



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 118176830 A

(43) 申请公布日 2024. 06. 11

(21) 申请号 202180101905.6

(51) Int.Cl.

(22) 申请日 2021.09.29

H05G 1/36 (2006.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2024.02.27

H05G 1/46 (2006.01)

H05G 1/70 (2006.01)

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/CN2021/121942 2021.09.29

(87) PCT国际申请的公布数据

W02023/050224 EN 2023.04.06

(71) 申请人 上海西门子医疗器械有限公司

地址 201318 上海市浦东新区南汇区周祝
公路278号

(72) 发明人 倪蓓 杨友生

(74) 专利代理机构 北京康信知识产权代理有限
责任公司 11240

专利代理师 计亚婷

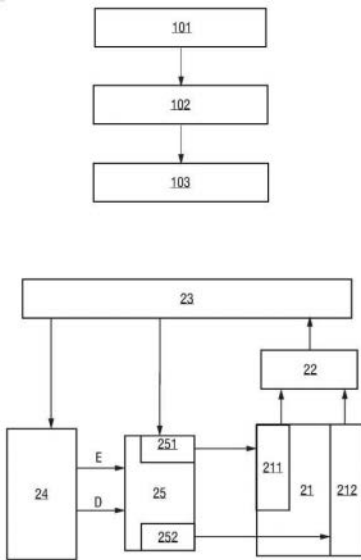
权利要求书2页 说明书7页 附图3页

(54) 发明名称

X射线球管焦点的切换方法、系统和X射线机

(57) 摘要

本发明实施例中公开了一种X射线球管焦点的切换方法、系统和X射线机。其中,所述X射线球管包括:对应小焦点的小灯丝和对应大焦点的大灯丝。所述切换方法包括:根据当前的器官程序确定对应的透视曲线;其中,针对设定器官程序,对应小焦点的透视曲线和对应大焦点的透视曲线被合成为一条透视曲线;根据当前的剂量控制值以及所述透视曲线确定当前的X射线球管的管电压、管电流和曝光时间,根据所述管电压和所述管电流确定当前透视功率,若所述当前透视功率位于所述小灯丝的功率范围区间内,则控制所述小灯丝工作;若所述当前透视功率位于所述大灯丝的功率范围区间内,则控制所述大灯丝工作。本发明实施例中的技术方案能够实现焦点的自动切换。



1. X射线球管的焦点切换方法,所述X射线球管包括:对应小焦点的小灯丝和对应大焦点的大灯丝;其特征在于,所述方法包括:

根据当前的器官程序确定对应的透视曲线;其中,针对设定器官程序,对应小焦点的透视曲线和对应大焦点的透视曲线被合成为一条透视曲线;

根据当前的剂量控制值以及所述透视曲线确定当前的X射线球管的管电压、管电流和曝光时间,根据所述管电压和所述管电流确定当前透视功率,若所述当前透视功率位于所述小灯丝的功率范围区间内,则控制所述小灯丝工作;若所述当前透视功率位于所述大灯丝的功率范围区间内,则控制所述大灯丝工作。

2. 根据权利要求1所述的X射线球管的焦点切换方法,其特征在于,所述小灯丝由第一加热电路加热,所述大灯丝由第二加热电路加热,且在剂量调节过程中,两个加热电路均使对应的灯丝保持在预热状态;

所述控制所述小灯丝工作为:通过控制所述第一加热电路驱动所述小灯丝工作;

所述控制所述大灯丝工作为:通过控制所述第二加热电路驱动所述大灯丝工作。

3. 根据权利要求1或2所述的X射线球管的焦点切换方法,其特征在于,所述设定器官程序包括:目标对象的体位厚度达到设定阈值的器官程序。

4. 根据权利要求1或2所述的X射线球管的焦点切换方法,其特征在于,所述当前的剂量控制值为:针对初始透视获取的初始剂量控制值;或者,针对非初始透视,根据当前的图像强度计算出当前的实际剂量水平,根据所述当前的实际剂量水平与一预先确定的基准剂量水平之间的关系确定的剂量控制值。

5. X射线球管的焦点切换系统,所述X射线球管(21)包括:对应小焦点的小灯丝(211)和对应大焦点的大灯丝(212);其特征在于,所述系统包括:工作站设备(23)、系统控制板(24)和电压发生器(25);

所述工作站设备(23)用于根据当前的器官程序确定对应的透视曲线,并将所述透视曲线提供给所述电压发生器(25);其中,针对设定器官程序,对应小焦点的透视曲线和对应大焦点的透视曲线被合成为一条透视曲线;

所述系统控制板(24)用于将当前的剂量控制值提供给所述电压发生器(25);

所述电压发生器(25)用于根据所述当前的剂量控制值以及所述透视曲线确定当前的X射线球管的管电压、管电流和曝光时间,根据所述管电压和所述管电流确定当前透视功率,若所述当前透视功率位于所述小灯丝(211)的功率范围区间内,则控制所述小灯丝(211)工作;若所述当前透视功率位于所述大灯丝(212)的功率范围区间内,则控制所述大灯丝(212)工作。

