

(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
2012 年 6 月 28 日 (28.06.2012)



(10) 国际公布号
WO 2012/083503 A1

- (51) 国际专利分类号:
G01T 1/22 (2006.01)
- (21) 国际申请号: PCT/CN2010/002141
- (22) 国际申请日: 2010 年 12 月 23 日 (23.12.2010)
- (25) 申请语言: 中文
- (26) 公布语言: 中文
- (71) 申请人 (对除美国外的所有指定国): 中国科学院自动化研究所 (INSTITUTE OF AUTOMATION, CHINESE ACADEMY OF SCIENCES) [CN/CN]; 中国北京市海淀区中关村东路 95 号, Beijing 100190 (CN)。
- (72) 发明人: 及
- (75) 发明人/申请人 (仅对美国): 田捷 (TIAN, Jie) [CN/CN]; 中国北京市海淀区中关村东路 95 号, Beijing 100190 (CN)。钟江宏 (ZHONG, Jianghong) [CN/CN]; 中国北京市海淀区中关村东路 95 号, Beijing 100190 (CN)。杨鑫 (YANG, Xin) [CN/CN]; 中国北京市海淀区中关村东路 95 号, Beijing 100190 (CN)。秦承虎 (QIN, Chenghu) [CN/CN]; 中国北京市海淀区中关村东路 95 号, Beijing 100190 (CN)。
- (74) 代理人: 中科专利商标代理有限责任公司 (CHINA SCIENCE PATENT & TRADEMARK AGENT LTD); 中国北京市海淀区王庄路 1 号清华同方科技大厦 B 座 25 层, Beijing 100083 (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, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, 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, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 欧亚 (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, 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, 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))。

(54) Title: TOMOGRAPHY METHOD AND SYSTEM BASED ON CERENKOV EFFECT

(54) 发明名称: 基于切伦科夫效应的断层成像方法和系统

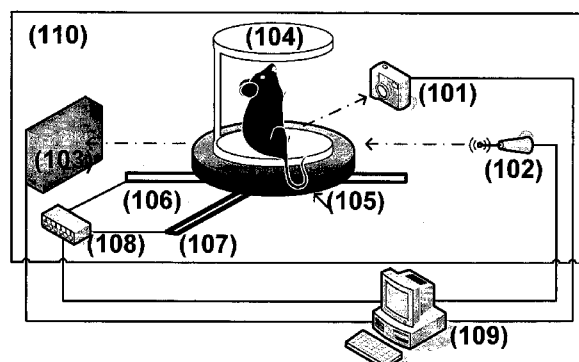


图 1 / Fig. 1

(57) Abstract: A tomography system based on Cerenkov effect, includes: a Cerenkov luminescence detecting apparatus (101), for collecting a plane optical image; a structure imaging apparatus (102), for collecting a three-dimensional structure image; a physical object imaging bed apparatus (104, 105, 106, 107, 108), for supporting an imaging object; a computer (109), for forming the plane optical image, the three-dimensional structure image and the Cerenkov luminescence tomography image. The present application performs reestablishment of Cerenkov luminescence tomography (CLT) in the whole range by using the method of coupling a high-order simplified spherical harmonics approximation module and iterative half-threshold operators, so as to quickly realize the three-dimensional tomography of the body distribution of radiopharmaceuticals or molecular probes.

[见续页]



WO 2012/083503 A1



[见续页]

(57) 摘要:

一种基于切伦科夫效应的断层成像系统，包括：切伦科夫荧光探测装置（101），用于采集平面光学图像；结构成像装置（102），用于采集三维结构图像；物理对象成像床体装置（104、105、106、107、108），用于支撑成像对象；计算机（109），用于形成平面光学图像、三维结构图像和切伦科夫荧光断层图像。本发明采用高阶简化球谐近似模型和迭代半阈值算子相耦合的方法进行全域切伦科夫荧光断层成像（CLT）重建，快速实现放射性药物或分子探针体内分布的三维断层成像。

基于切伦科夫效应的断层成像方法和系统

技术领域

本发明涉及一种成像系统，特别是关于一种基于切伦科夫效应的断层
5 成像系统与方法和系统。

背景技术

切伦科夫荧光成像(Cerenkov Luminescence Imaging, CLI)的出现为光学成像应用到临床奠定技术基础。2010 年美国 A. Ruggiero 等证实(*J. Nucl.*
10 *Med.* 2010,51:1123–1130)利用高能 β 或者 α 粒子在介质中高速运动过程产生的切伦科夫辐射(Cerenkov Emission)以及穿透至成像目标体表的可见光子，光学成像系统可以实现对医学同位素的在体成像。这意味着除了正电子发射断层成像(Positron Emission Tomography, PET)和单光子发射计算机断层成像(Single Photon Emission Computed Tomography, SPECT)方式，光
15 学成像已经成为一种分子核医学成像模态。

CLI 定量表征的是核素平面分布图，不能描述光源在体内的深度信息。为了获取生物体内核素分布的深度信息，Spinelli 等(*Phys. Med. Biol.* 2010,55:483–495)采用多光谱技术估算光源深度信息，但其本质依然是单视角平面成像；Li 等(*Opt. Lett.* 2010,35:1109–1111)提出了切伦科夫荧光断层成像(Cerenkov Luminescence Tomography, CLT)概念，并实现了均匀介质模型假设下的在体核素分布的三维断层成像。这两种成像方法的理论基础都是扩散近似(Diffusion Approximation, DA)假设。实际上，连续的切伦科夫光谱不仅主要位于 300-700nm 波段，而且能量分布与波长的平方成反比。复杂生物组织在这种蓝谱段占优的可见光穿透时表现出如下特性：光
20 学散射系数与吸收系数的比值极有可能位于 10 以内。这时 DA 模型不能用来模拟光在生物组织中的传播。为了提高 CLT 成像质量，我们已经提出并证明了基于辐射传输方程(Radiation Transport Equation, RTE)的三阶简化球谐近似(The Third-order Simplified Spherical Harmonics Approximation, SP₃)前向模型能够更为真实地逼近切伦科夫光子在生物组织中传播的物理现象。然而，放射性药物的在体分布往往具有局部集中与总体稀疏的特
25 30

