

一种放射治疗装置及其控制方法

相关申请的交叉引用

本申请要求于 2024 年 06 月 25 日日提交中国专利局，申请号为 202410823506.6，申请名称为“一种放射治疗装置及其控制方法”的中国专利申请的优先权，其全部内容通过引用结合在本申请中。

技术领域

本申请涉及一种放射治疗装置，尤其涉及一种带有扇形束 CT 组件的放射治疗装置。本申请还涉及上述放射治疗装置的控制方法。

背景技术

图像引导在放射治疗的患者摆位、自适应放疗中扮演了极为重要的角色，使得放疗摆位过程看得见、看得准，并朝着更加清晰、精准的方向发展。各厂家先后推出了基于图像引导的产品，如超声、锥形束电子计算机断层扫描(Cone Beam Computed Tomography, CBCT)、磁共振，甚至正电子发射计算机断层显像(Positron Emission Tomography, PET)引导的产品，来实现更优异的解剖结构成像、软组织成像或生物功能成像，以提高治疗精度。这些技术已经实现在患者治疗前、治疗中获取患者容积影像，对肿瘤、正常组织或患者体表轮廓进行成像、定位，实现摆位过程中对解剖结构的精准三维定位，并根据位置变化调整位置或计划。

并且为了进一步确保图像引导位置的精确，避免因病人移动造成图像误差，现有技术中也具有将图像引导装置与放射治疗装置集成至一体的技术方案。但上述图像引导的现有技术中，受限于技术原理的限制，难以胜任自适应放疗对于软组织分辨能力、CT 值线性、均匀性、准确性等指标的要求，成为自适应放疗过程中的自动勾画和剂量计算的瓶颈之一。

而同样可以实现图像引导的传统扇形束 CT，是放疗科金标准级别的图像技术，在兼顾上述需求的情况下具有较高的性价比。但扇形束 CT 需要连续高速转动实现成像，且其自身占用空间大，重量大，且一般的放疗设备，在放射治疗时，转速一般不超过 4RPM，而 CT 成像一般是在 30RPM 到 80RPM。因此在将二者结合在一起时，需要考虑放疗设备在高速状态下的稳定性和安全性等，与放疗装置集成于一体的难度大，是目前现有技术的技术空白。

申请内容

针对上述问题，本申请公开了一种放射治疗装置及其控制方法，其巧妙的将扇形束 CT 集成于放射治疗装置，通过一个转动架同时实现放射治疗和 CT 成像，且无需病人大范围的移位，可提供高精度的图像引导。

本申请还公开了一种上述放射治疗装置的控制方法。

为了实现上述目的，本申请采用以下技术方案：

本申请提供了放射治疗装置，其包括固定座、转动架、治疗束组件和扇形束 CT 组件。转动架能够转动地设置于固定座。治疗束组件和扇形束 CT 组件设置于转动架。加速器治疗头的治疗束的轴线所在的转动平面、与扇形束 CT 组件的诊断束的轴线所在的转动平面共面，且治疗束的轴线和诊断束的轴线交汇于转动架的转动轴。治疗束组件包括加速器治疗头、脉冲调制器、磁控管和与加速器治疗头相对设置的治疗束成像单元。扇形束 CT 组件包括扇形束 CT 球管和与扇形束 CT 球管相对设置的诊断束探测单元。治疗束的轴线与诊断束的轴线相互垂直且共面。脉冲调制器设置在加速器治疗头和诊断束探测单元之间，脉冲调制器的脉冲单元沿指向转动轴的径向设置。磁控管设置在加速器治疗头和扇形束 CT 球管之间，磁控管沿指向转动轴的径向设置。

在放射治疗装置的一种示意性实施方式中，放射治疗装置还包括水冷装置和、分水器、进水管和回水管。水冷装置设置于转动架，且沿指向转动轴的径向设置于治疗束成像单元的外侧。分水器设置于转动架，且设置于加速器治疗头和扇形束 CT 球管之间，为加速器发热器件提供冷却水。进水管和回水管连接于水冷装置和分水器之间，进水管和回水管为圆心在转动轴的弧形管。

在放射治疗装置的一种示意性实施方式中，水冷装置包括水冷管和膨胀罐，水冷管沿转动架的转动切向设置。膨胀罐平行于转动轴设置，且与水冷管连接。

在放射治疗装置的一种示意性实施方式中，放射治疗装置还包括一个屏蔽体，屏蔽体移动地设置于诊断束探测单元的径向内侧，其具有能够在加速器治疗头工作时遮蔽诊断束探测单元的遮蔽位置，和在扇形束 CT 球管工作时露出诊断束探测单元的打开位置；屏蔽体的厚度由靠近所述治疗束成像单元的一端呈阶梯状减小。

在放射治疗装置的一种示意性实施方式中，加速器治疗头包括加速管，转动架上设置有固定板，固定板开设有用于加速管通过的通孔；固定板上设置有沿通孔外缘凸起的固定圈、以及嵌设于固定圈内部并与固定圈同心的调节圈；加速管穿过固定圈与调节圈，并通过安装臂与调节圈连接；固定圈上设置有两对顶丝，两对顶丝分别穿过固定圈且可调节地抵接在调节圈的外侧壁，以实现加速管在水平方向上的位置调节；安装臂至少包括三个悬臂，三个悬臂的一端共同形成的连接圈套设在加速管的外部，三个悬臂的另一端均设置在调节圈上；每个悬臂均通过螺栓组件与调节圈可调节连接，以实现加速管在垂直方向上的位置调节；螺栓组件至少包括垂直调节螺栓以及贯穿于垂直调节螺栓内部并与调节圈螺接的固定螺栓；垂直调节螺栓的两端分别设置有垫片，垂直调节螺栓的外部套设有弹簧。

在放射治疗装置的一种示意性实施方式中，放射治疗装置还包括：

第一驱动装置，第一驱动装置用于驱动转动架转动；

第一驱动装置包括：转子和定子；

转子为环形，驱动转动架转动；转子上设置有多个磁体；多个磁体沿转子的周向均匀设置；

定子为环形，套设在转子的外侧，并与固定座固定连接；定子上设置有多组线圈，多组线圈沿定子的周向均匀设置。

本申请还提供了一种放射治疗装置的控制方法，控制方法包括：控制放射治疗装置进入治疗工作状态，治疗工作状态下，控制转动架带动治疗束组件移动到治疗位置实现放射治疗；控制放射治疗装置进入诊断工作状态，诊断工作状态下，控制转动架带动扇形束 CT 组件连续转动实现诊断成像。控制方法进一步包括：从治疗工作状态向诊断工作状态切换前，控制治疗束组件回位至预设位置；在切换至诊断工作状态后，检测治疗束组件是否脱离其预设位置，如果检测到脱离预设位置，则控制转动架降速，进入低速保护状态。

在放射治疗装置的控制方法的一种示意性实施方式中，控制转动架进入低速保护状态的步骤进一步包括：检测设置在转动架上的各部件在转动切向上的受力允许值；根据最小的受力允许值获得转动架的加速度允许值；根据加速度允许值获得转动架的最大减速曲线；根据最大减速曲线控制转动架的减低转速，进入低速保护状态。

