

(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2007-159653

(P2007-159653A)

(43) 公開日 平成19年6月28日(2007.6.28)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00

(2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

テーマコード(参考)

4 C 6 O 1

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 8 頁)

(21) 出願番号

特願2005-356755 (P2005-356755)

(22) 出願日

平成17年12月9日 (2005.12.9)

(71) 出願人 300019238

ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー  
アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710  
・3000

(74) 代理人 100094053

弁理士 佐藤 隆久

(72) 発明者 野崎 光弘  
東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127  
ジーイー横河メディカルシステム株式会社内

F ターム(参考) 4C601 BB22 EE11 EE16 FF05 GB04

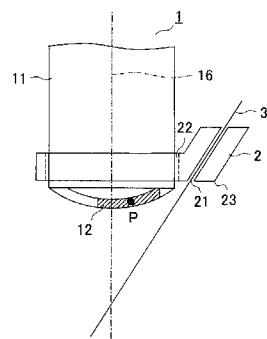
(54) 【発明の名称】穿刺用超音波プローブ及び超音波診断装置

## (57) 【要約】

【課題】プローブ本体に穿刺針が装着される穿刺用超音波プローブにおいて、術者が穿刺針を患者の正確な位置に刺入することができる穿刺用超音波プローブを提供することである。

【解決手段】プローブ本体11と、前記プローブ本体11に装着される穿刺針3と、を有する穿刺用超音波プローブ1であって、前記プローブ本体11に設ける音響素子アレー12の中心が、前記プローブ本体11の中心鉛直線からプローブに装着される前記穿刺針3方向側へ配置されている。

【選択図】図3



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

プローブ本体と、

前記プローブ本体に装着される穿刺針と、

を有する穿刺用超音波プローブであって、

前記プローブ本体に設ける音響素子アレーの中心が、前記プローブ本体の中心鉛直線からプローブに装着される前記穿刺針側に配置されている

穿刺用超音波プローブ。

## 【請求項 2】

前記音響素子アレーがコンベックス型に配置されている請求項 1 に記載の穿刺用超音波プローブ。 10

## 【請求項 3】

前記プローブ本体に着脱可能な着脱部を有し、前記着脱部に設けた規定部の孔部に前記穿刺針を設けることにより、前記穿刺針が前記プローブ本体に装着される請求項 1 に記載の穿刺用超音波プローブ。

## 【請求項 4】

前記音響素子アレーが超音波を放射する画角を F , 前記音響素子アレーのスキャン中心方向と前記プローブ本体の中心鉛直線とがなす角度を とした場合、以下の、

$$0 < 90^\circ - (F / 2 + \quad) < 15^\circ$$

の関係を満たす請求項 1 に記載の穿刺用超音波プローブ。 20

## 【請求項 5】

プローブ本体と、

前記プローブ本体に装着される穿刺針と、

を有する穿刺用超音波プローブを備えた超音波診断装置であって、

前記穿刺用超音波プローブの前記プローブ本体に設ける音響素子アレーの中心が、前記プローブ本体の中心鉛直線からプローブに装着される前記穿刺針側に配置されている超音波診断装置。

## 【請求項 6】

前記超音波プローブの前記音響素子アレーがコンベックス型に配置されている請求項 5 に記載の超音波診断装置。 30

## 【請求項 7】

前記超音波プローブの前記プローブ本体に着脱可能な着脱部を有し、前記着脱部に設けた規定部の孔部に前記穿刺針を設けることにより、前記穿刺針が前記プローブ本体に装着される請求項 5 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 8】

前記超音波プローブの前記音響素子アレーが超音波を放射する画角を F , 前記音響素子アレーのスキャン中心方向と前記プローブ本体の中心鉛直線とがなす角度を とした場合、以下の、

$$0 < 90^\circ - (F / 2 + \quad) < 15^\circ$$

の関係を満たす請求項 5 に記載の超音波診断装置。 40

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、穿刺用超音波プローブ及び穿刺用超音波プローブを備えた超音波診断装置に関するものである。

