中国源光

第12卷 第1期

脉冲 YAG:Nd 激光防龋实验机 纤维光学传输系统的设计

蒋承溪 唐成富 (重庆光学机械研究所)

提要.本文描述了光纤的光学传输系统的结构。导出了用端面球透镜离焦耦合 时一些参数的计算公式,并用这种耦合方法消除了脉冲 YAG:Nd 激光注入光纤时在 光纤平端面产生的损伤现象。

Fiber-optic transmission system for an experimental pulsed YAG:Nd laser apparatus used in decayed tooth prevention

Jiang Chengqi, Tang Chengfu (Chongging Institute of Optics and Mechanics)

Abstract: The structure of a fiber-optic transmission system is described. Some parametric computing formulae are derived with an optical fiber with spherical end used for out-of-focusing coupling, and by means of this, the laser-induced damage on fiber flat end face is eliminated in the case of inserting a pulsed YAG:Nd laser beam into the fiber.

龋病是目前流行最广的疾病之一,据调 查统计,我国的发病率大约在50% 左右。目 前国内外正在进行激光防龋的研究,不过 要用于临床的话还需解决导光系统的问题。 国内有采用裂隙灯显微镜改装成防龋实验样 机的事例,其导光系统是采用普通反射镜、 透镜、直角棱镜等组成的光学系统将激光 引导至龋齿病灶上。考虑到口腔空间小,且 临床医生操作时要求治疗头运用自如,同时 结构应力求简单。我们克服了激光耦合时遇 到的一些困难,采用轻巧、柔软的光纤作导光 部分,较为满意地解决了这个问题。

、导光系统的结构

导光系统的结构如图1所示,它由聚焦





收稿日期: 1983年12月19日。

. 43

透镜 5、五维微调架 6、光导纤维 7 及治疗头 8 组成。

二、导光系统各部分参数选择

1. 光导纤维

我们选用上海新沪玻璃厂生产的低损耗 圆柱形石英玻璃光纤,光纤芯径为0.54、 0.65毫米两种,传输波长范围为0.2~2.5 微米,允许弯曲半径大于60毫米左右。

采用端面球透镜离焦耦合时有关参数的计算

将激光束注入光纤的一般方法是采用凸 透镜把激光束聚焦在光纤芯平端面上,但在 我们采用脉冲 YAG:Nd 激光束的情况下,用 凸透镜把脉冲激光束聚焦在光纤芯平端面 时,由于光纤芯端面在单位时间内承受的平 均能量密度(或瞬时功率密度)较大,会使石 英玻璃平端面上产生凹痕状损伤。这时光 纤虽然仍可传输一部分激光,但透过率大大 降低。为了改善这种状况,可以使光纤端面 离开焦斑位置,此时由于注入激光束在光纤 芯端面处的面积增大,降低了瞬时功率密度, 在一定程度上可以消除激光注入光纤时在光 纤平端面上造成的损伤。

有两种方法可以增大光纤输入端面的 面积:一种方法是采用带有圆锥体端头的 光纤;另一种方法是把光纤芯子烧制成端 面球透镜。前一种方法需专门设备,不易解 决;后一种方法可用氢氧焰或电弧放电的高 温将光纤端部芯子烧熔冷却,让其自然地缩 成一个光洁的小球,此法较易办到,我们用一 个特殊的电弧放电装置制成了符合要求的端 面球透镜。下面讨论端面球透镜离焦耦合时 有关参数的计算。

由文献[1]知,在尺寸远大于波长而折射 率变化缓慢的空间,可以用"光线"来处理光 波的传播现象。这里选用的光纤为阶跃型折 射率分布的光纤,在光纤芯径内折射率近似 为常数。光纤的芯径分别为540、650 微米, 所传播的光波波长为1.06 微米,光纤芯子折 射率约为1.4506,即芯子直径约分别为739、 890 个波长。

图 2 为采用端面球透镜离焦耦合时,子 午光线经端面球透镜入射到光纤芯的情况。 因激光谐振腔采用的平行平面腔,其菲涅尔 数较大

 $\left(N = \frac{a^2}{L\lambda} = \frac{2.5^2}{270 \times 1.06 \times 10^{-3}} \approx 21.84\right),$

