

# 基于FPGA控制驱动振镜扫描与数据采集设计

谢凯 李晖 李志芳 唐嘉铭

(福建师范大学光电与信息工程学院 医学光电科学与技术教育部重点实验室

福建省光子技术重点实验室 福州 350007)

**摘要:** 本文旨在设计通过FPGA控制振镜作周期性偏转,实现激光线性扫描,系统数据采集部分则通过数据采集卡代替数字示波器来采集光声信号。基于VC开发的数据采集卡可以灵活控制对光声信号进行数据采集,系统时序由FPGA控制。实验证明了振镜偏转扫描可以实现和数据采集卡的可行性,该方案能有效改善实验室现有光声成像系统只能通过步进电机手动调节实现线性扫描,能按照自身需求来采集有用的光声信号,配合后期制作的声透镜为实现一体化光声成像系统提供依据。

**关键词:** 振镜;数据采集卡;声透镜;光声成像系统

**中图分类号:** TN4    **文献标识码:** A    **国家标准学科分类代码:** 510.3040

## Design of FPGA control driven galvanometer scanning and data acquisition

Xie Kai Li Hui Li Zhifang Tang Jiaming

(College of Photonic and Electronic Engineering, Fujian Normal University; Key Laboratory of Opto

Electronic Science and Technology for Medicine of Ministry of Education; Fujian Provincial Key

Laboratory for Photonic Technology, Fuzhou 350007, China)

**Abstract:** The design in this paper aims to make periodical deflection with FPGA controlling galvanometer to achieve laser linear scanning, and to replace digital oscilloscope with data acquisition card to collect photoacoustic signals. DAQ card based on VC has flexible control of the data acquisition of the photoacoustic signal, the system timing is under the control of FPGA. The experiment has proved the feasibility of deflected scanning of galvanometer and the data acquisition card. This scheme can efficiently improve the current situation that the existing photoacoustic imaging systems in labs can only achieve linear scanning with manual adjustment of stepping motor, it is able to collect the available photoacoustic signal in the light of its own demands, and it also provides basis for the implementation of integrated photoacoustic imaging system combined with the acoustical lens in post production.

**Keywords:** galvanometer; data acquisition card; acoustic lens; photoacoustic imaging system

## 1 引言

光声成像是近些年发展起来的一种新型的无损医学成像技术<sup>[1]</sup>,结合了光学成像与声学成像的优点<sup>[2-3]</sup>,根据不同生物组织对特定波长的激光具有差别较大的光学吸收系数进而辐射不同强度超声波,通过接收病变超声波信号与正常进行分析对比,就可以判定组织是正常的还是有病灶的<sup>[4]</sup>。

目前常见的光声成像系统主要有下面3种:单元旋转扫描系统、多元线性阵列探测系统和基于声透镜光声成像系统<sup>[5-10]</sup>。当前实验室的光声成像系统的扫描成像主要是通过手动调节步进电机来进行,这样成像时间较长,而且对

光声信号的采集是通过数字示波器,不能灵活控制,因而本文设计的实验系统是依据上述第3种,针对实验室超声换能器的探测特性,通过振镜偏转代替步进电机,能有效改善成像时间,使用数据采集卡替换数字示波器,能灵活控制数据采集。

所在小组朱金福等人<sup>[11]</sup>曾使用单电源供电芯片产生振镜驱动电压,该设计要接电流电压转换电路,而且若要实现双极性输出还需要通过转换电路,这样会增加过多芯片,最后做的驱动电压只有单极性输出,这样扫描范围较小。本文通过双电源供电芯片来设计实现双极性输出电压,在FPGA控制下使得振镜的偏转角度更大。

