

[19]中华人民共和国专利局

[51]Int.Cl⁶



[12] 发明专利申请公开说明书

A61N 5/10
H05H 9/00 H05K 7/20
H01J 7/24

[21] 申请号 97114965.8

[43]公开日 1998年1月21日

[11] 公开号 CN 1170615A

[22]申请日 97.6.20

[30]优先权

[32]96.6.20 [33]US[31]668583

[71]申请人 西门子医疗系统公司

地址 美国新泽西州

[72]发明人 姚崇国

[74]专利代理机构 柳沈知识产权律师事务所

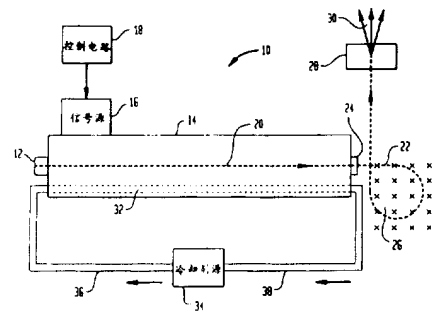
代理人 马莹

权利要求书 3 页 说明书 6 页 附图页数 3 页

[54]发明名称 医用直线加速器的内部冷却式单体构件

[57]摘要

在一种医用直线加速器中，一系列单体腔限定单元连接起来形成一系列加速腔。将贯通一系列单体单元的内部冷却通道相互对准实现温度调节。因此，通过各单体单元形成一连续的冷却剂流动通道。在每个单元间界面处形成有泄漏-逸出通道，用于导出在界面处产生的泄漏。在优选实施例中，形成有一将界面处的泄漏-逸出通道与该界面处的冷却剂流动通道相隔离的钎焊区，进一步防止冷却剂进入影响系统性能的区域。



权 利 要 求 书

1. 一种沿粒子束轴线加速带电粒子的临床医疗装置的组件，包含：

5 多个单体的腔限定单元，沿所述粒子束轴线对准连接形成一系列加速腔，所述腔限定单元具有冷却剂通道，各通道相互连接形成至少一个通过所述多个腔限定单元的连续的冷却剂流动通道。

2. 如权利要求 1 所述的组件，其中各相邻的腔限定单元相互贴靠，且所述各相邻的腔限定单元中的所述冷却剂通道相互对准用以沿所述冷却剂流动通道逐个单元地传输液体冷却剂。

10 3. 如权利要求 2 所述的组件，还包含在所述各相邻腔限定单元的贴靠表面处的泄漏-逸出通道，所述泄漏-逸出通道是在至少一个所述贴靠表面内的沟道，所述沟道将接近所述冷却剂通道的表面区与接近所述粒子束轴线的表面区分开，因此，降低了对所述液体冷却剂漏入其中一个所述加速腔的敏感度。

15 4. 如权利要求 3 所述的组件，还包含钎焊材料，沿所述各相邻腔限定单元的所述贴靠表面将所述冷却剂流动通道与所述泄漏-逸出通道相分离。

5. 如权利要求 3 所述的组件，其中所述泄漏-逸出通道延伸到所述各相邻腔限定单元的所述贴靠表面的边沿。

20 6. 如权利要求 3 所述的组件，其中所述的泄漏-逸出通道具有弧形结构，所述弧形结构为在所述各相邻腔限定单元的边沿处平截的圆的大扇形。

7. 如权利要求 1 所述的组件，其中所述的腔限定单元中的所述冷却剂通道是延伸贯通所述各腔限定单元的孔，所述孔通常平行于所述粒子束轴线。

8. 如权利要求 7 所述的组件，其中所述的各腔限定单元具有至少 4 个关于所述粒子束轴线对称配置的连续的流动通道。

25 9. 一种产生带电粒子的临床医疗系统，包含：

带电粒子源；

30 粒子加速器，具有一连接到所述粒子源以便接收所述带电粒子的输入端以及多个粒子加速盒式单元，所述粒子加速器具有一延伸通过每一所述盒式单元到出射窗口的粒子束通道并具有一用于使液体冷却剂流过所述各盒式单元的内部流动通道，所述粒子加速器还具有在第一端的液体入口和在第二端的液体出口，所述液体入口由所述内部流动通道连通到所述液体出口；

