



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 109613597 B

(45) 授权公告日 2021.04.06

(21) 申请号 201811458575.2

(22) 申请日 2018.11.30

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 109613597 A

(43) 申请公布日 2019.04.12

(73) 专利权人 上海联影医疗科技股份有限公司
地址 201807 上海市嘉定区城北路2258号

(72) 发明人 程鹏

(74) 专利代理机构 成都七星天知识产权代理有限公司 51253
代理人 杨永梅

(51) Int. Cl.
G01T 1/36 (2006.01)
A61N 5/10 (2006.01)

(56) 对比文件

- CN 107789749 A, 2018.03.13
- CN 107942370 A, 2018.04.20
- CN 202161697 U, 2012.03.14
- US 2013231516 A1, 2013.09.05
- JP H0194867 A, 1989.04.13

审查员 黄伟

权利要求书2页 说明书17页 附图6页

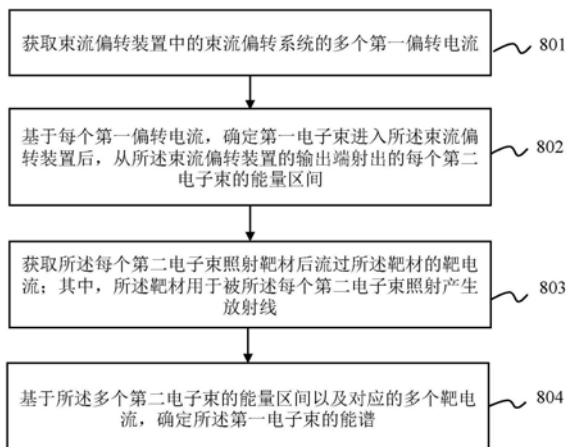
(54) 发明名称

一种确定电子束能谱的方法及系统

(57) 摘要

本申请公开了一种确定电子束能谱的方法及系统。所述方法包括：获取束流偏转装置中的束流偏转系统的多个第一偏转电流；基于每个第一偏转电流，确定第一电子束进入所述束流偏转装置后，从所述束流偏转装置的输出端射出的每个第二电子束的能量区间；获取所述每个第二电子束照射靶材后流过所述靶材的靶电流；其中，所述靶材用于被所述每个第二电子束照射产生放射线；基于所述多个第二电子束的能量区间以及对应的多个靶电流，确定所述第一电子束的能谱。本申请不需要在加速管系统内插入能谱分析仪器，通过多次改变束流偏转系统的偏转电流，获得从束流偏转装置中射出的电子束的能量区间以及对应的靶电流，从而反推出从加速管射出的电子束的能谱信息。

800



1. 一种确定电子束能谱的方法,其特征在于,包括:
 - 获取束流偏转装置中的束流偏转系统的多个第一偏转电流;
 - 基于每个第一偏转电流,确定第一电子束进入所述束流偏转装置后,从所述束流偏转装置的输出端射出的每个第二电子束的能量区间,包括:
 - 基于所述每个第一偏转电流,确定所述束流偏转系统产生的多个磁场强度;
 - 基于所述束流偏转系统产生的多个磁场强度和偏转半径,确定所述每个第二电子束的能量区间的中心能量;
 - 基于所述每个第二电子束的能量区间的中心能量和能量区间宽度,确定所述每个第二电子束的能量区间;
 - 获取所述每个第二电子束照射靶材后流过所述靶材的靶电流;其中,所述靶材用于被所述每个第二电子束照射产生放射线;
 - 基于多个第二电子束的能量区间以及对应的多个靶电流,确定所述第一电子束的能谱。
2. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,所述基于所述多个第二电子束的能量区间以及对应的多个靶电流,确定所述第一电子束的能谱还包括:
 - 基于所述多个第二电子束的能量区间,将所述第一电子束的能量区间划分为多个能量量子区间;
 - 基于所述多个第二电子束的能量区间对应的靶电流,确定每个能量量子区间对应的靶电流;
 - 基于所述每个能量量子区间对应的靶电流,确定所述第一电子束的能谱。
3. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,还包括:
 - 获取所述束流偏转系统的第二偏转电流;
 - 基于所述第二偏转电流,确定所述第一电子束进入所述束流偏转装置后,从所述束流偏转装置的输出端射出的第三电子束的能量区间;
 - 基于所述第三电子束的能量区间和所述第一电子束的能谱,确定所述第三电子束的能谱。
4. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,所述束流偏转装置至少包括:
 - 所述束流偏转系统和能量缝;
 - 所述能量缝设置于所述束流偏转系统里面;
 - 在所述每个第一偏转电流下,所述能量缝用于使一定能量区间内的电子穿过。
5. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,所述获取所述每个第二电子束照射靶材后流过所述靶材的靶电流还包括:
 - 逐渐改变所述束流偏转系统的第一偏转电流,
 - 依次获取所述每个第二电子束照射靶材后流过所述靶材的所述靶电流。
6. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,所述多个第二电子束的能量区间连续分布。
7. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,任意第二电子束的能量区间的起点和终点中的一个与至少一个在先产生的第二电子束的能量区间的起点或终点重合。
8. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,至少一个第二电子束照射靶材后流过所述靶材的靶电流为0,且其它的第二电子束至少符合下述两种情况之一:(1)第二电子束的能量

区间与所述靶电流为0对应的第二电子束的能量区间至少部分重合；(2) 第二电子束的能量区间的起点和终点中的一个与在先产生的任意第二电子束的能量区间的起点或终点重合。

9. 一种确定电子束能谱的系统,其特征在于,包括:

第一获取模块,用于获取束流偏转装置中的束流偏转系统的多个第一偏转电流;

第一确定模块,用于基于每个第一偏转电流,确定第一电子束进入所述束流偏转装置后,从所述束流偏转装置的输出端射出的每个第二电子束的能量区间,包括:

基于所述每个第一偏转电流,确定所述束流偏转系统产生的多个磁场强度;

基于所述束流偏转系统产生的多个磁场强度和偏转半径,确定所述每个第二电子束的能量区间的中心能量;

基于所述每个第二电子束的能量区间的中心能量和能量区间宽度,确定所述每个第二电子束的能量区间;

第二获取模块,用于获取所述每个第二电子束照射靶材后流过所述靶材的靶电流;其中,所述靶材用于被所述每个第二电子束照射产生放射线;

第二确定模块,用于基于多个第二电子束的能量区间以及对应的多个靶电流,确定所述第一电子束的能谱。

10. 一种确定电子束能谱的装置,其特征在于,所述装置包括至少一个处理器以及至少一个存储器;

所述至少一个存储器用于存储计算机指令;

所述至少一个处理器用于执行所述计算机指令中的至少部分指令以实现如权利要求1至8中任意一项所述的方法。

11. 一种计算机可读存储介质,其特征在于,所述存储介质存储计算机指令,当所述计算机指令被处理器执行时实现如权利要求1至8中任意一项所述的方法。

一种确定电子束能谱的方法及系统

技术领域

[0001] 本申请涉及医疗器械领域,特别是涉及一种确定电子束能谱的方法及系统。

背景技术

[0002] 放射治疗的临床应用已经日益广泛。临床上对治疗区的剂量给予,要求剂量的不准确度需满足一定条件,例如,不准确度需小于5%。因此,电子束能谱信息的准确获得,对放射线的剂量计算有着重要的意义。本申请提出了一种确定电子束能谱的方法及系统。

发明内容

[0003] 本发明的实施例提供了一种确定电子束能谱的方法、系统、装置及计算机可读存储介质。具体包括以下几个方面:

[0004] 第一方面,本发明披露了一种确定电子束能谱的方法。该方法包括:获取束流偏转装置中的束流偏转系统的多个第一偏转电流;基于每个第一偏转电流,确定第一电子束进入所述束流偏转装置后,从所述束流偏转装置的输出端射出的每个第二电子束的能量区间;获取所述每个第二电子束照射靶材后流过所述靶材的靶电流;其中,所述靶材用于被所述每个第二电子束照射产生放射线;基于所述多个第二电子束的能量区间以及对应的多个靶电流,确定所述第一电子束的能谱。

[0005] 在一些实施例中,所述基于每个第一偏转电流,确定第一电子束进入所述束流偏转装置后,从所述束流偏转装置的输出端射出的每个第二电子束的能量区间还包括:基于每个第一偏转电流,确定所述束流偏转系统产生的多个磁场强度;基于所述束流偏转系统产生的多个磁场强度和偏转半径,确定每个第二电子束的能量区间的中心能量;基于所述每个第二电子束的能量区间的中心能量和能量区间宽度,确定所述每个第二电子束的能量区间。

[0006] 在一些实施例中,所述基于所述多个第二电子束的能量区间以及对应的多个靶电流,确定所述第一电子束的能谱还包括:基于所述多个第二电子束的能量区间,将第一电子束的能量区间划分为多个能量子区间;基于所述多个第二电子束的能量区间对应的靶电流,确定每个能量子区间对应的靶电流;基于所述每个能量子区间对应的靶电流,确定所述第一电子束的能谱。

[0007] 在一些实施例中,该方法还包括:获取所述束流偏转系统的第二偏转电流;基于所述第二偏转电流,确定所述第一电子束进入所述束流偏转装置后,从所述束流偏转装置的输出端射出的第三电子束的能量区间;基于所述第三电子束的能量区间和所述第一电子束的能谱,确定所述第三电子束的能谱。

[0008] 在一些实施例中,所述束流偏转装置至少包括:所述束流偏转系统和能量缝;所述能量缝设置于所述束流偏转系统里面;在每个第一偏转电流下,所述能量缝用于使一定能量区间内的电子穿过。

[0009] 在一些实施例中,所述获取所述每个第二电子束照射靶材后流过所述靶材的靶电

流还包括：逐渐改变所述束流偏转系统的第一偏转电流，依次获取每个第二电子束照射靶材后流过所述靶材的靶电流。

[0010] 在一些实施例中，所述多个第二电子束的能量区间连续分布。

[0011] 在一些实施例中，任意第二电子束的能量区间的起点和终点中的一个与至少一个在先产生的第二电子束的能量区间的起点或终点重合。

[0012] 在一些实施例中，至少一个第二电子束照射靶材后流过所述靶材的靶电流为0，且其它的第二电子束至少符合下述两种情况之一：(1) 第二电子束的能量区间与所述靶电流为0对应的第二电子束的能量区间至少部分重合；(2) 第二电子束的能量区间的起点和终点中的一个与在先产生的任意第二电子束的能量区间的起点或终点重合。

[0013] 第二方面，本发明披露了一种确定电子束能谱的系统。该系统包括：第一获取模块，用于获取束流偏转装置中的束流偏转系统的多个第一偏转电流；第一确定模块，用于基于每个第一偏转电流，确定第一电子束进入所述束流偏转装置后，从所述束流偏转装置的输出端射出的每个第二电子束的能量区间；第二获取模块，用于获取所述每个第二电子束照射靶材后流过所述靶材的靶电流；其中，所述靶材用于被所述每个第二电子束照射产生放射线；第二确定模块，用于基于所述多个第二电子束的能量区间以及对应的多个靶电流，确定所述第一电子束的能谱。

[0014] 第三方面，本发明披露了一种确定电子束能谱的装置。所述装置包括至少一个处理器以及至少一个存储器；所述至少一个存储器用于存储计算机指令；所述至少一个处理器用于执行所述计算机指令中的至少部分指令以实现所述确定电子束能谱的方法。

