



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101897619 A

(43) 申请公布日 2010. 12. 01

(21) 申请号 201010222816. 0

(22) 申请日 2010. 07. 12

(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

(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)

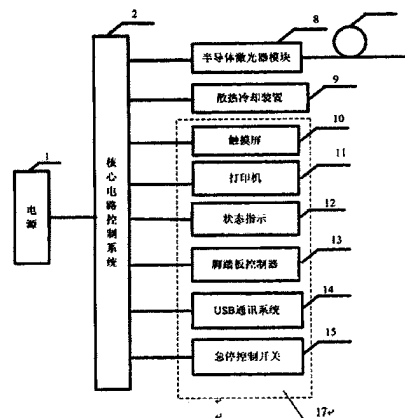
权利要求书 2 页 说明书 6 页 附图 4 页

(54) 发明名称

长波长大功率半导体激光综合治疗仪

(57) 摘要

本发明涉及一种长波长大功率半导体激光综合治疗仪,该治疗仪包括电源、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输出波长在 $1.4\text{--}2.0\mu\text{m}$ 范围的激光光束,该波长激光能强烈被水吸收,具有良好的生物组织气化切割功能,同时被氧合血红蛋白吸收较强,具有很好的组织凝固止血能力。本发明能够精确、高效地对人体软组织进行切割手术,可应用于能够应用于血管外科、泌尿科、肺病科、普外等领域疾病治疗,具有体积小、重量轻、操作简单等优点。



1. 一种长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)输出波长在 $1.4\text{--}2.0\mu\text{m}$ 范围的激光光束。

2. 根据权利要求1所述的长波长大功率半导体激光综合治疗仪,其特征在于还包括光功率探测单元(22)、功率反馈控制单元(7);半导体激光器模块(8)输出的部分激光光束进入光功率探测单元(22),由光功率探测单元(22)产生与激光光束的光功率呈线性关系的小电流信号;功率反馈控制单元(7)将光功率探测单元(22)产生的小电流信号转换、放大成相应的光电压信号,进而计算出相应的半导体激光器模块(8)的输出功率,并将该功率值与目标功率值进行比较,给出误差信号,根据该误差信号向激光器驱动控制单元(5)输出用以调节半导体激光器模块(8)的驱动功率的电压控制信号。

3. 根据权利要求2所述的长波长大功率半导体激光综合治疗仪,其特征在于所述的半导体激光器模块(8)包括半导体激光准直单元(20)、分光镜(230)、聚焦透镜(250)、耦合输出光纤(260)、指示光激光器(240);所述光功率探测单元(22)包括反射镜(231)、衰减片(241)、聚焦凸透镜(251)、光电转换模块(261);分光镜(230)放置在半导体激光准直单元(20)输出的准直光束的传播光路上,半导体激光准直单元(20)输出的准直光束入射到分光镜(230)的第一表面(P1)上发生部分反射;指示光激光器(240)发射的激光束a照射到分光镜(230)的第二表面(P2)上发生反射,反射光a'与半导体激光准直单元(20)的输出光束经分光镜(230)透射得到的透射光束同向平行传播,经过聚焦透镜(250)会聚到耦合输出光纤(260)的输入端,耦合输出光纤(260)的输出端与医用光纤(16)联结;由分光镜(230)反射的光束入射到反射镜(231)上,由反射镜(231)反射的光束经由衰减片(241)和聚焦凸透镜(251)进行衰减和会聚后照射到光电转换模块(261)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。

4. 根据权利要求3所述的长波长大功率半导体激光综合治疗仪,其特征在于分光镜(230)的第一表面(P1)镀有对半导体激光束部分反射的光学膜,透射率在95%以上,第二表面(P2)镀有对半导体激光束增透而对指示激光束a高反射的光学膜。

5. 根据权利要求3所述的长波长大功率半导体激光综合治疗仪,其特征在于所述半导体激光准直单元(20)包括至少两个相同的半导体激光准直光路;半导体激光准直光路由半导体激光器、快轴准直镜及慢轴准直镜组成;半导体激光器发射的激光通过快轴准直镜和慢轴准直镜分别进行快轴和慢轴方向准直,输出准直光束。

6. 根据权利要求3所述的长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)包括运算放大器(71)、电压放大器(72)和光功率调整控制单元(73);光电转换模块(261)产生的与激光光束的光功率呈线性关系的小电流信号经过运算放大器(71)转换成光电压;该光电压经过电压放大器(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)将调整放大后光电压换算为光功率,并比较该换算得到的光功率与目标光功率,得出调整光电压信号 V_{LD} ,传输到激光器驱动控制单元(5)。

7. 根据权利要求3或6所述的长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集成在半导体激光器模块内的第一温

度传感器 (61)、激光器驱动控制单元 (5) 上的第二温度传感器 (62) 和温度调节控制单元 (63); 第一温度传感器 (61) 和第二温度传感器 (62) 分别实时检测半导体激光器模块 (8) 和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 (63), 然后由温度调节控制单元 (63) 将半导体激光器模块 (8) 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。

