

## 面向手术导航的增强现实计算光谱成像系统

陶陈凝<sup>1\*</sup>, 郑臻荣<sup>2</sup><sup>1</sup>浙江师范大学杭州高等研究院, 浙江 杭州 311231;<sup>2</sup>浙江大学光电科学与工程学院, 浙江 杭州 310027

**摘要** 基于光谱成像技术的手术导航通过分析不同组织的光谱差异,能够有效识别各类组织,具有重要的应用价值,但目前光谱成像的采样速度和光谱图像的呈现方式极大地限制了其在临床中的应用。提出面向手术导航的增强现实计算光谱成像系统,通过使用RGB成像器件和多光谱单像素探测器,实现单次成像下的高质量光谱重构,极大地提升了成像速度和重构效率;采用主成分分析和光谱角制图提取光谱图像的有效信息,突出特征组织区域;展示了头戴式增强现实显示设备中光谱图像与实际手术区域融合后实现的图像增强效果。

**关键词** 计算光谱成像; 增强现实; 手术导航; 图像增强

中图分类号 TP79

文献标志码 A

DOI: 10.3788/LOP202259.2011014

## Augmented Reality Computational Spectral Imaging for Surgical Guidance

Tao Chenning<sup>1\*</sup>, Zheng Zhenrong<sup>2</sup><sup>1</sup>Hangzhou Institute of Advanced Studies, Zhejiang Normal University, Hangzhou 311231, Zhejiang, China;<sup>2</sup>College of Optical Science and Engineering, Zhejiang University, Hangzhou 310027, Zhejiang, China

**Abstract** Surgical guidance based on spectral imaging can effectively identify various tissue types by analyzing the spectrum differences of different tissues, which has a significant application value. However, the current sampling speed of spectral imaging and the presentation of spectral images severely limit its clinical applications. This paper proposes an augmented reality (AR) computational spectral imaging system for facilitating surgical guidance. High-quality spectral reconstruction is achieved in a single detection using RGB imaging devices and multispectral single-pixel detectors, which greatly improves the imaging speed and reconstruction efficiency. Principal component analysis and spectral angle mapping are adopted to extract the effective information of the spectral images, which are then used to highlight the characteristic tissue area. The image enhancement effect based on the fusion of the spectral image and actual surgical area is demonstrated in the head-mounted AR display device.

**Key words** computational spectral imaging; augmented reality; surgical guidance; image enhancement

## 1 引言

光谱成像技术能够同时获取目标场景的二维空间图像和一维光谱特征。利用光谱图像提供的丰富信息,光谱成像技术可以有效地对物体进行分析、检测和诊断,在生物医学领域如病理研究<sup>[1-3]</sup>、疾病诊断<sup>[4-6]</sup>、手术导航<sup>[7-10]</sup>等具有重要的应用价值和广阔的发展前景。

在基于光谱成像技术的手术导航中,通过分析不同组织的光谱差异对组织进行“虚拟标记”,能够有效提高对组织边界的识别精度,提升手术的效率 and 准确度。但是,传统的光谱成像技术<sup>[11]</sup>要求在空间或光谱

维度进行扫描,系统的光能利用率较低、数据采集时间较长,无法满足手术中实时、动态的成像需求。近年来,计算光谱成像技术<sup>[12-14]</sup>被提出并迅速发展。计算光谱成像技术基于压缩感知理论,能够通过压缩测量、计算重构的非扫描方式获取目标物体的光谱图像,具备高速、高效的特征,为基于光谱成像技术的手术导航提供了新的技术手段。然而在手术中,测量得到的光谱图像通常以视频的形式输出至显示设备,医生需要自主、快速、精准地对光谱图像与实际手术的组织区域进行匹配,这不仅要求医生具有丰富的手术经验,还会带来一系列如视野受限、手眼协调困难等问题。因而,

收稿日期: 2022-06-14; 修回日期: 2022-08-31; 录用日期: 2022-09-05

基金项目: 浙江省“尖兵”“领雁”研发攻关计划(2022C03084, 2022C03066)

