

高能半导体(HPLD)激光医疗器械及应用

High Power Laser Diode (HPLD) Medical Instruments and Application

陈 科

(浙江省医疗器械研究所 杭州 310009)

【摘要】 高能半导体激光器(HPLD)是90年代发展起来的一种新型激光器,体积小,重量轻,光电转换效率高。从发展的眼光看,HPLD激光医疗器械将会形成一个全新的领域,应用遍及内外科、妇产科、泌尿科、眼科等。本文介绍高能半导体激光(HPLD)医疗器械原理及应用。

【Abstract】 High power laser diode (HPLD) is a new powerful laser with widely medical application. In this paper, the principle of HPLD instruments and its medical application are discussed.

关键词: 高能半导体激光器(HPLD) 医疗器械 应用

Key Words: High Power Laser Diode (HPLD) Medical Instrument Application

半导体激光是60年代发展起来的一种新型激光,主要是利用在p-n结内发生的电子-空穴复合时发射光辐射的,工作物质主要包括周期元素表中Ⅲ-Ⅴ族化合物半导体(如GaAs),Ⅱ-Ⅵ族化合物半导体(如CdS)及Ⅳ-Ⅵ族化合物半导体(如PbSnTe)等。半导体晶体平行的前后二个解理面构成激光共振腔,激光器的p-n结平面平行于(100)晶面,解理面则垂直于p-n结平面(110),除了光泵浦和电子束泵浦外,常用电流注入泵浦。利用半导体掺杂的方法,可以制成p-n结。当p-n结面附近形成的电子和空穴的准费米能级分别进入导带和价带,或者讲非平衡分布的电子和空穴的准费米能级之差大于禁带宽度,半导体才会发射光子。因此,产生光子的必要条件是整个半导体要处于非平衡状态,而注入电流正是为了造成非平衡状态,通过非平衡载流子的复合发射出光子。在有了这个平时所讲的“粒子数反转”条件后,在解理面之间形成的谐振腔中增益大于损耗,才会出射激光。这就是半导体激光(LD)的最基本原理。

单个普通的半导体管芯为 $200\mu\text{m} \times 150\mu\text{m} \times 100\mu\text{m}$ (长、宽、高),其中有源区仅为 $200\mu\text{m} \times 4\mu\text{m} \times 0.1\mu\text{m}$ 。显然发光面的光斑尺寸为 $4\mu\text{m} \times 0.1\mu\text{m}$,当功率密度大于临界值 $6 \pm 2 \times 10^6 \text{w}/\text{cm}^2$ 时,激光器镜面就会发生灾变损坏而被毁,因此如何在这狭小的发光区增加输

出功率成了研究的难题。另外,半导体激光内部也产生大量的热,造成增加损耗,增大阈值,降低效率,减少输出功率。为了提高功率,人们进行了长期摸索,先后主要采取了三类技术。

第一类是对单元半导体激光器采用异质结构,先后制成单异质结、双异质结、大光腔(LOC)、分离限制(SCH)、量子阱等,这是就垂直于p-n结方向上的改进。在平行于p-n结方向上则采用增益波导和折射率波导条形结构,该工艺技术目前已成熟。还有就是在激光束发射方向上采用端面镀膜,无吸收镜面技术(NAM), C^3 (解理耦合腔等)、DFB(分布反馈)、DBR(分布喇格反射)和外腔等。其中心是围绕增加发光区面积,降低内部损耗和提高量子效率,增加激光输出功率。最好的单元半导体二级管激光已实现CW状态下输出达500mW以上。

第二类技术是阵列,即把一系列的单元半导体激光集成在同一芯片上,组成线性阵列。这种阵列可以是相干的锁相阵列,也可以是部分相干的阵列,前者往往是由折射率波导条状LD组成,后者则由宽接触增益波导条状LD组成。对于只注重输出功率而不太注重工作模式的场合来讲,增益波导条状LD比折射率波导条状LD工艺较简单,输出功率高而被人们所注重。采用微透镜技术,可以改善半导体激光的发散性,采用微