长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,涉及一种长波长半导体激光医疗设备,尤其涉及一种应用于软组织切割的医用光纤传输的便携式、高功率半导体激光治疗仪。

背景技术

[0002] 近年来,随着激光技术的不断发展,各种波长激光在人体软组织疾病治疗领域的应用越来越广泛,但是在治疗的同时都具有一定的局限,未能达到最佳效果。

[0003] 我们知道,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;2.1 μm 钬激光(Ho:YAG)在短脉冲、高能量状态下工作时具有很好的软组织切除能力,但其容易产生分裂性损伤,容易出血,手术技巧难以学习和掌握,并且治疗仪器结构复杂、体积大;绿激光(KTP)能有效切除人体软组织,具有方法简便、见效快、止血效果好等优点,但术后缺失组织面积较大,创面修复时间较长,增加了继发出血或继发感染的危险,并且术中因组织凝固会降低切除速率。

[0004] 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,实现对软组织的精确切割而不损伤周围组织。

发明内容

[0005] 本发明要解决的技术问题是提供一种既能高效精准切除人体软组织又能减小组织损伤的长波长大功率半导体激光综合治疗仪。

[0006] 为了解决上述技术问题,本发明的长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输出波长在1.4-2.0 μm 范围的激光光束。

[0007] 半导体激光器模块输出的波长在1.4-2.0 μm 范围的激光光束能强烈被水吸收,具有良好的生物组织气化切割功能,同时被氧合血红蛋白吸收较强,具有很好的组织凝固止血能力。因而本发明能够精确、高效地对人体软组织进行切割手术,可应用于能够应用于血管外科、泌尿科、耳鼻喉科、妇科、肺病科、普外等领域疾病治疗,具有体积小、重量轻、操作简单等优点。

[0008] 作为本发明的进一步改进是:还包括光功率探测单元、功率反馈控制单元;半导体激光器模块输出的部分激光光束进入光功率探测单元,由光功率探测单元产生与激光光束的光功率呈线性关系的小电流信号;功率反馈控制单元将光功率探测单元产生的小电流信号转换、放大成相应的光电压信号,进而计算出相应的半导体激光器模块的输出功率,并将该功率值与目标功率值进行比较,给出误差信号,根据该误差信号向激光器驱动控制单元输出用以调节半导体激光器模块的驱动功率的电压控制信号。

[0009] 所述的半导体激光器模块包括半导体激光准直单元、分光镜、聚焦透镜、耦合输出光纤、指示光激光器；所述光功率探测单元包括反射镜、衰减片、聚焦凸透镜、光电转换模块；分光镜放置在半导体激光准直单元输出的准直光束的传播光路上，半导体激光准直单元输出的准直光束入射到分光镜的第一表面 P1 上发生部分反射；指示光激光器发射的激光束 a 照射到分光镜的第二表面 P2 上发生反射，反射光 a' 与半导体激光准直单元的输出光束经分光镜透射得到的透射光束同向平行传播，经过聚焦透镜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；由分光镜反射的光束入射到反射镜上，由反射镜反射的光束经由衰减片和聚焦凸透镜进行衰减和会聚后照射到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。

[0010] 所述分光镜的第一表面 P1 镀有对半导体激光束部分反射的光学膜，透射率在 95% 以上，第二表面 P2 镀有对半导体激光束增透而对指示激光束 a 高反射的光学膜。

[0011] 所述半导体激光准直单元包括至少两个相同的半导体激光准直光路；半导体激光准直光路由半导体激光器、快轴准直镜及慢轴准直镜组成；半导体激光器发射的激光通过快轴准直镜和慢轴准直镜分别进行快轴和慢轴方向准直，输出准直光束。

[0012] 所述功率反馈控制单元包括运算放大器、电压放大器和光功率调整控制单元；光电转换模块产生的与激光光束的光功率呈线性关系的小电流信号经过运算放大器转换成光电压；该光电压经过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调整放大后光电压换算为光功率，并比较该换算得到的光功率与目标光功率，得出调整光电压信号 V_{LD} ，传输到激光器驱动控制单元。

[0013] 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集成在半导体激光器模块内的第一温度传感器、激光器驱动控制单元上的第二温度传感器和温度调节控制单元；第一温度传感器和第二温度传感器分别实时检测半导体激光器模块和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半导体激光器模块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。

[0014] 本发明基于多个半导体激光器集束耦合实现了高功率激光输出，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

[0015] 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。

[0016] 图 1 为本发明的长波长大功率半导体激光综合治疗仪的结构框图。

[0017] 图 2 为半导体激光器模块和光功率探测单元的结构示意图。

[0018] 图 3a、3b 分别为半导体激光器快轴准直镜、慢轴准直镜示意图。

[0019] 图 4 为功率反馈控制单元结构框图。

[0020] 图 5 为功率反馈控制单元工作原理示意图。

[0021] 图 6 为系统温度反馈控制单元结构框图。

[0022] 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。

[0023] 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

[0024] 如图 1 所示,本发明的长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;所述的外设 17 包括触摸显示屏 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、触摸显示屏 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。其中,本发明的核心部分主要有核心电路控制系统 2、半导体激光器模块 8、光功率探测单元 22、功率反馈控制单元 7 及系统温度控制单元 6,以下分别介绍设计方案。

