

# 采用低维阵列探测的契伦科夫荧光断层成像系统与方法

申请号：[201110209916.4](#)

申请日：2011-07-26

**申请(专利权)人** [中国科学院自动化研究所](#)  
**地址** 100190 中国北京市海淀区中关村东路95号  
**发明(设计)人** [田捷](#) [秦承虎](#) [钟江宏](#) [杨鑫](#)  
**主分类号** [A61B6/03\(2006.01\)I](#)  
**分类号** [A61B6/03\(2006.01\)I](#)  
**公开(公告)号** 102335005A  
**公开(公告)日** 2012-02-01  
**专利代理机构** [中科专利商标代理有限责任公司](#) 11021  
**代理人** [周国城](#)



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102335005 B

(45) 授权公告日 2014. 02. 05

(21) 申请号 201110209916. 4

(22) 申请日 2011. 07. 26

(73) 专利权人 中国科学院自动化研究所  
地址 100190 北京市海淀区中关村东路 95 号

(72) 发明人 田捷 秦承虎 钟江宏 杨鑫

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司 11021  
代理人 周国城

(51) Int. Cl.  
A61B 6/03 (2006. 01)

(56) 对比文件  
Jianghong Zhong 等. Cerenkov Luminescence Tomography for In Vivo Radiopharmaceutical Imaging. 《International Journal of Biomedical Imaging》. Hindawi

Publishing Corporation, 2011, 第 2011 卷  
Jianghong Zhong 等. Fast-Specific Tomography Imaging via Cerenkov Emission. 《Molecular Imaging and Biology》. Academy of Molecular Imaging and Society for Molecular Imaging, , 2011, 286-292.

Changqing Li 等. Cerenkov Luminescence Tomography for Small Animal Imaging. 《Optics Letters》. Optical Society of America, 2010, 第 35 卷 (第 7 期), 1109-1111.

审查员 宋光

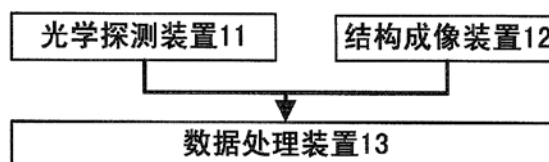
权利要求书 2 页 说明书 5 页 附图 2 页

(54) 发明名称

采用低维阵列探测的契伦科夫荧光断层成像系统与amp;方法

(57) 摘要

本发明公开了一种采用低维阵列探测的契伦科夫荧光断层成像系统及amp;方法,该系统包括:光学探测装置,用于围绕物理成像对象的中心轴线,从四象限各采集一幅物理成像对象的平面光学图像,并存储于数据处理装置;结构成像装置,用于采集物理成像对象的整体计算机断层成像图像,并存储于数据处理装置;以及数据处理装置,用于对存储的四幅平面光学图像和整体 CT 原始图像进行融合重建,形成 CLT 图像。本发明使用低维信号探测单元阵列,结合几何尺度变换和信息传递近似模型,实现物理成像对象内部超高维未知分布矢量的三维图像,缩短了探测器扫描与成像时间,降低了生理与环境因素造成的图像质量退化风险,为严重病态核医学反演成像提供一种快速准确方法。



1. 一种采用低维阵列探测的契伦科夫荧光断层成像系统,其特征在于,该系统包括:  
光学探测装置,用于围绕物理成像对象的中心轴线,从四象限各采集一幅物理成像对象的平面光学图像,并存储于数据处理装置;

结构成像装置,用于采集物理成像对象的整体计算机断层成像 CT 图像,并存储于数据处理装置;以及

数据处理装置,用于对存储的四幅平面光学图像和整体 CT 原始图像进行融合重建,形成契伦科夫荧光断层成像 CLT 图像并显示;

其中,所述数据处理装置对存储的四幅平面光学图像和整体 CT 原始图像进行融合重建,采用几何尺度变换和信息传递变换,达到准确重建放射放射性药物分布与代谢图,通过三维断层图像形式实现药物动力学与药效学过程,以及同位素示踪剂在体组织器官摄取与代谢的功能-分子-结构信息的可视化。

