

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 18/20 (2006.01)

A61N 5/067 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 02133710.1

[45] 授权公告日 2007 年 3 月 21 日

[11] 授权公告号 CN 1305447C

[22] 申请日 2002.9.4 [21] 申请号 02133710.1

[73] 专利权人 重庆京渝激光技术有限公司
地址 400060 重庆市南岸区重庆经济开发区桃源路 160 号

审查员 孙晓静

[74] 专利代理机构 重庆华科专利事务所
代理人 康海燕

[72] 发明人 周志康

[56] 参考文献

CN1352997A 2002.6.12
CN2050743U 1990.1.10
US5689520A 1997.11.18
CN2055026U 1990.3.28
CN2053914U 1990.3.7
US6066127A 2000.5.23
US5272716A 1993.12.21
CN1050495A 1991.4.10
US6358243A 2002.3.19

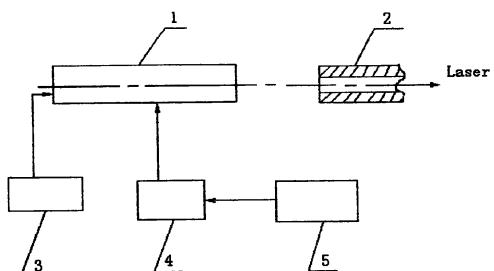
权利要求书 1 页 说明书 3 页 附图 2 页

[54] 发明名称

脉冲二氧化碳激光治疗机

[57] 摘要

本发明涉及一种脉冲 CO₂ 激光治疗机，该机主要由 CO₂ 激光器、关节臂、冷却系统、高压脉冲发生器及脉冲参数控制器组成。CO₂ 激光器由高压脉冲发生器激发，治疗机作脉冲输出，其脉冲激光能量、脉冲宽度、脉冲频率均连续可调。激光脉冲宽度 τ 的范围在 0.1ms – 20ms 之间。由此显著降低了已有的 CO₂ 激光治疗机引起的热损伤和相应的疤痕和焦痂，提高了手术质量。



1、一种脉冲二氧化碳激光治疗机，包括 CO₂激光器（1）、关节臂（2）、冷却系统（3），高压脉冲发生器（4）和脉冲参数控制器（5），脉冲参数控制器（5）输出脉冲控制信号给高压脉冲发生器（4），CO₂激光器（1）由高压脉冲发生器（4）激发，其特征在于：其激发电脉冲幅度 V、脉冲宽度 τ_0 和频率 f 连续可调，使治疗机作脉冲输出，输出的激光脉冲能量 E、脉冲宽度 τ 、频率 f 连续可调，激光脉冲的宽度 τ 在 0.1ms-20ms 之间。

2、根据权利要求 1 所述的脉冲二氧化碳激光治疗机，其特征在于高压脉冲发生器（4）的高压放电回路中有一高压开关元件。

3、根据权利要求 2 所述的脉冲二氧化碳激光治疗机，其特征在于高压开关元件为脉冲调制管（4-3）。

脉冲二氧化碳激光治疗机

技术领域

本发明属于激光医疗器件技术领域，具体涉及一种脉冲二氧化碳激光治疗机。

技术背景

已有的 CO₂ 激光治疗机，由高压直流电源、封离型 CO₂ 激光器、冷却系统、关节臂等几部分组成。由于其结构简单、安全、可靠，已在医学领域得到了广泛的应用。但由于输出为连续输出，而且功率调节范围很小，特别是不能作窄脉冲输出，治疗时对组织热损伤较大，易产生疤痕或焦痂，手术质量受到影响。

发明内容

本发明的目的在于提供一种脉冲二氧化碳激光治疗机，通过改变激励电源的电脉冲宽度、幅度和频率，使治疗机作脉冲输出，其激光脉冲宽度、激光脉冲能量和脉冲频率连续可调，从而消除或显著降低了已有的治疗机治疗时产生的热损伤和相应的疤痕和焦痂，扩大了应用范围，提高了手术质量。