[0025] 如图 4 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。

[0026] 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。

[0027] 本发明中半导体激光器模块 8 为多个半导体激光器集束耦合的光纤耦合模块,输出波长在 $1.4\text{--}2.0\mu\text{m}$ 范围内。

[0028] 如图 2 所示,半导体激光器模块 8 包括半导体激光准直单元 20、分光镜 230、聚焦透镜 250 和耦合输出光纤 260。

[0029] 所述半导体激光准直单元 20 主要由半导体激光器 $201, 202, \dots, 20n (n > 1)$, 快轴准直镜 $211, 212, \dots, 21n (n > 1)$ 以及慢轴准直镜 $221, 222, \dots, 22n (n > 1)$ 组成,多个半导体激光器 $201, 202, \dots, 20n (n > 1)$ 同方向排列在同一平面上或同一空间里,半导体激光器 $201, 202, \dots, 20n (n > 1)$ 的前面分别放上快轴准直镜 $211, 212, \dots, 21n (n > 1)$ 和慢轴准直镜 $221, 222, \dots, 22n (n > 1)$,半导体激光器 $201, 202, \dots, 20n (n > 1)$ 放在快轴准直镜 $211, 212, \dots, 21n (n > 1)$ 和慢轴准直镜 $221, 222, \dots, 22n (n > 1)$ 的重合焦点 $F1, F2, \dots, Fn$ 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进行快轴和慢轴方向准直,输出准直光束 $S1, S2, \dots, Sn$ 。其中,快轴准直透镜 $211, 212, \dots, 21n (n > 1)$ 为 n 个 ($n > 1$),可以采用如图 3(a) 所示的非球面微柱透镜,柱透镜光轴方向与半导体激光器 $201, 202, \dots, 20n (n > 1)$ 的快轴方向垂直,能够对半导体激光器快轴方向光束进行准直;慢轴准直透镜 $221, 222, \dots, 22n (n > 1)$ 为 n 个 ($n > 1$),可以采用如图 3(b) 所示的球面微柱透镜,柱透镜光轴方向与半导体激光慢轴方向垂直,实现对半导体激光器快轴方向光束进行准直。其中 n 的数值根据所需要输出的激光光功率确定。

[0030] 分光镜 230 放置在半导体激光器 $201, 202, \dots, 20n (n > 1)$ 准直后光束 $S1,$

$S_2, \dots, S_n (n > 1)$ 的传播光路上,与光轴成 $30^\circ \sim 60^\circ$ 夹角,分光镜 230 的第一表面 P1 镀有对半导体激光束 $S_1, S_2, \dots, S_n (n > 1)$ 部分反射光学膜,第二表面 P2 镀有对半导体激光束 $S_1, S_2, \dots, S_n (n > 1)$ 增透而对指示激光束 a 高反射的光学膜。准直激光束 $S_1, S_2, \dots, S_n (n > 1)$ 入射到分光镜 230 的第一表面 P1 上发生部分反射,得到反射光束 $R_1, R_2, \dots, R_n (n > 1)$ 和透射光束 $S_1', S_2', \dots, S_n' (n > 1)$, 反射光束 $R_1, R_2, \dots, R_n (n > 1)$ 进入光功率探测单元 22; 指示光激光器 240 发射的激光束 a 照射到分光镜 230 的第二表面 P2 上发生反射,入射角在 $30^\circ \sim 60^\circ$ 范围内,反射光 a' 与半导体激光器 201, 202, $\dots, 20n (n > 1)$ 输出的光束 $S_1, S_2, \dots, S_n (n > 1)$ 经分光镜 230 透射得到的光束 $S_1', S_2', \dots, S_n' (n > 1)$ 同向平行传播,经过与激光束 a', $S_1', S_2', \dots, S_n' (n > 1)$ 传输光路垂直放置的聚焦透镜 250 会聚到聚焦透镜 250 的焦点 F 上,耦合输出光纤 260 的输入端放置在聚焦透镜 250 的焦点 F 上。其中,指示光激光器选用波长 635nm 的半导体激光器,输出功率在 1mw 至 5mw 之间。耦合输出光纤 260 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。

