

文章编号:1004-9037(2012)05-0570-06

# 基于视觉测量的脉搏图像三维重构

张爱华<sup>1,2</sup> 李金平<sup>1,2</sup> 林冬梅<sup>1,2</sup>

(1. 兰州理工大学电气工程与信息工程学院, 兰州, 730050; 2. 甘肃省工业过程先进控制重点实验室, 兰州, 730050)

**摘要:** 动脉搏动情况是人体循环系统动态过程中一个可检测的生物讯号。在单目视觉脉搏图像传感器的基础上, 依据脉搏图像传感器中薄膜及其网格变化约束的特点, 建立了空间测量原理的数学模型, 运用Harris角点检测算法, 对连续各帧脉搏图像中的角点进行跟踪匹配, 从而重构出脉搏搏动的三维信息。通过实验获得了平脉、滑脉、迟脉和濡脉4种脉象的三维信息, 实现了脉搏图像的三维重构, 为进一步在时空域中提取多种表征脉搏状态的特征奠定了基础。

**关键词:** 图像传感器; 空间位移测量; 匹配与跟踪; 三维重构; 脉搏

中图分类号: R318

文献标识码: A

## 3D Reconstruction of Pulse Image Based on Visual Measurement

Zhang Aihua<sup>1,2</sup>, Li Jinping<sup>1,2</sup>, Lin Dongmei<sup>1,2</sup>

(1. College of Electrical and Information Engineering, Lanzhou University of Technology, Lanzhou, 730050, China;

2. Key Laboratory of Gansu Advanced Control for Industrial Processes, Lanzhou, 730050, China)

**Abstract:** The pulse situation is a detectable biological signal during the dynamic process of human body circulation. To obtain more pulse information, the mathematical model of space measurement principle is established according to the characteristics of the thin film grid in a pulse image sensor, and it is built on the self-developed pulse image sensor with monocular vision. The corners of pulse image in each successive frame are tracked and matched by the Harris corner detection algorithm, and the three-dimensional information of the pulse situation is reconstructed. Then, the pulse images of the normal pulse, the slippery pulse, the slow pulse, and the soft pulse are obtained and analyzed by experiment. Therefore, the three-dimensional reconstruction of pulse images is realized. It is helpful for the further research in feature extraction for characterizing the pulse states in space-time domain.

**Key words:** image sensor; space displacement measurement; matching and tracking; 3D reconstruction; pulse

## 引 言

脉诊是我国传统医学中最具特色的一项诊断方法<sup>[1]</sup>。自20世纪50年代以来,学者们在进行脉学文献整理和研究的基础上,总结老中医切脉经验,运用现代各种检测技术和方法,对脉学的理论、脉诊客观化、临床诊断和实验研究等方面开展了大量工作,取得了较快的进展,并研制了以压力传感器、

光电传感器、超声多普勒法、传声器等为基础的脉搏检测装置<sup>[2-3]</sup>,同时建立了多种不同脉搏信号处理方法<sup>[4-8]</sup>。然而上述传感器及处理方法得到的脉搏信号多为脉搏搏动随时间变化的一维信息,虽然能客观地描述人体桡动脉的搏动情况,但是相对脉搏三维信息仍显不足。而动态图像包含丰富的信息,随着计算机视觉技术和图像处理技术的发展,通过对多帧时序图像的分析,可以认识和分析动态过程<sup>[9]</sup>。因此,本课题组从仿生学角度出发,结合中

医切脉时“最佳取脉压力”原理与薄膜网格受力变形时的空间位移测量原理,提出新的基于图像化的脉象采集方法,并研制出了脉搏图像传感器<sup>[10]</sup>。本文依据脉搏图像传感器中薄膜网格的特点,建立了空间测量原理的数学模型,同时在处理过程中附加了约束条件,即网格长度 $L$ 不变,通过实验获得人体桡动脉的脉搏搏动信息,实现了脉搏图像的三维重构。

