



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102596431 A

(43) 申请公布日 2012. 07. 18

(21) 申请号 201080050429. 1

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2010. 11. 03

B06B 1/06 (2006. 01)

H01L 41/047 (2006. 01)

(30) 优先权数据

61/259, 309 2009. 11. 09 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2012. 05. 08

(86) PCT申请的申请数据

PCT/IB2010/054986 2010. 11. 03

(87) PCT申请的公布数据

W02011/055317 EN 2011. 05. 12

(71) 申请人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 B·谢尔埃尔 R·曼宁

J·W·迈尔斯

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 蔡洪贵

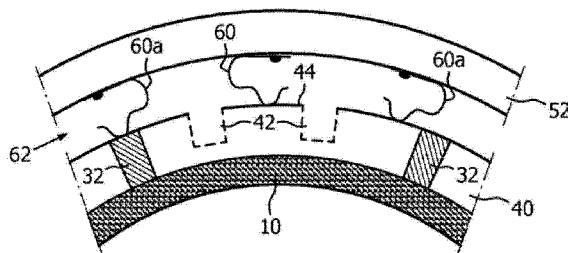
权利要求书 1 页 说明书 6 页 附图 10 页

(54) 发明名称

带非磁性导电通道的高强度聚焦超声换能器

(57) 摘要

高强度聚焦超声(HIFU)换能器包括具有朝向患者的正面和背面的压电材料层的压电阵列、和位于压电材料的正面和背面用于施加电信号到压电阵列的多个电极,正面包括发射面。压电阵列的背面上的电极到正面上的电极的电连接通过穿过压电材料层延伸的非磁性导电通道形成。



1. 一种高强度聚焦超声(HIFU)换能器,包括:

压电阵列,所述压电阵列包括具有朝向患者的正面和背面的压电材料层,所述正面包括发射面;

位于所述压电材料的所述正面和所述背面的多个电极,用于施加电信号到所述压电阵列;以及

非磁性导电通道,所述非磁性导电通道穿过所述压电材料层、并将所述压电阵列的所述背面上的电极电连接到所述正面上的电极。

2. 如权利要求1所述高强度聚焦超声换能器,其特征在于,所述非磁性导电通道还包括穿过所述压电材料层并被填充导电环氧树脂的孔。

3. 如权利要求2所述高强度聚焦超声换能器,其特征在于,所述导电环氧树脂还包括银环氧树脂。

4. 如权利要求1所述高强度聚焦超声换能器,其特征在于,所述压电阵列的所述正面上的电极还包括基准电势电极。

5. 如权利要求4所述高强度聚焦超声换能器,其特征在于,所述基准电势电极大体上覆盖所述压电阵列的整个朝向患者的正面。

6. 如权利要求4所述高强度聚焦超声换能器,其特征在于,包括发射电极的多个电极位于所述压电阵列的所述背面上;

其中,所述发射电极分别被基准电势电极环绕。

7. 如权利要求6所述高强度聚焦超声换能器,其特征在于,还包括使所述背面上的基准电势电极与所述正面上的基准电势电极电耦合的多个导电通道。

8. 如权利要求1所述高强度聚焦超声换能器,其特征在于,还包括印刷电路板,所述印刷电路板被连接成将基准电势提供给所述压电阵列的所述背面上的基准电势电极。

9. 如权利要求8所述高强度聚焦超声换能器,其特征在于,所述印刷电路板还被连接成将发射信号提供给所述压电阵列的所述背面上的发射电极。

10. 如权利要求1所述高强度聚焦超声换能器,其特征在于,所述压电材料层还包括被嵌入非导电阵列的多个陶瓷元件的组合;

其中,所述通道穿过一个或多个陶瓷元件延伸。

11. 如权利要求4所述高强度聚焦超声换能器,其特征在于,所述导电通道还包括与所述正面上的电极的唯一电连接。

12. 如权利要求11所述高强度聚焦超声换能器,其特征在于,所述导电通道还包括将所述背面上的电极区域与所述正面上的电极电耦合的多个导电通道。

13. 如权利要求1所述高强度聚焦超声换能器,其特征在于,所述压电阵列还包括多个压电瓦片,每个压电瓦片具有至少一个通道,所述至少一个通道将所述瓦片的所述背面上的电极区域与所述瓦片的所述正面上的电极区域电耦合。

14. 如权利要求13所述高强度聚焦超声换能器,其特征在于,还包括匹配层,所述匹配层具有金属镀层,所述金属镀层被接合到所述瓦片的所述正面并电连接所述瓦片的所述正面上的电极区域。

带非磁性导电通道的高强度聚焦超声换能器

技术领域

[0001] 本发明涉及一种医疗诊断超声系统,并且尤其涉及一种超声换能器,所述超声换能器用于通过被称为 HIFU 的高强度聚焦超声受控加热身体组织。

背景技术

[0002] 超声地提供高温治疗被用于各种治疗的目的。在高强度聚焦超声治疗中,超声波能量被聚焦到身体内的小点使得加热组织到足够的温度以产生期望的治疗效果。该技术类似于其中聚焦的能量足够高以打碎肾结石的碎石术,但该技术延长的时间而不是突然的脉冲内提供相当少的能量。高强度聚焦超声技术可以被用来选择性地摧毁身体内不必要的组织。例如,肿瘤或其它病态的组织可以通过施加聚焦的超声波能量被摧毁,使得加热细胞到足够的温度以杀死组织,通常大约 60 到 80 摄氏度,而不摧毁临近的正常组织。其它高温治疗包括选择性地加热组织使得选择性激活药物或促进受治疗者身体的选定部分的一些其它的生理学上的变化。

[0003] 高强度聚焦超声换能器通常形成为球面或抛物面碟状,该球面或抛物面碟状带有给换能器几何焦点的曲率半径。参见例如在国际专利申请公开号 W098/52465(Acker 等人)中所述高强度聚焦超声换能器。如 Acker 等人的公开内容中所示,高强度聚焦超声治疗的指导通常通过追踪身体内热处理进展的核磁共振成像完成。因此,高强度聚焦超声换能器必须在核磁共振成像系统的强磁场中是频繁地可操作的。

[0004] 高强度聚焦超声换能器通过形成在如由 Acker 等人和也由美国专利申请公开号 US2009/0230822 (Kushculey 等人)所示的压电材料的相反侧上的电极供电。必须与两个电极形成电连接,这对于换能器正面(朝向患者侧)的电极尤其成问题。两个专利公开都只是用示意图表明这些连接,两个专利在如何物理地形成这些连接提供了很少的指导。因此期望提供连接信号到高强度聚焦超声换能器的两侧上的电极上的简单而有效的方法。

