



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103313661 B

(45) 授权公告日 2016.05.18

(21) 申请号 201280005280.4

(22) 申请日 2012.01.10

(30) 优先权数据

61/432,327 2011.01.13 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013.07.12

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2012/050109 2012.01.10

(87) PCT国际申请的公布数据

W02012/095784 EN 2012.07.19

(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 P·严 V·帕塔萨拉蒂 R·曼茨克

A·K·贾殷

(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 6/12(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

(56) 对比文件

US 2010/0063400 A1, 2010.03.11,

CN 1897878 A, 2007.01.17,

CN 1925793 A, 2007.03.07,

US 2003/0220561 A1, 2003.11.27,

US 2009/0136103 A1, 2009.05.28,

CN 1973297 A, 2007.05.30,

US 2006/0064006 A1, 2006.03.23,

审查员 王雪莉

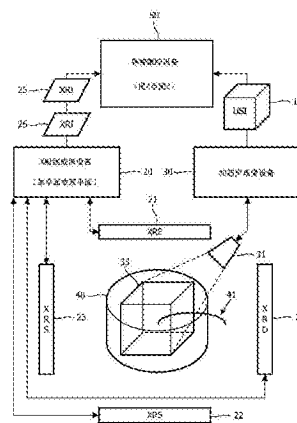
权利要求书3页 说明书7页 附图10页

(54) 发明名称

三维超声中导管的可视化

(57) 摘要

一种图像引导的系统,采用 X 射线成像设备(20) 以及超声成像设备(30),所述 X 射线成像设备(20) 用于生成图示解剖区域(40) 中的工具(41) 的一个或多个 X 射线图像(25、26),所述超声成像设备(30) 用于生成图示所述解剖区域(40) 中的所述工具(41) 的超声图像(33)。所述图像引导的系统还采用用于视觉地跟踪所述解剖区域(41) 中的所述工具(41) 的工具跟踪设备(50)。在运行中,所述工具跟踪设备(50) 响应于对位于所述 X 射线图像(25、26) 中的所述工具(41) 的部分的识别,确定位于所述超声图像(33) 中的所述工具(41) 的所述部分的位置,并且关于位于所述超声图像(33) 中的所述工具(41) 的所述部分的位置确定,对位于所述超声图像(33) 中的所述工具(41) 的整体执行图像分割。



CN 103313661 B

1. 一种图像引导的系统,包括:

X 射线成像设备 (20),其用于生成图示解剖区域 (40) 中的工具 (41) 的至少一个 X 射线图像 (25、26);

超声成像设备 (30),其用于生成图示所述解剖区域 (40) 中的所述工具 (41) 的超声图像 (32);以及

工具跟踪设备 (50),其用于跟踪所述解剖区域 (40) 中的所述工具 (41),

其中,所述工具跟踪设备 (50) 能够操作为基于对位于所述至少一个 X 射线图像 (25、26) 中的所述工具 (41) 的部分的识别,在所述超声图像 (32) 与所述 X 射线图像 (25、26) 的配准之后,沿从 X 射线源 (21) 通过超声体积 (33) 延伸到 X 射线探测器 (22) 的至少一条线,确定位于所述超声图像 (32) 中的所述工具 (41) 的所述部分的位置,并且

其中,所述工具跟踪设备 (50) 还能够操作为关于位于所述超声图像 (32) 中的所述工具 (41) 的所述部分的位置确定,对位于所述超声图像 (32) 中的所述工具 (41) 的整体执行图像分割。

2. 如权利要求 1 所述的图像引导的系统,其中,所述工具 (41) 是导管,并且其中,所述工具 (41) 的部分为所述工具 (41) 的末端。

3. 如权利要求 1 所述的图像引导的系统,其中,所述 X 射线成像设备 (20) 是包括单平面 X 射线成像设备和双平面 X 射线成像设备的组中的一种。

4. 如权利要求 1 所述的图像引导的系统,其中,所述至少一条线充当针对位于所述超声图像 (32) 中的所述工具 (41) 的所述整体的所述图像分割的执行的至少一个边界约束。

5. 如权利要求 1 所述的图像引导的系统,其中,关于对位于所述超声图像 (32) 中的所述工具 (41) 的所述部分的所述位置确定,执行对位于所述超声图像 (32) 中的所述工具 (41) 的所述整体的所述图像分割包括:

构造初始加权能量图 (140);以及

对所述初始加权能量图 (140) 执行切图分割。

6. 如权利要求 5 所述的图像引导的系统,其中,关于对位于所述超声图像 (32) 中的所述工具 (41) 的所述部分的所述位置确定,执行对位于所述超声图像 (32) 中的所述工具 (41) 的所述整体的所述图像分割还包括:

将形状过滤器应用到对所述初始加权能量图 (140) 的所述切图分割;

根据所述形状过滤器到所述初始加权能量图 (140) 的所述切图分割的所述应用,构造最终加权能量图 (140);以及

对所述最终加权能量图 (140) 执行切图分割。

7. 一种工具跟踪设备 (50),其用于跟踪解剖区域 (40) 中的工具 (41),所述工具跟踪设备 (50) 包括:

工具 (41) 识别模块 (51、51a、51b、51c、52a),其能够操作为基于对位于图示所述解剖区域 (40) 中的所述工具 (41) 的至少一个 X 射线图像 (25、26) 中的所述工具 (41) 的部分的识别,在图示所述解剖区域 (40) 中的所述工具 (41) 的超声图像 (32) 与所述 X 射线图像 (25、26) 的配准之后,沿从 X 射线源 (21) 通过超声体积 (33) 延伸到 X 射线探测器 (22) 的至少一条线,确定位于所述超声图像 (32) 中的所述工具 (41) 的所述部分的位置;以及

图像分割模块,其能够操作为关于位于所述超声图像 (32) 中的所述工具 (41) 的所述

部分的位置确定,对位于所述超声图像(32)中的所述工具(41)的整体执行图像分割。

8.如权利要求7所述的工具跟踪设备(50),其中,所述工具(41)是导管,并且其中,所述工具(41)的部分为所述工具(41)的末端。

9.如权利要求7所述的工具跟踪设备(50),其中,所述至少一条线充当针对位于所述超声图像(32)中的所述工具(41)的所述整体的所述图像分割的执行的至少一个边界约束。

10.如权利要求7所述的工具跟踪设备(50),其中,关于对位于所述超声图像(32)中的所述工具(41)的所述部分的所述位置确定,对位于所述超声图像(32)中的所述工具(41)的所述整体执行所述图像分割包括:

构造初始加权能量图(140);以及

对所述初始加权能量图(140)执行切图分割。

11.如权利要求10所述的工具跟踪设备(50),其中,关于对位于所述超声图像(32)中的所述工具(41)的所述部分的所述位置确定,对位于所述超声图像(32)中的所述工具(41)的所述整体执行所述图像分割还包括:

将形状过滤器应用到对所述初始加权能量图(140)的所述切图分割;

根据所述形状过滤器到所述初始加权能量图(140)的所述切图分割的所述应用,构造最终加权能量图(140);以及

对所述最终加权能量图(140)执行切图分割。

12.一种用于跟踪解剖区域(40)中的工具(41)的图像引导方法,包括:

生成图示解剖区域(40)中的所述工具(41)的至少一个X射线图像(25、26);

生成图示所述解剖区域(40)中的所述工具(41)的超声图像(32);

基于对位于所述至少一个X射线图像(25、26)中的所述工具(41)的部分的识别,在所述超声图像(32)与所述X射线图像(25、26)的配准之后,沿从X射线源(21)通过超声体积(33)延伸到X射线探测器(22)的至少一条线,确定位于所述超声图像(32)中的所述工具(41)的所述部分的位置;以及

关于对位于所述超声图像(32)中的所述工具(41)的所述部分的位置确定,对位于所述超声图像(32)中的所述工具(41)的整体执行图像分割。

13.如权利要求12所述的图像引导方法,其中,所述至少一条线充当针对位于所述超声图像(32)中的所述工具(41)的所述整体的所述图像分割的执行的至少一个边界约束。

14.如权利要求12所述的图像引导方法,其中,关于对位于所述超声图像(32)中的所述工具(41)的所述部分的所述位置确定,对位于所述超声图像(32)中的所述工具(41)的所述整体执行所述图像分割还包括:

构造初始加权能量图(140);以及

对所述初始加权能量图(140)执行切图分割。

15.如权利要求14所述的图像引导方法,其中,关于对位于所述超声图像(32)中的所述工具(41)的所述部分的所述位置确定,对位于所述超声图像(32)中的所述工具(41)的所述整体的执行所述图像分割还包括:

将形状过滤器应用到所述初始加权能量图(140)的所述切图分割;

根据所述形状过滤器到所述初始加权能量图(140)的所述切图分割的所述应用,构造

最终加权能量图 (140) ;以及
对所述最终加权能量图 (140) 执行切图分割。

三维超声中导管的可视化

技术领域

[0001] 本发明总体上涉及针对介入程序的,尤其是针对心脏介入程序的,准确图像引导。本发明特别涉及介入工具(例如,导管)在超声图像(“3D US”)中的可视化。

背景技术

[0002] 对于介入程序,尤其是心脏介入程序中的准确引导而言,知晓介入工具(例如,导管)关于程序前规划扫描(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射线荧光图像提供程序期间介入工具的非常高解析的图像,因此本领域已知的用于在引导介入工具中提供视觉辅助的图像引导的系统聚焦于在荧光图像中跟踪工具的末端,并叠加在程序前扫描中。同样广为人知的是,为了所述介入工具的3D形状的实时可视化,将多个位置传感器和/或形状感测传感器安装在介入工具上,以跟踪所述介入工具的3D形状。

