



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111246801 A

(43)申请公布日 2020.06.05

(21)申请号 201880067933.9

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(22)申请日 2018.10.17

代理人 孟杰雄

(30)优先权数据

17196991.8 2017.10.18 EP

(51)Int.Cl.

A61B 6/08(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 6/00(2006.01)

2020.04.17

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2018/078311 2018.10.17

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2019/076939 EN 2019.04.25

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 H-I·马克

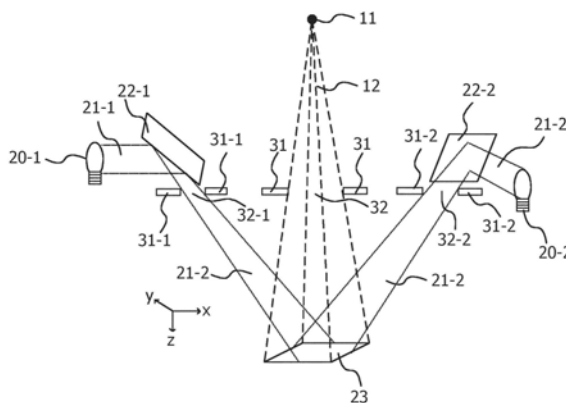
权利要求书2页 说明书9页 附图6页

(54)发明名称

辐射目标指示

(57)摘要

一种用于在对象上指示来自相位对比放射学系统的辐射射束的期望目标辐射区域的系统和方法,包括第一光场生成器和第二光场生成器,以将光场投影到对象上。两个光场均从所述辐射射束的路径解耦。两个光场的交叠区域指示所述目标辐射区域。所述光场基本上不匹配辐射射束路径。



1. 一种用于在对象(40)上指示相位对比放射学系统的辐射射束(12)的期望目标辐射区域(23)的系统,包括:

第一光场生成器(20-1),其被配置为生成并且投影在第一光场方向(x)上朝向所述对象的第一光场(21-1);

第二光场生成器(20-2),其被配置为生成并且投影在第二不同的光场方向(y)上朝向所述对象的第二光场(21-2);

其中,当在使用中时,所述第一光场和所述第二光场在所述对象上至少部分地彼此交叠,形成指示所述期望目标辐射区域的交叠光场区域(23);并且

其中,当在使用中时,所述辐射射束(12)沿着射束路径被发射,并且所述第一光场和所述第二光场基本上不匹配所述射束路径。

2. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述第一光场生成器(20-1)被布置为使得所生成的第一光场(21-1)的视差在所述第一光场方向(x)上比在其他方向上更大;并且其中,所述第二光场生成器(20-2)被布置为使得所生成的第二光场(21-2)的视差在所述第二光场方向(y)上比在其他方向更大。

3. 根据前述权利要求中的任一项所述的系统,其中,第一准直器装置(31-1)被布置为准直所述第一光场(21-1),并且第二准直器装置(31-2)被布置为准直所述第二光场(21-2)。

4. 根据前述权利要求中的任一项所述的系统,其中,所述第一光场生成器(20-1)包括用于朝向所述对象(40)投影所述第一光场(21-1)的第一反射镜(22-1),和/或所述第二光场生成器(20-2)包括用于朝向所述对象投影所述第二光场(21-2)的第二反射镜(22-2)。

5. 根据前述权利要求中的任一项所述的系统,其中,所述第一光场生成器(20-1)被配置为针对所述第一光场的整个长度以不同于所述辐射射束路径的角度的角度朝向所述对象投影所述第一光场(21-1),并且所述第二光场生成器(20-2)被配置为针对所述第二光场的整个长度以不同于所述辐射射束路径的角度的角度朝向所述对象投影所述第二光场(21-1)。

6. 根据前述权利要求中的任一项所述的系统,其中,第一光场生成器(20-1)适于生成具有第一颜色的所述第一光场(21-1),并且所述第二光场生成器(20-2)适于生成具有第二颜色的所述第二光场(21-2),其中,所述第二颜色不同于所述第一颜色。

7. 一种用于利用辐射射束(12)在对象(40)上的目标辐射区域(23)上对所述对象进行辐照的相位对比放射学系统,包括:

辐射源(10),其被布置为发射所述辐射射束(12);

辐射探测器(50),其跨过用于接收所述对象(40)的检查区域被放置在所述辐射源对侧;

光学光栅装置(G0、G1、G2),其被布置在所述辐射源与所述辐射探测器之间,优选为如下相继的布置:在相位对比成像装置中、特别是在Talbot Lau干涉仪相位对比成像装置中从所述辐射源到所述辐射探测器的源光栅(G0)、相位光栅(G1)和优选地分析仪光栅(G2);

根据前述权利要求中的任一项所述的用于在所述对象上指示期望目标辐射区域的系统;

辐射源(10),其被布置为发射辐射射束12,使得它基本上仅在所指示的目标辐射区域

上对所述对象40进行辐照。

8. 根据权利要求7所述的放射学系统,其中,用于在所述对象上指示所述期望目标辐射区域的所述系统被完全布置在当所述辐射射束被打开时被所述辐射射束覆盖的区域外。

9. 根据权利要求7或8所述的放射学系统,其中,用于在所述对象上指示所述期望目标辐射区域的所述系统的所述第一光场生成器和所述第二光场生成器被配置为分别投影所述第一光场和所述第二光场,使得所述第一光场和所述第二光场不穿过所述源光栅(G0)和所述相位光栅(G1)。

10. 根据权利要求7至9中的任一项所述的放射学系统,其中,所述辐射源(10)是x-射线辐射源。

11. 根据权利要求7至10中的任一项所述的放射学系统,包括准直所述辐射射束(12)的第三准直器装置(31),所述第三准直器装置被布置使得:当在使用中时,所述辐射射束仅辐照通过由用于指示所述期望目标辐射区域的所述系统生成的所述第一光场(21-1)和所述第二光场(21-2)形成的所述交叠光场区域指示的所述期望目标区域(23)。

12. 根据权利要求11所述的成像系统,其中,所述第一准直器(31-1)、所述第二准直器(31-2)和所述第三准直器(31)在相同的平面中。

13. 根据权利要求11所述的成像系统,其中,所述第一准直器(31-1)、所述第二准直器(31-2)和优选地所述第三准直器(31)中的至少一个与其他两个准直器布置不在相同的平面中。

14. 一种用于在对象(40)上指示相位对比放射学系统的辐射射束(12)的期望目标辐射区域(23)的方法,包括以下步骤:

生成(100)在第一光场方向(x)上朝向所述对象的第一光场(21-1),

生成(101)在第二光场方向(y)上朝向所述对象的第二光场(21-2),

其中,所述第一光场和所述第二光场被布置为在所述对象上至少部分地彼此交叠,由此形成指示所述目标辐射区域的交叠光场区域(23);并且

其中,所述辐射射束沿着射束路径被发射,并且所述第一光场和所述第二光场基本上不匹配所述射束路径。

15. 根据权利要求14所述的方法,还包括以下步骤:

朝向所述对象上的所述期望目标辐射区域发射(106)辐射射束,使得所述辐射射束辐照通过由所述第一光场和所述第二光场形成的指示所述期望目标辐射区域的所述交叠光场区域指示的所述期望目标区域。