发明内容

[0005] 依照本发明的原理,描述了球形高强度聚焦超声换能器,它通过多个复合陶瓷压电瓦片(tile)构成。瓦片在二个维度上被弯曲使得它们安装在一起以形成具有期望几何焦点的期望的球面发射面。换能器在压电层的前(朝向患者)面和后面都具有电极。通过穿过压电层形成的非磁性导电通道与正面上的电极形成电连接,使通过不受磁场影响的方式从后面实现与换能器正面的电连接。

附图说明

[0006] 在图中:

[0007] 图 1 以透视图显示了单独地形成以用于本发明的高强度聚焦超声换能器的球面换能器匹配层。

[0008] 图 2a 显示了被切开以形成用于本发明的高强度聚焦超声换能器的复合换能器阵

列的陶瓷压电材料片的端视图。

[0009] 图 2b 显示了按照本发明的原理构成的带非磁性通道的复合换能器阵列。

[0010] 图 3 显示了按照本发明的原理构成的带发射元件和非磁性通道的复合换能器阵列。

[0011] 图 4 显示了在用于本发明的高强度聚焦超声换能器的球面形状之前的复合压电瓦片。

[0012] 图 5 以横截面显示了在用于本发明的高强度聚焦超声换能器的匹配层上的复合压电瓦片的布置。

[0013] 图 6 以透视图显示了本发明的九个瓦片的高强度聚焦超声换能器的背面。

[0014] 图 7a 和 7b 显示了用于本发明的高强度聚焦超声换能器的带延伸的顺应性接触件的曲面印刷电路板的正面和背面。

[0015] 图 8 以透视图显示了本发明的高强度聚焦超声换能器的背面, 装有支撑架以用于图 7a 和 7b 的印刷电路板。

[0016] 图 9 是印刷电路板的延伸的顺应性接触件到本发明的高强度聚焦超声换能器的换能器区域的连接的详细图示。

[0017] 图 10 是带有外围框架和背面管覆盖的本发明高强度聚焦超声换能器的局部横截面图和透视图。

[0018] 图 11 是图 10 中背面管覆盖的俯视图。

[0019] 图 12 是图 10 中高强度聚焦超声换能器的横截面图。

[0020] 图 12a 是图 12 中高强度聚焦超声换能器的外围的放大图。

[0021] 图 13 是当被安装在患者支撑台上时本发明的高强度聚焦超声换能器的透视图。

具体实施方式

[0022] 本发明的高强度聚焦超声换能器的构造可以从球面或盘状匹配层的制造开始。换能器的匹配层提供压电换能器的声学特性与患者身体或换能器和患者之间的媒介的声学特性的至少局部匹配。匹配的特性可以包括声阻抗、声速和材料密度。在超声换能器的传统结构中, 匹配层通常被形成在换能器堆叠上并且被形成在压电材料的发射面上的参比电极上方。对于在这个公开中所述高强度聚焦超声换能器, 球面匹配层通过自身与换能器的其余部分开地形成。有几种方式以形成球面匹配层, 包括铸造、模制、热成形、或机加工。这里所述高强度聚焦超声换能器的球面匹配层由填载了微粒的填载环氧树脂制成, 微粒以本领域内已知方式给匹配层提供它期望的声学特性。优选地, 微粒是非磁性的。在铸造或模制球面匹配层时, 填载环氧树脂被注入期望的球面形状的凹形固定部中。凸形固定部在凹形固定部上面被封闭, 迫使液体环氧树脂填充两个固定部之间的球形空间。环氧树脂被固化并从固定部中取出, 然后外围地加工到它的最终形状。在热成形过程中, 期望厚度的平面薄片由填载环氧树脂形成, 然后局部地固化。然后薄片被放置在期望曲率的热凸形或凹形固定部上方, 所述热的凸形或凹形固定部加热薄片使得它变成易弯曲的并且符合固定部的曲率。当薄片已经达到它期望的球面形状, 它被固化并且完工。在机加工过程中, 填载环氧树脂圆盘被铸造或模制并被固化。然后圆盘在一侧上被机加工以形成凸形面。然后圆盘被放在凹形固定部上并且圆盘的另一侧被机加工以形成球面匹配层的凹形侧。在一个构成

的实施例中,由这些工艺中的任何一个所形成的的最终球面匹配层是 0.5mm 厚,具有 140mm 的直径,和 140mm 的球面半径,最终的高强度聚焦超声换能器的尺寸和形状。图 1 显示了这种球面匹配层 10。凹形表面 12 是最终的换能器朝向患者的发射面,并且凸形表面 14 被溅镀以产生冗余信号返回电极,然后被涂覆复合压电瓦片。刚性的匹配层因而为压电瓦片层的装配提供了具有期望曲率的形状。由于在瓦片前面的匹配层 10 是连续形成的表面,它提供了高强度聚焦超声换能器的其余部分与高强度聚焦超声换能器前面的患者和外部环境的期望的电和环境隔离。

[0023] 复合压电换能器阵列的结构可以从如图 2a 和 2b 所示的陶瓷压电材料片 30 开始。在构成的换能器中,片 30 是 1.2mm 厚。首先,在期望从换能器的背侧到正侧(发射侧)具有电连接的地方穿过片 30 钻出多个孔。然后这些孔被装填有填充银的环氧树脂以形成穿过片的通道 32。银的填充提供导电性并且对于核磁共振成像系统的磁场中的操作是非磁性的。其它非磁性传导材料可以用于传导填充。银环氧树脂被固化。然后该片如图 2a 所示穿过厚度通过在片 30 的边缘的视图所示的一个方向上平行切口 16 被切开。然后该片通过在垂直的方向上的平行切口被切开,留下多个向上突出的压电立柱 18 和通道 32。然后切开的切口被填充非导电环氧树脂并固化。然后该片的顶面和底面被机加工成平坦到图 2a 中虚线 34 指示的深度。这将导致如图 2b 所示的在环氧树脂 36 中的压电立柱 18 的阵列和导电通道 32 的最终片。最终片包括 1:3 的压电立柱的阵列,每个压电立柱具有在穿过薄片厚度的其纵向方向的其主要振动模式,并且压电立柱在朝向换能器的前侧(朝向患者)的方向上突出地传输超声波。复合材料的这个主要振动模式减少越过该阵列到该阵列的其它活动区的不必要的横向传播。

[0024] 平的复合压电片 30 被机加工成如图 4 的复合压电瓦片 40 的外围形状所示的梯形形状。在构成的高强度聚焦超声换能器中,瓦片具有图 4 的梯形形状,以用于下面所述圆球形中心瓦片。替代地,每个瓦片可以被机加工成一片馅饼的形状,使得瓦片将覆盖匹配层而不需要中心瓦片。瓦片也可以采用被布置成覆盖球面的其它几何形状,包括但不限于,如图足球的镶面所示的与六边形混合的五边形。然后图 4 中的平的梯形瓦片被给定它期望的球面曲率。由于复合换能器是由环氧树脂中的阵列组成,瓦片可以被加热以软化环氧树脂,使得瓦片可以与期望的曲率一致。这可以通过把瓦片 40 放置在热的凹形或凸形固定部上、然后按压瓦片至与凹形或凸形的形状一致而实现。当瓦片被保持在期望曲率时,固定部被冷却并且环氧树脂允许完全固化。结果是用于球面高强度聚焦超声换能器的球形复合压电瓦片。