通道或TE(热电)冷却技术,可以保证半导体激光在安全区工作。

由于组成线性阵列的单元数增加到有源区宽度达到或超过腔长时会产生横向激射和放大自发辐射(ASE),从而影响所需正常激射,限制输出增加。因此对较长的线性阵列常常做成由10~20单元条状LD组成了线性阵列,再由子线性阵列用光隔离技术分开,互不相干,组成多孔径激射的线性阵列半导体激光器。例如,由100个由10单元组成子阵列的线性阵列,称为激光棒,已商品化的1cm激光棒CW输出100W以上,QCW输出达200W以上。

另外一种不是在水平方向集成,而是在同一衬底上纵向垂直集成线性阵列,称为叠阵,由于散热问题不易解决,故多以脉冲形式输出能量,例如应用在Nd:YAG激光泵浦上。

显然,为了获得更高的输出功率,人们把性能一致的激光棒叠起来,就构成了二维激光器阵列。有报道称其在室温下QCW输出达数百千瓦,但技术复杂,相干性差,适合多模脉冲状态工作。

第三类技术是采用振荡器与功率放大器结合集成的结构,称MOPA,是将主振荡器与功率放大器单片集成而产生的高斯光束特性分布的光束,发散角及光斑均很小,目前已有CW状态输出高于2W的实验室样品。其振荡器由单模分布喇格反射器(DBR)激光器构成,

然后激光进入锥形增益处沿放大器长度线性增加,代表着一种新型激光器,具有极高的亮度和功率密度,进一步研究的重点是扩大波长覆盖范围和提高运行输出功率,走出实验室。

以上介绍的三类技术都促使半导体激光器进入高能 HPLD 输出。致于 HPLD 的确切定义,目前尚未定论,究竟由输出功率到哪一级别才称为 HPLD,各有各的说法,无需重点讨论。

但是,目前已成熟商品化的 HPLD 是第二类,即线性阵列基础上构成的大功率高能 HPLD,第一类是第二类的基

础,其商品化自然不在话下。下面将以美国 AOC 公司生产的 LM 系列产品为兰本,介绍 HPLD 医疗器械及应用。英国 Diomed 公司及日本、欧洲各有关公司亦有类似产品,我国中科院半导体所亦在积极研制中,因此几年后国产的 HPLD 医疗器械问市不会有问

题,令人担心的是我国医院的购买力如何。如图 1 所示,是美国 AOC 公司 LM 系列产品的原理结构图。LM 系列有二类仪器,一类是 CW 状态输出,功率划分为 0~10W、0~15W、0~25W、0~50W、0~75W 的所谓 HPLD 半导体激光光刀,用于组织切割和组织融合。另一类是用于 PDT 研究,波长在 0.65 μm ~0.69 μm ,可以单波长或双波长输出的 HPLD 医疗仪器。仪器外型如同示波器,典型尺寸为 19 $\frac{3}{8}$ " \times 8" \times 20 $\frac{7}{8}$ ",重量不超过 10 公斤。

