



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104707263 B

(45)授权公告日 2017.09.12

(21)申请号 201510013609.7

(22)申请日 2008.12.12

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 104707263 A

(43)申请公布日 2015.06.17

(30)优先权数据

61/013274 2007.12.12 US

61/045937 2008.04.17 US

PCT/US08/60935 2008.04.18 US

PCT/US08/60922 2008.04.18 US

PCT/US08/60929 2008.04.18 US

PCT/US08/60940 2008.04.18 US

12/107025 2008.04.21 US

61/196948 2008.10.22 US

(62)分案原申请数据

200880126637.8 2008.12.12

(73)专利权人 美丽华实验室公司

地址 美国加利福尼亚州

(72)发明人 J.E.约翰逊 M.E.迪姆

D.弗朗西斯 S.金 A.萨拉米尼

T.苏 P.史密斯 D.哈洛克

Y.本-海姆 S.萨拉夫

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
72001

代理人 胡斌

(51)Int.Cl.

A61N 5/02(2006.01)

A61B 18/18(2006.01)

(56)对比文件

CN 1688363 A, 2005.10.26,

CN 1781462 A, 2006.06.07,

US 2004049251 A1, 2004.03.11,

US 2007179482 A1, 2007.08.02,

US 2004243200 A1, 2004.12.02,

审查员 梁丽霞

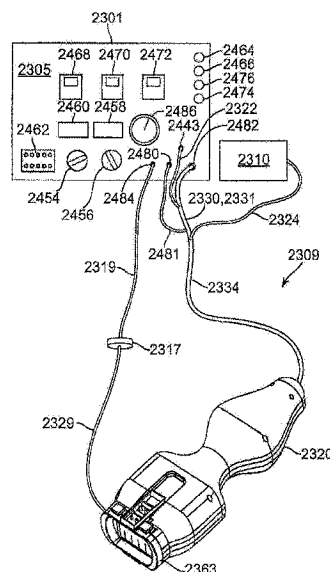
权利要求书2页 说明书44页 附图51页

(54)发明名称

能量传播系统

(57)摘要

本发明涉及一种能量传播系统,包括:能量传播施放器,位于所述施放器远端的一次性接口,天线结构以及冷却回路。



1. 一种能量传播系统,包括:

能量传播施放器(2320);

位于所述施放器远端的一次性接口,所述一次性接口包括:

位于所述一次性接口(2363)的远端的组织腔(2338),所述组织腔(2338)包括位于其远端的柔软构件(2375),所述柔软构件(2375)定位在组织腔(2338)的外边缘周围以提供皮肤和所述组织腔(2338)之间的密封;

位于所述一次性接口(2363)的近端的施放器腔(2346);

连接所述组织腔(2338)和所述施放器腔(2346)的真空回路(2341),所述真空回路(2341)连接到真空压力源;

形成组织生物屏障(2337)的柔性膜,所述组织生物屏障(2337)将所述组织腔(2338)和所述施放器腔(2346)分隔,所述组织生物屏障(2337)是可透过微波能量的介电材料;

形成施放器生物屏障(2332)的膜过滤器,所述施放器生物屏障(2332)位于所述组织腔(2338)和所述施放器腔(2346)之间的真空回路(2341)中,以均衡组织腔(2338)和施放器腔(2346)中的真空压力;以及

位于所述施放器腔(2346)的近端的真空密封件(2348),当施放器(2320)位于所述施放器腔(2346)中时,所述真空密封件(2348)被定位成密封所述施放器腔(2346),

天线结构(2364),其包括被设置成通过所述施放器的所述远端传播能量的至少一个天线孔隙,以及

包括冷却板(2340)的冷却回路(2376),其中所述冷却回路的至少一部分被置于所述天线和所述施放器的所述远端之间。

2. 根据权利要求1所述的能量传播系统,其中所述天线包括:

多个天线;

被设置成向所述多个天线传播所述能量的分配元件(2357)。

3. 根据权利要求2所述的能量传播系统,其中所述分配元件包括微波开关(2357)。

4. 根据权利要求2所述的能量传播系统,其中所述分配元件包括功率分配器(2357)。

5. 根据权利要求1所述的能量传播系统,其中所述能量传播施放器还包括:

位于所述孔隙和所述施放器的所述远端之间的散射元件(2378)。

6. 根据权利要求1所述的能量传播系统,其中所述冷却回路还包括:

位于所述天线孔隙和所述冷却板的近端侧之间的冷却腔(2360)。

7. 根据权利要求1所述的能量传播系统,其中所述天线结构包括波导组件(2358),所述波导组件包括被设置成通过所述施放器的所述远端传播能量的多个天线孔隙。

8. 根据权利要求7所述的能量传播系统,其中所述波导组件包括:

位于天线支架(2374)内的多个波导天线(2364);

被设置成向所述多个天线传播所述能量的分配元件。

9. 根据权利要求8所述的能量传播系统,其中所述分配元件包括微波开关。

10. 根据权利要求8所述的能量传播系统,其中所述分配元件包括功率分配器。

11. 根据权利要求7所述的能量传播系统,其中所述能量传播施放器还包括:

位于所述孔隙和所述施放器的所述远端之间的多个散射元件。

12. 根据权利要求7所述的能量传播系统,其中所述冷却回路还包括位于所述天线孔隙

和所述冷却板的近端侧之间的冷却腔。

13. 根据权利要求12所述的能量传播系统,其中所述波导组件包括:

位于天线支架内的多个波导天线;

被设置成向所述多个天线传播所述能量的分配元件。

14. 根据权利要求13所述的能量传播系统,其中所述冷却回路还包括在所述天线支架内的冷却通路,所述冷却通路连接于所述冷却腔。

15. 根据权利要求7所述的能量传播系统,其中所述冷却板包括:

近端表面;

远端表面;

在所述远端表面内的一个或更多个热电偶沟槽;以及

位于所述热电偶沟槽内的一个或更多个热电偶。

16. 根据权利要求15所述的能量传播系统,其中所述热电偶沟槽被设置成平行于当所述传播的能量是微波能量时由所述波导组件发射的E-场。

17. 根据权利要求16所述的能量传播系统,其中所述微波能量以TE₁₀模式被传播。

能量传播系统

[0001] 本申请为分案申请,原申请的申请号为200880126637.8,申请日为2008年12月12日,发明名称为“一次性医疗设备及其系统”。

[0002] 相关申请

[0003] 本申请要求2008年10月22日提交的名称为“SYSTEMS AND METHODS FOR CREATING AN EFFECT USING MICROWAVE ENERGY TO SPECIFIED TISSUE, SUCH AS SWEAT GLANDS”的美国临时专利申请第61/196,948号的权益,在此将其全部内容并入本文作为参考。

[0004] 本申请也是2008年4月21日提交的名称为“SYSTEMS AND METHODS FOR CREATING AN EFFECT USING MICROWAVE ENERGY TO SPECIFIED TISSUE”的共同未决美国专利申请第12/107,025号的部分继续申请,该共同未决美国专利申请要求2007年4月19日提交的名称为“METHODS AND APPARATUS FOR REDUCING SWEAT PRODUCTION”的美国临时专利申请第60/912,899号、2007年12月12日提交的名称为“METHODS, DEVICES AND SYSTEMS FOR NON-INVASIVE DELIVERY OF MICROWAVE THERAPY”的美国临时专利申请第61/013,274号以及2008年4月17日提交的名称为“SYSTEMS AND METHODS FOR CREATING AN EFFECT USING MICROWAVE ENERGY IN SPECIFIED TISSUE”的美国临时专利申请第61/045,937号的权益。在此所有上述优先权申请的全部内容专门并入本文作为参考。

[0005] 共同未决美国专利申请第12/107,025号也要求2008年4月18日提交的名称为“METHODS AND APPARATUS FOR SWEAT PRODUCTION”的PCT申请第PCT/US08/60935号、2008年4月18日提交的名称为“METHODS, DEVICES, AND SYSTEMS FOR NON-INVASIVE DELIVERY OF MICROWAVE THERAPY”的PCT申请第PCT/US08/60929号以及2008年4月18日提交的名称为“SYSTEMS AND METHODS FOR CREATING AN EFFECT USING MICROWAVE ENERGY TO SPECIFIED TISSUE”的PCT申请第PCT/US08/60940号以及2008年4月18日提交的名称为“SYSTEMS AND METHODS FOR CREATING AN EFFECT USING MICROWAVE ENERGY TO SPECIFIED TISSUE”的PCT申请第PCT/US08/60922号的优先权。在此所有上述优先权申请的全部内容专门并入本文作为参考。

技术领域

[0006] 本申请涉及无创微波传输治疗的方法、设备和系统。具体地,本申请涉及向患者的表皮组织、真皮组织和皮下组织无创地传输能量(例如微波能量)以便实现各种治疗效果和/或美学效果的方法、设备和系统。

背景技术

[0007] 公知的是,基于能量的疗法可以施用于遍布身体的组织以便实现多种的治疗效果和/或美学效果。仍需要改进这些基于能量的疗法的有效性并且在具有最小化不利副作用或不适的情况下提供增强的治疗效果。

发明内容

[0008] 本发明提供了如下能量传播系统：

[0009] 方案1：一种能量传播系统，包括：能量传播施放器；位于所述施放器远端的一次性接口，所述一次性接口包括：位于所述一次性接口的远端的组织腔，所述组织腔包括位于其远端的柔软构件，所述柔软构件定位在组织腔的外边缘周围以提供皮肤和所述组织腔之间的密封；位于所述一次性接口的近端的施放器腔；连接所述组织腔和所述施放器腔的真空回路，所述真空回路连接到真空压力源；形成组织生物屏障的柔性膜，所述组织生物屏障将所述组织腔和所述施放器腔分隔，所述组织生物屏障是可透过微波能量的介电材料；形成施放器生物屏障的膜过滤器，所述施放器生物屏障位于所述组织腔和所述施放器腔之间的真空回路中，以均衡组织腔和施放器腔中的真空压力；以及位于所述施放器腔的近端的真空密封件，当施放器位于所述施放器腔中时，所述真空密封件被定位成密封所述施放器腔；天线结构，其包括被设置成通过所述施放器的所述远端传播能量的至少一个天线孔隙，以及包括冷却板的冷却回路，其中所述冷却回路的至少一部分被置于所述天线和所述施放器的所述远端之间。

[0010] 方案2：根据方案1所述的能量传播系统，其中所述天线包括：多个天线；被设置成向所述多个天线传播所述能量的分配元件。

[0011] 方案3. 根据方案2所述的能量传播系统，其中所述分配元件包括微波开关。

[0012] 方案4. 根据方案2所述的能量传播系统，其中所述分配元件包括功率分配器。

[0013] 方案5. 根据方案1所述的能量传播系统，其中所述能量传播施放器还包括：

[0014] 位于所述孔隙和所述施放器的所述远端之间的散射元件。

[0015] 方案6. 根据方案1所述的能量传播系统，其中所述冷却回路还包括：

[0016] 位于所述天线孔隙和所述冷却板的近端侧之间的冷却腔。

[0017] 方案7. 根据方案1所述的能量传播系统，其中所述天线结构包括波导组件，所述波导组件包括被设置成通过所述施放器的所述远端传播能量的多个天线孔隙。

[0018] 方案8. 根据方案7所述的能量传播系统，其中所述波导组件包括：

[0019] 位于天线支架内的多个波导天线；

[0020] 被设置成向所述多个天线传播所述能量的分配元件。

[0021] 方案9. 根据方案8所述的能量传播系统，其中所述分配元件包括微波开关。

[0022] 方案10. 根据方案8所述的能量传播系统，其中所述分配元件包括功率分配器。

[0023] 方案11. 根据方案7所述的能量传播系统，其中所述能量传播施放器还包括：

[0024] 位于所述孔隙和所述施放器的所述远端之间的多个散射元件。

[0025] 方案12. 根据方案7所述的能量传播系统，其中所述冷却回路还包括位于所述天线孔隙和所述冷却板的近端侧之间的冷却腔。

[0026] 方案13. 根据方案12所述的能量传播系统，其中所述波导组件包括：

[0027] 位于天线支架内的多个波导天线；

[0028] 被设置成向所述多个天线传播所述能量的分配元件。

[0029] 方案14. 根据方案13所述的能量传播系统，其中所述冷却回路还包括在所述天线支架内的冷却通路，所述冷却通路连接于所述冷却腔。

[0030] 方案15. 根据方案7所述的能量传播系统，其中所述冷却板包括：

[0031] 近端表面；

- [0032] 远端表面；
- [0033] 在所述远端表面内的一个或多个热电偶沟槽；以及
- [0034] 位于所述热电偶沟槽内的一个或多个热电偶。
- [0035] 方案16. 根据方案15所述的能量传播系统，其中所述热电偶沟槽被设置成平行于当所述传播的能量是微波能量时由所述波导组件发射的E-场。
- [0036] 方案17. 根据方案16所述的能量传播系统，其中所述微波能量以TE₁₀模式被传播。

附图说明

- [0037] 结合附图，从优选实施例的下述详细说明中可以理解本发明，其中：
- [0038] 图1是根据本发明的一种实施例的包括发生器、施放器和一次性器件(disposable)的系统的示意图。
- [0039] 图2是根据本发明的一种实施例的施放器和一次性器件的立体图。
- [0040] 图3是图2所示的施放器和一次性器件的远端的端视图。
- [0041] 图4是图2所示的施放器和一次性器件的分解立体图。
- [0042] 图5是根据本发明的一种实施例的一次性器件的立体图。
- [0043] 图6是沿图5所示的一次性器件的E-E截取的剖视图。
- [0044] 图7是根据本发明的一种实施例的天线支架的立体图。
- [0045] 图8是沿图7所示的天线支架的K-K截取的剖视图。
- [0046] 图9是根据本发明的一种实施例的天线阵列和一次性器件的立体图。
- [0047] 图10是沿图9所示的天线阵列和一次性器件的A-A截取的剖视图。
- [0048] 图11是沿图9所示的天线阵列和一次性器件的B-B截取的剖视图。
- [0049] 图12是根据本发明的一种实施例的天线阵列的立体图。
- [0050] 图13是沿图12所示的天线阵列的C-C截取的剖视图。
- [0051] 图14是沿图12所示的天线阵列的D-D截取的剖视图。
- [0052] 图15是沿图12所示的天线阵列的远端部分的C-C截取的剖视图。
- [0053] 图16示出了根据本发明的一种实施例的冷却板和热电偶。
- [0054] 图17是沿图16所示的冷却板和热电偶的一部分的J-J截取的剖视图。
- [0055] 图18是沿图16所示的冷却板和热电偶的一部分的J-J截取的剖视图。
- [0056] 图19是根据本发明的一种实施例的天线阵列、冷却剂腔、分隔肋和散射元件的立体端视图。
- [0057] 图20是图19所示的天线阵列、冷却剂腔、分隔肋和散射元件的端视图。
- [0058] 图21是根据本发明的一种实施例的施放器和一次性器件的立体图。
- [0059] 图22是图21所示的施放器和一次性器件的远端的端视图。
- [0060] 图23是图21所示的施放器的分解立体图。
- [0061] 图24是图21所示的施放器的剖视图。
- [0062] 图25是根据本发明的一种实施例的一次性器件的远端的视图。
- [0063] 图26是图25所示的一次性器件的近端侧的视图。
- [0064] 图27是图26所示的一次性器件的近端侧的第一段的视图。

- [0065] 图28是图26所示的一次性器件的近端侧的第二段的视图。
- [0066] 图29是沿图25所示的一次性器件的H-H截取的剖视图。
- [0067] 图30是图29所示的一次性器件的一段的视图。
- [0068] 图30A是根据本发明的可替代实施例在图29中示出的一次性器件的一段的视图。
- [0069] 图30B是根据本发明的可替代实施例在图29中示出的一次性器件的一段的视图。
- [0070] 图31是根据本发明的一种实施例的天线支架的立体图。
- [0071] 图32是沿图31所示的天线支架的F-F截取的立体剖视图。
- [0072] 图33是沿图31所示的天线支架的F-F截取的侧剖视图。
- [0073] 图34是沿图31所示的天线支架的一段的I-I截取的立体剖视图。
- [0074] 图35是根据本发明的一种实施例的天线阵列的立体图。
- [0075] 图36是沿图35所示的天线阵列的I-I截取的剖视图。
- [0076] 图37是图36所示的天线阵列的剖视图的第一段的视图。
- [0077] 图38是图36所示的天线阵列的剖视图的第二段的立体图。
- [0078] 图39是图36所示的天线阵列的剖视图的第三段的视图。
- [0079] 图40是没有冷却板的图35所示的天线阵列的端视图。
- [0080] 图41是根据本发明的一种实施例的波导组件的立体图。
- [0081] 图42是图41所示的波导组件的侧视图。
- [0082] 图43是沿图41所示的波导组件的G-G截取的剖视图。
- [0083] 图44是图43所示的波导组件的剖视图的一段的视图。
- [0084] 图45是根据本发明的一种实施例的波导组件的可替代实施例的侧视图。
- [0085] 图46是图45所示的波导组件的剖视图。
- [0086] 图47是根据本发明的一种实施例的系统的示意图。
- [0087] 图48是根据本发明的一种实施例的微波链的示意图。
- [0088] 图49是根据本发明的一种实施例的控制器的示意图。
- [0089] 图50是根据本发明的一种实施例的后面板的示意图。
- [0090] 图51是根据本发明的一种实施例的前面板的示意图。
- [0091] 图52是根据本发明的一种实施例的真空源的示意图。
- [0092] 图53是根据本发明的一种实施例的微波控制电路的示意图。
- [0093] 图54-58是根据本发明的一种实施例的患者定位设备的示意图。
- [0094] 图59是根据本发明的一种实施例的治疗样板的示意图。
- [0095] 图60是根据本发明的一种实施例的接合了组织的医疗装置的简单剖视图。
- [0096] 图61示出了根据本发明的一种实施例的医疗装置的组织轮廓和简化图。
- [0097] 图62示出了根据本发明的一种实施例的医疗装置的组织轮廓和简化图。
- [0098] 图63示出了根据本发明的一种实施例的医疗装置的组织轮廓和简化图。
- [0099] 图64示出了根据本发明的一种实施例的医疗装置的组织轮廓和简化图。

具体实施方式

[0100] 虽然本公开内容具体而精确到使得本领域技术人员能够实施本发明,不过这里公开的有形实施例仅用于例示出本发明且本发明可以被实施为其他特定结构。虽然已经描述

了优选实施例,不过在不背离权利要求所限定的本发明的情况下,可以对细节进行修改。

[0101] 图1是根据本发明的一种实施例的系统2309的示图,该系统2309包括发生器2301、施放器2320(也可以被称为可重复使用件)以及一次性器件2363。根据本发明的一种实施例,发生器2301将在5.775至5.825 GHz的ISM带宽内运行。根据本发明的一种实施例,发生器2301包括电路以便设定和控制输出功率;测量正向和逆向功率以及设定报警。根据本发明的一种实施例,发生器2301可以具有以5.8 GHz为中心的频率。根据本发明的一种实施例,发生器2301在50欧姆负载测量时可以具有在40至100瓦特之间的功率输出。根据本发明的一种实施例,发生器2301可以具有正/负3瓦特的功率精度。根据本发明的一种实施例,一次性器件2363和施放器2320可以被形成为可分离的两个单元。根据本发明的一种实施例,一次性器件2363和施放器2320可以被形成为单个单元。根据本发明的一种实施例,当结合在一起时,一次性器件2363和施放器2320可以形成医疗装置2300。根据本发明的一种实施例,发生器2301可以是微波发生器。根据本发明的一种实施例,可以是一次性器件2363组织头。根据本发明的一种实施例,在系统2309中,施放器2320可以被施放器缆线2334连接到发生器2301。根据本发明的一种实施例,在系统2309中,施放器缆线2334可以包括冷却剂导管2324、能量电缆2322、冷却剂热电偶电线2331、冷却板热电偶电线2330和天线开关信号2481。根据本发明的一种实施例,在系统2309中,冷却剂导管2324可以被连接到冷却剂源2310(该冷却剂源2310可以是例如可从ThermoTek, Inc获得的带有8 psi泵的Nanotherm工业再循环冷却器)。根据本发明的一种实施例,在系统2309中,能量电缆2322可以被微波输出连接器2443连接到发生器2301。根据本发明的一种实施例,在系统2309中,天线开关信号2481可以被天线开关连接器2480连接到发生器2301。根据本发明的一种实施例,在系统2309中,一次性器件2363可以被真空管2319连接到发生器2301,该真空管2319可以包括例如是疏水过滤器的发生器生物屏障2317。根据本发明的一种实施例,在系统2309中,真空管2319可以被真空端口连接器2484连接到发生器2301。根据本发明的一种实施例,在系统2309中,发生器2301的前面板2305可以包括功率控制旋钮2454、真空控制旋钮2456、天线选择开关2462(可以包括显示元件和选择开关)、真空计量器2486、天线温度显示器2458、冷却剂温度显示器2460、预冷计时器2468(可以包括显示元件和时间设定元件)、能量计时器2470(可以包括显示元件和时间设定元件)以及后冷却计时器2472(可以包括显示元件和时间设定元件)。根据本发明的一种实施例,如果测量信号超出前面板2305上的功率控制旋钮2454设定的请求功率的规范,则误差信号被发送到发生器2301的控制器2302。根据本发明的一种实施例,如果测量的逆向功率大于对测量的逆向功率的预设限制,则误差信号被发送到控制器2302。根据本发明的一种实施例,如果测量的逆向功率大于近似二十五瓦特,则误差信号被发送到控制器2302。根据本发明的一种实施例,真空管2319可以包括柔性真空软管2329和发生器生物屏障2317。根据本发明的一种实施例,柔性真空软管2329适于收集可能会从一次性器件2363漏出从而不会到达发生器2301的流体,例如汗或血。根据本发明的一种实施例,发生器生物屏障2317可以包括疏水过滤器来阻止流体进入发生器2301的真空端口连接器2484。根据本发明的一种实施例,发生器生物屏障2317可以包括疏水过滤器,例如可从Milipore获得的由0.45微米疏水PTFE制成的Millex FH过滤器。根据本发明的一种实施例,发生器生物屏障2317可以位于柔性软管内。根据本发明的一种实施例,施放器缆线2334可以将发生器2301连接于施放器2320。根据本发明的一种实施例,施放器缆线2334

可以包括冷却剂导管2324、能量电缆2322、天线开关信号2481、冷却板热电偶电线2330和冷却剂热电偶电线2331。根据本发明的一种实施例,施放器缆线2334还可以包括热电偶阵列电缆。根据本发明的一种实施例,冷却剂导管2324可以将冷却流体从冷却剂源2310输送到施放器2320。根据本发明的一种实施例,施放器缆线2334可以将微波开关选择数据输送到施放器2320并且将温度数据从施放器2320中的热电偶输送到发生器2301。根据本发明的一种实施例,施放器缆线2334可以包括一个或更多个单独的缆线和连接器。根据本发明的一种实施例,发生器连接器可以被设计成并适用于将施放器缆线2334连接于发生器2301,包括用于冷却流体导管、天线开关控制、热电偶和主微波连接器的连接。

[0102] 图2是根据本发明的一种实施例的施放器2320和一次性器件2363的立体图。根据本发明的一种实施例,施放器2320可以被闩锁机构2365附连于一次性器件2363。根据本发明的一种实施例,施放器2320可以包括施放器缆线2334。根据本发明的一种实施例,一次性器件2363可以包括真空管2319、组织腔2338和组织交界表面2336。根据本发明的一种实施例,组织腔2338可以是目标组织可被定位以便重点治疗的空穴。根据本发明的一种实施例,组织交界表面2336可以包括组织生物屏障2337、真空端口2342和真空通道2350。根据本发明的一种实施例,真空端口2342可以位于组织交界表面2336的外边缘周围。根据本发明的一种实施例,真空端口2342可以被设置成彼此基本等距。根据本发明的一种实施例,真空端口2342可以围绕交界表面被平均设置。根据本发明的一种实施例,真空端口2342可以围绕组织生物屏障。根据本发明的一种实施例,真空端口2342可以被定位在距腔壁2354预定距离处。根据本发明的一种实施例,真空端口2342可以具有完全开口区域并且被定位成足以获得并保持组织腔2338内的组织。根据本发明的一种实施例,真空端口2342可以围绕组织腔2338平均分布以便有助于跨过组织腔2338等量地获得组织。根据本发明的一种实施例,真空端口2342可以围绕组织腔2338对称分布以便有助于对称地获取组织。根据本发明的一种实施例,在组织交界表面2336内可以例如有近似28个真空端口2342。根据本发明的一种实施例,真空端口2342可以接触真空通道2350。根据本发明的一种实施例,真空端口2342将组织腔2338连接到真空回路2341。根据本发明的一种实施例,真空通道2350可以被定位成围绕组织生物屏障2337与真空端口2342中的至少一个流动接触。根据本发明的一种实施例,当施加真空压力时真空通道2350辅助保持组织就位。根据本发明的一种实施例,真空通道2350辅助在患者皮肤上产生抽吸标示(这种抽吸标示可以被称为印痕标示)。根据本发明的一种实施例,医师或使用者可以使用抽吸标示来识别已经被治疗的区域。根据本发明的一种实施例,集成在一次性器件2363内的激光或其他光源可以被用于在施放器被施用于组织之前为用户提供引导来指示治疗区域。根据本发明的一种实施例,真空回路2341可以在组织腔2338和施放器腔2346之间分隔通过例如真空管2319施加的真空压力。根据本发明的一种实施例,当流体从组织腔2338流入施放器腔2346内或禁止其流动时,真空回路2341可以适于均衡组织生物屏障两侧的空气压力。根据本发明的一种实施例,组织交界表面2336内的真空通道2350可以在治疗期间辅助保持组织并且防止组织从组织交界表面2336剥落。根据本发明的一种实施例,组织腔2338内的真空声音可以为使用者提供正确获取组织的声音指示。根据本发明的一种实施例,只要使用者能够听到真空声音,则组织没有被正确定位在组织腔2338内。

[0103] 图3是图2中示出的施放器2320和一次性器件2363的远端的端视图。根据本发明的

一种实施例,一次性器件2363可以包括例如可以是柔性膜的组织生物屏障2337。根据本发明的一种实施例,一次性器件2363可以包括例如可以是聚乙烯膜的组织生物屏障2337。根据本发明的一种实施例,施放器2320可以包括例如可以是位于生物屏障2337后面的冷却板2340。根据本发明的一种实施例,一次性器件2363可以包括真空端口2342和真空通道2350。根据本发明的一种实施例,真空端口2342可以是例如在一次性器件2363的远端内可以与真空管2319和真空通道2350直接或间接连接的孔,其可以由一次性器件2363内的沟槽形成。根据本发明的一种实施例,一次性器件2363可以包括腔开口2339。根据本发明的一种实施例,腔开口2339可以是椭圆形。根据本发明的一种实施例,腔开口2339可以是近似35毫米宽×50毫米长。根据本发明的一种实施例,组织腔2338可以近似7毫米深。

[0104] 根据本发明的一种实施例,组织生物屏障2337可以被定位成当一次性器件2363附连于施放器2320时提供密封。根据本发明的一种实施例,组织生物屏障2337可以适于防止皮肤和皮肤上的任意体液接触包括冷却板2340的施放器2320。根据本发明的一种实施例,组织生物屏障2337可以被定位成当一次性器件2363附连于施放器2320时伸展跨过冷却板2340。根据本发明的一种实施例,组织生物屏障2337至少部分地被设计成最小化结合的冷却板2340/组织生物屏障2337组合件的导热损失。根据本发明的一种实施例,组织生物屏障2337可以是具有近似0.0005英寸厚度的柔性膜并且可以在近似0.0001英寸至近似0.030英寸之间变化。根据本发明的一种实施例,组织生物屏障2337可以不渗透流体并且基本不渗透空气。根据本发明的一种实施例,组织生物屏障2337可以是可基本透过微波能量的介电材料。根据本发明的一种实施例,组织生物屏障2337可以是不干扰穿过组织生物屏障2337的微波场的材料。根据本发明的一种实施例,组织生物屏障2337可以是低损耗材料。根据本发明的一种实施例,组织生物屏障2337可以具有在2至15之间的介电常数并且优选地在3至3.5之间的介电常数。根据本发明的一种实施例,组织生物屏障2337可以具有在近似0.1 GPa至近似5 GPa之间的杨氏模量。根据本发明的一种实施例,组织生物屏障2337可以具有在近似0.1至近似3.1 GPa之间的杨氏模量。根据本发明的一种实施例,组织生物屏障2337可以具有在近似0.1至1.5 GPa之间的杨氏模量。根据本发明的一种实施例,组织生物屏障2337可以是形成全部或部分组织交界表面2336的诸如聚乙烯或PET的柔性膜。根据本发明的一种实施例,组织生物屏障2337可以是在室温下具有近似1W/(m·K)至近似100 W/(m·K) (TS)之间的高导热性的坚硬固体陶瓷材料。在可替代实施例中,组织生物屏障2337可以是在室温下具有近似1W/(m·K)至近似100 W/(m·K) (TS)之间的高导热性的坚硬固体陶瓷材料。根据本发明的一种实施例,坚硬的组织生物屏障2337可以消除对于施放器2320内真空回路2341的需要。根据本发明的一种实施例,固体陶瓷组织生物屏障2337可以具有选择用于5.8 GHz的微波介电常数。根据本发明的一种实施例,坚硬的组织生物屏障2337可以由具有匹配或近似匹配冷却板2340的介电常数(例如近似10的介电常数)的介电常数的材料构成。根据本发明的一种实施例,适用于坚硬的组织生物屏障的材料可以包括具有在1至80之间的值的介电常数的材料,且如果组织生物屏障2337的厚度被最小化到足以确保介电常数的改变不会影响组织生物屏障2337的微波透过性,则也是可接受的。根据本发明的一种实施例,组织生物屏障2337可以具有小于近似0.001英寸的厚度以便最大化微波透过性。根据本发明的一种实施例,坚硬的组织生物屏障2337可以由具有不增加冷却板2340和接合在组织腔2338内的组织之间的附加介电不连续性的介电常数的材料构成。根

据本发明的一种实施例,坚硬的组织生物屏障2337可以被选择成最小化冷却板生物屏障组合件的整体有效厚度。根据本发明的一种实施例,冷却板2340和组织生物屏障2337的组合厚度可以被选择成最小化冷却板2340自身的峰值SAR的减小。根据本发明的一种实施例,冷却板2340和组织生物屏障2337的组合厚度可以被选择成小于0.018英寸以便最小化冷却板2340自身的峰值SAR的减小。根据本发明的一种实施例,冷却板2340和组织生物屏障2337的组合厚度可以被选择成小于0.020英寸以便最小化冷却板2340自身的峰值SAR的减小。

[0105] 图4是图2所示施放器2320和一次性器件2363的分解立体图。根据本发明的一种实施例,施放器2320可以包括冷却板2340,该冷却板2340可以包括附连于冷却板热电偶电线2330的一个或更多个热电偶。根据本发明的一种实施例,施放器2320可包括分隔肋2393、天线支架2374、冷却剂供应管2312、冷却剂返回管2313、波导天线2364(a-d)、天线开关2357和施放器缆线2334。根据本发明的一种实施例,施放器缆线2334可以包括天线开关信号2481、能量电缆2322和冷却剂导管2324。根据本发明的一种实施例,施放器缆线2334可以包括冷却板热电偶电线2330和冷却剂热电偶电线2331。根据本发明的一种实施例,一次性器件2363可以包括真空管2319。根据本发明的一种实施例,能量电缆2322(可以被称为微波缆线)将微波能量从发生器2301传送到施放器2320。根据本发明的一种实施例,能量电缆2322将微波能量传送到施放器2320内的天线开关2357(可以被称为微波开关)。根据本发明的一种实施例,能量电缆2322可以被设计成以感兴趣的频率匹配发生器2301的输出和施放器2320。根据本发明的一种实施例,能量电缆2322可以被设计成以5.8 GHz匹配发生器2301的输出和施放器2320。根据本发明的一种实施例,能量电缆2322可以在50欧姆负载下具有小于2dB的耗损。根据本发明的一种实施例,能量电缆2322可以是具有小于2dB耗损的六英尺同轴电缆。根据本发明的一种实施例,能量电缆2322可以是柔性缆线以便最大化施放器缆线2334的整体柔性。根据本发明的一种实施例,通向天线阵列2355内的波导天线2364的互连电缆2372优选地被平衡并被匹配以使每个波导天线2364的输出均具有相同功率。根据本发明的一种实施例,通向天线阵列2355内的波导天线2364的互连电缆2372优选地被平衡并被匹配以便通过选择适当的长度和电缆类型以使得每个波导天线2364的输出均具有相同功率从而确保波导天线2364和施放器2320之间的平衡输出。根据本发明的一种实施例,通向波导天线2364的互连电缆2372是低耗损的同轴电缆。根据本发明的一种实施例,通向波导天线2364的互连电缆2372具有小于1dB的耗损。根据本发明的一种实施例,可以通过调节发生器输出功率或能量传输时间来补偿匹配的改变。根据本发明的一种实施例,天线支架2374可以包括热电偶导孔(未示出),其可以被密封以便允许热电偶电线穿到一次性器件2363和施放器2320之间的真空密封件内从而防止真空泄漏。根据本发明的一种实施例,天线支架2374包括支架通道2389,冷却流体流过该支架通道2389作为部分冷却剂回路。根据本发明的一种实施例,可替代天线可以包括喇叭天线、多电介质填充波导天线、缝隙天线、微带天线、贴片天线和Vivaldi天线。根据本发明的一种实施例,天线开关2357可以适于接收来自发生器的微波信号和控制信号,并且基于接收到的控制信号来在天线阵列2355内的波导天线2364之间转换微波信号。根据本发明的一种实施例,天线开关2357可以是机电同轴微波继电器,例如可以从RealComm Technologies获得。根据本发明的一种实施例,可以由天线选择开关,例如作为发生器2301上的天线选择开关2462的一部分的天线选择开关,来(例如顺序地)启动施放器2320内的一个或更多个天线。根据本发明的一种实施例,天

线开关2357(可以被称为分配元件)可以适于在波导天线2364之间分割来自能量电缆2322的功率来同时为两个或更多个波导天线2364提供功率。根据本发明的一种实施例,天线开关2357可以是适于同时分割一个或更多个波导天线2364之间的微波能量的功率分配器。根据本发明的一种实施例,能量电缆2322将微波能量传送到天线开关2357。根据本发明的一种实施例,馈送电缆将微波功率从天线开关2357输送到各个波导天线2364。根据本发明的一种实施例,用于输送微波能量的电缆可以是柔性低损耗电缆。根据本发明的一种实施例,用于输送微波能量的电缆可以在感兴趣频率下具有0至2dB之间的损耗。根据本发明的一种实施例,用于输送微波能量的电缆可以在近似5.8 GHz的频率处具有0至2dB之间的损耗。根据本发明的一种实施例,用于输送微波能量的电缆可以具有近似50欧姆的阻抗。

[0106] 图5是根据本发明的一种实施例的一次性器件2363的立体图。根据本发明的一种实施例,一次性器件2363可以包括组织生物屏障2337、施放器真空端口2327和也可被称为可重复使用腔的施放器腔2346。根据本发明的一种实施例,施放器腔2346可以适于接收包括冷却板2340的施放器2320的远端。根据本发明的一种实施例,一次性器件2363可以包括施放器接口(界面)2344(也可以被称为可重复使用接口)。根据本发明的一种实施例,施放器接口2344包括施放器腔2346、真空密封件2348、压台2325和门锁元件2359。根据本发明的一种实施例,施放器腔2346可以适于接收施放器2320的远端并且有助于施放器2320的远端和组织生物屏障2337之间的接合。根据本发明的一种实施例,真空密封件2348可以是垫圈,该垫圈可以被设置成围绕施放器腔2346的外侧,并且可以适于接合施放器2320的远端以便当一次性器件2363附连于施放器2320时密封施放器腔2346并且防止真空泄漏。根据本发明的一种实施例,在被接合时,真空密封件2348可以被压缩近似百分之二十至近似百分之五十之间,以确保良好的真空密封并防止真空泄漏。根据本发明的一种实施例,真空密封件2348可以被压缩一段足以确保良好真空密封并防止泄漏的距离。根据本发明的一种实施例,压台2325可以被设置成围绕施放器腔2346的至少一部分。根据本发明的一种实施例,压台2325可以被设置并定位成当一次性器件2363附连于施放器2320时防止真空密封件被压缩超过预定点。根据本发明的一种实施例,压台2325可以被设置并定位成当一次性器件2363附连于施放器2320时防止真空密封件被压缩超过百分之二十。根据本发明的一种实施例,压台2325可以被设置并定位成当一次性器件2363附连于施放器2320时防止真空密封件被压缩超过百分之五十。根据本发明的一种实施例,门锁元件2359可以适于有助于一次性器件2363和施放器2320之间的接合。根据本发明的一种实施例,一次性器件2363上的门锁元件2359可以是适于接合施放器2320上的门锁的门锁保持件。

[0107] 图6是沿图5的E-E截取的一次性器件2363的剖视图。根据本发明的一种实施例,一次性器件2363包括组织交界表面2336、组织腔2338、组织生物屏障2337、施放器腔2346、腔壁2354和真空端口2342。根据本发明的一种实施例,真空端口2342可以被连接于真空回路2341,该真空回路2341可以被施放器真空端口2327连接到施放器腔2346并且被真空连接器2328连接到真空压力源(未示出)。根据本发明的一种实施例,腔壁2354可以是透明或半透明的以便允许医师或其他使用者看到组织腔2338内并且确认组织获取情况。

[0108] 根据本发明的一种实施例,腔壁2354可以与组织交界表面2336形成近似5至20度之间的角。根据本发明的一种实施例,腔壁2354可以与组织交界表面2336形成近似20度的角。根据本发明的一种实施例,腔壁2354可以由坚硬的聚碳酸酯或塑性材料形成。根据本发

明的一种实施例,腔壁2354可以涂覆有润滑剂(例如是硅油、特氟龙、派瑞林或其他适当涂层材料)的薄层,以便于获取组织。根据本发明的一种实施例,组织交界表面2336可以涂覆有润滑剂(例如是硅油、特氟龙、派瑞林或其他适当涂层材料)的薄层,以便于获取组织。根据本发明的一种实施例,被施用于组织腔2338(包括波导壁2366和组织交界表面2336)的例如硅油、特氟龙、派瑞林或其他适当涂层材料的表面涂层有助于容易地获取组织并且在获取所述组织时防止组织移动。根据本发明的一种实施例,波导壁2366可以由一端短路或被介电填充材料直接镀覆的波导管构成。根据本发明的一种实施例,波导壁2366的厚度可以是构成波导壁2366的材料的导电表皮深度的至少5倍。根据本发明的一种实施例,波导壁2366可以是镀铜的介电填充物2368。根据本发明的一种实施例,波导壁2366的厚度可以在近似0.0002英寸至0.040英寸之间并且优选地具有近似0.003英寸的厚度。根据本发明的一种实施例,波导壁2366可以由固体导电材形成。根据本发明的一种实施例,波导壁2366可以由波导管形成,该波导管被切割成预定长度并且在与波导天线孔隙相对的侧面装备有传导短路件。根据本发明的一种实施例,波导天线2364可以具有近似0.62英寸×0.31英寸的孔隙。根据本发明的一种实施例,介电填充物2368可以具有选用于5.8 GHz的介电常数。根据本发明的一种实施例,在冷却板热电偶2395处测量的温度可以指示出在组织生物屏障2337下方邻近冷却板热电偶2395的皮肤表面的温度。根据本发明的一种实施例,介电填充物可以具有近似10的介电常数。根据本发明的一种实施例,介电填充物2368应该是低损耗材料。根据本发明的一种实施例,介电填充物2368的长度可以在近似20至80毫米之间,并且优选地近似是在感兴趣频率下的一个波导波长的一半的整数倍。根据本发明的一种实施例,介电填充物2368的长度可以在近似20至80毫米之间,并且优选地对于短波导天线2364是近似28.5毫米且对于长波导天线2364是近似48毫米。根据本发明的一种实施例,在较长波导天线2364中的介电填充物2368的长度可以比较短波导天线2364内的电介质长一个或更多个波导波长。根据本发明的一种实施例,较长天线内的介电填充物2368的长度可以比较短天线内的介电填充物2368长近似20毫米。

[0109] 图7是根据本发明的一种实施例的天线支架2374的立体图,天线支架2374也可被称为波导保持件。根据本发明的一种实施例,天线支架2374包括支架通道2389和天线腔2377。

[0110] 图8是沿图7的K-K截取的天线支架2374的剖视图。根据本发明的一种实施例,天线支架2374包括天线腔2377和支架回路2385。根据本发明的一种实施例,支架回路2385包括支架通道2389和冷却剂腔2360。根据本发明的一种实施例,支架回路2385可被用于传输冷却流体通过天线支架。根据本发明的一种实施例,支架通道2389可并行连接,从而允许冷却流体并行流动通过支架回路2385的每个支架通道2389和冷却剂腔2360。根据本发明的一种实施例,支架通道2389可以串行连接通过例如冷却剂分配管2314(在图4中被示出)从而允许冷却流体顺序地流动通过支架回路2385的每个支架通道2389和冷却剂腔2360。

[0111] 图9是根据本发明的一种实施例的天线阵列2355和一次性器件2363的立体图。根据本发明的一种实施例,天线阵列2355可以包括天线支架2374和波导组件2358。根据本发明的一种实施例,天线支架2374可以包括支架通道2389。根据本发明的一种实施例,波导组件2358可以被定位在天线支架2374的天线腔2377内以形成天线阵列2355。根据本发明的一种实施例,波导组件2358可以包括一个或更多个波导天线2364。根据本发明的一种实施例,

波导组件2358可以包括第一波导天线2364a、第二波导天线2364b、第三波导天线2364c和第四波导天线2364d。根据本发明的一种实施例，波导组件2358可以包括多个调谐元件2390（可以是调谐螺钉）和多个馈送连接器2388，馈送连接器2388可以是定制面板安装SMA连接器。根据本发明的一种实施例，每个波导天线2364可以包括一个调谐元件2390和一个馈送连接器2388。根据本发明的一种实施例，微波能量可以被互连电缆2372供应到每个波导天线。根据本发明的一种实施例，调谐元件2390可以包括穿过波导壁2366并进入介电填充物2368中、与波导壁2366形成电接触的调谐螺钉。根据本发明的一种实施例，调谐元件2390可以被定位于距波导天线2364的后壁（例如短路元件2373）近似3/4个波导波长处。根据本发明的一种实施例，调谐元件2390的深度可以被调节成将波导天线2364调谐至感兴趣频率。根据本发明的一种实施例，调谐元件2390的深度可以被调节成将波导天线2364调谐成具有近似5.8 GHz的中心频率。

