



## 一种低成本、高性价比的穿戴式扩散光学断层人脑成像系统\*

苏黎<sup>1,2)</sup> 熊志豪<sup>1,2)</sup> 杨浩<sup>3)</sup> 黄林<sup>1,2)</sup> 蒋华北<sup>3)\*\*</sup>

<sup>(1)</sup> 电子科技大学电子科学与工程学院, 成都 610054; <sup>(2)</sup> 电子科技大学医学信息研究中心, 成都 611731;

<sup>(3)</sup> Department of Medical Engineering, University of South Florida, Tampa 33620, USA)

**摘要** 现有扩散光学断层成像 (diffuse optical tomography, DOT) 系统常采用高档光探测器和放大器, 令系统成本居高不下、性价比较低。本文旨在使用全新技术降低系统成本、增加成像深度, 研发一套可适用于人脑成像的新型扩散光学断层成像系统。为此采用了成本较低的新型光探测器和一款自主设计研制的光电二极管前置放大器。相较于实验室原有 DOT 系统, 新系统整体成本节约了 40% 以上。其次, 设计了一款具有弹性并可适应多种不规则待测物 (subject) 外形的无光纤穿戴式脑-机接口 (brain computer interface, BCI) 装置。本文首次将手持式 3D 激光扫描仪应用于待测物外形结构和光源-探测器位置信息的精确获取。最后综合应用上述技术装备于人脑形状仿体成像实验中, 新系统的目标成像深度提升至 35 mm。验证结果说明本系统已具备了实际人脑功能成像能力。

**关键词** 光学断层成像, 低成本, 穿戴式, 3D 扫描仪, 人脑形状仿体, 成像深度

**中图分类号** Q632, TH789, R742

**DOI:** 10.16476/j.pibb.2019.0326

扩散光学断层成像 (diffuse optical tomography, DOT) 是一种新型的人脑成像模态。相较于其他成像手段, DOT 具有无创、迅速和成像成本低廉等优点<sup>[1]</sup>。按照不同的测量方式, DOT 系统可分为 3 种类型: 使用连续光 (continuous wave, CW) 的稳态测量方式、使用脉冲光源的时域 (time domain, TD) 测量方式和使用光强调制的频域 (frequency domain, FD) 测量方式<sup>[2]</sup>。在 DOT 系统设备中, 脑-机接口 (brain computer interface, BCI) 作为连接待测物与系统其他部件的桥梁和媒介发挥着重要的作用。同时它也是 DOT 系统设计的难点和挑战。BCI 首先要保证将光源 (source) 和探测器 (detector) 牢靠固定在待测物表面。其次, 还要保证光源和探测器与待测物表面正对并完全贴合<sup>[3]</sup>, 形成良好接触, 防止外界光线的干扰。

世界上有多个研究小组对扩散光学断层成像进行了深入而广泛的研究。20 世纪 90 年代, Jiang 等 (本文通讯作者) 对光在组织体中的传播模型和 DOT 涉及的逆问题进行了研究, 提出了一种 DOT

的图像重建方法。Yang 等<sup>[4]</sup> 搭建了一套三波长快速 DOT 系统, 系统时间分辨率达到 14.4 Hz。将其用于仿体和活体小鼠实验, 清晰地获得了疾病发作时小鼠脑部光学参数变化的图像。Dai 等<sup>[5]</sup> 提出一种人脑 DOT 功能成像的方法, 该方法使用两波长 LED 作为近红外光源, 设计了可以穿戴的 BCI 结构, 用于癫痫疾病的成像研究。通过对涉及运动任务的大脑活动进行成像, 他们观察到显著的大脑血液动力学响应。Boas 小组<sup>[6]</sup> 研究了 DOT 线性化算法的基本限制, 证明这种线性近似不能应用于空间变化的光学参数定量成像。Siegel 等<sup>[7]</sup> 设计了一套 CW 扩散光学断层成像系统, 通过大鼠前爪电刺激实验证明该系统具备一定的成像能力, 为定量脑功能成像的发展奠定了基础。Arridge 等<sup>[8]</sup> 综述了光学层析成像正、逆问题的研究方法, 建立了连续和离散两种特殊情况下的灵敏度关系。Schweiger

