



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 113365568 B

(45) 授权公告日 2024.09.17

(21) 申请号 202080009413.X

(72) 发明人 余洪刚 杨宝成

(22) 申请日 2020.01.13

(74) 专利代理机构 北京品源专利代理有限公司
11332

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 113365568 A

专利代理师 谭营营 胡彬

(43) 申请公布日 2021.09.07

(51) Int.Cl.

(30) 优先权数据

A61B 18/22 (2006.01)

62/792,524 2019.01.15 US

A61B 18/26 (2006.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2021.07.15

G02B 6/42 (2006.01)

H01S 3/00 (2006.01)

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/US2020/013284 2020.01.13

(56) 对比文件

US 2018366896 A1, 2018.12.20

US 4144505 A, 1979.03.13

(87) PCT国际申请的公布数据
W02020/150124 EN 2020.07.23

审查员 王家蒙

(73) 专利权人 波士顿科学医学有限公司
地址 美国明尼苏达州

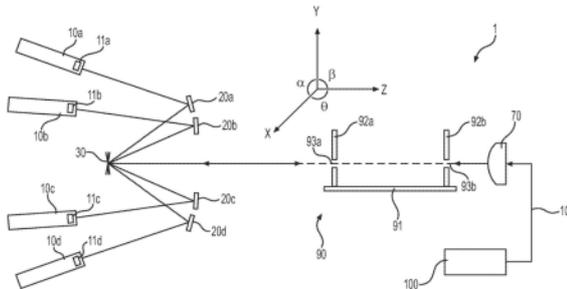
权利要求书2页 说明书8页 附图7页

(54) 发明名称

对准方法和工具

(57) 摘要

一种激光系统,包括第一腔,该第一腔用于沿着第一路径输出激光;第一镜,该第一镜用于接收来自第一腔的激光,并且沿着不同于第一路径的第二路径重定向激光;分束器,该分束器可移除地定位于第二路径上的第一位置处;合束器,该合束器可移除地定位于第二路径上的第二位置处;以及对准装置,该对准装置具有第一和第二对准特征部。当分束器和合束器从第一位置和第二位置移除时,第一和第二对准特征部分别占据第二路径上的第一位置和第二位置。



1. 一种激光系统,包括:
 - 第一腔,所述第一腔被配置为沿着第一路径输出激光;
 - 第一镜,所述第一镜被配置为接收来自所述第一腔的激光,并且沿着不同于所述第一路径的第二路径重定向所述激光;
 - 分束器,所述分束器可移除地定位于所述第二路径上的第一位置处;
 - 合束器,所述合束器可移除地定位于所述第二路径上的第二位置处;以及
 - 对准装置,所述对准装置具有第一对准特征部和第二对准特征部,其中所述第一对准特征部和第二对准特征部被配置成当所述分束器和所述合束器从所述第一位置和所述第二位置移除时,分别占据所述第二路径上的所述第一位置和所述第二位置,其中所述第一腔包括另一镜,并且其中所述激光系统还包括对准激光源和光纤,所述光纤被配置为从所述对准激光源通过所述第一对准特征部和所述第二对准特征部朝向所述另一镜递送对准激光。
2. 根据权利要求1所述的激光系统,其中所述对准装置包括彼此间隔开的两个延伸部,其中所述第一对准特征部是所述两个延伸部中的一个中的孔,并且所述第二对准特征部是所述两个延伸部中的另一个中的孔。
3. 根据权利要求2所述的激光系统,其中:
 - 所述对准装置包括具有两个狭槽的主体部分;以及
 - 所述两个延伸部中的每一个至少部分地延伸穿过所述两个狭槽中的一个。
4. 根据权利要求3所述的激光系统,其中所述第一对准特征部和所述第二对准特征部离所述主体部分是等距的。
5. 根据前述权利要求中任一项所述的激光系统,还包括一个或多个紧固部件,所述一个或多个紧固部件被配置成:
 - 当所述激光系统处于操作配置时将所述分束器和所述合束器分别固定到所述第一位置和所述第二位置,并且
 - 固定所述对准装置,使得当所述激光系统处于第一校准配置时,所述第一对准特征部和所述第二对准特征部分别处于所述第一位置和所述第二位置。
6. 根据权利要求1-4中任一项所述的激光系统,其中所述第一镜是至少在二维上可调的Galvo镜。
7. 根据权利要求1-4中任一项所述的激光系统,还包括第二镜,所述第二镜被配置为沿着不同于所述第一路径和所述第二路径的第三路径将激光能量从所述第一腔引导到所述第一镜。
8. 根据权利要求7所述的激光系统,其中所述第二镜包括施加到所述第二镜的至少一个表面的涂层。
9. 根据权利要求7所述的激光系统,还包括第二腔,所述第二腔被配置为沿着第四路径输出激光,其中所述第四路径不同于所述第一、第二和第三路径。
10. 根据权利要求9所述的激光系统,还包括第三镜,所述第三镜被配置为沿着不同于所述第四路径的第五路径将激光能量从所述第二腔引导至所述第一镜。
11. 根据权利要求1所述的激光系统,其中所述对准激光被配置为从所述第一镜被引导至所述另一镜。

12. 根据权利要求1或权利要求11所述的激光系统,其中所述对准激光被配置为在行进穿过所述第一对准特征部之前行进穿过所述第二对准特征部。

13. 根据权利要求12所述的激光系统,其中所述光纤具有从 $5\mu\text{m}$ 到 $7\mu\text{m}$ 的芯直径。

14. 根据权利要求13所述的激光系统,其中所述光纤具有从0.11到0.13的数值孔径。

对准方法和工具

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于2019年1月15日提交的美国临时专利申请序列号62/792,524的根据35U.S.C. §119的优先权权益,该专利申请整体通过引用结合于此。

技术领域

[0003] 本公开总体上涉及医学/外科激光系统,并且更具体地,涉及用于对准医学/外科激光系统的方法和工具。

背景技术

[0004] 医学激光系统用于各种外科手术程序。这些程序可能包括对肾脏、膀胱和/或输尿管中的结石进行粉化和/或破碎。医疗激光系统也用于产生切口以及消融和/或凝固软组织,例如但不限于前列腺。从医学激光系统输出的外科手术激光具有较小直径,例如 $2\mu\text{m}$,并且对于肉眼是不可见的。因此,有必要使用可见的对准激光束来对准医疗激光系统。

