

Design and Implementation of an Instrument for Superficial Vein Imaging

Jingping Zhong, Yun Xie, Mi Zhou, Cong Huang, Miaomiao Xiong, Xiaohui Tan*

College of Mechanical and Electrical Engineering, Jiangxi University of Science and Technology, Ganzhou Jiangxi
Email: tanxiaohui@jxust.edu.cn

Received: Oct. 26th, 2018; accepted: Nov. 8th, 2018; published: Nov. 15th, 2018

Abstract

The superficial veins of infants and obese patients are often difficult to locate quickly and accurately during intravenous injection. For this problem, we have designed a simple vein-imaging instrument, which uses 850 nm transmission light with adjustable intensity to image, adopts a camera with 6 mm focal-length lenses, 1/4" size CMOS sensor, and built-in 850 nm narrowband filter for image acquisition, and then realize wireless video transmission via connecting with a 2.4 G WiFi transmitter. Clear vein image could be real-time displayed on smartphone or tablet computer. The vein imaging instrument is easy-use, low-cost, and meet general needs of superficial intravenous injection, which benefits promoting in domestic medical institutions.

Keywords

Intravenous Injection, Near-Infrared Imaging, Wireless Video Transmission

一种浅层静脉显像仪的设计与实现

钟经平, 谢云, 周密, 黄聪, 熊苗苗, 谈晓辉*

江西理工大学, 机电工程学院, 江西 赣州
Email: tanxiaohui@jxust.edu.cn

收稿日期: 2018年10月26日; 录用日期: 2018年11月8日; 发布日期: 2018年11月15日

摘要

静脉注射时, 婴幼儿与肥胖患者的表层静脉往往难以快速、准确地定位。本文针对此问题设计了一种简易的静脉显像仪, 其使用光强可调节、波长为850 nm的透射光成像, 采用6 mm焦距镜头、1/4" CMOS

*通讯作者。

图像传感器、内置有850 nm窄带滤光片的摄像头采集图像，通过与2.4 G WiFi发射器连接，实现了无线视频传输，可在智能手机、平板电脑上实时、清晰地显示静脉图像。本静脉显像仪使用方便、成本低廉，可满足一般的浅层静脉注射需要，有利于在国内医疗机构推广。

关键词

静脉显示，近红外成像，无线视频传输

Copyright © 2018 by authors and Hans Publishers Inc.

This work is licensed under the Creative Commons Attribution International License (CC BY).

<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>



Open Access

1. 引言

在静脉注射时，医护人员一般采用目视法和触摸法进行静脉定位，但如果皮肤脂肪含量高或静脉血管细小，则易导致穿刺失败，不仅给患者带来多次穿刺痛苦，甚至引发医患冲突。为了解决此类问题，最直接的方法是通过实时获取静脉图像，辅助注射人员进行静脉定位。利用去氧血红蛋白的光吸收特性，Zeman 等人提出利用近红外探测静脉血管的方法[1]。近年来，近红外成像被广泛应用于静脉显示。现有的静脉显像仪主要有台式、手持式和头戴式[2]。台式显像仪一般功能全面，具有图像增强处理；手持式虽然方便携带，但不便于穿刺操作；集成了投影装置的静脉显像仪应运而生[3]，但手背、手臂等穿刺部位一般为曲面，获取的平面图像投影到体表曲面时会产生一定的位置偏差；头戴式静脉显像仪实现了免提可穿戴功能[4]。例如由美国 Evena Medical 与日本爱普生联合研制的 Eyes-On 智能眼镜集成了多光谱、3D 成像、无线传输等多方面技术，此类产品价格较高。

尽管静脉显像产品众多，但在医疗机构的注射室并未得到推广。主要原因在于：一是患者受益面窄，市场需求量低，产品价格高；二是大部分产品定位并不是针对辅助静脉注射，因此在功能设计、使用体验和性价比上未得到医护工作者的青睐。在静脉显像产品的成本中，显示设备占比通常较高；其次，对于辅助注射用的静脉图像，基于 clahe 等算法的图像增强处理并不是必须的[5]。本文针对上述问题，设计了一种简易的使用无线视频传输的静脉显像仪。该设备不仅能够清晰的获取肥胖病人及婴幼儿患者的浅层静脉图像，并且可以方便地使用智能手机、平板电脑等无线设备实时显示。