性。在重建方法上，它需要一种能够实现多峰值与稀疏解并存的全域最优解反演模型，并成为 CLT 成像技术难题。

发明内容

5 本发明的目的是提供一种基于切伦科夫效应的断层成像系统和方法。
按照本发明的一方面，一种基于切伦科夫效应的断层成像方法，包括步骤：

采集平面光学图像和三维结构图像；

10 基于固定标记点，将多角度采集的平面光学图像和三维结构图像进行空间位置配准，建立光学-微型计算机断层成像的几何位置关系的映射表；

基于建立的几何位置映射表，将平面光学图像的各个像素点的灰度强度转化为光照强度后映射到三维对象体表，形成体表光信号强度分布图 B；

15 将采集到的微型计算机断层成像的图像进行图像分割处理，分割出成像对象的各个器官并赋予不同像素值；

对分割后的体数据使用有限元方法进行离散，输出体网格；

基于有限元 SP_3 前向模型，将已知的三维对象体表光信号强度分布 B 与体内未知的医学同位素分布 S 之间建立线性关系映射表， $B=AS$ ，其中，A 是前向模型输出的系统参数矩阵，B 为 m 维列向量，S 是 n 维列向量，
20 且 m 是小于 n 的正整数；

基于 $L_{1/2}$ 正则化理论建立断层图像重建的每步迭代运算目标函数 $F(S) = \min\{\|B - AS\|_2 + p\|S\|_{1/2}\}$ ，其中 $p = (1 - \varepsilon)/\|A\|^2$ 是正则化参数；

第 K+1 步迭代更新体内同位素分布图 $S_{K+1} = H_{pq}(T_K(S_K))$ ， $T_K(S_K) = S_K + q_K A^T (B - AS_K)$ ，其中 K 是正整数， $q_K = 4 \|T_K\|^{3/2} \|A\|^2 / 3$ ， $H = (h(s_1), h(s_2), \dots, h(s_n))^T$ ， $h(s) = 2s(1 + \cos((2\pi - 2\phi)/3))/3$ 且 $s > \eta(pq)^{3/2}$ ， $h(s) = 0$ 且 $s \leq \eta(pq)^{3/2}$ ， $\phi = \arccos(0.125 pq(|s|/3)^{-3/2})$ ， η 是实常数；
25

如果第 K 步迭代图像更新后的目标函数值 $F_K < V$ ，则停止迭代计算，其中 V 是目标阈值常数。

按照本发明的另一方面，一种基于切伦科夫效应的断层成像系统，包
30 括：

切伦科夫荧光探测装置，用于采集平面光学图像；

结构成像装置，用于采集三维结构图像；

物理对象成像床体装置，用于支撑成像对象；

计算机，用于形成平面光学图像、三维结构图像和切伦科夫荧光断层

5 图像。

本发明采用高阶简化球谐近似模型和迭代半阈值算子相耦合的方法进行全域 CLT 重建，快速实现放射性药物或分子探针体内分布的三维断层成像。由于本发明采用普通 CCD 探测器实现分子核医学成像，相对于 PET/SPECT 和 γ 相机等成像装置大幅降低了设备建造与维护成本，降低了核医学成像研究的门槛，拓展了光学分子影像探针可供选择的范围，延伸了光学分子影像研究与应用的范围。

附图说明

图 1 是本发明系统组成的立体结构图；

15 图 2 是本发明总体组成结构图；

图 3 是本发明的切伦科夫荧光断层图像重建模块实施方式流程图；

图 4 是本发明实施案例的断层图像重建过程原理图；

图 5 是本发明实施案例的光学与结构图像空间位置配准关系图；

图 6 是本发明实施案例的切伦科夫荧光断层重建的医学同位素分布强度最大值体单元在结构图像中的三维位置示意图；

图 7 是本发明实施案例的切伦科夫荧光断层图像及经过最大值的三个正交切面图。

具体实施方式

25 下面结合附图对本发明做详细的描述。

如图 1 所示，本发明包括切伦科夫荧光(Cerenkov Luminescence)探测装置(101)、计算机(109)和暗箱(110)，涉及结构成像装置(102 和 103)与床体(104、105、106、107、108)，床体上支撑物理对象，例如，人体、动物或任何被成像的物理对象，床体简称为小动物床。切伦科夫荧光探测装置(101)是本发明的系统部分关键部件，包括典型工作温度-110° 的 CCD、

带宽 10nm 或 20nm 的中心波长范围 500-650nm 的带通滤波器组及相关光学成像配件；带通滤波片组装在一个步进电机驱动的旋转轴上，共 6 个通光孔可供旋转选择检测不同波段的切伦科夫光子，其中一个通光孔未装光学滤波片；可以脱离成像系统的小动物支架(104)被设计安装有 24 个光学与 micro-CT 都可以辨识的直径 2mm 的圆形标记点，其底盘含有螺钉并固定在 360 度旋转台(105)上；小动物可以随着 3 个步进电机独立驱动的 360 度旋转台(105) 和正交平移导轨(106、107)的三维移动改变空间位置；结构成像装置是高分辨率 micro-CT 成像系统，与切伦科夫荧光探测器成正交态势位于气垫式光学平台上；暗箱(110)是单面由铅玻璃、上下两底面和其他三个面由铅板组成的封闭式正方体，其内表面覆盖一层黑色专业涂料；暗箱(110)底部设有一个直径 1cm 的曲折圆形孔道，允许通过数据线实现成像系统控制器与计算机之间的数据传输，并容纳一条医学麻醉气体输送管。