[0112] 图10是沿图9的A-A截取的天线阵列2355和一次性器件2363的剖视图。根据本发明的一种实施例，波导组件2358被定位在天线支架2374的天线腔2377内。根据本发明的一种实施例，波导组件2358包括一个或更多个波导天线2364。根据本发明的一种实施例，信号可以通过馈送连接器2388被馈送到波导天线2364内，馈送连接器2388可以包括天线馈送器2370。根据本发明的一种实施例，波导天线2364可以包括介电填充物2368、波导壁2366（可以例如是波导管或导电壁并且更具体地可以是WR62 波导管）、调谐元件2390和短路元件2373（可以是例如金属垫片）。根据本发明的一种实施例，可以通过例如将介电填充物2368压配合到由波管制成的波导壁2366内并跨过波导管的一个开口端铜焊短路元件2373来制造波导天线2364。根据本发明的一种实施例，一次性器件2363可以包括组织腔2338、组织交界表面2336（可以是例如组织生物屏障2337）、真空端口2342和腔壁2354。根据本发明的一种实施例，生物屏障2337可以是例如可从GE Osmotics获得的疏水膜。根据本发明的一种实施例，冷却板2340、散射元件2378和分隔肋2393可以被定位在天线阵列2355和一次性器件2363之间的天线腔2377内。根据本发明的一种实施例，散射元件2378（可以被称作场展延器）可以是例如介电填充物2368的延伸部分。根据本发明的一种实施例，散射元件2378可以是例如吸收元件。根据本发明的一种实施例，散射元件2378可以是至少部分地减弱从波导天线2364的孔隙辐射的微波能量的吸收元件。根据本发明的一种实施例，散射元件2378可以是至少部分地减弱从波导天线2364的孔隙辐射的、增加波导天线2364的有效场尺寸的微波能量的吸收元件。根据本发明的一种实施例，散射元件2378可以是至少部分地减弱从波导天线2364的孔隙辐射的、在波导天线2364下方的组织内散布SAR样式的微波能量的吸收元件。根据本发明的一种实施例，天线馈送器2370可以是延伸到波导天线2364的介电填充物2368内的馈送连接器2388的中心导体。根据本发明的一种实施例，天线馈送器2370可以被定位成使得微波信号从馈送连接器2388传递到波导天线2364内且最小化由天线馈送器2370和波导天线2364的后壁之间的反应偶联（在感兴趣频率（例如5.8 GHz）产生阻抗匹配情况）所引起的反射。根据本发明的一种实施例，天线馈送器2370可以被定位成使得微波信号从馈送连接器传递到波导天线内且最小化由馈送器和后壁之间的反应偶联（在5.8 GHz产生50欧姆的匹配情况）所引起的反射。根据本发明的一种实施例，天线馈送器2370可以被定位成距后波导壁2366近似两毫米。根据本发明的一种实施例，天线馈送器2370可以被定位成距短路元件2373和波导管之间的接合处近似两毫米。

[0113] 图11是沿图9的B-B截取的天线阵列2355和一次性器件2363的剖视图。根据本发明的一种实施例,波导天线2364可以被定位在天线支架2374的天线腔2377内。根据本发明的一种实施例,波导天线2364可以包括介电填充物2368、波导壁2366和短路元件2373。根据本发明的一种实施例,天线支架2374可以包括天线腔2377和支架通道2389。根据本发明的一种实施例,一次性器件2363可以包括组织腔2338、可以是例如组织生物屏障2337的组织交界表面2336以及腔壁2354。根据本发明的一种实施例,散射元件2378、散射元件2378和分隔肋2393可以被定位在天线阵列2355和一次性器件2363之间的天线腔2377内。

[0114] 图12是根据本发明的一种实施例的天线阵列2355的立体图。根据本发明的一种实施例,波导组件2358可以包括多个可以是调谐螺钉的调谐元件2390和多个馈送连接器2388。根据本发明的一种实施例,微波能量可以被互连电缆2372供给到每个波导天线。

[0115] 图13是沿图12的C-C截取的天线阵列2355的剖视图。根据本发明的一种实施例,波导组件2358可以被定位在天线支架2374的天线腔2377内。根据本发明的一种实施例,波导天线2364可以包括介电填充物2368、波导壁2366、调谐元件2390和可以是例如金属垫片的短路元件2373。根据本发明的一种实施例,分隔肋2393、散射元件2378和冷却板2340可以被定位在天线阵列2355的远端。

[0116] 图14是沿图12的D-D截取的天线阵列2355的剖视图。根据本发明的一种实施例,散射元件2378、冷却板2340和分隔肋2393可以被定位在天线阵列2355和一次性器件2363的远端。

[0117] 图15是沿图12的C-C截取的天线阵列2355的远端部分的剖视图。根据本发明的一种实施例,波导组件2358包括一个或更多个波导天线2364(a-d)。根据本发明的一种实施例,波导天线2364可以包括介电填充物2368、波导壁2366和调谐元件2390。根据本发明的一种实施例,散射元件2378和分隔肋2393可以被定位在冷却剂腔2360内。根据本发明的一种实施例,冷却剂腔2360(也可以被称为换热通道)可以包括冷却流体2361。

[0118] 图16示出了根据本发明的一种实施例的冷却板和热电偶。根据本发明的一种实施例,冷却板热电偶2395可以被定位在冷却板沟槽2394内。根据本发明的一种实施例,冷却板2340、冷却板热电偶2395和冷却板沟槽2394可以被定位在组织生物屏障2337之下。

[0119] 图17是沿图16的J-J截取的冷却板2340和冷却板热电偶2395的一部分的剖视图。图18是沿图16的J-J截取的冷却板2340和冷却板热电偶2395的一部分的剖视图。根据本发明的一种实施例,冷却板热电偶2395可以被展平以确保组织生物屏障2337平抵于冷却板2340的表面。根据本发明的一种实施例,冷却板2340可以位于施放器2320的远端。根据本发明的一种实施例,冷却板2340可以被粘合于天线支架2374的远端。根据本发明的一种实施例,冷却板2340可以被定位成当一次性器件2363连接于施放器2320时拉伸组织生物屏障2337。根据本发明的一种实施例,冷却板2340可以被定位成当一次性器件2363附连于施放器2320时延伸到组织腔2338内0.001英寸至0.020英寸,并且优选地0.010英寸。根据本发明的一种实施例,可以选择具有近似0.010英寸至0.014英寸且优选地0.014英寸厚度的冷却板2340。根据本发明的一种实施例,可以从将刚性、高导热性和介电常数选定为增加微波能量与组织的耦联的材料中选择冷却板2340。根据本发明的一种实施例,冷却板2340可以是陶瓷。根据本发明的一种实施例,冷却板2340可以是90%至99%且优选96%的氧化铝。根据本发明的一种实施例,冷却板2340可以具有室温下在近似1 W/(m·K)至近似75 W/(m·K)之

间且优选近似 $30 \text{ W}/(\text{m} \cdot \text{K})$ (TS)的导热系数。根据本发明的一种实施例,冷却板2340可以具有在4至15之间且优选10的介电常数。根据本发明的一种实施例,冷却板2340可以是最小化以表面波的形式束缚在冷却板2340内的微波能量的材料。

[0120] 根据本发明的一种实施例,冷却板2340的远端表面可以包括多个热电偶通道,例如冷却板沟槽2394。根据本发明的一种实施例,冷却板沟槽2394可以具有在近似0.003英寸至0.007英寸之间且优选近似0.005英寸的深度。根据本发明的一种实施例,冷却板沟槽2394可以具有近似0.014英寸的宽度。根据本发明的一种实施例,冷却板沟槽2394可以被定位成使得它们在波导天线2364的孔隙的中心之下直接穿过。根据本发明的一种实施例,冷却板沟槽2394可以被定位成使得冷却板热电偶2395被直接定位在波导天线2364的孔隙的中心之下。根据本发明的一种实施例,冷却板沟槽2394可以被定位成使得它们在散射元件2378的中心之下直接穿过。根据本发明的一种实施例,冷却板沟槽2394可以被定位成使得冷却板热电偶2395直接位于散射元件2378的中心之下。根据本发明的一种实施例,冷却板沟槽2394可以被定位成使得它们跨过具有最高SAR的所获取组织部分。根据本发明的一种实施例,冷却板沟槽2394可以被定位成使得冷却板热电偶2395被定位在具有最高SAR的所获取组织部分之上。根据本发明的一种实施例,冷却板沟槽2394可以被定位成使得它们垂直于波导天线2364的输出的E-场分量。根据本发明的一种实施例,冷却板沟槽2394可以被定位成使得冷却板热电偶2395的电线垂直于波导天线2364的输出的E-场分量。根据本发明的一种实施例,冷却板沟槽2394可以被定位成使得冷却板热电偶2395的电线位于波导天线2364的孔隙之下的部分垂直于波导天线2364的输出的E-场分量。

[0121] 根据本发明的一种实施例,冷却板2340的近端表面可以被定位成接触每个散射元件2378的远端。根据本发明的一种实施例,冷却板2340可以被选择成具有最小化冷却板2340和散射元件2378的远端之间的界面内的孔隙或缺陷的表面。根据本发明的一种实施例,冷却板2340和散射元件2378之间的界面可以被设计成最小化材料的存在,所述材料包括当从波导天线2364发射微波能量时可能导致该界面处的扰动或热点的空气和冷却流体。根据本发明的一种实施例,冷却板2340可以是基本平坦的。根据本发明的一种实施例,冷却板2340的平坦度可以小于近似0.0002英寸的表面变化度。根据本发明的一种实施例,诸如介电环氧树脂(例如Eccosorb环氧树脂)的粘结剂可以被用于将冷却板2340附连于每个散射元件2378。

[0122] 根据本发明的一种实施例,冷却板热电偶2395可以提供反馈来指示出冷却板2340的远端侧附近的组织的温度。根据本发明的一种实施例,冷却板热电偶2395可以提供反馈来指示出接合在组织腔2338内的组织的温度。根据本发明的一种实施例,冷却板热电偶2395可以被定位在冷却板2340的远端侧的冷却板沟槽2394内。根据本发明的一种实施例,冷却板热电偶2395可以是由激光焊接0.39号铜和康铜制成的T型。根据本发明的一种实施例,冷却板热电偶2395可以被印制在冷却板2340的远端侧上。根据本发明的一种实施例,冷却板热电偶2395可以被定向成使得微波场内由冷却板热电偶2395(包括冷却板热电偶电线)所导致的扰动被最小化。根据本发明的一种实施例,冷却板热电偶2395可以被定向成使得冷却板热电偶2395(包括冷却板热电偶电线)对施放器2320的SAR样式的影响被最小化。根据本发明的一种实施例,冷却板热电偶2395可以被定向成使得冷却板热电偶2395(包括热电偶电线)对被接合在组织腔2338内的组织的损伤生成的影响被最小化。根据本发明的

一种实施例,冷却板热电偶2395可以被定向成使得冷却板热电偶导线垂直于波导天线2364发射的E-场。根据本发明的一种实施例,为了在保持冷却板热电偶2395导线的机械完整性的同时最小化微波场的扰动,冷却板热电偶2395导线可以被选择成在近似30号到近似40号之间并且优选地是近似39号。根据本发明的一种实施例,冷却板热电偶2395可以被定位在每个波导天线2364之下的冷却板2340的远端侧上以便热电偶焊缝位于波导天线2364的孔隙的中间。根据本发明的一种实施例,冷却板热电偶2395可以被定位在每个波导之下以便热电偶焊缝位于散射元件2378的中间。根据本发明的一种实施例,冷却板热电偶2395可以被定位在冷却板2340的表面上的沟槽内,以便焊缝或热电偶电线均不会延伸到冷却板沟槽2394之外。根据本发明的一种实施例,冷却板热电偶2395可以被定位在冷却板2340的表面上的冷却板沟槽2394内,以便当一次性器件2363附连于施放器2320时焊缝或热电偶电线均不会推压组织生物屏障2337多于近似0.003英寸。根据本发明的一种实施例,冷却板热电偶2395可以被定位在冷却板2340的表面上的冷却板沟槽2394内,以便当一次性器件2363附连于施放器2320时热电偶焊缝和热电偶电线均不会推压组织生物屏障2337从而在组织生物屏障2337和冷却板2340的远端侧之间产生气穴。根据本发明的一种实施例,冷却板热电偶2395焊缝可以被展平从而确保它们适配到冷却板沟槽2394内。根据本发明的一种实施例,冷却板热电偶2395焊缝可以由近似0.008英寸横截面被展平从而产生具有至少一个近似0.004英寸横截面的焊缝,以便确保冷却板热电偶2395焊缝不会延伸到冷却板沟槽2395之外。根据本发明的一种实施例,冷却板热电偶2395的数量可以大致等于天线阵列2355内波导天线2364的数量。根据本发明的一种实施例,冷却板热电偶2395的数量可以是四个,天线阵列2355内的每个波导天线2364a-2364d对应一个冷却板热电偶。根据本发明的一种实施例,冷却板热电偶2395用来向发生器2301提供反馈以指示出接合在组织腔2338内的组织的温度。根据本发明的一种实施例,冷却板热电偶2395用来向发生器2301提供反馈以指示出位于每个波导天线2364下方的组织的温度。

[0123] 图19是根据本发明的一种实施例的天线阵列2355、冷却剂腔2360、分隔肋2393和散射元件2378的立体端视图。根据本发明的一种实施例,波导组件2358可以包括多个调谐元件2390和多个馈送连接器2388。根据本发明的一种实施例,支架通道2389可以被连接于冷却剂腔2360。

[0124] 图20是根据本发明的一种实施例的天线阵列2355、冷却剂腔2360、分隔肋2393和散射元件2378的端视图。根据本发明的一种实施例,波导组件2358可以包括一个或更多个波导天线2364a、2364b、2364c和2364d。根据本发明的一种实施例,波导组件2358可以包括多个馈送连接器2388。根据本发明的一种实施例,波导天线2364可以包括介电填充物2368和波导壁2366。根据本发明的一种实施例,支架通道2389可以被连接于冷却剂腔2360。根据本发明的一种实施例,冷却剂通道2360a可以位于波导天线2364a下方。根据本发明的一种实施例,冷却剂通道2360b可以位于波导天线2364b下方。根据本发明的一种实施例,冷却剂通道2360c可以位于波导天线2364c下方。根据本发明的一种实施例,冷却剂通道2360d可以位于波导天线2364d下方。根据本发明的一种实施例,散射元件2378a可以被定位在冷却剂腔2360a中。根据本发明的一种实施例,散射元件2378b可以被定位在冷却剂腔2360b中。根据本发明的一种实施例,散射元件2378c可以被定位在冷却剂腔2360c中。根据本发明的一种实施例,散射元件2378d可以被定位在冷却剂腔2360d中。根据本发明的一种实施例,支架

通道2389可以适于向冷却剂腔2360供应冷却流体。根据本发明的一种实施例,分隔肋2393可以被定位在冷却剂腔2360a-2360d的任一侧。

[0125] 图21是根据本发明的一种实施例的施放器2320和一次性器件2363的立体图。根据本发明的一种实施例,施放器2320可以被闩锁机构2365附连于一次性器件2363。根据本发明的一种实施例,施放器2320可以包括施放器缆线2334。根据本发明的一种实施例,一次性器件2363可以包括真空管2319、组织腔2338、对齐特征2352和组织交界表面2336。根据本发明的一种实施例,对齐特征2352可以被定位于在治疗期间有助于施放器2320的适当放置的距离处。根据本发明的一种实施例,对齐特征2352可以被定位成分开近似30.7毫米。根据本发明的一种实施例,对齐特征2352可以进一步被定位并可以被设计成辅助医师在施用能量之前定位施放器2320。根据本发明的一种实施例,在一次性器件2363上的对齐特征2352辅助使用者在治疗之前正确定位施放器并且在手术过程期间移动施放器到下一个治疗区域。根据本发明的一种实施例,当与治疗区域内的标识或界标一同使用时,一次性器件2363上的对齐特征2352有助于产生连续损伤。

[0126] 图22是图21所示的施放器2320和一次性器件2363的远端的端视图。根据本发明的一种实施例,一次性器件2363可以包括组织生物屏障2337。根据本发明的一种实施例,施放器2320可以包括可以例如位于组织生物屏障2337后面的冷却板2340。根据本发明的一种实施例,组织生物屏障2337可以形成组织交界表面2336的一部分。根据本发明的一种实施例,一次性器件2363可以包括真空端口2342和真空通道2350。根据本发明的一种实施例,真空端口2342可以是例如可以直接或间接连接于真空管2319和真空通道2350的一次性器件2363远端内的孔,其可以由一次性器件2363内的沟槽形成。根据本发明的一种实施例,闩锁机构2365可以被用于有助于将一次性器件2363连接于施放器2320。

[0127] 图23是图21示出的施放器2320和一次性器件2363的分解立体图。根据本发明的一种实施例,施放器2320可以包括冷却板2340、分隔肋2393、天线支架2374、波导组件2358和天线开关2357。根据本发明的一种实施例,波导组件2358可以包括天线2364(a-d)。根据本发明的一种实施例,一次性器件2363可以包括真空管2319、对齐特征2352、闩锁元件2359、顶部真空盖2345和真空密封件2348。根据本发明的一种实施例,顶部真空盖2345遮盖并密封主真空通路2335的至少一部分(图27)。

[0128] 图24是图21示出的施放器2320和一次性器件2363的剖视图。根据本发明的一种实施例,施放器2320可以包括天线阵列2355、天线开关2357和施放器缆线2334。根据本发明的一种实施例,施放器缆线2334可以包括冷却板热电偶电线2330、冷却剂热电偶电线2331、冷却剂供应管2312、冷却剂返回管2313、天线开关信号2481、能量电缆2322。根据本发明的一种实施例,冷却板热电偶电线2330可以包括一个或更多个热电偶电线,所述热电偶电线可附连于与天线阵列2355的输出相对定位的一个或更多个热电偶。根据本发明的一种实施例,冷却剂热电偶电线2331可以包括附连于一个或更多个冷却路径热电偶2326的一个或更多个热电偶电线,所述冷却路径热电偶2326可以被定位成测量例如冷却剂返回管2313内的冷却剂流体。根据本发明的一种实施例,一个或更多个冷却路径热电偶2326可以被定位成测量冷却流体2361流经冷却剂腔2360之后的温度。根据本发明的一种实施例,一个或更多个冷却路径热电偶2326可以位于冷却剂返回管2313内。根据本发明的一种实施例,冷却路径热电偶2326用来向发生器2301提供反馈以指示出冷却流体2361流经冷却剂腔2360之后

的温度。根据本发明的一种实施例，一次性器件2363可以包括闩锁元件2359。

[0129] 图25是根据本发明的一种实施例的一次性器件2363的远端的视图。根据本发明的一种实施例，一次性器件2363可以包括组织交界表面2336、组织腔2338和对齐特征2352。根据本发明的一种实施例，组织交界表面2336可以形成组织腔2338的后壁。根据本发明的一种实施例，组织交界表面2336可以包括组织生物屏障2337、真空通道2350和真空端口2342。根据本发明的一种实施例，一次性器件2363包括对齐特征2352和真空管2319。

[0130] 图26是图25中所示的一次性器件2363的近端侧的视图。根据本发明的一种实施例，一次性器件2363包括施放器腔2346。根据本发明的一种实施例，施放器腔可以包括可以至少部分地由组织生物屏障2337形成的施放器腔2346。根据本发明的一种实施例，一次性器件2363包括对齐特征2352和真空管2319。根据本发明的一种实施例，一次性器件2363可以包括顶部真空盖2345。

[0131] 图27是图26中示出的一次性器件2363的近端侧的第一段的视图，其中去除了顶部真空盖2345。根据本发明的一种实施例，一次性器件2363可以包括施放器腔2346（可以包括组织生物屏障2337）、侧真空盖2347和真空密封件2348。根据本发明的一种实施例，侧真空盖2347遮盖并密封主真空通路2335的至少一部分。根据本发明的一种实施例，一次性器件2363可以包括施放器生物屏障2332（可以是例如可从Fisher Scientific获得的聚乙烯膜）（TS）、真空通路2333和真空挡板2343。根据本发明的一种实施例，真空通路2333可以将真空连接器2328连接至组织腔2338内的真空端口2342以及连接至施放器生物屏障2332。根据本发明的一种实施例，真空通路2333形成到达组织交界表面2336的直接路径和到达施放器生物屏障2332的间接或迂回路线。根据本发明的一种实施例，真空通路2333可以适于约束从组织腔2338流向施放器生物屏障2332的流体运动。根据本发明的一种实施例，真空连接器2328可以被定位在一次性器件2363的与施放器生物屏障2332相对的一侧，以便当施加真空时为空气行进产生迂回路径。根据本发明的一种实施例，从真空连接器2328到施放器生物屏障2332的间接路径可以被设计成使得更难以将流体从组织腔2338朝向施放器生物屏障2332汲取，特别是当真空通路2333内存在背压时，例如通过打开一次性器件2363和发生器内的真空泵/驱动器2307之间的真空螺线管2315，或通过组织被拉动离开组织交界表面2336时在组织腔2338内产生的真空而导致所述背压。根据本发明的一种实施例，真空泵2450和真空螺线管2315可以被用于支撑组织获取施放器2320。根据本发明的一种实施例，主真空通路2335可以从真空连接器2328延伸到真空通路2333和施放器生物屏障2332。根据本发明的一种实施例，真空通路2333可以将主真空通路2335连接至组织交界表面2336内的真空端口2342。根据本发明的一种实施例，真空挡板2343可以被定位在真空通路2333和施放器生物屏障2332之间的真空通路2335内。根据本发明的一种实施例，真空挡板2343可以适于帮助通过提供真空通路2333和施放器生物屏障2332之间的压降来保持组织获取期间施放器腔2346和组织腔2338内的空气压力基本相等。根据本发明的一种实施例，真空挡板2343可以被定位成且适于帮助在获取皮肤期间均衡施放器腔2346和组织腔2338内的更大量空气之间的压力。根据本发明的一种实施例，真空挡板2343可以适于约束到达施放器生物屏障2332的回流压力的量。根据本发明的一种实施例，真空挡板2343可以适于约束当施加回流压力时（例如恰当关断真空之后或皮肤被推出组织腔2338或离开组织交界表面2336时）到达施放器生物屏障2332的生物流体的量。根据本发明的一种实施例，真空挡板

2343可以被定位成并适于产生压降以使得任意回流压力的大部分被释放通过真空通路2333进入组织腔2338。根据本发明的一种实施例,真空挡板2343可以适于在真空回路2341的迂回路径内提供机械障碍,这增加了空气流经主真空通路2335时真空挡板2343的一侧的压力。根据本发明的一种实施例,挡板可以适于提供机械障碍以增加空气行经主真空通路2335时迂回路径的长度。根据本发明的一种实施例,施放器生物屏障2332可以被定位在真空通路2333和施放器腔2346之间。根据本发明的一种实施例,施放器生物屏障2332可以是可适于透过空气但基本不透过诸如血和汗的生物流体的膜。根据本发明的一种实施例,施放器生物屏障2332可以是疏水膜过滤器。根据本发明的一种实施例,施放器生物屏障2332可以由聚乙烯膜尼龙或其他适当材料制成。根据本发明的一种实施例,施放器生物屏障2332可以包括孔,所述孔的尺寸足以使足够空气通过以均衡真空而不会使生物流体通过。根据本发明的一种实施例,施放器生物屏障2332可以包括具有近似0.45微米尺寸的孔。根据本发明的一种实施例,当真空被接通并且在压力被均衡之前,施放器生物屏障2332可以在真空通路2333和施放器腔2346之间引起最小压降。

[0132] 图28是图26所示的一次性器件2363的近端侧的第二段的视图,其中去除了顶部真空盖2345。根据本发明的一种实施例,一次性器件2363可以包括施放器腔2346(可以包括组织生物屏障2337)和真空密封件2348。根据本发明的一种实施例,一次性器件2363可以包括真空通路2333和真空连接器2328。根据本发明的一种实施例,真空连接器2328可以将真空通路2333连接至真空管2319。

[0133] 图29是沿图25的H-H截取的一次性器件2363的剖视图。根据本发明的一种实施例,一次性器件2363包括施放器腔2346和组织腔2338。根据本发明的一种实施例,施放器腔2346和组织腔2338可以至少部分地被组织生物屏障2337分开。根据本发明的一种实施例,组织腔2338可以包括组织交界表面2336和腔壁2354。根据本发明的一种实施例,组织交界表面2336可以至少部分地由组织生物屏障2337形成。根据本发明的一种实施例,一次性器件2363可以包括真空回路2341。根据本发明的一种实施例,真空回路2341可以包括真空管2319、真空连接器2328、真空挡板2343、真空通路2333和施放器生物屏障2332。根据本发明的一种实施例,真空回路2341可以将组织腔2338通过真空通路2333连接至真空管2319。根据本发明的一种实施例,真空回路2341可以将施放器腔2346通过施放器生物屏障2332连接至真空管2319。根据本发明的一种实施例,一次性器件2363可以包括顶部真空盖2345和侧真空盖2347。根据本发明的一种实施例,顶部真空盖2345和侧真空盖2347可以密封真空回路2341。

[0134] 图30是图29所示的一次性器件2363的一段段的视图。根据本发明的一种实施例,一次性器件2363包括施放器腔2346和组织腔2338。根据本发明的一种实施例,施放器腔2346和组织腔2338可以至少部分地被组织生物屏障2337分开。根据本发明的一种实施例,组织腔2338可以包括组织交界表面2336和腔壁2354。根据本发明的一种实施例,组织交界表面2336可以至少部分地由组织生物屏障2337形成。根据本发明的一种实施例,一次性器件2363可以包括真空回路2341。根据本发明的一种实施例,真空回路2341可以包括真空挡板2343、真空通路2333和施放器生物屏障2332。根据本发明的一种实施例,真空回路2341可以被真空通路2333连接于组织腔2338。根据本发明的一种实施例,真空回路2341可以通过施放器生物屏障2332将施放器腔2346连接至真空回路2341。根据本发明的一种实施例,一次

性器件2363可以包括顶部真空盖2345和侧真空盖2347。

[0135] 图30A是根据本发明的可替代实施例在图29中示出的一次性器件2363的一段的视图。图30B是根据本发明的可替代实施例在图29中示出的一次性器件2363的一段的视图。根据本发明的一种实施例,腔壁2354可以包括柔软构件(compliant member)2375。根据本发明的一种实施例,柔软构件2375可以由柔软材料形成,该柔软材料例如是橡胶、(带有柔软塑料或橡胶密封涂层的)涂层氨基钾酸酯泡沫、硅树脂、聚氨酯或热封开孔泡沫。根据本发明的一种实施例,柔软构件2375可以被定位在组织腔2338的外边缘周围以有助于获取组织。根据本发明的一种实施例,柔软构件2375可以被定位成围绕腔开口2339的外边缘以有助于获取组织。根据本发明的一种实施例,柔软构件2375可以有助于接合不平的组织,例如在腋窝内的组织。根据本发明的一种实施例,柔软构件2375可以有助于接合不平的组织,例如在腋窝的外侧区域内的组织。根据本发明的一种实施例,柔软构件2375可以在皮肤和组织腔2338之间,特别是在皮肤不平处,提供改进的密封特性。根据本发明的一种实施例,柔软构件2375可以加速在组织腔2338内获取组织,特别是皮肤不平处。根据本发明的一种实施例,当柔软构件2375未被压缩时柔软构件2375可以在腔开口2339上方具有在近似0.15英寸至近似0.40英寸之间的高度。根据本发明的一种实施例,当柔软构件2375未被压缩时柔软构件2375可以在腔开口2339上方具有近似0.25英寸的高度。

[0136] 图31是根据本发明的一种实施例的天线支架2374的立体图。根据本发明的一种实施例,天线支架2374可以包括天线腔2377和支架回路2385。根据本发明的一种实施例,支架回路2385可以适于使得冷却流体循环通过天线支架2374。根据本发明的一种实施例,支架回路2385可以包括至少一个支架贮槽2387。根据本发明的一种实施例,支架回路2385可以包括入口和出口支架贮槽2387。

[0137] 图32是沿图31中的F-F截取的天线支架2374的立体剖视图。根据本发明的一种实施例,天线支架2374可以包括天线腔2377和支架回路2385。根据本发明的一种实施例,支架回路2385可以适于使得冷却流体循环通过作为部分冷却流体路径2381的天线支架2374。根据本发明的一种实施例,冷却流体路径2381可以是冷却回路2376的一部分。根据本发明的一种实施例,支架回路2385可以包括入口和出口支架贮槽2387和支架通道2389。根据本发明的一种实施例,支架回路2385和冷却流体路径2381的元件可以被设计成有助于流体平稳流过支架回路2385和冷却流体路径2381。根据本发明的一种实施例,支架回路2385和冷却流体路径2381的元件可以成圆角并被整平滑以有助于流体平稳流过支架回路2385和冷却流体路径2381。

[0138] 图33是沿图31的F-F截取的天线支架2374的侧剖视图。根据本发明的一种实施例,支架回路2385可以适于使得冷却流体循环通过作为部分冷却流体路径2381的天线支架2374。根据本发明的一种实施例,冷却流体路径2381可以包括支架回路2385和冷却剂腔2360。根据本发明的一种实施例,可以通过将冷却板2340固定于天线支架2374的远端来形成冷却剂腔2360。根据本发明的一种实施例,可以通过例如将冷却板2340粘结至天线支架2374而将冷却板2340固定于天线支架2374。根据本发明的一种实施例,冷却流体路径2381可以是冷却回路2376的一部分。根据本发明的一种实施例,支架回路2385可以包括支架贮槽2387和支架通道2389。根据本发明的一种实施例,支架回路2385和冷却流体路径2381的元件可以被设计成有助于流体平稳流过支架回路2385和冷却流体路径2381。根据本发明的

一种实施例,支架回路2385和冷却流体路径2381的元件可以成圆角并被整平滑以有助于流体平稳流过支架回路2385和冷却流体路径2381。

[0139] 图34是沿图31的I-I截取的天线支架2374的一段的立体剖视图。根据本发明的一种实施例,天线支架2374可以包括支架回路2385。根据本发明的一种实施例,支架回路2385可以包括支架贮槽2387和支架通道2389。

[0140] 图35是根据本发明的一种实施例的天线阵列2355的立体图。根据本发明的一种实施例,天线支架2374可以包括贮槽入口2384和天线腔2377。根据本发明的一种实施例,波导组件2358可以包括位于波导天线2364之间的一个或更多个隔离元件2391(可以例如是从Emerson & Cuming Microwave Products获得的ECCOSORB MF-190微波吸收材料)。根据本发明的一种实施例,微波能量可以通过馈送连接器2388被供应至每个波导天线。根据本发明的一种实施例,波导组件2358可以被波导组件框架2353保持在一起。根据本发明的一种实施例,波导组件框架2353可以包括馈送托架2351和组件螺栓2349。根据本发明的一种实施例,天线阵列2355可以包括天线支架和至少一个波导天线2364。根据本发明的一种实施例,天线阵列2355可以包括一个或更多个隔离元件2391。根据本发明的一种实施例,天线阵列2355可以包括四个波导天线2364。根据本发明的一种实施例,天线阵列2355中的波导天线2364的高度可以是交错的以有助于通达馈送连接器2388。

[0141] 图36是沿图35的L-L截取的天线阵列2355的剖视图。根据本发明的一种实施例,波导组件2358包括一个或更多个波导天线2364、一个或更多个馈送托架2351和一个或更多个隔离元件2391。根据本发明的一种实施例,波导组件2358包括波导天线2364a、2364b、2364c和2364d。根据本发明的一种实施例,波导天线2364可以包括介电填充物2368、波导壁2366和调谐元件2390。根据本发明的一种实施例,可以通过使用诸如铜、金、银等适当镀层材料镀覆介电填充物2368来制造波导天线2364。根据本发明的一种实施例,可以通过镀覆或电镀介电填充材料,例如介电填充物2368,来形成波导壁2366。根据本发明的一种实施例,可以通过直接镀覆或电镀介电填充材料,覆盖除辐射孔隙之外的所有面,来形成波导壁2366。根据本发明的一种实施例,铜可以是优选的镀层材料。根据本发明的一种实施例,散射元件2378也可以是单独元件。根据本发明的一种实施例,散射元件2378也可以是例如由聚碳酸酯或氧化铝形成的单独元件。根据本发明的一种实施例,散射元件2378也可以是位于冷却剂腔2360内的单独元件。根据本发明的一种实施例,散射元件2378也可以是位于冷却剂腔2360内且在波导天线2363的孔隙内居中的单独元件。

[0142] 图37是图36所示的天线阵列2355的剖视图的第一段的视图。根据本发明的一种实施例,波导组件2358可以包括一个或更多个波导天线2364(a-d)和一个或更多个隔离元件2391。根据本发明的一种实施例,隔离元件2391可以被定位在波导天线2364和波导组件2358的任一侧之间。根据本发明的一种实施例,冷却剂腔2360(也可以被称为换热通道)可以适于接收冷却流体(未示出)。

[0143] 图38是图36所示天线阵列2335的剖视图的第二段的立体图。根据本发明的一种实施例,波导组件2358可以包括一个或更多个波导天线2364(b-d)和一个或更多个隔离元件2391。根据本发明的一种实施例,波导天线2364可以包括介电填充物2368和波导壁2366。根据本发明的一种实施例,冷却剂腔2360(也可以被称为换热通道)可以适于接收冷却流体(未示出)。

[0144] 图39是图36所示的天线阵列2355的剖视图的第三段的视图。根据本发明的一种实施例,冷却剂腔2360(也可以被称为换热通道)可以适于接收冷却流体(未示出)。根据本发明的一种实施例,分隔肋2393可以被肋保持件2396支撑。根据本发明的一种实施例,散射元件2378可以被设计、定位并定尺寸成传播在组织腔2388内接合的组织所产生的功率损失密度样式或SAR样式。根据本发明的一种实施例,散射元件2378可以由与介电填充物2368相同的材料形成。根据本发明的一种实施例,散射元件2378可以是具有近似10的介电常数的低损耗介电材料。根据本发明的一种实施例,散射元件2378可以是具有近似等于填充物材料2368的介电常数的介电常数的低损耗介电材料。根据本发明的一种实施例,散射元件2378优选地具有与冷却流体的介电常数不同的介电常数。根据本发明的一种实施例,散射元件2378优选地是低损耗的,以便它不会减弱或消散从波导天线2364的孔隙发射的能量。根据本发明的一种实施例,散射元件2378具有的损耗可以是在感兴趣频率(例如5.8 GHz)小于近似1。根据本发明的一种实施例,对于具有低损耗冷却流体的散射元件2378而言,它可优选地具有更高耗损的散射元件以便扩展有效场尺寸(EFS),该有效场尺寸可以被定义为目标组织横截面内的百分之五十SAR轮廓与天线的辐射孔隙之间的比例。根据本发明的一种实施例,散射元件2378可以由氧化铝或Eccostock材料形成。根据本发明的一种实施例,散射元件2378可以被成形为有助于冷却剂围绕散射元件2378的层流。根据本发明的一种实施例,散射元件2378可以被成形为最小化流经冷却腔2360的冷却剂内的气泡的产生。根据本发明的一种实施例,散射元件2378可以被成形且定位成优化系统的冷却和微波特性。根据本发明的一种实施例,散射元件2378可以被成形且定位成最小化散射元件2378所覆盖的冷却板的面积。根据本发明的一种实施例,散射元件2378可以被成形且定位成最大化在组织腔2338接合的组织内的目标深度处于目标区域内的峰值SAR的横截面积。

[0145] 根据本发明的一种实施例,散射元件2378可以位于波导天线2364的孔隙的中心。根据本发明的一种实施例,散射元件2378可以是矩形,具有与波导天线2364的孔隙的尺寸成比例的尺寸。根据本发明的一种实施例,散射元件2378可以是椭圆形。根据本发明的一种实施例,散射元件2378可以是跑道形,且该跑道形的细长边平行于波导天线2364的孔隙的最长边。根据本发明的一种实施例,散射元件2378可以具有在近似1毫米到近似7毫米之间的长度。根据本发明的一种实施例,散射元件2378可以具有近似与波导天线2364的孔隙的长边一样长的长度。根据本发明的一种实施例,散射元件2378可以具有近似在1毫米至近似4毫米之间的宽度。根据本发明的一种实施例,散射元件2378可以具有近似与波导天线2364的孔隙的短边一样长的宽度。根据本发明的一种实施例,散射元件2378可以具有近似半毫米的高度。根据本发明的一种实施例,散射元件2378可以具有近似等于冷却剂腔2360的深度的高度。根据本发明的一种实施例,散射元件2378可以具有与波导天线2364的孔隙的面积成比例的面积。

[0146] 根据本发明的一种实施例,散射元件2378可以被定位在波导天线2364的介电填充物2368和冷却板2340的近端侧之间。根据本发明的一种实施例,散射元件2378可以被定位成接触介电填充物2368和冷却板2340的近端表面二者。根据本发明的一种实施例,散射元件2378可以被定位成以最小化或消除散射元件2378和冷却板2340之间的接合处的气隙或其他不连续性的方式抵靠冷却板2340。根据本发明的一种实施例,散射元件2378可以例如使用介电环氧树脂被附连于冷却板。根据本发明的一种实施例,散射元件2378可以被定位

成使得波导天线2364产生的场在传播通过冷却板2340时不会再次会聚。根据本发明的一种实施例,散射元件2378可以被定位在冷却剂腔2360的中心,且散射元件2378的每一侧具有相等的流动路径。根据本发明的一种实施例,散射元件2378可以被定向成使得散射元件2378的最长尺寸沿冷却流体通过冷却剂腔2360的路径对齐。根据本发明的一种实施例,散射元件2378可以被定位在波导天线2364发射的最大E-场强度区域的中心。

[0147] 图40是根据本发明的一种实施例的天线阵列2355、冷却剂腔2360、分隔肋2393和散射元件2378的端视图。根据本发明的一种实施例,冷却剂通道2360c可以位于波导天线2364c的下方。

[0148] 根据本发明的一种实施例,冷却回路2376可以包括冷却流体2361、冷却剂导管2324、冷却流体路径2381、冷却剂供应管2312、冷却剂返回管2313和冷却剂分配管2314。根据本发明的一种实施例,冷却流体路径2381可以包括支架回路2385、冷却板2340和冷却剂腔2360。根据本发明的一种实施例,冷却流体路径2381可以包括支架回路2385、冷却板2340、冷却剂腔2360和冷却剂分配管2314。根据本发明的一种实施例,冷却剂分配管2314被用于提供通过支架回路2385和冷却剂腔2360的连续流动。根据本发明的一种实施例,冷却流体2361可以包括水、去离子水或其他适当流体。根据本发明的一种实施例,冷却流体2361从施放器2320外部的冷却剂源2310循环通过施放器2320并返回冷却剂源2310。根据本发明的一种实施例,冷却流体2361可以通过冷却剂供应管2312进入冷却流体路径2381并通过冷却剂返回管2313离开冷却流体路径2381。根据本发明的一种实施例,冷却剂返回管2313可以包括热电偶,例如冷却路径热电偶2326,来测量离开冷却回路2376的冷却流体2361的温度。根据本发明的一种实施例,可以使用水密封粘结剂将冷却流体路径2381内的元件保持就位。根据本发明的一种实施例,可以使用具有低吸水性粘结剂将冷却流体路径2381内的元件保持就位。根据本发明的一种实施例,可以使用环氧树脂、(从TraCon获得的)Tri-Bond FDA-16或UV可固化粘结剂将冷却流体路径2381内的元件保持就位。根据本发明的一种实施例,弯曲表面和圆角边缘可以在整个冷却剂流体路径2381内用于减少或消除湍流。根据本发明的一种实施例,弯曲表面和圆角边缘可以在整个冷却剂流体路径2381内用于减少或消除气泡。根据本发明的一种实施例,亲水涂层可以用于冷却流体路径2381内的选定表面上以减少或消除湍流。根据本发明的一种实施例,亲水涂层可以用于冷却流体路径2381内的选定表面上以减少或消除气泡。根据本发明的一种实施例,支架回路2385包括冷却流体2361传输通过天线支架2374的路径。根据本发明的一种实施例,支架回路2385可以被设置成串行回路或并行回路。根据本发明的一种实施例,支架回路2385的全部或一部分可以涂覆有亲水材料以有助于冷却剂的平缓流动并且最小化气泡的产生,特别是在冷却剂腔2360中。根据本发明的一种实施例,例如在冷却流体2361并行流动通过冷却剂腔2360的情况下,支架回路2385可以包括支架贮槽2387,包括馈送支架贮槽2387和返回支架贮槽2387。根据本发明的一种实施例,支架贮槽2387可以用作流体容储器(fluidic capacitor),从而使得冷却剂供应管2312和冷却剂腔2360之间的冷却流体2361的流动平缓。根据本发明的一种实施例,支架贮槽2387可以保持足够的冷却流体量以确保跨过所有冷却剂腔2360的压力基本均等。根据本发明的一种实施例,支架贮槽2387可以保持足够的冷却流体量以确保跨过所有冷却剂腔2360的流率基本均等。根据本发明的一种实施例,支架贮槽2387的容积可以被选择成均衡跨过支架通道2389的压力。根据本发明的一种实施

