

(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2007-175431

(P2007-175431A)

(43) 公開日 平成19年7月12日(2007.7.12)

(51) Int.Cl.

A61B 8/12 (2006.01)

F I

A61B 8/12

テーマコード(参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2005-380209 (P2005-380209)  
 (22) 出願日 平成17年12月28日(2005.12.28)

(71) 出願人 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 生熊 聡一  
 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  
 (72) 発明者 川島 知直  
 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  
 (72) 発明者 小室 雅彦  
 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

最終頁に続く

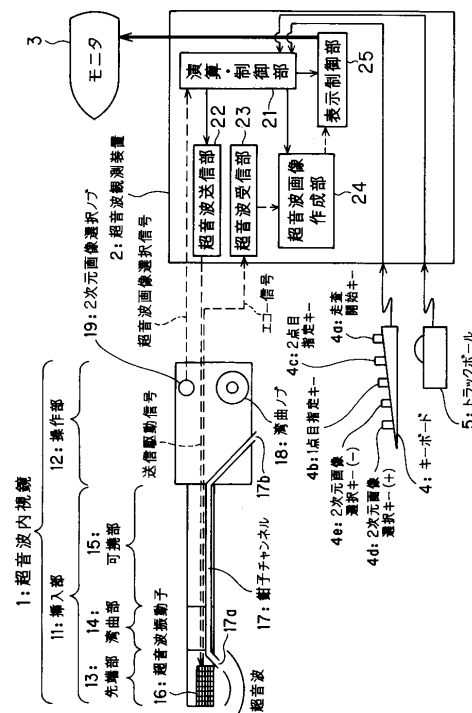
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

## (57) 【要約】

【課題】 穿刺針の挿入経路を確実に表示し得る超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 生体内において超音波を三次元的に走査するための超音波振動子16を備えた超音波内視鏡1と、この超音波内視鏡1により得られた超音波信号に基づき超音波ボリュームデータを作成する超音波観測装置2の超音波画像作成部24と、超音波ボリュームデータ上で指定した2点を通る直線を回転軸として回転角を指定することにより超音波ボリュームデータの中から断層面を選択するようになされた2次元画像選択ノブ19、キーボード4、トラックボール5、演算・制御部21、および表示制御部25と、走査中に選択された断層面を二次元超音波画像として表示するモニタ3と、を備えた超音波診断装置。

【選択図】 図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

生体内において超音波を三次元的に走査するための超音波プローブと、  
前記超音波プローブにより得られた超音波信号に基づき超音波ポリウムデータを作成するポリウムデータ作成手段と、  
前記超音波ポリウムデータの中から断層面を選択する断層面選択手段と、  
前記走査中に前記断層面選択手段により選択された断層面を二次元超音波画像として表示する表示装置と、  
を具備したことを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 2】**

前記断層面選択手段は、マニュアルによる断層面の選択入力を行うためのマニュアル選択手段を含むものであることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 3】**

前記超音波プローブは、手により操作を行うための操作部を有して構成されたものであり、  
前記マニュアル選択手段は、前記超音波プローブの操作部に配設されたものであることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 4】**

前記マニュアル選択手段は、足による選択入力を行うためのフットスイッチを含むものであることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 5】**

前記断層面選択手段は、前記超音波ポリウムデータ上で指定した 2 点を通る直線を回転軸として、前記回転軸周りの回転角を指定することにより、該超音波ポリウムデータの中から断層面を選択するように構成されたものであることを特徴とする請求項 1 から請求項 4 の何れか一項に記載の超音波診断装置。

**【請求項 6】**

前記超音波プローブは、処置具を挿通可能な処置具チャンネルを有して構成されたものであり、

この処置具チャンネルに挿通される処置具と、

前記超音波プローブの位置と、前記処置具の位置と、を検出するための位置検出手段と

をさらに具備し、

前記断層面選択手段は、前記位置検出手段により検出された位置情報に基づいて、前記断層面を選択するものであることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 7】**

前記位置検出手段は磁気センサを含み、

前記処置具は、生体に刺入され得るものであり中空部分を備えた穿刺針と、前記穿刺針の中空部分に挿通されるように構成されたスタイレットと、を含み

前記磁気センサは、複数であって、前記超音波プローブと前記スタイレットとにそれぞれ配設されたものであることを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 8】**

前記断層面選択手段は、前記位置検出手段により検出された位置情報に基づいて前記断層面を選択するものとともに、さらに、マニュアルによる断層面の選択入力を行うためのマニュアル選択手段を含むものであることを特徴とする請求項 6 または請求項 7 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 9】**

前記超音波プローブは、二次元状に配列された複数個の超音波振動子を有して構成されたものであることを特徴とする請求項 1 から請求項 8 の何れか一項に記載の超音波診断装置。

**【請求項 10】**

10

20

30

40

50

前記超音波プローブは、体腔内に挿入して使用され得る超音波プローブであることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 1】

前記超音波プローブは、処置具を挿通可能な処置具チャンネルを有して構成されたものであることを特徴とする請求項 1 から請求項 5 の何れか一項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、生体内に超音波を送受して得られる超音波信号により超音波画像を作成する超音波診断装置に関する。

10

【背景技術】

【0002】

生体内に超音波を送信し、生体組織からの反射波を受信して生体の状態を画像として観察する超音波診断装置は、生体内の様子をリアルタイムで観察することができるために、近年では普及している。

【0003】

このような超音波診断装置を用いて観察を行っている際に、もし腫瘍を発見した場合には、発見した腫瘍が良性であるか悪性であるかを判断するために、超音波画像を確認しながら穿刺を行って細胞や組織を採取し、採取した細胞や組織の検査を行うことがある。

【0004】

20

この穿刺針を用いるときに、超音波走査面に対して、穿刺針が斜めに突出したり、穿刺針が湾曲したりすることがある。すると、穿刺針の先端が腫瘍内部まで到達しているか否かを確認することができず、そのままでは正確な診断を行うことができない可能性があるために、再度穿刺しなければならない場合が生じることがあった。

【0005】

このような点に対応するために、例えば特開 2005 - 58584 号公報には、穿刺針の位置を位置センサで検出して、二次元アレイ振動子を使用し超音波を三次元走査させて得たボリュームデータから穿刺針の位置を推定し、超音波画像上に穿刺針が表示されるようにした超音波診断装置が提案されている。

【0006】

30

また、特開 2000 - 185041 号公報には、穿刺針に微小振動を与えて、二次元アレイ振動子を使用し超音波を三次元走査させて得たボリュームデータの中から、ドプラ信号が大きくなる位置に基づいて、穿刺針の位置を推定する超音波診断装置が提案されている。

【0007】

さらに、特開 2004 - 208859 号公報には、二次元アレイ振動子を使用して超音波を三次元走査させて得たボリュームデータの中から、穿刺針からの反射波に基づく輝度情報を基に、穿刺針の走査面からのズレ量を表示する超音波診断装置が提案されている。

【特許文献 1】特開 2005 - 58584 号公報

【特許文献 2】特開 2000 - 185041 号公報

40

【特許文献 3】特開 2004 - 208859 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかし、上記特開 2005 - 58584 号公報には、ラジオ波穿刺針やエタノール注入用中空穿刺針に位置センサを取り付けることは記載されているものの、位置センサの種類が示されておらず、検出を行う際の位置センサと穿刺針との位置関係も不明瞭となっている。

【0009】

また、上記特開 2000 - 185041 号公報に記載のものでは、ドプラモードで三次

50

元走査を行うにはフレームレートを犠牲にする必要があるために、穿刺中のリアルタイム性が低下してしまい、現実的な解決手段とはいえない。また、該公報に記載の技術では、穿刺針に微小振動を与え続けなくてはならないために、装置が複雑になってしまう。

【 0 0 1 0 】

さらに、上記特開 2 0 0 4 - 2 0 8 8 5 9 号公報に記載のものでは、超音波データの中には輝度値が類似した画素が多数存在するために、穿刺針のみを正確に抽出するのは現実的に困難である。また、該公報に記載の技術は、穿刺針そのものを表示するのではなく、走査面からの穿刺針のズレ量を表示するものであるために、実際の穿刺針の挿入経路を確認することができないという課題もある。

【 0 0 1 1 】

そして、体腔内に挿入して使用する超音波内視鏡は、体外式の超音波プローブに比べて、挿入部に可撓性があり、かつ先端部を目視で確認することができないために、超音波振動子の位置や穿刺針の針先の方

10

【 0 0 1 2 】

向を修正するのが非常に困難である。

本発明は上記事情に鑑みてなされたものであり、穿刺針の挿入経路を確実に表示することが可能な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】

【 0 0 1 3 】

上記の目的を達成するために、本発明による超音波診断装置は、生体内において超音波を三次元的に走査するための超音波プローブと、前記超音波プローブにより得られた超音波信号に基づき超音波ボリュームデータを作成するボリュームデータ作成手段と、前記超音波ボリュームデータの中から断層面を選択する断層面選択手段と、前記走査中に前記断層面選択手段により選択された断層面を二次元超音波画像として表示する表示装置と、を具備したものである。