通信作者: \*taochenning@zjnu.edu.com

如何在手术中清晰、直观地呈现光谱图像,为医生提供所需信息的同时避免额外的负担仍是亟待解决的挑战。

增强现实(AR)技术<sup>[15-17]</sup>的出现为光谱图像的即时显示提供了新的技术方案。AR技术能够将虚拟目标(如文字、图像或视频等)叠加到真实场景中,实现虚拟目标和真实场景的有机融合,以增强用户对现实世界的感知。目前,AR技术已被广泛应用于各类外科手术。但是,在使用AR技术的手术导航中,用于导航的数据一般是超声、X射线、计算机断层扫描(CT)、核磁共振成像(MRI)等<sup>[18]</sup>预先采集的医学影像,无法术中实时更新数据。因而,利用AR技术将光谱成像技术应用到手术导航具有重要的研究意义。

本文提出了一个面向手术导航的增强现实计算光谱成像系统。该系统采用1个RGB焦平面阵列成像器件和2个多光谱单像素探测器,在不进行空间及额外光谱调制的前提下,实现快照式(单次成像)的高质量光谱重构。基于主成分分析和光谱角制图,提取光谱图像中的有效信息并进行图像增强,提高生物组织的对比度,并展示了AR显示设备中增强的光谱图像与实际手术区域的融合图像。

## 2 方法内容

### 2.1 系统模型

所提系统的传输过程如图1所示。目标物体的三维空间-光谱图像同时被1个RGB焦平面阵列(FPA)成像元件和2个多光谱单像素探测器接收。对于RGB成像元件,目标物体的空间信息未被压缩,而光谱信息被积分到RGB三个颜色通道。假设目标物体为 $f_{mnl}$ ,其中 $m$ 和 $n$ 为空间维度的坐标( $1 \leq m, n \leq N$ ), $l$ 为光谱维度的坐标( $1 \leq l \leq L$ ), $N$ 为目标物体空间维度的像素数, $L$ 为目标物体总光谱通道数,那么离散化的成像过程为

$$\begin{cases} g_{mn,R} = \sum_l \omega_{l,R} f_{mnl} \\ g_{mn,G} = \sum_l \omega_{l,G} f_{mnl}, \\ g_{mn,B} = \sum_l \omega_{l,B} f_{mnl} \end{cases} \quad (1)$$

式中: $g$ 为RGB成像元件的探测结果; $\omega_R, \omega_G, \omega_B$ 为RGB成像元件的光谱响应函数。式(1)可写为矩阵形式:

$$\mathbf{g}_{\text{RGB}} = \mathbf{H}_{\text{RGB}} \mathbf{f}, \quad (2)$$

式中: $\mathbf{H}_{\text{RGB}}$ 为物体经RGB成像元件探测的系统矩阵。

对于多光谱单像素探测器,目标物体的空间信息及光谱信息均被压缩,其探测过程可描述为

$$\mathbf{g} = \sum_l \sum_m \sum_n \omega_{l,s} f_{mnl}, \quad (3)$$

式中: $\omega_s$ 为多光谱单像素探测器的光谱响应函数。式(3)亦可写为矩阵形式:

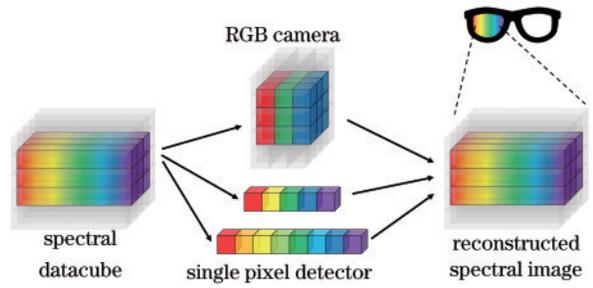


图1 增强现实计算光谱成像系统的数据传输过程示意图  
Fig. 1 Schematic of data transmission process of augmented reality computational spectral imaging system

$$\mathbf{g}_s = \mathbf{H}_s \mathbf{f}, \quad (4)$$

式中: $\mathbf{H}_s$ 为物体经单像素探测器探测的系统矩阵。

### 2.2 光谱重构

在压缩感知理论中,假设目标物体 $\mathbf{f}$ 在稀疏先验 $\Psi \in \mathbb{R}^{N^2 L \times d}$ 上是稀疏的, $d$ 为稀疏先验的个数,那么 $\mathbf{f}$ 可表示为

