

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61M 5/145 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 02803719.7

[45] 授权公告日 2008 年 8 月 20 日

[11] 授权公告号 CN 100411697C

[22] 申请日 2002.1.16 [21] 申请号 02803719.7

[30] 优先权

[32] 2001.1.18 [33] US [31] 09/765,498

[86] 国际申请 PCT/US2002/001052 2002.1.16

[87] 国际公布 WO2002/056934 英 2002.7.25

[85] 进入国家阶段日期 2003.7.15

[73] 专利权人 梅德拉股份有限公司

地址 美国宾夕法尼亚州

[72] 发明人 K·P·考恩 B·伊多恩

M·J·杨尼洛

J·A·布罗索维奇

A·D·希施曼

[56] 参考文献

US6090064A 2000.7.18

US5531698A 1996.7.2

US6019745A 2000.2.1

WO98/00187A1 1998.1.8

审查员 王翠平

[74] 专利代理机构 上海专利商标事务所有限公司

代理人 吴明华

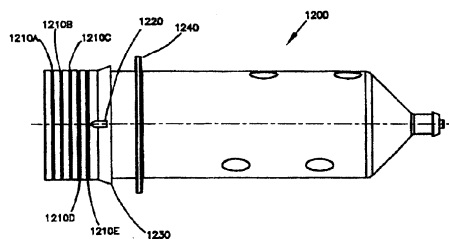
权利要求书 2 页 说明书 25 页 附图 33 页

[54] 发明名称

注射器信息的编码和检测

[57] 摘要

一用于接电源的注入器的注射器，其用来将液体注入到病人的体内，该注射器包括一编码器。编码器包括定位在编码器上的至少第一指示器。第一指示器适于与以可检测的方式通过或邻近编码器传播的能量的至少一部分互相作用。第一指示器的存在(或缺席)提供或对应关于注射器构造的信息。例如，本发明的指示器可通过指示器的数量和/或位置来提供关于注射器构造的信息。多个或多组这样的注射器可设置有各个这样的注射器的构造，它们由该注射器的指示器的存在或缺席来代表。



1. 一用于接电源的注入器的注射器，该注射器包括：

一用于通过其间轴向传输电磁能的材料段，该材料段包括沿材料段布置的至少第一指示器，第一指示器用于与以可探测的方式通过材料段传播能量的至少一部分互相作用，第一指示器提供关于注射器构造的信息。

2. 如权利要求 1 所述的注射器，其特征在于，至少第一指示器包括沿材料段在唯一预定的位置处的多个指示器，每个指示器用于与以可检测的方式通过材料段传播的能量的至少一部分互相作用，指示器的预定的位置提供关于注射器构造的信息。

3. 如权利要求 1 所述的注射器，其特征在于，至少第一指示器用于吸收能量的至少一部分，或散射能量的至少一部分。

4. 如权利要求 1 所述的注射器，其特征在于，至少第一指示器包括一检测材料，其在能量照射下，放置在可检测的状态下。

5. 如权利要求 4 所述的注射器，其特征在于，电磁能包括光能，所述检测材料在光能的照射下发出荧光。

6. 如权利要求 1 所述的注射器，其特征在于，材料段与注射器一体地形成。

7. 如权利要求 6 所述的注射器，其特征在于，材料段包括一注射器壁的一部分。

8. 如权利要求 7 所述的注射器，其特征在于，电磁能包括光能，所述材料段具有一大于邻近环境的折射率的折射率。

9. 如权利要求 7 所述的注射器，其特征在于，至少第一指示器包括一在注射器壁上的倾斜的表面，其用于传输在注射器壁外面的光能。

10. 如权利要求 7 所述的注射器，其特征在于，至少第一指示器包括沿注射器壁的长度在唯一预定的位置处的至少第一多个指示器，每个指示器用于与以可检测的方式通过注射器壁的长度传播的能量的至少一部分互相作用，指示器的预定的位置提供关于注射器构造的信息。

11. 如权利要求 1 所述的注射器，其特征在于，材料段可附连到注射器上。

12. 如权利要求 10 所述的注射器，其特征在于，一至少第一多个指示器代表一第一二进位代码。

13. 如权利要求 12 所述的注射器，其特征在于，还包括沿注射器壁长度在唯一预定的位置上的至少第二多个指示器，该至少第二多个指示器代表一第二二进位代码。

14. 如权利要求 1 所述的注射器，其特征在于，还包括：

一包括注射器壁、一后端和一前端的本体；以及
可移动地设置在本体内的柱塞。

15. 如权利要求 14 所述的注射器，其特征在于，还包括一与本体相连的至少一个安装突缘。

16. 如权利要求 15 所述的注射器，其特征在于，还包括与主体相连的一点滴器突缘。

17. 如权利要求 15 所述的注射器，其特征在于，材料段在本体的后端和至少一个安装突缘之间的位置处与本体相连。

18. 如权利要求 1 所述的注射器，其特征在于，至少第一指示器包括一形成在注射器周缘的至少一部分周缘的槽。

19. 如权利要求 18 所述的注射器，其特征在于，槽沿注射器的周缘延伸。

20. 如权利要求 1 所述的注射器，其特征在于，材料段是半透明的。

21. 如权利要求 1 所述的注射器，其特征在于，至少第一指示器包括一平坦的第一表面，其相对于通过材料段传播的能量的定向保持倾斜，以容易被检测的方式再次引导能量的至少一部分。

22. 如权利要求 21 所述的注射器，其特征在于，至少所述第一指示器包括形成在材料段内的一狭槽，该狭槽包括一第二表面，能量通过该表面与第一表面接触，第一表面反射能量的一部分。

23. 如权利要求 22 所述的注射器，其特征在于，第一表面相对于通过材料段传播的能量的定向倾斜 45° 。

24. 如权利要求 1 所述的注射器，其特征在于，电磁能是光能，所述材料段用于沿平行于注射器的轴线的方向通过其间传播光能。

25. 一用于如权利要求 1-24 中任何一项所述的注射器的注入器，注入器包括：

一用来对注射器的内容加压的驱动件；

至少一能源，其用来通过注射器的材料段轴向传输能量；以及

至少一个传感器，其用来检测与注射器的至少第一指示器互相作用的能量的至少一部分。

26. 一从如权利要求 1-24 中任何一项所述的注射器提供信息到如权利要求 25 所述注入器的方法，该方法包括：

通过注射器的材料段的至少一部分轴向传播能量；以及

检测被材料段内的至少第一指示器修正的能量的至少一部分。

注射器信息的编码和检测

技术领域

本发明涉及信息或构造的编码和检测，特别是，涉及具有编码有关药品注射程序的信息的注射器编码器，涉及包括注射器编码的注射器系统，以及编码和检测注射器信息的方法。

背景技术

注射程序的关键参数由多个变量来确定，例如，包括注射器直径、注射器长度、注射器材料和流体的成分/浓度。在有影响的注射程序的诸参数中，有提供的流体体积、流量、流体压力和注射器活塞行程的限值。在现代的注射器系统中，注射器的大小规格一般确定为（1）由将注射器的大小或类型输入到注射器软件中的操作者进行手工操作，或（2）借助于在注射器头上的诸开关自动地进行操作，它们机械地连接以提升或降低在注射器的元件。例如，参见受让于本申请受让人的美国专利 5,741,232、6,090,064 和 5,873,861，本文援引它们公开的内容以供参考。图 1A 示出如美国专利 5,873,861 所述的一注射器 4 的后部接合突缘部分上的突缘 3 和 3' 的弧形周围定位的下降元件或掣子 2 和 2'。例如，包括掣子 2 和 2' 的注射器 4 已由光亮的或不透明的聚合物材料制成。在图 1B 所示的接通电源的注入器 8 中，掣子 2 和/或 2' 与一个或多个对应地定位的开关 6 一起操作。一个或多个掣子存在或缺席的状态提供代表注射器的构造的编码。

然而，机械和电气设计上的约束，限制这样自动检测开关的个数。确实，使用本系统只能自动地检测有限的注射器的构造。另外，移动机构的失效也是一个问题。此外，某些电气的和机械的编码系统可显著地增加一注射器和/或注入器的制造成本。其它当前可供使用的编码和检测注射器构造的方法，包括在注射器和注入器上分别放置条形码和对应的传感器（如美国专利 5,997,502 所述）。然而，条形码系统也遭受与上述的机电系统相同的问题。

如本文所采用的，术语“注射器构造”用来包括关于一具体注射器的所有的信息，其包括（但不限于）关于一注射器的机械特性（例如，材料、长度和直径），以及关于注射器的内容的信息（例如，体积和成分）。随着新的注射器的出现，特

别是预灌注的注射器，对于精确地编码和检测（或读出）注射器构造的诸变量的要求提高。注射器构造信息可通过一接通电源的注入器，用来控制作为确定的注射器构造/注入参数的函数的注射程序。此外，例如，可保持一有关注射程序的数据记录，以在管理的卫生保健之下满足精确的记账和成本信息的要求。可保持的信息记录有：所使用的注射器的类型、所使用的造影剂的量、所使用的造影剂的类型、消毒日期、终止日期、批编码、造影剂的特性，和/或其它与临床有关的信息。这种信息可进行数字化记录，以便与计算机化的医院的记账系统、库存系统、控制系统等共享。

发明内容

一般来说，本发明通过提供一个或多个指示器来提供对信息的编码和检测，该指示器以可检测的方式与电磁能互相作用。在多个实施例中，所述电磁能是光能。例如，电磁能可通过其中形成指示器的一长形材料进行传播，或通过包围其中形成有指示器的材料的介质传播。

在一个方面，例如，本发明提供一与接通电源的注入器一起使用的注射器，以便将一流体注射到一病人体内，该注射器包括一材料段，其适于其间或通过其长度传输或传播电磁能。该材料段包括至少一沿材料段定位的第一指示器。如上所述，第一指示器适于与以可探测的方式通过材料段传播能量的至少一部分互相作用。

第一指示器的存在（或缺席）提供或对应关于上述实施例的注射器的构造的信息。例如，本发明的指示器借助于其数量和/或位置可提供信息（例如，关于注射器构造）。多个编码的物件或物件组（例如，注射器）可设置有由物件的存在、缺席和/或指示器的定位代表的各物件的构造。

如这里采用的涉及由指示器提供的信息，术语“位置”、“定位”以及相关术语涉及绝对和/或相对位置。在这点上，信息可由根据编码物件（例如，根据上述的注射器的材料段）的一个或多个指示器的绝对位置来提供。如这里所采用的，术语“绝对位置”指在物件上或物件内的指示器的位置，或该材料相对于一参考点（例如，在材料或一接电源的注入器的长度上的一固定位置，）的位置。信息也可由多个指示器彼此的相对位置来提供，而与根据物件或材料段的绝对位置无关。

与电磁能传输或传播而接触或照射到编码物件或材料段的指示器相关，这里所采用的术语“与互相作用”通常是指，能量的传输，能量方向的改变，能量强度的改变，能量传播速度的改变和/或能量形式的改变。例如，使用本技术领域内熟知

的传感器，这样的互相作用较佳地易于检测到。例如，指示器可适于不用修正而传输照射到其上的能量，或可适于转换、折射、散射和/或吸收至少一部分的能量。一般来说，本发明的指示器是不连续的，或具有与编码物件或材料段的其余部分不同的特性的区域，这样，照射到指示器上的能量的互相作用，不同于照射到不包括指示器的编码物件或材料段的一部分上的能量，这种指示器与照射的能量的不同的互相作用是可检测的。例如，在通过一材料段传播的能量的情形中，指示器可以是材料段的一个区域，能量可通过其传输到材料段的外面，而材料段的其余部分阻止能量传输到材料段的外面。在光能的情形下，例如，诸如形成在编码物件或材料段上的倾斜表面的指示器可以是不连续的，这些编码物件或材料段例如，折射、反射、散射或吸收光能。

指示器也可包括一检测材料（例如，荧光材料），它放置在能量照射下可检测的状态。

较佳地，注射器（或其它编码物件）包括沿定位在唯一预定位置（即，绝对和/或相对位置）上的编码物件或材料段的多个指示器（即，较佳地至少两个指示器）。各个指示器适于与照射在其上的能量的至少一部分互相作用，或修正该能量的至少一部分。指示器的数量可提供注射器构造的信息。同样地，指示器的预定的位置可提供有关注射器的构造的信息。例如，一二进位的/数字的编码可在预定的位置上由指示器的存在/缺席来列出。多重二进位代码可放置在一单一的注射器上，或使用在注射器或其它编码物件上的不同位置处的指示器组的其它编码物件。

在一实施例中，电磁能是光能，且材料段，例如，可以具有比相邻环境的折射率大的折射率，这样，光能可沿其长度在材料内部反射。内部的反射有助于光能通过材料段的有效传播。适合用于光能的指示器包括，例如，适于折射和/或反射光能到传感器上的、在注射器壁上的倾斜的表面。

例如，材料段可与注射器或其它的编码物件一体地形成。在一这样的实施例中，材料段是注射器壁的一透明的部分。同样地，材料段，例如，可以是与注射器相关的或相附连的。材料段也可形成为一注射器适配器的部分，该适配器设计来适配一注射器，以便用于一特殊的注入器，或用来加热注射器内的造影剂的一加热器护套的部分（如本技术领域内熟知的）。

在另一方面，本发明提供一用于接通电源的注入器的注射器编码器，以便将一流体注入病人体内。注射器编码器包括一适于通过其中传输或传播电磁能的材料段。材料段包括至少一沿材料段定位的第一指示器。如上所述，第一指示器适于与

被传输或传播的能的至少一部分互相作用，所述能是以可检测的方式传输或传播通过材料段，以便提供关于注射器构造的信息。例如，注射器编码器可与注射器或注射器适配器一体地形成，也可与它们相关连（例如，在同一个容器内运输），或附连于它们（设计来适配一特殊的注射器，以便用于一带电的注入器）。

在另一方面，本发明提供一用于注射器的注入器系统。注入器较佳地包括一驱动件，至少一个电磁能的源和至少一个传感器。注入器系统还包括一如上所述的注射器编码器。在这点上，注射器编码器包括一适于在其间传输或传播电磁能的材料段。材料段包括至少一沿材料段的第一指示器，该材料段适于与以可被传感器检测的方式通过材料段传输或传播的能量的至少一部分互相作用。

在另一方面，本发明提供包括至少一个电磁能的源和至少一个传感器的编码器系统。编码器系统还包括一如上所述的注射器编码器。在这点上，注射器编码器包括一适于通过其间传播电磁能的材料段。材料段包括至少一沿材料段的第一指示器，该材料段适于与以可被传感器检测的方式通过材料段传输或传播的能量的至少一部分互相作用。

在还有一方面，本发明提供一编码有关注射器构造的信息的方法。该方法包括下列诸步骤：传输或传播能量通过材料段的至少一部分；提供至少第一指示器，其适于与沿材料段可检测的方式通过材料段传输或传播的能量的至少一部分互相作用；以及检测能量的至少一部分与第一指示器的互相作用。如上所述，可利用一个或多个指示器的一预定的位置，来提供有关注射器构造的信息。

本发明的编码器和方法不限制用于注射器或医用注入程序中。这样的编码器可与其它泵、加压机构或用于医用注入程序中的其它流体通道元件，例如，在美国专利 5,806,519, 5,843,037 和 5,916,197 中所公开的泵和流体通道元件，这些专利受让于本发明的受让人，本文援引这些专利以供参考。的确，本发明的编码器和方法可很好地适用于要求编码医学领域内或其它应用领域的信息的任何应用中。在另一方面，本发明因此提供一包括适于通过其间传输或传播能量的材料段的编码器。材料段包括沿材料段定位的至少第一指示器。如上所述，第一指示器适于与以可检测的方式通过材料段传输或传播的能量的至少一部分互相作用以提供信息。

同样地，本发明提供一编码信息的方法，其包括下列诸步骤：传输或传播能量通过材料段的至少一部分；提供至少第一指示器，其适于与沿材料段以可检测的方式通过材料段传输或传播的能量的至少一部分互相作用；以及检测能量的至少一部分与第一指示器的互相作用。如上所述，可利用一个或多个指示器的一预定的位置

(相对位置和/或绝对位置), 来提供信息。

除了通过一编码物件的长度或材料段传播能量之外, 电磁能也可围绕或邻近一编码物件或材料段进行传播, 其中, 本发明的指示器以照射到指示器上的方式形成或定位。

在还有一方面, 在这点上, 本发明提供一包括沿注射器壁定位的至少第一指示器的注射器。第一指示器与邻近注射器壁并基本上平行于注射器壁以可检测的方式传播的能量的至少一部分互相作用, 以提供关于注射器构造的信息。多个这样的指示器可沿注射器壁的长度设置在唯一预定的纵向位置上。各个指示器与以可检测的方式邻近注射器壁传播的能量的至少一部分互相作用。该预定的指示器的位置提供关于注射器构造的信息。

例如, 每个指示器可具有一不同的径向位置。在一实施例中, 多个指示器形成为一台阶形的级。

在另一方面, 本发明提供一包括与电磁能互相作用的材料段的注射器编码器。材料段包括沿材料段定位的至少第一指示器, 以便与以可检测的方式大致跨越材料段的表面传播的能量的至少一部分互相作用。该第一指示器提供关于注射器构造的信息。

在还有一方面, 本发明提供制造用于接通电源的注入器、以便将流体注入到病人体内的注射器的方法。该方法包括如上所述的沿注射器长度形成至少第一指示器的步骤。如上所述, 至少第一多个指示器可沿注射器壁的长度形成在唯一预定的纵向位置上。例如, 指示器可形成在注射器壁上的一表面, 以便传输光能沿注射器的表面行进到相应的传感器。

在另一方面, 本发明提供编码关于注射器构造的信息的方法。该方法包括下列诸步骤: 基本上邻近注射器壁和平行于注射器轴线传播能量; 提供沿注射器壁定位的至少第一指示器, 第一指示器适于与以可检测的方式邻近注射器壁传播的能量的至少一部分互相作用; 以及检测能量的至少一部分的修正, 指示器提供关于注射器构造的信息。

在另一方面, 本发明提供用于接通电源的注入器、以便将流体注入到病人体内的一组至少两个的注射器。每个注射器包括一材料段, 材料段包括沿材料段的一表面定位的至少一个指示器。每个注射器的至少一个指示器与以可检测的方式大致沿材料段的表面传播的能量的至少一部分互相作用。每个注射器的指示器提供关于指示器定位在其上的注射器的唯一构造的信息。

在还有一方面，本发明提供一编码器，其包括具有沿一材料段的表面定位的至少第一指示器的材料段。如上所述，第一指示器与以可检测的方式沿材料段的表面传播的能量的至少一部分互相作用以提供编码的信息。在另一方面，本发明提供一包括如上所述的注射器编码器的注入器系统。

在还有一方面，本发明提供一编码信息的方法。该方法包括下列诸步骤：沿材料段的一表面传播能量；提供沿材料段定位的至少第一指示器，其与沿材料段的表面可检测的方式传播的能量的至少一部分互相作用；以及检测能量的至少一部分的互相作用。

本发明在另一方面提供一用于接通电源的注入器、以便将流体注入到病人体内的注射器。注射器包括一材料段，其包括沿材料段的一表面的长度形成的多个指示器。每个指示器包括一大致平坦的第一表面，它相对于沿材料段的一表面传播的光的定向保持倾斜，以便以容易检测的方式再次引导光的至少一部分。例如，每个指示器可包括沿材料段的在半径上的台阶形变化。该半径的台阶形变化包括一反射光的一部分的倾斜表面。

在另一方面，本发明提供一制造带有编码的信息的注射器的方法。该方法包括沿与注射器相关的材料段形成多个指示器的步骤。每个指示器包括一大致平坦的表面，它相对于沿材料段的一表面传播的光的定向保持倾斜，以便再次引导被检测的光的至少一部分。

在另一方面，本发明提供一注射器，其包括具有沿注射器壁的表面定位的至少第一指示器的注射器壁，以便与以可检测的方式沿注射器的表面传播的光能量的至少一部分互相作用。例如，注射器可包括沿注射器壁的表面定位在不同纵向位置上的至少第一多个指示器，并代表提供关于注射器构造的信息的一二进位代码。

例如，注射器壁可以是基本上的圆柱形。此外，注射器可包括在不同的纵向位置上沿注射器壁对齐的至少第一多个指示器，这样，从单一光源发出的一束光可沿注射器表面按基本平行于注射器轴线的方向传播，以便与第一多个指示器中的每个指示器互相作用。

在还有一方面，本发明提供用于接通电源的注入器的传感器组件。传感器组件包括一具有光线能通过的半透明表面的定位副组件，以及至少一个与半透明表面隔开的支座件。操作支座件，以定位一座落在间隙内的编码的注射器或注射器适配器，使其形成在半透明表面和相对于半透明表面位于一要求位置上的支座件之间。例如注射器或注射器适配器可充分靠近半透明表面地定位，以

