

doi:10.3788/gzxb20134212.1534

# 基于分区多次曝光的手掌静脉成像

倪旭翔, 高世杰, 魏科宇, 王莞舒, 崔永胜

(浙江大学 现代光学仪器国家重点实验室, 杭州 310027)

**摘要:**针对透射式近红外光手掌静脉成像技术中手掌不同区域厚度差异大而导致静脉成像质量差的问题,提出了一种对手掌分区多次曝光获取静脉血管图像法.根据近红外光照明条件下人体手掌的光学模型,结合 CCD 对光强的动态响应,计算出照明光强和手掌厚度的指数关系.首先,在手掌不同厚度区域,使用波长为 850 nm、光强大小不同的三种近红外光照明,分别获得三种光强的手掌静脉图像;然后,对得到的静脉图像分别进行分割增强处理;最后,用加权渐变拼接方法,得到完整清晰的手掌静脉图像.实验结果表明,该融合方法能够有效弥补透射法单一光强照明无法得到完整手掌图像的不足,所得到图像各部分的对比度都得到显著提高,同时也比反射法得到图像的对比度高.该方法可以很好地用在静脉穿刺、生物识别上,在未来信息化的安全性、身份识别功能上有重要意义.

**关键词:**光学仪器;红外光谱;手掌光学模型;图像融合;透射法;多光强照明

中图分类号:TN219

文献标识码:A

文章编号:1004-4213(2013)12-1534-5

## Palm Vein Imaging Based on Multi-Intensity Illumination

NI Xu-xiang, GAO Shi-jie, WEI Ke-yu, WANG Wan-shu, CUI Yong-sheng

(State Key Laboratory of Modern Optical Instrumentation, Zhejiang University, Hangzhou 310027, China)

**Abstract:** Aiming at the problem of poor imaging quality due to the different thicknesses of the same palm, a method of getting the palm vein images was proposed based on multi-illumination using near-infrared region (NIR) light. The exponential relationship between illumination intensity and palm thickness was figured out according to the optical model of the human palm and dynamic range of the CCD. Firstly, three different intensities of NIR light with the same wave length of 850 nm were be used as illumination in the experiment to obtain the palm vein images respectively. Secondly, palm vein images were divided into several sub-images which are with high contrast. Next, the adaptive equalization was employed to enhance palm vein images. Finally, the method of weighting gradient splicing was applied to obtain the integrated palm vein images. Experimental result shows that the fusion method can improve the contrast of each part of palm vein images effectively compared with the transmission method with single illumination intensity and the reflection method. This method can be used in several application fields, such as venipuncture, biometrics and is of great value in the areas of identification recognition and the information security in the future.

**Key words:** Optical instruments; Infrared radiation; Palm model; Image fusion; Transmissions; Multi-illumination

## 0 引言

生物特征识别是基于人体本身固有的生理特征

或行为特征进行个人身份鉴别的技术,是目前最为方便和安全的个人身份鉴别手段.由于静脉识别采用手掌内部的静脉图像特征,手掌表面的情况对识

别结果没有影响,具有唯一性、稳定性、难伪造性等特点,在身份认证领域具有较高的安全性.因此,人体静脉识别在信息化安全应用上得到研究人员的青睐,成为研究的热点<sup>[1]</sup>.

目前使用近红外光获取手掌静脉图像的方式有反射法和透射法,Bouzida. N 和 R. Fuksis 等人验证表明,用透射法获得的图像较反射法清晰,因为避免了反射法中皮肤表面造成的背景干扰<sup>[2-3]</sup>.但是透射法可以获取手指静脉图像,却很难得到完整的手掌静脉图像,而手指静脉可提取的特征比较少,容易造成识别时误判等错误.这是因为人体手掌的厚度不均匀,手指部分的厚度较小,近红外光很容易透射过去,而手掌后半部分厚度较大,近红外光难于穿透手掌<sup>[4]</sup>.如果使用单一光源照明的时候,因为手掌厚度的不同,导致不同位置的图像的对比度不一致.当接收的透射光超出 CCD 动态响应范围时,就会出现曝光不足或者过度曝光现象.所以,获得完整清晰的手掌静脉图像,可以提高静脉特征识别系统的识别率,拓展了系统的适用范围<sup>[5]</sup>.

