



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102949203 B

(45) 授权公告日 2016. 05. 11

(21) 申请号 201210308684. 2

US 4696022 A, 1987. 09. 22,

(22) 申请日 2012. 08. 27

CN 101347335 A, 2009. 01. 21,

(30) 优先权数据

审查员 叶思

102011081550. 3 2011. 08. 25 DE

(73) 专利权人 西门子公司

地址 德国慕尼黑

(72) 发明人 P. 伯恩哈特 M. 斯潘

(74) 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 谢强

(51) Int. Cl.

A61B 6/03(2006. 01)

A61B 6/00(2006. 01)

H05G 1/61(2006. 01)

(56) 对比文件

US 4819255 A, 1989. 04. 04,

US 4769701 A, 1988. 09. 06,

US 4578802 A, 1986. 03. 25,

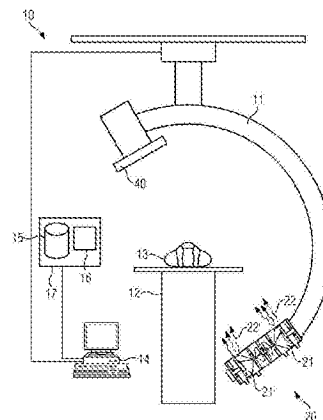
权利要求书2页 说明书8页 附图11页

(54) 发明名称

用于立体地进行 X 射线成像的方法和系统单元

(57) 摘要

在 X 射线检测器(40) 的检测器元件(45) 上的中间存储器(52) 可以被用于在借助立体 X 射线管(20) 获得立体 X 射线图像时以相对短的间隔先后获得 2D 图像数据组, 这些 2D 图像数据组具有特别好的质量。说明了具有两个以很小的间距设置的 X 射线源(21, 21') 的立体 X 射线管(20) 的特殊结构。



1. 一种借助立体 X 射线管 (20) 和 X 射线检测器 (40) 进行立体 X 射线成像的方法 (1), 该立体 X 射线管包括两个以很小的间距设置的 X 射线源 (21, 21'), 该 X 射线检测器具有将到达 X 射线检测器 (40) 的 X 射线量子转换为光量子的闪烁器 (41), 并且所述 X 射线检测器还具有检测器单元 (45) 的栅格, 其中每个检测器单元 (45) 具有光敏接收器 (50), 在该光敏接收器上通过入射到该接收器上的光量子改变测量值, 并且其中每个检测器单元 (45) 具有用于存储从光敏接收器 (50) 读取的测量值的中间存储器 (52), 其中, 该方法 (1) 包括以下方法步骤:

S1) 将所有光敏接收器 (50) 中的测量值复位为预定值;

S2) 从第一 X 射线源 (21) 输出 X 射线 (22), 从而该 X 射线在穿过图像对象 (13) 之后到达 X 射线检测器 (40);

S3) 从所有光敏接收器 (50) 中将测量值读取到所属的中间存储器 (52) 中, 然后将每个接收器 (30) 中的测量值复位为预定值;

S4) 从第二 X 射线源 (22') 输出 X 射线 (21'), 从而该 X 射线在穿过图像对象 (13) 之后到达 X 射线检测器 (40);

S5) 从所有中间存储器 (52) 中将测量值读取到中央存储器 (15) 中, 从而获得来自第一 X 射线源 (21) 的投影方向的第一 X 射线图像数据组;

S6) 从所有光敏接收器 (50) 中将测量值读取到中央存储器 (15) 中, 从而获得来自第二 X 射线源 (22') 的投影方向的第二 X 射线图像数据组。

2. 根据权利要求 1 所述的方法 (1), 其中, 测量值在方法步骤 S6 中通过中间存储器 (52) 读取。

3. 根据权利要求 1 所述的方法 (1), 其中, 用可预定的周期 (105) 重复地执行方法步骤 S1 至 S6, 直到满足中断标准为止。

4. 根据上述权利要求中任一项所述的方法 (1), 其中, 外围检测器电子装置 (17) 控制该方法 (1) 的流程和 / 或执行测量值的模数转换和 / 或制备 X 射线图像数据组, 执行特定于检测器的校正, 或者将 X 射线图像数据组的元素组合, 和 / 或将 X 射线图像数据组输送到系统计算单元 (14) 中。

5. 根据上述权利要求 1 至 3 中任一项所述的方法 (1), 其中, 借助实施为用于进行立体显示的显示装置 (74) 对第一 X 射线数据组的至少一部分和第二 X 射线数据组的一部分进行可视化。

6. 根据权利要求 3 所述的方法 (1), 其中, 所述中断标准是操作按键。

7. 根据权利要求 4 所述的方法 (1), 其中, 所述制备 X 射线图像数据组包括改变几何布置。

8. 一种用于进行立体 X 射线成像的系统单元 (10), 该系统单元具有 X 射线检测器 (40) 和立体 X 射线管 (20), 所述 X 射线检测器具有闪烁器 (41), 该闪烁器被构造为将到达 X 射线检测器 (40) 的 X 射线量子转换为光量子, 此外 X 射线检测器还具有检测器单元 (45) 的栅格, 其中每个检测器单元 (45) 具有光敏接收器 (50), 在该光敏接收器上能通过入射到该光敏接收器上的光量子改变测量值, 并且其中每个检测器单元 (45) 具有用于存储可从光敏接收器 (50) 读取的测量值的中间存储器 (52), 所述立体 X 射线管包括两个以很小的间距设置的 X 射线源 (21, 21'), 其中 X 射线源 (21, 21') 被共同设置在一个壳体中, 使得在输

出 X 射线的状态下中心射线在拍摄平面中相交,以及该系统单元还包括外围检测器电子装置 (17),其中所述系统单元 (10) 的部件被构造用于执行根据权利要求 1 至 7 中任一项所述的方法。

9. 根据权利要求 8 所述的系统单元 (10),其中, X 射线源 (21, 21') 分别包括沿着轴线 (32) 设置的阳极盘 - 阴极对,并且其中这些阳极盘 - 阴极对以与垂直于该轴线 (32) 的镜像平面 (34) 成镜像位置地设置。

10. 根据权利要求 9 所述的系统单元 (10),其中,所述立体 X 射线管 (20) 被实施为旋转活塞管,其中所述轴线 (32) 形成旋转轴。

用于立体地进行 X 射线成像的方法和系统单元

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于立体地进行 X 射线成像的方法。此外本发明涉及一种用于立体地进行 X 射线成像的相应系统单元。

背景技术

[0002] 为了例如在心脏病学、放射学或外科学中进行诊断的检查以及为了进行介入式干预,通常采用 X 射线系统来进行成像。这些 X 射线系统包括至少一个 C 形臂、患者卧榻和系统控制和显示单元,其中在该 C 形臂上 X 射线管和 X 射线检测器设置在相对的位置上。具有两个平面、也就是具有两个 C 形臂的系统同样在介入式放射学中采用。

[0003] 单平面系统、也就是具有一个管和一个检测器的 X 射线系统既用于诊断,例如在天然的由造影剂支持的血管显示、数字减影血管造影(DSA)或用于产生体积数据组的锥形束计算机断层造影中,也用于介入式干预,例如经皮腔内冠状动脉成形术(PTCA)、球囊扩张术、盘旋、经血管碘油化疗物栓塞术、或消融术。

[0004] 当尤其是为了进行介入式干预而需要从不同视角几乎同时显示例如血管或动脉瘤,以获得对实际空间比例的改善设想时,采用双平面系统。应用领域例如是神经放射学、心脏病学的电生理学或儿童心脏病学。

[0005] 但是,利用两个检测器平面、也就是双平面系统从两个投影方向上来显示一个器官不允许对器官的不同结构(例如血管的交叉或动脉瘤的位置或其它对象)产生空间的或三维的印象。前景和背景的感觉只能是有限的。

[0006] 用于获得对象的空间印象的方法提供所谓的立体视法。Wikipedia (<http://de.wikipedia.org/wiki/Stereoskopie>; 状态:1.08.2011)描述了立体视法的以下特性:“立体视法(Stereoskopie,希腊语 stereos=空间/空间的,固定 -skopeo=观察)是再现具有深度的空间印象的图像,该空间印象在物理上不存在。通俗地说立体视法也总是错误地称为“3D”,虽然立体视法仅涉及传递空间印象的二维成像。”以及“该原理总是基于:与所有灵长类和食肉动物一样,人通过两只眼睛同时从两个视角观察他的周围环境。由此他的大脑可以向所有所观察的对象有效地分配一个距离并且获得其周围环境的三维图像,而无需使头运动。立体视法因此仅涉及分别从两个稍微不同的观察视角将不同的二维图像带入左眼和右眼中。但是用于此的各自方法是不同的”。

[0007] 同样可以在 X 射线成像的领域中采用立体视法。例如在 US4769701 中描述了一种实施。在此使用两个 X 射线焦点,它们以一定的间距定位并且它们的中心射线在拍摄平面中相交。这些中心射线产生连续的、在一个 X 射线检测器上记录的射线。然后,分别从不同的视点拍摄的图像通过合适的设备单独地分别被输送到观察者的左眼和右眼中。由此产生三维印象。

[0008] 在医疗 X 射线成像中应用立体视法的情况下存在需要解决的特殊的任务。一种任务涉及对象或器官的可能运动。在介入式检查和同类型的诊断检查中,例如存在基本上不运动的器官,例如固定的头或手足。其它仅具有很小的运动,例如肝脏。还有一些处于具有