防止在注射器或注射器适配器和半透明表面之间形成液滴。

传感器组件较佳地还包括定位在与支座件定位的一侧相对的半透明表面的一侧的至少一个传感器。具体来说，传感器组件较佳地包括定位在与支座件定位的一侧相对的半透明表面的一侧的多个传感器。传感器组件还较佳地包括一定位的光源，以沿轴线方向在半透明表面和支座件之间形成的间隙内传输光线。在一实施例中，设置一试验光源，以便对每个传感器测试其操作性能。

本发明在另一方面还提供一用于编码的注射器或一编码的注射器适配器的注入器。该注入器包括一将注射器或注射器适配器附连到接电源的注入器的接口；一对注射器柱塞赋予运动的驱动件，至少一个沿轴线方向传播光的光源，以及至少一个检测照射到其上的光的传感器，这种检测是编码注射器或注射器适配器的结果。注入器也可包括如上所述的传感器组件。

本发明的编码方案提供一编码诸如注射器构造信息的可靠方式。不要求有机械移动机构，与许多现有技术的编码方案相比，其结果可提高可靠性。此外，本发明的注射器编码器可容易地与注射器或注射器适配器一体形成，其结果比许多现有技术的编码机构花费更少的制造成本。

此外，本发明的编码系统、装置和方法能很好地适用于磁共振的环境中，在这种环境中通常必须注意防止编码系统或装置的失效，并防止对磁共振图像设备的干扰。在这点上，在一磁共振环境中的强磁场可对诸如电磁致动的装置的某些类型的设备造成不利的影晌。此外，在这样设备内的材料的导磁率的差异和其中感应的涡流会影响 MRI 磁场的均匀性，从而产生非自然的图像。同样地，由某些设备产生的射频能可对获得的 MRI 图像感应出不希望有的非自然的图像。这些问题在本发明的注射器编码系统、装置和方法中可容易地得到避免。例如，因为不需要移动元件，所以，机电的或其它的致动器在本发明中显得不必要。此外，用于本发明的编码系统、装置和方法中的机电能可容易地进行选择，以防止与磁共振设备的干扰，以及来自于磁共振设备的干扰。例如，可使用光谱中的红外光、可见光或紫外光范围内的光能。同样地，在 MRI 扫描仪的频率范围之外的射频能也可被采用。

本发明及其相随的优点，通过参考下面的详细描述和附图，将会得到进一步的理解。

附图的简要说明

图 1A 示出包括用于提供注射器构造信息的掣子的目前可获得的注射器的后视平面图。

图 1B 示出包括与图 1A 的掣子合作的机电开关的目前可获得的注入器的前部的侧截面图。

图 2A 示出入射在具有不同折射率（按 Snell 定律得出的）的两个介质之间的交界面上的光能的特性。

图 2B 示出以导致理论上的完全内反射的临界角入射在交界面上的光的特性。

图 2C 示出本发明的一注射器编码系统的一实施例的侧截面图。

图 2D 示出在注射器壁材料内的光的完全内反射。

图 2E 示出在注射器内的倾斜表面的使用，以在预定位置处的注射器壁外传输光。

图 2F 示出本发明的一注射器编码系统的另一实施例的侧截面图。

图 3A 示出一注射器编码器的实施例的侧截面图，其中，指示器散射被相应的传感器检测的光线。

图 3B 示出一注射器编码器的实施例的侧截面图，其中，指示器吸收光线。

图 3C 示出一注射器编码器的实施例的侧截面图，其中，指示器作为一透镜以将光线聚焦在一对应的传感器上。

图 3D 示出一注射器编码器的实施例的侧截面图，其中，当指示器被电磁能接触时，指示器进入一被相应的传感器检测的“激发”状态。

图 3E 示出图 3D 的注射器编码器的另一实施例的侧截面图，其中，光能的源大致放置在传感器的同一平面。

图 4 示出包括定位在注射器编码器的不同的象限的两组指示器的注射器编码器的一实施例的后视立体图。

图 5A 示出包括多组指示器的注射器的实施例的侧视图。

图 5B 示出图 5A 的注射器的仰视图。

图 6 示出一注射器编码系统的侧截面图，其中，能量信号是脉冲的。

图 7 示出一注射器编码系统的侧截面图，其中，注射器构造是以动态方式确定。

图 8 示出使用周围的光作为用于注射器编码的光源的一注射器的侧截面图。

图 9 示出一带有倾斜槽的注射器编码器的研究模型。

图 10 示出一带有反射表面的注射器编码器的研究模型。

图 11 示出模型注射器设计的一实施例的尺寸。

图 12 示出跟踪通过图 11 的模型注射器的光线的结果。

图 13 示出从指示器反射出的光线的实例，其起源于直接入射和通过内反射的入射的组合。

图 14 示出在如上所示的成象圆柱上的每个光点的总亮度，其对应的指示器槽用于图 11 的模型设计。

图 15 示出在如上所示的成象圆柱上的每个光点的总亮度，其对应的指示器槽用于图 11 的模型设计，其中，指示器槽的次序与图 14 的指示器槽的次序相反。

图 16A 示出本发明的注射器的一实施例的侧视图，其中，指示器槽的深度随离光源的距离的增加而增加。

图 16B 示出图 16A 的注射器的侧截面图。

图 16C 示出图 16B 中的圈出区域的放大视图。

图 16D 示出图 16A 至 16C 的诸指示器槽之一的放大视图。

图 16E 示出包括一附连的反射表面的指示器槽的实施例。

图 17A 示出一注射器的实施例的侧截面图，其中，指示器将能量再次导向位于注射器的内部的一个或多个传感器。

图 17B 示出一注射器的实施例的截面图，其中，指示器位于注射器周缘的周围。

图 18A 示出一注射器的实施例的侧截面图，其中，指示器将沿注射器的外部表面传播的能量再次导向一个或多个传感器。

图 18B 示出一注射器的实施例的侧截面图，其中，指示器将沿注射器的内部表面传播的能量再次导向一个或多个传感器。

图 18C 示出一注射器的另一实施例的侧截面图，其中，指示器将沿注射器的内部表面传播的能量再次导向一个或多个传感器。

图 19A 示出与注射器操作性连接的本发明的一传感器组件的侧截面图，其中，光通过注射器壁沿轴向传播。

图 19B 示出图 19A 的传感器组件在拆卸或分解状态下的立体图。

图 19C 示出图 19A 的传感器组件在拆卸或分解状态下的另一立体图。

图 19D 示出图 19A 的传感器组件在组装状态下的正截面图。

图 19E 示出图 19A 的传感器组件在组装状态下的立体图。

图 19F 示出图 19A 的传感器组件在组装状态下的另一立体图。

图 19G 示出与注射器或适配器操作性连接的本发明的一传感器组件的侧截面图，其中，光邻近注射器壁沿轴向传播。

图 19H 示出图 19A 的传感器组件的发射器和传感器印刷线路板的实施例的方框图。

具体实施方式

本发明的编码器、编码系统和编码方法，在对于注射器和用于医用注入器程序的泵机构中的构造信息的编码中显得特别有效。下面讨论本发明的几个有代表性的实施例，其中，光能结合在注射器编码器中使用。

在光能通过材料段传播的情形中，其中，指示器形成在本发明，例如，可从光的折射/反射特性获得优点，即光在两个不同的介质之间的交界面折射/反射，有利于光线有效地通过具有高的折射率的介质长度传播。这些不同的介质例如可以是半透明或透明的注射器壁，以及空气包围该注射器壁。

在两个绝缘介质之间的交界面上的光的折射，由如下的 Snell 定律支配：

$$n_1 \sin \theta_1 = n_2 \sin \theta_2$$

其中， n_1 和 n_2 是各绝缘材料的折射率， θ 是光线（相对于垂直于交界面的方向或平面测量）的入射角。Snell 定律在图 2A 中用图形来表示。

在光线起初通过较高折射率的材料、然后遇到较低折射率的区域的特殊情形下，在交界面的边界处的光反射（在第一材料内的内部）的可能性提高。临界角可以下列方式定义：任何以小于临界角的角度与绝缘交界面相遇的光线将不会在交界面反射—它将前进进入到第二介质。换句话说，在临界角的折射角等于 90° 。用数学方法来表示，临界角由下式给出

$$n_1 \sin \theta_1 = n_2$$

$$\theta_c = \sin^{-1}(n_2/n_1)$$

其中, n_1 和 n_2 是各绝缘材料的折射率, θ_c 是光线的临界入射角。临界入射角用图示法示于图 2B 中。

图 2C 示出一注射器 10, 其具有的至少一部分由诸如玻璃或透明塑料的大致半透明或透明的材料形成。例如, 注射器 10 可通过注射器突缘 30 和点滴器突缘 40 的相互作用, 可移动地定位在接电源的注入器 20 上, 例如, 如美国专利 No. 5, 997, 502 所描述的, 上述突缘作为安装装置位于注入器 20 的前壁上和/或内。例如, 一光源 50 定位在注入器 20 内, 以通过注射器 10 的壁沿大致的轴向方向(即, 平行于注射器 10 的轴线)传输或传播光能。光能可以是在可见光波长之外, 以减小与周围光的干扰。光源 50 也可以是脉冲的, 以提高可检测性。

图 2D 示出在注射器壁内内部地反射的光线。一般来说, 所有以大于临界角(从沿图 2C 的定向的垂直平面测得, 或从沿图 2D 的定向的水平平面测得, 即, 一垂直于注射器-空气交界面的平面)的角度撞击注射器壁和空气之间的交界面的光线, 将在注射器壁内内部地反射, 并通过沿大致的轴线方向传播。

在一实施例中, 注射器 10 由聚对苯二甲酸乙二醇酯(PET)制成, 对此种材料, 在 632.8nm(氩-氟激光输出)测得的折射率在 21°C 的环境温度下约为 1.68。假定空气的折射率约为 1.00, 则该材料得出的对于空气-注射器交界面的临界角大致为 37°。因此, 如果光以大于该值的角度射到交界面, 则它在内部反射。在无散射或吸收的情形下, 该反射在理论上是完善的。的确, 测量已表明, 例如, 在高质量的光纤内的从绝缘交界面的反射系数超过 0.9999。例如, 参见 McGraw-Hill 出版的《光学手册》13-6 页。在实际上, 随材料的不完善性的增加, 反射系数将会降低。

假定注射器-空气交界面的临界角近似为 37°, 在注射器塑料壁内进行内部反射的光以大于或等于临界角的角度撞击在交界面上。以“较浅”或“较小”的数值撞击在交界面上的光将通过交界面传输出而进入空气。

图 2E 示出在注射器壁内垂直传播的光遇到一斜的或倾斜的交界面的情形。并非所有的光在倾斜交界面上反射。在 LED 发射的情形中, 例如, 光的输出通常是高斯(Gaussian)分布, 且随着光在塑料内的散射, 发生另外的光子的“误导”。最终结果是在塑料内传播的光集合或光锥。当该光锥撞击在倾斜的交界面上时, 有些光线将继续通过交界面进入空气。在图 2E 中, 如果角 ψ 超过临界角(37°), 则光将从交界面反射。如果光然后遇到另外的倾斜交界面, 某些光将被引导返回到塑料, 光在那里将再次传播, 直到其撞到下一个倾斜交界面。这种情况提供在注射器壁内(即, 图 2E 的定向的右边)被再次引导的总

光量的略微增加，而同时进行光的空间分布。在给定材料的特性，倾斜交界面的交角以及光源的特性的情况下，提供最佳光再导向的倾斜交界面的数量（例如，槽、狭缝或突起的构造）可容易地进行计算。

在图 2C 中，注射器 10 包括一系列形成为倾斜表面或狭槽 60a-60c 的指示器。倾斜表面或狭槽 60a-60c 通过注射器壁，将光的一部分传输进入周围空气的入口。光传感器 70a-70c 分别地定位在狭槽 60a-60c 的附近。一个或多个狭槽 60a-60c（或狭槽 60a-60c 相互之间的相对位置）的存在或缺席，例如，可代表一二进位代码或其它的编码，它对应于特定的注射器构造（例如，包含一定浓度的特殊类型的造影剂的某种体积的注射器），例如，其可由与传感器 70a-70c 通讯的一处理单元 200 进行编译。狭槽 60a-60c 可相当近地放置到光源 50 的附近，以保证传输到周围空气内的光量是可测量的。在这点上，可供测量的总的光能将随离光源 50 的距离的增加而减小（例如，通过倾斜表面 60a-60c 的散射、吸收和/或传输）。狭槽 60a-60c 可形成在注射器 10 的圆周的周围。这样，注射器 10 的定向（即，关于其轴线的转动度）与测量从注射器 10 传输的光的传感器 70a-70c 的能力无关。

(1) 以基本上平行于注射器 10 的轴线定向对齐的方式定位指示器（例如，图 2C 的指示器 60a-60c），以及 (2) 通过注射器壁沿基本上平行于注射器 10 的轴线从光源 50 传播能量，以上两种能力对多个沿注射器 10 的长度的指示器提供显著的空间，并减少或消除由围绕注射器 10 的轴线的注射器壁的曲率引起的传输能量的诸问题。此外，仅在现有的注射器和注入器设计中作微小的变化，这种定向便能方便地定位光源 50 和传感器 70a-70c。

图 2F 示出附连到接电源的注入器 120 上的注射器 110 的另一个实施例。如上所述，注射器 110 包括一安装突缘 130 和一点滴器突缘 140。注入器 120 包括一传输光进入注射器壁而定位的光源 150，这样，光通过注射器壁基本上沿轴线方向传播。在该实施例中，注射器 110 的至少后部包括至少放置在注射器 110 的外周缘上的一屏蔽或屏障 160。屏蔽 160 包括形成为开口或入口 160a-c 的若干个指示器，其允许光被传输入周围的空气内，而屏蔽 160 的其余部分则阻止光被传输进入其间。这样被传输入周围空气内的光，可由如上所述的传感器 170a-170c 进行检测，以便提供关于注射器构造的信息。也可在注射器壁的内直径上设置一屏蔽 160'。屏蔽 160 和 160' 也可进行反射，以保证光线以有效的方式沿轴向传播。

尽管如上所述的由不同折射率的材料引起的内反射系数，在通过介质的长度有效地传播光能上是有用的，但在实施本发明中内反射系数不是必要的。例如，如图 2F 所述的反射屏蔽或衬层可用来通过材料段传播光能。此外，这些通常平行于材料段（无内反射）的轴线、通过材料段传播的光线，可与本发明的指示器以可检测的方式互相作用。

在本发明的若干个实施例中，较佳地采取几个步骤以防止与背景或环境光（即，不是从光源发源的光）的干扰。例如，可采用窄带检测，其中，光源和传感器在一非常窄的光波范围内操作。此外，可采用同步检测，其中，光源被调制到某个频率，且选择传感器电子线路，使其敏感于在此频率变化的信号。在最简单的水平上，测量检测到的光源进入状态和脱离状态之间的信号的差别。例如，在光学检测的技术领域内已知的许多其它的检测方案，也可适合于本发明。

在图 2C 和 2F 的实施例中，用来引导/传输光线到传感器的所有指示器位于点滴器突缘 40 和 140 后面的注射器壁内或壁上。正如本技术领域内的技术人员所清楚的，这样的指示器/传感器对，可以沿注射器壁位于任何地方。此外，注射器可包括与注射器壁分离的一部分或部件，通过其可为注射器的信息编码传输能量。

图 3A-3E 示出本发明的另外若干个实施例。图 3A-3E 各示出电磁能（例如，光能）在其间可通过或传播的材料段。例如，材料段可以是一注射器壁的一部分、一注射器适配器的一部分，或一注射器或其它编码器的一部分，即，例如，关联于和/或附连于注射器、注射器适配器（例如，一套筒定位在注射器或注射器适配器附近或配装在其上），或其它被编码的装置。适合用于本发明的适配器的实例，例如，公开在 1999 年 6 月 30 日提出的美国专利申请 09/365,285 和在 2000 年 8 月 8 日提出的美国专利申请 09/633,299 中，它们受让与本发明的受让人，本文援引上述公开以供参考。一般来说，适配器能使不是特别设计的注射器用于特殊的注入器。

图 3A-3E 的材料段是仅指下面的注射器编码器。在图 3A 中，注射器编码器 200 包括在注射器编码器 200 内不连续的指示器 210a 和 210b，它们用来传输/再导向/散射从光源 220 通过注射器编码器 200 传播的光线。例如，这种不连续性可形成为在注射器编码器 200 内的不规则形，或通过注射器编码器（诸如通过聚合物材料的混合挤压）内纳入其它的材料。从指示器 210a 和 210b 传

播/再引导/散射的光分别地被传感器 230a-230b 检测。在图 3A 的实施例中，传感器 230a-230b 分别被屏蔽或柱列 240a 和 240b 包围。屏蔽 240a 和 240b 朝向注射器编码器 200 的表面延伸，以分别地减小或阻止从指示器 210b 传输/再导向/散射的光线被传感器 230a 检测，以及从指示器 210a 传输/再导向/散射的光线被传感器 230b 检测（有时称之为“交叉”）。

在图 3B 中，注射器编码器 300 包括指示器 310a 和 310b，其吸收从光源 320 通过注射器编码器 300 传播的光能，否则的话，该光能将传输到注射器编码器的外面。传感器 330a-330b 检测如上所述的指示器 310a 和 310b 的存在或缺席。然而，在该实施例中，指示器在预定位置的存在导致信号在该位置上的缺席。例如，注射器编码器 200 的指示器 210a 和 210b 可对应于“11”的二进位代码，注射器编码器 300 的指示器 310a 和 310b 可对应于“00”的二进位代码。

图 3C 的注射器编码器 400 包括指示器 410a 和 410b，其用作将从光源 420 发出的、通过注射器、注射器编码器传播的光线分别聚焦到传感器 430a 和 430b 上的透镜。

图 3D 的注射器编码器 500 包括指示器 510a 和 510b，其放置在当光从光源 520 照射到其上时即处于激发的状态的位置上。例如，指示器 510a 和 510b 可包括这样的材料，即，当光能照射到其上时即能发出荧光。指示器 510a 和 510b 的激发状态（例如，荧光）可分别地被传感器 530a 和 530b 检测。图 3E 的注射器编码器 500' 在操作上类似于注射器编码器 500。然而，在注射器编码器 500' 的实施例中，光源 520 通常放置在与传感器 530a 和 530b 的同一平面内。从光源 520 发出的光被倾斜表面 525 再次引导通过注射器编码器 500' 传播。此外，在图 3E 的实施例中，光源 520 和传感器 530a 和 530b 容纳在一载体 515 内，例如，它可以是诸如在本技术领域内已知的注射器加热器之类的圆柱形屏蔽。

如上所述，本发明的指示器可围绕一注射器或注射器适配器的周缘延伸到足够的长度，这样，注射器、注射器适配器或注射器编码器（即，关于其轴线的转动程度）相对于注入器、光源和/或传感器排的定向，与对应传感器测量指示器如何修正通过注射器、注射器适配器或注射器编码器传播的光能的能力无关。然而，定向可用来编码更多的信息。例如，图 4 示出一注射器编码器 600，其包括多组（在本实施例中为两个）指示器，以列出多组的二进位的编码。例如，指示器 610a、610b、610c、610d 和 610e（第一组）和指示器 615a、615b、615c、615d 和 615e（第二组）定位在大致圆柱形的注射器编码器 600 的不同

的部分或象限内。注射器编码器 600 还包括两个光传感器 620 和 620'，以及两个传感器排 630 和 630'。例如，编码器 600 可以是注射器壁的一部分，和注射器适配器的一部分。同样地，编码器 600 可附连到注射器或注射器适配器。

在图 4 的实施例中，在各组的指示器中的至少一个指示器，例如，在各组指示器的最后的指示器（即，指示器 610e 和 615e）可用来确定注射器是否合适地附连到和/或相对于接电源的注入器（图 4 中未示出）合适地定位。指示器 610e 和 615e（和/或其它的指示器）也可用来核实奇偶性和/或标定传感器 630 和 630' 的灵敏度，例如，它可以是传感器阵列或诸如电荷耦合器件（CCD）相机的单一传感器。例如，图 4 的指示器可以是如图 2C 的实施例中所讨论的倾斜的狭槽。作为指示器 610e 和 615e 的结果，分别被传感器排 630 和 630' 检测的光量，可提供用于标定灵敏度设定的信息，以便确定其它的指示器是否在指示器编码器 600 上的不同位置处存在或缺席。

