

# 低剂量口腔 CT 成像系统关键技术与成像方法研究

胡战利 张其阳 蒋昌辉 李彦明 郑海荣

(中国科学院深圳先进技术研究院 深圳 518055)

**摘要** 口腔 CT(Dental CT)是专门针对人体颌面部进行 X 射线成像的设备,其在颌骨内阻生牙的术前评估、口腔种植、颞下颌关节病、颌骨囊肿及肿瘤、牙髓病与根尖周病及口腔正畸学等方面具有重要应用。目前,国外已经研发出一些口腔 CT 产品,但价格昂贵,功能和技术指标也存在诸多不足。而我们自主研发的口腔 CT 系统具有无损、分辨率高、影像无重叠、无畸变、剂量低等优点。凭借着分辨率高、影像无畸变的数字化成像优势,该系统可广泛应用于口腔种植、齿科外科、牙体牙髓科、牙周疾病等方面的医学诊断。

**关键词** 口腔 CT; 低剂量; 无损; 口腔种植; 牙周疾病

## Development of a Low-dose Dental CT System

HU Zhan-li ZHANG Qi-yang JIANG Chang-hui LI Yan-ming ZHENG Hai-rong

(Shenzhen Institutes of Advanced Technology, Chinese Academy of Sciences, Shenzhen 518055, China)

**Abstract** Dental CT as a dedicated CT of human maxillofacial is widely used in clinical procedures including preoperative evaluation of impacted teeth in bone, dental implants, diagnosis of temporomandibular joint disease, jaw cysts and tumors, orthodontics, and teeth marrow disease, etc. Although there are some Dental CT machines abroad, they are expensive and there are some shortcomings in their functions and technical indexes. Dental CT has the following advantages: as no destruction, high resolution, no image overlapping, no image distortion and low dose. By virtue of high resolution and no image distortion, this CT system can be widely applied in a number of dental treatments such as filling, tooth-planting, periodontal disease, dental surgery etc.

**Keywords** dental CT; low dose; no destruction; tooth-planting; periodontal disease

## 1 引言

口腔健康是反映人体健康和生命质量的一面镜子,被世界卫生组织列为人体健康的十大标准之一。口腔医学专家认为,口腔健康状况会影响一个人的全身健康及生命质量,且全身的系统性疾病亦可以通过口腔器官表现出来。因此,如果对口腔疾病没有进行及时有效的治疗则可能会对全身健康造成威胁,导致和加剧许多全身性疾病。而现代医学影像设备的发

展对于口腔疾病诊治提供了有力的工具。随着社会的进步,口腔健康逐渐得到了人们的关注,目前国内普通医院进行口腔检查常采用 X 射线平片、曲面全景摄影等方法<sup>[1-3]</sup>。虽然上述方法能够满足部分疾病的诊治,但疾病诊断的可靠性一直受到图像重叠、变形、分辨率低等因素的影响。对于大多数临床口腔医师而言,获取高分辨率的三维立体结构图像的口腔 CT(Dental CT)是诊断治疗的较为理想方式。因此,开展专用于口腔疾病诊疗的专用口腔 CT 系统及成像研究工作具有重要的意义。近年来,口腔 CT 成为国

**基金项目:** 深圳市战略性新兴产业发展专项资金项目(JCYJ20130401170306796), 深圳市基础研究项目(JC201005280581A, JC201105190923A), 国家自然科学基金项目(61102161)。

**作者简介:** 胡战利, 助理研究员, 研究方向为 CT 成像理论、方法及其应用, E-mail: zl.hu@sia.ac.cn; 张其阳, 工程师, 研究方向为计算机软件系统; 蒋昌辉, 工程师, 研究方向为机械设计; 李彦明, 工程师, 研究方向为电子控制; 郑海荣, 研究员, 研究方向为高端医学影像技术。

内外研发的一个重要方向。一些发达国家的政府、企业、研究机构和大学投入大量人力物力以致力于口腔CT技术研究和设备开发。随着 Arai 在 1997 年完成第一台口腔 CT 原型的开发,现代口腔医学进入了一个高速发展的阶段。目前,国外已有几家单位研发出口腔 CT 产品,如意大利的 NewTom VG 和 ICAT、韩国 VATECH、芬兰 Plemeca、德国 SIRONA、美国锐珂等公司相继开发出了商用的口腔 CT 系统。

目前国内尚无自主研发的商业化口腔 CT 设备,但在 CT 理论研究和软件开发方面发展迅速。清华大学、中国工程院电子所、北京航空航天大学、中国科学院高能物理研究所、中国科学院深圳先进技术研究院、中北大学、首都师范大学等单位近年来均开展了 CT 成像方面的研究并取得了可喜的进展,部分相关的技术可以应用到口腔 CT 系统中,但仍然存在很多具体问题,需要进一步研究。

口腔 CT 系统与工业 CT 系统存在很大的不同:工业 CT 系统中射线源和探测器保持不动,通过旋转被测物进行扫描获取数据;而口腔 CT 扫描对象为人,因此需要射线源和探测器进行旋转,而人保持静止,这就加大了系统设计的难度。另外,与 CT 辐射相关的癌症风险是研究人员和广大群众普遍关注的问题,故低辐射剂量下的成像研究具有重要意义<sup>[4]</sup>。总体上来说,口腔 CT 系统的自主研发仍然存在很多问题需要解决,如:C型臂旋转机架设计,射线源的曝光模式设计,低剂量的扫描模式和成像算法研究,快速重建方法研究,伪影校正方法研究等。另,空间分辨率、密度分辨率、时间分辨率、对比度、噪声、剂量及各种伪影均是衡量口腔 CT 的指标。因此,应该根据口腔 CT 的具体特点,平衡各性能指标,优化系统性能。

