

光声弹性成像技术在动脉血压监测中的应用研究

章小曼, 翁存程, 朱莉莉, 蔡坚勇, 吴淑莲, 李志芳, 吴华钦, 李晖*

福建师范大学光电与信息工程学院, 福建省光电传感应用技术工程研究中心,
医学光电科学与技术教育部重点实验室, 福建省光子技术重点实验室, 福建 福州 350007

摘要 基于血管弹性成像原理, 利用光声成像技术测量不同压力作用下血管内径的变化情况, 通过建立光声信号的时域特征模型, 计算用于分析血压-管径特征关系的信息, 再结合希尔伯特变换等数字信号处理方法进行分析, 由此获得了组织中弹性力学性质的空间分布情况。实验结果表明: 压力、血管管径与光声信号峰峰值的时间间隔呈单调递增的关系, 该技术可用于快速、实时地检测血管直径的变化, 为光声成像技术实现非侵入式动态血压测量提供了理论依据。

关键词 医用光学; 光声信号; 弹性成像技术; 血管管径; 压力

中图分类号 0436

文献标识码 A

doi: 10.3788/LOP56.161701

Application of Photoacoustic Elastography Technique in Arterial Blood-Pressure Monitoring

Zhang Xiaoman, Weng Cuncheng, Zhu Lili, Cai Jianyong, Wu Shulian,
Li Zhifang, Wu Huaqin, Li Hui*

College of Photonic and Electronic Engineering, Fujian Normal University, Fujian Provincial Engineering Technology Research Center for OptoElectric Sensing Application, Key Laboratory of OptoElectronic Science and Technology for Medicine of Ministry of Education, Fujian Provincial Key Laboratory of Photonics Technology, Ministry of Education, Fuzhou, Fujian 350007, China

Abstract Based on the angio elastography principle, the variation in blood-vessel diameter with pressure is measured by the photoacoustic elastography technique. A characteristic time-domain model for photoacoustic signals is developed to analyze the information of the blood pressure-diameter relation. A series of digital signal-processing methods based on the Hilbert transform are used to obtain spatial distributions of elastic mechanical properties in tissues. Results demonstrate that the pressure and vessel diameter have a monotonously increasing relation with the photoacoustic-signal time interval, which can be used to dynamically and quickly detect changes in the vessel diameter. This method provides a theoretical basis for non-invasive ambulatory blood-pressure measurements by photoacoustic imaging.

Key words medical optics; photoacoustic signal; elastography technology; vessel diameter; pressure

OCIS codes 170.5120; 110.5125

1 引言

动脉血压是血液流动过程中作用于单位面积血管壁的侧压力, 是心血管疾病预防和诊断的重要特征

参数。高血压已经成为危害国人心血管健康的主要疾病之一, 随时获取血压的监测数据, 对于预防高血压、临床诊断治疗, 以及围术期护理具有重要的意义。

血压测量方法可分成直接测量法和间接测量

收稿日期: 2019-01-14; 修回日期: 2019-02-22; 录用日期: 2019-03-22

基金项目: 中央引导地方科技发展专项(2017L3009)、国家自然科学基金(61675043, 11804051)、福建省自然科学基金(2018J01659, 2017J01742)、福建省教育厅项目(JAT17012)

* E-mail: hli@fjnu.edu.cn

法。直接测量法就是侵入式测量法,通过皮导管穿刺大动脉,利用留置压力传感器就可测得血压值,该方法能够连续、准确地监测数据,是国际公认的金标准^[1],但是这种有创的测量方式很容易引发血栓和感染。目前应用最为广泛的血压监测方法是间接测量法,即非侵入式动脉血压测量^[2]。该方法又可细分为间歇式测量和连续式测量两大类。间歇式血压测量法主要有柯氏音法和示波法,只能测得某一特定时刻一对舒张压和收缩压的值,而且充气袖带的按压会使被测者产生不适感;连续血压测量法是在一个时间段内对血压进行连续测量,能够获悉血压的昼夜实时变化规律,为临床治疗诊断和医学研究等提供了更加充分的依据。常见的连续测量法有动脉张力测量法、动脉容积钳制法,以及脉搏波速度测量法等。但此类方法对传感器的精度要求高、测试设备复杂、准备时间长,受体位和环境的影响比较大,对于获取最佳阈值有一定的难度。

