

# 低重复频率激光放大系统中再生腔的结构性能及实验研究\*

杨建军 阮双琛 王水才 侯洵 丰善

(中国科学院西安光学精密机械研究所瞬态光学技术国家重点实验室, 710068)

**摘要** 本文从高斯光束的理论出发, 充分考虑到放大介质的克尔非线性效应的影响, 引入了一个与之相应的非线性传输矩阵, 对低重复率的钛宝石激光放大系统中的再生腔的结构性能进行了分析研究。并以此为根据, 在实验上设计了激光放大再生腔, 实现了  $TEM_{00}$  模激光振荡, 并得到了腔倒空脉冲。

**关键词** 钛宝石激光器; 再生放大; 腔倒空脉冲

## 0 引言

钛宝石晶体作为增益介质可直接产生出 11fs 的超短光脉冲<sup>1</sup>。大的饱和通量和宽的增益带宽特性又可使其作为激光放大介质将超短光脉冲在能量上放大几个数量级。目前, 国外曾报道了运用啁啾脉冲放大技术将该晶体作为放大介质进行多通和再生的激光放大实验<sup>2~4</sup>。对于钛宝石激光再生放大, 因为通过晶体的次数可以自由地改变, 且保持系统的结构紧凑性, 所以我们能充分地利用放大介质的存储容量, 从中有效地获取能量。然而, 在该实验中, 展宽后的种子脉冲注入再生腔内, 经过 10~20 个往返周期, 能量就可快速增至 1mJ 左右, 使放大介质产生克尔非线性, 从而导致了传播光束和腔之间的失配。因此, 稳定而高效率地放大在很大程度上依赖于再生腔的设计和调整。

本文从高斯光束的理论出发, 运用  $ABCD$  传输矩阵, 成功地研究了再生腔中各个参数间的相互关系。尤其是引入了一非线性传输矩阵, 用以分析放大介质的克尔非线性效应, 根据其结果, 我们设计了激光再生放大腔, 在实验上获得了稳定的  $TEM_{00}$  模腔倒空脉冲输出。

## 1 再生腔结构的理论分析

### 1.1 腔内脉冲能量较低的情况<sup>5</sup>

由于采用 10Hz 的 YAG 倍频光泵浦放大介质钛宝石晶体, 所以此时可不考虑热透镜和其他非线性作用。再生放大腔如图 1(a)所示, 采用平凹腔结构,  $R_1 = \infty$ ,  $R_2 = R$ , 此时腔内激光束腰位置在  $M_1$  处。

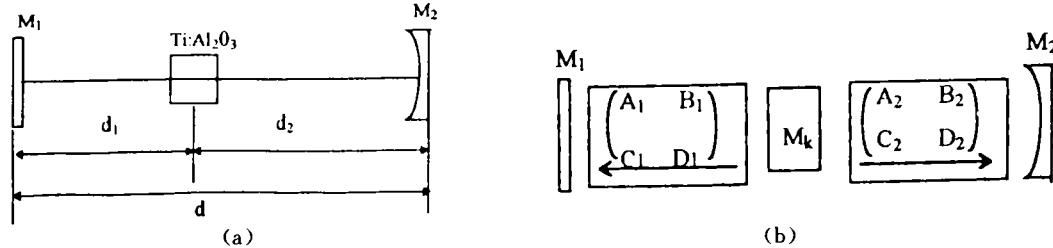


图 1 再生腔结构简图

Fig. 1 Schematic diagram of the regenerative cavity

\*攀登计划资助项目

收稿日期: 1995—03—17

TEM<sub>∞</sub>模即高斯光束由复参量  $q$  表示

$$\frac{1}{q} = \frac{1}{r} - j \frac{\lambda}{\pi w^2} \quad (1)$$

这里  $w$  为光束半径,  $r$  为等相面曲率半径,  $\lambda$  为光波长. 运用光在腔内往返一周的传输矩阵和到达稳定时的自洽条件, 则可求得腔内各处的光束半径. 如图 2 所示为不同腔长  $d$  和不同半径  $R$  情况下腔内各点处的光束半径. 由此可见, 为了获得大的基模体积应选择大曲率的凹面镜和大的腔长.

