



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 1883726 B

(45) 授权公告日 2012.06.20

(21) 申请号 200610093251.4

(22) 申请日 2006.06.23

(30) 优先权数据

102005029270.4 2005.06.23 DE

(73) 专利权人 西门子公司

地址 德国慕尼黑

(72) 发明人 迈克尔·马施克

(74) 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 邵亚丽 李晓舒

(51) Int. Cl.

A61M 25/01 (2006.01)

A61M 39/08 (2006.01)

A61N 5/10 (2006.01)

A61B 5/06 (2006.01)

A61B 8/12 (2006.01)

A61B 8/08 (2006.01)

(56) 对比文件

US 5654864 A, 1997.08.05, 说明书摘要、图5.

US 5924974 A, 1999.07.20, 说明书第1栏第20行到第31行, 第3栏第41行到第49行, 第5栏第24行到第35行、图1.

US 2002/0165448 A1, 2002.11.07, 说明书第[0102]段到第[0108]段、图1, 2.

US 2003/0204236 A1, 2003.10.30, 全文.

US 2003/0191383 A1, 2003.10.09, 全文.

WO 99/04706 A1, 1999.02.04, 说明书第6页最后1行, 第11页第1行到第20行、图1.

US 6319244 B2, 2001.11.20, 说明书第3栏第28行到第59行、图2.

US 6546271 B1, 2003.04.08, 说明书摘要、说明书第2栏第14行到第4栏第36行.

US 6704594 B1, 2004.03.09, 说明书第9栏第37行到第10栏第65行, 第17页第17行到第38行、图2-4.

US 2003/0195509 A1, 2003.10.16, 全文.

审查员 石艳丽

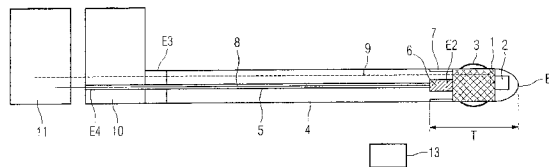
权利要求书 3 页 说明书 8 页 附图 5 页

(54) 发明名称

导管、导管装置和成像诊断设备

(57) 摘要

本发明涉及一种用于短距离治疗的导管, 其带有一个用于产生  $\beta$  或  $\gamma$  射线的辐射源 (1)。为了能够尽可能精确地对导管定位, 本发明建议, 在导管的自由的另一端 (E1) 设置一个 NMR 装置 (6), 用于产生和采集通过原子核的磁共振引起的 NMR 信号。



1. 一种用于短距离治疗的导管,其带有一个设置在自由的第一端 (E1) 区域内的、用于产生  $\beta$  或  $\gamma$  射线的辐射源 (1),

其特征在于,在该导管第一端 (E1) 的区域内设置了一个 NMR 装置 (6),用于产生和采集通过原子核的磁共振引起的 NMR 信号,其中,在所述第一端 (E1) 的区域内设置了位置指示部件 (2),利用该位置指示部件 (2) 可以通过在施加外部场时所引起的相互作用而在三维坐标系中确定位置。

2. 根据权利要求 1 所述的导管,其中,所述 NMR 装置 (6) 包括用于产生静态磁场的部件。

3. 根据权利要求 2 所述的导管,其中,所述产生静态磁场的部件包括两个第一永久磁铁。

4. 根据权利要求 1 所述的导管,其中,所述 NMR 装置 (6) 包括至少一个用于采集 NMR 信号的接收线圈。

5. 根据权利要求 1 所述的导管,其中,所述 NMR 装置 (6) 包括一个用于放大所采集的 NMR 信号的放大器。

6. 根据权利要求 1 所述的导管,其中,所述 NMR 装置 (6) 可以围绕导管轴转动。

7. 根据权利要求 1 所述的导管,其中,所述外部场是磁场。

8. 根据权利要求 1 所述的导管,其中,所述位置指示部件 (2) 包括至少一个线圈。

9. 根据权利要求 1 所述的导管,其中,使用至少一个接收线圈作为所述位置指示部件 (2)。

10. 根据权利要求 9 所述的导管,其中,由至少两个接收线圈产生的磁场具有不同的方向。

11. 根据权利要求 1 所述的导管,其中,在所述第一端 (E1) 的区域内设置了一个可以吹风的气球 (3)。

12. 根据权利要求 1 所述的导管,其中,在所述第一端 (E1) 的区域内设置了偏转部件。

13. 根据权利要求 12 所述的导管,其中,所述偏转部件包括至少一个第二永久磁铁和/或电磁铁。

14. 根据权利要求 13 所述的导管,其中,由至少两个第二永久磁铁和电磁铁产生的磁场具有不同的方向。

15. 根据权利要求 3 所述的导管,其中,将所述第一永久磁铁用作偏转部件。

16. 根据权利要求 15 所述的导管,其中,将所述 NMR 装置 (6)、辐射源 (1)、所述位置指示部件 (2) 和/或所述偏转部件,安装在构成所述第一端 (E1) 的区域的、纵向延伸的支撑结构上,该支撑结构与一软管 (4) 连接。

17. 根据权利要求 16 所述的导管,其中,所述支撑结构的硬度大于所述软管 (4) 的硬度。

18. 根据权利要求 16 所述的导管,其中,设置了用于屏蔽磁场的、围绕所述支撑结构和/或软管 (4) 的层。

19. 根据权利要求 18 所述的导管,其中,所述层包含由导电材料制成的空心纤维或纳磁粒子。

20. 根据权利要求 16 所述的导管,其中,所述支撑结构和/或软管 (4) 配备有至少一个

在建立 X 射线图像时可以识别的标记。

21. 根据权利要求 1 所述的导管,其中,设置了显示该导管的特性的收发器。

22. 一种带有外导管 (14a) 和引入到该外导管 (14a) 中的内导管 (14b) 的导管装置,其中,在该外导管 (14a) 的第五端 (E5) 上设置了辐射源 (1),并且其中,在该内导管 (14b) 的第一端 (E1) 的区域和 / 或在所述外导管 (14a) 的第五端 (E5) 的区域中设置了一个 NMR 装置 (6),用于产生和采集通过原子核的磁共振引起的 NMR 信号,其中,在所述内导管 (14b) 的第一端 (E1) 和 / 或外导管 (14a) 的第一端 (E1) 设置了位置指示部件 (2)。