2. 根据权利要求 1 所述的采用低维阵列探测的契伦科夫荧光断层成像系统,其特征在于,所述数据处理装置在对存储的四幅平面光学图像和整体 CT 原始图像进行融合重建时,是在整体 CT 图像基础上,将四幅光学图像包含的能量强度信息影射到物理成像对象的体表,建立低维探测空间 B 与高维未知源矢量空间 S 的线性关系  $AS = B$ ,其中 S 和 B 分别为 n 和 m 维列向量,A 为来源于辐射传输方程高阶近似离散模型的  $m \times n$  维系数矩阵,且  $m \ll n$ ;然后数据处理装置对常数矩阵 A 进行几何尺度变换,行向量归一化;数据处理装置采用近似信息传递计算出高维未知源矢量空间 S 的向量值,绘出 CLT 图像。

3. 一种采用低维阵列探测的契伦科夫荧光断层成像方法,应用于权利要求 1 所述的系统,其特征在于,该方法包括:

光学探测装置围绕物理成像对象的中心轴线,从四象限各采集一幅物理成像对象的平面光学图像,存储于数据处理装置;

结构成像装置采集物理成像对象的整体 CT 图像,存储于数据处理装置;以及

数据处理装置对存储的四幅平面光学图像和整体 CT 原始图像进行融合重建,形成 CLT 图像;

其中,所述数据处理装置对存储的四幅平面光学图像和整体 CT 原始图像进行融合重建,具体包括:

在整体 CT 图像基础上,数据处理装置将四幅光学图像包含的能量强度信息影射到物理成像对象的体表,建立低维探测空间 B 与高维未知源矢量空间 S 的线性关系  $AS = B$ ,其中 S 和 B 分别为 n 和 m 维列向量,A 为来源于辐射传输方程高阶近似离散模型的  $m \times n$  维系数矩阵,且  $m \ll n$ ;

数据处理装置对常数矩阵 A 进行几何尺度变换,行向量归一化;以及

数据处理装置采用近似信息传递计算出高维未知源矢量空间 S 的向量值,绘出 CLT 图像;

所述数据处理装置采用近似信息传递计算出高维未知源矢量空间 S 的向量值,绘出 CLT 图像,具体包括:

假设某序列估计值  $\{S^0, S^1, S^2, \dots\} \in R^N$ ,且  $S^0 = 0$ , t 是大于 0 的整数,则:

$$Z^t = B - AS^t + G(S^t)$$

$$S^{t+1} = F(S^t + A^T Z^t; \theta_t),$$

其中,  $G(x)$  是迭代更新函数,  $F(x)$  为软阈值函数,  $\theta_t$  是设定的阈值列矢量值。

4. 根据权利要求 3 所述的采用低维阵列探测的契伦科夫荧光断层成像方法, 其特征在于, 所述数据处理装置将四幅光学图像包含的能量强度信息影射到物理成像对象的体表, 建立低维探测空间  $B$  与高维未知源矢量空间  $S$  的线性关系  $AS = B$ , 是使用近似信息传递变换, 实现严重欠定病态线性系统的自正则化快速准确求解。

5. 根据权利要求 4 所述的采用低维阵列探测的契伦科夫荧光断层成像方法, 其特征在于, 所述  $AS = B$ ,  $S$  和  $B$  分别为  $n$  和  $m$  维列向量,  $A$  为来源于辐射传输方程高阶近似离散模型的  $m \times n$  维系数矩阵, 且  $m \ll n$ 。

6. 根据权利要求 3 所述的采用低维阵列探测的契伦科夫荧光断层成像方法, 其特征在于, 所述数据处理装置对存储的四幅平面光学图像和整体 CT 原始图像进行融合重建, 采用几何尺度变换和信息传递变换, 达到准确重建放射放射性药物分布与代谢图, 通过三维断层图像形式实现药物动力学与药效学过程, 以及同位素示踪剂在体组织器官摄取与代谢的功能 - 分子 - 结构信息的可视化。

7. 根据权利要求 3 所述的采用低维阵列探测的契伦科夫荧光断层成像方法, 其特征在于, 该方法在数据处理装置对存储的四幅平面光学图像和整体 CT 原始图像进行融合重建, 形成 CLT 图像之后, 还包括:

数据处理装置将形成的 CLT 图像传输给显示终端进行显示。

## 采用低维阵列探测的契伦科夫荧光断层成像系统与方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种成像系统,特别是一种采用低维阵列探测的契伦科夫荧光断层成像系统与方法。

### 背景技术

[0002] 契伦科夫荧光断层成像 (Cerenkov Luminescence Tomography, CLT) 已经成为一种重要的核医学影像模态,其被证明完全等效于正电子发射断层成像 (Positron Emission Tomography, PET) 与计算机断层成像 (Computed Tomography, CT) 的融合,或者是等效于单光子发射计算机断层成像 (Single Photon Emission Computed Tomography, SPECT) 与计算机断层成像 (Computed Tomography, CT) 的融合,即 PET/CT、SPECT/CT。

[0003] 2010 年,美国加州大学戴维斯分校 (University of California, Davis) 首次提出 CLT 概念并使用 PET/CT 和疾病动物模型在体验证两者间的一致性 (Opt. Lett. 2010, 35 : 1109-1111)。西安电子科技大学运用临床 SPECT/CT 设备验证 CLT 的成像性能,充分证明了 CLT 与 SPECT/CT 的线性关系 (Opt. Express 2010, 18 : 24441-24450)。中国科学院自动化研究所应用光学 /CT 成像系统,通过改进前向成像模型,优化了 CLT 成像质量 (Ann. Biomed. Eng. 2011, 39 : 1728-1735)。

[0004] 然而,CLT 成像仍然存在以下关键技术问题亟待破解:有限角度信号采集与图像重建,实现物理成像对象的全空间信息反演表征。这将减少信号探测次数,从物理水平缩短成像时间,有效减小生物体生理与外界环境因素变化造成的图像信息蜕变风险,这对于放射性药物动力学和代谢组学成像至关重要。

[0005] 针对上述关键技术问题,欠定线性系统数值计算方法的发展为高质量 CLT 成像提供可能途径。在 CLT 成像反演线性系统空间,已知的探测单元维数远远小于未知变量维数,系数矩阵的特征值图像不再具备非零元素值簇聚在对象线上的特征。几何尺度变换作为一种调和特征值分布图像预处理技术,为非对称线性系统的准确求解起到了加速作用 (Parallel Comput. 2010, 36 : 495-515)。鉴于压缩感知系统的  $L_p$  球形泛涵算子解的最小最大平均误差分析 (arXiv : 1103. 1943),近似信息传递 (Approximate Message Passing, AMP) 方法被证实是欠定空间求解的一种快速准确方法 (ISIT, 2010 IEEE International Symposium on : 1528-1532)。

[0006] 综上所述,设计一种快速准确 CLT 成像方法,即低维阵列探测模式耦合几何尺度变换和近似信息传递处理技术,既可能也必要,符合高端影像设备原始技术创新的需求。

### 发明内容

[0007] (一) 要解决的技术问题

[0008] 有鉴于此,本发明的目的是提供一种采用低维阵列探测的 CLT 成像系统与方法。

[0009] (二) 技术方案

[0010] 为达到上述目的,本发明提供了一种采用低维阵列探测的 CLT 成像系统,包括:

[0011] 光学探测装置,用于围绕物理成像对象的中心轴线,从四象限各采集一幅物理成像对象的平面光学图像,并存储于数据处理装置;

[0012] 结构成像装置,用于采集物理成像对象的整体计算机断层成像 CT 图像,并存储于数据处理装置;以及

[0013] 数据处理装置,用于对存储的四幅平面光学图像和整体 CT 原始图像进行融合重建,形成契伦科夫荧光断层成像 CLT 图像并显示。

[0014] 为达到上述目的,本发明还提供了一种采用低维阵列探测的 CLT 成像方法,包括步骤:

[0015] 光学探测装置围绕物理成像对象的中心轴线,从四象限各采集一幅物理成像对象的平面光学图像,存储于数据处理装置;

[0016] 结构成像装置采集物理成像对象的整体 CT 图像,存储于数据处理装置;

[0017] 数据处理装置对存储的四幅平面光学图像和整体 CT 原始图像进行融合重建,形成 CLT 图像。

[0018] 其中,数据处理装置对存储的四幅平面光学图像和整体 CT 原始图像进行融合重建具体包括如下步骤:

[0019] 在整体 CT 图像基础上,数据处理装置将四幅光学图像包含的能量强度信息影射到物理成像对象的体表,建立低维探测空间 B 与高维未知源矢量空间 S 的线性关系  $AS = B$ , 其中 A 为常数矩阵;

