

# 基于图形处理器的人体皮肤组织实时成像谱域 相干光断层成像系统

朱珊珊, 高万荣, 史伟松

南京理工大学电子工程与光电技术学院, 江苏 南京 210094

**摘要** 光学相干层析(OCT)技术在活体成像应用中的无损、高速、超高分辨率特性使其在生物医学领域有着广阔的发展空间。通常情况下,OCT系统的数据采集量巨大,图像重建中包含的快速傅里叶变换(FFT)需要大量的计算时间,中央处理器(CPU)串行数据处理模式难以满足实时成像的需求。针对这一问题,将统一计算设备架构(CUDA)并行编程技术应用到皮肤组织成像的谱域相干光断层成像(SD-OCT)系统数据处理过程中,并在图形处理器(GPU)上予以实现。详述了系统算法并行化拆分以及对系统采集到的数据进行并行化处理等以提高成像速度的方法。利用搭建的SD-OCT系统对手指部位的皮肤组织进行成像并采集数据,用实验室现有数据处理平台MATLAB以及GPU分别对采集到的数据进行处理,对比了不同数据处理平台的成像速度和成像质量。结果表明,在保证成像质量不变的前提下,GPU+CPU混合编程技术比MATLAB数据处理平台的成像速率提高了10倍,满足了临床中对实时成像的实际要求。

**关键词** 医用光学; 医学成像; 图形处理器(GPU); 并行计算; 谱域相干光断层成像(SD-OCT); 二维实时成像

中图分类号 TN247

文献标识码 A

doi: 10.3788/LOP55.041701

## GPU-Based Fourier Domain Optical Coherence Tomography System for Real Time Imaging of Human Skin

Zhu Shanshan, Gao Wanrong, Shi Weisong

*School of Electronic and Optical Engineering, Nanjing University of Science and Technology,  
Nanjing, Jiangsu 210094, China*

**Abstract** The non-damage, high speed, and ultra-high resolution characteristics of optical coherence tomography (OCT) technology in *in vivo* imaging application make it a broad space for development in the biomedical imaging field. Generally, a large amount of OCT data are acquired, and fast Fourier transform (FFT) in the image reconstruction process requires much calculation time. Therefore, the traditional central processing unit (CPU) serial data processing mode is difficult to meet the requirements of real-time imaging. To this end, the compute unified device architecture (CUDA) parallel programming technique is applied to the data processing of skin tissue imaging in the spectral-domain optical coherence tomography (SD-OCT) system, and it is implemented in the graphics processing unit (GPU). We detail the parallelization of the system algorithm and the parallel processing of the data collected by the system to improve the imaging speed. In the experiment, we use the SD-OCT system to image the skin of the finger and collect the data. The data collected by the laboratory's existing data processing platform MATLAB and GPU are processed respectively, and the imaging speed and image quality of different data processing platforms are compared. The experimental results show that the GPU and CPU hybrid programming model has a processing speed up to 10 times faster than the CPU-based MATLAB method while the image quality remains the same, which meets the clinical requirement of real-time imaging in the clinic.

**Key words** medical optics; medical imaging; graphics processing unit (GPU); parallel computing; spectral-domain optical coherence tomography (SD-OCT); two-dimensional real-time imaging

**OCIS codes** 170.1650; 170.4500; 200.4560; 040.1520; 030.1640

收稿日期: 2017-09-13; 收到修改稿日期: 2017-10-25

基金项目: 国家自然科学基金(61275198,60978069)

作者简介: 朱珊珊(1994—),女,硕士研究生,主要从事生物医学成像方面的研究。E-mail: 1300536246@qq.com

导师简介: 高万荣(1961—),男,博士,教授,主要从事生物医学成像方面的研究。E-mail: wgao@njust.edu(通信联系人)

# 1 引言

光学相干层析技术(OCT)是在20世纪90年代末发展起来的一种光信号探测技术<sup>[1]</sup>,最初应用在眼科等透明组织的结构成像中,目前已发展到非透明组织的功能性成像<sup>[2-3]</sup>。OCT的分辨率可达到微米量级,成像深度可达毫米量级,是一种无接触、非入侵的成像方式,可以达到活体成像的要求,故在神经外科等无创、微创手术中有较好的辅助作用,在癌症的早期诊断、眼科视网膜成像和管状组织的内窥成像等方面也有广泛应用<sup>[4-7]</sup>。与电子计算机断层扫描(CT)、核磁共振成像(MRI)和超声等医学成像相比,OCT具有很大的优势。

