



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103607959 A

(43) 申请公布日 2014. 02. 26

(21) 申请号 201280030389. 3

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
72002

(22) 申请日 2012. 04. 19

代理人 王英 刘炳胜

(30) 优先权数据

61/477, 659 2011. 04. 21 US

(51) Int. Cl.

A61B 8/08 (2006. 01)

(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

(71) 申请人 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

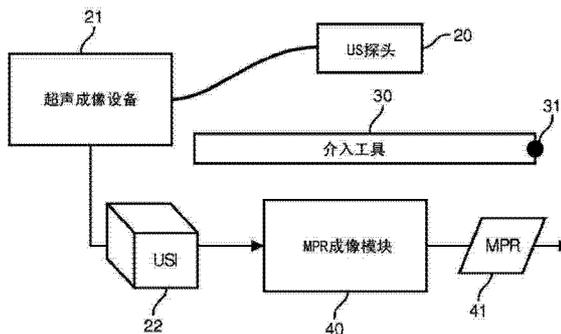
权利要求书3页 说明书6页 附图10页

(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)具有一个或多个图像跟踪点(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)。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. 一种系统,包括:

介入工具(30),其具有至少一个图像跟踪点(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),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)中的至少一个的原点。

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)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)是正交的。

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)集成的至少一个工具传感器,其中,每个工具传感器定义所述至少一个成像跟踪点(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9所述的系统,其中,所述的生成所述至少两个多平面重组图像(41)包括:

生成相对于所述工具传感器与所述介入工具(30)正交的所述至少两个多平面重组图像(41)。

13. 根据权利要求 12 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。

16. 一种方法,包括:

在解剖区域之内导航介入工具(30),所述介入工具(30)具有至少一个图像跟踪点(31);

操作超声探头(20)以生成所述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

操作多平面重组成像模块(40)以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),其中,所述的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)中的至少一个的原点。

17. 根据权利要求 16 所述的方法,还包括:

操作 X 射线成像系统以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,所述的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)转换成所述超声体积图像(22)。

18. 根据权利要求 16 所述的方法,还包括:

操作全局跟踪系统,所述全局跟踪系统包括与所述介入工具(30)集成的至少一个工具传感器以及与所述超声探头(20)集成的至少一个探头传感器,

其中,每个工具传感器界定所述至少一个成像跟踪点(31)中的一个,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)包括将所述至少一个工具传感器和所述至少一个探头传感器共配准到全局跟踪坐标系。

19. 根据权利要求 16 所述的方法,还包括:

操作包括与所述介入工具(30)集成的多个工具传感器的全局跟踪系统,其中,所述的生成所述至少两个多平面重组图像(41)包括:

生成相对于所述工具传感器与所述介入工具(30)正交的至少两个多平面重组图像(41);并且

操作所述多平面重组图像模块(40)以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向对齐翘曲所述超声体积图像(22)。

20. 根据权利要求 19 所述的方法,还包括:

操作图像模态以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。介入工具具有一个或多个图像跟踪点(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。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,介入工具具有一个或多个图像跟踪点(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。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, 本文中将 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] 对于任意一种 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 3D US 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 40<sub>a</sub>,其使用导管尖端 31<sub>a</sub> 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,本文将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。

