



## (12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 1720004 B

(45) 授权公告日 2012.02.08

(21) 申请号 200380105112.3

G06T 17/00(2006.01)

(22) 申请日 2003.11.27

(56) 对比文件

(30) 优先权数据

02102682.8 2002.12.04 EP

US 2002/0077546 A1, 2002.06.20, 说明书第 20—23、28—29、37 段。

CN 1205868 A, 1999.01.27, 全文。

US 6083167 A, 2000.07.04, 全文。

(85) PCT 申请进入国家阶段日

2005.06.03

审查员 彭燕

(86) PCT 申请的申请数据

PCT/IB2003/005442 2003.11.27

(87) PCT 申请的公布数据

W02004/051579 EN 2004.06.17

(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 J·维塞

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 王岳 王忠忠

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006.01)

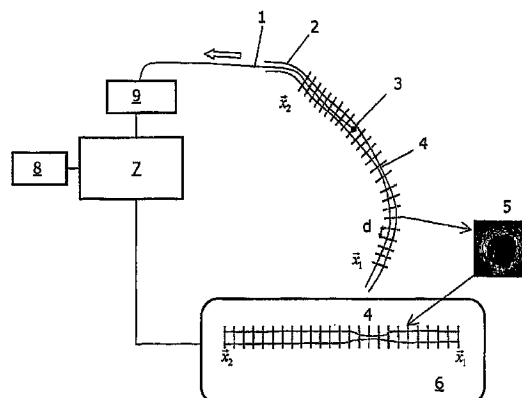
权利要求书 1 页 说明书 5 页 附图 1 页

### (54) 发明名称

辅助脉管中导管的导航的设备和方法

### (57) 摘要

本发明涉及脉管(2)中导管(1)的辅助导航。在血管内超声(IVUS)探头(3)的帮助下,首先获得感兴趣的脉管部分的横截面图像的序列,并作为脉管的路线图保存下来。然后,在 IVUS 探头(3)当前位置获得的横截面图像(10)能够被排序插入到路线图中最适合它的位置上。探头的模型(3')和连接到探头上的仪器(例如,支架(11))的模型(11')能够在显示器(6)上在路线图的相应位置上显示。



1. 一种在脉管 (2) 中辅助导航的设备, 包括

a) 用于采集局部图像 (5, 10) 的传感器探头 (3), 上述局部图像描述了在特定局部图像形成处的脉管 (2) 特征, 上述传感器探头 (3) 能够沿脉管 (2) 移动,

b) 用于保存局部图像 (5) 序列的存储器 (8), 该局部图像序列在传感器探头 (3) 沿脉管 (2) 运动的过程中被获取,

c) 数据处理单元 (7), 该数据处理单元被安排用于将脉管 (2) 的追加局部图像 (10) 排序插入到在存储器 (8) 中保存的序列中。

2. 根据权利要求 1 的设备, 其特征在于传感器探头实现为血管内超声系统 (3) 或执行光学相干断层成像的装置。

3. 根据权利要求 1 的设备, 其特征在于该设备具有以规定速度沿脉管 (2) 移动传感器探头 (3) 的装置 (9)。

4. 根据权利要求 1 的设备, 其特征在于该设备包括用于显示存储的局部图像 (5) 序列的显示装置 (6), 以及

所述数据处理单元 (7) 设置成用于在显示装置 (6) 上指示传感器探头 (3) 的位置和 / 或仪器 (11) 的位置, 上述仪器 (11) 位于相对于传感器探头 (3) 为已知的位置上。

## 辅助脉管中导管的导航的设备和方法

[0001] 本发明涉及一种例如辅助在脉管中导管的导航的设备和方法。

[0002] 在血管内医疗操作中,导管末端所携带的仪器从脉管系统中便于从外部进入的位置,沿着脉管路径被送入到操作部位。然后,借助位于操作部分的仪器,执行期望的诊断或治疗步骤。例如,支架(stent)可以被放置在动脉或冠状血管的狭窄处,以扩大血管中的狭窄处。为了成功实现这种操作,能够在脉管中可靠地导航仪器并且能够在正确的目标位置执行期望操作是至关重要的。为了帮助导航导管,通常是借助X线荧光透视法观察操作,上述X线荧光透视法通过注射造影剂获得脉管的清晰显示。但是,由于考虑到患者的应激反应,能够被注射的造影剂的剂量受到了限制,而且在没有造影剂的情况下,很难或者基本不可能在X线图像中看到脉管。另一个缺陷是患者暴露在X线成像涉及的辐射下,并且它所描述的区域被限制在有血液流动的区域。另一方面,脉管壁、脉管壁上的沉积物以及周围组织没有被非常精确地成像。