23. 根据权利要求 22 所述的导管装置,其中,所述 NMR 装置 (6) 包括用于产生静态磁场的部件。

24. 根据上述权利要求 23 所述的导管装置,其中,所述产生静态磁场的部件优选包括两个第一永久磁铁。

25. 根据权利要求 22 所述的导管装置,其中,所述 NMR 装置 (6) 包括至少一个用于采集 NMR 信号的接收线圈。

26. 根据权利要求 22 所述的导管装置,其中,所述 NMR 装置 (6) 包括一个用于放大所采集的 NMR 信号的放大器。

27. 根据权利要求 22 所述的导管装置,其中,所述 NMR 装置 (6) 可以围绕导管轴转动。

28. 根据权利要求 22 所述的导管装置,其中,所述辐射源 (1) 构成为环或者空心圆柱体,从而所述内导管 (14b) 可以穿过该辐射源 (1) 来回移动。

29. 根据权利要求 22 所述的导管装置,其中,所述外导管 (14a) 配备有至少一个在建立 X 射线图像时可以识别的标记。

30. 根据权利要求 22 所述的导管装置,其中,设置了至少逐段地包围所述外导管 (14a) 的、用于屏蔽磁场的层。

31. 根据权利要求 30 所述的导管装置,其中,所述层包含由导电材料制成的空心纤维,或纳磁粒子。

32. 根据权利要求 22 所述的导管装置,其中,所述位置指示部件 (2) 包括至少一个线圈。

33. 根据权利要求 32 所述的导管装置,其中,使用所述 NMR 装置 (6) 的接收线圈作为所述线圈。

34. 根据权利要求 33 所述的导管装置,其中,由至少两个接收线圈所产生的磁场具有不同的方向。

35. 一种成像设备,包括根据权利要求 1 所述的导管或根据权利要求 22 所述的导管装置,以及用于从 NMR 信号中产生二维或三维图像的装置。

36. 根据权利要求 35 所述的成像设备,其中,配备了用于将 NMR 信号转换成对应于第一坐标系的第一图像数据的部件。

37. 根据权利要求 35 所述的成像设备,其中,配备了用于在第二三维坐标系中确定由所述位置指示部件 (2) 显示的位置的装置 (13, 23, 26)。

38. 根据权利要求 37 所述的成像设备,其中,所述用于确定的装置 (13, 23, 26) 具有至少两个用于产生磁场的场发生器 (13)。

39. 根据权利要求 35 所述的成像设备,其中,配备了用于计算再现所述位置指示部件

(2) 的路径的血管中心线的装置。

40. 根据权利要求 35 所述的成像设备,其中,配备了用于计算描述血管壁的血管包络线的部件。

41. 根据权利要求 35 所述的成像设备,其中,配备了用于旋转所述 NMR 装置的装置 (12)。

42. 根据权利要求 35 所述的成像设备,其中,所述用于产生二维或三维图像的装置 (28) 包括用于将第一和第二坐标系相关的部件。

43. 根据权利要求 35 所述的成像设备,其中,设置了用于将借助于所述位置指示部件 (2) 在第一坐标系中确定的坐标与其它坐标进行相关的部件。

44. 根据权利要求 43 所述的成像设备,其中,为了确定所述其它坐标,配备了 X 射线设备 (A),其具有至少一个半导体检测器 (17) 和一个数据处理装置 (18, C)。

45. 根据权利要求 35 所述的成像设备,其中,配备了用于将在第一图像数据基础上产生的第一图像和借助于成像诊断设备产生的第二图像有选择地进行叠加的装置 (28)。

46. 根据权利要求 45 所述的成像设备,其中,所述成像诊断设备从下列组中选择:

X 射线设备 (1);

核自旋断层造影仪;

正电子发射断层造影仪;

单光子发射断层造影仪;

内窥镜图像采集设备。

47. 根据权利要求 35 所述的成像设备,其中,配备了至少一个 X 射线源 (16)、一个设置在第一层面中的第一半导体检测器 (17) 以及一个设置在不同于该第一层面的第二层面中的第二半导体检测器 (17)。

48. 根据权利要求 38 所述的成像设备,其中,所述磁场是不同频率的交变磁场。

## 导管、导管装置和成像诊断设备

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种导管。本发明还涉及一种导管装置,以及一种包含该导管或导管装置的成像诊断设备。

### 背景技术

[0002] WO 97/25102A1 中公开了一种这样的导管。实践中在使用公知的导管时会出现辐射源经常不能按照所要求的精度在待处理的血管中定位的问题。

[0003] 为了消除该缺点,将公知的导管与成像设备进行组合。在此,例如有在超声波信号的基础上产生图像的设备。这种设备例如由 EP0885594 公开。

[0004] US 6377048B1 以及 US 6704594B1 描述了一种带有 NMR 装置的导管,该 NMR 装置用于产生和采集通过原子核的磁共振引起的 NMR 信号。该 NMR 装置使得可以建立导管周围组织的二维或三维图像。由此,可以使在血管中的尤其是不希望的沉积可视。

[0005] 此外,在现有技术中例如由 EP 0776176B1、EP 1034738B1 或 EP 0993804A1 公开了可以用来确定导管在身体中的位置的设备。在此,在导管上设置了多个位置指示装置,例如磁的或电磁的发射器或接收器,这些位置指示装置与外界磁场相互作用。根据该相互作用可以在三维坐标系中推断出在导管上设置的位置指示装置的位置。此外,在上面提到的文献中还公开了,可以将利用所述设备获得的位置数据与由另一个设备获得的图像数据进行叠加。也就是说,可以将导管的位置在一幅以图像数据为基础形成的图像中精确地再现。不过,这些公知的设备不允许进行治疗、特别是对再狭窄 (Restenosen) 进行治疗。

### 发明内容

[0006] 本发明要解决的技术问题是,克服现有技术中的缺陷。特别是提供一种导管、一种导管装置和一种成像诊断系统,利用它们可以安全而可靠地特别是对再狭窄进行治疗。

[0007] 根据本发明,在导管自由的第一端的区域内设置了一个 NMR 装置,用于产生和采集通过原子核的磁共振引起的 NMR 信号。利用所建议的导管,可以看出导管的周围、特别是导管周围的组织,由此可以将用于治疗的辐射源精确地安排在血管系统中预定的位置上。这保证了更好的治疗。可以减小对于再狭窄处理的时间开销。

[0008] NMR 装置可以包括用于产生静态磁场的部件。在此,可以是非均匀的磁场。产生静态磁场的部件优选包括两个第一永久磁铁。此外,NMR 装置可以包括至少一个用于采集 NMR 信号的接收线圈,以及一个用于放大所采集的 NMR 信号的合适的放大器。此外,NMR 装置可以围绕导管轴转动。这保证了在运动中平行于导管轴来建立三维图像。带有上述特征的 NMR 装置是在现有技术中一般地公知的。例如,可以参考 US 6704594B1 和 US 6377048B1,在此引入它们的公开内容。

[0009] 根据另一个特别优选的实施方式,在第一端的区域内设置了位置指示部件,利用其可以通过在施加外部场时所引起的相互作用而在三维坐标系中确定位置。

[0010] 外部场尤其可以是磁场。磁场可以是交变的磁场或电场。不过,也可以考虑借助

于超声波场来采集位置指示部件。位置指示部件可以包括至少一个、优选为三个线圈。这些线圈可以带有铁芯。由此,可以产生和 / 或接收电磁信号。即,位置指示部件可以是电磁信号的发射器和 / 或接收器。

