

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 8/08 (2006.01)

A61B 6/12 (2006.01)

A61B 19/00 (2006.01)



# [12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200580006884.0

[43] 公开日 2007年3月7日

[11] 公开号 CN 1925793A

[22] 申请日 2005.2.24

[21] 申请号 200580006884.0

[30] 优先权

[32] 2004.3.5 [33] EP [31] 04300119.7

[86] 国际申请 PCT/IB2005/000498 2005.2.24

[87] 国际公布 WO2005/092198 英 2005.10.6

[85] 进入国家阶段日期 2006.9.4

[71] 申请人 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 O·格拉尔 R·弗洛伦特

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

代理人 张雪梅 张志醒

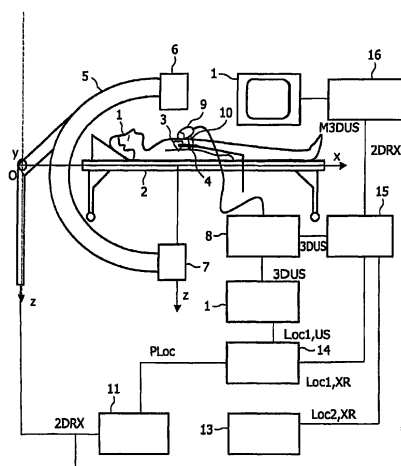
权利要求书 2 页 说明书 13 页 附图 11 页

## [54] 发明名称

用于在患者体内引导医疗器械的系统

## [57] 摘要

本发明提供一种医疗系统，其包括将在患者体内引导的医疗器械(4)，用于采集3D超声数据集的超声探头(9)和用于采集2D X射线图像的X射线采集装置(5)，用于在所述X射线采集装置的参考内定位所述超声探头的装置，用于提供所述医疗器械在超声采集装置的参考内的第一定位的装置，用于将所述第一超声定位转换成所述X射线采集装置的参考内的第一X射线定位的装置，用于提供所述医疗器械的投影在二维X射线图像中的第二X射线定位的装置，用于根据一变换用所述2D X射线图像映射所述3D超声数据集的装置，该变换使所述第一X射线定位在所述2D X射线图像上的投影和所述第二X射线定位之间的距离最小化。



1. 一种医疗系统，其包括：
  - 在患者体内被引导的医疗器械，
  - X射线采集装置，用于采集二维X射线图像，所述二维X射线图像包括所述医疗器械根据所述X射线采集装置的几何配置的投影，
  - 超声采集装置，用于使用超声探头采集所述医疗器械的三维超声数据集，
  - 用于在X射线采集装置的参考内定位所述超声探头的装置，
  - 用于提供所述医疗器械在所述超声采集装置的参考内的第一超声定位的装置，
  - 转换装置，用于使用所述超声探头的定位，将在所述超声采集装置的参考内的所述第一超声定位转换成在所述X射线采集装置的参考内的第一X射线定位，
  - 用于提供医疗器械的所述投影在所述二维X射线图像的参考中的第二X射线定位的装置，
  - 用于根据一变换用所述二维X射线图像映射所述三维超声数据集的装置，该变换使所述第一X射线定位根据X射线采集装置的所述几何配置在所述二维X射线图像上的投影和所述第二X射线定位之间的距离最小化，
  - 用于产生和显示所述医疗器械的双模态表示的装置，所述二维X射线图像和所述被映射的三维超声数据集在所述双模态表示中被结合。
2. 根据权利要求1的系统，其中所述用于提供第一超声定位的装置和所述用于提供所述医疗器械的第二X射线定位的装置包括用于检测所述医疗器械的定位特征的检测装置。
3. 根据权利要求2的系统，其中所述定位特征包括所述医疗器械的界标。
4. 根据权利要求3的系统，其中所述变换包括平移。
5. 根据权利要求2的系统，其中所述定位特征包括所述医疗器械的多个界标。
6. 根据权利要求5的系统，其中所述变换包括平移和三次旋转。
7. 根据权利要求1的系统，其中所述变换用于将所述第一X射线定

位的三维位移最小化。

8.根据权利要求5的系统,其中所述多个界标属于所述医疗器械并属于至少第一和第二参考医疗器械。

9.根据权利要求1的系统,其中所述超声探头定位允许限定切割平面,该切割平面在3D超声数据集中界定将从用于产生所述双模态表示的产生和显示装置将使用的数据中去除的数据。

10.一种在患者体内引导医疗器械的方法,包括如下步骤:

- 用X射线采集系统采集二维X射线图像,所述二维X射线图像包括所述医疗器械根据所述X射线采集系统的几何配置的投影,

- 使用所述的超声探头采集所述医疗器械的三维超声数据集,

- 在所述X射线采集系统的参考中定位所述超声探头,

- 提供所述医疗器械在所述3D超声数据集的参考内的第一定位,

- 将在所述3D超声数据集的参考内的所述第一定位转换成在所述X射线采集系统的参考内的第一X射线定位,

- 提供医疗器械的所述投影在二维X射线图像的参考中的第二定位,

- 根据一变换用所述二维X射线图像映射所述三维超声数据集,该变换使所述第一X射线定位根据所述X射线采集装置的几何配置在所述二维X射线图像上的投影和所述第二定位之间的距离最小化,

- 产生并显示所述医疗器械的双模态表示,在其中2DX射线图像和所述被映射的3D超声数据集被结合。

## 用于在患者体内引导医疗器械的系统

### 技术领域

本发明涉及一种医疗系统。本发明还涉及一种在所述系统中使用的方法。本发明例如可用于在电生理介入过程期间在患者心脏内引导导管。

### 背景技术

医疗器械必须引导入患者体内的临床应用正变得越来越广泛。尤其是，对治疗心脏疾病的微创方法的日趋关注需要开发使得医生能够将医疗器械引导到心脏内或外的预定位置的方法和设备。例如在电生理学中，需要将导管引导到心室或房壁上的多个预定位置，以便测量电脉冲或烧灼壁组织。

美国专利 6,587,709 公开了一种用于在患者体内引导医疗器械的系统。该系统使用超声探头采集实时 3D 超声图像数据集。采集 3D 图像数据集的优势在于获得深度信息。使用实时 3D 超声图像模式的优势在于可看到周围的解剖结构，这有助于医生引导医疗器械。该系统还包括用于将医疗器械在 3D 超声数据集内定位的定位装置，该定位装置将安装在医疗器械上的三个超声接收器相对于所述的超声探头定位。这种定位允许自动选择待成像的平面，该平面至少包含医疗器械的一部分。因而不需用手再调整超声探头的位置。

这种 3D 超声数据集的第一个缺点是视野狭窄，该视野不覆盖与导管的引入和布置有关的患者整个身体部分。因此，为了在整个过程中引导导管，超声探头必须被移动几次。在每次移动时，由于导管的位置相对超声探头的位置被测量，需要在介入室的参考中定位超声探头的手术前步骤。这种手术前步骤可以使介入过程延迟或复杂化。

超声成像模式的第二个缺点是分辨率低。因此，所采集的 3D 超声数据集给出质量令人满意的导管及其周围的图像。

超声成像模式的第三个缺点是患者体内存在一些区域，在这些区域胸廓阻碍了超声扫描因而可利用图像不能被输出。

## 发明内容

因此，本发明的目的是提供一种用于在患者体内引导医疗器械的系统，该系统在整个过程期间改善了医疗器械及其周围解剖结构的可视性。

该目的通过一种医疗系统实现，该系统包括：

- 在患者体内被引导的医疗器械，
- X射线采集装置，用于采集二维X射线图像，所述二维X射线图像包括所述医疗器械根据所述X射线采集装置的几何配置的投影，
- 超声采集装置，用于使用超声探头采集所述医疗器械的三维超声数据集，
- 用于在X射线采集装置的参考内定位所述超声探头的装置，
- 用于提供所述医疗器械在所述超声采集装置的参考内的第一超声定位的装置，
- 转换装置，用于使用所述超声探头的定位，将在所述超声采集装置的参考内的所述第一超声定位转换成在所述X射线采集装置的参考内的第一X射线定位，
- 用于提供医疗器械的所述投影在所述二维X射线图像的参考中的第二X射线定位的装置，
- 用于根据一变换用所述二维X射线图像映射所述三维超声数据集的装置，该变换使所述第一X射线定位根据所述X射线采集装置的几何配置在所述二维X射线图像上的投影和所述第二X射线定位之间的距离最小化，
- 用于产生和显示所述医疗器械的双模态表示的装置，所述二维X射线图像和所述被映射的三维超声数据集在所述双模态表示中被结合。

通过本发明，提供一种双模态表示，其中二维(2D)X射线数据和三维(3D)超声数据被结合。2D X射线数据使医疗器械和骨结构具有良好的可视性和高分辨率。2D X射线数据也受益于大视野，大视野可以实现与电生理过程有关的整个患者身体区域的可视化。

3D 超声数据也提供了在医疗器械周围的软组织和血管分布的良好可视性。另外，3D 超声数据给出了2D X射线图像没有提供的深度的指示，这是因为所述X射线图像仅根据X射线采集装置的几何配置提供

所述医疗器械的投影。这种几何配置限定了投影线，沿该投影线患者受照射组织的 X 射线吸收被积累。

因此，通过结合 2D X 射线和 3D 超声数据，提高了医疗器械的周围环境的可视性。

为了提供这种结合，系统首先在 X 射线采集装置的参考中定位超声探头和 3D 超声数据集。这种 X 射线采集装置的参考假设是固定的。因此，假设超声探头不移动，3D 超声数据集的任何点的位置在所述 X 射线采集装置的参考中已知。

根据本发明的系统还提供了医疗器械在 3D 超声数据集中的第一超声定位。这种第一超声定位由 3D 超声采集装置的参考的坐标来表示。然后使用超声探头的定位将第一超声定位转变成医疗器械在 X 射线采集系统的参考内的第一 X 射线定位。

