

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

A61B 17/34 (2006.01)



# [12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200610064088.9

[43] 公开日 2007 年 6 月 27 日

[11] 公开号 CN 1985766A

[22] 申请日 2006.12.9

[21] 申请号 200610064088.9

[30] 优先权

[32] 2005.12.9 [33] JP [31] 2005-356755

[71] 申请人 GE 医疗系统环球技术有限公司

地址 美国威斯康星州

[72] 发明人 野崎光弘

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司  
代理人 谭祐祥

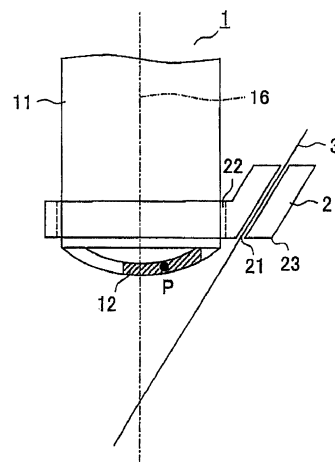
权利要求书 2 页 说明书 7 页 附图 3 页

## [54] 发明名称

用于穿刺的超声探针和超声诊断装置

## [57] 摘要

提供一种用于穿刺的超声探针(1)，具有连接到探针主体(11)的活检针(3)，其允许操作者将活检针(3)插入到患者的准确位置。一种用于穿刺的超声探针(1)，包括探针主体(11)和连接到探针主体(11)的活检针(3)，其中，装配在探针主体(11)中的声学元件阵列(12)的中心，相对于探针主体(11)的中心垂直线(16)偏向连接到探针主体(11)的活检针(3)。



1、一种用于穿刺的超声探针(1), 包括:

探针主体(11); 以及

连接到探针主体(11)的活检针(3),

其中, 装配在探针主体(11)中的声学元件阵列(12)的中心, 相对于探针主体(11)的中心垂直线(16)偏置到连接到探针主体(11)的活检针(3)侧。

2、根据权利要求1的用于穿刺的超声探针(1), 其中声学元件阵列(12)布置成凸形。

3、根据权利要求1的用于穿刺的超声探针(1), 还包括能够连接到探针主体(11)和从其分离的连接/分离部分(2), 所述连接/分离部分(2)具有形成有孔的指示部分,

其中活检针(3)插入穿过指示部分的孔并由此连接到探针主体(11)。

4、根据权利要求1的用于穿刺的超声探针(1), 其中, 假设声学元件阵列(12)发射超声波的波束角是 $F$ , 并且声学元件阵列(12)的扫描中心方向和探针主体(11)的中心垂直线(16)之间的角度是 $\alpha$ , 那么满足下列关系:

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

5、一种装配有用于穿刺的超声探针(1)的超声诊断装置(6), 包括:

探针主体(11); 以及

连接到探针主体(11)的活检针(3),

其中, 装配在用于穿刺的超声探针(1)的探针主体(11)中的声学元件阵列(12)的中心, 相对于探针主体(11)的中心垂直线(16)偏置到连接到探针主体(11)的活检针(3)侧。

6、根据权利要求5的超声诊断装置(6), 其中超声探针(1)的声学元件阵列(12)布置成凸形。

7、根据权利要求5的超声诊断装置(6), 其中超声探针(1)还包

括能够连接到探针主体(11)和从其分离的连接/分离部分(2),所述连接/分离部分(2)具有形成有孔的指示部分,并且活检针(3)插入穿过指示部分的孔并由此连接到探针主体(11)。

8、根据权利要求5的超声诊断装置(6),其中,假设超声探针(1)的声学元件阵列(12)发射超声波的波束角是F,并且声学元件阵列(12)的扫描中心方向和探针主体(11)的中心垂直线(16)之间的角度是 $\alpha$ ,那么满足下列关系:

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

## 用于穿刺的超声探针和超声诊断装置

### 技术领域

本发明涉及一种用于穿刺的超声探针和具有该用于穿刺的超声探针的超声诊断装置。

### 背景技术

在诸如注射针的活检针插入活体内以例如采样肿瘤组织或者用于药物的局部给药时，已经进行了穿刺。为了避免血管损伤而导致大量出血或为了有效穿刺例如肿瘤组织，通常在参考超声诊断装置形成的截面图像的同时执行穿刺。

