



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103607959 B

(45)授权公告日 2016.07.27

(21)申请号 201280030389.3

(22)申请日 2012.04.19

(30)优先权数据

61/477,659 2011.04.21 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2013.12.20

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2012/051974 2012.04.19

(87)PCT国际申请的公布数据

W02012/143885 EN 2012.10.26

(73)专利权人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 V·帕塔萨拉蒂 A·K·贾殷

C·R·哈特三世 A·N·拉瓦尔

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 王英 刘炳胜

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

(56)对比文件

CN 101259026 A,2008.09.10,说明书第16页第23-26行.

WO 03/073915 A2,2003.09.12,摘要、说明书第12页第5-16行.

CN 1503184 A,2004.06.09,全文.

WO 2010/073165 A1,2010.07.01,说明书第3页第10行-第17行、第4页第29行-第6页第20行、第8页第13-15行、附图2、3A、3B.

US 2006/0193504 A1,2006.08.31,全文.

WO 2010/029888 A1,2010.03.18,全文.

审查员 王珊珊

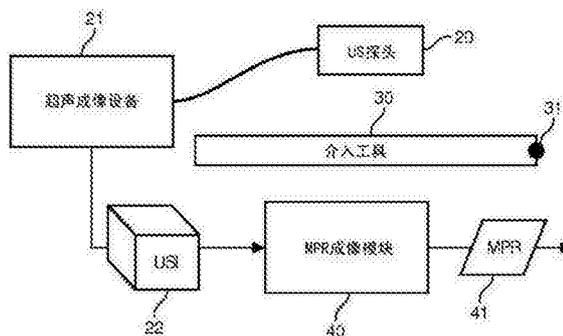
权利要求书2页 说明书6页 附图10页

(54)发明名称

用于三维超声中导管的可视化的MPR 切片选择

(57)摘要

一种系统采用介入工具(30)、超声成像系统和多平面重组模块(40)。介入工具(30)具有两个或更多个图像跟踪点(31)。超声成像系统包括超声探头(20),所述超声探头用于生成解剖区域内的介入工具(30)的部分或整体的超声体积图像(22)。多平面重组成像模块(40)生成解剖区域中的介入工具(30)的两个或更多个多平面重组图像(41),每个多平面重组图像(41)相对于所述跟踪点(31)中的一个与所述介入工具(30)正交。生成两个多平面重组图像(41)包括:识别所述超声体积图像(22)中的每个图像跟踪点(31);并且利用识别出的每个图像跟踪点(31)作为所述多平面重组图像(41)的原点。



1. 一种介入跟踪系统,包括:

介入工具(30),其具有至少两个图像跟踪点(31);

超声成像系统,其包括超声探头(20),所述超声探头用于生成解剖区域中的所述介入工具(30)的至少一部分的超声体积图像(22);以及

多平面重组成像模块(40),其用于生成所述解剖区域中的所述介入工具(30)的所述至少一部分的至少两个多平面重组图像(41),每个多平面重组图像(41)相对于所述跟踪点(31)中的一个与所述介入工具(30)正交,其中,生成所述至少两个多平面重组图像(41)包括:

识别所述超声体积图像(22)中的每个图像跟踪点(31);并且

利用识别出的每个图像跟踪点(31)作为所述至少两个多平面重组图像(41)中的一个的原点。

2. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述介入工具(30)为导管。

3. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述成像跟踪点(31)中的一个定位于所述介入工具(30)的尖端部分之内。

4. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述至少两个多平面重组图像(41)相对于所述介入工具(30)的尖端部分是间隔开的。

5. 根据权利要求1所述的系统,其中,每个多平面重组图像(41)在所述超声体积图像(22)中具有固定取向。

6. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述多平面重组图像模块(40)还用于在所述介入工具(30)于所述解剖区域之内进行导航时动态地更新所述至少两个多平面重组图像(41)。

7. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述多平面重组图像模块(40)还用于在所述超声探头(20)相对于所述解剖区域进行移动时动态地更新所述至少两个多平面重组图像(41)。

8. 根据权利要求1所述的系统,还包括:

X射线成像系统,其用于生成所述解剖区域中的所述介入工具(30)的所述至少一部分的至少两个X射线图像,其中,识别所述超声体积图像(22)中的每个成像跟踪点(31)包括:

识别所述至少两个X射线图像中的每个成像跟踪点(31);并且

将所述至少两个X射线图像中的识别出的每个成像跟踪点(31)转换到所述超声体积图像(22)。

9. 根据权利要求1所述的系统,还包括:

全局跟踪系统,其包括与所述介入工具(30)集成的至少两个工具传感器,其中,每个工具传感器定义所述至少两个成像跟踪点(31)中的一个。

10. 根据权利要求9所述的系统,其中,每个工具传感器都是电磁传感器。

11. 根据权利要求9所述的系统,其中,所述全局跟踪系统还包括与所述超声探头(20)集成的至少一个探头传感器;并且

其中,识别所述超声体积图像(22)中的每个成像跟踪点(31)包括将每个工具传感器和每个探头传感器共配准到全局跟踪坐标系。

12. 根据权利要求1所述的系统,还包括:

全局跟踪系统,其包括与所述介入工具(30)集成的形状跟踪传感器,其中,所述形状跟踪传感器定义所述至少两个成像跟踪点(31)中的每个。

13. 根据权利要求1所述的系统, 其中, 所述多平面重组图像模块(40)还用于堆叠所述至少两个多平面重组图像(41)以相对于所述超声体积图像(22)中的所述介入工具(30)的所述至少一部分的轴线形成翘曲的超声体积图像(22)。

14. 根据权利要求13所述的系统, 其中, 所述多平面重组图像模块(40)还用于将所述翘曲的超声体积图像(22)切割成至少一个额外的多平面重组图像(41), 以对所述介入工具(30)的所述至少一部分和所述解剖区域的周围部分进行可视化。

15. 根据权利要求13所述的系统, 还包括:

图像模态, 其用于生成所述解剖区域的扫描图像,

其中, 所述多平面重组成像模块(40)还用于融合所述翘曲的超声体积图像(22)和所述扫描图像。

用于三维超声中导管的可视化的MPR切片选择

技术领域

[0001] 本发明总体涉及介入程序期间介入工具的准确可视化,尤其是介入心脏程序期间导管的准确可视化。本发明具体涉及从三维超声图像(“3D US”)导出的多平面重组(“MPR”)图像中的介入工具的可视化。

背景技术

[0002] 对于介入程序(尤其是介入心脏程序)中的准确引导,知道介入工具(例如导管)相对于程序前规划扫描(例如磁共振成像(“MRI”)扫描或计算机断层摄影(“CT”)扫描)的相对位置是重要的。由于X射线荧光检查图像提供了程序期间介入工具的极高分辨率图像,所以现有技术中已知的用于在引导介入工具中提供直观帮助的图像引导系统一直集中于在荧光检查图像中跟踪工具的尖端并叠加到程序前扫描中。

[0003] 逐渐地,作为引导介入程序的辅助将超声图像(“2D US”)或3D US与X射线成像配准已经增强了X射线荧光检查。2D US或3D US的关键作用是利用实时运动信息增强程序前扫描,而X射线荧光检查图像实时提供了介入工具的高分辨率可视化。此外,实时引入3D US,能够在超声中更加清晰地对介入工具进行可视化,由此实现仅由超声引导的介入。

