



论文

基于高速摄影术的聚焦 Nd:YAG 脉冲激光水下空化效应实验研究

吕涛^{①②}, 李正佳^{②*}

① 中国地质大学(武汉)数理学院, 武汉 430074;

② 华中科技大学光电科学与工程学院, 武汉光电国家实验室, 武汉 430074

* 联系人, E-mail: zhjli@mail.hust.edu.cn

收稿日期: 2011-05-20; 接受日期: 2011-07-18; 网络出版日期: 2011-10-18

国家自然科学基金青年基金(批准号: 61008054)和中央高校基本科研业务费专项资金(编号: CUG090112, CUG110408)资助项目

摘要 采用高速摄影术准确记录聚焦脉冲 Nd:YAG 激光水下诱导空化泡动态变化进程, 同时采用针式水听器探测空泡闭合或等离子体膨胀时辐射的冲击波信号. 实验结果表明, 当针式水听器端面 and 聚焦点间距逐渐减小时, 相同实验条件下, 探测到的声学信号个数增多且信号强度增强. 激光脉冲结构、能量、脉宽等激光参数直接决定单个激光脉冲诱导空泡个数、形貌以及等离子体膨胀和空泡闭合时辐射的声学信号特性. 实验结果可为短脉冲激光在临床医学上的运用提供理论与实践支持.

关键词 脉冲激光, 空化效应, 瞬态声波, 高速摄影术

PACS: 47.55.dp, 52.50.-b, 87.50.-a

1 引言

当聚焦脉冲激光运用在医学上时, 其与生物组织作用机理和损伤效应的研究一直是个热点问题. Vogel 等人^[1]研究了调 Q 的 1.064 μm Nd:YAG 激光经透镜聚焦后作用于角膜时的消融机理为等离子体形成和膨胀、空泡闭合辐射的冲击波和射流, 对邻近正常组织损伤来自于空化及射流冲击力. Lapotko^[2]和 Zohdy 等人^[3]分别借助脉宽 10 ns、波长 0.532 μm 和脉宽 100 fs、波长 0.793 μm 的脉冲激光在生物细胞内诱导产生 μm 或 nm 级直径的空化泡作为一种万能且无毒性的工具来诊断细胞的功能. Rau 等人^[4,5]报道了当 6 ns 脉宽的 0.532 μm 波长的脉冲激光作用于老鼠

肾上皮细胞时, 观察到等离子体形成与膨胀时诱导的冲击波致使细胞发生消融, 同时细胞损伤区域超过了等离子体尺寸并且损伤主要由空化泡膨胀所致. 在眼科中对后端晶体切除手术就是利用空化效应产生的光致分解作用^[6]. 在泌尿外科中倍频双脉冲碎石钳碎石机理是利用空化效应产生冲击波的光声效应(或光机械效应)^[7]. 然而, Sonden 等人^[8]报道了激光空化效应中产生的振荡波对内皮细胞有机机械性损伤. 此外, 在眼科和血管科运用中空化效应产生强烈的血管壁扩张^[9].

研究激光空化效应的方法主要有三种光学手段: 第一种是阴影摄影术^[6,10,11]和纹影摄影术^[12,13], 这种方法可以拍摄到二维空泡图片, 但主要缺点是每张

照片必须相对于激光击穿不同时间延迟后拍摄, 由各个不同物理过程得到的照片重新组合代表一个完整的动态物理过程, 这种方案建立在作用过程具有良好的可重复性基础上, 而实际很难达到. 第二种方法是光束偏转扫描法^[14,15], 采用探测光束距离光击穿点不同位置处探测, 如果探测光束照射到空化泡时探测光束传输方向发生变化而使得接收到的探测光束光能量发生变化, 进而间接反映空化泡半径变化. 这种方法适合于探测初次空泡谐振, 因为空泡能量主要集中在前几次谐振, 后续谐振时由于能量衰减、空化半径较小而没有明显的体积变化, 因此采用此方法得到的空化泡谐振次数小于真实的空化泡谐振次数. 第三种方法是高速摄影术^[16,17], 它能够准确记录单个激光脉冲诱导空化泡完整动态变化过程, 但主要缺点是测量设备昂贵且实验条件较为苛刻.

由于许多生物软组织主要成份是水, 因此聚焦脉冲激光在水中产生空化的机理及特征直接决定其在临床医学上运用时的工作机理及特征. 本文主要利用脉冲延迟控制发生器从时间域准确记录空泡从产生至溃灭变化过程, 基于高速摄影术记录脉冲 Nd:YAG 激光聚焦后作用于液体水中诱导产生的空化泡空间动态变化过程, 同时采用针式水听器探测空化效应中产生的冲击波信号.

