



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106780397 B

(45)授权公告日 2019.11.05

(21)申请号 201710015541.5

(22)申请日 2017.01.10

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 106780397 A

(43)申请公布日 2017.05.31

(66)本国优先权数据

PCT/CN2017/070410 2017.01.06 CN

(73)专利权人 深圳先进技术研究院

地址 518055 广东省深圳市南山区西丽大学城学苑大道1068号

(72)发明人 梁晓坤 张志诚 谢耀钦

(74)专利代理机构 北京市诚辉律师事务所

11430

代理人 耿慧敏

(51)Int.Cl.

G06T 5/00(2006.01)

G06T 11/00(2006.01)

(56)对比文件

CN 105321155 A,2016.02.10,

CN 103971403 A,2014.08.06,

US 2010207629 A1,2010.08.19,

毛欣蓓.《消除CBCT图像环形伪影方法研究》.《中国优秀硕士学位论文全文数据库 信息科技辑》.2016,(第3期),

审查员 申晓科

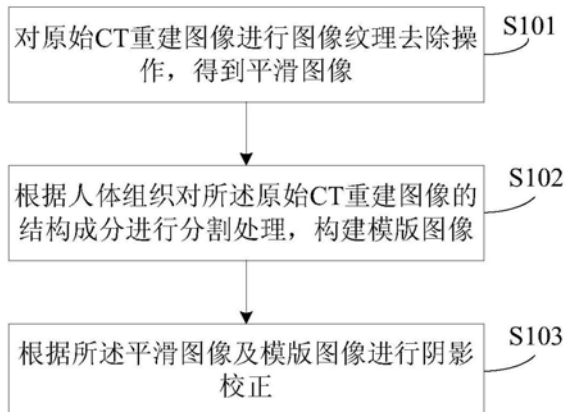
权利要求书2页 说明书9页 附图4页

(54)发明名称

CT图像阴影校正方法、装置及电子设备

(57)摘要

本发明提供了CT图像阴影校正方法、装置及电子设备,该CT图像阴影校正方法包括:对原始CT重建图像进行图像纹理去除操作,得到平滑图像;根据人体组织对所述原始CT重建图像的结构成分进行分割处理,构建模版图像;根据所述平滑图像及模版图像进行阴影校正。利用本发明,可以减小图像空间分辨率的损失,快速的对原始CT重建图像进行校正。



1. 一种CT图像阴影校正方法,其特征在于,包括:

对原始CT重建图像进行图像纹理去除操作,得到平滑图像;

根据人体组织对所述原始CT重建图像的结构成分进行分割处理,构建模版图像;

根据所述平滑图像及模版图像进行阴影校正;

所述根据所述平滑图像及模版图像进行阴影校正,包括:

将所述平滑图像与模版图像做差,得到残差图像,所述残差图像中包括图像阴影及组织结构误差;

对所述残差图像的组织结构误差进行低通滤波处理,得到CT图像阴影分布;

利用所述CT图像阴影分布对所述原始CT重建图像进行补偿处理,得到修正后的CT图像。

2. 根据权利要求1所述的CT图像阴影校正方法,其特征在于,对原始CT重建图像进行图像纹理去除操作,得到平滑图像,包括:

利用L0范数平滑算法对所述原始CT重建图像进行边缘保护同时及图像纹理去除,得到所述平滑图像。

3. 根据权利要求1所述的CT图像阴影校正方法,其特征在于,根据人体组织对所述原始CT重建图像的结构成分进行分割处理,构建模版图像,包括:

采用图像分割方法,将所述原始CT重建图像分割出多个人体组织区域;

分别在不同的人体组织区域填充相应组织对应X射线球管电压下的CT值,得到所述模版图像。

4. 根据权利要求1所述的CT图像阴影校正方法,其特征在于,对所述残差图像的组织结构误差进行低通滤波处理,包括:

利用Savitzky-Golay局部低通滤波器对所述残差图像的组织结构误差进行低通滤波处理。

5. 根据权利要求2所述的CT图像阴影校正方法,其特征在于,利用L0范数平滑算法对所述原始CT重建图像进行图像纹理去除,包括:

通过目标函数计算无纹理平滑图像,所述目标函数如下:

$$\min_S \left\{ \sum_p (S_p - I_p)^2 + \lambda \cdot C(S) \right\}.$$

$$\text{其中}, C(S) = \# \{ p \mid |\partial_x S_p| + |\partial_y S_p| \neq 0 \}.$$

S_p 为无纹理平滑图像S的第p个像素索引, I_p 为原始CT重建图像I的第p个像素索引, $C(S)$ 为 $|\partial_x S_p| + |\partial_y S_p| \neq 0$ 像素索引p的个数, λ 为平滑因子, ∂_x 及 ∂_y 为像素索引在x及y两个方向的偏导数。

6. 一种CT图像阴影校正装置,其特征在于,包括:

平滑图像生成单元,用于对原始CT重建图像进行图像纹理去除操作,得到平滑图像;

模版图像构建单元,用于根据人体组织对所述原始CT重建图像的结构成分进行分割处理,构建模版图像;

校正单元,用于根据所述平滑图像及模版图像进行阴影校正;

