



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101612424 B

(45) 授权公告日 2013. 06. 12

(21) 申请号 200810145459. 5

A61M 1/00 (2006. 01)

(22) 申请日 2002. 01. 16

A61M 3/00 (2006. 01)

(30) 优先权数据

09/765, 498 2001. 01. 18 US

(56) 对比文件

WO 98/00187 A1, 1998. 01. 08, 全文.

US 6019745 A, 2000. 02. 01, 全文.

(62) 分案原申请数据

02803719. 7 2002. 01. 16

US 5531698 A, 1996. 07. 02, 全文.

US 6090064 A, 2000. 07. 18, 全文.

(73) 专利权人 梅德拉股份有限公司

地址 美国宾夕法尼亚州

审查员 孙玉晗

(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

(74) 专利代理机构 上海专利商标事务所有限公

司 31100

代理人 刘佳

(51) Int. Cl.

A61M 5/145 (2006. 01)

A61M 5/00 (2006. 01)

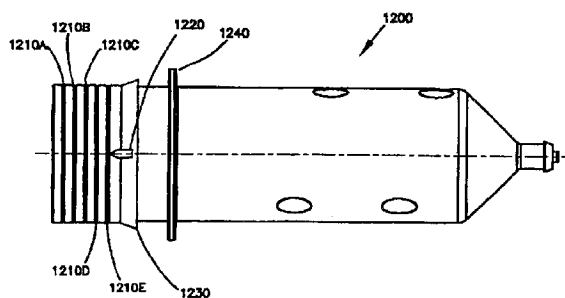
权利要求书2页 说明书18页 附图33页

(54) 发明名称

注射器信息的编码和检测

(57) 摘要

本发明提供了一种用于接电源的注入器的注射器,该注射器包括:本体,其包括注射壁、后端和前端;以及沿所述注射壁设置的至少第一指示器;其中,所述至少第一指示器适于与邻近所述注射壁并基本平行于所述注射器轴线传输的能量的至少一部分互相作用,该互相作用是可以被检测的,该第一指示器可操作地提供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. 一种用于接电源的注入器的注射器,该注射器包括:
本体,其包括注射器壁、后端和前端;以及
沿所述注射器壁设置的具有一个或多个指示器的第一指示器组;
其特征在于,所述一个或多个指示器适于与邻近所述注射器壁并基本平行于所述注射器轴线传输的电磁能的至少一部分互相作用,该互相作用是可以被检测的,所述一个或多个指示器可操作地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,其中所述第一指示器组包括沿所述注射器壁的长在唯一预定的位置处的多个指示器,每个指示器适于与邻近所述注射器壁传输的电磁能的至少一部分互相作用,该互相作用是可以被检测的,所述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,其中每个指示器适于吸收所述电磁能的至少一部分、或散射所述电磁能的至少一部分。
4. 如权利要求 1 所述的注射器,其中,所述电磁能包括光能,每个指示器包括在所述注射器壁内形成的成角的表面,该表面适于将所述光能传播到邻近该注射器壁设置的至少一个传感器。
5. 如权利要求 4 所述的注射器,其中所述第一指示器组包括多个指示器,且每个指示器沿所述注射器壁的长在唯一预定的位置处,每个指示器包括成角的表面,该成角表面在所述注射器壁的表面内形成并适于将所述光能传播到邻近该注射器壁设置的至少一个传感器,所述指示器的预定的位置提供关于注射器构造的信息。
6. 如权利要求 5 所述的注射器,其中所述第一指示器组代表第一二进位代码。
7. 如权利要求 6 所述的注射器,该注射器还包括至少第二指示器组,其中的每个指示器组具有沿所述注射器壁的长在唯一预定的位置处的一个或多个指示器,所述至少第二指示器组代表第二二进位代码。
8. 如权利要求 5 所述的注射器,其中每个指示器具有不同的径向位置。
9. 如权利要求 8 所述的注射器,其中所述第一指示器组的指示器呈阶梯状地连续形成。
10. 如权利要求 1 所述的注射器,其中,所述电磁能包括光能,所述第一指示器组包括沿注射器壁的长设置的多个指示器,每个指示器包括基本上平坦的第一表面,该表面相对于沿该注射器壁表面传输的电磁能的方向成角度,以改变所述电磁能中至少一部分电磁能的方向,方向被改变的电磁能可以容易地被检测,所述指示器提供关于注射器构造的信息。
11. 如权利要求 10 所述的注射器,其中所述每个指示器包括在所述注射器壁径向上的台阶形变化,该径向上的台阶形变化包括反射所述光能的一部分的成角的表面。
12. 如权利要求 1 所述的注射器,其中各指示器均沿所述注射器壁的表面设置,各指示器均适于与沿该注射器壁表面传输的电磁能的至少一部分互相作用,该互相作用是可以被检测的。
13. 如权利要求 12 所述的注射器,其中,所述电磁能包括光能,所述光能基本平行于所述注射器的轴线传输,所述第一指示器组包括多个指示器,其中,各指示器均沿所述注射器壁表面在不同纵向位置处设置,所述第一指示器组代表提供所述注射器构造信息的二进位代码。