## 2 口腔 CT 系统设计

口腔 CT 系统主要包括两大部分:硬件系统和软件系统。其中硬件系统主要包括:扫描机架、X 射线球管、激光定位器、探测器、高压发生器及电源等辅助设备。软件部分包括:CT 数据采集模块、CT 图像重建模块、CT 图像应用模块三个层面。

口腔 CT 的工作流程如下:首先对受检测者进行激光定位,确保被扫描部位在视野之内,然后开启 X 射线,X 射线穿过被扫描组织后衰减的射线被探测器探测,经 A/D 转换器转变为数字信号后传入计算机系统,再通过相应的重建算法对数据进行处理,最终获取 CT 图像。根据需要对 CT 图像进行窗口及各种显示调整,以供诊断。

### 2.1 牙弓曲线参数的确定

在设计阶段主要考虑牙弓曲线,如图 1 标示了牙弓长和牙弓宽的定义。选取我国南方、中部以及北方的几个具代表省份及代表性民族进行牙弓形态研究<sup>[5-8]</sup>,使样本基本上能涵盖所有人群。表 1 详细介绍了各地区和民族中男性和女性的牙弓形态几何参数的差异。

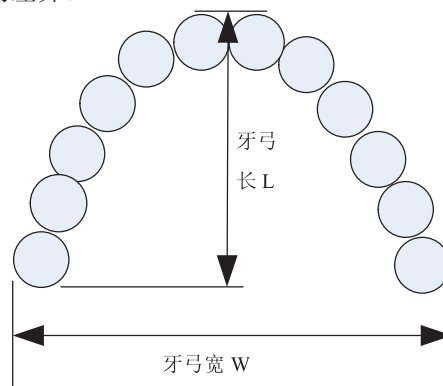


图 1 口腔参数的考察指标

表 1 成年人牙弓形状参数(单位 mm)

地区/民族	男性		女性	
	牙弓长	牙弓宽	牙弓长	牙弓宽
云南	36.58	50.53	35.72	48.58
福建	43.41±6.87	61.63±4.25	42.7±7.75	59.68±3.45
山东	36.24±2.18	51.04±1.11	35.68±1.71	48.49±1.69
汉族	32.10±2.70	48.50±2.5	31.96±2.6	40.05±2.2
维吾尔族	34.15±2.72	38.96±2.39	33.10±2.78	47.95±2.44
彝族	44.72±2.15	56.54±3.09	44.25±1.87	55.87±2.81
哈萨克族	27.85±2.48	52.37±2.05	27.26±2.12	44.73±1.92

统计样本的牙弓长最大值为  $(44.72 \pm 2.15)$  mm, 牙弓宽最大值为  $59.68 \pm 3.45$  mm。由于口腔 CT 系统采用二维轨迹产生装置, 所以只需满足最大号的牙弓形状条件即可。综合考虑种族、地域、年龄以及给出适当的机构调整范围, 二维运动产生装置的运动范围设定为:  $100 \text{ mm} \times 100 \text{ mm}$ 。

## 2.2 C 形臂几何结构参数的确定

C 形臂是安装在悬臂梁上带动 X 射线源与 X 射线探测器转动的装置, 其几何参数需要根据选取的探测器尺寸、光源张角及被测物的尺寸确定, 几何结构示意图见图 2。

选取探测器的有效面积为  $230 \text{ mm} \times 190 \text{ mm}$ , 射线源的锥束张角为  $20^\circ$ 。为充分利用探测器的有效面积, 探测器距离射线源的距离 SDD 大于 652 mm, 同时为了满足不同放大比下不同扫描模式的需求, 将

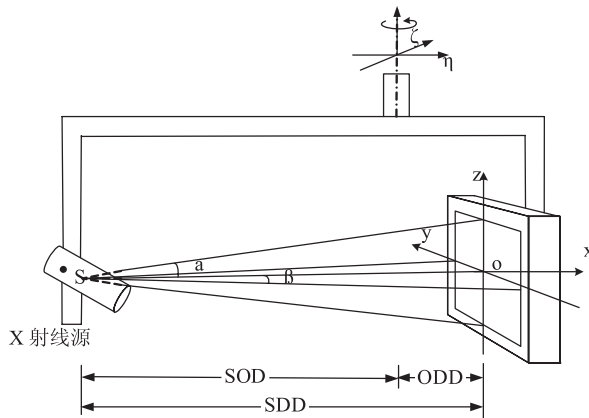


图 2 C 型臂的几何结构图

C 形臂安装 X 射线源的一侧设为可移动装置, 探测器一端固定。通过对扫描对象尺寸进行统计, 并得到不同放大比下的图像, 在此基础上将 SOD 的范围确定在  $200 \sim 667$  mm, 调整幅度为 467 mm, 详细参数见表 2。

## 2.3 口腔 CT 系统的结构设计

目前的口腔 CT 系统结构主要有四种: 卧式、半卧式、站立式和坐式, 它们的结构特点见表 3。相较卧式结构来说, 坐式结构能达到设计简单、占地面

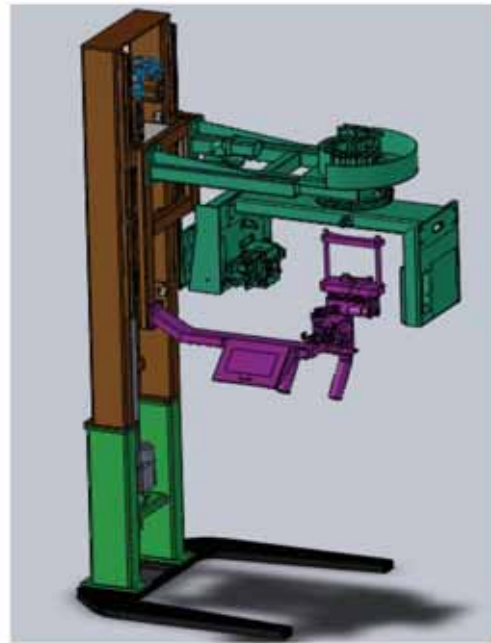


图 3 口腔 CT 系统机械结构示意图

表 2 不同视野及分辨率下的参数表

放大比	图像像素大小( $\mu\text{m}$ )	视野 ( $\text{mm} \times \text{mm}$ )	SDD ( $\text{mm}$ )	SOD ( $\text{mm}$ )	ODD ( $\text{mm}$ )
2.0	63.5	108×91	320	160	
1.5	84.7	149×124	480	320	160
1.3	97.7	175×145	693	533	
2.0	63.5	111×92	400	200	
1.5	84.7	151×125	600	400	200
1.3	97.7	175×145	867	667	