6. 根据权利要求5所述的X射线球管的焦点切换系统,其特征在于,所述电压发生器(25)中包括:用于加热所述小灯丝(211)的第一加热电路(251)和用于加热所述大灯丝(212)的第二加热电路(252),且在剂量调节过程中,两个加热电路均使对应的灯丝保持在预热状态;

所述控制所述小灯丝(211)工作为:通过控制所述第一加热电路(251)驱动所述小灯丝(211)工作;

所述控制所述大灯丝(212)工作为:通过控制所述第二加热电路(252)驱动所述大灯丝(212)工作。

7. 根据权利要求5或6所述的X射线球管的焦点切换系统,其特征在于,所述工作站设备(23)进一步用于接收X射线探测器(22)基于X射线球管(21)当前发射的X射线采集的当前图像信息,并根据所述当前图像信息计算得到当前图像强度,将所述当前图像强度提供给所述系统控制板(24);

所述系统控制板(24)进一步用于在上电时使能所述电压发生器(25),并将针对当前器官程序的初始剂量控制值确定为当前的剂量控制值;在接收到所述工作站设备(23)提供的当前图像强度之后,根据所述当前图像强度计算出当前的实际剂量水平,将所述当前的实际剂量水平与一预先确定的基准剂量水平进行比较,根据二者之间的关系确定出当前的剂量控制值。

8. X射线机,其特征在于,包括:X射线球管(21)、X射线探测器(22)、工作站设备(23)、系统控制板(24)和电压发生器(25);

所述X射线球管(21)包括对应小焦点的小灯丝(211)和对应大焦点的大灯丝(212),并在任一灯丝工作的情况下发射X射线;

所述X射线探测器(22)用于接收来自所述X射线球管的X射线,并得到图像信息;

所述工作站设备(23)用于根据当前的器官程序确定对应的透视曲线,并将所述透视曲线提供给所述电压发生器(25);其中,针对设定器官程序,对应小焦点的透视曲线和对应大焦点的透视曲线被合成为一条透视曲线;

所述系统控制板(24)用于将当前的剂量控制值提供给所述电压发生器(25);

所述电压发生器(25)用于根据所述当前的剂量控制值以及所述透视曲线确定当前的X射线球管(21)的管电压、管电流和曝光时间,根据所述管电压和所述管电流确定当前透视功率,若所述当前透视功率位于所述小灯丝(211)的功率范围区间内,则控制所述小灯丝(211)工作;若所述当前透视功率位于所述大灯丝(212)的功率范围区间内,则控制所述大灯丝(212)工作。

9. 根据权利要求8所述的X射线机,其特征在于,所述电压发生器(25)包括:用于加热所述小灯丝(211)的第一加热电路(251)和用于加热所述大灯丝(212)的第二加热电路(252),且在剂量调节过程中,两个加热电路均使对应的灯丝保持在预热状态;

所述电压发生器(25)通过控制所述第一加热电路(251)驱动所述小灯丝(251)工作,通过控制所述第二加热电路(252)驱动所述大灯丝(252)工作。

10. 根据权利要求8或9所述的X射线机,其特征在于,所述工作站设备(23)进一步用于接收所述X射线探测器(22)基于X射线球管(21)当前发射的X射线采集的当前图像信息,并根据所述当前图像信息计算得到当前图像强度,将所述当前图像强度提供给所述系统控制板(24);

所述系统控制板(24)进一步用于在上电时使能所述电压发生器(25),并将针对当前器官程序的初始剂量控制值确定为当前的剂量控制值;在接收到所述工作站设备(23)提供的当前图像强度之后,根据所述当前图像强度计算出当前的实际剂量水平,将所述当前的实际剂量水平与一预先确定的基准剂量水平进行比较,根据二者之间的关系确定出当前的剂量控制值。

X射线球管焦点的切换方法、系统和X射线机

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗领域,特别是一种X射线球管焦点的切换方法、系统和X射线机。

背景技术

[0002] 在X射线机中,作为X射线源的X射线球管和作为X射线接收器的X射线探测器被对置安装,X射线球管将电能转化为X射线,X射线穿透物体后入射到X射线探测器上并由X射线探测器检测。

[0003] 其中,X射线球管主要包括阳极、阴极和玻璃壳。

[0004] 其中,玻璃壳又称管壳,用来固定、支撑阴、阳两极并保持管内的真空度。

[0005] 阳极的主要作用是阻挡高速运动的电子流而产生X射线,同时将曝光时产生的热量辐射或传导出去;其次是吸收二次电子和散乱射线。

[0006] 阴极的作用是向阳极发射电子并使电子流聚焦,使其在阳极的靶面上形成一定的大小和形状。阴极中的灯丝通电后,温度会逐渐上升,到一定温度后开始发射电子。对于给定的灯丝,在一定范围内,灯丝电压越高,灯丝温度也越高,发射电子的数量就越大。通过调节灯丝的加热电压即可改变灯丝发射的电子数量。其中,灯丝发射的电子经聚焦后在阳极靶面上的瞬间轰击面积称为实际焦点,实际焦点在X射线投照方向上的投影称为有效焦点或作用焦点。X射线球管的焦点是对X射线成像质量影响最大的因素之一,因此,实际工作中对X射线球管的焦点要求比较严格。有效焦点尺寸越小,影像清晰度越高,但X射线管的功率也随之越小,曝光时间则需要增加,进而可能会引起运动模糊。功率较大的X射线球管为了协调不同功率和焦点的关系,阴极装有两根长短和粗细都不同的灯丝,称为大灯丝和小灯丝,大灯丝加热电压高,发射电流大,形成大焦点;小灯丝加热电压低,发射电流小,形成小焦点,这种X射线球管称为双焦点X射线球管。