\* 国家自然科学基金(61701076)部分资助项目。

\*\* 通讯联系人。

Tel: 18031183478, E-mail: hjiang1@usf.edu

收稿日期: 2020-02-15, 接受日期: 2020-03-14

等<sup>[9]</sup>提出一种正则化的高斯-牛顿法,并用于求解频域DOT中边界数据参数重构逆问题。Culver等<sup>[10]</sup>提出一种优化DOT分辨率的方法,通过监测分辨率的大小优化系统设备配置。Eggebrecht等<sup>[11]</sup>报告了一种具有96个源和92个探测器、光源-探测器间距缩减至1 cm的高密度DOT成像阵列。他们通过对4种层次语言任务和多个静态网络的成像绘制出了大脑功能图谱。Chitnis等<sup>[12]</sup>提出了使用无纤维,高密度光源-探测器排布的DOT系统,并获得了人脑的三维功能图像。在头发存在的情况下,可以在光源-探测器间距14~55 mm范围内获得高质量的成年人连续波测量结果。国内方面,华中科技大学骆清铭教授小组的Zhang等<sup>[13]</sup>研究了在使用有限元方法求解光在生物体组织内传播时线性单元和二次三角形单元的区别,提出二次单元在精度和时间消耗上具有更好的折衷,从而得出高阶元是求解DOT正问题较好选择的结论。天津大学的高峰教授<sup>[14]</sup>利用模拟数据研究目标对比度和大小对图像重建的影响,表明充分利用时间分辨数据可以大幅度提高图像质量。Liu等<sup>[15]</sup>将数字锁相技术应用到DOT获得较高的光子技术动态范围并降低了硬件结构的复杂性。目前,扩散光学断层成像仍存在一些科学和技术上的难题:a.生物体复杂的结构结构和显著的个体差异使得物理建模和准确获取光在组织体中的传播模型变得困难;b.传统体元DOT的逆问题存在高度病态特性,对实现绝对光学参数的有效测量带来较大困难。本文着眼于这两个方面,力求在降低DOT系统预算的同时,提升成像质量。

现有DOT系统在进行性能评估时,大多采用形状规则(例如圆柱形)的待测物(subject)仿体进行成像实验,且通常只设置单个检测目标(target)作为重建对象。对涉及含有多个检测目标且形状不规则的待测物仿体实验鲜有描述。本文使用了非规则形状的真实人脑形状仿体作为待测物,并在其中同时设置了两个检测目标作为成像的对象。多数DOT系统常采用结构先验信息辅助获取背景仿体的三维模型结构,但这些先验信息通常与待测物实际模型存在偏差。本文首次将手持式3D激光扫描仪(HANDYSCAN 3D; CREAFORM)应用于待测物外形结构和对应的光源-探测器位置信息获取,可以准确快速地获得待测物的三维模型信息,提升便利性的同时扩展了DOT的应用范围。另一方面,很多DOT系统为了获得大量的探测数据,

采用了高档的系统设备,造成性能冗余,令系统成本高昂。DOT相较于其他成像模态(例如MRI)的低成本优势被大大削弱。本文采用了低成本的光电二极管(photodiode, PD)阵列替代实验室原有系统的雪崩光电二极管(avalanche photodiode, APD)阵列作为信号探测单元,单元成本下降了约80%;并且自主设计研发出一套低成本光电二极管前置放大器替代原系统放大单元,单元成本下降约75%。综合计算,系统整体成本下降40%以上。此外,本文设计了一款构造简便灵活、可穿戴性较高的BCI。该BCI由多条弹性带组成,可根据不同人体部位方便快速地改变BCI形状和光源-探测器(S-D)阵列排布,并且能够保证光源-探测器与待测物表面良好接触,同时可以长时间佩戴穿着。这一BCI设备为今后进行全身各个部位扩散光学断层成像研究打下基础。

为了评估系统性能,本文进行了人脑形状仿体实验。检测目标放置在人脑形状背景仿体中,背景仿体与每个检测目标的体积比约为2 000 : 1,吸收系数( $\mu_a$ )对比度设定为3 : 1,约化散射系数( $\mu'_s$ )对比度设定为2 : 1,最终的成像深度达到了35 mm。这一结果表明,该DOT系统具有对人脑各个区域乃至全身各个部位进行扩散光学断层成像的能力。

本文采用的组织形式包括:第一节介绍新系统各组成部分及其功能和技术参数;第二节介绍实验方法和结论,并就这一结论进行讨论;第三节给出研究结论,指出存在的问题,并对今后的工作进行展望。

## 1 系统描述

系统采用780 nm和850 nm两个波长的近红外发光二极管(LED)作为光源,工作在CW(continuous wave)模式。系统设备可分为6大部分:控制主机(host computer)、CW信号发生器(CW signal generator)、LED驱动电路(LED driver)、BCI、光电二极管前置放大电路(PD amplifier)和DAQ(data acquisition)信号采集模块(DAQ module)(图1)。

控制主机通过LabVIEW程序完成对整个系统时序产生、信号收发采集和数据存储控制等操作。CW信号发生器是时序信号和CW信号的硬件实现设备。LED驱动电路对CW信号进行功率放大,以驱动光源LED。光源和探测器安装在BCI上,探测

器接收经组织体散射后的光并进行光电信号转换. PD信号前置放大电路负责将该信号放至可采集的

幅度. DAQ信号采集模块对这一信号采集后传输并存储于控制主机. 系统实物如图2所示.

