



## (12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104840211 A

(43) 申请公布日 2015. 08. 19

(21) 申请号 201510253300. 5

(22) 申请日 2015. 05. 18

(71) 申请人 上海联影医疗科技有限公司

地址 201807 上海市嘉定区嘉定工业区域北  
路 2258 号

(72) 发明人 陈鸣之 朱建伟

(51) Int. Cl.

A61B 6/00(2006. 01)

A61B 5/00(2006. 01)

G01C 11/00(2006. 01)

G06T 11/00(2006. 01)

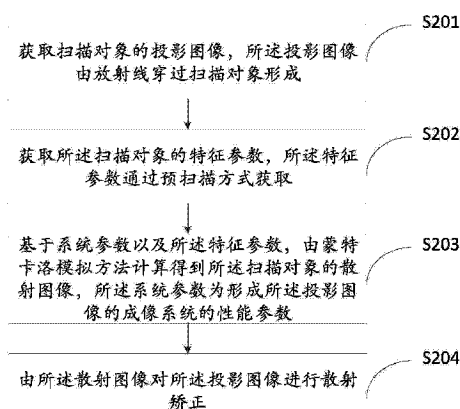
权利要求书1页 说明书6页 附图2页

### (54) 发明名称

一种投影图像的散射矫正方法及装置

### (57) 摘要

本发明提供了一种投影图像的散射矫正方法及装置, 散射矫正方法包括: 获取扫描对象的投影图像; 获取所述扫描对象的特征参数; 基于系统参数以及所述特征参数, 由蒙特卡洛模拟方法计算得到所述扫描对象的散射图像; 由所述散射图像对所述投影图像进行散射矫正。本发明的技术方案在不提高患者吸收辐射剂量的前提下, 减少患者在检查过程中的不适、痛苦, 考虑到二次及高次散射、能量响应等物理因素对散射的影响, 对于散射的计算更加贴近实际情况, 提高投影图像的图像质量。



1. 一种投影图像的散射矫正方法,其特征在于,包括:  
获取扫描对象的投影图像,所述投影图像由放射线穿过扫描对象形成;  
获取所述扫描对象的特征参数,所述特征参数通过预扫描方式获取;  
基于系统参数以及所述特征参数,由蒙特卡洛模拟方法计算得到所述扫描对象的散射图像,所述系统参数为形成所述投影图像的成像系统的性能参数;  
由所述散射图像对所述投影图像进行散射矫正。
2. 根据权利要求1所述的散射矫正方法,其特征在于,所述预扫描方式为光学成像方式,所述特征参数为所述扫描对象的光学吸收分布。
3. 根据权利要求1所述的散射矫正方法,其特征在于,所述预扫描方式为低剂量X射线成像方式,所述特征参数为所述扫描对象的光学吸收分布。
4. 根据权利要求1所述的散射矫正方法,其特征在于,所述预扫描方式为超声成像方式,所述特征参数为所述扫描对象的声学阻抗分布。
5. 根据权利要求2至4任一项所述的散射矫正方法,其特征在于,所述特征参数为三维数据。
6. 根据权利要求1所述的散射矫正方法,其特征在于,所述系统参数包括:成像系统的成像靶材料、靶角、放射线的强度和能谱、滤过材料和厚度、视野范围、射线接收装置的能量响应的至少一种。
7. 根据权利要求1所述的散射矫正方法,其特征在于,所述由蒙特卡洛模拟方法计算得到扫描对象的散射图像采用在线计算模式。
8. 根据权利要求1所述的散射矫正方法,其特征在于,所述投影图像为乳腺图像。
9. 一种投影图像的散射矫正装置,其特征在于,包括:  
投影图像获取单元,用于获取扫描对象的投影图像,所述投影图像由放射线穿过扫描对象形成;  
特征参数获取单元,用于获取所述扫描对象的特征参数,所述特征参数通过预扫描方式获取;  
计算单元,用于基于系统参数以及所述特征参数,由蒙特卡洛模拟方法计算得到所述扫描对象的散射图像,所述系统参数为形成所述投影图像的成像系统的性能参数;  
散射矫正单元,用于由所述散射图像对所述投影图像进行散射矫正。
10. 根据权利要求9所述的散射矫正装置,其特征在于,所述特征参数获取单元包括光学成像单元,所述特征参数为扫描对象的光学吸收分布。
11. 根据权利要求9所述的散射矫正装置,其特征在于,所述特征参数获取单元包括低剂量X射线成像单元,所述特征参数为扫描对象的光学吸收分布。
12. 根据权利要求9所述的散射矫正装置,其特征在于,所述特征参数获取单元包括超声成像单元,所述特征参数为扫描对象的声学阻抗分布。
13. 根据权利要求9所述的散射矫正装置,其特征在于,所述散射矫正装置为X射线乳腺机。