本文结合人体手掌结构,建立一个手掌光学特性模型,得到手掌厚度和透射光强的指数关系.根据指数衰减关系,对不同手掌厚度采用不同光强得到的图像进行分割、增强处理,提取清晰的局部静脉图像,把子图像融合成完整的手掌静脉图像,最后经过加权渐变处理,得到完整清晰的全手掌静脉图像<sup>[6]</sup>.

## 1 光学采集系统设计

人体手掌是由皮肤层、肌肉层和骨骼组成,根据骨骼和肌肉组织的特点,皮肤层对红外光谱的吸收较低,720~1 100 nm 之间波长的近红外光容易穿透皮肤进入皮下组织.人体静脉血管分布在皮下组织层,血管中的血红蛋白可以大量吸收近红外光,静脉血管区域的较周围组织颜色更深.所以,医学上使用近红外光来提取手掌的静脉血管图像,并将它用在生物识别上<sup>[7]</sup>.

近红外光入射到皮肤表面,首先直接被皮肤角质层与外表空气形成的界面反射,称为镜面反射光.而大部分入射光被皮肤表面折射后依次进入皮肤组织的表皮与真皮,并被皮肤组织散射与吸收.其中一部分光被多次散射后会重新返回皮肤表面而进入空气中,这一部分散射光称为漫反射光,它携带了皮肤内部组织结构的信息<sup>[8]</sup>.

肌肉和骨骼的厚度远远大于皮肤,并且骨骼对光的散射作用远大于吸收作用.可以忽略皮肤层的光学作用,手掌的垂直方向上组成成分是相同的,其光学特性看成相当于高散射性的混沌介质<sup>[9]</sup>.手掌

可以近似等效为一个厚度不均匀、吸收系数为  $\mu_a$ 、散射系数为  $\mu_s$  的组织.可以认为整个掌心到手指是单位厚度内均匀的,在手掌厚度为  $h_i$  的地方,其吸收系数和散射系数分别为

$$\mu_a = \frac{\sum \mu_a \times h_i}{\sum h_i} \quad (1)$$

$$\mu_s = \frac{\sum \mu_s \times h_i}{\sum h_i} \quad (2)$$

设其总衰减系数为  $\mu$ ,衰减系数主要是由吸收系数和散射系数决定的,故

$$\mu = \mu_a + \mu_s \quad (3)$$

入射光通过手掌组织,光强衰减遵从 Lambert-Beer 定律.在相同的条件下,同一个手掌的不同位置,所透过的光强大小并不相等.同一手掌的组成成分相同,吸收系数  $\mu_a$  和散射系数  $\mu_s$  不变.当入射光强为  $I_0$  时候,在穿透手掌深度为  $h_i$  时的光强大小可近似为

$$I_i = I_0 \exp(-\int (\mu_a + \mu_s) dh) \quad (4)$$

根据式(4)所建立的光学模型,对于同一个手掌,总衰减系数为  $\mu$  是定值,穿透手掌的光强与手掌的厚度直接相关,成指数衰减关系.列出的各层光学特性参量.

表 1 各层光学特性参量

Table 1 Parameters of each layer's optical properties

Para	$\mu_a/\text{mm}^{-1}$	$\mu_s/\text{mm}^{-1}$	$h/\text{mm}$	Ref.
Skin	0.27	18.7	1.3	[10]
Venous	118.8	80.0	1.5	[10]
Muscle	1.12	53.0	45.0	[10]

表 1 中 Para 是指手掌的各层组织参量,当光子被静脉血管吸收,组织的吸收系数比较大,主要是吸收系数起作用.未被静脉血管吸收的光子,主要被皮下肌肉组织所吸收和散射.因为肌肉组织的厚度相对于表皮的厚度大,整个入射光通过手掌衰减得到的光强大小为

$$\lg(I_0/I_i) = (\mu_a + \mu_s)h_i \quad (5)$$

从式(5)可以得到,CCD 接收到透射光的强弱,随着手掌的厚度大小而改变.正常人体手指的平均厚度为 10 mm,而掌心的平均厚度为 40~50 mm.根据前面的手掌光学模型,同一手掌的衰减参量  $\mu$  是个定值,出射光强与入射光强之比,即以手掌的厚度之差  $\Delta h$  为指数的值.一般工业上使用的 CCD,其动态范围一般是  $1 \sim 2^{12}$ ,即 3 个数量级.因此,当用同一光强照明手掌的不同区域时,透过手掌的光强比值相差 3~4 个数量级,导致 CCD 对光子的响应将不是线性,出现过渡曝光的状态.