2 实验流程

为了准确记录调 Q、波长为 $1.064 \mu\text{m}$ 的 Nd:YAG

单个脉冲激光(920 V 泵浦电压、频率为 1 Hz 时输出单个脉冲能量为 140 mJ、脉宽为 280 ns)液体水中光致击穿诱导空化泡完整动态序列变化, 实验流程如图 1 所示. DG645 脉冲延时控制器(Stanford Research System)后端面板输出端口 A 输出控制脉冲(脉宽 100 ns, 幅度值约 30 V, 其他通道相同)通过外触发端控制示波器(Agilent Technologies InfiniVision, 350 MHz, 2 GSa/s)工作, B 端口控制高速相机(FASTCAM SA1.1, 最高帧频为 675000 fps), C 端口通过脉冲控制开关(华中光电技术研究所)控制 Nd:YAG 激光器(武汉光电国家实验室)工作, 三个端口输出信号可保持同步或异步工作. 激光器输出脉冲激光首先通过分束镜(武汉飞亚光电技术有限公司, 反射率 30%, 透射率 70%), 反射光被光电探测器(北京光电技术研究所, 响应时间约 10 ns)转变为电信号后输入示波器 CH1 通道; 透射的脉冲激光通过扩束聚焦系统(武汉高腾光电技术有限公司)聚焦于饮用纯净水中, 水置于石英玻璃水槽(北京玻璃研究院, 尺寸为 $100 \text{ mm} \times 100 \text{ mm} \times 100 \text{ mm}$, 传输波长范围为 $0.26 \sim 3.5 \mu\text{m}$)中. 与扩束聚焦系统轴线垂直方向、水槽两侧分别放置高速相机和作为照明光源的 LED 照明灯(博客, SLT-P007, LED 亮度 $\geq 12000 \text{ MCD}$). 针式水听器(中国科学院声学所, NCS-1, PVDF 压电薄膜直径 0.8 mm 、厚度 $25 \mu\text{m}$, 灵敏度 $>10 \text{ nV/Pa}$, 频率范围为 $0.5 \sim 15 \text{ MHz}$, 响应时间为几十个 ns)端面与焦点处于同一水平面且两者间距可通过三维微调支架(北京卓立汉光, x, y, z 轴最大行

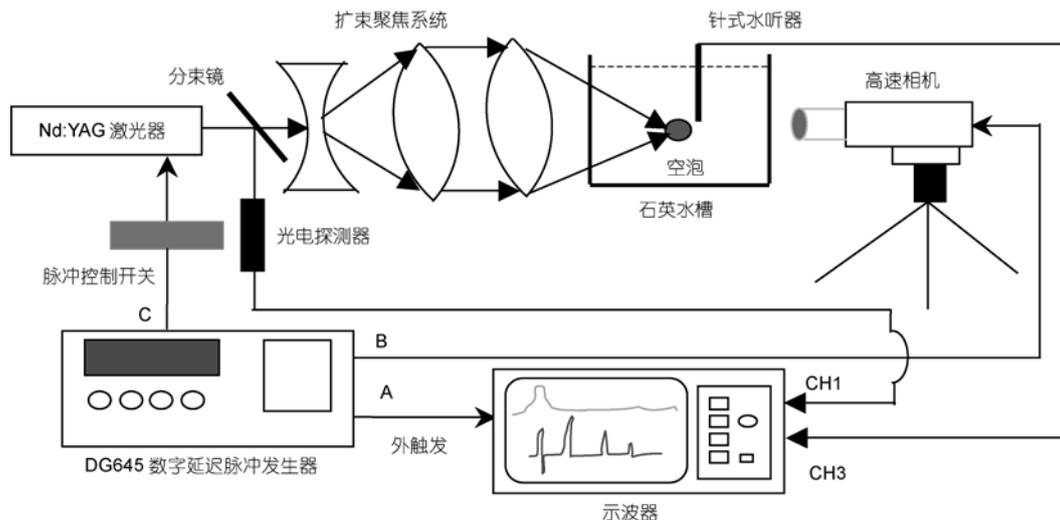


图 1 基于高速摄影技术记录空化泡动态变化序列实验流程图

Figure 1 Recording dynamics of cavitation bubble by experimental setup based on high-speed photography.