[0020] 对常数矩阵 A 进行几何尺度变换,行向量归一化;以及

[0021] 采用近似信息传递计算出高维未知源矢量空间 S 的向量值,绘出 CLT 图像。

[0022] 所述采用近似信息传递计算出高维未知源矢量空间 S 的向量值,绘出 CLT 图像,具体包括:

[0023] 假设某序列估计值  $\{S^0, S^1, S^2, \dots\} \in R^N$ , 且  $S^0 = 0$ , t 是大于 0 的整数

[0024]  $Z^t = B - A S^t + G(S^t)$

[0025]  $S^{t+1} = F(S^t + A^T Z^t; \theta_t)$ ,

[0026] 其中, G(x) 是迭代更新函数, F(x) 为软阈值函数,  $\theta_t$  是设定的阈值列矢量值。

[0027] (三) 有益效果

[0028] 从上述技术方案可以看出,本发明具有以下有益效果:

[0029] 1、线性变换泛涵空间是四面体有限单元离散化的微分 - 积分方程组数值算子,属于非线性变换结果,其特征值分布图像具备非主对角线元素占优现象,通过采用几何尺度变换,加快迭代求解收敛速度;

[0030] 2、探测空间维数远远低于未知源空间,CLT 图像重建属于欠定线性问题求解范畴,在物理意义上系统欠定等效于探测量被施加噪声且增强解空间的病态性;在物理成像对象内部的未知项空间,微量医学同位素散落分布在其中,聚居于极小体积内的早期病灶或者生化异常部位,在数学上等效于稀疏性解空间;采用近似信息传递方法,快速获取欠定线性系统稀疏解并重建绘制 CLT 图像;

[0031] 3、本发明为小分子量(分子式量小于 1000)糖类、神经递质、寡核酸以及小分子 RNA 片段等研究提供快速准确的在体显像方法,为代谢组学和药效评判研究提供新技术。

## 附图说明

[0032] 图 1 是依照本发明实施例的采用低维阵列探测的 CLT 成像系统的结构示意图；

[0033] 图 2 是依照本发明实施例的采用低维阵列探测的 CLT 成像方法的流程图；

[0034] 图 3 是依照本发明实施例的采用低维阵列探测的 CLT 成像系统的总体组成及四象限光学成像框图；

[0035] 图 4 是依照本发明实施例的采用低维阵列探测的 CLT 成像方法中 CLT 图像重建的流程图。

## 具体实施方式

[0036] 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。

[0037] 本发明通过采用探测物理成像对象发射的部分光子，运用信息传递近似方法准确模拟三维反演成像过程，获取物理成像对象的契伦科夫荧光断层图像。本发明使用低维信号探测单元阵列，结合几何尺度变换和信息传递近似模型，实现物理成像对象内部超高维未知分布矢量的三维图像，缩短了探测器扫描与成像时间，为严重病态核医学反演成像提供一种快速准确方法。

[0038] 如图 1 所示，图 1 是依照本发明实施例的采用低维阵列探测的 CLT 成像系统的结构示意图，该系统包括光学探测装置 11、结构成像装置 12 和数据处理装置 13。其中，光学探测装置 11 用于围绕物理成像对象的中心轴线，从四象限各采集一幅物理成像对象的平面光学图像，并存储于数据处理装置 13。结构成像装置 12 用于采集物理成像对象的整体 CT 图像，并存储于数据处理装置 13。数据处理装置 13 用于对存储的四幅平面光学图像和整体 CT 原始图像进行融合重建，形成 CLT 图像。

[0039] 基于图 1 所示的依照本发明实施例的采用低维阵列探测的 CLT 成像系统，图 2 示出了依照本发明实施例的采用低维阵列探测的 CLT 成像方法，该方法包括以下步骤：

