



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 112470069 A

(43) 申请公布日 2021.03.09

(21) 申请号 201980040044.8

(74) 专利代理机构 北京路浩知识产权代理有限公司 11002

(22) 申请日 2019.04.30

代理人 刘成春 崔龙铉

(30) 优先权数据

18178169.1 2018.06.18 EP

(51) Int.Cl.

G02F 1/35 (2006.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

A61N 5/06 (2006.01)

2020.12.15

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2019/061045 2019.04.30

(87) PCT国际申请的公布数据

WO2019/242919 EN 2019.12.26

(71) 申请人 艾德瓦莱特私人有限公司

地址 丹麦巴勒鲁普

(72) 发明人 莫滕·斯尔豪格

杰斯伯·里特普·莫滕森

卡斯伯尔·维克尔斯·斯德勒尔

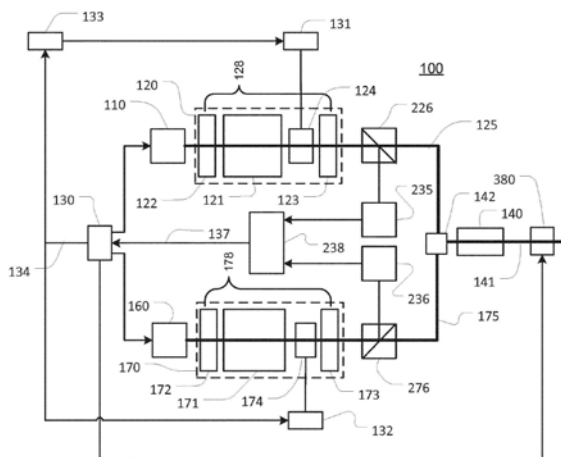
权利要求书3页 说明书21页 附图7页

(54) 发明名称

医用激光系统

(57) 摘要

本公开的一个方面涉及一种医用激光系统，包括：第一激光源，包括用于产生第一光场的至少第一增益介质以及被配置为控制第一激光源的谐振质量的至少一个第一Q开关；控制电路，被配置为控制第一Q开关，以使第一激光源产生第一光场作为激光脉冲的第一脉冲串；第二激光源，用于产生第二光场作为激光脉冲的第二脉冲串；至少一个非线性介质，用于通过第一光场和第二光场之间的非线性相互作用产生第三光场；传感器，被配置为检测光场中的至少一个的特性；其中控制电路被配置为响应于检测到的特性控制第一Q开关的操作，从而调节第一脉冲串的激光脉冲和第二脉冲串的激光脉冲的相对定时。



1. 一种医用激光系统,包括:

第一激光源,包括第一激光谐振器、用于产生第一光场的至少一个第一增益介质以及被配置为控制所述第一激光谐振器的谐振质量的至少一个第一Q开关;

控制电路,被配置为控制所述第一Q开关,以使所述第一激光谐振器产生所述第一光场作为激光脉冲的第一脉冲串;

第二激光源,用于产生第二光场作为激光脉冲的第二脉冲串;

至少一个非线性介质,通过所述第一光场和所述第二光场之间的非线性相互作用产生第三光场;

传感器,被配置为检测光场中的至少一个的特性;

其中所述控制电路被配置为响应于检测到的特性控制所述第一Q开关的操作,从而调节所述第一脉冲串的激光脉冲和所述第二脉冲串的激光脉冲的相对定时。

2. 根据前述权利要求中的任意一项所述的医用激光系统;其中所述控制电路包括可调节延迟电路;其中所述控制电路被配置为产生触发信号并将所述触发信号转发到所述可调节延迟电路;其中所述可调节延迟电路被配置为将所述触发信号的延迟版本转发到所述第一Q开关,所述延迟版本相对于所述触发信号被可调节延迟器延迟;并且其中所述控制电路被配置为响应于所述检测到的特性来调节所述可调节延迟器。

3. 根据前述权利要求中的任意一项所述的医用激光系统;其中所述检测到的特性表示所述第三光场的输出功率。

4. 根据权利要求1至2中的任意一项所述的医用激光系统;其中所述检测到的特性表示所述第一脉冲串的激光脉冲和所述第二脉冲串的激光脉冲的相对定时。

5. 根据前述权利要求中的任意一项所述的医用激光系统;其中所述控制电路被配置为控制所述相对定时,使得所述第一脉冲串的激光脉冲与所述第二脉冲串的各自的激光脉冲在所述非线性介质中有时间上的重叠。

6. 根据前述权利要求中的任意一项所述的医用激光系统;其中所述控制电路被配置为控制所述相对定时,从而引起所述第三光场的产生。

7. 根据前述权利要求中的任意一项所述的医用激光系统;其中所述控制电路被配置为控制所述相对定时,从而选择性地引起所述第三光场的产生。

8. 根据权利要求7所述的医用激光系统;其中所述控制电路被配置为响应于第一信号,选择性地控制所述相对定时,使得所述第一脉冲串的激光脉冲与所述第二脉冲串的各自的激光脉冲在所述非线性介质中有时间上的重叠,从而引起所述第三光场的产生;并且其中所述控制电路被配置为响应于第二信号,选择性地控制所述相对定时,使得所述第一脉冲串的激光脉冲与所述第二脉冲串的各自的激光脉冲在所述非线性介质中没有时间上的重叠,从而防止所述第三光场的产生。

9. 根据权利要求7至8中的任意一项所述的医用激光系统,当从属于权利要求4时;其中所述控制电路被配置为确定第二相对定时,所述第二相对定时使所述第一脉冲串的激光脉冲与所述第二脉冲串的各自的激光脉冲在所述非线性介质中有时间上的重叠,从而引起所述第三光场的产生;在其中所述控制电路被配置为控制所述相对定时为第一相对定时的时间段内,所述第一相对定时使所述第一脉冲串的激光脉冲与所述第二脉冲串的各自的激光脉冲在所述非线性介质中没有时间上的重叠,从而防止所述第三光场的产生;并且其中所

述控制电路被配置为响应于第一信号,将所述相对定时从所述第一相对定时切换到所确定的第二相对定时。

10. 根据前述权利要求中的任意一项所述的医用激光系统;其中所述第一光场具有第一波长,所述第二光场具有第二波长,并且所述第三光场具有与所述第一波长和所述第二波长不同的第三波长。

11. 根据权利要求10所述的医用激光系统;其中所述控制电路被配置为控制所述相对定时,从而将所述第三波长包括在所述激光系统的输出辐射中。

12. 根据权利要求10所述的医用激光系统;其中所述控制电路被配置为响应于波长选择命令,选择性地控制所述相对定时,从而选择性地包括在所述激光系统的输出辐射中。

13. 根据权利要求10至14中的任意一项所述的医用激光系统;包括输出选择器,所述输出选择器用于选择性地阻挡待包括在所述激光系统的输出辐射中的所述第一波长和/或所述第二波长和/或所述第三波长的辐射;并且其中所述控制电路被配置为响应于波长选择命令而选择性地激活所述输出选择器。

14. 根据前述权利要求中的任意一项所述的医用激光系统;其中所述医用激光系统是皮肤科激光系统。

15. 根据前述权利要求中的任意一项所述的医用激光系统;包括手持式辐射传输装置,所述手持式辐射传输装置限定用于将所述第三光场传输到输出的至少一个光学输出端口。

16. 根据权利要求15所述的医用激光系统;其中所述医用激光系统被配置为通过所述光学输出端口选择性地传输所述第一光场、所述第二光场和/或所述第三光场。

17. 根据权利要求15至16中的任意一项所述的医用激光系统;其中所述医用激光系统被配置为选择性地包括所述第一光场、所述第二光场和/或所述第三光场传输到多个目标位置。

18. 根据权利要求17所述的医用激光系统;其中所述医用激光系统被配置为选择性地包括不同波长的光场传输到不同的目标位置。

19. 根据前述权利要求中的任意一项所述的医用激光系统;其中所述医用激光系统可操作以将两个以上的光场馈送到所述至少一个非线性介质中,每个光场定义激光脉冲的各自的脉冲串。

20. 根据前述权利要求中的任意一项所述的医用激光系统;其中所述控制电路被配置为控制所述至少一个非线性介质内部的各自的脉冲串的激光脉冲的相对定时,从而选择性地引起所述第三光场和另外的光场中的一个或多个光场的产生。

21. 根据前述权利要求中的任意一项所述的医用激光系统;包括曝光控制装置,诸如快门,所述曝光控制装置被配置为选择性地允许来自激光系统的辐射传向目标区域。

22. 根据权利要求21所述的医用激光系统,当从属于权利要求13时;其中所述曝光控制装置沿着辐射路径位于所述输出选择器的上游。

23. 根据权利要求21所述的医用激光系统,当从属于权利要求13时;其中所述曝光控制装置沿着辐射路径位于所述输出选择器的下游。

24. 一种用于控制医用激光系统的方法,所述医用激光系统包括:

第一激光源,包括第一激光谐振器、至少第一增益介质以及被配置为控制所述第一激

光谐振器的谐振质量的至少一个第一Q开关；

第二激光源；

至少一个非线性介质,通过第一光场和第二光场之间的非线性相互作用产生第三光场；

传感器,被配置为检测光场中的至少一个的特性；

所述方法包括：

使所述第一激光源产生所述第一光场；

控制所述第一Q开关以使所述第一激光谐振器产生所述第一光场作为激光脉冲的第一脉冲串；

使所述第二激光源产生所述第二光场作为激光脉冲的第二脉冲串；

从所述传感器接收传感器信号,所述传感器信号指示所述第一光场、所述第二光场和所述第三光场中的至少一个的特性；

控制所述第一Q开关以使所述第一激光谐振器产生所述第一光场作为激光脉冲的第一脉冲串；

响应于接收到的传感器信号,控制所述第一Q开关的操作,从而调节第一脉冲串的激光脉冲和第二脉冲串的激光脉冲的相对定时。

医用激光系统

技术领域

[0001] 本公开涉及一种医用激光系统,特别是一种用于皮肤状况的美容治疗的医用激光系统,并且涉及一种用于控制医用激光系统的方法。

背景技术

[0002] 医用激光系统广泛用于众多医学应用,例如用于外科手术或各种疾病的治疗。医用激光系统还用于皮肤状况的美容治疗。

[0003] 由于如今人们越来越注重外表,皮肤状况的美容治疗的核心领域之一就是与所谓的年轻化有关。皮肤可能会受到一系列生物和衰老效应的影响,还会受到环境造成的损害,诸如皱纹、痤疮、日光损害、发红、血管紊乱和疤痕。嫩肤是治疗这些状况的综合领域,以恢复皮肤的年轻面貌。嫩肤最优选的治疗方法之一是光疗,也被称为光子嫩肤。

[0004] US 2011/0306955公开了一种用于皮肤治疗的激光系统。该现有技术的激光系统包括第一和第二激光谐振器。第一激光谐振器包括用于沿第一光轴产生第一光场的至少一个第一增益介质;第二激光谐振器包括用于沿第二光轴产生第二光场的至少一个第二增益介质。该激光系统进一步包括至少一个非线性介质以及至少一个光学泵浦源,至少一个非线性介质用于通过第一光场和第二光场之间的非线性相互作用沿第三光轴产生第三光场,至少一个光学泵浦源用于对第一增益介质和第二增益介质进行光学泵浦。此外,该现有技术的激光系统包括第一激光谐振器中的第一Q开关以及第二激光谐振器中的第二Q开关。Q开关能够分别控制第一激光谐振器和/或第二激光谐振器的谐振质量。以这种方式,可以控制从第一和/或第二激光谐振器发射的光,以提供第一波长、第二波长和/或第三波长的光脉冲。

[0005] 在这种激光系统中,将第一光场和第二光场转换为第三光场需要使第一光场和第二光场的脉冲在非线性介质中同步。虽然这种同步可以基于单个激光腔的几何设计和光学参数,但是这难以稳定和制造。此外,由于稳定时间较长,脉冲泵浦源通常不是固态激光器的选择。

[0006] US 7,961,772公开了一种激光系统,其中该系统的两条或更多条激光线之间的脉冲重叠是可优化的。为此,输出的至少一部分被反馈回调节系统,该调节系统通过控制泵浦源的强度输出来调节第一光场和第二光场的单个激光脉冲的形成时间。

[0007] 由于增益介质、非线性介质和/或泵浦源的特性可能会随时间而变化,因此有效的转换需要仔细控制激光系统。虽然以上现有技术激光系统提供了一种用于控制时间脉冲重叠的方法,但是仍然需要一种激光系统和一种控制方法,以提供更高程度的抗漂移鲁棒性,例如抵抗由于温度变化和零件退化而引起漂移的鲁棒性。特别地,以上现有技术系统对所采用的硬件提出了很高的要求。由于组件中可能经常存在统计公差,因此这增加了制造成本。例如,增益材料的品质因数可能会影响脉冲同步/定时。此外,由于诸如零件退化、意外错位、温度变化等的动态因素,组件的特性可能会随时间而变化。

[0008] 由于现有技术系统通过控制泵浦源来控制时间重叠,因此系统的输出功率可能会

受到时间脉冲重叠的控制。因此,当两个激光谐振器漂移相对较远时,在不希望损失输出功率的情况下,控制脉冲重叠可能变得越来越困难。

[0009] 因此,仍然需要提供一种医用激光系统以及针对这种医用激光系统的控制方法,以解决上述一种或多种需求和/或医用激光系统领域中存在的其它需求。

发明内容

[0010] 根据一方面,本文公开了一种医用激光系统的实施例,包括:

[0011] -第一激光源,包括第一激光谐振器、用于产生第一光场的至少一个第一增益介质以及被配置为控制第一激光谐振器的谐振质量的

[0012] 至少一个第一Q开关;

[0013] -控制电路,被配置为控制第一Q开关,以使第一激光谐振器产生第一光场作为激光脉冲的第一脉冲串;

[0014] -第二激光源,用于产生第二光场作为激光脉冲的第二脉冲串;

[0015] -至少一个非线性介质,通过第一光场和第二光场之间的非线性相互作用产生至少第三光场;

[0016] -至少一个传感器电路,被配置为检测光场中的至少一个的特性;

[0017] 其中控制电路被配置为响应于检测到的特性控制第一Q开关的操作,从而调节第一脉冲串的激光脉冲和第二脉冲串的激光脉冲的相对定时。

[0018] 发明人已经认识到,可以基于检测到的光场中的至少一个光场的特性,通过控制第一Q开关的操作来精确地调整第一光场和第二光场各自的脉冲之间的时间重叠。特别地,事实已经证明,即使在激光组件随时间大幅漂移的情况下,也可以进行精确、实时的调整。此外,这种调整不会对输出功率产生负面影响。

[0019] 在一些实施例中,控制电路包括可调节延迟电路;其中控制电路被配置为产生触发信号并将触发信号转发到可调节延迟电路;其中可调节延迟电路被配置为将触发信号的延迟版本转发到第一Q开关,该延迟版本相对于触发信号被可调节延迟器延迟;并且其中控制电路被配置为响应于检测到的特性来调节可调节延迟器。因此,提供了一种有效且稳定的控制机制,即使在单个激光组件经历强烈漂移的情况下,该机制也允许激光脉冲的实时同步。触发信号可以是或者至少可以由时钟信号或另一合适的周期性信号导出的。因此,控制电路可以包括可操作以产生时钟信号的主时钟。该时钟信号可以被转发到延迟电路,该延迟电路将延迟的触发信号转发到第一Q开关。

[0020] 在一些实施例中,检测到的特性表示第三光场的输出功率。因此,可以控制第一光场和第二光场的脉冲的相对定时,从而增加检测到的输出功率,特别是最大化检测到的输出功率。这种控制机制提供了一种相对低复杂度的控制方法。例如,输出功率可以由光电检测器测量,即,传感器电路可以包括光电检测器。为此,例如可以通过分束器将第三光场的一小部分定向光电检测器。因此,来自光电检测器的传感器信号表示第三光场的输出功率,并且可以被馈送回控制电路。因此,控制电路可以实现合适的控制机制,以调节第一和第二脉冲串的脉冲之间的相对延迟,从而使所产生的第三光场的输出功率最大化。

[0021] 在一些实施例中,检测到的特性表示第一脉冲串的激光脉冲和第二脉冲串的激光脉冲的相对定时。例如,传感器电路可以包括用于检测第一和第二脉冲串的脉冲的一个或

多个光电检测器,以及用于检测检测到的第一和第二脉冲串的脉冲之间的时间滞后的电路。然后,表示检测到的时间滞后的传感器信号可以被馈送回控制电路,控制电路可以调节触发信号到第一Q开关的延迟,从而使检测到的时间滞后最小化。因此,即使当前在非线性介质中没有产生第三光场,控制电路也可以连续地检测时间滞后并确定适合于补偿检测到的时间滞后的相应延迟。这使得控制电路在再次需要产生第三光场时,建立正确的触发延迟,即,即使在所需的触发延迟随时间变化的情况下,也可以实现以最佳输出功率快速打开第三光场。

[0022] 第一脉冲串的脉冲具有第一脉冲宽度和第一脉冲重复率。通常,脉冲宽度可以被定义为在脉冲的最大值的一半处的全宽度。第一脉冲宽度和第一脉冲重复率共同限定第一脉冲串连续脉冲之间的第一间隙宽度。在一些实施例中,第一脉冲宽度小于第一间隙宽度,例如小于第一间隙宽度的50%,诸如小于第一间隙宽度的10%,诸如小于第一间隙宽度的1%,例如在第一间隙宽度的0.01%与1%之间。类似地,第二脉冲串的脉冲具有第二脉冲宽度和第二脉冲重复率。第二脉冲宽度和第二脉冲重复率共同定义第二脉冲串连续脉冲之间的第二间隙宽度。在一些实施例中,第二脉冲宽度小于第二间隙宽度,诸如小于第二间隙宽度的50%,诸如小于第二间隙宽度的10%,诸如小于第二间隙宽度的1%,例如在第二间隙宽度的0.01%与1%之间。

[0023] 在一些实施例中,可以选择第一和第二脉冲串的脉冲宽度和重复率,使得第一脉冲串的脉冲在与第二脉冲串的脉冲之间的相应间隙对准时,与来自第二脉冲串的脉冲没有时间上的重叠。类似地,可以选择第一和第二脉冲串的脉冲宽度和重复率,使得第二脉冲串的脉冲在与第一脉冲串的脉冲之间的相应间隙对准时,与来自第一脉冲串的脉冲没有时间上的重叠。特别地,在一些实施例中,第二脉冲宽度小于第一间隙宽度,诸如小于第一间隙宽度的50%,诸如小于第一间隙宽度的10%,诸如小于第一间隙宽度的1%,例如在第一间隙宽度的0.01%与1%之间。同样,在一些实施例中,第一脉冲宽度小于第二间隙宽度,诸如小于第二间隙宽度的50%,诸如小于第二间隙宽度的10%,诸如小于第二间隙宽度的1%,例如在第二间隙宽度的0.01%与1%之间。

[0024] 第一脉冲串和/或第二脉冲串的脉冲的脉冲宽度可以在30ns与100ns之间,诸如在4ns与60ns之间。第一脉冲串和/或第二脉冲串的脉冲的间隙宽度可以在0.01 μ s与500 μ s之间,诸如在0.1 μ s与300 μ s之间,诸如在1 μ s与200 μ s之间,诸如在10 μ s与100 μ s之间,诸如在50 μ s与100 μ s之间。

[0025] 在一些实施例中,第一脉冲宽度和第二脉冲宽度基本相同。类似地,第一脉冲重复率和第二脉冲重复率可以基本相同或至少被选择为使得它们的比率是诸如整数的有理数。

[0026] 通常,控制电路可以被配置为控制相对定时,使得至少在需要产生第三光场时,例如在响应于打开第三光场和/或从而产生第三光场的突发的命令时,第一脉冲串的激光脉冲与第二脉冲串的相应激光脉冲在非线性介质中有时间上的重叠。时间重叠的程度应足以允许在非线性介质中发生产生第三光场的非线性过程,即,第一脉冲串的脉冲应与非线性介质内部的第二脉冲串的相应脉冲重合。虽然在一些实施例中,当相对定时为使得第一脉冲串的脉冲与非线性介质内部的第二脉冲串的相应脉冲完全重合,即,与非线性介质内部的第二脉冲串的相应脉冲完全同步时,可能是最优的,但是在一些实施例中,较小程度的时间重叠可能是可接受的。

[0027] 通常,在医用激光系统中,例如在用于皮肤治疗的激光系统中,经常需要提供输出激光束作为短突发。为此,上述激光系统通常包括机械快门。然而,这种快门具有相对较慢的反应时间,并且由于对机械运动和速度的限制,它们限制了可以发射短突发/脉冲串的方式。可选的方法包括具有或不具有附加光学器件例如偏振光学器件的电光和声光装置。这些有源光学方法在光束路径中引入了附加的有损耗且昂贵的组件,并存在其它缺点。例如,电光装置涉及高张力驱动器,而声光装置可能涉及有限激励功率的不良抑制。另外,这些装置可能会无意中影响激光系统传递的其它波长。

[0028] 因此,在一些实施例中,控制电路被配置为控制相对定时从而选择性地引起第三光场的产生,即,控制电路可以被配置为可操作为诸如快门的曝光控制装置,从而例如响应于相应曝光/快门命令,仅选择性地引起第三光场的产生。特别地,在一些实施例中,控制电路被配置为响应于第一信号,选择性地控制相对定时,使得第一脉冲串的激光脉冲与第二脉冲串的相应激光脉冲在非线性介质中有时间上的重叠,从而引起第三光场的产生;并且其中控制电路被配置为响应于第二信号,选择性地控制相对定时,使得第一脉冲串的激光脉冲与第二脉冲串的相应激光脉冲在非线性介质中没有时间上的重叠,从而防止产生第三光场。例如,第一信号可以指示“打开快门”命令,而第二信号可以指示“关闭快门”命令。可选地或另外地,第一和第二信号可以被设置为用于控制脉冲激光的短突发的间歇/周期性形成的周期性信号,例如时钟信号。

[0029] 事实已经证明,这种控制方法允许非常快的反应时间和形成小突发的脉冲激光输出,例如小于10ms的突发,诸如1ms或更小。因此,医用激光系统的一些实施例提供对所产生的第三光场的时间控制,其中时间控制是在小于10ms,诸如1ms或更小的时间尺度上执行的。

[0030] 在一些实施例中,特别是在检测到的特性表示第一脉冲串的激光脉冲和第二脉冲串的激光脉冲的相对定时时,即使在没有产生第三光场的时间段内,控制电路也可以接收关于适当的脉冲定时的信息。这可能是控制电路被配置为将相对定时控制为第一相对定时的时间段内的情况,该第一相对定时导致第一脉冲串的激光脉冲与第二脉冲串的相应激光脉冲在非线性介质中没有时间上的重叠,从而防止第三光场的产生。控制电路仍可以确定第二相对定时,如果应用该第二相对定时,则该第二相对定时将导致第一脉冲串的激光脉冲与第二脉冲串的相应激光脉冲在非线性介质中有时间上的重叠,从而引起第三光场的产生。因此,响应于信号(例如,打开快门命令),控制电路可以将所应用的相对定时从第一相对定时切换到所确定的第二相对定时,从而以优化的输出功率快速打开第三光场。为此,控制电路可以确定触发信号到第一Q开关的合适延迟,即使在选择了所应用的相对延迟使得当前脉冲没有时间上的重叠并且不产生第三光场的期间,该合适的延迟也会使脉冲在非线性介质中有时间上的重叠。

[0031] 在一些实施例中,控制电路可操作为波长选择器。为此,第一光场可以具有第一波长,第二光场可以具有第二波长,并且第三光场可以具有与第一和第二波长不同的第三波长。然后,控制电路可以被配置为例如响应于波长选择命令,选择性地控制相对定时,从而控制激光系统的输出辐射的波长,例如,从而选择性地第三光场包括在激光系统的输出中。特别地,当第一和第二脉冲串的脉冲在非线性介质中有时间上的重叠时,在非线性介质中产生第三光场,并且来自非线性介质的输出包括主要的第三波长的光以及较少的第一和

第二波长的光。相反,当第一和第二脉冲串的脉冲没有时间上的重叠时,第一和第二光场通过非线性介质进行传播而不产生第三光场。因此,来自非线性介质的输出由第一和第二光场的脉冲串组成,即,由第一和第二波长的脉冲串组成。因此,通过选择性地使产生第三光场的非线性过程发生,系统可以在包括第三波长的激光输出与仅包括第一和第二波长的激光输出之间切换。将理解的是,在一些实施例中,可以完全抑制第三光场的产生,即通过非线性介质中脉冲的适当时间错位来完全抑制第三光场的产生。然而,当调节时间重叠使得产生第三光场时,非线性介质的输出通常仍将包括第一和/或第二光场的贡献,尽管通常程度较小。第一和第二波长可以相同或者可以彼此不同。在后一种情况下,医用激光系统可以进一步包括用于选择待传递到输出端口的第一光场和/或第二光场和/或第三光场的一个或多个输出选择器。以这种方式,用于皮肤治疗的相关波长可以被传递到医用激光系统的输出端口,而任何不想要的波长都可以被阻挡。

[0032] 本文公开的医用激光系统的实施例允许在包括第三光场的输出辐射与仅包括第一光场和第二光场的输出辐射之间进行非常快速地切换。如果需要在第一光场和第二光场之间进行选择,或者需要基本上完全抑制第一光场和第二光场,则这可以通过例如附加滤光片、反射镜的输出选择器或者例如第一光场和/或第二光场的光束路径中的快门的其它装置来实现。在一些实施例中,通过控制非线性介质中的时间脉冲重叠进行波长选择减少或者甚至消除了对附加输出选择器的需要。

[0033] 然而,激光系统可以包括一个或多个输出选择器。输出选择器可以包括被配置为选择性地阻挡第一和/或第二波长和/或第三波长的一个或多个滤光片,例如高通、低通或带通滤光片。特别地,在一些实施例中,医用激光系统包括一个或多个输出选择器,该一个或多个输出选择器用于选择性地阻挡待包括在激光系统的输出辐射中的第一和/或第二波长和/或第三波长的辐射;因此,控制电路可以被配置为响应于波长选择命令,例如通过选择性地(多个)输出选择器移入或移出非线性介质的输出的光束路径和/或以其它方式使输出选择器在激活状态和未激活状态之间移动例如使其旋转,来选择性地激活(多个)输出选择器。输出选择器可以用来代替基于激光脉冲的选择性同步的波长选择而进行波长选择,或者可以用作附加的输出选择器。输出选择器可以是可控制的,以选择性地进入第一状态和第二状态。当输出选择器处于第一状态时,允许第一、第二和第三波长中的一个或多个的第一选择通过输出选择器。当输出选择器处于第二状态时,允许第一、第二和第三波长中的一个或多个的第二选择通过输出选择器,该第二选择不同于第一选择。将理解的是,输出选择器的一些实施例可以具有两种或更多种状态,从而允许选择待阻止或待允许通过的多个波长子集。

