

基于柱弥散光源体内辐照的前列腺扫描光声成像仿体实验

彭东青 谢文明 吴淑莲 唐嘉铭 李志芳 李晖

Phantom experimental photoacoustic scanning imaging of prostate based on internal light irradiation using cylindrical diffusing source

Peng Dong-Qing Xie Wen-Ming Wu Shu-Lian Tang Jia-Ming Li Zhi-Fang Li Hui

引用信息 Citation: *Acta Physica Sinica*, 64, 207801 (2015) DOI: 10.7498/aps.64.207801

在线阅读 View online: <http://dx.doi.org/10.7498/aps.64.207801>

当期内容 View table of contents: <http://wulixb.iphy.ac.cn/CN/Y2015/V64/I20>

您可能感兴趣的其他文章

Articles you may be interested in

石墨烯被动锁模全正色散掺镱光纤激光器中的暗脉冲及其谐波

Dark pulses and harmonic mode locking in graphene-based passively mode-locked Yb³⁺-doped fiber laser with all-normal dispersion cavity

物理学报.2015, 64(19): 194205 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.64.194205>

基于 10 m 光子晶体光纤的放大自相似锁模振荡器研究

Amplifier similariton oscillator using 10 m photonic crystal fiber

物理学报.2015, 64(18): 184210 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.64.184210>

国产光纤实现直接抽运全光纤化 3000 W 级激光输出

3000 W direct-pumping all-fiber laser based on domestically produced fiber

物理学报.2015, 64(16): 164204 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.64.164204>

高速线性光采样用被动锁模光纤激光器重复频率优化

Repetition rate optimization of passively mode-locked fiber laser for high-speed linear optical sampling

物理学报.2015, 64(13): 134206 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.64.134206>

303MHz 高重复频率掺 Er 光纤飞秒激光器

A 303 MHz fundamental repetition rate femtosecond Er: fiber ring laser

物理学报.2015, 64(11): 114210 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.64.114210>

基于柱弥散光源体内辐照的前列腺扫描光声成像仿体实验*

彭东青¹⁾²⁾ 谢文明³⁾ 吴淑莲¹⁾ 唐嘉铭¹⁾ 李志芳¹⁾ 李晖^{1)†}

1)(福建师范大学光电与信息工程学院, 医学光电科学教育部重点实验室, 光子技术福建省重点实验室, 福州 350007)

2)(集美大学理学院, 厦门 361021)

3)(福建工程学院信息科学与工程学院, 福州 350118)

(2015年4月15日收到; 2015年6月26日收到修改稿)

光声成像技术是一种非常有前景的前列腺早期检测与成像的新技术. 在现有前列腺光声成像技术中, 通常采用的腺体外光源辐照方式由于受外围组织的影响, 容易减弱深部前列腺组织的光能量吸收, 导致辐照范围减小, 引起光声成像深度不足, 难以实现无损前列腺癌的检测. 本文基于前列腺组织的结构特征, 依据一种以柱状弥散光纤在尿道对前列腺实施光辐照、并利用外置于直肠内的长焦区聚焦式超声换能器检测光声信号的前列腺光声扫描成像技术, 构建了光声成像实验系统, 开展了仿体实验. 测试结果表明, 系统能够实现样品中吸收体的定位和成像, 结合柱弥散光源体内辐照可使成像深度提高, 同时侧向成像范围也较大. 初步结果表明, 借助柱弥散光源进行体内光辐照的光声信号新激发方式结合长焦区超声探头在前列腺癌早期无创诊断上具有潜在的应用前景.

关键词: 医用光学技术, 弥散光源, 前列腺, 光声成像

PACS: 78.20.Pa, 87.85.Pq, 42.15.Eq

DOI: 10.7498/aps.64.207801

1 引言

近年来, 前列腺癌的发病率和死亡率都比较高, 已经成为一种全球性的严重健康问题, 尤其是在美国^[1,2]. 虽然中国人前列腺癌的发病率比欧美低得多, 但由于近20年来受饮食习惯西化趋势等因素的影响, 发病率也在逐年快速增长^[3]. 目前, 前列腺癌确切的发病原因和发病机理尚不明确, 但临床数据表明前列腺癌如能早发现、早诊断, 通过手术治疗可达到治愈的目的.