所述校正单元包括：

残差图像构建模块，用于将所述平滑图像与模版图像做差，得到残差图像，所述残差图像中包括图像阴影及组织结构误差；

低通滤波模块，用于对所述残差图像的组织结构误差进行低通滤波处理，得到CT图像阴影分布；

补偿处理模块，用于利用所述CT图像阴影分布对所述原始CT重建图像进行补偿处理，得到修正后的CT图像。

7. 根据权利要求6所述的CT图像阴影校正装置，其特征在于，所述平滑图像生成单元具体用于：

利用L0范数平滑算法对所述原始CT重建图像进行边缘保护同时及图像纹理去除，得到所述平滑图像。

8. 根据权利要求6所述的CT图像阴影校正装置，其特征在于，所述模版图像构建单元包括：

分割模块，用于采用图像分割方法，将所述原始CT重建图像分割出多个人体组织区域；

模版构建模块，用于分别在不同的人体组织区域填充相应组织对应X射线球管电压下的CT值，得到所述模版图像。

9. 根据权利要求6所述的CT图像阴影校正装置，其特征在于，所述低通滤波器模块具体用于：

利用Savitzky-Golay局部低通滤波器对所述残差图像的组织结构误差进行低通滤波处理。

10. 一种电子设备，该电子设备包括如权利要求6至9任一项所述的CT图像阴影校正装置。

CT图像阴影校正方法、装置及电子设备

技术领域

[0001] 本发明涉及图像阴影校正技术领域,特别涉及一种CT图像阴影校正方法、装置及电子设备。

背景技术

[0002] 在锥形束CT (cone-beam CT,简称CBCT) 扫描中,由于散射信号和射束硬化效应的影响,重建图像中出现低频的CT图像阴影,CT图像阴影严重影响了图像CT值的准确性和图像的空间均匀度。在无阴影校正的CBCT系统中,CT图像阴影导致重建图像的CT值误差可超过350HU,给影像引导治疗的定位精度和影像的诊断带来误差,因而限制了CBCT在临床中的广泛应用。目前CBCT主要还是用于初步定位和放疗摆位,在介入和放疗中的进一步应用受到限制,因此CT图像阴影校正是提升CBCT图像质量首要解决的重要问题之一。

[0003] 目前已知的CT图像阴影校正的方法主要可以分为两大类:预处理和后处理方法。预处理方法校正CT图像阴影主要是通过附加硬件装置,阻止散射光子到达探测器,这样也就不存在散射信号。下面是预处理进行阴影校正的两个典型方法,第一是增加物体与探测器之间的空气隙,第二是使用抗散射线栅。随着空气隙加宽,扩散开的散射光子的探测率会降低,而源信号则不受影响。但第一种方法受CBCT设备本身物理空间的限制,空间距离不能无限增大,而且增大的同时加大了影像的几何模糊,同时还需要增加X线剂量来弥补距离的增加,在临床实际中并不实用。抗散射线栅使用聚焦于射线源的铅栅网格,能阻挡非聚焦入射角的散射光。第二种方法也存在对散射光的衰减效率不高的缺陷。目前商用线栅只能提供约3倍的SPR降低率,无法保证高散射环境下的CBCT图像质量。此外,它还需要增加病人的受照剂量来补偿被衰减掉的源射线强度,临床应用价值不高。

[0004] 虽然预处理方法能直接阻止散射光子到达探测器,但其局限性更加突出,后处理方法更实用。后处理指的是按照原来的方法采集X射线投影后,再通过后处理估计散射分布,通过源投影减去估计出的散射分布,即可对其进行阴影校正。后处理方法包括:解析建模法、蒙特卡罗模拟法、源调制法、测量法,基于先验数据校正法,基于极坐标的校正法和自适应迭代阴影校正法。解析建模法认为散射信号是源信号通过散射核后的响应,计算速度很快,但是相应的散射估计精度有限且对复杂物体需要繁琐的调整参数。蒙特卡罗模拟法是散射估计的“金标准”,但该方法计算量极大,十分耗时。源调制法是在x射线源和物体之间加入高频调制器,根据散射和源信号不同的响应特性,在频率域上把它们分离开,但该方法对调制板的制造精度要求高,其临床应用效果受到实际物理因素的限制;测量法是在x射线源和受照物之间插入源射线阻挡器(通常是铅条),这样探测器上形成仅包含散射信号的阴影区,但是该方法要改变系统的硬件设置,操作难度较大。基于先验数据校正法虽能较好的得到校正图像,但是该方法需要借助放射治疗中额外的先验病患信息,因此无法作为大体积CT成像系统阴影校正的通用解决方案。基于极坐标的校正法通过CT图像阴影在极坐标下的分布特征,估计出CT图像阴影分布,但是该方法需要对图像进行极坐标转化和插值操作,耗时较长。自适应迭代阴影校正法无需先验图像信息,但是该方法需要对重建图像进行

反复前投影操作,计算效率低。

发明内容

[0005] 本发明实施例提供了CT图像阴影校正方法、装置及电子设备,以减小图像空间分辨率的损失,快速的对原始CT重建图像进行校正。

[0006] 本发明实施例提供了一种CT图像阴影校正方法,包括:

[0007] 对原始CT重建图像进行图像纹理去除操作,得到平滑图像;

[0008] 根据人体组织对所述原始CT重建图像的结构成分进行分割处理,构建模版图像;

[0009] 根据所述平滑图像及模版图像进行阴影校正。

[0010] 一实施例中,对原始CT重建图像进行图像纹理去除操作,得到平滑图像,包括:

[0011] 利用L0范数平滑算法对所述原始CT重建图像进行边缘保护同时及图像纹理去除,得到所述平滑图像。

[0012] 一实施例中,根据人体组织对所述原始CT重建图像的结构成分进行分割处理,构建模版图像,包括:

[0013] 采用图像分割方法,将所述原始CT重建图像分割出多个人体组织区域;

[0014] 分别在不同的人体组织区域填充相应组织对应X射线球管电压下的CT值,得到所述模版图像。

[0015] 一实施例中,根据所述平滑图像及模版图像进行阴影校正,包括:

[0016] 将所述平滑图像与模版图像做差,得到残差图像,所述残差图像中包括图像阴影及组织结构误差;

[0017] 对所述残差图像的组织结构误差进行低通滤波处理,得到CT图像阴影分布;

[0018] 利用所述CT图像阴影分布对所述原始CT重建图像进行补偿处理,得到修正后的CT图像。

[0019] 一实施例中,对所述残差图像的组织结构误差进行低通滤波处理,包括:

[0020] 利用Savitzky-Golay局部低通滤波器对所述残差图像的组织结构误差进行低通滤波处理。

[0021] 一实施例中,利用L0范数平滑算法对所述原始CT重建图像进行图像纹理去除,包括:

