

文章编号 1004-924X(2018)04-0778-10

基于三维傅里叶变换的胸腹表面测量

孟晓亮, 于晓洋*, 吴海滨, 樊 琪, 孙晓明

(哈尔滨理工大学 测控技术与仪器黑龙江省高校重点实验室, 黑龙江 哈尔滨 150080)

摘要: 鉴于人体胸腹表面三维运动测量在精确放疗等医学领域中的重要应用背景, 提出一种三维傅里叶条纹分析与三频时间相位展开相结合的三维傅里叶变换胸腹表面测量方法。投射一幅不同频率三原色余弦条纹组成的图案, 每采集一幅图像就能实现相应时刻胸腹表面的三维形状测量; 将动态条纹图像序列作为一个三维序列整体, 通过三维傅里叶变换并结合三维高斯滤波器提取折叠相位。无干扰时其均方根误差不超过 0.005 rad, 峰谷值误差不超过 0.015 rad, 其抗干扰能力高于二维傅里叶条纹分析和其他胸腹表面三维傅里叶条纹分析方法; 通过三频时间相位展开方法进行折叠相位展开, 在限定条件下绝对相位的误差不超过折叠相位的误差。理论分析和实验结果表明, 本文方法能实现人体胸腹表面的三维动态测量。

关键词: 三维傅里叶变换; 折叠相位; 高斯滤波器; 时间相位展开; 胸腹表面

中图分类号: TH741 **文献标识码:** A **doi:** 10.3788/OPE.20182604.0778

Measurement of thoraco-abdominal surface using 3D Fourier transform

MENG Xiao-liang, YU Xiao-yang*, WU Hai-bin, FAN Qi, SUN Xiao-ming

(The Higher Educational Key Laboratory for Measuring & Control Technology and Instrumentations of Heilongjiang Province, Harbin University of Science and Technology, Harbin 150080, China)

* Corresponding author, E-mail: yuxiaoyang@hrbust.edu.cn

Abstract: This paper proposes a 3D Fourier transform measurement method for thoraco-abdominal surface. It has important applications in the 3D measurement of the motion of human thoraco-abdominal surface for accurate radiotherapy in the medical field. The method combines 3D Fourier fringe analysis (3D-FFA) with triple-frequency temporal phase unwrapping. It uses three primary colors that include three cosine fringe patterns with different frequencies to generate a composite pattern, and can achieve the corresponding 3D measurement of the thoracic and abdominal surface by capturing one image. Taking the dynamic fringe pattern sequence as a 3D volume, the wrapped phase can be extracted using 3D Fourier transform combined with a 3D Gaussian filter. The proposed method shows a root mean square (RMS) error less than 0.005 rad for the wrapped phase without interference, a peak-valley (PV) value error less than 0.015 rad, and an anti-interference ability higher than that of the 2D Fourier fringe analysis (2D-FFA) method and other thoracic and abdominal surface 3D-FFA methods.

收稿日期: 2017-08-21; 修订日期: 2017-09-14.

基金项目: 国家自然科学基金资助项目 (No. 61571168, No. 61671190)

A new triple-frequency temporal phase unwrapping method is used for unwrapping the wrapped phase, and shows an absolute phase error less than the wrapped phase error under limited conditions. Theoretical analysis and experimental results show that the proposed method can achieve 3D dynamic measurement of human thoraco-abdominal surface.

Key words: 3D Fourier transform; wrapped phase; Gaussian filter; temporal phase unwrapping; thoraco-abdominal surface

1 引言

人体胸腹表面的三维运动测量^[1]在医学分析领域具有重要的应用前景,如通过胸腹表面呼吸运动来推断肿瘤运动^[2]、为精确放疗提供依据^[3]等。目前,人体胸腹表面的三维动态测量以非接触、无损的动态三维测量最为合适,因此,光学测量方法^[4-7]被公认为是最具实用性和发展潜力的解决方案。其中,傅里叶变换轮廓术^[8]只需要一幅变形条纹图像就能得到被测物体表面的高度信息,最适合用于平坦光滑、运动缓慢且幅度较小的人体胸腹表面这类简单表面的动态测量。但由于存在环境、被测物、测量系统等的干扰^[9-11]以及频谱泄露与混叠等问题,折叠相位提取与相位展开会产生误差,进而引起三维测量误差,如何减小折叠相位提取误差和相位展开误差是傅里叶变换轮廓术需要解决的主要问题之一。

一维傅里叶条纹分析(1D-FFA)方法^[12]通过选择合适的频域滤波器^[13-15],将有用信号频率成分沿一维方向分离出来,但无法滤除混叠在有用信号频率成分中的其他维干扰信号。利用条纹图像的二维性质,将傅里叶条纹分析方法从一维扩展到二维后,二维傅里叶条纹分析(2D-FFA)方法^[16]能够将1D-FFA方法中分离出的信号在第二维方向上进一步分离,从而滤除混叠在有用信号中的第二维干扰信号频率成分,能显著提高傅里叶变换轮廓术的准确度。同时,学者们还提出多种方法来减少频谱泄露和干扰信号等的影响,主要包括小波变换轮廓术^[17]、加窗傅里叶变换^[18]、离散余弦变换^[19]、希尔伯特变换^[20]等,但这些方法均局限于处理一维或二维的问题。

近年来,有研究人员将空间图像与时间序列相结合作为一个整体,通过增加时间维将2D-FFA方法扩展为三维傅里叶条纹分析(3D-FFA)方法^[21-23]。总结起来有两种方法:一种是将三维