## 【背景技術】

## 【0002】

注射針等の穿刺針を生体内に刺入して、腫瘍などの組織の採取や、薬剤の局所投与など 50

を行う穿刺術が行われている。このような穿刺術は、大出血を起こす危険性のある血管などの損傷を避けるために、或いは、目的である腫瘍などの組織を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作成される断面画像を参照しながら行われている。

### 【0003】

このように超音波診断装置によるガイドの下で穿刺術を施す場合には、穿刺用の超音波プローブを用いて、生体接触面であるプローブ面（超音波照射面であり、超音波検出面でもある）の中央部分に設けられたガイド孔から穿刺針を生体内に刺入する方法と、診断用の超音波プローブに穿刺用のアダプタを取り付けて、この穿刺用アダプタに支持される穿刺針を生体接触面であるプローブ面の端部近傍から生体内に刺入する方法がある。

### 【0004】

ところで、前者のプローブ面の中央部分に設けられたガイド孔から穿刺針を生体内に刺入する方法で使用する穿刺用の超音波プローブは、プローブ面の中央部分、即ちプローブ本体の中心鉛直線上から断面画像を撮影することができ、そのため映像が鮮明であり、鮮明な断面画像を見ながらプローブ本体の把持部中心線上から穿刺針を生体内に刺入することができ、生体に対し安全に穿刺針を刺入できる利点がある。しかし、プローブ面の中央部分に設けられた穿刺針ガイド孔の直下に位置する部分の画像データ収集ができないことから、断面画像の上辺中央部付近に画像の欠損部分（死角）が生じ、穿刺以外の超音波検査には適さないという欠点がある。従って、一般的な超音波検査を行うために診断用の超音波プローブを別に用意する必要があり、非経済的である。

### 【0005】

このような理由から、実際には後者の、診断用超音波プローブに穿刺用アダプタを取り付け、穿刺術が行われる場合が多い（例えば、特許文献1参照）。

この穿刺用のアダプタ（以下アダプタといふことがある）が診断用の超音波プローブ（以下、簡単のために超音波プローブといふ）に取り付けられた形態を特許文献1の図面を引用した図1に示す。図1はプローブ101とアダプタ2とを組み立てた状態を示す斜視図である。なお、穿刺用の超音波プローブには、プローブ面13が曲面形状を成すコンベックス型のものと、プローブ面が平面形状を成すリニア型のものとがあるが、图においては、コンベックス型のものを例示している。

### 【0006】

図1に示すように、アダプタ2は、超音波プローブ101の本体111に対して着脱可能に固定され、穿刺針3の位置を超音波プローブ101のスキャン軸上に規定し、穿刺針3が常に超音波診断装置において作成される断面画像に表示されるように構成されている。

このような構成において、穿刺針3は、穿刺用アダプタ2に設けられた孔部21によって導かれて、超音波プローブ101のプローブ面13の端部近傍から生体内に刺入される。

### 【0007】

【特許文献1】特開2004-147984号公報

#### 【発明の開示】

#### 【発明が解決しようとする課題】

### 【0008】

超音波プローブ101は、プローブケーブル14を通じて、図示しない超音波診断装置に接続されており、この超音波診断装置において作成される画面上には、例えば図2に示すように、断層画像5と穿刺マーカー51とが表示される。術者は、この穿刺マーカー51によって穿刺針3が刺入されるであろう経路が表示されるために、大出血を起こす危険性のある血管などを避けて、或いは、目的である腫瘍などの組織に対して、正確に穿刺針3を刺入することができる。穿刺マーカー51は図示しないセンサにより生体表面に対する穿刺針3の角度が検出されることで、穿刺針3が刺入されるであろう経路が決定され、自動的に画像5の面上に表示されるようになっている。

### 【0009】

10

20

30

40

50

図2は従来の超音波プローブ101の断面と、このプローブ1で撮像される画面の説明図で、穿刺針3は図を省略するアダプタに取り付けられ、このアダプタは超音波プローブ本体111に取り付けられている。超音波プローブ本体111の先端には音響素子アレー12が設けられている。音響素子アレー12は複数個の音響素子がコンベックス型に並べられ、該音響素子アレー12の中心の点Pを通る音響素子アレーの中心軸15はプローブ本体(把持部)111の中心鉛直線16に対して図面の左右に対称に配置されている。音響素子アレーの中心軸15は音響素子アレーが超音波を照射する所定の画角の中心となる。

