

[19] 中华人民共和国国家知识产权局



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 03825878.1

[51] Int. Cl.

H05H 9/04 (2006.01)

H05H 7/22 (2006.01)

[43] 公开日 2006 年 2 月 15 日

[11] 公开号 CN 1736132A

[22] 申请日 2003.6.13 [21] 申请号 03825878.1

[30] 优先权

[32] 2002.12.9 [33] IT [31] MI2002A002608

[86] 国际申请 PCT/EP2003/006254 2003.6.13

[87] 国际公布 WO2004/054331 英 2004.6.24

[85] 进入国家阶段日期 2005.7.28

[71] 申请人 丰达齐奥尼·佩尔·阿德罗特拉皮埃
·安克罗吉卡-特拉

地址 意大利诺瓦拉市

[72] 发明人 于戈·阿迈尔迪 马西莫·克雷申蒂
里卡尔多·曾纳罗

[74] 专利代理机构 中国商标专利事务所有限公司

代理人 万学堂

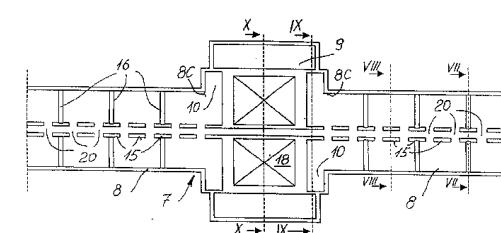
权利要求书 2 页 说明书 14 页 附图 9 页

[54] 发明名称

离子束直线加速器

[57] 摘要

一种漂移管(15)线性加速器(直线加速器)(4)，用于加速低能量离子束。低能量粒子进入直线加速器(4)，在沿着插入了耦合结构(9)的多个谐振加速结构(8)中的直线方向上被加速和聚焦到预期的能量，例如治疗的需要。在加速结构(8)中，被 H-型谐振电磁场激励，在所述漂移管(15)之间提供多个加速缝隙(20)，所述漂移管由轴支撑，例如布置的水平(16)和垂直(17)两者之一。披露的基础模块(7)包括两个加速结构(8)和插入的耦合结构(9)，或者如果必要有改进的耦合结构(9A)连接到射频功率发生器(11)，如果必要有连接到真空系统(13)和如果必要装备一个或多个四级棒(18)。所述基础模块(7)能够被扩展为模块(7A)，其具有奇数个耦合结构(9, 9A)n，如果必要该耦合结构装备一个或多个四级棒(18)，和偶数 N = n + 1 个加速



结构(8)。所述直线加速器(4)包含一个或多个模块(7, 7A)，允许获得很大的加速梯度和非常紧密的结构。

1.一种离子束直线加速器，其特征在于，包括：

i) 至少一个排列在相同轴线上的第一和第二加速结构（8）的耦合，在 H 型驻波电磁场上谐振，每一个安置多个同轴漂移管（15），被轴支撑且相互分离以形成用于加速离子束的缝隙（20），在这里所述第一加速结构的外部末端（8A）是预先
5 已加速、已校准和已聚焦的离子束的输入端，外部末端（8B）是更高能量离子束的输出端，

ii) 被插入的耦合结构（9），或如果必要可将改进的耦合结构（9A）连接到射频功率发生器（11），作为相邻加速结构（8）之间的射频功率流的桥梁，同轴的，驻波 TEM 型谐振腔模式中共振，包括两个同轴圆柱，如果必要连接真空系统（13）
10 和包括，如果必要，一个或更多个四级棒（18），该四级棒的长度适于保持加速的同步，连接到所述第一和第二个加速结构（8），它们各自的内部末端（8C）通过环形终端（10），出现在所述加速结构（8）的两个末端，允许每个所述加速缝隙（20）轴线上的电磁场的调整，

iii) 其中，该工作频率高于 100 MHz。

15 2.如权利要求 1 所述的直线加速器，其特征在于，在所述加速结构（8）内所述漂移管（15）被在 X/m 的周围被相对旋转的 m > 1 的细径向轴(16,17)所支撑。

3. 如权利要求 1 所述的直线加速器，其特征在于，这种环形终端（10）被设计成具有相应于所述加速结构（8）的外径的内径的环形腔的形状且外径大约是内径的两倍，其中，环形腔形状的所述终端（10）在相应于其内径的周围开口，因而在其
20 外表面上特定位置有耦合孔（14）。

4. 如权利要求 1 所述的直线加速器，其特征在于，基础模块（7），包括所述第一和第二加速结构（8）和所述被插入的耦合结构（9A），被连接到射频功率发生器（11），且如果必要可以装备一个或更多的四级棒（18），被预知被进行模块化扩展以形成包括奇数个的扩展模块(7A)_n，如果必要可以装备一个或更多的四级棒（18），
25 和 N = n + 1 个加速结构（8）。

5. 如权利要求 1 所述的直线加速器，其特征在于，增加所述漂移管（15）和所述加速缝隙（20）的长度增加以使相邻的所述加速缝隙（20）的中心区之间的距离大约为达到粒子半波长($\beta\lambda/2$)的整数倍。

6. 如权利要求 1 所述的直线加速器，其特征在于，安置在所述加速结构（8）中的所述多个漂移管（15）是为了确定谐振 π -模式的形成。
30

7. 如权利要求 1 所述的直线加速器，其特征在于，每个基础模块 (7)，或每个所述扩展模块 (7A)，形成一系列在 $\pi/2$ 模式振荡的耦合谐振器。

8. 一种离子束加速系统，其特征在于，顺序地包括离子源 (1)、如果必要有预加速注入器 (2)、如果必要有低能量射束传输线路 (3)、用于将离子束加速到某
5 种应用所需能量的直线加速器 (4)、依照权利要求 1 至 7 中的一个或更多个，进一步地，如果必要有高能量射束传输线路 (5)，和该加速射束被使用的区域或装置 (6)。

9. 如权利要求 1 所述的直线加速器，其特征在于，工作频率的范围在 100 MHz-0.8 GHz 之间。

10. 如权利要求 1 所述的直线加速器，其特征在于，工作频率高于 0.8 GHz。

11. 一种在直线加速器中加速离子束的方法，其中，经过初步校准、预加速和聚焦的离子束，如果必要在低能量射束传输线路 (3) 中被导引，被注入到依照权利要求 1 至 10 中的一个或更多个直线加速器 (4) 中，其中，

- 射束加速度是通过射频电场获得的，该电场的电平在属于在该直线加速器 (4) 中的预知的相同模块 (7, 7A) 的所有所述加速缝隙 (20) 中大体上为常量，
15 所述模块或者模块 (7, 7A) 提供用于射频功率的单一输入 (12)，为每个可预知的模块 (7, 7A)，在这里所述用于射频功率的单一输入 (12) 与单一改进耦合结构 (9A) 连接，

- 获得横向聚焦是通过四级棒 (18) 产生的磁场，优选地在两个或更多的加速结构 (8) 之间，

20 进一步地，在直线加速器 (4) 的输出设备中，如果必要已加速的离子束被导入区域中的高能量射束传输线路 (5) 或者装置 (6)。

12. 如权利要求 11 所述的方法，其特征在于，通过改变输入射频功率调整输出射束能量，通过直线加速器输入设备中的离子束参数和射束动力学调整直线加速器输出射束的强度。

25 13. 一种直线加速器或者包括按照权利要求 1 至 10 中的一种或者多种直线加速器的系统的应用，用于医疗应用。

14. 一种直线加速器或者包括按照权利要求 1 至 10 中的一种或者多种直线加速器的系统的应用，用于基础研究、应用研究和相关应用。

30 15. 一种直线加速器或者包括按照权利要求 1 至 10 中的一种或者多种直线加速器的系统的应用，用于研究和相关应用的产生平均射束电流超过 10 μ A。

离子束直线加速器

技术领域

本发明涉及分别按照权利要求 1、8 和 11 的前序部分的一种用于加速离子束的
5 漂移管线性加速器（直线加速器）和一种包括所述这种直线加速器的系统以及一种
用于加速离子束加速的方法。本发明还涉及所述公开的直线加速器、系统以及加速
方法的应用领域。

背景技术

10 众所周知，粒子加速器是用来加速离子（质子和重离子）使之达到高速运动的
状态的。在这种状态下，大量高速粒子形成了所谓的“离子束”，这种离子束可以用于不同的用途，例如科学研究、医疗及工业应用。