14. 如权利要求 12 所述的注射器,其中,所述注射器壁基本上呈圆柱形,各指示器沿该注射器壁在不同纵向位置处排列,使得从单一光源发出的光束基本平行于该注射器的轴线并沿该注射器壁表面传输,以与每一个所述一个或多个指示器互相作用。

15. 一种用于如权利要求 1-14 任一项所述注射器的注入器,该注入器包括:
对所述注射器的内容物进行加压的驱动件;
至少一个电磁能源,用来邻近所述注射器的注射器壁传播电磁能;以及
至少一个传感器,用来检测与所述注射器的第一指示器组互相作用的电磁能的一部分。

16. 一种从如权利要求 1-14 任一项的注射器提供信息到如权利要求 15 所述注入器的方法,该方法包括:

邻近所述注射器的注射器壁传输电磁能;以及
检测被沿所述注射器壁设置的所述第一指示器组改变的所述至少一部分电磁能。

注射器信息的编码和检测

[0001] 本发明专利申请是国际申请号为 PCT/US 02/01052, 国际申请日为 2002 年 1 月 16 日, 进入中国国家阶段的申请号为 02803719.7, 名称为“注射器信息的编码和检测”的发明专利申请的分案申请。

技术领域

[0002] 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和注射器编码器, 涉及包括注射器编码的注入器系统, 以及编码和检测注射器信息的方法。

背景技术

[0003] 注射程序的关键参数由多个变量来确定, 包括例如注射器直径、注射器长度、注射器材料和流体的成分 / 浓度。在受影响的注射程序的诸参数中, 有递送的液体的体积、流量、流体压力和注射器活塞行程的限制。在现有的注入器系统中, 注射器的大小规格一般由以下方式来确定: (1) 由操作者手工操作将注射器的大小或类型输入到注入器软件中, 或 (2) 借助于注入器头上的开关自动地进行操作, 这些开关机械地连接以提升或降低注射器上的元件。例如, 参见转让给本申请受让人的美国专利号 5,741,232、6,090,064 和 5,873,861, 通过引用将它们公开的内容纳入本文。图 1A 示出如美国专利号 5,873,861 所述的注射器 4 后部接合突缘部分上的突缘 3 和 3' 的弧形周围设置的下降元件或掣子 2 和 2'。包括掣子 2 和 2' 的注射器 4 例如由透明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' 与一个或多个相应设置的开关 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构造的编码。

[0004] 然而, 机械和电子设计上的约束, 限制这样自动检测开关的个数。确实, 现有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, 某些电子的和机械的编码系统可显著地增加注射器和 / 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相应的传感器 (如美国专利号 5,997,502 所述)。然而, 条形码系统也有与上述的机电系统相同的问题。

[0005] 如本文所采用的, 术语“注射器构造”包括关于一个具体注射器的所有信息, 其包括 (但不限于) 关于注射器机械特性 (例如, 材料、长度和直径) 的信息, 以及关于注射器内容物的信息 (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) 注射器构造诸变量的要求提高。注射器构造信息可通过接通电源的注入器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, 可保留有关注射程序的数据记录, 例如, 以满足卫生保健管理中精确记账和成本信息的要求。可保留以下信息的记录: 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、过期日期、批次编码、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记账系统、库存系统、控制系统等共享。

[0006] 发明简述

[0007] 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,该指示器与电磁能互相作用,该互相作用是可以被检测的。在多个实施方案中,所述电磁能是光能。例如,电磁能可通过其中形成指示器的材料段进行传输,或通过围绕其中形成有指示器的材料的介质传输。

[0008] 在一个方面,例如,本发明提供一种与接通电源的注入器一起使用的注射器,以便将液体注入病人体内,该注射器包括材料段,其适于通过其间或其节段传输或传播电磁能。该材料段包括至少沿材料段设置的第一指示器。如上所述,第一指示器适于与通过材料段传输的能量的至少一部分互相作用,该互相作用是可以被检测的。

[0009] 第一指示器的存在(或缺席)提供或对应关于上述实施方案注射器构造的信息。本发明的指示器可以例如借助于其数量和/或位置提供信息(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)可具有由该物件指示器的存在、缺席和/或设置所代表的各物件的构造。

[0010] 如这里采用的涉及由指示器提供的信息,术语“位置”、“定位”以及相关术语指绝对和/或相对位置。在这点上,信息可由一个或多个指示器在编码物件(例如,上述注射器的材料段)上的绝对位置来提供。如这里所采用的,术语“绝对位置”指指示器在物件或材料段之上或之内相对于一参考位置(例如,在材料段或接电源的注入器上的一固定位置)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。

[0011] 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一起使用的术语“互相作用”通常是指,例如能量的传播、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。这样的互相作用优选易于被本技术领域内熟知的传感器检测到。例如,指示器可适于不加改变而传播照射到其上的能量,或也可适于转换、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性质的区域,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部分上的能量。这种指示器与照射能量的不同互相作用是可检测的。例如,在通过材料段传输能量的情形中,指示器可以是材料段的一个区域,能量可通过该区域传播到材料段的外面,而材料段的其余部分阻止能量传播到材料段外面。在光能的情形下,例如,指示器可以是不连续的,例如形成在编码物件或材料段内的成角表面例如折射、反射、散射或吸收光能。指示器也可包括检测材料(例如,荧光材料),其经能量照射后处于可检测的状态。

