

(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2015-104602

(P2015-104602A)

(43) 公開日 平成27年6月8日(2015.6.8)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/12 (2006.01)

F1  
A61B 8/12

テーマコード(参考)  
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2013-249083 (P2013-249083)  
(22) 出願日 平成25年12月2日 (2013.12.2)

(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  
(74) 代理人 110000866  
特許業務法人三澤特許事務所  
(72) 発明者 小作 秀樹  
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝  
メディカルシステムズ株式会社内  
(72) 発明者 尾名 康裕  
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝  
メディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

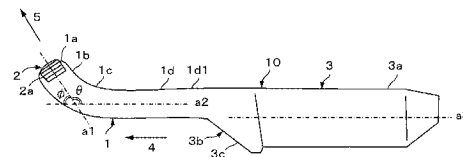
(54) 【発明の名称】 体腔内プローブ及び超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 検査を受ける患者等の苦痛を増大させることなく、異なるモダリティにおける画像と画像比較が可能な画像を得ることができる経直腸プローブを提供する。

【解決手段】 実施形態の体腔内プローブは、挿入部を備え、挿入部は、先端に複数の超音波振動子が備えられ、挿入方向に対して先端が所定方向に向かって湾曲する第1の湾曲部分を有する。複数の超音波振動子は、出射する超音波によって形成される走査面が挿入方向と所定方向とを含む面に直交するように配列される。

【選択図】 図1A



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

被検体の体腔内に挿入可能な挿入部を備え、

前記挿入部は、先端に複数の超音波振動子が備えられており、挿入方向に対して前記先端が所定方向に向かって湾曲する第 1 の湾曲部分を有し、

前記複数の超音波振動子は、出射する超音波によって形成される走査面が前記挿入方向と前記所定方向とを含む面に直交するように配列される、

体腔内プローブ。

**【請求項 2】**

前記挿入部の面上に設けられた穿刺具を有し、

前記穿刺具は、前記挿入部の先端の位置から、前記所定方向に向けて穿刺針を突出可能に設けられ、

前記穿刺針の先端は、前記走査面に沿って移動するように構成される、

ことを特徴とする請求項 1 に記載の体腔内プローブ。

10

**【請求項 3】**

前記穿刺具は、前記挿入部の側面に前記第 1 の湾曲部分に沿って前記穿刺針を案内する穿刺針ガイドを備え、

前記穿刺針ガイドは、前記第 1 の湾曲部分に沿って湾曲する第 2 の湾曲部分を有し、前記穿刺針は、前記第 2 の湾曲部分に沿って前記穿刺針ガイド内を走行する、

ことを特徴とする請求項 2 に記載の体腔内プローブ。

20

**【請求項 4】**

前記穿刺具は、前記挿入部を挟んだ両側面に一对の前記穿刺針ガイドを備え、

前記複数の超音波振動子を介して対向する位置からそれぞれの前記穿刺針が突出する、

ことを特徴とする請求項 3 に記載の体腔内プローブ。

**【請求項 5】**

前記穿刺具は、前記挿入部に対して脱着可能に設けられる、

ことを特徴とする請求項 2 ~ 請求項 4 のいずれか 1 項に記載の体腔内プローブ。

**【請求項 6】**

前記挿入方向と前記所定方向とがなす角度の補角が、 $10^\circ$  以上  $70^\circ$  以下である、

ことを特徴とする請求項 1 ~ 請求項 5 のいずれか 1 項に記載の体腔内プローブ。

30

**【請求項 7】**

少なくとも 1 つの体腔内プローブを備え、

前記体腔内プローブは、

被検体の体腔内に挿入可能な挿入部を備え、

前記挿入部は、先端に複数の超音波振動子が備えられており、挿入方向に対して前記先端が所定方向に向かって湾曲する第 1 の湾曲部分を有し、

前記複数の超音波振動子は、出射する超音波によって形成される走査面が前記挿入方向と前記所定方向とを含む面に直交するように配列される、

超音波診断装置。

40

**【請求項 8】**

前記挿入部の面上に設けられた穿刺具を有し、

前記穿刺具は、前記挿入部の先端の位置から、前記所定方向に向けて前記穿刺針を突出可能に設けられ、

前記穿刺針の先端は、前記走査面に沿って移動するように構成される、

ことを特徴とする請求項 7 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 9】**

表示部を備え、

前記表示部には、前記走査面からの反射波を処理することで生成された画像データに基づいた画像が表示されており、

前記走査面内には、前記走査面と前記被検体との交差面である前記被検体の横断面画像

50

と、前記穿刺針の進行方向の像とが表示されている、  
ことを特徴とする請求項 8 に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明の実施形態は、体腔内プローブ及びこれを備える超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

人の体内に超音波を送信して、その反射波を受信し、臓器の形状、機能などを測定する超音波診断装置のセンサのうち、人の体内に直接挿入することで前記測定を行う体腔内プローブがある。

10

【0003】

この体腔内プローブとしては、例えば、前立腺等の超音波断層像を見るための経直腸プローブが挙げられる。経直腸プローブは、直腸等の体腔に挿入する棒状の挿入部と、操作者が握るための把持部とが連結して組み合わされることで構成されている。

【0004】

経直腸プローブは、例えば、超音波振動子アレイを挿入部の先端を設けた、いわゆるエンドファイア型のもの、超音波振動子アレイを挿入部の側面に設けたものが挙げられる。また、経直腸プローブは、例えば、軸方向に超音波振動子を配列させて超音波振動子アレイを形成した「アキシャル型」、軸方向に直交する方向に振動子を配列させて超音波振動子アレイを形成した「横断面型」等が挙げられる。

20

【0005】

この挿入部には、例えば、患部にバイオプシ（生検組織診断）等を行うための穿刺具が備えられている。この穿刺具には、穿刺針が備えられている。この穿刺針による患部への穿刺を、超音波診断装置によって患部を描出しながら行うことにより、穿刺目標への到達の速度、正確性等が向上する。

【0006】

また、昨今においては、治療対象部位の3次元的位置の把握が容易となるため、超音波診断装置と、CT、MRI等の異なるモダリティとでそれぞれ描出された患部の画像を、重ね合わせて画像比較を行うことがなされている。この画像比較によって決定された各画像間の位置関係等を参考に、例えば、穿刺等が行われている。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開平7 194594号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかしながら、従来の経直腸プローブ、特にエンドファイア型の経直腸プローブは、超音波振動子アレイが直線状の挿入部の端部にある。そのため、この超音波振動子アレイによる走査面とCT、MRI等の撮影断面とを対応させようとする、挿入したプローブを大きく煽り、経直腸プローブの軸を、前立腺等の体腔内に押し付ける必要があった。そして、このことによって経直腸プローブによる検査を受ける患者等に苦痛を与えることとなっていた。

40

【0009】

この実施形態は、以上のような事情に鑑みてなされたもので、検査を受ける患者等の苦痛を増大させることなく異なるモダリティにおける画像と画像比較が可能な画像を得られる経直腸プローブに適用可能な体腔内プローブ及びこれを備えた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】

50

## 【 0 0 1 0 】

上記目的を達成するために、実施形態の体腔内プローブは、挿入部を備え、挿入部は、先端に複数の超音波振動子が備えられ、挿入方向に対して先端が所定方向に向かって湾曲する第1の湾曲部分を有する。複数の超音波振動子は、出射する超音波によって形成される走査面が挿入方向と所定方向とを含む面に直交するように配列される。