根据本发明的系统还提供了医疗器械在 2D X 射线图像中的投影的第二 X 射线定位，其用 2D X 射线图像的参考（诸如探测器的参考）的坐标来表示。这种参考通过 X 射线采集装置的几何配置获知。因此，该几何配置使得能够确定 X 射线采集装置的参考的任何点的投影，反之，探测器的点对应在 X 射线装置的参考内的投影线。

根据所述的第一 X 射线和第二 X 射线定位，映射装置被用于定义一变换，该变换使所述第一 X 射线定位根据 X 射线采集装置的几何配置在二维 X 射线图像上的投影和所述第二 X 射线定位之间的距离最小化。对 3D 超声数据集应用这种变换。最后，系统产生和显示双模态表示，在其中通过用超声数据或 X 射线数据或上述两者的结合影响双模态表示的点，将 2D X 射线图像和被变换的 3D 超声数据集结合。

这种变换的优点是补偿了在超声探头的定位中的误差。这些误差可能归因于可能发生在超声探头已定位在 X 射线采集系统的参考中之后的任何外部或内部移动，比如呼吸运动，或归因于在超声探头的定位的不精确，例如与其取向有关。因此使得医疗器械的周围环境中的 3D 超声和 2D X 射线数据的映射更精确。特别是，由双模态表示显示的医疗器械和壁组织之间的距离变得更准确和可靠，这对于引导医疗器械接触壁组织来说是很具有吸引力的。

在本发明的第一实施例中，医疗器械在 3D 超声数据集和 2D X 射线图像中的定位基于一个界标（landmark）的检测，该界标例如为通

常置于医疗器械的一个末端的尖端。这种定位使得能够定义用 2D X 射线图像映射 3D 超声数据集的平移。该第一实施例的优点是非常简单和易于实施。

在替换方案中，根据本发明的系统还包括用于检测医疗器械取向的装置，该取向由两个欧拉角限定。因此可以指定包括平移和两次旋转的变换。

在本发明的第二实施例中，医疗器械的第一和第二定位基于多个界标，这些界标例如被布置在医疗器械的不同位置上。优点在于可以定义包括平移和三次旋转的变换，这足以完全限定在 X 射线采集装置的参考中 3D 超声数据集的位移。因此，在医疗器械的周围环境中，超声和 X 射线数据的映射得到改善。

在本发明的第三实施例中，多个界标被布置在医疗器械和至少两个参考医疗器械上。优点在于两个参考医疗器械期望被固定。因此，相对于解剖结构，参考医疗器械的界标的任何位移可以有利地被认为是表示超声探头已经移动，更一般地被认为是表示用 2D X 射线图像映射 3D 超声数据集不再可靠。另一优点在于用于定位医疗器械的界标彼此距离更远。因此，该变换的定义更能防止定位的局部误差。因此，可以定义一种映射变换，其适用于医疗器械的更大周围环境并在更大区域上提高了双模态表示的精确度。

参考下文所述的实施例，本发明的这些和其它方面将更清楚。

### 附图说明

现在将参考附图以举例的方式更具体地描述本发明，其中：

- 图 1 是根据本发明的系统的示意图，

- 图 2 是当超声探头装备有源定位器时，在 X 射线参考内定位超声探头的装置的示意图，

- 图 3、4a 和 4b 是当超声探头装备有包括不透辐射标记(marker)的带子时，在 X 射线采集装置的参考内定位超声探头和 3D 超声数据集的装置的示意图，

- 图 5 是用于在 3D 超声数据集内提供医疗器械的第一定位的装置的示意图，

- 图 6 是用于提供医疗器械在 2D X 射线图像的参考中的投影的第

二定位的装置的示意图，

- 图 7 是当变换是平移时使用 2D X 射线图像映射 3D 超声数据集的映射装置的示意图，

- 图 8 是当多个界标位于医疗器械和两个参考器械上时，提供医疗器械在 3D 超声数据集内的第一定位的装置的示意图，

- 图 9 是根据本发明用于产生双模态表示的装置的示意图，

- 图 10 是当根据本发明的系统包括用于分割医疗器械周围的壁组织区域的装置时，用于产生双模态表示的装置的示意图，

- 图 11 是根据本发明的方法的功能图。

### 具体实施方式

本发明涉及一种医疗系统，该系统包括待在患者体内引导的医疗器械和用于可视化所述医疗器械的数据采集和处理装置。这种系统特别适用于在心脏腔室内引导导管，以便诊断和治疗心脏病，然而这种系统能被更普遍地用于在患者体内引导任何其它医疗器械，例如针。

图 1 的示意图显示了被安置在患者台 2 上的患者 1，该患者的用符号表示的心脏 3 依靠引入体内的导管 4 接受治疗。该系统包括用于采集患者身体的 2D X 射线图像的装置 5。所述 X 射线采集装置包括聚焦 X 射线源 6 和探测器 7。有利地，这些 X 射线采集装置 5 包括 C 形臂系统，如同通常在导管室中的情况一样。这种 C 形臂的优点是能够围绕患者身体作旋转运动，以便以已知的方向角产生患者的多个 2D X 射线图像。

根据本发明的系统还包括用于从超声探头 9 采集 3D 超声数据集的装置 8，该装置已经被放置在患者身体上并由诸如带子 10 或立体定向臂 (stereotactic arm) 的固定装置固定。应当注意，2D X 射线图像和 3D 超声数据集均被实时采集，这使得在医疗器械在患者体内引导时能实时观看它。

X 射线采集装置 5 包括在下文中被称为 X 射线参考的坐标参考  $(0, x, y, z)$ ，在该 X 射线参考中聚焦 X 射线源 6 和探测器 7 的几何配置是已知的。应当注意，X 射线参考  $(0, x, y, z)$  被固定在 X 射线采集装置的固定部分，而不被固定到 C 形臂上。因此，C 形臂的取向可以用所述的 X 射线参考表达。然而，X 射线采集装置的几何配置取决于 C 形



臂的具体位置。

根据本发明的系统还包括用于在 X 射线参考  $(0, x, y, z)$  内定位超声探头 9 的装置 11, 用于在超声采集装置的参考内提供导管 4 在 3D 超声数据集中的第一超声定位  $Loc_{1,US}$  的装置 12, 用于在 2D X 射线图像或探测器的参考内提供 2D X 射线图像中导管 4 的投影的第二 X 射线定位  $Loc_{2,XR}$  的装置 13, 用于将所述第一超声定位  $Loc_{1,US}$  转换成 X 射线参考内的医疗器械 4 的第一 X 射线定位的装置 14, 用于根据一变换使用所述 2D X 射线图像映射所述 3D 超声数据集中的装置 15, 其最小化所述第一 X 射线定位根据 X 射线采集装置的几何配置在 2D X 射线图像上的投影和所述第二 X 射线定位之间的距离。根据本发明的系统最后包括用于产生和显示导管 4 的双模态表示 BI 的装置 16, 在该双模态表示中将 2D X 射线图像和映射的 3D 超声数据结合。双模态图像 BI 显示在显示屏 17 上。

参考图 2, 探头定位装置 11 在第一方案中基于本领域普通技术人员已知的有源定位器 15, 其被布置在超声探头 9 上。所述的诸如 RF 线圈的有源定位器 18 用于将 RF 信号发射到在患者身体下面放置的并例如整合到手术台内的 RF 接收单元 19。RF 接收单元将接收的信号发射到用于测量超声探头 9 在已知的参考, 例如 X 射线参考  $(0, x, y, z)$  中的位置的测量装置 20。应当注意, 有源定位器 18 必须是二维的, 并以一种方式放置在超声探头 9 上, 该方式使得能够计算超声探头的位置和取向的准确测量。该第一方案的优点是提供超声探头 9 的准确定位。

在图 3 所示的探头定位装置 11 的第二方案中, 超声探头 9 用带子 10 围绕患者 1 的身体固定, 该带子具有至少 3 个非直线排列的互相依存的不透辐射标记  $M_1$ 、 $M_2$  和  $M_3$ 。例如带子 10 包括胶质玻璃板 21, 其中固定三个非直线排列的互相依存的不透辐射标记。

三个标记  $M_1$ 、 $M_2$  和  $M_3$  属于同一平面, 因此为了确定超声探头在 X 射线参考  $(0, x, y, z)$  中的位置, 需要以 C 形臂系统 5 的不同定向角  $\theta_1$  和  $\theta_2$  采集至少两个不同的 2D X 射线投影  $2DXR_1$  和  $2DXR_2$ 。然而, 由于三个标记是互相依存的, 而且是非直线排列的, 这意味着它们形成固定的 tetraedre, 本领域普通技术人员公知探头的位置由两个不同的 X 射线投影  $2DXR_1$  和  $2DXR_2$  完全确定。

