

# 利用脉冲 DSPI 技术测量心动位移分布\*

彭 翔 朱绍明

(天津大学精密仪器及光电子工程学院 天津 300072)

**提要** 提出了一种基于脉冲数字散斑干涉(DSPI)系统的心动位移测量技术。该技术利用激光照射体表产生的动态生物散斑相关条纹图提取并记录心动周期时间历程中瞬态空-时位移场分布,进而通过条纹自动分析技术获得高精度重建的光学心动图。

**关键词** 脉冲双曝光, 数字散斑干涉, 光学心动术

由于激光散斑和激光全息诊断技术具有无接触、高灵敏度以及全场检测等优点,因此在位移心动诊断领域具有极大的潜力<sup>[1-4]</sup>。目前已发展的激光心动术主要包括基于激光全息干涉摄影(HI)和基于时间平均激光散斑摄影(TASI)的两种位移心动诊断技术。尽管利用 HI 和 TASI 技术可以获取和记录人体颈动脉脉冲和心前区或胸壁的位移心动图数据,但是基于 HI 和 TASI 的心动激光诊断技术仍存在一些关键问题需要解决:(1) HI 和 TASI 均不能给出心动周期时间历程的详细动态特性;(2) HI 和 TASI 都需要中间记录和底片化学处理过程,因此不能实时检测和分析;(3) HI 技术目前尚局限于定性观察由于心脏活动导致人体表皮运动的动态位移条纹,不能获得定量分析结果;(4) TASI 虽然可以用逐点扫描法,通过数字插值近似地重建心动位移图,但仍不能提供精确的定量结果。为了解决上述问题,本文研究将激光脉冲数字散斑干涉技术(DSPI)<sup>[5,6]</sup>引入心脏周期活动的动态生物信息自动检测与分析,并试图解决心动位移条纹图的高精度快速定量处理问题。

## 1 原 理

对于采用散斑图相减模式的激光脉冲 DSPI 系统,视频摄像机输出的亮度信号为<sup>[7]</sup>

$$B(\vec{r}, \Delta t) = \langle (I_2 - I_1)^2 \rangle = 16 \langle I_0 \rangle \langle I_r \rangle \sin^2[\Delta\phi(\vec{r}, \Delta t)/2] \quad (1)$$

其中  $\langle \rangle$  表示集平均运算,  $\vec{r} = (x, y)$  是视频摄像机光敏表面上的任意点。 $\Delta t$  是两次曝光之间的时间间隔。 $\Delta\phi$  是在两次曝光之间由于表面运动引入的位相变化。由测量得到三幅彼此相移  $90^\circ$  的亮度信号  $B_i(\vec{r}, \Delta t)$  ( $i = 1, 2, 3$ ), 并通过非线性载波条纹的数字解调技术<sup>[7,8]</sup> 可以从(1) 式中提取出位相分布  $\Delta\phi(\vec{r}, \Delta t)$  如下

$$\Delta\phi(\vec{r}, \Delta t) = \arctan \left[ \frac{B_3(\vec{r}, \Delta t) - B_1(\vec{r}, \Delta t)}{B_3(\vec{r}, \Delta t) + B_1(\vec{r}, \Delta t) - 2B_2(\vec{r}, \Delta t)} \right] \quad (2)$$

\* 国家自然科学基金资助项目(批准号为 69378020)。

位相分布  $\Delta\phi(\vec{r}, \Delta t)$  与两次曝光之间表面运动的位移矢量  $\vec{d}(\vec{r}, \Delta t)$  由灵敏度矢量  $\vec{K}(\vec{r}, \Delta t)$  联系<sup>[9]</sup>

$$\Delta\phi(\vec{r}, \Delta t) = \vec{d}(\vec{r}, \Delta t) \cdot \vec{K}(\vec{r}, \Delta t) \quad (3)$$

物体在点  $(x, y)$  沿灵敏度矢量方向的位移由下式给出<sup>[9]</sup>

$$d(\vec{r}, \Delta t) = \frac{\Delta\phi(\vec{r}, \Delta t)\lambda}{4\pi\cos(\alpha/2)} \quad (4)$$

其中  $\lambda$  是照明波长,  $\alpha$  是照明波方向与观察方向的夹角。所测量的位移是面内(沿物体表面)和离面(垂直物体表面)位移的组合。根据(4)式就可以获得重建的动态位移场分布  $d(\vec{r}, \Delta t)$ 。

