

# 激光对不同物质消融的研究

胡雪金 谷怀民 陈永荣 匡梅 袁廷海 奚居雄 赵震声

(中国科学院安徽光机所, 合肥 230031)

**提要:** 本文报道了用 308nm XeCl 激光消融聚合物及生物组织和角膜刻划的研究结果, 并与 1.06 $\mu\text{m}$  和 0.53 $\mu\text{m}$  的纳秒、皮秒 YAG 激光消融生物组织的结果作了对比。

**关键词:** 准分子激光, 消融, 能流密度, 聚甲基丙烯酸甲酯

## Research on laser ablation of various materials

*Hu Xuejin, Gu Huaimin, Chen Yongrong, Kuang Mei,*

*Yuan Tinghai, Xi Juxiong, Zhao Zhensheng*

(Anhui Institute of Optics and Fine Mechanics, Academia Sinica, Hefei)

**Abstract:** Some of experimental results on 308nm XeCl laser ablation of polymers and biological tissue and on cutting of eyeball cornea are presented. Comparison is also given of the results on the ablation of biological tissues by nanosecond(NS) and picosecond(ps) YAG laser at 1.06 $\mu\text{m}$  and at 0.53 $\mu\text{m}$ .

**Key words:** excimer laser, ablation, fluence, polymethyl methacrylate(PMMA)

## 一、引言

紫外准分子激光单光子能量高, 它能通过对物质的光化学作用直接打断物质分子的化学键, 使之被消融或切割。与可见、红外激光的光热作用相比, 紫外(UV)准分子激光对消融区域周围的物质的热损伤极小。1982年, IBM公司的Srinivasan<sup>[1, 2]</sup>等人开始研究用UV准分子激光消融聚合物, 引起了有关研究人员的极大兴趣, 人体和其它生物组织可视为充满大量水的聚合物, 用UV准分子激光同样能对它们进行光化学消融切割, 并且对切口周围组织造成的热损伤极小。国外许多开发和基础研究实验室已在这方面作了大量工作, 在国内, 我们开展了UV准分子激光消融聚合物、血栓、血管壁及角膜刻划的综合研究工作, 并和YAG激光的消融结果作了比较。

## 二、研究装置和样品

所用激光器是我们自己设计生产的ELA-752型308nm XeCl激光器, 脉冲能量在50~

100 mJ 之间, 脉宽约为 15 ns, 重复频率为 0.5~130 Hz。另外还应用了 1.06  $\mu\text{m}$  和 0.53  $\mu\text{m}$  的 YAG 激光。从激光器输出的激光经光阑后, 由焦距为  $f=250\text{ mm}$  的球面透镜聚焦到样品表面。在进行角膜刻划时, 聚焦系统由两个互相垂直放置的、焦距分别为 70 mm ( $y$  方向) 和 50 mm ( $x$  方向) 的柱面透镜组成。将激光聚焦成一条极细的线型光斑至样品上。激光能量由 PT-1 型激光能量计监测。

研究样品分别为: (1) 掺杂不同的各种颜色的聚甲基丙烯酸甲酯 (PMMA)、聚氯乙烯 (PVC); (2) 血栓、血管壁和心肌; (3) 来自人尸和兔子的离体眼球。

### 三、实验内容和结果

#### 3.1 聚合物的激光消融

在激光消融中存在一个能流阈值  $F_T$ ,  $F_T$  的大小和激光波长、脉冲宽度及物质本身的特性有关。激光脉冲可引起键断裂或快速蒸发而产生消融作用。能流密度不同, 则单脉冲激光消融深度  $x$  也显著不同。单脉冲消融深度  $x$  与能流密度  $F$ 、阈值  $F_T$  及吸收系数  $\alpha$  之间存在下列关系<sup>[3,4]</sup>:

$$x = \frac{1}{\alpha} \ln(F/F_T)$$

我们固定激光脉冲重复频率为  $f=2\text{ Hz}$ , 总的脉冲数  $N$  为 400 个脉冲, 得到如图 1 所示的消融深度-能流密度关系曲线。

从图 1 的结果看出, 随着能流密度  $F$  的增加, 单脉冲消融深度呈非线性增加, 并逐渐饱和。在实验条件相同的情况下, 黑色 PMMA 的消融深度最深, 淡蓝色的 PMMA 次之, 深蓝色的 PMMA 的消融深度最浅。我们认为这是由于不同颜色的 PMMA 中的掺杂成份不同, 从而使它们对准分子激光的吸收系数  $\alpha$  各不相同, 同时  $\alpha$  的变化又会引起能流密度阈值  $F_T$  的变化, 所以, 在相同的能流密度激光作用下, 各种颜色 PMMA 的消融深度也各不相同。

