



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101970043 B

(45) 授权公告日 2014. 02. 12

(21) 申请号 200980108991. 2

42、46 段。

(22) 申请日 2009. 03. 09

US 2007/0003123 A1, 2007. 01. 04, 说明书第 23-24 段。

(30) 优先权数据

61/036, 709 2008. 03. 14 US

12/367, 679 2009. 02. 09 US

US 6735277 B2, 2004. 05. 11, 说明书第 1 栏第 38-49 行, 第 4 栏第 9 行 - 第 22 行。

(85) PCT 国际申请进入国家阶段日

2010. 09. 14

Yusuf Emre Erdi*. The Use of PET for Radiotherapy. 《Current Medical Imaging Reviews》. 2007, 第 3 卷 (第 1 期), 附图 1; 第 3 页第 2 栏第 1 段, 第 4 页第 1 栏第 1 段、第 2 栏第 2 段, 第 5 页第 2 栏第 1 段, 第 8 页第 1 栏第 2 段。

(86) PCT 国际申请的申请数据

PCT/US2009/001500 2009. 03. 09

(87) PCT 国际申请的公布数据

W02009/114117 EN 2009. 09. 17

审查员 孙丹

(73) 专利权人 反射医疗公司

地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 S·马赞

(74) 专利代理机构 北京市中咨律师事务所

11247

代理人 杨晓光 周良玉

(51) Int. Cl.

A61N 1/30 (2006. 01)

(56) 对比文件

US 2006/0002511 A1, 2006. 01. 05, 说明书第

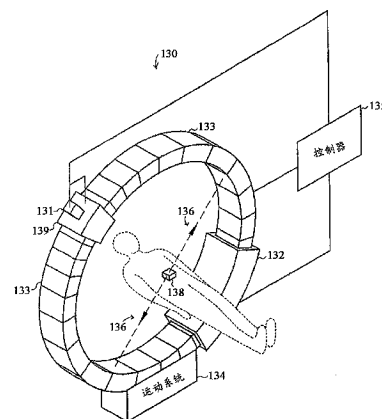
权利要求书 1 页 说明书 8 页 附图 6 页

(54) 发明名称

用于发射引导的放疗的方法和装置

(57) 摘要

一种装置, 包括: 辐射源; 重合正电子发射检测器, 其被配置为检测在坐标系统内发生的重合正电子湮没发射; 以及控制器, 其与所述辐射源和所述重合正电子发射检测器通信, 所述控制器被配置为识别与所述坐标系统内的一个或多个体部相交的重合正电子湮没发射路径以及沿识别的重合正电子湮没发射路径对准所述辐射源。



1. 一种用于导引辐射的装置,包括:
可旋转机架;
安装在所述可旋转机架上的辐射源;
安装在所述可旋转机架上的正电子发射检测器,其中所述正电子发射检测器被配置为检测在坐标系统内发生自体部的正电子湮没发射路径;以及
控制器,其与所述辐射源和所述正电子发射检测器通信,所述控制器被配置为旋转所述机架以将所述辐射源相对于所检测的正电子湮没发射路径定位,并将辐射从所述辐射源导引到所述体部,其中所述辐射在产生基于检测的正电子湮没发射路径的图像之前施加。
2. 根据权利要求 1 的装置,还包括与所述控制器相连的运动系统。
3. 根据权利要求 2 的装置,其中所述运动系统包括圆形机架。
4. 根据权利要求 2 的装置,其中所述运动系统包括 C 臂机架系统。
5. 根据权利要求 1-4 中的任一权利要求的装置,还包括与所述控制器通信的多叶准直组件。
6. 根据权利要求 1-5 中的任一权利要求的装置,其中所述控制器被配置为存储在所述坐标系统内发生自一个或多个体部的一个或多个正电子湮没发射路径的位置数据,并将所述机架相对于所述一个或多个正电子湮没路径顺序地旋转,直到将预定辐射剂量给予所述一个或多个体部。
7. 根据权利要求 1-6 中的任一权利要求的装置,还包括安装在所述可旋转机架上的第二辐射源,其中所述控制器被配置为旋转所述机架以将所述第二辐射源相对于第二正电子湮没发射路径定位。
8. 根据权利要求 1-7 中的任一权利要求的装置,其中所述辐射源包括高能光子辐射源。
9. 根据权利要求 1-7 中的任一权利要求的装置,其中所述辐射源包括高能电子辐射源。
10. 根据权利要求 1-7 中的任一权利要求的装置,其中所述辐射源包括质子束辐射源。
11. 根据权利要求 1-7 中的任一权利要求的装置,还包括与所述辐射源相对安装的 x 射线检测器阵列。
12. 根据权利要求 1-11 中的任一权利要求的装置,其中所述控制器被配置为旋转所述机架以在检测正电子湮没发射路径的预定时间内将所述辐射源相对于正电子湮没发射路径定位。

用于发射引导的放疗的方法和装置

[0001] 相关申请

[0002] 本专利申请要求 2008 年 3 月 14 日提交的美国临时专利申请第 61/036,709 号和 2009 年 2 月 9 日提交的美国专利申请第 12/367,679 号的优先权；所述申请的全部内容在此引入作为参考。

技术领域

[0003] 本发明涉及用于放疗的装置和方法，具体地说，涉及使用高能辐射治疗身体内的癌变组织的装置和方法。

背景技术

[0004] 放疗 (RT) 是一种使用高能辐射 (例如, x 射线) 治疗身体内的癌变组织以杀死肿瘤细胞的方法。存在两种主要类型的 RT: 内束和外束。通过将放射性材料植入患者体内要治疗的癌变部位内部或附近来实现内束 RT。通过将高能辐射束瞄准患者以使其穿过要治疗的区域来实现外束 RT。外部 RT 在近几年来有很大的发展。为了在使健康组织免于受到伤害的同时将致命的辐射剂量施加于肿瘤, 使用了诸如三维保角束 RT 之类的技术以使射束的形状匹配肿瘤在患者表面上的二维投影。此外, 围绕患者以各种角度和不断变化的强度施加射束以便最大化对肿瘤的剂量, 同时尽量减小对周围健康组织的剂量。这称为强度调制 RT (IMRT)。

[0005] 但是, 与肿瘤位置和运动相关的不确定性会限制外束 RT 的有效性。患者安置的可变性以及由于内部器官的移位造成的肿瘤位置的自然变化都会产生静态误差。它们会随治疗而改变。治疗期间肿瘤的运动 (例如, 由于患者呼吸) 会产生动态误差。例如, 已知肺部肿瘤在正常患者呼吸期间移动的量级为 1-2 厘米。这种持续的问题导致了一类新的 RT 系统: 影像引导 RT (IGRT)。这些技术包括使用常规医疗成像的医疗方式 (x 射线、CT、MRI、PET 等) 在治疗之前和有时与治疗同时地形成肿瘤区域的影像, 以便可以在治疗时知晓肿瘤位置。