程 25 mm, 控制精度 10 μm)调整, 把探测到的声学信号转变为电压信号并输入示波器 CH3 通道. 实验中所使用的激光脉冲通常由多个“脉冲刺”构成, 所指激光脉宽为其中幅度最大的“脉冲刺”半高宽. 严格意义上讲整个激光脉冲可重复性较差, 因为每次输出时最大幅度的“脉冲刺”在整个脉冲中的前后位置并不固定, 但最大幅度的“脉冲刺”可重复性较好, 其幅度和半高宽波动较小.

3 实验结果及分析

当高速相机参数设置为 250000 帧/秒时在

DG645 控制器输出脉冲控制下拍摄单个脉冲诱导产生一个完整的空泡动态变化(前两次谐振)全过程如图 2 所示. 虽然实验能够准确判断空泡相对控制信号延迟 145796 μs 后开始形成, 但由于 1.064 μm 波长 Nd:YAG 脉冲激光对控制信号的响应时间是一个变量而非常量且约为 100~300 ms(包括其他元件如脉冲控制开关自身响应时间等), 所以本次实验只有准确测量出激光器响应时间才能够准确计算出激光作用多长时间后空泡开始形成. 控制信号作用后 145824 和 145888 μs 分别发生一次葫芦形等离子体闪光, 在 145996 和 146032 μs 空泡发生第一次、第二次闭合, 随后又发生第三次膨胀和闭合, 但由于此时空泡体