[0007] 目前,针对大小焦点的选择,要么是固定配置,针对具体的器官程序预先配置选用的焦点;要么是手动控制,根据当前的器官程序类型和患者身体大小,通过操作控制台上的开关按钮来选择合适的焦点类型。在选择焦点之后,系统会根据相应的透视曲线和图像强度来调整X射线球管的管电压(KV)、管电流(mA)和曝光时间(ms)。

[0008] 此外,本领域内的技术人员还在致力于寻找其他的焦点选择方案。

发明内容

[0009] 有鉴于此,本发明实施例中一方面提出了一种X射线球管焦点的切换方法,另一方面提出了一种X射线球管焦点的切换系统和X射线机,用以实现焦点的自动切换。

[0010] 本发明实施例中提出的一种X射线球管焦点的切换方法,所述X射线球管包括:对应小焦点的小灯丝和对应大焦点的大灯丝;所述方法包括:根据当前的器官程序确定对应的透视曲线;其中,针对设定器官程序,对应小焦点的透视曲线和对应大焦点的透视曲线被合成为一条透视曲线;根据当前的剂量控制值以及所述透视曲线确定当前的X射线球管的管电压、管电流和曝光时间,根据所述管电压和所述管电流确定当前透视功率,若所述当前

透视功率位于所述小灯丝的功率范围区间内,则控制所述小灯丝工作;若所述当前透视功率位于所述大灯丝的功率范围区间内,则控制所述大灯丝工作。

[0011] 在一个实施方式中,所述小灯丝由第一加热电路加热,所述大灯丝由第二加热电路加热,且在剂量调节过程中,两个加热电路均使对应的灯丝保持在预热状态;所述控制所述小灯丝工作为:通过控制所述第一加热电路驱动所述小灯丝工作;所述控制所述大灯丝工作为:通过控制所述第二加热电路驱动所述大灯丝工作。

[0012] 在一个实施方式中,所述设定器官程序包括:目标对象的体位厚度达到设定阈值的器官程序。

[0013] 在一个实施方式中,所述当前的剂量控制值为:针对初始透视获取的初始剂量控制值;或者,针对非初始透视,根据当前的图像强度计算出当前的实际剂量水平,根据所述当前的实际剂量水平与一预先确定的基准剂量水平之间的关系确定的剂量控制值。

[0014] 本发明实施例中提出的一种X射线球管的焦点切换系统,所述X射线球管包括:对应小焦点的小灯丝和对应大焦点的大灯丝;所述系统包括:工作站设备、系统控制板和电压发生器;所述工作站设备用于根据当前的器官程序确定对应的透视曲线,并将所述透视曲线提供给所述电压发生器;其中,针对设定器官程序,对应小焦点的透视曲线和对应大焦点的透视曲线被合成为一条透视曲线;所述系统控制板用于将当前的剂量控制值提供给所述电压发生器;所述电压发生器用于根据所述当前的剂量控制值以及所述透视曲线确定当前的X射线球管的管电压、管电流和曝光时间,根据所述管电压和所述管电流确定当前透视功率,若所述当前透视功率位于所述小灯丝的功率范围区间内,则控制所述小灯丝工作;若所述当前透视功率位于所述大灯丝的功率范围区间内,则控制所述大灯丝工作。

[0015] 在一个实施方式中,所述电压发生器中包括:用于加热所述小灯丝的第一加热电路和用于加热所述大灯丝的第二加热电路,且在剂量调节过程中,两个加热电路均使对应的灯丝保持在预热状态;所述控制所述小灯丝工作为:通过控制所述第一加热电路驱动所述小灯丝工作;所述控制所述大灯丝工作为:通过控制所述第二加热电路驱动所述大灯丝工作。

[0016] 在一个实施方式中,所述工作站设备进一步用于接收X射线探测器基于X射线球管当前发射的X射线采集的当前图像信息,并根据所述当前图像信息计算得到当前图像强度,将所述当前图像强度提供给所述系统控制板;所述系统控制板进一步用于在上电时使能所述电压发生器,并将针对当前器官程序的初始剂量控制值确定为当前的剂量控制值;在接收到所述工作站设备提供的当前图像强度之后,根据所述当前图像强度计算出当前的实际剂量水平,将所述当前的实际剂量水平与一预先确定的基准剂量水平进行比较,根据二者之间的关系确定出当前的剂量控制值。