[0022] 通过目标函数计算无纹理平滑图像,所述目标函数如下:

$$[0023] \quad \min_S \left\{ \sum_p (S_p - I_p)^2 + \lambda \cdot C(S) \right\}.$$

$$[0024] \quad \text{其中, } C(S) = \# \{ p \mid |\partial_x S_p| + |\partial_y S_p| \neq 0 \}.$$

[0025] S_p 为无纹理平滑图像S的第p个像素索引, I_p 为原始CT重建图像I的第p个像素索引, $C(S)$ 为 $|\partial_x S_p| + |\partial_y S_p| \neq 0$ 像素索引p的个数, λ 为平滑因子, ∂_x 及 ∂_y 为像素索引在x及y两个方向的偏导数。

[0026] 本发明实施例还提供了一种CT图像阴影校正装置,包括:

[0027] 平滑图像生成单元,用于对原始CT重建图像进行图像纹理去除操作,得到平滑图

像；

[0028] 模版图像构建单元，用于根据人体组织对所述原始CT重建图像的结构成分进行分割处理，构建模版图像；

[0029] 校正单元，用于根据所述平滑图像及模版图像进行阴影校正。

[0030] 一实施例中，所述平滑图像生成单元具体用于：

[0031] 利用L0范数平滑算法对所述原始CT重建图像进行边缘保护同时及图像纹理去除，得到所述平滑图像。

[0032] 一实施例中，所述模版图像构建单元包括：

[0033] 分割模块，用于采用图像分割方法，将所述原始CT重建图像分割出多个人体组织区域；

[0034] 模版构建模块，用于分别在不同的人体组织区域填充相应组织对应X射线球管电压下的CT值，得到所述模版图像。

[0035] 一实施例中，所述校正单元包括：

[0036] 残差图像构建模块，用于将所述平滑图像与模版图像做差，得到残差图像，所述残差图像中包括图像阴影及组织结构误差；

[0037] 低通滤波模块，用于对所述残差图像的组织结构误差进行低通滤波处理，得到CT图像阴影分布；

[0038] 补偿处理模块，用于利用所述CT图像阴影分布对所述原始CT重建图像进行补偿处理，得到修正后的CT图像。

[0039] 一实施例中，所述低通滤波器模块具体用于：

[0040] 利用Savitzky-Golay局部低通滤波器对所述残差图像的组织结构误差进行低通滤波处理。

[0041] 本发明实施例还提供了一种电子设备，该电子设备包括上述的CT图像阴影校正装置。

[0042] 本发明利用边缘保护的L0范数平滑算法把图像分解为结构图像和纹理图像，消除纹理信息后再做后续处理，不损失图像分辨率。采用图像分割算法将人体组织分割，可以生成精确的参考图像。通过L0范数平滑算法，可以最大限度地保护图像的细节信息，图像空间分辨率损失小。另外，本发明无需先验的CT信息，无需前投影操作及极坐标转换，因此计算速度较快；完全兼容现代放疗加速器的图像引导CBCT系统，不用改变其它硬件和扫描协议。

附图说明

[0043] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案，下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍，显而易见地，下面描述中的附图仅仅是本发明的一些实施例，对于本领域普通技术人员来讲，在不付出创造性劳动的前提下，还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0044] 图1为本发明实施例的CT图像阴影校正方法流程图；

[0045] 图2为本发明实施例的图像阴影校正方法工作示意图；

[0046] 图3为本发明实施例的不同平滑强度因子 λ 下的平滑和校正图像示意图；

- [0047] 图4为本发明实施例的CT图像阴影校正装置的一结构示意图；
 [0048] 图5为本发明实施例的CT图像阴影校正装置的另一结构示意图；
 [0049] 图6为本发明实施例的电子设备600的系统构成的示意框图。

具体实施方式

[0050] 下面将结合本发明实施例中的附图，对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述，显然，所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例，而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例，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，都属于本发明保护的范围。

[0051] 实施例1

[0052] 本发明实施例提供了一种CT图像阴影校正方法，图1为本发明实施例的CT图像阴影校正方法流程图。如图1所示，该CT图像阴影校正方法包括：

[0053] S101：对原始CT重建图像进行图像纹理去除操作，得到平滑图像；

[0054] S102：根据人体组织对所述原始CT重建图像的结构成分进行分割处理，构建模版图像；

[0055] S103：根据所述平滑图像及模版图像进行阴影校正。

[0056] 图1所示的CT图像阴影校正方法的执行主体可以为电子设备，该电子设备可以为台式计算机、平板电脑等，但本发明不限于此。

[0057] 由图1所示的流程可知，本发明首先对原始CT重建图像进行图像纹理去除操作，然后对原始CT重建图像进行分割处理，最后根据去纹理操作得到的平滑图像及分割得到的模版图像进行阴影校正，可以减小图像空间分辨率的损失，快速的对原始CT重建图像进行校正。

[0058] 相对于CT图像阴影信号而言，图像的纹理属于高频信号。进行图像阴影校正时，为了保护图像细节，不损失图像空间分辨率，可以将原始CT重建图像分解为纹理和结构，例如可以利用L0范数平滑算法对所述原始CT重建图像进行边缘保护同时及图像纹理去除，得到所述平滑图像。

[0059] 具有边缘保护功能的L0范数平滑算法过程如下：

[0060] 设I为输入的原始CT重建图像，S为输出无纹理的平滑图像。 $\nabla S_p = (\partial_x S_p, \partial_y S_p)^T$ 为图像的梯度，其中，p为图像的像素索引，x和y分别为图像的横纵两个方向的坐标。

[0061] 对于一个像素索引p，计算其在x和y两个方向的梯度差之和作为它的梯度值，如公式1所示：

$$[0062] \quad C(S) = \#\{p \mid |\partial_x S_p| + |\partial_y S_p| \neq 0\}. \quad (1)$$