傅里叶变换与三维长方体滤波器相结合(3D-FFA-C)实现了悬臂梁表面的三维动态测量^[21];另一种是将三维傅里叶变换与三维巴特沃斯滤波器相结合(3D-FFA-B),分别实现了人体胸腹表面呼吸运动和盘子破碎过程的测量^[22-23]。然而,前者采用长方体滤波器,存在截断和泄露误差大等问题;后者采用空间途径进行相位展开,存在算法复杂、误差累积、不可靠等问题。本文提出了三维傅里叶变换与三维高斯滤波器相结合(3D-FFA-G)的3D-FFA方法,以提高折叠相位提取的准确性;同时还提出一种三频时间相位展开方法,以更加可靠地展开折叠相位,形成一种三维傅里叶变换胸腹表面测量方法,并通过实验对该方法进行了验证。

2 3D-FFA-G 折叠相位提取方法

2.1 折叠相位提取

条纹图像序列强度 $i(x, y, t)$ 如下:

$$i(x, y, t) = a(x, y, t) + b(x, y, t) \cos[2\pi(f_{x0}x + f_{y0}y + f_{t0}t) + \varphi(x, y, t)], \quad (1)$$

其中: $a(x, y, t)$ 为背景光强, $b(x, y, t)$ 为条纹调制度, x 和 y 分别为条纹图像行和列坐标, t 表示某时刻的图像, f_{x0} , f_{y0} 和 f_{t0} 分别为 x , y 和 t 方向上的载波频率, $\varphi(x, y, t)$ 为相位分布函数。式(1)可进一步表达为:

$$i(x, y, t) = a(x, y, t) + c(x, y, t) \exp[j2\pi(f_{x0}x + f_{y0}y + f_{t0}t)] + c^*(x, y, t) \exp[-j2\pi \cdot (f_{x0}x + f_{y0}y + f_{t0}t)], \quad (2)$$

其中:

$$c(x, y, t) = \frac{1}{2}b(x, y, t) \exp[j\varphi(x, y, t)], \quad (3)$$

$$c^*(x, y, t) = \frac{1}{2}b(x, y, t) \exp[-j\varphi(x, y, t)]. \quad (4)$$

针对式(2)进行三维傅里叶变换,可得:

$$I(f_x, f_y, f_t) = A(f_x, f_y, f_t) + C(f_x - f_{x0}, f_y -$$

$$f_{y0}, f_t - f_{t0}) + C^*(f_x + f_{x0}, f_y + f_{y0}, f_t + f_{t0}), \quad (5)$$

其中: f_x, f_y 和 f_t 分别为 x, y 和 t 方向的频域变量, $A(f_x, f_y, f_t)$ 为背景光强的频谱, $C(f_x - f_{x0}, f_y - f_{y0}, f_t - f_{t0})$ 和 $C^*(f_x + f_{x0}, f_y + f_{y0}, f_t + f_{t0})$ 为变形条纹的频谱。

采用滤波器将 $C(f_x - f_{x0}, f_y - f_{y0}, f_t - f_{t0})$ 的正一级频谱分离出来并平移至频域原点, 得到 $C(f_x, f_y, f_t)$, 然后进行三维傅里叶逆变换, 可得到相位分布函数 $\varphi(x, y, t)$, 即折叠相位如下:

$$\varphi(x, y, t) = \arctan \frac{\text{Im}\{c(x, y, t)\}}{\text{Re}\{c(x, y, t)\}}, \quad (6)$$

其中 $\text{Im}\{c(x, y, t)\}$ 和 $\text{Re}\{c(x, y, t)\}$ 分别为 $c(x, y, t)$ 的虚部和实部。

2.2 三维频域滤波

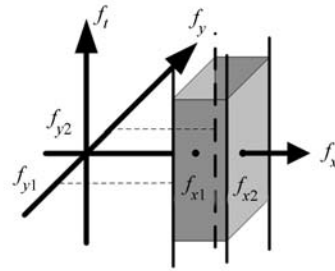
由于环境、被测物、测量系统本身等均存在干扰, 而且信号截断导致频谱泄露等因素, 因此折叠相位出现误差, 进而引起三维测量误差。为此, 采用式(7)三维高斯滤波器对条纹图像序列进行频域滤波: 一是提取出条纹图像序列的正一级频谱, 二是尽可能滤除干扰。

$$H(f_x, f_y, f_t) = e^{-\left[\frac{(f_x - f_{0x})^2}{2\sigma_x^2} + \frac{(f_y - f_{0y})^2}{2\sigma_y^2} + \frac{(f_t - f_{0t})^2}{2\sigma_t^2}\right]}, \quad (7)$$

其中: f_{0x}, f_{0y} 和 f_{0t} 分别为 x, y 和 t 方向的中心频率, σ_x, σ_y 和 σ_t 分别为三个方向的滤波器宽度。相比之下, 高斯滤波器本身具有振铃效应小、消除频谱泄露效果好的优点; 而且针对特定人体胸腹表面, 通过实验确定滤波器的中心频率及其滤波器宽度, 使之具有良好的适应性和滤波效果。

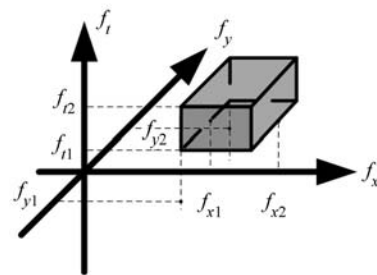
本文因采用 3D-FFA 方法进行三维频域滤波, 从原理上比 2D-FFA 方法具有更强的抗干扰能力, 下面以三维冲击干扰为例进行分析。冲击干扰 $\delta(x, y, t)$ 的三维傅里叶变换频谱幅值为 1, 其频谱定义域涵盖整个三维频域空间。

2D-FFA 方法在二维频域沿 f_x 和 f_y 方向采用二维高斯滤波器进行滤波, 其 f_x 方向的截止频率为 $f_{x1} = f_{0x} - \sigma_x/2$ 和 $f_{x2} = f_{0x} + \sigma_x/2$, f_y 方向的截止频率为 $f_{y1} = f_{0y} - \sigma_y/2$ 和 $f_{y2} = f_{0y} + \sigma_y/2$ 。干扰信号在三维频域中低于 f_{x1} 和高于 f_{y2} 的频率成分被滤除, 低于 f_{y1} 和高于 f_{y2} 的频率成分被滤除, 其频谱定义域为图 1(a) 所示的由区间 $[f_{x1}, f_{x2}]$ 和 $[f_{y1}, f_{y2}]$ 两者交集形成的无限长区域。该区域内的干扰信号频率成分仍然存在, 但