#### 【0010】

このような装置を用いて穿刺術を行う場合は、超音波プローブ101を生体4に対して必要により角度を変えながらスキャンする。しかし、プローブ本体111にアダプタ2が装着されているときにはプローブ本体(把持部)111をアダプタ2側に傾斜させる角度がアダプタ2によって規制され、図2に示すようにアダプタ2側に位置する断層画像5の映像に部分的に画像の乱れが生じ、画像に不鮮明となる死角52ができることがある。そのため、穿刺針を、画像を見ながら正確な位置にできなくなるという問題点があった。

#### 【0011】

本発明は、上記問題点を解決するためになされたものであり、その目的とするところは、穿刺術者が穿刺針を患者の正確な位置に刺入することができる穿刺用超音波プローブおよびかかる穿刺用超音波プローブを備えた超音波診断装置を提供することにある。

#### 【課題を解決するための手段】

#### 【0012】

上記問題点を解決するために、本発明の穿刺用超音波プローブは、プローブ本体と、前記プローブ本体に装着される穿刺針と、を有する穿刺用超音波プローブであって、前記プローブ本体に設ける音響素子アレーの中心が、前記プローブ本体の中心鉛直線からプローブに装着される前記穿刺針側に配置されている。

#### 【0013】

また、本発明の超音波診断装置は、プローブ本体と、前記プローブ本体に装着される穿刺針と、を有する穿刺用超音波プローブを備えた超音波診断装置であって、前記穿刺用超音波プローブの前記プローブ本体に設ける音響素子アレーの中心が、前記プローブ本体の中心鉛直線からプローブに装着される前記穿刺針側に配置されている。

#### 【発明の効果】

#### 【0014】

本発明の穿刺用超音波プローブによれば、音響素子アレーの中心をプローブに装着される穿刺針側へ配置させることで、穿刺針を鮮明な画像を見ながら正確な位置に刺入することができる。また、本発明の超音波診断装置では、その装置に備えられた穿刺用超音波プローブの穿刺針を超音波診断装置の鮮明な画像を見ながら正確な位置に刺入することができるようになる。

#### 【発明を実施するための最良の形態】

#### 【0015】

以下、本発明に係る穿刺用超音波プローブの一実施形態について、図面を参照して具体的に説明する。

図3は穿刺用超音波プローブ1の超音波を発生する先端部分の断面図であり、プローブ本体11とアダプタ2とを組み立てた状態を示している。なお、図3は穿刺用超音波プローブ1の先端部分の断面図であるが、全体の斜視図については、図1に示した従来技術の超音波プローブと共に通るので図示を省略する。

#### 【0016】

図3に示すように、超音波プローブ1に超音波プローブ用穿刺アダプタ2が着脱自在となるように取り付けられている。アダプタ2はプローブ本体11に着脱する着脱部22と、穿刺針3を超音波プローブ1による超音波の走査線上に規定するための規定部23とから構成されている。アダプタ2の着脱部22は超音波プローブ1のプローブ本体11に挿

10

20

30

40

50

入固定され、規定部 23 に設けた穿刺針 3 を挿入可能な孔部 21 に穿刺針が取り付けられ、アダプタ 2 を超音波プローブ 1 に取り付けることで、穿刺針 3 の位置決めが行われるようになっている

#### 【 0 0 1 7 】

このように、超音波プローブ本体 11 に超音波プローブ用穿刺アダプタ 2 を取り付け、穿刺術を行う場合、超音波プローブ 1 を生体 4 に対してその表面を接触させるだけで画像を観察すると図 4 に示すよう断層画像 5 と穿刺マーカー 51 とが表示され、穿刺針 3 を刺入する経路が表示されるため、術者はこの穿刺マーカー 51 によって穿刺針 3 を刺入することができる。