[0063] 上式C(S)为 $|\partial_x S_p| + |\partial_y S_p| \neq 0$ 像素索引p的个数。

[0064] 根据上述定义，无纹理的平滑图像S可以通过以下目标函数求得，见公式2：

$$[0065] \quad \min_S \left\{ \sum_p (S_p - I_p)^2 + \lambda \cdot C(S) \right\}. \quad (2)$$

[0066] 公式1及公式2中， $\sum (S - I)^2$ 为图像结构相似性约束项， S_p 为无纹理平滑图像S的第p

个像素索引, I_p 为原始CT重建图像 I 的第 p 个像素索引, λ 为平滑因子, ∂_x 及 ∂_y 为像素索引在图像的两个坐标方向 x 及 y 两个的偏导数。

[0067] 因L0范数的不可解性, 所以本发明将算法分为两个子问题进行分别求解, 采用半二次分裂的特殊交替优化策略得到近似的最优解。

[0068] 根据解剖常识, 同种类型的人体组织在没有伪影的CBCT图像中的CT值应该基本一致, 因此, 可以利用图像分割的方法。CT图像中的结构成分可分为空气、骨头、软组织(如肌肉和脂肪)区域等, 采用图像分割方法, 可以将原始CT重建图像分割出多个人体组织区域, 即把人体不同的组织分割出来, 用对应的组织区域填充相应组织在对应X射线球管电压下的标准CT值, 生成一幅模版图像, 该模版图像可以作为阴影校正过程的参考图像。

[0069] 一实施例中, 本发明可以采用多阈值的图像分割算法, 分离病人头部的骨骼和软组织并赋予标准的CT值。

[0070] 本发明需要利用平滑图像及模版图像进行阴影校正, 因此需要将所述平滑图像与模版图像做差, 得到残差图像, 残差图像中包括图像阴影及少量的组织结构误差。由于图像阴影主要为低频信号, 而组织结构则主要是高频信号, 因此可利用低通滤波器消除组织结构误差, 得到CT图像阴影分布。

[0071] 普通的低通滤波可以消除组织结构的误差, 但是解剖结构的边界轮廓也会被滤除, 导致图像对比度的严重丢失。在一较佳实施例中, 本发明采用Savitzky-Golay局部低通滤波器在图像域上对残差图像进行滤波, 该低通滤波器可以保持轮廓特征, 避免了校正后损失图像的对比度分辨率。

[0072] 在得到CT图像阴影分布之后, 利用CT图像阴影分布对所述CT重建图像进行补偿处理, 就可以得到修正后的CT图像。

[0073] 图2为本发明实施例的图像阴影校正方法工作示意图, 下面结合图2说明具体地操作流程。如图2所示, 对修正前图像(原始CT重建图像)分别进行L0范数平滑处理及图像分割出来, L0范数平滑处理得到无纹理的图像(平滑图像), 图像分割出来处理得到模版图像。利用平滑图像及模版图像可以得到残差图像, 对残差图像进行低通滤波, 就可以得到阴影分布图像。最后, 将得到的阴影分布图像与修正前图像进行叠加(补偿处理), 得到修正后的图像, 完成图像校正。

[0074] 纹理去除和边缘保护是一对矛盾, L0范数平滑算法的参数选择影响图像纹理去除程度与组织结构边缘保护的效果。充分的图像纹理去除, 有助于校正后图像的细节保留, 不破坏图像分辨率。良好的边缘保护, 有助于估计图像阴影的准确性, 提高校正后图像组织间的对比度。因此, 在L0范数平滑处理过程中, 平滑强度因子 λ 的选择应在两者间取得平衡。不同 λ 选择对图像造成影响如图3所示, 图3第一行图像分别为3个大小不同 λ 下的L0范数平滑图像, 图3第二行图像为在相应 λ 下的校正图像。当 λ 取得过小时, 如图3第一列图像, 纹理去除不充分导致估计出的阴影信号中包含图像细节, 阴影信号补偿至原始图像得到的校正图像损失图像细节。当 λ 取得过大时, 如图3第三列图像, 因平滑程度过强导致组织结构边缘模糊, 估计出的阴影信息中包含结构信息, 因此校正后图像组织结构之间对比度降低。当 λ 取 0.01 时, 在纹理去除和边缘保护之间取得了平衡, 在保护图像细节的同时, 不降低组织间对比度。

[0075] 本发明将L0范数平滑与图像分割相结合进行CT图像阴影校正, 有效地消除了图像

阴影。与现有方法不同的是,本方法利用边缘保护的L0范数平滑算法,把图像分解为结构图像和纹理图像,把纹理信息消除后再做后续处理,不损失图像分辨率。本发明采用精确的图像分割算法成功地将人体组织分割,生成了精确的参考图像。基于L0范数平滑和图像分割的CT图像阴影校正技术除了图像阴影校正效果明显外,还具有以下优点:

- [0076] 1.通过L0范数平滑最大限度地保护了图像的细节信息,图像空间分辨率损失小;
- [0077] 2.与现有的校正算法相比,本发明无需先验的CT信息,无需前投影操作,无需极坐标转换,计算速度较快;
- [0078] 3.完全兼容现代放疗加速器的图像引导CBCT系统,不用改变其它硬件和扫描协议。

[0079] 实施例2

[0080] 本发明实施例2提供了一种CT图像阴影校正装置该装置可以应用于实施例1中的电子设备。由于该装置解决问题的原理与实施例1的方法类似,因此其具体的实施可以参照实施例1的方法的实施,重复之处不再赘述。

[0081] 图4为本发明实施例的CT图像阴影校正装置的一结构示意图,如图4所示,该CT图像阴影校正装置包括:平滑图像生成单元401,模版图像构建单元402及校正单元403。

[0082] 平滑图像生成单元401用于对原始CT重建图像进行图像纹理去除操作,得到平滑图像;

[0083] 模版图像构建单元402用于根据人体组织对所述原始CT重建图像的结构成分进行分割处理,构建模版图像;