[0006] 但是, IGRT 技术受限于肿瘤成像的缺乏确切性 (例如, 在许多情况下, 几乎不可能从 x 射线 CT 目测肿瘤边界) 或较差的时间分辨率 (PET 是使癌成像的最灵敏的医疗方式, 但是其要花费几分钟来形成良好质量的 PET 影像)。在任一情况下, 在 RT 期间动态地跟踪肿瘤仍非常困难。

[0007] 正电子发射断层成像 (PET) 是一种频繁用于检测身体中的癌变组织的医疗成像医疗方式。首先将标记有放射性原子 (称为 PET 辐射示踪剂) 的分子注入患者体内。患者体内的放射性原子经历放射性衰变并发射正电子。一旦从原子发出, 正电子就将快速地与附近的电子碰撞, 其后两者都将湮没。从湮没点将发出两个高能光子 (511keV) 并且它们以相反方向移动。当两个 PET 照相机同时检测到这两个光子时, 则知道在沿连接两个 PET 照相机的线的某处发生了湮没。此线被称为正电子湮没发射路径。从数千个这些发射路径收集的信息用于逐步地组合身体内 PET 辐射示踪剂分布的影像。最常用的 PET 辐射示踪剂是

氟-18 氟代脱氧葡萄糖 (FDG)。其是葡萄糖替代物并且因此用于反映体内新陈代谢活动的速率。因为癌变组织往往在新陈代谢上比健康组织更活泼,所以相对于正常组织,肿瘤中的 FDG 吸收会增加并且因而 PET 信号将增大。FDG-PET 是可用于检测癌症存在的最灵敏的成像医疗方式之一。它广泛用于癌症诊断和疗效观察。但是,与外束 RT 同时使用 PET 是不切实际的。PET 成像将花费约 10 分钟来获得合适质量的影像,这严重限制了将 PET 用作动态跟踪肿瘤位置的试剂。

发明内容

[0008] 本发明涉及用于沿重合 (coincident) 正电子湮没发射路径进行扫描和对准辐射的装置和方法。一种方法包括:根据诊疗过程 (session) 期间与预定体部 (volume) 相交的辐射性事件检测重合正电子湮没发射路径;以及在所述诊疗过程期间沿所述发射路径对准辐射源。各种实例包括响应于各个检测的发射事件而重复地和及时地对准辐射。各种实例包括接收位置数据以识别预定体部和避免将辐射导向辐射敏感区域。

[0009] 提供了一种用于在辐射诊疗过程期间对准辐射的装置。所述装置包括:辐射源;重合正电子发射检测器,其被配置为检测在坐标系统内发生的重合正电子湮没发射;以及控制器,其与所述辐射源和所述重合正电子发射检测器通信,所述控制器被配置为识别与所述坐标系统内的一个或多个体部相交的重合正电子湮没发射路径,以及沿识别的重合正电子湮没发射路径对准所述辐射源。

[0010] 此发明内容是本申请的某些教导的概述,并不是要作为本发明的排他或穷举治疗。在详细描述和所附权利要求中可找到有关本发明的其他细节。本发明的范围由所附权利要求及其法律等同物限定。

附图说明

[0011] 图 1 示出了根据本发明的一个实施例的用于沿正电子湮没发射路径对准辐射的装置;

[0012] 图 2 是根据本发明的一个实施例的用于沿重合正电子湮没发射路径对准辐射的方法的流程图;

[0013] 图 3 是根据本发明的一个实施例的用于对准和引导规定剂量的辐射的方法的流程图;

[0014] 图 4A-4D 示出了根据本发明的一个实施例的用于沿正电子湮没发射路径对准辐射的装置;

[0015] 图 5 示出了根据本发明的一个实施例的准直组件;以及

[0016] 图 6A-6C 示出了根据本发明的一个实施例的用于沿正电子湮没发射路径对准辐射的 C 臂机架。

具体实施方式

[0017] 本发明的以下详细描述涉及附图中的主题,所述附图通过例示的方式示出了其中可实现所述主题的特定方面和实施例。以足够的细节描述这些实施例,使得本领域的技术人员能够实现所述主题。本公开中对“一个”、“某一”或“各种”实施例的引用并不必然指同

一实施例,并且此类引用构想了多个实施例。因此,不应以限制的意义理解以下详细描述,并且其范围仅由所附权利要求以及此类权利要求所具有的法律等同物的完整范围来限定。

[0018] 本发明涉及一种新的种类的称为发射引导放疗 (“EGRT”) 的技术。一种 EGRT 方法包括,通过使用沿所检测的发射路径的辐射束响应各个发射事件来在治疗阶段直接使用对癌症高度敏感的发射医疗方式。如果辐射响应在发射检测之后的足够短的时间段内发生,则肿瘤部位将不会有明显移动并且将照射到肿瘤部位。因此,在发射引导放疗中内在地实现了肿瘤跟踪并且不需要完全知晓实际肿瘤位置或运动。通过使用一系列相应辐射束响应来自肿瘤部位的一系列发射事件,可以有效地实现治疗而与肿瘤位置不确定性无关。还可以以此方式同时治疗多个肿瘤。此外,可以执行与当前 RT 规程所采用的程序相同的预先计划的程序,以识别肿瘤将始终存在于其中(包括其运动)的体部,从而不将辐射或将最少的辐射施加于肿瘤不存在的区域,和/或所述治疗可避开体内辐射敏感的器官。

[0019] 图 1 示出了根据本发明的一个实施例的用于沿检测的正电子湮没发射路径感测和对准辐射的装置。在各实施例中,装置 130 包括由框架(未示出)支撑的圆形可移动机架、辐射源 131、正电子湮没发射传感器 133、运动系统 134 以及控制器 135。在各实施例中,装置包括与辐射源相对布置以测量施加到所关注的体部 138 的辐射的 x 射线检测器 132。辐射源 131、x 射线检测器 132 以及正电子发射传感器 133 被安装到可移动机架。正电子发射传感器 133 被安装在辐射源 131 与 x 射线检测器 132 之间的机架上。在各实施例中,所述装置包括相结合的 x 射线和正电子发射传感器,以便正电子发射传感器从辐射源的一侧到另一侧在接近整个机架圆形上提供感测能力。在一个实施例中,x 射线检测器包括但不限于高能百万电子伏特 (MeV) 检测器。正电子发射传感器 133 适于通过感测正电子湮没事件期间发射的重合光子路径 136 而检测所述事件。在各实施例中,运动系统围绕体部 138 移动机架及附加设备以将辐射源对准所检测的发射的路径。控制器 135 与辐射源 131、正电子发射传感器 133、x 射线检测器 132 以及运动系统 134 相连。控制器 135 识别与所识别的体部 138 相交的重合光子发射路径 136 并协调辐射源 131 的对准、配置和触发,以便沿所识别的发射路径将辐射导向体部 138。在各实施例中,控制器接收一个或多个关注的体部 138 的位置信息,以便限制任何对关注区域施加的治疗。在各实施例中,控制器编程有系统将不会照射的一个或多个体部。这些体部中的某些实例包括要保护免于辐射线的辐射敏感区域,或者先前可能已治疗并在任何特定诊疗过程中无需治疗的某一区域。在某些实施例中,通过检测若干正电子湮没发射并绘制活动图形来在辐射诊疗过程的第一阶段中识别所关注的体部 138。在各实施例中,辐射源包括用于使来自辐射源的辐射成形并精确地引导辐射的准直组件 139。