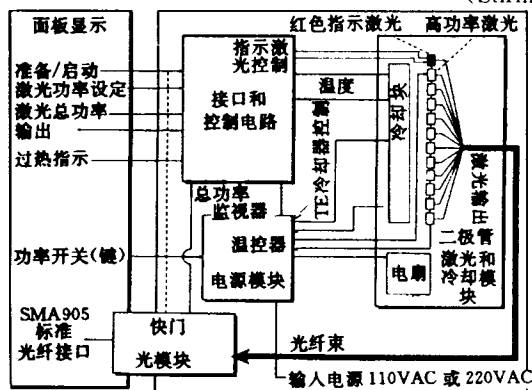


图 1 美国 AOC 公司产品 HPLD 应用仪器 LM 系列结构原理图

由图 1 可看见高能半导体激光 HPLD 由光纤耦合阵列中各单元半导体激光块组成,这单元半导体激光块本身也可能是阵列。光纤与半导体单元激

光器耦合是高新关键技术,要求单根光纤的芯径略大于单元 LD 发光面积,有时甚至要求光纤端面呈特殊形状,例如椭圆或长方形。每根光纤组成均匀圆形光缆,输到光控模块经接口再输出。如图所示,仪器结构共有五大模块,即面板模块、接口和控制模块、电源模块、光控模块和 HPLD 及冷却模块。在 HPLD 和冷却模块中,HPLD 线阵列由光纤耦合输出,由于其波长为 0.98 μm ,故属红外区不可见光,为此在线阵列中附加一单元 LD,波长为红色可见光。因此在外部分看到的红色指示激光仅起指示作用,实际起作用的是不可见红外区光线,波长 0.98 μm 。其中电扇和 TE 冷却器均起冷却作用,有关 TE 冷却器由控制电路自动控制,下面还要进一步说明。经光纤耦合传输激光的光缆芯径为 600 μm ,数值孔径 NA=0.37 或以上,这是考虑到半导体激光的发散角较大,由计算而得。光纤并非任意选择,需由数值孔径、挠性、波衰减性、弯曲性及医学使用可靠性进行综合考虑,美国 3M 公司生产的光纤光缆中,符合要求的有 TECS-FT-600-EMT, Silica/Silica-FG-600-GLA 和 FT-600-URT 三种,可以根据需要作出选择,有的需预约购买。

HPLD 在高功率运行时自身会产生大量热,因此必须对 HPLD 采取冷却措施,以防损坏。通常 HPLD 有三种冷却方式,第一种是 MCC 冷却,即模块式微光沟道冷却热沉 (Modular Microchannel Cooled Headsinks),第二种是 SCCs (Stirling-Cycle Coolers),第三种是

TEC 冷却,即以帕尔帖效应为基础的半导体热电致冷。前二种用于高功率,对于要求轻巧的仪器而言,TEC 冷却是合适的,AOC 公司的 LM 系列产品正是采用 TEC 冷却技术的,附合环境温度,致冷速率、价格、体积、材料和重量等综合因素考虑。

一般地讲,TEC 器件是有现成商品可买的,但应用 TEC 器件需较高地理解热控制技术,细心地选择 TEC 器件,温度传感器和控制器。

HPLD 被装在冷却面上,同时还装有温度传感器以监视温度,控制器则使用来自传感器的温度自动调节反馈电流,始

终保持 HPLD 的温度在合理允许的区间范围内。由热力学可知由于种种热耗使 TEC 要产生比我们所需的致冷量更多一些,典型的 TEC 器件可以保持最大温差为 64 $^{\circ}\text{C}$,即热沉散热面减去冷却面温度的差。如果单个 TEC 器件不够,可以多个串联使用。控制器必须和 TEC 器件互相匹配,尽管生产 TEC 厂家均有试验条件和热负载范围,选购时仍要仔细比较自己的系统是否合适厂家推荐的条件,高性能控制器一般均有 PID (即比例、积分、微分) 结构,而且对 TEC 应该有保护功能,即对 TEC 器件有电流限制功能,并且与控制系统设计所需的传感器类型协调一致。

温度传感器可以在热敏电阻,RTD (Resistance Temperature Detector) 和线性集成块电路传感器三者中选择。由铜或铝制成的热沉则要求散热面愈大愈好。

由于高性能控制器中的 PID 结构对热负载起着重要的自动调控作用,因此对 PID 控制需最优化设计。优化设计 PID 控制器会减少过调量和平稳时间并改善温度稳定性。温度过调量 $T_{\text{overshoot}}$ 和温度衰减 T_{decay} 在不同的环境温度和不同的系统设定温度中是不同的,而且系统的衰减率就是比值 $T_{\text{decay}}/T_{\text{overshoot}}$,当衰减率值大于 0.25 时,控制系统就意味着隐藏着危机。

虽然 TEC 自动温控系统设计会比较复杂,但对于需要窄线宽(例如 HPLD 应用于 PDT 研究)及高性能温控却十分有价值,因为 HPLD 对温度十分敏感,会造成波长漂移,即中心波长的波宽增加。

图 2 是 TEC 自动温控的三段式典型 PID 控制器简图,由一个误差放大器,一个 PID 信息处理器和输出功率放大器三部分组成。误差放大器提供要求设定的 HPLD 工作温度或 TEC 冷却面温度与实际由传感器提供的 TEC 运行温度之差,作为差值讯号即已知的误差值送入 PID 处理器。控制器的温度范围决定于设置温度范围和温度传感器放大增益。而误差放大器的灵敏度则由温感放大器增益及温感器灵敏度决定 PID 处理器由比例增益放大器,一个积分器和一个微分器组成,均可由运放电路组合而成。PID 控制环稳定性即其动态响应是由 P、I、D 的参数数值设置决定的,P 值决定了增益属固有稳定,但不能在

