

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl⁷

A61B 1/00

A61M 25/00



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200410102195.7

[43] 公开日 2005年6月22日

[11] 公开号 CN 1628602A

[22] 申请日 2004.12.15

[21] 申请号 200410102195.7

[30] 优先权

[32] 2003.12.15 [33] DE [31] 10358735.7

[71] 申请人 西门子公司

地址 联邦德国慕尼黑

[72] 发明人 马丁·克林 马库斯·菲斯特

诺伯特·拉恩

[74] 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

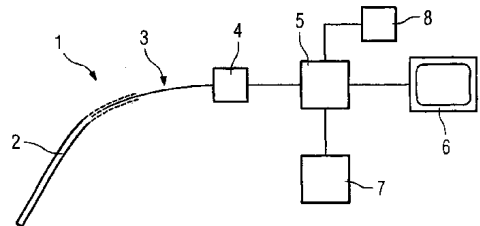
代理人 马莹 邵亚丽

权利要求书 2 页 说明书 8 页 附图 2 页

[54] 发明名称 包含导管、尤其是血管内导管的导管装置

[57] 摘要

本发明涉及一种包含导管、尤其是血管内导管的导管装置，用于进入检查区域，尤其是人体或动植物的血管或空腔器官内，其中，在导管端部的区域内具有用于发射激励光的装置(3)，该激励光用于光学激励围绕该导管的检查区域，用于接收该检查区域由于受到激励而发射的响应光的装置(3)，以及位置传感器(13, 24, 27)，用于采集导管端部在位置采集系统(7, 14)的坐标系统中的空间位置和/或方向。



ISSN 1008-4274

1. 一种包含导管、尤其是血管内导管的导管装置，用于进入检查区域、尤其是人体或动物体的血管或空腔器官内，其中，在导管端部区域内具有用于
5 发射激励光的装置（3），该激励光用于光学激励围绕该导管的检查区域，用于接收该检查区域由于受到激励而发射的响应光的装置（3），以及位置传感器（13，24，27），用于采集导管端部在位置采集系统（7，14）的坐标系统中的空间位置
10 和/或方向，其特征在于，所述导管装置用于实施荧光或自动荧光检查，其中为了进行图像拍摄设置了控制装置（5，17），用于控制激励和借助基于所述响应光产生的图像信号来生成荧光或自动荧光图像，该控制装置（5，17）借助所
拍摄的二维图像以及位置或方向数据再现检查区域的三维图像，以及为了减小
图像数据量而根据所采集的运动的导管端部的位置和/或方向沿着至少一个自
由度改变了预定路径增量的变化来控制图像拍摄的运行。

2. 根据权利要求1所述的导管装置，其特征在于，所述位置传感器（13，
15 24，27）允许利用六个自由度进行空间采集。

3. 根据权利要求1或2所述的导管装置，其特征在于，所述控制装置（5，
17）用于位置和/或方向准确地将所拍摄的二维图像或再现的三维图像与利用一
外部成像检查模块拍摄的该检查区域的数据组、优选为三维数据组相融合。

4. 根据上述权利要求之一所述的导管装置，其特征在于，所述用于输出
20 激励光的装置（3）包括在所述导管（2，10）内通向导管端部的光导体（21，
26，29）。

5. 根据上述权利要求之一所述的导管装置，其特征在于，所述用于接收
响应光的装置（3）包括在所述导管内通向导管端部的光导体（22，26）。

6. 根据权利要求4或5所述的导管装置，其特征在于，只设置一个光导
25 体（26）用于传导激励光和采集响应光。

7. 根据上述权利要求之一所述的导管装置，其特征在于，必要时另一个
用于接收响应光的装置包括一个或多个设置在导管端部的光传感器（30），这些
光传感器的输出信号通过至少一个引入导管内部的信号导线（31）传输。