另一方面, 在其它条件不变的情况下, 随着累积能量的增加(或随累积脉冲数的增加), 单

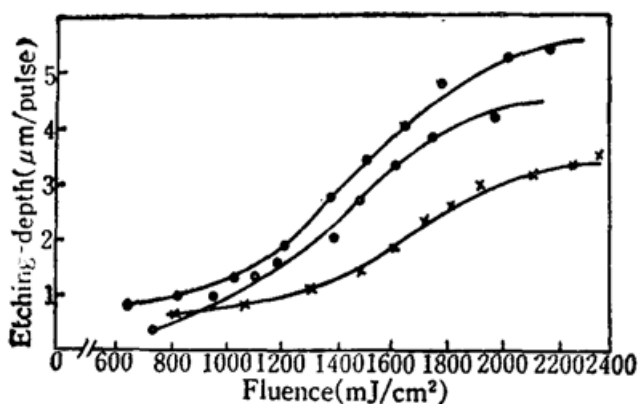


Fig. 1 Etch depth per laser pulse for black PMMA (●) and pale blue PMMA (○) and dark blue PMMA (×) as a function of incident XeCl laser fluence at laser repetition rate of 2 Hz and a total pulses of 400

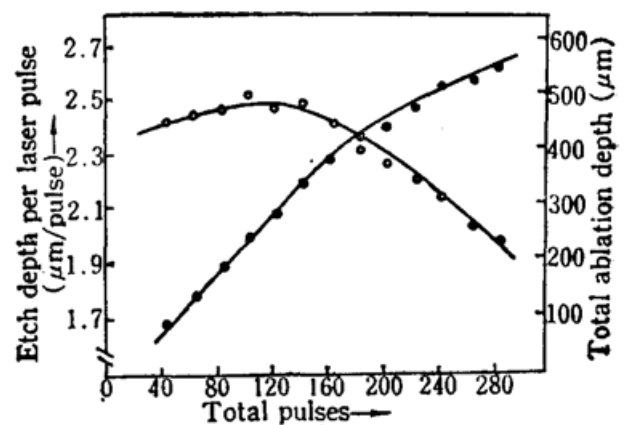


Fig. 2 Etch depth per laser pulse (○) and total etch depth (●) for dark blue PMMA as a function of total number of XeCl laser pulses, laser repetition rate is 2 Hz, laser energy per pulse is 45 mJ, and XeCl laser fluence is 1400 mJ/cm<sup>2</sup>

脉冲消融深度先呈非线性增加, 然后饱和, 最后又出现下降趋势, 研究结果如图 2 所示。图 2 中的上升趋势的出现主要是由于在消融作用中存在一种潜伏(incubation)效应, 即在激光照射的最初几个脉冲内并不发生消融效应。随着累积脉冲数的增加, 潜伏效应被更多的脉冲数所分担, 观测到的单脉冲消融深度受其影响变小, 出现饱和效应。当累积脉冲数增加到一定值后, 总的消融深度变得较大, 消融孔底逐渐离焦, 能流密度下降, 同时孔壁对激光脉冲的吸收、散射和衰减作用加剧, 于是单脉冲消融深度下降, 而总的消融深度则逐渐饱和。

### 3.2 激光血管成形术

#### (1) 激光波长、脉宽与消融效果的关系

激光波长不同, 则生物组织对激光的吸收系数  $\alpha$  也不同, 消融效果也会因此而变化。激光波长越短, 则其单光子能量越高, 它和生物组织相互作用时就更容易通过光化学作用直接打断生物组织分子的化学键, 消融所需的激光能流阈值也越小, 研究结果如图 3 所示。

