

(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
2020 年 10 月 22 日 (22.10.2020)



(10) 国际公布号
WO 2020/210941 A1

(51) 国际专利分类号:
G06T 11/00 (2006.01)

(21) 国际申请号: PCT/CN2019/082672

(22) 国际申请日: 2019 年 4 月 15 日 (15.04.2019)

(25) 申请语言: 中文

(26) 公布语言: 中文

(71) 申请人: 清华大学(TSINGHUA UNIVERSITY) [CN/CN]; 中国北京市海淀区清华园 1 号, Beijing 100084 (CN)。

(72) 发明人: 陈志强(CHEN, Zhiqiang); 中国北京市海淀区清华园 1 号, Beijing 100084 (CN)。 张丽(ZHANG, Li); 中国北京市海淀区清华园 1 号, Beijing 100084 (CN)。 高河伟(GAO, Hewei); 中国北京市海淀区清华园 1 号, Beijing 100084 (CN)。

(CN)。 邢宇翔(XING, Yuxiang); 中国北京市海淀区清华园 1 号, Beijing 100084 (CN)。 张涛(ZHANG, Tao); 中国北京市海淀区清华园 1 号, Beijing 100084 (CN)。

(74) 代理人: 中科专利商标代理有限公司(CHINA SCIENCE PATENT & TRADEMARK AGENT LTD.); 中国北京市海淀区西三环北路 87 号 4-1105 室, Beijing 100089 (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, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX,

(54) Title: DISTRIBUTED LIGHT SOURCE CT IMAGE RECONSTRUCTION METHOD AND SYSTEM

(54) 发明名称: 分布式光源 CT 图像重建方法与系统

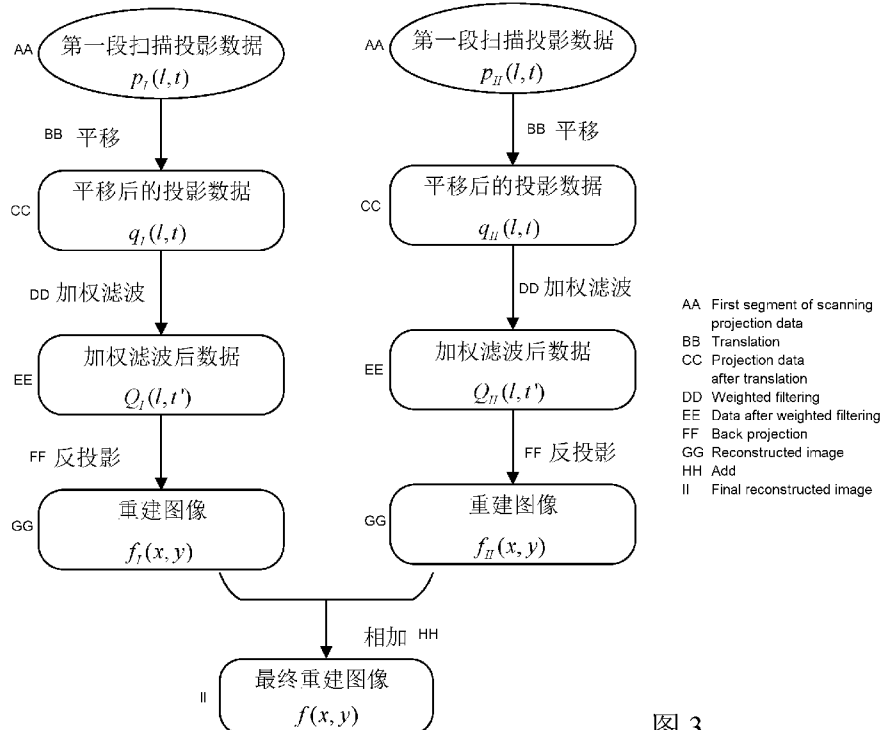


图 3

(57) Abstract: Disclosed is a distributed light source CT image reconstruction method and system. The distributed light source CT image reconstruction system comprises: N segments of straight-line distributed light source, used for emitting rays; and N segments of straight-line distributed detectors, used for obtaining N segments of scanning projection data; wherein N is greater than or equal to 2. The distributed light source CT image reconstruction system uses the N segments of scanning projection data to obtain reconstructed images. The distributed light source CT image reconstruction method and system have higher spatial resolution and imaging speed,



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)。

本国际公布:

— 包括国际检索报告 (条约第21条(3))。

and can obtain precise reconstructed images of objects.

(57) 摘要: 一种分布式光源CT图像重建方法与系统, 分布式光源CT图像重建系统包括: N段直线分布式光源, 用于发出射线; 以及N段直线分布式探测器, 用于获取N段扫描投影数据, $N \geq 2$; 其中, 分布式光源CT图像重建系统利用N段扫描投影数据获取重建图像。分布式光源CT图像重建方法与系统具有更高的空间分辨率和成像速度, 能够获得精确的物体重建图像。

分布式光源 CT 图像重建方法与系统

技术领域

本发明属于辐射成像技术领域，具体的涉及一种分布式光源 CT 图像重建方法与系统。

背景技术

传统的 CT，在成像时，物体需要旋转，通常需要使用滑环，噪音和振动较大，对 X 射线机、高压模块、探测器等部件的机械强度要求较高，扫描速度也不能较好的满足使用需求。

此外，现有的 CT 还存在投影数据角度缺失、投影数据重叠、空间分辨率低、重建效果差等问题。

发明内容

（一）要解决的技术问题

本发明提供了一种分布式光源 CT 图像重建方法与系统，以至少部分解决以上所存在的技术问题。

（二）技术方案

根据本发明的一个方面，提供了一种分布式光源 CT 图像重建系统，包括：

N 段直线分布式光源，用于发出射线；以及

N 段直线分布式探测器，用于获取 N 段扫描投影数据， $N \geq 2$ ；

其中，所述分布式光源 CT 图像重建系统利用所述 N 段扫描投影数据获取重建图像。

在一些实施例中，所述系统包括 2 段直线分布式光源，分别为第一直线分布式光源和第二直线分布式光源、以及 2 段直线分布式探测器，分别为第一直线分布式探测器和第二直线分布式探测器；其中，第一直线分布式光源和第一直线分布式探测器分别位于待测物体两侧且相对设置，第二直线分布式光源和第二直线分布式探测器分别位于待测物体两侧且相对设置。

根据本发明的另一个方面，提供了一种分布式光源 CT 图像重建方法，包括：

获取 N 段扫描投影数据；以及

根据获取 N 段扫描投影数据，利用加权滤波反投影重建算法，获取重建图像，其中， $N \geq 2$ 。

在一些实施例中，所述获取 N 段扫描投影数据，包括：利用 N 段直线分布式光源及 N 段直线分布式探测器采用静态扫描模式获取 N 段扫描投影数据。

在一些实施例中，在获取 N 段扫描投影数据之前，还包括：对直线分布式光源之间的间距及夹角，直线分布式光源与直线分布式探测器之间的间距，直线分布式探测器之间的夹角进行标定。

在一些实施例中，所述获取 N 段扫描投影数据，包括：对物体进行 N 段扫描，获取 N 段扫描投影数据 $p_l(l, t) \sim p_N(l, t)$ ，其中 $p_N(l, t)$ 表示进行第 N 段扫描过程中，直线光源阵列中坐标为 l 的光源点闪烁时，探测器上坐标为 t 处的单元采集到的投影数据值。

在一些实施例中，所述根据获取 N 段扫描投影数据，利用加权滤波反投影重建算法，获取重建图像，包括：

对所述 N 段扫描投影数据 $p_l(l, t) \sim p_N(l, t)$ 进行平移变换，得到 N 段平移后的投影数据 $q_l(l, t) \sim q_N(l, t)$ ；

对所述 N 段平移后的投影数据进行加权滤波处理，得到 N 段加权滤波后的数据 $Q_l(l, t'_l) \sim Q_N(l, t'_N)$ ， t'_N 表示进行第 N 段扫描过程中，在直线光源阵列中坐标为 l 的光源点闪烁时，经过点 (x, y) 的射线在等效探测器上的采样位置；

对所述 N 段加权滤波后的数据进行反投影，得到所述 N 段扫描投影数据的重建图像 $f_l(x, y) \sim f_N(x, y)$ ， (x, y) 表示以物体中心为原点所建立的坐标系坐标；