连通到所述液体入口的冷却剂源；

信号源，与在所述粒子加速器内部的带电粒子相结合进行能量转换；以及

一装置，用于响应于来自所述出射窗口的经加速的带电粒子束，对病人
5 进行放射。

10. 如权利要求 9 所述的系统，其中所述的粒子加速器包括多个形成所述盒式单元的相互贴靠的腔限定单元，每一腔限定单元具有冷却剂通道，通过所述粒子加速器的所述内部流动通道是由通过所述腔限定单元的各冷却剂通道相互对准形成的。

10 11. 如权利要求 10 所述的系统，还包含在各相互贴靠的腔限定单元的每一界面处的泄漏-逸出通道，每一泄漏-逸出通道平行于一与通过所述各贴靠的腔限定单元的所述冷却剂通道的轴线相垂直的平面。

12. 如权利要求 11 所述的系统，其中所述的泄漏-逸出通道在所述各贴靠的腔限定单元的界面处将所述内部流动通道与所述粒子束通道隔离。

15 13. 如权利要求 11 所述的系统，其中所述的泄漏-逸出通道是在所述腔限定单元表面内的表面沟道。

14. 如权利要求 12 所述的系统，还包含在所述各贴靠的腔限定单元的界面处将所述内部流动通道与所述泄漏-逸出通道隔离的钎焊区。

20 15. 一种直线加速器的单体单元，用于在形成直线加速器时附着到另一单体单元上，包含：

一具有第一和第二端面的单体构件，所述第二端面的轮廓限定加速腔的至少一部分，所述单体构件具有一从所述第一端面延伸到所述加速腔的粒子束通道，用于通过带电粒子束，并具有基本上平行于所述第一孔的冷却剂通道，用于流过液体冷却剂，所述第一端面具有一泄漏-逸出沟道，将接近所述冷却剂通道的通常呈平面状的第一区与接近所述粒子束通道的通常呈平面状的第二区相隔离。

16. 如权利要求 13 所述的单体单元，其中所述的单体构件是一具有用于附着到至少一个第二半盒式单元上的钎焊区的半盒式单元。

30 17. 如权利要求 16 所述的单体单元，其中所述的钎焊区包括一围绕在所述泄漏-逸出通道内的所述冷却剂通道的槽。

18. 如权利要求 15 所述的单体单元，其中所述的单体构件包括多个围绕

所述加速腔配置的冷却剂通道，该加速腔至少部分是由所述第二端面的所述轮廓限定的。

19. 如权利要求 18 所述的单体单元，其中所述的单体单元包括一用于每一所述冷却剂通道的单独的泄漏 - 逸出沟道。

说明书

医用直线加速器的内部

冷却式单体构件

5

本发明涉及临床放射治疗装置，更具体地说，涉及医用直线加速器的温度调节。

10 直线加速器可以用于各种医疗场合。来自直线加速器的带电粒子(例如电子)束可被引向由具有高原子序数的材料制成的靶，从而形成 X 射线束用以进行放射治疗。另外，在放射外科治疗的过程中可以将带电粒子束直接作用于病人。这种放射外科已经成为治疗脑部肿瘤公认的医疗手段。高能粒子束可以被引向一局部区域，以便能破坏在癌细胞内部的一个或两个 DNA 分子链，最低目标是延迟它的进一步生长，并且最好能对癌进行治疗。