在放射治疗装置的控制方法的一种示意性实施方式中，控制方法还包括：在进入治疗工作状态或诊断工作状态前，进行在线监测，以确定治疗束的轴线和诊断束的轴线交汇于转动架的转动轴。

在放射治疗装置的控制方法的一种示意性实施方式中，在线监测包括：

将待测模体安装在治疗床的固定位置，并将模体中心移动至预先标定的机械中心位置；控制治疗床分别沿不同方向进行多次移位，在每次移动后均通过治疗束组件进行一次成像；控制治疗束组件对模体进行 EPID 图像采集，将模体中心配准至 EPID 图像中的影像中心位置，并得到模体的配准结果；控制治疗束组件对模体进行 Winston-lutz 测试，并且结合配准结果分析得到治疗束的辐射中心与机械中心位置的一致性结果，并对治疗束组件进行调整；控制扇形束 CT 组件对模体进行 CT 成像，分析得到诊断束的成像中心与机械中心位置的一致性结果，并对扇形束 CT 组件进行调整。

在放射治疗装置的控制方法的一种示意性实施方式中，控制扇形束 CT 组件对模体进行 CT 成像，分析得到诊断束的成像中心与所述机械中心位置的一致性结果，还包括：将模体中心再次移动至机械中心位置，控制扇形束 CT 组件以对模体进行图形引导，并通过 EPID 图像采集分析得到模体的影像中心位置在 EPID 坐标系中的投影坐标值；通过调整 CT 组件，修正该影像中心位置的投影坐标值与 EPID 机械中心坐标值之间的偏差。

在放射治疗装置的控制方法的一种示意性实施方式中，放射治疗装置还具有多个振动传感器，控制方法进一步包括：当一个振动传感器检测的振动数据超过第一预设振动阈值，则控制转动架进入低速保护状态。

在放射治疗装置的控制方法的一种示意性实施方式中，放射治疗装置包括与所述振动传感器对应设置的至少四个配重装置，每个所述配重装置均包括第二驱动装置以及可通过第二驱动装置移动位置的配重结构，

控制方法进一步包括：当因振动传感器的振动数据超过第一预设振动阈值进入低速保护状态后，根据发出该振动数据的振动传感器，调整与其对应的配重装置中的配重结构的配重位置。

在放射治疗装置的控制方法的一种示意性实施方式中,控制方法进一步包括:当振动传感器检测的振动数
据超过第二预设振动阈值,控制放射治疗装置除转动架外的所有动力电源断开,且转动架逐渐减速进入低速保
护状态,直至特定转速后断电。

在放射治疗装置的控制方法的一种示意性实施方式中,放射治疗装置的加速器治疗头包括多叶准直器,控
制治疗束组件回位至预设位置的步骤进一步包括:回位多叶准直器,使多叶准直器的叶片移动方向与转动架的
转动轴平行。

在放射治疗装置的控制方法的一种示意性实施方式中,多叶准直器包括一对叶片移动架,一对叶片移动架
能够相对移动并承载有叶片。控制治疗束组件回位至预设位置的步骤进一步包括:回位多叶准直器的叶片移动
架,使一对叶片移动架回位至相互对称位置。

在放射治疗装置的控制方法的一种示意性实施方式中,放射治疗装置的治疗束组件包括有成对设置的射野
光阑,控制治疗束组件回位至预设位置的步骤进一步包括:回位射野光阑,使射野光阑回位至相互对称位置。

在放射治疗装置的控制方法的一种示意性实施方式中,放射治疗装置还包括用于保持加速器发热器件恒温
的水冷装置,从治疗工作状态向诊断工作状态切换前,降低水冷装置的供水量至一预设供应值。

在放射治疗装置的控制方法的一种示意性实施方式中,放射治疗装置还包括设置于转动架的风扇,从治
疗工作状态向诊断工作状态切换前,降低风扇的转速至一预设转速值。

由上述可知,本申请实施例采用的上述至少一个技术方案能够达到以下有益效果:一方面,通过一个转动
架能够同时带动治疗束组件和扇形束 CT 组件,既可以实现放射治疗又可以实现 CT 成像,在 CT 成像和放疗切
换时,病人无需移位,使得治疗和成像的中心均交汇于一处,定位精准,在治疗时不需要考虑传统的移位补偿,
直接实施治疗,避免了图像误差,使得基于 CT 成像制定的治疗计划更加准确;另一方面,在治疗工作状态向
诊断工作状态切换时,通过控制治疗束组件回位至预设位置的方式,在保护治疗束组件的部件不会因高速转动
造成损坏的同时,还可以使高速转动的装置处于动态平衡状态,进而保护整体装置,使得设备整体可以达到最
高 80RPM 的高转速,进行 CT 成像;再一方面,由于放射治疗装置中同时集成有治疗束组件和扇形束 CT 组
件,因此在病人完成 CT 诊断后,无需其他准备流程,就可以直接实施放疗计划,由此简化了实施步骤,改进
和优化了治疗流程。

附图说明

通过阅读下文优选实施方式的详细描述,各种其他的优点和益处对于本领域普通技术人员将变得清楚明
了。附图仅用于示出优选实施方式的目的,而并不认为是对本申请的限制。而且在整个附图中,用相同的参考
符号表示相同的部件。在附图中:

图1用以说明放射治疗装置的一种示意性实施方式立体结构图。

图2用以说明放射治疗装置的另一种示意性实施方式立体结构图。

图3用以说明放射治疗装置的水冷系统的一种示意性实施方式示意图。

图4用以说明从治疗工作状态向诊断工作状态切换前的具体控制步骤。

图5用以说明多叶准直器的一种示意性实施方式的结构示意图。

图6用以说明控制转动架进入低速保护状态的步骤。

图7用以说明振动传感器及配重装置的布置示意图；

图8用以说明放射治疗装置的固定圈与调节圈的结构示意图；

图9用以说明放射治疗装置的第一驱动装置的结构示意图。

标号说明：

- 10 固定座
- 20 转动架
- 21 固定板
- 22 转动轴
- 23 固定圈
- 24 调节圈
- 25 顶丝
- 26 安装臂
- 27 螺栓组件
- 271 垂直调节螺栓
- 272 固定螺栓
- 273 垫片
- 274 弹簧
- 30 治疗束组件
- 31 治疗束
- 32 治疗束的轴线
- 33 加速器治疗头
- 331 多叶准直器
- 332 叶片
- 333 叶片移动架
- 35 治疗束成像单元
- 361 转子

- 362 定子
- 40 扇形束CT组件
- 41 诊断束
- 42 诊断束的轴线
- 43 扇形束CT球管
- 44 屏蔽体
- 45 诊断束探测单元
- 452 探测器
- 50 脉冲调制器
- 60 磁控管
- 72 水冷装置
- 722 水冷管
- 724 膨胀罐
- 74 分水器
- 76 进水管
- 78 回水管
- 80 振动传感器
- 82 配重装置

具体实施例

为使本申请的目的、技术方案和优点更加清楚，下面将结合本申请具体实施例及相应的附图对本申请技术方案进行清楚、完整的描述。显然，所描述的实施例仅是本申请一部分实施例，而不是全部的实施例。基于本申请中的实施例，本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例，都属于本申请保护的范围。