[0005] 用于医疗激光系统的常规对准程序是耗时的,其中对准通常花费大约一至两天来完成。常规对准技术的一个问题是由对准期间镜上显示的多个束斑导致的。镜上的大的和弱的对准束斑使得难以提供准确的对准结果。与常规对准技术相关联的另一问题是无法确定对准光束是否垂直于镜表面。如果对准光束不垂直于镜表面,输出激光束将不在与输出光纤相同的光轴上。结果是有时在粗对准步骤之后来自芯光纤的输出的故障,从而需要对医疗激光系统进行附加操纵。与常规对准技术相关联的又一问题是对准期间热敏纸的使用。由于对准不准确,热敏纸的使用是必要的,并且热敏纸有助于纠正这种准确性。然而,当输出光束射过热敏纸时,生成颗粒,这些颗粒污染光学器件并导致对光学器件的损坏。

发明内容

[0006] 在一个方面,一种激光系统包括:第一腔,该第一腔被配置为沿着第一路径输出激光;第一镜,该第一镜被配置为接收来自第一腔的激光,并且沿着不同于第一路径的第二路径重定向激光;分束器,该分束器可移除地定位于第二路径上的第一位置处;合束器,该合束器可移除地定位于第二路径上的第二位置处;以及对准装置,该对准装置具有第一对准特征部和第二对准特征部,其中第一对准特征部和第二对准特征部被配置成当分束器和合束器从第一位置和第二位置移除时,分别占据第二路径上的第一位置和第二位置。

[0007] 对准装置还可以包括彼此间隔开的两个延伸部,其中第一对准特征部可以是两个延伸部中的一个中的孔,并且第二对准特征部可以是两个延伸部中的另一个中的孔。

[0008] 对准装置可以包括具有两个狭槽的主体部分,并且两个延伸部中的每一个可以至少部分地延伸穿过两个狭槽中的一个。

[0009] 第一对准特征部和第二对准特征部离主体部分可以是等距的。

[0010] 激光系统还可以包括一个或多个紧固部件,并且可以被配置为当激光系统处于操作配置时将分束器和合束器分别固定到第一位置和第二位置,并且可以固定对准装置,使

得当激光系统处于第一校准配置时,第一对准特征部和第二对准特征部分别处于第一位置和第二位置。

[0011] 第一镜可以是至少在二维上可调的Galvo镜。

[0012] 激光系统还可以包括第二镜,该第二反射镜被配置为沿着不同于第一路径和第二路径的第三路径将激光能量从第一腔引导到第一镜。

[0013] 第二镜可以包括涂覆到第二镜的至少一个表面的膜。

[0014] 该激光系统还可以包括第二腔,该第二腔被配置为沿着第四路径输出激光,其中第四路径可以不同于第一、第二和第三路径。

[0015] 激光系统还可以包括第三镜,该第三镜被配置为沿着不同于第四路径的第五路径将激光能量从第二腔引导至第一镜。

[0016] 第一腔可以包括第四镜,并且激光系统还可以包括对准激光源,并且光纤可以被配置为从对准激光源通过第一对准特征部和第二对准特征部朝向第四镜递送对准激光。

[0017] 对准激光可以被配置为在行进穿过第一对准特征部之前行进穿过第二对准特征部。

[0018] 光纤可以具有从 $5\mu\text{m}$ 到 $7\mu\text{m}$ 的芯直径。

[0019] 光纤可以具有从0.11到0.13的数值孔径。

[0020] 对准激光可以被配置成从第一镜被引导到第四镜。

[0021] 根据另一方面,一种用于对准激光系统的方法包括:通过被定位在第一位置处的第一对准特征部和被定位在第二位置处的第二对准特征部将对准光束递送到包含在第一激光腔内的第一镜上;从激光系统移除第一对准特征部和第二对准特征部;并且将分束器定位在第一位置处,并且将合束器定位在第二位置处。

[0022] 第一对准特征部和第二对准特征部两者可以是被定位在对准装置的间隔开的延伸部内的孔。

[0023] 激光系统可以包括被配置为重定来自第一激光腔的激光的可调镜,并且该方法还包括调节可调镜的一个或多个角度,直到对准光束在第一镜上居中。

[0024] 在又一方面,一种用于对准具有第一激光腔的激光系统的方法包括:激活第一激光腔以沿着第一路径朝向第一镜发射激光;将所发射的光沿着第二路径从第一镜偏转到第二镜,其中第二路径不同于第一路径;通过第一输出光纤将所发射的光沿着第三路径从第二镜偏转;在第一输出光纤处测量所发射的激光的第一功率;在分束器和合束器之间测量所发射的激光的反射的第二功率;确定第一功率与第二功率的比率是否低于第一阈值;以及调节第一镜和/或第二镜的位置,直到第一功率与第二功率的比率低于第一阈值,同时第一输出光纤耦合到激光系统。

[0025] 该方法还可以包括:利用具有与第一输出光纤不同的一种或多种光学特性的第二输出光纤代替第一输出光纤;激活第一激光腔以沿着第一路径朝向第一镜发射激光;将所发射的光沿着第二路径从第一镜偏转到第二镜;通过第二输出光纤将所发射的光沿着第三路径从第二镜偏转;在第二输出光纤处测量所发射的激光的第一功率;在分束器和合束器之间测量所发射的激光的反射的第三功率;并且调节第一镜和/或第二镜的位置,直到第一功率与第二功率的比率低于第一阈值,同时第二输出光纤耦合到激光系统。

附图说明

[0026] 并入本说明书并构成其一部分的附图示出了各种示例性实施例,并与说明书一起用于解释所公开的实施例的原理。

[0027] 图1是根据示例性实施例的医疗激光系统的示意图;

[0028] 图2是根据示例性实施例的对准装置的透视图;

[0029] 图3是处于第一对准配置的图1的医疗激光系统的示意图;

[0030] 图4是根据示例性实施例的第一对准程序的流程图;

[0031] 图5A和图5B是根据示例性实施例的第二对准程序的流程图;以及

[0032] 图6是处于第二对准配置的图1的医疗激光系统的示意图。

具体实施方式

[0033] 前面的整体性描述和下面的详细描述两者只是示例性和解释性的,并不是对所要求保护的特征的限制。如本文所使用,术语“包含 (comprises或comprising)”、“具有 (having)”、“包括 (including)”或其其他变体旨在覆盖非排他性包含,使得包含一系列元素的过程、方法、物品或设备不仅包括那些元素,还可以包括未明确列出的或这种过程、方法、物品或装置固有的其他元素。在本公开中,相对术语,例如“约”、“基本上”、“一般而言”和“大约”用于指示所陈述的值或特性的10%的可能变化。