## 1 脉搏图像采集系统

图像采集系统主要包括:可模拟手指切脉的软性探测触头、CCD摄像头、传感器支架、切脉压力调节及显示机构、气压缓冲腔与指示、光路、图像处理等。探测触头采用理化性能较好的橡胶薄膜制成,与皮肤接触面制成为直径30 mm的圆形触面,薄膜内表面印制有相互连结的正方形网格,每一小网格的边长 $L$ 为1 mm。利用探测触头内压缩空气的压力来模拟指内压力,压力大小不但可以通过充气装置调节,而且可通过压力传感器测量。通过螺旋测微仪调节弹簧压力,控制固定探测触头与被测试对象接触点的压力状况,使探测触头模拟的指内压力与被测试对象的作用力达到一平衡状态。在此状态下,适当调节放置于探测触头上方的CCD摄像头的焦距、光圈,就能够采集到薄膜随脉搏搏动的清晰图像。摄像头通过USB接口直接与计算机通讯,并进行数据转换与图像处理。CCD摄像头由COMPUTAR公司的M0814-MP镜头和Point Grey公司生产的高速工业级相机DR2-08S2M-EX-CS(1/3英寸)组成,如图1所示。

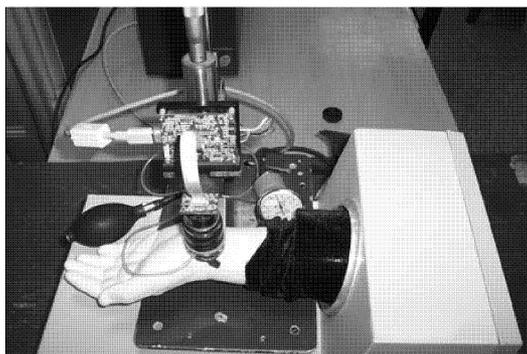


图1 脉搏图像采集过程

## 2 脉搏图像采集过程

中医脉象模拟系统(仿生手)由模拟桡骨(金属铝)、模拟桡动脉血管(乳胶管)、模拟手(乳胶手)3

部分组成,三者的相对结构位置按照人体组织结构的位置设置。在合成器输出的液体经桡动脉血管回流到油缸的过程中,仿生手的腕部就会模拟出人体多种典型脉象。上海中医药大学研制的MM-3型脉象模型由4台(A,B,C,D)分体模型组成:A组模型:输出平、滑、迟、濡脉;B组模型:输出洪、革、浮数脉;C组模型:输出弦、结、代、促脉;D组模型:输出沉、细、涩、弱脉。

本文将MM-3型脉象模型中的A组模型作为被试对象,分别采集了平、滑、迟、濡4种脉象。平脉不浮不沉,不大不小,从容和缓,流利有力,脉幅及脉体宽度适中;滑脉不轻不重,按之如盘走珠,脉宽正常或大于正常;迟脉的频率慢于正常,一息三至,来势缓慢,脉象形态大小不拘;濡脉细弱无力,重按则无,脉宽小于正常。

脉搏图像传感器的采集过程:首先向传感器密封腔内充以一定压强的气体,使连接在传感头的网格薄膜微微鼓起,将仿生手放置于薄膜下,桡动脉与薄膜接触,调节螺旋测微仪使手腕与薄膜接触的压力强度保持在某一平衡状态,达到“最佳切脉压力”,此时就能够从连接于计算机的数据采集界面看到薄膜上的网格随脉搏跳动而形成的非常清晰的动态图像。

DR2-08S2M-EX-CS相机输出的是AVI格式的灰度视频,即其单帧图像为灰度图像。薄膜网格随脉搏跳动而发生形变时,含有丰富的图像变化信息,记录并分析这些变化信息,就可以提取出脉搏波形。

## 3 脉搏图像处理方法

### 3.1 空间位移测量原理

薄膜网格在受外力作用后,其外表面和内腔面都将产生位移和形变。如果能获得物体在空间 $x$ , $y$ 和 $z$ 轴3方向的位移分布规律(主要是网格的离面位移)就能够反映出脉搏的三维波形特征。在三维位移场的测量中,可以分为对 $x$ , $y$ 和 $z$ 轴3个方向的位移进行测量,从而计算出薄膜在 $z$ 轴方向位移,即可获得脉搏在 $z$ 轴方向的离面位移。

