



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108348213 A

(43)申请公布日 2018.07.31

(21)申请号 201680066911.1

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(22)申请日 2016.09.29

代理人 王英 刘炳胜

(30)优先权数据

15187548.1 2015.09.30 EP

(51)Int.Cl.

A61B 6/12(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 6/00(2006.01)

2018.05.16

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2016/073164 2016.09.29

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/055383 EN 2017.04.06

(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 D·谢弗 M·格拉斯 T·克勒

权利要求书2页 说明书14页 附图9页

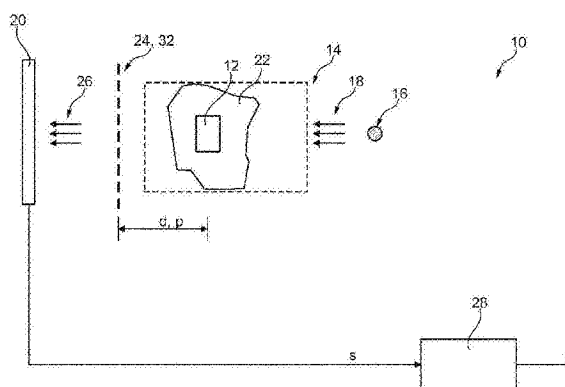
(54)发明名称

具有对介入设备的三维定位的对象的X射线成像

(57)摘要

本发明涉及导管(12)在被布置在X射线成像装置的对象接收空间(14)处的感兴趣对象(22)内的深度定位的X射线装置(10)和方法(64)。所述X射线成像装置包括X射线源(16)和X射线探测器(20)。由相位光栅形成的至少一个干涉仪(24)被布置在X射线源与X射线探测器之间。X射线探测器被配置为探测X射线辐射,所述X射线辐射已经受相位光栅和感兴趣对象以及导管影响,所述导管也可以被布置在对象接收空间和/或感兴趣对象处。X射线探测器被配置为提供探测器信号s。探测器信号的信号分量涉及相衬探测器信号分量,所述相衬探测器信号分量可以基于探测器信号来计算并且可以表示可见性损失。已经发现,探测器信号的相应可见性损失信号分量取决于导管与相位光栅之间的距离。因此,针对导管的深度信息可以基于探测器信号的可见性损失信号分量来计算。相应地,导管在对象接收空间

处的三维位置可以被计算。应注意,导管可以仅仅是可以被布置在对象接收空间处的介入设备的一个范例。效果是,介入设备(特别是导管)的三维跟踪可以根据X射线探测器信号来实现。



1. 一种用于确定介入设备(12)在对象接收空间(14)内的位置 p 的X射线成像装置(10), 包括:

-X射线源(16), 其用于生成X射线辐射(18);

-X射线探测器(20);

-所述对象接收空间, 其用于布置感兴趣对象(22)以用于进行X射线成像, 其中, 所述对象接收空间被布置在所述X射线源与所述X射线探测器之间; 以及

-干涉仪(24), 其用于创建干涉图样, 其中, 所述干涉仪被布置在所述对象接收空间和/或所述X射线源之间或者所述对象接收空间与所述X射线探测器之间;

其中, 所述X射线探测器被配置为探测受所述干涉仪影响的X射线辐射(26), 并且响应于其而提供探测器信号 s ; 并且

其中, 所述成像装置还包括:

-处理单元(28), 其被配置为:

(i) 基于所述探测器信号来识别所述对象接收空间内的所述介入设备;

(ii) 基于所述探测器信号来计算针对所识别的介入设备的可见性损失信号; 并且

(iii) 基于所述可见性损失信号来计算表示所述介入设备在所述对象接收空间内的所述位置的位置信号。

2. 根据权利要求1所述的装置, 还包括显示单元(36), 其中, 所述处理单元被配置为基于所述探测器信号来计算表示所述感兴趣对象的至少一个部分的图像信号, 并且被配置为基于所述图像信号和所述位置信号来计算表示所述感兴趣对象的所述图像和所述介入设备的所述位置的注释的显示信号 m ; 并且其中, 所述显示单元被配置为基于所述显示信号来对显示图像进行显示。

3. 根据权利要求1至2中的任一项所述的装置, 其中, 所述处理单元被配置为基于所述可见性损失信号来计算表示所述介入设备的节段(40)与所述干涉仪或被固定到所述干涉仪的元件之间的距离 d 的距离信号, 并且被配置为基于所述距离信号来计算表示所述介入设备在所述对象接收空间内的所述位置的位置信号。

4. 根据权利要求2至3中的任一项所述的装置, 其中, 所述位置的位置注释包括突出显示注释(42); 其中, 所述处理单元被配置为基于所述位置信号来确定所述突出显示注释的颜色; 并且其中, 所述处理单元被配置为计算所述显示信号, 使得所述突出显示注释在所述显示图像处利用针对所述突出显示注释确定的所述颜色来突出显示被成像的介入设备的至少部分。

5. 根据权利要求2至4中的任一项所述的装置, 其中, 所述位置的位置注释包括表示所述介入设备的所述位置的值的数值注释(44); 并且其中, 所述处理单元被配置为计算所述显示信号, 使得所述显示图像包括所述数值注释。

6. 根据权利要求2至5中的任一项所述的装置, 其中, 所述位置的位置注释包括滑块(48)和滑动条(50); 其中, 所述滑动条表示所述位置信号的预定义的最小值与所述位置信号的预定义的最大值之间的标度; 其中, 所述处理单元被配置为基于所述位置信号来确定所述滑块在所述滑动条处的滑块位置; 并且其中, 所述处理单元被配置为计算所述显示信号, 使得所述显示图像还示出所述滑动条和在所述滑块位置处的所述滑块。

7. 根据权利要求2至6中的任一项所述的装置, 其中, 所述处理单元被配置为接收位点

信号;其中,所述处理单元被配置为在每次接收到所述位点信号时保存所述介入设备的所述节段的位置和针对所述节段的所述突出显示注释的所述颜色作为介入设备位点;并且其中,所述处理单元被配置为计算所述显示图像,使得所述显示图像包括每个介入设备位点。

8.一种用于确定介入设备在对象接收空间内的位置的X射线系统(56),包括:根据权利要求1至7中的任一项所述的装置;以及所述介入设备;其中,所述介入设备包括这样的结构:所述结构包括小于所述干涉仪的光栅的光栅节距的两倍的结构尺寸 z 。

9.根据权利要求8所述的X射线系统,其中,所述介入设备包括在所述介入设备的节段处的具有一结构尺寸的所述结构。

10.根据权利要求8至9中的任一项所述的X射线系统,其中,所述介入设备包括用于形成具有所述结构尺寸的所述结构的鞘管(58);并且其中,所述鞘管包括X射线吸收特性,所述X射线吸收特性具有针对水的X射线吸收特性的20%的最大变化。

11.根据权利要求8至10中的任一项所述的X射线系统,其中,所述处理单元被配置为基于所述探测器信号的吸收分量和/或所述探测器信号的相衬分量来计算表示所述对象接收空间处的所述感兴趣对象的至少一个部分的图像信号;其中,所述处理单元被配置为基于所识别的介入设备来计算表示所述介入设备的至少一个部分的设备信号;并且其中,所述处理单元被配置为基于所述图像信号和所述设备信号来计算所述显示信号,使得所述介入设备被表示为到所述显示图像处的所述感兴趣对象的所述表示的叠加。

12.根据权利要求8至11中的任一项所述的X射线系统,包括用于控制所述介入设备的控制单元(60);其中,所述介入设备包括在所述介入设备的节段处的致动器(62);其中,所述控制单元被配置为激活所述致动器;并且其中,所述控制单元被配置为在所述致动器的所述激活时向所述处理单元发送位点信号。

13.一种用于确定介入设备在对象接收空间内的位置的方法(64),包括以下步骤:

a)从X射线源以朝向X射线探测器的方向发射(66)X射线辐射,其中,对象接收空间被布置在所述X射线源与所述X射线探测器之间,并且其中,干涉仪被布置在所述对象接收空间与所述X射线探测器之间或者所述对象接收空间与所述X射线源之间;

b)基于由所述探测器探测到的X射线辐射来提供(68)探测器信号,其中,所述探测到的X射线辐射受所述干涉仪和/或能够被布置在所述对象接收空间处的感兴趣对象影响;

c)基于所述探测器信号来识别(70)所述对象接收空间内的介入设备;

d)基于所述探测器信号来计算(72)针对所识别的介入设备的可见性损失信号;并且

e)基于所述可见性损失信号来计算(74)表示所述介入设备在所述对象接收空间内的所述位置的位置信号。

14.一种用于控制根据权利要求1至12中的任一项所述的设备的计算机程序单元,所述计算机程序单元在由所述处理单元执行时适合于执行根据权利要求13所述的方法的步骤。

15.一种存储有根据权利要求14所述的程序单元的计算机可读介质。

具有对介入设备的三维定位的对象的X射线成像

技术领域

[0001] 本发明涉及用于确定介入设备在对象接收空间内的位置的X射线成像装置。本发明还涉及对应的方法、对应的系统、对应的计算机程序单元和对应的计算机可读介质。

背景技术

[0002] X射线成像装置和系统在手术室环境中使用和/或用于其他目的。通常,提供发射X射线辐射的X射线源。由X射线源提供的X射线辐射的至少一部分穿透感兴趣对象,所述感兴趣对象可以被布置在X射线源与X射线探测器之间。受感兴趣对象影响的X射线辐射可以由X射线探测器来探测。X射线探测器可以提供指示感兴趣对象的图像的探测信号。图像可以表示感兴趣对象的二维图像。沿着X射线辐射从X射线源到X射线探测器的观察方向的深度信息可能由于其投影性质而损失。然而,该信息至少对于一些应用可以是有价值的,特别是对于例如在介入流程期间沿着三维路线图导航感兴趣对象内的介入设备。为了解决该问题,文献C.Haase等人的“3D ablation catheter localization using individual C-arm X-ray projections”(Phys.Med.Biol.59,6959-6977,2014)提出了单个X射线辐射投影的跟踪方法和配准方法,其中利用了透视放大。

