて表示してもよい。

50

もちろん、生検針 2 2 の 3 次元超音波画像 2 2 E 4 だけでなく、管腔内の病変部の超音波画像等も合わせて表示してもよいし、3 次元ドプラ画像を合わせて表示してもよい。

なお、3 次元表示を行う表示手段は、通常のモニタでもよいが、ホログラム表示装置等の公知の 3 次元表示装置が好ましい。

【0048】

本形態の超音波診断装置 3 は、3 次元的に生検針 2 2 の進行方向を図示するため、術者が簡単に生検針 2 2 の進行方向を知ることができ、生検針を、より確実に、そしてより安全に穿刺できる。

【0049】

本発明は、上述した実施の形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等が可能である。

【図面の簡単な説明】

【0050】

【図 1】本発明の第 1 の実施の形態にかかる超音波診断装置の構成図である。

【図 2】本発明の第 1 の実施の形態にかかるプローブの先端部の斜視図である。

【図 3】本発明の第 1 の実施の形態にかかるプローブの先端部のプローブ挿入方向における (A) 正面図および (B) 側面図である。

【図 4】本発明の第 1 の実施の形態にかかるプローブの先端部の斜視図である。

【図 5】本発明の第 1 の実施の形態にかかるプローブの先端部 20 a のプローブ挿入方向における (A) 正面図および (B) 側面図である。

【図 6】本発明の第 1 の実施の形態にかかる超音波診断装置の動作を説明するための表示画面を示す図である。

【図 7】本発明の第 1 の実施の形態にかかる超音波診断装置の動作を説明するための表示画面を示す図である。

【図 8】本発明の第 1 の実施の形態にかかる超音波診断装置の動作を説明するための表示画面を示す図である。

【図 9】本発明の第 1 の実施の形態にかかる超音波診断装置の動作を説明するための表示画面を示す図である。

【図 10】本発明の第 1 の実施の形態にかかる超音波診断装置の動作を説明するための表示画面を示す図である。

【図 11】本発明の第 1 の実施の形態にかかる超音波診断装置の動作を説明するための表示画面を示す図である。

【図 12】本発明の第 1 の実施の形態にかかる超音波診断装置の動作のフローチャートである。

【図 13】本発明の第 2 の実施の形態にかかる超音波診断装置の構成図である。

【図 14】本発明の第 2 の実施の形態の超音波診断装置の動作を説明するための表示画面である。

【図 15】本発明の第 2 の実施の形態の超音波診断装置の動作を説明するための表示画面である。

【図 16】本発明の第 2 の実施の形態の超音波診断装置の動作を説明するための表示画面である。

【図 17】本発明の第 3 の実施の形態にかかる超音波診断装置の表示画面である。

【符号の説明】

【0051】

1、2、3…超音波診断装置、2…超音波診断装置、20 a…プローブ先端部、22…生検針、22 E…生検針画像、31…コンベックス走査振動子、31 E…コンベックス画像、32…ラジアル走査振動子、32 E…ラジアル画像、43…画像生成部、48…生検針画像検出手段、49…穿刺ガイド設定手段、50…穿刺ガイド画像メモリ、51…画像合成手段、52…判断手段、53…警告発生手段、54…生検針進行推定手段、60…入力手段、70…表示手段、75…穿刺ガイド、80…警告手段