[0003] 将超声图像(“2D US”)或3D US与X射线成像配准已越来越多地将X射线荧光检查扩充为用于引导介入程序的辅助。所述2D US或所述3D US的关键作用是为程序前扫描增加实时运动信息,同时(一个或多个)X射线荧光图像实时地提供所述介入工具的高分辨率可视化。此外,随着3D US的实时引入,在超声中更清楚地将所述介入工具可视化正变为可能,由此实现仅由超声引导的介入。

[0004] 在心脏介入程序中,将导管的末端以及所述导管末端的取向可视化是重要的。导管末端的识别在3D US中是困难的,尤其是在心脏介入设定中。因此,用于在X射线图像中识别所述导管末端,以及将这些点标定到3D US中,用于在程序前扫描中的提取和融合的方法对于介入程序是有益的。

发明内容

[0005] 本发明的一种形式是采用X射线成像设备(例如,单平面或双平面)和超声成像设备的图像引导的系统,所述X射线成像设备用于生成图示解剖区域中的工具(例如,心脏区域中的导管)的一个或多个X射线图像,所述超声成像设备用于生成图示所述解剖区域中的所述工具的超声图像。

[0006] 所述图像引导的系统还采用工具跟踪设备,用于视觉地跟踪所述解剖区域中的所述工具。在运行中,所述工具跟踪设备响应于对位于所述(一个或多个)X射线图像中的所述工具的部分(例如,所述导管的末端)的识别,确定位于所述超声图像中的所述工具的所述部分的位置,并且关于位于所述超声图像中的所述工具的所述部分的位置确定,对位于所述超声图像内的所述工具的整体执行图像分割(例如,切图分割)。

[0007] 本发明的第二种形式是用于视觉地跟踪解剖区域中的工具的图像引导方法。所述方法涉及生成图示解剖区域中的工具(例如,心脏区域中的导管)的一个或多个X射线图像,以及生成图示所述解剖区域中的所述工具的超声图像。

[0008] 所述方法还涉及响应于对位于所述(一个或多个)X射线图像中的所述工具的部分

(例如,所述导管的末端)的识别,确定位于所述超声图像中的所述工具的所述部分的位置,以及关于位于所述超声图像中的所述工具的所述部分的位置确定,对位于所述超声图像中的所述工具的整体执行图像分割(例如,切图分割)。

[0009] 结合附图,根据以下对本发明各个示范性实施例的详细描述,本发明的前述形式和其他形式,以及本发明的各种特征和优点将变得更加明显。所述详细描述及附图仅是对本发明的举例说明,而非限制,本发明的范围由所附权利要求书及其等价方案限定。

附图说明

[0010] 图 1 图示了根据本发明的图像引导的系统的示范性实施例。

[0011] 图 2 图示了表示根据本发明的图像引导的方法的流程图。

[0012] 图 3 图示了通过图 1 的图像引导的系统对图 2 的图像引导的方法的示范性实现方式。

[0013] 图 4 至图 6 图示了根据本发明的工具跟踪设备的各个实施例。

[0014] 图 7 图示了根据本发明的、X 射线图像与超声图像之间的示范性几何关系。

[0015] 图 8 图示了根据本发明的、超声图像中示范性的工具末端移动。

[0016] 图 9 图示了表示心脏介入程序的一个实施例的流程图,所述心脏介入程序将根据本发明的工具跟踪方法的一个实施例并入。

[0017] 图 10 图示了表示根据本发明的工具跟踪方法的第二实施例的流程图。

[0018] 图 11 图示了表示根据本发明的工具位置确定方法的一个实施例的流程图。

[0019] 图 12 图示了表示根据本发明的加权图构造方法的一个实施例的流程图。

[0020] 图 13 图示了根据本发明的对应于能量函数的示范性加权图。

[0021] 图 14 图示了表示根据本发明的图像分割方法的一个实施例的流程图。

具体实施方式

[0022] 如前文所陈述,本发明提供用于在三维程序前规划扫描内部将介入工具的三维形状实时可视化的各种方法。如本领域普通技术人员从以下对图 1 至图 13 的描述将认识到地,这些方法通过本发明的利用 X 射线图像和超声图像的工具跟踪设备得以实现。为了方便对本发明的理解,本文将针对在心脏介入程序期间跟踪导管来描述所述工具跟踪设备。

[0023] 具体而言,图 1 图示了一种图像引导的系统,其采用 X 射线成像系统、3D US 成像系统和导管跟踪设备 50 形式的工具跟踪设备。

[0024] 出于本发明的各目的,在本文中所述 X 射线成像系统广泛地定义为包括 X 射线成像设备 20,所述 X 射线成像设备 20 用于控制 X 射线源 21 和 X 射线探测器 22 的运行,在结构上被配置为生成解剖区域(例如,心脏区域)的 X 射线图像(“XRI”)25,所述解剖区域由体积 40 表示;所述 X 射线成像设备 20 并且/或者用于控制 X 射线源 23 和 X 射线探测器 24 的运行,在结构上被配置为生成解剖区域 40 的 X 射线图像(“XRI”)。在实践中,部件 20-22 (排除了部件 23 和 24)表示任意类型的单平面 X 射线系统,并且部件 21-24 共同表示任意类型的双平面 X 射线系统。所述 X 射线成像系统的范例包括但不限于,用于执行心脏介入程序的任意类型的 X 射线系统。在一个实施例中,来自“飞利浦医疗系统”市售的 Allure Xper 系列的 X 射线系统可以充当所述 X 射线成像系统。

[0025] 出于本发明的各目的,在本文中所述 3D US 成像系统广泛地定义为包括 3D US 成像设备 30,所述 3D US 成像设备 30 用于控制 3D US 探头 31 的运行,在结构上被配置为生成解剖区域 40 的超声图像(“USI”)32。所述 3D US 成像系统的范例包括但不限于,任意类型的超声成像系统,尤其是采用 3D TEE 探头的超声成像系统。在一个实施例中,由“飞利浦医疗系统”市售的 iEEE 智能回波系统可以充当 3D US 成像系统。

[0026] 出于本发明的各目的,在本文中所述导管跟踪设备 50 广泛地定义为在结构上被这样配置的任意设备:所述设备被配置为出于在解剖区域 40 中识别导管 41 的末端的目的,将一个或多个 X 射线图像 25/26 与超声图像 32 配准,并且被配置为在包括解剖区域 40 的 3D 程序前规划扫描中,实时地可视化导管 41 的 3D 形状。为此,导管跟踪设备 50 执行由如图 2 所示的流程图 60 表示的图像引导方法。

[0027] 参考图 2,流程图 60 的阶段 S61 包括涉及对患者的解剖区域的 3D 扫描(例如,MRI 扫描或 CT 扫描)的介入程序的术前规划。例如,如图 3 中所示,阶段 S61 可以包括对患者 70 的心脏区域 71 的 3D 程序前扫描,以及 3D 程序前扫描 72 在数据库 73 中的存储。

[0028] 流程图 60 的阶段 S62 包括通过导管跟踪设备 50 将所述患者的所述解剖区域的一个或多个 X 射线图像与超声图像配准。例如,如图 3 中所示,心脏区域 71 的 X 射线图像 25 和 / 或 X 射线图像 26 以及心脏区域 71 的超声图像 32 分别由 X 射线成像系统和 3D US 成像系统生成,由此,导管跟踪设备 50 将 X 射线图像 25 和 / 或 X 射线图像 26 配准到超声图像 32。在实践中,所述配准可以包括使用本领域已知的系统校准与实时跟踪的组合,将 X 射线坐标转换到 3D US 实时坐标。例如,所述配准可以包括手动对准或电磁跟踪技术。

[0029] 流程图 60 的阶段 S63 包括在所述超声图像中识别所述导管的部分(例如,所述导管的末端)。在与图 3 相关的一个实施例中,阶段 S63 涉及如本领域已知地,由在 X 射线图像 25 和 / 或 X 射线图像 26 中对导管 41 的末端的自动或手动识别和在超声图像 32 中对导管 41 的末端的定位,导出 X 射线 /3D US 配准。

[0030] 流程图 60 的阶段 S64 包括以所述导管末端充当图像分割过程的初始点,对超声图像 32 中的导管 41 进行图像分割。

[0031] 流程图 60 的阶段 S65 包括跟踪所述解剖区域的程序前扫描中的所述导管,所述导管通过在所述超声图像中对所述导管的 3D 形状的图像分割导出。例如,如图 3 中所示,阶段 S65 包括导管跟踪设备 50 在显示器 80 上显示 3D 程序前扫描 72 和投影到扫描 72 中的导管的跟踪叠加 75,所述导管通过在所述超声图像 32 中对导管 41 的 3D 形状的前述图像分割导出。

[0032] 本文中现在将提供对图 4 至图 13 的描述,以提供对本发明的导管跟踪设备的各个实施例的详细解释,所述导管跟踪设备包括在结构上用硬件、软件和 / 或固件配置的、用于实现流程图 60 (图 2) 和阶段 S63 和 S64 的模块。

[0033] 具体而言,图 4 图示了用于根据在本文中被称作“末端探测模式”的过程实现阶段 S63 和 S64 的导管图像跟踪模块 51a,所述过程鉴于这样的事实,即探测所述末端的方式可以充当针对随后的图像分割的边界约束。

