



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102355874 B

(45) 授权公告日 2015. 01. 14

(21) 申请号 201080012066. 2

斯特凡·科诺克

(22) 申请日 2010. 03. 31

(74) 专利代理机构 北京康信知识产权代理有限
责任公司 11240

(30) 优先权数据

102009016184. 8 2009. 04. 03 DE

代理人 余刚 李慧

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2011. 09. 15

(51) Int. Cl.

A61F 9/008 (2006. 01)

A61B 5/00 (2006. 01)

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2010/002048 2010. 03. 31

(56) 对比文件

DE 19916653 A1, 2000. 10. 19,

EP 1279385 A1, 2003. 01. 29,

(87) PCT国际申请的公布数据

W02010/112209 DE 2010. 10. 07

审查员 王炜

(73) 专利权人 卡尔蔡司医疗技术股份公司

地址 德国耶拿

(72) 发明人 曼弗雷德·迪克 勒内·丹纳

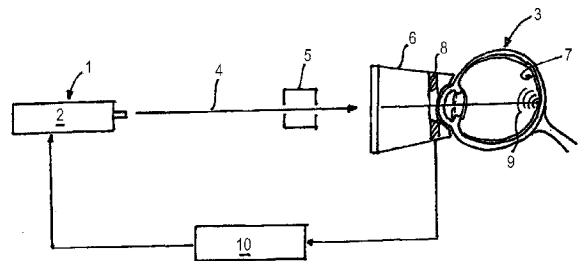
权利要求书2页 说明书5页 附图2页

(54) 发明名称

用于非侵入性地对利用治疗射线进行治疗的生物组织进行温度测定的方法和装置

(57) 摘要

本发明涉及一种用于非侵入性地对利用治疗射线进行治疗的生物组织、特别是借助于激光射线来治疗的眼底 (7) 进行温度测定的方法, 其中借助于测量射线脉冲 (11) 产生并且借助于探测器 (8) 检测取决于治疗温度的反应、特别是压力波。根据本发明提出, 测量射线脉冲 (11) 和治疗射线的脉冲 (12) 相互跟随地、特别是交替地从相同的射线源 (1) 被输送给待治疗的组织。适于实施本发明的装置具有射线源 (1)、照射光学元件 (5)、用于确定反应的、特别是压力波的探测器 (8) 以及适于控制治疗射线和测量射线脉冲 (11) 的系统控制器 (10), 其中系统控制器 (10) 设置用于从仅仅一个射线源 (1)、特别是可调制的激光器产生相互跟随的、特别是交替的治疗射线的脉冲 (12) 和测量射线脉冲 (11)。通过借助于仅仅一个唯一的射线源产生治疗射线和测量射线脉冲减少了构造消耗, 而并不降低测量精度。此外, 治疗射线和测量射线脉冲被调整到在待治疗的组织中的相同目标体积而无需其他帮助。



1. 一种装置,用于非侵入性地对利用治疗射线进行治疗的生物组织进行温度测定,所述装置具有射线源(1)、照射光学元件(5)、用于确定反应的探测器(8)以及适于控制所述治疗射线和测量射线脉冲(11)的系统控制器(10),其特征在于,所述系统控制器(10)设置用于从仅仅一个所述射线源(1)产生相互跟随的所述治疗射线的脉冲(12)和所述测量射线脉冲(11),其中所述射线源(1)是经过调制的cw激光器(连续波激光器12),所述射线源使用交替的第一脉冲发生结合时间上处于支配地位的cw激光辐射。

2. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,所述射线源(1)是cw激光器(连续波激光器12)。

3. 根据权利要求2所述的装置,其特征在于,所述cw激光器(12)是二极管泵浦固体激光器。

4. 根据权利要求2所述的装置,其特征在于,所述cw激光器(12)是二极管泵浦薄片激光器。

5. 根据权利要求2所述的装置,其特征在于,所述cw激光器(12)是二极管泵浦半导体激光器。

6. 根据权利要求2所述的装置,其特征在于,所述cw激光器(12)是电泵浦的半导体激光器。

7. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,所述测量射线脉冲(11)的脉冲能量为 $1\mu\text{J}$ 至 $20\mu\text{J}$ 和/或脉冲长度是 $0.2\mu\text{s}$ 至 $2\mu\text{s}$ 。

