

基于光学相干层析成像的早期鸡胚心脏径向应变测量

马振鹤 窦世丹 马毓姝 刘健 赵玉倩 刘江红 吕江涛 王毅

Measurement of wall strain in embryonic chick heart by spectral domain optical coherence tomography
Ma Zhen-He Dou Shi-Dan Ma Yu-Shu Liu Jian Zhao Yu-Qian Liu Jiang-Hong Lü Jiang-Tao Wang Yi

引用信息 Citation: [Acta Physica Sinica](#), 65, 235202 (2016) DOI: 10.7498/aps.65.235202

在线阅读 View online: <http://dx.doi.org/10.7498/aps.65.235202>

当期内容 View table of contents: <http://wulixb.iphy.ac.cn/CN/Y2016/V65/I23>

您可能感兴趣的其他文章

Articles you may be interested in

基于最大熵估计 Alpha 谱缩放与平移量的温度与发射率分离算法

A temperature and emissivity separation algorithm based on maximum entropy estimation of alpha spectrum's scaling and translation

物理学报.2015, 64(17): 175205 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.64.175205>

先进微波成像诊断技术中高通滤波板的优化设计

Optimization design of dichroic plate for the advanced technology in microwave imaging diagnostic

物理学报.2015, 64(16): 165202 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.64.165202>

HL-2A 托卡马克上的边缘局域模特性初步研究

Preliminary behavior studies of edge localized modes on HL-2A

物理学报.2012, 61(20): 205201 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.61.205201>

辐射输运实验中的 Al 等离子体发射光谱研究

Characteristics of emission spectroscopy of radiatively heated Al plasma

物理学报.2011, 60(4): 045210 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.60.045210>

气流对氮气介质阻挡放电气体温度及放电模式的影响

Influences of gas flow on gas temperature and discharge mode in dielectric barrier discharge of nitrogen at atmospheric pressure

物理学报.2010, 59(12): 8739-8746 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.59.8739>

基于光学相干层析成像的早期鸡胚心脏 径向应变测量*

马振鹤^{1)†} 窦世丹²⁾ 马毓姝³⁾ 刘健¹⁾ 赵玉倩¹⁾ 刘江红⁴⁾
吕江涛¹⁾ 王毅¹⁾

1) (东北大学秦皇岛分校控制工程学院, 秦皇岛 066004)

2) (东北大学中荷生物医学与信息工程学院, 沈阳 110004)

3) (东北大学信息科学与工程学院, 沈阳 110004)

4) (首都医科大学宣武医院神经内科, 北京 100053)

(2016年7月13日收到; 2016年9月25日收到修改稿)

本文提出了一种测量胚胎心脏流出道径向应变的方法. 使用光学相干层析成像系统对早期鸡胚流出道进行4D(x, y, z, t)扫描, 重建流出道图像后计算多普勒角度; 在任意走向的流出道的断层图像中采用半自动边缘检测算法, 提取管壁内外边缘, 测量管壁面积和短轴长度信息; 结合多普勒角度、管壁面积和短轴长度得到管壁壁厚信息, 从而实现心脏流出道管壁径向应变的计算. 对HH18阶段鸡胚心脏流出道的径向应变进行测量, 结果表明该方法能够在任意流出道倾角下测量其径向应变, 有效扩大了心脏应变测量的范围, 为胚胎心脏生物力学特性的研究提供了一种工具.

关键词: 光学相干层析, 边缘检测, 径向应变

PACS: 52.70.Kz, 87.85.G-, 07.10.Pz, 07.05.Pj

DOI: 10.7498/aps.65.235202

1 引言

先天性心脏疾病是常见的新生儿先天性疾病之一, 每年的发病率在1%—5%之间. 但是, 其发病诱因及作用机理尚不完全明确, 可能与遗传及胚胎发育初期的异常刺激有关^[1,2]. 胚胎发育是一个涉及遗传因素和环境因素的复杂动态过程, 该过程中任意因素的异常变化都可能引起心脏的结构改变和功能异常, 导致先天性心脏疾病的出现^[2]. 现有研究表明, 在胚胎发育初期阶段, 心脏的生长发育和形态发生与其所处的生物力学环境密切相关, 因此, 研究生物力学与心脏发育之间的相互作用机

理对探究心脏的发育机理有重要意义^[3,4]. 在胚胎发育初期, 心脏是一根蠕动的血管, 其管壁应变是生物力学中的一个重要参数, 用于描述心脏形变特性. 心脏管壁应变分为两类: 形态学应变和机械应变, 前者由细胞生长、分化、运动、形状改变和死亡引起, 变化较为缓慢; 后者由施加的负载导致, 变化较为迅速, 通常情况下, 形态学应变受机械应变及其相关应力的影响^[5].