[0012] 优选地,注射器(或其它编码物件)包括沿编码物件或材料段设置在唯一预定位置(即,绝对和/或相对位置)处的多个指示器(即,优选至少两个指示器)。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,或改变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,指示器的预定位置可提供有关注射器构造的信息。例如,二进位/数字的编码可由在预定位置处指示器的存在/缺席给出。多重二进位代码可被置于单一注射器或其它编码物件上,这样的注射器或其它编码物件使用在其上不同位置处的指示器群或组。

[0013] 在一个实施方案中,电磁能是光能,且材料段可以例如具有比相邻环境的折射率

大的折射率,这样,光能可沿其长在材料之内进行内部反射。内部反射有助于光能通过材料段有效地传输。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内的成角表面。

[0014] 例如,材料段可与注射器或其它的编码物件一体地形成。在一个这样的实施方案中,材料段是注射器壁的可透光部分。同样地,材料段也可以是与注射器或其它编码的物件相分离的。材料段可以例如与注射器相关连或附连。材料段也可形成为注射器适配器的一部分,该适配器被设计用来适配注射器以便用于特定的注入器,或者,材料段形成为加热器护套的一部分,该加热器护套用来加热注射器内的造影剂(如本技术领域内熟知的)。

[0015] 在另一方面,本发明提供用于接通电源的注入器的注射器编码器,以便将一液体注入病人体内。注射器编码器包括适于通过其间传输或传播电磁能的材料段。材料段包括至少沿材料段设置的第一指示器。如上所述,第一指示器适于与通过材料段传输或传播的能量的至少一部分互相作用,该互相作用是可以被检测的,以便提供关于注射器构造的信息。注射器编码器可以例如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(被设计用来适配一个特定的注射器,以便用于带电的注入器)。

[0016] 在另一方面,本发明提供用于注射器的注入器系统。注入器优选地包括驱动件、至少一个电磁能的源和至少一个传感器。注入器系统还包括如上所述的注射器编码器。在这点上,注射器编码器包括适于在其间传输或传播电磁能的材料段。材料段包括沿材料段的至少第一指示器,该指示器适于与通过材料段传输或传播的能量的至少一部分互相作用,该互相作用是可以被传感器检测的。

[0017] 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。编码器系统还包括如上所述的注射器编码器。在这点上,注射器编码器包括适于通过其间传输电磁能的材料段。材料段包括沿材料段的至少第一指示器,该材料段适于与通过材料段传输或传播的能量的至少一部分互相作用,该互相作用是可被传感器检测的。

[0018] 在还有一方面,本发明提供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:通过材料段的至少一部分传输或传播能量;提供至少第一指示器,其适于与通过材料段传输或传播的能量的至少一部分互相作用,该互相作用是可以沿材料段被检测的;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预定位置来提供有关注射器构造的信息。

[0019] 本发明的编码器和方法不限于在注射器或医用注入程序中使用。这样的编码器可用于医用注入程序中其它的泵、加压机构或其它液体通道元件,例如,在美国专利号 5,806,519、5,843,037 和 5,916,197 中所公开的泵和液体通道元件,这些专利被转让给本发明的受让人,这些专利的内容通过引用被纳入本文。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设置的至少第一指示器。如上所述,第一指示器适于与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,该互相作用是可以被检测的。

[0020] 同样地,本发明提供编码信息的方法,其包括下列诸步骤:通过材料段的至少一部分传输或传播能量;提供至少第一指示器,其适于与通过材料段传输或传播的能量的至少

一部分互相作用,该互相作用是可以沿材料段被检测的;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预定的位置(相对位置和/或绝对位置)来提供信息。

[0021] 除了通过编码物件的长或材料段传输能量之外,电磁能也可围绕或邻近编码物件或材料段进行传输,其中,本发明的指示器这样形成或设置,使得电磁能可以照射到指示器上。

[0022] 在还有一方面,在这点上,本发明提供包括沿注射器壁设置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轴线传输的能量的至少一部分互相作用,该互相作用是可以被检测的,以提供关于注射器构造的信息。可沿注射器壁的长在唯一预定的纵向位置处设置多个这样的指示器。各个指示器与邻近注射器壁传输的能量的至少一部分互相作用,该互相作用是可以被检测的。该预定的指示器的位置提供关于注射器构造的信息。

[0023] 例如,每个指示器可具有不同的径向位置。在一个实施方案中,多个指示器呈阶梯状地连续形成。

[0024] 在另一方面,本发明提供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,以便与基本上沿材料段表面传输的能量的至少一部分互相作用,该互相作用是可以被检测的。该第一指示器提供关于注射器构造的信息。

[0025] 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液体注入病人体内的注射器的方法。该方法包括如上所述沿注射器的长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在唯一预定的纵向位置处形成。例如,指示器可包括形成在注射器壁内的表面,以便将沿注射器表面传输的光能传播给相应的传感器。

[0026] 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输能量;提供沿注射器壁设置的至少第一指示器,第一指示器适于与邻近注射器壁传输的能量的至少一部分互相作用,该互相作用是可以被检测的;以及检测能量的至少一部分的改变,指示器提供关于注射器构造的信息。