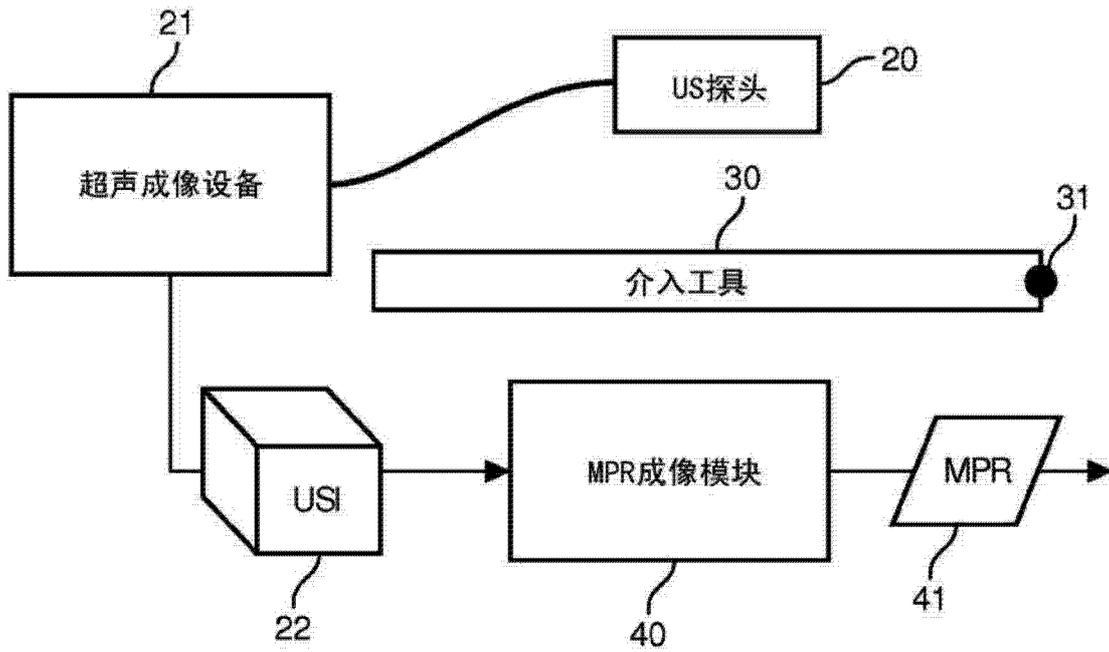


图 1

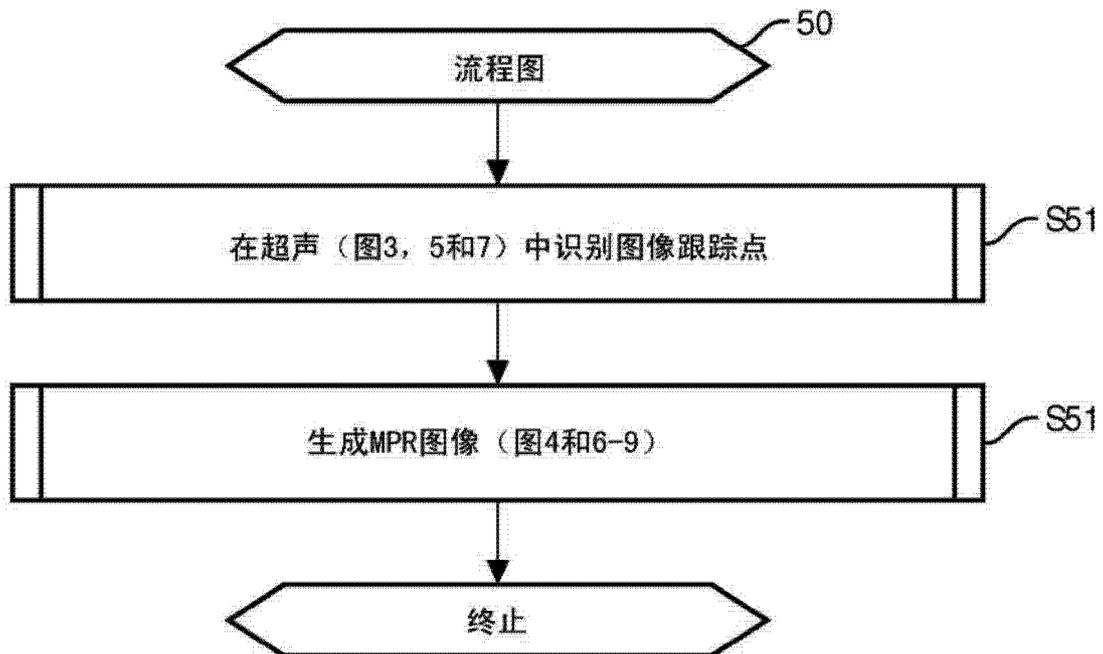


图 2

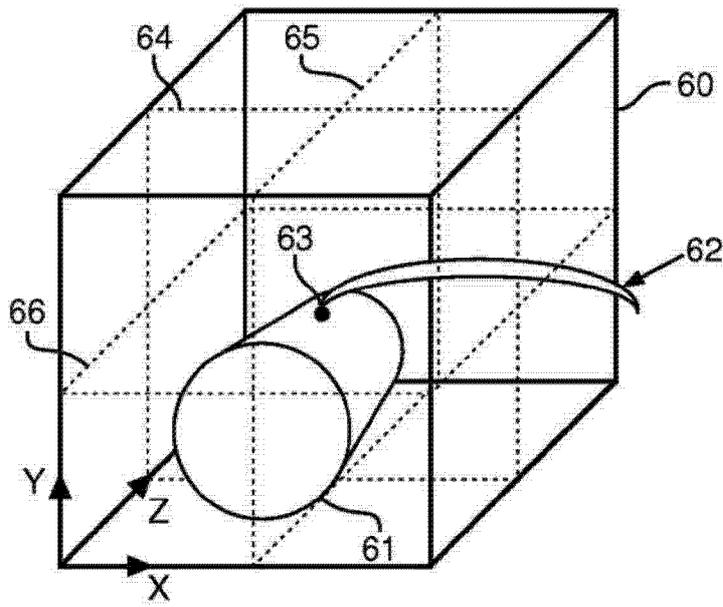


图 3

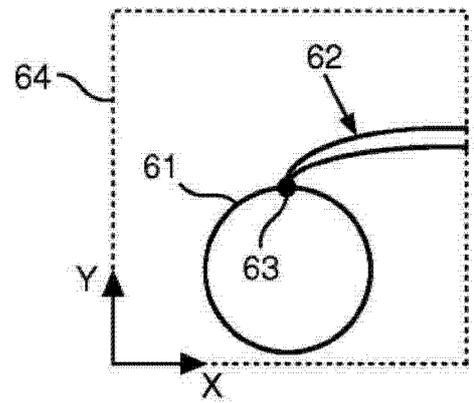


图 4A

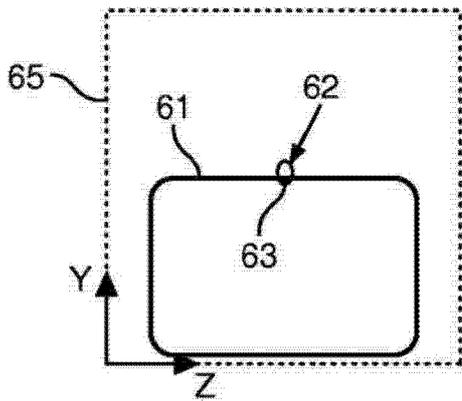


图 4B

