



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104641246 B

(45)授权公告日 2017.09.15

(21)申请号 201280075949.7
 (22)申请日 2012.09.21
 (65)同一申请的已公布的文献号
 申请公布号 CN 104641246 A
 (43)申请公布日 2015.05.20
 (85)PCT国际申请进入国家阶段日
 2015.03.23
 (86)PCT国际申请的申请数据
 PCT/EP2012/068596 2012.09.21
 (87)PCT国际申请的公布数据
 W02014/044314 DE 2014.03.27
 (73)专利权人 西门子公司
 地址 德国慕尼黑
 (72)发明人 O.海德 J.黑勒 T.休格斯
 M.克勒曼
 (74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公
 司 72001
 代理人 梁冰 宣力伟

(51)Int.Cl.
G01R 33/48(2006.01)
A61B 6/00(2006.01)
 (56)对比文件
 US 6591127 B1,2003.07.08,说明书第3栏
 第3-5段,第4栏第2段,第6栏第2段,附图1-2.
 US 2003/0123612 A1,2003.07.03,说明书
 第29-30段、附图3.
 US 6591127 B1,2003.07.08,说明书第3栏
 第3-5段,第4栏第2段,第6栏第2段,附图1-2.
 US 2003/0123612 A1,2003.07.03,说明书
 第29-30段,附图3.
 DE 102008045276 A1,2010.03.11,说明书
 第3段,附图1.
 CN 102519999 A,2012.06.27,全文.

审查员 李晓

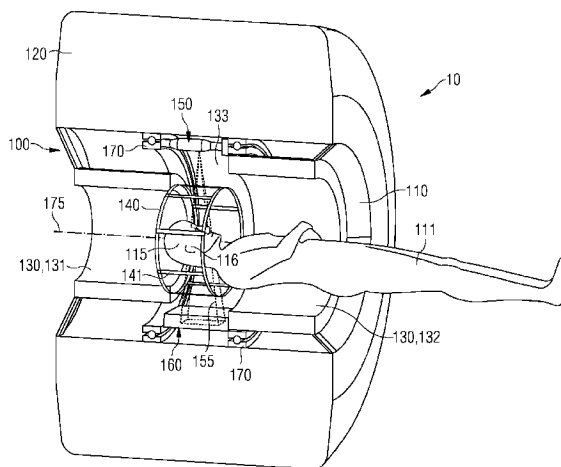
权利要求书1页 说明书5页 附图4页

(54)发明名称

具有MR-断层扫描仪、X射线源和X射线探测器的混合-检查系统

(57)摘要

一种检查系统包括具有用于产生磁场的螺线管的磁共振断层扫描仪。在此,所述螺线管包围检查室。在所述检查室内还布置有第一X射线源和第一X射线探测器。



1. 检查系统(10、20、30)，

具有带有用于产生磁场的螺线管(120)的磁共振断层扫描仪(100)，其中，所述螺线管(120)包围检查室(110)，

其中，在所述检查室(110)内布置有第一X射线源(150)和第一X射线探测器(160)，

其中，在所述检查室(110)内布置有高频线圈(140、240)，

其中，所述高频线圈(240)与所述第一X射线源(150)刚性地连接，

其中，所述第一X射线源(150)和第一X射线探测器(160)能够围绕沿着所述检查室(110)的纵向方向布置的旋转轴线(175)转动，并且

其中，所述第一X射线源(150)和第一X射线探测器(160)被彼此刚性地连接起来。

2. 根据权利要求1所述的检查系统(10、20、30)，

其中，在所述检查室(110)内布置具有第一梯度线圈部(131)和第二梯度线圈部(132)的梯度线圈(130)，

其中，所述第一梯度线圈部(131)和第二梯度线圈部(132)沿轴向方向间隔开，

其中，将所述第一X射线源(150)和第一X射线探测器(160)布置在所述第一梯度线圈部(131)和第二梯度线圈部(132)之间。

3. 根据权利要求2所述的检查系统(10、20、30)，

其中，所述高频线圈(140、240)被布置在所述第一梯度线圈部(131)和第二梯度线圈部(132)之间。

4. 根据上述权利要求之一所述的检查系统(30)，

其中，在所述检查室(110)内布置有第二X射线源(350)和第二X射线探测器(360)。

5. 根据权利要求4所述的检查系统(30)，

其中，所述第一X射线源(150)和所述第二X射线源(350)被彼此刚性地连接起来。

6. 根据权利要求5所述的检查系统(30)，

其中，以围绕沿着所述检查室(110)的纵向方向布置的旋转轴线(175)的转动为参照，所述第二X射线源(350)相对于所述第一X射线源(150)错开一角度(351)。