[0031] 所述光功率探测单元 22 包括高反射率的反射镜 231、衰减片 241、聚焦凸透镜 251 以及光电转换模块 261。部分反射光束 $R_1, R_2, \dots, R_n (n > 1)$ 入射到高反射率反射镜 231 上,入射角在 $30^\circ \sim 60^\circ$ 范围内,得到的反射光束 $R_1', R_2', \dots, R_n' (n > 1)$ 经由衰减片 241 和聚焦凸透镜 251 进行衰减和汇聚后照射到光电转换模块 261 上发生光电转换,产生与激光束 $S_1, S_2, \dots, S_n$ 的光功率呈线性关系的小电流信号;功率反馈控制单元 7 将该小电流信号转换、放大成相应的光电压信号,进而转换成相应的半导体激光器模块 8 的输出光功率,并将该光功率与目标光功率进行比较,给出误差信号,根据该误差信号向激光器驱动控制单元 5 输出用以调节半导体激光器模块 8 的驱动功率的电压控制信号,实现对半导体激光器 201, 202, $\dots, 20n (n > 1)$ 输出光束 $S_1, S_2, \dots, S_n (n > 1)$ 的光功率监控。其中,光电转换模块 261 选用光电二极管。

[0032] 如图 4、5 所示,功率反馈控制单元 7 包括运算放大器 71、电压放大器 72 和光功率调整控制单元 73; 半导体激光光源工作时,光电转换模块 261 进行实时探测,产生与激光光束的光功率呈线性关系的小电流信号;该小电流信号经过运算放大器 71 转换成光电压传输给电压放大器 72,经过电压放大器 72 调整放大,电压范围在 $0 \sim 3v$ 之间;放大后的光电压信号进入到光功率调整控制单元 73,通过换算得到光功率,此为实际探测得到的光功率;光功率调整控制单元 73 比较探测得到的光功率与目标光功率,得出调整光电压信号 V_{LD} ,传输到激光器驱动控制单元 5 来调节半导体激光器模块 8 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。

[0033] 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。

[0034] 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 内的第一温度传感器 61、激光器驱动控制单元 5 上的第二温度传感器 62 和温度调节控制单元 63; 系统温度控制单元 6 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。半导体激光器模块 8 中集成的第一温度传感器以及实时安装在激光器驱动控制单元 5 上的第一温度传感器实时检测半导体激光器模块 8 的工作温度值和激光器驱动控制单元 5 的工作温度值,分别反馈给温度调节控制单元 63,然后由温度调节控制单元 63 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;系统温度控制单元 6 分别输出调节这两部分供电功率的控制信号,以保证半导体激光器模块 8 以及激光器驱动控制单元 5 的温度稳定。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℃。

[0035] 第一温度传感器 61 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,集成安装在半导体激光器 201,202,...,20n(n > 1) 热沉上,实现对半导体激光器模块 8 工作温度的检测。

[0036] 第二温度传感器 63 是一个高精度数字式温度传感器,选用美信公司出品的 DS18B20。

[0037] 温度调节控制单元 63 可以通过 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。

[0038] 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 工作产生热量导致其温度超过 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。

[0039] 实施例一:

[0040] 本实施例采用中心波长为 1940nm(±20nm) 的半导体激光器光纤耦合模块作为综合治疗仪的半导体激光器模块 8,它由七只 1940nm 半导体激光器单管按照图 2 所示方案集束耦合:分光镜 230 与准直后激光束 S1-S7 成 45° 角放置,分光镜 230 的部分反射面 P1 上镀有对 1940nm(±20nm) 部分反射光学薄膜,分光镜 230 的 P2 面上有对 1940nm(±20nm) 增透、对 635nm 高反射的光学薄膜。激光器输出准直光束 S1-S7 经过分光镜 230 后发生部分反射,得到反射光束 R1-R7 和透射光束 S1'-S7',反射光束 R1-R7 与准直光束 S1-S7 成 90° 直角。部分反射光束 R1-R7 经过与其光轴成 45° 角放置的高反射率反射镜 231 反射后传送至衰减片 241 和聚焦凸透镜 251,会聚到光电二极管 261 上发生光电转换,产生于小电流信号 I_r 。小电流信号 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 与激光器输出总功率 P_{out} 存在如下关系: $P_{out} = U_r / (K \cdot L \cdot M \cdot N_1 \cdot N_0)$ 。其中,K 是运放电路放大倍数,L 是光电二极管的光电转换系数,M 是衰减片的衰减系数, N_1 与 N_0 分别是分光镜 231 的反射系数和反射镜 241 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 换算出的 P_{out} 与给定的目标功率 P_0 进行比较,给出误差信号,并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 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。

[0041] 本实施例中聚焦透镜 250 采用双胶合去色散透镜组将治疗激光与指示光会聚到焦点 F 处耦合进耦合输出光纤 260,耦合输出光纤 260 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 400 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。

[0042] 触摸显示屏 10 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,其中,脉冲宽度在 10ms 至 10s 范围内可调,重复频率在 0.05 至 50Hz 范围内可调,激光功率 0 至 14w 连续可调;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。

[0043] 1940nm 大功率半导体激光综合治疗仪的技术参数为:

[0044] 输出波长:1940nm(± 20 nm)

[0045] 工作模式:连续,单脉冲,重复脉冲

[0046] 脉冲宽度:10ms-10s,连续可调

[0047] 脉冲周期:20ms-20s,连续可调

[0048] 输出功率:0-14w,连续可调

[0049] 操控界面:5.7 英寸真彩色触摸屏(分辨率 640×480)

