



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105435377 A

(43) 申请公布日 2016. 03. 30

(21) 申请号 201510863610. 9

(22) 申请日 2015. 12. 01

(71) 申请人 南京航空航天大学

地址 210016 江苏省南京市秦淮区御道街  
29 号

(72) 发明人 汤晓斌 舒迪昀 龚频 耿长冉  
陈达

(74) 专利代理机构 江苏圣典律师事务所 32237

代理人 贺翔

(51) Int. Cl.

A61N 5/10(2006. 01)

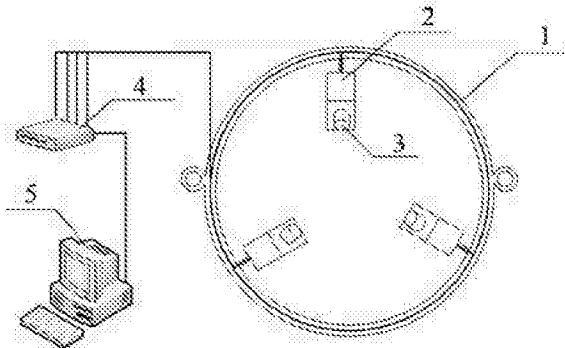
权利要求书1页 说明书3页 附图2页

(54) 发明名称

一种放射治疗剂量测量装置及测量方法

(57) 摘要

本发明公开了一种放射治疗剂量测量装置及测量方法，属于放射治疗领域。该装置包括三个广角镜头、三个EMCCD探测器、探测器旋转装置、多通道数据配准收集模块及计算机处理单元。本发明基于多角度采集放射治疗过程中产生的切伦科夫光光强数据，通过光学断层重建得到肿瘤及其周围区域的切伦科夫光光强分布，依据切伦科夫光光强和剂量沉积之间的定量关系，最终得到放射治疗剂量分布。本发明提供了一种能够获得三维剂量分布、实时在线性好、测量简单的放射治疗剂量测量装置及测量方法，可有效确保放射治疗的疗效及保障患者辐射安全。



1. 一种放射治疗剂量测量装置,其特征在于:包括探测器旋转装置(1)以及若干安装有广角镜头(3)的EMCCD探测器(2),探测器旋转装置(1)和每个EMCCD探测器(2)均通过多通道数据配准收集模块(4)与计算机处理单元连接(5);EMCCD探测器(2)固定于探测器旋转装置(1)上,探测器旋转装置(1)控制全部的EMCCD探测器(2)绕某一中心旋转。

2. 根据权利要求1所述的放射治疗剂量测量装置,其特征在于:所述广角镜头(3)为大光圈可调焦广角镜头。

3. 权利要求1所述的放射治疗剂量测量装置,其特征在于:所述EMCCD探测器(2)的光谱响应范围应与切伦科夫光光谱匹配,所述EMCCD探测器(2)的峰值量子效率应大于90%。

4. 根据权利要求3所述的放射治疗剂量测量装置,其特征在于:所述探测器旋转装置(1)控制全部的EMCCD探测器(2)绕某一中心进行360°旋转。

5. 一种权利要求1-4任一项所述放射治疗剂量测量装置的测量方法,其特征在于包括以下步骤:

1)根据肿瘤位置及大小,调整探测器旋转装置所在位置、EMCCD探测器的分布位置以及广角镜头焦距大小;

2)在放射治疗前,依据治疗过程中装置的测量参数设置,利用广角镜头获取单个角度的杂散辐射背景数据和环境光背景数据;

3)在放射治疗过程中,计算机处理单元控制EMCCD探测器旋转装置匀变数旋转及定点停留,多通道数据配准收集模块同时接收并整合三个EMCCD探测器的光学信号数据和EMCCD探测器测量时的空间角度信息,传递给计算机处理单元;

4)将各角度获取的光学信号数据分别扣除杂散辐射背景数据及环境光背景数据,得到各角度的切伦科夫光光强数据;