[0003] 为了改善复杂形状脉管的3维显示,美国专利6148095提出从两个方向获取血管造影投影图像,以便和血管内超声(IVUS)图像结合。这种方法十分昂贵且复杂,而且为了确定导管的当前位置,这种方法需要使用X线图像,这就使患者相应暴露在X线辐射下。

[0004] 与上述背景技术相反,本发明的一个目的是提供一种在脉管中辅助导航的设备和方法,这种设备和方法不但能够减小由检查引起的应激反应和放射线暴露,而且允许仪器(例如导管末端)被更精确地定位。

[0005] 这种目的通过具备权利要求1所述特征的设备和具备权利要求5所述特征的方法得以实现。有利的实施方案包含在附属权利要求中。

[0006] 根据本发明的设备用于在脉管中辅助导航。在这种情况下,“脉管”主要是指生物体中的血管。但是,本发明并不限于此,原则上本发明能够被应用到脉管或具有更一般意义的管道(例如,诸如在机器结构中的管道或通道)的导航中。该设备包括下列元件:

[0007] a) 用于采集局部图像的传感器探头,该局部图像描述形成特定局部图像处的脉管特征,该探头能够沿该脉管移动。在这一点上,可以广义地理解术语“图像”,图像可以包含反映脉管局部特有属性的所有类型的测量数据(例如,脉管中的局部电阻)。在下文中,结合本发明的优选实施方案对局部图像的实例进行了说明。

[0008] b) 用于保存局部图像序列的存储器,这些局部图像在上述传感器探头沿脉管运动的过程中被获取。该序列的图形表示也被称为脉管的“路线图(roadmap)”。

[0009] c) 数据处理单元,该处理单元将(至少)一个追加脉管局部图像经排序插入到在步骤b)中被保存到存储器中的局部图像序列中。在这种情况下,优选地通过上述传感器探头获取追加局部图像,因此追加局部图像和序列中已存储的局部图像的类型相同。但是,也可以通过其他装置或其他方式获取追加局部图像。

[0010] 使用上述设备及其传感器探头,就有可能在脉管中导航。为了实现这个目的,首先在步骤a)和b)中获得部分脉管的路线图,并保存起来。然后,在接下来的移动传感器探头或其他仪器以获得局部图像的过程中,在当前到达点获得的“追加”局部图像能够被分配给存储器中保存的路线图上的一个点,也就是能够在路线图上识别传感器探头或仪器的位

置。

[0011] 传感器探头优选是血管内超声系统 (IVUS)。脉管的横截面图像 (与脉管轴线垂直的图像) 能够用 IVUS 获得, 其横截面图像能够显示成像点处脉管的特有属性 (管腔形状和直径, 脉管壁厚度, 脉管壁上的沉积物, 周围组织等)。通常, 这些属性沿脉管连续变化, 因而它们适于识别或确定沿脉管延伸的路径的位置参数。IVUS 的另一个优点是在患者没有经受放射线辐射的情况下, 能够被用于获得图像。而且, 由 IVUS 产生的横截面图像适于直接识别和检查脉管缩窄 (狭窄)。因此, IVUS 至少已经被用于通过导管执行的许多检查中。

[0012] 一种用于执行光学相干断层成像 (OCT) 的系统也提供了一种传感器探头的合适类型, 因为这种 OCT 执行系统的优点和 IVUS 的优点相似。

[0013] 在本发明的另一个改进中, 本发明具有按规定 (优选恒定) 速度沿脉管移动传感器探头的装置。这种装置能够被用于按照规定方式移动传感器探头, 同时由传感器探头形成被保存到存储器中的局部图像序列。传感器探头的移动速度已知, 那么根据移动速度就能够在任意时刻确定传感器探头经过的距离, 并且能够在脉管的直线路线图上沿直线刻度表示。在存储序列中的局部图像被形成的时间已知, 然后使用这种知识将序列中的每一个局部图像分配给直线路线图上的相关点。设备用户按这种方式获得的是沿脉管延伸的沿路状态一维的、将真实状态用刻度 (true-to-scale) 再现。