可能显著的幅度的连续运动中,例如心脏或主动脉。在介入式检查中,例如导管、导线或盘管的对象是运动的。并且最后通过以下方式存在运动,即患者执行运动或者患者卧榻或 X 射线设备的 C 形臂移动。一种应用情况例如是介入式心脏血管造影或电生理学,例如在用经间隔穿刺针对心脏壁进行穿刺时。但是在对象运动的情况下需要确保从两个投影方向的成像几乎同时地进行,由此在两个投影图像之间的时间相关性得到保证。如果在两个图像之间的差异不仅由于不同的投影设置导致,而且还通过运动导致,则在立体图像中不能对对象进行空间上相同的对应。两个图像的同时拍摄由于所述一个 X 射线检测器而在原理上不可能,从而在两个图像的拍摄之间总是存在一定的时间间隔。结果是在对象运动的情况下恶化了图像质量。

发明内容

[0009] 由此本发明要解决的技术问题在于,提供一种用于立体地进行 X 射线成像的方法和系统单元,它们相对于现有技术已知的方法和系统提供更好的图像质量,尤其是在对象运动的情况下。

[0010] 本发明的基本思想是一种借助立体 X 射线管、X 射线检测器进行立体的 X 射线成像的方法,该立体 X 射线管包括两个以很小的间距设置的 X 射线源,该 X 射线检测器具有将到达 X 射线检测器的 X 射线量子转换为光量子的闪烁器,并且所述 X 射线检测器还具有检测器单元栅格,其中每个检测器单元具有光敏接收器,在该光敏接收器上通过入射到该接收器上的光量子改变测量值,并且其中每个检测器单元具有用于存储从光敏接收器读取的测量值的中间存储器,其中该方法包括以下方法步骤:

[0011] S1) 将所有光敏接收器中的测量值复位为预定值;

[0012] S2) 从第一 X 射线源输出 X 射线,从而该 X 射线在穿过图像对象之后到达 X 射线检测器;

[0013] S3) 从所有光敏接收器中将测量值读取到所属的中间存储器中,然后将每个接收器中的测量值复位为预定值;

[0014] S4) 从第二 X 射线源输出 X 射线,从而该 X 射线在穿过图像对象之后到达 X 射线检测器;

[0015] S5) 从所有中间存储器中将测量值读取到中央存储器中,从而获得来自第一 X 射线源的投影方向的第一 X 射线图像数据组;

[0016] S6) 从所有光敏接收器中将测量值读取到中央存储器中,从而获得来自第二 X 射线源的投影方向的第二 X 射线图像数据组。

[0017] 由此立体 X 射线成像借助立体 X 射线管进行,该立体 X 射线管的两个 X 射线源、即其焦点以很小的间距设置。很小的间距尤其被理解为大约 65mm 的间距,即平均人眼间距,为了加强立体效果是从例如 10cm 到 20cm 或更大的间距。X 射线源焦点的间距也称为立体基础。此外立体 X 射线成像借助 X 射线检测器进行,该 X 射线检测器除了闪烁器和具有光敏接收器(例如实施为光电二极管)的检测单元的栅格之外,还在每个检测器单元上具有用于存储从光敏接收器读取的测量值的中间存储器。该方法包括方法步骤 S1 至 S6。

[0018] 在方法步骤 S1 中,首先复位在所有光敏接收器上的测量值,即将电压置为固定的负值,即所谓的偏置电压。

[0019] 现在在方法步骤 S2 中从 X 射线管的第一 X 射线源发出 X 射线,从而该 X 射线在穿过图像对象之后到达 X 射线检测器。在此,光电二极管与到达的光有关地被部分或甚至完全放电。

[0020] 然后在方法步骤 S3 中,从所有光敏接收器中将测量值读取到所属的中间存储器中,即同一个检测器元件的中间存储器。此外在每个光敏接收器中该测量值被置为负偏置电压。

[0021] 然后在方法步骤 S4 中从 X 射线管的第二 X 射线源输出 X 射线,从而该 X 射线在穿过图像对象之后到达 X 射线检测器。

[0022] 接着或与方法步骤 S4 同时地在方法步骤 S5 中,从所有中间存储器中将测量值读取到中央存储器中,从而获得来自第一 X 射线源的投影方向的第一 X 射线图像数据组。

[0023] 此外在方法步骤 S6 中,从所有光敏接收器中将测量值读取到中央存储器中,从而获得来自第二 X 射线源的投影方向的第二 X 射线图像数据组。

[0024] 通过本发明,利用不同的投影在两个 X 射线图像的拍摄之间,也就是在获得两个 X 射线图像数据组之间失去最小量的时间,因为测量值从光敏接收器中不是直接耗费时间地读取到中央存储器中,而是节省时间地读取到中间存储器中。由此,在图像对象可能运动的情况下来自稍微错开的投影的两个 X 射线图像的差异是最小的,从而立体图像在这种困难的拍摄条件下也具有高的质量。

[0025] 在本发明的一种优选实施方式中,测量值在方法步骤 S6 中首先被读取到中间存储器中或从光敏接收器读取到中间存储器中,然后所述测量值从中间存储器读取到中央存储器中。在该优选实施方式中,不需要特殊的读取机构来从光敏接收器读取到中央存储器,而是只要用于将测量值从各自的光敏接收器读取到中间存储器的读取装置以及同时用于将测量值从中间存储器读取到中央存储器中的读取装置就足以。通过这种方式,在该方法中使用的 X 射线检测器可以紧凑和不费事地构成。

[0026] 在一种有利的扩展中,用可预定的周期重复地执行方法步骤 S1 至 S6,直到满足中断标准,尤其是操作按键为止。在该实施方式中,使得图像对象在立体显示中的时间上的变化可见,也就是立体透射或场景运行。在此,所述可预定的周期与期望图像频率的倒数相等,例如在图像频率为 10Hz 时该周期是 100ms,也就是每秒 10 个立体图像。如果中断标准得到满足,则图像获取结束。该中断标准例如可以是对按键的按压、特定数量的图像的达到或者持续时间的达到。

[0027] 在另一种有利的设计中,外围检测器电子装置控制该方法的流程和 / 或执行测量值的模数转换和 / 或制备 X 射线图像数据组,其中尤其是可以改变几何布置,可以执行特定于检测器的校正,或者 X 射线图像数据组的元素可以组合,和 / 或将 X 射线图像数据组输送到系统计算单元中。外围检测器电子装置有利地可以实施为微电子电路,例如实施为特定于应用的开发,ASIC (专用集成电路) 或实施为客户可配置的数字集成电路 FPGA (现场可编程门阵列)。外围检测器电子装置的一个重要任务可能在于对该方法的时间流程控制,即通过合适的控制信号例如引起测量值的复位,触发通过 X 射线源之一输出 X 射线,将测量值存储在中间存储器中等等。此外,借助诸如 X 射线脉冲持续时间、数据传输所需要的持续时间或在可以采集另一个立体图像之前的周期的时间参数对该方法的可执行性的检查是一个任务。为了例如在外围检测器电子装置内或者在系统计算单元中进行进一步处理,合适

的是对模拟测量值进行数字化,即执行模拟数字转换。外围检测器电子装置的另一个任务可能是第一次制备 X 射线图像数据组。例如,这应当被理解为简单的图像操作,如数据组的切割、旋转或伸缩,或特定于检测器的校正,如对像素错误的模糊或者对来自传感器的暗电流的偏移的校正,或者像素的组合,即所谓的“Binning”。

[0028] 有利的是,借助实施为用于进行立体显示的显示装置对第一和第二 X 射线数据组的至少一部分进行可视化。

[0029] 本发明的另一个基本思想涉及一种用于进行立体 X 射线成像的系统单元。该系统单元包括 X 射线检测器、立体 X 射线管和外围检测器电子装置。X 射线检测器具有闪烁器,该闪烁器被构造为将到达 X 射线检测器的 X 射线量子转换为光量子,此外 X 射线检测器还具有检测器单元的栅格,其中每个检测器单元具有光敏接收器,在该光敏接收器上可以通过入射到该光敏接收器上的光量子改变测量值,并且其中每个检测器单元具有用于存储可从光敏接收器读取的测量值的中间存储器。立体 X 射线管包括两个以很小的间距设置的 X 射线源,其中 X 射线源共同设置在一个壳体中,并且其中 X 射线源实施为使得在输出 X 射线的状态下中心射线在拍摄平面中相交。系统单元的部件还被构造为执行上述方法。

[0030] X 射线检测器使得可以几乎同时地从两个视角进行成像。这对拍摄诸如心脏、主动脉或肝脏的运动器官或者诸如引线、导管或盘管的运动对象来说是重要的。为了在立体图像中对运动的对象进行空间上相同的对应,理想的是同时产生两个投影图像。但是这由于一个 X 射线检测器而在原理上是不可能的,从而用于立体 X 射线成像的系统单元的任务在于尽可能短地先后拍摄两个图像。为此需要一种支持这种定时的检测器技术。目前的技术和系统,例如图像放大器 / 电视管相机、图像放大器 / 帧传送 CCD 相机、基于 CsI 或 a-Si 的平面检测器,不允许在最短的时间内先后生成两幅记录诸如器官的对象的几乎相同运动状态的照片。本发明使用优选采用 CMOS 技术(互补金属氧化物半导体)或变换了的、基于晶体硅的技术来制造并且具有特殊特性、尤其是快速中间存储器(所谓的阴影寄存器)的检测器,所述特殊特性允许以短的间距进行两次分离的 X 射线拍摄并且在时间不太重要的阶段中执行典型的相对缓慢的读取过程。因此该规则特别适合于对运动对象的立体成像。