[0011] 作为位置指示部件也可以使用至少一个接收线圈。这允许按照不同的功能使用接收线圈,从而使得导管小型化。

[0012] 按照另一种实施方式,由至少两个线圈或接收线圈产生的磁场具有不同的方向。合适的是,由这些线圈或接收线圈产生的磁场彼此相差至少  $30^\circ$ , 优选为  $60^\circ$  至  $90^\circ$ 。特别是,就磁场的方向而言线圈或接收线圈的  $60^\circ$  的错开设置,一方面使得装置小型化,而另一方面(在使用适当的计算算法的条件下)允许精确地确定位置指示部件的位置。作为补充引用 DE 69514238 T2、EP1034738B1 以及 EP 0993804A1,在此引入它们的公开内容。

[0013] 按照另一种特别优选的实施方式,在第一端的区域内设置了一个用于产生和采集光学信号的 OCT 装置,以便建立光相干断层造影的第一图像数据。这种 OCT 装置在现有技术中是一般地公知的。为此引入 WO 01/11409A2,在此引入其公开内容。

[0014] 按照另一个优选实施方式,在第一端的区域内设置了一个用于产生和采集超声波信号的超声波装置,以便建立第二图像数据。这种超声波装置在现有技术中是一般地公知的。为此,例如引用 EP 0885594B1 以及 R. J. Dickinsion 的“Miniature ultrasonic probe construction for minimal access surgery”, Phys. Med. Biol. 49(2004)。在此引入这些文献的公开内容。

[0015] 本发明的导管与超声波装置的组合恰恰是特别具有优点的,因为超声波信号在组织中具有比光学信号更高的入射深度,此外即使血管系统流动着 X 射线造影剂也可以进行检查。

[0016] 按照另一种实施方式,在第一端的区域内设置了一个可以吹风的气球。利用该气球可以关闭包围导管的血管。由此,还可以将导管保持在血管系统中的特定位置上。这样可以通过导管在该血管中注入冲洗液 (Spuelfluessigkeit), 以便可以随后借助于 OCT 装置拍摄第一图像数据并从中重建第一图像。

[0017] 此外,被证明优选的是,在第一端的区域内设置偏转部件。该偏转部件可以包括至少一个、优选为多个第二永久磁铁和 / 或电磁铁。在此,由至少两个第二永久磁铁和 / 或电磁铁所产生的磁场可以具有不同的方向。借助于所建议的偏转部件,可以在施加适当的外部磁场的条件下将导管第一端在所希望的方向上进行偏转。这使得更容易将导管的第一端按照预定的路径引导到要治疗的血管。

[0018] 也可以将第一永久磁铁用作偏转部件。以双重的功能来使用第一永久磁铁保证了导管的小型化。

[0019] 可以将 NMR 装置、辐射源,必要时的位置指示部件、OCT 装置和 / 或偏转部件,安装在构成第一端的区域的、纵向延伸的支撑结构上,该支撑结构与一软管连接。合适的是,支撑结构的硬度比该管的硬度更大。由此实现了,导管的第一端尽可能经常地接触到包围导管的血管。其结果是,可以从利用位置指示部件获得的数据中,特别精确地对位置指示部件的位置和 / 或路径进行计算。

[0020] 在本发明的意义下,导管的第一端或者自由端被理解为在血管系统中被移动到要治疗的血管的端。合适的是,将该第一端圆化 (abgerundet), 以避免伤害血管系统。自由端

或第一端的区域描述包含该导管第一端的片段,需要将该片段用于放置特别是位置指示部件、必要时的 OCT 装置、超声波装置、偏转部件等。第一端的区域尤其包括支撑结构。该区域一般长 1cm 至 5cm。

[0021] 按照另一种实施方式,设置了用于屏蔽磁场的、围绕支撑结构和 / 或管的层。该层可以包含由导电材料制成的空心纤维,或者包括纳磁 (nanomagnetisch) 粒子。由此,尤其可以将信号线相对于尤其是来自外部或者由线圈所产生的磁场进行屏蔽。

[0022] 根据另一种实施方式,支撑结构和 / 或管配备有一个在建立 X 射线图像时可以识别的标记。这使得可以将利用位置指示部件所获得的位置,与对应于另一个坐标系的、X 射线图像的图像数据相关。

[0023] 此外,可以设置一种显示导管特性的收发器。这使得可以远距离调用导管的特定特性。此外,可以无线地将对于导管的适当操纵的参数传送至外部系统。最后,可以在收发器中存储允许在临床物流链中对导管跟踪的信息。

[0024] 根据本发明要解决的另一技术问题,给出了一种带有内导管和引入到该内导管中的外导管的导管装置,在外导管的第五端上设置了辐射源,其中,在该内导管的第一端的区域和 / 或在在外导管的第五端的区域中设置了一个 NMR 装置,用于产生和采集通过原子核的磁共振引起的 NMR 信号。在所建议的可选择的技术方案中,尤其可以在内导管上不设置辐射源。该可选择的技术方案首先允许将内导管引入到要治疗的血管中。然后,可以将内导管在一定程度上用作引导部件,并将外导管移动到要治疗的血管中。外导管在第五端上具有辐射源。在利用内导管到达待治疗的血管之前,需要花费一定的时间。通过在外导管的第五端上设置辐射源,可以避免在该段时间期间内造成的辐射负担。

[0025] NMR 装置可以包括用于产生静态磁场的部件。该产生静态磁场的部件优选包括两个第一永久磁铁。此外,NMR 装置可以包括至少一个用于采集 NMR 信号的接收线圈。另外,NMR 装置可以包括一个用于放大所采集的 NMR 信号的放大器。此外,NMR 装置可以围绕导管轴转动。这点使得可以建立三维图像。这种 NMR 装置是在现有技术中一般地公知的。例如,参看 US 6704594B1 和 US 6377048B1。

[0026] 按照一种优选实施方式,辐射源构成为环或者空心圆柱体,从而内导管可以穿过该辐射源来回移动。这使得可以将外导管随后引入到血管中。由此,可以实现上面已经提到的优点。

[0027] 外导管同样可以与内导管一样配备有一个在建立 X 射线图像时可以识别的标记。此外,可以设置一个包围外导管的、用于屏蔽磁场的层。该层又可以包含由导电材料制成的空心纤维和 / 或包括纳磁粒子。就此而言请参考上面提到的优点。

[0028] 内导管通常也可以具有与导管同样的结构特征。就此而言请参考上面提到的实施方式。

[0029] 根据本发明要解决的另一技术问题,一种成像设备包括按照本发明的导管或按照本发明的导管装置,以及用于从 NMR 信号中确定二维或三维图像的装置。该所建议的成像设备适合于对特别是再狭窄进行诊断并随后进行治疗。由此,可以可视地在血管系统中精确地标出待治疗的区域。可以将治疗限制在血管系统的所希望的预定区域上。由此使患者的负担最小。