[0014] 本发明另一个改进的特征在于该设备包括用于显示局部图像存储序列 (也就是脉管“路线图”) 的显示器。数据处理单元也被用于在显示器上按路线图形式显示传感器探头的当前位置和 / 或仪器的当前位置, 上述仪器位于相对于传感器已知的位置上。在使用导管的检查中使用上述设备时, 例如, 可以先形成感兴趣的脉管部分的局部图像序列, 并在显示器上显示该图像序列。然后, 在后续诊断或治疗处理期间, 能够从传感器探头的位置确定与传感器探头连接的导管 (或者更确切地说, 是导管末端或导线) 的位置, 并将该位置显示在显示器上以便医生执行处理。

[0015] 本发明进一步涉及用于控制在脉管 (上文解释了脉管的含义) 中辅助导航的设备的操作的方法, 该方法使所述设备适于:

[0016] a) 沿脉管移动传感器探头用于形成局部图像 (图像的含义在上文已经做出了解释), 局部图像描述了在精确局部图像形成处的脉管特征。

[0017] b) 在步骤 a) 中的传感器探头的运动期间, 产生并保存由传感器探头获得的局部图像序列。

[0018] c) 将 (至少) 一个追加脉管局部图像经排序插入到在步骤 b) 中保存的图像序列中, 上述局部图像优选通过传感器探头获取的图像。

[0019] 使用上述设备, 这种类型的方法能够被执行, 在这种情况下借助脉管路线图, 这里描述的简单、准确、低应激反应导航的优点可以被获得。

[0020] 原则上讲, 适合作为局部图像的是各种测量数据或测量数据集, 这些测量数据或数据集包含脉管中某一点的特有属性, 并且优选沿脉管 (连续) 变化的属性, 因此使它们适于识别 / 提供血管中的位置参数。在这一点上, 尤其优选的是将血管内超声图像用作脉管的局部图像。一方面对患者仅施加最小应激反应就能够获得这些图像, 另一方面这些图像提供了关于脉管狭窄的有用信息。因此, 血管内超声图像已经至少被用在通过导管执行的许多检查中。

[0021] 在方法的步骤 a) 中优选地以规定（优选恒定）速度移动传感器探头，同时在步骤 b) 中以规定（优选恒定）速率生成运动期间的局部图像。然后，确定构成序列的局部图像的位置并将其显示，以便按比例绘制脉管的一维、直线路线图。例如，如果运动按恒定速度进行并且局部图像的生成也按恒定速率进行，那么构成序列的局部图像在路线图上彼此间距离相等。

[0022] 在步骤 c) 中追加局部图像经过排序被插入到先前保存的局部图像序列中，有多种可能的方式可以用于实现这种在步骤 c) 中执行的操作。优选地，通过以相似比为基础在所述序列中选择相关局部图像，通过将追加局部图像分配给图像序列中的单个局部图像，或图像序列中两个相邻的局部图像，执行排序。借助相似比，追加局部图像和构成序列的局部图像（或这些图像中的一些）之间的相似性被量化。例如，序列中最相似的局部图像，也就是相似比数值最大的局部图像，被分配给追加局部图像。在这种情况下，和序列有关的最大值可以是全局最大值（序列中的所有图像，被分配的图像是和追加图像具有最大相似度的一个图像）或局部最大值（仅是序列的一部分，被分配的图像是和追加图像具有最大相似度的一个图像）。如果序列中两个相邻的局部图像被分配给追加图像，为了选择这两个相邻的局部图像，需要确定依据相似比的适当规则。例如，将两个相邻局部图像相对于追加图像的相似度求和，当它们的和最大时，将这两个相邻的局部图像分配给追加图像。