## 一种投影图像的散射矫正方法及装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及投影图像领域,特别涉及一种投影图像的散射矫正方法及装置。

### 背景技术

[0002] 由放射线 (radiation beam) 穿过扫描对象所形成的投影图像 (projection image) 是临床中用于进行患者诊断的重要参考,其可在无损伤情况下观察到患者体内的病灶情况,便于对患者之后的治疗方案做出指导。常见的放射线包括电磁辐射 (electro-magnetic radiation) 射线,例如:无线电波、可见光、X 射线、粒子射线、中子射线。其不仅应用于医学图像,同样可应用于工业成像,例如用于工业检测,查看检测物的内部结构。

[0003] 投影图像的具体形成过程为,如图 1 所示,射线产生装置 100 产生能量基本均匀的放射线 101 (例如 X 射线),放射线 101 穿过扫描对象 102,投影到与射线产生装置 100 相对设置的射线接收装置 103 上,射线接收装置 103 接收放射线 101,形成投影图像。由于扫描对象的内部结构差别,对放射线的吸收程度不同,因此探测器检测到的放射线分布也不相同,从而形成能够表现出扫描对象内部结构的投影图像。

[0004] 在放射线穿过扫描对象的过程中,部分放射线发生散射,影响投影图像的图像质量。例如在 X 射线乳腺成像中,散射射线达到主射线 (非散射射线) 30% 甚至 50% 的比例。其主要的散射形式包括 Compton 散射和 Rayleigh 散射,且放射线可能在扫描对象内发生一次或多次散射。因此,散射的发生严重影响了投影图像的图像质量,不利于患者的医学诊断。

[0005] 为了解决散射射线造成的影响,一种散射矫正方法是采用物理方式。例如引入滤线栅,从而减少散射射线的含量,但这种方式中部分主射线同时被滤线栅过滤,若要保证图像质量,则需要加大射线量,这样患者吸收的剂量增多 30% 以上。在乳腺成像过程中,也有通过压迫板压迫患者乳房 (典型的压迫力高达 100N),通过减少乳房厚度,缩短放射线通过的路径长度,从而减少散射射线,这种方式则会造成患者的显著不适甚至疼痛,在患者乳房病变时尤为严重。

[0006] 另一种方法是通过算法途径进行投影图像的散射矫正。在公开号为 US6104777 的美国专利中,引入了解析方法估算 Compton 散射和 Rayleigh 散射的技术,但此技术未考虑二次及二次以上高次散射的贡献,并且没有充分考虑探测器的光子能量响应对散射的影响。在公开文献 Phys. Med. Biol. 55 1295, 2010, J. L. Ducote et al. 中,有用等效 PMMA 模体计算散射核,通过对投影图像进行反卷积运算去散射的方法,但此类技术的缺点在于,以密度等效材料替代人体组织,对散射估算不精确,特别是对致密性乳腺估算与真实散射分布偏差尤其明显。

### 发明内容

[0007] 本发明要解决的问题是提供一种对于投影图像的散射矫正方法,有效去除散射射

线对于投影图像的影响,保证投影图像的图像质量。

[0008] 为解决上述问题,本发明提供了一种投影图像的散射矫正方法,包括:

[0009] 获取扫描对象的投影图像,所述投影图像由放射线穿过扫描对象形成;

[0010] 获取所述扫描对象的特征参数,所述特征参数通过预扫描方式获取;