理论和实验表明，激光治疗作用是组织吸收激光后产生的。激光治疗效果若用一个函数 F 表示，治疗效果 F 受激光波长 λ、功率密度 P、照射时间 t (或激光脉宽 τ)、组织的光学参数 T₀ 和组织热学参数 T_g 的影响。即

$$F=F(T_0, T_g, \lambda, \tau, P) \quad \dots \dots \quad (1)$$

当治疗组织和治疗波长确定之后，设此时的治疗效果用 F₁ 表示，则 F₁ 是激光脉宽和功率密度的函数。即

$$F_1=F_1(\tau, P) \quad \dots \dots \quad (2)$$

因此，本发明的实质是如何改变 τ 和 P 使治疗效果最佳。传统的 CO₂ 激光治疗机的主要缺点是热损伤大。而减少热损伤的实质是降低激光治疗时对组织的热穿透深度。已知热穿透深度

$$Z(t)=(4K\tau)^{1/2} \quad \dots \dots \quad (3)$$

τ 为激光脉宽，K 为组织的热扩散系数。穿透深度为峰值温度 1/e 的距离。

当被治疗组织确定之后，热穿透深度主要受 τ 的影响。表 1 为水的热穿透深度。

表 1 水的热穿透深度

时间 τ	$1 \mu s$	$10 \mu s$	$100 \mu s$	$1ms$	$10ms$	$100ms$	$1s$
热穿透深度 $Z(\tau)$	$0.7 \mu m$	$2.2 \mu m$	$7 \mu m$	$22 \mu m$	$70 \mu m$	$0.22mm$	$0.7mm$

人体组织 70% 是水， $10.6 \mu m$ 的 CO_2 激光水吸收率很高。人体皮肤表皮的厚度为 $66-178 \mu m$ ，真皮的厚度为 $400-4000 \mu m$ 。皮肤的热弛豫时间为 $9 ms$ 。因此，使用脉冲宽度小于 $9 ms$ 的脉冲 CO_2 脉冲激光会大大降低照射时产生的热损伤，同时更不会损伤深层组织。

本发明的技术方案如下：

本脉冲二氧化碳激光治疗机在现有激光治疗机所具有的 CO_2 激光器、关节臂、冷却系统基础上，由高压脉冲发生器和脉冲参数控制器代替原有的高压直流电源。脉冲参数控制器输出脉冲控制信号给高压脉冲发生器， CO_2 激光器由高压脉冲发生器激发，使治疗机作脉冲输出，输出的激光脉冲能量 E 、脉冲宽度 τ 、频率 f 均连续可调。

高压脉冲发生器可在高压放电回路中设置一高压开关元件如 4-3 构成，也可由高频脉冲变压器获得。

为了扩大应用范围，本治疗机输出的激光脉冲宽度 τ 的范围设定在 $0.1ms-20ms$ 之间。

本发明的优点是通过改变激励电源的电脉冲宽度、幅度和频率，使治疗机输出的激光脉冲宽度、激光脉冲能量和脉冲频率连续可调，从而消除或显著降低了已有的治疗机治疗时产生的热损伤和相应的疤痕和焦痂，提高了手术质量。

附图说明

图 1 是脉冲 CO_2 激光治疗机的结构原理框图；

图 2 是本机的高压电脉冲参数图；

图 3 是本机的一种高压脉冲发生器的原理图。

具体实施方式

图 1 为此种治疗机的原理图。图 1 中，1 为封离型 CO₂激光器、2 为关节臂、激光器 1 输出的激光经关节臂 2 耦合输出进行治疗。3 为冷却系统，用以对激光器冷却。4 为高压脉冲发生器，其产生的高压脉冲用以激励激光器 1。5 为脉冲参数控制器，用以控制高压脉冲发生器产生的电脉冲宽度 (τ_0)、幅度 (V) 和重复频率 ($f=1/T$)。高压电脉冲参数如图 2 所示。脉冲电压 V 的最低值为 CO₂激光管着火电压 V_F (即刚好触发的电压)。在电脉冲宽度 τ_0 确定的情况下，随着电脉冲电压的增加，在一定的范围内，治疗机输出的激光脉冲的能量 E 也相应增加。随着频率 f 的增加，治疗机的平均输出功率也相应增加。