注: 表中视野计算方法为计算内切圆的直径。

表 3 口腔 CT 结构各种形式的特点

病人姿势	特点	优点	缺点
卧式	扫描平面与地面垂直	患者头部易固定	系统空间大, 患者不方便
半卧式	扫描平面倾斜	患者头部易固定	机械结构设计复杂
站立式	扫描平面与地面平行	操作方便, 空间小	患者头部容易移动
坐式	扫描平面与地面平行	操作方便, 空间小	座椅设计复杂

积小、方便患者检查等目的,故本文进行的是坐式结构设计(见图3)。系统主要由底座、立柱横梁、二维运动产生装置、旋转装置、X射线源、X射线探测器、头部支撑及调节装置、X射线源位置调节装置、X射线探测器调节装置等组成,其系统外观设计见图4。



图4 口腔CT系统外观设计

## 2.4 关键器件的选型

用的探测器为瓦里安的 PaxScan 2520D,详细参



图5 射线源控制器

(①区调节管电压、管电流、曝光时间、焦点大小;②区调节照射拍摄;③、④暂时未开发;⑤区为电源开关)

数见表4。

射线源选用的是国产X射线机,型号为E-40R HF X20P L型(国产波纹陶瓷管),其主要技术参数见表5。意大利IAE旋转阳极球管(X20PL)和意大利IMD组合式高压发生器和控制系统(国内上海厂家开发),控制器见图5。

## 3 系统控制和数据采集处理

### 3.1 系统控制

口腔CT系统C型臂具有x-y两个方向的移动自由度和一个w轴旋转自由度。其中x-y两个移动自由度的主要功能是将C形臂的旋转中心定位到目标位置,而w轴旋转自由度则起带动C形臂绕旋转中心旋转的作用。X射线源具有x方向的移动自由度,探测器具有y方向的自由度,其行程要求分别为500 mm、200 mm。

控制系统主要由伺服电机系统和步进电机系统来实现。控制系统应能满足上述三种扫描方式的独立和协调控制,其运动范围、定位精度、速度和存放周期应能达到指标要求,且系统操作方便、运行稳定可靠、易于维护。控制系统在接收到用户的操作指令后,将指令传输给系统的中央处理器(CPU)和系统控制模块,然后驱动执行单元完成动作,在运动的实现过程中,系统各部分的位置信息随时反馈到CPU进行比较和调整。

### 3.2 数据采集和预处理

#### (1) 数据采集

根据患者的扫描部位确定扫描条件:包括扫描电压、电流及扫描模式,进行定位后直接开始扫描。

#### (2) 暗电流图像消除

在X射线源关闭的时候,空气中的一些固有信息也会被探测器所接收,也就是说所采集的物体数据实际上包含暗电流噪声。消除暗电流图像的方法是利用输出原始图像减去平均后的暗电流图像,见数学表达式(1)。

$$I_d = I_d - I_{Noise} \quad (1)$$

表4 PaxScan 2520D 探测器参数

型号	面积	像素尺寸	总大小/cm	像素数	接收器	ADC 位数	能量范围
Varian 2520D(2520CL)	25cm×20cm	127	25×20	1,536(h) ×1,920(h)	CsI+非晶硅	14位	40~150 keV

表 5 射线源可调参数

透视							
项目	管电压	管电流		累积时间	焦点	脉冲透视	
		小 mA	大 mA				
参数	40~120 kV 连续可调 (步长 1 kV)	0.3~1.6 mA (对应 40 kV~ 120 kV)	1.0~3.2 mA (对应 40 kV~ 120 kV)	每 4.5 分钟声响报 警, 5 分钟切断	0.3 mm×0.3 mm	10 mA 40~120 KV 0.5S 1S 1.5S 2S	

摄片					
项目	管电压	管电流	曝光时间	焦点	数字曝光
参数	40~120 kV 连续可调 (步长 1 kV)	71~23 mA (按等功率对应 40 kV~120 kV)	按 R10 系列 由 0.04~3.2 秒	0.6 mm×0.6 mm	20 mA 40~120 kv 时间由外部数字 系统控制

X 射线管							
项目	阳极转速	最高峰值电	最大灯丝电	焦点	标称输入功	最大阳极热	固有滤过当
		压(小焦/大 焦)	流(小焦/大 焦)		率(小焦/大 焦)	容量	量
参数	2800 rpm	130 kV	5.4 A	0.3/0.6 mm	5 kW/17 kW	200 kHU	1 mmAL

X 射线管组件							
项目	最高工作 频率	最大功率	透视、摄影管 电压	透视管电流	摄影管电流	加载因素组合	
						摄片	透视
参数	40 kHz	5 kW	40 kV~120 kV	0.3 mA~3.2 mA	23 mA~71 mA	23 mA、120 kV; 53 mA、 70kV; 71 mA、40 kV	3.2 mA、120 kV

$$p = -\log \frac{I_d}{I_{Normal} - I_{Noise}} \quad (2)$$

### (3) 亮场校正

由于硬件工艺问题, 探测器灵敏度在探测器的不同有效区域内可能不同, 因此导致探测器表面可能会有明暗差别。另外, X 射线源发射的射线也可能由于硬件和空间环境的影响, 致使 X 射线空间不均匀。为了提高平板探测器有效区的分布灵敏度, 并改善 X