$$\mathbf{f} = \Psi \boldsymbol{\theta}, \quad (5)$$

式中: $\boldsymbol{\theta} \in \mathbb{R}^d$ 为 $\mathbf{f}$ 经稀疏变换后包含稀疏系数的矢量。而本系统中测量值 $\mathbf{g}$ 和稀疏先验 $\Psi$ 之间的投影关系可表示为

$$\mathbf{g} = \mathbf{H} \Psi \boldsymbol{\theta}, \quad (6)$$

其中

$$\mathbf{g} = \begin{bmatrix} \mathbf{g}_{\text{RGB}} \\ \mathbf{g}_s \end{bmatrix}, \mathbf{H} = \begin{bmatrix} \mathbf{H}_{\text{RGB}} \\ \mathbf{H}_s \end{bmatrix}. \quad (7)$$

这里,直接对RGB成像元件和多光谱单像素探测器的测量结果及系统矩阵进行合并。重构目标物体即求解非线性优化问题:

$$\hat{\mathbf{f}} = \Psi \arg \min_{\boldsymbol{\theta}} \left( \|\mathbf{H} \Psi \boldsymbol{\theta} - \mathbf{g}\|_2^2 + \tau \|\boldsymbol{\theta}\|_1 \right), \quad (8)$$

式中: $\tau$ 为调整参数。

### 2.3 图像增强

利用光谱图像中每个像素都具备的丰富光谱信息,可以对RGB图像进行图像增强,以提升对特定目标的感知能力,从而在手术中辅助医生识别组织,提升手术的效率 and 准确度。此处采用两种不同的方式进行图像增强,一种基于主成分分析(PCA)降维实现,另外一种基于光谱角制图(SAM)<sup>[19]</sup>提取特定目标的特征实现。其中,光谱图像的主成分分析将三维空间-光谱图像压缩为二维矩阵 $\mathbf{F}$ , $\mathbf{F}$ 中的各行分别为不同空间像素的光谱;接下来对 $\mathbf{F}$ 的每一行分别进行中心化,即使其每行均值为0;对中心化矩阵进行奇异值分解 $\mathbf{F} = \mathbf{U} \boldsymbol{\Sigma} \mathbf{V}^T$ ,获得其左、右奇异矩阵 $\mathbf{U}$ 、 $\mathbf{V}$ 和对角矩阵 $\boldsymbol{\Sigma}$ ;  $\mathbf{V}$ 中各列即为按照奇异值降序顺序排列的特征向量;指定主成分比重阈值,取出前 $p$ 个特征向量满足主成分比重要求,将这些特征向量标准化,组成特征矩阵 $\mathbf{W}$ ;降维的空间-光谱图像二维矩阵 $\mathbf{F}_p$ 则可以通过 $\mathbf{F}_p = \mathbf{F} \mathbf{W}$ 获取,或是由左奇异矩阵 $\mathbf{U}$ 经过对角矩阵 $\boldsymbol{\Sigma}$ 加权

后的前  $p$  列组成。获得降维的空间-光谱图像后,将其视作一个新的光谱图像,将特征值最大的前三个维度分别作为 RGB 三个通道生成彩色图像,并叠加于原 RGB 图像上实现图像增强。

基于光谱角制图的图像增强方式需要一个基准或参考光谱,这既可以是指定空间范围内的所有或部分空间像素的光谱均值,也可以是某种特定材料、物质或目标物体的特征光谱。光谱角制图将光谱视为高维度的向量,以求解两个光谱向量之间的夹角:

$$\alpha_{m,n} = \arccos \left( \frac{\langle \mathbf{f}_{m,n}, \mathbf{f}_{ref} \rangle}{\|\mathbf{f}_{m,n}\|_2 \|\mathbf{f}_{ref}\|_2} \right), \quad (9)$$