2. 设计及实验

2.1. 原理及方法

静脉显像的基本原理是利用不同生理组织的光吸收特性获取组织的结构信息。血液中的脱氧血红蛋白(Hb)与氧合血红蛋白(HbO)以及皮肤、肌肉等生理组织的吸收谱有较明显区别[6]。在正常情况下，静脉血液中 Hb 的浓度远高于周围真皮组织、肌肉组织中血液的 Hb 浓度。根据朗伯 - 比尔定律[7]：

$$\sum_{i=1}^n \alpha_{i,\lambda} c_i d_\lambda = \ln \frac{1}{T} = A_\lambda \quad (1)$$

其中， $\alpha_{i,\lambda}$ 为组分 i 在波长为 λ 的摩尔吸收系数， c_i 为组分 i 的摩尔浓度， d_λ 为波长 λ 的吸收厚度， T 为透过率， A_λ 为吸光度。因此在某些波长范围，静脉血管的吸光度将高于周围组织，从而使静脉血管在该波长范围所成的像中能够明显区分出来。

静脉血管位于皮肤真皮与肌肉组织之间, 可以采用透射光和反射光两种方式获取静脉图像。为了获得较高的对比度, 要求静脉与周围组织的吸光度差别较大; 除此以外, 透射光成像要求人体对工作波长的透过性高, 反射光成像要求皮肤具有较高的透反射比。如图 1(a)、图 1(b)所示[8], 由于表皮中黑色素等生物分子的光吸收作用, 皮肤仅对波长大于 600 nm 的光具有相对良好的透过性, 其中在 600 nm~700 nm 范围的透过性最好, 650 nm~750 nm 的透反射比最高。如图 1(c)、图 1(d)所示[9], Hb 与 HbO 在 600 nm 以下的可见光均具有高摩尔吸收系数 $\alpha(\text{cm}^{-1}\text{M}^{-1})$; 650 nm~700 nm 区间, HbO 的摩尔吸收系数最小, 且 Hb 与 HbO 的摩尔吸收系数之比 $\alpha(\text{Hb})/\alpha(\text{HbO})$ 最高; 在 1000 nm 后红外, Hb 的光吸收已经非常微弱。综上所述, 在 650 nm~700 nm 区间适宜采用反射光成像; 在 700 nm~1000 nm 波长范围, 适宜采用透射光成像; 其中在 805 nm 附近, 由于 Hb 与 HbO 的吸收系数相同, 不适宜作为工作波长。