致力于使用指示器 610e 和 615e 为定位和/或标定指示器，其它指示器的存在或缺席可用来罗列预定长度的二进位代码。在图 4 中，四个比特的二进位代码，各由第一组指示器的 610a、610b、610c 和 610d 诸指示器以及第二组指示器的 615a、615b、615c 和 615d 诸指示器代表。第一组的指示器的二进位代码是“1111”，而第二组的指示器的二进位代码是“1101”（在第二组指示器中，在第三或“c”位置处的指示器缺席）。例如，两个二进位代码对应于一特殊的注射器构造，例如，其可在计算机存储器中存储的查表中获得。使用具有相当宽的检测范围的传感器或传感器组（例如，一 CCD 相机），代表一二进位代码的一组指示器的绝对位置，并不如使用具有相当窄的检测范围、要求指示器/传感器对基本对齐的传感器的情形那样重要。

图 5A 和 5B 示出本发明的另一实施例（类似于图 4 的实施例），其中，若干排的指示器 660A、660B、660C 和 660D 至少部分地围绕一注射器 650 的圆周沿注射器 650 的长度在预定的位置处延伸。如图 5B 所示，三个能源 670、670' 和 670'' 围绕靠近注射器 650 的后端的注射器 650 的圆周，定位在不同的位置处。四个检测器（未在图 5A 和 5B 中示出）可放置成在每排水平上的指示器（4 排×3 传感器=总 12 检测器），与能源 670、670' 和 670'' 大致地角向对齐（即，绕注射器 650 的圆周）。例如，致力于如上所述的 D-排的指示器的定位和/或标定的确定，一个留下各为三个比特的三个二进位代码，或 216 个可能的不同编码构造。

在图 6 中，一注射器编码器 700 包括形成在注射器编码器 700 的表面上的倾斜

表面的指示器 710a 和 710c。三个能源 720、722、724 是脉动的，在图 6 的时间图表中相继地表示为波形 S720、S722、S724。S720 和 S724 在注射器圆筒内分别位于指示器或槽 710a 和 710c 上，它们将光传输到接收器 730 中。在图 6 的实施例中，对应于能源 722 的固定位置的注射器上没有指示器。因此，当 S722 脉动时，没有能量传输到接收器 730。因此，时间图表的接收部分 R 显示从 S720 和 S724 接收到脉冲，但不是从 S722 接收到。在各能源处的指示器的存在或缺席可代表如上所述的一二进位代码。

在上面的讨论中，注射器构造信息是以静态的方式读出。注射器构造信息也可利用本发明的编码系统以动态的方式读出。当注射器编码器 800 移动到图 7 的定向的左边时（例如，当注射器附连到接电源的注入器时），指示器 810a 和 810b 将光能的至少一部分从光源 820 通过注射器编码器 800 再导向到接收器 830（如图 7 中箭头所示）。接收到信号 R2 提供在指示器构造上的信息。

在光能用于本发明的例子中，光源可以是接电源的光源，例如，发光二极管或 LED，或如本技术领域内熟知的其它的接电源的光源。然而，也使用周围的环境光。在图 8 中，例如，一注射器 910 附连在接电源的注入器 920 上。接电源的注入器 920 包括一开孔 930，周围的光可通过该开孔。例如，开孔 930 与一光纤电缆 940 连通。光纤电缆 940 终止于注射器 910 的后端的附近，并提供光能至一个或多个指示器 950a、950b 和 950c。如上所述，检测器 960a、960b 和 960c 适于检测分别被指示器 950a、950b 和 950c 修正的光能。

在本发明的指示器使用折射和/或反射来引导光能至相应的检测器的情形中，指示器的设计（例如，位置、深度和角度）可对由检测器检测的光具有显著的效果。为了研究本发明的几个设计中的上述的和其它的效果，使用 Mathcad 软件（可从马萨诸塞州的坎布里奇市的 MathSoft 购得）来构造一光线跟踪模型。在该软件中，反射的或折射的光线的强度随入射角而变化（根据 Fresnel 定律）。

在该模型中，注射器或编码器假定对称地转动，且其横截面描述成一封闭的多边形。注射器材料假定光学上是均匀和各向同性的，具有 1.68 的折射率。一每英寸 3 分贝的名义值被用于在注射器材料内的光学衰减。

使用具有高斯射束分布的一点光源。该光源放置在离注射器的后/底边缘 0.2 英寸处，且使用一 5° 的半功率射束。为了测试每个设计，从光源跟踪约 500 光线。

每个光线跟踪到其第一入射点，并考虑在该距离上的衰减。根据 Fresnel 定律计算传输的和反射的光线。然后，传输的和反射的光线独立地进行跟踪，每个在其

下一个入射中产生新的传输的和反射的光线。这反复的过程很快地产生许多来自于第一光线的光线。当它最终离开注射器或其强度跌落到阈值之下时，光线才终止。离开注射器的光线被收集在一成像表面上，它是放置在注射器周围的一圆柱，位于与如上所述的传感器的一可能的位置对应的一半径处。不但记录下光线的强度，而且记录下入射点和入射角。

除了上述的假定或条件之外，该模型忽略以下的效应或条件：在注射器内壁处的活塞头的存在；在注射器凹腔内的任何造影剂的存在；以及注射器的表面粗糙度。

产生两种形式的图形输出。第一，由一单一的光线产生的所有的光线叠加在一三维的注射器图上。该输出便于改正编码并对跟踪特别设计的不要的特征显得有效。第二，产生一在成像平面上的光强度的表面图。作为一种选择，可以只选择在某个入射角内的射到成像平面以贡献于绘图的强度的那些光线。该输出示出一设计的全部性能。

图9示出一注射器或一编码器1000的一部分，其中，指示器是V形的狭槽1010a、1010b和1010c。在图9中，一光源（未示出）定位在注射器1000的底部。在该实施例中，难于使诸狭槽1010a、1010b和1010c互相独立地执行（即，从一个狭槽的光线取决于在图9的定向的前或下狭槽的存在或缺席）。在这点上，介于两个狭槽之间的注射器壁的部分通常代表一棱镜。当光大致平行于注射器壁行进通过该棱镜时，它离轴弯曲，离开在其上面的狭槽。例如，在图9中，当通过狭槽1010b和1010c之间的注射器壁时，一折射光线1020离狭槽1010c弯曲。在该例子中的位于注射器壁的棱镜上方的狭槽1010c的照明，必须依靠离注射器1000的内表面的内部反射的光线。在这点上，示出另一光线1030在注射器壁内内部地反射以接触狭槽1010c。在图9的实施例中，难于保证通过折射离开一狭槽的内部反射光线和通过反射离开的通过狭槽行进的光线，以相同的角度离开一狭槽。这个结果可容易地导致检测器-指示器对之间的交叉，其中，来自一个狭槽的光线到达多于上述的一个检测器。还是如上所述，使用柱列可减小该问题的效应。

然而，V形狭槽之间的互相依赖，使得选择能对所有的狭槽编码都很好起作用的狭槽形状变得复杂。此外，使用折射也使设计对于材料的折射率变得敏感。

通过使用接近正交入射到一指示器的表面并如图10所示地反射的能量的传输，这些问题可显著地得到消除。注射器1100包括三个注射器狭槽1110a、1110b和1110c。指示器狭槽1110a和1110b分别包括两个基本上平行的壁和一反射表面或壁1115a和1115b，其与入射其上的光线定向成大致的 45° 角，导致入射光线的反

射相对于入射光线的方向相交成大致的 90° 角。较浅的指示器狭槽 1110c 也包括一反射表面 1115c, 它也与入射到其上的光线大约交成 45° 角。反射器表面 1115a、1115b 和 1115c 反射光线到合适定位的检测器 (未在图 10 中示出)。实际上, 指示器狭槽 1110a 和 1110b 的基本平行的壁最好具有一锥度, 以便在注塑模制注射器的情形中允许模制工件的拔出。大约 2° 的一小角就可能足够了, 且不会明显影响指示器狭槽 1110a 和 1110b 的光学特性。

因为反射器表面 1115a、1115b 和 1115c 是偏离的或定位在注射器壁内的不同深度处, 且利用反射而不是折射来从指示器狭槽 1110a、1110b 和 1110c 传输光线到对应的检测器, 所以, 对于指示器狭槽 1110a、1110b 和 1110c, 有可能影响基本上互相独立的光能。此外, 图 10 的设计基本上对于注射器材料的折射率不敏感。

在指示器狭槽 1110a、1110b 和 1110c 之间唯一余下的互相依赖的效应是, 当其通过狭槽壁传输时, 光能强度的减小。考虑到多次的反射, 传输的光的强度在通过各狭槽之后, 大约减小 13% (对于 1.68 的折射率)。在通过四个指示器狭槽之后, 减小量达到 50%。可随着继续沿注射器 1100 的轴线或长度, 通过增加指示器狭槽的 45° 反射器表面的尺寸来补偿这种强度的减小。根据所涉及的特定的二进位代码 (即, 根据前面指示器狭槽的存在或缺席), 精确地平衡各指示器狭槽的亮度, 因此可涉及各反射器表面的尺寸的改变。

图 10 的实施例的一代表性的模型示于图 11 中。若干个较佳的约束包容在图 11 的模型中。例如, 最大的狭槽深度设定为注射器壁厚度的一半, 以保持结构的完整性。如果两个邻近的指示器狭槽之间的深度差小于反射器表面的径向宽度, 则第一狭槽的反射器表面将局部地比第二狭槽的反射器表面浅, 从而减小从第二狭槽反射的光量。通过离开如图 10 所示的注射器壁的外表面的内部反射, 光线到达反射器表面, 这个效应可得到局部的补偿。然而, 一下限较佳地设定在从一个狭槽到下一个狭槽的深度的增量上。根据可用于一确定的模制工具的最薄部分, 最小狭槽宽度约为 0.5 毫米。最小狭槽宽度限制反射器表面的大小, 以及从各反射器表面反射的光量。狭槽之间的最小间距最好设置成消除交叉。在一模型中, 可选择最大可能间距。也要求避免二次反射。换句话说, 要求从各反射器表面折射的光线随后不应照射到注射器继续往下的反射器表面 (如图 10 所示)。这是一更为复杂的几何约束, 其也包括注射器的折射率。

图 11 示出模型设计的尺寸, 其中, 除深度之外, 各个狭槽的诸参数相同, 从一个狭槽到下一个狭槽, 深度具有固定的增量。所选择的尺寸如下: (1) 间距: 0.064

英寸，(2) 宽度：0.020 英寸，(3) 起点：0.032 英寸，(4) 反射器表面尺寸：0.008 英寸；以及 (5) 深度增量：0.008 英寸。第一指示器狭槽的深度设定为反射器尺寸加上 $4 \times$ (深度增量)，其近似为 0.040 英寸 (或近似为 1 毫米)，或近似为注射器壁厚的一半。注射器壁可在指示器狭槽的区域增厚，以保持注射器的机械强度。

在该模型中，一圆柱形图像平面放置在大约为 1.15 英寸的半径处。图 12 示出通过注射器的 500 光线的跟踪结果，并示出光线在圆柱形图像平面上的端点位置，其 Z 坐标 (以英寸计) 绘在水平轴线上，围绕圆柱形的角度 (以度数计) 绘在垂直轴线上。

可以识别五个主图像区域，每一个指示器狭槽有一个。最左边的图像区域远比对应于指示器狭槽的诸图像区域为弱，并且是偏离注射器底部处的导向件或定位件形成的光散射的结果。偏离定位件散射的光是以 40° 的角度入射到图像圆柱形上，其中，从指示器狭槽发出的光线是以 10° 或不到的角度入射。入射角的差异和/或信号强度的差异 (例如，与阈值相比) 可用来消除非自然的信号。也可通过将光圈 1120 放置在如图 13 所示的注射器的底部处，或者通过校准检测器而被阻塞，可防止来自于光源而不是指示器的光线 (例如，散射光引起图 12 中的最左边区域或非自然的产物)。

在图 12 中，当偏离这些指示器狭槽而反射的光线，来源于直接入射和通过偏离如图 13 所代表的注射器的外表面的内部反射的组合时，从最后两个指示器狭槽来的图像区域明显地被加宽。

图 14 示出在示于其对应的指示器狭槽上方的成像圆柱上的各个光点的总亮度。在第一指示器狭槽图像的亮度和最后指示器狭槽图像的亮度之间存在着 3:1 的比例。可以通过从第一至最后逐步地增加反射器的尺寸来调整该比例。

或者，通过倒置指示器狭槽的次序，以使最浅的指示器狭槽放置在最靠近能源的地方，而最深的指示器狭槽放置在最远离能源的地方，可明显地消除亮度/强度的降低。在这点上，图 15 示出在这样一实施例中示于其对应的指示器狭槽上方的成像圆柱上的各个光点的总亮度。如图所示，在该实施例中，在第一指示器狭槽和最后指示器狭槽之间亮度存在非常小的降低。

较佳地，传输到一传感器的光线 (例如，以亮度或信号强度测量) 应足够强，以使使用市场上可购得的、便宜的传感器和光源即可容易地检测光与指示器的互相作用。一用于本发明的合适传感器的实例是，总部在德国慕尼黑的奥斯兰姆公司 (OSRAM) 生产的 SFH229FA (零件号) 光电二极管。一用于本发明的合适光源的实

例是，总部在美国加利福尼亚州的帕罗亚尔杜（Palo Alto）的惠普公司（Hewlett-Packard）生产的HSDL-4230（零件号）发光二极管（LED）。

图 16A-16C 示出一注射器 1200 的实施例，其中，指示器狭槽 1210a-1210e 随着离光源（在图 16A-16C 中未示出）距离的增加而深度增加（如图 15 所描述）。图 16C 示出注射器 1200 的一实施例的指示器狭槽 1210a-1210e（即，图 16B 的圈出部分）的放大视图。在该实施例中，指示器狭槽 1210a-1210e 的深度分别是 0.012 英寸、0.020 英寸、0.028 英寸、0.036 英寸和 0.044 英寸。指示器狭槽 1210a-1210e 较佳地放置在注射器 1200 的后部位置，以使指示器狭槽 1210a-1210e 尽可能近地靠近光源定位，以及减小或防止从其它注射器部件引起的非自然的产物。例如，元件 1220、接合突缘 1230 和点滴器突缘 1240 可各在图示的图像平面内形成非自然的产物，例如，通过图 12 的最左边的图像区域。将指示器狭槽 1210a-1210e 放置在能源/光源和这样的注射器部件之间，可大大地减小产生不希望的非自然产物的可能性。

图 16D 示出图 16A 至 16C 的指示器狭槽 1210a 的放大的视图。如图 16D 所示，光线首先通过指示器狭槽 1210a 的一基本垂直的壁 1212a，然后通过空气照射到表面 1215a，它将光线向上反射到传感器（未在图 16D 中示出）。在图 16D 中的表面 1215a 是与沿长度向通过注射器 1200 的壁传播的光线成大约 45° 夹角倾斜的注射器壁的一部分。图 16E 示出指示器狭槽 1210a' 的另一实施例。在图 16E 的实施例中，一光线首先通过指示器狭槽 1210a' 的一基本垂直的壁 1212a'，然后通过空气照射到表面 1215a'，它将光线向上反射到传感器（未在图 16E 中示出）。在图 16E 的实施例中，反射表面 1215a' 由不同于注射器 1200 的材料（较佳地，一高反射性的材料）制成。

图 17A 示出一注射器 1300 的后部的一实施例，其包括形成为在注射器 1300 的外壁上的倾斜的台阶的指示器 1310a-1310c。在一实施例中，指示器 1310a-1310c 相对于从光源 1320 通过注射器 1300 的壁传播的光线倾斜成大约 45° 。在该实施例中，从光源 1320 发出的光线以相对于如下的定向成大约 90° 的夹角反射，即，光线沿着该定向通过注射器 1300 的壁朝向定位在注射器壁的内侧上的传感器 1330 传播。以基本垂直的角度进行光线的反射，可便于用于检测反射光线的对应的传感器或传感器组的定位。在该实施例中，指示器 1310a-1310c 影响互相基本独立的光能。较佳地，传感器或传感器组 1330 定位在注射器 1300 的圆筒的内部内，以最大程度地减小或防止与注射器圆筒内的柱塞 1305 的运动相干扰。

在如上所述的实施例中，例如，光线大致直线性地沿着诸如注射器 1300 的注射器的轴线方向传播。然而，光线也能在如图 17B 所示的本发明中的半径或其它曲率的长度内或通过该长度进行传播。图 17B 示出一诸如注射器 1350 的大致圆柱形的编码的物件的横截面。光源 1360 用来通过一端口 1370 传输光线进入注射器 1350 的圆筒。然后，光线绕注射器壁内的注射器 1350 的半径传播。一系列的传感器 1380a-1380s 较佳地定位在注射器 1350 的圆周的外面的不同位置上，以接收由诸如图 17B 所示的指示器 1390a、1390b、1390f 和 1390p 的、围绕注射器 1350 的圆周定位的指示器再导向的光线。较佳地，注射器 1350 的材料应这样选择：围绕注射器 1350 行进的光线不以小于临界角的角度撞击到注射器 1350 和周围的空气之间的交界面上，由此，提供如上所述的光的内反射系数。

围绕诸如注射器 1350 的编码物件的半径或圆周提供指示器/传感器对，而不是沿这样的一物件的轴向长度提供这样的指示器/传感器对，或者除了沿这样的一物件的轴向长度提供这样的指示器/传感器对之外，还围绕诸如注射器 1350 的编码物件的半径或圆周提供指示器/传感器对，这样的做法可对附加的指示器/传感器对提供附加的空间，以便提供附加的编码的构造。此外，围绕一编码物件的圆周定向的多组的指示器/传感器对，可沿编码物件的轴向长度放在不同的轴向位置上，以提供甚至更多的编码的构造。

除了通过以上实例中所列出的材料或一编码器（例如，一注射器壁）的长度传输或传播能量（例如，光能）之外，能量也可通过邻近一编码器的介质进行传输，以便与本发明的指示器互相作用。在本发明的这样的实施例中，例如，指示器可以是这样的编码器的表面特征，即，编码器定位在通过邻近编码器的介质传输的能量的通道内，或延伸入通过邻近编码器的介质传输的能量的通道。

例如，图 18A 示出一注射器 1400 的后部的实施例，该注射器包括形成为在注射器 1400 的外壁上的倾斜的台阶的指示器 1410a-1410d。在一实施例中，指示器 1410a-1410d 相对于从光源 1420 通过围绕注射器 1400 的外壁的空气沿大致平行于注射器 1400 的轴线的方向传播的光线倾斜成大约 45° 。在该实施例中，从光源 1420 发出的光线以相对于如下的定向成大约 90° 的夹角反射，即，光线沿着该定向通过围绕注射器 1400 的空气朝向定位在注射器壁的外侧上的传感器或传感器组 1430 传播。指示器 1410a-1410d 也可与以如上所述的其它方式（例如，吸收、荧光等）从能源发出的能量互相作用。在该实施例中，指示器 1410a-1410d 影响互相基本独立的光能。

在图 18B 中, 注射器 1500 包括形成为在注射器 1500 的内壁上的倾斜的台阶的指示器 1510a-1510d。在该实施例中, 指示器 1510a-1510d 相对于从光源 1520 通过围绕注射器 1500 的内壁的空气沿基本上平行于注射器 1500 的轴线传播的光线倾斜成大约 45° 。从光源 1520 发出的光线以相对于如下的定向成大约 90° 的夹角反射, 即, 光线沿着该定向通过围绕注射器 1500 的空气朝向定位在注射器壁的内侧附近的传感器或传感器组 1530 传播。图 18C 示出一注射器 1500' 的另一实施例, 其包括延伸入从光源 1520' 发出的光能的通道内的指示器 1510a'-1510c'。各个延伸的指示器 1510a'-1510c' 包括一相对于从光源 1520' 传播光线倾斜成大约 45° 的一表面, 以将光线反射到一传感器 1530'。

图 19A 至 19H 示出一可用于本发明的注入器系统内的检测组件 1600 的实施例。传感器组件 1600 定位在接电源的注入器 2000 的注射器接口 2020 的附近的、接电源的注入器 2000 的底座 2010 内。传感器组件 1600 包括一诸如发光二极管的光发射器或光源 1610。用作光源 1610 的合适的发光二极管包括一 800nm 二极管发射器, 其可从加利福尼亚州的 San Jose 的 Osram Opto Semiconductors 公司以产品号 SFH484-2 购得, 以及从惠普 (Hewlett-Packard) 公司购得的 HSDL-4230 发光二极管 (LED)。光源 1610 与控制光源 1610 操作的印刷电路板 1620 电气地连接。检测组件 1600 还包括多个传感器 1630a-1630e。从光源 1610 发出的光通过注射器 1800 的壁沿轴线方向行进或传播。诸如指示器 1810a、1810c 和 1810e 的指示器将光线反射到如上所述的传感器 1630a、1630c 和 1630e。在一实施例中, 传感器 1630a-1630e 是 3mm 的硅光电二极管, 其可从 Osram Opto Semiconductors 公司以产品号 SFH229 购得。传感器 1630a-1630e 与印刷电路板 1640 电气地连接。