例,支架贮槽2387的容积可以被选择成均衡跨过支架通道2389的流率。根据本发明的一种实施例,返回支架贮槽2387可以被设计成具有等距支架通道2389来均衡跨过支架通道2389的压力。根据本发明的一种实施例,其中冷却流体2361串行地流过每个冷却腔2360,通过支架回路2385的流动,每个支架通道2389被直接连接到冷却腔2360且在冷却腔2360的相对侧具有返回支架通道2389。根据本发明的一种实施例,入口和返回支架通道被冷却剂分配管道2314连接。根据本发明的一种实施例,其中冷却流体2361并行流经每个冷却腔2360,支架通道2389将支架贮槽2387并行延伸到冷却剂腔2360。根据本发明的一种实施例,支架通道2389的尺寸、形状和位置被选择成确保通过每个冷却剂腔的流率都是相等的。根据本发明的一种实施例,对于所有支架通道2389而言,支架通道2389的尺寸和形状可以是相同的。根据本发明的一种实施例,支架通道2389的输入可以等距隔开跨过支架贮槽2387的底部。根据本发明的一种实施例,支架通道2389的尺寸、形状和位置可以被选择成最小化冷却剂腔2360内的湍流和气泡。根据本发明的一种实施例,从支架贮槽2387向支架通道2389的输入。根据本发明的一种实施例,支架通道2389在支架贮槽2387和向冷却剂腔2360的输入之间的一段横截面可以形成为葡萄酒杯或喷嘴形且通向冷却剂腔2360的输入被张开到冷却剂腔2360的宽度。根据本发明的一种实施例,支架通道2389的相对横截面可以形成为具有平坦的壁。根据本发明的一种实施例,从支架通道2389向冷却剂腔2360的过渡可以倒圆角。根据本发明的一种实施例,冷却剂腔2360可以包括分隔肋2393。根据本发明的一种实施例,流经冷却剂腔2360的冷却流体可以具有在 200毫升/分钟至450毫升/分钟之间并且优选地是430毫升/分钟的流率(TS)。根据本发明的一种实施例,冷却剂腔2360可以被设计成确保流经每个冷却剂腔2360的流率是基本相同的。根据本发明的一种实施例,流经冷却剂腔2360的冷却流体可以具有在8摄氏度至22摄氏度之间且优选近似15摄氏度的温度。根据本发明的一种实施例,冷却剂腔2360可以被定位在波导天线2364的孔隙和冷却板2340之间。根据本发明的一种实施例,散射元件2378可以延伸到冷却剂腔2360的至少一部分内。根据本发明的一种实施例,散射元件2378可以延伸通过冷却剂腔2360。根据本发明的一种实施例,冷却剂腔2360的元件可以被整平滑以促进经过冷却剂腔2360的流体的层流流动。根据本发明的一种实施例,冷却剂腔2360的元件可以被整平滑以减少冷却剂腔2360内气泡的产生。根据本发明的一种实施例,延伸到冷却剂腔2360内的散射元件可以被倒圆角以促进层流并防止冷却剂腔2360内气泡的生成。根据本发明的一种实施例,冷却剂腔2360内的直角边或尖角会导致当冷却流体运动经过冷却剂腔2360时具有不希望的流动特性,包括产生气泡。根据本发明的一种实施例,分隔肋2393可以被用于分隔开各个冷却剂腔2360。根据本发明的一种实施例,分隔肋2393可以被设置成确保每个冷却剂腔2360均具有基本相同的横截面。根据本发明的一种实施例,分隔肋2393可以具有方形横截面并且是近似0.030英寸×0.030英寸的尺寸。根据本发明的一种实施例,更大或更小的分隔肋2393可以被用于确保每个冷却剂腔2360的横截面面积是相等的。根据本发明的一种实施例,分隔肋2393可以被定位成使得它们不接触冷却板或者波导天线2364的任意部分。根据本发明的一种实施例,分隔肋2393可以被定位成使得它们有助于均衡跨过冷却板2340的冷却。根据本发明的一种实施例,分隔肋2393可以被定尺寸为使得它们具有等于或小于波导天线2364的孔隙之间的分隔距离的宽度。根据本发明的一种实施例,分隔肋2393可以被定尺寸并定位成使得它们不位于波导天线2364的孔隙。根据本发明的一种实施例,分隔肋2393可以被定尺寸并定位成使

得它们最小化当行经冷却剂腔2360时微波场的扰动。根据本发明的一种实施例,分隔肋2393可以被定尺寸并定位成使得它们最小化当行经冷却剂腔2360时微波场的中断。根据本发明的一种实施例,可以通过将分隔肋2393放置在冷却剂腔2360任一端处的肋保持件2396内来定位分隔肋2393。根据本发明的一种实施例,分隔肋2393可以被定位成使得它们不接触散射元件2378。根据本发明的一种实施例,分隔肋2393可以被定位在距冷却板2340的近端表面一适当距离处并且优选地在距冷却板2340的近端表面近似0.010英寸的距离处。根据本发明的一种实施例,分隔肋2393可以由最小化微波场的中断或扰动的材料制成。根据本发明的一种实施例,分隔肋2393可以由不会衰减(衰退)或减弱冷却流体的材料制成。根据本发明的一种实施例,分隔肋2393可以由聚碳酸酯材料制成。根据本发明的一种实施例,分隔肋2393可以由增加波导天线间的隔离的材料制成。根据本发明的一种实施例,分隔肋2393可以由改进组织中的SAR样式的材料制成。根据本发明的一种实施例,分隔肋2393可以由Eccosorb制成。根据本发明的一种实施例,分隔肋2393可以由Eccosorb制成并且被涂覆以便防止分隔肋2393衰减冷却流体。

[0149] 图41是根据本发明的一种实施例的波导组件2358的立体图。根据本发明的一种实施例,波导组件2358可以包括位于波导天线2364a至2364d之间的一个或更多个隔离元件2391。根据本发明的一种实施例,波导组件2358可以包括多个调谐元件2390和多个馈送连接器2388。根据本发明的一种实施例,微波能量可以通过馈送连接器2388被供应到每个波导天线。根据本发明的一种实施例,波导组件2358可以被波导组件框架2353保持在一起。根据本发明的一种实施例,波导组件框架2353可以包括馈送托架2351和组件螺栓2349。

[0150] 图42是图41所示的波导组件的侧视图。根据本发明的一种实施例,散射元件2378被定位在波导天线2364的输出处。根据本发明的一种实施例,波导天线2364的输出也可以被称为天线2364的孔隙。根据本发明的一种实施例,散射元件2378a可以被定位在波导天线2364a的输出处。根据本发明的一种实施例,散射元件2378b可以被定位在波导天线2364b的输出处。根据本发明的一种实施例,散射元件2378c可以被定位在波导天线2364c的输出处。根据本发明的一种实施例,散射元件2378d以被定位在波导天线2364d的输出处。

[0151] 图43是沿图41所示的波导组件2358和散射元件2378的G-G截取的剖视图。根据本发明的一种实施例,波导组件2358包括一个或更多个波导天线2364、一个或更多个馈送托架2351和一个或更多个隔离元件2391。根据本发明的一种实施例,波导组件2358包括波导天线2364。根据本发明的一种实施例,波导天线2364可以包括介电填充物2368、波导壁2366和调谐元件2390。根据本发明的一种实施例,可以通过使用适当镀层材料镀覆介电填充物2369来制造波导天线2364。根据本发明的一种实施例,馈送垫片2397可以被用来当波导壁2366被镀覆在介电填充物2368上时使得馈送连接器2388匹配波导天线2364,从而确保中心绝缘体2398和介电填充物2368之间的适当接触。

[0152] 图44是图43所示的波导组件2358的剖视图的一段的视图。根据本发明的一种实施例,波导组件2358包括一个或更多个波导天线2364、一个或更多个馈送托架2351和一个或更多个隔离元件2391。根据本发明的一种实施例,波导组件2358包括波导天线2364。根据本发明的一种实施例,波导天线2364可以包括介电填充物2368、波导壁2366和调谐元件2390。根据本发明的一种实施例,馈送垫片2397可以被用于当波导壁2366被镀覆在介电填充物2368上时使得馈送连接器2388匹配波导天线2364,从而确保中心绝缘体2398和介电填充物

2368之间的适当接触。

[0153] 根据本发明的一种实施例,隔离元件2391可以被设计成隔离波导天线2364之间的相互作用并且平衡内波导天线(例如波导天线2364a和2364d)和外波导天线(例如波导天线2364b和2364c)所遇到的负载条件。根据本发明的一种实施例,隔离元件2391可以吸收不被耦合到组织腔2338所接合的组织内的微波能量的一部分。根据本发明的一种实施例,隔离元件2391可以吸收在波导天线2364的孔隙的金属边缘处存在的边缘场。根据本发明的一种实施例,隔离元件2391可以被设计并定位成确保每个波导天线2364在波导天线2364的每一侧均具有相同的负载特性。

[0154] 根据本发明的一种实施例,例如图13所示实施例,当波导天线2364的外导电壁被机加工成确保在相邻波导天线2364的介电填充物2368之间的导电材料(例如波导壁2366)的宽度可对于天线阵列2355内的所有波导天线2364均相同时,则可以省去对于隔离元件2391的需求。根据本发明的一种实施例,外波导天线2364a和2364d的波导壁2366可以被机加工成使得这样的波导壁2366和天线阵列2355内相邻波导天线2364之间的距离一样厚。根据本发明的一种实施例,波导天线2364可以被精细地构造成使得在所有侧面上的波导壁2366的厚度均相等,从而省去对于隔离元件2391的需求。

[0155] 根据本发明的一种实施例,隔离元件2391可以被定位在天线之间并且在天线阵列2355内的外波导天线2364a和2364d的外侧从而隔离波导天线2364。根据本发明的一种实施例,隔离元件2391可以被定位成对于天线阵列2355内的所有波导天线2364提供对称的微波负载条件。根据本发明的一种实施例,隔离元件2391可以由吸收微波能量的材料制成。根据本发明的一种实施例,隔离元件2391可以由Eccosorb制成。根据本发明的一种实施例,起衰减作用的隔离元件2391可以被隔离于冷却流体。

[0156] 根据本发明的一种实施例,隔离元件2391可以被设计并定位成最小化相邻波导天线2364之间的相互作用并且平衡相邻波导天线2364所遇到的负载。如果波导天线过于靠近在一起,则它们产生的SAR样式会不对称或不具有相等强度。如果波导天线2364过于远离,则损伤将不连续。根据本发明的一种实施例,天线阵列2355内的介电填充物2368之间的空间可以由波导天线2364的波导壁2366的厚度及位于微波天线之间的一个或更多个隔离元件的厚度构成。根据本发明的一种实施例,天线阵列2355内的介电填充物2368之间的空间可以是在近似0.012英寸至0.080英寸之间并且优选地是近似0.030英寸。根据本发明的一种实施例,天线阵列2355可以具有带近似0.003英寸镀层厚度的波导壁2366,隔离元件2391可以具有近似0.024英寸的厚度。根据本发明的一种实施例,其中感兴趣频率近似是5.8 GHz,隔离元件2391可以具有在近似25至近似40之间且优选地近似27的介电常数。根据本发明的一种实施例,其中感兴趣频率近似是5.8 GHz,隔离元件2391可以具有在近似0.02至近似0.07之间且优选地近似0.04的损耗角正切($\tan\delta$)。根据本发明的一种实施例,其中感兴趣频率近似是5.8 GHz,隔离元件2391可以具有在近似 $1.5+j3.4$ 至近似 $7+j5.6$ 且优选地近似 $2.7+j3.4$ 的复磁导率。

[0157] 图45是根据本发明的一种实施例的波导组件的可替代实施例的侧视图。图46是图45所示的波导组件的剖视图。根据本发明的一种实施例,微波扼流圈2386也可以被用作隔离元件2391。根据本发明的一种实施例,可以使用在波导天线2364之间的短金属垫片(设定在距波导孔隙背部固定距离处)和外侧微波天线2364上的金属凸缘来形成微波扼流圈

2386。根据本发明的一种实施例,微波扼流圈2386可以被用在波导组件2358内以便实现波导组件2358内波导天线2364间的隔离和SAR一致性。根据本发明的一种实施例,在波导天线2364之间的空间内,通过使用设定在距波导天线2364的孔隙特定距离处的具有特定厚度的金属垫片来分隔开波导天线2364从而产生微波扼流圈2386。根据本发明的一种实施例,在外波导天线2364的外侧,使用由设定在距孔隙相同距离处且具有相同尺寸的金属垫片构成的凸缘以及从垫片延伸到波导面的金属板来实现微波扼流圈2386。根据本发明的一种实施例,微波扼流圈2386为波导天线2364的孔隙的辐射面的长边处存在的边缘场产生传播路径。根据本发明的一种实施例,微波扼流圈结构允许这个边缘信号对于波导组件2358内的内微波天线和外微波天线2364而言以对称方式被耦合到微波扼流圈2386内。因此,微波扼流圈2386可以通过减少相邻波导天线2364之间的相互作用来加强波导组件2358内的隔离,以及通过在波导天线2364的孔隙处引入对称的负载条件来增强波导天线2364间的SAR样式一致性。

[0158] 图47是根据本发明的一种实施例的系统2309的示意图。根据本发明的一种实施例,系统2309可以包括隔离变压器2316、冷却剂源2310、发生器2301和施放器2320。根据本发明的一种实施例,隔离变压器2316可以被连接到AC电源2318。根据本发明的一种实施例,隔离变压器2316可以向发生器2301和冷却剂源2310提供功率。根据本发明的一种实施例,发生器2301可以包括DC电源2303、控制器2302、微波链2403(可以例如是一系列微波部件)以及真空源2308。根据本发明的一种实施例,控制器2302可以管理所有的系统电平输入和控制,例如:来自前面板2305的功率和计时设定;来自起动按钮2464的输入;来自停止按钮2466的输入;来自微波回路的硬件误差(逆向功率误差、放大器故障);来自施放器的温度和安装误差;以及在离散时刻传送测量数据到界面2420来记录逆向功率、正向功率和组织温度及冷却剂温度。根据本发明的一种实施例,控制器2302也可以控制天线开关2357、真空泵2450和真空螺线管2315。根据本发明的一种实施例,真空源2308可以包括真空泵/驱动器2307和真空螺线管2315。根据本发明的一种实施例,DC电源2303可以向微波链2403和控制器2302提供功率。根据本发明的一种实施例,控制器2302可以确保微波链2403按规范运行。根据本发明的一种实施例,微波链2403可以被连接到控制器2302。根据本发明的一种实施例,控制器2302可以被真空功率信号2323连接至真空泵/驱动器2307,并且被螺线管控制信号2321连接至真空螺线管2315。根据本发明的一种实施例,DC电源2303可以是例如可从Tumbler Technologies获得的医用650瓦+12伏的PM650-12C型开关电源。根据本发明的一种实施例,真空泵2450可以是例如可从Clark Flow Solutions获得的15988型号旋转叶片泵。根据本发明的一种实施例,真空螺线管2315可以是例如可从Peter Paul Electronics Co获得的排放到大气环境的三通常闭LW53KK8DGBG12/DC型电磁阀。根据本发明的一种实施例,施放器2320可以被施放器缆线2334连接到发生器2301。根据本发明的一种实施例,施放器缆线2334可以包括冷却剂导管2324、能量电缆2322、冷却剂热电偶电线2331、冷却板热电偶电线2330和天线开关信号2481。根据本发明的一种实施例,冷却剂导管2324可以被连接到冷却剂源2310。根据本发明的一种实施例,冷却剂导管2324可以包括冷却剂供应管2312和冷却剂返回管2313。根据本发明的一种实施例,冷却剂可以通过冷却剂供应管2312供应到施放器2320。根据本发明的一种实施例,冷却剂通过冷却剂返回管2313返回到冷却剂源2310。根据本发明的一种实施例,能量电缆2322可以被微波输出连接器2443连接到发生器

2301。根据本发明的一种实施例,能量电缆2322可以通过微波输出连接器2443将施放器2320内的天线开关2357连接到发生器2301内的微波链2403。根据本发明的一种实施例,冷却剂热电偶电线2331和天线热电偶电线2330可以被温度连接器2482连接到发生器2301。根据本发明的一种实施例,冷却剂热电偶电线2331可以通过温度连接器2482将施放器2320内的冷却路径热电偶2326连接到发生器2301内的控制器2302。根据本发明的一种实施例,冷却板热电偶电线2330可以通过温度连接器2482将施放器2320内的冷却板热电偶2395连接到发生器2301内的控制器2302。根据本发明的一种实施例,天线开关信号2481可以被天线开关连接器2480连接到发生器2301。根据本发明的一种实施例,天线开关信号2481可以通过天线开关连接器2480将施放器2320内的天线开关2357连接到发生器2301内的控制器2302。根据本发明的一种实施例,一次性器件2363可以被真空管2319连接到发生器2301,其中该真空管2319可以包括发生器生物屏障2317。根据本发明的一种实施例,在系统2309中,真空管2319可以被真空端口连接器2484连接到发生器2301。根据本发明的一种实施例,真空管2319可以通过真空端口连接器2484将一次性器件2363连接到真空螺线管2315。根据本发明的一种实施例,冷却剂源2310将冷却流体2361(未示出)供应到施放器2320。根据本发明的一种实施例,冷却剂源2310可以是可从ThermoTek, Inc获得的NanoTherm冷却器。根据本发明的一种实施例,来自冷却剂源2310的冷却流体2361具有在近似5至40摄氏度之间的温度范围且优选地近似十五摄氏度的温度。根据本发明的一种实施例,冷却剂源2310可以具有在近似200至1000毫升/分钟之间的且优选地近似500毫升/分钟的流率。根据本发明的一种实施例,冷却剂源2310可以是被设计成制冷冷却流体2361并将被制冷的冷却流体2361泵送通过施放器2320和冷却剂腔2360以保护接合在组织腔2338内的皮肤免于热伤害的固态冷却器。根据本发明的一种实施例,冷却剂源2310可以是被设计成制冷冷却流体2361并将被制冷的冷却流体2361泵送通过施放器2320和冷却剂腔2360以保护接合在组织腔2338内的皮肤的第一层免于热伤害的固态冷却器。

[0159] 图48是根据本发明的一种实施例的微波链2403的示意图。根据本发明的一种实施例,振荡器2304可以被连接到隔离器2401a,该隔离器2401a可以被连接到开关2402(可以是例如单极单掷SPST反射性pin型二极管开关),该开关2402可以被连接到衰减器2408a(可以是例如固定衰减器),该衰减器2408a可以被连接到带通滤波器2404,该带通滤波器2404可以被连接到放大器2306,该放大器2306可以被连接到隔离器2401b,该隔离器2401b可以被连接到定向耦合器2406。根据本发明的一种实施例,振荡器2304可以具有近似5.8 GHz的输出频率。根据本发明的一种实施例,振荡器2304提供稳定的5.8 GHz小功率信号。根据本发明的一种实施例,隔离器2401a可以被用于保护振荡器2304免受来自放大器2306的反射功率信号。根据本发明的一种实施例,滤波电路包括带通滤波器2404,该带通滤波器2404具有在感兴趣频率处的中心频率。根据本发明的一种实施例,滤波电路包括带通滤波器2404,该带通滤波器2404具有在近似5.8 GHz处的中心频率。根据本发明的一种实施例,滤波电路包括的带通滤波器2404可以是消除进入功率放大器的频带输入的波导腔滤波器。根据本发明的一种实施例,滤波电路包括的带通滤波器2404可以具有近似25MHz的3dB带宽。根据本发明的一种实施例,放大器2306可以是适于在感兴趣频率处放大信号的放大器。根据本发明的一种实施例,放大器2306可以是适于在5.8 GHz处放大信号的放大器。根据本发明的一种实施例,放大器2306可以是可从Locus Microwave获得的S51500-05放大器。根据本发明的

一种实施例,放大器2306可以包括内部偏置电路、匹配电路以及适于维持稳定性且在感兴趣频率下提供适当匹配和功率输出的控制电路。根据本发明的一种实施例,放大器2306可以适于将输入信号放大54dB。根据本发明的一种实施例,隔离器2401b可以用于保护放大器2306免受反射功率信号。根据本发明的一种实施例,能量电缆2322可以承载从定向耦合器2406离开微波链2403的微波能量。根据本发明的一种实施例,定向耦合器2406可以进一步被连接到可连接于功率检测器2409b的衰减器2408b。根据本发明的一种实施例,功率检测器2409b的输出可以是正向功率信号2415。根据本发明的一种实施例,定向耦合器2406可以进一步被连接到可连接于功率检测器2409a的衰减器2408c。根据本发明的一种实施例,一对功率检测器2409b和2409a可以被用于测量正向和逆向功率。根据本发明的一种实施例,衰减器2409a的输出可以是逆向功率信号2417。根据本发明的一种实施例,微波链2403可以被连接到微波控制信号2413。根据本发明的一种实施例,微波控制信号2413可以包括PWM控制信号2405、故障信号2407、静噪信号2411、正向功率信号2415和逆向功率信号2417。根据本发明的一种实施例,PWM控制信号2405可以被连接到开关2402。根据本发明的一种实施例,故障信号2407可以由放大器2306产生。根据本发明的一种实施例,静噪信号2411可以被连接到放大器2306。根据本发明的一种实施例,功率检测器2409可以是例如同轴隧道二极管检测器。

[0160] 根据本发明的一种实施例,通过比较在定向耦合器2406处测量的正向功率信号2415和来自功率控制旋钮2454的请求功率来使得功率控制器工作。根据本发明的一种实施例,功率可以由定向耦合器2406从放大器2306的输出中取样,其中定向耦合器2406连接到功率检测器2409b。根据本发明的一种实施例,定向耦合器2406可以用于发送正向和反射功率来为检测器2409a和2409b(可以是例如同轴隧道二极管检测器)提供功率。根据本发明的一种实施例,可以通过控制器2302内的转换电路来读取功率检测器2409a和2409b的输出并将其反馈回控制放大器2306的输入的开关2402。根据本发明的一种实施例,开关2402的占空因数可以控制来自微波链2403的输出功率水平,其中开关2402处于接通的百分比时间与从微波链2403产生的最大输出功率的百分比成比例。根据本发明的一种实施例,当以40%占空因数驱动开关2402时,具有100瓦最大输出的微波链可以从微波链2403提供40瓦输出。根据本发明的一种实施例,开关2402可以在pin型二极管的输出是线性时的调制频率处工作。根据本发明的一种实施例,开关2402可以在近似7.2 kHz的调制频率处工作。

[0161] 图49是根据本发明的一种实施例的控制器2302的示意图。根据本发明的一种实施例,调理电路2410a可以被连接到模数转换器2412a,该模数转换器2412a可以被连接到正向功率查找表2414,该正向功率查找表2414可以被连接到多路复用器和UART(通用异步接收器/发送器)状态机2418,该状态机2418可以被连接到接口2420(可以是例如被隔离的RS232接口)。根据本发明的一种实施例,正向功率查找表2414也可以被连接到比较器2424(可以是例如数字比较器),该比较器2424可以被连接到脉冲宽度调制状态机2422,该状态机2422可以被连接到逻辑2438。根据本发明的一种实施例,包括逻辑2438的占空因数电路可以被用于提供脉冲宽度调制(PWM)控制信号2405以便控制通过能量电缆2322的输出功率水平。根据本发明的一种实施例,调理电路2410b可以被连接到模数转换器2412b,该模数转换器2412b可以被连接到逆向功率查找表2416,该逆向功率查找表2416可以被连接到多路复用器和UART状态机2418以及故障逻辑2434。根据本发明的一种实施例,逆向功率查找表2416

和调理电路2410b调理来自功率检测器2409a的电压,以便产生逆向功率的特征测量。根据本发明的一种实施例,逆向功率查找表2416和调理电路2410b为下游电路输出信号以便记录测量的逆向功率,或者做出安全决定。根据本发明的一种实施例,调理电路2410c可以连接到模数转换器2412c,该模数转换器2412c可以连接到多路复用器和UART状态机2418以及故障逻辑2434。根据本发明的一种实施例,调理电路2410d可以被连接到模数转换器2412d,该模数转换器2412d可以被连接到多路复用器和UART状态机2418以及故障逻辑2434。根据本发明的一种实施例,多路复用器2426可以被连接到天线选择状态机主控制器2442,该主控制器2442可以被连接到计时状态机2440,该计时状态机2440可以被连接到逻辑2438。根据本发明的一种实施例,提供电路天线选择状态机主控制器2442来控制使用多路天线阵列2355的施放器2320内的天线转换。根据本发明的一种实施例,多路复用器2426可以被连接到调理电路2410d。根据本发明的一种实施例,天线选择状态机主控制器2442可以被连接到逻辑2438。根据本发明的一种实施例,模数转换器2412e可以被连接到比较器2424和多路复用器和UART状态机2418以及故障逻辑2434。

[0162] 根据本发明的一种实施例,微波控制信号2413将微波链2403连接到开关2402。根据本发明的一种实施例,正向功率信号2415可以是调理电路2410a的输入。根据本发明的一种实施例,逆向功率信号2417可以是调理电路2410a的输入。根据本发明的一种实施例,冷却剂温度信号2431可以是调理电路2410c的输入。根据本发明的一种实施例,天线热电偶电缆2433可以是多路复用器2426的输入。根据本发明的一种实施例,脚踏板信号2437可以是计时器状态机2440的输入。根据本发明的一种实施例,功率控制信号2453可以是模数转换器2412e的输入。根据本发明的一种实施例,被滤波的冷却剂温度信号2461可以是调理电路2410c的输出。根据本发明的一种实施例,被滤波的天线温度信号2459可以是调理电路2410d的输出。根据本发明的一种实施例,天线选择信号2463可以是天线选择状态机主控制器2442的输入和输出。根据本发明的一种实施例,停止信号2467可以是计时器状态机2440的输入和输出。根据本发明的一种实施例,起动信号2465可以是计时器状态机2440的输入和输出。根据本发明的一种实施例,后冷(post-cool)计时器信号2473可以是计时器状态机2440的输入和输出。根据本发明的一种实施例,能量计时器信号2471可以是计时器状态机2440的输入和输出。根据本发明的一种实施例,预冷时间信号2469可以是计时器状态机2440的输入和输出。根据本发明的一种实施例,蜂鸣信号2479可以是逻辑2438的输出。根据本发明的一种实施例,就绪信号2477可以是逻辑2438的输出。根据本发明的一种实施例,螺线管控制信号2321可以是逻辑2438的输出。根据本发明的一种实施例,天线开关信号2481可以是逻辑2438的输出。根据本发明的一种实施例,PWM控制信号2405可以是逻辑2438的输出。根据本发明的一种实施例,静噪信号2411可以是逻辑2438的输出。根据本发明的一种实施例,天线开关信号2490可以是故障逻辑2434的输入。根据本发明的一种实施例,故障信号2475可以是故障逻辑2434的输出。根据本发明的一种实施例,故障信号2475可以是逻辑2438和计时器状态机2440的输入。根据本发明的一种实施例,串行信号2445可以被连接到接口2420。

[0163] 根据本发明的一种实施例,控制器2302和微波链2403可以包括脉冲宽度调制(PWM)伺服机构来提供反馈以便控制放大器2306的功率输出。根据本发明的一种实施例,脉冲宽度调制伺服机构可以控制开关2402(可以是pin型二极管开关)、衰减器2408b和2408c、

功率检测器2409a和2409b以及控制器2302内的转换电路。根据本发明的一种实施例,可以通过控制放大器2306的信号输入的占空因数来控制功率输出。根据本发明的一种实施例,可以在传输周期期间维持放大器2306的输入功率以确保放大器2306内的稳定性和线性。

[0164] 根据本发明的一种实施例,控制器2302向开关2402产生PWM控制信号2405以便控制离开微波链2403的功率。根据本发明的一种实施例,通过从前面板2305上的功率控制旋钮2454获得功率控制信号2453(可以是例如输入参考电压)来使得控制器2302工作。根据本发明的一种实施例,当使用者通过按压起动按钮2464来初始化功率时,功率控制信号2453被控制器2302用于产生请求正向功率。根据本发明的一种实施例,在短时间后,占空因数电路将根据从正向功率检测器2409b测量的反馈来运作。根据本发明的一种实施例,将执行实际测量正向功率信号2415与请求正向功率的比较。根据本发明的一种实施例,控制器2302将对PWM控制信号2405做出微小调整以便将离开微波链2403的正向功率保持在请求正向功率设定的规范内。根据本发明的一种实施例,PWM控制信号2405可以在近似7.0 KHz和近似7.5 KHz之间且优选地近似7.2 KHz。根据本发明的一种实施例,PWM控制信号2405可以是近似百分之百。

[0165] 根据本发明的一种实施例,正向功率查找表2414和调理电路2410a(可以包括滤波和放大电路)调理来自功率检测器2409b的电压以便产生正向功率的特征测量。根据本发明的一种实施例,正向功率查找表2414和调理电路2410a为下游电路输出信号以便记录被测量的正向功率,或者做出控制和安全决定。根据本发明的一种实施例,正向功率查找表2414和调理电路2410a产生代表被测量的正向功率的输出电压信号。根据本发明的一种实施例,正向功率查找表2414可以被校准以便补偿各个功率检测器2409b和放大器2306的特性。根据本发明的一种实施例,逆向功率查找表2416可以被特定地校准以便补偿单个功率检测器2409a和放大器2306的特性。

[0166] 图50是根据本发明的一种实施例的后面板2311的示意图。根据本发明的一种实施例,后面板2311包括脚动开关连接器2436和串行接口连接器2444。根据本发明的一种实施例,脚动开关连接器2436可以被连接到脚踏板信号2437。根据本发明的一种实施例,串行接口连接器2444可以被连接到串行信号2445。

[0167] 图51是根据本发明的一种实施例的前面板2305的示意图。根据本发明的一种实施例,前面板2305可以包括功率控制旋钮2454、真空控制旋钮2456、温度连接器2482、天线开关连接器2480、真空计量器2486、真空端口连接器2484、天线选择开关2462、温度显示器2457、起动按钮2464、停止按钮2466、微波输出连接器2443、预冷计时器2468、能量计时器2470、后冷计时器2472、故障指示器2474、就绪指示器2476和蜂鸣器2478。根据本发明的一种实施例,温度连接器2482可以包括冷却剂温度连接器2430和一个或多个天线温度连接器2429。根据本发明的一种实施例,天线温度连接器2429可以包括天线温度连接器2429a至天线温度连接器2429d。根据本发明的一种实施例,温度显示器2457可以包括天线温度显示器2458和冷却剂温度显示器2460。

[0168] 根据本发明的一种实施例,用户界面可以是发生器前面板2305,其包括用户输入控制件(例如功率控制旋钮2454、真空控制旋钮2456、起动按钮2464、停止按钮2466、天线选择开关2462、预冷计时器2468、能量计时器2470、后冷计时器2472)、用户反馈件(例如真空计量器2486、天线选择开关2462、温度显示器2457、预冷计时器2468、能量计时器2470和后

冷计时器2472)和连接器(例如温度连接器2482、真空端口连接器2484、天线开关连接器2480和微波输出连接器2443)。根据本发明的一种实施例,在能量传输期间,针对每个选定波导天线2364来测量组织温度,且该组织温度被天线温度显示器2458显示在前面板2305上。根据本发明的一种实施例,在能量传输期间,冷却剂温度被连续地测量并被冷却剂温度显示器2460显示在前面板2305上。根据本发明的一种实施例,可以通过接合适当的天线选择按钮(例如关联于天线选择开关2462的能量选择按钮),从而为来自前面板2305的微波能量传输选择波导天线2364。根据本发明的一种实施例,可以在预定能量计时时段期间传输能量到每个选定波导天线2364。

[0169] 根据本发明的一种实施例,诸如发生器前面板2305的用户界面可以提供用户反馈。根据本发明的一种实施例,用户反馈可以包括使用例如天线温度显示器2458为波导阵列内的每个波导天线显示冷却板温度(可以指示出皮肤温度)。根据本发明的一种实施例,用户反馈可以包括使用例如冷却剂温度显示器2460显示冷却流体路径的输出处的施放器内的冷却流体温度。根据本发明的一种实施例,用户反馈可以包括使用例如真空计量器2486指示真空输出处的真空压力。根据本发明的一种实施例,用户反馈可以包括就绪指示器,例如就绪指示器2476,以指示何时系统就绪以供使用。根据本发明的一种实施例,用户反馈可以包括故障指示器,例如故障指示器2474,以指示何时发生故障。根据本发明的一种实施例,天线温度显示器2458在初始化治疗周期之前报告位于第一个启动的所连接波导天线2364下方的冷却板热电偶2395处的温度。根据本发明的一种实施例,在冷却板热电偶2395处测量的温度可以指示出位于邻近冷却板热电偶2395的组织生物屏障2337下方的皮肤表面的温度。根据本发明的一种实施例,在冷却板热电偶2395处测量的温度可以与邻近冷却板热电偶2395的组织生物屏障2337下方的皮肤表面的温度成比例。根据本发明的一种实施例,一旦开始治疗周期,则天线温度显示器2458就报告当启动时每个波导天线2364下方的组织的温度,并且一旦完成治疗周期,则天线温度显示器2458继续显示最后启动的波导天线2364下方的组织温度。

[0170] 根据本发明的一种实施例,功率控制信号2453可以是功率控制旋钮2454的输出。根据本发明的一种实施例,真空控制输入信号2455可以是真空控制旋钮2456的输出。根据本发明的一种实施例,冷却剂热电偶电线2331可以是冷却剂温度连接器2430的输入。根据本发明的一种实施例,冷却剂温度信号2431可以是冷却剂温度连接器2430的输出。根据本发明的一种实施例,冷却板热电偶电线2330可以是天线温度连接器2429的输入。根据本发明的一种实施例,天线热电偶电缆2433可以是天线温度连接器2429的输出。根据本发明的一种实施例,天线开关信号2481可以是天线开关连接器2480的输入。根据本发明的一种实施例,天线开关信号2490可以是天线开关连接器2480的输出。根据本发明的一种实施例,天线选择信号2463可以是天线选择开关2462的输入和输出。根据本发明的一种实施例,被滤波的天线温度信号2459可以是天线温度显示器2458的输入。根据本发明的一种实施例,被滤波的冷却剂温度信号2461可以是冷却剂温度显示器2460的输入。根据本发明的一种实施例,起动信号2465可以是起动按钮2464的输入和输出。根据本发明的一种实施例,停止信号2467可以是停止按钮2466的输入和输出。根据本发明的一种实施例,能量电缆2322可以是微波输出连接器2443的输入。根据本发明的一种实施例,预冷时间信号2469可以是预冷计时器2468的输入和输出。根据本发明的一种实施例,能量计时器信号2471可以是能量计时

器2470的输入。根据本发明的一种实施例,后冷计时器信号2473可以是后冷计时器2472的输入和输出。根据本发明的一种实施例,故障信号2475可以是故障信号2474的输入。根据本发明的一种实施例,就绪信号2477可以是就绪指示器2476的输入。根据本发明的一种实施例,蜂鸣信号2479可以是蜂鸣器2478的输入。

[0171] 图52是根据本发明的一种实施例的真空源2308的示意图。根据本发明的一种实施例,真空源2308可以包括真空螺线管2315和真空泵/驱动器2307。根据本发明的一种实施例,真空泵/驱动器2307可以包括可变电压驱动器2452和真空泵2450。根据本发明的一种实施例,真空控制输入信号2455可以是可变电压驱动器2452的输入,并且螺线管控制信号2321可以是真空螺线管2315的输入。根据本发明的一种实施例,螺线管控制信号2321可以是真空螺线管2315的输入。根据本发明的一种实施例,真空泵/驱动器2307可以被管2427连接到真空螺线管2315。

[0172] 图53是根据本发明的一种实施例的微波控制电路2419的示意图。根据本发明的一种实施例,微波控制电路可以是适于控制2322处的能量输出的脉冲宽度调制(PWM)控制电路。根据本发明的一种实施例,微波控制电路2419可以包括振荡器2304、隔离器2401a、开关2402、衰减器2408a、带通滤波器2404、放大器2306、隔离器2401b和定向耦合器2406。根据本发明的一种实施例,静噪信号2411可以是放大器2306的输入。根据本发明的一种实施例,微波控制电路2419可以具有输出能量电缆2322,该输出能量电缆2322可承载输送至施放器2320的微波能量。根据本发明的一种实施例,微波控制电路2419可以包括衰减器2408b和2408c、功率检测器2409a和2409b。根据本发明的一种实施例,功率检测器2409a的输出可以是逆向功率信号2417。根据本发明的一种实施例,功率检测器2409b的输出可以是正向功率信号2415。根据本发明的一种实施例,逆向功率信号2417可以是逆向功率查找表和调理电路2423的输入。根据本发明的一种实施例,逆向功率查找表和调理电路2423可以输出逆向功率误差信号2428。根据本发明的一种实施例,逆向功率查找表和调理电路2423可以输出逆向功率读数2435。根据本发明的一种实施例,正向功率信号2415可以是正向功率查找表和调理电路2421的输入。根据本发明的一种实施例,能量传输开/关信号2439可以是正向功率查找表和调理电路2421的输入。根据本发明的一种实施例,功率控制信号2453可以是正向功率查找表和调理电路2421的输入。根据本发明的一种实施例,正向功率查找表和调理电路2421可以具有逆向功率查找表和调理电路2423的输入。根据本发明的一种实施例,正向功率查找表和调理电路2421可以输出正向输出功率误差2441。根据本发明的一种实施例,正向功率查找表和调理电路2421可以输出正向输出功率误差2441。根据本发明的一种实施例,正向功率查找表和调理电路2421可以输出正向功率信号2446。根据本发明的一种实施例,正向功率查找表和调理电路2421可以向占空因数电路2425输出正向功率信号2446。根据本发明的一种实施例,功率控制信号2453和起动信号2465可以是占空因数电路2425的输入。根据本发明的一种实施例,两个模块,使用正向功率查找表和调理电路2421以及逆向功率查找表和调理电路2423将正向和逆向功率读数转换成可用控制信号和故障信号。根据本发明的一种实施例,查找表被包括在逆向功率查找表和调理电路2423中以便产生代表被测逆向功率的输出电压信号。根据本发明的一种实施例,逆向功率查找表和调理电路2423中的每个查找表被校准到电路中的二极管和放大器。

[0173] 图54-58是根据本发明的一种实施例的患者定位设备2492的示意图。根据本发明

的一种实施例,患者定位设备2492包括臂支撑件2493。根据本发明的一种实施例,患者定位设备2492包括中心支撑件2494。根据本发明的一种实施例,患者定位设备2492包括基底2495。根据本发明的一种实施例,患者定位设备2492包括头靠2496。根据本发明的一种实施例,患者定位设备2492可以用于正确地定位患者。根据本发明的一种实施例,根据本发明的一种实施例的臂支撑件2493可以与中心支撑件2494形成在近似15度至近似35度之间的角(A)。根据本发明的一种实施例,根据本发明的一种实施例的臂支撑件2493可以与中心支撑件2494形成近似25度的角。根据本发明的一种实施例,根据本发明的一种实施例的患者定位设备2492在臂支撑件2493之间可以具有近似22厘米的尺寸(B)。根据本发明的一种实施例,患者定位设备2492还可以包括一次性盖(未示出),其可以针对每个患者被更换。

[0174] 图59是根据本发明的一种实施例的治疗样板2483的示意图。根据本发明的一种实施例,治疗样板2483可以是柔性透明基底。根据本发明的一种实施例,适当的治疗样板2483可以包括设置成预定样式的多个开口。根据本发明的一种实施例,每个开口或每组开口可以被用于识别特定治疗元件。根据本发明的一种实施例,开口或开口组(例如装置定位部位2487)可以被用于标示出将要放置施放器2320的治疗区域的面积。根据本发明的一种实施例,开口或开口组(例如施放器放置标识2489)可以被用于标示出将要放置施放器对齐特征2352的皮肤。根据本发明的一种实施例,开口或开口组(例如麻醉注射标识2485)可以被用于标示将要注射麻醉剂的皮肤。根据本发明的一种实施例,在天线孔隙的中心之下注射麻醉剂可以增加结果的可预测性并且减少每次治疗所需的流体的量。根据本发明的一种实施例,样板上的标识也可以被用于指示出根据腋窝上的施放器位置可以使用阵列中的多少天线。根据本发明的一种实施例,样板内的孔(例如界标对齐标识2491)也可以被用于对齐治疗样板2493与患者身上的界标(例如纹身、临时纹身、皮赘、皮肤折痕、头发样式、时髦的标识或胎记)。

[0175] 图60是根据本发明的一种实施例的接合了组织的医疗装置2300的简单剖视图。在图60所示的本发明实施例中,皮肤1307接合在组织腔2338内。在图60所示的本发明实施例中,真皮1305和下皮1303被接合在组织腔2338内。在图60所示的本发明实施例中,皮肤表面1306被接合在组织腔2338内,使得皮肤表面1306接触腔壁2354的至少一部分,并且热接触冷却板2340的至少一部分。在图60所示的本发明实施例中,皮肤表面1306被接合在组织腔2338中,使得皮肤表面1306接触组织界面2336的至少一部分。如图60所示,真空压力可以被用于提升真皮1305和下皮1303,从而将真皮1305和下皮1303从肌肉1301分离。如图60所示,真空压力可以被用于提升真皮1305和下皮1303,从而将真皮1305和下皮1303从肌肉1301分离,以便例如通过限制或消除到达肌肉1301的电磁能量来保护肌肉1301。

[0176] 图61-64示出了根据本发明的实施例的医疗装置2300的组织轮廓和简化图。根据本发明的一种实施例,波导组件2358可以包括波导天线2364。根据本发明的一种实施例,诸如微波能量的电磁能量可通过组织头2362被辐射到真皮1305内,该组织头2362可以例如是一体式或附连的一次性器件2363。根据本发明的一种实施例,医疗装置2300可以包括冷却剂腔360和冷却板2340。在图61-64所示的本发明实施例中,可以是例如峰值SAR、峰值能量耗损密度或峰值温度的峰值可以在第一组织区域1309内产生。在图61-64所示的本发明实施例中,可以是例如降低的SAR、降低的功率耗损密度或降低的温度的降低的幅值产生在第二组织区域1311内,且进一步降低的幅值在第三组织区域1313和第四组织区域1315内。如

图61-64所示,真皮1305被界面1308分离于下皮1303。如图61、图63和图64所示,界面1308可以被理想化为基本直的线,以便简化描述,不过如图64所示,在实际的组织中,界面1308可以是非线性、不连续、粗糙的界面,其也可以包括跨过和中断组织界面1308的许多组织结构和组织结构团。如图61-64所示,下皮1303位于肌肉组织1301之上。根据本发明的一种实施例,电磁辐射可以以例如5-6.5 GHz之间的频率被发射。根据本发明的一种实施例,电磁辐射可以以例如近似5.8 GHz的频率被发射。根据本发明的一种实施例,场展延器2379(可以例如是散射元件2378)可以位于冷却剂腔2360内。在本发明的实施例中,例如如图64所示实施例中,场展延器2379可以用于例如展延并展平第一组织区域1309。在图64所示的本发明实施例中,场展延器2379可以用于例如展延并展平第一组织区域1309内形成的损伤。根据本发明的一种实施例,产生损伤,例如产生图61-64所示的损伤可以被用于治疗患者皮肤。根据本发明的一种实施例,产生损伤,例如产生图61-64所示的损伤可以被用于伤害或破坏结构,例如患者皮肤内的汗腺。