## 2 实验系统

图 1 是验证振镜能实现偏转扫描所搭建的系统图,实验系统主要包含振镜(GVS002)、超声换能器(V381-SU, Panametrics-NDT)、放大器(Panametrics PR5800)、数据采集卡(USB9826)和 FPGA(Spartan6-XC6SLX16)。实验室所用激光器为 ND:YGA(Surelite I- 10, Continuum), 波长为 532 nm, 频率为 10 Hz, 脉宽为 6 ns, 激光通过扩束镜与柱透镜后打到振镜上反射照射到样品上, 实验时需通过 FPGA 控制振镜偏转, 使得激光在样品上的扫描范围大约为 2 cm。由于实验室使用的超声换能器对于换能器中心边缘处的信号也具有一定的分辨率, 因而对于激光照射样品后在换能器中心边缘处产生的光声信号也能接收到, 之后再经过 5800 放大滤波后由数据采集卡采集光声信号数据保存到电脑上。实验室采集部分的不足在于是用数字示波器来采集数据, 后期是要实现基于声透镜成像的一体化光声成像系统<sup>[12]</sup>, 因而数据采集部分通过选择数据采集卡来代替数字示波器采集光声信号。通常一个激光周期内有用的光声信号时间很短, 使用采集卡不需要像示波器那样采集整个激光周期内的光声信号数据, 而能按照需求来采集有用的光声信号, 这样能有效缩短采集时间与提高成像质量。FPGA 在实验系统中要分别控制激光器、振镜与数据采集卡, 使实验得以同步进行。

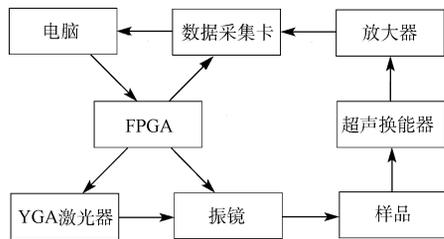


图 1 实验系统图

## 3 振镜驱动设计

### 3.1 硬件设计

现在实验室使用的是二维振镜 GVS002, 本设计则是通过 TLC7226 芯片来实现双极性输出电压, 这样可实现较大范围的平面扫描。TLC7226 是 4 路模拟电压输出, 分辨精度为 8 位, 双通道电源供电, 不需要通过其它外围器件即可实现双极性模拟电压输出, 相比 DAC0832 不需要电流电压转换电路。REF 为参考电压输入端, 决定了输出电压范围。 $V_{DD}$  正电源, 范围是  $11.4\text{ V} \leq V_{DD} \leq 16.5\text{ V}$ 。 $V_{SS}$  为负电源, 范围是  $-5.5\text{ V} \leq V_{SS} \leq 0\text{ V}$ 。设计电路的电源是通过一个 15 V 的稳压电源接上 7812 芯片作为电路的正电源, 然后再从 7812 芯片接到 7805 芯片作为输入参考电压, 电路的负电源用的是 5 V 稳压电源。 $\overline{WR}$  为输入信号锁存控制, 低电平有效。图 2 为设计的振镜驱动电路。

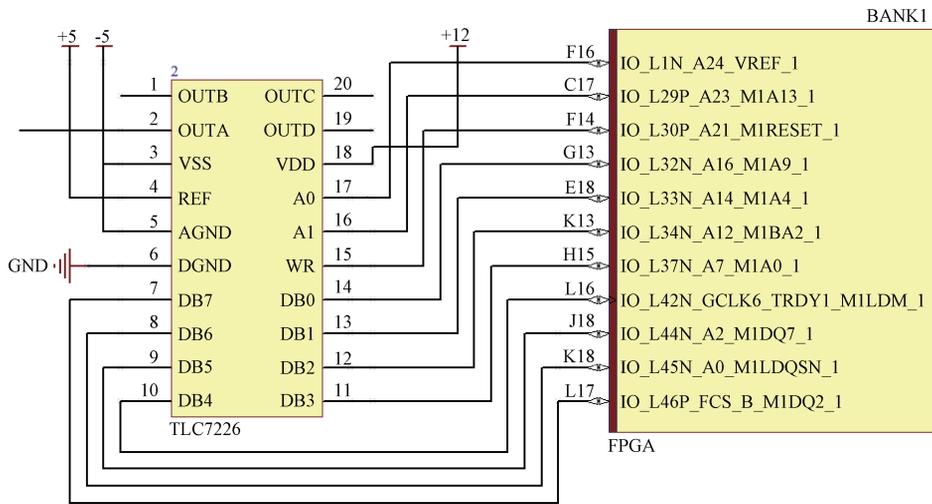


图 2 振镜驱动电路

GVS002 振镜是 thorlabs 公司生产的小光束直径检流计振镜系统, 它的振镜偏转比例系数可以设置为  $1.0\text{ V}/(^{\circ})$ 、 $0.8\text{ V}/(^{\circ})$  和  $0.5\text{ V}/(^{\circ})$ 。输入电压范围为  $-10\sim 10\text{ V}$ , 一般我们使用的是  $0.8\text{ V}/(^{\circ})$  比例系数, 因而最大偏转角度可达  $25^{\circ}$ 。