15 授予 Symmons 的 4,324,980 号美国专利介绍了一种用于放射治疗的常规的直线加速器(“linac”)。该直线加速器包括一系列沿粒子束轴线排列的加速腔。通常为一电子枪的粒子源将带电粒子引入第一加速腔。随着带电粒子穿过该一系列加速腔，利用电磁场对粒子进行聚焦和加速。例如可以将一射频(RF)源耦合到加速器，以便产生使直线加速器工作所需的电磁场。由临床直线加速器加速的粒子具有很高能量，例如为 4MeV。通常将输出的粒子束
20 引向一磁偏转系统，其作用为一能量过滤器。该粒子束偏转约 270°。然后，或者利用输出的高能粒子束或者利用该输出粒子束轰击一个靶产生的 X 射线束对病人进行放射治疗。

25 驱动信号源的频率以及加速腔和相邻加速腔之间的粒子束通道的尺寸决定了临床加速器的工作频率。加速器的最佳性能需要腔结构的谐振频率和驱动信号的频率相匹配。

在具体的医疗处置的过程中由临床直线加速器输出的粒子束的特性保持恒定是重要的。此外，该粒子束特性应在各次连续治疗过程中保持一致。保持这种一致的一个困难在于加速过程导致产生热能。临床加速器的腔结构通常是很多的钎焊在一起的盒式或半盒式的单元。该盒式单元是由作为一种
30 具有相当高的热膨胀系数的材料的铜制成的。热膨胀导致腔结构的热失谐。可以调节驱动信号来补偿一些热失谐，但是性能会受到影响。

Symmons 的专利介绍了控制盒式单元热膨胀的常规技术方案。将各盒式

单元钎焊到一起，然后连接到一导管上。将一种冷却剂例如去离子水通过导管导过。热能由盒式单元传导到冷却剂，因此提供了一定程度的热调节。除了外部冷却之外，通过在一由盖板覆盖的基板内铣削形成 C 形槽在内部冷却电子出射窗口。当冷却剂在该槽中通过时，由靶散发的热量传到冷却剂中。

5 在 Symmons 提出在临床直线加速器的电子出射窗口组件处进行内部冷却的同时，该专利继续采用对于形成临床直线加速器加速腔的盒式单元组件进行外部冷却的方式。制造用于医疗场合之外的其它场合的直线加速器采用了更为广泛的内部冷却方式。R.G.Schoenberg 等人的题为“便携式 X 射线直线加速器系统(Portable, X - band, Linear Accelerator Systems)”的白皮书
10 (White paper)中介绍了一种用于例如 X 射线检查核电站管道焊接等场合的直线加速器。X 射线头被描述为具有内部水冷却通道。该自包含的冷却水源为在 X 射线头中的加速器部分和磁控管、RF 环行器以及在 RF 头中的高功率 RF 负载提供可控制温度的水。

适用于医疗处置之外应用场合的直线加速器的内部冷却的另一种形式
15 介绍在授予 Kornely, Jr.等人的 5,021,741 号美国专利中。在一系列的漂移管(drift tube)中的每一漂移管是单独冷却的。对于每一漂移管，冷却剂循环槽集成在漂移管的中心体部分，以及在相对的面板上。利用焊接/电铸技术将该面板附着到特定的漂移管的中心体上。冷却剂通过一具有同心通道的芯柱进出漂移管。该专利称，通过提供一铸造的漂移管，可以相对于通过制造和机加工
20 很多单元然后钎焊在一起形成的漂移管降低冷却剂的泄漏的可能性。在由 Kornely, Jr.等人提出的漂移管内减少界面的数目可降低可能泄漏冷却剂区域的数目。对通过不同漂移管的冷却剂液流进行隔离据称与现有技术一致，并且在尽量减少冷却剂必须流过的界面数目时也坚持了这一点。

在不增加临床装置对有关泄漏等问题的敏感度的情况下，需要使临床直
25 线加速器相对于医用常规加速器增强热调节能力。

在医用的沿粒子束轴线线性加速带电粒子的装置中的一个组件，包含一系列互连的单体腔限定(cavity-defining)单元，这些单元形成沿粒子束轴线相互对准的相连的多个加速腔。通过将各冷却剂通道相互连接形成至少一个贯通各单体单元的冷却剂流动通道可以实现内部冷却。在一个实施例中，在各
30 相互贴靠的单体单元之间的界面处，围绕各冷却剂通道形成泄漏-逸出通道，使得泄漏液体不会侵入。