[0004] 定位介入工具的尖端对于准确导航和靶向而言是最为重要的。具体而言,对于心血管介入而言,导管尖端和主体相对于周围组织的关系的可视化对于准确的导航和靶向而言非常重要。不过,由于(1)来自介入工具主体的图像伪影,(2)2D US或3D US的有限视图,以及(3)与介入工具进出2D US图像或3D US图像相关的平面外问题,在2D US或3D US中对介入工具尖端和主体的精确位置和取向进行可视化常常是困难的。

[0005] 由于在3D US中对介入设备尖端进行可视化的困难,因而也难以在介入设备尖端附近定义多平面重组(“MPR”)视图从而对工具尖端附近(包括周围组织)进行适当的可视化。

发明内容

[0006] 本发明提供了用于在3D US中准确实时定位工具尖端并精确产生工具尖端和周围邻域的MPR视图的系统和方法。

[0007] 本发明的一种形式是一种采用介入工具的系统、超声成像系统和MPR成像设备。介入工具具有两个或更多个图像跟踪点(例如,具有位于导管尖端区域之内的图像跟踪点的导管)。超声成像系统包括超声探头,所述超声探头用于生成解剖区域之内的介入工具的部分或整体的超声体积图像。MPR成像模块生成解剖区域中介入工具的两个或更多个多平面重组图像,每个多平面重组图像相对于所述跟踪点中的一个与所述介入工具正交。生成多平面重组图像包括:识别所述超声体积图像中的每个图像跟踪点;并且利用识别出的每个图像跟踪点作为所述多平面重组图像中的一个的原点。

[0008] 本发明的第二种形式是一种涉及在解剖区域之内导航介入工具的方法,介入工具具有两个或更多个图像跟踪点(例如,具有位于导管尖端区域之内的图像跟踪点的导管)。

该方法还涉及操作超声探头以生成所述解剖区域中所述介入工具的部分或整体的超声体积图像；以及操作MPR成像模块以生成解剖区域之内的介入工具的两个或更多个多平面重组图像，每个多平面重组图像相对于所述跟踪点中的一个与所述介入工具正交。生成多平面重组图像包括：识别所述超声体积图像之内的每个图像跟踪点；并且利用识别出的每个图像跟踪点作为所述多平面重组图像中的一个的原点。

附图说明

[0009] 结合附图阅读本发明各示范性实施例的以下详细描述，本发明的以上形式和其他形式以及本发明的各种特征和优点将变得更加显而易见。详细说明和附图仅仅是本发明的例示而非限制，本发明的范围由权利要求及其等价方案界定。

[0010] 图1图示了根据本发明的介入跟踪系统的示范性实施例。

[0011] 图2图示了表示根据本发明的介入跟踪方法的流程图。

[0012] 图3和4A-C图示了由图1的介入跟踪系统进行的图2的介入方法的第一示范性实施。

[0013] 图5和6A-B图示了由图1的介入跟踪系统进行的图2的介入方法的第二示范性实施。

[0014] 图7-9图示了由图1的介入跟踪系统进行的图2的介入方法的第二示范性实施。

[0015] 图10图示了图1的介入跟踪系统的第一示范性实施例。

[0016] 图11图示了图2的介入跟踪方法的第一示范性实施例。

[0017] 图12图示了由图10的介入跟踪系统进行的X射线图像和MPR图像的示范性显示。

[0018] 图13图示了图1的介入跟踪系统的第二示范性实施例。

[0019] 图14图示了图2的介入跟踪方法的第二示范性实施例。

具体实施方式

[0020] 如前所述，本发明提供了用于对从3D US图像导出的MPR图像中的工具尖端和周围邻域进行可视化的各种系统和方法。本领域的普通技术人员从图1-14的以下描述将认识到，这些方法是通过本发明的MPR成像模块实现的。

[0021] 图1图示了采用3D超声成像系统、介入工具30和MPR成像设备40的本发明的系统。

[0022] 出于本发明的目的，本文中将3D US成像系统宽泛地定义为包括3D US成像设备21，所述3D US成像设备21用于控制在结构上配置为生成解剖区域（例如，身体心脏区域）的超声体积图像（“USI”）22的3D US探头20的工作。3D US成像系统的范例包括，但不限于利用3D TEE探头的任何类型的3D超声成像系统。在一个实施例中，由Philips Healthcare销售的iE33智能回波系统可以用作3D US成像系统。

[0023] 出于本发明的目的，本文中将介入工具30宽泛地定义为在结构上配置为执行特定动作以在任何类型的介入程序（例如介入心脏病学）中执行期望效果的任何类型工具、器械或设备。出于介入程序的目的，在介入设备30的尖端区域或主体上定义一个或多个图像跟踪点31。在一个实施例中，跟踪点是介入设备30的尖端。在第二实施例中，由定位于介入设备30的尖端区域和/或主体中的传感器界定每个图像跟踪点31。传感器的范例包括但不限于电磁传感器、光传感器或形状跟踪传感器（例如，利用光纤布拉格光栅、瑞利散射、反向散

射、利用光纤进行力感测或测量光纤中的变形以跟踪形状或位置的传感器)。

[0024] 出于本发明的目的,本文中MPR成像模块40宽泛地定义为用于从超声体积图像22生成MPR图像41的任何硬件、软件和/或固件的结构配置,从而使介入工具30的成像跟踪点31充当MPR图像41的原点。在实践中,MPR图像41可以相对于成像跟踪点31具有任何取向,并可以在超声体积图像22中具有任何取向。同样在实践中,可以在超声成像设备21或适于介入程序的任何其他类型的成像或显示设备之内集成MPR成像模块40。

[0025] 为了便于理解MPR成像模块40,现在将在此描述本发明的介入跟踪方法的介绍和示范性实施。

[0026] 图2图示了表示本发明的介入跟踪方法的流程图50。流程图50的阶段S51包括识别超声体积图像22之内介入工具30的一个或多个图像跟踪点31,流程图50的阶段S52包括生成一个或多个MPR图像41,其中识别出的每个图像跟踪点31充当MPR图像41中的一个的原点。

[0027] 例如,图3示出了在包括组织61的解剖区域的超声体积图像60之内识别介入工具62的尖端63,识别的尖端63充当正交MPR图像64-66的原点,如相应的图4A-4C中所示。结果,在MPR图像64-66中对介入工具62的尖端63以及组织61的相邻部分进行准确的可视化。

[0028] 在介入程序期间,在解剖区域之内导航介入工具62和/或相对于解剖区域移动超声探头时,持续更新MPR图像64-66。为了维持尖端63和相邻组织部分61的准确可视化,MPR图像64与超声体积图像60的XY平面具有固定的平行关系,MPR图像65与超声体积图像60的YZ平面具有固定的平行关系,并且MPR图像66与超声体积图像60的XZ平面具有固定的平行关系。

[0029] 作为另一范例,图5示出了在解剖区域的超声体积图像70之内识别介入工具71的电磁传感器72,识别的传感器72充当MPR图像73和74的原点,如相应的图6A和6B中所示。电磁传感器72定位于介入工具71的尖端部分之内。结果,在MPR图像73和74中对尖端介入工具72以及解剖区域之内任何组织的相邻部分进行了准确可视化。注意,为了例示传感器坐标系 $X_s Y_s Z_s$,图5中未示出组织。

[0030] 在介入程序期间,在解剖区域之内导航介入工具71和/或相对于解剖区域移动超声探头时,不断更新MPR图像73和74。为了维持介入工具71尖端和相邻组织部分的准确可视化,MPR图像73与传感器坐标系的 $X_s Z_s$ 平面具有固定的平行关系,MPR图像74与传感器坐标系的 $Y_s Z_s$ 平面具有固定的平行关系。