传感器组件 1600 较佳地有助于实现注射器 1800 壁与光源 1610 的合适的对齐。传感器组件还较佳地抵靠或靠近半透明表面 1650 而偏置或定位注射器 1800。靠近表面 1650 来偏置或定位注射器 1800, 显著地减小或消除在注射器 1800 上的流体液滴 (例如, 泄漏的造影剂) 的形成。一流体液滴可起作从发射器 1610 再次导向杂散光的透镜, 其可导致不正确的读数。较佳地, 注射器 1800 和表面 1650 之间的距离小于 0.020 英寸, 以防止其间流体液滴的形成。例如, 传感器组件 1600 可包括一个或多个偏置或支座件 1660。表面 1650 和支座件 1660 在其间形成一狭缝或间隙 1662, 注射器 1800 坐落在其中。支座件 1660 紧靠如上所述的表面 1650, 定位注入器 1800 的外表面。例如, 如上所述, 在图 19B 和 19C 中, 半透明表面 1650 和支座件 1660 可以模制成一体的副组件 1670, 其有助于减小导致多部件组件的成

叠的公差问题。在一实施例中，副组件 1670 从聚碳酸酯 Makrolon 2405 模制而成，聚碳酸酯 Makrolon 2405 可从宾夕法尼亚州的匹兹堡（Pittsburgh）市的拜尔公司（Bayer）购得。半透明的聚碳酸酯包括一染料（可以产品号 7881 由拜尔公司购得），该染料基本上阻止环境光通过表面 1650 和副组件 1670 的其余部分，但允许在光源 1610 和传感器 1630a-1630e 的操作的红外范围内的光线通过。

传感器组件 1660 还包括一附连到副组件 1670 上的传感器支承件 1680。通过在传感器支承件 1680 上的合销和形成在副组件 1670 上的孔 1670 的配合，传感器支承件 1680 合适地与副组件 1670 对齐。传感器支承件 1680 还包括诸孔或通道 1684a-1684e，当传感器印刷电路板 1640 坐落在传感器支承件 1680 的底座 1676 内时，诸孔或通道 1684a-1684e 与传感器 1630a-1630e 对齐。例如，通道 1684a-1684e 允许光由指示器 1810a、1810c 和 1810e 再导向，以通过半透明表面 1650，并照射到传感器 1630a、1630c 和 1630e。例如，传感器印刷电路板 1640 和传感器支承件 1680 可用紧固件 1690（例如，螺钉）连接到副组件 1670 上。

通过紧固件 1692（例如，螺钉）的配合，它们通过在发射器印刷电路板 1620 上的诸孔 1622，并进入在传感器支承件 1680 上的导向柱 1689，发射器印刷电路板 1620 合适地与传感器支承件 1680 对齐和连接。发射器印刷电路板 1620 与传感器支承件 1680 的连接使光源 1610 得以定位，这样，从光源发出的光通过半透明的副组件 1650，沿轴向行进通过形成在表面 1650 和如上所述的支座件 1660 之间的狭缝或间隙 1662。

在图 19A 至 19H 的实施例中，传感器印刷电路板 1640 包括试验发射器 1642a-1642e（例如，红外光二极管，其可从加利福尼亚州的帕罗亚尔杜（Palo Alto）的 Agilent Technologies 公司，以产品号 HSDL-4400-011 购得。试验发射器 1642a-1642e 可用来测试传感器 1630a-1630e 的操作性能。例如，如图 19D 中的箭头所示，从试验发射器 1642a-1642e 发射的光线可偏离形成在传感器支承件 1680 上的、约成 45° 倾斜的表面 1683 而被反射，以便分别地照射到传感器 1630a-1630e 上。

对于由如上所述的 PET 制造的注射器，对于发射器 1610 的较佳的特性范围罗列在下面的表 1 中。

表 1

特性	较佳值的范围
峰值波长	850—950nm
FWHM 的谱宽度	<50nm
轴线强度上的辐射率	>75mW/sr
发射角	<20°
在 25kHz 和 50%工作循环时的最大正向电流	>100mA
光升降时间	<4μs
带宽	>150kHz

对于由如上所述的 PET 制造的注射器，对于传感器 1630a-e 的较佳的特性范围罗列在下面的表 2 中。

表 2

特性	较佳值范围
峰值灵敏度	850—950nm
谱宽度（最大值的 50%）	<±300nm
光电流 偏压 = 5V，照射度 = 1mW/cm ² , λ=900 nm	>10μA
暗电流	<10nm
可接收的半角	<20°
升降时间	<4μs

对于由如上所述的 PET 制造的注射器，对于试验发射器 1642a-e 的较佳的特性范围罗列在下面的表 3 中。

表 3

特性	较佳值范围
波长	850—950nm
在轴线上强度	$>1\text{mW/sr}$
半角	$>60^\circ$

如图 19G 所示，传感器组件 1600 也可用于注射器或适配器 1900，其中，光线传输通过靠近注射器或适配器 1900 的介质（例如，空气），以与如上所述的指示器 1910a、1910c 和 1910e 互相作用。

图 19H 示出发射器印刷电路板 1620 和传感器印刷电路板 1640 的一实施例的示意性的方框图。

尽管本发明结合上述的实例和实施例进行了详细的描述，但应该认识到，本发明可适当地进行构造和实施以用于手边的任何的应用或场合。上述的实施例应被认为在各个方面只是说明性的而不是限制性的。本发明的范围由下面的权利要求书加以定义，而不是上述的描述。所有落入权利要求书的等价物的含义和范围内的对本发明的改变均包括在其范围内。

