

(12) 按照专利合作条约所公布的国际申请

(19) 世界知识产权组织
国际局

(43) 国际公布日
2018 年 7 月 12 日 (12.07.2018)



(10) 国际公布号
WO 2018/126434 A1

- (51) 国际专利分类号:
A61B 6/00 (2006.01) **G06T 5/00** (2006.01)
- (21) 国际申请号: PCT/CN2017/070410
- (22) 国际申请日: 2017 年 1 月 6 日 (06.01.2017)
- (25) 申请语言: 中文
- (26) 公布语言: 中文
- (71) 申请人: 深圳先进技术研究院 (SHENZHEN INSTITUTES OF ADVANCED TECHNOLOGY) [CN/CN]; 中国广东省深圳市南山区西丽大学城学苑大道1068号, Guangdong 518055 (CN)。
- (72) 发明人: 梁晓坤 (LIANG, Xiaokun); 中国广东省深圳市南山区西丽大学城学苑大道1068号, Guangdong 518055 (CN)。 张志诚 (ZHANG, Zhicheng); 中国广东省深圳市南山区西丽大学城学苑大道1068号, Guangdong 518055 (CN)。 谢耀钦 (XIE, Yaoqin); 中国广东省深圳市南山区西丽大学城学苑大道1068号, Guangdong 518055 (CN)。
- (74) 代理人: 北京三友知识产权代理有限公司 (BEIJING SANYOU INTELLECTUAL PROPERTY AGENCY LTD.); 中国北京市金

融街 35 号国际企业大厦 A 座 16 层, Beijing 100033 (CN)。

- (81) 指定国 (除另有指明, 要求每一种可提供的国家保护): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW。
- (84) 指定国 (除另有指明, 要求每一种可提供的地区保护): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 欧亚 (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 欧洲 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG)。

(54) Title: CT IMAGE SHADOW CORRECTION METHOD AND APPARATUS, AND ELECTRONIC DEVICE

(54) 发明名称: CT图像阴影校正方法、装置及电子设备

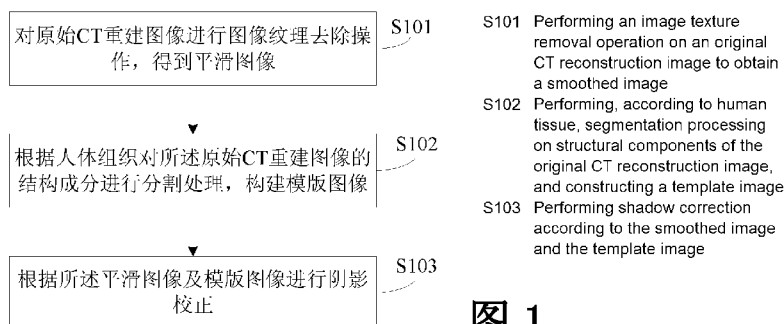


图 1

(57) Abstract: A CT image shadow correction method and apparatus, and an electronic device (600). The CT image shadow correction method comprises: performing an image texture removal operation on an original CT reconstruction image to obtain a smoothed image (S101); performing, according to human tissue, segmentation processing on structural components of the original CT reconstruction image, and constructing a template image (S102); and performing shadow correction according to the smoothed image and the template image (S103). The method can reduce the loss of image space resolution and quickly correct the original CT reconstruction image.

(57) 摘要: 一种CT图像阴影校正方法、装置及电子设备(600), 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(S101); 根据人体组织对原始CT重建图像的结构成分进行分割处理, 构建模版图像(S102); 根据平滑图像及模版图像进行阴影校正(S103)。该方法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。