8. 根据权利要求7所述的导管装置，其特征在于，所述多个光传感器（30）
30 按照阵列的方式分布设置。

9. 根据上述权利要求之一所述的导管装置, 其特征在于, 在导管端部设置对输出和输入的光来说是透明的片段(23)。

10. 根据上述权利要求之一所述的导管装置, 其特征在于, 可以通过一个对与检查区域相邻的器官等的运动或该检查区域本身的运动进行采集的触发装置(8, 19)来触发所述图像拍摄, 尤其是通过心电图 EKG 触发。

包含导管、尤其是血管内导管的导管装置

5 技术领域

本发明涉及一种包含导管、尤其是血管内导管的导管装置，用于进入检查区域，尤其是人体或动物体的血管或空腔器官内。

背景技术

- 10 由生物技术公知发出荧光的代谢物质，这种物质或者只聚集在特定区域，如肿瘤、发炎部位或其它特定病灶，也就是仅存在于局部，或者分布在全身，但只在特定区域例如通过特定于肿瘤的酶活动而使其荧光特性被激活。由于这种物质具有发出荧光的特性，因此可以将其用作标记物或标记材料，以标记或采集特定的例如已经是病态的区域。通过用荧光彩色物质的特殊激励波长的光
- 15 照射该区域，并检测在荧光团的相应发射波长内所发射的光来识别通过上述方式被荧光标记的区域。

- 为了能合理利用这些荧光标记的诊断信息内容，需要能当场最小侵入地采集这些标记，而且按照以下方式，即一方面提供具有足够表现力并由此可用于诊断的标记区域的图像显示，另一方面还允许对标记检查区域的空间位置做出
- 20 足够准确的判定。

发明内容

因此本发明要解决的技术问题在于提供一种方法，可以通过简单和保护患者的方式在精确定位拍摄位置的同时进行图像拍摄。

- 25 为了解决该技术问题提供一种开头所述类型的导管装置，其中根据本发明，在导管端部的区域内具有一个用于发射激励光的装置，该激励光用于光学激励围绕该导管的检查区域，一个用于接收该检查区域由于受到激励而发射的响应光的装置，以及一个位置传感器，用于采集导管端部在位置采集系统的坐标系统中的空间位置和/或方向。

- 30 为了进行最小侵入检查，根据本发明提出了一种导管装置，尤其是以血管

内导管的形式，该导管优选可以用于心血管疾病，例如“易受侵害的斑块（vulnerable plaque）”。导管一方面通过根据本发明设置的、集成在端部内的用于发射激励光的装置，提供了在检查区域中激励可能具有的荧光彩色物质（即荧光标记）的可能性，其中该荧光彩色物质是指从一开始就在身体内具有的物质，即身体自身的物质，该物质在检查区域内必要时通过相应的酶活动才被激活，或者有针对性地注入荧光药剂。在检查“易受侵害的斑块”的情况下，荧光物质聚集在斑块区域内，该斑块越具有攻击性，荧光物质就聚集得越多，也就越能清楚地检测到该荧光物质。除了激励装置之外，还具有一个用于接收检查区域由于受到激励而发射的响应光的装置。如果利用相应的取决于荧光物质的波长来激励该荧光彩色物质，其中必须将激励光设置为该波长，则会出现荧光效应，也就是说荧光彩色物质由于受到激励而发射响应光，根据本发明该响应光由光接收装置采集。该响应光适当地输入一个在导管外部的、与该导管通信的控制装置，该控制装置可以由此产生并输出相应的图像。此外根据本发明，还设置有位置或方向采集装置，该装置使得可以在位置采集系统自己的坐标系中采集导管端部的位置/方向。也就是说存在一种可能性，在每个时刻和每个位置都能对导管端部进行准确定位，并由此对拍摄的每幅图像都给出精确的空间坐标，从而可以准确知道在哪个位置存在可能需要进行治疗的地方。

总之，由此本发明的装置一方面由于其导管构造可以最小侵入地进入，另一方面可以用同一装置即本发明的导管进行激励并接收相应的由于受到激励而发射的对诊断很重要的响应、同时精确采集空间坐标。由此对医生来说，可以基于荧光激励进行保护患者的非常具有表现力的图像拍摄，而且可以进行精确的空间定位。

