

# 基于波长选择的手掌静脉采集系统研究

苑玮琦, 杨国天, 李 威

(沈阳工业大学视觉检测技术研究所, 辽宁 沈阳 110870)

**摘要:**手掌静脉成像是手掌静脉识别的难点,设计了一种在拍摄全手的情况下能够采集到较清晰手掌静脉图像的低成本多波段采集系统,并分别在760 nm, 850 nm, 890 nm和960 nm四种单波长及两两组合的近红外光源下采集手掌静脉,总样本数为2500幅手掌静脉图像,然后利用提取的有效区域中手掌静脉平均灰度与非手掌静脉平均灰度的比值为波长选择标准对图像质量进行比较,最后选择在760 nm和960 nm混合波长下采集手掌静脉。

**关键词:**手掌静脉;近红外;波长选择;光源结构

**中图分类号:**TN391.4 **文献标识码:**A

## Research on palm vein acquisition system based on wavelength choice

YUAN Wei-qi, YANG Guo-tian, LI Wei

(Computer Vision Group, Shenyang University of Technology, Shenyang 110870, China)

**Abstract:** The palm vein image acquisition is difficult in palm vein pattern recognition. A multi-wavelength palm vein image acquisition system is proposed in this paper, which is low cost and can image the whole palm. A total of 2500 palm vein images are acquired under the near-IR lighting source of 760 nm, 850 nm, 890 nm, 960 nm and the combination of every two of them. The ratio of the average gray-scale value of palm vein areas and other areas in the region of interest (ROI) is taken as the criterion of wavelength choice. Palm vein image acquisition with the combination of 760 nm and 960 nm NIR is adopted at last.

**Key words:** palm vein; near-IR; wavelength choice; lighting source structure

### 1 引言

人体的静脉成像技术在医学领域应用的比较早也比较广泛。1992年,文献[1]报道了可将静脉成像技术用于生物特征识别领域之后,静脉识别技术才逐渐发展,并显示出了巨大的优势。2002年,日本富士通采用手掌静脉识别技术申请了“具有个人验证功能的处理器和操作设备”的专利<sup>[2]</sup>。香港理工大学、国防科学技术大学和新加坡南洋理工大学等高校与科研机构也有关于对手掌静脉识别的报道<sup>[3-5]</sup>。由于手掌静脉存在于皮肤内部,每个人的手掌脂肪、蛋白质等成分存在个体差异性<sup>[6]</sup>,对采集静脉造成了很大困难,并进一步影响了后续的手掌静脉提取、识别工作。

上述文献研究手掌静脉采集时,对近红外波长

的具体选择都没有给出选择依据,本文设计的手掌静脉采集系统不但成本低、成像较清晰,而且对近红外的波长选择进行了分析、评价,解决了手掌静脉采集波段选择的问题。

### 2 手掌静脉采集原理

根据人体骨骼和肌肉组织的特点,720~1100 nm之间波长的近红外光能够较好的透射进入皮下组织,不同光波长在皮肤中的穿透深度如图1所示<sup>[7]</sup>。

**基金项目:**国家自然科学基金项目(No. 60972123);教育部高等学校博士学科点专项科研基金(No. 20092102110002);沈阳市科技计划项目(No. F10-213-1-00)资助。

**作者简介:**苑玮琦(1960-),男,博士,教授,博士生导师,主要从事应用计算机视觉,图像采集与处理系统的研究。E-mail: yuan60@126.com

**收稿日期:**2010-09-28; **修订日期:**2010-11-09

血红蛋白分为两种,还原血红蛋白和氧合血红蛋白。静脉血管中输送的是经新陈代谢后的血液,含氧量少,血液中的血红蛋白主要以还原血红蛋白为主,血红蛋白吸收光谱特性如图 2 所示<sup>[8]</sup>,流到静脉红血球中的还原血红蛋白对波长 760 nm 附近的近红外线会有较多吸收,其中 Hb 为还原血红蛋白,HbO<sub>2</sub> 为氧合血红蛋白。