在本文中，“示意性”表示“充当实例、例子或说明”，不应将在本文中被描述为“示意性”的任何图示、实施方式解释为一种更优选的或更具优点的技术方案。

为使图面简洁，各图中只示意性地表示出了与本申请相关的部分，它们并不代表其作为产品的实际结构。另外，为使图面简洁便于理解，在有些图中具有相同结构或功能的部件，仅示意性地绘示了其中的一个，或仅标出了其中的一个。

以下结合附图，详细说明本申请各实施例提供的技术方案。

图 1 用以说明放射治疗装置的一种示意性实施方式立体结构图。如图 1 所示,放射治疗装置包括有固定座 10、转动架 20、治疗束组件 30 和扇形束 CT 组件 40。

其中,转动架 20 能够转动地设置于固定座 10,转动架 20 上设置有治疗束组件 30 和扇形束 CT 组件 40,使转动架 20 可以同时带动治疗束组件 30 及扇形束 CT 组件 40 一起转动。

图 1 用虚线表示了治疗束组件 30 的治疗束 31,以及用虚线表示了扇形束 CT 组件 40 的诊断束 41。治疗束组件 30 随转动架 20 转动后,治疗束 31 的轴线 32 (参见图 2) 会在一个转动平面内转动。扇形束 CT 组件 40 随转动架 20 转动后诊断束 41 的轴线 42 (参见图 2) 也会在一个转动平面内转动。

本申请中,使治疗束 31 的轴线 32 所在的转动平面,与诊断束 41 的轴线 42 所在的转动平面相互重合,即位于同一平面内,且使治疗束 31 的轴线 32 和诊断束 41 的轴线 42 交汇于转动架 20 的转动轴 22,参见图 2。本申请中的轴线定义为沿治疗束或诊断束的中心发射方向而形成的一条假想线。

采用上述设计后,通过一个转动架 20 能够同时带动治疗束组件 30 和扇形束 CT 组件 40,既可以实现放射治疗又可以实现 CT 成像。且因治疗束组件中加速器治疗头的治疗束的轴线所在的转动平面、与扇形束 CT 组件的诊断束的轴线所在的转动平面共面,治疗束 31 的轴线 32 和诊断束 41 的轴线 42 交汇于转动架 20 的转动轴 22,故在 CT 成像和放疗切换时,病人无需移位,使得治疗和成像的中心均交汇于一处,定位精准,基于 CT 成像制定的治疗计划更准确,在治疗时不需要考虑传统的移位补偿,直接实施治疗,可以避免图像误差,治疗更准确;在治疗工作状态向诊断工作状态切换时,通过控制治疗束组件回位至预设位置的方式,在保护治疗束组件的部件不会因高速转动造成损坏的同时,还可以使高速转动处于动态平衡状态,进而保护整体装置,使得设备整体可以达到最高 80RPM 的高转速,进行 CT 成像。

此外,由于放射治疗装置中同时集成有治疗束组件和扇形束 CT 组件,因此在病人完成 CT 诊断后,无需其他准备流程,就可以直接实施放疗计划,由此简化了实施步骤,改进和优化了治疗流程。

在图 1 和图 2 所示的实施方式中,治疗束组件 30 包括加速器治疗头 33、脉冲调制器 50、磁控管 60 和与加速器治疗头 33 相对设置的治疗束成像单元 35,治疗束成像单元 35 例如选用平板探测器。扇形束 CT 组件 40 包括扇形束 CT 球管 43 和与扇形束 CT 球管 43 相对设置的诊断束探测单元 45,诊断束探测单元 45 例如图中所示,采用多个成弧形排布的探测器 452。且治疗束 31 的轴线 32 与诊断束 41 的轴线 42 相互垂直设置。优选地,治疗束成像单元 35 包括电子射野影像装置 (EPID, Electronic Portal Imaging Device),其是加速器质量控制检测技术中的重要设备,可进一步包括射线探测装置和射线信号处理装置。

上述使治疗束 31 的轴线 32 与诊断束 41 的轴线 42 相互垂直的设置方式可以使整体结构的布局更合理,主要考虑到两个原因:

一是治疗束组件 30 和扇形束 CT 组件 40 都是重量很重的设备,在转动架 20 转动的过程中,尤其是在 CT 成像过程中,需要高速连续转动,需要合理分配加速器治疗头 33、治疗束成像单元 35、扇形束 CT 球管 43 以

及诊断束探测单元 45 之间的位置关系，以保证重心尽量靠近转动架 20 的转动轴 22。

二是加速器治疗头 33 通常是兆伏级(Mega Volt, MV)，扇形束 CT 球管 43 通常是千伏级(Kilo Volt, KV)，在加速器治疗头 33 发出辐射时或扇形束 CT 球管 43 发出辐射时，都有可能对其他部件造成损伤，故上述排布方式可以尽量避免上述损伤。

在图 2 所示的实施方式中，脉冲调制器 50 设置在加速器治疗头 33 和所述诊断束探测单元 45 之间，脉冲调制器 50 的脉冲单元自身沿指向转动轴 22 的径向设置。磁控管 60 设置在加速器治疗头 33 和扇形束 CT 球管 43 之间，磁控管 60 沿指向转动轴 22 的径向设置。

脉冲调制器 50 用于控制进入至加速器治疗头 33 的高压脉冲，其需要随加速器治疗头 33 一起设置于转动架 20，将脉冲调制器 50 沿指向转动轴 22 的径向设置，与其转动后的主要受力方向一致，对脉冲调制器 50 的内部结构形成保护。

磁控管 60 是用来产生微波能的电真空器件，其作为放射治疗的重要装置也需要随加速器治疗头 33 一起设置于转动架 20，将磁控管 60 沿指向转动轴 22 的径向设置，可以使磁控管内的灯丝在高度转动时，减少转动时灯丝的偏摆、移动等，使阴极的位置保持稳定，提高高压工作下的稳定性。

在图 1 和图 8 所示的实施方式中，加速器治疗头 33 包括加速管，转动架 20 上设置有固定板 21，固定板 21 开设有用于加速管通过的通孔；固定板 21 上设置有沿通孔外缘凸起的固定圈 23、以及嵌设于固定圈 23 内部并与固定圈 23 同心的调节圈 24；加速管穿过固定圈 23 与调节圈 24，并通过安装臂 26 与调节圈 24 连接；固定圈 23 上设置有两对顶丝 25，两对顶丝 25 分别穿过固定圈 23 且可调节地抵接在调节圈 24 的外侧壁，以实现加速管在水平方向上（X、Y 方向）的位置调节；

如图 8 所示，安装臂 26 至少包括三个悬臂，三个悬臂的一端共同形成的连接圈套设在加速管的外部，三个悬臂的另一端均设置在调节圈 24 上；每个悬臂均通过螺栓组件 27 与调节圈 24 可调节连接，以实现加速管在垂直方向上的位置调节；螺栓组件 27 至少包括垂直调节螺栓 271 以及贯穿于垂直调节螺栓 271 内部并与调节圈 24 螺接的固定螺栓 272；垂直调节螺栓 271 的两端分别设置有垫片 273，垂直调节螺栓 271 的外部套设有弹簧 274。