鸡胚是目前常用的用于心脏发育研究的动物模型, 其优势在于: 心脏发育早期阶段, 鸡胚心脏和人类心脏形态相似; 鸡胚和母体分离, 易于暴露; 鸡胚整体发育过程相对较快^[6]. Lacktisd等^[7]通过监测鸡胚心外膜标记点的运动来测量形态学应变;

* 国家自然科学基金(批准号: 31170956, 61275214, 81301208)、中央高校基本科研业务费(批准号: N120223001)和河北省自然科学基金(批准号: A2015501002, H2015501133)资助的课题.

† 通信作者. E-mail: mazhenhe@163.com

Taber 等^[8]将微型三角阵列放置在鸡胚外心肌表面,通过追踪阵列的运动轨迹来检测心外膜应变的变化,此类基于标记轨迹监测的应变测量方法只是测量了表面应变,无法量化径向应变(管壁的增厚和变薄).为了准确地评估心脏管壁应变,针对鸡胚心脏发育早期体积微小(几百微米)及跳动迅速的特点,我们需要采用一种分辨率高、采集速度快且具有深度分辨能力的成像技术.现有生物医学成像技术中,超声能够进行实时成像,但其空间分辨率相对较低^[9,10],不适合应用于早期鸡胚心脏发育研究;共聚焦显微成像具有高分辨率,但是其穿透深度有限,不能对鸡胚心脏整体成像^[11];核磁共振成像技术的探测深度没有限制,也能够实现3D成像,但其扫描速度慢,鸡胚心脏的搏动会严重影响成像质量^[12,13].

光学相干层析成像(optical coherence tomography, OCT)是一种具有高时间分辨率和高空间分辨率的非接触、无创成像技术^[14-17],非常适合早期阶段鸡胚心脏发育研究^[4,12].近年来,OCT技术在胚胎发育领域的应用日益广泛,并有课题组开始尝试测量鸡胚心脏流出道(outflow tract, OFT)管壁应变.Li等^[18]通过OCT的M模式扫描量化了鸡胚心脏OFT管壁的厚度变化,第一次实现了OFT管壁径向应变的在体测量,但是心脏的整体搏动会引入较大误差.之后,Li等^[19]结合多普勒OCT技术改进了他们的方法,通过计算OFT管壁内外沿的位移差实现管壁应变测量,但OFT管壁较薄,管壁内外Doppler频移差别较小容易受相位噪声干扰.2015年,Ma等^[20]根据鸡胚心脏OFT管壁断面的面积和平均周长,计算管壁径向应变.上述OFT管壁应变计算方法均存在局限性,只适合于当OFT管壁的横断面可以被近似为圆环,即探测光和OFT管腔垂直的情况.

本文提出了一种新的方法,可以实现心脏OFT任意走向时的管壁径向应变测量.我们对鸡胚OFT部分进行4D扫描,同步重建OFT图像,确定OFT走向(即计算多普勒角度);由半自动边缘检测算法提取OFT管壁内外边缘,测量OFT管壁面积和短轴长度信息;结合根据多普勒角度、管壁面积和短轴长度得到OFT管壁壁厚信息,从而实现心脏OFT管壁应变计算.该方法扩大了鸡胚心脏OFT管壁应变测量的范围,为心脏形变研究提供了更多的可能性.

2 动物模型和实验系统

2.1 鸡胚模型

鸡胚发育早期阶段,鸡胚心脏是一个S形的弯管,没有房室之分,但是有明显的分区:静脉窦,原始心房,原始心室,OFT.OFT是鸡胚心脏的末端部分,连接心室和主动脉,在发育后期该部位出现心脏的瓣膜和隔膜^[21].OFT对血流动力学参数的变化非常敏感,所以我们测量HH18阶段鸡胚心脏OFT管壁的应变特性.

鸡胚样本的准备符合标准流程,已受精的鸡蛋在温度38 °C和湿度85%的孵化箱中孵化3天;将鸡蛋的气室端移去小部分蛋壳和壳内膜;把鸡蛋放在自制的有机玻璃盒中,在整个实验过程中使用加热毯,保持37.5 °C的恒温状态.

