

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200480028261.9

A61L 2/07 (2006.01)
A61L 2/12 (2006.01)
A61C 19/00 (2006.01)
H05B 6/64 (2006.01)

[45] 授权公告日 2008年9月3日

[11] 授权公告号 CN 100415300C

[22] 申请日 2004.9.29

[21] 申请号 200480028261.9

[30] 优先权

[32] 2003.9.29 [33] US [31] 10/675,876

[86] 国际申请 PCT/US2004/032032 2004.9.29

[87] 国际公布 WO2005/032603 英 2005.4.14

[85] 进入国家阶段日期 2006.3.29

[73] 专利权人 埃科弗兰德技术公司

地址 美国科罗拉多

[72] 发明人 拉维·瓦尔马

[56] 参考文献

DE3913472A 1990.10.25

WO0157457A1 2001.8.9

US6025580A 2000.2.15

审查员 赵洁

[74] 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

代理人 王永建

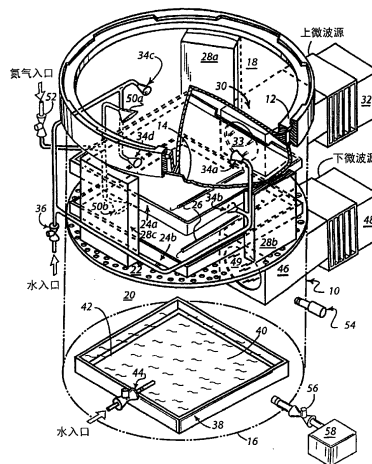
权利要求书1页 说明书13页 附图7页

[54] 发明名称

牙科和外科器械的微波辅助蒸汽灭菌

[57] 摘要

描述了一种外科和牙科器械的灭菌器。通过微波加热迅速地蒸发液态水并产生蒸汽，以在将被灭菌的物品的区域内获得大约 47psi 的蒸汽压力和大约 135°C 的温度。从置于托盘(24a、24b)上物品的顶部和底部将微小的水滴间歇地喷射在物品上，以完全润湿表面。作为一个实例，在 30-90 秒的小水滴喷射持续时间之后，进行顶部和底部表面的类似时间段的脉冲微波辐射；随后为多个喷射/微波循环。由于引入少量水不会影响所需的灭菌条件，因此能够在水喷射/微波闪现循环中维持灭菌器腔室(10)内的灭菌条件，其中所需的灭菌条件由杀死包括孢子的病原体所需的微波辐射增强的过热蒸汽提供；但是，基本降低了金属器械在经受微波辐射时产生电弧的可能性。



1. 一种灭菌设备，其包括以下组合：

(a) 密封的第一腔室，其能够承受内部压力和真空，并具有用于引入和取出将被灭菌的物品的可密封开口；

(b) 置于所述第一腔室内以用于保持将被灭菌的物品的至少一个托盘；

(c) 第一微波辐射发生器；

(d) 用于将所述第一微波辐射发生器所产生的微波辐射引导至该将被灭菌的物品上的第一波导管；

(e) 用于将水滴引导至该将被灭菌的物品上的喷射器；

(f) 用于产生处于大于一个大气压的压力下的蒸汽并将该蒸汽引入所述第一腔室内的装置；

(g) 用于在引入该蒸汽之前抽空所述第一腔室并在完成灭菌过程之后去除该蒸汽的泵；以及

(h) 用于检测所述第一腔室内电弧的产生并响应于此关闭所述第一微波辐射发生器的装置。

2. 根据权利要求 1 所述的灭菌设备，其特征在于，还包括能够去除病原体的过滤器以及用于通过所述过滤器排空所述密封腔室的装置。

3. 根据权利要求 2 所述的灭菌设备，其特征在于，所述过滤器包括高效微粒空气过滤器。

牙科和外科器械的微波辅助蒸汽灭菌

相关申请

本专利申请要求享有 Ravi Varma 在 2003 年 9 月 29 日递交、标题为“牙科和外科器械的微波辅助蒸汽灭菌”、系列号为 10/675,876 的美国专利申请的优先权，其教导或公开的全部内容结合于此作为参考。本申请为 Ravi Varma 和 Worth E.Vaughan 在 2002 年 2 月 8 日递交、标题为“牙科和外科器械的微波辅助蒸汽灭菌”、系列号为 10/071,340 的美国专利申请（2003 年 11 月 11 日公布的美国专利 US 6,646,241）的部分继续申请。

技术领域

本发明总体上涉及器械的灭菌（或消毒），尤其涉及在存在有蒸汽和液态水的情况下结合使用微波和热能进行牙科和外科（手术）器械以及其他物体的灭菌。

背景技术

当前，若干种器械灭菌方式正在被使用。最常用的是高压灭菌法，但该方法会慢慢地使锋利的金属器械钝化。在 1989 年 9 月 12 日授予 Bobby B. Childress 的标题为“自动灭菌器”的美国专利 No. 4,865,814 中，描述了一种在密封腔室内产生蒸汽的微处理器控制加热器。利用压力水平而不是温度来控制加热器。借助蒸汽的产生将空气排出灭菌腔室；但是，这种方法不能去除所有的空气。空气的存在会干扰在腔室内最佳所

需温度和压力情况下蒸汽的产生和维持，并引起腐蚀。使用蒸汽灭菌器的失败灭菌的情况是常见的。可通过蒸汽和少量空气的混合引发上述情况。

在 *J. Med. Assoc. Thailand* 83, 902 (2000) 中的 W. Swaddiwudhipong 等人的“关于术后眼内炎的发作的报告”中，报道了包含外科器械的高压灭菌的可能不足之处的外科灭菌中的缺陷。在 *Australian Dental Journal* 40, 197(1995)中的 N. W. Savage 和 L. J. Walsh 的“在牙科手术中的高压灭菌的使用”中，作者指出尽管高压灭菌是任何卫生保健设施中获得器械灭菌的绝对方法，但其有效性依赖于器械处理的有效预灭菌程序以及随后的高压灭菌的正确加载和操作。在 *Quintessence International* 29, 231(1998)中的 F. J. T. Burke 等人的“高压灭菌应用的高压灭菌实施和实践知识：选定的英国实践的调查”中报道了类似的发现。在 *J. Hospital Infection* 31, 25(1995)中的 M. Zaidi 等人的“墨西哥的消毒和灭菌实践”中，作者报道了在蒸汽灭菌器或干热灭菌器中使用过短的曝光时间将导致外科器械的灭菌无效。

还使用了大约 160°C 的热灭菌。但是，这种方法需要能够快速加热的热发生器，而这种热发生器通常不易获得，并且橡胶和弹性部件可能被损坏。化学灭菌技术具有以下缺陷，即在医院或牙科临床环境中必须处理和废弃诸如环氧乙烷或碱性戊二醛的有害材料。而且，灭菌时间很长。