[0031] 在立体 X 射线管中重要的是两个 X 射线源以很小的间距设置并且可以先后产生在 X 射线检测器上记录的射线。在大约 6.5cm 至 10cm 的最小可能间距的情况下,有利的是将 X 射线源共同设置在一个壳体中。但是替换的以及尤其是对于更大的间距来说,还可以将两个分离的辐射器并排设置。尤其是为此具有接地的阳极的辐射器是有利的,因为这种辐射器在结构上可以实施得更小。

[0032] 本发明的一种优选设计规定,X 射线源分别包括沿着轴线设置的阳极盘 - 阴极对,并且这些阳极盘 - 阴极对以与垂直于轴线的镜像平面成镜像位置地设置。其中阳极盘和阴极设置在轴线上的 X 射线源是现有技术已知的。在本发明的该设计中,现在建议将两个这样的 X 射线源设置在一个轴线上并且这样来实施阳极盘和阴极的几何顺序,即 X 射线源的位置与轴线的垂直线成镜像分布。在此原则上可以实现其中两个阴极设置在两个阳极盘之间或者两个阳极盘设置在两个阴极之间的顺序。后一种情况的优点是,两个阳极盘可以构建得更靠近,由此 X 射线源的中心射线的间距非常小。

[0033] 在另一种有利的设计中,立体 X 射线管被实施为旋转活塞管,其中轴线形成旋转轴。旋转活塞管是现有技术已知的。所描述的立体 X 射线管可以比旋转活塞管的附加费用

更小地实施,其中优选轴线形成旋转轴。

附图说明

- [0034] 下面详细图示的实施例是本发明的优选实施方式。
- [0035] 其它有利的扩展从下面的附图以及描述中得到。附图中：
- [0036] 图 1 示出了根据现有技术的 X 射线管的实施例；
- [0037] 图 2 示出了本发明的具有两个相邻阴极的立体 X 射线管的实施例；
- [0038] 图 3 示出了本发明的具有两个相邻阳极盘的立体 X 射线管的实施例；
- [0039] 图 4 示出了可以在本发明中采用的 X 射线检测器的透视的、部分截面的显示；
- [0040] 图 5 示出了 X 射线检测器元件的电路的实施例,该电路具有光敏接收器,在该光敏接收器上可以通过入射到光敏接收器上的光量子改变测量值；
- [0041] 图 6 示出了用于说明在本发明中使用的 X 射线检测器的检测器元件的结构草图；
- [0042] 图 7 示出了本发明方法的示例性流程图；
- [0043] 图 8 至图 11 示出了不同数字参数的时间分布曲线图,借助这些数字参数示例性说明本发明方法的四个不同的变型；
- [0044] 图 12 示意性示出了用于立体 X 射线成像的本发明系统单元的实施例；
- [0045] 图 13 示意性示出了立体 X 射线成像的示例性流程。

具体实施方式

[0046] 图 1 示出了 X 射线源 21 的实施例,该 X 射线源 21 包括根据现有技术的用于产生 X 射线 22 的 X 射线管。更确切地,X 射线源包括阴极 23 和阳极盘 26,它们设置在抽空的玻璃体 27 中。从阴极 23 发射的电子 24 通过高压加速并且必要时通过偏转线圈 25 控制飞行轨道地到达阳极盘 26,在那里这些电子减速并且产生特征性的 X 射线、阻滞射线以及利林菲尔德射线(Lilienfeldstrahlung)。X 射线源 21 实施为所谓的旋转活塞管。这意味着,在位置 30 处被引导的玻璃体 27、阴极 23 和阳极盘 26 关于旋转轴 32 旋转对称地构成,并且借助象征性示出的电动机 33 来执行旋转运动 31。为了冷却由于电子轰击而变热的阳极盘,可以通过输入管 28 和输出管 29 将冷却液体(例如冷却油)抽入该装置中。

[0047] 在图 2 中示出了按照本发明的立体 X 射线管 20 的实施例,该 X 射线管具有两个以间距 35 (即所谓的立体基础)设置的 X 射线源 21 和 21'。各个 X 射线源 21 或 21' 的功能和结构原则上与图 1 所示的 X 射线源 21 相应,其中相同的附图标记表示相同的部件。具有撇号的附图标记表示 X 射线管 20 的第二 X 射线源 21' 的相应部件。两个 X 射线源 21 和 21' 沿着相同的轴线 32 设置。此外,阳极盘-阴极对 26、23 或 26'、23' 以与垂直于轴线 32 的镜像平面 34 处于镜像对称的位置设置。由此两个阴极 23 和 23' 相邻地并且在两个阳极盘 26 和 26' 之间设置。该布置允许 X 射线源 21 和 21' 的两个中心射线 22 和 22' 的间距 35 足够小。在一种替换实施方式中,两个玻璃体 27 和 27' 相互连接,这带来了结构上的优点,例如机械部件的花费更小,因为尤其是在镜像平面上的放置只需要一次性实施或者有一个真空用于两个玻璃体 27 和 27' 就足以。

[0048] 图 3 示出了按照本发明的具有两个以间距 35 设置的 X 射线源 21 和 21' 的立体 X

射线管 20 的替换实施例。各个 X 射线源 21 或 21' 的功能和结构原则上与图 1 所示的 X 射线源 21 相应,其中相同的附图标记表示相同的部件。具有撇号的附图标记还是表示 X 射线管 20 的第二 X 射线源 21' 的相应部件。两个 X 射线源 21 和 21' 仍然沿着相同的轴线 32 设置。此外,阳极盘-阴极对 26、23 或 26'、23' 以与垂直于轴线 32 的镜像平面 34 处于镜像对称的位置设置。在该实施方式中,两个阳极盘 26 和 26' 相邻地并且在两个阴极 23 和 23' 之间设置。该布置允许 X 射线源 21 和 21' 的两个中心射线 22 和 22' 的间距 35 比图 2 的实施方式还要小。两个玻璃体 27 和 27' 仍然相互连接。

[0049] 图 4 示出了可以在本发明中采用的 X 射线检测器 40 的透视的、部分截面的显示。每个 X 射线检测器 40 由多个 X 射线检测器元件 45 组成,其中在图 4 中放大地示出一个 X 射线检测器元件。在检测器元件 45 上存在由闪烁器材料 41 形成的层,所述闪烁器材料将到达的 X 射线量子“ $h\nu$ ”转换为光量子。

[0050] 图 5 示出了 X 射线检测器元件的电路的实施例,该电路具有光敏接收器,在该光敏接收器上可以通过入射到光敏接收器上的光量子改变测量值。该电路有利地可以用 CMOS 技术来制造。在第一步骤中,晶体管 63 通过合适的开关信号 62 (所谓的复位信号)被置于导通状态,由此在节点 68 上的电压,也就是在晶体管 64 的基极上以及在光电二极管 50 的阴极上的电压被置于偏置电压 60。通过入射到光电二极管 50 上的光量子,晶体管 64 的基极上的节点放电。在该放电结束之后,读取 X 射线检测器元件的测量值。这分别借助晶体管 66 来进行,该晶体管通过激活行 65 来选择并且通过列 67 启动读取过程。具有电压源 61 的作为源跟随器(source-follower)开关的晶体管 64 用作缓冲器,并且对节点 68 上的电压进行放大,而不会在此过程中对光电二极管 50 放电,也就是这时无损的读取,由此可以例如多次读取信号,以便例如改善噪声。

[0051] 图 6 示意性示出了单个检测器元件 45 的结构实施例。光电二极管 50 将离开闪烁器的光量子转换为与光量子数量成比例的电压,直到该电压被复位为特定的值、即偏置电压为止。除了光电二极管 50 之外,还设置所谓的传输门 51,其任务是将电荷传递给光电二极管 50,在此也就是中间存储器 52。在中间存储器 52 之后设置放大器 53 和开关晶体管 54,从而通过逐行的读取线路 55 和逐列的读取线路 56 从中间存储器 52 中读取数据值,也就是电荷测量值或与该电荷相应的电压测量值到中央存储器中。在此,各个检测器元件 45 应当以 CMOS 技术或变换了的技术来实现。

[0052] 根据图 5 和图 6 的检测器元件类型的检测器元件的结构原则上是已知的。在此,感兴趣的中心是说明一种借助立体 X 射线管在立体 X 射线成像中的特殊应用。

[0053] 图 7 示例性示出了按照本发明的用于借助 X 射线检测器的立体 X 射线管进行立体 X 射线成像的方法的流程图,该立体 X 射线管包括两个以很小的间距设置的 X 射线源,所述 X 射线检测器具有将到达 X 射线检测器的 X 射线量子转换为光量子的闪烁器,并且还具检测器单元的栅格,其中每个检测器单元具有光敏接收器,在该光敏接收器上通过入射到该光敏接收器的光量子改变测量值,并且其中每个检测器单元具有用于存储从光敏接收器读取的测量值的中间存储器。该方法包括方法步骤 S1 至 S6 并且在方法步骤 S6 之后以“结束”来结束。各个方法步骤如下所示:

[0054] S1) 将所有光敏接收器中的测量值复位为预定值;