[0025] 在瓦片已经被弯曲成形后,通过溅镀传导材料到图 3 中的片 30 所示的该片的表面上,顶面和底面 38 被金属化。优选地传导材料是非磁性,例如金或钛/金。金属化的表面通过导电通道 32 被电连接,提供从复合片的背面到正面的电连接。然后复合压电片的活动(发射和接收)区通过从瓦片的背面(凸形)在期望的活动区周围金刚石钻孔、激光钻孔或超声机加工被隔离。几个这样限定的活动区 44 显示在图 3 和图 4 中。限定的活动区的切口 42 切穿该片的表面的涂覆金属以便使这些区域电绝缘,并且优选地穿过复合片的一半使得该活动区与薄片的周围区域和其它活动区声学隔离。替代地,在瓦片被接合到匹配层之后活动区可以电力地并且声学地被隔离。

[0026] 在构成的瓦片中,活动区 44 不是成行或列或圆周或其它规则的形状对称地布置,

而是不规则地或随机地布置,如图 4 所示。随机模式防止活动区的声学旁瓣的任何显著的附加结合,这会减小由高强度聚焦超声换能器放出的有效能量。

[0027] 然后 8 个球面梯形瓦片 40 在匹配层 10 的凸形表面 14 周围彼此临近地被细微地接合,从而提供了瓦片装配的形式。如果球面瓦片 40 是上述馅饼形的,瓦片将完全覆盖匹配层 10 的凸侧。如果球面瓦片是如图 4 中所示的梯形,它们将覆盖除了匹配层中心之外的匹配层的凸侧。这种圆形的球面空间可以保持敞开。替代地,它可以用诸如铝的圆形球面热导体覆盖以便冷却。由于它的球面几何形状,返回的声学能量将倾向于聚焦在高强度聚焦超声换能器的中心。在这里放置热导体可以帮助冷却高强度聚焦超声换能器。替代地,圆形球面复合压电瓦片 48 可以填充这个空间。例如,具有它自己的活动区的图 3 中的圆形薄片可以形成球面形状并被定位于此处,提供如图 5 中在匹配层 10 上的梯形和圆形瓦片的横断面视图所示的匹配层 10 的完全复合压电覆盖。在这种完全覆盖设计构成的换能器中,九个瓦片给高强度聚焦超声换能器提供 265 个活动区,256 个活动区用于发射并且 9 个活动区用于接收。

[0028] 在图 3 中可见,通道 32 被设置成将瓦片背面上活动区周围的喷涂金属区域连接到瓦片正面(朝向患者)侧上的金属化表面。在构成的高强度聚焦超声换能器中,在活动区 44 周围的金属化区域被电力地连接到基准电势。通道 32 将这个基准电势连接到瓦片另一侧上的金属化表面,所述另一侧在图 3 中不可见。因而通道 32 被用于施加基准电势到复合压电瓦片的朝向患者侧,并且也到活动区 44 的朝向患者侧的涂覆金属上。由于瓦片 40 的朝向患者侧被接合到匹配层 10 并且因而无法接近以便电连接,通道提供了经过压电片到瓦片前侧的所需电连接。

[0029] 其次,塑胶支撑架 50 如图 6 所示通过粘接、搭扣配合或扣件安装到装配的瓦片的背面。在构成的换能器中,九个瓦片 40,48 中的每个在支撑架的肋条之间是可接近的。支撑架被用来间隔开地在复合压电瓦片 40 的背面上方安装八个梯形和一个圆形印刷电路板 52。图 7a 和 7b 显示了梯形印刷电路板 52 的正面和背面(54)。在背面 54 上是来自连接器 57 的印刷电路连接 56,印刷电路连接 56 通过穿过电路板的电镀通孔 59 被连接到高强度聚焦超声换能器的活动区。在印刷电路板的正面上是顺应性金属接触件 60,它们跨越印刷电路板与它的瓦片之间的间隔并电力地连接印刷电路连接到相对的复合压电瓦片 40 的活动区 44 和通道 32。在位于高强度聚焦超声换能器外围的印刷电路板 52 的一个边缘处是冷却槽口 58。

[0030] 印刷电路板 52 在每个瓦片例如图 6 中所示瓦片 40 上方被接合到支撑架 50 上。当印刷电路板以这种方式被组装,它看起来如图 8 中印刷电路板 52 所示。在这个组装之前,顺应性金属接触件 60 的延伸末端被涂上导电环氧树脂。当印刷电路板被组装在支架上时,接触件 60 的末端将接触相对的瓦片的金属化区域并且当导电环氧树脂固化时与金属化区域以电连接方式接合。接触件 60 因而在印刷电路板和压电瓦片的活动区和基准电势区之间提供电连通。

[0031] 尽管印刷电路板可以被制作作为传统的平面印刷电路板,图 7a 和 7b 的印刷电路板 52 优选地具有球面曲率,与相对的复合压电瓦片 40 的曲率匹配,印刷电路板 52 通过接触件 60 所连接到复合压电瓦片 40。印刷电路板可以如图 7a 所示只在面对瓦片的一侧被弯曲,或两侧都被弯曲。印刷电路板可以以几种方式被形成为曲面电路板。一种是以玻璃环氧树

脂板材料的厚平板开始并且机加工或研磨板的表面到期望的曲率。另一个方法是使用热成形以加热板材料并且软化环氧树脂,然后通过紧靠具有期望曲率的固定部挤压该板形成弯曲。电路板可以在顶面和底面上以照片成像方式被双层电镀并且化学腐蚀导电路径,顶面和底面通过形成在板中的电镀通孔互连。电路板也可以是多层板,使得三层或更多层的导电路径形成在表面上并且对于更加复杂、更高密度的电路结构位于在电路板的各个层内。刚性的电路板 52 也能够牢固地安装其它诸如连接器 57 的电气部件。

