

文章编号:1004-7220(2009)02-0085-04

· 述 评 ·

数字图像相关测量技术及其应用

张东升

(上海大学 力学系,上海 200444)

摘要: 数字图像相关法是一种可广泛应用于生物材料力学测试的光学非接触方法。介绍了该方法的原理和位移应变测量的基本测量步骤,并给出了三个实验例证。第一个例子讲述了该方法应用于牛心动脉(生物软组织材料)应力应变测试;第二个例子讲述了该方法用于测量牙本质(生物硬组织材料)断裂韧性,最后一个例子是该方法用于在微观尺度上测量牙本质的收缩变形。

关键词: 数字图像相关法; 位移与应变; 生物材料

中图分类号: R318.01 **文献标志码:** A

Digital image correlation: theory and applications

ZHANG Dong-sheng.(Department of Mechanics, Shanghai University, Shanghai 200444, China)

Abstract: Digital image correlation (DIC) is a non-contact optical method, which can be widely applied to characterization of mechanical behavior of biological materials. This paper described the basic processes of this method in determining the displacement and strain components. Three applications were presented to illustrate how this technique was applied. The first application was to evaluate the mechanical behavior of the bovine artery (soft tissue). The second was to identify the fracture toughness of human dentin (hard tissue). The last was an example to measure shrinkage strain of human dentin at microscopic scale.

Key words: Digital image correlation; Displacement and strain; Biological materials

数字图像相关测量技术是一种非接触的光学变形测量方法,他利用技术及视觉技术,跟踪物体表面图像子区域的运动形态,推算物体变形的位移和变形。它具有以下几个显著的优点:(1) 由于它不需要相关光源,光路简单,可以方便地在现场进行检测;(2) 通过图像分析,可以同时获得任意方向的全场变形信息,达到事半功倍的效果。(3) 该方法具有很大的测量范围,应变测试灵敏度达到0.01%,最大可测量100%的应变,特别适用于生物软组织材料的变形测量;最后,该方法具有很强的适应性,根据测量对象尺寸的不同,选用相应的成像镜头,可实

现从宏观到微观的变形测量。本文主要介绍数字图像相关法的基本原理,变形测量方法和应用实例。

1 数字图像相关原理

数字图像相关法是根据物体表面随机分布的散斑场在变形前后的概率统计相关性来确定位移的。通过照相机拍摄试件变形前后的光强分布图形,对这两幅图进行对比,利用灰度分布的相关性求出变形大小。假定物体表面的某个点 (x, y) 在变形后到了一个新的位置 (x^*, y^*) ,而该点附近的光强分布却和变形前只有很小的差异。求解某点的面内位移

收稿日期:2009-02-10

作者简介: 张东升(1967-),教授,博士生导师,中国力学学会实验力学专业委员会委员、上海市力学学会生物力学专业委员会副主任委员。分别于1987年和1990年在国防科技大学获学士学位和硕士学位,1993年于天津大学获博士学位。研究方向为力学测试技术及其在生物材料力学性能测试中的应用。主持和参加的科研项目获国家教育部科技进步二等奖一项,省部级科技进步一等奖一项,二等奖三项,三等奖一项。2000年至2003年作为高级研究员,在美国马里兰大学访问,并建立了稳定的国际合作关系。目前主持国家自然科学基金、上海市教委和科委基金多项,已发表科技论文80余篇。E-mail: donzhang@staff.shu.edu.cn。

时,可以在变形后的图中寻找与变形前的图中该点及其附近点的光强分布最接近的光强分布。当子区域在某处的相似程度最大时,即认为此处就是选定子区域在变形后的位置。相似程度的大小用相关性系数 C 表示,可以写成如下形式^[1]:

$$C = \frac{\langle F_1 \cdot F_2 \rangle - \langle F_1 \rangle \cdot \langle F_2 \rangle}{[\langle (F_1 - \langle F_1 \rangle)^2 \rangle \cdot \langle (F_2 - \langle F_2 \rangle)^2 \rangle]^{\frac{1}{2}}} \quad (1)$$

其中, F_1, F_2 是变形前图像中点 (x, y) 附近的一个子区域的灰度矩阵和变形后图像中点 (x^*, y^*) 附近的一个子区域的灰度矩阵。符号 $\langle \rangle$ 表示矩阵元素的平均值。这里, $C = 1$ 时,两个子区域完全相关; $C = 0$ 时,两个子区域毫不相关。假如离面变形很小以至于可以忽略,那么某点 (x, y) 变形后在图像中位置 (x^*, y^*) 可以表示为

$$\begin{aligned} x' &= x + u + \frac{\partial u}{\partial x} \Delta x + \frac{\partial u}{\partial y} \Delta y \\ y' &= y + v + \frac{\partial v}{\partial x} \Delta x + \frac{\partial v}{\partial y} \Delta y \end{aligned} \quad (2)$$