5)利用各角度的切伦科夫光光强数据及相应的空间角度信息进行光学断层重建,获得肿瘤及其周围区域的单位体积切伦科夫光光强分布 $N(x,y,z)$ ;

6)基于切伦科夫光光强和剂量沉积之间的定量比例关系,根据单位体积切伦科夫光光强分布 $N(x,y,z)$ 得到放射治疗剂量分布 $D(x,y,z)$ 。

## 一种放射治疗剂量测量装置及测量方法

### 技术领域

[0001] 本发明属于放射治疗领域,具体涉及一种用于实时测量放射治疗辐射剂量的装置及方法。

### 技术背景

[0002] 放射治疗过程中解剖结构变化、放疗设备输出参数不准确和患者摆位误差等因素都将会造成放疗剂量不准确,从而影响放射治疗效果或造成过量照射。ICRU 24号报告即指出,靶区剂量 $\pm 5\%$ 的偏离就有可能使原发灶失控或增加正常器官并发症的概率。放射治疗剂量的实时测量技术能够实时验证实际授予剂量与计划剂量之间的偏差,便于及时发现计划执行问题并修改和用于后续疗效评估,真正意义上做到剂量准确性的实时质量保证,有效确保放射治疗疗效和保障患者辐射安全。然而,患者体内剂量分布实时测量的难度和不确定性大,实时测量手段仍较单一并且尚未足够“理想”,一直是制约放射治疗进一步发展的瓶颈。因此,急需发展一种用于放射治疗剂量实时测量的新装置及新方法,能够实现患者体内剂量分布的实时测量。

### 发明内容

[0003] 本发明所要解决的技术问题是针对现有技术缺陷,提供一种能够获得三维剂量分布、实时在线性好、测量简单的放射治疗剂量测量装置及测量方法。

[0004] 本发明为解决上述技术问题采用以下技术方案:

一种放射治疗剂量测量装置,包括三个广角镜头、三个EMCCD探测器、探测器旋转装置、多通道数据配准收集模块及计算机处理单元;所述广角镜头与EMCCD探测器相连接,所述探测器旋转装置和EMCCD探测器分别与多通道数据配准收集模块相连接,多通道数据配准收集模块连接计算机处理单元。

[0005] 所述广角镜头为大光圈可调焦广角镜头。

[0006] 所述EMCCD探测器的光谱响应范围应与切伦科夫光光谱匹配,所述EMCCD探测器的峰值量子效率应达到90%以上,读出噪声应尽可能低。

[0007] 所述EMCCD探测器固定于探测器旋转装置上,可通过旋转装置实现探测器的360°全方位旋转。

[0008] 所述计算机处理单元可控制探测器旋转装置匀变数旋转及定点停留,同时探测器旋转装置可将EMCCD探测器所处空间角度信息传递给多通道数据配准收集模块。

[0009] 所述多通道数据配准收集模块能够同时接收并整合三个EMCCD探测器的光学信号数据和EMCCD探测器测量时的空间角度信息,进而传递给计算机处理单元。

[0010] 所述计算机处理单元具有实现背景数据扣除、光学断层重建以及切伦科夫光光强分布转换为剂量分布的功能。

[0011] 本发明还提供了放射治疗剂量测量 装置的测量方法,包含以下步骤:

1)根据肿瘤位置及大小,调整探测器旋转装置所在位置、EMCCD探测器的分布位置以及

广角镜头焦距大小。

[0012] 2)在放射治疗前,依据治疗过程中装置的测量参数设置,利用广角镜头获取单个角度的杂散辐射背景数据和环境光背景数据。

[0013] 3)在放射治疗过程中,计算机处理单元控制EMCCD探测器旋转装置匀变数旋转及定点停留,多通道数据配准收集模块同时接收并整合三个EMCCD探测器的光学信号数据和EMCCD探测器测量时的空间角度信息,传递给计算机处理单元。该收集到的信息即为肿瘤及其周围区域的多角度光学信号数据及相应的空间角度信息。