[0034] 图1示出了医疗激光系统1的示例性实施例。医疗激光系统1包括一个或多个腔10a至10d,每个腔能够输出输出激光束(或激光)。来自腔10a至10d中的每一个的输出激光束被引导到相对应的中继(例如,第一)镜20a至20d。例如,输出激光束从腔10a输出到镜20a;对于腔10b,是输出到镜20b;从腔10c输出到镜20c;以及从腔10d输出到镜20d。每个输出激光束从中继镜20a至20d中相应的一个反射到Galvo(例如,第二)镜30。例如,输出激光束从中继镜20a反射到Galvo镜30。Galvo镜30沿着相同的光路将每个输出激光束反射到分束器40、安全快门50(例如快门)和合束器60。合束器60将来自一个或多个腔10a至10d的输出激光束与来自瞄准光源65的瞄准光束组合,并将所组合的输出激光束传递到耦合透镜70。瞄准光束可以是可见光谱中功率相对较低的光束,这使得操作者能够可视化来自腔10a至10d的输出光束将被激发的位置。耦合透镜70耦合输出激光束,并将输出激光束匹配到输出光纤80,以将其传输到递送位置。

[0035] 为了有助于确保正确的输出并有助于避免对医疗激光系统1的损坏以及对用户和/或患者的伤害,医疗激光系统1可以在使用前进行校准。医疗激光系统1的校准和对准可以帮助确保来自一个或多个腔10a至10d的输出激光适当地从每个镜反射,并通过耦合透镜70耦合到输出光纤80中。

[0036] 根据示例性实施例,图2中示出的对准装置90可以用于辅助医疗激光系统1的对准。如图2所示,对准装置90包括沿纵向轴线95延伸的主体91。主体91包括顶表面91c、侧面91d和与顶表面91c相对的底表面(未示出)。主体91可以包括设置在主体91的相对端处的两个狭槽91a、91b。狭槽91可以延伸穿过顶表面91c和侧面91d中的每一个,但不穿过主体91的底表面。第一插入件(或挤压件)92a可以设置在第一狭槽91a中,第二插入件(或挤压件)92b可以设置在第二狭槽91b中。诸如一个或多个螺栓93的紧固机构可以用于将第一插入件92a和第二插入件92b紧固到主体91。应当理解的是,紧固机构不限于螺栓或螺钉。实际

上,可以使用任何紧固,诸如粘合剂或本领域已知的其他紧固机构。而且,主体91可以设置成没有狭槽91a、91b,并且第一插入件92a和第二插入件92b可以通过本领域技术人员已知的任何机构紧固到主体91的同一面。

[0037] 根据示例性实施例,第一插入件92a和第二插入件92b可以分别各自包括凹槽92c、92d。凹槽92c、92d可以与狭槽91a、91b中的每一个的突出部(未示出)配合,以分别在第一狭槽91a和第二狭槽91b中正确对准第一插入件92a和第二插入件92b。突出部可以延伸到狭槽91a和91b中,第一插入件92a和第二插入件92b可以以轨道式布置沿着相应的突出部滑动。

[0038] 如图2所示,第一针孔93a可以被设置为穿过第一插入件92a,并且第二针孔93b可以被设置为穿过第二插入件92b。突起92a、92b中的每一个上的针孔93a、93b的位置不受限制;然而,当突起92a、92b附接到主体91时,激光应该能够穿过针孔93a、93b中的每一个。根据示例性实施例,针孔93a、93b分别位于第一插入件92a和第二插入件92b上的相同位置处。在一个实施例中,第一插入件92a和第二插入件92b在对准装置90内可以基本相同并且可互换。当第一插入件92a和第二插入件92b耦合到主体91时,纵向光轴96可以延伸通过第一插入件92a和第二插入件92b内基本相似的位置。纵向光轴96可以基本平行于纵向轴线95。如本文将详细解释的,针孔93a、93b的这种定位可以允许对准激光从医疗激光系统1的输出传递到Galvo镜30,中继镜20a至20d和腔10a至10d用于辅助医疗激光系统1的对准。

[0039] 根据示例性实施例,图3示出了对准装置90可以在系统1的第一对准配置下在医疗激光系统1中用于辅助其对准。如图3所示,对准装置90可以被定位成使得第一插入件92a设置在分束器40的位置处,并且第二插入件92b设置在合束器60的位置处。根据这个示例性实施例,在将对准装置90插入到医疗激光系统1中之前,可以移除分束器40、快门50和合束器60。使用其尺寸被确定为使得第一和第二突起92a、92b设置在分束器40和合束器60的位置处的对准装置90可以允许用户使用与用于将分束器40和合束器60定位在医疗激光系统1中相同的紧固元件(未示出)将对准装置90附接在医疗激光系统1中。然而,应当理解的是,紧固对准装置90不受限制,并且任何附接机构(诸如拇指螺钉、夹具或本领域普通技术人员不熟悉的任何其他紧固机构)可以用于在医疗激光系统1的对准期间可移除地将对准装置90紧固在医疗激光系统1中。应当理解的是,在医疗激光系统1对准之后,对准装置90可以从医疗激光系统1移除,并且分束器40、快门50和合束器60可以被替换并固定在医疗激光系统1中。

[0040] 根据示例性实施例,中继镜20a至20d各自可以设置有涂层,以增加腔10a至10d中的每一个中的输出耦合(OC)镜11a至11d上的对准光束(对准激光)的亮度。涂层可以在对准激光波长处提供大于大约50%的反射。进一步,可以应用薄膜来增强OC镜11a至11d上的对准光束的亮度。根据示例性实施例,当提供可见波长范围处的对准激光束时,涂层可以提供来自OC镜11a至11d的大于大约50%的反射率,并且OC镜11a至11d的入射角处于 0° 。作为响应,可以在OC镜11a至11d中的每一个上获得直径大约为1.5mm至2.5mm或大约2mm的单个对准光束,这可以简化对准程序并有助于确保更准确的对准。

[0041] 继续参考图3,对准光束源100可以用于提供用于对准医疗激光系统1的对准激光束。对准光束源100可以包括半导体激光二极管和具有 $6\mu\text{m}$ 的芯直径和 $\text{NA}=0.12$ 的单模光纤(对准激光光纤)101。根据示例性实施例的对准光束源100可以在Galvo镜30上提供大约2.5mm至3.5mm或大约3mm的光束直径,并且在OC镜11a至11d中的每一个上提供大约2.5mm至

3.5mm或大约2mm的光束直径,从而提高对准准确性。应当理解的是,对准光束源100不限于这些参数,并且可以根据激光医疗系统1的要求改变。

[0042] 如图3进一步所示,对准光束源100的对准激光光纤101连接到医疗激光系统1的输出1a和对准光束源100。医疗激光系统1和对准光束源100的简化图示在图6中示出。医疗激光系统1的输出1a可以是设置在耦合透镜70之后(相对于光束路径)的SMA光纤连接器。输出1a不限于SMA光纤连接器,并且可以是适于输出和接收激光能量的任何连接器。