图 3 为本机的高压脉冲发生器的一种实现方式。高压电源由高压电容 4-1 和 4-2 串联而成，4-1 的电压为 V_1 ，4-2 的电压为 V_2 。 V_1 与 V_2 的电压这样选择： $(V_1 + V_2)$ 大于激光器 1 的着火电压 V_F ， V_2 小于激光器 1 的最低维持电压 V_D ，一般 $V_2 \approx 80\% V_D$ 。4-3 为脉冲调制管，其控制栅由脉冲参数控制器 5 控制。在脉冲参数控制器 5 未给出脉冲控制信号前，激光器 1 未被触发放电，不产生激光。当脉冲参数控制器 5 给出脉冲控制信号后，脉冲调制管 4-3 导通，激光器 1 两端加上 $(V_1 + V_2)$ 电压立刻放电产生激光。当信号去掉后，脉冲调制管 4-3 关断，激光器 1 停止放电，激光停止输出。激光产生的脉冲宽度和频率和触发脉冲参数对应。

高压电源由电容 4-1、4-2 串联而成，是为了降低脉冲调制管的绝缘电压。

当然，脉冲调制管 4-3 也可用其它高压开关元件替换。高压电脉冲发生器还可以通过其它方法产生，如可用高频脉冲变压器获得。

作为一个实例，通过改变电脉冲参数 τ_0 、V、f，其治疗机的激光脉冲能量 E 为几毫焦—几百毫焦，激光脉冲宽度 τ 为 0.1ms—20ms，激光脉冲的重复频率为 1—99 次/秒。此实例的治疗机的临床实验表明比已有的 CO₂激光治疗机能显著降低治疗时的热损伤，提高了手术质量。