[0032] 顺应性金属接触件 60 可以形成为弹簧,例如片簧、卷曲弹簧、或螺旋弹簧。弹簧提供许多好处。首先,它们从印刷电路板提供电连接,以提供驱动信号和基准电势到高强度聚焦超声换能器的压电区域。当与球面形状的复合压电瓦片相对地使用平面印刷电路板时,接触件 60 的顺应性将允许接触件跨越电路板 52 和压电瓦片之间的不均匀距离 62,当该距离较大时被相对地不怎么压缩并且当该距离较小时被相对地更多地被压缩。第二,它们允许在压电瓦片之间保持用于冷却压电瓦片的空间 62。第三,它们提供顺应性电连接,所述顺应性电连接允许印刷电路板和瓦片之间的空间随着高强度聚焦超声换能器的加热和冷却而变化。第四,由于金属接触件是导热的并且跨越压电材料和印刷电路板之间的气流通道,它们在气流通过通道中的接触件时将会从压电材料传导将被驱散的热量。这些好处可以从图 9 中这些连接的放大图中被意识到。在这个图中,接触件 60 形成为跨越印刷电路板 52 和瓦片 40 之间的冷却空间 62 的弹簧夹。中心接触件 60 被看见提供电连接到瓦片 40 的活动区 44。这个活动的换能器区域 44 通过穿过表面涂覆金属并进入复合压电瓦片 40 中的切口 42 与瓦片的周围区域隔离。在中心接触件 60 的两侧是被连接到通道 32 上方的涂覆金属的弹簧夹 60a。这些电连接从而将瓦片的正面金属化表面连接到诸如基准电势的期望电势,所述瓦片被接合到匹配层 10 并且因此对于直接的电连接是无法接近的。

[0033] 图 10 显示了本发明的高强度聚焦超声换能器的另外的装配,在所述装配中,装配的匹配层 10、复合压电瓦片 40、支撑架 50 和印刷电路板 52 被安装到圆形外围框架 80 中,圆形外围框架 80 被支承板 70 覆盖。支承板 70 因此围起了在印刷电路板 52 的背面和支承板之间的气流通道 76。支承板包括两个空气端口 72 和 74,一个通过印刷电路板 52' 上的孔接近在中心印刷电路板 52 和中心压电瓦片之间的冷却空间 62',另一个接近印刷电路板 52 和支承板 70 之间的气流通道 76。支承板 70 如图 11 中的俯视图所示。在图 10 的例子中,支承板 70 接触支撑架 50 的圆形中心肋条以使冷却空间 62' 和外围的气流通道 76 隔开。用于冷却的气流从其中一个端口被注入并从另一个端口排出以冷却复合压电瓦片 40。可以看出的是,和传统的换能器堆叠不同,复合压电瓦片没有附着于它们的背(非发射)面的背衬材料。替代的是,它们以冷却空间 62 作背面。这意味着在使用期间没有附着的背衬材料被复合压电瓦片加热。替代的是,复合压电瓦片的背面被在复合压电瓦片和印刷电路板 52 之间的冷却空间 62 中的气流冷却。当气体被注入到端口 74,例如,气体会流过中心冷却空间 62、经过在支撑架上的孔 64 (见图 8)、经过梯形瓦片 40 和梯形印刷电路板 52 之间的冷却空间 62、经过印刷电路板的外围槽口 58 进入到气流通道 76、并穿过端口 72 排出。因此,复合压电瓦片的背面在高强度聚焦超声换能器的使用期间可以被连续地直接地用空气冷却。

[0034] 图 12 是穿过图 10 中高强度聚焦超声换能器组件的中心的横截面图,所述横截面图进一步显示了组件的空气冷却系统的元件。图 12a 是组件外围的放大图,显示了与外围

框架 80 邻接并被支承板 70 覆盖的压电瓦片 40、支撑架 50 以及印刷电路板 52。

[0035] 图 13 显示了被应用在超声波高强度聚焦超声系统 20 的患者支撑台 28 中的本发明高强度聚焦超声换能器 22。图 13 显示了患者支撑台的顶视图。患者支撑台 28 具有装满例如水的合适透射液体的第一储槽 24。为了清楚起见,密封第一储槽 24 顶部的透明隔膜未显示。高强度聚焦超声换能器 22 位于第一储槽 24 内并被布置朝着放置在支撑台 28 上的患者向上发射高强度聚焦超声波能量。储槽 24 中的水提供高强度聚焦超声换能器 22 和患者之间的声耦合媒介,并且也提供高强度聚焦超声换能器前面的冷却。为了完成从第一储槽 24 发射到患者的超声波能量的耦合,包括低反射媒介的第二储槽 27 被定位在第一储槽 24 的上方。优选地,合适的凝胶衬垫被用于第二储槽。第二储槽 27 包括待治疗的患者被定位在其上的接触面 27a。系统 20 还包括被布置成能够检查第二储槽 27 和患者之间的接触面 27a 的开口 26,所述检查例如为目视检查。开口 26 优选地布置成大体透明的窗口,通过透明的窗口医疗人员直接地、或使用镜子或恰当地布置的照相机可以对接触面 27a 和患者之间气泡的存在进行检查。当气泡被发现的情况下,患者被重新定位直到没有气泡存在。此后,患者被适当地固定不动并且可以开始治疗。图 13 中的高强度聚焦超声系统 20 还在国际专利申请公开 W02008/102293 (Bruggers) 中被描述。