### 3.2 软件设计

由于是要通过振镜偏转代替步进电机实现线性扫描,

因而振镜回程时间要比较短, 但不能直接从最大偏转位置回到最小偏转位置, 这样做会产生峰值电流损坏振镜, 而且振镜在激光出光的周期内要保持不动, 因而驱动电压要设计为梯度电压。设计思路是: FPGA 的时钟频率是 50 MHz, 因而先分频到 10 Hz, 振镜从最小偏转位置转到最大偏转位置以步长 5 从 0 计数到 255, 回程过程则以步长 51 从 255 减回到 0。下面是设计核心代码:

```

always@(posedge clk or negedge rst)
begin
  if(! rst)
  begin
    div_end<=1'b1;
    cout<=8'd0;
  end
  else if(div_end)
  begin
    cout<=cout+3'd5;
    if(cout==8'd255)
    begin
      div_end<=1'b0;
      cout<=8'd204;
    end
  end
  else
  begin
    cout<=cout-8'd51;
    if(cout==0)
    begin
      div_end<=1'b1;
      cout<=8'd5;
    end
  end
end
end

```

图 3 为 FPGA 输出到 TLC7226 转换输出后的模拟电压在示波器上的显示。

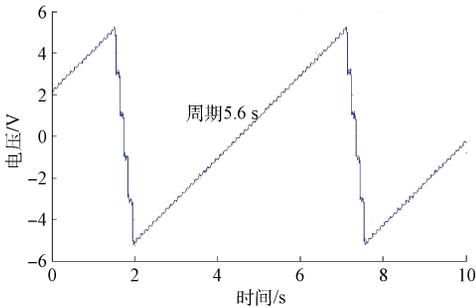


图 3 振镜输入电压

## 4 数据采集实现

### 4.1 USB9826 采集卡

USB9826 采集卡为二通道同步采集,AD 分辨率为 12 位,AD 采样率最大为 100 MS/s,最大 256 M 字节硬件 FIFO,模拟信号经过调理后,经过 AD 转换后,写入缓存中,通过 USB2.0 接口传输给 PC。采集卡支持连续采集和触发采集方式,连续采集速度支持 16 MSamples/s,触发采

集分为后触发与延时触发,其都支持连续触发采集,一边触发采集一边传输,单次触发长度最大是 FIFO 长度。设计时需要通过 VC 来开发对数据采集的需求,例如采样率、采集模式、延时时间、采样长度、触发频率等,而且还可以实现对采集信号的实时显示与对采集数据的保存。板上的模拟输入阻抗、模拟输入范围、输入耦合方式可以通过焊接电路来选择。

### 4.2 采集实验

实验室激光的出光频率为 10 Hz,激光出光后大概经过 40  $\mu$ s 左右时间超声探测器才会接受到待测样品反射回来的有用信号,光声信号持续时间十几微秒左右,因而激光出光照射到样品一个周期 0.1 s 内只有大概只有 100  $\mu$ s 左右时间内有有用的光声信号。由于我们使用的探测器是中心频率为 3.7 MHz、-6 dB 带宽 2.54 MHz 的长焦区超声换能器。根据奈奎斯特定理<sup>[13]</sup>,由于我们采集到光声信号的带宽主要取决于探测器的带宽,因而理论上数据采集卡的采样率为探测器带宽的 2 倍即可,但为了使后期得到的光声信号图像比较好,我们应使采集卡的采样率为探测器带宽的 10 倍以上。若设置的采样率为 50 MS/s,而连续实时传输速度为 32 MB/s,因而采用连续采集的话,采集数据会溢出,若使用低一些的采样率,一个周期内得到的大部分数据无用,成像质量不好,因而考虑以外触发方式来采集数据。