[0015] 第四方面，本发明披露了一种计算机可读存储介质。所述存储介质存储计算机指令，当所述计算机指令被处理器执行时实现所述确定电子束能谱的方法。

[0016] 本申请的一部分附加特性可以在下面的描述中进行说明。通过对以下描述和相应附图的检查或者对实施例的生产或操作的了解，本申请的一部分附加特性对于本领域技术人员是显而易见的。本申请的特性可以通过对以下描述的具体实施例的各种方面的方法、手段和组合的实践或使用得以实现和达到。因为采用了以上的技术方案，本发明具备以下的技术效果：本发明不需要在加速管系统内插入能谱分析仪器，通过多次改变束流偏转系统的偏转电流，获得从束流偏转装置中射出的电子束的能量区间以及对应的靶电流，从而反推出从加速管射出的电子束的能谱信息。在实际应用过程中，根据使用的偏转电流，并基于已经获得的从加速管射出的电子束能谱信息，即可得到从束流偏转装置的输出端射出的电子束的能谱分布。

附图说明

[0017] 根据示例性实施例可以进一步描述本申请。参考附图可以详细描述所述示例性实施例。所述实施例并非限制性的示例性实施例，其中相同的附图标记代表附图的几个视图中相似的结构，并且其中：

[0018] 图1是根据本申请的一些实施例所示的一个示例性放射治疗系统的示意图。

[0019] 图2是根据本申请的一些实施例所示的可以实现处理设备140的示例性计算设备200的硬件和/或软件组件的示例性示意图。

[0020] 图3是根据本申请的一些实施例所示的可以实现终端130的示例性移动设备300的

硬件和/或软件组件的示例性示意图。

[0021] 图4是根据本申请的一些实施例所示的一种放疗设备的结构的示例性示意图。

[0022] 图5是根据本申请的一些实施例所示的一种中能驻波加速管的结构示例性示意图。

[0023] 图6是根据本申请的一些实施例所示的一种束流偏转系统的示例性示意图。

[0024] 图7是是根据本申请的一些实施例所示的一种能量区间分布的示例性示意图。

[0025] 图8是根据本申请的一些实施例所示的一种确定电子束能谱的方法的示例性流程图。

[0026] 图9是根据本申请的一些实施例所示的一种从加速管射出的电子束的能谱分布图。

[0027] 图10是根据本申请的一些实施例所示的一种确定从束流偏转装置的输出端射出的电子束的能谱的方法的示例性流程图。

[0028] 图11是根据本申请的一些实施例所示的一种从束流偏转装置的输出端射出的电子束的能谱分布图。

[0029] 图12是根据本申请的一些实施例所示的一种处理设备140的框图。

具体实施方式

[0030] 在下面的详细描述中,为了提供对相关申请的透彻理解,通过实施例阐述了本申请的具体细节。对本申请的实施例的各种修改对于本领域技术人员将是显而易见的,并且在不脱离本申请的精神和范围的情况下,本申请定义的一般原理可以应用于其他实施例和应用场景中。因此,本申请不限于所示的实施例,而是符合与权利要求一致的最广范围。

[0031] 本申请使用的术语仅用于描述特定示例性实施例的目的,而不是限制性的。如本申请所使用的,除非上下文明确提示例外情形,单数形态的“一”,“一个”和“该”也可以包括复数。应当进一步理解的是,在本说明书中使用的术语“包括”和/或“包含”时,指存在所述特征、整形常量、步骤、操作、元素和/或组件,但不排除存在或添加一个或多个其他特征、整形常量、步骤、操作、元件、组件和/或其组合。

[0032] 应当理解的是,本申请使用的术语“系统”、“引擎”、“单元”、“模块”和/或“区块”是一种以升序的形式来区分不同组件、元件、部件、部件或组件的级别方法。然而,如果其他表达方式达到相同的目的,则这些术语可能被其他表达方式所取代。

[0033] 通常,如本申请所使用的“模块”、“单元”或“区块”是指以硬件或固件或软件指令的集合体现的逻辑。本申请描述的模块、单元或区块可以在软件和/或硬件上被执行,并且可以被存储在任何类型的非暂时性计算机可读介质或其他存储设备中。在一些实施例中,软件模块、单元、区块可以被编译并连接到可执行程序中。应当理解的是,软件模块可以从其他模块、单元、区块或其自身调用和/或可以响应于检测到的事件或中断而被调用。配置用于在计算设备上执行的软件模块/单元/区块(例如,如图2所示的处理器210)可以被提供在计算机可读介质上,诸如光盘、数字视频盘、闪存驱动器、磁盘或任何其他有形介质或作为数字下载(并且可以原始地以压缩或可安装的格式存储,在执行之前需要安装、解压缩或解密)。软件代码可以部分或全部存储在执行计算设备的存储设备上供计算设备执行。软件指令可以被嵌入到固件当中,例如EPROM。应当理解的是,硬件模块、单元或区块可以包括在

连接的逻辑组件中,例如门和触发器和/或可以包括在诸如可编程门阵列或处理器之类的可编程单元中。本申请描述的模块、单元、区块或计算设备功能可以被实现为软件模块/单元/区块,但是可以用硬件或固件来表示。通常,这里描述的模块、单元、区块是指可以与其他模块、单元、区块组合或者分成子模块、子单元、子区块的逻辑模块、单元、区块,尽管它们的物理组织或存储。所述描述可以适用于系统、引擎或其一部分。

[0034] 应当理解的是,当单元、引擎、模块或区块被称为“在…上”、“连接到”或“耦合到”另一单元、引擎、模块或区块时,其可以直接在另一单元、引擎、模块或区块通信、或者可以存在单元、引擎、模块或区块,除非上下文明确提示例外情形。如本申请所使用的,术语“和/或”包括一个或多个相关所列项目的任何一种和所有的组合。

[0035] 本文提供的是具有多个可运动组件的系统,所述多个可运动组件用于医疗或工业应用,例如用于疾病治疗、疾病诊断、同步运动控制、研究的目的等。在一些实施例中,该系统可以是放射治疗(RT)系统、计算机断层扫描(CT)系统、超声波检查系统、X射线摄影系统等中的一种或多种的组合。参照RT系统提供以下描述出于说明的目的,并不旨在限制本申请的范围。

[0036] 图1是根据本申请的一些实施例所示的一个示例性放射治疗系统的示意图。

[0037] 如图1所示,放射治疗系统100包括放射治疗设备110、网络120、一个或多个终端130、处理设备140以及存储设备150。

[0038] 放射治疗设备110可将辐射束传送到目标对象(例如,患者或体模)。在一些实施例中,放射治疗设备110可以包括一个线性加速器(也可被称为直线加速器)111。直线加速器111可以从治疗头112产生并发射辐射束(例如,X射线)。该辐射束可以穿过一个或多个具有特定形状的准直器(例如,多叶光栅)并传递到目标对象。在一些实施例中,所述辐射束可以包括X射线、电子、光子或任何其他类型的辐射。治疗头112可以与机架113耦合安装。机架113可以旋转,例如,围绕机架轴线114顺时针或逆时针旋转。治疗头112可以与机架113一同旋转。在一些实施例中,放射治疗设备110可以包括成像组件115。成像组件115可以接收穿过目标对象的辐射束,并且可以在放射治疗或校正过程之前、期间和/或之后获取患者或模体的投影图像。成像组件115可以包括模拟检测器、数字检测器或其任意组合。成像组件115可以以任何方式连接到机架113上,包括可拓展和伸缩的壳体。因此,旋转机架113可使得治疗头112和成像组件115同步旋转。在一些实施例中,放射治疗设备110还可以包括治疗床116。治疗床116可以在放射治疗或成像期间支撑患者,和/或在放射治疗设备110的校正过程中支撑模体。所述治疗床116可以根据不同的应用场景进行调整。

[0039] 网络120可以包括能够促进放射治疗系统100的信息和/或数据交换的任何合适的网络。在一些实施例中,放射治疗系统100的一个或多个组件(例如,放射治疗设备110、终端130、处理设备140、存储设备150等)可以通过网络120与放射治疗系统100的一个或多个组件之间交换信息和/或数据。例如,处理设备140可以通过网络120从放射治疗计划系统(Treatment Planning System,TPS)获取计划数据。

[0040] 终端130可以包括移动设备131、平板电脑132、笔记本电脑133等或其任意组合。终端130可以用于控制放射治疗设备110。用户可以通过终端130控制放射治疗设备110的多个组件的参数。例如,用户可以通过终端130控制放射治疗设备110的治疗床的高度。用户可以通过终端130控制放射治疗设备110对患者进行放射治疗。用户可以通过终端130控制放射

治疗设备110对患者的辐射剂量。用户可以通过终端130设置放射治疗设备110中的束流偏转系统(或束流偏转装置)的偏转电流。通过改变偏转电流,可以改变束流偏转系统产生的磁场的强度。

[0041] 在一些实施例中,终端130可以是处理设备140的一部分。处理设备140可以处理从放射治疗设备110、终端130和/或存储设备150获得的数据和/或信息。例如,处理设备140可以处理计划数据,并确定用于控制放射治疗设备110的多个组件运动的运动参数。又例如,处理设备140可以获取束流偏转装置中的束流偏转系统的多个第一偏转电流。处理设备140可以基于每个第一偏转电流,确定第一电子束进入所述束流偏转装置后,从所述束流偏转装置的输出端射出的每个第二电子束的能量区间。处理设备140可以获取所述每个第二电子束照射靶材后流过所述靶材的靶电流。其中,所述靶材用于被所述每个第二电子束照射产生放射线。处理设备140可以基于所述多个第二电子束的能量区间以及对应的多个靶电流,确定所述第一电子束的能谱。在一些实施例中,处理设备140可以是单个服务器或服务器组。服务器组可以是集中式的,也可以是分布式的。在一些实施例中,处理设备140可以是本地的或远程的。例如,处理设备140可以通过网络120从放射治疗设备110、终端130和/或存储设备150访问信息和/或数据。又例如,处理设备140可以直接连接放射治疗设备110、终端130和/或存储设备150以访问信息和/或数据。

[0042] 存储设备150可以存储数据、指令和/或任何其他信息。在一些实施例中,存储设备150可以存储从处理设备140和/或终端130获得的数据。在一些实施例中,存储设备150可以存储处理设备140可以执行或使用的数据和/或指令,以执行本申请中描述的示例性方法。在一些实施例中,存储设备150可包括大容量存储器、可移除存储器、易失性读写存储器、只读存储器(ROM)等其中一种或几种的组合。大容量存储可以包括磁盘、光盘、固态硬盘、移动存储等。可移除存储器可以包括闪存驱动器、软盘、光盘、存储卡、ZIP磁盘、磁带等。易失性读写存储器可以包括随机存取存储器(RAM)。RAM可以包括动态随机存取存储器(DRAM)、双数据率同步动态随机存取存储器(DDR-SDRAM)、静态随机存取存储器(SRAM)、可控硅随机存取存储器(T-RAM)、零电容随机存取存储器(Z-RAM)等。ROM可以包括掩模只读存储器(MROM)、可编程的只读存储器(PROM)、可擦除可编程只读存储器(EPROM),电可擦除可编程只读存储器(EEPROM)、光盘只读存储器(CD-ROM)、数字多功能光盘的光盘等。在一些实施例中,存储设备150可以通过本申请中描述的云平台实现。例如,云平台可以包括私有云、公共云、混合云、社区云、分布式云、跨云、多云等其中一种或几种的组合。

[0043] 在一些实施例中,存储设备150可以连接网络120,以与放射治疗系统100中的一个或多个组件(例如,处理设备140、终端130等)之间实现通信。放射治疗系统100中的一个或多个组件可以通过网络120读取存储设备150中的数据或指令。在一些实施例中,存储设备150可以是处理设备140的一部分。