由于前列腺癌发病周期长, 早期症状不明显且位置隐匿难以发现, 导致目前早期发现与诊断存在极大的困难. 当前, 临床对该类疾病的早期检测与筛查所采用的手段主要有直肠指检 (digital rectal

examination, DRE)、前列腺特异性抗原 (prostate-specific antigen, PSA) 检测、活检 (biopsy) 以及医学影像技术等. 其中DRE很大程度上容易受检测范围的限制与主观判断等因素的制约, 准确率只有大约25%; PSA检测结果特异性较差, 有关临床中血清前列腺特异性抗原浓度阈值一直存在很大争议^[4]. 前列腺活检法的检测率则容易因采样方法、采样位置、采样点数以及引导采样的方式不同而不同, 且易引发较大的风险. 现有的医学影像技术包括直肠超声 (trans-rectal ultrasound, TRUS) 和磁共振成像 (magnetic resonance imaging, MRI). 因为能实时操作, 目前TRUS成为前列腺癌定位最普遍采用的技术, 但是据报道, 由于软组织深部位置对比度很差, 该技术对前列腺癌的检测准确度低于

* 国家自然科学基金 (批准号: 61178089, 81201124)、福建省科技计划重点项目 (批准号: 2011Y0019) 和福建省教育厅科技计划 (批准号: JA14189) 资助的课题.

† 通信作者. E-mail: hli@fjnu.edu.cn

50%—60%^[5-7], 另外不能提供关于组织血氧饱和度和血红蛋白浓度的信息, 而二者恰恰会由于肿瘤形成而发生变化. 而MRI仅能进行形态成像, 无法提供准确的诊断信息与定位信息. 纯光学成像技术, 如漫射光学层析成像术(diffuse optical tomography, DOT), 由于在软组织中可达到足够的对比度, 能够获得血氧饱和度和血红蛋白浓度, 也已用于前列腺癌检测的研究^[8], 但是由于生物组织对光的强散射而导致该技术成像深度小于1 mm, 限制了它在前列腺癌临床中的实际应用.

因此, 在当前的技术条件下, 在前列腺癌早期无明显体征的情况下, 寻找出一种无创、高分辨率、深穿透的检测方法将大大改善前列腺癌的诊断、治疗和预后, 临床意义重大.

光声成像技术是一种结合了光学成像与超声成像各自优点、可实现较大深度组织体的高分辨与高对比度成像的新型生物医学成像技术^[9-11], 在乳腺癌、甲状腺、直肠癌、微血管成像等许多方面已开展了大量研究^[12-15]. 目前也有部分研究人员正探索将这种技术应用于前列腺癌的早期监测之中, 为前列腺癌开拓了一种新的检测手段. Spirou等^[16]以埋有模拟血管的鸡胸组织为前列腺模拟样品, 进行了光声成像; Yaseen等^[17]对犬的前列腺以及仿真模型进行光声与商用超声联合成像实验, 实现了病灶的定位; Wang等^[18]利用商用阵列超声探测器开展犬在体前列腺的光声与超声扫描成像, 实验中通过开腔手术将近红外激光经犬腹部在腺体外辐照; Bauer等^[19]在鼠模型上进行前列腺癌生长微环境的光声与超声联合监测, 获取癌血氧参数的变化信息; Dogra等^[20]对经临床活检确诊的人体前列腺进行多光谱光声成像, 认为多光谱技术可以区分恶性、良性及正常前列腺组织; El-Gohary等^[21]利用数值模拟方法对前列腺癌光声成像的光源辐照和探头结构进行了仿真研究; Agarwal等^[22]以金纳米作为肿瘤的光吸收增强剂, 进行前列腺癌的光声成像; Valluru等^[23]借助经直肠光辐照进行前列腺癌的光声成像, 但该方法受限于直肠处光的严重衰减; 文献^[24-28]则展开了用光声成像技术进行前列腺癌短程放射治疗中种子的监测与定位的研究.

尽管上述研究结果表明光声成像技术不仅能无损检测前列腺病变的位置, 还可刻画病变处的血氧功能参数等, 是一种非常有前景的前列腺早期检测与成像的新技术, 但是, 我们注意到已有研究

者采用前列腺体外光源辐照方式(离体样品或采取开腔经腹部辐照或经直肠辐照), 这些辐照方式受外围组织的影响容易减弱深部前列腺组织的光能量吸收, 导致辐照范围减小, 引起光声成像深度不足, 而且这种光源辐照方式将给病人带来额外疼痛, 无法适用于无损前列腺癌的检测. 另外, 现有应用阵列式超声探测器的计算机层析术无法充分利用与前列腺相邻的直肠空间进行光声信号采集与图像重构, 也制约了前列腺癌无损光声检测的临床优势.

考虑到前列腺的特殊生理结构, 我们研究组提出了一种通过尿道引导带有弥散段的光纤直接对腺体实施光辐照, 借助可获得较长有效成像区域的长焦区聚焦式超声探头在直肠处扫描接收时辨超声信号的前列腺肿瘤光声成像技术^[29]. 本文据此搭建了光声实验系统, 测试了系统的横纵向分辨率, 开展了仿体实验研究. 初步实验结果表明, 该技术路线能提高成像范围和成像深度, 对前列腺癌的光声成像技术研究具有重要价值, 对下一步开展离体前列腺癌的光声成像技术研究具有重要指导意义. 该技术还适用于肠道、胃和子宫等可实现体内光照射体外声探测进行癌变光声检测的组织器官, 具有广泛的应用前景.