[0023] 在本发明的进一步改进中，针对一组追加图像，连同在保存的局部图像序列中搜索已排序的位置，步骤 c)（追加局部图像经过排序被插入到在存储器中保存的图像序列中）被重复执行，对于追加图像组中的一个图像，步骤 c) 在所有情况下均从分配给图像组上上一个图像的已排序位置开始。如果一组存在暂时连接的追加局部图像将被排序插入到在存储器中保存的序列中，就会发现采用这种方式的排序过程的初始化具有优势。这是因为，在这种情况下，在追加图像组中一个图像的位置通常和上一个图像的位置仅有微小的差别或者根本就没有差别。因此，上一个图像的位置是图像组中后续图像位置的良好近似，这就意味着从它开始的搜索将以更快的速度完成。

[0024] 在本方法的优选实施方案中，对于保存在存储器中的序列，序列中的局部图像在显示器上被显示成和它们沿脉管位置一致的脉管路线图。而且，序列中对追加局部图像计算的已排序位置能够被添加到同一个显示器上。因此，传感器探头或连接到此处的仪器的当前位置能够在和路线图有关的显示器上被清晰地观测。

[0025] 参考下文描述的实施方案，本发明的这些或其他方面显而易见并且 将被进一步阐明。

[0026] 在附图中：

[0027] 图 1 是借助血管内超声系统（IVUS）的脉管路线图产品的简图。

[0028] 图 2 显示了在图 1 所示的系统中支架的定位。

[0029] 本发明在图中说明了支架 11 定位的实施例，支架 11 用于治疗位于患者的脉管 2（例如，冠状血管）中的狭窄 4。支架应当被正确放置在待治疗的狭窄处，这对于它的成功插入是非常重要的。为了实现这个目的，在注射造影剂、重复进行 X 线成像的同时，位于导管 1 的末端的支架通常是沿着导线移动，以允许正确的位置被确定。关于这种操作不利的一面是由造影剂引起的患者应激反应和由 X 线成像引起的放射线辐射。

[0030] 为此，形成了一种在脉管 2 中定位和导航导管 1 的方法，其中 IVUS 探头 3 用在导

管 1 的末端。使用 IVUS 探头 3, 能够产生探头 3 所在位置的脉管 2 的超声横截面图像, 这种超声探头没有引入任何对患者有害的辐射暴露。但是, 在支架的定位中或在使用导管的其他过程中直接使用 IVUS 探头 3 会遇到探头 3 和仪器 (支架等) 作用的位置之间距离过大的问题。因而, 如果 IVUS 探头 3 被放置在狭窄 4 的中间部分, 那么支架 11 通常已经被推出该狭窄以外了。

[0031] 为了在使用 IVUS 探头 3 时避免这种问题, 根据本发明, 首先产生感兴趣的脉管 2 部分的路线图。然后借助上述路线图, 确定支架相对于 IVUS 探头 3 的当前位置的确切位置。在这一点上, 首先参考图 1 详细描述路线图的产生。

[0032] 图 1 所示的是感兴趣的脉管 2 的一部分, 其中狭窄 4 需要治疗。借助导管 1, IVUS 探头 3 已经被插入到脉管 2 中。从位于狭窄 4 的远侧的起点  $\bar{x}_1$  开始, IVUS 探头优选以恒定速度、按框箭头的方向被拉回到终点  $\bar{x}_2$ , 例如, 可以通过患者体外的以框图表示的装置 9 完成。同时, 通过 IVUS 探头 3 以恒定速率生成局部图像 5。通过恒定速度回拉和恒定成像速率的组合获得的是沿脉管 2 以相同的纵向距离  $d$  生成的局部横截面图像 5。

[0033] 由 IVUS 探头 3 产生的图像 5 被数据处理单元 7 接收并被保存在存储器 8 中。如果需要, 几何修正可以被应用到 IVUS 图像上, 例如, 以考虑到脉管的整体结构, 该结构可以从现有的使用造影剂的 X 线图像中获得。尤其是检查冠状血管时, ECG 数据也可以被使用, 以便使 IVUS 图像和所选的心脏相位匹配。