[0034] 一般而言,所述“末端探测模式”利用 X 射线和超声体积的几何关系,其中所述 X 射线图像中的工具末端对应于在使用 X 射线 /3D US 配准的变换之后通过所述超声图像的线或线集。例如,如图 7 中所示,导管 41 经由 X 射线源 21 到 X 射线探测器 22 上的 X 射线

投影 90, 对应于在使用 X 射线 /3DUS 配准的变换之后通过超声体积 33 的三(3)条线的线集 91。通过使用所图示的几何约束, 将六(6)个自由度(“DOF”)的导管跟踪问题 $[x, y, z, a, b, c]$ (其中 xyz 是平移, 并且 a, b 和 c 是旋转) 降低为具有 $[r, a, b, c]$ 的四(4) DOF 的问题, 其中, r 为沿与图 7 中所示的所述导管末端相关联的追踪线 92 的平移。在实践中, 该导管跟踪问题可以通过使用基于 Kalman 滤波器或粒子滤波器的视觉跟踪器有效地解决, 所述视觉跟踪器已在计算机视觉中得到广泛研究。搜索空间降低到四(4) DOF 显著地改善了如下文所述的视觉跟踪算法的步骤。

[0035] 例如, 使用粒子滤波器来图示如何建立所述导管跟踪模块 51。具体而言, 令 $X=[r, a, b, c]$ 指示表示导管 41 的位置和姿态的状态向量。所述导管跟踪问题可以由 $p(X_t | V_{\text{超声}}^t)$ 描述, 即, 使用超声体积历史来估计状态向量 X 。通过使用贝叶斯规则, 导出以下等式 [1] 用于跟踪目的:

[0036]

$$p(X_t | V_{\text{超声}}^t) = p(V_{\text{超声}}^t | X_t) \int p(X_t | X_{t-1}) p(X_{t-1} | V_{\text{超声}}^{t-1}) dX_{t-1} \quad [1]$$

[0037] 通过假设从 X_{t-1} 到 X_t ——如图 8 中所示在 3D US 体积 33 中从点 93 到点 94——的动态改变遵循某种分布 $p(X_t | X_{t-1})$, 从前一 3D US 体积 $p(X_{t-1} | V_{\text{超声}}^{t-1})$ 取样的粒子可以被传播到下一帧, 在所述下一帧, 通过 $p(V_{\text{超声}}^t | X_t)$ 测量所评估的工具末端对当前 3D US 帧的匹配度。通过应用来自如图 8 中所示的单个 X 射线图像 25 的几何约束, 状态向量 X 中变量的数目从六(6)减少到(4), 这继而减少了粒子滤波器中所使用的样本的数目, 并且相比于 3D US 中未经约束的跟踪, 针对相当的跟踪准确度, 使跟踪时间缩短了三分之一(1/3)。换言之, 以相同的计算时间, 所提出的方案可以使用更多的样本来使 3D US 体积 33 中的导管可视化更准确并且更加鲁棒。

[0038] 图 9 图示了表示心脏介入程序的流程图 100, 所述心脏介入程序经由跟踪循环并入本发明的“末端探测模式”, 所述跟踪循环包括流程图 100 的阶段 S104-S106。

[0039] 具体而言, 阶段 S104 包括在心腔的 3D US 探测期间, 生成所述心腔的单个 X 射线图像。在阶段 S105 期间, 所述单个 X 射线图像被工具识别模块 52a 用于在一个时间相位或 ECG 相位中, 在所述心脏的超声图像中识别所述导管的所述末端。

[0040] 在阶段 S105 的一个实施例中, 通过所述 3D US 成像系统的用户输入, 在超声图像中手动地识别所述导管的所述末端, 并且确定被投影到所述 X 射线探测器上的、从所述 X 射线源延伸通过 3D US 体积的所述导管末端的线。

[0041] 在阶段 S105 的第二个实施例中, 通过所述 X 射线图像系统的用户输入, 在所述 X 射线图像中手动地识别所述导管的所述末端, 并且然后基于所述 X 射线 /3D US 配准, 将所述导管的所述末端标定到所述超声图像。额外地, 确定被投影在所述 X 射线探测器上的、从所述 X 射线源延伸通过 3DUS 体积到所述导管末端的线。

[0042] 在阶段 S105 的第三个实施例中, 通过已知的模版匹配算法在所述 X 射线图像中自动识别所述导管的所述末端, 并且然后基于所述 X 射线 /3DUS 配准, 将所述导管的所述末端标定到所述超声图像。再次, 确定被投影在所述 X 射线探测器上的、从所述 X 射线源延伸通过 3D US 体积到所述导管末端的线。

[0043] 在阶段 S105 的第四个实施例中, 可以使用基于学习的技术在所述超声图像中自

动探测所述导管末端,其中外观模型可以来自在样品 3D US 图像中对导管末端的手动识别,或者来自双平面 X 射线图像。在该外观建模过程中,首先从所识别的导管末端周围的训练 3D US 体积提取 3D 图像块。每个块被重整为向量,并且可以被视为矩阵 M 的列。可以将奇异值分解(“SVD”)应用到所构造的矩阵,以提取所述训练块的主分量 U。即 $M=U\Sigma V^T$ 。

[0044] 在探测过程期间,沿从在 X 射线图像中所识别的导管末端后向投影到所述 3D US 的线进行搜索。针对每个搜索位置,提取具有相同尺寸的块 I_p 作为训练块。然后将所述块分解成 $b=U^T I_p$, 并且通过 $\|b\|^2$ 测量从所述块到习得模型的距离。可以将所述导管末端位置探测为具有最小距离的点。

[0045] 阶段 S106 包括图像分割模块 53a 在所述超声图像中将所述导管的 3D 形状可视化。在实践中,本发明不对用于可视化目的的所述导管的分割施加任何制约或限制。然而,在阶段 S106 期间,后向投影的线或线集可以充当所述超声图像中的导管分割的边界约束,即所述导管末端必须被定位在沿该线或线集的某处。所述导管分割可以进一步受所述超声图像的维度的约束。额外地,给定前文提及的边界条件,对导管形状的先验知识可以被进一步用于确定统计上可能的姿态。

[0046] 所述跟踪循环阶段 S104-S106 的执行的一个优点是单平面 X 射线成像系统的使用。

[0047] 参考流程图 100 的整体执行,流程图 100 的阶段 S101 包括向心腔中插入导管。在所述插入之后,利用 3D US 探头(例如,图 3 中所示的探头 31)根据需要选择性地触发所述跟踪循环。具体而言,如果所述 3D US 探头图示所述导管处于心脏壁并且在靶处,那么流程图 100 从阶段 S101 通过阶段 S102 和 S103 到结束。否则,如果所述 3D US 探头图示在阶段 S102 期间所述导管不在心脏壁处,则执行跟踪循环阶段 S104-S106。可选地,如果所述 3D US 探头图示阶段 S103 期间所述导管不在所述心脏壁的靶处,则在跟踪循环阶段 S104-S106 的执行之前,在阶段 S107 期间缩回所述导管。

[0048] 图 5 图示了用于根据在本文中被称做“切图分割模式”的过程来实现阶段 S63 和 S64 (图 2) 的导管图像跟踪模块 51b,所述过程鉴于以下事实,即导管被分割的方式是基于切图方法。

[0049] 一般而言,所述“切图分割模式”实现图 10 中所示的流程 110,涉及在阶段 S111 期间在 3D US 体积空间中定位导管末端以及在阶段 S112 期间在 3D US 体积空间中对导管进行分割。

[0050] 在阶段 S111 的一个实施例中,可以在所述 3D US 体积空间中手动地识别所述导管末端。

[0051] 在阶段 S111 的更可靠的第二实施例中,执行表示如图 11 中所示本发明的导管末端定位方法的流程图 120。

[0052] 参考图 11,当导管被插入解剖区域中时,流程图 120 的阶段 S121 包括使用已知的心脏和呼吸门控技术,在特定心脏时相(例如,舒张期结束)和指定呼吸阶段(例如,呼吸末阶段)期间,在第一机架角度对所述导管的 X 射线进行图像采集,并且流程图 120 的阶段 S122 包括在阶段 S121 期间采集的 X 射线图像中对所述导管末端进行手动或自动分割。

[0053] 对于单平面 X 射线成像系统,流程图 120 的阶段 S123 包括使用已知的心脏和呼吸门控技术,在相同的指定心脏时相和相同的指定呼吸阶段期间,以第二机架角度对所述导

管的 X 射线进行图像采集,并且流程图 120 的阶段 S124 包括在阶段 S123 期间采集的所述 X 射线图像中对所述导管末端进行手动或自动分割。

[0054] 对于双平面 X 射线成像系统,可以同时执行阶段 S121/S122 和阶段 S123/S124。

[0055] 对于任一 X 射线成像系统,在流程图 120 的阶段 S125 期间,重建所述导管末端在所述 2D X 射线坐标系中相应的 3D 位置。在阶段 S125 的一个实施例中,利用已知的外极线约束来在所述 2D X 射线坐标系中重建所述导管末端的 3D 位置。

[0056] 其后,在流程图 120 的阶段 S126 期间,使用系统校准和实时跟踪,将所重建的所述导管末端的 2D X 射线坐标位置转换成 3D US 实时坐标位置。在阶段 S126 的一个实施例中,将手动对准用作转换的基础。在阶段 S126 的第二实施例中,将已知的电磁跟踪技术用作所述转换的基础。