本国际公布：

- 包括国际检索报告(条约第21条(3))。

CT 图像阴影校正方法、装置及电子设备

技术领域

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。

5

背景技术

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

10 的 CT 值误差可超过 350 HU，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。

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

15 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

20 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。

25 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

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。

本发明实施例提供了一种 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。

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：

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。

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：

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。

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：

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。

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：

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

5 处理。

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：

通过目标函数计算无纹理平滑图像，所述目标函数如下：

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

10 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。

本发明实施例还提供了一种 CT 图像阴影校正装置，包括：

15 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。

20 一实施例中，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。

一实施例中，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

25 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。

一实施例中，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；

30

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。

5 一实施例中，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。

本发明实施例还提供了一种电子设备，该电子设备包括：

处理器；和

10 包括计算机可读指令的存储器，所述计算机可读指令在被执行时使所述处理器执行以下操作：

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。

15 一实施例中，所述指令使所述处理器利用 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。

一实施例中，所述指令使所述处理器执行以下操作：

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；

20 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。

一实施例中，所述指令使所述处理器执行以下操作：

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；

25 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。

一实施例中，所述指令使所述处理器利用 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。

30 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。

5

附图说明

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。

10

图 1 为本发明实施例的 CT 图像阴影校正方法流程图；

图 2 为本发明实施例的图像阴影校正方法工作示意图；

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；

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；

15

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；

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

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。

20

实施例 1

25

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：

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；

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；

30

S103：根据所述平滑图像及模版图像进行阴影校正。

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。

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。

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。

具有边缘保护功能的 L0 范数平滑算法过程如下：

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。

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：

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

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

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：

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

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。

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。

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。

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。

- 5 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。

- 10 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。

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。

- 15 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
- 20 理），得到修正后的图像，完成图像校正。

- 25 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。

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：

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；
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；
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。

实施例 2

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。

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。

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；

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；

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。

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。

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。

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；

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。

- 5 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；

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。

- 10 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。

- 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
15 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。

实施例 3

- 20 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。

- 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
25 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。

- 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
30 版图像；根据所述平滑图像及模版图像进行阴影校正。

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。

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；
5 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。

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
10 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。

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。

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：
15 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
20 在 x 及 y 两个方向的偏导数。

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。

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
25 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。

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。

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，此外还可储存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。

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。

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。

存储器 140 还可以包括数据存储部 143，该数据存储部 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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

权利要求书

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；

5 根据所述平滑图像及模版图像进行阴影校正。

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。

10 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。

15 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，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；

20 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。

5. 根据权利要求 4 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：

25 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。

6. 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：

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

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。

5 7. 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;

10 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。

8. 根据权利要求 7 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。

15 9. 根据权利要求 7 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;

20 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。

10. 根据权利要求 7 所述的 CT 图像阴影校正装置, 其特征在于, 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;

25 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。

30 11. 根据权利要求 10 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。

12、一种电子设备，该电子设备包括：

处理器；和

5 包括计算机可读指令的存储器，所述计算机可读指令在被执行时使所述处理器执行以下操作：

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。

10 13. 根据权利要求 12 所述的电子设备，其特征在于，所述指令使所述处理器利用 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。

14. 根据权利要求 12 所述的电子设备，其特征在于，所述指令使所述处理器执行以下操作：

15 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。

15. 根据权利要求 12 所述的电子设备，其特征在于，所述指令使所述处理器执行以下操作：

20 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。

25 16. 根据权利要求 15 所述的电子设备，其特征在于，所述指令使所述处理器利用 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。

