

(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101909516 B

(45) 授权公告日 2012.07.04

(21) 申请号 200880122979.2

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2008.12.15

A61B 5/00 (2006.01)

(30) 优先权数据

A61B 18/24 (2006.01)

61/017,214 2007.12.28 US

A61B 17/00 (2006.01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

A61B 19/00 (2006.01)

2010.06.25

(86) PCT申请的申请数据

(56) 对比文件

PCT/IB2008/055312 2008.12.15

US 2005/0267457 A1, 2005.12.01, 全文.

(87) PCT申请的公布数据

DE 19916653 A1, 2000.10.19, 全文.

W02009/083859 EN 2009.07.09

US 5840023 A, 1998.11.24, 全文.

(73) 专利权人 皇家飞利浦电子股份有限公司

审查员 杨德智

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 R·曼茨克 R·陈 L·扬科维奇

权利要求书 2 页 说明书 4 页 附图 9 页

D·R·埃尔戈特 K·沙阿扎德

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

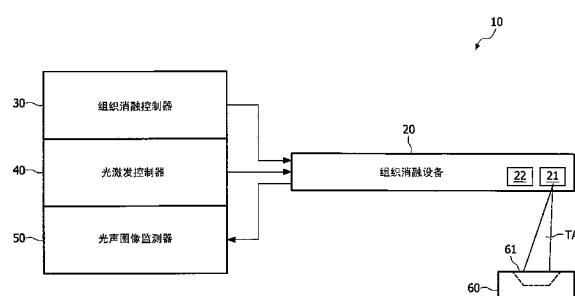
代理人 王英 刘炳胜

(54) 发明名称

具有光声损伤形成反馈的组织消融设备

(57) 摘要

一种组织消融设备，其采用一个或多个能量发射器(21)和一个或多个光声传感器(22)，所述一个或多个能量发射器(21)和一个或多个光声传感器(22)协同布置以向组织(60)施加组织消融治疗。在操作中，能量发射器(21)发射组织消融射束(TA)到所述组织(60)的靶部分中以在此形成损伤(61)，并且交错地或者同时地发射光激光发射束(PE)到所述组织(60)的所述靶部分中以激发所述组织(60)的光声响应。所述(一个或多个)光声传感器(22)感测所述组织(60)的所述光声响应。



1. 一种组织消融设备,包括 :

容纳至少一个能量发射器(21)和至少一个光声传感器(22)的导管(121,221),所述至少一个能量发射器(21)和所述至少一个光声传感器(22)协同布置以向组织(60)施加组织消融治疗;其中,所述至少一个能量发射器(21)可操作地用于发射组织消融射束(TA)到所述组织(60)的靶部分中以在此形成损伤(61);

可膨胀球囊(122、222),其加接所述导管(121、221)并且环绕所述至少一个能量发射器(21)和所述至少一个光声传感器(22),其中,所述球囊(122、222)可操作地用于经由所述导管(121、221)用光声传输介质(126、226)进行膨胀;

其中,所述至少一个能量发射器(21)还可操作地用于发射光激发射束(PE)到所述组织(60)的所述靶部分中以激发所述组织(60)的光声响应;以及

其中,所述至少一个光声传感器(22)可操作地用于感测所述组织(60)的所述光声响应。

2. 根据权利要求1所述的组织消融设备(20),还包括:

内窥镜(123、223),其用于照射所述组织(60)的所述靶部分。

3. 根据权利要求1所述的组织消融设备(20),其中,所述至少一个能量发射器(21)和所述至少一个光声传感器(22)中的至少一个在施加所述组织消融治疗期间旋转。

4. 根据权利要求1所述的组织消融设备(20),其中:

所述组织(60)为肺静脉血管组织;并且

所述损伤(61)为在所述肺静脉血管组织内形成的围向损伤。

5. 一种组织消融系统,包括:

组织消融治疗控制系统;以及

组织消融设备(20),其包括:

容纳至少一个能量发射器(21)和至少一个光声传感器(22)的导管(121,221);以及

可膨胀球囊(122、222),其加接所述导管(121、221)并且环绕所述至少一个能量发射器(21)和所述至少一个光声传感器(22),其中,所述球囊(122、222)可操作地用于经由所述导管(121、221)用光声传输介质(126、226)进行膨胀;

其中,所述至少一个能量发射器(21)能够由所述组织消融治疗控制系统控制以发射组织消融射束(TA)到组织(60)的靶部分中以在此形成损伤(61);

其中,所述至少一个能量发射器(21)还能够由所述组织消融治疗控制系统控制以发射光激发射束到所述组织(60)的所述靶部分中以激发所述组织(60)的光声响应;以及

其中,所述至少一个光声传感器(22)可操作地用于感测所述组织(60)的所述光声响应以便于由所述组织消融治疗控制系统生成所述损伤(61)的光声图像。

6. 根据权利要求5所述的组织消融系统,还包括:

内窥镜(123、223),其用于照射所述组织(60)的所述靶部分。

7. 根据权利要求5所述的组织消融系统,其中,所述至少一个能量发射器(21)和所述至少一个光声传感器(22)中的至少一个在施加所述组织消融治疗期间旋转。

8. 根据权利要求5所述的组织消融系统,其中:

所述组织(60)为肺静脉血管组织;以及

所述损伤(61)为在所述肺静脉血管组织内形成的围向损伤。

9. 根据权利要求 5 所述的组织消融系统，其中，所述组织消融控制系统包括：
组织消融控制器 (30)，其可操作地用于控制由所述至少一个能量发射器 (21) 进行的所述组织消融射束 (TA) 的发射；
光激发控制器 (40)，其可操作地用于控制由所述至少一个能量发射器 (21) 进行的所述光激发射束 (PE) 的发射；以及
光声图像监测器 (50)，其可操作地用于基于由所述至少一个光声传感器感测到的所述组织 (60) 的光声响应而监测所述组织 (60) 内的所述损伤 (61) 的形成。

具有光声损伤形成反馈的组织消融设备

[0001] 本发明大体涉及一种针对形成组织损伤的任何类型的组织消融设备。本发明具体涉及从组织消融设备获取光声损伤形成反馈。

[0002] 心房颤动（“AF”）消融由于逐渐增加的过程数量而被认为是对于设备和成像厂家的成长机会。基于冷凝（冷冻）、激光和高强度聚焦超声（“HIFU”）组织破坏的组织消融设备技术允许简化围向损伤的布局，这些技术被用于电学隔离肺静脉开口，从而治愈 AF。然而，除了在治疗过程中关于损伤大小、深度，因此，透壁性的实时反馈，不存在用于对损伤形成进行临床监测和评价的方法。为了克服该问题，本发明提供了能够使用光声效应对消融损伤进行实时评估的组织消融设备。具体而言，该组织消融设备如本领域所已知地消融心脏组织，并且根据本发明装备有光声响应传感器，所述传感器持续监测声组织响应并因此监测消融过程。