[0017] 本发明实施例中提出的一种X射线机,包括:X射线球管、X射线探测器、工作站设备、系统控制板和电压发生器;其中,所述X射线球管包括对应小焦点的小灯丝和对应大焦点的大灯丝,并在任一灯丝工作的情况下发射X射线;所述X射线探测器用于接收来自所述X射线球管的X射线,并得到图像信息;所述工作站设备用于根据当前的器官程序确定对应的透视曲线,并将所述透视曲线提供给所述电压发生器;其中,针对设定器官程序,对应小焦点的透视曲线和对应大焦点的透视曲线被合成为一条透视曲线;所述系统控制板用于将当前的剂量控制值提供给所述电压发生器;所述电压发生器用于根据所述当前的剂量控制值

以及所述透视曲线确定当前的X射线球管的管电压、管电流和曝光时间,根据所述管电压和所述管电流确定当前透视功率,若所述当前透视功率位于所述小灯丝的功率范围区间内,则控制所述小灯丝工作;若所述当前透视功率位于所述大灯丝的功率范围区间内,则控制所述大灯丝工作。

[0018] 在一个实施方式中,所述电压发生器包括:用于加热所述小灯丝的第一加热电路和用于加热所述大灯丝的第二加热电路,且在剂量调节过程中,两个加热电路均使对应的灯丝保持在预热状态;所述电压发生器通过控制所述第一加热电路驱动所述小灯丝工作,通过控制所述第二加热电路驱动所述大灯丝工作。

[0019] 在一个实施方式中,所述工作站设备进一步用于接收所述X射线探测器基于X射线球管当前发射的X射线采集的当前图像信息,并根据所述当前图像信息计算得到当前图像强度,将所述当前图像强度提供给所述系统控制板;所述系统控制板进一步用于在上电时使能所述电压发生器,并将针对当前器官程序的初始剂量控制值确定为当前的剂量控制值;在接收到所述工作站设备提供的当前图像强度之后,根据所述当前图像强度计算出当前的实际剂量水平,将所述当前的实际剂量水平与一预先确定的基准剂量水平进行比较,根据二者之间的关系确定出当前的剂量控制值。

[0020] 从上述方案中可以看出,由于本发明实施例中,为设定器官程序尤其是目标对象的体位厚度达到设定要求的器官程序,将对应小焦点的透视曲线和对应大焦点的透视曲线合成为一条透视曲线,然后根据当前的剂量控制值确定所述透视曲线中对应的管电压、管电流和曝光时间,根据所述管电压和所述管电流可确定当前透视功率,进而可根据所述当前透视功率以及对应小焦点的小灯丝的功率范围区间和对应大焦点的大灯丝的功率范围区间,控制对应的灯丝进而工作,从而实现了大小焦点的自动切换。

[0021] 进一步地,通过采用两个加热电路分别加热大灯丝和小灯丝,且两个加热电路在剂量调节过程中均保持对应的灯丝处于预热状态,可实现焦点的无缝切换。

附图说明

[0022] 下面将通过参照附图详细描述本发明的优选实施例,使本领域的普通技术人员更清楚本发明的上述及其它特征和优点,附图中:

[0023] 图1为本发明实施例中一种X射线球管的焦点切换方法的示例性流程图。

[0024] 图2A为本发明一个例子中原始的对小焦点的透视曲线。

[0025] 图2B为本发明一个例子中原始的对大焦点的透视曲线。

[0026] 图2C为本发明一个例子中合成之后的透视曲线。

[0027] 图3为本发明实施例中一种X射线机的示例性结构图。

[0028] 其中,附图标记如下:

[0029]	标号	含义
	101~103	步骤
	21	X 射线球管
	211	小灯丝
	212	大灯丝
	22	X 射线探测器
	23	工作站设备
	24	系统控制板
[0030]	25	电压发生器
	251	第一加热电路
	252	第二加热电路

具体实施方式

[0031] 本发明实施例中,为了实现X射线球管两个焦点之间的自动切换,考虑为每个器官程序或设定器官程序例如目标对象的体位厚度(成像厚度)达到设定阈值的器官程序,将对应小焦点的透视曲线和对应大焦点的透视曲线合成为一条透视曲线,然后根据当前的剂量控制值确定所述透视曲线中对应的管电压、管电流和曝光时间,进而可根据所述管电压和所述管电流确定当前透视功率,若所述当前透视功率位于对应小焦点的小灯丝的功率范围区间内,则控制所述小灯丝工作;若所述当前透视功率位于对应大焦点的大灯丝的功率范围区间内,则控制所述大灯丝工作,从而实现了大小焦点的自动切换。

[0032] 为使本发明的目的、技术方案和优点更加清楚,以下举实施例对本发明进一步详细说明。

[0033] 图1为本发明实施例中一种X射线球管的焦点切换方法的示例性流程图。本实施例中的X射线球管包括:对应小焦点的小灯丝和对应大焦点的大灯丝,并在任一灯丝工作的情况下发射X射线。如图1所示,本实施例中的方法可包括如下步骤:

[0034] 步骤101,根据当前的器官程序确定对应的透视曲线;其中,针对每个器官程序或设定器官程序例如目标对象的体位厚度达到设定阈值的器官程序,对应小焦点的透视曲线和对应大焦点的透视曲线被合成为一条透视曲线。

[0035] 本步骤中,曲线合成主要针对脉冲透视(pulsed fluoro)进行(连续透视(continous fluoro)由于油箱散热功率的限制,大小焦点能达到的管电流(mA)和功率限值相似的)。最简单的曲线合成的例子,就是曲线的前半段使用对应小焦点的透视曲线,后半段使用对应大焦点的透视曲线。这样可以兼得小焦点的高分辨率,以及大焦点的穿透力和/或信噪比。

[0036] 图2A中示出了原始的对应小焦点的透视曲线,图2B中示出了原始的对应大焦点的透视曲线,图2C中示出了合成之后的透视曲线,其中T为大、小焦点曲线的交接点。图中仅给出了基于脉宽恒定(如为10ms)这一假定的管电流(mA)和管电压(KV)的关系。步骤103中在使用合成之后的曲线进行曝光时,自动剂量调整之后,若发现需要的曝光管电流(功率)是在小焦点能承受的范围(图中交接点T以左),就自动切换到小焦点曝光;反之,自动切换至大焦点。

[0037] 步骤102,确定当前的剂量控制值。

[0038] 本步骤中,所述剂量指的是X射线曝光剂量。对于初始透视,当前的剂量控制值为针对当前的器官程序获取的初始剂量控制值。之后,X射线探测器会基于X射线球管当前发射的X射线采集到图像信息,系统根据该图像信息可以计算出对应的图像强度,即非初始透视时,当前的剂量控制值为根据所述图像强度计算出当前的实际剂量水平,根据所述当前的实际剂量水平与一预先确定的基准剂量水平之间的关系确定的剂量控制值。

[0039] 例如,在确定剂量控制值时,一般是按照基准剂量水平和当前的实际剂量水平的比例,调整下次曝光的剂量控制值。例如:采集到一张图像,计算出其平均信号强度,并根据X射线探测器(如平板探测器)的敏感度得出当前的实际剂量为50nGy。若基准剂量为60nGy,则设置剂量控制值为1.2,系统控制装置(如系统控制板)将该剂量控制值发给电压发生器,电压发生器会调整下次曝光的管电压和管电流。本领域的技术人员容易理解的是,电压发生器在实施方式中为高压发生器。

[0040] 步骤103,根据当前的剂量控制值以及所述透视曲线确定当前的X射线球管的管电压、管电流和曝光时间,根据所述管电压和所述管电流确定当前透视功率,若所述当前透视功率位于所述小灯丝的功率范围区间内,则控制所述小灯丝工作;若所述当前透视功率位于所述大灯丝的功率范围区间内,则控制所述大灯丝工作。

[0041] 此外,本实施例中,为了在两个焦点之间实现无缝切换,即从原灯丝切换至目标灯丝例如从小焦点对应的小灯丝切换至大焦点对应的大灯丝或从大焦点对应的大灯丝切换至小焦点对应的小灯丝时无需等待目标灯丝进行重新预热,本实施例中,可采用两个加热电路来分别加热小灯丝和大灯丝,即采用第一加热电路加热所述小灯丝,采用第二加热电路加热所述大灯丝,并且在剂量调节过程中,两个加热电路均使对应的灯丝保持在预热状态。其中,所述控制所述小灯丝工作为:通过控制所述第一加热电路驱动所述小灯丝工作;所述控制所述大灯丝工作为:通过控制所述第二加热电路驱动所述大灯丝工作。

[0042] 当然,本实施例中的技术方案也可以应用于只包括一个加热电路的场景中,此时,大灯丝和小灯丝共用一个加热电路。当需要进行焦点切换时,可控制所述加热电路切换至不同的灯丝回路,只是此时的切换还需等待加热电路为目标灯丝进行预热。

[0043] 以上对本发明实施例中X射线球管的焦点切换方法进行了详细描述,下面再对本发明实施例中X射线球管的焦点切换系统进行详细描述。本发明实施例中的X射线球管的焦点切换系统可用于实施本发明实施例中的X射线球管的焦点切换方法,对于本发明系统实施例中未详细披露的细节可参加本发明方法实施例中的相应描述,此处不再一一赘述。

[0044] 图3为本发明实施例中一种X射线机的示例性结构图。如图3所示,该X射线机包括:X射线球管21、X射线探测器22、工作站设备23、系统控制板24和电压发生器25。如图3中所示,本发明实施例中的X射线球管的焦点切换系统可包括其中的工作站设备23、系统控制板

