

(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2010-99467

(P2010-99467A)

(43) 公開日 平成22年5月6日 (2010.5.6)

(51) Int. Cl.
A 6 1 B 8/12 (2006.01)F 1
A 6 1 B 8/12テーマコード (参考)
4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 20 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2009-223189 (P2009-223189)
 (22) 出願日 平成21年9月28日 (2009.9.28)
 (31) 優先権主張番号 特願2008-251126 (P2008-251126)
 (32) 優先日 平成20年9月29日 (2008.9.29)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(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
 (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 100058479
 弁理士 鈴江 武彦
 (74) 代理人 100108855
 弁理士 蔵田 昌俊

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 体腔用超音波プローブ及び超音波診断装置

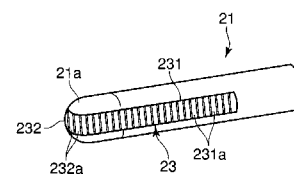
(57) 【要約】

【課題】超音波ガイド下穿刺術において、穿刺針の刺入経路のうち超音波画像によって視認できないブラインド領域を従来に比して小さくすることができる体腔用超音波プローブ及び超音波診断装置を提供すること。

【解決手段】被検体 P を超音波で走査する体腔内プローブ 20 において、プローブ本体 21 と、前記プローブ本体 21 に配設され、前記被検体 P に超音波を送信するとともに、当該被検体 P からのエコー信号を受信する、複数の圧電素子 231 a で構成されるリニアアレイ 231 及び複数の圧電素子 232 a で構成されるコンベックスアレイ 232 とを具備し、前記リニアアレイ 231 及びコンベックスアレイ 232 は、互いに異なるアレイ形状を持ち、それぞれのアレイ面が同じ平面内に含まれる。

【選択図】 図 4

図 4



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体の体腔内に挿入される実質的に円筒形の挿入部と、
前記挿入部の側面から先端に亘って連続的に配列され、前記挿入部の側面から先端に亘って連続する二次元領域又は三次元領域を被超音波走査領域とする複数の超音波振動子と、
を具備する体腔用超音波プローブ。

【請求項 2】

前記複数の超音波振動子は、少なくとも二種類の異なるアレイ形状を形成するように配列されている請求項 1 記載の体腔用超音波プローブ。

10

【請求項 3】

前記複数の超音波振動子は、前記挿入部の側面においてはリニアアレイ形状を形成し、前記挿入部の先端においてはコンベックスアレイ形状を形成する請求項 1 又は 2 記載の体腔用超音波プローブ。

【請求項 4】

前記複数の超音波振動子は、前記挿入部の側面から先端にかけての領域においては、前記側面におけるリニアアレイ形状と前記先端におけるコンベックスアレイ形状とが連続するように形成されている請求項 3 記載の体腔用超音波プローブ。

【請求項 5】

前記複数の超音波振動子は、所定のアレイ形状を形成するように配列されている請求項 1 記載の体腔用超音波プローブ。

20

【請求項 6】

前記複数の超音波振動子は、コンベックスアレイ形状を形成するように配列されている請求項 1 又は 5 記載の体腔用超音波プローブ。

【請求項 7】

前記複数の超音波振動子は、リニアアレイ形状を形成するように配列されている請求項 1 又は 5 記載の体腔用超音波プローブ。

【請求項 8】

前記複数の超音波振動子の配列方向は、前記被検体内に刺入される穿刺針の刺入経路方向に対応している請求項 1 乃至 7 のうちいずれか一項記載の体腔用超音波プローブ。

30

【請求項 9】

前記被検体内に刺入される穿刺針の刺入経路が前記被超音波走査領域に含まれるように、穿刺針を支持する支持ユニットをさらに具備する請求項 1 乃至 8 のうちいずれか一項記載の体腔用超音波プローブ。

【請求項 10】

被検体の体腔内に挿入される実質的に円筒形の挿入部と、前記挿入部の側面から先端に亘って連続的に配列され、前記挿入部の側面から先端に亘って連続する二次元領域又は三次元領域を被超音波走査領域とする複数の超音波振動子と、を有する体腔用超音波プローブと、

前記複数の超音波振動子を介して前記被超音波走査領域に超音波を送信し、前記複数の超音波振動子を介して前記被超音波走査領域からの反射波を受信することでエコー信号を取得する超音波送受信ユニットと、