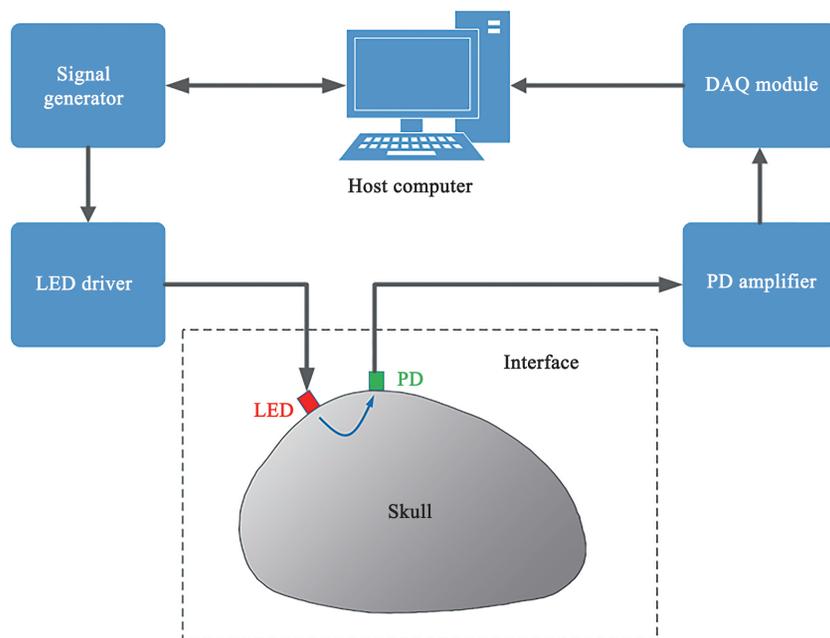


Fig. 1 Schematic of the low-cost fiber-free wearable DOT system

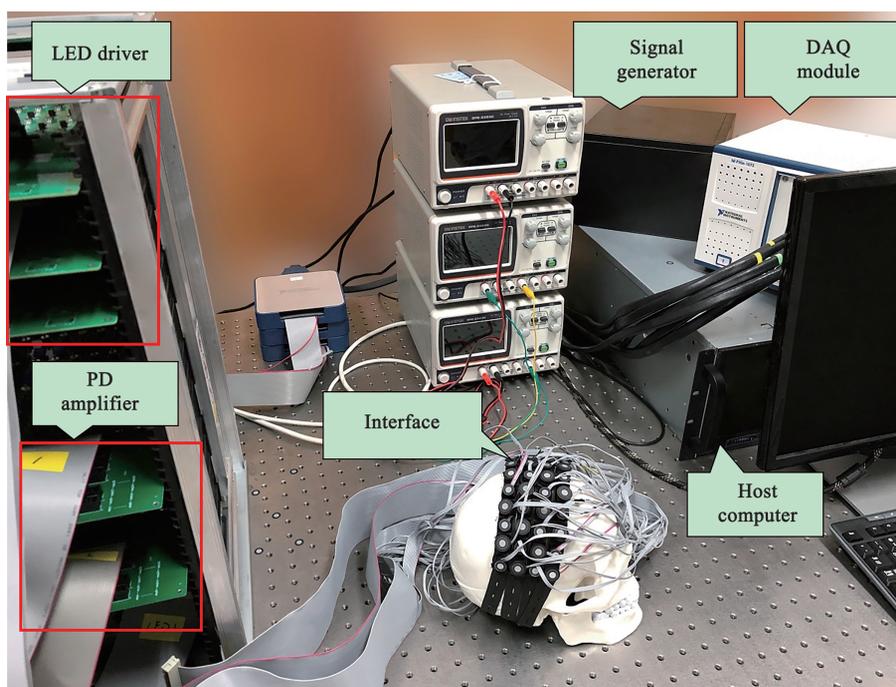


Fig. 2 Photograph of the wearable low-cost fiber-free high-density S-D arrangement DOT system

### 1.1 CW信号产生和LED驱动电路单元

数字配置 I/O 设备 PCI-7811R (National Instruments, NI) 产生 CW 信号. 该设备是一种具有 100 万门逻辑电路的 Virtex-II FPGA. 借助我们开发的一套 LabVIEW 程序实现发射信号的控制. 由

于该设备产生的 CW 信号功率太小, 不足以驱动 LED 发光, 因此本文使用了一款 64 通道 LED 驱动电路, 用来对 CW 信号进行功率放大, 以驱动 LED. 该电路设计原理图在之前的文献中进行了详细的介绍<sup>[4]</sup>.

## 1.2 探测器和放大单元

信号探测单元采用高灵敏度的光电二极管 S2386-5K (HAMAMATSU) 作为近红外光探测器件, 代替原系统的雪崩光电二极管 C5460-01 (HAMAMATSU), 并组成含有 48 个 PD 的探测器阵列. 性能满足要求的同时大幅节约了成本, 与原系统同等通道数量探测器单元相比, 成本下降了约 80%. S2386-5K 的等效噪声功率 (NEP) 为  $9.6 \times 10^{-16} \text{ W}/\sqrt{\text{Hz}}$ , 探测下限为 20.4 nW, 能够采集到组织体射出的微弱光信号, 增加了用于图像重建的有效数据量, 改善了逆问题的病态性.