7. 根据权利要求6所述的检查系统(30)，

其中，所述角度(351)为90度。

具有MR-断层扫描仪、X射线源和X射线探测器的混合-检查系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种根据权利要求1所述的检查系统以及一种根据权利要求12所述的用于产生血管造影的方法。

背景技术

[0002] 从现有技术中已知用于医疗目的的、用于成像诊断的磁共振断层扫描仪。所述磁共振成像使用所激发的核自旋的弛豫时间对原子核的环境的依赖性,以便获得关于患者体内的不同组织类型的空间布置的信息。磁共振断层扫描仪尤其适用于对软组织进行高对比度的成像。

[0003] 从现有技术中同样已知用于医疗目的的、用于成像诊断的X射线设备。放射线照相术使用不同组织类型对于X射线辐射的不同穿透率来产生对患者的身体部分的检查。在此,可以实时地产生运动着的图像。

[0004] US 2008/0171931 A1介绍了一种由磁共振断层扫描仪和X射线设备构成的混合系统,该混合系统可以实现借助于所述磁共振断层扫描仪来拍摄患者的身体部分的图像,并随后在患者的身体上进行干预,其中,借助于X射线设备进行光学的控制。

发明内容

[0005] 本发明的目的在于提出一种改进的检查系统。该目的通过具有权利要求1所述特征的检查系统来实现。本发明的另一个目的在于提出一种用于产生血管造影的方法。该目的通过具有权利要求12所述特征的方法来实现。优选的改进方案在从属权利要求中给出。

[0006] 检查系统包括具有用于产生磁场的螺线管的磁共振断层扫描仪。在此,所述螺线管包围检查室。在该检查室内布置有第一X射线源和第一X射线探测器。有利地,在采用磁共振成像的方法的情况下,该检查系统允许获得具有高空间分辨率和良好的软组织对比度的图像。此外,借助于所述第一X射线源和第一X射线探测器可以生成具有高时间分辨率的X射线图像。将所述磁共振断层扫描仪与所述由X射线源和X射线探测器构成的X射线系统相结合确保了,采用两种方法获得的人体结构上的信息在时间上和空间上是一致的。所述的两种彼此相补充的成像方法的组合提供了人体结构上的信息,从而增加了总体上可获得的信息内容。由此有利地改善了整个系统的临床效率。

[0007] 在所述检查系统的一种实施方式中,所述第一X射线源和第一X射线探测器可围绕沿着所述检查室的纵向方向布置的旋转轴线转动。于是,有利地,使用由X射线源和X射线探测器所构成的X射线系统可以从不同的观察方向生成X射线照片。

[0008] 在所述检查系统的一种实施方式中,所述第一X射线源和第一X射线探测器被彼此刚性地连接。有利地,由此确保了:在X射线源和X射线探测器围绕着所述旋转轴线转动时,所述X射线探测器总是被如此布置,以致于该X射线探测器能够探测到由所述X射线源发射的X射线辐射。

[0009] 在所述检查系统的一种实施方式中,在所述检查室内布置具有第一梯度线圈部和第二梯度线圈部的梯度线圈。在此,所述第一梯度线圈部和第二梯度线圈部沿轴向方向间隔开。此外,将所述第一X射线源和第一X射线探测器布置在所述第一梯度线圈部和第二梯度线圈部之间。有利地,就这种布置方式而言,在所述第一梯度线圈部和第二梯度线圈部之间的间隙内形成一梯度场,借助于所述磁共振成像,该梯度场可以实现在空间上可分辨的检查。同时,所述由X射线源和X射线探测器构成的X射线系统被布置在该间隙内,并因此允许生成还借助于磁共振成像来显示的同一区域的X射线照片。通过将所述X射线系统布置在所述梯度线圈的梯度线圈部之间的间隙内,避免了X射线辐射通过所述梯度线圈的光学上的阻隔或遮蔽。

[0010] 在所述检查系统的一种实施方式中,在所述检查室内布置有高频线圈。在一种实施方式中,该高频线圈被布置在所述第一梯度线圈部和第二梯度线圈部之间。有利地,所述高频线圈可以用于发射高频磁脉冲,并且用于接收由松弛的核自旋所发射的信号。将所述高频线圈布置在所述梯度线圈的第一梯度线圈部和第二梯度线圈部之间的间隙内可以实现,成像地检查所述患者的身体的布置在所述检查室内的同一部分,该部分还通过由X射线源和X射线探测器构成的X射线系统来检测。