已知可通过直接或间接使用微波进行医学和牙科器械的灭菌。在 1991 年 5 月 28 日授予 Barry S. Kutner 等人的标题为“用于材料的快速灭菌的方法和设备”的美国专利 No. 5,019,359 和 1991 年 8 月 13 授予 Barry S. Kutner 等人的标题为“用于对诸如牙科手机的物品进行灭菌的设备”的美国专利 No. 5,039,495 中，液态灭菌溶剂和将被灭菌的材料置于可密封、不渗透蒸汽的可折叠袋内。微波能量使灭菌溶剂蒸发并使器械暴露

在单一的蒸发灭菌剂或微波辐射和蒸发灭菌剂下。当与微波结合使用时，蒸发的灭菌剂能够防止产生电弧（起弧）并辅助对器械的灭菌。在 1995 年 5 月 23 日授予 Bernard A. McNulty 的标题为“微波供给能量的蒸汽压力产生器”的美国专利 No. 5,417,941 中描述了一种根据微波能量产生高温和高压蒸汽的装置。微波能量与引导结构相结合，以便将所有能量基本上传递到置于引导结构的端部的支架内所包含的反应流体。反应流体迅速蒸发并且所产生的蒸汽通过金属网筛扩散到高压腔室内，所述金属网筛也防止微波能量的传输。没有提及产生的温度和气压是否允许产生蒸汽灭菌、灭菌腔室在灭菌循环中是否不含空气、或者是否避免了金属部件产生电弧。

在 Biotech. Techniques 10, 145(1996)中的 Seigo Sato 等人的“微波辐射的非热杀死效应”中，描述了恒温下微波辐射的杀死效应。发现暴露于微波辐射的 *E. coli* 的死亡速率高于相同温度下常规热灭菌中所获得的死亡速率。在 J. Appl. Microbiol. 87, 396 (1999) 中的 C.B.A. Yeo 等人的“Heat Transfer Analysis Of Staphylococcus aureus On Stainless Steel With Microwave Radiation”中，作者示出了 *Staph. Aureus* 微波杀死图案主要是由于表面区域内吸收的微波能量的不锈钢基板所传递的热量所引起，并示出了微生物从入射的微波辐射直接吸收了少量的能量。在 61.4℃ 的情况下辐射 110 秒能够获得完全的细菌灭活。

因为上述器械反射微波能量，并且当置于微波场内时将产生电弧，所以金属器械在微波辅助灭菌过程中是成问题的。在 1997 年 2 月 4 日授予 Jeffery S. Held 和 Robert F. Schiffmann 的标题为“对金属外科器械进行微波灭菌并防止产生电弧的方法”的美国专利 No. 5,599,499 以及 1997 年 3 月 4 日授予 Jeffery S. Held 和 Robert F. Schiffmann 的标题为“防止产生电弧的外科器械的微波处理容器”的美国专利 No. 5,607,612 中，描述了

用于防止置于其中并经过微波辐射的金属物体产生电弧的容器。为了降低金属外科器械之间产生电弧的可能性，该容器包括其上以适当的距离分开设置有器械的托盘。此外，该容器具有至少一个用于吸收微波能量的表面，该能量撞击容器的外表面，以便将吸收的微波辐射转换成对器械进行灭菌的热量。为此使用氧化铁（即， Fe_2O_3 ）材料，并基本防止撞击容器的外表面的所有微波能量进入其中的空间容积内。

在 1989 年 8 月 29 日授予 Calice G. Courneya 的标题为“微波/蒸汽灭菌器”的美国专利 No. 4,861,956 中披露了一种微波/蒸汽灭菌器。作者指出灭菌器使包含孢子的潜在病原体与水化合，并在没有电弧和反射微波能量对微波源的自毁作用的情况下使其经受相对均匀的电磁能量。根据 Courneya 等人所述，微波能量用于蒸发水而形成蒸汽，所述蒸汽可被干孢子迅速吸收而使其易于被微波能量直接杀死。水蒸汽也保持充分少的电荷，从而抑制电弧和电火花的生产。灭菌器提供充足的可获取水来作为蒸汽，以允许干孢子与水化合而没有充满用作冷却剂的过多水，并防止在孢子内部形成过热蒸汽。期望的灭菌器的温度处于 98.9°C 的范围内。过多的蒸汽优选地吸附在腔室内的最冷区域上，即腔室壁上。因此，正被灭菌的器械上不会存在液态水。另外，基于高压灭菌的经验， 98.9°C 以及接近大气压的蒸汽对于器械的灭菌是不够的。

在国际公开日为 2000 年 10 月 5 日、标题为“用于外科和牙科设备灭菌/消毒的基于微波的装置”、Peter Nielsen 等人的 PCT/DK00/00146 中，发明人描述了基于微波的灭菌器的两个实施例。在一个实施例中，在托盘上放置工具并用微波辐射对其照射。在第二个实施例中，工具被放置在密封腔室内，所述腔室被放置在其中引入微波的容积内。与腔室流体相连的蒸汽冷凝器位于所述容积外，并允许腔室内从水池产生的水蒸气被排出腔室并被冷凝和返回到水池中，以便产生额外的蒸汽。教导了 130

°C时所需的压力为 3atm。

在 1985 年 7 月 22-25 日在巴西召开的关于微波技术的工业开发的国际会议上所发表的 ANAIS 会议录, 第 393-396 页, 13100-Campinas, Sao Paulo, Brazil 中, 在 Elias J. Abou-Kasam 等人的“湿气对微波电弧的影响”中, 作者指出潮湿空气降低了金属物体附近的电场; 湿度越高, 产生电弧的微波功率阈值越高。未讨论金属物体上的液态水层的电场效应。

如下文中所述, 如果在金属物体上存在水膜 (135°C 和 47psi 以及 2.45GHz 情况下的介电常数 $\epsilon_{\text{水}} \approx 46$), 对于相同的入射微波功率, 相对于位于相同温度、压力和微波频率情况下的过热蒸汽环境中 ($\epsilon_{\text{水}} \approx 1.01$) 的相同物体所需的电场, 物体所经受的电场被显著降低 (参见例如 NBS Circular 589(1958)中的 F. Buckley 和 A. A. Maryott)。根据 A. von Hippel, Wiley, New York (1954)的电介质和微波的第 41 页, 给出了微波功率公式, 即 $P \propto \epsilon E^2$, 其中 ϵ 为介质的介电常数, P 为入射的微波功率, E 为其中的电场。根据该公式, 可以看出, 对于施加的相同微波功率, $E_{\text{蒸汽}}^2/E_{\text{水}}^2 = \epsilon_{\text{水}}/\epsilon_{\text{蒸汽}} \approx 46/1.01$, 其中 $E_{\text{蒸汽}}$ 为存在蒸汽情况下金属物体所经受的电场, $E_{\text{水}}$ 为被覆有水的相同物体所经受的电场, 由此 $E_{\text{蒸汽}}/E_{\text{水}} \approx 7$ 。因此, 被覆水的物体所经受的电场小于存在蒸汽时相同物体所经受的电场的 7 倍, 并相应地降低了产生电弧的可能性。