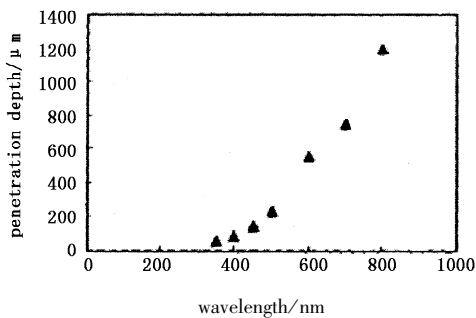


图 1 光在皮肤中的穿透深度

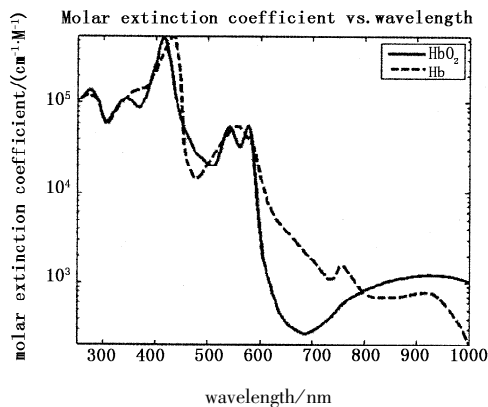


图 2 血红蛋白吸收光谱特性

根据以上特点,利用近红外线照射手掌,并由传感器感应手掌反射的光,静脉部分的近红外光反射较少,在传感器成像时上就会产生静脉图案。由图 1、图 2 可知可见光范围波长虽然对还原血红蛋白的吸收大,但对皮肤的穿透少,不能透射到手掌静脉;当波长超过 1000 nm 时,对皮肤的穿透大,但还原血红蛋白对近红外吸收很少,以上两种波长范围都不适合用于采集手掌静脉。本文选取了近红外范围的 760 nm,850 nm,890 nm 和 960 nm 四种波段。

### 3 手掌静脉采集装置设计

在手掌静脉识别系统中,能否采集到高质量的手掌静脉图像,对整个系统的识别率起着关键作用。相对手背静脉采集,手掌静脉比较细,存在于更深的皮肤组织下,手掌脂肪较多近红外光不易透射,因此采集手掌静脉难度更大。

系统的总体设计框图如图 3 所示。主要包括控

制电路、光源装置、图像采集卡和计算机组成。

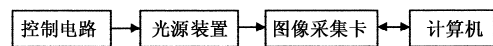


图 3 系统总体设计框图

制电路单元主要用于改变手掌静脉采集条件,对光源装置的波段选择和电流大小进行控制;光源装置主要有摄像机、滤光片、近红外 LED 光源和采集箱体等组成,构成手掌静脉采集环境;图像采集卡与摄像机和计算机分别相连,将摄像机采集的手掌静脉通过图像采集卡后存储到计算机;计算机用于存储采集的手掌静脉图像和对采集卡的亮度和对比度等参数进行设置。

本文设计的手掌静脉采集装置对摄像机和手掌静脉采集背景进行了选择,并重点对近红外光源进行了设计。最后给出完整的手掌静脉采集系统装置结构。

#### 3.1 摄像机的选择

在选择摄像机时,要求摄像机的传感器对近红外波段具有较高的灵敏度,以保证采集的手掌静脉具有较高的对比度。

CMOS 传感器具有成本低、功耗低和高整合性的特点,并且随着制造技术的进步,CMOS 传感器在成像质量等方面逐渐接近 CCD 传感器。美国 OV 公司推出的 OV5116 传感器芯片体积小,分辨率为 352 × 288,而且使 CMOS 摄像机的图像质量有了很大的进步,接近 CCD 摄像机的效果,OV5116 传感器在近红外条件下的最低照度为 0 lx,适合用于在保证无可见光环境下采集手掌静脉<sup>[9]</sup>。

为了避免可见光的影响,在摄像机前加上滤光片,保证对可见光的截止和近红外光的通过。OV5116 传感器对近红外的灵敏度并没有专业的近红外传感器高,可以通过适当增加光强来增加传感器输入,从而提高信号输出来保证静脉信息接近专业红外传感器的效果,同时,适当增加光强可以减少由于传感器等引起的电子噪声的影响,提高信噪比。