[0003] 本发明的一种形式为一种组织消融设备，其包括一个或多个能量发射器和一个或多个光声传感器，所述一个或多个能量发射器和一个或多个光声传感器协同布置以向组织施加组织消融治疗。在操作中，（一个或多个）能量发射器发射组织消融射束到组织的靶部分中以在此形成消融，并且交替地或者同时地发射光激发射束到组织的靶部分中以激发组织的光声响应，由此，（一个或多个）光声传感器感测组织的光声响应。

[0004] 本发明的第二形式为一种系统，其包括组织消融治疗控制系统和上述组织消融设备。在操作中，组织消融治疗控制系统控制由（一个或多个）能量发射器进行的组织消融射束以及光激发射束的发射，并基于由（一个或多个）光声传感器感测到的组织的光声响应监测组织内损伤的形成。

[0005] 本发明的第三种形式为一种执行组织的组织消融治疗的方法。该方法包括发射组织消融射束到组织中，其中，在组织中形成损伤；发射光激发射束到组织中，其中，在组织内生成光声响应；以及感测组织的光声响应，其中，监测组织内的损伤的形成。

[0006] 本发明的上述形式和其他形式以及本发明的各特征和优势将从下面结合附图详细描述的本发明的各实施例中变得更加明显。说明书和附图仅仅说明本发明而非限制本发明，本发明的范围由权利要求书及其等价物限定。

[0007] 图 1 和图 2 示出了根据本发明的组织消融系统的实施例的方框图；

[0008] 图 3 示出了表示根据本发明的具有光声损伤形成反馈的组织消融治疗方法的流程图；

[0009] 图 4-6 示出了根据本发明的球囊激光消融导管的第一示例性实施例；

[0010] 图 7-9 示出了根据本发明的球囊激光消融导管的第二示例性实施例。

[0011] 参照图 1 和图 2，本发明的组织消融系统 10 采用具有一个或多个能量发射器 21 和一个或多个光声传感器 22 的组织消融设备 20。通常，设备 20 的一个或多个发射器 21 由激光消融控制器 30 驱动以用于消融组织 60。交替地或者同时地，设备 20 的一个或多个发射器 21 由光激发控制器 40 驱动以用于生成组织 60 的光声响应。转而，设备 20 的一个或多个光声传感器 22 感测这种组织 60 的光声响应，并且光声监测器 50 基于如由设备 20 的一个或多个光声传感器 22 感测到的光声响应生成在组织 60 中形成的损伤 61 的光声图像。

[0012] 具体而言,组织消融系统 10 执行如在图 3 中所示的流程图 70,所述流程图表示根据本发明的具有光声损伤信息反馈的组织消融治疗方法。

[0013] 参照图 3,流程图 70 的阶段 S72 包括激光损伤控制器 30 驱动设备 20 的一个或多个能量发射器 21 以发射组织消融射束 TA 到组织 60 的靶部分中,如在图 1 中最佳示出地。在实践中,组织消融射束 TA 可以从任意源(例如,激光、RF 源或高强度超声源)生成,可以以任意形式(例如,单个长脉冲、连续波束或一系列短脉冲)生成,并且可以按照需要进行调制。

[0014] 流程图 70 的阶段 S74 包括光激发控制器 40 驱动设备 20 的一个或多个发射器 21 以发射光激发射束 PE 到组织 60 的经消融的靶部分中,如在图 2 中最佳示出地。在实践中,光激发射束 PE 可以从任意源(例如,激光、RF 源或高强度超声源)生成,可以以任意形式(例如,单个长脉冲、连续波形束或一系列短脉冲)生成,并且可以按照需要进行调制。另外,可以由设备 20 的一个或多个相同发射器 21 交错地或者顺序地发射组织消融射束 TA 和光激发射束 PE 到组织 60 的相同靶部分中,或者由设备 20 的不同发射器 21 同时发射组织消融射束 TA 和光激发射束 PE 到组织 60 的不同靶部分(例如,组织 60 的一个靶部分由组织消融射束 TA 消融,与此同时,组织 60 的另一之前经消融的靶部分由光激发射束 PE 激发)。

[0015] 流程图 70 的阶段 S76 包括设备 20 的(一个或多个)光声传感器 22 感测组织 60 响应于光激发射束 PE 的光声响应 PR,如本领域所公知地。在实践中,设备 20 的(一个或多个)光声传感器 22 可以具有任意结构形式(例如,超声压电传感器、P-MUT、C-MUT、基于 Fabry-Perot 光学干涉或者光学共振的换能器)。

[0016] 流程图 70 的阶段 S78 包括光声监测器 50 基于所感测到的组织 60 的光声响应 PR 生成如在组织 60 中形成的损伤 61 的光声图像,由此,利用该光声图像确定是否继续组织 60 的消融治疗。在一个实施例中,决定为监测器 50 的自动特征,由此,一旦光声图像指示损伤 61 具有阈值特征(例如,预定大小和/或深度),监测器 50 将终止流程 70。在可替代实施例中,决定为监测器 50 的手动特征,由此,监测器 50 显示光声图像以及损伤 61 的阈值特征的当前列表以便于系统 10 的用户确定是否终止组织 60 的消融治疗。

[0017] 组织消融控制器 30、光激发控制器 40 和光声图像监测器 50 构成组织消融治疗控制系统。在实践中,该系统可以按照需要具有包括控制器 30、控制器 40 和监测器 50 的任意结构配置以控制本发明的组织消融设备。

[0018] 为了便于进一步理解本发明,现在本文在形成组织 61 内的围向损伤 63 的背景下描述球囊激光消融设备 120(图 4-6)和球囊激光消融设备 220(图 7-9)。

[0019] 参照图 4-6,球囊激光消融设备 120 采用其上加接有可膨胀球囊 122 并容纳内窥镜 123、超声压电感测器 124 和激光发射器 125 的导管 121。为了执行激光消融治疗,球囊 122 填充有合适的光声介质 122,所述光声介质 122 允许来自激光发射器 122 的激光射束行进到损伤 63,并允许来自组织 62 的超声波往回行进到超声压电传感器 124。更具体而言,球囊 122 和介质 126 的材料成分可以匹配组织 62 的声阻抗以便于使激光射束从激光发射器 125 到组织 62 有最佳信号传播以及便于使光声响应返回到超声压电传感器 124 有最佳信号传播(例如,乳胶球囊 122 内填充的盐水介质 126)。在实践中,介质 126 可以周期性地更新(flush)以维持球囊 122 内的恒定温度。