式中, u, v 是子区域中心在 x 方向和 y 方向的位移; $\Delta x, \Delta y$ 表示求解某点时两相邻计算点之间的距离。

数字图像相关法中,为了能求得最大的相关系数 $C, u, v, \frac{\partial u}{\partial x}, \frac{\partial v}{\partial x}, \frac{\partial u}{\partial y}, \frac{\partial v}{\partial y}$ 这6个量必须反复计算。计算的方法一般有相关迭代和搜索^[2,3]。对于不在整数像素点上的灰度值都需要采用亚像素技术^[4,6],用插值的方法进行重构。一般的插值方法是双三次插值。虽然插值函数的阶数越高,则系统误差就越小^[7],但会增加计算机处理时间。

应用数字图像相关法要选择合适的子区域尺寸。倘若子区域选取得过大,则求得的结果不能准确反映应变分布情况,而子区域选得过小,则会影响其相关稳定性。关于相关子区域的选取方法,请参见^[8]。

在获得全场面内位移场分布后,传统的应变计算可以通过差分法获得^[9]。由于它严重依赖于计算点的相邻两点位置确定精度,应变计算容易受这两点的误差影响。

Savitzky-Golay 低通滤波器能对含有噪声的数据起到有效的平滑^[10,11]。在位移场中,对以该点为中心的窗口的数据利用最小二乘法拟合出一个二

维多项式曲面。然后对该多项式直接微分,从而可以得到各个微分量。对于位移场图像,在单个子区域中,给定水平和竖直方向位移符合一个二次多项式:

$$\begin{aligned} u(x, y) &= a_{00} + a_{01}x + a_{10}y + a_{02}x^2 + a_{20}y^2 + a_{11}xy \\ v(x, y) &= b_{00} + b_{01}x + b_{10}y + b_{02}x^2 + b_{20}y^2 + b_{11}xy \end{aligned} \quad (3)$$

其中, x, y 为图片的坐标系, u, v 分别为水平方向和竖直方向的位移,而 $a_{ij}, b_{ij} (i, j = 0, 1, 2)$ 为多项式系数。

将图像子区域中各点的位移值代入该多项式,并让其等于子窗口中相应位置的灰度值。从而可以得到一组超静定方程组。利用最小二乘法可以求解出这12个系数,再将各系数代入式(3),可以得到拟合后连续的位移分布。通过微分运算,子区域内各点的应变分量可表示为

$$\left. \begin{aligned} \varepsilon_x &= \frac{\partial u(x, y)}{\partial x} = a_{01} + 2a_{02}x + a_{11}y \\ \varepsilon_y &= \frac{\partial v(x, y)}{\partial y} = b_{10} + 2b_{20}y + b_{11}x \\ \gamma_{xy} &= \frac{\partial u(x, y)}{\partial y} + \frac{\partial v(x, y)}{\partial x} = a_{10} + b_{01} + 2a_{20}y + a_{11}x + 2b_{02}x + b_{11}y \end{aligned} \right\} (4)$$

2 生物材料的力学测试实例

数字图像相关法可以方便应用于生物软硬组织材料的各种力学性能测试,获得物体变形的位移场和应变场,以下给出三个应用实例。

2.1 动脉血管力学性能测试^[12,13]

试件取材于刚屠宰的牛心血管,通过切片机(microtome)把动脉血管沿轴向和环向制备成长100 mm、宽20 mm的长条形,厚度为2 mm。在实验前10 min,从EGTA(ethylene glycol tetra-acetic acid)培养液中取出,并安装在加载夹具上,见图1所示。电视摄像机装载试件表面的法向。为了保证图像的相关性,可以通过在物体表面喷涂较薄的快干气溶胶,在试件表面形成人为制造随机分布散斑场。考虑到测试时间很短,忽略了气溶胶对血管力学性能的影响。预调后,在试件加载过程中,记录对应时刻的散斑图像。利用图像相关算法分析物面的变形并与试验力组合,形成材料的应力-应变曲线。沿轴向制备

的动脉血管试件在轴向拉伸时的应力应变如图 2 所示。与此同时,由于数字图像相关可以同时获得任意方向的应变,图 3 给出了沿轴向制备的动脉血管试件在轴向拉伸时横向应变与轴向应变之比的变化