[0011] 基于系统参数以及所述特征参数,由蒙特卡洛模拟方法计算得到所述扫描对象的散射图像,所述系统参数为形成所述投影图像的成像系统的性能参数;

[0012] 由所述散射图像对所述投影图像进行散射矫正。

[0013] 更进一步的,所述预扫描方式为光学成像方式,所述特征参数为所述扫描对象的光学吸收分布。

[0014] 更进一步的,所述预扫描方式为低剂量 X 射线成像方式,所述特征参数为所述扫描对象的光学吸收分布。

[0015] 更进一步的,所述预扫描方式为超声成像方式,所述特征参数为所述扫描对象的声学阻抗分布。

[0016] 更进一步的,所述特征参数为三维数据。

[0017] 更进一步的,所述系统参数包括:成像系统的成像靶材料、靶角、放射线的强度和能谱、滤过材料和厚度、视野范围、射线接收装置的能量响应的至少一种。

[0018] 更进一步的,所述由蒙特卡洛模拟方法计算得到扫描对象的散射图像采用在线计算模式。

[0019] 更进一步的,所述投影图像为乳腺图像。

[0020] 为解决上述问题,本发明还提供了一种投影图像的散射矫正装置,包括:

[0021] 投影图像获取单元,用于获取扫描对象的投影图像,所述投影图像由放射线穿过扫描对象形成;

[0022] 特征参数获取单元,用于获取所述扫描对象的特征参数,所述特征参数通过预扫描方式获取;

[0023] 计算单元,用于基于系统参数以及所述特征参数,由蒙特卡洛模拟方法计算得到所述扫描对象的散射图像,所述系统参数为形成所述投影图像的成像系统的性能参数;

[0024] 散射矫正单元,用于由所述散射图像对所述投影图像进行散射矫正。

[0025] 更进一步的,所述特征参数获取单元包括光学成像单元,所述特征参数为扫描对象的光学吸收分布。

[0026] 更进一步的,所述特征参数获取单元包括低剂量 X 射线成像单元,所述特征参数为扫描对象的光学吸收分布。

[0027] 更进一步的,所述特征参数获取单元包括超声成像单元,所述特征参数为扫描对象的声学阻抗分布。

[0028] 更进一步的,所述散射矫正装置为 X 射线乳腺机。

[0029] 与现有技术相比,本发明的技术方案提供了一种投影图像的散射矫正方法及装置,在不提高患者吸收辐射剂量的前提下,减少患者在检查过程中的不适、痛苦,考虑到二次及高次散射、能量响应等物理因素对散射的影响,对于散射的计算更加贴近实际情况,提高投影图像的图像质量。

## 附图说明

- [0030] 图 1 是现有技术投影图像形成过程的示意图；  
[0031] 图 2 是本发明投影图像散射矫正方法的流程示意图；  
[0032] 图 3 是本发明投影图像散射矫正装置的结构示意图。

## 具体实施方式

[0033] 为使本发明的上述目的、特征和优点能够更为明显易懂，下面结合附图对本发明的具体实施方式做详细的说明。在以下描述中阐述了具体细节以便于充分理解本发明。但是本发明能够以多种不同于在此描述的其它方式来实施，本领域技术人员可以在不违背本发明内涵的情况下做类似推广。因此本发明不受下面公开的具体实施方式的限制。

[0034] 本发明提供了一种投影图像的散射矫正方法，如图 2 所示，包括如下步骤：

[0035] 步骤 S201，获取扫描对象的投影图像，所述投影图像由放射线穿过扫描对象形成。

[0036] 放射线由成像系统的射线产生装置（例如 X 射线球管）发出，放射线穿过扫描对象，被射线接收装置（例如 X 射线探测器平板）接收。扫描对象可以是人体、动物或者是工业检测中待检测的工业产品，也可以只是以上所列举出扫描对象的一部分。射线接收装置将接收到的放射线转化为电信号，发送到后续的计算机进行信号处理、图像处理，以形成最终数字化的投影图像。