对所述 N 段扫描投影数据的重建图像进行加和，得到最终重建图像 $f(x, y)$ 。

在一些实施例中，对所述 N 段平移后的投影数据进行加权滤波处理，得到 N 段加权滤波后的数据，包括：

分别将所述 N 段平移后的投影数据 $q_l(l, t) \sim q_N(l, t)$ 乘上权重因子，用卷积核 h 沿着直线分布式探测器所在的直线方向做一维卷积得到 N 段加权

滤波后的数据 $Q_I(l, t'_I) \sim Q_N(l, t'_N)$ 。

在一些实施例中，对所述 N 段平移后的投影数据进行加权处理，以消除多段投影数据冗余重叠所带来的重建伪影。

在一些实施例中，对所述 N 段加权滤波后的数据进行反投影，得到所述 N 段扫描投影数据的重建图像 $f_I(x, y) \sim f_N(x, y)$ ，包括：

沿直线分布式光源所在的直线方向反投影 $Q_I(l, t'_I) \sim Q_N(l, t'_N)$ ，得到所述 N 段扫描投影数据的重建图像 $f_I(x, y) \sim f_N(x, y)$ 。

（三）有益效果

从上述技术方案可以看出，本发明一种分布式光源 CT 图像重建方法与系统至少具有以下有益效果其中之一：

（1）本发明不需要将投影数据重排为平行束，具有更高的空间分辨率。对于直线分布式光源和探测器有限长度导致的有限角度问题，本发明利用两段光源和探测器的扫描模式（也可以是多段直线分布式光源和探测器，与之类似），有效解决了有限长度导致的有限角度问题，并且针对多段投影数据的重叠问题，通过投影数据加权，有效解决了多段投影数据冗余重叠问题。在多段直线分布式光源和探测器的静态 CT 系统中，本发明系统及方法能够获得精确的物体重建图像。

（2）本发明采用直线分布式光源和探测器，并且是静态扫描模式，有着快速的扫描速度，同时针对本发明系统提出的解析重建算法相对迭代重建方法有着很大的速度优势，所以本发明在速度要求较高的领域有着很大的潜能。

附图说明

为了更清楚地说明本发明具体实施方式或现有技术中的技术方案，下面将对具体实施方式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，下面描述中的附图是本发明的一些实施方式，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。

图 1 为依据本发明实施例直线分布式光源和探测器的静态 CT 成像系

统。

图 2 依据本发明实施例两段直线分布式光源和探测器的扫描几何示意图。

图 3 依据本发明实施例重建算法流程示意图。

图 4 依据本发明实施例两段扫描投影的重叠分析示意图。

图 5 依据本发明实施例直线分布式光源和探测器的静态 CT 模拟重建成像示意图。

<符号说明>

11,12-直线分布式光源，21,22-直线分布式探测器，3 待测物体。

具体实施方式

为使本发明的目的、技术方案和优点更加清楚明白，以下结合具体实施例，并参照附图，对本发明进一步详细说明。

本发明提出一种分布式光源 CT 图像重建系统，包括：N 段直线分布式光源，用于发出射线；以及 N 段直线分布式探测器，用于获取 N 段扫描投影数据， $N \geq 2$ ；其中，所述分布式光源 CT 图像重建系统利用所述 N 段扫描投影数据获取重建图像。

与传统的 CT 相比，本系统采用直线分布式光源和探测器阵列，并且在成像时，物体不需要旋转，同时直线光源阵列和直线探测器阵列是静止的，避免了滑环的使用，不但减少了噪音和振动，也降低了 X 射线机、高压模块、探测器等部件的机械强度要求，使整体系统更为安全、可靠，同时具备较快的扫描速度。此种系统具有应用于成像速度要求较高领域的潜力。

本发明还提供了一种分布式光源 CT 图像重建方法，包括：

获取 N 段扫描投影数据；以及

根据获取 N 段扫描投影数据，利用加权滤波反投影重建算法，获取重建图像，其中， $N \geq 2$ 。

其中，所述获取 N 段扫描投影数据，包括：利用 N 段直线分布式光源及 N 段直线分布式探测器采用静态扫描模式获取 N 段扫描投影数据

进一步的，在获取 N 段扫描投影数据之前，还包括：对直线分布式光源之间的间距及夹角，直线分布式光源与直线分布式探测器之间的间距，

直线分布式探测器之间夹角进行标定。

本发明提出的基于直线分布式光源和探测器阵列的静态 CT 成像系统及其对应的滤波反投影重建算法，通过 N 段直线分布式光源和探测器，有效解决了投影数据角度缺失问题。通过加权方法，很好地解决了投影数据之间的数据冗余重叠问题，能够实现精确的物体重建。

为便于描述，本发明实施例以两段直线分布式光源和探测器为例进行介绍。

在一具体实施例中，为了解决投影数据角度缺失，采用两段直线分布式光源和探测器（多段直线分布式光源和探测器也是可以的，本实施例选择两段），如图 1 所示，所述两段直线分布式光源是互相垂直的，所述两段直线分布式探测器也是互相垂直的，第二段光源和探测器获得的投影等价于将物体旋转-90 度，这样，两段光源和探测器能确保待成像物体的每个点都有至少 180 度的投影角度覆盖范围。直线分布式光源（X 射线源），根据物体尺寸和应用背景而定。直线分布式探测器位于射线源对面。

对于 N ($N > 2$) 段的情况，各相邻探测器之间的夹角及各相邻光源之间的夹角可以相等，也可以不相等，每段直线分布式光源和直线分布式探测器在实际空间中的角度覆盖范围之和能够无缝覆盖至少 180 度，以利于更加精确的物体图像重建。

在另一实施例中，本发明提出一种基于上述实施例直线分布式光源和探测器的静态 CT 系统的重建算法。将待测物体放在直线分布式光源和直线分布式探测器之间，在数据采集过程中，待测物体保持不动，如图 1 中（a）所示，第一段扫描时，光源阵列上的光源点依次闪烁，探测器阵列持续采集投影数据，当最后一个光源点闪烁结束后，进行第二段扫描，第二段扫描的光源探测器排布如图 1 中（b）所示，光源点如第一段扫描时一样依次闪烁。将获取的两段投影数据，利用本重建算法，就可以获得精确的重建图像。

以下详细介绍本发明系统结构及方法流程。

1. 基于直线分布式光源和探测器的重建算法——滤波反投影(filtered backprojection)

此处先介绍无限长直线分布式光源和探测器的情况以利于理解。成像

系统几何结构如图 2 所示，当直线分布式光源和探测器无限长时，图像中每一点的重建值可以表示为：

$$f(x, y) = \frac{D^2}{(y+D)^2} \int_{-\infty}^{+\infty} Q(l, t') dt' \quad (1)$$

其中，

$$Q(l, t') = \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{q(l, t)}{\sqrt{D^2 + (l-t)^2}} h(t'-t) dt \quad (2)$$

$$q(l, t) = p(l, \frac{D+D'}{D}t - \frac{D'}{D}l) \quad (3)$$

$$t' = \frac{x D}{y+D} + \frac{y l}{y+D} \quad (4)$$

这里直线分布式光源和探测器都是等距排列的， (x, y) 表示以物体中心为原点所建立的坐标系坐标，数据 $p(l, t)$ 表示光源阵列中为坐标为 l 的光源点闪烁时，探测器阵列中坐标为 t 的单元采集到的投影值，值得注意的是，对于 $p(l, t)$ 来说， l 和 t 分别以光源和探测器阵列的中心为坐标原点。而数据 $q(l, t)$ 是光源阵列中坐标为 l 的光源点闪烁时，等效探测器上坐标为 t 处的数值（等效探测器是将直线分布式探测器平移到物体中心，以物体中心为坐标原点）。 D 和 D' 分别表示光源阵列和探测器阵列到物体中心的距离。

h 为卷积函数核，理论值为 $h(l) = \int_{-\infty}^{+\infty} |\omega| e^{j 2 \pi \omega l} d\omega$ ，一般采用 S-L 滤波函数，该函数的离散形式为：

$$h(n) = \frac{-2}{\pi^2 (4n^2 - 1)}, \quad n = 0, \pm 1, \pm 2, \dots \quad (5)$$