#### 【 0 0 1 8 】

穿刺術者は患者の疾患部を探査するためにプローブ 1 のプローブ本体 11 を把持して患者の生体を移動させ、或いはプローブ本体 11 の軸線を傾斜させて患部を探す。ここで、このプローブ本体 11 を傾斜させて患部を探索するときに、プローブ本体 11 に装着のアダプタ 2 によってプローブ本体の傾斜角度が抑制され、場合によっては疾患部の探索に死角 52 ができる（図 2 参照）、穿刺針 3 の刺入に支障をきたすことがある。

#### 【 0 0 1 9 】

本発明は上述した死角を解消したものである。

本実施形態の超音波プローブ 1 は図 3 及びプローブ先端の音響素子アレー 12 の配列と、該音響素子アレー 12 から発信される超音波照射方向を示す図 4 に示すように、音響素子アレー 12 の中心の点 P を、プローブ本体 11 の中心鉛直線 16 からプローブに装着される穿刺針 3 方向側へ配置させている。より具体的には、図 4 に示したように超音波を照射する音響素子アレー 12 のスキャン中心となる音響素子アレー 12 の中心の点 P を通る音響素子アレーの中心軸 15 をプローブ本体（把持部）11 の鉛直線 16 から一定角だけアダプタ 2 方向（穿刺針 3 方向）に傾けている。図 4 では音響素子アレーの中心軸 15 のプローブ本体 11 の中心鉛直線 16 からの角度を約 15° 傾けている。ここでスキャン中心とは、一般的には所定の画角でもって音響素子アレー 12 が超音波を放射する角度の二等分線である。

#### 【 0 0 2 0 】

このように音響素子アレーの中心軸 15 をプローブ本体 11 の鉛直線 16 から穿刺針 3 方向に角度でもって傾けることにより、プローブ本体（把持部）11 の傾斜角度がアダプタ 2 によって規制されても、アダプタ 2 に装着の穿刺針 3 の位置と音響素子アレー 12 で得られる画像 5 との間に死角がなくなるように画像 5 を撮影することが可能となり、即ち、前記図 2 に示す死角 52 が解消し、映像が非常に鮮明となる。したがって、目的とする患部を外すことなく、患者に負担をかけることなく正確安全に穿刺術を施すことができる。

#### 【 0 0 2 1 】

ところで、映像に死角をなくし、鮮明な画像を得るために、音響素子をふんだんに使用し、チャンネル数を増加する方法が考えられるが、チャンネル数を多くすることは診断装置の構造を複雑化し、経費の増額となって機器の価格を高騰させ、メンテナンスの点でも得策ではない。

本発明は、必要最低限の音響素子により、穿刺術者に正確なデータ（画像）を提供し、穿刺針 3 を刺す方向の死角を解消し、穿刺針 3 を刺す方向に鮮明な映像を得ることができ超音波プローブである。即ち、本発明は音響素子アレー 12 のチャンネル数を現存の機器と変えることなく、音響素子アレー 12 の中心の位置をプローブに装着される穿刺針側の方向に傾けたものである。このように、本発明の超音波プローブ 1 では、音響素子のチャンネル数を従来の超音波プローブと同じ音響素子の数で、音響素子アレー 12 の中心をプローブに装着される穿刺針側へシフトすることで、穿刺針侵入方向の画像の鮮明度を向上し、疾患を明確に捉えて安全に穿刺針を刺し込むことができる。

#### 【 0 0 2 2 】

音響素子アレー 12 のスキャン中心の方向（音響素子アレーの中心軸 15 の方向）をブ

10

20

30

40

50

ロープ本体 11 の中心鉛直線 16 と傾ける角度 は患者の生体、針 3 を刺す生体 4 の位置等により一概には決められないが、一例として、音響素子アレー 12 が超音波を放射する画角を F とすると、

$$0 < 90^\circ - (F / 2 + \dots) < 15^\circ$$

となるように設計することが望ましい。このようにすることで、音響素子アレー 12 のチャンネル数を少なくして画角 F が小さくなつた場合であつても、音響素子アレー 12 のスキャナ中心の方向をプローブ本体 11 の中心鉛直線 16 と傾ける角度 を大きくすれば、穿刺針 3 を刺す方向の死角を解消することができるためである。すなわち、角度 が大きくなれば、F の角度をなす画角の端が穿刺針 3 の方へ被るようになるためである。