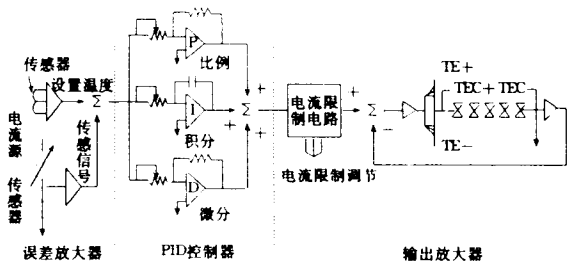


图2 TEC自动温控三段式PID控制原理图

温控点和传感反馈之间产生零误差讯号；积分器可以产生一个有限的输出控制讯号，即使误差项在零时也一样，因积分器的输出是过去的误差函数，但I值增加会降低控制环稳定度；D值的增加有利于下降衰减率，但增加了过调量。因此对P、I、D的参数设置要综合考虑，一般而言，增加P值减少I值会降低误差，增加I值和D值会增加控制环稳定性。多数TEC控制器使用线性双极或双向的电流源输出段，以便充分发挥全部优点，但为了减少成本，也可以采用单板或单向输出段，只要保证HPLD在安全的温度范围内。

最后一段的输出功率放大器中有电流限制块，起着保护功能，调节并监视着TEC冷却器的电流，以保证正常的致冷功率。作为TEC冷却器及安装在TEC冷却面的高能半导体激光器HPLD，自身与运放器也组成一个控制环，起着温控和功率稳定作用。如图所示，TEC由多级串联而成，HPLD正是装在TEC的冷却面。

以上已经把HPLD和TEC冷却模块与接口、控制电路模块及电源块之间的关系作了说明。外部电源110VAC/220VAC输入到电源模块即变压器，由变压器输出HPLD，电扇，TEC冷却器必要的工作电流和电压，且控制着总功率。

图3是AOC公司LM-2500型的输出功率和工作电流关系曲线。由图可见在工作电流小于0.5A时输出近似为零，而在工作电流大于0.5A时输出功率表现为线性增加，这个电流就称为阈值电流，不同类型的HPLD是不同的。曲线的斜率表征着HPLD光电转换效率，具有重要的意义。显然，图3曲线还

表示在阈值电流值到达前有一个预置过程，即不允许立即加大电流。因此，作为HPLD电流源的电源模块需有这一功能，一般控制模块中有电路控制着电源模块，不仅如此还要对电流升高的时间予以控制，在规定允许的时间间隔内逐步地增

加电流，以免损坏。致于防止外来因素突然升压，也自应考虑之中。鉴于HPLD对突然的外来因素使工作电流增加而造成温升损坏半导体激光器件，在控制电路中均应考虑对应措施及警告信号。

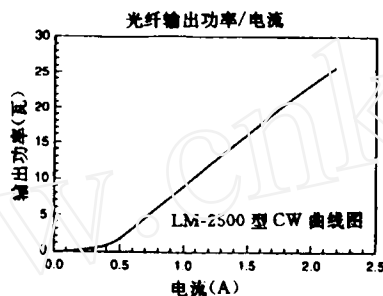


图3 LM-2500型功率曲线图 InGaAs/GaAs, 波长 $\lambda=0.98\mu\text{m}$; LPLD在CW输出时最大功率为25W

图1的面板模块表示了可操纵的按钮，具有准备/运行键，用于开机使用预置时间使用；有激光功率设置键，允许在仪器最大功率以下的功率设置；有实际总激光功率输出，激光工作电流指示；也有HPLD工作允许温度超标警告指示，包括必要的音响信号；及电源开关键。最下左方是光控模块，内有光学透镜转换系统，对来自HPLD相联的光缆内部输出端激光进行聚焦缩束处理，在光路上还可能有部分反射大部分允许通过的镀膜片，反射部分激光能量按比例要实时且正确地反映HPLD的输出激光总功率。该数据十分重要，激光控模块与总功率监视控制器的接口和控制模块相连，同时用虚线表示与各键钮均相关，当该值突破设置允许值时，或者表现不稳定时，鸣警告告诉操作人员或停机，或自动切断电源。