在用示波器对光声信号采集时,由于要做周期平均,因而有通过光电二极管探测器接收激光出光来作为触发信号。而用采集卡采集时如果激光是内触发出光,则后面处理数据时就不知道周期数据的起点在哪里。而且后期做系统时激光出光要配合振镜偏转,在振镜偏转的前一小段时间与末端回程时间内激光是不要出光的,因此需要通过 FPGA 控制外触发激光并以相同的外触发激光频率去控制采集卡以外触发方式采集数据,激光外触发要求触发信号低电平持续时间为 10  $\mu$ s,在实验过程中发现激光器自身存在延时问题,图 4 显示了激光的触发信号与采集触发信号之间的延时,图像中前面的信号代表的是采集触发信号,后面代表的是光电二极管探测器检测到激光出光连到示波器上的触发信号,从示波器上可以看到激光的触发

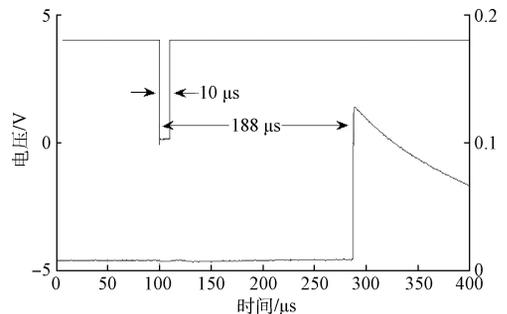


图 4 激光器延时

信号比采集卡的触发信号慢  $188 \mu\text{s}$ ,因而需要通过程序来设置使采集卡触发信号到了后延时  $188 \mu\text{s}$  再开始采集光声信号。

#### 4.3 采集实验结果分析

采集实验样品是由 100 mL 蒸馏水、2.45 g 琼脂、2 mL 脂肪乳做成圆饼状,在样品中间层处放置一根铅笔芯,铅笔芯距离水槽壁大概 1.5 cm 距离。图 5 是通过 MATLAB 运用周期平均与小波变换处理采集到的数据后得到的光声信号图像,周期平均数最大为 750 次。图 5(a) 为样品图,图 5(b)、(c)、(d) 分别代表使用 25 MS/s、

50 MS/s、100 MS/s 的采样率采集到的光声信号,其中横坐标是采集时间,纵坐标是信号强度,可以看到图 5(b)、(c)、(d) 中前面的信号代表的是铅笔芯信号,中间的信号代表的是水槽壁的信号,后面的是铅笔芯反射的信号。由于设置的采样率不同,因而图 5(b)、(c)、(d) 中铅笔芯信号与水槽壁信号之间的横坐标距离是不一样的,采样率越大,代表的铅笔芯信号与水槽壁信号之间的采样点数越多,分辨率越好。图 5(b)、(c)、(d) 中横坐标零时刻代表的是激光触发时刻,从图像中可以看出铅笔芯的光声信号是在激光出光后  $40 \mu\text{s}$  左右出现,与实际是相符的。