[0055] S2) 从第一 X 射线源输出 X 射线,从而该 X 射线在穿过图像对象之后到达 X 射线检

测器；

[0056] S3) 从所有光敏接收器中将测量值读取到所属的中间存储器中,然后将每个接收器中的测量值复位为预定值；

[0057] S4) 从第二 X 射线源输出 X 射线,从而该 X 射线在穿过图像对象之后到达 X 射线检测器；

[0058] S5) 从所有中间存储器中将测量值读取到中央存储器中,从而获得来自第一 X 射线源的投影方向的第一 X 射线图像数据组；

[0059] S6) 从所有光敏接收器中将测量值读取到中央存储器中,从而获得来自第二 X 射线源的投影方向的第二 X 射线图像数据组。

[0060] 在一种替换的实施方式中,该方法周期性地重复执行,直到满足中断标准。

[0061] 图 8 至图 11 示出不同数字信号的时间分布曲线 100 至 103,借助这些数字信号示例性说明按照本发明的方法的时间流程的四个不同的变型。

[0062] 首先借助图 8 描述根据一个替换的过程。在此存在根据曲线 110 提供脉冲 111 的系统触发器。通过该系统触发器引起光电二极管的所谓的积分窗口被开启,参见曲线 120 中的脉冲。之后立即开始根据曲线 130 从第一 X 射线源输出 X 射线。光电二极管在积分窗口期间测量光子,其中以公知的方式对测量值进行积分。在 X 射线脉冲结束之后,根据曲线 150 进行从光电二极管向各自中间存储器的数据传输脉冲 151。接着根据曲线 160 和脉冲 161 进行光电二极管的复位。现在继续同时进行两个过程:根据曲线 170 在脉冲 171 期间将所有检测器元件的中间存储器中存储的数据值读取到中央存储器中。同时根据曲线 120 再次打开光电二极管积分窗口,并且现在根据曲线 140 进行对第二 X 射线源的 X 射线的读取。在拍摄了该图像之后,还要经过一些时间来进行根据曲线 170 的读取。只要从第一 X 射线源读取了第一图像,就可以根据曲线 150、脉冲 152 从光电二极管向各自的中间存储器进行数据传输。但是只要电压值从光电二极管被读取到相应的中间存储器中,就可以根据曲线 160、脉冲 162 进行光电二极管的复位,并且然后将第二 X 射线图像读取到中央存储器中,也就是来自第二 X 射线源的 2D 图像数据组,还是参见曲线 170、脉冲 172。接着仍然存在通过系统触发器的脉冲 111,并且按照可预定的周期持续时间 105 来重复该方法,拍摄由来自第一 X 射线源的第二图像和来自第二 X 射线源的第二图像组成的第二立体图像对,等等。

[0063] 图 9 在时间分布曲线 101 中示出了按照本发明方法的时间流程的一种替换。一般来说,针对检测器的特定图像频率预先给定积分窗口。相应的 X 射线脉冲应当越来越短或者最多与积分窗口相同长度,否则会施加与图像无关的射线,这对例如患者来说造成不需要的射线负担。一般来说,X 射线脉冲比积分窗口短,其最大长度在 X 射线发射之前就是系统已知的。如果现在将来自第一 X 射线源的 X 射线脉冲延迟到使得该 X 射线脉冲在检测器积分窗口的末端结束,并且另一方面将来自第二 X 射线源的 X 射线脉冲设置为使得该 X 射线脉冲在第二积分窗口的起点处开始,则两个 X 射线脉冲最大在时间上紧靠,这对产生立体图像来说是有利的,也就是最佳可能的“同时性”。

[0064] 图 10 在时间分布曲线 102 中示出了按照本发明方法的时间流程的另一种替换。在此描述一种定时变型,其中利用 CMOS 检测器的特性,也就是偏移特性或暗电流对积分长度的依赖性很小。在一定的积分窗口范围期间(例如 10ms 至 100ms 或甚至 5ms 至 200ms)

的偏移很小或偏移不变的情况下,一般在 X 射线成像的静止阶段期间在校准周期中产生、也就是当不输出射线或者没有患者位于 X 射线辐射器的辐射路径中时的偏移图像,可以可变地调节积分时间。于是该积分时间可以就在辐射开始之前开始并且随着辐射的结束而结束。于是积分窗口总是最佳的,也就是最小的,并且通过该应用,尤其是临床应用,与剂量、对象运动、X 射线谱、患者的解剖结构等等有关地被确定。通过可变地 X 射线窗口,现在确保两个 X 射线源的脉冲对所有图像来说在时间上都最佳地紧靠在一起。

[0065] 图 11 在时间分布曲线 103 中示出了按照本发明方法的时间流程的另一种替换。在该变型中,从中间存储器的读取不是与来自第二 X 射线源的 X 射线图像的获取同时进行,而是在获取之后才进行,参见图 11 的曲线 170。由此总的来说延长了持续时间。但是为了尽可能无干扰地获取数据,该方法可能更有效。

[0066] 图 12 示出了用于立体 X 射线成像的系统单元 10 的实施例。该系统单元包括具有 C 形臂 11 的 X 射线设备,在 C 形臂上设置 X 射线检测器 40 和立体 X 射线管 20,该立体 X 射线管包括两个以很小的间距设置的 X 射线源 21 和 21'。X 射线设备由系统计算单元 14 控制。具有患者 13 的患者卧榻 12 位于这样的位置,使得从立体 X 射线管 20 发出的 X 射线 22 和 22' 在到达 X 射线检测器 40 之前穿过患者 13 的身体。外围检测器电子装置 17 包括中央存储器 15 和电子电路 16。外围检测器电子装置 17 的一个重要任务是控制用于立体 X 射线成像的方法的流程并且为此尤其是还与 X 射线源 21 和 21' 以及 X 射线检测器 40 通信。在获取一个或多个立体 X 射线图像期间或之后,外围检测器电子装置 17 将图像数据例如发送给系统计算单元 14。

[0067] 最后图 13 示意性示出了立体 X 射线成像的示例性流程。利用短的时间间隔,立体 X 射线管 20 的两个 X 射线源 21 和 21' 发射两个 X 射线脉冲 22 和 22'。两个 X 射线源 21 和 21' 或它们的 X 射线焦点共同地设置在一个壳体中并且以很小的间距(例如 6.5cm 至 20m)设置,并且被构造为,使得在输出 X 射线的状态下中心射线在拍摄平面中相交。从立体 X 射线管 20 发出的 X 射线 22 和 22' 穿过检查对象,例如患者 13 的身体,并且然后到达 X 射线检测器 40。在外围检测器电子装置 17 中可以进行不同的方法步骤:例如模数转换器 70 对检测到的测量值进行模数转换,以便实现对解释为像素的测量值的简单再处理。或者原始图像数据处理装置 71 可以借助校准数据 72 对所采集的像素进行校正。或者图像分离器 73 可以按照合适的方式划分两个立体图像。两个立体图像接着被输送给用于显示立体图像的装置 74。该装置 74 例如可以是被设计为显示立体图像的监视器。借助用于观察立体图像的装置 76,例如偏振眼镜,可以由观察者观察具有深度印象的立体图像,所述偏振眼镜将借助一个 X 射线源获得的图像输送给观察者的左眼并且将借助另一个 X 射线源获得的图像输送给观察者的右眼。不采用监视器和适当的眼镜,也可以替换地使用半透明的立体眼镜,其例如配备 LED 或 OLED 显示器。该立体眼镜允许改变观察方向,例如朝着导管或患者,并且尽管如此也能同时察觉立体成像。在此,交替地将第一 X 射线源的信息(即图像)投影到一个眼睛中,而将第二 X 射线源的信息(即图像)投影到另一个眼睛中。