[0011] 在所述检查系统的一种实施方式中,所述高频线圈与所述第一X射线源刚性地连接起来。于是,有利地,即使在所述由X射线源和X射线探测器构成的X射线系统围绕着所述旋转轴线转动时,在高频线圈和X射线源之间的相互的定向仍保持不变。由此,通过所述高频线圈使得所述X射线系统的影响得以最小化。由所述高频线圈引起的、对由所述X射线源发射的X射线辐射的吸收在时间上是不变。这可以有利地实现,最小化或消除在由所述X射线系统生成的照片内由所述高频线圈引起的伪像。

[0012] 在所述检查系统的一种实施方式中,在所述检查室内布置有第二X射线源和第二X射线探测器。设置两个X射线系统可以有利地实现:提高X射线图像的拍摄速度、可以减少X射线剂量并且可以同时使用不同能量的X射线。由此可以获得关于供血行为的附加信息、类型的附加信息和所检查的组织的组成的附加信息。

[0013] 在所述检查系统的一种实施方式中,所述第一X射线源和所述第二X射线源被彼此刚性地连接起来。于是,有利地,在所述第一X射线源和所述第二X射线源之间的视角差在时间上为常数。

[0014] 在所述检查系统的一种实施方式中,以围绕沿着所述检查室的纵向方向布置的旋转轴线的转动为参照,所述第二X射线源相对于所述第一X射线源错开一角度。于是,有利地,借助于所述两个X射线系统,可以从两个方向同时透视患者的待检查的身体部分。

[0015] 在所述检查系统的一种实施方式中,所述角度为90度。于是,有利地,借助于所述两个X射线系统产生的X射线图像可以十分容易地彼此相关联。

[0016] 在一种用于产生血管造影的方法中使用上述类型的检查系统。于是,有利地,所述血管造影可以包括借助于磁共振成像检查所获得的信息和借助于X射线检查所获得的信息,从而按照该方法产生的血管造影具有特别大量的信息内容。

附图说明

[0017] 本发明的上述特性、特征和优点以及所述方式和方法,正如它们被实现的那样,结

合对实施例的以下说明将更为清楚且更易于理解,这些实施例将结合附图予以详述。在此,在各示意图中:

- [0018] 图1所示为根据第一实施方式的检查系统的剖面立体图;
- [0019] 图2所示为根据第二实施方式的检查系统的剖面立体图;
- [0020] 图3所示为根据第三实施方式的检查系统的剖面立体图;
- [0021] 图4所示为根据第三实施方式的检查系统的另一剖视图。

具体实施方式

[0022] 图1所示为根据第一实施方式的检查系统10的示意性的剖面立体图。该检查系统10可以用于医疗诊断。特别地,该检查系统10可以用于正在进行处理的患者造影。

[0023] 所述检查系统10包括磁共振断层扫描仪(Magnetresonanztomograph)100。该磁共振断层扫描仪100具有螺线管120,该螺线管包围管状的检查室110。所述螺线管120被构造为纵向延伸的中空圆柱体。所述圆柱形的检查室110用于容纳示意性地示出的患者111。在所示出的例子中,所述患者111的身体部分116(此处是头)被布置在检查系统10的检查室110内的一视域(Sichtfeld)115中,以便借助于用于医疗诊断的检查系统10来获得所述患者111的身体部分116的适当的图像。

[0024] 所述磁共振断层扫描仪100的螺线管120用于在所述检查室110内产生强静磁场,在所述患者111的身体的原子核的磁矩的不同取向之间的能量的退化(Entartung)被该磁场抵消。所述螺线管120例如可以被构造为超导磁体。所述螺线管120例如可以被构造用于产生一种强度介于0.2特斯拉和3特斯拉之间的或更高强度的静磁场。优选地,由所述螺线管120产生的磁场至少在所述检查室110的视域115内被近乎均匀地构造。在由所述螺线管120产生的静磁场的作用下,患者111的身体的原子核的核自旋围绕着由所述磁场规定的轴进行旋进(拉莫尔-旋进)。

[0025] 为了产生所述患者111的布置在检查室110的视域115内的身体部分116的层图像,需要依据位置来调整由所述螺线管120产生的均匀磁场。为此,所述磁共振断层扫描仪100具有梯度线圈130。该梯度线圈130被设置用于,在通过所述磁共振断层扫描仪100进行测量期间产生一种磁梯度场,用于选择性的层激发(Schichtanregung)和用于测量信号的位置编码。

[0026] 所述梯度线圈130包括第一梯度线圈部131和第二梯度线圈部132。所述第一梯度线圈部131和第二梯度线圈部132均被中空圆柱形地构造,并且与所述螺线管120同轴地布置在被所述螺线管120包围的检查室110内。在此,所述梯度线圈130的第一梯度线圈部131和第二梯度线圈部132沿着轴向方向彼此间隔开,从而在所述第一梯度线圈部131和第二梯度线圈部132之间形成一种空隙133。所述视域115位于该空隙133的范围内。在所示出的例子中,所述第一梯度线圈部131具有比所述第二梯度线圈部132更小的直径。然而,这并非强制性的要求。