故由平-平腔输出的激光束可近似看 成 平行 平面光束^[2],设其光斑直径为 D。又设端面 球透镜与聚焦透镜、光纤芯共轴,球透镜半径 为 B,光纤芯径为 $d=2r_0$ 。光纤芯子和包层 的折射率分别为 n_1, n_2 ,空气的折射率 $n_0 \approx 1$ 。 以孔径角 θ_0 ,光纤端面球透镜离 焦量 L_0 入 射在球透镜上的光斑半径为 h、聚焦透镜 的 焦距为f',其余符号见图。



图 3 为同一孔径角、不同离焦量 L_g时,子 午光线入射到端面球透镜的情况。当 R 一定 时,由图可见,以同一孔径角 θ₀ 入射的光线, 在离焦量不同(即 h/R 不同)时并不一定都 能在光纤芯内传播。图 3 (a)中 α>α₀(临界 角),孔径角为 θ₀ 的光线可在光纤芯内传播, 图 3 (b) 由 B 点折射入球透镜的光线从球面

. 44 .

 c 点折射出去,未进入光纤芯,因此不能在光 纤芯内传播;图3(c)光线虽进入光纤芯,但
α<α。经光纤芯-包层界面折射后损失掉,也
不能在光纤芯内传播。

由入射在光纤芯-包层界面上的光线应 满足全反射条件才能在光纤芯内传播这一条 件。由图 2,应用含轴面内光线的三角计算有 关公式可得:

$$\sin^{-1}\left(\frac{h}{R}\right) - \sin^{-1}\left[\frac{\sin\left(tg^{-1}\frac{D}{2f'} + \sin^{-1}\frac{h}{R}\right)}{n_1}\right] <90^\circ - \sin^{-1}\left(\frac{n_2}{n_1}\right)$$
(1)

又参看图 3(b),为了使入射光线不致 由 端面球透镜 c 点折射出去,需满足结构条件, 即 $\overline{CD} < r_0$,由图示几何关系,经过三角运算 可得:

$$\sin\left\{2\sin^{-1}\left[\frac{\sin\left(\operatorname{tg}^{-1}\frac{D}{2f'}+\sin^{-1}\frac{h}{R}\right)}{n_{1}}\right] - \sin^{-1}\left(\frac{h}{R}\right)\right\} < \frac{r_{0}}{R}$$
(2)

式(1)、(2)确定的条件对离焦量 L_g不 变, R 为定值而孔径角改变(即 h/R 改变)时 在光纤芯内传播的光线也适用。

现在推导传输能量 E_f 与球透镜离焦耦 合有关参数的关系式。设光纤的最大传输能 量为 E_f, 承受激光的光纤石英玻璃在 300 微 秒脉宽下允许的平均能量密度为 ε, 承受激 光的球缺面积为 S。则由图 2 的几何关系可 得:

$$l_1 = R \left[1 - \sqrt{1 - \left(\frac{h}{R}\right)^2} \right] \tag{3}$$

$$S = 2\pi R^2 \left[1 - \sqrt{1 - \left(\frac{h}{R}\right)^2} \right] \tag{4}$$

由 $S \ge \frac{E_f}{\epsilon}$ 可得:

$$R \ge \sqrt{\frac{E_f}{2\pi\epsilon [1 - \sqrt{1 - (h/R)^2}]}}$$
(5)

由此式知, 烧制的端面球透镜球面半径 R 由

h/R及 E_f, e决定。调整时,端面球透镜的离 焦量为:

$$L_g = \frac{2f'h}{D} - R\left[1 - \sqrt{1 - \left(\frac{h}{R}\right)^2}\right] \quad (6)$$

上述计算公式中都含有 $\frac{h}{R}$ 这个比值,现 讨论 $\frac{h}{D}$ 值如何选取。

由(1)、(2)式可见, $\frac{h}{R}$ 值大小的选取首 先应满足该二式的条件。当 $\frac{h}{R}$ 较小时, 此二 式的条件易满足。但是 $\frac{h}{R}$ 值减小时, 由(4) 式可看出, 在 R 值一定情况下, 承受激光束 的面积 S 会减小, 因此 $\frac{h}{R}$ 值也不宜过小。综 合以上几方面的考虑, 我们取 $\frac{h}{R}$ =0.4。

下面讨论聚焦透镜的焦距f'的选取:

由图 2 可看出, 当 L_g 、R一定时, 如增大 $f', 则 \theta_o, h, \varphi 及 I' 均减小。但 <math>\varphi$ 减小得更快, 故 U' 减小, 这对满足(1)式的条件有利。 另 方面, 当 R一定时, f' 增大, θ_o 减小, 欲得一 定光斑大小 h, 则离焦量 L_g 要增大。这样增 大了轴向尺寸, 因此 f'不宜过大。设允许的 离焦量为 L_{gp} , 则由 $L_g \leq L_{gp}$ 及(6)式可得聚 焦透镜的焦距 f' 为:

$$f' \leqslant \frac{D}{2\eta R} \left[L_{gp} + R(1 - \sqrt{1 - \eta^2}) \right]$$
(7)