图 1 是根据本发明所述具有内部冷却作用的临床直线加速器的示意图。

图 2 是由单体的腔限定单元的正视图，该单元具有用于为图 1 中的临床直线加速器提供内部冷却能力的冷却剂通道。

图 3 是沿图 2 中的断面线 2 - 2 所取的单体单元的侧向断面图；

5 图 4 是多个相互连接构成加速器装置的单体单元的侧向断面图；

图 5 是图 2 中的其中一个冷却剂通道的放大图。

图 6 是沿图 2 中的断面线 6 - 6 所取的冷却剂通道的侧向断面图。

参照图 1，图中示有用于治疗临床直线加速器系统 10，具有一用于将带电粒子引入加速器装置 14(也称为波导)的粒子源 12。在该优选实施例中，该粒子源是电子枪，将电子注入到加速器装置的输入端。该电子枪是临床直线加速器(“linacs”)的常规部件。

10 由信号源 16 向加速器装置 14 引入驱动信号。该信号源引入一具有适当频率的电磁波。通常采用射频或高频源，但对本发明来说，驱动信号的频率选择并不是关键性的。也可以利用一在闭环系统内部连接的控制电路 18(未示出)动态地控制该频率。

由电子枪 12 射入加速器装置 14 的电子沿着加速器装置的电子束轴线 20 加速。由于结合信号源 16 建立的电磁波的能量转换关系使电子得到很高的能量。由位于加速装置 14 的输送端的输出窗口 24 射出脉动的或稳态输出的电子束 22。虽然对于本发明并不是关键性的，该输出窗口通常包含薄金属箔。

20 输出的带电粒子流 22 引向一用作能量过滤器的磁偏转系统。输出的电子束被偏转约 270° ，然后引向靶 28，例如金或钨靶。输出的电子束 22 轰击该靶并产生用于对病人进行放射治疗的 X 射线束 30。另外，输出的电子束 22 可以直接作用于病人，例如在放射外科治疗过程中对脑肿瘤的治疗。磁偏转系统 26 和靶 28 的工作情况是本技术领域的熟练人员所公知的。

25 通常，加速器装置的热调节是通过沿加速装置的外表面附着一外导管来实现的。例如，可以设置铜管与加速装置的外表相接触，而使一种冷却剂，例如去离子水通过该管，以便从装置上带走热能。

与常规方案不同，图 1 中的直线加速器系统采用内部冷却。即有通过加速装置 14 的内部冷却剂流动通道 32。通过利用下文将详细介绍的内部冷却剂流动通道，实现了在液体冷却剂和需热调节的构件之间的明显增强的热耦合作用。在形成液流内部通道方面应注意的是，用于临床直线加速器的加速

装置通常是通过钎焊一系列盒式单元或半盒式单元构成的，使得形成有很多的单元与单元的界面，当液体从流动通道的输入端向输出端流动时，会遇到这些界面。每一个界面是一冷却剂可能泄漏的区域，冷却剂可能进入加速装置各加速腔内。然而，各相邻单体的半盒式单元(下文介绍)的界面包括泄

5 漏 - 逸出通道，以防止冷却剂泄漏造成的有害影响。

该冷却系统包括冷却剂源 34，其将冷却剂引入加速装置的输入导管 36 并接收由加速装置的输出导管 38 流出的冷却剂。

虽然，加速器装置 14 所示具有单一的内部冷却剂流动通道 32，但最好具有多个流动通道。输入和输出导管 36 和 38 可以连接到每一流动通道，或者可以有一用于每一流动通道的单独的导管。在该优选实施例中，有 4 条并

10 联的内部冷却剂流动通道。作为对图 1 中的实施例的另一种替换方案，通过加速器装置 14 的冷却剂通道是非直线形的。非直线形的流动通道对于从加速器装置中导出热量可以提供某些优点。不过，图 1 中所示的直线形流动通道是优选的，因为它具有的优点是易于制造。