随着OCT的快速发展,系统数据采集装置的采样速率也得到提高,目前最快的频域相干光断层成像(SD-OCT)系统已经能达到500 kHz的A-line扫描速率<sup>[8]</sup>。针对本文研究的SD-OCT系统而言,需要对采集到的数据进行重建,而影响皮肤图像能否实时重建的技术瓶颈是需要对采集到的数据的每一行分别进行正向傅里叶变换,将数据由频谱域空间变换到波数空间进行插值变换和快速傅里叶变换(FFT),然后再对变换后的图像进行三维或者二维成像显示。由于待处理的数据量庞大,而FFT算法的计算复杂度较高,从而导致对采集的数据进行重建成像的计算量极其巨大,耗时严重,难以达到目前实时成像显示的要求。

目前,研究人员提出了一些解决方法。有研究人员提出利用数字信号处理器(DSP)<sup>[9]</sup>或者现场可编程门阵列(FPGA)<sup>[10]</sup>来实现实时光学相干层析成像的目的,但这种方法需要额外添加硬件,这会增加系统的复杂度和花费,而且使用该方法还需要研究人员具备相当扎实的硬件编程能力,这对研究人员的综合能力要求比较高,从而耗费更多的人力成本。此外,有人将多核中央处理器(CPU)处理单元引入到系统中,英特尔与AMD公司相继推出了双核、4核乃至80核CPU,运算效率越来越高。但是多核CPU较为昂贵,而且在使用多核CPU时需要对每个CPU内核进行编程,指定内核需要处理的数据块,并分别对每个内核进行流程编写,这种方法的缺点是操作繁琐,编程量大,也不是较为理想的方法<sup>[11]</sup>。随着图形处理器(GPU)和通用图形处理器(GPGPU)编程技术的发展,GPU的计算性能和可编程性不断增强,越来越多的研究人员开始利用GPU强大的计算性能对医学影像数据进行处理,从

而解决各自领域的技术瓶颈,OCT系统也不例外。目前,英伟达公司也提出了一种统一计算设备架构(CUDA),用它对GPU进行编程实现了通用目的的计算应用<sup>[12-13]</sup>。

目前,国外的研究人员在理论与实验方面取得了较大进展。最先提出将GPU应用到OCT系统成像的是Watanabe等<sup>[14]</sup>,他们在2009年提出将GPU与硬件相结合,从而来达到提高数据处理速度的目的。利用GPU上的多流处理器对正向傅里叶变换部分进行快速的并行运算,利用linear-k光谱仪与相应光栅结合来避免重采样过程的大量运算,该实验图像重建速率可达到27.9 frame/s(每帧大小为2048 pixel×1000 pixel)。2010年,Watanabe等<sup>[15]</sup>又在之前的基础上加入了补零运算和FFT算法来改进重采样过程。同年,Jeught等<sup>[16]</sup>在不改变外界硬件的基础上实现了利用GPU完成重采样过程的加速。美国约翰霍普金斯大学Kang教授的研究小组致力于超快光学相干成像的实时三维影像与传感系统的研究,他们利用GPU与压缩传感相结合的方法对SD-OCT系统进行实时成像研究,并取得了不错的实验结果<sup>[17]</sup>。Kang与Zhang的小组实现了基于GPU的非均匀傅里叶变化(NUFFT)<sup>[18]</sup>。

相较于国外在OCT实时成像方面的研究,国内的起步较晚。北京协和医学院的刘巧艳小组将GPU引入到眼科OCT系统的图像重建中,其成像速率比基于CPU平台的串行成像模式提高了一个数量级<sup>[19]</sup>。中国科学院的自适应光学实验室用时域插值算法替代运算量较大的零位补偿线性插值法,对CCD采集到的原始数据与插值系数进行卷积计算,从而得到K域的数据,该过程可以在GPU上并行实现,最终获得了37.90的加速比<sup>[13]</sup>。北京理工大学生物学院的刘锐小组对GPU加速模式进行了改进,主要用到了分页锁定存储器、流技术和CUDA与OpenGL交互技术,并搭建了一套高速存储系统,得到一个具备实时数据处理和实时存储功能的SD-OCT软件系统。目前,国内将GPU应用于OCT系统的实时成像还处于实验室研究阶段,技术尚不成熟,还有很大的空间去创造发挥,且其在皮肤组织成像中的应用尚为空白。

本课题组利用2048个采样点模式的SD-OCT系统对人体皮肤组织进行成像,每帧数据的大小为10000 line×2048 pixel/line×2 Byte/pixel,共计39 MB数据。实验室现有的MATLAB数据处理平台的成像速率高达2~3 min/frame,耗时严重,难