[0034] 在一些实施例中,输出选择器包括镜选择器和多个选择镜,该镜选择器被配置为选择性地对选择镜中的任意一个进行定位,从而将入射的第一光场、第二光场和第三光场划分为反射场和透射场,并且其中反射场或透射场中的至少一个被传递到输出端口。因此,通过使用在第一波长、第二波长和第三波长处具有不同反射率和/或透射率的多个选择镜,可以控制传递到输出端口的波长。以这种方式,实现了输出选择器,这特别适合于高光学峰值功率。在替代实施例中,输出选择器可以包括一个或多个光栅或其它装置,该一个或多个光栅或其它装置用于单独地或组合地在空间上分开第一光场、第二光场和第三光场。

[0035] 本领域技术人员将理解的是,可以以多种方式驱动镜选择器,例如通过刻度盘、步

进电动机、齿轮手动地驱动镜选择器。

[0036] 虽然非线性介质中时间脉冲重叠的选择性控制允许快速且有效的曝光控制,减少或者甚至消除了对附加曝光控制装置的需要,但是将理解的是,本文公开的医用激光系统的一些实施例仍然可以包括曝光控制装置。曝光控制装置可以用于曝光控制,而不是基于激光脉冲的选择性同步的曝光控制,或者可以用作附加的曝光控制。合适的曝光控制装置的示例是机械快门、能够将发射的光束偏转到光束收集器上的声光装置、能够改变光束的偏振状态的电光装置与能够将给定的偏振状态传到激光系统的输出端口上同时能够将正交偏振状态偏转到光束收集器上的装置相结合。

[0037] 在一些实施例中,激光系统包括曝光控制装置和输出选择器,例如可由控制电路控制的曝光控制装置和输出选择器。在一些实施例中,控制电路可以被配置为:当响应于波长选择命令而激活输出选择器时,首先激活曝光控制装置,以在激活输出选择器以选择性地阻挡和/或选择第一、第二和第三波长中的一个或多个之前,阻挡从激光系统发射辐射。例如,该激活通过将反射镜、滤光片等从一个位置和/或方位移动到另一位置和/或方位来使输出选择器的状态从第一状态改变为第二状态。一旦输出选择器达到第二状态,控制电路可以被配置为停用曝光控制装置,从而允许再次从激光系统发射辐射。曝光控制装置可以是快门,诸如机械快门,并且激活曝光控制装置可涉及关闭快门,而停用曝光控制装置可涉及打开快门。

[0038] 在一些实施例中,曝光控制装置可以沿着辐射路径,特别是沿着第三光轴位于输出选择器的下游。在其它实施例中,曝光控制装置可以沿着辐射路径,特别是沿着第三光轴位于输出选择器的上游。在后一种情况下,曝光控制装置在被激活时防止辐射在输出选择器的各自的状态之间的过渡期间撞击在输出选择器上。这可能有利于防止诸如滤光片或反射镜安装件的组件在移动通过辐射路径时被损坏。

[0039] 将理解的是,第一光场和第二光场不需要具有不同的波长。可选地,或者除了不同的波长之外,第一光场和第二光场还可因一个或多个其它参数而彼此不同,例如因它们的偏振。通常,两个光场可因一个或多个参数而彼此不同。例如,它们可以具有不同的波长和/或不同的偏振。

[0040] 在一些实施例中,医用激光系统包括手持式辐射传输装置,该手持式辐射传输装置限定了用于将所述第一光场和/或第二光场和/或第三光场传递到输出的至少一个光学输出端口。在一些实施例中,医用激光系统被配置为通过所述光学输出端口选择性地传递所述第一、第二和/或第三光场。特别地,在一些实施例中,医用激光系统被配置为选择性地传递所述第一光场、第二光场和/或第三光场传递到多个目标位置,例如从而选择性地传递不同波长的光场传递到不同的目标位置。本文描述的医用激光系统的实施例的优点在于,在调节光学传递系统从而辐射新的目标位置时,例如在通过移动一个或多个诸如反射镜的光学组件从而将医用激光系统的输出导向目标区域内的新目标位置时,可以选择性地抑制第三光场的产生。因此,避免了辐射除所需的目标位置之外的皮肤区域(例如,当在目标位置之间移动时)。

[0041] 在一些实施例中,手持式辐射传输装置通过光束传递组件光学连接到非线性介质的输出。以这种方式,来自激光源和非线性介质的光输出可以方便地传递到治疗点,例如患者皮肤。在一些实施例中,光束传递组件包括光波导、光纤、铰接臂和/或至少第一传递镜中

的至少一个。以这种方式,可以实现特别地用户友好的激光系统。在激光系统的实施例中,纤维的芯直径在约50 μm 至约1000 μm 的范围内。

[0042] 在一些实施例中,手持式辐射传输装置可以被配置为以覆盖所述治疗区域的单个目标皮肤区域的预设模式扫描激光。可选地,治疗区域可以是单个目标皮肤区域。

[0043] 在替代实施例中,辐射传输装置不必是手持的。相反,例如,辐射传输装置可以具有固定装置或安装元件的形式,用于将辐射传输装置相对于目标区域进行附接、安装或固定,例如将辐射传输装置作为相对于患者身体待附接或以其它方式固定安置的固定装置。

[0044] 为了本描述的目的,术语Q开关旨在包括可操作以调制激光谐振器的品质因数的任意装置。将理解的是,Q开关有各种类型,包括例如有源和无源Q开关和/或采用多种技术的Q开关。

[0045] 在一些实施例中,第一激光源和第二激光源中的每一个包括各自的激光谐振器和各自的Q开关。第一Q开关可以是有源类型的,第二Q开关可以是有源或无源类型的。

[0046] 在一些实施例中,第一Q开关和第二Q开关中的每一个是有源Q开关。在一些实施例中,第一Q开关和第二Q开关中的每一个由控制电路控制,例如由控制电路提供的相应触发信号触发。因此,第一激光源和第二激光源可以是单独地Q开关,从而可操作为单独运行的脉冲激光发射器。因此,在一些实施例中,控制电路被配置为响应于检测到的特性控制第一Q开关和第二Q开关的操作,从而调节第一脉冲串的激光脉冲和第二脉冲串的激光脉冲的相对定时。特别地,在一些实施例中,控制电路包括可调节延迟电路;其中控制电路被配置为产生触发信号并将触发信号转发到第一Q开关和第二Q开关中的一个以及可调节延迟电路;其中可调节延迟电路被配置为将触发信号的延迟版本转发到第一Q开关和第二Q开关中的另一个,该延迟版本相对于触发信号被可调节延迟器延迟;并且其中控制电路被配置为响应于检测到的特性来调节可调节延迟器。触发信号可以由主时钟产生。触发信号可以被转发到第一Q开关,而延迟的触发信号可以被转发到第二Q开关,反之亦然,即,触发信号可以被转发到第二Q开关,而延迟的触发信号可以被转发到第一Q开关。

[0047] 在一些实施例中,第二Q开关是无源类型的。合适的无源Q开关可以是包括具有初始透射率和最终透射率的介质的任意类型的Q开关,其中透射率的变化主要是由传播通过Q开关的光场的光强度引起的。这种无源Q开关的一个示例是可饱和吸收器。在医用激光系统的实施例中,无源Q开关包括Cr:YAG、V:YAG和/或Cr:镁橄榄石。这种无源Q开关材料的选择适用于1000至1400nm范围内的第一和第二波长。其它无源Q开关材料的选择是本领域技术人员已知的,例如用于其它波长。例如,参见:W.Koechner,“固态激光工程”,第六版, Springer Inc.,2006年。

[0048] 因此,无源第二Q开关可以被配置为提供例如由第二激光源的设计确定的预定脉冲重复率的激光脉冲的第二脉冲串。因此,第二脉冲串可以用作时钟信号,基于该时钟信号,控制电路被配置为产生用于控制有源第一Q开关的触发信号。

[0049] 自然地,还可以设想一种激光系统,其中激光源中的一个或两个包括一个或多个附加Q开关,例如所有的附加Q开关都是无源的,所有的附加Q开关都是有源的,或者一些附加Q开关是无源的,而一些附加Q开关是有源的。

[0050] 仍可选地,第二激光源可以是用于产生脉冲激光的不同类型的脉冲激光源,例如,无需采用Q开关。通常,例如,Q开关激光源可以与其同步以产生第三光场的脉冲激光源可以

通过除了Q开关之外的其它方式进行脉冲。这种脉冲激光器的示例是增益切换激光器,增益切换激光器的示例是增益切换半导体激光器。例如,可以通过调制二极管激光器的驱动电流,或者通过调制半导体盘激光器的光学泵浦/激发光强度来实现增益切换。

[0051] 增益切换激光器的另一示例可以是晶体基激光增益材料或玻璃基激光增益材料,其中可以对光学泵浦/激发光进行强度调制。

[0052] 在一个实施例中,Q开关激光源可以与其同步以产生第三光场的第二激光源可以包括光脉冲产生以及随后放大的多个阶段,例如,主振荡器功率放大器激光源。这种系统的示例是由脉冲二极管激光器植入的光纤功率放大器。在另一示例中,功率放大器可以是任意其它的光学放大器,例如基于晶体或玻璃增益介质放大器或者基于半导体的放大器。

[0053] 在这种实施例中,控制电路可以针对增益切换脉冲激光系统和Q切换脉冲激光系统两者产生时钟信号。延迟的时钟信号同样可以路由到增益切换脉冲激光系统或Q开关脉冲激光系统,或者延迟或处理后的时钟信号可以路由到增益切换激光系统和Q开关激光系统两者。

[0054] 在一些实施例中,第二激光源包括第二激光谐振器以及用于产生第二光场的至少第二增益介质。第一激光谐振器和/或第二激光谐振器的增益介质可以是基于晶体的和/或基于玻璃的和/或基于纤维的介质。例如,基于晶体的增益材料可以是平板、棒、块、纤维或薄盘的形状。通常,第一激光谐振器和第二激光谐振器的增益介质可以被配置为分别提供第一波长或第二波长的增益。此外,增益介质可以被配置为在操作中维持相应激光源的谐振器内的光功率水平。

[0055] 在一些实施例中,第一增益介质和/或第二增益介质中的至少一种包括稀土掺杂的晶体。第一增益介质和第二增益介质两者都可以包括稀土掺杂的晶体。同样,第一激光源或第二激光源的谐振器中的任意附加增益介质可以包括稀土掺杂的晶体。在替代实施例中,第一增益介质和/或第二增益介质可以是以下中的任意一种:晶体、气体增益介质、染料增益介质、晶体增益介质、固相增益介质或半导体激光增益介质。

[0056] 在一些实施例中,稀土掺杂的晶体包括至少一种钕(Nd)掺杂的基质材料,诸如Nd:YAG、Nd:YAP和/或Nd:GdVO₄。在替代实施例中,增益介质包括其它稀土或过渡金属掺杂剂,诸如Er、Cr、Ho、Yb、Tm。其它合适的基质材料可以是玻璃或晶体材料,诸如KGW、YVO₄、YLF、镁橄榄石、LiCAF、ZBLAN或者其它氟化物或石英玻璃。其它增益介质和基质材料的选择是本领域技术人员已知的,例如用于其它波长。例如,参见:W.Koechner,“固态激光工程”,第六版, Springer Inc.,2006年。

[0057] 在一些实施例中,第一激光谐振器包括至少一个附加的第一增益介质和/或第二激光谐振器包括至少一个附加的第二增益介质。以这种方式,不同增益介质的优点可以组合在单个激光谐振器内。

[0058] 每个激光源可以包括诸如透镜、反射镜的其他光学组件,或者例如用于形成光场的其它无源或有源光学组件。特别地,第一激光谐振器可以包括第一反射元件以及部分反射的第一输出耦合器。类似地,第二激光谐振器可以包括第二反射元件以及部分反射的第二输出耦合器。在一些实施例中,第一反射元件包括反射镜并且/或者第二反射元件包括反射镜。由于技术人员可以使用各种合适的反射镜,因此可以实现有效的激光谐振器。例如,根据对光束聚焦的需求以克服高峰值功率等,反射镜可以是平的、凸的或凹的。在一些实施

例中,第一反射元件和/或第二反射元件是光栅,例如光纤布拉格光栅或体光栅。

[0059] 第一增益介质可以被配置为沿着第一光轴产生第一光场,例如沿着第一激光谐振器所限定的第一光轴产生第一光场。第二激光源可以被配置为沿着第二光轴产生第二光场,例如沿着第二激光谐振器所限定的第二光轴产生第二光场。至少一个非线性介质可以被配置为沿着第三光轴产生至少第三光场。在此,光轴被理解为定义光传播通过系统所沿的路径的假想线。例如,轴可以通过反射镜或其它光学组件来偏转。在一些实施例中,第一激光谐振器和第二激光谐振器被布置为在第一激光谐振器的长度的至少一部分与第二激光谐振器的长度的至少一部分上的公共部分中具有基本重叠的光轴,并且其中第一输出耦合器和第二输出耦合器被设置为公共输出耦合器。以这种方式,由于两个激光谐振器之间可以共享一个或多个光学组件,因此可以实现紧凑的系统。