实际上，早期加速器的成本和尺寸限制了它在实验室研究中的应用。即使在今天，现有的加速器在许多利用离子的应用方面通常是不实用的。

15 现有的加速器分为三种：回旋加速器、直线加速器和同步加速器。

如果要求离子束具备很大的大量超质量/电荷之比率和/或达到约 0.6 倍光速，普通的传统的回旋加速器是不太适合的。而直线加速器与同步加速器相比，具有密闭性、模块化和简单化低复杂性的优点，且成本低廉。

射频（RF）直线加速器技术普遍地应用在从“离子源”将带电粒子加速使之产生预期的能量。
20

对于离子（质子和重离子（heavier iron））而言，直线加速器包含的能量范围从几十个千电子伏特每核子(keV/u)到数百万个兆电子伏特每核子(MeV/u)，也就是说，速度范围从约 0.05 倍光速至 0.8 倍光速。在特殊能源支系里，已经开发了几种最有效的直线加速器。如果要求直线加速器具有很大的频率范围，而在不同频率范围内的最佳选择又对应着不同的直线加速器结构，这会导致增加整个装置的复杂性和成本。
25

所有的直线加速器结构设计通常都是由空腔圆柱形的金属腔或传输线路组成，这些结构充满了由 RF 功率发生器产生的电磁能，如果射频波的相位与聚束电子注的到达适当的同步，射束通过直线加速器的纵轴并遇到强大的射频电场就能够对带

电粒子起到加速作用。

至此，已经有两种结构得到了应用：行波结构和驻波结构。在行波结构中，加速器是一种传输线路，如同一根波导管，在该波导管内沿着整个结构的长度传播电磁波。一部分功率输送给离子束，一部分由于电阻损耗而失去，其余的转储到匹配负载。在驻波构结构中，加速器是一个空腔谐振器，其内部注入的电磁波形成了一个随时间变化的以谐振频率为周期的驻波图（pattern）。

众所周知，一个通常应用在此领域的参数 $\beta = v/c$ ， v 代表粒子的速度， c 代表光速。驻波直线加速器主要应用于加速粒子速度小于 $1/2$ 光速（小 β 直线加速器），驻波和行波直线加速器都可以用于更高的速度（中等 β 功率直线加速器），现行的应用倾向于第一种方案。在 $v \approx c$ 时，行波加速器占主导地位（高 β 直线加速器）。

众所周知，公知的具有轻离子束的深度癌症疗法需要离子束 $\beta \leq 0.6$ ，该值在驻波直线加速器所能达到的范围之内。

此外，作为常识：

- 在低速范围内($0.01 \leq \beta < 0.1$)，最常用的直线加速器结构是射频四级棒 (Radio-Frequency Quadrupole, RFQ)；
- 在中速范围内($0.1 \leq \beta \leq 0.4$)，最常用的是漂移管直线加速器 (Drift Tube Linac, DTL) 结构；
- 在高速范围内($0.4 \leq \beta < 1$)，耦合腔直线加速器 (Coupled Cavity Linac, CCL) 结构是最常用的驻波结构。

在驻波直线加速器谐振腔内，射频电场被应用于谐振腔内以产生于电极的线性阵列中。设置电极的间距以使与离子束到达的适当相位的电场对粒子提供“有效”的功率。其余时间电场将被屏蔽，对聚束电子注不起作用。相邻电极之间的间距还要考虑粒子速度的增加，因为更高速度的离子束会导致结构变长。这些谐振腔内的射频电场由电磁谐振腔模式激发产生。通常，场分布包含在一个圆柱体中。在这样一个圆柱体中，存在两种系列的模式：

- 横向磁波模式 (Transverse magnetic modes, TM)，也称作 E-模式，这种模式在离子束的方向存在一个强电场分量（或者，换句话说，该磁场横切于离子束方向）；
- 横向电波模式 (transverse electric modes, TE)，也称作 H-模式，这种模式在离子束方向存在一个强磁场分量（或者，换句话说，该电场横切于离子束方向）。在后一模式中，电极的插入改变了来自被披露的机构的场分布，在这种方式中，一个强电

场分量总是被控制在沿着该离子束的方向，这是有效的方向。

从具有这两类驻波图的谐振腔方面的开发应用经验，使人们了解了使用 E-模式和 H-模式这两种模式的腔的不同特性。

在 E-模式中，电极的插入对已经控制在沿着离子束方向上的加速场的方向不会有太大的影响。
5

相反地，在 H-模式中，电极的插入则会使沿着离子束轴方向上的加速场彻底的改变方向。结果是，在 H-模式谐振腔内，电场更加集中地接近离子束轴，这正是 H-模式谐振腔所需要的。因此，H-模式结构效果更好。

一个通常用来测量谐振腔功耗效率的参数是“每单元长度的分路阻抗”。这个参数包括每单元长度电阻的大小 (dimension)，并且其独立于场电平和粒子速度。
10

一般而言，H-模式谐振腔在每单元长度上具有十分巨大而有效的分路阻抗，其大小随着粒子速度的增加而减小，而 E-模式谐振腔具有相反的性能。因此，H-模式谐振腔在低速状态下更有效，而 E-模式谐振腔在高速状态下更有效，两种模式的速度交叉点通常在 $\beta \approx 0.4$ 左右。

15 该加速结构的纵向长度与 RF 周期中粒子的运行长度有关系，也称作“粒子波长”或 $\beta\lambda$ ，其中这里 λ 是 RF 波长。当粒子到达每个具有适当 RF 相位的加速缝隙 (accelerating gap) 的时候，就会出现有效的加速。在 RF 直线加速器中，有两种可能的工作模式：0-模式和 π -模式。考虑到在某特定时间的 RF 场，在 0-模式中，在每个加速缝隙上轴线上的加速场都有相同的模块和标记，而在 π -模式中，电场从一个缝隙到另一个缝隙的时候就会变换标记。由于对于同样的 $\beta\lambda$ 而言，其有效平均场梯度会更高，因而目前趋势倾向于 π -模式。
20

关于目前所使用的粒子加速器更详细地说明记载在本说明书结尾列举的按出版日期排列的参考文献中。

25 最后，必须指出，在应用领域中，影响对现有的质子的类型和具有不同结构特征以及功能的现有质子和离子加速器之间的选择的是：

— 放射性疗法，要求非常精确，射束具有有限能量和低能量扩展度的低强度笔形波束。优选地，射束必须在相当小且紧密的结构中传送，这些结构被安装在医院可利用的有限空间中。

— 在科研领域，经常需要高强度、高能量的射束进行试验，例如在高能物理学或
30 涉及核裂变、聚变以及许多其他方面的应用。

U. S.- A-5, 382,914 披露了一种用于质子治疗的直线加速器，其结构十分普通，而漂移管直线加速器 DTL 实际上是众所周知的 Alvarez 结构。漂移管直线加速器采用 0—模式加速，且后者的结构相当长。

5 U. S. -A-5, 523,659 涉及一种具有对已知 Alvarez 结构修改，包括 RFQ 形的射频聚焦，包含电场聚焦的机械构造是复杂的。所引起的分路阻抗低及纵面和横面之间的耦合使波束传送变得复杂。

10 U. S. -A-5, 113,141 披露了一种四指针 RFQ 直线加速器结构，该结构为具有 H-模式谐振腔结构，用于同时聚焦和加速低能量射束。这种聚焦的效率随着 β 值增加而迅速降低。所引起的分路阻抗低及纵面和横面之间的耦合使波束传送变得复杂。

U. S. -A-4, 906,896 涉及一种具有磁盘和垫圈的直线加速器结构，该结构为 E 模式的。在低 β 时，分路阻抗低。机械构造复杂，由于被接近于工作模式的射频谐振扰乱，场稳定性非常低。

15 发明内容

本发明的主要目的是提供一种新的离子束加速器、一种包含该加速器的系统和一种能够满足上述要求的加速离子束的方法。

20 本发明的另一个目的是利用一些新的和现有组件，除了为开发新的单一和组合功能外，同时也取得了意外的令人惊讶的结果，另一个优点是有效的减小了加速器的体积，使之能够很容易的安装在诊所或医院里。