[0084] 校正单元403用于根据所述平滑图像及模版图像进行阴影校正。

[0085] 本实施例中,平滑图像生成单元401可以用于:利用L0范数平滑算法对所述原始CT重建图像进行边缘保护同时及图像纹理去除,得到所述平滑图像。

[0086] 图5为本发明实施例的CT图像阴影校正装置的另一结构示意图,模版图像构建单元402包括:分割模块501及模版构建模块502。校正单元403包括:残差图像构建模块503、低通滤波模块504及补偿处理模块505。

[0087] 分割模块501用于采用图像分割方法,将所述原始CT重建图像分割出多个人体组织区域;

[0088] 模版构建模块502用于分别在不同的人体组织区域填充相应组织对应X射线球管电压下的CT值,得到所述模版图像。

[0089] 残差图像构建模块503用于将所述平滑图像与模版图像做差,得到残差图像,所述残差图像中包括图像阴影及组织结构误差;

[0090] 低通滤波模块503用于对所述残差图像的组织结构误差进行低通滤波处理,得到CT图像阴影分布;该低通滤波模块503可以利用Savitzky-Golay局部低通滤波器对所述残差图像的组织结构误差进行低通滤波处理。

[0091] 补偿处理模块504用于利用所述CT图像阴影分布对所述原始CT重建图像进行补偿处理,得到修正后的CT图像。

[0092] 本实施例的装置利用边缘保护的L0范数平滑算法把图像分解为结构图像和纹理图像,消除纹理信息消再做后续处理,不损失图像分辨率。采用图像分割算法地将人体组织分割,可以生成精确的参考图像。通过L0范数平滑算法,可以最大限度地保护图像的细节信

息,图像空间分辨率损失小。另外,本发明无需先验的CT信息,无需前投影操作及极坐标转换,因此计算速度较快;完全兼容现代放疗加速器的图像引导CBCT系统,不用改变其它硬件和扫描协议。

[0093] 实施例3

[0094] 本实施例3提供一种电子设备,该电子设备可以是台式计算机、平板电脑及移动终端等,本实施例不限于此。在本实施例中,该电子设备可以参照实施例1的方法的实施及实施例2所述的装置,其内容被合并于此,重复之处不再赘述。

[0095] 图6为本发明实施例的电子设备600的系统构成的示意框图。如图6所示,该电子设备600可以包括中央处理器100和存储器140;存储器140耦合到中央处理器100。值得注意的是,该图是示例性的;还可以使用其他类型的结构,来补充或代替该结构,以实现电信功能或其他功能。

[0096] 一实施例中,CT图像阴影校正功能可以被集成到中央处理器100中。其中,中央处理器100可以被配置为进行如下控制:对原始CT重建图像进行图像纹理去除操作,得到平滑图像;根据人体组织对所述原始CT重建图像的结构成分进行分割处理,构建模版图像;根据所述平滑图像及模版图像进行阴影校正。

[0097] 其中,对原始CT重建图像进行图像纹理去除操作,得到平滑图像,包括:利用L0范数平滑算法对所述原始CT重建图像进行边缘保护同时及图像纹理去除,得到所述平滑图像。

[0098] 其中,根据人体组织对所述原始CT重建图像的结构成分进行分割处理,构建模版图像,包括:采用图像分割方法,将所述原始CT重建图像分割出多个人体组织区域;分别在不同的人体组织区域填充相应组织对应X射线球管电压下的CT值,得到所述模版图像。

[0099] 其中,根据所述平滑图像及模版图像进行阴影校正,包括:将所述平滑图像与模版图像做差,得到残差图像,所述残差图像中包括图像阴影及组织结构误差;对所述残差图像的组织结构误差进行低通滤波处理,得到CT图像阴影分布;利用所述CT图像阴影分布对所述原始CT重建图像进行补偿处理,得到修正后的CT图像。

[0100] 其中,对所述残差图像的组织结构误差进行低通滤波处理,包括:利用Savitzky-Golay局部低通滤波器对所述残差图像的组织结构误差进行低通滤波处理。

[0101] 其中,利用L0范数平滑算法对所述原始CT重建图像进行图像纹理去除,包括:

[0102] 通过目标函数计算无纹理平滑图像,所述目标函数如下:

$$[0103] \quad \min_S \left\{ \sum_p (S_p - I_p)^2 + \lambda \cdot C(S) \right\}.$$

[0104] 其中, $C(S) = \# \{ p \mid |\partial_x S_p| + |\partial_y S_p| \neq 0 \}$.

[0105] S_p 为无纹理平滑图像S的第p个像素索引, I_p 为原始CT重建图像I的第p个像素索引, $C(S)$ 为 $|\partial_x S_p| + |\partial_y S_p| \neq 0$ 像素索引p的个数, λ 为平滑因子, ∂_x 及 ∂_y 为像素索引在x及y两个方向的偏导数。

[0106] 在另一个实施方式中,CT图像阴影校正装置可以与中央处理器100分开配置,例如可以将CT图像阴影校正装置配置为与中央处理器100连接的芯片,通过中央处理器的控制

来实现CT图像阴影校正功能。

[0107] 如图6所示,该电子设备600还可以包括:通信模块110、输入单元120、音频处理单元130、显示器160、电源170。值得注意的是,电子设备600也并不是必须要包括图6中所示的所有部件;此外,电子设备600还可以包括图6中没有示出的部件,可以参考现有技术。

[0108] 如图6所示,中央处理器100有时也称为控制器或操作控件,可以包括微处理器或其他处理器装置和/或逻辑装置,该中央处理器100接收输入并控制电子设备600的各个部件的操作。

[0109] 其中,存储器140,例如可以是缓存器、闪存、硬驱、可移动介质、易失性存储器、非易失性存储器或其它合适装置中的一种或更多种。可储存上述与失败有关的信息,此外还可存储执行有关信息的程序。并且中央处理器100可执行该存储器140存储的该程序,以实现信息存储或处理等。