辐射目标指示

技术领域

[0001] 本发明一般涉及一种用于在对象上指示相位对比放射学系统的辐射射束的期望目标辐射区域的系统和方法、以及一种用于利用相位对比放射学系统的辐射射束在对象上的目标辐射区域上对对象进行辐照的成像系统。

背景技术

[0002] 在医学放射过程(例如,诊断或治疗放射过程)之前,需要在对象上指示要被辐照的期望目标区域,以对齐辐射射束,使得辐射射束辐照对象中的相关区段(例如,患者中的器官),并且避免辐照不应当暴露于辐射的区域。

[0003] 在大多数放射过程中,使用光场指示器来提供目标指示,所述光场指示器将光学光场投影在对象上,所述光学光场被成形为使得它对应于要在程序期间利用辐射射束辐照的区域。辐射射束然后被准直,使得它对应于所指示的目标区域。

[0004] 指示期望目标区域的光场由光场生成器(通常,产生光束的可见光源)生成。由于可见光源不应当在辐射射束的路径中,它通常被布置在针对出过程的辐射源附近但是在其侧面。通过使用一个或多个反射镜,光束被转向为对应于针对过程的辐射射束的路径。因此,考虑到反射镜,光场生成器的位置实际上必须与焦斑相对应。

[0005] 通常,光场指示器被集成在针对准直辐射射束的准直器布置中,以获得与针对程序的辐射射束相同的光场指示器的光束的准直。

[0006] 图1示出了针对成像系统的现有技术光场指示器的范例。对象40(例如人类或动物)被放置在医学成像器的检查区域中,所述医学成像器包括辐射源10和准直器盒30,所述准直器盒30包括准直器叶片的准直器装置31和光场生成器20(通常,发射可见光谱中的光的灯)。从光场生成器21发射的光场21朝向反射镜22发射,所述反射镜22通过准直器孔口32朝向对象40反射光场21。所反射的光场21由此在对象40上形成目标指示区域23,所述目标指示区域23对技师或医师是可见的。目标指示区域23可以通过移动准直器装置31的准直器叶片来操纵,以形成更宽的、更小的或不同形状的准直器孔口32和对应的目标指示区域23。当目标指示区域23具有正确的尺寸时,然后成像过程可以通过打开辐射源10来开始。从焦点13发射辐射射束12通过源孔口13和准直器孔口32。反射镜22对辐射射束12的波长应当是透明的。焦斑13、源孔口13和准直器孔口32被对齐,使得辐射射束12和所反射的光场21对应并且覆盖对象40上的相同区域23。

[0007] 这种设置适合于大多数成像辐射系统,包括传统x-射线成像和计算机断层摄影成像。然而,对于一些成像辐射系统,这种设置具有缺点,特别是对于差分相位对比成像(DCPI)[参见例如:F.Pfeiffer,C.David&O.Bunk in“Phase retrieval and differential phase-contrast imaging with low-brilliance X-ray sources”,Nature Physics, vol.2,num.4,p.258-261,2006]。在DCPI中,至少一个光学光栅G0(也被称为源光栅)被放置在x-射线辐射源10与要被成像的对象40之间,例如在图2中示出的Talbot Lau干涉仪设置中。第二光栅G1(也被称为相位光栅)可以被放置在对象40前面或后面。第三光栅G2(也被称

为分析仪光栅或分析仪吸收光栅)通常被放置在对象40与辐射探测器50之间。源光栅将辐射射束12分成多个个体相干射束,当它们穿过对象40时均被轻微折射。当所有尺寸都以正确方式被匹配时,得到的角度上的偏差则通过相位光栅G1和分析仪光栅G2的组合来确定,并且由于折射的局部透射强度变化通过辐射探测器50来探测。同时获得相位对比图像和吸收图像两者。在差分相位对比图像中,在不同的软组织区域之间实现与利用相同高强度‘硬’x-射线成像的吸收成像相比好得多的对比度。利用相同的设置,也与相位对比图像相同时获得暗场x-射线(DAX)图像。DAX图像与散射性质相关,并且在具有许多表面过渡的结构成像中(例如在肺成像中)是特别有用的,例如,肺成像。在下文中,术语相位对比成像用来涵盖DCPI和DAX成像两者,因为它们都是利用相同的成像设置和过程被同时获得的。

[0008] 尽管相位对比成像是具有前景的新成像技术,但是一个缺点是如之前描述的定义期望目标区域的已知光场指示器实际上不是特别适合于相位对比成像。

[0009] 在实际的系统中,焦斑11与源光栅之间的距离可以为大约32cm。在经常使用的所谓的不对称几何中,源光栅G0与相位光栅G1之前的距离小于相位光栅G1与分析仪光栅之间的距离(例如 $G0-G1=69\text{cm}$,而 $G1-G2$ 为150cm)。这些距离不限于本发明,例如其他配置,例如焦斑11与源光栅之间的不同距离、或源光栅G0与相位光栅G1之间的距离和相位光栅G1与分析仪光栅之间的距离相等(例如均为120cm)的对称布置。在任何情况下,源光栅G0与相位光栅G1之间的距离(不论是它在对象40前面(如图2中示出的)还是在对象40后面)通常是相当大的。这导致光栅外壳60相当远地延伸到检查区域内,这可能导致用于对象40的空间不足,特别是当具有准直器装置31和光场指示器系统20、22的准直器盒30也被必须被添加时,留下用于检查区域中的对象40的更小空间。对象在成像过程期间靠在患者支撑体41上,诸如成像系统中的患者站在那里的前盖或成像系统中的对象在那里躺在检查台上的检查台表面。可见性随着距离线性地增加,因此对象40不应当被放置与源10相距太远。由于此,对象支撑体41与相位光栅G1之间的距离需要相当靠近,甚至没有如图2中示出的准直器盒。对象支撑体41与分析仪光栅G2之间也总是存在一定距离(通常大约20至40cm)。这都导致具有用于对象40的有限空间的相对紧密的区域。这是实质性缺点,因为它对于对象40来说将会变得不舒适,被紧密地夹在准直器盒30与对象支撑体41之间。

[0010] 此外,由于在图2中示出的配置中的反射镜22被定位得更远离源10并且辐射射束12在该位置处宽得多,所以反射镜22需要大得多。这会导致甚至更笨重的准直器盒30和/或增加的成本。

[0011] 由于光场生成器20需要在与辐射射束12的焦斑11相同的(虚拟)位置中,如果想要使用如图1中示出的传统光场指示器,该长度应当被添加到光场生成器20到反射镜22的距离,引起准直器盒30被延伸相当远。那么结果是如图2中示意性地示出的配置。这种不便且笨重的系统无疑是不期望的,尤其是如果它需要是可移动的。因此,将会希望的是,存在对于常规光场指示器系统不适合或更不适合的相位对比成像和其他潜在成像类型指示目标区域的备选方式。

发明内容

[0012] 根据本发明的实施例涉及一种用于在对象上指示相位对比放射学系统的辐射射束的期望目标辐射区域的系统。所述系统包括第一光场生成器,所述第一光场生成器被配

置为生成并且投影在第一光场方向上朝向所述对象的第一光场。第二光场生成器被配置为生成并且在投影第二不同的光场方向上朝向所述对象的第二光场。所述第一光场和所述第二光场在所述对象上至少部分地彼此交叠,形成指示所述期望目标辐射区域的交叠光场区域。换言之:由光场生成器生成的两个光场的路径与辐射射束的路径解耦,并且从不同的路径被投影到对象。每个所生成的光场不遵循与辐射射束相同的路径,但是它具有其自身路径和准直装置,使得光场不必穿过任何不必要的物体以影响放射过程的辐射射束。这允许在目前不可能或特别不利的放射学系统中使用光场目标指示器。