综合以上因素,选择利用 OV5116 传感器设计的小型黑白摄像机采集手掌静脉。

#### 3.2 光源结构设计

通过对文献[10]、[11]和[12]等的研究,再根据手掌静脉成像要求,选择近红外发光二极管组作为光源。根据 LED 视角,单个 LED 的光照范围如图 4 圆形所示, $d$  表示光照圆形范围直径。经实验得出,光照范围内圆心处的光照度最大,随着远离圆

心,光照度呈圆形逐渐减少。本文将光照度用所采集图像的灰度值表示,LED 距离为像素距离,圆心指光照范围圆形的圆心。

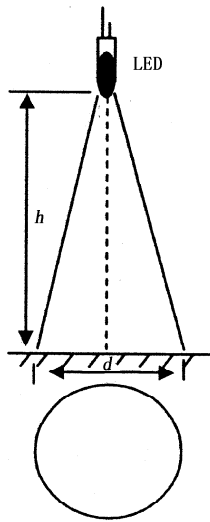


图4 单个LED光照范围

近红外 LED 是一种非相干光源,两个 LED 对平面上某一区域的光照度为其单个的叠加,根据图 5 单个 LED 光照强度分布,将两个 LED 在  $d/2$  到  $d$  距离之间移动,每移动一个像素,计算出两个圆心之间叠加后灰度值与单个 LED 最大灰度值的方差,方差反应的是圆心之间的灰度值与单个 LED 最大灰度值的偏离程度,方差越小说明光照越均匀。找到移动  $d/2$  到  $d$  距离之间满足两个圆心之间叠加后最大灰度值小于 255 时的最小方差对应的移动距离即为同一行两个 LED 之间的距离。在最小方差时的灰度值分布如图 6 所示,可见在光照范围  $-200 \sim 200$  像素之间的灰度值接近单个 LED 时的最大灰度值,并且曲线比较平缓,得到了较均匀的光照。LED 之间距离在  $d/2$  到  $d$  之间,不相邻 LED 之间不会有影响,保证计算出距离的准确性。

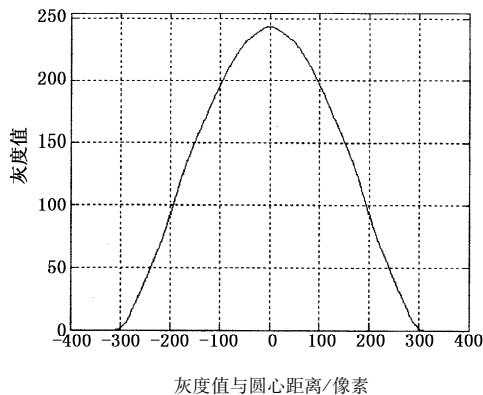


图5 灰度值与圆心距离关系

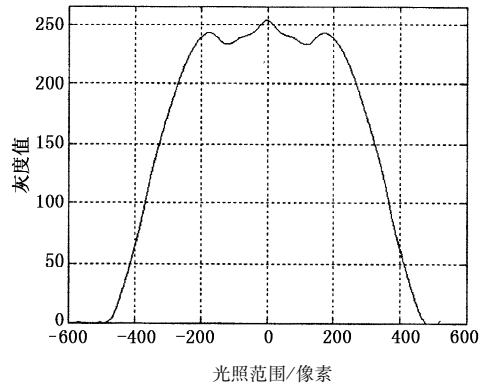


图6 两个LED的光照范围(最小方差)

上述计算出的距离为同一行 LED 之间的距离分布,由于 LED 光照范围是圆形,两个圆心中垂线上的光照相对较弱,在中垂线上一定距离分布 LED 可以增加光强,中垂线上的 LED 与确定中垂线的两个 LED 构成等腰三角形,LED 的结构分布如图 7 所示。行与行之间的距离利用两个 LED 光照叠加后中垂线上的灰度分布曲线与图 5 曲线叠加、移位后计算出最小方差确定,最小方差的计算方法与前述相同。