[0177] 根据本发明的一种实施例,一次性器件2363包括大量有益特征。根据本发明的一种实施例,真空压力可以均匀分布到组织生物屏障2337的任一侧。根据本发明的一种实施例,当实现均衡时,真空压力可以均匀分布于组织腔2338和施放器腔2346。根据本发明的一种实施例,使用可伸展的组织生物屏障2337和真空平衡确保了组织生物屏障2337将会贴合施放器2320的远端从而防止在组织生物屏障2337和施放器2320的远端之间形成气泡。根据本发明的一种实施例,使用可伸展的组织生物屏障2337和真空平衡确保了组织生物屏障2337贴合冷却板2340的远端侧从而防止在组织生物屏障2337和冷却板2340的远端侧之间形成气泡。根据本发明的一种实施例,真空平衡确保了组织生物屏障2337被密封于施放器2320的远端以及被密封于接合在组织腔2338内的皮肤的表面,从而减少或消除了可能导致微波场内不希望的气穴。根据本发明的一种实施例,真空平衡确保了组织生物屏障2337被密封于冷却板2340的远端侧以及被密封于接合在组织腔2338内的皮肤的表面,从而减少或消除了可能导致微波场内不希望的气穴。

[0178] 根据本发明的一种实施例,使组织生物屏障2337伸展确保了其平抵于施放器2320的远端。根据本发明的一种实施例,组织生物屏障2337伸展从而与施放器2320的远端形成基本无皱界面。根据本发明的一种实施例,使组织生物屏障2337伸展使得组织生物屏障2337和施放器2320的远端之间产生干涉配合。根据本发明的一种实施例,使得施放器2320的远端延伸到组织腔2338内使得组织生物屏障2337伸展并且确保了组织生物屏障2337和施放器2320的远端之间的干涉配合。根据本发明的一种实施例,施放器2320可以凹入到施放器腔内高达近似0.020英寸。根据本发明的一种实施例,施放器2320的远端可以延伸到组织腔2338内0-0.030英寸且优选地近似0.010英寸,从而使得组织生物屏障2337伸展并且在施放器2320的远端和组织生物屏障2337之间产生干涉配合。根据本发明的一种实施例,干涉配合及施放器腔2346内的真空的组合使得可能以其他方式在可伸展组织生物屏障2337内产生的气穴、折痕和褶皱最小化。

[0179] 根据本发明的一种实施例,生物流体可以被发生器生物屏障2317隔离于发生器2301。根据本发明的一种实施例,生物流体可以被施放器生物屏障2332隔离于施放器2320。根据本发明的一种实施例,生物流体可以被组织生物屏障2337隔离于施放器2320。根据本发明的一种实施例,施放器生物屏障2332提供了组织腔2338和施放器2320之间的隔离,从

而允许空气经过但阻止生物流体或其他流体(例如KY Jelly)到达施放器2320。根据本发明的一种实施例,真空挡板2343和真空回路2341内的迂回路径有助于将生物流体或其他流体隔离于施放器生物屏障2332。根据本发明的一种实施例,施放器生物屏障2332、真空回路2341内的迂回路径、真空挡板2343以及将真空通路2333置于真空挡板2343之前的组合防止了背压(例如当通过使得真空管与大气压力通风来结束抽真空时可能产生的背压)驱使生物流体或其他流体进入施放器腔2346。根据本发明的一种实施例,施放器生物屏障2332可以是可从Harrington Plastics获得的带有近似0.1微米至1.0微米且优选地近似0.45微米的孔径的疏水过滤器。

[0180] 根据本发明的一种实施例,施放器2320包括大量有益特征。根据本发明的一种实施例,天线阵列2355有助于在施放器2320单次放置下产生大的损伤或损伤区域。根据本发明的一种实施例,天线阵列2355有助于产生高达近似三十毫米×近似八毫米横截面的损伤。根据本发明的一种实施例,通过在天线阵列2355内的波导天线2364之间快速转换微波能量可以有助于产生连续损伤。根据本发明的一种实施例,通过将微波能量应用于天线阵列2355内的选定波导天线2364可以有助于产生不连续损伤。根据本发明的一种实施例,通过将微波能量应用于天线阵列2355内的选定波导天线2364可以有助于在组织交界表面2336的一部分之下产生损伤。根据本发明的一种实施例,天线阵列2355可以被用于选择性地用户在需要的位置处产生损伤。

[0181] 根据本发明的一种实施例,发生器2301包括大量有益特征。根据本发明的一种实施例,当检测到故障条件,例如当如下条件时,发生器2301将不启动或将中断治疗:能量电缆2322未被连接,一个或更多个冷却板热电偶2395或冷却路径热电偶2326未被连接;在一个或更多个冷却板热电偶2395处测量的温度超出了预定限制,例如45摄氏度;在冷却路径热电偶2326处测量的温度(可以指示出冷却剂腔2360的温度)超出预定限制,例如45摄氏度;放大器2306存在故障;反射功率超出预定限制,例如19.5瓦特。根据本发明的一种实施例,当检测到PWM伺服电路内存在故障条件时,例如当如下条件时,发生器2301将不启动或中断治疗:微波链2403的功率输出没有被保持在预定窗口内;没有在指令的400 ms内设定微波链2403的功率输出;微波链2403的功率输出没有被保持在预定范围内,例如请求功率的±13瓦特内;在定向耦合器2406处测量的反射功率与正向功率的比率超出预定限制。根据本发明的一种实施例,当检测到例如如下的故障条件时发生器2301将不启动或中断治疗:在一个或更多个冷却板热电偶2395或冷却路径热电偶2325处测量的温度增大或减小的速率超出预定限制;在一个或更多个冷却板热电偶2395或冷却路径热电偶2325处测量的温度的速率增大或减小超出预定限制。根据本发明的一种实施例,发生器2301能够传输在40-100瓦特范围内的输出功率。根据本发明的一种实施例,发生器2301能够以5瓦特的增量来增加或减少输出功率。根据本发明的一种实施例,发生器2301能够保持输出功率范围内±3瓦特的精度。根据本发明的一种实施例,发生器2301能够保持5.8 GHz ±近似25 KHz的输出频率。根据本发明的一种实施例,冷却器2310能够将冷却流体2361的温度控制在近似-5至近似600摄氏度的范围内且近似± 2.50度的精度。

[0182] 根据本发明的一种实施例,本发明包括患者定位过程。根据本发明的过程的一种实施例,可以使用例如患者定位设备2492将患者定位在仰卧位置。根据本发明的过程的一种实施例,可以通过定位患者的手臂以暴露腋窝(例如通过抬起患者的手臂并将患者的手

放置在其头部下方)来定位患者。根据本发明的过程的一种实施例,用户可以识别或产生患者腋窝上的界标。根据本发明的过程的一种实施例,这样的界标可以是例如胎记、斑、疤痕或其他个体特征。根据本发明的过程的一种实施例,可以通过使用例如笔、永久性标示器、纹身或小的消毒的墨汁标记来产生这样的界标。

[0183] 根据本发明的一种实施例,本发明包括治疗路标。根据本发明的过程的一种实施例,一旦患者被定位并且识别或产生了适当的界标,则界标可以被用于产生治疗路标。根据本发明的一种实施例,可以使用诸如治疗样板2483的样板来产生治疗路标。根据本发明的过程的一种实施例,治疗样板2483可以被用于识别治疗方案的各种路标元件的位置。根据本发明的过程的一种实施例,治疗样板2483可以被用于标记治疗区域内的路标元件,治疗区域例如是带有治疗区域的各种元件的腋窝。根据本发明的过程的一种实施例,这样的元件可以包括例如一个或更多个麻醉剂注射部位2485和一个或更多个装置定位部位2487。根据本发明的过程的一种实施例,这样的元件可以包括例如一个或更多个麻醉剂注射部位2485和一个或更多个施放器放置标记2489。根据本发明的过程的一种实施例,这样的元件可以包括例如一个或更多个麻醉剂注射部位2485和一个或更多个界标对齐标记2491(可以是例如纹身对齐标记)。根据本发明的过程的一种实施例,可以在患者皮肤上标记出路标元件的位置之前使用治疗区域内识别出或产生的界标来定位治疗样板2483。根据本发明的过程的一种实施例,识别路标元件的标记可以被医师用于引导治疗方案。

[0184] 根据本发明的过程的一种实施例,在一些情况下,在治疗之间可能存在一时段,例如几周,以便足以在继续治疗治疗区域之前需要提供附加麻醉。根据本发明的过程的一种实施例,当时间事件或时间段足以去除或消除先前产生的用于识别路标元件的标记时,可能必要的是通过例如使得治疗样板2483对齐于先前识别或产生的界标并且使用治疗样板2483再次标记皮肤来再次建立这些标记。根据本发明的过程的一种实施例,治疗区域的照片可以被用于帮助产生或对齐治疗样板2483以便随后的治疗。

[0185] 根据本发明的过程的一种实施例,一旦已经治疗完全部治疗区域,则可以通过例如使用仅治疗需要修饰的区域的修饰工具来治疗需要修饰的区域。

[0186] 根据本发明的一种实施例,本发明包括麻醉过程。根据本发明的过程的一种实施例,治疗方案可以包括麻醉治疗区域的至少一部分。根据本发明的过程的一种实施例,当治疗方案包括麻醉要被治疗的区域时,在治疗样板2483上的麻醉剂注射部位2485可以被用于识别并标记出治疗区域内要被注射麻醉剂的位置。根据本发明的过程的一种实施例,适当的麻醉剂可以包括利多卡因或带肾上腺素的利多卡因。根据本发明的过程的一种实施例,麻醉剂可以被注射到皮下层内。根据本发明的过程的一种实施例,适当的利多卡因浓度可以包括2%、3%、4%或5%的利多卡因溶液。根据本发明的过程的一种实施例,适当的肾上腺素浓度可以包括1比100000的溶液。根据本发明的过程的一种实施例,适当的注射方式可以包括环形块或渗透方式。根据本发明的过程的一种实施例,在一种治疗中,带有1:100,000肾上腺素浓度的由2%利多卡因构成的麻醉剂可以以治疗区域内每平方厘米皮肤表面近似0.4 cc(每三平方厘米1.2 cc)的最大浓度被注射到治疗区域内。根据本发明的过程的一种实施例,对于具有包括四个波导天线2364的天线阵列2355的施放器而言,麻醉剂的适当量可以是近似0.3 cc每注射部位。根据本发明的过程的一种实施例,麻醉剂注射部位可以位于波导天线2364的孔隙的中心之下。根据本发明的过程的一种实施例,每个腋窝可以使用近似

10 cc的麻醉剂。根据本发明的过程的一种实施例,每个腋窝可以使用近似20 cc的麻醉剂。根据本发明的过程的一种实施例,麻醉剂的最小浓度可以是近似0.2 cc每平方厘米或者近似0.15 cc每注射部位。根据本发明的过程的一种实施例,为了最小化注射的流体量且因而最小化由麻醉剂导致的组织介电性质的改变,可能必要的是利用特定麻醉剂浓度,例如带有1比100,000的肾上腺素浓度的4%的利多卡因,其可以将使用的麻醉剂流体的总量减少例如一半。根据本发明的过程的一种实施例,使用附加麻醉剂可以使得能量更均匀地分布于目标组织,并且可以通过减少给定组织区域内的能量密度来减少能量的选择性。

[0187] 根据本发明的一种实施例,本发明包括正确定位施放器2320的过程。根据本发明的过程的一种实施例,治疗方案还可以包括定位治疗设备,例如将施放器2320一次性器件2363定位于治疗区域内要被治疗的区之上,使用例如真空获取方法来获取例如组织腔2338内的组织,通过例如将其暴露于来自施放器2320的微波能量来治疗所获取组织,以及通过例如从组织腔2338去除真空压力来释放所获取组织。根据本发明的过程的一种实施例,治疗设备可以随后被移动到治疗区域内的新治疗区,并且根据需要重复过程直到已经治疗完要被治疗的区或其限定子集。根据本发明的一种实施例,当治疗设备从一个位置运动到另一位置时,路标治疗标记可以被用于将治疗设备对齐于未治疗组织之上。根据本发明的一种实施例,路标治疗标记也可以被用于确保以预定顺序治疗治疗区域内的组织。

[0188] 根据本发明的一种实施例,本发明包括用于产生患者皮肤内的损伤的过程。根据本发明的过程的一种实施例,对于施加能量时获得需要的组织效果而言,正确定位施放器2320可能是重要的。根据本发明的过程的一种实施例,当施放器2320和一次性器件2363被置于抵靠皮肤表面时,可以通过将组织拉入组织腔2338内而获取组织。根据本发明的过程的一种实施例,可以通过例如在组织腔2338内产生真空来实现组织获取。根据本发明的过程的一种实施例,一旦组织在组织腔2338内,则微波能量可以从治疗设备的远端辐射到组织内。根据本发明的过程的一种实施例,辐射的微波能量的至少一部分可以穿过表皮和真皮,并且该微波能量的至少一部分可以反射离开皮肤内的临界界面,例如真皮-皮下界面或真皮和腺状区域之间的界面。根据本发明的过程的一种实施例,当微波能量被辐射到所获取的组织内并且被反射离开临界界面时,会产生驻波,这会导致在邻近临界界面的真皮内产生峰值SAR区域。根据本发明的过程的一种实施例,峰值SAR区域内的组织将被介电加热,从而破坏或毁坏峰值SAR区域中的组织并且产生可例如通过传导或辐射被传播到周围组织(包括位于临界界面下方的组织)的热。根据本发明的过程的一种实施例,其传播的热量会破坏或毁坏结构,包括例如位于传播热量路径内的汗腺或毛囊。根据本发明的过程的一种实施例,通过微波能量传播到被伤害组织内而导致的直接介电加热会增加传播热量所产生的伤害。根据本发明的过程的一种实施例,可以通过例如控制所获取组织的表面处的温度来减小或消除由于例如传播热量所导致的表皮和真皮上层内的组织伤害。根据本发明的过程的一种实施例,可以通过例如使得冷却流体2361流过在所获取组织的表面附近的施放器2320的远端来控制所获取组织的温度。根据本发明的过程的一种实施例,可以通过例如在施加微波能量前冷却皮肤表面、当施加微波能量时冷却皮肤表面或者在已施加微波能量后冷却皮肤表面来控制所获取组织的表面处的温度。

[0189] 根据本发明的过程的一种实施例,在许多皮肤类型(包括人、猪和哺乳动物的皮肤)中产生理想的组织效果时本过程是有效的。根据本发明的过程的一种实施例,当治疗除

人之外的哺乳动物或当治疗不同疾病、病症或治疗区域时,可以通过使用改型的治疗样板来产生治疗路标来改变所述过程。

[0190] 根据本发明的一种实施例,本发明包括使用根据本发明的系统的过程。根据本发明的过程的一种实施例,在使用本系统的治疗中,各种功率、时间和冷却温度设定及算法以及其他变量,例如生物屏障构造,可以被用于产生可接受的临床结果。根据本发明的过程的一种实施例,不可接受的临床结果可包括严重的皮肤伤害。根据本发明的过程的一种实施例,对于治疗患者(例如人或动物)的表皮或上真皮不应该造成临床相关的长期伤害。根据本发明的过程的一种实施例,严重的皮肤伤害可以包括皮肤的严重烧伤和起泡。根据本发明的过程的一种实施例,不可接受的临床结果可以包括物理整体性的损失(即会导致感染的溃疡或疮口)或者表皮层的可见疤痕。根据本发明的过程的一种实施例,不可接受的临床结果可以包括皮肤的美学改变,其可以包括:治疗部位的令人不快的外观或纹理改变,这是应用微波能量的直接结果,包括治疗部位颜色的令人不快的永久性美学变化以及皮肤纹理的令人不快的明显的永久性美学变化。根据本发明的过程的一种实施例,治疗时发生的或之后需要时间解决的美学变化可能不是不理想的美学改变。根据本发明的过程的一种实施例,在使用本系统治疗时对脂肪的伤害是希望的,但是不会达到对治疗患者有害的程度。根据本发明的过程的一种实施例,不可接受的临床结果可以包括对大的血管和肌肉的伤害。

[0191] 根据本发明的过程的一种实施例,在使用本系统治疗之后,当与控制组织样本相比时,治疗部位的真皮/真皮下分界区域内的顶泌腺(当存在时)应该表现的不正常。根据本发明的过程的一种实施例,在使用本系统治疗后,当与控制组织样本相比时,治疗部位的真皮/真皮下分界区域内的外分泌腺(当存在时)应该表现的不正常。根据本发明的过程的一种实施例,在使用本系统治疗之后,腺体结构应该在结构上被改变。根据本发明的过程的一种实施例,在使用本系统治疗之后,对于毛囊的伤害可能是理想结果,因为这有助于永久性地去除毛发。

[0192] 根据本发明的过程的一种实施例,通过将施放器2320置于要被治疗的组织上方来开始治疗。根据本发明的过程的一种实施例,通过点击起动按钮2464来启动抽气以继续治疗。根据本发明的过程的一种实施例,通过获取腔2338内的组织来继续治疗。根据本发明的过程的一种实施例,通过使得冷却流体2361经过施放器2320从而冷却接合在组织腔2338内的组织,来继续治疗。根据本发明的过程的一种实施例,通过以预定时间传输功率来继续治疗。根据本发明的过程的一种实施例,通过经波导天线2364(在一种实施例中包括波导天线2364a、2364b、2364c和2364d)循环微波能量来继续治疗。根据本发明的过程的一种实施例,通过在停止功率传输之后在一预定后冷时段内继续冷却接合在组织腔内的组织来继续治疗。根据本发明的过程的一种实施例,通过在结束后冷过程后释放组织腔2338内的真空压力来继续治疗。根据本发明的过程的一种实施例,通过从治疗部位移除施放器2320和一次性器件2363来继续治疗。根据本发明的过程的一种实施例,在存在附加治疗部位需要治疗过程时,通过移动施放器2320到下一部位并且重复先前步骤中的一步或更多步来继续治疗。根据本发明的过程的一种实施例,继续治疗直到已治疗所有计划部位。

[0193] 根据本发明的一种实施例,本发明包括程序要素。根据本发明的过程的一种实施例,过程的关键要素可以包括使用的麻醉剂、施用的能量、施用的冷却和施用的真空压力。根据本发明的过程的一种实施例,包括例如使用的麻醉剂、施用的能量、施用的冷却和施用

的真空压力的程序要素可以基于患者特征(例如皮肤厚度)被修改。

[0194] 根据本发明的一种实施例,本发明包括用于向患者内的治疗区域施加能量的过程。根据本发明的过程的一种实施例,施加于组织的能量可以根据辐射到组织内的功率及功率开启的时间量而定。根据本发明的过程的一种实施例,辐射到组织内的最大能量可以是产生所需损伤而不伤害其他组织所必须的能量。根据本发明的过程的一种实施例,辐射到组织内的最小能量可以是产生所需损伤所必须的能量。根据本发明的过程的一种实施例,组织效果(包括不需要的组织效果)可以随每单位面积的能量而变。根据本发明的过程的一种实施例,扩散开的能量越多,则组织效果越小。根据本发明的过程的一种实施例,传输到皮肤的最大能量可以是导致不延伸到表皮内的损伤的能量。根据本发明的过程的一种实施例,传输到皮肤的最大能量可以是导致延伸到真皮上半部分内的损伤的能量。根据本发明的过程的一种实施例,传输到皮肤的最大能量可以是导致延伸到真皮上三分之二部分内的损伤的能量。根据本发明的过程的一种实施例,辐射到组织内的功率可以随输出发生器处的功率和施放器损耗(包括施放器缆线内的损耗)而变。根据本发明的过程的一种实施例,施放器损耗可以是例如近似百分之五十,以便发生器2301发射的功率的仅近似半分之五十被实际耦合到皮肤内(在理想的或无损耗的施放器中,辐射到组织内的功率基本等于发生器输出的功率)。根据本发明的一种实施例,在根据本发明的施放器2320中,损耗根据许多因素而定,所述因素例如是冷却流体2361成分、冷却剂腔2360厚度、冷却板2340成分和冷却板2340厚度。在根据本发明一种实施例的系统2309中,其中施放器2320的损耗是近似百分之五十,则将需要发生器辐射80瓦特的微波功率持续2.5至3.5秒的时段,从而耦合近似100焦耳到施放器远端内保持的组织的真皮内。根据本发明的一种实施例,在希望以如下条件治疗的本发明实施例中,即当微波能量以近似5.8千兆赫的频率辐射通过施放器2320且冷却流体2361被冷却到近似15摄氏度温度且循环通过冷却剂腔2360时,将预期在人类患者的腋窝内产生理想损伤。根据本发明的过程的一种实施例,期望这样的治疗来伤害或毁坏人类患者的至少汗腺(例如顶泌腺或外分泌腺)而不会显著伤害治疗区外部的皮肤。根据本发明的一种实施例,在使用具有四个天线阵列2355的施放器2320且具有近似20秒的后冷时段的过程中,可以在近似三十五秒内治疗1×3厘米面积。

[0195] 根据本发明的一种实施例,在施放器缆线(可以由例如6英尺长的能量电缆2322、天线开关2357和互联电缆2372构成)内具有2dB损耗的系统2309中,希望在到达波导天线2364之前来自发生器2301的信号减少近似37%。根据本发明的一种实施例,在如下系统2309中,即因为例如冷却流体2361的吸收和杂散发射所导致的从波导天线2364的输入到组织腔2338所接合的组织的损耗是2dB,此时来自波导天线2364的输入的信号在波导天线2364的输入和皮肤表面之间减小近似37%。根据本发明的一种实施例,在具有2dB电缆损耗和2dB施放器到组织的损耗的系统2309中,信号功率在发生器2301输出和组织负载之间被减小近似60%。根据本发明的一种实施例,在系统2309中,输出80瓦特的发生器2301将导致近似32瓦特的微波功率被耦合到组织内,而输出60瓦特的发生器2301将导致近似24瓦特的微波功率被耦合到组织内,并且输出55瓦特的发生器将导致近似22瓦特的微波功率被耦合到组织内。在根据本发明一种实施例的系统2309中,可以通过改变微波回路内的元件,例如缆线布设,来调节到达组织的功率。

[0196] 根据本发明的一种实施例,本发明包括应用真空来获取组织腔2338内的组织的过

程。根据本发明的一种实施例,施加于一次性器件2363的真空应该足以使得皮肤接合在施放器的组织腔2338内,以便组织平抵于组织交界表面2336而不会伤害组织。根据本发明的一种实施例,对于具有近似1立方英寸(TS)容积的组织腔2338和具有近似3.8平方英寸面积的组织交界表面2336而言,适当的真空压力可以是在近似二十至二十七之间且优选地近似二十英寸汞柱(在真空泵的输出处测量)。根据本发明的一种实施例,为了确保在能量应用到施放器之前完全获取组织,可以在能量应用之前在一真空获取时段内应用真空。根据本发明的一种实施例,适当的真空获取时段可以是例如二至三秒。根据本发明的一种实施例,可以通过在施放器2320的远端处没有真空声音来信号通知已成功获取。根据本发明的一种实施例,可以通过来自发生器2301的声音或视觉信号来指示成功的真空获取。根据本发明的一种实施例,真空获取可以进一步被用于在皮肤上产生抽吸标示,这将有助于用户识别已被治疗的区域。

[0197] 根据本发明的一种实施例,在施放器2320停止向组织传输能量之后,真空压力可以被维持以将组织保持在组织腔2338内一预定时段。根据本发明的一种实施例,所述时段可以是例如疗后冷却时段,在该时段中组织被保持抵靠冷却板而冷却流体继续循环通过施放器。根据本发明的一种实施例,适当的后冷时段可以是在近似零至六十秒之间且优选地近似二十秒。根据本发明的一种实施例,通过传输给组织的能量的量来规定适当的后冷时段。根据本发明的一种实施例,当施放器处于后冷阶段时发生器也可以产生声音或视觉信号,以便施放器不被过早移除。

[0198] 根据本发明的一种实施例,本发明包括在患者上使用微波治疗设备之前传输麻醉剂的过程。根据本发明的一种实施例,传输麻醉剂可以影响关于传输给组织多少能量的决定,因为麻醉剂会吸收一些辐射能量,阻止其到达治疗区域。根据本发明的一种实施例,虽然可以使用例如注射器注射来传输麻醉剂,不过传输麻醉剂的替代方法可以包括微针阵列或电离子透入装置。根据本发明的一种实施例,麻醉剂也可以被注射到油脂层内或者以阻隔治疗区(例如人类患者的腋窝)内的所有神经感知的方式被注射。

[0199] 根据本发明的一种实施例,本发明包括测量皮肤厚度的方法。根据本发明的一种实施例,在治疗区域内的皮肤厚度也可以影响应该被传输以得到要求的组织效果的能量的量。根据本发明的一种实施例,更厚的皮肤会需要更多的能量来进行正确治疗。根据本发明的一种实施例,测量具体区域内皮肤厚度的一种方式是在施加微波能量通过皮肤表面并且监测皮肤表面处的温度。根据本发明的一种实施例,具体地,温度增加的斜率可以指示出施放器下方的皮肤厚度。根据本发明的一种实施例,例如,在治疗组织之前微波能量的短脉冲可以被用来通过观测响应于该脉冲的皮肤温度来指示皮肤厚度,并且如果皮肤温度响应相对缓慢,则该皮肤温度响应可用于通过例如增加传输的治疗能量的量而改变传输的能量的量。

[0200] 根据本发明的一种实施例,本发明包括治疗样板。在执行根据本发明的一种实施例的过程中,使用者可以使用例如治疗样板2483来产生路标。根据本发明的一种实施例,例如当治疗腋窝时,使用者可以使用被设计用于腋窝区域的治疗样板2483。根据本发明的一种实施例,这样的样板可以被选择用来适配患者的腋窝,腋窝的近似尺寸,并且可以从样板分类库中选择,例如通过使用腋窝的长度和宽度或腋窝的毛发区作为选择标准。根据本发明的一种实施例,用于腋窝的适当样板可以是椭圆或梨形。

[0201] 根据本发明的一种实施例,除了使用腋窝尺寸和形状来选择适当治疗样板2483外,腋窝或任意治疗区域的特征可以被用于选择适当施放器2320或者用于为具体施放器或天线阵列内的波导天线2364选择适当的启动算法。

[0202] 根据本发明的一种实施例,本发明包括在患者皮肤上使用润滑剂以有助于获取组织的方法。根据本发明的一种实施例,过程可以包括在皮肤上使用润滑剂(例如K-Y胶状物)以辅助获取。根据本发明的一种实施例,过程可以包括使用润滑来减少皮肤被拉入组织腔2338内时的摩擦。根据本发明的一种实施例,过程可以包括使用润滑来平衡围绕组织腔2338的组织上的力。根据本发明的一种实施例,过程可以包括使用润滑剂来辅助确保以将目标组织正确定位在组织腔2338内的方式获取目标组织。根据本发明的一种实施例,过程可以包括使用润滑剂来减少抽吸标示的尺寸和持续时间。根据本发明的一种实施例,过程可以包括使用润滑剂来减少位于组织腔2338内的皮肤的表面和组织交界表面2336之间的气穴的尺寸。

[0203] 根据本发明的一种实施例,本发明包括对大量表征的治疗。根据本发明的一种实施例,描述了减少汗液的方法。根据本发明的一种实施例,描述了减少患者体内汗液产生的方法。根据本发明的一种实施例,描述了治疗腋窝多汗的方法。根据本发明的一种实施例,描述了治疗多汗的方法。根据本发明的一种实施例,描述了去除毛发的方法。根据本发明的一种实施例,描述了防止毛发再次生长的方法。根据本发明的一种实施例,描述了治疗腋臭的方法。根据本发明的一种实施例,描述了对组织去除神经的方法。根据本发明的一种实施例,描述了治疗葡萄酒色斑的方法。根据本发明的一种实施例,描述了治疗血管瘤的方法。根据本发明的一种实施例,描述了治疗牛皮癣的方法。根据本发明的一种实施例,描述了减少汗液的方法。根据本发明的一种实施例,描述了减少汗液的方法。根据本发明的一种实施例,电磁能量被用于治疗痤疮。根据本发明的一种实施例,描述了治疗皮脂腺的方法。根据本发明的一种实施例,描述了消灭细菌的方法。根据本发明的一种实施例,描述了消灭丙酸菌的方法。根据本发明的一种实施例,描述了治疗炎症的方法。

[0204] 根据本发明的一种实施例,电磁能量可以被用于减少汗液。根据本发明的一种实施例,电磁能量可以被用于减少患者体内的汗液产生。根据本发明的一种实施例,电磁能量可以被用于治疗腋窝多汗。根据本发明的一种实施例,电磁能量可以被用于治疗多汗。根据本发明的一种实施例,电磁能量可以被用于去除毛发。根据本发明的一种实施例,电磁能量可以被用于防止毛发再生。根据本发明的一种实施例,电磁能量可以被用于治疗腋臭。根据本发明的一种实施例,电磁能量可以被用于对组织切除神经。根据本发明的一种实施例,电磁能量可以被用于治疗葡萄酒色斑。根据本发明的一种实施例,电磁能量可以被用于治疗血管瘤。根据本发明的一种实施例,电磁能量可以被用于治疗牛皮癣。根据本发明的一种实施例,电磁能量可以被用于减少汗液。在本发明的实施例中,电磁能量可以被用于治疗痤疮。在本发明的实施例中,电磁能量可以被用于治疗皮脂腺。在本发明的实施例中,电磁能量可以被用于消灭细菌。在本发明的实施例中,电磁能量可以被用于消灭丙酸菌。在本发明的实施例中,电磁能量可以被用于从毛囊清理掉皮脂。在本发明的实施例中,电磁能量可以被用于清理堵塞的毛囊。在本发明的实施例中,电磁能量可以被用于消除黑头粉刺。在本发明的实施例中,电磁能量可以被用于清理黑头。在本发明的实施例中,电磁能量可以被用于清理粟粒疹。在本发明的实施例中,电磁能量可以被用于减少炎症。在本发明的实施例中,

电磁能量可以被用于燃烧脂肪。在本发明的实施例中,电磁能量可以被用于减少脂肪团。

[0205] 根据本发明的一种实施例,描述的一次性医疗设备包括:位于一次性构件远端的组织腔;位于一次性构件近端的施放器腔;分隔组织腔和施放器接口(界面)的组织生物屏障;以及连接组织腔和施放器腔的真空回路。根据本发明的一种实施例,组织腔可以包括:组织交界表面,组织交界表面包括:围绕组织生物屏障的真空通道;与真空通道和真空回路流动连通的真空端口;以及围绕组织腔的腔壁。根据本发明的一种实施例,腔壁还包括柔软构件。根据本发明的一种实施例,柔软构件具有在近似0.15英寸至近似0.25英寸之间的高度。根据本发明的一种实施例,柔软构件具有近似0.25英寸的高度。根据本发明的一种实施例,腔壁还包括涂覆了腔壁的至少一部分的润滑剂。根据本发明的一种实施例,润滑剂选自自由硅油、特氟龙、派瑞林或便于获取组织的其他适当涂层材料构成的组。根据本发明的一种实施例,施放器腔包括:施放器交界表面,其中施放器交界表面围绕组织生物屏障;围绕施放器交界表面的施放器交界壁;以及在施放器腔的近端处的真空密封件,真空密封件被定位成当施放器位于施放器腔内时密闭地密封施放器腔。根据本发明的一种实施例,施放器腔具有的深度足以接收并接合施放器以便施放器的远端接触组织生物屏障,以便在施放器的远端和组织生物屏障之间产生干涉配合。根据本发明的一种实施例,施放器腔具有的深度足以确保位于施放器腔内的施放器使生物屏障运动到组织腔内近似0.001英寸至近似0.030英寸之间。根据本发明的一种实施例,施放器腔具有的深度足以确保位于施放器腔内的施放器使生物屏障运动到组织腔内近似0.010英寸。根据本发明的一种实施例,施放器腔具有的深度足以接收和接合施放器以便施放器的远端接触组织生物屏障,从而当组装位于组织腔内时在施放器的远端和组织生物屏障之间产生干涉配合。根据本发明的一种实施例,组织生物屏障是柔性的。根据本发明的一种实施例,组织生物屏障是膜。根据本发明的一种实施例,组织生物屏障具有在0.0001英寸至近似0.030英寸之间的厚度。根据本发明的一种实施例,组织生物屏障具有近似0.0005英寸的厚度。根据本发明的一种实施例,真空回路包括:主真空通道,主真空通道与施放器腔流动连通;与主真空通道和组织腔均流动连通的真空端口。根据本发明的一种实施例,真空回路还包括:与主真空通道流动连通的真空连接器;位于主真空通道和施放器腔之间的施放器生物屏障。根据本发明的一种实施例,施放器生物屏障位于一次性医疗设备的第一侧,并且真空连接器位于一次性医疗设备的第二侧。根据本发明的一种实施例,主真空通道包括在真空连接器和施放器生物屏障之间的迂回路径。根据本发明的一种实施例,主真空通道还包括位于施放器生物屏障附近的真空挡板。根据本发明的一种实施例,真空端口接触真空连接器和真空挡板之间的真空通道。

[0206] 根据本发明的一种实施例,本发明包括平衡医疗装置内的真空压力的方法,其中医疗装置包括施放器和一次性器件,所述一次性器件包括被柔性组织生物屏障分隔的组织腔和施放器腔,所述方法包括如下步骤:将施放器放置在施放器腔内以便施放器密封施放器腔开口;将组织放置在组织腔附近以便组织至少部分地密封组织腔开口;从组织腔抽吸空气;并且从施放器腔抽吸空气。根据本发明的一种实施例,平衡医疗装置内的真空压力的方法,该方法还包括如下步骤:将施放器放置在施放器腔内以便施放器的远端与组织生物屏障形成干涉配合。根据本发明的一种实施例,平衡医疗装置内的真空压力的方法还包括如下步骤:将施放器放置在施放器腔内以便施放器的远端将组织生物屏障拉伸到组织腔内。根据本发明的一种实施例,平衡医疗装置内的真空压力的方法还包括如下步骤:将组织

生物屏障拉伸到组织腔内近似0.001英寸至近似0.030英寸之间的距离。根据本发明的一种实施例,平衡医疗装置内的真空压力的方法还包括如下步骤:将组织生物屏障拉伸到组织腔内近似0.010英寸的距离。根据本发明的一种实施例,平衡医疗装置内的真空压力的方法,其中从施放器腔抽吸空气的步骤包括通过生物屏障抽吸空气的步骤。

[0207] 根据本发明的一种实施例,使用医疗装置在真皮的第一区域下方的皮肤组织的区域内产生损伤的方法,其中所述医疗装置包括施放器以及一次性器件,该施放器包括冷却板,该一次性器件包括由柔性组织生物屏障分隔的组织腔和施放器腔,所述方法包括如下步骤:将施放器放置在施放器腔内以便施放器密封施放器腔开口;将皮肤组织放置在组织腔附近以便组织至少部分地密封组织腔开口;从组织腔抽吸空气;从施放器腔抽吸空气以便将组织拉入施放器腔内;传播电磁能量通过冷却板和组织生物屏障。根据本发明的一种实施例,平衡医疗装置内的真空压力的方法,该方法还包括如下步骤:将施放器放置在施放器腔内以便施放器的远端与组织生物屏障形成干涉配合。根据本发明的一种实施例,平衡医疗装置内的真空压力的方法,该方法还包括如下步骤:将施放器放置在施放器腔内以便施放器的远端将组织生物屏障拉伸到组织腔内。根据本发明的一种实施例,平衡医疗装置内的真空压力的方法还包括如下步骤:将组织生物屏障拉伸到组织腔内近似0.001英寸至近似0.030英寸之间的距离。根据本发明的一种实施例,平衡医疗装置内的真空压力的方法还包括如下步骤:将组织生物屏障拉伸到组织腔内近似0.010英寸的距离。根据本发明的一种实施例,平衡医疗装置内的真空压力的方法还包括如下步骤:将施放器放置在施放器腔内以便施放器的远端与组织生物屏障形成干涉配合。根据本发明的一种实施例,平衡医疗装置内的真空压力的方法,其中从施放器腔抽吸空气的步骤包括通过生物屏障抽吸空气的步骤。

[0208] 根据本发明的一种实施例,描述了能量传播施放器,其包括:在施放器远端的一次性接口,该一次性接口包括一次性接合机构;天线结构,其包括被设置成通过施放器的远端传播能量的至少一个天线孔隙;以及包括冷却板的冷却回路,其中冷却回路的至少一部分被置于天线和施放器的远端之间。根据本发明的一种实施例,所述天线包括:多个天线;设置成向多个天线传播能量的分配元件。根据本发明的一种实施例,分配元件包括微波开关。根据本发明的一种实施例,分配元件包括功率分配器。根据本发明的一种实施例,能量传播施放器还包括位于孔隙和施放器远端之间的散射元件。根据本发明的一种实施例,冷却回路还包括位于天线孔隙和冷却板的近端侧之间的冷却腔。根据本发明的一种实施例,冷却回路的至少一部分位于天线和施放器的远端之间。根据本发明的一种实施例,波导组件包括:位于天线支架内的多个波导天线;设置成向多个天线传播能量的分配元件。根据本发明的一种实施例,分配元件包括微波开关。根据本发明的一种实施例,分配元件包括功率分配器。根据本发明的一种实施例,能量传播施放器还包括位于孔隙和施放器远端之间的多个散射元件。根据本发明的一种实施例,冷却回路还包括位于天线孔隙和冷却板的近端侧之间的冷却腔。根据本发明的一种实施例,波导组件包括:位于天线支架内的多个波导天线;设置成向多个天线传播能量的分配元件。根据本发明的一种实施例,冷却回路还包括在天线支架内的冷却通路,冷却通路连接于冷却腔。根据本发明的一种实施例,波导组件包括:多个波导天线;以及位于天线之间的多个隔离元件。根据本发明的一种实施例,波导组件还包括位于波导组件的第一端处的第一隔离元件和位于波导组件的第二端处的第二隔离元

件。根据本发明的一种实施例,隔离元件包括微波吸收材料的垫片。根据本发明的一种实施例,隔离元件包括微波扼流圈。根据本发明的一种实施例,波导天线包括:内部介电件;在除孔隙之外的所有侧围绕内部介电件的外壳。根据本发明的一种实施例,冷却板包括:近端表面;远端表面;在远端表面内的一个或更多个热电偶沟槽;以及位于热电偶沟槽内的一个或更多个热电偶。根据本发明的一种实施例,热电偶沟槽被设置成平行于当传播的能量是微波能量时由波导组件发射的E-场。根据本发明的一种实施例,微波能量以TE₁₀模式被传播。

[0209] 根据本发明的一种实施例,描述了使用能量传播施放器冷却组织的方法,该能量传播施放器包括天线孔隙和冷却板,该冷却板具有近端表面和远端表面并且被置于能量传播施放器的远端,并且天线孔隙邻近于冷却板被置于能量传播施放器内,该方法包括如下步骤:使得组织接合在冷却板附近的能量传播施放器内;向组织施加能量,该能量穿过冷却板;以及使得冷却流体在天线孔隙和冷却板的近端表面之间经过。

[0210] 根据本发明的一种实施例,描述了向组织分配电磁能量的方法,该方法包括如下步骤:从天线孔隙辐射能量;辐射能量通过冷却流体,其中冷却流体流经孔隙下方的冷却腔;辐射能量经过位于冷却腔内的散射元件;辐射能量通过位于孔隙对面的冷却板;辐射能量通过冷却板远端侧的组织生物屏障。

[0211] 根据本发明的一种实施例,描述了向天线阵列供应能量的方法,该方法包括如下步骤:向位于施放器内的开关供应电磁能量,其中该开关连接于一个或更多个波导天线;在预定时段内通过开关向第一波导天线供应电磁能量;在预定时段内通过开关向第二波导天线供应电磁能量而不重新定位施放器。根据本发明的一种实施例,向天线阵列供应能量的方法,其中第一和第二波导天线彼此相邻。根据本发明的一种实施例,描述了向天线阵列供应能量的方法,该方法包括如下步骤:向包括功率分配器的施放器供应电磁能量,其中功率分配器被连接到一个或更多个波导天线;将功率分配器连续地连接到所述一个或更多个波导天线中的至少两个;不重新定位施放器;在预定时段内保持向单个天线的能量供应。

[0212] 根据本发明的一种实施例,描述了在医疗装置微波发生器中使用的微波链控制电路,该控制电路包括:耦合到微波链的输出的定向耦合器;耦合到定向耦合器的功率检测器,该功率检测器包括正向功率检测器和逆向功率检测器,功率检测器包括衰减器和检测器二极管;耦合到正向功率检测器的正向功率查找表,该正向查找表包括与正向功率检测器的特征相关联的数据;耦合到逆向功率检测器的逆向功率查找表,该逆向功率查找表包括与逆向功率检测器的特征相关联的数据;耦合到正向功率查找表的占空因数电路,其中该占空因数电路被耦合到微波链内的开关,该开关适于控制微波链内的放大器的输入信号的占空因数。

[0213] 根据本发明的一种实施例,描述了控制来自医疗装置微波发生器内的微波链的输出功率的方法,该方法包括如下步骤:检测微波链的输出处的正向功率信号;将正向功率信号馈送到正向功率查找表内,该正向功率查找表包括基于正向功率检测器的电特征的相关数据;根据相关数据修改正向功率信号;将修改后的正向功率信号馈送到占空因数电路,其中该占空因数电路适于控制微波链内的放大器的输入信号的占空因数。

[0214] 根据本发明的一种实施例,描述了患者支撑设备,其包括:中心支撑件;以第一预定角连接于中心部分的第一和第二臂支撑件,其中所述第一预定角在近似十五度至近似三十五度之间。根据本发明的一种实施例,第一预定角是近似二十五度。

[0215] 根据本发明的一种实施例,描述了治疗样板,其包括:柔性透明基底,该柔性透明基底包括:印制在基底上的一个或多个治疗区域轮廓;印制在基底上的多个等距麻醉剂注射部位;印制在基底上的多个样板定位标示;印制在基底上的多个施放器放置标示。