[0044] 图2是根据本申请的一些实施例所示的可以实现处理设备140的示例性计算设备200的硬件和/或软件组件的示例性示意图。

[0045] 如图2所示,计算装置200可包括处理器210、存储器220、输入/输出(I/O) 230和通信端口240。

[0046] 处理器210可以执行计算机指令(例如,程序代码)并可以根据申请中描述的技术执行处理设备140的功能。所述计算机指令可以用于执行本申请中描述的特定功能,所述计

算机指令可以包括例如程序、对象、组件、数据结构、程序、模块和功能。例如,处理器210可以处理从存储设备150、和/或放射治疗系统100的任何其它组件获取的计划数据。在一些实施例中,处理器210可以包括一个或多个硬件处理器,例如微控制器、微处理器、精简指令集计算机(reduced instruction set computer (RISC))、特定应用集成电路(application specific integrated circuit (ASIC))、应用程序特定的指令集处理器(application-specific instruction-set processor (ASIP))、中央处理单元(central processing unit (CPU))、图形处理单元(graphics processing unit (GPU))、物理处理单元(physics processing unit (PPU))、数字信号处理器(digital signal processor (DSP))、现场可编程门阵列(field programmable gate array (FPGA))、先进的RISC机器(advanced RISC machine (ARM))、可编程逻辑器件(programmable logic device (PLD))、能够执行一个或多个功能的任何电路或处理器等其中一种或几种的组合。

[0047] 仅用于说明,在计算设备200中仅描述一个处理器。然而,需要说明的是,计算装置200也可以包括多个处理器。由本申请中描述一个处理器执行的操作和/或方法也可以由多个处理器共同或分别执行。例如,如果本申请中描述的计算设备200的处理器执行操作A和操作B,应当理解的是,操作A和操作B也可以由计算装置中的200中的两个或两个以上不同处理器共同或分别执行(例如,第一处理器执行操作A和第二处理器执行操作B,或第一处理器和第二处理器共同执行操作A和B)。

[0048] 存储器220可以存储从放射治疗设备110、终端130、存储设备150、和/或放射治疗系统100的任何其它组件获取的数据/信息。在一些实施例中,存储器220可包括大容量存储器、可移除存储器、易失性读写存储器、只读存储器(ROM)等其中一种或几种的组合。大容量存储可以包括磁盘、光盘、固态硬盘、移动存储等。可移除存储器可以包括闪存驱动器、软盘、光盘、存储卡、ZIP磁盘、磁带等。易失性读写存储器可以包括随机存取存储器(RAM)。RAM可以包括动态随机存储器(DRAM)、双数据率同步动态随机存取存储器(DDR SDRAM)、静态随机存取存储器(SRAM)、可控硅随机存取存储器(t-ram)、零电容随机存取存储器(Z-RAM)等。ROM可以包括掩模只读存储器(MROM)、可编程的只读存储器(PROM)、可擦除可编程只读存储器(EPROM),电可擦除可编程只读存储器(EEPROM)、光盘只读存储器(CD-ROM)、数字多功能光盘的光盘等。在一些实施例中,存储器220可以存储一个或多个程序和/或指令,用于执行本申请中描述的示例性方法。例如,存储220可以存储程序,所述程序可以用于处理设备140确定多组件的运动参数。

[0049] 输入/输出230可以输入和/或输出信号、数据、信息等。在一些实施例中,输入/输出230可以实现用户与处理设备140之间的交互。在一些实施例中,输入/输出230可以包括输入设备和输出设备。输入设备可以包括键盘、鼠标、触摸屏、麦克风等其中一种或几种的组合。输出装置可以包括显示装置、扬声器、打印机、投影仪等其中一种或几种的组合。所述显示装置可以包括液晶显示器(LCD)、发光二极管(LED)显示器、平板显示器、弧形屏幕、电视装置、阴极射线管(CRT)、触摸屏等其中一种或几种的组合。

[0050] 通信端口240可以连接网络(例如,网络120),以便于数据通信。通信端口240可以在处理设备140和放射治疗设备110、终端130和/或存储设备150之间建立连接。所述连接可以是有线连接、无线连接、任何能够实现数据传输和/或接收的连接等其中一种或几种的组合。所述有线连接可以包括例如电缆、光缆、电话线等其中一种或几种的组合。所述无线连

接可以包括,例如,蓝牙™链接、Wi-Fi™链接、WiMAX™链路、无线局域网链接、ZigBee™链接、移动网络链接(例如,3G、4G、5G等)其中一种或几种的组合。在一些实施例中,通信端口240可以是和/或包括标准化通信端口,如RS232、RS485等。在一些实施例中,通信端口240可以是专门设计的通信端口。例如,通信端口240可以根据医学(DICOM)协议中的数字成像和通信来设计。

[0051] 图3是根据本申请的一些实施例所示的可以实现终端130的示例性移动设备300的硬件和/或软件组件的示例性示意图。

[0052] 如图3所示,移动设备300可包括通信平台310、显示器320、图形处理器(GPU)330、中央处理器(CPU)340、输入/输出350、内存360和存储器390。在一些实施例中,移动设备300也可以包括任何其它合适的组件,包括但不限于系统总线或控制器(图中未显示)。在一些实施例中,移动操作系统370(例如,iOS™,Android,Windows Phone™等)和一个或多个应用程序380可以从存储器390装载入内存360,以便能够由中央处理器340执行。应用程序380可以包括浏览器或任何其他合适的移动应用程序,用于从处理设备140接收和呈现与图像处理或其他信息相关的信息。信息流的用户交互可以通过输入/输出350实现,并且通过网络150提供给处理设备140和/或放射治疗系统100的其他组件。

[0053] 为了实现本申请中描述的各种模块、单元及其功能,计算机硬件平台可以用作本申请中描述的一个或多个元素的硬件平台。具有用户界面元素的计算机可用于实现个人计算机(PC)或任何其他类型的工作站或终端设备。如果适当编程,计算机也可以充当服务器。

[0054] 图4是根据本申请的一些实施例所示的一种放疗设备的结构的示例性示意图。

[0055] 如图4所示,放疗设备400可以包括基座420、旋转机架430、治疗头440及治疗床450。

[0056] 旋转机架430上可以设置孔径431。旋转机架430可转动地设置于基座420上,能够绕一转轴旋转,治疗头440可以连接在旋转机架430上,并可以随旋转机架430旋转,且与治疗床450相对。旋转机架430能够带动治疗头440旋转,以调整治疗头440相对平躺在治疗床450上的患者480的角度,从而调整照射在患者480的射线分布。旋转机架430内设有带电粒子束发射装置460。

[0057] 治疗头440可以用于将出射的成像射线或治疗射线(例如,X射线)照射在患者480身上。治疗头440内设有束流偏转装置410及靶材470。

[0058] 电子束发射装置460用于产生电子,并使电子束加速。电子束发射装置460可以包括电子枪462以及与电子枪462连通且位于电子枪462与带电粒子束偏转装置410之间的加速管464。电子枪462用于产生电子束。电子束在加速管464中加速到所需速度以满足成像或治疗用的能量级要求。束流偏转装置410用于使经过加速的电子束发生偏转,并指向治疗床450。靶材470用于接收从束流偏转装置410的输出端射出的带电粒子束。电子束轰击靶材470可以产生治疗射线或成像射线。在一些实施例中,靶材470可以为移动靶,以在成像模式、治疗模式或其他模式下切换。

[0059] 束流偏转装置410位于加速管464发射的电子束传播方向的下游。电子束发生偏转后的传播路线大致平行于治疗头440,并指向治疗床450。靶材470位于束流偏转装置410射出的电子束的下游,以被轰击产生治疗射线、成像射线等其他放射线。可以理解,放射治疗设备400的基座420、旋转机架430、治疗头440及治疗床450的布置形式还可为其他,在此不

作限定。可以理解的是,该加速管464的类型可为行波加速管或驻波加速管。

[0060] 图5是根据本申请的一些实施例所示的一种中能驻波加速管的结构示例性示意图。

[0061] 中能驻波加速管500可以包括驻波加速管510和束流偏转装置520。驻波加速管510可以使进入加速管的第一电子束得到加速。从驻波加速管510射出的第一电子束可以进入束流偏转装置520。束流偏转装置520可以使第一电子束发生偏转。束流偏转装置520中的能量缝可以使第一电子束中能量处于一定区间内的电子从束流偏转装置520的输出端(例如,束流偏转装置520中的真空盒的输出窗)射出。从束流偏转装置520的输出端射出的电子形成的第二电子束可以照射在靶材上,靶材可以辐射出放射线(例如,X射线)。

[0062] 图6是根据本申请的一些实施例所示的一种束流偏转系统的示例性示意图。

[0063] 如图6所示,束流偏转系统600可以包括第一偏转磁体601、第二偏转磁体602、第三偏转磁体603、能量缝604和等其他组件。第一偏转磁体601、第二偏转磁体602和第三偏转磁体603可以由漂移管连接。图6示出了不同能量的电子在束流偏转系统600中的运动轨迹。从加速管射出的第一电子束606进入束流偏转系统600后,经过第一偏转磁体601后发生偏转。第一电子束606中不同能量的电子在第一偏转磁体601产生的磁场下偏转的半径将不同。在第一电子束606中不同能量的电子经过第一次偏转后,通过设置能量缝604可以对第一电子束606中的电子进行“筛选”,过高或过低能量的电子将被能量缝604阻挡。

[0064] 能够穿过能量缝604的不同能量的电子形成的电子束可以称为第二电子束607。在一些实施中,束流偏转系统600可以对第二电子束607起到消色散的作用。例如,如图6所示,穿过能量缝604后的第二电子束607中不同能量的电子经过第二偏转磁体602、第三偏转磁体603的偏转后可以从束流偏转系统600的输出端射出,并在靶材605上汇聚。其中,第二偏转磁体602可以产生梯度磁场,如图6所示,可以产生不同的磁场强度 B_1 、 B_2 、 B_3 等。当第二电子束607照射在靶材605上后,靶材605可以辐射出放射线,例如,X射线。当第二电子束607照射在靶材606后,通过靶电流测试装置(例如,示波器)可以测得流过靶606的靶电流。靶电流的大小以及第二电子束607的能量区间可以反映第二电子束607的能谱分布。

[0065] 第二电子束607的束流中心能量为 E (或第二电子束607的能量区间的中心能量),则第二电子束的能量区间为 $[E - \Delta E, E + \Delta E]$ 。只有能量处于 $[E - \Delta E, E + \Delta E]$ 之间的电子才可以穿过能量缝604。其中,参数 $k = \Delta E / E$ 与能量缝的设计相关。在一些实施例中,参数 k 可以为3%、5%、7%、10%等。例如,参数 k 为7%时,则能量缝604可以允许 $\pm 7\%$ 宽度的电子束能谱通过。

[0066] 在一些实施例中,能量缝604可以称为狭缝、选能机构、选能装置等。在一些实施例中,能量缝604可以设置于第一偏转磁体601和第二偏转磁体602之间。应当注意的是,束流偏转系统600仅作为示例说明,其他类似的束流偏转系统都应落入本申请的保护范围。

[0067] 在一些实施例中,束流偏转系统600可以为电磁体。通过终端130可以设置束流偏转系统600的不同的第一偏转电流,从而改变束流偏转系统600产生的磁场强度。当束流偏转系统600产生的磁场强度发生改变时,则经过束流偏转系统600偏转的第一电子束606中的不同能量的电子的偏转半径将发生改变。在不同的第一偏转电流下,能量缝605可以使不同的能量区间内的电子穿过。进一步地,在不同的第一偏转电流下,经过第一偏转磁体601偏转后的第一电子束606中能够穿过能量缝604的电子形成的第二电子束607将发生改变。