需要说明的是，在本申请中，可以定义平行于地面且和转动轴垂直的方向为 X 方向，定义转动轴的延伸方向为 Y 方向，定义垂直于地面（与 X 方向和 Y 方向正交）的方向为 Z 方向；因此，在本实施例中，固定圈 23 上分别设置有两对呈 X 方向、Y 方向分布的顶丝，X 方向及 Y 方向上每对顶丝的其中一个顶丝孔内还安装有弹簧（例如图 8 中左侧和前侧的顶丝），两对顶丝分别穿过固定圈 23 抵在调节圈 24 的外侧壁，同时弹簧也可抵在调节圈的外侧壁；

如图 8 所示，在调节时，通过调节水平方向上的四个顶丝，就可以调节加速管在水平方向上的位置。由于存在机架的干扰，导致左侧的水平调节螺栓不方便调节，因此，可以直接调节右侧螺栓，通过弹簧的弹力使加

速管回调，由此可实现调节圈 24 以及与其连接的加速管在 X、Y 方向的位置调节，调节更方便，克服了机械干涉。同时，由于在调节过程中，弹簧始终使水平调节螺栓保持在压紧状态以压设在调节圈 24 上，使得水平调节螺栓的调节精度更准确。

继续参考图 8，图中的三个螺栓组件 27 均包括垂直调节螺栓 271 以及贯穿于垂直调节螺栓 271 内部并与调节圈 24 螺接的固定螺栓 272，当垂直调节螺栓 271 调节到位后，拧紧固定螺栓 272 并压紧垂直调节螺栓 271，以起到螺栓组件 27 的固定作用。垂直调节螺栓 271 的上端和下端分别设置有垫片 273，即垂直调节螺栓 271 的下端通过一对垫片抵接在调节圈 24 上，固定螺栓 272 也可通过一对垫片压住垂直调节螺栓 271 的上端；由此可通过垂直调节螺栓 271 的旋进或者旋出以调节 Z 方向上的三个悬臂的高度，从而调节加速管的垂直高度。同时，本实施例将垫片的配合面设置为曲面，即垂直调节螺栓上端垫片的配合面为曲面，垂直调节螺栓下端垫片与调节圈 24 的配合面也为曲面，因此，在调节过程中，可使得上下两对垫片之间的曲面相对滑动，以起到微调作用；此外，垂直调节螺栓 271 外部套设的弹簧 274 可起到压紧作用，以提高调节精度。

另外，在图 2 所示的实施方式中，放射治疗装置还包括有水冷装置 72、分水器 74、进水管 76 和回水管 78。水冷装置 72 设置于转动架 20，且沿指向转动轴 22 的径向设置于治疗束成像单元 35 的外侧。分水器 74 设置于转动架 20，且设置于加速器治疗头 33 和扇形束 CT 球管 43 之间，为加速器发热器件提供冷却水。进水管 76 和回水管 78 分别连接于水冷装置 72 和分水器 74 之间，且进水管 76 和回水管 78 为弧形管，圆心位于转动轴 22。

水冷装置 72 可以实现对加速器治疗头 33 的冷却工作，将水冷装置 72 也设置在转动架 22 更有助于冷却管路的设计。当然，应当理解，通过调整水的温度，除了降温之外还能起到升温的作用，从而使设备的部件一直趋近于合适的恒温。

同时上述方案中，加速器治疗头 33 和扇形束 CT 球管 43 之间设置有分水器 74 和磁控管 60，加速器治疗头 33 和诊断束探测单元 45 之间设置有脉冲调制器 50，而水冷装置 72 也被设置在转动架 22 上，并沿指向转动轴 22 的径向被设置在治疗束成像单元 35 的外侧，上述布局可以使整体的重量分布更均衡，可以保证整体设备转动后整体的动态平衡，即水冷装置 72 的设置本身可以起到配重作用。

还需注意到，水冷装置 72 和分水器 74 之间的进水管 76 和回水管 78 被设置为弧形管，且使该弧形管的圆心位于转动架 20 的转动轴 22。采用该设计后，在高速转动的情况下，可以避免水流在进水管 76 和回水管 78 内形成水锤现象。

图 3 用以说明放射治疗装置的水冷系统的一种示意性实施方式示意图。如图 3 所示，水冷装置 72 包括有沿转动架 20 的转动切向设置的水冷管 722，水冷装置 72 还包括有与水冷管 722 连接、平行于转动轴 20 设置的膨胀罐 724。现有的水冷装置，为了减少体积，其水冷管是竖直向折叠排布，膨胀罐 724 也是竖直向排布。本申请该布置也是考虑到高速转动后水冷装置 72 的受力方向，保证整个装置更稳定。

除了上述给设备部件降温的水冷装置外,放射治疗装置还配备了风冷装置,风冷装置包括空调设备的外机、室内机及管道,外机为变频式,空调室内机送风通过风管将冷风送入设备外壳内,给设备整机降温,其回风与设备外壳连通,最终回到空调室内机。空调室内机可以安装在设备室的吊顶上或者地坑内。设备外壳内设置多个温度传感器,当其中一个传感器探测到温度超过一定阈值时,控制系统控制风冷装置提高冷风送风量及降低送风温度,进行快速降温。而在正常工作中,风冷装置在治疗工作状态和诊断工作状态的送风量和送风温度不同,在诊断工作状态温度更低,送风温度更低,送风量更大。在放射治疗装置从治疗工作状态切换诊断工作状态时,控制系统会控制风冷装置进行温度调整。

图1和图2所示实施方式中,放射治疗装置还包括一个屏蔽体44,该屏蔽体44能够移动地设置于诊断束探测单元45的径向内侧,其具有能够在加速器治疗头33工作时遮蔽诊断束探测单元45的遮蔽位置,和在扇形束CT球管43工作时露出诊断束探测单元44的打开位置。例如,在一些实施方式中,屏蔽体44呈阶梯状结构,靠近治疗束成像单元35的一端厚度较厚,然后厚度呈阶梯状逐渐缩减,并可安装在屏蔽体安装座上;将驱动电机安装在诊断束探测单元45的外壳上,屏蔽体安装座通过驱动电机进行驱动,且可带动屏蔽体44沿转动架20的转动轴22向Z方向往复移动。

如上文所述,在治疗束组件30和扇形束CT组件40设置于同一转动架20后,需要考虑到辐射会损伤其他器件的问题,尤其是治疗束组件30的加速器治疗头33通常是兆伏级(Mega Volt, MV),其在工作时射线会被反射至其他位置,虽然通过使治疗束的轴线与诊断束的轴线相互垂直设置,已经尽量避免上述问题,但是通过设置屏蔽体44可以进一步提高对诊断束探测单元45的保护,并且,设置成阶梯状,使得对于靠近治疗束成像单元35的强反射区保护力度更强,而较远的位置,反射的射线较小,不需要太厚的厚度,可以减轻屏蔽体重量,使在有限的空间下,既可以合理布局治疗束组件30、扇形束CT组件40及其他部件,又可以提高在治疗束组件30工作时对扇形束CT组件40的保护。当然,屏蔽体44的厚度可参照“GBZ/T 201.2-2011放射治疗机房的辐射屏蔽规范”进行设计,本申请对此不作限制。

本实施例所示实施方式中,所述放射治疗装置还包括:

第一驱动装置,第一驱动装置用于驱动转动架20转动;

第一驱动装置包括:转子361和定子362;

