

# (12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102596044 A

(43) 申请公布日 2012. 07. 18

(21) 申请号 201080048259. 3

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2010. 09. 27

A61B 8/00(2006. 01)

G01T 1/00(2006. 01)

(30) 优先权数据

2009904772 2009. 09. 29 AU

(85) PCT申请进入国家阶段日

2012. 04. 25

(86) PCT申请的申请数据

PCT/AU2010/001263 2010. 09. 27

(87) PCT申请的公布数据

W02011/038444 EN 2011. 04. 07

(71) 申请人 卧龙岗大学

地址 澳大利亚新南威尔士州

(72) 发明人 阿纳托利·罗森菲尔德

简·雅库贝克

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限

公司 11227

代理人 寇英杰 田军锋

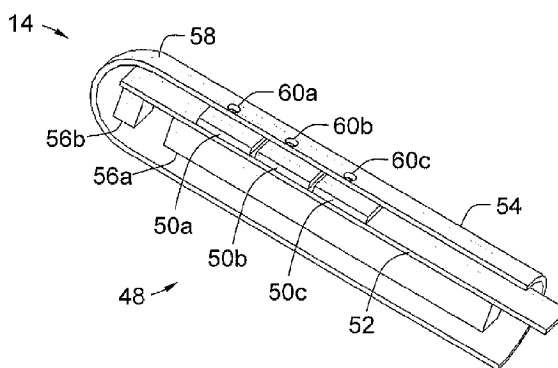
权利要求书 2 页 说明书 13 页 附图 11 页

(54) 发明名称

成像方法和系统

(57) 摘要

一种探头 (14;14' ), 该探头 (14 ;14' ) 包括超声探头 (56a, 56b ;74a, 74b) 和像素化辐射检测器 (16), 像素化辐射检测器 (16) 具有分立的检测元件 (50a, 50b, 50c), 用于检测预定的辐射。探头 (14) 适于至少局部地位于体腔内。此外, 一种成像方法, 该成像方法包括采用所述探头 (14) 在探头 (14) 位于体腔内时形成图像, 以及一种剂量测定方法, 该剂量测定方法包括采用所述探头 (14) 在探头 (14) 位于体腔内时进行剂量测定。



1. 一种探头,包括:  
超声探头;以及  
像素化辐射检测器,所述像素化辐射检测器具有分立的检测元件,用于检测预定的辐射;  
其中,所述探头适于至少局部地位于体腔内。
2. 根据权利要求1所述的探头,还包括屏蔽体,所述屏蔽体具有至少一个窗口,用于允许所述辐射进入,使得通常仅在所述辐射被允许通过所述至少一个窗口进入的情况下,所述辐射才照射在所述检测元件上。
3. 根据权利要求2所述的探头,所述屏蔽体是可移除的。
4. 根据权利要求1所述的探头,还包括屏蔽体,所述屏蔽体具有至少一个窗口,用于允许所述辐射进入,其中,所述屏蔽体能够相对于所述像素化辐射检测器在第一位置与第二位置之间运动,在所述第一位置处,通常仅在所述辐射被允许通过所述至少一个窗口进入的情况下,所述辐射才照射在所述检测元件上,在所述第二位置处,所述屏蔽体基本不阻碍所述辐射照射在所述检测元件上。
5. 根据权利要求4所述的探头,其中,所述屏蔽体在所述探头的壳体内在所述第一位置与所述第二位置之间是可旋转的。
6. 根据权利要求5所述的探头,其中,所述屏蔽体的横截面是半圆柱状的或者是弧状的。
7. 根据权利要求4所述的探头,其中,所述屏蔽体被安装成在所述探头的壳体内在所述第一位置与所述第二位置之间是可伸缩的。
8. 根据权利要求2至7中的任一项所述的探头,其中,所述屏蔽体具有多个所述窗口。
9. 根据权利要求8所述的探头,其中,所述窗口相对于所述像素化检测器设置为使得所述像素化检测器的所述检测元件中的至少一些接收被允许通过所述窗口中的仅一个进入的辐射。
10. 根据权利要求2至9中的任一项所述的探头,其中,所述探头包括围绕所述至少一个窗口或者在所述至少一个窗口之间的内壁,所述内壁防止所述辐射照射在除了预定组的检测元件或者相应组的检测元件以外的检测元件。
11. 根据权利要求2所述的探头,其中,所述探头具有包括所述屏蔽体的壳体。
12. 根据权利要求2所述的探头,其中,所述壳体包括大体上对所述辐射可透射的塑料材料的壁,其中,所述屏蔽体位于所述壳体内。
13. 根据权利要求1至12中的任一项所述的探头,其中,所述超声探头和所述像素化辐射检测器以可调整的相对位置定位。
14. 根据权利要求1至13中的任一项所述的探头,其中,所述像素化辐射检测器包括多个单独的辐射检测器。
15. 根据权利要求1至13中的任一项所述的探头,其中,所述像素化辐射检测器包括一个或更多个半导体像素化辐射检测器。
16. 根据权利要求15所述的探头,其中,所述像素化辐射检测器包括一个或更多个Medipix检测器。
17. 根据权利要求14至16中的任一项所述的探头,其中,所述像素化辐射检测器包括

具有至少两种不同类型的、或者具有至少两种不同的能量响应的多个单独的辐射检测器。

18. 根据权利要求 1 至 17 中的任一项所述的探头,其中,所述超声探头和所述像素化辐射检测器设置成用于对交叠体积区进行成像。

19. 根据权利要求 1 至 17 中的任一项所述的探头,其中,所述探头适于旋转或平移,以使所述超声探头和所述像素化辐射检测器相继处于用于对特定体积区进行成像的位置。

20. 一种成像系统,包括根据权利要求 1 至 19 中的任一项所述的探头。

21. 根据权利要求 20 所述的系统,还包括图像融合模块,所述图像融合模块用于将来自所述像素化辐射检测器的图像和来自所述超声探头的超声图像进行融合。

22. 根据权利要求 20 或 21 所述的系统,还包括驱动器,所述驱动器用于使所述探头在第一位置与第二位置之间旋转,所述第一位置用于利用所述超声探头收集数据,所述第二位置用于检测所述预定的辐射。

23. 根据权利要求 20 至 22 中的任一项所述的系统,还包括辐射源,其中,所述探头适于检测来自所述源的辐射量子、相对于所述像素化辐射检测器扫描所述源、以及生成图像。

24. 根据权利要求 23 所述的系统,其中,所述辐射源包括 X 射线源、低能量伽马射线发射放射源或者多个单独的源。

25. 根据权利要求 20 至 22 中的任一项所述的系统,其中,所述像素化辐射检测器适于检测 511keV 的伽马射线,所述系统包括:适于检测 511keV 的伽马射线的另外的成像检测器;以及与所述像素化辐射检测器和所述另外的成像检测器进行数据通信的符合鉴别器,并且所述系统被构造成进行 PET 成像。

26. 一种成像方法,包括:

采用根据权利要求 1 至 19 中的任一项所述的探头在所述探头位于体腔内时形成图像。

27. 一种剂量测定方法,包括:

采用根据权利要求 1 至 19 中的任一项所述的探头在所述探头位于体腔内时进行剂量测定。

28. 根据权利要求 27 所述的方法,包括确定所述探头处的剂量或剂量率。

29. 根据权利要求 27 所述的方法,包括由所述探头处的剂量或剂量率确定相邻组织处的剂量或剂量率。

## 成像方法和系统

[0001] 相关申请

[0002] 本申请基于 2009 年 9 月 29 日提交的澳大利亚申请第 2009904772 号并要求其申请日期的优先权,该申请所提交的内容通过参引整体结合于此。

### 技术领域

[0003] 本发明涉及一种成像方法和系统。本发明特别地但不排他地应用于对内脏器官如前列腺成像。

### 背景技术

[0004] 在大于 55 岁的男性中,前列腺癌是最普遍诊断出的癌症之一。在该年龄组中所有诊断出的癌症中的大约 30% 是前列腺癌。前列腺粒子近距离疗法用于对早期低风险的前列腺癌进行治疗,并且对大多数患者来说是对治疗性前列腺切除术的替代性方案。近距离疗法可以以高度适形的方式将相对高的辐射剂量递送到靶部位。这种治疗的高度适形的性质使得直肠和周围结构的剂量能够显著降低。然而,由于尿道处于靶体积区内,所以准确的粒子放置在维持对该结构的计划剂量的完整性方面是关键。

[0005] 用于早期疾病的低剂量率近距离疗法涉及将放射性粒子永久地植入到前列腺中。通常, I-125 或 Pd-103 用于前列腺粒子近距离疗法。这些粒子是伽马射线发射器 I-125 ( $E_{\gamma}$  大约为 35.5keV, 并且 X 射线为大约 27keV,  $T_{1/2} = 59.4$  天, 在 1cm 距离处初始剂量率为大约 1cGy/h)、伽马射线发射器 Pd-103 ( $E_{\gamma}$  大约为 21keV,  $T_{1/2} = 17.0$  天, 在 1cm 距离处初始剂量率为大约 3cGy/h)。与其他竞争治疗形式(如来自 LINAC 的 X 射线)相比, I-125 和 Pd-103 植入将更高的总剂量安全地递送到靶。另一个优点是由于 I-125 或 Pd-103 的能量低(对 I-125 来说半层是 1.3cm, 而对于 Pd-103 来说甚至更小)而造成的伽马辐射量子的短的组织穿透, 由此防护周围的正常组织免受大量暴露的伤害。

[0006] 与前列腺癌的 LDR(低剂量率)近距离疗法治疗关联的医学并发症可能是由植入期间粒子放置的误差所引起的。在随机粒子放置误差小于 5mm 的情况下, 已经计算出平均剂量比规定的低 15%, 差幅为 5% 至 10% (基于随机粒子放置)。在这种情况下, 模拟显示出发生了更大的剂量误差。

[0007] 用于对放置放射性粒子进行引导的现有方法是用于 LDR 前列腺短程疗法的超声图像引导经会阴永久植入(TPI), 这是用于对器官受限的早期前列腺癌进行管理的选择方案 [1]。这种过程的主要缺点是: 由所植入的源产生的过多的成像伪差使得难以实时地实施植入评估和修改。还开发了用于前列腺短程疗法的计算机断层扫描(CT)和核磁共振成像(MRI)引导技术, 这些技术可以对具有大前列腺的患者进行, 从而能够进行对植入几何结构的实时评估和修改 [2, 3]。然而, 在每个手术室中都提供 CT 或 MRI 机器是不切实际且昂贵的。

[0008] 已经做出一些努力以使用蒙特-卡罗法开发一种对粒子误放或迁移不敏感的预先计划方法 [4, 5], 尽管至今未成功。通过使用实时的三维超声成像和三维针引导, 三维超

声粒子计划系统 (SPOT) 变得可用 [6], 但是这样的系统是昂贵的, 具有与二维超声粒子成像类似的伪差问题, 并且不能在治疗过程期间对单独的粒子放置 (或误放) 成像。

[0009] Memorial Sloan-Kettering 癌症中心 (纽约) 已经开发出并成功实施了用于基于超声的 TPI 的、外科手术进行时采取的适形优化和计划 (I-3D), 以避免对预先计划的需要 [7]。用于实施该处理方法的软件是使用以下两种处理方法开发的: 遗传算法和整数规划 [8]。这样的系统结合了允许在靶内的可允许剂量范围以及用于直肠壁和尿道的剂量约束条件。作为初步研究的一部分以对该处理方法的可行性进行调查, 随后在 Memorial Sloan-Kettering 癌症中心在 1998 至 2000 之间对 253 名患者、随后对更加多的患者用基于超声的 I-125 植入使用外科手术进行时采取的三维适形优化 (I-3D) 进行了治疗。对于 I-3D 组, V100 (接收 100% 处方剂量的前列腺体的百分数) 和 D90 (递送到 90% 前列腺的剂量的百分数) 分别是 94% 和 117%。平均尿道剂量是处方剂量的 140%。剂量测定参数和耐受性数据图表 (tolerance profile) 显著好于用预先计划的植入处理方法治疗的患者。在用预先计划的处理方法治疗的患者中, V100 以及 D90 分别是 88% 和 95%。平均尿道剂量是处方剂量的 182%。与 I-3D 处理方法关联的降低的尿道剂量导致了在植入后一年期间急性毒性的显著降低。在该过程后的头 12 个月中需要 alpha 阻断剂药疗法控制泌尿症状 (急性等级 2 毒性) 的仅为非 I-3D 组的 32% 和 I-3D 组的 20%。用该处理方法的仅有 2% 经历了等级 3 泌尿毒性。对于非 I-3D 组来说, 在该处理方法后的 12 个月期间的等级 2 泌尿症状的发生率为 58% ( $p < 0.01$ ) [9]。

