

用于角膜放射状切开手术的准分子激光器和光束投射系统

袁才来 王书泽 乐耀康 蒋宝财 徐松庆

(中国科学院上海光学精密机械研究所, 上海 201800)

提 要

介绍了用于角膜放射状切开手术的准分子激光器和光束投射系统. 得到宽 0.14 mm 长 8 mm 的狭缝光束. 能量密度大于 200 mJ/cm^2 . 用 Dove 棱镜可使光束旋转. 这个光学投射系统适合于动物角膜放切研究.

关键词 准分子激光器, 光束投射系统, 狭缝成像, 角膜手术.

1 引 言

众所周知人的眼睛是一个光学系统. 由于焦距变短, 物体成像在视网膜前面, 就造成近视, 配带眼镜就是改变焦距, 使物体成像在视网膜上, 矫正了近视. 那么, 改变角膜曲率, 同样可以达到这个要求. 可行的办法是角膜放射状切开(RK)和准分子激光角膜成形术(ELRK). 最先使用红宝石手术刀在角膜上作角膜放射状切开术, 从发明此法到目前的 20 年中, 大约已进行了 20 万例手术. 80 年代初有人用准分子激光器来代替手术刀, 在几年中有众多的科学家进行了大量的实验研究^[1~4]近几年已有突破性的进展^[5~6], 成为国际激光医学的两大热点之一.

准分子激光输出紫外到远紫外激光. 有很短的脉冲(ns)和大的能量(几百 mJ), 因而, 准分子激光与角膜的作用不是通常的热效应而是一种光化学反应. 这可以用 Srinivasan 模型来解释^[7], 如图 1 所示, 第一步是角膜吸收准分子激光. 第二步准分子激光打断分子键. 第三步达到蚀刻的结果.

本文报道了用于角膜放射状切开术的准分子激光器及光束投射系统. 得到了一条长 8 mm 宽 0.14 mm 的激光线. 能量密度大于 200 mJ/cm^2 利用 Dove 棱镜使光束作 360° 旋转, 用此光束对兔眼和狗眼作角膜放切术, 得到了好的结果.

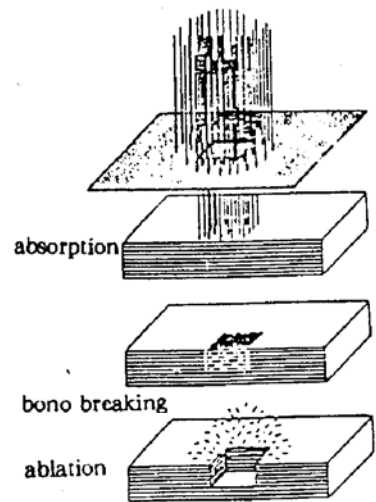


Fig. 1 Schematic representation of the three steps leading to ablative photodecomposition

2 角膜放射状切开术对激光波长和能量密度的要求

眼睛的角膜对温度是极其敏感的,因此必须考虑激光对角膜的热损伤效应.这与所使用的激光波长有密切的关系.实验证明波长 308 nm 的 XeCl 准分子激光和波长 248 nm 的 KrF 准分子激光都有较大的热损伤.只有使用 193 nm 的 ArF 准分子激光时热损伤极小,约为 0.3 μm .因此,角膜放射状切开手术必须使用 ArF 准分子激光器.其输出为 193 nm 激光切开角膜的阈值能量密度为 100 mJ/cm^2 ,因此,选择能量密度 200 mJ/cm^2 进行角膜放射状切开术是合适的.

为了均匀改变角膜曲率,角膜放射状切开术需遮住中心瞳孔 $\phi 3 \text{ mm}$ 区域并在通过眼瞳中心的对称位置上放射状切 8 条狭缝.每条狭缝宽 0.1~0.2 mm,长 5~8 mm 左右.为达到放射状切开,要求光束能作 360° 旋转.