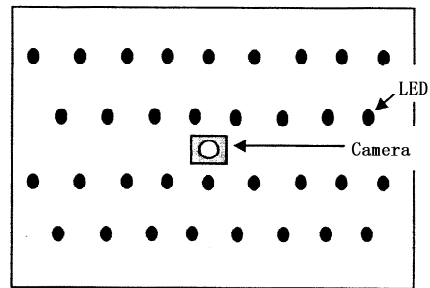


图7 单一波长LED光源结构分布

利用最小方差法计算并且排列 LED 首先需要得出单个 LED 在固定电流、拍摄距离下的如图 5 所示灰度分布曲线。LED 实际的距离可以根据计算出的像素距离根据拍摄距离转换得到。行与行之间的距离和同一行 LED 之间的距离都分别保持不变,所有 LED 的电流都应该相等。

LED 的光输出量是与流经的电流成正比的,为了每个 LED 光照度相同,每个 LED 经过的电流必须一样,若采用所有 LED 串联的方式可以保证每个 LED 电流相等,但是伴随着需要较大稳压电源和正激电压过大的限制,结合矩形阵列 LED 的光学结构,LED 采用串并行方式驱动。如图 7 所示每行 LED 串联,行与行之间并联。为了采集手掌静脉时保证只有波长一个变量,在每个 LED 周围分别有相对位置固定的其他三个波长 LED。

### 3.3 背景选择

在本文设计的系统中,采用近红外光照下呈黑色的背景材料与手掌的颜色反差大,易于采集高对比度图像,方便手掌轮廓的提取和手掌定位。而且,在图像传感器对比度一定的条件下,如果手掌与背景的颜色反差大,更不容易引起掌心反光,保证已经成像静脉信息不丢失。

大部分在自然光条件下呈深色的材料在近红外条件下呈浅色,与手掌颜色反差小,通过实验得出,粗糙的黑色橡胶在近红外条件下呈黑色,在适当提高传感器对比度也不会引起掌心反光,因此本文采用粗糙的黑色橡胶作为本装置采集手掌静脉时的背景。

### 3.4 手掌静脉采集系统框架

手掌静脉采集系统主要由计算机、图像采集卡、光源控制电路、CMOS 摄像机、近红外光源、手掌静脉采集箱体和粗糙的黑色橡胶背景组成。

手掌静脉采集箱体内壁有吸光材料,防止箱体内壁反光。LED 光源与背景相互垂直。通过控制电路单独控制每个波段下 LED 组是否通电和电流大小,每个波段 LED 组可以单独工作或者组合工作。控制电路中带有电流表,观察 LED 电流变化。

CMOS 摄像机用视频线与安装在计算机上的图像采集卡相连,通过图像采集卡控制 CMOS 摄像机采集时的亮度、对比度,然后在没有自然光条件下连续采集手掌静脉图像和高对比度图像,采集的图像如图 8 所示。两幅图像采集时间间隔为 25 ms,时间足够短,手掌位置移动可以忽略不计。包含手掌静脉信息的图像很难定位,因此,利用高对比度图像进行手掌定位,确定手掌静脉有效区域,然后在包含手掌静脉信息的图像中截取对应有效区域。



(a) 手掌静脉图像 (b) 高对比度图像

图 8 连续采集的图像

箱体侧面有一个边长为 12 cm 方形的开口,采集者只要将手掌朝上,自然伸开置于箱体底部就能方便的采集手掌静脉图像。手掌静脉采集系统结构如图 9 所示。

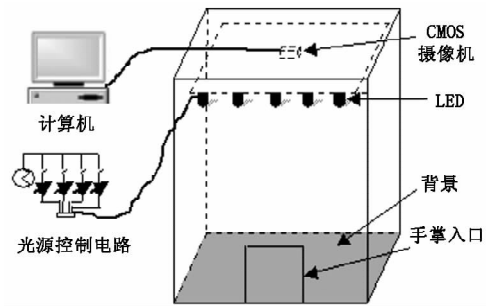


图 9 系统结构图

## 4 近红外波长选择

血红蛋白对不同近红外波长的吸收率不一样,不同波长的近红外对皮肤的穿透深度也不同,合理的选取近红外波长对手掌静脉成像起着重要作用。近红外波长的选择主要取决于所能采集的手掌静脉图像质量。评价近红外图像方法主要分为主观评价和客观评价。手掌静脉图像质量评价的核心是手掌静脉有效区域内静脉信息是否明显。手掌静脉采集相对困难,从主观上很难判断图像质量优劣,每个人用肉眼判别图像质量标准也不一样。本文提出了利用手掌静脉有效区域内静脉平均灰度与非手掌静脉平均灰度的比值作为波长选择标准,比值越小表示手掌静脉与非静脉区域的对比度更大,手掌静脉质量越好,相应波长就更适合采集手掌静脉。