[0216] 根据本发明的一种实施例,描述了治疗患者体内多汗的方法,其包括:将患者放置在患者支撑设备上;将治疗样板对齐于患者腋窝上的界标;在患者腋窝上标记出麻醉剂注射部位;在患者腋窝上标记出施放器定位部位;使得施放器对齐于施放器定位部位;对患者腋窝施加冷却;对患者腋窝施加能量;使能量变换通过施放器内的多个天线;移除施放器并且使用对齐标记将施放器移动到第二治疗部位。

[0217] 上文描述被看作为仅是对本发明原理的描述。此外,因为本领域技术人员会容易地意识到大量变型和改变,所以不希望将本发明限制为所示和所述的精确结构和操作。虽然已经描述了优选实施例,不过在不背离由权利要求所限定的本发明的情况下可以改变细节。

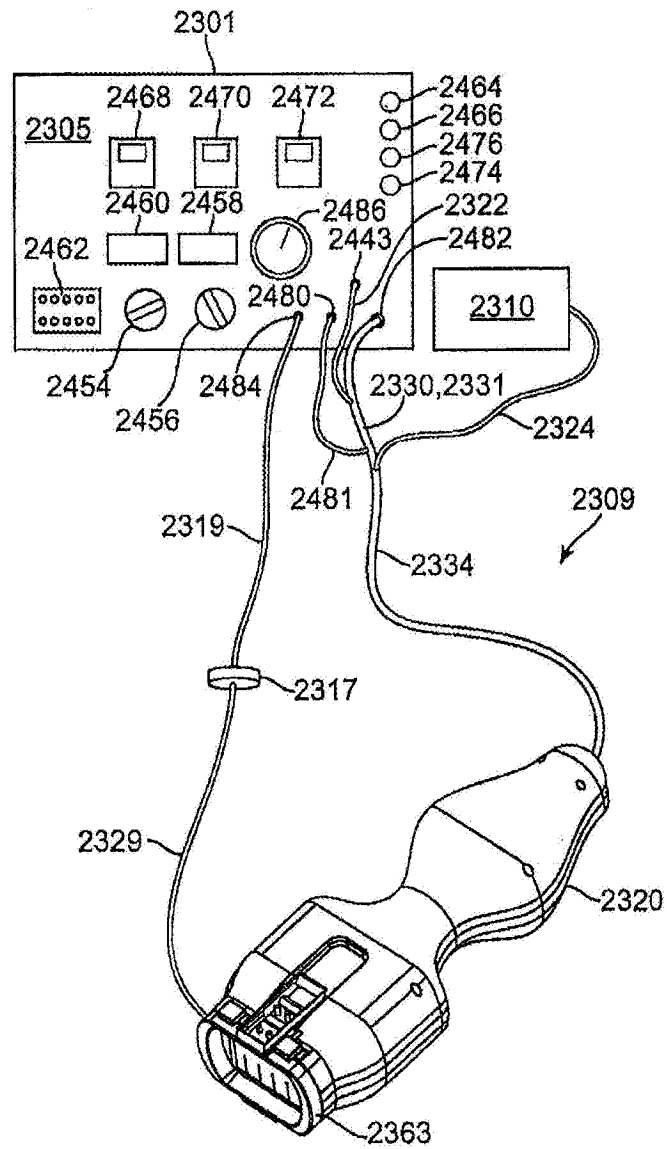


图 1

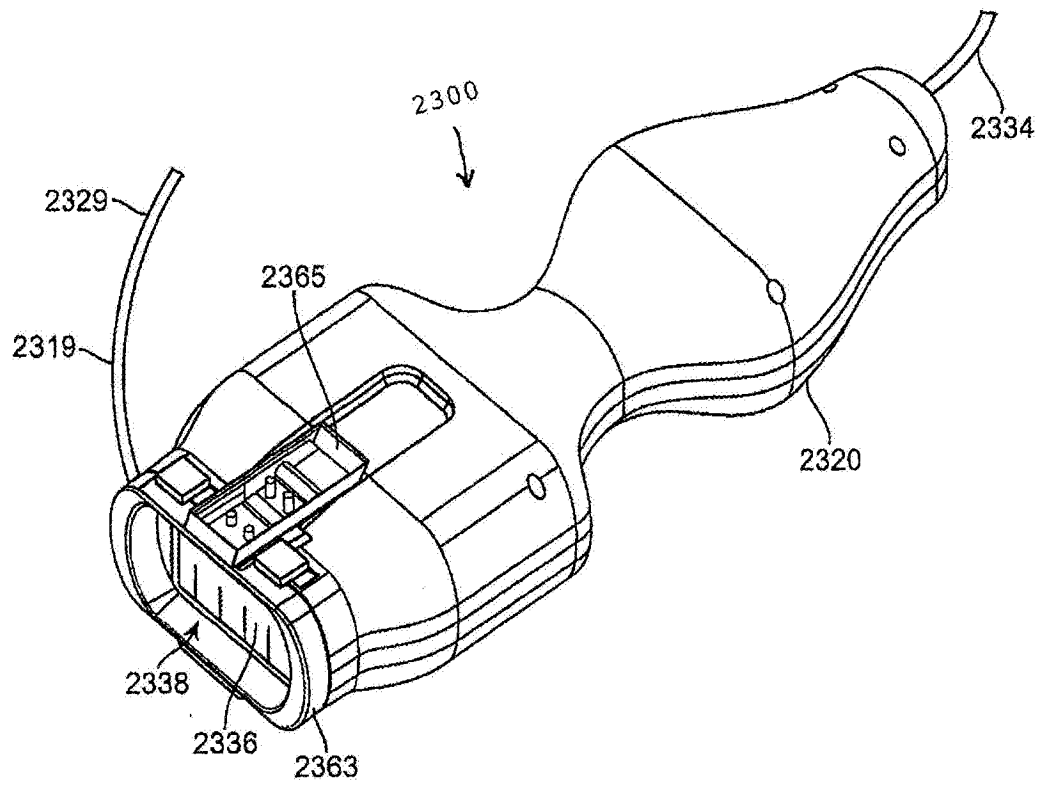


图 2

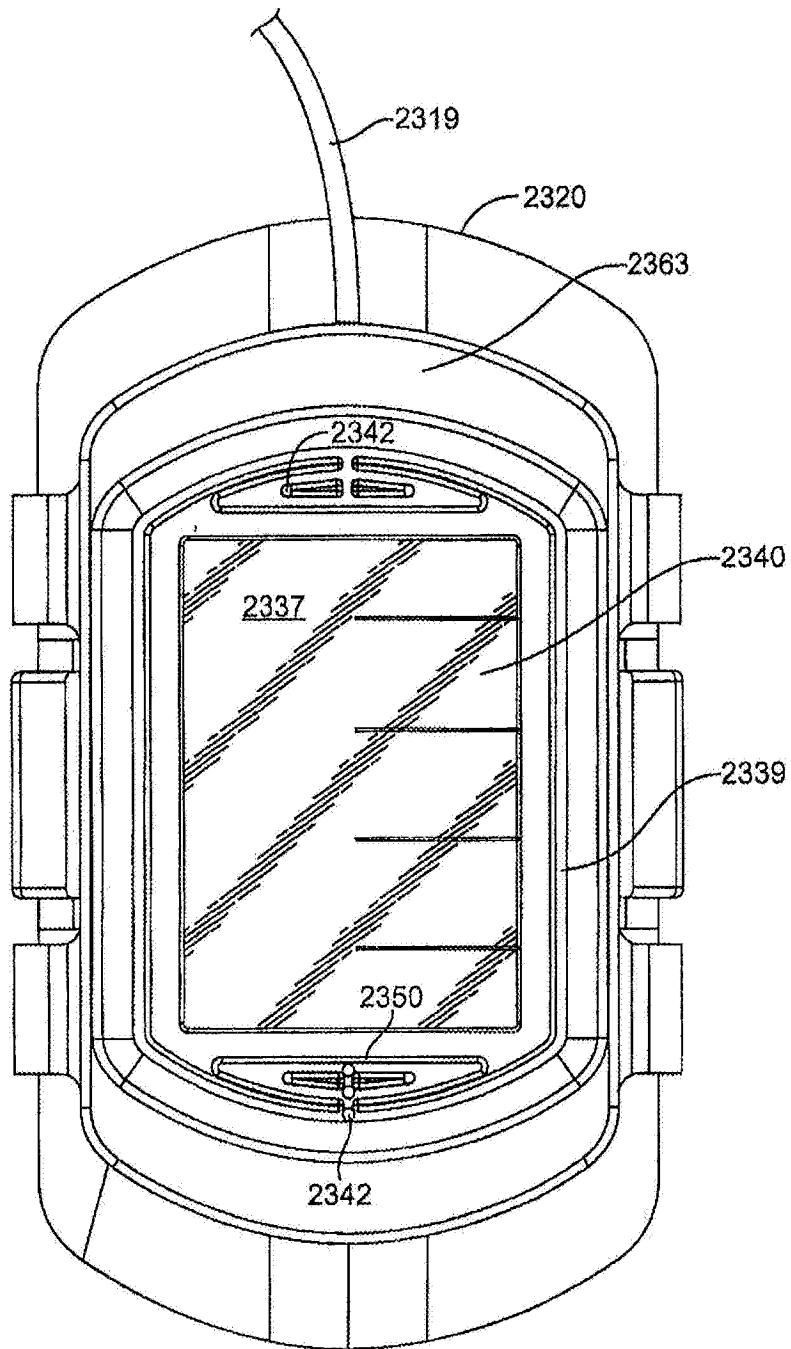


图 3

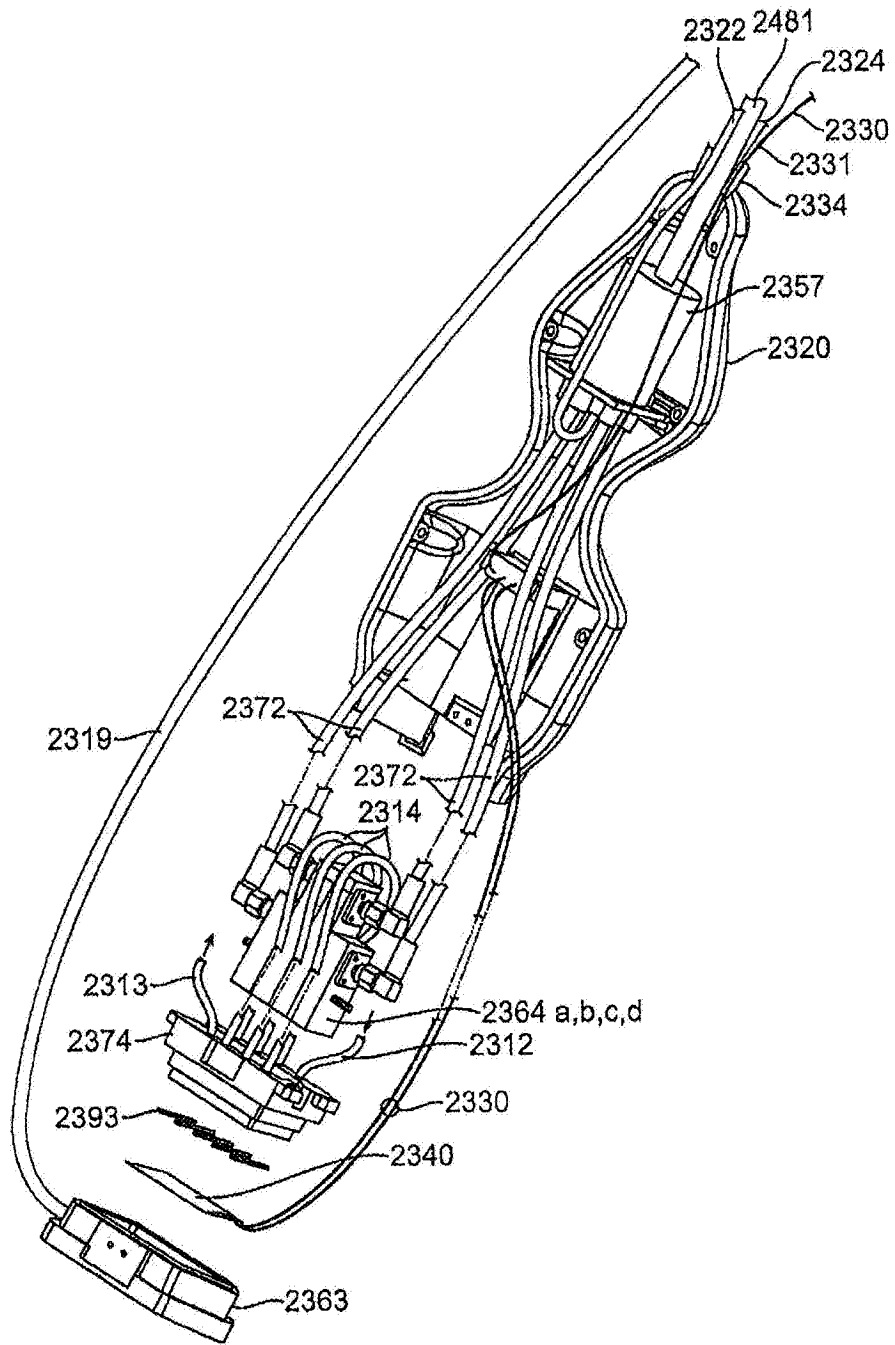


图 4

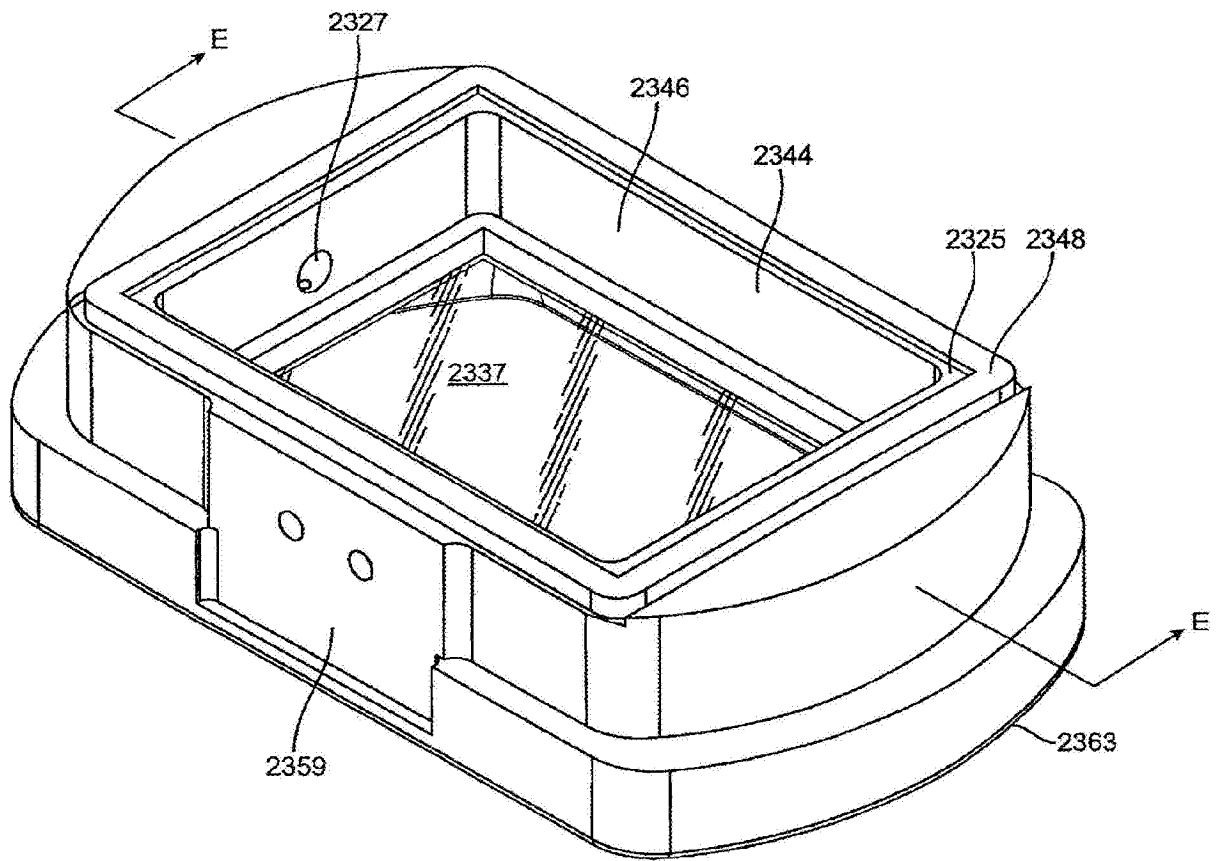


图 5

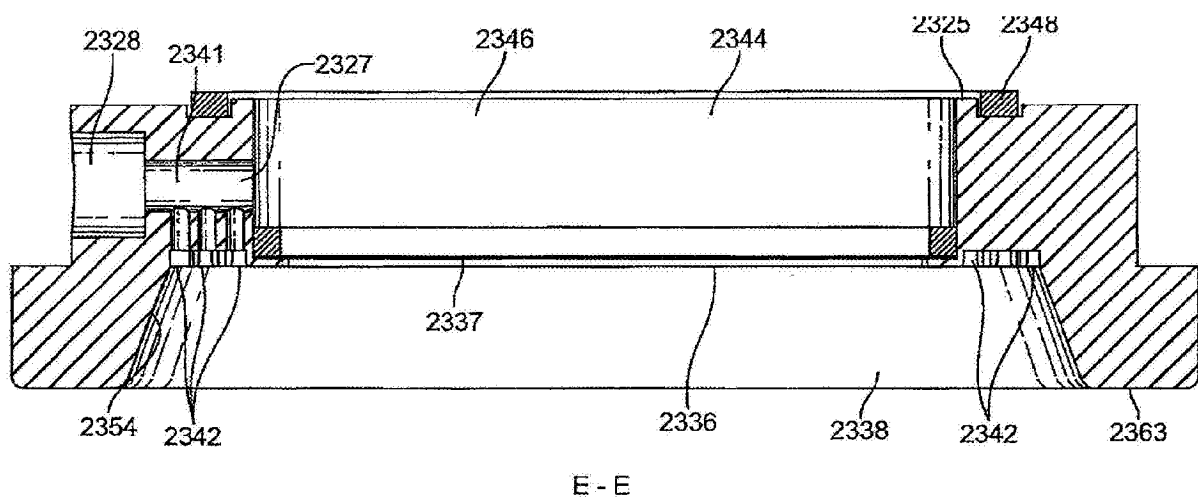


图 6

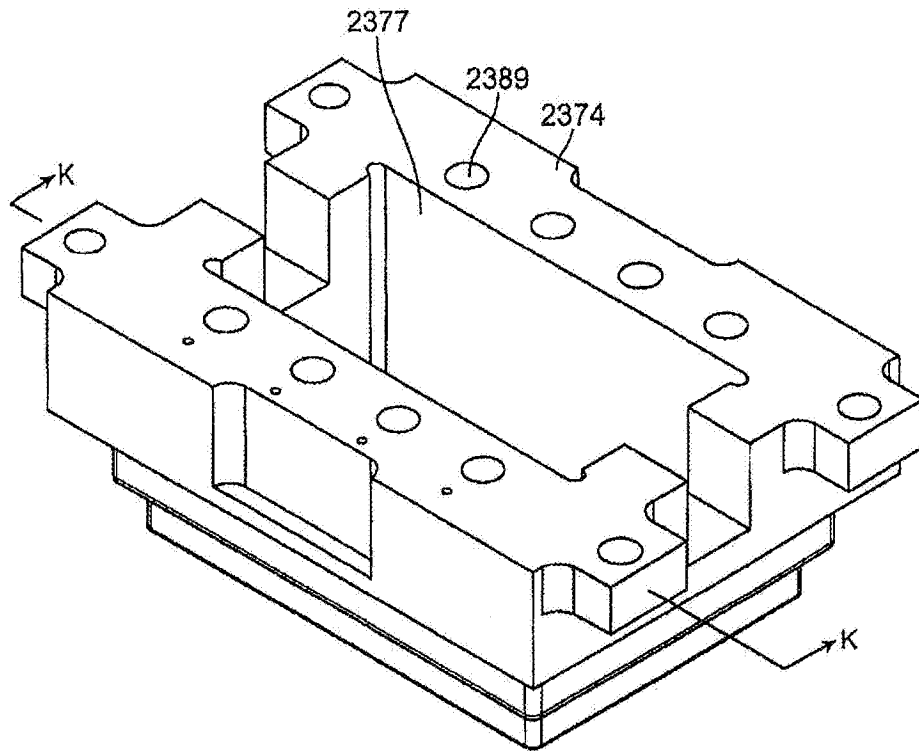


图 7

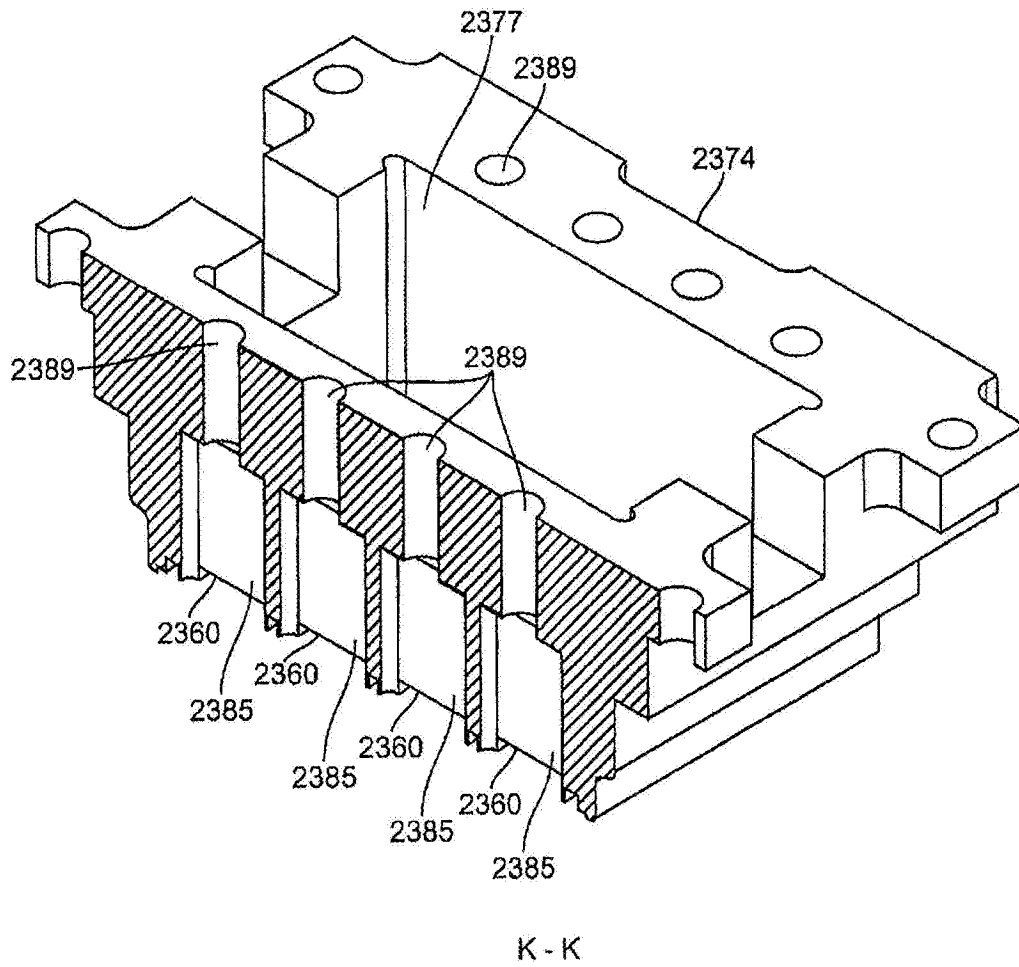


图 8

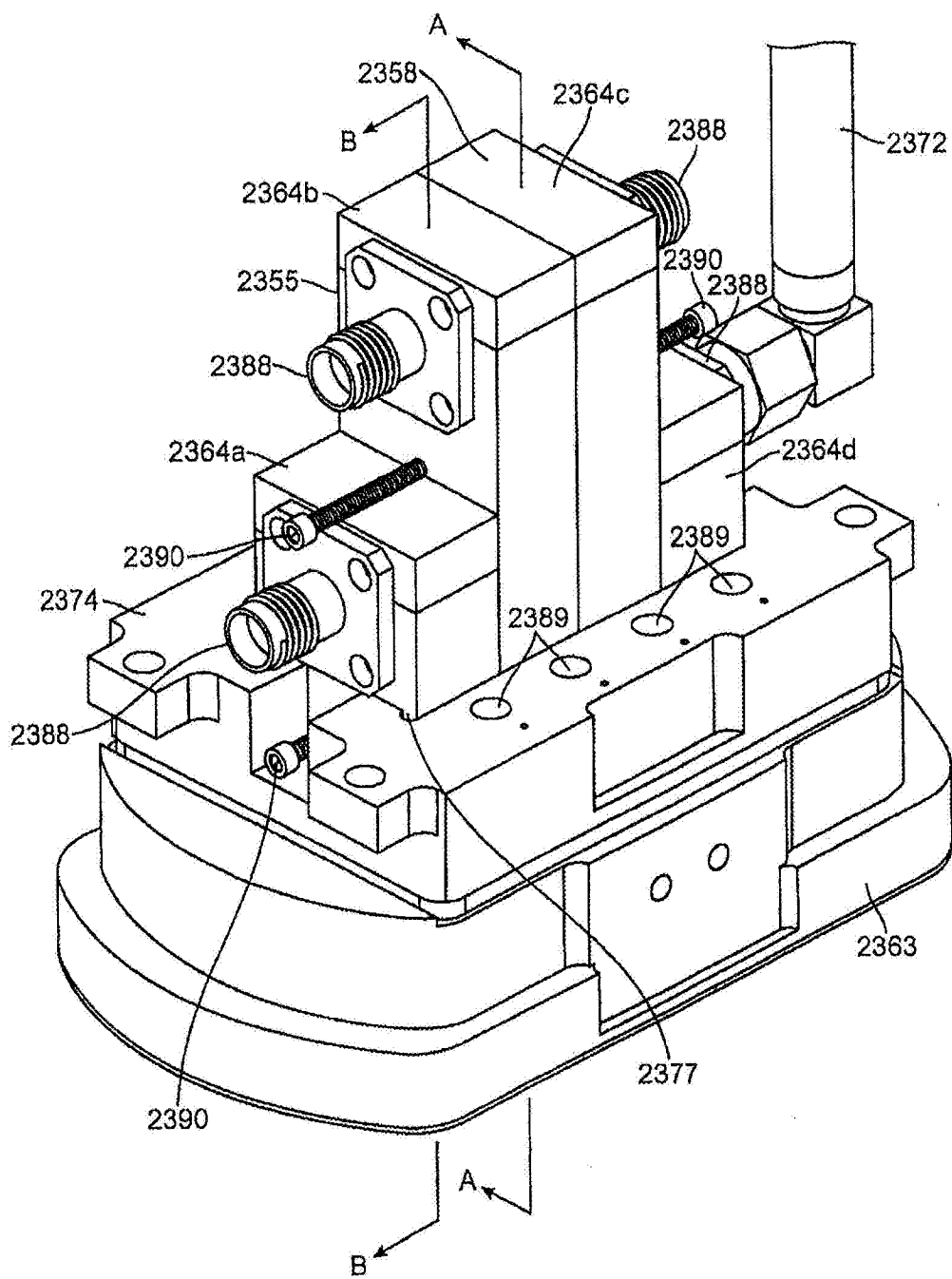


图 9

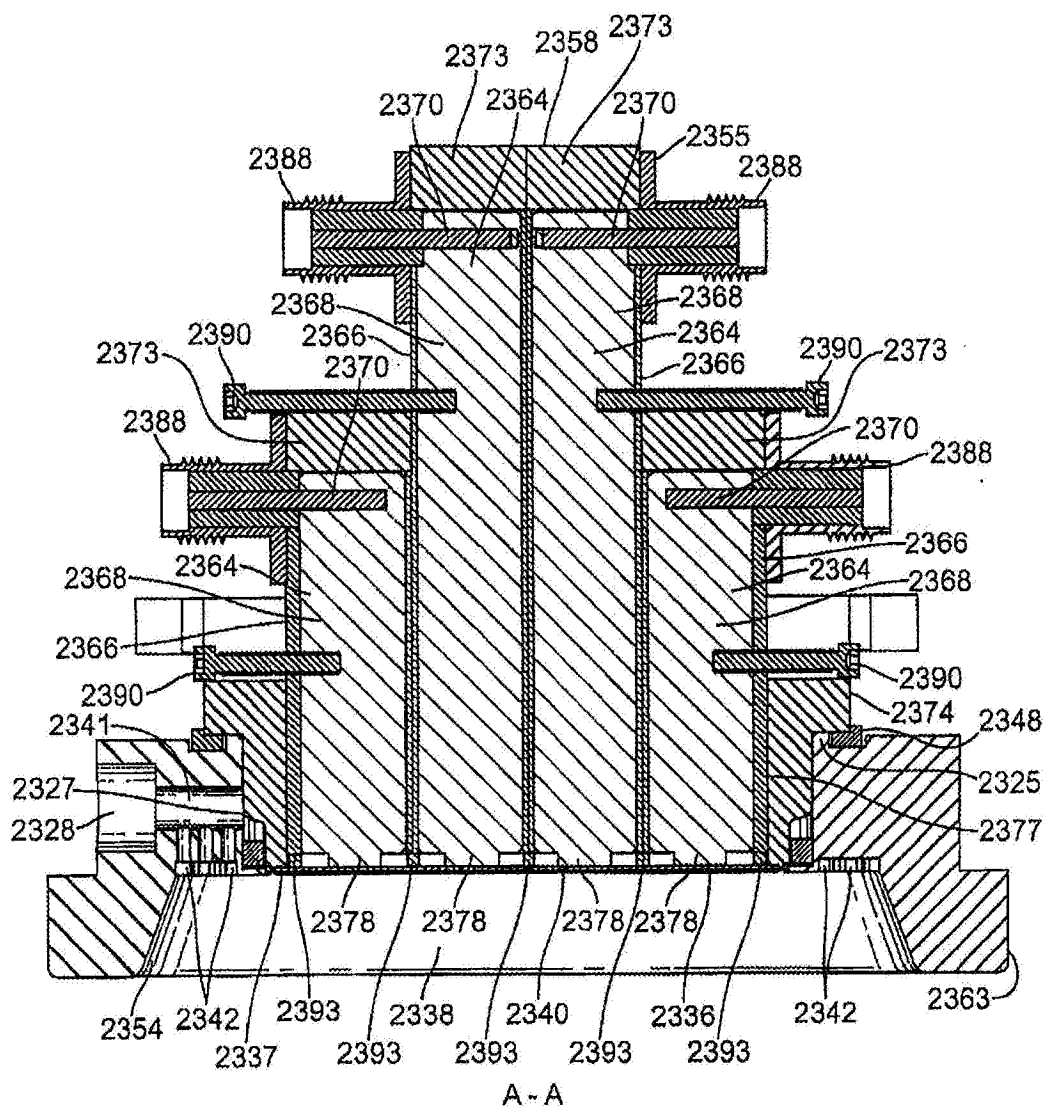


图 10

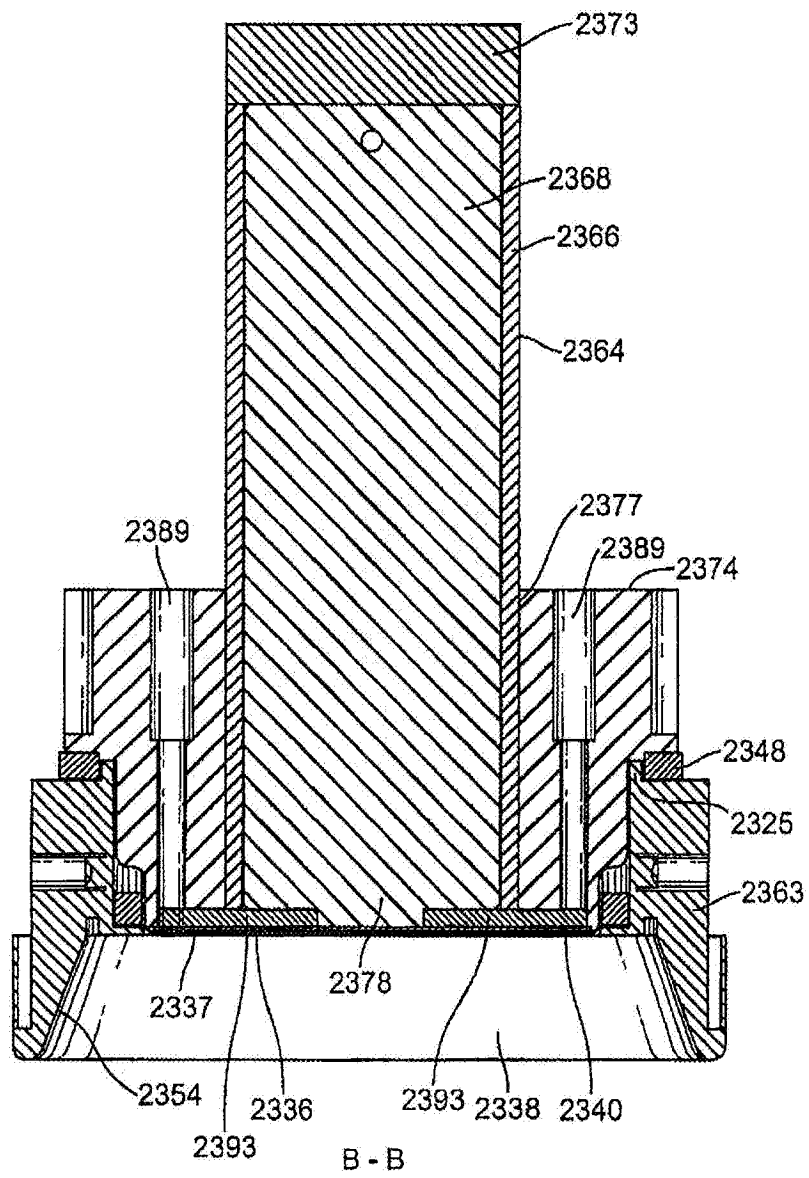


图 11

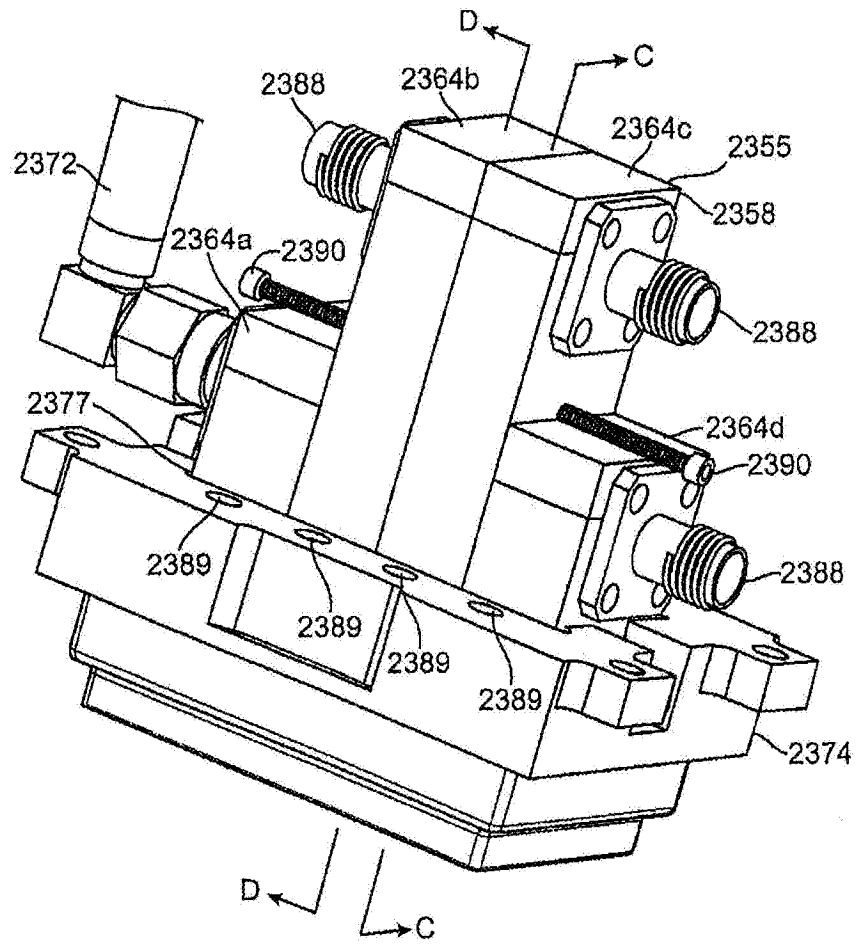


图 12

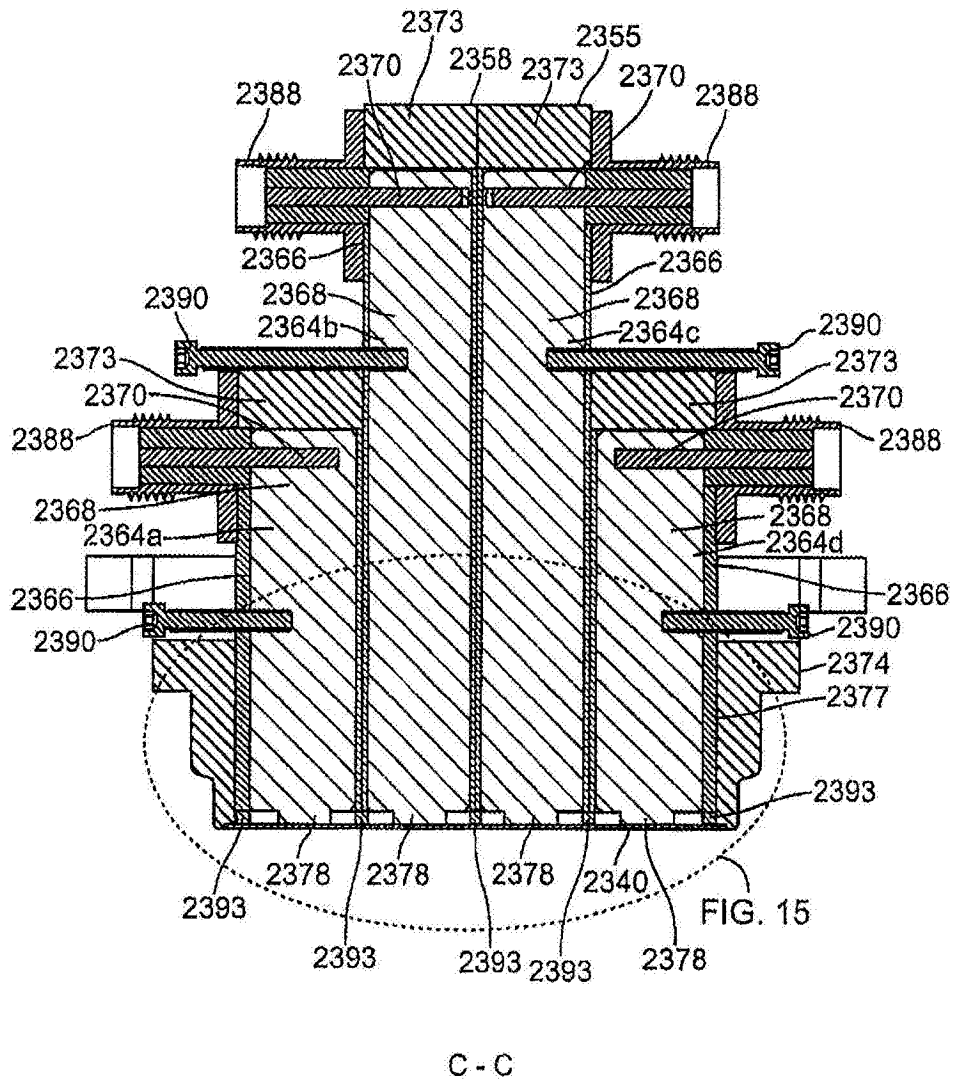


图 13

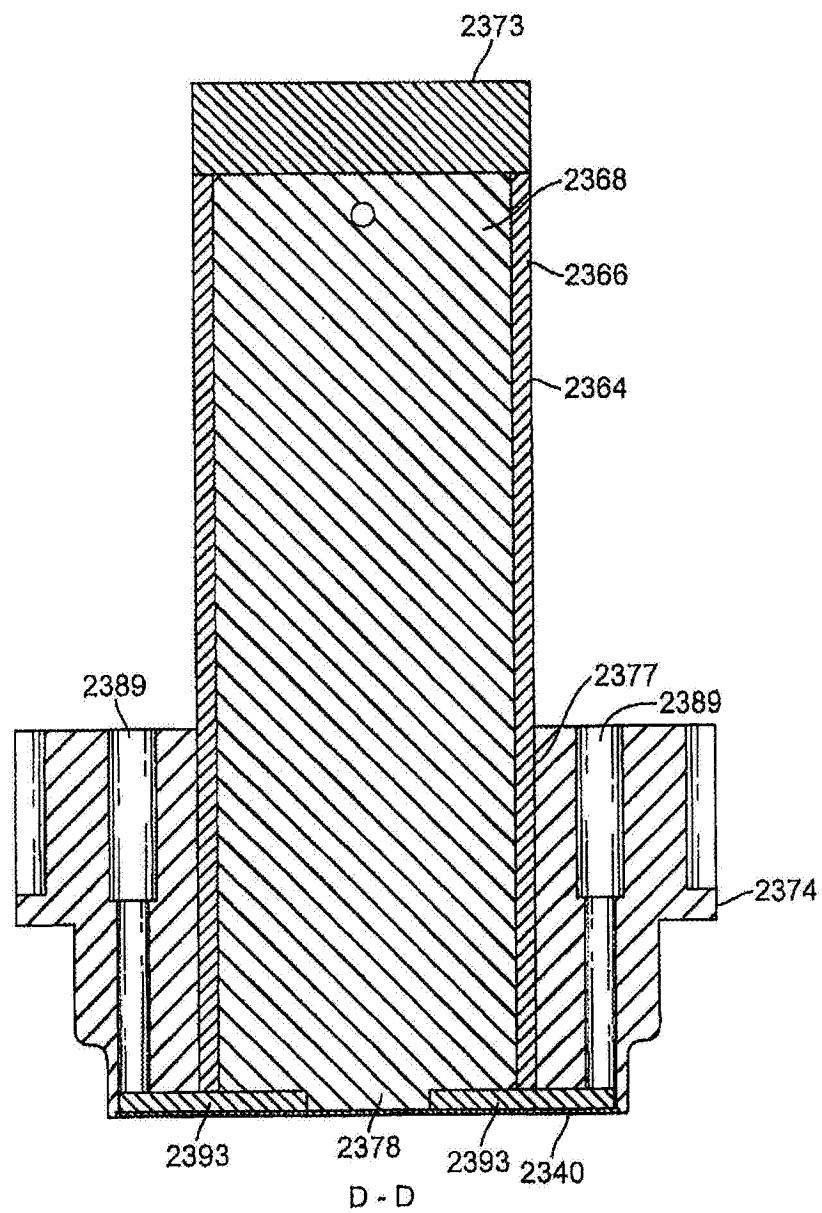


图 14

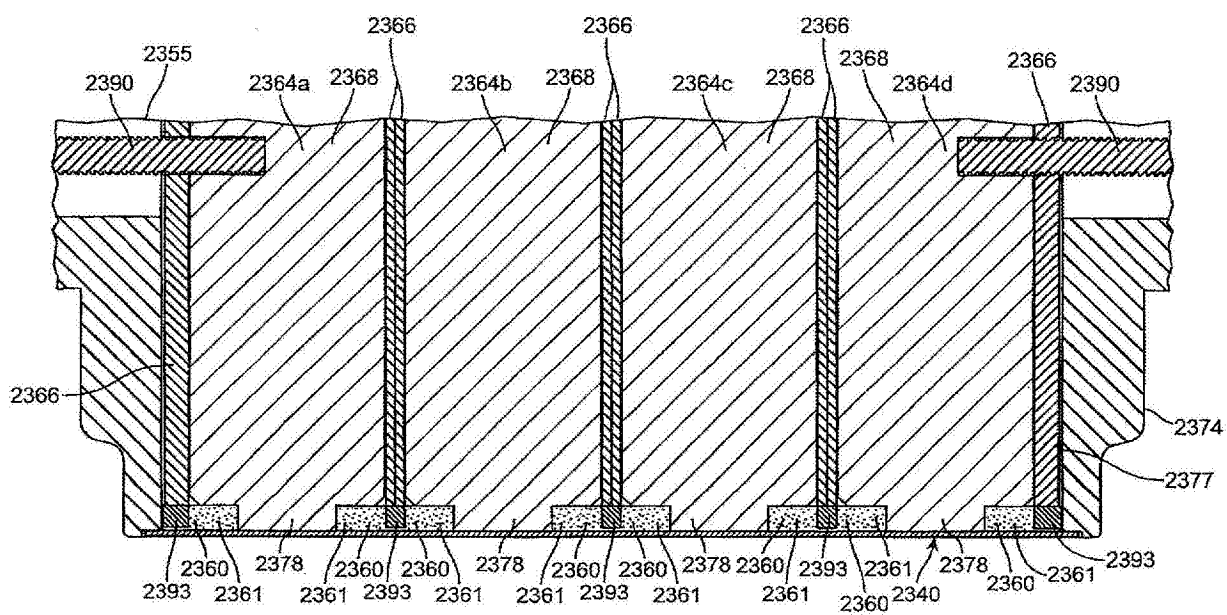