[0030] 根据一种优选实施方式,配备了用于将 NMR 信号转换成对应于第一坐标系的第一

图像数据的部件。在此,可以是作为数据处理装置的组成部分的、常规的模拟数字转换器。为了将第一图像数据与第一坐标系进行对应,可以采用通过位置指示部件所确定的位置。不过,也可以配备用于确定导管或导管装置的进给路径的装置。在此,例如可以是常规的路径记录器或类似的装置。

[0031] 上面提到的用于确定位置指示部件的位置的装置,是在现有技术中公知的。在此,其可以是与该位置指示部件相互作用的电磁发射器,或者电磁接收器。根据结构的不同,位置指示部件可以是发射器或接收器。通常,为接收器配置至少一个发射器或者反过来。在该关联中补充地引用下列在此引入的文献:EP 0776176B1, EP 1034738B1, EP 0993804A1。

[0032] 合适的是,用于确定的装置具有至少两个用于产生磁场、特别是不同频率的交变磁场的场发生器。这使得可以在三维坐标系中对位置指示部件进行定位。

[0033] 根据本发明的另一种实施方式,配备了用于计算再现位置指示部件的路径的血管中心线的装置。在此,其是在三维坐标系中的一维线。可以根据可通过位置指示部件的位置确定的坐标借助于多项式公式来描述该线。在该关联中补充地引用在此引入的 US 6546271B1 的公开内容。

[0034] 根据另一种实施方式,配备了用于计算描述血管壁的血管包络线的部件。这使得例如可以对最小和最大血管直径进行估计,以及识别血管变窄。

[0035] 根据另一种实施方式,配备了用于旋转 NMR 装置的装置。由此,可以围绕导管轴(优选以恒定的速度)旋转 NMR 装置。其结果是,可以由此在导管自由端的区域内环绕地拍摄包围导管的血管。由 NMR 装置提供的信号可以在用于旋转的装置中分析进行。为此,该用于旋转的装置可以包括一个用于对 NMR 信号进行分析的装置。在此,该分析首先包括对所采集的信号进行数字化以及按照特定的旋转角将它们相关。

[0036] 根据另一个实施方式,用于产生二维或三维图像的装置包括用于对第一和第二坐标系进行相关的部件。由此,第一图像数据可以例如参考第二坐标系。这使得减少了由坐标系偏差引起的伪影。也可以将第一图像数据直接对应于第二坐标系。也就是说,可以省略与第一坐标系的对应。用于产生二维或三维图像的装置合适地是这样的计算机,即,在使用适当的图像再现程序的条件下利用该计算机可以建立图像数据和位置数据的相关,并且处理为再现血管的图像。在此,尤其可以在采用利用位置指示部件所确定的血管中心线的条件下校正图像伪影。

[0037] 根据本发明的另一实施方式,设置了用于将借助于位置指示部件所确定的坐标与其它坐标进行相关的部件。

[0038] 为了确定其它的坐标,可以配备一个 X 射线设备,其带有至少一个半导体检测器和一个数据处理装置。例如,按照所建议的实施方式,可以将利用其它成像诊断设备所产生的图像,与在采用按照本发明的导管或者导管装置的条件所提供的图像进行相关。此外,可以配备用于将在第一图像数据的基础上所产生的第一图像和/或借助于成像诊断设备所产生的第二图像有选择地叠加的装置。这种叠加或者融合带来了具有高度说服力的图像。在此,例如可以是其中可精确地显示导管位置的三维图像。

[0039] 成像诊断设备可以从下列组中选择: X 射线设备,优选为 X 射线计算机断层造影仪或 C 型 X 射线设备;核自旋断层造影仪;正电子发射断层造影仪(PET);单光子发射断层造影仪(SPET);内窥镜的图像采集设备。

[0040] 根据另一实施方式,配备了用于产生用来使偏转部件偏转的、具有预定方向和强度的外部磁场的装置。利用该所建议的装置使成像诊断设备扩充了在血管系统中精确地导引导管的其它功能。为此,可以将导管自由端的区域内设置的偏转部件借助于所施加的外部磁场有目的地进行偏转,并且由此实现了使导管的自由端在预定的方向上改变方向。

[0041] 尤其是在血管造影的领域中被证明合适的是,将所建议的成像诊断设备与所谓的“双平面 (Bi-Plan) X 射线设备”进行组合,其中,配备了至少一个 X 射线源、一个设置在第一层面中的第一半导体检测器以及一个设置在不同于该第一层面的第二层面中的第二半导体检测器。这使得可以产生大面积的概略图像,在其上可以(特别是借助其上设置的 X 射线标记)看出导管在血管系统中的位置。

### 附图说明

[0042] 下面根据附图对本发明的实施方式作进一步的说明。图中:

[0043] 图 1 示出导管的示意性截面图,

[0044] 图 2 示出带有驱动装置的按照图 1 的导管的示意性截面图,

[0045] 图 3 示出第一导管装置的示意性截面图,

[0046] 图 4 示出第二导管装置的示意性截面图,

[0047] 图 5 示出第三导管装置的示意性截面图,

[0048] 图 6 示出第四导管装置的示意性截面图,

[0049] 图 7 示出关于成像诊断设备的主要组成部分的示意图,以及

[0050] 图 8 示意性示出用于建立三维图像的方法。

### 具体实施方式

[0051] 在图 1 示出的导管中自由的第一端 E1 是倒圆地构成的。在该第一端 E1 的区域内为导管配备了辐射源 1,利用后者可以产生用于治疗目的  $\beta$  或  $\gamma$  射线。

[0052] 利用附图标记 2 标出了位置指示部件。在此,例如是三个相互错开  $90^\circ$  设置在 X、Y 和 Z 方向上的线圈。不过,也可以在其它错开角(例如  $60^\circ$ )的条件下相互设置这些线圈。代之以线圈,也可以按照针对磁通的方向对应的错开结构来设置其它适当的发射或接收部件,例如永久磁铁或超短波转换器。附图标记 3 标记一个可以吹气的气球。

[0053] 在导管的管 4 中放置了一个可以围绕导管轴旋转的芯子 5,在其第二端 E2 上设置了 NMR 装置 6。该 NMR 装置 6 是相对于一个允许磁场通过的窗口 7 设置的。NMR 装置 6 可以是常规的 NMR 装置,如例如在 US 6704594B1 和 US6377048B1 中公开的那样。其尤其可以具有两个用于产生具有两个不同方向的静态磁场的永久磁铁,以及一个接收线圈。此外,NMR 装置 6 包括一个用于放大利用接收线圈所接收信号的放大器。一个放置特别是辐射源 1、位置指示部件 2 和窗口 7 的支撑结构 T 在该包括自由端 E1 的区域上伸展。支撑结构 T 例如可以由塑料制成。合适的是,其具有比管 4 更高的硬度。