由于实际应用中，直线分布式光源和探测器都是有限长度的，所以按照以上的方法进行重建会带来有限角度的问题，即待成像物体中部分点并不能满足 180 度投影数据的要求。为了解决有限角度的问题，确保让待成像物体的每个点都至少有 180 度的投影覆盖范围，本发明系统共有两段直线分布式光源和探测器，这两段在空间中是互相垂直的，如图 1 所示，即第二个扫描段获得的投影数据，相当于在第一扫描段中将待成像物体旋转 -90 度。这样，两个扫描段的投影数据满足了待成像物体的每一个点都至

少有 180 度投影数据的要求，但这同时也带来投影数据重叠的问题，即待成像物体中的某些点会被相同的射线照射两次或以上，对应这个问题本发明又提出了相应的投影加权方法。本发明中，对于两段有限长的直线分布式光源和探测器，重建公式为：

$$f(x, y) = f_I(x, y) + f_{II}(x, y) \quad (6)$$

其中，

$$f_I(x, y) = \frac{D^2}{(y + D)^2} \int_{-l_m}^{+l_m} Q_I(l, t'_I) dl \quad (7)$$

$$f_{II}(x, y) = \frac{D^2}{(x + D)^2} \int_{-l_m}^{+l_m} Q_{II}(l, t'_{II}) dl \quad (8)$$

$$Q_I(l, t'_I) = \int_{-t_m}^{+t_m} \frac{W_I(l, t)}{\sqrt{D^2 + (l - t)^2}} q_I(l, t) h(t'_I - t) dt \quad (9)$$

$$Q_{II}(l, t'_{II}) = \int_{-t_m}^{+t_m} \frac{W_{II}(l, t)}{\sqrt{D^2 + (l - t)^2}} q_{II}(l, t) h(t'_{II} - t) dt \quad (10)$$

$$q_I(l, t) = p_I(l, \frac{D + D'}{D} t - \frac{D'}{D} l) \quad (11)$$

$$q_{II}(l, t) = p_{II}(l, \frac{D + D'}{D} t - \frac{D'}{D} l) \quad (12)$$

$$t'_I = \frac{x D}{y + D} + \frac{y l}{y + D} \quad (13)$$

$$t'_{II} = \frac{-y D}{x + D} + \frac{x l}{x + D} \quad (14)$$

其中 $q_I(l, t)$ 与 $q_{II}(l, t)$ 分别是原始采集的投影 $p_I(l, t)$ 和 $p_{II}(l, t)$ 的平移变换，而 $p_I(l, t)$ 和 $p_{II}(l, t)$ 分别是第一段扫描和第二段扫描采集得到的原始投影数据， $W_I(l, t)$ 和 $W_{II}(l, t)$ 是为了解决两段投影数据冗余重叠问题而提出的权重因子，分别对应于第一段投影数据和第二段投影数据。

在此基础上，如图 3 所示，本实施例重建算法包括：

a, 分别对于原始投影 $p_I(l, t)$ 和 $p_{II}(l, t)$ 进行平移变换, 得到 $q_I(l, t)$ 与 $q_{II}(l, t)$;

b, 分别将投影 $q_I(l, t)$ 与 $q_{II}(l, t)$ 乘上 $\frac{w_I(l, t)}{\sqrt{D^2+(l-t)^2}}$ 和 $\frac{w_{II}(l, t)}{\sqrt{D^2+(l-t)^2}}$, 用卷积核 h 沿着 t 方向(第一段直线分布式探测器的分布方向和第二段直线分布式探测器的分布方向, 也即各段直线分布式探测器所在的直线方向)做一维卷积得到 $Q_I(l, t')$ 和 $Q_{II}(l, t')$;

c, 沿 l 方向(第一段直线分布式光源的分布方向和第二段直线分布式光源的分布方向, 也即各段直线分布式光源所在的直线方向)反投影 $Q_I(l, t')$ 和 $Q_{II}(l, t')$, 分别对应几何修正参数为 $\frac{D^2}{(y+D)^2}$ 和 $\frac{D^2}{(x+D)^2}$, 得到第一段扫描投影数据的重建图像 $f_I(x, y)$ 和第二段扫描投影数据的重建图像 $f_{II}(x, y)$

d, 将两段重建结果 $f_I(x, y)$ 和 $f_{II}(x, y)$ 进行加和, 得到最后的精确重建图像 $f(x, y)$ 。

将原始投影数据 $p(l, t)$ 进行平移变换得到 $q(l, t)$ 的目的是为了得到等效探测器上的投影数据。用卷积核 h 滤波的目的与标准 FBP 重建算法中的滤波相同(算法推导出来需要滤波才能准确重建, 同时也是为了消除仅投影产生的星条状伪影)。与重排为平行束的算法相比, 本发明能充分利用每一个有效数据, 提高了图像分辨率。需要说明的是, 重建算法中的滤波的概念与图像处理中滤波的概念不同, 它不代表传统意义上的滤除某个频率的信号, 而是由于重建算法本身的需要而产生的一种变换。

2. 滤波反投影算法的推导

a, 投影数据重排为圆轨道平行束扫描

以第一段扫描几何为例, 如图 2 中(a)所示, 对于直线分布式光源和探测器的静态 CT 系统, 直线扫描数据重排为圆轨道平行束扫描的重排公式为:

$$g(\theta, s) = q(l, t) \Big|_{\substack{\theta = \tan^{-1}(\frac{l-t}{D}) \\ s = \frac{tD}{\sqrt{D^2+t^2}}} \quad (15)$$

这里 $g(\theta, s) = \int f(x, y) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - s) dx dy$ ，表示在圆轨道平行束扫描中，扫描角度为 θ ，距离旋转中心为 s 的投影数据。 $q(l, t)$ 表示原始投影 $p(l, t)$ 经过平移变换后得到的等效探测器上的投影数据，见公式 (11)，而 $p(l, t)$ 的物理意义是：直线光源阵列位置 l 处的光源闪烁时，探测器阵列坐标位置为 t 的投影值。

利用公式(15)就可以实现扫描投影数据重排为圆轨道平行束扫描下的投影数据。虽然 l 和 t 的采样可以是均匀的，但是对应圆轨道平行束扫描下的角度 θ 和探测器位置 s 采样都是不均匀的。因此，重排需要在角度方向和探测器方向做插值，造成重建图像分辨率的降低。

b, 直接滤波反投影重建

在圆轨道平行束扫描下的滤波反投影重建公式为

$$f(x, y) = \int_0^\pi \int_{-s_m}^{s_m} g(\theta, s) h(x \cos \theta + y \sin \theta - s) ds d\theta \quad (16)$$

利用公式(15)，用参数 (l, t) 替换 (θ, s) ，得到

$$f(x, y) = \frac{D^2}{(y+D)^2} \int_{-\infty}^{+\infty} dl \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{1}{\sqrt{D^2 + (l-t)^2}} q(l, t) h(t'-t) dt \quad (17)$$

这里， $t' = \frac{x D}{y+D} + \frac{y l}{y+D}$ 。

证明如下：

$$f(x, y) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} g\left(\tan^{-1}\left(\frac{l-t}{D}\right), \frac{tD}{\sqrt{D^2+t^2}}\right) \cdot h\left(\frac{x D}{\sqrt{D^2+(l-t)^2}} + \frac{y(l-t)}{\sqrt{D^2+(l-t)^2}} - \frac{tD}{\sqrt{D^2+(l-t)^2}}\right) \frac{D^2}{[D^2+(l-t)^2]^{3/2}} dt dl \quad (18)$$

这里， $\theta = \tan^{-1}\left(\frac{l-t}{D}\right)$ ， $s = \frac{tD}{\sqrt{D^2+t^2}}$ ， $ds d\theta = \frac{D^2}{[D^2+(l-t)^2]^{3/2}} dl dt$ 。

在本发明中，用 $q(l, t)$ 代替 $g\left(\tan^{-1}\left(\frac{l-t}{D}\right), \frac{tD}{\sqrt{D^2+t^2}}\right)$ 。同时有

$$\begin{aligned}
& \frac{xD}{\sqrt{D^2+(l-t)^2}} + \frac{y(l-t)}{\sqrt{D^2+(l-t)^2}} - \frac{tD}{\sqrt{D^2+t^2}} \\
&= \frac{D+y}{\sqrt{D^2+(l-t)^2}} \left(\frac{xD}{D+y} + \frac{yl}{D+y} - t \right) \quad (19) \\
&= \frac{D+y}{\sqrt{D^2+(l-t)^2}} (t'-t)
\end{aligned}$$

