[19]中华人民共和国专利局

[51]Int.Cl[6]
A61H 31/00

[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 96193750.5

[43]公开日 1998 年 6 月 17 日

[11] 公开号 CN 1185101A

[22]申请日 96.3.15

[30]优先权

[32]95.3.15 [33]US[31]08/404,442

[86]国际申请 PCT/US96/03498 96.3.15

[87]国际公布 WO96/28129 英 96.9.19

[85]进入国家阶段日期 97.11.6

[71]申请人 约翰斯霍普金斯大学

地址 美国马里兰州

共同申请人 心病学系统有限公司

[72]发明人 M·格尔范 K·G·格鲁宾
H·哈佩林 J·D·克奥瑟尔
N·S·罗思曼 J·E·思利克

[74]专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

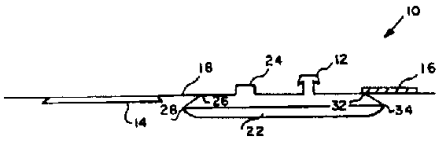
代理人 崔幼平 林长安

权利要求书 4 页 说明书 6 页 附图页数 8 页

[54]发明名称 用于一种心肺复苏系统的改进的背心设计

[57]摘要

公开了一种用于心肺复苏的改进的医用背心设计（10）。该医用背心（10）包括一个能径向膨胀的可充气的气囊（22），它首先膨胀到与病人的胸围一致，然后施加周边压力。改进的医用背心设计（10）能很容易放置在病人身上，而不用管开始应用医用背心（10）时有多紧。还公开了减少对医用背心（10）的每个加压/减压循环必须使用的压缩空气的量的各种医用背心设计（88、90、92）。这些改进降低了能耗并使更小的和便携式心肺复苏系统成为可能。



权　利　要　求　书

1.一种圆周式配合在病人胸部周围的可充气的医用背心包括:

一个带形件，其尺寸适合围在病人胸部的周围，具有能盖住病人胸部相当大部分的宽度；和

一个气囊装置，它固定到带形件上，用于当充满压缩空气时径向膨胀，首先膨胀成和病人的胸围一致，然后紧贴病人的胸部施加周边压力.

2.权利要求 1 中所述的医用背心，其特征在于气囊装置由一种不能延伸的材料制成.

3.权利要求 1 中所述的医用背心，还包括第一和第二尼龙刺粘接带，它们固定在带形件相对的两端上，用于围绕病人连接带形件.

4.权利要求 1 中所述的医用背心，还包括一个与所述带形件的一端成为整体的手柄.

5.权利要求 1 中所述的医用背心，还包括一个配件，该配件安装在所述带形件上，并与气囊成流体连通形式，该配件适合连接一个气压软管上.

6.权利要求 1 中所述的医用背心，还包括一个安全阀，该安全阀安装在所述带形件上，并与气囊成流体连通形式，该安全阀用于当气囊超过一预定的气囊压力时从气囊中释放压力.

7.权利要求 1 中所述的医用背心，其中气囊装置还包括:

一个由不可延伸的材料制成的第一面板；和,

一个由不可延伸的材料制成的第二面板，该第二面板连接到所述第一面板和带形件上，以形成一个能径向膨胀的不透气的室.

8.一种圆周式围绕病人胸部配合的可充气的医用背心包括:

一个由不可延伸的材料制成的带形件，其尺寸适合围在病人的胸部周围，具有能盖住病人胸部相当大部分的宽度;

一个与所述带形件一端成为整体的手柄;

第一和第二尼龙刺粘接带，它们固定在所述带形件的相对两端上，用于围绕病人的胸部连结该带形件;

一个气囊，它固定在所述带形件上并且还包括:

一个由一种不可延伸的材料制成的第一面板;

至少一个由一种不可延伸的材料制成的侧部面板，它连接到所述第一面板的边缘上并连接到所述带形件上，以在它们之间形成一个不透气的室；

一个配件，它安装在所述带形件上并与所述室成流体连通形式，该配件适合与一根气压软管连接；和

一个安全阀，它安装在所述带形件上并与所述气囊成流体连通形式，用于当所述室中压力超过某一预定的安全界限时释放压力。

9.权利要求 8 中所述的医用背心，其特征在于带形件是用两面涂覆有聚氨酯的聚酯制造的。

10.权利要求 8 中所述的医用背心，其特征在于所述第一面板和至少一个侧部面板是用两面涂覆有聚氨酯的尼龙纤维制造的。

11.权利要求 8 中所述的医用背心，其特征在于，所述侧部面板通过沿着该侧部面板边缘行进的接缝连接到所述第一面板和带形件上。

12.一根气压软管，它被设计成用于连接到一个 CPR 医用背心上，以便给该医用背心充气和放气，该气压软管包括：

一根软管；和

一个管接头，它连接到所述软管的一端上并具有一个输出口和一个排气口，该管接头包括，

一个充气阀，用于控制从所述软管到输出口的流体流通，以便给连接到该管接头上的一个 CPR 医用背心充气，和

一个放气阀，用于控制从所述输出口到排气口的流体流通，以便使连接到管接头上的一个 CPR 医用背心放气。

13.权利要求 12 中所述的气压软管，其特征在于，所述软管是一种多腔软管，它包括一个第一和第二腔，该第一和第二腔适合提供操纵控制空气，并且其中所述充气阀和放气阀是受这种操纵控制空气控制的提升阀。

14.一种气压软管，它被设计成连接到 CPR 医用背心上，以便给医用背心充气或放气，所述气压软管包括：

一个多腔软管，它具有一个较大的第一腔及较小的第二腔和第三腔，第一腔适合连通加压的空气，而第二腔和第三腔适合连通操纵控制空气；

一个配件，它连接到所述多腔软管的端部上；

一个放气排气口；

一个充气提升阀，它定位在所述多腔软管的端部中，该多腔软管具有一个输入口和一个输出口，该输入口连接到所述较大的第一腔上，而输出口连接到所述配件上并受由所述第二腔所传送的空气压力控制；和

一个放气提升阀，它定位在所述多腔软管的端部中，该多腔软管具有一个输入口和一个输出口，该输入口连接到所述配件上，而输出口连接到所述排气口上并受由所述第三腔所传送的空气压力控制。

15.权利要求 **14** 中所述的医用背心，其特征在于所述多腔软管具有四个腔，一个较大的第一腔适合连通加压的空气，较小的一个第二腔和第三腔适合连通操纵控制空气，和一个第四腔用于将医用背心的压力与一个压力传感器连通。