10

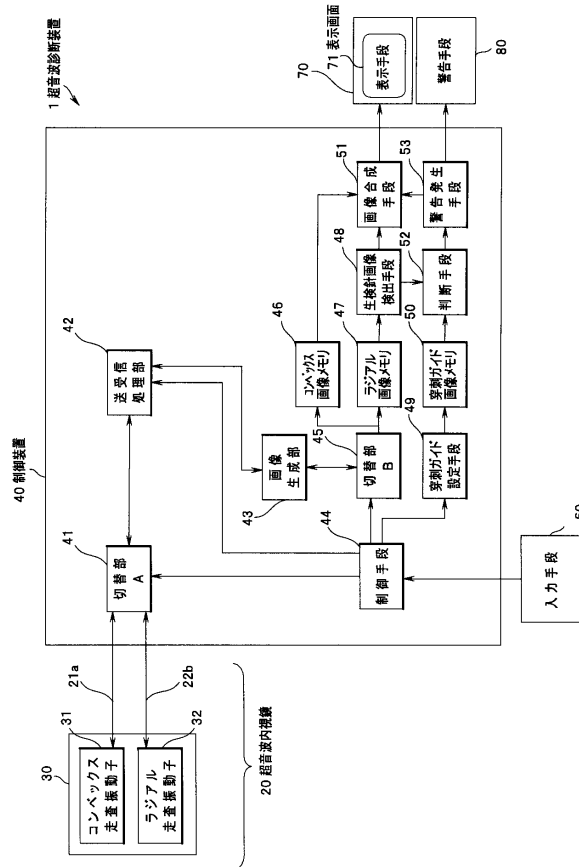
20

30

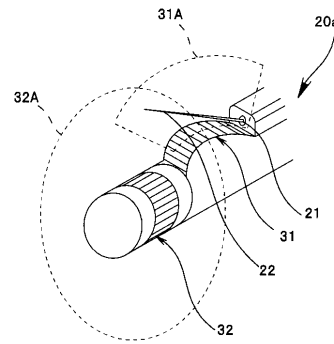
40

50

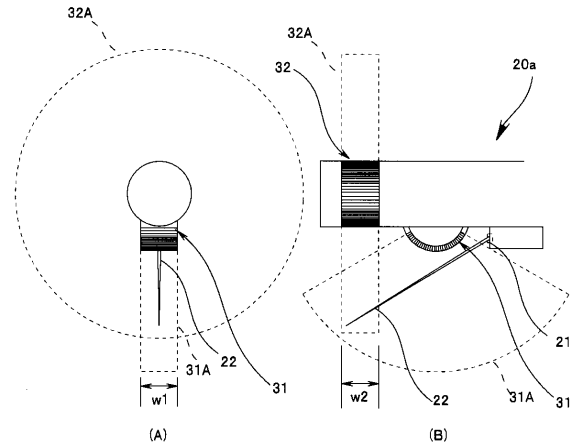
【図 1】



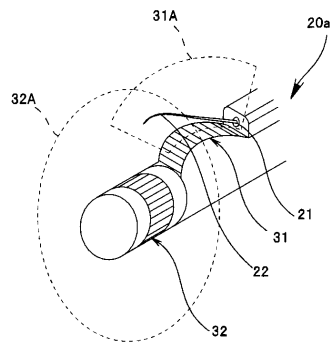
【図 2】



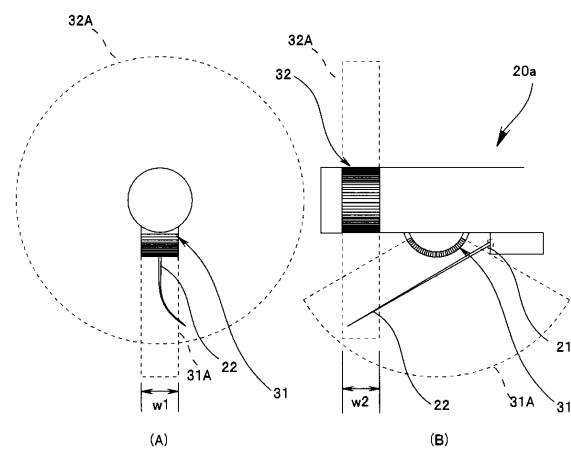
【図 3】



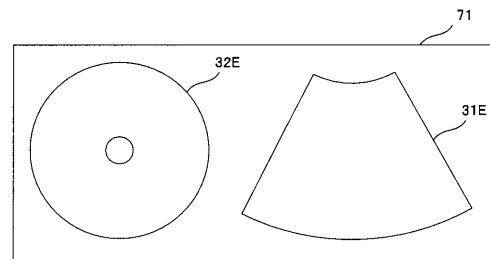
【図 4】



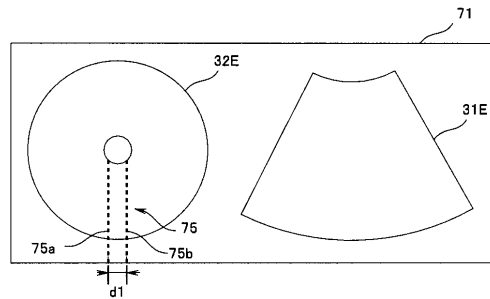
【図 5】



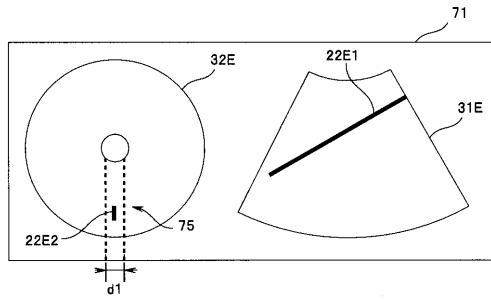
【図 6】



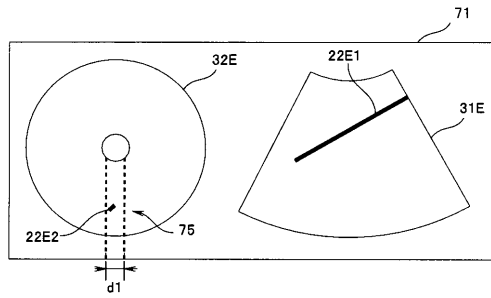
【図 7】



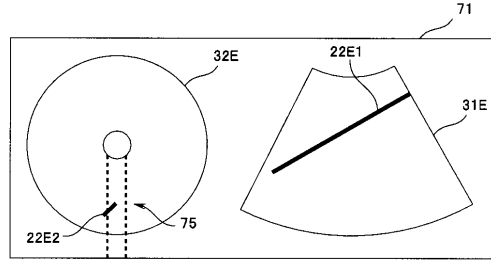
【図 8】



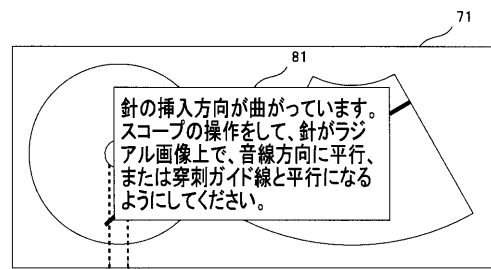
【図 9】



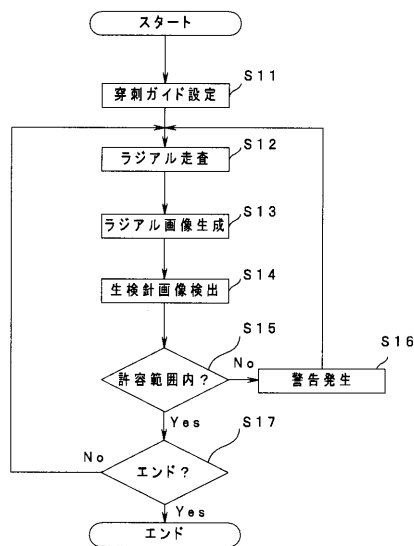
【図 10】



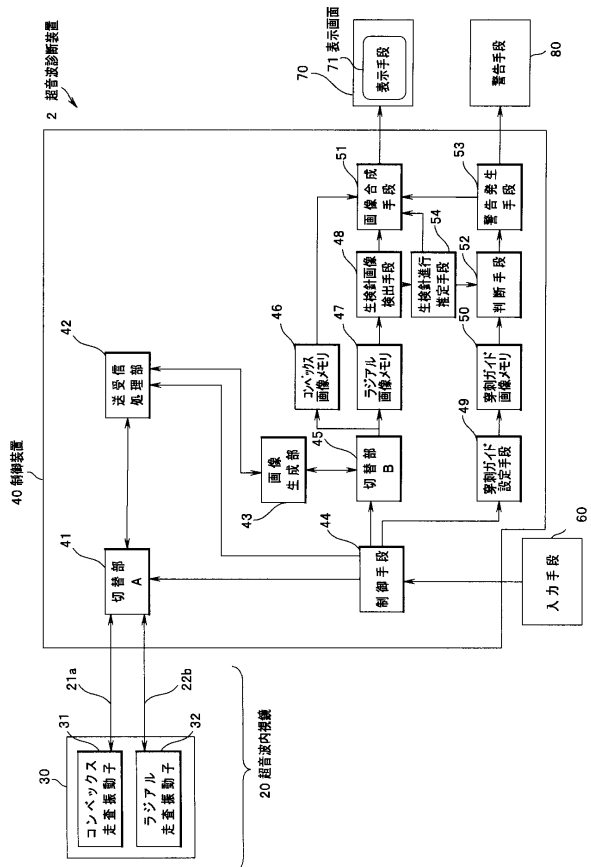