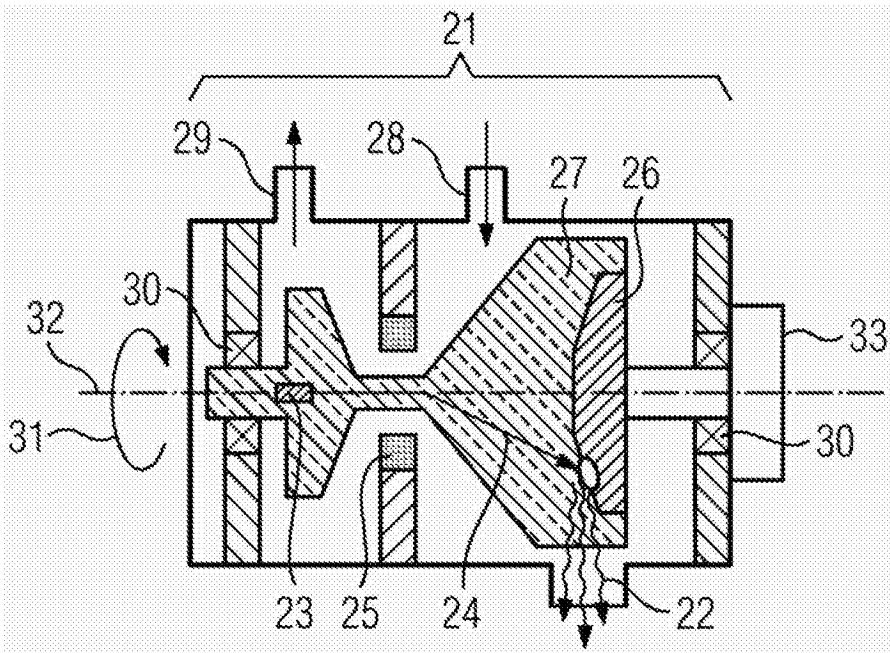


图 1

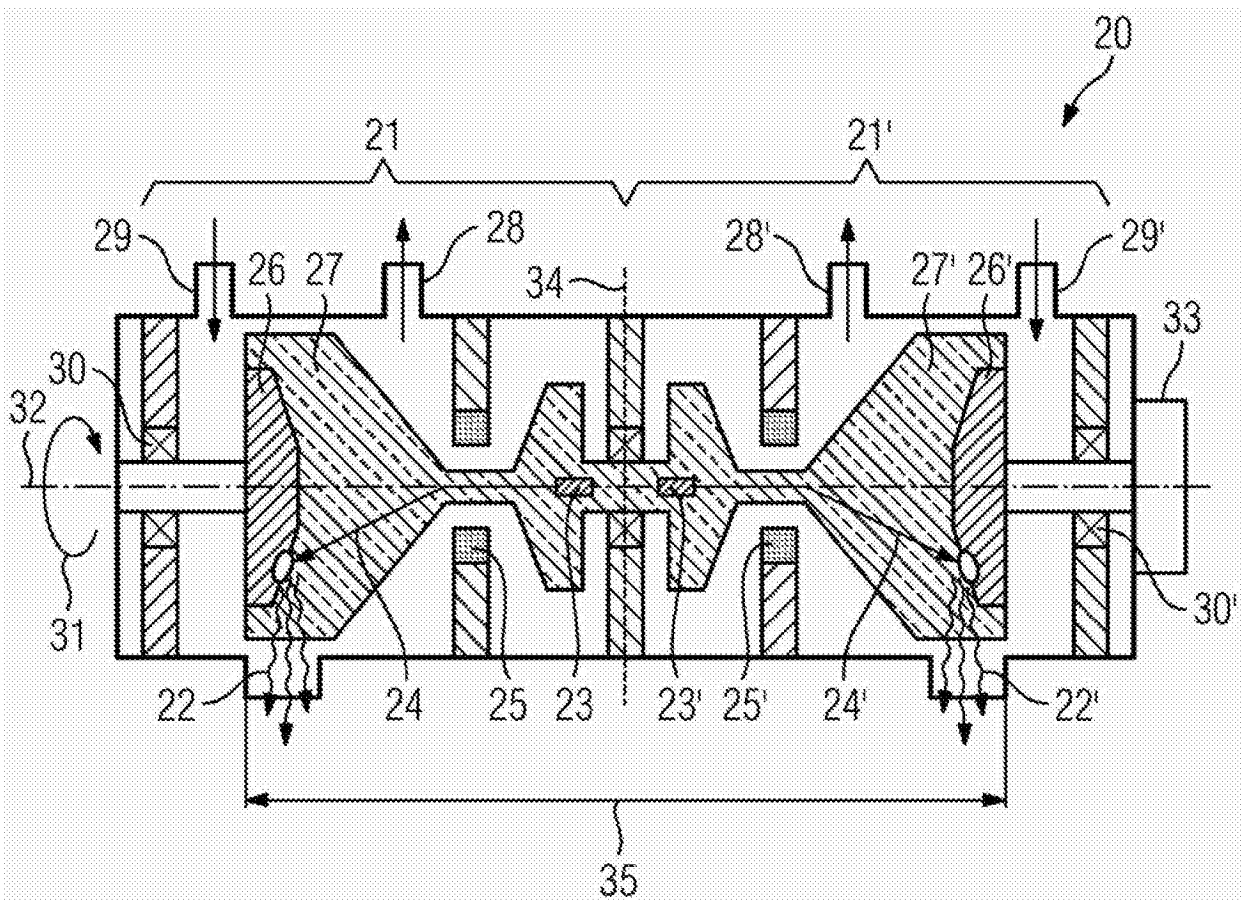


图 2

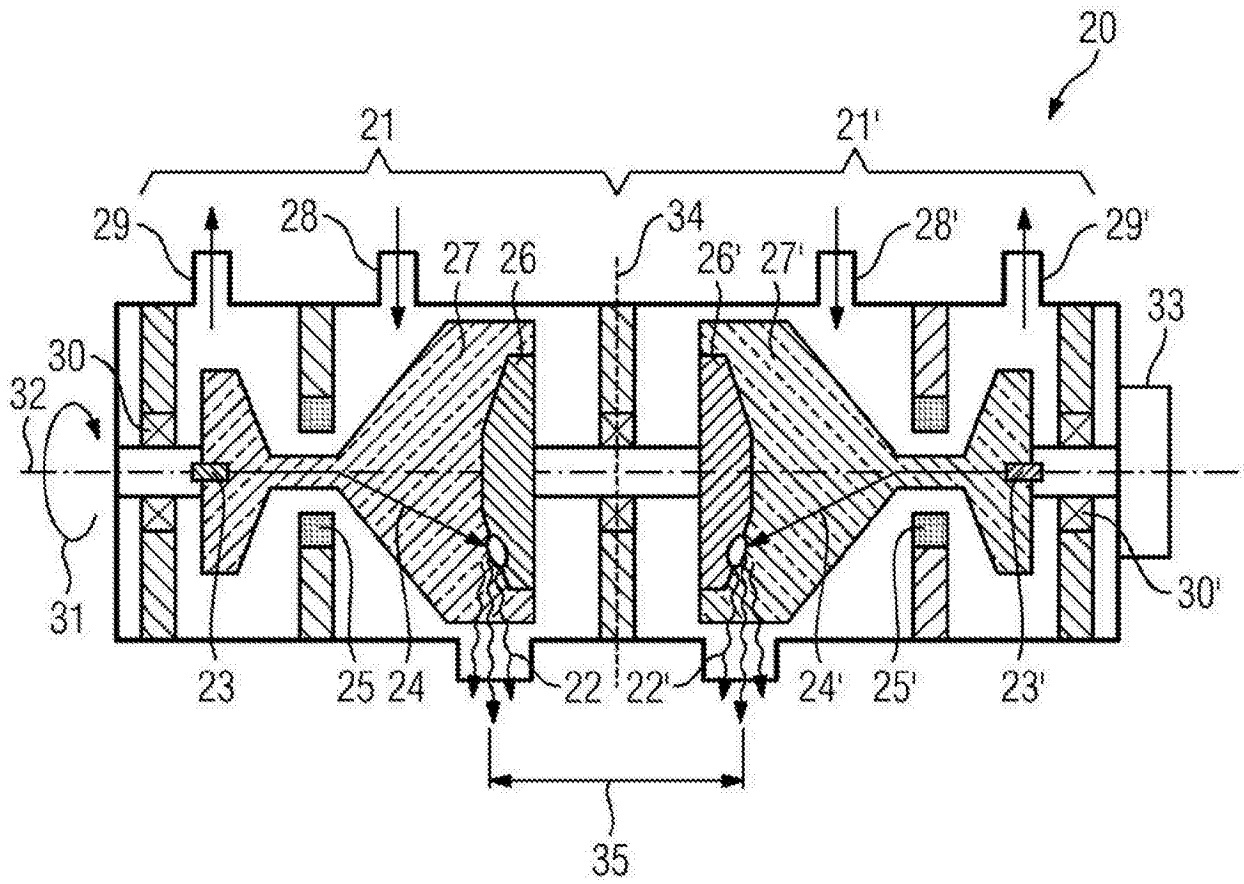


图 3