射线的空间不均匀性, 可以利用公式(2)进行亮场校正, 并获取进行重建的投影数据。

由于探测器本身的工艺, 或者长时间使用可能会出现某些特别大或特别小的点或线值, 我们称之为坏点和坏线。这些坏点、坏线将严重影响图像量, 对后期处理重建也会带来不小的麻烦。为了去除这些坏点坏线, 需要先找出这些坏点坏线值的位置, 然后利用临值对其进行补偿。

## 4 低剂量重建算法及 GPU 加速技术

传统的 CT 重建算法要求扫描完整的数据,即射线源和探测器绕着被测物进行 360 度旋转获取完整的数据。然而,伴随着 CT 在临床上的使用越来越频繁和普遍,与 CT 辐射相关的癌症风险也引起了研究者和群众的普遍关注。降低辐射剂量是口腔 CT 系统研发的一项内容,因此本部分主要进行了低剂量的扫描重建研究,包括短扫描 FDK 重建算法,并进行了 GPU 加速图像重建研究。

### 4.1 FDK 重建算法

FDK 算法是圆轨迹锥束重建算法中使用最广泛的算法之一。实际上,FDK<sup>[9-10]</sup>法是二维扇束滤波反投影(FBP)算法的三维扩展。FDK 算法对中心平面(光源轨迹所在的平面)的重建是精确的,而对非中心平面则是近似重建。由于其快速、高效的特点而被广泛应用于医学及工业 CT 系统。下面简单介绍一下 FDK 的重建算法。

假定由 X-ray 焦点和平板探测器构成的锥束转动,转台固定。坐标系  $Oxyz$  如图 6 所示:射线源焦点  $S$  在平面  $Oxy$  内以  $O$  为圆心、 $R_0$  为半径的圆周上运动。若记  $\beta$  为  $\overline{OS}$  与  $y$  轴的正半轴所形成的逆时针角, $S=(-R_0 \sin \beta, R_0 \cos \beta, 0)$ ,探测器平面的法向为  $\overline{OS}$ ,并记探测器平面为  $\Psi$ ,  $OM$  为探测器宽度的一半。

那么 FDK 重建算法可以表述为:

$$f(\vec{r}_0) = \frac{1}{2} \int_0^{2\pi} \frac{R_0^2}{(R_0 - \vec{r} \cdot \vec{y}_\beta)^2} p(\beta, u, v_0) h(u_0 - u) du d\beta \quad (3)$$

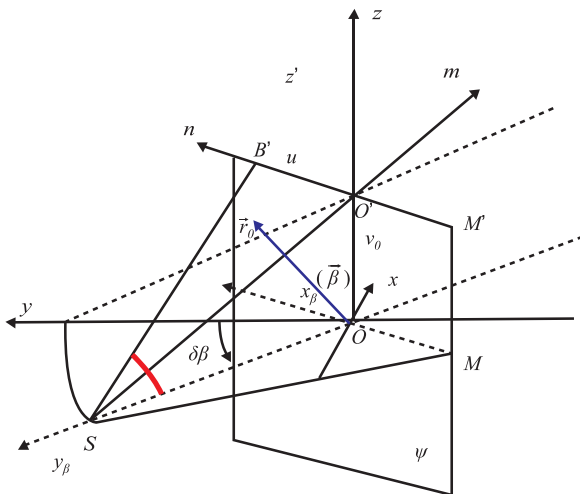


图 6 基于平板探测器的圆轨迹锥束 FDK 几何示意图

其中,  $h(u) = \int_{-\infty}^{\infty} |\omega| e^{i2\pi\omega u} d\omega$ ,

$$\text{投影位置 } u_0 = \frac{R_0 \vec{r}_0 \cdot \vec{x}_\beta}{R_0 - \vec{r}_0 \cdot \vec{y}_\beta}, \quad v_0 = \frac{R_0 z_0}{R_0 - \vec{r}_0 \cdot \vec{y}_\beta}$$

FDK 重建算法要求扫描数据是在 360 度完整扫描数据,其中有很多冗余数据,为减少冗余计算,衍生出半扫描重建算法。

### 4.2 半扫描 FDK 重建算法

半扫描方法将常规的 360 度圆周扫描降低到 180 度加上一个小角度,因此投影数据减少了近一半,也就是说受检者接受的辐射剂量降低为原来的一半。因此本小节开展半扫描的重建研究,并应用到口腔 CT 系统的扫描重建中。

早在 1981 年 Parker<sup>[11]</sup>提出了优化的扇形束半扫描重建方法,该方法被直接移植到圆轨迹锥束重建中,即确定角度下将平板探测器的每行投影数据与加权因子  $W(\beta, \alpha)$  相乘,进而进行重建。

$$W(\beta, \alpha) = \begin{cases} \sin^2\left(\frac{\pi}{4} \frac{\beta}{\delta - \alpha}\right), & 0 \leq \beta \leq 2\delta - 2\alpha \\ 1, & 2\delta - 2\alpha \leq \beta \leq \pi - 2\alpha \\ \sin^2\left(\frac{\pi}{4} \frac{\pi + 2\delta - \beta}{\delta + \alpha}\right), & \pi - 2\alpha \leq \beta \leq \pi + 2\delta \end{cases} \quad (4)$$

其中,  $\beta$  为扇束的中心射线与  $Y$  轴的旋转角度,  $\delta$  为扇束的半张角,  $\alpha$  是每条射线与中心射线的夹角。

2006 年 Dong Yang 等人<sup>[12]</sup>将圆轨迹锥束的半扫描重建公式进行修正,对非中平的重建进行了新的加权修正,并将该方法记为 FDKHSCW,其重建公式可以表述为:

$$f(\vec{r}_0) = \frac{1}{2} \int_0^{\pi+2\delta} \frac{R_0^2}{(R_0 - \vec{r} \cdot \vec{y}_\beta)^2} \int_{-\infty}^{\infty} W(\beta', \alpha) \frac{R_0}{\sqrt{R_0^2 + u^2 + v_0^2}} p(\beta, u, v_0) h(u_0 - u) du d\beta \quad (5)$$