[0020] 在球囊膨胀之后,开始导管 121 的连续旋转,并且使用内窥镜 123 定位组织 62 的

靶部分,如在图 4 中最佳示出地。在定位到组织 62 的靶部分之后,由激光发射器 125 发射以高能光脉冲或大功率连续波束形式的激光消融射束 LA 通过介质 126 到组织 62 的靶部分中以形成组织 62 中的损伤 63,如在图 5 中最佳示出地。与激光消融射束 LA 相交错地或者接着激光消融射束 LA 之后,在微秒数量级的以低能近红外激光脉冲的形式的光激发射束 PE 被用于照射组织 62 从而引起由超声压电传感器 124 感测到的光声响应 PR,如在图 6 中最佳示出地。在实践中,激光消融射束 LA(图 5)和光激发射束 PE(图 6)可以被按需要偏转以使用机电致动透镜或反射镜改进对消融损伤 63 的靶定位。

[0021] 参照图 7-9,球囊激光消融设备 220 采用其上加接有可膨胀球囊 222 并容纳鱼眼内窥镜 223 的导管 221、具有多个超声压电元件的传感器阵列 224 以及具有多个激光发射器的激光阵列 225。为了执行激光消融治疗,球囊 222 填充有合适的光声介质 226,该光声介质使来自激光阵列 225 的激光射束能够行进到损伤 63 并且使来自组织 62 的超声波往回行进到传感器阵列 224。更具体而言,球囊 222 和介质 226 的材料成分可以匹配组织 62 的声阻抗以便于激光射束从激光阵列 225 到组织 62 有最佳信号传播以及光声响应返回到传感器阵列 224 有最佳信号传播(例如,乳胶球囊 222 内填充的盐水介质 226)。在实践中,介质 226 可以周期性地更新以维持球囊 222 内的恒定温度。

[0022] 在球囊膨胀之后,导管 221 保持固定并且使用内窥镜 223 定位组织 62 的靶部分,如在图 7 中最佳示出地。一旦定位到组织 62 的靶部分,由激光阵列 225 发射以高能光脉冲或大功率连续波射束形式的激光消融射束 LA 通过介质 226 到组织 62 的靶部分以形成组织 62 中的损伤 63,如在图 8 中最佳示出地。与激光消融射束 LA 相交错地或者接着激光消融射束 LA 之后,在微秒数量级的以低能近红外激光脉冲的形式的光激发射束 PE 被用于照射组织 62 从而引起由超声压电传感器 124 感测的光声响应 PR,如在图 9 中最佳示出地。在实践中,激光消融射束 LA(图 8)和光激发射束 PE(图 9)可以被按需要偏转以使用机电致动透镜或反射镜改进对消融损伤 63 的靶定位。

[0023] 在本发明的球囊激光消融设备的另外的实施例中,本文可以包括对旋转部件(图 4-6)和固定部件(图 7-9)的组合。例如,激光发射器可以为静电透镜组,其允许射束折射以进行聚焦以及反射/偏转以进行转向,并且为了对在组织内形成的损伤进行光声成像可以旋转光声传感器。通过进一步示例,激光发射器可以为旋转透镜组,其允许射束折射以进行聚焦以及反射/偏转以进行转向,并且为了对在组织内形成的损伤进行光声成像,光声传感器可以为静态的。

[0024] 参照图 1-9,本领域技术人员将领会到,本发明的组织消融设备可以在若干应用中被使用,并且在实践中,本发明的组织消融设备的实际结构配置将取决于设备的明确应用的特性。因此,本发明并不规定在各种潜在应用中根据本发明的组织消融设备的最佳结构配置的任意特定类型。

[0025] 仍然参照图 1-9,实验已经证明根据本发明的组织损伤的光声成像可以区分消融组织和正常组织。例如,对于包括正常组织以及由用 800nm 激光的 123mJ/cm^2 的全激光功率形成的消融组织的心脏组织而言,包括在扫描方向以 1mm 间隔的心脏组织的二十(20)B 模式切片的 22mmx20mm 的损伤形成区域的扫描示出了在视觉上不同于正常组织的消融组织。B 模式切片的组合重构出损伤形成的 C 模式图像。