[0010] 如果在合适的参照系中, 每个粒子或者每组粒子的位置前列腺体中都是准确已知的, 则现有的外科手术进行时采取的剂量计划系统能够改进用于前列腺癌治疗的 LDR 短程疗法的临床效果。在这种情况下, 外科手术进行时采取的剂量计划可以基于粒子的已知的位置、与计划剂量进行的比较以及为剂量测定误差所进行的补偿而通过对后续的粒子的放置的合适调整实时进行, 以在粒子植入期间将剂量计划保持在关键的相邻器官 (例如尿道、直肠和膀胱) 的实时剂量约束条件内。

[0011] 例如, 美国专利第 7, 361, 134 号公开了一种用于在粒子植入期间使用安装在前列腺中的三个或更多个辐射微型检测器基于来自粒子的 X 射线的光谱学剂量测定实时地确定粒子位置的方法 [10]。微型检测器可以位于超声图像内, 而根据来自这些检测器中的三个或更多个的信号确定相对于微型检测器的粒子位置。然而, 对超声图像和粒子位置的准确融合 (不论用微型检测器得出还是手术后用荧光镜得出) 由于成像技术或设备的独立性而复杂化。

[0012] 一种现有技术 [13] 采用了对前列腺的经直肠超声耦合的近红外光学断层成像在超声图像数据集中的前列腺内识别病变。这种技术使用了具有内置近红外检测器的单个经直肠超声探头提供前列腺的融合的近红外图像和超声图像。

## 发明内容

[0013] 根据第一概括方面, 本发明提供了一种探头, 包括:

[0014] 超声探头 (即, 具有超声发射器和超声检测器); 以及

[0015] 像素化辐射检测器, 该像素化辐射检测器具有分立的检测元件, 用于检测预定的辐射;

[0016] 其中,所述探头适于至少局部地位于体腔内,如直肠或阴道。

[0017] 在具体实施方式中,探头包括屏蔽体(通常由高Z材料如钨或铅制成),该屏蔽体具有至少一个窗口,用于允许所述辐射进入(即使有一些衰减),使得通常只有在辐射被允许通过该至少一个窗口进入的情况下,辐射才照射在所述检测元件上。

[0018] 可以理解,这无需要求屏蔽体完全包围检测元件;辐射通常将从已知的方向辐照检测元件,所以屏蔽体将大体上仅在检测元件与该辐照的预期或已知的源方向起源之间延伸。

[0019] 屏蔽体可以是可移除的。

[0020] 在一种实施方式中,探头包括屏蔽体,该屏蔽体具有至少一个窗口,用于允许所述辐射进入,其中,该屏蔽体能够相对于所述像素化辐射检测器在第一位置与第二位置之间运动,在第一位置处通常仅在辐射被允许通过该至少一个窗口进入的情况下,辐射才照射在检测元件上,在第二位置处屏蔽体基本不阻碍辐射照射在检测元件上。

[0021] 由此,在一些应用中,可能不需要由一个或多个窗口提供的小孔效应,因此屏蔽体将要被旋转、伸缩或者以其他方式移除以避免阻碍辐射照射在检测元件上。

[0022] 例如,屏蔽体在探头的壳体内在第一位置(基本在检测元件的上方)与第二位置(基本例如在检测元件的下方)之间是可旋转的。在这样的实施方式中,屏蔽体可以是半圆柱状的(或者至少横截面是弧状的)。

[0023] 在另一种示例中,屏蔽体可以被安装成在探头的壳体内在第一位置(基本在检测元件的上方)与第二位置(从检测元件伸缩)之间是可伸缩的。

[0024] 可以理解,取决于辐射的性质,少量的辐射可以在没有透过窗口的情况下到达检测元件(因为屏蔽体的材料不可能完全阻断辐射),但是通常这样的辐射的水平非常低,以至于由检测器产生的计数是通过窗口被允许进入的辐射所引起的。

[0025] 在许多实施方式中,超声探头和像素化辐射检测器定位在固定的相对位置,但是在一些实施方式中这种相对位置可以是可调整的(但在使用期间通常是固定的)。

[0026] 在一种实施方式中,像素化辐射检测器包括多个单独的辐射检测器。

[0027] 在一种实施方式中,像素化辐射检测器包括一个或更多个半导体像素化辐射检测器(如Medipix(商标)检测器)。

[0028] 在某些实施方式中,像素化辐射检测器包括具有至少两种不同类型的、或者具有至少两种不同的能量响应的多个单独的辐射检测器。

[0029] 由此,像素化辐射检测器可以包括例如:适于对511keV辐射量子的更高检测效率的第一独立辐射检测器(如像素化CdTe检测器);以及适于对20keV至40keV辐射量子的更高检测效率的第二单独的辐射检测器(如像素化Si检测器)。

[0030] 在某些实施方式中,屏蔽体具有多个所述窗口。在这些实施方式中,窗口可以被相对于像素化检测器布置,以使得像素化检测器的检测元件中的至少一些(或者在一些实施方式中,全部的)检测元件接收被允许通过所述窗口中的仅一个进入的辐射。

[0031] 这可以通过例如以下方式实现:提供下述探头,该探头具有绕着窗口(或者在相邻窗口之间)的内壁,该内壁防止辐射照射在除了预定组(或者相应组)的检测元件以外的检测元件。

[0032] 内壁可以由例如与屏蔽体的材料相同的材料制成。

- [0033] 在一种实施方式中,探头具有包括屏蔽体的壳体。
- [0034] 在另一种实施方式中,壳体包括通大体上对辐射是可透射的塑料壁,其中,屏蔽体位于所述壳体内。
- [0035] 在一种实施方式中,超声探头和像素化辐射检测器被布置成用于对交叠体积区进行成像。
- [0036] 在另一种实施方式中,探头适于旋转或平移,以使超声探头和像素化辐射检测器相继处于用于对特定体进行成像的位置。
- [0037] 根据第二概括方面,本发明提供了一种成像系统,该成像系统包括上述探头。
- [0038] 在一种实施方式中,系统包括图像融合模块,该图像融合模块用于将来自像素化辐射检测器的图像和来自超声探头的超声图像进行融合。
- [0039] 在具体实施方式中,系统包括驱动器,该驱动器用于使探头在第一位置与第二位置之间旋转,该第一位置用于利用超声探头收集数据,该第二位置用于检测预定的辐射。
- [0040] 在一种实施方式中,系统包括辐射源,其中,探头适于:检测来自源的辐射量子、相对于像素化辐射检测器扫描源、以及生成图像(如 CT 图像或者荧光图像)。
- [0041] 辐射源可以包括例如 X 射线源(如包括一个或更多个 X 射线管)、低能量伽马射线发射放射性源、或者多个单独的源(包括混合类型的源)。
- [0042] 在另一种实施方式中,像素化辐射检测器适于检测 511keV 的伽马射线,系统包括:适于检测 511keV 的伽马射线的另外的成像检测器;以及与像素化辐射检测器和该另外的成像检测器进行数据通信的符合鉴别器,并且系统被构造成进行 PET 成像。
- [0043] 根据第三概括方面,本发明提供了一种成像方法,包括:
- [0044] 采用上述探头在该探头位于体腔如直肠或阴道内时形成图像。
- [0045] 根据第四概括方面,本发明提供了一种剂量测定方法,包括:
- [0046] 采用上述探头在该探头位于体腔如直肠或阴道内时进行剂量测定。
- [0047] 在一种实施方式中,本方法包括确定探头处的剂量或剂量率。在另一种实施方式中,本方法包括由探头处的剂量或剂量率确定相邻组织处的剂量或剂量率。
- [0048] 本方法可以在例如 LDR 短程疗法期间被使用(例如,以监测由相邻的器官或组织接收的辐射剂量)。
- [0049] 应该指出的是,本发明的以上各个方面中的每一个的各种特征中的任何特征都可以以合适的方式按照需要被结合。

#### 附图说明

- [0050] 为了更清楚地认知本发明,下面将参照附图以示例的方式描述实施方式,在附图中:
- [0051] 图 1 是根据本发明的实施方式的成像系统的示意图;
- [0052] 图 2 是图 1 的成像系统的具有直肠探头(具有结合为一体的像素化辐射检测器)的自动机械安装架的示意图;
- [0053] 图 3 是图 1 中的成像系统的直肠探头的照片;
- [0054] 图 4 是图 1 中的系统的直肠探头的局部剖视示意图,示出了直肠探头的像素化辐射检测器;

[0055] 图 5 是图 1 中的系统的直肠探头的另一局部剖视示意图, 示出了直肠探头的像素化辐射检测器;

[0056] 图 6A 和图 6B 是图 1 中的系统的直肠探头的正视示意图和俯视示意图;

[0057] 图 7A 和图 7B 是图 1 中的系统的直肠探头的变型的正视示意图和俯视示意图;

[0058] 图 8A 和图 8B 是与对象一起使用的图 1 中的系统的直肠探头的局部剖视示意图;

[0059] 图 9 是与对象一起使用的图 1 中的系统的探头的示意图;

[0060] 图 10 是根据图 1 中的实施方式的使铅箔小孔位于 Medipix 检测器上方的情况下的带有粒子的前列腺 PMMA 模型的照片;

[0061] 图 11A 和图 11B 是图 10 中的铅箔小孔的正片图和负片图;

[0062] 图 12A、图 12B 和图 12C 是来自图 10 的装置的分别为前列腺 PMMA 模型中的一个、两个和三个  $0.8 \times 4\text{mm}$  I-125 粒子的图像 (为了清楚起见以负片示出), 其中, 采集时间为 1s 至 2s;

[0063] 图 13 是根据本发明的第二实施方式的用于在 CT 模式中或在荧光检查模式中使用的成像系统的示意图;

[0064] 图 14 是示出了图 13 中的成像系统的操作的示意图;

[0065] 图 15 是根据图 13 中的实施方式的实验装置的示意图;

[0066] 图 16 是来自图 15 中的布置的在前列腺模型中的伪粒子的图像 (为了清楚起见以负片示出); 以及

[0067] 图 17 是与对象一起使用的根据本发明的第五实施方式的成像系统的探头的示意图。

## 具体实施方式

[0068] 在图 1 中示出了以 10 指示的根据本发明的实施方式的成像系统, 以及待被成像的对象 12。

[0069] 成像系统 10 包括具有结合为一体的像素化辐射检测器 16 的直肠探头 14 形式的成像探头。像素化辐射检测器 16 在下文中被称为“内部”像素化辐射检测器 16, 这是因为在使用中意在使像素化辐射检测器 16 位于对象 12 的直肠 (或其他腔) 的内部, 尽管本领域普通技术人员将理解, 也可以将像素化辐射检测器 16 在外部用于其他部分中。

[0070] 直肠探头 14 通常是经直肠超声 (TRUS) 探头, 其具有端射式纵向超声发射器 / 接收器, 适于超声图像引导经直肠或经会阴成像 (例如, 为由日本的 Aloka 有限公司提供的沿着其轴线具有分布式矢状换能器的类型, 或者为由丹麦的 Brüel & Kjaer Sound and Vibration Measurement A/S 提供的类型)。然而, 如上文说明的, 直肠探头 14 结合了内部像素化辐射检测器 16, 以下将更详细地描述。成像系统 10 包括: 自动机械安装架 18, 该自动机械安装架 18 用于支持和引导直肠探头 14; 数据采集 (DAQ) 系统 20, 该 DAQ 系统 20 用于采集来自直肠探头 14 和内部像素化检测器 16 的图像数据; 以及个人计算机 22, 该个人计算机 22 用于接收、重构以及融合来自 DAQ 系统 20 的图像数据, 以及用于控制成像系统 10。

[0071] DAQ 系统 20 包括: 超声数据抓取器 24, 该超声数据抓取器用于接收来自直肠探头 14 的超声数据; 以及像素化检测器数据抓取器 26, 该像素化检测器数据抓取器 26 用于经由数字总线接收来自内部像素化检测器 16 的数据。超声数据抓取器 24 和像素化检测器数据