[0060] 在一些实施例中,第一光场和第二光场基本平行地传播通过非线性介质,即,使得在非线形介质中,第一光轴与第二光轴平行,例如甚至与第二光轴重合。因此,在非线形介质的输出处,第三光轴可以与第一和第二光轴平行,例如与第一和第二光轴重合。因此,可以方便地将第一光场、第二光场和第三光场耦合到辐射传输装置中并定向到明确定义的目标区域。此外,以这种方式,在非线形介质中提供了有效的转换过程。

[0061] 例如,第一输出耦合器可以是第一反射镜,该第一反射镜在第一波长处的反射率为至少约60%,诸如至少约65%、至少约70%、至少约75%,或者至少约80%、至少约85%,或者至少约90%,或者甚至至少约95%。类似地,第二输出耦合器可以是第二反射镜,该第二反射镜在第二波长处的反射率为至少约60%,诸如至少约65%、至少约70%、至少约75%,或者至少约80%、至少约85%,或者至少约90%,或者甚至至少约95%。类似地,公共输出耦合器可以分别在第一和第二波长处具有这样的反射率。这种反射镜易于通过已知技术制造,并且例如,可以通过利用多层诸如氟化物和氧化物的多层介电材料涂覆非吸收性透明基板来获得。

[0062] 第一光场和第二光场分别可以具有相同或不同的波长。在一些实施例中,第一激光源和第二激光源中的一个适于产生第一波长在约1020nm至约1080nm范围内的激光,例如产生第一波长为1064nm的激光,第一激光源和第二激光源中的另一个适于产生第二波长在约1300nm至约1350nm范围内的激光,例如产生第二波长为1319nm的激光。在这些波长范围内的光对治疗各种皮肤状况特别有用。在整个本文中,光场的波长被理解为该光场的真空波长。

[0063] 在一些实施例中,非线性介质包括至少一个非线性晶体。在替代实施例中,非线性介质包括两个、三个或更多个非线性晶体。以这种方式,诸如将第一光场反转换回到第一光场和/或第二光场的问题可以得到缓解。在替代实施例中,非线性介质包括高度非线性光纤。

[0064] 在一些实施例中,非线性晶体选自LBO、BBO、KTP、BiBO周期性极化(PP)LN或者LT。这些非线性晶体的选择适合于产生可见范围内的光,例如从红外光产生的黄光。

[0065] 非线性相互作用可以是和频产生(SFG)、差频产生(DFG)或二次谐波产生(SHG)。在一些实施例中,特别是在第一光场和第二光场具有不同波长的情况下,非线性介质被配置为由第一光场和第二光场通过和频产生或差频产生来产生第三光场。以这种方式,可以方便地由第一光场和第二光场产生第三光场。此外,这种非线性过程的选择可以通过从例如

在红外范围内的较长波长的光来产生这种光,来减轻获得例如可见范围内的较短波长的激光的困难。在一些实施例中,第三波长在570nm与620nm之间,例如589nm。

[0066] 在一些实施例中,医用激光系统包括用于光学泵浦第一增益介质和/或第二增益介质的至少一个光学泵浦源。在一些实施例中,医用激光系统包括用于泵浦第一增益介质的至少一个第一光学泵浦源以及用于泵浦第二增益介质的至少一个第二光学泵浦源。以这种方式,可以实现一种简单的系统,其中可以分别通过调节第一泵浦源或第二泵浦源的功率来单独地控制第一光场和第二光场中的光功率。

[0067] 在一些实施例中,第一增益介质基本上沿着第一光轴被泵浦并且/或者第二增益介质基本上沿着第二光轴被泵浦。以这种方式对增益介质进行端部泵浦通常比例如垂直于光轴进行泵浦的泵浦效率更高。在替代实施例中,第一增益介质和/或第二增益介质是侧面泵浦的。

[0068] 在一些实施例中,该泵浦源或每个泵浦源包括一个或多个激光二极管。这种二极管既便宜又机械坚固,并且实际上不需要维护。特别地,在一些实施例中,泵浦源的一个或多个激光二极管发射波长在约800nm至约900nm范围内的激光,诸如约805nm至约815nm或约880nm至约890nm范围内的激光,或者甚至约808nm或约885nm的激光。在替代实施例中,医用激光系统包括两个泵浦源,(多个)泵浦源的一个或多个激光二极管发射具有不同波长的激光,例如波长在900nm与1000nm之间的激光。

[0069] 在一些实施例中,医用激光系统包括两个泵浦源,该两个泵浦源在各自的波长发射激光,例如使得第一增益介质和第二增益介质在各自的波长被泵浦。

[0070] 尽管本文公开的医用激光系统的实施例没有排他性,但是例如,其特别适合于作为用于美容皮肤治疗的皮肤科激光系统。因此,在一些实施例中,医用激光系统被配置为用于美容皮肤治疗,例如用于皮肤的皱纹或细纹的纯美容治疗、雀斑的去除等。在一些实施例中,美容治疗是皮肤的光子嫩肤。为此,在一些实施例中,医用激光系统被配置为经由手持式辐射传输装置,同时或相继地向用户可选择的目标皮肤区域辐射具有一种、两种、三种或更多种不同波长的激光。通过同时或快速连续地传输一种以上的波长,可以实现改善的治疗。

[0071] 在一些实施例中,医用激光系统被配置为通过脉冲激光的一个或多个突发来辐射目标皮肤区域,每个突发包括激光脉冲的脉冲串,激光具有适合于加热皮肤中的成分的一个或多个波长分量。

[0072] 在一些实施例中,第三波长选自约510nm至约620nm的范围,例如约510nm至约600nm的范围。在一些实施例中,第一和第二波长中的一个选自约1020nm至约1080nm的范围和/或约1300nm至约1350nm的范围,或者第一和第二波长两者都选自约1020nm至约1080nm的范围和/或约1300nm至约1350nm的范围。在其它实施例中,可以使用其它波长。

[0073] 在一些实施例中,第三波长选自约570nm至约600nm的范围,第一和第二波长中的一个选自约1020nm至约1080nm的范围,而第一和第二波长中的另一个选自约1300nm至约1350nm的范围,诸如分别为约589nm、约1064nm和约1319nm,或者诸如分别为约593nm、约1064nm和约1341nm,或者甚至诸如为约598nm、约1079nm和约1341nm。这些波长可以分别用于治疗各种皮肤问题,并且由于波长对皮肤层的吸收/穿透不同而与皮肤层的相互作用方式也不同。例如,波长在约570nm至约600nm范围内的光可以用于治疗小血管、皮肤红色变

色、色素沉着,并且可以用于刺激胶原蛋白生长。波长为约1064nm或约1079nm的光由于在黑色素、血红蛋白和水中的吸收较低,因此具有非常好的穿透性,可以用于刺激胶原蛋白生长和治疗深层血管。波长为约1319nm或1350nm的光具有良好的穿透性,但是在水和脂肪组织中的吸收比诸如1064nm或1079nm的光更高,可以用于改善皮肤弹性和刺激胶原蛋白生长。能够在多个波长之间快速切换的激光系统使得治疗时间缩短。

[0074] 在其它实施例中,第一波长选自约900nm至约980nm的范围,例如,第一波长可以选择为946nm。第二波长可以选自约1350nm至约1650nm的范围或约1500nm至约1600nm的范围。例如,第二波长可以选择为1550nm。例如,第一波长可以选择为1550nm,例如第一波长可以使用Er:玻璃增益介质而选择为1550nm,第二波长可以选择为946nm,例如第二波长可以使用Nd(:YAG)增益介质而选择为946nm,从而产生第三波长为约587nm。可选地,可以使用Er:光纤或者诸如Cr:YAG增益介质的Cr+4或其它合适的增益介质来提供1350nm至1650nm范围内的第一波长,并且可以使用Nd:xxx增益介质或其它合适的增益介质来提供900nm至950nm范围内(例如914nm或946nm)的第二波长。

[0075] 在其它实施例中,第一波长选自约1100nm至约1370nm的范围,例如在1285nm与1370nm之间。第二波长可以选自约1030nm至约1080nm的范围,例如1064nm或1030nm或者甚至1080nm。例如,可以使用诸如Cr:镁橄榄石(可调谐)介质的Cr+4或其它合适的增益介质来提供1100nm至1370nm范围内的波长,并且可以使用Nd掺杂的增益介质或其它合适的介质来提供1030nm至1080nm范围内的波长。

[0076] 在一些实施例中,第一光场和第二波长是相同的,并且第一光场和第二光场具有不同的偏振状态,例如垂直偏振状态和水平偏振状态。例如,在一些实施例中,第一光场和第二波长在约1020nm至约1080nm的范围内,例如1064nm。第三波长可以在约510nm与约540nm之间,例如532nm。

[0077] 在一些实施例中,医用激光系统可操作以将两个以上的光场馈送到至少一个非线性介质中,例如将第一光场、第二光场和第四光场馈送到至少一个非线性介质中。第四光场可以具有第四波长,该第四波长可以是与第一和第二波长之一或两者相同的波长,或者可以是与第一和第二波长不同的波长。第四光场可以是沿着第四光轴的激光脉冲的第四脉冲串的形式。第四光轴可以在非线性介质中与第一光轴和/或第二光轴平行,例如与第一光轴和/或第二光轴重合。

[0078] 为此,激光系统可以包括例如包括激光谐振器的另外的激光源、另外的增益介质以及另外的Q开关,如结合第一激光源或第二激光源所述。另外的激光源可以由另外的泵浦源泵浦。另外的Q开关可以由控制信号控制。为此,控制信号可以通过另外的可调节延迟器来控制另外的Q开关的操作。

[0079] 因此,控制电路可以被配置为控制第一、第二和第四脉冲串(以及可选地,另外的脉冲串)的脉冲的相对定时。当第一和第四脉冲串的激光脉冲在至少一个非线性介质中有时间上的重叠时,可以通过第一和第四光场之间的非线性相互作用产生第五光场。类似地、可选地或另外地,当第二和第四脉冲串的激光脉冲在至少一个非线性介质中有时间上的重叠时,可以通过第二光场和第四光场之间的非线性相互作用产生第六光场。因此,控制电路可以通过控制各自的脉冲串之间的相对延迟来选择性地控制激光系统的输出辐射中包括哪个(哪些)光场。

[0080] 在一个实施例中,至少一个非线性介质包括:

[0081] -第一非线性介质,其可操作以由第一光场和第二光场产生第三光

[0082] 场;以及

[0083] -第二非线性介质,其可操作以由第一光场和第二光场产生第五光场;

[0084] 第一和第二非线性介质可以布置成使得第一光场、第二光场和第四光场与第一非线性介质产生的任意第三光场一起被馈送通过第一非线性介质,然后通过第二非线性介质。当第一光场和第二光场的激光脉冲在第一非线性介质中重叠时,输出辐射包括第三光场。当第一光场和第四光场的激光脉冲在第二非线性介质中重叠时,输出辐射包括第五光场。在该示例中,第二脉冲串和第四脉冲串的相对定时可以被配置为使得它们在第一或第二非线性介质中不重叠。然而,在其它示例中,它们的相对定时也可以是可调节的,从而使它们的激光脉冲选择性地非线性介质中的至少一个中重叠。

[0085] 通常,本文公开的医用激光系统的实施例提供了一种改进的治疗,同时保持了激光系统的优点,诸如紧凑性、易用性和/或经济效益。

[0086] 在一些实施例中,医用激光系统被配置为以脉冲激光的突发照射目标皮肤区域,每个突发的持续时间在约0.5ms至约1000ms的范围内,诸如约0.5ms至约900ms、诸如约0.5ms至约800ms、诸如约0.5ms至约600ms、诸如约0.5ms至约400ms、诸如约0.5ms至约300ms,诸如约10ms至约200ms,或者甚至约20ms至约100ms,或者约10ms至约40ms,或者约0.5ms至约40ms,诸如约1ms至约20ms、诸如约0.5ms至约4ms。突发重复率可有显著地变化,并且在一些实施例中可以在0.1Hz至20Hz的范围内选择,诸如在0.1Hz至10Hz的范围内,诸如在0.1Hz至5Hz的范围内。在一些实施例中,甚至更低或更高的重复率可能是可取的。在一些实施例中,突发的各个脉冲之间的脉冲重复率可以在0.5Hz至500kHz的范围内选择,诸如在1Hz至500kHz的范围内,诸如在5Hz至500kHz的范围内,诸如在10Hz至200kHz的范围内,诸如在1kHz至100kHz的范围内,例如在5kHz至30kHz的范围内,诸如在10kHz至20kHz的范围内。将理解的是,可以根据激光系统的组件来选择脉冲重复率。对于所有光场,脉冲重复率可以是相同的。然而,在一些实施例中,脉冲重复率可以随场和/或随时间而变化。

[0087] 在一些实施例中,医用激光系统被配置为针对每个不同的波长提供目标区域约15J/cm²至约150J/cm²范围内的总辐射曝量。在一些实施例中,医用激光系统被配置为提供目标区域每不同波长约5J/cm²至约100J/cm²范围内的总辐射曝量,例如针对每个不同的波长提供约5J/cm²至约50J/cm²范围内的总辐射曝量。