[0054] 在芯子 5 中集成了与 NMR 装置 6 连接的供电导线和/或信号线 8。在管 4 中或者在其内壁上设置了与位置指示部件 2 连接的、其它的供电导线和/或信号线 9。

[0055] 管 4 的第三端 E3 以及芯子 5 的第四端 E4 与旋转装置 10 连接。如尤其是从图 2 中看出的那样,可以这样构造旋转装置 10,使得管 4 摩擦密封地设置在进给元件 12 上。进

给元件 12 还可以这样构成,使得管 4 可以由此旋转。该连接可以借助于旋转耦合来实现,其使得可以耦合入或耦合出供电电压和 / 或信号。

[0056] 附图标记 11 标明一个接口,利用其可以将由 NMR 装置 6 所提供的 NMR 信号和 / 或由位置指示部件 2 所提供的其它信号进行数字化,并且可以与坐标系相对应。

[0057] 利用附图标记 13 标出了一个设置在待检查的身体之外的发射 / 接收装置。由此,可以将位置指示部件 2 的位置,例如借助于计算机在三维坐标系中计算地确定,并且借助于例如监视器进行显示。

[0058] 图 3 和 4 示出了导管装置,其中在外导管 14a 的另一个自由端 E5 上设置了辐射源 1。在此,辐射源 1 是按照环形或者空心圆柱体的形式实现的。外导管 14a 具有另一个管 15。该另一导管 15 的内直径以及环或空心圆柱体的直径是这样实现的,即,如在图 4 中示出的内导管 14b 可以通过其穿行。也就是说,所建议的导管装置由一个可以在外导管 14a 中移动的内导管 14b 构成。

[0059] 在图 5 和 6 中示出的其它导管装置中,将位置指示部件 2 安装在外导管 14a 的自由的第五端 E5 的区域内。在这种情况下,可以去除内导管 14b 处的位置指示部件 2。不过,也可以在根据图 5 或 6 的其它导管装置中使用一个按照图 4 的内导管 14b。在这种情况下,也可以为外导管 14a 配备其它的位置指示部件,后者与位置指示部件 2 相比可提供不同的信号。作为结果,可以借助于该其它位置指示部件单独地在三维坐标系中确定外导管 14a 的位置。

[0060] 图 5 和 6 中示出的其它导管装置的特征还在于,其中例如按照图 4 构造的内导管 14b 是可以移动地实施的,其中,包括 NMR 装置 6 的第一端 E1 可以穿透在外导管 14a 的第五端 E5 上设置的开口。如从图 3 至 6 中可以看出的那样,在自由端 E1 的区域内额外地设置了超声波装置 6a。

[0061] 图 7 示出了成像诊断设备的主要组成部分。在此,该成像诊断设备主要是由 X 射线装置 A、导管控制和信号采集装置 B 以及功能强大的数据处理装置 C 组成的。

[0062] X 射线装置 A 包括:X 射线源 16、一个或多个 X 射线检测器 17、X 射线图像处理单元 18、X 射线控制装置 19 以及高压产生器 20a。X 射线图像处理单元 18 和 X 射线控制装置 19 与数据总线 20 连接。

[0063] 导管控制和信号采集装置 B 包括已经在图 1 中描述过的、用于连接(在此没有示出的)导管的旋转装置 10、12。在其中可以已经对所提供的数据进行了数字化的旋转装置 10、12 与 NMR 图像处理单元 21 连接。除了 NMR 装置 6 之外,本发明的导管可以还具有一个超声波转换器(在此没有示出)。为了对由该超声波转换器所提供的超声波信号进行分析,可以设置超声波图像处理装置 22。附图标记 23 标出了位置信号处理装置。为了避免例如由于患者的呼吸或者心脏的运动造成的运动伪影,可以设置采集这种生理功能的传感器。附图标记 23a 标出了采集单元,其用于对由生理传感器所提供的信号进行采集和处理。上面提到的单元也是连接到数据总线 20 上的。

[0064] 功能强大的数据处理装置 C 允许对通过数据总线 20 所提供的数据进行并行处理、特别是图像处理。这样,数据处理装置 C 例如包括:用于建立 NMR 图像的第一图像处理装置 24,用于从超声波信号中建立图像的第二图像处理装置 25,用于从位置信号中建立图像的第三图像处理装置 26,用于建立 X 射线图像的第四图像处理装置 27,图像融合和图像再现

单元 28, 图像校正单元 29, 以及用于显示所产生的图像的显示和操作单元 30。图像校正单元 29 可以通过校准单元 31 与数据总线 20 连接。附图标记 32 标出了电压源, 而附图标记 33 标出了用于输入和输出患者数据的另一个接口。附图标记 34 标出了其中存储了 X 射线或  $\beta$ 、 $\gamma$  射线的参数数据的数据库。最后, 附图标记 35 标出了特别是用于存储图像数据的数据存储器。

[0065] 利用所建议的成像诊断设备, 可以结合所建议的导管或导管装置实现下列典型的方法流程:

[0066] - 在 X 射线检查的条件下引入导管或者内导管, 在此可以使用造影剂;

[0067] - 产生一幅 X 射线造影的、特别是血管造影的概略照片;

[0068] - 借助于位置指示部件产生图像;

[0069] - 借助于 NMR 装置和 / 或超声波变换器产生图像;

[0070] - 将借助于位置指示部件所产生的图像以及利用 X 射线方法所产生的图像进行叠加;

[0071] - 将借助于 NMR 装置和 / 或超声波变换器所产生的图像与利用 X 射线造影方法所建立的图像进行叠加;

[0072] - 在使用利用位置指示部件所获得的图像的条件下, 对借助于 NMR 装置和 / 或超声波变换器所获得的图像进行三维再现;

[0073] - 在所产生的图像的基础上, 将导管或内导管导引到目标位置;

[0074] - 在目标位置上吹起气球, 并且可选择地加入 NMR 或超声波造影剂;

[0075] - 借助于 NMR 装置和 / 或超声波变换器在目标位置的区域内产生高分辨率的图像;

[0076] - 必要时, 通过将外导管在内导管中移动而将外导管带到目标位置;

[0077] - 借助于 NMR 装置和 / 或超声波变换器和 / 或位置指示部件, 对外导管的精确位置进行检查。

[0078] 尤其是位置指示部件的设置, 使得可以从由 NMR 装置和 / 或超声波变换器所提供的信号中产生三维图像。例如, 可以在通过适当地利用由位置指示部件所提供的信号而产生血管造影的概略照片之后, 仅仅借助于由 NMR 装置 6 和 / 或超声波变换器以及位置指示部件 2 所提供的信号来显示导管的路径, 并且由此避免了对患者的 X 射线负担。所建议的成像诊断设备提供了关于例如动脉硬化的斑点和 / 或肿瘤组织的、重要的特别精确的医疗信息。由此出发, 可以精确地确定导管自由端的状态。