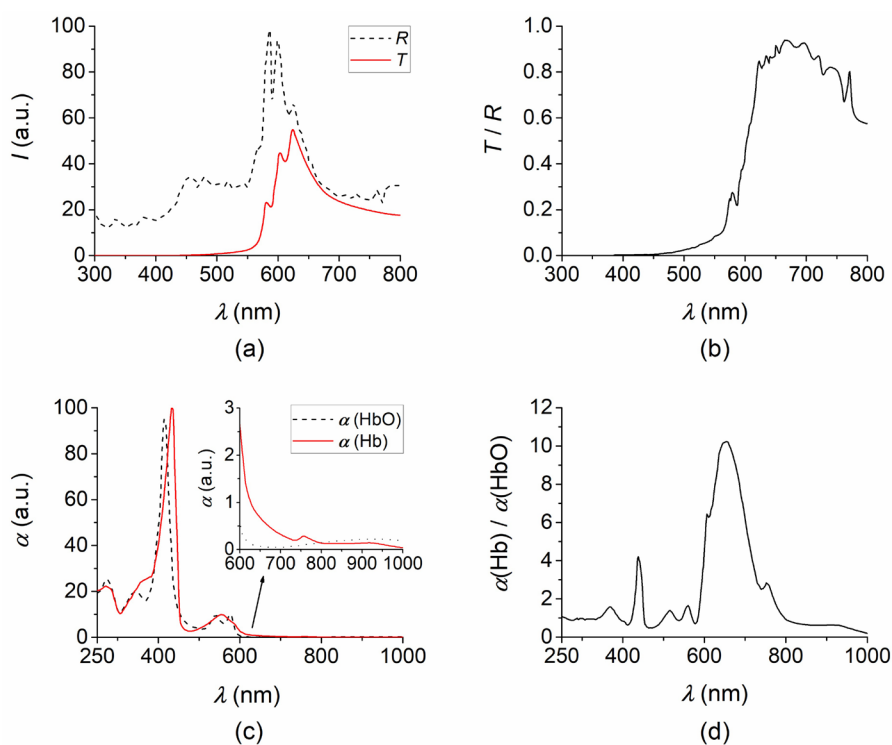


Figure 1. (a) Transmission (T) and reflection (R) of skin; (b) Variation of the ratio of transmission to reflection (T/R) with wavelength; (c) Molar absorption spectrum of Hb and HbO in the range of 250~1000 nm, wherein the subgraph is the molar absorption spectrum of Hb and HbO in the range of 600~1000 nm; (d) Change of ratio of molar absorption efficient of Hb to that of HbO with wavelength

图 1. (a) 皮肤的透射谱(T)与反射谱(R); (b) 皮肤的透反射比值(T/R)随波长的变化; (c) Hb 与 HbO 在 250 nm~1000 nm 区间的摩尔吸收谱, 子图为 Hb 与 HbO 600 nm~1000 nm 区间的摩尔吸收谱; (d) Hb 与 HbO 的摩尔吸收系数比值随波长的变化

2.2. 方案设计

使用无线图像传输的静脉显像仪主要硬件部分包括光源、摄像头以及无线图像传输模块。

2.2.1. 照射光源

发光二极管(LED)光源具有良好的单色性, 适合用做静脉显像仪的照射光源。在 650 nm~1000 nm 范围内, 发光波长为 660 nm、850 nm 以及 940 nm 的 LED 产品最易购得, 价格相对低廉, 且满足工作波长的设计要求。拟使用发光波长为 660 nm LED 作为反射光照射光源, 850 nm、940 nm LED 作为透射光照

射光源。为了便于调节照射光强，采用多个低功率 LED 组合连接。

2.2.2. 摄像头

综合考虑使用无线图像传输的流畅性和图像质量，采用 720 p 分辨率拍摄。在静脉定位时，一般手背观察范围的宽度不超过 15 cm。为了便于穿刺操作，物距要求约 30 cm。若使用普通的 M12 接口的定焦镜头进行成像，使用 1/4 英寸、100 万像素的 CMOS 传感器进行图像采集，则满足

$$W/L = w/f \quad (2)$$

其中， L 为物距($L = 30$ cm)， W 为物体宽度($W = 15$ cm)， w 为传感器的靶面宽度($w = 3.20$ mm)， f 为镜头焦距。得到 $f = 6.4$ mm。实际选用的镜头焦距应略小于设计值，对应常见的 M12 镜头型号为 6 mm。当观察对象距离镜头 30 cm 时，物方视场范围约 16 cm × 9 cm，若使用 5.5 英寸手机显示图像，则屏幕上静脉的垂轴放大率 $\beta \approx 0.76$ ，可满足观察要求。

此外，在摄像头内还需要放置相应工作波长的窄带滤光片，以尽量消除非工作波长的影响。

2.2.3. 无线图像传输

观察静脉时，观察对象基本处于静止，因此视频采集的分辨率比帧率重要。采用 MJPEG 格式输出的摄像头芯片能够完成这一任务，不仅因其价格低廉，更重要的是相比 H.264 编码，对无线接收端的硬件要求很低，能够适用于绝大部分智能手机或平板电脑。若拍摄分辨率为 1280 × 720，帧率 25 f/s，近红外下输出为 MJPEG 格式的 8 位灰度图像，MJPEG 编码的平均压缩比为 15:1，则数据传输需要的网络带宽为

$$1280 \times 720 \times 8 \text{ bit} \times 25 \times \frac{1}{15} = 12 \text{ Mbit} \quad (3)$$