8. 根据权利要求7所述的装置,其特征在于,所述测量射线脉冲(11)的脉冲峰值功率是所述治疗射线的所述脉冲(12)的峰值功率的1.5至5倍。

9. 根据权利要求7或8所述的装置,其特征在于,所述治疗射线的所述脉冲(12)的长度是所述测量射线脉冲(11)的脉冲长度的100倍至1000倍。

10. 根据权利要求7或8所述的装置,其特征在于,产生具有从500Hz至10kHz的重复率的所述测量射线脉冲(11)。

11. 根据权利要求9所述的装置,其特征在于,产生具有从500Hz至10kHz的所述测量射线脉冲(11)。

12. 根据权利要求7或8所述的装置,其特征在于,将所述测量射线脉冲(11)的上升沿(13)调节得比所述治疗射线的所述脉冲(12)的上升沿(15)更陡。

13. 根据权利要求11所述的装置,其特征在于,将所述测量射线脉冲(11)的上升沿(13)调节得比所述治疗射线的所述脉冲(12)的上升沿(15)更陡。

14. 根据权利要求7或8所述的装置,其特征在于,将所述测量射线脉冲(11)的下降沿(14)调节得比所述治疗射线的所述脉冲(12)的下降沿(16)更陡。

15. 根据权利要求13所述的装置,其特征在于,将所述测量射线脉冲(11)的下降沿(14)调节得比所述治疗射线的所述脉冲(12)的下降沿(16)更陡。

16. 根据权利要求12所述的装置,其特征在于,所述测量射线脉冲(11)的上升时间和/或下降时间大约是所述治疗射线的所述脉冲(12)的上升时间和/或下降时间的0.01倍至0.1倍。

17. 根据权利要求15所述的装置,其特征在于,所述测量射线脉冲(11)的上升时间和/或下降时间大约是所述治疗射线的所述脉冲(12)的上升时间和/或下降时间的0.01倍

至 0.1 倍。

18. 根据权利要求 1-7 中任一项所述的装置,其特征在于,在所述测量射线脉冲 (11) 和所述治疗射线的跟随在所述测量射线脉冲后面的所述脉冲 (12) 之间在从 $0.5 \mu s$ 至 $100 \mu s$ 的时间段期间实现功率减小的阶段 (17)。

19. 根据权利要求 17 所述的装置,其特征在于,在所述测量射线脉冲 (11) 和所述治疗射线的跟随在所述测量射线脉冲后面的所述脉冲 (12) 之间在从 $0.5 \mu s$ 至 $100 \mu s$ 的时间段期间实现功率减小的阶段 (17)。

20. 根据权利要求 1-7 中任一项所述的装置,其特征在于,在所述治疗射线的所述脉冲 (12) 和跟随在所述治疗射线的所述脉冲后面的所述测量射线脉冲 (11) 之间在从 $50 \mu s$ 至 $350 \mu s$ 的时间段期间实现功率减小的阶段 (18)。

21. 根据权利要求 19 所述的装置,其特征在于,在所述治疗射线的所述脉冲 (12) 和跟随在所述治疗射线的所述脉冲后面的所述测量射线脉冲 (11) 之间在从 $50 \mu s$ 至 $350 \mu s$ 的时间段期间实现功率减小的阶段 (18)。

22. 根据权利要求 1 所述的装置,其特征在于,所述装置用于非侵入性地对借助于激光射线来治疗的眼底 (7) 进行温度测定。

23. 根据权利要求 1 所述的装置,其特征在于,所述反应是压力波。

24. 根据权利要求 1 所述的装置,其特征在于,所述射线源是可调制的激光器。

25. 根据权利要求 1 所述的装置,其特征在于,所述脉冲是交替的。

26. 根据权利要求 4 所述的装置,其特征在于,所述 cw 激光器 (12) 是钕钇钒酸盐薄片激光器。

27. 根据权利要求 7 所述的装置,其特征在于,所述测量射线脉冲 (11) 的脉冲能量为大于 $5 \mu J$ 。

28. 根据权利要求 10 所述的装置,其特征在于,所述重复率小于 $1 kHz$ 。

29. 根据权利要求 11 所述的装置,其特征在于,所述重复率小于 $1 kHz$ 。

30. 根据权利要求 16 所述的装置,其特征在于,所述测量射线脉冲 (11) 的上升时间和 / 或下降时间大约是所述治疗射线的所述脉冲 (12) 的上升时间和 / 或下降时间的大约 0.05 倍。