## 【 図面の簡単な説明 】

## 【 0 0 1 1 】

【 図 1 A 】 第 1 実施形態にかかる経直腸プローブを示した側面図である。

【 図 1 B 】 第 1 実施形態にかかる経直腸プローブを示した上面図である。

【 図 1 C 】 第 1 実施形態にかかる経直腸プローブを示した斜視図である。

10

【 図 2 】 直腸に第 1 実施形態にかかる経直腸プローブを挿入した一例を示した断面模式図である。

【 図 3 】 第 1 実施形態にかかる経直腸プローブによる前立腺への超音波照射の一例を示した斜視図である。

【 図 4 】 超音波診断装置の機能を示した機能ブロック図である。

【 図 5 A 】 第 2 実施形態にかかる経直腸プローブを示した側面図である。

【 図 5 B 】 第 2 実施形態にかかる経直腸プローブを示した上面図である。

【 図 5 C 】 第 2 実施形態にかかる経直腸プローブを示した斜視図である。

【 図 5 D 】 第 2 実施形態にかかる経直腸プローブにおける穿刺具の脱着の様子を示した斜視図である。

20

【 図 6 A 】 第 2 実施形態の変形例にかかる経直腸プローブを示した側面図である。

【 図 6 B 】 第 2 実施形態の変形例にかかる経直腸プローブを示した上面図である。

【 図 6 C 】 第 2 実施形態の変形例にかかる経直腸プローブを示した斜視図である。

【 図 6 D 】 第 2 実施形態の変形例にかかる経直腸プローブにおける穿刺具の脱着の様子を示した斜視図である。

【 図 7 】 直腸に第 2 実施形態にかかる経直腸プローブを挿入した一例を示した断面模式図である。

【 図 8 】 第 2 実施形態にかかる経直腸プローブによる前立腺への超音波照射及び穿刺の一例を示した斜視図である。

【 図 9 】 表示部に表示された前立腺の横断面画像、穿刺像の一例を示した平面図である。

30

## 【 発明を実施するための形態 】

## 【 0 0 1 2 】

< 第 1 実施形態 >

[ 経直腸プローブ ]

図 1 A ~ 図 1 C は、第 1 実施形態の経直腸プローブ 10 を示した上面図、側面図及び斜視図である。図 1 A ~ 図 1 C に示すように、経直腸プローブ 10 は、先端 1 a に超音波振動子アレイ 2 が備えられ、先端 1 a を含むヘッド部 1 b と、湾曲部 1 c と、シャフト部 1 d とを有し直腸に挿入可能なように構成された挿入部 1 と、体腔外で操作者に保持される把持部 3 とを備える、いわゆるエンドファイア型の経直腸プローブである。挿入部 1 は、挿入方向 4 に対して先端 1 a が所定方向に向かって湾曲する湾曲部 1 c を有している。

40

## 【 0 0 1 3 】

経直腸プローブ 10 は、体腔内プローブのうちの 1 形態である。経直腸プローブ 10 について以下に述べることは、他の種類の体腔内プローブにおいても必要に応じて適宜選択して適用することができる。体腔内プローブの種類、使用形態は、生体の内部に挿入し、超音波の送受信を行なうことが可能なものであればよい。体腔内プローブは、生体内の診断部位まで近接させて超音波の送受信を行なうことが可能であるものが挙げられ、具体例としては、経食道プローブ、経直腸プローブ、経尿道プローブおよび経膈プローブ等が挙げられる。

## 【 0 0 1 4 】

[ 経直腸プローブの全体構成 ]

50

経直腸プローブ10は、直腸に挿入可能なように棒状をなし、先端1aが所定の方向を向くように湾曲する湾曲部1cを有する挿入部1と、挿入部1に連結して設けられ、体腔外で操作者に保持される把持部3とを備える。挿入部1の先端1aには、複数の超音波振動子2aが並列に並べられることで形成された超音波振動子アレイ2が備えられている。超音波振動子アレイ2から照射された超音波ビームは、臓器等の境界面等で反射し、再び超音波振動子アレイ2で受信される。超音波振動子アレイ2からは、各超音波振動子2aから超音波が順次出射されることで走査面6を形成する。

【0015】

[挿入部]

挿入部1は湾曲部分を有する棒状をなしており、先端に超音波振動子アレイ2が備えられたヘッド部1bと、曲率形状を有する湾曲部1cと、把持部3に連結されるシャフト部1dとを有している。挿入部1は、ヘッド部1b、湾曲部1c、シャフト部1dの順に段差部を有さないようになだらかに連結されて構成され、全体として大きな曲率を有する湾曲形状を有している。挿入部1は、例えば、一体に形成されている。また、挿入部1の径方向の断面形状は、例えば、被検者に苦痛を与える角部を有さないような、なだらかな形状を有している。この形状としては、例えば、円形形状、少なくとも一部が扁平された円形形状、楕円等の非円形形状であることが挙げられる。また、挿入部1は、可動部を有さない、固定された形状として形成されている。

10

【0016】

(ヘッド部)

ヘッド部1bは挿入部1の先端部分であって、この先端1aから超音波ビームが出射可能なように超音波振動子アレイ2が備えられる。超音波振動子アレイ2は、例えば、1方向に超音波の走査面を形成可能に構成されたコンベックス形状を有している。ヘッド部1bは、例えば、超音波振動子アレイ2を覆うようにして設けられる。このとき、ヘッド部1bは、例えば、屈折を利用して超音波ビームを集束する音響レンズの機能をするものが知られている。

20

【0017】

先端1aは、例えば、湾曲方向5に凸となるような曲面形状を有しており、この曲面形状に沿って超音波振動子アレイ2が設けられることでコンベックス形状を構成する。この曲面形状は、例えば、ヘッド部1bの中心軸を頂点として左右対称であることが挙げられる。

30

【0018】

(シャフト部)

シャフト部1dは、挿入部1のうちの把持部3に連結される部分を構成する。シャフト部1dと把持部3とは、シャフト部1dの中心軸である第2の軸a2と、把持部3の中心軸である第3の軸a3とが略平行となるように連結される。また、例えば、湾曲方向5側のシャフト部1dの上面部1d1と、把持部3の上面部3aとが連続な面となるように連結され、好ましくは、この連結面が略同一平面又は略同一曲面となるように連結される。ヘッド部1bとシャフト部1dとがなす角度は、第1の軸a1と第2の軸a2とがなす角であって、この角度の補角  $= 180^\circ -$  は、例えば、 $10^\circ$ 以上 $70^\circ$ 以下の範囲内、又は $45^\circ$ 以上 $60^\circ$ 以下の範囲内である。角度を、上記に示した範囲内とする理由は、上記のように構成された挿入部1を、例えば、肛門に水平に挿入した場合に、先端1aを前立腺に対向させることができるからである。また、この角度は、例えば、それぞれの軸が伸びる方向に対応する挿入方向4と湾曲方向5とがなす角度として設定してもよい。

40

【0019】

(湾曲部)

湾曲部1cは、挿入部1のうち、ヘッド部1bとシャフト部1dとの間に両者を連結するようにして設けられている。ヘッド部1bと湾曲部1cと、及び/又は、湾曲部1cとシャフト部1dと、は段差部を有することなく連結される。また、湾曲部1cにおける湾