信号放大单元采用完全自主设计、研制出的一款工作在光电压模式下、与光电二极管 S2386-5K 良好匹配的 32 通道可变增益前置放大器, 替代原系统分立放大器件 PDA36A (THORLABS). 该自研放大器增益可调范围达到 (0~120) dB. 对于相邻或距离较近的光源-探测器, 探测器接收到的信号幅值较高, 此时调低放大器增益, 防止输出信号饱和; 对于距离较远的光源-探测器, 探测器接收到的信号幅值较小, 此时调高放大器增益, 防止信号过小无法完成采集. 对强弱光电信号的同时线性放大保证了系统能够最大限度地获取到有效数据, 提升了有效数据的数量. 系统工作带宽设计为 15.47 kHz, 可覆盖信号工作频段; 输出电压范围 (0~12) V, 方便与 DAQ 采集模块对接; 放大器主要噪声来源——热噪声的频谱密度为  $89.4 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ . 与原系统同等通道数量放大单元相比, 成本下降约 75%.

## 1.3 BCI 单元

系统 BCI 由两部分组成:

第一部分是用来装载 LED 和 PD 的黑色介质块 (图 3a, b), 称为“光源基本单元和探测器基本单元 (光源-探测器基本单元)”. 这一基本单元是自行设计并利用 3D 打印技术加工制造的. 每个光源基本单元同时安装有 780 nm 和 850 nm 两种波长的 LED.

第二部分是柔软且具有弹性的打孔丝织物弹性带 (图 3c). 其具有弹性好、重量轻、可适应不同部位佩戴需求等特点. 这种弹性带可牢靠固定光源-探测器基本单元, 避免了光源-探测器基本单元产生轴向或横向位移. 并且这样的设计能够适应多种待测物的表面形状, 保证 LED 和 PD 的窗口与待测物表面接触良好, 最大限度地减小外界光线的干扰. 通过并联不同数量的弹性带, 还可以改变 BCI

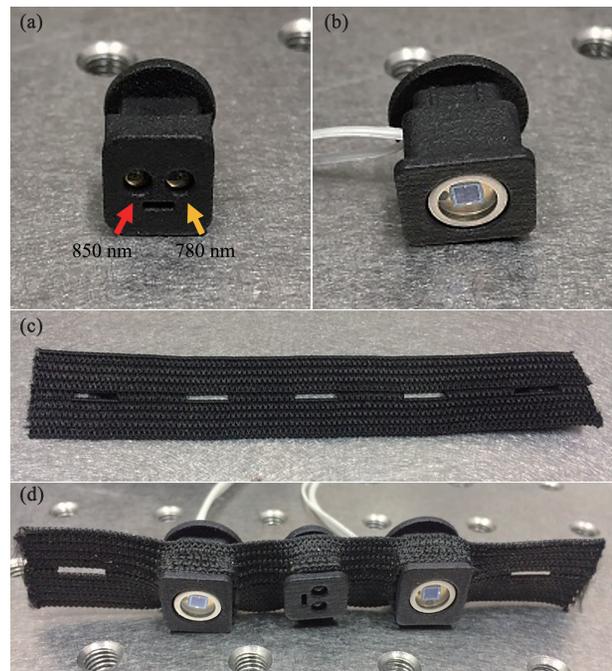


Fig. 3 Components of the Interface

(a) LED source module, (b) PD module, (c) The flexible fixing strip, (d) The assembly of a flexible strip and S-D modules.

整体的大小, 以适应不同尺寸待测物的佩戴需求, 提升了可穿戴性.

光源基本单元和探测器基本单元按照彼此间隔的排列方式安装于弹性带的打孔处 (图 3d). BCI 由 8 条弹性带并联组成一个  $40 \times 40$  的光源-探测器阵列, 每条弹性带安装有 5 个光源基本单元和 5 个探测器基本单元. 所有光源-探测器基本单元形成上下左右间隔排布的星型拓扑方式 (图 4a, b), 最小光源-探测器间距约为 15 mm.

## 1.4 DAQ 数据采集单元和控制主机

系统 DAQ 数据采集单元采用 3 张 16 通道、16 bits, 采样率为 1.25 MS/s 的数据采集 I/O 设备 PXIe-6358 (NI), 并安装在专用机箱 PXIe-1073 (NI) 里, 实现采集卡与控制主机之间的通信. 我们还开发了 LabVIEW 程序用于对数据采集过程进行控制, 并将数据存储于控制主机上.

控制主机负责实现系统运行的所有控制操作, 完成系统时序信号的生成、光源 CW 信号产生、数据采集等任务.