这里, $t' = \frac{xD}{D+y} + \frac{yl}{D+y}$, 它表示在直线光源阵列位置 l 处的光源点闪烁

时, 经过点 (x,y) 的射线, 在等效探测器上的采样位置。

将(19)代入(18), 利用 $h\left[\frac{D+y}{\sqrt{D^2+(l-t)^2}}(t'-t)\right] = \frac{D^2+(l-t)^2}{(D+y)^2} h(t'-t)$,

这样就得到了基于无限长直线分布式光源和无限长直线分布式探测器的静态 CT 的重建公式:

$$f(x,y) = \frac{D^2}{(y+D)^2} \int_{-\infty}^{+\infty} Q(l,t') dt \quad (20)$$

这里, $Q(l,t') = \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{q(l,t)}{\sqrt{D^2+(l-t)^2}} h(t'-t) dt$ 。

实际上, 光源阵列和探测阵列都是有限长度的, 而仅用一段光源和探测器得到的扫描数据会存在有限角度的问题, 所以本系统中采用两段直线分布式光源和探测器进行数据获取, 并对于投影进行加权以消除两段投影重叠而带来的重建伪影。

对于第一段有限长度直线分布式光源和探测器, 其扫描集合如图 2 中(a)所示, 与公式(20)的推倒过程类似, 可以得到

$$f_l(x,y) = \frac{D^2}{(y+D)^2} \int_{-l_m}^{+l_m} Q_l(l,t'_l) dl \quad (21)$$

其中, $Q_l(l,t'_l) = \int_{-t_m}^{+t_m} \frac{W_l(l,t)}{\sqrt{D^2+(l-t)^2}} q_l(l,t) h(t'_l-t) dt$

其中, l_m 和 t_m 分别为直线分布式光源和探测器的半长, 对于第二段有限长度直线分布式光源和探测器, 如图 2 中(b)所示, 其扫描几何与圆轨道平行束扫描集合的关系与第一段相比会有一些差异, 为

$$g(\theta, s) = q(l, t) \Big|_{\substack{\theta = \tan^{-1}(\frac{l-t}{D}) - \frac{\pi}{2} \\ s = \frac{tD}{\sqrt{D^2 + t^2}}} \quad (22)$$

同样将 $\theta = \tan^{-1}(\frac{l-t}{D}) - \frac{\pi}{2}$, $s = \frac{tD}{\sqrt{D^2 + t^2}}$, $dsd\theta = \frac{D^2}{[D^2 + (l-t)^2]^{3/2}} dl dt$, 代入

公示, 得到基于第二段投影的图像重建公示

$$f_{II}(x, y) = \frac{D^2}{(x+D)^2} \int_{-l_m}^{+l_m} Q_{II}(l, t'_{II}) dl \quad (23)$$

其中, $Q_{II}(l, t'_{II}) = \int_{-t_m}^{+t_m} \frac{W_{II}(l, t)}{\sqrt{D^2 + (l-t)^2}} q_{II}(l, t) h(t'_{II} - t) dt$

最后得到两段有限长度直线分布式光源和探测器的静态 CT 重建公示:

$$f(x, y) = f_I(x, y) + f_{II}(x, y) \quad (24)$$

注意, $W_I(l, t)$ 和 $W_{II}(l, t)$ 是本发明为了解决两段投影数据冗余重叠问题而提出的权重因子, 分别对应于第一段投影数据和第二段投影数据, 具体细节将于下一部分介绍。

3. 权重因子

由于直线分布式光源和探测器都是有限长度的, 若仅用一段的投影数据进行物体重建会带来有限角度的问题, 故本发明中采用两段直线分布式光源和探测器扫描得到的投影数据进行物体的重建, 这两段投影会存在投影的重叠情况如图 4 所示, 多余的投影数据 (即超过 180 度范围的投影数据) 区域是 H, K, R, F, 分别与区域 H', K', R', F' 重叠, 为了让待重建物体中的每一点在 180 度的某一角度内有且只有一条射线照射, 这里提出了对投影进行加权的方法, 如公式中 (9) 和 (10) 中的 W_I 和 W_{II} 分别对应第一段扫描和第二段扫描投影的权重因子。

如图 4 中 (a) 所示, 本系统第一段扫描提供 $-\frac{\pi}{4} \sim \frac{\pi}{4}$ 范围的投影数据, 超过该范围的数据为冗余数据, 即区域 H 和 K, 由公式 (15) 第一段扫描几何和圆轨道平行束扫描几何的关系, 可以得到区域 H 和 K 的具体表达:

$$\begin{aligned} \text{区域 H: } (l_1, t_1) & \begin{cases} l_1 - t_1 \geq D \\ -l_m \leq l_1 \leq l_m \\ -t_m \leq t_1 \leq t_m \end{cases} \quad (25) & \text{区域 K: } (l_1, t_1) & \begin{cases} l_1 - t_1 \leq -D \\ -l_m \leq l_1 \leq l_m \\ -t_m \leq t_1 \leq t_m \end{cases} \quad (26) \end{aligned}$$

第二段扫描提供 $-\frac{3pi}{4} \sim -\frac{pi}{4}$ 范围的投影数据，同样超过该范围的数据为冗余数据，即区域 R 和 F，由公式（22）第二段扫描几何和圆轨道平行束扫描几何的关系，可以得到区域 H 和 K 的具体表达。

$$\text{区域 R: } (l_2, t_2) \begin{cases} l_2 - t_2 \geq D \\ -l_m \leq l_2 \leq l_m \\ -t_m \leq t_2 \leq t_m \end{cases} \quad (27) \quad \text{区域 F: } (l_2, t_2) \begin{cases} l_2 - t_2 \leq -D \\ -l_m \leq l_2 \leq l_m \\ -t_m \leq t_2 \leq t_m \end{cases} \quad (28)$$

和区域 H 重叠的 H' 应该满足如下条件： $\theta_1 = \theta_2 + \pi$ 和 $s_1 = -s_2$ ，利用公式（15）和公式（22）条件转化为得到：

$$\tan^{-1}\left(\frac{l_1 - t_1}{D}\right) = \tan^{-1}\left(\frac{l_2 - t_2}{D}\right) + \frac{\pi}{2} \text{ 和 } \frac{t_1 D}{\sqrt{D^2 + (l_1 - t_1)^2}} = \frac{-t_2 D}{\sqrt{D^2 + (l_2 - t_2)^2}} \quad (29)$$

进一步化简可以得到区域 H' 的表达式为：

$$\text{区域 H': } (l_2, t_2) \begin{cases} l_2 = \frac{-(D + t_1)D}{l_1 - t_1} \\ t_2 = \frac{-t_1 D}{l_1 - t_1} \\ (t_1, l_1) \propto H \end{cases} \quad (30)$$

区域 F' 和区域 F 的重叠方式一致，同理，可以得到区域 F' 的表达式为：

$$\text{区域 F': } (l_1, t_1) \begin{cases} l_1 = \frac{(t_2 - D)D}{l_2 - t_2} \\ t_1 = \frac{t_2 D}{l_2 - t_2} \\ (t_2, l_2) \propto F \end{cases} \quad (31)$$

和区域 K 重叠的 K' 满足的条件是： $\theta_1 = \theta_2$ 和 $s_1 = s_2$ ，利用公式（15）和公式（22）代入 (l_1, t_1) 和 (l_2, t_2) ，满足的条件转化为：

$$\tan^{-1}\left(\frac{l_1 - t_1}{D}\right) = \tan^{-1}\left(\frac{l_2 - t_2}{D}\right) - \frac{\pi}{2} \text{ 和 } \frac{t_1 D}{\sqrt{D^2 + (l_1 - t_1)^2}} = \frac{t_2 D}{\sqrt{D^2 + (l_2 - t_2)^2}} \quad (32)$$

进一步化简可以得到区域 K' 的表达式为：

$$\text{区域 K': } (l_2, t_2) \left\{ \begin{array}{l} l_2 = \frac{-(D+t_1)D}{l_1-t_1} \\ t_2 = \frac{-t_1 D}{l_1-t_1} \\ (t_1, l_1) \propto K \end{array} \right. \quad (33)$$

区域 R' 和区域 R 的重叠方式与 K' 和 K 的重叠方式一致, 同理, 可以得到区域 R' 的表达式为:

$$\text{区域 R': } (l_1, t_1) \left\{ \begin{array}{l} l_1 = \frac{(t_2-D)D}{l_2-t_2} \\ t_1 = \frac{t_2 D}{l_2-t_2} \\ (t_2, l_2) \propto R \end{array} \right. \quad (34)$$