发明内容

[0003] 可能存在对于介入设备在X射线成像装置的对象接收空间内的位置的增强的确定的需要。

[0004] 本发明的目的通过独立权利要求的主题来解决,其中,在从属权利要求中并入了另外的实施例。

[0005] 应当注意,以下描述的本发明的方面也适于装置、系统、计算机程序单元和计算机可读介质。

[0006] 根据本发明的第一方面,提供了一种用于确定介入设备在对象接收空间内的位置的X射线成像装置。所述X射线成像装置包括用于生成X射线辐射X射线源、X射线探测器、用于针对X射线成像布置感兴趣对象的对象接收空间、用于创建干涉图样的干涉仪以及处理单元。所述对象接收空间被布置在所述X射线源与所述X射线探测器之间。所述干涉仪被布置在所述对象接收空间与所述X射线源之间和/或所述对象接收空间与所述X射线探测器之间。所述X射线探测器被配置为探测受所述干涉仪影响的X射线辐射,并且响应于此而提供指示图像的探测器信号。所述处理单元被配置为基于所述探测器信号来识别所述对象接收空间内的所述介入设备。所述处理单元还被配置为基于所述探测器信号来计算针对所述识别的介入设备的可见性损失信号。所述处理单元还被配置为基于所述可见性损失信号来计算表示所述介入设备在所述对象接收空间内的所述位置的位置信号。

[0007] 应注意,所述处理单元被配置为基于所述探测器信号来计算针对所识别的介入设备计算可见性损失信号。因此,所述可见性损失信号可以指示由识别的介入设备引起的可见性损失。

[0008] 还应注意,所述处理单元被配置为基于所述可见性损失信号来计算表示所述介入设备在所述对象接收空间内的所述位置的位置信号。

[0009] 已经发现,干涉仪与被布置在对象接收空间处的介入设备之间的距离取决于由介入设备和/或可见性损失信号引起的可见性损失。

[0010] 作为结果,由所述处理单元提供的位置信号还指示关于介入设备在对象接收空间内的深度的信息。因此,所述位置信号可以用来识别介入设备沿着X射线辐射从X射线源到探测器的观察方向的深度,或反之亦然。关于介入设备的深度的该信息允许确定介入设备在对象接收空间内的三维位置。

[0011] 因此,特别是作为结果,可见性损失信号可以充当用于计算介入设备在对象接收空间内的“深度位置”的基础。

[0012] 在根据本发明的范例如中,干涉仪可以包括光栅。所述光栅可以是吸收光栅、相位光栅或其组合。

[0013] 在根据本发明的另一范例如中,从X射线源向X射线探测器观察,由X射线源提供的X射线辐射受干涉仪影响。X射线辐射可以进一步受可以被布置在对象接收空间处的感兴趣对象影响。

[0014] 在本发明的范例如中,所述处理单元被配置为识别被布置在X射线源与X射线探测器之间的对象接收空间内的介入设备(特别是导管)。具体地,所述处理单元可以被配置为使用所述探测器信号来提供图像内的二维位置,所述二维位置可以基于所述探测器信号来提供。因此,对象接收空间处的介入设备的识别可以涉及识别与介入设备在对象接收空间或被布置在对象接收空间处的感兴趣对象有关的图像的图像平面内的二维位置。

[0015] 在本发明的一范例如中,所述处理单元被配置为基于所述探测器信号来计算指示从X射线源提供的沿着到探测器的方向的X射线辐射的吸收的信号。

[0016] 在根据本发明的另一范例如中,所述介入设备在对象接收空间内的位置可以涉及介入设备在对象接收空间和/或感兴趣对象(假如感兴趣对象被布置在对象接收空间中)内的深度。

[0017] 作为结果,所述处理单元可以被配置为基于探测器信号和/或可见性损失信号来计算介入设备在对象接收空间内的三维位置。

[0018] 作为另一结果,沿着X射线投影的观察方向的深度信息可以被提供,并且因此可以用于跟随具有通过感兴趣对象的介入设备的路线图。

[0019] 根据本发明的示范性实施例如的,所述装置还包括显示单元。另外,所述处理单元被配置为基于所述探测器信号来计算表示所述感兴趣对象的至少一个部分的图像信号。此外,所述处理单元可以被配置为基于所述图像信号和所述位置信号来计算表示所述感兴趣对象的所述图像和所述介入设备的所述位置的注释的显示信号。另外,所述显示单元可以被配置为基于所述显示信号来对显示图像进行显示。

[0020] 作为结果,所述介入设备的深度信息可以通过显示图像处的对应注释来辨识。

[0021] 在根据本发明的另一范例如中,所述介入设备的位置的注释可以表示关于感兴趣对象或对象接收空间的相对位置。

[0022] 作为结果,所述显示图像可以示出所述感兴趣对象的至少一部分的图像,并且可以进一步示出特别是感兴趣对象处的介入设备的位置的注释。

[0023] 在根据本发明的另一范例中,介入设备的位置涉及感兴趣对象处的介入设备的深度。

[0024] 在根据本发明的又一范例中,介入设备的位置涉及介入设备特别是在对象接收空间内的或在感兴趣对象处的三维位置。

[0025] 作为又一结果,显示图像可以在感兴趣对象的至少一部分的二维处示出介入设备的二维图像。此外,关于介入设备特别是相对于感兴趣对象的三维的信息可以被示出,并且因此可以被提供在显示图像处。作为结果,显示图像可以配合感兴趣对象的至少一部分提供关于介入设备的三维信息。

[0026] 根据本发明的又一示范性实施例,所述处理单元被配置为基于所述可见性损失信号来计算表示所述介入设备的一节段与所述干涉仪或被固定到所述干涉仪的元件之间的距离的距离信号。所述处理单元可以还被配置为基于所述距离信号来计算表示所述介入设备在所述对象接收空间内的位置的位置信号。

[0027] 作为结果,医师可以在介入流程期间进一步接收关于介入设备的特定节段的深度信息。

[0028] 在根据本发明的另一范例中,计算距离信号可以被解读为计算位置信号的子特征。因此,所述处理单元的相应配置可以被解读为所述处理单元的计算配置的子配置。

[0029] 作为结果,介入设备的节段(因此特别是更感兴趣的优选节段)可以提供用于识别介入设备在对象接收空间和/或被布置在对象接收空间处的对象内的深度或三维位置的基础。

[0030] 根据本发明的又一示范性实施例,所述位置的所述注释包括突出显示注释。此外,所述处理单元可以被配置为基于所述位置信号来确定所述突出显示注释的颜色。此外,所述处理单元可以被配置为计算所述显示信号,使得所述突出显示注释在所述显示图像处利用针对所述突出显示注释确定的颜色突出显示被成像的介入设备的至少一部分。

[0031] 作为结果,在显示图像处被成像的介入设备可以被突出显示,使得医师能够立即识别介入设备的位置。

[0032] 根据本发明的又一示范性实施例,所述位置的所述注释包括表示所述介入设备的所述位置的值的数值注释。此外,所述处理单元可以被配置为计算所述显示信号,使得所述显示图像包括所述数值注释。

[0033] 作为结果,所述介入设备的位置(特别是与其深度有关)的值可以被示出在显示图像上,并且因此被使用装置的医师立即识别。

[0034] 根据本发明的又一示范性实施例,所述位置的所述注释包括滑块和滑动条。此外,所述滑动条可以表示所述位置信号的预定最小值与所述位置信号的预定最大值之间的尺度。此外,所述处理单元可以被配置为基于所述位置信号来确定所述滑块在所述滑动条处的滑块位置。此外,所述处理单元可以被配置为计算所述显示信号,使得所述显示图像还示出所述滑动条和在所述滑块位置处的所述滑块。

[0035] 作为结果,医师可以在观察显示图像的情况下接收关于介入设备的深度的定量信息。

[0036] 根据本发明的又一示范性实施例,所述处理单元被配置为接收位点信号。此外,所述处理单元可以被配置为每当所述接收位点信号时就保存所述介入设备的所述节段的位

置和针对所述节段的所述突出显示注释的所述颜色作为介入设备位点。此外,所述处理单元可以被配置为计算所述显示图像,使得所述显示图像均包括介入设备位点。

[0037] 作为结果,显示图像可以包括若干突出显示注释。每个突出显示注释可以布置在接收位点信号时的介入设备的位置处。因此,医师可以标记突出显示注释的相关位置,以保持过去的介入设备位置的跟踪。

[0038] 根据本发明的第二方面,提供了一种用于确定介入设备在对象接收空间内的位置的X射线系统。所述X射线系统包括根据如上面解释的范例中的一个的装置和介入设备。所述介入设备包括这样的结构,所述结构包括小于所述干涉仪的光栅的光栅节距的两倍的结构尺寸。

[0039] 作为结果,所述介入设备可以在探测器信号的暗场图像信号分量处引起更高对比。

[0040] 作为又一结果,介入设备可以基于针对介入设备的可见性损失信号被很好地识别。

[0041] 根据本发明的X射线系统的示范性实施例,所述介入设备在所述介入设备的节段处包括具有一结构尺寸的所述结构。

[0042] 作为结果,具有结构尺寸的所述节段可以在探测器信号的暗场图像信号分量处引起比其余介入设备更高的对比。因此,具有所述结构尺寸的所述节段可以被很好地辨识。