50

曲の形態は、例えば、直腸へスムーズに挿入するという観点から、直線的に屈曲するのではなく、所定の曲率を有するように穏やかに湾曲していればよい。このときの湾曲部分は、例えば、ある曲率を有し、この曲率半径は、例えば、20 mmであることが挙げられ、例えば、複数の曲率を組み合わせてもよい。

【0020】

[把持部]

把持部3の形状は、操作者が握りやすいような形状を有していればよく、例えば、ある程度の太さを持った棒状形状である。把持部3の断面形状は、例えば、挿入部1の断面形状として挙げた形状の他に、多角形状等を適宜選択することができる。

【0021】

把持部3は、操作者が握りやすいように所定の太さを有することが好ましく、挿入部1よりも太く形成される。このとき、把持部3は、湾曲方向5側の面である上面部3aが、シャフト部1dの上面部1d1と連続な面となるように連結されるので、把持部3の中心軸である第3の軸a3は、シャフト部1dの中心軸である第2の軸a2とオフセットして連結される。把持部3の上面部3aには、例えば、操作者が把持部3を握った時にプローブ方向の把握を容易にするための平坦部3dが設けられている。

【0022】

また、湾曲方向5側の面と対向する面、すなわち、把持部3のオフセット部3bのうちの、挿入部1と連続する面は、例えば、肛門26に接する場合の肛門26に対する負担を軽減するために、挿入部1から把持部3に向かう方向に所定の割合で断面積が増加する傾斜部3cが設けられている。また、傾斜部3cに対応する側面には、同様に、肛門26に接する場合の肛門26に対する負担を軽減するための傾斜を有する翼部3eが設けられている。

【0023】

[超音波振動子アレイ]

超音波振動子アレイ2は、例えば、断面凸円弧状に形成されたバッキング材(図示せず)上に設けられている。バッキング材は、例えば、ゴム等の粘弾性を有する材料からなり、超音波を効率よく減衰させるためにフェライト、セラミックス等が添加されている。また、超音波振動子アレイ2上には、必要に応じて、音響整合層、音響レンズ等が設けられる。

【0024】

超音波振動子2aは、例えば、1次元アレイ状に所定の間隔をおいて配列されてなる。超音波振動子2aが、例えば、直方体等の長尺形状を有する場合には、超音波振動子2aの短手方向に対して並列に配列される。超音波振動子2aは、ヘッド部1bの先端1aの形状に沿うようにして形成される。つまり、超音波振動子アレイ2は、前述した湾曲方向5に凸な曲面形状を有するように超音波振動子2aが配列されることで構成される。

【0025】

このとき、超音波振動子アレイ2は、例えば、構成する各超音波振動子2aの超音波出射面の法線ベクトルが、湾曲方向5を中心に前記の曲面形状に沿うようにして、放射状に配置される。各超音波振動子2aから、順次超音波が出射することで、湾曲方向5を中心に前記の曲面形状に沿って放射状に超音波が走査され、例えば、図1Cの破線で示した領域である略扇型形状の走査面6を形成する。

【0026】

超音波振動子2aは、超音波振動子として従来公知の材料及び構成を適宜選択して用いることができるが、例えば、PZT(ジルコン酸チタン)や、PVDF(ポリフッ化ビニリデン)等の圧電体厚膜の両面に電極を配した構成を有する。この電極は、例えば、一方が、全ての超音波振動子2aに共通の電極、他方が、超音波振動子2a毎に独立した個別の電極となっている。

【0027】

超音波振動子アレイ2は、複数の超音波振動子2aが、第1の軸a1と第2の軸a2と

10

20

30

40

50

を含む面に略直交する方向に所定の間隔を以て並列に設けられることで構成される。また、複数の超音波振動子 2 a が、前述した先端 1 a の曲面形状に沿って配されることで、超音波振動子アレイ 2 はコンベックス形状を形成する。第 1 の軸 a 1 と第 2 の軸 a 2 とを含む面に直交し、第 1 の軸 a 1 を含む走査面 6 において、超音波ビームの走査が可能となる。また、この場合、第 1 の軸 a 1 を湾曲方向 5、第 2 の軸 a 2 を挿入方向 4 と読み替えることもできる。

#### 【0028】

〔経直腸プローブの動作〕

経直腸プローブ 10 は、直腸に挿入部 1 を挿入し、先端 1 a に設けられた超音波振動子アレイ 2 から超音波を送信して、その反射波を受信することで、前立腺等の直腸近傍の器官の断面像を得る。

10

#### 【0029】

図 2 は、正中矢状面で示された人体 20 の直腸 27 に、経直腸プローブ 10 の挿入部 1 を挿入して、先端 1 a に備えられた超音波振動子アレイ 2 から、前立腺 28 に向けて超音波を照射して、前立腺 28 の横断面における反射波を取得する様子を示した断面模式図である。ここで、人体 20 における幅方向を x 方向、厚さ方向を y 方向、高さ方向を z 方向と規定する。つまり、矢状面が y - z 平面で切られる断面、冠状面が x - z 平面で切られる断面、横断面が x - y 平面で切られる断面となる。図 2 においては、紙面手前から奥側に向かう方向を x 方向、紙面右から左に向かう方向を z 方向、紙面下から上に向かう方向を y 方向としている。

20

#### 【0030】

図 2 に示すように、人体 20 は、膀胱 23、陰茎 24、精巣 25、肛門 26、直腸 27、前立腺 28、及び尿道 29 を含んでおり、肛門 26 の開口方向が、水平方向である z 方向を向いている。経直腸プローブ 10 は、先端 1 a が、陰茎 24 側に向くようにして肛門 26 から挿入方向 4 である z 方向に挿入され、直腸 27 内を z 方向に直進することで、先端 1 a が直腸 27 の前立腺 28 側の腸壁 27 a に接することで、先端 1 a が腸壁 27 a を介して前立腺 28 と対向する。先端 1 a は、肛門 26 への挿入時において、前記した前立腺 28 と対向する方向に向けてもよいし、直腸 27 への挿入後に、前記した前立腺 28 と対向する方向に向けてもよい。

#### 【0031】

この腸壁 27 a に関して、先端 1 a と対向する位置には前立腺 28 がある。腸壁 27 a を介して超音波振動子アレイ 2 から前立腺 28 に向けて、超音波が照射される。この超音波は、湾曲方向 5 と平行かつ挿入方向 4 と湾曲方向 5 とを含む面に直交する A - A 面を走査面 6 として出射される。これにより、超音波振動子アレイ 2 は、前立腺 28 の横断面をスキャンする。

30

#### 【0032】

経直腸プローブ 10 は、通常、シャフト部 1 d が z 方向と平行となるように直腸 27 に挿入されるが、前立腺 28 の位置、検査位置等に応じて適宜角度を付けて挿入してもよい。また、肛門 26 を挿入部 1 の湾曲部 1 c が通過するまでは、挿入部 1 が進む方向を挿入部 1 の断面に垂直な方向としてもよい。挿入部 1 の直腸 27 への挿入時においては、必要に応じて、挿入部 1 全体を覆うようにしてコンドーム等の保護材（図示せず）が装着される。

40

#### 【0033】

図 3 は、前立腺 28 に向けて超音波を照射する様子を示した斜視図である。この図においては、図の明瞭化のために、人体 20 として膀胱 23、前立腺 28 及び尿道 29 を示している。その他の部分は、図 2 において示したものと同様である。また、経直腸プローブ 10 は、図 2 に示したものと同様にして、直腸 27 に挿入されており、腸壁 27 a を介して前立腺 28 に超音波が照射されている。