[0020] 在各实施例中,控制器使用公共坐标系统移动辐射源、正电子发射检测器或同时移动两者。在一个实施例中,正电子发射检测器是固定静止的,并且可使用参考公共坐标系统的机器人运动系统移动辐射源。在某些实施例中,辐射源和正电子发射检测器都可移动并使用参考公共坐标系统的单独运动系统。将理解的是,可存在用于移动辐射源、正电子发射检测器或两者的各种运动系统而不偏离本发明的范围,所述运动系统包括环形机架、直线机架、关节臂式机器人、定制机器人或它们的组合。

[0021] 图 2 是根据本发明的一个实施例的用于在辐射诊疗过程期间扫描体部的方法 250 的流程图。通常,在进行放疗之前以一段较长的时间使肿瘤成像。在治疗期间,辐射被引导

到肿瘤最后成像时所在的位置。肿瘤可在相对较短的时间间隔内迁移较长的距离。此类迁移可源自诸如患者改变姿势、咳嗽甚至呼吸之类的无害事件。放疗的典型目标是将足够的辐射施加于肿瘤以杀死肿瘤组织，同时尽量减少施加到非肿瘤组织的辐射。如果肿瘤在成像后发生移动，某些辐射会在辐射期间未命中肿瘤，因而肿瘤的某些部分可能在经历治疗后仍然存活，而某些健康组织可能接收到致命的辐射量。此外，如果在治疗期间将辐射施加到肿瘤已经死亡的部分，则患者将承受比必须的量更多的辐射。在医疗应用中，本方法提供了存活肿瘤组织的实时跟踪并将辐射引导到肿瘤组织。方法 250 包括从与体部相交的放射性事件检测重合正电子湮没发射路径 251，以及沿所述发射路径对准辐射源 252。在各实施例中，所述方法包括在体部的容纳物显著移动之前沿检测的发射路径将辐射导向所述体部。在医疗应用中，以及时的方式沿检测的正电子湮没发射路径施加辐射提供了将放疗施加于存活肿瘤组织的确定性；即使肿瘤自最后成像以来已经迁移也是如此。

[0022] 图 3 是根据本发明的一个实施例的用于在辐射诊疗过程期间将预定剂量的外部辐射引导到所关注的体部的方法 360 的流程图。所述方法包括接收描述一个或多个所关注体部的位置数据 361。在各种情况中，在治疗前的规划阶段生成所述数据。在某些情况中，已执行充分的成像以诊断和跟踪诸如患病组织区域之类的所关注的体部。此成像可用于确定关注的肿瘤存在于其中并在其中移动的可能体部。可从诊断期间完成的成像生成所述数据。在某些实施例中，接收多个体部的位置数据，以便可在诊疗过程期间将辐射导向若干体部。识别诸如癌症肿瘤组织之类的关注体部例如可包括多种医疗方式，包括但不限于 X 射线成像、计算机断层成像 (CT)、磁共振成像 (MRI)、正电子发射断层成像 (PET) 或它们的组合。可以在不偏离本发明的范围的情况下存在其他医疗方式。

[0023] 在各实施例中，在辐射诊疗过程之前，向所关注的体部提供辐射示踪剂。辐射示踪剂提供了正电子源以便实时跟踪所述体部。所述方法然后接收体部的位置数据 361（如果尚未接收）。在各种实施例中，接收体部的位置数据包括用机器的参考点（例如，辐射源）登记所述体部。在各种实施例中，用机器登记所述体部包括使用机器的辐射源执行低剂量 CT 扫描。在某些实施例中，接收一个或多个体部的位置数据以及用机器登记每个体部包括，检测多个发射事件并绘制事件的图形以识别所述体部。将理解的是，可存在其他用外部辐射机器登记体部的方法而不偏离本发明的范围。在某些实施例中，接收体部的位置数据包括接收不被照射的区域的位置数据。

[0024] 所述方法还包括：从与关注的体部相交的正电子湮没事件检测重合发射路径 362，沿检测的发射路径对准辐射源 363，然后沿检测的发射路径将辐射引导到所述体部 364。在各实施例中，在检测到发射事件时，所下载的位置数据用于判定事件是否与关注的体部相交。

[0025] 在各实施例中，辐射源和发射检测器围绕一个或多个体部移动以允许检测发射事件并从多个角度引导辐射。从多个角度将辐射导向体部最大程度上减少了将介入的身体部分（如健康组织）暴露于辐射。在各实施例中，使用在先的成像调整辐射源的强度以考虑所述体部在其他身体部分内的深度。在各实施例中，随着诊疗过程的进展，控制器根据诊疗过程期间检测的发射事件分析一个或多个关注的体部并构建其图形。在各实施例中，随着图形变得更加详细，控制器根据所述图形沿检测的发射路径有选择地对准和引导辐射。

[0026] 一旦将辐射引导到体部，控制器记录引导到患者的辐射的量或辐射剂量 365。在各

实施例中,与辐射源相对的 x 射线检测器记录导向并穿过所述体部的辐射。控制器监视累计的辐射,并继续检测发射事件和沿检测的发射路径引导辐射,直到已将规定的辐射剂量导向每个关注的体部 366。在各实施例中,检测的正电子发射事件的累计可用于形成关注的体部和周围身体部分的图像。在医疗应用中,检测的正电子发射事件的累计可用于构建所述体部的新陈代谢活动的图像。在某些实施例中,所述图像数据可用于改变后续的治疗。

[0027] 在各实施例中,如在医疗应用中使用的某些实施例,诸如癌变肿瘤组织之类的所关注的体部具备辐射示踪剂作为正电子源,以便实时跟踪所述体部。典型的辐射示踪剂包括发射正电子的不稳定核素。正电子与轨道电子具有相同的质量,但是带有正电荷。正电子的独特特性是其不能在自然界中静止地存在。一旦其失去动能,正电子就立即与带有负电荷的电子结合并经历湮没反应,其中两个粒子的质量完全转化成形式为两个 0.511MeV 湮没光子的能量,所述光子以彼此大约 180 度的角度离开它们的产生位置。两个 511keV 伽马射线的检测形成了借助辐射示踪剂瞄准存活肿瘤组织的基础。

[0028] 在临床实践和癌症研究中常用的辐射示踪剂是氟 -18 氟代脱氧葡萄糖 (FDG),其是一种新陈代谢 PET 辐射示踪剂。FDG (一种类似葡萄糖的物质) 被诸如大脑、肾脏以及癌症细胞之类的利用较高葡萄糖的细胞所吸收,其中磷酸化防止了葡萄糖被完整地释放。这样,存活患病组织将比健康组织更强烈地吸收和聚集新陈代谢 PET 辐射示踪剂。由于死亡组织不会吸收辐射示踪剂,所以新陈代谢辐射示踪剂的附加益处是其提供了肿瘤的存活组织的实时跟踪。结果,在沿检测的发射路径施加放疗中,所述方法提供了高度的确定性,即辐射不仅被精确地施加到肿瘤,而且被施加到肿瘤的存活组织。将理解的是,在不偏离本发明的范围的情况下,可以使用其他具有正电子发射放射性核素的辐射示踪剂,包括但不限于氟 -18、碳 -11、氧 -15 以及氮 -13。