(a) 2D-FFA 方法频域滤波示意图

(a) Schematic diagram of frequency domain filtering using 2D-FFA method



(b) 3D-FFA 方法频域滤波示意图

(b) Schematic diagram of frequency domain filtering using 3D-FFA method

图 1 两种方法频域滤波示意图

Fig. 1 Schematic diagram of frequency domain filtering using two methods

二维频域滤波后显著减少了干扰信号的频率成分。

3D-FFA 方法在三维频域内沿 f_x, f_y 和 f_t 方向采用三维高斯滤波器进行滤波, 其 f_t 方向的截止频率为 $f_{t1} = f_{0t} - \sigma_t/2$ 和 $f_{t2} = f_{0t} + \sigma_t/2$, 干扰信号中低于 f_{t1} 和高于 f_{t2} 的频率成分进一步被滤除, 其频谱定义域为图 1(b) 所示的由区间 $[f_{x1}, f_{x2}]$ 、 $[f_{y1}, f_{y2}]$ 和 $[f_{t1}, f_{t2}]$ 三者交集形成的长方体区域, 可见进一步减少了干扰信号的频率成分。

上述理论分析表明, 3D-FFA 方法的抗干扰能力明显高于 2D-FFA 方法。

3 三频时间相位展开方法

折叠相位展开包括空间和时间两种途径, 前者仅需一幅图像即可实现, 但依赖于展开路径并

存在边界和噪声问题;后者不存在边界和噪声问题,而且展开简单并能测量不连续表面,但需要多幅图像。因此,本文提出一种三频时间相位展开方法,下面以双频时间相位展开为例进行原理阐述。图 2 所示为余弦光信号 S1 和 S2 的折叠相位曲线及两者的相互位置关系,实线为余弦光信号 S1 的折叠相位,其周期为 ζ_{10} 、周期级数为 λ_1 、折叠相位为 φ'_{S1} , $\varphi'_{S1} \in [0, \zeta_{10})$;点划线为余弦光信号 S2 的折叠相位,其周期为 ζ_{20} 、周期级数为 λ_2 、折叠相位为 φ'_{S2} , $\varphi'_{S2} \in [0, \zeta_{20})$;纵轴坐标为折叠相位 φ'_{S1} 和 φ'_{S2} ,横轴坐标为绝对相位 ψ_0 。

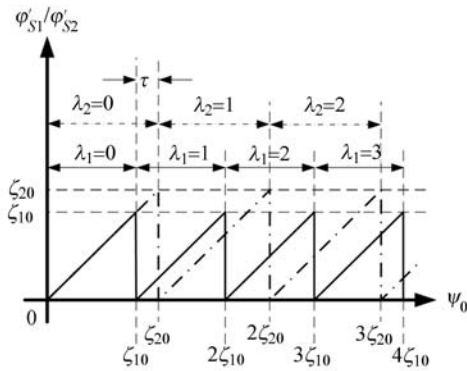


图 2 双频余弦光的折叠相位曲线及其位置关系
Fig. 2 Wrapped phase curve and its position relation of dual-frequency cosine light

根据图中折叠相位与绝对相位的几何关系,可以分别根据 φ'_{S1} 和 φ'_{S2} 得到绝对相位为:

$$\psi_0 = \lambda_1 \cdot \zeta_{10} + \varphi'_{S1}, \psi_0 = \lambda_2 \cdot \zeta_{20} + \varphi'_{S2}. \quad (8)$$

令 $\zeta_{10} < \zeta_{20}$, 则 $\tau = \zeta_{20} - \zeta_{10} > 0$, 将式(8)中两个等式的左右两侧同时乘 $1/\tau$, 有:

$$(\psi_0/\tau) = \lambda_1 \cdot (\zeta_{10}/\tau) + \varphi'_{S1}/\tau, \quad (9)$$

$$(\psi_0/\tau) = \lambda_2 \cdot (\zeta_{20}/\tau) + \varphi'_{S2}/\tau. \quad (10)$$

令式中 $\psi = \psi_0/\tau$, $\zeta_1 = \zeta_{10}/\tau$, $\zeta_2 = \zeta_{20}/\tau$, $\varphi_1 = \varphi'_{S1}/\tau$, $\varphi_2 = \varphi'_{S2}/\tau$ 。适当选择 τ 值,使 $\zeta_2 = \zeta_1 + 1$, 则 $\varphi_1 \in [0, \zeta_2 - 1)$, $\varphi_2 \in [0, \zeta_2)$, 且 ζ_1 和 ζ_2 互为质数。则有:

$$\psi = \lambda_1 \cdot \zeta_1 + \varphi_1, \psi = \lambda_2 \cdot \zeta_2 + \varphi_2. \quad (11)$$

根据图中 λ_1 与 φ_1 、 λ_2 与 φ_2 之间沿横轴的关系,可以得到:

$$\lambda_1 = [\text{round}(\varphi_1 - \varphi_2)] \bmod(\zeta_2), \quad (12)$$

$$\lambda_2 = [\text{round}(\varphi_1 - \varphi_2)] \bmod(\zeta_1), \quad (13)$$

其中 $\text{round}()$ 为四舍五入取整。式(12)和式(13)即为由 φ_1 和 φ_2 求取 λ_1 和 λ_2 的数学模型。实际测量时,该模型中的 φ_1 和 φ_2 存在测量误差 $\Delta\varphi_1$