20

【発明の効果】

【 0 0 1 4 】

本発明の超音波診断装置によれば、穿刺針の挿入経路を確実に表示することが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 5 】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

30

【 0 0 1 6 】

[ 実施形態 1 ]

図 1 から図 7 は本発明の実施形態 1 を示したものであり、図 1 は超音波診断装置の構成を示す図、図 2 は超音波内視鏡の先端部の構成を拡大して示す斜視図、図 3 は 2 次元画像選択キーの操作に応じて切り出される 2 次元超音波画像の位置を超音波内視鏡の先端部と対比して示す図、図 4 は穿刺針の長軸をモニタ画面の 2 次元超音波画像内に描出するときの例を示す図、図 5 はモニタ画面の 2 次元超音波画像上の穿刺針の根元位置にカーソルを移動させて 1 点目を指定する様子

40

【 0 0 1 7 】

を示す図、図 6 はモニタ画面の 2 次元超音波画像上の穿刺針の先端位置にカーソルを移動させて 2 点目を指定する様子

【 0 0 1 8 】

を示す図である。

この超音波診断装置は、超音波プローブたる超音波内視鏡 1 と、超音波観測装置 2 と、モニタ 3 と、断層面選択手段でありマニュアル選択手段たるキーボード 4 と、断層面選択手段でありマニュアル選択手段たるトラックボール 5 と、を有している。

50

## 【 0 0 1 9 】

超音波内視鏡 1 は、患者の体腔内に挿入され得る細長の挿入部 1 1 と、この挿入部 1 1 の後端側に連設されており術者が把持して操作するようになされた操作部 1 2 と、を有している。

## 【 0 0 2 0 】

挿入部 1 1 は、先端に設けられた硬質の先端部 1 3 と、この先端部 1 3 の後端側に連設された湾曲自在の湾曲部 1 4 と、この湾曲部 1 4 の後端から操作部 1 2 の前端に至る長尺の可撓部 1 5 と、を有している。

## 【 0 0 2 1 】

操作部 1 2 は、湾曲ノブ 1 8 と、2 次元画像選択ノブ 1 9 と、を有している。湾曲ノブ 1 8 は、術者の回動操作により、湾曲部 1 4 を所望の方向に湾曲するための湾曲操作部材である。また、2 次元画像選択ノブ 1 9 は、モニタ 3 に表示させる 2 次元超音波画像を選択するための断層面選択手段でありマニュアル選択手段である。この 2 次元画像選択ノブ 1 9 は、手動操作により時計回りと反時計回りとの 2 方向に回転することができるように構成されていて、操作に応じた超音波画像選択信号が超音波観測装置 2 の後述する演算・制御部 2 1 へ出力されるようになっている。 10

## 【 0 0 2 2 】

また、この超音波内視鏡 1 には、操作部 1 2 から先端部 1 3 にかけての長手方向に沿って、中空のチューブによりトンネル構造をなすように形成された処置具チャンネルたる鉗子チャンネル 1 7 が設けられている。そして、この鉗子チャンネル 1 7 は、先端部 1 3 に鉗子チャンネル口 1 7 a が、操作部 1 2 に鉗子チャンネル口 1 7 b が、それぞれ開口している。この鉗子チャンネル 1 7 には、穿刺針等の処置具を挿通することができるようになっている。 20

## 【 0 0 2 3 】

ここで、図 2 を参照して、先端部 1 3 の構成について説明する。

## 【 0 0 2 4 】

先端部 1 3 は、複数個の超音波振動子 1 6 を備えている。これら複数個の超音波振動子 1 6 は、より詳しくは、挿入方向に平行な振動子列とそれに垂直な振動子列とでなる二次元平面状に配列されており、2 次元アレイとして構成されている。これらの超音波振動子 1 6 には、信号線 1 6 a がそれぞれ接続されていて、各信号線 1 6 a は超音波観測装置 2 へ接続されている。そして、超音波振動子 1 6 を駆動するためのパルス状の送信駆動信号と、超音波振動子 1 6 からのエコー信号と、がこの信号線 1 6 a を介して送受されるようになっている。このとき、後述するように各超音波振動子 1 6 を駆動することにより、特定の領域の三次元空間からのエコーを得るようになっている。 30

## 【 0 0 2 5 】

鉗子チャンネル 1 7 の先端部 1 3 側における鉗子チャンネル口 1 7 a は、処置具たる穿刺針 9 ( 図 2 参照 ) 等が超音波走査範囲内に突出するように、挿入軸に対して所定の角度をなす中心軸を有する開口となるように構成されている。

## 【 0 0 2 6 】

なお、図示は省略するが、先端部 1 3 には、体腔内へ照明光を照射するための照明窓と、照明された被検体を観察するための光学的なレンズを備えた観察窓と、が設けられている。 40

## 【 0 0 2 7 】

図 1 の説明に戻って、超音波観測装置 2 は、断層面選択手段たる演算・制御部 2 1 と、超音波送信部 2 2 と、超音波受信部 2 3 と、ボリュームデータ作成手段たる超音波画像作成部 2 4 と、断層面選択手段たる表示制御部 2 5 と、を有している。

## 【 0 0 2 8 】

演算・制御部 2 1 は、上述した超音波送信部 2 2 、超音波画像作成部 2 4 、表示制御部 2 5 を含むこの超音波観測装置 2 内の各部の動作を制御する制御手段であるとともに、必要な演算等を行う演算手段である。 50

## 【 0 0 2 9 】

超音波送信部 2 2 は、超音波振動子 1 6 を駆動するための上述したようなパルス状の送信駆動信号を送信するものである。

## 【 0 0 3 0 】

超音波受信部 2 3 は、超音波振動子 1 6 からの上述したようなエコー信号を受信するものである。

## 【 0 0 3 1 】

超音波画像作成部 2 4 は、超音波受信部 2 3 により受信したエコー信号に基づいて、3次元の超音波画像データとなる超音波ボリュームデータ（以下、3Dデータという）を作成するものである。

10

## 【 0 0 3 2 】

表示制御部 2 5 は、演算・制御部 2 1 の制御に基づき、超音波画像作成部 2 4 が作成した3Dデータをモニタ 3 へ表示するように制御するとともに、該3Dデータから2次元超音波画像を切り出してモニタ 3 へ表示するように制御する表示制御手段である。

## 【 0 0 3 3 】

この超音波観測装置 2 には、キーボード 4 が接続されている。このキーボード 4 は、走査開始キー 4 a と、1 点目指定キー 4 b と、2 点目指定キー 4 c と、2 次元画像選択キー（+）4 d と、2 次元画像選択キー（-）4 e と、を備えている。

## 【 0 0 3 4 】

走査開始キー 4 a は、超音波振動子 1 6 による超音波走査を開始させるためのものである。

20

## 【 0 0 3 5 】

1 点目指定キー 4 b は、後述するように、例えば、穿刺針 9 の鉗子チャンネル口 1 7 a から突出している部分の根元側を1点目として指定するためのものである。

## 【 0 0 3 6 】

2 点目指定キー 4 c は、後述するように、例えば、穿刺針 9 の鉗子チャンネル口 1 7 a から突出している部分の先端側を2点目として指定するためのものである。

## 【 0 0 3 7 】

2 次元画像選択キー（+）4 d は、モニタ 3 に表示させる2次元超音波画像を選択するためのものである。

30

## 【 0 0 3 8 】

2 次元画像選択キー（-）4 e も、モニタ 3 に表示させる2次元超音波画像を選択するためのものであり、上述した2次元画像選択キー（+）4 d とは逆方向の指定を行うためのものとなっている。

## 【 0 0 3 9 】

上述した超音波観測装置 2 には、さらに、トラックボール 5 が接続されている。このトラックボール 5 は、モニタ 3 のモニタ画面 3 a に表示されるカーソル 3 3 を移動するためのポインティングデバイスである（図 5 , 図 6 参照）。

## 【 0 0 4 0 】

そして、上述した超音波観測装置 2 には、モニタ 3 が接続されている。このモニタ 3 は、超音波観測装置 2 からの出力を表示するための表示手段（表示装置）である。

40

## 【 0 0 4 1 】

次に、図 1 および図 2 に示したような超音波診断装置の作用について説明する。

## 【 0 0 4 2 】

図 1 においては、破線が超音波に係る信号・データの流れを、太実線が最終的な表示画像に係る信号・データの流れを、実線が制御に係る信号・データの流れを、それぞれ示している。