31. 根据权利要求 17 所述的装置,其特征在于,所述测量射线脉冲 (11) 的上升时间和 / 或下降时间大约是所述治疗射线的所述脉冲 (12) 的上升时间和 / 或下降时间的大约 0.05 倍。

用于非侵入性地对利用治疗射线进行治疗的生物组织进行 温度测定的方法和装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于非侵入性地对利用治疗射线进行治疗的生物组织、特别是借助于激光射线来治疗的眼底进行温度测定的方法，其中借助于测量射线脉冲产生并且借助于探测器检测取决于治疗温度的反应、特别是压力波。此外本发明涉及一种装置，其用于非侵入性地对利用治疗射线进行治疗的生物组织、特别是借助于激光射线来治疗的眼底进行温度测定，该装置具有射线源、照射光学元件、用于确定反应的、特别是压力波的探测器以及适于控制治疗射线和测量射线脉冲的系统控制器。

背景技术

[0002] 众所周知的是，高能量的光，例如成束的阳光、氙弧灯的射线或眼科医学中的激光射线例如用于使眼底的视网膜组织凝结。在此，将激光用作射线源具有特别的意义，这是因为一方面可以精确地确定激光光线的光谱波长（在绿色、黄色、红色或红外线光谱范围中的单色的、可选择地定义的波长）并且另一方面可以使激光光学精确地导向。

[0003] 取决于所使用的激光类型产生激光脉冲（例如在掺钕钇铝石榴石激光器中，波长 1064nm，或倍频时 532nm）或连续的激光射线（连续波（continuous wave）= cw 激光器，例如具有波长为蓝色 = 488nm 和绿色 = 514nm 的氩激光器，也或者是 532nm 的倍频的掺钕钇铝石榴石激光器）。氩激光器，染料激光器和固体激光器一般用于在糖尿病性视网膜病变时、周边视网膜萎缩时使视网膜凝结，用于治疗视网膜穿孔以及在激光小梁成形术中用于降低眼内压。CO₂ 激光器相反通常用于切割组织。

[0004] 在对组织进行热治疗时，具有特别重要意义的是温度控制。通常，当激光光凝术中，照射时间从 20ms 到 500ms、特别是大约为 100ms，以用于产生高于 60°C 的温度。通常激光功率为 100mW 至 500mW。在温度过低时，凝结效应不足，相反在温度过高时将导致对组织的不期望的损伤。

[0005] 上述类型的在其中控制治疗温度的方法和装置由专利文件 DE 101 35944 C2 所公开。在此公开的治疗装置包括连续工作的激光器（cw 激光器）形式的射线源，其激光射线借助于耦合镜头系统馈入光导体中并且输送给照射光学元件和从那里输送给待治疗的眼睛。在此，激光射线穿过戴在眼睛上的隐形眼镜，该隐形眼镜设计带声学或光学的探测器。

[0006] 根据第一个实施例设置附加的脉冲射线源，其在预定的或受控的时间间隔中产生较短的射线脉冲。这些光脉冲在治疗射线的脉冲长度和能源方面具有不同的特点，并且通过耦合光学元件作为测量射线同样馈入光导体中。测量射线的脉冲在眼睛中导致组织热膨胀，该组织膨胀取决于由治疗激光引起的温度并且能借助于前面提到的、例如压电的探测器进行光声评估。由测量射线所造成的热膨胀线性地取决于温度，其中借助于校准测量可以确定该相关性（绿铁（Grüneisen）系数）。

[0007] 根据一个可替换的建议，取消附加的射线源并且取而代之的是使治疗射线中断几纳秒。由此引起眼底上的被治疗的组织收缩，其压力波同样也可用于进行温度测定。在这