2.2 SDOCT系统

SDOCT实验系统示意图如图1所示^[20].光源为超辐射发光二极管(SLD),中心波长为1310 nm,带宽52 nm,纵向分辨率14 μm(空气中).光源发出的光被分为两路,样品臂的光束经准直器、X-Y 2D扫描振镜系统和透镜(焦距50 mm,横向分辨率16 μm)后照射在样品上,参考臂的光束经透镜聚焦后照射在平面镜上,参考臂和样品臂的后向散射光进入自建光谱仪,相机帧频为92 kHz.

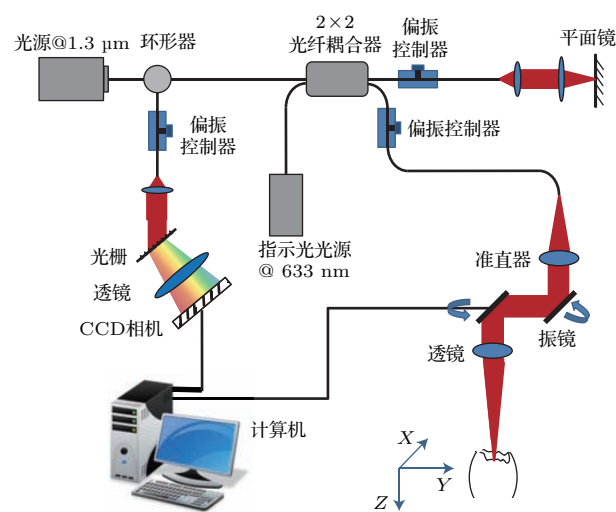


图1 实验系统示意图

Fig. 1. Schematic of the experimental setup.

3 应变计算方法

3.1 应变计算

控制二维振镜进行Y方向扫描, 调整样品位置(通过角位移台实现), 使心脏OFT轴向中心线位于样品光Y扫描平面内; 然后转换振镜, 进行X方向扫描, 此时OFT轴向在X-Y平面的投影垂直于X-Z平面. 当OFT和探测光处于非垂直状态时, OCT图像中OFT管腔沿探测方向的横断面近似为椭圆形, 如图2中S'所示; 垂直于管壁的OFT管腔横断面近似圆形, 如图2中S所示. S和S'几何关系如图2所示, 入射光束与血流方向之间的夹角 θ 即为多普勒角度.

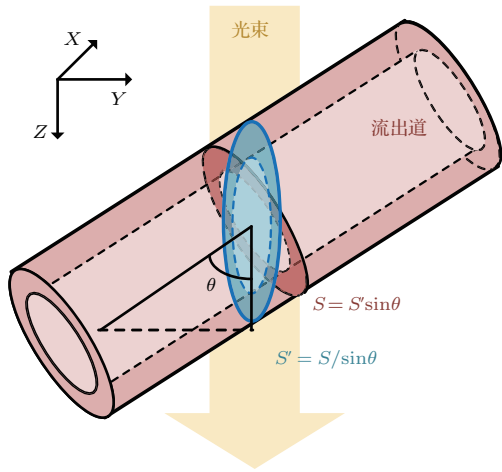


图2 OFT和探测光处于非垂直状态下的横断面图像示意图

Fig. 2. Schematic of the cross-sectional image where the probing light is non-perpendicular to the section of OFT.

心脏OFT管壁径向应变 ε 定义为管壁厚度 T 的变化^[18]:

$$d\varepsilon(t) = \frac{T(t + dt) - T(t)}{T(t)} = \frac{dT(t)}{T(t)}, \quad (1)$$

上式中 $T(t)$ 是 t 时刻的OFT管壁厚度. 一段时间内的应变 $\varepsilon(t)$ 可以由 $d\varepsilon(t)$ 的积分得到

$$\varepsilon(t) = \int_{t_0}^t d\varepsilon(t). \quad (2)$$

在OCT结构图像中, OFT管壁面积 C 可以由外椭圆面积 S'_o 和内椭圆面积 S'_i 之差计算得出

$$S'_o - S'_i = C, \quad (3)$$

由图2可知, S 和 S' 之间具有如下关系^[22]:

$$S' = \frac{S}{\sin \theta}, \quad (4)$$

因此(3)式可以写为

$$\frac{S'_o}{\sin \theta} - \frac{S'_i}{\sin \theta} = C. \quad (5)$$

由几何关系可知, 椭圆短轴与圆形半径相等, 因此,

$$\pi(R_o^2 - R_i^2) = C \sin \theta, \quad (6)$$

(6)式中, R_o 和 R_i 分别为圆环的外半径和内半径, 等于椭圆环的外环短半轴和内环短半轴, 由此得到OFT管壁厚度 T 为

$$T = \frac{C \sin \theta}{\pi(R_o + R_i)}, \quad (7)$$

(7)式中, T 等于 $R_o - R_i$. 当探测光和OFT处于垂直状态($\theta = 90^\circ$)时, (7)式符合参考文献^[20]的分析结果. 根据(7)式可知, 结合多普勒角度, 可以计算任意方向OFT的管壁壁厚.

3.2 图像分析和4D扫描

为了得到多普勒角度信息, 我们对鸡胚OFT进行非触发式4D扫描^[23]: 一个X方向的B扫描包含256个A扫描(Z方向), 覆盖鸡胚心脏1.1 mm的长度, B扫描的采集速率为每秒200帧图像; 在Y方向, Y振镜由DAQ输出的阶梯信号驱动实现扫描, 整个C扫描划分成160步, 覆盖1.1 mm的长度(Y方向), 每一步都包含400个重复B扫描, 用时2 s, 含有3—4个心动周期. 4D数据分成的160组图像对应于Y方向的160个位置, 用于同步重建OFT图像.

我们采用半自动边缘检测算法实现OFT管壁的边缘提取^[20], 首先使用边缘检测得到结构图像中的所有边缘信息, 如图3(a)所示, 选取OFT管壁所在部分并放大, 如图3(b)所示; 为了分离出管壁内外边缘, 在图3(b)中的管壁上手动选取若干个点, 依次连接之后形成一个蓝色的封闭曲线; 由重心 O 点向外做射线, 会与OFT管壁的内边缘和外边缘交于 P_2 点和 P_1 点(P_2 点和 P_1 点离蓝色封闭曲线最近), 如图3(c)所示. 重复这一步骤, 得到完整的OFT内外边缘信息, 其中离 O 点最近的 P_2 点和 P_1 点, 其距离分别为内椭圆短半轴和外椭圆短半轴.

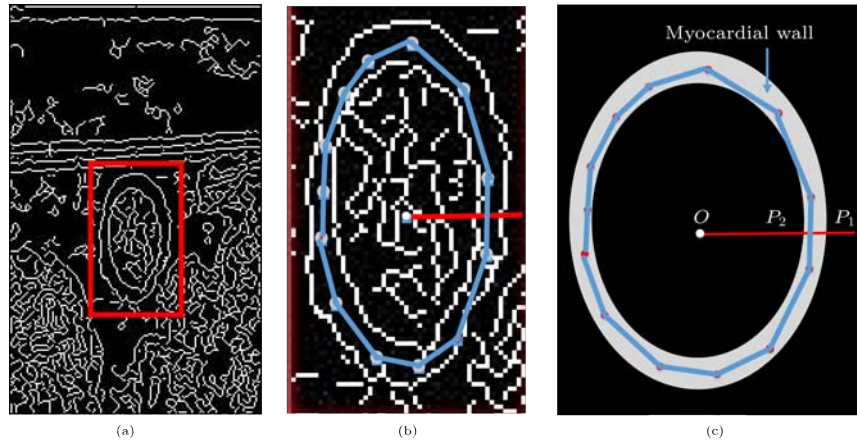


图3 流出道管壁边缘提取 (a) 为流出道管壁横断面图像边缘检测结果, 其中红色矩形部分的放大图为(b), 其示意图为(c); (b), (c) 中的红色点为手动选择的点, 顺序连接后得到蓝色封闭曲线, O 点发出的射线分别交流出道管壁内外边缘于点 P_2 和 P_1

Fig. 3. Segmentation of the border lines of the myocardial wall: (a) A typical edge-detection result of the cross-sectional myocardial wall, a magnified view in the red rectangle is shown in (b) and its schematic diagram is illustrated in (c); the small red solid circles in (b) and (c) are seed points; the red ray from the point O intersects the inner and outer border lines of the myocardial wall at the points P_2 and P_1 , respectively.