为了保证待重建物体的每一个点都有 180 度的角度覆盖范围, 并且在 180 度的覆盖范围内的每个角度有且只有一条射线照射, 权重因子 W_I 和 W_{II} 应该满足如下条件:

$$W_I(l_1, t_1) = \begin{cases} 1, & (t_1, l_1) \notin [H, K, F, R'] \\ 1 - W_2\left(\frac{-(D+t_1)D}{l_1-t_1}, \frac{-t_1 D}{l_1-t_1}\right), & (t_1, l_1) \in [H, K, F, R'] \end{cases} \quad (35)$$

$$W_{II}(l_2, t_2) = \begin{cases} 1, & (t_2, l_2) \notin [H', K', F, R] \\ 1 - W_1\left(\frac{(t_2-D)D}{l_2-t_2}, \frac{t_2 D}{l_2-t_2}\right), & (t_2, l_2) \in [H', K', F, R] \end{cases} \quad (36)$$

同时为了防止加权滤波后反投影重建图像出现明显的条纹伪影 W_I 和 W_{II} 在边界处还应该保持连续。

在第二段扫描中, 如图 4 中(b)所示, 区域分割线有 5 条, Line1~Line5, 设这五条线的方程分别为: $l_2 = k_n t_2 + b_n$, $n=1, 2, 3, 4, 5$ 。由于第二段扫描提供 $-\frac{3\pi}{4} \sim -\frac{\pi}{4}$ 范围的投影数据, 并且根据公式 (22) 可知, $k_1 = 1$, $b_1 = D$ 。Line1 与直线 $t_2 = -t_m$ 的交点为 P1, Line1 与 Line2 的交点为 P2, Line2 与 Line3

的交点为 P3, Line3 与 Line1 的交点为 P4, Line4 与直线 $l_2 = -l_m$ 的交点为 P5, Line4 与 Line5 的交点为 P6, Line5 与直线 $t_2 = t_m$ 的交点为 P7。设点 P1~P7 的坐标为 (t_{2-n}, l_{2-n}) , $n = 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7$ 。根据区域之间的对应关系可以计算得到这些点的坐标, 如下表所示:

n	t_{2-n}	l_{2-n}
1	$-t_m$	$D - t_m$
2	$D - l_m$	$2D - l_m$
3	$\frac{t_m D}{l_m + t_m}$	$\frac{(D + t_m) D}{l_m + t_m}$
4	t_m	$D + t_m$
5	$D - l_m$	$-l_m$
6	$\frac{t_m D}{l_m + t_m}$	$\frac{-(D - t_m) D}{l_m + t_m}$
7	t_m	$t_m - D$

两点确定一条直线, 根据点 P1~P7 的坐标, 可以计算得到 Line2~Line4 的方程。

满足公式 (35) 和公式 (36) 以及连续性条件的 W_I 和 W_{II} 权重因子的形式有很多种表达, 这里提供一种比较合适的加权方法:

$$W_{II}(l_2, t_2) = \begin{cases} 1, & (t_2, l_2) \notin [H', K', F, R] \\ fs(\frac{l_2 + l_m}{k_4 t_2 + b_4 + l_m}), & (t_2, l_2) \notin [H', F] \& t_{2-5} \leq t_2 < t_{2-6} \\ fs(\frac{l_2 + l_m}{k_5 t_2 + b_5 + l_m}), & (t_2, l_2) \notin [H', F] \& t_{2-6} \leq t_2 \leq t_{2-7} \\ fs(\frac{l_2 - l_m}{k_1 t_2 + b_1 - l_m}), & (t_2, l_2) \notin [R, K'] \& t_{2-1} \leq t_2 < t_{2-2} \\ fs(\frac{l_2 - l_m}{k_2 t_2 + b_2 - l_m}), & (t_2, l_2) \notin [R, K'] \& t_{2-2} \leq t_2 < t_{2-3} \\ fs(\frac{l_2 - l_m}{k_3 t_2 + b_3 - l_m}), & (t_2, l_2) \notin [R, K'] \& t_2 \geq t_{2-3} \end{cases} \quad (37)$$

其中函数 $f_s(x)$ 的表达式如下：

$$f_s(x) = \begin{cases} 0, & x \leq 0 \\ \frac{1 + \sin[(x-0.5)*\pi]}{2}, & 0 < x < 1 \\ 1, & x \geq 1 \end{cases} \quad (38)$$

可由公式 (36)，计算得到 W_l 对应的表达式。

采用本发明直线分布式光源和探测器的静态 CT 可以实现扫描成像，重建断层图像的一典型实例如图 5 所示。本实例中，光源阵列和探测器阵列中都是等间距排列的，间距为 2.5mm，光源到探测器的距离为 2000mm，Shepp-Logan 头模型由系统的设置根据解析方法获得前向投影，然后用提出的算法进行重建，重建像素大小为 1.5mm^2 。图 5 中 (a) Shepp-Logan 头模型原始模拟图，灰度窗[1,1.04]；图 5 中(b)只由第一段扫描投影获得的重建图像，灰度窗[0.6,1.0]；图 5 中(c)只有第二段扫描投影获得的重建图像，灰度窗[0.4,0.8]；图 5 中(d)由两段扫描投影获得的重建图像，但是未采用权重因子处理投影重叠问题，灰度窗[1,1.6]；图 5 中(e)由两段扫描投影获得的重建图像，采用了权重因子处理投影的重叠问题，灰度窗[1,1.04]；图 5 中(f)重建图像(a)和(e)中心竖直剖面图。

当然，本发明光源和探测器的段数并不限于两段，多段即可，大于两段的情况与两段类似，此处不再赘述。

为到达精确的图像重建，X 射线成像系统的应能够精确测量或标定以下系统参数：直线分布式 X 射线光源单元之间的间距，光源和探测器之间的间距，两段扫描之间的夹角，探测器物理尺寸，包括单个探测器物理尺寸和探测器阵列的物理尺寸等。

此外，整个成像系统的控制、数据传输、图像重建以及数据处理由计算机工作站完成，扫描控制信息、位置信息、投影数据等通过数据采集系统输入到计算机工作站中，由工作站完成物体的重建工作，最后在显示器上显示出来。

至此，已经结合附图对本实施例进行了详细描述。依据以上描述，本领域技术人员应当对本发明有了清楚的认识。

需要说明的是，在附图或说明书正文中，未绘示或描述的实现方式，均为所属技术领域中普通技术人员所知的形式，并未进行详细说明。

还需要说明的是，本文可提供包含特定值的参数的示范，但这些参数无需确切等于相应的值，而是可在可接受的误差容限或设计约束内近似于相应值。实施例中提到的方向用语，仅是参考附图的方向，并非用来限制本发明的保护范围。此外，除非特别描述或必须依序发生的步骤，上述步骤的顺序并无限制于以上所列，且可根据所需设计而变化或重新安排。并且上述实施例可基于设计及可靠度的考虑，彼此混合搭配使用或与其他实施例混合搭配使用，即不同实施例中的技术特征可以自由组合形成更多的实施例。

应注意，贯穿附图，相同的元素由相同或相近的附图标记来表示。在以下描述中，一些具体实施例仅用于描述目的，而不应该理解为对本发明有任何限制，而只是本发明实施例的示例。在可能导致对本发明的理解造成混淆时，将省略常规结构或构造。应注意，图中各部件的形状和尺寸不反映真实大小和比例，而仅示意本发明实施例的内容。

当然，根据实际需要，本发明方法还包含其他的步骤，由于同本发明的创新之处无关，此处不再赘述。

说明书与权利要求中所使用的序数例如“第一”、“第二”、“第三”等的用词，以修饰相应的元件，其本身并不意味着该元件有任何的序数，也不代表某一元件与另一元件的顺序、或是制造方法上的顺序，该些序数的使用仅用来使具有某命名的一元件得以和另一具有相同命名的元件能做出清楚区分。

以上所述的具体实施例，对本发明的目的、技术方案和有益效果进行了进一步详细说明，所应理解的是，以上所述仅为本发明的具体实施例而已，并不用于限制本发明，凡在本发明的精神和原则之内，所做的任何修改、等同替换、改进等，均应包含在本发明的保护范围之内。