[0027] 在另一方面,本发明提供用于接通电源的注入器以便将液体注入到病人体内的一组至少两个注射器。每个注射器包括材料段,材料段包括沿材料段表面设置的至少一个指示器。每个注射器的至少一个指示器与基本上沿材料段表面传输的能量的至少一部分互相作用,该互相作用是可以被检测的。每个注射器的指示器提供在其上设置有指示器的注射器的唯一构造的信息。

[0028] 在还有一方面,本发明提供一种编码器,其包括材料段,该材料段具有沿其表面定位的至少第一指示器。如上所述,第一指示器与沿材料段表面传输的能量的至少一部分互相作用,该互相作用是可以被检测的,以提供编码的信息。在另一方面,本发明提供包括如上所述的注射器编码器的注入器系统。

[0029] 在还有一方面,本发明提供编码信息的方法。该方法包括下列诸步骤:沿材料段的表面传输光能;提供沿材料段设置的至少第一指示器,其与沿材料段表面传输的能量的至少一部分互相作用,该互相作用是可以被检测的;以及检测该至少一部分能量的互相作用。

[0030] 本发明在另一方面提供用于接通电源的注入器以便将液体注入到病人体内的注

射器。注射器包括材料段,该材料段包括沿其表面的长形成的多个指示器。每个指示器包括大致平坦的第一表面,该第一表面相对于沿材料段表面传输的光的方向成角度,以便改变至少一部分光的方向,该方向被改变的光可以容易被检测。例如,每个指示器可包括沿材料段在半径上的台阶形变化。该半径台阶形变化包括反射光的一部分的成角表面。

[0031] 在另一方面,本发明提供制造具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,该表面相对于沿材料段表面传输的光的方向成角度,以便改变至少一部分光的方向以被检测。

[0032] 在另一方面,本发明提供如下所述的注射器,其注射器壁具有沿其表面设置的至少第一指示器,该指示器与沿注射器壁表面传输的光能量的至少一部分互相作用,该互相作用是可以被检测的。例如,注射器可包括沿注射器壁表面在不同纵向位置处设置的至少第一多个指示器代表提供关于注射器构造信息的二进位代码。

[0033] 例如,注射器壁可以是基本上圆柱形的。此外,注射器可包括沿注射器壁在不同纵向位置处对齐的至少第一多个指示器,使得从单一光源发出的光束可沿注射器表面基本平行于注射器轴线的方向传输与第一多个指示器中的每个指示器互相作用。

[0034] 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。传感器组件包括具有光线能通过的透光表面的定位副组件,以及至少一个与透光表面分开的支座件。支座件可操作地定位位于该透光表面和支座件之间形成的间隙内的编码的注射器或注射器适配器。例如注射器或注射器适配器可被定位在充分靠近透光表面,以防止在注射器或注射器适配器和透光表面之间形成液滴。

[0035] 传感器组件优选还包括至少一个传感器,该传感器被设置在透光表面的一侧,与设置支座件的一侧相对。更优选地,传感器组件包括多个传感器,这些传感器设置在透光表面的一侧,与设置支座件的一侧相对。传感器组件还优选包括设置的光源,沿轴线方向在透光表面和支座件之间形成的间隙内传播光线。在一个实施方案中,为每个传感器提供测试光源以测试其操作性能。

[0036] 本发明在另一方面还提供用于编码的注射器或编码的注射器适配器的注入器。该注入器包括将注射器或注射器适配器附连到接电源的注入器的交界面、对注射器柱塞赋予运动的驱动件、至少一个沿轴线方向传输光的光源、以及至少一个检测作为编码注射器或注射器适配器的结果而照射到其上的光的传感器。注入器也可包括如上所述的传感器组件。

[0037] 本发明的编码方案提供编码信息例如注射器构造的可靠方式。不需要机械移动机构,与许多现有技术的编码方案相比,可靠性提高。此外,本发明的注射器编码器可容易地与例如注射器或注射器适配器一体形成,与许多现有技术的编码机构相比制造成本更少。

[0038] 此外,本发明的编码系统、装置和方法能非常适合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,在磁共振环境中的强磁场可对某些类型的设备例如电磁致动的装置造成不利影响。此外,这样设备内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,从而产生伪像。同样地,由某些设备产生的射频能量可导致获得的 MRI 图像上出现不希望的伪像。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被避免。例如,因为不需要移动元件,所以在本发明中不需要机电的或其它的致动器。此外,可容易地选择用于本发明的

编码系统、装置和方法中的机械电子能量,以防止对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,也可采用在 MRI 扫描仪的频率范围之外的射频能。

