(19)国家知识产权局

(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 108778137 B
(45)授权公告日 2022.10.18

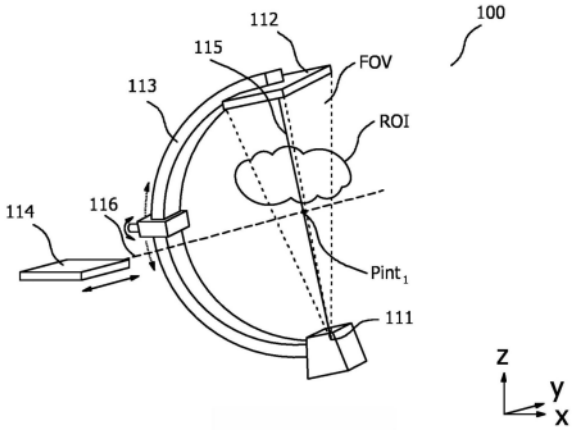
(21)申请号 201780014951.6
(22)申请日 2017.02.16
(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 108778137 A
(43)申请公布日 2018.11.09
(30)优先权数据
16158500.5 2016.03.03 EP
(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2018.09.03
(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2017/053456 2017.02.16
(87)PCT国际申请的公布数据
WO2017/148706 EN 2017.09.08
(73)专利权人 皇家飞利浦有限公司
地址 荷兰艾恩德霍芬
(72)发明人 H·K·维乔雷克 A·格迪克
H·斯特格胡伊斯
J·W·M·雅各布斯
(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司 72002
专利代理师 李光颖 王英
(51)Int.Cl.
A61B 6/04(2006.01)
A61B 6/00(2006.01)
A61B 6/02(2006.01)
A61B 6/03(2006.01)
(56)对比文件
JP 2007202976 A,2007.08.16
CN 101848679 A,2010.09.29
DE 102011083853 A1,2013.04.04
CN 103608698 A,2014.02.26
US 2007135710 A1,2007.06.14
审查员 宋含
权利要求书2页 说明书5页 附图2页

(54)发明名称

混合X射线和伽马成像系统

(57)摘要

本发明涉及对X射线和伽马量子的探测。在医学成像装置(100)中,X射线源(111)被附接到X射线C型臂(113)的第一部分,并且X射线探测器(112)被附接到X射线C型臂(113)的第二部分,以用于测量沿着X射线源与X射线探测器之间的路径(115)的X射线传输。伽马相机(114)可沿着轨迹(116)移动,所述轨迹与在X射线源与X射线探测器之间的路径相交。由于伽马相机能够沿着与在X射线源与X射线探测器之间的路径相交的轨迹移动,因此伽马相机能够用于生成紧密对应于与由X射线源和探测器成像的相同的感兴趣区域的核图像。



CN 108778137 B

1.一种医学成像装置(100),包括:

X射线源(111);

X射线探测器(112);

X射线C型臂(113);

伽马相机(114);

伽马相机支撑结构;

其中,所述X射线源(111)被附接到所述X射线C型臂(113)的第一部分,并且所述X射线探测器(112)被附接到所述X射线C型臂(113)的第二部分,以用于测量沿着所述X射线源与所述X射线探测器之间的路径(115)的X射线传输;并且

其中,所述伽马相机(114)能够沿着由所述伽马相机支撑结构定义的线性轨迹(116)移动,并且其中,所述轨迹(116)与在所述X射线源与所述X射线探测器之间的所述路径相交,使得所述伽马相机(114)能够被定位在所述X射线源与所述X射线探测器之间的所述路径(115)中,其中,所述伽马相机适于生成对应于由所述X射线源和所述X射线探测器成像的相同的感兴趣区域的核图像。

2.根据权利要求1所述的医学成像装置(100),还包括X射线C型臂支撑件(320、420);

