



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102811666 B

(45) 授权公告日 2014. 12. 17

(21) 申请号 201180014677. 5

(22) 申请日 2011. 03. 08

(30) 优先权数据

61/315, 515 2010. 03. 19 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2012. 09. 19

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2011/050964 2011. 03. 08

(87) PCT国际申请的公布数据

W02011/114259 EN 2011. 09. 22

(73) 专利权人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 T·P·J·A·戈捷 J·R·杰戈

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 张伟 王英

(51) Int. Cl.

A61B 8/08(2006. 01)

A61B 8/14(2006. 01)

(56) 对比文件

US 2010/0022871 A1, 2010. 01. 28,

WO 2007/027511 A2, 2007. 03. 08,

CN 101011264 A, 2007. 08. 08,

CN 101259026 A, 2008. 09. 10,

审查员 杨星

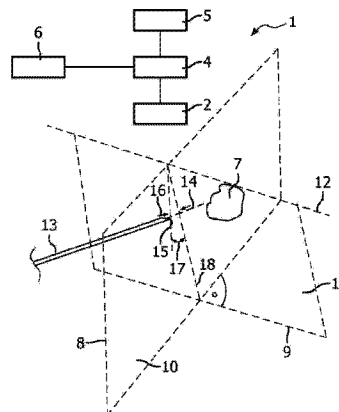
权利要求书2页 说明书5页 附图2页

(54) 发明名称

超声成像中的成像平面的自动定位

(57) 摘要

本发明涉及用于超声成像的方法, 其中, 获取二维图像(10、11), 其中一个二维图像与将向着检查受检者内的靶向区域(7) 移动的介入对象(例如, 针)(13)的纵向相对齐, 并且另外一个二维图像与该介入对象(13)的纵轴方向相交, 并且根据该介入对象(13)的自动确定的位置和取向来自动定位该另外一个二维图像。此外, 本发明涉及适于执行这样的方法的超声成像设备(1)。



1. 一种用于超声成像的方法,包括以下步骤:

获取第一二维图像(10),所述第一二维图像(10)与将向着受检者内的靶向区域(7)移动的介入对象(13)的纵向相对齐;以及

获取与所述介入对象(13)的所述纵向相交的第二二维图像(11),其中,根据自动确定的所述介入对象(13)的位置和取向来自动确定所述第二图像(11)的定位,

其中,确定所述介入对象(13)的所述位置和取向的步骤包括确定所述介入对象(13)的前端(15)的位置,

其中,确定所述第二图像(11)的位置,使得所述第二图像(11)在所述前端(15)之前与所述前端(15)相隔预定的距离(16),并且

其中,根据所述介入对象(13)的类型、所述介入对象(13)的移动速度、所述受检者和/或所述靶向区域(7)的类型来自动地确定所述距离。

2. 根据权利要求1所述的方法,

其中,反复地确定所述介入对象(13)的所述位置和取向,并且调整所述第二图像(11)的定位以适应所述介入对象(13)的变化的位置和/或取向。

3. 根据权利要求1所述的方法,

获取与所述介入对象(13)的所述纵向相交的至少一个另外的二维图像;

其中,定位所述至少一个另外的图像,使得所述至少一个另外的图像与所述第二图像(11)相隔预定的间隔。

4. 根据权利要求1所述的方法,其中,通过图像特征分析来确定所述介入对象(13)的所述位置和取向。

5. 根据权利要求1所述的方法,其中,通过对所述介入对象进行电磁跟踪来确定所述介入对象(13)的所述位置和取向。

6. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述距离是能够由用户调整的。

7. 根据权利要求1所述的方法,其中

在显示器屏幕(5)上显示所述第一二维图像(10),所述第一二维图像(10)与将向着受检者内的靶向区域(7)移动的介入对象(13)的纵向相对齐;并且

在所述显示器屏幕(5)上显示与所述介入对象(13)的所述纵向相交的所述第二二维图像(11)。

8. 根据权利要求7所述的方法,其中,在所显示的图像中标记所述第二图像(11)与所述介入对象(13)的所述纵向的相交。

9. 一种超声成像设备(1),包括:

获取设备,其用于获取第一二维图像(10)和第二二维图像(11);

检测设备(4),其用于确定将被移动到受检者内的靶向区域(7)的介入对象的位置和取向;