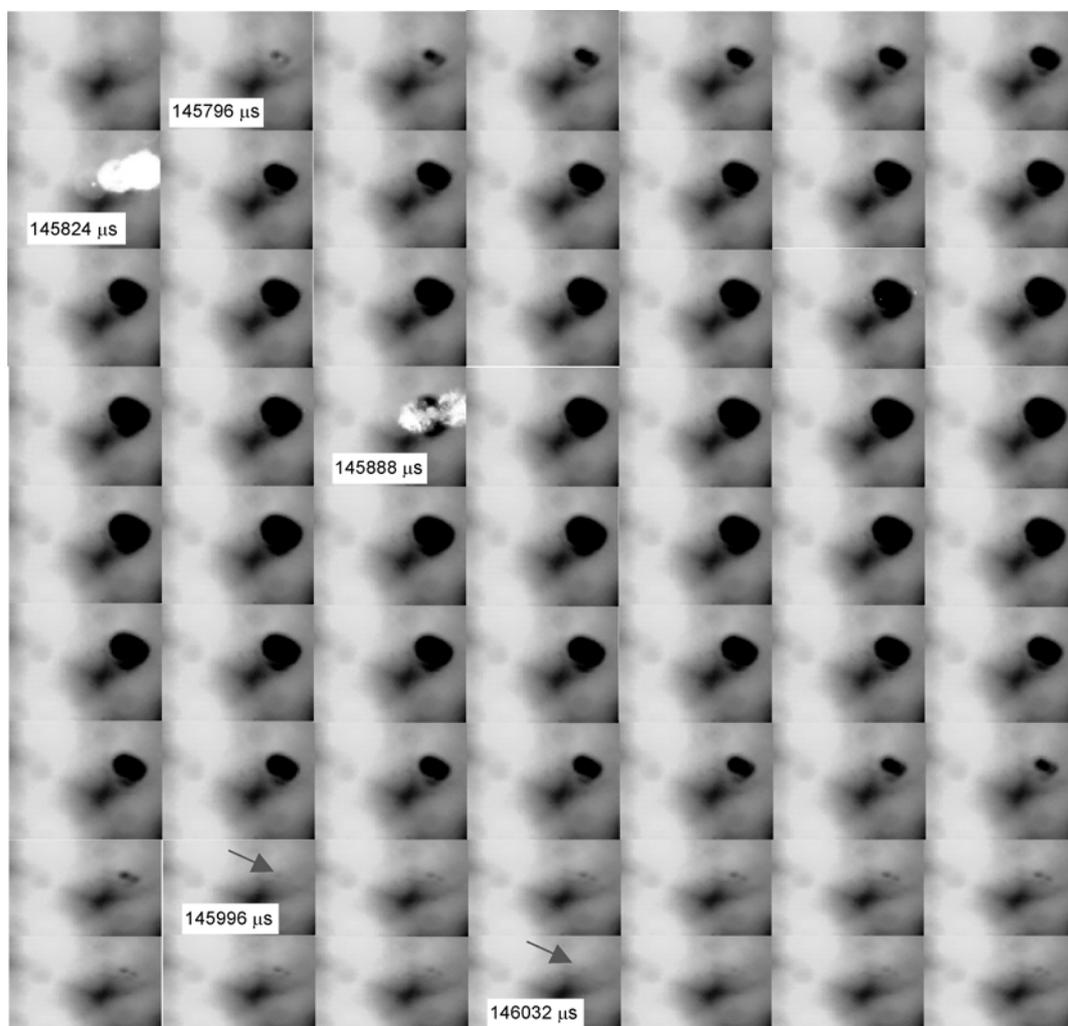


图 2 高速相机以 250000 帧/秒拍摄到空化泡谐振序列图

帧间隔 4 μs , 像素 128 \times 80, 图中标记时间为相对于同步控制信号延迟时间

Figure 2 Dynamics of cavitation bubbles imaged by high-speed camera at a speed rate of 250000 frames/s (interframe of 4 μs , 128 \times 80 pixels). The given time for each image represents the time after the onset of the controlling signal.

积较小而仅能观察到空泡明暗对比度变化却没有明显的体积变化. 空泡三次谐振周期分别为 200, 36, 20 μs .

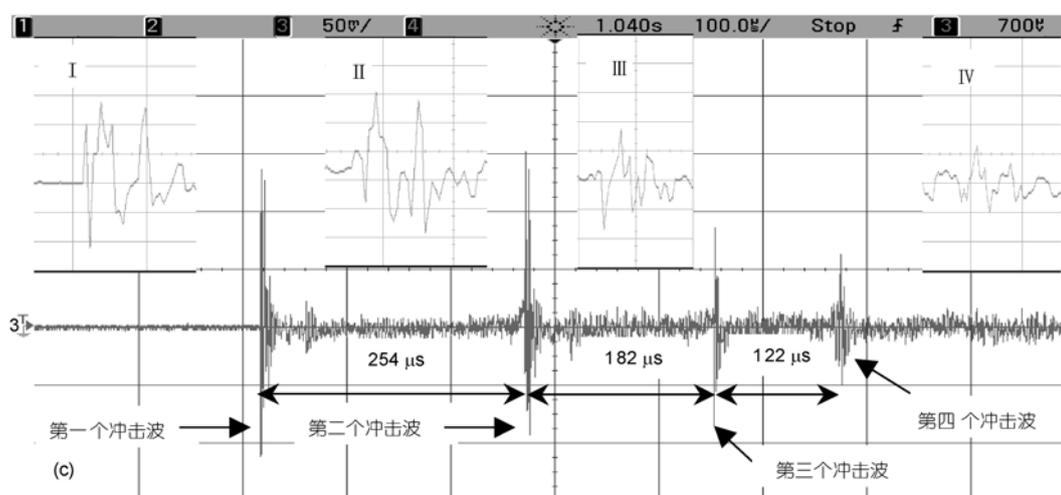
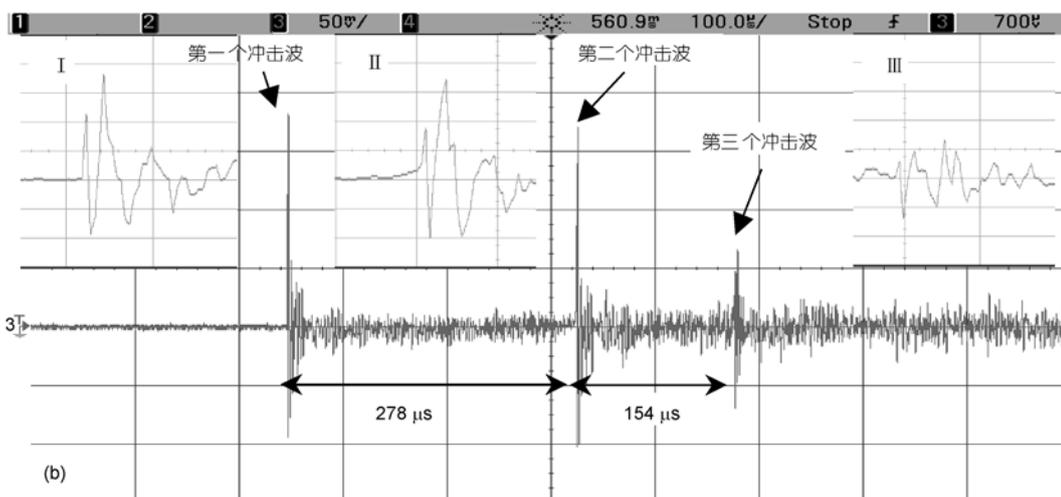
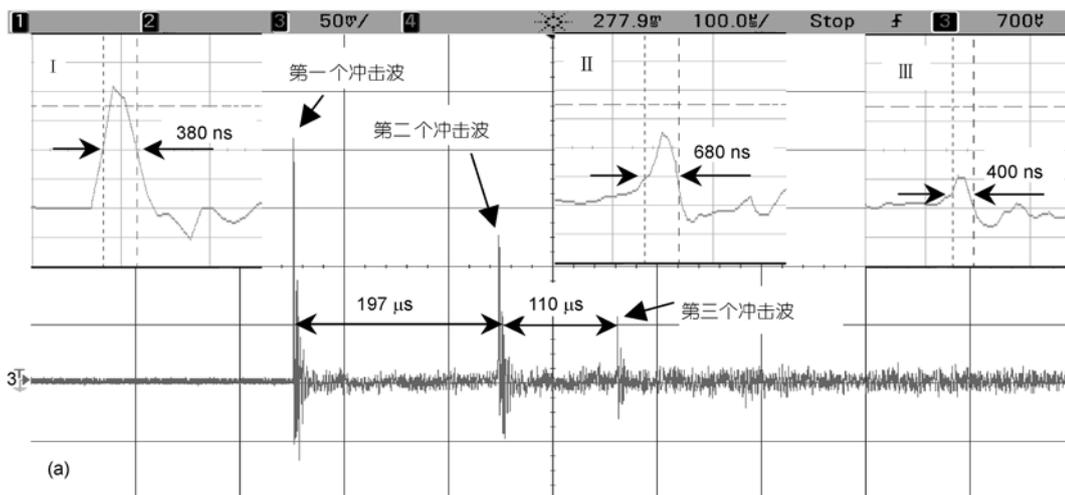
可见空泡谐振初期由于能量较大所以谐振周期较长, 此后能量急剧衰减导致谐振周期急剧减小. 实际上由于帧频限制相机并没有拍摄到真实的第一个等离子体闪光, 如果帧频趋于无穷大则肯定能实现. 理论上讲, 即使没有拍摄到真实的第一个等离子体闪光照片, 但也不会出现如图 2 所示的两张等离子体闪光照片. 我们认为产生这种现象的根本原因是与单个激光脉冲包含的毛刺脉冲波形个数、波形、幅值有关(见图 3(f)). 依据图 2 所示结果, 可判断第一个毛刺脉冲已经使水发生光击穿而产生空化泡, 在此空泡膨胀过程中, 约 30 和 94 μs 后分别出现第一次、第二次等离子体闪光, 这是由第二个和第三个毛刺脉冲作用的结果, 这与图 3(f) 中 CH1 通道测量的 1.064 μm 波长脉冲激光波形相一致. 实验所用激光器性能有待进一步改进, 要求每次输出均为理想的单个激光脉冲且脉宽和能量波动较小、可重复性好.