基于 2.4GISM 频带、802.11 g 协议的无线设备是最具性价比的无线视频传输解决方案，其物理层最大速率达到 54 Mbit/s，主流手机、平板电脑均支持该协议。在本文情形中，无线传输距离小，连接的无线客户端数量仅为 1 个。综合考虑 IP 层不同报文长度的传输速率，无线网络管理帧、控制帧的带宽消耗，以及无线环境的干扰[10]，实际可提供的带宽大于 10 Mbit，基本能够满足设计要求。

2.2.4. 总体结构

本文设计的静脉显像仪工作原理及总体结构如图 2 所示。透射光成像时，LED 光源通过铝散热片和聚光灯罩保持发光稳定和提高光强。摄像头 usb 接口与无线模块连接，发射视频数据。智能手机、平板电脑等无线设备接入 WiFi 网络并通过 App 显示静脉图像。

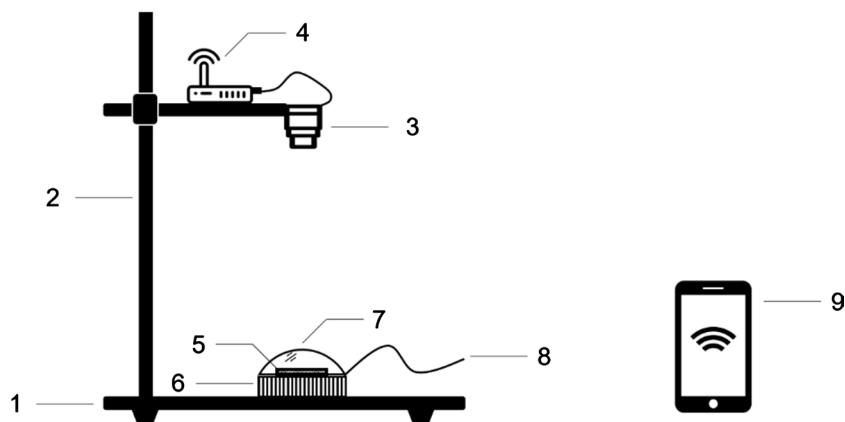
2.3. 实验

搭建的静脉显像仪实物及其主要硬件参数如图 3 所示。

透射光成像时，分别将若干 850 nm/940 nm LED 并/串联组合连接，使用直流源(2 A/15 V)调节加载电压，摄像头分别内置 850 nm/940 nm 窄带滤光片，对比不同工作波长、不同功率下的静脉成像质量；反射光成像时，使用 10 只 660 nm LED 照射手背，观察不同照射距离下的静脉图像；无线接收端为 iPhone 6Plus，App 为 XJ_wifibox；摄像头滤光片样片的透射谱使用分光光度计(岛津 UV-1800)测量；无线视频传输的帧率通过 FRAPS 软件分析获得。

3. 结果及讨论

摄像头内置 660 nm/850 nm/940 nm 窄带滤光片的透射谱如图 4 所示。三种滤光片的中心波长/半波宽



1. 底座; 2. 升降支架; 3. 摄像头; 4. 无线视频传输模块; 5. LED光源; 6. 铝散热片; 7. 聚光灯罩; 8. 接LED电源; 9. 智能手机、平板电脑等无线设备

Figure 2. Structural schematic of venous imaging instrument

图 2. 静脉显像仪的结构示意图

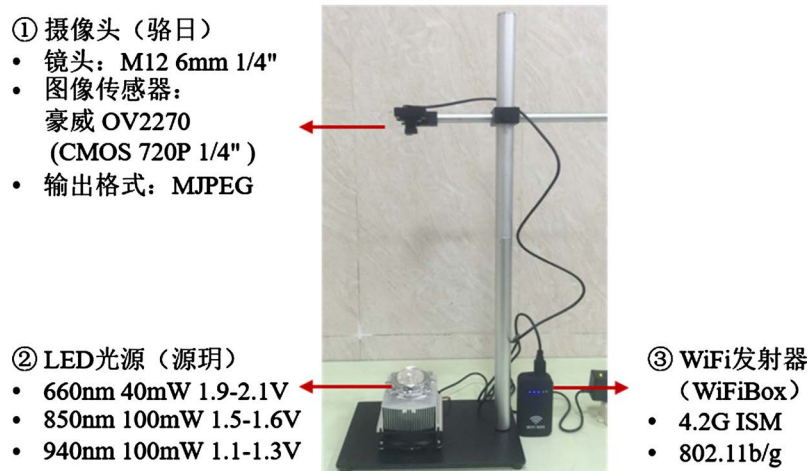


Figure 3. Venous imaging instrument with WiFi image transmission and its hardware parameters