抓取器 26 二者的输出都连接到个人计算机 22。

[0072] 个人计算机 22 具有图像重构和融合模块 28、安装架和探头控制模块 29 以及图形用户界面 30。图像重构和融合模块 28 接收来自超声数据抓取器 24 和像素化检测器数据抓取器 26 的数据、转换该数据以构造图像、确定辐射源（如放射性粒子）的位置、并且使超声图像与辐射源图像融合。安装架和探头控制模块 29 适于控制自动机械安装架 18 的位置和方向，由此控制直肠探头 14 的位置和方向。图形用户界面 30 可以被用户操作以控制成像系统 10，包括图像重构和融合模块 28 以及安装架和探头控制模块 29。

[0073] 成像系统 10 还包括电源 32，该电源 32 用于向 DAQ 系统 20 供电，并且经由 DAQ 系统经由数字功率连接 34 向直肠探头 14（包括内部像素化检测器 16）供电。还在个人计算机 22 与电源 32 之间设置了慢控制数据连接 36，以便电源 32 可以受控于个人计算机 22。

[0074] 本发明的另一种实施方式与成像系统 10 类似，但是附加地包括有用于 PET 成像的外部像素化检测器 38。以下进一步描述本实施方式。

[0075] 参照图 2，如上所述，直肠探头 14 通常置于直肠中用于超声成像（特别是对前列腺），因此自动机械安装架 18 包括 x-y-z 台 46，自动机械安装架 18 受控于来自个人计算机 22 的安装架和探头控制模块 29，自动机械安装架 18 用于使直肠探头 14 的敏感体积区 48 位于对象 12 的直肠中。

[0076] 图 3 是从自动机械安装架 18 移除的直肠探头 14 的、指示出敏感体积区 48 的照片，而图 4 是直肠探头 14 的敏感体积区 48 的剖视示意图。如上所讨论的，直肠探头 14 包括内部像素化检测器 16 形式的结合为一体的像素化检测器。像素化检测器 16 包括一个或更多个半导体像素化检测器，在本实施方式中所述一个或更多个半导体像素化检测器是三个 Medipix（商标）检测器 50a、50b、50c。Medipix 检测器 50a、50b、50c 安装在 kapton 板 52 上。

[0077] Medipix 检测器 50a、50b、50c 是高空间分辨率像素化硅检测器，每个 Medipix 检测器都具有  $15 \times 15 \text{mm}^2$  的敏感区域和 56,000 个独立的像素（每个像素的尺寸为  $50 \times 50 \mu\text{m}^2$ ）。Medipix 检测器 50a、50b、50c 中的每一个都在其背面上具有读出芯片（未示出）。由于在探头 14 内空间有限，因此 Medipix 检测器 50a、50b、50c 的检测元件与关联的电子装置相分离。

[0078] 可以理解，尽管在本实施方式中内部像素化辐射检测器 16 具有三个 Medipix 检测器 50a、50b、50c，但是在其他实施方式中单个 Medipix 检测器可能是足够的或是所期望的（如在需要更紧凑的探头的情况下），而其他实施方式可能具有两个 Medipix 检测器，或者甚至多于四个或者更多个 Medipix 检测器。

[0079] 此外，尽管成像系统 10 包括了具有结合为一体的像素化检测器 16 的直肠探头 14，但在根据本发明的一些实施方式中内部像素化检测器 16 可以位于专用探头（即没有超声探头功能）中，或者位于包括某些其他形式的检测器的探头而不是超声探头中。

[0080] Medipix 检测器 50a、50b、50c 设置在内部像素化检测器 16 中，这是因为 Medipix 检测器 50a、50b、50c 是紧凑的并且通过像素化而能够用于获得空间分辨数据。在成像系统 10 的替代性实施方式中，可以采用其他具有类似特性的检测器。

[0081] 直肠探头 14 具有由塑料材料制成的外壳体 54，该外壳体 54 为直肠探头 14 提供结构完整性，并且由于该外壳体 54 通常是防水的而因此保护了直肠探头 14 的功能部件。

直肠探头 14 还包括在外壳体内的屏蔽体（未示出），该屏蔽体（在本实施方式中）通常呈半圆柱状或者部分圆柱状，并且由高 Z 材料如钨或铅制成，并且位于 Medipix 检测器 50a、50b、50c 的上方。在本实施方式中，屏蔽体包括 1mm 厚的钨箔（即足以使来自 I-125 粒子的 27keV 的辐射基本上全部衰减），该屏蔽体在 Medipix 检测器 50a、50b、50c 的上方，并且紧接在（该屏蔽体所固定到的）圆柱状外壳体 54 内并与圆柱状外壳体 54 相符合。

[0082] 因此，屏蔽体对要由内部像素化辐射检测器 16 所检测的辐射（通常为大约 20keV 至 40keV 的伽马射线或 X 射线形式的）基本上是不透射的。直肠探头 14 还具有位于 kapton 板 52 的下侧部（相对于 Medipix 检测器 50a、50b、50c）上的矢状超声换能器 56a 和横向超声换能器 56b。矢状超声换能器 56a 定位成基本与 Medipix 检测器 50a、50b、50c 相对，而横向超声换能器 56b 位于直肠探头 14 的前端头 58 中。壳体 54 可以包括与矢状超声换能器 56a 和横向超声换能器 56b 相邻的超声窗口，这些超声窗口由下述材料制成：该材料与壳体 54 的其余部分的塑料材料相比使超声波较少地衰减。

[0083] 为了使来自辐射源的辐射进入到内部像素化辐射检测器 16，屏蔽体具有三个小孔窗口 60a、60b、60c，每个小孔窗口都分别位于相对应的 Medipix 检测器 50a、50b、50c 的上方，并且在本实施方式中在相对应的 Medipix 检测器 50a、50b、50c 上居中。（在另一种实施方式中，每个小孔窗口 60a、60b、60c 都分别位于相对应的 Medipix 检测器 50a、50b、50c 的上方，但是并不在相对应的 Medipix 检测器 50a、50b、50c 上居中。在一些应用、例如根据使用目的的几何结构中，这样的偏移可能是有利的）。

[0084] 在图 4 中，将小孔窗口 60a、60b、60c 示出为好像设置在壳体 54 中，以便提示这些小孔窗口的位置，但是实际上这些小孔窗口是设置在屏蔽体中的，并且从直肠探头 14 外是不可见的；由 Medipix 检测器 50a、50b、50c 检测的辐射没有被壳体 54 的塑料材料很大程度地衰减。

[0085] 小孔窗口 60a、60b、60c 使辐射进入并且被布置为使得通过小孔窗口 60a、60b、60c 中的特定的一个小孔窗口进入的辐射仅可以照射 Medipix 检测器 50a、50b、50c 中的相对应的一个。（如有必要，可以使屏蔽体材料的壁位于每对相邻的小孔窗口（60a, 60b ; 60b, 60c）之间，并使所述壁从屏蔽体延伸至 kapton 板 52 或者至 Medipix 检测器 50a、50b、50c 的平面。从小孔窗口 60a、60b、60c 中的每一个到 Medipix 检测器 50a、50b、50c 的检测元件的垂直距离是 6mm 至 7mm。）

[0086] 辐射照射（或者等同地，检测辐射的特定检测元件）的位置随辐射的起源点而变，因此可以根据各单个检测元件的位置确定辐射的接收方向。

[0087] Medipix 检测器 50a、50b、50c 的高空间分辨率（即  $50\ \mu\text{m}$ ）意味着小孔窗口 60a、60b、60c 与 Medipix 检测器 50a、50b、50c 的平面之间的距离无需大，同时仍然使得能够在像素化辐射检测器 16 的平面中获得粒子的详细图像，并且仍然使得能够由图像重构和融合模块 28 确定粒子相对于检测器的三维位置。（这可以与现有的 CT 扫描仪或者小孔伽马相机相比较，在现有的 CT 扫描仪或者小孔伽马相机中，成像检测器具有低的空间分辨率并且需要大的放大率，因此在被成像物体和检测器阵列之间需要大的距离）。

[0088] 图 5 是直肠探头 14 的敏感体积区 48 的局部剖视示意图，该图示出了小孔窗口 60a、60b、60c 的功能。当辐射 62 从放射源到达时，只有当辐射 62 通过小孔窗口之一（在该示例中是靠前的小孔窗口 60a）的情况下，才允许辐射 62 进入到直肠探头 14。辐射 62 照射

对应的 Medipix 检测器（在该示例中是靠前的 Medipix 检测器 50a），在伽马射线的路径与 Medipix 检测器的相交处的像素 64 中引起检测事件。像素的位置与辐射 62 的接收方向相关。

[0089] 图 6A 和图 6B 是根据本实施方式的直肠探头 14 的正视示意图和俯视示意图。图 6A 指示出屏蔽体 66 的位置在外壳体 54 的下方并且在 Medipix 检测器 50a、50b、50c 的上方。用于 Medipix 检测器 50a、50b、50c 的读出电子装置 68 位于直肠探头 14 的尾部 70 中。Medipix 输出信号从第一 USB 连接器 72a 输出，而超声换能器信号（来自矢状超声换能器 56a 和横向超声换能器 56b）从第二 USB 连接器 72b 输出；第一 USB 连接器 72a 和第二 USB 连接器 72b 二者都延伸出直肠探头 14 的尾部 70。

[0090] 在使用中，在直肠探头 14 被合适地定位的情况下，直肠探头 14 用于借助于 Medipix 检测器 50a、50b、50c 收集辐射图像数据，然后直肠探头 14 在安装架和探头控制模块 29 的控制下绕着该直肠探头 14 的长轴线旋转 180°。然后，借助于矢状超声换能器 56a 和横向超声换能器 56b 收集超声图像数据。两组数据集都被传输到图像重构和融合模块 28 用于处理。

[0091] 图 7A 和图 7B 是根据本实施方式的一种变型的直肠探头 14' 的正视示意图和俯视示意图。直肠探头 14' 与图 6A 和图 6B 中的直肠探头 14 类似，但是直肠探头 14' 具有在 kapton 板 52 的前方的轴向超声换能器 74a（用于横向前列腺成像）以及在直肠探头 14' 的前端头 58 中的矢状超声换能器 74b（用于纵向前列腺成像），而不是具有矢状超声换能器 56a 和横向超声换能器 56b。

[0092] 图 7A 还指示出了屏蔽体 66'（该屏蔽体 66' 包括后壁，而由此与图 6A 中的屏蔽体 66 稍有不同）的位置，屏蔽体 66' 位于外壳体 54 的下方并且位于 Medipix 检测器 50a、50b、50c 的上方。

[0093] 在使用中，当直肠探头 14' 被合适地定位的情况下，直肠探头 14' 用于基本同时地收集辐射图像数据（借助于 Medipix 检测器 50a、50b、50c）和超声图像数据（借助于矢状超声换能器 56a 和横向超声换能器 56b）。两组数据集都被传输到图像重构和融合模块 28 用于处理。

[0094] 这里所考虑的类型的大多数辐射源各向同性地发出辐射，所以在本实施方式中单个源（或粒子）应该被全部三个 Medipix 检测器 50a、50b、50c 检测到。图 8A 和图 8B 分别是这种情况的立体示意图和正视示意图，这些图描绘了要被成像的抽象物体 76（该抽象物体 76 可能是诸如前列腺的器官）。一个或更多个 I-125 粒子 78 位于该物体 76 中，每个粒子都如所示地在 Medipix 检测器 50a、50b、50c 中引起检测事件，并且使得每个粒子 78 都能够被成像。图像重构和融合模块 28 使用来自内部像素化检测器 16 的数据重构图像，并且确定每个粒子 78 在前列腺内的三维位置。

[0095] 图像重构和融合模块 28 基于来自 Medipix 检测器 50a、50b、50c 中的一个或更多个 Medipix 检测器的数据确定每个粒子的三维位置。根据捕捉来自各个粒子 78 的辐射的检测元件的位置，每个粒子 78 的方向都是显然的。图像重构和融合模块 28 根据粒子 78 的图像尺寸以及粒子 78 的已知尺寸（和形状）确定各个粒子 78 与这些检测元件之间的距离。在本实施方式中，这由于提供了粒子 78 的准确投影图像的 Medipix 检测器 50a、50b、50c 的高分辨率而更容易。