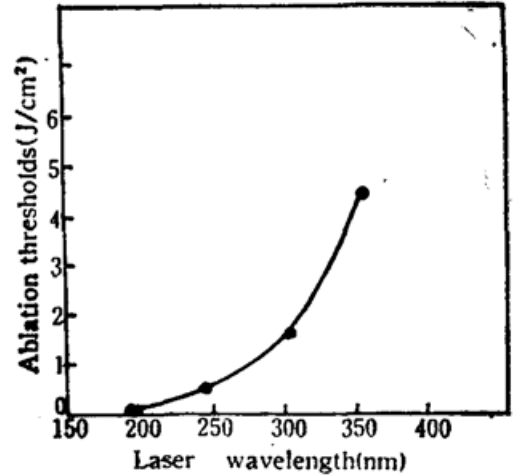


Fig. 3 Ablation thresholds as a function of laser wavelength. Sample: artery wall from dead human baby in the air

保持累积激光能量不变, 改变激光波长, 还会使消融总深度发生变化, 图 4 给出了 YAG 激光、倍频 YAG 激光和 XeCl 激光消融血栓、猪心肌的研究结果。在其它条件相同的情况下, 不同脉冲宽度的激光, 其消融效果也不一样, 如图 4。脉冲宽度越窄, 则消融效果越好, 消融所需的能流阈值越小。

#### (2) 激光能量与消融效果的关系

同激光消融聚合物相似, 在激光消融血栓时, 保持单脉冲能量和其它条件不变, 随着累积能量的增加, 总的消融深度呈近似线性增加, 如图 5 所示。而图 7 的结果则表明在消融血管壁

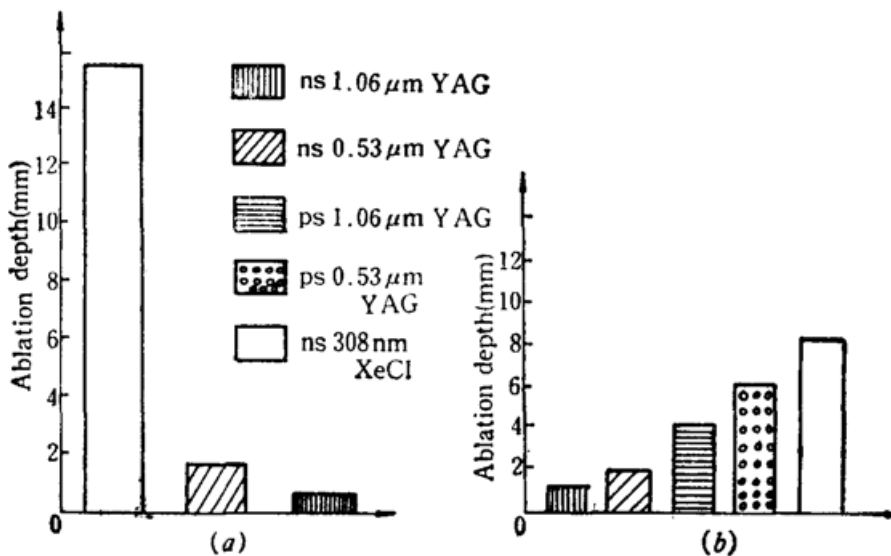


Fig. 4 Keeping the total energy constant, etch depth as a function of wavelengths and pulse durations

(a) Energy per pulse is 100mJ, total energy is 50J, sample: thrombus in the glass tube in the air; (b) Total energy is 60J, sample: pig myocardium in the air