[0034] 数据处理单元 7 被连接到显示器 6 上, 该显示器显示了在回拉探头 3 时获得的局部图像 5 的序列表现。在这个过程被完成时, 被检查的脉管部分被显示成直线, 这是因为凭借 IVUS 探头 3 自身不能提供有关脉管的复杂 3 维结构的任何信息。借助 X 线图像, 确实有可能以 3 维形式显示一部分脉管, 但是对于支架的定位这样的任务而言没有必要的。通过在回拉探头 3 的起点  $\bar{x}_1$  到终点  $\bar{x}_2$  之间获得了局部横截面图像 5 的序列, 可以用多种方式表示该局部横截面图像 5 的序列。在附图中, 通过实例表示从局部图像 5 计算的脉管 2 的直径被用于显示贯穿脉管的 (直线) 纵切面。在脉管的这个“路线图”中能够很清楚地看到狭窄 4。

[0035] 图 2 显示了在支架 11 的定位期间所获得的路线图的用法。在这种情况下, 支架 11 被放置在导管 1 上, 并且和 IVUS 探头相距已知的恒定距离。使用 IVUS 探头 3, 探头 3 所在的各个点的局部横截面图像 10 被再次形成, 并且被传送到数据处理单元 7。在基于配准技术 (例如, 如下所述: D. L. G. Hill et al., Medical Image Registration, Phys. Med. Biol. 46(3), 2001; J. B. A. Maintz, M. A. Viergever, A survey of medical image registration, Med. Imag. Anal. 2(1), 1998; J. Weese et al., Gray-value based registration of CT and MR images by maximization of local correlation, Proc. of MICCAI 1999, LNCS1679; T. Netsch et al., Towards real-time multi-modality 3D medical image registration, Proc. of ICCV 2001, IEEE Computer Society) 的合适灰度值的帮助下, 在构成路线图的序列中确定和当前横截面图像 10 最相似的局部图像 10'。如果路线图作为 3D 图像 (由一个接一个放置的 3 维横截面图像构成) 被查找, 这相当于在体积图中的剖面配准。

[0036] 有利地, 在路线图中查找最相似的图像 10' 时, 在路线图中被分配给当前横截面图像的上一幅图像用作相似性比较的初始值, 这是因为通常在做出这种分配以后, IVUS 探

头 3 仅向上移动一段很小的距离。通过以该方式进行初始化搜索,不但减少了计算时间,而且增强了方法的健壮性。

[0037] 当前横截面图像 10 的配准提供了传感器探头 3 相对于路线图的当前位置,如图 1 所示上述路线图由较早获得的横截面图像 5 的序列形成。因为支架 11 相对于探头 3 的位置已知,支架 11 在路线图上的当前位置同样已知。因此,数据处理单元 7 能够在显示器 6 上在路线图的相应位置上显示 IVUS 探头 3 的模型 3' 和支架 11 的模型 11'。这为医生提供了关于支架 11 的真实位置的良好检验,因此能够使他精确地确定支架 11 在狭窄 4 的位置。

[0038] 通过使用 IVUS 探头,能够在患者基本没有应激反应的情况下,沿脉管经过的路径执行支架或类似仪器的精确且方便的定位。因为在这种情况下这种方法是以血管内成像为基础的,所以不需要执行复杂步骤以补偿由呼吸或心脏跳动引起的身体运动。