40

前記エコー信号を用いて、前記被超音波走査領域に関する超音波画像を生成する画像生成ユニットと、

前記被超音波走査領域に関する超音波画像を表示する表示ユニットと、
を具備する超音波診断装置。

【請求項 11】

前記複数の超音波振動子は、少なくとも二種類の異なるアレイ形状を形成するように配列されている請求項 10 記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

50

前記複数の超音波振動子は、前記挿入部の側面においてはリニアアレイ形状を形成し、前記挿入部の先端においてはコンベックスアレイ形状を形成する請求項 10 又は 11 記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

前記複数の超音波振動子は、前記挿入部の側面から先端にかけての領域においては、前記側面におけるリニアアレイ形状と前記先端におけるコンベックスアレイ形状とが連続するように形成されている請求項 11 記載の超音波診断装置。

【請求項 14】

前記複数の超音波振動子は、所定のアレイ形状を形成するように配列されている請求項 10 記載の超音波診断装置。

10

【請求項 15】

前記複数の超音波振動子は、コンベックスアレイ形状を形成するように配列されている請求項 10 又は 14 記載の超音波診断装置。

【請求項 16】

前記複数の超音波振動子は、リニアアレイ形状を形成するように配列されている請求項 10 又は 14 記載の超音波診断装置。

【請求項 17】

前記超音波送受信ユニットは、前記挿入部の側面においてはリニアスキャン又はオブリースキャンを実行し、前記挿入部の先端においてはセクタスキャンを実行するように、前記送信における前記各超音波振動子毎の遅延時間及び前記受信における前記各超音波振動子毎の遅延時間を制御する請求項 10 記載の超音波診断装置。

20

【請求項 18】

前記複数の超音波振動子の配列方向は、前記被検体内に刺入される穿刺針の刺入経路方向に対応している請求項 10 乃至 17 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 19】

前記被検体内に刺入される穿刺針の刺入経路が前記被超音波走査領域に含まれるように、穿刺針を支持する支持ユニットをさらに具備する請求項 10 乃至 18 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 20】

前記超音波送受信ユニットは、前記被超音波走査領域が挿入部の側面から先端に亘って連続するように、前記送信における前記各超音波振動子毎の遅延時間及び前記受信における前記各超音波振動子毎の遅延時間を制御する請求項 10 乃至 19 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体を超音波で走査して、被検体に関する超音波画像を取得する体腔用超音波プローブ及び超音波画像装置に関する。

【背景技術】

【0002】

40

近年、超音波画像で被検体の内部を確認しながら、腫瘍などの病変部に対して針を穿刺する超音波ガイド下穿刺術が開発された。超音波ガイド下穿刺術では、超音波画像に針と病変部がリアルタイムで表示されるため、穿刺の正確性や安全性が飛躍的に高まった。

【0003】

ところで、病変部の位置によっては、直腸、膣、食道などの体腔内に超音波プローブを挿入して、体腔内から病変部を確認しながら、体腔内から針を穿刺することがある。そのため、体腔内に挿入することができるいわゆる体腔用プローブと呼ばれる超音波プローブが必要となる（例えば特許文献 1 参照）。

【0004】

体腔用プローブは、体腔内に挿入される棒状のプローブ本体と、プローブ本体に配設さ

50

れる振動子アレイとで構成されるものである。体腔用プローブには、振動子アレイの種類と配置によって種々のタイプが存在する。例えば、プローブ本体の側面にリニアアレイが配置されたタイプ、プローブ本体の先端にコンベックスアレイが配置されたタイプ、その両方を組み合わせることで互いに交差する断面を走査可能とするタイプ（パイプレンブプローブ）などである。リニアアレイの代わりに、コンベックスアレイが使用されることもある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開平11-76242号公報

10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、従来の体腔用プローブを用いた穿刺術においては、例えば次のような問題がある。すなわち、プローブ本体の側面又は先端にのみ超音波振動子が配列された従来の体腔用プローブでは、側面側の所定領域、又は先端側の所定領域のいずれか一方しか映像化することができない。また、パイプレンブプローブであっても、側面に配置された振動子アレイと先端に配置された振動子アレイとを同時に駆動することはできず、側面側の所定領域、又は先端側の所定領域のいずれか一方しか映像化することができない。このため、穿刺針の刺入経路のうち超音波画像によって視認できない領域（穿刺針の刺入経路のうち超音波画像によって映像化されない領域）以下「ブラインド領域」と呼ぶ。）が大きくなってしまふ。ブラインド領域に血管などが存在すると、穿刺針の刺入の妨げとなり、超音波ガイド下穿刺術が円滑に行われない場合がある。