[0096] 如果特定的粒子 78 被 Medipix 检测器 50a、50b、50c 中的多于一个的 Medipix 检测器成像,则由图像重构和融合模块 28 对该粒子 78 的三维位置进行相对应次数的确定并求取位置的平均值,由此提供了更加准确的位置。

[0097] 由此,图像重构和融合模块 28 相对于 Medipix 检测器 50a、50b、50c 确定粒子 78 的三维位置,然后图像重构和融合模块 28 将这些粒子的位置与由直肠探头 14 基本上同时生成的超声图像融合,并将所得到的融合图像输出到个人计算机 22 的显示屏。

[0098] 成像系统 10 由此能够用于便利于例如精确粒子定位,其中,新植入的粒子的位置几乎被实时地跟踪。实际上,Medipix 检测器 50a、50b、50c 的 X 射线配准的效率高(很大程度上是由于组成 Medipix 检测器 50a、50b、50c 的 Medipix 硅检测器的大约为 0.3mm 的厚度),则可以在 1s(或在某些情况下更小)内以 50 微米的分辨率记录满意的计数统计数据。

[0099] 还应该注意的,Medipix 检测器 50a、50b、50c 允许并行独立地读出每个像素(由此对每个检测器为 56,000 个读出通道),这提供了测量的 X 射线强度的大的动态范围,并由此提供了对非常靠近 Medipix 检测器 50a、50b、50c 的放射源(例如粒子)成像的能力。这在粒子被放置在前列腺的靠近直肠(由此靠近直肠探头 14)的下(即后)部的情况下尤其有益。Medipix 检测器 50a、50b、50c 的小尺寸便利于 Medipix 检测器 50a、50b、50c 在直肠探头 14 内紧密地相互接近,并且在直肠探头 14 在原位的情况下便利于将 Medipix 检测器 50a、50b、50c 紧密地放置到所关注的器官。

[0100] 图 9 是直肠探头 14 已经插入其直肠的男性对象 12 的示意图。直肠探头 14 的前端头 58 被定位成尽可能地靠近对象 12 的前列腺 80。在由此定位了直肠探头 14 的情况下,可以将放射性粒子顺序地插入到前列腺 80 中,同时借助于成像系统 10 对前列腺和每个投下的粒子成像,以使得可以确定相继的粒子的合适位置。期望的是可以由此以高准确度(在本实施方式中为大约 0.1mm)确定前列腺中的粒子位置。

[0101] 成像系统 10 由此具有多个优于现有技术的优点,针对每个被投放的粒子都在 LDR 中的 US 图像数据集中提供了直接三维实时活体内粒子成像。光谱学技术(如在美国专利第 7,361,134 所描述的)使得能够基于对粒子的剂量率测量进行位置测量,但是仅提供了平均位置。CT 扫描仪引导的植入提供了对患者的附加的外部辐照、是非常昂贵的并且在大多数手术室中不可用。

[0102] 此外,不同于 CT 引导的成像,不需要外部 X 射线源,并且成像系统 10 由相对便宜的部件构成。成像融合是简单直接的,这是因为仅需将粒子位置放置于同时收集的 US 图像数据集上。

[0103] 参照图 10,为了测试在成像系统 10 中实施的发明构思,由 PMMA(聚甲基丙烯酸甲酯)制成的前列腺模型 92 被构造出来并且设置有多个槽 94 用于容纳 I-125 放射性粒子(为  $0.8 \times 4\text{mm}$ )。具有小孔的铅箔 96(在该图中沿侧边可见)恰位于前列腺模型 92 的下方;Medipix 检测器 98 位于铅箔 96 下方约 7mm。

[0104] 图 11A 和图 11B 是铅箔 96 的图(为了清楚起见图 11B 为负片)。小孔的直径为 0.5mm。

[0105] 收集了单个粒子(位于前列腺模型 92 的低处)的图像、两个粒子(位于前列腺模型 92 的低处和中心处)的图像以及三个粒子(位于前列腺模型 92 的低处、中心处和高处)的图像,每种情况中都持续了 1 秒至 2 秒。

[0106] 图 12A、图 12B 和图 12C 为分别得到的图像（为了清楚起见为负片）。即使没有采用光学聚焦元件，但是对粒子进行了令人满意的成像并且粒子是清楚地可分辨的。

[0107] 图 13 是根据本发明的第二实施方式的成像系统 100 的示意图。成像系统 100 与成像系统 10 类似，而使用了相同的附图标记辨识相同的特征。此外，成像系统 100 具有 X 射线源，在本实施方式中 X 射线源为 X 射线管 44 形式（尽管还可以采用其他的 X 射线源）。X 射线管 44 可以称为外部 X 射线源，这是因为在使用中 X 射线管 44 位于对象 12 的外部。此外，不同于图 1 中的成像探头 14 的屏蔽体 66，在本实施方式中，屏蔽体是半圆柱状的并且可在成像探头 14 的壳体内旋转，或者该屏蔽体可从成像探头 14 的壳体移除，以便将 Medipix 检测器 50a、50b、50c 完全暴露于辐射，这是因为在本实施方式中不需要窗口 60a、60b、60c 的小孔效应。

[0108] 因此，在本示例中，成像系统 100 可以产生前列腺的或者前列腺中的粒子的高空间分辨率 CT 扫描或者荧光图像。这是通过以下方式实现的：使直肠探头 14 以靠近前列腺的方式位于直肠中，并借助于台架（未示出，也受控于个人计算机 22）将 X 射线管 44 沿弧形（在本示例中以例如大约  $90^\circ$  的弧）在对象的盆腔上方运动，同时连续地收集一系列图像数据。这在图 14 中示出，图 14 描绘了在内部像素化检测器 16 上方的前列腺 76（在植入之前或者具有未示出的植入粒子），而 X 射线管 44 在其弧中的一点处。以 102 示出了相继的 X 射线照射的方向，在所述位置中的每一个处都收集图像数据。然后，在图像重构和融合模块 28 中使用已知的 CT 或荧光检查有限角度算法重构前列腺图像或粒子的位置。

[0109] 由此容易地对前列腺 76 或者前列腺 76 中的粒子成像。特别地，粒子由高 Z 材料如银或钛制成，因此产生在低 X 射线曝光情况下的极好对比度。

[0110] 本实施方式具有多个优点，包括：与传统的 CT 扫描仪相比空间分辨率更加高（如本申请中使用的），这是由于内部像素化检测器 16 与前列腺接近；以及获得高对比度图像的更低的辐射量子要求（这是由于检测器的高像素化）。此外，可以在直肠探头 14（包括内部像素化检测器 16）在原位的情况下，紧接在粒子植入或 HDR 短程疗法之前，在手术室中借助于成像系统 100 进行对前列腺的 CT 成像，避免了任何改变前列腺的或检测器的构型或位置的需要（由此也使分辨率最大化）。

[0111] 此外，现有的采用 CT 扫描的 CT 引导成像系统是昂贵的并且极少可用在手术室中。

[0112] 使用图 15 所示意性地示出的实验装置 110 对荧光检查模式下的成像系统 100 的发明构思进行测试。强度调制辐射疗法（IMRT）躯干模型 112 放置在旋转台 114 上，使前列腺模型 116（设置有尺寸为  $0.8 \times 4\text{mm}$  的非放射性伪粒子）位于该 IMRT 躯干模型 112 内；Medipix 检测器 118（具有 USB 连接器 120）定位成紧接在前列腺模型 116 的后面（就如 Medipix 检测器 118 例如在直肠中那样）。

[0113] 中电压为 50kV 的 X 射线管 122 以一定高度位于旋转台 114 的旁边，其高度使得 X 射线管 122 会以水平的 X 射线束 124 从不同角度相继辐照前列腺模型 116 和 Medipix 检测器 118。

[0114] 图 16 是借助于实验装置 110 以  $10^\circ$  的辐照角度（在 IMRT 躯干模型 112 的轴线与 X 射线束的方向之间的角度，受控于旋转台 114）获得的图像。通过获得不同角度的在 Medipix 检测器 118 的检测器平面上的粒子投影图像，使得能够获得在例如植入后的前列腺中的三维粒子位置。也就是说，能够由此进行植入后剂量测定。

[0115] 实验装置 110 的质量可以由伪粒子的 Ti 壳的清晰度以及在每个伪粒子中均可见的空隙 (为  $0.4 \times 0.6 \text{mm}^2$ ) 的清晰度判断,在该空隙处不然则可以定位放射性 (例如 I-125) 材料。

[0116] 根据本发明的第三实施方式的剂量监测系统与图 1 中的成像系统 10 相类似。然而,本实施方式特别地与 LDR 短程疗法相结合,用于监测或测量由放射性粒子 (或其他辐射源) 在辐射敏感位置处 (如在器官的壁或直肠壁处) 沉积的辐射剂量,而不是用于成像 (或者专门用于成像)。借助于以光谱学模式工作的 Medipix 检测器 50a、50b、50c 所收集的二维剂量图像指示了 Medipix 检测器 50a、50b、50c 的平面中的剂量,并且当然可以针对直肠探头 14 的表面 (靠近 Medipix 检测器 50a、50b、50c 的平面) 并由此针对围绕着直肠探头 14 的材料的表面 (即直肠) 处重新计算二维剂量图像。

[0117] 由此,在本实施方式中 (如在图 13 中的系统 100 中),屏蔽体是半圆柱状的并且可以在成像探头 14 的壳体内旋转,或者屏蔽体可简单地从成像探头 14 移除,以便将 Medipix 检测器 50a、50b、50c 完全暴露于辐射,这是因为在本实施方式中不需要窗口 60a、60b、60c 的小孔效应。

[0118] 本实施方式中的个人计算机 22 适于将来自 Medipix 检测器 50a、50b、50c 的数据转换成在周围材料的表面而由此在医学应用中是周围组织 (如直肠壁) 的表面处的剂量。由此,本实施方式中的剂量监测系统能够例如用作用于在 LDR 短程疗法期间使用的质量保证工具,以监测由相邻的器官或组织接收的辐射剂量。

[0119] 本实施方式中的剂量监测系统具有多个优点。现有技术没有提供相当的空间分辨率,或者即使现有技术提供了相当的空间分辨率 (如 GAF 胶片的情况),但却没有提供实时质量保证。

[0120] 应该理解的是,本实施方式可以设置在图 1 中的成像系统 10 中。所得到的成像和剂量监测系统可以用于在超声数据集图像中对一个或更多个放射性粒子成像,并且用于在粒子植入期间或之后监测与探头 14 相邻的组织 (如直肠的壁) 的辐射剂量。由此,二者均可以在不干扰仪器 (如当需要剂量测定模式时,通过将屏蔽体 66 转过  $180^\circ$ ) 或者对象的情况下进行。

[0121] 根据本发明的第四实施方式的源跟踪系统也与图 1 中的成像系统 10 或者图 13 中的成像系统 100 相类似。然而,本实施方式适于当放射性粒子 (如放射性为  $10\text{Ci}$  的 Ir-192 粒子) 在高剂量率 (HDR) 短程疗法的对象 (特别为前列腺) 中的同时跟踪该放射性粒子的位置和放射性,而不是专门用于成像。

[0122] 由此,根据本实施方式的源跟踪系统以与图 1 中的系统 10 或者图 13 中的系统 100 相同的方式生成图像,但是仅针对单个可运动的高放射性 Ir-192 (或其他放射性同位素) 粒子。系统借助于由直肠探头 14 的内部像素化检测器 16 输出的数据定位当粒子插入到前列腺 (在本示例中) 中时粒子的位置。

[0123] 在本实施方式的各个变型中,跟踪是使用即时 TRUS、CT、MRI 或者前列腺的其他图像进行的。系统以现有图像为背景显示粒子的逐渐发展的位置,并且使用系统的位置跟踪和比较模块将所述位置与任何特定时刻的粒子的计划或预期位置比较。这由此使得能够进行 HDR 短程疗法的质量保证。

[0124] 本实施方式中的系统具有多个优点,包括:紧凑、“在体内”、高分辨率以及实时。

“在体内”意味着检测器（即内部像素化检测器 16）在本示例中相对于前列腺基本固定，并且靠近正被跟踪的源的位置。此外，内部像素化检测器 16 具有比现有处理方法中的通常分辨率更高的分辨率。例如，Duan 等人 [12] 提出了一种基于荧光屏的小孔相机，但是这样的系统的性质（例如荧光屏的低空间分辨率）使得在体内运用是不可能的。