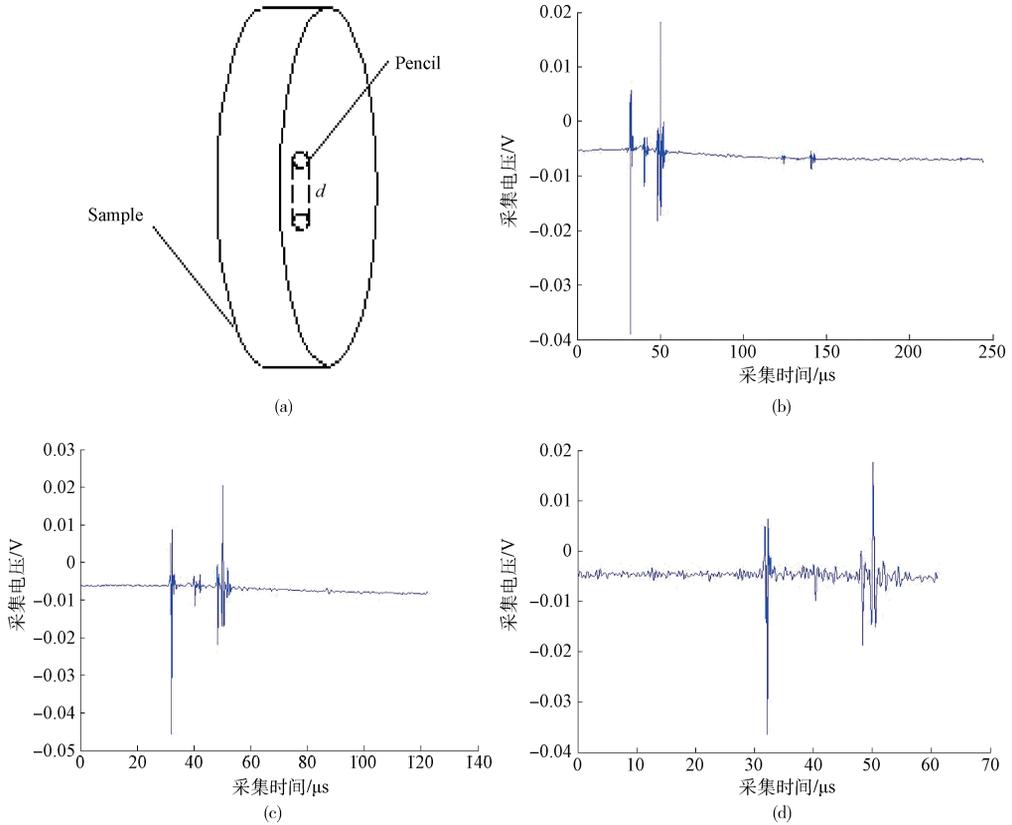


图 5 数据采集结果

## 5 系统实验结果分析

系统实验样品有两个,样品一是由 100 mL 蒸馏水、2.38 g 琼脂、50  $\mu\text{L}$  墨水做成圆饼状,样品二为上面采集卡实验所用样品<sup>[14]</sup>。实验过程中通过 FPGA 控制振镜连续偏转,激光通过振镜反射照射到样品上,扫描范围为 2 cm。整个系统时序是由 FPGA 控制,激光出光要配合振镜偏转,数据采集要和激光出光同步,系统时序仿真图如图 6 所示。dout\_s 为控制振镜偏转,plus 代表振镜偏转一个周期时间,clk\_bs 为控制激光出光,从图上可以看出在振镜偏转的前后五个周期和回程时间内激光是不出光的。

图 7 是系统实验结果图,图片中横坐标代表激光通过

振镜偏转反射在样品上的扫描距离,纵坐标为采集时间,图 7(a) 为使用聚焦超声换能器探测激光照射到样品一上产生的光声信号图,图 7(b) 图为使用非聚焦超声换能器探测激光照射到样品一上产生的光声信号图,图 7(c) 为使用聚焦超声换能器探测激光照射到样品二上产生的光声信号图,图 7(d) 为使用非聚焦超声换能器探测激光照射到样品二上产生的光声信号图。图中 A 代表吸收体产生的光声信号,B 代表水槽壁产生的光声信号,C 代表铅笔芯产生的光声信号。我们使用的聚焦换能器对于探测器中心边缘处的信号也具有一定的分辨率,因而当激光通过振镜偏转在对准探测器中心左右小范围扫描时,聚焦探测器也是能探测到光声信号,结果如图 7(a) 所示。非聚焦探测器没