[0013] 当在使用中时,辐射射束12被发射并且被准直,以遵循射束路径,并且所述第一光场和所述第二光场基本上不匹配所述射束路径。换言之:光场21-1、21-2与辐射射束路径解耦,意味着它们不被生成使得它们遵循与辐射射束路径12相同的路径。术语辐射射束路径被定义为当它被打开时的辐射射束的射束路径,并且也可以指的是当辐射未被打开时的辐射射束的“虚拟”路径。鉴于本发明,术语“基本上匹配”指的是射束路径12与(一个或多个)光场21之间比源10更靠近对象40存在交叠。在本发明的背景下,术语交叠要被解读为使得辐射射束路径12的形状和光场21的形状彼此对应。例如,如图1和2中示出的现有技术光场21完全交叠,并且因此在它被反射镜22偏转之后匹配(意图也是如此)辐射射束路径32。即使(特别是2中)光场21不交叠整个辐射路径12,在光场沿辐射路径的相同方向被转向之后的反射镜22与对象40之间的功能区段(即实际上导致目标辐射区域指示的区段)中也是如此。对象可以是经历诊断成像过程或辐射治疗处置的人类或动物或要例如针对材料分析进行成像和研究的物体(的一部分)。在(尚)不存在对象的情况下,则对象被定义为是对象支撑体41(如果存在的话)或探测器50本身。

[0014] 在实施例中,所述第一光场生成器优选地被布置为使得所生成的第一光场的视差在所述第一光场方向上比在其他方向上更大,并且所述第二光场生成器被布置为使得所生成的第二光场的视差在所述第二光场方向上比在其他方向上更大。在已知的光场指示系统中,视差需要在所有方向上尽可能是同质的。对于根据本发明的该实施例的指示器,这不是必要条件。

[0015] 在实施例中,第一准直器装置被布置为准直所述第一光场,并且第二准直器装置被布置为准直所述第二光场。因此,每个光场可以彼此依赖地或独立地被个体地准直。

[0016] 在实施例中,所述第一光场生成器包括用于朝向所述对象投影所述第一光场的第一反射镜,和/或所述第二光场生成器包括用于朝向所述对象投影所述第二光场的第二反射镜。使用反射镜允许光场准直装置较不笨重,或被放置得远离成像系统的已经拥挤的区域。

[0017] 在实施例中,所述第一光场生成器(20-1)被配置为针对所述第一光场的整个长度以与所述辐射射束路径的角度不同的角度朝向所述对象投影所述第一光场(21-1),并且所述第二光场生成器(20-2)被配置为针对所述第二光场的整个长度以与所述辐射射束路径的角度不同的角度朝向所述对象投影所述第二光场(21-1)。换言之:所述光场以与辐射射束朝向对象的角度不同的角度被投影(并且可能被反射镜转向)。在现有技术的投影的光场中(例如,如图1和2中示出的),光场被投影,并且然后利用反射镜22被有目的地转向以与辐射射束路径一致。在这些情况下,光场遵循与针对对象之前的区段(最后一个区段)的辐射射束路径相同的角度。在本发明中,光场完全与辐射射束路径解耦,并且无论何处都不遵循

(在潜在转向之前和之后)与辐射射束路径相同的相对于对象的角度。光束和辐射射束路径仅完全在期望目标辐射区域处空间地彼此交叠。

[0018] 在实施例中,所述第一光场生成器适合于以第一颜色生成所述第一光场,并且所述第二光场生成器适合于以第二颜色生成所述第二光场,其中,所述第二颜色不同于所述第一颜色。当两个光场具有不同的颜色时,在它们交叠时颜色将会混合,产生新的颜色,由此清楚地界定期望目标区域。

[0019] 本发明的另外的实施例涉及一种用于利用辐射射束在对象上的目标辐射区域上对所述对象进行辐照的相位对比放射学系统。所述放射学系统包括辐射源,所述辐射源被布置为发射所述辐射射束;辐射探测器,所述辐射探测器跨过用于接收所述对象的检查区域被放置在所述辐射源对侧,以及至少一个光学光栅(G0、G1、G2),所述至少一个光学光栅(G0、G1、G2)被布置在所述辐射源与所述辐射探测器之间,优选地多个相继的光栅,其被布置在差分相位对比成像装置(并且最优选的Talbot Lau干涉仪差分相位对比成像装置)中的辐射源与辐射探测器之间。所述放射学系统包括根据前面提到的用于指示期望目标辐射区域的系统的实施例中的任一个的用于在所述对象上指示所述期望目标辐射区域的系统。所述放射学系统还包括辐射源,所述辐射源被布置为发射辐射射束,使得它基本上仅在所指示的目标辐射区域上对所述对象进行辐照。探测器可以是平板或弧形(x-射线)辐射探测器。

[0020] 在实施例中,当在使用中时,沿着射束路径发射所述辐射射束,并且用于指示所述期望目标辐射区域的系统的所述第一光场和所述第二光场基本上不匹配所述射束路径。优选地,射束路径和光场不交叠超过至少一个光学光栅(G0、G1、G2),并且最优选地,当存在至少一个光栅(G0、G1、G2)中的第二个时,不超过至少一个光栅(G0、G1、G2)中的第二个。在这种情况下,用于指示的系统不依赖于必须遵循辐射射束的路径。这允许实际上更可用的(更不笨重且不便的)设置。

[0021] 在实施例中,所述辐射源是x-射线辐射源,并且还包含跨过用于接收所述对象的检查区域被放置在所述辐射源对侧的平板或弧形x-射线辐射探测器。在另一实施例中,辐射源是适合于在治疗放射学过程中使用的x-射线或伽马射线源。

[0022] 在实施例中,所述放射学系统包括在所述辐射源与所述辐射探测器之间的至少一个光学光栅,优选地被放置在差分相位对比成像装置(并且最优选地Talbot Lau干涉仪差分相位对比成像装置)中的辐射源与辐射探测器之间的多个相继的光栅。本发明对于与相位对比和暗场成像一起的使用是特别有利的,因为传统光场指示器不适合于此类成像模式,而目前要求保护的发明打开了对于这些成像系统的光场目标指示的使用。

[0023] 在实施例中,第三准直器装置准直所述辐射射束,所述第三准直器装置被布置为使得,当在使用中时,所述辐射射束仅辐照如通过由通过用于指示所述期望目标辐射区域的所述系统生成的所述第一光场和所述第二光场形成的所述交叠光场区域指示的所述期望目标区域。因此,辐射射束和光场具有其自身的准直系统,以依赖地或独立地准直每个个体辐射射束或光场。