其中,所述X射线C型臂(113)被安装到所述X射线C型臂支撑件(320、420),所述X射线C型臂支撑件用于所述X射线C型臂(113)的平移或旋转中的至少一个。

3.根据权利要求2所述的医学成像装置(100),其中,所述X射线C型臂支撑件(320、420)和所述伽马相机支撑结构被保持在相对彼此的固定机械关系中。

4.根据权利要求1-3中的任一项所述的医学成像装置(100),其中,所述伽马相机支撑结构和所述X射线C型臂(113)能够相对于彼此独立地移动。

5.根据权利要求1-3中的任一项所述的医学成像装置(300、400),还包括患者支撑台架(317、417);

其中,所述患者支撑台架(317、417)能够沿着纵轴(318、418)平移,所述纵轴纵向地穿过所述患者支撑台架(317、417);并且

其中,所述X射线源(311、411)与所述X射线探测器(312、412)之间的所述路径(315、415)相对于所述纵轴横向地被布置。

6.根据权利要求5所述的医学成像装置(300),其中,所述轨迹(316)与所述纵轴(318)相互平行。

7.根据权利要求6所述的医学成像装置(300),其中,所述伽马相机能够相对于所述患者支撑台架平移。

8.根据权利要求5所述的医学成像装置(300),其中,所述伽马相机支撑结构由所述患者支撑台架(317)支撑。

9.根据权利要求5所述的医学成像装置(400),其中,所述轨迹(416)被包括在与所述纵轴(418)横向相交的平面内。

10.根据权利要求1-3中的任一项所述的医学成像装置(100、200、300、400),其中,所述轨迹与在所述X射线源(111、211、311、411)与所述X射线探测器(112、212、312、412)之间的所述路径(115、215、315、415)相交于与所述X射线探测器(112、212、312、412)相比更靠近所述X射线源(111、211、311、411)的点($Pint_{1、2、3、4}$)处。

11.根据权利要求5所述的医学成像装置,其中,所述X射线C型臂被配置用于关于X射线C型臂轴的旋转;并且

其中,所述X射线C型臂轴与所述纵轴相互平行。

混合X射线和伽马成像系统

技术领域

[0001] 本发明涉及X射线和伽马量子的探测。其应用于医学领域，更具体地应用于医学成像和医学介入领域，并且可以用于例如提供感兴趣区域的X射线图像和对应的核图像。

背景技术

[0002] 在各种医学成像流程中，提供感兴趣区域的X射线图像和核图像两者是有益的。X射线图像通常提供指示感兴趣区域的解剖结构的结构信息。基于探测到的伽马量子来生成核图像，核图像在本文被定义为意指指示对象中放射性示踪剂分布的图像的。核图像可以例如是伽马闪烁扫描或SPECT图像，并且通常提供与感兴趣区域有关的功能或生理信息。两种不同图像类型一起能够用于改进医学研究期间潜在病理学的识别。

[0003] 各种医学流程也受益于X射线和核成像的组合。选择性内部辐射治疗或SIRT是一种这样的医学流程，其中，辐射用于处置癌症。SIRT常常用于不可切除的癌症，即不能以外科手术方式处置的癌症，并且涉及将放射性材料的微球注射到供应肿瘤的动脉中。肝肿瘤或转移瘤常常以这种方式处置。然而，在递送这种治疗中，需要多个工作流程步骤以便防止潜在的副作用。这些步骤可包括在含钇-90的微球的注射之前非典型肺的闭塞和胃肠分流。这防止辐射溃疡，其在其他情况下可能由施用的微球的肝外定位触发。为此目的，在微创流程期间在X射线引导下执行基于导管的血管卷绕。之后，可以通过将聚集的锝^{99m}Tc白蛋白(即Tc标记的MAA)注射到两个主要肝动脉中之后进行平面伽马成像来控制朝向肺和胃肠区的剩余分流水平。在该流程期间，患者通常在导管室和SPECT成像室之间重复运输。