以满足在体实时成像的临床要求。故本研究在现有实验室硬件设备的条件下,利用实验室电脑上已有的低成本通用独显 GPU 进行数据处理,以提高处理速度。主要处理流程包括:采样数据的预处理、正向傅里叶变换和变换后图像的后处理。最后利用 OpenCV 将处理后的数据进行显示成像。本方法大幅提升了目前实验室仪器的整体性能。在实验中,通过 SD-OCT 系统对手部皮肤组织进行活体成像,然后用线阵器件 CCD 对系统产生的干涉信号进行采集,再将采集到的数据传输到 CPU 与 GPU 上进行图像处理。采用 CPU+GPU 混合编程数据处理方法与实验室现有成像处理平台 MATLAB 分别对

数据进行处理,并通过比较同一帧图像的处理时间与成像质量来衡量两种数据处理方式的优劣。经实验证实,将 GPU 引入到皮肤组织成像的 SD-OCT 系统中可以使成像速度提升约 10 倍,实验系统的整体性能得到了大幅度提高,能够满足二维实时成像的临床需求。

## 2 基本原理

### 2.1 实验系统

实验系统主要分为两大模块:成像与数据采集模块——SD-OCT 光路系统;数据处理模块——计算机与 GPU。实验系统原理图如图 1 所示。

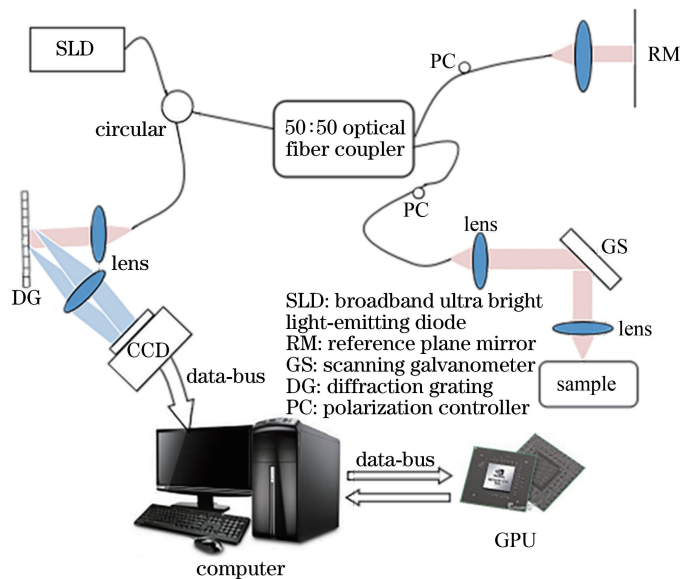


图 1 实验系统原理图

Fig. 1 Schematic of experimental system

### 2.2 SD-OCT 成像系统原理

傅里叶域 OCT 系统的设计与搭建主要有两种方式:一种是扫频 OCT(SS-OCT),它利用光源自身光谱的扫频实现层析成像;另一种是本研究采用的 SD-OCT。SD-OCT 的核心构造包括:光源、光纤式迈克耳孙干涉仪及探测器。从光源发出的光经过光纤耦合器分光后,一束进入参考臂,经透镜准直成平行光入射到参考平面反射镜上,再经平面反射镜反射后沿原路返回,经由透镜耦合进光纤;另外一束光经过透镜准直后入射到扫描振镜上,反射后经聚焦透镜聚焦入射到样品上,入射光经过样品的后向散射后沿原路返回耦合进光纤。两束光在光纤耦合器的输出端输出,经过准直透镜准直后入射到衍射光栅上,经衍射光栅分光后聚焦到线阵 CCD 上,从而实现干涉光谱信号的探测。

OCT 常用的两个波长的光分别是 800 ~ 850 nm 波段的光和 1310 nm 光,因为这两种波长的光很好地平衡了穿透深度与生物组织光吸收特性之间的矛盾。在实验中,SD-OCT 系统采用的是波长  $\lambda$  为 840 nm、带宽  $\Delta\lambda = 106$  nm 的宽带超亮发光二极管 (SLD) 光源,在样品臂上采用 Cambridge Technology 公司的 6210H 型横向扫描振镜对样品进行横向扫描,在探测臂上采用 Wasatch Photonics 公司的体全息透射式衍射光栅对干涉光谱信号进行分光,光栅线对数为 1200 lp/mm,中心波长为 830 nm,最佳衍射角度为 30°。最后采用 2048 pixel 的线阵 CCD 对干涉信号进行探测,采样频率为 40000 line/s。

### 2.3 数据处理模块原理

在 CCD 上采集到的数据通过数据线传给计算

机,计算机将并行运算部分的数据传输给 GPU, GPU 进行处理后再传输给计算机进行图像显示。本研究采用 Intel(R) Core(TM) i5-2450M CPU@2.50 GHz型的 CPU,双核处理器,6 GB 内存(可用 5.82 GB)。英伟达公司 GeForce GT 630M 系列 1 GB 的 GPU 独立显卡,全局内存大小为 1024 MB, 96cores 内核。