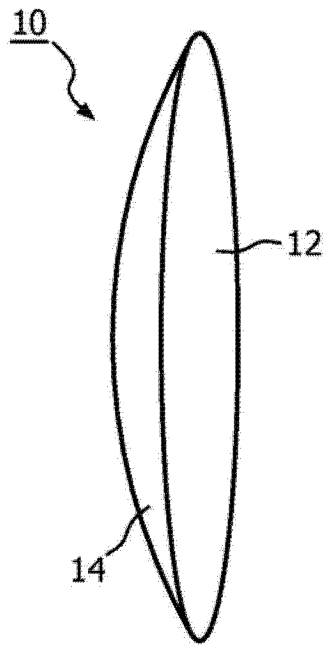


图 1

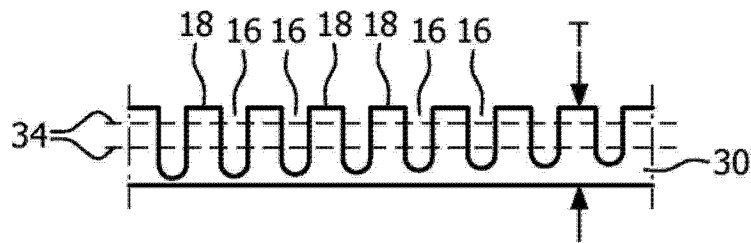


图 2a

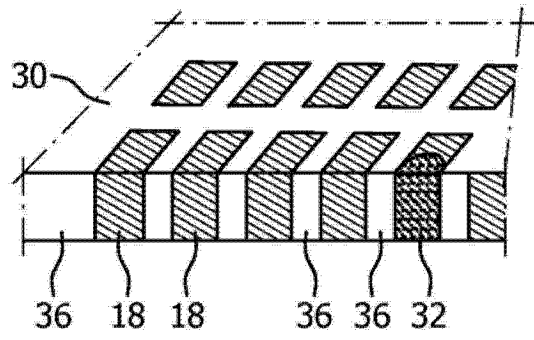


图 2b

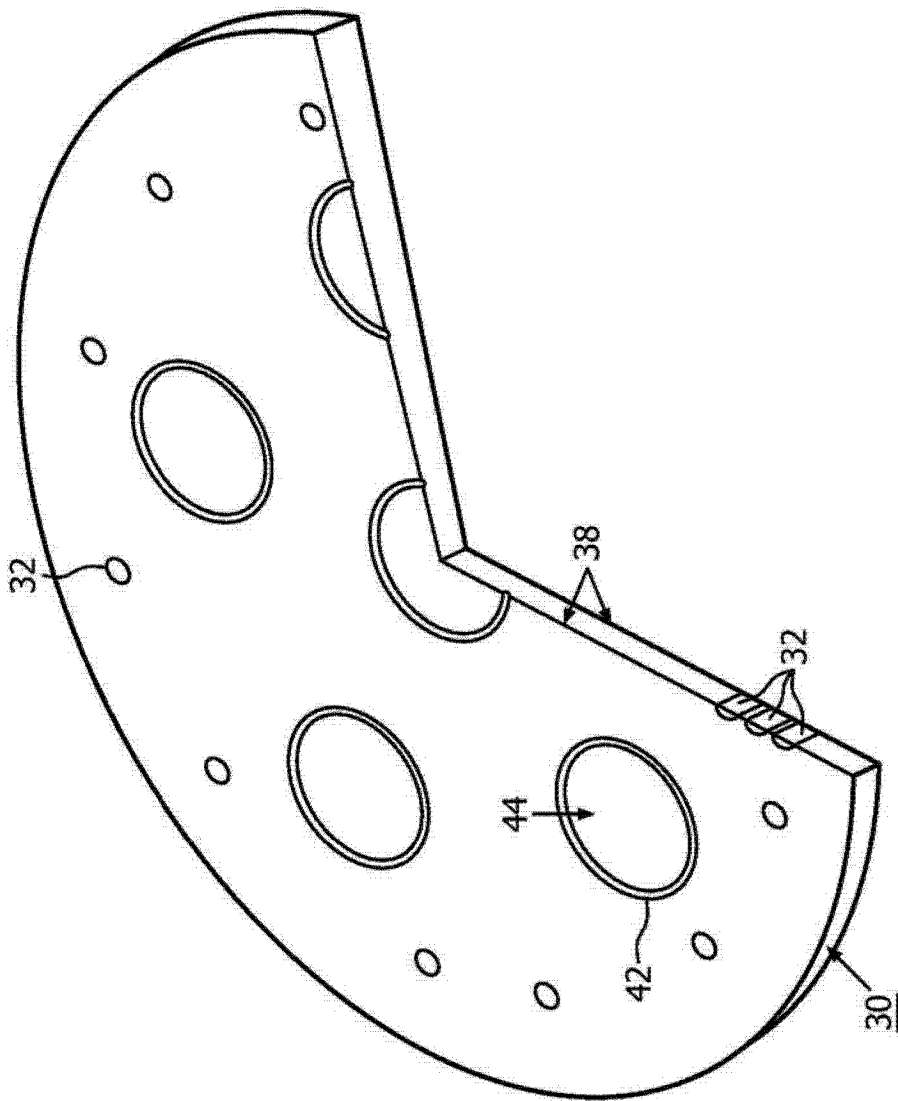


图 3

