

# 水转印数字散斑场用于人体颈动脉全场测量

陈振宁, 邵新星, 吴家林, 徐向阳, 张瑾琳, 何小元

东南大学江苏省工程力学分析重点实验室, 江苏 南京 210096

**摘要** 对颈动脉的脉搏波进行测量, 是对心脑血管疾病进行科学预防和保健的基础。基于改进的水转印数字散斑场, 给出了三维数字图像相关测量系统对人体颈动脉的测量方法。根据人体皮肤颜色的特殊性, 采取适用于人体不同肤色的水转印数字散斑场的散斑制作方法, 并与人体表面自然散斑场进行了对比, 证明了水转印数字散斑场更加稳定、准确和高效。通过实验给出了人体颈动脉的波形、频率等基本信息, 并对颈动脉的全表面脉搏波时域和空域变形信息进行分析, 验证了该方法的有效性。研究工作可为心脑血管疾病的防治提供一定的参考。

**关键词** 测量; 三维数字图像相关; 水转印; 数字散斑场; 颈动脉

**中图分类号** O439; TU317.1 **文献标识码** A

**doi:** 10.3788/AOS201737.0312004

## Full-Field Deformation Measurement of Human Carotid Artery Based on Water Transfer Printing Speckle Patterns

Chen Zhenning, Shao Xinxing, Wu Jialin, Xu Xiangyang, Zhang Jinlin, He Xiaoyuan

Key Laboratory of Jiangsu Province on Engineering Mechanics, Southeast University, Nanjing, Jiangsu 210096, China

**Abstract** Pulse wave measurement of carotid artery is the foundation of the prophylaxis and treatment of cardiovascular diseases. Three dimensional digital image correlation system is applied to measuring the human carotid artery based on the water transfer printing (WTP) technique, which can transfer optimized digital speckle patterns for different skin colors. Compared with natural textures of the skin, digital speckle patterns fabricated from the WTP technique are proved to be more stable, accurate and efficient. Experiments are performed to demonstrate the validity of the proposed method. Various information of the pulse wave such as shapes, frequencies and deformations in both time domain and spatial domain can be extracted from the full-field of carotid arterial surface. The research may be beneficial to cardiovascular disease monitoring.

**Key words** measurement; three dimensional digital image correlation; water transfer printing; digital speckle pattern; carotid artery

**OCIS codes** 120.3890; 170.3880; 120.4880; 100.6890

## 1 引 言

冠心病、动脉硬化、高血压等心血管疾病发病率在我国逐年上升, 对人们的健康危害日益加重。对心血管血流的脉搏波<sup>[1-2]</sup>进行科学的诊断, 是提高心脑血管疾病预防及保健的基础, 具有重要的临床意义。对脉搏波检测和分析装置的研究, 有助于对心血管疾病的认知、预防和治疗。目前, 国内外已开发和生产出多种仪器来帮助医生进行诊断, 这些仪器多数依赖于单点测试技术, 且测量点容易侵犯患者隐私<sup>[3]</sup>。将数字图像相关(DIC)方法<sup>[4-5]</sup>用于人体颈动脉测量、研制一种更先进的非接触式多点或全场测试系统, 获取更多脉搏波的信息, 可以对心血管疾病的检测、诊断、监护及治疗提供更多帮助。

数字图像相关方法起源于 20 世纪 80 年代, 不仅具有非接触、无损伤、全场测量的特点, 还具有测量设备

**收稿日期:** 2016-08-29; **收到修改稿日期:** 2016-10-21

**基金项目:** 国家自然科学基金重点项目(11532005)、国家自然科学基金仪器专项(11327201)、国家科技支撑计划(2014BAK11B04)、东南大学优秀博士论文基金

**作者简介:** 陈振宁(1989—), 女, 博士研究生, 主要从事光测实验力学、生物力学与图像处理方面的研究。

E-mail: chenzhenning@seu.edu.cn

**导师简介:** 何小元(1956—), 男, 博士, 教授, 主要从事工程结构变形监测, 微电子器件力学行为, 工业在线检测方面的研究。E-mail: mmhxy@seu.edu.cn(通信联系人)

简单、测量范围广、对环境要求低的优点。该方法能够同时测量物体形貌、位移、应变等诸多信息,成为现代光学测量技术最活跃的测量方法之一。目前,该方法已经在计算精度、计算速度方面获得较好发展,并被成功应用于土木工程<sup>[6]</sup>、航空航天等领域。在生物医学领域,Hokka 等<sup>[7]</sup>对活体心脏跳动、Sutton 等<sup>[4]</sup>对老鼠动脉变形、Zhang 等<sup>[8]</sup>对生物组织力学性能运用数字图像相关方法进行了测量。