## 【 0 0 4 3 】

まず、超音波診断装置全体の動作の概略は、以下のようになっている。

## 【 0 0 4 4 】

50

キーボード 4 の走査開始キー 4 a が押下されると、超音波観測装置 2 内の演算・制御部 2 1 の制御に基づいて、超音波送信部 2 2 からパルス電圧状の送信駆動信号が超音波内視鏡 1 の先端部 1 3 の超音波振動子 1 6 へ送信される。この際に、演算・制御部 2 1 は、各送信駆動信号が各超音波振動子 1 6 に到着する時刻が異なるように、各励起信号（各送信駆動信号）に遅延をかけている。

【 0 0 4 5 】

超音波振動子アレイを構成する複数の超音波振動子 1 6 の内の、一部かつ複数の超音波振動子 1 6 は、超音波送信部 2 2 からのパルス電圧状の励起信号を受け取って、媒体の疎密波である超音波に変換する。このときに各超音波振動子 1 6 が励起する超音波は、被検体内で重ね合わせられたときに一本の超音波ビームを形成する（この一本の超音波ビームを形成するように、演算・制御部 2 1 が各送信駆動信号に上記遅延をかけている）。こうして発生された超音波ビームは、超音波内視鏡 1 の外部へ照射されて、被検体内を 3 次元状にスキャンする。被検体内からの反射波は、超音波ビームとは逆の経路を辿って、各超音波振動子 1 6 へ戻る。各超音波振動子 1 6 は、反射波を電気的なエコー信号に変換して、励起信号とは逆の経路により超音波観測装置 2 内の超音波受信部 2 3 へ伝達する。

10

【 0 0 4 6 】

超音波受信部 2 3 は、受信したエコー信号を増幅して、超音波画像作成部 2 4 に送信する。

【 0 0 4 7 】

超音波画像作成部 2 4 は、演算・制御部 2 1 の制御に基づいて、増幅されたエコー信号を整相加算し、上述した 3 D データを作成する。

20

【 0 0 4 8 】

表示制御部 2 5 は、演算・制御部 2 1 の制御に基づいて、超音波画像作成部 2 4 が作成した 3 D データから 2 次元超音波画像を切り出して、モニタ 3 へ出力する。

【 0 0 4 9 】

すなわち、術者により、超音波内視鏡 1 の操作部 1 2 に設けられた 2 次元画像選択ノブ 1 9、またはキーボード 4 に設置された 2 次元画像選択キー 4 d、4 e、またはトラックボール 5 が操作されると、超音波観測装置 2 内の演算・制御部 2 1 は、表示制御部 2 5 を制御して、3 D データから 2 次元超音波画像として切り出す面を指定する。従って、表示制御部 2 5 は、演算・制御部 2 1 により指定された面を 3 D データから切り出して 2 次元超音波画像を作成し、モニタ 3 へ出力する。これにより、術者は、穿刺針 9 が描出される断層面を表示させることができ、穿刺針 9 の画像を観察しながら穿刺を正確に行うことが可能となる。

30

【 0 0 5 0 】

次に、2 次元超音波画像として切り出す面の指定方法について説明する。

【 0 0 5 1 】

初期状態では、演算・制御部 2 1 は、穿刺針 9 が曲がることなく鉗子チャンネル口 1 7 a から出口方向へ真っ直ぐに突出した場合に、穿刺針 9 の断層面が表示され、かつ振動子アレイ面に垂直な 2 次元超音波画像位置（以下、初期 2 次元画像位置という）を切り出すように表示制御部 2 5 を制御する。

40

【 0 0 5 2 】

その後、超音波内視鏡 1 の操作部 1 2 に設けられた 2 次元画像選択ノブ 1 9 が時計回りに回転操作された場合、またはキーボード 4 に設置された 2 次元画像選択キー（+）4 d が押下された場合には、演算・制御部 2 1 は、挿入軸の中心線を回転軸として、初期 2 次元画像位置をその操作量に応じた角度だけ図 3 の + 方向（挿入軸に沿って先端側から根本側を見たときの時計回り方向）に回転させた 2 次元超音波画像位置を切り出すように、表示制御部 2 5 を制御する。

【 0 0 5 3 】

一方、超音波内視鏡 1 の操作部 1 2 に設けられた 2 次元画像選択ノブ 1 9 が反時計回りに回転操作された場合、またはキーボード 4 に設置された 2 次元画像選択キー（-）4 e

50

が押下された場合には、演算・制御部 2 1 は、挿入軸の中心線を回転軸として、初期 2 次元画像位置をその操作量に応じた角度だけ図 3 の - 方向（挿入軸に沿って先端側から根本側を見たときの反時計回り方向）に回転させた 2 次元超音波画像位置を切り出すように、表示制御部 2 5 を制御する。

【 0 0 5 4 】

また、上述したような処理を実行している最中に、任意の断層面を 2 次元超音波画像として表示するための以下のような処理を行うことが可能となっている。

【 0 0 5 5 】

まず、図 5 または図 6 に示すように、モニタ 3 のモニタ画面 3 a は、3 D データ 3 1 と、2 次元超音波画像 3 2 と、を並べて表示することができるようになっている。さらに、このモニタ画面 3 a 上には、ポインタとしてのカーソル 3 3 を表示させることができるようになっている。

10

【 0 0 5 6 】

このような構成において、術者が、所望の時点でトラックボール 5 を操作して、モニタ画面 3 a 上の 2 次元超音波画像 3 2 上にカーソル 3 3 を表示させ、キーボード 4 の 1 点目指定キー 4 b を押下したものとする。すると、演算・制御部 2 1 は、2 次元超音波画像 3 2 上のカーソル 3 3 で指定した位置に例えば赤色の点が表示され、かつ 3 D データ 3 1 上の対応する位置にも同様に赤色の点が表示されるように、表示制御部 2 5 を制御する。なお、このときに後述する 2 点目が既に指定されていた場合には、演算・制御部 2 1 は、1 点目と 2 点目とを通りかつ振動子面に垂直となるような平面を 2 次元超音波画像 3 2 として切り出すように、表示制御部 2 5 を制御する。

20

【 0 0 5 7 】

また、1 点目が指定されている状態で、術者が、トラックボール 5 を操作して、モニタ画面 3 a における 2 次元超音波画像 3 2 の外となる位置にカーソル 3 3 を移動させ、さらに、キーボード 4 の 1 点目指定キー 4 b を押下したものとする。すると、演算・制御部 2 1 は、1 点目の指定を解除して、2 次元超音波画像 3 2 上と 3 D データ 3 1 上とに表示されている赤色の点が表示されていない状態に戻るように、表示制御部 2 5 を制御する。

【 0 0 5 8 】

同様に、上述したような処理を実行している最中に、術者が、トラックボール 5 を操作してモニタ画面 3 a 上の 2 次元超音波画像 3 2 上にカーソル 3 3 を表示させ、キーボード 4 の 2 点目指定キー 4 c を押下したものとする。すると、演算・制御部 2 1 は、2 次元超音波画像 3 2 上のカーソル 3 3 で指定した位置に例えば緑色の点が表示され、3 D データ 3 1 上の対応する位置にも同様に緑色の点が表示されるように、表示制御部 2 5 を制御する。なお、このときに上述した 1 点目が既に指定されていた場合には、演算・制御部 2 1 は、1 点目と 2 点目とを通りかつ振動子面に垂直となる平面を 2 次元超音波画像 3 2 として切り出すように、表示制御部 2 5 を制御する。

30

【 0 0 5 9 】

また、2 点目が指定されている状態で、術者が、トラックボール 5 を操作して、モニタ画面 3 a における 2 次元超音波画像 3 2 の外となる位置にカーソル 3 3 を移動させ、さらに、キーボード 4 の 2 点目指定キー 4 c を押下したものとする。すると、演算・制御部 2 1 は、2 点目の指定を解除して、2 次元超音波画像 3 2 上と 3 D データ 3 1 上とに表示されている緑色の点が表示されていない状態に戻るように、表示制御部 2 5 を制御する。

40

【 0 0 6 0 】

このようにして 2 点（つまり、1 点目および 2 点目）が指定されている状態で、超音波内視鏡 1 の操作部 1 2 に設けられた 2 次元画像選択ノブ 1 9 が回転操作された場合、またはキーボード 4 に設置された 2 次元画像選択キー 4 d , 4 e が押下された場合には、演算・制御部 2 1 は、1 点目および 2 点目を通る直線を回転軸として、操作量に応じた角度だけ回転させた 2 次元超音波画像 3 2 を切り出すように、表示制御部 2 5 を制御する。

【 0 0 6 1 】

このような 2 次元超音波画像を切り出して表示する作用について、図 4 に示すような、

50



穿刺針 9 の長軸をモニタ画面 3 a の 2 次元超音波画像 3 2 内に描出するときを一例に挙げて、さらに詳しく説明する。

【 0 0 6 2 】

まず、術者が、キーボード 4 の走査開始キー 4 a を押下すると、3 D ( 3 次元 ) 走査が開始され、モニタ画面 3 a には 3 D データ 3 1 の画像と、2 次元超音波画像 3 2 と、が表示される。このとき、2 次元超音波画像 3 2 には、上述したような初期 2 次元画像位置の画像が表示されている。