[0050] 光学系统:标准 SMA905 接口,可接 $200 \mu\text{m} \sim 600 \mu\text{m}$ 医用光纤

[0051] 指示光:635nm, $< 5\text{mw}$,亮度可调

[0052] 冷却系统:风冷

[0053] 通讯系统:USB_HOST 接口、USB_SLAVE 接口

[0054] 打印系统:内置微型热敏打印机

[0055] 由图 5 可知,在 1940nm 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,同时被养合血红蛋白吸收较强,具有很好的组织凝固止血能力,能够精确、高效地对人体软组织进行切割手术,可应用于泌尿科、耳鼻喉科、妇科、肺病科等疾病治疗。

[0056] 实施例二:半导体激光器模块 8 采用 1470nm 半导体激光器光纤耦合模块,技术方案与实施例一相似,只要把半导体激光器换成 1470nm 波长,分光镜 230 的部分反射面 P1 上镀有对 1470nm 部分反射光学薄膜,分光镜 230 的 P2 面上有对 1470nm 增透、对 635nm 高反射的光学薄膜即可。如此配置七只半导体激光器单管集束连续可达 35w 激光输出;医用光纤 16 的数值孔径为 0.22 或 0.37,芯径为 $400 \mu\text{m}$ 至 $600 \mu\text{m}$,激光可以沿光纤轴向输出,也可以从光纤侧向输出,还可以放射状输出,按照应用选择不同光纤。介于 1470nm 激光能强烈被水吸收和很好被血红蛋白吸收的特点,具有良好的组织切割能力和凝固止血能力,1470nm 大功率半导体激光综合治疗仪能够应用于血管外科、泌尿科、耳鼻喉科、普外等领域疾病治疗。