[0031] 通过另一个范例,图7示出了相对于心脏的梗塞区域90生成超声体积图像81的超声探头80。介入工具100具有电磁传感器110-113相对于介入工具100尖端的已定义间距。利用相应的传感器110-112作为MPR图像82-83的原点,生成三个(3)MPR图像82-84,每个MPR图像82-84都与相应的传感器110-112正交。

[0032] 为了对介入工具100的尖端和主体都进行可视化,以堆叠的形式布置MPR图像82-84,由此将介入工具100沿轴向对齐。例如,在介入工具100在超声体积图像81之内具有非线性取向时,堆叠MPR图像82-84会将超声体积图像81翘曲成图8中所示的超声体积图像85。超声体积图像85表示具有动态参照系的中央矩形形状,工具100作为其轴,工具100的尖端在其一个边上。这样一来,在实践中,可以将超声体积图像85用于各种目的。

[0033] 在一个实施例中,可以将超声体积图像85重新切片成一个或多个包含介入工具

100主体的部分的任意MPR图像,例如,图8中所示的MPR图像86和87。这样对超声体积图像85重新切片提供了介入工具100主体周围的实时软组织环境。

[0034] 在第二实施例中,可以从手术前扫描分割出目标体积,然后叠加在超声体积图像85上以辅助瞄准该体积。

[0035] 在第三实施例中,可以将来自与电磁参照系配准的成像模态的手术前或手术中扫描(例如MRI扫描或CT扫描)与超声体积图像85进行融合,例如,将扫描图像120-122与MPR图像82-84融合87,如图9所示。

[0036] 在第四实施例中,不示出扫描融合87之内的整个超声图像体积85,而是可能仅对超声体积图像85的轴进行可视化,连同在超声体积图像85空间中描绘的目标体积。这将会隐藏超声数据,但在背景中使用超声数据以实时移动目标体积。

[0037] 为了进一步便于理解MPR成像模块40,现在将在此描述本发明的各种介入跟踪系统的介绍和示范性实施。

[0038] 图10图示了采用X射线成像系统、图1的3D US成像系统的实施例以及图1的MPR成像设备实施例40的介入跟踪系统。

[0039] 出于本发明的目的,本文中X射线成像系统宽泛地定义为包括X射线成像设备130,所述X射线成像设备130用于控制X射线探测器132和X射线探测器134的工作,X射线探测器132和X射线探测器134在结构上被配置为生成由体积表示的解剖区域(例如心脏区域)的X射线图像("XRI")135,和/或所述X射线成像设备130用于控制的X射线源133和X射线探测器134的工作,X射线源133和X射线探测器134在结构上被配置为生成解剖区域91的X射线图像("XRI")136。在实践中,除部件133和134之外的部件130-132代表任何类型的单平面X射线系统,部件130-134共同表示任何类型的双平面X射线系统。X射线成像系统的范例包括但不限于,用于进行心脏介入程序的任何类型的X射线系统。在一个实施例中,可以将Philips Medical Systems销售的Allure Xper系列X射线系统用作X射线成像系统。

[0040] 在工作中,执行图11中所示的流程图140表示的介入跟踪方法,以便生成从超声体积图像22和X射线图像135和136导出的心脏解剖区域91之内导管30a的部分或整体的MPR图像。

[0041] 具体而言,参考图10和11,在将导管30a插入心脏解剖区域91之内时,流程图140的阶段S141包括由导管30a的X射线成像设备130利用已知的心脏和呼吸选通技术在指定的心脏阶段(例如舒张末期阶段)和指定的呼吸阶段(例如呼吸末期阶段)期间在第一扫描架角度采集X射线图像,流程图140的阶段S142包括由导管尖端31a的MPR成像模块40a对在阶段S141期间采集的X射线图像中进行手动或自动分割。

[0042] 对于单平面X射线成像系统,流程图140的阶段S143包括由导管30a的X射线成像设备130利用已知的心脏和呼吸选通技术,在相同的指定心脏阶段和相同的指定呼吸阶段在第二扫描架角度采集X射线图像,流程图140的阶段S144包括由导管尖端31a的MPR成像模块40a对在阶段S143期间采集的X射线图像中进行手动或自动分割。

[0043] 对于双平面X射线成像系统,可以同时执行阶段S141/S142以及阶段S143/S144。

[0044] 对于任何一种X射线成像系统,在流程图140的阶段S145期间,由MPR成像模块40a重建2D X射线坐标系中导管尖端31a的对应3D位置。在阶段S145的一个实施例中,利用已知的极线约束重建2D X射线坐标系中导管尖端31a的3D位置。

[0045] 之后,在流程图140的阶段S146期间,由MPR成像模块40a使用系统校准和实时跟踪将重建的导管尖端31a的2D X射线坐标位置变换成3DUS实时坐标位置。在阶段S146的一个实施例中,使用手动对齐作为变换的依据。在阶段S146的第二实施例中,使用已知的电磁跟踪技术作为变换依据。

[0046] 流程图140的阶段S147包括MPR成像模块40a,其使用导管尖端31a的3D US实时坐标位置作为两个或更多MPR图像的原点。例如,如图12所示,在X射线图像135a和136a中识别导管尖端31a,将导管尖端31a的2D X射线坐标变换成导管尖端31a的3D US实时坐标位置,利用3D US实时坐标位置作为导管尖端31a的MPR图像41a的原点,生成MPR图像41a。

[0047] 往回参考图10和11,在第一次执行阶段S147时,流程图140可以返回到阶段S141和S143,以更新导管尖端31a的3D US实时坐标位置,因此更新MPR图像。这样能够在心脏解剖区域91之内导航导管30a和/或相对于心脏解剖区域91移动超声探头20a时精确跟踪导管尖端31a。阶段S141-S147将循环进行,直到完成程序。

[0048] 图13图示了采用图1的3D US成像系统的实施例、跟踪系统以及图1的MPR成像设备的实施例40的介入跟踪系统。

[0049] 出于本发明的目的,本文中跟踪系统宽泛地定义为包括一个或多个附着于超声探头20a的位置探头传感器23、一个或多个附着于导管30a的位置工具传感器32(1)-(4)以及在结构上被配置不在全局坐标系之内跟踪位置传感器23和32(1)-(4)的全局跟踪设备150的任何系统。跟踪系统的范例包括,但不限于任何类型的电磁跟踪系统、任何类型的光学跟踪系统以及任何类型的形状感测系统(例如光纤)。在一个实施例中,NDI销售的Aurora™电磁跟踪系统可以充当电磁跟踪系统。

[0050] 在实践中,位置传感器23和32(1)-(4)可以具有任何需要的自由度(“DOF”),例如五个(5)DOF或六个(6)DOF。

[0051] 在工作中,执行图14中所示的流程图160表示的介入跟踪方法,以便生成从超声体积图像22导出心脏解剖区域91之内导管30a的部分或整体的MPR图像,并跟踪全局坐标系之内的位置传感器23和32。

[0052] 具体而言,参考图14,流程图160的阶段S161包括如现有技术中已知那样针对位置工具传感器23的坐标空间校准超声探头20a,流程图160的阶段S162包括如现有技术中已知那样针对每个位置探头传感器32的坐标空间校准导管30a。