因此, 本发明的一个目的是提供一种在存在有蒸汽和液态水而不产生电弧的情况下采用微波辐射和热能的结合有效地对外科和牙科器械灭菌的设备和方法。

本发明的另一个目的是提供一种在存在有蒸汽和液态水而不产生电弧的情况下采用微波辐射和热能的结合有效地对外科和牙科器械灭菌的设备和方法, 其中在灭菌过程之前从器械附近基本去除空气。

本发明的其他目的、优点和新颖特征将在以下描述中被部分说明,

并且对于本领域的技术人员而言，其它部分将根据随后的审阅而变得显而易见或可通过本发明的实践获知。本发明的目的和优点可根据所附权利要求中特别指出的器件和组合得以实现和获得。

发明内容

如在此体现和广泛描述的内容，为了获得前述和其他目的，并根据本发明的目标，本发明的灭菌设备包括：密封的第一腔室，其能够承受内部压力和真空，并具有用于引入和取出将被灭菌的物品的可密封开口；置于该第一腔室内以用于保持该将被灭菌的物品的至少一个托盘；第一微波辐射发生器；用于将该第一微波辐射发生器所产生的微波辐射引导至将被灭菌的物品上的第一波导管或波导件（waveguide）；用于将水滴引导至将被灭菌的物品上的喷射器；用于产生处于大于一个大气压的压力下的蒸汽并将该蒸汽引入该第一腔室内的装置；用于在引入该蒸汽之前抽空该第一腔室并在完成灭菌过程之后去除该蒸汽的泵；以及用于检测该第一腔室内电弧的产生并响应于此关闭该第一微波辐射发生器的装置。

优选地，设置有用于在灭菌过程之后或发生电源故障时从该腔室内排出蒸汽并使该蒸汽通过能够去除病原体（病菌）的过滤器的装置。

本发明的有利之处和优点包括在没有电弧产生的情况下对外科和牙科工具以及其他器具进行快速、完全的灭菌。

附图说明

结合于说明书中并形成其一部分的附图与说明书的文字描述一起给出了本发明的实施例，以用于解释本发明的原理。在附图中：

图1为本发明的灭菌器的示意图，其显示出使用两个独立的微波源，

其中一个微波源用于蒸发水，而另一个微波源用于为将被灭菌的器械提供微波能量。

图 2 为本发明的灭菌器的示意图，其显示出使用与微波分束器协作的单一微波源，以用于蒸发水并为将被灭菌的器械提供微波能量。

图 3 为图 2 中示出的微波分束器的剖面示意图。

图 4a 为用于本发明的压力盖和真空相容盖的快速打开和密封机构的示意性剖面侧视图，而图 4b 为其示意性剖面投影图。

图 5 为图 1 中所示本发明的设备的另一实施例的示意图，其示出了添加的电弧探测器/抑制器以及包含高效微粒空气过滤器（HEPA filter）的抽空系统。

图 6 为电弧探测器/抑制器的一实施例的示意图，其示出了光从图 5 的腔室到光电探测器的光纤传输以及用于根据（或响应）该电弧关闭灭菌器中的第一腔室内的微波源的微处理器。

图 7 为作为正常排空操作的一部分以及在电源出现故障的情况下用于通过高效微粒空气过滤器从灭菌腔室安全地排出蒸汽和其他气体的系统的示意图。

具体实施方式

简要地说，本发明包括单一或双圆柱状腔室的外科和牙科器械灭菌器。在抽空密封腔室以基本排出或去除其中的所有空气之后，通过利用在 $\geq 47\text{psi}$ 和 $\geq 135^\circ\text{C}$ 的条件下产生的蒸汽在将被灭菌的器械附近进行微波加热，液态水被迅速蒸发。微小（微米尺寸）的水滴从顶部和底部间歇地喷射到置于托盘上的器械上，以便完全润湿器械表面。作为一个实例，在 30-90 秒的水滴喷射持续时间之后，进行器械的顶部和底部表面的类似持续时间的脉冲微波辐射；该灭菌过程包括多个这种喷射/微波循环。

由于引入少量水不会影响所需的灭菌条件，因此能够在水喷射/微波闪现循环中维持灭菌器内的灭菌条件，其中所需的灭菌条件由杀死包括孢子的病原体所需的微波辐射增强的过热蒸汽提供；但是，由于液态水的存在，显著降低或完全消除了灭菌循环中暴露于微波辐射的外科和牙科器械表面的电弧产生。

现在详细参照本发明的优选实施例，在附图中示出了所述实施例的实例。在附图中，用相同的标号标注相似的构件。现在转至图 1，其示例性地示出了本发明使用两个独立微波源的实施例。示出了适于内部加压至 ≥ 47 psi 并加热至 $\geq 135^{\circ}\text{C}$ 的大致圆柱形腔室 10，其具有可密封、可移动（可拆卸）的压力与真空相容盖 12，所述盖与壁 14 的上部的一部分以及封闭的下部 16 密封连通。应当指出，如下文所讨论，腔室 10 可以呈任何形状，并且可以为能够承受 ≥ 47 psi 的内部压力、 $\geq 135^{\circ}\text{C}$ 的加热以及内部真空的任何材料。尽管可以使用其他坚固、耐高温和耐蒸汽的材料，优选地，该腔室 10 和盖 12 由不锈钢制成。腔室 10 被分成由金属网筛 22 分开的两个容积 18 和 20，所述金属网筛适于允许蒸汽在容积 18 和 20 之间自由通过，但不允许微波能量在它们之间通过。上部容积 18 包含其上放置有将被灭菌的物品的可移动托盘 24a 和 24b，并且蒸汽和微波能够通过该托盘；用于将器械附近迅速加热到所需温度的电加热装置 28a-28c；用于将脉冲微波辐射源 32 所产生的微波能量从这些物品的上方和下方引导至将被灭菌的物品 26 上的装置 30（窗 33 使微波源与腔室 10 内的苛刻条件隔离；以及喷射装置 34a-34d，其根据水控制阀 36 的控制将脉冲水滴细流喷射在将被灭菌的物品上。托盘 24a 和 24b 由微波可透过材料、如聚四氟乙烯（PTFE）制成。期望在 2.45GHz 的情况下 800W 和 1200W 之间的输出功率水平对于微波辐射源 32 而言是足够的。可以使用其他微波频率来获得相似的结果，但在 2.45GHz 附近已经开发出显