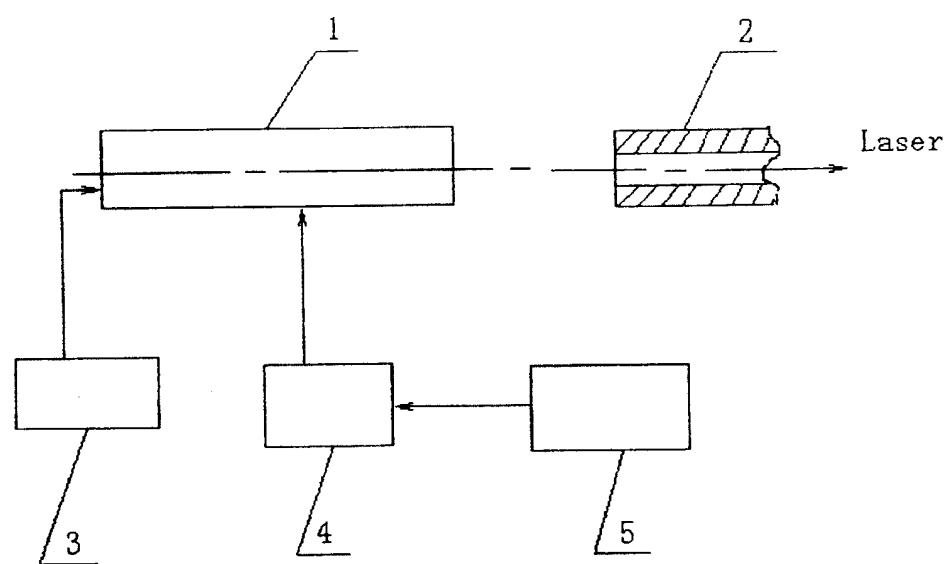


图 1

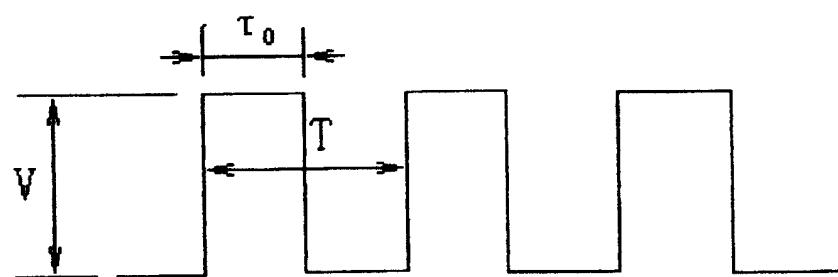


图 2

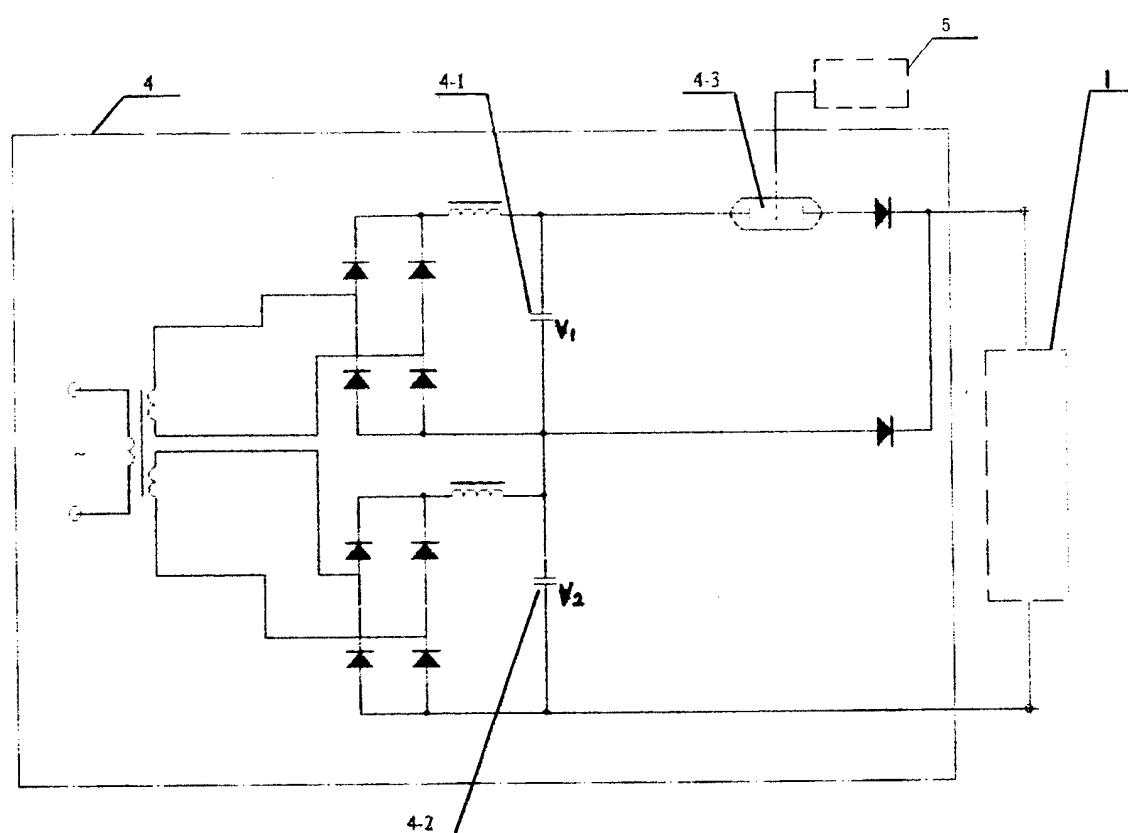


图 3