如图 2 所示，本发明所述的一种基于切伦科夫效应的断层成像方法结合多模态成像装置的总体框架原理图。所述的切伦科夫荧光探测装置(202)是由可旋转选用的带通滤波片(205)、用于完成切伦科夫光信号-电信号转换的 CCD 器件、和光学成像控制器(207)。光学成像控制器(207)是指调节带通滤波片中心波长与带宽、CCD 器件的工作温度、数据采集的帧频、曝光时间、光圈开合与孔径等光学系统参数的与计算机相连接通信的硬件控制器。所述的在体小动物成像床体装置(203)包括用于固定成像对象的小动物支架(208)、用于三维调节成像对象位置的 360 度旋转台(208)和正交平移导轨(211)、以及小动物床控制器(212)。小动物床控制器(212)是自动调节成像对象三维空间位置的与计算机相连接通信的硬件控制器。所述的结构成像装置 micro-CT(204)包括 X 射线光源(213)、X 射线探测器(214)、micro-CT 控制器(215)。micro-CT 控制器(215)是指调节 micro-CT 成像装置并且与计算机相连接通信的硬件控制器。光学成像控制器(207)将 CCD 采集的光学图像传送给计算机(219)，得到平面光学图像(216)。Micro-CT 控制器(215)将 X 射线探测器采集到的成像对象结构信息传送到计算机(219)，得到三维结构图像(218)。所述的计算机(219)通过切伦科夫荧光图像重建流程，在平面光学图像(216)与三维结构图像(218)的基础上，输出

切伦科夫荧光断层图像(217)。因此,位于暗箱外部的计算机(219)不仅控制着整个成像系统,更是图像处理的执行模块,输出结果图像包括平面光学图像(216)、三维结构图像(217)和切伦科夫荧光断层图像(218)。

如图 3 所示(宽箭头表示信息流向),本发明方法关键部分是指计算机(301)在采集平面光学图像(302)和三维结构图像(303)后,经过如下步骤可以获得切伦科夫荧光断层图像(312):

步骤 304: 基于固定标记点,将多角度采集的光学图像(302)与结构图像(303)进行空间位置配准,建立光学-CT 的几何位置关系一一映射表;

步骤 305: 依照步骤 304 建立的几何位置映射表,将平面光学图像各像素点的灰度强度转化为光照强度(单位:光子个数/($\text{mm}^2 \cdot \text{s}$))后映射到三维小动物体表,形成体表光信号强度分布图 B;

步骤 306: 采集到的 micro-CT 图像经过图像分割处理,分割出成像物体各个主要器官并赋予不同像素值以示区分,例如,通常分割出心脏、肾、肝、骨骼、肌肉、膀胱等;

步骤 307: 对步骤 306 输出的分割后体数据使用有限元方法离散,输出体网格,例如经常使用的四面体网格;

步骤 308: 基于有限元 SP_3 前向模型,就已知的小动物体表光信号强度分布图 B 与体内未知的医学同位素分布 S 之间建立线性关系映射表 $B=AS$,从数学角度分析, A 是前向模型输出的系统参数矩阵、B 为 m 维列向量、S 是 n 维列向量,且 m 是小于 n 的正整数;

步骤 309: 基于 $L_{1/2}$ 正则化理论建立断层图像重建的每步迭代运算目标函数 $F(S) = \min\{\|B - AS\|_2 + p\|S\|_{1/2}\}$,其中 $p = (1 - \varepsilon)/\|A\|^2$ 是正则化参数;

步骤 310: 第 K+1 步迭代更新体内同位素分布图 $S_{K+1} = H_{pq}(T_K(S_K))$, $T_K(S_K) = S_K + q_K A^T(B - AS_K)$,其中 K 是正整数, $q_K = 4|T_K|^{3/2}\|A\|^2/3$, $H = (h(s_1), h(s_2), \dots, h(s_n))^T$, $h(s) = 2s(1 + \cos((2\pi - 2\phi)/3))/3$ 且 $s > \eta(pq)^{3/2}$, $h(s) = 0$ 且 $s \leq \eta(pq)^{3/2}$, $\phi = \arccos(0.125 pq(|s|/3)^{-3/2})$, η 是常实数;

步骤 311: 如果第 K 步迭代图像更新后的目标函数值 $F_K < V$,则停止迭代计算,输出最终重建结果图像,切伦科夫荧光断层图像(312),其中 V 是目标阈值常数。

如图4所示,本发明中使用2-氟-2-脱氧-D-葡萄糖(^{18}F -FDG)进行断层成

像实施步骤如下：一只体重23g健康雌性nu/nu型裸鼠处于2%异氟烷医学麻醉气体中平静沉睡，经过尾静脉注射小动物CT造影剂Fenestra LC 0.2ml和11.1 MBq ^{18}F -FDG；设置micro-CT在体成像系统参数，X光发射源的扫描电压为50kV，功率50W，探测器积分时间0.467s，转台转动速度为 $1.0^\circ/\text{s}$ ，单帧投影图像大小 1120×2344 ，单帧成像时间为3.0s，投影数360个，在药剂注射30min后进行CT扫描，获得三维结构图像；设置切伦科夫光学在体成像系统参数，CCD曝光时间是3min，光圈f为2.8，焦距55mm，成像物体与镜头之间的距离为15cm，像素合并值2，在药剂注射60min后进行光学扫描，实验中未采用光学滤波片，小动物转台每隔旋转90度后成像一次，获得平面光学图像；经过光学-CT成像配准与融合步骤，建立体表光强分布图B，其中表面三角网格含：1934个节点，3899个面片；经过体数据分割，可以分离出肾、骨、膀胱、肌肉等组织，其中膀胱的几何中心位置为(34.7mm, 14.5mm, 5.0mm)，将上述表面网格经过有限元体网格离散化，建立四面体网格，节点数3952，边数25578，三角形面片数42471，四面体数20844；根据本发明成像方法，在探测得到的体表光强分布与体网格建立后，选用混合光谱对应的加权系数作为复杂生物组织的光学特性参数，重建出CLT图像，表征在体医学同位素分布。