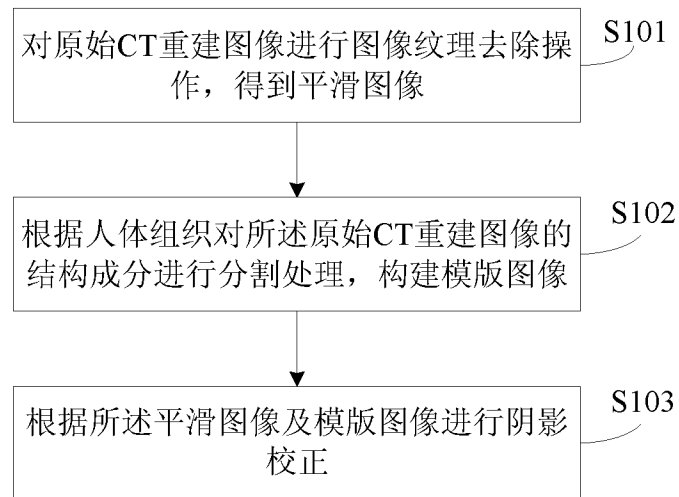


图 1

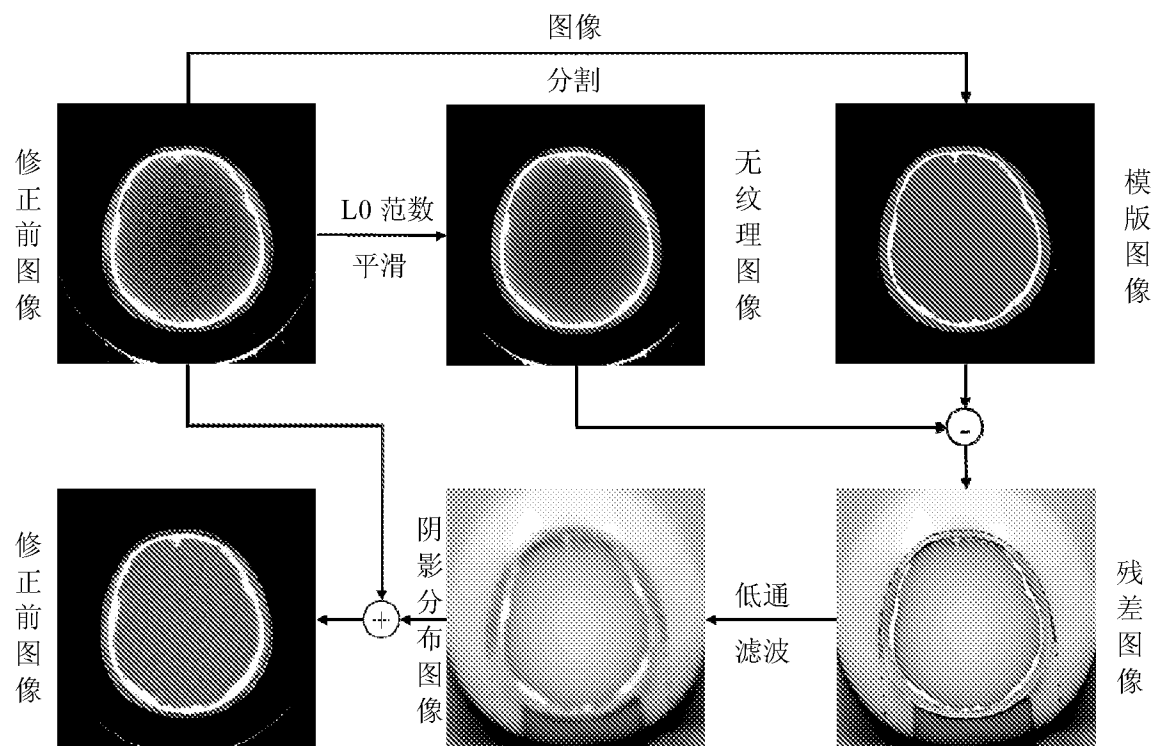


图 2

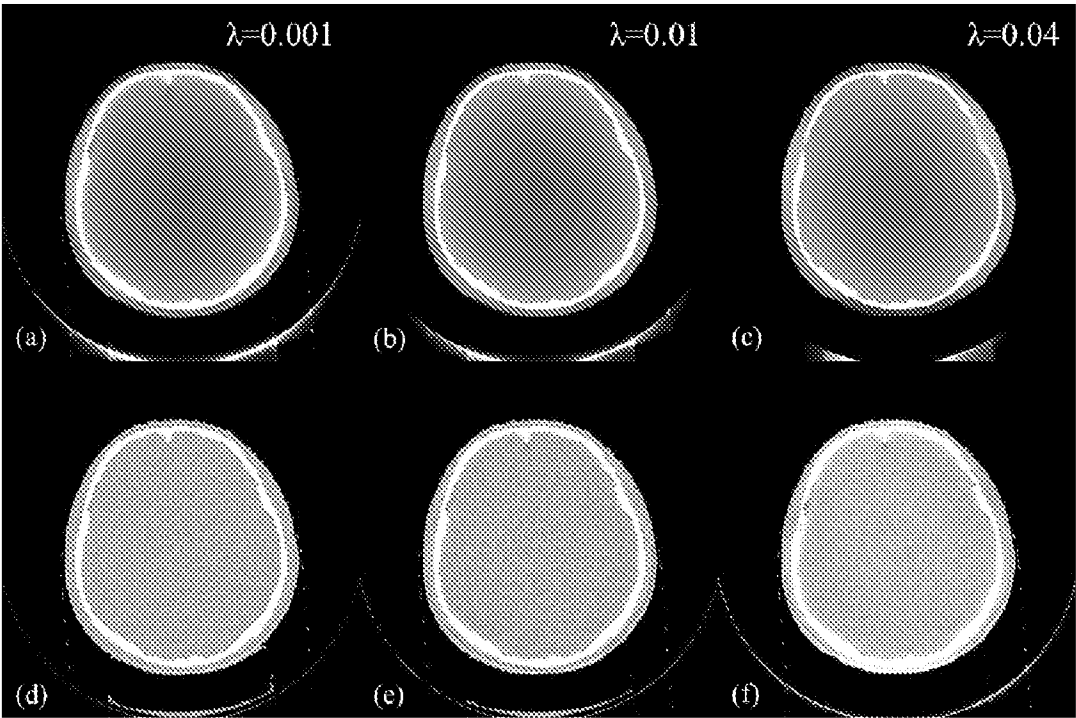


图 3

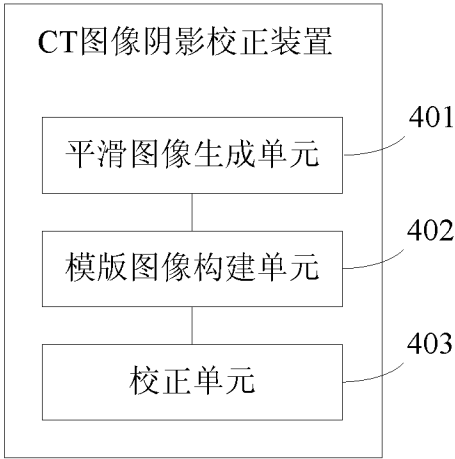


图 4

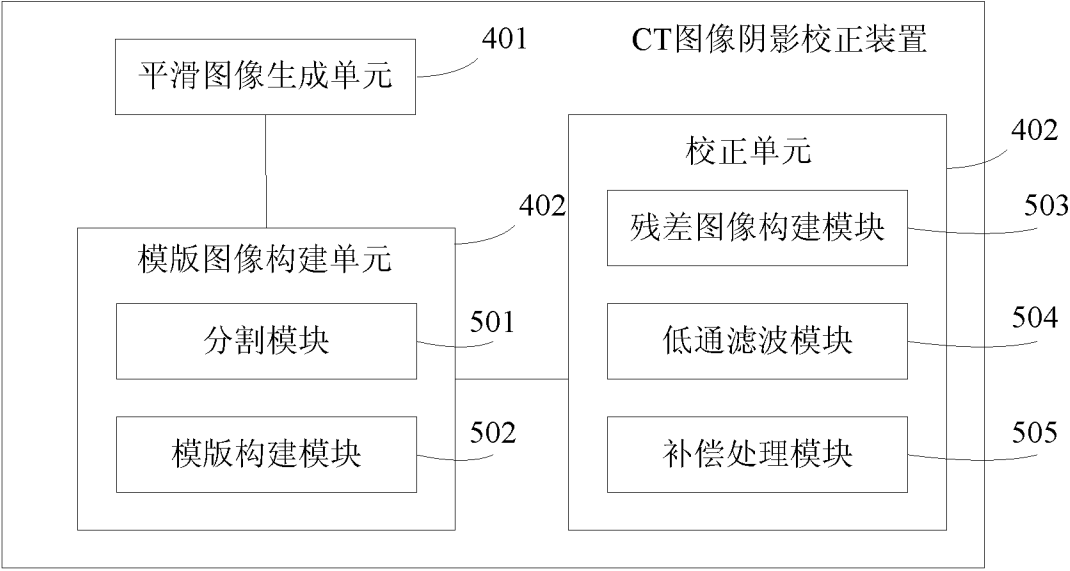


图 5

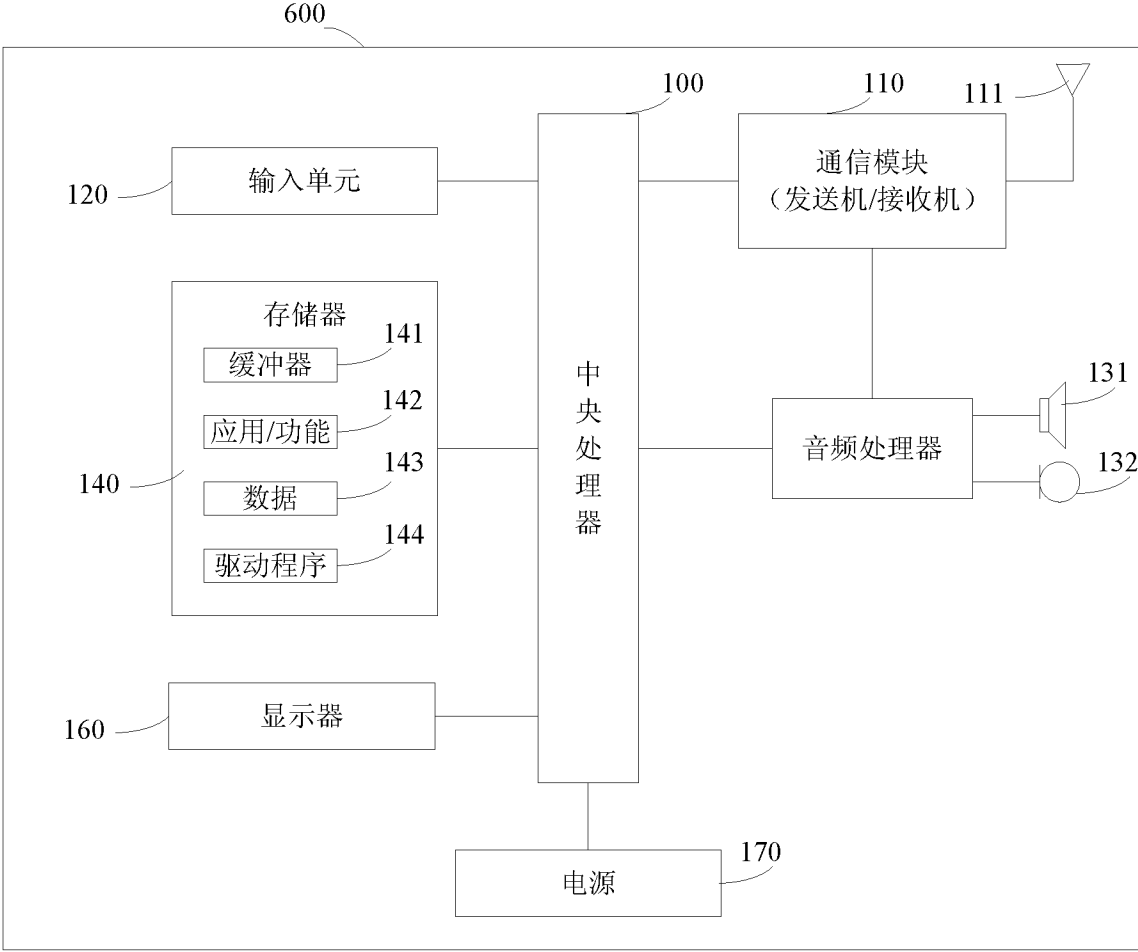


图 6

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/CN2017/070410

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 6/00 (2006.01) i; G06T 5/00 (2006.01) i
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B6/-; G06T5/-

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

CNKI, CNPAT, EPODOC, WPI: 深圳先进技术研究院, 梁晓坤, CT, 锥束, figures 像, 伪影, 阴影, 校正, 去除, 范数, 平滑, 分割, 模板; CBCT, image, cone-beam, norm, smooth, shading, correct, eliminate, artifacts, segment, template