#### 【0034】

図 3 に示すように、超音波振動子アレイ 2 を構成する複数の超音波振動子 2 a が超音波

50

ビームを順次出射することによって、扇型の走査面 6 が形成される。この走査面 6 に、被検体が交差する場合には、この被検体からの反射波を、先端 1 a に備えられた振動子で受信する。この場合の被検体である前立腺 2 8 は走査面 6 と交差しており、その交差点 6 a は x、y 成分を主に含み、x - y 平面に近い画像を表示部等に表示可能となっている。

【0035】

[超音波診断装置]

図 4 は、超音波診断装置 5 0 とその周辺機器の機能的構成を示す。このとき、超音波プローブ 6 0 は、例えば、この実施の形態の経直腸プローブ 1 0 を少なくとも 1 つ用いる。

【0036】

経直腸プローブ 1 0 に備えられた受信部 (図示せず) で受信したエコー情報は、例えば、図 4 に示すような機能構成を有する超音波診断装置 5 0 で処理されることで、表示部 5 4 に、前立腺 2 8 の横断面画像として表示される。

【0037】

この横断面画像は、例えば、B モード画像である。超音波診断装置 5 0 における処理は、具体的には、経直腸プローブ 1 0 である超音波プローブで受信したエコー情報が、超音波診断装置 5 0 に送信され、送受信部 5 1 において、このエコー情報が受信される。

【0038】

次に、B モード画像の表示という操作部 5 6 からの指示入力を受けて制御部 5 5 が処理部 5 2 を操作し、送受信部 5 1 において受信したエコー情報を処理することで B モードデータを生成し、表示制御部 5 3 に送る。表示制御部 5 3 は、B モードデータの受信を受けて、表示部 5 4 に前立腺 2 8 の横断面の B モード画像を表示する。

【0039】

このようにして、この経直腸プローブ 1 0 で、前述のように前立腺 2 8 に超音波を照射すると、前立腺 2 8 の横断面における B モード画像データ等の画像データを得ることができ、B モード画像を表示部等に表示することができる。

【0040】

[経直腸プローブの作用及び効果]

CT や MRI 等の、他のモダリティによって得られる断面画像と、超音波診断装置によって得られる断面画像とを比較して、読影、診断等に生かしたいという要求がある。しかしながら、従来においては、両者の断面画像の対応をとることが難しかった。その理由は、CT や MRI 等において撮影される断面画像は、横断面画像であることが非常に多い一方で、超音波診断装置、特に、経直腸プローブ等の体腔内プローブを用いたものによって得られる断面画像は、矢状面画像であることが多いことが挙げられる。

【0041】

従来の経直腸プローブにおいて、前立腺 2 8 の横断面の画像を得ることはなされてはいなかった。しかしながらその方法は、前立腺 2 8 の横断面画像を得るために、挿入したプローブを大きく煽り、経直腸プローブの軸を、前立腺等の体腔内に押し付ける等の患者に大きな負担を強いるものであった。

【0042】

一方で、この実施形態の経直腸プローブ 1 0 は、湾曲部 1 c を有する挿入部 1 を、肛門 2 6 を介して直腸 2 7 に挿入し、挿入部 1 の先端 1 a を前立腺 2 8 側の腸壁 2 7 a 側に向けることで、直腸 2 7 の腸壁 2 7 a を介して前立腺 2 8 と対向する。このとき、湾曲方向 5 が、前立腺 2 8 の横断面に沿う方向となるように設定する。この前立腺 2 8 に、先端 1 a に設けられた超音波振動子アレイ 2 から超音波を照射すると、その走査面 6 は、湾曲方向 5 を含み、挿入方向 4 と湾曲方向 5 を含む面に直交するので、前立腺 2 8 の横断面を得ることができる。

【0043】

そのため、この実施形態の経直腸プローブ 1 0 で前立腺 2 8 の横断面の画像を得る場合には、挿入部 1 に湾曲部 1 c を有するために、挿入角度を大きく付けることをしなくてもよい。つまり、先端 1 a を前立腺 2 8 側の腸壁 2 7 a に向けるだけで、前立腺 2 8 に対し

10

20

30

40

50

てx - y平面に近い走査面6で超音波の走査をすることができる。また、挿入部1の湾曲部1cによる湾曲が、直腸27の挿入時において肛門26から直腸27にかけてのy方向側の凸面27bに対する「逃げ」となる。そのため、挿入部1の直腸27への挿入時において先端1aを直腸の腸壁27aに押し付けることをしなくてもよい。これらのことにより、被検者がこの検査によって受ける苦痛を軽減させることができる。また、経直腸プローブによる超音波照射によって、前立腺28の横断面の情報をスムーズに得ることができる。

#### 【0044】

< 第2実施形態 >

[ 経直腸プローブ ]

図5A～図5Dは、第2実施形態の経直腸プローブ10を示した上面図、側面図及び斜視図である。この実施形態の経直腸プローブ10は、第1実施形態の経直腸プローブ10に、穿刺針12を備えた穿刺具11が新たに備えられている。穿刺具11は、穿刺針12が超音波振動子アレイ2から出射される超音波の走査面上に沿って伸びるように、挿入部1等に設けられる。ここで、図中における穿刺具11の斜線部は、本体部10aと穿刺具11とを区別して示すためのものであって断面を示すものではない。

10

#### 【0045】

[ 経直腸プローブの全体構成 ]

経直腸プローブ10は、本体部10aと本体部10aに脱着可能に設けられた穿刺具11とを含んで構成されている。経直腸プローブ10の本体部10aは、第1実施形態の経直腸プローブ10と同様な構成を有する。穿刺具11は、挿入部1の面上に、例えば、挿入部1の湾曲形状に沿って設けられている。また、挿入部1の先端1aの位置から、湾曲方向5に向けて穿刺針12を突出可能に設けられている。この穿刺針12の先端12aは走査面6に沿って移動する。

20

#### 【0046】

[ 穿刺具 ]

穿刺具11は、一定間隔を置いて互いに対向する側面部11cを有する。この2つの側面部11cが、上面部11e又は下面部11fによって連結される。これにより、穿刺具11は、例えば、字型又は矩形型の断面形状をなす。また、前記一定間隔が、挿入部の幅に対応することで、穿刺具11が挿入部1に装着可能となる。また、上面部11e又は下面部11fは、1枚の面で形成されても、分割された複数の面で形成されてもよい。穿刺具11は、図5Dに示すように、本体部10aの挿入部1に脱着可能に設けられる。

30

#### 【0047】

また、側面部11cの形状は、前後方向において挿入部1の湾曲形状に対応している。この場合、例えば、側面部11cの形状は、挿入部1の湾曲形状と同様な形状をなしている。穿刺具11の挿入部1への装着は、例えば、先端1aからシャフト部1dに向けて被せるようにして行われる。また、穿刺具11が、例えば、上面部11e及び下面部11fのうちのいずれか一方を有する場合には、穿刺具11は、挿入部1の上面又は下面から被せるようにして装着される。穿刺具11は、挿入部1に固定して装着される。挿入部1には、例えば、上面若しくは下面のいずれか一方、又は両方に設けられた孔(図示せず)等が設けられている。穿刺具11は、例えば、この孔に嵌合するストッパー11g、11h等によって固定される。