如图5所示，在应用本发明所述装置采集的多角度平面光学图像的基础上，经过空间位置配准，同一幅图像中显示建立光学标记点与micro-CT标记点之间配准距离误差。

如图6所示，在应用本发明方法得到的分割后结构图像，601指示着肾脏，602指示着骨骼，603指示着膀胱，604指示着CLT重建后获得荧光强度值最大的四面体单元，且604几何中心位置为(34.4mm, 13.2mm, 4.7mm)，位于膀胱内部，605指示着肌肉。

如图7所示，在应用本发明方法得到的CLT图像，即 ^{18}F -FDG的在体分布，306指示着CLT图像的 $X = 34.4\text{mm}$ 时的切面图，307指示着CLT图像的 $Y = 13.2\text{mm}$ 时的切面图，308指示着CLT图像的 $Z = 4.7\text{mm}$ 时的切面图，309指示着上述三个切面图在CLT图像中的位置；CLT重建常数 $\eta = 125$ ；在CLT的切片图中，光照强度归一化到0-1范围；整幅CLT图像重建时间小于0.65s；依照micro-CT结构数据分析，并假设FDG在膀胱中均匀分布，等

效于在体均匀光源，本发明的成像方法断层成像重建误差是1.4mm。

本发明可以实现放射性药物的在体三维成像，为分子核医学成像研究及其临床应用提供一种低成本分子影像工具。

5 尽管为说明目的公开了本发明的具体实施案例与附图，辅助理解本发明的内容并据以实施，但是专业技术人员可以理解：在不脱离本发明及所附的权利要求的精神与范围内，各种替换和修改都是可能的。因此，本发明不应该局限于最佳实施案例和附图所公开的内容，本发明要求保护的范
围以权利要求书界定的范围为准。

权 利 要 求

1. 一种基于切伦科夫效应的断层成像方法，包括步骤：

采集平面光学图像和三维结构图像；

5 基于固定标记点，将多角度采集的平面光学图像和三维结构图像进行空间位置配准，建立光学-微型计算机断层成像的几何位置关系的映射表；

 基于建立的几何位置映射表，将平面光学图像的各个像素点的灰度强度转化为光照强度后映射到三维对象体表，形成体表光信号强度分布图 B；

10 将采集到的微型计算机断层成像的图像进行图像分割处理，分割出成像对象的各个器官并赋予不同像素值；

 对分割后的体数据使用有限元方法进行离散，输出体网格；

 基于有限元 SP_3 前向模型，将已知的三维对象体表光信号强度分布 B 与体内未知的医学同位素分布 S 之间建立线性关系映射表， $B=AS$ ，其中，
15 A 是前向模型输出的系统参数矩阵，B 为 m 维列向量，S 是 n 维列向量，且 m 是小于 n 的正整数；

 基于 $L_{1/2}$ 正则化理论建立断层图像重建的每步迭代运算目标函数 $F(S) = \min\{\|B - AS\|_2 + p\|S\|_{1/2}\}$ ，其中 $p = (1-\varepsilon)/\|A\|^2$ 是正则化参数；

 第 K+1 步迭代更新体内同位素分布图 $S_{K+1} = H_{pq}(T_K(S_K))$ ， $T_K(S_K) = S_K$
20 + $q_K A^T(B - AS_K)$ ，其中 K 是正整数， $q_K = 4|T_K|^{3/2} \|A\|^2/3$ ， $H = (h(s_1), h(s_2), \dots, h(s_n))^T$ ， $h(s) = 2s(1 + \cos((2\pi - 2\phi)/3))/3$ 且 $s > \eta(pq)^{3/2}$ ， $h(s) = 0$ 且 $s \leq \eta(pq)^{3/2}$ ， $\phi = \arccos(0.125 pq(|s|/3)^{-3/2})$ ， η 是实常数；

 如果第 K 步迭代图像更新后的目标函数值 $F_K < V$ ，则停止迭代计算，其中 V 是目标阈值常数。

25 2. 一种基于切伦科夫效应的断层成像系统，包括：

切伦科夫荧光探测装置，用于采集平面光学图像；

结构成像装置，用于采集三维结构图像；

物理对象成像床体装置，用于支撑成像对象；

 计算机，用于形成平面光学图像、三维结构图像和切伦科夫荧光断层
30 图像。

3. 根据权利要求 2 所述的系统, 其特征在于所述切伦科夫荧光断层图像是根据权利要求 1 所述的方法实现的。

4. 根据权利要求 2 所述的系统, 其特征在于所述切伦科夫荧光探测装置包括低温 CCD。

5 5. 根据权利要求 2 所述的系统, 其特征在于所述成像对象包括人体或小动物。

6. 根据权利要求 2 所述的系统, 其特征在于所述切伦科夫荧光探测装置包括:

10 光学成像控制器, 用于控制可旋转选用的带通滤波器和完成切伦科夫光信号电信号转换的 CCD 器件。

7. 根据权利要求 2 所述的系统, 其特征在于所述物理对象成像床体装置包括:

物理对象床体控制器, 用于控制固定成像对象的小动物支架、用于三维调节成像对象位置的 360 度旋转台和正交平移导轨。

15 8. 根据权利要求 2 所述的系统, 其特征在于所述结构成像装置包括: 结构成像控制器, 用于调节 X 射线光源和 X 射线探测器。

9. 根据权利要求 2 所述的系统, 其特征在于切伦科夫荧光探测装置和结构成像装置成正交态势位于气垫式光学平台上。

20 10. 根据权利要求 2 所述的系统, 其特征在于还包括暗箱, 用于容纳切伦科夫荧光探测装置、结构成像装置、物理对象成像床体装置。

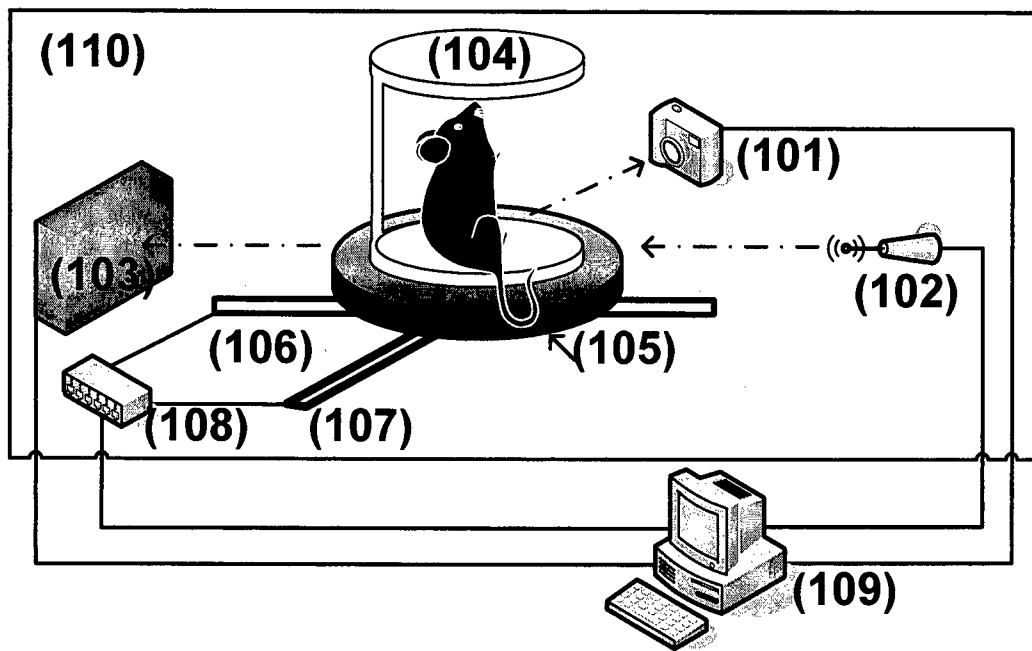


图 1

2/7

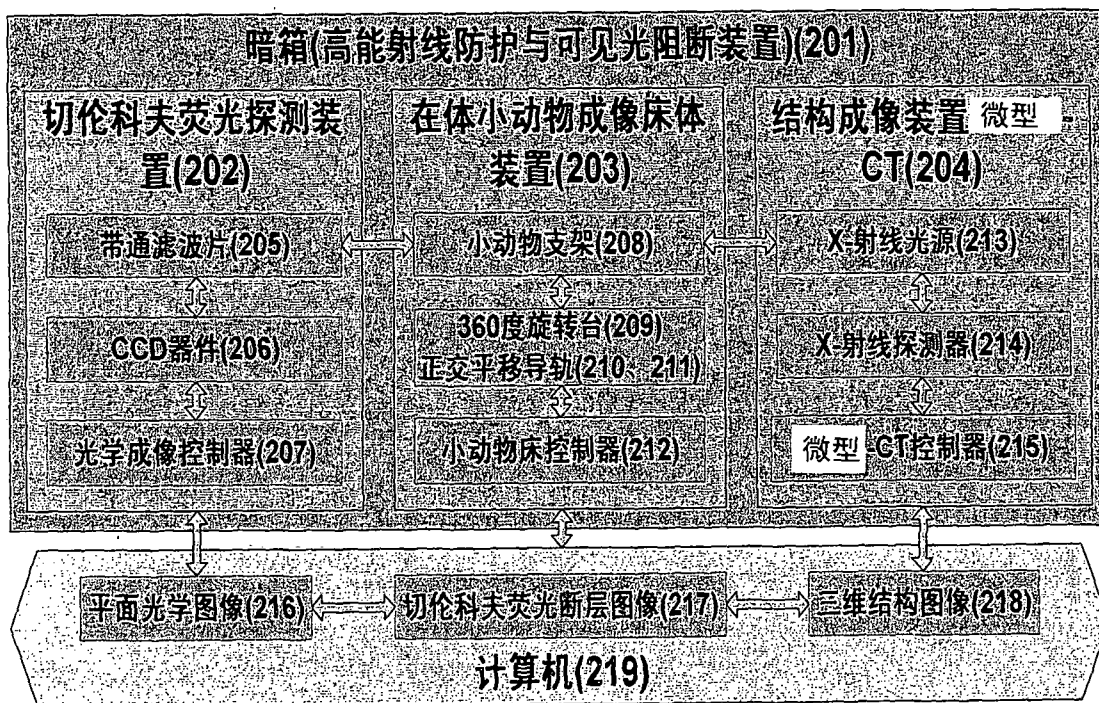


图 2

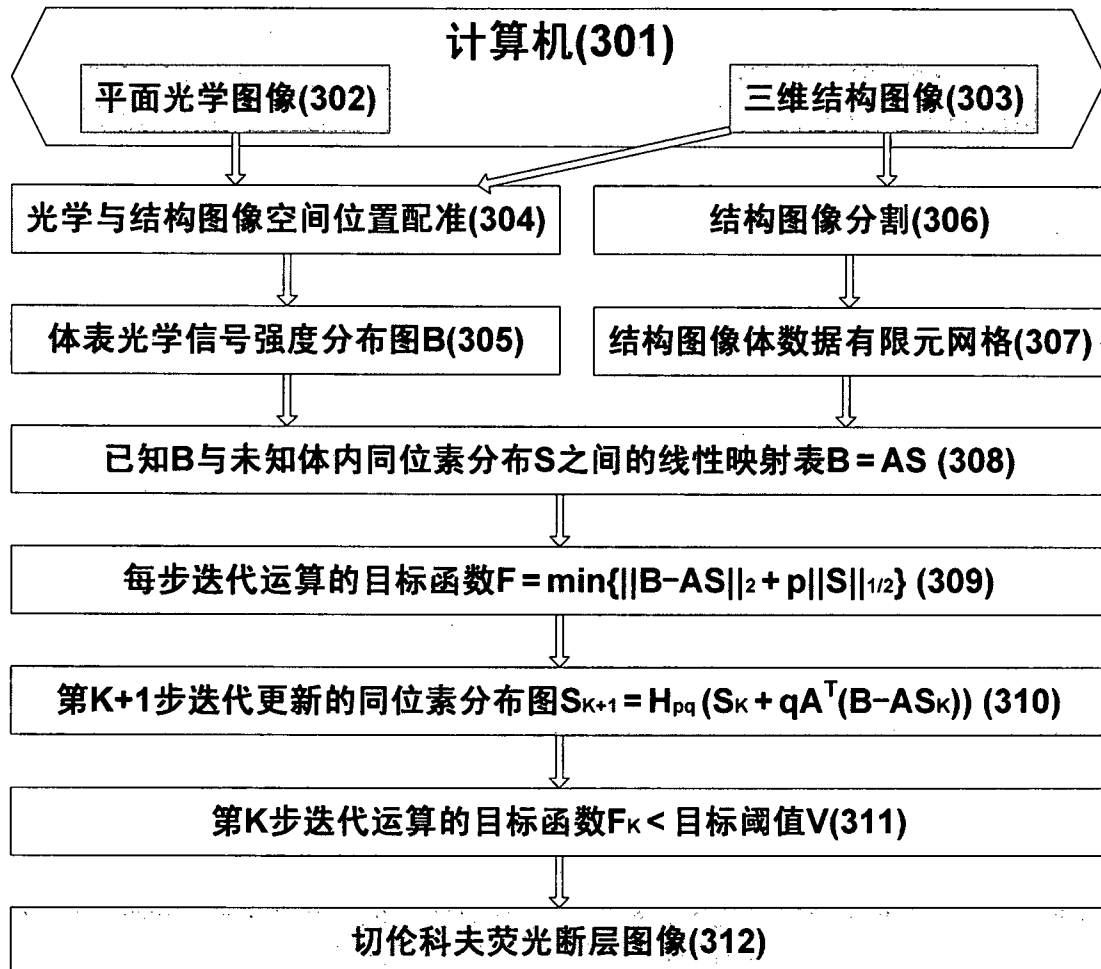


图 3

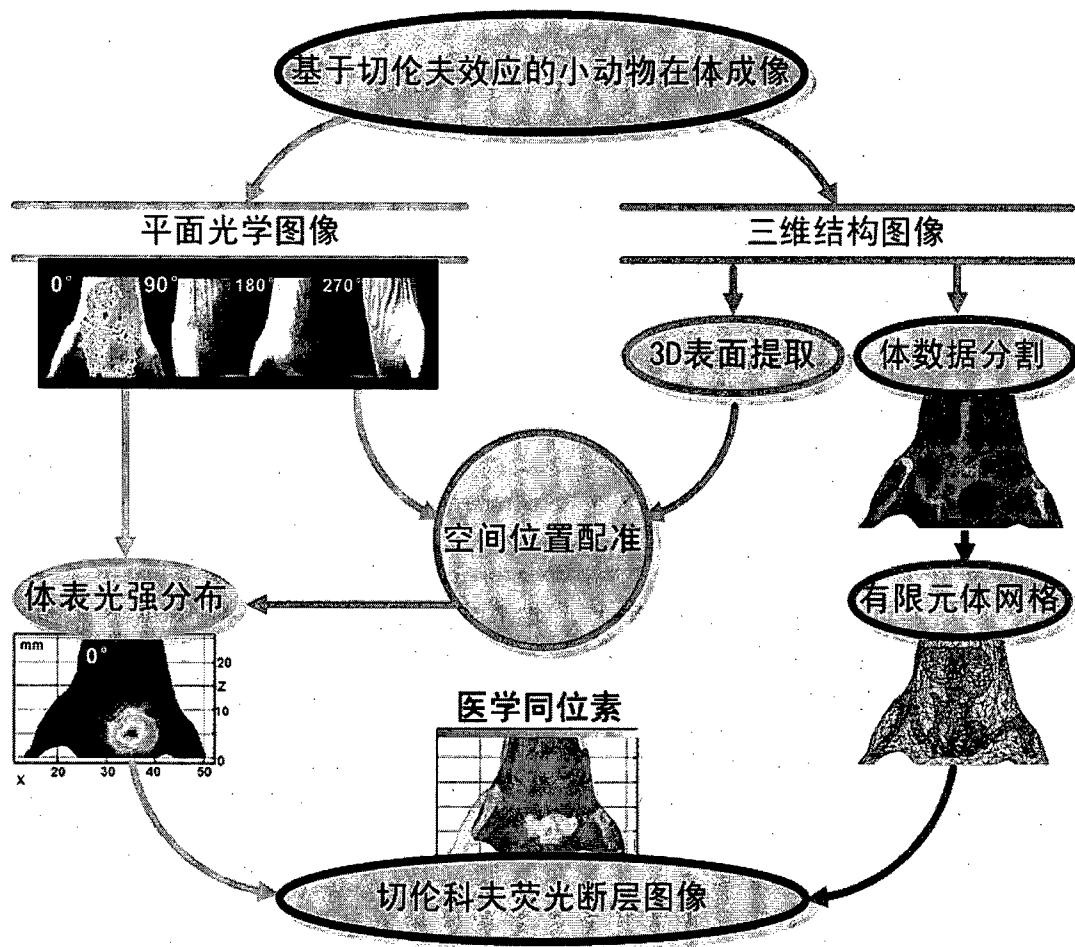


图 4

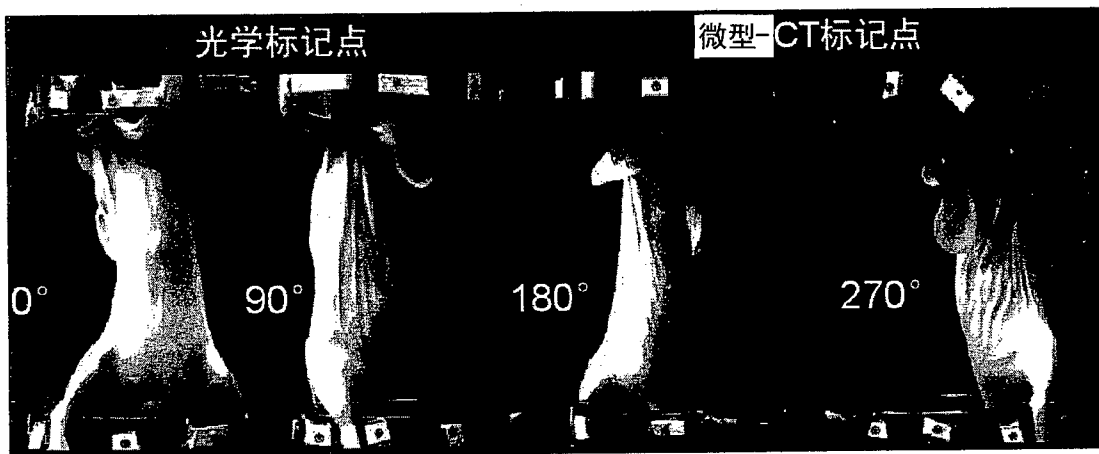


图 5

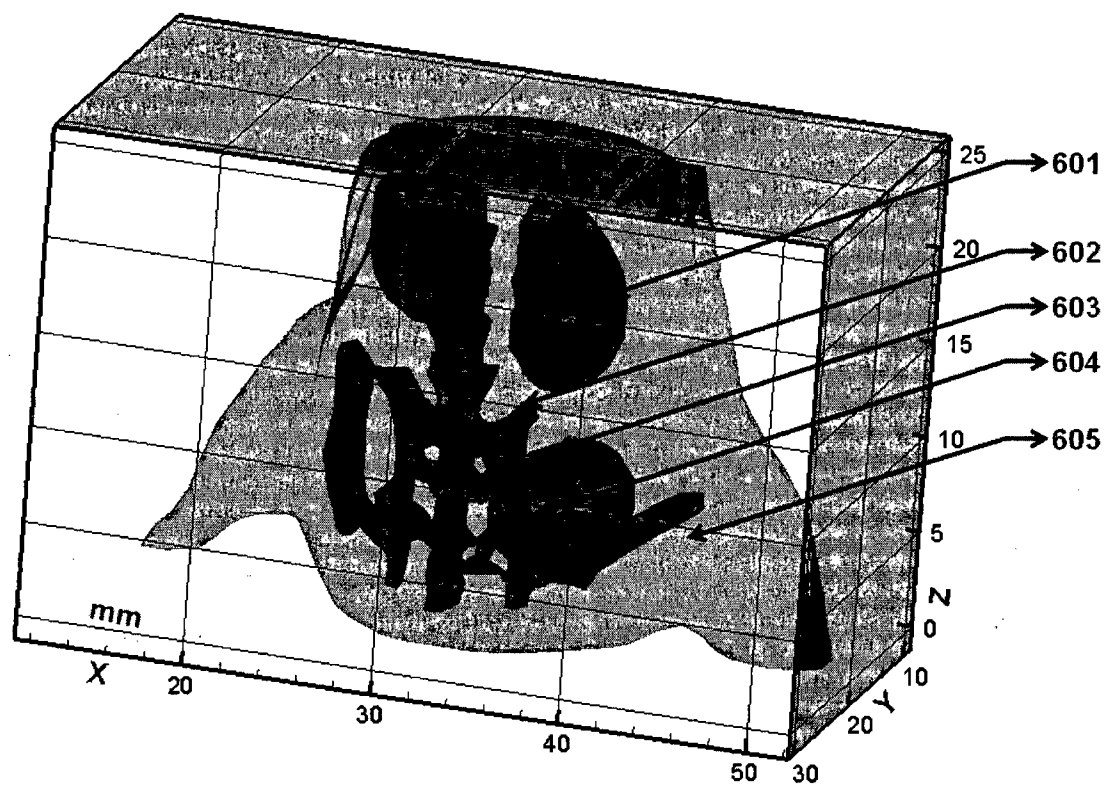


图 6

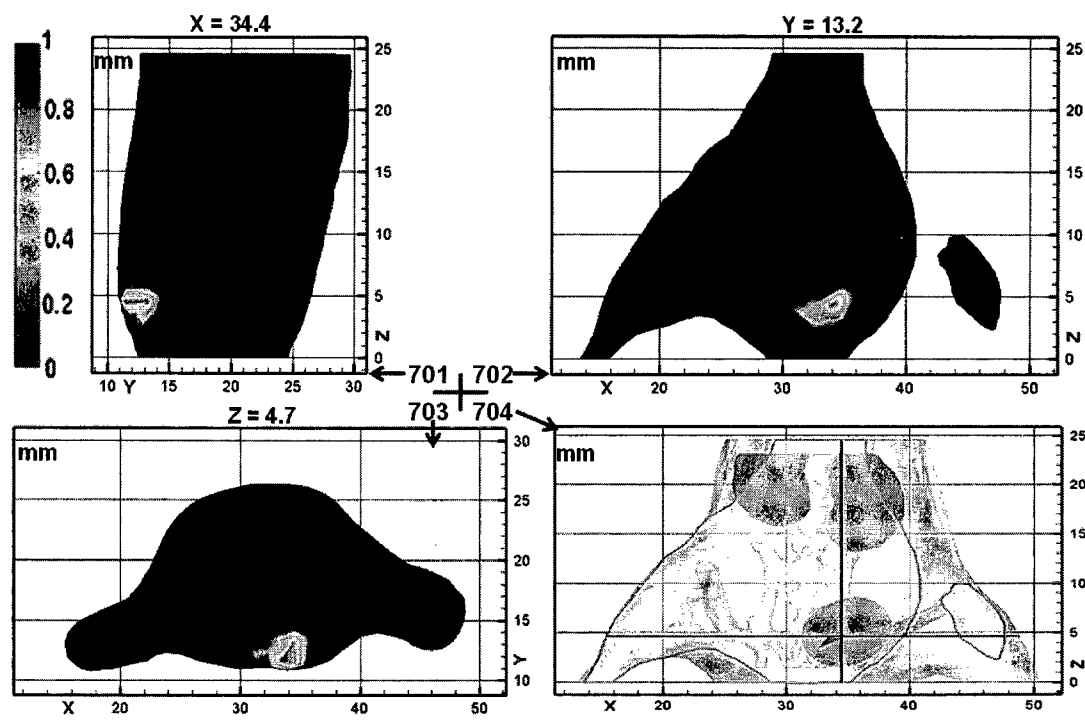


图 7

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2010/002141

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