图 15

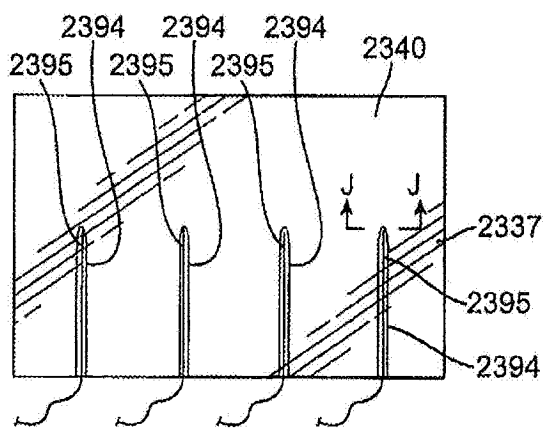


图 16

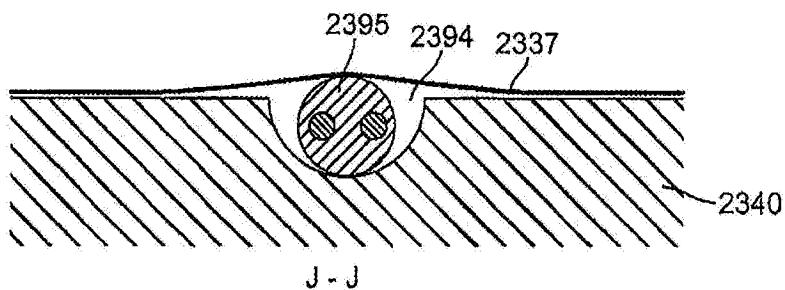


图 17

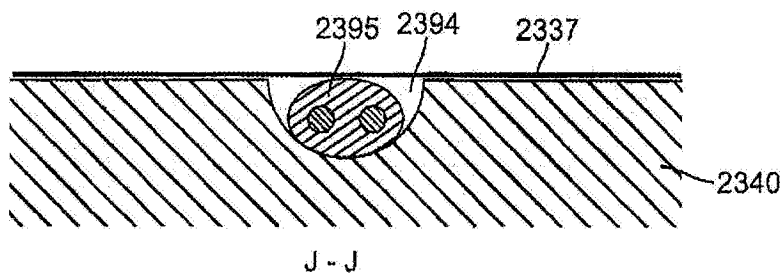


图 18

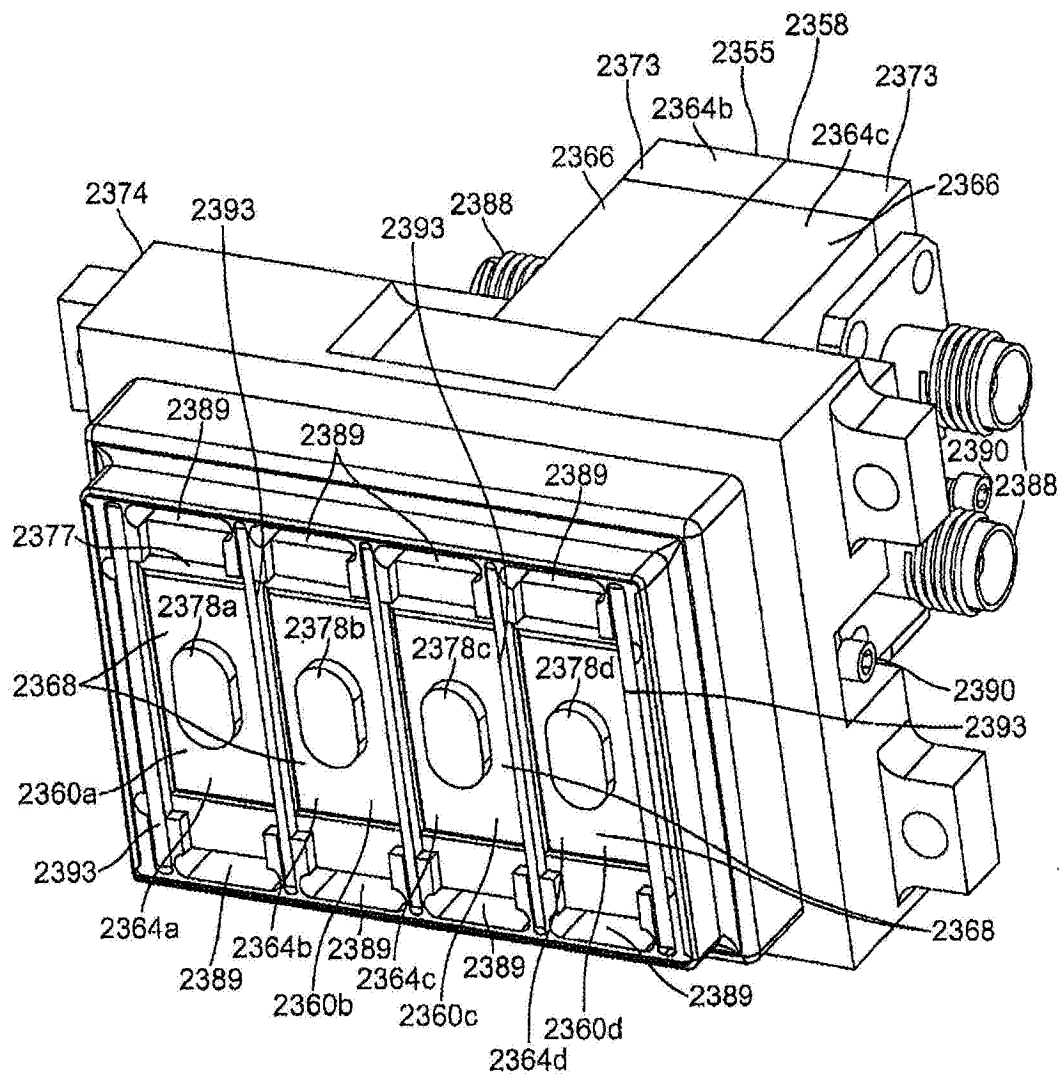


图 19

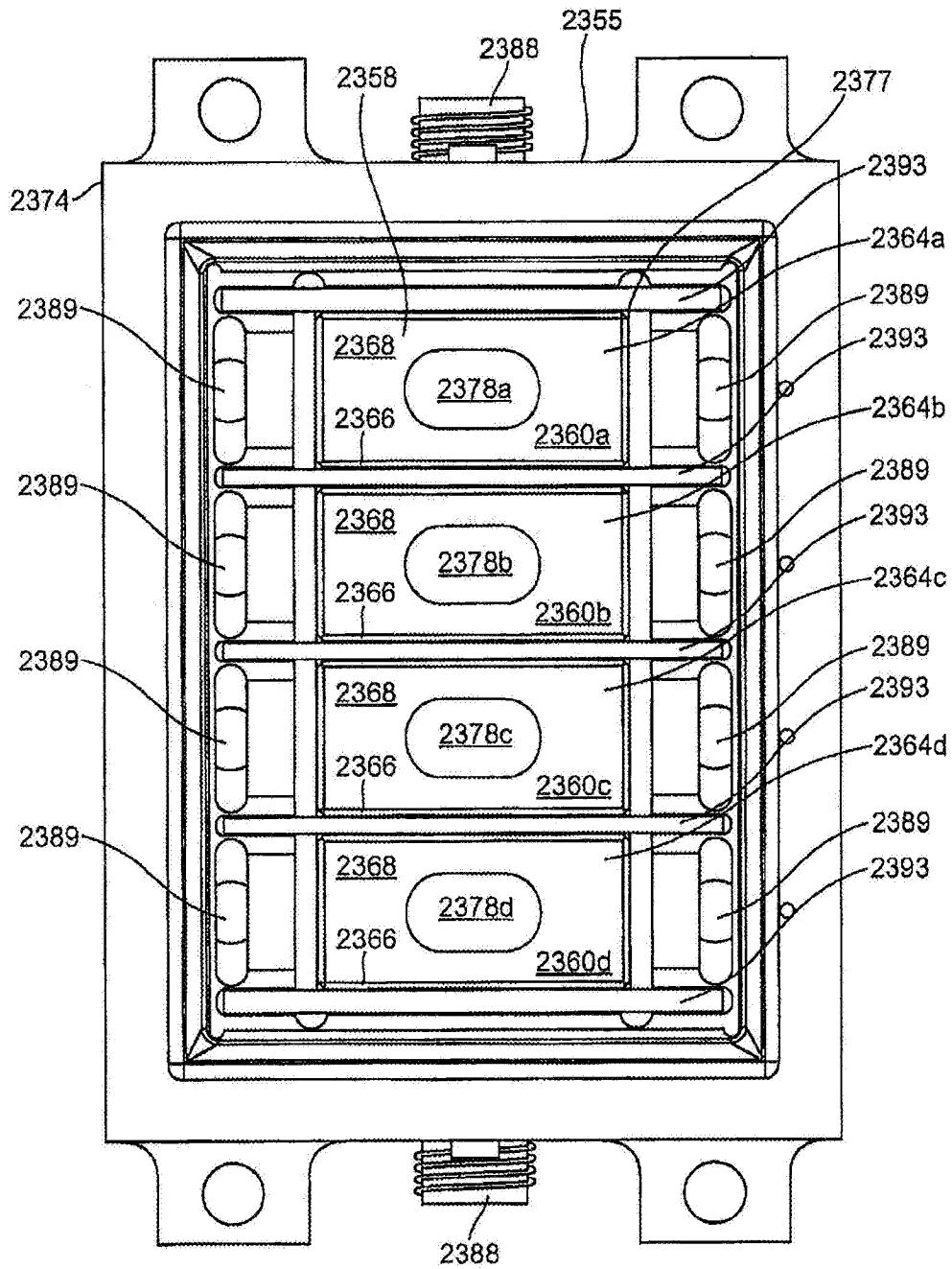


图 20

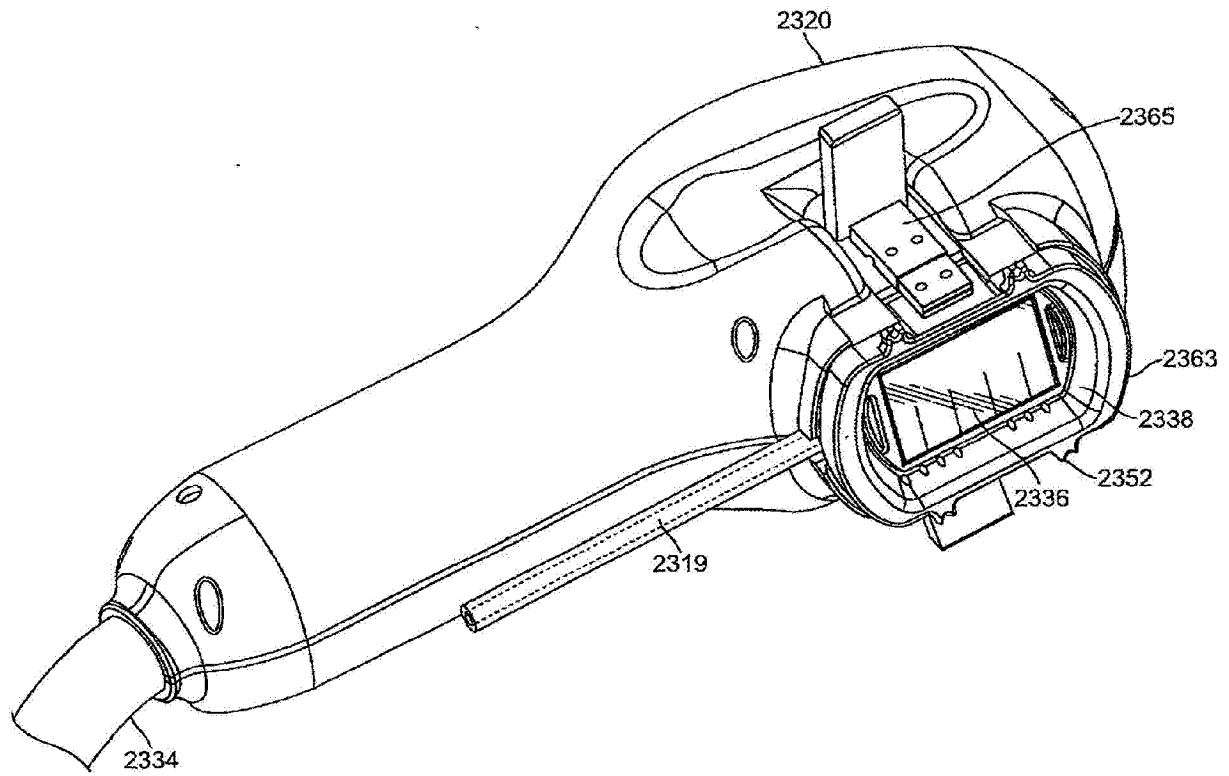


图 21

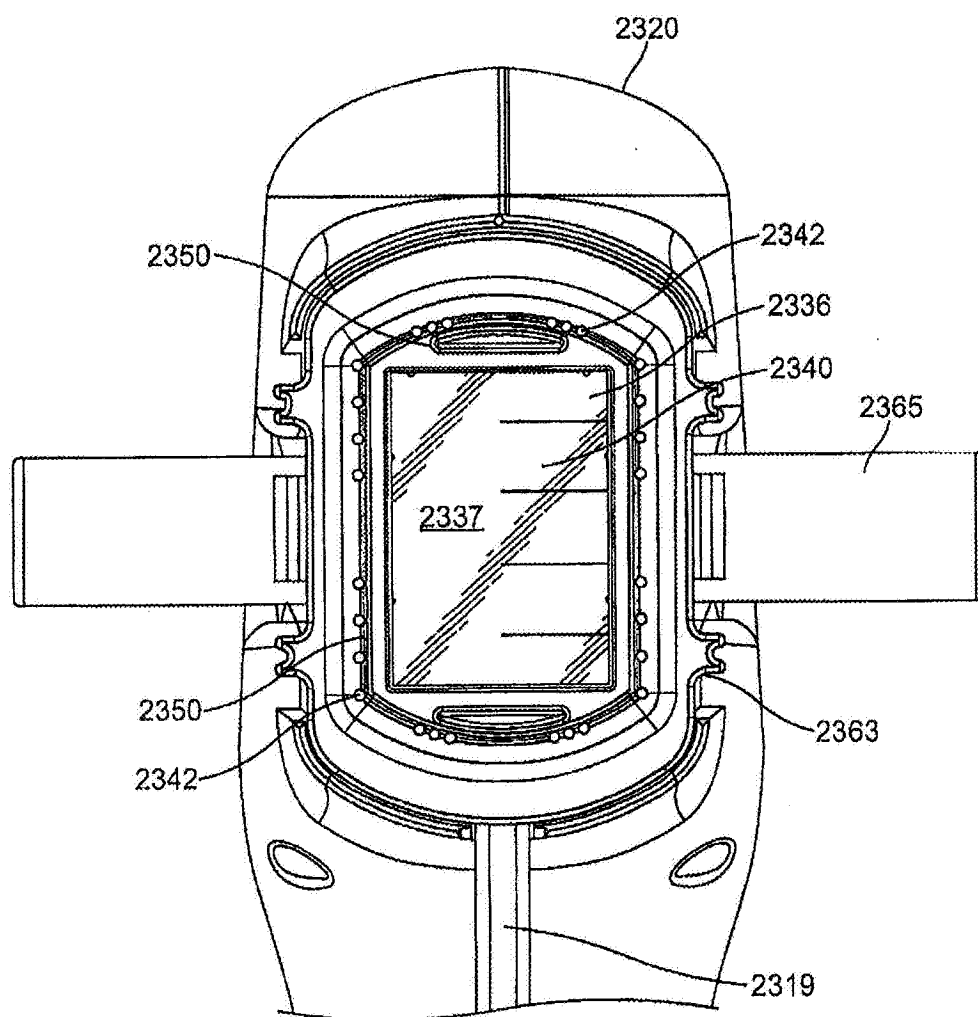


图 22

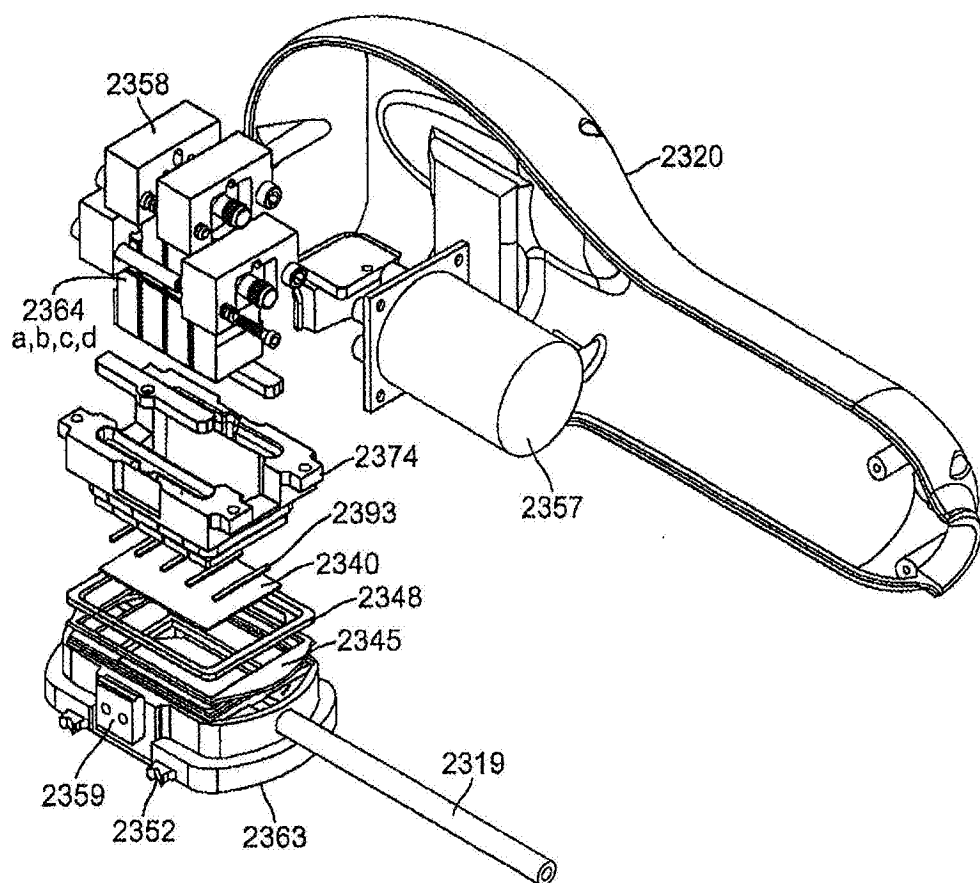


图 23

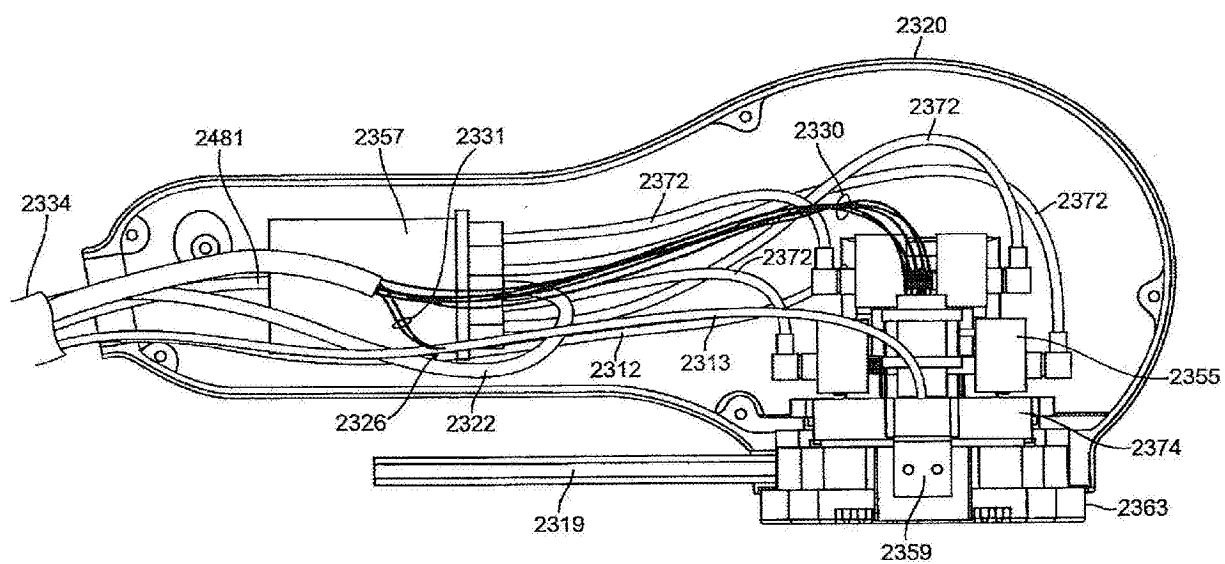


图 24

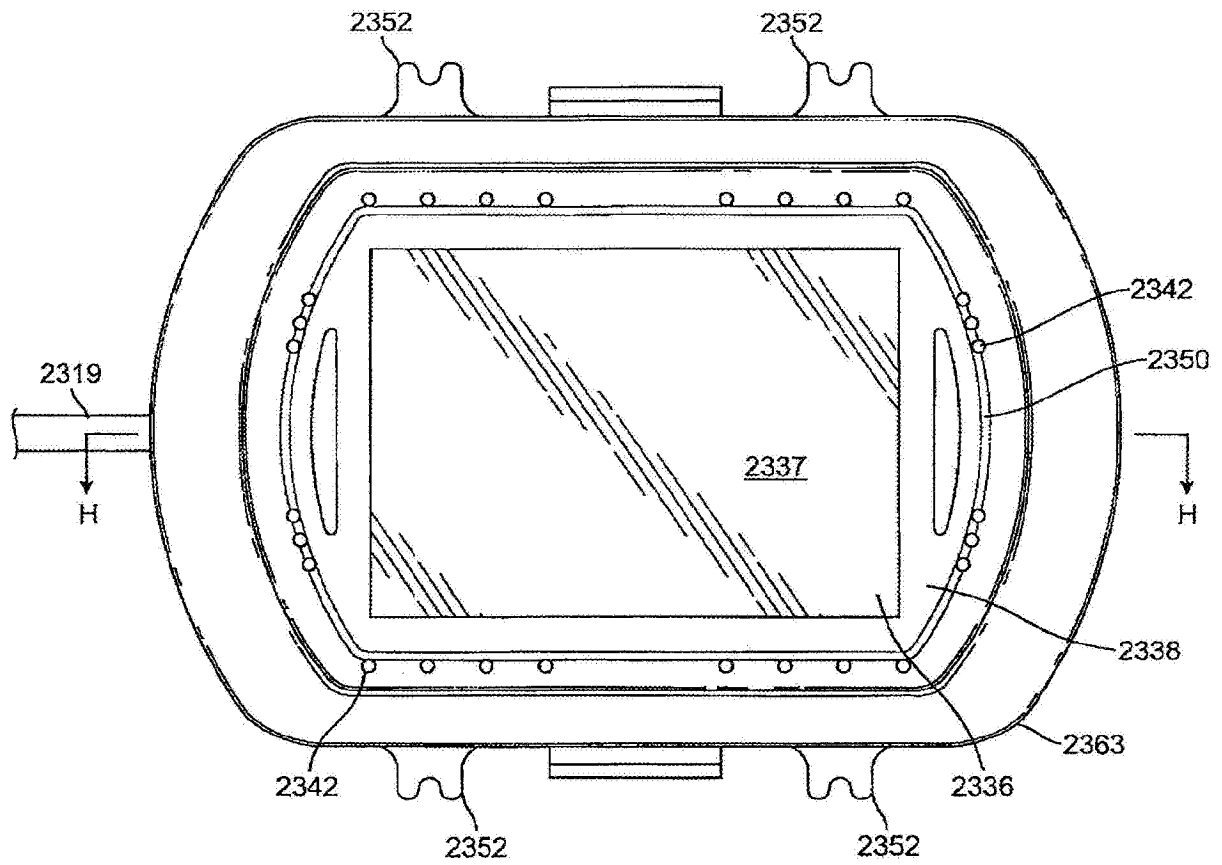


图 25

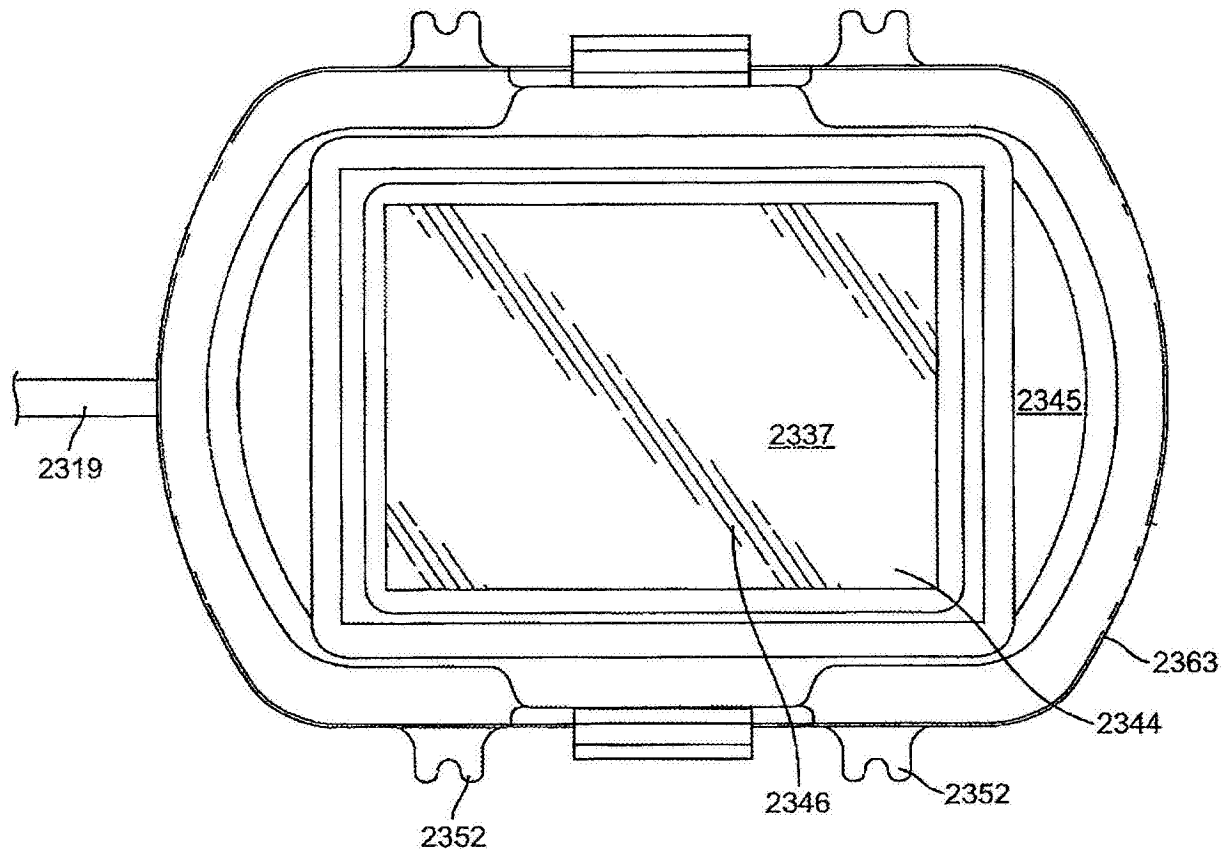


图 26

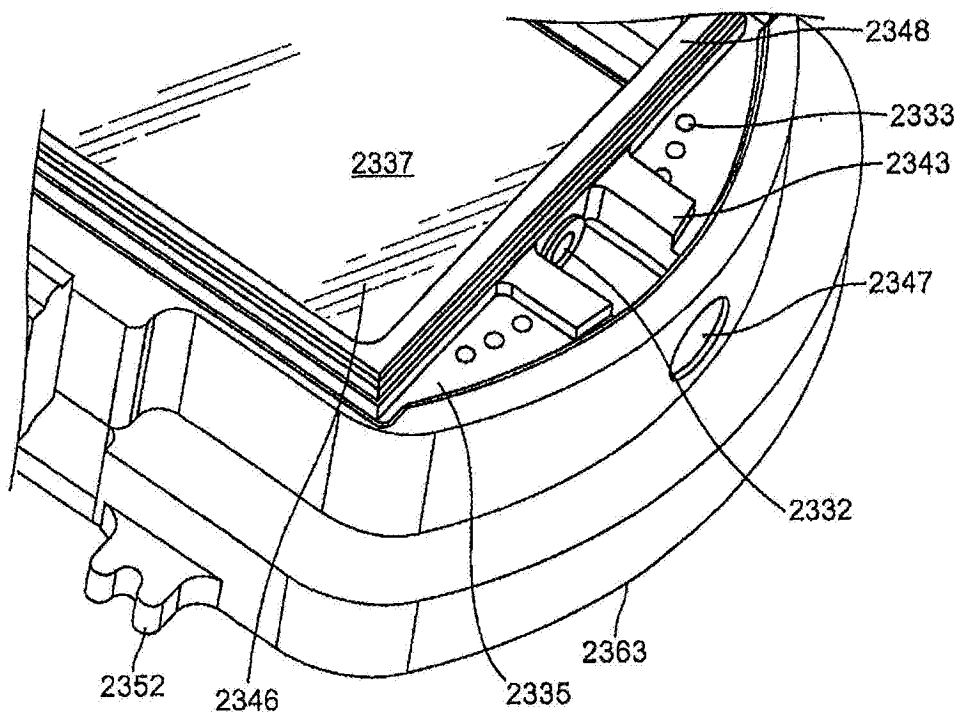


图 27

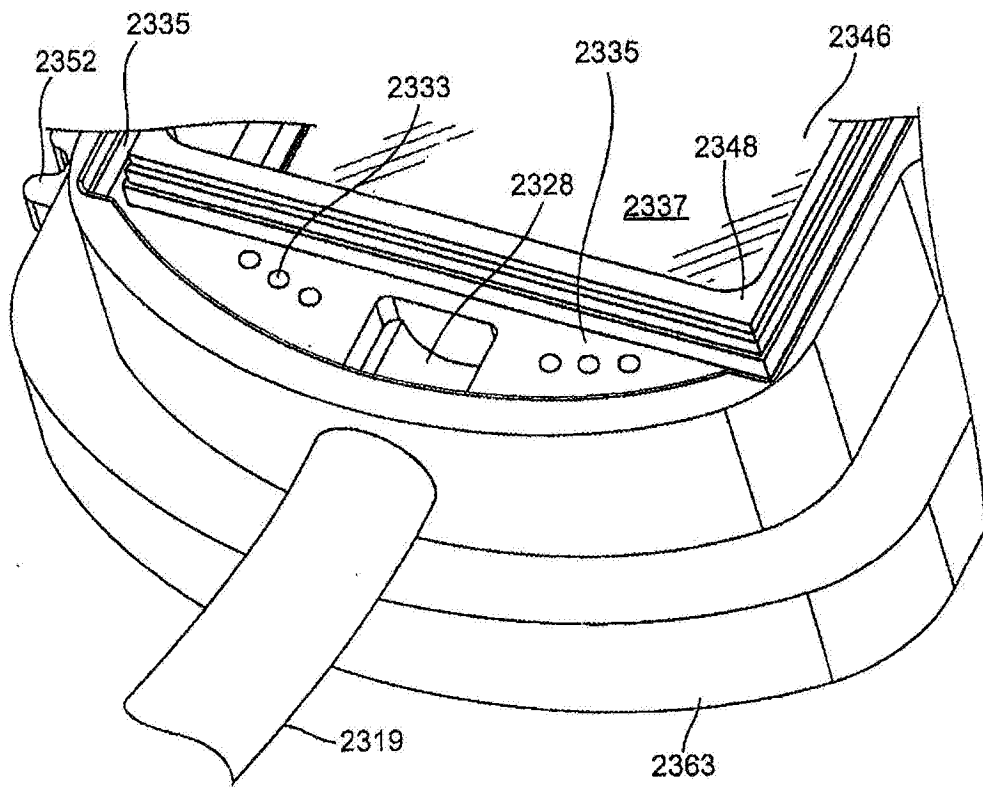


图 28

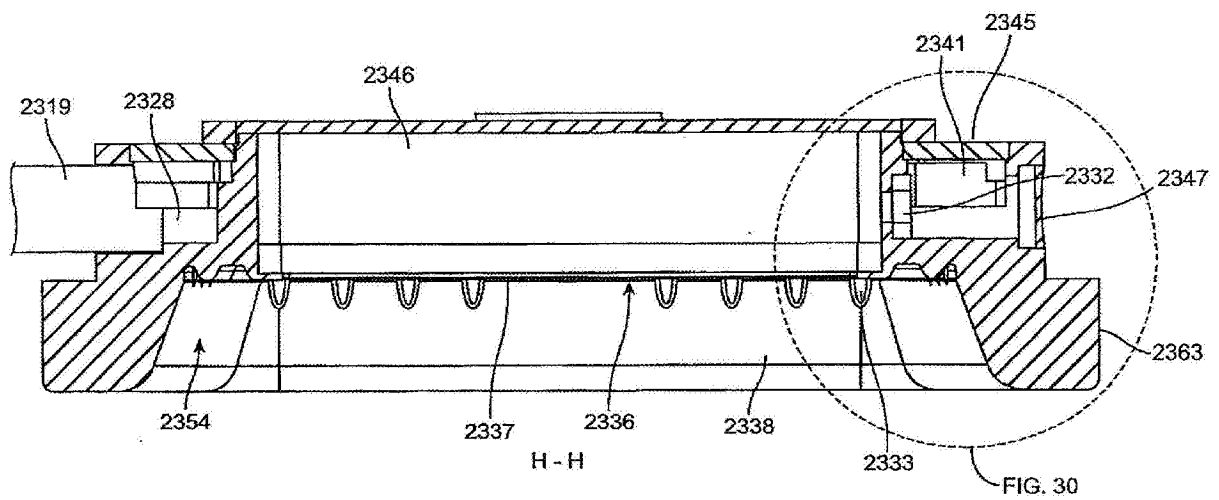


图 29

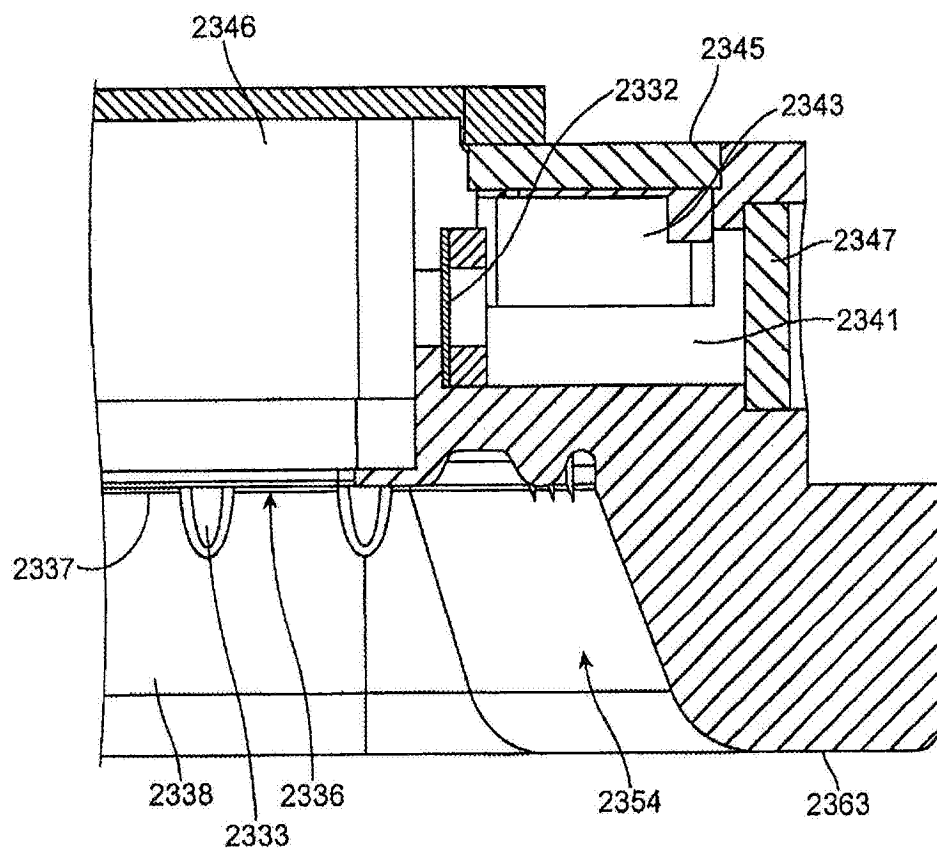


图 30

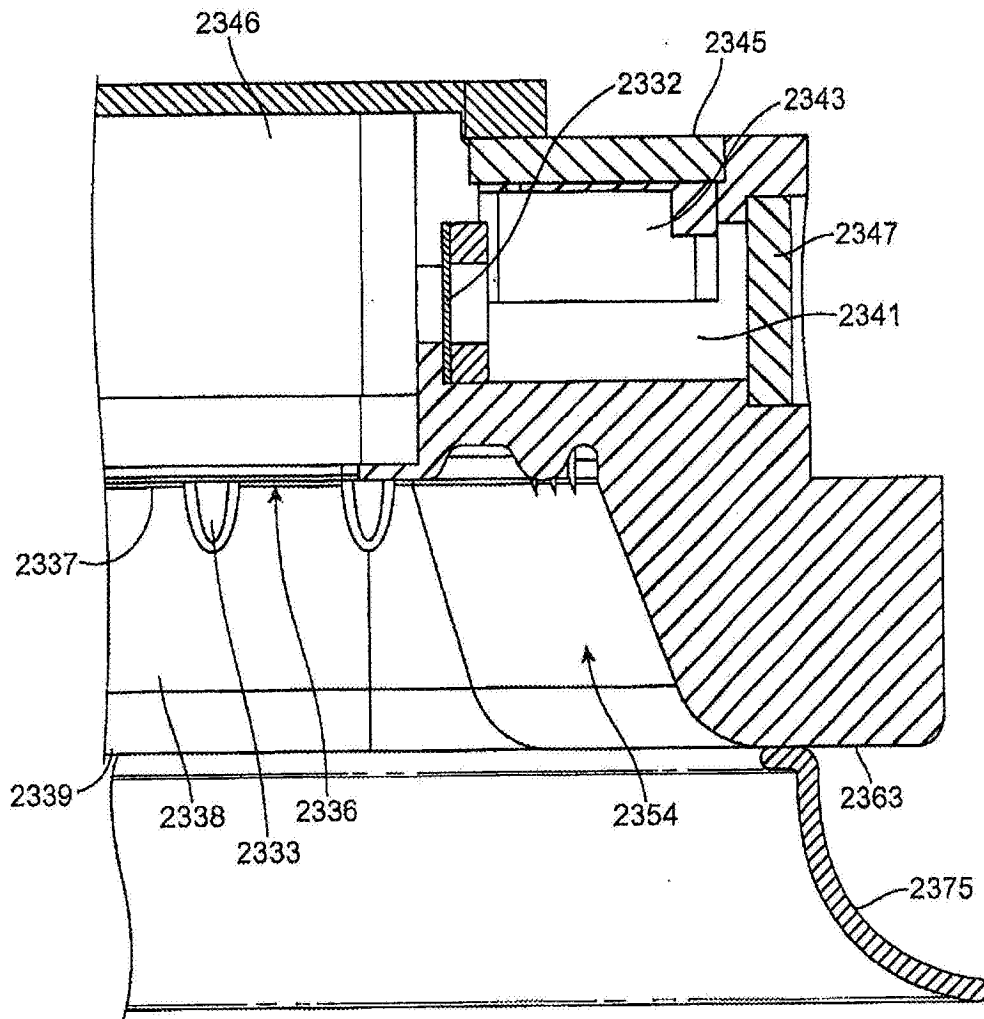


图 30A

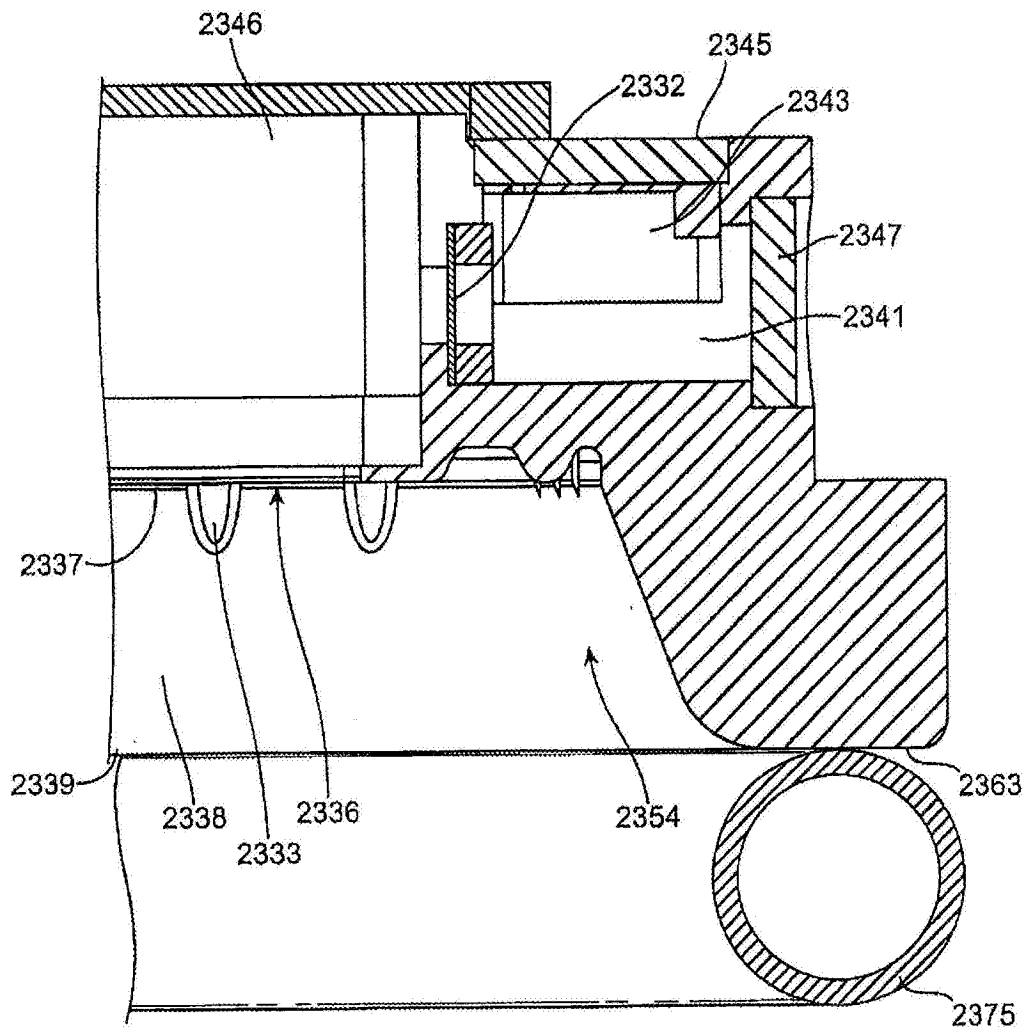


图 30B

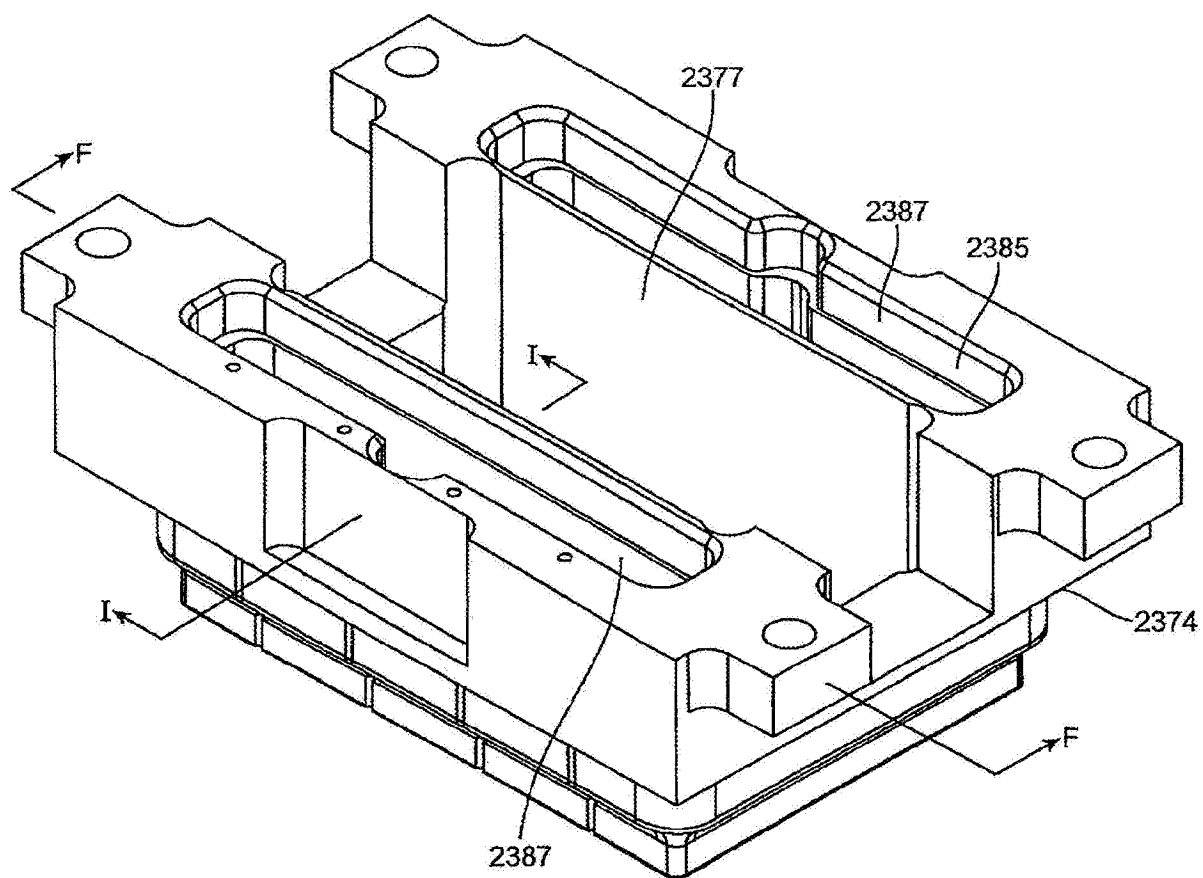


图 31

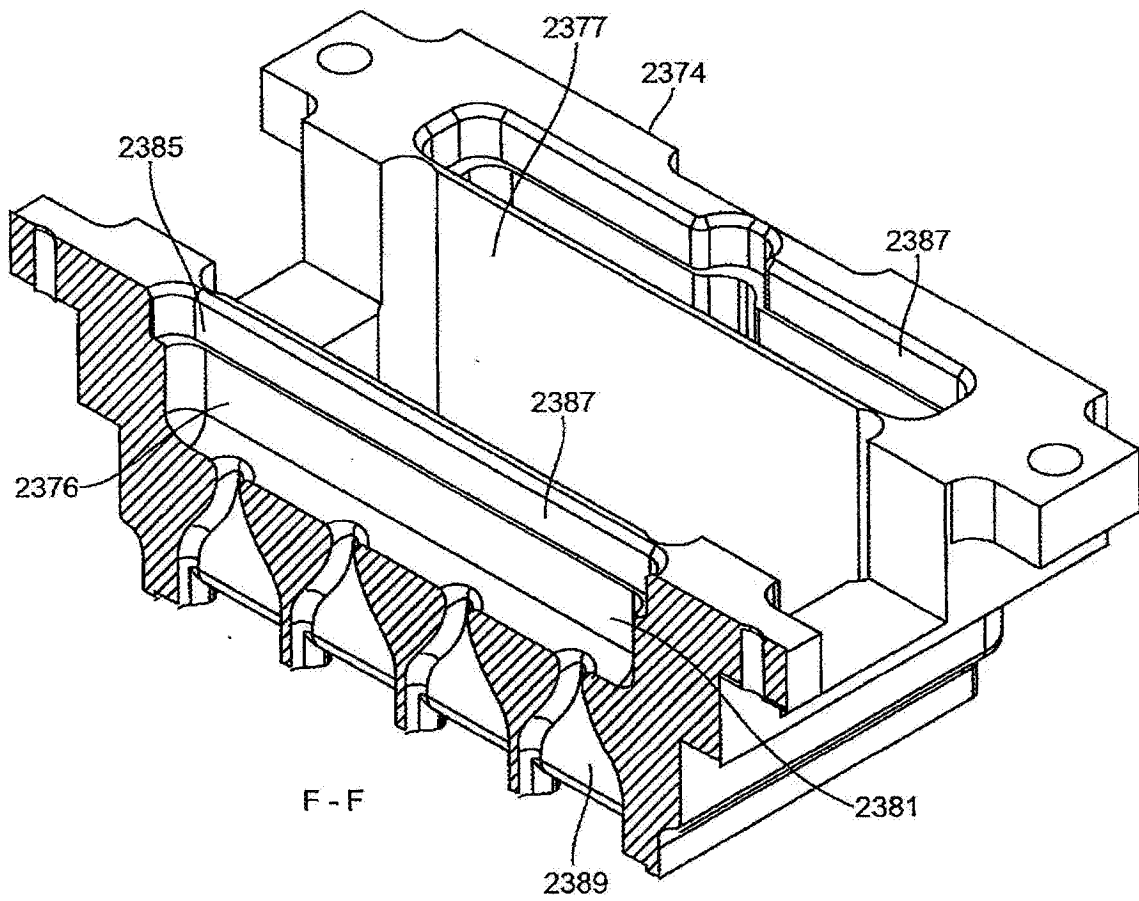


图 32

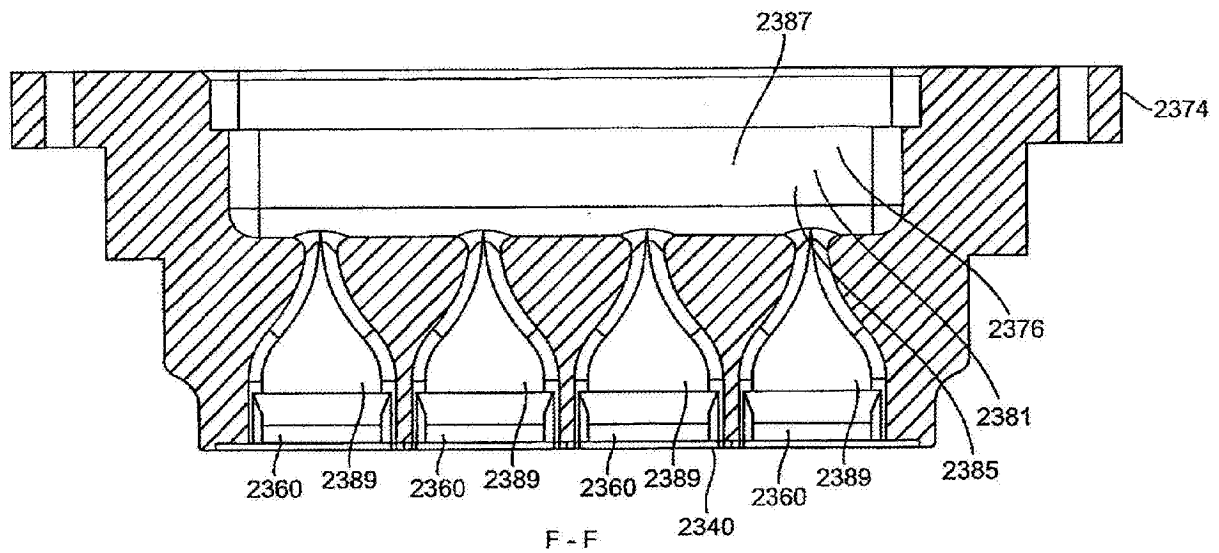
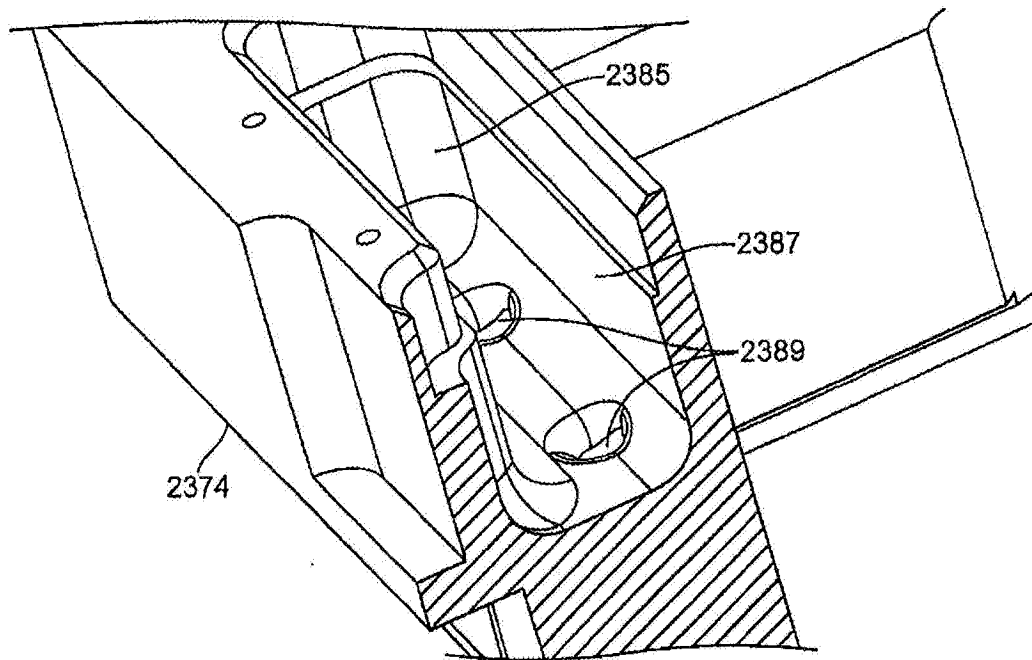