本发明的另一个目的在于提出了模块化设计，其一方面能够产生所需能量的离子束，另一方面，还可以减少常规直线加速器所需零部件的数量，从而简化构造和操作成本。

另一个目的是得到高稳定性的加速场，不用考虑谐振结构的频率和长度。

25 本发明的另一个目的是增加加速梯度，结果是，尽可能的缩短加速器长度。

本发明的另一个目的是减少电功率损耗，从而减少加速器、结构及包括本发明在内的整个系统的运营成本。

本发明的另一个目的是在小容积里增加离子束的速度，至少达到 $\beta \approx 0.6$ ，假设应用在医学领域，深部癌症疗法。

30 本发明的另一个目的是提供了以下可能性，所述直线加速器也可以工作在低

频率上，例如在约 100 MHz 至 0.8GHz 范围内，用于科学研究或其他实践应用能够产生大电流。

漂移管直线加速器能够获得上述目的及其他目的和优点，一种包括所述直线加速器的系统和一种加速具有权利要求 1、8 和 11 中所述特征的离子束的方法。

5

附图说明

根据本发明，进一步描述直线加速器的特征、优点和细节，结合附图来详述本发明。

图 1 是包括本发明所述直线加速器的完整系统的方框图；

10 图 2 是 3 个结构图，分别为本发明中 $n=1$ 的 CLUSTER（在下文优选实施例的详细描述中解释的名称）基础模块及两个 $n=3$ 和 $n=5$ 的加长模块，其中 n 表示模块中耦合结构的奇数值；

图 3 是两个加速舷侧结构（accelerating side structure）内部、内部终端和中间耦合结构的基本结构的 1/4 的纵剖面透视图。

15 图 4 是模块的局部水平纵剖面图，表示中间耦合结构和两个加速舷侧结构一部分；

图 5 是模块的局部垂直纵剖面图，表示中间耦合结构和两个加速舷侧结构一部分；

20 图 6 是模块的纵剖面图，表示中间耦合结构和两个加速舷侧结构一部分，在 45° 截面；

图 7 和图 8 分别是沿着图 4 中的截面线 VII-VII 和 V III-VIII 的截面剖视图，其中所述截面在轴的中心，表示方向和 H 场的定位；

图 9 和图 10 分别是沿着图 4 中的截面线 IX-IX 和 X-X 的截面剖视图；

25 图 11 是模块的部分纵剖面图，表示用于耦合到 RF 电力馈线的改进的中间耦合结构和两个加速舷侧结构一部分，在 45° 截面。

具体实施方式

在不同的附图中，相同的附图标记表示相同的部件。仅标出对理解发明必要的部件。在下面的结构、功能和方法说明中，首先涉及的图 1 表示的是系统或包括本发明所述直线加速器的完全组合体 K 的结构图，和图 4 所示的成为一个整体。

常规的离子源 1 将准直离子束注入到常规的注入器 2 中，例如静电加速器，或小型回旋加速器，或 RFQ。箭头 F 指示离子束的方向。然后将预先加速的离子束注入到常规的低能量波速传递部件（Low energy beam transport section, LEBT）3 中，这样可以聚焦和导引离子束至加速器或者本发明所述直线加速器 4 的入口。
5 所述直线加速器 4 是一种工作在高频状态下的漂移管直线加速器(Drift Tube Linac, DTL)，例如应用于癌症治疗方面。所述直线加速器 4 由一个或更多的基础模块 7 和/或一个或更多的扩展模块 7A 组成，下面详细说明，所述直线加速器 4 被称作是用于横向电径向场的耦合腔直线加速器(Coupled-cavity Linac Using Transverse Electric Radial fields, CLUSTER)。如前所述，依照发明，在 H-模式驻波电磁场模式和很高的工作频率下，激励加速谐振结构 8，例如癌症治疗。下面将更详细地说明和描述，几种加速器结构 8 排列和耦合在基础模块上，以便获得用于 CLUSTER 4 所需的输出能量，为离子束的应用作准备。所述输出束能量可以通过改变输入的射频功率进行调制，而输出束强度可以通过调节离子束注入参数和动力学进行调整。

15 应该指出的是，常规的 H 型谐振腔目前被应用于加速低速度、高强度和高质量/电荷 (mass/charge) 的离子束方面。在这样的应用中，离子束的宽相当大（大约数十 mm），因此离子束孔也应相应地较大，至少约数十 mm，在离子束直径和离子束孔之间公认的系数是 2/3。由此可知，公知的概念是谐振腔的建立和运行一定要在低频范围内，即从约几 MHz(直径为 1 m 的谐振腔)至几百 MHz (直径达到 0.3m 的谐振腔)。相反地，在医学应用中，由于需要低强度离子束，几毫米的离子束孔就已经足够大了。
20

25 为了简化医院的设备安装，应该尽可能的缩短这种结构的长度。依照本发明，在 CLUSTER 4 中，不采用常规直线加速器中所使用的中低工作频率，而是使用约 0.5 GHz 至几 GHz 的高工作频率，例如 6-7 GHz。现在，随着机械技术的进步，生产符合精度需要的这种小型结构已成为可能。

还应该指出的是，场稳定性随着频率和长度的增加而减小。这就严格限制了长常规加速结构的发展。本发明通过生成一系列中等长度耦合的加速谐振腔和一种新的耦合模式，如下面的解释和说明，解决了上述难题。通过这种新模式，不仅保持了稳定性而且通过耦合加强了稳定性。

30 耦合谐振腔系统已经被提出或者设计，但却没有考虑过 H 型加速结构。在通

常的技术中，H型结构典型地应用于低速度和低频率。如前所述，本发明正相反提出了在高得多的频率上使用这样的H型结构。实际上，众所周知，频率越高，允许的场就越高，从而增加了每米长度上获得的能量，缩短了加速器的总长度。这个参数是非常重要的，例如在医疗应用中，缩短加速器总长度同减少成本及设备所占空间是紧密联系的。

然而，RF加速场引起的放射性散焦效应，在低能量时尤其重要，其限制了最大可允许场值。因此，还必须增加一定数量的放射性聚散焦作用，在整个加速器长度中产生全面的增长。

依照本发明，通过一种众所周知的基于利用磁性四级棒作为聚光组件的技术可以10获得横向聚焦，所述四级棒的容积(dimension)不能直接用频率来衡量。在低频情况下常规选择为，可能的是在加速谐振腔中插入四级棒，或者不可能的是通过聚光组件来改变分离谐振腔的构造。

在高频下，在加速谐振腔中没有用于插入四级棒的空间，采用替换的加速结构和聚光组件的方案导致了又长又不实际的结构。

15 相反地，如本发明所提出的，在涉及优选实施例的附图中所表示的，聚焦四级棒18能够直接的定位在耦合结构9中。以这种方式，耦合结构9同时具有两种功能：两个加速结构8之间的耦合和用于横向离子束聚焦的磁性四级棒18的外壳。

本发明提出了一种在加速结构8之间的耦合结构9这个新概念。这种直径大20 约为加速结构8直径的两倍的耦合结构9，在结构或加速结构8之间的功率流动起桥梁作用，同时如果必要作为四级棒18的外壳，如前所述，如果必要表示连接到真空系统13。这种连接在模块7的其他地方也可以打开。

因此，依照本发明，基础模块由中间耦合结构9和两个加速侧结构8组成，所述的三个结构连接在一起。

25 依照本发明，图例中的耦合是用射频功率发生器完成的，这很必要（例如在单一基础模块中），如图2所示，穿过一个改进的耦合结构9A。所述耦合结构9A与所述耦合结构9相似，其中耦合结构9被分成两部分，称作分离耦合单元21，并且增加了同轴的第三单元，称作馈电线单元22。一种可能，但是不排除图11中所示构造，图中表示了一个由位于中心的改进耦合结构9A和两个加速器结构30 8的一部分组成的纵向45°弯曲剖面。在这种方式中保持了π/2 RF构造。于是留

下了两个未被磁场激励的分离耦合单元 21，而馈电线单元 22 则被激励了。因此，功率经过一根波导管或同轴电缆被有效的注入到馈电线单元 22 并且经过两个或更多地狭槽来通过两个分离耦合单元 21。如此改进的耦合结构长度就是这样保持了与离子束加速的同步。