转子361为环形,驱动转动架20转动;转子361上设置多个磁体;多个磁体沿转子361的周向均匀设置;

定子362为环形,套设在转子361的外侧,并与固定座10固定连接;定子362上设置有多组线圈,多组线圈沿定子362的周向均匀设置。

另外,在本申请的技术方案中,上述放射治疗装置中的第一驱动装置,在工作状态下,该第一驱动装置中的转子361上的多个磁体可以产生相应的磁场;当定子362的线圈中通入一定电流后将产生变化的磁场,该磁

场与转子 361 所产生的磁场发生相互作用产生电磁推力,推动转子 361 与定子 362 发生转动。由于定子 362 固定在底座上,因此转子 361 将在电磁推力的作用下产生转动,从而可以驱动与转子 361 固定的转动架 20 也产生转动,并带动治疗束组件 30 和扇形束 CT 组件 40 绕转动中心轴线转动。因此,当需要使用治疗束组件 30 或扇形束 CT 组件 40 时,可以通过第一驱动装置驱动发生转动,并带动治疗束组件 30 或扇形束 CT 组件 40 转动到相应的位置。

由于第一驱动装置可以直接对转动架 20 进行驱动,而并不用设置齿轮、变速箱等结构,因此使得治疗束组件 30 和扇形束 CT 组件 40 在变速、高速、超低速的情况下均能受控稳定运行,使得转速最高可以达到 80RPM。

本申请还提供了一种放射治疗装置的控制方法,该放射治疗装置至少包括有图 1 所示的固定座 10、转动架 20、治疗束组件 30 和扇形束 CT 组件 40,转动架 20 能够转动地设置于固定座 10,转动架 20 上设置有治疗束组件 30 和扇形束 CT 组件 40,使转动架 20 可以同时带动治疗束组件 30 及扇形束 CT 组件 40 一起转动。其中,治疗束组件 30 的治疗束 31 的轴线 32 所在的转动平面、与扇形束 CT 组件 40 的诊断束 41 的轴线 42 所在的转动平面共面,且治疗束 31 的轴线 32 和诊断束 41 的轴线 42 交汇于转动架 20 的转动轴 22。

治疗束组件 30 包括加速器治疗头 33 和与加速器治疗头 33 相对设置的治疗束成像单元 35,治疗束成像单元 35 例如选用平板探测器。扇形束 CT 组件 40 包括扇形束 CT 球管 43 和与扇形束 CT 球管 43 相对设置的诊断束探测单元 45,诊断束探测单元 45 例如图中所示,采用多个成弧形排布的探测器 452。且治疗束 31 的轴线 32 与诊断束 41 的轴线 42 相互垂直设置。

放射治疗装置还包括有脉冲调制器 50 和磁控管 60。脉冲调制器 50 设置于转动架 20,且设置在加速器治疗头 33 和所述诊断束探测单元 45 之间,脉冲调制器 50 自身沿指向转动轴 22 的径向设置。磁控管 60 设置于转动架 20,且设置在加速器治疗头 33 和扇形束 CT 球管 43 之间,磁控管 60 沿指向转动轴 22 的径向设置。

控制方法能够控制放射治疗装置进入至治疗工作状态或诊断工作状态。其中,治疗工作状态下,控制转动架带动治疗束组件移动到治疗位置实现放射治疗,诊断工作状态下,控制转动架带动扇形束 CT 组件连续转动实现诊断成像。

控制方法进一步包括,从治疗工作状态向诊断工作状态切换前,控制治疗束组件 30 回位至预设位置。且在切换至诊断工作状态后,检测治疗束组件 30 是否脱离其预设位置,如果检测到脱离预设位置,则控制转动架 20 降速,进入低速保护状态。

如上文所述,在 CT 成像过程需要高速连续转动,且治疗束组件 30 和扇形束 CT 组件 40 都是重量很重的设备,所以治疗束组件 30 工作后,需要考虑连续高速转动对治疗束组件 30 造成的影响,以及治疗束组件 30 工作后,会对高速转动后的动态平衡造成的影响。上述控制方法即考虑到上述影响,在保护治疗束组件的部件不会因高速转动造成损坏的同时,还可以使高速转动处于动态平衡状态,保护整体装置。

另外,在高速转动过程过程中,如果治疗束组件脱离其预设位置,会控制转动架 20 降速,使整体装置进

入低速保护状态，防止因动平衡被打破造成设备损坏。

请参见图 4，图 4 用以说明从治疗工作状态向诊断工作状态切换前的具体控制步骤。图 4 仅为示意性说明，实际工况下步骤之间不分先后顺序。另外，放射治疗装置的治疗束组件 30 会包括射野光阑，加速器治疗头包括多叶准直器 331，放射治疗装置包括位于转动架 20 的水冷装置 72 和风扇。

如图 4 所示，在步骤 S10 发现准备切换诊断工作状态后，可进入至步骤 S12、S14、S16，其中步骤之间不分先后顺序，最后再进入至步骤 S20，切换至诊断工作状态。其中，步骤 S12、S14、S16 具体为：

步骤 S12，使治疗束组件 30 回位至预设位置，其中进一步包括步骤 S122 和步骤 S124：

步骤 S122，回位多叶准直器 331，可同时参见图 1 和图 5，多叶准直器 331 位于固定板 21 的下侧，使多叶准直器 331 的叶片 332 移动方向（图中双向箭头所示方向），与转动架 20 的转动轴 22（参见图 2）平行。回位后，在高速转动的情况下，叶片 332 的移动方向与转动的切线方向始终相互垂直，不但可以保护叶片 332，且可以避免叶片 332 发生位移。另外步骤 S122 可进一步包括，回位多叶准直器 331 的一对叶片移动架 333，叶片移动架 333 工作时能够相对移动并承载有叶片 332，回位控制使一对叶片移动架 333 带动叶片 332 回位至相互对称位置，即在叶片 332 和叶片移动架 333 所在平面内，将其回位至中心线两侧的对称位置，减少在高速转动下对动平衡的影响。

步骤 S124，回位治疗束组件 30 的射野光阑，射野光阑（图中未画出）通常是成对设置的，上述步骤控制使成对的射野光阑回位至相互对称位置，以减少在高速转动下对动平衡的影响。

步骤 S14，降低水冷装置 72（参见图 2 和图 3）的供水量至一预设供应值，以减少水冷系统的水压和流量。因在切换至诊断工作状态后，治疗束组件 30 不在工作，散热需求下降，此时减少水冷装置 72 的供水量也可以保证基础散热，且可以减少高速转动下水流对治疗束组件 30（主要是加速器治疗头）的冲击。

步骤 S16，降低放射治疗装置的风扇（图中未画出）的转速至一预设转速值。风扇也起到对治疗束组件 30 的降温作用，在切换至诊断工作状态后，高速转动会引起风扇产生更大的振动和噪音，容易损坏。此时减少风扇的转速，可以减小上述振动和噪音，提高风扇的使用寿命，提高用户体验。