[0027] 通过垂直于由所述螺线管120产生的静磁场指向的、具有谐振频率的交变磁场的辐射能够使得患者111的身体的原子的、围绕静磁场的轴旋进的核自旋被相位同步地偏移(激发)。为此,所述磁共振断层扫描仪100具有高频线圈140。该高频线圈140被布置在所述梯度线圈130的第一梯度线圈部131和第二梯度线圈部132之间的所述空隙133内。所述高频

线圈140包括两个与所述螺线管120同轴地布置的环,它们通过多个横挡(Sprosse)141彼此相连。所述高频线圈140可围绕旋转轴线175转动,该旋转轴线对应于所述螺线管120和检查室110的纵轴线。所述检查室110的视域115被布置在所述高频线圈140的内部。

[0028] 所述高频线圈140适用于放射高频磁脉冲。在切断由所述高频线圈140辐射的交流磁场之后,由交变磁场激发的核自旋按照典型的弛豫时间放松下来,并且在这种情况下发射由所述高频线圈140所接收的信号。由通过所述高频线圈140接收的信号数据可以采用数学方法重塑所述患者111的布置在所述视域115内的身体部分116的图像。

[0029] 所述检查系统10还包括具有X射线源150和X射线探测器160的X射线系统。所述X射线源150和X射线探测器160被布置在所述检查室110内的所述梯度线圈130的第一梯度线圈部131和第二梯度线圈部132之间的所述空隙133之中。所述X射线源150被构造用于发出一种X射线束155,该X射线束155透过所述视域115而延伸,并且在穿透所述视域115后射到所述X射线探测器160上。由所述X射线源150和X射线探测器160所构成的X射线系统允许快速生成所述患者111的布置在所述视域115内的身体部分116的、具有高时间分辨率的X射线图像。

[0030] 借助于轴承170,所述X射线源150和X射线探测器160可围绕所述旋转轴线175转动地被支撑,并且彼此刚性地连接。在这种情况下,在所述X射线源150和X射线探测器160之间,就围绕所述旋转轴线175的转动而言存在约180度的相位差。由所述X射线源150和X射线探测器160构成的X射线系统的、可围绕所述旋转轴线175转动的布置方式允许,从不同的观察方向射穿所述患者111的布置在所述检查室110的视域115内的身体部分116进而从不同的观察方向完成对所述身体部分116的检查。

[0031] 通过将所述磁共振断层扫描仪100的高频线圈140与所述由X射线源150和X射线探测器160构成的X射线系统共同布置在围绕所述视域115的间隙133内确保了,采用磁共振成像的方法由所述磁共振断层扫描仪100以及采用X射线检查的方法由X射线系统获得的人体结构上的信息在时间上和空间上是一致的。采用这两种检查式样所获得的信息在此互为补充。

[0032] 图2在示意性的立体剖视图中示出了根据第二实施方式的检查系统20。该检查系统20具有与图1的检查系统10高度的一致性。因此,相应的部件标以相同的附图标记,并且以下不再重新详细解释。

[0033] 在所述检查系统20中,高频线圈240被设置来代替所述高频线圈140,并且在所述检查室110内围绕着所述视域115地被布置在所述梯度线圈130的第一梯度线圈部131和梯度线圈部132之间的所述间隙133内。所述高频线圈240又具有两个与所述螺线管120同轴地布置的环,它们通过多个横挡彼此相连。

[0034] 然而,不同于高频线圈140,所述高频线圈240借助于刚性的连接件245与由X射线源150和X射线探测器160所构成的X射线系统刚性地连接。因此,所述高频线圈240与X射线系统一起借助于所述轴承170可围绕所述旋转轴线175转动地被支撑。由此,所述高频线圈240可与由X射线源150和X射线探测器160所构成的X射线系统相位同步地围绕所述旋转轴线175转动。在所述高频线圈240和X射线系统围绕所述旋转轴线175转动期间,在所述高频线圈240、X射线源150和X射线探测器160之间的相对布置方式保持不变。

[0035] 这提供了以下优点:由所述高频线圈240决定的、对借助于所述X射线系统测绘的X

射线图像的影响在时间上是持续的并且能够被最小化。因为所述X射线源150、X射线探测器160和高频线圈240被刚性地彼此相向地布置,由所述高频线圈240引起的、所述X射线束155的吸收在时间上是恒定的。这可以使得在借助于所述X射线系统生成的X射线图像中的可能的伪像(Artefakt)、例如由所述高频线圈240的横档241引起的伪像得以最小化或消除。例如,所述高频线圈240、X射线源150和X射线探测器160可以彼此如此取向,从而使得所述X射线束155不被射到所述高频线圈240的横档241上。也可以采用数字化的图像处理的方法来计算出在时间上持续出现的伪像。