【 0 0 6 3 】

次に、術者は、穿刺したい部位の付近まで超音波内視鏡 1 の先端部 1 3 を移動させた後に、穿刺針 9 を鉗子チャンネル 1 7 に挿通させて、穿刺針 9 を先端部 1 3 の鉗子チャンネル口 1 7 a から少し突出させる。 10

【 0 0 6 4 】

続いて、術者は、超音波内視鏡 1 の操作部 1 2 に設けられた 2 次元画像選択ノブ 1 9、またはキーボード 4 に設置された 2 次元画像選択キー 4 d、4 e を操作して、図 5 に示すような、穿刺針 9 の長軸が表示されるような 2 次元超音波画像 3 2 を表示させる。

【 0 0 6 5 】

ここで、もし穿刺針 9 の突出方向と超音波内視鏡 1 の挿入軸方向とがねじれの位置になっている場合には、穿刺針 9 の長軸が 2 次元超音波画像 3 2 上に良好には表示されない。

【 0 0 6 6 】

このときは、2 次元超音波画像 3 2 として任意の断層面を指定するための操作を行う。 20

【 0 0 6 7 】

すなわち、まず、2 次元画像選択ノブ 1 9 または 2 次元画像選択キー 4 d、4 e を操作して、2 次元超音波画像 3 2 上に穿刺針 9 の根元部 9 a を表示させる。

【 0 0 6 8 】

次に、トラックボール 5 を操作することにより、図 5 に示すように、モニタ画面 3 a における 2 次元超音波画像 3 2 上の穿刺針 9 の根元部 9 a の位置にカーソル 3 3 を表示させ、キーボード 4 の 1 点目指定キー 4 b を押下する。

【 0 0 6 9 】

続いて、2 次元画像選択ノブ 1 9 または 2 次元画像選択キー 4 d、4 e を操作して、図 6 に示すように、2 次元超音波画像 3 2 上に穿刺針 9 の先端部 9 b を表示させる。 30

【 0 0 7 0 】

そして、トラックボール 5 を操作することにより、図 6 に示すように、モニタ画面 3 a における 2 次元超音波画像 3 2 上の穿刺針 9 の先端部 9 b の位置にカーソル 3 3 を表示させ、キーボード 4 の 2 点目指定キー 4 c を押下する。

【 0 0 7 1 】

このような操作を行うことにより、図 7 に示すように、穿刺針 9 の長軸が 2 次元超音波画像 3 2 上に表示される。

【 0 0 7 2 】

ここで、周辺臓器との位置関係を確認したい場合や、穿刺針 9 が湾曲している場合には、2 次元画像選択ノブ 1 9 または 2 次元画像選択キー 4 d、4 e を操作して、1 点目および 2 点目を通る直線を中心に 2 次元超音波画像 3 2 を回転させて、周辺臓器や穿刺針 9 の湾曲状況をモニタ 3 上に表示させることにより、確認することができる。 40

【 0 0 7 3 】

その後、2 次元超音波画像 3 2 上で穿刺針 9 を確認しながら、さらに深く病変部まで穿刺を行う。この穿刺を行っている最中に、超音波内視鏡 1 の先端部 1 3 の位置が移動したり、あるいは穿刺針 9 の方向が変化したりした場合には、再度、上述したように 2 点 ( 1 点目および 2 点目 ) を指定するとともに回転角度を調整して、表示させる断層面を変更するようにしても良い。また、トラックボール 5 を操作して、モニタ画面 3 a における 2 次元超音波画像 3 2 の外となる位置にカーソル 3 3 を移動させ、さらに、キーボード 4 の 1 点目指定キー 4 b または 2 点目指定キー 4 c を押下することにより、任意の断層面の表示 50

をキャンセルすることができる。その後、例えば２次元画像選択ノブ１９を回転させて、穿刺針９の先端部９ｂが表示されている２次元超音波画像３２を順次選択しながら、確認するようにしても良い。

【００７４】

また、穿刺針９が湾曲した場合には、穿刺針９の先端付近の２点を指定することにより、穿刺針９の先端が今後向かうと予測される経路を表示することができる。

【００７５】

さらに、２次元画像選択ノブ１９を回転させて、穿刺針９の先端部が表示されている２次元超音波画像３２を順次選択して行くことにより、先端部１３を実際の超音波断層像で常に確認することができる。

10

【００７６】

このような実施形態１によれば、穿刺針９が鉗子チャンネル口１７ａから真っ直ぐに突出している場合だけでなく、穿刺針９が鉗子チャンネル口１７ａから斜めに突出した場合、あるいは穿刺針９自体が湾曲した場合にも、穿刺針９の先端を２次元超音波画像３２上で確実に確認することが可能となる。このために、穿刺針９の先端が腫瘍内部まで到達していることを確認することができて、診断の正確性が向上する。また、穿刺針９が湾曲しても操作を継続することが可能となり、湾曲した穿刺針９を交換して再度穿刺しなければならないことが無くなって、経済性を向上しながら検査時間の短縮を図ることが可能となる。

【００７７】

20

また、超音波内視鏡１は、体外式プローブと異なり、通常は両手で把持するものであるために、モニタ３に表示する２次元超音波画像３２の選択を操作部１２にある２次元画像選択ノブ１９で行うことができるようにしたことにより、術者の負担を軽減することができる。さらに、穿刺時には、一方の手で操作部１２を操作し、他方の手で穿刺針９を操作するが、操作部１２に２次元画像選択ノブ１９を設けたことにより、補助者がいなくても、穿刺針９の先端の２次元超音波画像３２を表示させることが可能となり、穿刺時の操作性が向上する。

【００７８】

そして、表示させる２次元超音波画像３２をマニュアルで選択することができるようにしたために、自動で表示させる手段に比して所望の画像をより確実に表示することが可能となる。また、穿刺針がある平面以外の２次元超音波画像も表示させることにより、穿刺針の周辺臓器も確認することが可能となる。このときにはさらに、装置の構成も簡易化しかつ小型化することが可能となる利点がある。

30

【００７９】

また、本実施形態の技術は、実際の超音波画像に映っている穿刺針９からのエコーを表示するものである。従って、本実施形態の技術は、センサ等から得たデータに基づいて推定した穿刺針９の位置を超音波断層像に重畳して表示するような従来技術に比して、実際の周辺臓器との位置関係が正確であり、患部を確実に穿刺して、病変部の細胞や組織を確実に採取することができる利点がある。

【００８０】

40

<変形例>

なお、上述では、超音波プローブとして、複数個の超音波振動子１６が二次元平面状に配列された２次元アレイを有する超音波内視鏡１を用いているが、これに限るものではない。例えば、複数個の超音波振動子１６が曲面状に二次元配列された２次元アレイを有する超音波プローブを用いても構わない。具体的には、円筒状の先端部１３の外周に沿って、複数の超音波振動子１６を配列した構成の２次元アレイを用いる例が挙げられる。また、１次元的に配列された振動子アレイを機械的に移動することにより、３次元状にスキャンするタイプの超音波プローブを用いても良い。また、超音波プローブとしては、超音波内視鏡に限定されるものでもない。

【００８１】

50

さらに、上述では、超音波観測装置 2 を外部からコントロールする手段として、キーボード 4 とトラックボール 5 とを用いたが、もちろんこれらは単なる一例であって、例えばマウスやジョイスティック等を用いて画面上のメニューを選択する手段を用いるようにしても構わない。

【0082】

そして、上述では、2次元超音波画像 3 2 を選択した場合に、操作量に応じた角度だけ、挿入軸の中心線を中心に回転させた 2次元超音波画像 3 2 が表示されるようにしているが、これに限るものでもない。超音波内視鏡 1 の先端部 1 3 に設けられた鉗子チャンネル口 1 7 a の中心を通る直線を回転中心として、初期 2次元画像位置を回転させた 2次元超音波画像 3 2 を表示するように構成しても良い。このような構成を採用することにより、  
10 穿刺針 9 の位置が固定されている鉗子チャンネル口 1 7 a が必ず 2次元超音波画像 3 2 上に存在することになるために、穿刺針 9 の長軸が描出された 2次元超音波画像 3 2 の選択をより容易に行うことができる利点を得られる。

【0083】

加えて、上述では、2次元超音波画像 3 2 を選択する手段が、操作量に応じた角度だけ挿入軸の中心線を中心に回転させつつ 2次元超音波画像 3 2 を表示する手段と、2点と回転角度とを指定することにより任意の 2次元超音波画像 3 2 を表示する手段と、の 2種類であった。しかし、これらに限らず、以下のような手段を採用しても良い。