著有效的技术，因而能够很容易地获得此频率的设备。下部容积 20 包含用于保持水 40 的水箱 38，其可选地放置在 SiC 板 42 上；用于在水箱 38 内维持恒定水位的水的装置 44；用于将微波源 48 产生的微波能量引导到水箱 38 附近的装置 46，以便通过水 40 吸收微波辐射以及借助 SiC 板 42 传导从微波辐射中所吸收的热量来产生蒸汽。窗口 49 使微波源与腔室 10 内的苛刻环境隔离。尽管可以使用能够传递微波辐射并能够承受腔室内的压力、温度和真空的任意材料，但熔融石英为适用于该窗口的优选材料。金属网筛 22 的目的在于当被覆于将被灭菌的物品上的液态水允许在上部容积 18 内周期性蒸发时，防止需要蒸发水 40 的下部容积 20 内所存在的高能级连续微波辐射通过被灭菌的物品引发电弧。

在完成灭菌过程后，通过喷嘴 50a 和 50b 并借助气体控制阀 52 使干燥的氮气流过将被灭菌的物品 26，并通过排气阀（安全阀）54 被排放到外部。这样便起到快速冷却将被灭菌的物品以及使蒸汽排出腔室 10 的双重功效。利用真空泵 58 并通过阀 56 也能够抽空腔室 10。这使得可以在灭菌过程开始之前基本去除腔室 10 内的所有空气，并能够获得蒸汽压力 $\geq 47\text{psi}$ 、温度 $\geq 135^\circ\text{C}$ 的灭菌条件。

图 2 示出了本发明的一个实施例，其显示了与图 1 中所示的相似元件，但利用了单一的微波源 60 来加热水箱 38 内的水 40 以及照射托盘 24a 和 24b 中将被灭菌的物品 26。微波分束器 59 接收来自微波源 60 的微波辐射并将该辐射分成两部分：一部分通过窗口 61 引入，以用于加热水箱 38 内的水，而另一部分通过窗口 62 引入，以用于将被灭菌的物品 26 的脉冲辐射。窗口 61 和 62 保护分束器 59 和微波源 60 不受腔室 10 的苛刻环境的影响。

利用图 3 中描述的马达驱动叶片实现将被灭菌的物品的脉冲辐射。图 3 示出了微波分束器 59 的示意图。如上文所述，分束器 59 将来自微

波源 60 并通过微波源窗口 63 的微波辐射分成两部分。这可通过采用具有共用一个公共壁的两个微波波导腔室的分束器予以实现。第一腔室 64 通过窗口 61 引导连续的微波辐射，以在腔室 10 内产生蒸汽。腔室 64 的壁上的孔 66 允许微波能量进入第二腔室 68 内，所述第二腔室引导通过窗口 62 进入的辐射并使其照射在将被灭菌的物品上。可由能够传递微波辐射并能够承受灭菌腔经受的压力、温度和真空的任何材料制造窗口 61 和 62。为此，熔融石英为优选材料。由马达 74 驱动以打开和关闭孔 66 的金属叶片 72 提供物品 26 所需的脉冲微波辐射。应当理解，当利用大约 75% 的功率加热水而 25% 的功率被引导至将被灭菌的器械上时，微波源 60 以 2.45GHz 的频率输出的 800W 和 1200W 之间的输出功率足以实现上述两个功能。

现在转至图 4a 和 4b，其示意性地示出了图 1 和 2 的可移动、可密封的压力与真空相容盖 12 的剖面图。如上文所述，腔室 10 的圆形盖 12 包括适于被凸缘 80 中的凹槽 78 接纳的分段唇缘 76，所述凸缘被可密封地固定在壁 14 上，并且还包括用于接收密封 O 形环 84 的 O 形环凹槽 82。凸缘 80 位于上述凹槽 78 上方的部分在足够数量的位置 86 处被切除，以便在盖 12 的分段唇缘 76 的节段 88 正确定向并且腔室 10 内的压力近似等于腔室外部的压力时，盖 12 能够从腔室 10 抬起，以便获得通路。盖 12 可通过第一对准节段 88 和凸缘 80 的切除部分 86 锁定就位，并这样定位盖，以使得盖 12 的壁 90 接触 O 形环 84，接着围绕盖的轴线顺时针或逆时针旋转盖，直到节段 88 被实心部分 92 抓持在凸缘 80 的凹槽 78 内为止。手柄 94 便于凸缘 12 的所需移动。所示出的盖 12 为圆盘形，以便其能够更好地承受腔室 10 内的真空和压力。

本发明的灭菌腔室的典型操作循环如下：

(a) 将被灭菌的物品首先被装载到随后将放入灭菌腔室内的托盘

上，通过关闭盖密封所述腔室，并抽空包含处于环境压力下的空气的腔室的内部；

(b) 在抽空之后，将水引入腔室内的水托盘中，并启动一个或多个磁控管和辅助加热器；

(c) 监视系统的温度和压力，直到饱和蒸汽分别达到接近 135°C 和 47psi 的温度和压力为止，期望其大约需要 15 分钟；

(d) 按照选定的工作循环（占空度）、例如 30 秒和 90 秒之间的时间间隔将液态水喷射在将被灭菌的物品上，并接着在不发生喷射过程时利用脉冲辐射以类似的周期或时间段照射物品，随后的喷射和照射步骤形成一个循环；

(e) 在选定数量的喷射/照射循环之后，将蒸汽泵出或用氮气将其置换，并且氮气或干燥的空气以环境压力流过器械，直到器械达到大约 40°C 的温度为止。

期望所述灭菌过程需要大约 20 分钟。

图 5 示出了图 1 中所示本发明的设备的另一实施例的示意图，其示出了添加的电弧探测器 96 和抽空系统 98，该系统将在下文中予以详细说明，在腔室压力超过压力传感器 99 所测量的选定压力，即 65psi 气体/蒸汽压力时，或发生电源故障以及必须将腔室内的气体排出到大气中时，所述系统包括高效微粒空气过滤器。