[0036] 图3所示为根据第三实施方式的检查系统30的示意性的立体剖视图。图4示出了所述检查系统30的另一剖视图。在图4的视图中,所述截面垂直于所述旋转轴线175地延伸。所述检查系统30与图1所示的检查系统10具有一致性。因此,彼此相对应的部件标以相同的附图标记,并且以下将不再重新详细解释。

[0037] 除了所述检查系统10的那些部件之外,在所述检查系统30中还存在有第二X射线源350和第二X射线探测器360。所述第二X射线源350和第二X射线探测器360构成第二X射线系统。所述第二X射线源350和第二X射线探测器360同样被布置在所述梯度线圈130的第一梯度线圈部131和第二梯度线圈部132之间的所述间隙133内,并且如此地指向,以便在所述第二X射线束投射到所述第二X射线探测器360上之前,由所述第二X射线源350放射出的第二X射线束355穿过所述视域115而延伸。

[0038] 所述第二X射线源350和第二X射线探测器360同样借助于所述轴承170可围绕所述旋转轴线375转动地被支撑。所述第二X射线源350和第二X射线探测器360彼此如此刚性地连接,从而在所述第二X射线源350和第二X射线探测器360之间,就围绕所述旋转轴线175的转动而言存在优选地约为180度的恒定的角度关系。

[0039] 在一种优选的实施方式中,所述X射线源150和第二X射线源350也彼此如此刚性地相连,从而在所述X射线源150和第二X射线源350之间,就围绕所述旋转轴线175的转动而言始终存在一恒定的角度351。该角度351可以介于0度和180度之间。在一种优选的设计方案中,所述角度351约为90度。于是,借助于由所述X射线源150和X射线探测器160所构成的X射线系统测所绘出的X射线图像以及借助于由所述第二X射线源350和第二X射线探测器360所构成的第二X射线系统所测绘出的X射线图像,从相互垂直的观察方向示出了所述患者111的布置在所述视域115内的身体部分116。

[0040] 在所述检查系统30中两个X射线系统的存在提供了以下优点:X射线图像可接受还要更高的速度和图像刷新率。此外,由此提供了减少X射线剂量的可能性。这两个X射线系统也都即使不同的波长和能量水平下也可以被操作。由此可以获得关于所述患者111的布置在所述视域115内的身体部分116的附加的信息。例如,由此可以获得所述身体部分116的关于供血行为的或者关于组织类型的附加的信息。

[0041] 在所述检查系统10、20、30中,优选地,分别同时操作所述磁共振断层扫描仪100和X射线系统。然而,对于各项检查而言,也可以要么仅操作所述磁共振断层扫描仪,要么仅操作所述X射线系统。这两个检查模式也可以在时间上彼此先后地实施。

[0042] 尽管已通过所述优选的实施例对本发明的细节进行了详细阐述和说明,但本发明并不局限于所公开的示例。本领域的技术人员可以由此推导出其它变型,而不脱离本发明的保护范围。