参阅图 2 和图 3，所示一单体的半盒式单元 40 具有 4 条内部冷却剂通道 42、44、46 和 48。4 条冷却剂通道中的每一条都是参照图 1 所介绍的不同冷却剂流动通道 32 的一部分。4 条冷却剂通道相对电子束轴线的开孔 50 对称配置。开孔 50 从单体单元的第一端面 52 伸入单体单元的内部。第二

15 端面的周边轮廓形成贴靠区 54 和腔限定区域 56。从图 2 中可清楚地看到，腔限定区域 56 具有圆形断面。示例性的腔限定区域的最大直径为 7.64 厘米。在贴靠区 54 的内沿达到这一最大值。

半盒式单元 40 是一单体的侧面耦合的构件。该侧面耦合是通过利用单体单元的上端部分 58 实现的。这一上端部分经机加工形成一耦合腔 60。这一耦合腔偏离电子束的轴线并利用开孔 62 连通到单体单元的加速腔。图 4

25 表示 5 个连在一起构成加速装置的一个部分的单体半盒式单元 40、64、66、68 和 70。半盒式单元 64 的上端部分钎焊到半盒式单元 40 的第一表面上形成该耦合腔 60。耦合腔 60 连通到两个加速腔 72 和 74。第二耦合腔 76 通向加速腔 74 和第三加速腔 78。因而，当具有适当频率的驱动信号提供到各耦合腔时，该电磁波与通过加速腔的电子束形成一定能量转换关系。图 4

30 中的加速装置按驻波方式工作，该方式还称为“半 - π 方式”。已知的驻波加速器耦合腔还可以采用轴上的、同轴的或圆环形耦合腔的形式。耦合腔类型

的选择对于下文要介绍的热冷却的方案并不是关键性的。实际上，驻波工作方式也不是关键性的。

下面参阅图 2、3 和 4，半盒式单元 40 的贴靠表面 54 钎焊到一具有用于将带电粒子引入第一加速腔 72 中的电子束开孔 82 的入口板 80 上。带电粒子束通过每一加速腔 72、74 和 78 并被聚焦和加速。输出的电子束的出射速度是由很多因素决定的，包括在加速器装置内部的加速腔的数目。

利用钎焊工艺将入口板 80 和各半盒式单元 40、64、66、68 和 70 相互连接起来。钎焊材料细丝引入各个槽内，并利用常规技术将其焊好。一种可接受的钎焊材料是由 Ag、Pd 和 Ga 形成的合金。例如含量可以为 82 % Ag、9 % Pd 和 9 % Ga。在图 2 和 3 中，围绕电子束轴线的开孔 50 同心地形成圆形槽 84 和 86。在各单体的半盒式单元相互连接的过程中，这些开孔由钎焊材料充满。还有一用于钎焊材料的圆形槽 88，与通过单体的单元的上端部分 58 的开孔 90 同心。这一开孔 90 用于安装一未示出的固紧件。

下面参阅图 1、2、5 和 6，通过制造各单体的半盒式单元 40 使其包括至少一个冷却剂通道 42 - 48 来形成内部冷却剂流动通道 32。冷却剂通道 48 与通过形成加速器装置 14 的每一单体的半盒式单元的各冷却剂通道同轴线对准。因而，当装置入口导管 36 和装置出口导管 38 连通到在单体单元中的冷却剂通道 48 时，冷却剂的液流可以用来将加速器的热能带走。

正如前面指出的，提供临床直线加速器的内部冷却所关心的是冷却剂必须通过的单元对单元的界面的数量。这种关心体现在所介绍的实施例 20 中，通过提供围绕每一冷却剂通道 42 - 48 的钎焊挡圈以及为每一冷却剂通道设置泄漏 - 逸出通道，能够将逸失的泄漏液体安全地导出。