[0039] 通过参考下面的详细描述和附图将会进一步理解本发明及其伴随的优点。

[0040] 附图的简要说明

[0041] 图 1A 示出目前可获得的包括用于提供注射器构造信息的掣子的注射器的后视平面图。

[0042] 图 1B 示出目前可获得的包括与图 1A 的掣子配合的机电开关的注入器前部的侧截面图。

[0043] 图 2A 示出入射在具有不同折射率的两个介质之间的交界面上的光能的特性(按 Snell 定律得出)。

[0044] 图 2B 示出以导致理论上完全内反射的临界角入射在交界面上的光的特性。

[0045] 图 2C 示出本发明的注射器编码系统的一个实施方案的侧截面图。

[0046] 图 2D 示出在注射器壁材料内的光的完全内反射。

[0047] 图 2E 示出使用注射器内的成角表面在预定位置处将光传播到注射器壁之外。

[0048] 图 2F 示出本发明的注射器编码系统的另一个实施方案的侧截面图。

[0049] 图 3A 示出注射器编码器的一个实施方案的侧截面图,其中,指示器散射的光线被相应的传感器检测。

[0050] 图 3B 示出注射器编码器的一个实施方案的侧截面图,其中,指示器吸收光线。

[0051] 图 3C 示出注射器编码器的一个实施方案的侧截面图,其中,指示器作为透镜将光线聚焦在对应的传感器上。

[0052] 图 3D 示出注射器编码器的一个实施方案的侧截面图,其中,当指示器被电磁能接触时,指示器进入可以被相应的传感器检测的“激发”状态。

[0053] 图 3E 示出图 3D 的注射器编码器的另一实施方案的侧截面图,其中,光能的源大致放置在其传感器的同一平面。

[0054] 图 4 示出注射器编码器的一个实施方案的后视立体图,该注射器编码器包括设置在注射器编码器的不同象限的两组指示器。

[0055] 图 5A 示出包括多组指示器的注射器的一个实施方案的侧视图。

[0056] 图 5B 示出图 5A 注射器的仰视图。

[0057] 图 6 示出一个注射器编码系统的侧截面图,其中,能量信号是脉冲的。

[0058] 图 7 示出一个注射器编码系统的侧截面图,其中,注射器构造被动态地确定。

[0059] 图 8 示出使用环境光作为注射器编码所用光源的一个注射器的侧截面图。

[0060] 图 9 示出一个具有成角的狭槽的注射器编码器的研究模型。

[0061] 图 10 示出一个具有反射表面的注射器编码器的研究模型。

[0062] 图 11 示出模型注射器设计的一个实施方案的尺寸。

[0063] 图 12 示出跟踪通过图 11 的模型注射器的光线的结果。

[0064] 图 13 示出从指示器反射出的光线的实例,这些光线来自于直接入射和通过内反射入射的光线组合。

[0065] 图 14 示出成像圆柱上每个点在其对应的图 11 模型设计的指示器狭槽上显示的总

亮度。

[0066] 图 15 示出成像圆柱上每个点在其对应的模型设计指示器狭槽上显示的总亮度，其中，指示器狭槽的顺序与图 14 中指示器槽的顺序相反。

[0067] 图 16A 示出本发明的注射器的一个实施方案的侧视图，其中，指示器狭槽的深度随离光源距离的增加而增加。

[0068] 图 16B 示出图 16A 的注射器的侧截面图。

[0069] 图 16C 示出图 16B 中的圈出区域的放大视图。

[0070] 图 16D 示出图 16A 至 16C 的诸指示器狭槽之一的放大视图。

[0071] 图 16E 示出包括一附连的反射表面的指示器狭槽的实施方案。

[0072] 图 17A 示出注射器的一个实施方案的侧截面图，其中，指示器改变能量的方向至设置在注射器内部的一个或多个传感器。

[0073] 图 17B 示出注射器的一个实施方案的截面图，其中，指示器位于注射器周缘的周围。

[0074] 图 18A 示出注射器的一个实施方案的侧截面图，其中，指示器改变沿注射器外表面传输的能量的方向至一个或多个传感器。

[0075] 图 18B 示出注射器的一个实施方案的侧截面图，其中，指示器改变沿注射器内表面传输的能量的方向至一个或多个传感器。

[0076] 图 18C 示出注射器的另一个实施方案的侧截面图，其中，指示器改变沿注射器内表面传输的能量的方向至一个或多个传感器。

[0077] 图 19A 示出与注射器操作性连接的本发明传感器组件的侧截面图，其中，光通过注射器壁沿轴向传输。

[0078] 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。

[0079] 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。

[0080] 图 19D 示出图 19A 的传感器组件在组装状态下的正截面图。

[0081] 图 19E 示出图 19A 的传感器组件在组装状态下的立体图。

[0082] 图 19F 示出图 19A 的传感器组件在组装状态下的另一立体图。

[0083] 图 19G 示出与注射器或适配器操作性连接的本发明传感器组件的侧截面图，其中，光邻近注射器壁沿轴向传输。

[0084] 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方案的方框图。

[0085] 发明详述

[0086] 本发明的编码器、编码系统和编码方法在编码注射器和医用注入程序中使用的其它泵机构的构造信息中特别有用。下面讨论本发明的几个代表性实施方案，其中，光能与注射器编码器结合使用。

[0087] 在本发明光能通过形成有指示器的材料段传输的情形中，例如，可以利用光在两个不同介质之间交界面处折射 / 反射的特点以帮助光有效地通过具有高折射率的材料段来传输。这些不同的介质例如可以是半透明或透明的注射器壁并且注射器壁周围是空气。

[0088] 光在两个介质之间交界面上的折射由如下的 Snell 定律支配：

[0089] $n_1 \sin \theta_1 = n_2 \sin \theta_2$

[0090] 其中, n_1 和 n_2 是每个介质的折射率, θ 是光线的入射角度 (相对于垂直于交界面的方向或平面测量)。Snell 定律在图 2A 中用图形来表示。