动脉弹性功能不仅是收缩压、舒张压和脉压的重要决定因素,还能在相当程度上反映动脉内皮的功能状况。国内外学者关于血管的弹性力学特性已经开展了大量的研究,其中弹性成像是目前发展最快的技术手段之一。其基本原理是:对组织施加一个内部或者外部的动态或静态/准静态激励,组织将遵循弹性力学、生物力学等物理规律产生一个响应,例如组织内部的位移出现变化、速度分布发生改变,利用超声成像、磁共振成像或者光学成像等方法,结合数字信号处理或者数字图像处理技术,估计出组织内部的应变分布,从而获得其弹性对比度、弹性模量等力学参数的变化,用以跟踪病情的发展、量化组织的病变程度,以及评估治疗手段的有效性。根据采用的成像模态的不同,获取组织弹性信息比较常见的方法可分为超声弹性成像、磁共振弹性成像、光学相干断层弹性成像和光声弹性成像等。超声弹性成像^[1-3]具有较大的成像深度(约 60 mm)和较高的分辨率(约 300 μm),但是一般只能得到组织的应变分布,且包含了多种力学方面和信号处理方面的伪像,容易产生误判、错判,会对实验结果或者病理分析造成影响;磁共振弹性成像^[4-5]的空间分辨率仅为 1~3 mm,无法满足组织细微结构特征的检测精度要求;而光学相干弹性成像^[6-7]的空间分辨率可以达到 1 μm ,但由于光在组织中存在强烈的散射现象,其成像深度一般只有一个光学平均自由程,很难突破光学成像深度的“软极限”(约 1 mm),当成像深度超过一个光学平均自由程以后,其空间分辨率会

显著降低,难以实现疾病的在体检测。相对而言,光声弹性成像(PAE)具有对比度高、空间分辨率高和成像深度深的优势,更适用于活体的高效无损检测。光声弹性成像技术主要是基于光声效应进行测量的,而光声效应是一种热应力导致应变波动的过程,若将吸光组织作为一个点源来考虑,则该过程可简化为无限弹性体内点热源的周期性温度场产生的非定常热应力问题。当脉冲光照射生物组织时,组织吸收光能后发生热弹性膨胀而产生的超声波即为光声信号(PA)。光声成像技术(PAT)是超声成像与纯光学成像结合的混合式成像技术,由于超声波在生物组织中的散射系数要比光子的散射系数低 2~3 个数量级,故其穿透深度可达 50 mm,因此光声成像具有成像深度深和分辨率高的特点。由于不同组织对不同的光具有选择性吸收的特性,所以光声成像可以对不同组织进行功能性结构成像,且具有纯光学成像对比度高的特点^[8-12]。该技术已经证明能够对生物组织的解剖、功能、分子和代谢信息进行成像。光声弹性成像的理论基础已由 Hai 等^[8]发表在 *Optics Letters* 上,该篇文章主要展示了通过光声方法测量生物组织的弹性信息。光声弹性成像是基于线性阵列的原理而开发的系统,能够高分辨率成像组织中的弹性分布。这种光声弹性的成像方法是将光声信号进行处理从而得到组织的弹性分布。在这套光声弹性成像系统中,横向、轴向、垂直方向上的分辨率分别达到了 119 μm 、86 μm 和 1.2 mm,远高于其他成像技术。

动脉弹性主要反映的是动脉舒张功能的状态,其取决于动脉腔径的大小和血管壁的可扩张性,血管弹性成像应用气囊、血压变化或者外部挤压来微创或者无创地激励血管,估计血管的运动及位移,获取血管的应变分布,继而表征血管弹性。利用光声成像技术深度成像、高分辨率和高对比度的优势,可以获得理想的成像效果。血液中的血红蛋白作为天然的内源对照剂,与周围组织的光吸收差异性明显,所以光声成像对血管的成像尤为理想。

本实验采用光声成像技术结合血管弹性成像原理,利用气泵在心动周期内对血管内的模拟血液施加压力,使血管壁组织产生径向收缩与舒张,进而使血管产生一定量的位移变化,通过探测获得这种微位移变化的情况,就可以间接获得血压参数。基于光声弹性成像技术的这种非按压连续测量方式,可以简便、快速、准确地测得血管内径随压力变化的关系,获取的管壁位移曲线为研究血管扩张和血压之

间的相关性提供了依据,也为后续探究脉搏波与压力之间的关系奠定了基础,对光声成像技术在非侵入式连续血压测量中的应用前景进行了初步探讨。

2 基本原理

2.1 光声信号的基本分析

当周期性调制光或者脉冲光辐射到组织上时,组织吸收光能后温度上升。当辐射停止后,组织冷却温度下降。组织随着光辐射时间的变化而膨胀或收缩,从而产生了应变波动,经由传感器接收,得到的电压或电流的时间变化信号称为光声信号^[13]。对于纳秒激光脉冲,超声换能器接收到的声压 $\mathbf{P}(r, t)$ 为

$$\mathbf{P}(r, t) = \eta \iiint \frac{d^3 r'}{|r - r'|} \left. \frac{\partial H(r', t')}{\partial t'} \right|_{t' = t - |r - r'|/c_s}, \quad (1)$$