[0110] 输入单元120向中央处理器100提供输入。该输入单元120例如为按键或触摸输入装置。电源170用于向电子设备600提供电力。显示器160用于进行图像和文字等显示对象的显示。该显示器例如可为LCD显示器,但并不限于此。

[0111] 该存储器140可以是固态存储器,例如,只读存储器(ROM)、随机存取存储器(RAM)、SIM卡等。还可以是这样的存储器,其即使在断电时也保存信息,可被选择性地擦除且设有更多数据,该存储器的示例有时被称为EPROM等。存储器140还可以是某种其它类型的装置。存储器140包括缓冲存储器141(有时被称为缓冲器)。存储器140可以包括应用/功能存储部142,该应用/功能存储部142用于存储应用程序和功能程序或用于通过中央处理器100执行电子设备600的操作的流程。

[0112] 存储器140还可以包括数据存储器143,该数据存储器143用于存储数据,例如联系人、数字数据、图片、声音和/或任何其他由电子设备使用的数据。存储器140的驱动程序存储部144可以包括电子设备的用于通信功能和/或用于执行电子设备的其他功能(如消息传送应用、通讯录应用等)的各种驱动程序。

[0113] 通信模块110即为经由天线111发送和接收信号的发送机/接收机110。通信模块(发送机/接收机)110耦合到中央处理器100,以提供输入信号和接收输出信号,这可以和常规移动通信终端的情况相同。

[0114] 基于不同的通信技术,在同一电子设备中,可以设置有多个通信模块110,如蜂窝网络模块、蓝牙模块和/或无线局域网模块等。通信模块(发送机/接收机)110还经由音频处理器130耦合到扬声器131和麦克风132,以经由扬声器131提供音频输出,并接收来自麦克风132的音频输入,从而实现通常的电信功能。音频处理器130可以包括任何合适的缓冲器、解码器、放大器等。另外,音频处理器130还耦合到中央处理器100,从而使得可以通过麦克风132能够在本机上录音,且使得可以通过扬声器131来播放本机上存储的声音。

[0115] 本发明实施例还提供一种计算机可读程序,其中当在电子设备中执行所述程序时,所述程序使得计算机在所述电子设备中执行如上面实施例1所述的CT图像阴影校正方法。

[0116] 本发明实施例还提供一种存储有计算机可读程序的存储介质,其中所述计算机可读程序使得计算机在电子设备中执行上面实施例1所述的CT图像阴影校正。

[0117] 以上参照附图描述了本发明的优选实施方式。这些实施方式的许多特征和优点根

据该详细的说明书是清楚的,因此所附权利要求旨在覆盖这些实施方式的落入其真实精神和范围内的所有这些特征和优点。此外,由于本领域的技术人员容易想到很多修改和改变,因此不是要将本发明的实施方式限于所例示和描述的精确结构和操作,而是可以涵盖落入其范围内的所有合适修改和等同物。

[0118] 本领域内的技术人员应明白,本发明的实施例可提供为方法、系统、或计算机程序产品。因此,本发明可采用完全硬件实施例、完全软件实施例、或结合软件和硬件方面的实施例的形式。而且,本发明可采用在一个或多个其中包含有计算机可用程序代码的计算机可用存储介质(包括但不限于磁盘存储器、CD-ROM、光学存储器等)上实施的计算机程序产品的形式。

[0119] 本发明是参照根据本发明实施例的方法、设备(系统)、和计算机程序产品的流程图和/或方框图来描述的。应理解可由计算机程序指令实现流程图和/或方框图中的每一流程和/或方框、以及流程图和/或方框图中的流程和/或方框的结合。可提供这些计算机程序指令到通用计算机、专用计算机、嵌入式处理机或其他可编程数据处理设备的处理器以产生一个机器,使得通过计算机或其他可编程数据处理设备的处理器执行的指令产生用于实现在流程图一个流程或多个流程和/或方框图一个方框或多个方框中指定的功能的装置。

[0120] 这些计算机程序指令也可存储在能引导计算机或其他可编程数据处理设备以特定方式工作的计算机可读存储器中,使得存储在该计算机可读存储器中的指令产生包括指令装置的制造品,该指令装置实现在流程图一个流程或多个流程和/或方框图一个方框或多个方框中指定的功能。

[0121] 这些计算机程序指令也可装载到计算机或其他可编程数据处理设备上,使得在计算机或其他可编程设备上执行一系列操作步骤以产生计算机实现的处理,从而在计算机或其他可编程设备上执行的指令提供用于实现在流程图一个流程或多个流程和/或方框图一个方框或多个方框中指定的功能的步骤。

[0122] 本发明中应用了具体实施例对本发明的原理及实施方式进行了阐述,以上实施例的说明只是用于帮助理解本发明的方法及其核心思想;同时,对于本领域的一般技术人员,依据本发明的思想,在具体实施方式及应用范围上均会有改变之处,综上所述,本说明书内容不应理解为对本发明的限制。