参考图 4a 和 4b, 我们考虑探测器参考 ( $d_0, dx, dy$ )。对于本领域普通技术人员显而易见的是 6 个参数能够完全确定超声探头 9 在 X 射线参考 ( $0, x, y, z$ ) 中的位置, 这 6 个参数例如为三个标记  $M_1$ 、 $M_2$  和  $M_3$  在第一 2D X 射线图像  $2DXR_1$  中的投影  $P_1$ 、 $P_2$ 、 $P_3$  的坐标 ( $dx_1, dy_1$ )、( $dx_2, dy_2$ )、( $dx_3, dy_3$ ), 以及三个标记  $M_1$ 、 $M_2$  和  $M_3$  在第二 2D X 射线图像  $2DXR_2$  中的投影  $P'_1$ 、 $P'_2$ 、 $P'_3$  的坐标 ( $d'_x_1, d'_y_1$ )、( $d'_x_2, d'_y_2$ )、( $d'_x_3, d'_y_3$ ), 如果已知这两个 X 射线投影之间的方向角差。而且, 应当注意, 所定位的点  $P_1$ 、 $P_2$ 、 $P_3$  和  $P'_1$ 、 $P'_2$ 、 $P'_3$  遵守核线 (epipolar) 约束: 这意味着例如连接辐射源焦点和点  $P_1$  的线  $L_1$  在第二 X 射线图像  $2DXR_2$  中表现为投影线  $L'_1$ , 其包括  $P'_1$ 。第一个优点在于不必在整个图像内搜索  $P'_1$ , 而是仅在投影线  $L'_1$  上搜索。第二个优点是它提供了将点  $P_1$ 、 $P_2$ 、 $P_3$  和  $P'_1$ 、 $P'_2$ 、 $P'_3$  与正确标记  $M_1$ 、 $M_2$  和  $M_3$  相关联的方式。

不透辐射标记  $M_1$ 、 $M_2$  和  $M_3$  的优点在于以非常高的对比度出现在 2D X 射线投影中, 这使它们的定位容易并准确。这种定位可以手动或自动实现。在手动情况中, 用户可以在每个 2D X 射线投影中点击 (click on) 至少两个不透辐射标记。在自动情况中, 可以使用本领域普通技术人员众所周知的图像处理技术 (例如形态滤波器) 来检测不透辐射标记, 所述标记在 2D X 射线投影中显现为高对比度斑点。

应当注意在临床过程的手术前步骤中首先进行超声探头 9 的这种定位。事实上, 在本发明中, 由于 X 射线采集系统的大视野允许观看与临床过程有关的整个患者身体部分, 因此在临床过程期间不需先验地移动超声探头 9。然而, 由于患者的运动, 探头会发生不希望的运动。因此, 为了避免任何误差积累, 在临床过程期间必须定期重新进行探头定位。

一旦超声探头 9 已经定位于 X 射线参考 ( $0, x, y, z$ ) 中, 探头的取向就获知, 因此 3D 超声数据集 22 (也称为 3D 超声锥) 的方位就可以被推出。这通过转换装置实现, 该装置根据所述超声探头定位计算在 X 射线参考中所述 3D 超声数据集的点的位置。所述点在探测器上的投影也能被推出。

参考图 5, 第一定位装置 12 用于在超声采集装置的参考 ( $0', x', y', z'$ ) 内提供在 3D 超声数据集中医疗器械的第一定位  $Loc_{1,us}$ 。检测装置允许通过所检测的点 T 和法线方向  $\vec{N}$  自动限定切割平

面 30, 该法线方向对应 X 射线源 6 的已知取向 32。一个优点是, 由于产生了医疗器械的双模态表示, 切割平面 30 可以用于限定 3D 超声数据集内的感兴趣子体积并用于去除可能遮挡诸如医疗器械 4 的感兴趣结构的所有其它数据。这种预定的切割平面 30 也可以有利地旋转以在 3D 超声数据集内搜索一视角视图, 从该视图可以更有效地看到医疗器械。获得旋转后的切割平面。有利地, 所述视角被用于 C 形臂系统以便优化 2D X 射线图像。

参考图 6, 第二定位装置 13 用于根据 X 射线的几何配置在探测器参考 ( $d_0, dx, dy$ ) 内提供医疗器械在 2D X 射线图像中的投影的第二定位  $Loc_{2, XR}$ 。

参考图 7, 通过转换装置 14 将在所述超声采集装置的参考内的第一超声定位  $Loc_{1, US}$  转换为在 X 射线参考内的第一 X 射线定位  $Loc_{1, XR}$ 。

所述定位  $Loc_{1, XR}$  和  $Loc_{2, XR}$  还由用于限定变换  $Tr$  的映射装置 15 利用, 该映射装置用所述的 2D X 射线图像映射 3D 超声数据集。获得被映射的 3D 超声数据集。这种变换被定义成使第一 X 射线定位根据 X 射线几何配置在 2D X 射线图像上的投影和第二 X 射线定位之间的距离最小。

应当注意, 第一和第二 X 射线定位  $Loc_{1, XR}$ 、 $Loc_{2, XR}$  可以包括几个特征, 例如界标在 X 射线参考中的位置、医疗器械的取向或医疗器械 4 的形狀的任何其它特征。因此, 测量距离的方法可取决于用于定义第一和第二定位的特征。在使用一个界标的情况中, 欧几里德距离可以满足需要。在使用多个界标的情况中, 可以有利地使用本领域普通技术人员公知的距离函数。

还应当注意, 医疗器械的这些第一和第二定位  $Loc_{1, XR}$ 、 $Loc_{2, XR}$  在临床过程期间实时和连续地获得, 从而允许用基于医疗器械 4 的跟踪的 2D X 射线图像实时映射 3D 超声数据集。

医疗器械通常在其末端包括尖端 T。特别是, 电生理导管包括金属尖端, 该尖端可非常有效地产生回波 (is very echogen) 并在 3D 超声数据集中留下特殊记号。这种金属尖端还具有很强的不透辐射性。因此, 这种金属尖端在 3D 超声数据集和 2D X 射线图像中均表现高对比度并能有利地被认为是有价值界标。另外, 导管的尖端是小而细的片断。因此, 为了至少指明点界标和医疗器械的取向, 尖端的末端或

整个尖端被认为是点界标。

因此，根据本发明的检测装置包括本领域普通技术人员公知的图像处理技术，用于在相对均匀的背景中增强高对比度点状斑点或高对比度片断。

在图 5 和 6 示出的本发明的第一实施例中，定位装置 12、13 包括用于检测医疗器械 4 的尖端末端的装置。在下面，在 3D 超声数据集内尖端末端将被表示为 T，在 2D X 射线图像中尖端投影将被表示为  $T_P$ 。在 X 射线参考中的位置  $(x_{IT}, y_{IT}, z_{IT})$  检测尖端末端 T，在探测器参考  $(d_0, dx, dy)$  中的位置  $(dx_T, dy_T)$  检测尖端的投影  $T_P$ 。在本发明的第一实施例中，第一和第二定位  $Loc_{1, XR}$ 、 $Loc_{2, XR}$  基于由检测装置提供的唯一界标 T 和其投影  $T_P$  的各自的位置。

因此，通过已知第一和第二定位  $Loc_{1, XR}$ 、 $Loc_{2, XR}$ ，根据本发明的第一实施例的映射装置 15 能够定义一平移，以用于将第一 X 射线定位  $Loc_{1, XR}$  的投影 P ( $Loc_{1, XR}$ ) 和第二 X 射线定位  $Loc_{2, XR}$  之间的距离 D 最小化，如图 7 所示。这种由 X 射线采集装置的几何配置限定的投影 P ( $Loc_{1, XR}$ ) 属于穿过尖端末端 T 的投影线 37。本发明的该第一实施例的优点在于其非常简单。

由矢量  $\vec{Tr}$  指定由变换装置限定的平移，该矢量将尖端 T 连接到投影线 36。这证明了可以从该限定得到多个平移。优选地，所选的平移是将第一 X 射线定位  $Loc_{1, XR}$  的 3D 位移最小化的平移。这个特定的平移由矢量  $\vec{Tr}$  限定，该矢量垂直于投影线 36。

应当注意，由于 X 射线采集系统的锥形几何配置，矢量  $\vec{Tr}$  不必包括在切割平面 30 中。

在本发明的第一实施例的可选方案中，检测整个尖端，这使得可以确定由两个欧拉角确定的诸如尖端末端 T 的界标的位置和尖端的取向。有利地，可以得到包括平移和两个旋转的变换，并改进用 2D X 射线图像对 3D 超声数据集进行的映射。

在同样由图 5 所示的本发明的第二实施例中，医疗器械 4 的第一和第二定位基于多个（即至少三个）非直线排列界标 T、 $Lk_2$ 、 $Lk_3$  的检测，这些界标在医疗器械 4 上布置。该多个界标允许在 3D 超声数据集内限定第二切割平面 33 和第二法线  $\vec{N}$ ，这可以有利地用于将 X 射线源 6 再定向以便相对于所检测的医疗器械 4 的位置优化 X 射线采集。本发

明的第二实施例的优点是它允许定义具有 6 个自由度（即一个平移和三个角）的变换。这种变换完全确定 3D 超声数据集在 X 射线参考中的位移。因此，可以更精确地用 2D X 射线图像映射 3D 超声数据集。

在图 8 示例的本发明的第三实施例中，多个界标分布在医疗器械 4 和至少两个参考医疗器械 40、41 上。所述参考医疗器械 40、41 在整个临床过程期间均固定在患者体内，并且分别包括可有效产生回波且不透辐射的尖端  $T_2$ 、 $T_3$ 。它们也可以包括除  $T$ 、 $T_2$ 、 $T_3$  之外的其它界标，这些界标可以允许例如确定尖端取向  $\bar{O}_1$ 、 $\bar{O}_2$ 、 $\bar{O}_3$ 。

本发明的第三实施例的第一优点是用于定位医疗器械的标记彼此距离更远。因此，变换的定义更能防止定位的局部误差。事实上，一个或两个像素的误差不会在医疗器械附近产生影响，但是能在 3D 超声数据集的更远区域中产生显著影响。

使用位于参考医疗器械上的界标的第二个优点是，与医疗器械 4 不同，它们相对于解剖结构被固定。因此，参考医疗器械的界标相对于解剖结构的任何位移都可以有利地被认为是表示超声探头已经移动，并且更一般地认为是表示用 2D X 射线图像对 3D 超声数据集进行的映射不再可靠和准确。尤其是，如果参考医疗器械的界标中的一个在时间  $t$  在双模态表示 BI 内不再可见，那么应当重复整个运转过程，也就是说应当在 X 射线参考内进行超声探头的新的定位。然而，如果在时间  $t$  没有任何界标消失，而仅是在时间  $t_0$  相对其定位被移动，那么在时间  $t$  和  $t_0$  之间的 3D 超声数据集的运动补偿应当就足够了。