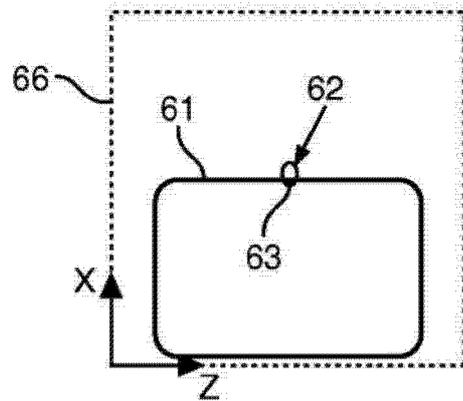


图 4C

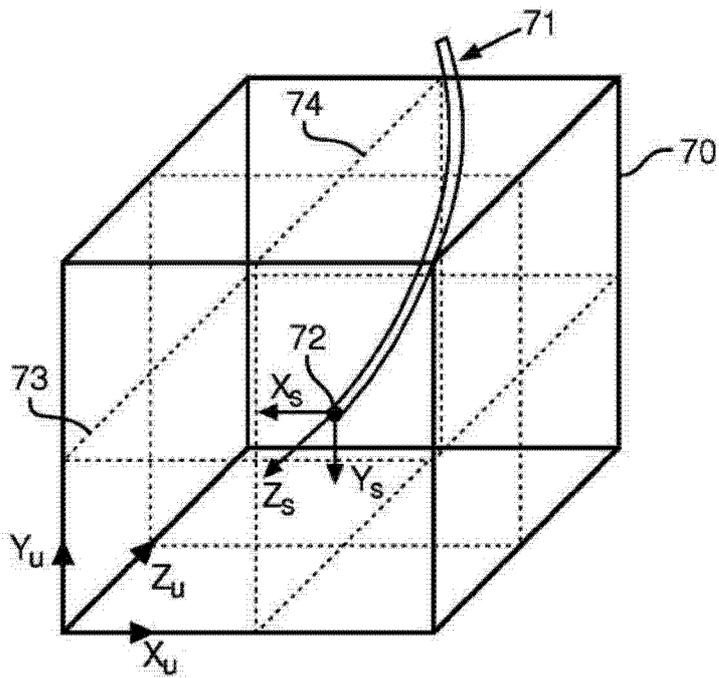


图 5

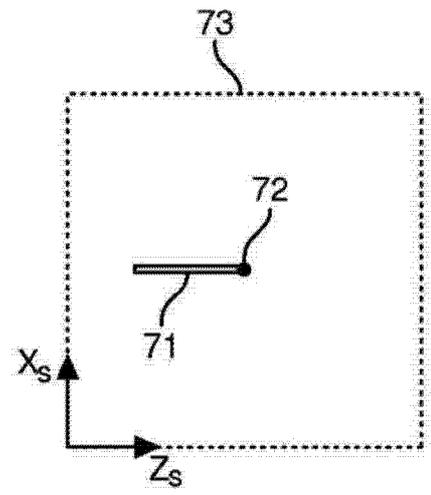


图 6A

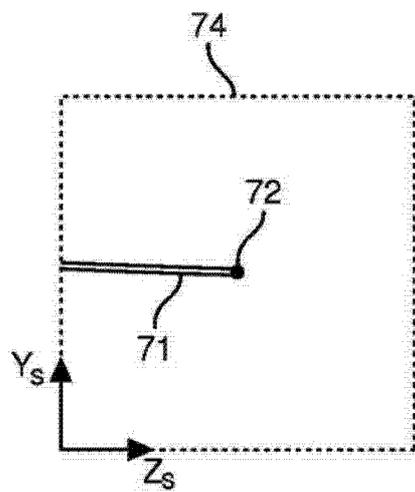


图 6B

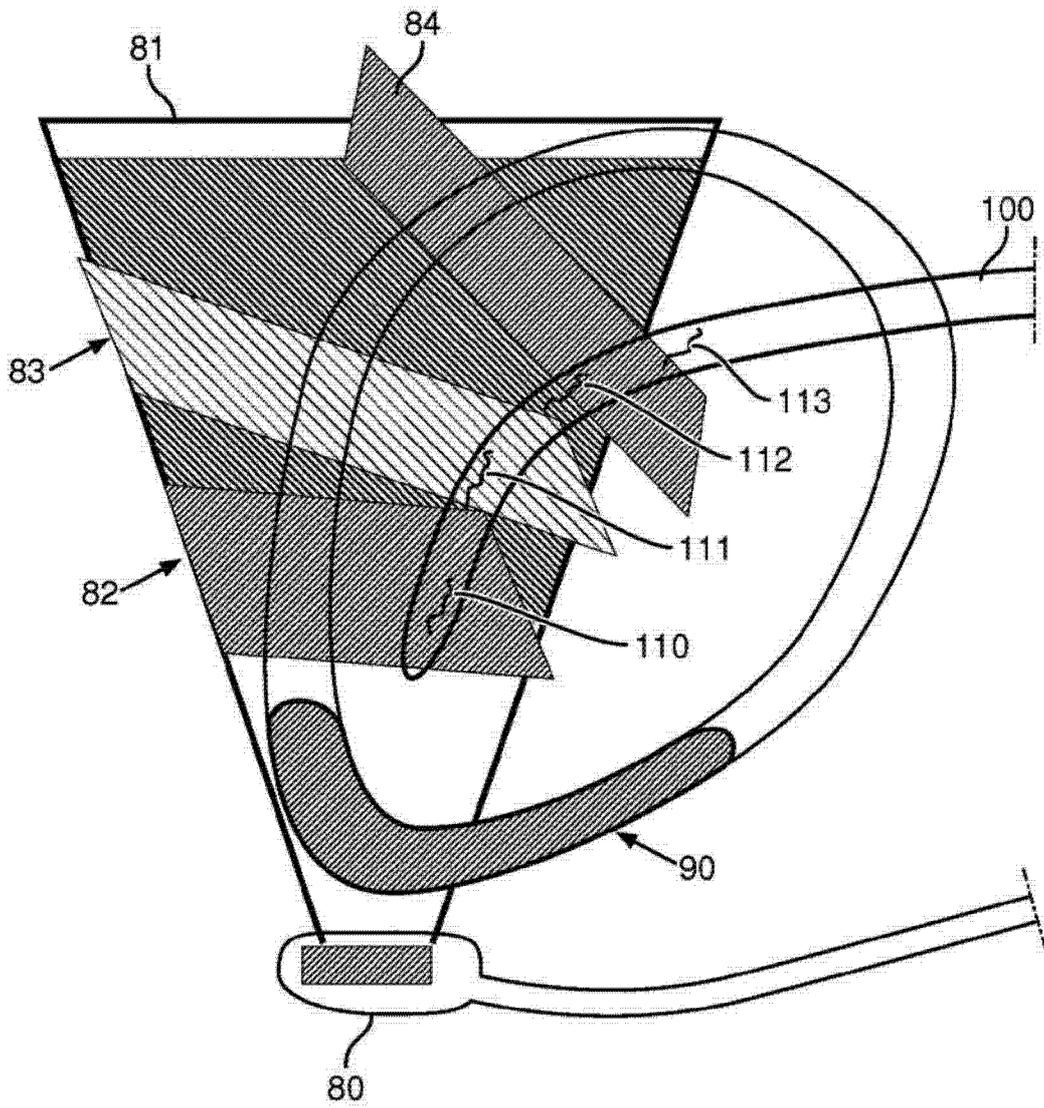


图 7