在图 5 和 6 中，通过将一钎焊材料环嵌入内槽 92 形成该钎焊挡圈。最好使第一表面 52 贴靠的表面包含对应的钎焊材料环。当两个环钎焊在一起时，冷却剂通道 48 被密封。因而，如果在两个表面的界面处逸出液体冷却剂时，在槽 92 处形成的钎焊挡圈将防止该液体到达任何由于引入液体而产生有害影响的区域。此外，第一表面 52 还包括一钎焊挡圈在工作不正常时形成泄漏 - 逸出通道的弧形槽 94。泄漏 - 逸出通道的形状为由半盒式单元 40 的边沿所截的圆构成的大扇形(major sector)。到达泄漏 - 逸出通道的冷却剂或者停留在槽 94 的内部，或者当到达半盒式单元的边沿时由通道强制流动。或者可将吸收单元置于单体单元的边沿，以容纳由泄漏 - 逸出通道 94 通过的液

体。

如图 2 中所示，4 个冷却剂通道 42 - 48 中的每一个密封在通过槽 92 内的钎焊环形成的钎焊挡圈内部。此外，每个冷却剂通道具有利用在半盒式单元 40 的边缘处被平截的圆形槽 94 所形成的单独的液体逸出通道。

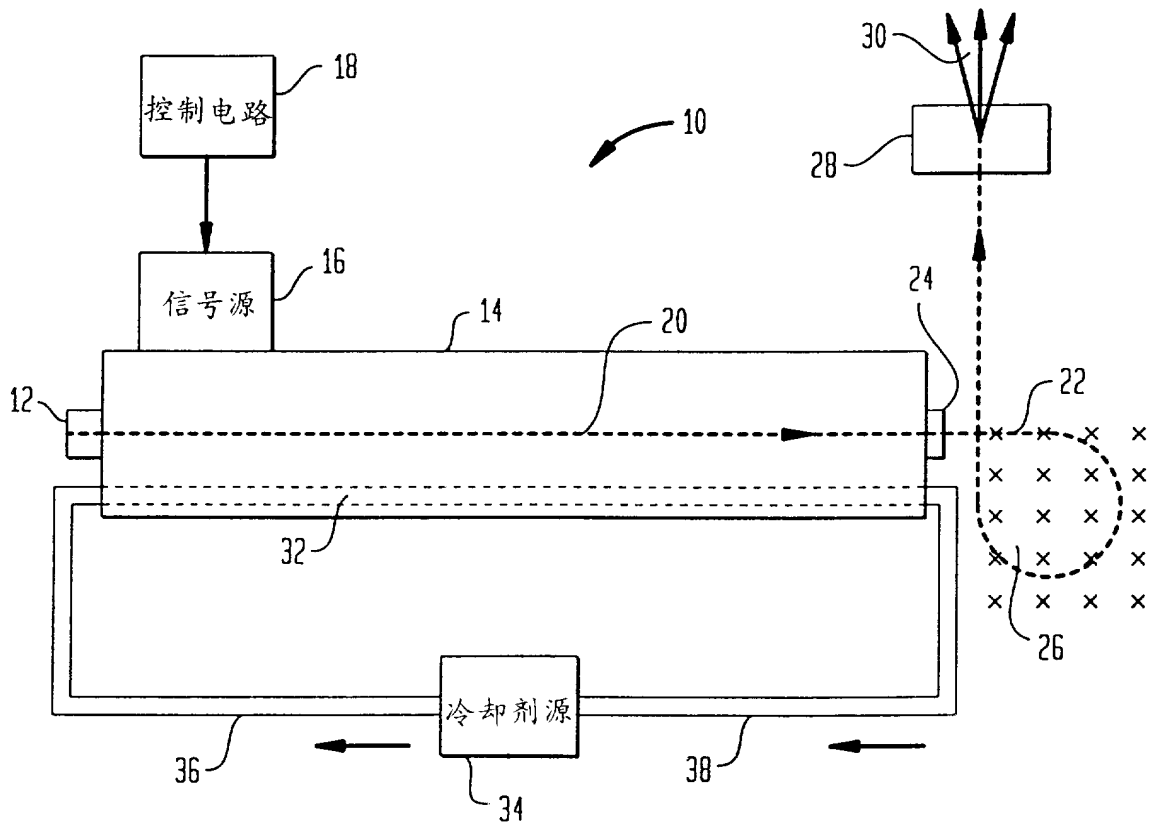
- 5 圆形槽 92 和外平截的槽 94 的结构在半盒式单元的第二端面上的贴靠区 54 处也有一个。这种情况表示在图 6 中。形成的内槽 96 用钎焊材料环充满，以便隔离冷却剂通道 48。外槽 98 的作用是用作泄漏 - 逸出通道。该外槽具有与在单体单元的第一端面 52 处的泄漏 - 逸出通道 94 相同的弧形。泄
10 漏 - 逸出通道 98 将任何逸散冷却剂导出以免漏入由单体单元构成的加速腔内。