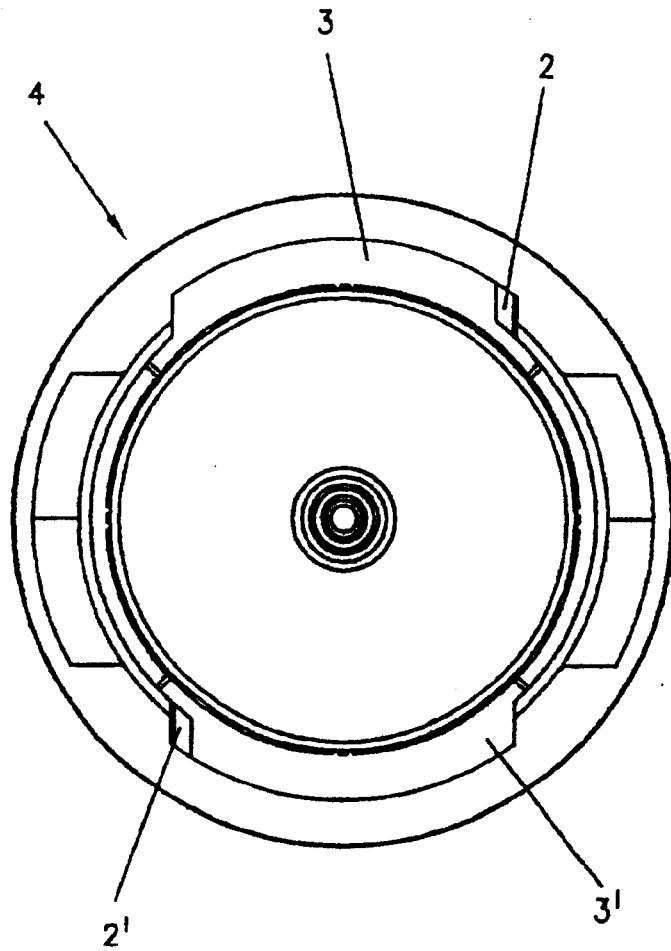


图 1A

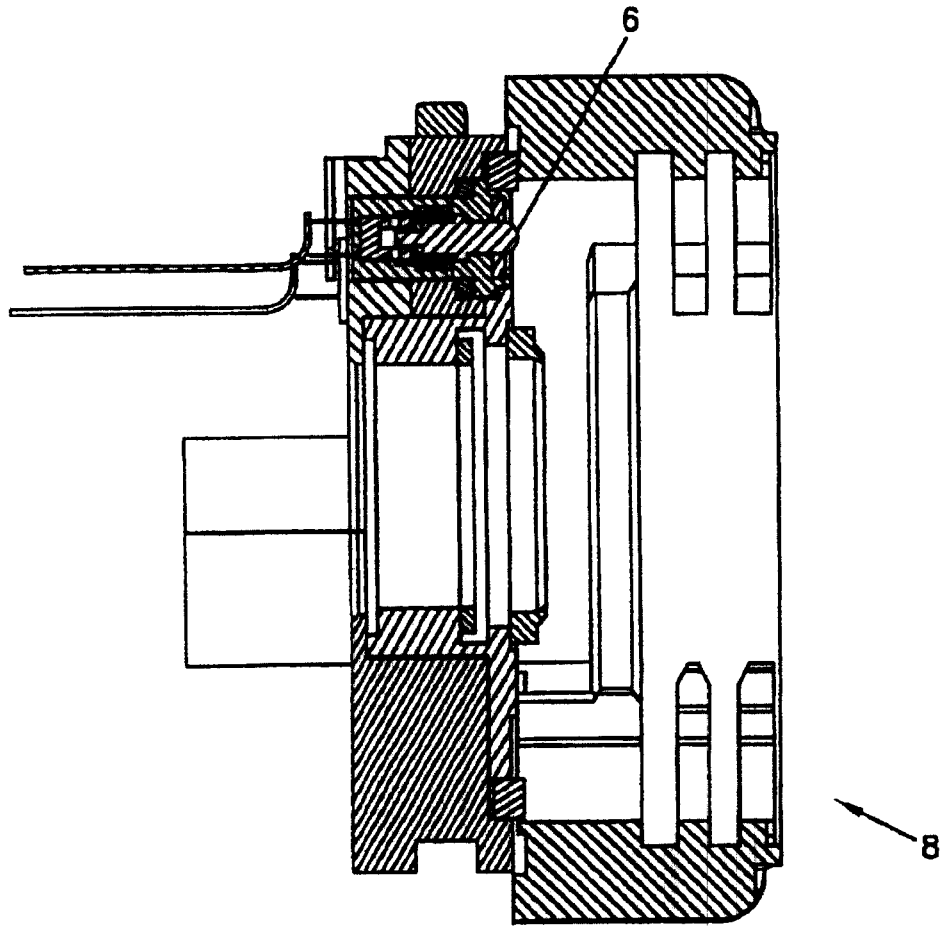


图 1B

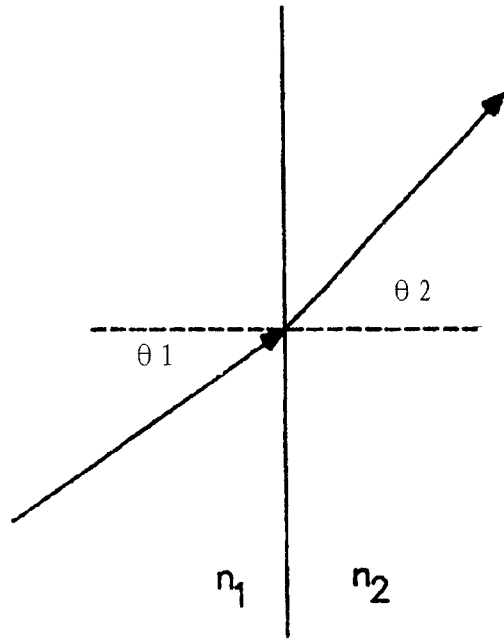


图 2A

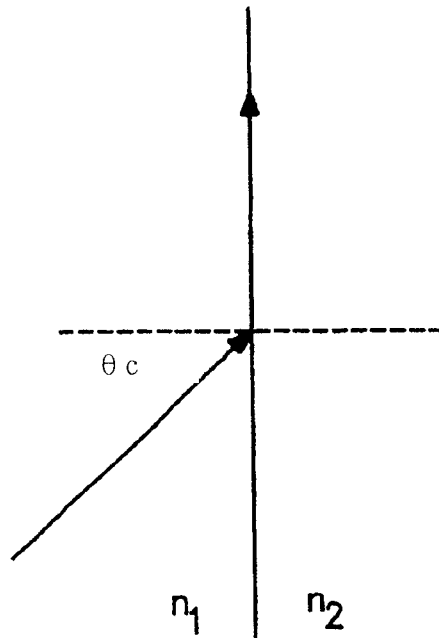


图 2B

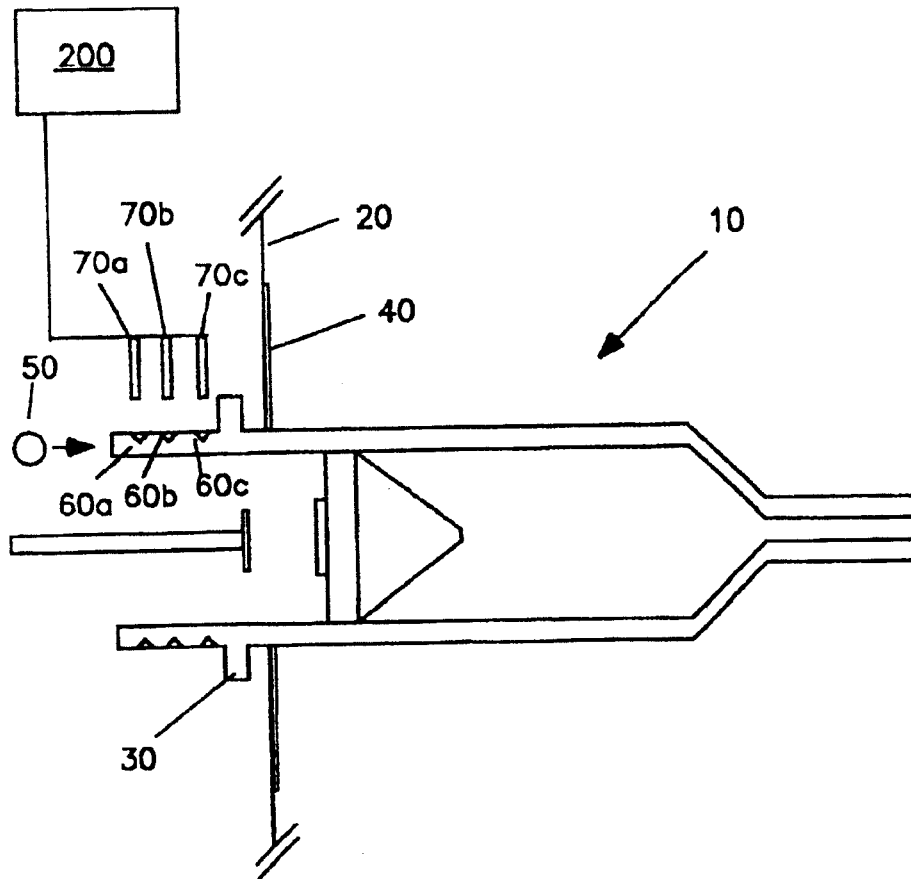


图 20

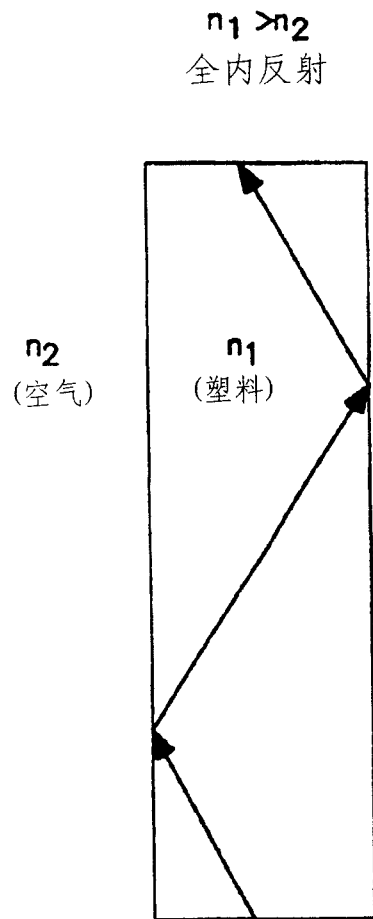


图 2D

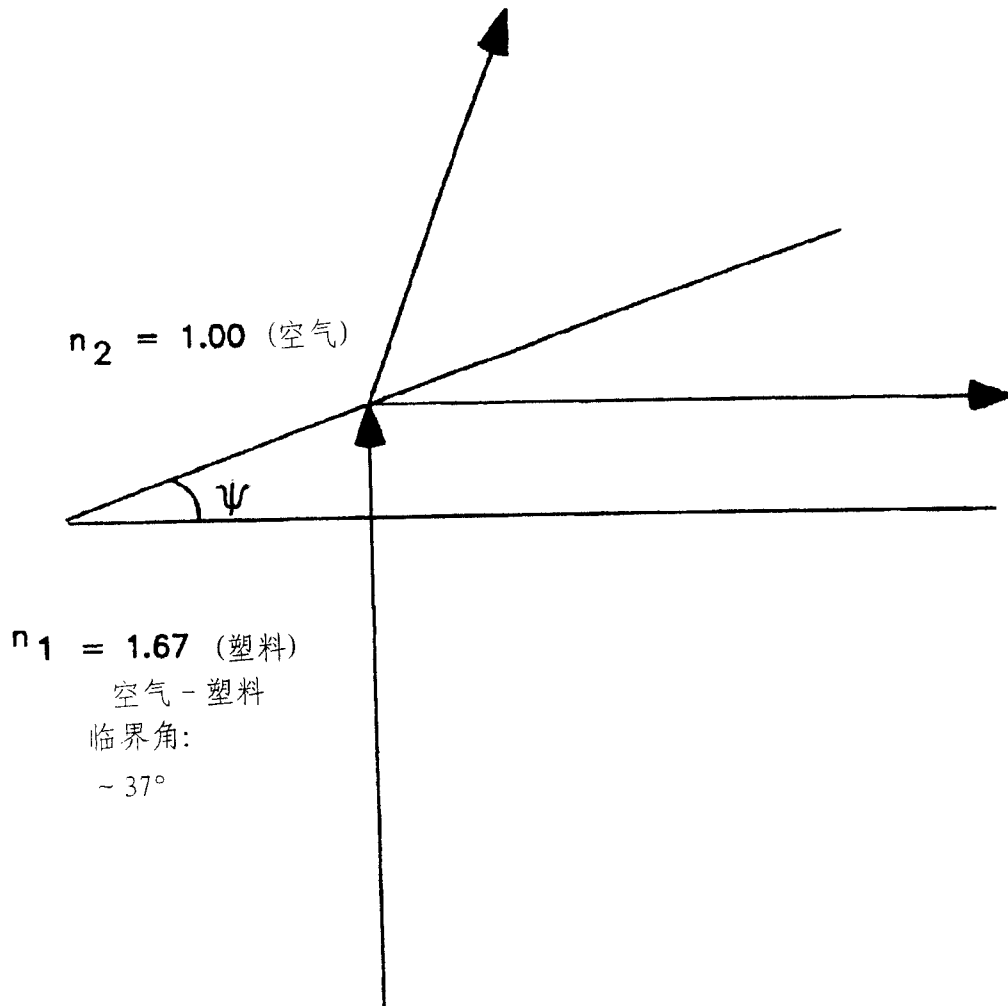


图 2E

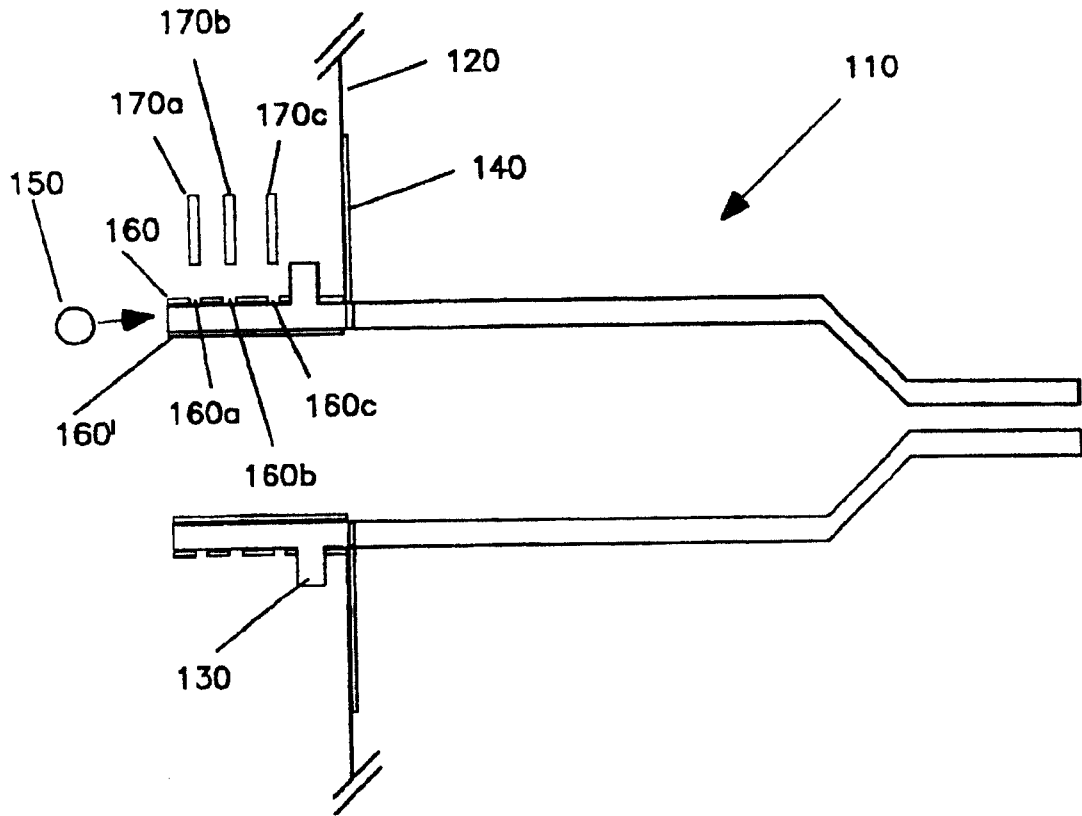


图 2F

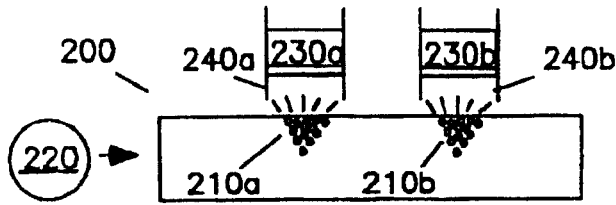


图 3A

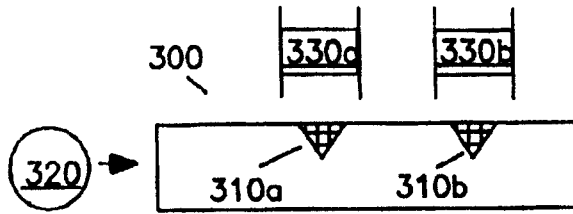


图 3B

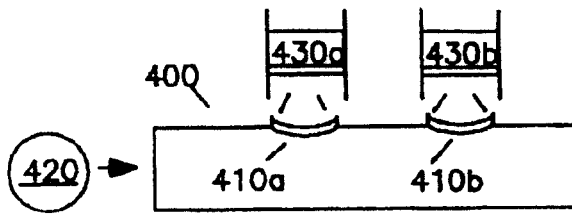


图 3C

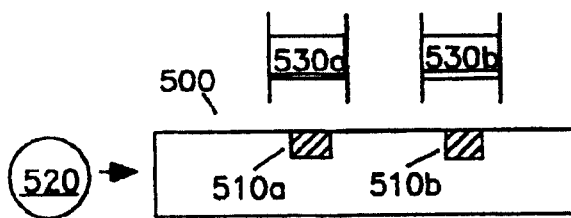


图 3D

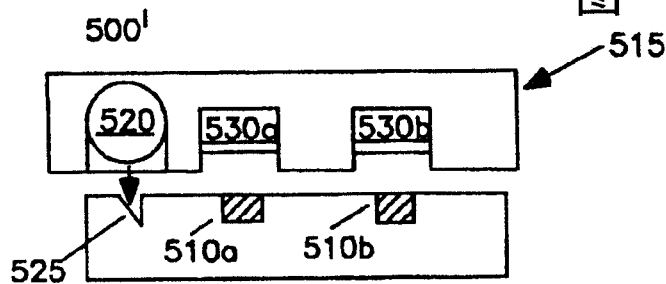


图 3E

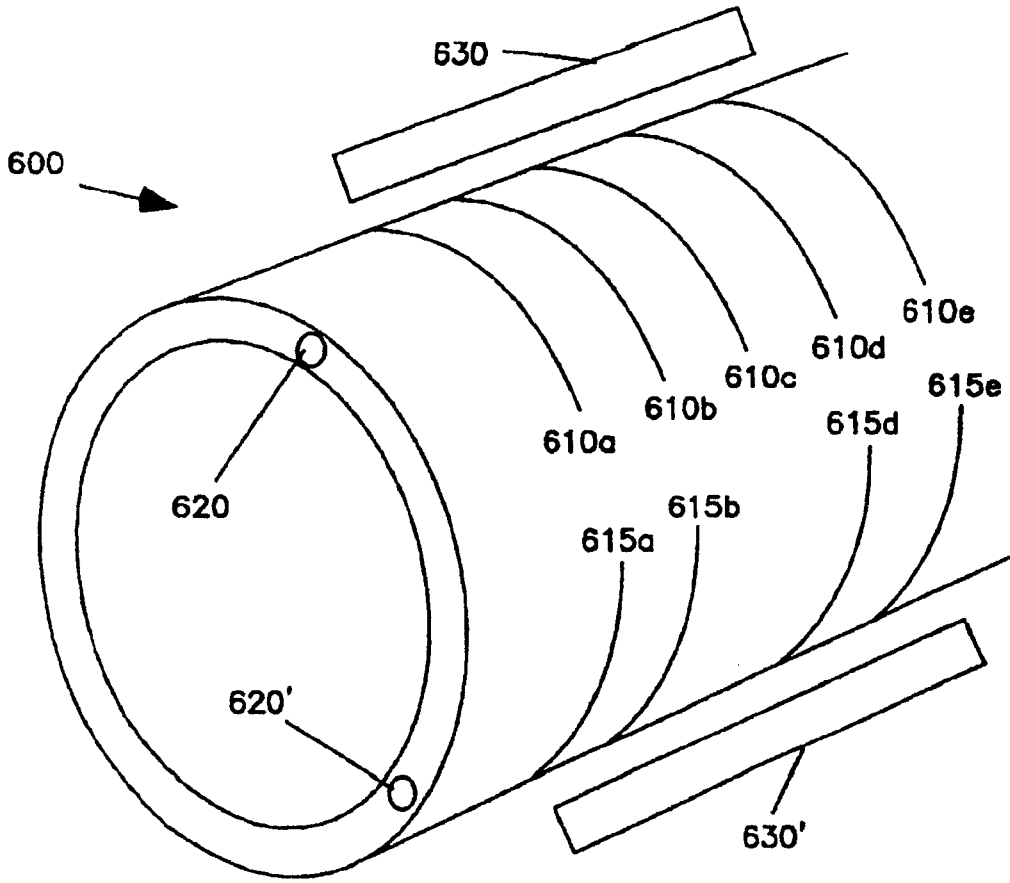


图 4

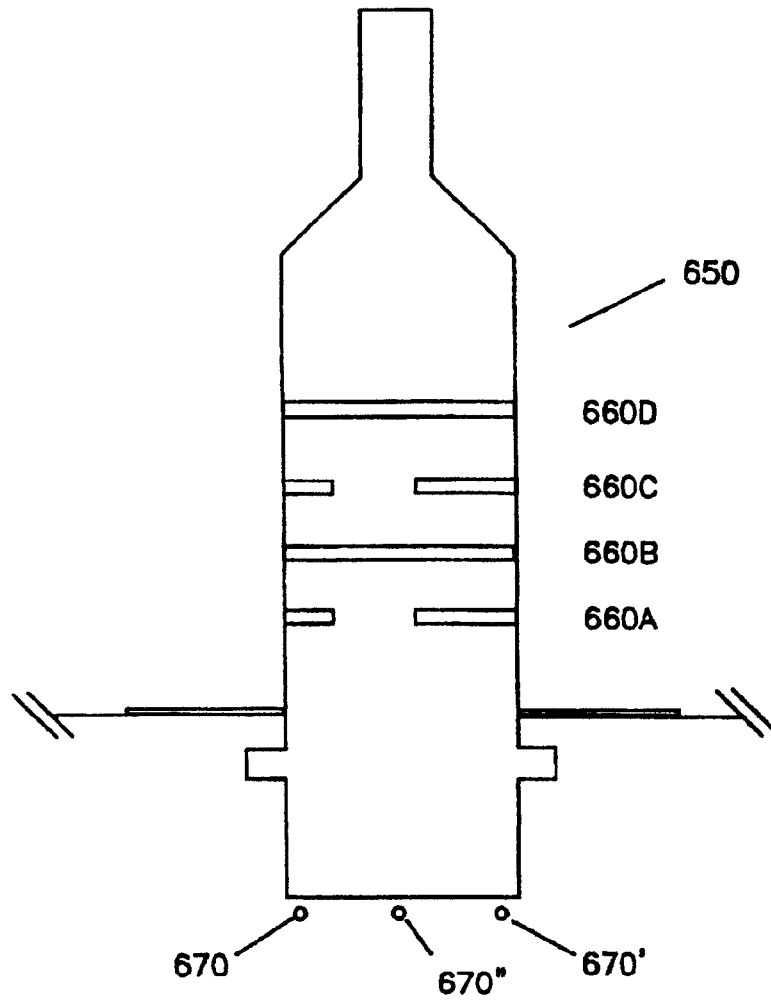