4 结果与讨论

采集到的4D数据经同步重建^[23], 得到鸡胚心脏OFT瞬时三维形态图, 如图4(a)所示. 图4(b)为鸡胚心脏OFT中心线的三维走向图, 红色标记部分对应OFT近心室端, 因为OCT的成像深度不足以穿透该区域, 因此测量过程中避免使用该区域. 当探测光与OFT垂直时(图4(a)中线1位置), OFT横断面图像近似圆形, 其OCT结构图如图4(c)所示, 其中管腔水平方向和垂直方向的直径几乎一样, 为504 μm . 当探测光和OFT处于非垂直状态时(图4(a)中线2位置), OFT横断面图像近似椭圆形, 其OCT结构图如图4(d)所示, OFT管腔垂直方向(长轴)为522 μm , 水平方向(短轴)为378 μm . 在重建的OFT图像中测得多普勒角度为46°. 采用半自动边缘检测算法实现的整体边缘检测结果如图4(e)所示, OFT内外边缘检测结果如图4(f)所示, 图中管腔内半径 R_i 和外半径 R_o 分别为140和189 μm . 早期鸡胚(HH18阶段)心脏OFT体积微小, 其管腔平均直径约300 μm 至600 μm , 管壁的厚度变化范围约为40 μm (管腔膨胀)至70 μm (管腔收缩). 而OCT成像分辨率约十几微米, 直接测量管壁厚度会产生较大误差. 本文提出的方法, 测量管腔半径(内径与外径)替代管腔厚度, 使得相对误差大大降低, 减小了分辨率不足带来的影响.

OFT管壁断面面积 C 的测量同样会受到系统分辨率的影响, 考虑到OFT管壁可以认为是不可压缩固体, 其断面面积不随管腔收缩与膨胀而变化^[24]. 因此, 我们采用多次平均的方法计算面积: 计算OFT在图4(d)位置的50个不同心脏跳动时期的管壁断面面积, 平均值为0.066 mm^2 , 标准偏差为0.03, 这也印证了管壁的不可压缩性^[24].

据上述方法, 我们计算2 s (4个心动周期)内鸡胚心脏OFT管壁径向应变, 结果如图5所示, 其中黑色曲线为本文方法计算得出的OFT管壁径向应变曲线, 红色曲线为结果平滑曲线. 我们通过计算实验结果和平滑结果间的均方差评估该方法的稳定性和重复性, 即 $\sqrt{\frac{1}{N} \left(\sum_{n=1}^N (S(n) - S_s(n))^2 \right)}$, 其中 $S(n)$ 和 $S_s(n)$ 分别为实验结果和平滑结果; N 为图像帧数, 取值400; n 取值为1到 N , 步长为1. 在十组实验数据中, 最大均方差为0.061, 平均均方差为0.052, 说明我们提出的方法稳定性和重复性较高. 在图5中明显可以看出, OFT管壁应变在收缩期的变化速度比舒张期的快, 该现象与心动周期的血液动力学压力变化符合^[25].

在心脏跳动过程中, OFT整体会发生移动, 这种移动使得王瑞康等提出的基于M扫描方法的应变测量结果具有很大误差, 因为他们由心肌管壁的轮廓线中提取壁厚变化信息, 实现应变测量; 我们提出的方法是根据OFT管壁面积和短轴来计算管