式中:  $\langle \cdot, \cdot \rangle$  为向量内积;  $\mathbf{f}_{m,n}$  为光谱图像中的不同空间位置上的光谱向量;  $\mathbf{f}_{ref}$  为参考光谱向量。与参考光谱

向量之间的夹角较小,意味着与参考光谱在光谱形态上接近,可以认为该空间位置所对应的材料或组成成分更接近目标物体。

### 3 实验与分析

采用型号为 CS895CU 的 RGB 成像元件和型号为 AS7341、AS7265X 的两个多光谱单像素探测器,它们归一化光谱响应函数如图 2 所示。其中,AS7341 多光谱单像素探测器有 10 个光谱通道,AS7265X 多光谱单像素探测器有 18 个光谱通道;两个单像素探测器基本能够覆盖 400~1000 nm 范围内光谱。因此,仅需一次采样 (one shot),即可重构出目标物体在可见-近红外波段的三维空间-光谱图像,极大地提升了光谱成像的速度与效率。

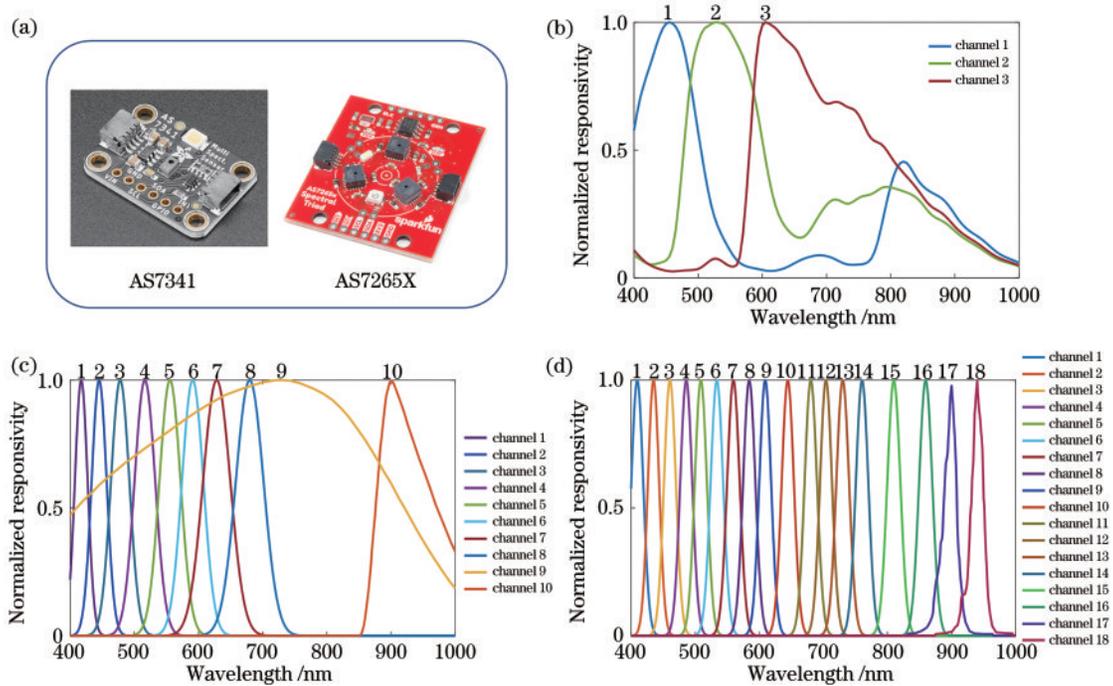


图 2 探测器实物图及归一化光谱响应函数。(a)多光谱单像素探测器 AS7341、AS7265X 实物图;(b)RGB 成像元件 CS895CU 的归一化光谱响应函数;(c)多光谱单像素探测器 AS7341 的归一化光谱响应函数;(d)多光谱单像素探测器 AS7265X 的归一化光谱响应函数

Fig. 2 Figures and the normalized spectral responses for the detectors. (a) Figures of the multispectral single-pixel sensor AS7341 and AS7265X; (b) normalized spectral responses for the RGB imager sensor CS895CU; (c) normalized spectral responses for the multispectral single-pixel sensor AS7341; (d) normalized spectral responses for the multispectral single-pixel sensor AS7265X