24和电压发生器25。

[0045] 其中,X射线球管21包括对应小焦点的小灯丝211和对应大焦点的大灯丝212,并在任一灯丝工作的情况下发射X射线。

[0046] X射线探测器22用于接收来自所述X射线球管的X射线,并得到图像信息。

[0047] 工作站设备23用于根据当前的器官程序确定对应的透视曲线,并将所述透视曲线提供给电压发生器25。其中,针对每个目标程序或设定目标程序例如目标对象的体位厚度达到设定阈值的器官程序,对应小焦点的透视曲线和对应大焦点的透视曲线被合成为一条透视曲线。此外,在X射线探测器22基于X射线球管当前发射的X射线采集到当前图像信息后,接收所述当前图像信息,并根据所述当前图像信息计算得到当前图像强度,将所述当前图像强度提供给系统控制板24。

[0048] 系统控制板24用于将当前的剂量控制值D提供给电压发生器25。其中,系统控制板24在上电时使能所述电压发生器25,例如向电压发生器25发送使能信号E,同时将针对当前器官程序的初始剂量控制值提供给电压发生器25,即对于初始透视,系统控制板24可将针对当前的器官程序获取的初始剂量控制值确定为当前的剂量控制值。之后,在接收到工作站设备23提供的当前图像强度之后,可根据所述当前图像强度计算出当前的实际剂量水平,将所述当前的实际剂量水平与一预先确定的基准剂量水平进行比较,并根据二者之间的关系确定出当前的剂量控制值。

[0049] 电压发生器25用于根据所述当前的剂量控制值以及所述透视曲线确定当前的X射线球管的管电压、管电流和曝光时间,根据所述管电压和所述管电流确定当前透视功率,若所述当前透视功率位于所述小灯丝的功率范围区间内,则控制所述小灯丝工作;若所述当前透视功率位于所述大灯丝的功率范围区间内,则控制所述大灯丝工作。具体实现时,电压发生器25可以包括一个加热电路,即大灯丝212和小灯丝211共用所述一个加热电路,当需要切换焦点时,电压发生器25中的控制单元(图中未示出)控制所述加热电路切换至对应的灯丝回路中来驱动对应的灯丝工作。或者,电压发生器25也可以包括两个加热电路,即用于加热所述小灯丝的第一加热电路251和用于加热所述大灯丝的第二加热电路252,此时,电压发生器25中的控制单元(图中未示出)通过控制所述第一加热电路251驱动所述小灯丝211工作,通过控制所述第二加热电路252驱动所述大灯丝212工作。为了实现焦点的无缝切换,在剂量调节过程中,两个加热电路可均使对应的灯丝保持在预热状态。图3中,以电压发生器25包括两个加热电路的情况为例。

[0050] 需要说明的是,上述各流程和各结构图中不是所有的步骤和模块都是必须的,可以根据实际的需要忽略某些步骤或模块。各步骤的执行顺序不是固定的,可以根据需要进行调整。各模块的划分仅仅是为了便于描述采用的功能上的划分,实际实现时,一个模块可以分由多个模块实现,多个模块的功能也可以由同一个模块实现,这些模块可以位于同一个设备中,也可以位于不同的设备中。

[0051] 可以理解,上述各实施方式中的硬件模块可以以机械方式或电子方式实现。例如,一个硬件模块可以包括专门设计的永久性电路或逻辑器件(如专用处理器,如FPGA或ASIC)用于完成特定的操作。硬件模块也可以包括由软件临时配置的可编程逻辑器件或电路(如包括通用处理器或其它可编程处理器)用于执行特定操作。至于具体采用机械方式,或是采用专用的永久性电路,或是采用临时配置的电路(如由软件进行配置)来实现硬件模块,可

以根据成本和时间上的考虑来决定。

[0052] 从上述方案中可以看出,由于本发明实施例中,为设定器官程序尤其是目标对象的体位厚度达到设定要求的器官程序,将对应小焦点的透视曲线和对应大焦点的透视曲线合成为一条透视曲线,然后根据当前的剂量控制值确定所述透视曲线中对应的管电压、管电流和曝光时间,根据所述管电压和所述管电流可确定当前透视功率,进而可根据所述当前透视功率以及对应小焦点的小灯丝的功率范围区间和对应大焦点的大灯丝的功率范围区间,控制对应的灯丝进而工作,从而实现了大小焦点的自动切换。

[0053] 进一步地,通过采用包含两个加热电路的X射线球管,且两个加热电路在剂量调节过程中均保持对应的灯丝处于预热状态,可实现焦点的无缝切换。

[0054] 以上所述仅为本发明的较佳实施例而已,并不用以限制本发明,凡在本发明的精神和原则之内,所作的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