[0004] 因此，存在对能够提供核图像和X射线图像两者的成像系统的需要。

[0005] 文献US2009/0016488A1描述了一种具有两个C型臂的医学诊断系统，所述C型臂可借助于两个驱动模块调节并且在每种情况下用作针对一个医学测量系统的保持设备。第一测量系统是包括X射线发射器和X射线探测器的X射线测量系统，并且具有高的空间分辨率。第二测量系统是用于对组织功能可视化的核医学测量系统。基于由这两个测量系统生成的图像信息，医学诊断和介入是可能的。

[0006] 文献DE 10 2011 083 853 A1公开了一种成像装置，其包括：C型臂，其用于探测解剖图像数据；以及SPECT测量探头，其用于探测由注射和经新陈代谢的SPECT示踪剂发射的SPECT信号，以探测功能图像数据。跟踪系统被提供用于位置确定并且用于将测量探头的位置和C型臂的位置相关。计算单元被提供用于计算和表示融合图像数据集，其中，功能数据被叠加到解剖数据。测量探头被设计为伽马相机。

[0007] 然而，在医学成像领域和医学流程领域中，仍然需要能够提供核图像和X射线图像两者的经改进的成像系统。

发明内容

[0008] 本发明的一个目的是提供一种用于提供感兴趣区域的核图像和X射线图像两者的系统。此外，提供了医学成像装置。

[0009] 医学成像装置包括X射线源、X射线探测器、X射线C型臂和伽马相机。X射线源被附接到X射线C型臂的第一部分，X射线探测器被附接到X射线C型臂的第二部分。X射线源和X射线探测器被如此定位，以便测量沿着X射线源与X射线探测器之间的路径的X射线传输。此外，伽马相机可沿着与X射线源与X射线探测器之间的路径相交的轨迹移动。有利地，因为伽马相机能够沿着与X射线源与X射线探测器之间的路径相交的轨迹移动，因此由X射线源和探测器以及伽马相机生成的图像紧密对应。

[0010] 根据一个方面，成像装置包括患者支撑台架。患者支撑台架可沿纵轴平移，所述纵轴纵向地穿过患者支撑台架。此外，X射线源与X射线探测器之间的路径相对于纵轴横向地被布置。该装置提供了围绕由患者支撑台架支撑的对象的改进的成像通路。

[0011] 根据另一方面，在成像装置中，轨迹与X射线源与X射线探测器之间的路径相交于与X射线探测器相比更靠近X射线源的点处。有利地，在该位置中，X射线源-探测器布置具有窄视场，并且因此可以在伽马探测器的最小移动的情况下实现顺序X射线-核成像。此外，可以利用最小偏移伽马探测器实现同时X射线-核成像。

[0012] 由从属权利要求描述了本发明的其他方面。

附图说明

[0013] 图1图示了医学成像装置的第一实施例，其包括X射线源111、X射线探测器112、X射线C型臂113和伽马相机114。

[0014] 图2图示了医学成像装置的第二实施例，其包括X射线源211、X射线探测器212和X射线C型臂213。

[0015] 图3图示了医学成像装置的第三实施例，其包括X射线源311、X射线探测器312、X射线C型臂313、伽马相机314和患者支撑台架317。

[0016] 图4图示了医学成像装置的第四实施例，其包括可沿纵轴418平移的患者支撑台架417，并且其中，伽马相机414可沿着轨迹416移动，轨迹416被包括在与纵轴418横向相交的平面内。

具体实施方式

[0017] 如上所述，本发明提供了一种用于提供感兴趣区域的核图像和X射线图像两者的系统。此外，提供了医学成像装置。

[0018] 图1图示了医学成像装置的第一实施例，其包括X射线源111、X射线探测器112、X射线C型臂113和伽马相机114。如图1图示的，X射线源111被附接到X射线C型臂113的第一部分，并且X射线探测器112被附接到X射线C型臂113的第二部分。X射线源和X射线探测器如此被定位，以便测量沿着X射线源与X射线探测器之间的路径115的X射线传输。图1中的X射线源-X射线探测器布置的视场FOV由包括路径115的短虚线图示。此外，伽马相机114可沿着轨迹116移动，如所指示的。轨迹116可以例如由轨道或可伸展构件定义，或者由表面中的凹槽或图1中未示出的另一支撑结构定义。轨迹116在点$Pint_1$处与X射线源111与X射线探测器112之间的路径115相交。