应当注意，对于所有前述本发明的实施例，变换优选选择成使得它将第一 X 射线定位  $Loc_{1, XR}$  的 3D 位移最小化。一个优点是，这种用于对 3D 超声数据集和 2D X 射线图像的先前映射进行小校正的变换，确保了第一 X 射线定位的界标将仍与医疗器械的第二 X 射线定位的正确界标相关。

根据本发明的产生和显示装置 16 用于产生医疗器械 4 的双模态表示 BI，其中结合了来自 2D X 射线图像 2DXR 和变换后的 3D 超声数据集的信息。

优选地，这种结合是 X 射线驱动的，这意味着其基于 2D X 射线图像 40 进行，如图 9 所示。

有利的是，从在时间  $t$  采集的 3D 超声数据集 21 提取 2D 超声视图

41, 该视图对应于包括至少部分医疗器械 4 的先前限定的切割平面 30、33 之一中包含的超声信息。

可以根据对由探头定位装置 11 提供的超声探头 9 在 X 射线参考  $(0, x, y, z)$  内的定位的了解, 计算 2D 超声视图 41 内包含的点和 2D X 射线图像 40 内包含的点之间的对应关系。

双模态投影例如形成为使得在 2D 超声视图 41 中具有对应点的 2D X 射线投影 40 的所有点的强度值被替换。一个优点在于所获得的双模态投影 45 使周围组织的可视性均有改善。

本领域普通技术人员公知, 由 X 射线源 6 在探测器 7 上给出的医疗器械的投影具有高质量且受益于高分辨率 and 对比度。根据医疗器械在 X 射线参考  $(0, x, y, z)$  中的位置能够获得在 2D X 射线投影 40 内, 也就是在探测器参考  $(d0, dx, dy)$  中, 医疗器械 4 的投影的位置, 通过超声定位装置 12 由医疗器械在 3D 超声数据集内的定位给出所述的医疗器械在 X 射线参考中的位置。该位置例如是对应 2D 超声视图 41 内的点集 42 的 X 射线投影的点集 43。

有利地, 属于所检测的医疗器械的 2D X 射线投影 40 的点的强度值不被对应的超声强度值替换。一个优点是保持由 X 射线采集装置提供的良好的医疗器械可视性和分辨率。

在图 10 所示的替换方案中, 根据本发明的系统还包括用于分割壁组织区域 (例如在医疗器械 4 附近的心内壁 44) 的装置。这可以通过本领域普通技术人员公知的图像处理技术, 例如强度值阈值处理 (thresholding) 来实现, 这是由于诸如心肌的壁组织在超声图像中比血液更亮。

另一可能是使用活动轮廓技术 (也称为“蛇行 (snake)”技术)。这种本领域普通技术人员公知的技术首先限定一初始轮廓, 其次使所述的初始轮廓在内力和外力的作用下展开。获得一最终轮廓 46。然后将位于轮廓 46 内的点与位于该轮廓外部的点区分开, 并仅用 2D 超声视图 41 的相应点替换 2D X 射线投影 40 的外部点。该第二实施例的优点受益于医疗器械 4 的更大邻近范围内的 X 射线信息。

在本发明的另一替换方案中, 使用本领域普通技术人员公知的阿尔发 (alpha) 混合技术, 将 X 射线投影的点的 X 射线强度值与 3D 超声数据集的相应点的超声强度值结合。一个优点是该替换方案易于实

施。

应当注意，产生装置 16 可以基于 3D 超声数据集逆向地产生双模态表示，并用超声信息代替 X 射线信息。然而，由于在这种情况下，双模态表示的图像场被减小到 3D 超声采集装置之一，因此这种逆向操作是不合意的。

应当注意，根据本发明的系统在电生理过程方面特别令人关注，其用于为诊断心脏疾病产生心脏腔室壁的电活动图或用于烧灼已被诊断为病态的壁组织的区域。事实上，根据本发明的系统既提供了在其中医疗器械、骨结构和周围壁组织同时可见的介入的大视野实时显示，又提供了医疗器械的实时定位，从而可以产生电活动图而不需另外的操作。

本发明还涉及一种在患者体内引导医疗器械 4 的方法。参考图 11，该方法包括如下步骤：

- 采集 60 至少一幅二维 X 射线图像，所述二维 X 射线图像包括所述医疗器械根据所述 X 射线采集系统的几何配置的投影，

- 使用所述的超声探头 9 采集 61 所述医疗器械 4 的三维超声数据集，

- 在所述 X 射线采集系统的参考  $(0, x, y, z)$  中定位 62 所述超声探头，

- 提供 63 所述医疗器械 4 在所述 3D 超声采集装置的参考  $(0', x', y', z')$  内的第一定位  $Loc_{1,US}$ ，

- 将在所述 3D 超声数据集的参考内的所述第一定位  $Loc_{1,US}$  转换 65 成在所述 X 射线采集系统的参考内的第一转换定位  $Loc_{1,XR}$ ，

- 提供 64 医疗器械在所述二维 X 射线图像中的所述投影在所述 2D X 射线图像的参考  $(d0, dx, dy)$  内的第二定位  $Loc_{2,XR}$ ，

- 根据一变换用所述二维 X 射线图像映射 66 所述三维超声数据集，该变换使所述第一 X 射线定位根据所述 X 射线采集装置的几何配置在所述二维 X 射线图像上的投影和所述第二定位之间的距离最小化，

- 产生并显示 67 所述医疗器械 4 的双模态表示，在其中组合了 2D X 射线图像和所述被映射的 3D 超声数据集。

上文中的附图和它们的描述是示例性的而不是限制本发明。显然

存在落入后附权利要求范围内的多种替换方式。在这方面，写出下面的结束语：依靠硬件或软件或两者，存在多种实现功能的方式。在这方面，附图是极其概略的，每幅图仅表现了本发明的一个可能的实施例。因而，虽然附图将不同的功能显示为不同的块，这并不意味着排除一个硬件或软件执行若干功能，或由硬件或软件，或上述两者的组件执行一个功能。

权利要求中的任何参考标记不应理解为限制权利要求。动词“包括”的使用不排除除权利要求中所述之外的元件或步骤的存在。在元件或步骤前使用冠词“一”不排除存在多个该元件或步骤。