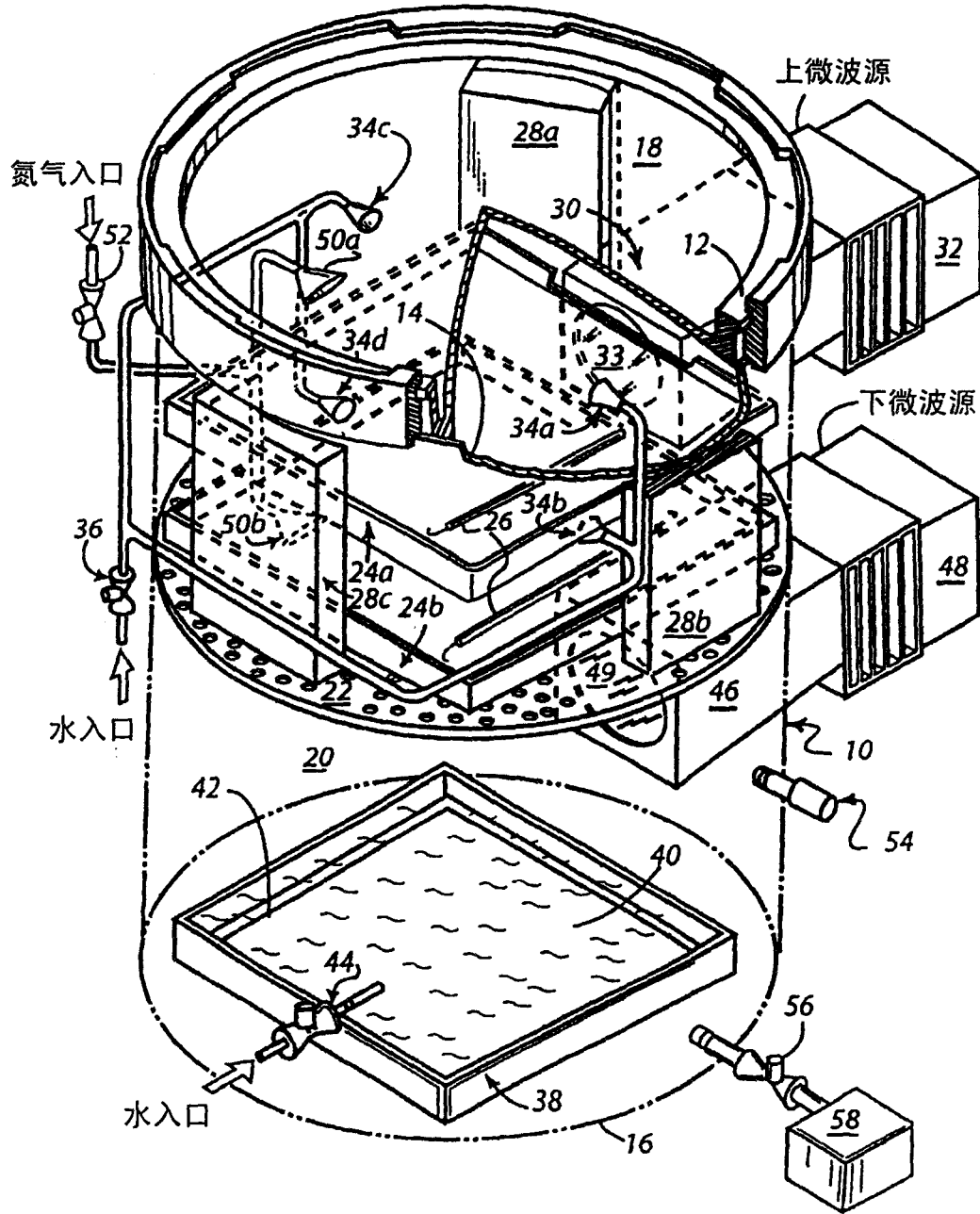
图 6 示出了图 5 中所示电弧探测器的一个实施例的示意图。光纤 100 通过上腔室壁 14 伸出，并适于接收腔室 10 内电弧放电所产生的光，并将任何接收到的光传递到光电探测器 102。电子器件/微处理器 104 接收来自光电探测器 102 的电子信号，并根据或响应电弧关闭为灭菌器 10 的上部容积 18 提供微波辐射的微波源 32。关闭微波源是一种自动故障保护系统响应，其允许在未对灭菌器或其内容物造成损坏的情况下定位并纠

正电弧源。期望能够响应超过 2-10 瓦特的光功率的器械火花放电（考虑到几何结构，30%的光被检测）关闭第一灭菌器腔室内的微波源 32。管 106、凸缘 108 以及光电探测器外壳 110 为光电探测器 102 提供真空、压力以及光密闭室。

图 7 示出了抽空系统 98 的示意图，该抽空系统作为常规排空操作的一部分以及在电源发生故障或腔室内压力过大的情况下通过高效微粒空气过滤器将蒸汽或其他气体从灭菌腔室 10 中安全地排出。该抽空系统 98 计划用于替换图 1 和 2 中所示的排气阀 54 以及图中示出的抽空阀 56 和泵 58。在操作中，压力传感器 99 可以被设定，以检测灭菌腔内的压力是否超过 65psi，在该点处，压力传感器 99 产生电信号，所述信号可被图中未示出的电子器件放大，并引导阀 114 和 116（其否则在灭菌腔 10 的操作过程中维持在关闭位置）到达其正常的打开位置。阀 114 和 116 在电源故障期间或常规灭菌器腔室排空操作期间也可以被打开。从灭菌腔室 10 排出的气体和蒸汽被引导通过高效微粒空气过滤器 122，从而防止残余的病原体排放到环境中。另外，在以上描述的灭菌器的排放操作过程中，阀 114 和 116 保持关闭，阀 118 保持关闭，而阀 120 打开，以允许泵 58 通过高效微粒空气过滤器 122 抽空腔室 10。在希望利用泵 58 直接抽空腔室 10 的情况下，阀 114 和 116 关闭，而阀 118 和 120 打开。

为说明和描述的目的，已经给出了本发明的前述描述，但这并不意味着其是详尽穷举的或将本发明限定于所披露的精确形式，并且很明显，根据上述教导可以进行一些修改和变型。例如，腔室可以具有除了圆柱形以外的其它形状，只要其能够承受超过 135°C 的温度以及超过 47psi 压力。此外，SiC 托盘可被任何微波吸收高温材料所替换，例如被四氧化三铁， Fe_3O_4 所替换。除金属物品外，将被灭菌的物品也可包括能够容忍上述灭菌条件的陶瓷或塑料材料。

上述实施例被选择和描述，以最好地解释本发明的原理及其实际应用，从而使本领域的技术人员能够以不同的实施方式以及适于预期的特殊用途的各种修改最好地使用本发明。本发明的范围由所附的权利要求所限定。