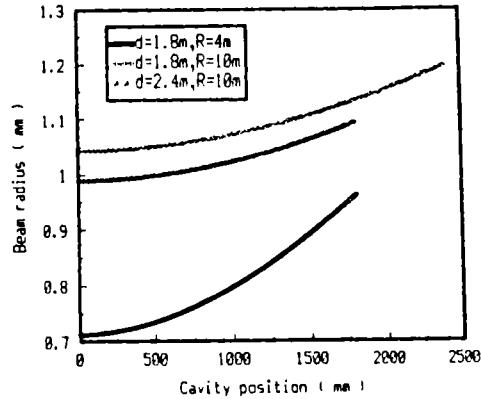


图 2 光束半径随位置的关系

Fig. 2 Beam size vs position

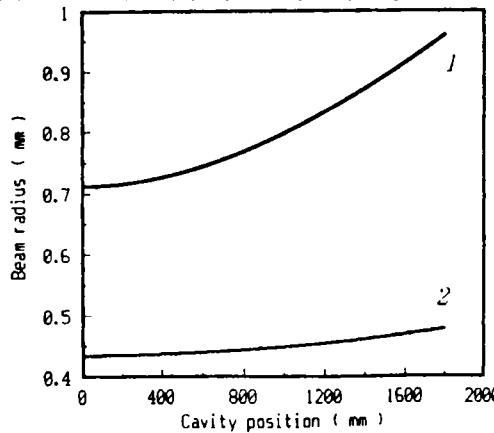


图 3 光束半径随位置的关系

Fig. 3 Beam size vs position

1: Without Kerr effect

2: With Kerr effect

$$M = M_k \begin{bmatrix} 1 & d_2 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ -2/R_2 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & d_2 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} M_k \begin{bmatrix} 1 & d_1 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} A & B \\ C & D \end{bmatrix} \quad (5)$$

再应用稳定自洽条件得

$$\frac{1}{q} = \frac{D-A}{2B} - j \frac{[1 - (\frac{D+A}{2})^2]^{1/2}}{B} = \frac{1}{r} - j \frac{\lambda}{\pi w^2} \quad (6)$$

则

$$w = \left\{ \frac{\lambda |B|}{\pi [1 - (\frac{D+A}{2})^2]^{1/2}} \right\}^{1/2} \quad (7)$$

对于给定的峰值强度  $I$ , 将式(7)进行数值迭代, 即可计算出相应的  $w$  值. 从而可进一步求得此时腔内各位置处的光束半径, 如图 3 所示, 点线 2 为考虑介质克尔非线性的情况, 实线 1 为没有克尔非线性时的情况. 显然, 克尔非线性使得腔内模半径发生了变化, 原来再生腔的稳定范围也将发生改变.

图 4 是放大介质处的光束半径  $w$  随光强度  $I$  的变化曲线. 可以看出, 随着腔内克尔效应的增强, 腔内的光束半径在减小.

## 1.2 再生腔的灵敏度<sup>7</sup>

当再生腔处于稳定区内时, 由于腔内脉冲峰

值强度较大, 从而使得放大介质产生克尔非线性效应, 改变原来稳定区范围, 引起模尺寸和光束发散角改变. 此时, 我们用  $dw/dI$  来表示再生腔对光强变化引起的克尔非线性的灵敏度. 在图 4 中, 曲线的斜率即为该再生腔的灵敏度. 显然, 当放大介质与平面镜  $M_1$  靠近时, 再生腔对克尔非线性的灵敏度降低, 反之, 灵敏度较高.

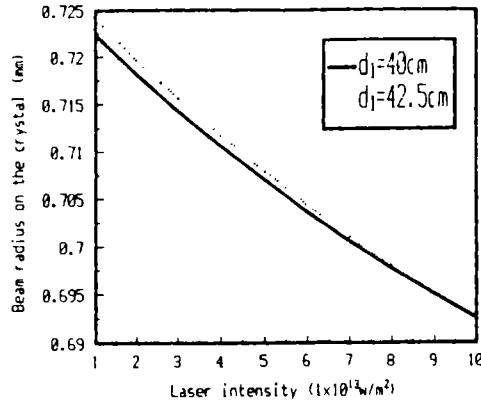


图 4 光束半径随光强的变化关系

Fig. 4 Beam size vs laser intensity

卷之三