[0040] 步骤 21：光学探测装置围绕物理成像对象的中心轴线，从四象限各采集一幅物理成像对象的平面光学图像，存储于数据处理装置；

[0041] 步骤 22：结构成像装置采集物理成像对象的全域 CT 图像，存储于数据处理装置；

[0042] 步骤 23：数据处理装置对存储的四幅平面光学图像和全域 CT 原始图像进行融合重建，形成 CLT 图像。

[0043] 步骤 23 中所述数据处理装置对存储的四幅平面光学图像和整体 CT 原始图像进行融合重建，具体包括如下步骤：

[0044] 步骤 231：在整体 CT 图像基础上，数据处理装置将四幅光学图像包含的能量强度信息影射到物理成像对象的体表，建立低维探测空间 B 与高维未知源矢量空间 S 的线性关系  $AS = B$ ，其中 A 为常数矩阵；

[0045] 步骤 232：数据处理装置对常数矩阵 A 进行几何尺度变换，行向量归一化；以及

[0046] 步骤 233：数据处理装置采用近似信息传递计算出高维未知源矢量空间 S 的向量值，绘出 CLT 图像。

[0047] 步骤 233 中所述数据处理装置采用近似信息传递计算出高维未知源矢量空间 S 的向量值，绘出 CLT 图像，具体包括：

[0048] 假设某序列估计值  $\{S^0, S^1, S^2, \dots\} \in \mathbb{R}^N$ , 且  $S^0 = 0$ ,  $t$  是大于 0 的整数, 则:

$$[0049] \quad Z^t = B - A S^t + G(S^t)$$

$$[0050] \quad S^{t+1} = F(S^t + A^T Z^t; \theta_t),$$

[0051] 其中,  $G(x)$  是迭代更新函数,  $F(x)$  为软阈值函数,  $\theta_t$  是设定的阈值列矢量值。

[0052] 步骤 23 中所述在数据处理装置对存储的四幅平面光学图像和整体 CT 原始图像进行融合重建, 形成 CLT 图像之后, 该方法还包括: 数据处理装置将形成的 CLT 图像传输给显示终端进行显示。

[0053] 下面结合附图以 CCD 和小动物 CT 系统为例对本发明方法做详细的描述, 但不限于这种实现方式, 可以适用于动物、人体以及临床分子核医学图像重建。

[0054] 如图 3 所示, 图 3 是依照本发明实施例的采用低维阵列探测的 CLT 成像系统的总体组成及四象限光学成像框图。该系统包括物理对象成像床体装置 31、计算机 32 和光学-CT 成像装置 33。其中, 物理对象成像床体装置 31 能够挂立式 360 度自动旋转, 辅助四象限空间连续探测, 其中 CCD 被固定, 等效于依次从 X 正半轴 (X+)、Y 正半轴 (Y+)、X 负半轴 (X-)、Y 负半轴 (Y-) 等四个视角获得光学图像。计算机 32 用于实时控制正交固定的光学-CT 成像装置 33, 实现双模态成像, 并在其终端显示器中可视化 CLT 图像。光学-CT 成像装置 33, 用于采集光学-CT 原始图像。

[0055] 如图 4 所示, 图 4 是依照本发明实施例的采用低维阵列探测的 CLT 成像方法中 CLT 图像重建的流程图, 包括如下步骤:

[0056] 步骤 41: 在体成像。物理成像对象麻醉后尾静脉注射 1mL 放射性活度 393uCi 氟- $^{18}\text{F}$  脱氧葡萄糖 ( $^{18}\text{F}$ -FDG) 试剂, 30min 后驱动物理对象成像床体装置 11 机动旋转, 成像系统获取光强度分布图和 CT 图; 网格化 CT 数据, 分离出物理成像对象表面可以被探测到的极点和内部不能被检测的单元。

[0057] 步骤 42: 探测空间。由于 X+ 轴向未采集到荧光, 将 Y+、X-、Y- 等三个象限空间 CCD 平面探测的强度信息影射到小动物表面 2345 个极点, 从而建立线性空间已知项, 2345 个探测点或探测空间列向量 B。

[0058] 步骤 43: 未知项空间。CT 图像被有限单网格化生成 3952 个极点、25853 条边、43079 个三角面片、21177 个四面体, 其中四面体单元作为未知项, 构成待求变量, 即未知光源分布列向量 S; 同时, 有限元空间生成系数矩阵 A。