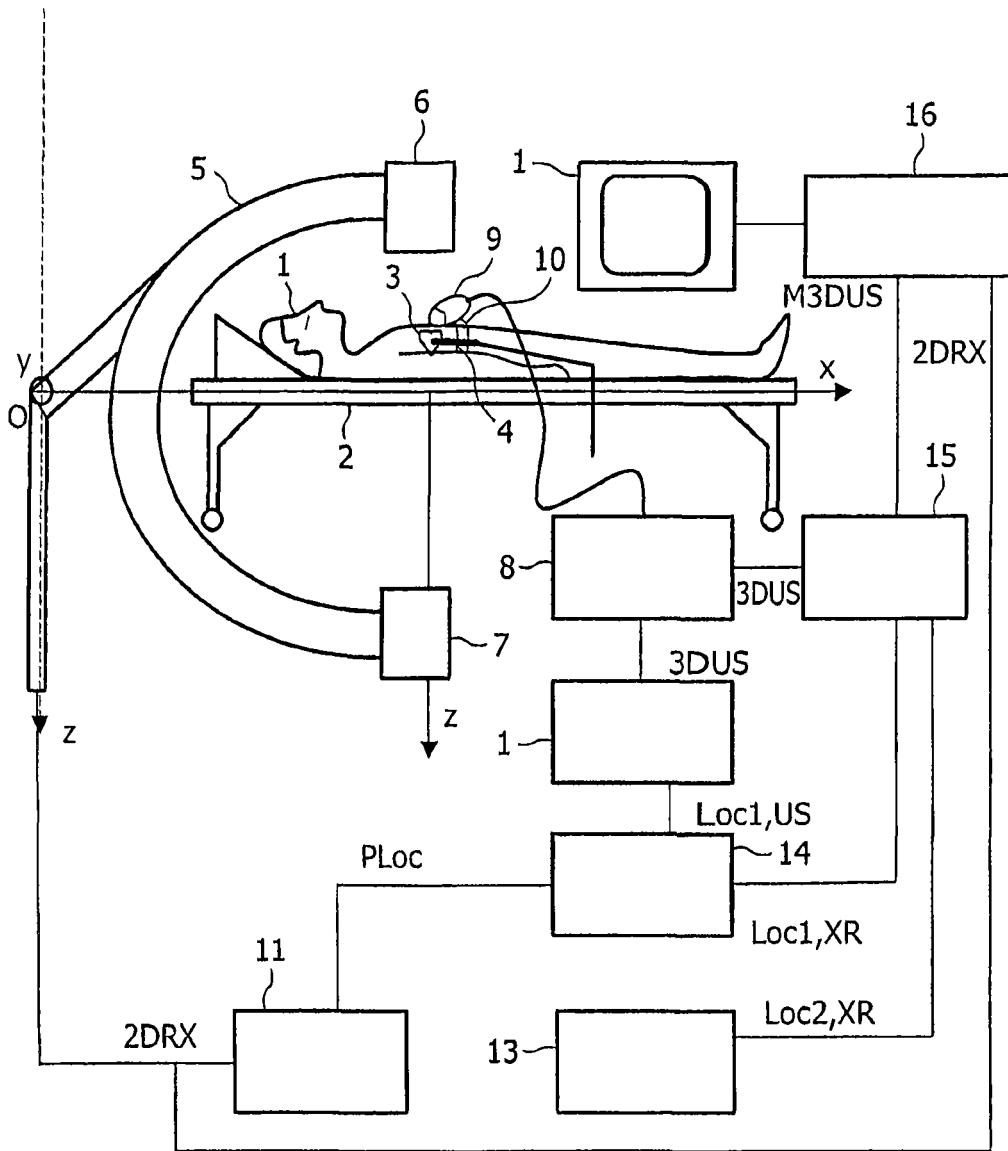


图 1

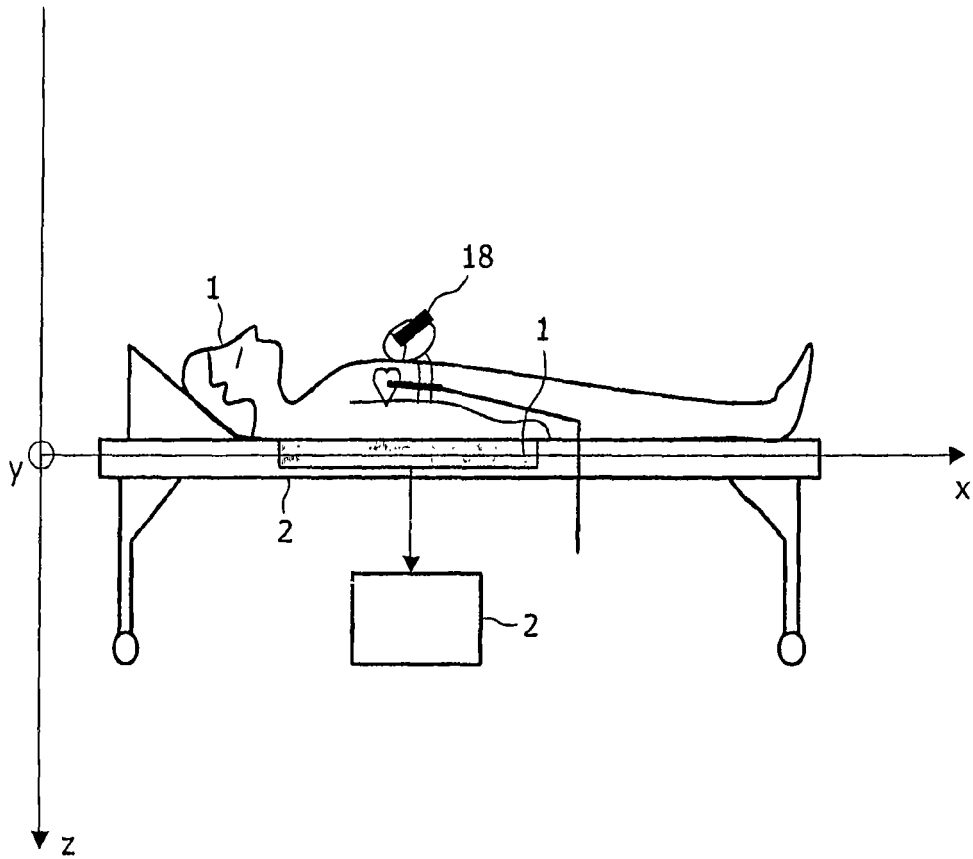


图 2

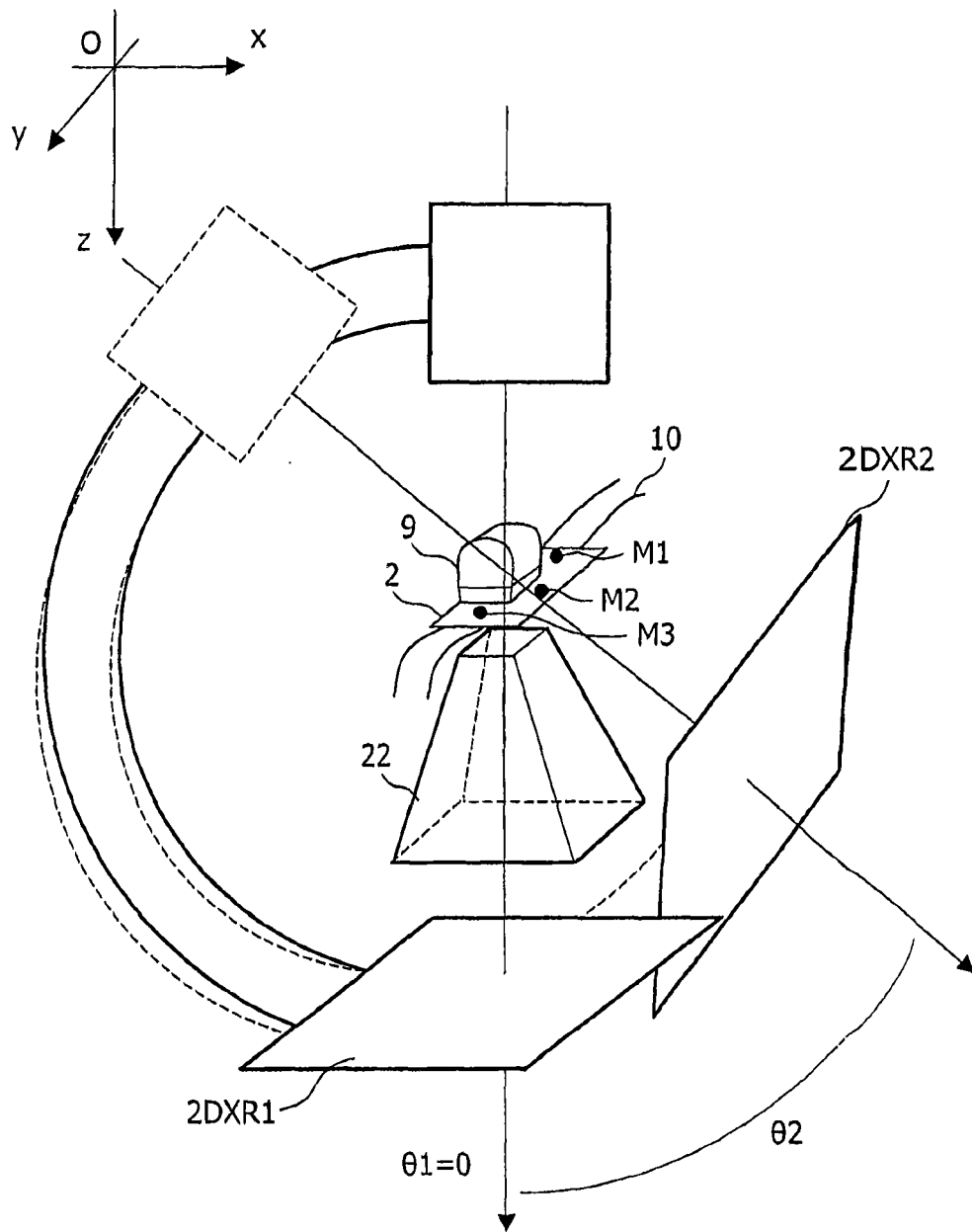


图 3

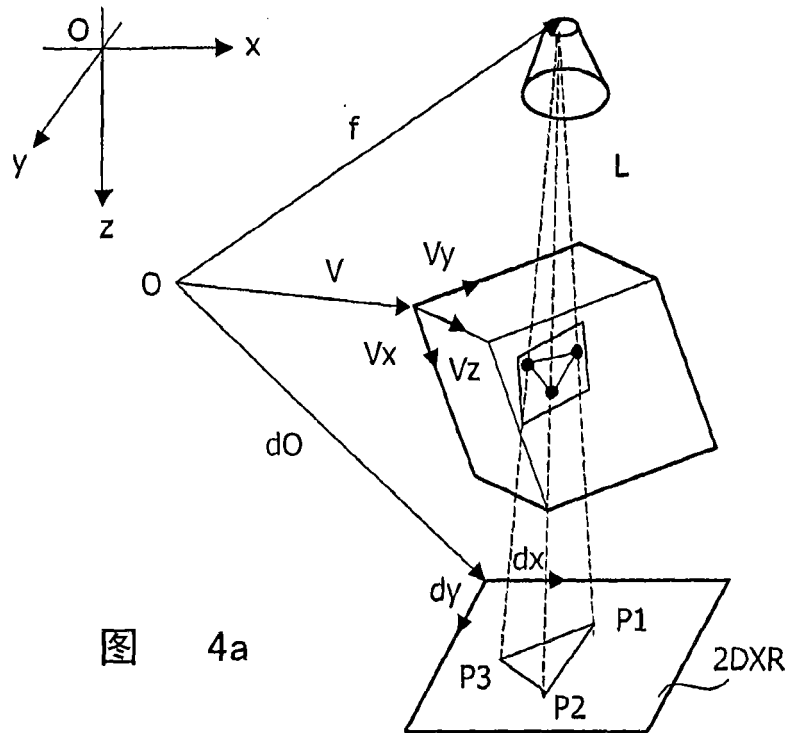


图 4a

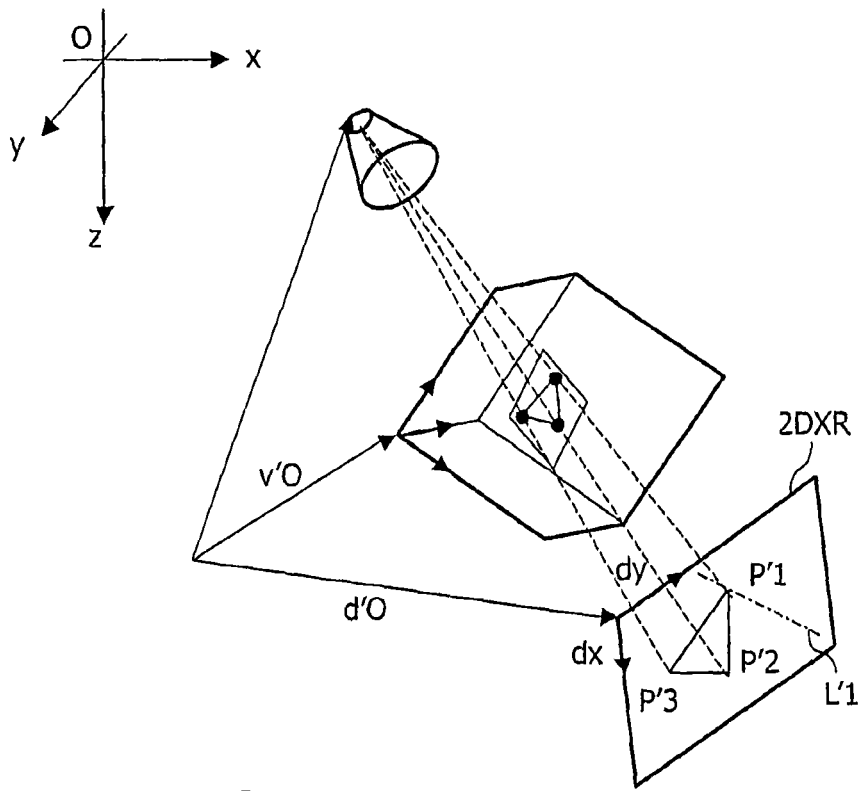


图 4b

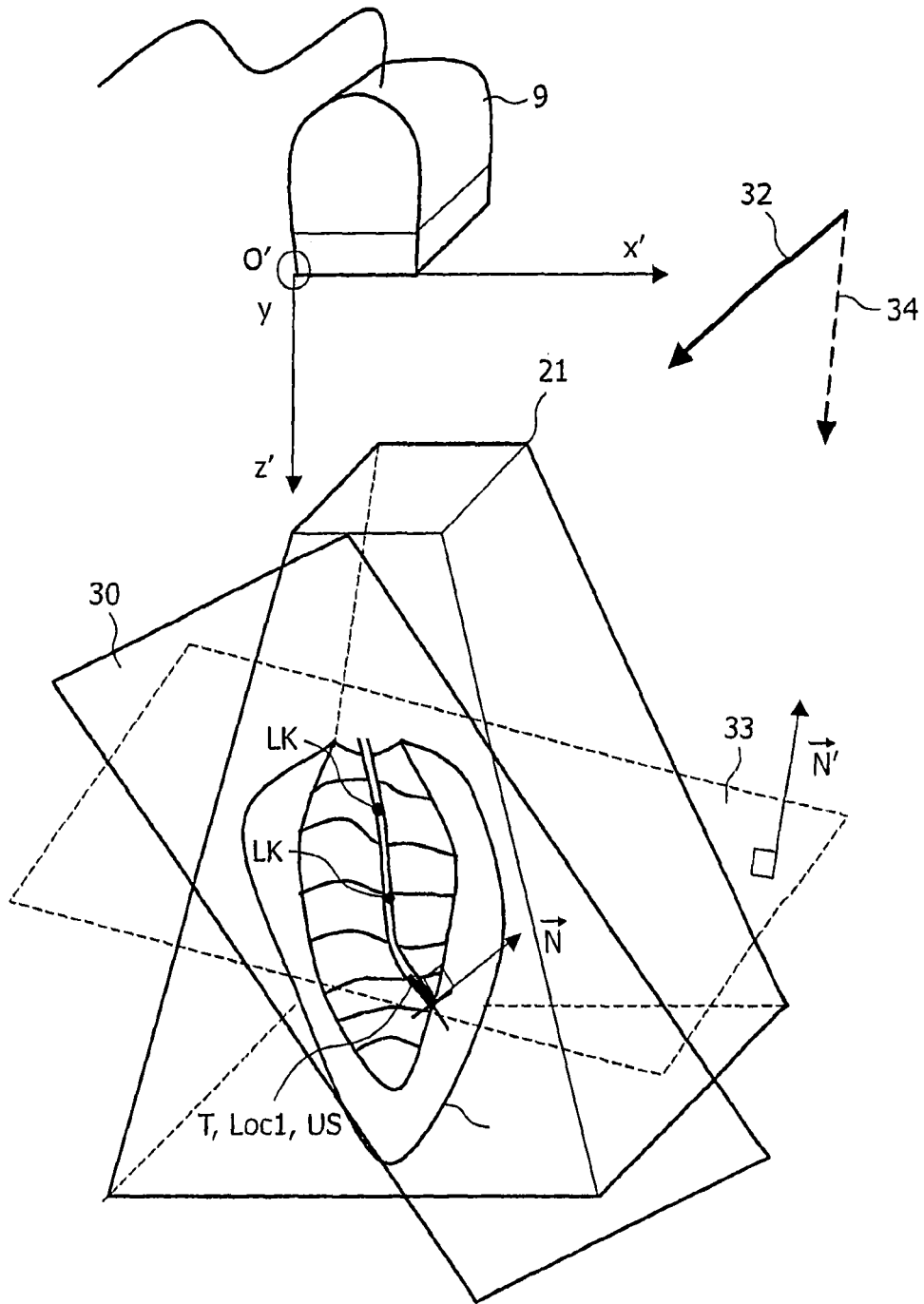


图 5

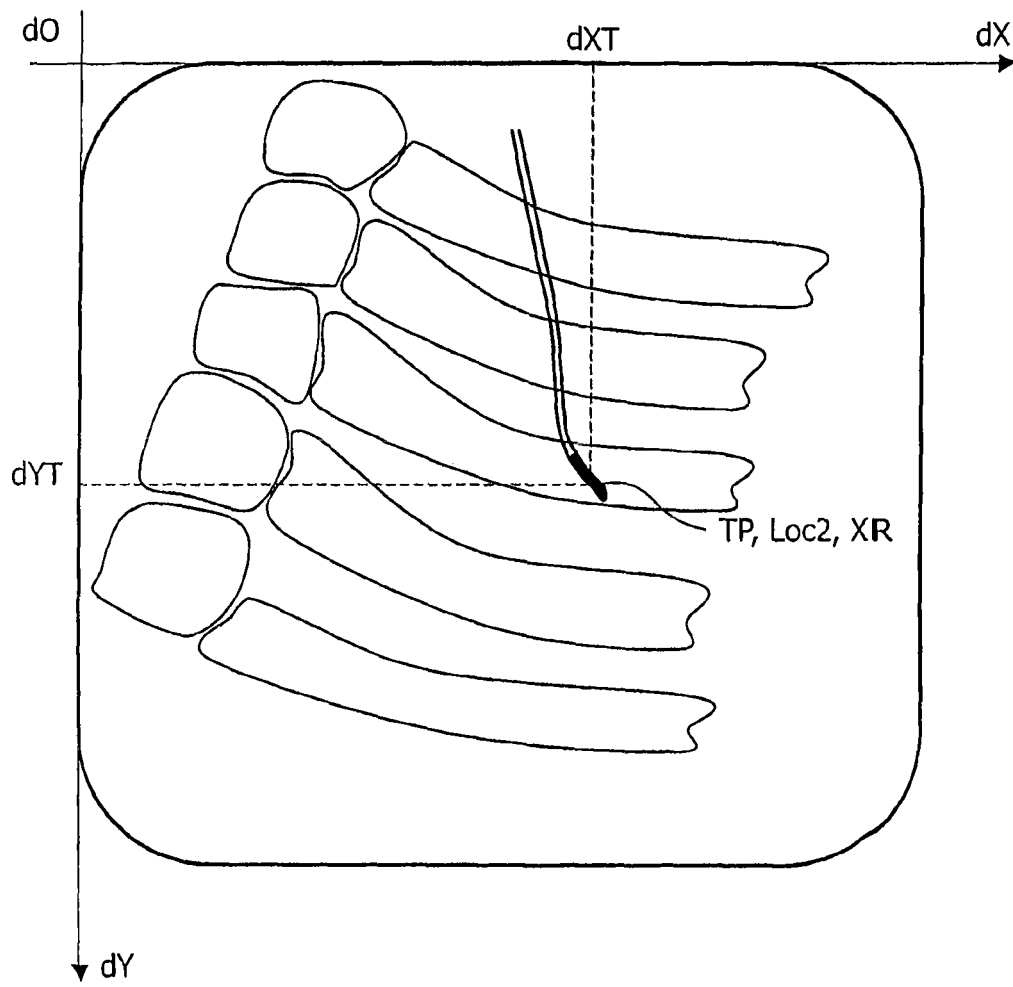


图 6