3 ArF 准分子激光器

本文使用的 ArF 准分子激光器是自己研制的,是国内第一台实用型的 ArF 准分子激光器,激光器放电室是直径 $\phi 235 \text{ mm}$,长 830 mm 的环氧园筒,内衬防 F_2 气材料.电极长 746 mm,宽 50 mm.在电极两旁有二排共 100 只予电离火花隙,采用横向风机,磁传动密封装置.谐振腔采用平平腔结构,输出镜是不镀膜的 CaF_2 平板,反射镜是 CaF_2 介质膜板,反射率为 92%,按比例充入 F_2/He , Ar 和 Ne 气,可输出 ArF 激光能量 100 mJ,最大输出为 180 mJ,输出光斑为 $6 \times 20 \text{ mm}^2$,重复频率 1~5 Hz 可调,当改变放电电压和充气气压,可以调节激光的输出能量,改变触发器的频率,同时相应改变风机的速率,可以调节激光频率.此外,还备有内外触发两种形式,可与其他仪器同步工作.

4 光学投射系统

本文采用的光学系统要求瞄准光(He-Ne 激光)和治疗光(ArF 激光)严格同轴,并引入手术显微镜光路,三束光能同时照射到角膜上,并聚焦在同一焦面上,光学系统的原理图见图 2,

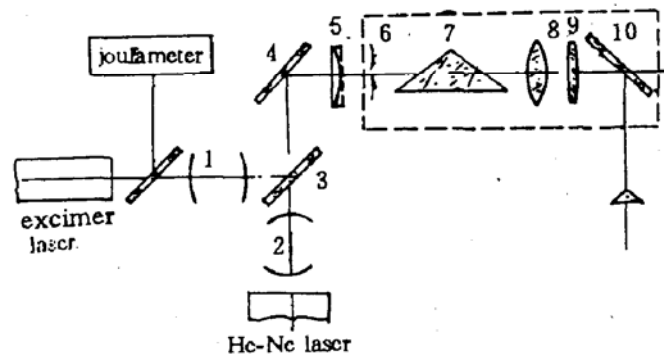


Fig. 2 Optical delivery system

1—galician telescope, 2—beam magnification system, 3—beam combiner, 4—mirror, 5—cylindric len, 6—slit, 7—dove prism, 8—imaging lens, 9—compensating lens, 10—deflecting mirror

图 2 中①是准分子激光缩束系统(1/4.5 倍),⑤是柱透镜系统,它们的作用是提高⑥狭缝面上的照度.此狭缝的长度在 5~20 mm,宽度在 0~2 mm 范围内可任意调节,狭缝中央有 3 mm

是不透光的,目的是保护角膜中心 $\phi 3 \text{ mm}$ 区域不受激光照射. 由于采用狭缝成像方法,所以,光学系统中的核心部分是由狭缝⑥,成像物镜组⑧和反射镜⑩组成的,它将保证准分子激光和 He-Ne 激光的狭缝像准确投射到病眼角膜上. 补偿物镜组⑨的作用是为了补偿准分子激光与 He-Ne 激光成像时的焦距差,透镜焦距 f 是光波长的函数

$$f(\lambda) = Q * [n(\lambda) - 1] \quad (1)$$

式中 Q 为透镜的结构参数,与波长 λ 无关. $n(\lambda)$ 为光学材料的折射系数. 将上式对 n 求差分可得:

$$\Delta f = - \left(\frac{\Delta n}{n-1} \right) * f \quad (2)$$

对于溶石英做成的透镜而言,准分子激光成像比 He-Ne 激光成像的焦距约短 20%.

光学系统中另一个核心部件是 Dove 棱镜(7),目的是使光束 360° 旋转. 光束通过 Dove 棱镜的光路如图 3. 其几何光程 L 为:

$$L = h * \sec(A + I') \quad (3)$$

Dove 镜的底边长为

$$b = h / (\text{tg}A + h * \text{tg}(A + I')) \quad (4)$$

式中: $I' = \sin^{-1}(\sin I/n)$, $I = 90^\circ - A$. 其中 n 是材料折射系数, A 是底角, h 是通光孔高,由式(4),当 h 选定后,底边长 b 随底角 A 变化,存在一个极小值. 对于 $\lambda = 193 \text{ nm}$,底边长 b 的极小值在 $A = 30^\circ$ 附近