权利要求

1.一种分布式光源 CT 图像重建系统，其特征在于，包括：

N 段直线分布式光源，用于发出射线；以及

N 段直线分布式探测器，用于获取 N 段扫描投影数据， $N \geq 2$ ；

其中，所述分布式光源 CT 图像重建系统利用所述 N 段扫描投影数据获取重建图像。

2.根据权利要求 1 所述的系统，其特征在于，所述系统包括 2 段直线分布式光源，分别为第一直线分布式光源和第二直线分布式光源、以及 2 段直线分布式探测器，分别为第一直线分布式探测器和第二直线分布式探测器；其中，第一直线分布式光源和第一直线分布式探测器分别位于待测物体两侧且相对设置，第二直线分布式光源和第二直线分布式探测器分别位于待测物体两侧且相对设置。

3.一种分布式光源 CT 图像重建方法，其特征在于，包括：

获取 N 段扫描投影数据；以及

根据获取 N 段扫描投影数据，利用加权滤波反投影重建算法，获取重建图像，其中， $N \geq 2$ 。

4.根据权利要求 3 所述的方法，其特征在于，所述获取 N 段扫描投影数据，包括：利用 N 段直线分布式光源及 N 段直线分布式探测器采用静态扫描模式获取 N 段扫描投影数据。

5.根据权利要求 4 所述的方法，其特征在于，在获取 N 段扫描投影数据之前，还包括：对直线分布式光源之间的间距及夹角，直线分布式光源与直线分布式探测器之间的间距，直线分布式探测器之间的夹角进行标定。

6.根据权利要求 4 所述的方法，其特征在于，所述获取 N 段扫描投影数据，包括：对物体进行 N 段扫描，获取 N 段扫描投影数据 $p_1(l, t) \sim p_N(l, t)$ ，其中 $p_N(l, t)$ 表示进行第 N 段扫描过程中，直线光源阵列中坐标为 l 的光源点闪烁时，探测器上坐标为 t 处的单元采集到的投影数据值。

7.根据权利要求 6 所述的方法，其特征在于，所述根据获取 N 段扫描投影数据，利用加权滤波反投影重建算法，获取重建图像，包括：

对所述 N 段扫描投影数据 $p_1(l, t) \sim p_N(l, t)$ 进行平移变换，得到 N 段平移后的投影数据 $q_1(l, t) \sim q_N(l, t)$ ；

对所述 N 段平移后的投影数据进行加权滤波处理, 得到 N 段加权滤波后的数据 $Q_I(l, t'_I) \sim Q_N(l, t'_N)$, t'_N 表示进行第 N 段扫描过程中, 在直线光源阵列中坐标为 l 的光源点闪烁时, 经过点 (x, y) 的射线在等效探测器上的采样位置;

对所述 N 段加权滤波后的数据进行反投影, 得到所述 N 段扫描投影数据的重建图像 $f_I(x, y) \sim f_N(x, y)$, (x, y) 表示以物体中心为原点所建立的坐标系坐标;

对所述 N 段扫描投影数据的重建图像进行加和, 得到最终重建图像 $f(x, y)$ 。

8. 根据权利要求 7 所述的方法, 其特征在于, 对所述 N 段平移后的投影数据进行加权滤波处理, 得到 N 段加权滤波后的数据, 包括:

分别将所述 N 段平移后的投影数据 $q_I(l, t) \sim q_N(l, t)$ 乘上权重因子, 用卷积核 h 沿着直线分布式探测器所在的直线方向做一维卷积得到 N 段加权滤波后的数据 $Q_I(l, t'_I) \sim Q_N(l, t'_N)$ 。

9. 根据权利要求 8 所述的方法, 其特征在于, 对所述 N 段平移后的投影数据进行加权处理, 以消除多段投影数据冗余重叠所带来的重建伪影。

10. 根据权利要求 8 所述的方法, 其特征在于, 对所述 N 段加权滤波后的数据进行反投影, 得到所述 N 段扫描投影数据的重建图像 $f_I(x, y) \sim f_N(x, y)$, 包括:

沿直线分布式光源所在的直线方向反投影 $Q_I(l, t'_I) \sim Q_N(l, t'_N)$, 得到所述 N 段扫描投影数据的重建图像 $f_I(x, y) \sim f_N(x, y)$ 。