#### 【0023】

このように音響素子アレー 12 の中心の点 P を通る音響素子アレーの中心軸 15 を変化することにより図 4 に示すように死角が取り除かれて針を刺す位置が鮮明に映し出され、針を正確かつ安全に刺すことができる。なお、図 4 における穿刺マーカー 51 は図示しないセンサにより生体表面に対する穿刺針 3 の角度が検出されることで、穿刺針 3 が刺入されるであろう経路を決定し、自動的に画像 5 上に表示されるように構成されている。

#### 【0024】

以上説明した超音波プローブ 1 を備えた超音波診断装置の例について図 5 を参照しながら説明する。図 5 に示した超音波診断装置 6 では、超音波プローブ 1、送受信部 7、B モード信号生成部 8a、D モード信号生成部 8b、D S C (Digital Scan Converter) 9、表示部 10 とを有している。

#### 【0025】

図 5 に例示した超音波診断装置 6 はパルスドップラー法を利用して被検体の診断を行うものである。この超音波診断装置 6 では、超音波プローブ 1 から被検体に対する超音波の送信と、被検体に送信されて反射したエコー信号の受信を、超音波プローブ 2 に接続された送受信部 7 を介して行う。B モード信号生成部 8a は送受信部 7 より受けたエコー信号に基づき B モード用データを生成する。そして、D モード信号生成部 8b は、超音波プローブ 2 において受信したエコー信号と被検体に向けて送信した超音波パルスの信号に基づいて反射された超音波パルスの周波数の変化分を求め、ドップラー信号を生成する。

#### 【0026】

D S C 9 は、B モード信号生成部 8a により生成された B モード用データに基づいて B モード画像を生成したり、D モード信号生成部 8b により生成されたドップラー信号に基づいて D モード画像を生成し、これらの生成画像を表示部 10 において表示させる。上記の超音波診断装置 6 では、通常使用される超音波診断装置の穿刺用超音波プローブを本発明に係る穿刺用超音波プローブ 1 に置き換えたものである。

#### 【0027】

しかし、図 5 に示した超音波診断装置 6 では、穿刺用超音波プローブ 1 のプローブ本体に 11 に設けられた音響素子アレー 12 の中心を、プローブ本体 11 の中心鉛直線からプローブに装着される穿刺針 3 側へ配置させている穿刺用超音波プローブを使用している。

そのため、超音波診断装置 6 のオペレータは、その装置に備えられた穿刺用超音波プローブ 1 の穿刺針 3 を超音波診断装置 6 の表示部 10 に表示された鮮明な画像を見ながら正確な位置に安全に刺入することができるようになる。

#### 【0028】

上記はコンベック型の素子アレーについて説明したが、リニア型の素子アレーに本発明を適用できる。本発明に係る穿刺用超音波プローブ、アダプタの外形形状は任意であり、本発明の範囲を逸脱しない限りにおいて、他の形態を探ることも可能である。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0029】

【図 1】従来の超音波プローブと穿刺針用アダプタを表す斜視図である。

【図 2】従来の超音波プローブの音響素子アレーからの超音波照射方向を示す説明図である。

10

20

30

40

50

【図3】本発明の超音波プローブと穿刺針用アダプタを表す断面図である。

【図4】本発明の超音波プローブの超音波素子アレーからの超音波照射方向を示す説明図である。

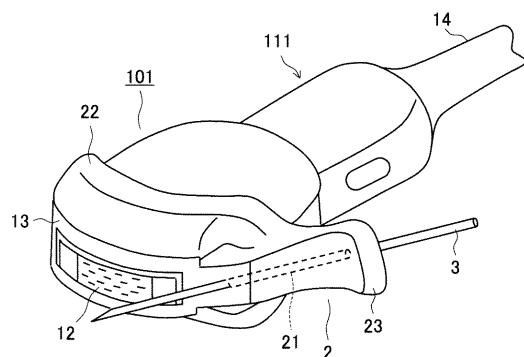
【図5】本発明の超音波プローブを使用した超音波診断装置の構成図を示したものである。