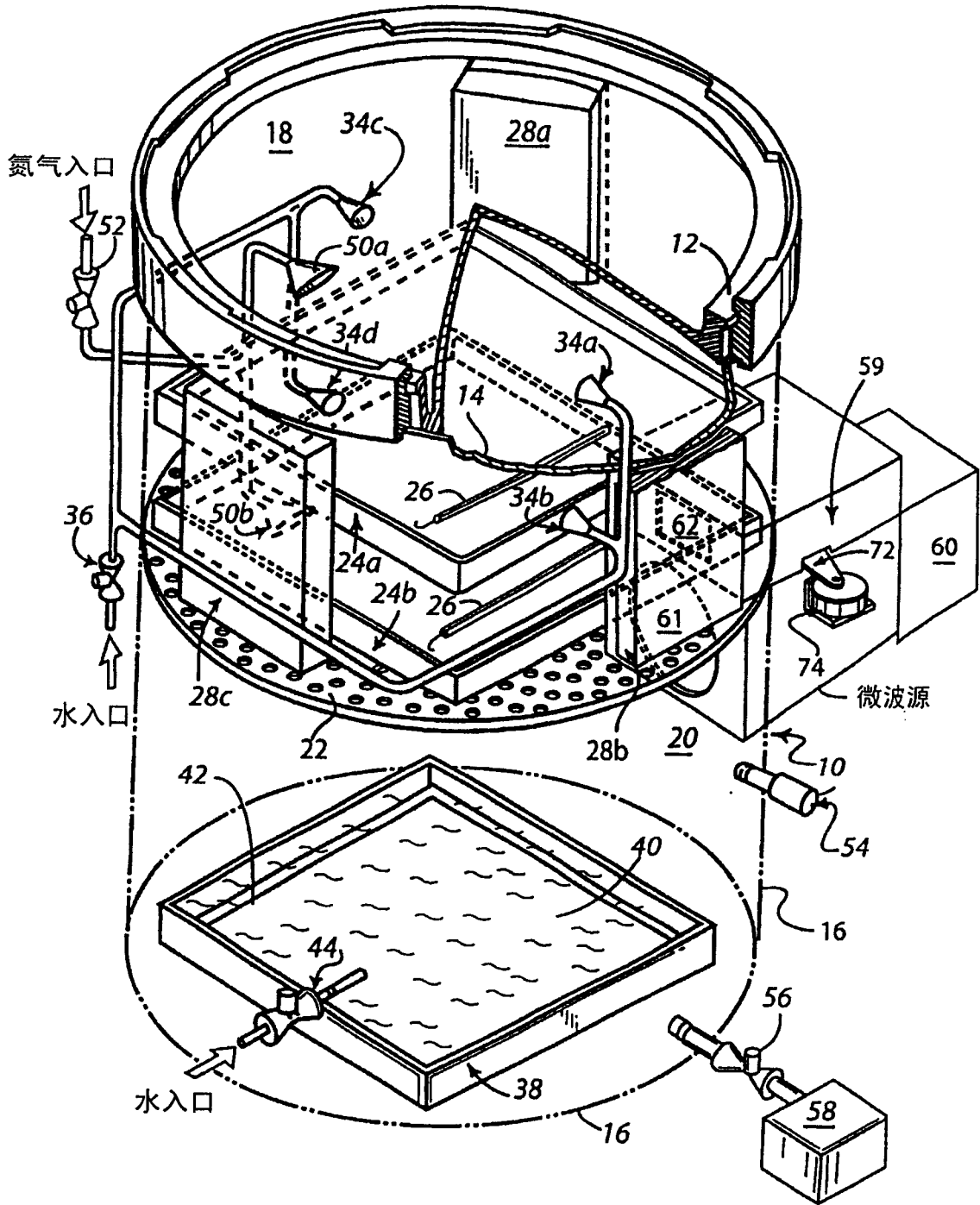


图2

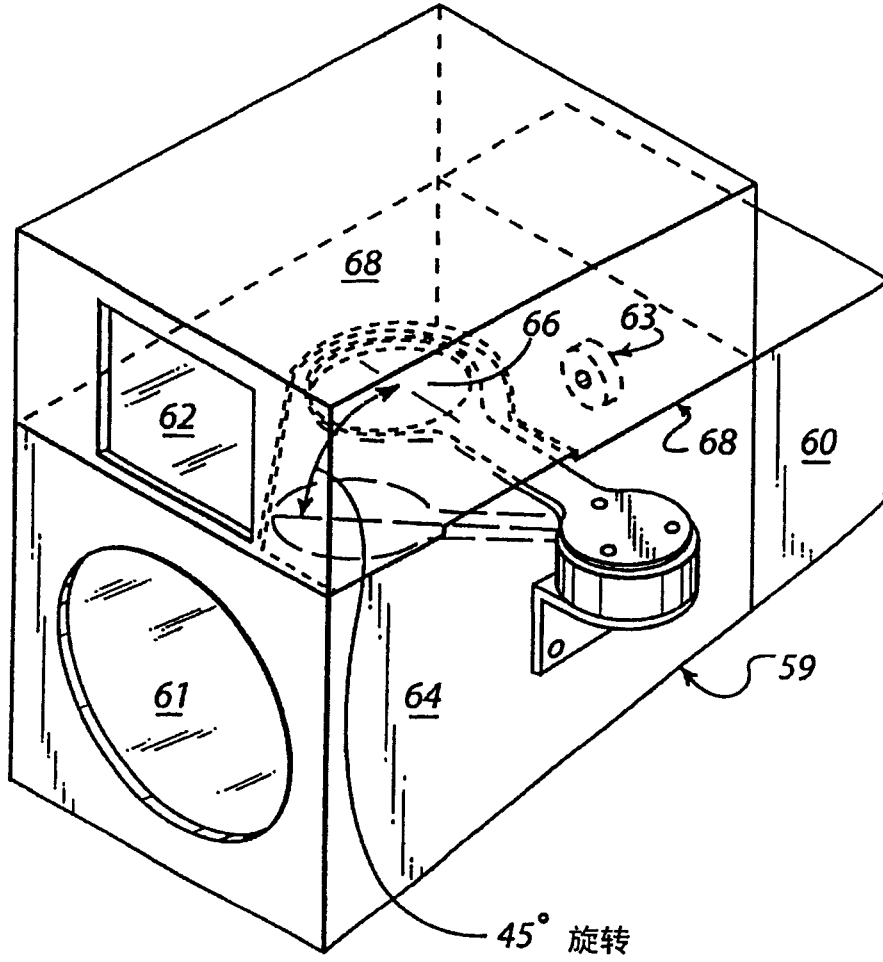


图3