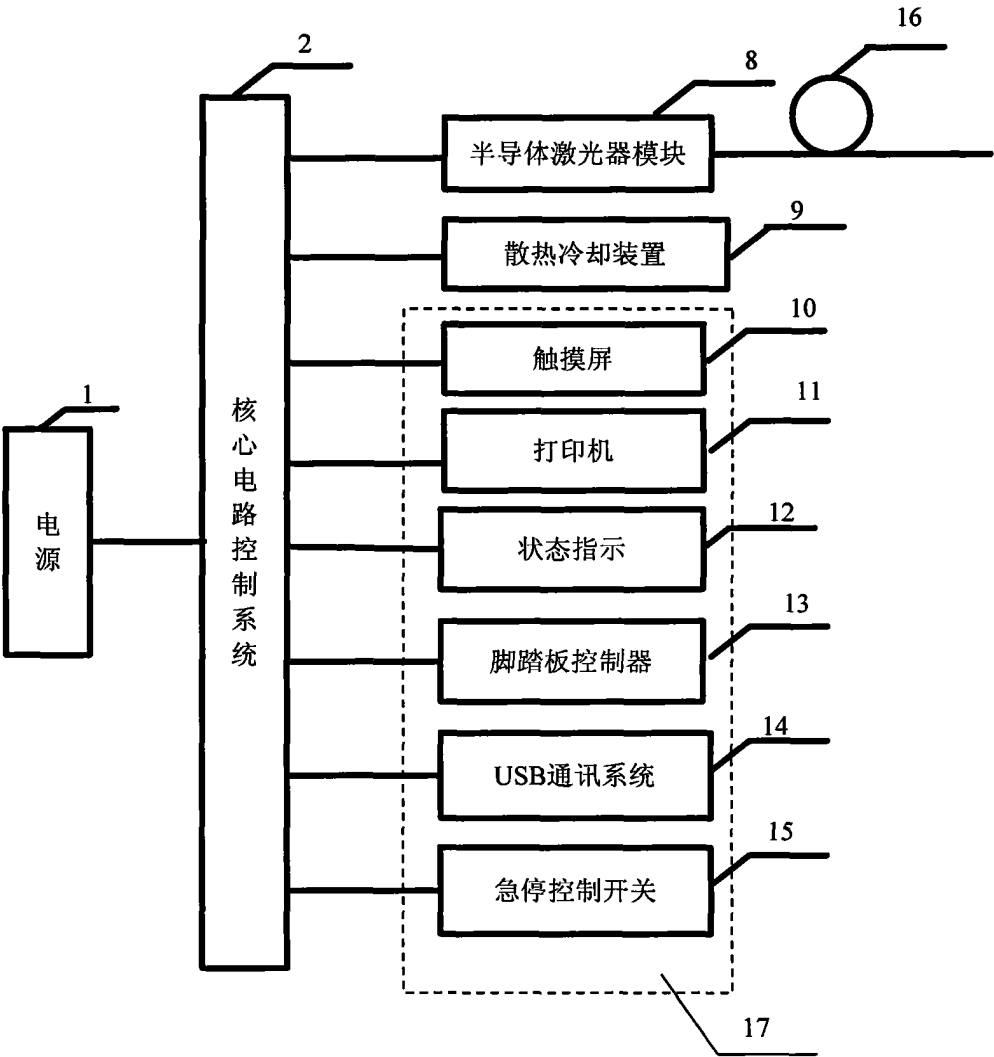


图 1

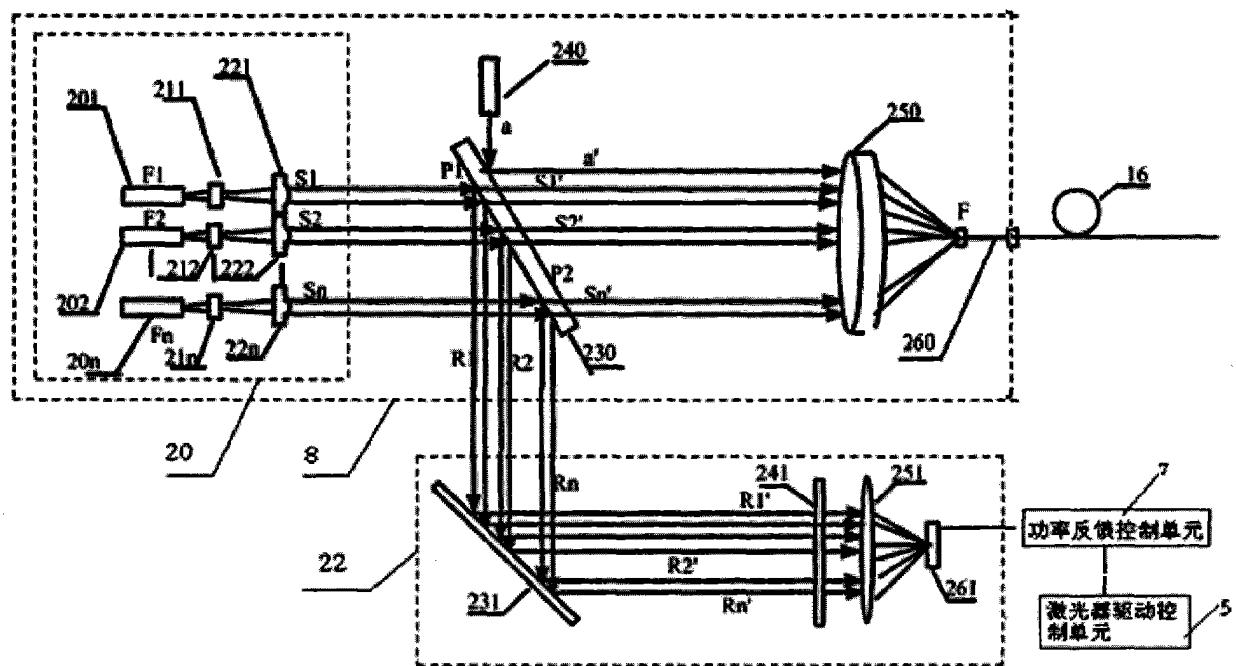


图 2

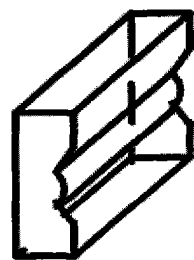


图 3a