其中,所述第一二维图像(10)与所述介入对象(13)的纵向相对齐;

其中,所述第二二维图像(11)与所述介入对象(13)的所述纵向相交,并且

其中,所述获取设备适于在取决于所述介入对象(13)的所述位置和取向的位置处获取所述第二图像(11),

其中,所述检测设备(4)适于确定所述介入对象(13)的前端(15)的位置,

其中,所述获取设备适于获取所述第二图像(11),使得所述第二图像(11)与所述前端(15)之前与所述前端(15)相隔预定的距离(16),并且

其中,所述检测设备(4)适于根据所述介入对象(13)的类型、所述介入对象(13)的移动速度、所述受检者和/或所述靶向区域(7)的类型来自动地确定所述距离。

10. 一种包括根据权利要求9所述的超声成像设备(1)以及介入对象(13)的系统。

11. 一种用于超声成像的装置,包括:

用于获取第一二维图像(10)的模块,所述第一二维图像(10)与将向着受检者内的靶向区域(7)移动的介入对象(13)的纵向相对齐;以及

用于获取与所述介入对象(13)的所述纵向相交的第二二维图像(11)的模块,其中,根据自动确定的所述介入对象(13)的位置和取向来自动确定所述第二图像(11)的定位,

其中,确定所述介入对象(13)的所述位置和取向包括确定所述介入对象(13)的前端(15)的位置,

其中,确定所述第二图像(11)的位置,使得所述第二图像(11)在所述前端(15)之前与所述前端(15)相隔预定的距离(16),并且

其中,根据所述介入对象(13)的类型、所述介入对象(13)的移动速度、所述受检者和/或所述靶向区域(7)的类型来自动地确定所述距离。

超声成像中的成像平面的自动定位

技术领域

[0001] 本发明涉及使用至少两个彼此相交的二维图像进行超声成像的方法,适于执行这样的方法的超声成像设备,包括这样的超声成像设备的系统,用于执行这样的方法的计算机程序以及用于存储这样的计算机程序的计算机可读介质。

背景技术

[0002] 实时超声被例行地用于引导诸如活检和局部消融治疗(射频消融)之类的介入过程。随着近来在机械换能器和矩阵换能器上的实时多平面重建(MPR)和双平面超声的引入,现在可以在任何任意平面中实时收集解剖信息。在双平面超声成像中,产生两个与换能器有效孔径相交的成像平面。MPR是用于从一组原始图像数据重建二维图像的方法,即从一组横断的横截面图像中能够计算具有不同取向的任意图像,例如,正面、矢状或者倾斜的横截面图像。在MPR中,被确定为不与换能器孔径相交的成像平面被称为C平面。

[0003] US2007/0073155A1描述了一种在将针插入患者之前用于在二维超声图像的成像平面内可调整地靶向针的目的地的紧凑型超声针引导系统和方法。在该系统中,在用于获取受检者的二维图像的超声探头处设置针固定器。知道了针固定器的位置并且因此知道了针的取向,可以确定针与二维图像的相交点,假设在插入期间针的取向未改变。当在显示器上显示该二维图像时,可以标记该相交点。但是,该系统在使用中不是非常灵活,使得需要替代的成像方法和系统。

发明内容

[0004] 本发明的目的是提供用于超声成像的可替代的方法和系统。

[0005] 根据独立权利要求的方法和系统解决了该目的。进一步的有利发展依据从属权利要求。

[0006] 根据本发明的一实施例,提供了一种用于超声成像的方法,其中,获取第一二维图像,该第一二维图像与将向着受检者(例如患者)内的靶向区域移动的介入对象(优选为针)的纵向对齐。该对齐意味着该介入对象的纵轴基本上或者精确地位于该第一图像的该成像平面内。此外,在获取第一二维图像之前或者之后自动地确定该介入对象的位置和取向。这一顺序取决于确定该位置和取向的方式,优选地,这可以凭借图像特征分析或者通过介入对象的电磁跟踪,或者通过由光传感器确定该位置的方式来完成。在使用图像特征分析或者通过光传感器来确定的情况下,可以在获取任何图像之前确定该介入对象的位置。当使用图像特征分析时,必须获取至少一个图像以作为用于确定该介入对象的位置的基础。基于该介入对象的位置和取向,自动地确定第二二维图像的定位并且然后获取第二二维图像。该第二二维图像与该介入对象的纵向相交,并且优选地,该第一图像和该第二图像的成像平面彼此垂直。假如,使用MPR,选择C平面使得其也正交于该介入对象的纵向轴。术语“获取”可以包括在双平面超声的情况下凭借换能器和数据处理器的图像获取,并且可以包括在MPR的情况下从可用的数据库获取期望的图像。类似的,术语“获取设备”可以包括换