### 3 GPU 的并行处理与软件架构

#### 3.1 硬件架构 GPU

GPU 是显卡上专门用于处理图形渲染的设备,是显卡的“大脑”。通俗地讲, GPU 就等同于专门用于图像处理的 CPU。GPU 是一种多线程的并行计算方式,侧重的是数据的吞吐量,在大量数据的计算

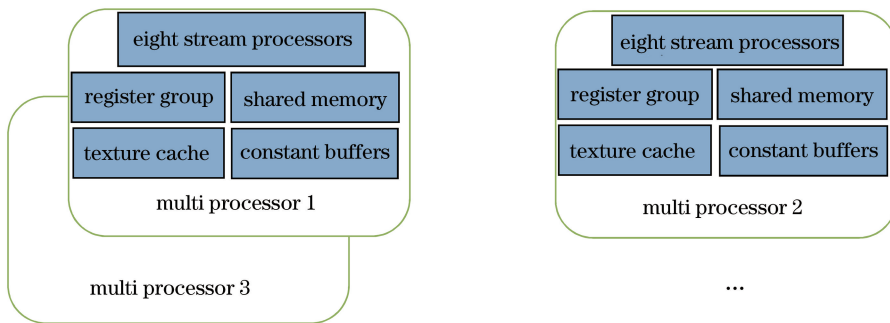


图 2 GPU 硬件结构图

Fig. 2 Hardware structure diagram of GPU

#### 3.2 并行计算架构——CUDA

CUDA 是 2006 年由 NVIDIA 提出的应用于 GPU 并行编程的软件开发环境。在 CUDA 的开发环境中, CPU 是主机负责程序的串行部分, GPU 作为协处理器负责并行部分的大量密集型数据的计算。它们各自拥有独立的存储空间:内存和显存。CUDA 采用的是通用并行接口,使用含有扩展和限制的类 C 语言 CUDA C,能够在 GPU 上进行多线程计算的语言扩展<sup>[20]</sup>。

#### 3.3 GPU 数据处理的过程

基于 CUDA 软件环境, CPU 与 GPU 混合编程的数据处理步骤如下:

- 1) 将图像采集卡采集并经由数据总线传给计算机 CPU 的数据在 CPU 端进行数据类型转换, 转化为单精度复数类型(cufftComplex 类型)。
- 2) 利用 CUDA 里的 cudaMalloc 内存分配函数为干涉信号数据在 GPU 端分配显存空间, 分配空间大小根据要处理的数据量的大小而定。
- 3) 通过 CUDA 中的 cudaMemcpy 拷贝函数将

上极具优势<sup>[20]</sup>。GPU 如此优越的计算能力主要依赖于它的硬件结构,在 CPU 中大量的硬件结构被用作逻辑控制单元和数据缓冲单元,只有少量的硬件结构在进行逻辑运算,计算能力有限。而在 GPU 中,大量的数据元都在执行相同的程序,所以不需要复杂的数据流控制,同时由于运算过程具有极高的运算复杂度,因此内存读取的延时可以被掩盖,不需要大的数据缓存,大量的晶体管可以被用来进行数据运算,这样极大地提高了 GPU 的并行运算速率。

GPU 可以被看作是由多个多处理器组成,每个多处理器包含 8 个流处理器,每个多处理器还具有有一定数量的寄存器组、共享内存以及纹理缓存和常量缓存。在 GPU 中,最基本的处理单元就是流处理器。GPU 的硬件结构图如图 2 所示。

CPU 端的干涉信号数据从主机端传输到设备端已经分配好的显存中。因为是从主机端拷贝到设备端,故 cudaMemcpy 的参数应设置为 cudaMemcpyHostToDevice。

4) 在使用 CUFFT 库中的 FFT 执行函数之前要先创建一个 plan。先用 cufftHandle plan 定义一个句柄 plan,然后利用 CUFFT 库中自带的 cufftPlan1d 函数创建一个一维快速傅里叶变换句柄,变换的类型是 CUFFT\_C2C(C 表示复数, C2C 表示复数到复数的变换)。使用 plan 的好处是可以根据输入数据的大小预先配置好内存和计算资源,使得真正运算时处理器能达到最佳性能。

5) 设置好 plan 后,运行 execution 函数,进行傅里叶变换的运算。一旦配置完成,配置信息即会被保存,便于之后的复用。本实验中采用的是 cufftExecC2C 函数,变换类型参数是 CUFFT\_FORWARD,表示正向傅里叶变换。