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	CN 105321155 A (BEIJING INSTITUTE OF TECHNOLOGY), 10 February 2016 (10.02.2016), description, paragraphs [0008]-[0102]	1-3, 6-9, 12-14
A	CN 105631909 A (ZHEJIANG UNIVERSITY), 01 June 2016 (01.06.2016), entire document	1-16
A	CN 102800073 A (NORTHWESTERN POLYTECHNICAL UNIVERSITY), 28 November 2012 (28.11.2012), entire document	1-16
A	CN 105528771 A (NANJING UNIVERSITY OF POSTS AND TELECOMMUNICATIONS), 27 April 2016 (27.04.2016), entire document	1-16
A	CN 103020928 A (SHENZHEN INSTITUTES OF ADVANCED TECHNOLOGY), 03 April 2013 (03.04.2013), entire document	1-16
A	US 2012207370 A1 (FAHIMIAN, B.P. et al.), 16 August 2012 (16.08.2012), entire document	1-16
A	US 2014334700 A1 (CARESTREAM HEALTH, INC.), 13 November 2014 (13.11.2014), entire document	1-16

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	“T” later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	“X” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date	“Y” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
“L” document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	“&” document member of the same patent family
“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	
“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	

Date of the actual completion of the international search 18 September 2017	Date of mailing of the international search report 27 September 2017
Name and mailing address of the ISA State Intellectual Property Office of the P. R. China No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao Haidian District, Beijing 100088, China Facsimile No. (86-10) 62019451	Authorized officer WANG, Wei Telephone No. (86-10) 62413514