对于 1.064 μm 的聚焦脉冲激光水下空化效应辐射声脉冲信号, 当针式水听器敏感端面 and 聚焦点分别处于不同间距 5, 3, 2, 1.5, 1 mm 的时候, 探测到的声学信号分别如图 3(a)~(e) 所示. 对于图 3(a), 由于水听器间距焦点距离 r 较远(大于最大空泡直径), 冲击波在液体水中传输时能量与 $1/r$ 成正比例衰减^[6], 理论上第一个冲击波信号为脉冲激光水下光击穿后等离子体膨胀诱导产生的冲击波, 第二个和第三个冲击波信号分别为空泡第一次、第二次闭合时辐射的冲击波信号. 第一至第三个冲击波信号幅度分别为 210, 12.5, 6 bar (1 bar=10⁵ Pa), 脉冲宽度分别为 380, 680, 400 ns, 瞬态波形分别如图 3(a) 中放大的图 I~III 所示, 均为双极性的信号且正极性信号占主导地位, 并且相邻两个冲击波信号时间间隔分别为 197 和 110 μs . 图 3(b) 类似于图 3(a), 但是显著区别是各个冲击波信号的形状与图 3(a) 中冲击波信号形状差异较大, 图 3(c)~(e) 同样具有这种特性. 此外, 图 3(b) 中相邻两个冲击波时间间隔分别为 278 和 154 μs , 且各个冲击波信号波形不具备图 3(a) 所示较理想的正极性占主导地位的双极性信号, 第一个毛刺脉冲信号幅度略低于第二个毛刺脉冲信号幅度, 影响因素主要取决于入射激光脉冲波形结构. 如前所述, 真实条件下各个激光脉冲的可重复性较差, 理论上如