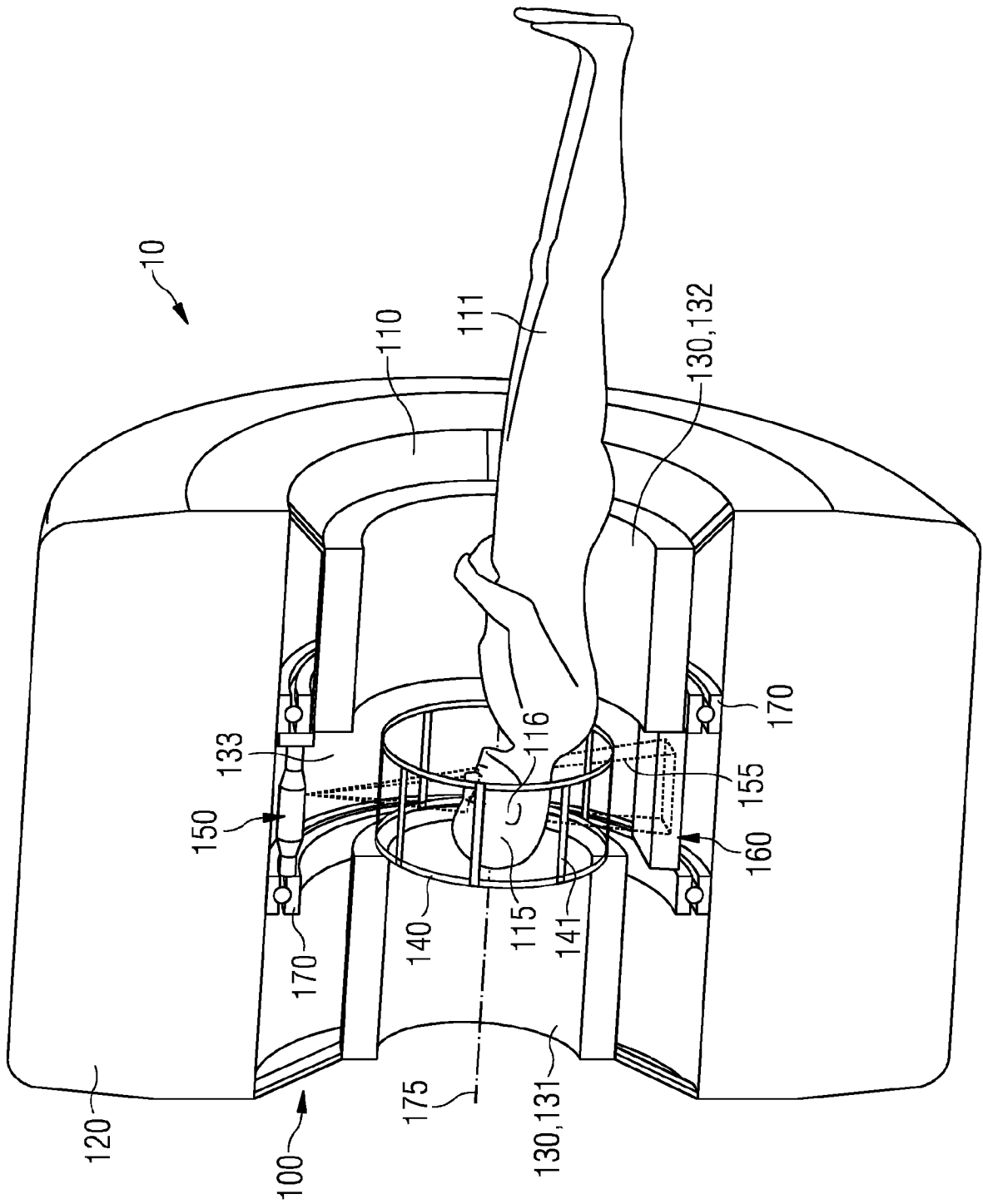


图 1