20

【0007】

本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、超音波ガイド下穿刺術において、穿刺針の刺入経路のうち超音波画像によって視認できないブラインド領域を従来に比して小さくすることができる体腔用超音波プローブ及び超音波診断装置を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0008】

30

本発明は、上記目的を達成するため、次のような手段を講じている。

【0009】

請求項1に記載の発明は、被検体の体腔内に挿入される実質的に円筒形の挿入部と、前記挿入部の側面から先端に亘って連続的に配列され、前記挿入部の側面から先端に亘って連続する二次元領域又は三次元領域を被超音波走査領域とする複数の超音波振動子と、を具備する体腔用超音波プローブである。

【0010】

請求項10に記載の発明は、被検体の体腔内に挿入される実質的に円筒形の挿入部と、前記挿入部の側面から先端に亘って連続的に配列され、前記挿入部の側面から先端に亘って連続する二次元領域又は三次元領域を被超音波走査領域とする複数の超音波振動子と、を有する体腔用超音波プローブと、前記複数の超音波振動子を介して前記被超音波走査領域に超音波を送信し、前記複数の超音波振動子を介して前記被超音波走査領域からの反射波を受信することでエコー信号を取得する超音波送受信ユニットと、前記エコー信号を用いて、前記被超音波走査領域に関する超音波画像を生成する画像生成ユニットと、前記被超音波走査領域に関する超音波画像を表示する表示ユニットと、を具備する超音波診断装置である。

40

【発明の効果】

【0011】

以上本発明によれば、超音波ガイド下穿刺術において、穿刺針の刺入経路のうち超音波画像によって視認できないブラインド領域を従来に比して小さくすることができる体腔用

50

超音波プローブ及び超音波診断装置を実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】図1は、本発明の実施形態における超音波診断装置の斜視図。

【図2】図2は、本発明の実施形態における制御装置の概略図。

【図3】図3は、本発明の実施形態における体腔用プローブの概略図。

【図4】図4は、本発明の同実施形態におけるプローブ本体の斜視図。

【図5】図5は、本発明の実施形態における体腔用プローブによって形成される送受信域の概略図。

【図6】図6は、本発明の実施形態における体腔用プローブによって実施された超音波ガイド下穿刺術の様子を説明する概略図。

【図7】図7は、本発明の実施形態における針が病変部に到達したときの超音波画像の概略図。

【発明を実施するための形態】

【0013】

以下、図面を参照しながら本発明の実施形態について詳細に説明する。

【0014】

図1は第1の実施形態における超音波診断装置の斜視図である。

図1に示すように、超音波診断装置は、超音波を利用して被検体Pの内部状態を超音波画像Iとして提供するものであって、装置本体10、体腔用プローブ（超音波プローブ）20、モニタ30で構成されている。装置本体10は、キャストによって移動可能に構成されていて、その内部には種々の制御や処理などを実行する制御装置11が搭載されている。

【0015】

図2は同実施形態における制御装置11の概略図である。

図2に示すように、制御装置11は、送受信部（遅延手段）11aと画像生成部（画像生成手段）11bを具備している。送受信部11aは、体腔用プローブ20に超音波の送信やエコー信号の受信を実行させるほか、必要に応じて超音波の送信及びエコー信号の受信を遅延制御する。画像生成部11bは、送受信部11aからのエコー信号に基づき、超音波画像Iを生成する。

【0016】

図3は同実施形態における体腔用プローブ20の概略図である。

図3に示すように、体腔用プローブ20は、直腸、膣、食道などの体腔C内に挿入されるプローブ本体21と、操作者によって把持される把持部22とで構成される。

【0017】

図4は同実施形態におけるプローブ本体21の斜視図である。

図4に示すように、プローブ本体21は、細い丸棒型をしていて、その先端には生体の損傷を防止するための半球部21aが形成されている。プローブ本体21は、被検体Pに超音波を送受信するための振動子アレイ23を具備している。