[0037] 步骤 S202，获取所述扫描对象的特征参数，所述特征参数通过预扫描方式获取。

[0038] 对扫描对象进行预扫描，得到扫描对象的特征参数。以一次常规的医学 X 射线扫描为例，人体吸收的 X 射线辐射剂量通常为 1mGy 至 3mGy。而预扫描不同于常规扫描，其采用低剂量，剂量约为常规医学 X 射线扫描辐射剂量的十分之一，甚至由不产生任何辐射剂量的成像方式对扫描对象进行成像并获取特征参数。根据成像方式的不同，其特征参数略有不同，但特征参数均表征了扫描对象的解剖学结构 (Anatomical Structure)，其解剖学结构包含了扫描对象的组织成分及空间分布信息。根据其解剖学结构特性，用于后续散射图像的计算。

[0039] 步骤 S203，基于系统参数以及所述特征参数，由蒙特卡洛模拟方法计算得到所述扫描对象的散射图像，所述系统参数为形成所述投影图像的成像系统的性能参数。

[0040] 在步骤 S201 中获取扫描对象投影图像的成像系统，其在获取投影图像时涉及到多个系统参数，系统参数为成像系统的性能参数，例如成像系统射线产生装置所用的成像靶的材料、靶角、所发出放射线的强度和能谱、滤过的材料和厚度、视野 (FOV) 范围、接收放射线所用射线接收装置的能量响应等等。这些系统参数影响到最终的投影图像上的散射分布情况，进而影响投影图像的图像质量。通常，成像靶的材料、射线接收装置根据成像的性能是固定值，而放射线强度会根据扫描对象的范围、厚度等因素做调整。

[0041] 之后根据系统参数以及在步骤 S202 预扫描获取的特征参数，由蒙特卡洛模拟方法 (Monte Carlo simulation) 计算得到扫描对象的散射图像。过程大致分为三步：构造或描述概率过程；实现从已知概率分布抽样；建立各种估计量。应用在投影图像的散射图像计算时，蒙特卡洛模拟方法模拟放射线从射线产生装置发出、穿过扫描对象，在扫描对象中发生散射（包括 Compton 散射、Rayleigh 散射），以及跟踪发生多次散射时放射线的物理参数，如：放射线的运动方向、速度、能量，放射线最终打到射线接收装置这一完整成像过程。

根据步骤 S202 获取的特征参数,用于这一过程中构建扫描对象的解剖学结构,计算放射线在其中发生散射的概率情况。蒙特卡洛模拟计算同时考虑到成像系统的系统参数对这一过程中放射线的物理影响,计算得到扫描对象的散射图像。

[0042] 蒙特卡洛模拟方法相较于传统的投影图像散射矫正算法,引入了系统参数和特征参数进行计算,因此更为接近真实情况中投影图像的散射射线分布,对投影图像进行散射矫正时更为精确,去散射效果更好。

[0043] 在蒙特卡洛模拟计算中,也会考虑到扫描对象在放射线方向上的厚度等参数。对于乳腺机,扫描对象在放射线方向上的厚度可以通过两块压迫板之间的距离进行确定;对于其他 X 射线产品,扫描对象在放射线方向上的厚度可以通过其他方式获取,具体方式为本领域技术人员已知,这里不再赘述。

[0044] 步骤 S204,由所述散射图像对所述投影图像进行散射矫正。

[0045] 由步骤 S203 蒙特卡洛模拟方法计算得到的散射图像,对步骤 S201 中获取的投影图像进行散射矫正。散射矫正方法可直接将投影图像的各像素点的像素值减去散射图像各像素点像素值。其余利用散射图像对投影图像进行散射矫正的方法为本领域技术人员已知,这里不再赘述。

[0046] 在其他的实施方式中,预扫描可以采用光学成像方式,例如采用红外成像方式。红外光的光谱通常是波长为 0.7 至 1000 微米的一段,采用红外成像时,红外光透射过扫描对象,由于不同组织对红外光吸收程度不同,透过扫描对象的红外光被专用红外 CCD(charge coupled device) 摄像机拍摄到,经过计算机处理转为图像,扫描对象的内部结构在图像上展现出不同程度的灰度值。这里图像上的灰度值表现出扫描对象对红外光的光学吸收分布,即为对应红外光成像方法的特征参数。