控制主机内安装了两张 GPU 计算卡 (EVGA GeForce GTX TITAN X 12GB; NVIDIA) 用于雅各比矩阵的计算, 通过 PCI-Express 总线与控制主机通信, 可支持超过 20 000 个网格节点模型的

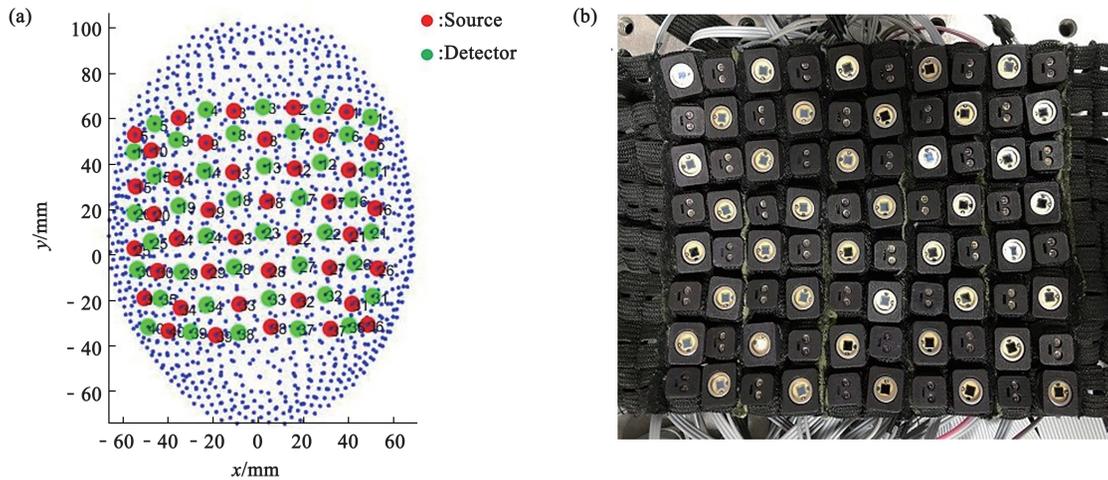


Fig. 4 DOT interface

(a) Arrangement of sources and detectors, (b) Photograph of interface with S-D array.

计算.

### 1.5 待测物三维模型获取

对于DOT系统来说, 一项挑战是精确获取待测物的外形结构和对应的光源-探测器位置信息. 本系统首次将手持式3D激光扫描仪(HANDYSCAN 3D)应用于二者的获取. 扫描仪精度(accuracy)为:  $\pm 0.04$  mm, 体积精度(volumetric accuracy)为:  $0.02$  mm+ $0.04$  mm/m, 分辨率(measurement resolution)为:  $0.1$  mm, 可以满足本系统图像重建对于模型精度和分辨率的要求.

使用3D扫描仪获取待测物模型并辅助建立模型有限元网格步骤为: a. 扫描并获取待测物外形轮廓, 并使用模型结构处理软件Hypermesh对待测物轮廓模型进行处理优化, 生成有限元网格; b. 使用3D扫描仪扫描光源-探测器位置, 获得其坐标参数; c. 将光源-探测器坐标映射至待测物有限元网格模型上; d. 将带有光源-探测器坐标信息的有限元网格模型用于图像重建过程.

## 2 实验结果和讨论

仿体采用20%的脂肪乳液作为光散射介质, 使用印度墨水作为光吸收介质, 使用2%的琼脂溶液作为悬浮剂. 为了模拟真实人脑尺寸, 实验使用了一个真实人脑颅骨作为模具制作背景仿体, 仿体长宽高约为 $180$  mm $\times$  $130$  mm $\times$  $64.5$  mm (图5a). 体积约为 $800$  cm<sup>3</sup>, 光学参数设定为:  $\mu_a=0.015$  mm<sup>-1</sup>,  $\mu'_s=1$  mm<sup>-1</sup>. 使用两个圆柱形仿体作为

检测目标, 直径均为 $10$  mm, 高 $5$  mm (图5b). 体积约为 $393$  mm<sup>3</sup>, 光学参数设定为:  $\mu_a=0.045$  mm<sup>-1</sup>,  $\mu'_s=2$  mm<sup>-1</sup>, 检测目标与背景仿体 $\mu_a$ 对比度:  $3:1$ ,  $\mu'_s$ 对比度:  $2:1$  [5], 体积比约为 $1:2000$ . 将两个检测目标仿体安放于距背景仿体顶部 $35$  mm处. 将BCI置于人脑形状仿体之上并在支撑盒体底部进行固定, 防止在实验过程中BCI产生位移, 并保证了光源-探测器与仿体的良好接触(图5c). 底部盒体起到了支撑作用, 其表面粘贴吸光材料, 防止反射光线对实验结果产生影响.

本文采用了基于有限元的重建算法, 之前的文献对该算法进行了详细描述 [16-17]. 同时对采集到的数据使用了一种校准方法来去除模型失配、光源-探测器定位误差和数字噪声等问题 [18].