5 因此，耦合到依据本发明的 RF 功率发生器在机械上容易制造，具有可避免加速结构 8 中场失真的优点。

依照本发明，在耦合结构 9、9A 的中心部分能够分配所述耦合系统足够的空间，用以插入一个或更多的用于横向聚焦的四级棒 18。因此，用于耦合结构所需的空间也可以有利地用于离子束横向聚焦，用这种方法获得整个 CLUSTER 4 的 10 最大紧密度。这里指出，四级棒 18 也可是用其它功能等同的组件代替，在被代替的情况下也可放置在耦合结构 9、9A 的外面，在特殊的实施例中，所述四级棒 18 也可以被省略。

15 据本发明利用高频率的启示，也能够达到减少功率损耗的目的。实际上，一个普通的规则是，如果用频率衡量结构的几何学，则每单元长度的有效分路阻抗随着频率的平方根增加。

本发明的另一个启示在于是前述启示和 H—模式的使用的结合，在本质上更有效。

此外，依照本发明，为了产生具有所需能量的离子束以适于可预知的应用，可预知的除了基础模块 7 之外还有扩展模块 7A，扩展模块 7A 由附加了更多的耦合结构 9、9A 和加速结构 8 的基础模块 7 组成，如图 2 所示，耦合结构的数量 n 20 总是一个奇数，并且加速结构的数量为 $N = n + 1$ 。

因此，依照本发明，在一个简单的实施例中，单一射频功率发生器 11 能够驱动 CLUSTER 4 中的模块 7 或 7A，但是，如果预知存在几个联合的模块 7 和/或模块 7A，那么也能够预知几个单一功率发生器 11，其具有用单一 RF 输出 12 或多个树型输出 12，这里在已预知的模式 7 和 7A 的改进耦合结构 9A 中也用 12 定义 RF 输入口。依照本发明，每个模块在单一改进耦合结构 9A 上有单一 RF 输入 11。

回到附图，在所述 CLUSTER 4 中，依照本发明，离子束通过加速缝隙 20 中的射频电场被加速和同时被纵向聚焦至达到为预知应用设计的能量，例如癌症治疗。横向聚焦单独由磁场提供。然后 CLUSTER 输出离子束被激发进入高能量 30

射束传递 (High-energy beam transport, HEBT) 线路 5 中, 该线路聚焦和导引所述离子束进入应用区域 6, 在这里被使用, 例如用于医疗目的。

对于医疗应用而言, 将离子束加速到约 4000 MeV (330 MeV/u) 是可能的, 这是当今在深部癌症疗法中被认为是最佳的离子束能量最大值。

一般而言, 所需基础模块 7 的数量和扩展模块 7A 的组成也将依赖于工作频率、RF 发生器输出的最大功率、所需的场电平和预先加速的离子束注入能量。依照本发明, 模块的优选实施例在任何情况下都允许将 CLUSTER 4 中 RF 功率发生器的数量减少到最小, 以便尽可能减少 CLUSTER 4 的成本, 从而减少包括本发明所述 CLUSTER 4 的整个系统 K 的成本。

这里指出的是模块中的谐振腔, 例如调谐在相同工作频率下的三个 8-9,9A-8 谐振腔系列或者其他系列, 为了在模式 z/2 中谐振被耦合, 其中通常耦合谐振腔 9 未被激励或, 万一耦合谐振腔 9A, 仅部分被激励, 这样的结构非常有助于系统的稳定性。

如图 3 所示的优选实施例的局部三维立体剖视图。从图中可以看出, 两个加速结构 8 和耦合结构 9 的一部分。

图 3 中的三维立体图也显示了三个不同的纵剖面, 确切的是: 水平剖面 (图 4), 垂直剖面 (图 5) 和 45° 的弯曲剖面 (图 6)。

从图中可以看出, 沿着 CLUSTER 4 纵轴分布的一系列漂移管 15 位于加速结构 8 中。许多 m 值大于 1 的 m 细径向轴 (radial stems) 16、17, 从加速结构 8 器壁的内表面支撑每个所述漂移管。加速谐振腔的谐振工作模式可以分为 H_{m10} 模式。优选实施例中 $m=2$ 的轴 16、17 是交替地水平的 16 和垂直的 17。

在其他 $m>2$ 的结构中, 相邻轴 16、17 相对地以 X/m 旋转。

H 模式具有沿着谐振腔纵向分布的磁场, 而电场是径向的, 但不包括轴线方向上, 在这里漂移管 1 沿射束方向 F5 引起电场失真。图 7 和图 8 分别是沿着图 4 中的截面线 VII-VII 和 VIII-VIII 的加速结构 8 的横截面图, 且根据常规表示了 H 场的方向。众所周知, 对于有效的加速而言, 轴线上的电场沿着整个结构中应该趋于恒定。在理想的圆柱谐振腔中, H -模式不是这样, 这是因为磁场在谐振腔的中心区具有最大值, 在谐振腔的末端具有零值, 这使得末端的轴线电场为零。

因此, 依照本发明, 在加速结构 8 的终端以及在加速结构 8 和被插入的耦合结构 9、9A 之间的耦合终端 10 进行了某些机械的和结构的改进, 以适当地扩展

磁力线，目的是在每个加速缝隙 20 保持电场值都大致相同。所述终端 10 的另一个目的是调整加速结构 8 和被插入的耦合结构 9、9A 之间的耦合。对于第一个目的而言，加速结构 8 的所述终端 10 的长度和直径被调节成将纵向 H 场磁力线扩展以接近于所述加速结构 8 末端。耦合结构 9、9A 的直径大约是加速结构 8 直径的两倍，因此，圆柱形终端 10 具有中等直径的环状腔的形状。对于第二个目的而言，所述终端 10 的厚度，耦合结构 9、9A 和终端 10 之间的厚度以及耦合槽 14 的数量、形状和容积是可被调整的，如图 3、4、5、6 和 11 所示。

具有环状腔形状的所述终端 10 在与其内径相符合的圆周上打开，于是在终端 10 的外表面上出现了耦合孔 14，如图 6、9 和 11 所示。回到加速结构 8，所述结构可以描述为一个震荡电路，该震荡电路可以直观的看作是在相邻的漂移管 15 之间产生的加速缝隙 20 中集中的电容部件，和分布在轴 16、17 和内腔壁之间剩余容积中的电感部件，如图 7 和 8 所示。

在 RF 周期中，从漂移管 15 到其相邻的漂移管之间的 RF 电流的路径为来回地穿过水平的 16 和垂直的相邻轴 17。

加速结构 8 的工作模式是 π -模式，这意味着，在 RF 周期中某一给定的时间里，经过从一个加速缝隙 20 到下一个的过程，轴上电场的方向发生翻转。因为所述加速缝隙 20 之间的距离是 $\beta\lambda/2$ ，所以在每个加速缝隙 20 上进行有效的加速是可能的。场稳定性是同工作模式频率 ω_0 和最接近（已知高频）的纵向依赖（dependent）模式频率 ω_1 之间的间距紧密相连的。用公式描述 ω_1 与每个加速结构的加速缝隙数量“ngap”的依赖关系：

$$\frac{\omega_1}{\omega_0} = \sqrt{1 + \frac{1}{(ngap)^2}}$$

由于 ω_1/ω_0 的比值不能小于几每密耳 (per mil)，每个加速结构 8 的加速缝隙 20 约为 20 这个最大值已经被接受了。

已提到过，本发明的基本原理在于使用常规的 H 型结构（也就是常规结构中一个有代表性的工作在数百 MHz 的结构），使之工作在高频率上，例如前述的深部癌症疗法。

常规的 H 模式谐振腔的直径约在 0.3 米到 1 米之间，长度可以达到几米。连

续的磁透镜之间的加速缝隙的数量也大约为 20 个。

相反地，依照本发明，从表 1 可知，加速器结构 8 的长度未超过 350mm，达到约 $\beta=0.6$ ，直径未超过 100mm。由于加速缝隙长度 20 同频率一起线性地减少，而能够适用的最大场值仅随着频率的平方根增加（依照 Kilpatrick 1953 年用实验方法制定的标准），用于获得相同能量的结构长度随着频率的平方根大概地减少，但需要更多的加速缝隙 20。