图4是仪器内部具体的零部件结构图，对照图1和图4，读者会有一个清晰的概念。

美国AOC公司生产LM系列另一类仪器是把HPLD应用到PDT研究上，即以一定的功率(例如0~3W)选择对不同的肿瘤亲和性物质具有最佳对应匹配波长的HPLD，照射肿瘤，波长可以在 $0.65\mu\text{m}\sim 0.69\mu\text{m}$ 之间选择。目前比较著名的有效肿瘤亲和性物质如BPD、ZnPc、SnET₂、NP₆、THPC等，对应有效波长分别是 $0.69\mu\text{m}$ 、 $0.671\mu\text{m}$ 、 $0.665\mu\text{m}$ 、 $0.664\mu\text{m}$ 、 $0.652\mu\text{m}$ ，所以中心波长和HPLD的波长互相匹配。由于仪器的结构和前面介绍的HPLD光刀很相近，不再累述。

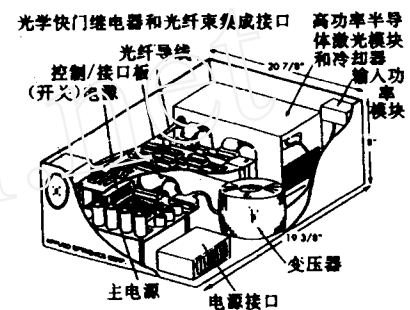


图4 AOC公司生产的LM系列的HPLD应用仪器内部结构图

我国国家医药局对以上二类仪器已招标，属国家医疗器械96~98攻关项目，分别为专题4和专题5。其中专题4是大功率医用半导体激光手术刀的研究，要求HPLD采用波长为 $805\pm 25\text{nm}$ ，利用国际上已商品化的1W~3W半导体激光器件，经阵列光耦合输出最大CW状态下功率为25W，且有可变宽度，频率的脉冲输出，采用SMA905国际标准光纤接口，计算机功率自控和自诊断。对此前面介绍的电路控制模块改由扩容的单片微机及必要的辅助电路控制应不成问题。专题5是多功能半导体激光治疗仪的研究开发，要求用波长为 $805\text{nm}\pm 5\text{nm}$ 的HPLD经光耦合技术输出5~10W连续功率；经倍频技术输出CW状态下有50~120mW功率，波长为 $403\text{nm}\pm 5\text{nm}$ 的激光，经染料泵浦技术及倍频技术输出波长为 $630\text{nm}\pm 5\text{nm}$ ，CW状态输出为800mW~1W的激光功率。即该专题研究要求输出三种波长的激光，采用DCM染料泵浦及倍频技术完成。由于染料泵浦到波长 $1.2\mu\text{m}$ 已是极限，因此波长 $630\text{nm}\pm 5\text{nm}$ 的产生在

技术可行性上似有问题,愿听读者指数。

高能半导体激光 HPLD 在 90 年代以来,由于晶体生长技术,分子束外延技术,量子阱技术及金属有机化合物汽相沉淀技术及设备不断完善,输出功率不断提高,价格也不断下降;引起应用工程技术人员的极大兴趣。在医学应用领域,已正在渐渐成为一个激光应用的新领域,包括组织切除、组织融合、PDT 光动力学研究,诊断等等。

在眼科,波长 810nm 的 HPLD 可用于青光眼的顶端疗法及视网膜的光凝结,视网膜固定。还可以利用糖尿病人的眼内荧光物质异常,在光谱学基础上采用 HPLD 的光束迅速测定糖尿病。

利用光纤传输技术可以应用 HPLD 对前列腺患者进行烧炙和切割治疗。在普外科,可以取代 CO₂ 及 YAG 激光工作,由于轻巧紧凑便携,在军事医学上将会大受欢迎。波长为 808nm,功率在 300mW~5W 的 HPLD 可用于融合。在整形外科可用于去除胃粘膜,小关节内窥镜及推间盘切除。在 PDT 光动力学研

究上,HPLD 具有良好的匹配性能。毫无疑问,HPLD 将在内外科、妇产科、泌尿科、眼科、五官科及肠胃科等多种领域有着潜在的广泛应用。HPLD 在医学上的应用开辟了激光医学的新领域和美好前景。