[0014] 4)将各角度获取的光学信号数据分别扣除杂散辐射背景数据及环境光背景数据,得到各角度的切伦科夫光光强数据。

[0015] 5)利用各角度的切伦科夫光光强数据及相应的空间角度信息进行光学断层重建,获得肿瘤及其周围区域的单位体积切伦科夫光光强分布 $N(x,y,z)$ 。

[0016] 6)基于切伦科夫光光强和剂量沉积之间的定量比例关系,根据单位体积切伦科夫光光强分布 $N(x,y,z)$ 得到放射治疗剂量分布 $D(x,y,z)$ 。

[0017] 本发明的有益效果在于:利用射线与物质相互作用过程中产生的切伦科夫光,利用多角度切伦科夫光光强数据重建得到肿瘤及其周围区域的切伦科夫光光强分布;同时,基于切伦科夫光光强和剂量沉积之间的定量关系,进而能够实时得到放射治疗过程中患者体内的剂量分布,以确保放射治疗的疗效以及保障患者辐射安全。

## 附图说明

[0018] 图1为本发明放射治疗剂量测量装置结构示意图;

图2为本发明放射治疗剂量测量装置的测量方法流程示意图。

## 具体实施方式

[0019]

下面结合附图对本发明作进一步详细说明。

[0020] 如图1所示,本放射治疗剂量测量装置,包括探测器旋转装置1以及若干安装有广角镜头3的EMCCD探测器2,探测器旋转装置1和每个EMCCD探测器2均通过多通道数据配准收集模块4与计算机处理单元连接5;EMCCD探测器2固定于探测器旋转装置1上,探测器旋转装置1控制全部的EMCCD探测器2绕某一中心360°旋转。

[0021] 所述广角镜头3为大光圈可调焦广角镜头,可根据靶区和危及器官大小调整焦距。所述EMCCD探测器2的光谱响应范围应与切伦科夫光光谱匹配,所述EMCCD探测器2的峰值量子效率应达到90%以上,读出噪声应尽可能低。所述EMCCD探测器2固定于探测器旋转装置1上,可通过旋转装置实现探测器的360°全方位旋转,所述探测器旋转装置1通过两个支撑杆固定于肿瘤部位正上方。所述计算机处理单元5可控制探测器旋转装置1匀变数旋转及定点停留,同时可将EMCCD探测器2所处空间角度信息传递给多通道数据配准收集模块4。

[0022] 所述多通道数据配准收集模块4能够同时接收并整合三个EMCCD探测器的光学信号数据和EMCCD探测器测量时的空间角度信息,进而传递给计算机处理单元5。所述计算机处理单元5具有实现背景数据扣除、光学断层重建以及切伦科夫光光强分布转换为剂量分布的功能。

[0023] 放射治疗过程中,所述EMCCD探测器2将探测到的多角度光学信号经多通道数据配准收集模块4处理后,将整合后的光学信号数据传递给计算机处理单元5。所述计算机处理单元5将光学信号数据扣除杂散辐射背景数据及环境光背景数据,并结合EMCCD探测器2的空间角度信息进行光学断层重建,将得到的光学断层图像与原始CT解剖结构图进行配准,获得肿瘤及其周围区域的单位体积切伦科夫光光强分布。根据切伦科夫光光强和剂量沉积的定量关系,最终得到放射治疗剂量分布。

[0024] 图2为本发明放射治疗剂量测量装置的测量方法流程示意图,具体过程为:

步骤1)根据肿瘤位置及大小,调整探测器旋转装置所在位置以及广角镜头焦距大小,探测器旋转装置位置应充分考虑治疗时医用直线加速器机头的旋转;

步骤2)基于等效数字体模,结合TPS计划设置的射束条件,利用蒙特卡罗工具包Geant4计算得到肿瘤及其周围区域的切伦科夫光光强分布和剂量沉积分布,获得肿瘤及其周围区域任意位置处从切伦科夫光光强到剂量沉积的转换系数;

步骤3)在放射治疗前,依据治疗过程中装置的测量参数设置,盖上广角镜头3的镜头盖,获得相同射束条件照射下单个角度的杂散辐射背景数据;同时,在镜头盖打开及未照射情况下获取环境光背景数据;