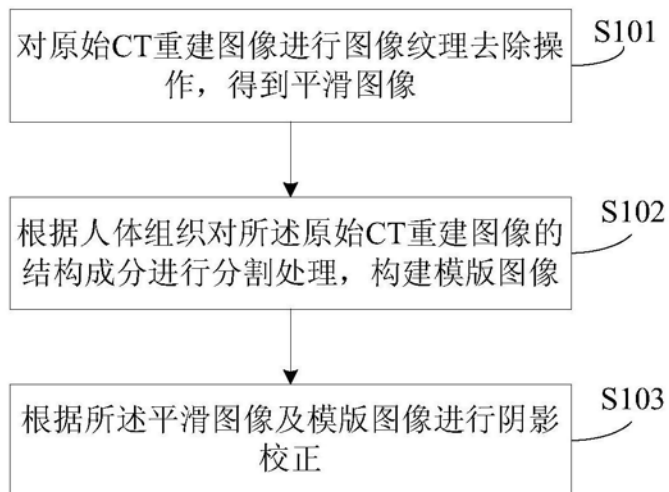


图1

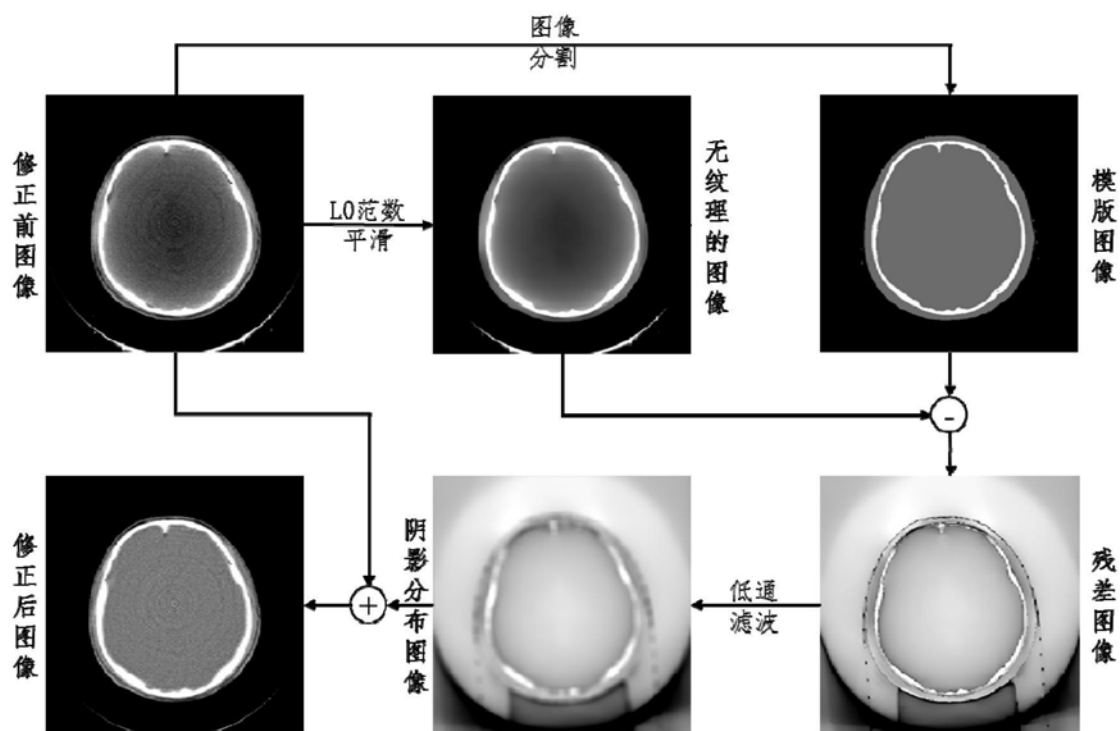


图2

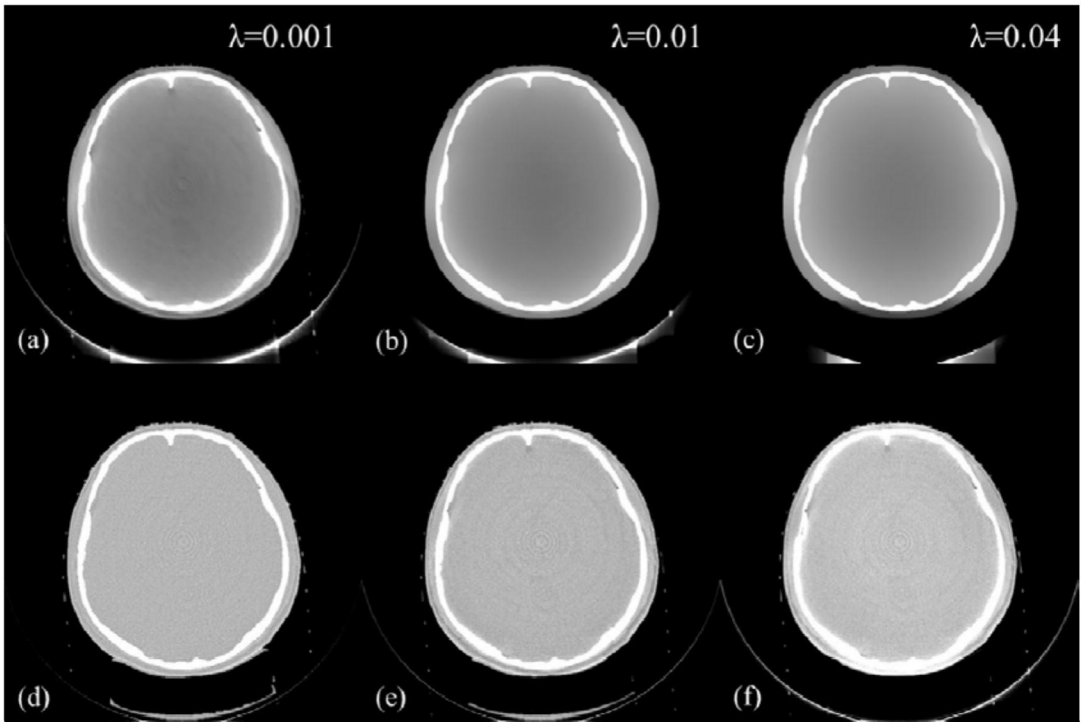


图3