在一种方法中，其中使用用于穿刺的超声探针并且活检针穿过形成在探针表面（不仅作为超声辐射表面，还作为超声检测表面）中心的导孔插入活体，所述探针表面是用于接触活体的表面，另一种方法，其中用于活检针的适配器连接到用于诊断的超声探针，并且由用于活检针的适配器支撑的活检针从作为接触活体的表面的探针表面的末端附近插入活体，这些作为用于在超声诊断装置的引导下执行穿刺的方法是已知的。

关于其中活检针穿过形成在探针表面中心的导孔插入活体的前一个方法中使用的用于穿刺的超声探针，能够从探针的中心部分，即从探针体的中心垂直线上拍摄截面图像。因此，具有可从而获得清晰图像，在查看清晰截面图像的同时活检针能够从探针体的紧握部分的中心线上插入活体，并且活检针能够安全地插入活体的优势。然而，不可能收集正好位于形成在探针表面中心的活检针导孔下方部分的图像数据，从而产生了截面图像上部的中心部分附近的缺失部分（死角），并且因而该讨论中的方法不适于除了穿刺的其他超声检查。因此，为了执行常规超声检查，必须单独提供一种用于诊断的超声探针，这是不经济的。

出于这样的原因，在多数情况下，事实上采用了后一个方法，其中

用于活检针的适配器连接到用于诊断的超声探针并且使用由适配器支撑的活检针执行穿刺（参见，例如，专利文献1）。

图1中示出了这种用于活检针的适配器（此后在该情况下简称为“适配器”）连接到用于诊断的超声探针（此后简称为“超声探针”）的模式，图1是专利文献1的一幅附图的引用。图1是示出探针101和适配器2组装状态的透视图。作为用于穿刺的超声探针，存在一种使用弯曲探针表面13的凸起类型和使用平坦探针表面的直线类型。示出的探针是凸起类型。

如图1所示，适配器2可拆卸地固定到超声探针101的主体111，活检针3的位置指示位于超声探针101的扫描轴上，并且活检针3总是显示在超声诊断装置中形成的截面图像上。

在这样一种结构中，活检针3由形成在用于活检针的适配器2中的孔21导引并且从超声探针101的探针表面13的末端附近插入活体。

[专利文献1]

日本专利公开公布号 No. 2004-147984

超声探针101通过探针电缆14连接到超声诊断装置（未示出），并且在配备在超声诊断装置中的显示器上显示了断层摄影图像5和穿刺标记51，例如如图2所示。因为由穿刺标记51显示活检针3的预期插入路线，操作者能够将活检针3精确插入例如所需的肿瘤组织，同时避开可能导致大量出血的血管。活检针3相对于活体表面的角度由传感器（未示出）确定，并且确定活检针3的预期插入路线，然后穿刺标记51自动在图像5的表面上显示。

图2是常规超声探针101截面的说明图和由探针101拍摄的显像面。活检针3连接到适配器（未示出），其依次连接到超声探针主体111。声学元件阵列12装配在超声探针主体111的尖端。声学元件阵列12包括排列成凸起形状的多个声学元件。声学元件阵列12的中心轴15穿过同一阵列的中心点P，该中心轴15在图中相对于探针主体（紧握部分）111的中心垂直线16左右对称。声学元件阵列的中心轴15作为声学元件阵列放射超声波的预定波束角（field angle）的中心。

在使用这种装置执行穿刺时，根据需要改变超声探针101相对于活

体的角度进行扫描。然而，当适配器 2 连接到探针主体 111，探针主体（紧握部分）111 朝向适配器 2 的倾斜角被适配器 2 限制，可能导致这样的结果，即如图 2 中所示，位于适配器 2 侧的断层摄影图像 5 中出现局部失调，导致作为图像 5 的模糊部分的死角 52 的形成。因而，这就存在在观察这个图像的时候不能精确定位活检针的问题。