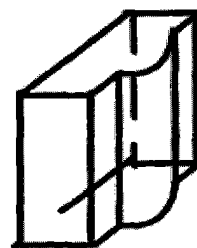


图 3b

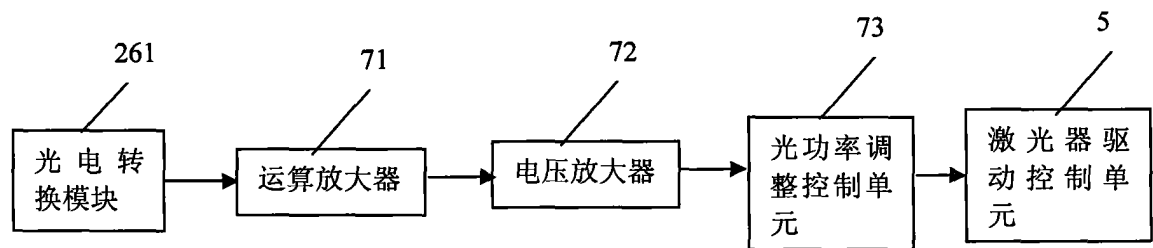


图 4

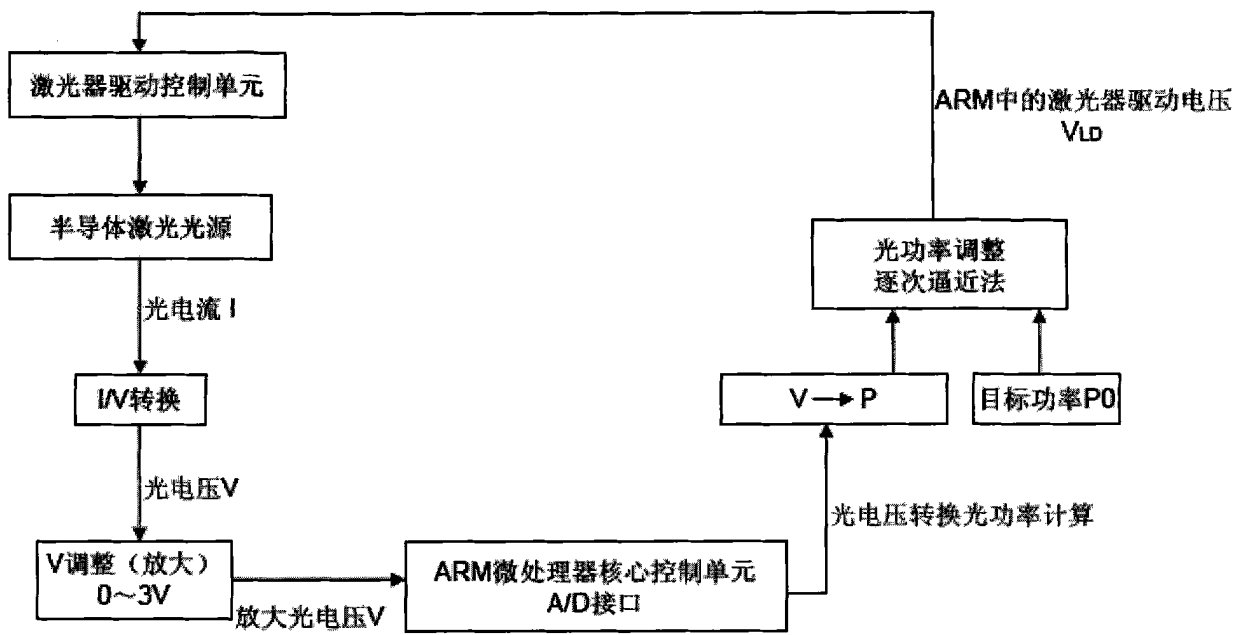


图 5