在切换至诊断工作状态后，本申请的控制方法还包括控制转动架 20 降速，进入低速保护状态的步骤。如图 6 所示，该步骤进一步以下步骤：

步骤 S32，检测设置在转动架上的各部件在转动切向上的受力允许值；

步骤 S34，比较各部件的受力允许值，并根据最小的受力允许值获得转动架的加速度允许值；

步骤 S36，根据加速度允许值获得转动架的最大减速曲线；

步骤 S38，根据最大减速曲线控制转动架减低转速，进入低速保护状态。

上述控制方法，可以避免在高速转动过程中突然减速，对转动架 20 上的部件的冲击，并且该减速过程也可以为后续转动动作的急停形成缓冲。

除检测到治疗束组件脱离其预设位置后,可以控制转动架进入低速保护状态外,其他情况下,也可以控制转动架进入低速保护状态。例如请参见图 7,其放射治疗装置还可设置多个振动传感器 80,其中振动传感器 80 可以环绕转动架 20 的转动轴 22 均匀排布。每个振动传感器 80 都可以感测相应位置的振动数据,一旦有振动传感器 80 的振动数据超过第一预设振动阈值,则控制转动架 20 进入至上述低速保护状态,以形成对放射治疗装置的保护。

可以理解,在进入成像状态前,放射治疗装置中的转子会进入静止状态,在屏蔽体 44、叶片移动架 333 回归到对称位置以使得叶片 332 移动至与转动轴平行的方向之后,再缓慢提速并进入高速状态,达到所需位置;因此,放射治疗装置在低速和静止状态下,可通过校准操作实现静态平衡,但是在高速状态下,由于加速器治疗头 33、治疗束成像单元 35、扇形束 CT 球管 43 和诊断束探测单元 45 等具有较大重量,所以上述组件在离心力作用下会外扩偏移,而由于各部件的重量、结构以及强度等并不相同,其也形变不同,因此会导致整机在高速状态下产生较大的振动。为解决上述问题,在一些实施例中,还可以设置多个对应各振动传感器 80 的配重装置 82,以调整配重并实现装置的动平衡调节。

参加图 7,控制方法进一步包括,当因振动传感器的振动数据超过上述第一预设振动阈值进入低速保护状态后,根据发出该振动数据的振动传感器,调整对应位置的配重装置 82 中配重结构的配重位置,以动态调整转动架 20 上的整体配重,使其满足高速旋转的需求。

控制方法进一步包括:当振动传感器检测的振动数据超过第二预设振动阈值,控制放射治疗装置除转动架外的所有动力电源断开,且转动架逐渐减速进入低速保护状态,直至特定转速后断电,由此在紧急情况下,使得转动架能够减速至低速状态后停机,在保护放射治疗装置的同时,提高了使用的安全性。

在一些优选的实施方式中,转动架上设置有四套配重装置 82,四套配重装置 82 内分别包含第二驱动装置以及可通过第二驱动装置移动位置的配重结构,且四套配重装置 82 分别安装在靠近加速器治疗头 33、治疗束成像单元 35、扇形束 CT 球管 43 和诊断束探测单元 45 的合适位置。

例如,所述第二驱动装置上设置有沿转动架 20 径向布置的两根平行的第一蜗杆,第一蜗杆上设置有第一滑动块,两个第一滑动块之间设置有沿垂直于第一蜗杆方向布置的第二蜗杆,第二蜗杆上设置有第二滑动块,第二滑动块中空且其内部设置有多个螺纹孔(例如四个螺纹孔),每个螺纹孔上均螺接有第三滑动块,第三滑动块即为沿转动架 20 轴向均匀布置的升降块,该第三滑动块通过旋转电机驱动实现自旋转,从而沿螺纹孔实现自升降;此外,旋转电机均设置抱闸,以防高速转动时发生移动。

本申请实施例中设置配重装置的优势主要在于:一方面,通过在每个第二滑动块中配置不同个数、不同位置的升降块,能够更灵活的进行重量调整,更利于不同重量治疗头等部件的配平,进而在静止状态时可实现装置的静平衡调节。另一方面,在状态切换前可以先降速,同时根据振动传感器的实时检测结果,对四个配重装置中配重结构的位置进行调整,最终将振动减小至误差允许范围内。在调整过程中,通过旋转电机驱动蜗杆可实

现第一滑块和第二滑块在径向/垂直于径向两个方向上的位置调整，并通过旋转电机驱动第三滑块自转升降以实现其在轴向上的位置调整，以精准调节升降块在轴向的重心，从而更准确地实现装置的动平衡调节。

控制方法还包括：在进入治疗工作状态或诊断工作状态前，进行在线监测，以确定治疗束的轴线和诊断束的轴线交汇于转动架的转动轴。当然，除了上述情况外，也可定时、定次或按需求进行在线监测，此处不做限制。

可以理解，由于本申请的放射性治疗装置会在出厂前进行校准，最终使得治疗束的轴线、诊断束的轴线和转动轴相交于旋转中心处，也就是使得治疗束等中心点和诊断束在等中心平面的中心落在机械中心位置处，并且在调整完成后可预先标记机械中心位置，病人每次在治疗和诊断成像时，均会将靶区位置移动到预先标记的机械中心位置。

因此，本申请设置在线监测功能的目的在于，在治疗和成像之前判断治疗束和诊断束是否交于旋转轴，也就是治疗束中心和成像束中心是否落在机械中心位置处，并综合各项测量指标以校准放射治疗装置各个部件存在的偏差。例如，先测量治疗床是否存在到位误差，如果不存在，则执行 Winston-lutz 测试（温斯顿-卢茨测试，用于等中心点的测量及验证），分析得到治疗束中心与机械中心的一致性；然后再通过成像分析成像束中心与机械中心的一致性。由此通过诊断和治疗前的检查，确保成像束中心和治疗束中心交于等中心点，从而保证治疗和成像的精度，保证本设备的设计初衷。

具体测量过程包括但不限于如下情况：测量治疗束成像单元测量物理距离（成像中心与机械中心位置之间的距离）的数值偏差，判断治疗束成像单元是否存在成像误差；测量是否存在到位精度偏差；通过治疗测试分析得到治疗束的辐射中心与机械中心位置（即为治疗束放射的等中心位置）的一致性，通过 CT 成像测试分析诊断束的成像中心与机械中心位置的一致性。

在完成上述各类测量后，可以综合物理距离的数值偏差、到位精度偏差、以及一致性结果等，分别对治疗束组件以及扇形束 CT 组件等各个部件进行配准；例如，若治疗束中心偏离了旋转轴心，则可通过加速管调节装置（如调整调节圈及悬臂的位置）以调节加速管，从而保证治疗束的轴线交于机械中心位置（等中心位置），同时保证整体装置处于静态平衡状态。

此外，本申请还可以针对装置中的其他部件进行测量及调整，例如，可以测量多叶准直器运动速度的准确性、叶片的到位精度偏差等，并基于偏差结果进行配准，此处不做赘述。当然，以上内容仅为示范性描述，不能理解为本申请的限制。

在一些实施方式中，在线监测包括：将待测模体安装在治疗床的固定位置，并将模体中心移动至预先标定的机械中心位置；控制治疗束组件对模体进行成像，分析得到治疗束成像单元的成像中心与预先标定的机械中心位置之间物理距离的数值偏差；