[0019] 有利地，因为伽马相机114能够沿着与X射线源111与X射线探测器112之间的路径115相交的轨迹移动，因此伽马相机114能够用于生成对应于与由X射线源111与X射线探测

器112成像的相同的感兴趣区域ROI的核图像。由于轨迹和路径彼此相交，因此可以实现核图像与X射线图像之间的紧密对应。此外，当伽马相机具有其自己的支撑结构时，可以实现伽马相机与X射线C型臂之间的独立移动，从而提供增加的定位灵活性。

[0020] 优选地，图1中的X射线探测器112是平板X射线探测器阵列，所述平板X射线探测器阵列包括用于生成X射线闪烁光的X射线闪烁体元件的阵列和被布置为捕获X射线闪烁光的对应的光探测器的阵列。X射线探测器112可以备选地包括弯曲面板或围绕弧布置的多个平板区段以提供弯曲几何结构。X射线源111可以是标准的X射线源，但是也预期在该位置中使用双能量源。X射线C型臂113是其他情况下的标准X射线C型臂，并且可以安装在固定位置中或者任选地被布置用于移动，如由其支撑件附近的箭头图示的。

[0021] 除了相交点$Pint_1$之外，图1中的轨迹116还可以包括沿着所述轨迹的偏移位置，其中，伽马相机不由X射线源与探测器之间的路径115拦截。例如，这可以是轨迹116的一端，在所述位置处，伽马相机超出X射线源111-X射线探测器112布置的视场FOV。使伽马相机114沿着相交点$Pint_1$与偏移位置之间的轨迹116移动的能力提供了两个可能的核成像位置，其中，可以实现不同视图，并且因此X射线图像与核图像之间的对应的程度。清楚地，还可以提供沿着轨迹116的额外的核成像位置。此外，伽马相机可以被定位于偏移位置中，其中，其在X射线成像期间超出X射线源和探测器的视场FOV，以便防止伽马相机遮挡由X射线源111发射的X射线辐射或受到由X射线源111发射的X射线辐射的影响。

[0022] 在使用中，图1的装置可以以多个不同模式使用。在一个示范性模式中，X射线源111-X射线探测器112布置可用于生成感兴趣区域ROI的X射线图像的单词拍摄或连续流，以便执行医学流程。一种这样的医学流程是上面概述的基于导管的血管卷绕流程。已经在X射线引导下执行医学流程之后，伽马相机114可以沿着轨迹116移动到点$Pint_1$，其中，轨迹116与路径115相交。在该位置中，伽马相机114可以用于生成紧密对应于X射线图像的ROI的核图像。此外，因为点$Pint_1$靠近于感兴趣区域ROI，因此来自ROI的大数量的伽马计数将由伽马相机114探测，简言之实现更高分辨率的核图像。因此，在该示范性模式中，可以顺序地生成X射线和核图像。在另一示范性模式中，可以利用上述偏移位置中的伽马相机114同时地生成X射线和核图像。在该模式中，ROI的X射线和伽马相机视图清楚地稍微不同。有利地，在该同时成像配置中，在初始设置阶段之后不需要成像系统位置的另外的调节。