种情况下并不设置单独的测量光束。

[0008] 在基本结构和激光射线在眼科医学中的使用以及适于对膨胀进行检测的探测器方面参考专利文献 DE 101 35 944 C2 中所说明的实施例。

[0009] 在公开文献 DE 199 16 653 A1 中,公开了一种用于在巩膜激光睫状体光凝方法中单独对激光射线进行剂量的装置,在该方法中在治疗的目标组织中产生压力瞬变,借助于压力瞬变首先进行治疗规划。此外,该信息可在进一步的治疗进程中用于控制治疗。在此与治疗射线同时产生了具有较低能量的诊断脉冲,其对治疗激光脉冲进行调制和预先发送。测量射线在此可以或者被附加的射线源预先发送,或者通过调制在利用治疗射线源进行凝结照射期间产生。

[0010] 由专利文献 DE 30 24 169 C2 已知了用于操作特别是在眼科医学领域用于生物组织的光凝结器的另一种方法及另一种装置。在此设置测量在凝结位置存在的光密度的时间走势的装置,该光密度通过治疗射线源或由附加的射线源产生的测量射线引起。光密度的时间走势在射线治疗过程期间被考虑用于调节曝光参数。

发明内容

[0011] 本发明的目的在于,使仪器方面的消耗减小并且仍然在射线治疗中实现特别精确的温度控制。

[0012] 根据本发明的目的在这种类型的方法方面由此来实现,即测量射线脉冲和治疗射线的脉冲相互跟随地从相同的射线源被输送给待治疗的组织。参照开头提到类型的装置由此实现该目的,即设置系统控制器,用于从仅仅一个射线源、特别是可调制的 cw 激光器产生相互跟随的治疗射线的脉冲和测量射线脉冲。在此,优选地并不使用内部或外部的附加的调制器。

[0013] 顺序优选地设计为交替的,其中治疗射线的正好一个脉冲设置在正好一个测量射线脉冲上。然而基本上也可以设想,为了控制测量结果而使两个或两个以上的测量射线脉冲相互跟随,或者如果在治疗过程至少有一个测量射线脉冲跟随治疗射线的脉冲和 / 或至少有一个治疗射线的脉冲跟随测量射线脉冲,则中断治疗射线的脉冲。

[0014] 通过借助于仅仅一个唯一的射线源产生治疗射线和测量射线脉冲,降低了构成本但并不降低测量精度。此外,治疗射线和测量射线脉冲被调整到在待治疗的组织中的相同目标体积而无需其他帮助。

[0015] 根据依据本发明的方法的一个特别的设计方案,测量射线脉冲和治疗射线的脉冲由 cw 激光器产生,该 cw 激光器通过相应的调制以特别的方式适于产生不同特性的、快速地相互跟随的射线脉冲。

[0016] 测量射线脉冲优选地具有 $1\ \mu\text{J}$ 到 $20\ \mu\text{J}$ 、优选地是大于 $5\ \mu\text{J}$ 的脉冲能量,和 / 或 $0.2\ \mu\text{s}$ 至 $2\ \mu\text{s}$ 的脉冲长度。由此产生一个对于精确测量来说特别适合的压力波,而不会使测量射线脉冲在其自身方面显著地促进组织的凝结。特别有利地,测量射线脉冲的脉冲峰值功率是治疗射线的脉冲功率的 1.5 至 5 倍。此外,一个脉冲顺序是特别有利的,其中治疗射线的脉冲长度是测量射线脉冲的脉冲长度的 100 倍至 1000 倍。

[0017] 有利地,产生具有重复率从 500Hz 至 10kHz、优选的是小于 1kHz 的测量射线脉冲。在重复率过高时,光学地产生的声波在眼睛和 / 或探测器内部重叠,并导致主要信息失真