使用 HIS 人脑数据集<sup>[20]</sup>对所提系统及算法进行验证。预训练的稀疏先验的尺寸为  $8 \times 8 \times 601$ ,其中 8 为空间维度,601 为光谱维度,对应 400~1000 nm 光谱范围,光谱间隔为 1 nm。那么,该系统的总采样率为 0.6%。

图 3(a)为人脑组织的 RGB 图像,提取中间部分区域进行 VNIR 光谱重构,重构结果如图 3(b)~(d)所示。这里,采用峰值信噪比 (PSNR)、结构相似性 (SSIM) 及 SAM 三个图像质量评价函数定量地评价光谱数据的重构质量。其中,PSNR 是全参考评价函数,

通过计算重构光谱图与参考光谱图中各像素的强度差的平方求取,表达式为

$$R_{PSNR} = 10 \log_{10} \left[ \frac{\max \mathbf{f}^2}{\frac{1}{N^2 L} \|\mathbf{f} - \hat{\mathbf{f}}\|_2^2} \right]. \quad (10)$$

SSIM 比较了重构光谱图与参考光谱图的亮度、对比度和结构,能够评价重构图像的空间保真度,表达式为

$$R_{SSIM} = \frac{(2\nu_f\nu_{\tilde{f}} + C_1)(2\sigma_{\tilde{f}\tilde{f}} + C_2)}{(\nu_f^2 + \nu_{\tilde{f}}^2 + C_1)(\sigma_f^2 + \sigma_{\tilde{f}}^2 + C_2)}, \quad (11)$$

式中： $\nu_f$ 、 $\sigma_f$  和  $\sigma_{\tilde{f}\tilde{f}}$  分别是参考图的算数平均、参考图的方差和参考图与重构图之间的协方差； $C_1$  和  $C_2$  是两个常数。SAM 计算两个光谱向量之间的夹角，用于评价重构图像的光谱保真度。重构光谱图像的 PSNR、SSIM 和 SAM 分别为 39.99、0.9934 和 0.07688。图 3(d) 为图 3(a) 中随机选取的空间点 d 的点光谱重构结果。可以看到，重构光谱曲线的形状或数值都与原始图像非常接近，但是偏差仍然存在，因此重构得到的图 3(c) VNIR 光谱与图 3(b) 参考图像存在色差。使用重构得到的 VNIR 光谱图像进行图像增强，结果如图 3(e)~(g) 所示。其中图 3(e) 中，采用 PCA 降维，将前三个特征向量 ( $p=3$ ) 取出，作为一个新的彩色图像的 RGB 三

通道。而在基于 SAM 的图像增强中，分别采用重构光谱图像内所有空间像素的 SAM 平均值和典型血管的 SAM 数值作为基准，图像增强效果如图 3(f) 和图 3(g) 所示。相较于 PCA 降维图像增强，基于 SAM 的图像增强具有更高的对比度，能够更好地区分各组织区域。并且，采用典型血管 SAM 数值作为基准时能够进一步增强血管的特征。将图 3(g) 叠加到原 RGB 图像上获得图 3(h)，即为头戴式 (HMD) AR 显示设备观察手术区域的画面。图 4 为从图 3(c) 重构结果中在 400~700 nm 可见光波段内以 25 nm 为间隔选取的光谱图像。可以看到，对于 400 nm 和 425 nm 波段，由于光强较低，重构的误差较大，重构结果存在明显的分块效应，重构质量显著低于光强较高的光谱波段。为验证所提系统的可重复性，图 5 展示了另两组测试图像的光谱重构结果。