[0043] 在图6中示出的系统1的第二对准配置中,可以具有大于 $550\mu\text{m}$ 的直径的第一芯光纤(测试光纤)120可以使用例如SMG连接器附接到输出1a。直径为 $365\mu\text{m}$ 的第二芯光纤130也可以使用SMG连接器附接到输出1a。此外,第一功率计110a可以附接到第一芯光纤120的与连接到输出1a的端部相对的端部,如图6所示。使用第一功率计110a在光纤的远端处测量的光功率被测量为 P_1 。第二功率计110b可以设置在分束器40和合束器60之间,如图6所示。由第二功率计将光纤的近侧的位置处测量的光功率测量为 P_2 。光纤耦合效率定义为 P_1/P_2 乘以100%。

[0044] 当OC镜11a至11d的入射角设置为 0° 时,医疗激光系统1提供来自OC镜11a至11d中的每一个的对准激光束的反射。这种取向可以提供来自OC镜11a至11d的对准激光束的35%至45%的反射,在某些情况下大约为40%的反射。根据示例性实施例,对准激光束的波长可以是大约625nm到675nm,或者640nm到660nm,并且在一些实施例中为大约650nm。应当理解的是,对准激光束的波长不限于此,并且可以使用适合用于对准激光束的任何可见波长。

[0045] 现在将描述根据示例性实施例的对准医疗激光系统1的方法。首先,本文描述了医疗激光系统的各种元件的坐标,参考图3。

[0046] 图4示出了根据示例性实施例的第一(例如,初始)对准程序的流程图。如步骤S1所示,对准装置90被插入到医疗激光系统1中Galvo镜30和耦合透镜70之间(在分束器40和合束器60被移除之后)。如上所述,对准装置90可以使用与用于附接分束器40和合束器60相同的附接机构可移除地附接到医疗激光系统1。进一步,第一插入件92a可以被放置在与用于分束器40的附接位置相同的位置,并且第二插入件92b可以被放置在与用于合束器60的附接位置相同的位置。为了便于理解,讨论将涉及邻近Galvo镜30的第一插入件92a和邻近耦合透镜70的第二插入件92b。然而,医疗激光系统1不限于这种取向。

[0047] 一旦对准装置90被插入到医疗激光系统1中,对准光束源100的对准激光光纤101被连接到医疗激光系统1的输出1a,并且对准光束源100被激活,如步骤S2所示。

[0048] 在步骤S3中,图3中示出的耦合透镜70在X轴和Y轴上被调节,以引导对准激光束分别穿过第一插入件92a和第二插入件92b的针孔93a、93b。

[0049] 在步骤S4中,图3中示出的Galvo镜30具有角度 $\beta=0$,并且Galvo镜30的角度 θ 被调节以将来自Galvo镜30的激光对准光束反射回第一插入件92a的至少针孔93a中。出于参考目的,z轴位于沿着输出光束的输出路径;y轴垂直于z轴,并且在图1中在竖直方向上延伸,例如,垂直于基板(未示出),Galvo镜30和中继镜20a至20d设置在该基板上;并且x轴垂直于z轴和y轴两者,并且正交于图1。角度 β 可以被定义为沿着由x轴和z轴定义的平面的旋转角度,例如Galvo镜30和/或中继镜20a至20d在水平方向上的旋转,而角度 θ 可以被定义为沿着由y轴和z轴定义的平面的旋转角度,例如Galvo镜30和/或中继镜20a至20d在竖直方向上的旋转。

[0050] 一旦激光对准光束被反射回第一插入件92a的至少针孔93a中,执行步骤S5。在步骤S5中,调节Galvo镜30的角度 β 和第一中继镜20a的角度 θ ,以将激光对准光束引导到第一腔10a的第一OC镜11a的中心上。

[0051] 在步骤S6,将透镜纸放置在第一插入件92a的面向第一OC镜11a的侧部上的针孔93a上。透镜纸用于观察对准装置90的针孔93a周围从第一OC镜11a反射的激光对准光束。在步骤S6期间,调节第一中继镜20a的角度 β 和腔10a的角度 θ ,直到激光对准光束通过对准装置90的第一针孔93a反射回来。

[0052] 可能的是,在步骤S5和S6之后,激光对准光束不在第一OC镜11a的中心上,并且从第一OC镜11a反射的激光对准光束不被反射通过第一针孔93a。如果这种情况发生,步骤S7包括重复步骤S5和S6,直到激光对准光束在第一OC镜11a的中心上,并且从第一OC镜11a反射的激光对准光束被反射通过第一针孔93a。透镜纸被放置在OC镜11a的前面,以确定对准光束是否在OC镜11a的中心上。

[0053] 一旦激光对准光束在第一OC镜11a的中心上,或者至少基本在第一OC镜11a的中心上,并且从第一OC镜11a反射的激光对准光束被反射通过第一针孔93a,则在步骤S8中确定是否所有的腔10a至10d已经被对准。如果不是,则在步骤S9中,选择下一个腔,并且使用相对应的中继镜20b至20d和Galvo镜30对每个腔10b至10d重复步骤S5至S7。

[0054] 一旦第一对准程序完成,就执行第二(例如,最终)对准程序,如图5A和图5B所示。

[0055] 如图5A和图5B所示,在步骤S10中,对准光束源100和对准装置90从医疗激光系统1中移除。

[0056] 在步骤S11中,分束器40和合束器60以图6中所示的位置被放置到医疗激光系统1中。分束器40和合束器60可以使用与用于可移除地紧固对准装置90的那些紧固机构相同或不同的紧固机构附接到医疗激光系统1。

[0057] 在步骤S12中,可以使用SMG连接器将第一芯光纤120附接到输出1a。此外,第一功率计110a可以附接到第一芯光纤120的与连接到输出1a的端部相对的端部。第二功率计110b可以设置在分束器40和合束器60之间。

[0058] 在步骤S13期间,第一腔10a可以通电,并且脉冲能量从0.2J逐渐增加到0.5J。在此期间,在不同的脉冲能量下,在第一功率计110a处测量功率P1,并且在第二功率计110b处测量功率P2。脉冲能量可以被预设,并且执行P1和P2测量的脉冲能量的数量不受限制。

[0059] 在步骤S14中,确定P1/P2是否大于或等于第一阈值(例如,80%)。如果P1/P2小于80%,则执行步骤S15,在该步骤中调节Galvo镜30的角度 β 和中继镜20a的角度 θ 。Galvo镜30和中继镜20a的调节是迭代的,直到比率P1/P2大于或等于第一阈值。在执行步骤S15之后,重复步骤S13以确定P1/P2是否大于或等于第一阈值。根据一些实施例,第一阈值可以由医疗激光系统1的规格确定,例如系统的容差。附加地或替代性地,第一阈值光纤耦合效率可以考虑合束器、光纤耦合透镜70和防爆屏蔽件的传输损耗;光纤的两个表面的反射低点;光纤的吸收和散射损耗;和/或耦合损耗。