[0023] 也可以使用图1图示的其他伽马相机轨迹。图2图示了医学成像装置的第二实施例，其包括X射线源211、X射线探测器212和X射线C型臂213。此外，针对对应的伽马相机$214_{A、B、C}$中的每个的多个任选的伽马相机轨迹$216_{A、B、C}$也在图2中示出。例如，轨迹216_A和216_C分别与任意轴y和x对齐，而轨迹216_B是位于z-x平面中的弧。在优选配置中，使用由伽马相机$214_{A、B、C}$之一例示的单个伽马相机，并且这可沿着轨迹$216_{A、B、C}$中的至少一个移动。多个伽马相机也可以以类似的方式使用。图2中的X射线源211和对应的X射线探测器212被如此定位，以便测量沿着X射线源211与X射线探测器212之间的路径215的X射线传输。此外，每个示范性伽马相机$214_{A、B、C}$可沿着其对应的轨迹$116_{A、B、C}$移动，如指示的。弧形轨迹216_B可以例如由轨道或可伸展梁定义，或者由表面中的凹槽或图1中未示出的C型臂定义。轨迹$216_{A、B、C}$中的每个在点$Pint_2$处与X射线源211与X射线探测器212之间的路径215相交。任选地，相交点$Pint_2$相比X射线探测器212更靠近于X射线源211。有利地，在该位置中，X射线源-X射线探测器布置具有窄视场，因此顺序X射线-核成像可以在伽马探测器的最小移动的情况下实现。

而且，可以利用最小偏移伽马探测器实现同时X射线-核成像。

[0024] 图3图示了医学成像装置的第三实施例，其包括X射线源311、X射线探测器312、X射线C型臂313、伽马相机314和患者支撑台架317。X射线源311和X射线探测器312被定位于X射线C型臂313上，以便测量沿着路径315的X射线传输。此外，伽马相机314可沿着轨迹316移动。轨迹316在点$Pint_3$处与X射线源311与X射线探测器312之间的路径315相交。此外，患者支撑台架317具有纵轴318，纵轴318纵向穿过患者支撑台架，并且患者支撑台架317可沿着纵轴318平移。此外，相对于纵轴318横向地布置X射线源311与X射线探测器312之间的路径315。因为患者支撑台架317可沿着纵轴318平移，因此能够实现围绕由患者支撑台架支撑的对象的改进的成像通路。

[0025] 优选地，图3中的轨迹316和纵轴318相互平行。这允许伽马相机314与由患者支撑台架317支撑的对象的位置一致地移动，从而在患者支撑台架的移动期间，例如在实况X射线成像期间提供对象的连续核成像。在一个配置中，伽马相机314可以被附接到患者支撑台架317或由患者支撑台架317支撑，任选地经由伽马相机支撑结构。这允许患者支撑台架317支撑的对象的相同部分在患者支撑台架317沿其纵轴的平移期间由伽马相机314成像。这继而改进了图像质量，因为对象的伽马图像可以是连续的，即甚至在X射线成像期间对象的平移期间。此外，这样的支撑装置确保了患者运动与伽马相机的运动之间的紧密对应，从而改进了图像质量。在另一配置中，伽马相机314可相对于患者支撑台架317平移。这允许操作者对由患者支撑台架317支撑的对象的不同部分成像，或者在X射线期间将伽马探测器314移动到偏移位置，以便防止伽马相机遮挡X射线辐射或受到X射线辐射的影响，如上所述。

[0026] 图4图示了医学成像装置的第四实施例，其包括可沿着纵轴418平移的患者支撑台架417，并且其中，伽马相机414可沿着轨迹416移动，轨迹416被包括在与纵轴418横向相交的平面内。因此，与图3相对，在图4的装置中，轨迹416被包括在与纵轴418横向相交的平面内。这提供了用于进行对被定位于患者支撑台架417上的对象的核成像的备选通路。有利地，该配置能够用于提供来自针对纵轴318的不同角度位置的核成像。优选地，轨迹416包括旋转弧。这样的弧可以用于减少在核成像期间从伽马探测器414到感兴趣区域中的对象的中心的距离的变化，从而最小化感兴趣区域中的深度相关性散射效应。备选地，轨迹416可以是直线。任选地，伽马相机414被附接到伽马相机C型臂421，并且旋转弧由伽马相机沿着伽马相机C型臂的移动定义。