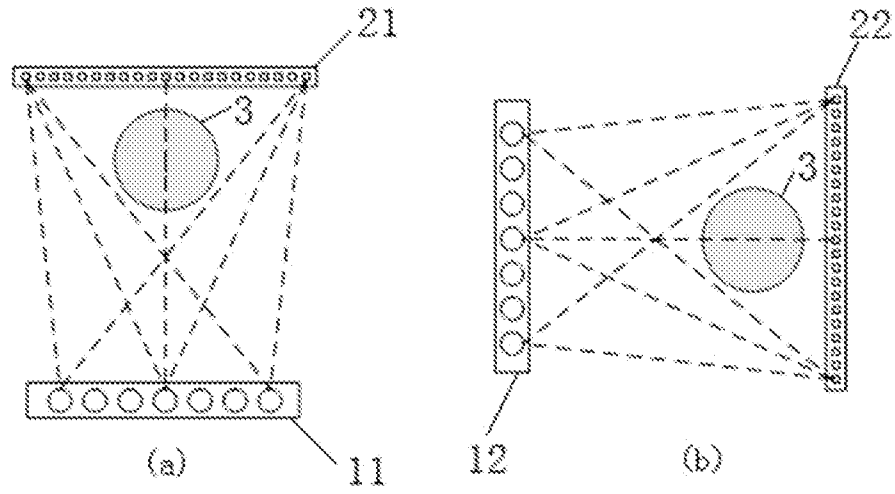


图 1

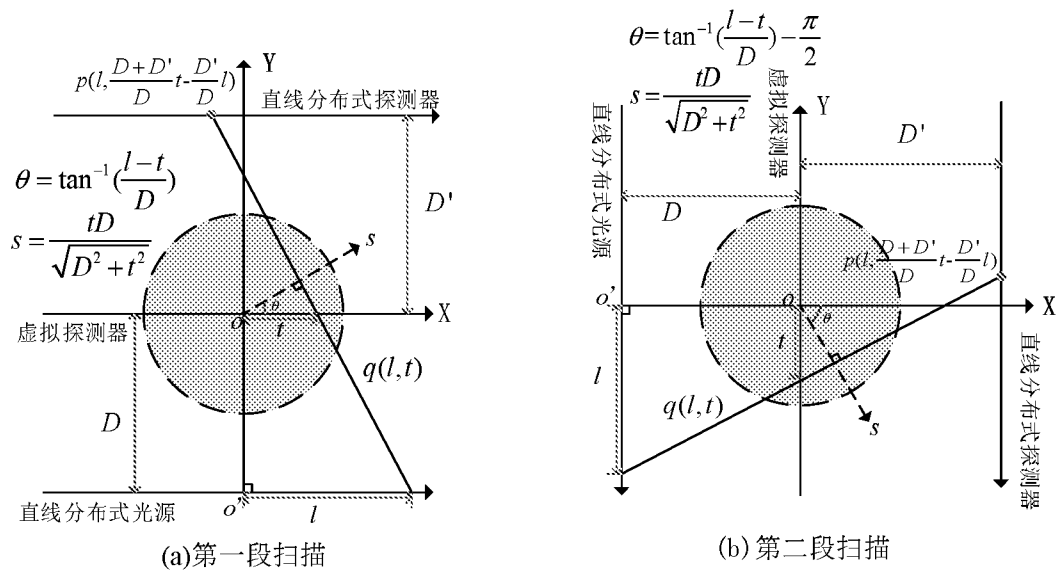


图 2

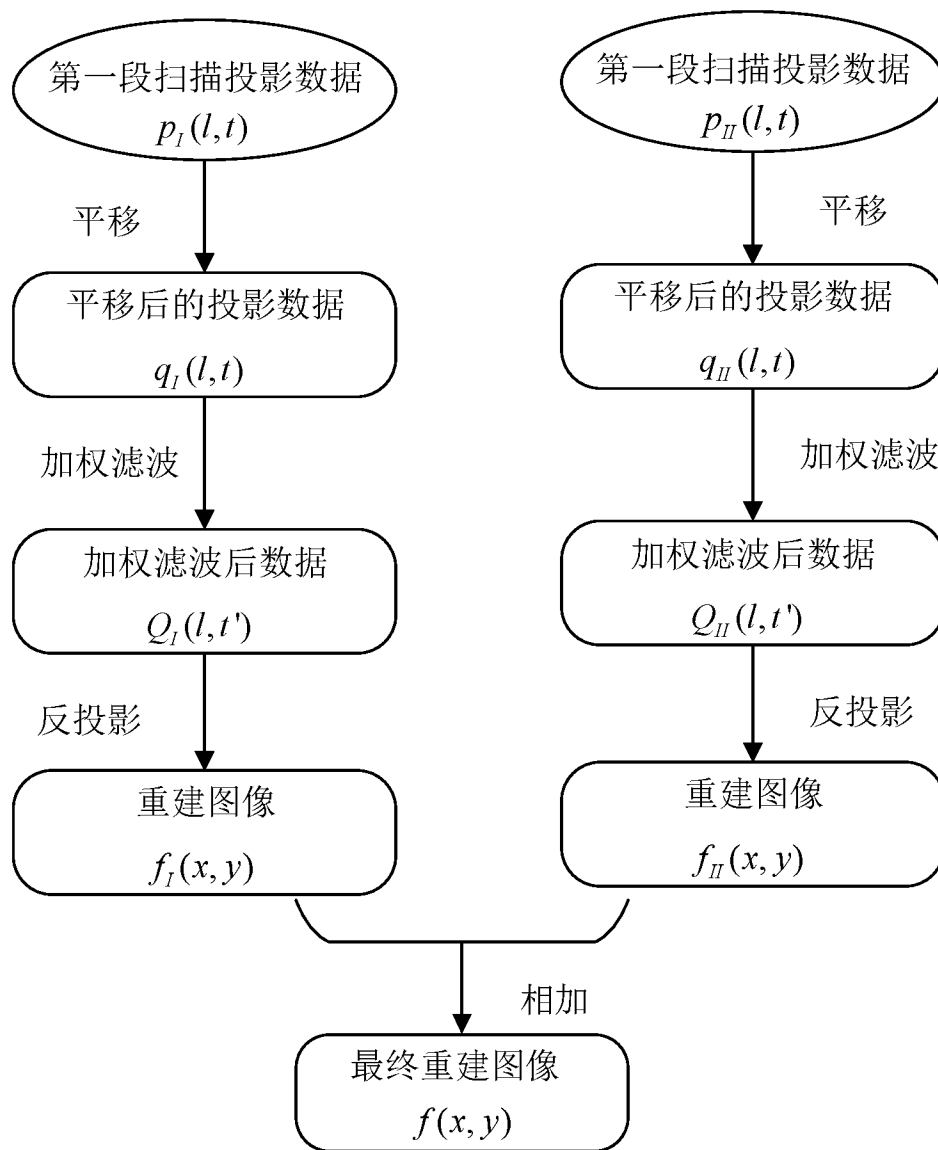


图 3

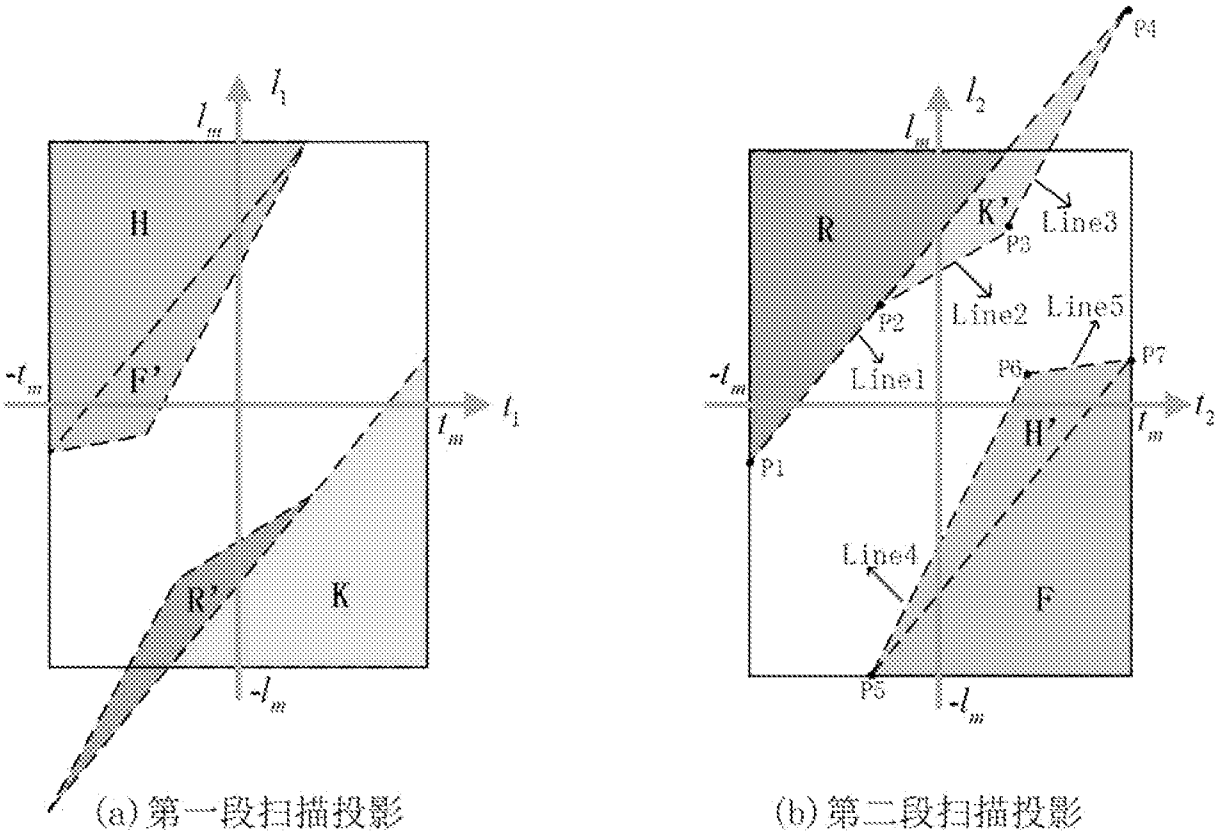
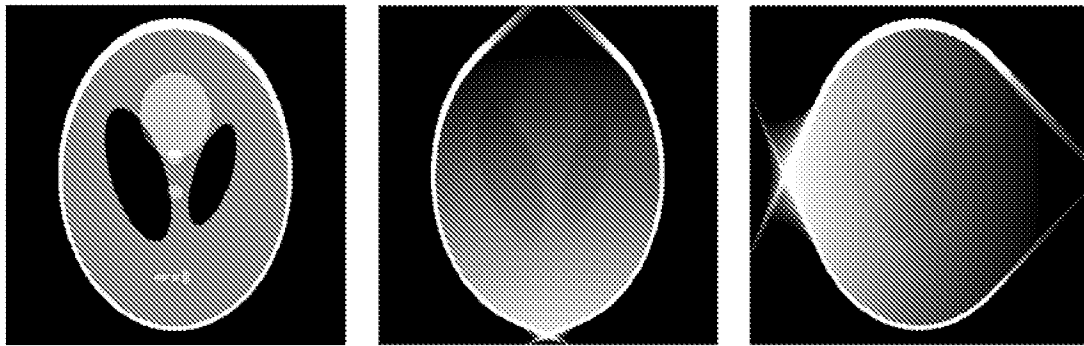


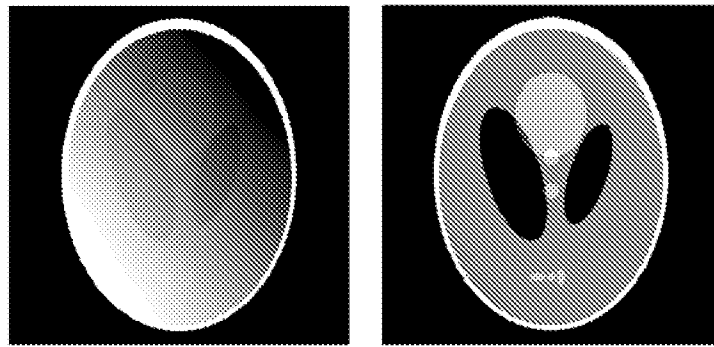
图 4



(a)