其中,

$$W(\beta', \alpha) = \begin{cases} \sin^2\left(\frac{\pi}{4} \frac{\beta'}{\delta - \alpha}\right), & 0 \leq \beta' \leq 2\delta - 2\alpha \\ 1, & 2\delta - 2\alpha \leq \beta' \leq \pi - 2\alpha \\ \sin^2\left(\frac{\pi}{4} \frac{\pi + 2\delta - \beta'}{\delta + \alpha}\right), & \pi - 2\alpha \leq \beta' \leq \pi + 2\delta \end{cases} \quad (6)$$

$$\beta' = \beta \cdot \frac{1}{\sqrt{1 + v_0^2 / R_0^2}} \quad (7)$$

$$R_0' = \sqrt{R_0^2 + v_0^2} \quad (8)$$

$$\delta = \tan^{-1}(MO / R_0') \quad (9)$$

$$\alpha = \tan^{-1}(u/R_0')$$
 (10)

$\beta'$  为加权重的旋转角度, 由沿着 Z 方向的位置决定;  $\delta$  为倾斜扇束的半张角,  $\alpha$  是倾斜扇束上每条射线与中心射线的夹角。

在研发的口腔 CT 样机上进行实验, 实验参数如下: 电压 60 KV, 电流 0.6 mA, 加 0.13 mm 的铝滤波片, 探测器为 1920×1536 的平板探测器, 进行 4×4 合并, 0~360 角度内采样 310 个投影。射线源到转台中心的距离为 460 cm, 转台中心到探测器的距离为 600 cm, 探测器单元尺寸 0.127 cm。对上述条件下采集的数据, 分别用标准的 FDK 和 FDKHSCW 进行重建, 重建结果见图 7。其中图(a)为 FDK 重建图像, 图(b)为 FDKHSCW 重建结果, (c)中红色和白色曲线分别为图(a)和(b)的 128 行密度曲线。

### 4.3 半扫描 FDK 算法的 GPU 加速

GPU 拥有多个流处理器, 其执行指令的方式是单指令多数据的方式 (Single Instruction Multiple Data, SIMD), 因此 FDK 重建算法适合采用 GPU 进行重建。GPU 加速的 FDK 流程见图 8, 首先将投影数据准备好, 输入到 GPU 设备的全局存储器中, 然后对投影数据进行加权滤波, 并将滤波后的数据绑定到纹理存储器中, 再进行反投影, 最后将重建的三维

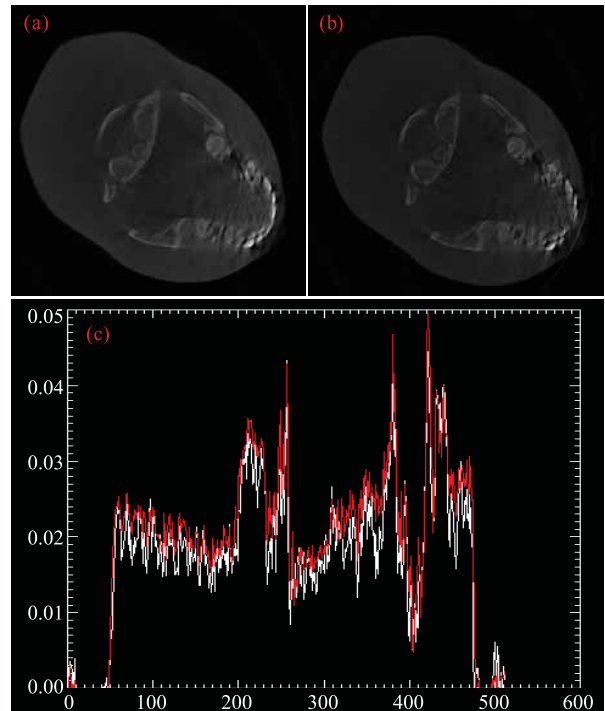


图 7 重建图像

(a) 为 FDK 重建的图像, (b) 为 FDKHSCW 重建结果, (c) 中红色和白色曲线分别为图(a)和(b)的 128 行的密度曲线)