最后值得一提的是 HPLD 价格高,耦合技术复杂,是否适合我国国情,需从高新技术在我国应占一席之地的战略眼光和潜在市场综合考虑。对母校浙江大学廖家鼎教授、徐生绿教授和郑吉清教授的及时指导,李莹同志的帮助,在此表示真诚的感谢。

参考文献

- 1 美国 AOC 公司 LM 系列产品资料
- 2 Laser Focus World, USA, May 1995, P205~213
- 3 大功率半导体激光器,中科院余金中,1994
- 4 黄德修,HPLD(808nm)及其应用,华中理工大学电子系,1994
- 5 勤特力,半导体二极管泵浦固体激光器,

1993

- 6 何兴仁,大功率半导体激光器及其在军事上的应用,半导体情报,第 32 卷第 3 期, P26~33
- 7 美国 SDL 公司及 3M 公司产品资料
- 8 High power diode laser arrays, IEEE Journal of quantum electronics, Vol. 28, No4 April, 1992
- 9 High power visible Semiconductor laser, USA, SPIE Vol. 2115, P250~261, 1994
- 10 Laser Focus World, USA, July 1993, P83~92
- 11 HPLD and their direct industrial application, SPIE, Vol. 2382, P78~88, 1995 USA
- 12 High power semiconductor laser, SPIE, Vol. 723, P2~24, 1986, USA
- 13 Ultrahigh average brightness semiconductor laser arrays, SPIE Vol. 2148, P30~43, 1994, USA
- 14 Compact diode array laser system, SPIE Vol. 2382, P94~103, USA

本文 1996 年 6 月收到

CO₂ 激光手术异型光导管

The Optical Duct of CO₂ Laser Operational Equipment

姜北生 耿剑平

(西安医大实验设备处 西安 710061)

CO₂ 激光器是临床应用上用得最多的激光器。由于 CO₂ 激光输出波长为 10.6μm,人体组织对 CO₂ 激光的吸收率都很大,并且大致相同,前 200μm 厚的组织几乎吸收全部 CO₂ 激光能量而产生热能,所以采用它来进行手术烧灼、切割、汽化、凝固,只限于皮肤表面,而 CO₂ 激光用于外科手术时,则热效应好,切割效果好,损伤小,止血效果显著,术后恢复快,是用于激光手术刀的主要激光器之一。

然而,对于医用激光器,无论是用作激光刀,凝结核装置或其它用途,都有必要利用一种系统把激光从振荡器引导到患者的病变部位,这种系统是提高激光机械性能的重要手段。

CO₂ 激光波长是 10.6μm 远红外,为玻璃大量吸收,因而不能采用普通的

玻璃纤维导光(目前国外已研制成由硒化锌制成的 CO₂ 光导纤维,但造价高,技术难度大,国内尚未采用)国内常采用的是关节型导光系统,它是将几个金属筒用万向接头连接而成,每一节都有一对反射镜,它们将来自一个关节的光反射到另一个关节。经过几次反射后就送到手柄,CO₂ 激光从手柄射出。

在应用 CO₂ 激光进行手术的实践中,我们感到有不尽人意的地方,归结起来主要有几点:CO₂ 激光手术采用的是直线且非接触性治疗,对病变较深的部位,例如宫颈内口及糜烂面大到宫颈侧面的病灶,以及内痔,鼻息肉等欲达而不能,影响了治疗效果。而且在操作时 CO₂ 激光光管头距离病灶约 5~6cm,激光射出若稍偏斜,则可能碰到器械,金属反射可能引起靶点光斑反射光击伤,因而严

重地影响到 CO₂ 激光器在临床手术上的应用。

综上所述,根据多年的临床观察,本文对 CO₂ 激光手术器光管头改装为异型空心导管,见图 1 所示。

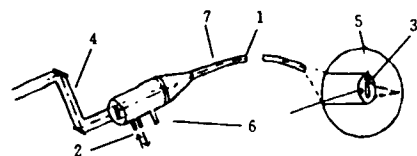


图 1 CO₂ 异型光导管示意图

1. 全反射层;2. 冷却管道;3. 聚焦透镜;
4. 反射型导光关节;5. 照明装置;
6. 排烟管道;7. 空心波导管

(1)整个导管材料由铝和金,或一定弯曲塑料导管构成,其外径可做到 φ10~5mm,并根据治疗病种的不同,曲变成一定的形状,以达到病变部位,其长度