[0068] 当束流偏转系统600的第一偏转电流为A时,对应的束流偏转系统600的偏转半径上的磁场强度为B。第一电子束606在束流偏转系统600的磁场作用下发生偏转,且不同能量的电子将发生分离。根据设计的偏转半径 ρ 和磁场强度B可以确定第二电子束607的中心能量。在一实施例中,可以根据公式(1)得出第二电子束607的中心能量E。对于不同的束流偏转系统600,下述公式(1)中的系数和常数可以不同。

$$[0069] \quad E=0.3*B\rho-0.511 \text{ (MeV)} \quad (1)$$

[0070] 基于能量缝605的设计,当第一电子束606经过束流偏转系统600的偏转后,从束流偏转系统600的输出端射出的第二电子束607对应的能量区间为 $[E-\Delta E, E+\Delta E]$ 。能量处于 $[E-\Delta E, E+\Delta E]$ 之外的电子会被能量缝604阻挡。其中, $\Delta E=k*E$,且参数k与能量缝604的设计相关。

[0071] 当参数k确定时,当第二电子束607的中心能量E越大时,第二电子束607对应的能量区间的宽度越大。当第二电子束606的中心能量E越小时,第二电子束606对应的能量区间的宽度越小。进一步地,当第二电子束607照射在靶材605后,通过靶电流测试装置可以测得流过靶材605的靶电流I。即第一偏转电流A、第二电子束607的中心能量E、第二电子束607的能量区间 $[E-\Delta E, E+\Delta E]$ 、以及靶电流I是相互对应的关系。

[0072] 通过逐步改变(例如依次减小或依次增大)束流偏转系统600的第一偏转电流,可以确定在不同的第一偏转电流下,从束流偏转系统600的输出端射出的不同的第二电子束的能量区间,以及该能量区间对应的靶电流,从而确定第一电子束606的能谱分布。

[0073] 在本实施例中,逐步改变束流偏转系统600的第一偏转电流A得到多个第二电子束607的能量区间,所述多个第二电子束607的能量区间的组合覆盖所述第一电子束606的能量区间。在一些实施例中,操作人员(例如,医生)若只关注第一电子束606的部分能量区间的能谱分布,而非第一电子束606的整个能量区间的能谱分布,可以通过改变偏转电流A得到多个第二电子束607的能量区间,所述多个第二电子束607的能量区间的组合可以覆盖操作者关注的能量区间,从而可以得到操作者所关注的能量区间的能谱分布,而不需要测出第一电子束606的全部能谱分布。例如,所述多个第二电子束607的能量区间连续分布,即当前第二电子束的能量区间的起点是上一个第二电子束的能量区间的终点。通过将多个能量区间进行拼接,并基于每个第二电子束607的能量区间对应的靶电流值,从而可以操作者关注的能量区间的能谱分布。

[0074] 可选的,多个第二电子束607的能量区间连续分布,即当前第二电子束的能量区间的起点是上一个第二电子束的能量区间的终点。基于每个第二电子束607的能量区间以及对应的靶电流值,从而确定第一电子束606的能谱分布。

[0075] 可选的,任意第二电子束的能量区间的起点和终点中的一个与至少一个在先产生的第二电子束的能量区间的起点或终点重合。在这样的情况下,通过对靶电流值进行简单数学运算从而确定连续分布的能量区间对应的靶电流值,即得到第一电子束606的能谱分布。对靶电流值的简单数学运算可以参考下述对图7的说明。

[0076] 可选的,控制束流偏转系统600的第一偏转电流A使得至少一个第二电子束对应的靶电流为0。由于第一偏转电流A是逐渐改变的,所以通常情况下,第一个产生的第二电子束对应的靶电流为0;且后续产生的第二电子束至少符合下述两种情况之一:(1)第二电子束的能量区间与所述第一个产生的第二电子束的能量区间至少部分重合;(2)第二电子束的

能量区间的起点和终点中的一个与在先产生的任意第二电子束的能量区间的起点或终点重合。在这样的情况下,通过对靶电流值进行简单数学运算从而确定连续分布的能量区间对应的靶电流值,即得到第一电子束606的能谱分布。对靶电流值的简单数学运算可以参考下述对图7的说明

[0077] 图7是根据本申请的一些实施例所示的一种能量区间分布的示例性示意图。

[0078] 下述仅以依次减小束流偏转系统600的第一偏转电流 A 为例进行介绍,在此不作为本发明的限定。

[0079] 参见图7所示,当束流偏转系统600的第一偏转电流为 A_1 时,第一个第二电子束的能量区间为 $[E_{1L}, E_{1R}]$,该能量区间对应的靶电流为 I_1 。

[0080] 当束流偏转系统600的第一偏转电流为 A_2 时,第二个第二电子束的能量区间为 $[E_{2L}, E_{2R}]$,该能量区间对应的靶电流为 I_2 ;其中, $A_2 < A_1$,且 $E_{2L} < E_{1L} < E_{2R} < E_{1R}$ 。

[0081] 在一实施例中,为了确定能量区间 $[E_{2L}, E_{1L}]$ 对应的靶电流,控制束流偏转系统600的第一偏转电流 A_1 ,使得对应的靶电流 $I_1 = 0$ 。如果 $I_1 = 0$,那么能量区间 $[E_{1L}, E_{2R}]$ 对应的靶电流为0,且能量区间 $[E_{2L}, E_{1L}]$ 对应的靶电流为 I_2 。

[0082] 当束流偏转系统600的第一偏转电流为 A_3 时,第三个第二电子束的能量区间为 $[E_{3L}, E_{3R}]$,该能量区间对应的靶电流为 I_3 ;其中, $A_3 < A_2$,且 $E_{3L} < E_{2L} < E_{1L} < E_{3R} < E_{2R} < E_{1R}$ 。由于能量区间 $[E_{1L}, E_{2R}]$ 对应的靶电流为0,那么能量区间 $[E_{1L}, E_{3R}]$ 对应的靶电流为0,则能量区间 $[E_{3L}, E_{2L}]$ 对应的靶电流为 $I_3 - I_2$ 。

[0083] 当束流偏转系统600的第一偏转电流为 A_4 时,第四个第二电子束的能量区间为 $[E_{4L}, E_{4R}]$,该能量区间对应的靶电流为 I_4 ;其中, $A_4 < A_3$,且 $E_{4L} < E_{3L} < E_{2L} < E_{1L} < E_{4R} < E_{3R} < E_{2R} < E_{1R}$ 。类似地,可以推得能量区间 $[E_{4L}, E_{3L}]$ 对应的靶电流为 $I_4 - I_3$ 。

[0084] 以此类推,当束流偏转系统600的第一偏转电流为 A_n 时, n 为大于1的正整数,第 n 个第二电子束的能量区间为 $[E_{nL}, E_{nR}]$,该能量区间对应的靶电流为 I_n 。如果 $E_{nR} > E_{1L}$,那么根据上述推导,可以得到能量区间 $[E_{nL}, E_{(n-1)L}]$ 对应的靶电流为 $I_n - I_{n-1}$ 。

[0085] 当第一偏转电流为 A_{n+1} 时,第 $n+1$ 个第二电子束的能量区间为 $[E_{(n+1)L}, E_{(n+1)R}]$,该能量区间对应的靶电流为 I_{n+1} 。如果 $E_{(n+1)R} < E_{1L}$,那么此时可以选取合适的 A_{n+1} ,使得 $E_{(n+1)R} = E_{nL}$,那么 $[E_{(n+1)L}, E_{(n+1)R}] = [E_{(n+1)L}, E_{nL}]$,能量区间 $[E_{(n+1)L}, E_{nL}]$ 对应的靶电流为 I_{n+1} 。

[0086] 当第一偏转电流为 A_{n+2} 时,第 $n+2$ 个第二电子束的能量区间为 $[E_{(n+2)L}, E_{(n+2)R}]$,该能量区间对应的靶电流为 I_{n+2} 。通过选取合适的 A_{n+2} ,使得 $E_{(n+2)R} = E_{(n+1)L}$,那么 $[E_{(n+2)L}, E_{(n+2)R}] = [E_{(n+2)L}, E_{(n+1)L}]$,能量区间 $[E_{(n+2)L}, E_{(n+1)L}]$ 对应的靶电流为 I_{n+2} 。

[0087] 以此类推,当第一偏转电流为 A_{N-1} 时, N 为大于 n 的正整数,第 $N-1$ 个第二电子束的能量区间为 $[E_{(N-1)L}, E_{(N-1)R}]$,该能量区间对应的靶电流为 I_{N-1} 。通过选取合适的 A_{N-1} ,使得 $E_{(N-1)R} = E_{(N-2)L}$,那么 $[E_{(N-1)L}, E_{(N-1)R}] = [E_{(N-1)L}, E_{(N-2)L}]$,能量区间 $[E_{(N-1)L}, E_{(N-2)L}]$ 对应的靶电流为 I_{N-1} 。

[0088] 当第一偏转电流为 A_N 时,第 N 个第二电子束的能量区间为 $[E_{NL}, E_{NR}]$,该能量区间对应的靶电流为 I_N 。通过选取合适的 A_N ,使得 $E_{NR} = E_{(N-1)L}$,那么能量区间 $[E_{NL}, E_{NR}] = [E_{NL}, E_{(N-1)L}]$,能量区间 $[E_{NL}, E_{(N-1)L}]$ 对应的靶电流为 I_N 。在一实施例中, $I_N = 0$ 可以作为结束条件,即第一偏转电流为 A_N 为最后一个偏转电流。 $A_1, A_2, A_3, \dots, A_n, A_{n+1}, A_{n+2}, \dots, A_{N-1}, A_N$ 为依次减小的顺序。

[0089] 通过以上步骤,可以将从加速管射出的第一电子束606的能量区间划分为多个能量子区间,即 $[E_{2L}, E_{1L}]$ 、 $[E_{3L}, E_{2L}]$ 、 $[E_{4L}, E_{3L}]$ 、 \dots 、 $[E_{nL}, E_{(n-1)L}]$ 、 $[E_{(n+1)L}, E_{nL}]$ 、 \dots 、 $[E_{(N-1)L}, E_{(N-2)L}]$,并通过上述步骤可以确定每个能量子区间对应的靶电流值,从而确定第一电子束606的能谱分布。需要注意的是,当第一偏转电流不断减小时,从束流偏转系统600的输出端射出的第二电子束的能量区间的宽度也在不断减小。为了得到精度较高的能谱分布,用于减小偏转电流的步长应选择相对较小的值,从而可以将第一电子束606的能量区间划分得相对精细,从而最终得到精度较高的能谱。

[0090] 通过确定不同能量子区间对应的靶电流,可以得出第一电子束606的能谱。表1示出了不同的能量子区间和对应的靶电流的关系。根据能量子区间 $[E_{2L}, E_{1L}]$ 对应的靶电流为 I_2 、能量子区间 $[E_{3L}, E_{2L}]$ 对应的靶电流为 $I_3 - I_2$ 、能量子区间 $[E_{4L}, E_{3L}]$ 对应的靶电流为 $I_4 - I_3$ 、 \dots 、能量子区间 $[E_{nL}, E_{(n-1)L}]$ 对应的靶电流为 $I_n - I_{n-1}$ 、能量子区间 $[E_{(n+1)L}, E_{nL}]$ 对应的靶电流为 I_{n+1} 、 \dots 、能量子区间 $[E_{(N-1)L}, E_{(N-2)L}]$ 对应的靶电流 I_{N-1} 可以确定出第一电子束606的能谱分布。