泄漏 - 逸出通道也可以采用其它的形状。即，通道无需具有如图 2 和 5 中所示的弧形结构。然而，所介绍的实施例的确具有易于制造的优点。

- 与常规的外部冷却加速器装置的方案相比，图 2 - 6 中的内部多通道冷
15 却方案能更有效地调节临床直线加速器的温度。此外，由于冷却剂通道直接形成在腔限定单元内，组装加速器装置不需要安装单独的冷却剂导管。

说明书附图

图 1



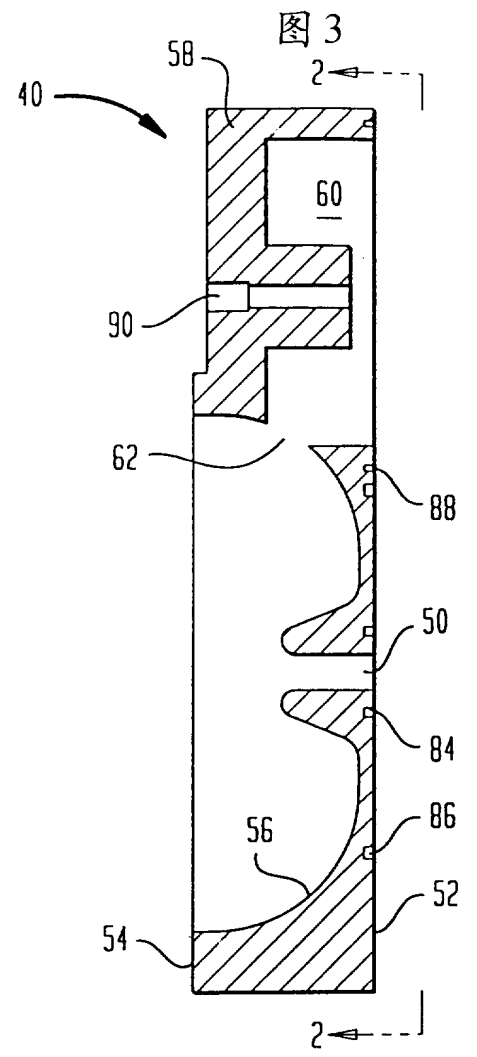
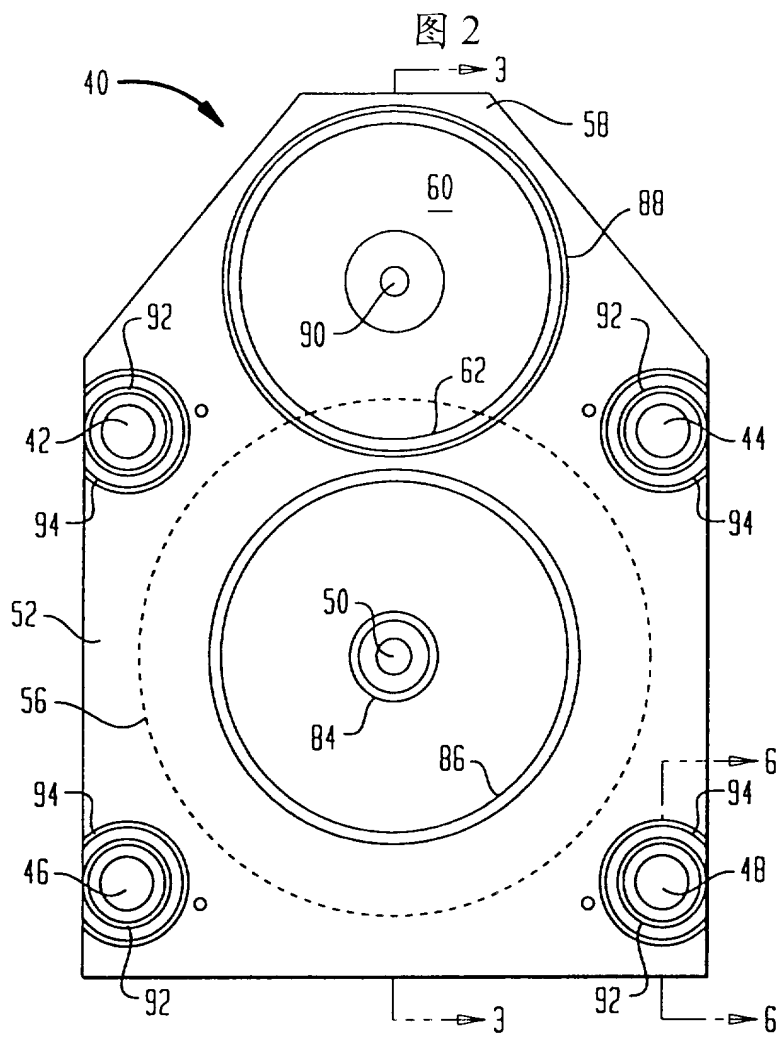