能器,以及用于从可用数据库获取期望图像的计算机或者数据处理模块。

[0007] 该实施例使得能够自动地跟踪将被移动的介入对象的移动,从而能够显示受检者在检查下的期望成像,其中,使该成像瞄准该介入对象的移动。通过该方式,该成像系统的操纵需要更少的关注并且诸如外科医生之类的用户能够更加集中于其它任务。超声表现出优于计算机断层摄影(CT)的优势在于它提供用于引导的真实实时的成像模态,由此当将针引导到靶向区域时给介入放射科医师提供更多的信心。

[0008] 根据另外的实施例,提供一种方法,其中确定该介入对象的位置和取向的步骤包括确定该介入对象的前端(特别是针尖)的位置,并且其中,确定该第二图像的位置使得该第二图像在该前端前面相隔预定的距离。

[0009] 在该方面,本发明的发明人认识到,在现有技术的方法和系统中,用户没有得到介入对象沿着其轨迹可能遇到的障碍物的好的概览。因此,超声成像设备设置有“虚拟内窥镜”。优选地,该方法包括(当使用 MPR 时)调整 C 平面或者(当使用双平面超声时)调整横向平面,使得其总是略微在该针尖之前。当使用 MPR 时,该针的轴优选地总是正交于该 C 平面。这一成像平面配置显著地给用户提供了关于针尖前的即时景观的信息,允许用户预先考虑并且调整针轨迹(如果需要的话),以便避免例如碰上主血管。

[0010] 根据又一个实施例,反复地确定该介入对象的位置和取向,并且使第二图像的定位适应于该介入对象变化的位置和/或取向。因此,有规律地跟踪该介入对象的位置以及跟踪实施的所述调整,使得在移动介入对象时,使距离保持恒定。通过该方式,在插入介入对象时,用户获得景观信息的更新。该更新能够在所定义的时间间隔内实时地完成。

[0011] 根据另外的实施例,该方法是完全自动的,而在另一个实施例中,其例如通过请求输入期望距离来与用户交互。

[0012] 根据又一个实施例,该方法包括获取和显示位于在该针尖前不同距离处的更多的横向平面。用户然后能够获得对针之前的路径中物体的附加概览,假设用户将针保持在当前取向。

[0013] 此外,本发明提供了适于执行上述方法中的至少一个方法的超声成像设备,用于实施这样的方法的计算机程序,以及用于存储这样的计算机程序的计算机可读介质,其都提供了与上面所描述的实施例的优点相同的优点。

[0014] 可以看到本发明的主旨在于提供获取超声信号的方法,该方法使得能够显示包括感兴趣区域的至少两个成像平面,其中一个平面与针的主轴对齐,另外一个平面横向于该主轴并且位于针尖前的预定距离处。

[0015] 参照下文中所描述的实施例,本发明的这些和其他方面将清楚并且得以阐述。

附图说明

[0016] 图 1a 示意性地示出了具有两个成像平面的三维图示的成像系统;

[0017] 图 1b 是图 1a 的成像平面的俯视图;以及

[0018] 图 2 是图示了根据本发明的实施例的用于超声成像的方法的流程图。

具体实施方式

[0019] 图 1a 示意性地示出了根据本发明的实施例的成像系统 1。图 1a 还以三维视图图

示了两个成像平面,并且图 1b 示出了如从换能器有效孔径所见的,沿着包括针的纵轴的平面的这些成像平面的俯视图投影。图 1a 和图 1b 示例性地示出了双平面超声成像的例子,然而,本发明的教导同样适用于多平面重建(MPR)。在 MPР 和双平面超声成像中,可以同时地显示至少两个垂直的成像平面,其中的一个成像平面位于沿着介入设备(例如医疗用针)的主轴的位置,另一个成像平面位于(在图 1b 的俯视图中)垂直于该介入设备的主轴的位置。当在实时超声引导下将介入设备引导到靶向病灶时,这样的配置是很有用的。