图 33



I-I

图 34

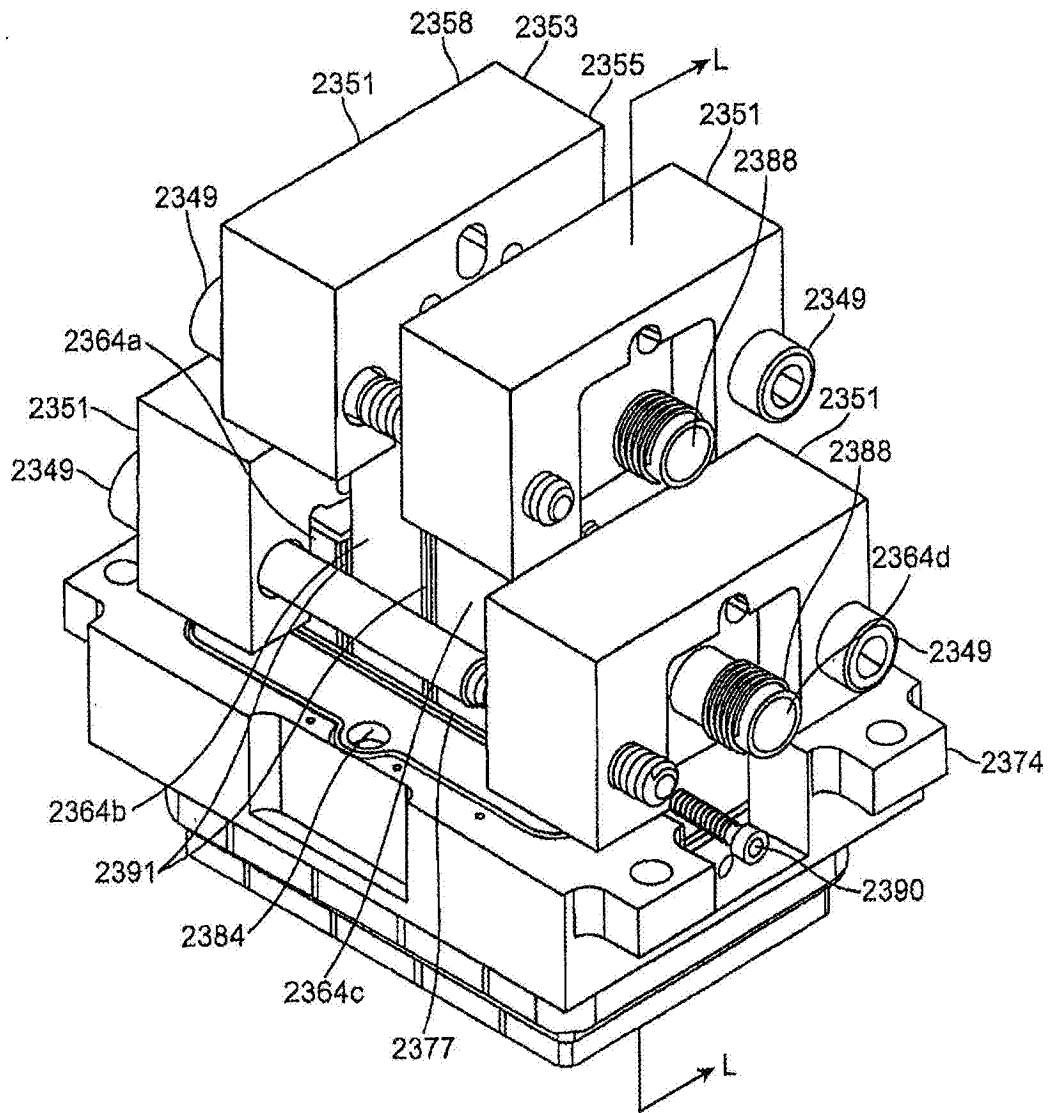


图 35

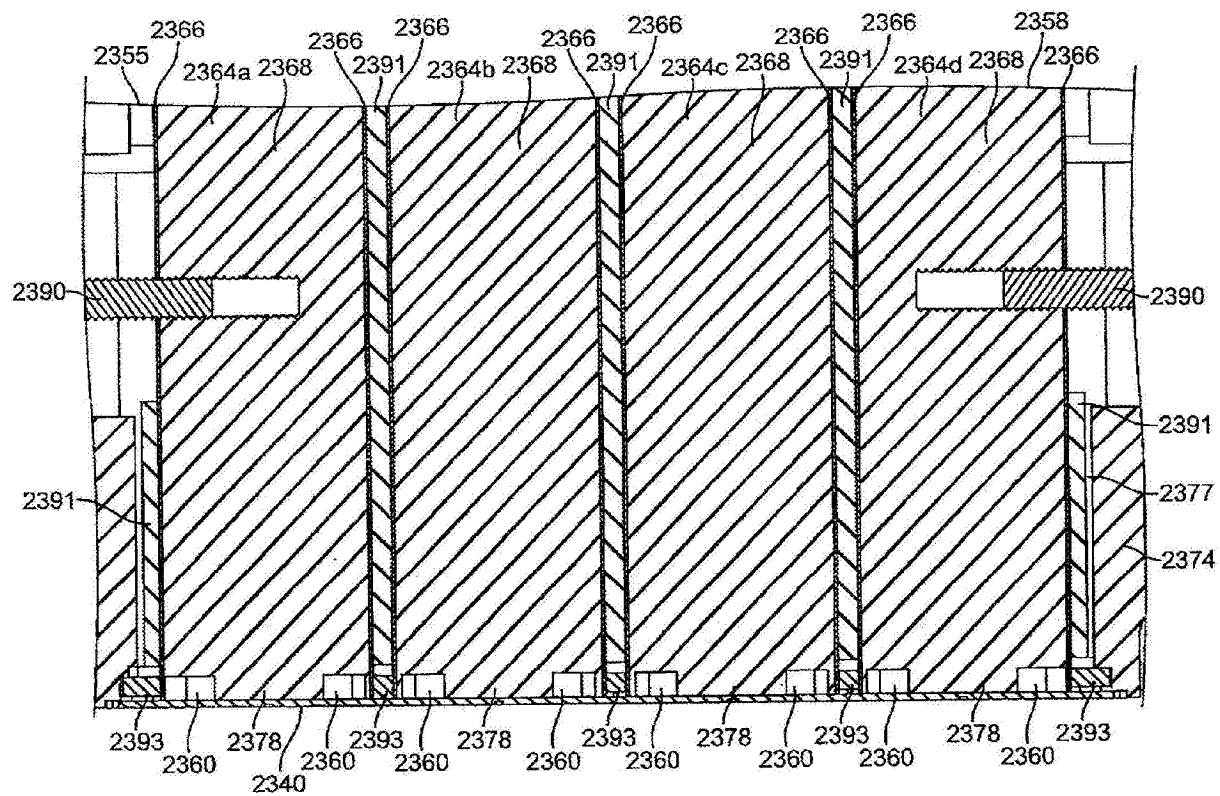


图 37

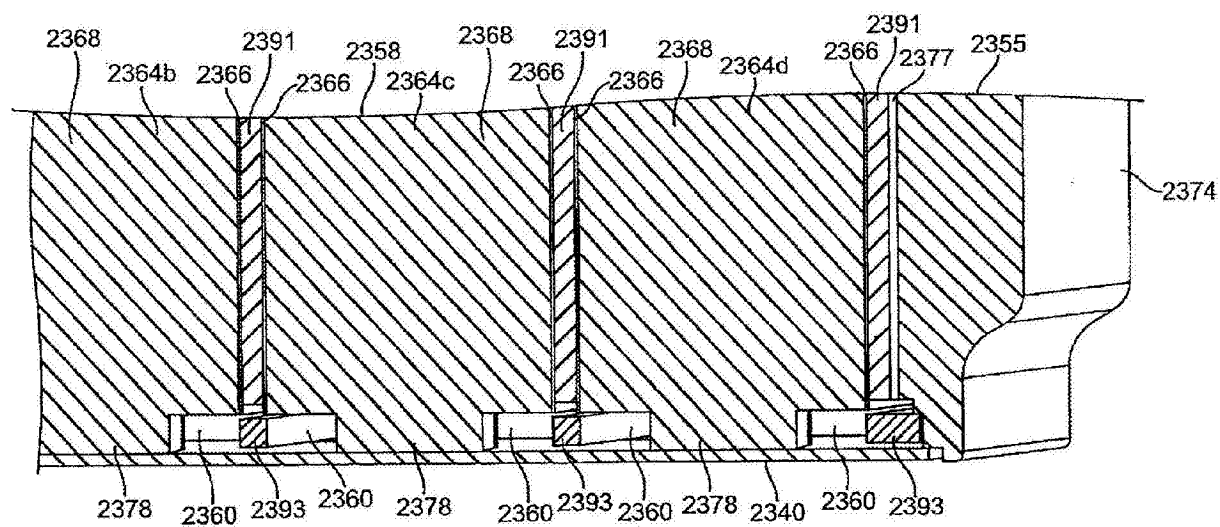


图 38

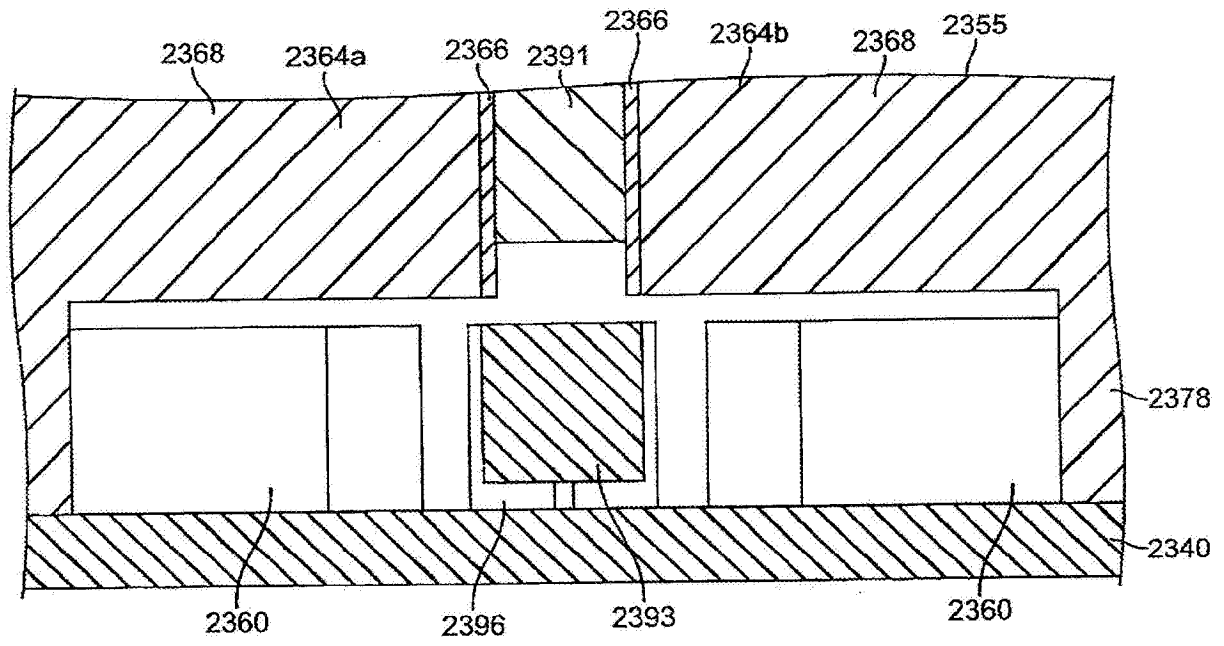


图 39

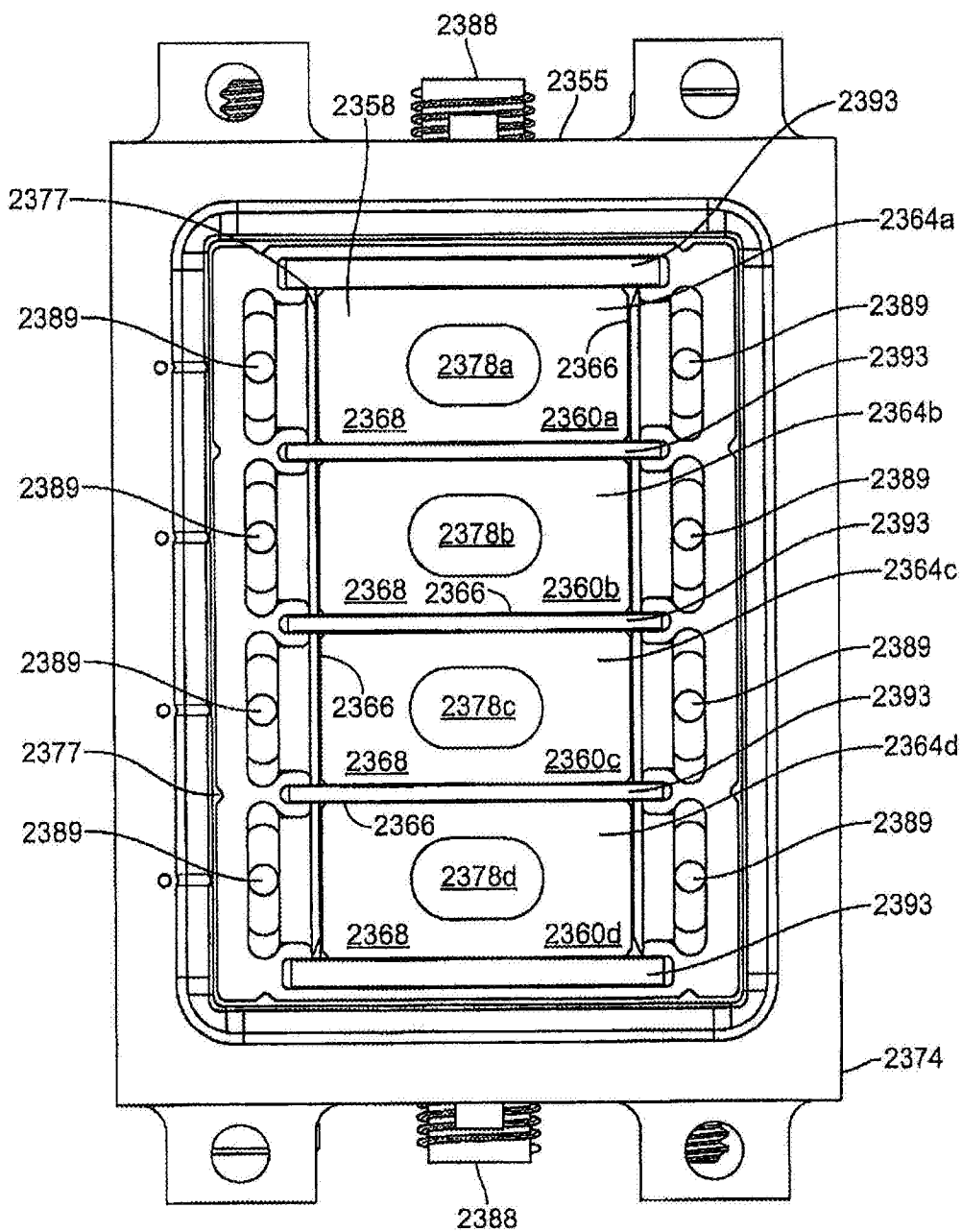


图 40

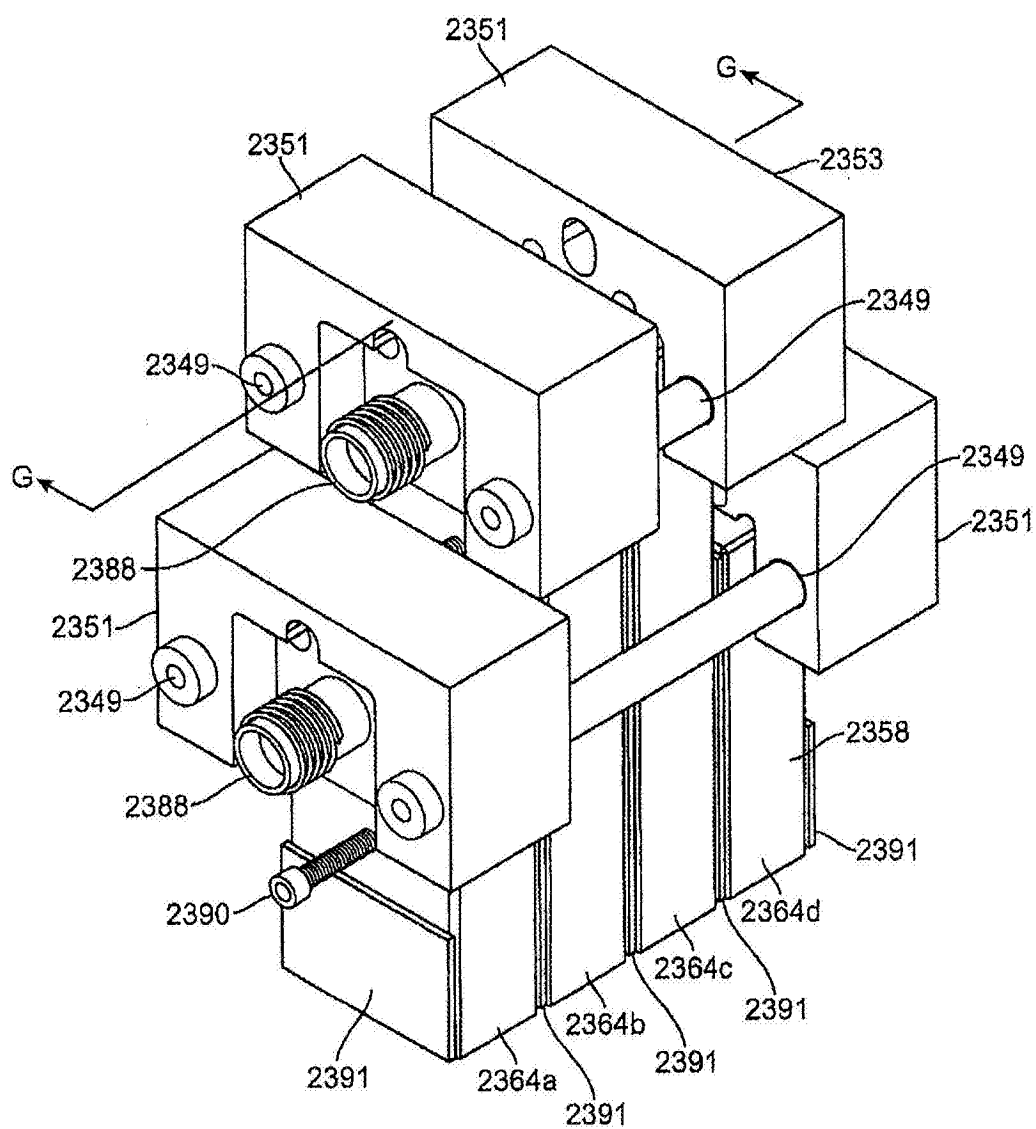


图 41

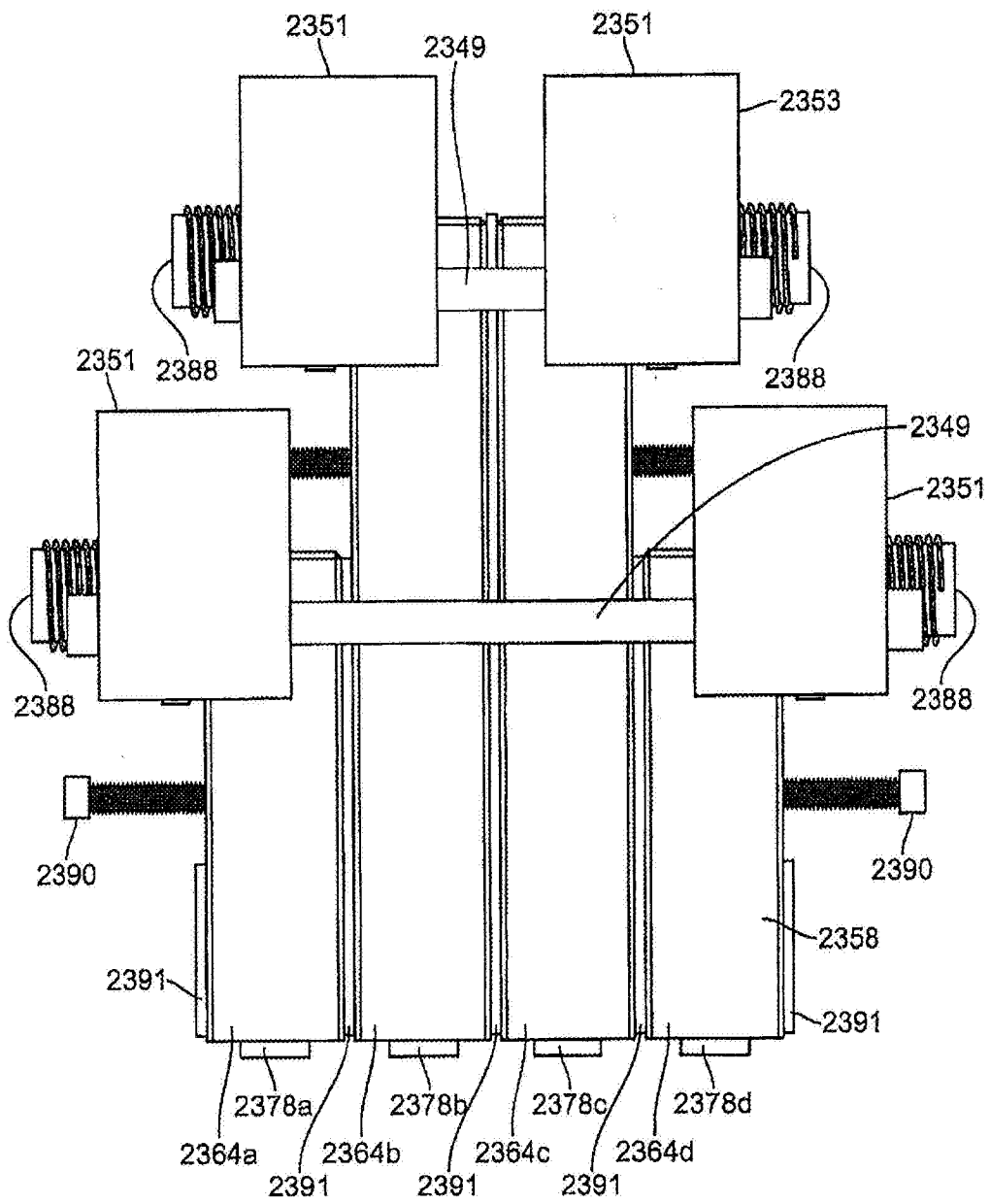


图 42

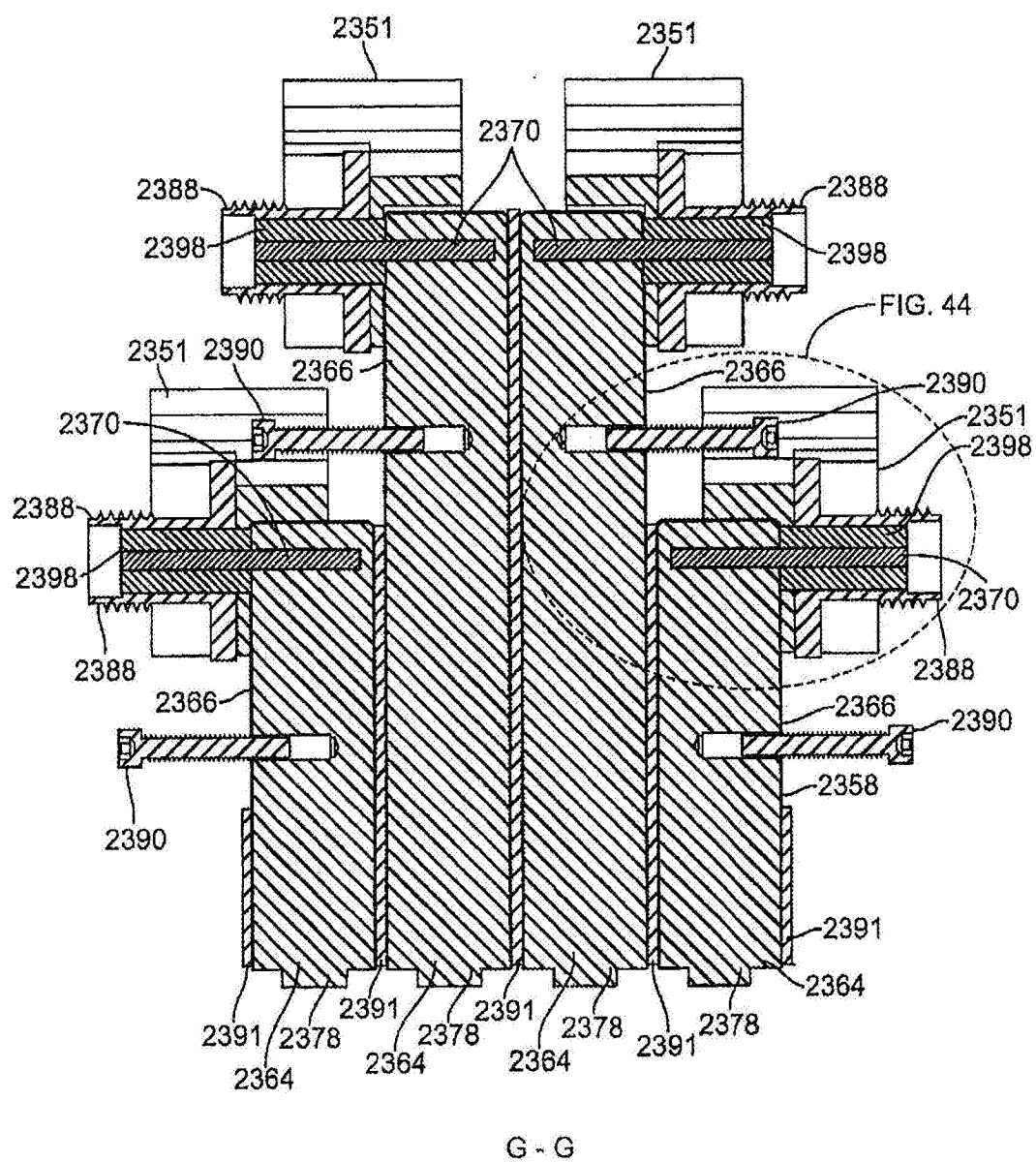


图 43

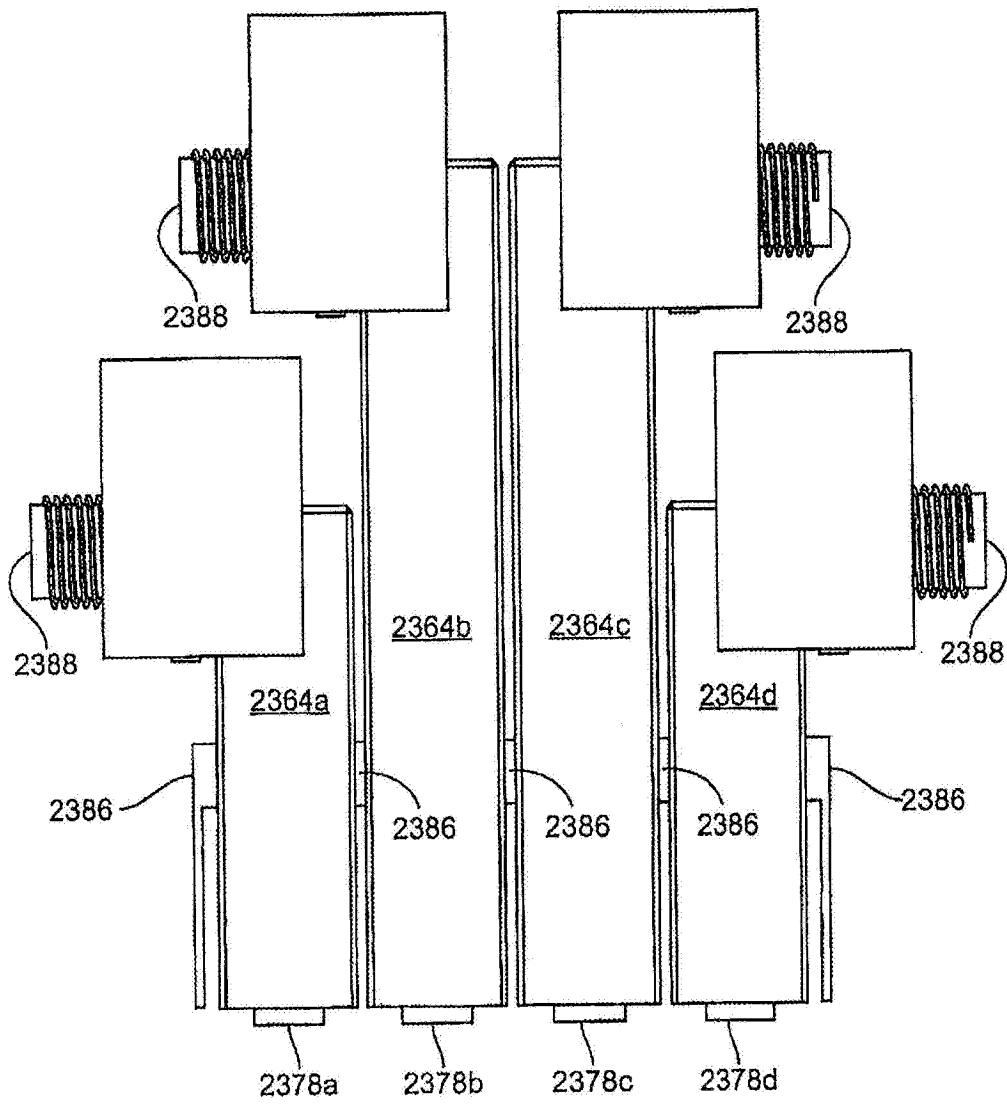


图 45

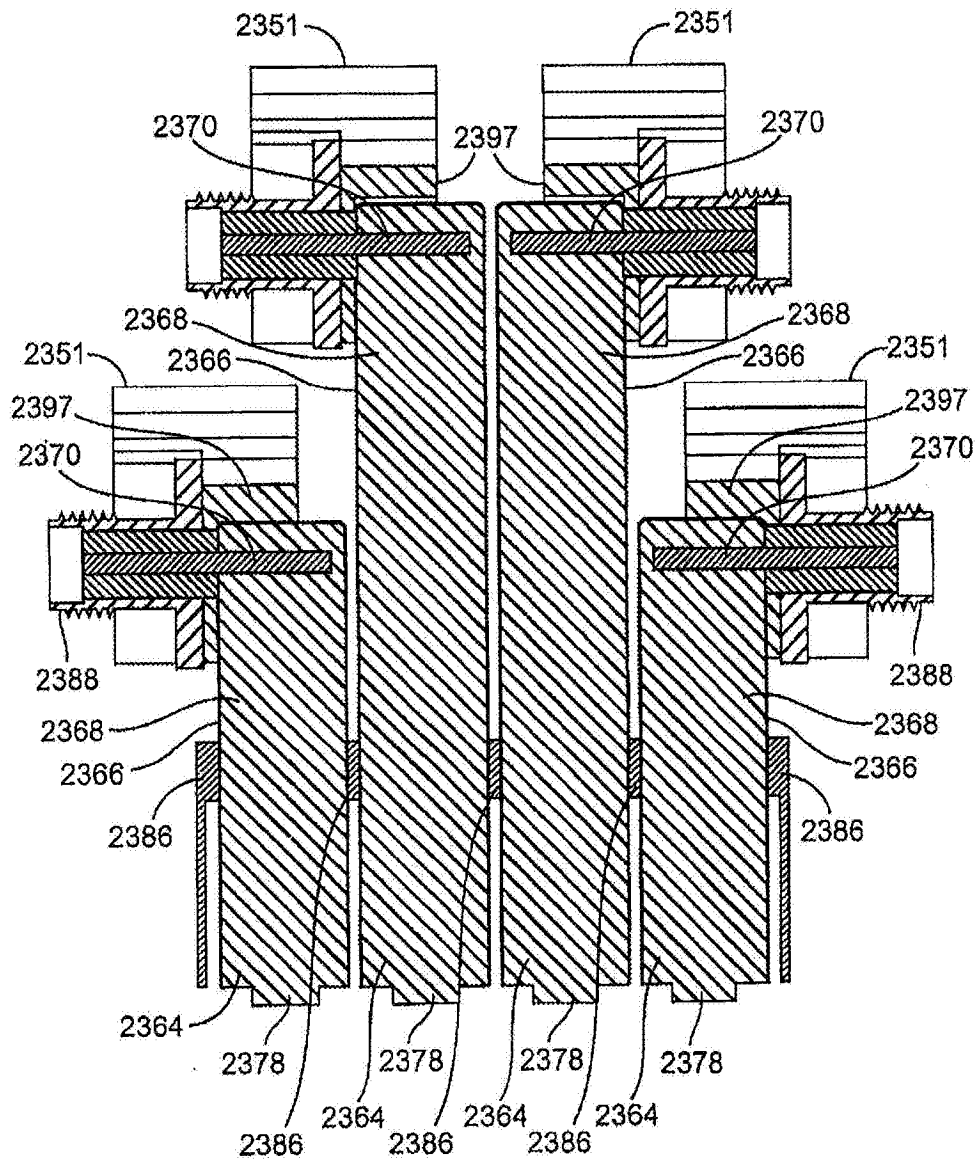


图 46

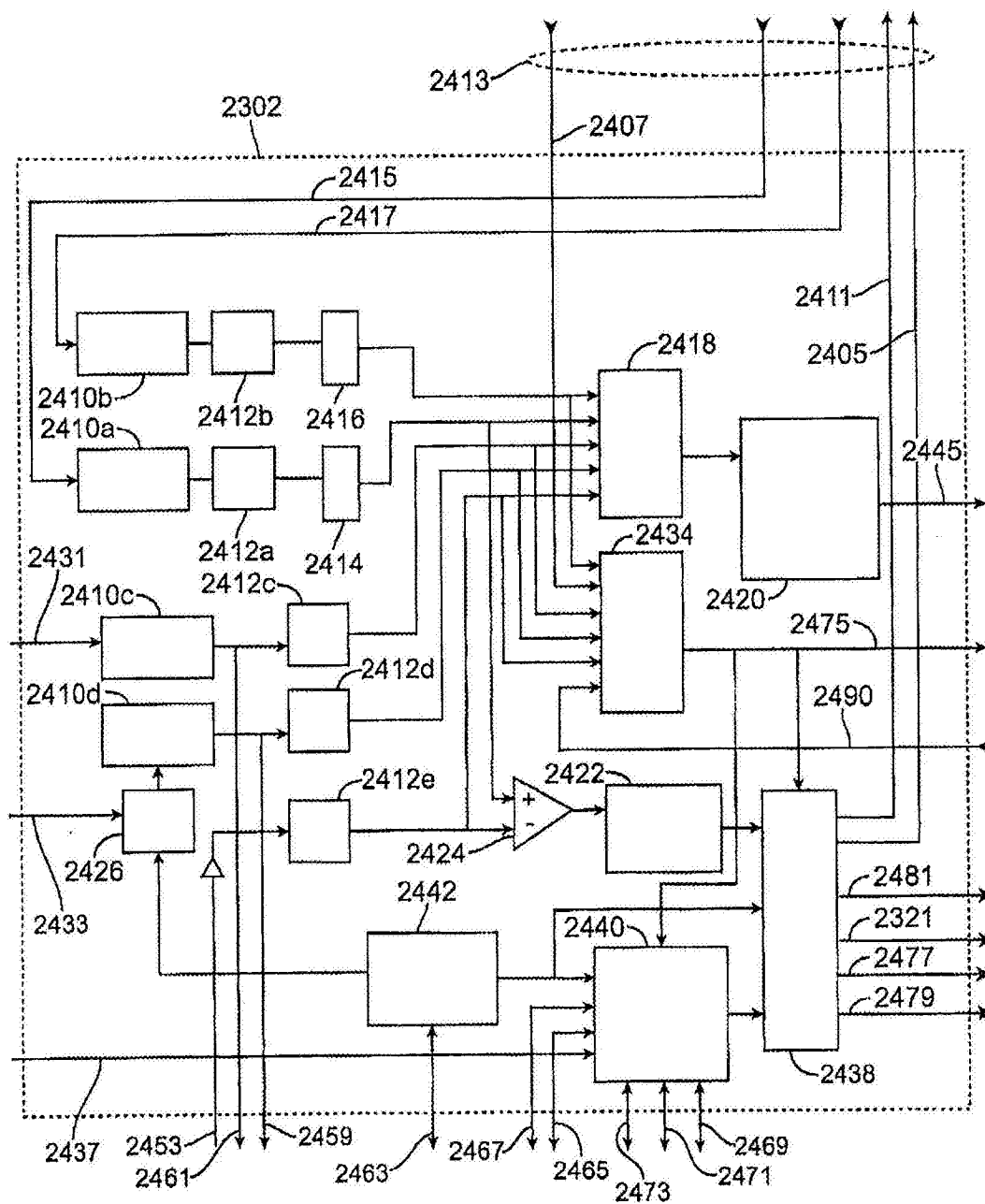


图 49

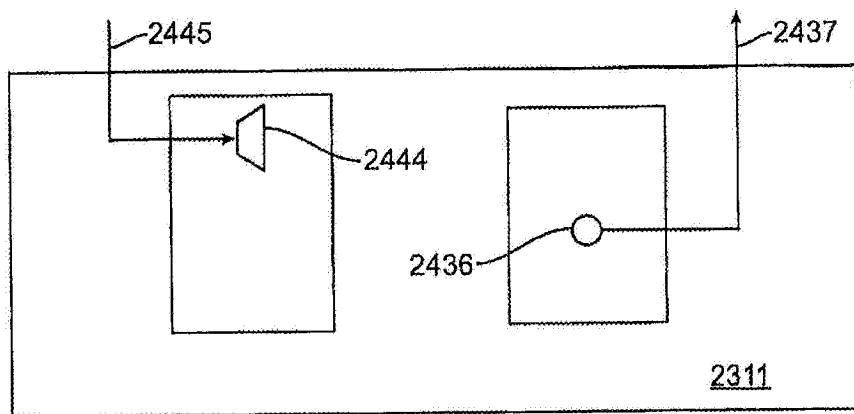


图 50

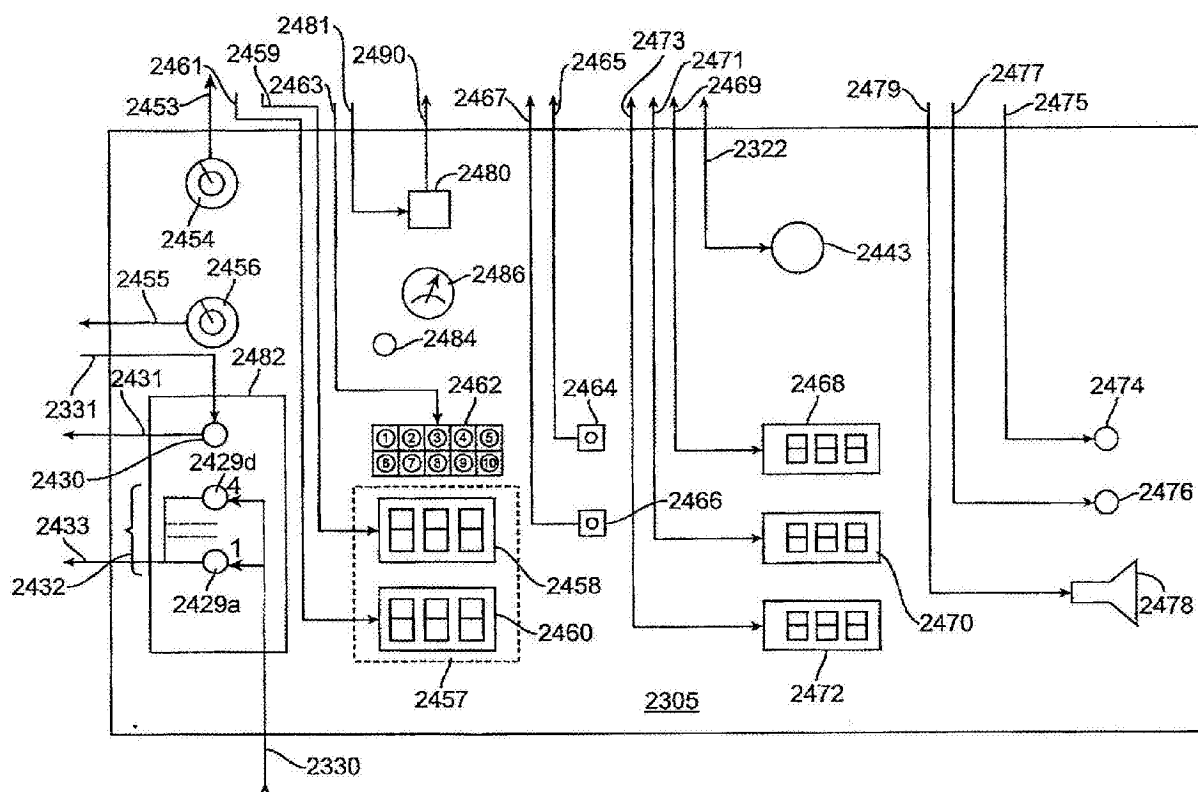