果入射激光脉冲包含的第一个毛刺脉冲占主导地位, 那么所激发的声学信号如图 3(a) 所示双极性较好, 否则双极性较差且最大幅度声学脉冲信号不是如图 3(b) 所示的第一个毛刺脉冲信号(幅度略小). 图 3(c) 为水听器间距焦点处 2 mm 时探测到的声学信号图, 声学信号类似于图 3(b) 所示声学信号, 但是不同点是产生的声学信号明显有四个(相邻间隔分别为 254, 182, 122 μs), 因为在相同实验条件下, 探测点距离焦点越近, 能够探测到的空泡闭合时辐射的声学信号个数越多且声学信号的强度越高. 第一个信号是等离子体诱导产生, 其余三个信号分别为空泡闭合(或谐振反弹闭合)时辐射的第一至第三个冲击波信号, 并且第一次闭合辐射的冲击波信号正极性信号幅度要明显高于离子体诱导产生信号正极性部分, 这与国外研究者们得到的结论一致^[6]. 图 3(d) 为探测点间距焦点 1.5 mm 时探测得到的声学信号图, 其特性类似于图 3(c), 唯独不同的是相邻冲击波信号的时间间隔分别为 244, 144, 88 μs . 图 3(e) 为探测点间距焦点 1.0 mm 时探测得到的声学信号图, 四个冲击波信号相邻时间间隔分别为 286, 150, 120 μs . 但是图 3(e) 与图 3(c) 和 (d) 显著区别是等离子体诱导冲击波和第一个空泡闭合辐射的冲击波信号时间间隔 Δt 变大, 这与理论相悖, 因为理论上探测点越近, Δt 越小. 我们认为这与入射激光脉冲波形结构和单个脉冲能量波动有直接的关系, 因为激光器即使在同一泵浦电压条件下工作其输出能量也在不断波动而非一稳定值.

图 3(f) CH1 通道为参考光信号波形, CH3 通道为针式水听器探测到的冲击波信号, 水听器间距焦点 10 mm 左右. 由图可见, 虽然单个激光脉冲波形包含多个毛刺脉冲, 第一个毛刺脉冲作用后发生光致击穿产生等离子体迅速诱导产生第一个冲击波信号, 此信号与该毛刺脉冲激光基本同步表明等离子体从产生至急剧膨胀时间极短(ns 级), 161 μs 后空泡闭合辐射出第一个冲击波信号. 由于是远场探测(探测点间距焦点距离 10 mm 左右, 而空泡直径约为 1~3 mm), 因此后续空泡闭合辐射的冲击波信号能量因衰减较快而未能探测到.

由于闪光灯泵浦固体 Nd:YAG 激光器对控制信号响应时间是一个变量, 要准确记录空化泡产生时间必须准确计算出每一次工作时激光器响应时间或绕开激光器响应时间, 即计算空泡产生的时间与激光器响应时间无关^[18]. 有两种解决方案: (1) 实验中