[0125] 此外，该实施方式中的系统的操作功能独立于源正运动穿过的介质（如前列腺）的组织等效性或均匀性。

[0126] 根据本发明的第五实施方式的成像系统也与图 1 中的成像系统 10 或者图 13 中的成像系统 100 相类似。然而，如上文所预示的，本实施方式中的成像系统包括附加的像素化检测器 38，该附加的像素化检测器 38 在以下被称为“外部”像素化检测器 38，这是因为在使用中意在使附加的像素化检测器 38 位于对象 12 的外部。

[0127] 外部像素化检测器 38 受控于个人计算机 22；与内部像素化检测器 16 类似，外部像素化检测器 38 将采集的数据传输到 DAQ 系统 20 的像素化检测器数据抓取器 26 以用于转送至个人计算机 22。

[0128] 本实施方式中的 DAQ 系统 20 还包括 PET 符合鉴别器 40，该 PET 符合鉴别器 40 与像素化检测器数据抓取器 26 和个人计算机 22 数据通信。在本实施方式中，系统包括从电源 32 至外部像素检测器 38 的模拟低压功率连接 42。此外，在本实施方式中，系统包括：远程可控的台架（未示出），用于支持、引导和定向外像素化检测器 38；以及个人计算机 22 与台架之间的慢控制数据连接，以便外部像素化检测器 38 和台架可以受控于个人计算机 22。

[0129] 根据本实施方式，内部像素化检测器 16 包括像素化 CdTe（而不是硅）检测器，用于对 511KeV 伽马射线的更高的检测效率。

[0130] 外部像素化检测器 38 具有适合于 PET 符合检测的任何类型。例如，外部像素化检测器 38 可以与内部像素化检测器 16 相类似，或者包括像素化闪烁器和 PMT。

[0131] 参照图 17，在使用中，外部像素化检测器 38 位于对象 12 的盆腔上方，用于检测在正电子-电子湮灭事件中生成的 511KeV 伽马射线，而直肠探头 14 的前端头 58 定位成尽可能地靠近对象 12 的前列腺 80。为了与内部像素化检测器 16 中的对应事件相符合，外部像素化检测器 38 通过 PET 符合鉴别器 40 被选通。所得到的数据被传输到个人计算机 22 的图像重构和融合模块 28，图像重构和融合模块 28 生成正电子发射示踪剂（将聚集在更具侵袭性的细胞中）的分布的三维图像，并自动将该图像与借助于 US 探头 14 所产生的 US 图像或借助于 X 射线管 44 所产生的 X 射线图像进行融合。

[0132] 本领域的技术人员可以容易地实现本发明的范围内的多种修改。因此，应当理解的是，本发明不限于上文以示例方式描述的具体实施方式。

[0133] 在所附权利要求以及本发明的以上说明书中，除非上下文通过语言表达或必要的示意另有要求，否则词语“包括”或其变形以开放式含义使用，即，指明了所表述的特征的存在，但并不排除本发明各个实施方式中的另外的特征的存在或附加。

[0134] 此外，这里对现有技术的任何引用并不意味着该现有技术形成或过去形成澳大利亚或任何其他国家的公共常识的一部分。

[0135] 参考文献

[0136] 1. A. T. Porker, J. C. Blasko, P. D. Grimm, S. M. Raddy, H. Ragde, “Brachytherapy for prostate cancer,” *Ca. Cancer J. Clin.* 45(1995)165-178

- [0137] 2. J. A. Molloy, M. B. Williams, "Treatment planning considerations and quality assurance for CT-guided transperineal implantation of the prostate," *Med. Phys.* 26(9) (1999) 1943
- [0138] 3. D. H. Brinkman, R. W. Kline, "Automated seed location from CT datasets of the prostate," *Med. Phys.* 25(9) (1998) 1667
- [0139] 4. R. Taschereau, J. Roy, J. Pouliot, "Monte Carlo simulations of prostate implants to improve dosimeter and compare planning method," *Med. Phys.* 26(9) (1999) 1952
- [0140] 5. P. L. Roberson, V. Navayana, D. L. McSchan 等人, "Source placement error for permanent implant of the prostate," *Med. Phys.* 24(2) (1997) 251
- [0141] 6. "SPOT :3D Ultrasound Brachytherapy Planning, System for Seed Implants", Nucletron brochure, 1999
- [0142] 7. Zelefsky M. J. , Yamada Y. , Cohen G. , Venkatraman E. S. , Fung AY, Furhang E, Silvern D, Zaider M. , "Post-implantation dosimetric analysis of permanent transperineal prostate implantation :improved dose distributions with an intraoperative computer-optimized conformal planning technique," *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 48(2000)601-8
- [0143] 8. Lee, Zaider M. 等人, *Phys. Med. Biol.* 44(1999) 145-165
- [0144] 9. Wallner K. E. , Roy J. , Harrison L. 等 人, "Dosimetry guidelines to minimize urethral and rectal morbidity following transperineal I-125 prostate brachytherapy", *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 32(1995) 465-471
- [0145] 10. 美国专利第 7,361,134 号, A. B. Rozenfeld, M. Zaider "Method and apparatus for real time dosimetry", 2008 年 4 月 22 日授权。
- [0146] 11. 美国专利第 6,847,838 号, S. Majewski 等人, "Apparatus and method for high dose rate brachytherapy radiation treatment", 2005 年 1 月 25 日授权
- [0147] 12. J. Duan, D. J. Macey, P. N. Pareek and I. A. Brezovich, "Real-time monitoring and verification of in vivo high dose rate brachytherapy using a pinhole camera," *Med. Phys.* 28(2) (2001) 167-173
- [0148] 13. G. Xu, D. Piao, C. H. Musgrove, C. F. Bunting and H. Dehghani, "Trans-rectal ultrasound-coupled near-infrared optical tomography of the prostate," Parts I and II, *Optic Express* 6(22) (2008) 17484-17504 & 17505-17520