[0060] 一旦确定P1/P2大于或等于第一阈值,步骤S16确定是否已经测试了每个腔的功率。如果没有测量每个腔的功率,则在步骤S17中改变腔。因此,对腔10b至10d中的每一个执行步骤S13至S15。虽然本文描述的医疗激光系统1包括四个腔10a至10d,但是医疗激光系统1不限于此。因此,应当对医疗激光系统1的腔中的每一个执行步骤S13至S15。

[0061] 在对腔10a至10d中的每一个完成步骤S13至S15之后,执行步骤S18,该步骤确定是否已经使用了第二芯光纤(测试光纤)130。如果还没有使用第二芯光纤130,在步骤19中,可以用具有365 μm 直径的第二芯光纤130代替具有910 μm 直径的第一芯光纤120。使用第二芯光纤130重复步骤S13至S17。第二芯光纤130表示可以用于医疗激光系统1的光纤,因为100瓦的激光可以耦合到直径为365 μm 的光纤中。因此,当使用被指定用于与医疗激光系统1一起使用的光纤时,这个测试确保正确的取向。

[0062] 在使用第一芯光纤120和第二芯光纤130测量了腔10a至10d中的每一个的功率之后,执行步骤S20,在该步骤期间,从医疗激光系统1移除第二功率计110b。

[0063] 步骤S21包括使用第一功率计110a,使用第一芯光纤120和第二芯光纤130测量来自第一腔10a的脉冲的功率P1。第一腔10a被设置成在约25至75Hz或在一些实施例中约50Hz下产生具有每脉冲高达约2J的能量的光束。如果在步骤S22中第一芯光纤120和第二芯光纤130之间的、第一功率计110a处的输出功率P1方面的差值小于第二阈值(例如5%),则步骤S21完成。如果输出功率P1方面的差值大于第二阈值,则执行步骤S25,在步骤S25中该方法返回到步骤S15,使得Galvo镜30和中继镜20a被重新调节。

[0064] 在步骤S23中,确定是否已经测量了腔10a至10d中的每一个的功率P1。如果不是,则在S24中改变腔,并且对于腔10b至10d中的每一个重复步骤S21和S22。

[0065] 步骤S26包括使用第一功率计110a、使用第一芯光纤120和具有242 μm 直径和NA=0.28的第三芯光纤(测试光纤)140测量第一腔10a的功率P1。第一腔10a被设置成在80Hz下产生具有每脉冲0.5J能量的光束。如果在步骤S27中第一芯光纤120和第三芯光纤140之间的、第一功率计110a处的输出功率P1方面的差值小于第三阈值(例如10%),则步骤S26完成。如果在步骤S26中的输出功率P1方面的差值大于第三阈值,则执行步骤S30,在步骤S30中该方法返回到步骤S15,使得Galvo镜30和中继镜20a被重新调节。

[0066] 在步骤S28中,确定是否已经测量了腔10a至10d中的每一个的功率P1。如果不是,则在S29中改变腔,并且对于腔10b至10d中的每一个重复步骤S26和S27。

[0067] 根据示例性实施例,本文描述的对准方法可以使用两个阶段来执行,从而消除了对第三阶段的需要。根据实施例,可以提供没有发光二极管(LED)的系统,因为LED产生不足以用于对准医疗激光系统的光束。根据另一实施例,该系统可以在没有热敏纸的情况下使用,因为可以直接在插入件上看到对准光束源。根据又一示例性实施例,本文描述的对准系统和方法可以在不需要特殊分束器(例如将更多的光反射到功率计而不是耦合到系统的输出处的光纤中的分束器)的情况下使用。而且,本文描述的对准系统和方法可以在不需要热敏纸的情况下使用。

[0068] 以上描述的对准程序可以显著地减少医疗激光系统1的对准时间。由于来自对准光束源100和对准装置90的更小、更亮的对准光束,本文描述的对准程序比常规技术更准确、更简单、且耗时更少。从OC镜11a至11d通过第一针孔93a的反射光束是有利的,因为它确保输出激光束在附接到医疗激光系统1的输出1a的输出光纤80的同一光轴上。因此,在使用对准光束源100进行对准之后,几乎不需要(如果有的话)医学激光系统1的任何精细对准来完成对准。本公开的对准程序还可以帮助技术人员和操作者在现场维护激光系统,而不需要将系统送到场外以便进行维护。

[0069] 应当理解的是,参考了医疗激光系统1中的多个腔和/或镜。应当理解的是,设备不

限于这个数量,并且可以根据医疗激光系统1的要求而改变。进一步,虽然参考了医学/外科手术激光系统,但是本文描述的对准技术不限于医学/外科手术激光系统,并且可以与任何激光系统一起使用。

[0070] 对于本领域的技术人员来说显而易见的是,在不脱离本公开的范围的情况下,可以对所公开的装置进行各种修改和变化。考虑到本文公开的本发明的说明书和实践,本公开的其他实施例对于本领域技术人员来说将是显而易见的。说明书和实施例旨在仅被认为是示例性的,本发明的真实范围和精神由所附权利要求来指示。