式中 $\eta = \frac{h}{R}$ 。求出的f'取较大的值,以使孔 径角 θ_0 小一些。

现讨论允许 є 的选取。光纤芯端表面的 激光损伤主要是由表面的污染及不平整等因 素引起的,损伤呈凹痕形。由于损伤阈值与 被测透明介质材料,表面状况以及激光参数 (波长、能量、脉宽、横向和纵向模式结构、光 束尺寸、光腰位置)等因素有关,因此要在已发 表的文献中找到与我们条件一致的损伤阈值 是困难的。文献 [3] 报导用1.06 微米波长, 150 微微秒脉宽的激光对粗糙度均方根值为 140 Å (约相当于 ▽14 表面光洁度)的石英玻 璃试样测得损伤阈值为(2.3±0.3)×10¹⁰ 瓦

. 45 .

/厘米²。但我们用机械切割法^{[41}切出的石英 玻璃光纤平端面,在1.06 微米波长、300 微秒 脉宽条件下作试验,观察到平端面在瞬时的 功率密度为2.8×10⁷ 瓦/厘米² 下即已损伤 (此值不是阈值,因受条件限制我们未作测量 光纤石英玻璃阈值的实验)。而用烧制成端 面球透镜的球面承受激光,在瞬时功率密度 为1×10⁶ 瓦/厘米²条件下工作一段时间用 放大率为100 倍的显微镜观察工作球面并未 发现损伤。为了使光纤端球面在重复脉冲 YAG:Nd 激光的冲击下工作较长时间不受 损伤,我们取允许瞬时功率密度值为:

 $P_{p} = \frac{1}{3} \times 10^{6} = 3.33333 \times 10^{5}$ 瓦/厘米², 此值相当于 300 微秒脉宽时允许平均能量密 度为 100 焦 耳/厘 $*^{2}$,故 $\epsilon = 100$ 焦 耳/厘 $*^{2}$ 。

将 $E_f = 0.38$ 焦耳(防龋实验要求注入光 纤的最大能量)、 ϵ 、 $\frac{h}{R}$ 的数值代入(5)式得 端面球透镜半径为 $R \ge 0.085$ 厘米=0.85毫 米,取R = 0.85毫米。

现在求聚焦透镜的焦距 f':

取允许的离焦量 $L_{ap}=6$ 毫米,将已知的 $R, D, \eta=0.4$ 等数值代入(7)式得 $f' \leq 44.6$ 毫米。考虑到减小孔径角 θ_0 的要求,故求出 的f' 取较大的数值。根据现有条件,我们采 用 $2 \times B - 4.0$ 低倍显微物镜作聚焦透镜,其 通光孔径为 10 毫米,焦距 f'=30.79 毫米。 此物镜校正了轴上点球差、正弦差和色差,因 此对发散角很小的激光束使用效果是满意 的。

将已求得的数值f'、 $\frac{h}{R}$ 及已知值D、 n_1 、 n_2 代入(1)式;又将求得的数值f'、 $\frac{h}{R}$ 、R及已知值D、 n_1 、 r_0 代入(2)式,可见所取的数值既满足全反射条件又满足结构条件。因而这组数据是可用的。将h=0.4R=0.34毫米及f'、D、R、 $\frac{h}{R}$ 之值代入(6)式,可求得调

整时端面球透镜的离焦量 $L_g \approx 4.1$ 毫米。同 理,取 $\frac{h}{R} = 0.43$,对芯径 d = 0.54 毫米的光 纤可算出满足 (5)式的球透镜 半径 R = 0.8毫米。现求焦距 f',由允许的 $L_{gg} = 6$ 毫米的 离焦量求得 $f' \leq 44.2$ 毫米,故前面选择的显 微物镜对此情况也适用。将已知值代入(1)、 (2)式,可见所取的数值是满足全反射条件及 结构条件的。将已知值代入(6)式,可得离焦 量 $L_g \approx 4.2$ 毫米。

与平端光纤耦合相比,端面球透镜离焦 耦合的优点之一是当截面半径 h 相同时,球 面承受激光的面积较平面大。第二个优点是, 球透镜烧制时由光纤端部石英玻璃烧熔冷却 后自然地缩成一个小球,因此表面光洁度很 高,形状准确。

