



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101919733 A

(43) 申请公布日 2010. 12. 22

(21) 申请号 201010273919. X

(22) 申请日 2010. 09. 07

(71) 申请人 中国科学院长春光学精密机械与物理研究所

地址 130033 吉林省长春市东南湖大路
3888 号

(72) 发明人 胡黎明 王立军 王彪 曹军胜
高志坚

(74) 专利代理机构 长春菁华专利商标代理事务
所 22210

代理人 王淑秋

(51) Int. Cl.

A61B 18/22 (2006. 01)

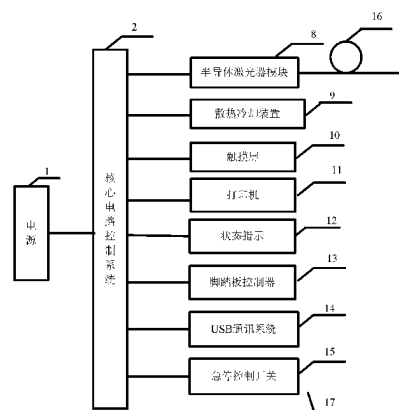
权利要求书 2 页 说明书 8 页 附图 6 页

(54) 发明名称

双波长大功率半导体激光综合治疗仪

(57) 摘要

本发明涉及一种双波长大功率半导体激光综合治疗仪,该治疗仪的半导体激光器模块主要包括第一、第二半导体激光准直单元,波长选择器,聚焦透镜系统以及耦合输出光纤;第一半导体激光准直单元输出的长波长激光和第二半导体激光准直单元输出的近红外激光同时入射到波长选择器上,由波长选择器进行波长耦合;耦合光束经过聚焦透镜系统会聚到耦合输出光纤的输入端,耦合输出光纤的输出端与医用光纤联结。本发明具有很好的组织切割能力和很好的凝固止血能力,弥补了单波长激光治疗中存在的不足,实现了高效、精准、微创的软组织疾病治疗目的,可以广泛应用于软组织疾病的激光手术中。



1. 一种双波长大功率半导体激光综合治疗仪,包括电源(1)、核心电路控制系统(2)、半导体激光器模块(8)、散热冷却装置(9)、外设(17),医用光纤(16);所述电源(1)与核心电路控制系统(2)连接;半导体激光器模块(8)、散热冷却装置(9)、外设(17)分别与核心电路控制系统(2)连接;半导体激光器模块(8)的输出与医用光纤(16)连接;其特征在于所述的半导体激光器模块(8)包括第一、第二半导体激光准直单元(21)、(21'),波长选择器(26),聚焦透镜系统(29)以及耦合输出光纤(40);第一半导体激光准直单元(21)输出的1300nm至1500nm范围内的长波长激光和第二半导体激光准直单元(21')输出的800nm至1100nm范围内的近红外激光同时入射到波长选择器(26)上,由波长选择器(26)进行波长耦合;耦合光束经过聚焦透镜系统(29)会聚到耦合输出光纤(40)的输入端,耦合输出光纤(40)的输出端与医用光纤(16)联结。

2. 根据权利要求1所述的双波长大功率半导体激光综合治疗仪,其特征在于还包括第一、第二平面部分反射镜(22)、(22'),第一、第二光电探测单元(20)、(20'),功率反馈控制单元(7);第一半导体激光准直单元(21)输出的光束入射到第一平面部分反射镜(22)的前表面(P1)上发生部分反射,反射的光束入射到第一光功率探测单元(20)发生光电转换,由第一光功率探测单元(20)产生与其接收的激光光束的光功率呈线性关系的小电流信号 I_r ;第二半导体激光准直单元(21')输出的光束入射到第二平面部分反射镜(22')的前表面(P1')上发生部分反射,反射的光束照射到第二光功率探测单元(20'),由第二光功率探测单元(20')产生与其接收的激光光束的光功率呈线性关系的小电流信号 I_r' ;功率反馈控制单元(7)将第一、第二光功率探测单元(20)、(20')产生的小电流信号 I_r 、 I_r' 分别转换、放大成光电压信号 U_r 、 U_r' ,进而分别计算出第一、第二半导体激光准直单元(21)、(21')的输出功率 P_{out} 、 P_{out}' ,并将功率值 P_{out} 、 P_{out}' 与目标功率值 P_0 、 P_0' 进行比较,给出误差信号,进而根据误差信号向激光器驱动控制单元(5)输出用以调节第一、第二半导体激光准直单元(21)、(21')的驱动功率的电压控制信号;由第一平面部分反射镜(22)的后表面(P2)和第二平面部分反射镜(22')的后表面(P2')透射的光束入射到波长选择器(26)上进行波长耦合。

3. 根据权利要求2所述的双波长大功率半导体激光综合治疗仪,其特征在于所述第一平面部分反射镜(22)的前表面(P1)镀有对长波长激光部分反射的光学膜,后表面(P2)镀有对长波长激光增透的光学膜,透射率在95%以上;所述第二平面部分反射镜(22')的前表面(P1')镀有对近红外激光部分反射的光学膜,后表面(P2')镀有对近红外激光增透的光学膜,透射率在95%以上。

4. 根据权利要求2所述的双波长大功率半导体激光综合治疗仪,其特征在于所述的第一光电探测单元(20)包括第一衰减片(23)、第一聚焦凸透镜(24)和第一光电转换模块(25);由第一平面部分反射镜(22)的前表面(P1)反射的光束经第一衰减片(23)和第一聚焦凸透镜(24)进行衰减和会聚后照射到第一光电转换模块(25)上发生光电转换,产生与激光束的光功率呈线性关系的小电流信号 I_r ;第二光电探测单元(20')包括第二衰减片(23')、第二聚焦凸透镜(24')和第二光电转换模块(25');由第二平面部分反射镜(22')的前表面(P1')反射的光束经第二衰减片(23')和第二聚焦凸透镜(24')进行衰减和会聚后照射到第二光电转换模块(25')上发生光电转换,产生与激光束的光功率呈线性关系的小电流信号 I_r' 。

5. 根据权利要求 2 所述的双波长大功率半导体激光综合治疗仪,其特征在于所述功率反馈控制单元 (7) 包括第一、第二运算放大器 (71)、(71'), 第一、第二电压放大器 (72)、(72') 和光功率调整控制单元 (73); 第一、第二光电转换模块 (25)、(25') 产生的与长波长激光光束、近红外激光光束的光功率呈线性关系的小电流信号 I_r 、 I_r' 分别经过第一、第二运算放大器 (71)、(71') 转换成相应的光电压 U_{r0} 、 U_{r0}' ; 光电压 U_{r0} 、 U_{r0}' 分别经过第一、第二电压放大器 (72)、(72') 调整放大后进入到光功率调整控制单元 (73); 光功率调整控制单元 (73) 将经过第一、第二电压放大器 (72)、(72') 调整放大后的光电压 U_r 、 U_r' 分别换算为光功率 P_{out} 、 P_{out}' , 将 P_{out} 、 P_{out}' 分别与各自的目标功率值 P_0 、 P_0' 比较, 得到误差信号, 进而根据误差信号向激光器驱动控制单元 (5) 输出用以调节第一、第二半导体激光准直单元 (21)、(21') 的驱动功率的电压控制信号。