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/CN2017/070410

Patent Documents referred in the Report	Publication Date	Patent Family	Publication Date
CN 105321155 A	10 February 2016	None	
CN 105631909 A	01 June 2016	None	
CN 102800073 A	28 November 2012	CN 102800073 B	28 January 2015
CN 105528771 A	27 April 2016	None	
CN 103020928 A	03 April 2013	CN 103020928 B	29 June 2016
US 2012207370 A1	16 August 2012	US 8989469 B2	24 March 2015
US 2014334700 A1	13 November 2014	US 9265475 B2	23 February 2016
		US 2013004042 A1	03 January 2013
		US 8818065 B2	26 August 2014

国际检索报告

国际申请号

PCT/CN2017/070410

A. 主题的分类 A61B 6/00(2006.01)i; G06T 5/00(2006.01)i 按照国际专利分类(IPC)或者同时按照国家分类和IPC两种分类		
B. 检索领域 检索的最低限度文献(标明分类系统和分类号) A61B6/-; G06T5/- 包含在检索领域中的除最低限度文献以外的检索文献 在国际检索时查阅的电子数据库(数据库的名称, 和使用的检索词(如使用)) CNKI, CNPAT, EPODOC, WPI: 深圳先进技术研究, 梁晓坤, CT, 锥束, 图像, 伪影, 阴影, 校正, 去除, 范数, 平滑, 分割, 模板; CBCT, image, cone-beam, norm, smooth, shading, correct, eliminate, artifacts, segment, template		
C. 相关文件		
类 型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求
X	CN 105321155 A (北京理工大学) 2016年 2月 10日 (2016 - 02 - 10) 说明书第[0008]-[0102]段	1-3, 6-9, 12-14
A	CN 105631909 A (浙江大学) 2016年 6月 1日 (2016 - 06 - 01) 全文	1-16
A	CN 102800073 A (西北工业大学) 2012年 11月 28日 (2012 - 11 - 28) 全文	1-16
A	CN 105528771 A (南京邮电大学) 2016年 4月 27日 (2016 - 04 - 27) 全文	1-16
A	CN 103020928 A (深圳先进技术研究) 2013年 4月 3日 (2013 - 04 - 03) 全文	1-16
A	US 2012207370 A1 (FAHIMI, BENJAMIN POOYA 等) 2012年 8月 16日 (2012 - 08 - 16) 全文	1-16
A	US 2014334700 A1 (CARESTREAM HEALTH, INC.) 2014年 11月 13日 (2014 - 11 - 13) 全文	1-16
☐ 其余文件在C栏的续页中列出。 ☒ 见同族专利附件。		
* 引用文件的具体类型: “A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件 “E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利 “L” 可能对优先权要求构成怀疑的文件, 或为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件(如具体说明的) “O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件 “P” 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件 “T” 在申请日或优先权日之后公布, 与申请不相抵触, 但为了理解发明之理论或原理的在后文件 “X” 特别相关的文件, 单独考虑该文件, 认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性 “Y” 特别相关的文件, 当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时, 要求保护的发明不具有创造性 “&” 同族专利的文件		
国际检索实际完成的日期 2017年 9月 18日		国际检索报告邮寄日期 2017年 9月 27日
ISA/CN的名称和邮寄地址 中华人民共和国国家知识产权局(ISA/CN) 中国北京市海淀区蓟门桥西土城路6号 100088 传真号 (86-10)62019451		受权官员 王玮 电话号码 (86-10)62413514

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号
PCT/CN2017/070410

检索报告引用的专利文件			公布日 (年/月/日)	同族专利	公布日 (年/月/日)
CN	105321155	A	2016年 2月 10日	无	
CN	105631909	A	2016年 6月 1日	无	
CN	102800073	A	2012年 11月 28日	CN 102800073	B 2015年 1月 28日
CN	105528771	A	2016年 4月 27日	无	
CN	103020928	A	2013年 4月 3日	CN 103020928	B 2016年 6月 29日
US	2012207370	A1	2012年 8月 16日	US 8989469	B2 2015年 3月 24日
US	2014334700	A1	2014年 11月 13日	US 9265475	B2 2016年 2月 23日
				US 2013004042	A1 2013年 1月 3日
				US 8818065	B2 2014年 8月 26日

表 PCT/ISA/210 (同族专利附件) (2009年7月)