[0088] 在一些实施例中,手持式辐射传输装置被配置为以覆盖治疗区域的单个目标皮肤区域的扫描图案来扫描波束。扫描图案可以是预设的,或者可以在许多预编程的图案之中选择,或者甚至是直接可编程的,例如可以由激光系统的用户编程。在一些实施例中,扫描图案是单个目标皮肤区域“斑点”的矩形图案,例如,其中图案在每个方向上由3至15个斑点组成,诸如为例如5×5图案,或例如6×6图案,或例如7×7图案,或例如斑点密度在3至15x3至15范围内可变的图案。

[0089] 在一些实施例中,所述扫描图案的单个目标皮肤区域以交替的波长进行处理,例如使得当两个相邻的目标皮肤区域彼此紧接着以直接顺序被照射时,会受到不同的波长的照射。避免连续照射两个相邻的目标皮肤区域,或者至少避免以相同波长进行照射,减少对治疗区域造成一般性损害的风险。在一些实施例中,在所述单个目标皮肤区域位置处的停

留时间在约0.5ms至约100ms的范围内,诸如在0.5ms与10ms之间,例如在0.5ms与4ms之间。

[0090] 在一些实施例中,扫描的治疗区域基本上形成矩形,例如,该矩形沿每条边的范围在约3mm至约10mm的范围内,例如3mmx3mm的区域,或例如5mmx5mm的区域,或例如5mmx10mm的区域,或者甚至例如10mmx10mm的区域。

[0091] 在一些实施例中,目标皮肤区域的诸如直径或最大范围的尺寸被选择为在约0.8mm至约5.0mm的范围内,诸如约1.0mm,诸如约2.0mm,诸如约3.0mm,或者甚至诸如约4.0mm。目标皮肤区域的尺寸可以由激光在皮肤上的斑点尺寸即皮肤上的辐射光斑来限定。

[0092] 由于本文描述的医用激光系统的实施例有助于第三光场的快速切换和/或有效控制,因此它们对于实时自动控制医用激光系统的输出特别有用,例如基于目标区域和/或激光输出的测量。为此,激光系统可以包括传感器,该传感器可操作以检测或监测激光输出对目标区域的影响。然后,控制电路可以被配置为响应于检测到的或监测到的效果,控制第三光场的产生(特别是通过调节可调节延迟器)。效果的示例可以是温度、光强度等。在一些实施例中,传感器包括被配置为在治疗期间捕获目标区域的图像的摄像头,并且医用激光系统可以被配置为处理由摄像头捕获的一个或多个图像,从而确定激光输出对目标区域的影响。

[0093] 本公开涉及不同的方面,包括上述方法以及以下描述的另外的方法、系统、装置和产品装置,每个均产生结合其它方面的一个或多个描述的一个或多个益处和优点,并且每个具有与结合本文描述的和/或所附权利要求所公开的其它方面的一个或多个描述的实施例相对应的一个或多个实施例。

[0094] 特别地,本文公开的另一方面涉及用于控制医用激光系统的方法的实施例,该医用激光系统包括:

[0095] 第一激光源,包括第一激光谐振器、至少第一增益介质以及被配置为控制第一激光谐振器的谐振质量的至少一个第一Q开关;

[0096] 第二激光源;

[0097] 至少一个非线性介质,通过第一光场和第二光场之间的非线性相互作用产生第三光场;

[0098] 传感器,被配置为检测光场中的至少一个的特性;

[0099] 该方法包括:

[0100] 使第一激光源产生第一光场;

[0101] 控制第一Q开关以使第一激光谐振器产生第一光场作为激光脉冲的第一脉冲串;

[0102] 使第二激光源产生第二光场作为激光脉冲的第二脉冲串;

[0103] 从传感器接收传感器信号,该传感器信号指示第一光场、第二光场和第三光场中的至少一个的特性;

[0104] 控制第一Q开关以使第一激光谐振器产生第一光场作为激光脉冲的第一脉冲串;

[0105] 响应于接收到的传感器信号,控制第一Q开关的操作,从而调节第一脉冲串的激光脉冲和第二脉冲串的激光脉冲的相对定时。

附图说明

[0106] 通过以下参照附图描述的实施例,上述和其它方面将变得显而易见并从实施例中

加以说明,其中:

- [0107] 图1示意性地示出了医用激光系统的实施例。
- [0108] 图2示意性地示出了医用激光系统的另一实施例。
- [0109] 图3示意性地示出了医用激光系统的又一实施例。
- [0110] 图4示意性地示出了非线性介质中激光脉冲的相对定时的控制。
- [0111] 图5示意性地示出了医用激光系统的又一实施例。
- [0112] 图6示意性地示出了医用激光系统的又一实施例。
- [0113] 图7示出了图6的实施例的操作。
- [0114] 图8示意性地示出了医用激光系统的又一实施例。
- [0115] 图9示意性地示出了医用激光系统的又一实施例。

具体实施方式

[0116] 图1示意性地示出了医用激光系统的实施例。通常由附图标记100表示的医用激光系统包括第一激光源120和第二激光源170。第一激光源120和第二激光源170都可以分别以各自的腔或其它谐振器128和178的形式提供,以分别产生第一光场和第二光场。

[0117] 第一激光源120包括诸如钕(Nd):YAG的Nd掺杂的基质材料的第一增益介质121,能够发射第一波长为1064nm的光。第一增益介质121位于第一激光源的谐振器128内部由谐振器128限定的第一光轴上。第一激光源120的激光谐振器在一侧由诸如反射镜的第一反射元件122界定。第一激光源的谐振器128在第二侧由部分反射的第一输出耦合器123界定,该第一输出耦合器123部分地反射到第一光场,以耦合出部分循环激光场。第一输出耦合器在第一波长为1064nm处部分反射。例如,在某些实施例中,波长为约1064nm的光的反射率为至少约60%,例如至少约65%或至少约70%,或者甚至至少约75%或至少约80%。这种输出耦合器可以被设置为通过现有技术容易形成的反射镜,并且例如,通过利用诸如氟化物和氧化物的多层介电材料涂覆非吸收性透明基板来实现。第一激光源沿着第一光轴以第一波长输出第一光场125。

[0118] 类似地,第二激光源170包括第二增益介质171,第二增益介质171位于第二激光源170的第二谐振器178内部由谐振器178限定的第二光轴117上。第二增益介质包括诸如Nd:YAG的Nd掺杂的基质材料,能够发射第二波长为1319nm的光。第二激光源170的谐振器178由第二反射元件172以及部分反射的第二输出耦合器173界定,该第二输出耦合器173部分地反射到第二光场,以从第二激光源的谐振器耦合出部分循环激光场。第二输出耦合器在第二波长为1319nm处部分反射。例如,在某些实施例中,第二输出耦合器在约1319nm处的反射率为至少约85%,例如至少约90%,或者甚至至少约95%。第二激光源沿着第二光轴以第二波长输出第二光场175。

[0119] 虽然在图1中示出为完全分开的腔,但是第一激光源120和第二激光源170的谐振器可以共享被称为公共部分的腔的一部分。在公共部分内,第一光轴和第二光轴基本上可以重合或平行。

[0120] 其它合适的增益材料的示例包括能够在约1079nm或约1341nm处产生激光的Nd:YAP、能够在约1064nm或约1341nm处产生激光的Nd:GdVO₄或在约1030nm处发射的Yb:YAG。另外的示例包括晶体主体,例如掺杂有诸如Nd、Er、Yb、Cr和Ho的活性稀土或过渡金属离子的

YAG、镁橄榄石、YAP、YVO₄、LiCAF和KGW。可选地,主体可以是二氧化硅玻璃或氟化物玻璃。第一增益介质121和第二增益介质171不需要是相同的种类,例如第一增益介质121是在1064nm处发射的Nd:YAG,而第二增益介质171是在1341nm处发射的Nd:YAP。其它组合可以适合于采用激光系统100的特定用途,并且鉴于本公开的益处,这些组合对于本领域技术人员而言将是显而易见的。

[0121] 通常,在一些实施例中,第一和/或第二光场的波长在1000nm至1250nm的范围内,或者在1150nm至1200nm的范围内,例如1170nm至1190nm的范围内,例如1178nm,或者甚至在1020nm至1080nm的范围内,例如1064nm。第三波长可以在500nm至625nm的范围内,诸如575nm至600nm的范围内,诸如585nm至595nm的范围内,例如589nm,或者甚至在510nm至540nm的范围内,例如532nm。

[0122] 医用激光系统包括耦合到第一增益介质121的第一Q开关124。当被激活时,第一有源Q开关改变第一增益介质在第一波长的谐振的品质因数(Q)。第一Q开关可以是声光调制器。激光系统进一步包括由高压发生器控制的第一驱动器131,例如RF发生器或电光调制器。第一驱动器可操作以响应于接收到的触发信号而激活Q开关。

[0123] 类似地,医用激光系统包括耦合到第二增益介质171的第二Q开关174。当被激活时,第二有源Q开关改变第二增益介质在第二波长的谐振的品质因数(Q)。第二Q开关可以是声光调制器。激光系统进一步包括由高压发生器控制的第二驱动器132,例如RF发生器或电光调制器。第二驱动器可操作以响应于接收到的触发信号而激活Q开关。

[0124] 可选地,Q开关中的一个可以是无源类型的,例如包括Cr:YAG、V:YAG和/或Cr:镁橄榄石。

[0125] 第一光场和第二光场被组合以具有基本公共的光轴。这可以通过利用诸如二向色镜的光束组合器142来实现,该光束组合器142对于第一或第二波长基本上是透明的,而对于另一波长基本上是反射的。例如,反射镜对于波长为约1064nm的光基本上是透明的,而对于波长为约1319nm的光的反射率为至少约95%,诸如至少约99%。以这种方式,两个光束可以重叠。光束组合器的另一示例是色散棱镜。光束组合器的其它示例是反射光栅和透射光栅。

[0126] 激光系统包括用于将第一光场和第二光场的和频产生转换为第三光场的非线性介质140。非线性介质从光束组合器142接收组合后的第一和第二光场。在此,用于和频产生的非线性介质140由LBO晶体实施。LBO可以被布置为用于非关键相位匹配。LBO晶体的典型长度在约10mm至约50mm的范围内,诸如在约15mm至约25mm的范围内,或者甚至约20mm。在其它实施例中,可以利用其它类型的非线性介质和/或可以采用其它非线性过程。

[0127] 激光系统包括:第一泵浦源110,用于光学地泵浦第一激光源的谐振器;以及第二泵浦源160,用于光学地泵浦第二激光源的谐振器。例如,泵浦源可以是光纤耦合的激光二极管。典型的泵浦波长可以为约808nm或约885nm。

[0128] 激光系统进一步包括用于控制激光系统的各种组件的控制电路130。特别地,控制电路可操作以控制泵源的操作并产生用于触发Q开关的触发信号。控制电路可以至少部分地由合适的微处理器实施为锁相环组件、FPGA和CPLD等。控制电路可以被实施为单个功能块或多个功能块。特别地,控制电路形成触发信号134,该触发信号134经由可调节延迟电路133被转发到第一驱动器131并且被转发到第二驱动器132。当然,可选地,延迟电路可以位

于触发信号从控制信号到第二驱动器的信号路径中。又可选地,两个触发信号都可以通过各自的可调节延迟器来延迟。驱动器131和132控制各自的Q开关以交替地增加和减少各自的增益介质的品质因数。因此,每个激光源输出短激光脉冲序列(或串)。各自的脉冲串到达非线性介质140。控制电路130可以控制可调节延迟器133,使得来自第一激光源的激光脉冲与来自第二激光源的相应激光脉冲同时到达非线性介质,即,使得在非线性介质中来自第一激光源的激光脉冲与来自第二激光源的相应脉冲重合(或至少在时间上重叠)。因此,来自第一和第二激光源的激光脉冲可以在非线性介质中相互作用,从而产生第三光场的激光脉冲。因此,控制电路130可以控制可调节延迟器133,使得由非线性介质140输出的激光141包括由非线性过程产生的第三光场的光。第三光场的光量取决于非线性介质的操作条件,也取决于来自第一和第二激光源的入射脉冲的时间重叠量。无论如何,来自非线性介质的输出141还可以包括一定量的第一和/或第二波长的光。

[0129] 可选地,控制电路130可以控制可调节延迟器133,使得在非线性介质中,来自第一激光源的脉冲与来自第二激光源的脉冲之间的间隙(暂停)重合,即,使得来自第一和第二激光源的脉冲在非线性介质中不会有时间上的重叠。因此,通过这种可调节延迟器的设置,非线性介质中第一光场和第二光场之间不会发生有效的相互作用,并且来自非线性介质的输出141将仅包括第一和第二波长的相应脉冲串。

[0130] 如果需要,第一波长和/或第二波长可以从来自非线性介质的输出141中滤出,例如通过如下所述的输出选择器。这可以是永久的,也可以是选择的,例如对波长选择信号的响应。

[0131] 因此,控制电路130可以通过调节可调节延迟器133来控制来自第一和第二激光源的脉冲的相对定时。由于使来自第一激光源和第二激光源的脉冲重合的适当延迟可随时间变化,例如由于激光系统的各种组件的漂移或其它不稳定性,因此控制电路应当优选地连续地至少间歇地调整可调节延迟器。为此,控制电路可以接收指示非线性介质中的脉冲的相对定时的信号,并且基于接收到的信号来调整可调节延迟器。