端球透镜耦合的主要缺点是输出激光束 发散角较平端光纤大,但由于防龋治疗时是 采取的准接触方式工作,光纤输出端平面与 牙齿面间隙很小,故这个问题不突出。

3. 治疗头

治疗头的使用性能对医生来说是很重要的。按医生要求,治疗头头部应近似弯成直角,也即光纤近似于弯成直角。但由于光纤芯是石英玻璃,性脆,因此不可能弯成直角。因此我们就采用图4(a)、(b)两种治疗头结构,使用的不锈钢棒直径为3.6毫米,中间开槽。将套有套管的光纤强制嵌进去。由于光纤加套管后,弯曲半径 *R*_t可小于最小弯曲半径;另外据文献[5]知,在光纤弯曲的曲率半径 *R*_t比光纤截面半径 *r*₀ 大 10 倍以上时(对



我们选取的两种光纤为 $R_t>3.25$ 毫米及2.7 毫米)漏光损耗并不严重;又由文献[6]知,光 纤临界弯曲比为 $\rho_c = \frac{r_0}{R_t} = \frac{n_1 - n_2}{n_1 + n_2}$,故允许的 光纤临界弯曲半径 R_t 为:

$$R_t = \left(\frac{n_1 + n_2}{n_1 - n_2}\right) r_0 \tag{8}$$

将 n₁、n₂ 及 r₀=0.325、0.27 毫米的数值代入 得 R_t=18.6、15.5 毫米。由实验得到:根据 光纤弯曲而不断裂,则应取 R=20 毫米。在 结构上,采取活动连结,工作一段时间后由 于输出端污染及由此引起的脉冲激光损伤而 使透过率大大降低时,松开锁紧螺钉,使光纤 输出端伸出一段,就在现场即可用机械切割 法切割出新的输出端面。另外,由于手持部 分采用了直径 9 毫米并经表面处理过的硬铝 件,因此整个治疗头轻小,仅重 15 克。此治 疗头经口腔科医生实际操作,认为完全可以 用于临床。

三、导光系统的透过率

采用端面球透镜离焦耦合时整个导光系 统的透过率 τ 是导光系统质量好坏的一个重 要指标。

$$\tau = \frac{E_0}{E_I} \tag{9}$$

式中 E_0 为治疗头光纤端部输出激光能量 或 功率; E_1 为聚焦透镜上输入激光能量 或 功 率。

由式(9),对带有端面球透镜的光纤,用 He-Ne 激光注入,调到最佳耦合状态,测得 的透过率如下表:

光纤编号	光纤长 度(米)	芯径 d (毫米)	球透镜半 径 E(毫米)	离焦量 Lg(毫米)	透过率 7%
No. 1	1.6	0.65	0.85	0	90.1
				4.5	84.5
No. 2	1.93	0.54	0.80	0	93.2
				4.0	91.5
No. 3	1.63	0.54	0.85	0	91.5
				4.0	88.1

由测试结果看,采用端面球透镜离焦耦合,其 透过率是相当高的。实际工作时,球透镜 端面离焦4毫米左右,用1次/秒的脉冲 YAG:Nd激光注入,用炭斗检流计测量,透 过率可达60%。此值较用He-Ne激光测得 的数值低,从光纤透过率的光谱曲线看,1.06 微米波长与0.6328微米波长的透过率相差 不大,因此我们认为可能是由于测量低能量 激光的炭斗检流计误差较大以及用不可见的 YAG:Nd激光注入光纤时,调整精度没有用 He-Ne激光注入时那样高等原因造成。前不 久,该机已正式通过鉴定,获得了与会专家好 评,并已用于激光防龋基础研究及临床试验。

参考文献

- [1] 大越孝敬编,刘时衡等译;"光学纤维基础",人民邮 电出版社,1980, p. 38.
- [2] 周炳琨,陈倜嵘等编;"激光原理",国防工业出版社, 1980, p. 289.
- [3] A. J. Glass, A. H. Guenther; "Laser Induced Damage in Optical Materials", 1977, 168.
- [4] D. Gloge et al.; BSTJ, 1973, 52, No. 9, 1579.
- [5] 毋国光, 战元龄;"光学", 人民教育出版社, 1978, p. 35.
- [6] Leo Levi; "Applied Optics, A Guide to Optical SystemDesign/Volume 2", New York, 1980, 191.