[0043] 在根据本发明的X射线系统的另一范例中,介入设备包括具有恰在所述介入设备的所述节段处的结构尺寸的结构。

[0044] 作为结果,所述介入设备的所述节段可以特别是基于可见性损失信号被很好地识别。

[0045] 在根据本发明的另一范例中,所述介入设备的所述节段可以被布置在介入设备的末端节段处。

[0046] 在根据本发明的又一范例中,所述介入设备的所述节段可以涉及介入设备的顶端节段。

[0047] 根据本发明的X射线系统的又一示范性实施例,所述介入设备包括用于形成具有所述结构尺寸的所述结构的鞘管。所述鞘管可以包括X射线吸收特性,所述X射线吸收特性具有针对水的X射线吸收特性的20%的最大变化。

[0048] 作为结果,所述介入设备(特别是其鞘管)可以对探测器信号的吸收图像信号分量具有非常低的影响。因此,吸收图像信号分量可以用来在介入设备的非常低的刺激的情况下绘制感兴趣对象。

[0049] 作为结果,所述介入设备的所述节段对探测器信号的吸收图像信号分量具有低影响。

[0050] 作为又一结果,吸收图像信号分量可以用来计算感兴趣对象的图像,优选地在介入设备的低刺激的情况下。

[0051] 作为又一结果,具有结构尺寸的所述节段仍然可以基于针对于介入设备的可见性损失信号被非常好地识别。

[0052] 根据本发明的X射线系统的又一示范性实施例,所述处理单元被配置为基于所述探测器信号的吸收分量和/或所述探测器信号的相衬分量来计算表示所述对象接收空间处

的所述感兴趣对象的至少一个部分的图像信号。此外,所述处理单元可以被配置为基于识别的介入设备计算表示所述介入设备的至少一个部分的设备信号。此外,所述处理单元被配置为基于所述图像信号和所述设备信号来计算所述显示信号,使得所述介入设备被表示为到所述显示图像处的所述感兴趣对象的所述表示的叠加。

[0053] 作为结果,所述介入设备的吸收特性可以在可见性损失信号上具有低的作用。因此,所述介入设备仍然可以基于可见性损失信号被非常好地识别。

[0054] 根据本发明的X射线系统的又一示范性实施例,所述系统包括用于控制所述介入设备的控制单元。此外,所述介入设备可以在所述介入设备的节段处包括致动器。此外,所述控制单元可以被配置为激活所述致动器。此外,所述控制单元可以被配置为在所述致动器的所述激活后向所述处理单元发送位点信号。

[0055] 作为结果,由处理单元接收的位点信号可以创建介入设备位点,特别是作为在介入设备的当前位置处的突出显示注释。介入设备位点可以保留在显示图像处,允许医师保持对介入设备的过去三维位置的跟踪。

[0056] 根据本发明的第三方面,提供了一种用于确定介入设备在对象接收空间内的位置的方法。所述方法包括以下步骤:

[0057] a) 从X射线源以朝向到X射线探测器的方向发射X射线辐射,其中,对象接收空间被布置在所述X射线源与所述X射线探测器之间,并且其中,干涉仪被布置在所述对象接收空间与所述X射线探测器或所述对象接收空间与所述X射线源之间;

[0058] b) 基于由所述探测器探测的X射线辐射提供探测器信号,其中,所述探测到的X射线辐射受所述干涉仪和/或可布置在所述对象接收空间处的感兴趣对象影响;

[0059] c) 基于所述探测器信号识别所述对象接收空间内的介入设备;

[0060] d) 基于所述探测器信号来计算针对所识别的介入设备的可见性损失信号;并且

[0061] e) 基于所述可见性损失信号来计算表示所述介入设备在所述对象接收空间内的位置的位置信号。

[0062] 关于步骤的顺序,应注意步骤a)可以与步骤b)并行执行。步骤a)和b)可以在步骤c)之前或与步骤c)并行执行。步骤c)可以在步骤d)之前或与步骤d)并行执行,或反之亦然。步骤e)可以在步骤d)之后执行。

[0063] 根据本发明的第四方面,提供了一种计算机程序单元,所述计算机程序单元被所述处理单元执行时,适合于执行上面描述的方法步骤。

[0064] 根据本发明的第五方面,提供了一种在其上存储有程序单元的计算机可读介质,所述程序单元在被所述处理单元执行时,适于执行上面描述的方法的步骤。

[0065] 根据本发明的一个方面,提供了被布置在X射线成像装置的对象接收空间处的感兴趣对象内的导管的深度定位的装置和方法。X射线成像装置包括X射线源和X射线探测器。至少一个干涉仪被布置在X射线源与X射线探测器之间。优选地,X射线系统包括至少三个光栅。光栅也可以被称为X射线光栅。此外,对象接收空间被布置在X射线源与X射线探测器之间。第一吸收光栅可以被提供在X射线源与对象接收空间之间,以便向对象接收空间提供相干X射线辐射。在对象接收空间与探测器之间,优选地提供其余两个光栅的系列。具体地,光栅的系列中的第一光栅是相位光栅。相位光栅被提供在对象接收空间与探测器之间,其中,光栅的系列中的第二光栅(即被配置为分析光栅的另外的吸收光栅)被提供在相位光栅与

探测器之间。

[0066] X射线探测器被配置为探测已经受X射线系统的光栅并且特别是受可以被布置在对象接收空间处的感兴趣对象影响的X射线辐射。X射线探测器被配置为提供探测器信号。探测器信号指示感兴趣对象和/或被布置在对象接收空间处的任何其他对象(例如介入设备)的图像。在探测器信号的基础上,可以导出三个探测器信号分量。首先,可以计算吸收信号分量,其中,吸收信号分量表示被布置在对象接收空间处的至少一个对象的吸收图像。第二信号分量涉及相衬探测器信号分量,所述相衬探测器信号分量可以基于探测器信号来计算并且表示至少一个对象的差相衬图像。第三分量是探测器信号的暗场信号分量,所述暗场信号分量可以基于探测器信号来计算,并且所述暗场信号分量表示所述至少一个对象的暗场图像。

[0067] 前面提到的图像表示二维图像。沿着X射线投影图像的观察方向的深度信息由于其投影性质而损失。然而,该信息对于一些应用可以是有价值的,特别是用于在感兴趣对象介入流程期间将导管导航通过沿着感兴趣对象的三维路线图。

[0068] 已经发现,对象的可见性损失取决于对象(特别是介入设备)与光栅中的一个(特别是相位光栅中的一个、特别是第二相位光栅)之间的距离,所述光栅在对象接收空间附近并且被布置在探测器与对象接收空间之间。因此,距离可以基于探测器信号的暗场图像信号分量来计算,所述暗场图像信号分量也可以被称为可见性损失信号。已经知晓对象(特别是介入设备)与光栅(特别是第二相位光栅)之间的距离,任何其他深度信息都可以基于该基础来进行计算,因为光栅(特别是第二相位光栅)可以具有到X射线探测器、X射线源和/或对象接收空间的固定或已知距离。相应地,优选由导管形成的对象(特别是介入设备)在对象接收空间内的三维位置可以被计算。应注意,导管可以仅是可以被布置在对象接收空间处的介入设备的一个范例。

[0069] 效果是,介入设备(特别是导管)的三维跟踪可以根据探测器信号来实现。

[0070] 介入设备的深度信息,特别是基于介入设备与光栅中的一个(特别是相位光栅中的一个)之间的距离的,也可以在颜色叠加注释中使用,特别是通过记下相应时刻下的介入设备(特别是其顶端)的深度信息探测消融点。该信息可以表示为到感兴趣对象的吸收图像的叠加图像,所述叠加图像可以利用X射线系统的监测器来进行显示。

[0071] 此外,介入设备(优选地导管)可以特别是在其顶端节段处包括鞘管,所述鞘管包括具有与干涉仪的光栅距离相当的结构距离的和/或与水或生物组织相当的衰减系数的微结构。当相衬X射线成像系统用于介入引导时,导管可以不被示出在吸收图像中。相反,导管(特别是其鞘管)将会在暗场图像或可见性损失图像处递送强信号。这基本上是由于小角度散射。它能够从暗场图像或可见性损失信号分别被探测、处理和/或分割。在一范例中,导管的鞘管和/或表示导管的相应节段的采样图像可以被叠加到感兴趣对象的吸收图像。

[0072] 参考下文所述的实施例,本发明的这些方面和其他方面将是显而易见的并且得到阐明。

附图说明

[0073] 示范性实施例将会在下文中参考以下附图来进行描述:

[0074] 图1示意地图示了根据本发明的示范性实施例的X射线成像装置。

- [0075] 图2示出了图示可见性损失对介入设备与X射线成像装置的相位光栅之间的距离的依赖性的图。
- [0076] 图3示意地图示了根据本发明的又一示范性实施例的X射线成像装置。
- [0077] 图4示意地图示了根据本发明的又一示范性实施例的X射线成像装置。
- [0078] 图5示意地图示了根据本发明的又一示范性实施例的X射线成像装置。
- [0079] 图6示意地图示了根据本发明的又一示范性实施例的X射线成像装置。
- [0080] 图7示意地图示了显示图像的范例,示出了感兴趣对象的一部分和介入设备。
- [0081] 图8示意地图示了显示图像的又一范例,示出了感兴趣对象的一部分和介入设备。
- [0082] 图9示意地图示了显示图像的又一范例,示出了感兴趣对象的一部分和介入设备。
- [0083] 图10以剖视图示意地图示了介入设备的范例。
- [0084] 图11以不同的剖视图示意地图示了介入设备的范例。
- [0085] 图12示意地图示了显示图像的又一范例,示出了感兴趣对象的一部分和介入设备。
- [0086] 图13示意地图示了根据本发明的示范性实施例的X射线成像系统。
- [0087] 图14示意地图示了根据本发明的示范性实施例的方法。