[0029] 图 4A-4D 示出了根据本发明的一个实施例的用于检测重合正电子湮没发射路径并将辐射对准所述发射路径的装置 401 的截面图。图 4A-4D 包括处于装置 401 内的患者 420。该患者在要照射的体部 422 内具有存活肿瘤组织。所述装置包括:控制器 407、产生高能辐射的辐射源 402、帮助使高能辐射成形并精确引导高能辐射的准直组件 410、x 射线检测器阵列 408,以及正电子发射断层成像 (PET) 传感器阵列 404。辐射源 402、准直组件 410、x 射线检测器 408 以及 PET 传感器 404 位于旋转机架 406 上。机架 406 被安装到静止框架 (未示出)。在各实施例中,与控制器 407 相连的运动控制系统 409 将机架 406 和所安装的设备围绕患者 420 移动。

[0030] 图 4B 示出了装置 401 执行低剂量 MeV CT 扫描以登记患者相对于装置 401 的位置。可以使用解剖学上的标记或其他标记方案来利用所述装置登记患者的身体位置。登记使得控制器能够将一个或多个关注的体部 (包括不应被照射的那些体部) 的几何坐标与装置 401 的几何坐标相关。在登记之后,控制器 407 控制装置 401 以监视与体部 422 相交的正电子湮没发射路径、将辐射源对准所述发射路径,以及沿检测的发射路径引导辐射。在监视正电子湮没事件时,辐射源 402、准直组件 410、PET 传感器 404 以及高能辐射检测器 408 使用与控制器 407 相连的运动系统 409 围绕患者旋转。

[0031] 图 4C 示出了与体部 422 相交的重合正电子发射路径 412 的检测。在检测到重合发射事件和路径 412 时,控制器 407 记录重合发射路径的几何坐标。如果检测的路径 412 与关注的体部 422 相交,则控制器 407 启动辐射源的对准,并在运动系统已将辐射源 402 移动

到与发射路径 412 对准后沿所述发射路径触发辐射。沿与发射路径相同的路径施加辐射提供了将辐射精确施加到肿瘤的存活组织的高度确定性。除了将辐射源移动到检测的发射路径的角度以外,对准还包括配置准直组件 410 以沿正电子发射路径精确引导辐射。在各实施例中,精确和及时地对准辐射包括在机架 406 正在围绕患者旋转时重新配置准直组件。

[0032] 图 4D 示出了根据本发明的一个实施例的所述装置沿检测的发射路径引导辐射。所述控制器协调机架的运动、准直组件的配置以及辐射源的触发,以便沿与检测的正电子发射路径相同的路径从辐射源 402 提供辐射。准直组件 410 允许分割辐射束,使得扇形束中的期望射线可以通过,同时完全阻隔其他射线。准直组件的重新配置的发生非常迅速,从而可在辐射源 402 围绕机架 406 的每个角位置都具有新的配置。

[0033] 随着机架 406 的旋转,对于多个正电子发射事件重复检测、对准和触发辐射,直到在每个关注的体部中达到期望的辐射剂量。在各实施例中,控制器记录从 x 射线检测器 408 接收的读数以检验总辐射剂量。将理解的是, x 射线检测器可以包括一个或多个高能检测器,所述高能检测器包括但不限于 MeV 检测器、高能千电子伏特 (keV) 检测器或它们的组合。

[0034] 在各实施例中,控制器 407 包括与一个或多个肿瘤的位置有关的数据。在此类实施例中,控制器协调发射事件的检测以及到多个体部的辐射的触发和引导。在各实施例中,从先前成像中将体部位置数据下载到控制器中。所述数据允许控制器以高度的确定性判定检测的发射事件路径是否与关注的体部相交。

[0035] 如上所述,当检测到与关注的体部相交的正电子发射事件时,控制器 407 重新配置准直组件 410 以使得来自辐射源 402 的辐射在指定时间内遵循与检测的发射路径相同的路径。在各实施例中,在机架 406 围绕患者 420 旋转辐射源 402 和传感器 404、408 的同时完成准直组件的重新配置。机架旋转速度、控制器的处理延迟以及检测到发射事件时辐射源的位置是决定发射事件与沿发射路径引导和触发辐射之间的延迟的一些因素。在医疗应用中,将辐射源对准发射路径提高了肿瘤跟踪准确性,即使由于诸如呼吸之类的正常身体功能造成肿瘤移动也是如此。在某些实施例中,机架包括多个辐射源。多个辐射源允许更快速地完成治疗,允许减小检测发射事件与对准辐射源之间的延迟,或同时允许更快的治疗和减小的延迟。

[0036] 在各实施例中,所述装置对准和引导辐射以响应各个正电子湮没事件。在各实施例中,所述控制器在机架旋转时对检测的正电子湮没发射进行排队、对准辐射并将辐射导向先前检测的发射路径。在某些实施例中,沿选定的排队路径顺序地对准和引导辐射源。在某些实施例中,根据辐射源围绕体部的当前位置沿选定的排队路径对准和引导辐射源,从而可选择较新检测到的路径,因为辐射源将在更早检测的路径之前接近该路径。在某些实施例中,所述控制器将选定的辐射路径排队一时间间隔,然后在通过排队附加辐射路径重复所述过程之前沿队列的选定路径对准和引导辐射。通过调整感测事件与沿检测的发射路径递送辐射之间的期望时间间隔,所述装置可建立具有不同数量的辐射递送路径的队列。还可以使用算法以在所述装置的移动量最小的情况下提供辐射。可以存在其他算法和程序而不偏离本发明的范围。

[0037] 在某些实施例中,所述控制器将对准和触发辐射源的步调调整为患者的诸如呼吸之类的周期性功能的步调。例如,假设感测出患者的呼吸周期为每几秒钟重复一次。在控

制器感测与关注体部相交的辐射事件时,控制器记录其中发生这些事件的呼吸周期的阶段并控制移动、对准和触发辐射源中协调后的延迟,以便与呼吸周期的相同阶段保持一致。

[0038] 本发明的各实施例以二维或三维模式对准和引导辐射。在二维模式中,针对辐射源的每个指定角位置重新配置多叶辐射准直器,以使辐射路径位于顶点在辐射源处的扇形中。图 5 示出了根据本发明的一个实施例的准直器组件 550。紧接多叶准直器 553 之前的一对准直器夹片(jaw)551 将辐射源 555 的锥形发散 554 限于特定平面 552。下部夹片 553 的操作允许将辐射对准辐射路径平面内的多个体部。在各实施例中,可以以连续方式或以步进-照射方式平移工作台以治疗体部的多个薄片。如果连续地平移工作台,则工作台速度应考虑到到每个体部的规定剂量。