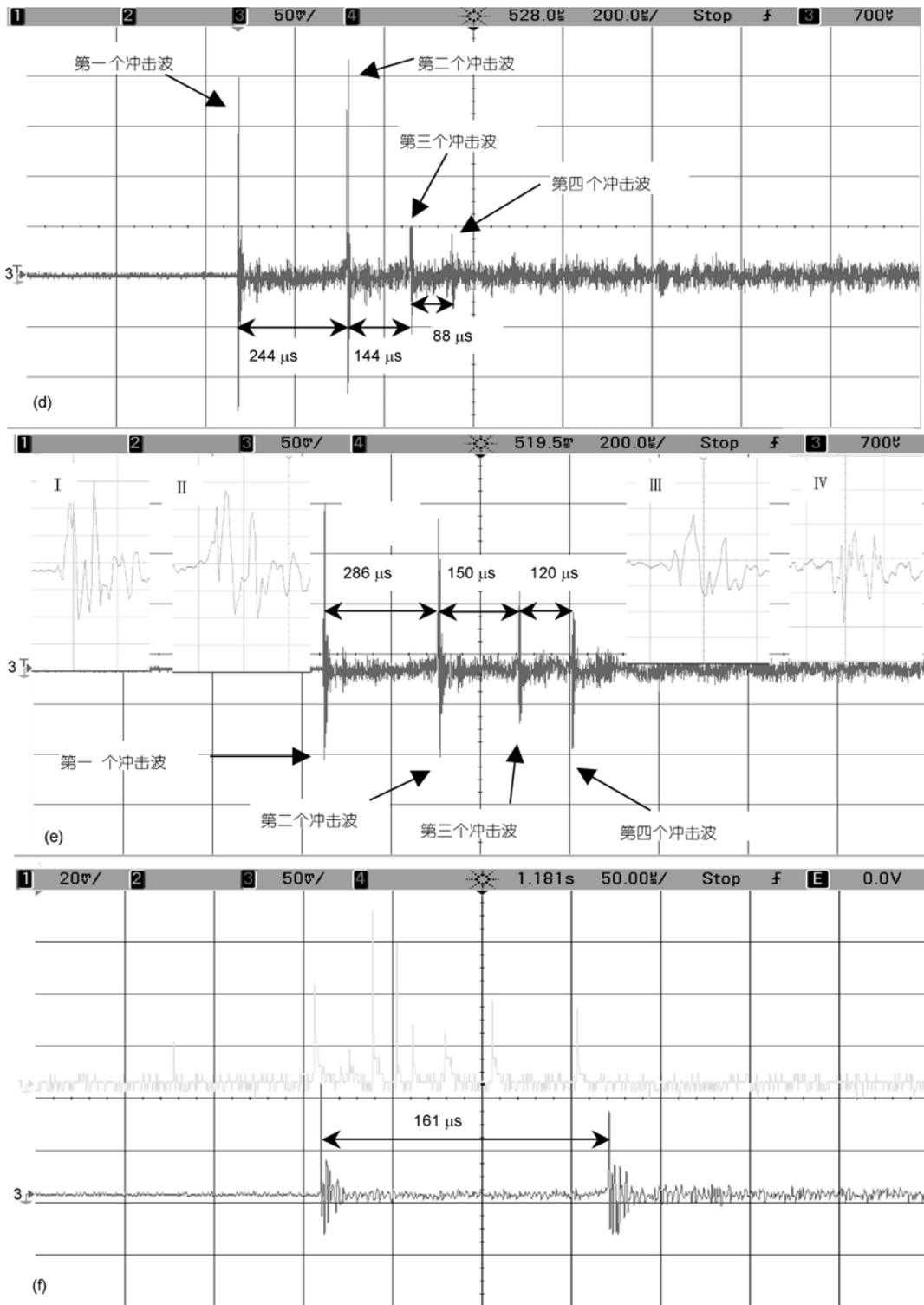


图3 示波器显示5 mm (a), 3 mm (b), 2 mm (c), 1.5 mm (d), 1 mm (e), 10 mm (f)时聚焦脉冲Nd:YAG激光水下诱导冲击波信号图
插图中 I~IV 分别为第一至第四个冲击波信号放大图

Figure 3 Oscilloscope traces of the pressure transients induced by a single focusing Nd:YAG laser at different distances between the hydrophone end and the focused point. (a) 5 mm; (b) 3 mm; (c) 2 mm; (d) 1.5 mm; (e) 1 mm; (f) 10 mm. Insert I~IV indicate the magnified pictures of from the first to the fourth pressure transients.

引出一部分参考光经光电转换后输入示波器, 准确测出此参考信号相对初始控制信号延迟时间 Δt_1 就可准确修正序列照片上时间. 如果空泡出现时对应照片时刻为 Δt_2 (相对控制信号延时), 则空泡出现在激光开始作用后的准确时间就为 $\Delta t_2 - \Delta t_1$. (2) 实验中引出一部分参考光经光电转换后作为控制信号直接控制高速相机工作, 而不是由延迟控制器直接控制高速相机工作, 这样就可以直接准确地计算脉冲激光开始作用后 Δt 时间空泡开始出现.

4 结论

本实验证明激光空泡谐振时体积最大发生在第

一个谐振周期, 由于在谐振过程中其能量不断衰减, 经过第二次、第三次反弹谐振空泡能量和体积剧烈衰减. 脉冲激光包络形状和扩束聚焦系统性能直接影响激光空化泡的空间动态变化过程及空化效应中诱导产生的振荡波信号特征. 在临床医学运用中, 主要是激光等离子体膨胀和第一次空泡闭合辐射振荡波会对生物组织造成一定程度的损伤, 有时临床手术中恰好利用此效应来消融人体组织. 实验也表明高速摄影术可准确记录空泡完整谐振过程, 它比采用光束偏转法研究空泡谐振规律更准确, 因为后者只能准确记录初次谐振, 但对后续体积变化不大的谐振就无能为力.