图 3. 使用 WiFi 图像传输的静脉显像仪及其主要硬件参数

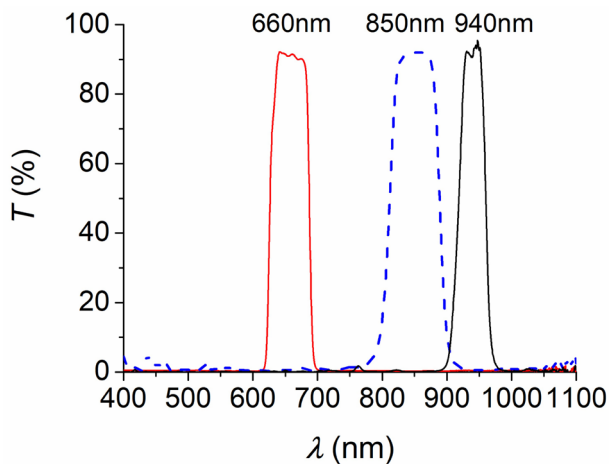


Figure 4. Transmission spectrum of 66 nm, 850 nm and 940 nm narrow band filter

图 4. 660 nm、850 nm、940 nm 窄带滤光片的透射率

分别为 656.7 nm/61.5 nm, 850 nm/79 nm, 939.3 nm/42.5 nm, 相应的峰值透射率均超过 90%, 截止区透射率小于 3%, 半波宽大于相应 LED 的半波宽度。表明非工作波长光基本被过滤, 工作波长的光有效参与成像。

如图 5(a) & 图 5(b)所示, 使用 660 nm 反射光成像时, 当室内光线明亮、LED 照射距离较近时, 易曝光过度, 影响观察; 在照射距离较远的暗室环境中, 表层主静脉可辨别。660 nm 反射光成像不能观察到细小的静脉, 主要原因在于: 尽管皮肤在 660 nm 处的透反射比高, 但上表面的反射光强占比仍然超过 50% (见图 1(b)), 较细静脉的光吸收湮没在噪声中。因此, 660 nm 不宜作为反射光成像的工作波长。如图 5(c) & 图 5(d)所示, 850 nm 透射光成像时, 浅层主静脉轮廓在低光源功率下即可分辨; 而在相同功率下, 940 nm 透射光所成图像明显较 850 nm 暗, 静脉轮廓模糊。这与图 6 所示的光谱响应特性一致: 传感器在 850 nm 处的量子效率(QE)为 17%, 而在 940 nm 的量子效率已下降到约 6%。其次, 940 nm 滤光片的半波宽度相对窄、肌肉组织中的水对 940 nm 具有更高的吸收系数等, 这也是导致 940 nm 透射光成像较暗的原因。如图 5(e) & 图 5(f)所示, 当使用大功率 850 nm LED 光源照射时, 在未经图像处理的情况下, 能够清晰观察到相对肥胖测试者和 5 岁幼儿较细的浅层静脉。以上测试结果表明, 850 nm 是显示静脉的最佳工作波长。

如图 7 所示, 无线传输到手机的 MJPEG 流媒体视频帧率基本稳定在 19 f/s, 略小于设计帧率, 与设计的带宽性能相符。肉眼没有感觉到明显的卡顿和延时, 能够满足一般静脉定位的要求。