网格薄膜变形前后如图2(a,b)所示,选取变形前为 $PQ$ ,其长度 $L$ 是已知的,变形后移动到线段 $P'Q'$ ,由于线段 $PQ$ , $P'Q'$ 取得很小,可以近似看作直线。由投影关系可知线段 $PQ$ 在 $x$ , $y$ 和 $z$ 轴的

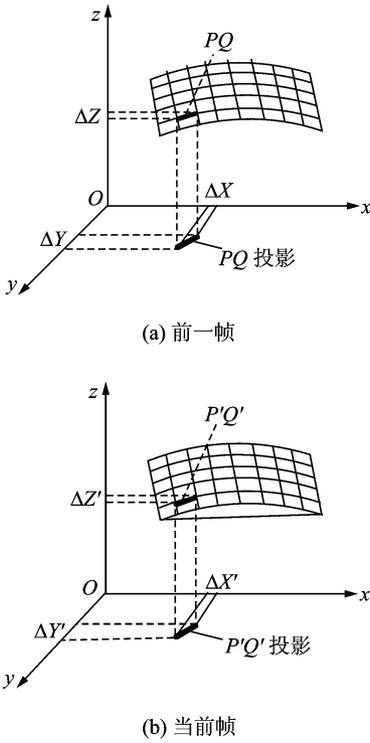


图 2 空间测量原理数学模型

量分别为  $\Delta X, \Delta Y$  和  $\Delta Z$ , 线段  $P'Q'$  在  $x, y$  和  $z$  轴分量分别为  $\Delta X', \Delta Y'$  和  $\Delta Z'$ 。再者由于薄膜在前后两帧的变形过程中, 其弹性形变可以忽略不计, 所以线段变形前后的长度  $L$  保持不变, 根据式(1)则可计算出前一帧中线段  $PQ$  在  $z$  轴上的投影分量  $\Delta Z$ , 同理也可计算出当前帧中线段  $P'Q'$  在  $z$  轴上的投影分量  $\Delta Z'$ 。因此网格薄膜在  $z$  轴方向的位移可通过图 3 所示的截面图计算得出

$$L = \sqrt{\Delta X^2 + \Delta Y^2 + \Delta Z^2} \quad (1)$$

图 3 中虚线为前一帧的薄膜位置, 实线为当前帧的薄膜位置。首先在薄膜网格边缘选取一网格交点  $A$ , 它在薄膜变形过程中可视为静止点, 与变形

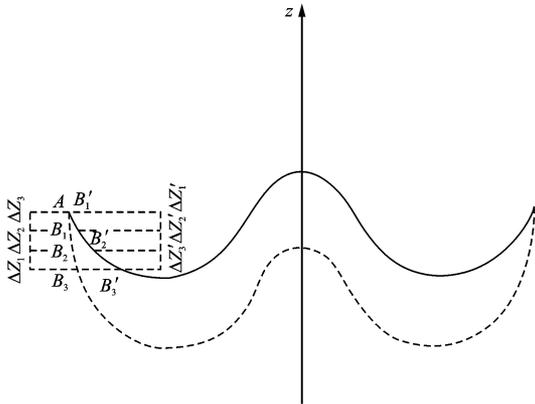


图 3  $z$  轴方向位移测量截面图

前(前一帧)网格的交点如  $B_n (n=1, 2, \dots)$  所示, 与变形后(当前帧)网格的交点如  $B'_n (n=1, 2, \dots)$  所示。由于变形前后网格线段长度是恒定的, 则  $AB_1 = B_1B_2 = \dots = B_{n-1}B_n = AB'_1 = B'_1B'_2 = \dots = B_{n-1}'B'_n$ 。根据式(1)可知, 变形前后的网格线段的长度  $\Delta Z_1, \Delta Z'_1, \Delta Z_2, \Delta Z'_2, \dots, \Delta Z_n, \Delta Z'_n$  是可求的, 而且当网格线段的斜率为正时,  $\Delta Z_1, \Delta Z'_1, \Delta Z_2, \Delta Z'_2, \dots, \Delta Z_n, \Delta Z'_n$  为正值, 否则其值为负值。因此从图 3 中可知道, 在  $z$  轴方向上  $B'_n$  相对于  $B_n$  的位移  $\Delta_n$  可由式(2)求出