数字图像相关方法通过识别物体表面的散斑特征对测量区域的运动和变形进行追踪,因而被测物体表面制作散斑的质量直接关系到测量结果的有效性。常用的散斑制作方法有喷漆、喷枪喷涂、记号笔点涂等,用于制作数字散斑场的方法有模板刻印、热转印<sup>[9]</sup>和水转印(WTP)等。针对人体的特殊性,传统的散斑制作方法已经不能满足人体测量的需求,寻找一种绿色、便捷的散斑制作方法成为发展数字图像相关测量人体的首要任务。Campo 等<sup>[10]</sup>在动脉硬化测量中指出,在人体表面制作出对比度高、颗粒半径合适的散斑需要丰富的制作经验;Shao 等<sup>[11]</sup>在中医脉搏波动频率实时测量中运用水转印方法<sup>[12]</sup>制作出简便的数字散斑,但未考虑到人体肤色变化引起的散斑对比度改变的问题。

针对数字图像相关方法用于人体颈动脉的测量需求,本文提出采用水转印数字散斑场的方法,解决人体表面的散斑制作问题,实现对脉搏波的快速测量。

## 2 颈动脉全场测量原理

### 2.1 三维数字图像相关测量原理

三维数字图像相关测量系统由双相机组成,是一种基于双目立体视觉原理和相关匹配技术的测量方法。利用双目立体视觉原理标定双相机,根据散斑特征进行双相机图像的相关匹配,通过三维重建得到物体形貌的三维空间坐标。当物体在时间轴上发生运动或变形时,空间坐标随之变化,追踪附着在物体表面的散斑特征,可得到对应时间点物体的三维坐标,由此获得物体的运动或变形量,常用的有位移、应变等物理量。为找到两个图像的匹配点,根据计算速度和变形特征,通常采用一阶或二阶的形函数来进行相关匹配,采用抗干扰性较好的归一化最小平方距离相关函数  $C_{ZNSSD}$  来形容待匹配图像子区的相似程度。 $C_{ZNSSD}$  表达式为

$$C_{ZNSSD} = \sum_{x=-My}^M \sum_{y=-M}^M \left\{ \frac{f(x,y) - f_m}{\sqrt{\sum_{x=-My}^M \sum_{y=-M}^M [f(x,y) - f_m]^2}} - \frac{g(x',y') - g_m}{\sqrt{\sum_{x=-My}^M \sum_{y=-M}^M [g(x',y') - g_m]^2}} \right\}^2, \quad (1)$$

式中  $M$  为图像子区的半峰全宽,  $f(x,y)$  和  $g(x',y')$  分别为参考图像和变形图像在点  $(x,y)$  和点  $(x',y')$  的灰度值,  $f_m$  和  $g_m$  分别为参考图像和变形图像的图像子区灰度平均值。对上式,通常采用具有更好抗噪声能力的反向组合高斯-牛顿(IC-GN)算法进行非线性优化<sup>[13]</sup>。

### 2.2 颈动脉全场测量系统

如图 1 所示,采用三维数字图像相关测量系统对颈动脉进行全场测量。测试前,采用棋盘标定相机 0 和

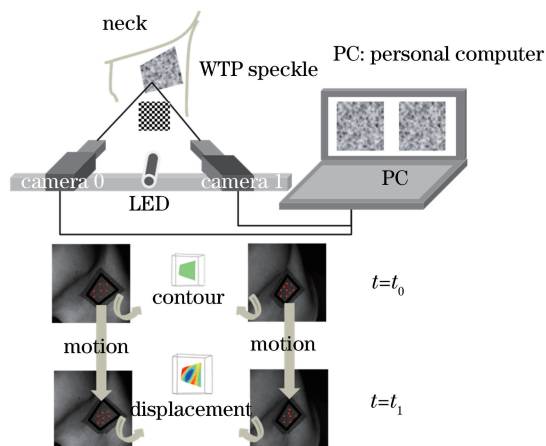


图 1 颈动脉全场测量系统

Fig. 1 Full-field system for carotid artery measurement

相机 1 的内、外参数,用于后续颈部三维坐标的重构。测试时,保持相机的光圈、焦距和相对位置不变,由计算机同步控制相机 0 和相机 1,连续拍摄事先制作好散斑的人体颈动脉区域,记录不同时刻的人体表面散斑图。记录拍摄初始时刻  $t_0$  和发生运动时刻  $t_1$  的散斑图,进行数字图像相关分析,可得颈部的形貌、位移等全场变形信息。测试人员可以根据需要提取颈部任意一点、多点或全场的结果进行分析,获取更多有关血管流动、脉搏波的信息。