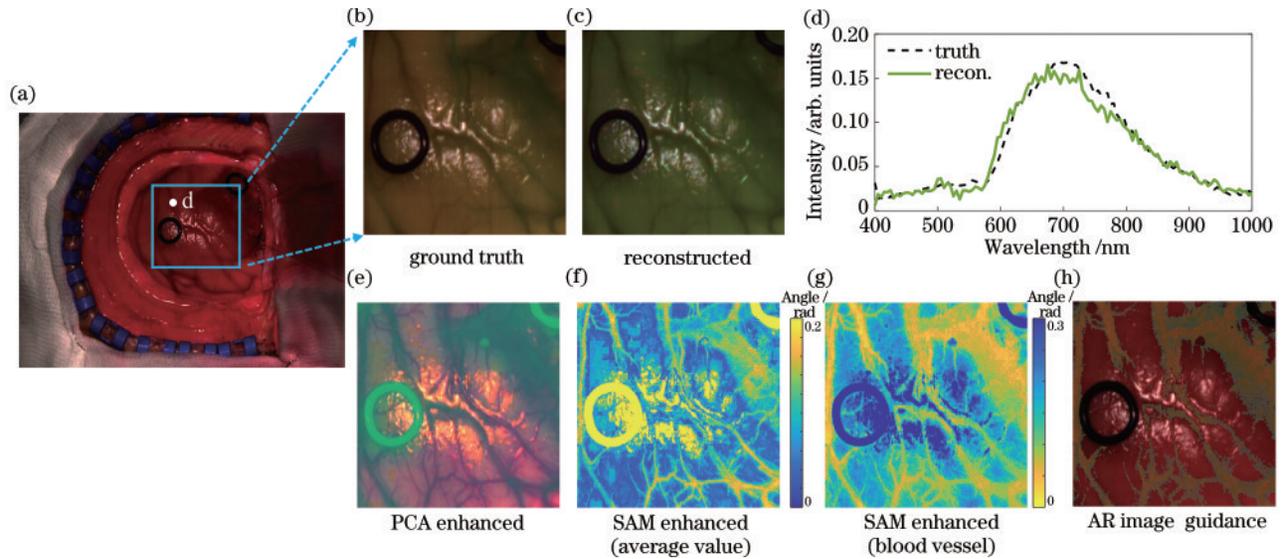


图 3 人脑图像光谱重构结果及其 AR 实现。(a) 人脑 RGB 图像；(b) 人脑 VNIR 参考图像；(c) 人脑 VNIR 重构图像；(d) 图 3(a) 中点 d 的点光谱重构结果；(e) PCA 光谱图像增强；(f) SAM 光谱图像增强 (平均值为基准)；(g) SAM 光谱图像增强 (血管为基准)；(h) 使用图 3(g) 光谱增强时 HMD AR 效果图

Fig. 3 Reconstructed hyperspectral human brain image and its implementation with AR. (a) RGB image of human brain; (b) VNIR reference image of human brain; (c) reconstructed VNIR image of human brain; (d) point spectrum reconstruction result of spatial point d indicated in Fig. 3 (a); (e) spectral image enhanced by PCA; (f) spectral image enhanced by SAM with the average value; (g) spectral image enhanced by SAM with the value of blood vessel; (h) HMD AR of the implementation of Fig. 3 (g)