6. 根据权利要求 1 或 2 所述的双波长大功率半导体激光综合治疗仪, 其特征在于还包括系统温度控制单元 (6); 系统温度控制单元包括分别集成在第一、第二半导体激光准直单元 (21)、(21') 内的第一、第二温度传感器 (33)、(33'), 激光器驱动控制单元 (5) 上的第三温度传感器 (63) 和温度调节控制单元 (64); 第一、第二温度传感器 (33)、(33') 以及第三温度传感器 (63) 分别实时检测第一半导体激光准直单元 (21)、第二半导体激光准直单元 (21') 及激光器驱动控制单元 (5) 的工作温度值, 并反馈给温度调节控制单元 (64), 然后由温度调节控制单元 (64) 将第一半导体激光准直单元 (21)、第二半导体激光准直单元 (21') 和激光器驱动控制单元 (5) 的温度测量值分别与相应的设定温度值进行对比计算, 最后输出控制信号调节对散热冷却装置 (9) 的供电功率。

双波长大功率半导体激光综合治疗仪

技术领域：

[0001] 本发明属于医疗器械领域，特别涉及一种双波长半导体激光治疗设备，它是一种应用医用光纤传输、具有高功率激光输出的方便灵活的激光医疗设备。

背景技术：

[0002] 近年来，随着激光技术的飞速发展，其在医疗领域的应用范围越来越广，应用的激光波长也是越来越多，比如近红外的有 810nm、980nm、1064nm 等，中远红外的有 2940nm、10600nm 等。800nm～1064nm 的近红外波段激光主要被黑色素和氧合血红蛋白吸收，在临床上具有良好的凝固、止血效果，但是对组织的汽化切割能力较差，且对眼睛损伤较大；长波长激光，如 Er:YAG 的 2940nm 和 CO₂ 的 10600nm 等，能强烈被水吸收，具有良好的汽化、切割能力，但是对生物组织的穿透深度浅，凝固止血效果较差，并且激光器电光转换效率不高，本身体积较大。

[0003] 因此，有必要寻找一种仅具有良好的组织切割能力，又具有很好的凝固止血能力的激光或激光组合，实现对软组织的精确切割而不损伤周围组织。

发明内容

[0004] 本发明要解决的技术问题是提供一种具有很好的组织切割能力和很好的凝固止血能力的双波长大功率半导体激光综合治疗仪。

[0005] 为了解决上述技术问题，本发明的双波长大功率半导体激光综合治疗仪包括电源、核心电路控制系统、半导体激光器模块、散热冷却装置、外设，医用光纤；所述电源与核心电路控制系统连接；半导体激光器模块、散热冷却装置、外设分别与核心电路控制系统连接；半导体激光器模块的输出与医用光纤连接；所述的半导体激光器模块主要包括第一、第二半导体激光准直单元，波长选择器，聚焦透镜系统以及耦合输出光纤；第一半导体激光准直单元输出的 1300nm 至 1500nm 范围内的长波长激光和第二半导体激光准直单元输出的 800nm 至 1100nm 范围内的近红外激光同时入射到波长选择器上，由波长选择器进行波长耦合；耦合光束经过聚焦透镜系统会聚到耦合输出光纤的输入端，耦合输出光纤的输出端与医用光纤联结。

[0006] 本发明基于波长耦合技术实现了大功率双波长半导体激光输出，其中的长波长激光在 1300nm 至 1500nm 范围内，处于水的吸收峰附近，具有良好的生物组织汽化切割能力，并且具有人眼安全的优点；近红外激光波长在 800nm 至 1100nm 之间，它能够很好的被氧合血红蛋白和水吸收，具有很好的止血能力和较好的切割能力。双波长半导体激光组合能够得到很好的组织切割能力和很好的凝固止血能力，弥补了单波长激光治疗中存在的不足，实现了高效、精准、微创的软组织疾病治疗目的，可以广泛应用于软组织疾病的激光手术中。

[0007] 作为本发明的进一步改进是：还包括第一、第二平面部分反射镜，第一、第二光电探测单元，功率反馈控制单元；第一半导体激光准直单元输出的光束入射到第一平面部分

反射镜的前表面上发生部分反射,反射的光束入射到第一光功率探测单元发生光电转换,由第一光功率探测单元产生与其接收的激光光束的光功率呈线性关系的小电流信号 I_r ;第二半导体激光准直单元输出的光束入射到第二平面部分反射镜的前表面上发生部分反射,反射的光束照射到第二光功率探测单元,由第二光功率探测单元产生与其接收的激光光束的光功率呈线性关系的小电流信号 I_r' ;功率反馈控制单元将第一、第二光功率探测单元产生的小电流信号 I_r 、 I_r' 分别转换、放大成光电压信号 U_r 、 U_r' ,进而分别计算出第一、第二半导体激光准直单元的输出功率 P_{out} 、 P_{out}' ,并将功率值 P_{out} 、 P_{out}' 与目标功率值 P_0 、 P_0' 进行比较,给出误差信号,进而根据误差信号向激光器驱动控制单元输出用以调节第一、第二半导体激光准直单元的驱动功率的电压控制信号;由第一平面部分反射镜的后表面和第二平面部分反射镜的后表面透射的光束入射到波长选择器上进行波长耦合;

[0008] 所述第一平面部分反射镜的前表面镀有对长波长激光部分反射的光学膜,后表面镀有对长波长激光增透的光学膜,透射率在 95% 以上;所述第二平面部分反射镜的前表面镀有对近红外激光部分反射的光学膜,后表面镀有对近红外激光增透的光学膜,透射率在 95% 以上。

[0009] 所述的第一光电探测单元包括第一衰减片、第一聚焦凸透镜和第一光电转换模块;由第一平面部分反射镜的前表面反射的光束经第一衰减片和第一聚焦凸透镜进行衰减和会聚后照射到第一光电转换模块上发生光电转换,产生与激光束的光功率呈线性关系的小电流信号 I_r 。

[0010] 第二光电探测单元的结构与第一光电探测单元相同,包括第二衰减片、第二聚焦凸透镜和第二光电转换模块;由第二平面部分反射镜的前表面反射的光束经第二衰减片和第二聚焦凸透镜进行衰减和会聚后照射到第二光电转换模块上发生光电转换,产生与激光束的光功率呈线性关系的小电流信号 I_r' 。

[0011] 所述功率反馈控制单元包括第一、第二运算放大器,第一、第二电压放大器和光功率调整控制单元;第一、第二光电转换模块产生的与长波长激光光束、近红外激光光束的光功率呈线性关系的小电流信号 I_r 、 I_r' 分别经过第一、第二运算放大器转换成相应的光电压 U_{r0} 、 U_{r0}' ;光电压 U_{r0} 、 U_{r0}' 分别经过第一、第二电压放大器调整放大后进入到光功率调整控制单元;光功率调整控制单元将经过第一、第二电压放大器调整放大后的光电压 U_r 、 U_r' 分别换算为光功率 P_{out} 、 P_{out}' ,将 P_{out} 、 P_{out}' 分别与各自的目标功率值 P_0 、 P_0' 比较,得到误差信号,进而根据误差信号向激光器驱动控制单元输出用以调节第一、第二半导体激光准直单元的驱动功率的电压控制信号。

[0012] 作为本发明的更进一步改进是:还包括系统温度控制单元;系统温度控制单元包括分别集成在第一、第二半导体激光准直单元内的第一、第二温度传感器,激光器驱动控制单元上的第三温度传感器和温度调节控制单元;第一、第二温度传感器以及第三温度传感器分别实时检测第一半导体激光准直单元、第二半导体激光准直单元及激光器驱动控制单元的工作温度值,并反馈给温度调节控制单元,然后由温度调节控制单元将第一半导体激光准直单元、第二半导体激光准直单元和激光器驱动控制单元的温度测量值分别与相应的设定温度值进行对比计算,最后输出控制信号调节对散热冷却装置的供电功率。

[0013] 本发明基于波长耦合技术实现大功率双波长半导体激光输出,采用光功率探测单元和功率反馈控制单元对半导体激光器模块的输出功率进行实时监控,采用系统温度控制