[0024] 在实施例中,所述第一准直器、所述第二准直器和所述第三准直器在相同的平面中。这允许准直器的直接(机械)耦合。

[0025] 在备选实施例中,所述第一准直器、所述第二准直器和优选地所述第三准直器中

的至少一个不在与其他两个准直器装置相同的平面中。在这种布置中,准直器通常间接地被机械地或电子地耦合。由于空间和结构原因,这种布置在某些放射学系统中会是更优选的。

[0026] 本发明的另外的实施例涉及一种在对象上指示相位对比放射学系统的辐射射束的期望目标辐射区域的方法,包括以下步骤:生成在第一光场方向上朝向所述对象的第一光场,生成在第二光场方向上朝向所述对象的第二光场,其中,所述第一光场和第二光场被布置为在所述对象上至少部分地彼此交叠,由此形成指示所述目标辐射区域的交叠光场区域。

[0027] 在实施例中,所述方法还包括以下步骤:朝向所述对象上的所述期望目标辐射区域发射辐射射束,使得所述辐射射束仅辐照通过由所述第一光场和所述第二光场形成的指示所述期望目标辐射区域的所述交叠光场区域指示的所述期望目标区域。

[0028] 本领域的普通技术人员在阅读和理解以下详细说明之后,将领会本发明的更进一步的方面和实施例。对于本领域的普通技术人员而言,在阅读优选的实施例的以下详细说明之后,许多额外的优点和益处将变得显而易见。

附图说明

[0029] 本发明通过其附图来图示

[0030] 图1示出了用于辐射成像系统的现有技术光场指示器。

[0031] 图2示出了现有技术光场指示器必须如何调整以适应于在相位对比成像系统中使用。

[0032] 图3示出了光场指示器系统和如结合目前要求保护的发明描述的准直器装置的示意性顶视图。

[0033] 图4示出了在与如结合目前要求保护的发明描述的准直器装置相同的平面中的光场指示器系统的示意性描绘。

[0034] 图5示出了与如结合目前要求保护的发明描述的准直器装置不在相同的平面中的光场指示器系统的示意性描绘。

[0035] 图6示出了如结合目前要求保护的发明描述的用于指示期望目标辐射区域的方法的流程图。

[0036] 本发明可以采取各种部件和部件的布置以及各种过程操作和过程操作的安排的形式。附图仅出于图示优选的实施例的目的并且不应被解释为对本发明的限制。为了更好地可视化,可以省略某些特征或者尺寸可以不按照比例。

具体实施方式

[0037] 目前要求保护的发明提供了指示目标辐射区域的新颖性系统,所述新颖性系统将会适合于使用光场(如之前关于图1描述的)的已知目标指示方法不适合或提供强烈缺点的诊断或治疗放射学系统。主要针对相位对比成像系统图示了要求保护的新颖性系统和方法,但是技术人员将会知道如何使所描述的实施例适合于在具有与相位对比成像系统相同或类似的问题的其他成像或治疗放射学系统中使用。

[0038] 目前要求保护的发明是基于以下见解:代替使用结合辐射射束准直器装置使用的

单个光束生成器,能够通过耦合与射束路径解耦并且均具有不同光束方向的两个光场生成器来生成光场,以生成期望目标区域。

[0039] 在要求保护的发明的背景下,术语光场生成器指的是生成合适光学光场的任何光源,诸如灯(例如白炽灯、个体或分组LED)或任何其他合适的发光设备。光场生成器还可以包括另外的部件,诸如影响所发射的光场的方向或视差的部件。

[0040] 通过使用两个光场生成器,由光栅的存在导致的问题可以被减轻,如随后将会解释的。当然添加第二光场生成器增加硬件部件的数量,但是最终结果仍然会比如例如图2中示出的更不笨重得多,同时所生成的目标指示区域至少具有与已知系统相同的质量和精度。

[0041] 两个光场生成器均个体地生成光场,但是它们都在不同的方向上,优选地垂直于彼此(例如一个在x-方向上,另一个在y-方向上,如例如图3中示出的)。由光场生成器生成的两个光场的路径与辐射射束的路径解耦,并且从不同的路径(例如从辐射射束的侧面)被投影到对象。换言之,每个所生成的光场21-1、21-2不意味着遵循与辐射射束12相同的路径,但是它具有其自身路径和准直装置31-1、31-2,使得光场21-1、21-2不必穿过相位光栅G1(被相位光栅G1吸收)。以此方式,光场21-1、21-2在不被相位光栅G1吸收的情况下到达对象40以形成清楚的目标指示区域21。

[0042] 图3示出了要求保护的发明的实施例的示意图。第一光场生成器20-1在第一方向x上生成第一光场21-1。由第一反射镜22-1朝向对象40反射第一光场21-1。

[0043] 第二光场生成器20-2在第二方向y上生成第二光场21-2。由第一反射镜22-1朝向对象40反射第二光场21-2。

[0044] 尽管本发明被图示为使用反射镜22-1、22-2来转向光场21-1、21-2,但是实际上将会可能的是,不像已知的光场指示器,在没有任何反射镜的情况下构建光场指示系统,并且将来自光场生成器20-1、20-2的光场直接投影到对象40。这可以降低系统的成本,但是可能以需要更笨重的装置为代价。

[0045] 第一光束21-1和第二光束21-2通过相应的准直器装置31-1、31-2来准直,以将光束21-1、21-2准直到期望宽度。

[0046] 相应的光场生成器20-1、20-2、反射镜22-1、22-2和准直器装置31-1、31-2的定位为使得得到的光束被引导到对象上的相同区域,使得第一光场21-1和第二光场21-2在对象40上交叠以形成指示期望目标区域的交叠射束21-1、21-2的清楚标记的区域23。

[0047] 在特别有利的实施例中,第一光场21-1在第一方向x上具有比在任何其他方向上更大的视差,优选地,除了第一方向x之外,在任何其他方向上不存在视差。第二光场21-2在第二方向y上具有比在任何其他方向上更大的视差,优选地,除了第二方向y之外,在任何其他方向上不存在视差。这种实施例与已知的光场指示器形成鲜明对比,其中,所生成的光场的视差必须具有尽可能小的方向性偏差,因为这将会引起所投影的位置不正确。视差实际上不必是方向上同质的见解是本发明的该方面的基础。由于光源的几何位置的精度,将会存在一个方向上比另一个方向更大的小视差。由于与已知的光场指示器相同的原因,根据本发明的该方面的每个光场应当优选地在一个方向上具有最小视差。然而,相比于那些已知的指示器,根据本发明的该方面的指示器在另一个方向上的视差无关紧要,并且实际上被允许是相当大的。由于更单向的视差,在不相关方向上不存在许多杂散光,并且对象40上

的光束21-1、21-2的边缘被清楚地界定,尤其是在交叠区域中,为医师或放射学专家提供所指示的目标区域23的良好视觉指示。

[0048] 在图4中还示意性地示出了得到的第一光束21-1和第二光束21-2,如从上面看见并且被投影到对象40上的。在一个方向上以阴影图案方式示出了第一光束21-1,而在垂直于第一阴影方向的第二方向上以阴影图案方式示出了第二光束21-2,以指示每个光束21-1、21-2的不同视差。在第一光束21-1和第二光束21-2交叠的区域23中,该区段现在通过交叉阴影图案(出于清楚在附图上利用正方形来标记)来指示。该区域指示对象上的目标区域23。如果该区域不具有正确尺寸,则针对光束21-1、21-2的准直器装置31-1、31-2可以用于在一个或两个方向x、y上增大或减小射束尺寸。如果目标区域不在正确位置处,对象40可以被移动,使得交叠光区域23对应于如由医师或辐射成像专家定义的期望目标区域23。备选地,光场21-1、21-2可以被移动,例如通过具有可移动反射镜22-1、22-2或可平移光场生成器20-1、21-1。然而,这将会增加系统的技术复杂性。