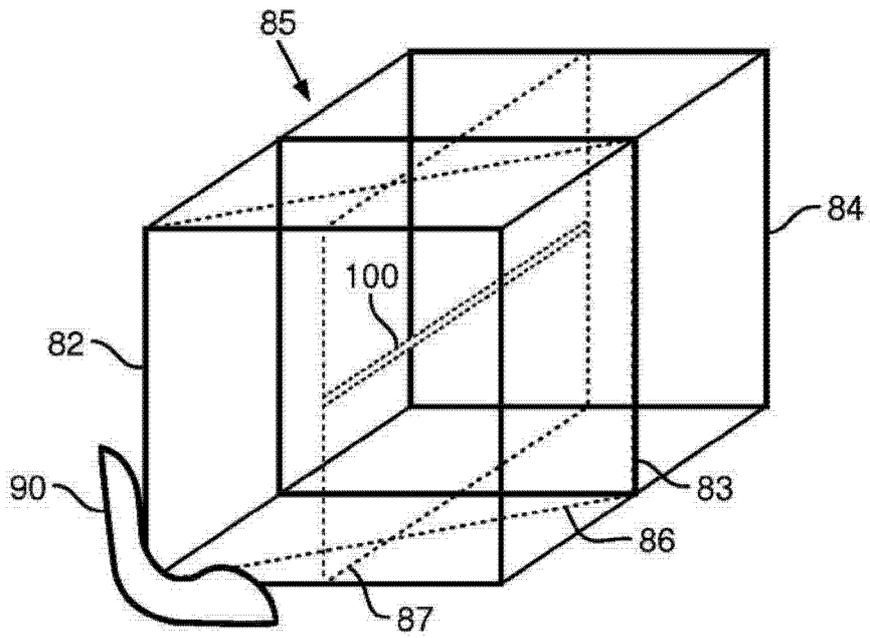


图 8

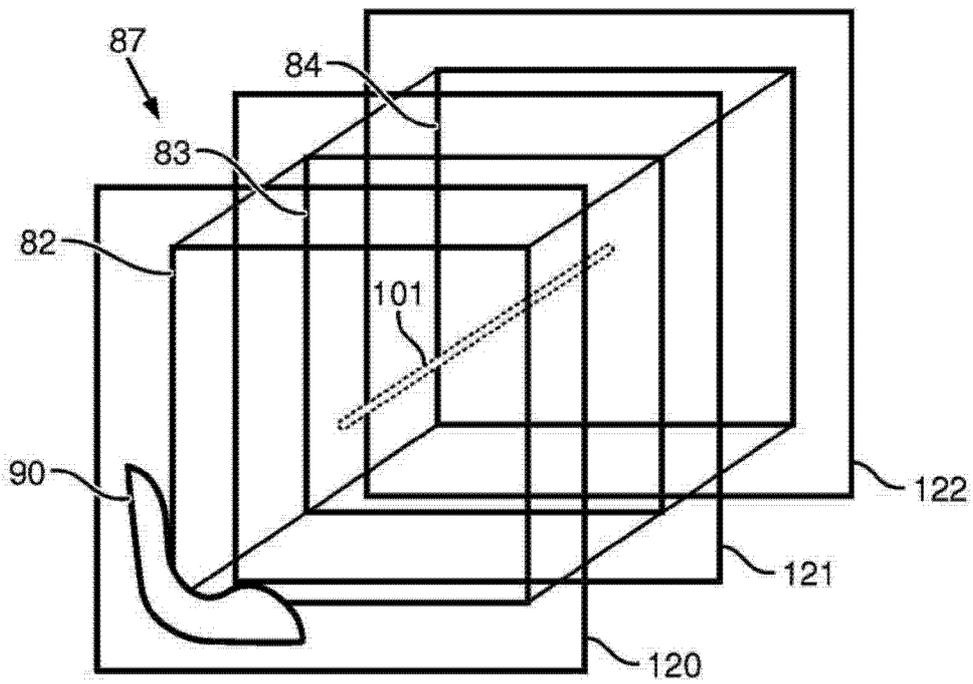


图 9

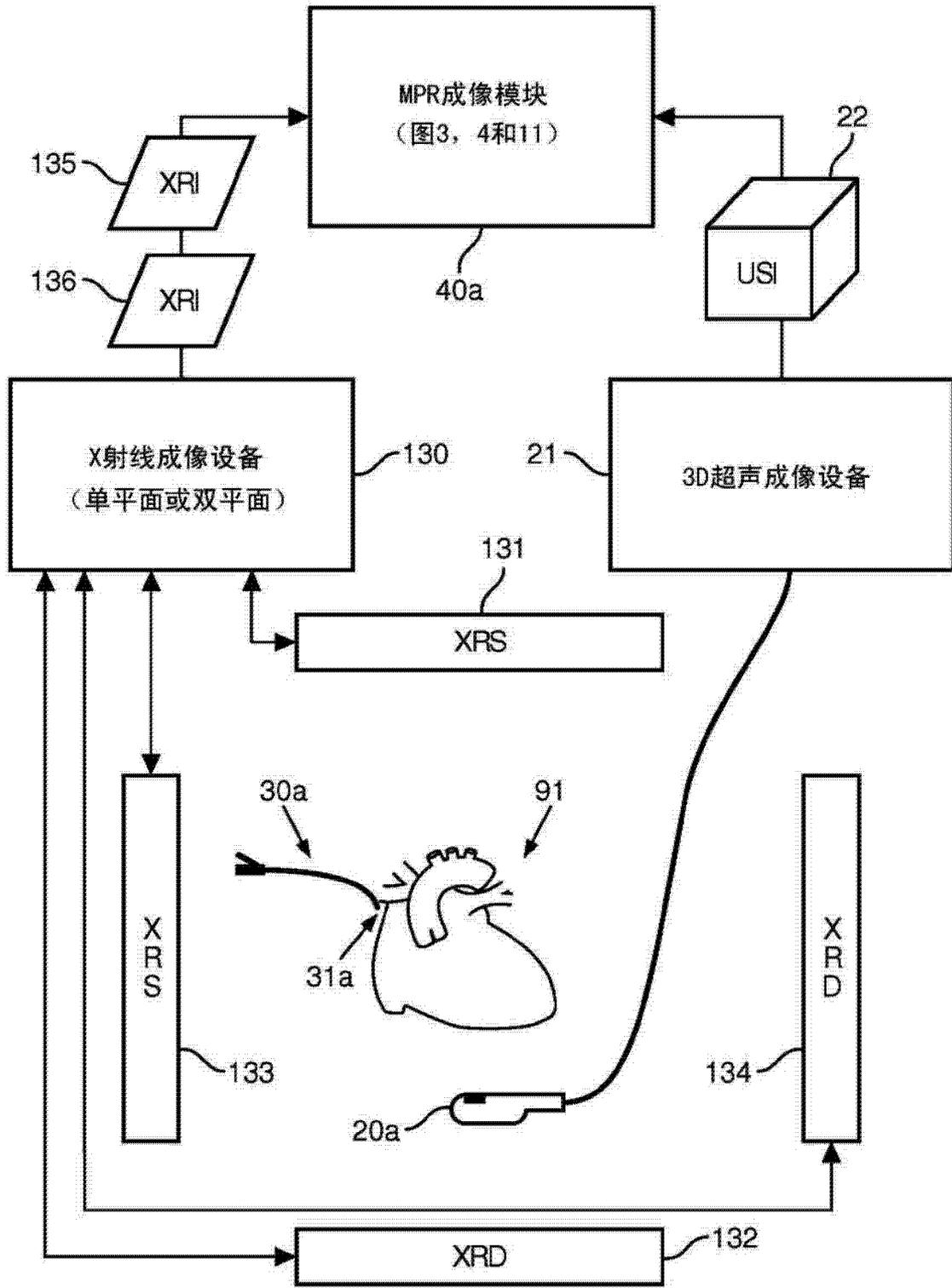


图 10

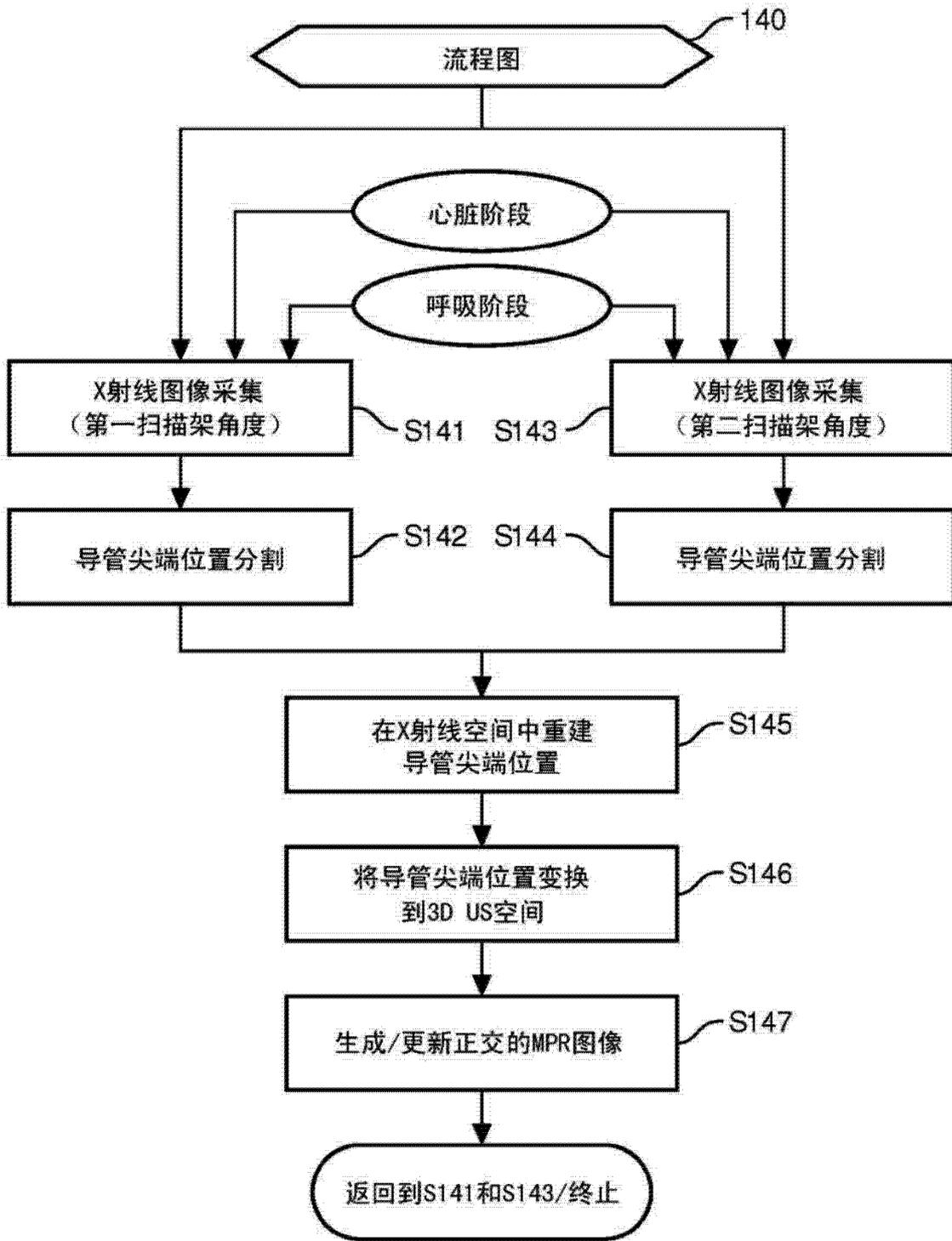


图 11

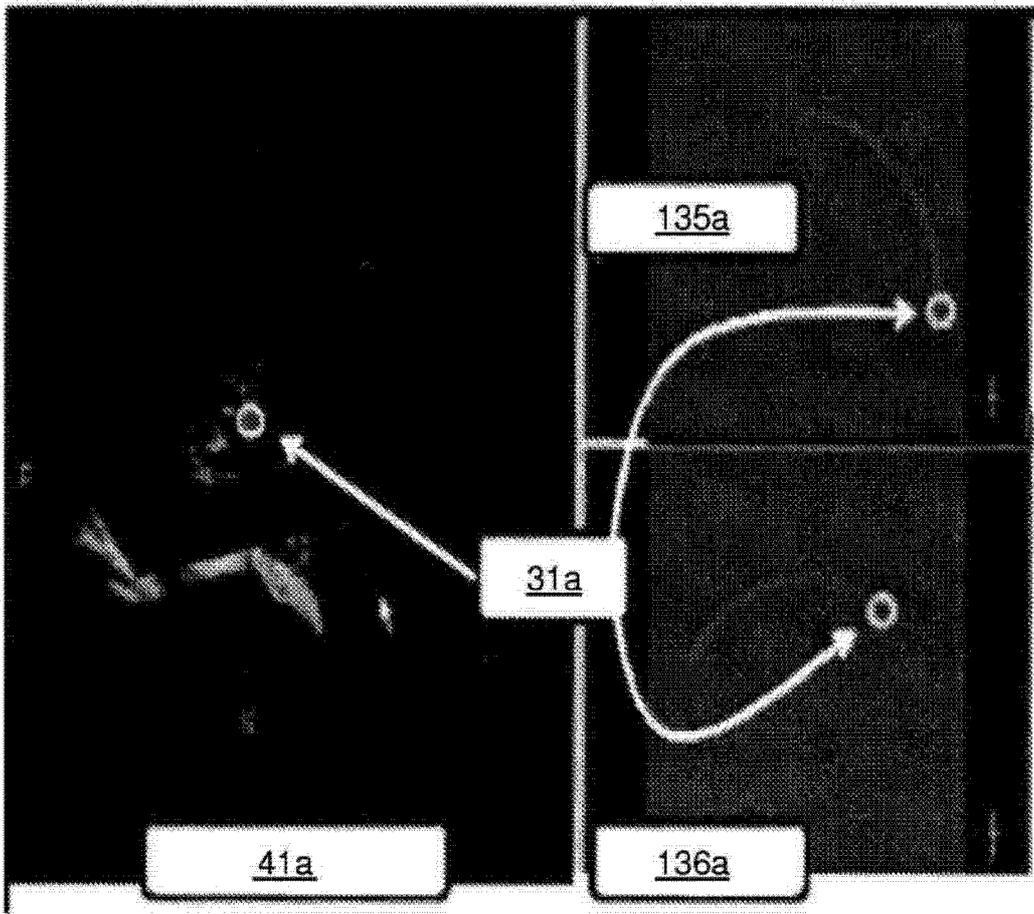


图 12