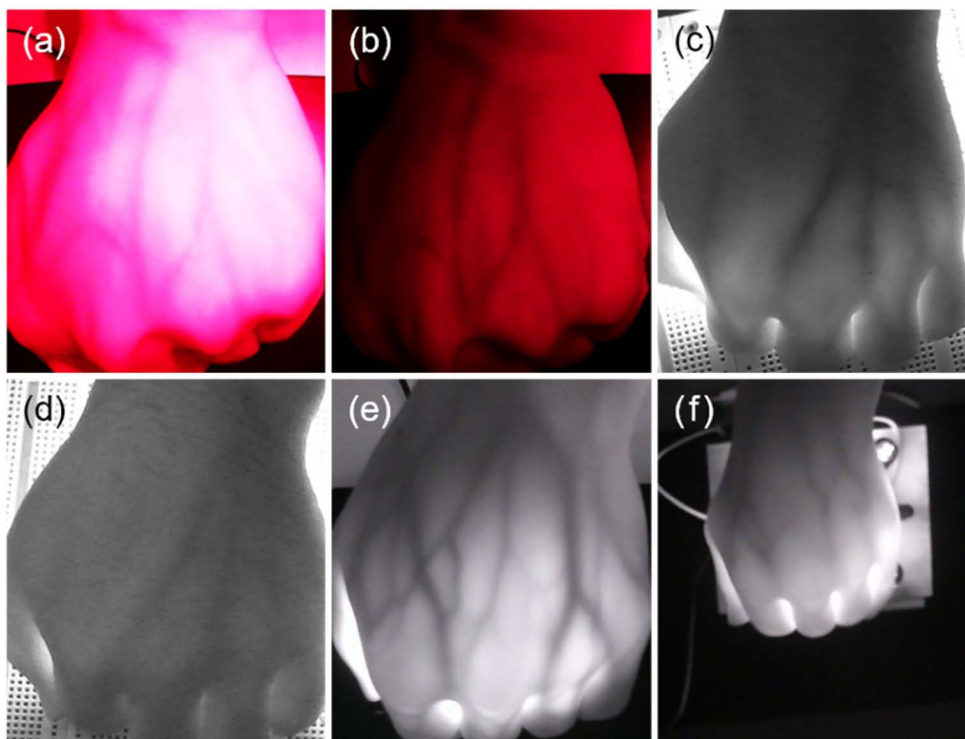


Figure 5. (a) Illuminated by 0.4 W 660 nm LED with distance around 10 cm, the room is bright indoor; (b) Illuminated by 0.4 W 660 nm LED with distance around 20 cm; (c) 1 W 850 nm LED transmission; (d) 1 W 940 nm LED transmission; (e) 30 W 850 nm LED transmission, the tester is relatively fat; (f) 27 W 850 nm LED transmission, the tester is a 5 year-old child

图 5. (a) 0.4 W 660 nm LED 照射, 距离约 10 cm, 室内光线明亮; (b) 0.4 W 660 nm LED 照射, 距离约 20 cm, 暗室; (c) 1 W 850 nm LED 透射; (d) 1 W 940 nm LED 透射; (e) 30 W 850 nm LED 透射, 测试者相对肥胖; (f) 27 W 850 nm LED 透射, 测试者为 5 岁幼儿

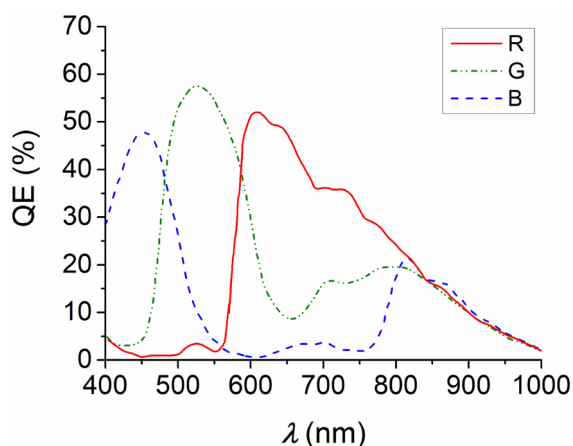


Figure 6. Spectral response of CMOS image sensor (provided by manufacturer)
图 6. CMOS 图像传感器的光谱响应(数据由厂商提供)