为了向医生提供具有更好诊断说服力的图像显示，在本发明一种合适的实施方式中，设置了一个控制装置，其控制图像拍摄并由此控制对荧光彩色物质的激励以及控制借助根据响应光产生的图像信号来产生图像，该控制装置构造为用于借助所拍摄的二维图像来再现检查区域的三维图像。图像拍摄提供了该检查区域的多幅二维单个图像。虽然医生已经可以从二维图像中获得一系列对诊断重要的信息，但如果象本发明所设置的那样通过所述控制装置为医生显示一幅由拍摄的多幅二维单个图像产生的检查区域的三维再现图像，则医生还可以对检查区域获得更好的印象。在该三维再现图像上，简化了检查区域（例如血管）内的定向，并能光学可视地显示解剖结构和病理过程的真实三维大小。

由于如上所述集成了位置传感器，使得可以在采用位置采集系统的条件下获得关于导管位置和方向的信息，并由此可以采集每一幅待拍摄或已拍摄的二维荧光图像的位置数据，并将该位置数据与图像相对应。

5 由此，每幅所拍摄的图像在位置采集系统的坐标系统中的位置和方向已知。由此还已知两幅断层图像分别关于对方的位置，从而可以由此基于关于各断层图像的空间信息产生三维立体图像，该立体图像显示检查体积的真实几何形状和大小。也就是说，在合适的监视器上在检查结束之后或者在检查期间就已经借助到此所拍摄的荧光图像为医生显示一幅立体图像，该立体图像按照检查对象的实际形式展示了该检查对象，从而使医生可以识别所检查的解剖结构的真实三维大小，以及可能的病理过程。由此如上所述例如可以产生血管病理
10 （例如“易受侵害的斑块”）或其它可用荧光技术标记的空腔器官中病理变化的三维显示，并对其进行识别、鉴定和量化，其中，所示体积展示了体内实际的现有物。对医生来说，这意味着获得了令人满意的诊断判据。

为了能尽可能精确的确定位置传感器在空间或位置采集系统的坐标系统
15 中的位置和空间方向，并由此确定导管端部的位置和空间方向，以及由此确定所拍摄的二维荧光图像的位置和空间方向，合适的是，位置采集系统借助六个自由度的位置数据确定传感器的位置。也就是对每个位置都确定六个位置数据，这些位置数据描述了位置采集系统的坐标系统中 x、y 和 z 方向的位置，以及围绕其中一个轴的可能的扭转或倾斜作为另外三个位置数据。

20 在此，所述控制装置可以构造为用于根据所采集的导管端部的位置和/方向来控制图像拍摄的运行。也就是说，不进行连续的图像拍摄，而是通过位置或方向数据触发图像拍摄。合适的是，尤其是可以构造为根据所采集的沿着至少一个自由度的位置和/或方向的变化来控制图像拍摄的运行。也就是说，只有在导管的位置/方向由于运动而变化时才进行图像拍摄。为此可以考虑对每个自由
25 度都定义一个特定的路径增量，当导管端部运动了该路径增量之后就触发图像拍摄。当然还可以根据两个或更多自由度下的变化来触发图像拍摄。因此，只有当实际需要时才为了再现立体图像而拍摄二维图像。由此可以将数据量保持得相对较小，但必要时甚至可以在显示荧光图像的同时进行连续的图像拍摄。医生在移动导管时不管什么情况都具有完全的处理自由。在通过运行控制而根
30 据描述增量运动的位置采集系统的信息清楚识别了所述状态之后，医生可以随时停止或甚至回退导管。