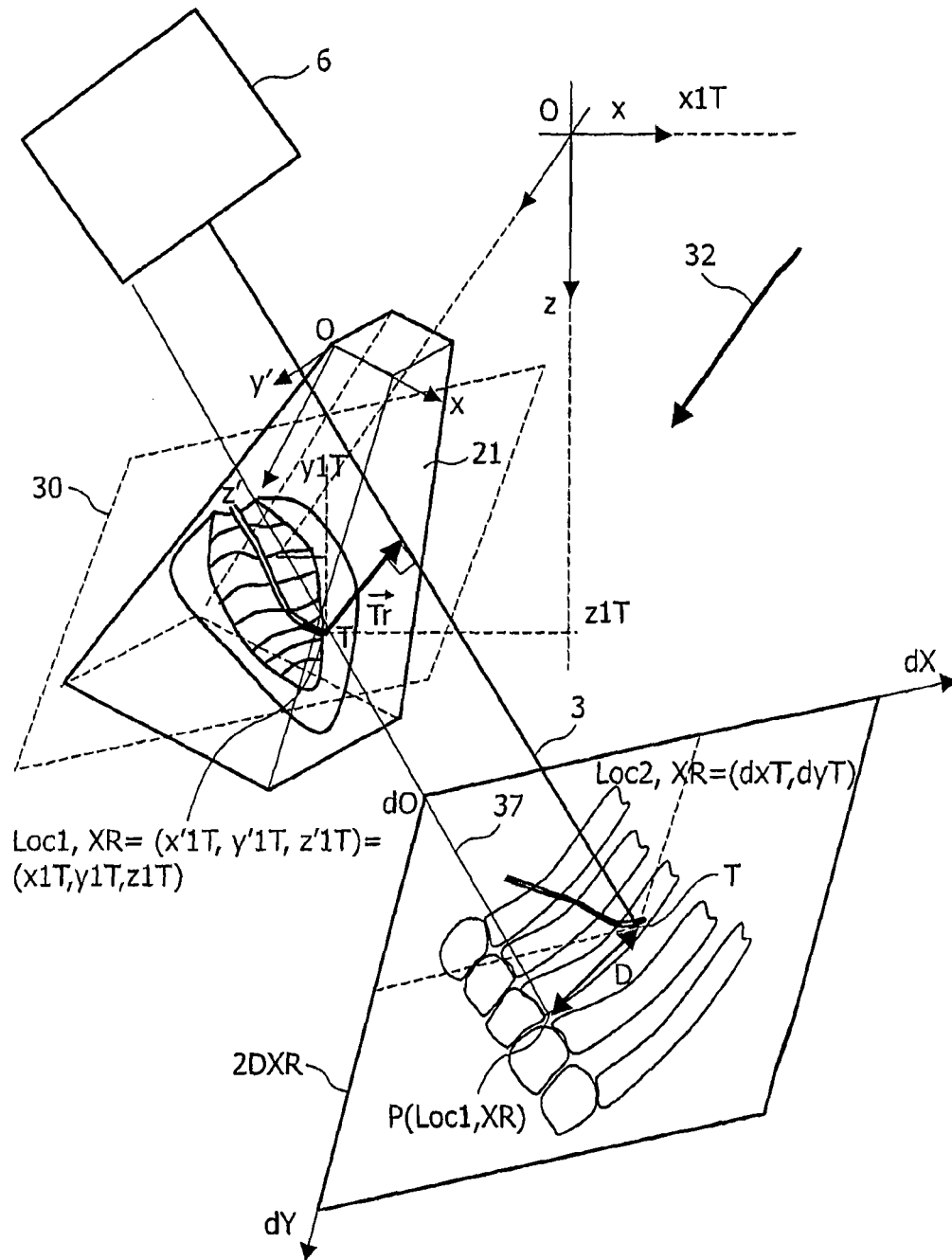


图 7

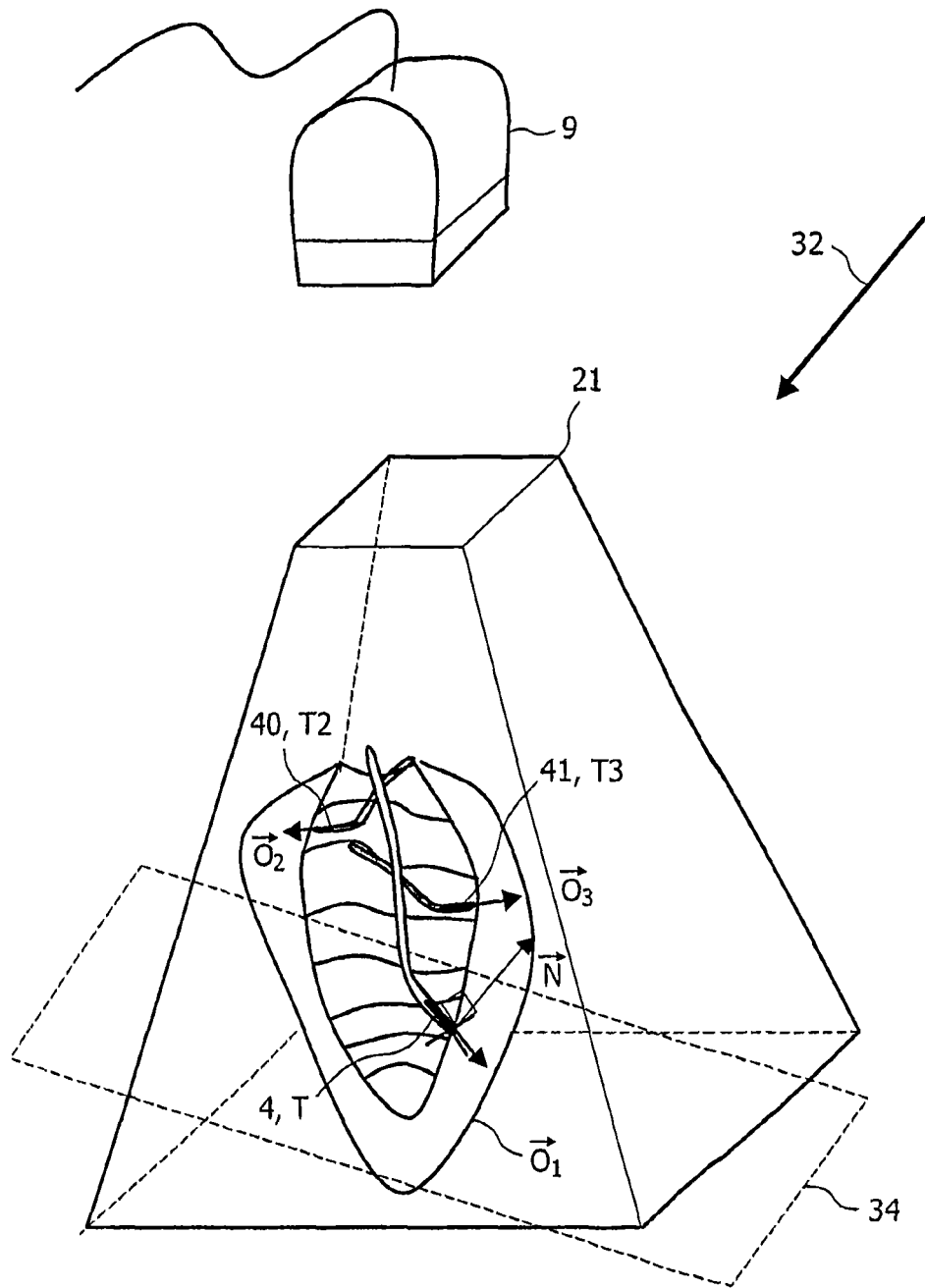


图 8



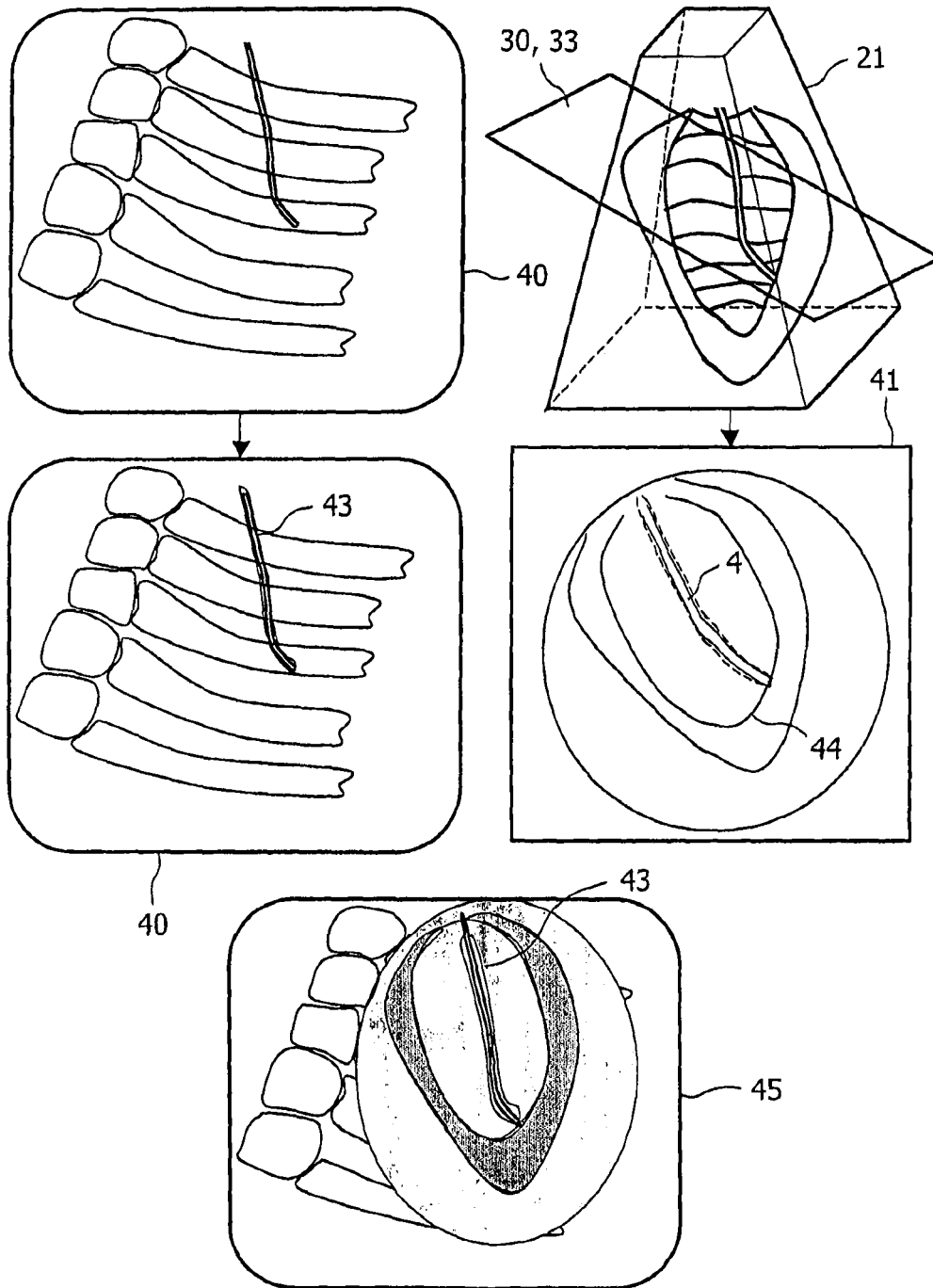


图 9

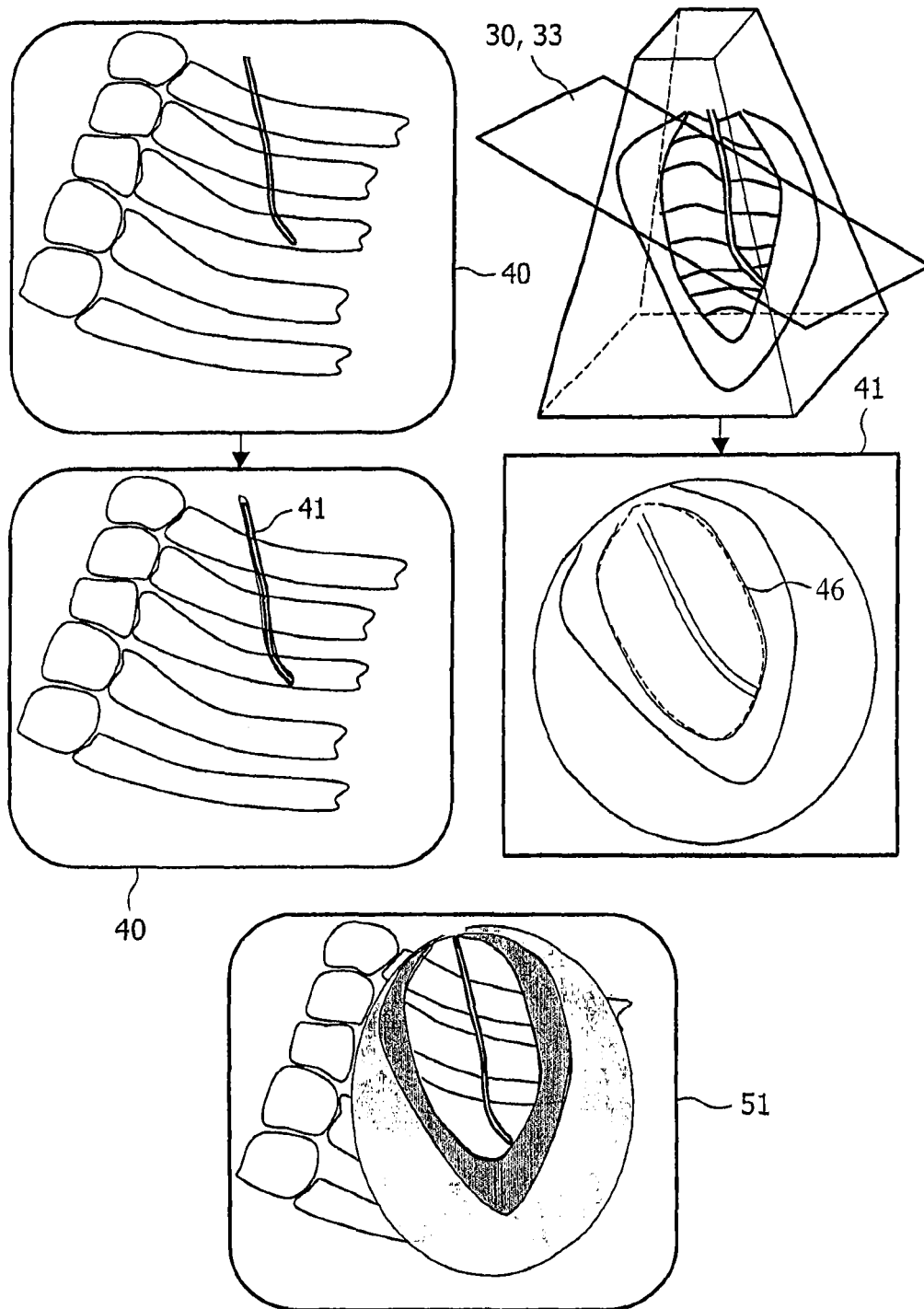


图 10

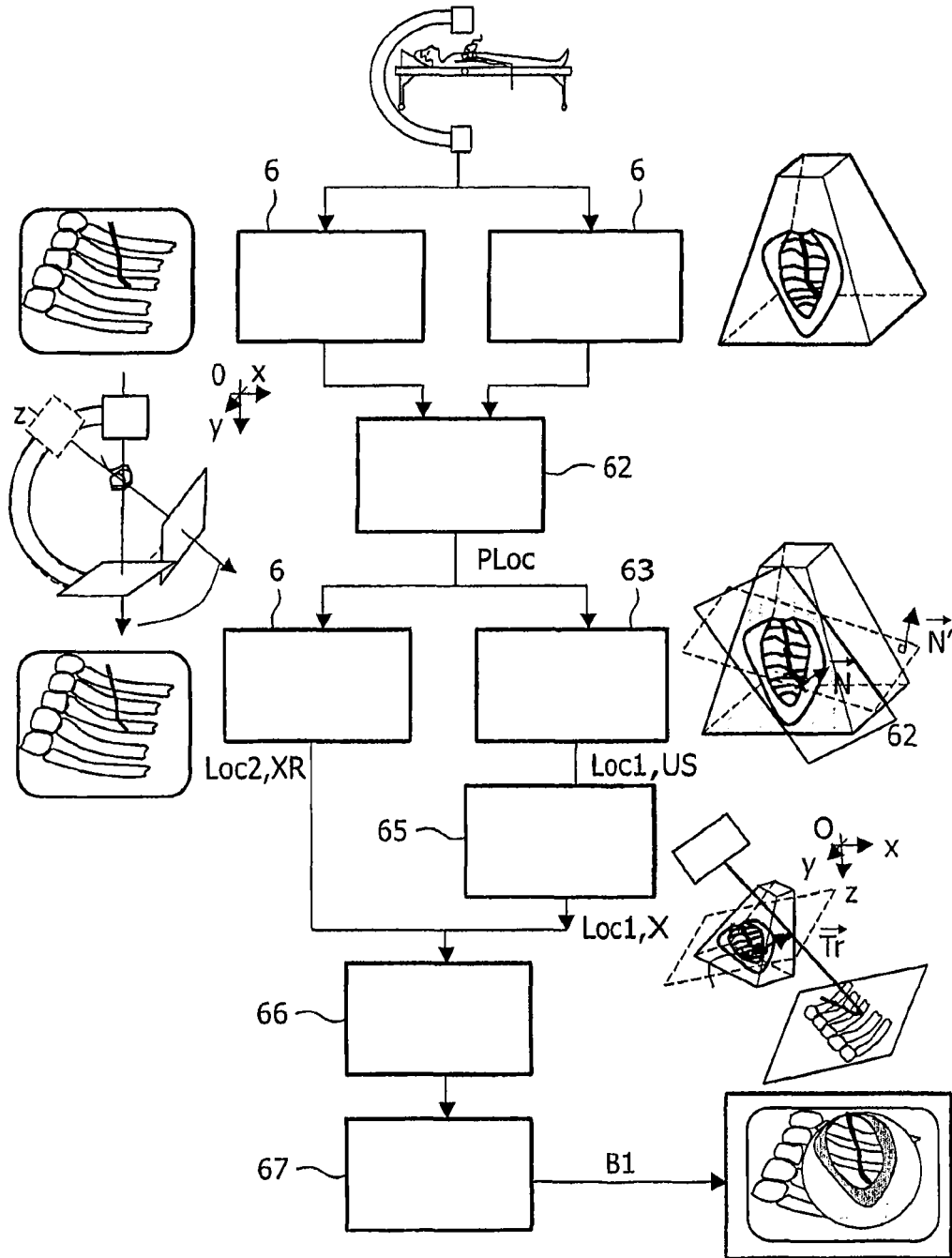


图 11

专利名称(译)	用于在患者体内引导医疗器械的系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN1925793A</a>	公开(公告)日	2007-03-07