在一些实施方式中，在线监测还包括：将待测模体安装在治疗床的固定位置，并将模体中心移动至预先标

定的机械中心位置；控制所述治疗床分别沿不同方向进行多次移位，在每次移动后均通过治疗束组件进行一次成像；

在具体操作时，可先将模体中心移动至激光虚拟中心（位于机器外），在经过其他初始操作之后，由治疗床自动走位将模体中心从激光虚拟中心移动至机械中心位置；之后控制治疗床分别沿不同方向进行多次移位，在每次移动后均通过治疗束组件进行一次成像；

通过当前成像与前一次成像的叠加结果，分别分析得到治疗床在不同方向上的到位精度偏差；根据数值偏差和到位精度偏差调整治疗床的位置，并将模体中心再次移动至预先标定的机械中心位置；控制治疗束组件对模体进行 Winston-lutz 测试，分析得到治疗束的辐射中心与机械中心位置的一致性结果，并对治疗束组件进行配准；

可以理解，治疗床的多次移位需要在相对方向上进行，并且治疗床在相反方向上的移动距离应保持一致，以使得多次移动位置相互对称。例如，本实施例中确定到位精度偏差的步骤具体包括：

向 Y 方向移动治疗床第一距离（如 m 距离），通过治疗束组件对模体进行第一次成像，通过第一次成像，分析得到治疗床向 Y 方向运动第一距离的到位精度偏差；向 Y 向反方向移动治疗床 2m 距离（即回位 m 距离至初始位置后再向反方向移动 m 距离），通过治疗束组件对模体进行第二次成像，将第一次成像和第二次成像叠加，分析得到治疗床向 Y 向反方向移动治疗床 2m 距离的到位精度偏差；

向 X 方向移动治疗床第二距离（如 n 距离），通过治疗束组件对模体进行第三次成像，通过第三次成像与第二次成像的叠加，分析得到治疗床向 X 轴方向运动第二距离的到位精度偏差；向 X 向反方向移动治疗床 2n 距离，通过治疗束组件对模体进行第四次成像，将第四次成像与第三次成像的叠加，分析得到治疗床向 X 向反方向运动 2n 距离的到位精度偏差；

向 Z 方向移动治疗床第三距离（如 L 距离），通过治疗束组件对模体进行第五次成像，将第五次成像与第四次成像的叠加，分析得到治疗床向 Z 方向运动第三距离的到位精度偏差；向 Z 向反方向移动治疗床 2L 距离，通过治疗束组件对模体进行第六次成像，将第六次成像与第五次成像的叠加，分析得到治疗床向 Z 向反方向运动 2L 距离的到位精度偏差；

进一步地，控制治疗束组件对模体进行 EPID 图像采集，将模体中心配准至 EPID 图像中的影像中心位置，并得到模体的配准结果；控制治疗束组件对模体进行 Winston-lutz 测试，并且结合配准结果分析得到治疗束的辐射中心与机械中心位置的一致性，以对所述治疗束组件进行调整；

当治疗束的辐射中心偏离机械中心位置时，通过加速管调整装置对加速管进行调整，使治疗束的出束位于机械中心，当成像后的模体中心坐标（即模体的影像中心位置在 EPID 坐标系中的投影坐标值）与机械中心在 EPID 上投影坐标值一致，即认为模体已移动至机械中心。

通过扇形束 CT 组件对模体进行 CT 成像，分析诊断束的成像中心与机械中心位置的一致性。其进一步包

括：将模体中心再次移动至机械中心位置，控制扇形束 CT 组件出来以对模体进行图形引导，并通过 EPID 图像采集分析得到模体的影像中心位置在 EPID 坐标系中的投影坐标值；通过调整 CT 组件，修正该影像中心位置的投影坐标值与 EPID 机械中心坐标值（即机械中心在 EPID 上的投影坐标值）之间的偏差。

具体实施时，机械中心位置由特定工装测量并通过金属标记点标定，因此，可通过治疗束出来得出该机械中心位置的标记点在 EPID 图像中的投影坐标。例如，利用图像分析软件得出金属标记点在 EPID 图像上的坐标（a，b），通过移动模体位置并采集 EPID 图像，使得模体中心的金属小球到达坐标（a，b），此时即认为模体中心就在机械中心位置；之后，通过扇形束 CT 组件曝光采集千伏影像，在 CT 组件图形引导的作用下，将模体中心配准至 EPID 图像中的影像中心，并实时观察配准结果即影像中心位置和机械中心位置之间的偏差；若偏差值在预设误差范围内，则无需调整，若偏差值不满足预设误差范围，则需要调整 CT 球管，并重复以上步骤直到满足偏差要求。

由此可通过诊断和治疗前的在线监测，确保诊断束的轴线和治疗束的轴线均交于机械中心位置，从而保证治疗和成像的精度，避免图像误差，使得治疗更为准确。

需要说明的是，上述放射治疗装置的控制方法的各个步骤，能够用于控制前述实施例中提供的放射治疗装置，关于放射治疗装置的相关阐释均适用于放射治疗装置的控制方法，此处不再赘述。

以上所述，仅为本申请的具体实施方式，在本申请的上述教导下，本领域技术人员可以在上述实施例的基础上进行其他的改进或变形。本领域技术人员应该明白，上述的具体描述只是更好的解释本申请的目的，本申请的保护范围应以权利要求的保护范围为准。

权利要求书

1.放射治疗装置，其特征在于，其包括：

固定座；

转动架，所述转动架能够转动地设置于所述固定座；

治疗束组件，其设置于所述转动架，所述治疗束组件包括加速器治疗头、脉冲调制器、磁控管和与所述加速器治疗头相对设置的治疗束成像单元；

扇形束 CT 组件，其设置于所述转动架，所述扇形束 CT 组件包括扇形束 CT 球管和与所述扇形束 CT 球管相对设置的诊断束探测单元；

所述加速器治疗头的治疗束的轴线所在的转动平面、与所述扇形束 CT 组件的诊断束的轴线所在的转动平面共面，且所述治疗束的轴线和诊断束的轴线交汇于所述转动架的转动轴，所述治疗束的轴线与所述诊断束的轴线相互垂直且共面；

所述脉冲调制器设置在所述加速器治疗头和所述诊断束探测单元之间，所述脉冲调制器的脉冲单元沿指向所述转动轴的径向设置；

所述磁控管设置在所述加速器治疗头和所述扇形束 CT 球管之间，所述磁控管沿指向所述转动轴的径向设置；

在线监测模块，用于在进入治疗工作状态或诊断工作状态前，确定所述治疗束的轴线和诊断束的轴线交汇于所述转动架的转动轴。

2.如权利要求 1 所述的放射治疗装置，其特征在于，所述放射治疗装置还包括：

水冷装置，其设置于所述转动架，且沿指向所述转动轴的径向设置于所述治疗束成像单元的外侧；

分水器，其设置于所述转动架，且设置于所述加速器治疗头和所述扇形束 CT 球管之间，为加速器发热器件提供冷却水；以及

连接于所述水冷装置和所述分水器之间的进水管和回水管，所述进水管和所述回水管为圆心在所述转动轴的弧形管。

3.如权利要求 2 所述的放射治疗装置，其特征在于，所述水冷装置包括：

水冷管，其沿所述转动架的转动切向设置，和

膨胀罐，其平行于所述转动轴设置，且与所述水冷管连接。

4.如权利要求 1 所述的放射治疗装置，其特征在于，还包括一个屏蔽体，所述屏蔽体移动地设置于所述诊断束探测单元的径向内侧，其具有能够在加速器治疗头工作时遮蔽所述诊断束探测单元的遮蔽位置，和在所述扇形束 CT 球管工作时露出所述诊断束探测单元的打开位置；