2 实验装置及工作原理

2.1 柱弥散光源

柱状弥散光源是在普通光纤的末端通过腐蚀、增加散射介质、刻写光栅等^[30,31]方法的加工, 使光纤末端沿径向形成柱状输出的光源, 具有较大的激光输出面. 将其引入病灶体内部后, 易于形成大面积立体辐照, 常用于前列腺癌的成像与治疗^[32]. 在相同能量输入情况下, 柱状弥散光源辐照下的前列腺体内能够获得相对较宽的光分布, 有利于光声信号的信源分析, 而球状光源的能量输出更为集中, 容易对其周围组织体形成灼伤. 实验室定制的多模柱状弥散光纤, 传输激光波段为490—800 nm, 总长3 m, 芯径为0.6 mm; 外部套有保护层, 总直径约1.5 mm; 尾部带有弥散段, 长度为2 cm.

2.2 模拟样品

实验所需模拟样品由一定体积的20% Intralip脂肪乳剂和2 g的琼脂粉以及蒸馏水加热后倒入

模具冷却凝结形成. 考虑到前列腺外形如同倒置栗子, 上端横径 4 cm, 前后径约 2 cm, 上下高度约 3 cm, 后依直肠, 中间穿有尿道. 为简便起见, 这里用柱状模具构建柱状组织模型模拟前列腺组织, 组织模型高约 4.5 cm, 直径 4 cm, 中间留有约 1.5 mm 通道模拟穿过前列腺中间的尿道, 用于放置弥散光纤段实现体内光声激发. 构建几种实验模型如图 1 所示, 弥散光纤从左侧插入沿 y 方向水平放置, 由于癌变处组织血管密集, 富含新鲜血液, 而血液对 532 nm 波长绿光具有强吸收, 与正常组织存在明显的吸收差异, 实验中根据需要在一定位置和方向在模型内埋入吸收体模拟病变组织.

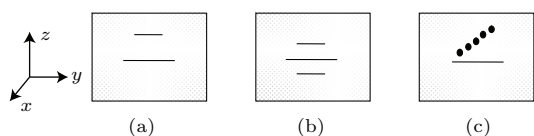


图 1 实验模型示意图

Fig. 1. Schematic diagram of experimental model.

2.3 工作原理

考虑到前列腺组织的生理结构特点, 认为从尿道内借助柱状弥散光源进行光辐照, 在直肠处借助长焦区聚焦式换能器进行声探测实现癌检测, 有助于提高光声成像深度, 且直肠处接收超声信号可实现无损检测. 因此设计成像实验系统如图 2 所示, 光源采用倍频的 Q 开关 Nd: YAG 脉冲激光器 (Surelite I-10, Continuum, West Newton, MA, USA), 波长 532 nm, 脉宽 6 ns, 单个脉冲能量约为 4 mJ, 重复频率 10 Hz. 输出激光束经光学耦合器耦合至定制的多模柱状弥散光纤, 最后将弥散段置于样品内部向四周实施光照射模拟体内光辐照, 以激发吸收体产生光声信号. 激发的光声信号用水浸式长焦区聚焦超声换能器 (V381, Panametrics, Hamburg, Germany) 在外部接收超声信号模拟腺体外直肠处声探测, 所用换能器中心频率 3.5 MHz, 带宽为 2.42—4.96 MHz, 直径 19 mm, 聚焦长度为 60.630 mm, 焦区长度为 30.3 mm, 焦斑直径为 1.39 mm, F 数为 3.68. 换能器所接收的信号由频带范围为 0—30 MHz 的超声脉冲发生器/接收器 (5800 PR, Parametric-NDT, Hamburg, Germany) 进行限幅、整形、滤波和放大后送入带宽 500 MHz、采样率为 5 Gs/s、四通道的数字示波器 (TDS3054C, Tektronix, Johnston, OH, USA) 进行信号监测与采集, 所得信号经示波器取多次平均之

后, 通过 GPIB 卡 (NI-488.2, National Instruments) 把数据传给计算机以保存和处理. 实验中利用光电二极管 (ET-2030, Electro-Optics Technology, Inc) 同步接收脉冲激光并转化为电信号触发示波器. 实验过程样品固定于样品架上, 为了减少声阻抗, 避免声信号在不同介质间传输时衰减严重, 组织样品上表面滴水形成水膜后与水槽底部相接触, 水槽底部开有圆孔, 直径 5 cm 并由透声膜封住. 长焦区聚焦式超声换能器浸没于以水作为超声耦合液的水槽内, 对 z 方向进行超声探测. 为了获取扫描数据, 扫描过程由电脑控制的步进电机 (SC300-2B, Zolix, Beijing, China) 精确控制并驱动电控平移台 (TSA200-B, Zolix) 对超声换能器做直线平移实现扫描, 移动步长为 0.1 mm.