### 发明内容

因此，本发明的一个目的是提供一种用于穿刺的超声探针，其允许操作者将活检针插入到患者的准确位置，以及提供一种使用这种用于穿刺的超声探针的超声诊断装置。

为了解决上述问题，根据本发明的用于穿刺的超声探针包括探针主体和连接到探针主体的活检针，其中装配在探针主体中的声学元件阵列的中心，相对于探针主体的中心垂直线，偏移 to 连接到探针主体的活检针侧。

根据本发明的具有用于穿刺的超声探针的超声诊断装置包括探针主体和连接到探针主体的活检针，其中装配在用于穿刺的超声探针的探针主体中的声学元件阵列的中心，相对于探针主体的中心垂直线，偏置到连接到探针主体的活检针侧。

在根据本发明的用于穿刺的超声探针中，由于声学元件阵列的中心定位在连接到探针的活检针侧，在观察清晰图像的同时活检针能够插入到准确位置。在根据本发明的超声诊断装置中，在观察清晰图像的同时连接到用于穿刺的超声探针装置的活检针能够插入到准确位置。

从附图中所示的本发明的优选实施例的下列描述中，本发明的其他目的和优点将变得明显。

### 附图说明

图 1 是示出常规超声探针和用于活检针的适配器的透视图；

图 2 是示出从常规超声探针中声学元件阵列中的发射超声波方向的说明图；

图 3 是示出根据本发明的超声探针和用于活检针的适配器的截面视

图;

图 4 是示出从本发明的超声探针中声学元件阵列中发射的超声波方向的说明图;

图 5 是使用本发明的超声探针的超声诊断装置的框图。

### 具体实施方式

下文中将参考附图具体描述根据本发明实施例的用于穿刺的超声探针。

图 3 是用于穿刺的超声探针 1 超声波发生尖端部分的截面视图, 示出了探针主体 11 和适配器 2 的组装状态。图 3 是用于穿刺的超声探针 1 的尖端部分的截面视图, 但是省略了探针的完整透视图, 因为其与图 1 中所示的常规超声探针相同。

如图 3 所示, 超声探针的用于活检针的适配器 2 可拆卸地连接到超声探针 1。适配器 2 由能够连接到探针主体 11 和从其分离的连接/分离部分 22 与用于由超声探针 1 指示在超声扫描线上的活检针 3 的指示部分 23 而组成。适配器 2 的连接/分离部分 22 插入并且固定到超声探针 1 的探针主体 11 中, 在指示部分 23 中形成允许活检针 3 插入其中的孔 21 并且活检针 3 插入穿过该孔 21, 然后适配器 2 连接到超声探针 1, 由此执行了活检针 3 的定位。

在如此将用于活检针的适配器 2 连接到超声探针主体 11 和执行穿刺的情况下, 当使超声探针 1 接触到活体 4 的表面并且观察已获得的图像时, 如图 4 所示显示断层摄影图像 5 和穿刺标记 51, 因而指示了活检针 3 的插入路径, 从而操作者能够根据穿刺标记 51 插入活检针 3。

为了搜索患者的患病部分, 操作者在紧握探针 1 的探针主体 11 的同时致使患者身体移动或者致使探针主体 11 倾斜。当探针主体倾斜以搜索患病部分时, 探针主体的倾斜角度由连接到探针主体 11 的适配器 2 限制, 并且作为可能的情况, 在搜索患病部分中形成了死角 52 (参见图 2), 因而妨碍了活检针 3 的插入。

本发明消除了前述死角。在该实施例的超声探针 1, 如示出探针尖端的声学元件阵列 12 的排列和从声学元件阵列 12 中发射出的超声波的

发射方向的图 3 和图 4 中所示, 声学元件阵列 12 的中心点 P 相对于探针主体 11 的中心垂直线 16 偏置朝向连接到探针的活检针 3。更特别地, 如图 4 所示, 作为超声波发射阵列的声学元件阵列 12 的中心轴 15 离开探针主体 (紧握部分) 11 的垂直线 16 一定角度  $\alpha$  朝向适配器 2 (朝向活检针 3) 倾斜, 所述中心轴 15 穿过同一阵列的中心点 P, 该点 P 作为阵列的扫描中心。在图 4 中, 声学元件阵列的中心轴 15 离开探针主体 11 的中心垂直线 16 的角度设置为约  $15^\circ$ 。扫描中心基本上相当于声学元件阵列 12 关于预定波束角发射超声波的角度的等分线。