式中: $\eta = \beta / (4\pi C_p)$, β 为热膨胀系数; C_p 为等压比热容; H 为光能沉积; r 和 t 分别为探测外传光声压的位置和时间; r' 和 t' 分别为产生初始光声压的位置和时间; c_s 为声速。假设光在介质中的强度分布是均匀的,则 $H(r, t)$ 可以表示为

$$H(r, t) = A(r)I(t), \quad (2)$$

式中: $A(r)$ 为介质的光吸收分布系数; $I(t)$ 为入射激光的时间分布函数。将(2)式代入(1)式当中,可得

$$\mathbf{P}(r, t) = \eta \iiint \frac{d^3 r'}{|r - r'|} A(r')I'(t'), \quad (3)$$

式中: $I'(t') = \frac{dI(t')}{dt'}$, 对于脉冲宽度为纳秒级的激光脉冲来说, $I(t)$ 可表示为脉冲函数,可用狄拉克函数(δ)来描述,即近似认为 $I(t) = \delta(t)$, 超声换能器在 r_0 处接收到的声压信号 $\mathbf{P}(r_0, t)$ 可表示为

$$\mathbf{P}(r_0, t) = \eta \iiint d^3 r' A(r) \frac{\delta(t - |r_0 - r|)/c_s}{|r_0 - r|}, \quad (4)$$

式中: $t = r/c_s$; r_0 为超声换能器位置。当脉冲激光作用于具有均匀声学特性的介质时,其产生的光声信号的振幅与脉冲激光的振幅成正比,所检测到的光声信号能够反映组织的内部状况。光声信号中包含的信息为时间和振幅。因此可以通过光声信号到达探头的时间与光声效应的初始时间之差来计算信号的传播时间,如图 1 所示,从而确定声源与换能器之间的相对距离,进而推断出声源的位置。通过血管内壁产生的光声信号到达探头的时间差,即光声信号峰峰值时间间隔 $\tau = D_1/c_s$, 可以清晰地反映出

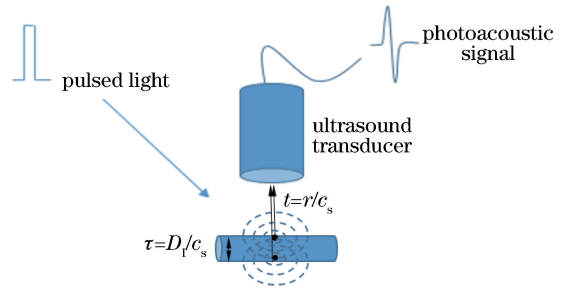


图 1 光声信号激发与探测示意图

Fig. 1 Diagram of photoacoustic signal excitation and detection

血管壁的径向形变,获取相关的位置信息。其中, D_1 为血管的内径。

2.2 实验系统设计

本研究的实验样品为离体猪血管,利用压缩机对真空锥形瓶中体积分数为 20% 的墨水施加压力,模拟心脏射血期血液对血管的压力扩张环境,控制不同的压力输出(分别为 1.24, 2.48, 3.72, 4.96, 6.20 kPa),使得血管壁产生径向扩张。用脉冲激光辐射血管,获取相应位置产生的光声信号时间延迟信息,进而分析不同压力下血管壁弹性扩张引起的位移响应,具体实验装置如图 2 所示。

光声成像系统平台主要由光源模块、信号检测与调节模块,以及数据监测与存储模块等组成。光源模块是由多光谱脉冲激光器和光电二极管组成。多光谱脉冲激光器(Surelite OPO PLUS, Continuum 公司,美国)是一种振荡激光器,其光参量由 Nd:YAG 绿光抽运产生。该激光器可以独立输出波长分别为 532 nm 和 1064 nm 的激光,也可以在 680~2500 nm 波段输出连续可调的短脉冲激光。本实验采用的是波长为 808 nm 的近红外光,激光重复频率为 10 Hz,脉宽为 6 ns,利用凸透镜聚焦作用于样品上产生光声信号,光斑直径为 2 mm。在信号检测与调理模块中,使用中心频率为 3.5 MHz 的聚焦换能器(v381, Panametrics-NDT, 美国)接收光声信号。其有效直径为 19 mm,焦距为 60 mm,纵向分辨率约为 0.26 m,横向分辨率约为 2 mm。低噪声超声波收发器(PR5800, Olympus-NDT, 美国)对接收到的光声信号进行放大和滤波。在数据监控模块中,光声信号经滤波放大后输入数字荧光示波器(TDS3054C, Tektronix, 美国)中进行信号检测,其采样频率为 $2.5 \text{ GSa} \cdot \text{s}^{-1}$,带宽为 300 MHz。同时利用万用表读取压力传感器的电信号,监控液体压力的变化。