图 5A

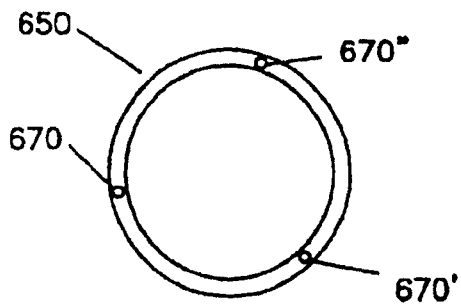


图 5B

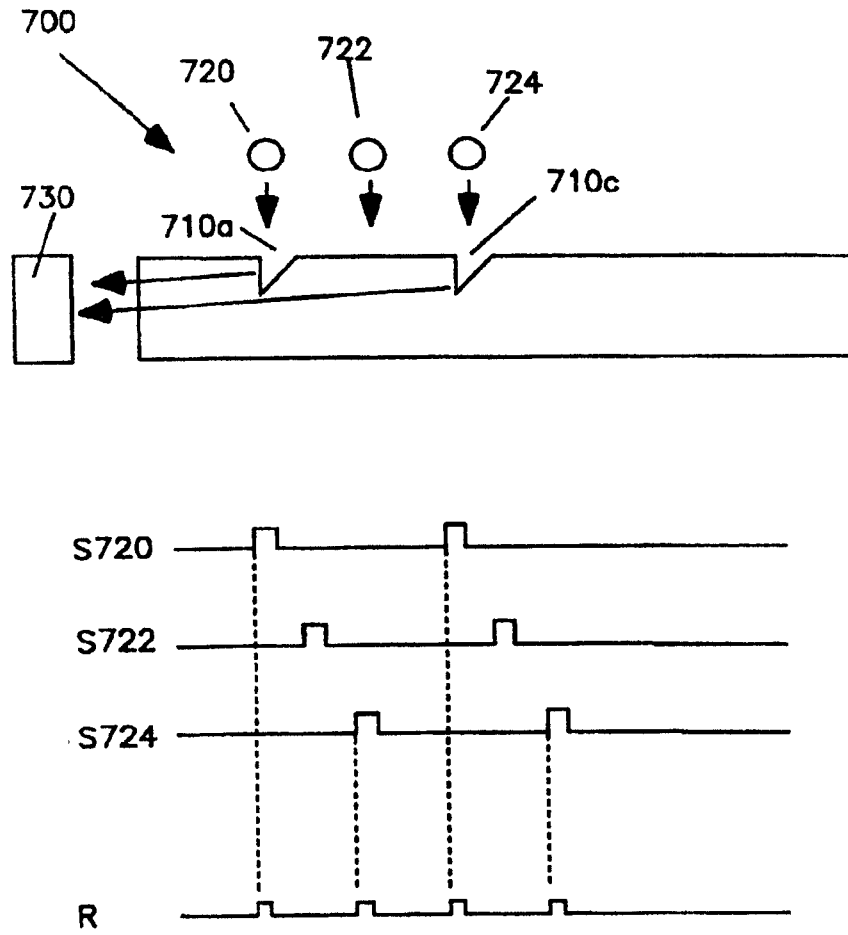


图 6

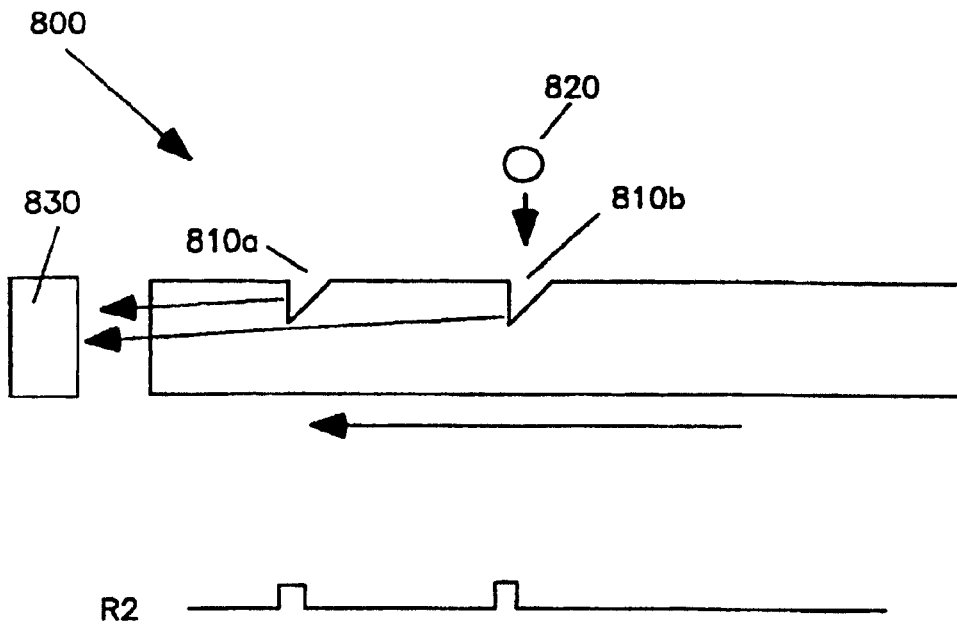


图 7

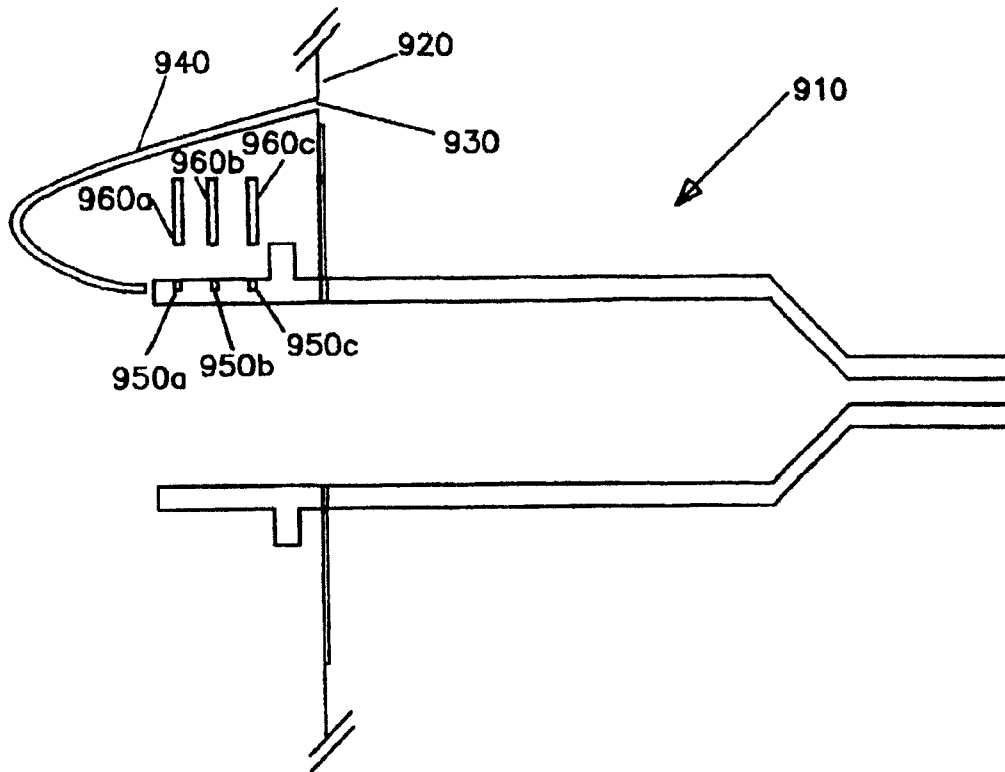


图 8

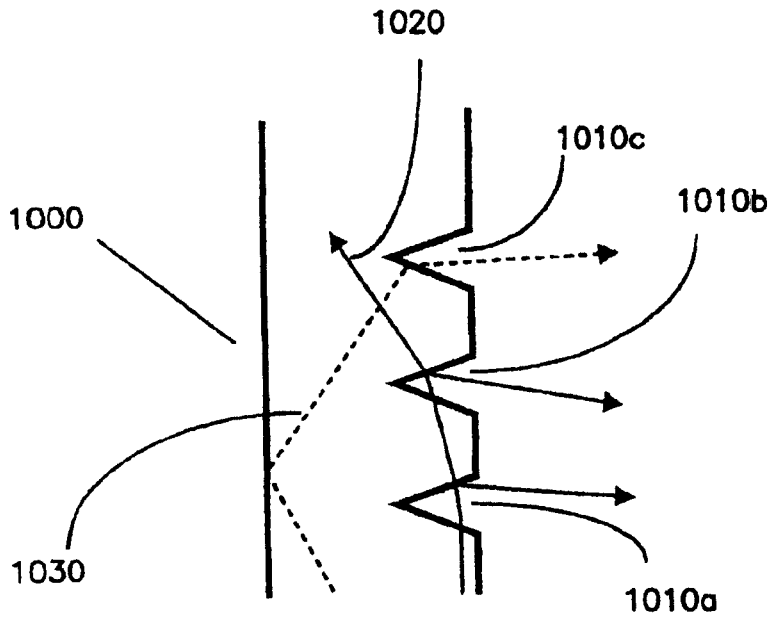


图 9

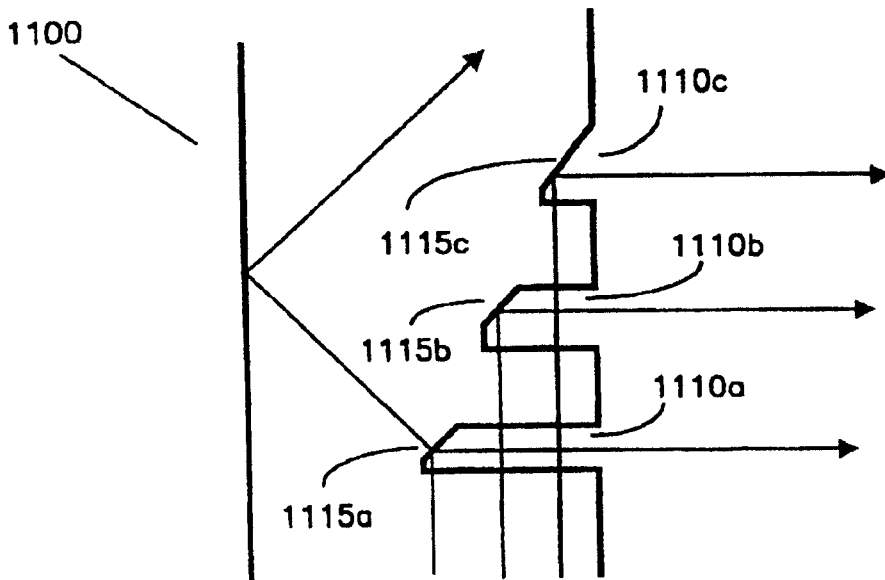


图 10

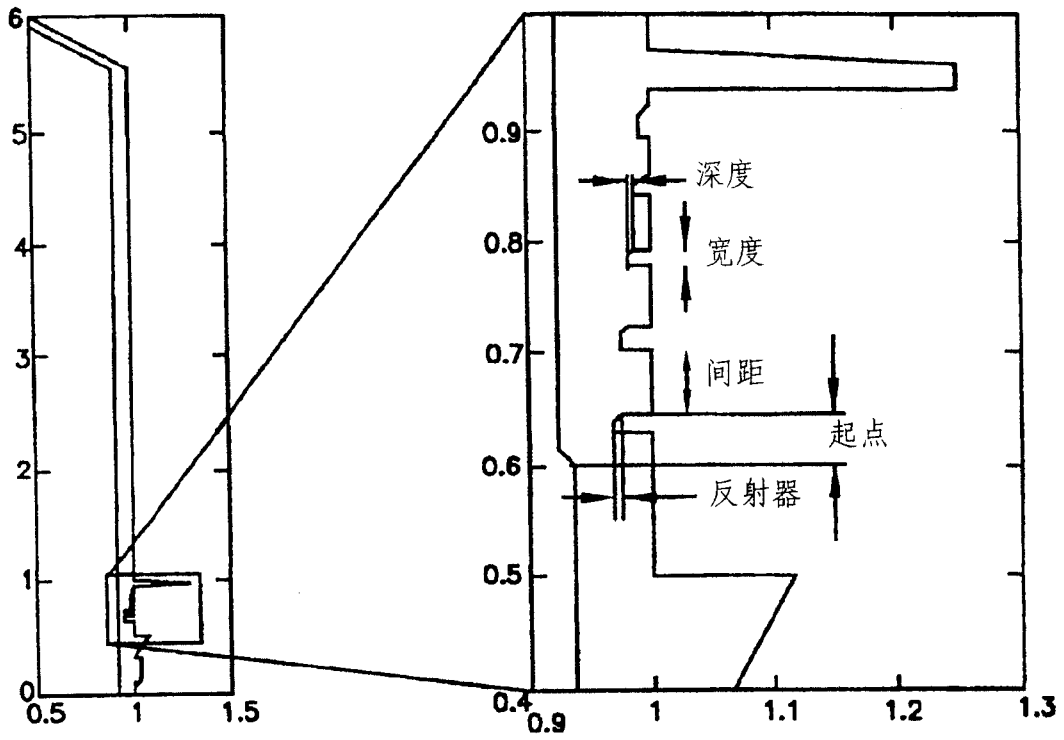


图 11

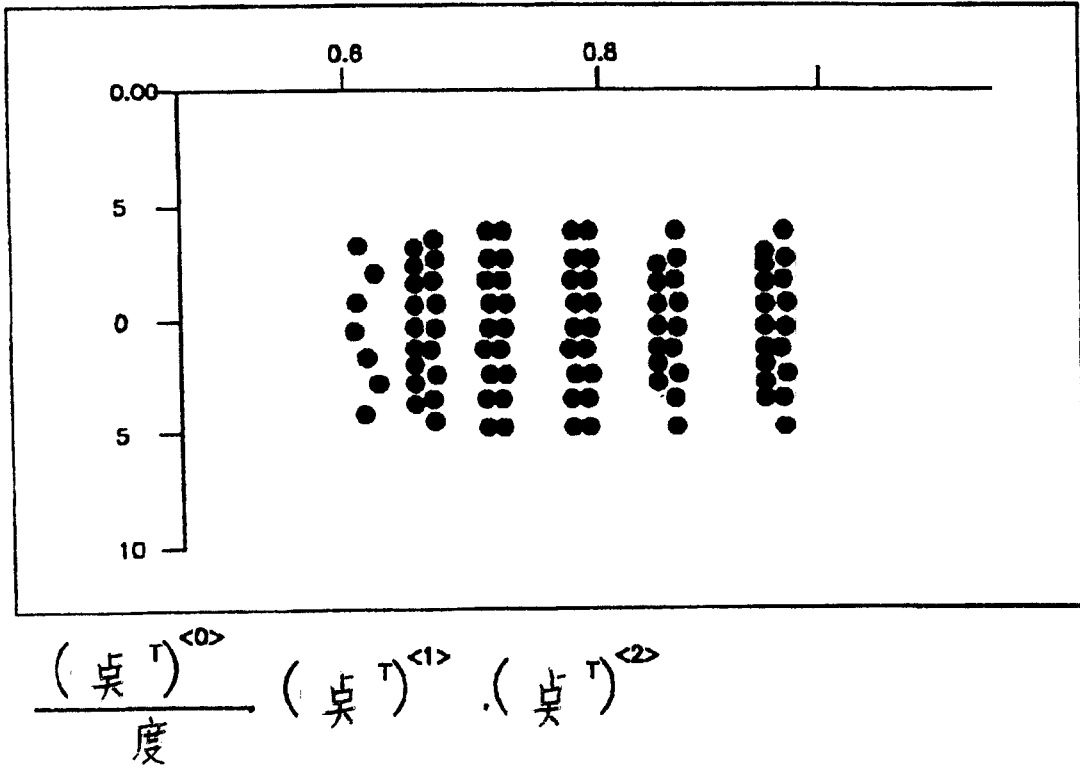


图 12

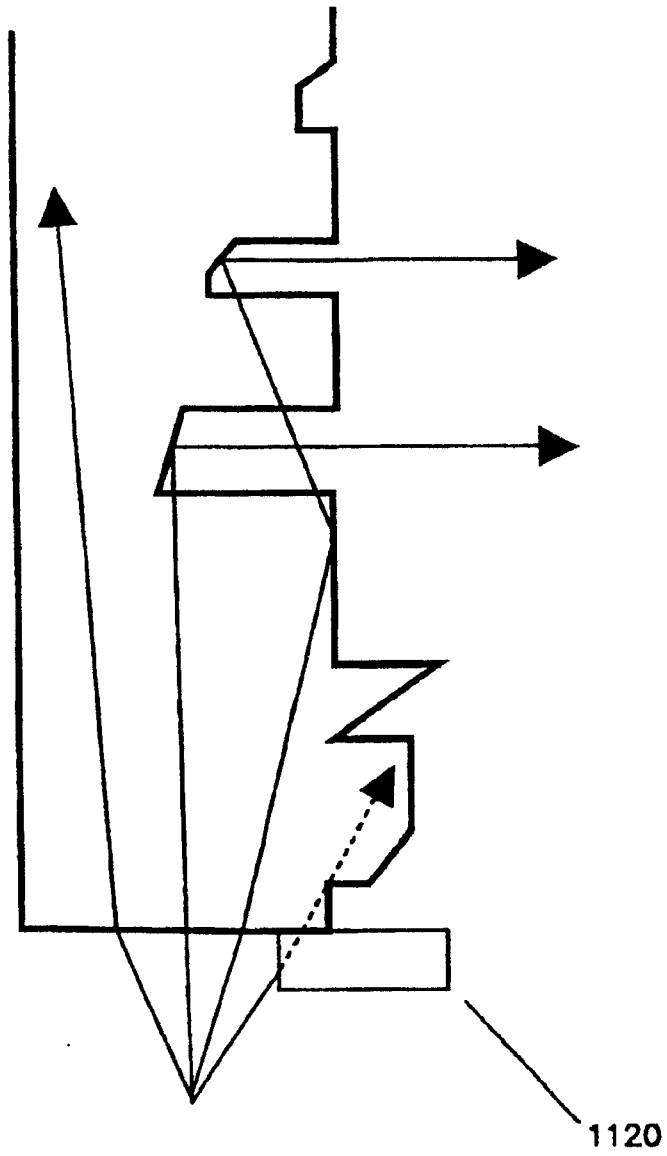
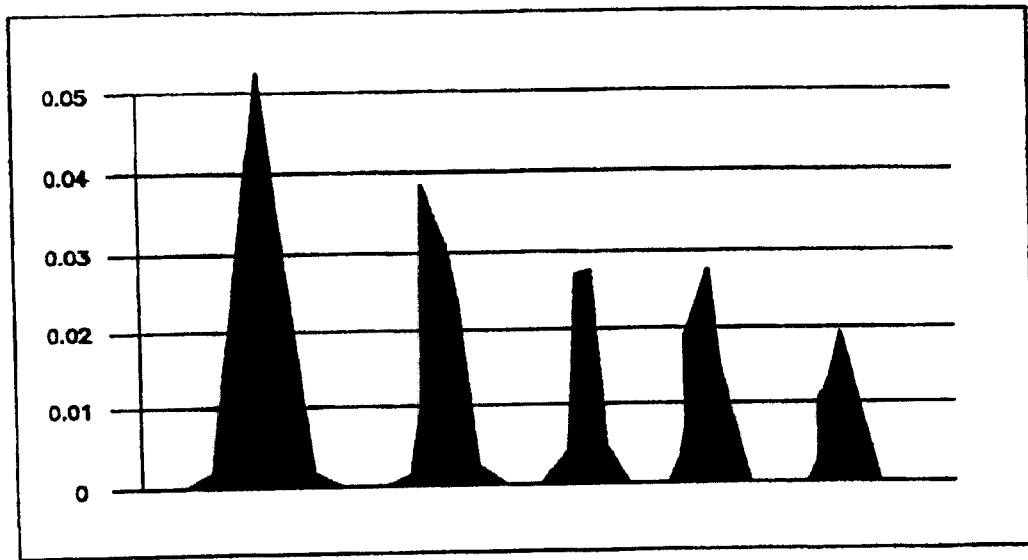


图 13



GRID

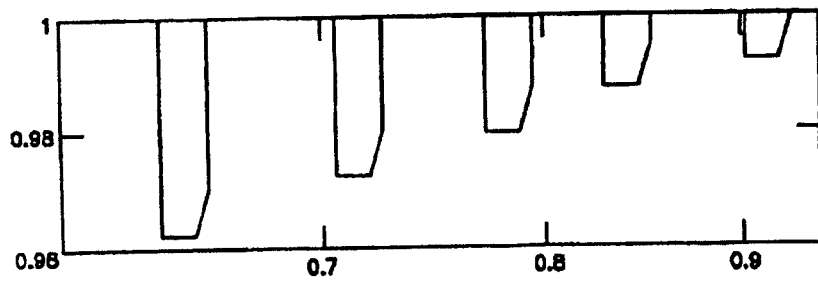


图 14

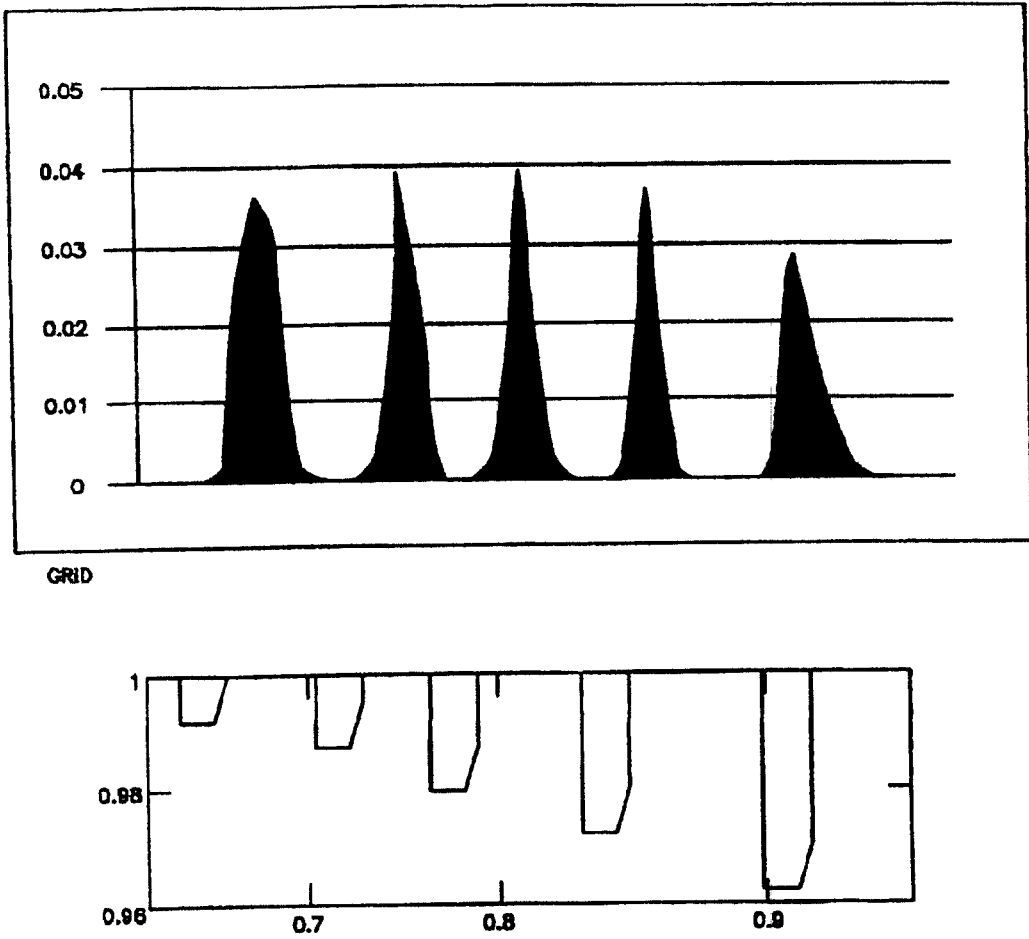
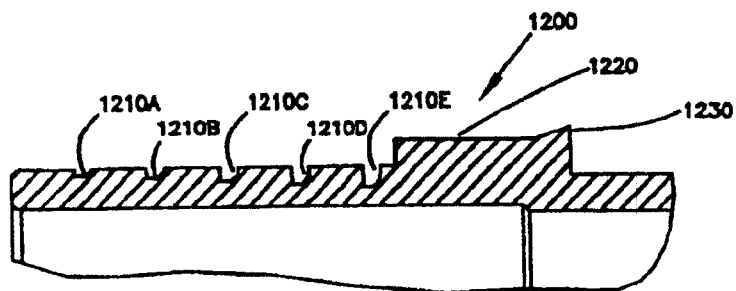
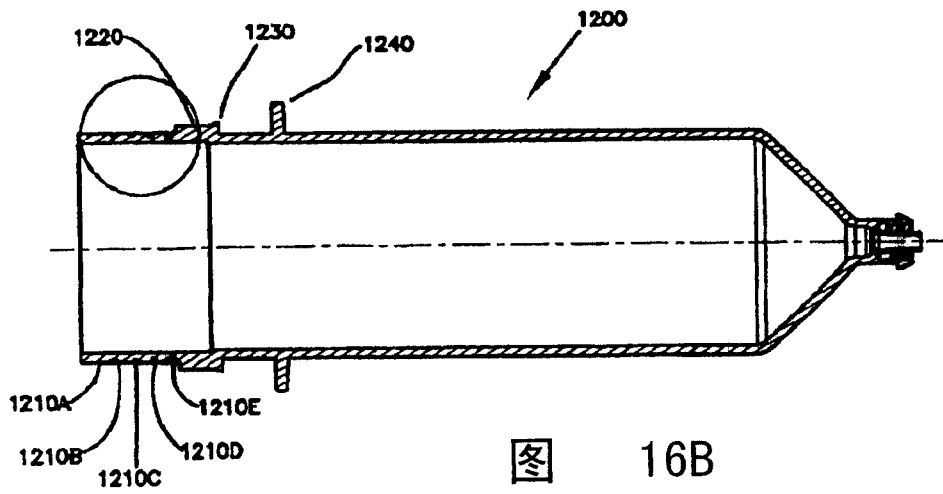
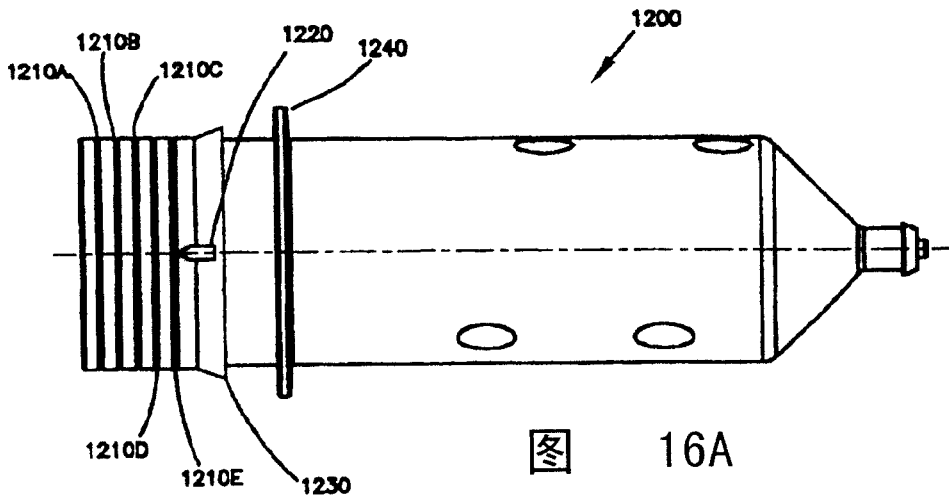