【0084】

その 1つの例は、3点を指定することにより、指定された 3点を含む任意の 2次元超音波画像 3 2 を選択して表示する手段である。  
20

【0085】

また、次の例は、超音波内視鏡 1 の先端部 1 3 の鉗子チャンネル口 1 7 a の開口部の中心位置を通る 3本の直交する直線を回転中心として、初期 2次元画像位置を回転させ、表示させる手段である。これは、つまり、鉗子チャンネル口 1 7 a の開口部の中心位置を原点とする直交座標系を設定して、各座標軸周りに初期 2次元画像を回転させて表示させることができるようにしたものとなっている。この手段を採用すると、穿刺針 9 の突出方向がどの方向にずれた場合であっても、回転角を 3個指定するだけで、穿刺針 9 の長軸が 2次元超音波画像 3 2 上に表示されることになる。このとき、超音波内視鏡 1 の操作部 1 2 にノブあるいはボタン等の回転角を入力するための装置を 3個設置すれば、手元の操作だけで、穿刺針 9 の長軸が 2次元超音波画像 3 2 上に簡単に表示されるという新たな効果を奏することが可能となる。  
30

【0086】

[実施形態 2]

図 8 および図 9 は本発明の実施形態 2 を示したものであり、図 8 は超音波診断装置の構成を示す図、図 9 は穿刺針と第 1 送信コイルが設けられたスタイレットとの先端部を拡大して示す図である。

【0087】

この実施形態 2 において、上述の実施形態 1 と同様である部分については同一の符号を付して説明を省略し、主として異なる点についてのみ説明する。  
40

【0088】

本実施形態では、図 1 に示す実施形態 1 の超音波診断装置とは以下の点が異なっている。

【0089】

まず、図 9 を参照して、穿刺針 9 とスタイレット 4 4 との先端部について説明する。

【0090】

穿刺針 9 は、生体に刺入され得る処置具であり、内部が中空であって、細胞等の吸引やエタノール等の注入を行うことができる構造となっている。

【0091】

そして、この穿刺針 9 の中空部分には、先端が鋭敏な針として構成された処置具たるス  
50

タイレット 4 4 が挿通されている。このスタイレット 4 4 の先端部には、巻線軸方向がスタイレット 4 4 の軸方向と一致するように構成された位置検出手段であり磁気センサたる第 1 送信コイル 4 1 が内蔵されている。この第 1 送信コイル 4 1 は、図 8 に示すように、信号線を介して、後述する位置方位検出装置 7 に接続されている。

【 0 0 9 2 】

本実施形態の超音波診断装置は、断層面選択手段でありマニュアル選択手段たるフットスイッチ 6 と、位置方位検出装置 7 と、位置検出手段であり磁気センサたる受信コイル 8 と、を備えており、断層面選択手段でありマニュアル選択手段たるキーボード 4 A の構成が実施形態 1 のキーボード 4 とはやや異なっている。

【 0 0 9 3 】

また、超音波内視鏡 1 の先端部 1 3 には、位置検出手段であり磁気センサたる第 2 送信コイル 4 2 および第 3 送信コイル 4 3 が内蔵されている。これらの内の第 2 送信コイル 4 2 は、巻線軸方向が超音波内視鏡 1 の挿入軸方向と一致するように配設されており、2 次元アレイとして構成された超音波振動子 1 6 の平面の長手方向とも一致している。また、第 3 送信コイル 4 3 は、巻線軸方向が第 2 送信コイル 4 2 の巻線軸方向と直交し、かつ 2 次元アレイとして構成された超音波振動子 1 6 の平面と垂直になるように配設されている。そして、これら第 2 送信コイル 4 2 と第 3 送信コイル 4 3 とは、それぞれ信号線を介して、位置方位検出装置 7 に接続されている。

【 0 0 9 4 】

位置方位検出装置 7 は、上述したように、第 1 ～ 第 3 送信コイル 4 1 ～ 4 3 とそれぞれ接続されていて、これらの第 1 ～ 第 3 送信コイル 4 1 ～ 4 3 へコイル励起信号をそれぞれ出力するようになされた位置検出手段である。この位置方位検出装置 7 は、さらに、複数の受信コイル 8 と接続されており、これら複数の受信コイル 8 は、巻線軸の向きを異ならせて空間に固定されている。この位置方位検出装置 7 は、磁場の変化を受けて受信コイル 8 から発生される電流を受信し、位置・方位データを算出して、超音波観測装置の演算・制御部 2 1 へ送信するようになっている。

【 0 0 9 5 】

また、フットスイッチ 6 は、足等で操作するようになされたボタンである + キー 6 a および - キー 6 b を備えている。このフットスイッチ 6 は、超音波観測装置 2 の演算・制御部 2 1 に接続されている。

【 0 0 9 6 】

そして、キーボード 4 は、上述したような走査開始キー 4 a、1 点目指定キー 4 b、2 点目指定キー 4 c、2 次元画像選択キー ( + ) 4 d、2 次元画像選択キー ( - ) 4 e、を備えるとともに、さらに、自動検出キー 4 f を備えている。

【 0 0 9 7 】

この超音波診断装置のその他の構成は、上述した実施形態 1 の超音波診断装置とほぼ同様である。

【 0 0 9 8 】

次に、このような超音波診断装置の作用について説明する。

【 0 0 9 9 】

本実施形態の超音波診断装置の作用は、上述した実施形態 1 の超音波診断装置の作用と比較して、スタイレット 4 4 の作用、位置方位検出装置 7 の作用、演算・制御部 2 1 の 3 D データ 3 1 から 2 次元超音波画像 3 2 として切り出す面の指定の作用、およびフットスイッチ 6 の作用などが異なっている。以下では、主として異なる点についてのみ説明する。

【 0 1 0 0 】

なお、図 8 においては、太破線が位置に係る信号・データの流れを、破線が超音波に係る信号・データの流れを、太実線が最終的な表示画像に係る信号・データの流れを、実線が制御に係る信号・データの流れを、それぞれ示している。

【 0 1 0 1 】

まず、穿刺および吸引等は、以下のようにして行う。すなわち、スタイレット 44 を穿刺針 9 から突出させた状態で、穿刺針 9 およびスタイレット 44 を一体的に患部まで穿刺する。この穿刺を行っている間は、スタイレット 44 が穿刺針 9 の中空部分に挿通されているために、患部までの穿刺経路上の組織が穿刺針 9 の中に入り込むのを防いでいる。その後、穿刺針 9 からスタイレット 44 を抜いて、細胞等の吸引やエタノール等の注入を行う。

#### 【0102】

次に、送受信コイルを用いた位置方位検出装置 7 の作用は以下のようにになっている。

#### 【0103】

位置方位検出装置 7 は、スタイレット 44 の内部に設けられた第 1 送信コイル 41 と、超音波内視鏡 1 の先端部 13 に設けられた第 2 送信コイル 42 と、該先端部 13 に設けられた第 3 送信コイル 43 と、をそれぞれ異なる周波数で励磁する。

#### 【0104】

受信コイル 8 は、第 1 ~ 第 3 送信コイル 41 ~ 43 からの交番磁場を検出して、検出した磁場を位置電気信号に変換し、位置方位検出装置 7 へ出力する。

#### 【0105】

位置方位検出装置 7 は、受信コイル 8 から入力した位置電気信号を周波数毎に分解することにより、どの送信コイルの磁場を検出して得た位置電気信号であるのかを分離する。そして、位置方位検出装置 7 は、分離した各位置電気信号に基づいて、送信コイルの位置・方位データを算出し、算出した位置・方位データを超音波観測装置 2 の演算・制御部 21 へ出力する。

#### 【0106】

ここで、本実施形態においては、原点  $O$  を受信コイル 8 上に定義して、術者が被検者を検査する実際の空間上に直交座標軸  $O$ -xyz とその正規直交基底（各軸方向の単位ベクトル） $i, j, k$ （なお、肉太文字を用いてベクトルを表記する代わりに、通常の文字を用いている。以下においても同様である。）を固定する。

#### 【0107】

このとき、位置方位検出装置 7 は、位置電気信号に基づいて、時間  $t$  の関数として、各送信コイル 41 ~ 43 の位置・方位データを以下のように算出し、超音波観測装置 2 の演算・制御部 21 へ出力する。

第 1 送信コイル 41 の位置  $C_1(t)$  の位置ベクトル  $OC_1(t)$  の直交座標軸  $O$ -xyz に対する各方向成分

第 1 送信コイル 41 の巻線の軸方向を示す単位方向ベクトル  $V_1(t)$  の直交座標軸  $O$ -xyz に対する各方向成分

第 2 送信コイル 42 の位置  $C_2(t)$  の位置ベクトル  $OC_2(t)$  の直交座標軸  $O$ -xyz に対する各方向成分

第 2 送信コイル 42 の巻線の軸方向を示す単位方向ベクトル  $V_2(t)$  の直交座標軸  $O$ -xyz に対する各方向成分

第 3 送信コイル 43 の位置  $C_3(t)$  の位置ベクトル  $OC_3(t)$  の直交座標軸  $O$ -xyz に対する各方向成分

第 3 送信コイル 43 の巻線の軸方向を示す単位方向ベクトル  $V_3(t)$  の直交座標軸  $O$ -xyz に対する各方向成分

#### 【0108】

ここで、キーボード 4A の自動検出キー 4f が押下されると、演算・制御部 21 は、上述した実施形態 1 と異なる以下のような動作を行う。

#### 【0109】

まず、本実施形態では、原点  $O'$  を超音波振動子 16 で構成される 2 次元アレイの中心位置に定義して、術者が被検者を検査する実際の空間上に直交座標軸  $O'$ -x'y'z' とその正規直交基底（各軸方向の単位ベクトル） $i', j', k'$  とを次の数式 1 に示すように固定する。