[0053] 流程图160的阶段S163包括如现有技术中已知那样将校准配准到全局坐标系,由此可以将导管30a的尖端和主体配准到超声体积图像22中的对应点。

[0054] 流程图160的阶段S164包括在将导管30a引入心脏解剖区域91中并在其中导航时生成超声体积图像22。

[0055] 流程图160的阶段S165包括基于校准与全局坐标系的配准生成MPR图像。更具体而言,可以在全局坐标系中,从而在超声体积图像22中识别导管30a的尖端,由此可以用导管尖端充当例如图6所示MPR图像73和74的原点来生成MPR图像。同时地或替代地,可以在全局坐标系中,从而在超声体积图像22中,识别沿导管30a主体的传感器32,由此可以用传感器32充当例如图7-9所示MPR图像82-84的原点来生成MPR图像。然后可以如本文前面结合图8和9所述地生成翘曲的超声图像体积。

[0056] 在第一次执行阶段S165时,流程图140可以返回到阶段S164-S165的循环,以更新

MPR图像。这样做允许在心脏解剖区域91之内导航导管30a和/或相对于心脏解剖区域91移动超声探头20a时精确跟踪导管尖端和主体。阶段S164-S165将循环进行,直到完成程序。

[0057] 在实践中,在仅跟踪导管30a的尖端时,可以仅采用一个位置探头传感器32。

[0058] 本领域的技术人员从图1-14的描述将进一步认识到如何针对任何介入程序实现本发明的系统和方法。

[0059] 在实践中,可以将任意数量的X射线成像设备、3D US成像设备和MPR成像模块集成到单个设备中。

[0060] 尽管已经图示和描述了本发明的各示范性实施例,但本领域的技术人员将要理解,如本文所述的本发明的示范性实施例是例示性的,可以做出各种变型和修改,可以在不脱离本发明的真正范围的情况下用等价方案替代其各要素。此外,可以做出很多修改以调整本发明的教导而不脱离其中心范围。因此,并非要将本发明限于以公开的特定实施例作为执行本发明的设想最佳模式,而是本发明包括落在所附权利要求范围之内内的所有实施例。