[0091] 表1第一电子束的能量子区间和对应的靶电流的关系

条件	能量子区间	靶电流
E _{nR} >E _{1L}	$[E_{1L}, \infty]$	$I_1=0$
	$[E_{2L}, E_{1L}]$	I_2
	$[E_{3L}, E_{2L}]$	$I_3 - I_2$
	$[E_{4L}, E_{3L}]$	$I_4 - I_3$

	$[E_{nL}, E_{(n-1)L}]$	$I_n - I_{n-1}$
E _{(n+1)R} <E _{1L}	$[E_{(n+1)L}, E_{nL}]$	I_{n+1}
	$[E_{(n+2)L}, E_{(n+1)L}]$	I_{n+2}

	$[E_{(N-1)L}, E_{(N-2)L}]$	I_{N-1}

[0092] [0093] 在上述实施例中,当 $E_{(n+1)R} \leq E_{1L}$ 时,也可以选取合适的 A_{n+1} ,使得 $E_{(n+1)R} = E_{jL}$,其中 $j = 1, 2, 3, \dots, n-1$,那么 $[E_{(n+1)L}, E_{(n+1)R}] = [E_{(n+1)L}, E_{jL}]$,则能量区间 $[E_{(n+1)L}, E_{nL}] = [E_{(n+1)L}, E_{jL}] - \{[E_{nL}, E_{(n-1)L}] + \dots + [E_{(j+1)L}, E_{jL}]\}$,由于能量区间 $[E_{(n+1)L}, E_{jL}]$ 、 $[E_{nL}, E_{(n-1)L}]$, \dots , $[E_{(j+1)L}, E_{jL}]$ 对应的靶电流均已知,则根据上述能量区间的关系对靶电流进行简单数学运算从而确定 $[E_{(n+1)L}, E_{nL}]$ 对应的靶电流值。

[0094] 图8是根据本申请的一些实施例所示的一种确定电子束能谱的方法的示例性流程图。

[0095] 流程800可以通过处理设备140来执行,该处理设备140可以包括硬件(例如,电路、专用逻辑、可编程逻辑、微代码等)、软件(运行在处理设备140上以执行硬件模拟的指令)等或其任意组合。为描述方便,将结合图6和图7的相关内容对流程800进行描述。

[0096] 步骤801,处理设备140可以获取束流偏转装置中的束流偏转系统的多个第一偏转电流。

[0097] 如图7所示,处理设备140可以获取第一偏转电流 $A_1, A_2, A_3, \dots, A_n, A_{n+1}, A_{n+2}, \dots, A_{N-1}, A_N$ 。其中,N为正整数;n为小于N的正整数。仅作为示例说明, $A_1, A_2, A_3, \dots, A_n, A_{n+1}$,

A_{n+2} 、 \dots 、 A_{N-1} 、 A_N 为依次减小的顺序。仅作为示例说明,所述束流偏转系统可以为图6描述的束流偏转系统。

[0098] 步骤802,处理设备140可以基于每个第一偏转电流,确定第一电子束进入所述束流偏转装置后,从所述束流偏转装置的输出端射出的每个第二电子束的能量区间。

[0099] 在一些实施中,所述第一电子束为经过加速管加速后的电子束。以第一偏转电流为 A_1 为例,处理设备140可以基于第一偏转电流 A_1 ,确定束流偏转系统的磁场强度 B_1 。当束流偏转系统的第一偏转电流为 A_1 时,理想情况下的束流偏转系统的偏转半径上的磁场为 B_1 。

[0100] 进一步地,处理设备140可以根据设计的偏转半径 ρ 和磁场强度 B_1 确定第一个第二电子束的能量区间的中心能量 E_1 。根据公式(1)(参见图6)可以得出第一个第二电子束的中心能量 $E_1 = 0.3 * B_1 \rho - 0.511$ (MeV)。

[0101] 进一步地,处理设备140可以基于所述第一个第二电子束的能量区间的中心能量和能量区间宽度,确定所述第一个第二电子束的能量区间。基于能量缝的设计,第一个第二电子束对应的能量区间为 $[E_{1L}, E_{1R}] = [E_1 - \Delta E_1, E_1 + \Delta E_1]$ 。其中, $\Delta E_1 = k * E_1$ 。能量区间宽度为 $2 \Delta E_1$ 。其中,参数 k 与束流偏转装置中的能量缝的设计相关。例如, k 为7%,表明能量缝可以允许 $\pm 7\%$ 宽度的电子束能谱通过。

[0102] 类似地,当第一偏转电流为 A_2 时,第二个第二电子束对应的能量区间为 $[E_{2L}, E_{2R}] = [E_2 - \Delta E_2, E_2 + \Delta E_2]$ 。当第一偏转电流为 A_3 时,第三个第二电子束对应的能量区间为 $[E_{3L}, E_{3R}] = [E_3 - \Delta E_3, E_3 + \Delta E_3]$ 。

[0103] 当第一偏转电流为 A_n 时,第 n 个第二电子束对应的能量区间为 $[E_{nL}, E_{nR}] = [E_n - \Delta E_n, E_n + \Delta E_n]$ 。其中,需要满足条件 $E_{nR} > E_{1L}$ 。

[0104] 在一实施例中,当 $E_{(n+1)R} < E_{1L}$ 时,且第一偏转电流为 A_{n+1} 时,第 $n+1$ 个第二电子束对应的能量区间为 $[E_{(n+1)L}, E_{(n+1)R}] = [E_{(n+1)} - \Delta E_{(n+1)}, E_{(n+1)} + \Delta E_{(n+1)}]$ 。其中,需满足条件 $E_{(n+1)R} = E_{nL}$ 。

[0105] 类似地,当第一偏转电流为 A_{n+2} 时,第 $n+2$ 个第二电子束对应的能量区间为 $[E_{(n+2)L}, E_{(n+2)R}] = [E_{(n+2)} - \Delta E_{(n+2)}, E_{(n+2)} + \Delta E_{(n+2)}]$ 。其中,需满足条件 $E_{(n+2)R} = E_{(n+1)L}$ 。

[0106] 当第一偏转电流为 A_{N-1} 时,第 $N-1$ 个第二电子束对应的能量区间为 $[E_{(N-1)L}, E_{(N-1)R}] = [E_{(N-1)} - \Delta E_{(N-1)}, E_{(N-1)} + \Delta E_{(N-1)}]$ 。其中,需满足条件 $E_{(N-1)R} = E_{(N-2)L}$ 。

[0107] 当第一偏转电流为 A_N 时,第 N 个第二电子束对应的能量区间为 $[E_{NL}, E_{NR}] = [E_N - \Delta E_N, E_N + \Delta E_N]$ 。其中,需满足条件 $E_{NR} = E_{(N-1)L}$ 。其中, N 为正整数。

[0108] 根据以上过程,处理设备140可以基于每个偏转电流,确定所述束流偏转系统产生的多个磁场强度。进一步地,处理设备140可以基于所述束流偏转系统产生的多个磁场强度和偏转半径,确定每个第二电子束的能量区间的中心能量。进一步地,处理设备140可以基于所述每个第二电子束的能量区间的中心能量和能量区间宽度,确定所述每个第二电子束的能量区间。

[0109] 步骤803,处理设备140可以获取所述每个第二电子束照射靶材后流过所述靶材的靶电流。其中,所述靶材用于被所述每个第二电子束照射产生放射线。

[0110] 处理设备140可以获取每个第二电子束的能量区间对应的靶电流。例如,处理设备可以获取第一个第二电子束的能量区间为 $[E_{1L}, E_{1R}]$ 对应的靶电流为 I_1 、第二个第二电子束的能量区间为 $[E_{2L}, E_{2R}]$ 对应的靶电流为 I_2 、第三个第二电子束的能量区间为 $[E_{3L}, E_{3R}]$ 对应

的靶电流为 I_3 、……、第 n 个第二电子束的能量区间为 $[E_{nL}, E_{nR}]$ 对应的靶电流为 I_n 、第 $n+1$ 个第二电子束的能量区间为 $[E_{(n+1)L}, E_{(n+1)R}]$ 对应的靶电流为 I_{n+1} 、第 $n+2$ 个第二电子束的能量区间为 $[E_{(n+2)L}, E_{(n+2)R}]$ 对应的靶电流为 I_{n+2} 、……、第 $N-1$ 个第二电子束的能量区间为 $[E_{(N-1)L}, E_{(N-1)R}]$ 对应的靶电流为 $I_{(N-1)}$ 、以及第 N 个第二电子束的能量区间为 $[E_{NL}, E_{NR}]$ 对应的靶电流为 I_N 。

[0111] 步骤804,处理设备140可以基于所述多个第二电子束的能量区间以及对应的多个靶电流,确定所述第一电子束的能谱。

[0112] 具体地,处理设备140可以基于所述多个第二电子束的能量区间,将第一电子束的能量区间划分为多个能量子区间。

[0113] 如图7所示,处理设备140可以将第一电子束的能量区间划分为多个能量子区间,例如,包括 $[E_{2L}, E_{1L}]$ 、 $[E_{3L}, E_{2L}]$ 、 $[E_{4L}, E_{3L}]$ 、……、 $[E_{nL}, E_{(n-1)L}]$ 、 $[E_{(n+1)L}, E_{nL}]$ 、……、 $[E_{(N-1)L}, E_{(N-2)L}]$ 。

[0114] 处理设备140可以基于所述多个第二电子束的能量区间对应的靶电流,确定每个能量子区间对应的靶电流。

[0115] 如图7所示,当所述束流偏转系统的第一偏转电流为 A_1 时,第一个第二电子束的能量区间为 $[E_{1L}, E_{1R}]$,该能量区间对应的靶电流为 I_1 。

[0116] 当所述束流偏转系统的第一偏转电流为 A_2 时,第二个第二电子束的能量区间为 $[E_{2L}, E_{2R}]$,该能量区间对应的靶电流为 I_2 ;其中, $A_2 < A_1$,且 $E_{2L} < E_{1L} < E_{2R} < E_{1R}$ 。

[0117] 在一实施例中,为了确定能量区间 $[E_{2L}, E_{1L}]$ 对应的靶电流,控制束流偏转系统的第一偏转电流 A_1 ,使得对应的靶电流 $I_1 = 0$ 。如果 $I_1 = 0$,那么能量区间 $[E_{1L}, E_{2R}]$ 对应的靶电流为0,且能量区间 $[E_{2L}, E_{1L}]$ 对应的靶电流为 I_2 。

[0118] 当所述束流偏转系统的第一偏转电流为 A_3 时,第三个第二电子束的能量区间为 $[E_{3L}, E_{3R}]$,该能量区间对应的靶电流为 I_3 ;其中, $A_3 < A_2$,且 $E_{3L} < E_{2L} < E_{1L} < E_{3R} < E_{2R} < E_{1R}$ 。由于能量区间 $[E_{1L}, E_{2R}]$ 对应的靶电流为0,那么能量区间 $[E_{1L}, E_{3R}]$ 对应的靶电流为0,则能量区间 $[E_{3L}, E_{2L}]$ 对应的靶电流为 $I_3 - I_2$ 。

[0119] 当所述束流偏转系统的第一偏转电流为 A_4 时,第四个第二电子束的能量区间为 $[E_{4L}, E_{4R}]$,该能量区间对应的靶电流为 I_4 ;其中, $A_4 < A_3$,且 $E_{4L} < E_{3L} < E_{2L} < E_{1L} < E_{4R} < E_{3R} < E_{2R} < E_{1R}$ 。类似地,可以推得能量区间 $[E_{4L}, E_{3L}]$ 对应的靶电流为 $I_4 - I_3$ 。