6) 利用 cudaMemcpy 函数将 FFT 处理后的数据由设备端传送到主机端,函数 cudaMemcpy 的参

数设置为 cudaMemcpyDeviceToHost。

7) 将经过 FFT 处理后的图像数据在 CPU 上进行复数取模和对数变换的后处理。该步骤可实现图像的归一化处理,即将灰度值映射到 0~1.0 范围内。

8) 最后利用 OpenCV 对处理后的数据进行成像显示(OpenCV 是一个基于 C/C++ 语言的开源图像处理函数库)。

程序设计流程图如图 3 所示。实验室中采用的是 SD-OCT 系统,在数据采集时干涉信号通过光栅

分光后聚焦到线阵 CCD 上,CCD 接收携带深度信息的光谱信号,并将其转化为电信号存储,生物组织上某一位置点的深度结构信息与线阵 CCD 上的行数据相对应,即完成一次 A 扫,A-line 序列组成一幅 B-Scan 图,即得到一帧二维图像。在图像处理过程中应注意,本研究是利用 CUFFT 库对行数据进行一维 FFT,恢复每一位位置点的线性结构信息,而不是对整帧图像进行二维 FFT。将行数据进行恢复重建后,经过组合即可得到一帧生物组织图像。

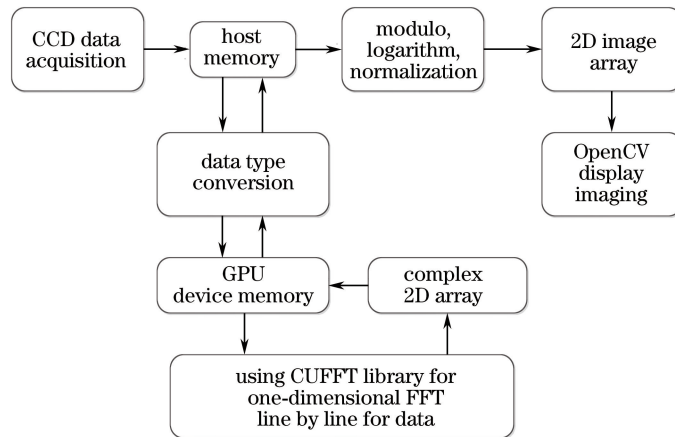


图 3 程序设计流程图

Fig. 3 Flow chart of program design

## 4 实验结果与分析

本研究采用 CPU+GPU 混合编程的数据处理环境,实验的硬件平台如图 1 所示。在本节主要介绍软件平台的搭建。本实验采用 64 位 Windows 操作系统的 Visual Studio 2010 开发环境,在 Visual Studio 2010 的软件平台上搭建 CUDA 7.5 与 OpenCV 的编程环境。

本课题组采用对比实验的方法来验证所提方法的优越性。实验室原有的 MATLAB 数据处理平台在处理小数据量图像时的成像延迟并不明显,但随着数据量增大, MATLAB 的数据处理速率急剧下降,成像延迟明显,成像时间高达分钟量级,远远达不到实时成像的要求。为验证所提方法对 SD-OCT 系统成像速率的提升效果,分别用 MATLAB 处理平台与 CPU+GPU 混合编程平台对相同数据大小的二维图像进行处理并显示,通过 CUDA 的时间计算接口函数——event function 与 CPU 的时间计算函数——clock 函数(精度均为 ms 量级)来比较两种平台数据处理的时间,并通过计算加速比来评价成像性能。然后增加图像处理的数据量,将数据量增大 10 倍,验证 GPU 在处理大数据时的优越性

能。该过程主要考察一帧图像的数据传输,直流去噪声,快速傅里叶变换,取模、取对数、归一化, OpenGL 绘图以及总时间 6 个参数。为了突出傅里叶变化部分的并行化处理对图像重建实时性的影响,采用直接傅里叶变换的方法对皮肤组织图像进行重构,而未对原始光谱信号进行波长标定重采样计算,虽然这样处理会影响成像质量,但可使“总时间”参数更好地反映傅里叶变换部分的成像性能。

实验数据来自于人体手部皮肤的成像,对同一人的右手食指指甲中间部位的皮肤和右手手掌右下侧部位分别成像,成像结果如图 4 所示。其中图 4(a)手指图像和图 4(d)手掌图像中黑线标记部位是实验数据的具体位置。