单元对半导体激光器和激光器驱动控制单元进行温度实时监控,实现了激光光源恒温、稳定功率工作,且仪器结构紧凑、无需水冷。

附图说明

- [0014] 下面结合附图和具体实施方式对本发明作进一步详细说明。
- [0015] 图 1 为本发明的双波长大功率半导体激光综合治疗仪的结构框图。
- [0016] 图 2 为半导体激光器模块结构示意图。
- [0017] 图 3 为具有功率反馈功能的半导体激光器模块结构示意图。
- [0018] 图 4(a)、4(b) 分别为半导体激光准直单元示意图,4(c)、4(d) 分别为半导体激光器快轴准直镜、慢轴准直镜示意图,4(e) 为聚焦透镜系统 29 示意图。
- [0019] 图 5(a)、5(b) 为功率反馈控制单元结构框图和工作原理示意图。
- [0020] 图 6 为系统温度反馈控制单元结构框图。
- [0021] 图 7 为本发明的长波长大功率半导体激光综合治疗仪的核心电路控制系统结构框图。
- [0022] 图 8 为组织中水和氧合血红蛋白对激光的吸收谱。

具体实施方式

[0023] 如图 1 所示,本发明的双波长大功率半导体激光综合治疗仪主要包括电源 1、核心电路控制系统 2、半导体激光器模块 8、散热冷却装置 9、外设 17;所述的外设 17 包括触摸屏 10、打印机 11、状态指示 12、脚踏板控制器 13、USB 通讯系统 14、急停控制开关 15。电源 1 与核心电路控制系统 2 连接;半导体激光器模块 8、散热冷却装置 9、触摸屏 10、打印机 11、状态指示 12、脚踏板控制器 13、USB 通讯系统 14、急停控制开关 15 分别与核心电路控制系统 2 连接;激光输出由脚踏板控制器 13 控制,最终由与半导体激光器模块 8 联接的医疗光纤 16 输出治疗用激光。

[0024] 如图 2 所示,半导体激光器模块 8 主要包括第一、第二半导体激光准直单元 21、21',波长选择器 26,聚焦透镜系统 29 以及耦合输出光纤 40。半导体激光器模块 8 还可以包括分光镜 27、指示光激光器 28。第一、第二半导体激光准直单元 21、21' 输出的光束入射到波长选择器 26 上进行波长耦合;指示光激光器 28 发射的指示激光束照射在分光镜 27 的后表面 S2 上发生全反射,与波长选择器 26 输出的耦合光束经分光镜 27 透射后光束同向传播,经过聚焦透镜 29 会聚到耦合输出光纤 40 的输入端,耦合输出光纤 40 的输出端通过 SMA905 接口与医用光纤 16 联结。

[0025] 波长选择器 26 可以是一由两个直角三棱镜 261、262 组合成的立方体棱镜。两个直角三棱镜 261、262 的组合面 263 上镀有对 1300nm 至 1500nm 范围内长波长半导体激光全透,而对 800nm 至 1100nm 近红外半导体激光全反的光学膜。第一半导体激光准直单元 21 输出光束垂直入射在波长选择器 26 上经组合面 263 完全透射,第二半导体激光准直单元 21' 输出光束垂直入射在波长选择器 26 上经组合面 263 完全反射,透射光束和反射光束耦合一起输出。

[0026] 波长选择器 26 还可以采用分束镜。

[0027] 所述分光镜 27 的前表面 S1 镀有对长波长激光和近红外激光增透的光学膜,后表

面 S2 镀有对长波长激光和近红外激光增透而对指示激光束高反射的光学膜。指示光激光器 28 发射的指示激光束照射到分光镜 27 的后表面 S2 上发生反射,入射角在 $30^{\circ} \sim 60^{\circ}$ 范围内,反射光束与波长选择器 26 输出的耦合光束经分光镜 27 透射后光束同向传播,经过与激光束传输光路垂直放置的聚焦透镜系统 29 会聚到其焦点 F 上,耦合输出光纤 40 的输入端放置在聚焦透镜系统 29 的焦点 F 上。其中,指示光激光器 28 选用波长 635nm 的半导体激光器,输出功率在 1mw 至 5mw 之间。聚焦透镜系统 29 可采用图 (4e) 所示的扩束聚焦器件(参见授权专利说明书,公告号 CN100576666C),该扩束聚焦器件由沿耦合光传播方向依次排列的柱透镜 291、球透镜 292 和弯月透镜 293 组成。耦合输出光纤 40 的输入端可以为平面、半球形或者圆锥形,输出端带有国际标准 SMA905 接头用于与普通医疗光纤 16 联接。

[0028] 如图 3 所示,本发明的双波长大功率半导体激光综合治疗仪还可以包括第一、第二平面部分反射镜 22、22',第一、第二光电探测单元 20、20'。第一平面部分反射镜 22 的前表面 P1 镀有对 1300nm 至 1500nm 范围内长波长激光部分反射的光学膜,后表面 P2 镀有对 1300nm 至 1500nm 范围内长波长激光增透的光学膜。第二平面部分反射镜 22'的前表面 P1'镀有对 800nm 至 1100nm 近红外激光部分反射的光学膜,后表面 P2'镀有对 800nm 至 1100nm 近红外激光增透的光学膜。第一光电探测单元 20 包括第一衰减片 23、第一聚焦凸透镜 24、第一光电转换模块 25;第二光电探测单元 20'包括第二衰减片 23'、第二聚焦凸透镜 24'、第二光电转换模块 25'。第一平面部分反射镜 22 放置在第一半导体激光准直单元 21 输出光束的传播光路上,与光轴成 $30^{\circ} \sim 60^{\circ}$ 夹角。第一半导体激光准直单元 21 输出光束入射到第一平面部分反射镜 22 的前表面 P1 上发生部分反射,反射光束经由第一衰减片 23 和第一聚焦凸透镜 24 进行衰减和会聚后照射到第一光电转换模块 25 上发生光电转换,产生与反射光束的光功率呈线性关系的小电流信号 I_r 。第二平面部分反射镜 22'放置在第二半导体激光准直单元 21'输出光束的传播光路上,与光轴成 $30^{\circ} \sim 60^{\circ}$ 夹角。第二半导体激光准直单元 21'输出光束入射到第二平面部分反射镜 22'的前表面 P1'上发生部分反射,反射光束经由第二衰减片 23'和第二聚焦凸透镜 24'进行衰减和会聚后照射到第二光电转换模块 25'上发生光电转换,产生与反射光束的光功率呈线性关系的小电流信号 I_r' 。

[0029] 所述第一、第二半导体激光准直单元 21、21'可以采用如图 4(a)所示的结构。

[0030] 如图 4(a)所示,第一半导体激光准直单元 21 包括半导体激光线阵 30、快轴准直器 31 和慢轴准直器 32。半导体激光线阵 30 是包含多个激光器发光单元的 CS 封装的 bar 条,半导体激光线阵 30 输出波长为 1300nm 至 1500nm 范围内的长波长半导体激光。快轴准直器 31 可以采用柱透镜、半柱透镜或者折射率渐变透镜,对 bar 条发射激光束快轴方向准直。慢轴准直器 32 可以是一透镜阵列,阵列中的透镜与 bar 条的每个发光单元一一对应,且透镜口径等于 bar 条发光单元周期,bar 条中每个发光单元发射的激光通过慢轴准直透镜阵列分别进行慢轴准直。

[0031] 第二半导体激光准直单元 21'的结构与第一半导体激光准直单元 21 相同,包括半导体激光线阵 30'、快轴准直器 31'和慢轴准直器 32'。半导体激光线阵 30'输出的波长为 800nm 至 1100nm 范围内的近红外半导体激光经过由快轴准直器 31'和慢轴准直器 32'进行快轴和慢轴方向准直。