步骤4)在放射治疗过程中,通过计算机处理单元5控制探测器旋转装置1进行多角度定点测量,同时将空间角度信息和探测到的光学信号传递给多通道数据配准收集模块4进行处理,最终将数据传递给计算机处理单元5;

步骤5)计算机处理单元5将每个角度获取的光学信号数据扣除杂散辐射背景数据以及环境光背景数据,并结合获得的角度信息进行光学断层重建,将得到的光学断层图像与原始CT解剖结构图进行配准,获得肿瘤及其周围区域的单位体积切伦科夫光光强分布 $N(x,y,z)$ ;

步骤6)结合步骤2中获得的转换系数,根据单位体积切伦科夫光光强分布 $N(x,y,z)$ 转换得到放射治疗剂量分布 $D(x,y,z)$ 。

[0025] 本实施例以三个EMCCD探测器和三个广角镜头对本发明技术方案进行了讲解,可根据实际需要及经济条件增加探测器及广角镜头的数目,在此不再进行赘述。

[0026] 以上所述仅是本发明的优选实施方式,应当指出,对于本技术领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明原理的前提下还可以做出若干改进,这些改进也应视为本发明的保护范围。

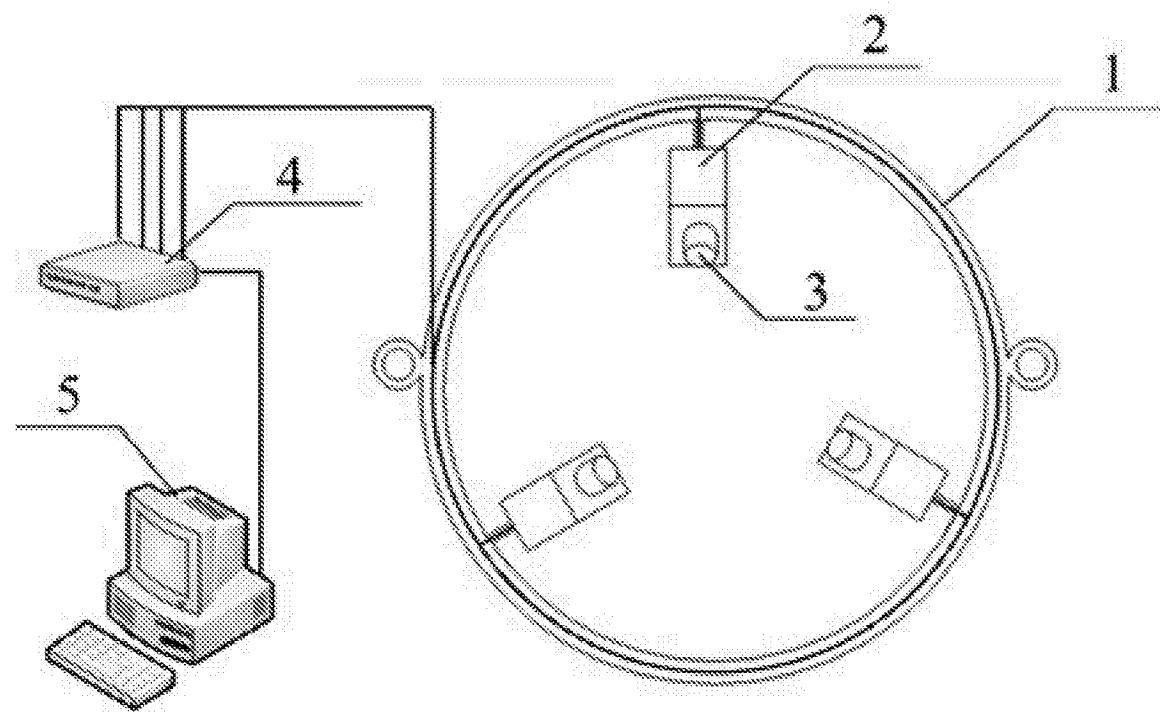


图1

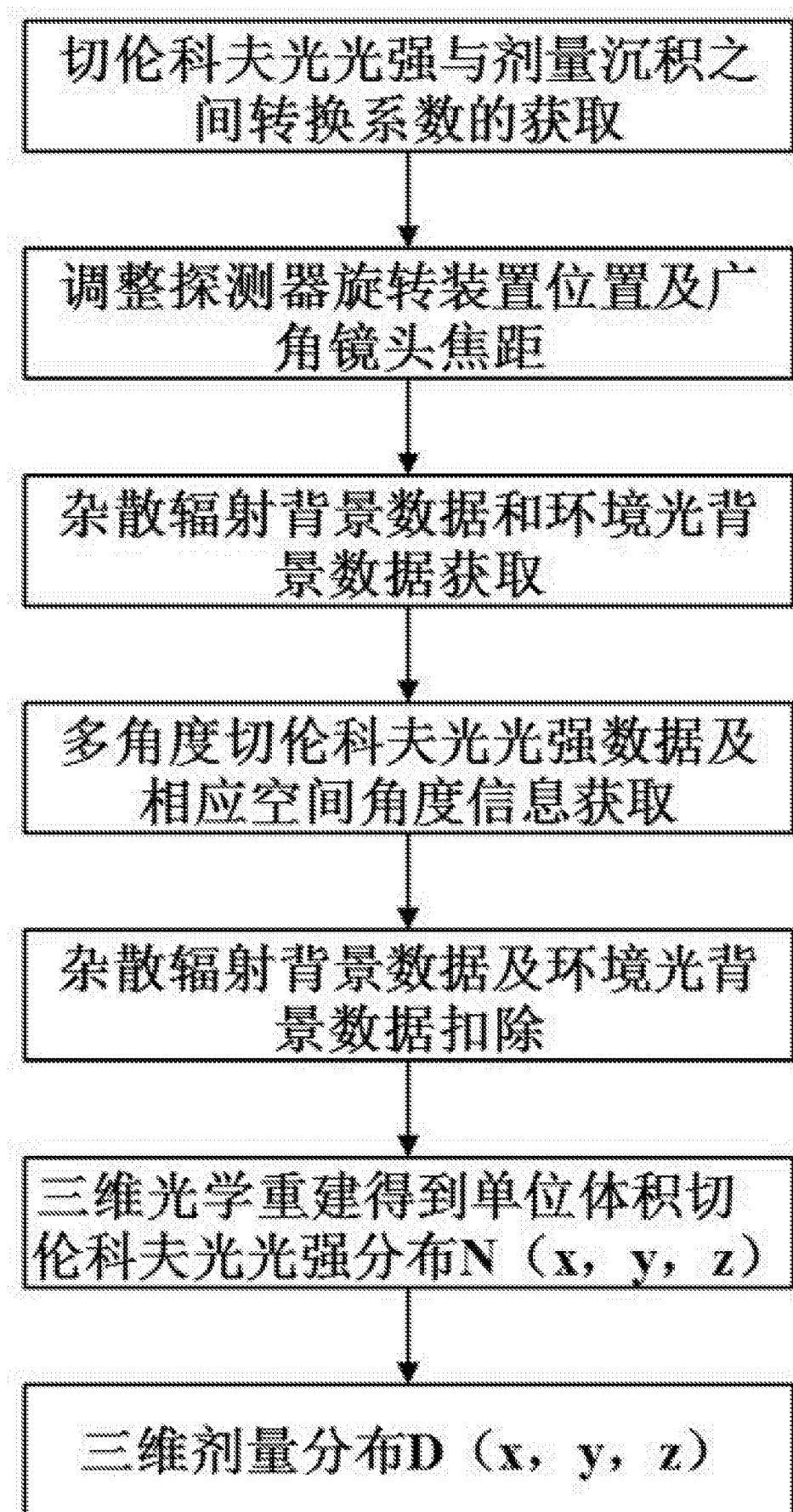


图2