[0120] 以此类推,当束流偏转系统的第一偏转电流为 A_n 时, n 为大于1的正整数,第 n 个第二电子束的能量区间为 $[E_{nL}, E_{nR}]$,该能量区间对应的靶电流为 I_n 。如果 $E_{nR} > E_{1L}$,那么根据上述推导,可以得到能量区间 $[E_{nL}, E_{(n-1)L}]$ 对应的靶电流为 $I_n - I_{n-1}$ 。

[0121] 当第一偏转电流为 A_{n+1} 时,第 $n+1$ 个第二电子束的能量区间为 $[E_{(n+1)L}, E_{(n+1)R}]$,该能量区间对应的靶电流为 I_{n+1} 。如果 $E_{(n+1)R} < E_{1L}$,那么此时可以选取合适的 A_{n+1} ,使得 $E_{(n+1)R} = E_{nL}$,那么 $[E_{(n+1)L}, E_{(n+1)R}] = [E_{(n+1)L}, E_{nL}]$,能量区间 $[E_{(n+1)L}, E_{nL}]$ 对应的靶电流为 I_{n+1} 。

[0122] 当第一偏转电流为 A_{n+2} 时,第 $n+2$ 个第二电子束的能量区间为 $[E_{(n+2)L}, E_{(n+2)R}]$,该能量区间对应的靶电流为 I_{n+2} 。通过选取合适的 A_{n+2} ,使得 $E_{(n+2)R} = E_{(n+1)L}$,那么 $[E_{(n+2)L}, E_{(n+2)R}] = [E_{(n+2)L}, E_{(n+1)L}]$,能量区间 $[E_{(n+2)L}, E_{(n+1)L}]$ 对应的靶电流为 I_{n+2} 。

[0123] 以此类推,当第一偏转电流为 A_{N-1} 时, N 为大于 n 的正整数,第 $N-1$ 个第二电子束的能量区间为 $[E_{(N-1)L}, E_{(N-1)R}]$,该能量区间对应的靶电流为 I_{N-1} 。通过选取合适的 A_{N-1} ,使得 $E_{(N-1)R}$

$=E_{(N-2)L}$, 那么 $[E_{(N-1)L}, E_{(N-1)R}] = [E_{(N-1)L}, E_{(N-2)L}]$, 能量区间 $[E_{(N-1)L}, E_{(N-2)L}]$ 对应的靶电流为 I_{N-1} 。

[0124] 当第一偏转电流为 A_N 时, 第 N 个第二电子束的能量区间为 $[E_{NL}, E_{NR}]$, 该能量区间对应的靶电流为 I_N 。通过选取合适的 A_N , 使得 $E_{NR} = E_{(N-1)L}$, 那么能量区间 $[E_{NL}, E_{NR}] = [E_{NL}, E_{(N-1)L}]$, 能量区间 $[E_{NL}, E_{(N-1)L}]$ 对应的靶电流为 I_N 。在一实施例中, $I_N = 0$ 可以作为结束条件, 即第一偏转电流为 A_N 为最后一个偏转电流。 $A_1, A_2, A_3, \dots, A_n, A_{n+1}, A_{n+2}, \dots, A_{N-1}, A_N$ 为依次减小的顺序。

[0125] 需要注意的是, 在上述实施例中, 当 $E_{(n+1)R} \leq E_{1L}$ 时, 也可以选取合适的 A_{n+1} , 使得 $E_{(n+1)R} = E_{jL}$, 其中 $j = 1, 2, 3, \dots, n-1$, 那么 $[E_{(n+1)L}, E_{(n+1)R}] = [E_{(n+1)L}, E_{jL}]$, 则能量区间 $[E_{(n+1)L}, E_{nL}] = [E_{(n+1)L}, E_{jL}] - \{[E_{nL}, E_{(n-1)L}] + \dots + [E_{(j+1)L}, E_{jL}]\}$, 由于能量区间 $[E_{(n+1)L}, E_{jL}]$ 、 $[E_{nL}, E_{(n-1)L}]$, \dots , $[E_{(j+1)L}, E_{jL}]$ 对应的靶电流均已知, 则根据上述能量区间的关系对靶电流进行简单数学运算从而确定 $[E_{(n+1)L}, E_{nL}]$ 对应的靶电流值。

[0126] 进一步地, 处理设备 140 可以基于所述每个能量子区间对应的靶电流, 确定所述第一电子束的能谱。

[0127] 处理设备 140 可以基于所述每个能量子区间对应的靶电流形成所述第一电子束的能谱图。如图 9 所示, 横坐标表示第一电子束的能量分布、纵坐标表示不同能量的电子对应的靶电流。其中, 纵坐标表示的靶电流为归一化后的靶电流值, 并非实际的靶电流值。

[0128] 本实施例不需要在加速管系统内插入能谱分析仪器, 通过多次改变束流偏转系统的偏转电流, 获得从束流偏转装置中射出的电子束的能量区间以及对应的靶电流, 从而反推出从加速管射出的电子束的能谱信息。

[0129] 需要注意的是, 图 8 描述的实施例仅作为示例说明, 并不旨在限制本申请的保护范围。在一些实施例中, 偏转电流 $A_1, A_2, A_3, \dots, A_n, A_{n+1}, A_{n+2}, \dots, A_{N-1}, A_N$ 对应的多个电子束的能量区间可以连续分布, 即当前第二电子束的能量区间的起点是上一个第二电子束的能量区间的终点。基于每个第二电子束的能量区间以及对应的靶电流值, 也可以确定第一电子束的能谱分布。

[0130] 在一些实施例中, 任意第二电子束的能量区间的起点和终点中的一个与至少一个在先产生的第二电子束的能量区间的起点或终点重合。在这样的情况下, 通过对靶电流值进行简单数学运算从而确定连续分布的能量区间对应的靶电流值, 同样可以得到第一电子束的能谱分布。对靶电流值的简单数学运算可以参考图 7 的说明。

[0131] 图 10 是根据本申请的一些实施例所示的一种确定从束流偏转装置的输出端射出的电子束的能谱的方法的示例性流程图。

[0132] 流程 1000 可以通过处理设备 140 来执行, 该处理设备 140 可以包括硬件 (例如, 电路、专用逻辑、可编程逻辑、微代码等)、软件 (运行在处理设备 140 上以执行硬件模拟的指令) 等或其任意组合。

[0133] 步骤 1001, 处理设备 140 可以获取束流偏转装置中的束流偏转系统的第二偏转电流。

[0134] 处理设备 140 可以通过网络 120 用户通过终端 130 设置的束流偏转系统的一个第二偏转电流 A_0 。

[0135] 步骤 1002, 处理设备 140 可以基于所述第二偏转电流, 确定第一电子束进入所述束

流偏转装置后,从所述束流偏转装置的输出端射出的第三电子束的能量区间。

[0136] 处理设备140可以基于第二偏转电流 A_0 ,确定束流偏转系统产生的磁场强度 B_0 。处理设备140可以根据设计的偏转半径 ρ 和磁场强度 B_0 ,确定第三电子束的能量区间的中心能量 E_1 。根据公式(1)(参见图6)可以得出第三电子束的中心能量 $E_0=0.3*B_0\rho-0.511$ (MeV)。

[0137] 进一步地,处理设备140可以基于所述第三电子束的能量区间的中心能量和能量区间宽度,确定所述第三电子束的能量区间。基于能量缝的设计,第三电子束对应的能量区间为 $[E_a, E_b]=[E_0-\Delta E_0, E_0+\Delta E_0]$ 。其中, $\Delta E_0=k*E_0$ 。能量区间宽度为 $2\Delta E_0$ 。

[0138] 步骤1003,处理设备140可以基于所述第三电子束的能量区间和所述第一电子束的能谱,确定所述第三电子束的能谱。

[0139] 处理设备140可以基于第三电子束对应的能量区间从所述第一电子束的能谱分布(如图9所示)中确定出能量区间 $[E_a, E_b]$ 对应的能谱分布,如图10所示的灰色部分。

[0140] 在实际应用过程中,通过终端130设置一个偏转电流,并基于已经获得的从加速管射出的电子束能谱信息(如图9所示),即可得到在该偏转电流下,从束流偏转装置的输出端射出的电子束的能谱分布。

[0141] 图12是根据本申请的一些实施例所示的一种处理设备140的框图。

[0142] 处理设备140可以包括第一获取模块1210、第一确定模块1220、第二获取模块1230和第二确定模块1240。

[0143] 第一获取模块1210可以用于获取束流偏转装置中的束流偏转系统的多个第一偏转电流。

[0144] 第一确定模块1220可以用于获取所述每个第二电子束照射靶材后流过所述靶材的靶电流;其中,所述靶材用于被所述每个第二电子束照射产生放射线。在一些实施例中,所述第一电子束为经过加速管加速后的电子束。

[0145] 在一些实施例中,第一确定模块1220可以用于基于每个第一偏转电流,确定束流偏转系统产生的多个磁场强度。

[0146] 在一些实施例中,第一确定模块1220可以用于基于所述束流偏转系统产生的多个磁场强度和偏转半径,确定每个第二电子束的能量区间的中心能量。

[0147] 在一些实施例中,第一确定模块1220可以用于基于所述每个第二电子束的能量区间的中心能量和能量区间宽度,确定所述每个第二电子束的能量区间。

[0148] 在一些实施例中,第二获取模块1230可以用于获取所述每个第二电子束照射靶材后流过所述靶材的靶电流。其中,所述靶材用于被所述每个第二电子束照射产生放射线。

[0149] 在一些实施例中,第二确定模块1240可以用于基于所述多个第二电子束的能量区间以及对应的多个靶电流,确定所述第一电子束的能谱。

[0150] 在一些实施例中,第二确定模块1240可以用于基于所述多个第二电子束的能量区间,将第一电子束的能量区间划分为多个能量子区间。

[0151] 在一些实施例中,第二确定模块1240可以用于基于所述多个第二电子束的能量区间对应的靶电流,确定每个能量子区间对应的靶电流。

[0152] 在一些实施例中,第二确定模块1240可以用于基于所述每个能量子区间对应的靶电流,确定所述第一电子束的能谱。

[0153] 在一些实施例中,第一获取模块1210可以用于获取所述束流偏转系统的第二偏转

电流。

[0154] 在一些实施例中,第一确定模块1220可以用于基于所述第二偏转电流,确定所述第一电子束进入所述束流偏转装置后,从所述束流偏转装置的输出端射出的第三电子束的能量区间。

[0155] 在一些实施例中,第二确定模块1240可以用于基于所述第三电子束的能量区间和所述第一电子束的能谱,确定所述第三电子束的能谱。

[0156] 应当理解,图12所示的装置及其模块可以利用各种方式来实现。例如,在一些实施例中,系统及其模块可以通过硬件、软件或者软件和硬件的结合来实现。其中,硬件部分可以利用专用逻辑来实现;软件部分则可以存储在存储器中,由适当的指令执行系统,例如微处理器或者专用设计硬件来执行。本领域技术人员可以理解上述的方法和系统可以使用计算机可执行指令和/或包含在处理器控制代码中来实现,例如在诸如磁盘、CD或DVD-ROM的载体介质、诸如只读存储器(固件)的可编程的存储器或者诸如光学或电子信号载体的数据载体上提供了这样的代码。本申请的系统及其模块不仅可以有诸如超大规模集成电路或门阵列、诸如逻辑芯片、晶体管等的半导体、或者诸如现场可编程门阵列、可编程逻辑设备等可编程硬件设备的硬件电路实现,也可以用例如由各种类型的处理器所执行的软件实现,还可以由上述硬件电路和软件的结合(例如,固件)来实现。