利用本文设计的系统装置采集了 25 人左手手掌静脉图像,采集的样本中分为手掌脂肪薄和脂肪厚两种,分别在 960 nm,890 nm,850 nm,760 nm 以及两两组合十种光源环境下采集,每种光源条件下每人适当移动手掌位置采集 10 幅静脉图像,每幅静脉图像有相应的高对比度图像与之对应。样本总数为 2500 幅手掌静脉图像,不包括高对比度图像。

不同波长条件下手掌静脉有效区域内静脉平均灰度与非手掌静脉平均灰度的比值如表 1 所示。

表 1 不同波长条件下比率比较

波长/nm	比值	波长/nm	比值
960	0.917	960 和 850	0.919
890	0.919	960 和 760	0.913
850	0.920	890 和 850	0.918
760	0.912	890 和 760	0.917
960 和 890	0.918	850 和 760	0.917

根据实验结果显示,在 760 nm 条件下比率最小,采集到的手掌静脉质量最好。在混合波段下,760 nm 和 960 nm 混合下采集的手掌静脉质量最好。

如图 2 所示,还原血红蛋白在波长为 760 nm 附

近具有吸收峰,结合实验数据在 760 nm 波长下比率最小,适合用于采集手掌静脉。

实验数据反应的是实验样本的总体情况,一部分人群手掌脂肪较厚。脂肪在近红外波段的吸收系数如图 10 所示<sup>[13]</sup>,对 760 nm 有较大吸收。从图 1 可以得出,相对其他三种波段,760 nm 波长也更容易透射到手掌静脉,可见,采用 760 nm 采集手掌静脉对于脂肪较厚人群并不适合。为了使这部分人群也能采集到较好的手掌静脉,需要更大波长的近红外,960 nm 波长相对其他三种波长对皮肤的穿透深度最大。960 nm 处在脂肪吸收系数的波谷附近,避免了脂肪对光的更多吸收,采用 960 nm 能够使脂肪较厚人群手掌静脉图像得到改善。脂肪在 890 nm 的吸收系数较大,对于脂肪较厚人群,850 nm 对皮肤的穿透有限,结合表 1 数据,960 nm 近红外相对 850 nm 和 890 nm 能够采集到更高对比度的手掌静脉,890 nm 和 850 nm 并不能更好地解决脂肪较厚人群的成像问题。

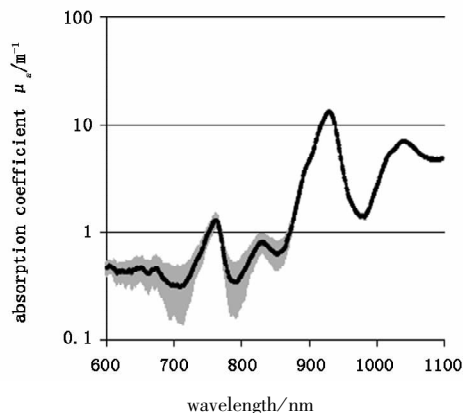


图 10 脂肪对不同波长的吸收系数

在混合波长条件下,760 nm 和 960 nm 混合下得到的比率最小,与 760 nm 时的比率最接近。由于脂肪较厚人群也较多,为了在保证普遍人群都能采集到清晰手掌静脉的同时让脂肪较厚人群静脉成像也更理想,结合以上理论分析,选取 760 nm 和 960 nm 混合波长采集手掌静脉图像。