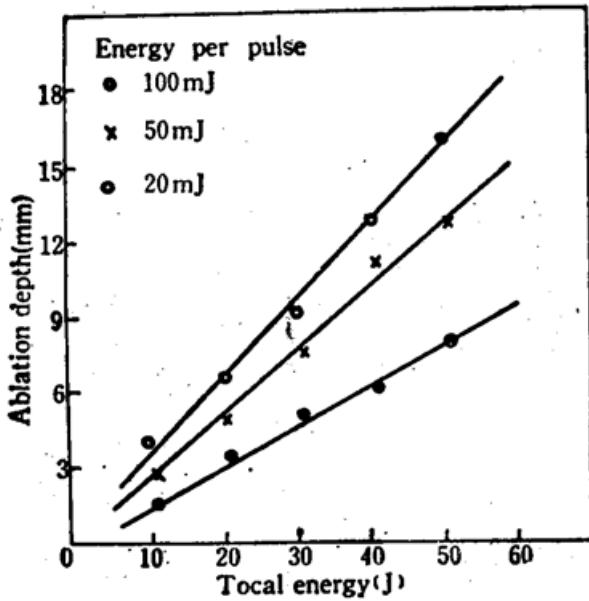


Fig. 5 Ablation depth for thrombus as a function of total energy of XeCl laser

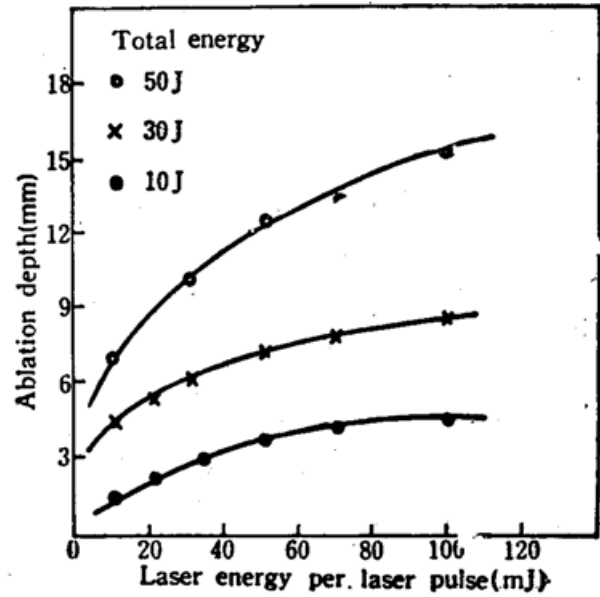


Fig. 6 Ablation depth for thrombus as a function of laser energy per XeCl laser pulse

时, 总消融深度随累积能量的增加而非线性增加。这可能是由于血栓和血管壁对激光的吸收特性不同而引起的。随着单脉冲能量的增加, 总消融深度呈非线性增加, 最后趋于饱和, 研究结果如图 6 所示, 这说明提高单脉冲能量可以改善消融效果, 提高消融效率。

### (3) 环境介质对消融的影响

我们将血管壁分别置于空气、生理盐水、血清和血液中, 分别用 XeCl 激光对它们进行消

融, 结果表明在空气中的消融深度最大, 生理盐水中次之, 在血清中的消融深度较小, 而处于血液中的血管壁未见明显消融效应, 激光能量全被血液吸收, 研究结果如图 7 所示。所以在实际临床应用中, 激光头应尽量靠近被激光作用的组织表面, 尽可能地减少激光能量在介质中的衰减。考虑到激光照射组织时可能出血, 因而尽可能地采用较高重复频率的激光脉冲, 在血液盖满手术区域以前, 手术业已完成, 减少血液对激光的吸收, 但同时还应考虑到在高重复频率作用下的光热效应的损伤。

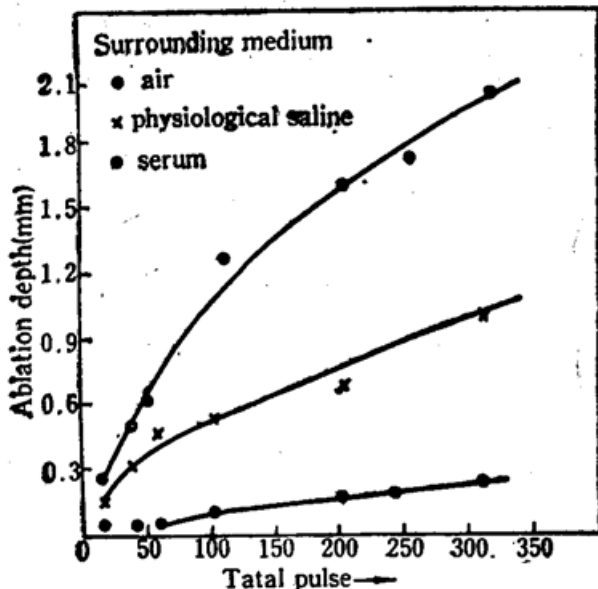


Fig. 7 Ablation depth for artery wall as a function of total number of pulse. Laser pulse: 308 nm XeCl laser