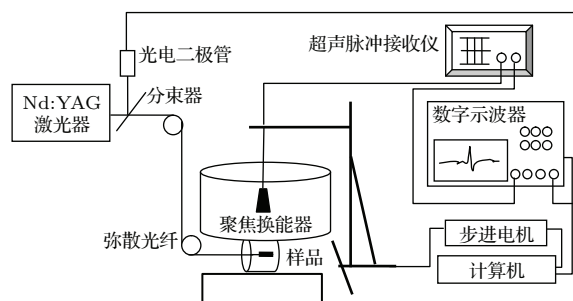


图 2 实验装置图

Fig. 2. Experimental setup.

3 仿体实验

3.1 系统分辨率检测

由于头发的尺度低于换能器的最小分辨率, 为了检测成像系统的纵向分辨率和横向分辨率, 利用直径约 0.1 mm 的头发作为系统的点扩散函数源. 柱状弥散光纤沿模型中心水平插入模拟体内光照射, 用钢针导引头发丝沿着光纤方向 y 插入模拟组织, 发丝与光纤相距约 1 cm, 如图 1 (a) 所示. 超声换能器由电控平移台控制沿横向 x 扫描 400 个位置光声信号, 扫描步长 0.1 mm, 扫描范围 4 cm, 信号平均 64 次.

3.2 弥散光纤两侧成像实验

如图 1 (b) 所示实验模型用于考察弥散光纤上下两侧吸收体成像情况, 该实验模型的 z 方向包含两根碳棒吸收体, 分别被埋于弥散光纤上下方, 碳棒直径 0.7 mm, 距离光纤均约 3 mm. 超声换能

器沿横向 x 扫描 200 个位置的光声信号, 扫描步长 0.1 mm, 扫描范围 2 cm, 信号取平均 64 次. 根据光声图像重建算法对实验数据进行处理, 获得二维光声图像.

3.3 弥散光纤侧向成像实验

采用如图 1(c) 所示的实验模型研究沿弥散光纤侧向吸收体的成像范围, 样品中包含五根碳棒吸收体, 沿 x 轴并列插入, 与光纤的距离依次增大, 在 y 方向相距约 2 mm. 超声换能器沿 y 方向扫描 300 个位置的光声信号, 扫描步长 0.1 mm, 扫描范围 3 cm, 信号取平均 64 次. 同样根据重建算法对实验数据进行处理, 获得二维光声图像.

4 实验结果

4.1 系统分辨率检测

图 3(a) 为换能器探测到的发丝时辨光声信号及其 Hilbert 变换的 8 次平均结果, 粗曲线为原始光声信号, 细曲线为信号的 Hilbert 变换结果. 提取发丝附近一定范围包络线, 如小窗所示. 根据瑞利判据, 系统的纵向分辨率可用信号包络线的半高宽对

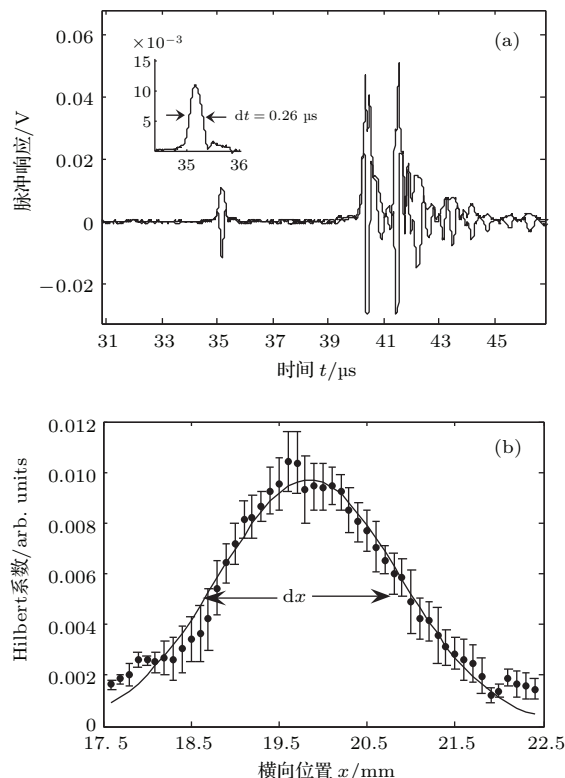


图 3 系统分辨率检测 (a) 纵向分辨率; (b) 横向分辨率
Fig. 3. System resolution detection: (a) Axial resolution; (b) lateral resolution.