【図 11】



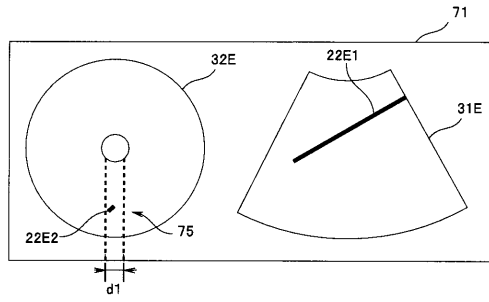
【図 12】



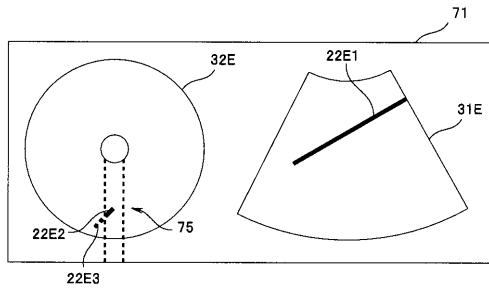
【図 13】



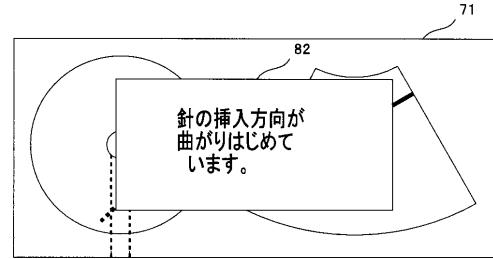
【図 1 4】



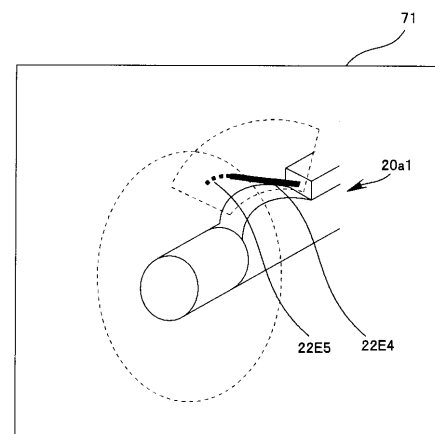
【図 1 5】



【図 1 6】



【図 1 7】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2001-87261 (J P, A)
特開2004-135693 (J P, A)
特開2005-342128 (J P, A)
特開2006-55407 (J P, A)
特開2006-150069 (J P, A)
特開2007-226 (J P, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., D B名)
A 6 1 B 8 / 1 2

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4943969B2	公开(公告)日	2012-05-30
申请号	JP2007208415	申请日	2007-08-09
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	日比靖		
发明人	日比 靖		
IPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/BB22 4C601/BB24 4C601/EE05 4C601/EE16 4C601/FE01 4C601/FE09 4C601/FF05 4C601/FF15 4C601/FF16 4C601/GB05 4C601/JC11 4C601/JC37 4C601/KK16 4C601/KK31 4C601/KK33		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP2009039354A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够确实穿刺活检针的超声诊断设备。
SOLUTION：超声波诊断装置1包括径向扫描振动器32，凸形扫描振动器31和在凸形扫描振动器的扫描表面内突出的活检针22，并且设置有用
 于检测超声波的活检针图像检测装置48。径向图像中的活检针的图像
 22E，用于设定活检针图像位置的容许范围的容许范围设定装置49，用
 于判断检测到的活检针的超声波图像的位置的判断装置52活检针图像检
 测装置在允许范围设定装置中设定的允许范围内，以及用于发出警报的
 警报产生装置53。Ž

【図 6】