40

#### 【0048】

側面部11cは、内部に穿刺針12が通過可能なような側面方向の厚さを有する。左右の側面部11cのそれぞれには、穿刺針ガイド11dを有する。穿刺針ガイド11dは、穿刺針12が、背面部11aから挿入されて、前面部11bから突出することで通過可能なように形成された空洞部である。穿刺具11は、例えば、挿入部1の側面1fに一对の穿刺針ガイド11dを備え、超音波振動子アレイ2を介して対向する位置からそれぞれの穿刺針12が突出するようにして、挿入部1に装着される。また、穿刺具11は、前面部11bと側面部11cとで形成される角部を無くすために、前面部11bと側面部11c

50

とが連続した面で構成されてもよい。

【0049】

(穿刺針ガイド)

穿刺針ガイド11dは、内部を走行する穿刺針12を案内するようにして構成されている。穿刺針ガイド11dは、穿刺針が挿入される挿入口11d1、挿入された穿刺針12が走行する走行路11d2、穿刺針12の先端12aが突出する突出口11d3を備える。穿刺針ガイド11dの形態は、穿刺針12の先端12aが、前述した超音波の走査面上に沿って移動可能に構成されている。この場合、走行路11d2の形状を、挿入部1の湾曲形状を第1の湾曲部分として、第1の湾曲部分に沿って湾曲する第2の湾曲部分としてもよい。このとき、穿刺針12は、第2の湾曲部分に沿って穿刺針ガイド11d内を走行する。

10

【0050】

また、第2の湾曲部分の曲率半径は、第1の湾曲部分の曲率半径よりも大きくすることが好ましく、例えば、第2の湾曲部分の曲率半径を、第1の湾曲部分の曲率半径の1.3程度とすることが挙げられる。これは、曲率半径を大きくすることで、穿刺針12の曲りを緩くし、応力による負担を軽減して、塑性変形等を防止するためである。穿刺針ガイド11dの曲率半径は、例えば、第2の湾曲部分の曲率半径が、第1の湾曲部分の曲率半径より小さくなるように形成される。

【0051】

また、挿入口11d1は、穿刺針12と翼部3eとの干渉を避けるために、背面部11aの側上部に設けられる。また、挿入口11d1は、穿刺針12の後端部12bが上面方向に突出するようにして形成される。また、突出口11d3は、前述した走査面6上に沿って穿刺針12が移動可能なように設けられる。穿刺具11が、例えば、前面部11bを有する場合には、前面部11bが走査面6と直交している構成、走査面6上に前面部11bの中心軸がある構成等が挙げられる。

20

【0052】

穿刺具11を構成する材料は、変形可能な材料で構成することによって、挿入部1への装着が容易となるもの、また、生体親和力の高いものが挙げられる。穿刺具11を構成する材料は、例えば、金属材料、樹脂材料等が挙げられる。

【0053】

[穿刺針]

穿刺針12は、挿入部1の先端1aの両側部から突出可能なようにして設けられる。つまり、2本の穿刺針12のうちのいずれか若しくは両方が、超音波振動子アレイ2を挟む形態で突出口11d3から突出する。先端1aから突出した先端12aは走査面6上に沿って移動する。

30

【0054】

穿刺針12は、例えば、直線形状を有し、穿刺針ガイド11d内を湾曲して走行する。穿刺針12は、この湾曲による塑性変形が起きにくい靱性の高い材料で形成することが挙げられる。

【0055】

穿刺針12を構成する材料は、前述したように靱性の高いものが挙げられる。穿刺針12を構成する材料としては、例えば、ステンレス鋼、チタンまたはチタン合金、Ni-Ti合金等の超弾性合金等の各種金属材料、ポリフェニレンサルファイド等の各種硬質樹脂材料等が挙げられる。

40

【0056】

(変形例)

[経直腸プローブ]

図6A~図6Dは、第2実施形態の変形例である経直腸プローブ10を示した上面図、側面図及び斜視図である。ここで、図中における穿刺具11の斜線部は、本体部10aと穿刺具11とを明確に区別して示すためのものであって断面を示すものではない。

50

## 【 0 0 5 7 】

この実施形態の変形例である経直腸プローブ10は、穿刺具11の背面部11aから突出する穿刺針12が、本体部10aの側面部3fに沿うようにして構成されている。挿入口11d1は、背面部11aの中央部、例えば、把持部3の中心軸と平行な位置に設けられ、挿入口11d1は、穿刺針12の後端部12bが水平方向に突出するようにして形成される。

## 【 0 0 5 8 】

経直腸プローブ10の側面部3fには、翼部3eが設けられていないので、挿入口11d1から突出した穿刺針12の後端部12bが側面部3fに沿う。また、穿刺針12の後端部12bには、例えば、側面部3fが、側面部3fに沿って動く穿刺針12で傷が付かないように緩衝材12cが設けられている。

10

## 【 0 0 5 9 】

この変形例のその他の構成は、この実施形態において上述した経直腸プローブ10と同様である。また、以下に述べる経直腸プローブの動作、作用及び効果は、この実施形態において上述した経直腸プローブ10の一例であるが、この変形例にも同様に適用することができる。

## 【 0 0 6 0 】

## 〔 経直腸プローブの動作 〕

経直腸プローブ10は、直腸に挿入部1を挿入し、先端1aに設けられた超音波振動子アレイ2から超音波を送信して、その反射波を受信することで、前立腺等の直腸近傍の器官の断面像を得る。次に、この断面像をガイドとして、穿刺針12で、所望の器官に穿刺を行う。この場合、穿刺針12は、穿刺針ガイド11dに進行方向が強制されることで、走査面6に沿った方向に先端12aが送り出される。

20

## 【 0 0 6 1 】

図7は、人体20の直腸27に、経直腸プローブ10の挿入部1を挿入して、穿刺針12によって前立腺28に対して穿刺を行う様子の一例を示した断面模式図である。この穿刺は、直腸27に挿入部1を挿入後に、先端1aに備えられた超音波振動子アレイ2から、前立腺28に向けて超音波を照射して、前立腺28の横断面における反射波を取得し、この反射波を処理することで得られた画像をガイドとして行われる。

## 【 0 0 6 2 】

図7に示すように、人体20は、肛門26の開口する方向がz方向となるように仰向けに寝ている、いわゆる砕石位（載石位）である。経直腸プローブ10は、第1実施形態と同様にして直腸27に挿入され、穿刺具11を操作することによって穿刺針12が前立腺28に穿刺される。このとき、穿刺針12の先端12aは、走査面6に沿って移動する。

30

## 【 0 0 6 3 】

図8は、前立腺28に向けて超音波を照射するとともに、前立腺28に穿刺針12を穿刺する様子を示した斜視図である。この図において、経直腸プローブ10以外の構成は、図3で示したものと同様である。

## 【 0 0 6 4 】

図8に示すように、超音波振動子アレイ2が超音波を出射することで扇型の走査面6が形成される。この走査面6に交差した被検体からの反射波を、先端1aに備えられた受信部で受信する。この場合の被検体である前立腺28は走査面6と交差しており、さらに、挿入部1の先端1aの側面から突出する2本の穿刺針12は、走査面6上に沿って移動する。