应时间间隔 dt 计算得到, 统计得到 $dt = (0.260 \pm 0.012) \mu s$, 由于组织模型中超声波声速 c 为 $1.50 \text{ mm}/\mu s$, 因此系统纵向分辨率 $\Delta z = (0.390 \pm 0.018) \text{ mm}$. 图 3(b) 为光声信号 Hilbert 系数横向分布曲线, 用高斯函数拟合后求取曲线半高全宽 (FWHM), 得到系统的横向分辨率为 $dx = (2.21 \pm 0.03) \text{ mm}$.

4.2 弥散光纤两侧成像实验

图 4(a) 和图 4(b) 给出了实验模型图 1(b) 的典型纵向光声压曲线及其对应系数图. 图中箭头 1 所指为上方碳棒上下表面的光声信号, 对应时间间隔为 $0.391 \mu s$; Fiber 为弥散光纤上下表面光声信号, 对应时间间隔为 $1.094 \mu s$. 箭头 2 所指为下方碳棒光声信号. 根据超声波在组织模型中的声速为 $1.50 \text{ mm}/\mu s$, 可以计算出碳棒和光纤的直径分别为 $(0.59 \pm 0.02) \text{ mm}$ 和 $(1.64 \pm 0.12) \text{ mm}$, 这与碳棒和光纤的实际直径 (0.7 和 1.50 mm) 较为符合. 图 5 为沿横向 x 扫描 200 个位置、扫描步长 0.1 mm 获得的二维光声图像. 图 5 可以较为准确地反映出上下两根碳棒及光纤的位置和直径. 图像中两根碳棒吸收体与光纤相距约为 3 mm, 与实际相符. 上下两根碳棒吸收体的信号与所成图像基本相似, 但

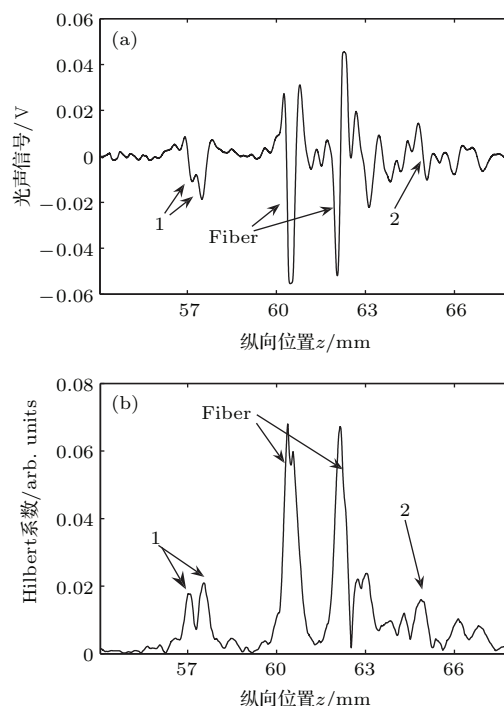


图 4 两侧成像实验 (a) 纵向光声压分布; (b) 纵向光声系数

Fig. 4. Imaging experiment of both sides of fiber: (a) Axial pressure distribution of PA; (b) axial Hilbert coefficient of PA.

由于下方碳棒的光声信号因受传输衰减及光纤阻挡影响, 表现较弱. 实验结果表明, 由于弥散光纤出光的对称性, 体内辐照时上下两侧吸收体吸收光能量大小接近, 激发的光声信号也基本相等. 因此相比于外部辐照时可使深部位置的吸收体 (如图 5 中的碳棒 2, 深度约 2.3 cm) 光吸收增大, 有利于增强深部位置光声信号, 因此可提高光声成像深度. 另外从图 5 还可以明显地观察到光纤所处位置, 如箭头 F 所指位置, 因此利用观察到的光纤, 可以方便定位吸收体的位置. 这非常有利于将来在前列腺成像中利用光纤信号来实现光源引导及病灶体的定位.

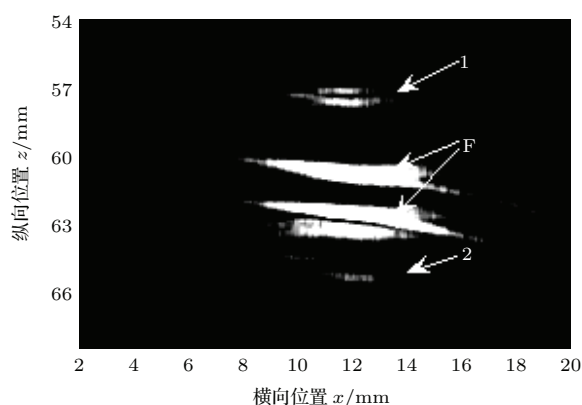


图 5 两侧二维光声图像

Fig. 5. 2D photoacoustic imaging of both sides.