## 2 实验系统

本文建立的用于位移心动分析的脉冲双曝光 DSPI 实验系统如图 1 所示。光源采用声光调  $Q$ 、腔内倍频 Nd:YAG 脉冲激光器, 其波长  $\lambda = 0.53 \mu\text{m}$ , 脉宽为 250 ns。为了压缩线宽, 在激光腔内加了 F-P 标准具, 相干长度为 15 cm。输出激光在分光镜  $BS_1$  处分成物光和参光, 二者能量比大约为 9:1。物光经过反射镜  $M_4$  反射并扩束后照明物体(人体体表)。物体通过成像镜头  $L$  ( $f = 75 \text{ mm}$ ) 成像在 CCD 的光敏表面。成像透镜前的小孔光阑 AP 用来控制散斑尺寸。参光经反射镜  $M_3, M_5$  反射, 再经过扩束后与物光在分光镜  $BS_2$  处会合并一同在 CCD 的光敏表面形成干涉合成散斑场。在体表运动时通过同步控制触发激光进行双曝光, CCD 接收两幅干涉散斑图, 分别存储于图像处理卡不同的帧存体中。然后经过软件相减得到散斑相关条纹图。图像接收和处理系统由 PIH-703 CCD 摄像机 CA 5300 图像卡和 Super286 计算机组成。声光  $Q$  开关电源可使激光系统工作于准连续状态, 脉冲重复频率为 300 Hz。它也可以由外触发信号控制。在本实验中, 它接收到同步单元给出的信号后, 发出调  $Q$  光脉冲。关于同步控制单元的工作过程的详细讨论可参阅文献[7]。

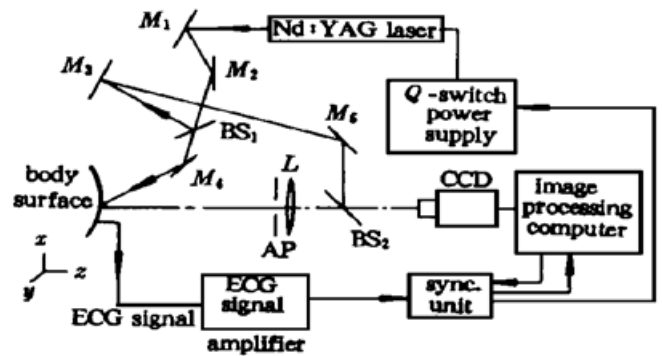


图 1 用于心动位移分析的双曝光 DSPI 系统  
Fig. 1 Double-pulsed DSPI system for cardiac movement analysis

合成散斑场。在体表运动时通过同步控制触发激光进行双曝光, CCD 接收两幅干涉散斑图, 分别存储于图像处理卡不同的帧存体中。然后经过软件相减得到散斑相关条纹图。图像接收和处理系统由 PIH-703 CCD 摄像机 CA 5300 图像卡和 Super286 计算机组成。声光  $Q$  开关电源可使激光系统工作于准连续状态, 脉冲重复频率为 300 Hz。它也可以由外触发信号控制。在本实验中, 它接收到同步单元给出的信号后, 发出调  $Q$  光脉冲。关于同步控制单元的工作过程的详细讨论可参阅文献[7]。

## 3 空-时离面位移心动数据的记录过程

用三电极方法引出心电信号(ECG), 经前置放大和比较器提取出  $R$  波信号, 并将其输入同步控制单元作为运动标志信号。由示波器可以观察到, 心动周期(两次  $R$  波出现的时间) 大约为 1 s。将时间轴的原点 ( $t = 0$ ) 设置在 ECG 信号的  $R$  波处。从第一个  $R$  波信号开始, 每间隔 100 ms, 记录双曝光时间间隔  $\Delta t$  为 1 ms 的两幅散斑图。即第一次  $R$  波信号到来时立即采集两幅散斑图, 第二次则在距  $R$  波信号到来之后 100 ms 时进行采集。如此重复进行 10 次采集。这样便可以在整个心动周期过程中记录下胸壁体表运动产生的动态散斑场, 进而通过相减获得反映瞬时动态位移分布的散斑相关条纹图。

在动态散斑场的记录过程中用直径大约为 4 cm 的光斑照明被测者的心前区胸壁体表。为了使体表散射均匀, 我们在被测部位涂上一层薄的白色水彩。

## 4 实验结果

反映瞬时动态位移分布的生物散斑相关条纹图如图 2 (a) ~ (d) 所示, 其中延迟时间分别为  $t = 100, 300, 600, 700\text{ms}$ , 双曝光间隔  $\Delta t = 1\text{ms}$ 。图 3 (a) ~ (d) 表示通过条纹自动分析获得