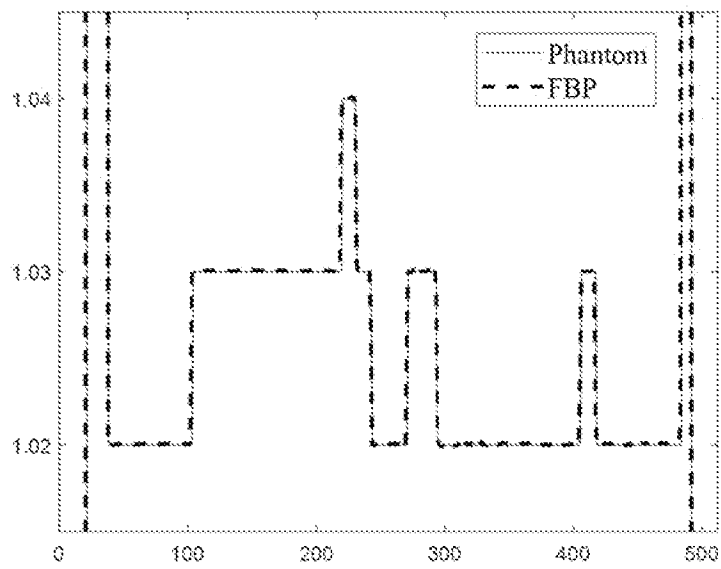
(b)

(c)



(d)

(e)



(f)

图 5

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2019/082672

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

G06T 11/00(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)

G06T

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)

CNPAT, WPI, EPODOC, CNKI: 清华大学, 陈志强, CT, 图像, 重建, 直线, 光源, 投影, 扫描, 加权, 滤波, image, reconstruct
+, straight line, light, project+, scan+, weight to, filter+**C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT**

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	CN 106388848 A (SHENZHEN INSTITUTES OF ADVANCED TECHNOLOGY) 15 February 2017 (2017-02-15) description, paragraphs [0046]-[0069] and figure 1	1, 2
Y	CN 106388848 A (SHENZHEN INSTITUTES OF ADVANCED TECHNOLOGY) 15 February 2017 (2017-02-15) description, paragraphs [0046]-[0069] and figure 1	3-10
Y	CN 102456227 A (TSINGHUA UNIVERSITY et al.) 16 May 2012 (2012-05-16) claim 1	3-10
A	CN 104749648 A (TSINGHUA UNIVERSITY et al.) 01 July 2015 (2015-07-01) entire document	1-10
A	CN 103065359 A (XIAMEN UNIVERSITY) 24 April 2013 (2013-04-24) entire document	1-10
A	US 2018235562 A1 (TOSHIBA MEDICAL SYS CORP.) 23 August 2018 (2018-08-23) entire document	1-10



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date

“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)

“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

“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

“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

“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

“&” document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

13 December 2019

Date of mailing of the international search report

31 December 2019

Name and mailing address of the ISA/CN

China National Intellectual Property Administration (ISA/
CN)
No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao Haidian District, Beijing
100088
China

Facsimile No. (86-10)62019451

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/CN2019/082672

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)			Publication date (day/month/year)
CN	106388848	A	15 February 2017	None			
CN	102456227	A	16 May 2012	CN	102456227	B	27 May 2015
				US	8724889	B2	13 May 2014
				EP	2469472	A1	27 June 2012
				WO	2012055147	A1	03 May 2012
				US	2012106832	A1	03 May 2012
CN	104749648	A	01 July 2015	HK	1211705	A1	27 May 2016
				EP	2889644	A2	01 July 2015
				US	9784883	B2	10 October 2017
				WO	2015096770	A1	02 July 2015
				US	2015185357	A1	02 July 2015
CN	103065359	A	24 April 2013	None			
US	2018235562	A1	23 August 2018	JP	2018140165	A	13 September 2018

国际检索报告

国际申请号

PCT/CN2019/082672

A. 主题的分类 G06T 11/00 (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) G06T 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)) CNPAT, WPI, EPDOC, CNKI: 清华大学, 陈志强, CT, 图像, 重建, 直线, 光源, 投影, 扫描, 加权, 滤波, image, reconstruct+, straight line, light, project+, scan+, weight to, filter+																							
C. 相关文件 <table border="1"> <thead> <tr> <th>类 型*</th> <th>引用文件, 必要时, 指明相关段落</th> <th>相关的权利要求</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>X</td> <td>CN 106388848 A (深圳先进技术研究院) 2017年 2月 15日 (2017 - 02 - 15) 说明书第[0046]-[0069]段及附图1</td> <td>1-2</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>CN 106388848 A (深圳先进技术研究院) 2017年 2月 15日 (2017 - 02 - 15) 说明书第[0046]-[0069]段及附图1</td> <td>3-10</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>CN 102456227 A (清华大学 等) 2012年 5月 16日 (2012 - 05 - 16) 权利要求1</td> <td>3-10</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>CN 104749648 A (清华大学 等) 2015年 7月 1日 (2015 - 07 - 01) 全文</td> <td>1-10</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>CN 103065359 A (厦门大学) 2013年 4月 24日 (2013 - 04 - 24) 全文</td> <td>1-10</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>US 2018235562 A1 (TOSHIBA MEDICAL SYS CORP.) 2018年 8月 23日 (2018 - 08 - 23) 全文</td> <td>1-10</td> </tr> </tbody> </table>			类 型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求	X	CN 106388848 A (深圳先进技术研究院) 2017年 2月 15日 (2017 - 02 - 15) 说明书第[0046]-[0069]段及附图1	1-2	Y	CN 106388848 A (深圳先进技术研究院) 2017年 2月 15日 (2017 - 02 - 15) 说明书第[0046]-[0069]段及附图1	3-10	Y	CN 102456227 A (清华大学 等) 2012年 5月 16日 (2012 - 05 - 16) 权利要求1	3-10	A	CN 104749648 A (清华大学 等) 2015年 7月 1日 (2015 - 07 - 01) 全文	1-10	A	CN 103065359 A (厦门大学) 2013年 4月 24日 (2013 - 04 - 24) 全文	1-10	A	US 2018235562 A1 (TOSHIBA MEDICAL SYS CORP.) 2018年 8月 23日 (2018 - 08 - 23) 全文	1-10
类 型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求																					
X	CN 106388848 A (深圳先进技术研究院) 2017年 2月 15日 (2017 - 02 - 15) 说明书第[0046]-[0069]段及附图1	1-2																					
Y	CN 106388848 A (深圳先进技术研究院) 2017年 2月 15日 (2017 - 02 - 15) 说明书第[0046]-[0069]段及附图1	3-10																					
Y	CN 102456227 A (清华大学 等) 2012年 5月 16日 (2012 - 05 - 16) 权利要求1	3-10																					
A	CN 104749648 A (清华大学 等) 2015年 7月 1日 (2015 - 07 - 01) 全文	1-10																					
A	CN 103065359 A (厦门大学) 2013年 4月 24日 (2013 - 04 - 24) 全文	1-10																					
A	US 2018235562 A1 (TOSHIBA MEDICAL SYS CORP.) 2018年 8月 23日 (2018 - 08 - 23) 全文	1-10																					
☐ 其余文件在C栏的续页中列出。 ☒ 见同族专利附件。																							
<table border="0"> <tr> <td style="vertical-align: top;"> * 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 </td> <td style="vertical-align: top;"> “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 </td> </tr> </table>			* 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																			
* 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 2019年 12月 13日		国际检索报告邮寄日期 2019年 12月 31日																					
ISA/CN的名称和邮寄地址 中国国家知识产权局 (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 张洁 电话号码 86-(10)-53962547																					

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号

PCT/CN2019/082672

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	106388848	A	2017年 2月 15日	无	
CN	102456227	A	2012年 5月 16日	CN	102456227 B 2015年 5月 27日
				US	8724889 B2 2014年 5月 13日
				EP	2469472 A1 2012年 6月 27日
				WO	2012055147 A1 2012年 5月 3日
				US	2012106832 A1 2012年 5月 3日
CN	104749648	A	2015年 7月 1日	HK	1211705 A1 2016年 5月 27日
				EP	2889644 A2 2015年 7月 1日
				US	9784883 B2 2017年 10月 10日
				WO	2015096770 A1 2015年 7月 2日
				US	2015185357 A1 2015年 7月 2日
CN	103065359	A	2013年 4月 24日	无	
US	2018235562	A1	2018年 8月 23日	JP	2018140165 A 2018年 9月 13日