【符号の説明】

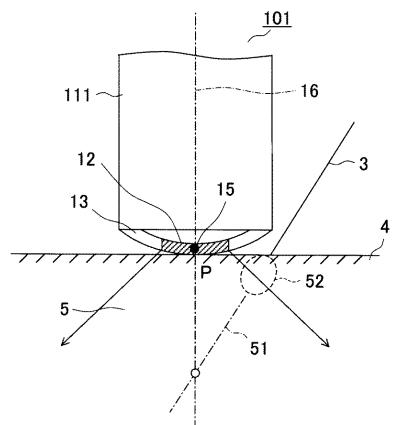
【0030】

1 ... 超音波プローブ、11 ... プローブ本体(把持部)、12 ... 音響素子アレー、15 ... 音響素子アレーの中心軸、16 ... プローブ本体の中心鉛直軸、2 ... 穿刺針用アダプタ、22 ... 着脱部、3 ... 穿刺針、4 ... 生体、5 ... 画像、51 ... マーカー、52 ... 死角、6 ... 超音波診断装置、7 ... 送受信部、8a ... Bモード信号生成部、8b ... Dモード信号生成部、9 ... DSC、10 ... 表示部

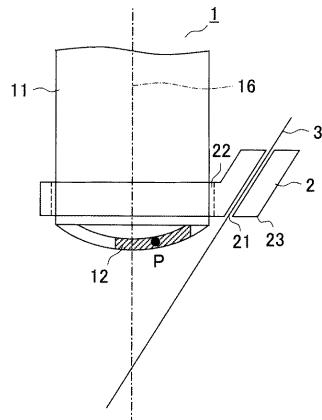
【図1】



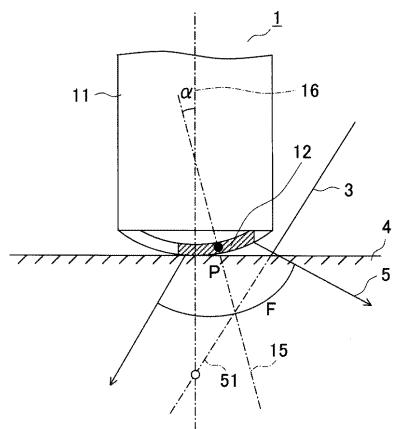
【図2】



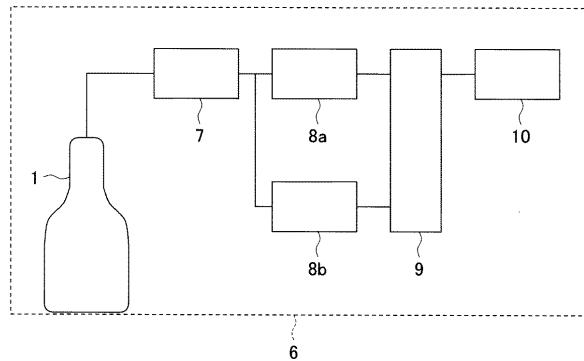
【図3】



【図4】



【図5】



专利名称(译)	穿刺超声探头和超声诊断仪		
公开(公告)号	<a href="#">JP2007159653A</a>	公开(公告)日	2007-06-28
申请号	JP2005356755	申请日	2005-12-09
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	野崎光弘		
发明人	野崎 光弘		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0833 A61B8/0841 A61B8/14 A61B17/3403 A61B2017/3413 A61B2090/378		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB22 4C601/EE11 4C601/EE16 4C601/FF05 4C601/GB04		
代理人(译)	佐藤隆久		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

### 摘要(译)

要解决的问题：提供用于穿刺的超声探头，其使得操作者能够在超声探头中的患者的准确位置刺穿穿刺针，用于穿刺针安装在探头主体上的穿刺。 ŽSOLUTION：用于穿刺的超声波探头1设置有探头主体11和安装在探头主体1上的穿刺针3.设置在探头主体11上的声学元件阵列12的中心布置在探头主体11的侧面。从探针主体11的垂直轴安装在探针上的穿刺针3的方向