通过如此倾斜声学元件阵列的中心轴 15 朝向活检针 3 离开探针主体 11 的垂直线 16 成角度  $\alpha$ , 即使探针主体 (紧握部分) 11 的倾斜角受适配器 2 限制, 成像图像 5 从而消除了连接到适配器 2 的活检针 3 的位置和声学元件阵列 12 中获得的图像 5 之间的死角成为可能。即, 图 2 中所示的死角 52 消除并且获得的图像变得非常清晰。因此, 能够精确和安全地执行穿刺, 而不错过患病部分并且不对患病部分施加负担。

使用非常大数量的声学元件和增加通道数量的方法, 在消除图像的死角和获得清晰图像中可能是有效地。然而, 增加通道的数量导致了诊断装置的结构变得复杂并且因此增加了开销, 导致增加了设备成本, 其在维修方面也是不可取的。

必需的声学元件的数量、能够提供给操作者准确的数据 (图像), 在活检针 3 的插入方向上的死角能够消除, 并且能够在活检针 3 的插入方向上获得清晰图像。即, 在本发明中, 声学元件阵列 12 的中心位置倾斜朝向连接到探针的活检针, 而不改变现有探针的阵列 12 中的通道数量。因而, 在根据本发明的超声探针 1 中, 在保持声学元件阵列 12 中的通道数量等于现有超声探针中的数量的同时, 阵列 12 的中心朝向连接到探针的活检针移动, 由此提高了活检针插入方向上的图像清晰度, 并且因此可能清楚地把握患病部分并安全地插入活检针。

声学元件阵列 12 扫描中心的方向 (同一阵列的中心轴 15 的方向) 离开探针主体 11 的中心垂直线的倾斜角  $\alpha$ , 不能根据例如患者体的条件和活检针 3 插入其中的活体 4 的位置而随意确定。然而, 作为例子, 假设声学元件阵列 12 发射超声波的波束角是 F, 所需的是进行设计以使



得满足下列关系:

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

这是因为, 通过这样实行, 即使当声学元件阵列 12 中的通道数量减少导致波束角变得较小, 通过增大声学元件 12 的中心方向离开探针主体的中心垂直线 16 的倾斜角  $\alpha$ , 能够消除活检针 3 插入方向上的死角。即, 随着角度  $\alpha$  变大, 波束角  $F$  的末端逐渐逼近活检针 3。

通过如此改变穿过同一阵列的中心点  $P$  的声学元件阵列 12 的中心轴 15, 如图 4 所示消除了死角并且清楚地显示了针插入位置, 由此保证精确和安全插入针。图 4 中所示的穿刺标记 51 基于活检针 3 相对于活体的表面的角度, 确定活检针 3 插入的预期路径, 所述角度由传感器(未示出)检测, 并且自动地显示在图像 5 上。

将参考图 5 描述具有上述超声探针 1 的超声诊断装置的一个例子。图 5 中所示的超声诊断装置 6 包括超声探针 1、发射器/接收器 7、B-模式信号发生器 8a、D-模式信号发生器 8b、DSC(数字扫描转换器) 9 和显示单元 10。

图 5 中示出的超声诊断装置 6, 通过利用脉冲多普勒方法(the Pulse Doppler method)而诊断对象。在该超声诊断装置 6 中, 通过连接到超声探针 2 的发射器/接收器 7, 执行从超声探针 1 发射超声波到对象以及在发射和由对象反射之后接收回波信号。B-模式信号发生器 8a 基于从发射器/接收器 7 接收的回波信号, 产生用于 B-模式的数据。D-模式信号发生器 8b 基于超声探针 2 中接收的回波信号和朝向对象发射的超声脉冲信号, 确定反射的超声脉冲的频率变化, 并且产生多普勒信号。

DSC 9 基于 B-模式信号发生器 8a 产生的用于 B-模式的数据产生 B-模式图像, 或者基于由 D-模式信号发生器 8b 产生的多普勒信号产生 D-模式图像, 并且使如此产生的图像显示在显示单元 10 上。在上述的超声诊断装置 6 中, 通常在超声诊断装置中使用的用于穿刺的超声探针, 由根据本发明的用于穿刺的超声探针 1 代替。