或损失。

[0018] 如果将测量射线脉冲的上升沿调节得比治疗射线的脉冲的上升沿更陡,和 / 或将测量射线脉冲的下降沿调节得比治疗射线的脉冲的下降沿更陡,则获得特别精确的测量结果。测量射线脉冲的上升时间和 / 或下降时间大约是治疗射线的脉冲的上升时间和 / 或下降时间的 0.01 倍至 0.1 倍,特别是大约 0.05 倍。同样优选地提出,在测量射线脉冲和治疗射线的跟随在测量射线脉冲后面的脉冲之间在从 $0.5 \mu\text{s}$ 至 $100 \mu\text{s}$ 的时间段期间实现完全的或特别是不完全的功率减小的阶段,和 / 或在治疗射线的脉冲和跟随在其后面的测量射线脉冲之间在从 $50 \mu\text{s}$ 至 $350 \mu\text{s}$ 的时间段期间实现功率减小的阶段。

[0019] 优选地设置用于实施根据本发明的方法和用于应用在所提到的装置中的可调制的激光器有利地具有激活的介质,其在一定时间内例如以粒子数反转的形式存储了在泵浦过程中提供的能量,并且当激光场在激光谐振器中振荡时基本上作为单个的脉冲 / 第一脉冲 (Erstimpuls) 发出。适合的介质例如具有固体激光器,其能量存储时间 (以及荧光寿命或者在上激光级中的寿命) 通常在 $50 \mu\text{s}$ 至 1ms 的范围中。如果参与激光增强过程的上激光级比参与的下激光级占据更高的能量,则发生粒子数反转。

[0020] 优选地以这种方式实现对激光器的调制,即首先调节激光泵浦源的暂停时间,该暂停时间几乎相应于激活的激光介质的所提到的存储时间,以便消除在激光谐振器中存在的射线场,并通过自发衰变降低剩余的粒子数反转。

[0021] 通过在大约 $1-10 \mu\text{s}$ 以内快速接通激光泵浦源,由于在谐振器中缺乏射线场,而首先感应了反转的提高了的成分,该反转根据然后紧接着对谐振器中的射线场进行调整 (起振过程 Anschwingvorgang) 突然再次减小,其中形成了较短的、增强的脉冲 (第一脉冲 Erstimpuls),该脉冲长度达到大约 $1 \mu\text{s}$ 并且功率峰值功率值达到大约 10W (脉冲能量 $10 \mu\text{J}$),其中激光器的最大 cw 激光功率达到大约 2W 。这样产生的脉冲适于产生可评估的、光声的信号。

[0022] 为了针对光声效应特别对第一脉冲的下降沿进行优化,优选地随后暂时地 (例如大约 $2 \mu\text{s}$) 将激光泵浦功率控制在随后紧接着的 cw- 功率以下。

[0023] 在直至最高到通过重复而确定的周期时间结束的调制周期之后,将激光泵浦源连续地调节在光凝所需的水平上 (例如激光器输出功率为 2W),直到开始进行重复的调制周期。这种调节优选地通过控制装置来实现。

[0024] 优选地,尽可能长地选择凝结脉冲的上升时间和下降时间,因此这些时间并不产生额外的能检测到的光声压瞬变。优选地,为此将时间调整到从 $10 \mu\text{s}$ - $50 \mu\text{s}$ 的范围内。

[0025] 优选地这样长时间地维持对激光的周期性控制,直至其通过产生的光凝达到确定的切断标准并且受控地终止凝结过程。

[0026] 为了转用本发明特别有利的是二极管泵浦固体激光器、特别是钕钇钒酸盐固体激光器,其波长为 1064nm 并且频率转换为 532nm 的波长。由于激光活性介质的相对较短的荧光寿命为 $100 \mu\text{s}$,可以在调制时将关闭持续时间限定到一个相应较小的持续时间。在二极管泵浦激光器中以简单的方式通过借助于二极管电流的适当影响来对泵源进行调制,由此能通过系统控制器实现产生和控制射线脉冲。

[0027] 此外可以有利地使用具有倍频的二极管泵浦的薄片激光器、特别是钕钇钒酸盐薄片激光器。通过将激光介质设计为非常薄的、在轴向方向上冷却的薄片,使热学的透镜的结

构最小化。这特别确保的是,射线参数在随时间改变的控制中在调制和凝结持续期间并不改变,并且因此根据本发明的、对应于测量 - 和凝结体积的优点以特别的方式起作用。

[0028] 其他合适的射线源可以例如是二极管激光器、YAG 激光器或二极管泵浦半导体激光器。此外,在非详尽无遗的列举中也可以使用氙灯、发光二极管(LED) 或超辐射二极管(SLD) 的聚焦的光线。