G01T 1/22(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)

IPC: G01T1/-

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)

CPRS, CNKI, EPODOC, WPI cerenkov, tomography, imag+, picture, detect+, OCT, CLT, CCD

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	CN101856220A (UNIV XIDIAN) 13 Oct. 2010 (13.10.2010) claims 1-2, the description page 6 lines 10-36, Fig. 2	2, 4-5, 7-10
A	US6552347B1 (BIO SCAN S A) 22 Apr. 2003 (22.04.2003) the whole document	1-10

☐ 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

27 Jun. 2011(27.06.2011)

Date of mailing of the international search report

01 Sep. 2011 (01.09.2011)

Name and mailing address of the ISA/CN
The State Intellectual Property Office, the P.R.China
6 Xitucheng Rd., Jimen Bridge, Haidian District, Beijing, China
100088
Facsimile No. 86-10-62019451

Authorized officer

BAI,Xuetao

Telephone No. (86-10)62412069

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/CN2010/002141

Patent Documents referred in the Report	Publication Date	Patent Family	Publication Date
CN101856220A	13.10.2010	NONE	
US6552347B1	22.04.2003	WO9908130A1	18.02.1999
		AU3690997A	01.03.1999
		EP1004039A1	31.05.2000
		JP2001512840T	28.08.2001
		JP3569227B2	22.09.2004
		AT250771T	15.10.2003
		DE69725179T	01.07.2004

国际检索报告

国际申请号
PCT/CN2010/002141

A. 主题的分类

G01T 1/22(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)

IPC: G01T1/-

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))

CPRS, CNKI, EPODOC, WPI 切伦科夫, 塞伦科夫, cerenkov, 断层成像, 成像, 探测, 检测, 三维, CLT, 荧光, cerenkov, tomography, imag+, picture, detect+, OCT, CLT, CCD

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	CN101856220A (西安电子科技大学) 13.10 月 2010 (13.10.2010) 权利要求 1-2, 说明书第 6 页第 10 行至第 36 行, 附图 2	2, 4-5, 7-10
A	US6552347B1 (BIO SCANS A) 22.4 月 2003 (22.04.2003) 全文	1-10

☐ 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
27.6 月 2011(27.06.2011)

国际检索报告邮寄日期
01.9 月 2011 (01.09.2011)

ISA/CN 的名称和邮寄地址:
中华人民共和国国家知识产权局
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

白雪涛
电话号码: (86-10) **62412069**

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号
PCT/CN2010/002141

检索报告中引用的 专利文件	公布日期	同族专利	公布日期
CN101856220A	13.10.2010	无	
US6552347B1	22.04.2003	WO9908130A1	18.02.1999
		AU3690997A	01.03.1999
		EP1004039A1	31.05.2000
		JP2001512840T	28.08.2001
		JP3569227B2	22.09.2004
		AT250771T	15.10.2003
		DE69725179T	01.07.2004