[0049] 期望目标区域23已经在对象40上是相当好地可见的,尤其是如果光束21-1、21-2具有单向视差,但是当个体光场生成器20-1、20-2均生成不同颜色的光时,它可以被进一步提高。在交叠区域中,颜色然后将会混合并且产生新的颜色(例如,第一光场21-1是黄色的,第二光场21-2是蓝色的,导致交叠区域23是绿色的)。以该方式将会更易于找到期望目标区域23的边界。

[0050] 备选地或额外地,能够测量对象40上的不同位置上的光强的光学传感器可以被集成在放射学系统中,使得它确定光束21-2在哪里交叠(具有比周围明显更高的亮度)。光学传感器可以电子地传输该信息以为用户提供可视化或将该信息电子地传输到控制针对辐射射束12的准直装置31的控制器,使得射束可以被自动地准直到正确尺寸。

[0051] 光束21-1、21-2的第一方向x和第二方向y不必精确地垂直于彼此。它们实际上能够相对于彼此的任何方向,只要它们将会生成关于利用辐射射束对对象进行成像的具有技术意义的清楚区分的交叠区域23。也可以使用多于两个光束生成器。进一步地,目标辐射区域不必如图中示出的那样的正方形,它也可以是矩形、圆形、三角形等以配合对对象40进行成像的辐射射束的形状。

[0052] 光场生成器20-1、20-2、反射镜22-1、22-2和准直器装置31-1、31-2的定位不限于图3中示出的实施例。例如,‘反向’设置,其中,光场21-2最初被引导远离辐射射束12的路径并且然后由反射镜22-1、22-2反射朝向对象40。图5中示意性地示出的这种设置(为了清楚,仅示出了第一光场生成器21-1)也是实施本发明的非常合适的实施例。图5还示出了对象40以及源光栅G0、相位光栅G1和分析仪光栅G2可以如何被添加在Talbot-Lau相位对比成像设置(未在图3中示出以避免附图中的杂乱)中。

[0053] 图3中的布置或图5中的反向布置的选择取决于成像系统的可用空间和尺寸,因为两种布置(和其变型)具有不同的外壳尺寸,并且一个可以更适合于一种类型的成像系统设计,并且另一个可以更适合于另一设计。

[0054] 当所指示的目标区域23被医师或放射学专家准许时,则成像辐射射束设置可以被设置为使得辐射射束将会仅在所指示的目标区域23内进行辐照。对于成像过程,从辐射源10的焦点13发射辐射射束12。对于目前存在的目标指示系统特别适合的成像系统,辐射源10通常是从单个焦斑11或从多个焦斑11发射单色或多色x-射线辐射的x-射线辐射源。目前

要求保护的发明适合于所有类型的x-射线成像,诸如传统x-射线成像(例如乳房X射线摄影)、断层合成或计算机断层摄影成像。它特别适合于适于相位对比成像的x-射线成像系统(包括可以利用光场目标指示系统的计算机断层摄影系统)。通常,辐射射束12具有扇形形状。通过准直器装置31来确定辐射射束12的尺寸,所述准直器装置31允许存在于检查区域中的对象40上的更宽或更小区域被射束辐照。辐射探测器50被放置在在检查区域后面,以探测穿过检查区域(并且,当存在时,对象40)的辐射。探测器50可以是平板探测器或弧形探测器。

[0055] 目前要求保护的发明还适合于在放射系统中使用,并且还可能地使用x-射线、伽马射线等的一些放射治疗系统中使用,以精确地指示对象40上的辐射目标区域23,以处置肿瘤和可通过放射治疗处置的其他恶性肿瘤。目前要求保护的发明实际上可以打开在放射学系统(例如使用狭缝扫描技术的放射成像系统或不能使用成像或治疗辐射射束的精确路径将光场投影到对象的任何系统)中使用光场目标指示系统的可能性。

[0056] 针对辐射射束12的准直器装置31必须被设置为使得它通过由第一光场21-1和第二光场21-2定义的目标指示区域23指示的准直射束。辐射射束准直应当使得通过准直的辐射射束12在对象40上辐照的区域优选地与通过交叠光场21-1、21-2指示的区域23基本上相同。如果对象40上的辐射射束12的区域实质上大于所指示的目标区域23,那么对象在成像过程不感兴趣的区域上接收不必要的辐射。如果对象40上的辐射射束12的区域实质上小于所指示的目标区域23,那么不是所有期望区域23都被成像,并且错过恶性肿瘤或其他感兴趣特征。

[0057] 不像已知的光场指示器,辐射射束12和光场21-1、21-2不使用相同的准直器装置,而是每个具有其自身的准直器装置31、31-1、31-2。因此,辐射射束12的准直间隙32必须根据光场31-1、31-2的准直间隙32-1、32-2来确定。这可以通过将针对辐射射束12的准直器装置31与针对光束的准直系统21-1、31-2机械地联结来完成。这将会是最直接的实施例,但是它对设计实际上合适的版本来说可能是稍微有些挑战性的。

[0058] 备选地,光场21-1、21-2的准直信息可以被电子地(有线地或无线地)传输给辐射射束准直器装置31或控制所有准直器装置31、31-1、31-2的中央控制器。因此,仅需要实施被连接到致动准直器装置31、31-1、31-2的致动器的发射器和接收器,节省了空间并且避免了实际复杂化。如之前提到的,光传感器可以被集成在放射学系统中以探测光束21-1、21-2的交叠区域,并且该信息可以被自动地传输给辐射射束准直器装置31的控制器。

[0059] 另一选项可以是为医师或放射学专家提供光场准直器装置31-1、31-2的准直设置的视觉指示以手动地调整辐射射束12的准直间隙32-2。这在技术上将会是更简单的,但是以准确性为代价。

[0060] 光场准直器装置31-1、31-2可以在与辐射射束准直器装置31相同的平面中(如图3中示出的),或与准直器装置31、31-1、31-2中的至少一个(优选地辐射射束准直器装置31)相同的平面,不与其他两个准直器布置共面(如图5中示出的)。

[0061] 共面配置的益处在于,辐射射束准直器叶片31的交互移动可以被直接机械地耦合到光场31-1、31-2的那些,使得他们以精确相同的距离打开或关闭。

[0062] 对于不共面配置,光场准直器31-1、31-2的打开或关闭的距离必须相对于辐射射束准直器装置31成比例。这可以被实施为机械方案,例如具有杠杆臂。该方案接近调整光场

目标指示的原始方式,其中,用于调整准直的机械旋钮被直接耦合到机构。在更现代的系统中,这种旋钮通常是电位计或其他电子(或软件)器件,其被电子地读出并且控制设置准直器布装置31的机械位置的马达。这容易地适合于还控制用于在精确相同的距离上移动光场准直器装置31-1、31-2的单独马达。

[0063] 图6描绘了如结合目前要求保护的发明描述的用于指示期望目标辐射区域的方法的流程图。

[0064] 在第一步骤中,第一光束生成器被打开100以在第一方向上发射第一光束,优选地在第一方向上具有比在其他方向上更大的视差。

[0065] 在第一步骤之后或与第一步骤同时,第二光束生成器被打开101以在第二方向上发射第二光束,优选地在第二方向上具有比在其他方向更大的视差。第一方向不同于第二方向,优选地相比于彼此基本上垂直。