[0029] 原则上请求保护的发明也记录了例如由 DE 10 2006 019 127 A1 已知的、具有多个射线源的多波长激光系统,只要这些射线源中的任一个产生测量射线脉冲并且也产生后续的治疗射线的脉冲。剩余的射线源在此例如仅仅附加地用于进行凝结,并且可以具有相同也或者是不同的波长。

附图说明

[0030] 附图示例性地并且示意地说明了本发明的一个实施方式。

[0031] 图中示出:

[0032] 图 1 是根据本发明的一个优选实施方式的装置的结构原理示意图;

[0033] 图 2 是在实施根据本发明的方法时的射线功率的图形。

具体实施方式

[0034] 在图 1 中示出的装置包括二极管泵浦 cw 激光器 2 形式的射线源 1,其产生设计用于治疗眼睛 3 的激光射线 4。激光射线 4 通常借助于未示出的光导体和照射光学元件 5 穿过隐形眼镜 6 被输送给眼睛 3,并且碰到眼底 7。

[0035] 隐形眼镜 6 设计带有探测器 8,该探测器检测由于激光射线 4 碰到眼底 7 而产生的压力波 9,并且测定的信息被转发给系统控制器 10。该系统控制器 10 在其自身方面和射线源 1 作用连接。

[0036] 在应用根据本发明的方法用于非侵入性地对在实施例利用激光射线 4 进行治疗的眼底 7 进行温度测定时,由在该过程中唯一参与的射线源 1、如由图 2 显现出的、以交替的顺序产生测量射线脉冲 11 和治疗射线的脉冲 12,它们在眼底 7 上达到相同的目标体积。

[0037] 每个测量射线脉冲 11 在脉冲能量大约为 $10 \mu\text{J}$ 时具有大约 $1 \mu\text{s}$ 的脉冲宽度和大约 10W 的脉冲峰值功率,其中 cw 激光器的平均功率只需大约为 2W。测量射线脉冲 11 的上升沿 13 和下降沿 14 陡地延伸,因此测量射线脉冲 11 的上升时间和 / 或下降时间相应短暂。

[0038] 跟随测量射线脉冲 11 的治疗射线的脉冲 12 的上升时间和下降时间明显更长,并且优选地是 $10 \mu\text{s}$ 至 $50 \mu\text{s}$ 。因此,其持续时间例如比测量射线脉冲 11 的上升时间和 / 或下降时间高大约 20 倍,由此上升沿 15 和下降沿 16 相对较为平坦地延伸。该设计对于凝结过程是特别有利的。治疗射线的功率在实施例中为 2W,其中治疗射线的脉冲 12 可以通过系统控制器 10 根据希望附加地中断。例如一个未示出的、由系统控制器控制的遮盖物可以用于中断。

[0039] 在测量光束脉冲 11 和在时间上跟随在其后的治疗射线的脉冲 12 之间设有激光功率降低的阶段 17,但其中继续利用剩余功率 ($> 0\text{W}$) 运行 cw 激光器 2。这样测定激光泵浦电流,即,其具有 $> 0\text{A}$ 的电流强度,但该电流强度处于 cw 激光器 2 的激光阈值以下。在治疗射线的脉冲 12 和在时间上跟随在其后的测量光束脉冲 11 之间的更长一些的时间段期间,

开始激光功率相应降低的另一个阶段 18。

[0040] 该过程优选地以 1kHz 的重复频率重新进行（周期持续时间 1000 μ s）。每个调制周期在此例如包括以下持续时间的方法步骤的顺序：

[0041] 100 μ s cw 激光器 2 的泵浦源的暂停作为射线场的消除时间，导致反转衰变；

[0042] 10 μ s 接通泵浦源（测量射线脉冲 11 振荡）；

[0043] 1 μ s 测量射线脉冲 11 的持续时间；

[0044] 20 μ s 具有减少的泵浦功率的再调整时间（阶段 17）；

[0045] 869 μ s 具有连续的泵浦功率的治疗射线的脉冲 12 的持续时间（凝结持续时间），针对激光输出功率为 2W 并且上升时间和下降时间各为 50 μ s 时。