[0079] 图 8 示意性地示出了在利用借助于位置指示部件 2 所获得的位置数据的条件下, 建立校正后的立体数据组。可以将借助于 NMR 装置 6 和 / 或超声波变换器所获得的信号处理为二维的第一图像 B1。也可以通过将利用 NMR 装置 6 与利用超声波变换器所获得的图像进行融合来建立第一图像 B1。随后, 可以将这样产生的第一图像 B1 利用由位置指示部件 2 提供的位置数据进行校正。为此, 可以计算地再现利用位置指示部件 2 所获得的数据, 例如按照在 DE 10224011 中所描述的离散断层造影的方法, 并且从中计算出三维图像。

[0080] 此外, 还可以从由位置指示部件 2 所提供的数据中计算出血管的中心线和 / 或血管的包络线。然后, 在使用该计算模型的条件下, 可以将第一图像 B1 处理成为一组第二图像 B2, 后者与第一图像 B1 相比减少了伪影。

[0081] 为了利用由位置指示部件 2 所获得的数据对患者的图像进行记录或者叠加,需要将图像数据和位置数据的空间坐标变换到一个共同的坐标系中。在此,在检查期间患者的移动可能会导致错误。为了校正错误可以使用辅助的磁传感器,例如在 US 6233476 中所描述的那样。这种辅助传感器也可以是无绳地(例如利用蓝牙发射器单元)设置的。作为替换,也可以借助于光学摄像机采集患者的移动,并且利用模式识别的计算方法来确定并且在图像数据的记录中加以考虑。