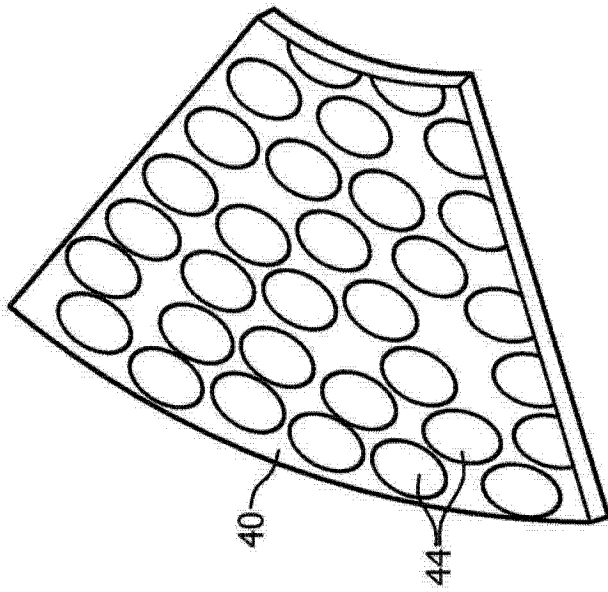


图 4

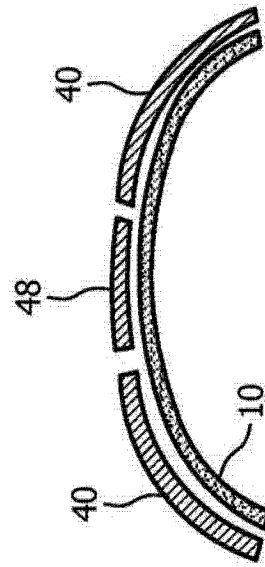


图 5

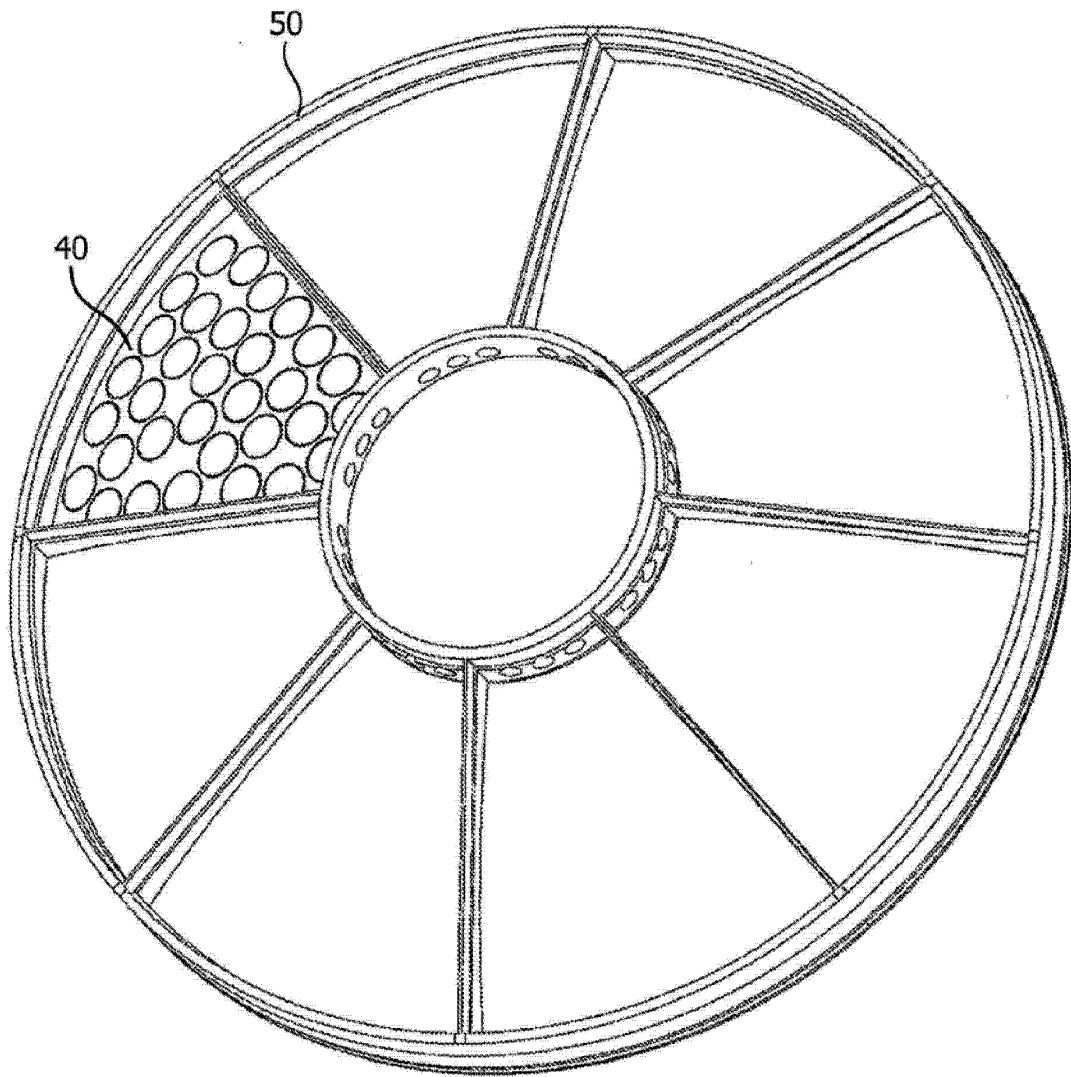


图 6

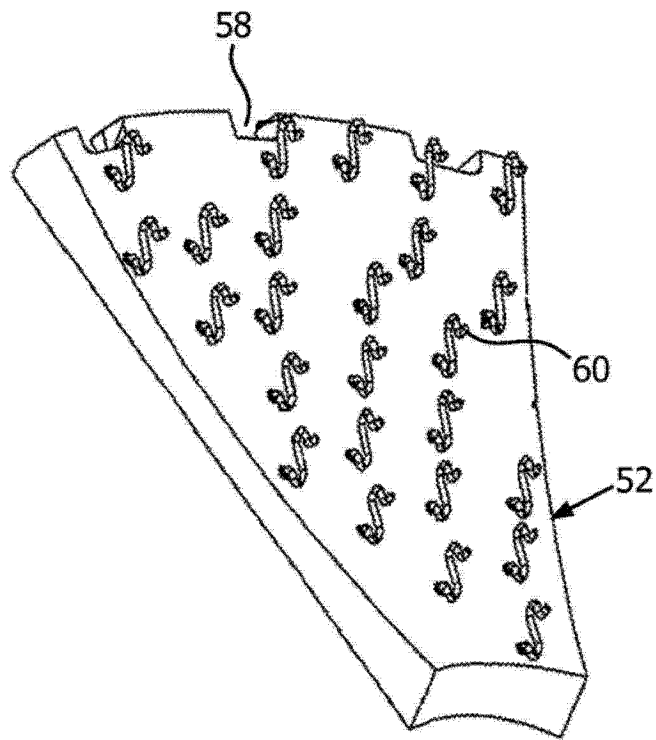


图 7a