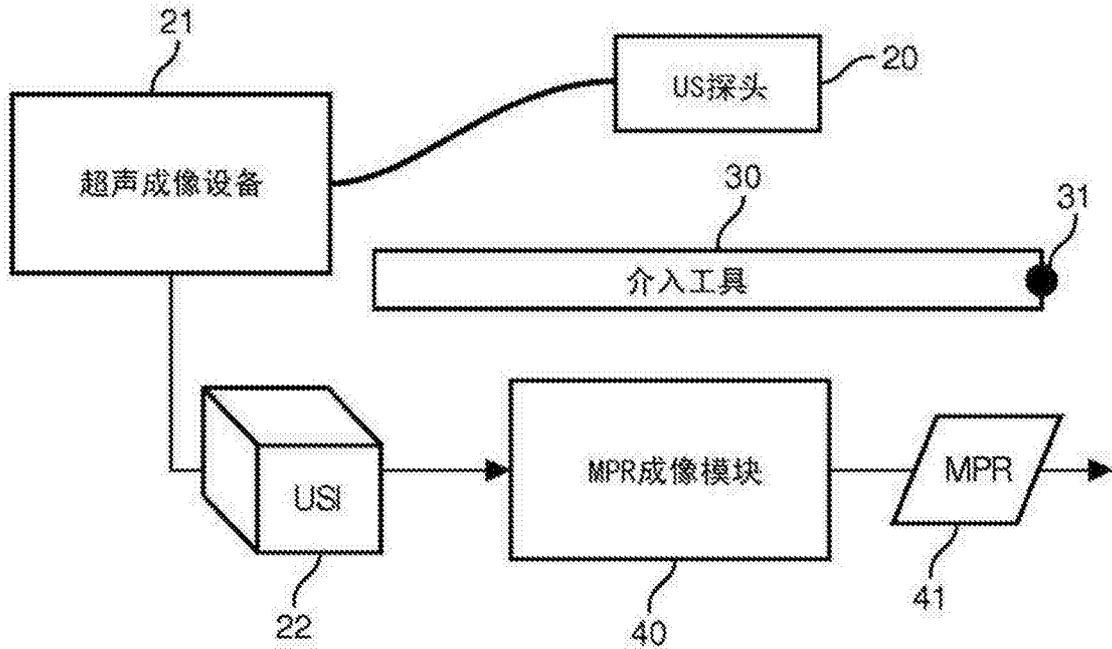


图1

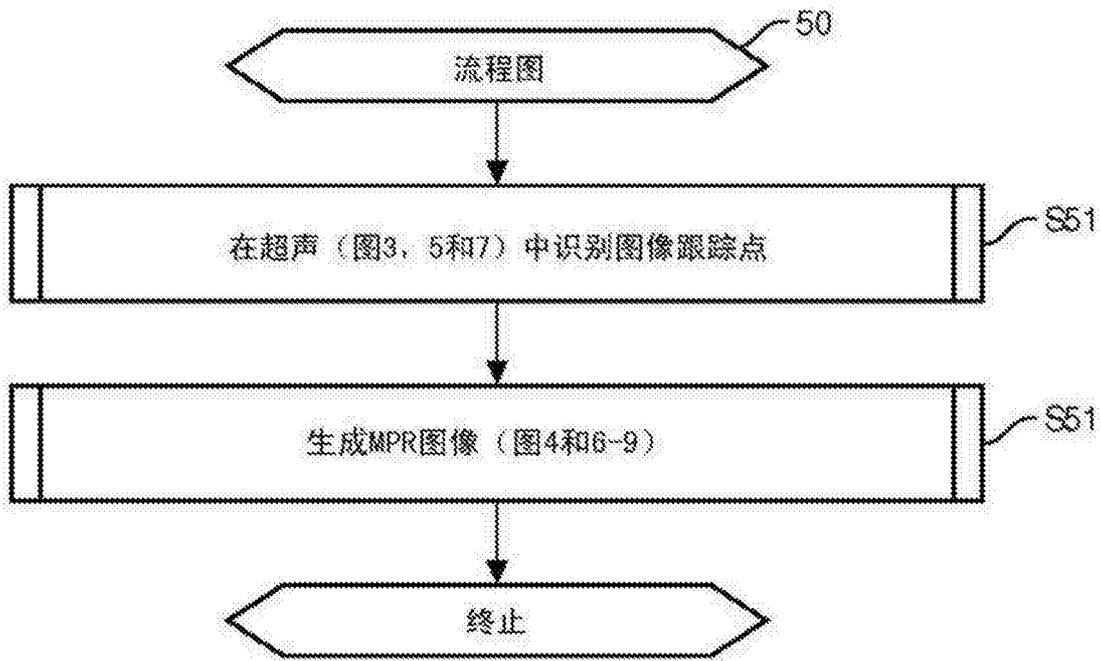


图2

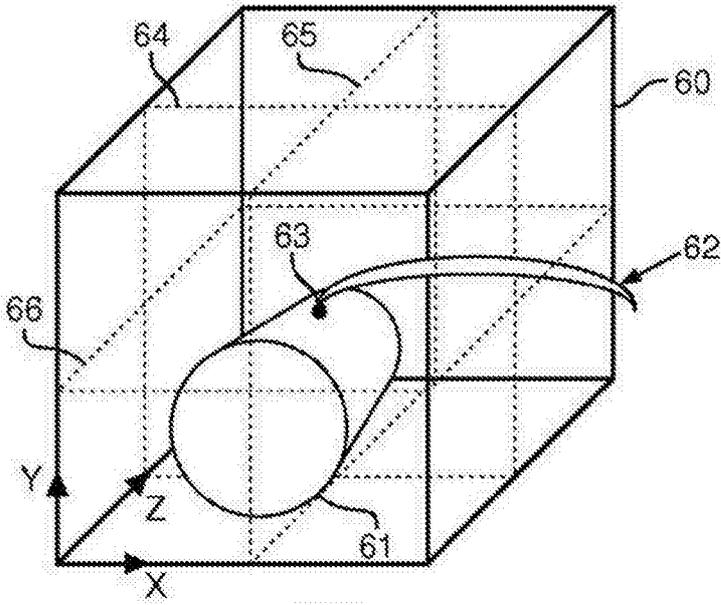


图3

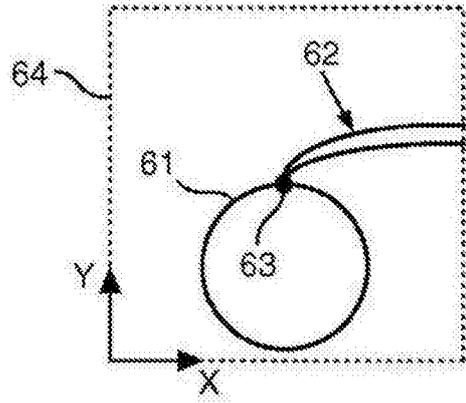


图4A

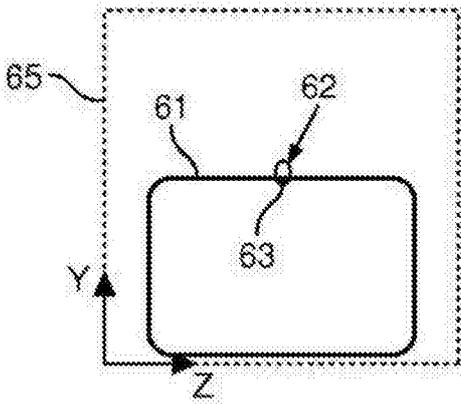


图4B

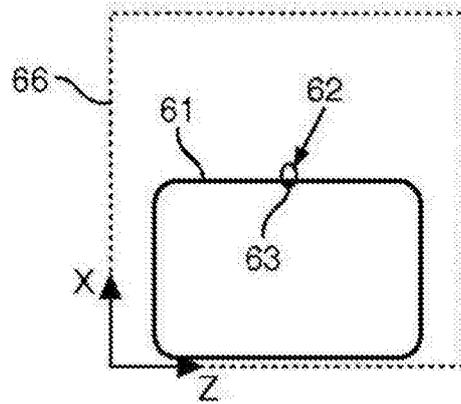


图4C

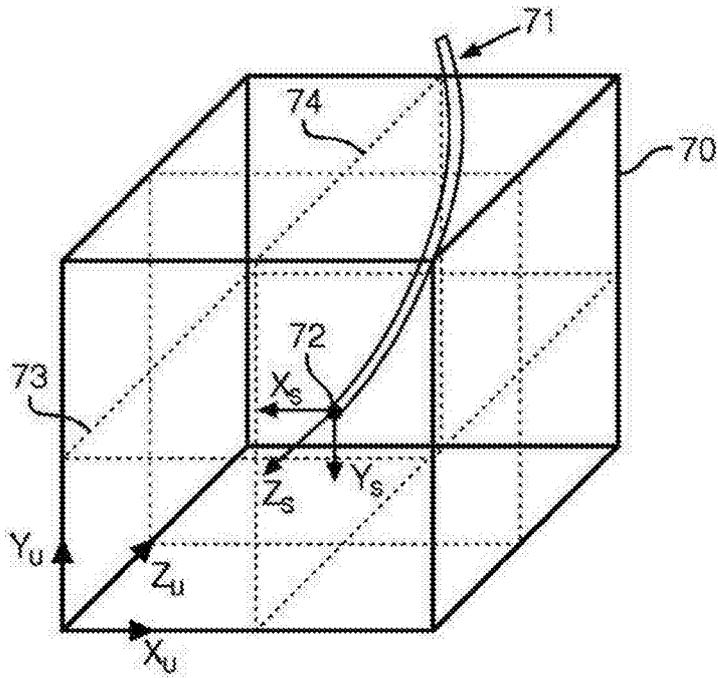


图5

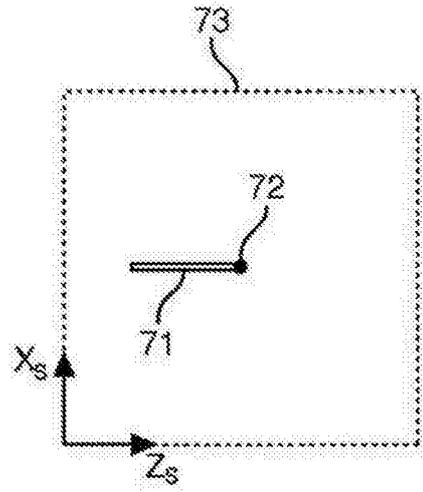


图6A

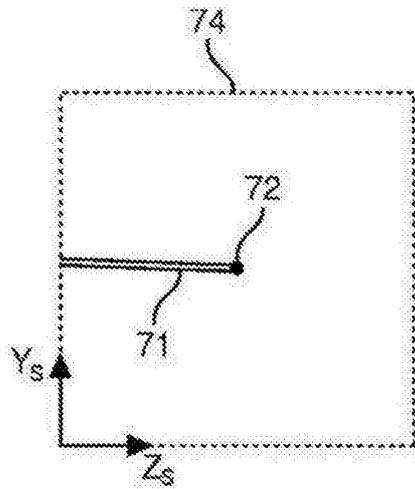


图6B

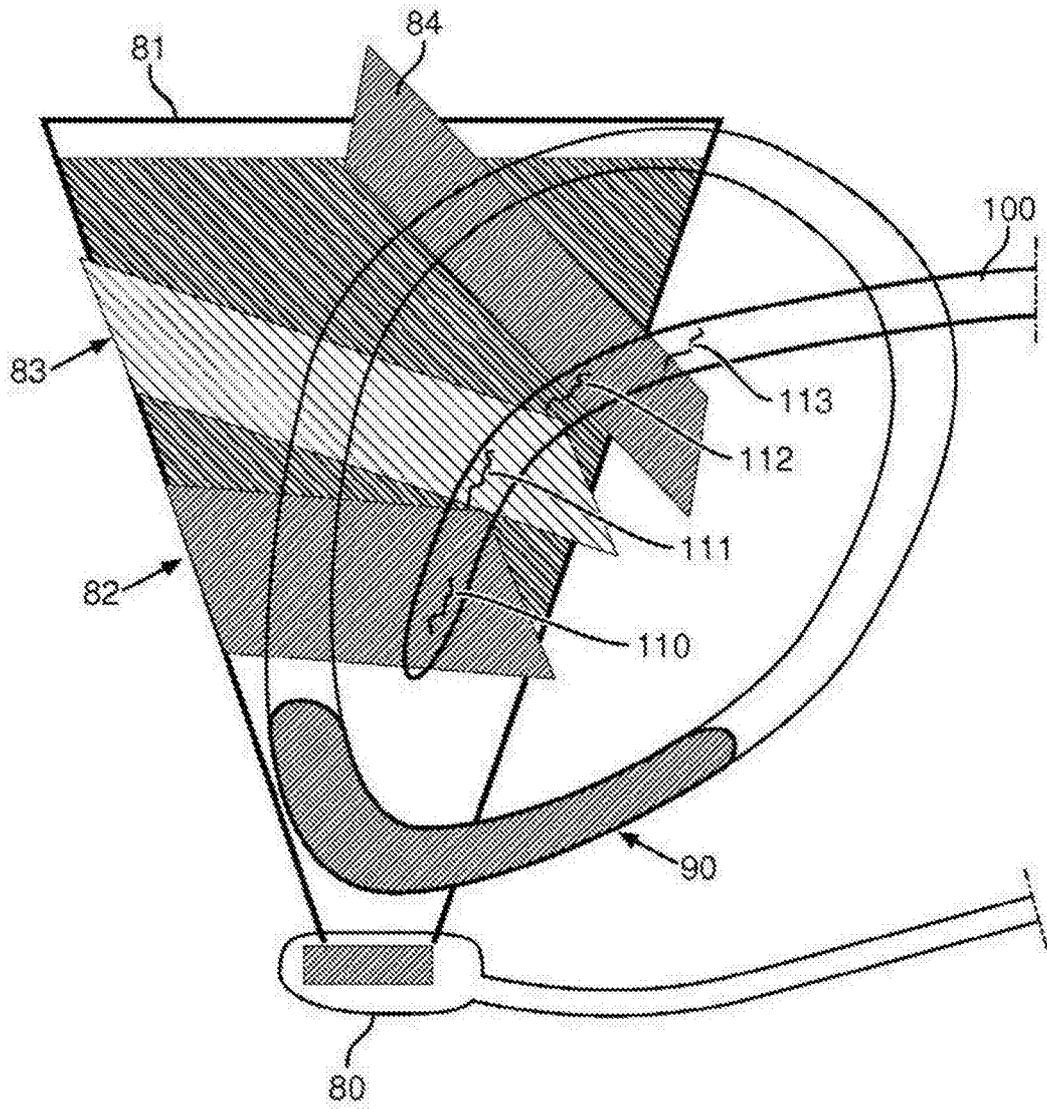