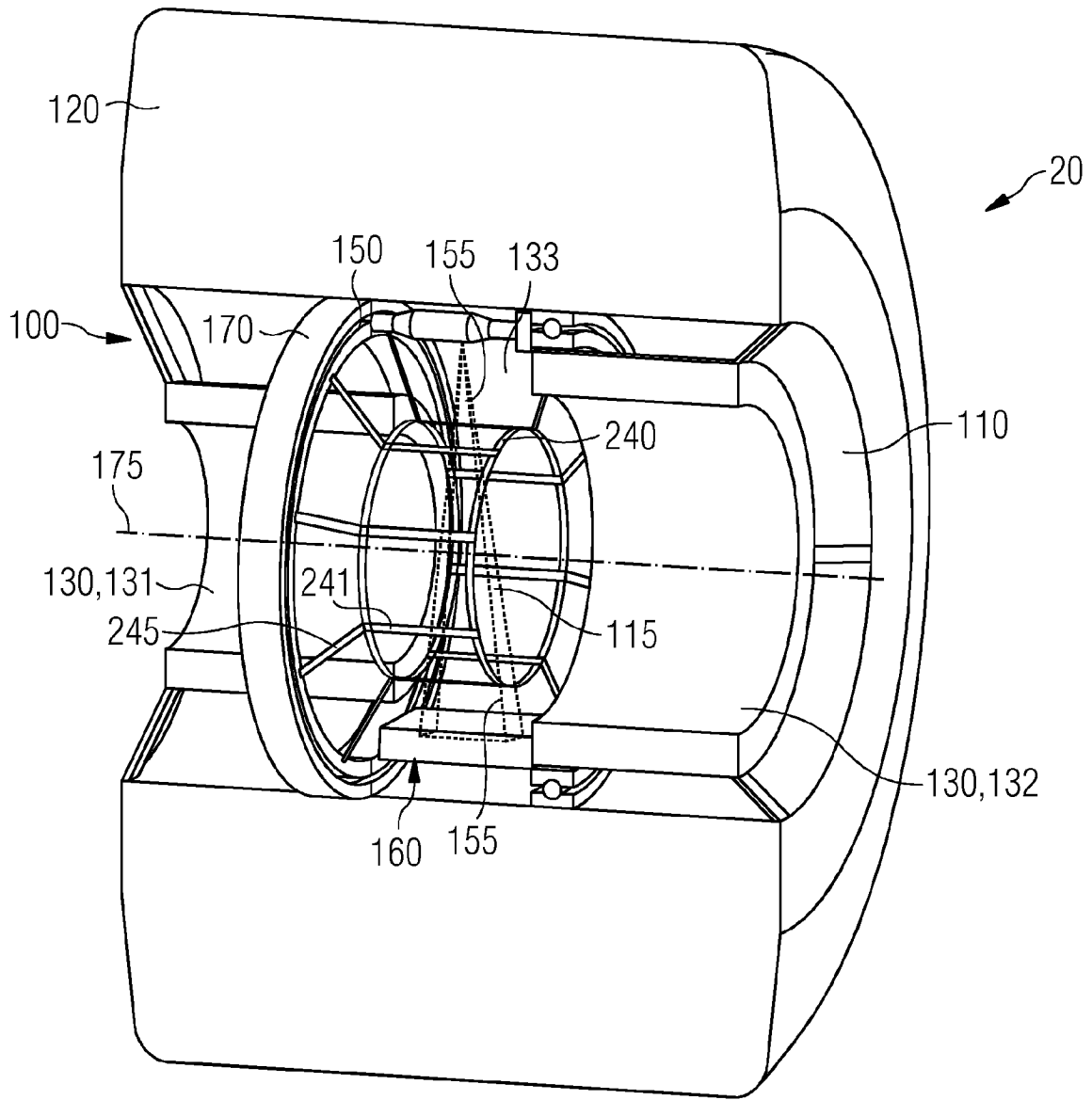


图 2

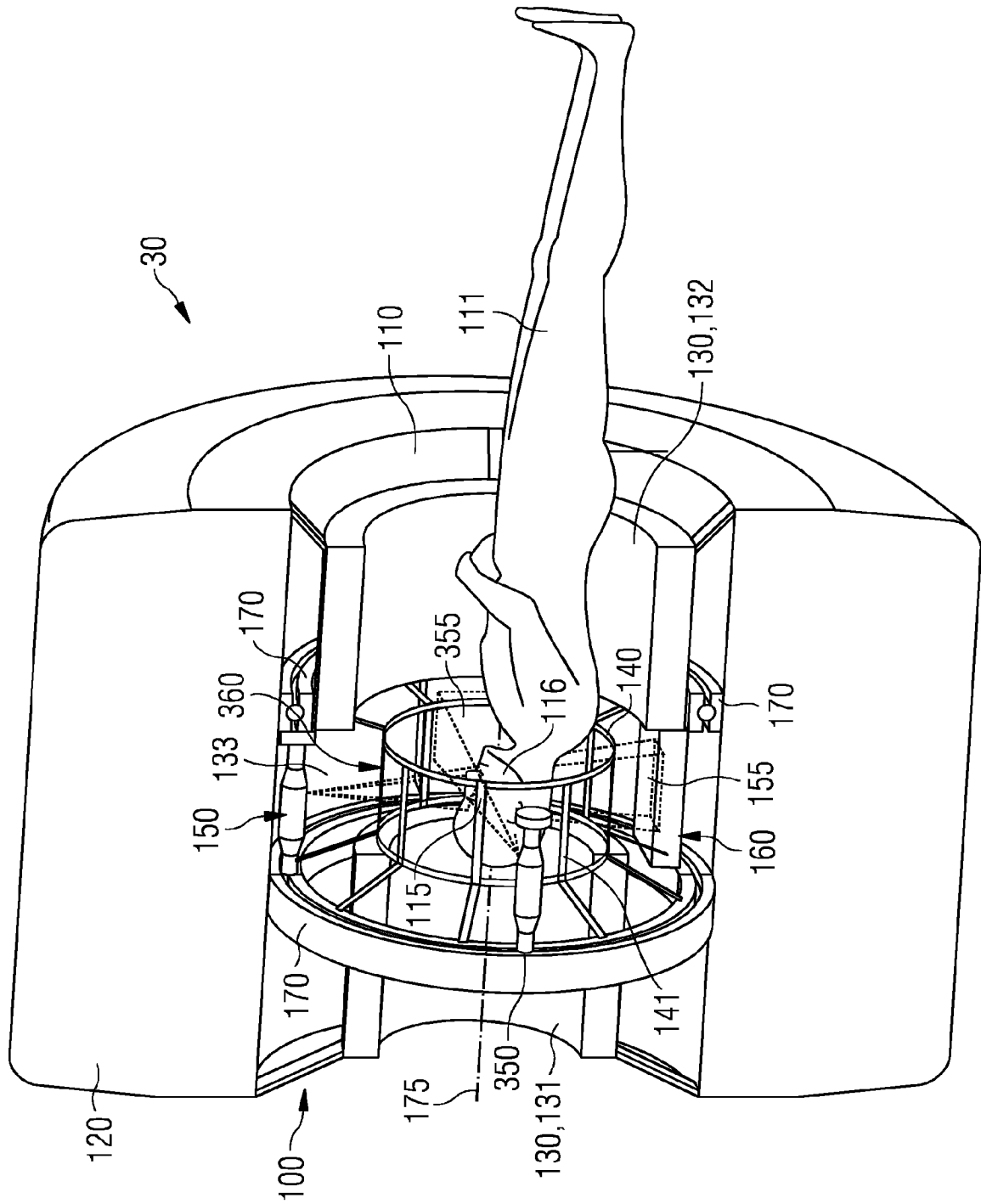