和 $\Delta\varphi_2$, 如果 $|\Delta\varphi_1 - \Delta\varphi_2| < 0.5$, 则 λ_1 不存在误差,根据式(8)的绝对相位误差 $\Delta\psi_0$ 为 $\Delta\varphi_1$, 或者同理为 $\Delta\varphi_2$ 。

本文的三频时间相位展开方法采用三个不同频率的余弦光信号 S1, S2 和 S3, 按双频时间相位展开方法得到两个合成虚拟条纹 S1S2 和 S2S3 的绝对相位, 然后作为折叠相位, 采用同样的方法对这两个合成虚拟条纹进行相位展开, 得到最后的绝对相位。

通过格雷码和外差^[24]进行时间相位展开是目前最具代表性的两种方法, 前者需要多幅格雷码图像, 难以达到动态测量要求, 后者需要根据 $(\varphi_1 - \varphi_2)$ 的正负形成两个不同的计算公式, 存在计算复杂和误差导致误判的问题。本文的相位展开方法则不存在上述问题, 绝对相位误差在限定条件下不超过折叠相位误差。

4 实验与讨论

4.1 平面折叠相位提取仿真实验

采用余弦光图像序列模拟平面运动进行仿真实验。余弦光图像大小取 $768 \text{ pixel} \times 768 \text{ pixel}$ 、周期 p 取 36 pixel, 其相位随时刻 t 间距移动 $\pi/10$, 时间维方向周期取 20, 取 100 个时刻的余弦光图像表达如下:

$$i(x, y, t) = 128 + 75 \times \cos[2\pi x/p + \pi(t-1)/10], \quad (14)$$

则时间维方向一个周期的余弦光图像序列如图 3 所示。

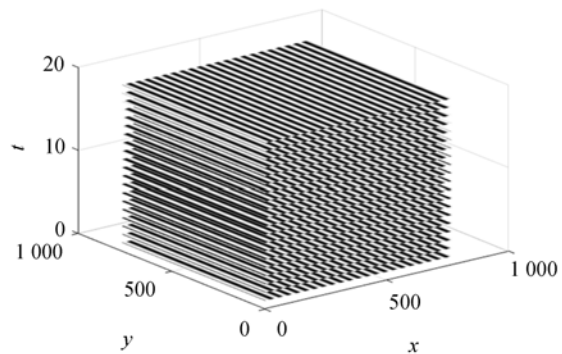


图 3 一个周期的余弦光图像序列
Fig. 3 Cosine light image sequence of one period

为验证 3D-FFA-G 方法并将其折叠相位提取误差与 3D-FFA-B 方法、3D-FFA-C 方法和二

维傅里叶变换结合二维高斯滤波器(2D-FFA-G)方法进行对比,分别采用这 4 种方法提取条纹图像序列的折叠相位,然后与折叠相位真值相减得到 4 种方法的折叠相位提取误差,表 1 给出了图像序列中第 6 帧图像的折叠相位提取误差。

由表 1 可知,采用长方体滤波器的 3D-FFA-C 方法的误差明显大于其他 3 种方法;采用高斯滤波器的 3D-FFA-G 方法和 2D-FFA-G 方法的误差近似相等且小于采用巴特沃斯滤波器的 3D-FFA-B 方法。

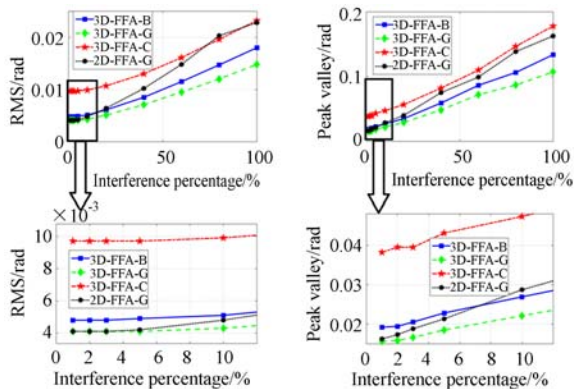
表 1 条纹图像的折叠相位提取误差

Tab.1 Wrapped phase extraction error of fringe pattern

方法	均方根/rad	峰谷值/rad
3D-FFA-G	0.004 1	0.015 0
3D-FFA-B	0.004 8	0.018 3
3D-FFA-C	0.009 7	0.037 2
2D-FFA-G	0.004 1	0.015 4

由于上述仿真实验是在无干扰环境下进行的,而实际测量环境难免存在干扰,因此需要比较各种方法的抗干扰能力。鉴于实际测量中主要干扰信号呈现为随机干扰的形式,所以在前述余弦光图像序列中加入如下随机干扰信号:

$$\gamma = 75 \times N_p \times [2 \times \text{rand}(768, 768, 100) - 1], \quad (15)$$



(a) 不同干扰百分比的均方根误差比较
(b) 不同干扰百分比的峰谷值误差比较
(a) RMS errors with different interference percentage
(b) PV errors with different interference percentage

图 4 干扰百分比与四种方法折叠相位提取误差的关系
Fig. 4 Relation between interference percentage and wrapped phase extraction error of four methods

其中: $\text{rand}()$ 为生成 $[0, 1]$ 内的随机数函数, N_p 为干扰信号幅值与余弦光调制度 75 比值的百分比。

当干扰百分比分别为 1%, 2%, 3%, 5%, 10%, 20%, 40%, 60%, 80% 和 100% 时, 分别采用 4 种方法获得图像序列的折叠相位及其误差, 其中第 6 帧图像的折叠相位误差及局部放大图如图 4 所示。折叠相位的均方根误差和峰谷值误差都随干扰的增大而增大; 不过, 3D-FFA-G 方法的误差明显小于其他三种方法, 且干扰越大差别越明显; 3D-FFA-G 方法的抗干扰能力优于 2D-FFA-G 方法; 在干扰小于 10% 时, 四种方法的误差本身变化较小, 当干扰超过 10% 后随干扰的增加而近似线性增加。相比之下, 3D-FFA-G 方法准确度最高、抗干扰能力最强。