40

## 【 0 0 6 5 】

## 〔 超音波診断装置 〕

受信したエコー情報は、例えば、図4に示した超音波診断装置50で処理されることにより、表示部54に、前立腺28の横断面画像と走査面6上を移動する穿刺針12の像とがBモード画像として表示される。表示される穿刺針12の画像は、穿刺針12の進行方向の像、つまり長手方向の像であるため、穿刺針12の先端12aの位置、穿刺針12の

50

進む方向を容易に把握することができる。

【0066】

穿刺針12による穿刺は、まず、直腸27に経直腸プローブ10の挿入部1を挿入し、先端1aを、腸壁27aを介して前立腺28と対向させる。次に、超音波振動子アレイ2から前立腺28に向けて超音波を照射して、前立腺28と走査面6との交差面6aから先端1aに備えられた受信部で受信する。受信した反射波を前述したように処理してBモード画像を表示部54に表示する。表示されたBモード画像に基いて、交差面6aを探索することで、前立腺28における所望の穿刺面を決定する。次に、穿刺具11を操作して穿刺針12を挿入部1の先端1aから突出させて前立腺28に対する穿刺を開始する。

【0067】

図9は、前立腺28の横断面像及び穿刺針12の像が、表示部54にBモード画像として表示される一例を示したものである。ここで、図中に示した斜線部は、交差面6aを示すためのものであって断面を示すものではない。また、図中に示した破線で囲まれた部分は、MRIで撮影された前立腺28の横断面像14である。この横断面像14は、前立腺像14aと、尿道像14bとを示している。

【0068】

図9に示すように、表示部54には、走査面6からの反射波であるエコー情報が、前述したものと同様にして処理されることで生成された、Bモード画像が表示されている。表示部54に表示された走査面6と被検体である前立腺28とが交差する交差面6aには、走査面6で切り取られる横断面画像である前立腺像13が表示されている。また、MRIで撮影された横断面像14である前立腺像14aと、尿道像14bとが、前立腺像13と対応する位置に示されている。

【0069】

図7に示すような前立腺28のD-D線に沿った断面に穿刺がされる場合には、走査面6に沿って穿刺針12の先端12aが移動するので、表示部54に表示された走査面6内には穿刺針12の進行方向の像が表示される。これによって、前立腺28と穿刺針12の先端12aとの位置関係を把握することができる。

【0070】

さらに、MRIで撮影された前立腺28の横断面画像が示すように、前立腺28の中心を、図7に示すような尿道29が貫いている。例えば、前立腺28において尿道29を中心軸として線対称な位置に、それぞれ穿刺をしたい場合がある。この場合においては、まず、前立腺像13の位置と前立腺像14aの位置とを対応させ、尿道像13aの位置から走査面6における尿道29の位置を決定する。次に、決定された尿道29の位置から、走査面6における穿刺位置を決定し、この位置に対して穿刺を行う。

【0071】

このように、表示部54に表示された、前立腺28の横断面像と穿刺針12の像とを参照して、挿入部1の先端1aと穿刺針12の先端12aとの位置関係を把握し、穿刺具11を操作することができる。さらに、MRIで撮影された前立腺28の横断面像である前立腺像14aと、Bモード画像に表示された前立腺28の横断面像である前立腺像13との位置を対応付けして、前立腺28の横断面における位置を把握することで、前立腺28における所望の位置においてパイオプシを行うことができる。

【0072】

このように、この経直腸プローブ10によれば、前立腺28の横断面画像を取得することができる。これにより、経直腸プローブ10によって取得された横断面画像と、MRI等の異なるモダリティで取得された横断面画像とを、座標位置を対応させて重ね合わせて表示する、いわゆるフュージョン表示をすることが可能となる。このフュージョン表示に基づいて、前立腺28への穿刺を行うことができる。

【0073】

フュージョン表示をする方法は、従来公知の方法を適宜選択することができるが、具体的には、以下のようにして行うことができる。まず、経直腸プローブ10に位置検出手段

10

20

30

40

50

を設け、他のモダリティで得られた画像間の位置合わせを行う。位置検出手段は、例えば、磁気センサが用いられ、磁気センサの近傍に磁気トランスミッタが設けられる。磁気トランスミッタからは、 $x$ 、 $y$ 、 $z$ 方向の磁場が時系列で切り替えられて放射され、これに磁気センサが同期することで、 $x$ 、 $y$ 、 $z$ 方向の位置と、それぞれの軸に対する回転を検知することができる。

#### 【0074】

異なるモダリティ間の画像の位置合わせは、まず、経直腸プローブ10によって表示される前立腺28の横断面画像（以下、超音波画像という）が、他のモダリティによる前立腺28の横断面画像（以下、他のモダリティ画像という）とほぼ平行となるよう経直腸プローブ10を操作する。

10

#### 【0075】

次に、超音波画像上で目印となるような特徴のある部位を探し、その部位を目印位置としてマーキングする。次に、その画像を参照しながら他のモダリティ画像で同じ特徴を持つ部位を探索する。他のモダリティ画像で同一部位と思われる断層画像が得られたところで、その画像上において、目印位置に対応すると思われる部位にマーキングを行う。

#### 【0076】

以上の作業により、超音波画像と他のモダリティ画像との対応する位置合わせに必要なパラメータが得られる。これ以降は、装置の中で両画像を一致させるための座標変換が自動的に行われ、経直腸プローブ10によって得られるリアルタイム画像に追従して、それに対応した他モダリティの断層画像が表示される。また、この実施形態の経直腸プローブの動作のその他の構成は、第1実施形態の経直腸プローブ10と同様である。

20

#### 【0077】

〔経直腸プローブの作用及び効果〕

この実施形態の経直腸プローブ10は、第1実施形態と同様な構成を有する経直腸プローブの挿入部1の少なくとも一部を覆うようにして設けられた穿刺具11を備える。この穿刺具11は、挿入部1の湾曲形状に沿って設けられており、前面部11bから2本の穿刺針12が、挿入部1のヘッド部1bの両側部から湾曲方向5に、それぞれ突出可能に設けられている。これらにより、第1実施形態と同様な利点を有するとともに、走査面6上に沿って穿刺針12を移動させることが可能となり、例えば、表示部54に、前立腺28の横断面画像と走査面6上を移動する穿刺針12の像とをBモード画像として表示

30

#### 【0078】

従来の超音波診断装置による穿刺のガイドは、穿刺針の進行方向と超音波の照射面とが直交していたことから、穿刺針12の断面のみが描出されており、穿刺針の的確なガイドができない場合があった。

#### 【0079】

穿刺針のガイドが可能なプローブとしては、エンドファイア型とアキシアル型を一つのプローブに搭載したパイプレンタイプのプローブが挙げられる。このプローブは、超音波診断装置によって前立腺の矢状面を描出しながら穿刺をすることができる。一方で、他モダリティとの画像比較を行いながら穿刺を行う際には、他モダリティで使用されることが多い横断面で穿刺を行いたいという要望がある。しかしながら、パイプレンタイプのプローブは横断面での穿刺はできないという問題があった。

40

#### 【0080】

これに対して、この実施形態において表示される穿刺針12の像は、穿刺針12の進行方向の像、つまり長手方向の像であるため、穿刺針12の先端12aの位置、穿刺針12の進む方向を容易に把握することができる。

#### 【0081】

さらに、この実施形態の経直腸プローブ10は、挿入部1に湾曲部1cを有する。そのため、この経直腸プローブ10は、肛門26を介して直腸27に挿入する際に、前立腺28の横断面に沿う方向となるように設定することが可能である。その結果、前立腺28の