[0020] 图 1a 示出了用于发送和接收第一成像平面 8 (例如,方位平面)内的超声信号的换能器 2。此外,换能器 2 被设置用于发送和接收第二成像平面 9 (例如,在双平面超声情况下的横向平面或者双平面,以及在 MPР 情况下的 C 平面)内的超声信号。换能器 2 优选为 2D 阵列矩阵换能器。这样的 2D 阵列矩阵换能器包括,在面对将被检查的受检者的平面上的,以例如棋盘或者扇形环状的方式布置的换能器元件阵列。这些换能器元件中的每一个都设置有其自己的收发通道,因此可以单独地控制各个换能器元件。通过相应地驱动它们,能够电子地倾斜、(围绕垂直轴或者沿着换能器的中心束的轴)旋转以及聚焦所得到的超声束,而无需如现有技术设备中的物理旋转的换能器。换能器 2 与适于控制该换能器 2 的数据处理器 4 相连接。此外,数据处理器 4 对应于换能器 2 获取的超声信号,分别重建成像平面 8 和成像平面 9 内的二维图像 10 和二维图像 11。图像 10 和图像 11 提供对受检者(例如患者(未示出))的重建。至少第一成像平面 8 穿过受检者的特定靶向区域 7 (例如,靶向病灶)。与数据处理器 4 相连接的显示器 5 能够显示这些图像 10 和 11。而且,成像系统 1 包括提供给用户以操纵成像系统 1 的用户接口 6。

[0021] 图 1a 还示出了针 13,针 13 也可以是任何其它的介入设备。定位第一成像平面 8 使得与针 13 的纵轴 14 相对齐,即该纵轴位于第一成像平面 8 内。通过在至少该第一图像 10 上应用图像特征分析,例如,在本领域熟知的形状识别算法,能够在该图像 10 中自动地识别针 13 的位置和取向,特别是杆取向和针尖 15 的位置。为了这个目的,数据处理器 4 可以执行特征分析方法并且因此充当检测设备。

[0022] 在可替代的方法中,通过电磁跟踪来自动地识别针 13 的位置和取向,特别是杆取向和针尖 15 的位置,该电磁跟踪例如是由 Traxtal, Inc 引入的实现自动针尖跟踪能力的电磁针尖跟踪。为了该目的,将不得不提供如现有技术已知的与数据处理器 4 相连接的独立的电磁跟踪设备

[0023] 然后实时使用该信息来定位第二成像平面 9 和 / 或确定第二成像平面 9 的方向,使得该平面略微在针尖 15 之前距离 16 的位置,该距离 16 是针尖 15 与纵轴 14 和第二成像平面 9 的交点之间沿着纵轴 14 的距离。在图 1b 中示出了距离 16 到俯视图中的投影,其中这样的投影也可以被用作相关距离(relevant distance)。通过控制换能器 2 的个体换能器元件可以设置该距离 16,使得所得到的超声束围绕垂直轴或者沿着该换能器的中心束的轴而旋转,并且围绕轴 12 倾斜使得如由附图标记 17 所标记的箭头所指示的那样实现倾斜移动。附图标记 18 指示第一成像平面与第二成像平面的相交线。在使用 MPР 的情况下,可以附加地将第二成像平面 9 选择为与纵轴 14 正交。在针尖 15 和第二成像平面 9 之间的优选距离应当是使得允许用户有足够的时间调整针尖的轨迹(如果必要的话)。该优选距离是在几毫米到几厘米之间的任意距离。该距离进一步优选在 1-5mm 的范围内,并且是由成像系统自动地和重复地确定,一次自动地确定并且在成像过程期间保持恒定,或者由用户

通过用户接口 6 来确定。如果自动地确定该距离,可以根据介入对象的类型、介入对象的移动速度、受检者和 / 或靶向区域的类型来确定该距离。在该上下文中,该实施例可能包括用于用户或者操作者的创新接口以指定在第二成像平面 9 与针尖 15 之间的距离。例如,可以提示用户以厘米或者毫米为单位输入期望距离,当输入该期望距离时,触发该成像系统获取并且显示在针尖 15 前该期望距离处的第二成像平面 9