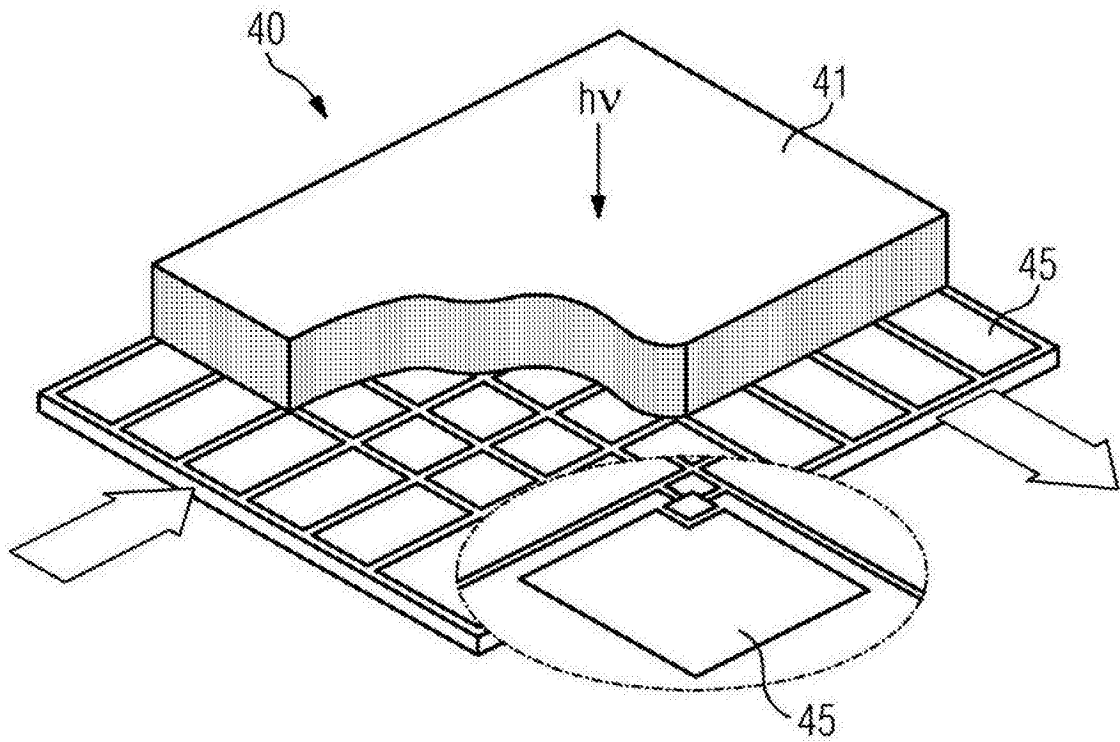


图 4

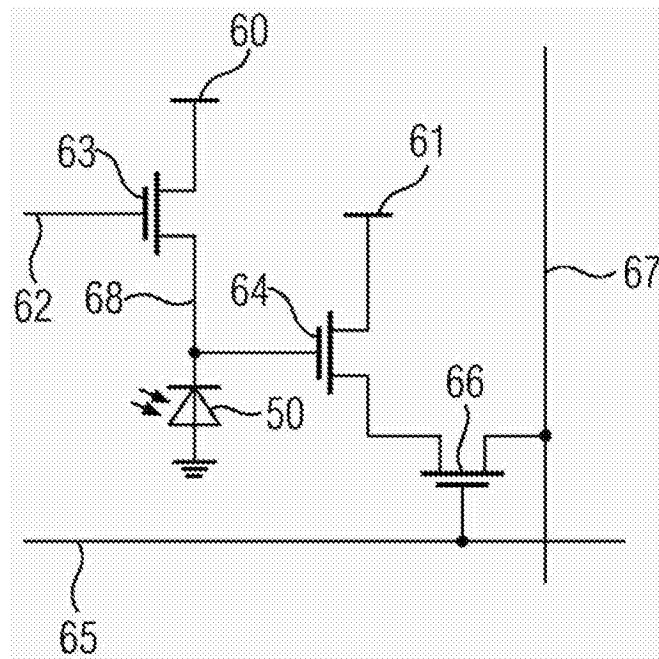


图 5

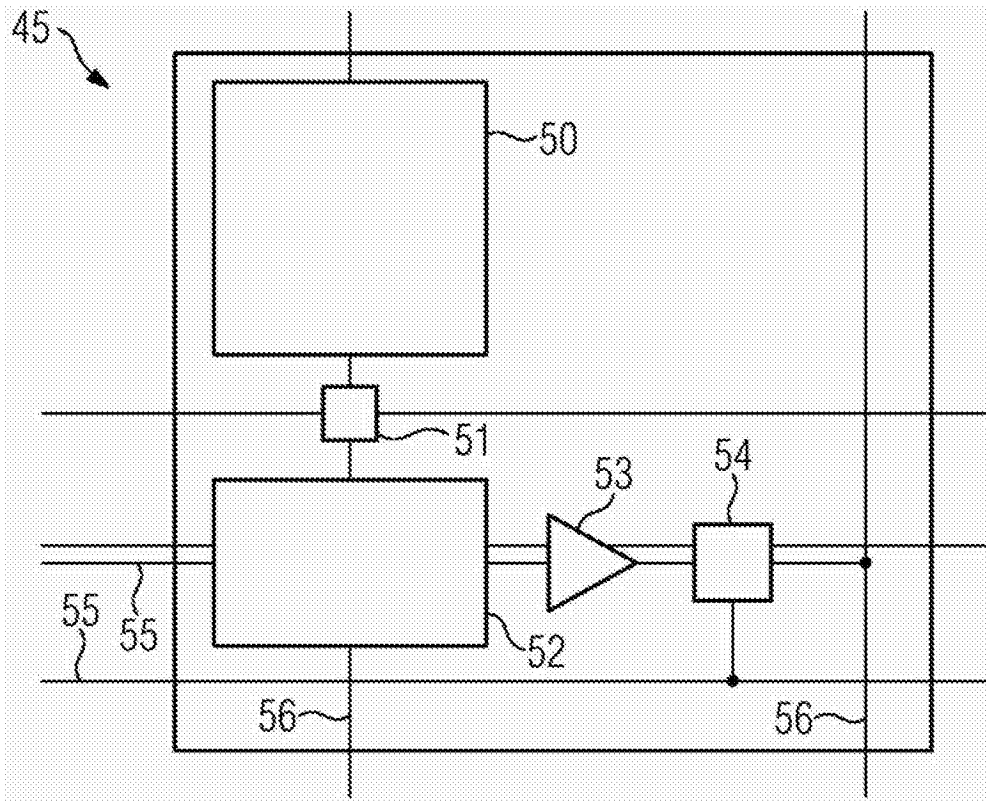


图 6

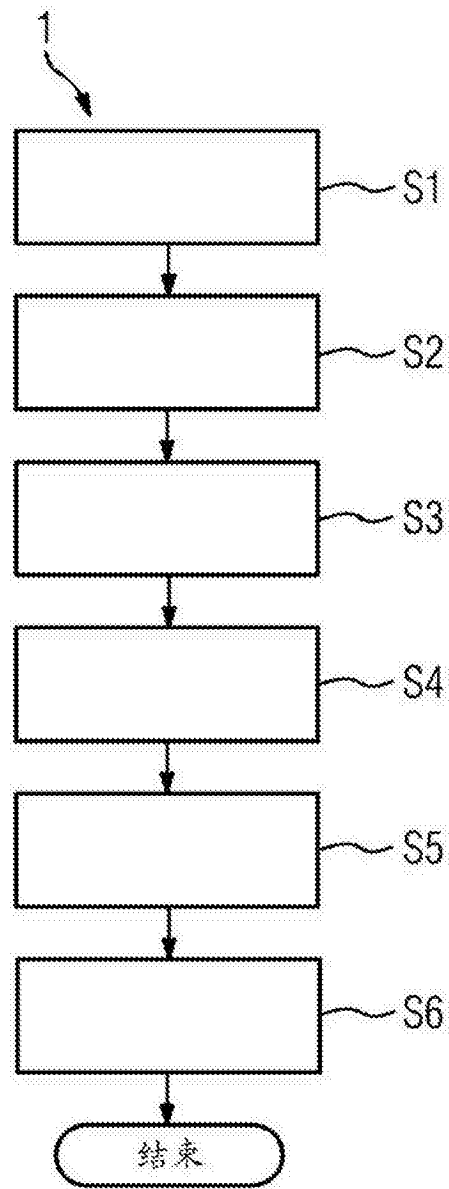