[0091] 在光线起初通过较高折射率的材料、然后遇到较低折射率区域的特定情形下, 在交界面边界处光反射 (在第一材料内的内部) 的可能性提高。临界角可以定义如下: 任何以小于临界角的角度与介质交界面相遇的光线将不会在交界面反射 - 它将向前进入到第二介质。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

$$[0092] \quad n_1 \sin \theta_1 = n_2$$

$$[0093] \quad \theta_c = \sin^{-1}(n_2/n_1)$$

[0094] 其中, n_1 和 n_2 是各介质的折射率, θ_c 是光线入射的临界角。入射临界角用图示于图 2B 中。

[0095] 图 2C 示出注射器 10, 它的至少一部分由大致半透明或透明的材料例如玻璃或透明塑料形成。例如, 注射器 10 可通过注射器突缘 30 和点滴器突缘 40 与注入器 20 的前壁上和 / 或内的安装装置相互作用, 可移动地定位在接电源的注入器 20 上, 例如, 如美国专利号 No. 5, 997, 502 所描述。例如, 光源 50 设置在注入器 20 内, 以通过注射器 10 的壁沿大致轴向方向 (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, 以减小来自周围光的干扰。光源 50 也可以是脉冲的, 以提高可检测性。

[0096] 图 2D 示出在注射器壁内内部反射的光线。一般来说, 所有以大于临界角的角度 (从图 2C 定向中的垂直平面测得, 或从图 2D 定向的水平平面测得, 即, 垂直于注射器 - 空气交界面的平面) 照射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反射, 并在其间大致沿轴线方向传输。

[0097] 在一个实施方案中, 注射器 10 由聚对苯二甲酸乙二醇酯 (PET) 制成, 该材料在 632.8nm (氩 - 氖激光输出) 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, 则该材料使得空气 - 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, 它将在内部反射。在无散射或吸收的情形下, 该反射在理论上是完全的。的确, 测量已表明, 例如, 在高质量的光纤内介质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》第 13-6 页。在实际中, 随材料的缺陷增加, 反射系数将会降低。

[0098] 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照射在交界面上。以“较浅”或“较小”的数值照射交界面上的光将通过交界面传播出去而进入空气。

[0099] 图 2E 示出在注射器壁内垂直传输的光遇到斜的或成角的交界面的情形。并非所有的光都在成角的交界面上反射。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额外的光子“误导”。最终结果是在塑料内传输的光集合或光锥。当该光锥照射在成角的交界面上时, 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成角交界面, 某些光将被引导返回到塑料, 光在那里将再次传输, 直到其照射到下一个倾斜交界面。这种情况使得在注射器壁内 (即, 图 2E 定向的右边) 被改变方向的总光量略微增加并同时在空间上分布光。在给定材料的特性、成角交界面的角度以及光源特性的情况下, 可容易地进行计算提供最佳光方向改变的成角交界面的数量 (例如, 狭槽、狭缝

或突起结构)。

[0100] 在图 2C 中,注射器 10 包括一系列形成为成角表面或狭槽 60a-60c 的指示器。成角表面或狭槽 60a-60c 作为开口将通过注射器壁传输的光的一部分传播到周围空气。光传感器 70a-70c 分别临近狭槽 60a-60c 设置。一个或多个狭槽 60a-60c 的存在或缺席(或狭槽 60a-60c 相互之间的相对位置),例如,可代表对应于具体注射器构造(例如,包含一定浓度的特定类型造影剂的一定体积的注射器)的二进位代码或其它编码,例如,其可由与传感器 70a-70c 沟通的处理单元 200 进行编译。狭槽 60a-60c 可相对近地放置到光源 50 附近,以保证传播到周围空气内的光量是可测量的。在这点上,可供测量的总光能将随离光源 50 的距离增加而减小(例如,通过成角表面 60a-60c 的散射、吸收和/或传播)。狭槽 60a-60c 可在注射器 10 圆周的周围形成。这样,注射器 10 的定向(即,围绕其轴线的转动度)与传感器 70a-70c 测量从注射器 10 传播出的光的能力无关。

[0101] 下述 (1) 和 (2) 两种能力沿注射器 10 的长为多个指示器提供充分的空间,并减少或消除由围绕注射器 10 轴线的注射器壁的曲率所引起的传输能量中的诸问题:(1) 以基本上平行于注射器 10 的轴线方向对齐设置指示器(例如,图 2C 的指示器 60a-60c),以及 (2) 通过注射器壁基本上平行于注射器 10 的轴线从光源 50 传输能量。此外,只需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能量源 50 和传感器 70a-70c。

[0102] 图 2F 示出附连到接电源的注入器 120 上的注射器 110 的另一个实施方案。如上所述,注射器 110 包括安装突缘 130 和点滴器突缘 140。注入器 120 包括设置的光源 150,其传播光进入注射器壁使得光通过注射器壁基本上沿轴线方向传输。在该实施方案中,至少注射器 110 的后部包括至少放置在注射器 110 外周缘上的屏蔽或屏障 160。屏蔽 160 包括作为开口或门 160a-c 而形成的若干个指示器,其允许光被传播进入周围的空气,而屏蔽 160 的其余部分则阻止光通过。这样被传播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径上设置屏蔽 160'。屏蔽 160 和 160' 可以是例如不透明的塑料或墨。屏蔽 160 和 160' 也可进行反射,以保证光线有效地沿轴向传输。