图 15



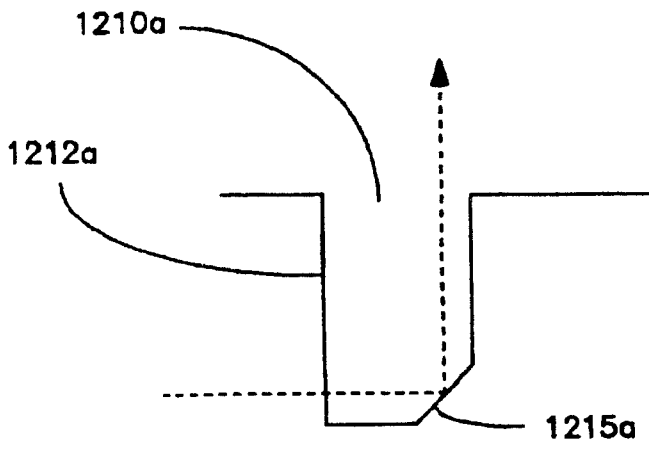


图 16D

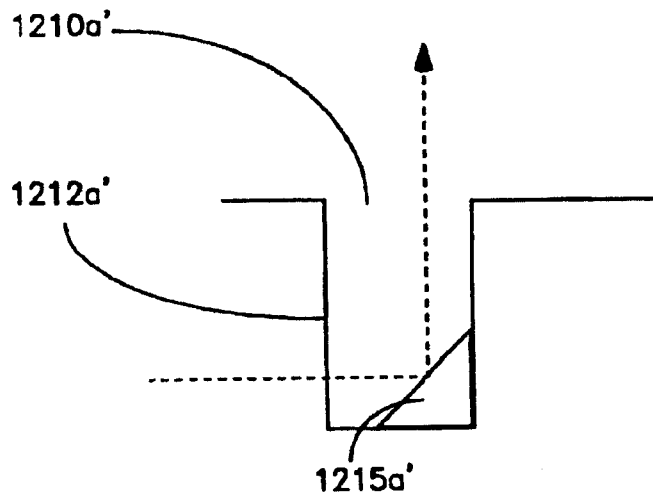


图 16E

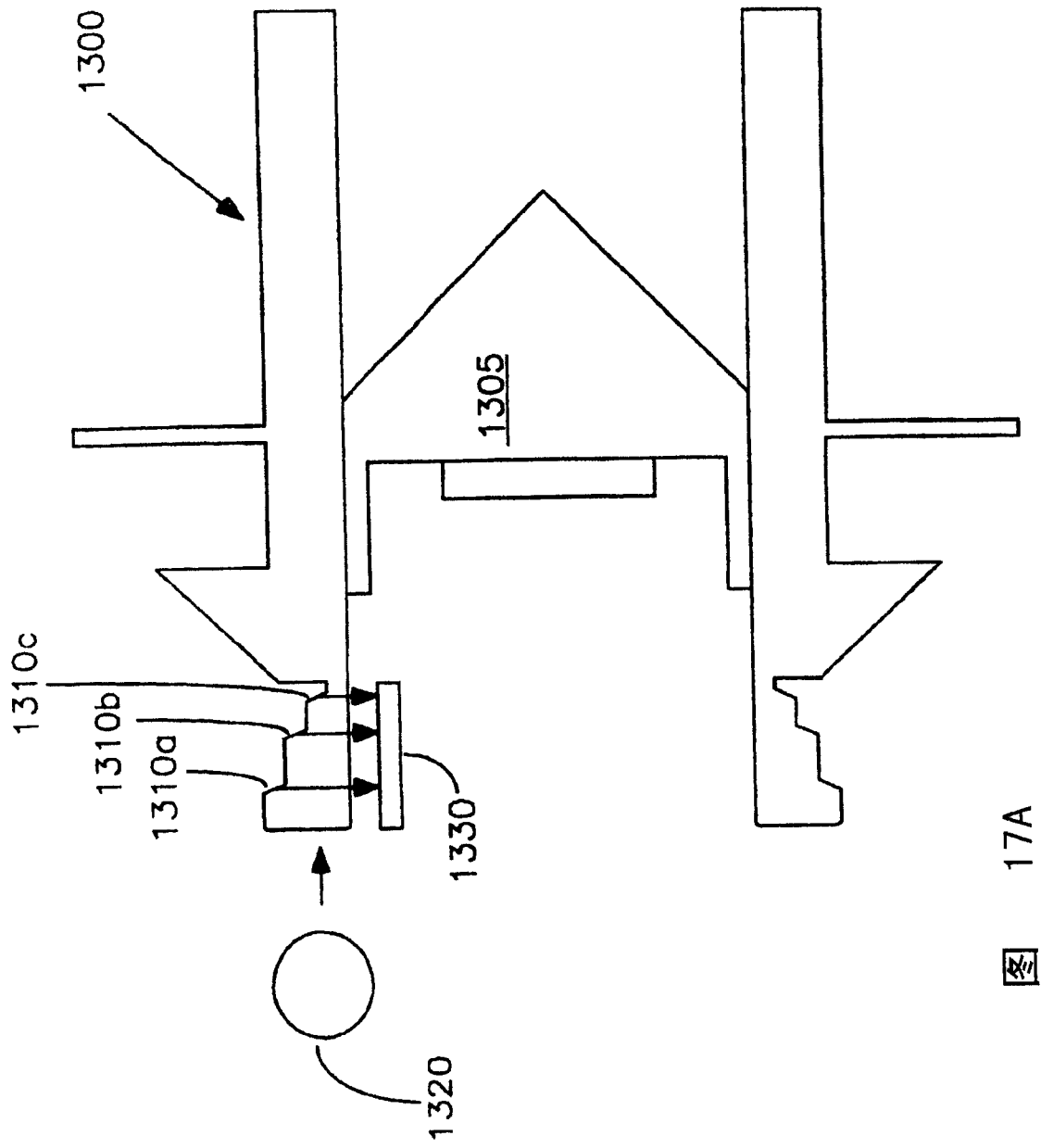


图 17A

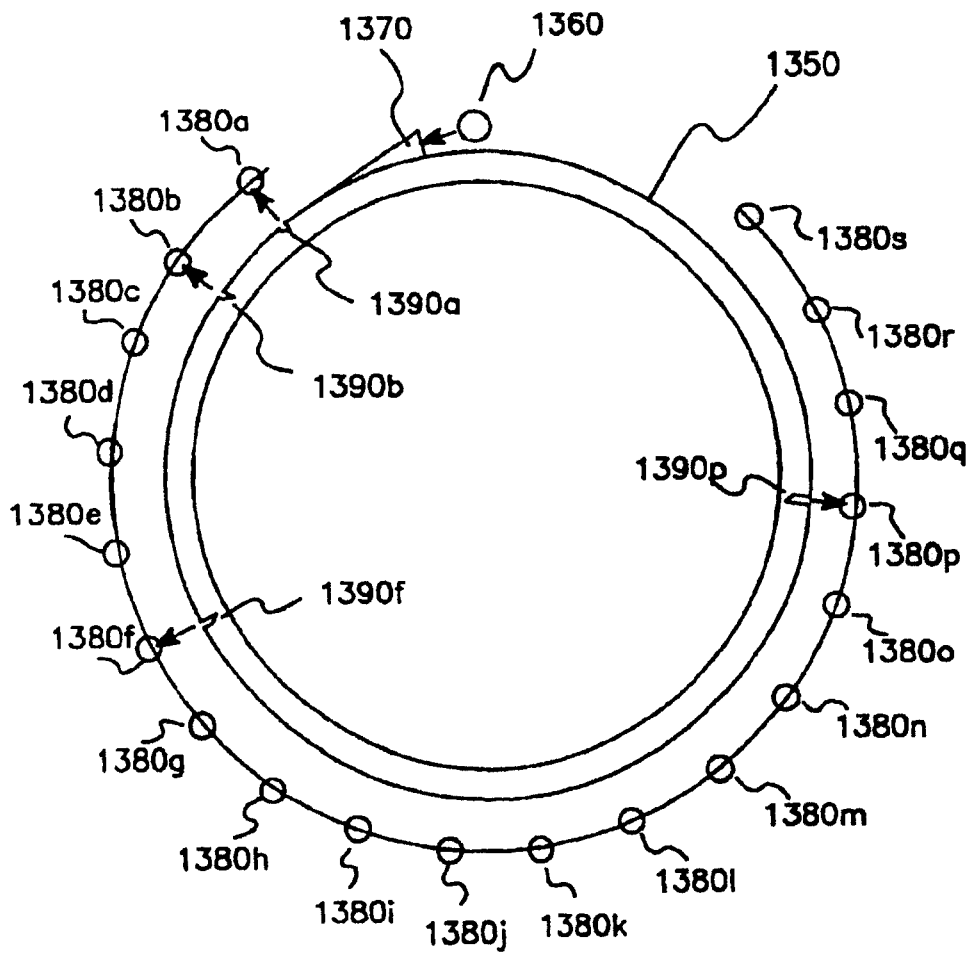


图 17B

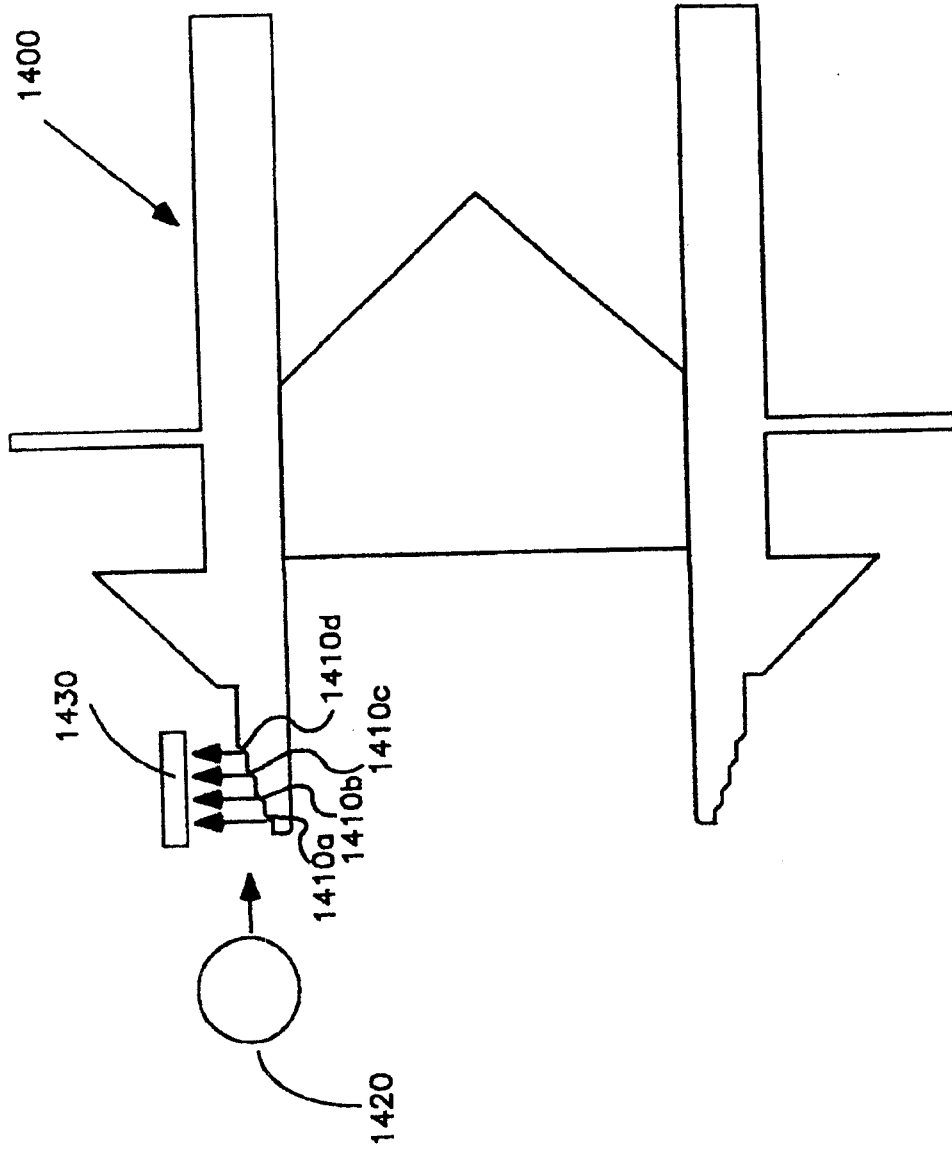
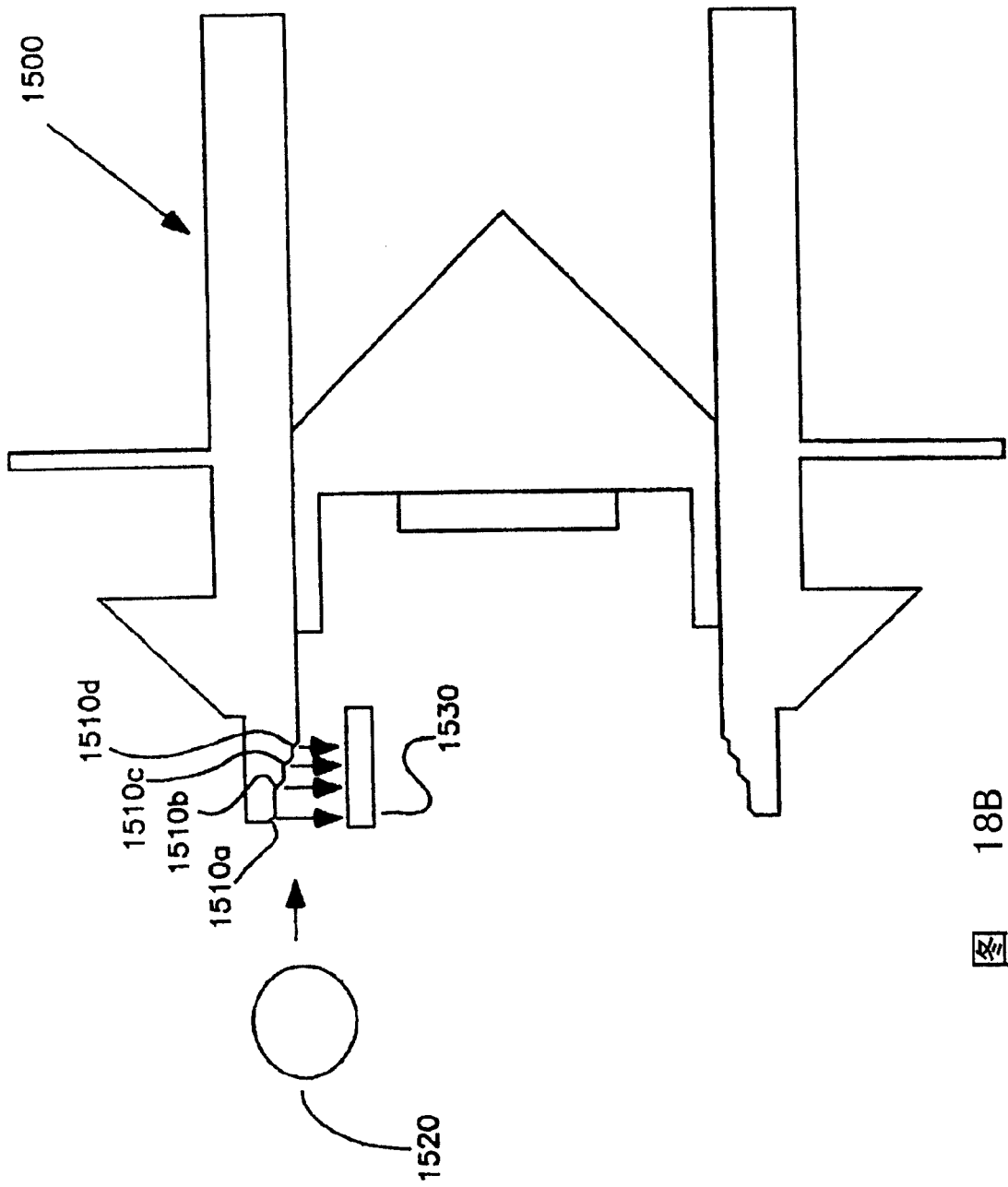


图 18A



18B

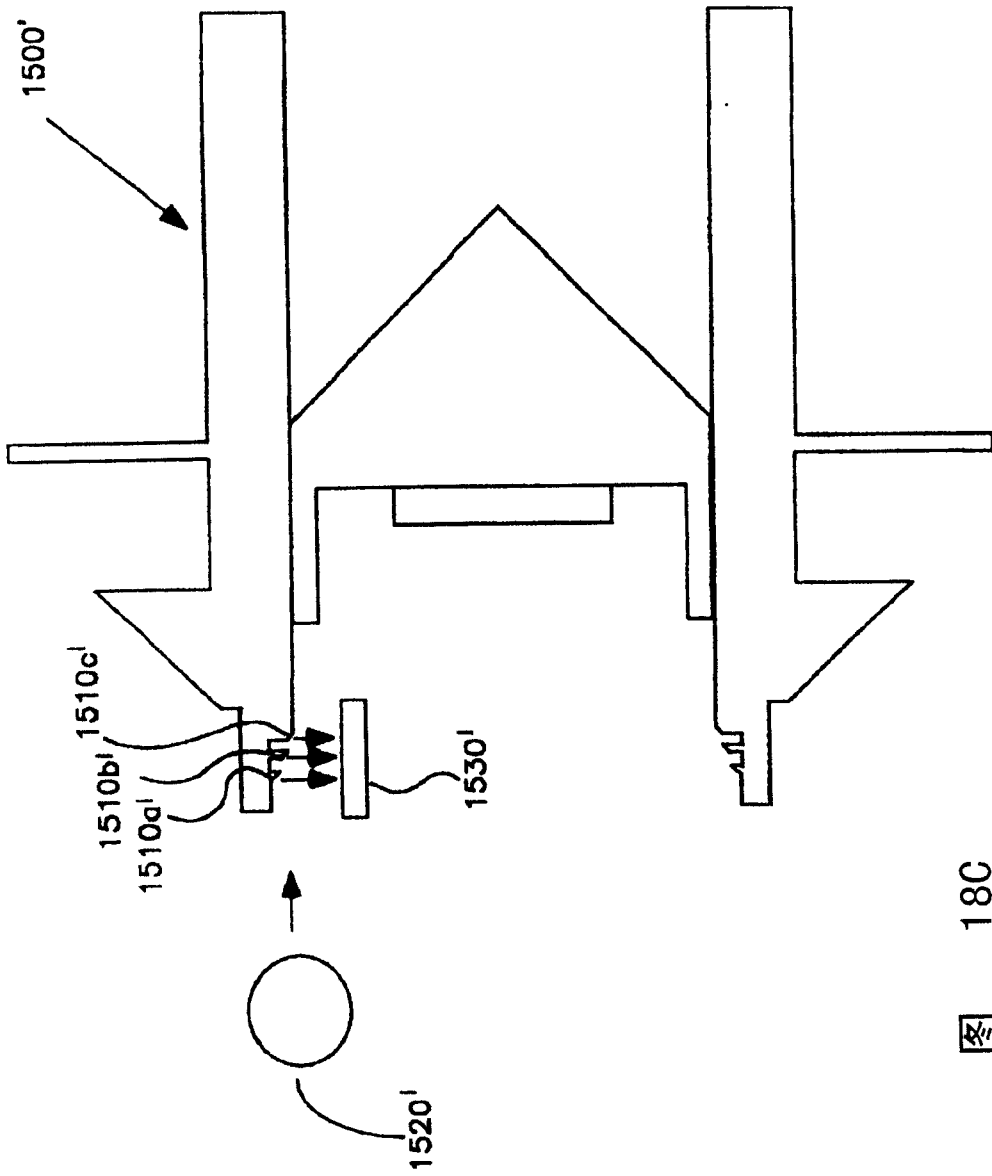
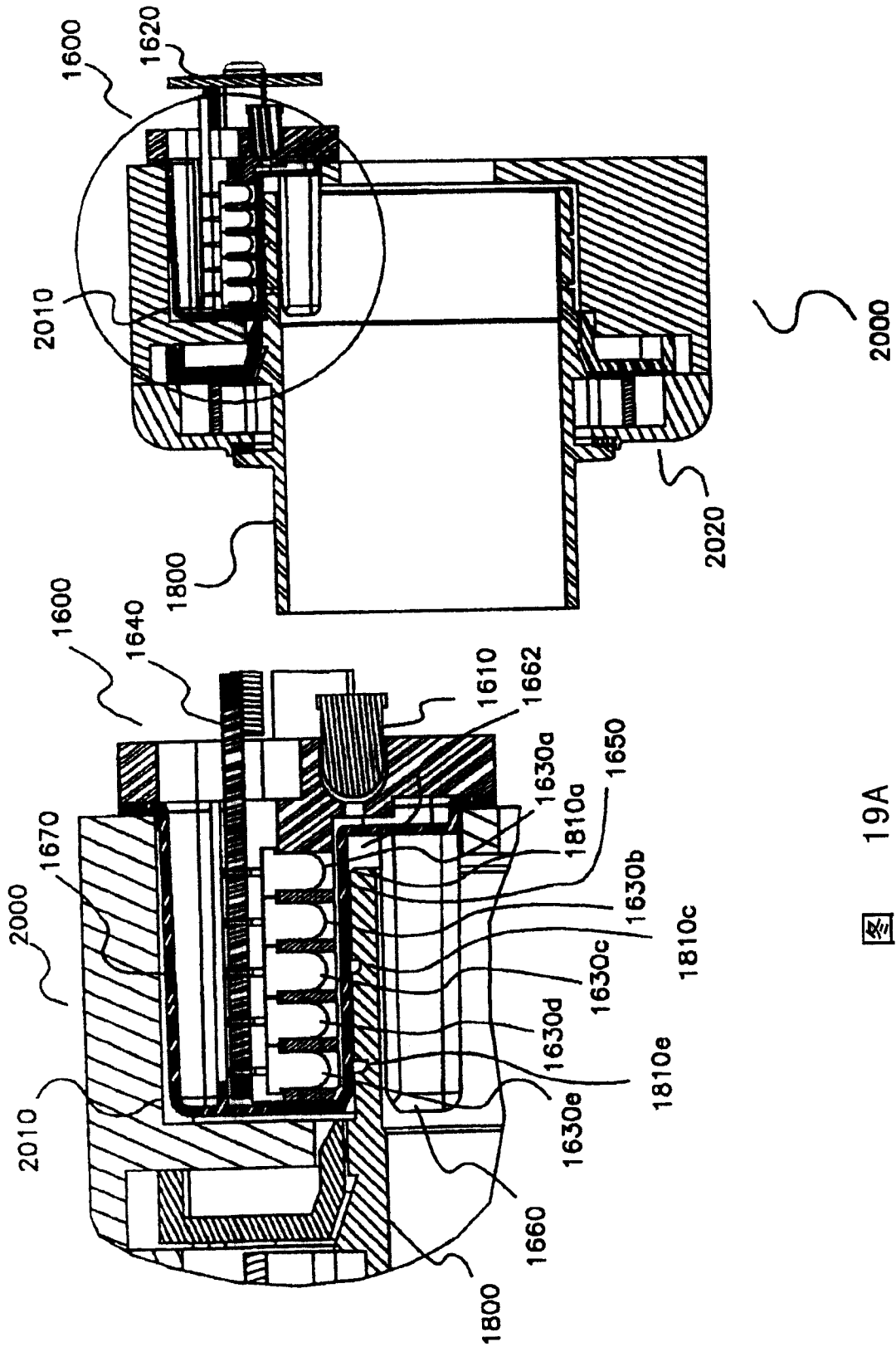