[0066] 第一光场利用第一准直系统被准直102,并且第二光场利用第二准直系统被准直103,以适应相应光场的尺寸。每个光束可以具有不同的颜色。

[0067] 第一光场和第二光场通常通过相应光场中的相应反射镜被投影在对象上,使得它们在对象上至少部分地彼此交叠,形成在成像过程中指示针对辐射射束的目标区域的交叠区域。

[0068] 用户(例如医师或放射学专家)检查104所指示的区域,并且判定所指示的目标区域是否是如所期望的那样获得避免辐照不相关组织或遗漏需要被成像的区域的区域的最佳成像区域。假如该区域需要被增大或减小,一个或两个光场的准直可以被调整102、103。假如所指示的目标区域的位置被认为是不正确的,对象可以被重新定位105(或备选地,光束可以被移动105,如果那是可能的,例如通过平移光场生成器或反射镜)。也有必要同时或相继地执行重新定尺寸和重新定位。

[0069] 当用户(例如医师或放射学专家)判定所指示的目标区域对应于期望目标区域时,辐射射束的准直器装置被设置106为具有辐射射束准直间隙,使得辐射射束尽可能精确且期望地适配所指示的目标区域。接下来,成像过程可以通过从辐射源朝向对象上的期望目标辐射区域发射辐射射束来开始107,使得辐射射束仅辐照通过由第一光场和第二光场形成的指示期望目标辐射区域的交叠光场区域指示的期望目标区域。

[0070] 尽管已经在附图和前面的描述中详细图示和描述了本发明,但是这样的图示和描述应当被认为是图示性或示范性的,而非限制性的;本发明不限于所公开的实施例。

[0071] 在本发明的背景下,术语基本上或大约指的是优选地在10%内,更优选地在5%之间,甚至更优选地在1%内并且最优选地精确指示的值或项,除非针对具体情况另外定义的。

[0072] 尽管相位对比成像是用来描述本发明的方法,但是本发明也可以适合于与常见光场生成器由于类似的空间挑战而不适合的其他诊断、治疗或分析放射学程序一起使用。

[0073] 本领域技术人员通过研究附图、公开内容以及权利要求,在实践请求保护的发明时能够理解并实现对所公开的实施例的其他变型。在权利要求中,“包括”一词不排除其他元件或步骤,并且词语“一”或“一个”不排除多个。