[0046] 射线源 1 的周期控制一直持续直到达到通过光凝确定的切断标准，并且凝结过程由系统控制器 10 控制地中止。凝结时间的持续时长相对于不是根据本发明的温度调节的治疗延长了大约 10%。然而这种时间上的额外消耗通过利用本发明获得的优点进行过度补偿。

[0047] 参考标号表

[0048] 1 射线源

[0049] 2 cw 激光器

[0050] 3 眼睛

[0051] 4 激光射线

[0052] 5 照射光学元件

[0053] 6 隐形眼镜

[0054] 7 眼底

[0055] 8 探测器

[0056] 9 压力波

[0057] 10 系统控制器

[0058] 11 测量射线脉冲

[0059] 12 （治疗射线的）脉冲

[0060] 13 （测量射线脉冲的上升）沿

[0061] 14 （测量射线脉冲的下降）沿

[0062] 15 （治疗射线脉冲的上升）沿

[0063] 16 （治疗射线脉冲的下降）沿

[0064] 17, 18 阶段（射线减少）

[0065] A 安培

[0066] P （射线源的）功率

[0067] s 秒

[0068] t 时间

[0069] W 瓦特

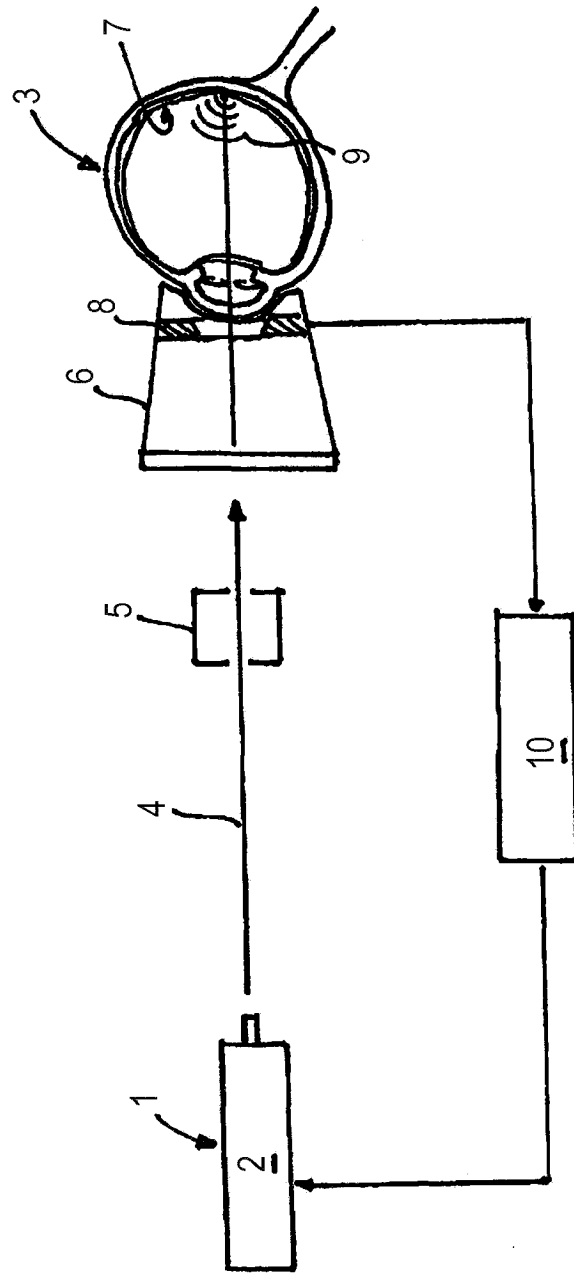


图 1

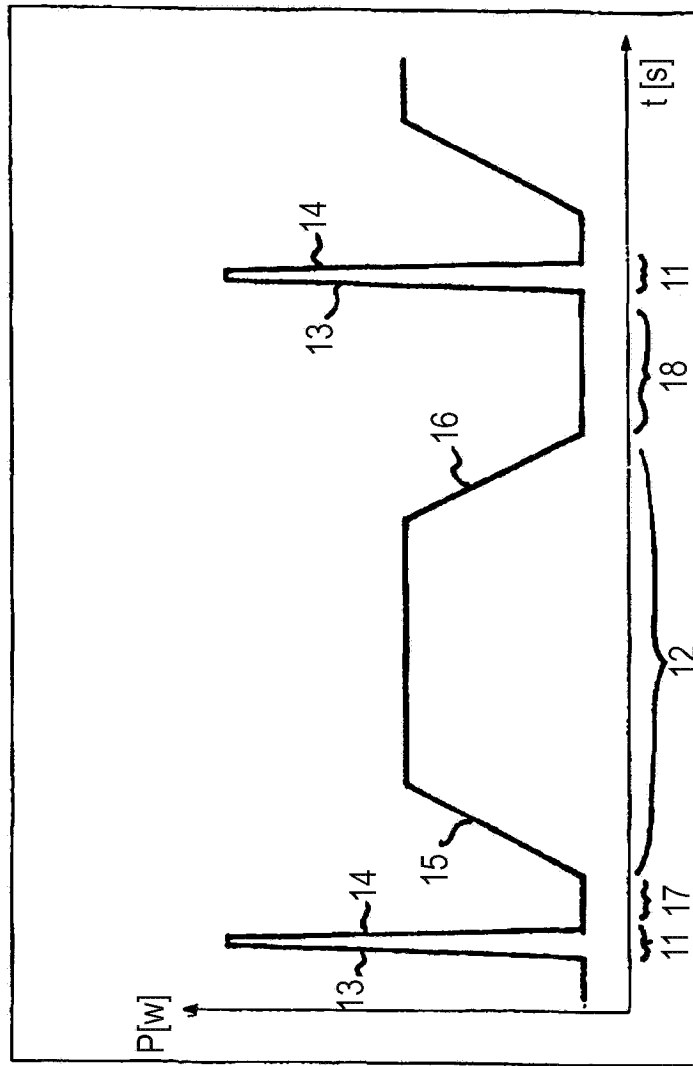


图 2

专利名称(译)	用于非侵入性地对利用治疗射线进行治疗的生物组织进行温度测定的方法和装置		
公开(公告)号	CN102355874B	公开(公告)日	2015-01-14
申请号	CN201080012066.2	申请日	2010-03-31
[标]申请(专利权)人(译)	卡尔蔡司医疗技术股份公司		
申请(专利权)人(译)	卡尔蔡司医疗技术股份公司		