[0027] 任选地，图3和图4中的X射线C型臂313、413分别可以包括X射线C型臂支撑件320、420，所述X射线C型臂支撑件可以被配置成使X射线C型臂313、413关于X射线C型臂轴319、419旋转。X射线C型臂支撑件也可以被配置成旋转C型臂本身。X射线C型臂支撑件320、420可包括旋转轴承或滑动接头或齿轮轨道以允许这样的移动。X射线C型臂轴319、419和对应的纵轴318、418相互平行。此外，在图中，X射线C型臂轴319、419平行于y轴。因此，X射线C型臂支撑件320、420可以用于在虚线箭头的方向上移动C型臂313、413，以便在图示的x-z平面中实现旋转。X射线C型臂支撑件320、420可以例如包括齿轮机构，所述齿轮机构与被附接到C型臂的齿接合以便实现该移动。这样一来，可以实现X射线和核相机的更灵活定位。贯穿说明书使用的术语“平行”旨在意指在精确平行的大约±10度内，或者在精确平行的±5度内。

[0028] 图3和图4中的X射线C型臂313、413可以额外地或备选地被配置成如图所示关于图示的x轴旋转，以便进一步改进定位灵活性。

[0029] 在一种装置中，X射线C型臂支撑件320、420和伽马相机支撑结构彼此保持在固定机械关系中。这种装置提供了由X射线源和X射线探测器生成的X射线图像与由伽马相机生成的图像之间的紧密对应，因为任何振动将倾于以类似的方式影响这两个成像系统。

[0030] 总之，已经描述了医学成像装置。在医学成像装置100中，X射线源111被附接到X射线C型臂113的第一部分，并且X射线探测器112被附接到X射线C型臂113的第二部分，以便测量沿X射线源与X射线探测器之间的路径115的X射线传输。伽马相机114可沿着轨迹116移动，轨迹116与X射线源与X射线探测器之间的路径相交。由于伽马相机能够沿着与X射线源与X射线探测器之间的路径相交的轨迹移动，因此伽马相机能够用于生成紧密对应于与由X射线源和探测器成像的相同的感兴趣区域的核图像。