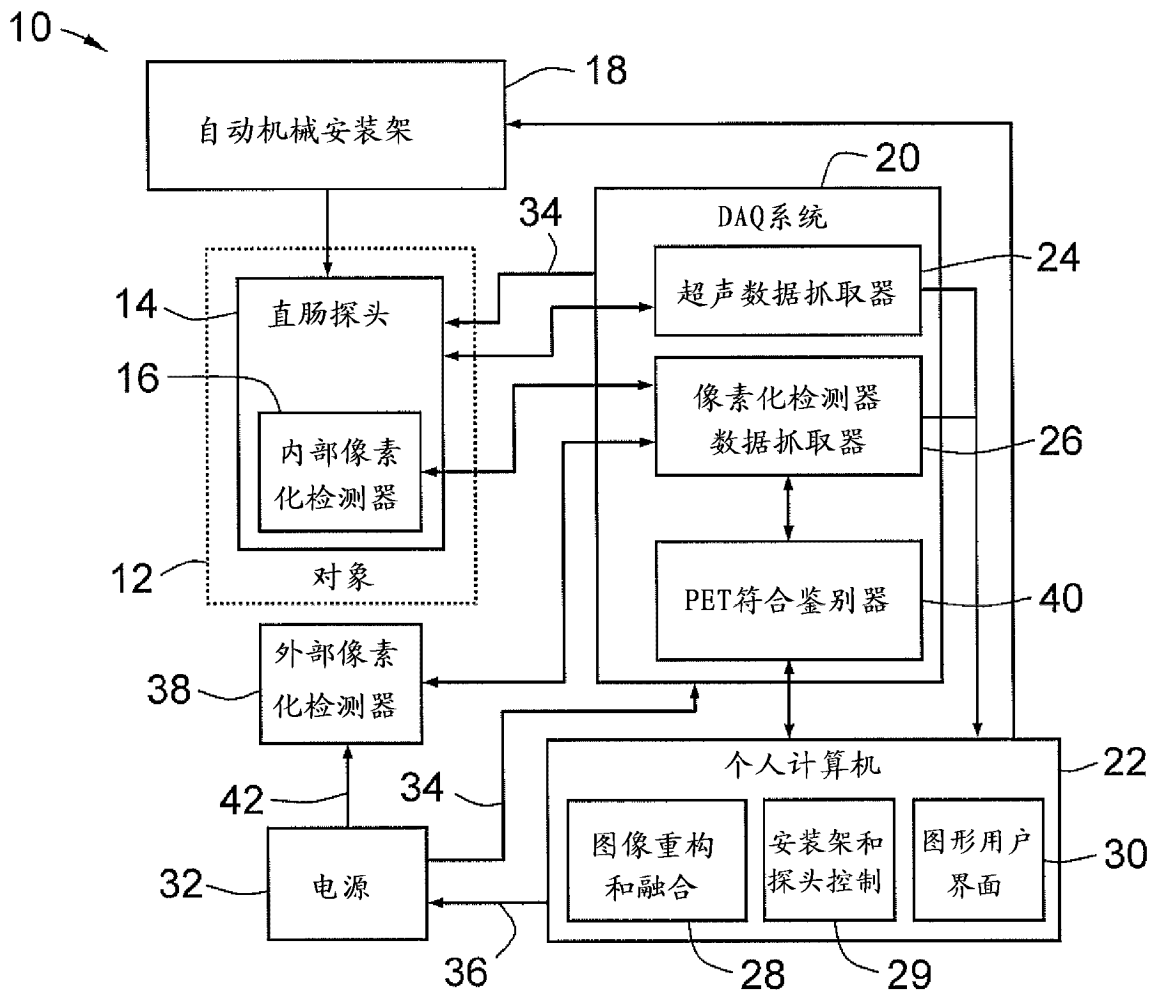


图 1

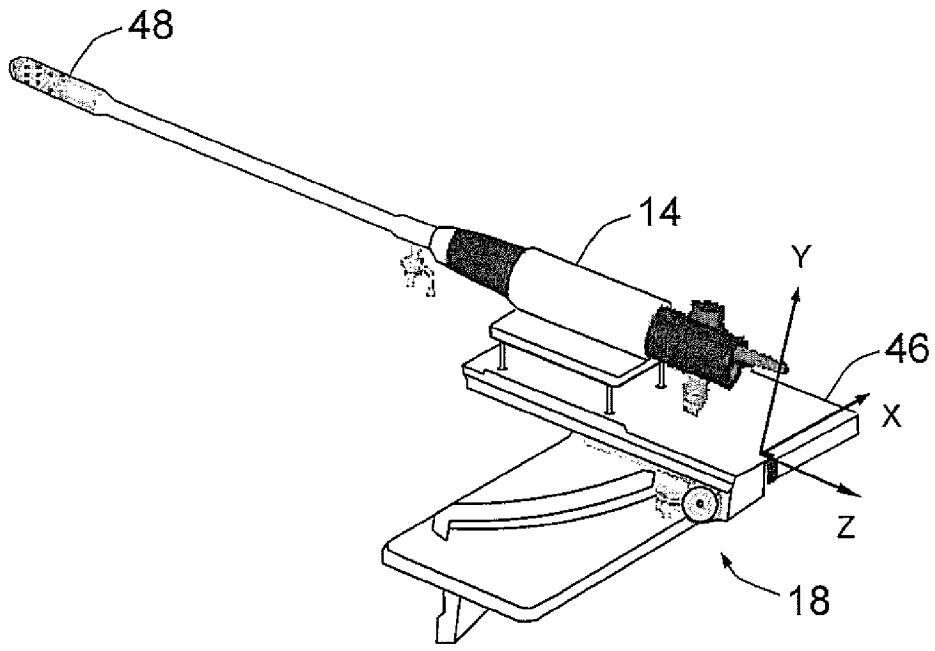


图 2

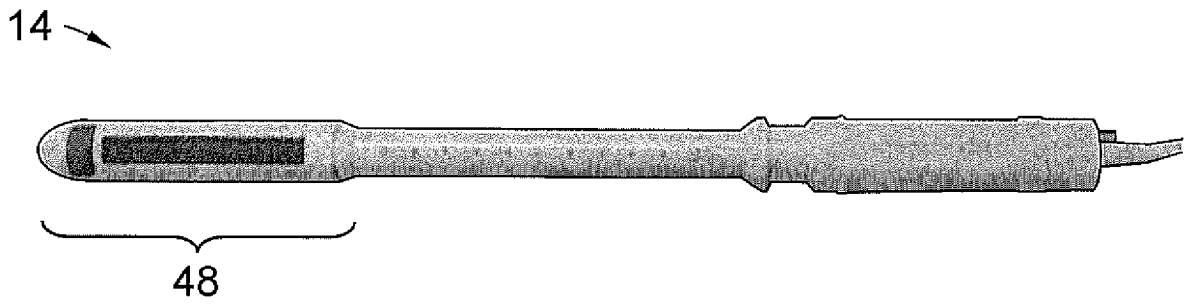


图 3

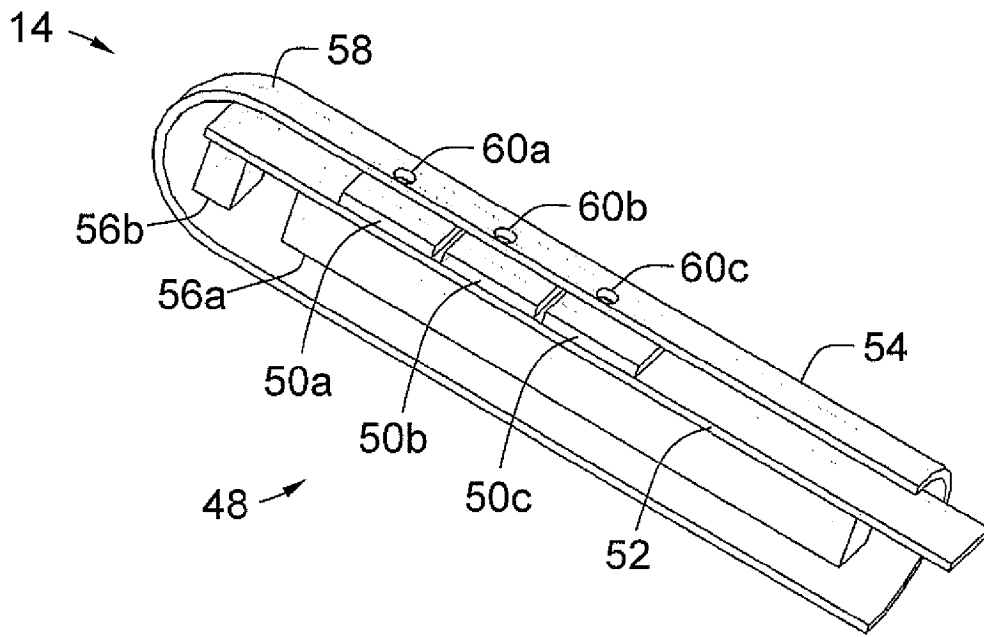


图 4

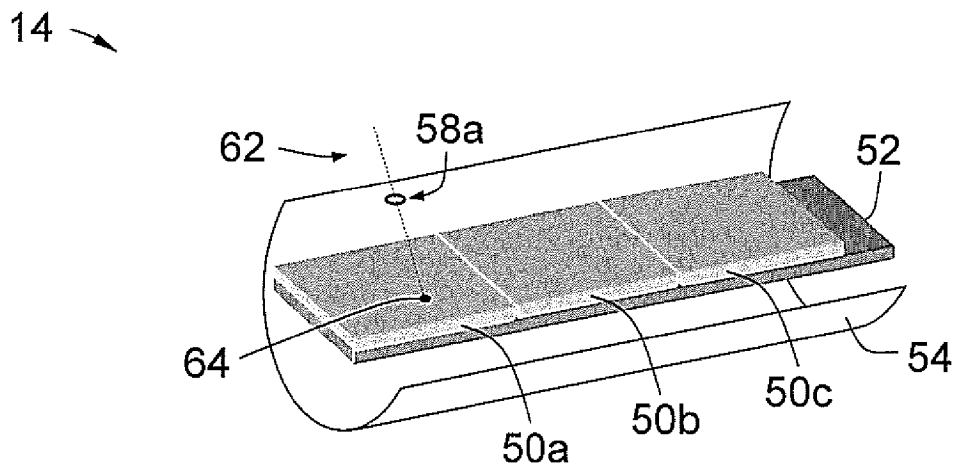


图 5

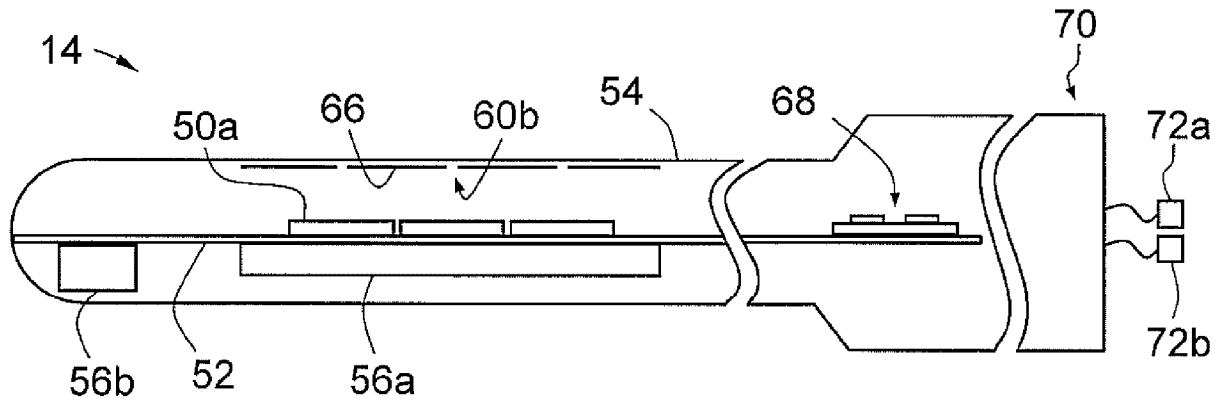


图 6A

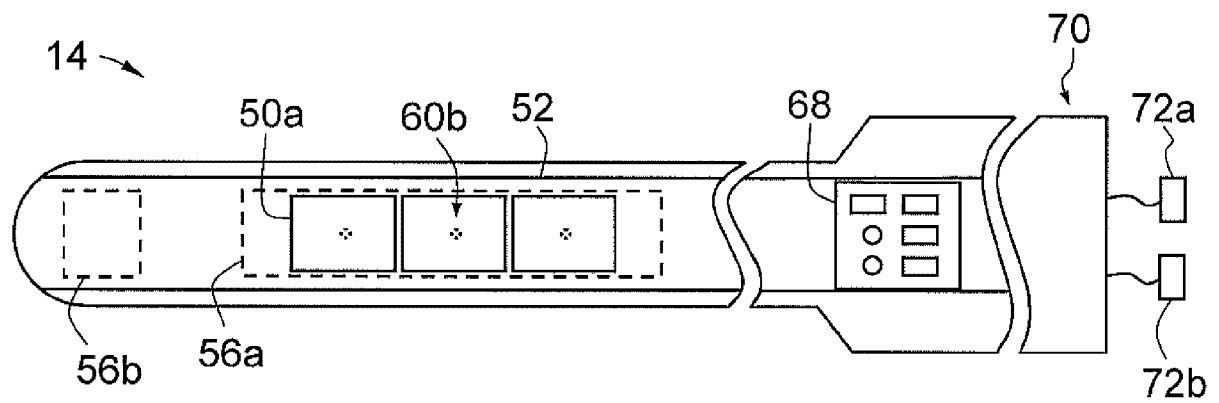


图 6B

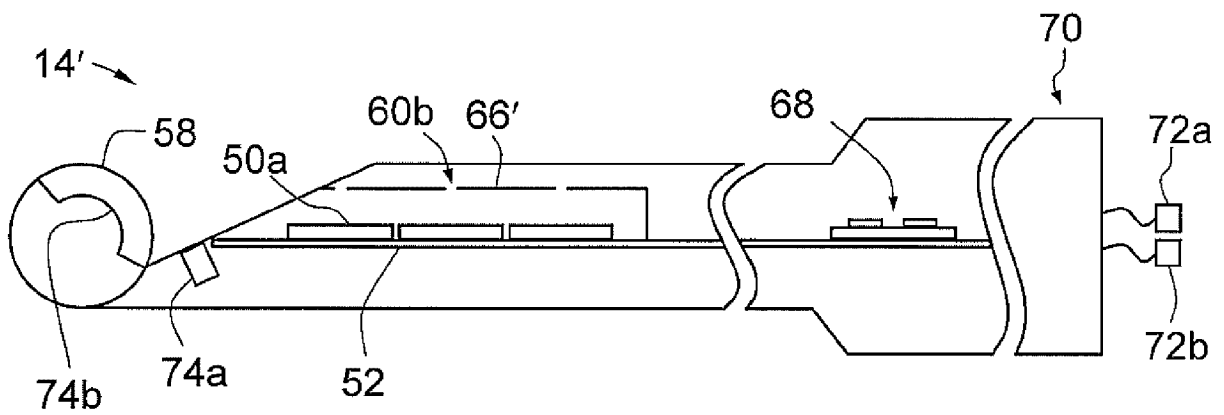


图 7A

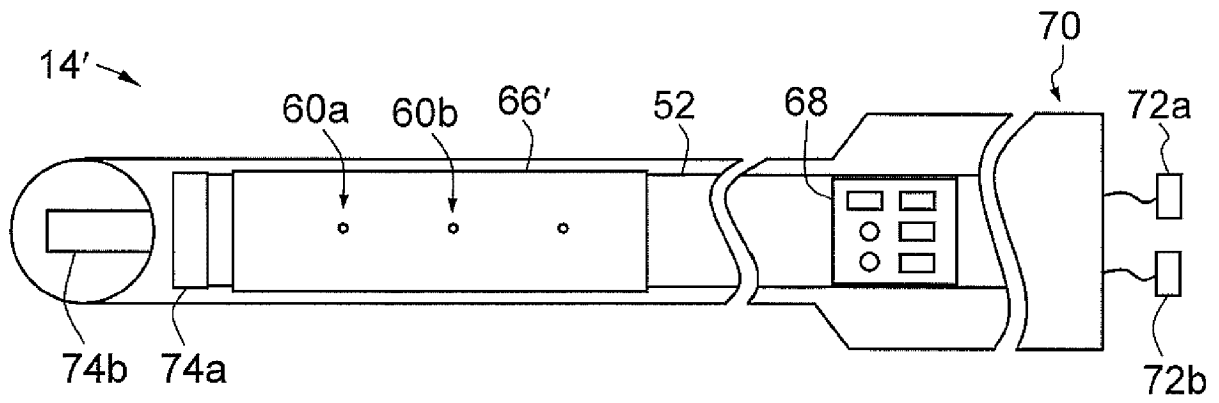


图 7B

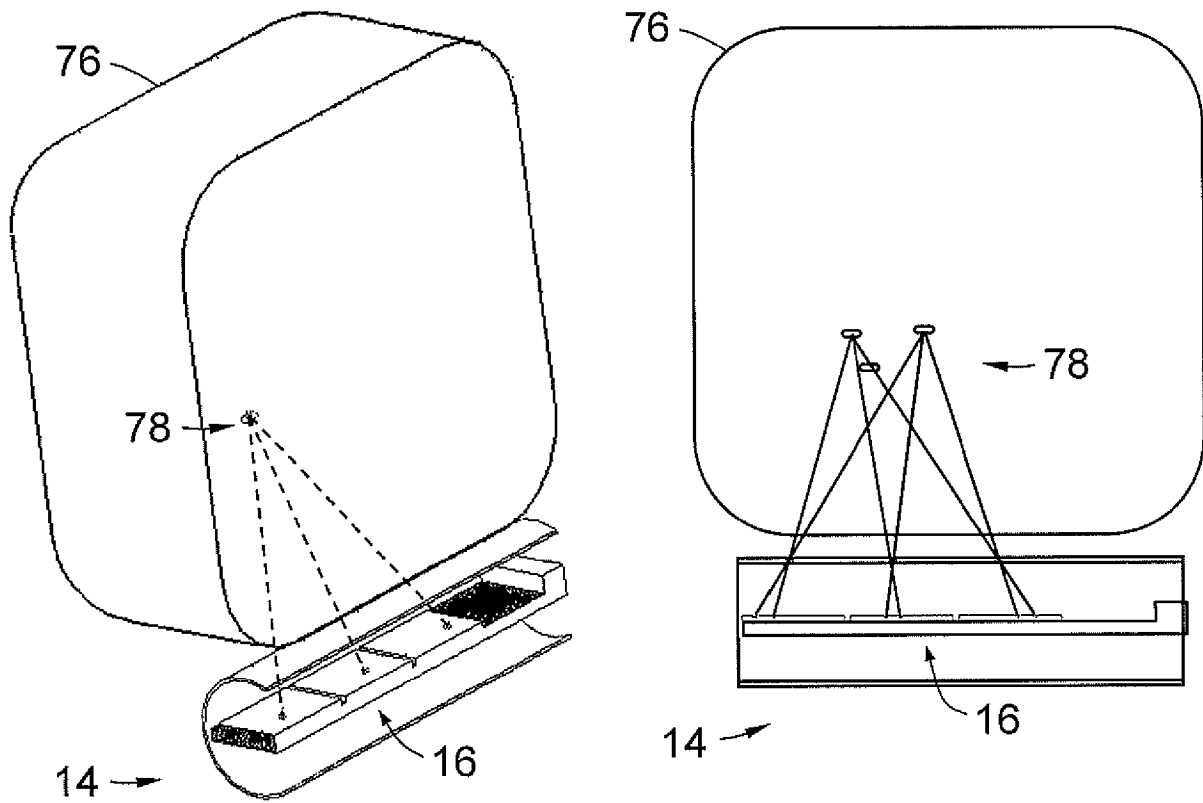


图 8A

图 8B

12 →

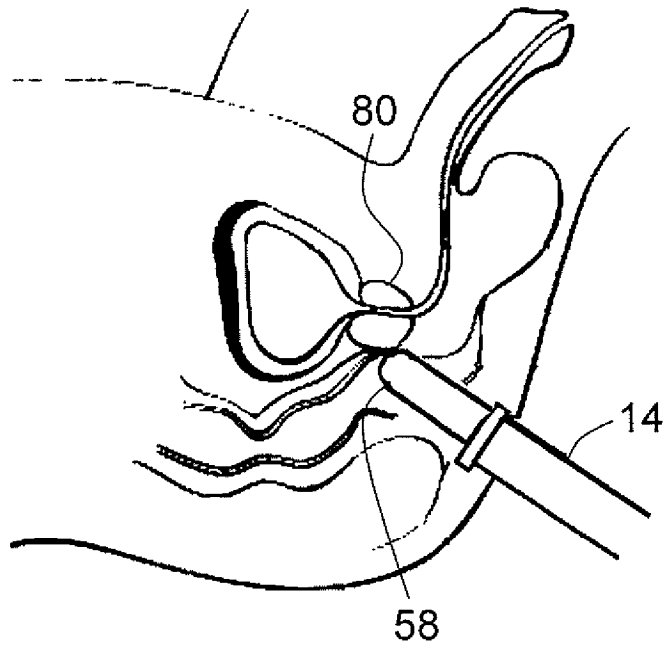


图9

90 →

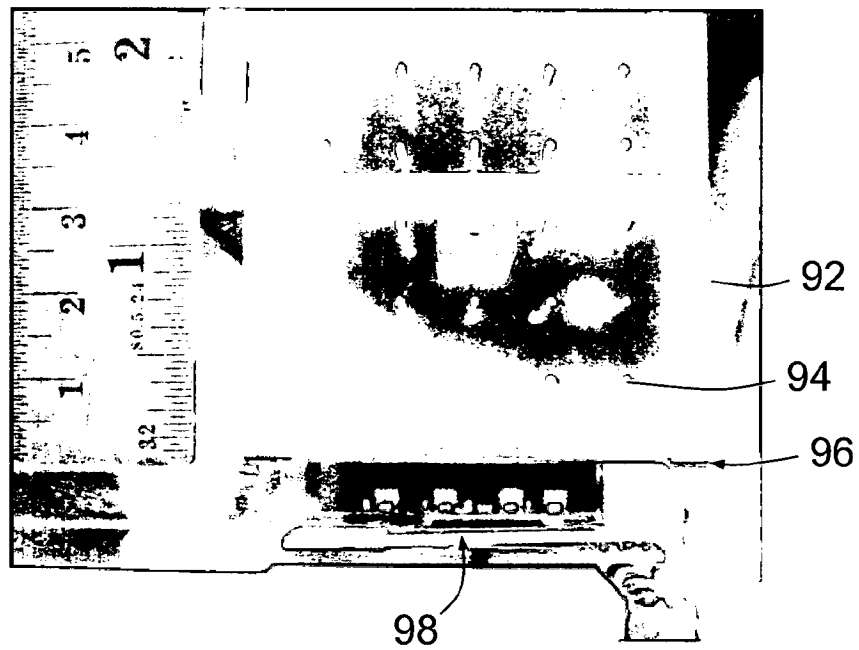


图10