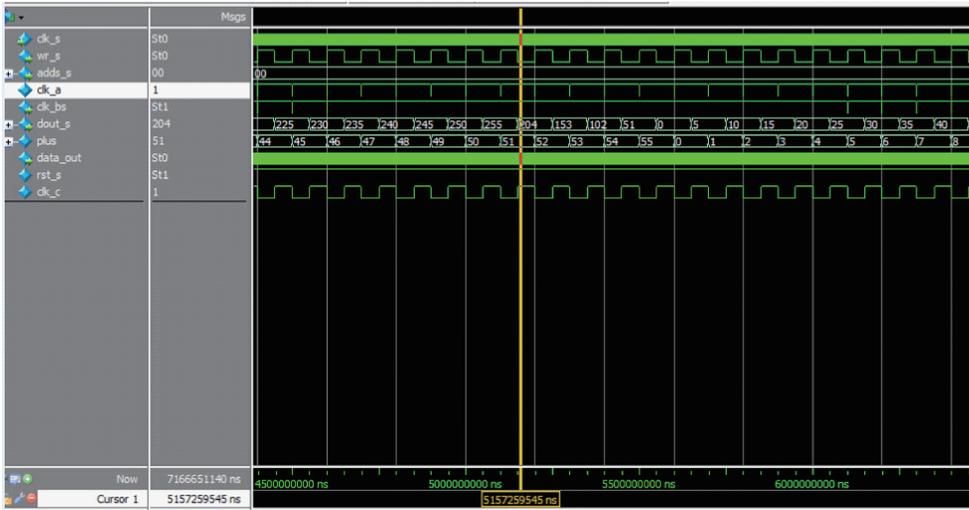


图 6 系统时序仿真图

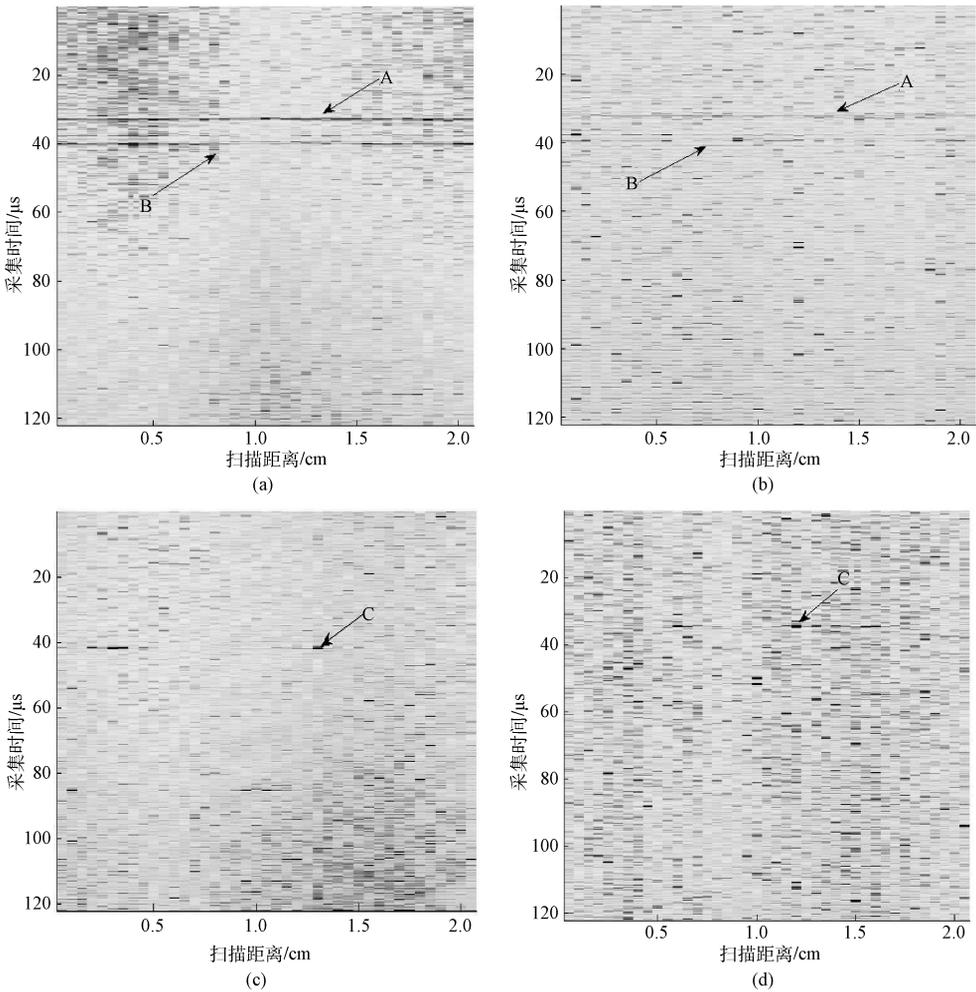


图 7 系统实验结果

有固定焦距,在一定范围内能探测到信号,但分辨率不如聚焦探测器,结果如图 7(b)所示。图 7(c)与(d)对比能看

出对于插有铅笔芯的样品,非聚焦探测器相对于聚焦探测器就很难分辨出铅笔芯信号。

## 6 结 论

设计通过 FPGA 控制振镜偏转实现激光线性扫描,从而代替步进电机,能有效改善成像时间,实验结果验证了驱动电路的可行性,振镜偏转角度完全满足扫描需求,并通过数据采集卡代替数字示波器采集光声信号,不需要像示波器那样采集整个激光周期内的信号数据,而能按照自身需求来采集有用的光声信号,这样对采集时间与成像质量都有提高,而且在系统时序上也能完全同步,接下来要做的是设计数字可变增益放大与制作声透镜,数字可变增益是对不同深度的光声信号进行动态增益放大,解决光声信号受传播距离影响的问题,为提高图像重建质量提供帮助,声透镜则配合振镜扫描代替步进电机使得成像时间能大大缩短,进而为后面实现一体化光声成像系统做基础。

## 参考文献

- [1] 张建英,谢文明,李晖,等. 光声成像技术的最新进展[J]. 中国光学. 2011,4(2):111-117.
- [2] 骆清铭,张智红. 免疫光子学进展[J]. 光学学报, 2011, 31(9): 119-125.
- [3] XU D, XIANG L ZH, JI X R. Photoacoustic imaging system based on multi-channel parallel acquisition[J]. Chinese Journal of Lasers, 2011, 38(2):0204002.
- [4] 龚小竞,孟静,陈健桦,等. 生物医学光声成像技术及其临床应用进展[J]. 集成技术, 2013, 2(5): 53-59.
- [5] Li C, Wang L V. Photoacoustic tomography of the mouse cerebral cortex with a high-numerical-aperturebased virtual point detector[J]. Journal of biomedical optics, 2009,14(2):024047.