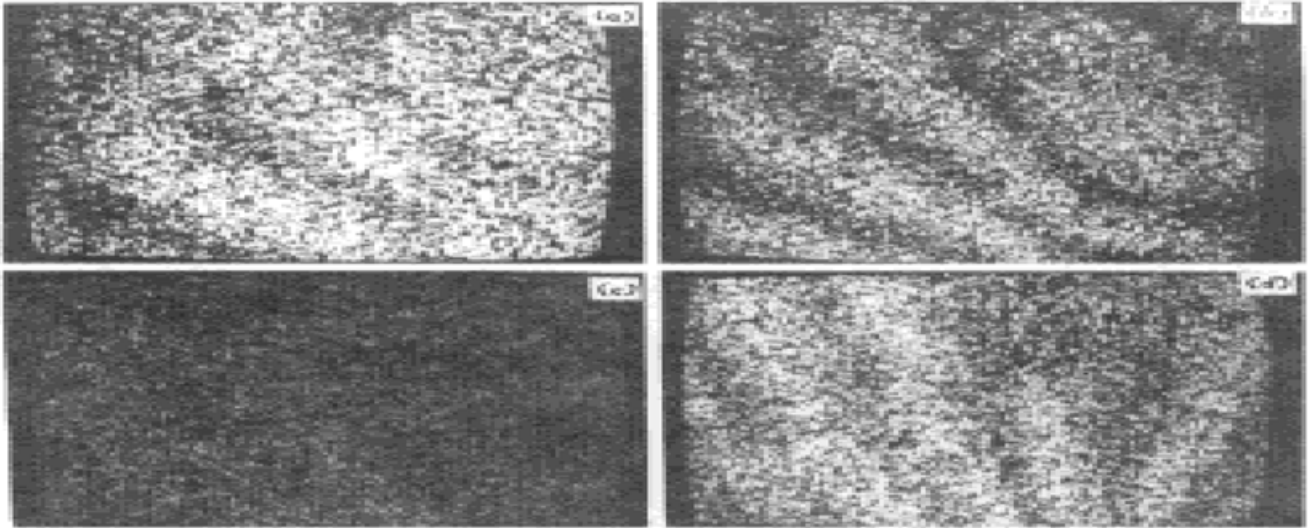


图 2 反映心动位移的散斑相关条纹

Fig. 2 Speckle-correlation fringe patterns reflecting cardiac movement

(a)  $t = 100\text{ ms}$ ,  $\Delta t = 1\text{ ms}$ ; (b)  $t = 300\text{ ms}$ ,  $\Delta t = 1\text{ ms}$ ; (c)  $t = 600\text{ ms}$ ,  $\Delta t = 1\text{ ms}$ ; (d)  $t = 700\text{ ms}$ ,  $\Delta t = 1\text{ ms}$