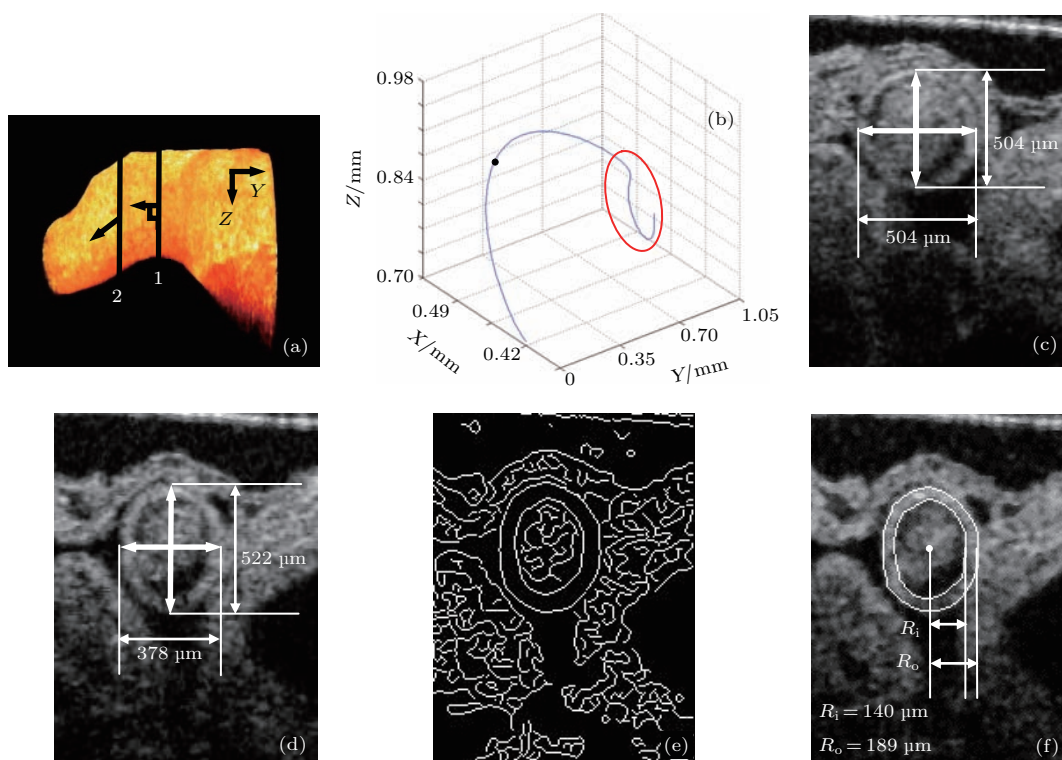


图4 (a) 鸡胚心脏 OFT 侧视图 (Y-Z 平面); (b) 鸡胚心脏 OFT 中心线的三维走向图, 红色区域部分对应流出道近心室端, 黑色圆点对应图 (a) 中线 2 位置; (c) 探测光与 OFT 垂直位置 (线 1) 的横断面结构图; (d) 探测光与 OFT 倾斜位置 (线 2) 的横断面结构图; (e) 流出道管壁横断面图像边缘检测结果; (f) 边缘提取结果, 图中白线曲线分别为内外边缘, R_i 和 R_o 分别为内外半径

Fig. 4. (a) A side view of a segmented chick embryonic OFT; (b) a three-dimensional imaging of OFT centerline, red circle corresponds to the region of OFT near the ventricle, black dot corresponding position at line 2 in (a); (c) cross-sectional structural image acquired at line 1 in (a) where the probing light is perpendicular to the section of OFT; (d) cross-sectional structural image acquired at line 2 in (a) where the probing light is oblique to the section of OFT; (e) the edge-detection result of the cross-sectional myocardial wall; (f) the typical segmented myocardial wall, white curves are inner and outer edge respectively, and R_i and R_o are inside and outside radius, respectively.

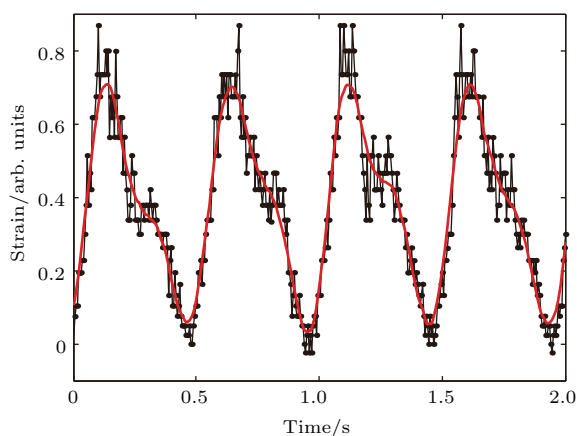


图5 心脏流出道管壁径向应变测量结果 黑色曲线为管壁径向应变曲线, 红色曲线为平滑曲线

Fig. 5. Result of strain measurement. Black line is strain curve of the myocardial wall, and red line is smoothed result of the black line.

壁厚度, 和 OFT 的位置信息无关, 因而能够避免因 OFT 运动位移带来的误差影响. 现有的应变测量

方法^[18-20]只能对探测光和 OFT 垂直的位置进行心脏 OFT 管壁径向应变测量和形变分析, 这大大限制了鸡胚心脏应变研究的范围, 本文提出的方法结合多普勒角度, 由管壁面积和短轴长度信息计算管壁壁厚变化, 实现了 OFT 在倾斜状态下管壁径向应变的测量, 为大范围应变测量研究提供了有效手段.