具体实施方式

[0088] 图1示意地图示了根据本发明的示范性实施例的用于确定介入设备12在对象接收空间14内的位置p的X射线成像装置10。X射线成像装置10包括用于生成X射线辐射18的X射线源16、X射线探测器20、用于针对X射线成像布置感兴趣对象22的对象接收空间14、用于创建干涉图样的干涉仪24以及处理单元28。对象接收空间14被布置在X射线源16与X射线探测器20之间。干涉仪24被布置在对象接收空间14与X射线探测器20之间。如在图3中示范性地示出的,干涉仪可以替代地被布置在对象接收空间14与X射线源16之间。X射线探测器20被配置为减少受干涉仪影响的X射线辐射26,并且响应于此而提供指示图像的探测器信号s。处理单元28被配置为基于所述探测器信号s来识别对象接收空间14内的介入设备12。处理单元28还被配置为基于所述探测器信号s来计算针对介入设备12的可见性损失信号。处理单元28还被配置为基于所述可见性损失信号来计算表示介入设备12在对象接收空间14内的位置p的位置信号k。

[0089] 在一范例中,对象接收空间被配置用于布置介入设备12,特别是布置在对象接收空间14处的感兴趣对象22内。

[0090] 在一范例中,介入设备12的位置p可以涉及介入设备12在对象接收空间14内的深度d。深度d可以是介入设备12与干涉仪24或装置10的被固定到其的元件之间的距离。

[0091] 在一范例中,介入设备12的位置p可以涉及介入设备12在可以被布置在对象接收空间14处的感兴趣对象22内的深度。

[0092] 在一范例中,位置p可以包括表示介入设备12在对象接收空间14内的深度d的深度分量。

[0093] 作为结果,由处理单元28提供的位置信号k至少还指示关于介入设备12在对象接收空间14内的深度d的信息。该深度信息可以涉及装置10的固定元件。因此,位置信号k可以用来识别介入设备12沿着X射线辐射从X射线源16到探测器20的观察方向的深度,或反之亦

然。关于介入设备12的深度的该信息允许更准确地导航对象接收空间14内的介入设备12。具体地,介入设备12可以在对象接收空间14处的感兴趣对象22处执行的介入流程期间沿着感兴趣对象22的三维路线图被更准确地导航。

[0094] 在一范例中,介入设备12可以涉及导管、医学管,例如导丝和/或活检针。

[0095] 因此,使用装置10用于对被布置在对象接收空间14处的感兴趣对象22进行成像的医师可以定位导管和/或导丝在对象接收空间14内和/或在感兴趣对象22内的三维位置p。因此,假如感兴趣对象22是人,医师可以沿着静脉的三维路线图引导导管和/或导丝。

[0096] 在一范例中,X射线源16可以提供不相干的X射线辐射18。为了向对象接收空间14提供相干的X射线辐射,可以提供第一光栅30。

[0097] 在一范例中,第一光栅30由吸收光栅或相位光栅形成。在又一范例中,第一光栅可以由组合的吸收和相位光栅形成。在图3中示出了第一光栅30的范例。

[0098] 在一范例中,光栅(特别是第一光栅30)也可以被称为X射线光栅和/或X射线吸收光栅。

[0099] 在一范例中,第一光栅30也可以被称为源光栅或G0。

[0100] 如在图3中示出的,第一光栅30可以被布置在X射线源16与对象接收空间14之间。

[0101] 在一范例中,第一光栅30可以被配置为产生至少部分相干的X射线辐射。

[0102] 在一范例中,第一光栅30可以形成干涉仪24。

[0103] 替代地,在图1中示出的被布置在对象接收空间14与探测器20之间的第二光栅32可以形成干涉仪24。

[0104] 在一范例中,第二光栅32由相位光栅或吸收光栅形成。在又一范例中,第二光栅可以由组合的相位和吸收光栅形成。

[0105] 在一范例中,第二光栅32也可以被称为G1。

[0106] 在一范例中,第二光栅32可以被配置为生成相邻X射线束之间的相移。

[0107] 在又一范例中,第三光栅34被布置在第二光栅32与探测器20之间。

[0108] 在一范例中,第三光栅34由吸收光栅或相位光栅形成。在又一范例中,第三光栅可以由组合的吸收和相位光栅形成。在图4中示出了第三相位光栅34的范例。

[0109] 第三光栅34可以被配置为分析光栅。

[0110] 在一范例中,第三光栅34也可以被称为分析光栅或G2。

[0111] 在一范例中,第三光栅34可以被配置为分析由可以被布置在对象接收空间14处的感兴趣对象22引起的相移信息。

[0112] 在一范例中,由X射线源提供的X射线辐射18可以冲击第一光栅30,以便向对象接收空间14提供至少部分相干的X射线辐射。假如对象12被布置在对象接收空间14处,向对象接收空间14提供的至少部分相干的X射线辐射可以冲击感兴趣对象22。此外,至少部分相干的X射线辐射同样也可以冲击也可以被布置在对象接收空间14处的介入设备12。作为结果,第一光栅30和/或感兴趣对象22和/或介入设备12可以影响由X射线源16提供的X射线辐射18。在离开对象接收空间14之后,X射线辐射可以冲击第二光栅32和/或第三光栅34,然后得到的X射线辐射26冲击探测器20。因此,在由X射线源16提供的X射线辐射18冲击X射线探测器20之前,光栅30、32、34、感兴趣对象22和/或介入设备12可以影响由X射线源16提供的X射线辐射18。

[0113] X射线探测器20被配置为探测受干涉仪24影响的X射线辐射26。在探测到的X射线辐射26的基础上,X射线探测器20可以还被配置为提供探测器信号s。探测器信号s可以指示对象接收空间14和/或被布置在对象接收空间14中的任何元件(特别是感兴趣对象22和/或介入设备12)的图像。

[0114] X射线探测器20和处理单元28可以经由信号线来连接,以便向处理单元28提供探测器信号s。

[0115] 处理单元28被配置为基于探测器信号s来识别对象接收空间14内的介入设备12。

[0116] 图像处的对象的对象识别,特别是介入设备12的对象识别,在现有技术中是已知的。具体地,根据C.Haase等人的“3D ablation catheter localization using individual C-arm X-ray projections”(Phys.Med.Biol.59,6959-6977,2014)已知导管定位。因此,介入设备12可以基于探测器信号s来识别。探测可以被连续地执行。

[0117] 在一范例中,介入设备12的识别可以涉及对应于由X射线源16向X射线探测器20提供的X射线辐射的观察方向的图像平面内的二维位置的识别。

[0118] 在一范例中,介入设备12的识别可以涉及介入设备12的尺寸、介入设备12的形状和/或介入设备12的任何其他二维几何信息的识别。

[0119] 在一范例中,处理单元28可以被配置为基于探测器信号s来计算X射线吸收图像信号、相衬图像信号和/或暗场图像信号。

[0120] 在一范例中,X射线吸收图像信号可以表示对象接收空间14(特别是感兴趣对象22和/或被布置在对象接收空间14处的介入设备12)的吸收图像。

[0121] 在一范例中,相衬图像信号可以涉及对象接收空间14(特别是感兴趣对象22和/或被布置在对象接收空间14处的介入设备12)的差分相衬图像。

[0122] 在一范例中,暗场图像信号可以涉及对象接收空间14(特别是感兴趣对象22和/或被布置在对象接收空间14处的介入设备12)的暗场图像。

[0123] 在一范例中,暗场图像信号也可以被称为可见性损失信号。

[0124] 在一范例中,由介入设备12引起的可见性损失信号优选涉及指示对象接收空间14处的介入设备12的可见性损失信号的相应分量。

[0125] 应注意,另一场景下的可见性损失信号优选地涉及介入设备12的可见性损失信号。

[0126] 在一范例中,可见性损失信号可以涉及探测器信号s的最大信号振幅与探测器信号s最小信号振幅之间的归一化差值,或反之亦然。

[0127] 在一范例中,介入设备12(假如它被布置在对象接收空间14处)与作为干涉仪24的第一光栅30之间的距离是可见性损失信号的函数。

[0128] 在一范例中,图2示意地示出了距离d(即第一光栅32与对象接收空间14的介入设备12之间的距离d)与可见性损失信号v之间的关系。

[0129] 在一范例中,可见性损失信号v的值随着距离d的减小而近似地增加,并且反之亦然。

[0130] 在一范例中,距离d可以被假设为与可见性损失信号v成反比。

[0131] 在一范例中,可见性损失信号取决于距离信号d。优选地,可见性损失信号与距离信号d之间的关系可以是双射的。

[0132] 在一范例中,通过处理信号28计算的位置信号k可以涉及沿从X射线源16到探测器20的方向的介入设备12的一维深度信息。

[0133] 在一范例中,特别是由距离d形成的位置p可以涉及介入设备12的绝对和/或相对几何信息。

[0134] 在一范例中,表示介入设备12在对象接收空间14内的位置p的位置信号k可以用来计算介入设备12在对象接收空间14内的三维位置。

[0135] 在图4中,示意地示出了装置10的另一示范性实施例。

[0136] 在一范例中,装置10包括如在上面阐述的三个光栅30、32、34。因此,装置10可以包括第一光栅30、第二光栅32和第三光栅34。

[0137] 在一范例中,第二光栅32可以形成装置10的干涉仪24。

[0138] 在图5中,示意地示出了装置10的另一示范性实施例。

[0139] 根据一范例,装置10可以还包括显示单元36。此外,处理单元28可以被配置为基于探测器信号s计算表示可以被布置在对象接收空间14处的感兴趣对象22的至少一部分的图像信号。此外,处理单元28可以被配置为基于图像信号和位置信号k来计算表示感兴趣对象22的图像和介入设备12的位置p的注释的图像的显示信号m。此外,显示单元36可以被配置为基于显示信号m对显示图像进行显示。

[0140] 图6示意地示出了装置10,其中感兴趣对象22被布置在对象接收空间14处。介入设备12可以被布置在感兴趣对象22处。介入设备12也可以称为导管38的末端节段。在又一范例中,介入设备12由导管38形成。