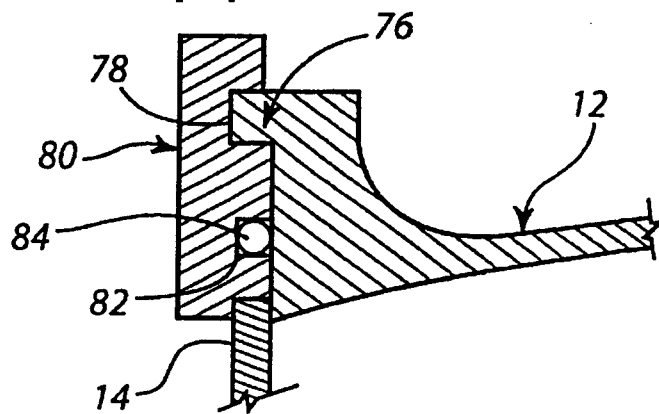


图4a

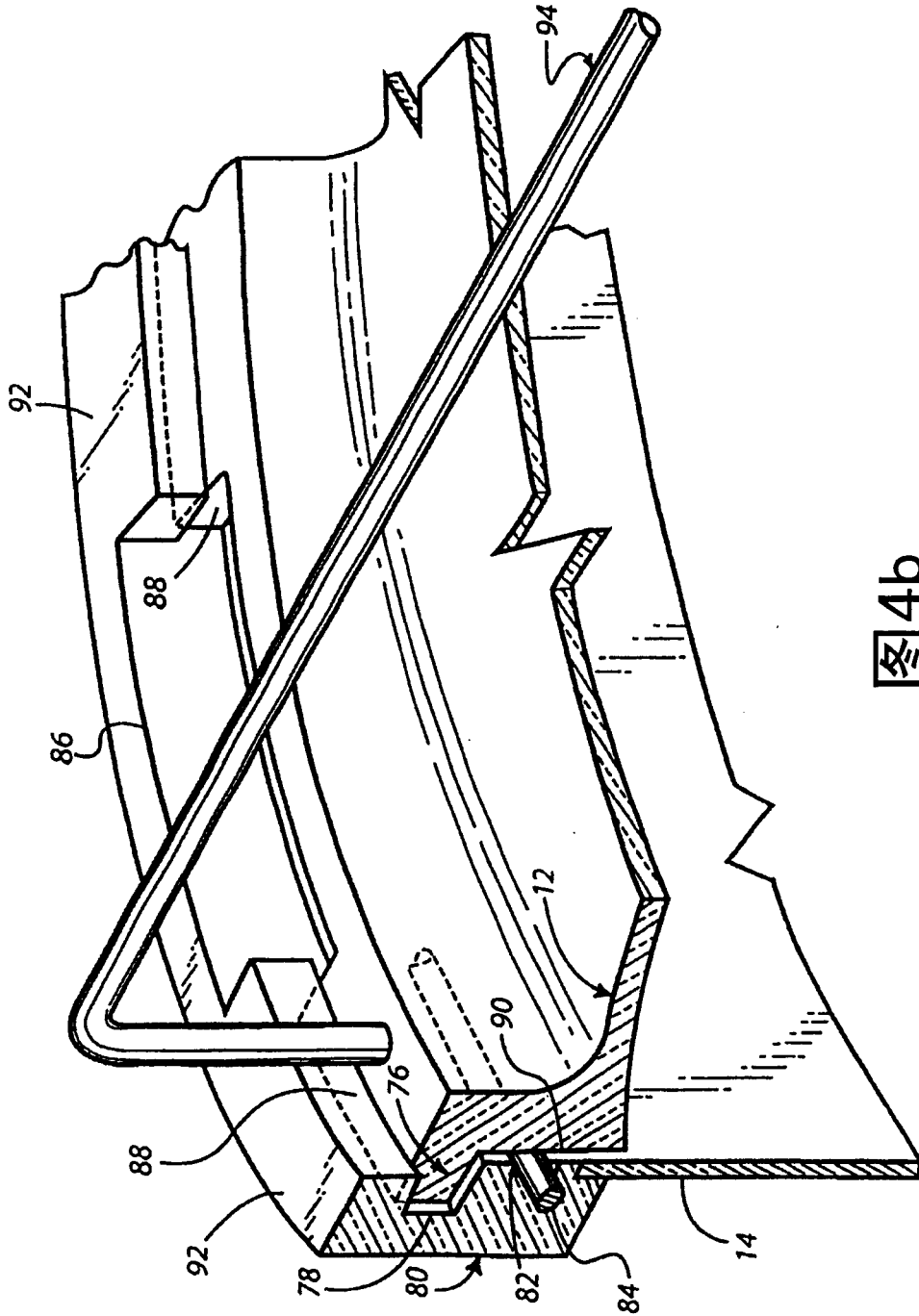


图4b

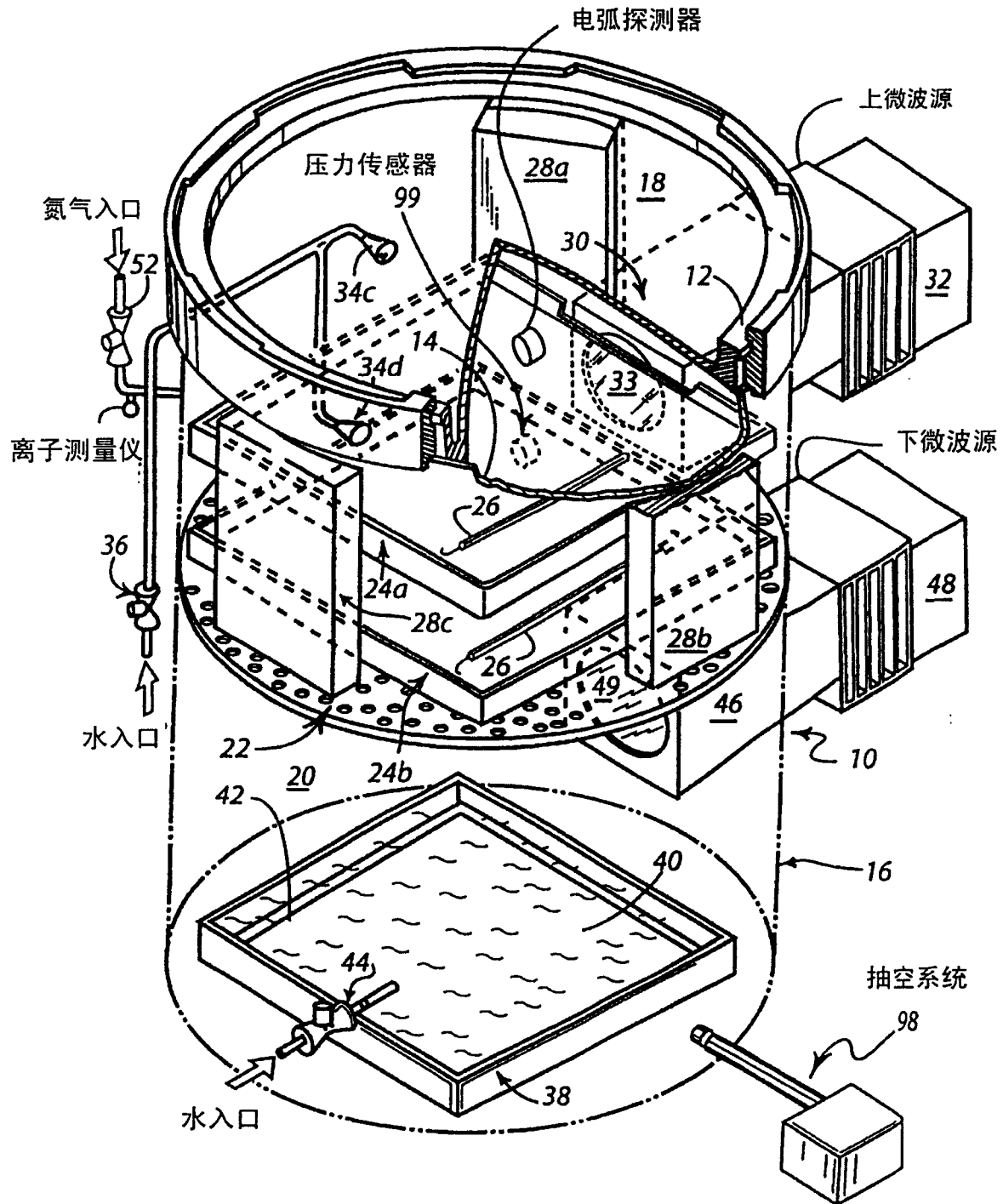