图 4(b)、(c)是分别用 MATLAB 与 GPU+CPU 混合编程对手指指甲根部的图像数据进行图像重建得到的组织结构图,由图中箭头指向的组织层次结构可以看出,手指指甲根部的皮肤组织主要包含三层组织结构[如图 4(b)箭头所指]。通过结果图对比可见,采用 GPU+CPU 混合编程处理得到的指甲根部组织图像[见图 4(c)]依然具有三层组织结构,与原 MATLAB 处理平台得到的成像结果基本一致,成像质量并未变差,组织层次也依旧

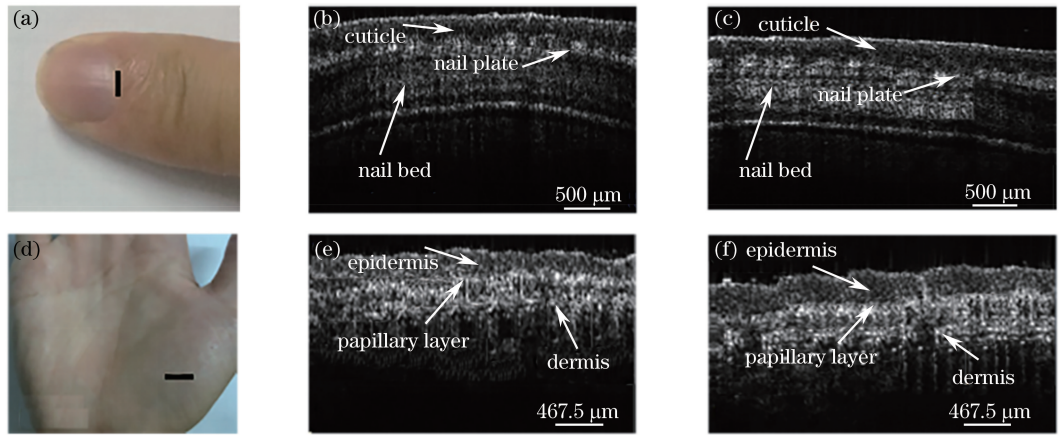


图4 实验结果对比图。(a)手指图像;(b)手指图像的 MATLAB 平台处理结果;(c)手指图像的 GPU+CPU 混合编程处理结果;(d)手掌图像;(e)手掌图像的 MATLAB 平台处理结果;(f)手掌图像的 GPU+CPU 混合编程处理结果

Fig. 4 Comparison of experimental results. (a)Finger image; (b) MATLAB processing result of finger image; (c) GPU+CPU processing result of finger image; (d) palm image; (e) MATLAB processing result of palm image; (f) GPU+CPU processing result of palm image

清晰,能够达到实验室原有的图像质量标准。图4(e)、(f)是分别用 MATLAB 与 GPU+CPU 混合编程对手掌部位的皮肤组织数据进行图像重建得到的组织结构图,通过结果图的对比同样可以看出,将 GPU 引入到数据处理过程中并不会破坏成像质量,并且能够在保证成像质量的基础上提高成像速度。

在测试成像速度的实验中,每帧图像的数据量分别是  $2048 \text{ pixel} \times 1000 \text{ line}$  的 A-line 和  $2048 \text{ pixel} \times 10000 \text{ line}$  的 A-line。首先分别用 MATLAB 与 CPU+GPU 混合编程对小数据量 ( $1000 \text{ line} \times 2048 \text{ pixel}$ ) 的图像进行处理并显示,测试的时间如表1和表2所示。

表1 CPU+GPU 混合编程的小数据量处理时间

Table 1 Small data processing time of CPU+GPU hybrid programming

Item	Time/ms
Data read	107.8
CPU copy to GPU	5.8
CUFFT transform	199.4
Data copy from GPU to CPU	6.3
OpenCV display time	988.3

表2 MATLAB 编程的小数据量处理时间

Table 2 Small data processing time of MATLAB programming

Item	Time/ms
Data read	107.8
FFT	5.8
Display	199.4

由表1可以看出,OpenCV 显示图像部分耗时严重,在实验中图像显示部分的程序在 CPU 上串

行执行,远低于并行计算的速率。通过表1与表2的对比可以看出,图像处理的关键步骤——FFT 部分,利用 CUDA 的 CUFFT 库进行并行处理的速度相较于 MATLAB 平台提高约 8 倍,显示出了 GPU 并行编程的强大计算能力。

接下来分别用 MATLAB 与 CPU+GPU 混合编程对大数据量 ( $10000 \text{ line} \times 2048 \text{ pixel}$ ) 的图像进行处理并显示,时间测试结果如表3和表4所示。

表3 CPU+GPU 混合编程的大数据量处理时间  
Table 3 Large data processing time of CPU+GPU hybrid programming

Item	Time/ms
Data read	1003.3
CPU copy to GPU	52.8
CUFFT transform	343.2
Data copy from GPU to CPU	51.2
OpenCV display time	8339.3