### 3.3 XeCl 激光雕刻角膜

角膜雕刻校正近视是显微外科手术中的重要应用。

自 89 年起, 我们与安徽医科大学附属医院协作, 将 308 nm XeCl 准分子激光用于角膜雕刻的研究。单脉冲激光能量为 50 至 100 mJ, 为避免累积热效应的作用, 在进行角膜雕刻时, 激光脉冲重复频率不宜选得太高, 但考虑到激光作用时间应尽可能短, 在大多数研究中我们选择重复频率为 40 Hz, 激光作用时间为 5 s 到

20 s。为使角膜的曲率得到均匀而显著的改变,我们对同一个眼球角膜作多次切开手术,切口呈辐射状均匀排列。对于不同的眼球样品,我们分别改变单脉冲能量和激光作用时间,采用不同的聚焦系统和离焦情况。

研究结果表明,用 308 nm XeCl 准分子激光作角膜刻划手术是可行的。和不锈钢刀的切割结果比较,发现用激光切割时切口较细,切口表面也光滑整齐。在聚焦透镜前加一个适当孔径的光阑后,能改善光斑亮度的均匀性,从而也提高了切口边缘的均匀性和光洁度。在其它条件不变的情况下,改变激光脉冲重复频率进行角膜刻划,发现在重复频率太低( $<10$  Hz)时,激光作用时间必须较长( $>20$  s),这对临床应用极为不利,同时由于眼球在激光脉冲冲击下的弹性振动,在作用时间较长的情况下,很难保证激光光斑在角膜上的高度定位性;但在脉冲重复频率太高时,由于累积热效应的作用,切口周围又有轻度热损伤,这也是临床应用所不希望的,我们应根据单脉冲激光能量来适当地选择重复频率。

在研究中我们还发现,即使是对于同一切口,其各处的切口深度也不完全一致,一般是靠近角膜中心处较深,边缘较浅。我们认为这主要是由于眼球角膜表面呈球面形,而透镜聚焦面为一平面,所以角膜上各点的离焦情况不一致所造成的。

我们在显微镜下对激光刻划后的一些角膜样品作病理学检查,得到了下列结果:切口长度为 $4000\ \mu\text{m}$ 左右,切口宽度为 $100\ \mu\text{m}$ 左右,切口深度分别占角膜全层厚度的 $1/3$ ,  $1/2$ ,  $2/3$ ,  $4/5$ ,  $5/6$ 和角膜全层切开,房水流出;有的切口深达后弹力层,有的深达基质层。切口边缘光滑整齐,上皮细胞在 $100\ \mu\text{m}$ 到 $200\ \mu\text{m}$ 范围内有少许细胞脱落及少量淋巴细胞浸润,某些样品基质层纤维细胞核固缩,基质嗜硷性变。

作者感谢武汉同济医科大学附属同济医院的余枢教授、陆再英教授在激光血管成形术研究方面给予的帮助和合作;感谢安徽医科大学的陈述教授和朱美玲医生及中国科学院合肥分院职工医院的浦复修医生在角膜刻划方面给予的帮助和合作;衷心感谢安徽光机所的殷宝龙工程师、车明瑜工程师和汤夕其等同志的帮助。

### 参 考 文 献

- 1 R. Sinivasan, V. Mayng-Banton, *Appl. Phys. Lett.*, **41**, 576(1982)
- 2 R. Sinivasan, W. J. Leigh, *J. Am. Chem. Soc.*, **104**, 6784(1982)
- 3 G. J. Bishop, P. E. Dyer, *Appl. Phys. Lett.*, **47**(11), 1229(1985)
- 4 J. E. Andrew, P. E. Dyer *et al.*, *Appl. Phys. Lett.*, **43**(8), 717(1983)