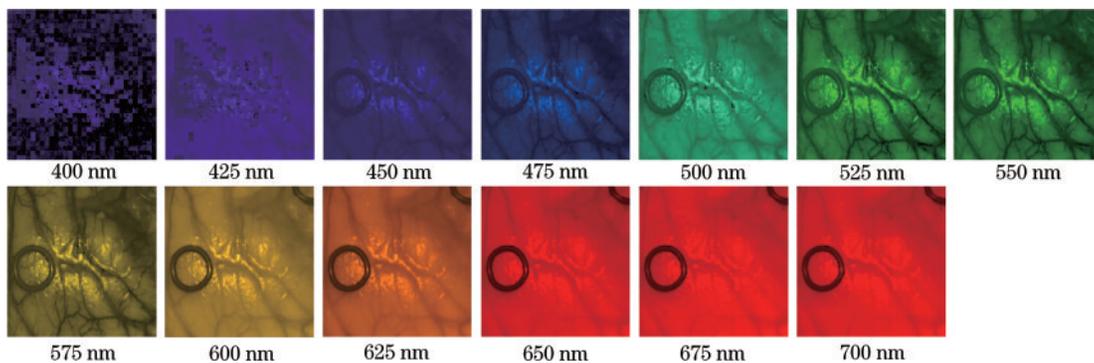


图 4 可见光波段的重构人脑图像

Fig. 4 Reconstructed hyperspectral human brain images in the visible range

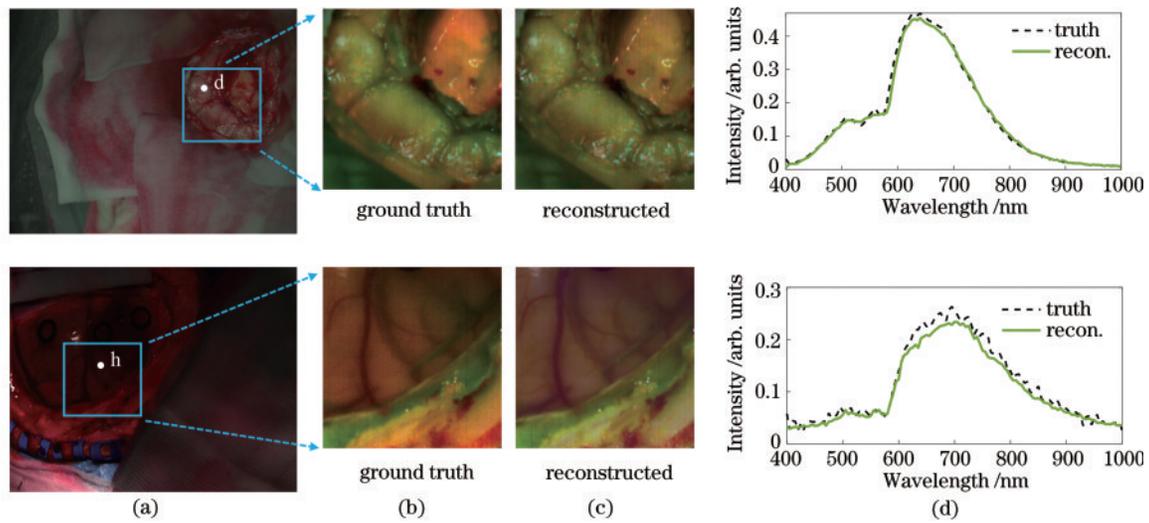


图 5 多组人脑图像光谱重构结果。(a)人脑 RGB 图像;(b)人脑 VNIR 参考图像;(c)人脑 VNIR 重构图像;(d)图 5(a)中对应点的点光谱重构结果

Fig. 5 Reconstructed hyperspectral human brain images. (a) RGB image of human brain; (b) VNIR reference image of human brain; (c) reconstructed VNIR image of human brain; (d) point spectrum reconstruction result of corresponding point indicated in Fig. 5 (a)

## 4 结 论

提出了一个快照式计算光谱成像系统,并将获得的光谱图像用于图像增强,借助 HMD AR 的形式应用于手术导航。首先,通过 RGB 成像器件和多光谱单像素探测器的并行探测和联合重构,无需调制即可实现高质量的光谱图像重构。然后,基于 PCA 和 SAM 对获得的光谱图像进行分析,以图像增强的形式呈现光谱信息。对比发现,基于 SAM 的图像增强能获得更高的组织对比度,并且可以通过不同的基准实现对特定组织的识别。最后,增强后的图像以 HMD AR 的形式显示,增强图像与实际手术区域有机融合。该增强现实计算光谱成像系统具有高速、高分辨的特点,在手术导航或其他对成像速度和显示方式要求严苛的场景下具有重要的应用前景。