[0032] 所述第一、第二半导体激光准直单元 21、21'还可以采用如图 4(b)所示的结构。

[0033] 如图 4(b)所示,第一半导体激光准直单元 21 主要由半导体激光器 301、302、...、

30n ($n > 1$), 快轴准直镜 311、312、...、31n ($n > 1$) 以及慢轴准直镜 321、322、...、32n ($n > 1$) 组成。半导体激光器 301、302、...、30n ($n > 1$) 的输出波长在 1300nm 至 1500nm 范围内, 半导体激光器 301、302、...、30n 同方向排列在同一平面上或同一空间里。半导体激光器 301、302、...、30n ($n > 1$) 的前面放上快轴准直镜 311、312、...、31n、($n > 1$) 和慢轴准直镜 321、322、...、32n、($n > 1$)。半导体激光器 301、302、...、30n ($n > 1$) 分别位于快轴准直镜 311、312、...、31n ($n > 1$) 和慢轴准直镜 321、322、...、32n ($n > 1$) 的重合焦点 F1、F2、...、Fn ($n > 1$) 上, 通过快轴准直镜和慢轴准直镜对各个半导体激光器发射的激光束进行快轴和慢轴方向准直。其中, 快轴准直透镜 311、312、...、31n ($n > 1$) 可以采用如图 4(c) 所示的非球面微柱透镜, 非球面微柱透镜的光轴方向与半导体激光器 301、302、...、30n ($n > 1$) 的快轴方向垂直, 能够对半导体激光器输出光束快轴方向准直; 慢轴准直透镜 321、322、...、32n ($n > 1$) 可以采用如图 4(d) 所示的球面微柱透镜, 球面微柱透镜光轴方向与半导体激光器 301、302、...、30n ($n > 1$) 慢轴方向垂直, 实现对半导体激光器输出光束慢轴方向准直。其中 n 的数值根据所需要输出的激光功率确定。

[0034] 所述第二半导体激光准直单元 21' 的结构与第一半导体激光准直单元 21 相同, 主要由半导体激光器 301'、302'、...、30n' ($n > 1$), 快轴准直镜 311'、312'、...、31n' ($n > 1$) 以及慢轴准直镜 321'、322'、...、32n' ($n > 1$) 组成。半导体激光器 301'、302'、...、30n' ($n > 1$) 的输出波长在 800nm 至 1100nm 范围内。半导体激光器 301'、302'、...、30n' ($n > 1$) 同方向排列在同一平面上或同一空间里。半导体激光器 301'、302'、...、30n' ($n > 1$) 的前面放上快轴准直镜 311'、312'、...、31n' ($n > 1$) 和慢轴准直镜 321'、322'、...、32n' ($n > 1$); 半导体激光器 301'、302'、...、30n' ($n > 1$) 位于快轴准直镜 311'、312'、...、31n' ($n > 1$) 和慢轴准直镜 321'、322'、...、32n' ($n > 1$) 的重合焦点 F1'、F2'、...、Fn' ($n > 1$) 上, 通过快轴准直镜和慢轴准直镜分别对各个半导体激光器发射的激光束进行快轴和慢轴方向准直。其中, 快轴准直透镜 311'、312'、...、31n' ($n > 1$) 可以采用如图 4(c) 所示的非球面微柱透镜, 非球面柱透镜光轴方向与半导体激光器 301'、302'、...、30n' ($n > 1$) 的快轴方向垂直, 能够对半导体激光器输出光束快轴方向准直; 慢轴准直透镜 321'、322'、...、32n' ($n > 1$) 可以采用如图 4(d) 所示的球面微柱透镜, 柱透镜光轴方向与半导体激光器 301'、302'、...、30n' ($n > 1$) 慢轴方向垂直, 实现对半导体激光器输出光束慢轴方向准直。其中 n 的数值根据所需要输出的激光功率确定。

[0035] 如图 7 所示, 核心电路控制系统 2 主要由 ARM 微处理器核心控制单元 3、外设电路控制单元 4 和激光器驱动控制单元 5。

[0036] ARM 微处理器核心控制单元 3 是治疗仪的主控单元, 控制半导体激光器模块 8 的工作模式并监控其运行状态, 控制触摸显示屏 10、打印机 11、USB 通讯单元 14 等的工作; 外设电路控制单元 4 的作用是实现 ARM 微处理器核心控制单元 3 对激光器驱动控制单元 5 的具体控制实施以及 USB 通讯、打印、状态指示、急停控制等功能; 激光器驱动控制单元 5 主要是为半导体激光器模块 8 提供系统所需的控制恒流源, 其具有脉冲方式和连续方式两种不同形式的电源输出。

[0037] 功率反馈控制单元 7 分别将第一、第二光电转换模块 25、25' 输出的小电流信号 I_r , I_r' 转换、放大成相应的光电压信号 U_r , U_r' , 进而分别计算出第一、第二半导体激光准直单元 21、21' 的输出功率 P_{out} 、 P_{out}' , 并将 P_{out} 、 P_{out}' 与目标光功率 P_0 、 P_0' 进行比较, 给出误差

信号,根据该误差信号向激光器驱动控制单元 5 输出分别用以调节第一、第二半导体激光准直单元 21、21' 的驱动功率的电压控制信号 V_{LD} , V_{LD}' ,实现对半导体激光器模块 8 中两种波长半导体激光的光功率监控。

[0038] 如图 5(a)、5(b) 所示,所述功率反馈控制单元 7 包括第一、第二运算放大器 71、71',第一、第二电压放大器 72、72' 和光功率调整控制单元 73;第一、第二半导体激光准直单元 21、21' 工作时,第一、第二光电转换模块 25、25' 实时探测产生的与长波长激光光束、近红外激光光束光功率呈线性关系的小电流信号 I_r 、 I_r' 分别经过第一、第二运算放大器 71、71' 转换成光电压 U_{r0} 、 U_{r0}' ,光电压 U_{r0} 、 U_{r0}' 分别经过第一、第二电压放大器 72、72' 调整放大为 U_r 、 U_r' 后进入到光功率调整控制单元 73,电压范围在 0 ~ 3v 之间;光功率调整控制单元 73 将经过第一、第二电压放大器 72、72' 调整放大后的光电压 U_r 、 U_r' 分别换算为光功率 P_{out} 、 P_{out}' ,将 P_{out} 、 P_{out}' 分别与各自的目标功率值 P_0 、 P_0' 比较,得到误差信号,进而根据误差信号向激光器驱动控制单元 5 输出用以调节第一、第二半导体激光准直单元 21、21' 的驱动功率的电压控制信号 V_{LD} , V_{LD}' 。

[0039] 所述光功率调整控制单元 73 可以是通过 C 语言编制在 ARM 微处理器核心控制单元 3 内的一个功能程序模块。

[0040] 如图 6 所示,系统温度控制单元 6 包括集成在半导体激光器模块 8 内的第一、第二温度传感器 33 和 33'、激光器驱动控制单元 5 上的第三温度传感器 63 和温度调节控制单元 64,实现对半导体激光器模块 8 和激光器驱动控制单元 5 的温度控制。其中,第一、第二温度传感器 33 和 33' 是一个高精度模拟式温度传感器,可以选用阻值在 15-25K Ohm 内的 NTC 热敏电阻,分别集成在两种波长半导体激光器的热沉上,实现对半导体激光器模块 8 中两种波长半导体激光器的工作温度值的实时检测;第三温度传感器 63 是一个高精度数字式温度传感器,可选用美信公司出品的 DS18B20,安装在激光器驱动控制单元 5 的散热底板上实现对其工作温度的实时检测。三个温度传感器测得的温度值分别反馈给温度调节控制单元 64,然后由温度调节控制单元 64 对各个测量值和设定值分别进行对比计算,最后输出控制信号。散热冷却装置 9 分为两个部分,一部分实现半导体激光器模块 8 的温度调节,另一部分实现激光器驱动控制单元 5 的温度调节,确保半导体激光器模块 8 与半导体激光驱动控制单元 5 工作温度稳定。其中,半导体激光器模块 8 与激光器驱动控制单元 5 的设定温度值一般为 25℃。