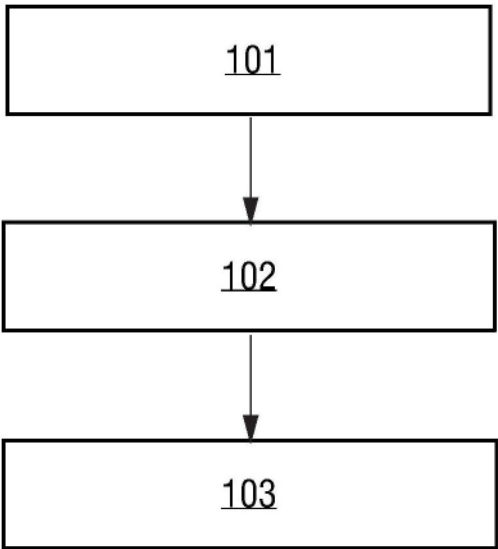


图1

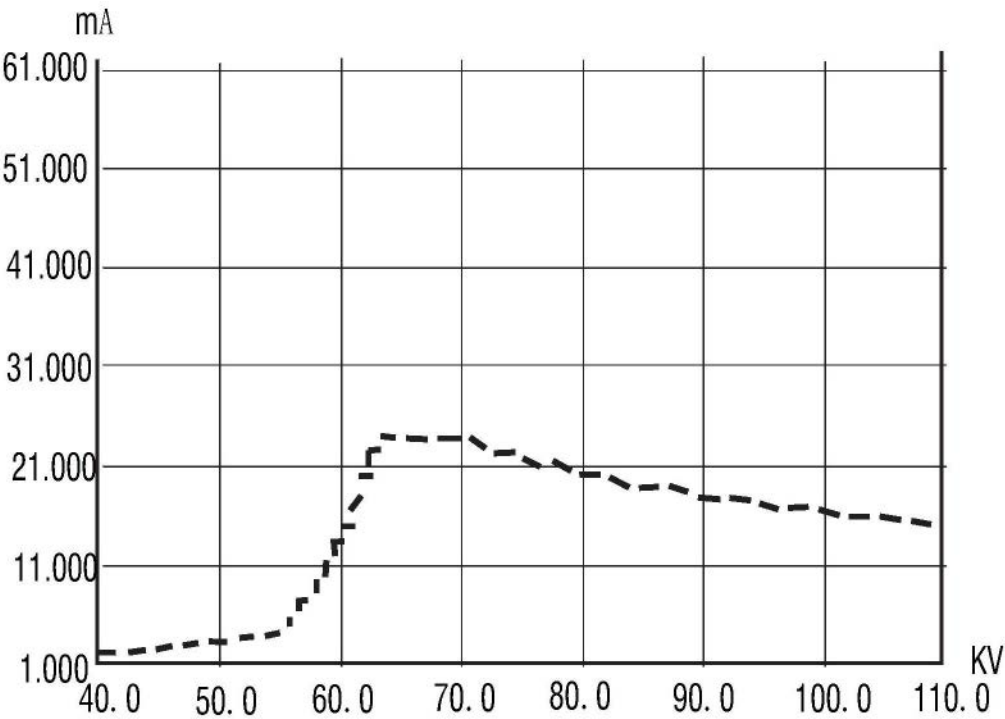


图2A

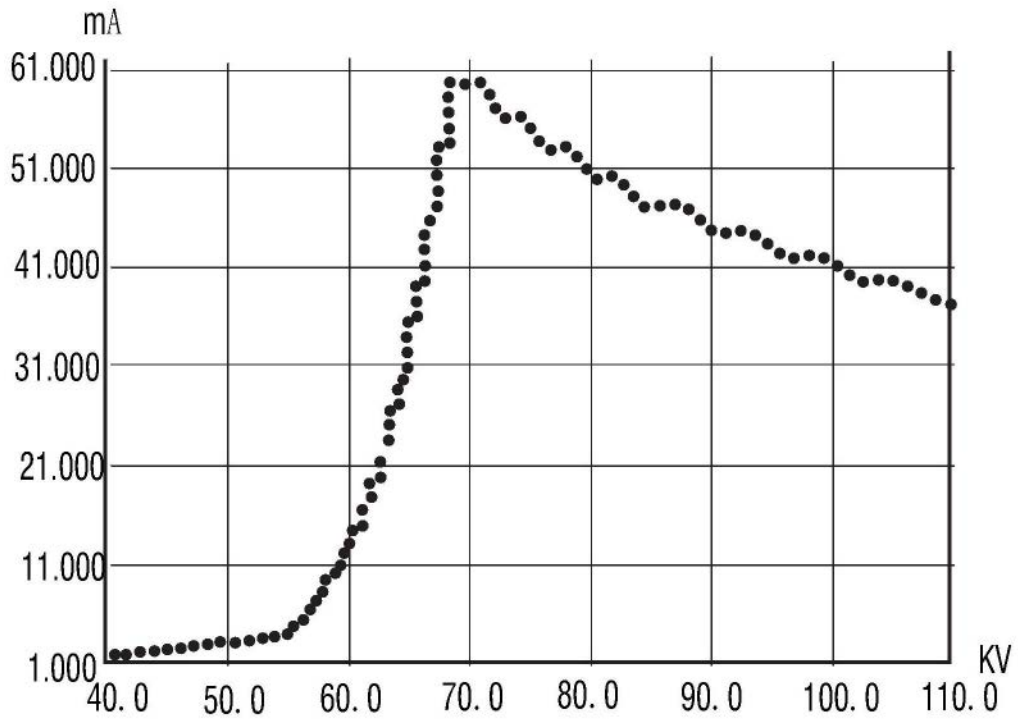