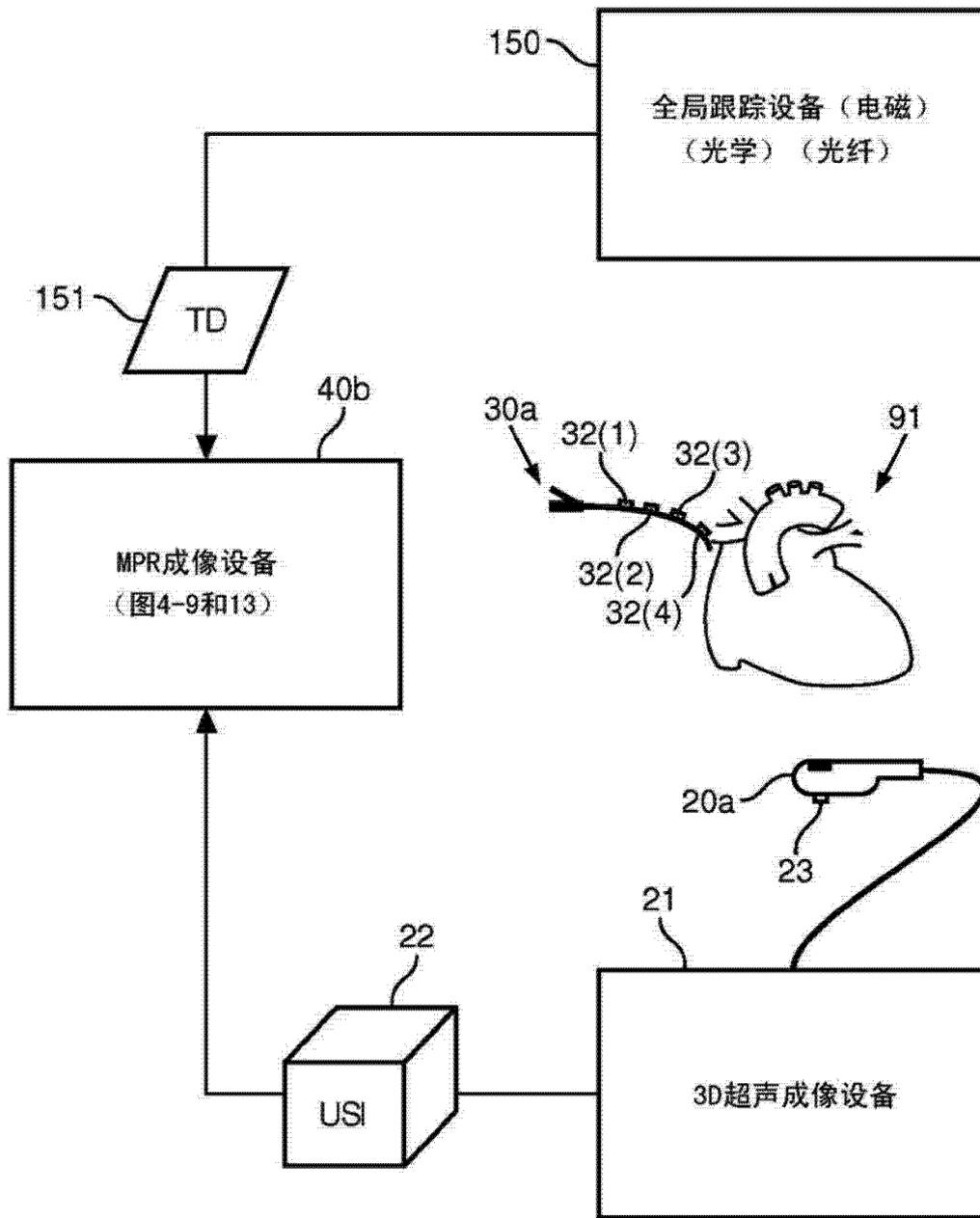


图 13

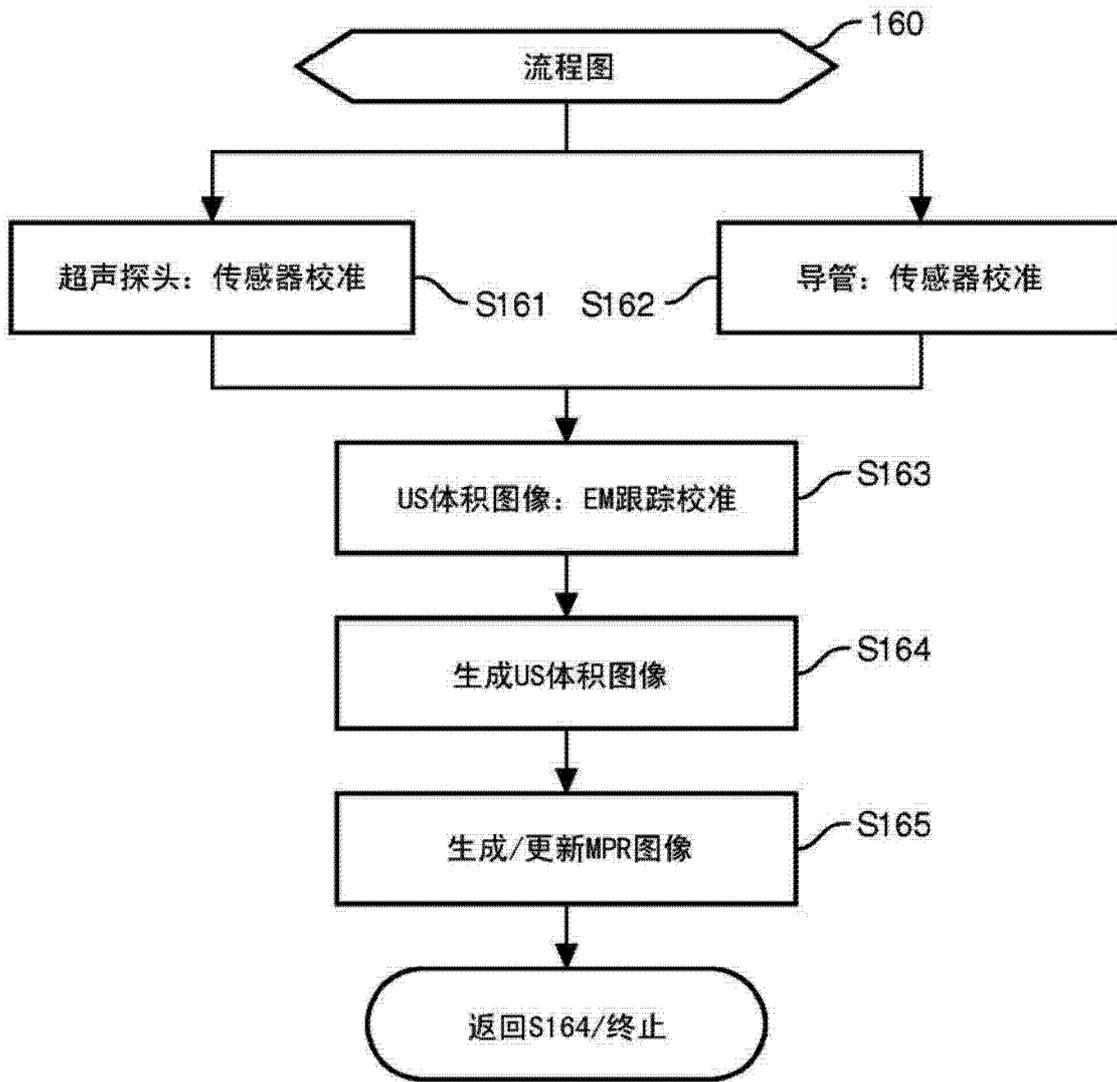


图 14

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	<a href="#">CN103607959A</a>	公开(公告)日	2014-02-26
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	A61B6/503 A61B8/523 A61B2019/5251 A61B2019/5265 G06T15/08 A61B2019/5295 A61B6/5247 A61B8/5261 A61M25/0127 A61B2017/00243 A61B2019/5238 A61B8/0841 A61B2019/5276 A61M25 /0108 A61B8/0883 A61B2019/5261 A61B5/062 A61B8/483 A61B19/5244 A61B8/466 A61B2017/00703 G06T2210/41 A61B6/12 A61B8/4254 A61B34/20 A61B2034/2051 A61B2034/2061 A61B2034/2065 A61B2090/367 A61B2090/376 A61B2090/378		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	61/477659 2011-04-21 US		
其他公开文献	CN103607959B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

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) 具有一个或多个图像跟踪点 (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)。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。