### 3 人体散斑场制备

一般来说,可以将散斑场分为自然散斑场、传统散斑场和数字散斑场。传统散斑场的制作方法有喷漆、喷枪喷涂、记号笔点涂等,所得散斑场不稳定、精度差异较大,且这些方法都依赖于实验人员的经验,不适用于医疗测量;用于制作数字散斑场的模板刻印、热转印不适合人体测量的应用;人体皮肤的自然散斑场特征较少,不利于获得较好的运算速度和精度。为了方便、快捷地在皮肤上制作出精度高、稳定性好、计算速度快的散斑场,讨论了改进的水转印数字散斑场的原理。

水转印数字散斑场是将预先制作好的水转印纸中间部分的数字散斑场直接转移到被测物体表面。如图 2 所示,水转印纸包含三部分:底层为预制的水溶胶贴纸,上面是透明保护层,中间部分主要是印刷的数字散斑场。整个水转印纸厚度小于 0.5 mm,转移的数字散斑场薄膜厚度约为  $35 \mu\text{m}$ ,这样的厚度一般不会影响人体颈动脉本身的运动和变形。测试时,撕开保护层将水转印纸贴在待测表面,用少许的水轻轻擦拭并移开底层,中间的数字散斑部分便可以紧紧地贴于表面用作测量。改进的水转印以白色为底,与黑色散斑形成很好的对比,减少了以肤色为底带来的对比度低的问题。为了更好地体现改进的水转印散斑在不同背景色上的稳定性,选择具有不同底色的试件,分别转印改进的水转印数字散斑和透明的数字散斑,在所得散斑图上施加等级为 8 的噪声,其位移标准差如图 3(a)所示。改进的水转印散斑位移标准差  $\sigma$  在不同背景色上具有较好的一致性,而透明的水转印散斑随着背景色的逐渐加深位移的标准差逐渐增大。

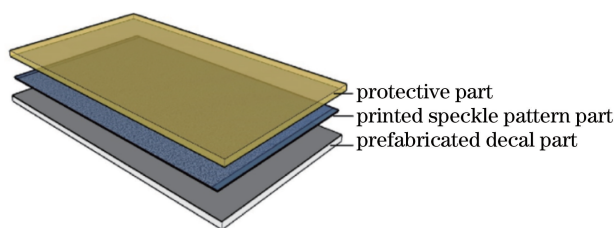


图 2 水转印数字散斑纸

Fig. 2 Speckle paper for WTP

为了比较改进的水转印散斑与自然纹理的散斑质量<sup>[14-15]</sup>,在待计算区域施加等级为 8 的噪声,计算该区域的位移标准差  $\sigma$ ,如图 3(b)所示。改进的水转印散斑位移标准差约为 0.010 pixel,一致性较好;而所算区域的自然纹理部分,位移标准差达到 0.185 pixel,且不够一致。散斑精度评价方法可参考文献[16]。对两种

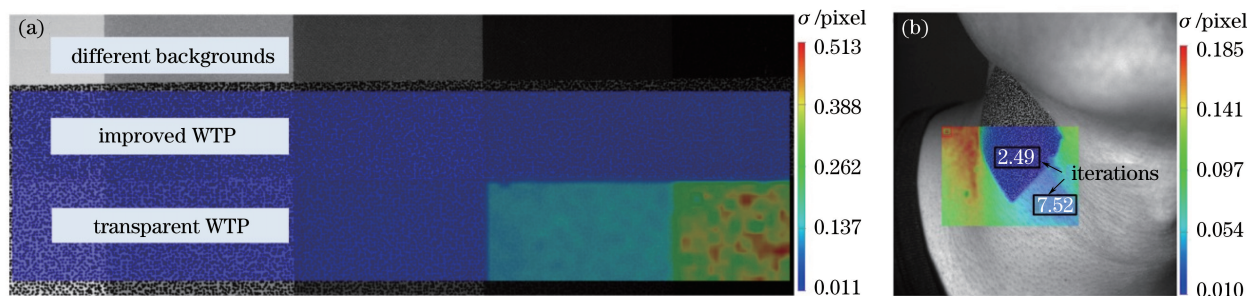


图 3 散斑质量评价。(a) 改进的水转印散斑与透明水转印散斑在不同底色转印物上的比较;