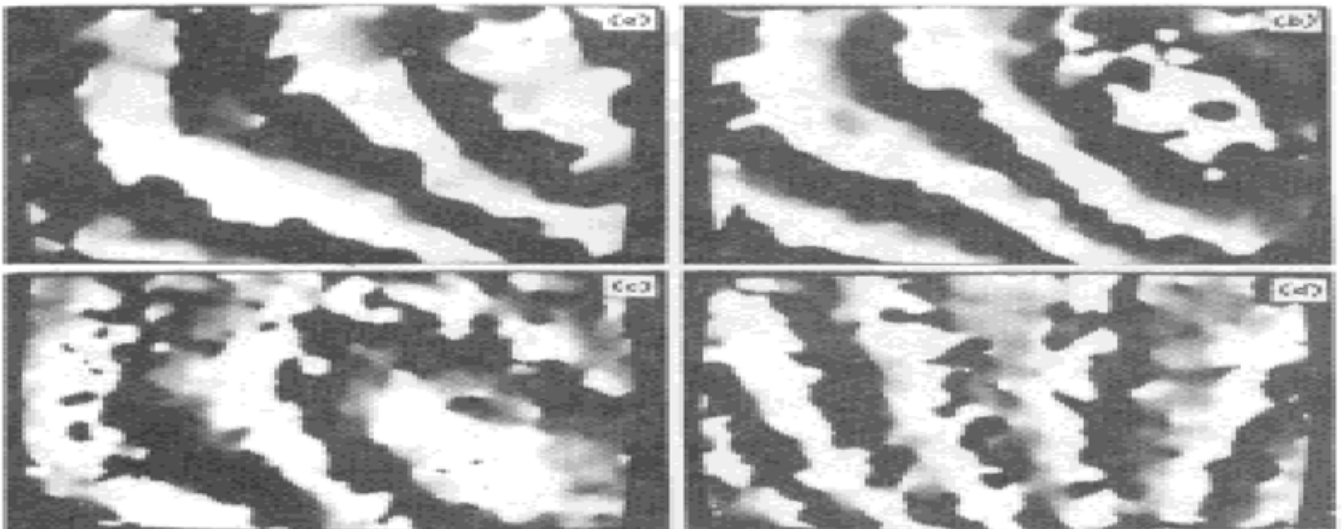


图 3 相应于图 2 的位相图

Fig. 3 Wrapped phase maps of Fig. 2

的分别相应于图 2 (a) ~ (d) 的位相分布。根据(4)式重建的离面位移心动图分别由图 4 (a) ~ (d) 表示, 它们分别相应于图 3 (a) ~ (d) 的重建心动图。其中  $z$  坐标表示胸壁体表沿灵敏度矢量方向的位移分布,  $x, y$  坐标表示空间位置。 $x-y$  面内的投影曲线表示三维心动图的等高线。由图 3 可以直观地看出在心动时间历程中的动态位移条纹图模式的变化情况, 并且可以定量地得到胸壁体表沿灵敏度矢量方向的空时位移分布, 即重建的光学心动图(如图 4 所示)。此外, 人体其它运动因素(如皮肤表层血液流动)对心动位移的测量结果会产生一定影响。尽管这种影响很微小但却很复杂。