图 5

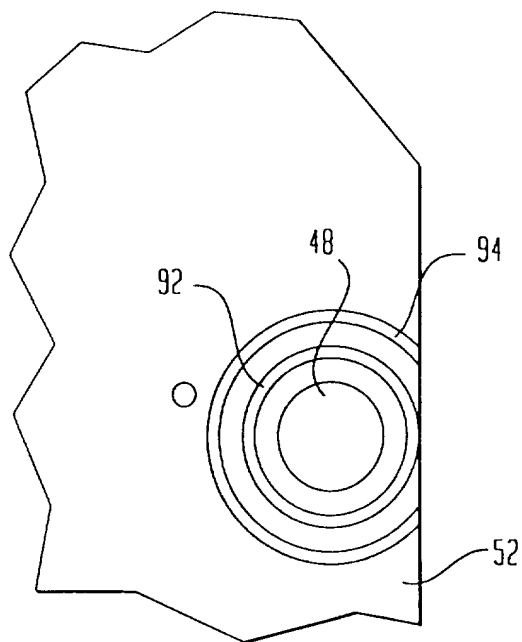


图 6

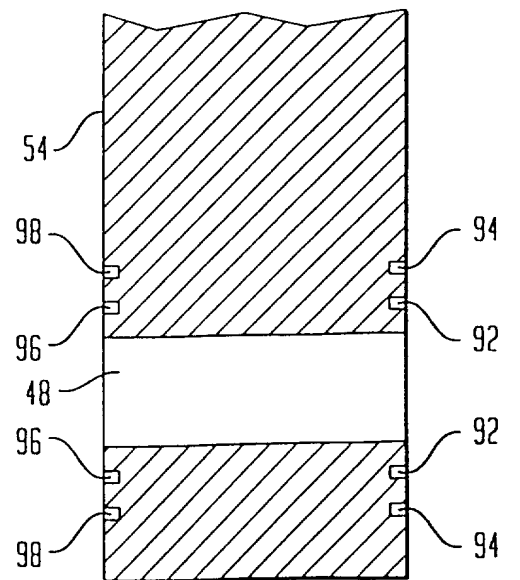


图 4