16.一个可充气的医用背心，它圆周式配合在病人胸部的周围，该医用背心包括：

一个带形件，其尺寸适合围在病人胸部周围，具有能盖住病人胸部相当大一部分的宽度；

一个气囊装置，它固定到带形件上，用于当充满压缩空气时径向膨胀，首先膨胀到与病人的胸围一致，然后紧贴病人的胸部施加周边压力；

一个配件，适合将该医用背心连接到一根传送压缩空气的气压软管上；

一个充气阀，用于控制从所述配件到气囊装置的流体连通；

放气排气口；和

一个放气阀，用于控制从所述气囊装置到放气排气口的流体连通。

17.权利要求 **16** 中所述的医用背心，其特征在于所述配件适合连接到一个多腔软管上，该多腔软管具有一个第一和第二腔，适合提供操纵控制空气，并且其中所述充气阀和放气阀是受这种操纵控制空气控制的提升阀。

18.一个可充气的医用背心，它圆周式配合在病人胸部的周围，该医用背心包括：

一个带形件，其尺寸适合围在病人胸部的周围，具有能盖住病人胸部相当大一部分的宽度；

一个气囊装置，它固定到带形件上，用于当充满压缩空气时径向膨

胀，首先膨胀到与病人的胸围一致，然后紧贴病人的胸部施加周边压力；

一个配件，它合适连接到一根传送压缩空气的多腔气压软管上及一个第一和第二操纵控制空气腔上；

一个放气排气口；

一个充气提升阀，它定位在所述带形件上，具有一个输入口和一个输出口，该输入口连接到所述配件上，而输出口连接到所述气囊装置上并受由所述第一操纵控制腔所提供的空气压力控制；和

一个放气提升阀，它定位在所述带形件上，具有一个输入口和一个输出口，该输入口连接到所述气囊装置上，而输出口连接到所述放气排气口上并受由所述第一操纵控制腔所提供的空气压力控制。

19.一种可充气的医用背心，它圆周式配合在病人的胸部周围，该医用背心包括：

一个带形件，其尺寸适合围在病人的胸部周围，具有能盖住病人的胸部相当大一部分的宽度；

一个气囊装置，它固定到带形件上，用于当充满压缩空气时径向膨胀，首先膨胀到与病人的胸围一致，然后紧贴病人的胸部施加周边压力；和

一个装置，它减少了气囊装置中的“无效空间”，因此减少了给医用背心充气和放气所必需的能量。

20.权利要求 19 中所述的医用背心，其特征在于所述用于减少“无效空间”的装置是一个在气囊装置内被充气的辅助气囊。

21.权利要求 20 中所述的医用背心，其特征在于所述辅助气囊用一种泡沫塑料充入。

22.权利要求 19 中所述的医用背心，其特征在于所述用于减少“无效空间”的装置是安放在气囊装置内的泡沫塑料。

23.权利要求 19 中所述的医用背心，其特征在于所述气囊装置被分隔成相当于一种蜂窝结构的分开的气囊。

说　明　书

用于一种心肺复苏系统的改进的背心设计

背景材料

1.发明的领域

本发明涉及心肺复苏（ CPR ）和帮助循环的系统，尤其是涉及提供一种使用方便和降低能耗的改进的背心设计.

2.现有技术的说明

心脏停止跳动一般是由于心室纤维性颤动，它使心脏停止泵送血液. 心室纤维性颤动的治疗方法是去纤维颤动法. 但是，如果从心室纤维性颤动开始已超过几分钟，则心脏将严重缺少氧和营养成分，因此去纤维颤动法一般将是不成功的. 这时，为了使去纤维颤动法成功，必须通过心肺复苏使充氧的血重新流回到心肌中.

哈尔培林（ Halperin ）等人的专利 US4,928,674 中说明了一种产生高水平胸内压力的心肺复苏法. 哈尔培林等人说明了使用一种在气压控制系统下工作的可充气的医用背心，以在病人的胸部周围施加周边压力. 哈尔培林等人公开了各种医用背心的设计，这些设计使用一个刚性底板和一个或一个以上的可充气的气囊. 本发明对哈尔培林等人所述的医用背心设计提出一种改进，以便达到两个结果：第一，设计一种医用背心，它能很方便地应用于一个病人而不考虑多么紧贴地应用这种医用背心；和第二，设计一种医用背心，它要求用较少的压缩空气来达到同样的加压/减压循环，因此消耗较少的能量. 后一个结果使一种携带式心肺复苏系统变得切实可行.

在专利 US4, 424, 806 和 US 4,397,306 中得到的别的供心肺复苏（ CPR ）用的现有技术医用背心设计不能达到上述结果. 同样，在该领域的检索中，已知别的气动医用背心设计和专利 US 2,869,537 中所述的气动压力呼吸医用背心一样. 但是，这些医用背心不是设计成用于心肺复苏系统，因此不是设计成在紧急情况期间达到使用方便或是使能耗减至最低.

发明概述

本发明是一种设计成能在心肺复苏（ CPR ）和帮助循环系统中使用的改进的可充气医用背心．该医用背心克服了现有技术设计中的不足，并且特别达到两个目的．第一个目的是达到一种能在紧急情况下方便使用的医用背心设计．达到这一目的的关键是一种径向可膨胀气囊的设计，该气囊首先膨胀以和病人的胸围一致，然后施加所希望的周边压力．第二个目的是使加压/减压循环中所需的压缩空气量减至最少的一种医用背心设计．达到这一目标就降低了能耗，并使一种便携式医用背心系统变成切实可行．

为了达到第一个目的，将本发明的医用背心设计成不管是绷紧还是放松式应用医用背心同样都能很好地工作．将医用背心设计成能很容易地滑动到 病人身下放在他的后背上，并且围绕病人的胸部延伸．它被设计能不用复杂的钩形物或锁就很容易围绕病人的胸部固定．此改进了的医用背心还被设计成具有一个直接定位在医用背心上的安全阀．改进了的医用背心设计的关键是一个气囊装置，用于当充满压缩空气时径向膨胀，以和病人的胸围一致，而不管是绷紧还是放松地使用该医用背心。

为了达到第二个目的，减少气动软管和医用背心中的“无效空间”．“无效空间”被定义为对胸部压缩没有帮助的气囊和管道的容积．为了达到这个目的，公开了几个医用背心设计的实施方案．在第一实施方案中，将充气/放气提升阀安装到供应压缩空气给医用背心的一种多腔气动软管的结构中．在第二实施方案中，将一个独特设计的充气/放气提升阀安装到医用背心中．在第三实施方案中，说明了各种技术，以进一步消除在医用背心中出现的“无效空间”。

附图的简要说明

图 1a ~ 1c 是设计图，示出改进的 CPR 医用背心结构的各种视图。

图 2a ~ 2c 是示意图，示出气囊装置的径向膨胀，以便调整医用背心的最初紧密度。

图 3 是包括改进的医用背心设计的 CPR 系统的示意图。

图 4 示出在其充气/放气循环期间 CPR 医用背心中的压力曲线。

图 5 是一个示意图，示出供医用背心用的气压控制系统。

图 6 示出医用背心在绷紧使用或放松使用时医用背心中的压力曲线。

图 7 示出一个安装在气动软管中的充气和放气阀的构型，以便降低能耗.