[0132] 为此,图1的实施例包括分束器136,该分束器136接收来自非线性介质140的输出135,并且将输出141在第三波长的一小部分(或者由非线性介质输出的第三光场的一小部分)引导向光电检测器135。来自光电检测器的输出作为信号137被馈送到控制电路130,该信号137指示第三光场的强度,即,指示非线性介质中非线性过程的效率。因此,控制电路可以调节延迟器133,从而使检测到的第三光场的强度最大化。将理解的是,激光系统可以被配置为使得光电检测器135接收并检测第一和/或第二波长,然后控制电路可以被配置为调节延迟133,从而使来自非线性介质140的输出141中第一和/或第二波长的含量最小化。

[0133] 如以下将更详细描述,由于控制电路可以选择性地使来自第一激光源和第二激光源的脉冲去同步,从而防止在非线性介质中产生第三光场,因此控制电路还可以用作曝光控制装置。因此,控制装置可以可操作以选择性地打开和关闭第三光场。在一些实施例中,因此控制电路130可以选择性地控制第三光场的产生,从而产生第三波长的短突发激光,例如包括一个或多个脉冲的脉冲串的突发。以这种方式,可以形成非常短的光突发,特别是短于10ms的突发,甚至是1ms或更短的突发。此外,控制电路130可以响应于相应的命令而打开或关闭第三光场,例如响应于系统操作员启动第三波长的操作而打开或关闭第三光场。

[0134] 图2示意性地示出了医用激光系统的另一实施例。图2的医用激光系统类似于图1所示的实施例,其包括第一泵浦源110、第二泵浦源160、第一激光源120、第二激光源170、光束组合器142、非线性介质140、分别用于驱动第一和第二激光源的各自的Q开关124和174的驱动器131和132、可调节延迟电路133和控制电路130,所有这些如结合图1所述。

[0135] 特别地,如参照图1所详细描述,控制电路130控制可调节延迟器133,从而控制来自第一激光源和第二激光源的激光脉冲的相对定时。具体地,控制电路可以可操作以选择性地打开或关闭第三光场的产生。为此,控制电路接收信号137,控制电路基于该信号137确定适当的延迟设置,该延迟设置使来自第一激光源的脉冲与来自第二激光源的相应脉冲有时间上的重叠。

[0136] 在本实施例中,信号137是基于各自的第一和第二激光源的测量输出形成。为此,本实施例的医用激光系统包括第一分束器226,该第一分束器226将第一光场125的一小部分引导向第一光电检测器235。类似地,本实施例的医用激光系统包括第二分束器276,该第二分束器276将第二光场175的一小部分引导向第二光电检测器236。光电检测器235和236将其各自的检测信号转发到脉冲检测电路238。脉冲检测电路分别检测第一和第二光场的脉冲串的激光脉冲,并且确定各自的脉冲之间的时间滞后。然后,脉冲检测电路将指示检测到的时间滞后的信号137转发到控制电路130。当控制电路130要引起第三光场的产生时,控制电路可因此选择可调节延迟器133,使得时间滞后最小化。

[0137] 本实施例的优点在于,可以独立于第三光场的产生而产生指示时间滞后的信号137,并且特别地,即使当前时间滞后使得在光学介质中没有产生第三光场,也是如此。因此,即使在第三光场被关闭的时间段内,即,即使在控制电路控制可调节延迟器133使得不产生第三光场的时间段内,例如在操作员已选择仅利用第一和第二波长中的一个或两者而不是利用第三波长进行治疗的时间段内,控制电路130也可以确定用于形成第三光场的最佳延迟的准确值。因此,即使在第三光场关闭期间第三光场产生的相应最佳延迟已经改变的情况下,例如由于热漂移等,本实施例也允许快速地打开第三光场。

[0138] 图3示意性地示出了医用激光系统的又一实施例。图3的医用激光系统对应于图2所示的实施例,其包括第一泵浦源110、第二泵浦源160、第一激光源120、第二激光源170、光束组合器142、非线性介质140、分别用于驱动第一和第二激光源的各自的Q开关124和174的驱动器131和132、可调节延迟电路133、第一和第二分束器226和276、第一和第二光电检测器235和236、脉冲检测电路238和控制电路130,所有这些如结合图2所述。

[0139] 图3的实施例与图2的实施例的不同之处在于,图3的医用激光系统进一步包括位于来自非线性介质140的输出141的光束路径中的输出选择器380。输出选择器380可操作地耦合到控制电路130,使得控制电路控制输出选择器380的操作。

[0140] 输出选择器380可以被实施为固定多个选择镜的镜选择器。镜选择器被配置为响应于来自控制电路130的控制信号,对已选择的选择镜进行定位以与第一光轴、第二光轴和第三光轴相互作用。在非线性介质的输出处,第一、第二和第三光轴可以基本重合。镜选择器可以包括在圆周上带有槽的轮,选择镜安装到该轮中。可选地,它可以包括带槽的线性平台,选择镜安装到该线性平台中。又可选地,它可以包括带有适于固定反射镜的径向安装臂或叶片的轴。镜选择器可以包括步进电动机、线性电动机或电动机。为了辅助镜选择器准确定位,可以例如使用带槽的盘与用于光学地读取盘位置的装置相结合,以建立镜选择器位

置。可选地,可以使用电子计数器来读取镜选择器位置。鉴于本公开的益处,镜选择器的其它示例对于本领域技术人员而言是显而易见的。

[0141] 将理解的是,当可以通过控制电路调节非线性介质中激光脉冲的相对定时来打开和关闭第三光场时,可以简化输出选择器的复杂度,例如可以简化反射镜的数量与不同的可选择位置。此外,通过本文公开的激光系统的实施例,可以非常快速地执行将第三波长选择性地包括在激光系统的输出中。

[0142] 例如,可以选择选择镜,使得能够控制从激光系统发射的光场中的哪个(哪些)在输出端口是可用的。例如,透射通过选择镜的光场被路由到输出端口,而反射的光场被传到光束收集器。可选地,反射的光场被路由到激光系统的输出端口,而透射的光场被传到光束收集器。在另一替代形式中,反射和透射的光场都用作来自激光系统100的输出,例如,反射的光场从主输出端口输出,反射的光场从次输出端口输出。

[0143] 在示例中,在透射场用作来自激光系统的输出的情况下,第一选择镜在第三波长(例如波长约589nm)的透射率可以为至少约90%,诸如至少约95%,或者甚至约99.5%,并且在第一波长(例如波长约1064nm)的反射率可以为至少约50%,诸如至少约75%,诸如至少约90%,或者甚至至少约99%。最终,第一选择镜在第二波长(例如波长约1319nm)的反射率可以为至少约50%,诸如至少约75%,诸如至少约90%,或者甚至至少约99%。

[0144] 第二选择镜在第三和第一波长的透射率可以为至少约90%,诸如至少约95%,或者甚至约99.5%,并且在第二波长的反射率可以为至少约50%,诸如至少约75%,诸如至少约90%,或者甚至至少约99%。

[0145] 最终,第三选择镜在第三和第二波长的透射率可以为至少约90%,诸如至少约95%),或者甚至约99.5%,并且在第一波长的反射率可以为至少约50%,诸如至少约75%,诸如至少约90%,或者甚至至少约99%。

[0146] 将理解的是,输出选择器380也可以在图1的医用激光系统中实施,例如在图1的分束器136的上游或下游。

[0147] 将进一步理解的是,激光系统的实施例可以包括附加的或替代的组件。例如,医用激光系统可以包括手持式辐射传输装置,例如,如下结合图5所述。医用激光系统的一些示例可以包括机械或其它类型的快门或曝光控制元件。将进一步理解的是,医用激光系统的一些实施例可以包括另外的光学元件,诸如透镜、光束重定向元件、滤光片等,这些都是本领域的常规元件。

[0148] 图4示意性地示出了图1至图3中的任意一个所示的实施例中非线性介质中激光脉冲的相对定时的控制。

[0149] 特别地,图4A)示出了来自第二激光源的脉冲串的示例,图4B)示出了来自第一激光源的脉冲串的示例,并且图4C)示出了通过非线性介质产生的第三光场的激光脉冲的相应脉冲串的示例。从图4A)可以看出,当通过到驱动第二Q开关的第二驱动器的主触发信号进行控制时,由第二激光源发射的脉冲在时间上基本上是等距的。类似地,图4B)示出了在可调节延迟器保持恒定的时间段内,当通过到驱动第一Q开关的第一驱动器的延迟主触发信号进行控制时,由第一激光源发射的脉冲也基本上是等距的。来自第一和第二激光源的脉冲之间的相对定时由可调节延迟器的幅度控制。

[0150] 具体地,在图4的示例中,在初始时间段410期间,选择相对定时,使得来自第一和

第二激光源的脉冲在时间上不重合(甚至不重叠)。因此,由于非线性介质中没有重合的第一和第二光场,因此它们非线性介质中不能彼此相互作用。因此,如图4C)所示,在时间段410期间没有形成第三光场的激光。

[0151] 在点411,可调节延迟器被改变,在本示例中,可调节延迟器降低。选择可调节延迟器的变化,使得在随后的时间段402内,来自第一和第二激光源的脉冲确实重合(或者至少在时间上基本重叠)。因此,如图4C)所示,第一和第二光场之间可以在非线性介质中发生非线性相互作用,从而导致产生第三光场的相应激光脉冲。

[0152] 在随后的点412,可调节延迟器再次改变(在本示例中增加),从而再次使来自第一和第二激光源的激光脉冲非线性介质中不发生时间上的重叠。因此,在随后的时间段403内,如图4c)所示,没有产生第三光场的激光脉冲。

[0153] 从图4明显看出,通过分别选择性地调节来自第一和第二激光源的激光脉冲之间的延迟,可以选择性地打开或关闭第三光场。因此,控制电路可以交替地(例如,周期性地)打开和关闭第三光场,从而使第三光场产生脉冲激光的短突发,例如引起如图4C)所示的三个脉冲的突发的产生。然而,将理解的是,突发可以包括更小或更多的脉冲。而且,将理解的是,可以在延长的时间段内,例如响应于操作员输入,完全关闭(或打开)第三光场。

[0154] 图5示意性地示出了医用激光系统的又一实施例。系统包括激光源100,例如如图1至图3中的任意一个所述。激光系统进一步包括光纤502或其它光束传递装置以及手持式辐射传输装置503。光纤502具有辐射接收端,该辐射接收端耦合到激光源的输出端口并被配置为接收来自激光源的辐射。光纤具有耦合到手持式传递装置的辐射传递端。因此,手持式传递装置经由光纤接收来自激光源的激光,并且将接收到的激光辐射到用户可选择的目标区域504。

[0155] 图6示意性地示出了医用激光系统的又一实施例。通常由附图标记600表示的医用激光系统包括第一激光源120、第二激光源170和第三激光源680,例如,如图1所述的每个。每个激光源可以由相应的泵浦源(在图6中未明确示出)泵浦,并且每个激光源被配置为分别发射各自的第一光场125、第二光场175和第四光场685,每个光场以各自的脉冲串的形式。脉冲串的脉冲定时由控制电路130控制,例如通过控制各自的激光源的激光谐振器中触发信号到Q开关的相应延迟,所有这些都如前述实施例中的一个或多个所述。

[0156] 在本示例中,第一光场125是水平偏振的并且波长为1064nm,第二光场175的波长为1319nm,并且第四光场685是垂直偏振的并且波长为1064nm。

[0157] 所有光场都被引导到第一非线性介质140A中,例如通过合适的反射镜和光束组合器。由第一非线性介质产生的第一非线性介质的输出被引导到第二非线性介质140B中,如果存在,则第一非线性介质的输出包括第三光场641A。由第二非线性介质产生的第二非线性介质的输出可选地与由合适的选择器所选择的一个或多个分量一起作为来自系统的输出而提供,如果存在,则第二非线性介质的输出包括第五光场641B。虽然在图6中被示为分开的块,但是将理解的是,在一些实施例中,第一非线性介质和第二非线性介质可以被实现为单个组件,例如单个周期性极化材料。因此,在一些实施例中,第一非线性介质和第二非线性介质可以被集成在单个非线性介质中。

[0158] 图7示出了图6的实施例的操作。特别地,图7A)示出了来自第一激光源的脉冲串125的示例,图7B)示出了来自第二激光源的脉冲串175的示例,并且图7C)示出了来自第三

激光源680的相应脉冲串685的示例。从图7A)至图7B)可以看出,由第一和第二激光源发射的脉冲在时间上基本上是等距的,但是它们的相对时间使得它们在时间上不重叠,即,使得它们非线性介质中不会相互作用。

[0159] 类似地,图7C)示出了在脉冲串685的脉冲定时保持恒定的时间段内,由第三激光源发射的脉冲也基本上是等距的。调整来自第三谐振器的脉冲的定时,使得它们选择性地与脉冲125(在时间段601和603内)或与脉冲175(在时间段602内)对准。当脉冲685与脉冲125对准时,它们非线性介质140A中相互作用,从而在589nm处产生光。当脉冲685与脉冲175对准时,它们转而在非线性介质175中相互作用,从而在532nm处产生光。

[0160] 因此,通过控制脉冲685的相对定时,可以控制系统在两种不同波长的输出光之间切换。

[0161] 图8示意性地示出了医用激光系统的另一实施例。图8的医用激光系统类似于图1所示的实施例,其包括第一泵浦源110、第二泵浦源160、第一激光源、第二激光源、非线性介质140、分别用于驱动第一和第二激光源的各自的Q开关124和174的驱动器131和132、可调节延迟电路133和控制电路130,如图1所述,不同之处在于,图8的实施例的第一和第二激光源共享公共输出耦合器123。