【0018】

振動子アレイ23は、いわゆる1Dアレイであって、プローブ本体21の側面に配設されるリニアアレイ231と、プローブ本体21の先端に配設されるコンベックスアレイ232とで構成されている。なお、リニアアレイ231の代わりに、曲率が非常に小さいコンベックスアレイが使用されることもある。

【0019】

リニアアレイ231は、プローブ本体21の軸心に沿って並べられた複数の圧電素子231aで構成される。なお、圧電素子231aの素子間隔は約150μmである。コンベックスアレイ232は、プローブ本体21の半球部21aに沿って並べられた複数の圧電素子232aで構成される。なお、圧電素子232aの素子間隔は約100μmである。

【0020】

10

20

30

40

50

リニアアレイ 2 3 1 に含まれる圧電素子 2 3 1 a と、コンベックスアレイ 2 3 2 に含まれる圧電素子 2 3 2 a は、全て同一平面内に並べられている。したがって、リニアアレイ 2 3 1 とコンベックスアレイ 2 3 2 は、被検体 P における同一平面を超音波で走査することが可能である。

【 0 0 2 1 】

リニアアレイ 2 3 1 とコンベックスアレイ 2 3 2 は、互いに近接されている。これにより、リニアアレイ 2 3 1 及びコンベックスアレイ 2 3 2 に含まれる全ての圧電素子 2 3 1 a、2 3 2 a は、リニアアレイ 2 3 1 からコンベックスアレイ 2 3 2 にかけて連続的に配置されている。

【 0 0 2 2 】

なお、図 3、図 4 には図示していないが、体腔用プローブ 2 0 は、刺入方向を所定の経路に誘導しながら穿刺針を支持するための支持ユニットを有している。この支持ユニットは、リニアアレイ 2 3 1 及びコンベックスアレイ 2 3 2 による超音波走査によって形成される超音波走査面内に穿刺針の経路が含まれるように、穿刺針を支持する。

【 0 0 2 3 】

(ビームの発生)

図 5 は同実施形態における体腔用プローブ 2 0 によって形成される送受信域 R の概略図である。なお、図 5 において、点線、一点鎖線、二点鎖線は、それぞれビームを表現している。

【 0 0 2 4 】

図 5 に示すように、体腔用プローブ 2 0 は、リニアアレイ 2 3 1 の正面からコンベックスアレイ 2 3 2 の正面にかけて送受信域 R を形成する。送受信域 R は、リニアアレイ 2 3 1 に含まれる圧電素子 2 3 1 a によって形成される第 1 の領域 (A) と、リニアアレイ 2 3 1 に含まれる圧電素子 2 3 1 a 及びコンベックスアレイ 2 3 2 に含まれる圧電素子 2 3 2 a によって形成される第 2 の領域 (B) と、コンベックスアレイ 2 3 2 に含まれる圧電素子 2 3 2 a によって形成される第 3 の領域 (C) とから構成される。

【 0 0 2 5 】

第 1 の領域 (A) に形成される各ビームは、通常のリニアアレイにおける電子走査によって形成される。したがって、各ビームは、圧電素子 2 3 1 a の正面にほとんど直角に形成され、全体として殆んど平行に配列される。

【 0 0 2 6 】

第 3 の領域 (C) に形成される各ビームは、通常のコベックスにおける電子走査によって形成される。したがって、各ビームは、圧電素子 2 3 2 a の正面にほとんど直角に形成され、全体として放射状に配列される。

【 0 0 2 7 】

第 2 の領域 (B) に形成される各ビームは、通常のリニアアレイやコンベックスアレイで使用される電子走査によって形成される。ただし、各ビームの両側の口径が等しくなるように、開口幅の制御がなされる。これにより、リニアアレイ 2 3 1 に含まれる圧電素子 2 3 1 a の素子幅と、コンベックスアレイ 2 3 2 に含まれる圧電素子 2 3 2 a の素子幅とが異なっても、所望の位置にビームが形成される。なお、各ビームの焦点は、遅延制御によって、それぞれの走査線上に設定されている。

【 0 0 2 8 】

(超音波ガイド下穿刺術)