图 8a ~ 8b 示出一个安装在医用背心中的充气和放气阀的构型，以便降低能耗.

图 9 是和 CPR 医用背心一起使用的一个多腔气动软管的剖面图.

图 10a ~ 10c 示出各种医用背心设计的构型，以消除“无效空间”.

优选实施方案的说明

在图 1A、1B 和 1C 中示出如本发明所述的改进的医用背心设计 10 的详细情况. 该医用背心 10 通过一个连接器 12 连接到一根软管和一个气压控制系统（在图 3 中示出）上，用于控制充气和放气. 医用背心 10 被设计成使用用于围绕病人固定医用背心的尼龙刺粘接带 14 和 16 来围绕病人的胸部. 医用背心 10 的主体包括一个带形件 18，一个手柄 20，一个可径向膨胀的气囊 22，和压力安全阀 24. 带形件 18 可用两面涂覆聚氨酯的聚酯材料制造. 该成一体的安全阀 24 对医用背心的过量充气提供额外的保护. 手柄 20 用于帮助操作人员用医用背心 10 围绕病人. 在操作时，通常病人的后背转到侧面. 在一种应用医用背心的技术中，医用背心手柄 20 被推到病人的身下，并向后转动病人放在他的后背上. 手柄 20 然后用于将医用背心从病人身下拉出一个短距离. 该医用背心留在病人另一侧的部分将围绕胸部缠绕，用定好位的尼龙刺粘接带 16 啮合靠近手柄 20 的尼龙刺粘接带 14. 由于现在医用背心围绕病人的胸部固定，因此气囊 22 可以用一种受控制的方式充气以便将周边压力施加到胸部上. 医用背心的被控充气和放气，导致胸部的周边压力将充氧的血液驱动到心脏和脑部.

改进的医用背心设计对此医用背心应用于病人多么紧不敏感. 医用背心本身适应不同的病人胸围. 气囊 22 被设计成能径向膨胀，因此能将一预定的压力施加到病人的胸部，而不管医用背心开始用时有多紧. 如图 1A、1B，和 1C 所示的气囊 22 用两个双面涂覆有聚氨酯的扁平尼龙纤维片构成，并沿着接缝 26，28，和 32，34 连接. 该设计的几何形状，及使用多个侧板的类似的设计使气囊在充气时能径向延伸（象一个风箱）. 径向膨胀是通过使用一种在充气时没有明显隆起的不可延伸的材料和一种能在一个方向上延伸的几何形状来达到. 这种径向膨胀最清楚地示于图 2a、2b 和 2c 中. 当气囊充气时，它径向膨胀以和病

人的胸部接触．不管带形件 18 是放松地还是绷紧地围绕病人的胸部固定，气囊都被设计成能径向膨胀，以平坦地接触胸部．在接触胸部之后，气囊可进一步加压，以便将一致的周边压力施加到胸部上．医用背心设计的这个特征是 CPR 医用背心围绕病人实际应用的关键．

图 3 是一个示意图，示出作为整个心肺复苏系统一部分的改进的医用背心 10．医用背心 10 上的凹形连接器 12 通过一根软管 38 将其连接到气压控制系统 40 上．用手柄 20 将医用背心 10 围绕病人安放，以便将医用背心拉到病人的后背下面．然后通过连结尼龙刺粘接带 14 和 16（如图 1A 中所示）将医用背心固定到病人身上．由于独特的医用背心气囊设计，该医用背心不需要按任何精确测定尺寸围绕病人固定．气囊设计使它能调节一种放松的或绷紧的医用背心配合．

气压控制系统 40 使气囊 22 充气和放气来达到胸部压缩和放松的一个特定的循环．如图 4 所示，气囊首先充气，以将一定的周边压力（ PC ）施加到胸部上；然后以一种受控制的方式将气囊放气到一个第二较低的偏置压力（ Pb ）．将此循环重复许多次；在一设定的循环次数下，气囊的压力进一步降低到外界压力（ Pa ）以便使病人换气。只要施加治疗，就重复此全部的循环。在图 4 所示的实施例中，气囊的压力在第五次循环时降低到外界压力（ Pa ）．

图 5 是一个示意图，示出控制系统 40，它通过气压软管 38 连接到本发明的医用背心 10 上．紧急安全阀 24 安装到医用背心结构中，并且如果压力在设计的压缩压力（ Pc ）上超过某一设定的量，阀 24 就从医用背心中放出空气．控制系统 40 包括：贮气箱 42（用于贮存压缩空气）；控制阀 44（用于将压缩空气从贮气箱 42 通入医用背心 10 及用于从医用背心 10 中放出压缩空气）；控制阀 44（包括两个独立的阀 44a 和 44b）；医用背心压力传感器 46（用于监测医用背心中的压力）；计算机 48；电动机 50；主空气泵 52（用于将空气泵送进空气箱 42）；操纵空气泵 54（用于产生压缩空气以操纵控制阀 44）；电源 56；电池组 58；操纵压力歧管 60（将空气分配到气动阀 44）．在工作时，阀 44a 将打开，让空气从贮气箱 42 流经连接管 38，以使医用背心 10 充气。当传感器 46 检测的压力达到压缩压力（ Pc ）时，阀 44a 关闭．在合适的时间间隔下，阀 44b 打开让医用背心 10 中的压缩空气放出．当传感器 46 检测到医用背心中的压力达到偏置压力（ Pb ）时，计算机 48 关

闭阀 44b（在第五次循环时，阀 44b 仍然打开，直至下一个充气循环开始让医用背心的压力达到外界压力（ Pa ）时为止）．计算机 48 利用一种算法来在压力达到预定的水平之前操纵阀 44a 和 44b，以预见阀开动和实际关闭之间的时间延迟．