当前申请(专利权)人(译)	卡尔蔡司医疗技术股份公司		
[标]发明人	曼弗雷德·迪克 勒内·丹纳 斯特凡·科诺克		
发明人	曼弗雷德·迪克 勒内·丹纳 斯特凡·科诺克		
IPC分类号	A61F9/008 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/01 A61B2017/00084 A61B2017/00128 A61F9/00727 A61B5/0095 A61F2009/00863 A61F9/008 A61F9/00821		
代理人(译)	余刚 李慧		
审查员(译)	王炜		
优先权	102009016184 2009-04-03 DE		
其他公开文献	CN102355874A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种用于非侵入性地对利用治疗射线进行治疗的生物组织、特别是借助于激光射线来治疗的眼底(7)进行温度测定的方法，其中借助于测量射线脉冲(11)产生并且借助于探测器(8)检测取决于治疗温度的反应、特别是压力波。根据本发明提出，测量射线脉冲(11)和治疗射线的脉冲(12)相互跟随地、特别是交替地从相同的射线源(1)被输送给待治疗的组织。适于实施本发明的装置具有射线源(1)、照射光学元件(5)、用于确定反应的、特别是压力波的探测器(8)以及适于控制治疗射线和测量射线脉冲(11)的系统控制器(10)，其中系统控制器(10)设置用于从仅仅一个射线源(1)、特别是可调制的激光器产生相互跟随的、特别是交替的治疗射线的脉冲(12)和测量射线脉冲(11)。通过借助于仅仅一个唯一的射线源产生治疗射线和测量射线脉冲减少了构造消耗，而并不降低测量精度。此外，治疗射线和测量射线脉冲被调整到在待治疗的组织中的相同目标体积而无需其他帮助。