(b) 人体表面散斑计算精度和效率的评价

Fig. 3 Quality evaluation of the speckle pattern. (a) Comparison of improved WTP patterns with transparent ones on different backgrounds; (b) accuracy and efficiency of improved WTP patterns on human surface

散斑的计算时间进一步比较发现,当迭代增量  $\Delta p$  满足非线性优化的收敛条件  $\|\Delta p\| \leq 0.001$  时<sup>[13]</sup>,图3所示改进的水转印散斑的平均迭代次数仅为2.49次,而人体自然纹理相关计算的平均迭代次数达到7.52次,计算效率明显低于所述水转印数字散斑场。改进的水转印散斑在计算精度和计算速度上均有明显优势。

## 4 实验与结果讨论

### 4.1 实验过程

采用图4所示实验装置,对健康人体的颈动脉全场测量进行初步探索。采用两个分辨率为2048 pixel $\times$ 2048 pixel的IDS USB3.0相机(型号UI-3370CP),焦距为25 mm的Kowa镜头,实验散斑采用上述改进的水转印制作方法,散斑图信息采集和后处理都由计算机完成。采用已知尺寸的棋盘或圆点对相机0和相机1的内部参数、外部参数进行标定,并保持相机的光圈、焦距和相对位置不变,以保证测试时标定的稳定性。被测试志愿者应该有相对舒适、平稳的坐姿方式。为防止光源的照射对人眼的刺激,被测试志愿者可以佩戴遮光墨镜。当颈动脉跳动区域在计算机中显示为对焦状态时,开始采集颈动脉图片,采集帧频为20 frame/s,连续采集10 s,再进行数据分析。可根据需要同时进行图片采集和数据计算、提取,即实时测量<sup>[6,11]</sup>。

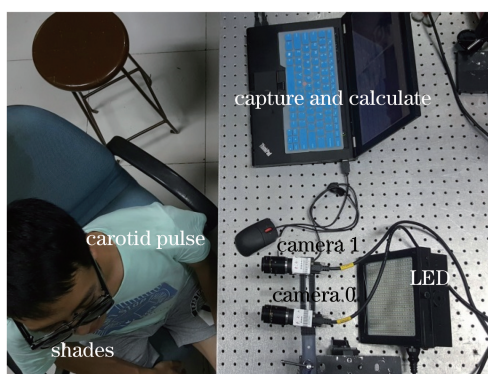


图4 实验现场图

Fig. 4 Experiment setup

### 4.2 结果与讨论

实验一共采集得到200多组散斑图,每组散斑图时间间隔为0.05 s,计算得到200多组颈动脉随时间变化的云图。提取如图5所示位移云图的5个空间点的总位移随时间变化的曲线,即图6所示脉搏波波动时域曲线。从图6可以看到,脉搏波呈现出很好的周期性,且由傅里叶变换可得到该脉搏的波动频率为1.2 Hz,即72次/min,符合正常人的脉搏波跳动次数;脉搏跳动中心点0的位移变化最大,且周期性最好;沿着动脉方向画线,可以看到所画直线上两点1、2的位移要明显大于距中心点0相同距离的点3和点4,由此亦可看到脉搏波中心的具体位置。根据心血管疾病防治和脉搏波分析的医学需求,若想得到更多脉搏波波动信息,如脉搏波波速、加速度等,可以提高测量的时间分辨率,采用更高帧频的高速相机,获取更多变形信息的散斑图,脉搏波波动曲线上更多测量点。此时,采用改进的水转印数字散斑场辅助提高计算速度显得更加重要。