4.2 半球曲面测量仿真实验

为验证本文的 3D-FFA 方法, 并与其他 3D-FFA 方法进行对比, 采用半径逐渐变大的半球进行仿真实验, 半球曲面公式如下:

$$z(x, y, t) = \sqrt{r^2(t) - [(X(x, y) - 384)^2 + (Y(x, y) - 384)^2]}, \quad (16)$$

其中, $X(x, y)$ 和 $Y(x, y)$ 的范围为 $[1, 768]$, 半球半径随时间变化的公式为 $r(t) = 200 + 0.4t$, t 为整数, 且 $t \in [1, 100]$ 。

在逐渐增大的半球曲面上投射条纹图案, 然后将 100 个时刻的条纹图像作为一个三维序列整体, 分别采用基于 3D-FFA-C、3D-FFA-B 和 3D-FFA-G 的方法获得图像序列的折叠相位, 再根据仿真参数^[22]进行相位展开和高度计算, 得到半球的三维重构图像序列。其中, 三个典型时刻的三维重构图像如图 5 所示, 可见这三种方法都能重构出被测半球曲面, 但视觉上难以区分重构结果的优劣。

为定量比较三种方法的测量效果, 使用平面截取图 5 所示半球的球冠曲面, 将每个重构球冠曲面与标准球冠曲面相减得到测量误差, 如图 6 所示。可见, 基于 3D-FFA-G 的方法得到的球冠曲面的均方根误差和峰谷值误差显著小于基于 3D-FFA-C 的方法, 且明显小于基于 3D-FFA-B 的方法, 由此表明了本文方法的有效性和优势。

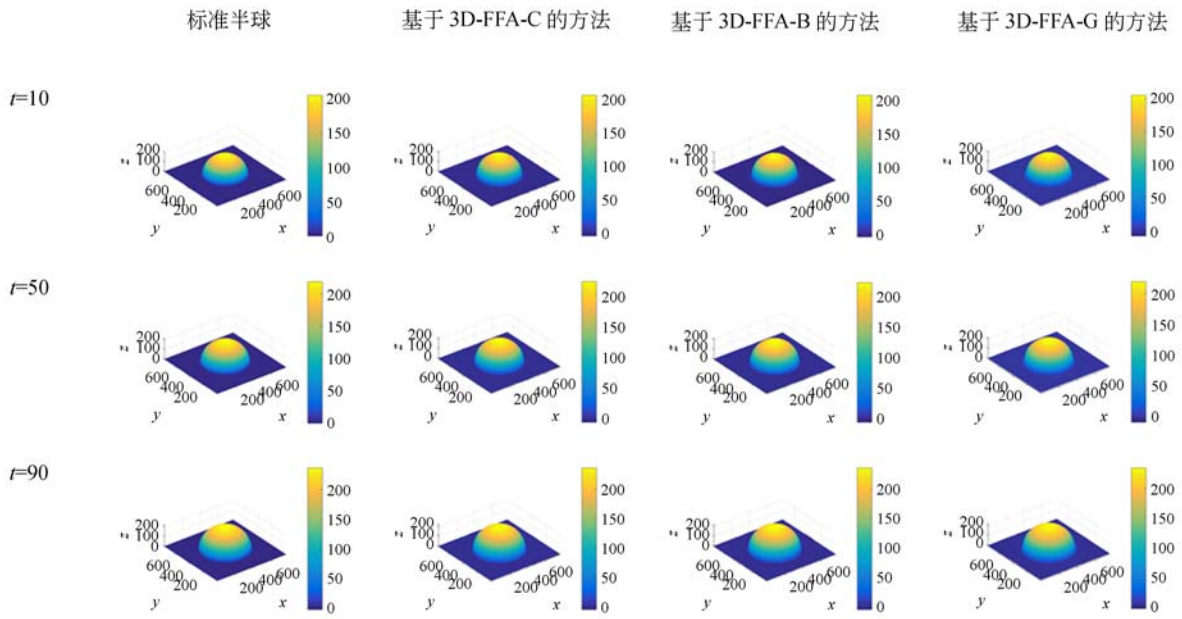


图 5 标准半球曲面以及不同方法的半球测量结果

Fig. 5 Standard hemisphere surface and hemisphere measurement results of different methods