图5d展示了在三维模型渲染效果下的成像结果, 可以明显观察到两个检测目标的像, 冠状面和横断面图像在检测目标处重叠在了一起, 两个截面的图像吻合较好, 说明了重建结果的正确性. 这一结果也表明了本系统已具备了同时重建多个检测目标的能力. 图6a, b中xy面、xz面分别代表横断面和冠状面. 图6a展示了 $z=43$  mm处横断面的重建图像; 图6b展示了 $y=50$  mm处冠状面的重建图像. 从图中可以看出, 两个检测目标的像清晰明确, 在横断面上的水平位置与实验设定吻合, 冠状面的重建图像能够反映重建深度信息, 吸收系数曲线横坐标数值显示出两个检测目标的中心位于距背景仿体顶部约 $35$  mm处, 重建深度值与实验设定吻合, 表明系统具有准确提供检测目标深度信息的能力. 考

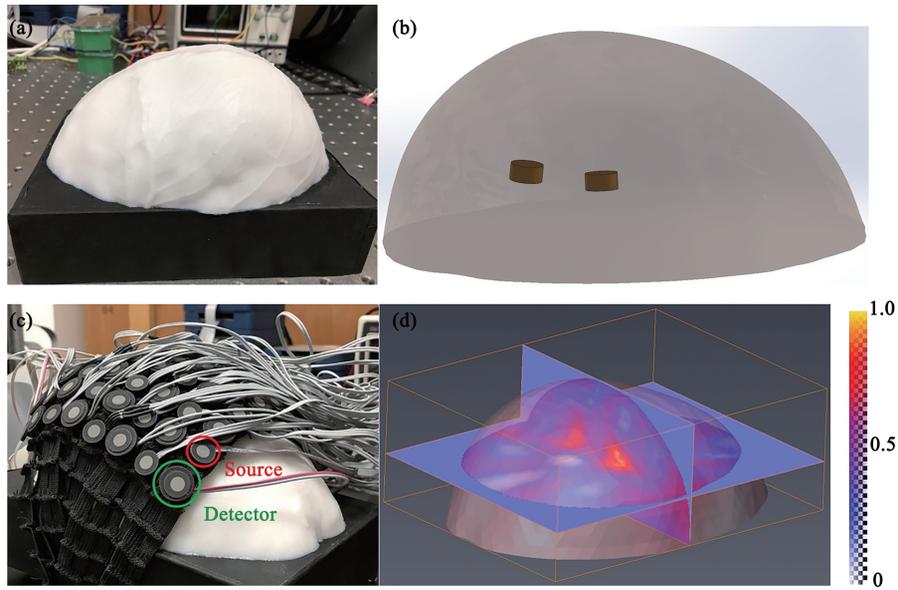


Fig. 5 Head-shaped phantom

(a) Head-shaped background phantom, (b) Actual target positions, (c) Head-shaped background phantom equipped with the interface, (d) 3D reconstructed absorption image with rendered phantom at 850 nm.