因为人体手掌是从手腕到手指逐渐变薄的结构,采用单一光强的近红外光照明时,被实际的

CCD 的动态范围所限制,故不能够获取完整清晰静脉图像.一种扩展 CCD 动态范围的方法是根据手掌的薄厚程度改变每次照明时的光强大小.较厚的区域采用较大的光照,较薄的区域采用较弱的光照.并将各个光照下获得的图像提取处理,相当于拓展 CCD 探测光强的动态范围,达到获取手掌静脉图像的信息.

图 1 是单一红外光强照明下的手掌图像.从图 1 可以看到,在单一光强照明中,区域①的手指厚度小,透射光强大,手掌静脉血管被透射光淹没;区域②的厚度相对适中,穿透过该区域的光强也适中,该部分静脉可以清晰成像;区域③厚度最大,穿透过该区域的光强很弱,几乎看不到血管图像.

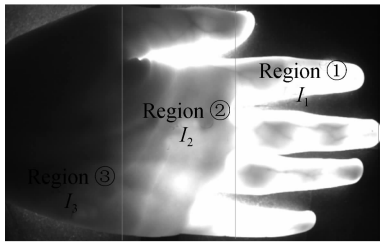


图 1 单一光强照明下手掌静脉图像

Fig. 1 Palm vein image under single intensity illumination

为了弥补单一光强造成不能完整成像的问题(如图 2),根据手掌不同厚度采用不同照明光强.实验中,手指部分的平均厚度为 20 mm,利用感光面积为 10 mm 的光功率计测得对应的光功率大小为  $17 \mu\text{W}$ ,即  $I_1 = 0.22 \mu\text{W}/\text{mm}^2$ ;手掌中心部分的平均厚度为 30 mm,测得其光功率大小为  $68 \mu\text{W}$ ,即  $I_2 = 0.87 \mu\text{W}/\text{mm}^2$ .手掌近手腕部分的平均厚度为 40 mm,测得其光功率大小为  $160 \mu\text{W}$ ,即  $I_3 = 2.04 \mu\text{W}/\text{mm}^2$ .随着手指到近手腕部分的厚度逐渐增加,其光强增大超过一个数量级,刚好补偿 CCD

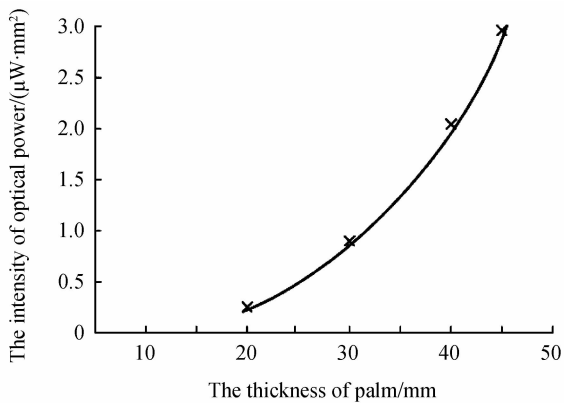


图 2 手掌厚度与入射光强关系

Fig. 2 The relationship between thickness of palm and intensity of transmission light

的动态响应,使得整体手掌均能成像.所以在对手掌三个区域采用  $I_1$ 、 $I_2$ 、 $I_3$  依次增大的入射光强,能够达到对完整手掌静脉成像的效果.

图 3 是实验结构图,主要由光源、摄像装置、光学镜头、滤光片和毛玻璃组成.近红外光源和摄像装置分别在手掌的两侧,多颗 LED 发出的近红外光均匀照到手掌,掌心朝着 CCD 方向放置,穿透过手掌的近红外光被另一侧的 CCD 所接收.

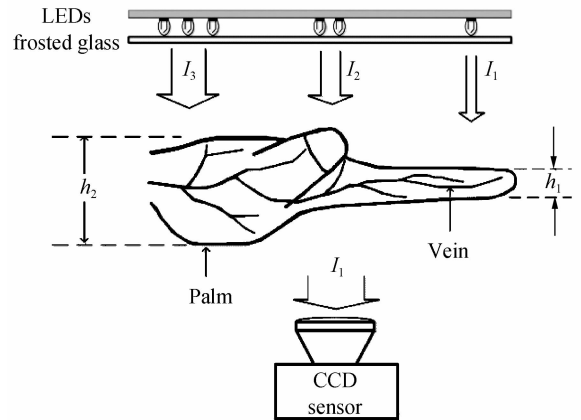


图 3 手掌光学模型,出射光强与入射光强的关系

Fig. 3 Optical model of palm and the relationship of illumination light and transition light

光源是 5 mm 封装的多颗 LED 混联而成,其发射波长为 850 nm.随着手掌厚度的增大,照明光源 LED 的数量也随之增多,发射近红外光的强度也随之增大.光学镜头的组合焦距为 2.8~12.0 mm.图像传感器采用选用型号是 DH-SV1410FM 的 CCD. CCD 前面加上带通滤光片避免可见光干扰成像.