[0039] 在采用三维治疗模式的装置的情况下,可以与准直组件叶 553 协调地移动限制锥形辐射束发散 554 的准直器夹片 551。尽管辐射被限于特定平面,但是准直组件夹片的协调运动允许针对辐射源的给定位置进行各个平面的治疗。对于圆形机架和 C 臂装置,三维模式允许准直组件以对所述装置的中心轴倾斜的角度提供辐射。此外,与二维模式相比,对于所述装置的给定位置,三维模式允许控制器响应 PET 传感器阵列的视场的更大部分内的多个重合发射路径。

[0040] 图 6A-6C 示出了根据本发明的一个实施例的 C 臂机架装置 660。装置 660 包括安装到所述装置的旋转部分 664 的辐射源 661、准直组件 662 和 PET 照相机 663。所述装置的固定部分 665 提供对旋转部分 664 的支撑。图 6A 示出了所述装置的正视图,其中辐射源位于工作台 666 上方并且 PET 照相机 663 位于工作台 666 的两侧。控制器(未示出)在旋转部分 664 围绕工作台 666 移动设备时提供辐射源 661、准直组件 662、PET 照相机 663 以及运动的控制和协调。图 6B 示出了所述装置的正视图,其中辐射源 661、准直组件 662 以及 PET 照相机 663 围绕工作台 666 旋转 90 度。对于三维模式的治疗,针对辐射源的每个指定角位置重新配置多叶 x 射线准直器,使得辐射路径位于顶点在辐射源处的圆锥内。

[0041] 在各实施例中,为了治疗体部的多个薄片,可以以连续方式或以步进-照射方式平移工作台 666。图 6C 示出了 C 臂机架装置 660 的侧视图,其中朝向所述装置平移工作台 666。在各实施例中,在连续平移工作台的情况下,将控制工作台速度以允许将规定的辐射剂量导向每个体部。

[0042] 在各实施例中,装置 660 包括与辐射源相对的高能(MeV)检测器,以便记录和检验导向每个体部的辐射量或辐射剂量。在某些实施例中,使用组合的 MeV/PET 检测器而不是 MeV 检测器。组合的 MeV/PET 检测器允许检测 511keV PET 发射以及高能辐射两者。此类布置增大了 PET 检测器的覆盖并允许更快的辐射诊疗过程。将理解的是,在不偏离本发明的范围的情况下可以存在 PET 和高能 x 射线检测器的其他组合,包括但不限于 keV/PET 检测器。

[0043] 在各实施例中,所述辐射包括由线性加速器(linac)产生的 x 射线。可以存在用于提供辐射的其他辐射类型和辐射源而不偏离本发明的范围。此类辐射和辐射源包括但不限于高能光子、由放射性同位素(例如,铀或钴 60)产生的辐射线或粒子、高能电子、质子束、中子束以及重离子束。

[0044] 在一个实施例中,使用单光子发射计算的断层成像(SPECT)实现所述装置,所述 SPECT 设置有针孔照相机和/或准直式 SPECT 传感器以代替 PET 传感器检测来自辐射性事

件的发射光子的方向。

[0045] 在一个实施例中,辐射源不旋转。将辐射源(例如,铅封装的钴 60)与 PET 检测器交替地布置在机架周围。在此情况下,来自特定辐射源的辐射将遵循相邻 PET 传感器对所检测的发射路径。

[0046] 在一个实施例中,将两个或更多辐射源附加到旋转机架。控制器对准所述辐射源中的每个辐射源以响应不同的发射路径。与仅使用单个辐射源相比,多个辐射源允许在检测发射路径与沿该路径引导辐射之间的更小的时间窗口。

[0047] 在各实施例中,所述装置针对单独的手术或针对与发射引导放疗同时的手术提供了其他放疗模式。其他放疗模式包括但不限于,基于治疗体部的先前成像的辐射治疗、三维保角束 RT、强度调制的 RT 或它们的组合。

[0048] 本申请旨在覆盖本发明的改变和变型。将理解的是,上述描述旨在是示例性的而非限制性的。应参考所附权利要求连同所述权利要求的法律等同物的完整范围一起确定本发明的范围。