[0057] 返回参考图 10,在阶段 112 期间,流程图 120 便于流程图 150 (图 14) 的执行。

[0058] 流程图 150 的前提是以下能量函数 [2] 的最小化:

$$[0059] \quad \{x_p\} = \min_{\{x_p\}} \sum_p D_p(x_p) + \sum_{p \sim q} w_{pq} [x_p \neq x_q] \quad [2]$$

[0060] 其中 x_p 是像素 p 的标签,并且 $p \sim q$ 指示像素 p 和 q 相邻。所述能量函数 $D_p(x_p)$ 的首项描述基于像素的标签将像素分配到前景或分配到背景的代价。将像素分配到所述前景的代价被选为该像素的滤波器响应 f_p 与所述图像的最小滤波器响应 ϵ 之间的绝对差。该代价在所述导管内的像素处达到其最小值,因为突出所述导管的滤波器在那些像素处给出其最低响应。以类似的方式,将像素分配到背景的代价被选为该像素的滤波器响应 f_p 与所述图像的平均滤波器响应 μ 之间的绝对差。

[0061] 另一方面,第二成对部分作为调整项。当两个相邻像素 p 和 q 具有不同的标签 x_p 和 x_q 时,判断项 $[x_p \neq x_q]$ 取值为 1,并且 w_{pq} 累积到所述能量,否则,其取值为 0,并且 w_{pq} 对所述能量无贡献。作为有助于将相同的标签分配到具有相似滤波器响应的邻近像素的 w_{pq} 的自然选择,可以利用相似度量 $w_{pq} = e^{-\beta |f_p - f_q|}$ 。

[0062] 为了寻找等式 [2] 的全局最小值,执行图 12 中所示的流程图 130,用于构造加权图,例如图 13 中所示的加权图 140。参考图 12 和图 13,流程图 130 的阶段 S131 包括针对每个像素将节点构造到所述图。由于这是个二进制优化问题,流程图 130 的阶段 S132 包括添加分别表示后景和前景的两(2)个终端节点 s 和 t 。接下来,流程图 130 的阶段 S133 包括将终端节点 s 连接到表示像素的每个节点以及分配权重,以及将终端节点 t 连接到每个节点以及将权重 $|f_p - \mu|$ 分配到那些边。最终,流程图 130 的阶段 S134 包括添加连接表示相邻像素的节点的边,以及将权重 w_{pq} 分配到所述边。

[0063] 现在参考图 14,执行流程图 150,用于在所述 3D US 体积空间中分割所述导管。具体而言,利用由流程图 120 (图 11) 确定的在 3D US 体积空间中确定位置的工具末端作为初始种子点,并且流程图 150 的阶段 S151 包括在所识别的工具末端周围生成小的邻域,以计算导管强度的概率分布函数(PDF)。接下来,流程图 150 的阶段 S152 包括出于构造加权图的目的,计算等式 [2] 的项 $D_p(x_p)$,以将权重分配到每个终端链路,并且流程图 150 的阶段 S153 包括向所构造的图应用切图,以获得初始分割。

[0064] 所述初始分割可能不是理想的,因为不仅导管自身还有其周围具有相似外观的一些其他结构都可以被包括到所述分割中。因此,流程图 150 的阶段 S154 包括应用导管形状

滤波器,以细化所述初始分割。所述导管形状滤波器被设计为利用所述导管的管状结构,并且在设计上可以是具有 3D 取向的 2D 高斯核的二阶导数。在一个实施例中,通过计算所述初始分割的主方向来设置所述滤波器的取向。

[0065] 在完成阶段 S154 后,流程图 150 的阶段 S155 包括以与阶段 S152 相同的方式构造新的 3D 图。在流程图 150 的阶段 S156 期间,通过在该新图上再次应用切图来完成最终导管分割。

[0066] 根据图 7 至图 14 的描述,本领域普通技术人员将认识到导管跟踪设备 51a (图 4) 和导管跟踪设备 51b (图 5) 分别的“末端探测模式”和“切图分割模式”。图 6 图示了根据如由工具探测模块 52c 执行的“末端探测模式”与由图像分割模块 53c 执行的“切图分割模式”的组合,用于实现阶段 S63 和 S64 的导管图像跟踪模块 51c。

[0067] 根据图 1 至图 14 的描述,本领域技术人员将进一步理解根据本发明如何实现针对的任何应用的工具跟踪方法。

[0068] 在实践中,可以将任意数目的 X 射线成像设备 20、3D US 成像设备 30 和工具跟踪设备集成为单个设备。

[0069] 尽管已经图示并描述了本发明的各个示范性实施例,但是本领域技术人员将理解,本文中所描述的本发明的示范性实施例仅为举例说明,并且可以在不偏离本发明的真正范围的情况下进行各种修改和变形,以及可以对其要素进行等价替换。此外,可以进行许多变型,以适应本发明的教导,而不偏离其中心范围。因此,目的是,本发明不限于所公开的、预期为执行本发明的最佳方式的具体实施例,而是本发明包括落入所附权利要求范围内的所有实施例。