### 参 考 文 献

- [1] Spreinat A, Selvaggio G, Erpenbeck L, et al. Multispectral near infrared absorption imaging for histology of skin cancer[J]. *Journal of Biophotonics*, 2020, 13(1): e201960080.
- [2] He Q H, Wang R K. Hyperspectral imaging enabled by an unmodified smartphone for analyzing skin morphological features and monitoring hemodynamics[J]. *Biomedical Optics Express*, 2020, 11(2): 895-910.
- [3] Wu Y L, Huang S L, Wang J, et al. Activatable probes for diagnosing and positioning liver injury and metastatic tumors by multispectral optoacoustic tomography[J]. *Nature Communications*, 2018, 9: 3983.
- [4] 李伟, 吕蒙, 陈天虹, 等. 高光谱图像在生物医学中的应用[J]. *中国图象图形学报*, 2021, 26(8): 1764-1785.  
Li W, Lü M, Chen T H, et al. Application of a hyperspectral image in medical field: a review[J]. *Journal of Image and Graphics*, 2021, 26(8): 1764-1785.
- [5] Panasyuk S V, Yang S, Faller D V, et al. Medical hyperspectral imaging to facilitate residual tumor identification during surgery[J]. *Cancer Biology & Therapy*, 2007, 6(3): 439-446.
- [6] Zheng W L, Wang C J, Chang S F, et al. Hyperspectral wide gap second derivative analysis for *in vivo* detection of cervical intraepithelial neoplasia[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2015, 20(12): 121303.
- [7] Monteiro S T, Kosugi Y, Uto K, et al. Towards applying hyperspectral imagery as an intraoperative visual aid tool[C]//*Proceedings of the 4th IASTED International Conference on Visualization, Imaging and Image Processing*, September 6-8, 2004, Marbella, Spain. Calgary: IASTED, 2004: 483-488.
- [8] Wisotzky E L, Rosenthal J C, Wege U, et al. Surgical guidance for removal of cholesteatoma using a multispectral 3D-endoscope[J]. *Sensors*, 2020, 20(18): 5334.
- [9] Goh Y, Balasundaram G, Moothanchery M, et al. Multispectral optoacoustic tomography in assessment of breast tumor margins during breast-conserving surgery: a first-in-human case study[J]. *Clinical Breast Cancer*, 2018, 18(6): e1247-e1250.
- [10] Hu Z H, Fang C, Li B, et al. First-in-human liver-tumour surgery guided by multispectral fluorescence imaging in the visible and near-infrared-I/II windows[J]. *Nature Biomedical Engineering*, 2020, 4(3): 259-271.
- [11] Garini Y, Young I T, McNamara G. Spectral imaging: principles and applications[J]. *Cytometry Part A*, 2006, 69(8): 735-747.
- [12] Hagen N A, Kudenov M W. Review of snapshot spectral imaging technologies[J]. *Optical Engineering*, 2013, 52(9): 090901.
- [13] Wang Z, Yi S, Chen A, et al. Single-shot on-chip spectral sensors based on photonic crystal slabs[J].

- Nature Communications, 2019, 10: 1020.
- [14] Tao C N, Zhu H Z, Sun P, et al. Simultaneous coded aperture and dictionary optimization in compressive spectral imaging via coherence minimization[J]. Optics Express, 2020, 28(18): 26587-26600.
- [15] 史晓刚, 薛正辉, 李会会, 等. 增强现实显示技术综述[J]. 中国光学, 2021, 14(5): 1146-1161.  
Shi X G, Xue Z H, Li H H, et al. Review of augmented reality display technology[J]. Chinese Optics, 2021, 14(5): 1146-1161.
- [16] Chang C L, Bang K, Wetzstein G, et al. Toward the next-generation VR/AR optics: a review of holographic near-eye displays from a human-centric perspective[J]. Optica, 2020, 7(11): 1563-1578.
- [17] He Z H, Sui X M, Jin G F, et al. Progress in virtual reality and augmented reality based on holographic display [J]. Applied Optics, 2019, 58(5): A74-A81.
- [18] 吴海滨, 徐恺阳, 于双, 等. 增强现实手术导航系统的投影显示技术综述[J]. 光学精密工程, 2021, 29(9): 2019-2038.  
Wu H B, Xu K Y, Yu S, et al. Review of projection display technology in augmented reality surgical navigation system[J]. Optics and Precision Engineering, 2021, 29(9): 2019-2038.
- [19] Kruse F A, Lefkoff A B, Boardman J W, et al. The spectral image processing system (SIPS): interactive visualization and analysis of imaging spectrometer data[J]. Remote Sensing of Environment, 1993, 44(2/3): 145-163.
- [20] Fabelo H, Ortega S, Szolna A, et al. *In-vivo* hyperspectral human brain image database for brain cancer detection[J]. IEEE Access, 2019, 7: 39098-39116.