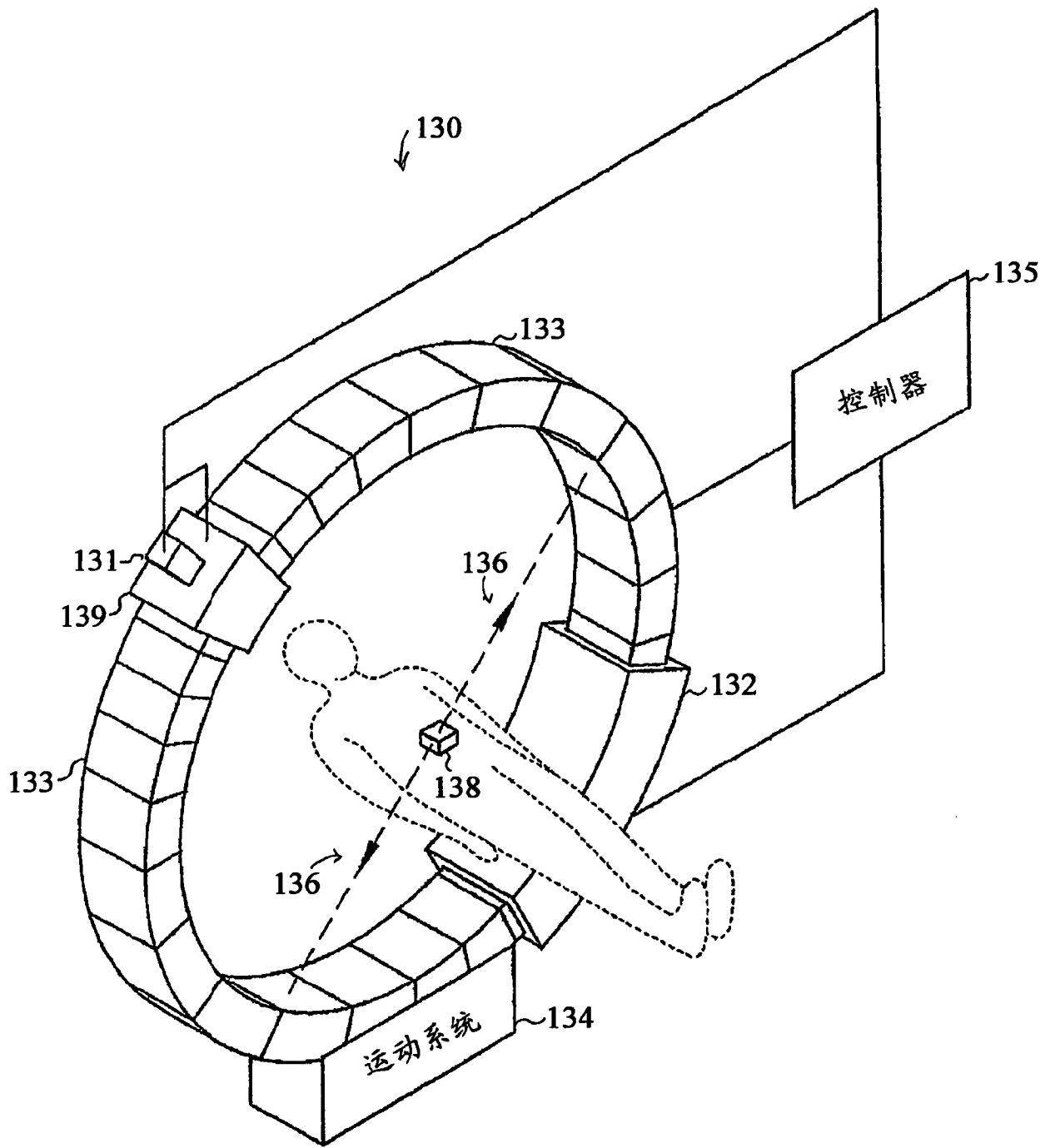


图 1

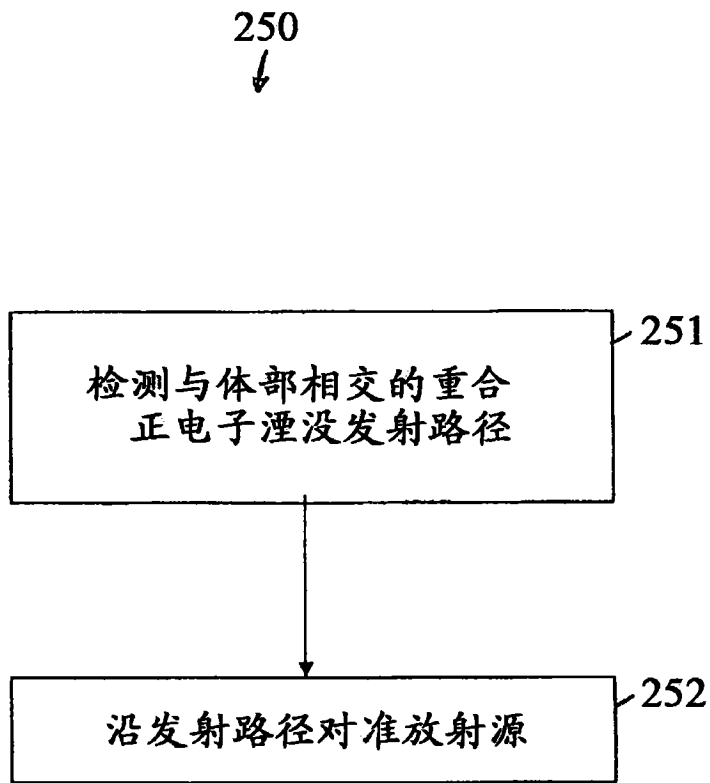


图 2

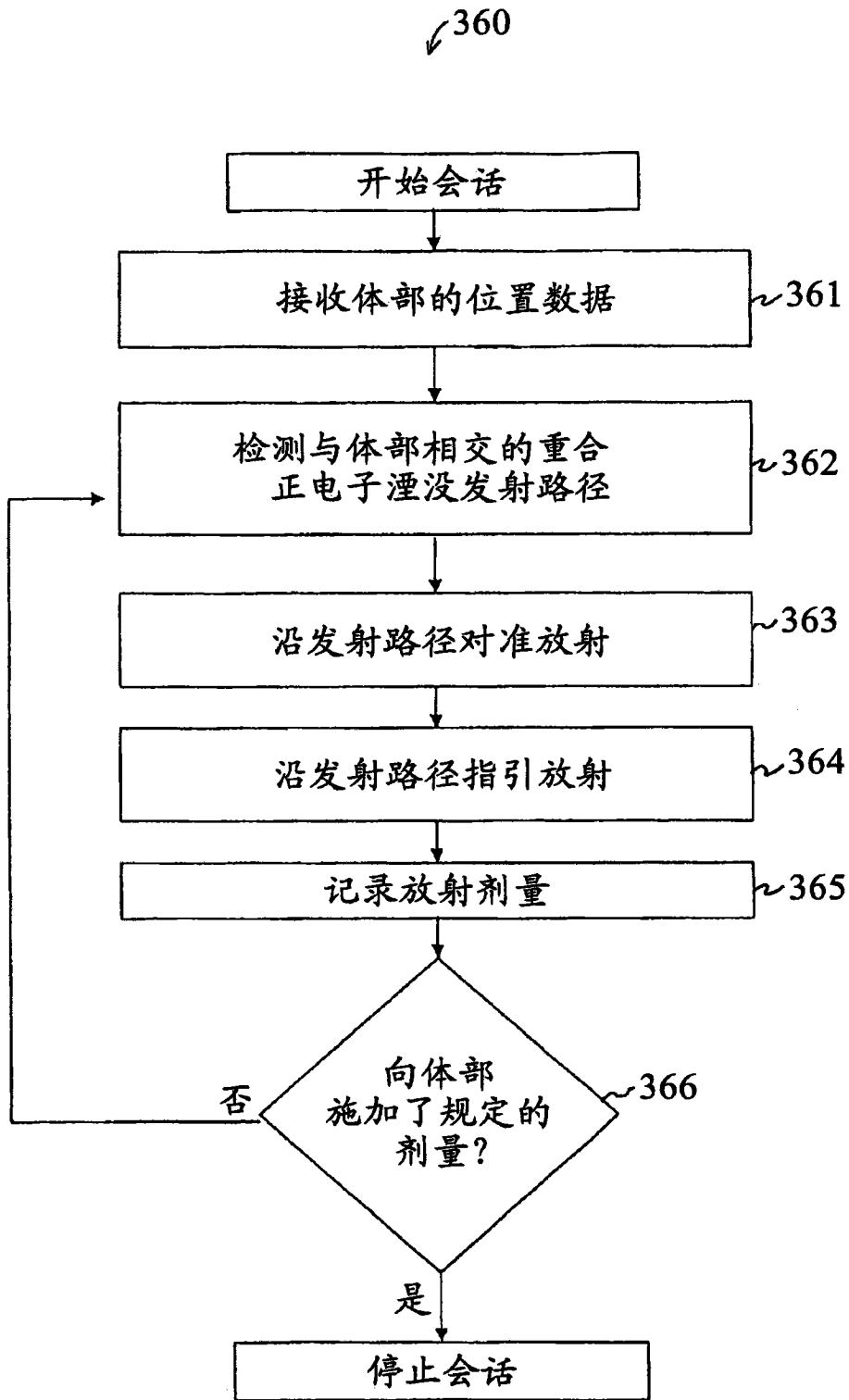


图 3

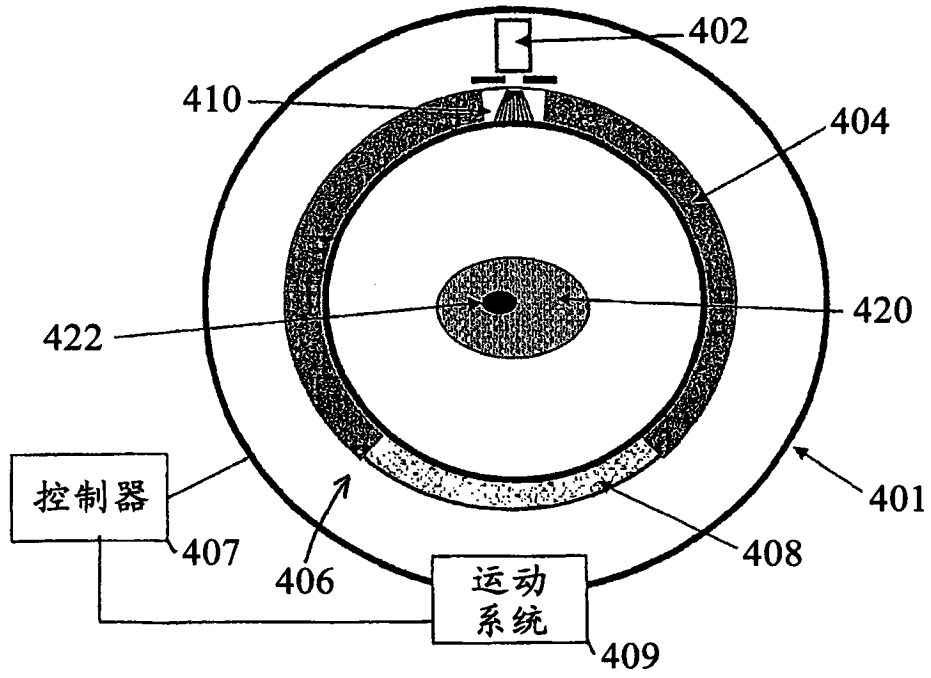