图2B

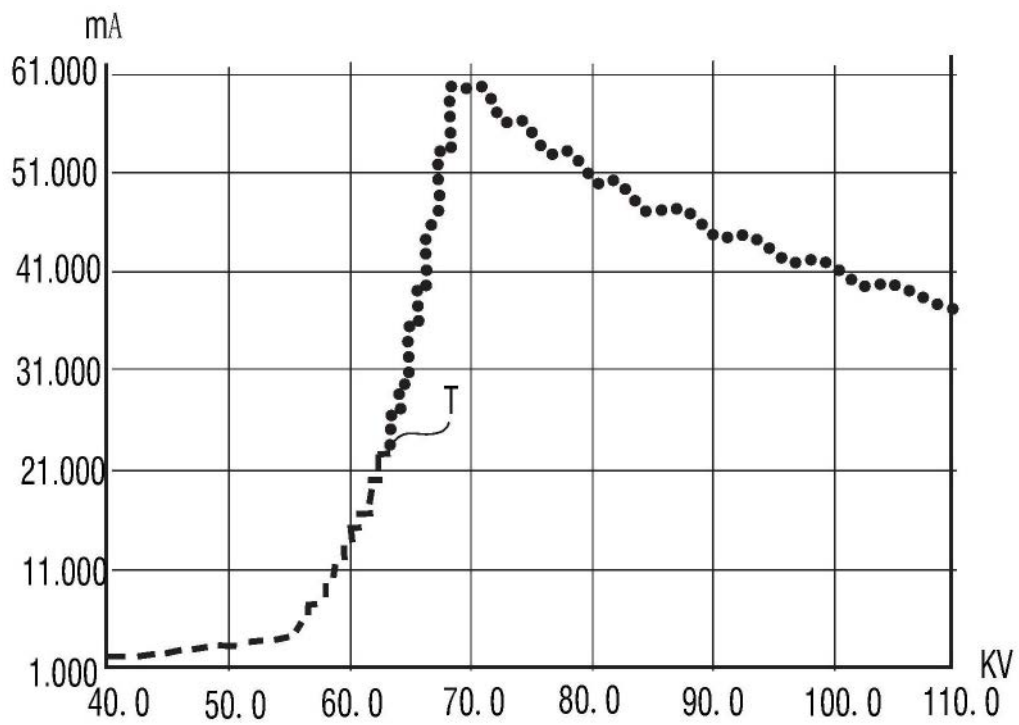


图2C

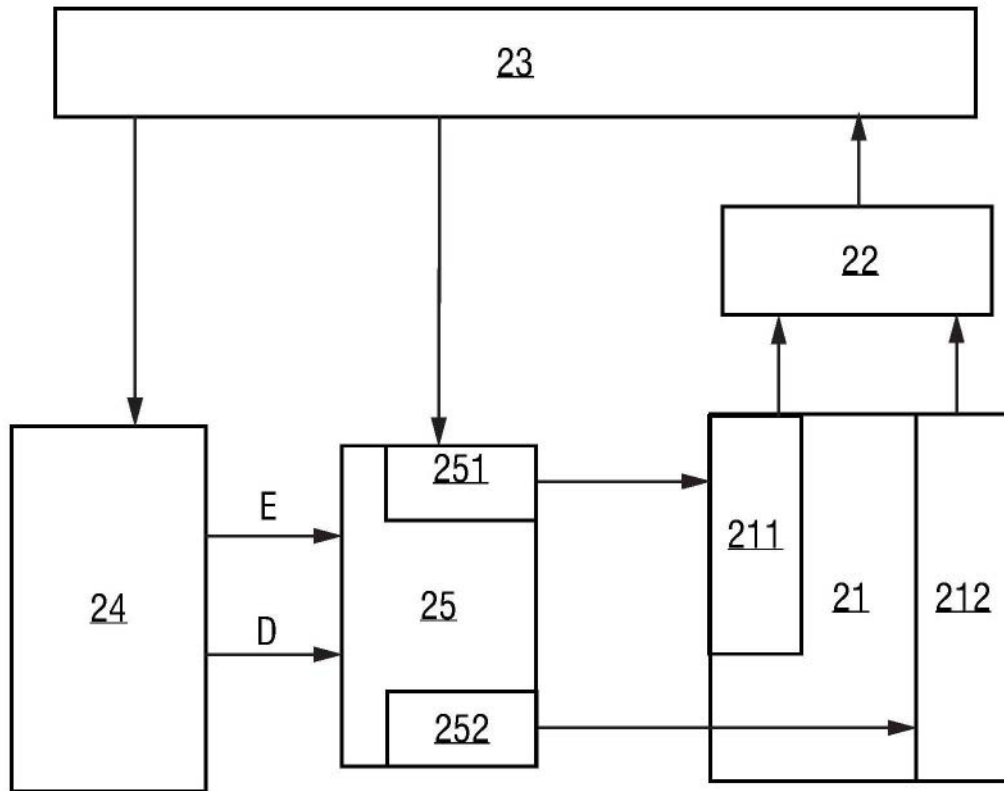


图3