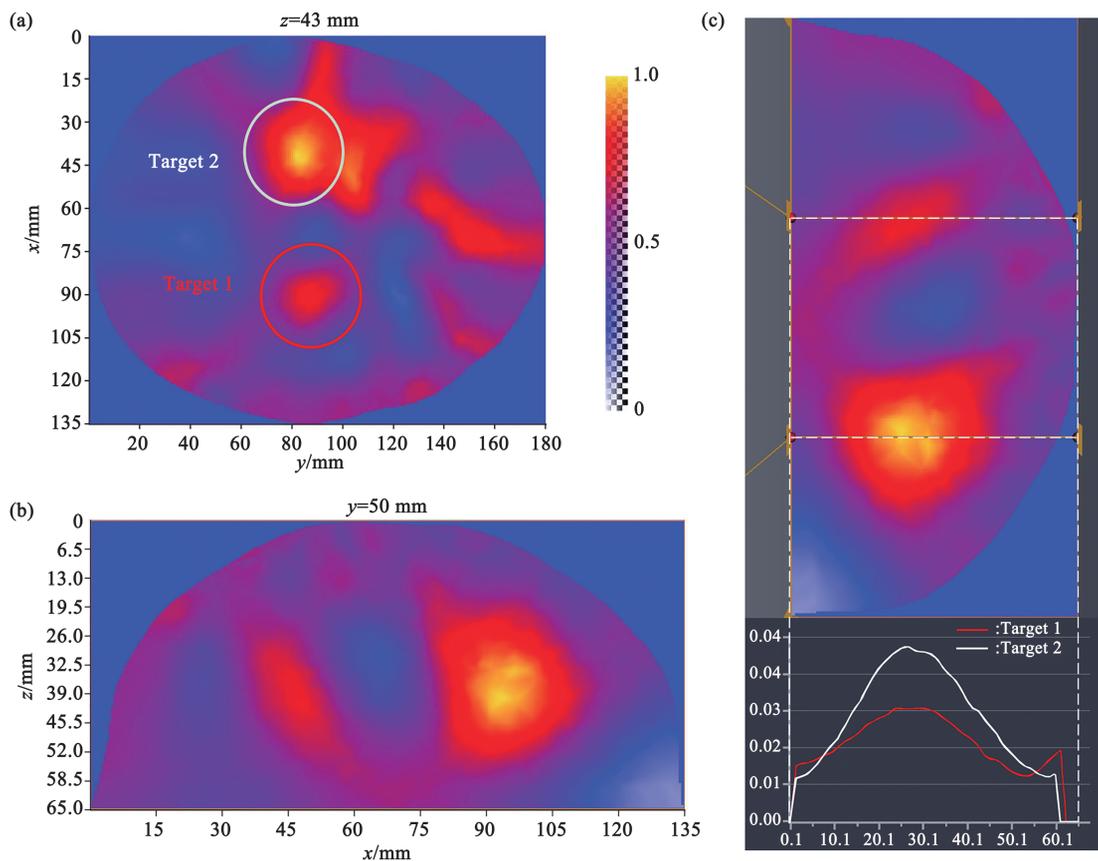


Fig. 6 Head-shaped phantom experiment results

(a) The axial plane of the reconstructed absorption image at 850 nm, (b) The coronal plane of the reconstructed absorption image at 850 nm, (c)  $\mu_a$  profiles of the two targets along the white probe lines at the coronal plane.

考虑实际人脑的情形, 一般成年人大脑的头皮和皮下组织厚度为4~7 mm<sup>[19]</sup>, 颅骨厚度为1~10 mm<sup>[20]</sup>, 大脑皮层厚度为1.5~4.5 mm<sup>[21]</sup>, 三者总厚度为6.5~21.5 mm. 本系统成像深度达到了35 mm, 覆盖了一般成年人大脑从头皮到大脑皮层的厚度, 因此能够探知到大脑皮层的响应, 从而实现对人脑的成像. 另一方面, 检测目标与背景仿体的体积比约为1:2 000,  $\mu_a$ 对比度为3:1,  $\mu'_s$ 对比度为2:1, 重建结果表明系统对小尺寸、较低光学参数对比度的目标可以分辨出来. 图6c展示了系统对两个检测目标的重建吸收系数沿探针直线的变化值. 这一信息定量地给出了重建深度值. 这一结果是在使用850 nm波长光源下重建得到的, 使用780 nm波长光源也有相似的结论.

### 3 结 论

本文在原有DOT系统上进一步改进, 提出并使用了成本低廉的光电二极管代替原系统APD探测器. 自主设计并研制了与该探测器配合使用的32通道可变增益前置放大器, 使系统整体成本下降了40%以上. 另一方面, 在DOT-BCI的设计上, 弃用光纤改用电缆, 将光源和探测器直接放置于待测物表面上. 该BCI由多条弹性带并联而成, 可满足不同形状待测物的需求, 方便实用、成本低. 同时, 利用3D打印技术设计并制造出了用于装载两波长LED和PD的光源-探测器基本单元模块, 与BCI配合使用, 使得光源-探测器最小间距达到15 mm. 首次使用手持式3D激光扫描仪精确获取到了待测物的外形结构和对应的光源-探测器位置信息. 在之后的真实人脑形状仿体实验里, 设置了两个检测目标,  $\mu_a$ 对比度为3:1,  $\mu'_s$ 对比度为2:1, 与背景仿体的体积比为1:2 000, 最终获得了35 mm以上的成像深度, 表明系统具备了人脑成像的能力.

同时, 本文仍然存在一些不足之处. 重建结果target 1的像相较于target 2的像略微模糊, 这是由于背景仿体使用真实颅骨作为模具制作, 受其影响仿体表面某些部位存在固有的细小隆起或凹陷, 导致光源或探测器在这些区域贴合不紧密, 影响了重建结果. 横断面图像在靠近检测目标的地方存在些许伪影, 这是由于实验场所电磁环境复杂, 微弱的光电信号受到干扰所致. 今后的工作将向真实人脑直至全身各个部位的扩散光学断层成像研究推进.