$$\begin{aligned} \Delta_1 &= |\Delta Z_1 - \Delta Z'_1| \\ \Delta_2 &= |\Delta Z_1 + \Delta Z_2 - \Delta Z'_1 - \Delta Z'_2| \\ \Delta_3 &= |\Delta Z_1 + \Delta Z_2 + \Delta Z_3 - \Delta Z'_1 - \Delta Z'_2 - \Delta Z'_3| = \\ &= |\Delta_1 + \Delta_2 + \Delta Z_3 - \Delta Z'_3| \\ &\vdots \\ \Delta_n &= |\Delta Z_1 + \Delta Z_2 + \dots + \Delta Z_n - \Delta Z'_1 - \Delta Z'_2 - \dots - \\ &= |\Delta_1 + \Delta_2 + \dots + \Delta_{n-1} + \Delta Z_n - \Delta Z'_n| \quad (2) \end{aligned}$$

则网格薄膜变形后各点在  $z$  轴方向的坐标  $\Delta Z'_n$  可由式(3)计算得出

$$\Delta Z'_n = \Delta Z_n + \Delta_n = Z_n + |\Delta_1 + \Delta_2 + \dots + \Delta_{n-1} + \Delta Z_n - \Delta Z'_n| \quad n=1, 2, \dots \quad (3)$$

### 3.2 脉搏图像处理方法

依据空间位移测量原理, 分析由网格薄膜相对于摄像头运动而形成的动态图像, 通过图像序列中不同时刻网格面的变化来表征脉搏运动。脉搏图像处理的流程如图 4 所示。

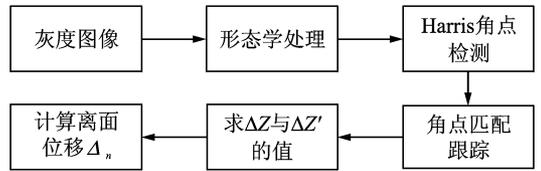
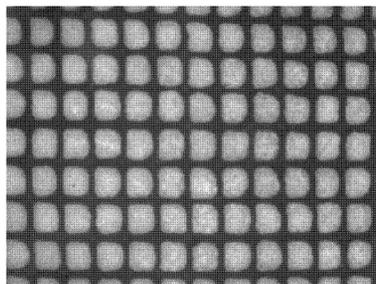


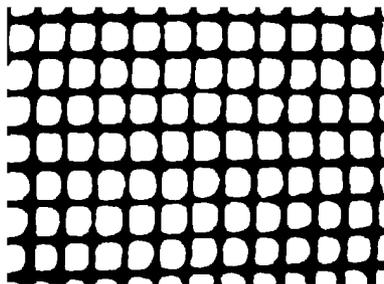
图 4 脉搏图像处理流程图

#### 3.2.1 形态学处理

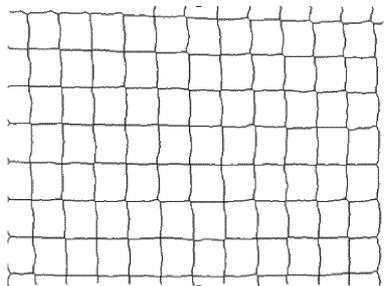
图像的形态学运算是由一组形态学的代数运算符组成, 其基本思想是用具有一定形态的结构元素找到图像中对应形状以达到图像分割识别的目的。基本的操作有膨胀、腐蚀、开启和关闭。图 5(a) 是从一段 375 帧 (30 帧/s) 的视频中提取的单帧图像, 视频的分辨率为  $640 \times 480$ 。本文中二值化灰度图像后 (见图 5(b)) 是对灰度图像的形态学操作, 主要有闭运算、腐蚀膨胀等, 其中闭运算的目的是