图5

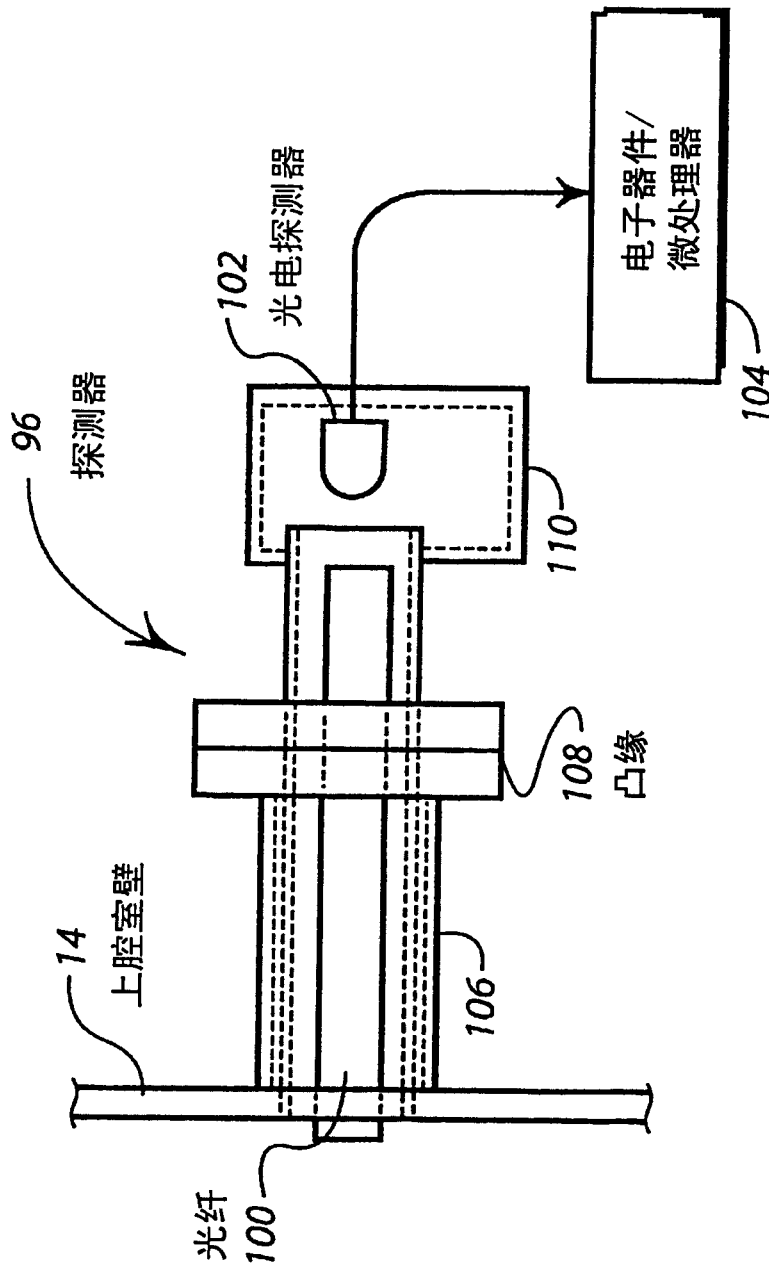


图6

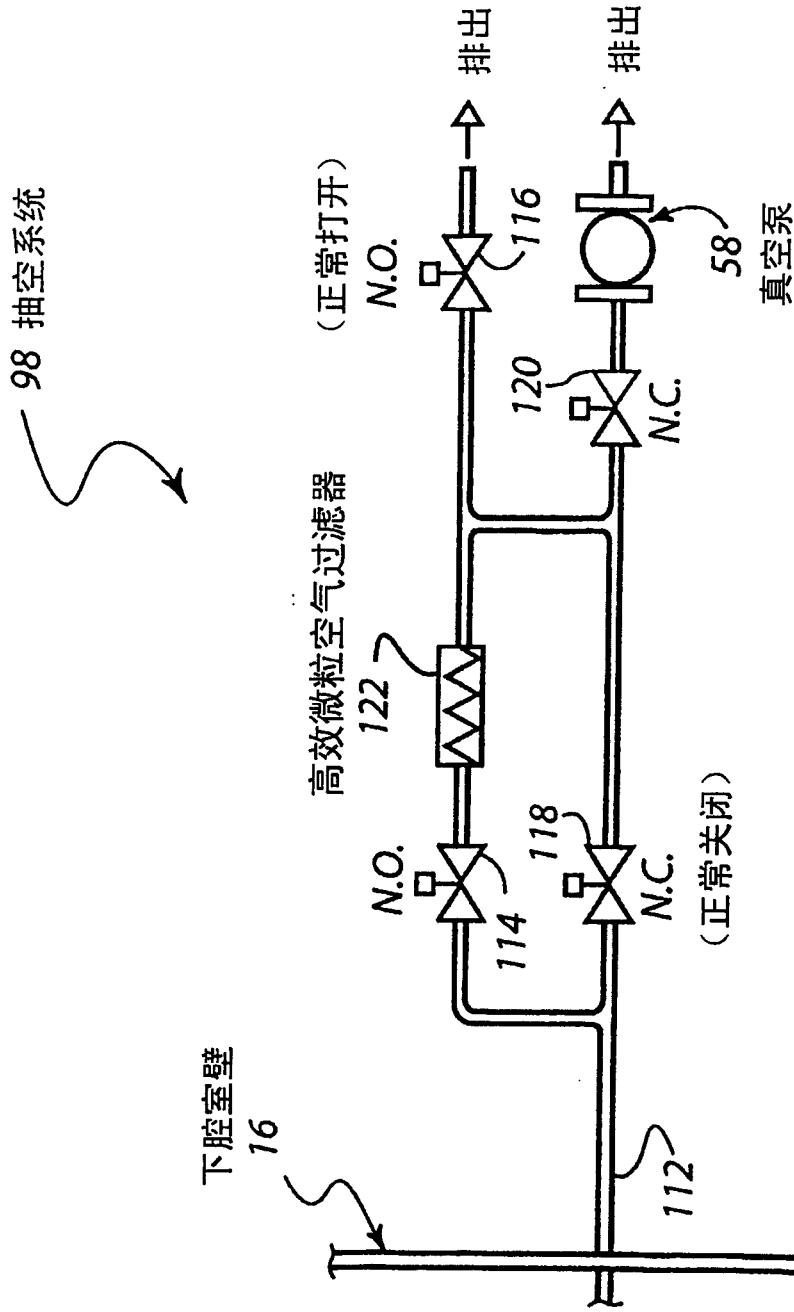


图7