如上所述，医用背心 10 被设计成能径向膨胀．由于这个设计特点，所以医用背心是绷紧使用还是松驰使用无关紧要．如图 6 中所示，医用背心将膨胀以和胸部一致，并且进一步加压以施加压力直至达到压缩压力（ Pa ）时为止．在图 6 中示出医用背心绷紧地施加在病人胸部周围和医用背心被放松地使用的情况．在这两种情况下，医用背心将径向膨胀适当距离以同胸部接触，并且然后将继续施加压力直至达到所希望的压缩压力（ Pc ）时为止．但是，当放松地使用该医用背心时，流入松开的医用背心（见图 6 ）中的空气量必须稍大，结果达到压缩压力（ Pc ）的时间将较长（注意图 6 中 t1(62)和 t2(64)之间的差）．因此，就避免了对医用背心围绕病人的胸部精确施加一定紧密度的要求．这个特点很重要，因为在适应病人需要的忙乱情况下，精确的应用医用背心对于医生们应不是要额外关心的事情．

在图 7a, 7b, 8a 和 8b 中所示的医用背心的另外实施方案中，控制阀 44 或是安装在气动软管 38 的远端（医用背心端），或是直接安装在医用背心上．充气/放气阀的这种位置将减少在充气和放气循环期间所消耗的空气量，因为对每次循环软管将不再充气．这个特点减少了每次循环期间所消耗的能量，并且将导致使用更小的电动机、更小的贮气箱和更小的电池组．这个特点对一种便携式 CPR 医用背心设计来说特别重要．

在图 7b 中，控制阀 44 被定位在气动软管 38 的医用背心那端．第一充气提升阀 66 受操纵空气 68 控制，以便使加压空气进入医用背心 10．第二放气提升阀 70 受操纵空气 72 控制，以便使压力从医用背心中放出．充气和放气阀 44 以一种与前述（见图 5 ）相同的方式工作．在该实施方案中所用的气动软管 38 要求至少一种三腔结构．如图 9 中所示，第一腔 74 装有用于给医用背心充气的压缩空气，第二腔装有用于控制充气提升阀 66 的压缩操纵空气 68，及第三腔装有用于控制放气提升阀 70 的压缩操纵空气 73．在另一种设计中，采用四腔气动软管，其中一个腔用于医用背心的空气供给，两个腔用于阀操纵空气，及额外的一个腔（ 79 ）用于检测控制计算机的医用背心压力．

同样，如图 8a 和 b 中所示，充气和放气阀 44 可定位在易处置的医用背心 10 上，并且是该医用背心 10 的一部分．如前所述，气动软管 38 包含至少三个腔，以供给充气控制操纵空气、放气控制操纵空气和加压的充气空气（见图 8a ）．如图 8c 中所示，该实施方案还包括一个受操纵空气 82 控制的充气提升阀 80 和一个受操纵空气 86 控制的放气提升阀 84 ．显然，曾设想过不同的阀设计，并且能够用电驱动的阀也在本发明者的构思之内．关键是直接将阀定位在医用背心上或是定位在气动软管的靠医用背心的那端．还设想通过将各阀安装在医用背心（或气动软管靠医用背心的那端）上，以充分降低动力，使一种便携式 CPR 医用背心系统变成切实可行的．这种便携式系统利用一个小包装的直流电池组来给压缩电动机提供动力，或是通过高压气箱，也就是预先用高压下（约 4000 磅/英寸^2）的空气充满来提供动力．

图 10a 、 10b 和 10c 示出医用背心设计的各种实施方案，它们通过减少医用背心中的“无效空间”来进一步减少能耗．用来操作 CPR 医用背心的能量有百分之三十（ 30 % ）到百分之四十（ 40 % ）被压缩空气移入在医用背心气囊和管道中所发现的“无效空间”消耗掉了．“无效空间”被定义为对胸部压缩不起作用的气囊和管道的容积．（管道中的“无效空间”可以如上所述，通过将各控制阀直接安放在医用背心上，或是安放在气动软管靠近医用背心的那端来加以消除）．在图 10a 、 10b ，和 10c 中示出用于减少医用背心本身中“无效空间”的几种解决办法．在图 10a 中，一个辅助气囊 88 用一个空气源充气以减少“无效空间”．此辅助气囊可以定位在主气囊的前面或后面．它也可以隔离成比图 10c 叙述的更完全．在图 10b 中，在医用背心内安放了泡沫塑料或其它物质 90 以减少“无效空间”．在另一个实施方案中，将该泡沫塑料或其它可膨胀的物质装入一个辅助气囊中，以除去主气囊中的“无效空间”．在图 10c 中，采用一个隔离的，或蜂窝结构的设计以减少“无效空间”．减少了“无效空间”就减少了给医用背心充气所必需的压缩空气量，并达到所希望的压缩压力（ Pc ）．若要求压缩空气的运动越少，则操作 CPR 系统所需要的能量就越少．