[0059] 步骤 44: 几何行尺度变换。假设  $A = \{a_1; a_2; \dots\}^T$  ( $i = 1, 2, \dots, 2345$ ),  $a_i$  是 A 的  $n = 21177$  维行向量, 计算其欧几里德范数值  $v_i = \|a_i\|_2$ , 定义数值  $1/v_i$  为对角阵  $\Lambda$  的第  $i$  个非零元素, 执行  $\Lambda A S = \Lambda B$  操作完成几何尺度变换, 更新 A 和 B 向量空间元素值。

[0060] 步骤 45: 图像重建初始化设置。设置初始解  $S^0$ , 且  $Z^0 = A S^0$ ,  $t$  为大于零的正整数,  $m$  为列向量 B 的维数。

[0061] 步骤 46: 近似信息传递迭代计算。该计算过程分为如下步骤:

[0062]  $\triangleright S^{t+1} = F(S^t + A^T Z^t; \theta_t)$ , 且  $F(x; \theta) = \{x - \theta, \text{if } x > \theta; 0, \text{if } |x| \leq \theta; \theta - x, \text{if } x < -\theta\}$ , 其中  $\theta$  是经验设定常数值 (如  $2 \times 10^{-9}$ );

[0063]  $\triangleright Z^{t+1} = Z^0 - A F(S^0 - S^t; \theta_t) + (n/m) Z^t \langle H'(t) \rangle$ ;

[0064]  $\triangleright H(t) = S^0 - F(S^t + A^T Z^t; \theta_t)$ ,  $\langle V \rangle = \mathbf{n}^{-1} \sum_{i=1}^n v_i$ 。



[0065] 步骤 47 :迭代终止条件。每次迭代计算完成时,按照  $\|S^t - S^{t+1}\|/S^t \leq C$  的不等式判断该次迭代运算是否终止,假如不等式成立,则终止下一步迭代计算,退出近似信息传递计算,输出最终解  $S^k$ ,其中,  $C$  为经验常数,如  $10^{-1}$ ,  $K$  为正整数。

[0066] 步骤 48 :CLT 图像。依据迭代终止后解空间的值  $S^k$  和四面体有限单元离散的三维数据体网格,将重建所得的光学能量强度值映射给四面体每个极点,最终构建并可视化医学同位素在体三维分布断层图像。