趋势,图 4 给出了沿环向制备的动脉血管试件在轴向拉伸时横向应变与轴向应变之比的变化趋势。可以发现,动脉的环向和轴向具有明显的力学差异性。

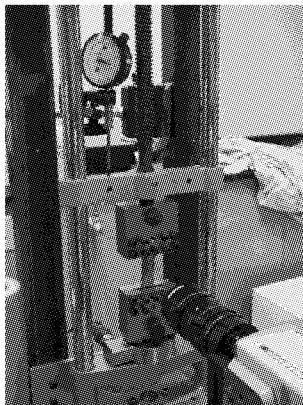


图 1 实验现场图片
 Fig.1 The experimental setup

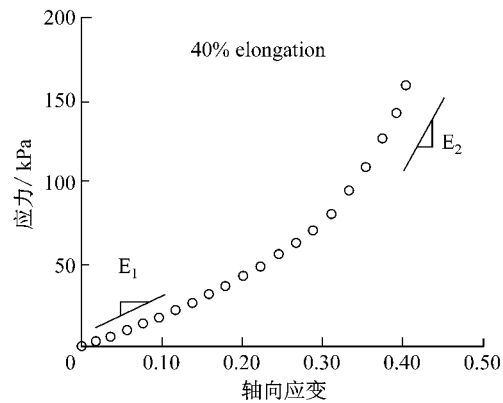


图 2 动脉沿轴向的应力-应变关系
 Fig.2 The longitudinal stress-strain relationship of artery

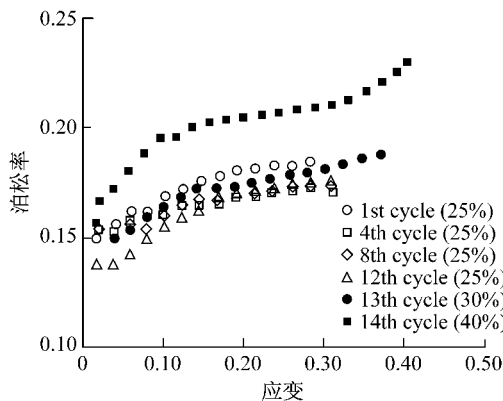


图 3 沿轴向制备的动脉血管试件在轴向拉伸时横向应变与轴向应变之比的变化趋势
 Fig.3 Poisson's ratio in axial direction

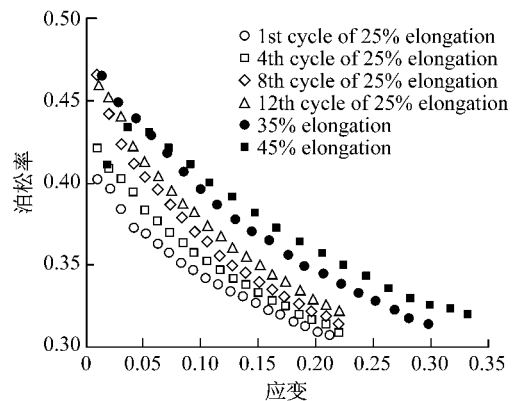


图 4 沿环向制备的动脉血管试件在轴向拉伸时横向应变与轴向应变之比的变化趋势
 Fig.4 Poisson's ratio in hoop direction

2.2 牙本质断裂韧性测试^[14,15]

从第 1 磨牙中制作紧凑拉伸试件,并利用交变载荷预制裂纹。通过稳态裂纹扩展试验,通过确定裂纹的扩展长度,可以根据公式计算材料的断裂韧性。由于试件体积小、施加的载荷很低,试验采用了由上海大学力学系研制微型材料力学测试系统。它由控制计算机,微型机械加载机构、光学体视显微镜和图像采集系统组成^[16]。作为一种生物硬组织材料,牙本质内部含有一定的水分,随着水分的丢失,牙本质的力学性能会发生显著的变化。如图 5 所

示,在保持水分的环境下,牙本质呈现出一种类似于粘弹性材料的特性。在承力的情况下,牙本质中网状的胶原蛋白纤维通过适度伸展,可以有效地降低组织中的应力水平,从而减小材料破坏的概率。而当牙本质材料脱水后,胶原蛋白纤维失去弹性并收缩,使材料变硬,组织中的应力水平明显上升^[17]。因此,必须正确选用合理的测试方法快速测定生物材料的力学行为。考虑到数字图像相关法操作简便,它是一种非常适合生物材料力学性能测试的方法。保持试件的湿度,在加载过程中记录裂纹的扩