[0041] 温度调节控制单元 63 可以是通过 C 语言编制在 ARM 微处理器核心控制单元 3 内的一个 PID 控制功能程序模块。

[0042] 散热冷却装置 9 包含两个散热器,即半导体激光器模块 8 散热用热管风扇散热器以及激光器驱动控制单元 5 散热用普通风扇。半导体激光器模块 8 安装在热管风扇上,当半导体激光器模块 8 中任意一种波长激光器工作产生热量导致其温度超过设定值 25℃时,热管风扇开始工作把热量散发到空气中去,热管风扇散热能力大小由系统温度控制单元 6 控制;激光器驱动控制单元 5 散热用风扇安装在治疗仪外壳上正对着激光器驱动控制单元 5,对其进行散热,确保激光器驱动控制单元 5 的温度稳定。

[0043] 实施例:

[0044] 本实施例选用中心波长分别为 1470nm(± 20 nm) 和 980nm(± 5 nm) 的半导体激光器按照图 3 所示的技术方案进行波长耦合得到双波长输出的光纤耦合模块作为综合治疗

仪的治疗光源。其中,第一半导体激光准直单元 21 中包含 7 只 1470nm 半导体激光器单管、7 个快轴准直用的非球面微柱透镜和 7 个慢轴准直用的球面微柱透镜,按照图 4(b) 所示的方案对各单管进行光束准直;第二半导体激光准直单元 21' 中包含 7 只 980nm 半导体激光器单管、7 个快轴准直用的非球面微柱透镜和 7 个慢轴准直用的球面微柱透镜,按照图 4(b) 所示的方案对各单管进行光束准直。第一、第二平面部分反射镜 22、22' 分别与准直后的激光束成 45° 角放置,第一、第二平面部分反射镜 22、22' 的前表面 P1、P1' 上分别镀有对 1470nm(±20nm) 和 980nm(±5nm) 部分反射光学薄膜,后表面 P2、P2' 面上分别镀有对 1470nm(±20nm) 和 980nm(±5nm) 增透的光学膜。第一、第二半导体激光准直单元 21、21' 输出的激光光束分别经过第一、第二平面部分反射镜 22、22' 发生部分反射,入射角为 45°,得到的反射光束与第一、第二半导体激光准直单元 21、21' 输出的激光光束成近 90° 直角。部分反射光束分别经过第一、第二衰减片 23、23' 和第一、第二聚焦凸透镜 24、24', 会聚到第一、第二光电转换模块 25、25' (第一、第二光电转换模块 25、25' 采用光电二极管) 上发生光电转换,分别产生小电流信号 I_r 、 I_r' 。小电流信号 I_r 、 I_r' 经功率反馈控制单元 7 转换、放大成相应的光电压信号 U_r 、 U_r' 。 U_r 、 U_r' 与激光器输出总功率 P_{out} 、 P_{out}' 存在如下关系: $P_{out} = U_r / (K \times L \times M \times N_1)$, $P_{out}' = U_r' / (K' \times L' \times M' \times N_1')$ 。其中, K 、 K' 是运放电路放大倍数, L 、 L' 是光电二极管的光电转换系数, M 、 M' 是衰减片的衰减系数, N_1 、 N_1' 是第一、第二平面部分反射镜 22、22' 的反射系数。ARM 微处理器核心控制单元 3 将该由光电压信号 U_r 、 U_r' 换算出的 P_{out} 、 P_{out}' 与给定的目标功率 P_0 、 P_0' 进行比较,给出误差信号,并分别输出控制信号给激光器驱动控制单元 5 来调节半导体激光器模块 8 中两种波长(1470nm 与 980nm) 激光器的驱动电压以弥补由于热效应造成的功率变化,确保激光功率的稳定。

[0045] 第一、第二半导体激光准直单元 21、21' 出射的激光分别经第一、第二平面部分反射镜 22、22' 透射的光束相互垂直,分别入射到波长选择器 26 的两个直角面,其中波长选择器 26 是一由两个直角三棱镜组合成的立方体棱镜,组合面上镀有 1470(±20nm) 激光全透而对 980(±5nm) 激光全反的光学膜。第一半导体激光准直单元 21 出射的经第一平面部分反射镜 22 透射的 1470nm 激光束通过波长选择器 26 全透射传输,第二半导体激光准直单元 21' 出射的经第二平面部分反射镜 22' 透射的 980nm 激光束通过波长选择器 26 全反射传输,并与前述的透射光束耦合成一束传输。

[0046] 本实施例中的分光镜 27 用于将指示光与两种波长治疗激光组合一起输出,分光镜 27 的前表面 S1 镀有对 1470nm 和 980nm 两种波长激光束同时透射的增透膜,后表面 S2 上镀有对 1470nm 和 980nm 两种波长激光束同时透射而对 635nm 指示激光高反射的光学膜。聚焦透镜系统 29 采用图 (4e) 所示的扩束聚焦器件(参考课题组已有授权专利,授权号 CN100576666C) 将两种波长的治疗激光与指示光会聚到焦点 F 处耦合进耦合输出光纤 40,耦合输出光纤 40 的输出端是一个 SMA905 国际标准光纤接头,供连接医用光纤 16 之用,医用光纤 16 可以是数值孔径为 0.22 或 0.37、芯径为 200 μm 至 600 μm 的医疗专用光纤,激光可以沿光纤轴向输出,也可以从光纤侧向输出。

[0047] 触摸显示屏 10 可以为一个 5.7 英寸真彩 TFT 触摸显示屏(分辨率 640×480),通过电线与外设电路控制单元 4 相连,能够方便设定和显示激光治疗仪工作参数,如:连续/单脉冲/重复脉冲工作模式、激光功率、脉宽、重复频率、工作时间等;打印系统 11 为一微型热敏打印机,可以治疗仪存储档案中的治疗信息打印出来;USB 通讯接口 14 包含 USB_HOST

接口、USB_SLAVE 接口与外设电路控制单元 4 相连实现治疗仪与外界的信息传递。

[0048] 双波长大功率半导体激光综合治疗仪的技术参数为：

[0049] 输出波长：1470nm (± 20 nm)

[0050] 980nm (± 5 nm)

[0051] 工作模式：连续，单脉冲，重复脉冲

[0052] 脉冲宽度：10ms-10s，连续可调

[0053] 脉冲间隔：10ms-10s，连续可调

[0054] 输出功率：1470nm：0-15w，连续可调

[0055] 980nm：0-30w，连续可调

[0056] 操控界面：5.7 英寸真彩色触摸屏

[0057] 光学系统：标准 SMA905 接口，可接 200 μ m $\sim$ 600 μ m 医用光纤

[0058] 指示光：635nm， < 5 mw，亮度可调

[0059] 冷却系统：风冷

[0060] 通讯系统：USB_HOST 接口、USB_SLAVE 接口

[0061] 打印系统：内置微型热敏打印机

[0062] 由图 8 可知，在 1470nm 波长附近有一个水的强吸收峰，该波长激光能够被水强烈吸收，具有良好的生物组织气化切割功能，而 980nm 能够同时很好被水和养合血红蛋白吸收，具有很好的组织凝固止血能力，因此 1470nm 与 980nm 两种激光组合使用能够精确、高效地对人体软组织疾病进行手术治疗，可应用于血管外科、泌尿科、耳鼻喉科、妇科、肺病科等领域。