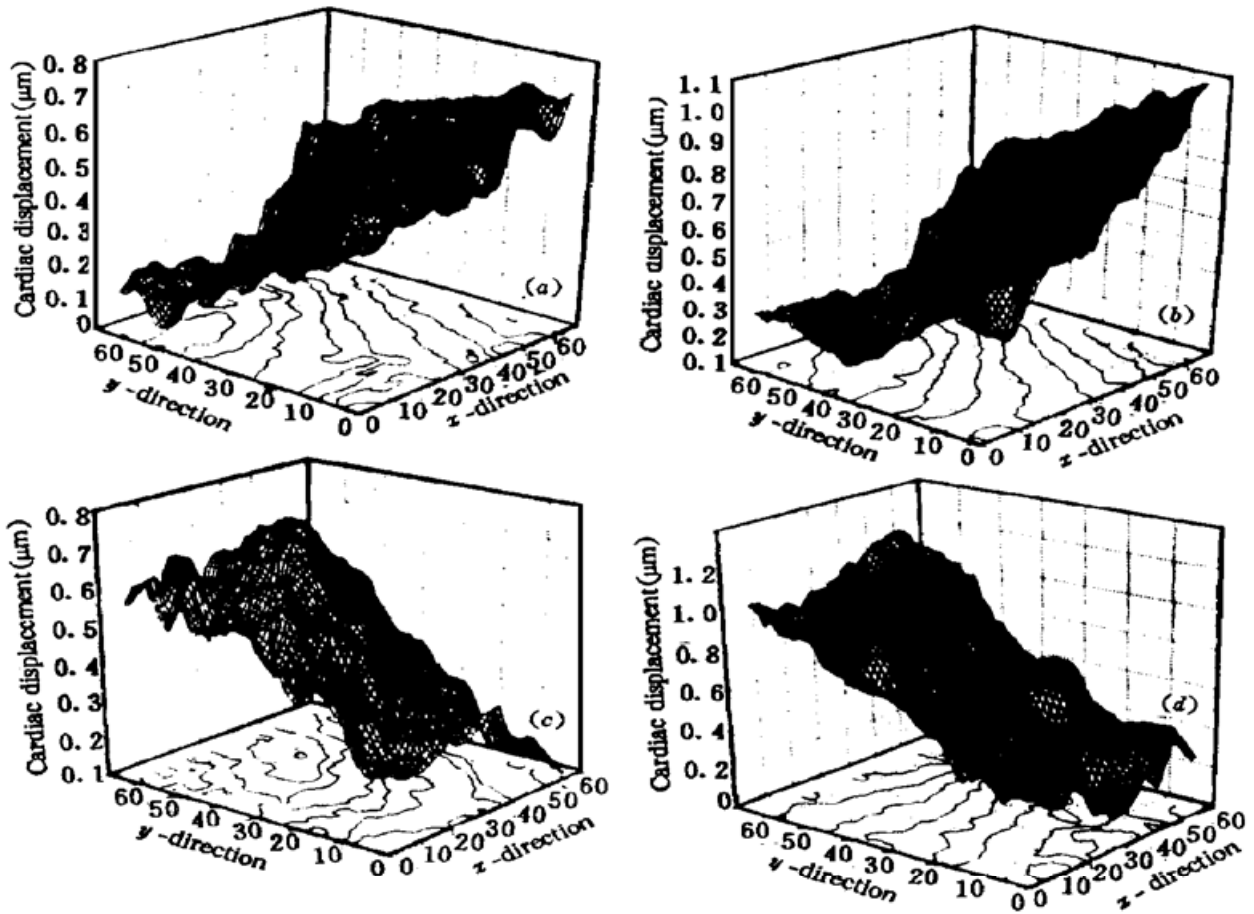


图 4 相应于图 3 重建的光学心动图

Fig. 4 Reconstructed optical cardiograms of Fig. 3

### 5 结 论

利用 ECG 的 R 波可以将心动周期划分成各个心动阶段。根据这种划分就可以利用脉冲 DSPI 获取并记录心脏周期活动各阶段在人体胸壁体表传输的动态性能。本文建立了能够提取心动周期时间历程中百微秒时间间隔心动离面位移分布信息的脉冲 DSPI 实验系统, 获得了心动周期内不同时刻人体体表运动产生的生物散斑相关条纹图并定量地获得了以高精度重建的空-时光学心动图。

基于脉冲 DSPI 的光学心动术用 CCD 探测器阵列代替了全息干版或照相底片, 从而避免了底片化学处理的中间过程。这对于临床应用具有重要意义。在脉冲 DSPI 系统中利用计算机辅助图像处理技术可以准实时并定量重建出光学心动图。

由于心动条纹图的房室机械运动非常敏感, 因此房室的微小运动会使条纹图局部模式发生改变。根据这种局部模式的改变就有可能对心动正常和异常的条纹图进行特征选择和分类, 为心动诊断提供依据。

致谢 感谢高 志博士、薛 彬博士在脉冲激光器调整过程中给予的帮助。

### 参 考 文 献

1 A. Periasamy, M. Singh, B. M. Sivaram. Detection of human activity at apexregion by laser speckle. *Current Science*, 1981, 50(7) : 302~ 304

- 2 A. Periasamy, M. Singh. Reconstruction of cardiac displacement patterns on the chest wall by laser speckle interferometry. *IEEE Trans. BME*, 1985, **4**(1) : 52~ 58
- 3 M. Singh, G. Ramachandran. Reconstruction of sequential cardiac in-plane displacement patterns on the chest wall by laser speckle interferometry. *IEEE Trans. BME*, 1991, **38**(5) : 483~ 489
- 4 G. Brown, L. H. Boxler, P. K. C. Chun *et al.*. Study of human cardiac cycle using holographic interferometry. *SPIE*, 1990, **1396** : 164~ 173
- 5 G. Pedrini, B. Pfister, H. Tiziani. Double pluse electronic speckle interferometry. *J. Mod. Opt.*, 1993, **40**(1) : 89~ 96
- 6 彭 翔,姚建铨. 一种新的多波长数字散斑干涉技术. 光学学报, 1994, **14**(7) : 758~ 761
- 7 彭 翔,朱绍明,高 志 等. 双脉冲数字散斑干涉技术的实验研究. 中国激光, 已录用
- 8 X. Peng, S. M Zhu, Z. Gao. An automatic demodulation technique for a non-linear carrier fringe pattern. *Optik*, 1995, **100**(1) : 11~ 14
- 9 P. K. Rastogi. Holographic Interferometry. Berlin: Springer-Verlag, 1994, 110~ 111 : 165~ 168, 156~ 159

## The Measurement of Cardiac Displacement Using DSPI

Peng Xiang Zhu Shaoming

(Institute of Precision Instrumentation & Optoelectronics Engineering, Tianjin University, Tianjin 300072)

**Abstract** We present a DSPI-based technique for measuring cardiac displacement. Body surface illuminated by a coherent laser will diffuse light and generate dynamic speckle field in the space. By using correlation fringe pattern produced from double-exposure speckle patterns we can record temporal-spatial displacement distribution in the cardiac cycle with double-pulsed digital speckle pattern interferometry. Furthermore, it can also be possible to obtain reconstructed optical cardiogram with high accuracy through the technique of automatic fringe analysis.

**Key words** pulsed double-exposure, digital speckle interferometry, optical cardiogram