展过程,通过相关分析可以获得试件的位移场,用图像的灰度表示试件的位移大小,灰度不连续区域代表了裂纹的长度,如图6所示。

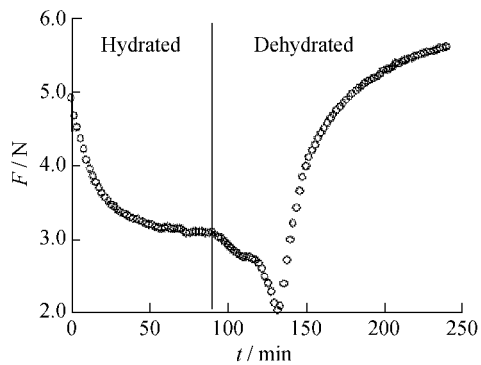


图5 牙本质材料失水前后的力学行为

Fig.5 The mechanical behavior of dentin in hydration of dehydration states

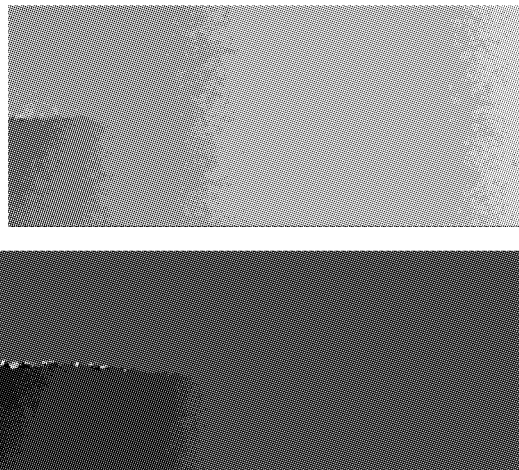


图6 在不同加载时刻裂纹扩展的位移场

Fig.6 The displacement distribution with crack extension

2.3 牙本质失水收缩变形的测定^[18]

牙本质的微观解剖结果表明,本质小管从牙髓腔向牙本质牙釉质界面延伸,孔径逐渐变小。从磨牙制备 2mm × 2mm × 4mm 的牙本质试件,其长度方向沿本质小管方向。实验前从 HBSS 平衡液中取出,放置在精密天平上,通过光学显微镜记录牙本质表面的图像信息(见图7),利用数字图像相关法可以确定随着时间变化,试件水分丢失后牙本质的收缩变形,见图8,结果表明,沿本质小管和垂直于本质小管的收缩变形存在差异。

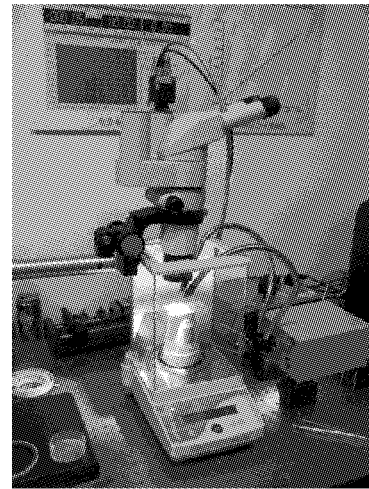


图7 测试设备

Fig.7 The experimental setup

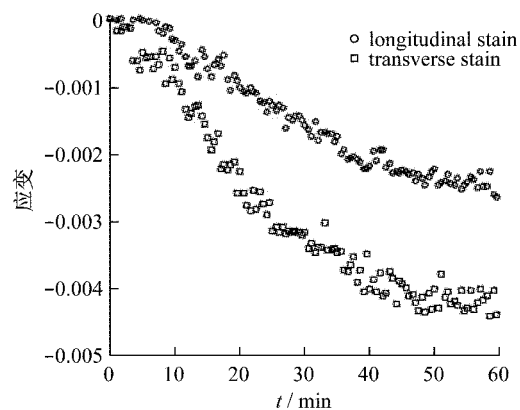


图8 牙本质与本质小管平行和垂直两方向的收缩变形

Fig.8 the shrinkage strains for dentin parallel and perpendicular to tubule orientation

参考文献:

- [1] Chu TC, Ranson WF, Sutton MA *et al.* Applications of digital image correlation techniques to experimental mechanics [J]. *Experimental Mechanics*, 1985, 25(3):232-244.
- [2] Bruck HA, McNeil, SR., Sutton MA, *et al.* Digital Image Correlation using Newton-raphson method of partial differential correction [J]. *Experimental Mechanics*, 1989, 29: 261-267.
- [3] Zhang D, Arola D. A New Fast-search Strategy for Digital Image Correlation [M]. *Proc. SEM Annual Conference on Theoretical, Experimental and Computational Mechanics*, Milwaukee, Wisconsin, June 10-12, 2001, No. 80.

(下转第15页)