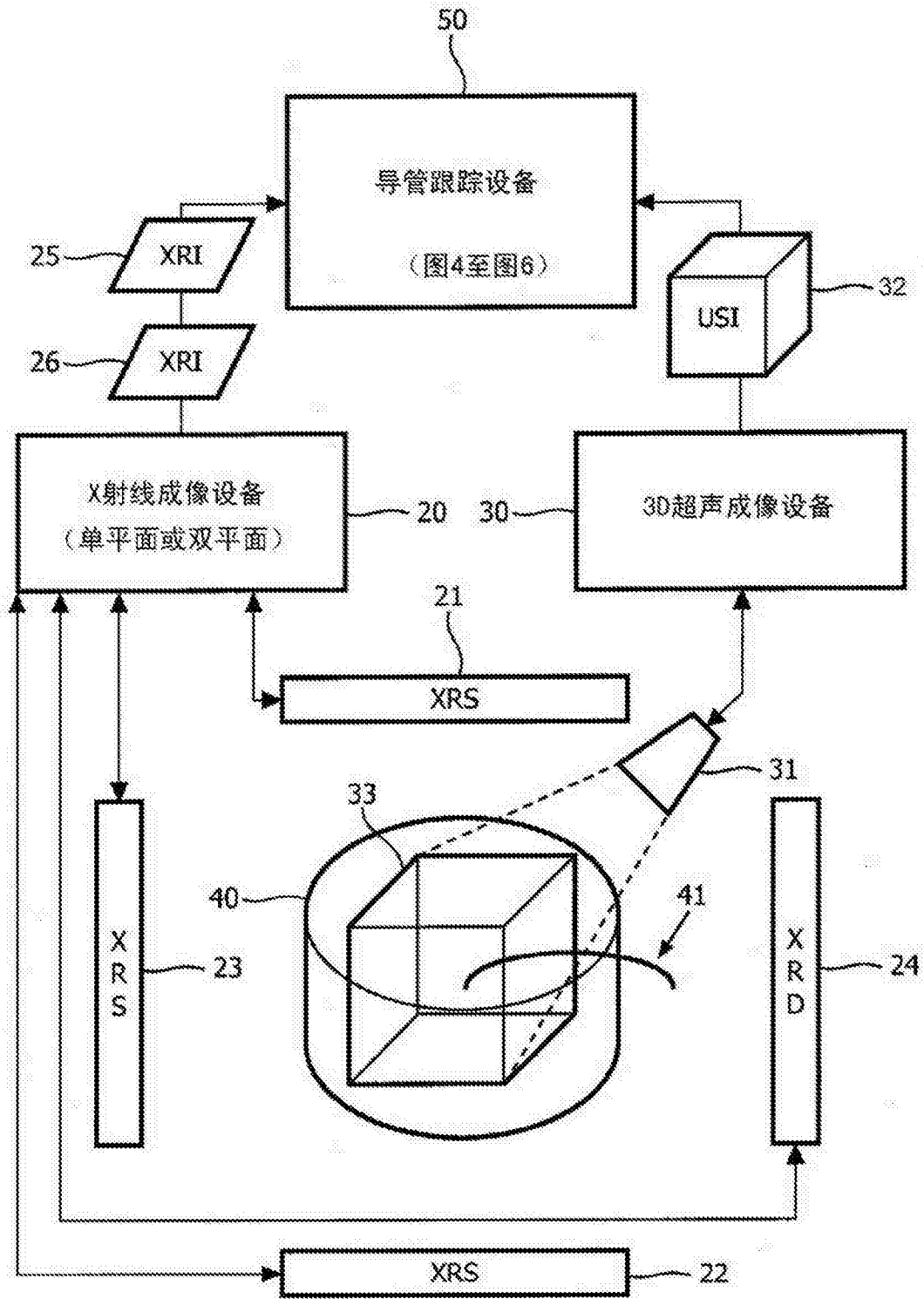


图 1

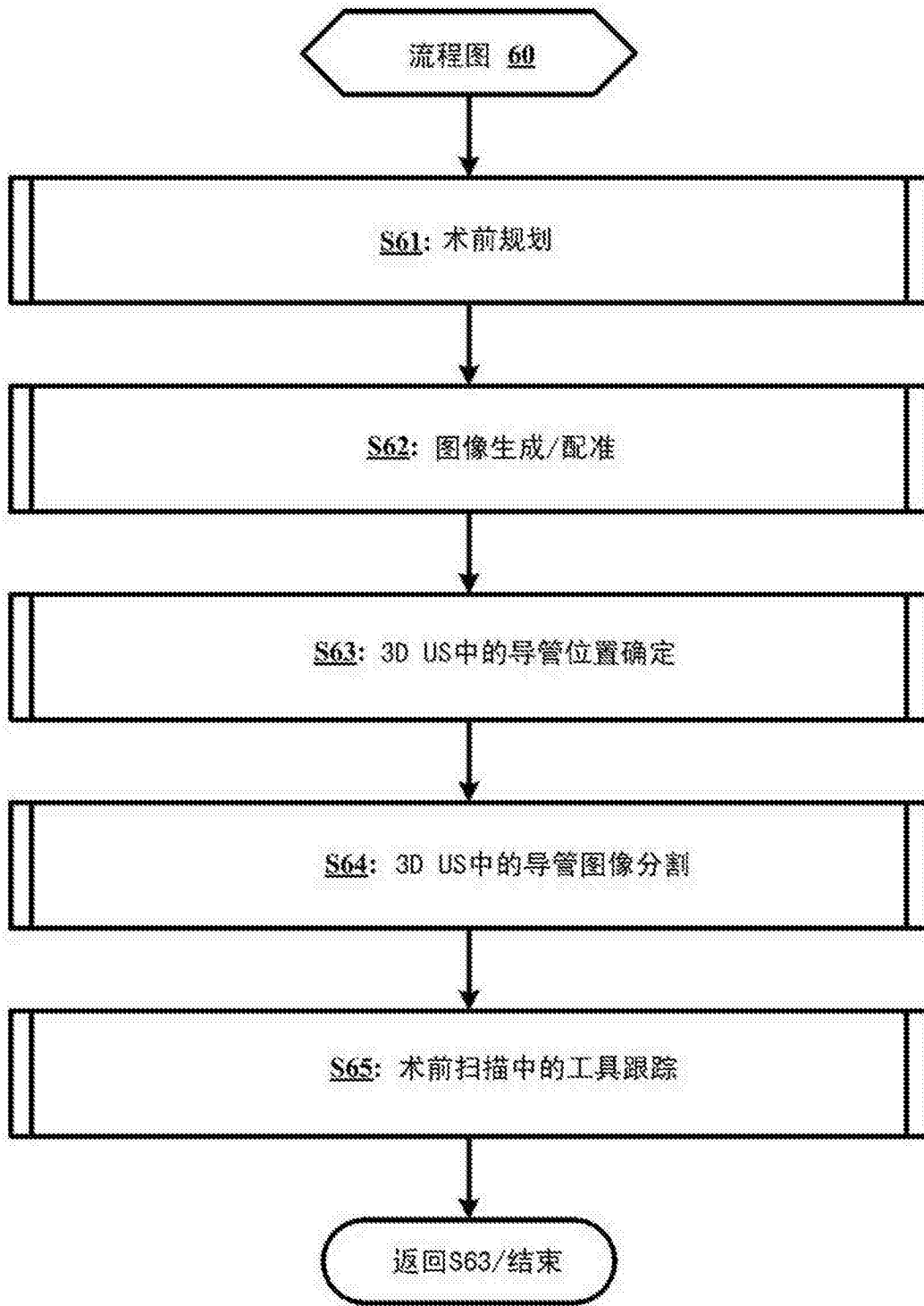
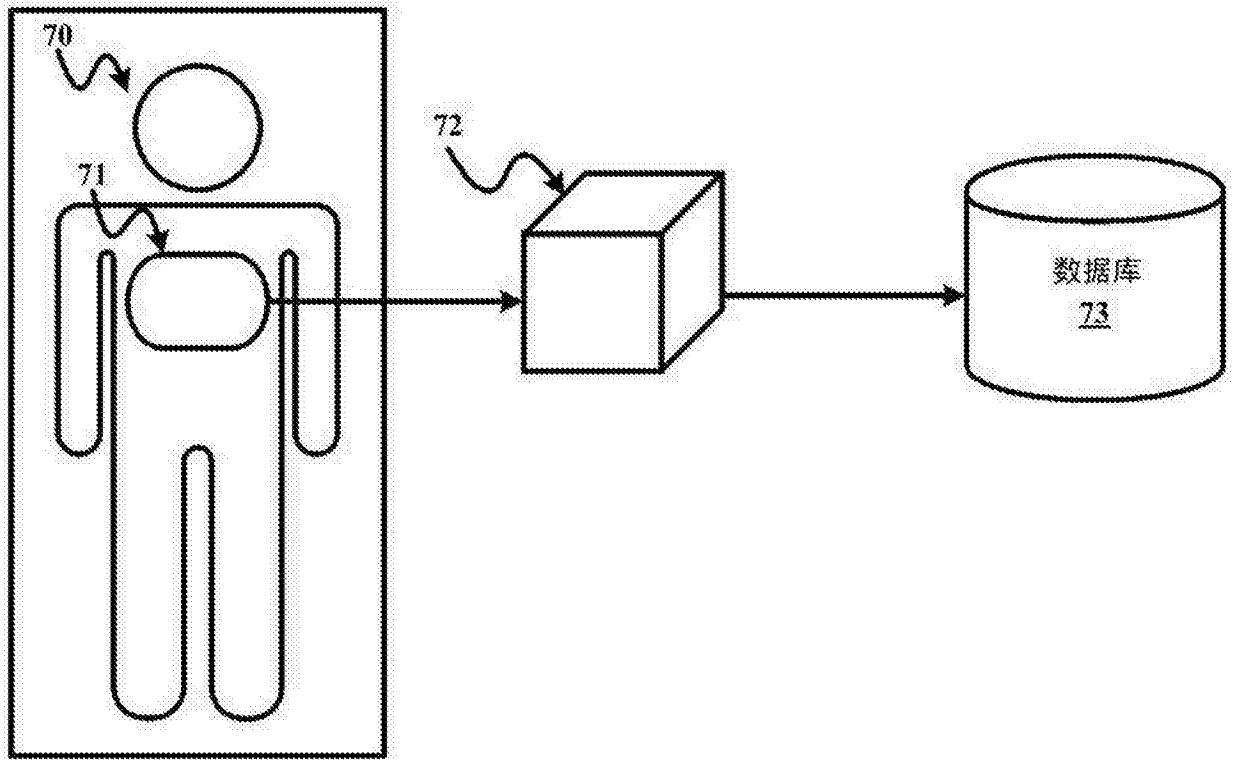