図 6 は同実施形態における体腔用プローブ 2 0 によって実施された超音波ガイド下穿刺術の様子を説明する概略図である。

図 6 に示すように、先ず、被検体 P の体腔 C 内に体腔用プローブ 2 0 のプローブ本体 2 1 が挿入される。そして、体腔用プローブ 2 0 のリニアアレイ 2 3 1 とコンベックスアレイ 2 3 2 が被検体 P における所望の位置に到達したら、超音波の送受信が開始され、モニタ 3 0 に超音波画像 I が表示される。

【 0 0 2 9 】

10

20

30

40

50

次に、被検体 P の体腔 C 内に針 N が挿入される。このとき、注意すべき点は、リニアアレイ 231 の正面に、プローブ本体 21 の軸心と平行に針 N を挿入することである。針 N が進んでいくと、針先が超音波の送受信域 R に到達して、その様子が超音波画像 I 上に描出される。そして、さらに針 N が進んでいくと、被検体 P の表面 S から針先が刺入する。そして、針先が病変部 D に到達したら、吸引や焼灼などの手技が実施される。

【0030】

そして、手技が終了したら、針 N が引き抜かれる。針 N が退いていくと、針先が被検体 P の表面 S から抜けて、体腔 C 内に到達する。そして、さらに針 N が退いていくと、針先が超音波の送受信域 R から外れて、針先の様子が超音波画像 I から消失する。

【0031】

図 7 は同実施形態における針 N が病変部 D に到達したときの超音波画像 I の概略図である。

図 7 に示すように、被検体 P に穿刺された針 N のプローブ本体 21 の側面から先端に亘る部分を、超音波画像 I によって描出することができる。従って、穿刺針のブラインド領域は、従来に比して大幅に少なくなっている。

【0032】

(本実施形態による作用)

本実施形態において、体腔用プローブ 20 は、プローブ本体 21 の側面にリニアアレイ 231 を備え、プローブ本体 21 の先端にコンベックスアレイ 232 を備えている。しかも、リニアアレイ 231 に含まれる圧電素子 231a とコンベックスアレイ 232 に含まれる圧電素子 232a は、同じ平面内で配列されていて、被検体 P の同じ平面を超音波で走査できる。さらに、画像生成部 11b は、リニアアレイ 231 からのエコー信号とコンベックスアレイ 232 からのエコー信号とを使用して、超音波画像 I の各フレームを生成する。

【0033】

そのため、体腔 C 内に挿入される針 N がリニアアレイ 231 の正面にあれば、被検体 P に穿刺された針 N のプローブ本体 21 の側面から先端に亘る部分を、超音波画像 I によって描出することができる。従って、穿刺針のブラインド領域を、従来に比して大幅に少なくすることができ、また、針 N が患部に到達するまでの手前の経路をも超音波画像によって視認することができる。その結果、超音波ガイド下穿刺術の正確性と安全性を向上させることができる。

【0034】

また、体腔用プローブ 20 を用いて穿刺術を実行することで、バイブレーションプローブの様に画像切替を行わずともプローブ本体 21 の側面から先端に亘る広範囲な領域を、超音波画像 I によって描出することができる。従って、穿刺術中の術者の作業負担を軽減しつつ、超音波ガイド下穿刺術の正確性と安全性を向上させることができる。

【0035】

本実施形態において、リニアアレイ 231 とコンベックスアレイ 232 は、これらに含まれる全ての圧電素子 231a、232a がリニアアレイ 231 からコンベックスアレイ 232 にかけて連続するように配置されている。

【0036】

そのため、リニアアレイ 231 によって生成される画像領域と、コンベックスアレイ 232 によって生成される画像領域との境界に繋ぎ目が発生しないから、超音波画像 I の画像品質が低下することがない。

【0037】

本実施形態において、第 2 の領域 (B) に形成される各ビームの位置は、開口幅の制御によって調整されている。そのため、リニアアレイ 231 に含まれる圧電素子 231a の素子幅や素子間隔と、コンベックスアレイ 232 に含まれる圧電素子 232a の素子幅や素子間隔とが異なっても、各ビームは正確な位置に形成されることになる。

【0038】

10

20

30

40

50

本実施形態において、送受信される超音波の焦点は、送受信部 1 1 a による遅延制御を利用して各走査線上に設定されている。そのため、超音波画像 I の画像品質は、非常に良好なものとなる。