10

20

30

40

50

[ 数 1 ]

$$\begin{aligned} i' &= V_2(t) \\ j' &= V_3(t) \\ k' &= V_2(t) \times V_3(t) \end{aligned}$$

ここに、 $k'$  を示す式の右辺における記号「 $\times$ 」は外積を表している。

【 0 1 1 0 】

このとき、原点  $O'$  の位置は、位置方位検出装置 7 から出力された  $C_2(t)$  および  $C_3(t)$  と、設計上決められている超音波内視鏡 1 の先端部 13 内の超音波振動子 16 である 2 次元アレイと第 2, 第 3 送信コイル 42, 43 との相対位置と、に基づいて算出することができる。

10

【 0 1 1 1 】

次に、位置方位検出装置 7 から出力された  $C_1(t)$  および  $V_1(t)$  を、 $O' - x'y'z'$  座標における値である  $C_1'(t)$  および  $V_1'(t)$  にそれぞれ座標変換する。

【 0 1 1 2 】

続いて、演算・制御部 21 は、 $C_1'(t)$  および  $V_1'(t)$  を含み、振動子面に垂直な 2 次元超音波画像 32 を、3D データ 31 から切り出すように、表示制御部 25 を制御する。

【 0 1 1 3 】

演算・制御部 21 は、このような一連の動作を、位置方位検出装置 7 から位置・方位データが入力される毎に繰り返して行う。

20

【 0 1 1 4 】

また、キーボード 4A の自動検出キー 4f が再度押下されると、3D データ 31 から切り出す 2 次元超音波画像 32 の位置を、押下された時点での位置に固定するように、表示制御部 25 を制御する。そしてこの位置を初期 2 次元画像位置として、超音波診断装置は、上述した実施形態 1 と同様の動作を行う。

【 0 1 1 5 】

また、フットスイッチ 6 の + キー 6a はキーボード 4A の 2 次元画像選択キー ( + ) 4d と同様の操作を行うためのものであり、フットスイッチ 6 の - キー 6b はキーボード 4A の 2 次元画像選択キー ( - ) 4e と同様の操作を行うためのものである。

【 0 1 1 6 】

30

本実施形態におけるその他の作用は、上述した実施形態 1 と同様である。

【 0 1 1 7 】

このような実施形態 2 によれば、上述した実施形態 1 とほぼ同様の効果を奏するとともに、穿刺針 9 の長軸が描出される 2 次元超音波画像 32 を常時自動的に表示することができるために、マニュアルで位置を合わせる必要がなく、術者の負担を軽減し、検査時間を短縮することができる。

【 0 1 1 8 】

また、スタイレット 44 に送信コイルを設けたために、中空の穿刺針 9 を使用する場合には、穿刺動作の妨げになることなく位置センサを内蔵することができる。

【 0 1 1 9 】

40

さらに、自動的に穿刺針 9 の長軸が描出される 2 次元超音波画像 32 を表示させた後に、マニュアルで位置を変更することができるために、スタイレット 44 を穿刺針 9 から抜いた後に、細胞や組織の採取率を向上するために穿刺針 9 を病変部内で動かす操作をしているときにも、微調整を行って確実に穿刺針 9 を描出することが可能となる。また、周囲の磁場環境が良好でないためにセンサ精度が低下した場合にも、微調整を行って確実に穿刺針 9 を描出することが可能となる。

【 0 1 2 0 】

さらに、2 次元超音波画像 32 を選択する手段として、フットスイッチ 6 を設けたために、足による操作も可能となる。このときには、操作部 12 から 2 次元画像選択ノブ 19 を省略することも可能となり、両手がふさがっている状態でも操作できるという効果を損

50

うことなく、超音波プローブの操作部 12 を軽量化することができる。

【0121】

<変形例>

なお、上述では、交番磁場を励起するための送信コイル 41 ~ 43 を超音波内視鏡 1 の先端部 13 とスタイレット 44 の先端部とに設けるとともに、交番磁場を検出して位置電気信号を出力する受信コイル 8 を超音波内視鏡 1 の外部の所定位置に配置していた。しかし、これに限らず、送信コイル 41 ~ 43 を超音波内視鏡 1 の外部の所定位置に配置するとともに、受信コイル 8 を超音波内視鏡 1 の先端部 13 とスタイレット 44 の先端部とに設けるようにしても構わない。このような構成によっても、位置方位検出装置 7 は、受信コイル 8 が出力する位置電気信号に基づいて、送信コイルの位置・方位データを同様に算出して出力することが可能である。 10

【0122】

また、上述ではスタイレット 44 に 1 個のコイルを設けているが、例えば 2 個のコイルを設ける構成にして、各コイルの位置を含み、何れか一方のコイルの巻線の軸方向ベクトルと平行な 2 次元超音波画像 32 を、3D データ 31 から切り出すようにしても良い。これにより、穿刺針 9 が曲がってしまった場合であっても、穿刺針 9 の長軸が描出される 2 次元超音波画像 32 を表示することが可能となる。

【0123】

さらに、本実施形態においては、その他にも、上述した実施形態 1 と同様の変形例を適用することができる。 20

【0124】

なお、本発明は上述した実施形態に限定されるものではなく、発明の主旨を逸脱しない範囲内において種々の変形や応用が可能であることは勿論である。

【0125】

[付記]

以上詳述したような本発明の上記実施形態によれば、以下のごとき構成を得ることができる。

【0126】

[付記 1]

生体内において超音波を三次元的に走査するための超音波プローブと、 30  
前記超音波プローブにより得られた超音波信号に基づき超音波ボリュームデータを作成するボリュームデータ作成手段と、  
前記超音波ボリュームデータの中から断層面を選択する断層面選択手段と、  
前記走査中に前記断層面選択手段により選択された断層面を二次元超音波画像として表示する表示装置と、  
を具備したことを特徴とする超音波診断装置。

【0127】

付記 1 の発明によれば、走査中に超音波ボリュームデータの中から断層面を選択して、選択した断層面を二次元超音波画像として表示することが可能となる。従って、例えば、穿刺針が斜めに突出したりあるいは穿刺針が湾曲したりした場合であっても、穿刺針の先端を 2 次元超音波画像により確実に確認することができる。これにより、穿刺針の先端が腫瘍内部まで到達していることを確認することができるために、診断の正確性が向上する。また、湾曲した穿刺針を交換して再度穿刺しなければならないことも無くなるために、経済性も向上する。 40

【0128】

[付記 2]

前記断層面選択手段は、マニュアルによる断層面の選択入力を行うためのマニュアル選択手段を含むものであることを特徴とする付記 1 に記載の超音波診断装置。

【0129】

付記 2 の発明によれば、マニュアルによる断層面の選択入力を行うことができるために 50

、センサ等を用いて自動で選択する手段に比して、所望の断層面を確実に選択することができ、装置の構成を小型化し簡易化することも可能となる。そして、術者が表示させたい角度から確実に表示することが可能となる。

【 0 1 3 0 】

[ 付記 3 ]

前記超音波プローブは、手により操作を行うための操作部を有して構成されたものであり、

前記マニュアル選択手段は、前記超音波プローブの操作部に配設されたものであることを特徴とする付記 2 に記載の超音波診断装置。

【 0 1 3 1 】

付記 3 の発明によれば、操作部において断層面の選択入力を手で行うことが可能となるために、超音波プローブが通常両手で把持するタイプのものである場合（例えば超音波内視鏡である場合）にも、超音波プローブを両手で把持したまま、表示装置に表示される 2 次元超音波画像を選択することができて、術者の負担が軽減される。さらに、例えば穿刺針による穿刺を行うときには、一方の手で操作部を、他方の手で穿刺針を、それぞれ操作することが考えられるが、このときであっても、補助者を必要とすることなく、穿刺針が描出された 2 次元超音波画像を表示させることが可能となる。

【 0 1 3 2 】

[ 付記 4 ]