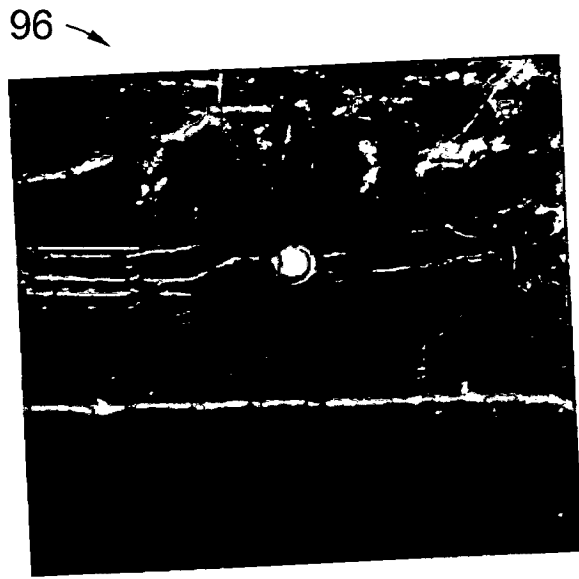


图 11A

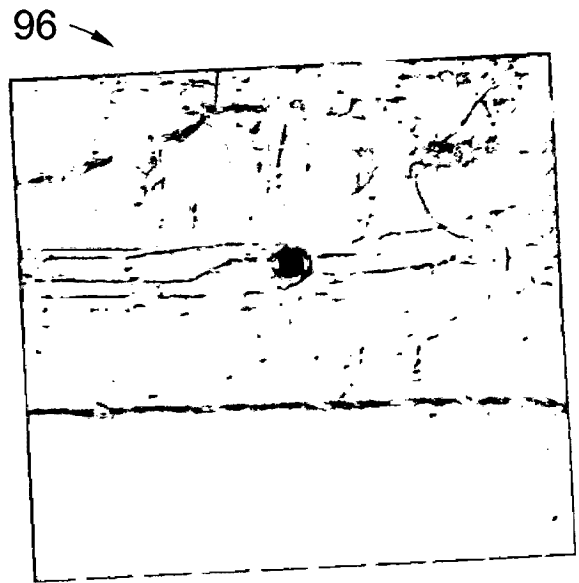


图 11B

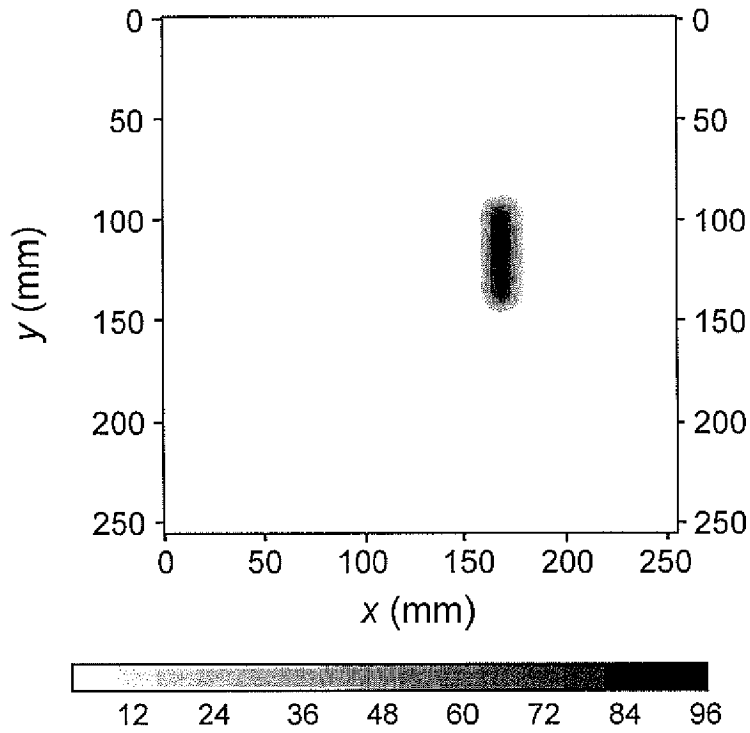


图 12A

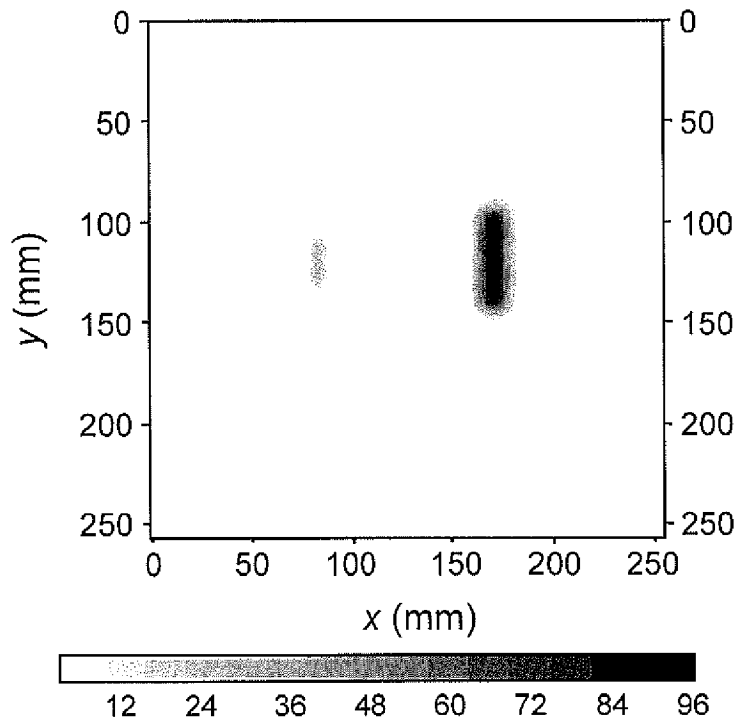


图 12B

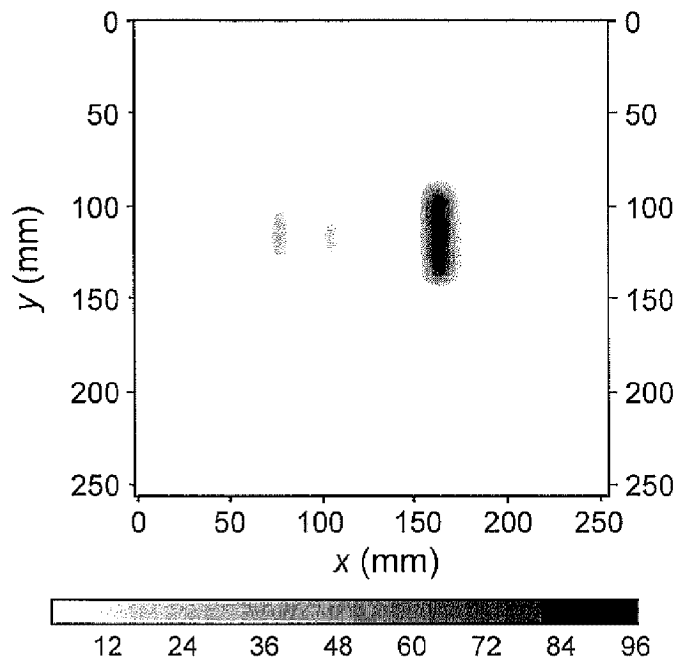


图 12C

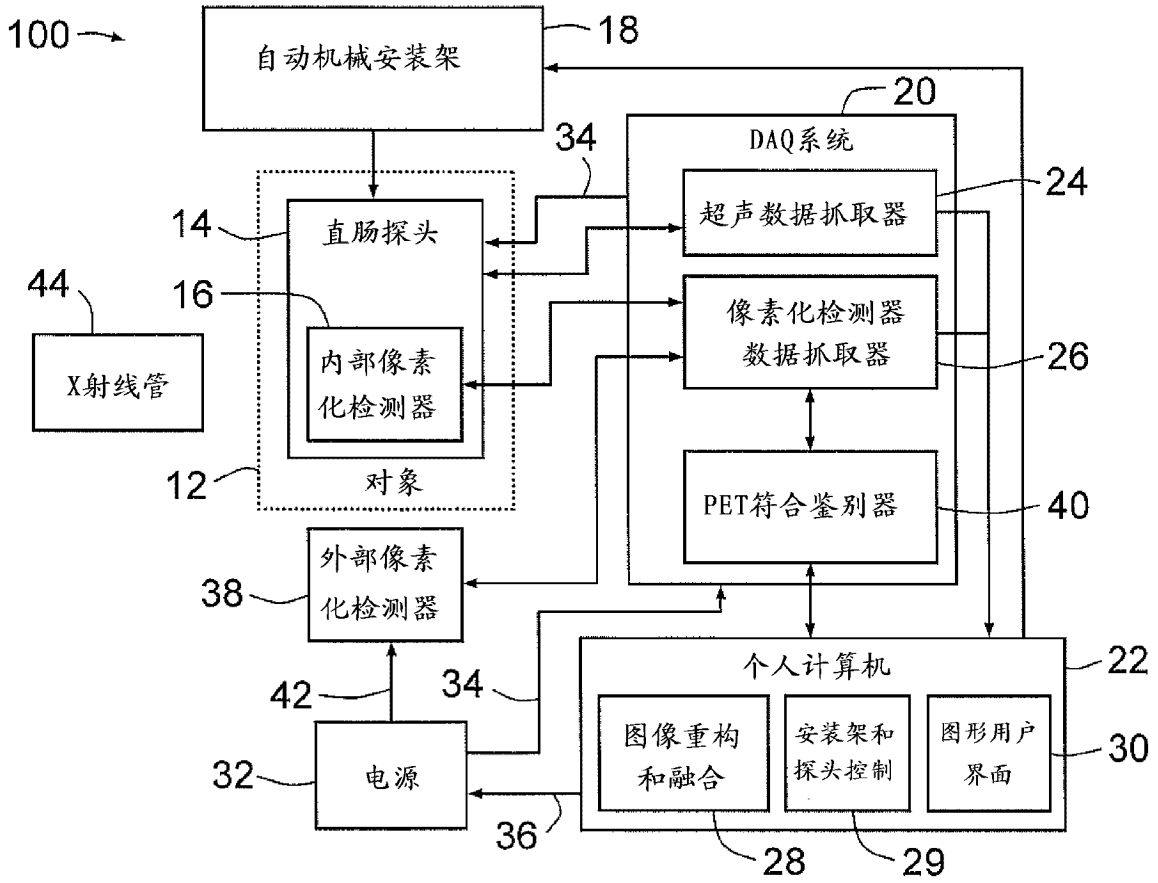


图 13

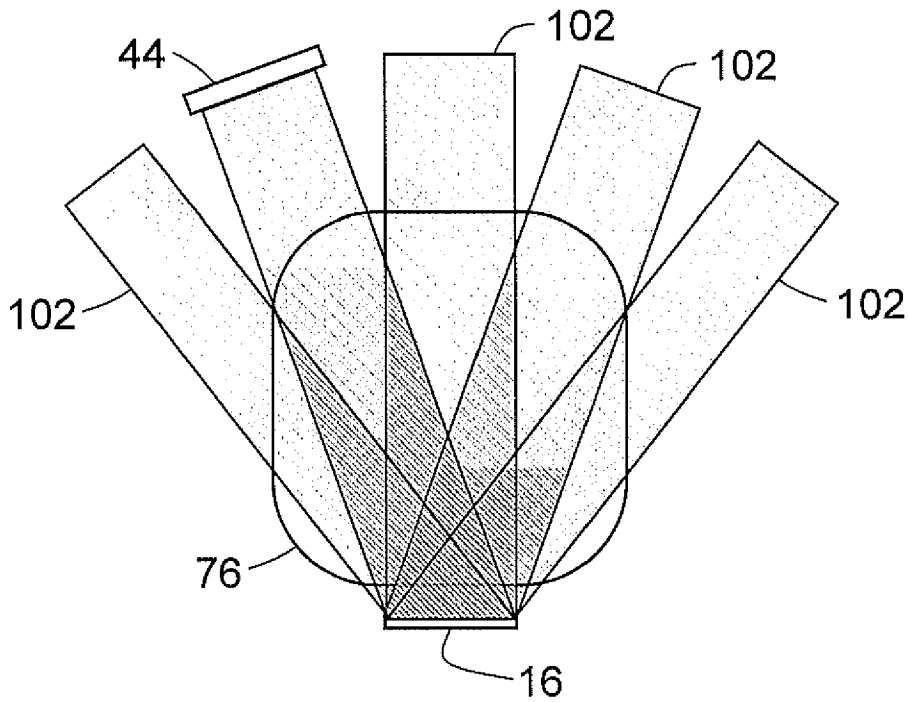


图 14

110 →

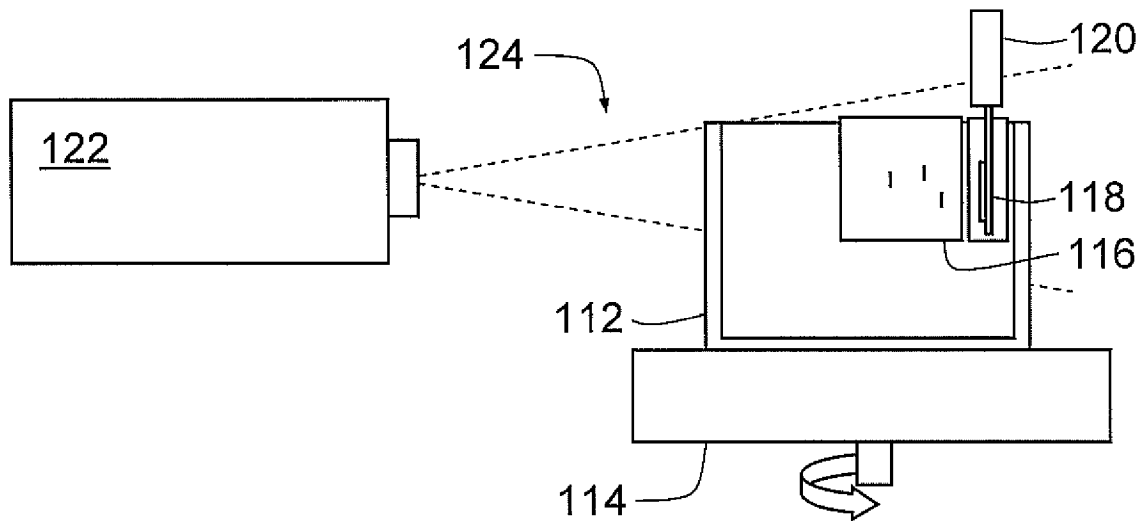


图 15

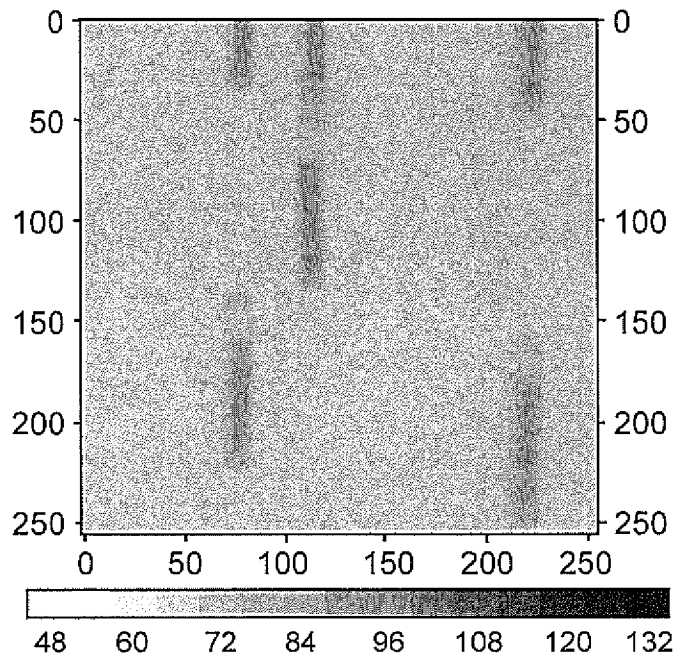


图 16

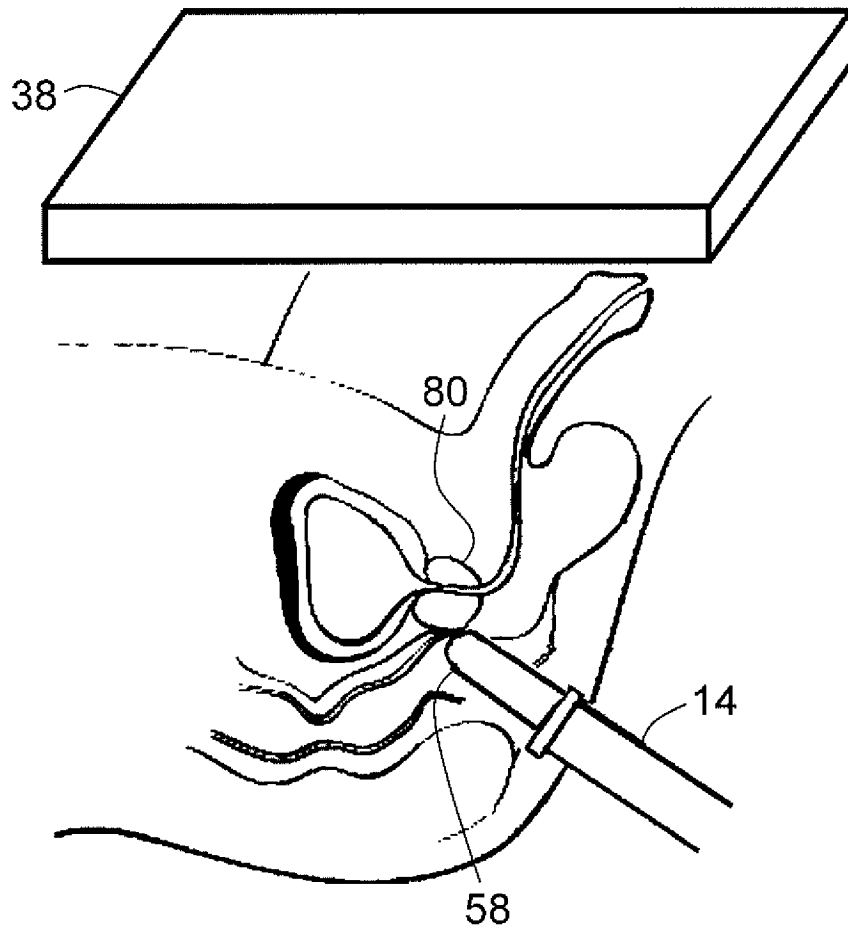


图 17

专利名称(译)	成像方法和系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN102596044A</a>	公开(公告)日	2012-07-18
申请号	CN201080048259.3	申请日	2010-09-27
[标]申请(专利权)人(译)	卧龙岗大学		
申请(专利权)人(译)	卧龙岗大学		
当前申请(专利权)人(译)	卧龙岗大学		
[标]发明人	阿纳托利罗森菲尔德 简雅库贝克		
发明人	阿纳托利·罗森菲尔德 简·雅库贝克		
IPC分类号	A61B8/00 G01T1/00		
CPC分类号	G01T1/02 G01T1/161 A61B6/5247 A61B6/032 A61B8/5238 A61B6/487 A61B8/12 A61B6/037 A61B6/4258 A61B6/583		
代理人(译)	田军锋		
优先权	2009904772 2009-09-29 AU		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

一种探头(14; 14')，该探头(14; 14')包括超声探头(56a, 56b; 74a, 74b)和像素化辐射检测器(16)，像素化辐射检测器(16)具有分立的检测元件(50a, 50b, 50c)，用于检测预定的辐射。探头(14)适于至少局部地位于体腔内。此外，一种成像方法，该成像方法包括采用所述探头(14)在探头(14)位于体腔内时形成图像，以及一种剂量测定方法，该剂量测定方法包括采用所述探头(14)在探头(14)位于体腔内时进行剂量测定。