[0103] 尽管如上所述由不同折射率的材料引起的内反射在通过介质段有效传输光能上是有用的,但在实施本发明中内反射不是必需的。例如,如图 2F 所述的反射屏蔽或衬层可用来通过材料段传输光能。此外,这些通常平行于材料段的轴线在材料段其间传输的光线(无内反射)可与本发明的指示器互相作用,该互相作用是可以被检测的。

[0104] 在本发明的若干实施方案中,优选采取几个步骤以防止背景或环境光(即,不是从光源发出的光)的干扰。例如,可采用窄带检测,其中,光源和传感器在非常窄的光波范围内操作。此外,可采用同步检测,其中,在某个频率调节光源,且传感器电子线路选择性地在此频率变化的信号敏感。在最简单的水平上,测量光源打开和关闭之间检测到的信号差别。例如,在光学检测技术领域内许多已知的其它检测方案也可适合于本发明。

[0105] 在图 2C 和 2F 的实施方案中,用来引导/传播光线到传感器的所有指示器位于点滴器突缘 40 和 140 后面的注射器壁之内或之上。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,可以位于沿注射器壁的任何地方。此外,注射器可包括与注射器壁分离的一部分或部件,能量可以通过该部分或部件传播为注射器的信息编码。

[0106] 图 3A-3E 示出本发明的另外若干个实施方案。图 3A-3E 各示出电磁能(例如,光

能)可在其间通过或传输的材料段。例如,材料段可以是注射器壁的一部分、注射器适配器的一部分,或注射器或其它编码器的一部分,该编码器可例如关联于和/或附连于注射器、注射器适配器(例如,置于注射器或注射器适配器附近或配装在其上的套筒)、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7月30日提出的美国专利申请号09/365,285和在2000年8月8日提出的美国专利申请号09/633,299中,它们被转让给本发明的受让人,上述申请的内容通过引用被纳入本文。一般来说,适配器能使不是特别设计的注射器用于特定的注入器。

[0107] 下文中,图3A-3E的材料段仅指注射器编码器。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,它们用来传播/改变方向/散射从光源220通过注射器编码器200传播的光线。这种不连续性可例如通过注射器编码器200内的不规则性、或通过注射器编码器内纳入其它材料(例如通过聚合物材料的共挤出)而形成。从指示器210a和210b传播/改变方向/散射的光分别被传感器230a-230b检测。在图3A的实施方案中,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,以分别减小或阻止从指示器210b传播/改变方向/散射的光线被传感器230a检测,以及减小或阻止从指示器210a传播/改变方向/散射的光线被传感器230b检测(有时称之为“交叉”)。

[0108] 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,该光能将被传播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,在该实施方案中,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可对应于二进位代码“11”,注射器编码器300的指示器310a和310b可对应于二进位代码“00”。

[0109] 图3C的注射器编码器400包括指示器410a和410b,其作为透镜将从光源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。

[0110] 图3D的注射器编码器500包括指示器510a和510b,当光从光源520照射到其上时即处于激发的状态。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'的实施方案中,光源520被放置在与传感器530a和530b的基本相同的平面内。从光源520发出的光被成角表面525改变方向通过注射器编码器500'传输。此外,在图3E的实施例,光源520和传感器530a和530b被容纳在一个载体515内,例如,它可以是圆柱形鞘例如在本技术领域内已知的注射器加热器。

[0111] 如上所述,本发明的指示器可例如围绕一注射器或注射器适配器的周缘延伸足够的长度,使得注射器、注射器适配器或注射器编码器相对于注入器、光源和/或传感器排的定向(即,围绕其轴线的转动度)与相应传感器测量指示器如何改变通过注射器、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示出一个注射器编码器600,其包括多组(在本实施方案中为两组)指示器,以给出多组二进位的编码。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)被设置在大致圆柱形的注射器编码器600的不同部分或象限

内。注射器编码器 600 还包括两个光源 620 和 620', 以及两排传感器 630 和 630'。例如, 编码器 600 可以是注射器壁的一部分或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。

[0112] 在图 4 的实施方案中, 各组指示器中的至少一个指示器, 例如, 各组指示器中最后的指示器 (即, 指示器 610e 和 615e) 可用来确定注射器是否合适地附连到接电源的注入器 (图 4 中未示出) 和 / 或相对于该注入器 (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 / 或校准传感器 630 和 630' 的灵敏度, 例如, 传感器 630 和 630' 可以是传感器阵列或单一传感器例如电荷耦合器件 (CCD) 相机。例如, 图 4 的指示器可以是如与图 2C 实施方案一起讨论的成角狭槽。作为指示器 610e 和 615e 作用的结果而分别被传感器排 630 和 630' 检测的光的量, 可提供信息用于校准灵敏度设定, 以便确定其它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。

[0113] 将指示器 610e 和 615e 用作定位和 / 或标定指示器, 其它指示器的存在或缺席可用来给出预定长度的二进位代码。在图 4 中, 两个四位的二进位代码各由第一组指示器 610a、610b、610c 和 610d 以及第二组指示器 615a、615b、615c 和 615d 代表。第一组指示器的二进位代码是“1111”, 而第二组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特定的注射器构造, 并可在例如计算机存储器中存储的查表中提供。使用具有相对宽检测范围的传感器或传感器组 (例如, CCD 相机) 时, 代表二进位代码的一组指示器的绝对位置并不如使用相对窄检测范围的传感器时那样重要, 后者要求指示器 / 传感器对基本对齐。