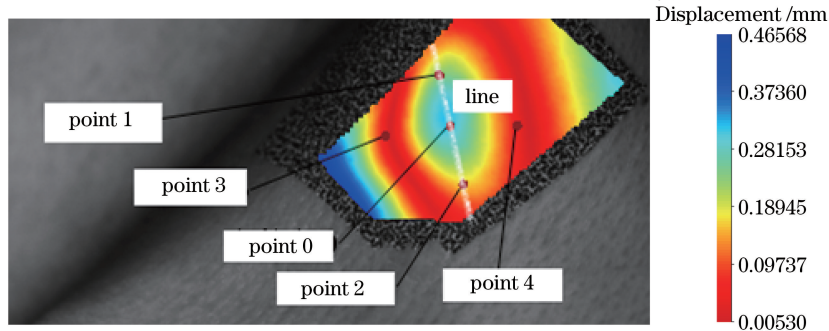


图5 位移云图

Fig. 5 Displacement cloud picture

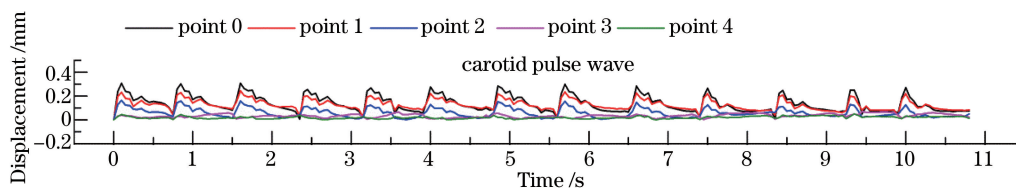


图 6 不同空间点的脉搏波曲线

Fig. 6 Pulse wave of different spatial points

为了得到更多的脉搏波空域信息,取脉搏波曲线第一个周期的时间点 0、时间点 A 到时间点 G(时间间隔 0.1 s)的空间直线(图 5 中划线部分)的位移值,如图 7 所示。结合图 6 和图 7 所示,可得到下述结论:脉搏跳动区域的位移以波动中心为顶点呈抛物线状;随着时间的变化,脉搏波首先发生大幅度、快速的爬升,随后呈缓慢下降趋势;在下降过程中,会经历两次局部震荡,这与正常青年人的脉搏波形吻合。更详细的波形变化云图可参考图 8,时间点 0、时间点 A 到时间点 G 的位移全场变化信息。根据心血管疾病防治和脉搏波分析的医学需求,也可以通过提高相机的空间分辨率来获得更精准的空域信息。与传统的单点、接触式测量相比,全场、非接触式测量能够提供更多的空间信息,为心血管疾病的研究提供更全面的数据,使探究和发现更多疾病防治方法成为一种新的可能。

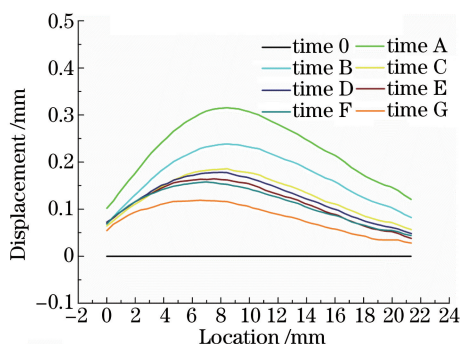


图 7 颈动脉脉搏波动第一个周期不同时刻空域曲线变化图

Fig. 7 Spatial waves at different time in the first cycle

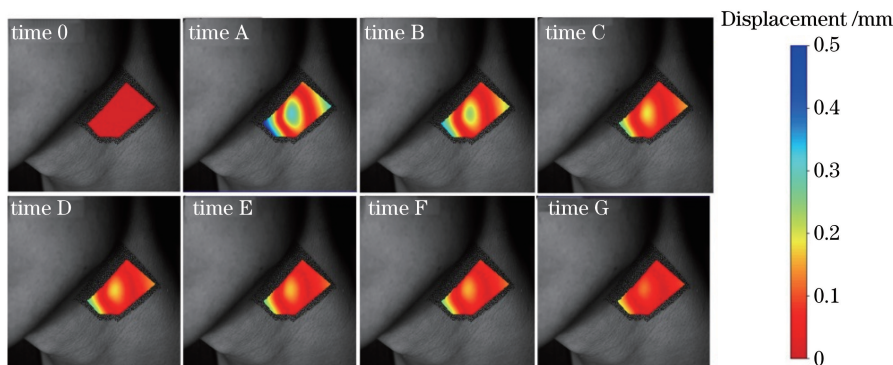


图 8 颈动脉脉搏波动第一个周期全场波动位移图

Fig. 8 Pulse full-field displacement at different time in the first cycle

## 5 结 论

提出改进的水转印数字散斑场制作方法,并结合三维数字图像相关系统,将其用于人体的颈动脉三维变形测量,快速获得人体颈动脉的波形、频率、脉搏波时域和空域变形等全场信息。通过局部颈动脉的全场测量,能够为颈动脉力学性能的模拟与研究、人体心血管血流动力学参数的检测和诊断等提供更多的信息,为研制新的医学医疗仪器提供新的思路。后续将采用高速采集系统,增加测量的时间分辨率,获取更多全场信息;并结合临床测量数据分析脉搏波形特征与心血管疾病的关系,为心血管疾病的防止提供指导。这种用于