[0074] 权利要求中的任何附图标记都不应被解释为对范围的限制。

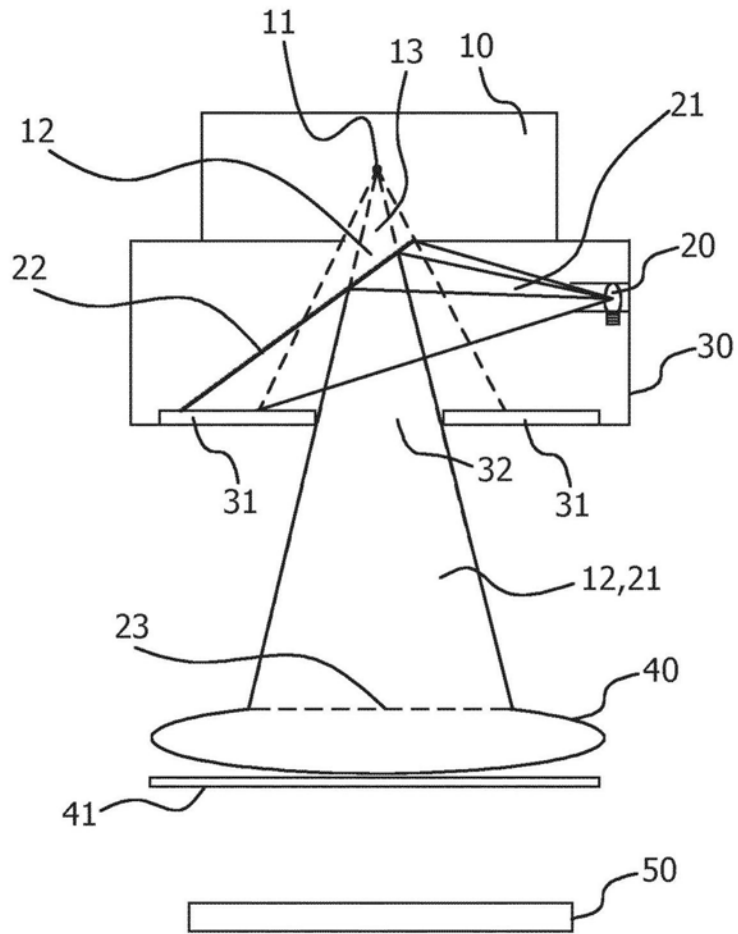


图1

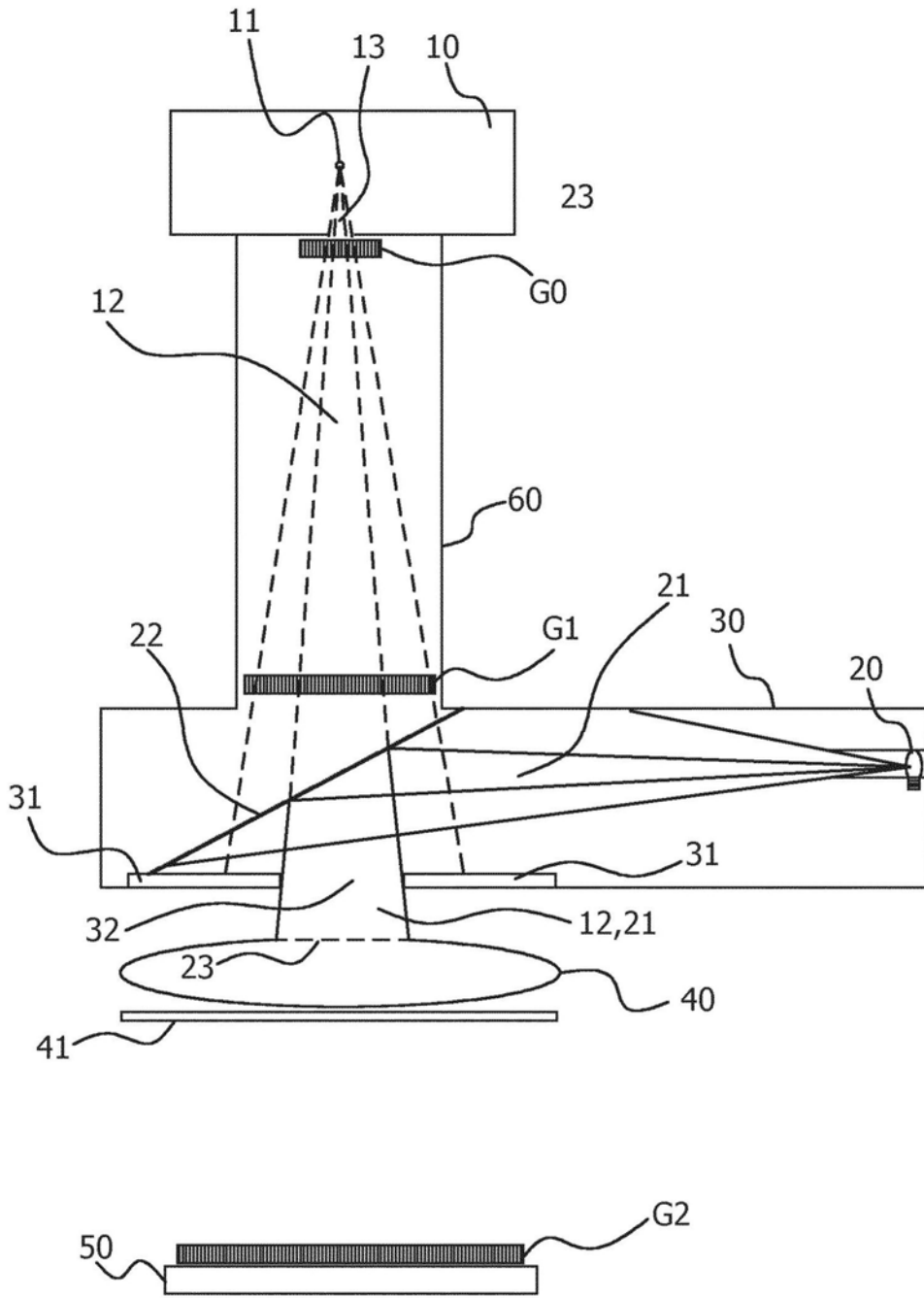


图2

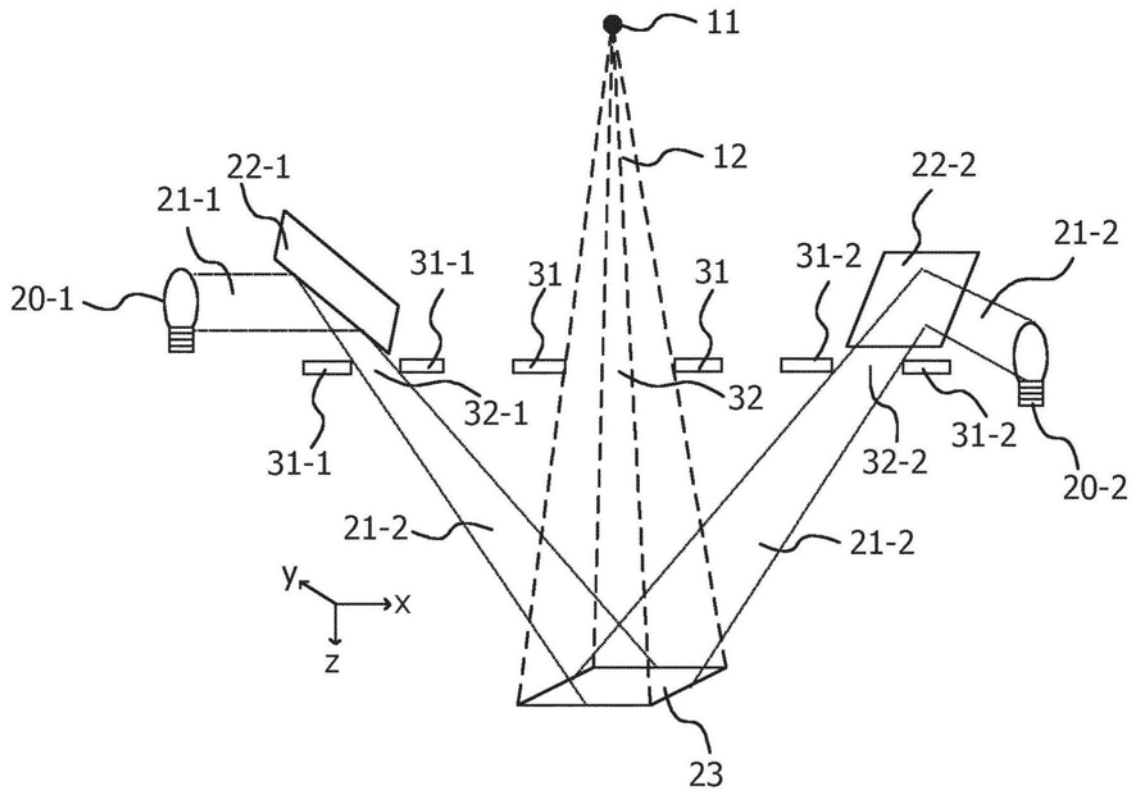