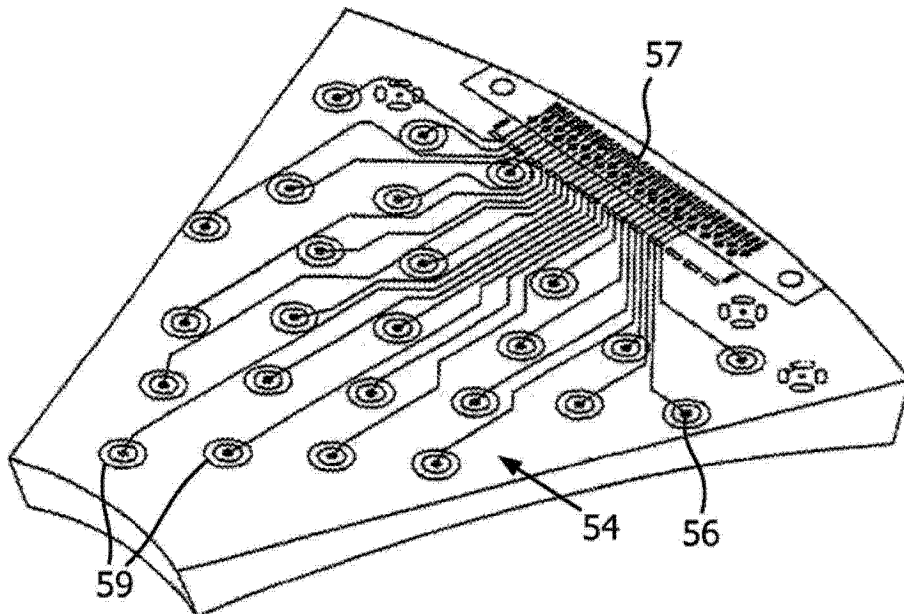


图 7b

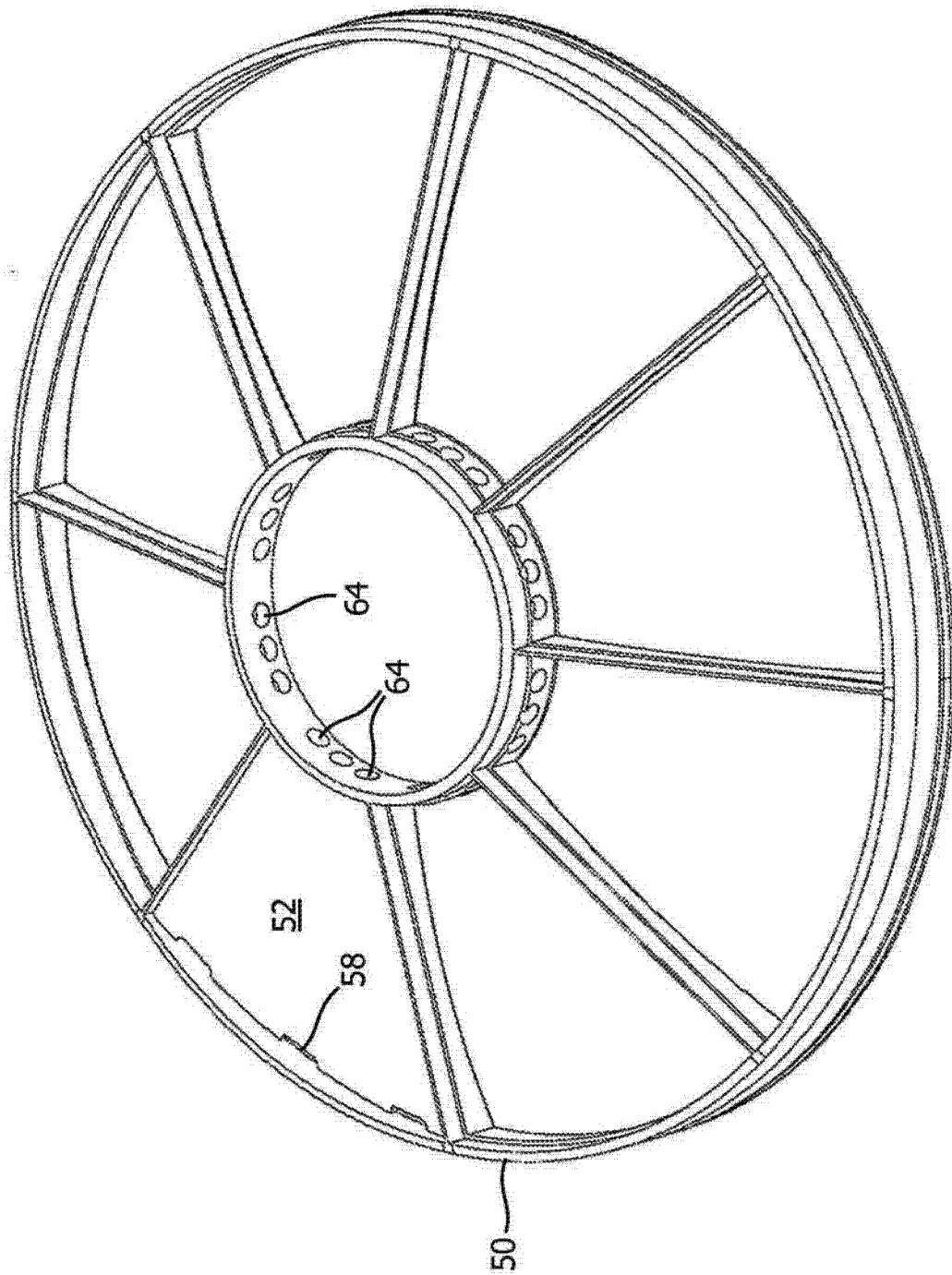


图 8

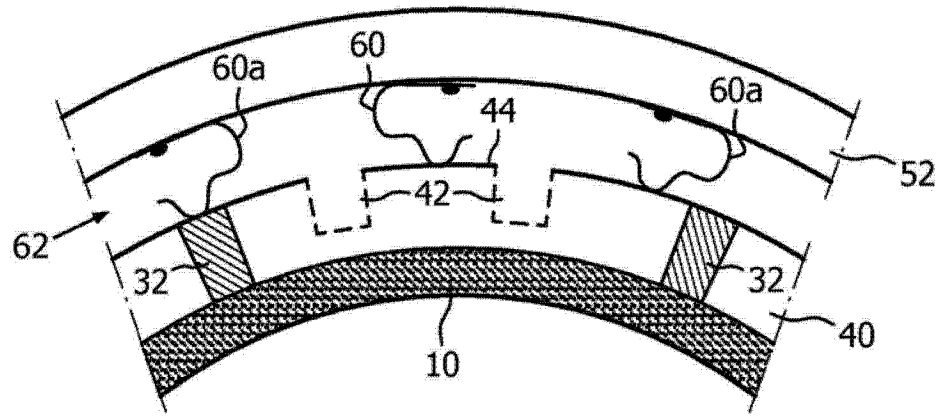


图 9

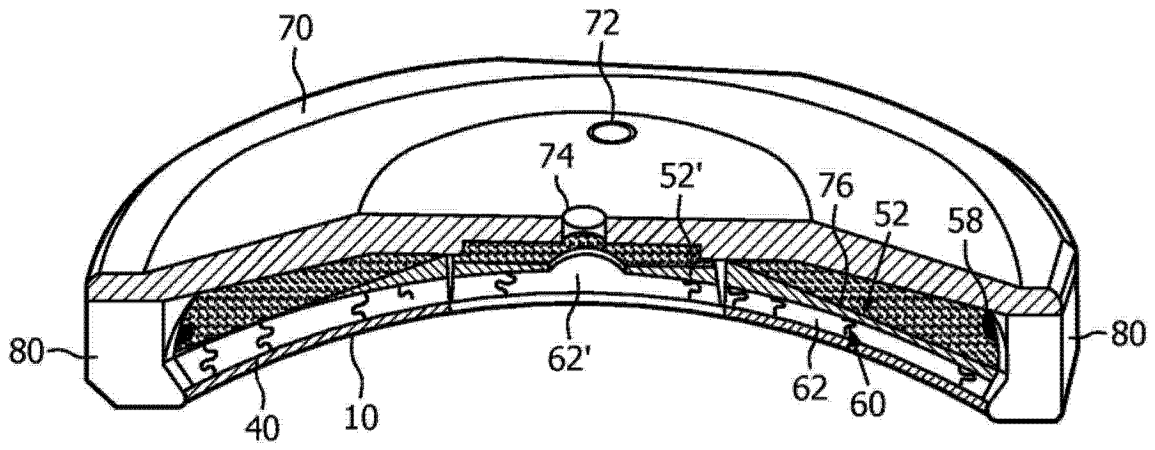


图 10