图7

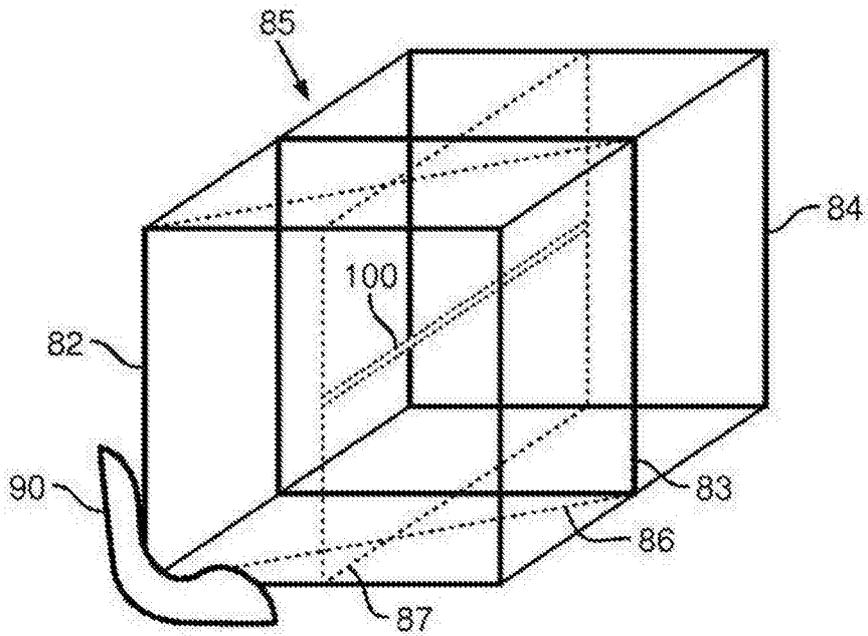


图8

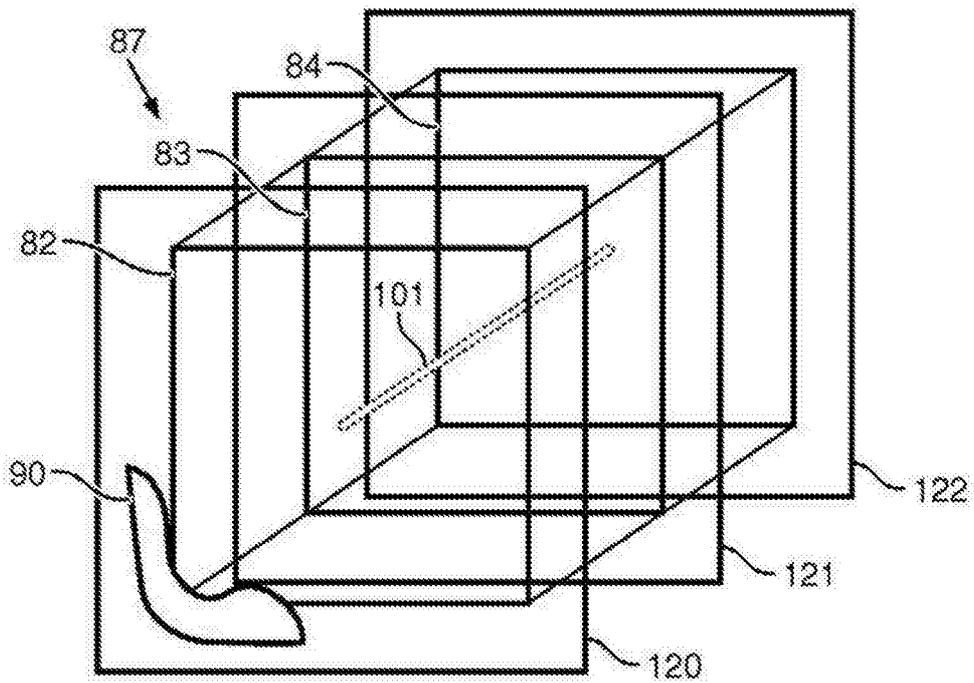


图9

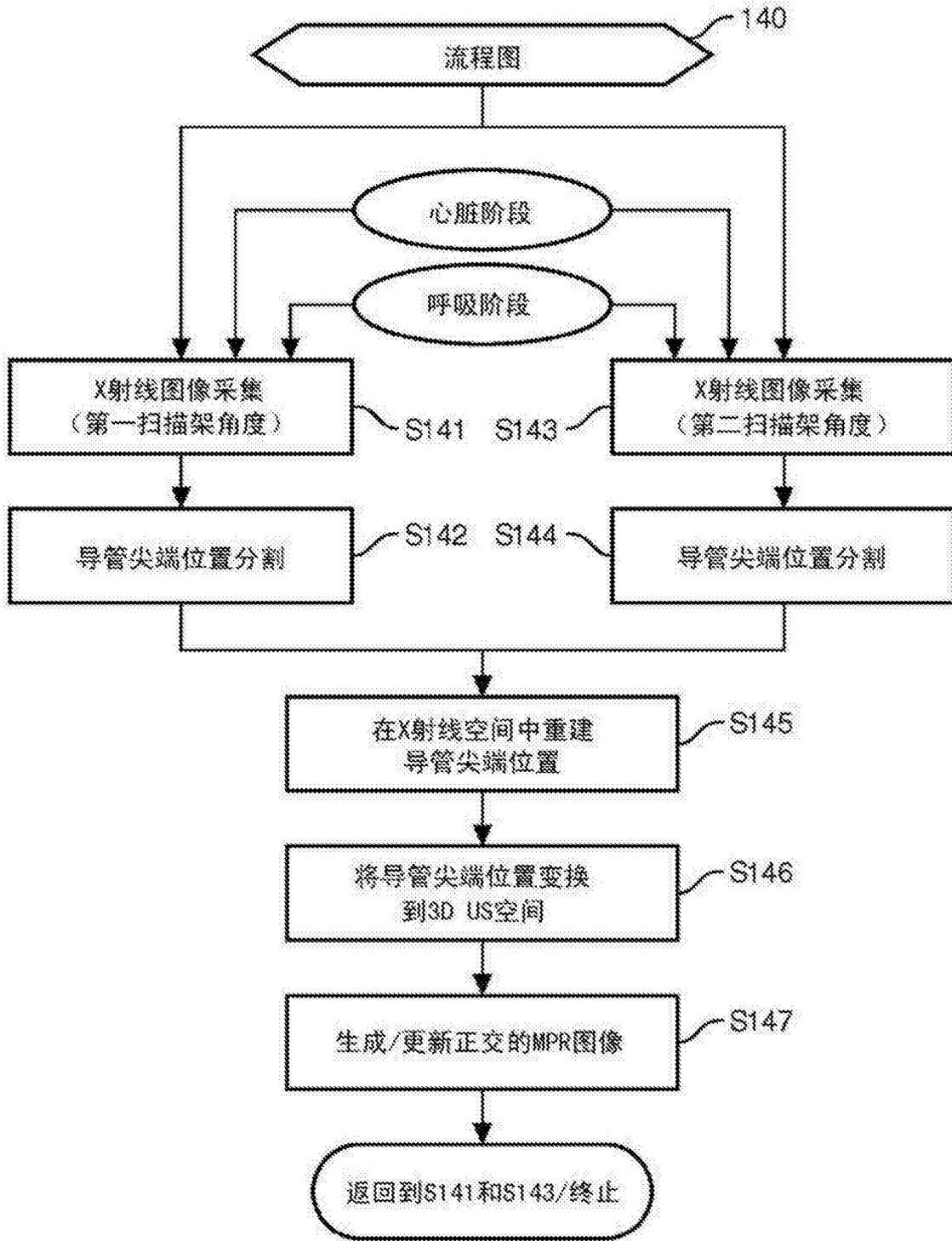


图11

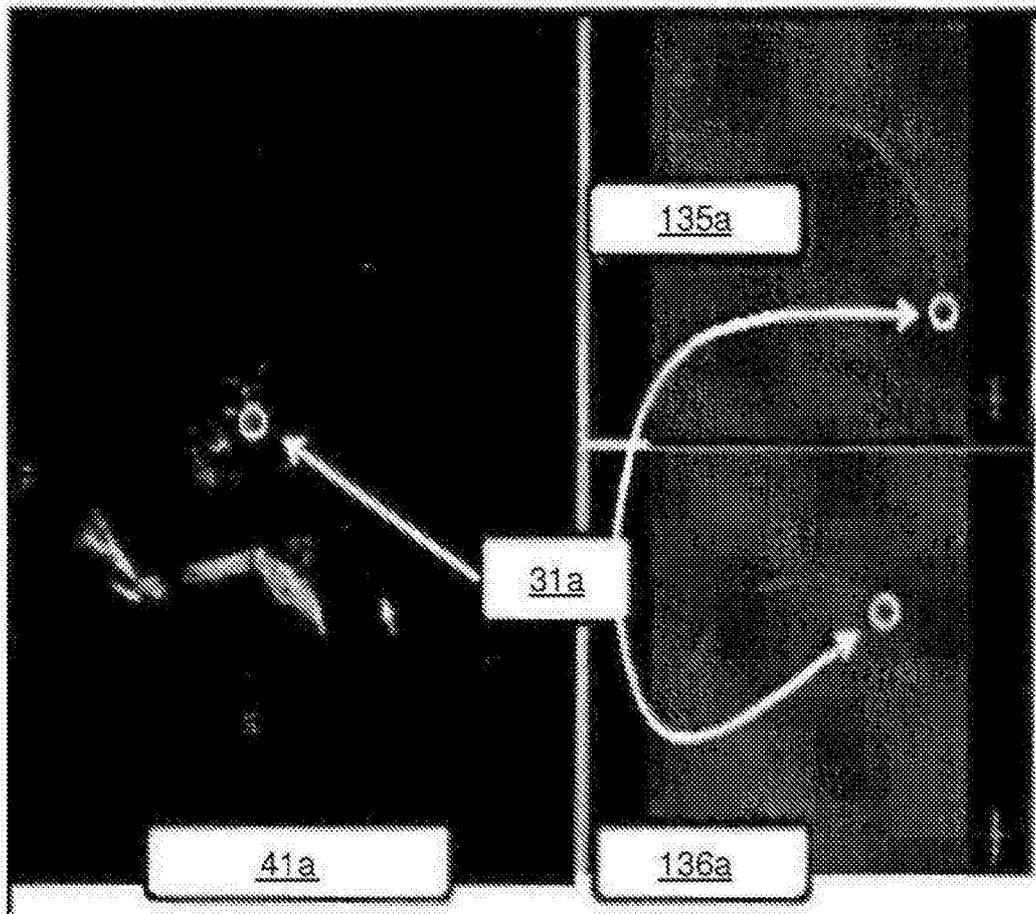


图12

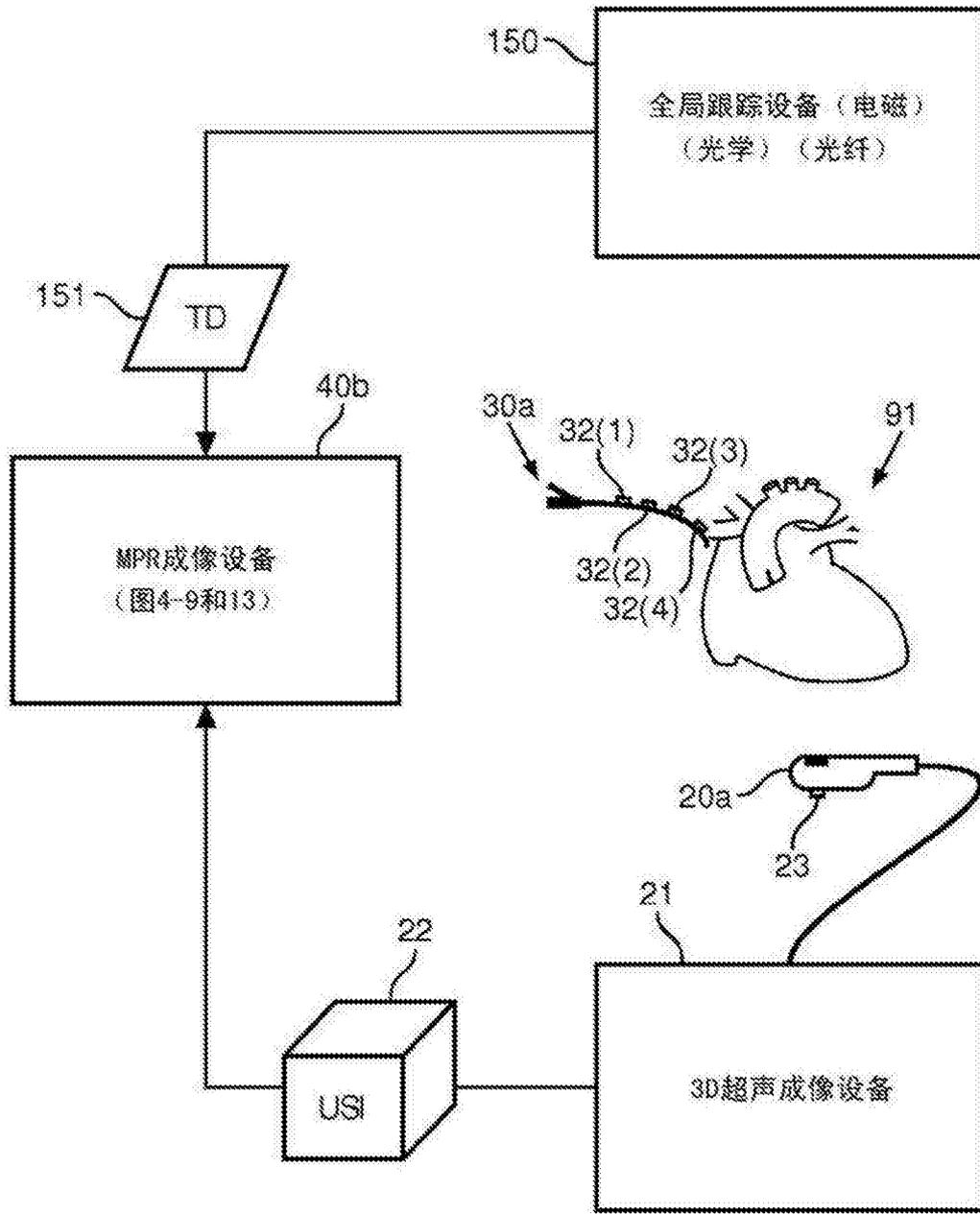


图13

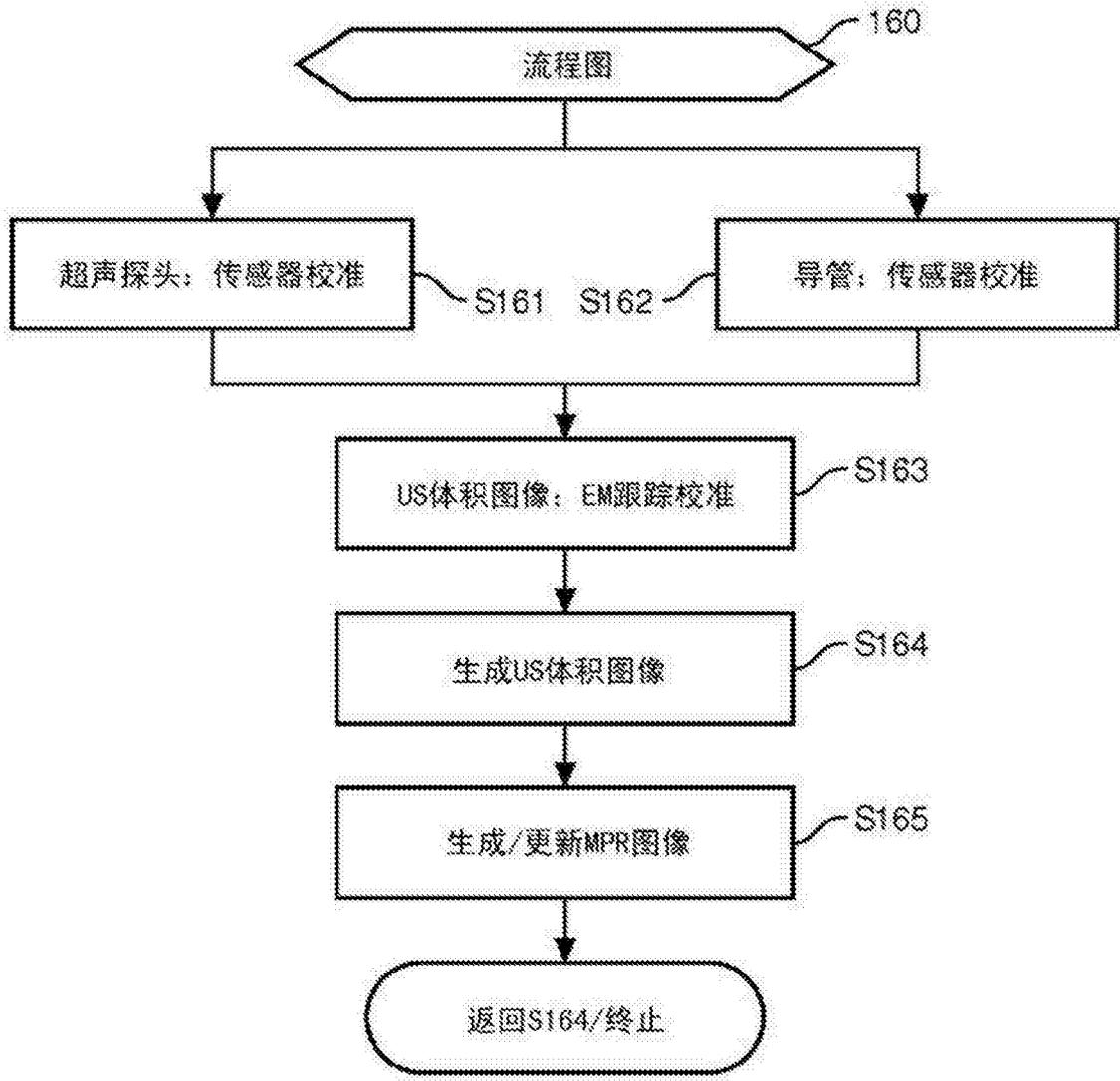


图14

专利名称(译)	用于三维超声中导管的可视化的MPR 切片选择		
公开(公告)号	CN103607959B	公开(公告)日	2016-07-27
申请号	CN201280030389.3	申请日	2012-04-19