(a) 平脉第100帧灰度图像



(b) 平脉第100帧灰度图像二值化



(c) 平脉第100帧灰度图像细化

图5 形态学处理过程

平滑图像的轮廓,去掉小洞,填补轮廓上的缝隙;以腐蚀膨胀为基础的其他形态学操作,主要是 Top-hat 滤波和细化灰度图像,Top-hat 滤波是为了去除图像中不均匀的照明,细化图像是为了提取每一帧灰度图像的轮廓(见图5(c))。

### 3.2.2 Harris 角点探测

Harris 角点检测算法是基于图像灰度的检测算法,具有很好的定位性和鲁棒性<sup>[11-12]</sup>。对于一幅图像,角点与自相关函数的曲率特性有关,自相关函数描述了局部图像灰度变化程度,可表示为

$$E(x, y) = \sum_{u, v} \omega_{u, v} |I_{x+u, y+v} - I_{u, v}|^2 \quad (4)$$

式中: $E(x, y)$ 为由于两个窗口函数偏移 $(x, y)$ 而造成的图像灰度的平均变化, $\omega$ 为图像窗口, $I$ 为图像灰度。对于式(4)在像素点 $(u, v)$ 展开,局部图像灰度的自相关函数 $E(x, y)$ 可表示为一次泰勒多项式形式

$$E(x, y) = Ax^2 + By^2 + 2Cxy \quad (5)$$

式中: $A, B$ 和 $C$ 是二阶方向微分的近似,可分别表示为

$$A = X^2 \otimes h(x, y) \quad B = Y^2 \otimes h(x, y)$$

$$C = XY \otimes h(x, y)$$

$$X = I \otimes [-2 \quad -1 \quad 0 \quad 1 \quad 2] \approx \frac{\partial I}{\partial x}$$

$$Y = I \otimes [-2 \quad -1 \quad 0 \quad 1 \quad 2]^T \approx \frac{\partial I}{\partial y}$$

式中: $h(x, y)$ 为一高斯平滑滤波函数, $X$ 和 $Y$ 分别为一阶方向微分。

这样式(5)可写为

$$E(x, y) = [x, y]M \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix}$$

$$M(x, y) = \begin{bmatrix} A(x, y) & C(x, y) \\ C(x, y) & B(x, y) \end{bmatrix}$$

矩阵 $M$ 行列式的值正比于两个方向上的极值曲率的乘积。因此,角点探测器为

$$R(x, y) = \det[M(x, y)] - k \cdot \text{trace}^2[M(x, y)]$$

式中 $k$ 取经验值0.04时,能够获得较好的结果。

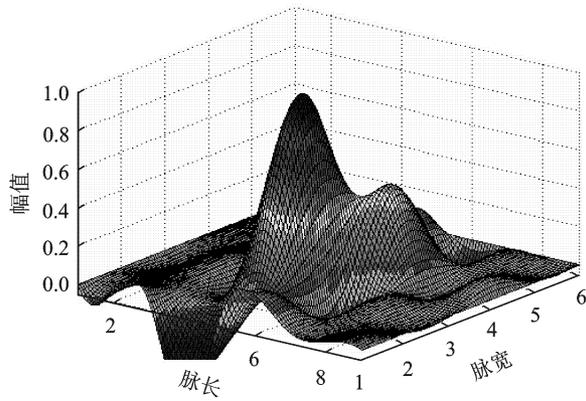
### 3.2.3 角点跟踪及匹配

通过计算最近距离的方法来估计前一帧与当前帧中角点的跟踪与匹配情况,运用Harris角点算法探测每一帧图像中的角点,并记录图像中角点的坐标。连续的各帧图像中对应角点的跟踪匹配:计算出当前帧所有被探测到的角点与前一帧中已确定的角点之间的欧氏距离,取欧氏距离值最小时所对应的角点为当前帧与前一帧中已确定角点的对应角点,依此类推,直到最后一帧图像。