由于每个加速结构 8 中加速缝隙 20 的最大值约为 20 个，所以需要驱动的加速结构 8 的数量要大多多于常规加速器中的数量。

然而，电力线直接耦合到这种小直径结构是非常难于设计的，由于在加速场中发生严重的变形是不可避免的。小的长度也避免了在结构内插入磁性四级棒作为聚焦透镜的可能性，这是工作在低频状态下的常规谐振腔的通常做法。

如前所述，这些难题通过 CLUSTER 4 中技术和结构的新颖设计得到了有效的解决，该设计包括基础模块 7 和扩展模块 7A。例如图 2 所示的基础结构包括两个加速结构和一个耦合结构。

图 9 是在所述耦合槽 14 水平面上的耦合结构 9 的横切面图，图 10 是磁性四级棒 18 水平面上的耦合结构 9 的横切面图。如前所述，在发明的优选实施方式中，耦合结构 9、9A 允许小尺寸的四级棒 18 的外壳，并且同时确保了在相同模块 7 中所有加速结构之间的 RF 耦合。

依照发明，在当前的实施方式中，位于每个耦合结构 9、9A 中的四级棒 18 确保射束横向聚焦在 FODO 点阵排布结构中。实际上，可以利用商业应用中的永久性四级磁铁 18，该磁铁纵向长为 30mm、孔半径为几 mm，磁性梯度可以达到 $dB/dx \approx 500 \text{ T/m}$ 。

在不同于深部癌症疗法的 CLUSTER 4 应用中，也可以使用非永久性四级磁铁 18 或其他功能上等同的部件，该应用具有较低的频率，例如达到 0.6GHz。

依照本发明的耦合结构 9、9A 不加速离子束，主要是在 TEM 驻波模式中震荡的同轴谐振器。它的长度应能保持与离子束加速度同步。通过两个或更多耦合槽 14 完成与加速结构 8 的耦合，如图 9 中例子为四个。

表 1 概括了可能的 CLUSTER 4 模块的三个实例，工作在不同的频率：1.5 GHz、3.0 GHz 和 6.0 GHz。在这些实例中， $^{12}\text{C}^{6+}$ ($Q = 6$, $A = 12$) 是被加速粒子。

表 1

可能的 CLUSTER 模块加速实例以加速 $^{12}\text{C}^{6+}$ ($Q = 6, A = 12$).

| 可能加速 CLUSTER 模块的例子 | 1 | 2 | 3 |
|--|------|-------|-------|
| 频率 [MHz] | 1500 | 3000 | 6000 |
| Q (离子电荷) | 6 | 6 | 6 |
| A (离子质量) | 12 | 12 | 12 |
| 输入能量 [MeV] ($\beta_{\text{input}} = v/c \sim 0.25$) | 360 | 360 | 360 |
| 输出能量 [MeV] ($0.27 \leq \beta_{\text{output}} = v/c \leq 0.28$) | 472 | 442 | 418 |
| 每模块 N 加速结构的数量 | 4 | 4 | 4 |
| 加速结构长度 (平均) [mm] | 370 | 180 | 90 |
| 加速结构直径 [mm] | 90 | 42 | 21 |
| 耦合结构长度 [mm]* | ~35 | ~35 | ~35 |
| 耦合结构直径 [mm] | 180 | 80 | 50 |
| 射束孔直径 [mm] | 10.0 | 5.0 | 2.5 |
| 总长度 (具有 4 个加速结构的模块) [mm] | 1585 | 825 | 465 |
| 分路阻抗 $Z [M\Omega/m]$ | ~100 | ~140 | ~200 |
| 在轴场 E_0 的 平均值 [MV/m] | 16.1 | 23.9 | 34.5 |
| 最大面电场 E_{max} [MV/m] ($\approx 2.5 \times E_{\text{Kilpatrick}}$) | 87.5 | 117.5 | 162.5 |
| 峰值功率 (每四个加速结构的模块) [MW] | 5.5 | 3.43 | 2.5 |
| 磁性四级棒长度 [mm] | 30 | 30 | 30 |
| 磁性四级棒梯度 B' [T/m] (FODO lattice) | 210 | 355 | 475 |
| 每周期相位提前 σ [deg] | 80 | 74 | 50 |
| 最小射束包络 (envelope) β_{min} [mm/mrad] | 0.3 | 0.2 | 0.2 |
| 最大射束包络 β_{min} [mm/mrad] | 1.6 | 0.9 | 0.6 |

*调整以适应该四极棒的长度。

通过上述的结构和功能描述可以得出结论，依照本发明的直线加速器可以有效的取得所述的范围和优点，可以方便的、地应用在相当多的领域里。在医学方面，发明人以上述实例为基础，进行研究或许多其他的应用，例如产生高速射束电流、裂变和聚变应用及预知的超导加速器的应用等。本发明另一个重要方面在于所述直线加速器或 CLUSTER 也可以有效地工作在比前述更低的频率上。事实上，根据很多科研领域的需要，通过适当的降低工作频率，例如工作频率为 100 MHz 至 0.5 GHz，能够获得更高的电流。因此，本发明的范围包括所有的所述

CLUSTER 结构，但并不考虑提供基础和/或扩展模块的数量，如前所述，其中 CLUSTER 既可以工作在高频率上也可以工作在低频率上。

本领域技术人员在依照本发明的直线加速器和CLUSTER 设计中技术上和功能上等同的改进，以适于不同的应用，这些应用与权利要求书规定的一样，没有背离本发明的范围和宗旨。

参考文献

- P. M. Lapostolle, "Introduction à la Théorie des Accélérateurs Linéaires", CERN 87-09 Division du Synchrotron à Protons, Juillet 1987.

- T. P. Wangler, "Introduction to Linear Accelerators", Los Alamos National Laboratories Report LA-UR-93-805, April 1993.

- U. Ratzinger, "Effiziente Hochfrequenz-Linearbeschleuniger für leichte und schwere Ionen", Habilitationsschrift, Fachbereich Physik der Johann Wolfgang Goethe Universität, Frankfurt am Main, Juli 1998.

发明人对本领域的贡献列于如下，按出版日期排序：

- U. Amaldi, A Possible Scheme to Obtain e-e-and e+e- Collisions at Energies of Hundreds of GeV, Phys. Lett. Vol. 61B, Nr. 3, pp. 313-5, March 1976.

- U. Amaldi, M. Grandolfo, and L. Picardi editors, "The RITA Network and the Design of Compact Proton Accelerators", INFN-LNF Frascati, Italy, August 1996 (ISBN 88-86409- 08-7).

- M. Crescenti and 2 co-authors, "Commissioning and Experience in Stripping, Filtering and Measuring the 4.2 MeV/u Lead Ion Beam at CERN Linac3", Linac96, Geneva, Switzerland, August 1996.

- R. Zennaro and 2 co-authors, "Equivalent Lumped Circuit Study for the Field Stabilization of a Long 4-Vane RFQ", Linac98, Chicago August 1998.

- M. Crescenti and 8 co-authors, "Proton-Ion Medical Machine Study (PIMMS) PART I", CERN/PS 99-010 (DI), Geneva, Switzerland, March 1999.

- U. Amaldi, R. Zennaro and 14 co-authors, "Study, Construction and Test of a 3 GHz Proton Linac Booster (LIBO) for Cancer Therapy", EPAC2000, Vienna, Austria, June 2000.

-
- U. Amaldi, R. Zennaro and 13 co-authors, "Successful High Power Test of a Proton Linac Booster (LIBO) Prototype for Hadrontherapy", PAC2000, Chicago, August 2000.
 - M. Crescenti and 13 co-authors, "Proton-Ion Medical Machine Study (PIMMS) PART 5 II", CERN/PS 2000-007 (DR), Geneva, Switzerland, July 2000. In particular: Chapter 11-7 Injection.