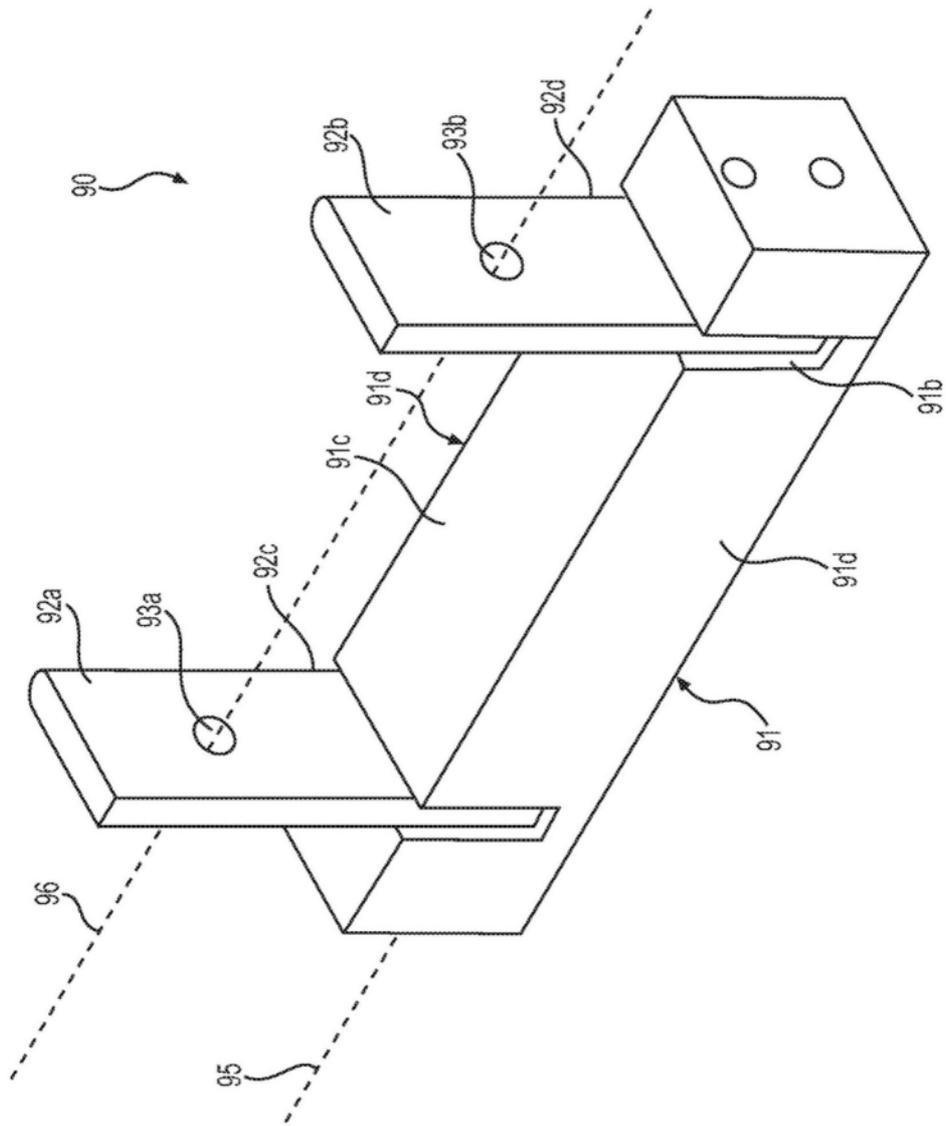


图2

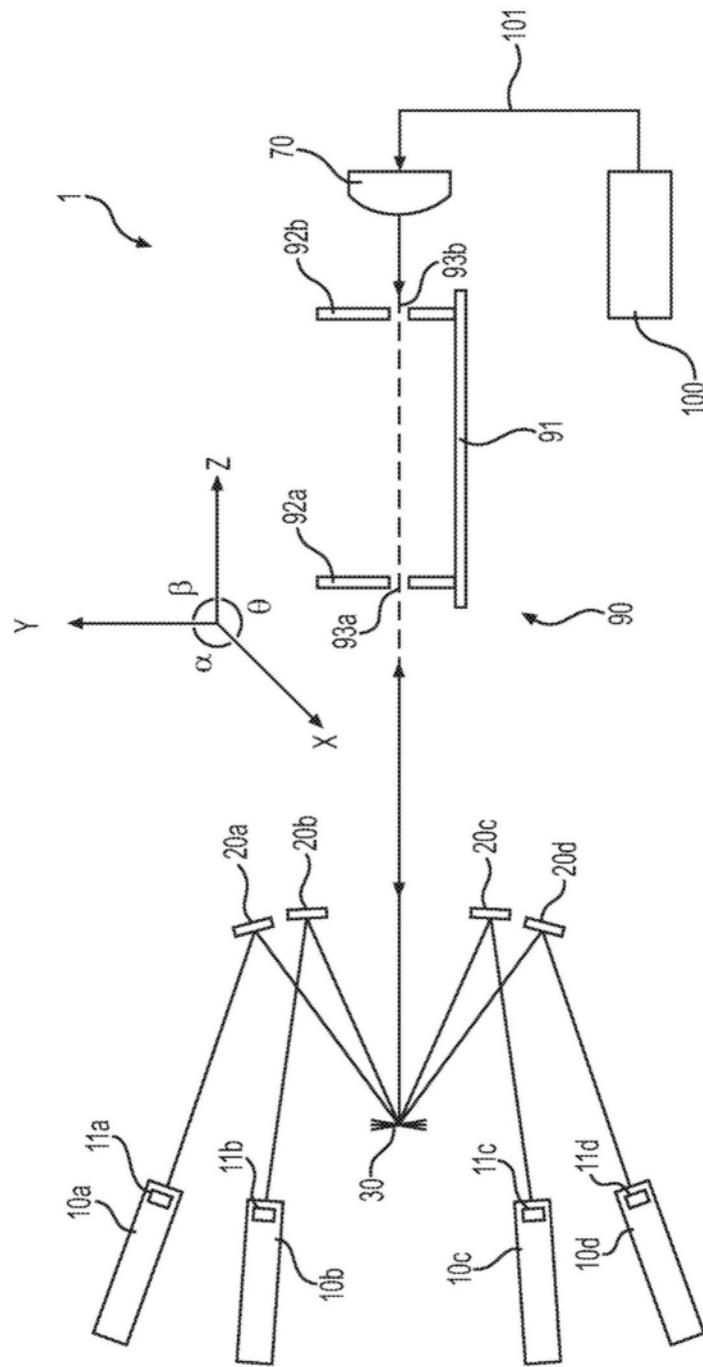


图3