图像数据传到 CPU 设备中存储。

CUDA 的存储模块分为全局、常量、纹理、共享

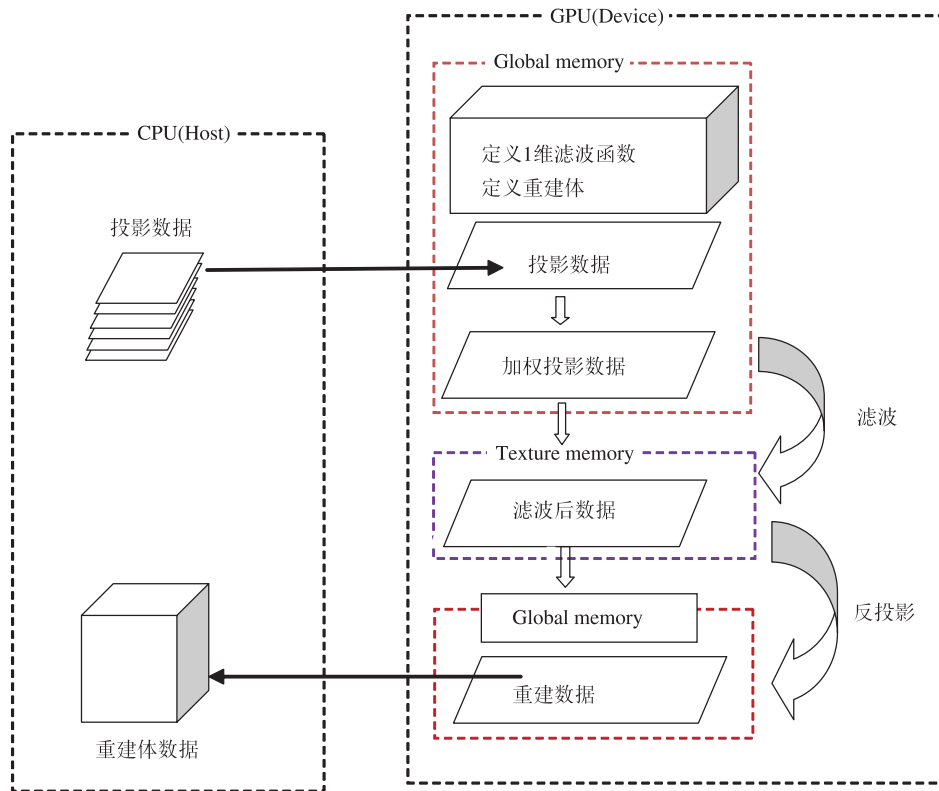


图 8 基于 CUDA 的 FDK 三维图像重建流程图

和本地存储器。每一种存储器都有它各自的应用范围和时钟周期：全局存储器可以被所有线程访问，但其速度很慢，访问延时是 400-600 时钟周期；常量存储器和纹理存储器性能较高，但只能被线程读取而不具备写的能力；共享存储器则只能被本线程块的线程可见，它的生命周期与块一样；而本地存储器则仅限本线程读写。

考虑到 FDK 的重建特点和数据使用，采用如下三种方法进行存储器优化，实现存储器的合理利用。

(1)减少在主机上执行代码，尽可能地将代码移到设备上执行，提高算法的并行度。算法实现中将加权步骤移至 GPU 上进行并行计算，提高重建速度。

(2)最小化主机存储器和设备存储器间的数据传输，将多次少量数据的传输组合成一次大量数据的传输，算法中一次性将 N 幅投影数据加载到 GPU 进行处理。

(3)减少重建过程中反投影数据读取的时间。在反投影计算过程中需要使用投影数据，而且投影数据只需要进行一次读取，基于此，程序中将投影数据绑定到纹理存储器，加速对数据的读取速度。

在 GPU 上实现投影数据的频率域滤波，主要通过调用 NVIDIA 提供的 CUFFT 函数库实现时域到频

域的变换，具体步骤如图 9。

常规的 FDK 重建中，反投影部分所占时间为整个重建时间的 95% 左右，因此是重建中最耗时间的部分。然而，在反投影计算中，每个体素执行的是同样的运算过程，具有高度的并行化。

具体做法如下：将重建体数据划分为三维线程块，降低算法的复杂度，线程块的划分方法如图 10 所示。每一个线程执行一个体素的反投影计算，每次对 I 幅投影数据进行计算。一个线程块中一般只含有 512 个线程，目前最好的商用 GPU 也不超过 1024 个线程。对于投影数据为  $360 \times 521 \times 521$ ，重建体为  $512 \times 512 \times 512$  的图像(约 512 MB 的内存)，本文所用显卡完全可以将所有重建数据放置在显存中，因此对于这种数据重建效率很高。然而，当进行高分辨率的三维图像重建时，一次反投影计算可能无法将所有的体素都计算完，因此需要设置循环，对反投影 Kernel 函数反复调用。如投影数据为  $360 \times 2084 \times 2084$ ，重建体为  $2048 \times 2048 \times 2048$  (约 32 GB 的内存)的图像，本文采用的方式为：第一，最大化利用线程块里的线程，第二，把多余的部分通过扩展 block 的数目来弥补。用总显存数目减去算法中所需变量的内存及显示所需要内存，最后得到的剩

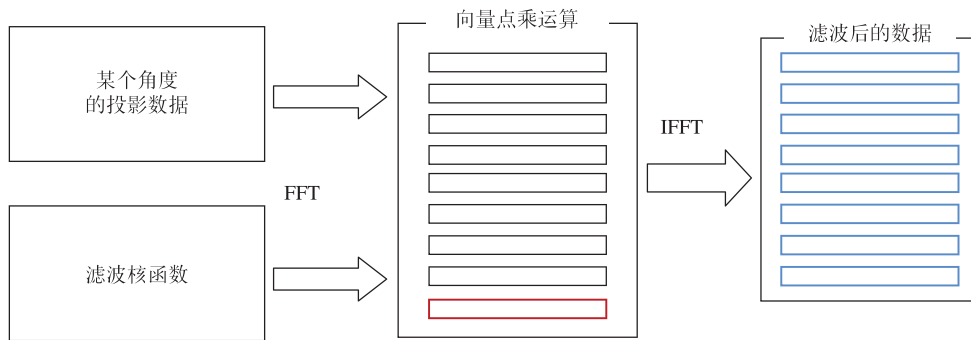


图 9 GPU 下投影数据滤波流程图

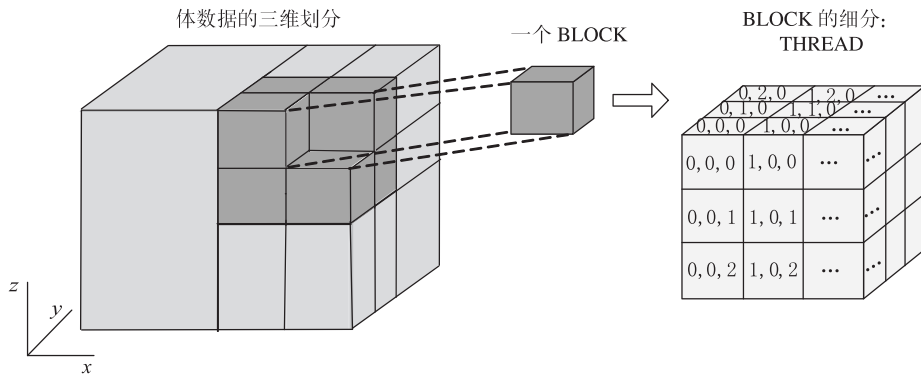


图 10 体数据的三维线程块划分方法



余内存数量除以一层断层所需内存空间, 得出一次能够重建的层数。

#### 4.4 实验

对显微 CT 采集的昆虫数据进行 GPU 加速重建, 实验参数如下: 电压 60 kV, 功率 10 W, 探测器为  $2048 \times 2048$  的 CCD 探测器,  $0 \sim 360$  角度内采样 360 个投影。射线源到转台中心的距离为 79 mm, 转台中心到探测器的距离为 740 mm, 探测器单元尺寸 0.024 mm, 对在上述条件下采集的数据利用 GPU 加速的 FDKHSCW 进行重建。