图 18C



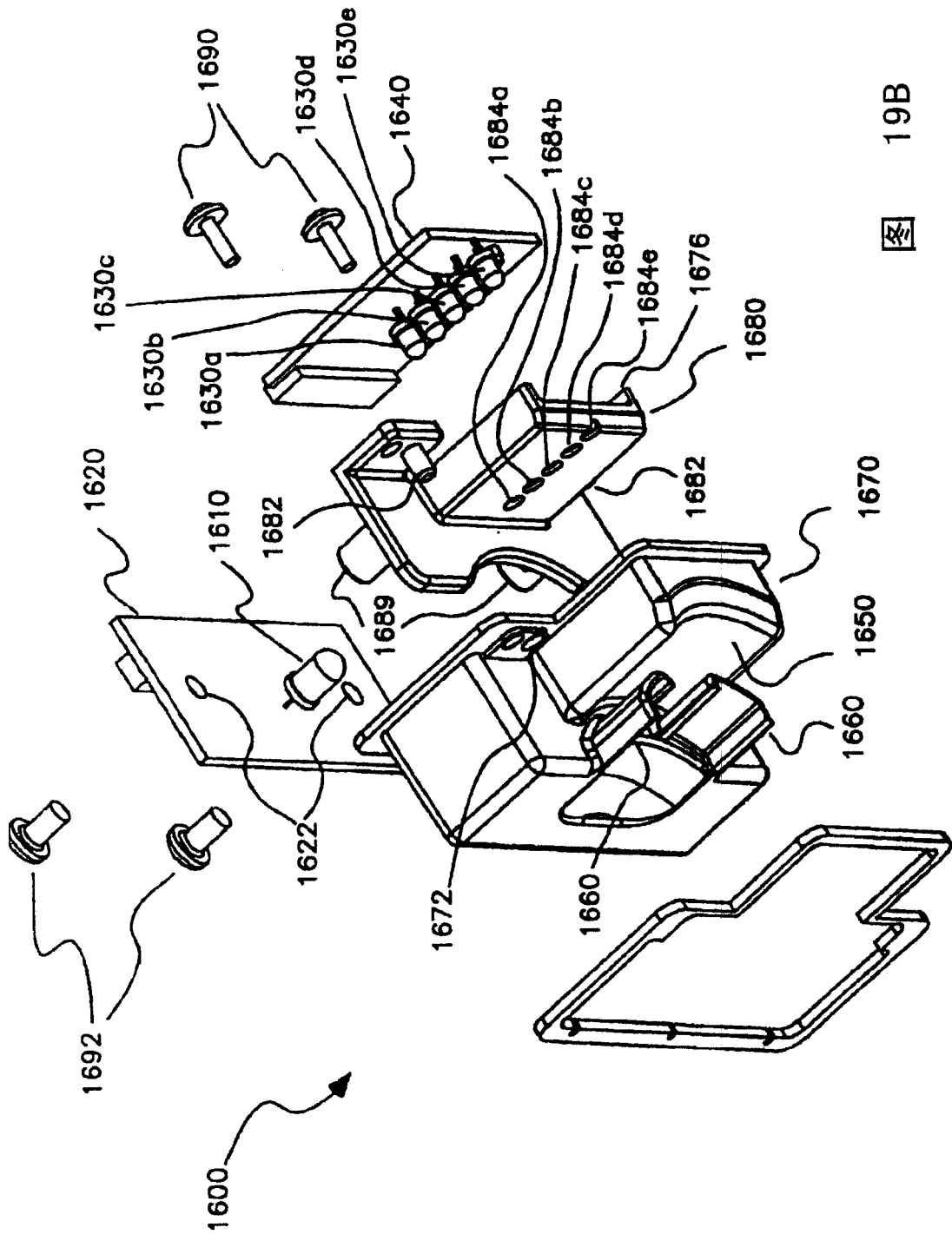


图 19B

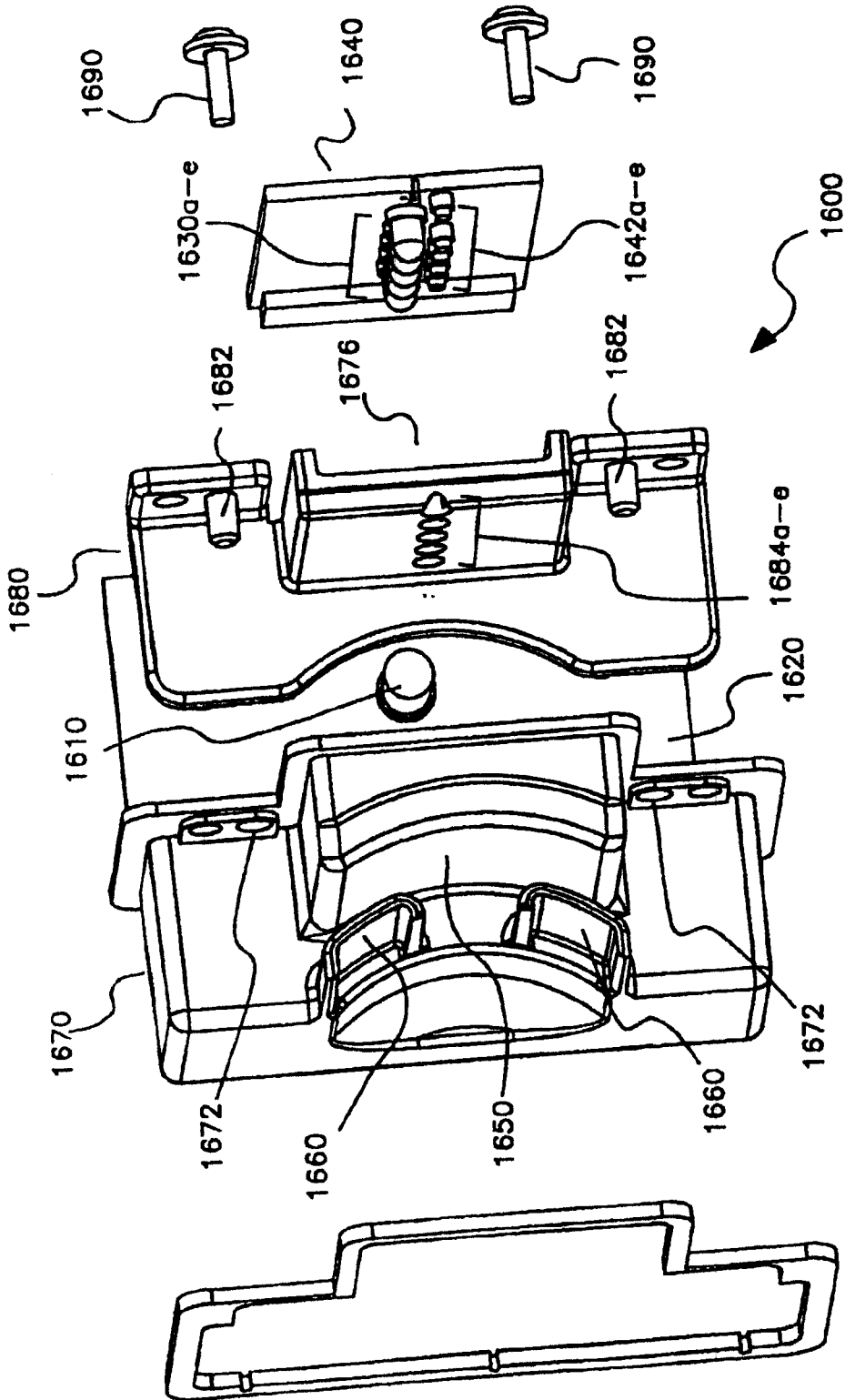


图 19C

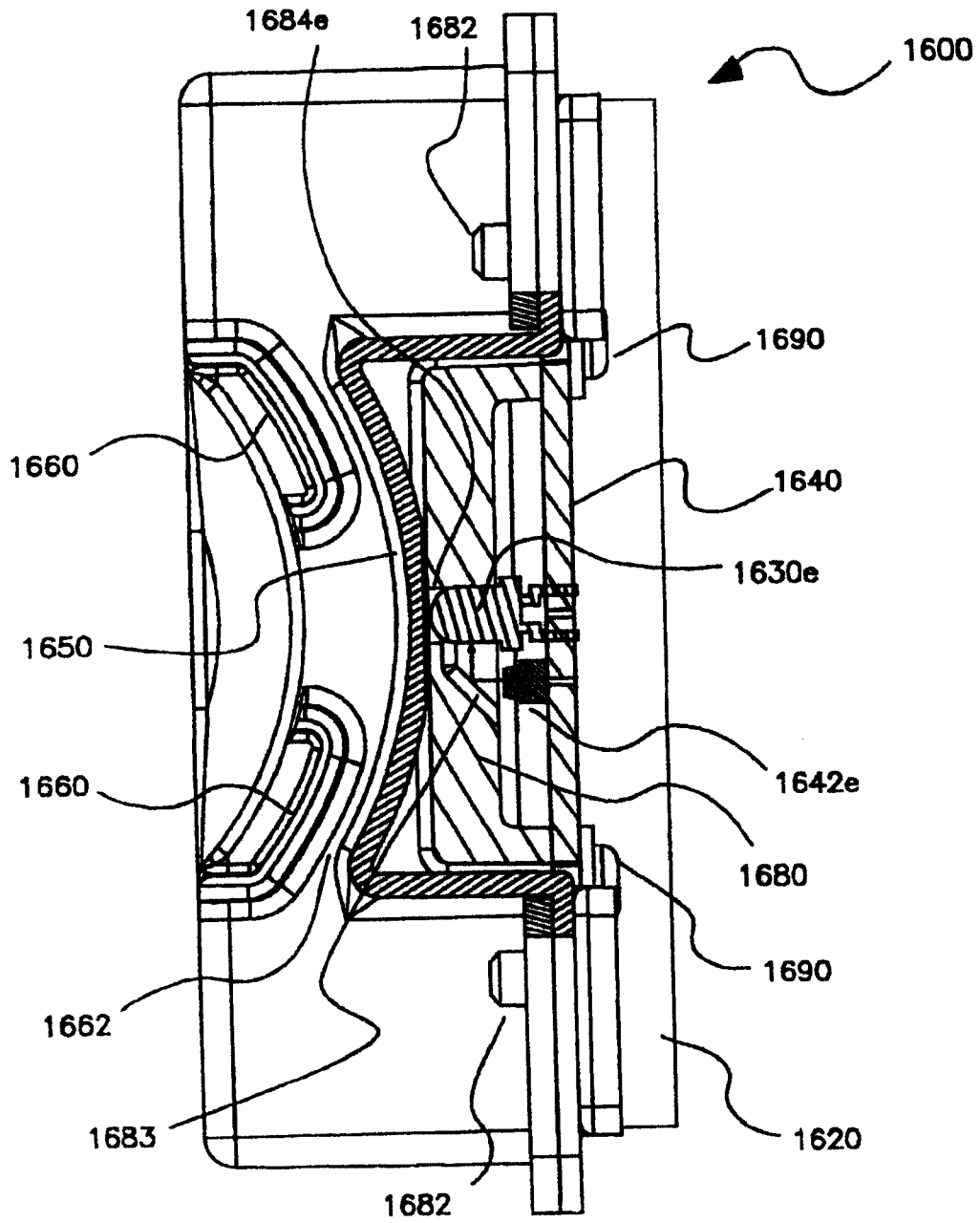


图 19D

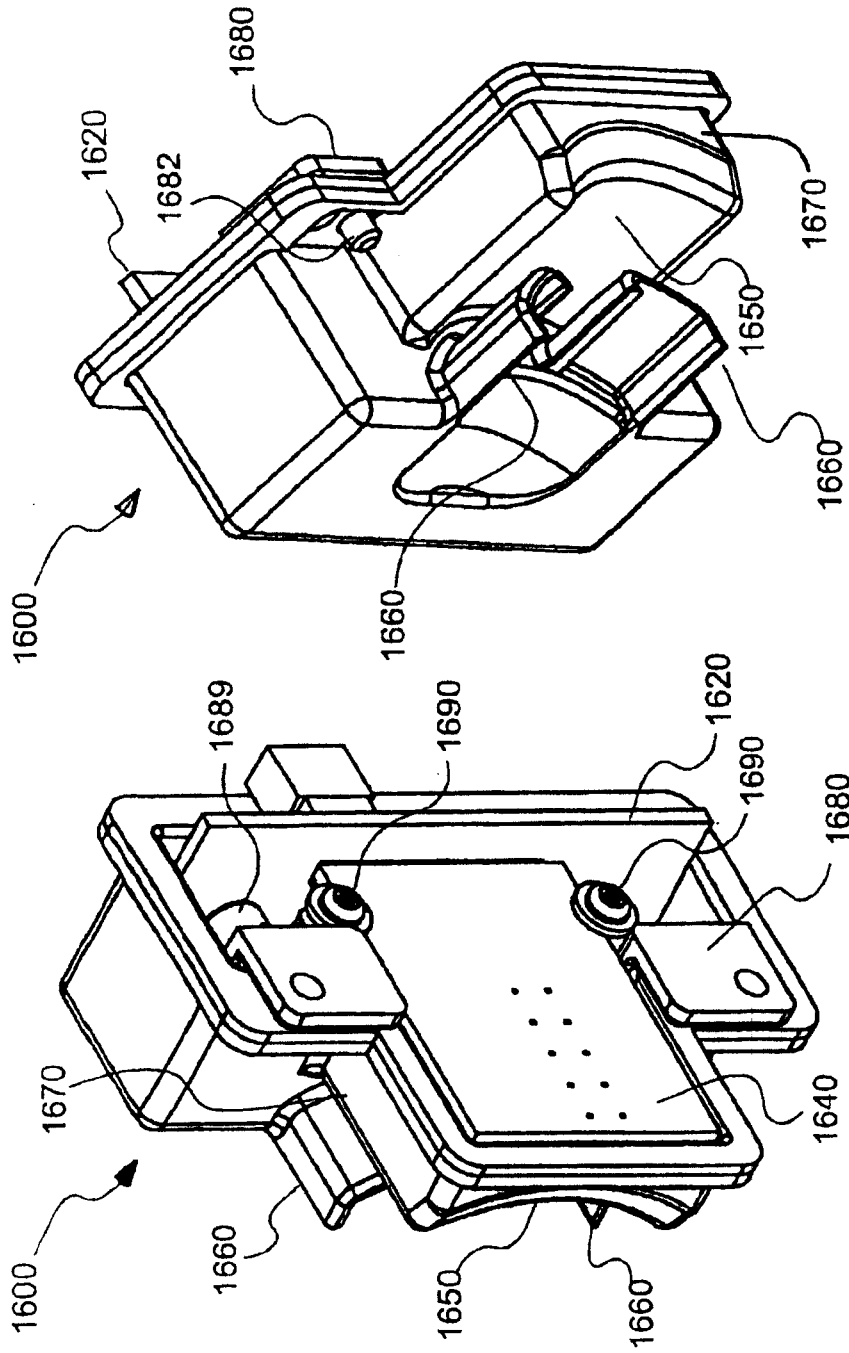


图 19F

图 19E

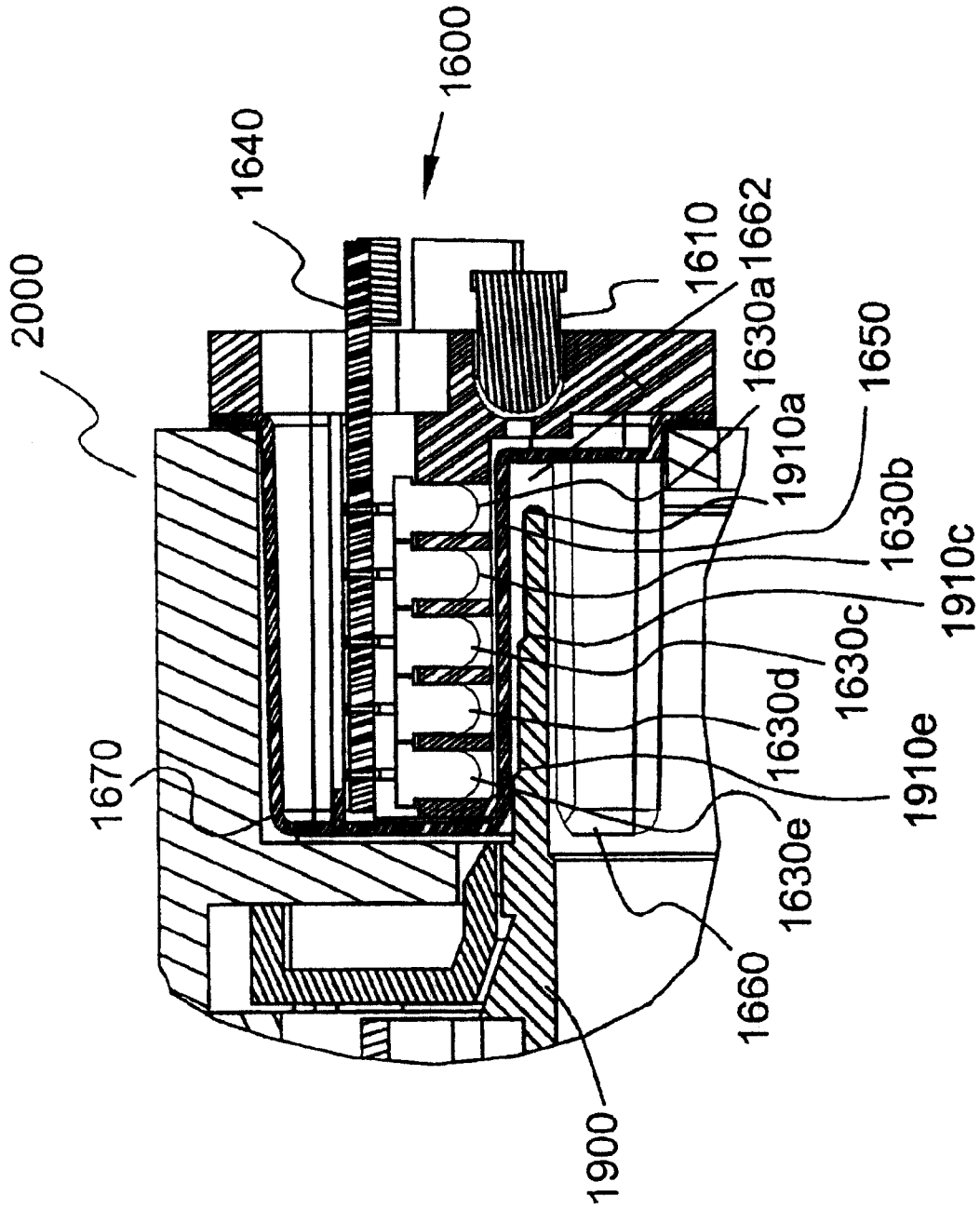


图 19G

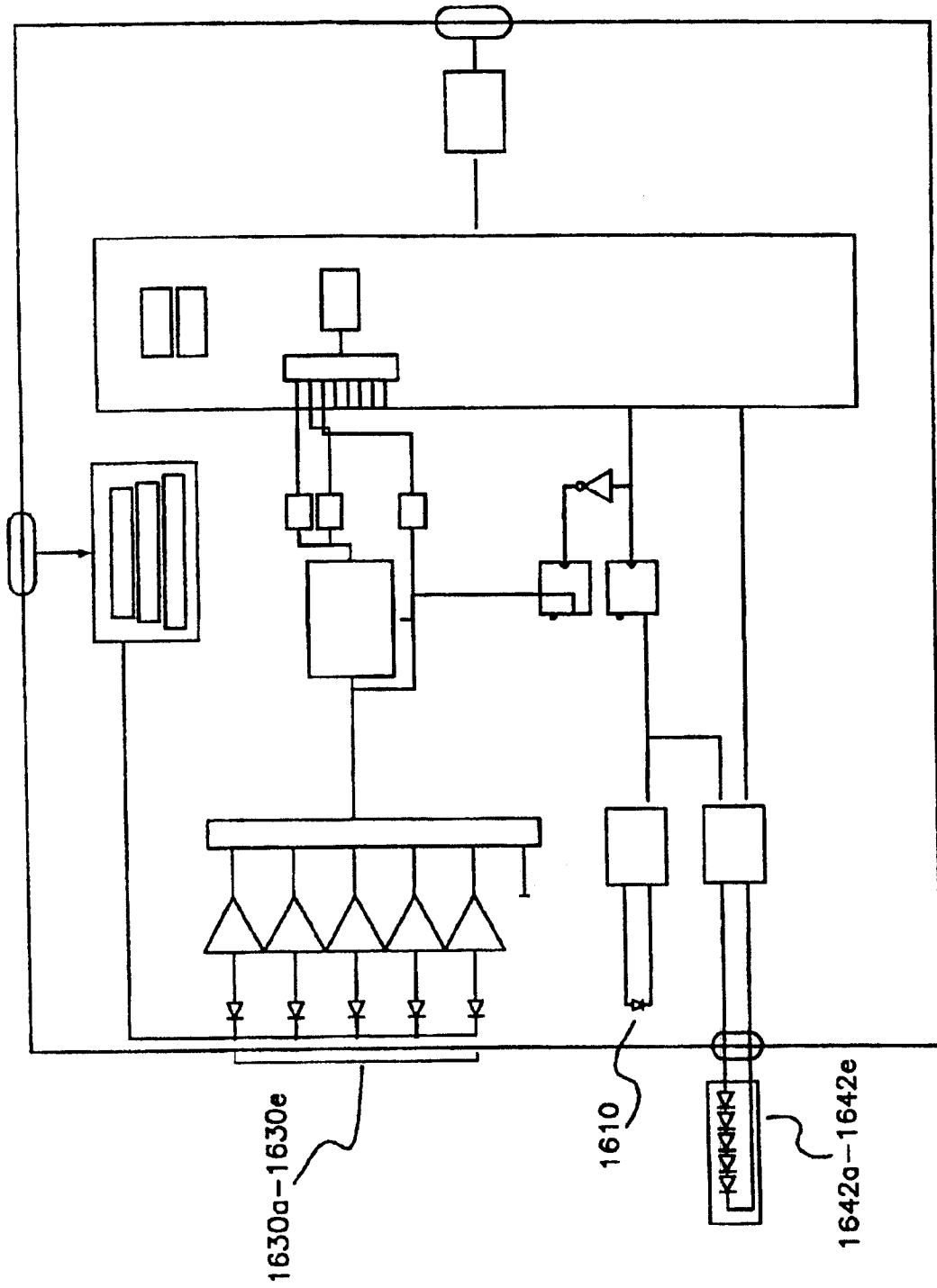


图 19H