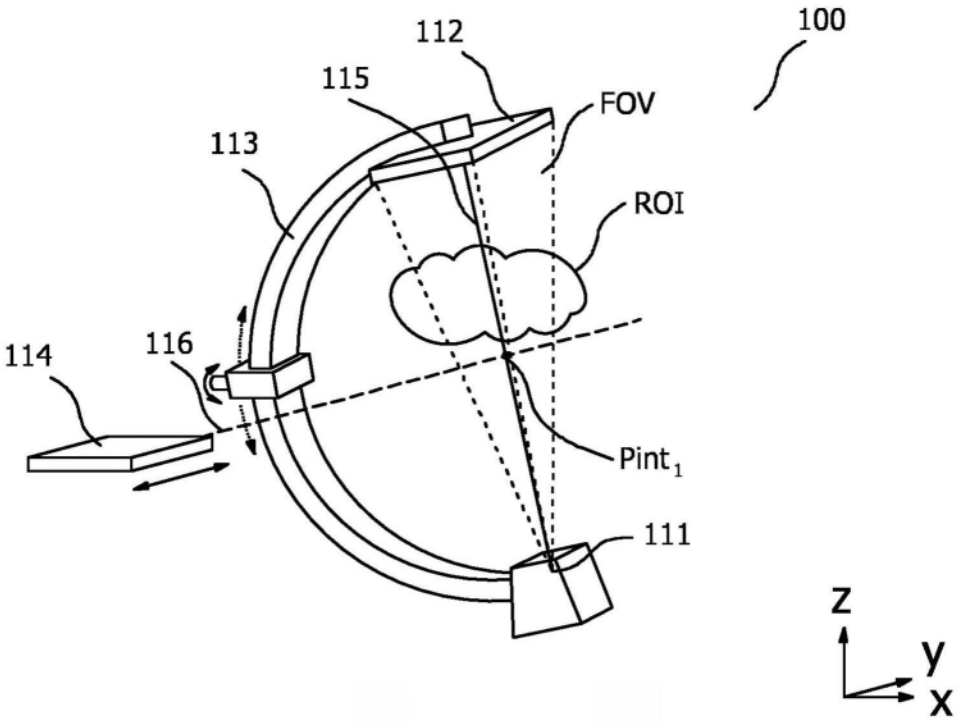

100
112
115
FOV
113
ROI
114
116
Pint1
111
z
y
x

图1

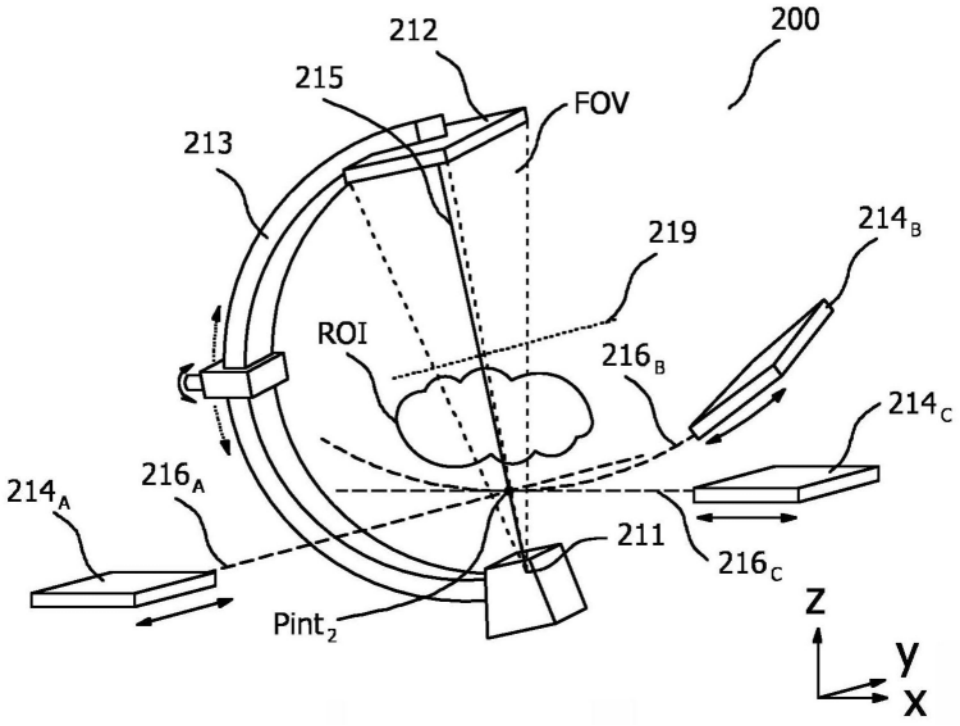

200
212
215
FOV
213
219
214B
ROI
216B
214C
214A
216A
211
216C
Pint2
z
y
x

图2