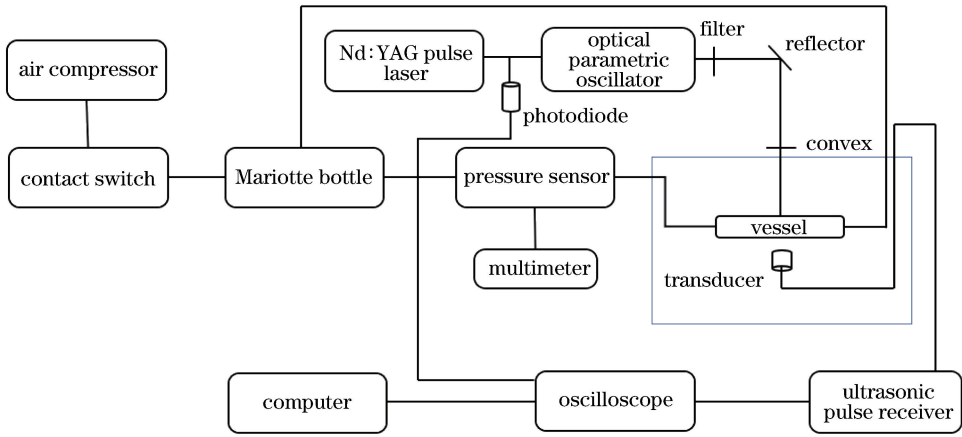
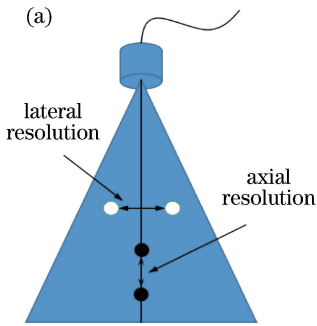


图 2 光声成像技术实验装置图

Fig. 2 Experimental system of photoacoustic imaging

2.3 系统分辨率检测

实验利用聚焦超声换能器接收光声信号,从检测到的时间分辨信号可以反推出吸收体在该方向上的位置、尺寸,以及光能量沉积分布的情况。在光声扫描层析术中,成像系统的横向分辨率具有分辨横向(垂直于超声波传播方向)两个最接近目标(物体)的能力,该能力由换能器聚焦的焦斑大小决定;系统的纵向分辨率具有分辨纵向(超声波传播方向)两个最接近目标(物体)的能力,该能力取决于超声换能器的脉冲响应时间,如图3(a)



所示。本实验用于测量超声波传播方向上血管上、下管壁的扩张情况,因此主要考虑的因素是系统的纵向分辨率。实验将直径为0.08 mm的头发作为吸收体,测得的光声信号如图3(b)所示,其呈现出柱状吸收体的双极特点。由于头发的尺度低于换能器的最小分辨率,因此头发的光声信号可看作是系统的脉冲响应,该双极信号正负极之间的时间间隔为 $0.18 \mu\text{s}$,超声在头发中的传播速度为 $1.45 \text{ mm} \cdot \mu\text{s}^{-1}$,故而该信号对应的距离为 0.26 mm ,即系统的纵向分辨率^[14]。

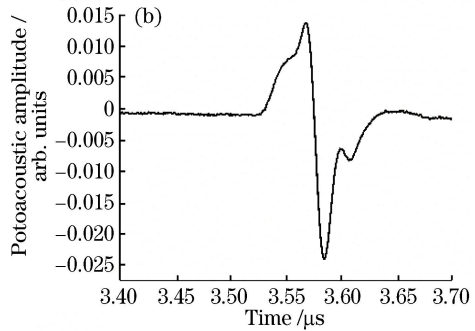


图 3 系统分辨率测量。(a)系统分辨率示意图;(b)吸收体光声信号

Fig. 3 System resolution measurement. (a) System resolution diagram; (b) photoacoustic signal of absorber

3 血管内径尺寸的测量与讨论

分两步比较分析基于像素点归一法和基于光声成像技术所得的血管内径尺寸。1)实际测量血管内径尺寸:采用图像像素归一法测量不同压力下的血管外径 ($D_{\text{vessel_out}}$),结合光学相干层析成像技术(OCT)测量相应的血管壁厚度 ($T_{\text{vessel_w}}$),进而可以获得血管内径 ($D_{\text{vessel_inner}}$) 的变化范围;2)通过光声成像技术获取不同压力下血管位移响应的光声信号,从而计算出血管内径尺寸 ($D_{\text{vessel_inner-PA}}$)。