图 7

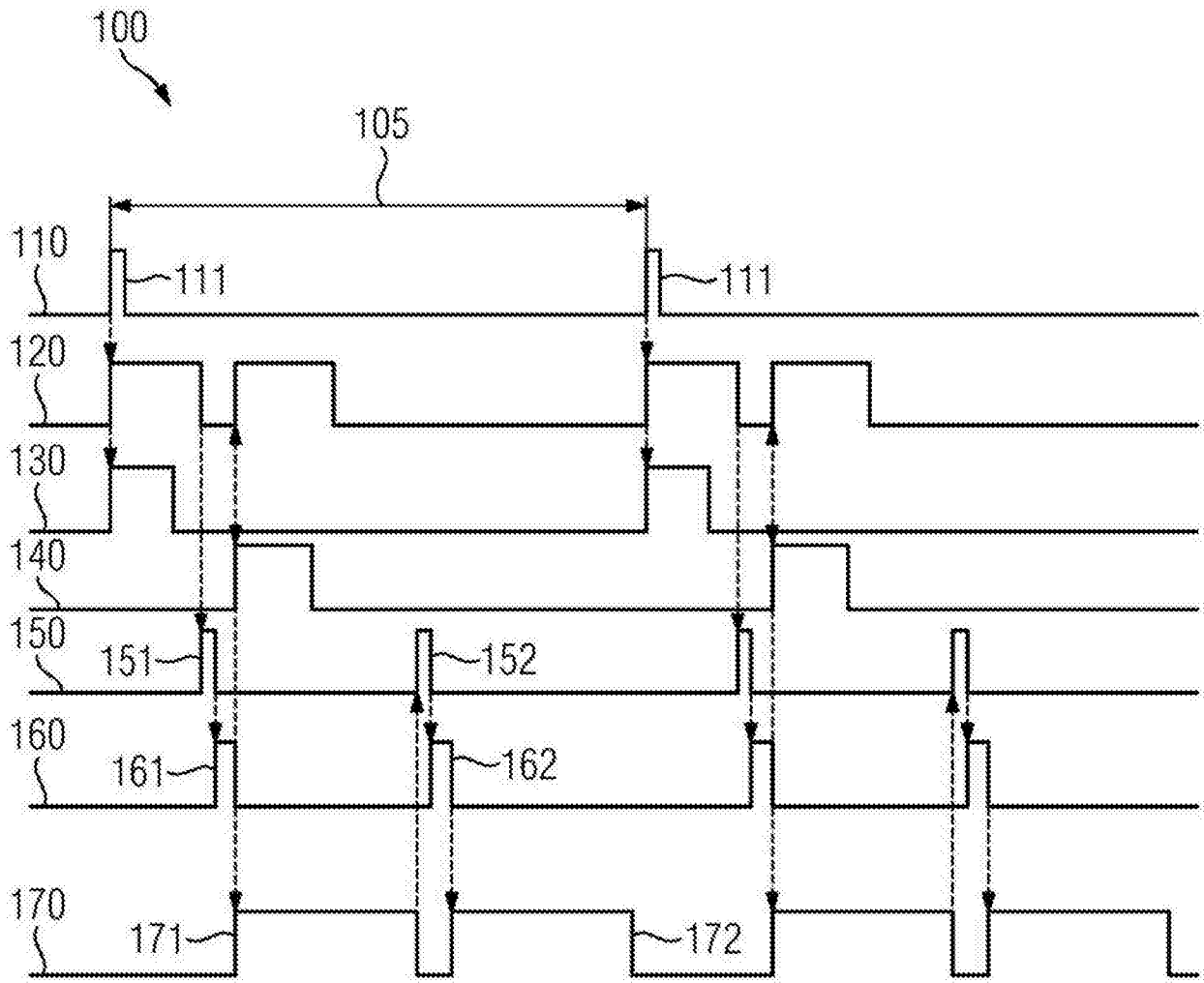


图 8

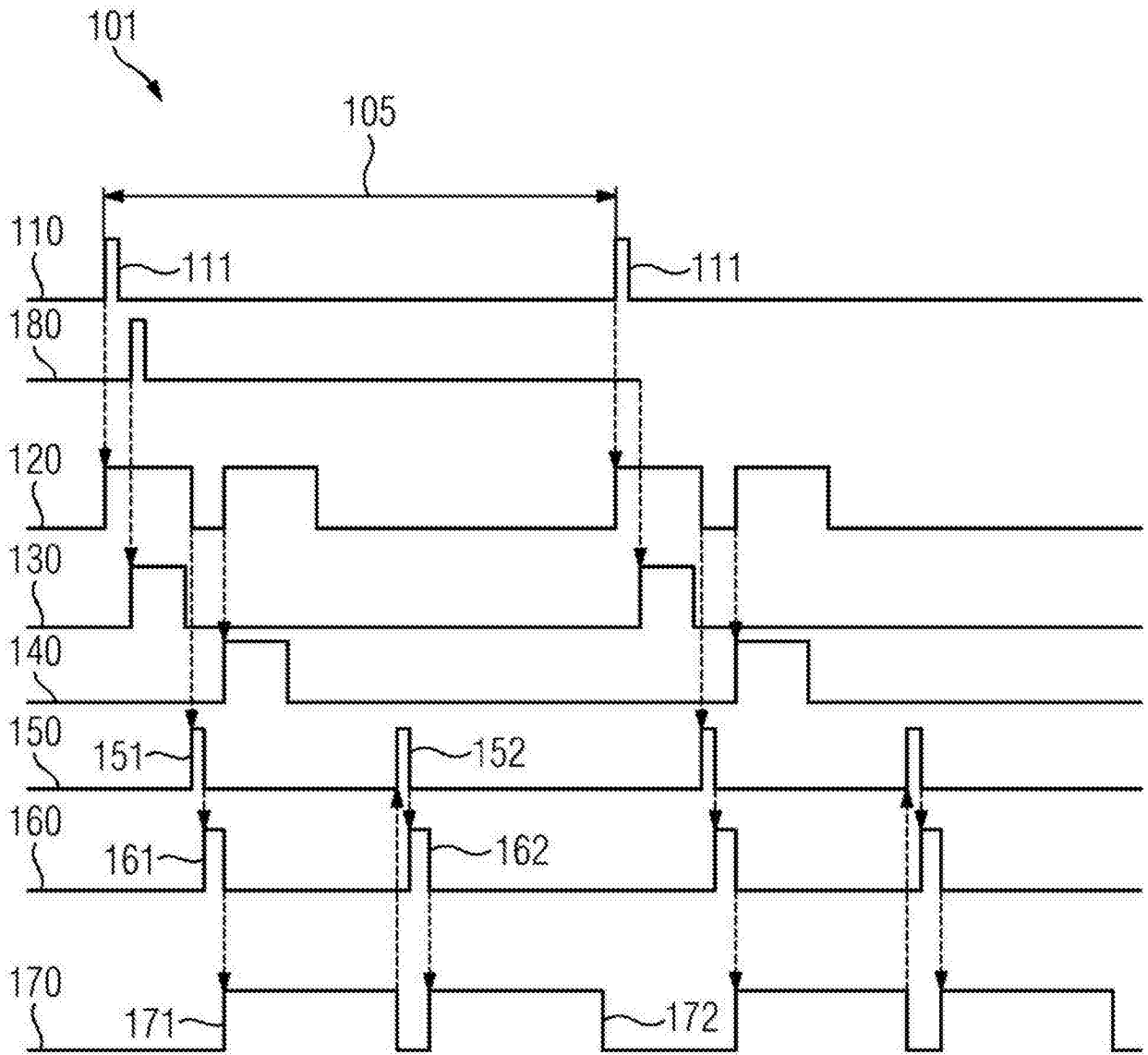


图 9

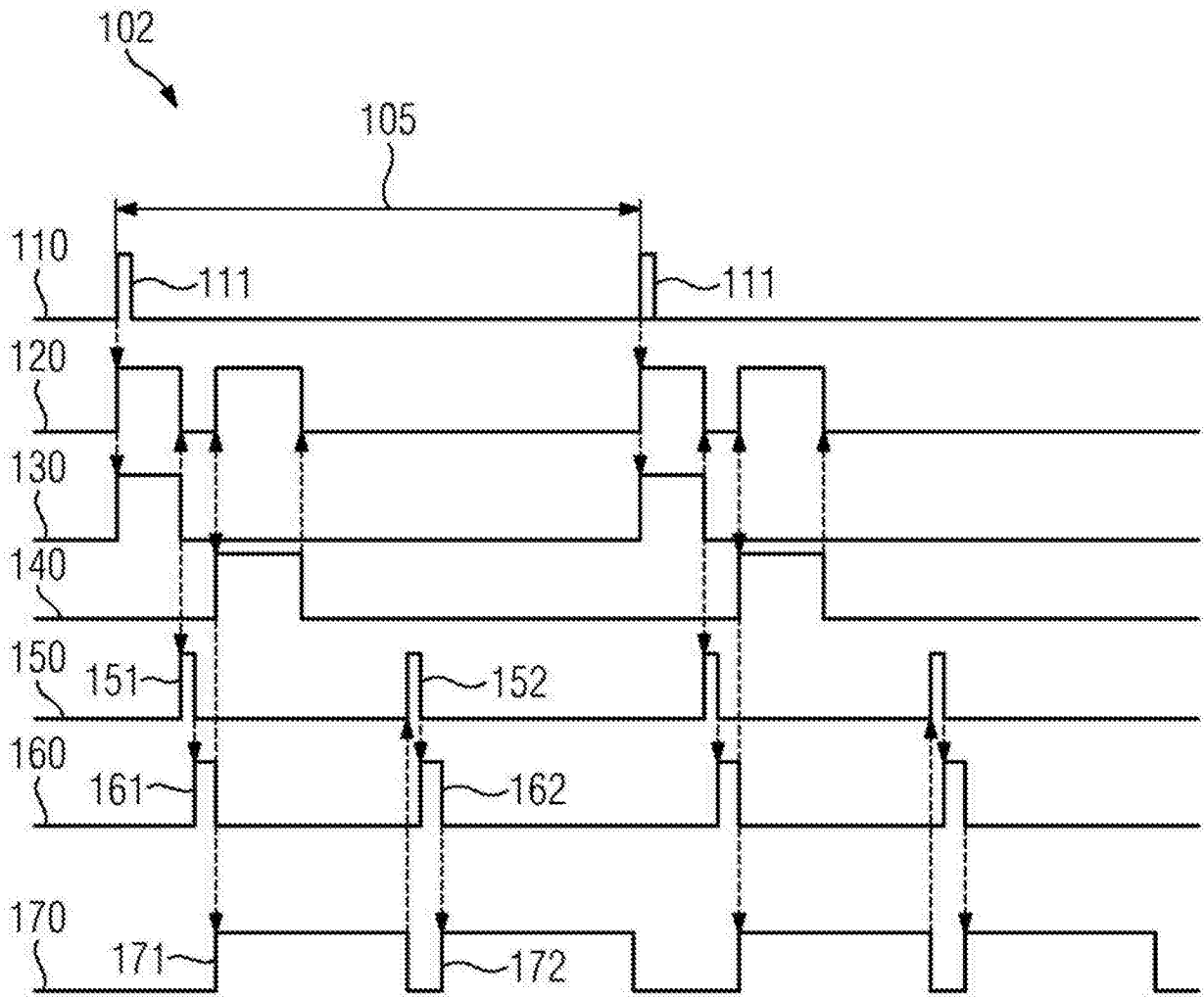