此外,控制装置还可以用于位置和/或方向准确地将所拍摄的二维图像与一外部成像检查模块拍摄的检查区域的数据组(优选三维数据组)相融合。因此根据本发明,可以将荧光图像与另一幅图像进行图像叠加。为此,只需要记录单个图像,但这只有在已知荧光位置采集系统的坐标系统和外部检查模块的坐标系统、也就是因此可以找到共同的成像规程的情况下才可以。还可以考虑根据存在于两个数据组中的解剖学标记来进行记录。因此对医生来说存在这样的可能,即例如将一个或多个二维荧光图像当然还有三维再现的荧光立体图像显现到一个用计算机断层造影设备、磁共振设备或超声波设备获得的立体图像中。但在各种情况下都如所述的那样需要用外部检查模块的数据组的形态学数据记录二维或三维荧光图像数据。

在根据本发明的导管的具体实施例中,用于发出激励光的装置包括一个在导管内通向导管端部的光导体。该光导体在其后部、外侧的末端与一个合适的光源耦合,该光源发射具有所要求激励波长的光。在导管端部进行光去耦。用于接收响应光的装置同样可以在导管内部通向导管端部的光导体的形式实现,响应光耦合到该光导体中,并且必要时在另一个光学处理装置的中间电路的条件下在光导体的外侧末端输入控制装置,其中该控制装置根据该响应光产生二维图像(必要时从中产生三维图像)。

虽然为了发射激励光和为了接收响应光可以设置两个独立的光导体,在本发明的实施方式中,合适的是只设置一个光导体来传导激励光和响应光。

作为采用光导体来接收响应光的另一种选择,可以在导管端部设置一个或多个光传感器来接收响应光,这些传感器的输出信号通过至少一个引入导管内的信号导线传输。光传感器同样接收响应光,并将响应光信息以电信号的形式传送到控制装置,或者必要时传送到中间连接的处理装置。当然除了接收响应光的光导体之外还可以设置这样的光传感器,其中多个光传感器按照阵列的方式分布设置,从而可以通过该阵列平面从信号分布中推断出空间分辨率。

在各种情况下,为了光去耦和必要时的光耦合,在导管端部设置了一个对于输出和输入光来说是透明的片段。在此,该片段是导管外壳的透明部分,具有与该导管外壳相同的几何结构或形状。

根据本发明的一个特别合适的扩展,通过一个采集与检查区域相邻的器官等等的运动或该检查区域本身的运动的触发装置来触发图像拍摄,尤其是通过EKG触发。根据该实施方式,必要时除了通过位置采集系统的信息进行触发之

外还进行外部触发，该触发使得可以例如只在特定的运动阶段内拍摄二维荧光图像，从而只将同相位的荧光图像用于可能进行的三维构建，并在整个特定运动阶段之后获得检查区域的立体图像。可以考虑例如根据 EKG 来进行触发，或者通过触发采集呼吸运动的装置来进行触发。这样，可以仅在一个特定的呼吸周期或一个特定的心脏周期阶段内拍摄荧光图像，并只将那些在一个特定呼吸或心脏周期阶段内获得的图像用于立体再现。

附图说明

以下根据描述的实施例和借助附图给出本发明的其它优点、特征和细节。

10 其中示出：

图 1 示出本发明导管装置的原理图，

图 2 示出本发明导管装置的详细原理图，

图 3 示出第一实施方式的导管端部的原理视图，

图 4 示出第二实施方式的导管端部的原理视图，

15 图 5 示出第三实施方式的导管端部的原理视图。

具体实施方式

图 1 以原理图的形式示出本发明导管装置 1 的主要部件，该导管装置 1 包括根据本发明的导管 2，该导管 2 具有用于输出由导体端部发射的激励光并接收检查区域由于受到激励而发射的响应光的装置 3。该装置 3（后面还要详细描述）与装置 4 通信，后者根据不同的实施方式用于输出激励光，并在必要时还用于接收和处理响应光或来自光敏传感器的相应电信号。在中央设置了控制装置 5，其控制导管装置的全部功能，如输出激励光和接收响应光，以及尤其是处理响应光以产生二维荧光图像，该图像可以作为二维图像或三维再现图像在监视器 6 上输出。控制装置 5 构造为用于根据该二维荧光图像再现三维立体图像。