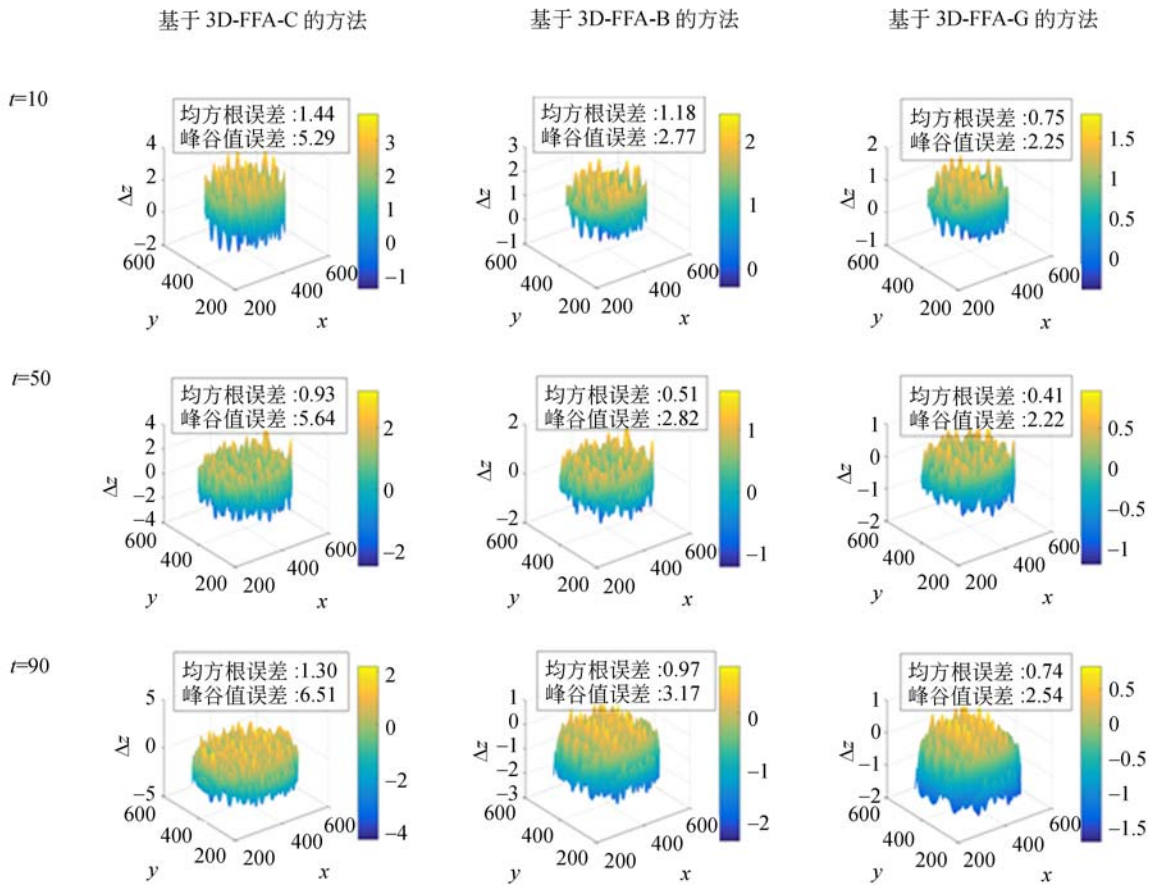


图 6 球冠部分不同方法的测量误差

Fig. 6 Measurement errors of spherical crown with different methods

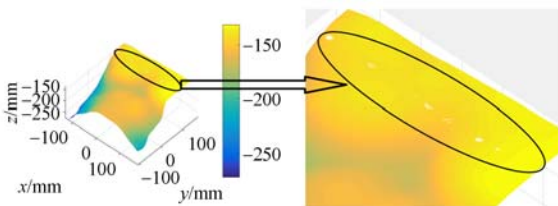
4.3 人体胸腹表面测量实验

根据本文方法建立了人体胸腹表面动态测量实验装置。其中,投影仪(InFocus IN82)利用RGB三原色在一幅分辨率为 $1\,024 \times 768$ 的彩色图案中形成三个频率的余弦光条纹并投射到胸腹表面,RGB三个余弦光周期分别为25,30和36 pixel,这样仅需投射一幅图像即可实现测量;3CCD工业相机(AT-200GE)以4 frame/s的帧频、 $1\,624 \times 1\,236$ 的分辨率采集彩色编码图像序列并送入计算机进行处理,图7所示为其中一帧人体胸腹表面的彩色编码图像;计算机采用戴尔Inspiron 7559笔记本电脑,软件采用MATLAB R2016,通过颜色分离与校正^[25]分离出三个频率的余弦光图像序列,并截取 $768\text{ pixel} \times 768\text{ pixel}$ 的胸腹表面区域。

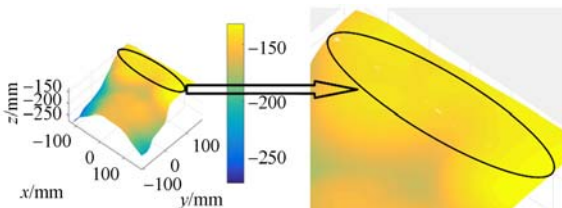


图7 被测人体胸腹表面

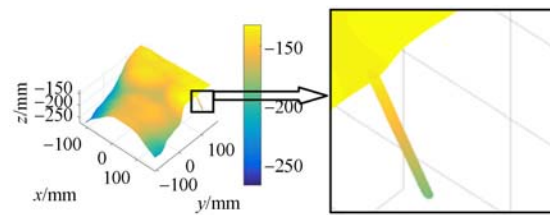
Fig. 7 Measured human thoraco-abdominal surface



(a) 基于3D-FFA-B方法的测量结果及其局部放大图
(a) Measurement result based on 3D-FFA-B method and its partial enlarged detail



(b) 本文方法测量结果及其局部放大图
(b) Measurement result of proposed method and its partial enlarged detail



(c) 外差法测量结果及其局部放大图

(c) Measurement result of heterodyne method and its partial enlarged detail

图8 人体胸腹表面测量结果

Fig. 8 Measurement results of human thoraco-abdominal surface

分别采用3D-FFA-B方法和3D-FFA-G方法得到胸腹表面图像序列的折叠相位并进行相位展开,再采用三角法^[26]得到重构的三维图像序列。图8所示为其中第6帧的三维重构图像,图8(a)为基于3D-FFA-B方法的测量结果,图8(b)为本文方法的测量结果,局部放大图中白色区域为粗大误差出现的位置。实验中根据人体胸腹表面高度及其呼吸运动范围将胸腹表面 z 轴的高度限定为 $[-270, -120]$,超出该范围则判定有粗大误差出现,并用白色表达粗大误差位置。可见,图8(b)中局部放大图的白色区域数量少、面积小,表明本文方法的测量结果优于3D-FFA-B方法。针对100个时刻的图像序列求取折叠相位,计算时间如表2所示,可见这两种方法的计算时间近似相等、效率基本相同,而且一幅图像的处理时间约为0.17 s。

表2 折叠相位计算时间

Tab. 2 Wrapped phase computation time

方法	尺寸	时间/s
3D-FFA-B	$768 \times 768 \times 100$	17.2
3D-FFA-G(本文方法)	$768 \times 768 \times 100$	16.6