3.1 像素点归一法

本研究主要关注的是血管在不同压力下的弹性扩张情况,通过改变空气压缩机的压力,对液体施加不同的压力。在静止状态下,压力传感器测得的液体压力为 $P_0 = 1.24 \text{ kPa}$,实验过程中施加的压力分别为 $P_1 = 2.48 \text{ kPa}$, $P_2 = 3.72 \text{ kPa}$, $P_3 = 4.96 \text{ kPa}$, $P_4 = 6.20 \text{ kPa}$,用图像传感器 CCD 采集的相应血管图像如图4所示,对应的血管外径分别为 $D_{\text{vessel_out-0}}$ 、 $D_{\text{vessel_out-1}}$ 、 $D_{\text{vessel_out-2}}$ 、 $D_{\text{vessel_out-3}}$,以及 $D_{\text{vessel_out-4}}$ 。

本文利用数字图像处理软件 Image J(<http://>

rsbweb.nih.gov/ij)对 CCD 采集的图像进行处理,通过计算像素点的方法获得血管外径的测量值。血管外径测量原理为:利用游标卡尺测量得到聚氯乙烯(PVC)管外径 D_{pvc_out} ,在不同压力作用下,PVC管的形变可以忽略不计,此时可测得 PVC 外径的像素点个数 N_{pvc} ,PVC 管外径处像素点厚度为 $D_{pixel} = D_{pvc_out}/N_{pvc}$ 。血管的外径会随着压力的变化而增大,如图 4 所示,可测得其像素点个数 N_{vessel} ,利用公式 $D_{vessel_out} = D_{pixel} \cdot N_{vessel}$ 就可以得到血管外径的实际尺寸 D_{vessel_out} 。

利用游标卡尺进行定标,如图 4(a)、(b)所示,游标卡尺测量得到的 PVC 管和血管外径的尺寸分别为

$D_{pvc_out} = (4.00 \pm 0.02) \text{ mm}$, $D_{vessel_out-0} = (4.00 \pm 0.02) \text{ mm}$ 。由于 PVC 管的外径始终保持不变,其像素点个数为 $N_{pvc} = 33$,游标卡尺测量得到的 $D_{pvc_out} = (4 \pm 0.02) \text{ mm}$,则每个像素点代表的厚度可以通过公式 $D_{pixel} = D_{pvc_out}/N_{pvc} = (0.12 \pm 0.0006) \text{ mm}$ 获得。当 $P_0 = 1.24 \text{ kPa}$ 时,液体处于静止状态,血管未发生形变,利用公式 $D_{vessel_out-0} = D_{pixel} \cdot N_{vessel}$ 进行计算就可以得到 $D_{vessel_out-0} = (4.00 \pm 0.14) \text{ mm}$,该计算结果与游标卡尺的测量值[图 4(b)所示]基本一致。可见,像素点归一法可以用来测量不同压力下的血管外径值,所测得的血管外径结果如表 1 所示。



图 4 血管外径测量图。(a)游标卡尺测量 PVC 管外径;(b)游标卡尺测量血管外径;(c)血管模型构建

Fig. 4 Measurement of outer diameter of blood vessel. (a) Measurement of outer diameter of PVC tube with vernier caliper; (b) measurement of inner diameter of vessel with vernier caliper; (c) establishment of vascular model

表 1 像素点归一法测得的不同压力下的血管外径值

Table 1 Outer diameter of blood vessel under different pressures measured by pixel point normalization

P / kPa	N_{pvc} / pixel	D_{pvc_out} / mm	D_{pixel} / mm	$N_{vessel} / \text{pixel}$	$D_{vessel_out} / \text{mm}$
1.24	33	4.00 ± 0.02	0.12 ± 0.0006	33 ± 1	4.00 ± 0.14
2.48	33	4.00 ± 0.02	0.12 ± 0.0006	47 ± 2	5.68 ± 0.27
3.72	33	4.00 ± 0.02	0.12 ± 0.0006	50 ± 1	6.05 ± 0.15
4.96	33	4.00 ± 0.02	0.12 ± 0.0006	53 ± 2	6.41 ± 0.27
6.20	33	4.00 ± 0.02	0.12 ± 0.0006	55 ± 1	6.66 ± 0.15

OCT 使用相干光(通常是近红外光)从光学散射介质(如生物组织)内捕获微米分辨率的二维和三维图像,其已被广泛用于医学成像检查和工业无损检测当中。OCT 在厚度测量中的应用也越来越多,如应用于上皮厚度测量^[15]和复合半导体晶片厚度测量^[16]。文献[17]中使用 OCT 对小鼠表皮厚度进行了无损测量和分析^[17]。本实验利用 OCT 系统来测量血管管壁厚度,OCT 系统光源中心波长为 1310 nm,半峰全宽为 85 nm,横向分辨率为 16 μm ,轴向分辨率为 12 μm ,成像深度为 5.8 mm。