[0141] 作为结果,位置信号k表示介入设备12的位置信息,特别是深度信息。该信息可以通过显示图像处的注释来辨识,特别是通过颜色编码、数值描绘、滑动条和/或其他合适形式的光学表示。

[0142] 作为又一结果,医师可以从显示图像A辨识感兴趣对象22的至少一部分和/或介入设备12的二维断层摄影表示。此外,医师可以从显示图像接收关于介入设备12的三维位置的信息。相应地,医师可以从显示图像辨识介入设备12的三维位置。

[0143] 根据一范例,处理单元28可以被配置为基于可见性损失信号来计算表示介入设备12的节段40与干涉仪24之间的距离p的距离信号。此外,处理单元28可以被配置为基于可见性损失信号表示介入设备12的节段40与被固定到干涉仪24的元件之间的距离的距离信号。此外,处理单元28可以被配置为基于距离信号来计算表示介入设备12的在对象接收空间14内的位置p的位置信号k。

[0144] 作为结果,医师可以在介入流程期间进一步接收关于介入设备12的具体节段40的深度信息。介入设备12的节段40可以是特别感兴趣的,并且因此可以提供正在被跟踪的更高兴趣。

[0145] 在一范例中,加热器、超声元件和/或任何其他致动器可以被布置在介入设备12的节段40处。

[0146] 因此,例如当正在被引导通过对象接收空间14处感兴趣对象22时,加热器能够被跟踪。

[0147] 计算距离信号可以被解读为计算位置信号k的子特征。因此,用于计算位置信号的处理单元28的配置可以被解读为计算位置信号的处理单元28的配置的子配置。

[0148] 图7示范性地示出了显示图像46的至少一部分。显示图像46可以表示感兴趣对象22的至少一部分的吸收图像。此外,显示图像46示范性地示出了介入设备12的表示。

[0149] 根据本发明的一范例,位置的注释包括突出显示注释42。此外,处理单元28可以被配置为基于位置信号k来确定突出显示注释42的颜色。此外,处理单元28可以被配置为计算显示信号m,使得突出显示注释42利用针对突出显示注释42确定的颜色来在显示图像46处突出显示被成像的介入设备12的至少一部分。

[0150] 作为结果,在显示图像46处被成像的介入设备12可以被突出显示,使得医师能够立即识别介入设备12的位置p。介入设备12的对应深度信息可以通过突出显示注释42的颜色来指示。因此,医师能够从显示图像46直接接收介入设备12特别是关于感兴趣对象22和/或对象接收空间14的三维位置信息。

[0151] 在一范例中,注释是至少部分透明的。

[0152] 因此,显示图像46可以示出感兴趣对象22的至少一部分,同时突出显示注释。

[0153] 在一范例中,注释具有点、圆圈的形式或任何其他几何形式用于光学辨识。

[0154] 在一范例中,位置的注释的尺寸对应于介入设备12的位置(特别是深度)的值。

[0155] 作为结果,所示出的介入设备12的尺寸可以指示介入设备12的深度。如果介入设备12更靠近探测器20,介入设备12的几何尺寸可以表示在显示图像处比假如介入设备12被布置进一步远离探测器20更大。

[0156] 作为结果,医师能够从显示图像46直接解读介入设备12在感兴趣对象22内的适当深度。

[0157] 在一范例中,位置信号k与注释(特别是突出显示注释42)的颜色之间的交换函数可以被预先定义。具体地,图像函数可以通过针对位置信号k的可能值的预定的不同范围的预定颜色来设定。

[0158] 在一范例中,突出显示注释42(只)突出显示介入设备12的节段40,特别是顶端节段。

[0159] 介入设备12的节段40可以包括更高相关性的子设备。具体地,介入设备12的节段40可以包括加热器。因此,突出显示介入设备12的节段40可以指示显示图像46的相关性信息。

[0160] 图8示范性地示出了显示图像的又一范例46。

[0161] 根据本发明的一范例,位置的注释包括表示介入设备12的位置p的值的数值注释44。处理单元28可以被配置为计算显示信号m,使得显示图像46包括数值注释44。

[0162] 作为结果,介入设备12的位置p(特别是其深度)的值可以被直接示出在显示图像46处。

[0163] 作为又一结果,医师可以在显示图像46处直接辨识关于介入设备12的深度信息。因此,介入设备12的三维位置信息并且因此介入设备12(特别是感兴趣对象22)的直接定位可以被辨识。

[0164] 在一范例中,介入设备12的位置p的值可以被显示在显示图像46的角落和/或侧面节段处。

[0165] 图9示出了显示图像46的另一范例。

[0166] 根据本发明的又一范例,位置的注释包括滑块48和滑动条50。滑动条50可以表示

位置信号k的预定最小值52与位置信号k的预定最大值54之间的比例。处理单元28可以被配置为基于位置信号k来确定滑块48在滑动条50处的滑块位置。处理单元28可以被配置为计算显示信号m,使得显示图像还示出滑动条50和在滑块位置处的滑块48。

[0167] 作为结果,滑块48在滑动条50处的滑块位置可以直接指示介入设备12在对象接收空间14和/或感兴趣对象22处的位置(特别是深度)。因此,医师可以在观察显示图像的情况下接收关于介入设备12(特别是介入设备12的节段40)的深度d的定量信息。

[0168] 根据本发明的一范例,处理单元28可以被配置为接收位点信号。处理单元28还可以被配置为每当接收位点信号时就保存介入设备12的节段40的位置p和针对该节段40的突出显示注释42的颜色作为介入设备位点。此外,处理单元40可以被配置为计算显示图像,使得显示图像包括每个介入设备位点。

[0169] 作为结果,显示图像46可以包括若干突出显示注释42。每个突出显示注释42可以在接收位点信号的时候被布置在介入设备12的位置p处。因此,医师可以标记突出显示注释42的相关位置p,以保持过去的介入设备位置p(特别是其节段40)的跟踪。

[0170] 在一范例中,介入设备12的节段40可以涉及介入设备12的顶端节段。在又一范例中,装置10可以包括输入接口来接收位点信号。例如,使用装置10的医师可以使用接口向装置10发送位点信号。

[0171] 在一范例中,例如当加热器、超声元件或另一致动器在介入设备12处被启动时,位点信号可以被自动生成。

[0172] 根据本发明的一范例,提供了用于确定介入设备12在对象接收空间14内的位置p的X射线系统56。图6示意地示出了系统56的示范性实施例。

[0173] 根据该范例,系统56包括根据前述范例中的任一个的装置10和介入设备12。介入设备12包括具有小于干涉仪24光栅的光栅节距的两倍的结构尺寸z的结构。

[0174] 作为结果,介入设备12可以引起探测器信号的暗场图像信号分量处和/或可见性损失信号处的高对比。因此,介入设备12可以基于可见性损失信号被很好地识别。

[0175] 图10示意地示出了介入设备12的横截面。指示了介入设备12的结构。

[0176] 在一范例中,介入设备12在其表面处至少包括微结构作为具有结构尺寸z的结构。

[0177] 图11示意地示出了介入设备12的节段40处的透视图。也指示了具有结构尺寸z的结构。

[0178] 根据本发明的一范例,介入设备12可以包括在介入设备12的节段40处具有结构尺寸z的结构。

[0179] 在一范例中,介入设备12的节段40可以涉及介入设备12的顶端节段。因此,介入设备12的节段40(特别是顶端节段)可以被很好地识别。

[0180] 根据本发明的一范例,介入设备12包括用于形成具有结构尺寸z的结构的鞘管58。鞘管58可以包括X射线吸收特性,所述X射线吸收特性具有针对水的X射线吸收特性的20%最大变化。

[0181] 作为结果,介入设备12(特别是节段40处的其鞘管58)对探测器信号s的吸收图像信号分量具有非常低的影响。因此,吸收图像信号分量可以用来在介入设备12的非常低的刺激的情况下绘制感兴趣对象22。

[0182] 在一范例中,鞘管58可以形成具有结构尺寸z的结构。因此,介入设备12的鞘管58

可以形成能够基于可见性损失信号被很好地识别的结构。

[0183] 图12示范性地指示显示图像的又一范例46,其中示意地指示了介入设备12的示范性表示59。

[0184] 根据本发明的一范例,处理单元28可以被配置为基于探测器信号s的吸收分量和/或探测器信号s的相衬分量计算表示对象接收空间14处的感兴趣对象22的至少一部分的图像信号。处理单元28可以还被配置为基于识别的介入设备12来计算表示介入设备12的设备信号。处理单元28可以还被配置为基于图像信号和设备信号来计算显示信号m,使得介入设备12被表示为到显示图像46处的感兴趣对象22的至少一部分的表示的叠加。

[0185] 作为结果,介入设备12的吸收特性可以在可见性损失信号处具有低效果。因此,介入设备12能够基于可见性损失信号来识别和/或配准,并且通过显示信号被指示为到吸收图像的叠加。

[0186] 根据在图13中示范性地示出的本发明的一范例,提供了还包括用于控制介入设备12的控制单元60的X射线系统56。介入设备12可以在介入设备12的节段40处包括致动器62。控制单元60可以被配置为激活致动器62。控制单元60可以被配置为在致动器62的激活后向处理单元28发送位点信号。

[0187] 在一范例中,致动器62可以由加热器、超声换能器和/或任何其他人类组织冲击致动器形成。

[0188] 在一范例中,介入设备12的节段40可以是其顶端节段。

[0189] 作为结果,由处理单元28接收的位点信号可以创建介入设备位点,特别是包括在介入设备12的当前位置处的突出显示注释。介入设备位点可以保留在显示图像处。

[0190] 作为又一结果,医师可以保持介入设备12的过去三维位置p的跟踪,并且特别是保持感兴趣对象22处的加热应用的位置p的跟踪。

[0191] 根据本发明的一范例,可以提供用于确定介入设备12在对象接收空间14内的位置p的方法64。

[0192] 如在图14中示出的,方法64可以包括以下步骤:

[0193] 在第一发射步骤66中,也被称为步骤a),从X射线源16沿到X射线探测器20的方向发射X射线辐射18,其中,对象接收空间14被布置在X射线源16与X射线探测器20之间,并且其中,干涉仪24被布置在对象接收空间14与X射线探测器20或X射线源16之间。

[0194] 在第二提供步骤68中,也被称为步骤b),由基于探测器20探测到的受影响的X射线辐射26提供了探测器信号s。

[0195] 根据第三识别步骤70,也被称为步骤c),介入设备12在对象接收空间14内基于探测器信号s来识别。

[0196] 在第四计算步骤72中,也被称为步骤d),基于所述探测器信号s来计算针对识别的介入设备12的可见性损失信号。

[0197] 根据第五计算步骤74,也被称为步骤e),基于所述可见性损失信号来计算表示介入设备12的在对象接收空间14内的位置p的位置信号k。

[0198] 应理解,在此处不重复本参考发明的装置和/或系统提供的所有范例和解释,本发明的方法旨在被配置为提供对应的方法步骤。因此,尽管参考装置和/或系统来提供,但是所有以上解释和范例也旨在通过该方法被类似地实施。

[0199] 根据本发明的又一范例,提供了计算机程序单元,所述计算机程序单元当被处理单元28执行时,适合于执行上面描述的方法64。

[0200] 根据本发明的又一范例,提供了在其上存储有程序单元的计算机可读介质,所述程序单元在被处理单元28执行时,适合于执行上面描述的方法64。

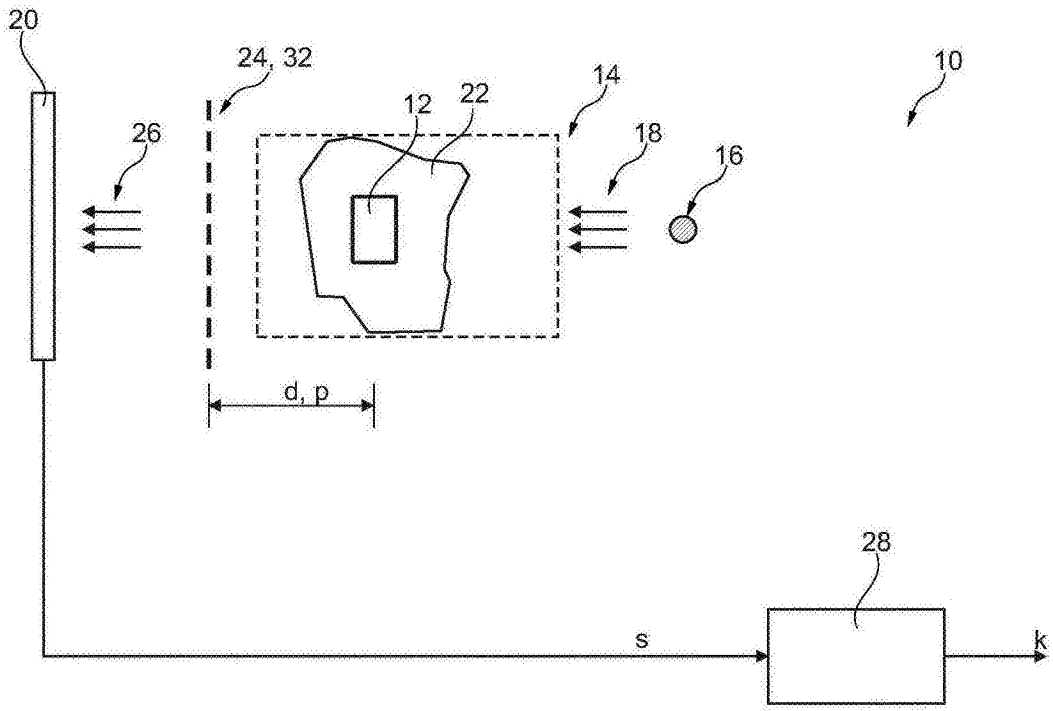


图1

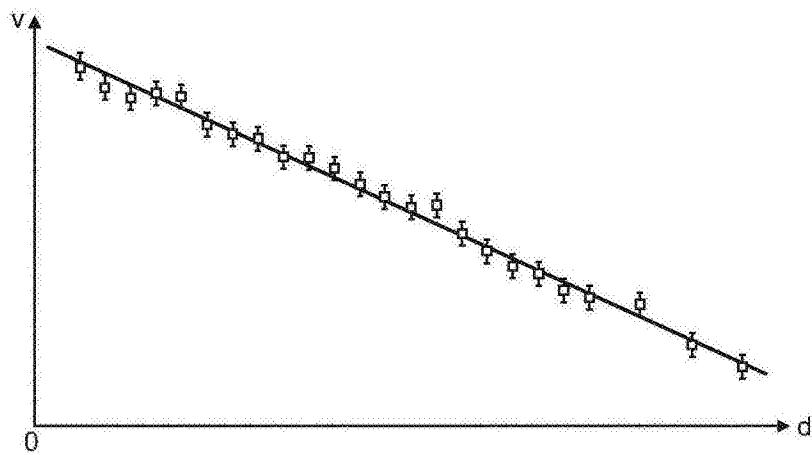


图2

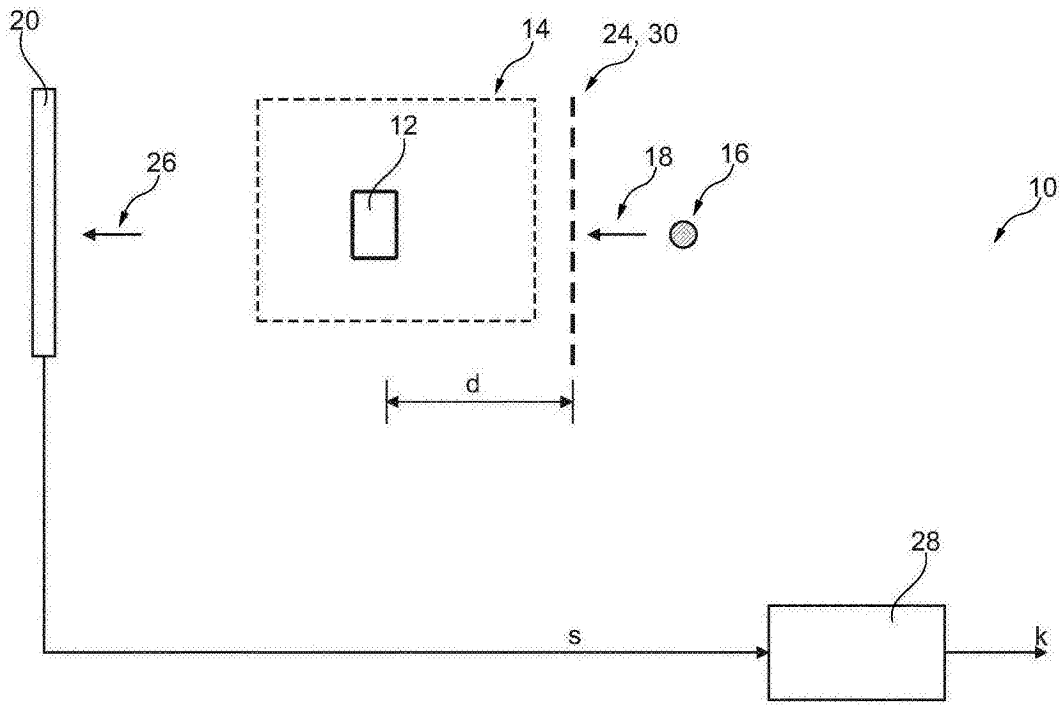


图3

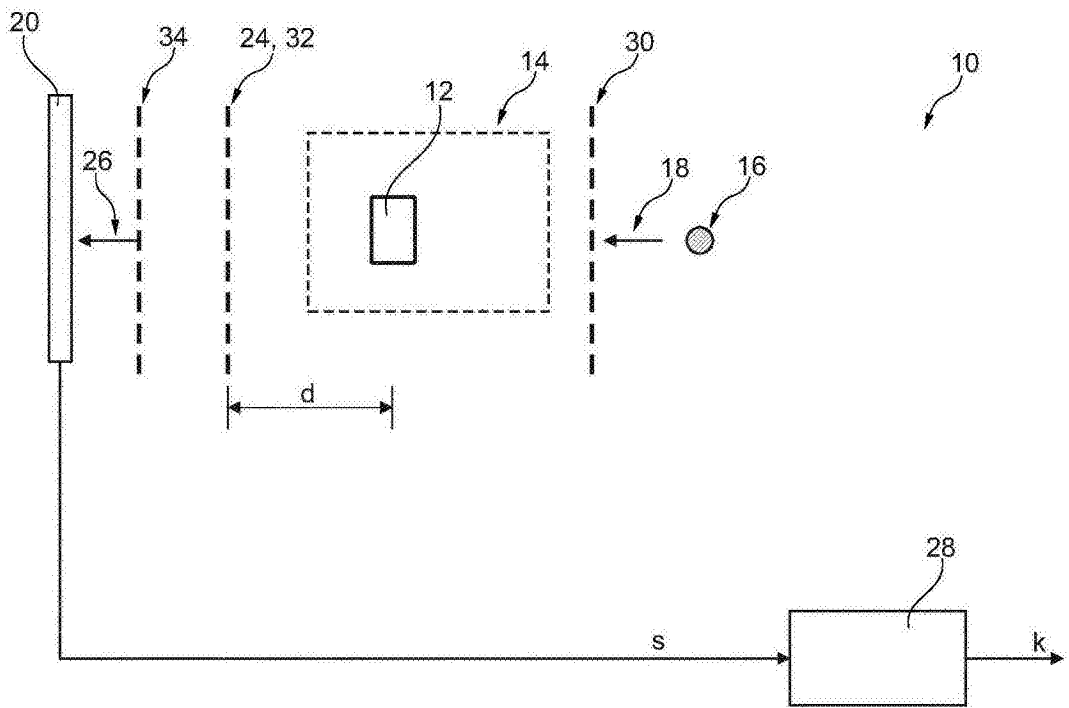


图4

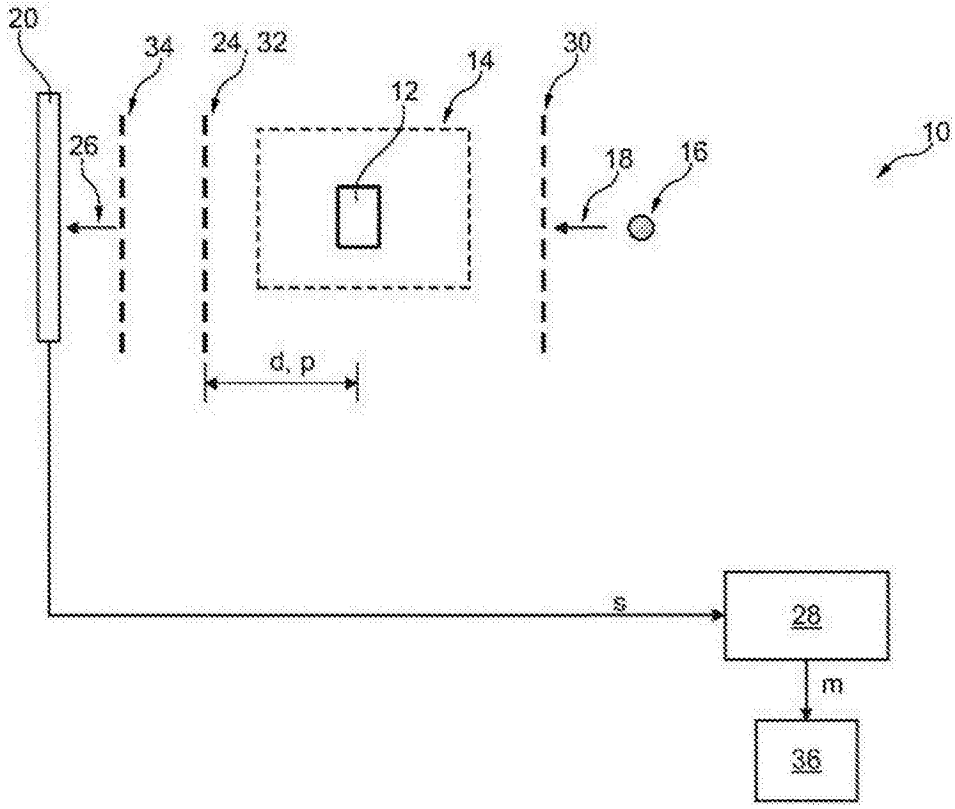