所述屏蔽体的厚度由靠近所述治疗束成像单元的一端呈阶梯状减小。

5.如权利要求1所述的放射治疗装置，其特征在于，所述加速器治疗头包括加速管，

所述转动架上设置有固定板，所述固定板开设有用于加速管通过的通孔；

所述固定板上设置有沿所述通孔外缘凸起的固定圈、以及嵌设于所述固定圈内部并与所述固定圈同心的调节圈；所述加速管穿过所述固定圈与所述调节圈，并通过安装臂与所述调节圈连接；

所述固定圈上设置有两对顶丝，所述两对顶丝分别穿过固定圈且可调节地抵接在调节圈的外侧壁，以实现所述加速管在水平方向上的位置调节；

所述安装臂至少包括三个悬臂，所述三个悬臂的一端共同形成的连接圈套设在所述加速管的外部，所述三个悬臂的另一端均设置在所述调节圈上；

每个悬臂均通过螺栓组件与所述调节圈可调节连接，以实现所述加速管在垂直方向上的位置调节；所述螺栓组件至少包括垂直调节螺栓以及贯穿于所述垂直调节螺栓内部并与所述调节圈螺接的固定螺栓；所述垂直调节螺栓的两端分别设置有垫片，所述垂直调节螺栓的外部套设有弹簧。

6.如权利要求1所述的放射治疗装置，其特征在于，所述放射治疗装置还包括：

第一驱动装置，所述第一驱动装置用于驱动所述转动架转动；

所述第一驱动装置包括：转子和定子；

所述转子为环形，驱动所述转动架转动；所述转子上设置有多个磁体；所述多个磁体沿所述转子的周向均匀设置；

所述定子为环形，套设在所述转子的外侧，并与所述固定座固定连接；所述定子上设置有多组线圈，所述多组线圈沿所述定子的周向均匀设置。

7.一种放射治疗装置的控制方法，其特征在于，用于控制如权利要求1至6任一项所述的放射治疗装置，所述控制方法包括：

控制所述放射治疗装置进入治疗工作状态，所述治疗工作状态下，控制转动架带动治疗束组件移动到治疗位置实现放射治疗；

控制所述放射治疗装置进入诊断工作状态，所述诊断工作状态下，控制转动架带动扇形束CT组件连续转动实现诊断成像；

所述控制方法进一步包括：

从所述治疗工作状态向所述诊断工作状态切换前，控制所述治疗束组件回位至预设位置，

在切换至所述诊断工作状态后，检测所述治疗束组件是否脱离其预设位置，如果检测到脱离预设位置，则控制所述转动架降速，进入低速保护状态；

所述控制方法还包括：

在进入治疗工作状态或诊断工作状态前,进行在线监测,以确定所述治疗束的轴线和诊断束的轴线交汇于所述转动架的转动轴。

8.如权利要求7所述的控制方法,其特征在于,控制所述转动架进入低速保护状态的步骤进一步包括:

检测设置在所述转动架上的各部件在转动切向上的受力允许值,

根据最小的所述受力允许值获得所述转动架的加速度允许值,

根据所述加速度允许值获得所述转动架的最大减速曲线,

根据所述最大减速曲线控制所述转动架的减低转速,进入所述低速保护状态。

9.如权利要求7所述的控制方法,其特征在于,所述在线监测包括:

将待测模体安装在治疗床的固定位置,并将模体中心移动至预先标定的机械中心位置;

控制所述治疗床分别沿不同方向进行多次移位,在每次移动后均通过治疗束组件进行一次成像;

控制治疗束组件对模体进行EPID图像采集,将模体中心配准至EPID图像中的影像中心位置,并得到模体的配准结果;

控制治疗束组件对模体进行Winston-lutz测试,并且结合所述配准结果分析得到治疗束的辐射中心与机械中心位置的一致性结果,以对所述治疗束组件进行调整;

控制扇形束CT组件对模体进行CT成像,分析得到诊断束的成像中心与所述机械中心位置的一致性结果,以对所述扇形束CT组件进行调整。

10.如权利要求9所述的控制方法,其特征在于,所述控制扇形束CT组件对模体进行CT成像,分析得到诊断束的成像中心与所述机械中心位置的一致性结果,还包括:

将所述模体中心再次移动至所述机械中心位置;

控制扇形束CT组件出束以对模体进行图形引导,并通过EPID图像采集分析得到模体的影像中心位置在EPID坐标系中的投影坐标值;

通过调整CT组件,修正该影像中心位置的投影坐标值与EPID机械中心坐标值之间的偏差。

11.如权利要求7所述的控制方法,其特征在于,所述放射治疗装置还具有多个振动传感器,所述控制方法进一步包括:当一个所述振动传感器检测的振动数据超过第一预设振动阈值,则控制所述转动架进入所述低速保护状态。

12.如权利要求11所述的控制方法,其特征在于,所述放射治疗装置还包括与所述振动传感器对应设置的至少四个配重装置,每个所述配重装置均包括第二驱动装置以及可通过第二驱动装置移动位置的配重结构,

所述控制方法进一步包括：

当因所述振动传感器的振动数据超过所述第一预设振动阈值进入所述低速保护状态后，根据发出该振动数据的所述振动传感器，调整与其对应的所述配重装置中的配重结构的配重位置。

13.如权利要求 11 所述的控制方法，其特征在于，所述控制方法进一步包括：

当所述振动传感器检测的振动数据超过第二预设振动阈值，控制所述放射治疗装置除所述转动架外的所有动力电源断开，且所述转动架逐渐减速进入低速保护状态，直至特定转速后断电。

14.如权利要求 7 所述的控制方法，所述放射治疗装置的加速器治疗头包括多叶准直器，其特征在于，

控制所述治疗束组件回位至预设位置的步骤进一步包括：

回位所述多叶准直器，使所述多叶准直器的叶片移动方向与所述转动架的转动轴平行。

15.如权利要求 14 所述的控制方法，所述多叶准直器包括一对叶片移动架，所述一对叶片移动架能够相对移动并承载有所述叶片，其特征在于，

控制所述治疗束组件回位至预设位置的步骤进一步包括：

回位所述多叶准直器的叶片移动架，使所述一对叶片移动架回位至相互对称位置。

16.如权利要求 7 所述的控制方法，所述放射治疗装置的治疗束组件包括有成对设置的射野光阑，其特征在于，

控制所述治疗束组件回位至预设位置的步骤进一步包括：

回位所述射野光阑，使所述射野光阑回位至相互对称位置。

17.如权利要求 7 所述的控制方法，所述放射治疗装置还包括用于保持加速器发热器件恒温的水冷装置，其特征在于，从所述治疗工作状态向所述诊断工作状态切换前，所述方法还包括：

降低所述水冷装置的供水量至一预设供应值。

18.如权利要求 7 所述的控制方法，所述放射治疗装置还包括设置于所述转动架的风扇，其特征在于，从所述治疗工作状态向所述诊断工作状态切换前，所述方法还包括：

降低所述风扇的转速至一预设转速值。