图 4A

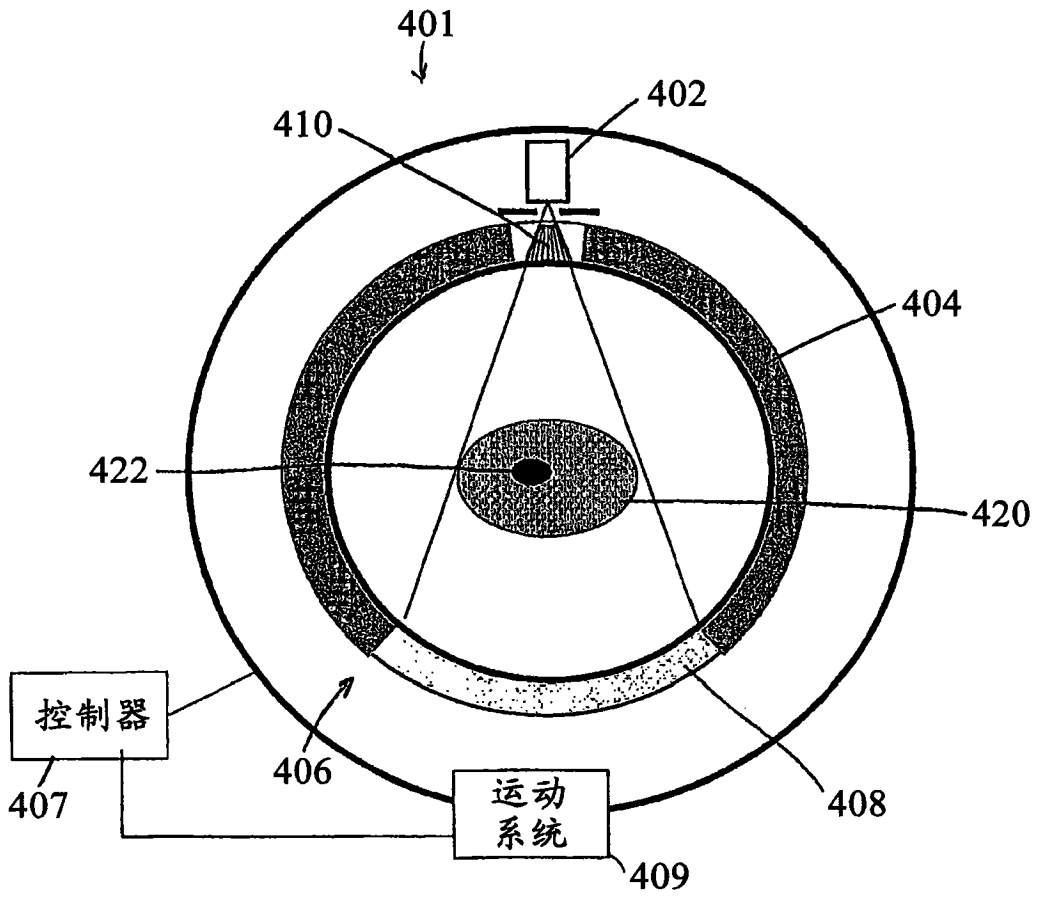


图 4B

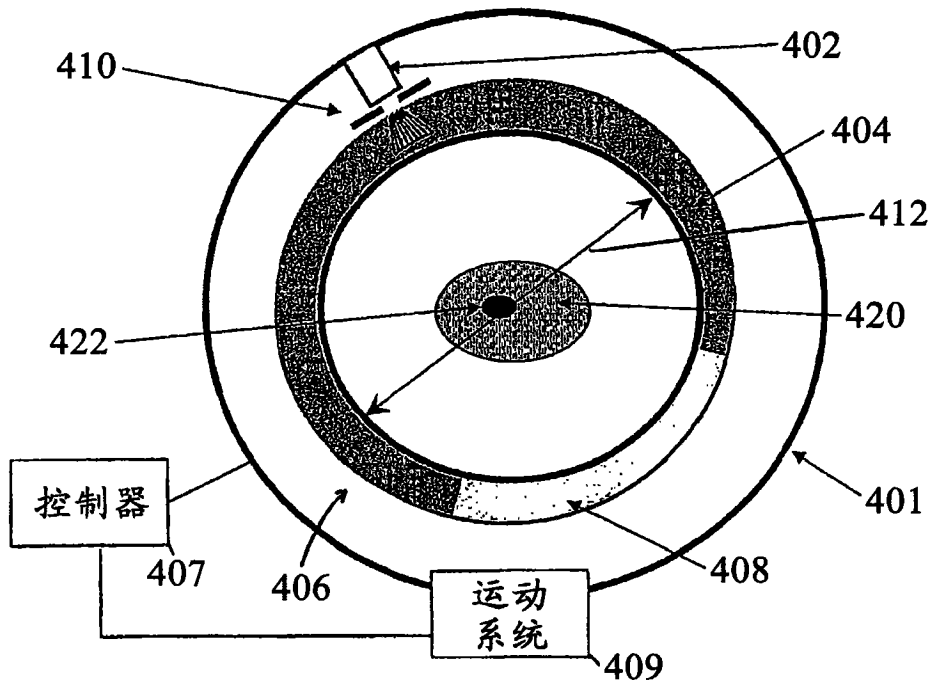


图 4C

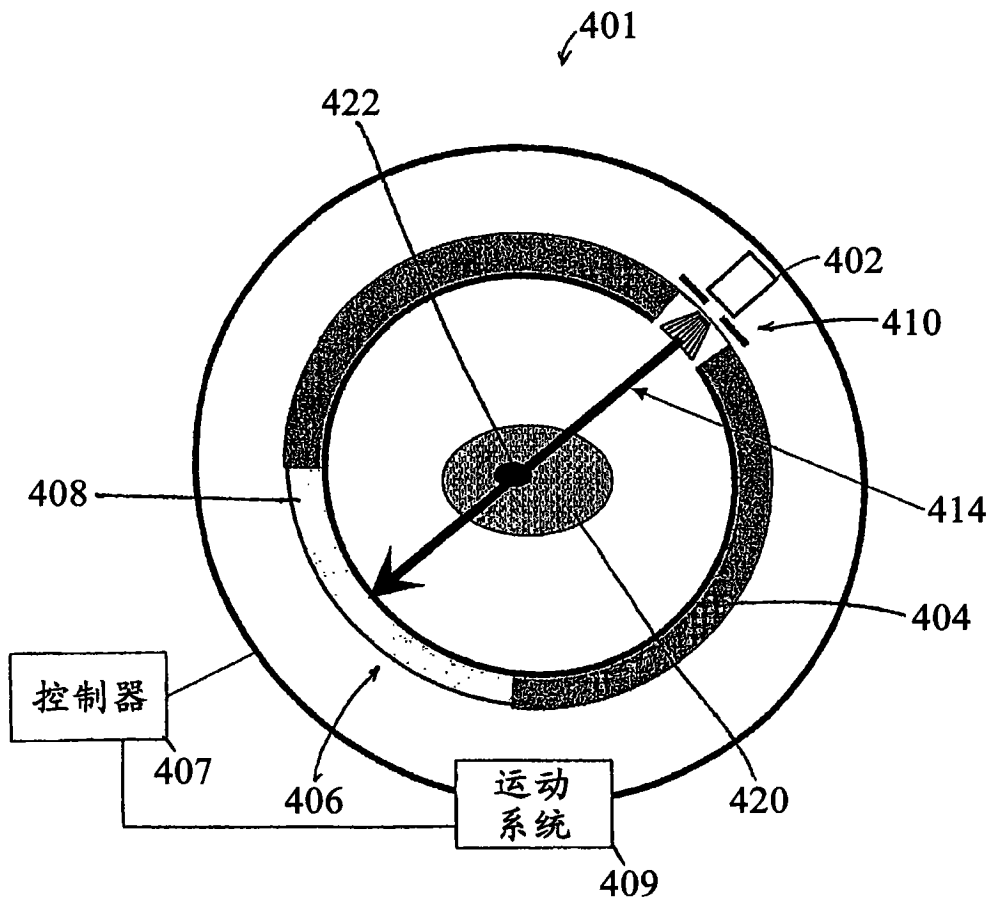


图 4D