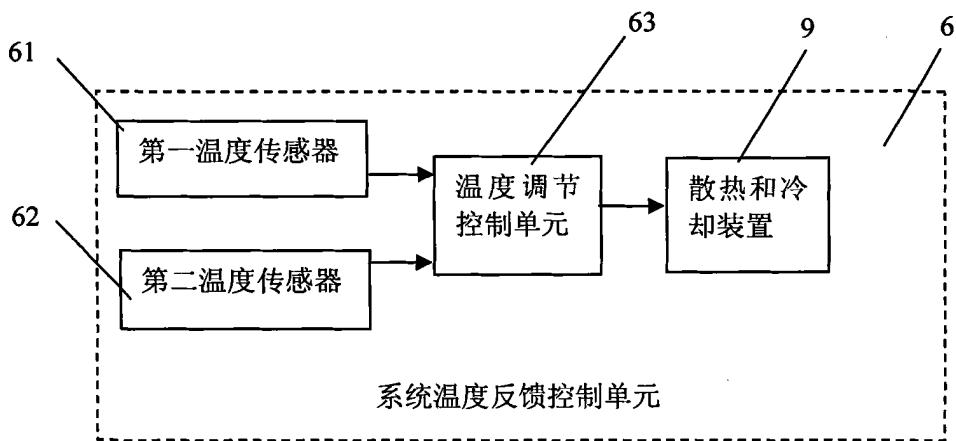


图 6

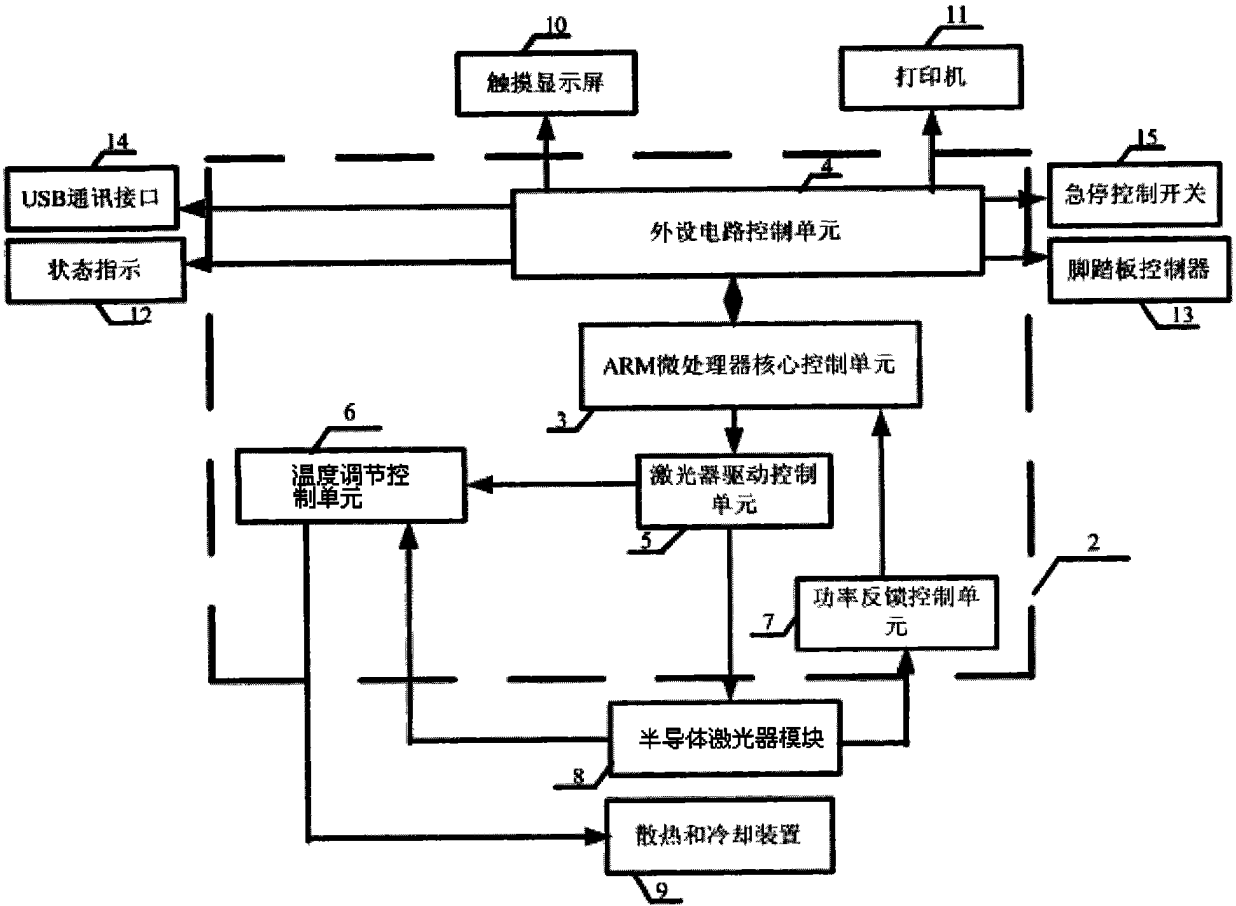


图 7

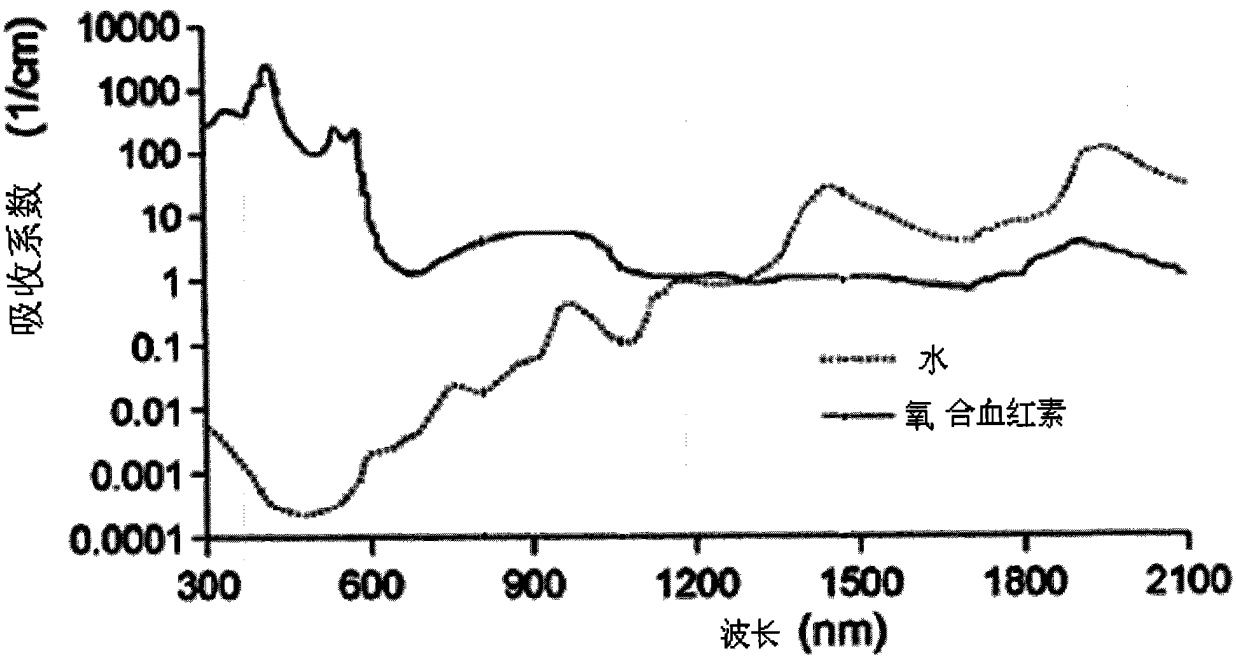


图 8