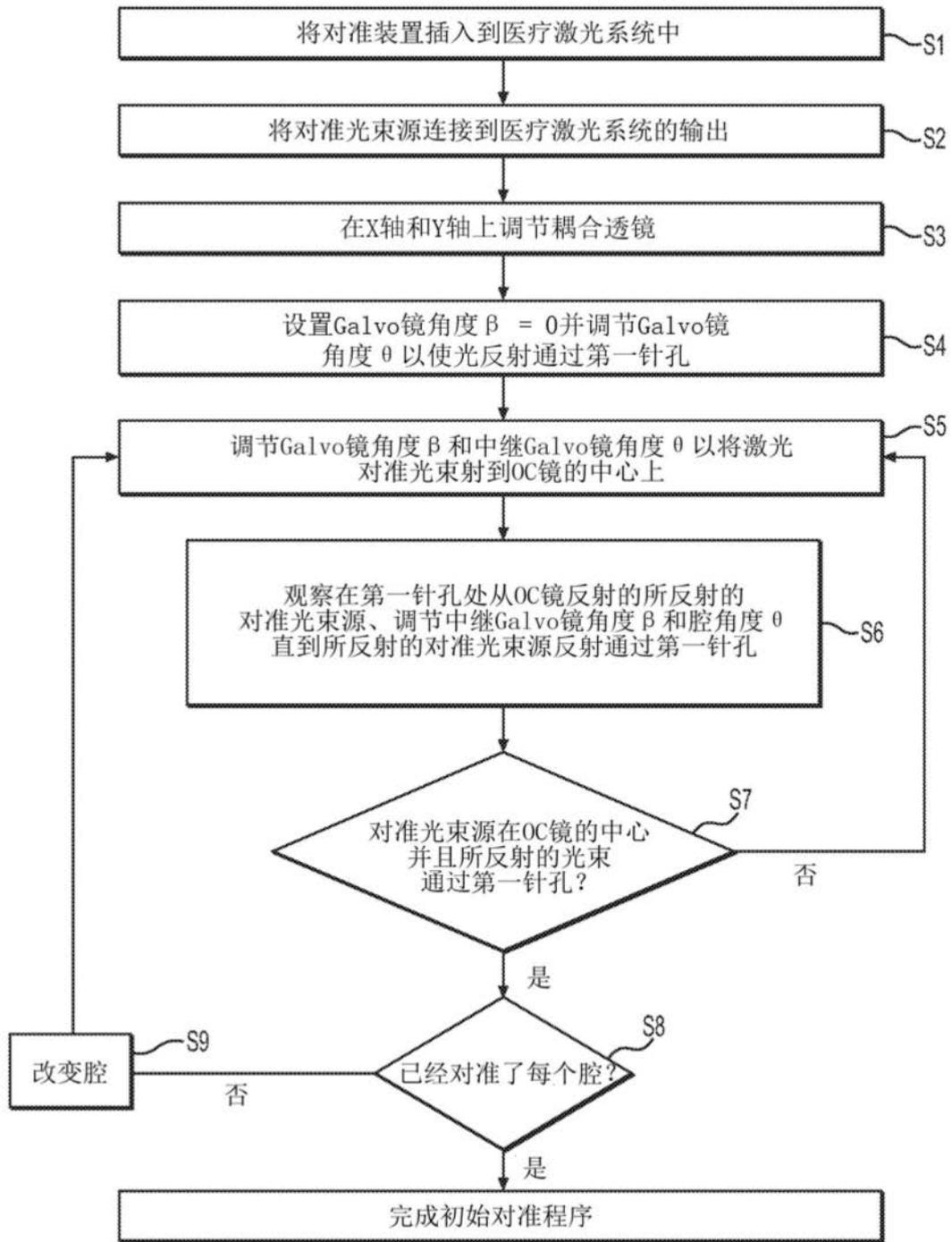


图4

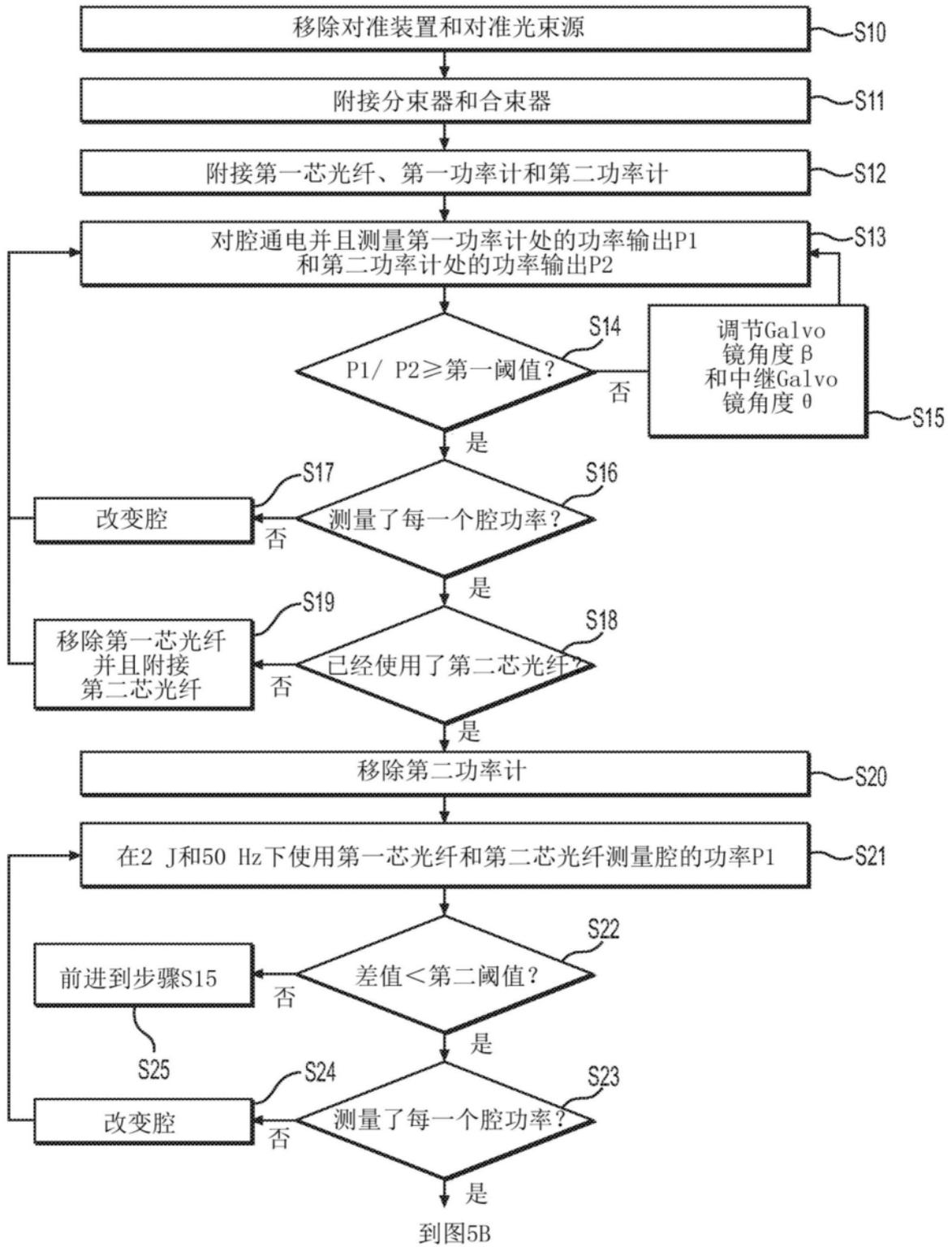


图5A