下面对 GPU 加速的结果从两个方面进行对比分析, 包括成像速度和成像质量。其中 CPU 和 GPU 重建时间对比见表 6。从表中可看出对  $360 \times 521 \times 521$  的投影数据, 重建图像为  $512 \times 512 \times 512$  时, CPU 运行的时间为 1701 秒, GPU 运行时间 5.8 秒, 此时 GPU 提速高达 293 倍。同时, 对  $360 \times 2048 \times 2048$  的投影数据, 重建图像为  $2048 \times 2048 \times 2048$  时, CPU 运行的时间为 104790 秒, GPU 运行时间 682.5

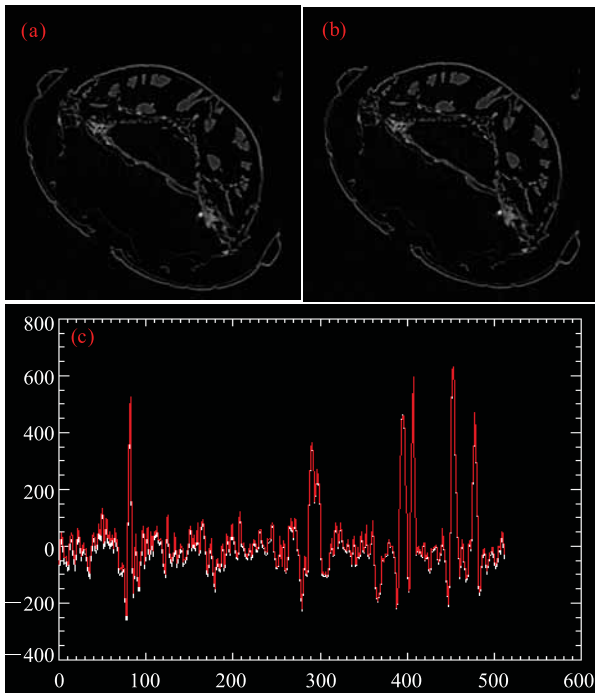


图 11 叶甲虫断面重建图像

(a) 为 CPU 重建结果; (b) 为 GPU 重建结果; (c) 中红色、白色分别为图 (a)、(b) 中第 256 行的密度值)

秒, GPU 提速高约 153 倍。CPU 和 GPU 重建质量的对比见图 11, 其中, (a) 为 CPU 重建的叶甲虫断面图像; (b) 为 GPU 重建叶甲虫断面图像; (c) 中红色、白色分别为图 (a) (b) 中第 256 行的密度值, 从图中可以看出其重合度很高, 由此可见 GPU 重建图像并未降低图像质量。

## 5 结论与展望

本文从口腔 CT 设备的研制和应用需求出发, 研究了低剂量的成像算法, 包括半扫描模式下的两种图像重建算法。同时, 利用 GPU 进行加速, 能够在确保图像质量的同时大大地提高了重建速度。

在低剂量成像算法的研究过程中, 充分考虑了口腔 CT 的特点, 开展了半扫描下的不同重建算法的对比、分析。上述方法通过减少扫描数据量的方式降低了辐射剂量。而在 GPU 加速图像的过程中, 充分考虑了加权、滤波和反投影三个阶段, 分别设计了适合 CUDA 的并行计算方法。同时, 根据 GPU 存储器特点, 使用多种存储器, 优化数据传输和访问, 实现了 CPU 和 GPU 协调合作。将 GPU 的半扫描图像重建速度与 CPU 上的重建速度相比发现, 前者较后者提高 150 倍。另外, 利用 GPU 加速图像重建算法可以拓展到更多的算法中。

在未来的工作中, 我们将考虑研究最近几年新兴的基于压缩感知理论<sup>[13-16]</sup>的低剂量重建算法, 例如 TV 算法<sup>[17-20]</sup>、PICCS 算法<sup>[21-31]</sup>、字典学习算法<sup>[32-34]</sup>。

#### 参考文献

- [1] 程波, 戴琳, 张汉东, 等. 常规 X 线平片、二维和三维 CT 检查诊断颌面部骨折的对比研究 [J]. 华中科技大学学报: 医学版, 2008, 37(5): 661-664.
- [2] 李峰, 黄伟, 杨震. 超高速 CT 三维重建在颌面部髁状突骨折中的应用研究 [J]. 医学影像学杂志, 2004, 14(4): 272-274.
- [3] 马金兰, 石四箴. 三维 CT 在口腔医学中的应用 [J]. 口腔医学, 2008, 28(12): 660-662.
- [4] Gonc E N, Kandermir N, Kinik S T. Significance of low-dose and standard-dose ACTH tests compared to overnight metyrapone

表 6 CPU 和 GPU 重建时间对比

FDK 算法过程		重建时间统计 (/s)		加速比
投影数据	重建图像	CPU-FDK	GPU-FDK	(/倍)
$360 \times 521 \times 521$	$512 \times 512 \times 512$	1701	5.8	293
$360 \times 2048 \times 2048$	$2048 \times 2048 \times 2048$	104790	682.5	153