申请号	CN200580006884.0	申请日	2005-02-24
[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	O·格拉尔 R·弗洛伦特		
发明人	O·格拉尔 R·弗洛伦特		
IPC分类号	A61B8/08 A61B6/12 A61B19/00		
CPC分类号	A61B2019/5289 A61B6/5247 A61B2019/5276 A61B8/4245 A61B2019/5238 A61B6/12 A61B8/5238 A61B8/0833 A61B2090/364 A61B2090/376 A61B2090/378		
代理人(译)	张雪梅		
优先权	2004300119 2004-03-05 EP		
其他公开文献	CN100591282C		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明提供一种医疗系统，其包括将在患者体内引导的医疗器械(4)，用于采集3D超声数据集的超声探头(9)和用于采集2D X射线图像的X射线采集装置(5)，用于在所述X射线采集装置的参考内定位所述超声探头的装置，用于提供所述医疗器械在超声采集装置的参考内的第一定位的装置，用于将所述第一超声定位转换成所述X射线采集装置的参考内的第一X射线定位的装置，用于提供所述医疗器械的投影在二维X射线图像中的第二X射线定位的装置，用于根据一变换用所述2D X射线图像映射所述3D超声数据集的装置，该变换使所述第一X射线定位在所述2D X射线图像上的投影和所述第二X射线定位之间的距离最小化。