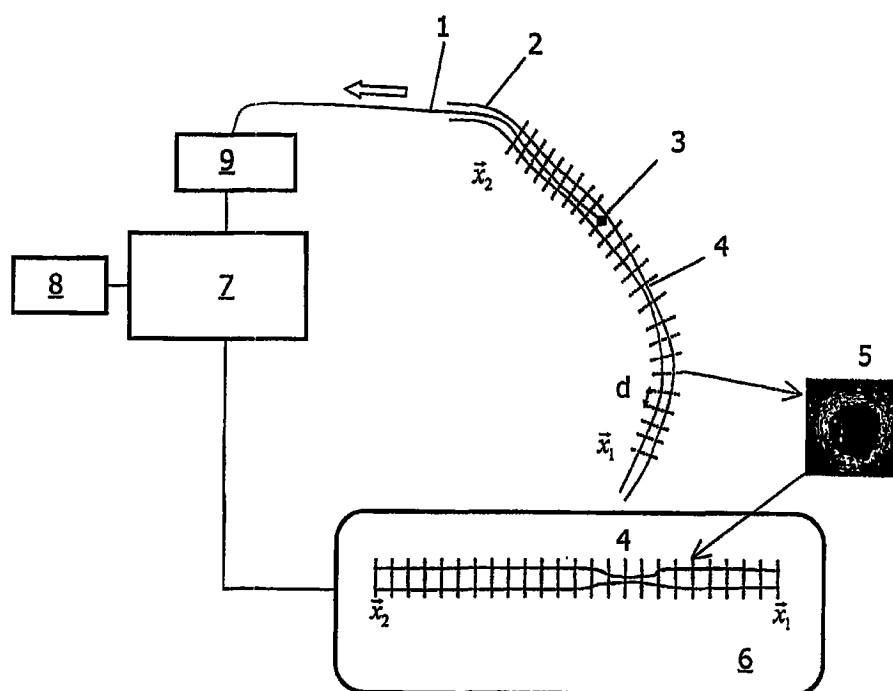


图 1

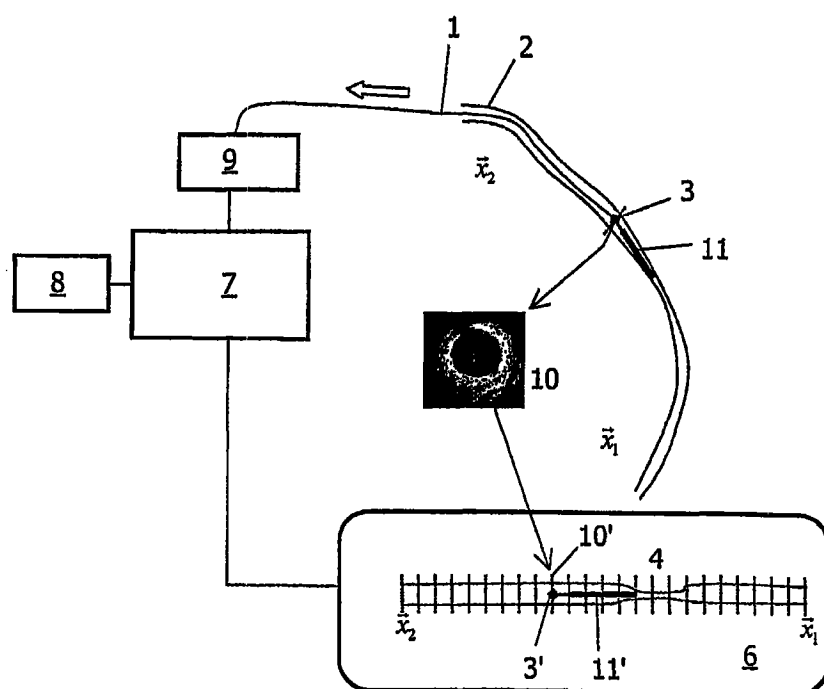


图 2

|                |                                                |         |            |
|----------------|------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 辅助脉管中导管的导航的设备和方法                               |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">CN1720004B</a>                     | 公开(公告)日 | 2012-02-08 |
| 申请号            | CN200380105112.3                               | 申请日     | 2003-11-27 |
| [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         | J维塞                                            |         |            |
| 发明人            | J·维塞                                           |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/00 G06T17/00 A61B8/12 G06T17/40          |         |            |
| CPC分类号         | G06T19/00 A61B5/0066 A61B8/12 G06T2210/41      |         |            |
| 代理人(译)         | 王岳<br>王忠忠                                      |         |            |
| 审查员(译)         | 彭燕                                             |         |            |
| 优先权            | 2002102682 2002-12-04 EP                       |         |            |
| 其他公开文献         | CN1720004A                                     |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a> |         |            |

#### 摘要(译)

本发明涉及脉管(2)中导管(1)的辅助导航。在血管内超声(IVUS)探头(3)的帮助下,首先获得感兴趣的脉管部分的横截面图像的序列,并作为脉管的路线图保存下来。然后,在IVUS探头(3)当前位置获得的横截面图像(10)能够被排序插入到路线图中最适合它的位置上。探头的模型(3')和连接到探头上的仪器(例如,支架(11))的模型(11')能够在显示器(6)上在路线图的相应位置上显示。