参考文献

- Vogel A, Schweiger P, Frieser A, et al. Intraocular Nd:YAG laser surgery: Light-tissue interaction, damage range, and reduction of collateral effects. *IEEE J Quantum Electron*, 1990, 26(12): 2240–2260
- Lapotko D O. Laser-induced bubbles in living cells. *Lasers Surg Med*, 2006, 38: 240–248
- Zohdy M J, Tse C, Ye J Y, et al. Optical and acoustic detection of laser-generated microbubbles in single cells. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*, 2006, 53(1): 117–125
- Rau K R, Guerra A, Vogel A, et al. Investigation of laser-induced cell lysis using time-resolved imaging. *Appl Phys Lett*, 2004, 84(15): 2940–2942
- Rau K R, Quinto-Su P A, Hellman A N, et al. Pulsed laser microbeam-induced cell lysis: Time-resolved imaging and analysis of hydrodynamic effects. *Biophys J*, 2006, 91: 317–329
- Vogel A, Busch S, Parlitz U. Shock wave emission and cavitation bubble generation by picosecond and nanosecond optical breakdown in water. *J Acoust Soc Am*, 1996, 100(1): 148–165
- Zorcher T, Hochberger J, Schrott K, et al. *In vitro* study concerning the efficiency of the frequency-doubled double-pulse Neodymium:YAG laser (FREDDY) for lithotripsy of calculi in the urinary tract. *Lasers Surg Med*, 1999, 25: 38–42
- Sonden A, Svensson B, Roman N, et al. Laser-induced shock wave endothelial cell injury. *Lasers Surg Med*, 2000, 26: 364–375
- Leeuwen T G V, Meertens J H, Velema E, et al. Intraluminal vapor bubble induced by excimer laser pulse causes microsecond arterial dilatation and invagination leading to extensive wall damage in the rabbit. *Circulation*, 1993, 87: 1258–1263
- Apitz I, Vogel A. Material ejection in nanosecond Er:YAG laser ablation of water, liver, and skin. *Appl Phys A*, 2005, 81: 329–338
- Noack J, Hammer D X, Noojin G D, et al. Influence of pulse duration on mechanical effects after laser-induced breakdown in water. *J Appl Phys*, 1998, 83: 7488–7495
- Vogel A, Apitz I, Freidank S, et al. Sensitive high-resolution white-light Schlieren technique with a large dynamic range of the investigation of ablation dynamics. *Opt Lett*, 2006, 31(12): 1812–1814
- Tomita Y, Shima A. Mechanisms of impulsive pressure generation and damage pit formation by bubble collapse. *J Fluid Mech*, 1986, 169: 535–540
- Peter G, Rok P, Janez M. Investigation of a cavitation bubble between a rigid boundary and a free surface. *J Appl Phys*, 2007, 102: 094904
- Petkovsek R, Gregorcic P, Mozina J. A beam-deflection probe as a method for optodynamic measurements of cavitation bubble oscillations. *Meas Sci Technol*, 2007, 18: 2972–2978
- Lim K Y, Quinto-Su P A, Klaseboer E, et al. Nonspherical laser-induced cavitation bubbles. *Phys Rev E*, 2010, 81: 016308
- Obreschkow D, Kobel P, Dorsaz N, et al. Cavitation bubble dynamics inside liquid drops in microgravity. *Phys Rev Lett*, 2006, 97: 094502
- Lü T, Li Z J. Underwater holmium-laser-pulse-induced complete cavitation bubble movements and acoustic transients. *Chin Sci Bull*, 2011, 56: 1226–1229

Experimental research of cavitation effect induced by focused Nd:YAG laser pulse underwater based on high-speed photography

LÜ Tao^{1,2} & LI ZhengJia^{2*}

¹ *School of Mathematics and Physics, China University of Geosciences, Wuhan 430074, China;*

² *Wuhan National Laboratory for Optoelectronics, College of Optoelectronics Science and Engineering, Huazhong University of Science and Technology, Wuhan 430074, China*

Dynamic process of cavitation bubble induced by focused Nd:YAG laser pulse can be recored accurately by means of high-speed photography. Simultaneously, shock waves which are emitted upon cavitation bubble collapse or plasma expanding, can also be detected by a needle hydrophone. Experimental results indicate that, under the same experimental conditions, the number of acoustic transients will increase and the intensity of them will augment when the distance between the hydrophone end face and the focused point decreases. The laser parameters such as structure, intensity, pulse width, etc, directly determine the number and the morphology of bubble, and the characteristics of acoustic signals induced by plasma expansion and bubble collapse. Experimental results can supply with theoretical and practical supports for the application of short-pulse laser in clinical medicine.

pulsed laser, cavitation effect, acoustic transient, high-speed photography

PACS: 47.55.dp, 52.50.-b, 87.50.-a

doi: 10.1360/132010-1334