前記マニュアル選択手段は、足による選択入力を行うためのフットスイッチを含むものであることを特徴とする付記 2 に記載の超音波診断装置。

【 0 1 3 3 】

付記 4 の発明によれば、足により断層面の選択入力を行うことが可能となるために、超音波プローブが通常両手で把持するタイプのものである場合（例えば超音波内視鏡である場合）にも、超音波プローブを両手で把持したまま、表示装置に表示される 2 次元超音波画像を選択することができて、術者の負担が軽減される。さらに、例えば穿刺針による穿刺を行うときには、一方の手で操作部を、他方の手で穿刺針を、それぞれ操作することが考えられるが、このときであっても、補助者を必要とすることなく、穿刺針が描出された 2 次元超音波画像を表示させることが可能となる。

【 0 1 3 4 】

[ 付記 5 ]

前記断層面選択手段は、前記超音波ボリュームデータ上で指定した 2 点を通る直線を回転軸として、前記回転軸周りの回転角を指定することにより、該超音波ボリュームデータの中から断層面を選択するように構成されたものであることを特徴とする付記 1 から付記 4 の何れか一項に記載の超音波診断装置。

【 0 1 3 5 】

付記 5 の発明によれば、例えば穿刺針を用いる際には、指定する 2 点を穿刺針上に設定することにより、穿刺針の長軸が描出された 2 次元超音波画像を容易に表示させることが可能となつて、検査時間を短縮することができる。

【 0 1 3 6 】

[ 付記 6 ]

前記超音波プローブは、処置具を挿通可能な処置具チャンネルを有して構成されたものであり、

この処置具チャンネルに挿通される処置具と、

前記超音波プローブの位置と、前記処置具の位置と、を検出するための位置検出手段と

、をさらに具備し、

前記断層面選択手段は、前記位置検出手段により検出された位置情報に基づいて、前記断層面を選択するものであることを特徴とする付記 1 に記載の超音波診断装置。

【 0 1 3 7 】

10

20

30

40

50



付記 6 の発明によれば、断層面選択手段が、位置検出手段により検出された位置情報に基づいて断層面を選択するために、処置具の長軸が描出される 2 次元超音波画像を自動的に常時表示することが可能となる。従って、マニュアルで位置を合わせる必要がなくなり、術者の負担を軽減し、検査時間を短縮することができる。

【 0 1 3 8 】

[ 付記 7 ]

前記位置検出手段は磁気センサを含み、

前記処置具は、生体に刺入され得るものであり中空部分を備えた穿刺針と、前記穿刺針の中空部分に挿通されるように構成されたスタイレットと、を含み

前記磁気センサは、複数であって、前記超音波プローブと前記スタイレットとにそれぞれ配設されたものであることを特徴とする付記 6 に記載の超音波診断装置。 10

【 0 1 3 9 】

付記 7 の発明によれば、磁気センサをスタイレットに配設するようにしたために、磁気センサの配設が困難な中空部分を備えた穿刺針を使用する場合にも、穿刺針の長軸が描出される 2 次元超音波画像を自動的に常時表示することが可能となる。

【 0 1 4 0 】

[ 付記 8 ]

前記断層面選択手段は、前記位置検出手段により検出された位置情報に基づいて前記断層面を選択するものであるとともに、さらに、マニュアルによる断層面の選択入力を行うためのマニュアル選択手段を含むものであることを特徴とする付記 6 または付記 7 に記載の超音波診断装置。 20

【 0 1 4 1 】

付記 8 の発明によれば、位置情報に基づく自動的な断層面の選択が可能であるとともに、さらに、マニュアルによる断層面の選択を行うことも可能であるために、例えば、スタイレットを穿刺針から抜いた後に、細胞や組織の採取率を向上するために穿刺針を病変部内で動かす操作をしているときにも、微調整を行って確実に穿刺針を描出することが可能となる。また、周囲の磁場環境が良好でないためにセンサ精度が低下した場合にも、微調整を行って確実に穿刺針を描出することが可能となる。

【 0 1 4 2 】

[ 付記 9 ]

前記超音波プローブは、二次元状に配列された複数個の超音波振動子を有して構成されたものであることを特徴とする付記 1 から付記 8 の何れか一項に記載の超音波診断装置。 30

【 0 1 4 3 】

付記 9 の発明によれば、二次元状に配列された複数個の超音波振動子を有する超音波プローブにおいて、走査中に超音波ボリュームデータの中から断層面を選択して、選択した断層面を二次元超音波画像として表示することが可能となる。

【 0 1 4 4 】

[ 付記 10 ]

前記超音波プローブは、体腔内に挿入して使用され得る超音波プローブであることを特徴とする付記 1 に記載の超音波診断装置。 40

【 0 1 4 5 】

付記 10 の発明によれば、体腔内に挿入して使用され得る超音波プローブにおいて、走査中に超音波ボリュームデータの中から断層面を選択して、選択した断層面を二次元超音波画像として表示することが可能となる。

【 0 1 4 6 】

[ 付記 11 ]

前記超音波プローブは、処置具を挿通可能な処置具チャンネルを有して構成されたものであることを特徴とする付記 1 から付記 5 の何れか一項に記載の超音波診断装置。

【 0 1 4 7 】

付記 11 の発明によれば、処置具を挿通可能な処置具チャンネルを有する超音波プローブ 50

ブにおいて、走査中に超音波ボリュームデータの中から断層面を選択して、選択した断層面を二次元超音波画像として表示することが可能となる。

【産業上の利用可能性】

【0148】

本発明は、生体内に超音波を送受して得られる超音波信号により超音波画像を作成する超音波診断装置に好適に利用することができる。

【図面の簡単な説明】

【0149】

【図1】本発明の実施形態1における超音波診断装置の構成を示す図。

【図2】上記実施形態1における超音波内視鏡の先端部の構成を拡大して示す斜視図。

10

【図3】上記実施形態1において、2次元画像選択キーの操作に応じて切り出される2次元超音波画像の位置を超音波内視鏡の先端部と対比して示す図。

【図4】上記実施形態1において、穿刺針の長軸をモニタ画面の2次元超音波画像内に描出するときの例を示す図。

【図5】上記実施形態1において、モニタ画面の2次元超音波画像上の穿刺針の根元位置にカーソルを移動させて1点目を指定する様子を示す図。

【図6】上記実施形態1において、モニタ画面の2次元超音波画像上の穿刺針の先端位置にカーソルを移動させて2点目を指定する様子を示す図。

【図7】上記実施形態1において、1点目および2点目の指定により穿刺針の長軸がモニタ画面の2次元超音波画像上に表示される様子を示す図。

20

【図8】本発明の実施形態2における超音波診断装置の構成を示す図。

【図9】上記実施形態2において、穿刺針と第1送信コイルが設けられたスタイレットとの先端部を拡大して示す図。

【符号の説明】

【0150】

1 ... 超音波内視鏡（超音波プローブ）

2 ... 超音波観測装置

3 ... モニタ（表示装置）

3 a ... モニタ画面

4, 4 A ... キーボード（断層面選択手段、マニュアル選択手段）

30

4 a ... 走査開始キー

4 b ... 1点目指定キー

4 c ... 2点目指定キー

4 d ... 2次元画像選択キー（+）

4 e ... 2次元画像選択キー（-）

4 f ... 自動検出キー

5 ... トラックボール（断層面選択手段、マニュアル選択手段）

6 ... フットスイッチ（断層面選択手段、マニュアル選択手段）

6 a ... + キー

6 b ... - キー

40

7 ... 位置方位検出装置（位置検出手段）

8 ... 受信コイル（位置検出手段、磁気センサ）

9 ... 穿刺針（処置具）

1 1 ... 挿入部

1 2 ... 操作部

1 3 ... 先端部

1 4 ... 湾曲部

1 5 ... 可撓部

1 6 ... 超音波振動子

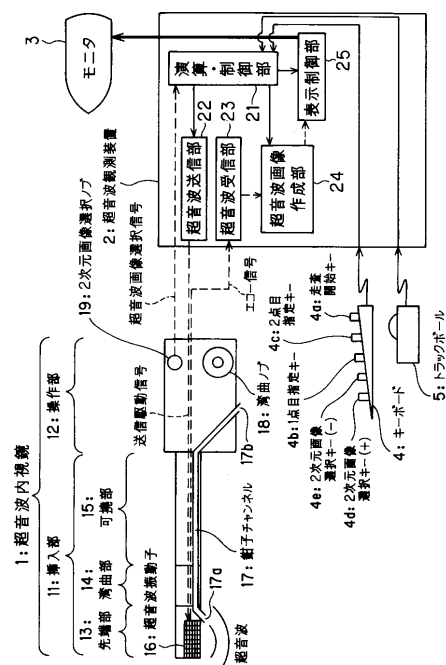
1 7 ... 鉗子チャンネル（処置具チャンネル）

50

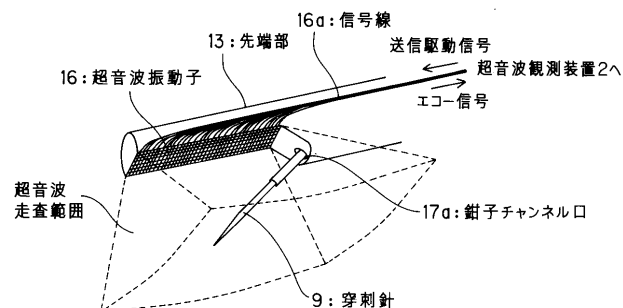
- 1 7 a , 1 7 b ... 鉗子チャンネル口
- 1 8 ... 湾曲ノブ
- 1 9 ... 2 次元画像選択ノブ (断層面選択手段、マニュアル選択手段)
- 2 1 ... 演算・制御部 (断層面選択手段)
- 2 2 ... 超音波送信部
- 2 3 ... 超音波受信部
- 2 4 ... 超音波画像作成部 (ボリュームデータ作成手段)
- 2 5 ... 表示制御部 (断層面選択手段)
- 3 1 ... 3 D データ
- 3 2 ... 2 次元超音波画像
- 3 3 ... カーソル
- 4 1 ... 第 1 送信コイル (位置検出手段、磁気センサ)
- 4 2 ... 第 2 送信コイル (位置検出手段、磁気センサ)
- 4 3 ... 第 3 送信コイル (位置検出手段、磁気センサ)
- 4 4 ... スタイレット (処置具)