[0082] 为了避免例如由于患者的呼吸或者心脏的运动造成的运动伪影,可以附加地单独设置一般公知的功能单元。

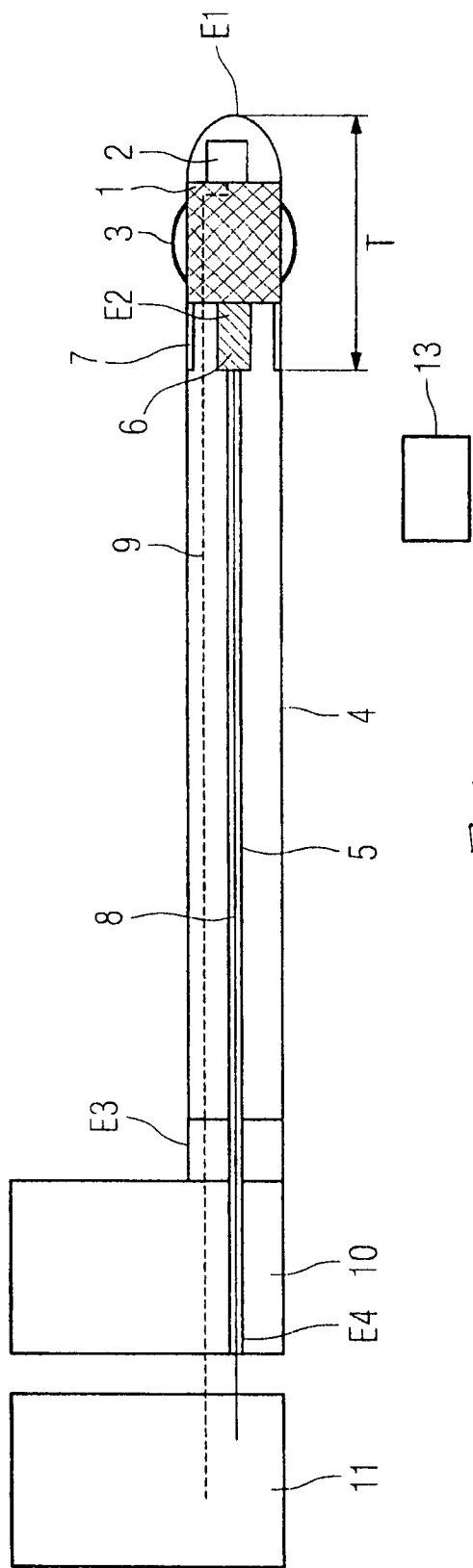


图 1

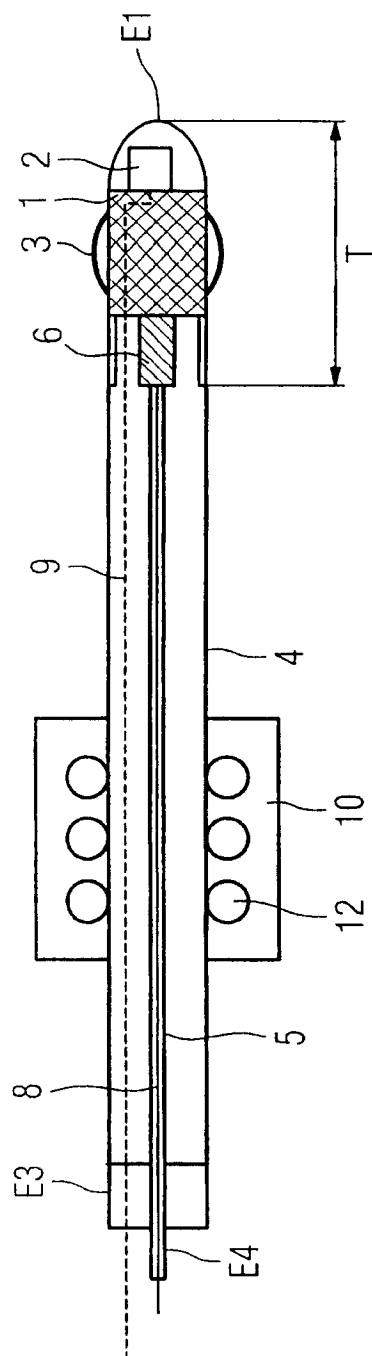


图 2

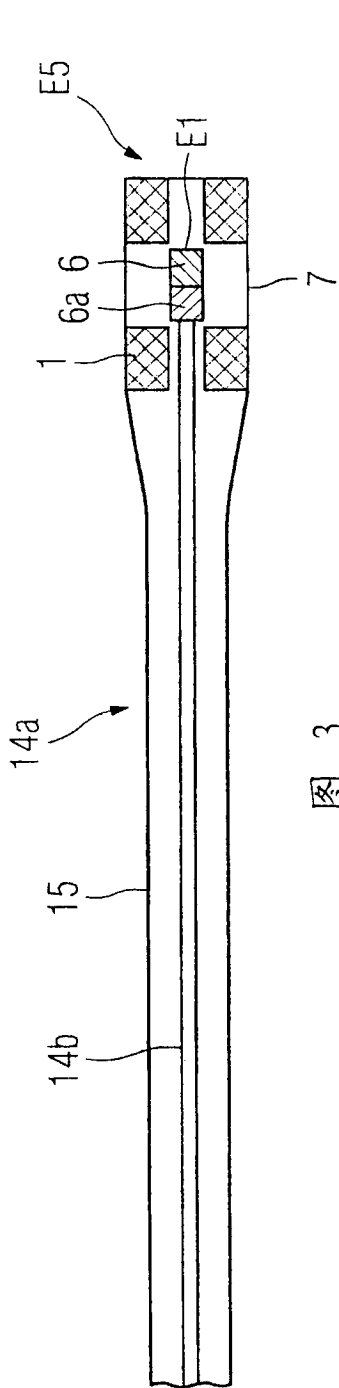


图 3

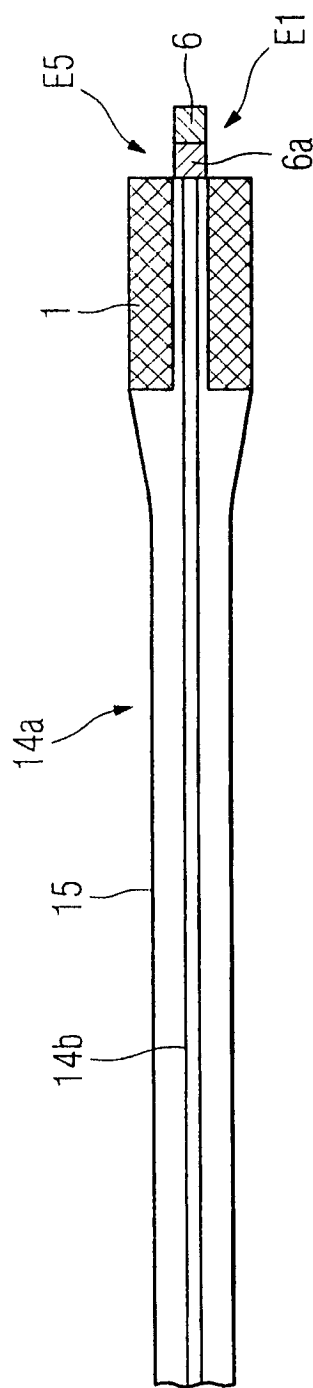


图 4

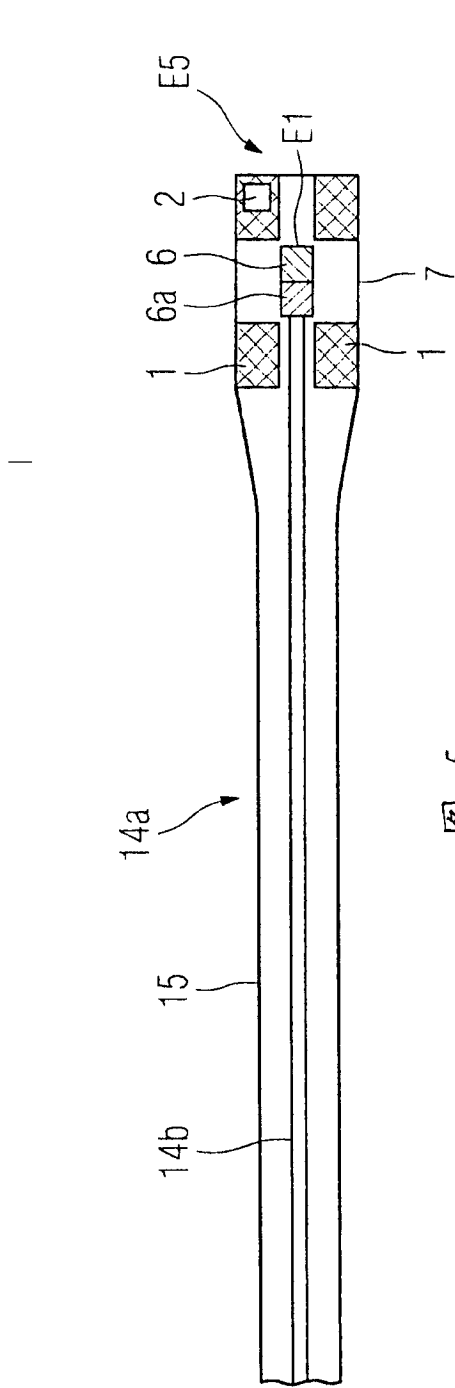


图 5

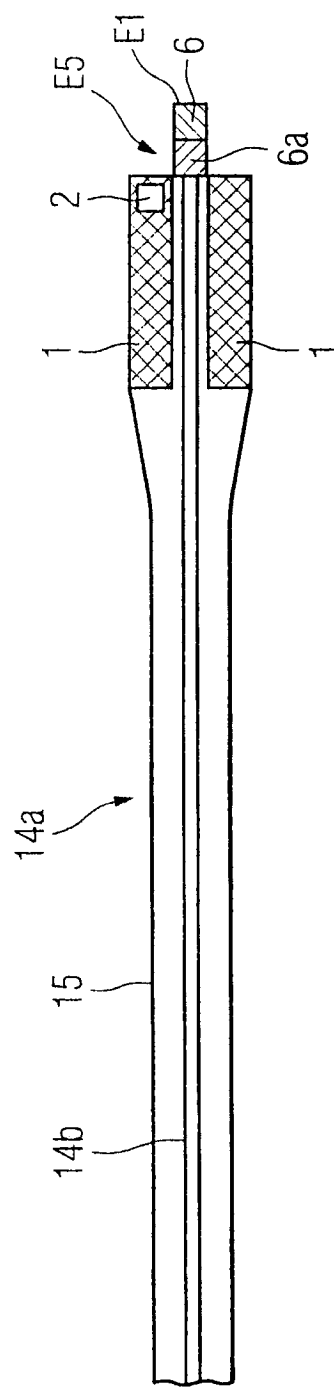


图 6

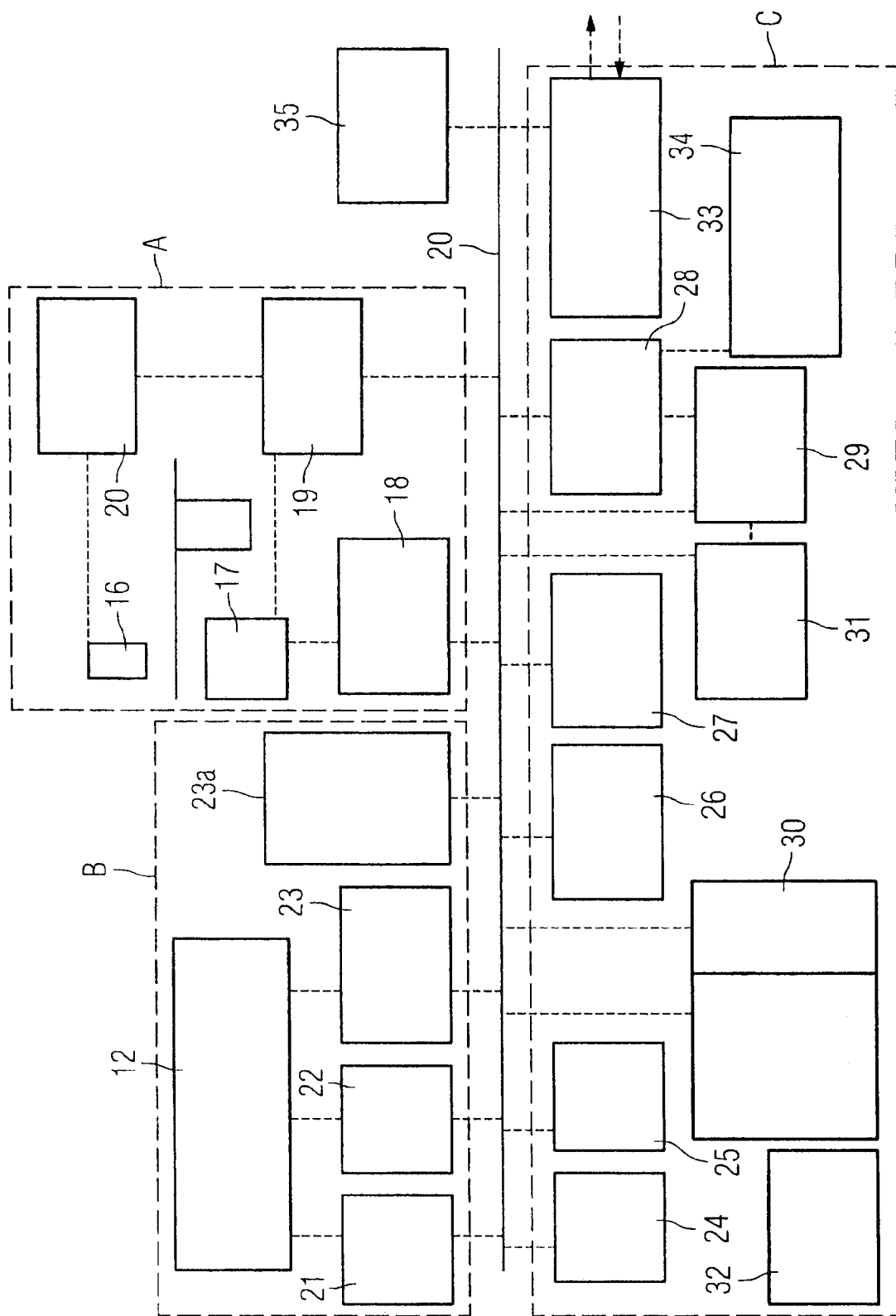


图 7

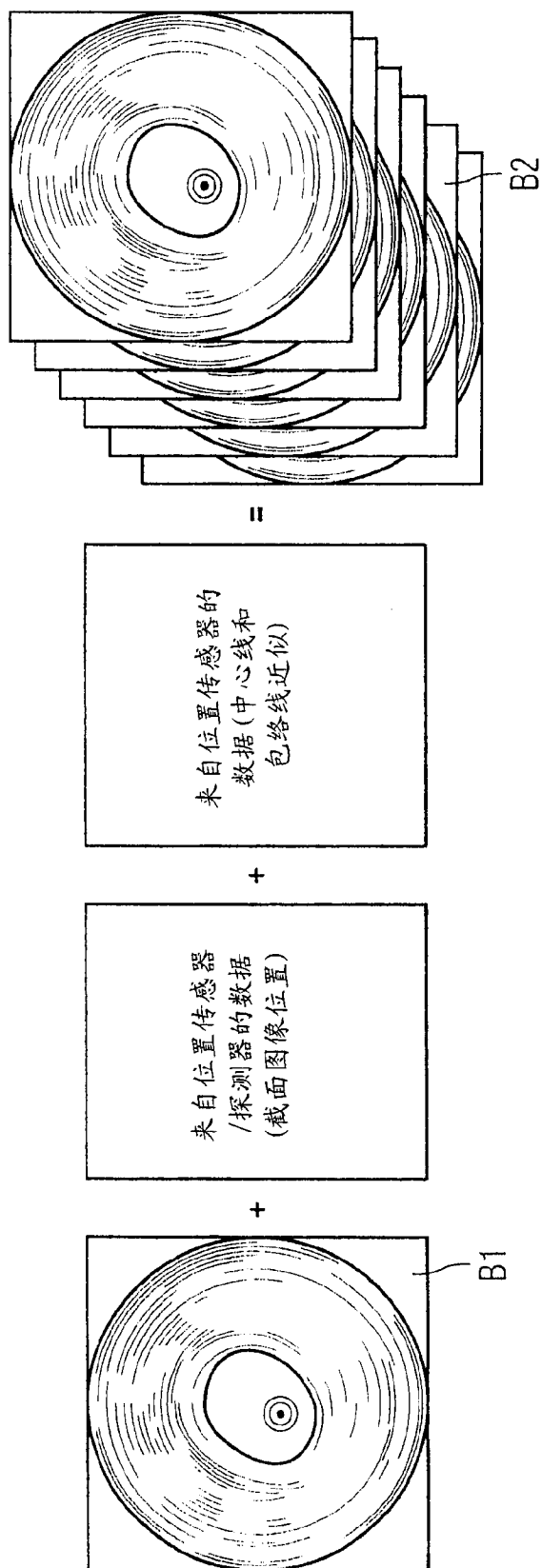


图 8

专利名称(译)	导管、导管装置和成像诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">CN1883726B</a>	公开(公告)日	2012-06-20
申请号	CN200610093251.4	申请日	2006-06-23
[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	迈克尔马施克		
发明人	迈克尔·马施克		
IPC分类号	A61M25/01 A61M39/08 A61N5/10 A61B5/06 A61B8/12 A61B8/08		
CPC分类号	A61N2005/1051 A61N5/1002 A61B5/055 A61M25/10 A61N2005/1058 A61B2019/5236 A61B5/721 A61B2019/5454 A61N2005/1055 A61B2090/374 A61B2090/3954		
代理人(译)	邵亚丽 李晓舒		
审查员(译)	石艳丽		
优先权	102005029270 2005-06-23 DE		
其他公开文献	CN1883726A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明涉及一种用于短距离治疗的导管，其带有一个用于产生 $\beta$ 或 $\gamma$ 射线的辐射源(1)。为了能够尽可能精确地对导管定位，本发明建议，在导管的自由的第一端(E1)设置一个NMR装置(6)，用于产生和采集通过原子核的磁共振引起的NMR信号。