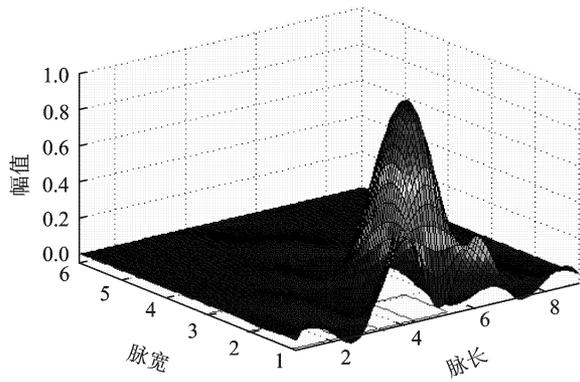
## 4 脉搏动态图像的三维重构

经过角点匹配跟踪之后,即会获得每一帧脉搏图像中所需角点的坐标,根据式(1,2)可求出某一帧在 $z$ 轴方向上的坐标变化量,即 $\Delta Z$ 与 $\Delta Z'$ 的值。考虑脉搏图像传感器工作稳定性,依然选取最大参考帧( $\Delta Z$ 变化最大)与最小参考帧( $\Delta Z$ 变化最小)作为参考图像,计算其余各帧相对于参考帧的差分,很显然在一个脉搏周期中,与参考图像距离越远的帧,差分结果越大。

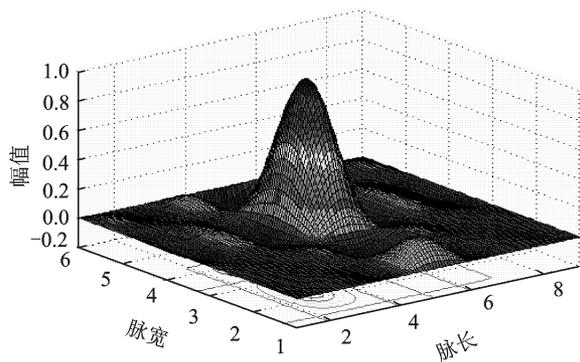
对平、滑、迟、濡4种脉象各采集375帧AVI格式的灰度图像,每帧图像含有效角点96个,并按照图3所示的流程进行处理,最后通过三次样条插值对每一帧图像进行三维重构,可获得时空域脉搏动态图像。图6(a~d)分别为平、滑、迟、濡4种脉象某一瞬时脉搏搏动的三维图像。



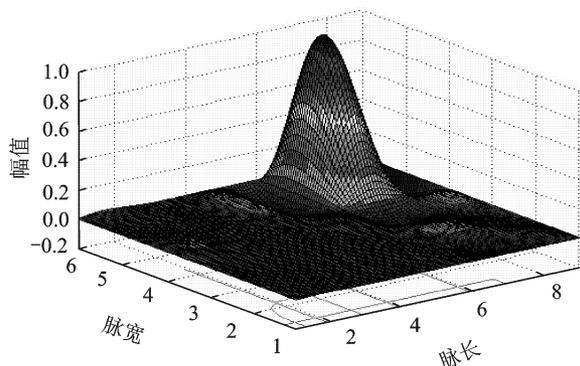
(a) 平脉第100帧三维图像



(b) 濡脉第125帧三维图像



(c) 迟脉第123帧三维图像



(d) 滑脉第115帧三维图像

图 6 四种脉象三维重构

## 5 结束语

本文采用基于脉搏图像传感器的脉象可视化采集系统,采集脉搏图像信号,依据空间位移测量原理,对脉搏图像信号进行处理和分析,实现了脉搏图像的三维重建,获得了指感施压下切脉皮肤表面的时空域变化。与传统脉搏图像检测方法相比,脉搏图像传感器能够采集三维脉搏动态图像,仿生性好,采集到的图像信息量大,为进一步在时空域中提取多种表征脉搏状态的特征奠定了基础。下一步在改进脉搏图像检测装置的基础上,尝试将该方法应用于临床辅助诊断。