图3

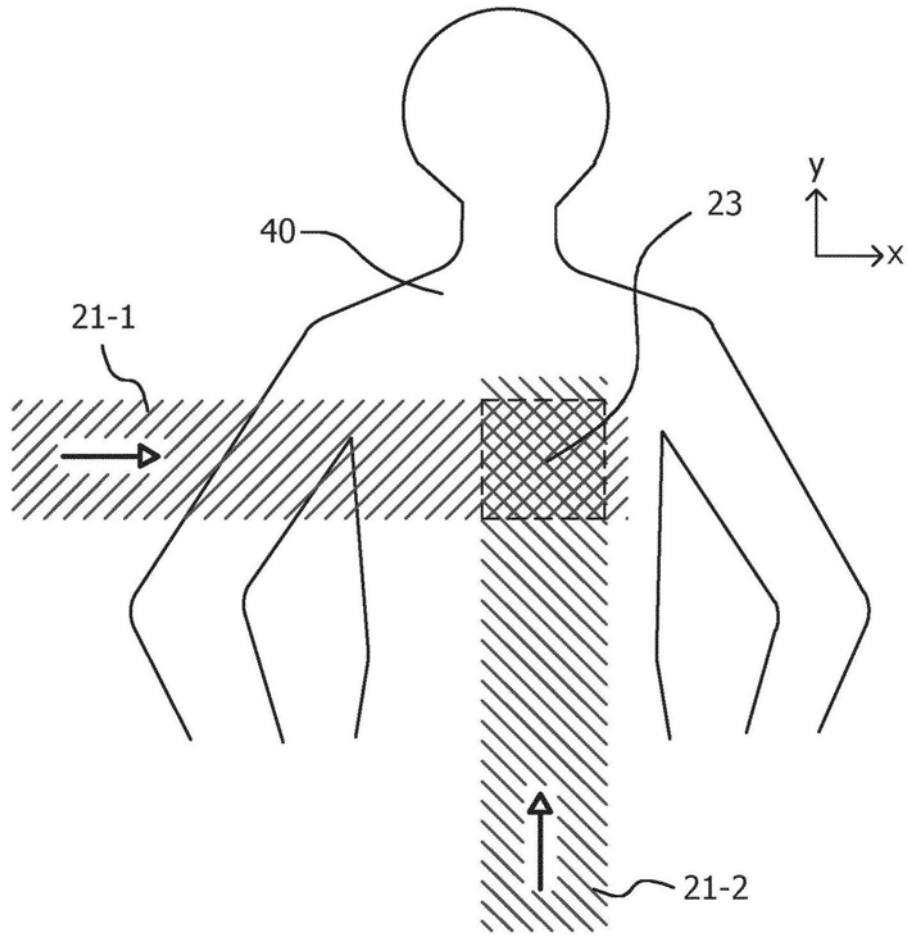


图4

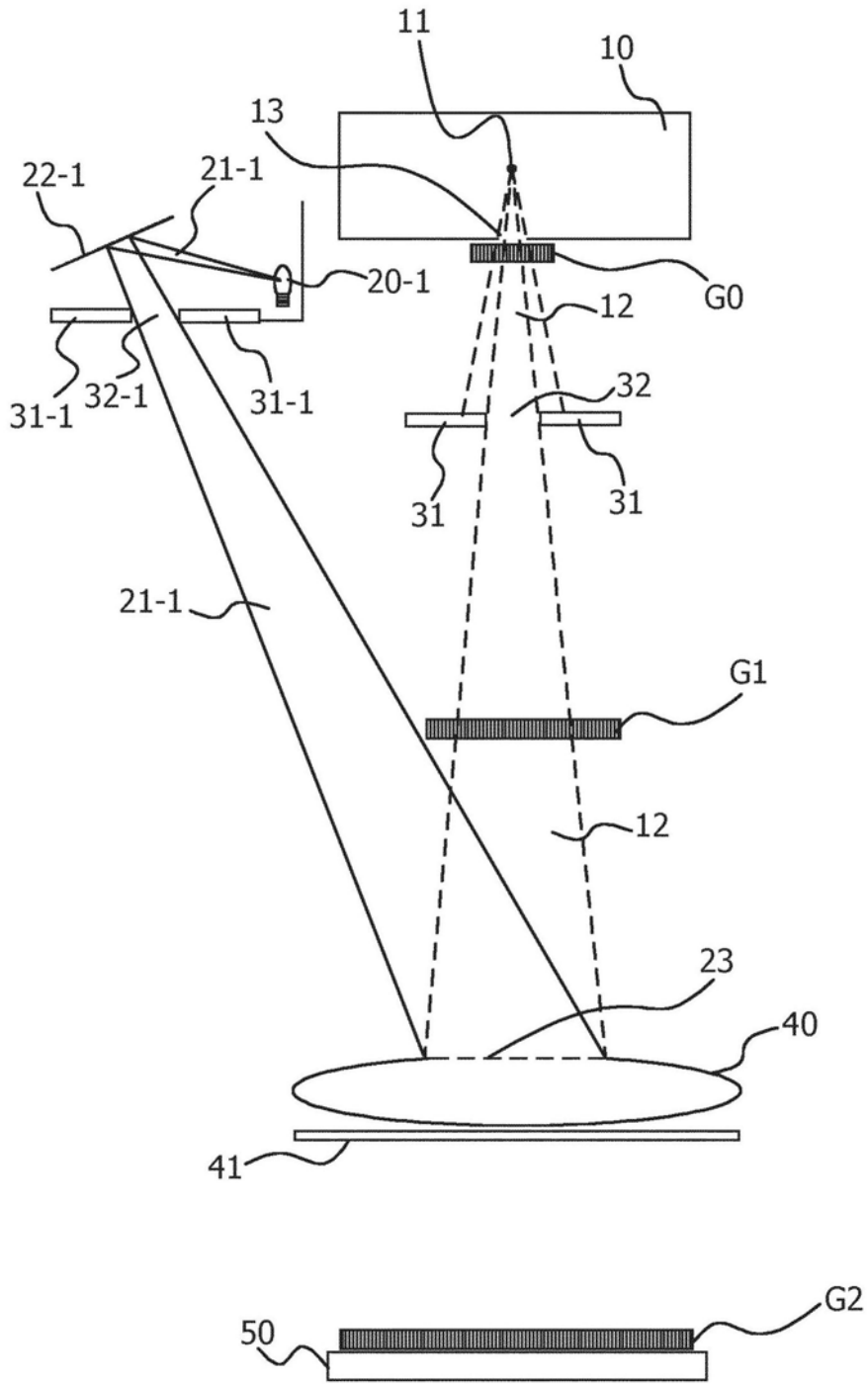


图5

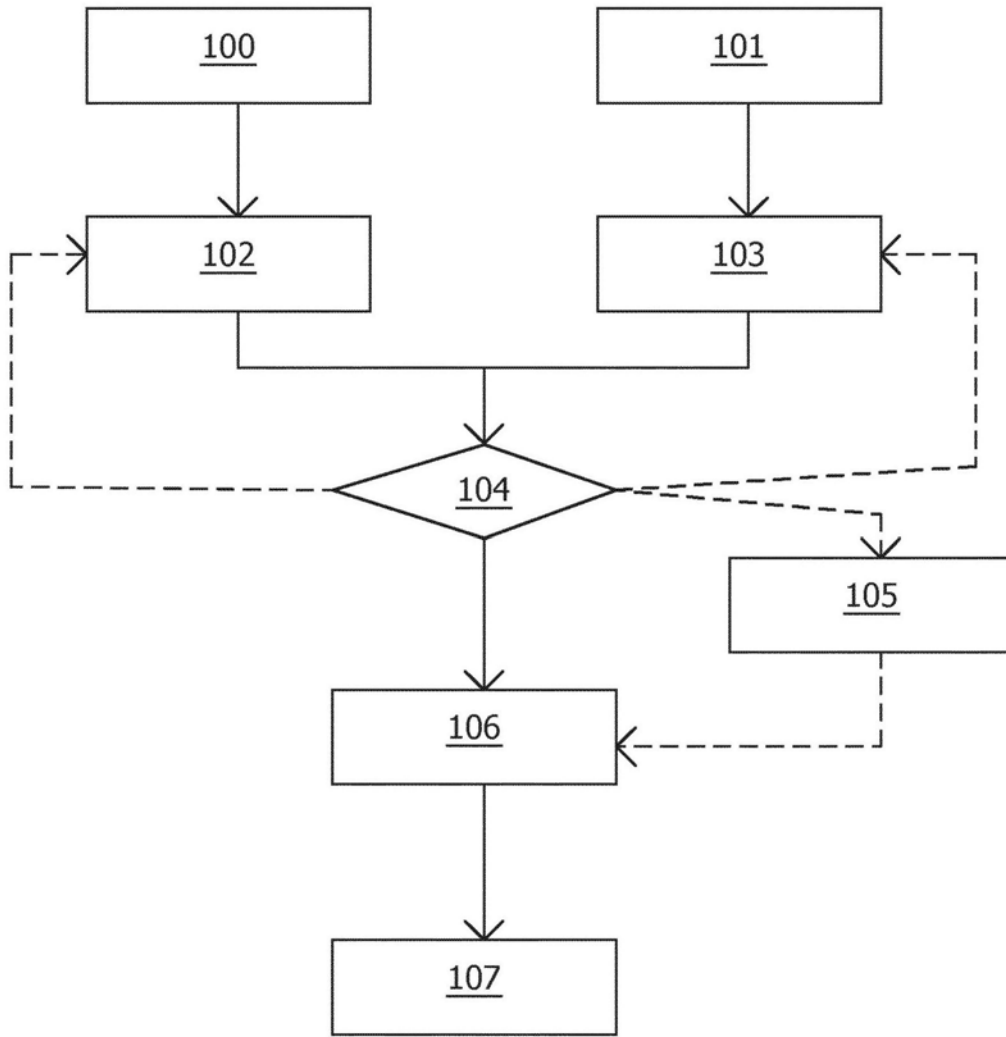


图6