图 3

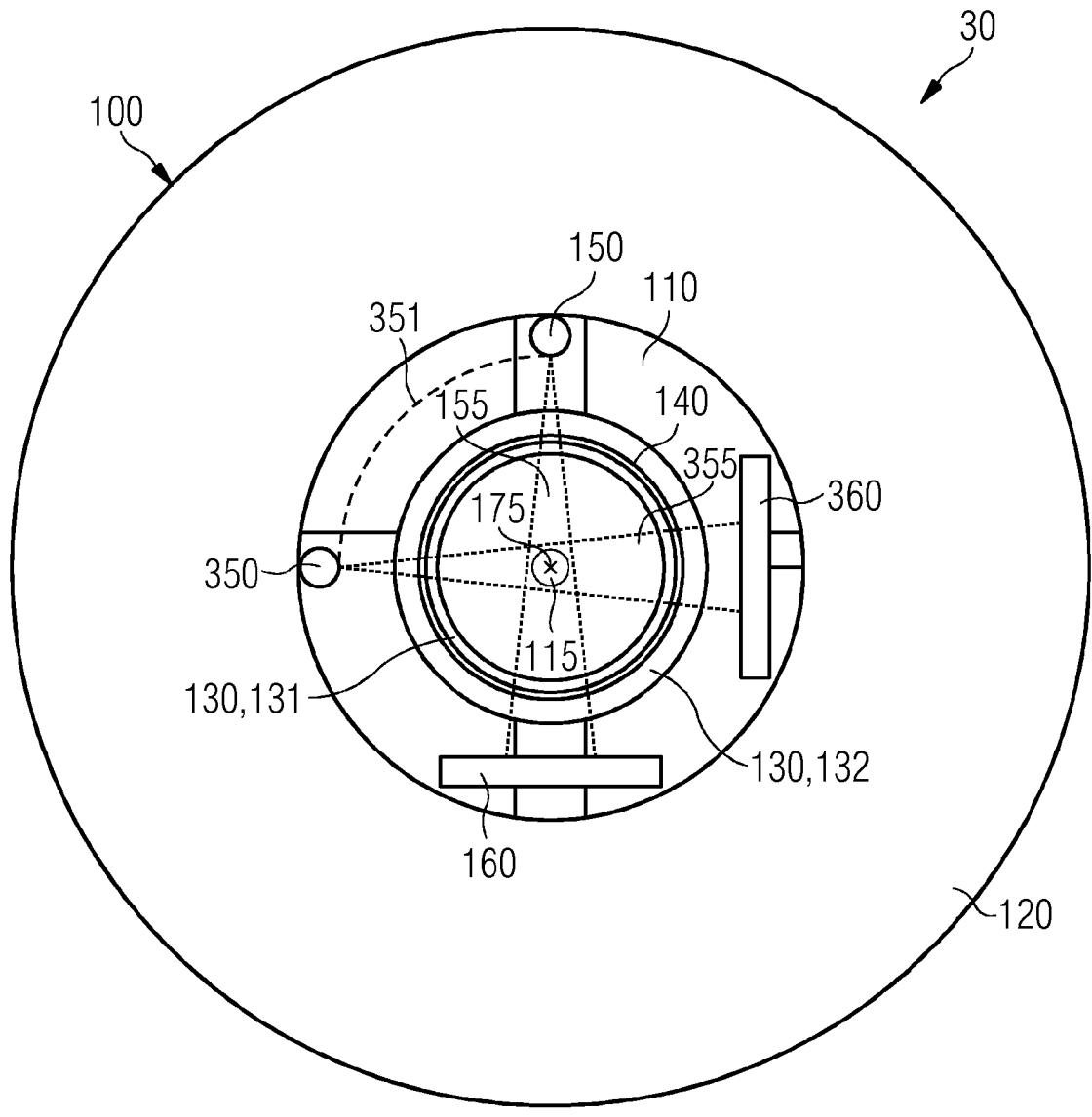


图 4