血管管壁测量原理为:利用载玻片作为参照物计算归一化因子,再对 Image J 软件测得的像素厚度进行归一化处理,从而可获得血管壁的真实厚度的推算值。已知血管管壁的折射率为 $n_{vessel} = 1.38$,载玻片的折射率为 $n_{glass} = 1.509$,载玻片的厚度为 $D_{glass} =$

1.1 mm,测得载玻片上、下表面的像素点个数为 $N_{glass} = 194$,载玻片每个像素点厚度为 $D_{pixel_glass} = D_{glass}/N_{glass}$,载玻片每个像素点厚度与载玻片折射率的乘积即为每个像素点在空气中的光程 x ,即 $x = D_{pixel_glass} \cdot n_{glass}$ 。同样地,每个像素点在血管中的光程 $x = D_{pixel_vessel} \cdot n_{vessel} = D_{pixel_glass} \cdot n_{glass}$,从而可以计算得到血管壁每个像素点厚度为 $D_{pixel_vessel} = 6.2 \mu\text{m}$ 。如图 5 所示,利用 Image J 软件读取不同压力作用下血管壁的像素点个数 N_{vessel} ,则可由公式 $T_{vessel_w} = D_{pixel_vessel} \cdot N_{vessel}$ 获得血管壁厚度,也就能得到在不同压力作用下的血管管壁厚度 T_{w-0} 、 T_{w-1} 、 T_{w-2} 、 T_{w-3} ,以及 T_{w-4} ,如图 5(b)所示,血管外径、管壁厚度和血管内径如图 5(c)所示。管壁厚度及血管内径值的计算结果如表 2 所示,其中 $D_{vessel_in} = D_{vessel_out} - 2T_{vessel_w-0}$

表 2 像素点归一法测得的在不同压力下的管壁厚度及血管内径值

Table 2 Wall thickness and inner diameter of blood vessel under different pressures measured by pixel point normalization

P /kPa	N_{vessel} /pixel	$D_{\text{vessel_out}}$ /mm	$T_{\text{vessel_w}}$ /mm	$D_{\text{vessel_inner}}$ /mm
1.24	85±1	4.00±0.14	0.53±0.006	2.94±0.16
2.48	80±2	5.68±0.27	0.50±0.012	4.68±0.29
3.72	72±2	6.05±0.15	0.45±0.012	5.15±0.16
4.96	65±1	6.41±0.27	0.40±0.006	5.61±0.29
6.20	55±1	6.66±0.15	0.34±0.006	5.98±0.16

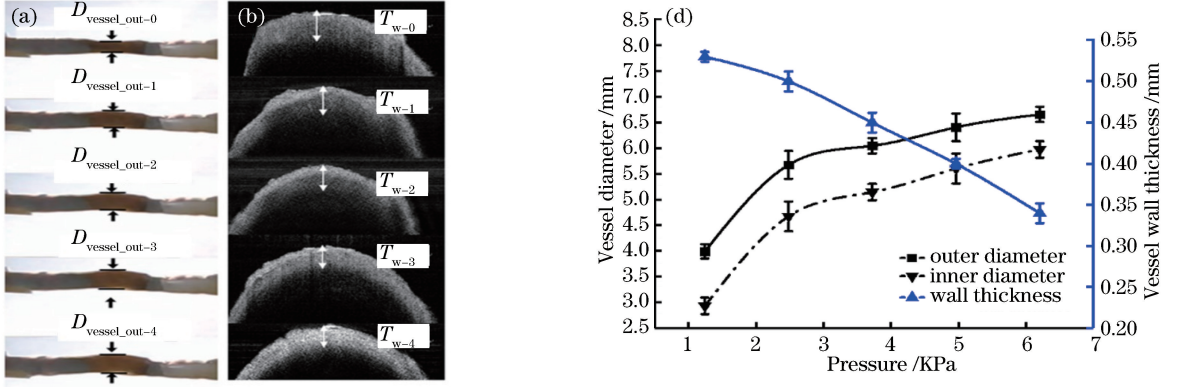
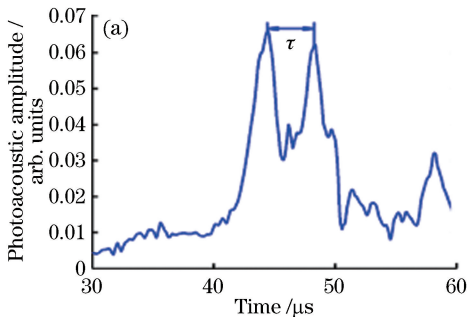