4.3 弥散光纤侧向成像实验

图 6 为实验模型图 1(c) 沿 y 方向扫描 300 个位置光声信号获得的二维光声图像. 插入的 5 根碳棒吸收体清晰可辨, 1—5 对应模型中 5 根碳棒吸收体, F 为光纤上表面. 由于 3, 4, 5 号碳棒靠近光纤, 吸收的光能量多, 因而强度相对要大些. 吸收体附近出现了一些反射形成的伪吸收分布. 1, 2 号碳棒信号较弱, 这一方面是因为所定制的弥散光纤前段弥散段侧向出光较弱, 而 1, 2 号碳棒正好对应该弱发光段, 另外还由于 1, 2 号碳棒与弥散光纤距离较大, 激发光传输过程中的衰减也造成其光声信号较弱. 从图 6 中同样可以明显地观察到光纤所处位置. 图 6 表明仿体实验中柱弥散光源进行体内光辐照可以成像的横向范围超过 1 cm, 光纤一侧可成像深度约为 1 cm, 如果考虑到上下两侧实验结果的对称性, 光源附近成像深度范围接近 2 cm, 也就是说, 可对光源附近半径约为 1 cm 的球体内的病变组织进行光声成像. 如果根据弥散光源侧向出光分布进

行补偿, 将有望进一步扩大成像深度和范围, 显示出借助弥散光纤进行体内光辐照相比于外部光辐照在成像深度和侧向成像范围的优势. 由于前列腺前后径约 2 cm, 患癌位置好发于后叶部位, 因此仿体实验结果初步表明基于弥散光纤在腺体内实施光辐照的光声成像技术有望适用于前列腺尺寸结构, 在前列腺肿瘤的无损检测上具有很好的潜在价值.

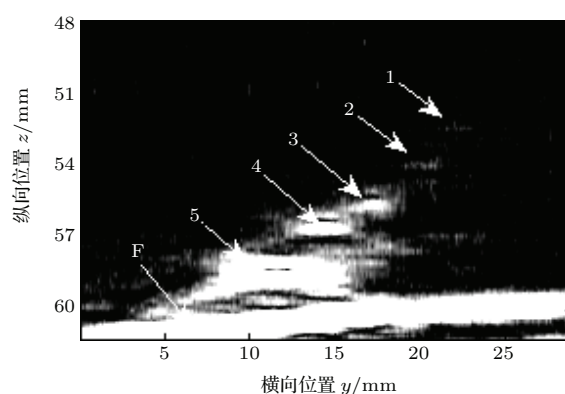


图 6 侧向成像实验

Fig. 6. Lateral imaging experiment.

5 讨论与结论

结合光学成像与超声成像技术特点于一体的光声成像技术是一种新兴的无损生物组织成像技术, 其应用范围不断得到扩展, 但在前列腺癌的监测与诊断应用研究方面相对较少. 对于位置隐蔽、患癌位置好发于后叶的前列腺癌检测, 实现无创伤外部检测需要成像技术有足够的成像深度. 由于癌变处组织血管密集, 富含新鲜血液, 而血液对 532 nm 波长绿光具有强吸收, 与正常组织存在明显的吸收差异, 因此具有大成像深度、对组织体内的光学吸收差异高度敏感的聚焦式光声成像技术非常适用于前列腺癌检测.

本文构建了一种在尿道内借助柱弥散光源进行光辐照、在直肠处借助长焦区聚焦式换能器进行声探测实现癌检测的前列腺无损光声成像系统, 开展了仿体实验成像. 测试结果表明, 系统能准确进行吸收体的定位和成像, 纵向分辨率为 0.39 mm, 横向分辨率为 2.21 mm. 利用柱弥散光源腺内辐照成像深度可提高, 同时侧向成像范围也较大, 由于前列腺后依直肠, 实际成像时可将长焦区超声探头置于直肠内, 充分利用直肠空间进行横向扫描获取光声图像. 考虑到前列腺组织的形态结构大小及癌