显然，按照上述说明，可对本发明进行许多修改和变动．因此，应当理解，在所附的权利要求范围内，除了象专门说明的那样以外，也可以实施本发明．

说 明 书 附 图

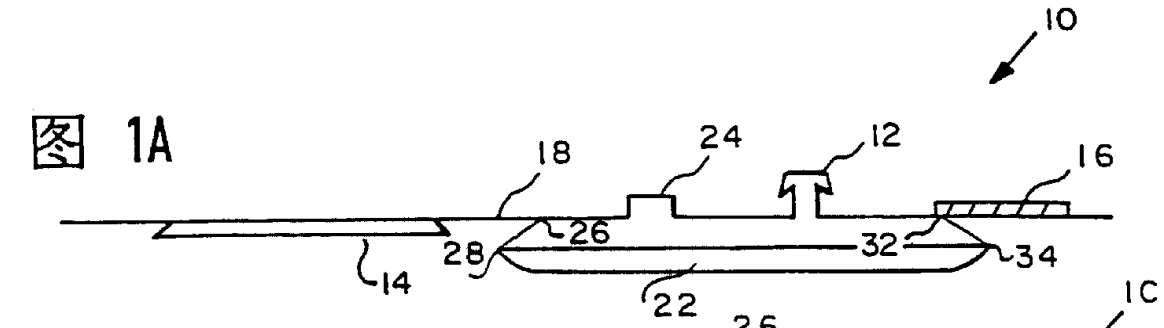


图 1A

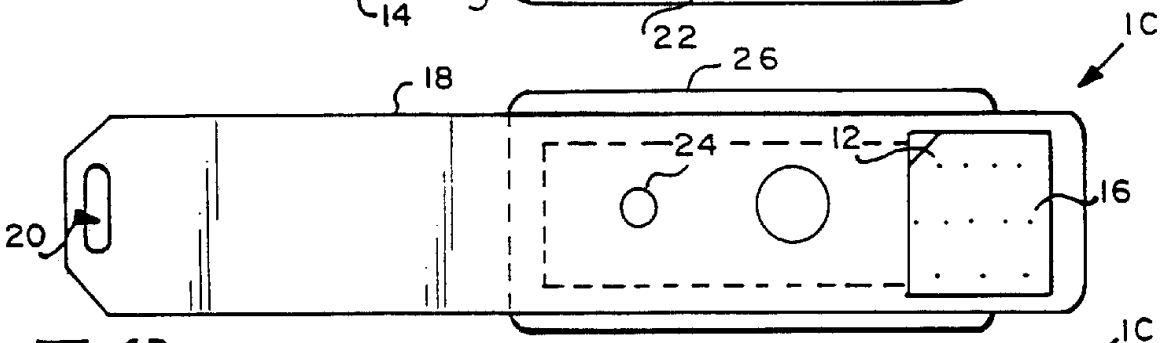


图 1B

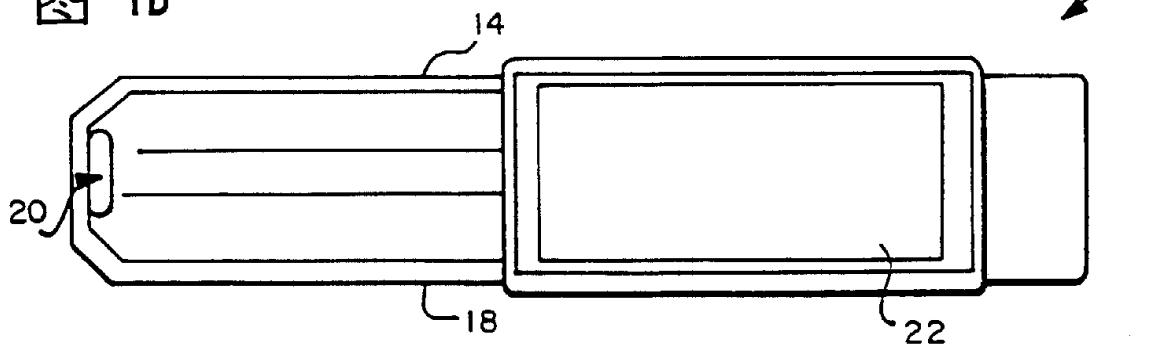