### 参考文献:

- [1] 费兆馥. 现代中医脉诊学[M]. 北京:人民卫生出版社,2003:14-16.  
Fei Zhaofu. Contemporary sphygmology in traditional Chinese medicine[M]. Beijing, China: People's Medical Publishing House, 2003:14-16.
- [2] 燕海霞,王忆勤,李福凤. 中医脉象传感器的研究进展[J]. 上海中医药大学学报,2005,19(1):62-64.  
Yan Haixia, Wang Yiqin, Li Fufeng. Study progress of the TCM pulse transducer[J]. Acta Universitatis Traditionis Medicalis Sinensis Pharmacologiaeque Shanghai, 2005,19(1):62-64.
- [3] 张丽琼,祁伟. 基于小波变换的人体脉象信号奇异点检测[J]. 数据采集与处理,2008,23(2):158-162.  
Zhang Liqiong, Qi Wei. Singularity detection of pulse signal based on wavelet transform[J]. Journal of Data Acquisition & Processing, 2008,23(2):158-162.
- [4] 王磊,刘鑫,沙洪. 阵列式中医脉象检测系统的研究[J]. 国际生物医学工程杂志,2010,33(4):212-214.  
Wang Lei, Liu Xin, Sha Hong. Research of pulse diagnosis measurement using sensor array in Chinese Medicine[J]. International Journal of Biomedical Engineering, 2010,33(4):212-214.
- [5] Harada A, Okada T, Niki K, et al. New methods of one-point measurement of pulse wave velocity[C]// IEEE Ultrasonics Symposium. New Jersey: IEEE Publisher, 2002,2:1835-1838.
- [6] Xu Lisheng, Meng Max Qinghu, Shi Cheng, et al. Quantitative analyses of pulse images in traditional Chinese medicine[J]. Medical Acupuncture Journal for Physicians by Physicians, 2008,20(3):175-190.
- [7] Lin Y, Leng H, Yang G, et al. An intelligent non-

- invasive sensor for driver pulse wave measurement [J]. *IEEE Sensors Journal*, 2007, 54(12):790-799.
- [8] 张爱华,王亮. 基于时变图像序列的脉搏信息提取[J]. *仪器仪表学报*, 2007, 28(5):820-825.  
Zhang Aihua, Wang Liang. Information detection of pulse wave base on time-varying images[J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2007, 28(5): 820-825.
- [9] 苗园,王加俊,刘守快. 基于图片序列的三维表面重建[J]. *数据采集与处理*, 2011, 26(4):407-412.  
Miao Yuan, Wang Jiajun, Liu Shoukuai. Three-dimensional surface reconstruction based on image sequence[J]. *Journal of Data Acquisition & Processing*, 2011, 26(4):407-412.
- [10] 张爱华,周义勇,朱亮. 图像化脉象采集装置的研制[J]. *传感技术学报*, 2006, 19(4):1261-1263.  
Zhang Aihua, Zhou Yiyong, Zhu Liang. Development of pulse acquisition device based on image[J]. *Chinese Journal of Sensors and Actuators*, 2006, 19(4):1261-1263.
- [11] Harris C, Stephens M. A combined corner and edge detector[C]//*Proceedings of the 4th Alvey Vision Conference*. Manchester, UK: the Plessey Company, 1988:147-151.
- [12] 王崴,唐一平,任娟莉,等. 一种改进的Harris角点提取算法[J]. *光学精密工程*, 2008, 16(10):1995-2001.  
Wang Wei, Tang Yiping, Ren Juanli, et al. An improved algorithm for Harris corner detection[J]. *Optics and Precision Engineering*, 2008, 16(10):1995-2001.

**作者简介:**张爱华(1964-),女,教授,博士生导师,研究方向:生物医学信号检测与处理,E-mail:lutzhangah@163.com;李金平(1982-),男,硕士研究生,研究方向:生物医学信号检测与处理;林冬梅(1982-),女,讲师,研究方向:信号检测与处理。