图 2



术前

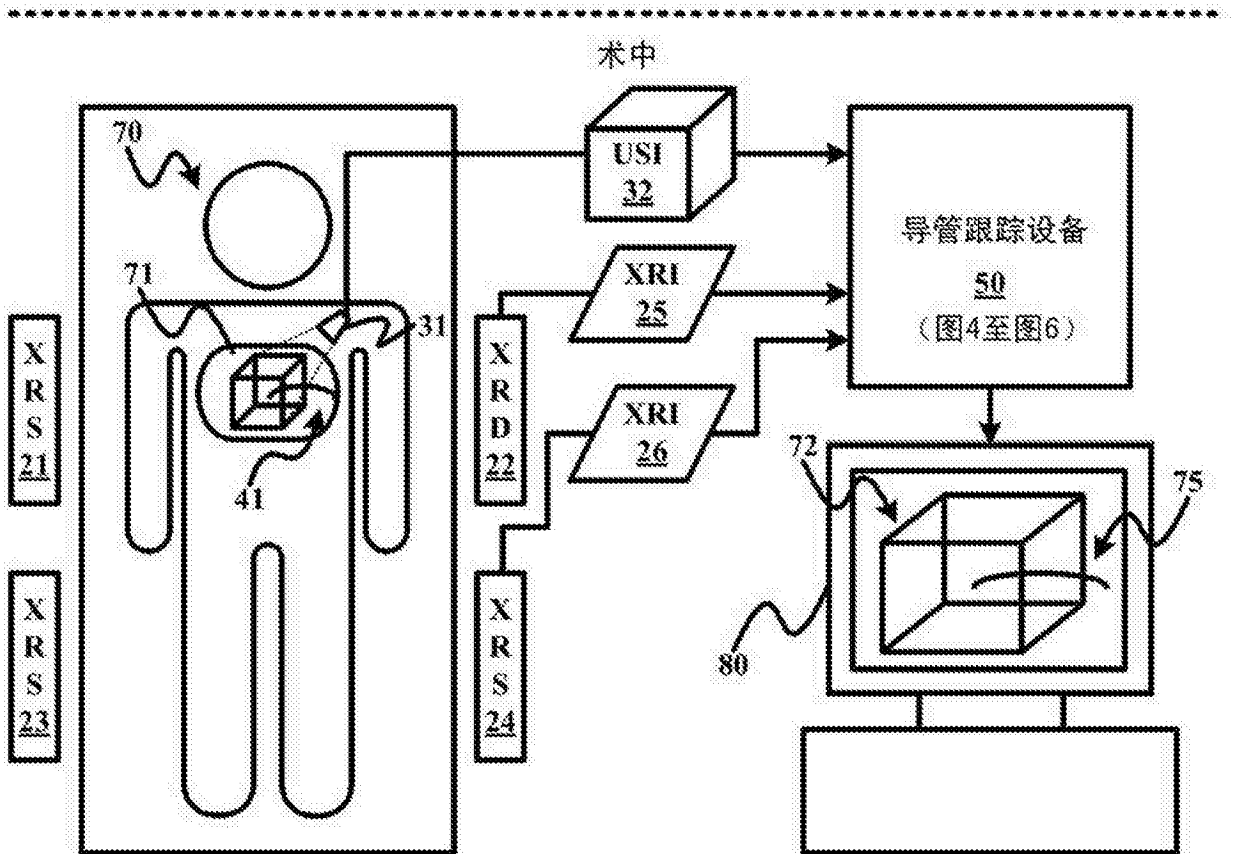


图 3



图 4



图 5

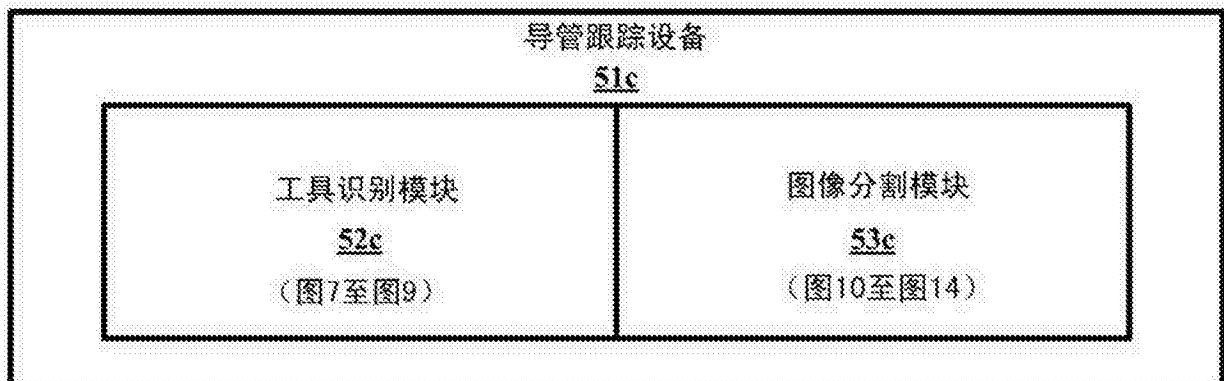


图 6

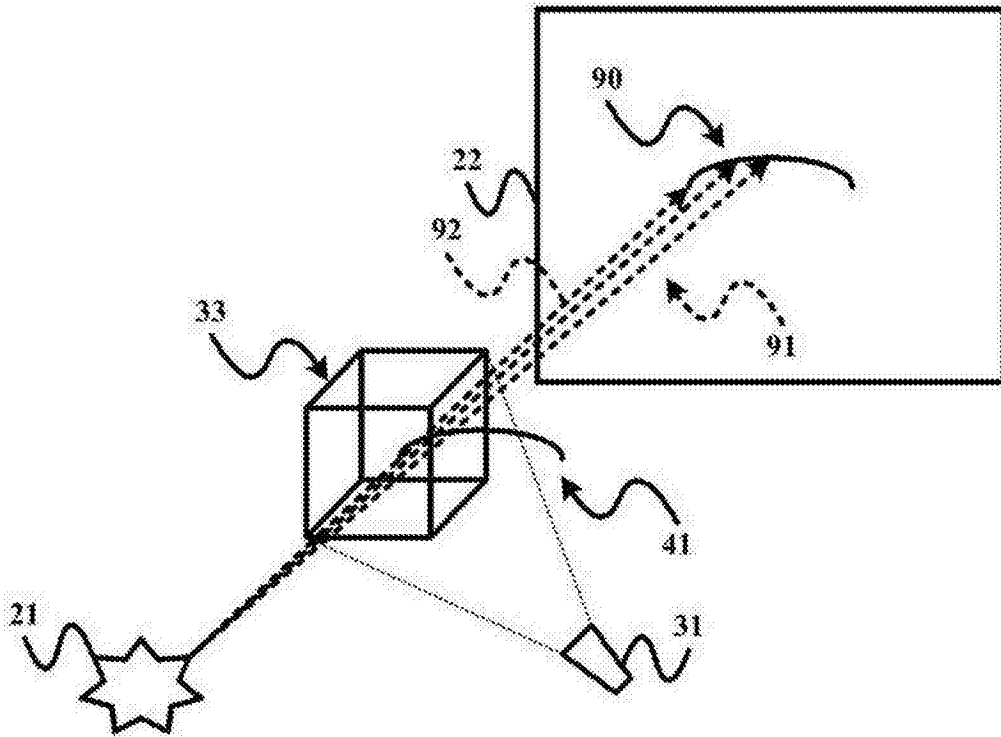


图 7

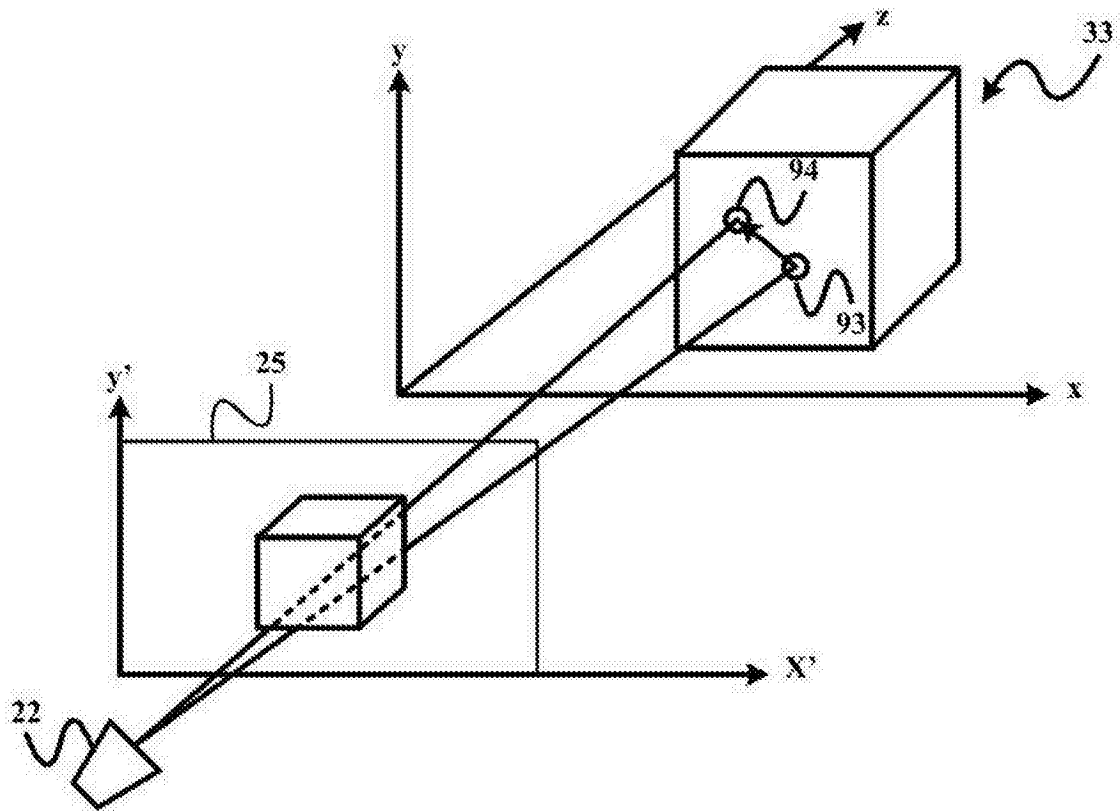


图 8

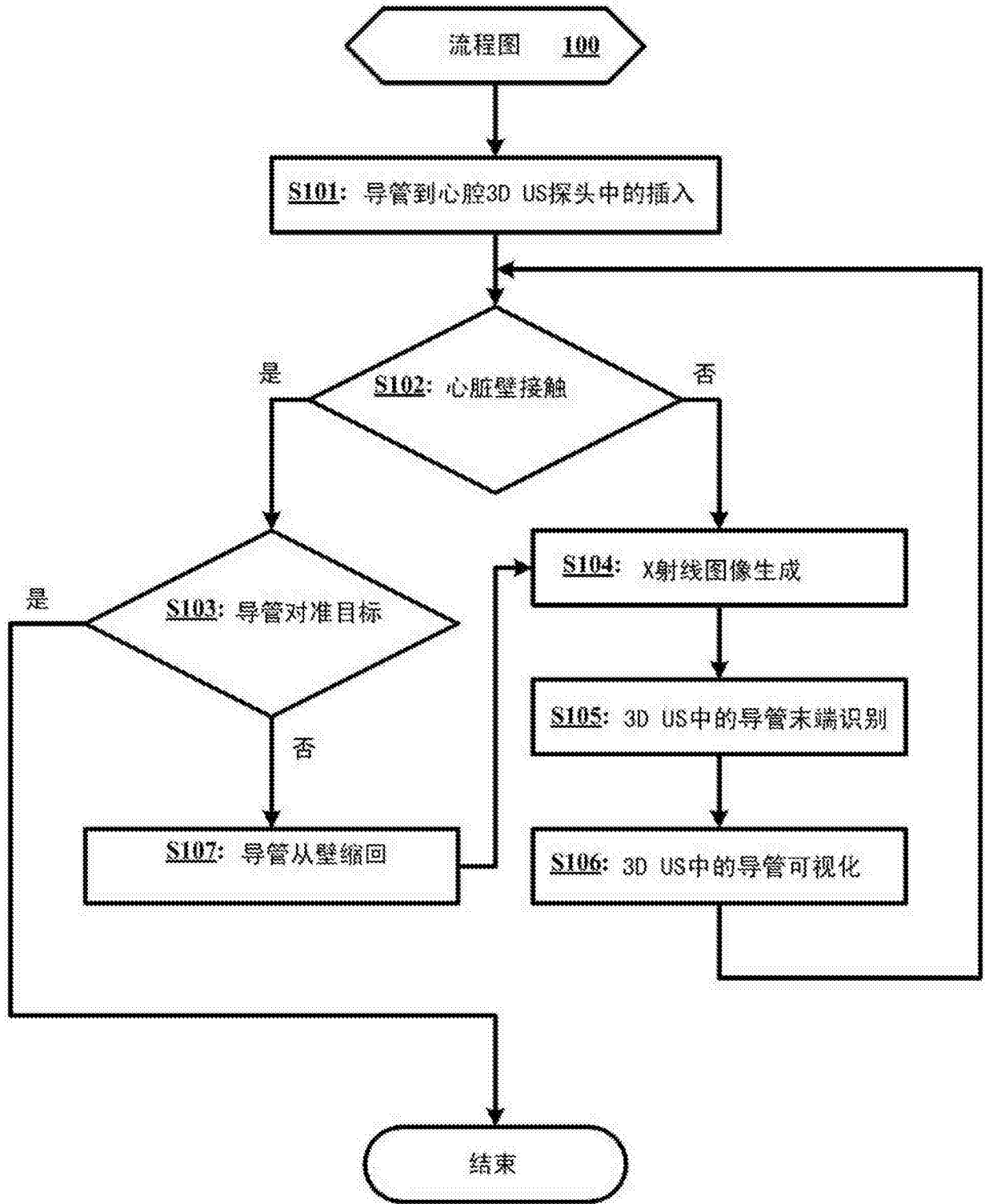


图 9

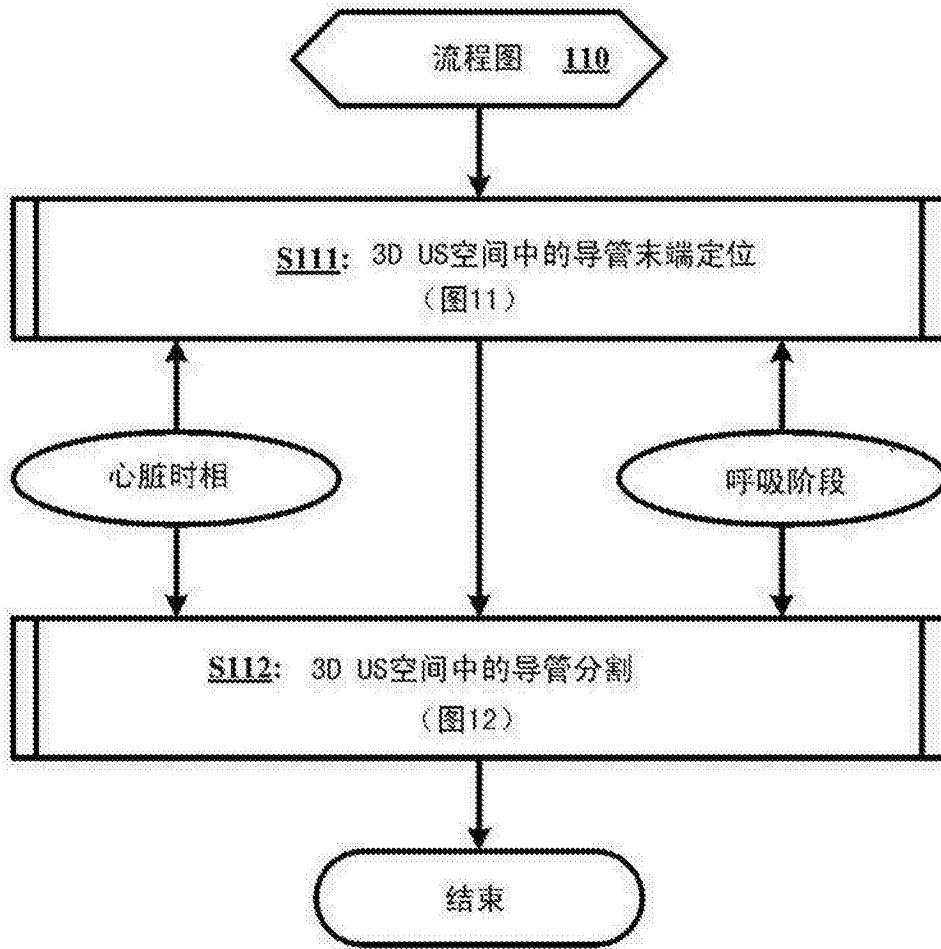


图 10

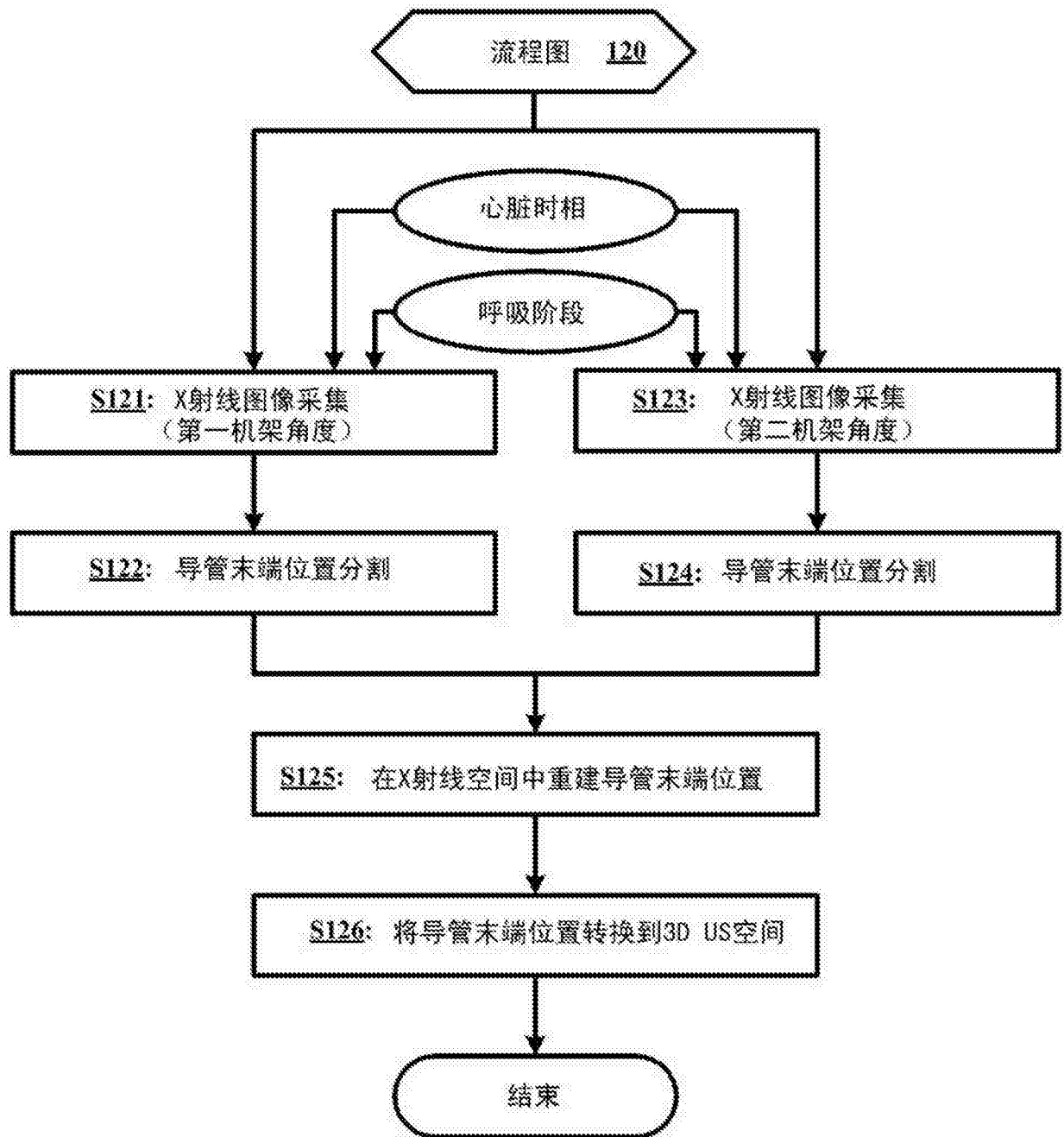


图 11

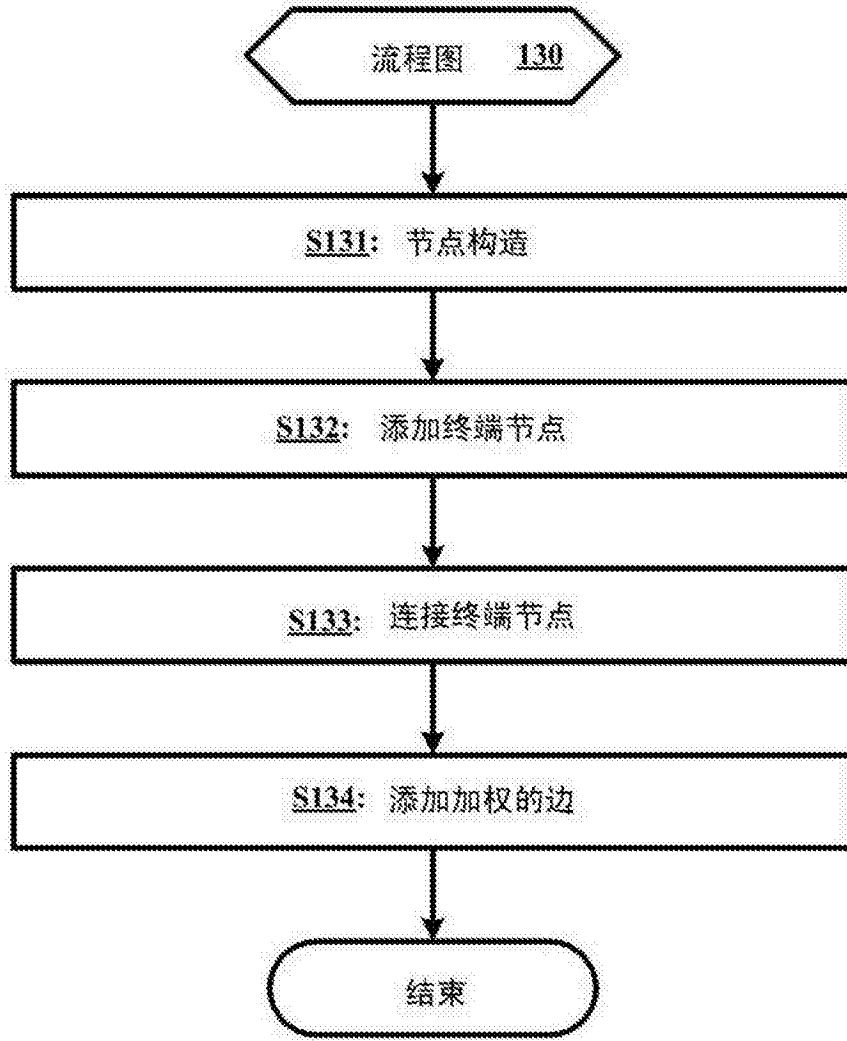


图 12

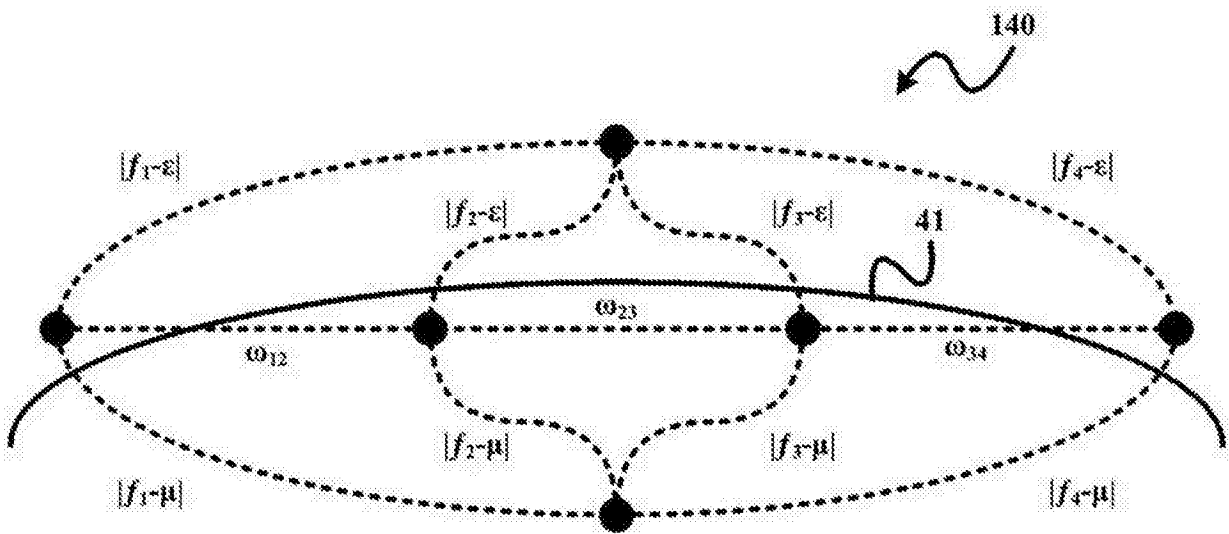


图 13