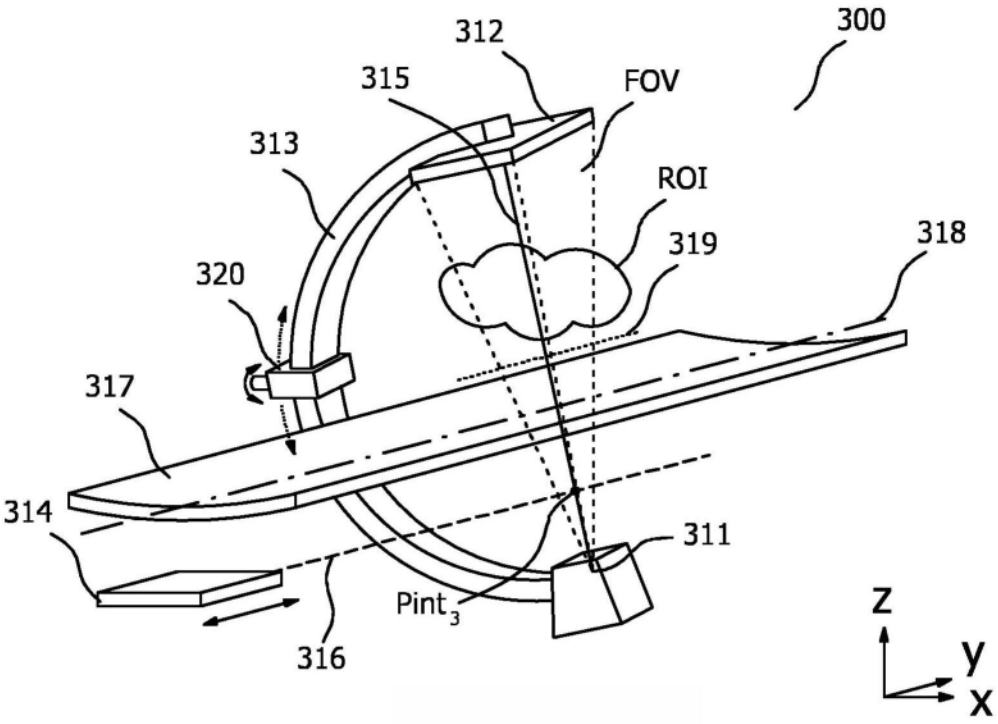

300
312
315
FOV
313
ROI
319
318
320
317
314
311
Pint3
316
z
y
x

图3

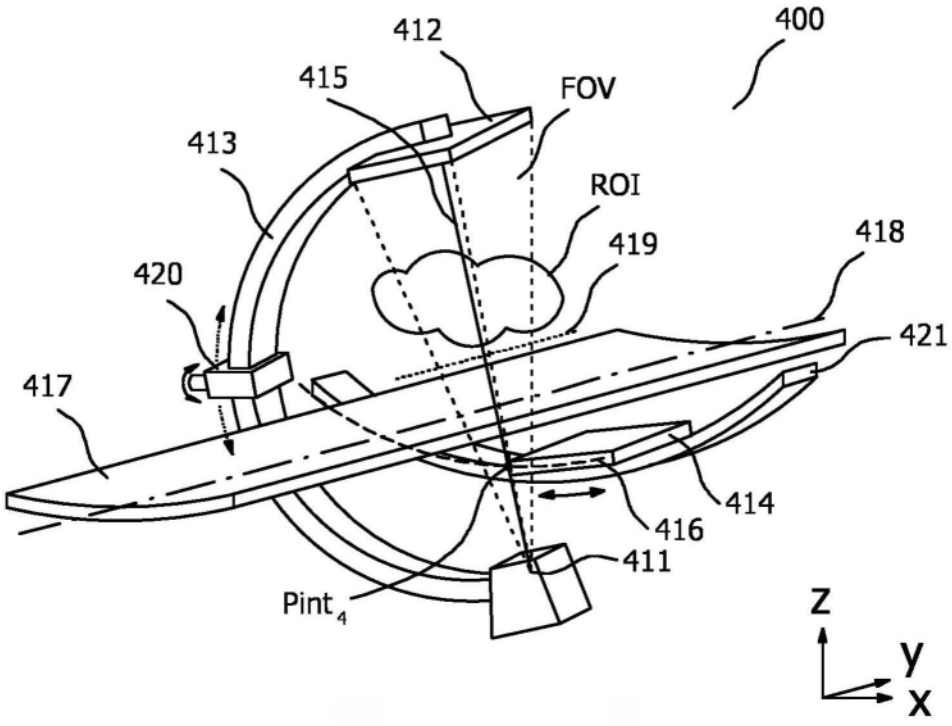

400
412
415
FOV
413
ROI
419
418
420
421
417
414
416
411
Pint4
z
y
x

图4