此外，还设置了位置采集系统 7，借助该系统可以采集导管端部在该位置采集系统 7 的坐标系统中的位置和/或方向。因此可以在每个时刻和对每个位置/方向都采集相应的空间坐标组。也就是因此还可以对每幅图像都采集涉及该空间坐标组的信息，并将该信息与图像相对应。这使得可以在已知了全部空间坐标之后轻松再现立体图像。

此外还设置了触发装置 8，例如以 EKG 的形式，该装置 8 象位置采集系统 7 一样也与控制装置 5 通信。这样，可以例如在导管 2 进入心脏附近的、和心脏一起运动的区域时采集心脏的运动，以便仅对特定的心脏周期阶段等触发图像拍摄，例如通过 EKG 采集触发。

5 图 2 详细示出根据本发明的导管装置 9。该装置 9 包括已描述的导管 10，导管 10 由医生例如手动地插入检查对象 12 的血管 11 中。在该导管的端部具有位置传感器 13，该传感器 13 构造为电磁传感器，并用于采集导管在位置采集系统 14 的坐标系统中的位置和方向，该坐标系统通过坐标轴 x 、 y 和 z 表示。为此，位置采集系统 14 在所示图 2 中具有三个外部接收线圈 15 x 、15 y 、15 z ，
10 通过这些接收线圈一方面分别采集位置传感器 13 在 x 、 y 和 z 方向上的位置，另一方面分别采集围绕这些由位置传感器 13 描述的轴的旋转。因此对一个传感器位置共采集六个位置数据。

在位置采集系统的控制装置 16 中，相应获得位置数据，并作为位置数据 P 输入同时也进行全部数据和信号分析的控制装置 17。

15 如图 1 所述，通过导管 10 将光入射到检查区域中，这例如是旋转地实现的，从而以二维荧光图像 F 的形式拍摄二维环形照片。还可以工作在固定的、定向在导管纵轴方向的辐射方向，也就是说光直接通过导管端部向前辐射。为了产生荧光图像，在导管端部捕捉由入射光产生的响应光，通过导管 2 去耦合并输入控制装置 17，在该控制装置 17 中将这些信息处理成包含图像信息的二
20 维荧光图像数据 B。

响应光来自荧光物质，该荧光物质聚集在检查区域的病理重要区域，并由给出的激励光激励成光发射。如上所述捕捉该响应光，因为该响应光提供来自检查区域的对诊断重要的信息，根据该信息产生所述图像数据。

如双箭头 A 所示，导管关于血管 11 运动。由于每次运动伴随着位置传感器的位置改变，因此可以通过位置采集系统采集每个还很小的位置或方向变化。
25 合适的是，通过该信息触发图像拍摄的运行或处理的运行，使得例如只在位置传感器在所述六个自由度中的至少一个中运动了预定的路径增量时才拍摄二维图像，而通过位置采集系统可以清楚地采集到位置传感器运动了预定的路径增量。由此，可以排除在导管不动时还继续拍摄图像，或接着将其处理为三维再
30 现图像从而导致数据量太大。还可以考虑通过该信息从一簇连续拍摄的荧光图像中选出用于三维再现的荧光图像。运行方式是可以变化的。

在各种情况下，都在控制装置 17 上将在其上现有的图像数据 B 和位置数据 P 相互“结合”，也就是将每个二维图像数据组对应于相应的位置数据簇。控制装置 17 借助位置数据和图像数据进行三维立体再现。由于根据每幅荧光图像 F 都具有的位置数据已知一幅图像关于另一幅图像是如何定位或定向的，因此可以将荧光图像相互对应地放置，使得立体图像再现出血管 11 的实际几何或解剖关系。该立体图像在监视器 18 上输出。虽然图 2 显示了交错放置的荧光图像 S，但要说明的是，根据血管的不同实际形式，荧光图像当然也可以相互关于对方倾斜。