为与外差法^[24]对比,采用3D-FFA-G方法得到折叠相位后,分别采用本文三频时间相位展开方法和外差法进行相位展开,再采用三角法获得重构的三维图像序列。仍然取其中第6帧的三维重构图像,如图8所示,图8(c)测量结果存在个别较大的误差点,而图8(b)测量结果则没有;不仅如此,本文相位展开方法的计算时间仅为外差法的一半左右,效率提高了约50%,由此表明本

文相位展开方法的测量效率更高。

图9给出了重构三维图像序列中三个典型时刻的胸腹表面三维图像。其中, $t=22$ 时刻为呼气结束或吸气开始阶段, $t=54$ 时刻为呼气或吸气过程的中间阶段, $t=89$ 时刻为呼气开始或吸气结束阶段。选取图9(c)中箭头所示的被测胸部表面上一点 K_1 和腹部表面上一点 K_2 ,根据它

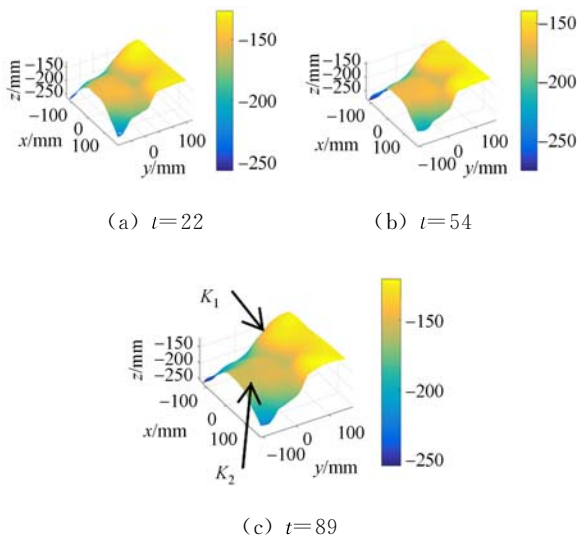


图9 不同时刻的胸腹表面测量结果

Fig. 9 Measurement results of thoraco-abdominal surface at different times

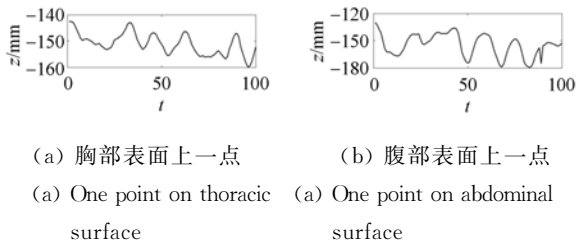


图10 胸腹表面上两点随时间的高度变化

Fig. 10 Height variation with time of two points on thoraco-abdominal surface

参考文献:

- [1] POVŠIČ K, JEZERŠEK M, MOŽINA J. Real-time 3D visualization of the thoraco-abdominal surface during breathing with body movement and deformation extraction [J]. *Physiological Measurement*, 2015, 36(7): 1497-1516.
- [2] FAYAD H, PAN T S, PRADIER O, et al.. Patient specific respiratory motion modeling using a 3D patient's external surface [J]. *Medical Physics*,

们在时间维100个时刻的高度得到如图10所示的高度变化曲线。图10直观地描述了这两点的呼吸运动,同理可得到胸腹表面任何一点的高度变化曲线,所以本文方法能实现人体胸腹表面点的三维动态测量。

5 结论

本文提出了一种人体胸腹表面三维动态测量方法。该方法向胸腹表面投射一幅包含三个频率余弦光图案的RGB彩色编码图案,将获取的胸腹表面图像序列作为一个整体进行颜色分离和三维傅里叶变换,通过三维高斯滤波器滤波后进行三维傅里叶逆变换获取折叠相位,形成准确度高和抗干扰能力强的3D-FFA-G方法;然后,将三个频率的余弦光两两组合进行双频时间相位展开得到两个合成虚拟余弦光,再针对两者进行同样相位展开获得绝对相位,形成一种高效率的三频时间相位展开方法。针对3D-FFA-G方法进行的理论分析和仿真实验结果表明,无干扰时其均方根误差不超过0.005 rad、峰谷值误差不超过0.015 rad,与2D-FFA方法误差近似相等;但当存在干扰时其抗干扰能力优于2D-FFA方法。针对动态变化半球曲面的仿真实验结果表明,本文方法的准确度优于基于3D-FFA-B和3D-FFA-C的方法。针对真实人体胸腹表面的实验结果表明,本文方法优于3D-FFA-B折叠相位提取方法和外差相位展开方法,能实现人体胸腹表面的三维动态测量。

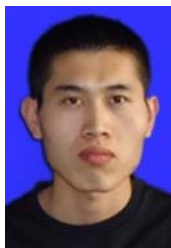
本文侧重于测量方法的研究和验证,后续工作重点在该方法的工程化上,一方面对测量与重构程序进行并行运算优化,进一步提高测量速度;另一方面优化滤波方法,进一步减小测量误差。

2012, 39(6): 3386-3395.

- [3] FASSI A, SCHAEERER J, FERNANDES M, et al.. Tumor tracking method based on a deformable 4D CT breathing motion model driven by an external surface surrogate [J]. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 2014, 88(1): 182-188.
- [4] SU X Y, ZHANG Q C. Dynamic 3-D shape measurement method: A review [J]. *Optics and Lasers in Engineering*, 2010, 48(2): 191-204.