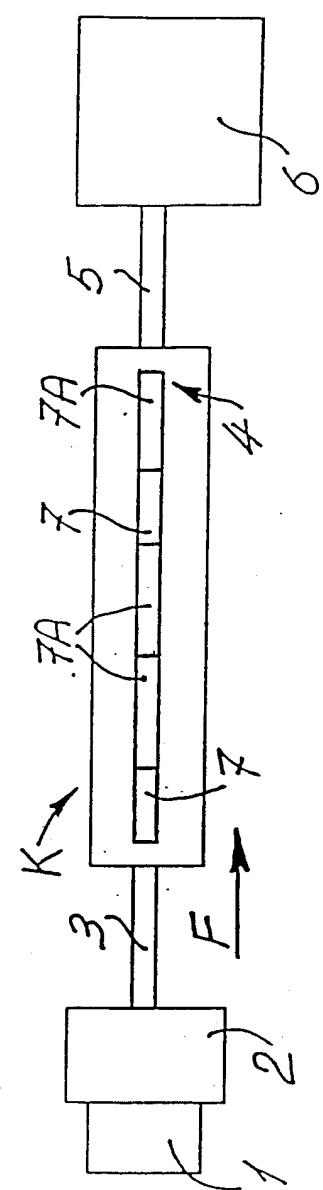


图 1

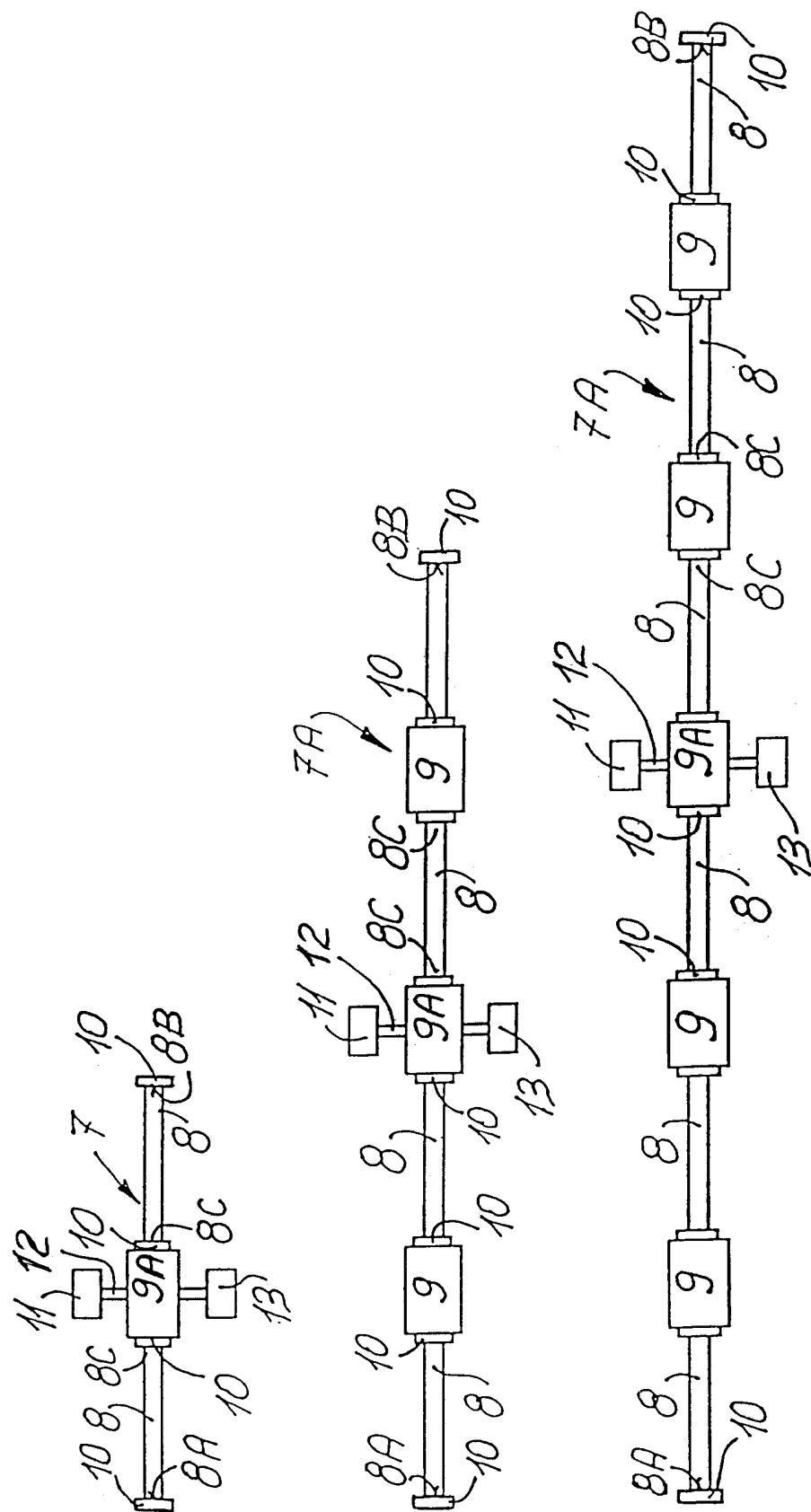


图 2

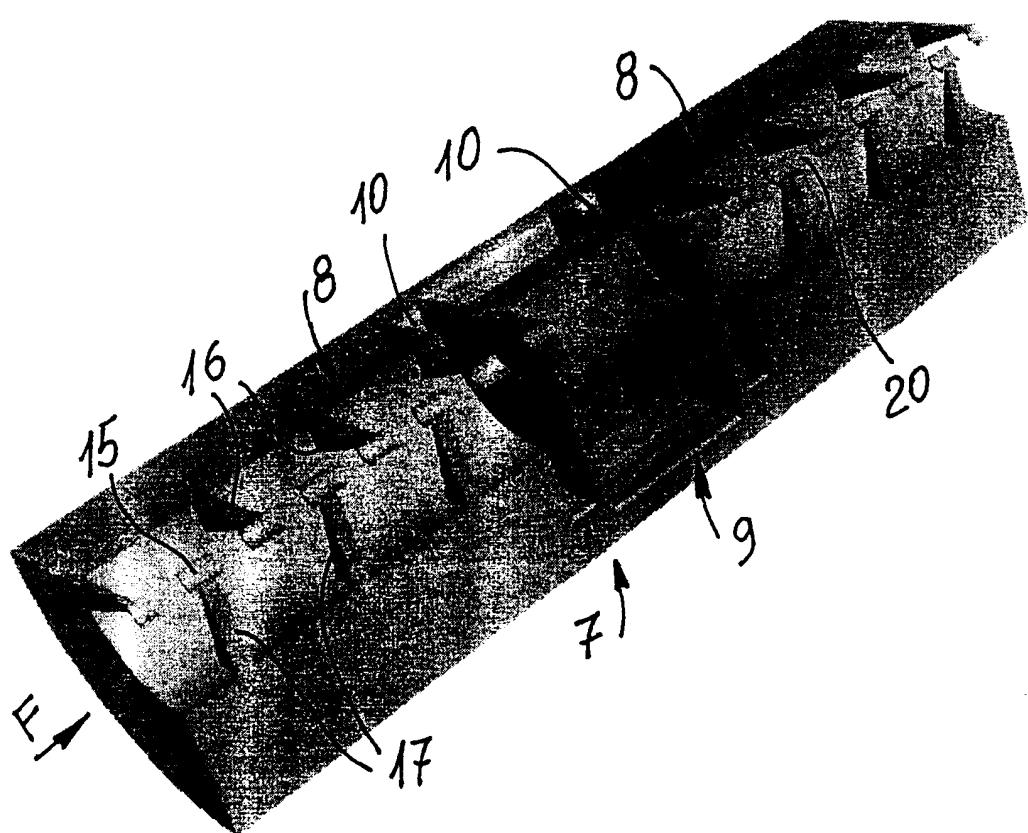


图 3

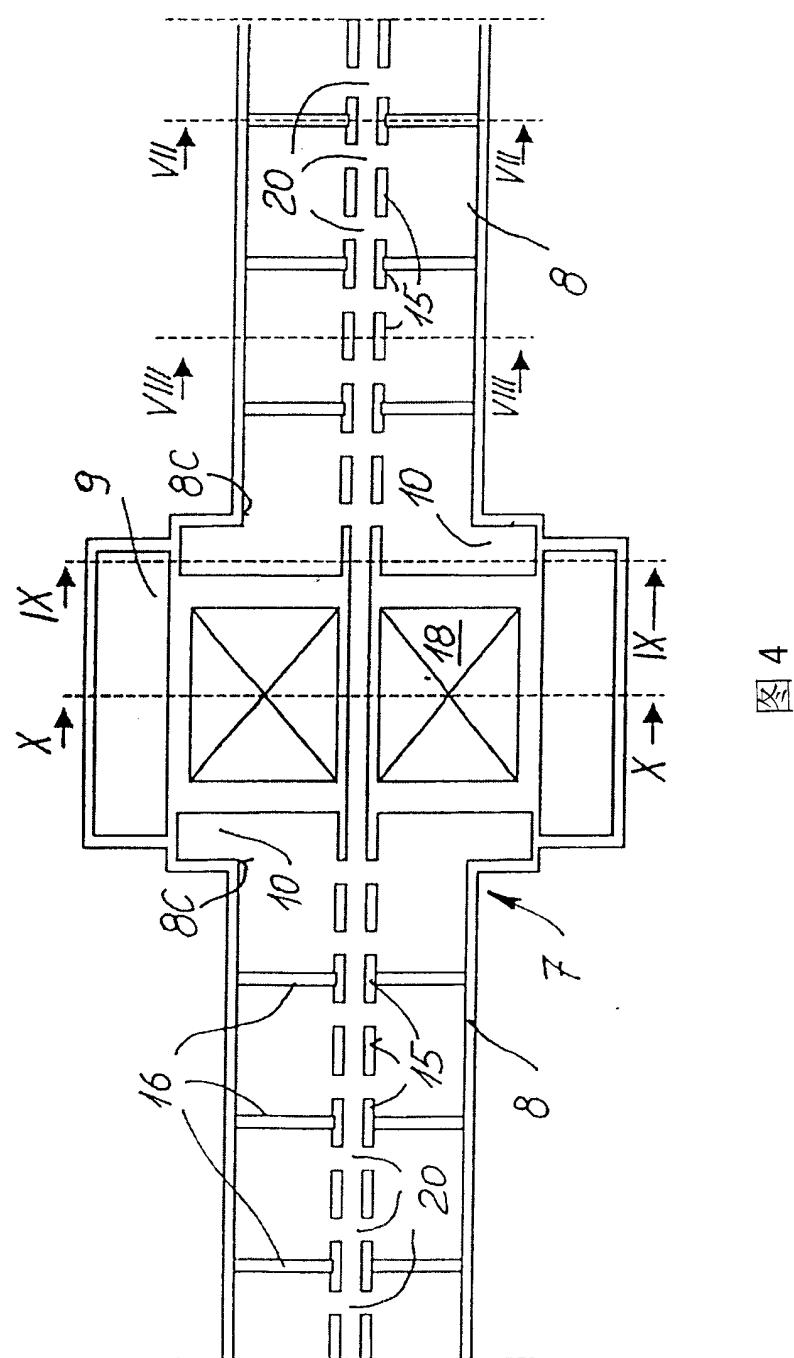