[0026] 尽管本文公开的本发明的实施例在当前被看作是优选的,但是在不脱离本发明的

精神和范围的情况下可以进行各种修改和改变。权利要求书指示出本发明的范围，并且本文包括在等价物的意义和范围内的所有改变。

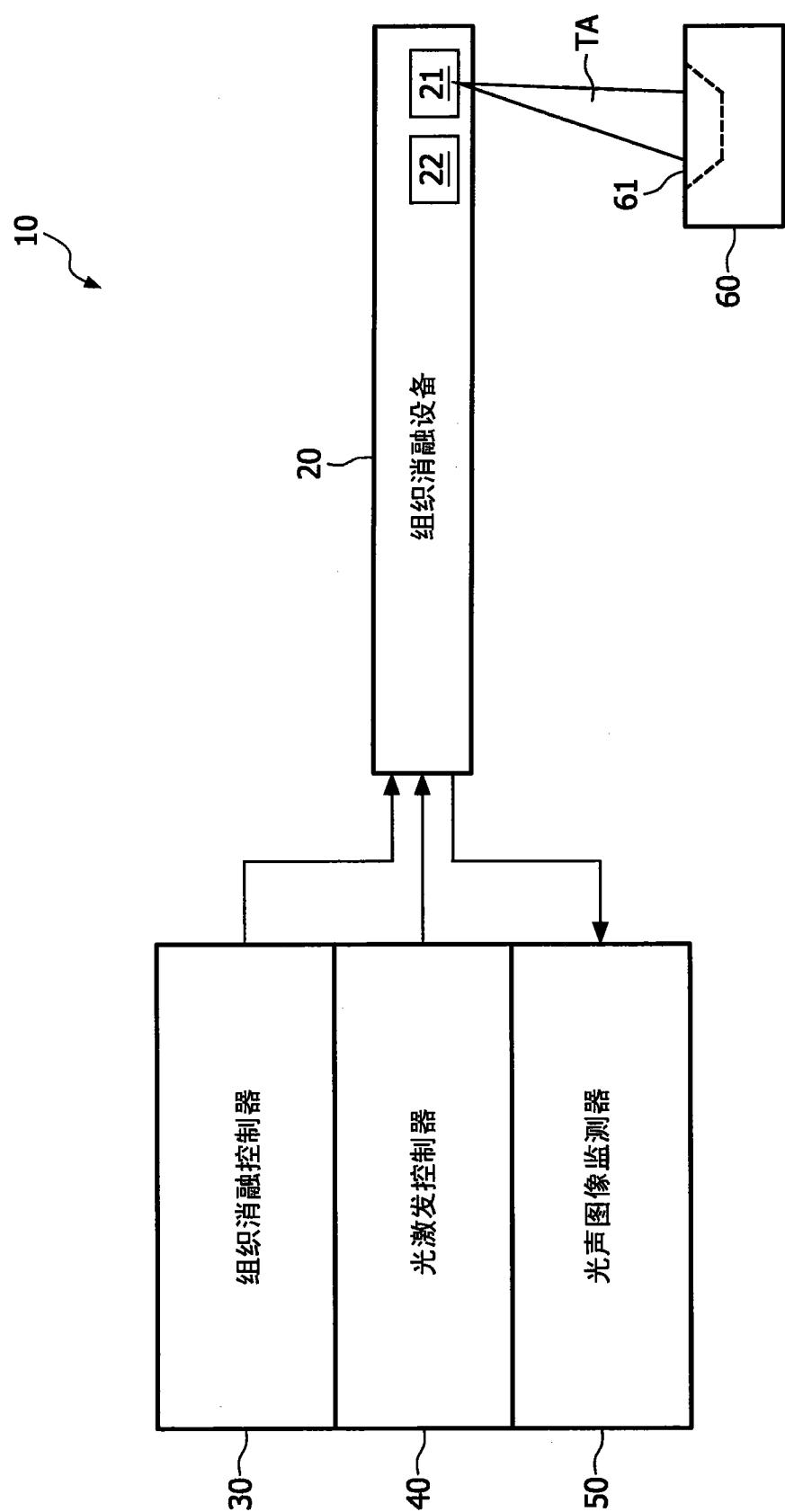


图 1

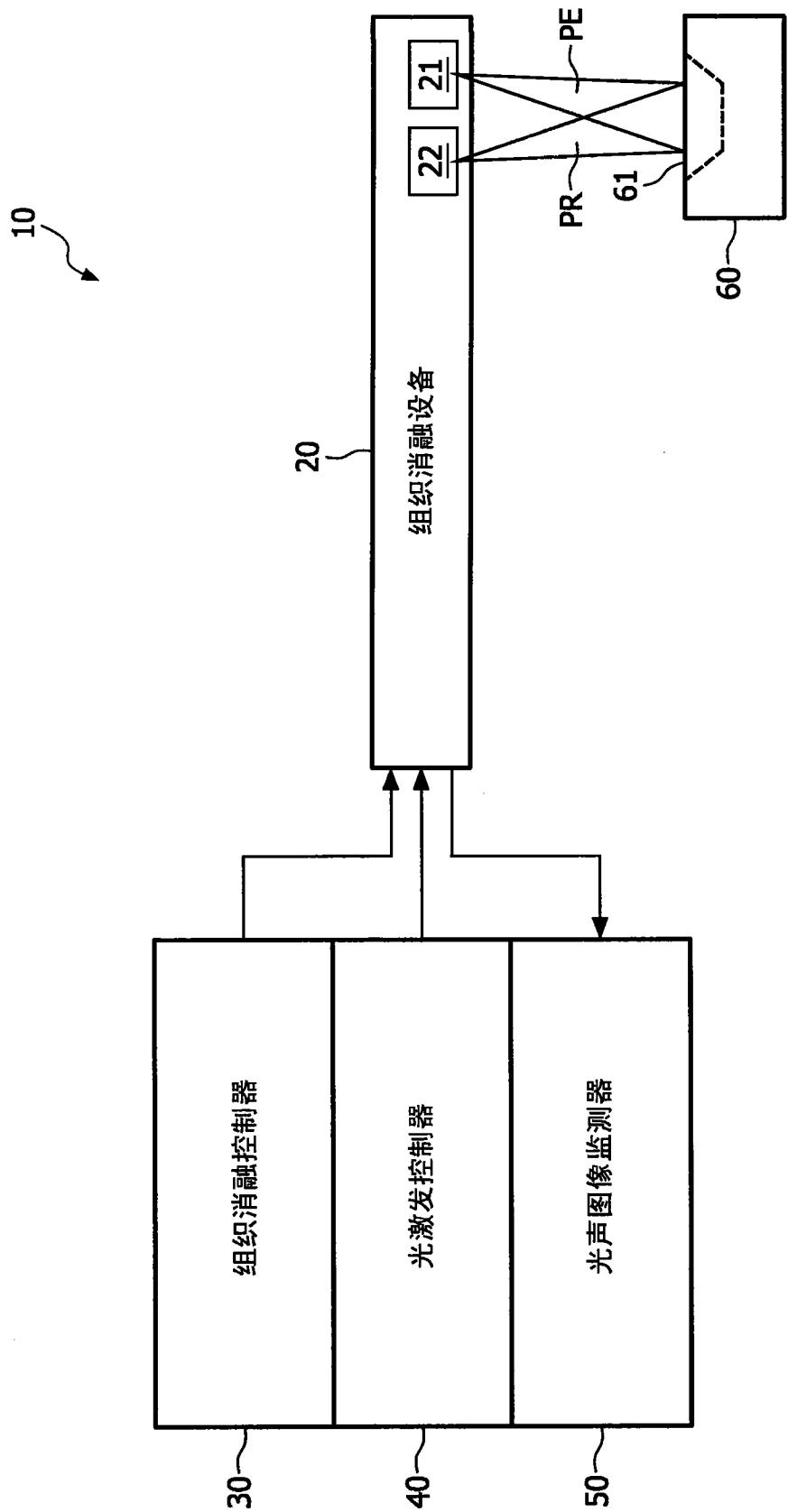


图 2

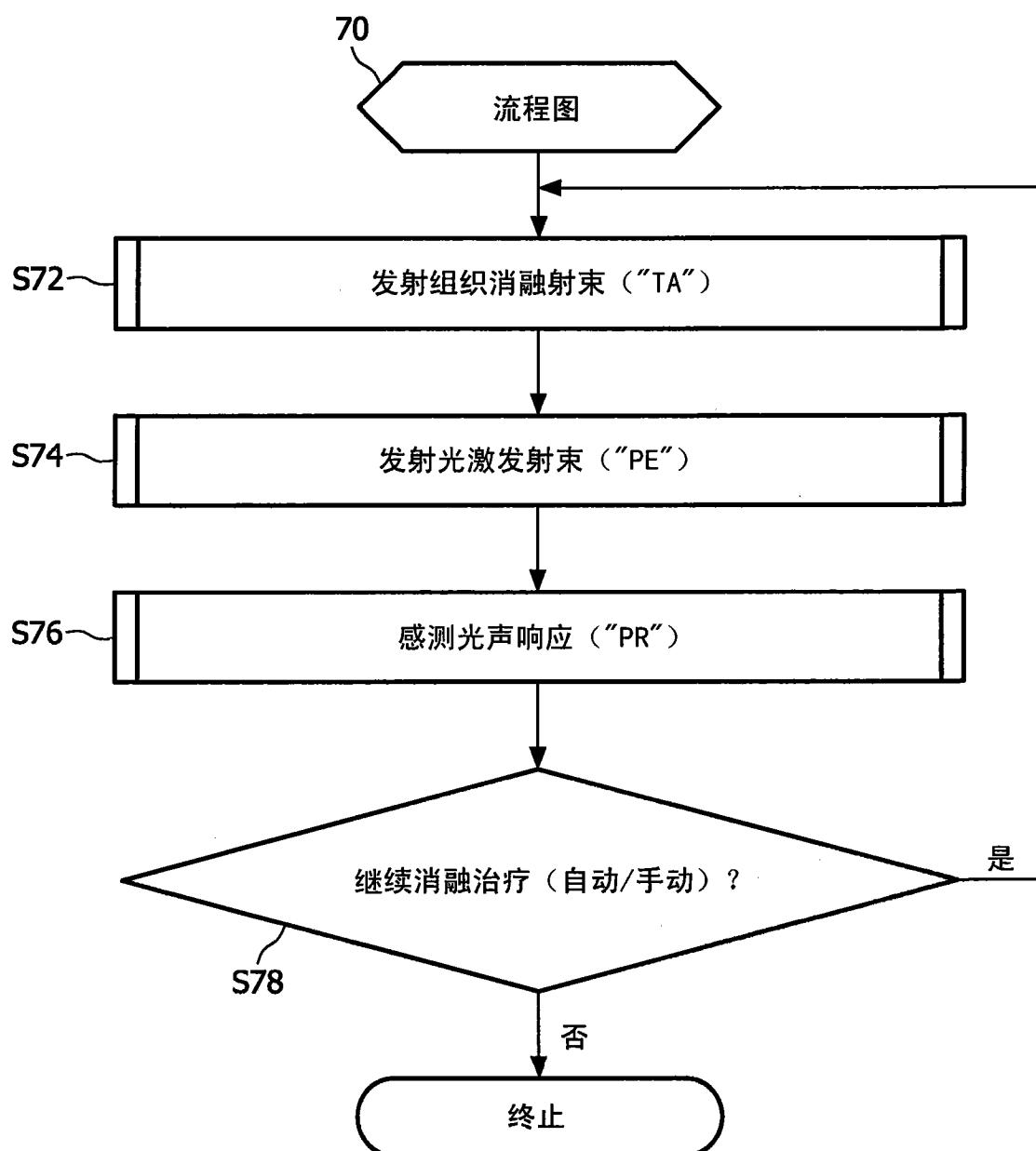


图 3

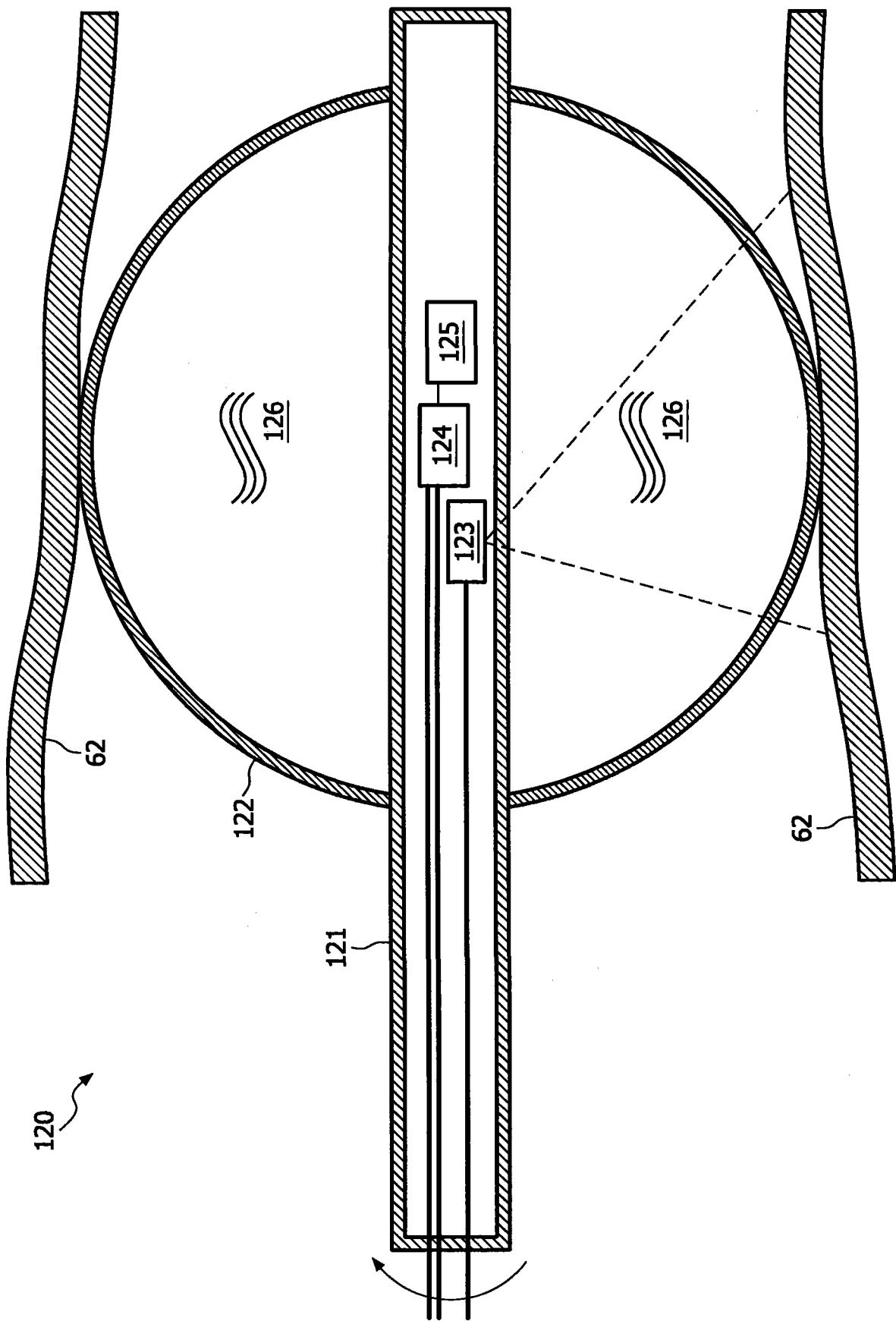