图 1C

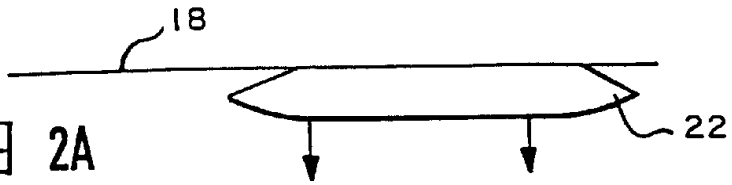


图 2A

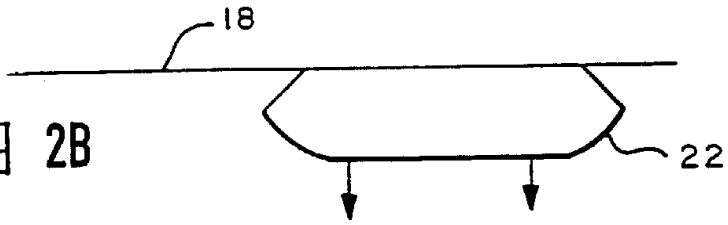


图 2B

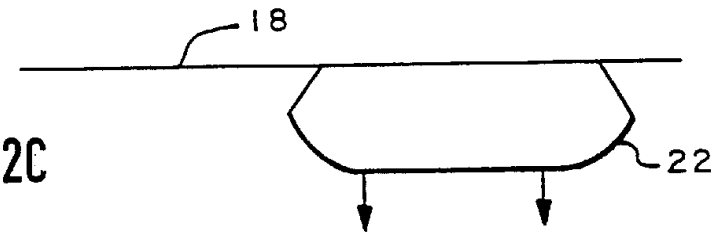


图 2C

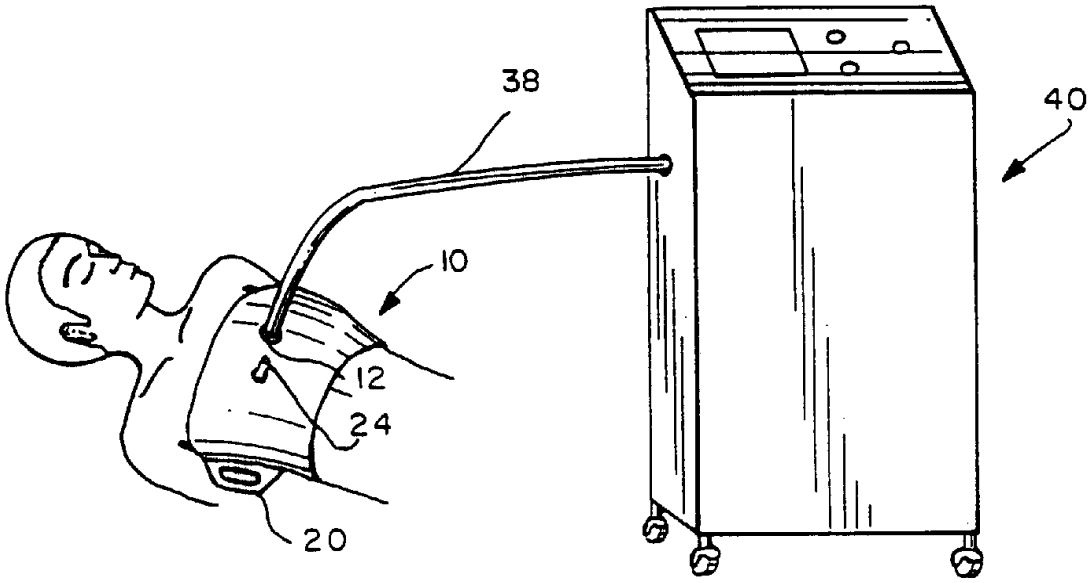