[0024] 具有针 13 的位置和 / 或取向,相应地,当所获取的第二图像 11 在显示器 5 上显示时,可以在所获取的第二图像 11 中标记纵轴与第二成像平面 9 的相交点 16。使用中,成像平面 8 和成像平面 9 将跟随该针的移动以便获得一个或多个实况超声图像。通过例如十字或者在相交点上画圈,来在该实况超声图像上叠加标记。因此,能够显示针的期望路径。

[0025] 在该实施例中,关于针尖 15 和杆取向的信息实时地驱动换能器 2 (超声扫描器或者波束形成器) 并且确定如何建立第二成像平面 9 (横向平面)。当超声成像系统 1 工作于 MPR 模式时(其有四维或者 C 平面模式的能力),因为所有的成像平面均被收集,不需要定位换能器 / 或者确定换能器的方向。在该情况下,对 MPR 图像重建步骤施加调整,该调整可以是在超声系统成像上或者在外部计算设备上。

[0026] 对于上述的改进可能是允许用户或者操作者沿着针轴快速地滑动第二成像平面 9,以便将该平面带回针尖 15 或者使得该平面远离针尖 15 以能够预期相对于受检者(例如周围解剖体)针的轨迹将是如何。

[0027] 图 2 是关于所示出的方法步骤,图示了用于自动定位第二成像平面 9 的上述方法的流程图。在该图中,图示了当进行双平面成像时凭借图像特征分析来确定针 13 的位置和取向的情况。在第一步骤 S100 中,用户将第一成像平面 8 沿着针 13 的轴对齐。为了该目的,在显示器 5 上显示第一图像 10。第一成像平面 8 也示出了针尖 15,使得在下一步骤 S101 中,由于图像特征分析的应用,确定了针 13 的位置和取向。当用户首先将垂直于第一图像 8 (并且在从换能器有效孔径所见的俯视图中垂直于该针尖)的附加图像定位在针尖 15 处时,可以获得更加精确的定位和取向数据。可替代地,对于由用户对第一成像平面 8 的对齐,可以通过获取图像,由特征分析方法关于针的存在、位置和取向来分析该图像,更新该第一成像平面 8 的位置并且重复上述步骤,直到该针 13 准确地与纵轴 14 对齐,从而自动地实现该对齐。

[0028] 基于所确定的针 13 的位置和取向,以及特别基于杆取向和针尖 15 的位置,在步骤 S102 中,自动地确定第二成像平面 9 的位置。基于该信息,可以如上面所提及的那样定位(例如,倾斜)第二换能器 3。在步骤 S103 中,可以获取第二成像平面 9 内的图像,即,在针尖 15 前预定距离处的图像,该图像示出了针 13 的期待路径。在步骤 S104 中,然后在显示器 5 上显示该第二图像 9,其中,标记第二图像与介入对象的纵向的相交。至少反复地执行步骤 S101 到 S104 以便跟踪针 13 的移动并且相应地调节第二成像平面 9 的定位。而且,每次、每几次或者当改变针的取向时,也可以将第一步骤 S100 加入到反复的循环中,以便确保第一图像 10 被保持与第一成像平面 10 相对齐。

[0029] 当使用对针 13 的电磁跟踪时,交换步骤 S100 和 S101 的执行顺序。在该情况下,首先确定针 13 的位置和取向。基于该信息,可以基本同时地获取第一图像 10 和第二图像 11,其中第一图像与针 13 相对齐,并且第二图像 11 在针尖 15 前相隔预定的距离。

[0030] 根据该实施例的变型,并且优选地与 MPR 成像相联系,同时地显示多个 C 平面,以

向用户提供关于万一针的轨迹保持不变该针将遭遇到什么的更多信息。例如,每个 C 平面可以正交于所述针的轴并且位于针尖 15 前给定距离处,例如,第一 C 平面位于针尖 15 前 2mm,第二 C 平面位于针尖前 5mm,并且第三 C 平面位于针尖 15 前 20mm 等。向用户提供的关于在针尖 15 前存在的检查下的受检者的结构的附加信息可以额外地帮助提早校正针的轨迹,例如,避免碰上主血管。这在双平面超声成像中也可以实现,其中在该情况下,将提供多个横向平面,而不是 C 平面。

[0031] 在针尖 15 前的这些多个图像将显示在显示器 5 上,其中,例如十字或者圆圈的标记分别示出了该针 15 的纵轴与相交于针 15 的纵轴的个体视图的相交。在这个连接中,该针的纵轴或者所投影的针尖轨迹将在多个 C 平面上被显示为红点或者红圈,随着针尖 15 实际接近给定的 C 平面,该红点或红圈变得更小。