- [5] SUN B, ZHU J G, YANG L H, *et al.*. Sensor for in-motion continuous 3D shape measurement based on dual line-scan cameras[J]. *Sensors*, 2016, 16(11): 1949.
- [6] 张旭, 李祥, 屠大维. 相位高度的显函数模型及其标定[J]. *光学 精密工程*, 2015, 23(8): 2384-2392.
ZHANG X, LI X, TU D W. Explicit phase height model and its calibration[J]. *Opt. Precision Eng.*, 2015, 23(8): 2384-2392. (in Chinese)
- [7] 朱新军, 邓耀辉, 唐晨, 等. 条纹投影三维形貌测量的变分模态分解相位提取[J]. *光学 精密工程*, 2016, 24(9): 2318-2324.
ZHU X J, DENG Y H, TANG CH, *et al.*. Variational mode decomposition for phase retrieval in fringe projection 3D shape measurement[J]. *Opt. Precision Eng.*, 2016, 24(9): 2318-2324. (in Chinese)
- [8] ZAPPA E, BUSCA G. Static and dynamic features of Fourier transform profilometry: A review[J]. *Optics and Lasers in Engineering*, 2012, 50(8): 1140-1151.
- [9] XUE Q, WANG ZH, HUANG J H, *et al.*. Improving the measuring accuracy of structured light measurement system [J]. *Optical Engineering*, 2014, 53(11): 112204.
- [10] 周平, 朱统晶, 刘欣冉, 等. 结构光测量中相位误差的过补偿与欠补偿校正[J]. *光学 精密工程*, 2015, 23(1): 56-62.
ZHOU P, ZHU T J, LIU X R, *et al.*. Correction of phase error overcompensation and under-compensation in structured light measurement[J]. *Opt. Precision Eng.*, 2015, 23(1): 56-62. (in Chinese)
- [11] SUN X M, LIU Y, YU X Y, *et al.*. Three-dimensional measurement for specular reflection surface based on reflection component separation and priority region filling theory[J]. *Sensors*, 2017, 17(1): 215.
- [12] TAKEDA M, INA H, KOBAYASHI S. Fourier-transform method of fringe-pattern analysis for computer-based topography and interferometry [J]. *Journal of the Optical Society of America*, 1982, 72(1): 156-160.
- [13] LIU G X, CHEN D X, PENG Y H, *et al.*. Adaptive multidirectional frequency domain filter for noise removal in wrapped phase patterns[J]. *Applied Optics*, 2016, 55(22): 5953-5959.
- [14] CHEN L C, HO H W, NGUYEN X L. Fourier transform profilometry (FTP) using an innovative band-pass filter for accurate 3-D surface reconstruction[J]. *Optics and Lasers in Engineering*, 2010, 48(2): 182-190.
- [15] 刘乾, 王洋, 吉方, 等. 基于频域分析的抗振移相干涉测量[J]. *光学 精密工程*, 2015, 23(1): 252-259.
LIU Q, WANG Y, JI F, *et al.*. Vibration-insensitive phase-shifting interferometry based on frequency domain analysis[J]. *Opt. Precision Eng.*, 2015, 23(1): 252-259. (in Chinese)
- [16] WU Y CH, CAO Y P, HUANG ZH F, *et al.*. Improved composite Fourier transform profilometry[J]. *Optics & Laser Technology*, 2012, 44(7): 2037-2042.
- [17] ZHANG Z B, ZHONG J G. Applicability analysis of wavelet-transform profilometry[J]. *Optics Express*, 2013, 21(16): 18777-18796.
- [18] DA F, DONG F. Windowed Fourier transform profilometry based on improved S-transform[J]. *Optics Letters*, 2012, 37(17): 3561-3563.
- [19] 朱勇建, 栾竹, 孙建峰, 等. 光学干涉图像处理中基于质量权值的离散余弦变换解包裹相位[J]. *光学学报*, 2007, 27(5): 848-852.
ZHU Y J, LUAN ZH, SUN J F, *et al.*. Quality weight based discrete cosine transform phase unwrapping algorithm in optical interferogram processing[J]. *Acta Optica Sinica*, 2007, 27(5): 848-852. (in Chinese)
- [20] LUO F, CHEN W J, SU X Y. Eliminating zero spectra in Fourier transform profilometry by application of Hilbert transform[J]. *Optics Communications*, 2016, 365: 76-85.
- [21] 史红健, 朱飞鹏, 何小元. 基于时空域分析影像云纹的低频振动测量[J]. *光学学报*, 2011, 31(4): 120-124.
SHI H J, ZHU F P, HE X Y. Low-frequency vibration measurement based on spatiotemporal analysis of shadow moiré [J]. *Acta Optica Sinica*, 2011, 31(4): 120-124. (in Chinese)
- [22] ABDUL-RAHMAN H S, GDEISAT M A, BURTON D R, *et al.*. Three-dimensional Fourier fringe analysis[J]. *Optics and Lasers in Engineering*, 2008, 46(6): 446-455.
- [23] ZHANG Q C, HOU ZH L, SU X Y. 3D fringe analysis and phase calculation for the dynamic 3D measurement[J]. *AIP Conference Proceedings*,

- 2010, 1236(1): 395-400.
- [24] REICH C, RITTER R, THESING J. White light heterodyne principle for 3D-measurement [J]. *SPIE*, 1997, 3100: 236-244.
- [25] LI B, FU Y J, ZHANG J CH, *et al.*. A fast three-dimensional shape measurement method based on color phase coding [J]. *Optik-International Journal for Light and Electron Optics*, 2016, 127(3): 1011-1015.
- [26] 于晓洋, 王洋, 于双, 等. 中国剩余定理工程化求解方法及其应用 [J]. *仪器仪表学报*, 2014, 35(7): 1630-1638.
- YU X Y, WANG Y, YU SH, *et al.*. Engineering solution method and application of Chinese remainder theorem [J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2014, 35(7): 1630-1638. (in Chinese)

作者简介:

孟晓亮(1988—),男,山东潍坊人,博士研究生,2011年、2014年于哈尔滨理工大学分别获得学士、硕士学位,主要从事视觉测量和图像处理方面的研究。E-mail: mengxiaoliang_phd12@hrbust.edu.cn

导师简介:

于晓洋(1962—),男,黑龙江哈尔滨人,教授,博士生导师,1984年于哈尔滨电工学院获得学士学位,1989年、1998年于哈尔滨工业大学分别获得硕士、博士学位,主要从事视觉测量和图像处理方面的研究。E-mail: yuxiaoyang@hrbust.edu.cn