50

横断面を得ることが可能となり、超音波診断装置によって前立腺の横断面を描出しながら穿刺をすることができる。

【0082】

また、経直腸プローブ10によって、前立腺28の横断面の画像を比較的容易に取得することができるので、経直腸プローブ10によって取得された横断面画像と、MRI等の異なるモダリティで取得された横断面画像とを、座標位置を対応させて重ね合わせて表示する、いわゆるフュージョン表示をすることが可能となる。このフュージョン表示に基づいて、前立腺28への穿刺を行うことができる。これにより、前立腺28へ穿刺する場合の速度、精度等を従来よりも向上させることができる。

【0083】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

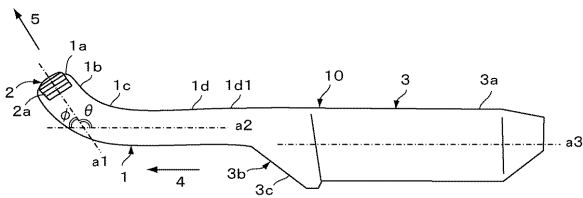
【符号の説明】

【0084】

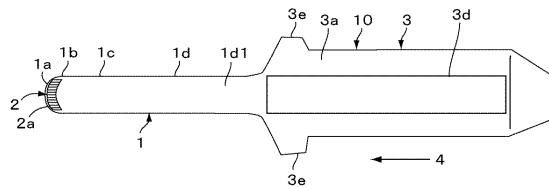
1	挿入部	
1 a	先端	20
1 b	ヘッド部	
1 c	湾曲部	
1 d	シャフト部	
1 d 1	上面部	
1 f	両側面	
2	超音波振動子アレイ	
2 a	超音波振動子	
3	把持部	
3 a	上面部	
3 b	オフセット部	30
3 c	傾斜部	
3 d	平坦部	
3 e	翼部	
3 f	側面部	
4	挿入方向	
5	湾曲方向	
6	走査面	
6 a	交差面	
10	経直腸プローブ	
10 a	本体部	40
11	穿刺具	
11 a	背面部	
11 b	前面部	
11 c	側面部	
11 d	穿刺針ガイド	
11 d 1	挿入口	
11 d 2	走行路	
11 d 3	突出口	
11 e	上面部	
11 f	下面部	50