### 参 考 文 献

- [1] Jiang H. Diffuse Optical Tomography : Principles And Applications. Boca Raton: CRC Press, 2011
- [2] Yamada Y, Okawa S. Diffuse optical tomography: Present status and its future. *Optical Review*, 2014, **21**(3): 185-205
- [3] 徐可欣, 高峰, 赵会娟. 生物医学光子学. 第2版. 北京: 科学出版社, 2011  
Xu K, Gao F, Zhao H. *Biomedical Photonics*. 2nd. Beijing: Science Press, 2011
- [4] Yang J, Zhang T, Yang H, *et al.* Fast multispectral diffuse optical tomography system for in vivo three-dimensional imaging of seizure dynamics. *Applied Optics*, 2012, **51**(16): 3461-3469
- [5] Dai X, Zhang T, Yang H, *et al.* Fast non-invasive functional diffuse optical tomography for brain imaging. *Journal of Biophotonics*, 2018, **11**(3): e201600267
- [6] Boas D A. A fundamental limitation of linearized algorithms for diffuse optical tomography. *Optics Express*, 1998, **1**(13): 404-413
- [7] Siegel A M, Marota J J A, Boas D. Design and evaluation of a continuous-wave diffuse optical tomography system. *Optics Express*, 1999, **4**(8): 287-298
- [8] Arridge R S. Optical tomography in medical imaging. *Inverse Problems*, 1999, **15**(2): R41-R93
- [9] Schweiger M, Arridge S R, Nissilä I. Gauss - Newton method for image reconstruction in diffuse optical tomography. *Physics in Medicine & Biology*, **50**(10): 2365-2386
- [10] Culver J P, Ntzalachristos V, Holboke M J, *et al.* Optimization of optode arrangements for diffuse optical tomography: A singular-value analysis. *Optics Letters*, 2001, **26**(10): 701-703
- [11] Eggebrecht A T, Ferradal S L, Robichaux-Viehoever A, *et al.* Mapping distributed brain function and networks with diffuse optical tomography. *Nature Photonics*, 2014, **8**(6): 448-454
- [12] Chitnis D, Cooper R J, Dempsey L, *et al.* Functional imaging of the human brain using a modular, fibre-less, high-density diffuse optical tomography system. *Biomedical Optics Express*, 2016, **7**(10): 4275-4288
- [13] Zhang X, Deng Y, Xu J, *et al.* Quadratic triangular element for diffuse optical tomography // Luo Q, Gu Y, Li X. *Optics in Health Care and Biomedical Optics V*. Beijing: SPIE, 2012: 85532G
- [14] Gao F, Zhao H, Tanikawa Y, *et al.* Influences of target size and contrast on near infrared diffuse optical tomography—a comparison between featured-data and full time-resolved schemes. *Optical & Quantum Electronics*, 2005, **37**(13/15): 1287-1304
- [15] Liu D, Wang B, Pan T, *et al.* Toward quantitative near infrared brain functional imaging: lock-in photon counting instrumentation combined with tomographic reconstruction. *IEEE Access*, 2019, **7**(6): 86829-86842
- [16] Ifimia N, Jiang H. Quantitative optical image reconstruction of turbid media by use of direct-current measurements. *Applied*

- Optics, 2000, **39**(28): 5256-5261
- [17] Jiang H, Xu Y, Iftimia N. Experimental three-dimensional optical image reconstruction of heterogeneous turbid media from continuous-wave data. *Optics Express*, 2000, **7**(5): 204-209
- [18] Li C, Jiang H. A calibration method in diffuse optical tomography. *Journal of Optics A: Pure and Applied Optics*, 2004, **6**(9): 844-852
- [19] Hayman A L, Shukla V, Ly C, *et al.* Clinical and imaging anatomy of the scalp. *Journal of Computer Assisted Tomography*, **27**(3): 454-459
- [20] 王维治, 罗祖明. 神经病学. 第5版. 北京: 人民卫生出版社, 2004
- Wang W Z, Luo Z M. *Neurology*. 5th. Beijing: People's Medical Publishing House, 2004
- [21] Economo C, Koskinas G N. *Die Cytoarchitektonik der Hirnrinde des Erwachsenen Menschen*. Wien und Berlin: J. Springer, 1925

## A Low-cost High Performance-to-price Ratio Wearable Diffuse Optical Tomography System for Human Brain Imaging\*

SU Li<sup>1,2)</sup>, XIONG Zhi-Hao<sup>1,2)</sup>, YANG Hao<sup>3)</sup>, HUANG Lin<sup>1,2)</sup>, JIANG Hua-Bei<sup>3)</sup>\*\*

<sup>1)</sup>*School of Electronic Science and Engineering, University of Electronic Science and Technology of China, Chengdu 610054, China;*

<sup>2)</sup>*Center for Information in Medicine, University of Electronic Science and Technology of China, Chengdu 611731, China;*

<sup>3)</sup>*Department of Medical Engineering, University of South Florida, Tampa 33620, USA)*

**Abstract** Current diffuse optical tomography (DOT) systems often adopt premium photo detectors and amplifiers, thus leading to a high cost and low performance-to-price ratio to the system. The aim of this work is to investigate the use of novel techniques to reduce the cost of system, increase the imaging depth and develop a new DOT system for practical human brain imaging. In this paper, low-cost photo detectors and a self-developed photodiode pre-amplifier were employed. Comparing to the previous system of our laboratory, the whole cost of the new system was cut by more than 40%. Next, we designed a wearable fiber-free brain computer interface (BCI) which is flexible and can fit well with subjects featuring different shapes. A handheld 3D laser scanner was initially used to accurately acquire the shape of subjects and the locations of sources and detectors in this work. Finally, the imaging depth of targets was up to 35 mm of the new system in human head-shaped phantom experiments performed with the integrated application of techniques and instruments as mentioned above. This validated result demonstrates that our new system has gained the ability for function real human brain imaging.

**Key words** diffuse optical tomography, low-cost, wearable, 3D scanner, head-shaped phantom, imaging depth

**DOI:** 10.16476/j.pibb.2019.0326

---

\* This work was supported in part by a grant from The National Natural Science Foundation of China (61701076).

\*\* Corresponding author.

Tel: 18031183478, E-mail: hjiang1@usf.edu

Received: February 15, 2020 Accepted: March 14, 2020