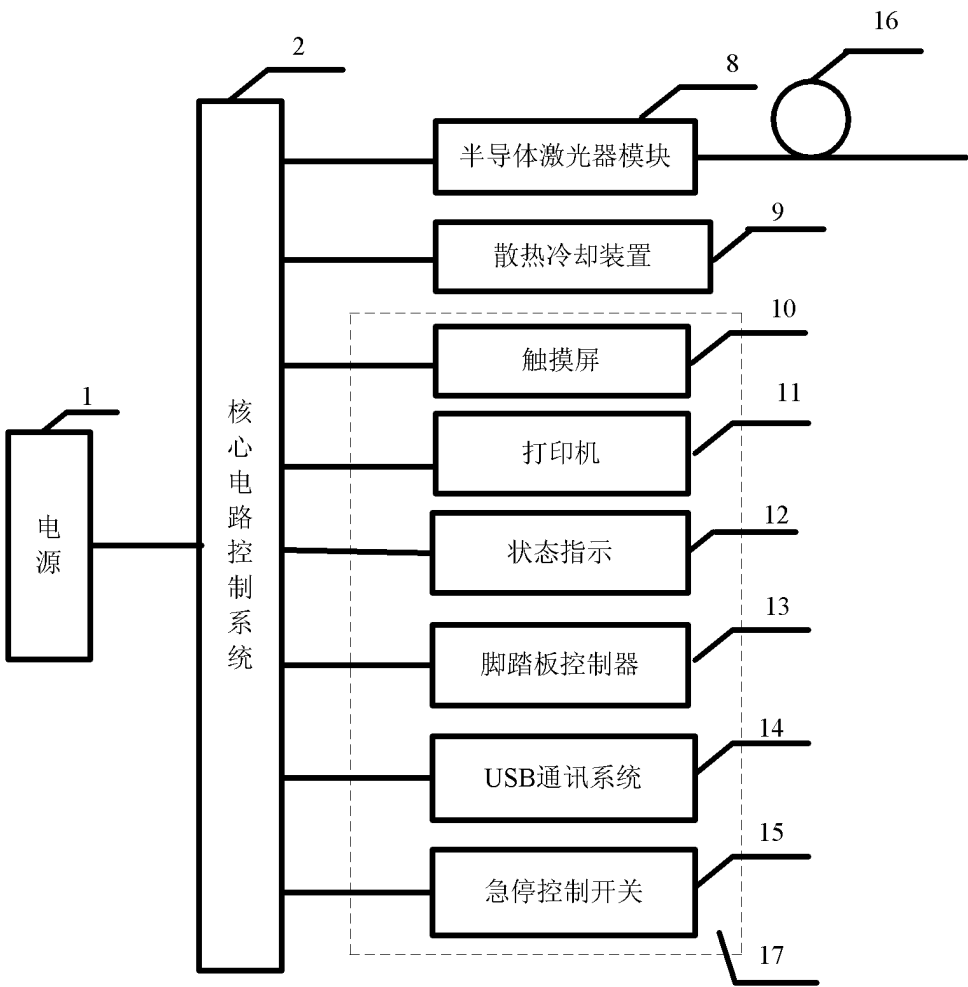


图 1

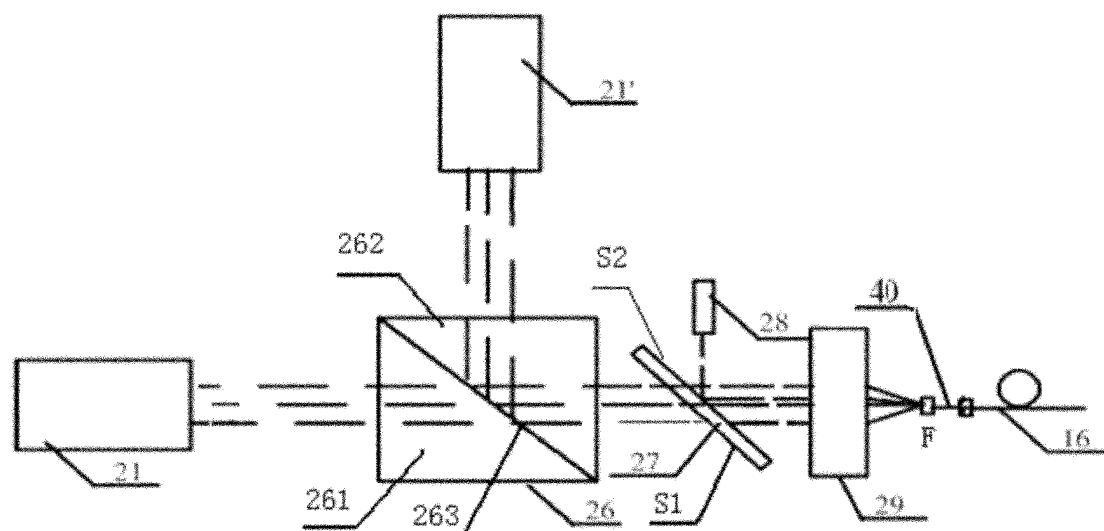


图 2

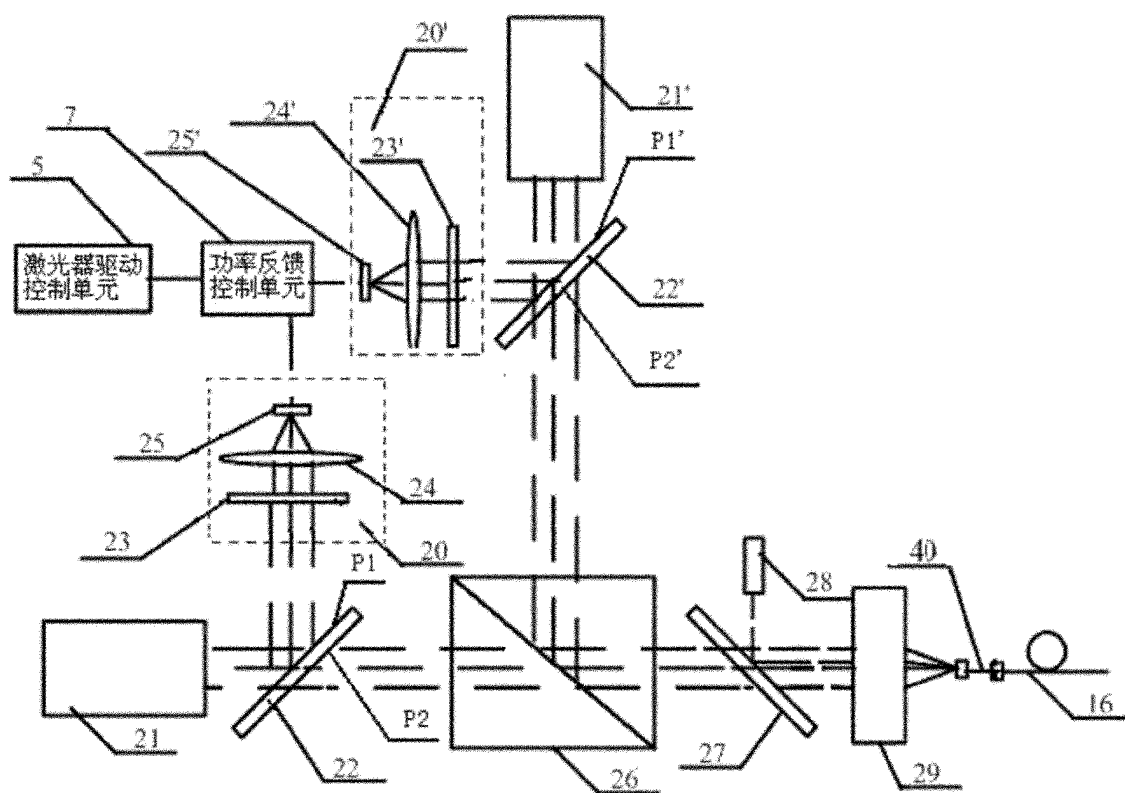


图 3

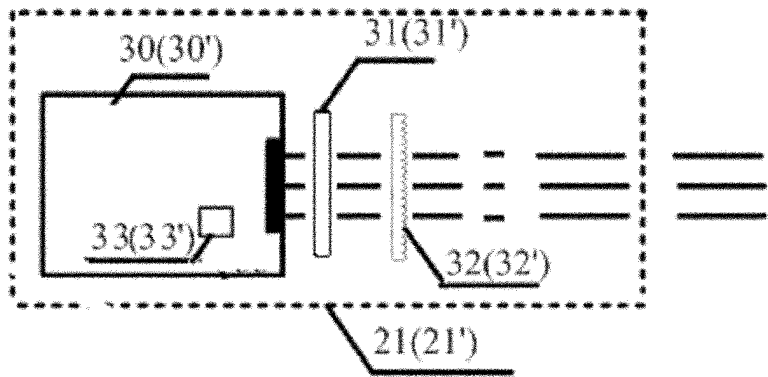


图 4(a)

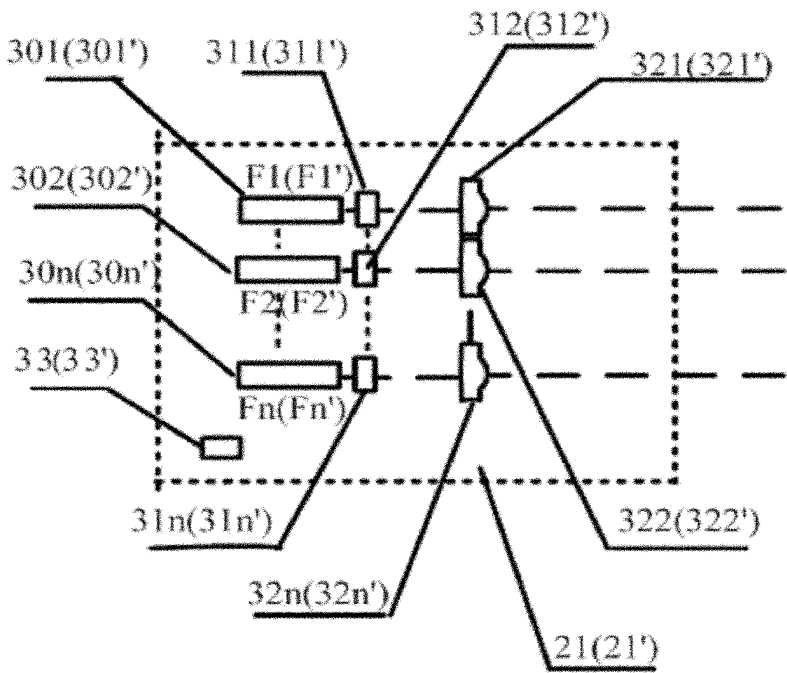


图 4(b)