[0032] 在针尖 15 前的这些多个图像可以被合成为视频序列。通过该方式,外科医生可以中断介入过程并且放映针尖 15 前的图像的视频序列。通过该方式,操作员具有录制位于针尖 15 前的 C 平面的序列,并且然后回放该序列以规划针轨迹的能力。换言之,标记的尺寸和 / 或图示可以取决于距离 16。因而,如果当移动该针时每几秒(例如,3 秒)反复该 C 平面的获取,则该标记圈将连续地变小,并且当获取被反复的时刻该标记圆圈突然增大。

[0033] 有利地,还可以提供创新的用户接口 6,通过该用户接口 6,用户可以在显示器 5 上输入:第二成像平面 9 与针尖 15 之间的距离 16、在显示器 5 上显示的横向平面 /C 平面的数目(第二平面 + 与针 13 的纵向相交的另外平面的总数目)以及横向平面 /C 平面相对于针尖 15 的位置。

[0034] 通过参照 2D 阵列矩阵换能器解释了上述实施例。然而,本发明可以通过使用机械换能器来实现,在该机械换能器中,在感兴趣的体积上机械地来回扫描压电元件的阵列。而且,用于每个成像平面的独立换能器也是可以的。

[0035] 本发明的教导明确地旨在覆盖上述实施例或变型的任何组合。

[0036] 虽然在附图和前述说明书中已经详细地说明和描述本发明,这样的说明和描述被认为是说明性或者示例性而非限制性的;本发明不限于所公开的实施例。在互不相同的从属权利要求中列举特定手段的这一事实并不表明不能使用这些手段的组合来获得改进。不应当将权利要求中的任何附图标记解释为限制本发明的范围。