图 4

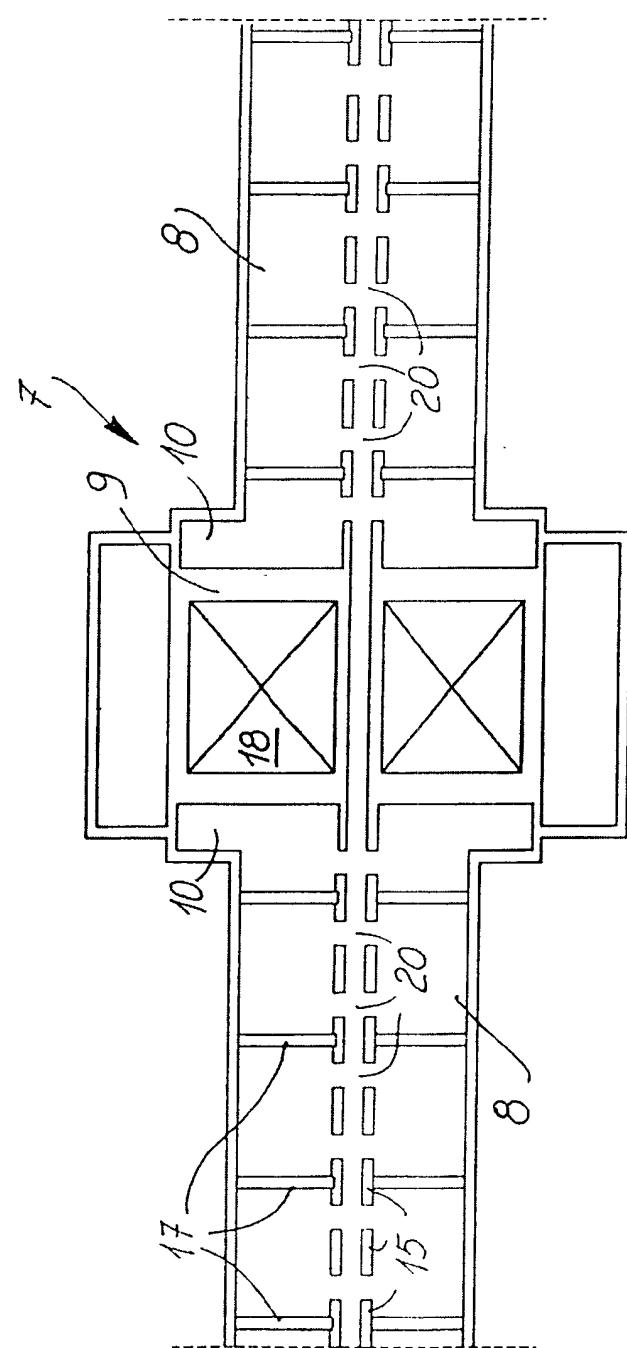


图5

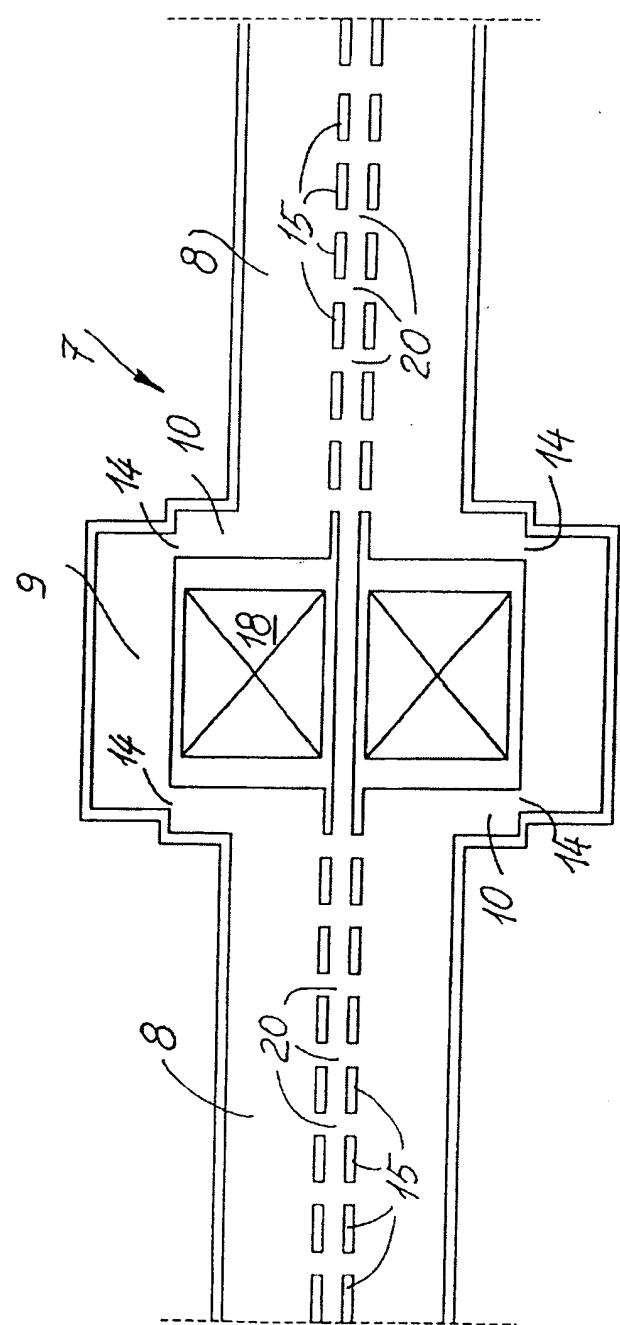


图 6

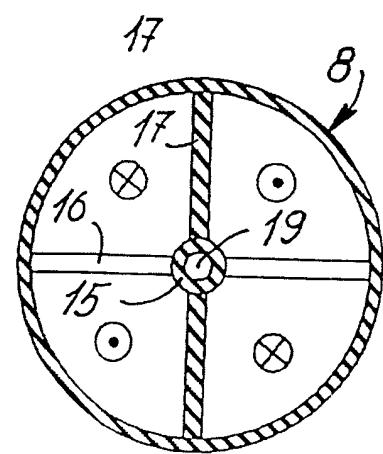


图 7