## 2 实验验证

### 2.1 图像的获取

首先对手掌不同部位采用不同的照明光强:图 4(a)光强  $I_3$  最强,较厚的手腕部分能够清晰成像;中间掌心和手指部分相对较薄,透射光过渡曝光,不能够清晰成像.图 4(c)光强  $I_2$  稍弱,掌心部分的能够清晰成像,靠近手腕部分厚度大不能清晰成像;手指部分厚度小,透射光过渡曝光,也不能清晰成像.图 4(e)光强  $I_1$  最弱,较薄的手指部分能够清晰成像;掌心到手腕部分的厚度大,透射光不能穿透手掌,静脉血管被淹没在手掌的背景中.

对三次曝光得到的手掌静脉图像分别进行分割.对于图 4(a),取靠近手腕部分的手指静脉图像;对于图 4(c),取掌心中间部分的手指静脉图像.对于图 4(e),取手指部分的静脉图像.

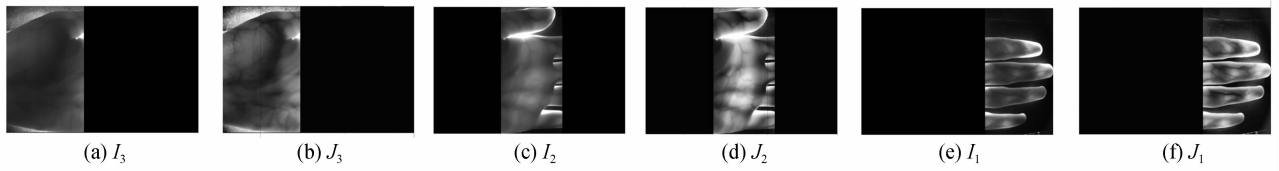


图 4 不同光照强度下自适应均衡化处理前后的子图像

Fig. 4 Images before and after the adaptive equalization processing under different illumination

## 2.2 图像的增强

直方图均衡化是最常见的图像增强方法,它的实质是对原始图像的灰度级进行调整变换.但是直方图均衡化是对原始图像的整体灰度级进行均衡,且依赖灰度级的像素个数.手掌静脉图像中,每个区域的灰度值差别较大,需要各自独立的均衡化处理,因此,对原始图像采用自适应均衡化处理.该算法的思路是通过把图像分块,分别对每个图像块进行限制对比度直方图均衡,并使用独立的变换函数,再将多个图像块拼接成输出图像.

在差值自适应直方图均衡中,采用双线性插值来减少块状效应,综合利用像素周围的图像块灰度变换函数进行差值,图 5 是双线性差值原理图.

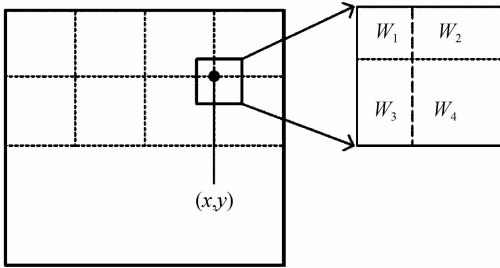


图 5 双线性差值示意图

Fig. 5 Bilinear interpolation algorithm

以点  $(x, y)$  为中心截取局部图像块大小的子图像,并计算其在周围四个图像块所占的面积比例,根据此面积比例进行线性插值,其中,  $T_i(r_{(x, y)})$  代表图像块  $i$  的变换函数,而  $r_{(x, y)}$  表示点  $(x, y)$  的灰度

$$G(x, y) = W_1 T_1(r_{(x, y)}) + W_2 T_2(r_{(x, y)}) + W_3 T_3(r_{(x, y)}) + W_4 T_4(r_{(x, y)}) \quad (6)$$

分别在不同光照强度  $I_3, I_2, I_1$  下,得到的如图 4(a)、4(c)、4(e) 的静脉图像.根据厚度大小分割成三部分,从中提取出图像对比度高的部分,去掉曝光强度不足或者过度曝光的部分.采用自适应均衡化处理,得到的增强图像  $J_3, J_2, J_1$  如图 4(b)、4(d) 和 4(f),明显比处理前的图像清晰.