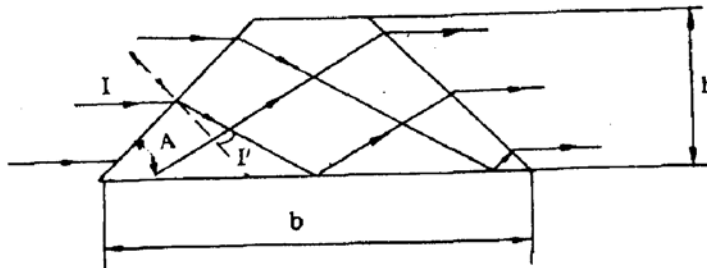


Fig. 3 Dove prism

Dove 棱镜按底边长极小设计的目的是使棱镜的体吸收和反射损耗都降到尽可能的小. 同时也可减轻重量和降低成本. 当 Dove 棱镜绕光轴旋转时,使眼角膜上的狭缝象可取通过眼瞳中心的任意方位,实现了角膜放射状切开术的要求.

此系统的对准精度是靠两个透镜组⑧和⑨设计为同轴共焦系统来得保证的. 从光学像差和衍射效应来考虑,系统的对准精度约为 $10 \mu\text{m}$.

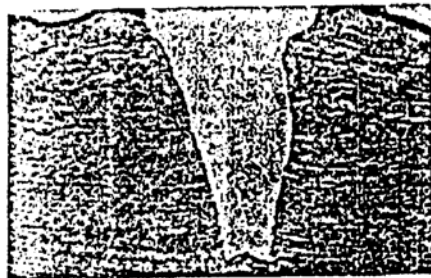


Fig. 4 Histologic section of a 80% incision in a rabbit cornea produced by an ArF excimer laser (magnification $40\times$)

5 结 论

准分子激光通过这个光学系统最终在角膜上得到光斑为 $0.14 \times 8 \text{ mm}^2$, 能量为 $3 \text{ mJ} \sim 4 \text{ mJ}$ 相当的能量密度为 $268 \text{ mJ/cm}^2 \sim 357 \text{ mJ/cm}^2$. 用此装置进行了动物试验, 得到了肯定的结果, (见图) 说明这种狭缝成像光学系统是成功的. 动物试验的详细结果将在另文发表.

本工作得到上海铁路中心医院的大力协助, 此表示衷心的感谢.

参 考 文 献

- [1] Srinivasan R, Mayne-Banton V, Self developing photoeting of poly (ethylene terephalate) films by far-ultraviolet excimer laser radiation. *Appl. Phys. Lett.*, 1982, **41**(6):576~578
- [2] Trokel SL, Srinivasan R, Braren B, Excimer laser surgery of the corneal. *Am. J. Ophthalmol.*, 1983, **96**(3):710~715
- [3] Cotliar AM, Schufert HD, Mangel ER *et al.*, Excimer laser radial keratotomy. *Ophthalmology*, 1985, **92**(2):206~208
- [4] Trokel SL, Evolution of excimer laser corneal surgery. *J. Cataract Refract Surg*, 1989, **15**(2):373~383
- [5] Bishop JE, Laser shaping of cornea shows promise at correcting eyesight. *The well street journal*, 1987, (30):21~22
- [6] Morett, M, Eye surgeons puursue corneal sculpting by laser. *Laser Focus*, 1988, **24**(1):28~32
- [7] Srinivasan R, Kinetics of the ablative photo-decompensation of arganic polymers in the far ultraviolet (193 nm). *J Vac Sci. & Techol.*, 1983, **B1**:923~926

An excimer laser with beam delivery system for corneal radial keratotomy

YUAN Cailai WANG Shuze LE Yaokang
JIANG Baocai XU Songqing

(Shanghai Institute of Optics and Fine Mechanics, Academia Sinica, Shanghai 201800)

(Received 4 December 1991; revised 18 February 1992)

Abstract

This paper describes an excimer laser and its beam delivery system for corneal radial keratotomy. A beam of 0.14 mm in width and 8 mm in length is obtained with this system. The energy density is over 200 mJ/cm^2 , and the rotation of slit image is allowed by a Dove prism. This optical beam delivery system is suitable for corneal surgery.

Key words excimer laser, beam delivery system, slit image, corneal surgery.