变好发位置,设计的成像系统技术指标有望适用于前列腺癌检测,实验中也注意到柱状弥散光源侧向出光均匀性不够,在下一步的工作中需要对弥散光源在组织中的光分布进行测定,以便开展光声图像的补偿.对于实际前列腺组织,虽然由于柱弥散光源的四周侧向发光特性,相比于同样馈入功率的纵向发射光源,其光功率密度较弱;但正是由于光源附近光功率密度较小,允许继续增加光纤输入的激光能量甚至达到组织所能承受的光能量阈值,可保证深处有比纵向发射更多的光能量吸收;又由于光源上下都可以接受光辐照,因此成像深度范围会比在前列腺外围组织进行光辐照时要大,这是这种照明方式的优势所在.另一方面,对于实际前列腺中肿瘤与周围组织的光吸收对比度可能不足的问题,可采用光谱扫描的办法获取前列腺体和肿瘤组织的光声光谱,寻求肿瘤的光学特异吸收峰,以及通过光吸收增强剂或纳米标记探针等,提高腺体组织和肿瘤部位的光吸收对比度,增强深处肿瘤的光声信号,进一步提高实体组织的成像深度和范围.总之,初步的仿体实验结果表明了柱弥散光源在辐照深度和范围的优势,体现了借助柱弥散光源在尿道内进行光辐照的光声信号新激发方式和位于直肠处的长焦区超声探头在前列腺癌早期无创诊断上具有潜在的应用前景,对下一步开展活体前列腺癌的光声成像技术研究具有重要指导意义.值得一提的是,该技术完善成熟后还可运用于肠道、胃和子宫等可实现体内光照射体外声探测进行癌变光声检测的组织器官,具有很强的应用背景.

参考文献

- [1] Siegel R, Naishadham D, Jemal A 2013 *CA-Cancer J. Clin.* **63** 11
- [2] Siegel R, Ma J M, Zou Z H, Jemal A 2014 *CA-Cancer J. Clin.* **64** 9
- [3] Li M, Zhang S W, Ma J H, Chen W Q, Na Y Q 2009 *Chin. J. Urol.* **30** 368 (in Chinese) [李鸣, 张思维, 马建辉, 陈万青, 那彦群 2009 中华泌尿外科杂志 **30** 368]
- [4] Andreev V G, Ponomaryov A E, Henrichs P M, Motamedi M, Orihuela E, Eyzaguirre E, Oraevsky A A 2003 *Proc. SPIE* **4960** 45
- [5] Wijkstra H, Wink M H, de la Rosette J J M C H 2004 *World J. Urol.* **22** 346
- [6] Robert R, Mukesh H 2006 *Hematol. Oncol. Clin. North. Am.* **20** 811
- [7] Turkbey B, Pinto P A, Choyke P L 2009 *Nat. Rev. Urol.* **6** 191
- [8] Wang L V 2004 *Dis. Markers* **19** 123
- [9] Xu M H, Wang L V 2006 *Rev. Sci. Instrum.* **77** 041101
- [10] Yuan Y, Yang S H 2012 *Chin. Phys. B* **21** 054211
- [11] Wang S H, Tao C, Liu X J 2013 *Chin. Phys. B* **22** 074303
- [12] Oraevsky A A, Andreev V G, Karabutov A A, Fleming D R, Gatalica Z, Singh H, Esenaliev R O 1999 *Proc. SPIE* **3597** 352
- [13] Zeng Z P, Xie W M, Zhang J Y, Li L, Chen S Q, Li Z F, Li H 2012 *Acta Phys. Sin.* **61** 097801 (in Chinese) [曾志平, 谢文明, 张建英, 李莉, 陈树强, 李志芳, 李晖 2012 物理学报 **61** 097801]
- [14] Chen B Z, Yi H, Yang J G, Chi Z H, Rong J, Hu B, Jiang H B 2014 *Acta Phys. Sin.* **63** 084204 (in Chinese) [陈炳章, 易航, 杨金戈, 迟子惠, 荣健, 胡兵, 蒋华北 2014 物理学报 **63** 084204]
- [15] Lao Y Q, Xing D, Yang S H, Xiang L Z 2008 *Phys. Med. Biol.* **53** 4203
- [16] Spirou G M, Vitkin I A, Wilson B C, Whelan W M, Henrichs P M, Mehta K, Miller T, Yee A, Meador J, Oraevsky A A 2004 *Proc. SPIE* **5320** 44
- [17] Yaseen M A, Ermilov S A, Brecht H P, Su R, Conjusteau A, Fronheiser M, Bell B A, Motamedi M, Oraevsky A A 2010 *J. Biomed. Opt.* **15** 021310
- [18] Wang X D, Roberts W W, Carson P L, Wood D P, Fowlkes J B 2010 *Biomed. Opt. Express* **1** 1117
- [19] Bauer D R, Olafsson R, Montilla L G, Witte R S 2011 *J. Biomed. Opt.* **16** 026012
- [20] Dogra V S, Chinni B K, Valluru K S, Joseph J V, Ghazi A, Yao J L, Evans K, Messing E M, Rao N A 2013 *J. Clin. Imaging Sci.* **3** 41
- [21] El-Gohary S H, Metwally M K, Eom S, Jeon S H, Byun K M, Kim T S 2014 *Biomed. Eng. Lett.* **4** 250
- [22] Agarwal A, Huang S W, Donnell M O, Day K C, Day M, Kotov N, Ashkenazi S 2007 *J. Appl. Phys.* **102** 064701
- [23] Valluru K, Chinni B, Bhatt S, Dogra V, Rao N, Akata D 2010 *IEEE International Conference on Imaging Systems and Techniques* Thessaloniki, Greece, July 1-2, 2010 p121
- [24] Harrison T, Zemp R J 2011 *J. Biomed. Opt.* **16** 080502
- [25] Su J L, Bouchard R R, Karpouk A B, Hazle J D, Emelianov S Y 2011 *Biomed. Opt. Express* **2** 2243
- [26] Kuo N, Kang H J, Song D Y, Kang J U, Bector E M 2012 *J. Biomed. Opt.* **17** 066005
- [27] Bell M A L, Kuo N, Song D Y, Bector E M 2013 *Biomed. Opt. Express* **4** 1964
- [28] Bell M A L, Kuo N P, Song D Y, Kang J U, Bector E M 2014 *J. Biomed. Opt.* **19** 126011
- [29] Xie W M, Li L, Li Z F, Li H 2012 *Proc. SPIE* **8553** 85532V
- [30] Germer C T, Albrecht D, Isbert C, Ritz J, Roggan A, Buhr H J 1999 *Lasers Med. Sci.* **14** 32
- [31] Vesselov L, Whittington W, Lilge L 2005 *Appl. Opt.* **44** 2754
- [32] Liang X, Wang K K H, Zhu T C 2013 *Phys. Med. Biol.* **58** 3461