如图 2 所示，还可以通过外部触发装置（在此为并行设置的 EKG19）触发只将在同一阶段内拍摄的二维图像数据用于三维立体再现的动作。除了该涉及图像处理的触发之外，当然还可以通过这种外部触发与由位置采集系统 14 提供的、涉及经过的路径增量的数据一起触发图像拍摄本身。在这种情况下，只在经过了该路径增量并达到相应的触发阶段时才进行图像拍摄。

此外，控制装置构造为将拍摄的二维荧光图像或再现体积与由另一个检查模块提供的数据组融合。也就是说，可以例如在 MR 立体数据组中位置精确地显现所拍摄的荧光图像或再现的荧光体积。所需要的数据组的记录可以例如通过解剖学标记、也就是所拍摄的图像中的特定标示的解剖区域进行。除了图像融合之外还可以进行共同显示。

图 3 示出第一具体导管实施方式的导管端部 20。所示出的是第一光导体 21，通过该第一光导体 21 输入激励光，以及第二光导体 22，响应光耦合并输出到该光导体 22 中。导管端部具有透明保护层 23，通过该保护层 23 直接辐射激励光或耦合响应光。还示出位置传感器 24。

图 4 示出另一导管实施方式的导管端部 25。在此只设置了一个光导体 26，通过该光导体 26 既输入激励光又接收响应光。在此还在导管端部集成了一个位置传感器 27。

最后，图 5 示出另一导管端部 28 的外观。在内部具有一个光导体 29，用于输入激励光，该激励光在所示图 5 的例子中例如环形地、垂直于导管纵轴地向外辐射，也就是说该激励光是旋转的，从而可以在检查区域中进行环形拍摄。另一方面在该实施方式中，响应光不是通过光导纤维接收的，而是通过优选设置在导管外侧的光传感器 30 接收的，光传感器 30 按照阵列的方式设置在一个相对较大的平面上，优选围绕整个导管的外轮廓分布。光传感器通过合适的信

号导线 31 与后面连接的信号接收装置连接。通过该近似为平面的传感器结构,一方面可以精确采集响应光的局部分布,另一方面还可以借此获得位置信息(因为每个传感器都占据确定的位置)以及分离的传感器信号。