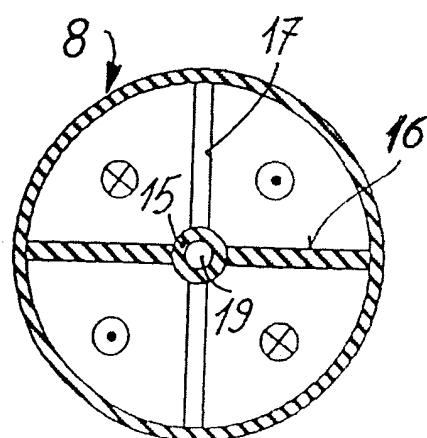


图 8

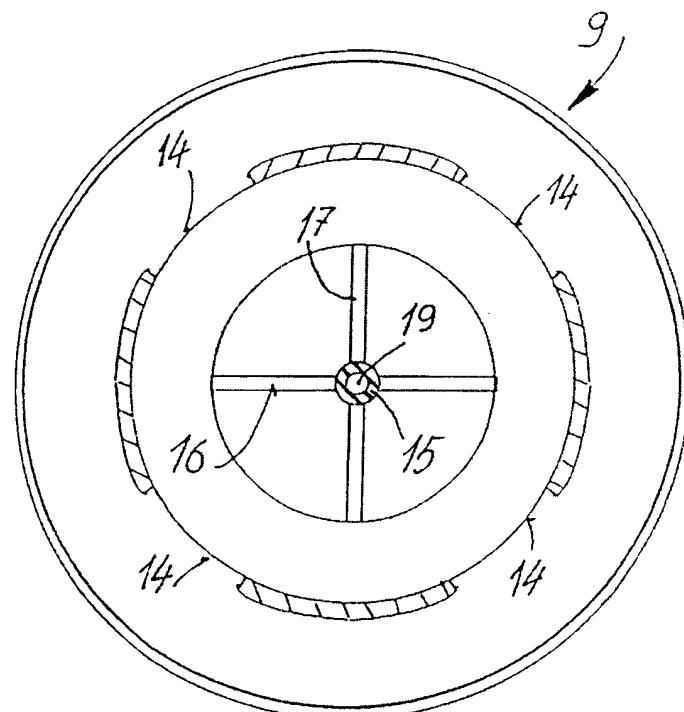


图 9

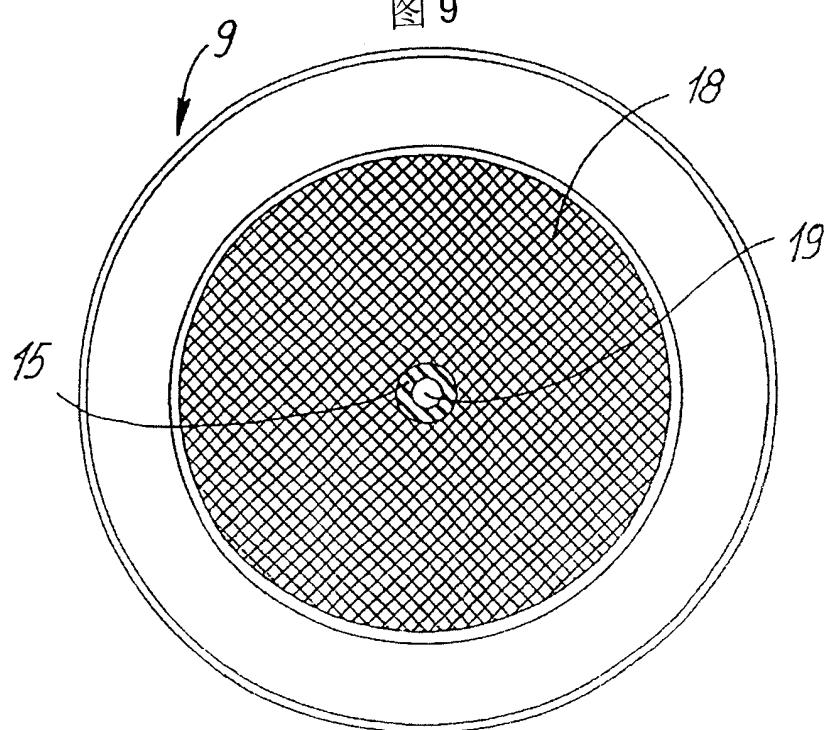


图 10

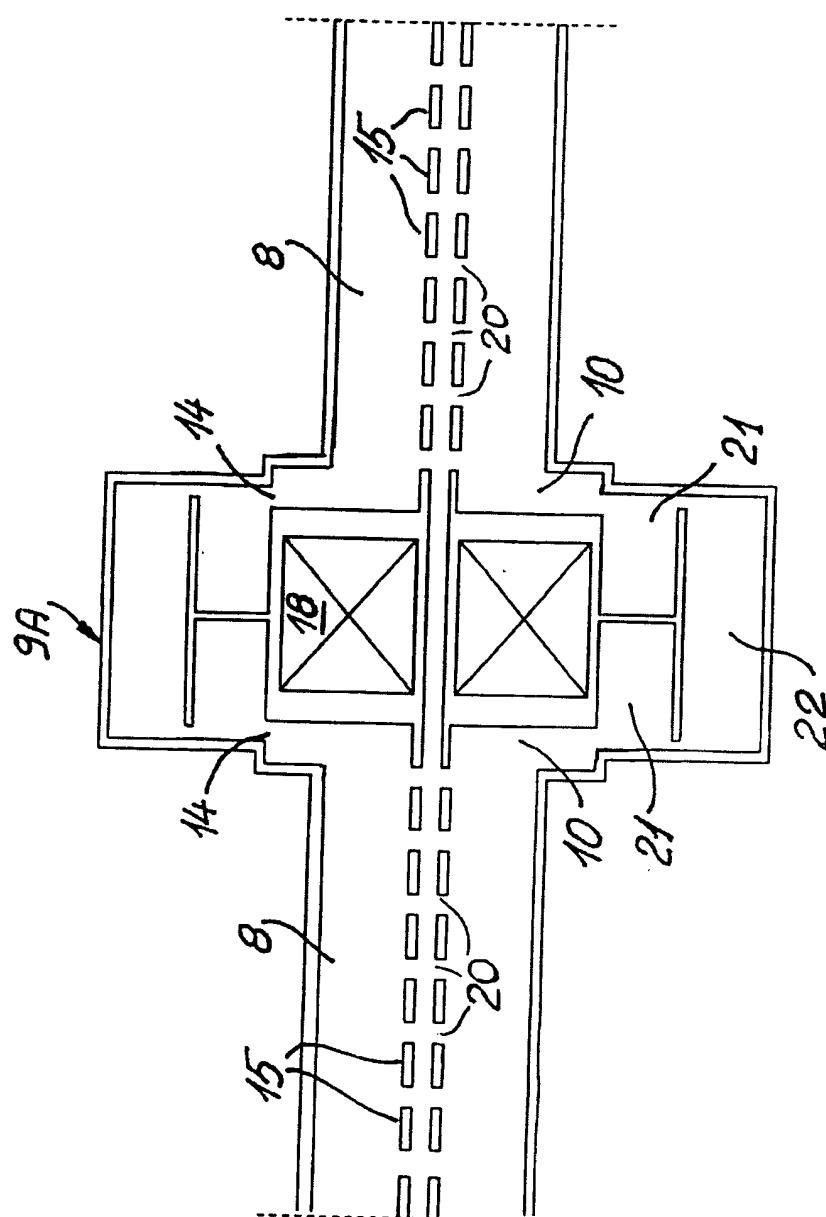


图 11