[0047] 在其他实施方式中,预扫描方式可以是低剂量 X 射线成像方式,不同于常规 X 射线成像中,人体吸收的 X 射线辐射剂量为 1mGy 至 3mGy,采用低剂量 X 射线成像对图像质量没有较高要求,其剂量为一次常规 X 射线剂量的十分之一,通常不高于 0.2mGy。采用 X 射线成像时,X 射线透过扫描对象,由于不同组织对 X 射线吸收程度不同,透过扫描对象的 X 射线被 X 射线探测器接收,经过计算机处理转化为图像,扫描得到的内部结构在图像上展现出不同的灰度值。这里图像上的灰度值表现出扫描对象对 X 射线的光学吸收分布,即为对应低剂量 X 射线成像方法的特征参数。

[0048] 在其他实施方式中,预扫描还可以是超声成像方式。超声是超过人耳能听到的正常声波范围的声波,频率在 20000 赫兹以上。医学超声成像中,超声波由探头发,探头与扫描对象直接接触或间接接触,超声波在扫描对象内反射回到探头,之后经过计算机处理,形成超声图像。由于扫描对象内组织的不同,以及组织与探头间距的区别。探头接收到不同强度和时间的超声信号,进而经过运算形成超声图像,在超声图像上表现出不同的灰度值。图像上的灰度值表现出扫描对象的声学阻抗(acoustic impedance)分布,即为对应超声成像的特征参数。

[0049] 在预扫描中,特征参数得到的为三维数据,其可以是直接的三维数据,或由一组二维数据组成。三维数据通过对扫描对象的实地扫描获取得到,相比于仅有的二维数据增加了一个方向的信息。对于扫描对象的解剖学结构,在轮廓上表示的更加准确,从而对后续模拟得到的投影图像的散射射线轮廓及强度更加准确,得到的散射图像更为精确。

[0050] 在其他实施方式中,通过预扫描获取扫描对象的特征参数后,可以引入基于先验知识的相关算法,进一步完善扫描对象的特征参数。例如,在进行乳腺成像时,已知乳房主要由腺体和脂肪组成,其中腺体具有其特有的结构特征,该特征可以通过早期其他样本研究获得,并作为先验知识,对预扫描得到的特征参数进行完善,建立扫描对象的解剖学结构,从而在后续蒙特卡洛模拟方法进行计算时更加精确。

[0051] 蒙特卡洛模拟方法可以分为在线和离线两种模式。在蒙特卡洛离线模式中,部分系统参数事先设定好,形成散射图像校正表,散射图像校正表可以根据系统参数和特征参数计算得到散射图像。待预扫描确定好特征参数后,由散射图像校正表直接查表计算得到散射图像。在线蒙特卡洛模拟方法,则不通过查表方式,根据预设计算方法进行实时计算。相比之下,蒙特卡洛的在线计算模式计算更加准确。

[0052] 本发明的技术方案更适于应用在乳腺的医学成像,乳腺投影图像的散射射线占主射线(非散射射线)的比例更高,而其区域较小,进行蒙特卡洛模拟计算时的计算量较小,更易于应用在实际中。并且乳腺对X射线剂量的敏感较其他常规临床扫描的部位更加显著,利用本发明公开的散射校正方法在对乳腺进行X射线成像时不需要另外增加滤线栅,在降低剂量的同时不降低图像质量。乳腺受压迫后厚度方向均匀性好,更容易根据先验知识构建更为合理的解剖学结构。

[0053] 在进行蒙特卡洛计算时,考虑到若计算区域较大,计算量大导致计算速度慢。而实际在扫描对象中,主要关注的对象是其中的感兴趣区域,因此,可以在进行蒙特卡洛计算前,进行扫描对象中感兴趣区域的确认,之后仅对扫描对象的感兴趣区域进行蒙特卡洛计算,从而显著减少计算时间。而对于感兴趣区域之外的部分,可以不进行散射的计算,或者采用其他快速计算方法进行计算。