Phantom experimental photoacoustic scanning imaging of prostate based on internal light irradiation using cylindrical diffusing source*

Peng Dong-Qing¹⁾²⁾ Xie Wen-Ming³⁾ Wu Shu-Lian¹⁾ Tang Jia-Ming¹⁾
Li Zhi-Fang¹⁾ Li Hui^{1)†}

1) (Key Laboratory of Optoelectronic Science and Technology for Medicine (Ministry of Education of China), Fujian Provincial Key Laboratory of Photonic Technology, College of Photonic and Electronic Engineering, Fujian Normal University, Fuzhou 350007, China)

2) (School of Science, Jimei University, Xiamen 361021, China)

3) (School of Information Science and Engineering, Fujian University of Technology, Fuzhou 350118, China)

(Received 15 April 2015; revised manuscript received 26 June 2015)

Abstract

Photoacoustic imaging has recently emerged as a promising imaging modality for prostate cancer. As a usual light illumination model in the previous studies, the external light illumination is difficult to obtain an accurate reconstructed photoacoustic image. It suffers a great deal of light absorption attenuation by the surrounding scattering tissue and cannot collect sufficient ultrasound signals for image reconstruction. Some particular methods are required to be considered in the photoacoustic imaging technique for examining prostate, such as a light delivery to prostate with sufficient penetrating depth and minimal invasiveness. According to the structural characteristic of prostate tissue, a photoacoustic imaging system is built by using a novel technique for prostate in this paper. In our photoacoustic imaging system, a cylindrical diffusing source with a 2-cm-long diffuser tip is used for an internal light irradiation through a urethra, and a focused transducer with a 3.5 MHz central frequency and 30.3 mm extended focal zone is located in the rectum for scanning the photoacoustic signal. Phantom experimental imaging is carried out. In the experiment, a transverse resolution of 2.21 mm and an axial resolution of 0.39 mm are obtained. The results demonstrate that the system could achieve the accurate imaging position of the absorber in the tissue sample. Because of the symmetrical emitting of the cylindrical diffusing light source and a relatively better lateral uniformity of light absorption around the light source through the internal irradiation model via urethra, light absorption of the upper side of the light source is almost the same as that of the lower side. Therefore the lengthways and lateral imaging ranges can be improved. In addition, the laser energy is allowed to be increased appropriately to obtain a further imaging result without worrying about heat damages to normal tissues, for the light absorption is less around the cylindrical diffusing light source. In conclusion, the preliminary studies show that the new technique, where the internal light irradiation is implemented by using a cylindrical diffusing source and a focused transducer with extended focal zone, has a potential application in the early noninvasive diagnosis of prostate cancer.

Keywords: medical optics, diffusing source, prostate, photoacoustic imaging

PACS: 78.20.Pa, 87.85.Pq, 42.15.Eq

DOI: 10.7498/aps.64.207801

* Project supported by the National Natural Science Foundation of China (Grant Nos. 61178089, 81201124), the Fujian Provincial Key Program of Science and Technology, China (Grant No. 2011Y0019), and the Science Research Project of the Education Bureau of Fujian Province, China (Grant No. JA14189).

† Corresponding author. E-mail: hli@fjnu.edu.cn