图 3

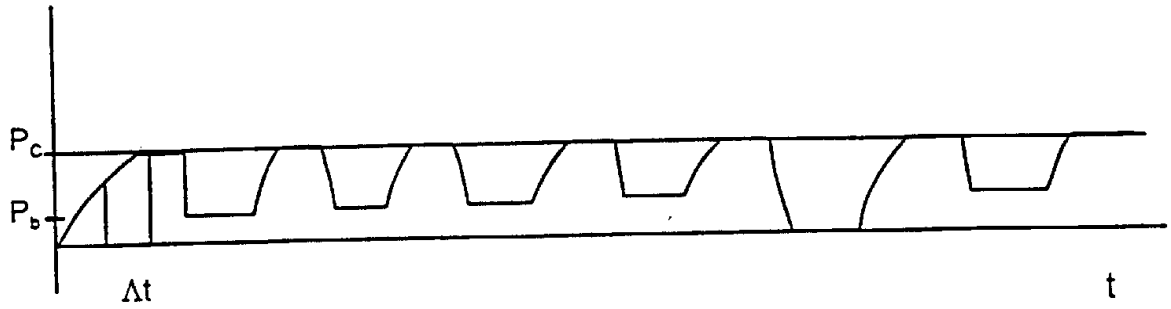


图 4

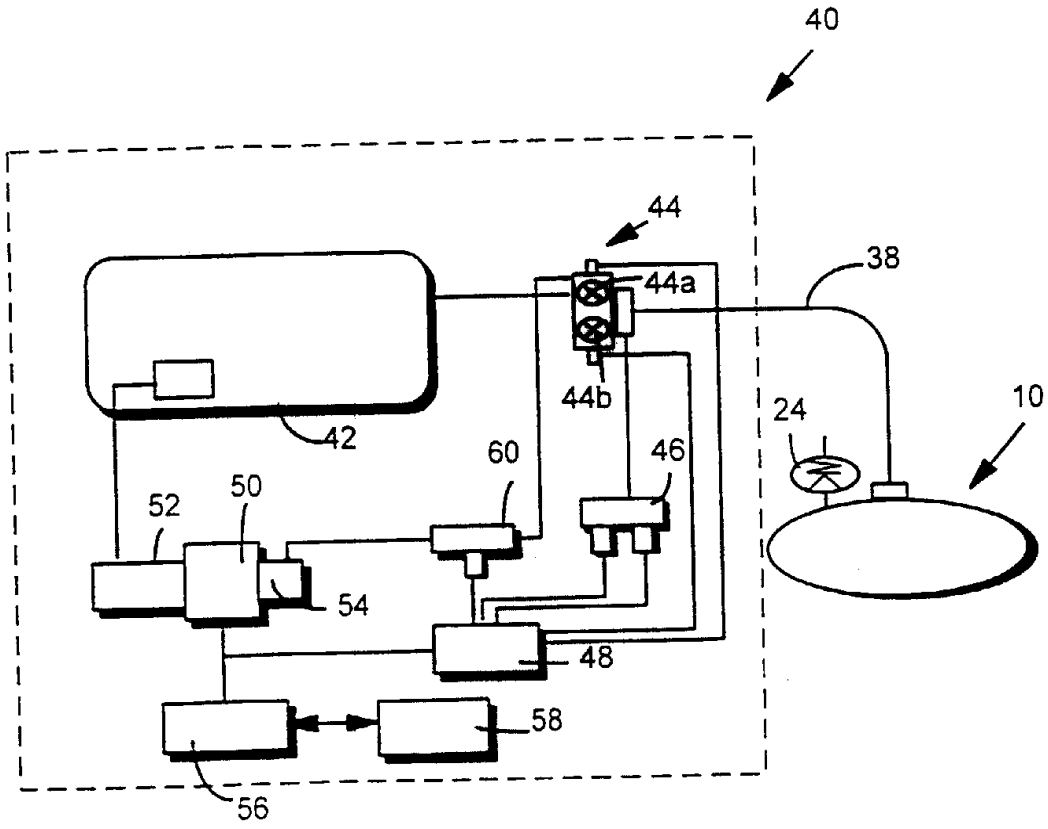


图 5

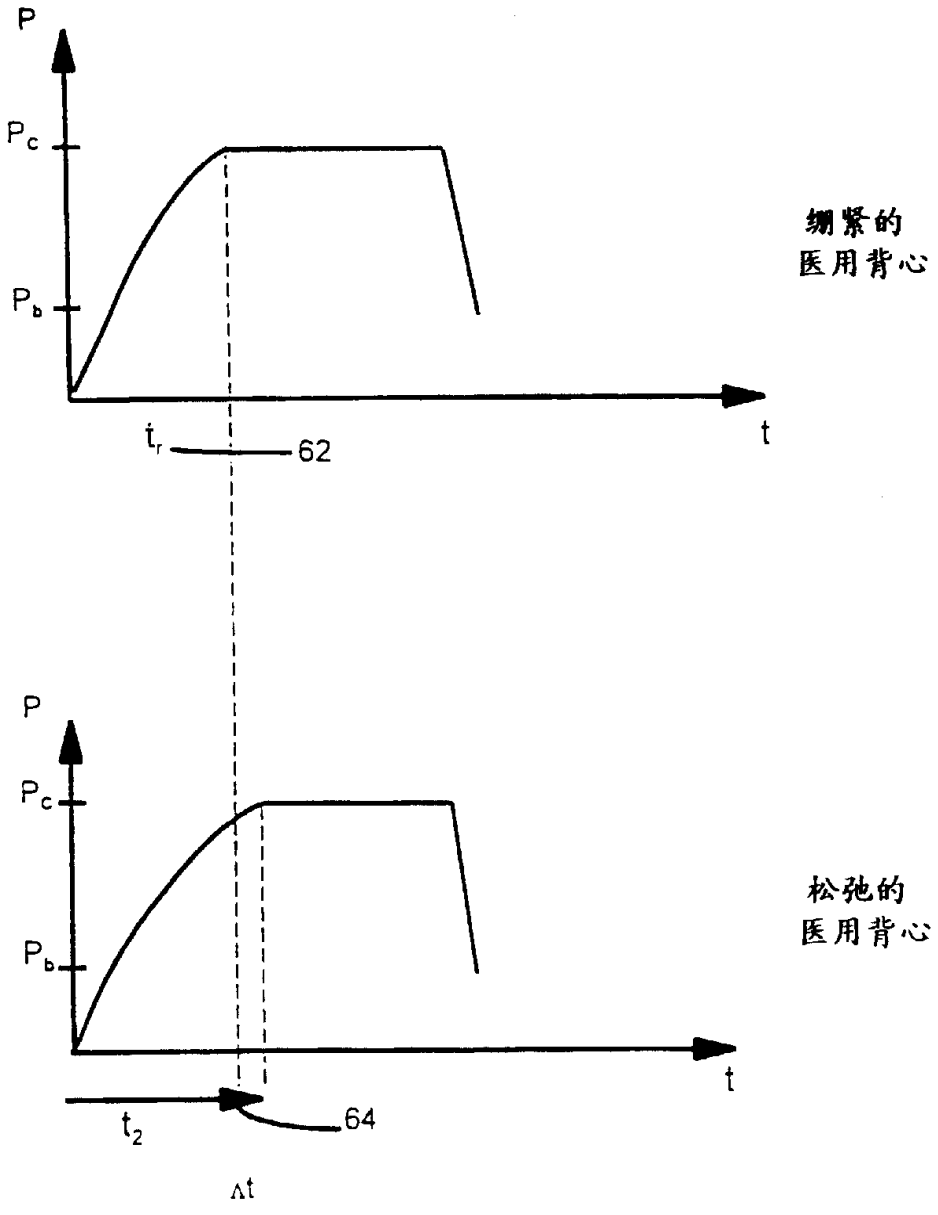
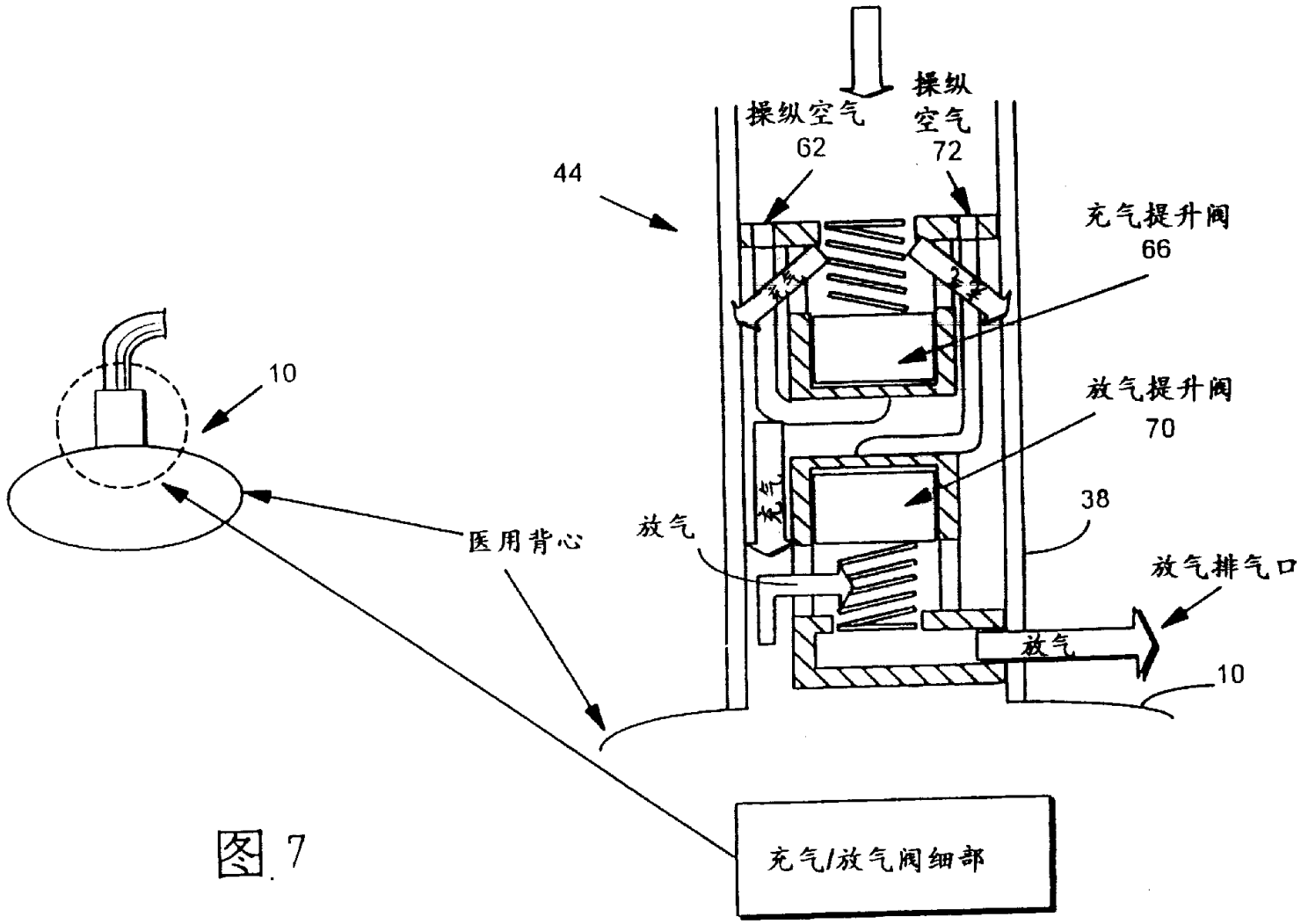