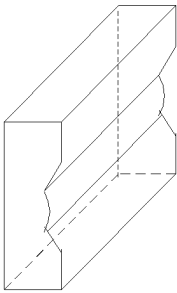


图 4(c)

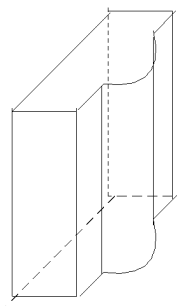


图 4(d)

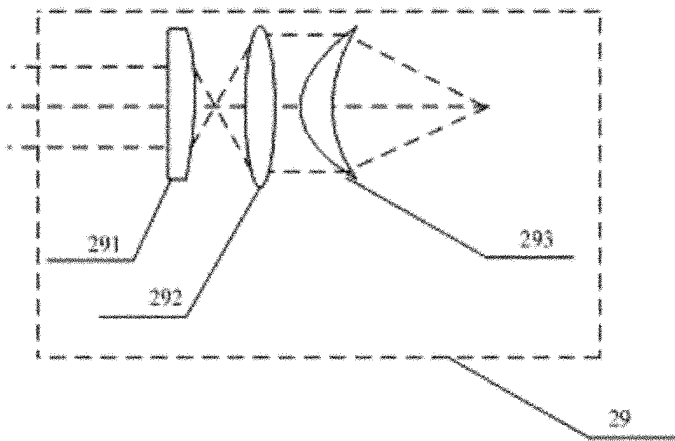


图 4(e)

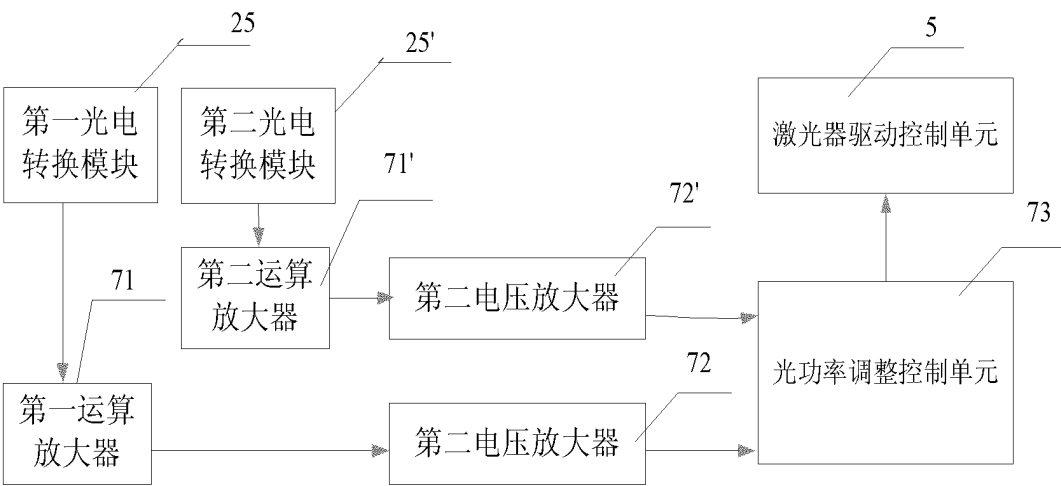


图 5(a)

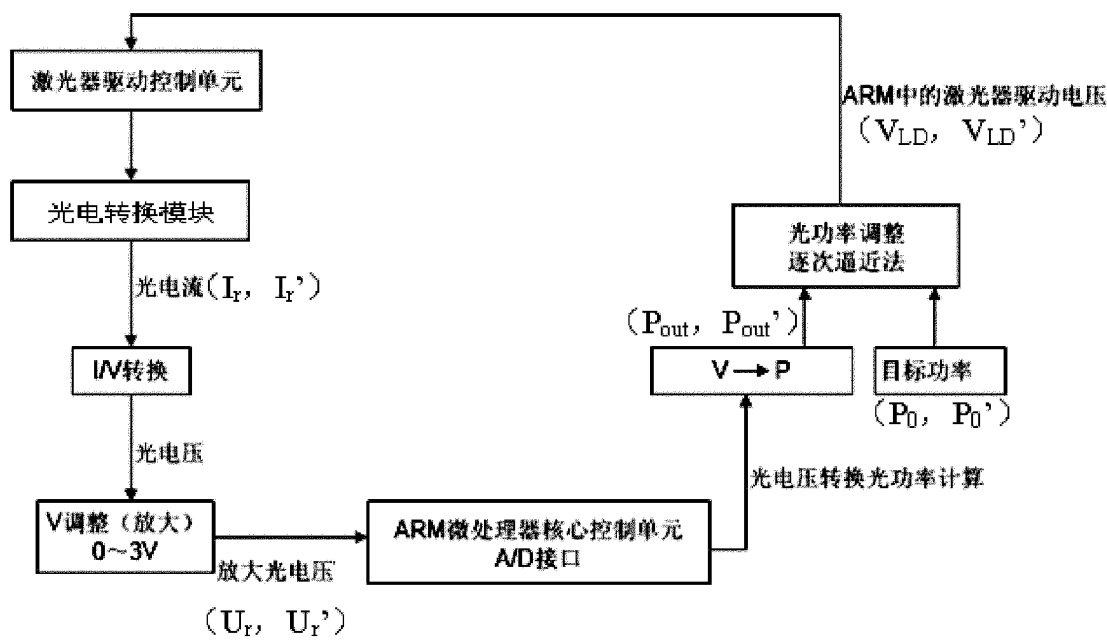


图 5(b)