[0054] 本发明提供的投影图像散射计算方法,与现有技术相比,本发明的技术方案提供了一种投影图像的散射校正方法及装置,在不提高患者吸收辐射剂量的前提下,减少患者在检查过程中的不适、痛苦,考虑到二次及高次散射、能量响应等物理因素对散射的影响,对于散射的计算更加贴近实际情况,提高投影图像的图像质量。

[0055] 本发明在投影图像的散射校正方法的基础上,还提供了一种投影图像的散射校正装置,如图3所示,包括:

[0056] 投影图像获取单元301,用于获取扫描对象的投影图像,所述投影图像由放射线穿过扫描对象形成。

[0057] 特征参数获取单元302,用于获取所述扫描对象的特征参数,所述特征参数通过预扫描方式获取。

[0058] 计算单元303,用于基于系统参数以及所述特征参数,由蒙特卡洛模拟方法计算得到所述扫描对象的散射图像,所述系统参数为形成所述投影图像的成像系统的性能参数。

[0059] 散射校正单元304,用于由所述散射图像对所述投影图像进行散射校正。

[0060] 其各单元的具体实施方式可以参考前述的投影图像散射校正方法的实施方式,这里不再一一赘述。

[0061] 本发明虽然已以较佳实施例公开如上,但其并不是用来限定本发明,任何本领域技术人员在不脱离本发明的精神和范围内,都可以利用上述揭示的方法和技术内容对本发明技术方案做出可能的变动和修改,因此,凡是未脱离本发明技术方案的内容,依据本发明