[0162] 特别地,第一激光源以用于产生第一光场的第一腔的形式提供。第一腔被限定在诸如反射镜的第一反射元件122与部分反射输出耦合器123之间。第二激光源以用于产生第二光场的第二腔的形式提供。第二腔被限定在诸如反射镜的第二反射元件172与部分反射输出耦合器123之间。部分反射输出耦合器部分地反射到第一和第二光场,从而从各自的腔耦合出部分循环激光场。

[0163] 例如,输出耦合器可以在第一波长1064nm和第二波长1319nm处部分反射。在某些实施例中,对于波长为约1064nm的光以及对于波长为约1319nm的光,反射率为至少约60%,诸如至少约65%或至少约70%,或者甚至至少约75%或至少约80%。这种输出耦合器可以被设置为通过现有技术容易形成的反射镜,例如,通过利用诸如氟化物和氧化物的多层介电材料涂覆非吸收性透明基板来实现。

[0164] 激光源包括诸如反射镜176和光束组合器142的合适组件,从而将第一和第二光场引例如沿公共光轴导向输出耦合器123。

[0165] 第一泵浦源110、第二泵浦源160、非线性介质140、驱动器131和132、Q开关124和174、可调节延迟电路133和控制电路130均可以如结合图1所述,因此将不再详细描述。

[0166] 特别地,控制电路130通过调节可调节延迟器133来控制来自第一和第二激光源的脉冲的相对定时。由于使来自第一和第二激光源的脉冲重合的适当延迟可随时间变化,例如由于激光系统的各种组件的漂移或其它不稳定性,因此控制电路应当优选地连续地至少间歇地调整可调节延迟器。为此,控制电路可以接收指示非线性介质中的脉冲的相对定时的信号,并且基于接收到的信号来调整可调节延迟器。

[0167] 为此,图8的实施例包括分束器136,该分束器136接收来自非线性介质140的输出135,并且将输出141的一小部分引导向光电检测器135,例如结合图1所述。来自光电检测器的输出作为信号137被馈送到控制电路130,该信号137指示第三光场的强度,即,指示非线性介质中非线性过程的效率。因此,控制电路可以调节延迟器133,从而使检测到的第三光场的强度最大化。将理解的是,激光系统可以被配置为使得光电检测器135接收并检测第一

和/或第二波长,然后控制电路可以被配置为调节延迟133,从而使来自非线性介质140的输出141中第一和/或第二波长的含量最小化。可选地,Q开关的控制可以基于激光源中的第一和第二光场的测量,例如如图9所示,也可以基于激光源的输出端的测量来实现。

[0168] 图8的激光系统进一步包括输出选择器380,该输出选择器380位于来自非线性介质140的输出141的光束路径中,例如,如结合图3所述。输出选择器380可操作地耦合到控制电路130,使得控制电路控制输出选择器380的操作。

[0169] 图8的激光系统进一步包括快门890或其它曝光控制装置,其由控制电路130控制并被配置为选择性地阻挡输出光束或允许输出光束通过。可选地或另外地,例如针对图1所述,第一和第二光场的脉冲串的相对定时可以用作曝光控制机制。然而,在一些实施例中,特别是在不需要非常快速的开/关切换时,机械快门890可能是一种经济有效的选择。

[0170] 在图8的实施例中,快门890位于输出选择器380的下游。然而,可选地,例如如图9所示,快门890可以位于输出选择器380的上游。在替代实施例中,快门890的其它位置是可能的,例如在非线性介质140的上游。例如,系统可以包括位于被馈送到光束组合器142中的各自光束路径中的两个快门,例如使得第一和第二光场分别可以选择性地和单独地被阻挡。

[0171] 图9示意性地示出了医用激光系统的另一实施例。图9的医用激光系统类似于图8所示的实施例,不同之处在于,输出选择器380位于相对于快门890的下游,并且Q开关124和174的控制是基于腔中单个光场的测量。

[0172] 为此,激光系统包括分束器226和276以及光电检测器235和236。分束器226将第一光场的一小部分引导向光电检测器235,而分束器276将第二光场的一小部分引导向光电检测器236。光电检测器235和236将其各自的检测信号转发到脉冲检测电路238。脉冲检测电路分别检测第一和第二光场的脉冲串的激光脉冲,并且确定各自的脉冲之间的时间滞后。然后,脉冲检测电路将指示检测到的时间滞后的信号137转发到控制电路130。因此,控制电路可以选择可调节延迟器133,使得时间滞后最小化,从而产生第三光场。

[0173] 本文描述的激光控制的实施例可以通过包括几个不同元件的硬件来实施,并且/或者至少部分地通过合适编程的微处理器来实施。在列举几个装置的设备权利要求中,这些装置中的几个可以由硬件中的一个且相同的元件、组件或项目来实现。仅在互不相同的从属权利要求中叙述或在不同的实施例中描述某些措施的事实并不表示不能有利地使用这些措施的组合。

[0174] 应强调的是,当在本说明书中使用术语“包括/包括有”时,是用来指定所述特征、元件、步骤或组件的存在,但不排除一个或多个其它特征、元件、步骤、组件或其组的存在或添加。