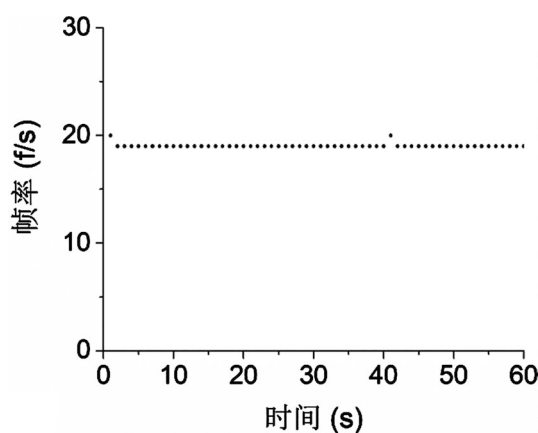


Figure 7. Frame rate change of vein video received by smart phone
图 7. 智能手机接收的静脉视频帧率变化

4. 总结

本文针对浅静脉注射设计了一种简易的静脉显像仪。该静脉显像仪采用光强可调节的 850 nm 透射光成像，使用 6 mm 焦距、1/4 英寸、内置 850 nm 窄带滤光片的摄像头采集图像，通过 802.11 g WiFi 设备实现无线视频传输，能够在手机、平板电脑上清晰、较流畅地显示肥胖者及婴幼儿浅层静脉图像。由于免去了显示设备和图像处理部分，本文设计的静脉显像仪成本不足 500 元，远低于市场上的同类产品，并且在功能上能够满足一般静脉注射需要，有利于在国内医疗机构推广，并带来良好的社会、经济效益。

致 谢

感谢大学生创新训练项目(201710407017)、江西理工大学博士科研启动项目(3401223278)的资金支持。

参考文献

- [1] Zeman, H.D., Lovhoiden, G. and Vrancken, C. (2004) Prototype Vein Contrast Enhancer. *Proceedings of Advanced Biomedical and Clinical Diagnostic Systems II*, **5318**, 39-49. <https://doi.org/10.1117/12.517813>
- [2] 赵青. 皮下静脉图像增强仪的光路组合与评价[D]. [硕士学位论文]. 武汉: 华中科技大学, 2009: 1-6.
- [3] 张敏刚, 李向东. 静脉成像投影设备的研制[J]. 中国医学装备, 2016, 13(4): 9-11.

- [4] 姜来, 王肇圻, 刘永基. 目镜式头戴静脉显示光学系统的设计[J]. 激光与光电子学进展, 2017, 54(7): 164-171.
- [5] 刘玉婷, 陈峥, 付占方, 郑逢勋. 基于 CLAHE 的红外图像增强算法[J]. 激光与红外, 2016, 46(10): 1290-1294.
- [6] 王成. 生物医学光学[M]. 南京: 东南大学出版社, 2017: 133-167.
- [7] 徐北平, 陈真诚, 朱健铭. 基于多波长近红外无创血红蛋白检测仪[J]. 中国医学物理学杂志, 2016, 33(7): 712-716.
- [8] 史晓凤, 孟继武, 李颖, 马君, 郑荣儿. 皮肤的光学性质研究[J]. 发光学报, 2004, 25(4): 425-428.
- [9] Kraitl, J., Timm, U., Ewald, H., *et al.* (2011) Non-Invasive Sensor for an *in Vivo* Hemoglobin Measurement. *IEEE Sensors*, **25**, 276-279. <https://doi.org/10.1109/ICSENS.2011.6126982>
- [10] 赵培, 李凯, 张需溥. 室内无线通信技术原理与工程实践[M]. 北京: 北京邮电大学出版社, 2015: 369-375.

知网检索的两种方式:

1. 打开知网页面 <http://kns.cnki.net/kns/brief/result.aspx?dbPrefix=WWJD>
下拉列表框选择: [ISSN], 输入期刊 ISSN: 2164-5450, 即可查询
2. 打开知网首页 <http://cnki.net/>
左侧“国际文献总库”进入, 输入文章标题, 即可查询

投稿请点击: <http://www.hanspub.org/Submission.aspx>

期刊邮箱: oe@hanspub.org