的技术实质对以上实施例所作的任何简单修改、等同变化及修饰,均属于本发明技术方案的保护范围。

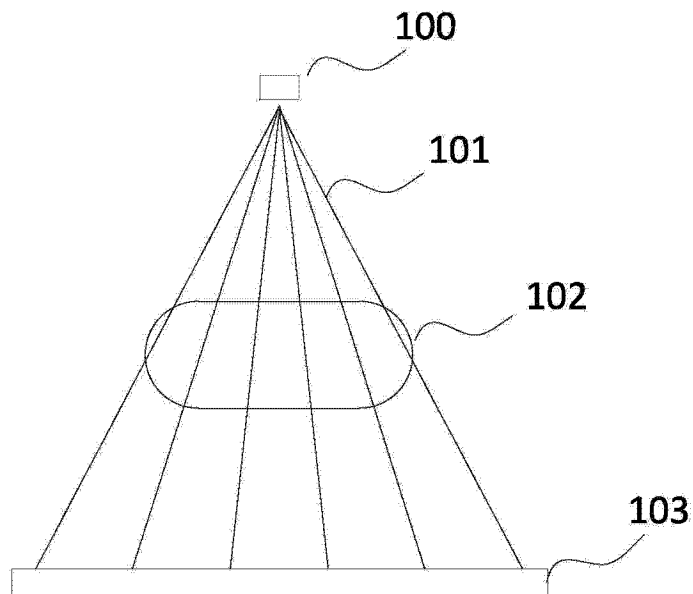


图 1

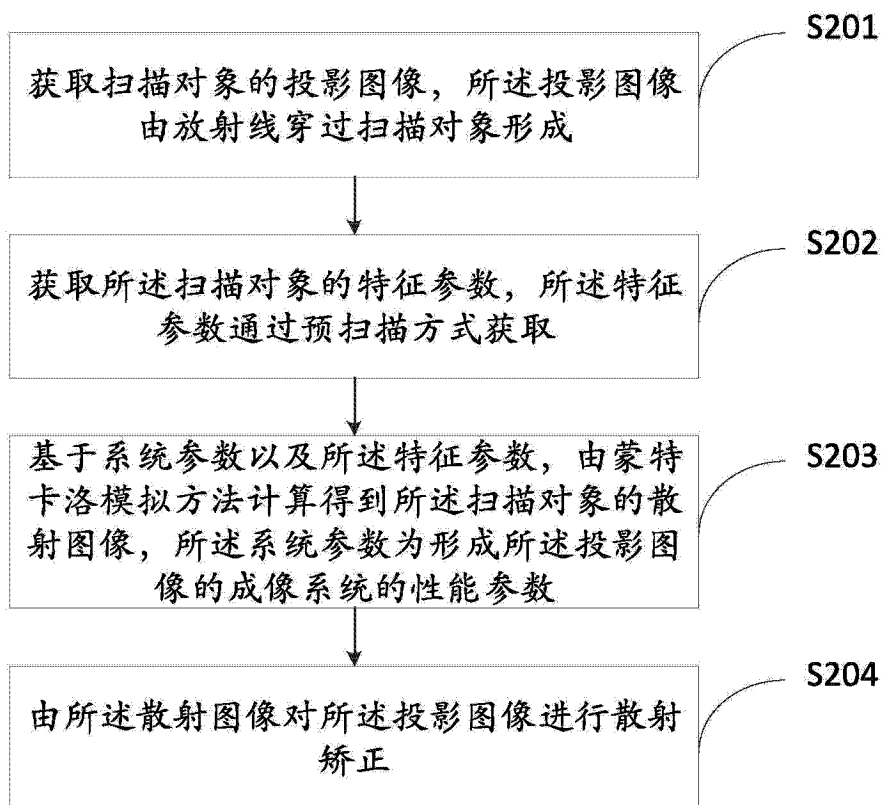


图 2

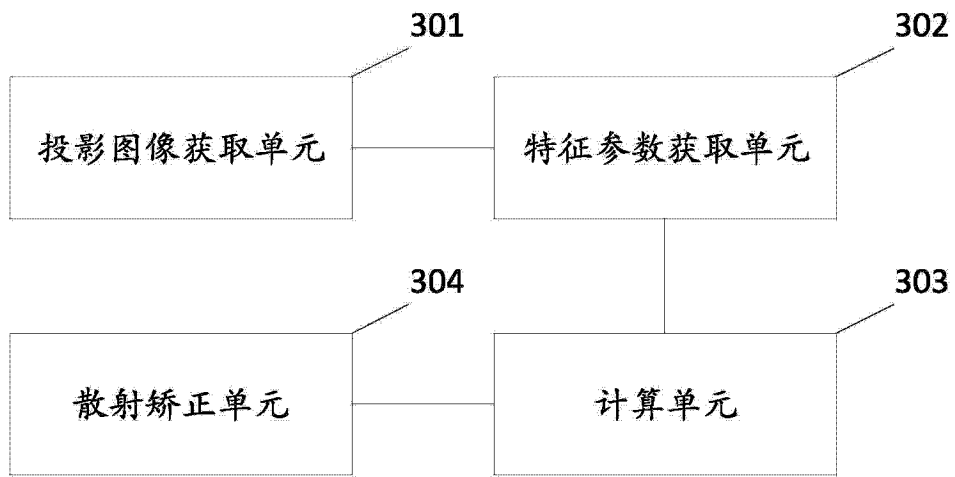


图 3

|                |                                                |         |            |
|----------------|------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 一种投影图像的散射矫正方法及装置                               |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">CN104840211A</a>                   | 公开(公告)日 | 2015-08-19 |
| 申请号            | CN201510253300.5                               | 申请日     | 2015-05-18 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 上海联影医疗科技有限公司                                   |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 上海联影医疗科技有限公司                                   |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | 上海联影医疗科技有限公司                                   |         |            |
| [标]发明人         | 陈鸣之<br>朱建伟                                     |         |            |
| 发明人            | 陈鸣之<br>朱建伟                                     |         |            |
| IPC分类号         | A61B6/00 A61B5/00 G01C11/00 G06T11/00          |         |            |
| 其他公开文献         | CN104840211B                                   |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a> |         |            |

#### 摘要(译)

本发明提供了一种投影图像的散射矫正方法及装置，散射矫正方法包括：获取扫描对象的投影图像；获取所述扫描对象的特征参数；基于系统参数以及所述特征参数，由蒙特卡洛模拟方法计算得到所述扫描对象的散射图像；由所述散射图像对所述投影图像进行散射矫正。本发明的技术方案在不提高患者吸收辐射剂量的前提下，减少患者在检查过程中的不适、痛苦，考虑到二次及高次散射、能量响应等物理因素对散射的影响，对于散射的计算更加贴近实际情况，提高投影图像的图像质量。