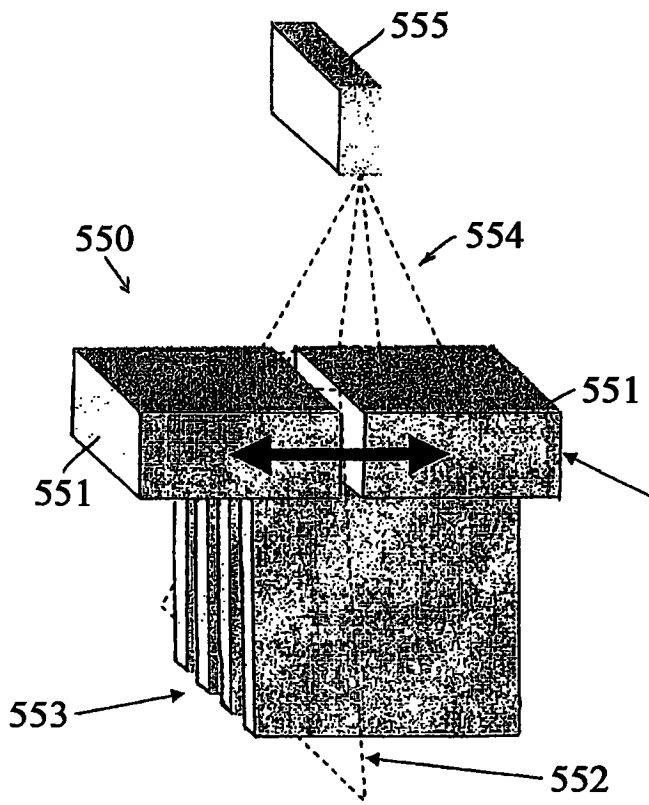


图 5

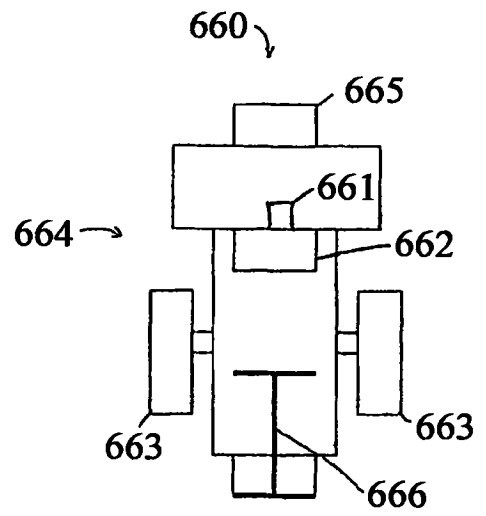


图 6A

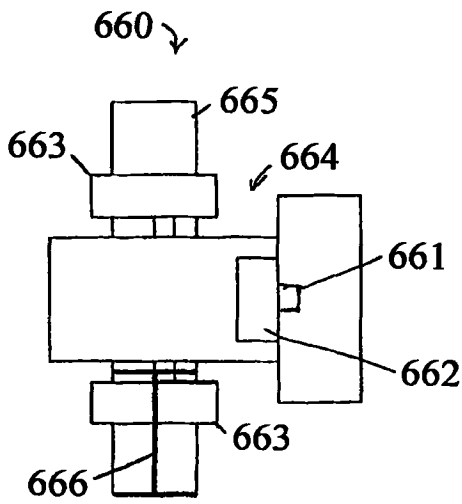


图 6B

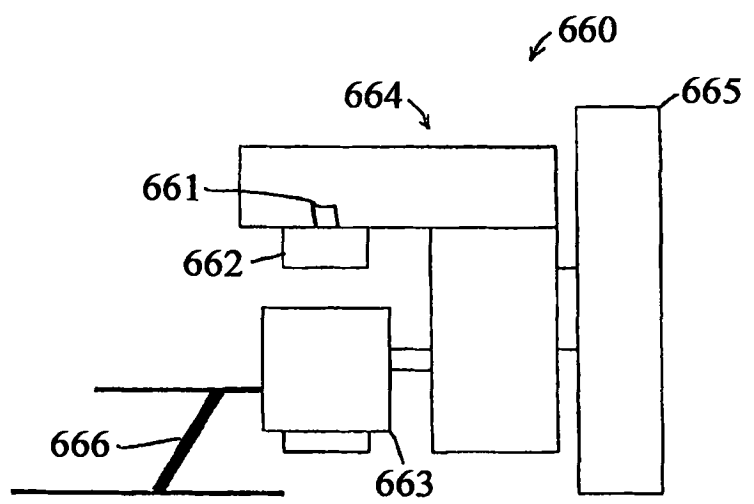


图 6C