- [6] ZHANG C, LI C, WANG L V. Fast and robust deconvolution-based image reconstruction for photoacoustic tomography in circular geometry; experimental validation [J]. Photonics Journal, IEEE, 2010, 2(1): 57-66.
- [7] GAMELIN J, MAURUDIS A, AGUIRRE A, et al. A real-time photoacoustic tomography system for small animals[J]. Optics express, 2009, 17(13): 10489-10498.
- [8] YANG X, MAURUDIS A, GAMELIN J, et al. Photoacoustic tomography of small animal brain with a curved array transducer[J]. Journal of biomedical optics, 2009, 14(5): 054007-054007-5.
- [9] 张宇,唐志列,吴泳波,等. 多种光声成像方法研究[J]. 激光与光电子学进展, 2012, 49(2): 020004.
- [10] 魏亚东,张志坚. 声透镜对多层样品的光声层析成像[J]. 光学学报, 2012, 32(6): 0611002.
- [11] 朱金福,李晖,谢文明,等. 超声成像数据采集系统前端调理电路设计[J]. 福建师范大学学报: 自然科学版, 2014, 30(1): 52-57.
- [12] 李建刚. 光声成像系统的设计与实现[D]. 哈尔滨: 哈尔滨工业大学, 2011.
- [13] 石加彬. 压缩传感技术在图像处理上的研究与应用[D]. 汕头: 汕头大学, 2010.
- [14] 唐嘉铭,李晖. 基于 AD8334 的光声信号增益补偿电路实现与分析[J]. 电子测量技术, 2014, 37(8): 10-14.

## 作者简介

谢凯, 1990 年出生, 物理电子学, 硕士研究生, 主要研究方向为光声成像系统。

E-mail: 815090504@qq.com

李晖(通讯作者), 1963 年出生, 博士, 教授, 主要研究方向为生物医学光子技术。

E-mail: hli@fjnu.edu.cn