- test in the diagnosis of adrenal insufficiency in childhood [J]. *Hormone Research in Paediatrics*, 2003, 60: 191-197.
- [5] 马巧玲, 徐芸, 陆葦. 云南省彝族人正常颌牙、牙弓、基骨的测量 [J]. *上海口腔医学*, 2008, 17(2): 125-128.
- [6] 钟萍萍, 张端强, 胡志坚. 福建地区成年人正常颌的牙、牙弓测量分析 [J]. *福建医科大学学报*, 2009, 43(1): 57-60.
- [7] 张晓蓉, 徐芸, 邓怡. 云南省正常青年牙、牙弓测量分析 [J]. *昆明医学院学报*, 2000, 21(2): 40-42.
- [8] 郭杰, 王春玲, 陈扬熙. 山东地区成人正常牙颌测量的研究 [J]. *口腔医学*, 2005, 25(3): 140-141.
- [9] Grass M, Köhler T. 3D cone-beam CT reconstruction for circular trajectories [J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2000, 45: 329-347.
- [10] Gies M, Kalender W, Wolf H, et al. Dose reduction in CT by anatomically adapted tube current modulation: I. Simulation studies [J]. *Medical Physics*, 1999, 26: 2235-2247.
- [11] Parker D L. Optimal short scan convolution reconstruction for fan beam CT [J]. *Medical Physics*, 1982, 9(2): 254-257.
- [12] Yang D, Ruola N. FDK half-scan with a heuristic weighting scheme on a flat panel detector-based cone beam CT (FDKHSCW) [J]. *International Journal of Biomedical Imaging*, 2006, 83983: 1-8.
- [13] Candes E J, Romberg J, Tao T. Robust uncertainty principles: Exact signal reconstruction from highly incomplete frequency information [J]. *IEEE Transactions on Information Theory*, 2006, 52(2): 489-509.
- [14] Candes E J, Tao T. Near-optimal signal recovery from random projections: Universal encoding strategies? [J] *IEEE Transactions on Information Theory*, 2006, 52(12): 5406-5425.
- [15] Donoho D L. Compressed sensing [J]. *IEEE Transactions on Information Theory*, 2006, 52(4): 1289-1306.
- [16] Candes E J, Wakin M B. An introduction to compressive sampling [J]. *IEEE Signal Processing Magazine*, 2008, 25(2): 21-30.
- [17] Sidky E Y, Pan X. Image reconstruction in circular cone-beam computed tomography by constrained, total-variation minimization [J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2008, 53(17): 4777-4807.
- [18] Bian J, Siewerdsen J H, Han X, et al. Evaluation of sparse-view reconstruction from flat-panel-detector cone-beam CT [J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2010, 55(22): 6575-6599.
- [19] Han X, Bian J, Eaker D R, et al. Algorithm-enabled low-dose micro-ct imaging [J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2011, 30(3): 606-620.
- [20] Ritschl L, Bergner F, Fleischmann C, et al. Improved total variation-based CT image reconstruction applied to clinical data [J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2011, 56(6): 1545-1561.
- [21] Chen G H, Tang J, Leng S. Prior image constrained compressed sensing (PICCS): a method to accurately reconstruct dynamic CT images from highly undersampled projection data sets [J]. *Medical Physics*, 2008, 35(2): 660-663.
- [22] Nett B, Tang J, Leng S, et al. Tomosynthesis via total variation minimization reconstruction and prior image constrained compressed sensing (PICCS) on a C-arm system [C] // *Proceedings of Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers*, 2008: 6913.
- [23] Chen G H, Tang J, Leng S. Prior image constrained compressed sensing (PICCS) [C] // *Proceedings SPIE6856, Photons Plus Ultrasound: Imaging and Sensing 2008: The Ninth Conference on Biomedical*, 2008, 685618.
- [24] Tang J, Nett B E, Chen G H. Performance comparison between total variation (TV)-based compressed sensing and statistical iterative reconstruction algorithms [J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2009, 54(19): 5781-5804.
- [25] Chen G H, Tang J, Hsieh J. Temporal resolution improvement using PICCS in MDCT cardiac imaging [J]. *Medical Physics*, 2009, 36(6): 2130-2134.
- [26] Nett B, Tang J, Aagaard-Kienitz B, et al. Low radiation dose C-arm cone-beam CT based on prior image constrained compressed sensing (PICCS): including compensation for image volume mismatch between multiple data acquisitions [C] // *Proceedings of Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers 7258, Medical Imaging 2009: Physics of Medical Imaging*, 2009, 725803.
- [27] Lubner M, Pickhardt P, Tang J, et al. Reduced image noise at low-dose multidetector CT of the abdomen with prior image constrained compressed sensing algorithm [J]. *Radiology*, 2011, 260(1): 248-256.
- [28] Brunner S, Nett B E, Tolakanahalli R, et al. Prior image constrained scatter correction in cone-beam computed tomography image-guided radiation therapy [J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2011, 56(4): 1015-1030.
- [29] Chen G H, Theriault-L P, Tang J, et al. Time-resolved interventional cardiac c-arm cone-beam CT: an application of the PICCS algorithm [J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2012, 31(4): 907-923.
- [30] Theriault-L P, Tang J, Chen G H. Time-resolved cardiac interventional cone-beam CT reconstruction from fully truncated projections using the prior image constrained compressed sensing (PICCS) algorithm [J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2012, 57(9): 2461-2476.
- [31] Theriault-Lauzier P, Tang J, Chen GH. Prior image constrained compressed sensing: Implementation and performance evaluation [J]. *Medical Physics*, 2012, 39(1): 66-80.
- [32] Xu Q, Yu H, Mou X, et al. Low-dose X-ray CT reconstruction via dictionary learning [J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging* 2012, 31(9): 1682-1697.
- [33] Lu Y, Zhao J, Wang G. Few-view image reconstruction with dual dictionaries [J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2012, 57(1): 173-189.
- [34] Zhao B, Ding H, Lu Y, et al. Dual-dictionary learning-based iterative image reconstruction for spectral computed tomography application [J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2012, 57(24): 8217-8229.