【 0 0 3 9 】

なお、本実施形態では、リニアアレイ 2 3 1 とコンベックスアレイ 2 3 2 が使用されているが、本発明は、これに限定されるものではない。即ち、リニアアレイ 2 3 1 の代わりに、コンベックスアレイが使用されても良い。さらに、コンベックスアレイ 2 3 2 の代わりに、リニアアレイが使用されても良い。後者の場合には、図 5 (b) に相当する領域の全部又は一部においてはオブリークスキャンを実行し、プローブ本体 2 1 先端においてはセクタスキャンを実行することで、プローブ本体 2 1 の側面から先端に亘って連続する超音波走査面を形成するように制御することが好ましい。

10

【 0 0 4 0 】

また、超音波の送受信条件は、リニアアレイ 2 3 1 とコンベックスアレイ 2 3 2 とで異なっても良い。例えば、リニアアレイ 2 3 1 の表示深さがコンベックスアレイ 2 3 2 の表示深さよりも浅くても良い。リニアアレイ 2 3 1 の表示深さが少しくらい浅くても、針 N は体腔用プローブ 2 0 に非常に近くに穿刺されるので、超音波画像 I に問題なく描出される。しかも、リニアアレイ 2 3 1 の表示深さが浅ければ、フレームレートが上昇して、針 N の進行状況が正確に描出される。

【 0 0 4 1 】

また、本実施形態において、リニアアレイ 2 3 1 によって形成されるビームは、全てリニアアレイ 2 3 1 に対してほとんど直角である。しかしながら、本発明は、これに限定されるものではない。例えば、オブリークスキャンによって、リニアアレイ 2 3 1 の両端に形成されるビームを外側に傾斜させても構わない。なお、オブリークスキャンとは、遅延制御によってビームの向きを傾斜させるものである。リニアアレイ 2 3 1 が第 2 の領域 (B) の全域にビームを形成することができれば、リニアアレイ 2 3 1 の圧電素子 2 3 1 a とコンベックスアレイ 2 3 2 の圧電素子 2 3 2 a とを使用して第 2 の領域 (B) にビームを形成する必要が無くなる。その結果、第 1 の実施形態における開口制御が不要となるから、従来から存在する走査方式だけで所望の超音波画像 I を取得することができる。

20

【 0 0 4 2 】

また、上記実施形態においては、複数の超音波振動子の配列により、リニアアレイとコンベックスアレイとによる二種類の異なるアレイ形状を形成する例を示した。しかしながら、当該例に拘泥されず、必要に応じて二種類以上の異なるアレイ形状を形成するよう複数の超音波振動子を配列してもよい。さらに、複数の超音波振動子の配列の配列は、プローブ本体 2 1 の側面から先端に亘って一列とした。しかしながら、プローブ本体 2 1 の側面から先端に亘って複数列で配置するようにしてもよい。係る構成によれば、プローブ本体 2 1 の側面から先端に亘る三次元領域を超音波走査することが可能である。

30

【 0 0 4 3 】

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。

40

【産業上の利用可能性】

【 0 0 4 4 】

以上本発明によれば、超音波ガイド下穿刺術において、穿刺針の刺入経路のうち超音波画像によって視認できないブラインド領域を従来に比して小さくすることができる体腔用超音波プローブ及び超音波診断装置を実現することができる。

【符号の説明】

【 0 0 4 5 】

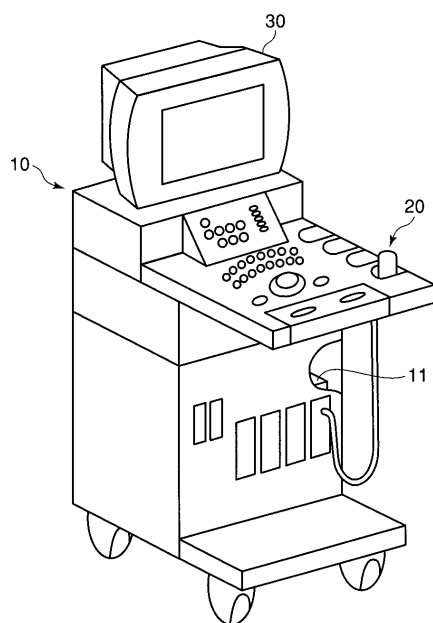
1 1 a ... 送受信部 (遅延手段) 、 1 1 b ... 画像生成部 (画像生成手段) 、 2 0 ... 体腔内