10

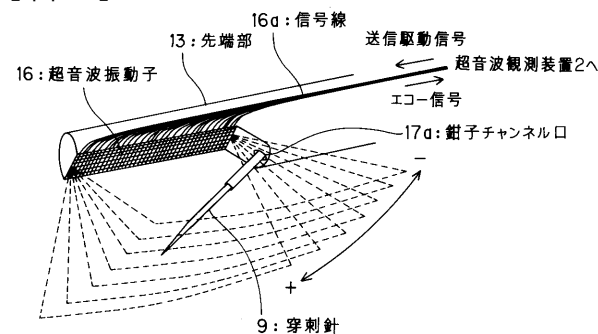
【图 1】



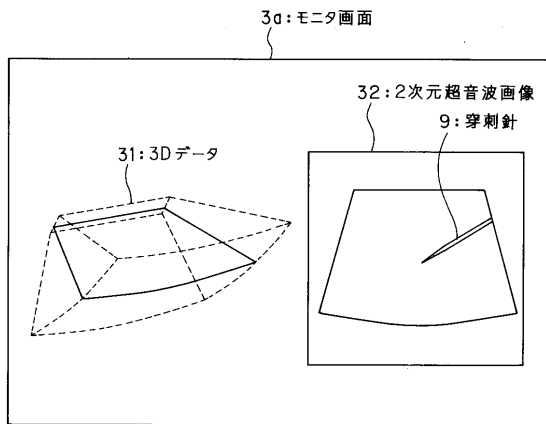
【 圖 2 】



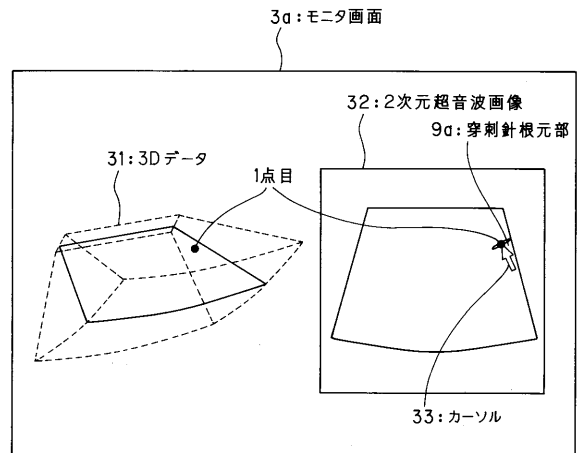
【 図 3 】



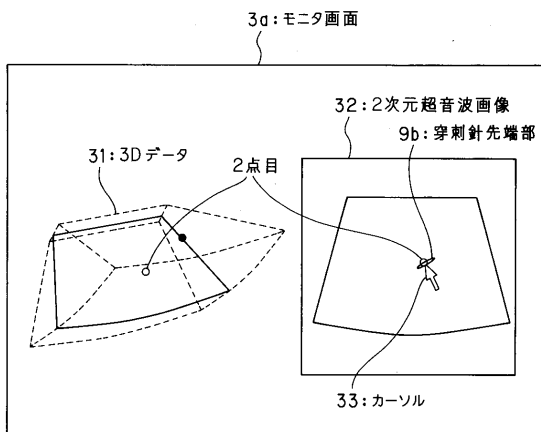
【図 4】



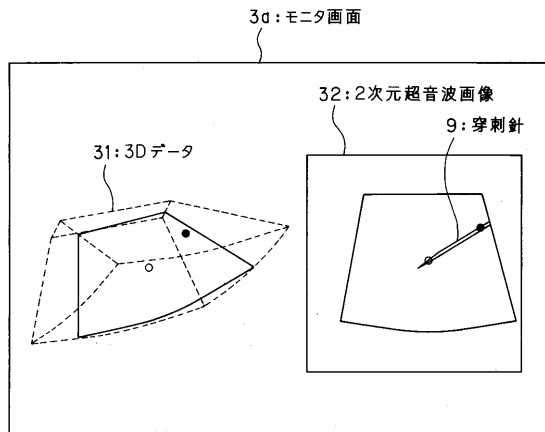
【図 5】



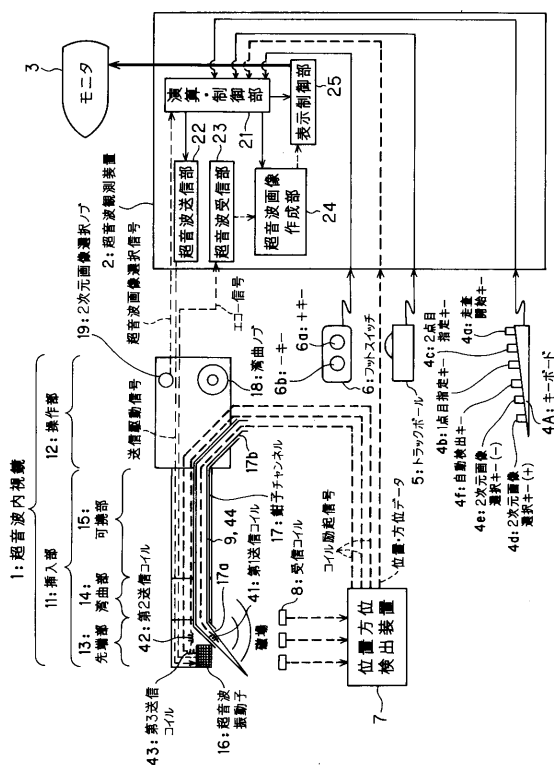
【図 6】



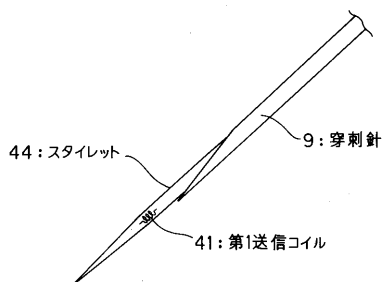
【図 7】



【图 8】



【图 9】



---

フロントページの続き

(72)発明者 大谷 修司

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 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 安達 日出夫

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

F ターム(参考) 4C601 BB03 BB07 EE09 EE16 FE02 FF05 FF06 GA19 GA25 GB06

JC20 JC25 KK02 KK31 KK42 KK43 KK44 LL04

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2007175431A</a>	公开(公告)日	2007-07-12
申请号	JP2005380209	申请日	2005-12-28
[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		
[标]发明人	生熊聡一 川島知直 小室雅彦 大谷修司 安達日出夫		
发明人	生熊 聡一 川島 知直 小室 雅彦 大谷 修司 安達 日出夫		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/4488 A61B8/0833 A61B8/0841 A61B8/12 A61B8/463 A61B8/466 A61B8/467 A61B8/483 A61B8/523 G01S7/52074 G01S15/8993		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB07 4C601/EE09 4C601/EE16 4C601/FE02 4C601/FF05 4C601/FF06 4C601/GA19 4C601/GA25 4C601/GB06 4C601/JC20 4C601/JC25 4C601/KK02 4C601/KK31 4C601/KK42 4C601/KK43 4C601/KK44 4C601/LL04		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

要解决的问题：提供能够确定显示穿刺针插入路径的超声波检查仪。

ŽSOLUTION：该超声波检查仪具备：超声波内窥镜1，具有超声波振动器16，用于对生物体内的超声波进行三维扫描。超声波观察装置2的超声波图像形成部24，基于超声波内窥镜1取得的超声波信号，生成超声波体积分数据。二维图像选择旋钮19，键盘4，跟踪球5，运算和控制部分21，以及显示控制部分25，用于通过使用直线指定旋转角度来选择超声波体积分数据中的断层平面线穿过超声波体积分数据上指定的两个点作为旋转轴;显示在扫描期间选择的断层平面的监视器3作为二维超声图像。Ž