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	V帕塔萨拉蒂 AK贾殷 CR哈特三世 AN拉瓦尔		
发明人	V·帕塔萨拉蒂 A·K·贾殷 C·R·哈特三世 A·N·拉瓦尔		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B6/12 A61B6/503 A61B6/5247 A61B8/0841 A61B8/0883 A61B8/4254 A61B8/466 A61B8/483 A61B8/523 A61B8/5261 A61B34/20 A61B2017/00243 A61B2017/00703 A61B2034/2051 A61B2034 /2061 A61B2034/2065 A61B2090/367 A61B2090/376 A61B2090/378 G06T15/08 G06T2210/41 A61B5 /062 A61M25/0108 A61M25/0127		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
审查员(译)	王珊珊		
优先权	61/477659 2011-04-21 US		
其他公开文献	CN103607959A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种系统采用介入工具 (30)、超声成像系统和多平面重组模块 (40)。介入工具 (30) 具有两个或更多个图像跟踪点 (31)。超声成像系统包括超声探头 (20)，所述超声探头用于生成解剖区域内的介入工具 (30) 的部分或整体的超声体积图像 (22)。多平面重组成像模块 (40) 生成解剖区域中的介入工具 (30) 的两个或更多个多平面重组图像 (41)，每个多平面重组图像 (41) 相对于所述跟踪点 (31) 中的一个与所述介入工具 (30) 正交。生成两个多平面重组图像 (41) 包括：识别所述超声体积图像 (22) 中的每个图像跟踪点 (31)；并且利用识别出的每个图像跟踪点 (31) 作为所述多平面重组图像 (41) 的原点。