50

プローブ（超音波プローブ）、21...プローブ本体、231...リニアアレイ（第1の振動子）、231a...圧電素子、232...コンベックスアレイ（第2の振動子アレイ）、232a...圧電素子、P...被検体、I...超音波画像。

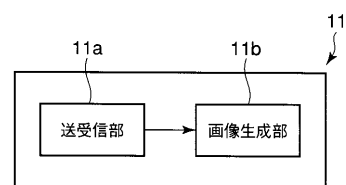
【図1】

図1



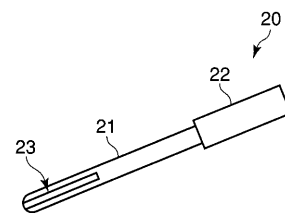
【図2】

図2



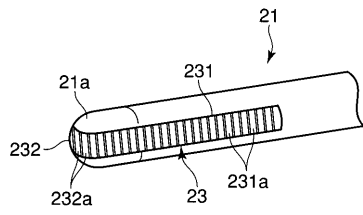
【図3】

図3



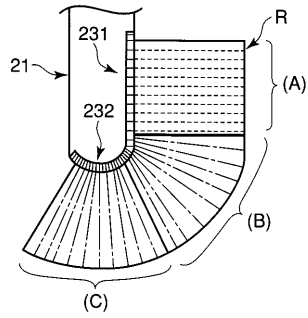
【 図 4 】

図 4



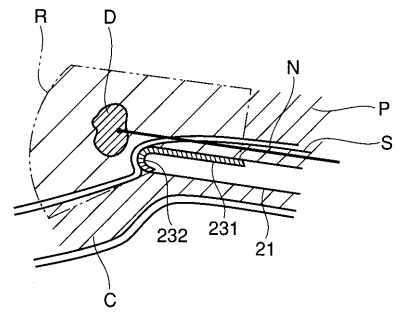
【 図 5 】

図 5



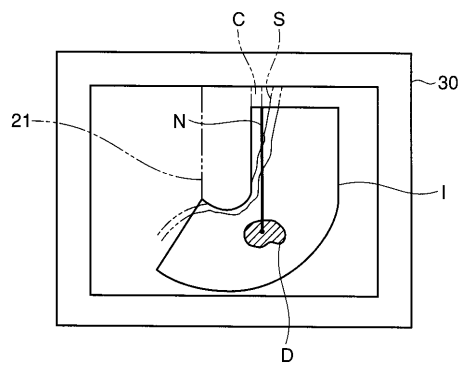
【 図 6 】

図 6



【 図 7 】

図 7



フロントページの続き

- (74)代理人 100091351
弁理士 河野 哲
- (74)代理人 100088683
弁理士 中村 誠
- (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 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 小川 隆士
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
- (72)発明者 比企 進
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本社内
- (72)発明者 大貫 裕
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本社内
- (72)発明者 久保田 隆司
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本社内
- F ターム(参考) 4C601 BB06 BB21 BB22 EE05 EE16 FE07 FF06

专利名称(译)	超声波探头用于体腔和超声诊断仪		
公开(公告)号	JP2010099467A	公开(公告)日	2010-05-06
申请号	JP2009223189	申请日	2009-09-28
[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	小川隆士 比企進 大貫裕 久保田隆司		
发明人	小川 隆士 比企 進 大貫 裕 久保田 隆司		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/4488 A61B8/12 A61B8/445		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/BB21 4C601/BB22 4C601/EE05 4C601/EE16 4C601/FE07 4C601/FF06		
代理人(译)	河野 哲 中村诚 河野直树 冈田隆 山下 元		
优先权	2008251126 2008-09-29 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种用于体腔的超声探头和超声诊断设备，该超声探头和超声诊断设备能够减少在超声引导的穿刺中无法被超声图像视觉识别的穿刺针的插入路径中的盲区。要做。在用超声波扫描被检体（P）的体腔探针（20）中，在该被检体（21）上配置有探针主体（21），该超声波向被检体（P）和被检体（P）发送超声波。被配置为包括多个压电元件231a的线性阵列231和被配置为包括多个压电元件232a的凸阵列232，其中，线性阵列231和凸阵列232是不同的阵列。它具有形状，并且每个阵列表面都包含在同一平面中。[选择图]图4