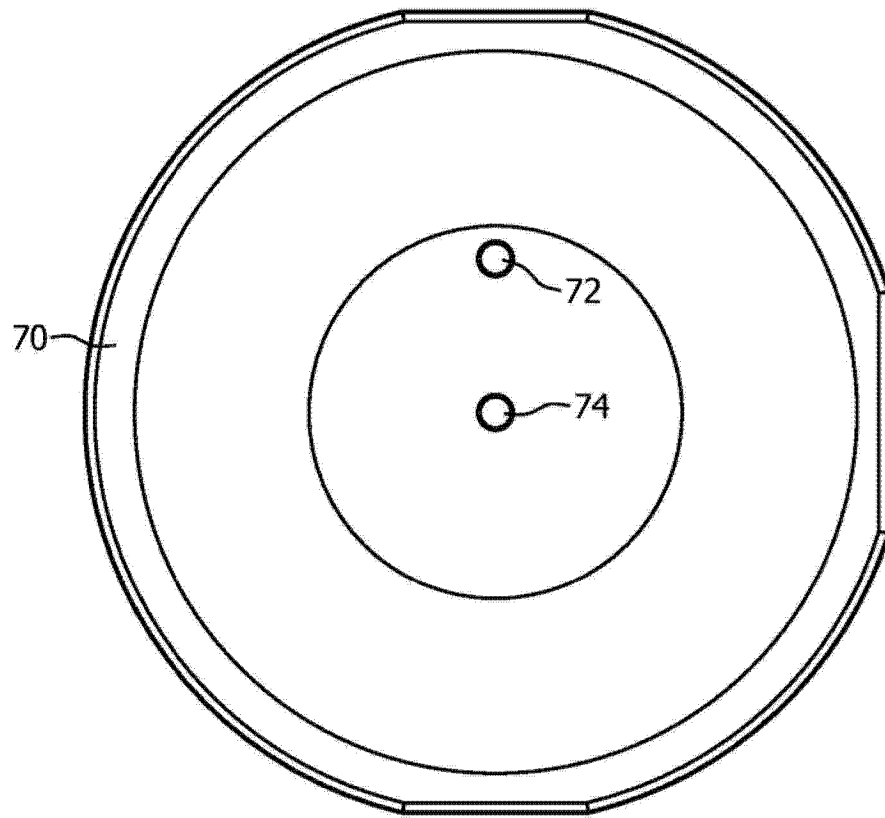


图 11

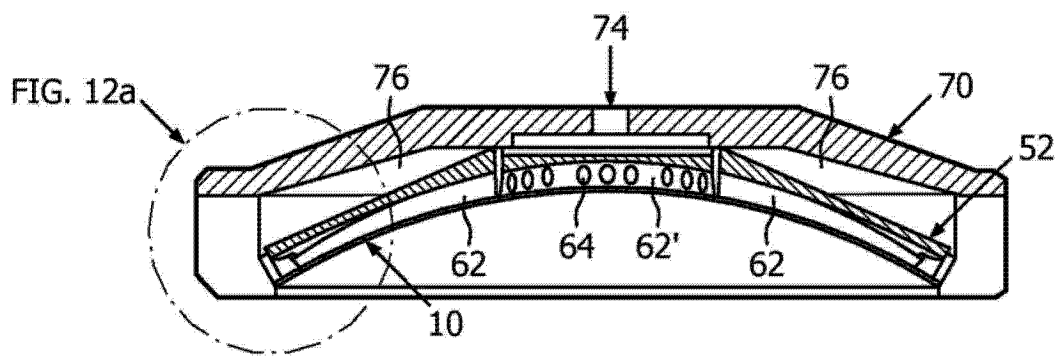


图 12

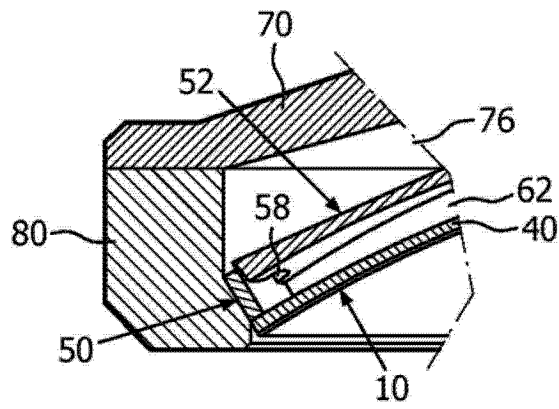


图 12a

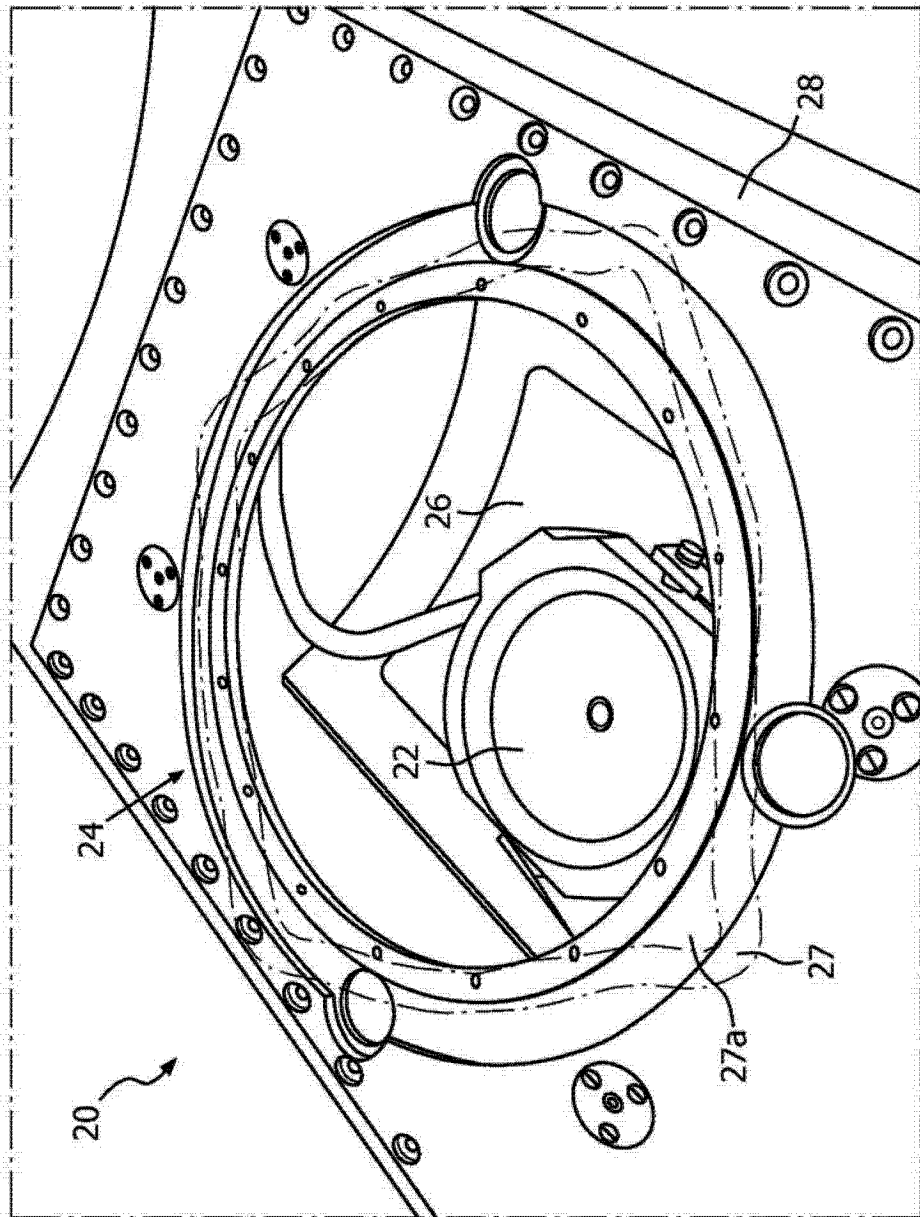


图 13