人体表面局部变形的非接触、全场测量手段,不仅适用于颈动脉脉搏波的测量,更为推动相关学科的进一步发展提供参考价值。

## 参 考 文 献

- [1] Liu Baohua, Ren Xiaohua. Research and advance in the measurement of pulse wave velocity[J]. Journal of Biomedical Engineering, 2010, 27(1): 231-235.  
刘宝华, 任晓华. 脉搏波传导速度测量算法的研究及其进展[J]. 生物医学工程学杂志, 2010, 27(1): 231-235.
- [2] Sun Gang, Liu Hong, Ding Yancheng. Cardiovascular risk factors and pulse wave velocity in prehypertensive people [J]. Chinese Journal of Hypertension, 2006, 14(8): 609-612.  
孙 刚, 刘 宏, 丁燕程. 血压正常高值人群心血管危险因素和脉搏波传导速度[J]. 中华高血压杂志, 2006, 14(8): 609-612.
- [3] Ye Jun, Zhang Yongliang, Hu Fusong, *et al.* Feasibility study on aortic pulse wave velocity obtained from single carotid pressure waveform[J]. Beijing Biomedical Engineering, 2016, 35(2): 198-202.  
叶 骏, 张永亮, 胡福松, 等. 基于单个颈动脉压力波形获取主动脉脉搏波速度的可行性研究[J]. 北京生物医学工程, 2016, 35(2): 198-202.
- [4] Sutton M A, Ke X, Lessner S M, *et al.* Strain field measurements on mouse carotid arteries using microscopic three-dimensional digital image correlation[J]. Journal of Biomedical Materials Research, 2008, 84(1): 178-190.
- [5] Sun Wei, He Xiaoyuan, Quan C, *et al.* Three-dimensional rigid body displacement measurement based on digital image correlation[J]. Acta Optica Sinica, 2008, 28(5): 894-901.  
孙 伟, 何小元, Quan C, 等. 基于数字图像相关的三维刚体位移测量方法[J]. 光学学报, 2008, 28(5): 894-901.
- [6] Shao Xinxing, Dai Yuntong, He Xiaoyuan, *et al.* Real-time digital image correlation for quasi-static test in civil engineering[J]. Acta Optica Sinica, 2015, 35(10): 1012003.  
邵新星, 戴云彤, 何小元, 等. 实时数字图像相关用于土木准静态实验测量[J]. 光学学报, 2015, 35(10): 1012003.
- [7] Hokka M, Mirow N, Nagel H, *et al.* *In-vivo* deformation measurements of the human heart by 3D digital image correlation[J]. Journal of Biomechanics, 2015, 48(10): 2217-2220.
- [8] Zhang D, Arola D D. Applications of digital image correlation to biological tissues[J]. Journal of Biomedical Optics, 2004, 9(4): 691-699.
- [9] Mazzoleni P, Zappa E, Matta F, *et al.* Thermo-mechanical toner transfer for high-quality digital image correlation speckle patterns[J]. Optics and Lasers in Engineering, 2015, 75: 72-80.
- [10] Campo A, Soons J, Heuten H, *et al.* Digital image correlation for full-field time-resolved assessment of arterial stiffness[J]. Journal of Biomedical Optics, 2014, 19(1): 016008.
- [11] Shao X, Dai X, Chen Z, *et al.* Real-time 3D digital image correlation method and its application in human pulse monitoring[J]. Applied Optics, 2016, 55(4): 696-704.
- [12] Chen Z, Quan C, Zhu F, *et al.* A method to transfer speckle patterns for digital image correlation[J]. Measurement Science and Technology, 2015, 26(9): 095201.
- [13] Shao X, Dai X, He X. Noise robustness and parallel computation of the inverse compositional Gauss-Newton algorithm in digital image correlation[J]. Optics and Lasers in Engineering, 2015, 71: 9-19.
- [14] Pan B, Xie H, Wang Z, *et al.* Study on subset size selection in digital image correlation for speckle patterns[J]. Optics Express, 2008, 16(10): 7037-7048.
- [15] Wang Z Y, Li H Q, Tong J W, *et al.* Statistical analysis of the effect of intensity pattern noise on the displacement measurement precision of digital image correlation using self-correlated images[J]. Experimental Mechanics, 2007, 47 (5): 701-707.
- [16] Su Y, Zhang Q, Xu X, *et al.* Quality assessment of speckle patterns for DIC by consideration of both systematic errors and random errors[J]. Optics and Lasers in Engineering, 2016, 86: 132-142.