在图 5 中所示的超声诊断装置中, 使用了用于穿刺的超声探针 1, 其中配置在探针主体 11 中的声学元件阵列 12 的中心从探针主体 11 的中心垂直线偏置朝向连接到探针的活检针 3。

因此，超声诊断装置 6 的操作者，在观察该装置的显示单元 10 上显示的清晰图像的同时，能够将连接到该装置的超声探针 1 的活检针 3 安全地插入到准确位置。

尽管上面已经参考凸形元件阵列，本发明还可应用于线性元件阵列。在不脱离本发明范围的范围中，涉及本发明的超声探针和适配器的轮廓形状是任意的并且可以进行修改。

可以配置本发明的许多广泛不同的实施例，而不脱离本发明的精神和范围。应当理解，本发明不局限于说明书中描述的特定实施例，除非如随附权利要求所定义。

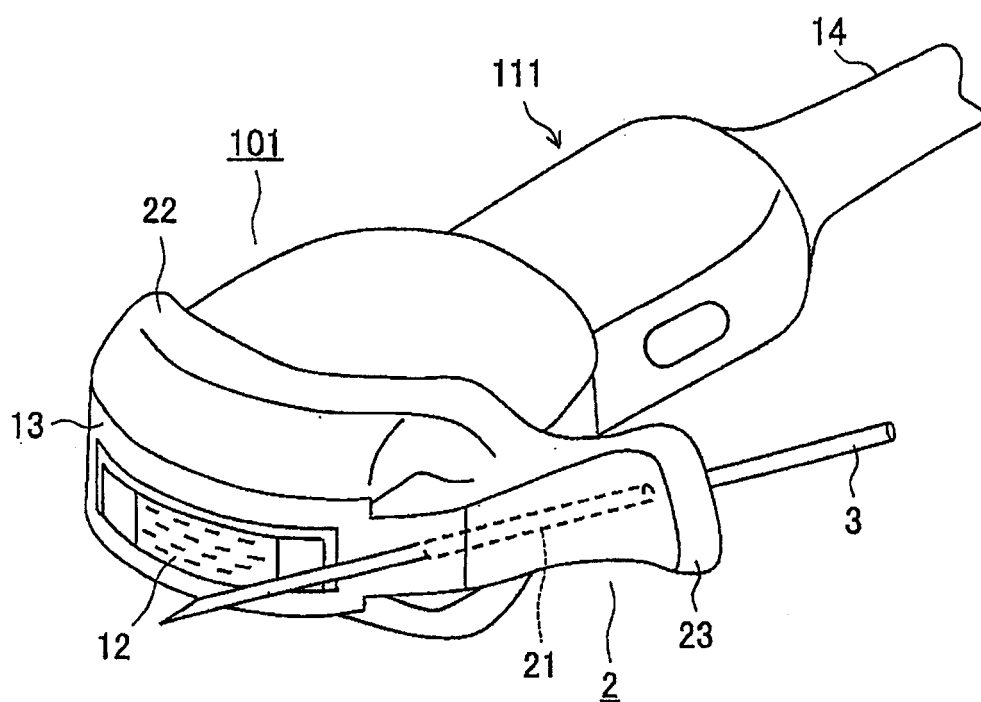


图 1

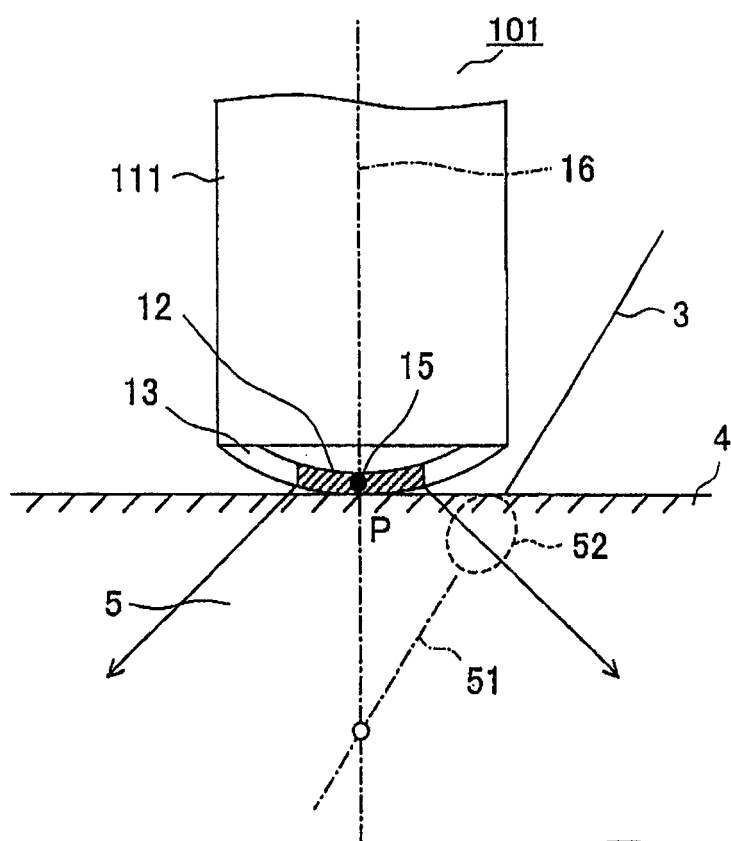


图 2

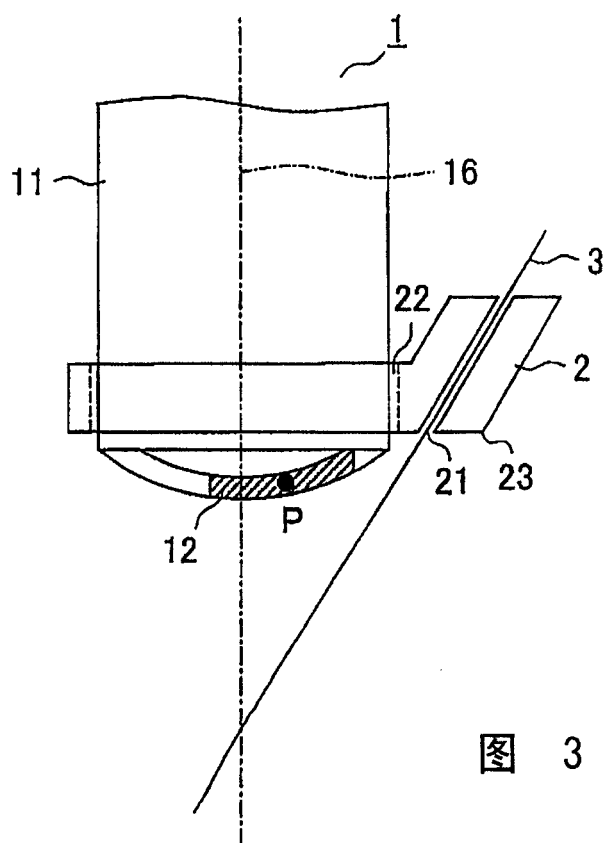


图 3



专利名称(译)	用于穿刺的超声探针和超声诊断装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN1985766A</a>	公开(公告)日	2007-06-27
申请号	CN200610064088.9	申请日	2006-12-09
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术有限公司		
[标]发明人	野崎光弘		
发明人	野崎光弘		
IPC分类号	A61B8/00 A61B17/34		
CPC分类号	A61B8/14 A61B2019/5276 A61B17/3403 A61B8/0833 A61B8/0841 A61B2017/3413 A61B2090/378		
优先权	2005356755 2005-12-09 JP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

#### 摘要(译)

提供一种用于穿刺的超声探针(1)，具有连接到探针主体(11)的活检针(3)，其允许操作者将活检针(3)插入到患者的准确位置。一种用于穿刺的超声探针(1)，包括探针主体(11)和连接到探针主体(11)的活检针(3)，其中，装配在探针主体(11)中的声学元件阵列(12)的中心，相对于探针主体(11)的中心垂直线(16)偏向连接到探针主体(11)的活检针(3)。