[0067] 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。

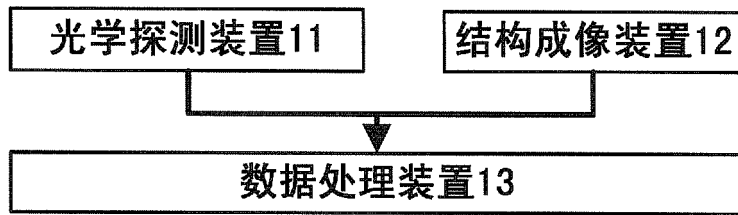


图 1

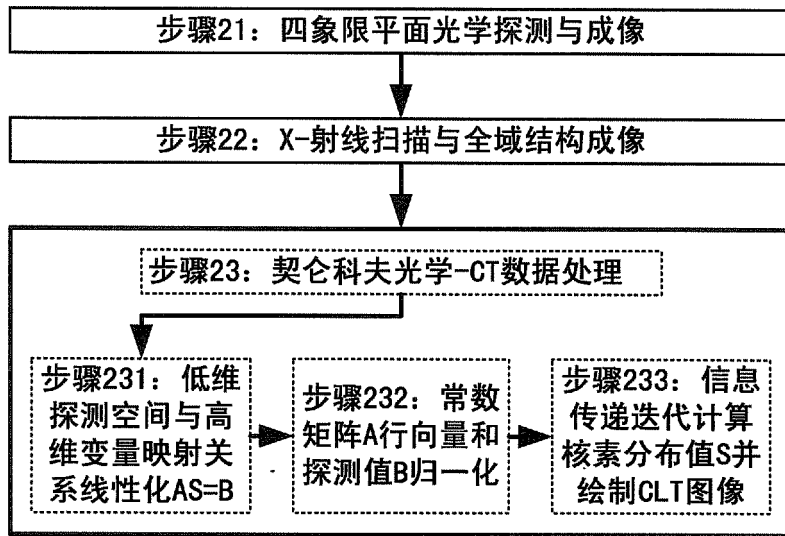


图 2

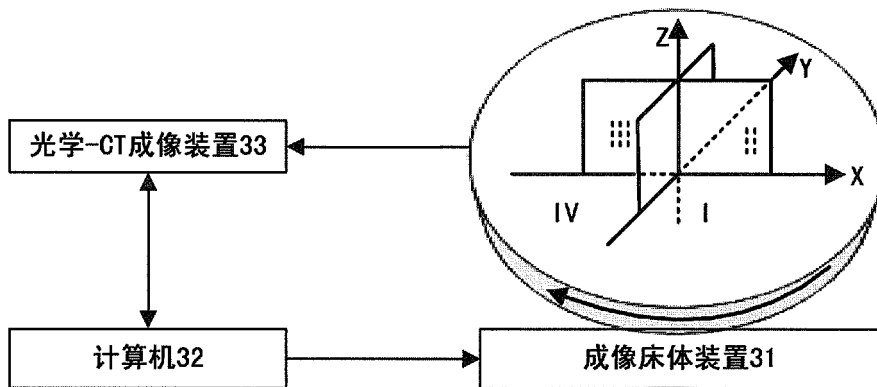


图 3

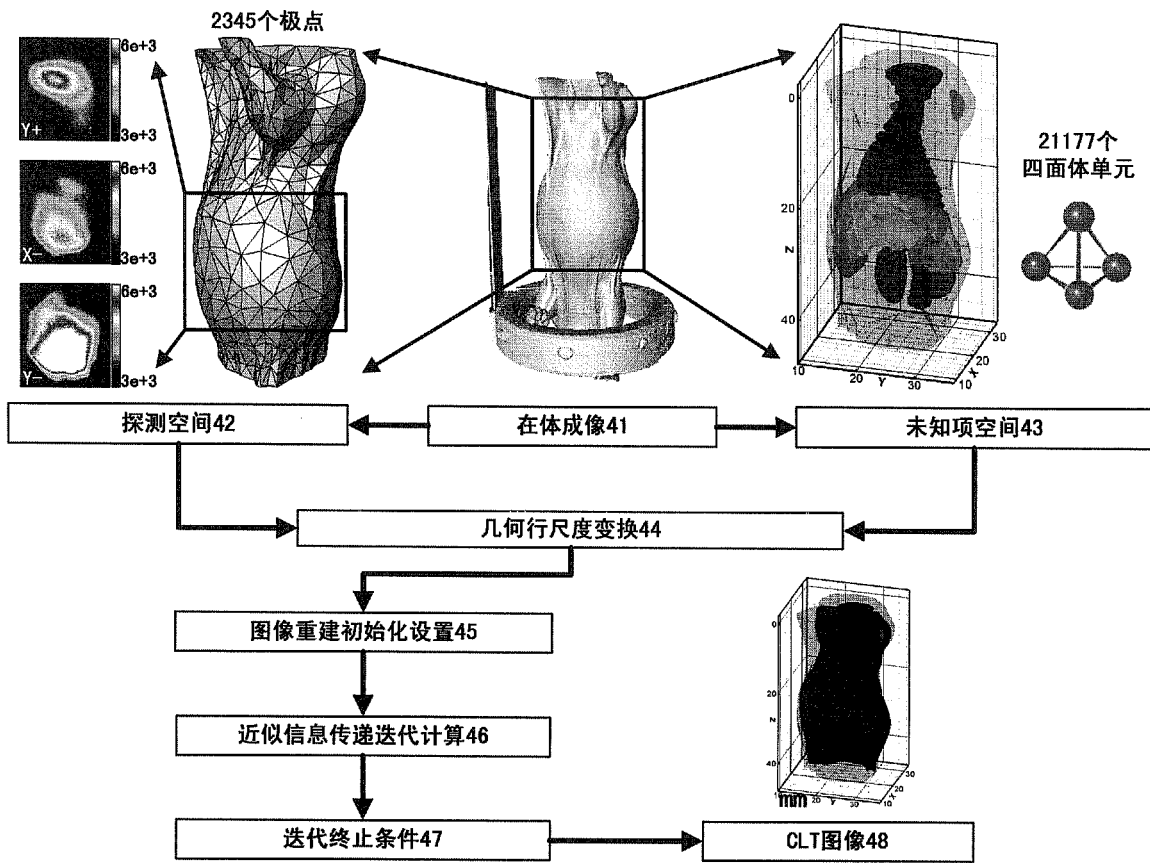


图 4