表4 MATLAB 编程大数据量处理时间

Table 4 Large data processing time of MATLAB programming

Item	Time/ms
Data read	484.9
FFT	122811.380
Display	445.2

分析表3与表4可以看出,当数据量增加 10 倍后,在 FFT 部分,CUFFT 库的计算速率相比于 MATLAB 平台提高了约 358 倍,相较于数据量为  $2048 \text{ pixel} \times 1000 \text{ line}$  的 A-line, GPU 的数据处理

时间增加约 1.7 倍,而 MATLAB 平台的数据计算时间增加约 74 倍。可见,随着数据量提升, MATLAB 平台的数据计算能力大幅下降,而 GPU 并行数据计算的性能提升得更加明显, GPU 在大数据量密集型计算上的绝对优势得到证实。

为了定量衡量两种软件平台数据处理速率的优劣,采用加速比  $R$  来评估加速效果,以此来判断所提出的基于 GPU 进行大数据量图像处理及实时成像方法的有效性。定义 MATLAB 平台编程的计算时间为  $t_M$ , CPU+GPU 混合编程计算时间为  $t_g$ , 则加速比的定义为  $R = t_M/t_g - 1$ 。由加速比的定义式可以看出,  $R$  值越大表示 GPU 的效果越好,速度提升越快。加速比的实验结果如图 5 所示(本研究主要研究傅里叶变换并行化计算对皮肤组织成像 SD-OCT 系统图像重建的影响,故 OpenCV 成像显示的计算时间不列入加速比的比较中)。

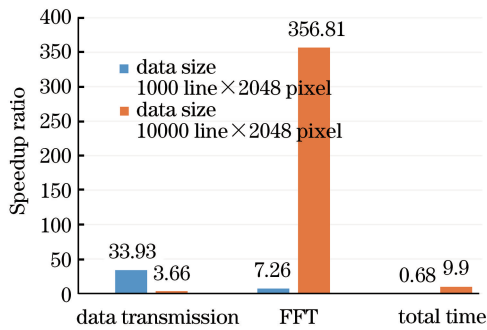


图 5 加速比对比图

Fig. 5 Speedup ratio comparison chart

由图 5 中总时间的加速比可以看出, GPU 的优势随着计算量的增大而变得很明显,提速约 10 倍。

## 5 结 论

随着 OCT 在生物组织成像领域的深入发展,越来越多的临床诊断需要 OCT 的辅助。随着外科手术辅助操作的要求,实时成像是 OCT 系统不可忽视的发展方向。通常 OCT 系统处理的数据量都比较庞大,而对组织深度信息进行恢复的关键就是图像的 FFT,但 FFT 计算复杂,耗时严重,是影响实时成像的重要因素。为了提高成像速率,本研究利用实验室已搭建好的 SD-OCT 成像系统,在不额外增加任何硬件的条件下,利用实验室计算机上通用的独显 GPU,将 GPU 的通用编程语言 CUDA C 引入到数据处理过程中。通过对手部皮肤组织成像的数据进行处理,测试引入 GPU 对整体系统性能的提升。实验结果证明,在对大数据量图像进行处理时, CPU+GPU 混合

编程的数据处理速度相较于 MATLAB 平台数据处理速度提升约 10 倍,改善了目前实验室系统的整体性能,并且不增加任何成本。GPU 的并行数据处理能力与浮点数据计算能力会随着显卡的更新换代而变得越来越强大,本实验所用显卡属中端版本,计算性能一般,但依然可以看出其在实时成像领域的巨大潜力。同时本方法的 OpenCV 成像显示部分是由 CPU 串行计算实现的,耗时较严重。但自 2010 年起, OpenCV 已经开始实现支持 GPU 的 CUDA 接口,即图像的显示也可以并行实现,整体成像速度还有更大的提升空间,这一部分需要继续探索,使 GPU 的并行计算能力得到最大程度的发挥,提高系统的性能。本研究为日后三维实时成像打下了坚实的基础,有助于我国的医疗水平更上一层楼。