## 2.3 加权渐变融合

子图像在拼接融合的时候,因为光照强度没有统一性以及物理退化原因,图像边缘会出现振铃现象.导致拼接之后的图像边缘与周围像素不能很好地过渡,而且在图像边缘处的静脉血管明显的被淹没,其完整性受到破坏.为了消除图像分割拼接附近

的振铃现象,可以将分割后的子图像从等晕区边界向外延伸,使相邻图像之间有部分的重叠,去除掉图像中被振铃所破坏的部分,使得相邻子图像之间仍保留的重叠区域像素.以重叠区域像素到等晕区边界距离构成的加权系数叠加计算完成渐变拼接<sup>[11]</sup>.加权渐变拼接主要应用在图像分块复原上.

将分区曝光得到的图像分割,由于获取图像的整体像素相等,并且在处理图像的时候,已经对图像进行配准.重叠区叠加计算的加权系数:设相邻两子图像分别以  $X, Y$  表示,两者拼接后图像以  $Z$  表示,  $X, Y$  的大小分别是  $M, N$ .图像边界从等晕区边界往外延伸  $M-L$ ,即等晕区边界  $X$  的第  $M-L$  列,在  $Y$  的第  $L$  列.  $X, Y$  在经过图像复原处理之后,去除了包含振铃波纹的  $l$  列,剩下的两幅图像的重叠区宽度  $d = L - l$ ,即此时的等晕区边界在  $X$  的第  $M-d$  列,在  $Y$  的第  $d$  列.两侧图像重叠区各过渡元素的权重系数按  $1/2d$  递推<sup>[12]</sup>

$$Z_{M-d+1} = X_{M-d+1} \times (1 - \frac{1}{2d}) + Y_1 \times \frac{1}{2d} \quad (7)$$

.....

$$Z_{M-1} = X_{M-1} \times (1 - \frac{1}{2d} \times (d-1)) + Y_{d-1} \times \frac{1}{2d} \times (d-1) \quad (8)$$

$$Z_M = X_M \times \frac{1}{2} + Y_d \times \frac{1}{2} \quad (9)$$

.....

$$Z_{M+d-1} = X_{M+d-1} \times (1 - \frac{1}{2d} \times (2d-2)) + Y_{2d-1} \times \frac{1}{2d} \times (2d-2) \quad (10)$$

$$Z_{M+d} = X_{M+d} \times (1 - \frac{1}{2d} \times (2d-1)) + Y_{2d} \times \frac{1}{2d} \times (2d-1) \quad (11)$$

图 6 是加权渐变拼接原理图.其中上图是代表拼接的两幅图像,分别表示为  $X$  和  $Y$ .虚线代表的是子图像边缘重叠区,阴影部分表示振铃波纹区域.下图代表图像融合后去除振铃波纹部分,  $Z$  图像表示拼接后此处呈渐变过程.

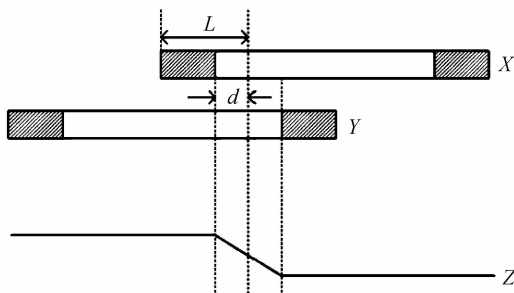


图 6

Fig. 6 Process of weighting gradient splicing

图 7(a)表示尚未进行加权渐变处理的手掌静脉图像,图 7(b)是经过加权渐变拼接的手掌静脉图像.将三次不同光强曝光得到的子图像进行分割并且增强处理,去除各子图像重叠区的 20 个像素,剩下部分进行渐变拼接.与图 7(a)相比,可以直观看出拼接后的图像振铃波纹得到很好的抑制,边界的过渡也十分平滑,图像融合的质量很好.