图 6



操纵空气
62
操纵
空气
72
44
充气提升阀
66
放气提升阀
70
38
放气
放气排气口
放气
10
10
医用背心
充气/放气阀细部

图 7

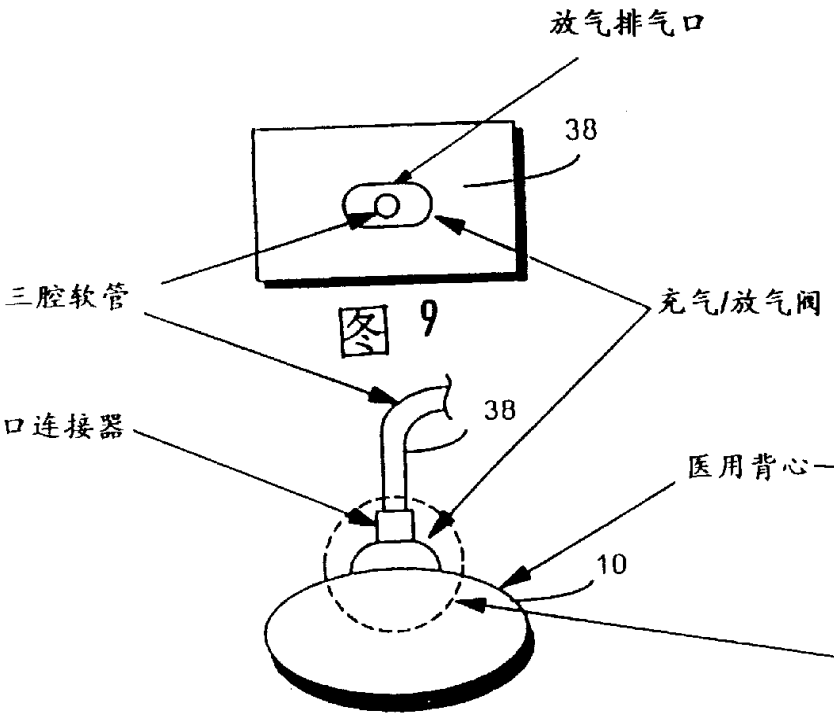


图 9

图 8A

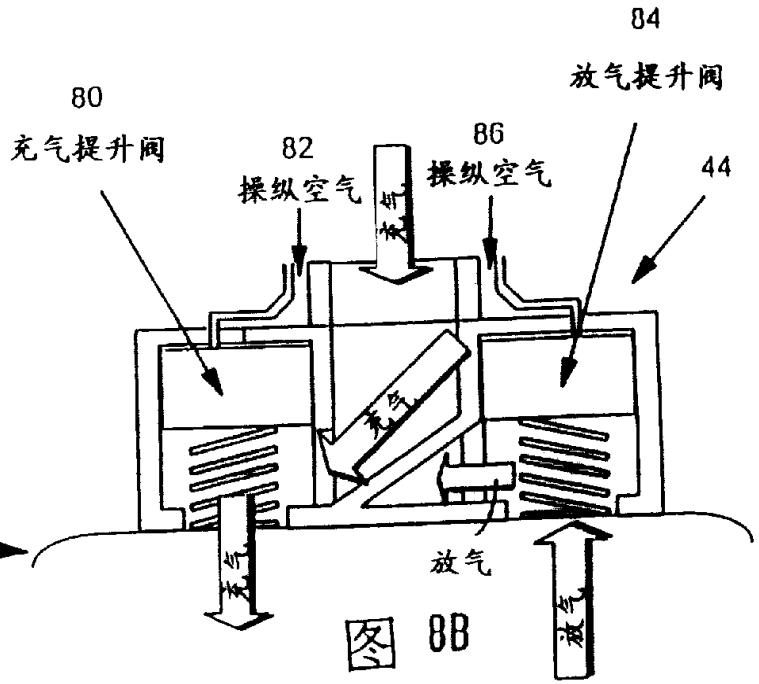


图 8B

充气/放气阀细部

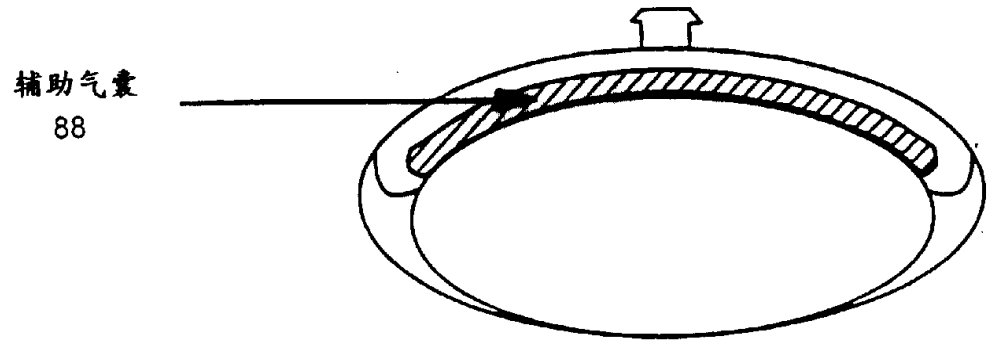


图 10A

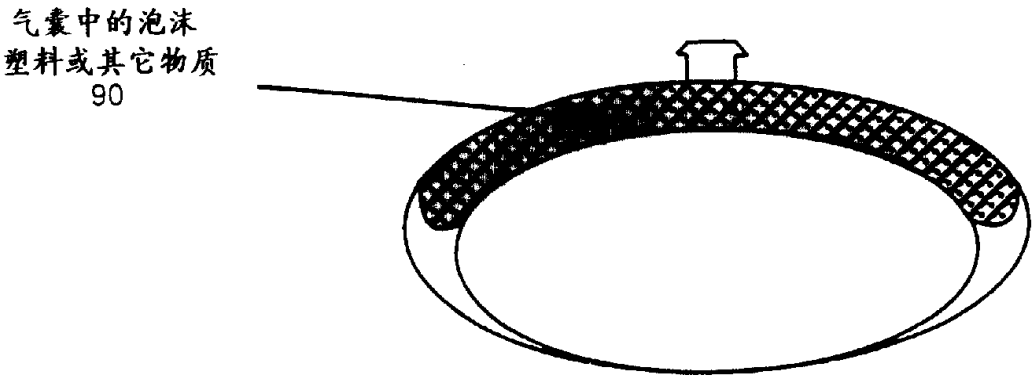


图 10B

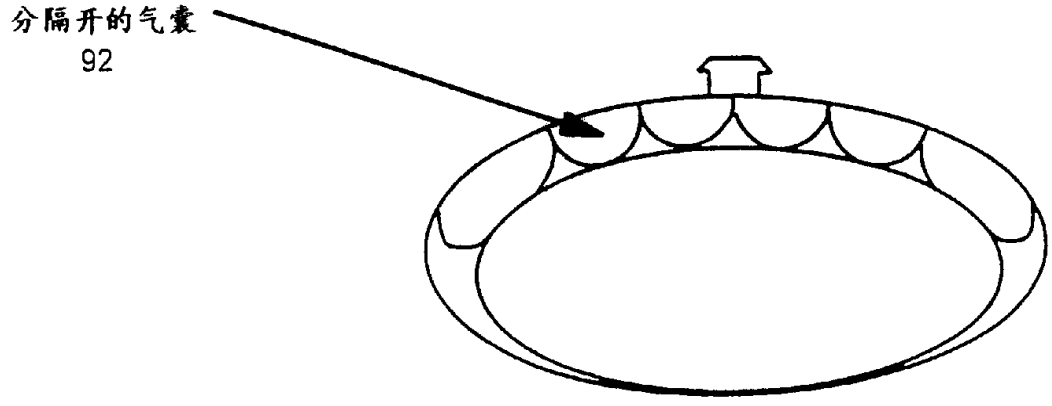


图 10C