图 5 血管内外径测量结果。(a)血管外径随压力变化图;(b)血管壁厚 OCT 测量结果;(c)血管外径、壁厚,以及内径测量结果
Fig. 5 Measured inner diameter and outer diameter of blood vessel. (a) Variation of outer diameter of blood vessel with pressure; (b) measured vascular wall thickness by OCT; (c) measured results of external diameter, wall thickness, and inner diameter of blood vessels

3.2 光声弹性测量法

利用光声成像技术可以对血管内径的变化情况实现便捷、快速的动态监测,能够获得相应的位移响应信号,从而对血管的扩张情况进行计算评估。在脉冲激光照射过程中,超声换能器检测到的光声信号是由血管内的吸收体吸收光能量后产生的,其经过希尔伯特变换后,所构成的信号包络体现原信号的幅值大小,相位与原信号同相。由于血管前后壁单位体积内的吸收体所产生的光声信号到达超声换能器的时间不同,其时间差值等于峰峰值时间间隔 τ ,如图 6(a)所示。随着血管内部压力从静止状态 P_0 逐步递增到 P_4 ,所测得的血管内的光声信号将



会发生改变,其信号峰峰值的时间间隔分别为 τ_0 、 τ_1 、 τ_2 、 τ_3 和 τ_4 ,由于光声信号的峰峰值时间间隔与血管的直径大小是相关联的,因此 $\tau = D_{\text{vessel_inner}}/c_s$, 已知水中的声速为 $c_s = 1.5 \text{ mm} \cdot \mu\text{s}^{-1}$,故而可以推算出在不同压力作用下的血管内径值,如表 3 所示。在 P_0 时刻,血管没有产生形变,通过光声成像技术测得的光声信号峰峰值之间的时间间隔 τ_0 为 $(2.20 \pm 0.09) \mu\text{s}$,根据公式推算出的血管内径值为 $(3.30 \pm 0.14) \text{ mm}$,接近于基于像素点归一法的实际测量值 $(2.94 \pm 0.16) \text{ mm}$ 。但当内压升高时,由容器泵入血管的液体增多,液体容积也随之增大,单位体积内吸收体增多,所吸收的脉冲光能产生的光

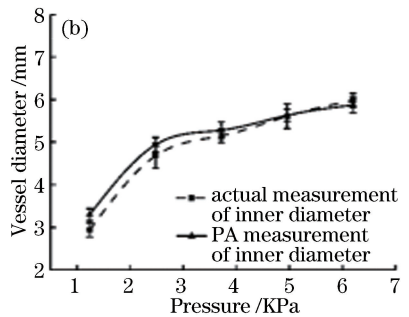


图 6 血管光声信号测量。(a)不同压力作用下的血管光声信号;(b)血管内径的实际测量值和光声测量值
Fig. 6 Measurement of vessel photoacoustic signal. (a) Photoacoustic signal of vessel under different pressures; (b) actual measured value and photoacoustic measured value of inner diameter of blood vessel

声信号增强。同时,血管扩张出现径向位移,超声换能器所接收到的血管前后壁间的光声信号相位延迟增加,其在峰峰值之间的时间间隔也就会相应地增大。弹性扩张强度越大,相位延迟越大,峰峰值之间的时间间隔也就越大。如图 6(b)所示,利用光声法测得的血管内径值与图像法实测的内径值基本一致。

表 3 光声成像技术测得的在不同压力下的血管内径值
Table 3 Inner diameter of blood vessel under different pressures measured by photoacoustic imaging technique

P /kPa	τ / μ s	$D_{\text{vessel_inner_PA}}$ /mm
1.24	2.20 ± 0.09	3.30 ± 0.14
2.48	3.29 ± 0.11	4.94 ± 0.17
3.72	3.52 ± 0.13	5.28 ± 0.19
4.96	3.76 ± 0.09	5.63 ± 0.14
6.20	3.91 ± 0.12	5.87 ± 0.18

4 结 论

在动脉血流动力学研究中,血压与管径的波动基本同步,这两者之间的关系反映了动脉的弹性功能,是重要的研究内容之一。本实验利用光声成像技术可以有效地获取不同压力下容器直径的变化情况。由于生物组织黏滞性产生的阻尼可导致应变,其对于应力响应有相位的延迟,不同的相位延迟则反映了血管的不同弹性特性。利用光声信号的相位延迟,可以计算出光声信号从光源到换能器的传播时间。从光声信号峰峰值之间的时间间隔以及时间延迟情况可以推断出柱状吸收体的尺寸以及位置信息,从而获得血压-管径关系。实际测量得到的血管内径与光声测量内径结果基本一致,血管管径随压力的增加而增大,其结果表明,光声成像系统可以快速、有效、准确地跟踪处于不同压力下血管内径的动态变化信息,为光声成像技术进行无创连续动态血压测量提供了理论依据。