- 1 1 g ストッパー
- 1 2 穿刺針
- 1 2 a 先端
- 1 2 b 後端部
- 1 2 c 緩衝材

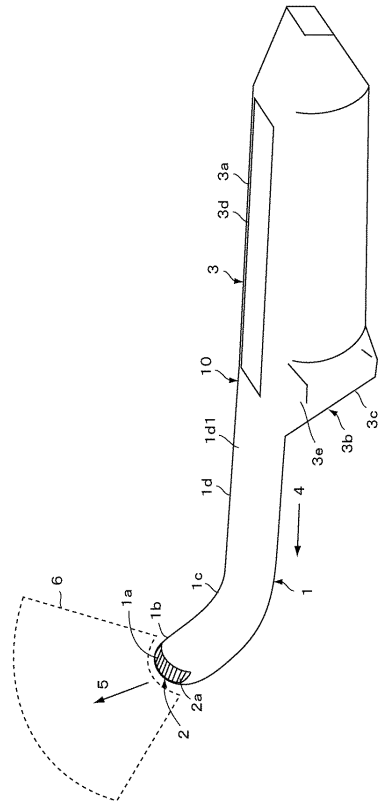
【図 1 A】



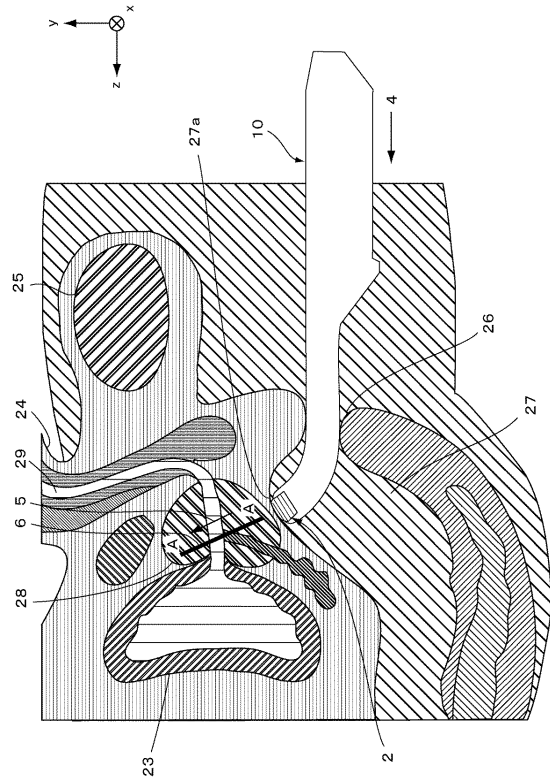
【図 1 B】



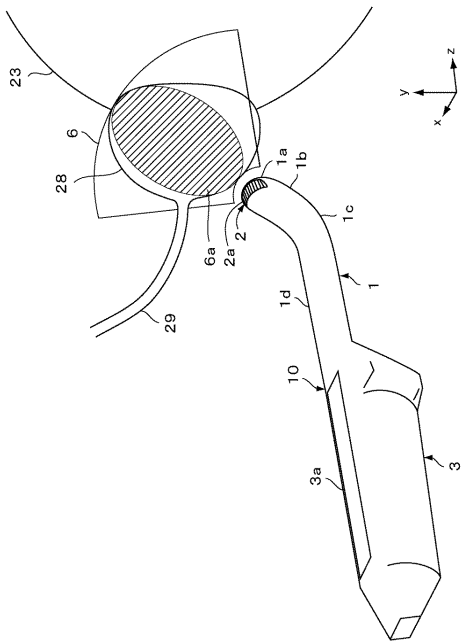
【 図 1 C 】



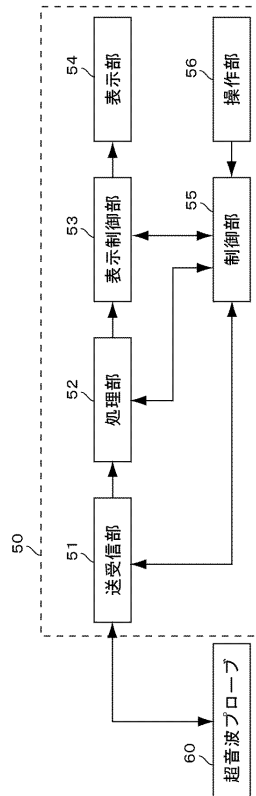
【 図 2 】



【 図 3 】

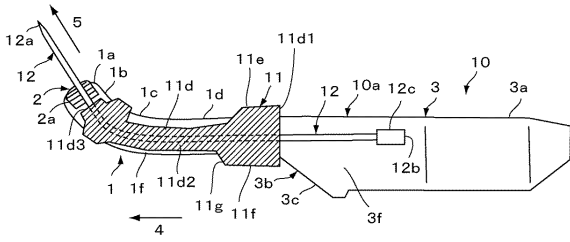


【 図 4 】

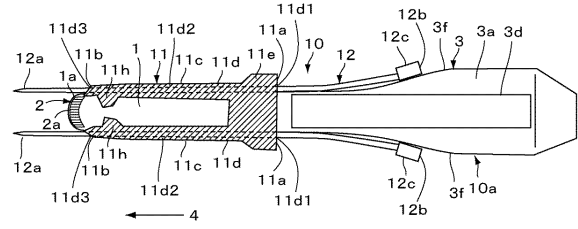




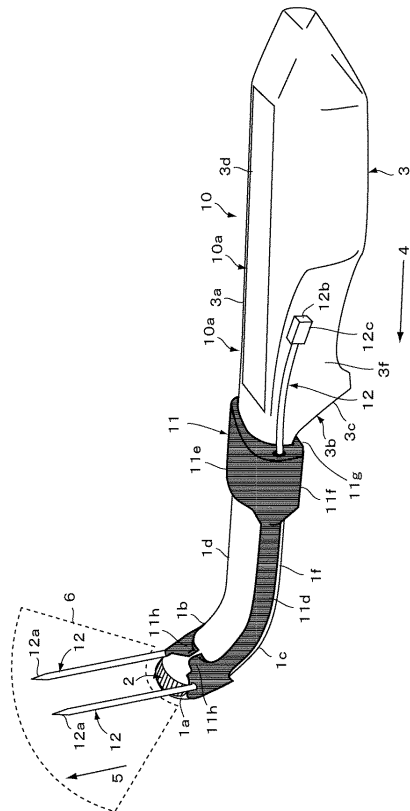
【図 6 A】



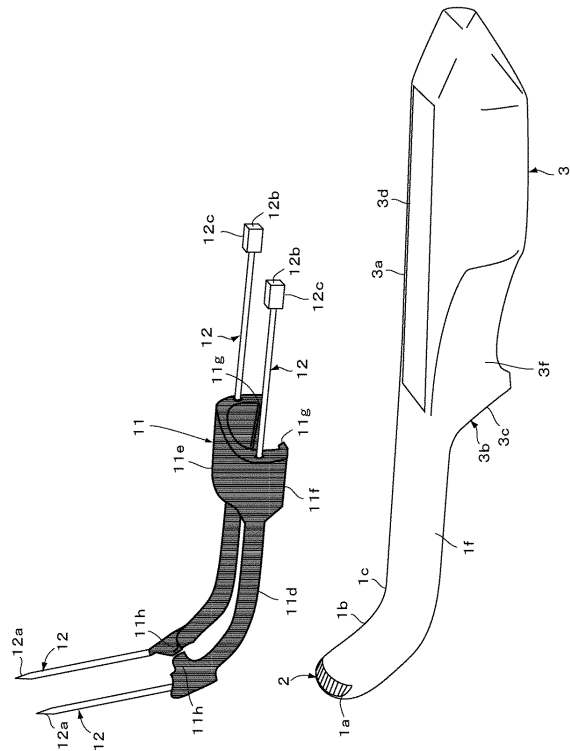
【図 6 B】



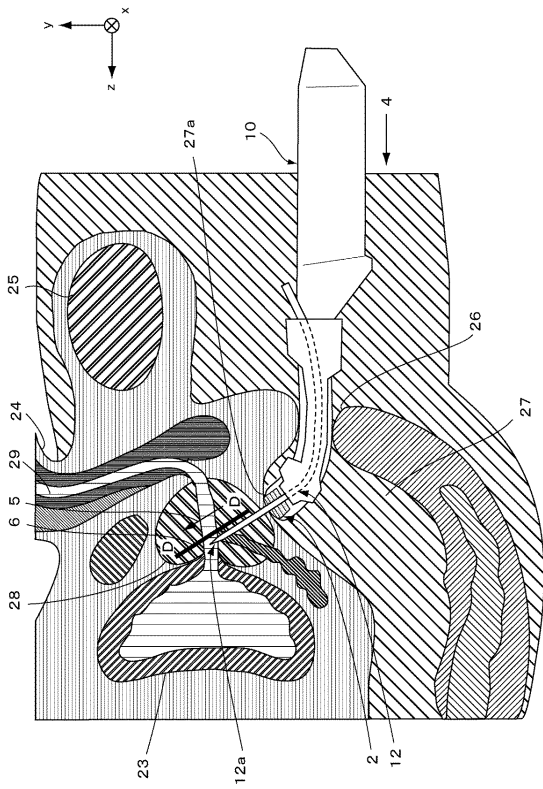
【図 6 C】



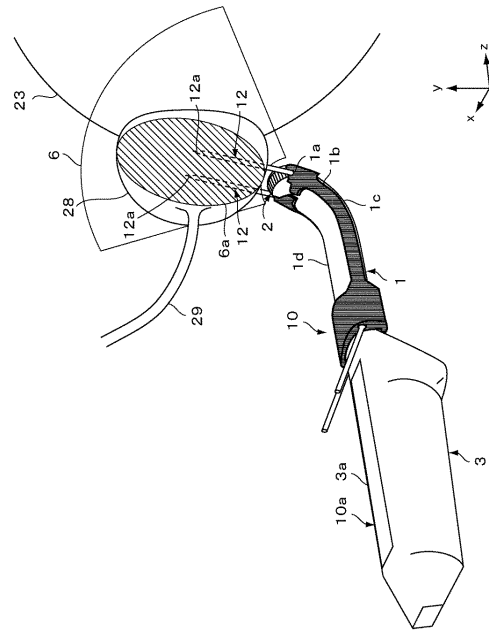
【図 6 D】



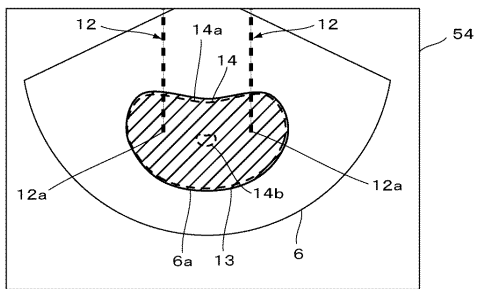
【 図 7 】



【 図 8 】



【 図 9 】



---

フロントページの続き

(72)発明者 武内 俊

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 岡田 健吾

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

Fターム(参考) 4C601 BB06 BB22 EE11 EE20 FE01 FE07 FF04 FF05 FF06 FF16  
GA03 GA19 GA25 GB04 GB09 KK24 KK31 LL33

专利名称(译)	腔内探头和超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2015104602A</a>	公开(公告)日	2015-06-08
申请号	JP2013249083	申请日	2013-12-02
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	小作秀樹 尾名康裕 武内俊 岡田健吾		
发明人	小作 秀樹 尾名 康裕 武内 俊 岡田 健吾		
IPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/BB22 4C601/EE11 4C601/EE20 4C601/FE01 4C601/FE07 4C601/FF04 4C601/FF05 4C601/FF06 4C601/FF16 4C601/GA03 4C601/GA19 4C601/GA25 4C601/GB04 4C601/GB09 4C601/KK24 4C601/KK31 4C601/LL33		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：提供一种经直肠探针，该经直肠探针能够获得能够与不同形态的图像进行比较的图像，而不会增加待检查患者的痛苦。根据实施例的体内探针包括插入部分，并且插入部分在其尖端处包括多个超声换能器，并且尖端相对于插入方向朝预定方向弯曲。它具有弯曲部分。布置多个超声换能器，使得由发射的超声波形成的扫描表面与包括插入方向和预定方向的表面正交。[选型图]图1A