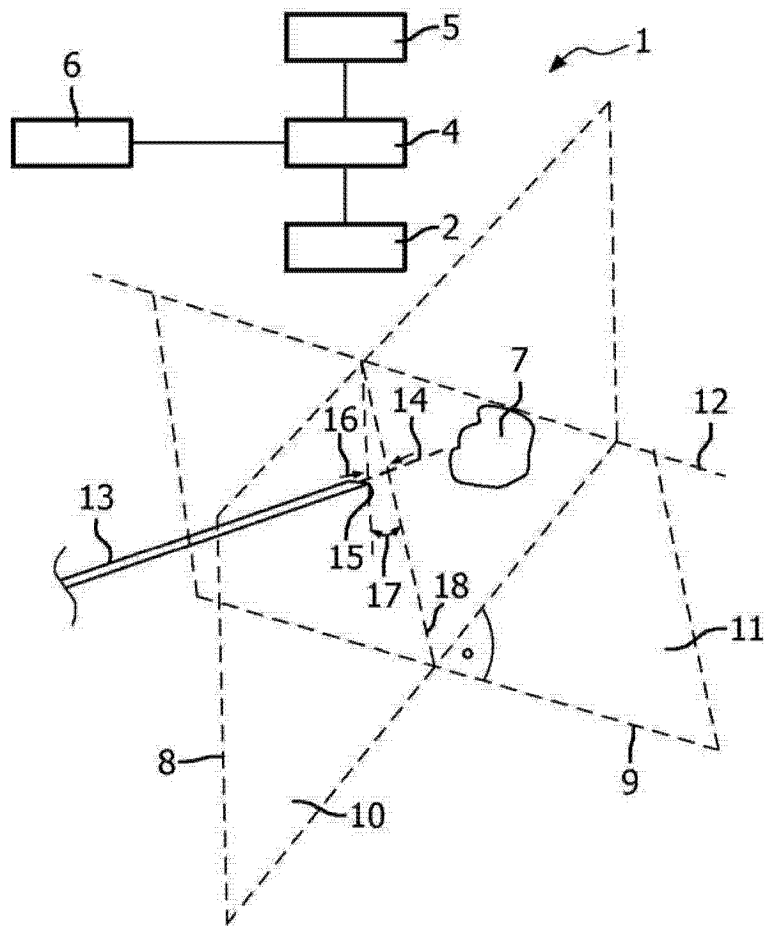


图 1a

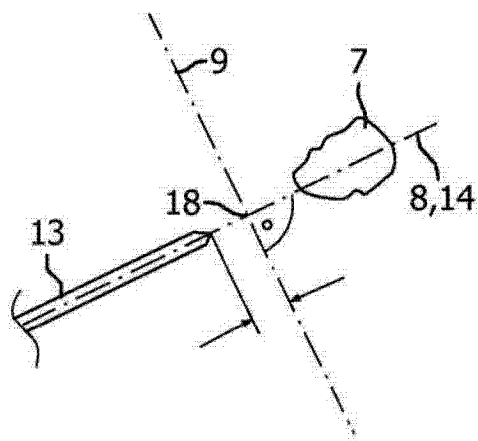


图 1b

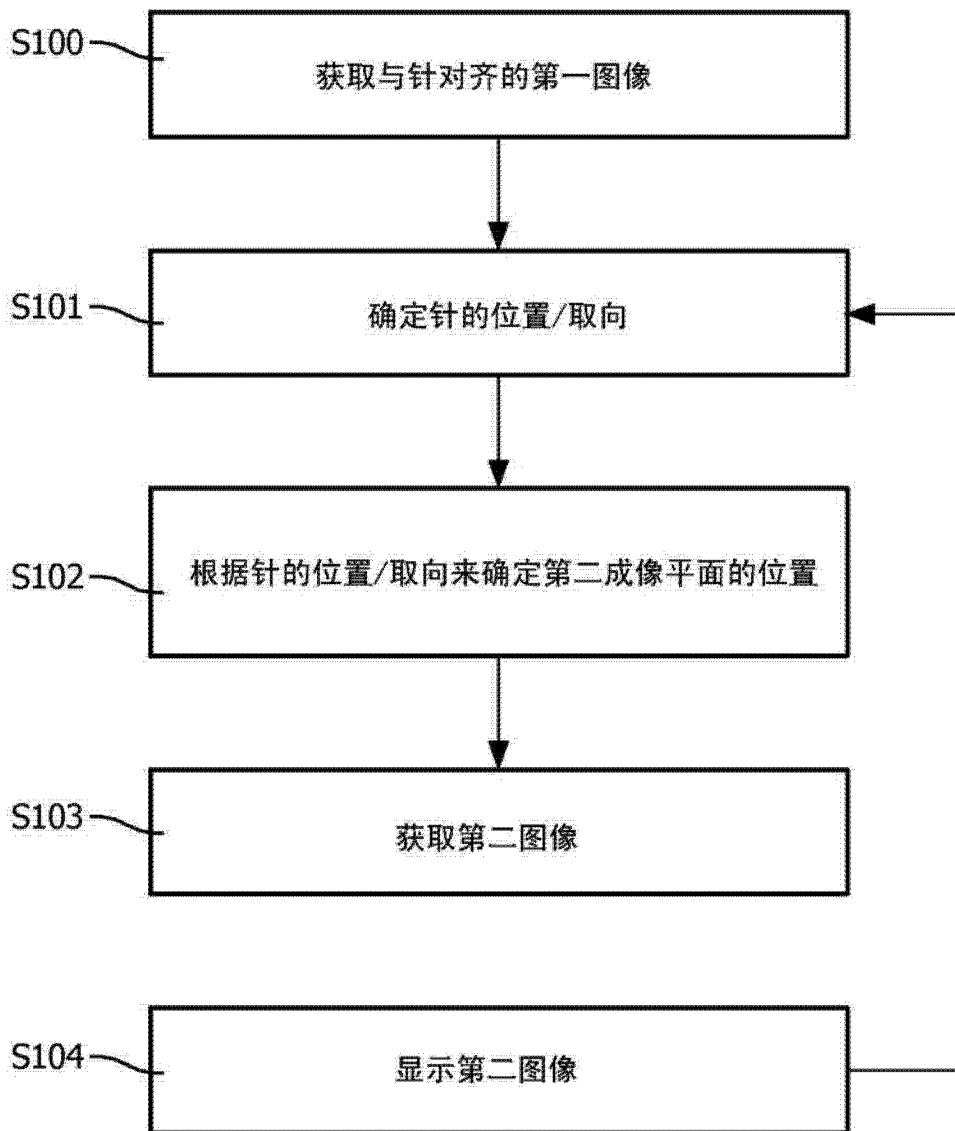


图 2