图 4

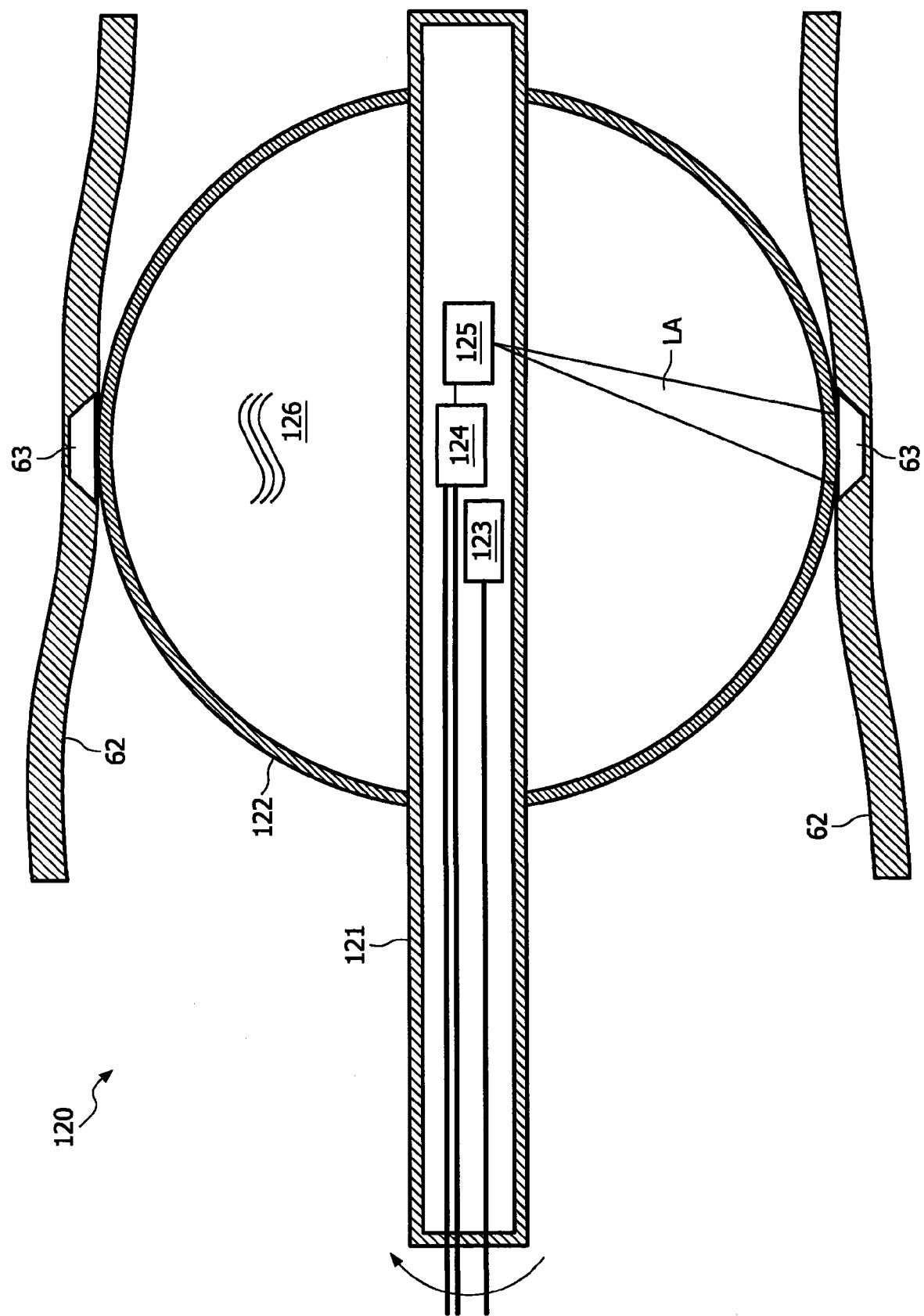


图 5

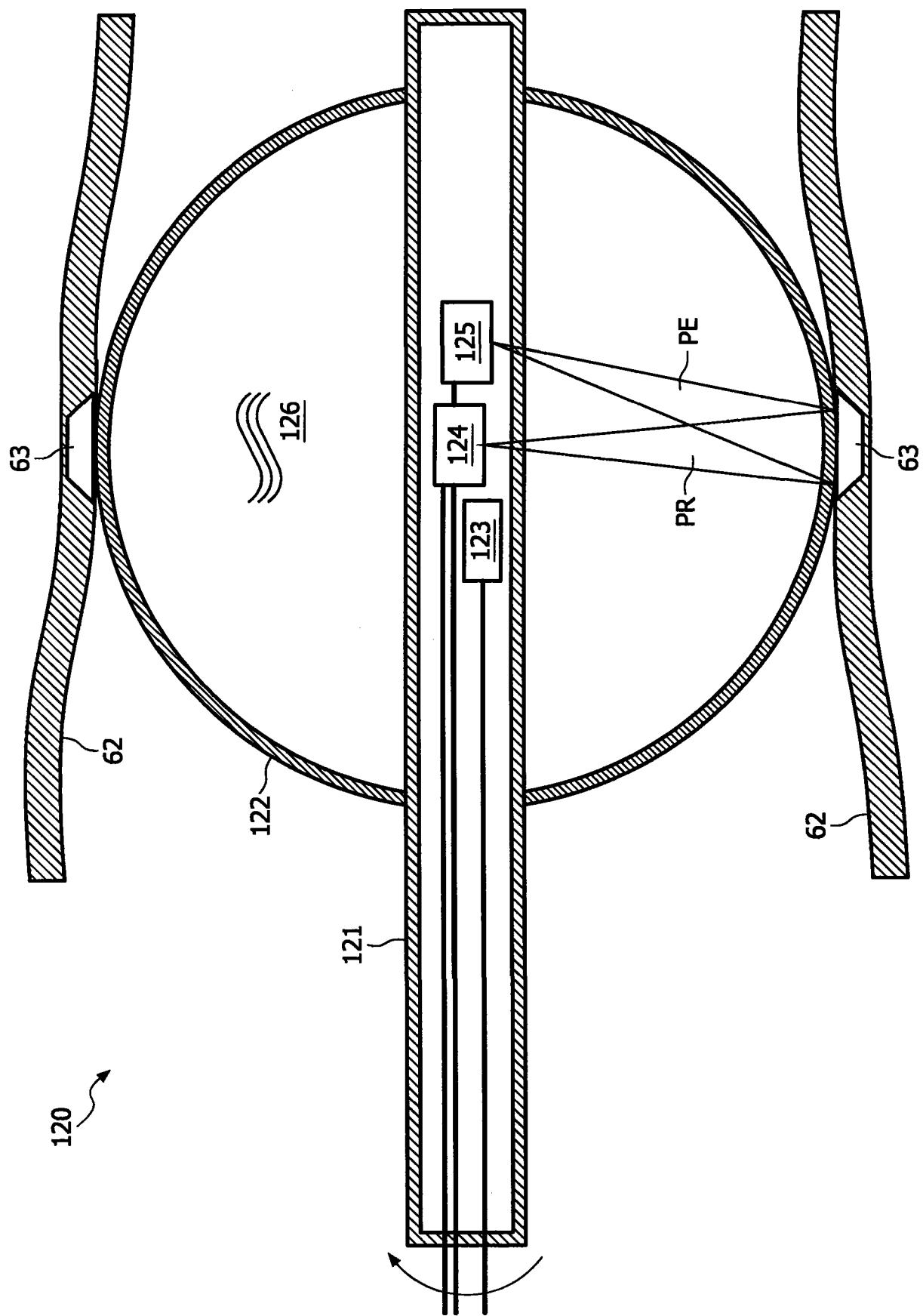


图 6

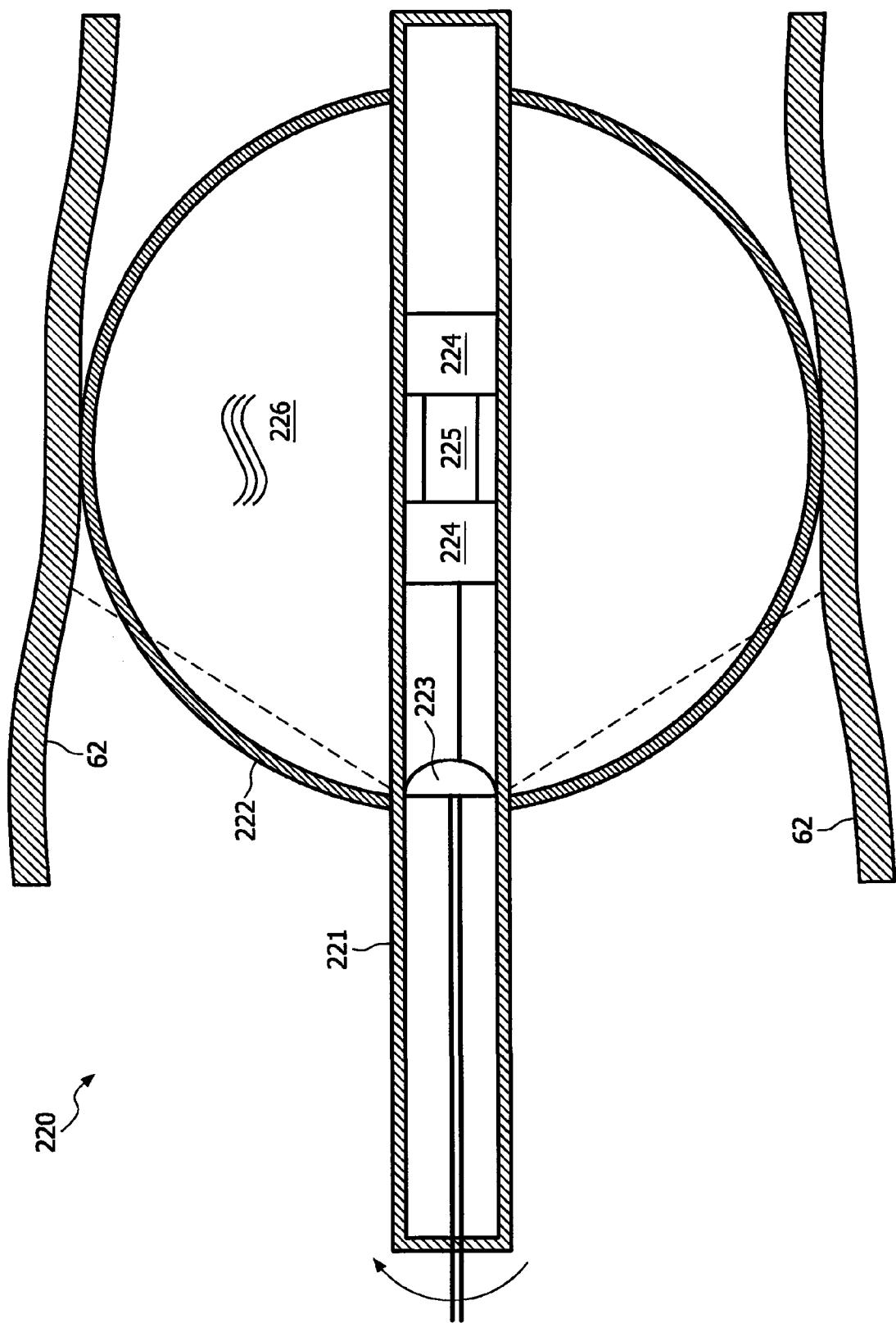


图 7

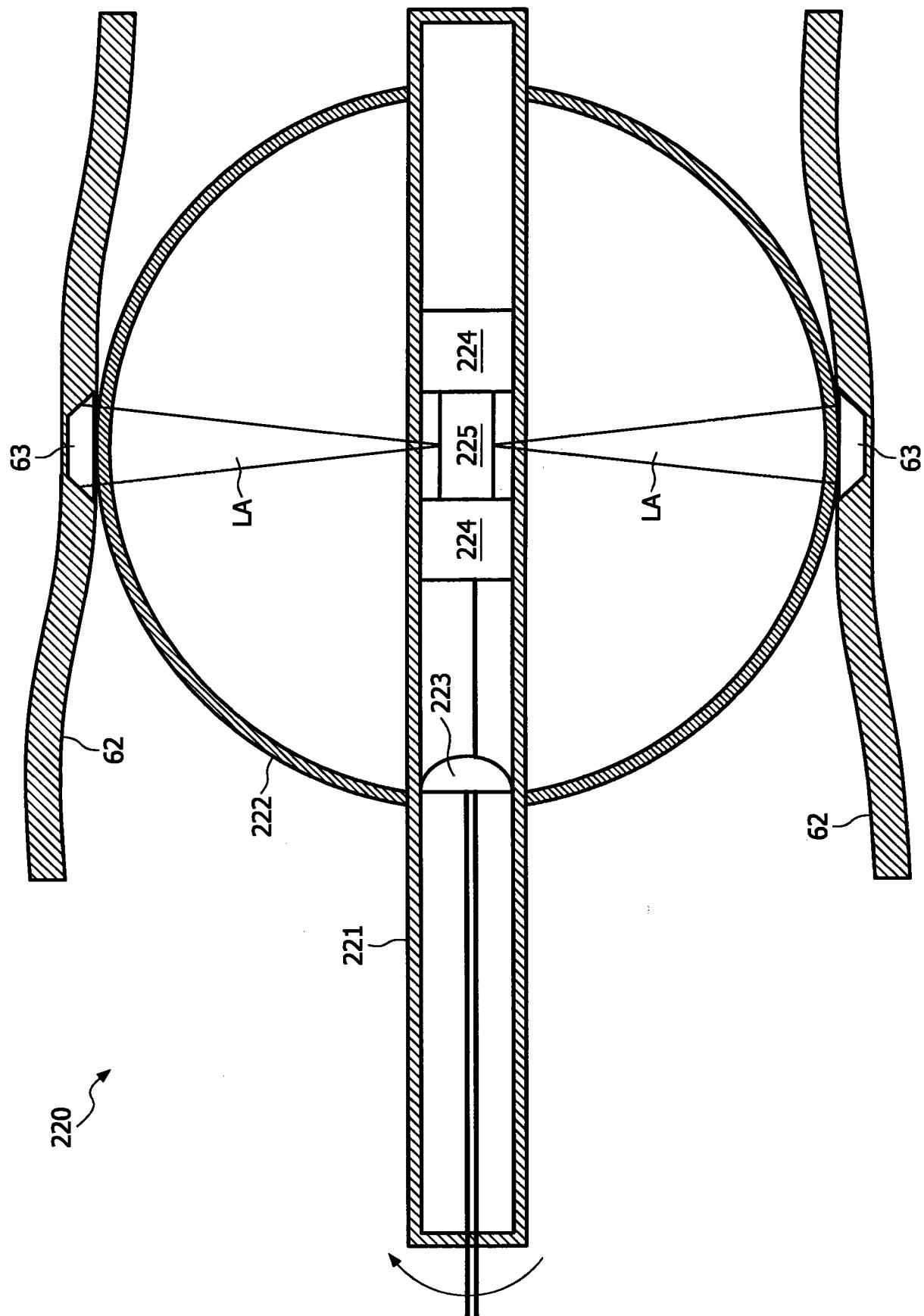


图 8

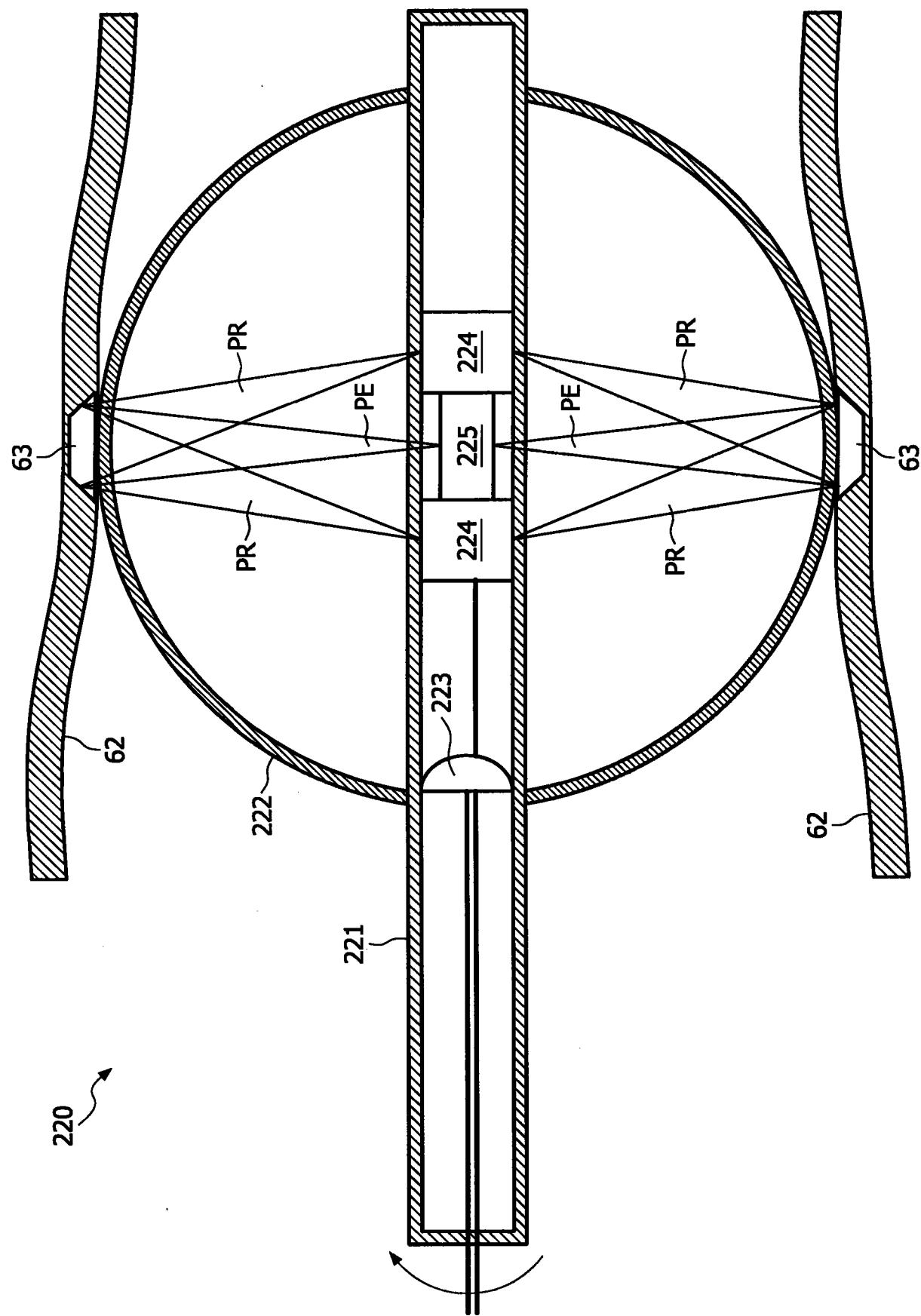


图 9

专利名称(译)	具有光声损伤形成反馈的组织消融设备		