## 5 结论

设计了一套完整的手掌静脉采集系统,该系统成本低,能够采集到较清晰的手掌静脉图像,并利用客观的方法对各种波长环境下的手掌静脉进行了评价,得出采用 760 nm 和 960 nm 混合波长采集手掌静脉图像,很好地解决了由于脂肪过厚引起的成像困难问题。同时该系统能够采集全手高对比度图

像,为以后与手形等结合进行多特征融合提供了实验平台。

## 参考文献:

- [1] K Shimizu. Optical trans-body imaging: feasibility of CT and functional imaging of living body[J]. Jpn. J. of Medicine Philosophica, 1992, 11: 620 - 629.
- [2] Yuan Tengsheng, Du Bianzhenggui, Qing Mulonghao, et al. Have individual validation function processors and operating equipment [P]. Chinese patent, No. 200710078766. 1. (in Chinese)  
远藤利生, 渡边正规, 青木隆浩, 等. 具有个人验证功能的处理器和操作设备[P]. 中国, 发明专利, 申请号: 200710078766. 1.
- [3] Zhang Dapeng, Lu Guangming, Guo Zhenhua. The online palmprint image identity, palms vein recognition method and its special collection device, China. 200710144914. 5 [P]. (in Chinese)  
张大鹏, 卢光明, 郭振华. 在线掌纹、手掌静脉图像身份识别方法及其专用采集仪: 中国, 200710144914. 5 [P].
- [4] Zuo Tiedong, Zhang Hua, Hu Dewen. Study and design of palm vein pattern recognition[J]. Computer Measurement & Control, 2009, 17(11): 2243 - 2245. (in Chinese)  
左铁东, 张环, 胡德文. 手掌静脉识别系统的研究与设计[J]. 计算机测量与控制, 2009, 17(11): 2243 - 2245.
- [5] Wang Ling yu, Graham Leed ham. Near-and far-infrared imaging for vein pattern biometrics[C]. Computer Society, IEEE International Conference on Video and Signal Based Surveillance (AVSS'06), 2006.
- [6] Dai Y G, Huang B N, Li W X, et al. A method for capturing the finger-vein image using nonuniform intensity infrared light[C]// 1st International Congress on Image and Signal Processing. Tianjin: Tianjin University of Technology, 2008: 501 - 505.
- [7] Jacques, Steven L. Simple optical theory for light dosimetry during PDT[J]. Proc SPIE, 1992, 1645: 1552165.
- [8] Matcher S J, Elwell C E, Cooper C E, et al. Performance comparison of several published tissue near-infrared spectroscopy algorithms [J]. Anal Biochem, 1995, 227: 54 - 68.
- [9] Yan Yiyun. New CMOS image sensor-OV5116[J]. Electronics World, 2000, 9: 40. (in Chinese)  
严一岩. 新型 CMOS 图像传感器 - OV5116[J]. 电子世界, 2000, 9: 40.

- [10] Liu Ruiqiu, Chen Xingming, Zhao Jiaqi. Design of a compact infrared optical system [J]. *Laser & Infrared*, 2009, 39(4):419-421. (in Chinese)  
刘瑞奇, 陈星明, 赵家琪. 一种紧凑型红外光学设计 [J]. *激光与红外*, 2009, 39(4):419-421.
- [11] Li Ronggang, Yang Dongliang, Liu Lin, et al. Design of dual-field-of-view optical system for mid-wave infrared focal-plane arrays [J]. *Laser & Infrared*, 2009, 39(6):640-641. (in Chinese)  
李荣刚, 杨栋梁, 刘琳, 等. 中波红外双视场光学系统的设计 [J]. *激光与红外*, 2009, 39(6):640-641.
- [12] Luo Jiajun, Zhang Hao, Song Chunpeng. Novel dual field of infrared optical system for uncooled focal plane detector [J]. *Laser & Infrared*, 2009, 39(9):966-967. (in Chinese)  
骆守俊, 张浩, 宋春鹏. 一种新型非制冷焦平面双视场红外光系统 [J]. *激光与红外*, 2009, 39(9):966-967.
- [13] Stranc M F, Sowa M G, Abdulrauf B, et al. Assessment of tissue viability using near-infrared spectroscopy [J]. *Br J Plast Surg*, 1998, 51:210-217.