图 51

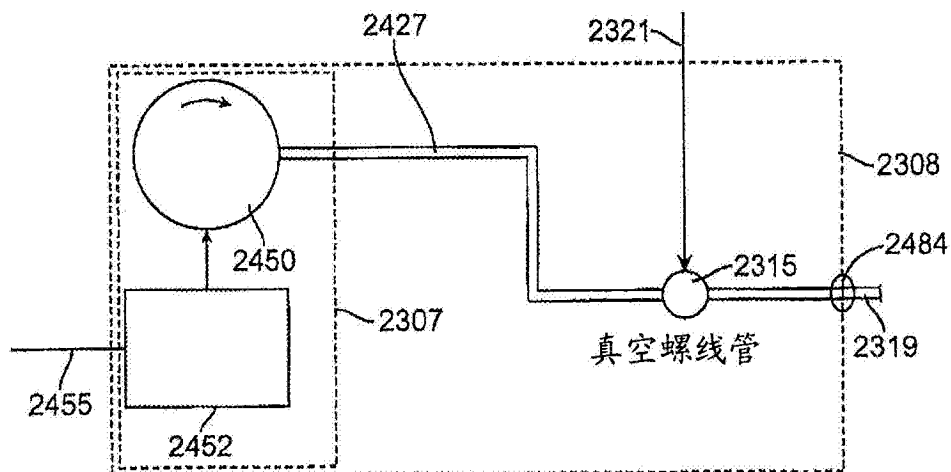


图 52

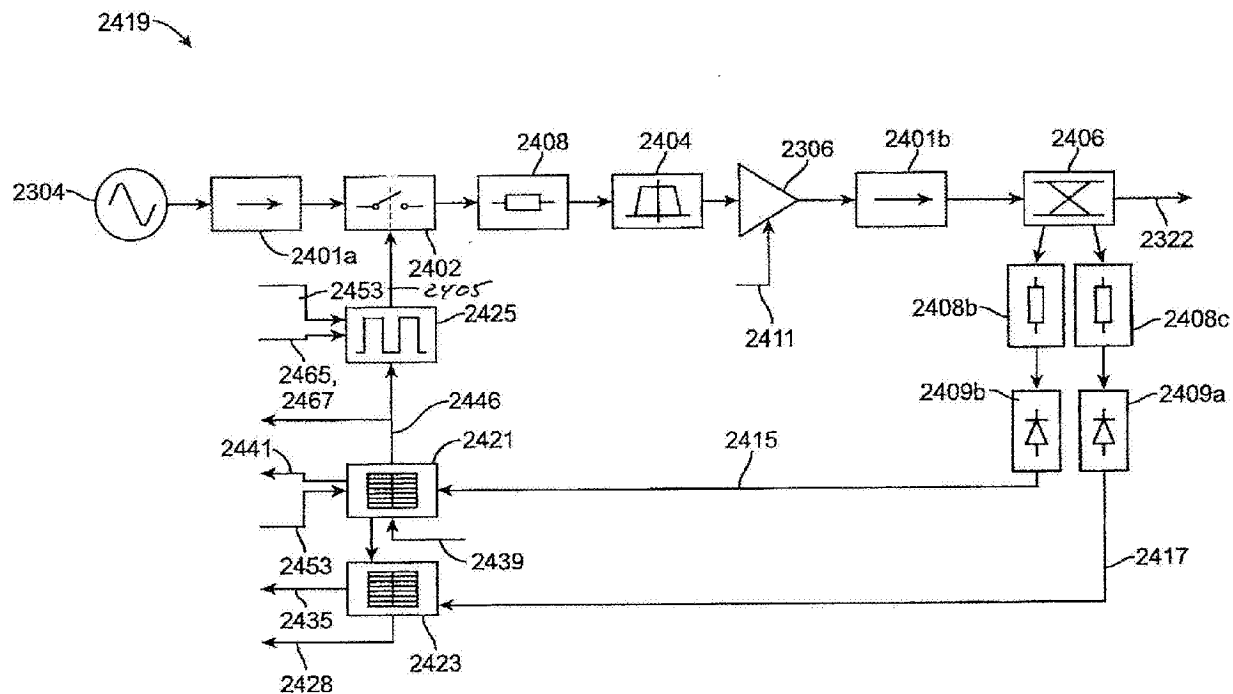


图 53

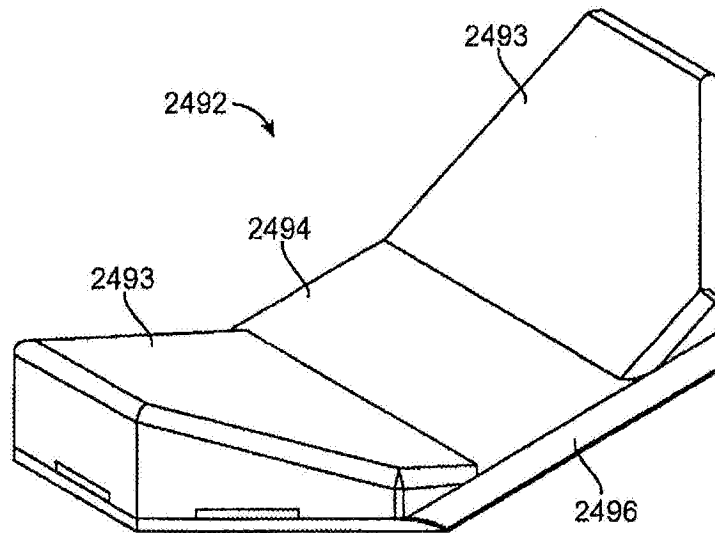


图 54

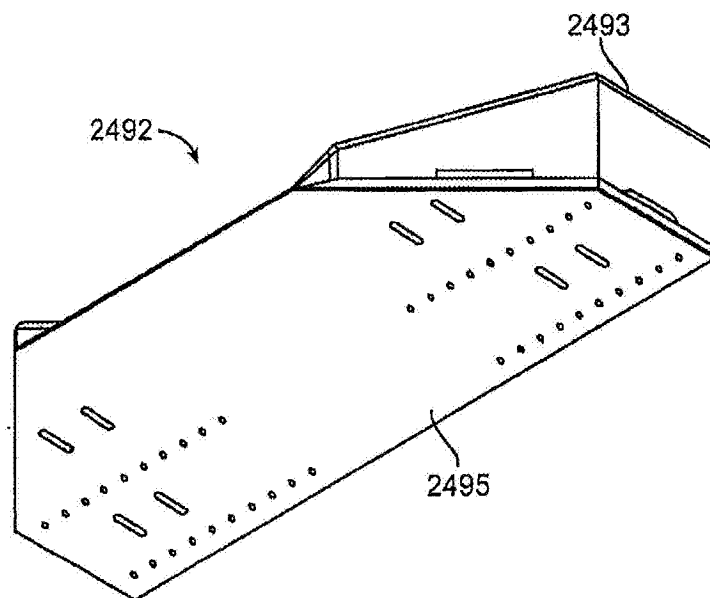


图 55

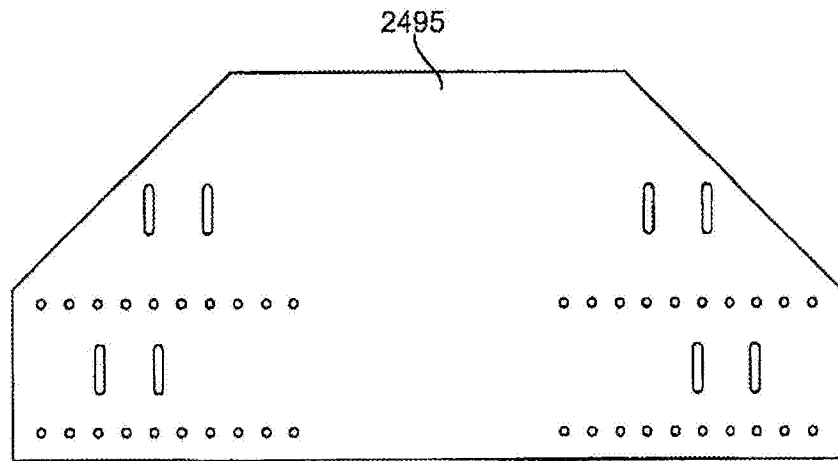


图 56

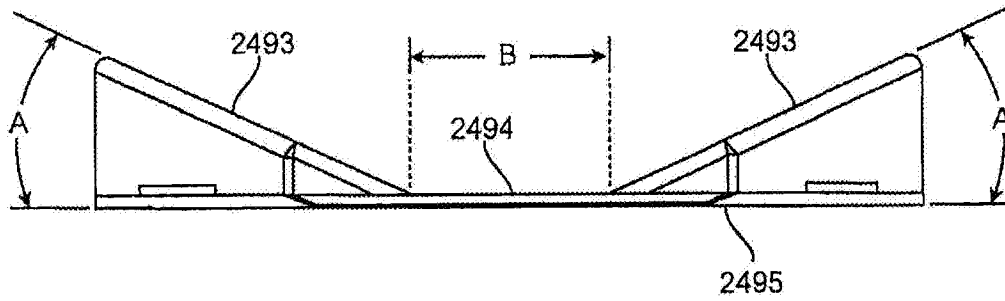


图 57

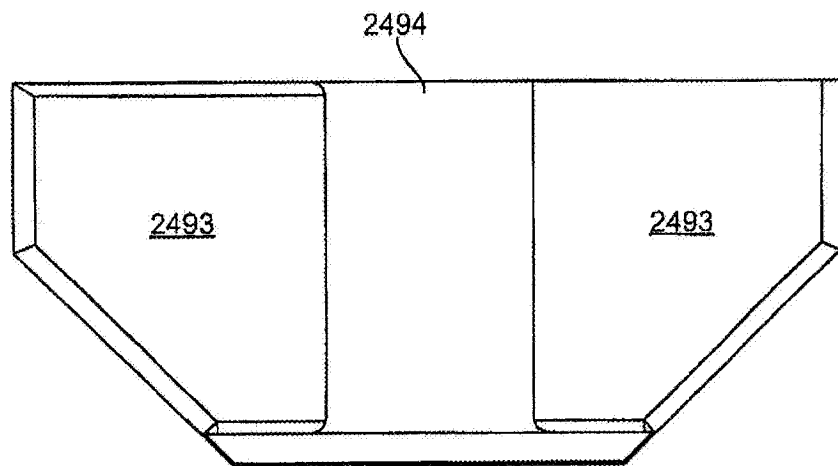


图 58

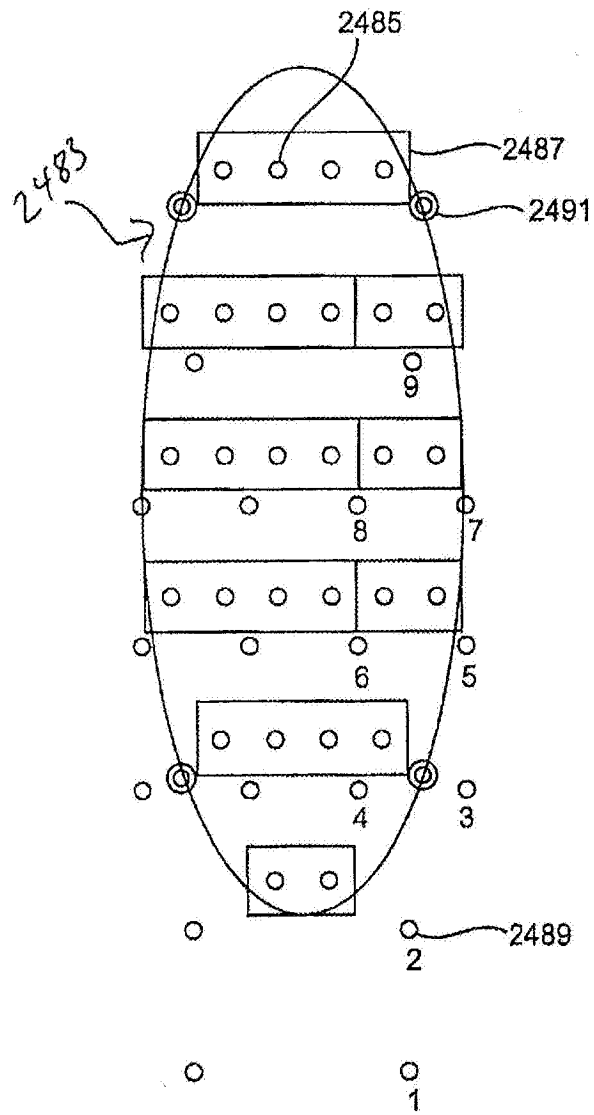


图 59

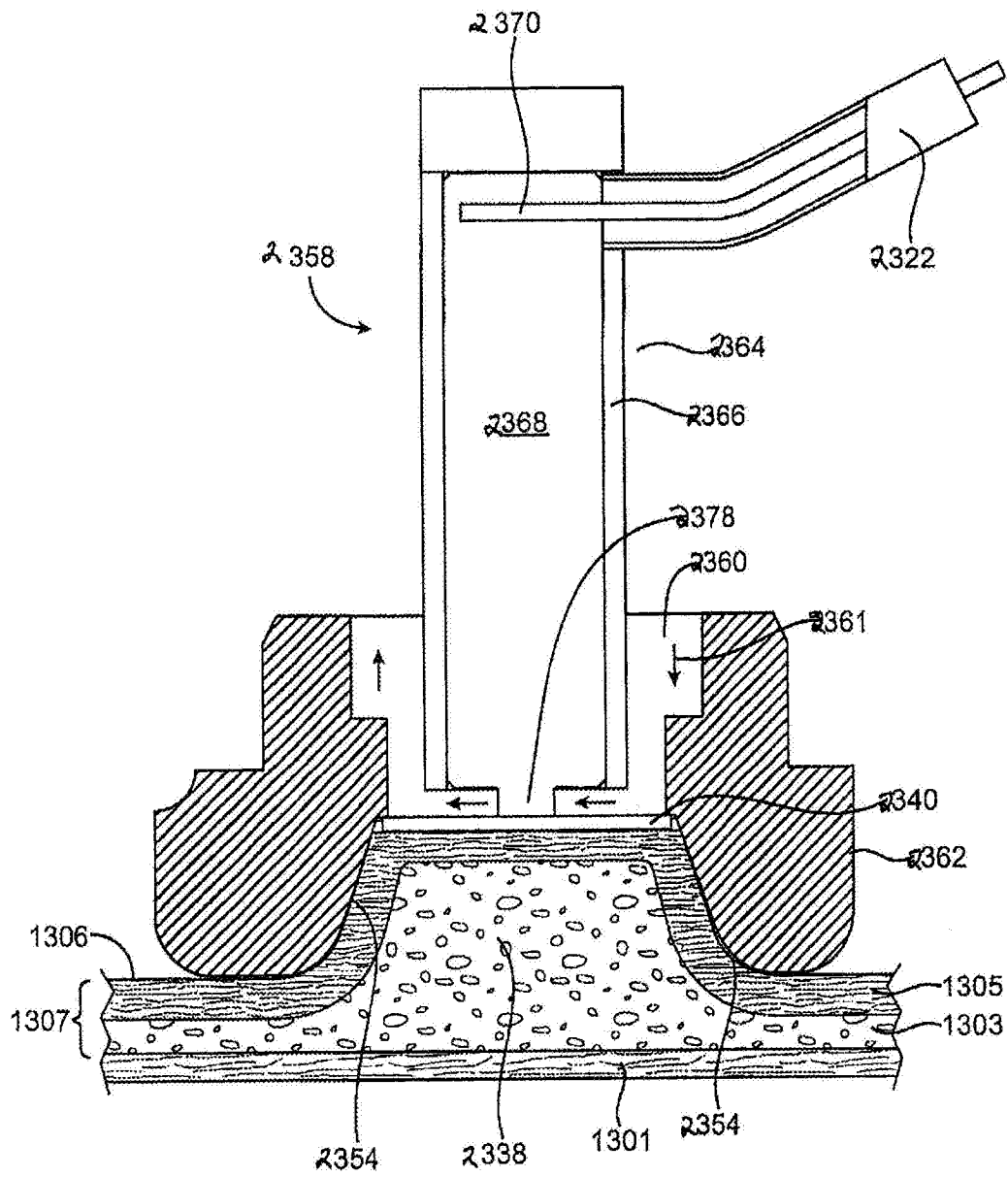


图 60

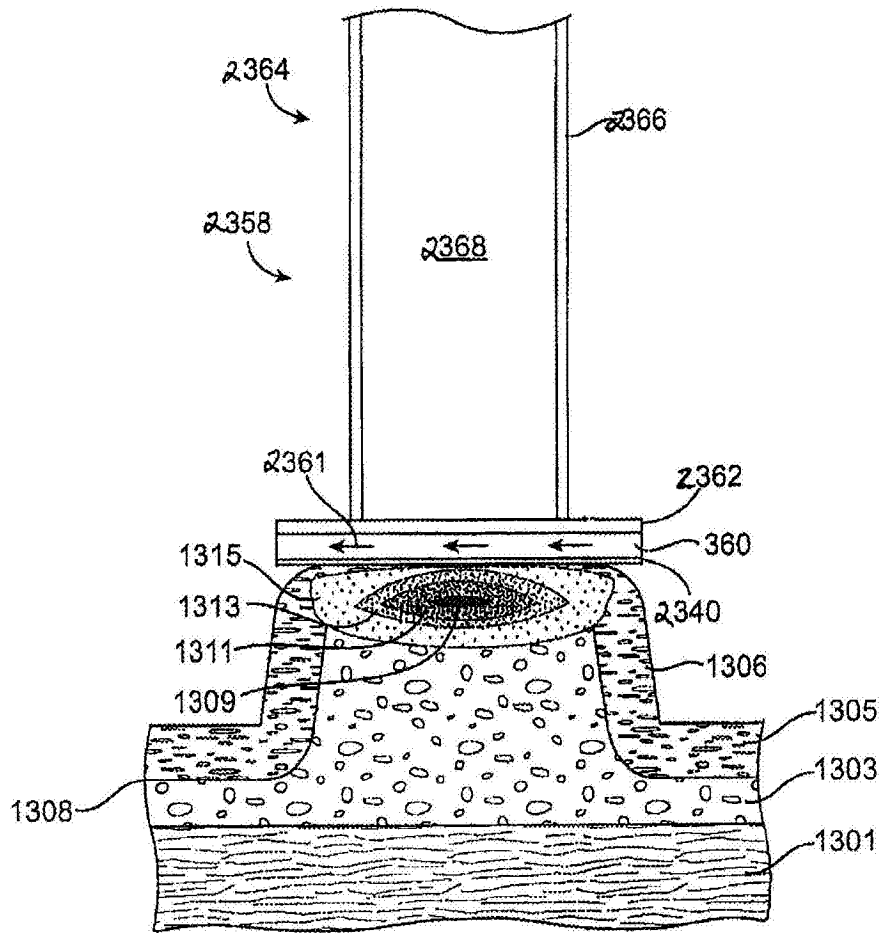


图 61

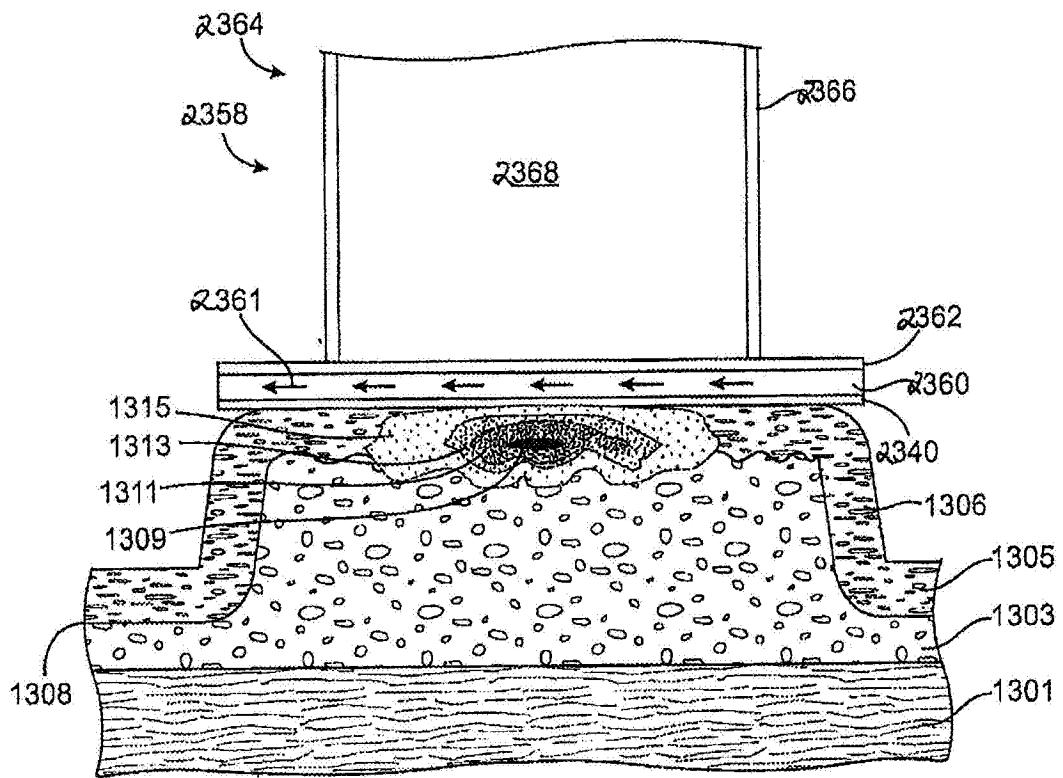


图 62

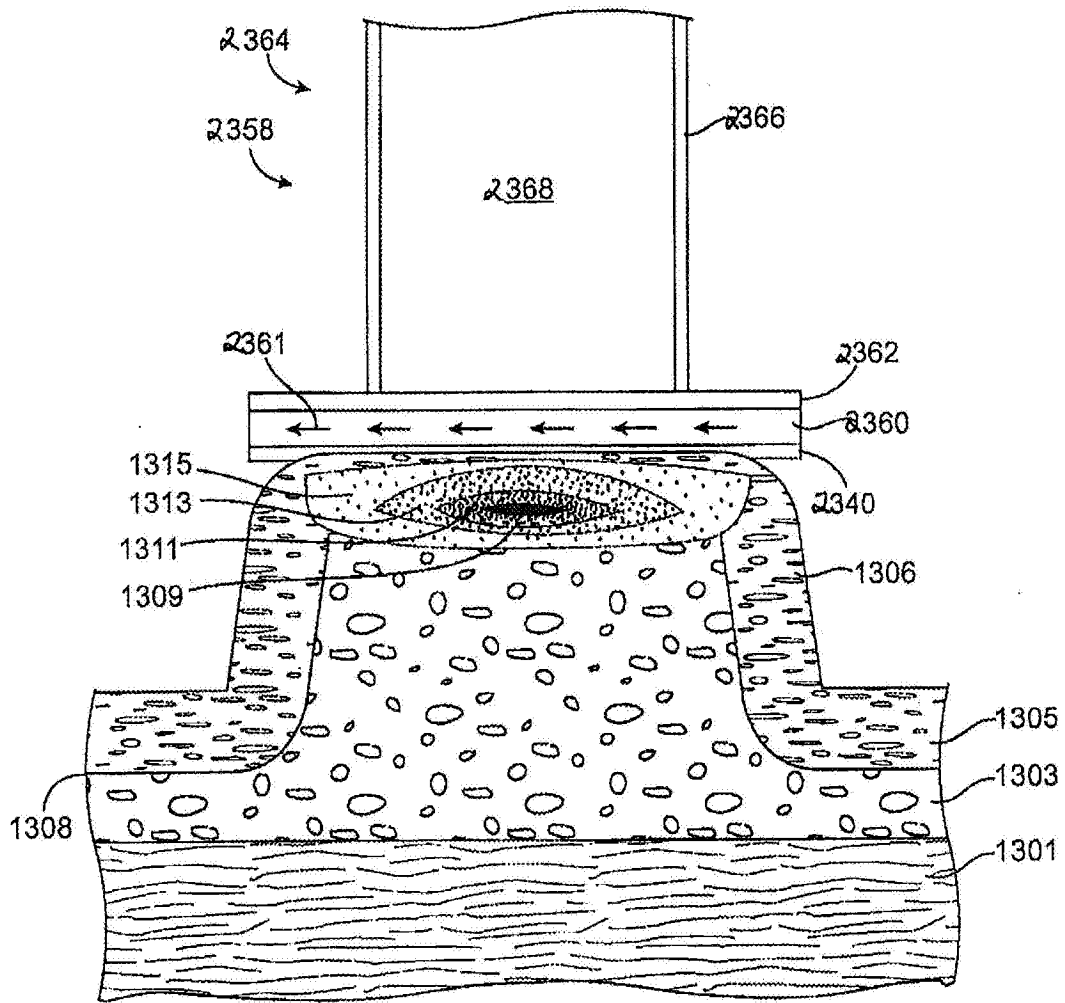


图 63

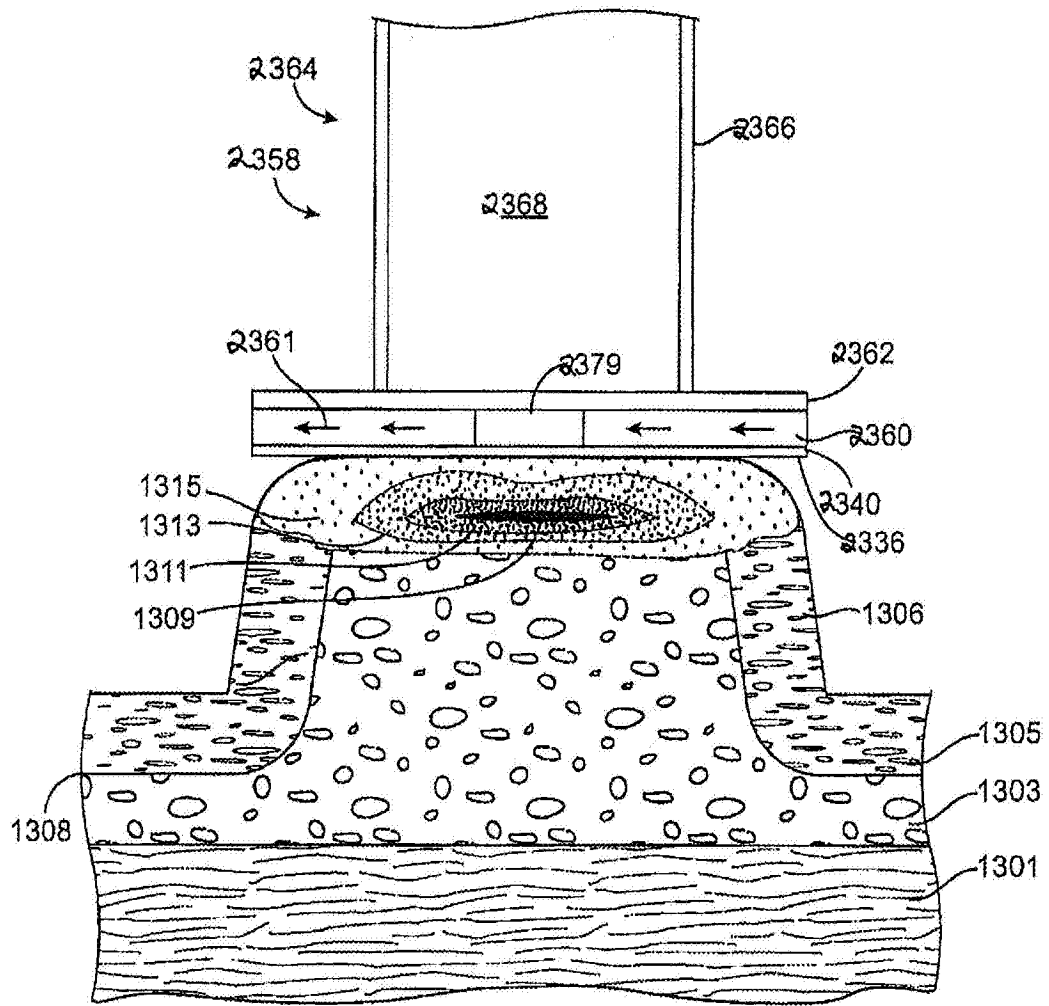


图 64