## 参 考 文 献

- [1] Huang D, Swanson E A, Lin C P, *et al.* Optical coherence tomography [J]. *Science*, 1991, 254(5035): 1178-1181.
- [2] Zhu Y, Gao W, Zhou Y, *et al.* Rapid and high-resolution imaging of human liver specimens by full-field optical coherence tomography [J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2015, 20(11): 116010.
- [3] Chen C, Shi W, Gao W. Removing noises caused by motion artefacts in microcirculation maps of human skin *in vivo* [J]. *Journal of Microscopy*, 2015, 260(3): 389-399.
- [4] Haindl R, Trasischker W, Wartak A, *et al.* Total retinal blood flow measurement by three beam Doppler optical coherence tomography [J]. *Biomedical Optics Express*, 2016, 7(2): 287-301.
- [5] Bian H Y, Gao W R, Zhang X L, *et al.* Reconstruction method based on the detected matrix for spectral-domain optical coherence tomography [J]. *Acta Optica Sinica*, 2014, 34(2): 0211003.  
卞海溢, 高万荣, 张仙玲, 等. 基于观察矩阵的频域光学相干层析成像图像重构算法 [J]. *光学学报*, 2014, 34(2): 0211003.
- [6] Guo Y C, Gao W R, Zhu Y. Compensation interferometer based tandem full-field optical coherence tomography system [J]. *Laser & Optoelectronics Progress*, 2017, 54(1): 011101.  
郭英呈, 高万荣, 朱越. 基于补偿干涉仪的串联式全场光学相干层析系统 [J]. *激光与光电子学进展*, 2017, 54(1): 011101.
- [7] Liu H, Gao W R, Chen C L. Handheld spectral domain optical coherence tomography for *in vivo*

- tooth imaging[J]. Chinese Journal of Lasers, 2016, 43(2): 204003.
- 刘浩, 高万荣, 陈朝良. 手持式牙齿在体谱域光学相干层析成像系统研究[J]. 中国激光, 2016, 43(2): 204003.
- [8] Drexler W, Fujimoto J G. State-of-the-art retinal optical coherence tomography[J]. Progress in Retinal & Eye Research, 2008, 27(1): 45-88.
- [9] Schaefer A W, Reynolds J J, Marks D L, *et al.* Real-time digital signal processing-based optical coherence tomography and Doppler optical coherence tomography [J]. IEEE Transactions Bio-medical Engineering, 2004, 51(1): 186-190.
- [10] Ustun T E, Iftimia N V, Ferguson R D, *et al.* Real-time processing for Fourier domain optical coherence tomography using a field programmable gate array [J]. Review of Scientific Instruments, 2008, 79(11): 114301.
- [11] Liu R. Application of GPU in data processing and real time image display in FD-OCT system [D]. Beijing: Beijing Institute of Technology, 2015.
- 刘锐. GPU 在 FD-OCT 系统数据处理及实时图像显示中的应用[D]. 北京: 北京理工大学, 2015.
- [12] Li X, Shi G, Zhang Y. High-speed optical coherence tomography signal processing on GPU[J]. Journal of Physics: Conference Science, 2011, 277(1): 012019.
- [13] Zhao C H, Yao X F, Zhang L L. Target detection sparse algorithm by recursive dictionary updating and GPU implementation[J]. Acta Optica Sinica, 2016, 36(8): 0828002.
- 赵春晖, 姚渐峰, 张丽丽. 采用字典递归更新的目标检测稀疏算法及 GPU 实现 [J]. 光学学报, 2016, 36(8): 0828002.
- [14] Watanabe Y, Itagaki T. Real-time display on Fourier domain optical coherence tomography system using a graphics processing unit [J]. Journal of Biomedical Optics, 2009, 14(6): 060506.
- [15] Watanabe Y, Maeno S, Aoshima K, *et al.* Real-time processing for full-range Fourier-domain optical-coherence tomography with zero-filling interpolation using multiple graphic processing units [J]. Applied Optics, 2010, 49(25): 4756-4762.
- [16] van der Jeught S, Bradu A, Podoleanu A G. Real-time resampling in Fourier domain optical coherence tomography using a graphics processing unit [J]. Journal of Biomedical Optics, 2010, 15(3): 030511.
- [17] Xu D, Huang Y, Kang J U. Graphics processing unit-accelerated real-time compressive sensing spectral domain optical coherence tomography [C]. SPIE, 2015, 9330: 93301B.
- [18] Zhang K, Kang J U. Real-time 4D signal processing and visualization using graphics processing unit on a regular nonlinear-k Fourier-domain OCT system [J]. Optics Express, 2010, 18(11): 11772-11784.
- [19] Liu Q Y, Li Y J, Xu Q J, *et al.* Applying graphics processing unit in real-time signal processing and visualization of ophthalmic Fourier-domain OCT system [J]. Chinese Journal of Medical Instrumentation, 2013, 37(1): 1-5.
- 刘巧艳, 李跃杰, 徐秋晶, 等. GPU 在眼科 FD-OCT 系统实时图像显示及数据处理中的应用 [J]. 中国医疗器械杂志, 2013, 37(1): 1-5.
- [20] 科克, 胡文美. 大规模并行处理器编程实战 [M]. 北京: 清华大学出版社, 2010.