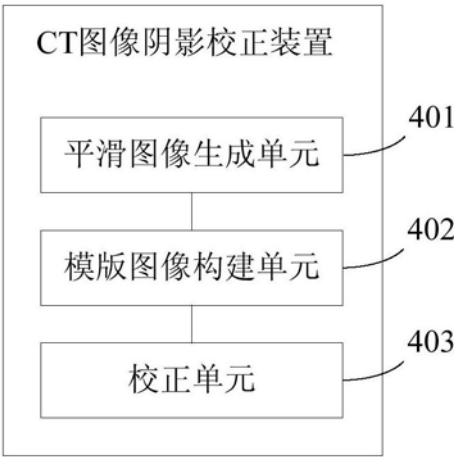


图4

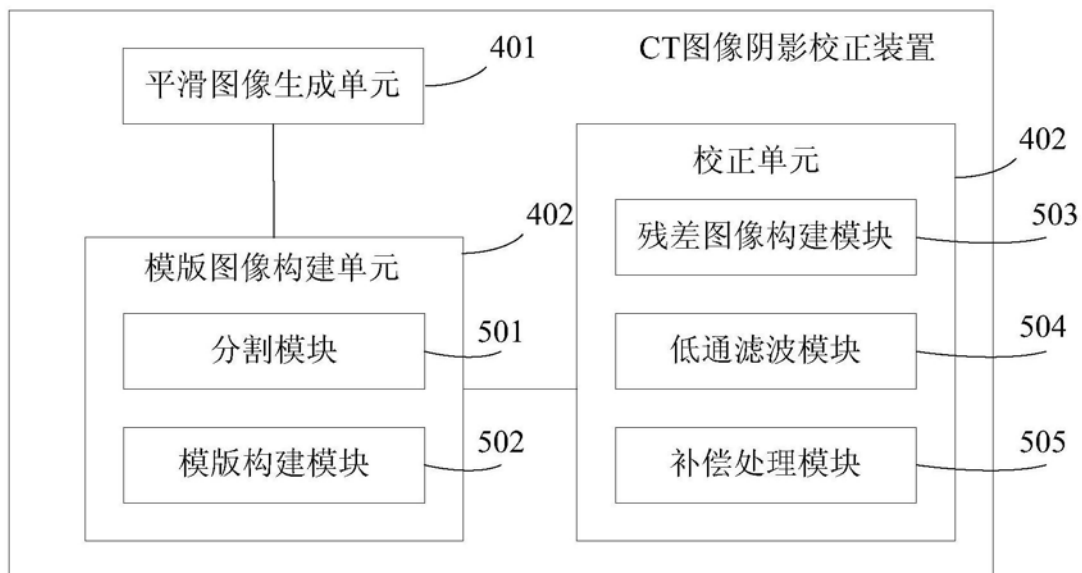


图5

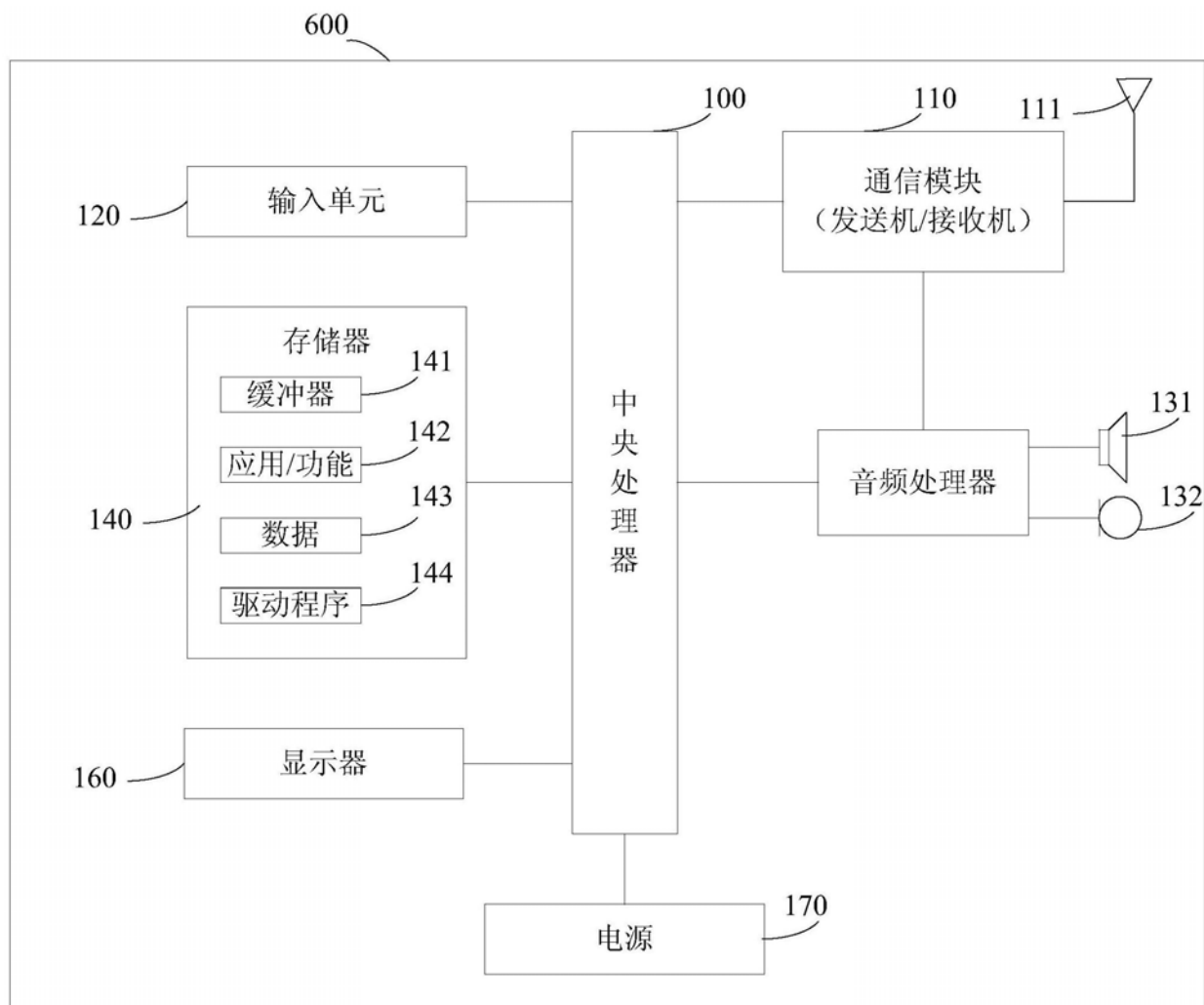


图6