参 考 文 献

- [1] Luo J W, Bai J. Research development of ultrasound elastography[J]. China Medical Devices Information, 2005, 11(5): 23-31.
罗建文, 白净. 超声弹性成像的研究进展[J]. 中国医疗器械信息, 2005, 11(5): 23-31.
- [2] Fatemi M, Greenleaf J F. Vibro-acoustography: an imaging modality based on ultrasound-stimulated acoustic emission[J]. Proceedings of the National Academy of Sciences, 1999, 96(12): 6603-6608.
- [3] Sigrist R M S, Liau J, Kaffas A E, *et al.* Ultrasound elastography: review of techniques and clinical applications[J]. Theranostics, 2017, 7(5): 1303-1329.
- [4] Ichikawa S, Motosugi U, Morisaka H, *et al.* Comparison of the diagnostic accuracies of magnetic resonance elastography and transient elastography for hepatic fibrosis[J]. Magnetic Resonance Imaging, 2015, 33(1): 26-30.
- [5] Yamamoto J, Kakeda S, Yoneda T, *et al.* Improving contrast enhancement in magnetic resonance imaging using 5-aminolevulinic acid-induced protoporphyrin IX for high-grade gliomas[J]. Oncology Letters, 2017, 13(3): 1269-1275.
- [6] Li C H, Guan G Y, Cheng X, *et al.* Quantitative elastography provided by surface acoustic waves measured by phase-sensitive optical coherence tomography[J]. Optics Letters, 2012, 37(4): 722-724.
- [7] Zvietcovich F, Rolland J P, Yao J N, *et al.* Comparative study of shear wave-based elastography techniques in optical coherence tomography[J]. Journal of Biomedical Optics, 2017, 22(3): 035010.
- [8] Hai P F, Yao J J, Li G, *et al.* Photoacoustic elastography[J]. Optics Letters, 2016, 41(4): 725-728.
- [9] Hai P F, Zhou Y, Gong L, *et al.* Quantitative photoacoustic elastography in humans[J]. Journal of Biomedical Optics, 2016, 21(6): 066011.
- [10] Ding Y, Yao Q K, Deng L J, *et al.* Blood glucose noninvasive measurement based on photoacoustic technique[J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2018, 55(3): 030009.
丁宇, 姚清凯, 邓丽军, 等. 基于光声技术的血糖无损检测[J]. 激光与光电子学进展, 2018, 55(3): 030009.
- [11] Chen Z J, Yang S H, Xing D. Progress and application of photoacoustic microscopy technique[J]. Chinese Journal of Lasers, 2018, 45(3): 0307008.
陈重江, 杨思华, 邢达. 光声显微成像技术研究进展及其应用[J]. 中国激光, 2018, 45(3): 0307008.
- [12] Wang C, Dong X N, Cai G, *et al.* Photoacoustic elastography for biological tissue[J]. Chinese Journal of Lasers, 2018, 45(3): 0307010.
王成, 董肖娜, 蔡干, 等. 组织光声弹性成像[J]. 中国激光, 2018, 45(3): 0307010.
- [13] Rosencwaig A, Griffiths P R. Photoacoustics and photoacoustic spectroscopy[J]. Physics Today, 1981, 34(6): 64-66.

- [14] Xu X H, Li H. Scanning photoacoustic mammography with a focused transducer featuring extended focal zone[J]. *Acta Physica Sinica*, 2008, 57(7): 4623-4628.
徐晓辉, 李晖. 基于长焦区聚焦换能器的扫描光声乳腺成像技术[J]. *物理学报*, 2008, 57(7): 4623-4628.
- [15] Neerken S, Lucassen G W, Bisschop M A, *et al.* Characterization of age-related effects in human skin: a comparative study that applies confocal laser scanning microscopy and optical coherence tomography[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2004, 9(2): 274-281.
- [16] Walecki W J, Lai K, Souchkov V, *et al.* Novel noncontact thickness metrology for backend manufacturing of wide bandgap light emitting devices [J]. *Physica Status Solidi (c)*, 2005, 2(3): 984-989.
- [17] Xiao Z Y, Wu S L, Li H. Noninvasive measurement of epithelium thickness based on optical coherence tomography[J]. *Acta Laser Biology Sinica*, 2009, 18(6): 810-814.
肖郑颖, 吴淑莲, 李晖. 基于光学相干层析成像技术的小鼠表皮厚度的无损测量及分析[J]. *激光生物学报*, 2009, 18(6): 810-814.