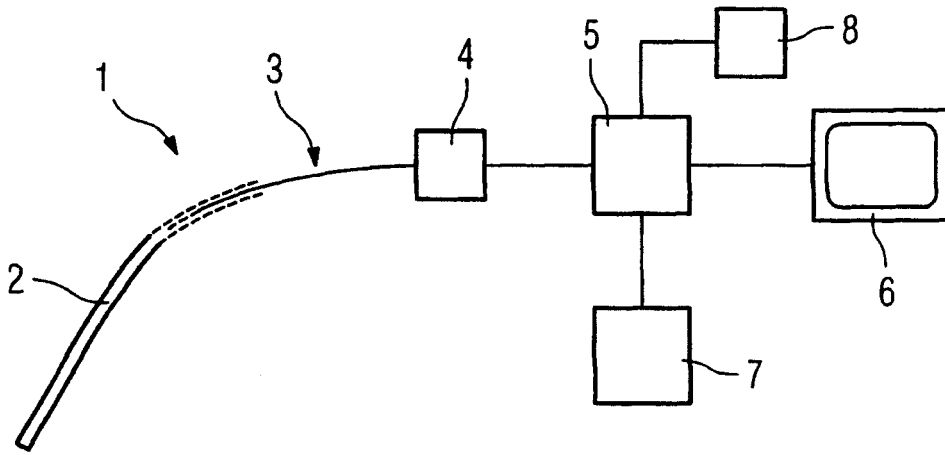


图 1

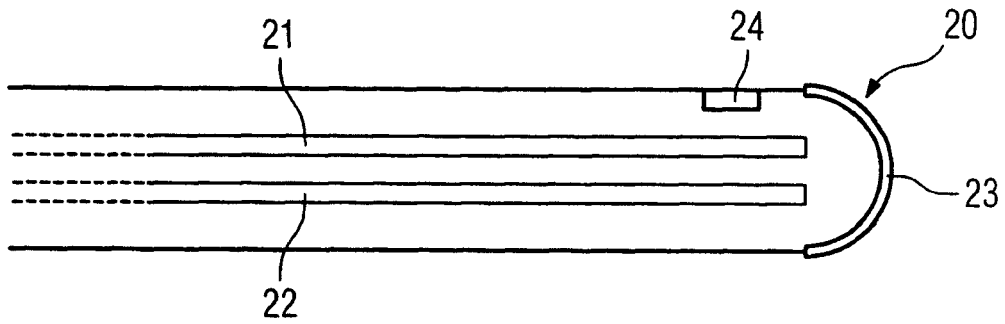


图 3

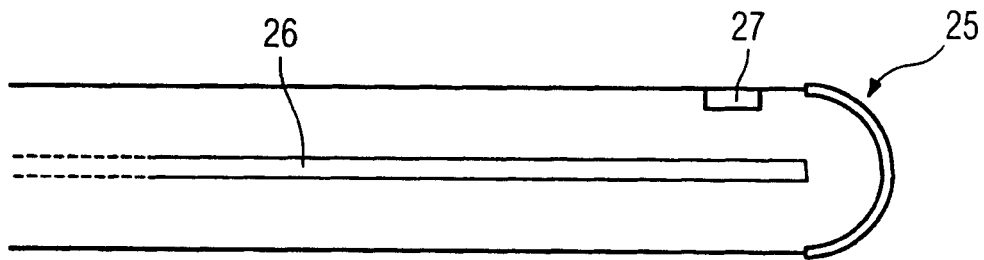


图 4

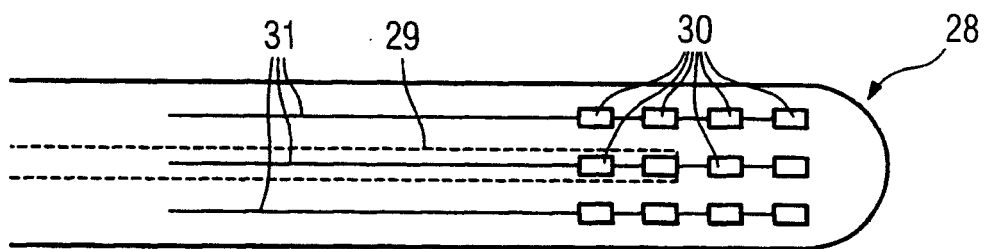


图 5

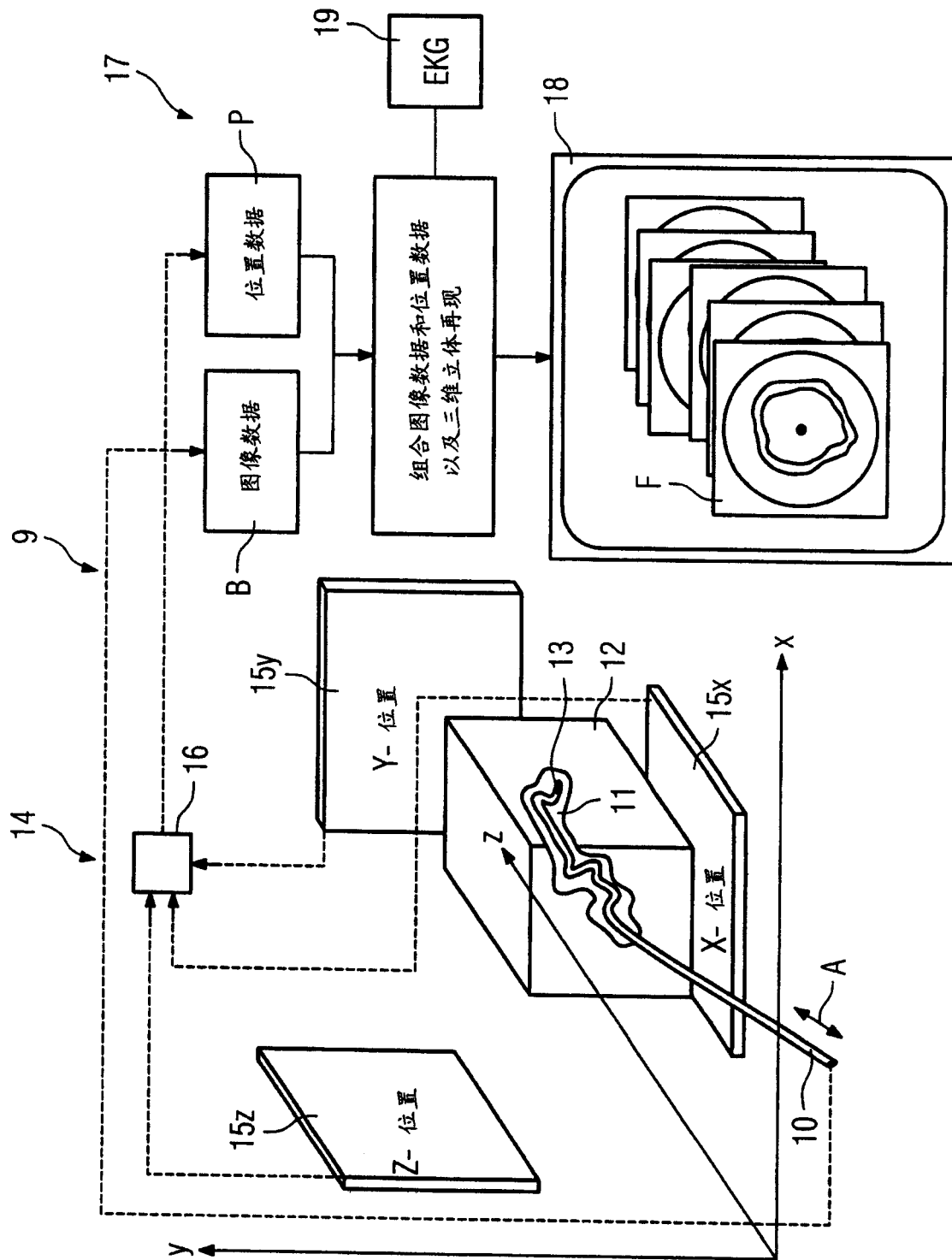


图2

专利名称(译)	包含导管、尤其是血管内导管的导管装置		
公开(公告)号	CN1628602A	公开(公告)日	2005-06-22
申请号	CN200410102195.7	申请日	2004-12-15
[标]申请(专利权)人(译)	西门子公司		
申请(专利权)人(译)	西门子公司		
当前申请(专利权)人(译)	西门子公司		
[标]发明人	马丁克林 马库斯菲斯特 诺伯特拉恩		
发明人	马丁·克林 马库斯·菲斯特 诺伯特·拉恩		
IPC分类号	G01N21/64 A61B1/00 A61B5/00 A61B5/06 A61B19/00 A61M25/00		
CPC分类号	A61B5/0071 A61B5/0073 A61B5/0084 A61B5/06 A61B5/062 A61B5/7285 A61B34/20 A61B90/36 A61B90/361 A61B2034/2051 A61B2090/367 A61B2090/373		
代理人(译)	马莹 邵亚丽		
优先权	10358735 2003-12-15 DE		
其他公开文献	CN100553550C		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种包含导管、尤其是血管内导管的导管装置，用于进入检查区域，尤其是人体或动物体的血管或空腔器官内，其中，在导管端部的区域内具有用于发射激励光的装置(3)，该激励光用于光学激励围绕该导管的检查区域，用于接收该检查区域由于受到激励而发射的响应光的装置(3)，以及位置传感器(13, 24, 27)，用于采集导管端部在位置采集系统(7, 14)的坐标系统中的空间位置和/或方向。