图 10

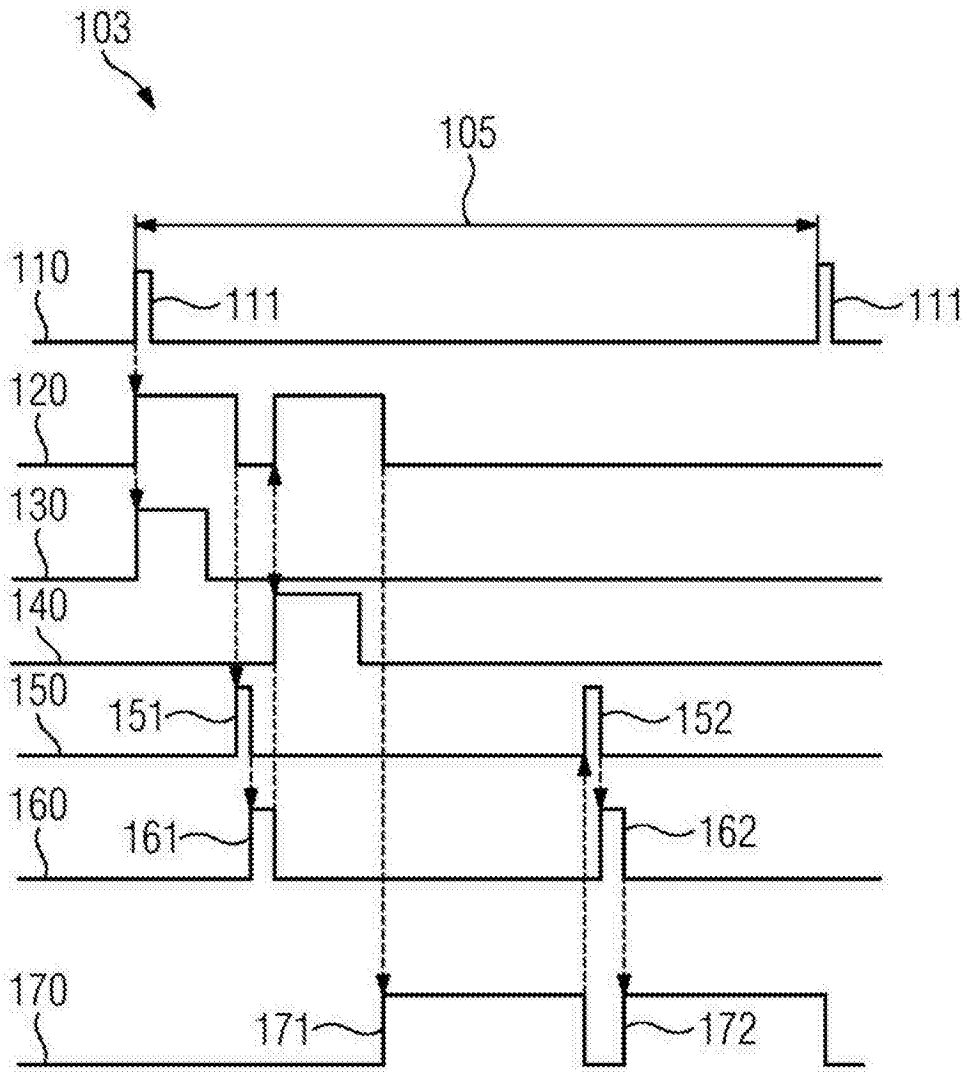


图 11

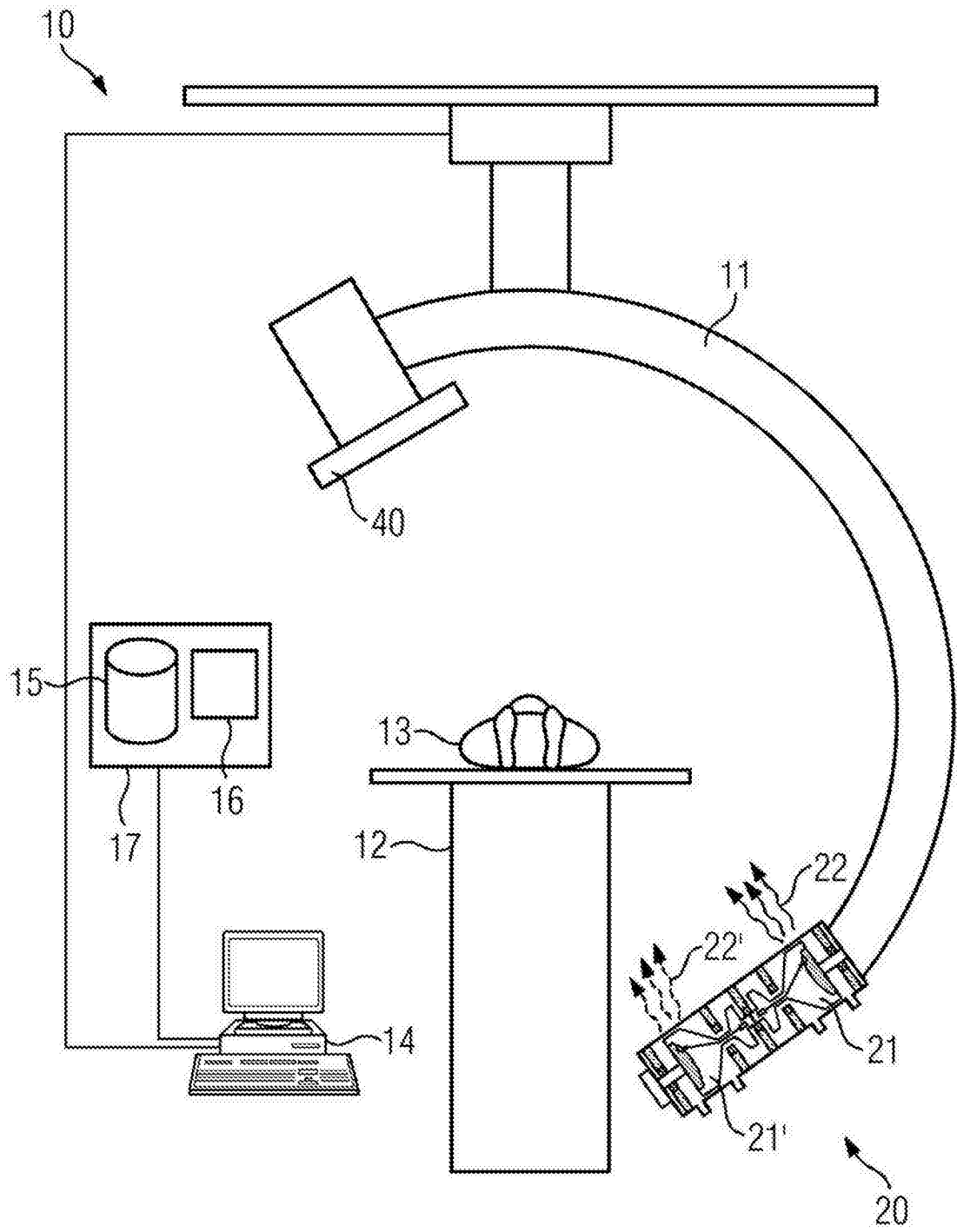


图 12

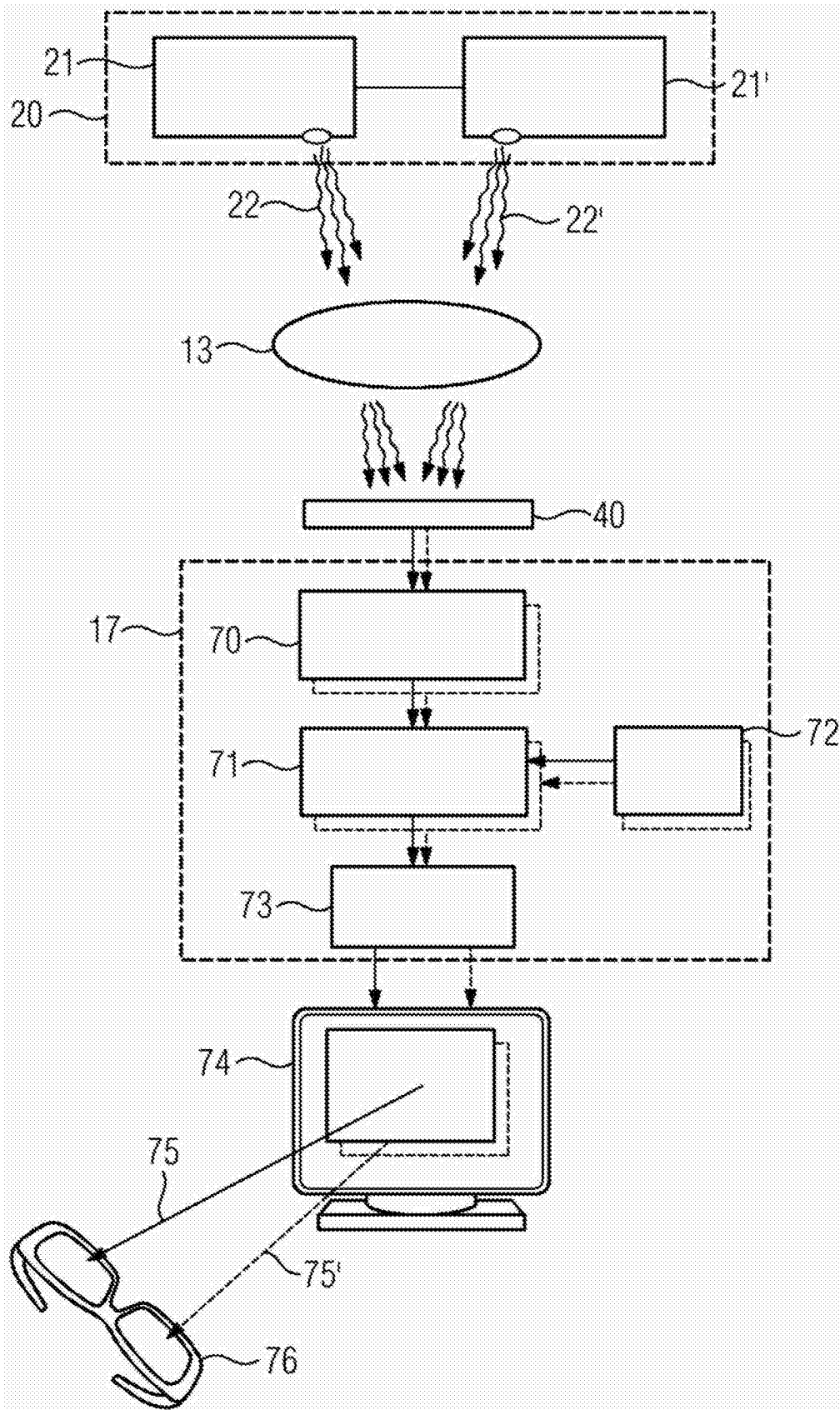


图 13