图5

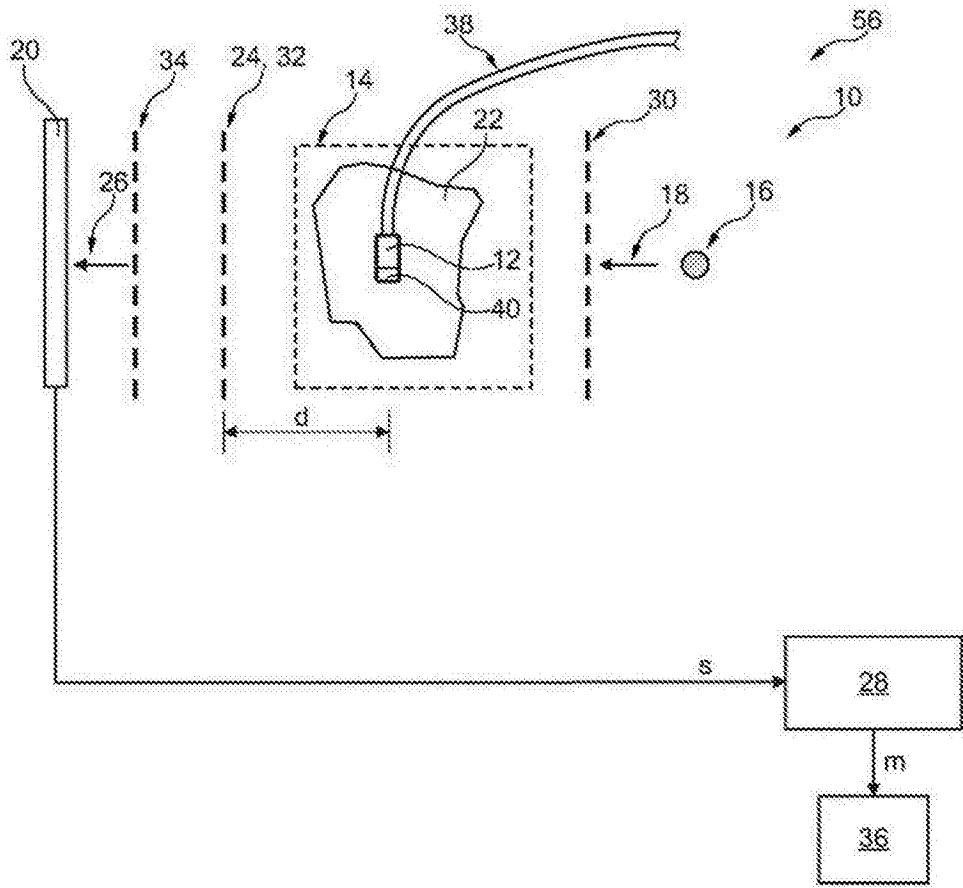


图6

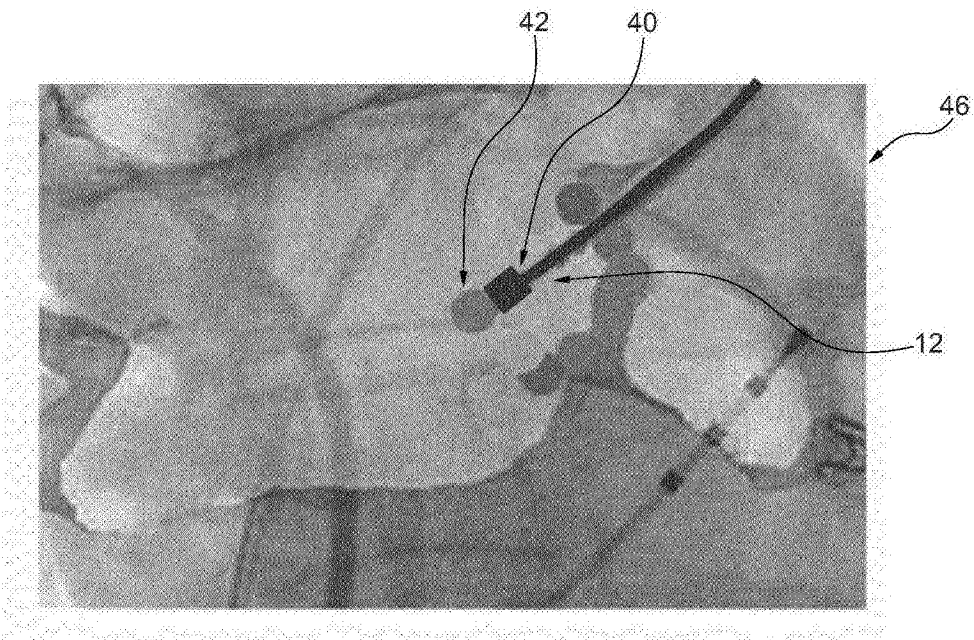


图7

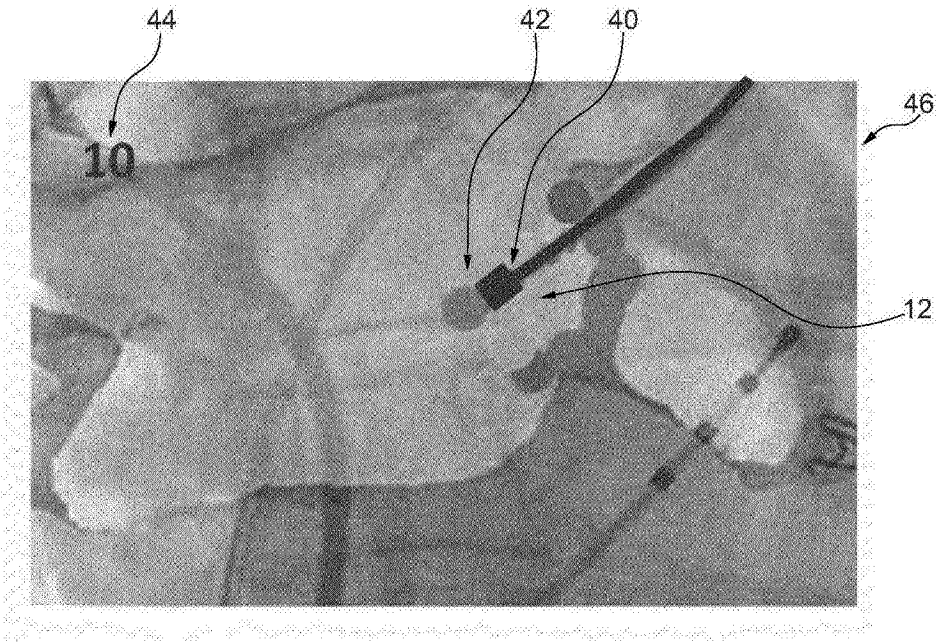


图8

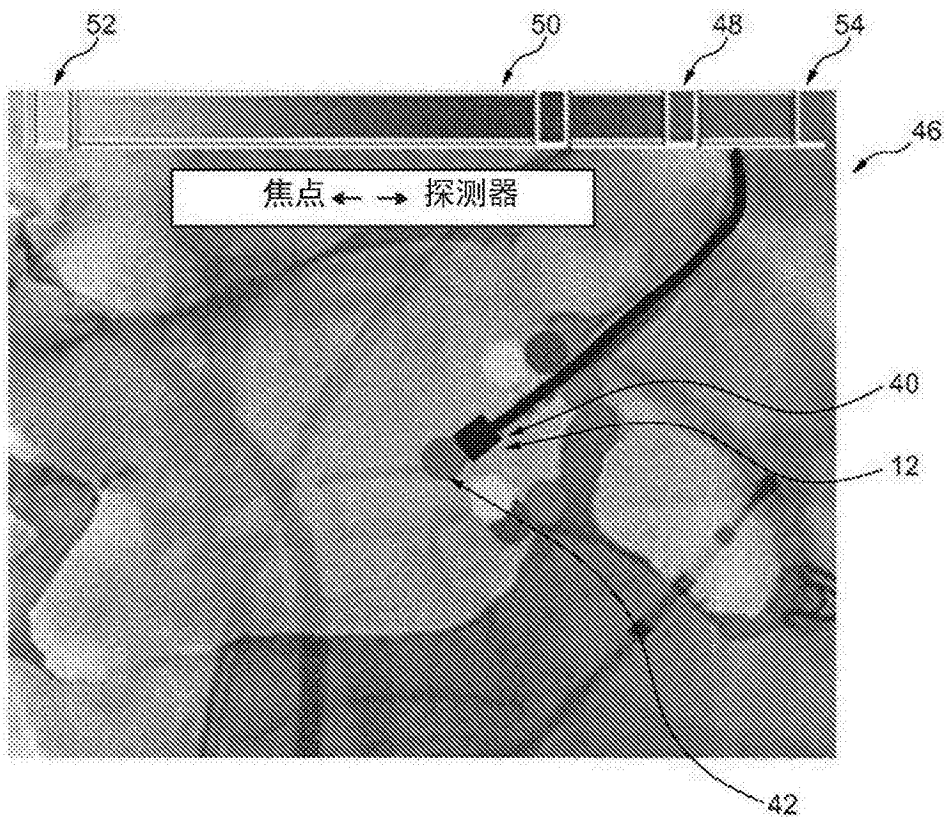


图9

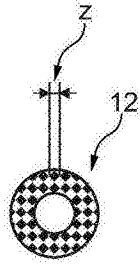


图10

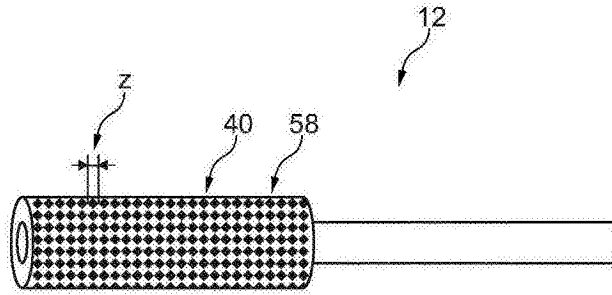


图11

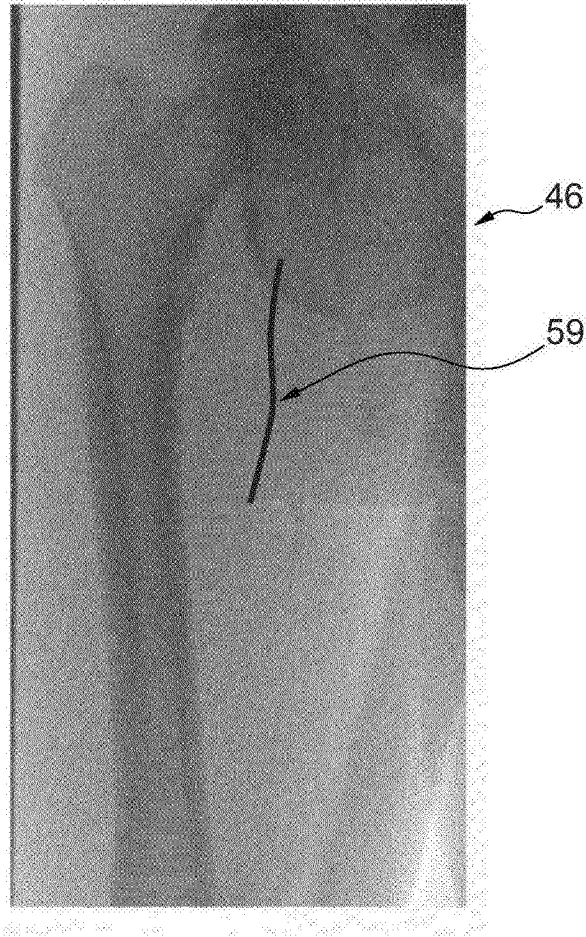


图12

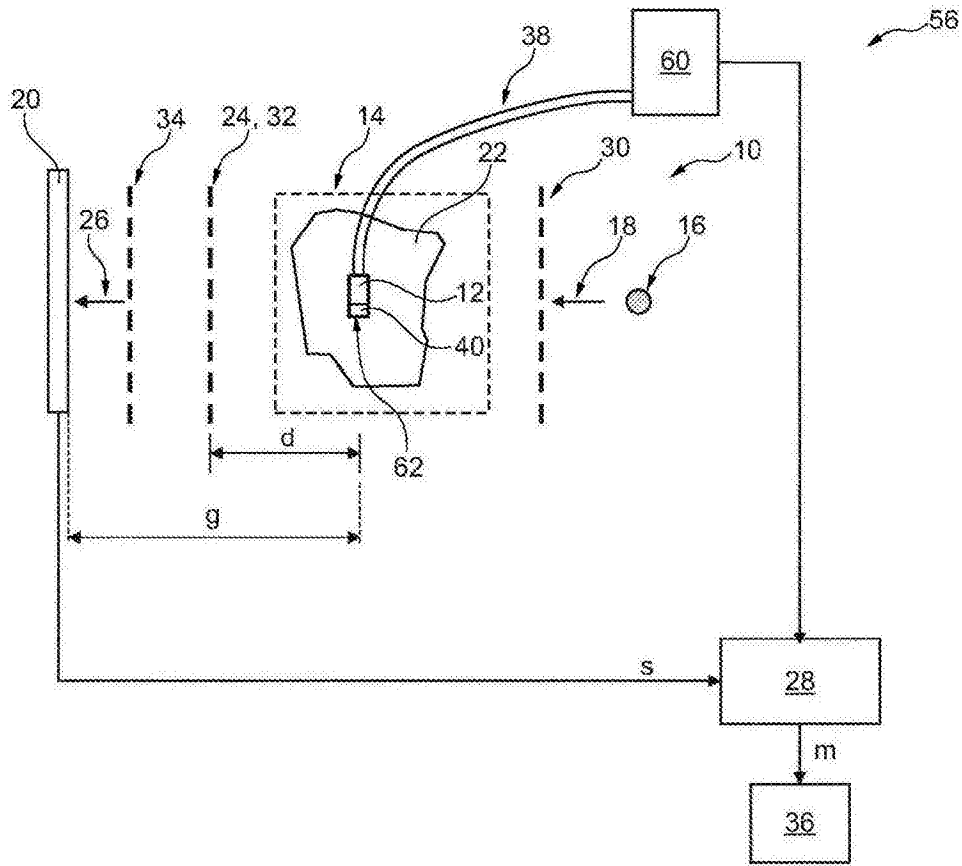


图13

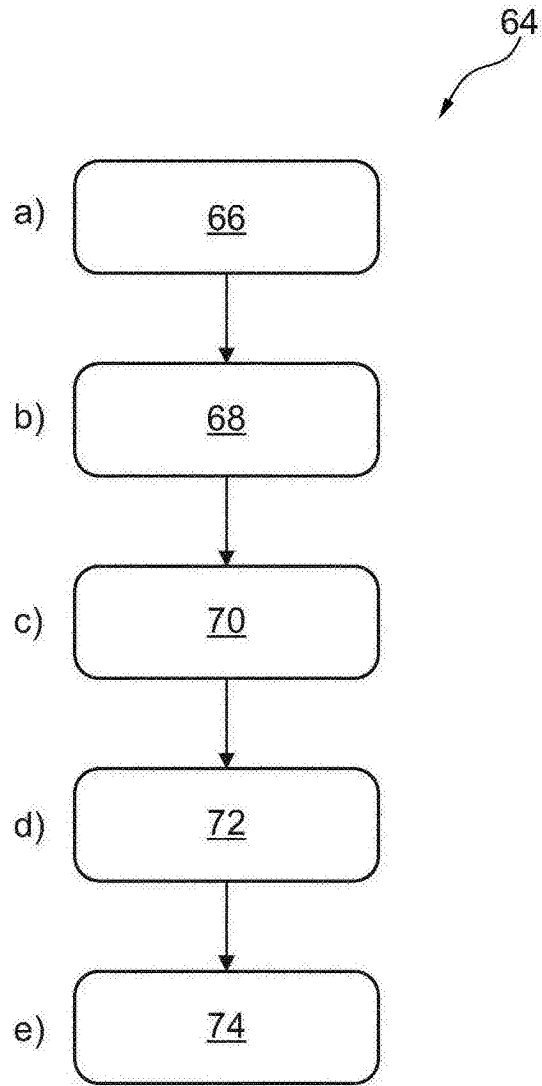


图14