[0157] 以上内容描述了本申请和/或一些其他的示例。根据上述内容,本申请还可以作出不同的变形。本申请披露的主题能够以不同的形式和例子所实现,并且本申请可以被应用于大量的应用程序中。后文权利要求中所要求保护的所有应用、修饰以及改变都属于本申请的范围。

[0158] 同时,本申请使用了特定词语来描述本申请的实施例。如“一个实施例”、“一实施例”、和/或“一些实施例”意指与本申请至少一个实施例相关的某一特征、结构或特点。因此,应强调并注意的是,本说明书中在不同位置两次或多次提及的“一实施例”或“一个实施例”或“一替代性实施例”并不一定是指同一实施例。此外,本申请的一个或多个实施例中的某些特征、结构或特点可以进行适当的组合。

[0159] 本领域技术人员能够理解,本申请所披露的内容可以出现多种变型和改进。例如,以上所描述的不同系统组件都是通过硬件设备所实现的,但是也可能只通过软件的解决方案得以实现。例如:在现有的服务器上安装系统。此外,这里所披露的位置信息的提供可能是通过一个固件、固件/软件的组合、固件/硬件的组合或硬件/固件/软件的组合得以实现。

[0160] 所有软件或其中的一部分有时可能会通过网络进行通信,如互联网或其他通信网络。此类通信能够将软件从一个计算机设备或处理器加载到另一个。例如:从放射治疗系统的一个管理服务器或主机计算机加载至一个计算机环境的硬件平台,或其他实现系统的计算机环境,或与提供椎骨识别和命名所需要的信息相关的类似功能的系统。因此,另一种能够传递软件元素的介质也可以被用作局部设备之间的物理连接,例如光波、电波、电磁波等,通过电缆、光缆或者空气实现传播。用来载波的物理介质如电缆、无线连接或光缆等类似设备,也可以被认为是承载软件的介质。在这里的用法除非限制了有形的“储存”介质,其他表示计算机或机器“可读介质”的术语都表示在处理器执行任何指令的过程中参与的介质。

[0161] 本申请各部分操作所需的计算机程序编码可以用任意一种或多种程序语言编写,

包括面向对象编程语言如Java、Scala、Smalltalk、Eiffel、JADE、Emerald、C++、C#、VB.NET、Python等,常规程序化编程语言如C语言、Visual Basic、Fortran 2003、Perl、COBOL 2002、PHP、ABAP,动态编程语言如Python、Ruby和Groovy,或其他编程语言等。该程序编码可以完全在用户计算机上运行、或作为独立的软件包在用户计算机上运行、或部分在用户计算机上运行部分在远程计算机运行、或完全在远程计算机或服务器上运行。在后种情况下,远程计算机可以通过任何网络形式与用户计算机连接,例如,局域网(LAN)或广域网(WAN),或连接至外部计算机(例如通过因特网),或在云计算环境中,或作为服务使用如软件即服务(SaaS)。

[0162] 此外,除非权利要求中明确说明,本申请所述处理元素和序列的顺序、数字字母的使用、或其他名称的使用,并非用于限定本申请流程和方法的顺序。尽管上述披露中通过各种示例讨论了一些目前认为有用的发明实施例,但应当理解的是,该类细节仅起到说明的目的,附加的权利要求并不仅限于披露的实施例,相反,权利要求旨在覆盖所有符合本申请实施例实质和范围的修正和等价组合。例如,虽然以上所描述的系统组件可以通过硬件设备实现,但是也可以只通过软件的解决方案得以实现,如在现有的服务器或移动设备上安装所描述的系统。

[0163] 同理,应当注意的是,为了简化本申请披露的表述,从而帮助对一个或多个发明实施例的理解,前文对本申请实施例的描述中,有时会将多种特征归并至一个实施例、附图或对其的描述中。但是,这种披露方法并不意味着本申请对象所需要的特征比权利要求中提及的特征多。实际上,实施例的特征要少于上述披露的单个实施例的全部特征。

[0164] 一些实施例中使用了描述属性、数量的数字,应当理解的是,此类用于实施例描述的数字,在一些示例中使用了修饰词“大约”、“近似”或“大体上”来修饰。除非另外说明,“大约”、“近似”或“大体上”表明所述数字允许有 $\pm 20\%$ 的变化。相应地,在一些实施例中,说明书和权利要求中使用的数值参数均为近似值,该近似值根据个别实施例所需特点可以发生改变。在一些实施例中,数值参数应考虑规定的有效数位并采用一般位数保留的方法。尽管本申请一些实施例中用于确认其范围广度的数值域和参数为近似值,在具体实施例中,此类数值的设定在可行范围内尽可能精确。

[0165] 针对本申请引用的每个专利、专利申请、专利申请公开物和其他材料,如文章、书籍、说明书、出版物、文档、物件等,特将其全部内容并入本申请作为参考。与本申请内容不一致或产生冲突的申请历史文件除外,对本申请权利要求最广范围有限制的文件(当前或之后附加于本申请中的)也除外。需要说明的是,如果本申请附属材料中的描述、定义、和/或术语的使用与本申请所述内容有不一致或冲突的地方,以本申请的描述、定义和/或术语的使用为准。

[0166] 最后,应当理解的是,本申请中所述实施例仅用以说明本申请实施例的原则。其他的变形也可能属于本申请的范围。因此,作为示例而非限制,本申请实施例的替代配置可视为与本申请的教导一致。相应地,本申请的实施例不限于本申请明确介绍和描述的实施例。