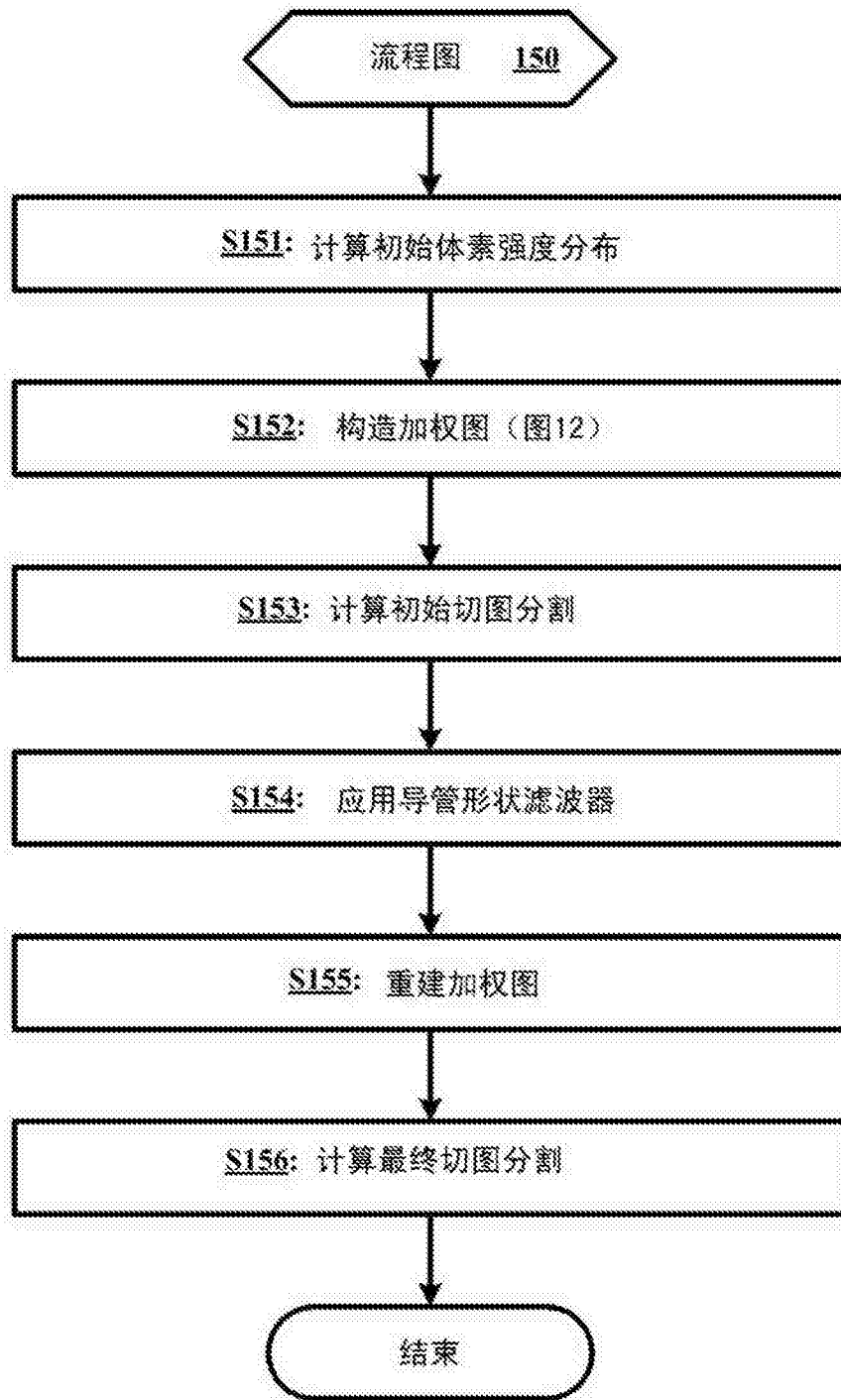


图 14

专利名称(译)	三维超声中导管的可视化		
公开(公告)号	CN103313661B	公开(公告)日	2016-05-18
申请号	CN201280005280.4	申请日	2012-01-10
[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)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
[标]发明人	P·严 V·帕塔萨拉蒂 R·曼茨克 AK·贾殷		
发明人	P·严 V·帕塔萨拉蒂 R·曼茨克 A·K·贾殷		
IPC分类号	A61B6/12 A61B8/08		
CPC分类号	A61B34/20 A61B6/12 A61B8/0883 A61B8/466 A61B8/483		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
审查员(译)	王雪莉		
优先权	61/432327 2011-01-13 US		
其他公开文献	CN103313661A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种图像引导的系统，采用X射线成像设备（20）以及超声成像设备（30），所述X射线成像设备（20）用于生成图示解剖区域（40）中的工具（41）的一个或多个X射线图像（25、26），所述超声成像设备（30）用于生成图示所述解剖区域（40）中的所述工具（41）的超声图像（33）。所述图像引导的系统还采用用于视觉地跟踪所述解剖区域（41）中的所述工具（41）的工具跟踪设备（50）。在运行中，所述工具跟踪设备（50）响应于对位于所述X射线图像（25、26）中的所述工具（41）的部分的识别，确定位于所述超声图像（33）中的所述工具（41）的所述部分的位置，并且关于位于所述超声图像（33）中的所述工具（41）的所述部分的位置确定，对位于所述超声图像（33）中的所述工具（41）的整体执行图像分割。