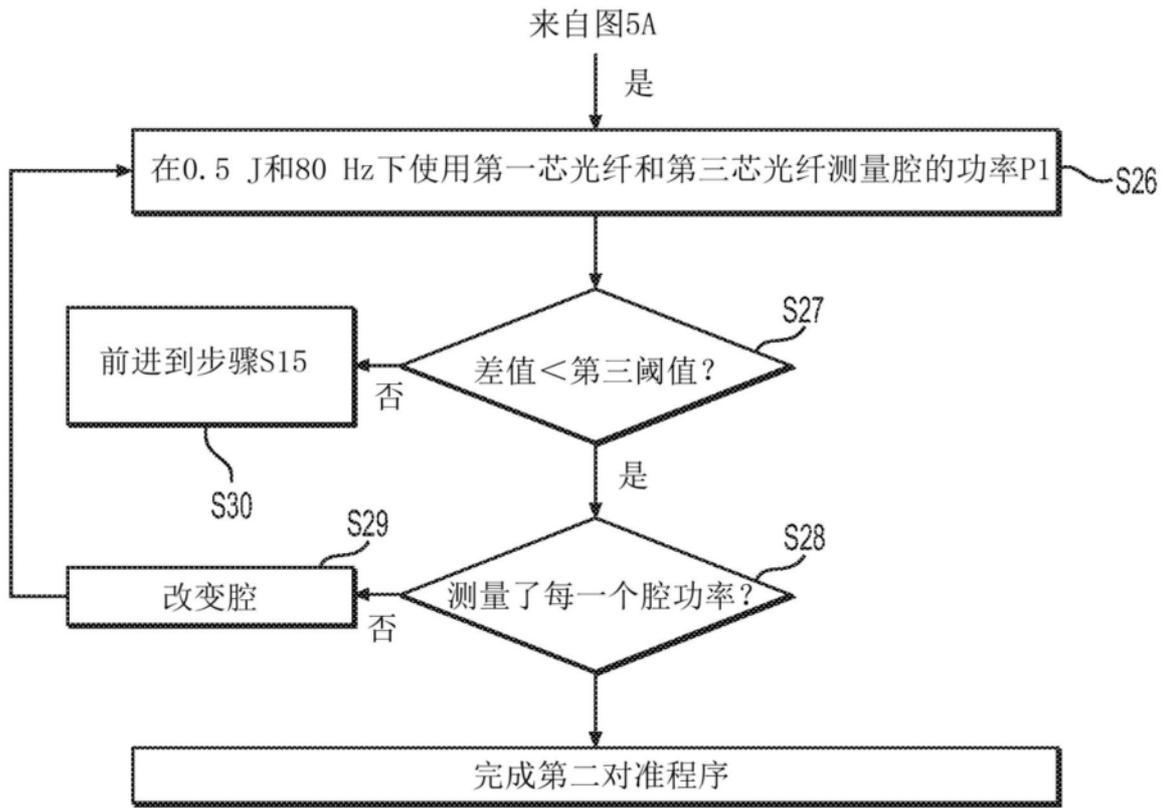


图5B

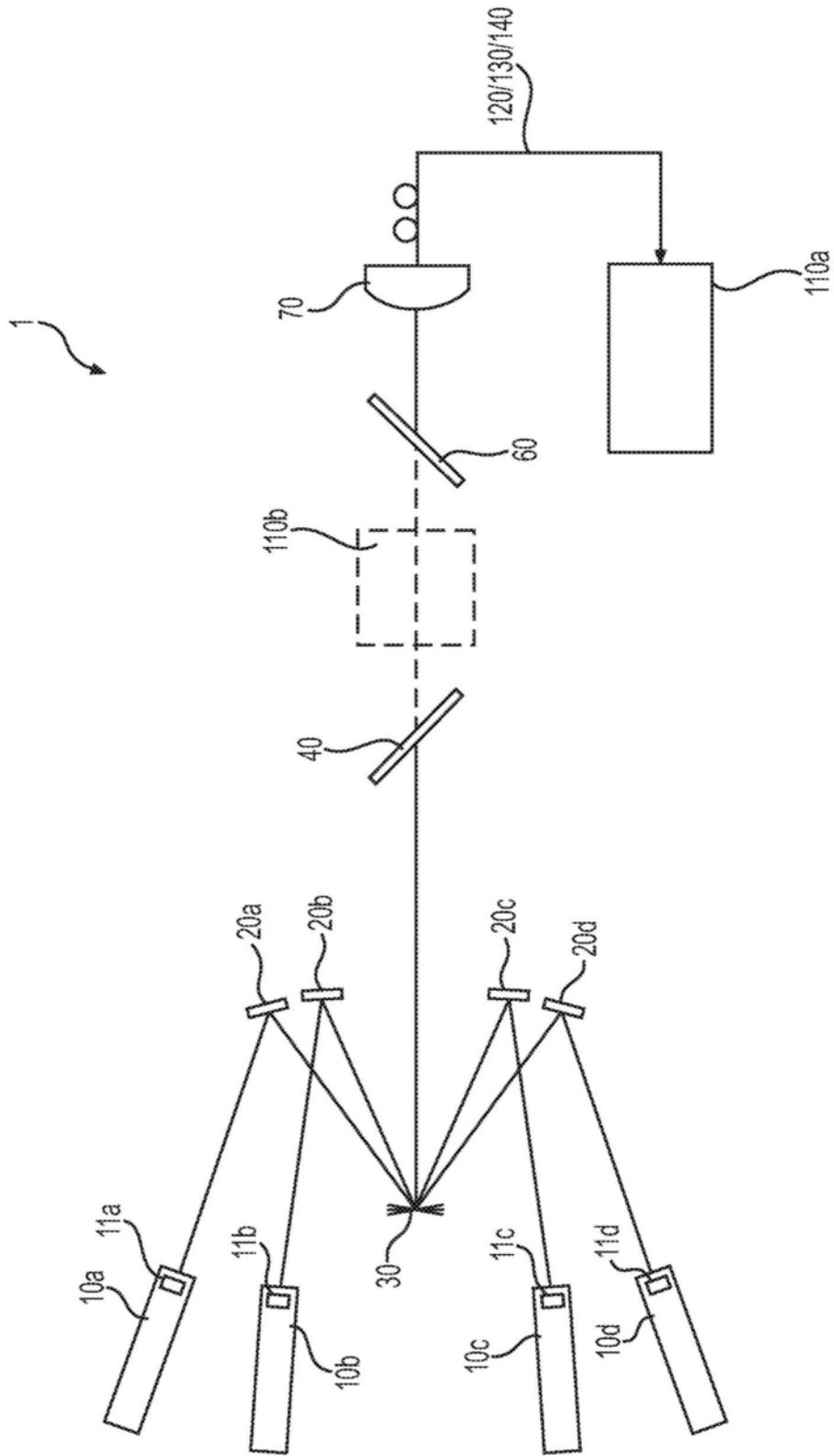


图6