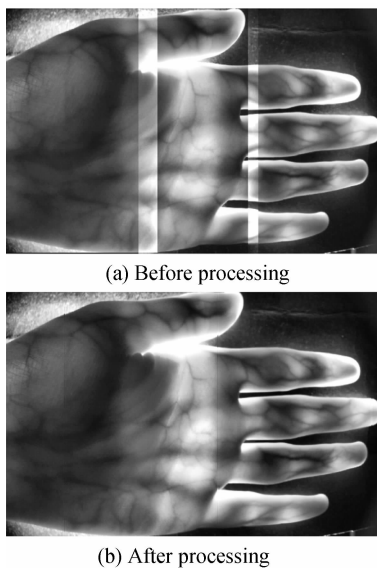


图 7 加权渐变处理前后对比图

Fig. 7 Palm vein images before and after the progressing

### 3 结论

针对透射法提取手指静脉图像时,因为手掌厚度不均匀,使用单一照明成像难以获得完整的图像信息,而导致特征点少造成识别失误等缺点.提出一种基于手掌不同厚度的结构,对不同的区域采用不同的光照条件:手指部分采用光强  $I_1$ 、掌心部分采用光强  $I_2$ 、在靠近手腕最厚的部分采用光强  $I_3$ ,获得三个光强下的曝光图像、分割处理再融合的方法.该方法综合考虑了掌心 and 手指的厚度不均,利用光子在不同厚度衰减不同,在成像 CCD 中得到不同的静脉图像,将不同图像中对比度高的部分分割后再拼接,最后采用自适应直方图均衡化的方法,对整幅图像做增强处理.

实验结果表明,该融合方法能够有效弥补透射法单一光强照明无法得到完整手掌图像的不足,所得到图像在各部分的对比度都得到显著提高,同时也比反射法得到图像的对比度高.该方法可以很好地用在静脉穿刺、生物识别上,对未来信息化的安全性、身份识别功能上,有着重要的意义.

#### 参考文献

- [1] ZHU Le-qing. The research on multi-model handmetric algorithms and system implementation [D]. Hangzhou: Zhejiang University, 2008: 19-25.
- [2] BOUZIDA N, BENDADA A H, MALDAGUE X P. Near-infrared image formation and processing for the extraction of hand veins[J]. *Journal of Modern Optics*, 2010, **18**(20): 1731-1737.
- [3] HSU C B, HAO S S, LEE J C. Personal authentication through dorsal hand[J]. *Optical Engineering*, 2011, **50**(8): 087201-9.
- [4] LI Zhi-chao. The research and realization of palmprint and palm vein fusion algorithm [D]. Beijing: Beijing Jiaotong University, 2011, 34-39.
- [5] WANG L Y, LEEDHAM G, CHO D S Y. Minutiae feature analysis for infrared hand vein pattern biometrics[J]. *Pattern Recognition*, 2008, **41**(1): 920-929.
- [6] LIU Zhong-hua, YIN Jun, JIN Zhong. An adaptive feature and weight selection method based on gabor image for face recognition [J]. *Acta Photonica Sinica*, 2011, **40**(4): 636-641.
- [7] CHEN Yan, NIU Yan-xiong, TANG Fang, et al. Optical-thermal effect of skin irradiated by 1 319 nm continuous-wave laser[J]. *Acta Photonica Sinica*, 2009, **38**(5): 1259-1263.
- [8] CHEN Rong, HUANG Bao-hua, Wang Yue-yun, et al. The optical model of human skin[J]. *Acta Laser Biology Sinica*, 2005, **14**(6): 401-406.
- [9] HE Zhong-hai, XU Ke-xin, SU Yi-xiong, et al. Study on the relationship of polarizability of transmitted light and scattering number[J]. *Acta Photonica Sinica*, 2005, **34**(4): 547-549.
- [10] KHALILO S, YEH S J, LOWERY M G, et al. Temperature modulation of the visible and near infrared absorption and scattering coefficients of human skin [J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2003, **8**(2): 191-205.
- [11] MAO Xiao-guang, LAI Xiao-zheng, LAI Sheng-li. A new fusion algorithm of weighted information from knuckleprint and vein [J]. *Journal of South China University of Technology (Natural Science Edition)*, 2009, **37**(1): 74-78.
- [12] TAO Xiao-ping, FENG Hua-jun, LEI Hua, et al. A splicing method of sectioned restoration algorithm for images with space-variant point spread function[J]. *Acta Optica Sinica*, 2009, **29**(3): 648-653.