5 结 论

胚胎发育过程中心脏 OFT 管壁应变的测量和管壁形变的分析对研究心脏发育机理、探究心脏畸形原因具有重要意义. 本文提出的方法, 结合 OCT 4D 数据重建图像后得到的多普勒角度, 实现了探测光和鸡胚 OFT 在非垂直状态下的应变测量, 因而能够更大范围内进行鸡胚心脏 OFT 管壁形变的

分析研究. 该方法中管壁壁厚信息由多普勒角度、管壁面积和短轴长度得到, 从而实现OFT管壁径向应变的计算, 与OFT位置无关, 因而不受OFT运动位移的影响. 以鸡胚为动物模型的实验结果说明, 该方法能够实现任意走向的OFT的管壁径向应变测量, 为大范围胚胎心脏OFT管壁形变分析研究提供了一种有效手段.

参考文献

- [1] Tan G X Y, Jamil M, Tee N G Z, Liang Z, Yap C H 2015 *Ann. Biomed. Eng.* **43** 2780
- [2] Vos S D 2005 *Ph. D. Dissertation* (Rotterdam: Erasmus University)
- [3] Hove J R, Köster R W, Forouhar A S, Acevedobolton G, Fraser S E, Gharib M 2003 *Nature* **421** 172
- [4] Rugonyi S, Shaut C, Liu A, Thornburg K, Wang R K 2008 *Phys. Med. Biol.* **53** 5077
- [5] Nerurkar R N L, Achten K H, Filas B A, Voronov D A, Taber L A 2008 *J. Biomech. Eng.* **130** 637
- [6] Liu A P, Wang R K, Thornburg K L, Rugonyi S 2009 *Eng. Comput.* **25** 73
- [7] Lacktis J W, Manasek F J 1978 *Birth. Defects. Orig. Artic. Ser.* **14** 205
- [8] Taber L A, Sun H, Clark E B, Keller B B 1994 *Circ. Res.* **75** 896
- [9] Peng J S, Peng H 2012 *Acta Phys. Sin.* **61** 248701 (in Chinese) [彭京思, 彭虎 2012 物理学报 **61** 248701]
- [10] Phoon C, Aristizabal O, Turnbull D H 2000 *Ultrasound Med. Biol.* **26** 1275
- [11] Jones E A V, Baron M H, Fraser S E, Dickinson M E 2004 *Ajp Heart & Circulatory Physiol.* **287** H1561
- [12] Jenkins M W, Rothenberg F, Roy D, Nikolski V P, Hu Z, Watanabe M, Wilson D L, Efimov I R, Rollins A M 2006 *Opt. Express* **14** 736
- [13] Yelbuz T M, Zhang X, Choma M A, Stadt H A, Zdanowicz M, Johnson G A, Kirby M L 2003 *Circulation* **108** 154
- [14] Huang D, Swanson E A, Lin C P, Schuman J S, Stinson W G, Chang W, Hee M R, Flotte T, Gregory K, Puliafito C A 1991 *G. Ital. Cardiol.* **8** 28
- [15] Yang Y L, Ding Z H, Wang K, Wu L, Wu L 2009 *Acta Phys. Sin.* **58** 1773 (in Chinese) [杨亚良, 丁志华, 王凯, 吴凌, 吴兰 2009 物理学报 **58** 1773]
- [16] Tang T, Zhao C, Chen Z Y, Li P, Ding Z H 2015 *Acta Phys. Sin.* **64** 174201 (in Chinese) [唐弢, 赵晨, 陈志彦, 李鹏, 丁志华 2015 物理学报 **64** 174201]
- [17] Michael W J, Lindsay P, Shi G, Madhusudhana G, David L W, Michiko W, Andrew M R 2010 *J. Biomed. Opt.* **15** 41
- [18] Li P, Yin X, Shi L, Liu A, Rugonyi S, Wang R K 2011 *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **58** 2333
- [19] Li P, Liu A P, Shi L, Yin X, Rugonyi S, Wang R K 2011 *Phys. Med. Biol.* **56** 7081
- [20] Ma Z H, Dou S D, Zhao Y Q, Guo C, Liu J, Wang Q Y, Xu T, Wang R K, Wang Y 2015 *Appl. Opt.* **54** 9253
- [21] Liu A P, Nickerson A, Troyer A, Xin Y, Cary R, Thornburg K, Wang R K, Rugonyi S 2011 *Comput. Struct.* **89** 855
- [22] Choi W, Baumann B, Liu J J, Clermont A C, Feener E P, Duker J S, Fujimoto J G 2012 *Opt. Express* **3** 1047
- [23] Ma Z H, Liu A P, Yin X, Troyer A, Thornburg K, Wang R K, Rugonyi S 2010 *Biomed. Opt. Express* **1** 798
- [24] Bistoquet A, Oshinski J, Škrinjar O 2008 *Med. Image. Anal.* **12** 69
- [25] Zhu D N 2008 *Physiology* (7th Ed.) (Beijing: People's Medical Publishing House) p77 (in Chinese) [朱大年 2008 生理学 (第七版) (北京: 人民卫生出版社) 第 77 页]