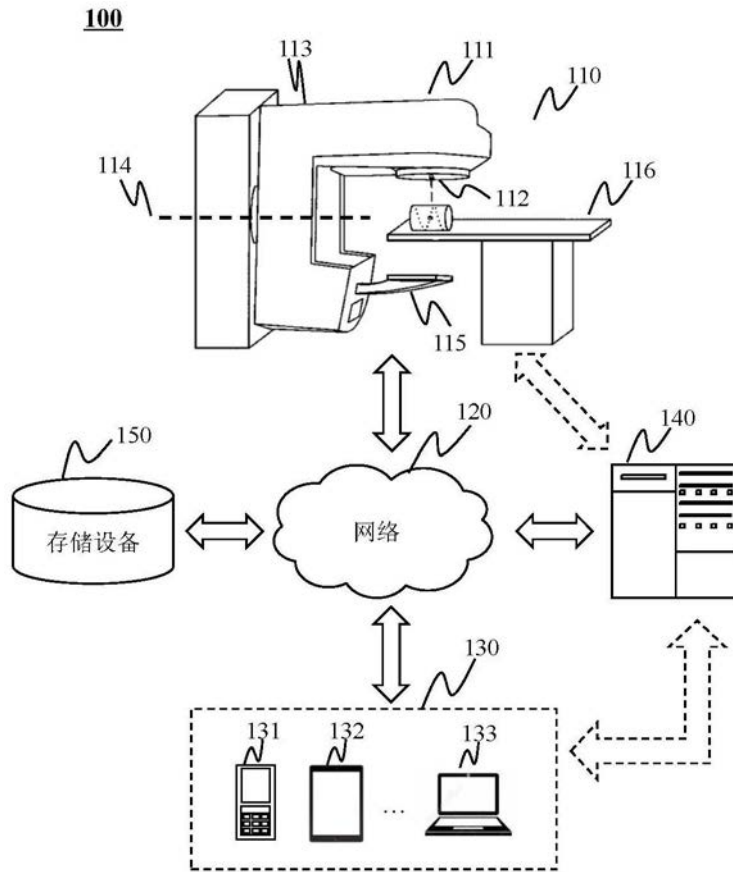


图1

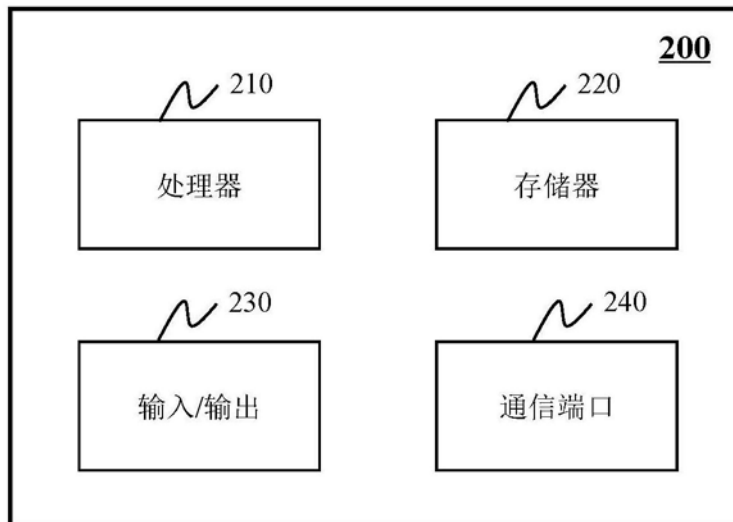


图2

300

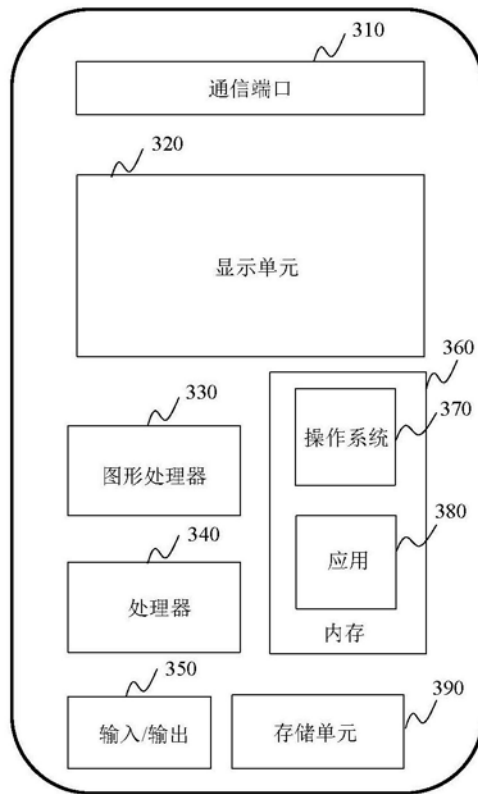


图3

400

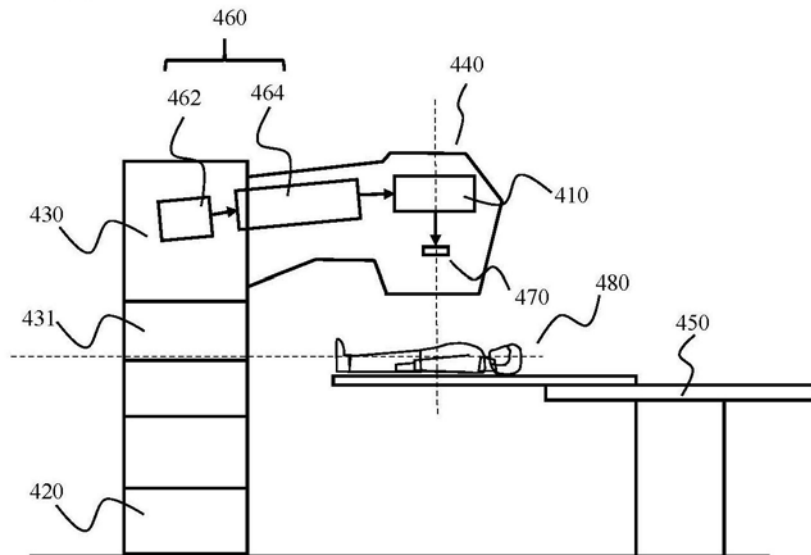


图4

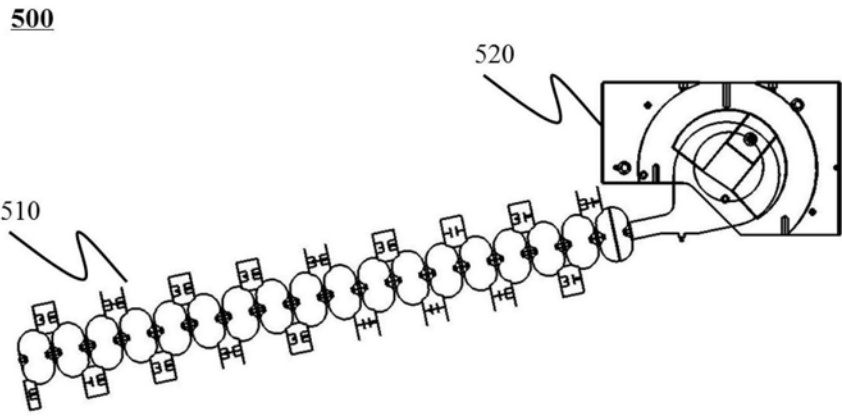


图5

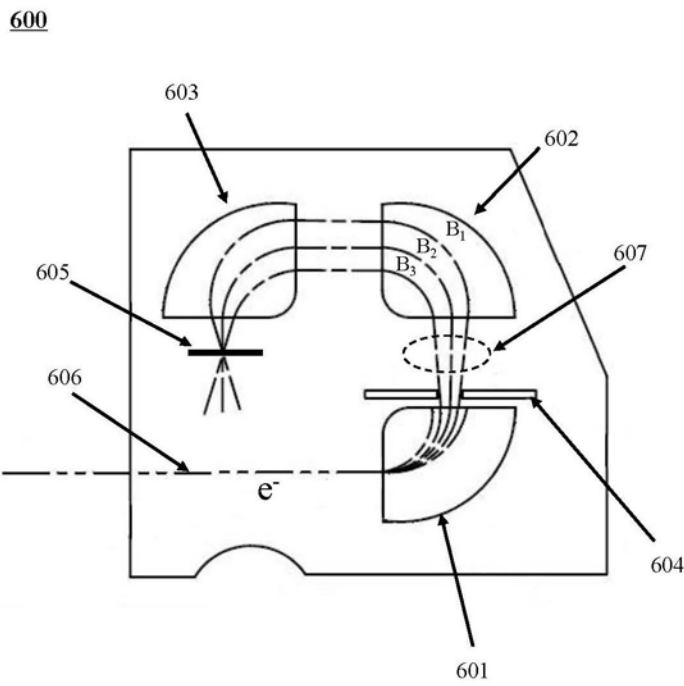


图6

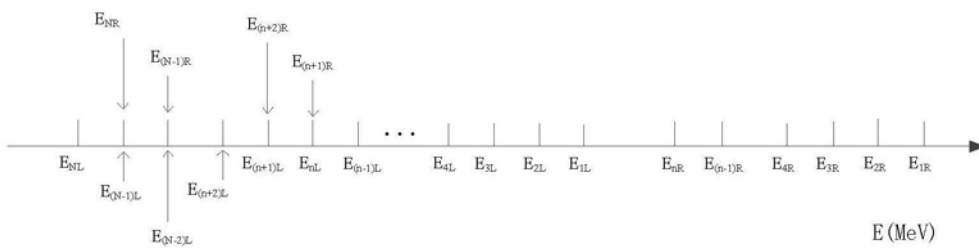


图7

800

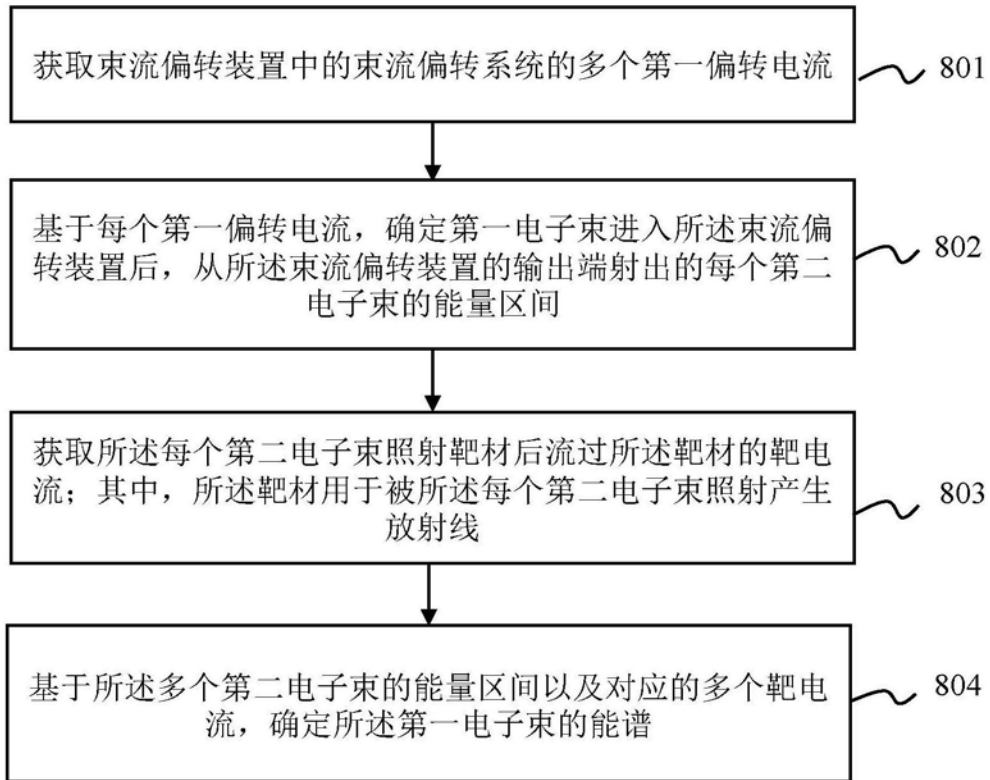


图8

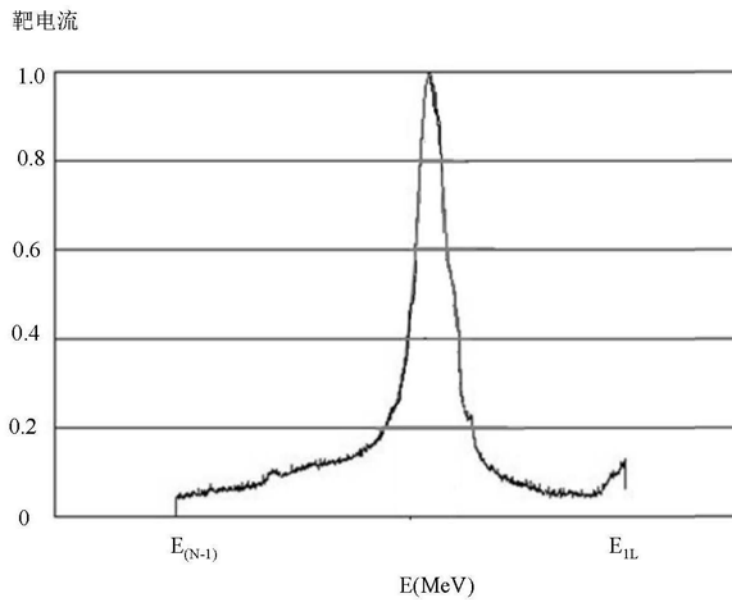


图9

1000

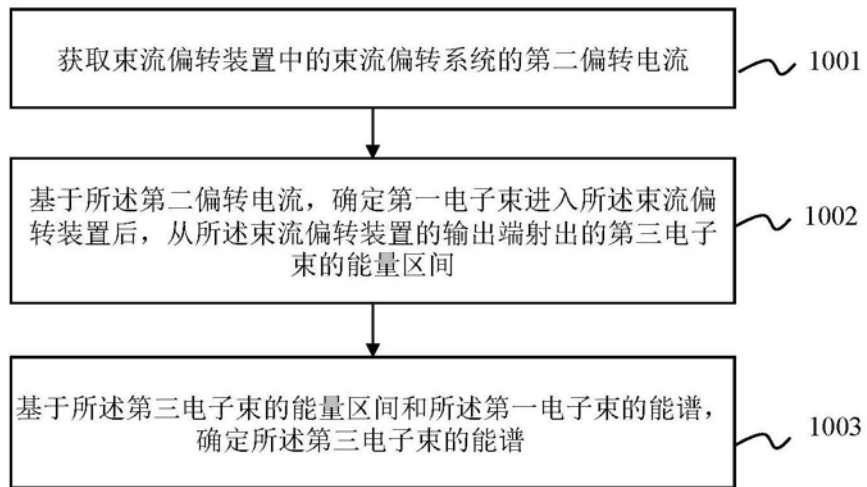


图10

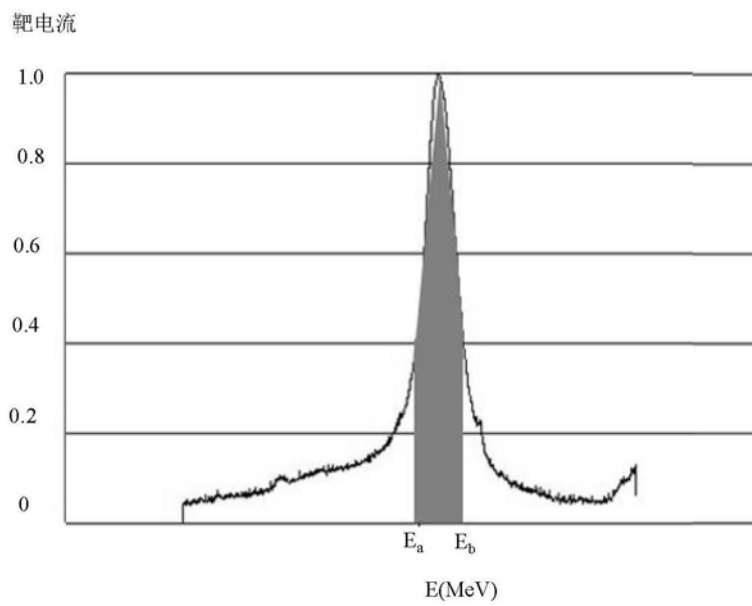


图11

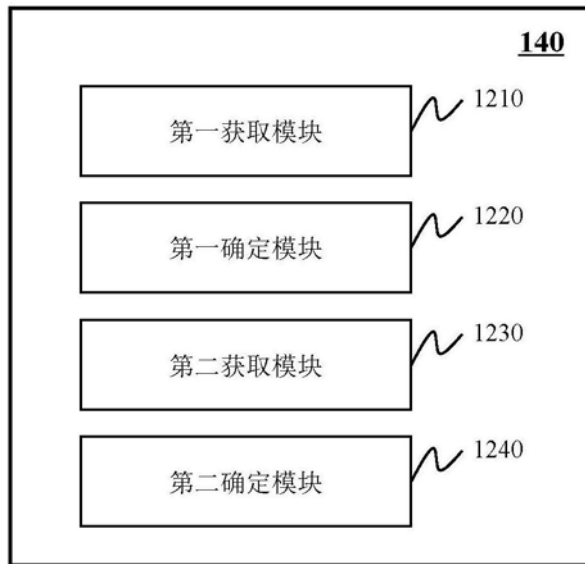


图12