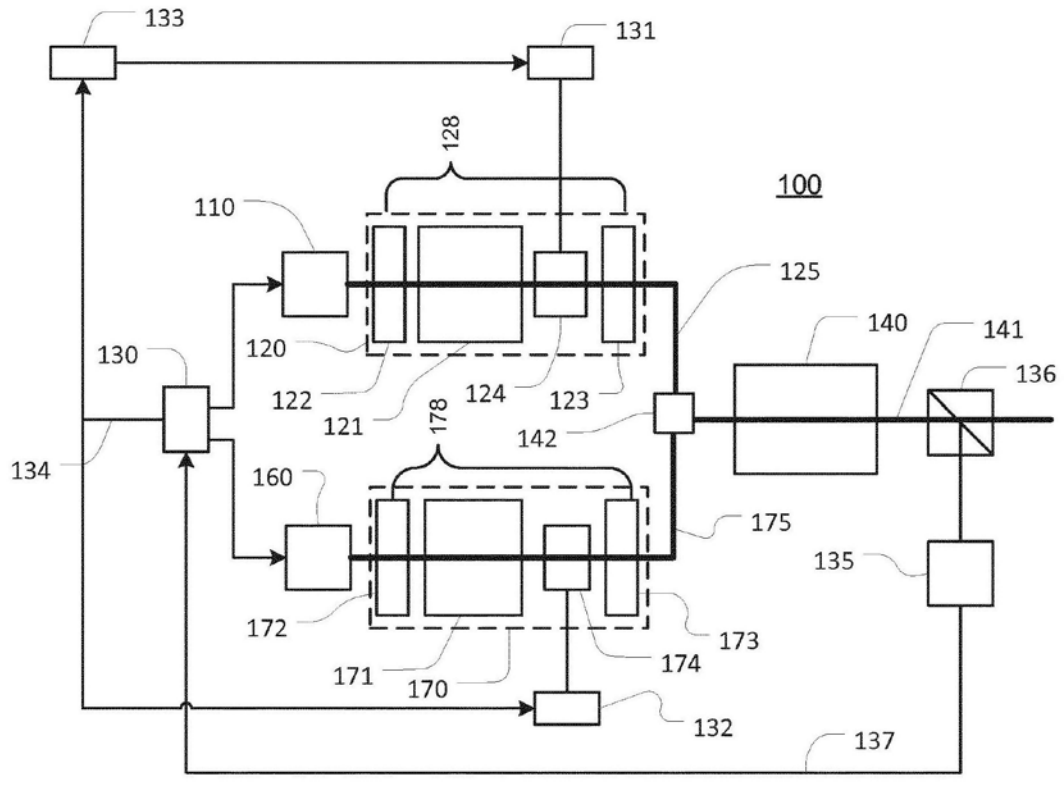


图1

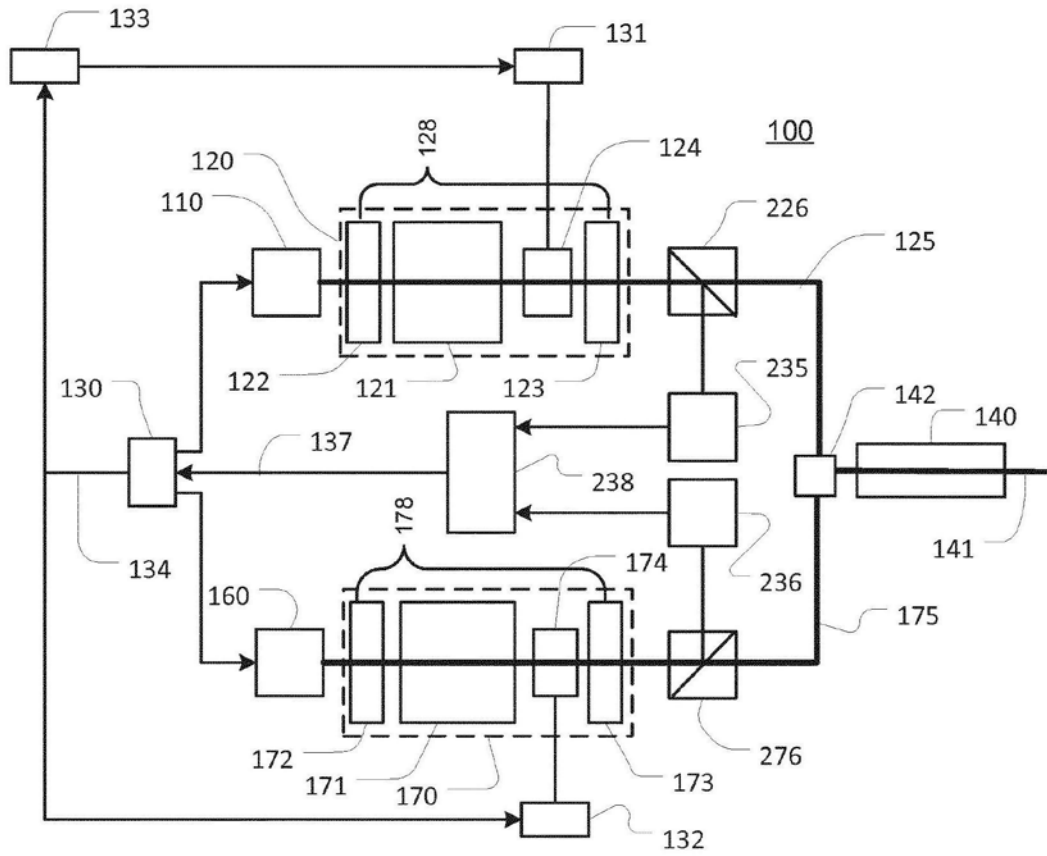


图2

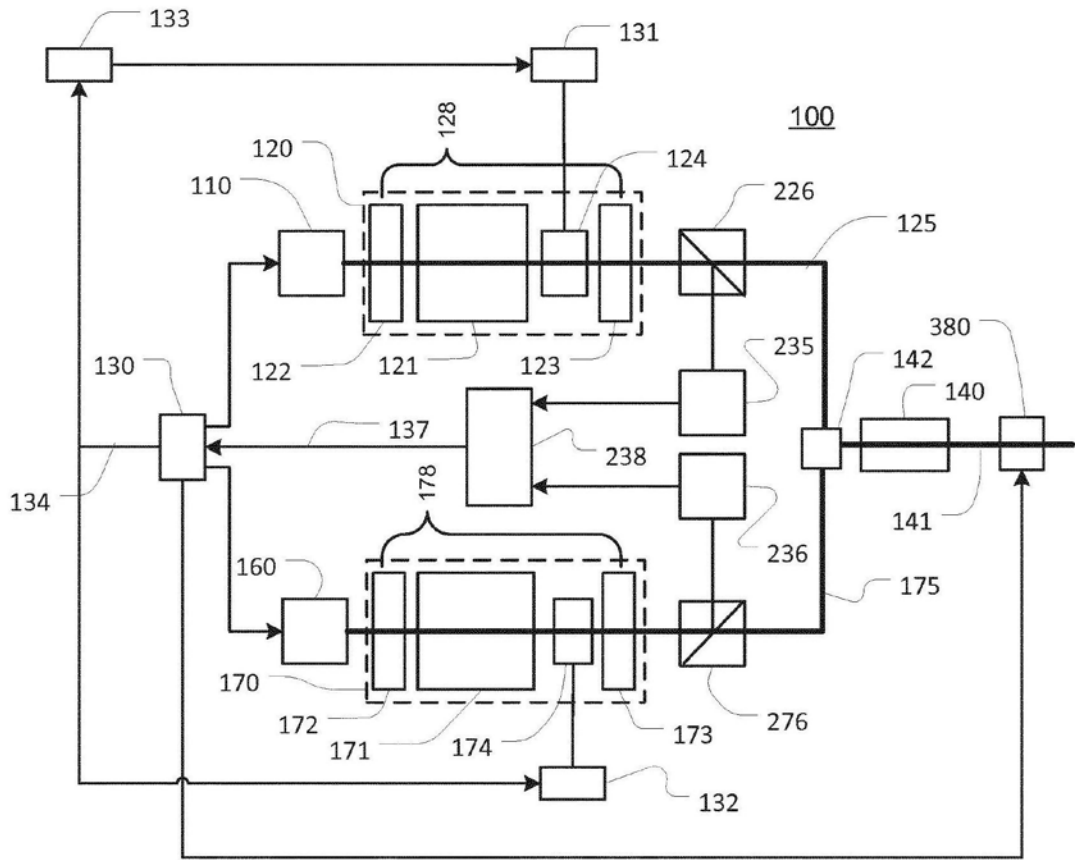


图3

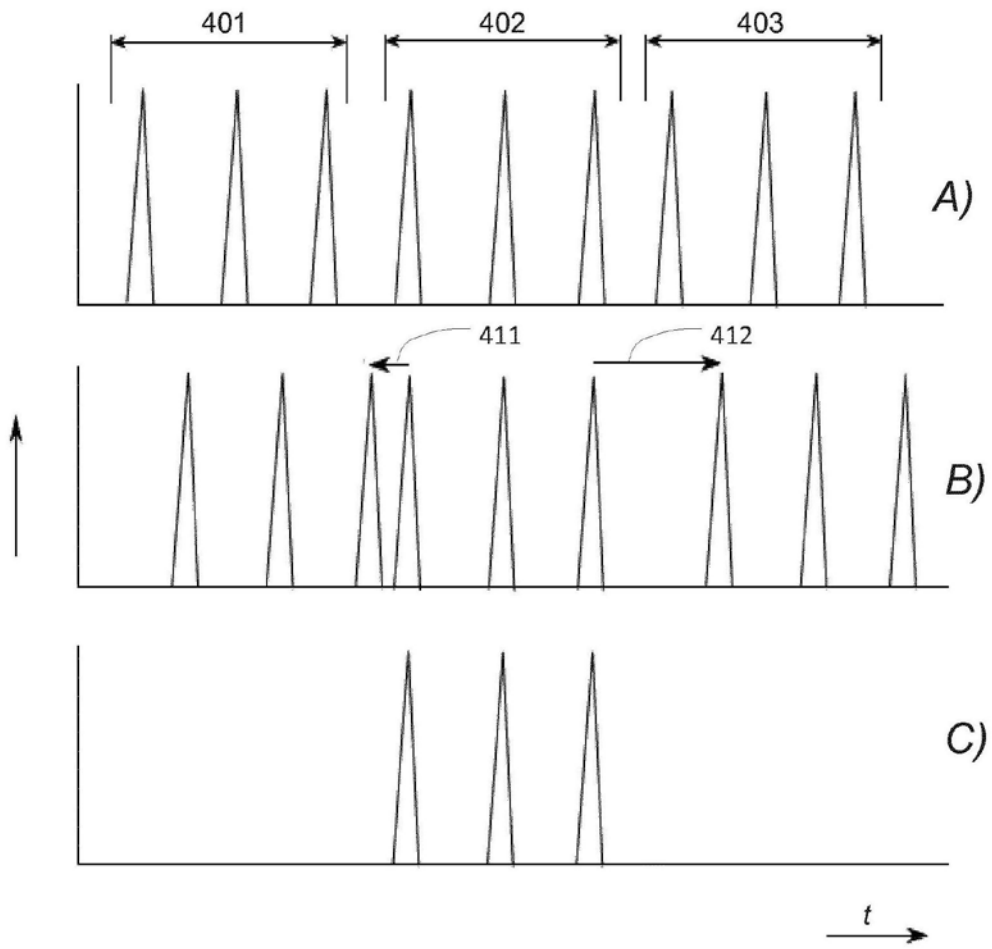


图4

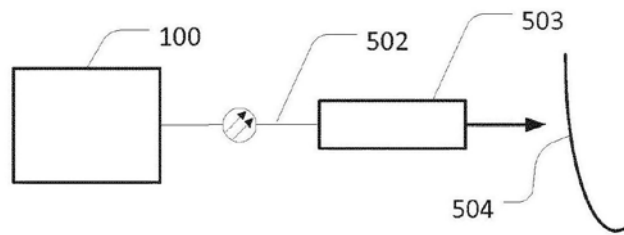


图5

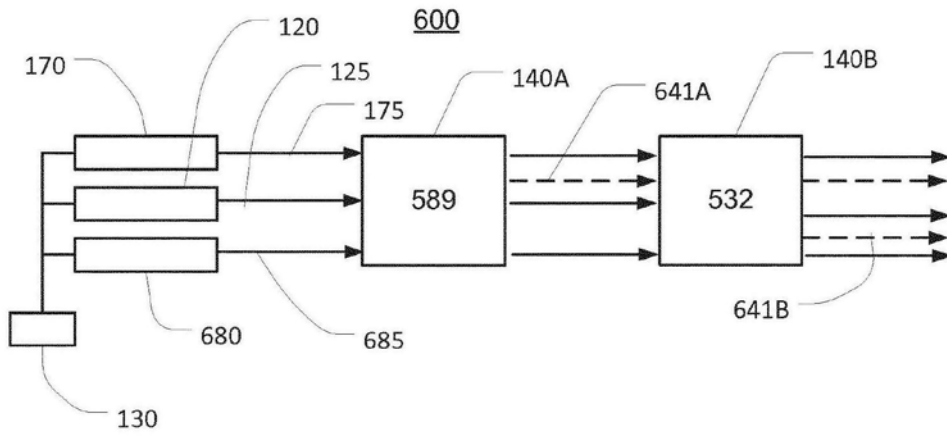


图6

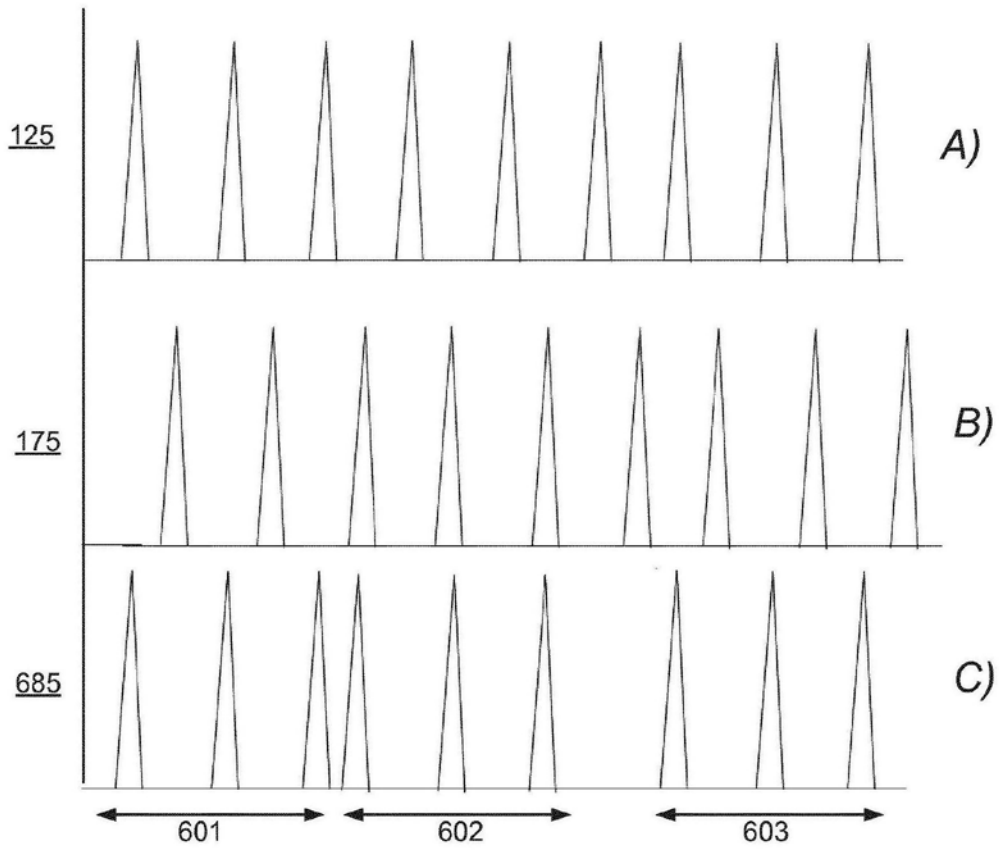


图7

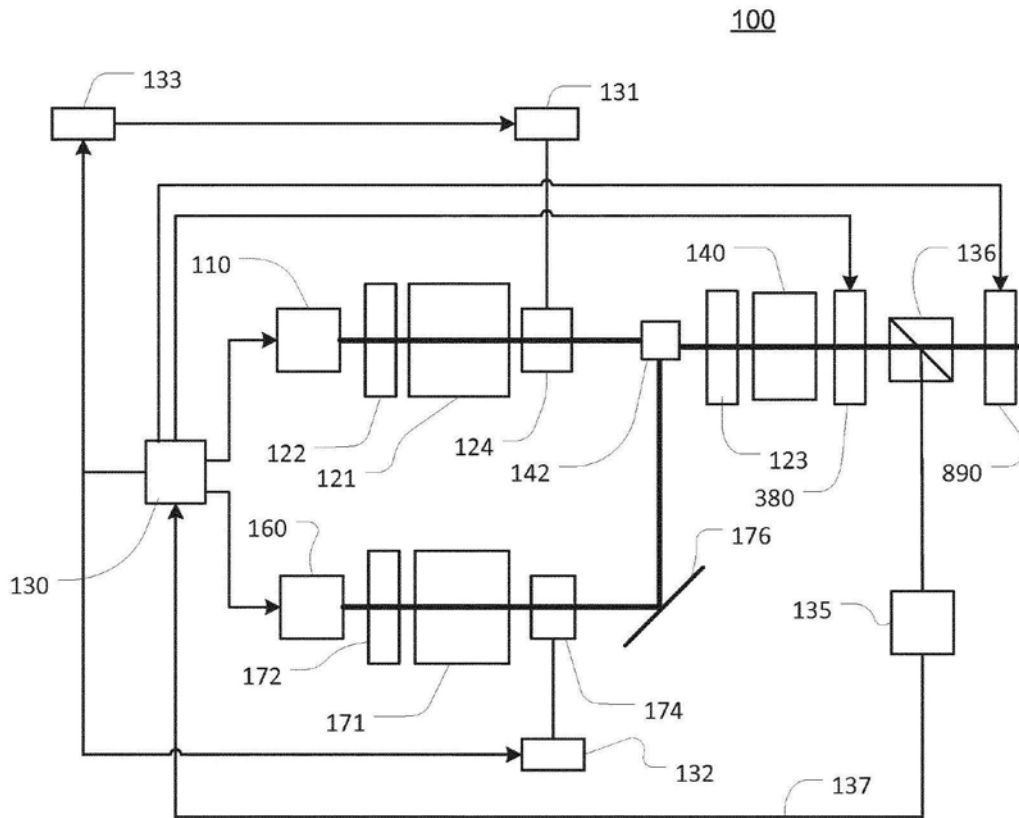


图8

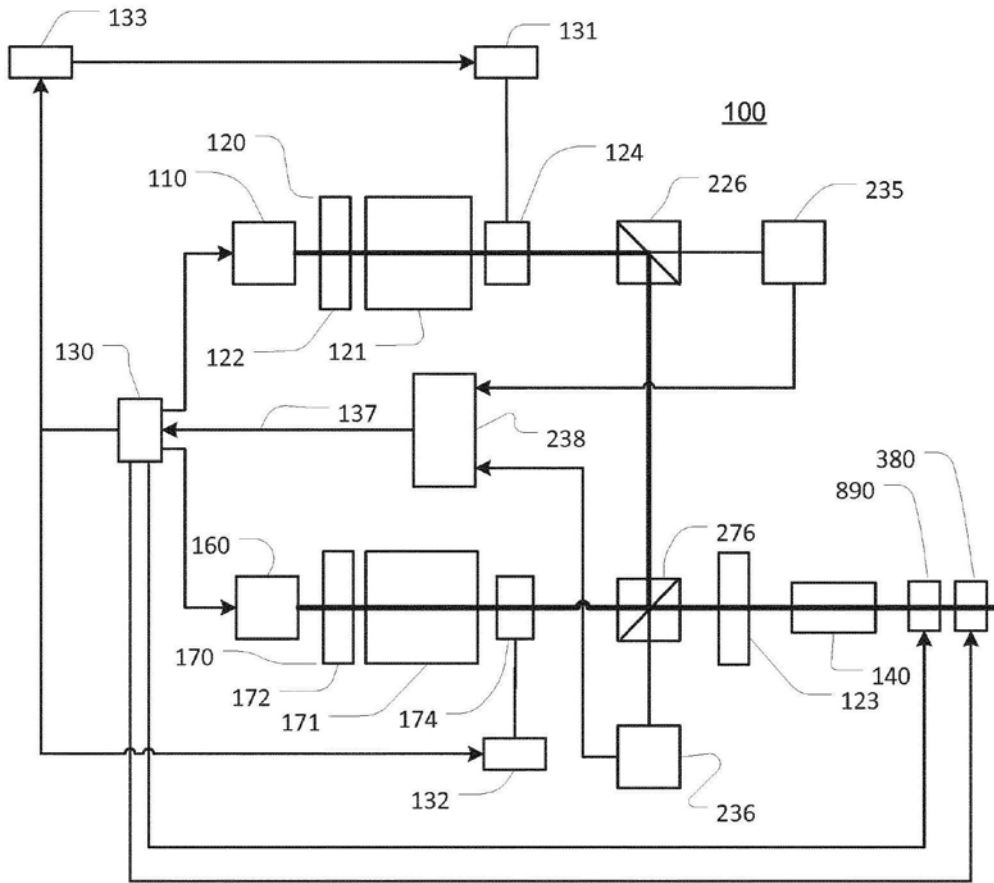


图9