Measurement of wall strain in embryonic chick heart by spectral domain optical coherence tomography*

Ma Zhen-He^{1)†} Dou Shi-Dan²⁾ Ma Yu-Shu³⁾ Liu Jian¹⁾ Zhao Yu-Qian¹⁾
Liu Jiang-Hong⁴⁾ Lü Jiang-Tao¹⁾ Wang Yi¹⁾

1) (School of Control Engineering, Northeastern University at Qinhuangdao, Qinhuangdao 066004, China)

2) (Sino-Dutch Biomedical and Information Engineering School, Northeastern University, Shenyang 110004, China)

3) (College of Information Science and Engineering, Northeastern University, Shenyang 110004, China)

4) (Department of Neurology, Xuanwu Hospital, Capital Medical University, Beijing 100053, China)

(Received 13 July 2016; revised manuscript received 25 September 2016)

Abstract

During cardiac development, the growth, remodeling and morphogenesis of embryonic hearts are closely linked to hemodynamic forces. An understanding of the interaction mechanism between hemodynamic forces and heart development is important for the early diagnosis and treatment of various congenital defects. The myocardial wall strain (MWS) in embryonic heart is a critical parameter for quantifying the mechanical properties of cardiac tissues. Here, we focus on the radial strain which is defined as the change of the myocardial wall thickness. An effective measurement of MWS is conducive to studies of embryonic heart development. Chick embryo is a popular animal model used for studying the cardiac development due to the similarity of cardiac development between the human heart and the chick heart at early developmental stages and its easy access. Although various imaging methods have been proposed, there still remain significant challenges to imaging of early stage chick embryo heart because it is small in size and beats fast. Optical coherence tomography (OCT) is a non-contact three-dimensional imaging modality with high spatial and temporal resolution which has been widely used for imaging the biological tissue. In this paper, we describe a method to measure in vivo MWS of chicken embryonic hearts with a high speed spectral domain OCT(SDOCT) system worked at 1310 nm. We perform four-dimensional (4D) (x, y, z, t) scanning on the outflow tract (OFT) of chick embryonic hearts in a non-gated way. The transient states of the OFT are extracted from the 4D data by using the beating synchronization algorithm. The OFT center line can be achieved by image processing. Assuming that the blood flow is parallel to the center line in the blood vessel, we calculate the Doppler angle of blood flow from the OFT center line. In a certain OFT cross-section, the OFT myocardial wall (inner and external borders) is segmented from the OCT images with a semi-automatic boundary-detection algorithm. Then, the myocardial wall thickness is calculated from the Doppler angle, area and sum of inner and external radii of the segmented myocardial wall. The radial strain is obtained by calculating the myocardial wall thickness variation. Previous methods calculated the myocardial wall thickness by directly subtracting inner and external radii. The measured result may be deteriorated by insufficient resolution of the system since the myocardial wall of OFT is very thin. The present method can solve this problem by calculating the thickness through using the sum of the radii instead of the subtraction. The experimental results on embryonic chick hearts demonstrate that the proposed method can measure the MWS of OFT along arbitrary orientation and it is a useful tool for studying the biomechanical characteristics of embryonic hearts.

Keywords: optical coherence tomography, edge detection, radial strain

PACS: 52.70.Kz, 87.85.G-, 07.10.Pz, 07.05.Pj

DOI: 10.7498/aps.65.235202

* Project supported by the National Natural Science Foundation of China (Grant Nos. 31170956, 61275214, 81301208), the Fundamental Research Fund for the Central Universities, China (Grant No. N120223001), and the Natural Science Foundation of Hebei Province, China (Grant Nos. A2015501002, H2015501133).

† Corresponding author. E-mail: mazhenhe@163.com