公开(公告)号	CN101909516B	公开(公告)日	2012-07-04
申请号	CN200880122979.2	申请日	2008-12-15
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
[标]发明人	R曼茨克 R陈 L扬科维奇 DR埃尔戈特 K沙阿扎德		
发明人	R· 曼茨克 R· 陈 L· 扬科维奇 D· R· 埃尔戈特 K· 沙阿扎德		
IPC分类号	A61B5/00 A61B18/24 A61B17/00 A61B19/00		
CPC分类号	A61B18/1492 A61B18/201 A61B2017/00106 A61B2018/00392 A61B2017/00057 A61N7/02 A61B5/0095 A61B2017/00247 A61B18/24 A61B5/0084 A61B2017/22051		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
审查员(译)	杨德智		
优先权	61/017214 2007-12-28 US		
其他公开文献	CN101909516A		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

一种组织消融设备，其采用一个或多个能量发射器(21)和一个或多个光声传感器(22)，所述一个或多个能量发射器(21)和一个或多个光声传感器(22)协同布置以向组织(60)施加组织消融治疗。在操作中，能量发射器(21)发射组织消融射束(TA)到所述组织(60)的靶部分中以在此形成损伤(61)，并且交错地或者同时地发射光激发射束(PE)到所述组织(60)的所述靶部分中以激发所述组织(60)的光声响应。所述(一个或多个)光声传感器(22)感测所述组织(60)的所述光声响应。