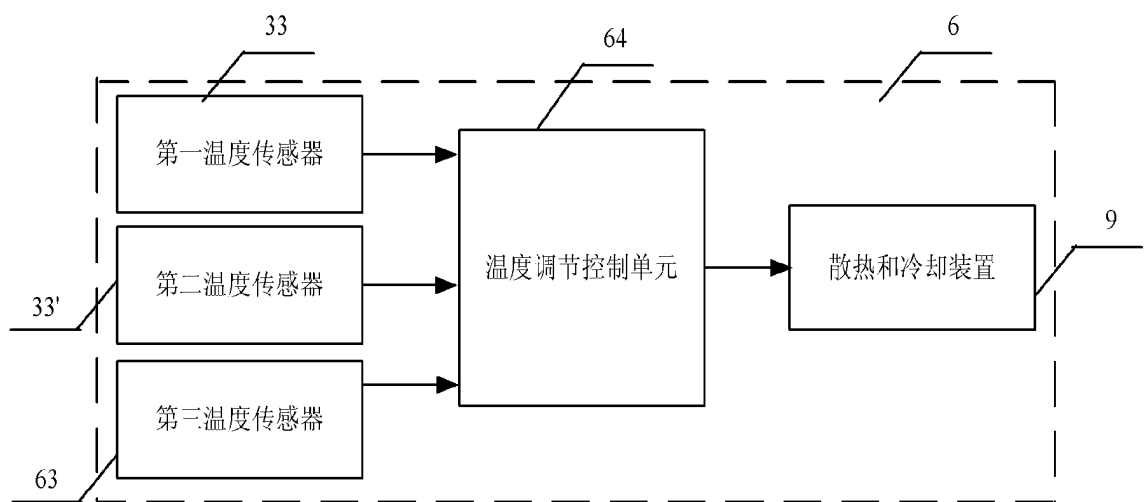


图 6

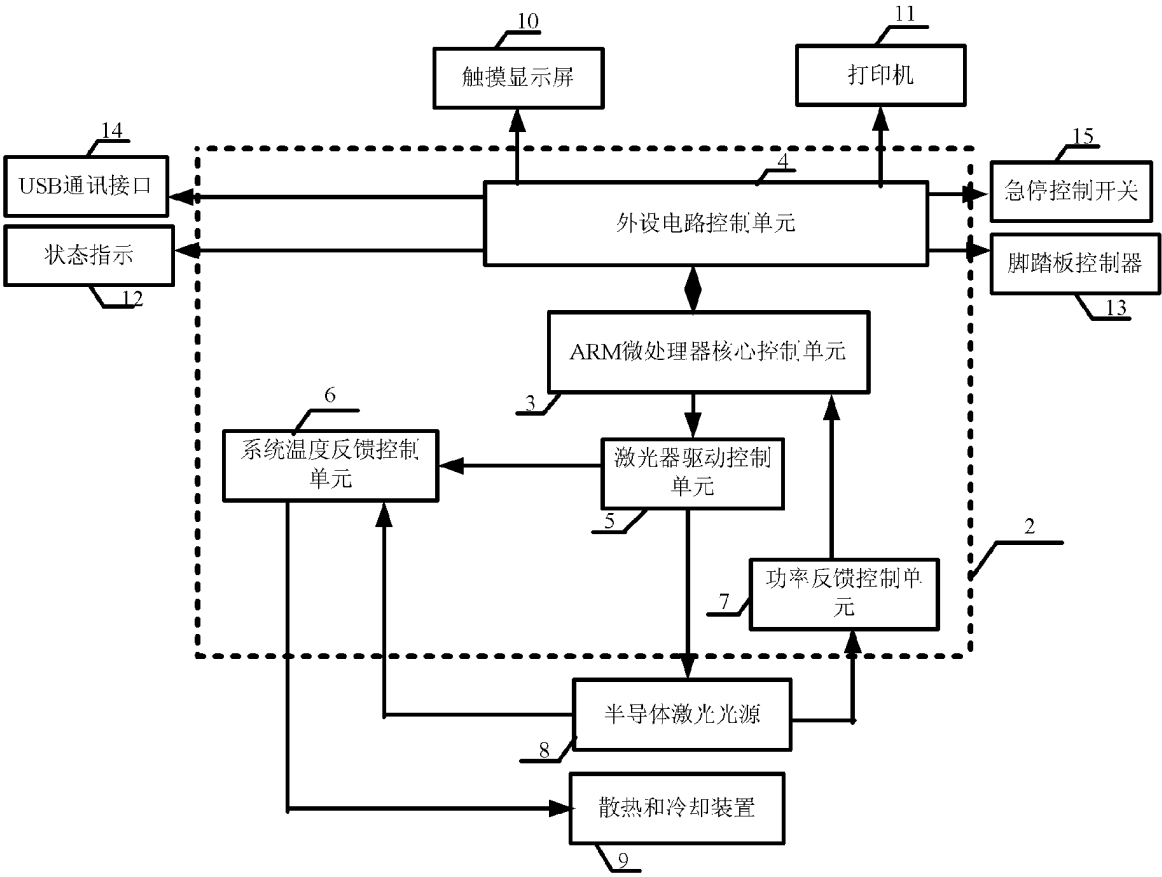


图 7

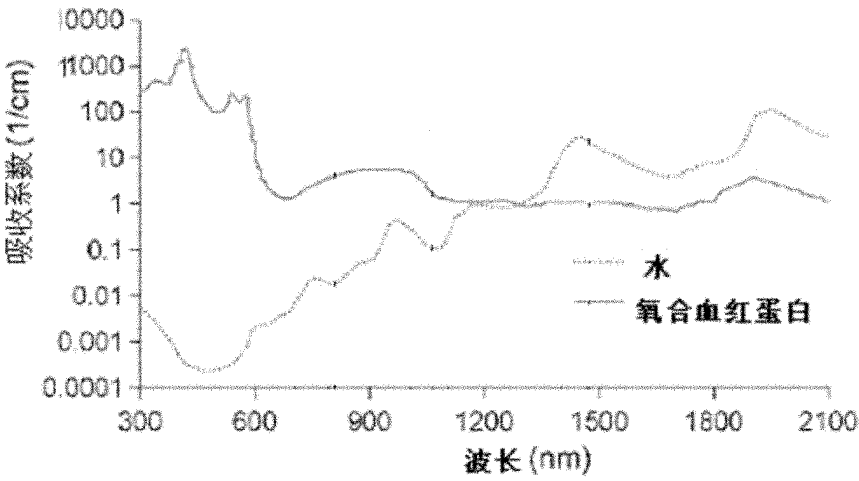


图 8