[0114] 图 5A 和 5B 示出本发明的另一实施方案 (类似于图 4 的实施方案), 其中, 若干排的指示器 660A、660B、660C 和 660D 至少部分地围绕注射器 650 的圆周沿注射器 650 的长在预定的位置处延伸。如图 5B 所示, 三个能量源 670、670' 和 670'' 围绕靠近注射器 650 后端的注射器 650 的圆周被设置在不同的位置处。在每排指示器的水平上, 四个检测器 (未在图 5A 和 5B 中示出) 与能量源 670、670' 和 670'' 大致地角向对齐 (即, 绕注射器 650 的圆周) (4 排 \times 3 个能量源 = 总共 12 个检测器)。例如, 如上所述将 D 排的指示器用来确定定位和 / 或校准, 还剩下三个三位的二进位代码, 或 216 种可能的不同编码构造。

[0115] 在图 6 中, 注射器编码器 700 包括指示器 710a 和 710c, 它们是在注射器编码器 700 的表面形成的成角表面。三个能量源 720、722、724 是连续脉动的, 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, 它们将光传播至接收器 730。在图 6 的实施方案中, 注射器上没有对应于能量源 722 的固定位置的指示器。因此, 当 S722 脉动时, 没有能量传播到接收器 730。因此, 时间图表的接收部分 R 显示从 S720 和 S724 而不是从 S722 接收到的脉冲。在各能量源处指示器的存在或缺席可代表如上所述的二进位代码。

[0116] 在上面的讨论中, 注射器构造信息被静态地读出。也可利用本发明的编码系统动态地读出注射器构造信息。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 将从光源 820 发出通过注射器编码器 800 的光能中至少一部分光能的方向改变至接收器 830 (如图 7 中箭头所示)。接收到的信号 R2 提供注射器构造的信息。

[0117] 在光能用于本发明的情况下, 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接电源的光源。然而,也可以使用周围的环境光。在图 8 中,例如,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,环境光可通过该开孔。例如,开孔 930 与纤维光缆 940 连通。纤维光缆 940 终止于注射器 910 后端附近,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 改变的光能。

[0118] 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)可对检测器检测的光具有显著效果。为了研究本发明几个设计中的上述和其它效果,使用 Mathcad 软件(可从马萨诸塞州的坎布里奇市的 MathSoft 购得)来构建光线跟踪模型。在该软件中,反射或折射光线的强度随入射角而变化(根据 Fresnel 定律)。

[0119] 在该模型中,注射器或编码器假定对称地转动,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。每英寸 3 分贝的标称值被用于注射器材料内的光学衰减。

[0120] 使用具有高斯射束分布的点光源。该光源放置在离注射器的后 / 底边缘 0.2 英寸处,使用半角为 5° 的半功率射束。为了测试每个设计,跟踪从光源发出的约 500 光线。

[0121] 跟踪每个光线到其第一入射点,并考虑经过该距离的衰减。根据 Fresnel 定律计算传播和反射光线。然后,单独跟踪传播和反射光线,每个在其下一个入射中产生新的传播和反射光线。这个反复的过程很快产生来自于第一光线的许多光线。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圆柱,位于与如上所述的传感器的可能位置对应的半径处。不但记录下光线的强度,而且记录下入射点和入射角。

[0122] 除了上述假定或条件之外,该模型忽略以下效应或条件:在注射器壁内活塞头的存在;在注射器腔内任何造影剂的存在;以及注射器的表面粗糙度。

[0123] 产生两种形式的图形输出。第一,由单一光线产生的所有光线叠加在三维注射器图上。该输出便于调试编码并对跟踪特定设计所不需要的特征有用。第二,在成像平面上产生光强度的表面图。作为一种选择,可以只选择在某个入射角内射到成像平面对绘出的强度作出贡献的那些光线。该输出示出设计的总体性能。

[0124] 图 9 示出注射器或编码器 1000 的一部分,其中,指示器是 V 形的狭槽 1010a、1010b 和 1010c。在图 9 中,光源(未示出)设置在注射器 1000 的底部。在该实施方案中,难以使各狭槽 1010a、1010b 和 1010c 互相独立地操作(即,从一个狭槽发出的光线取决于在图 9 定向的之前或之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类似棱镜。当光大致平行于注射器壁行进通过该棱镜时,光线离轴弯曲,远离其上面的狭槽。例如,在图 9 中,当通过狭槽 1010b 和 1010c 之间的注射器壁时,折射的光线 1020 远离狭槽 1010c 弯曲。在该情形中,对位于注射器壁棱镜上方的狭槽 1010c 照射必须依靠内部反射偏离注射器 1000 内表面的光线。在这点上,示出另一光线 1030 在注射器壁内内部反射以接触狭槽 1010c。在图 9 的实施方案中,难以保证通过折射离开狭槽的内部反射光线和行进通过狭槽并经反射离开的光线以相同角度离开狭槽。这容易导致检测器 - 指示器对之间的交叉,其中,如上所述,来自一个狭槽的光线到达多于一个检测器。还是如上所述,使用柱列可减小该问题的影响。

[0125] 然而,V形狭槽之间的互相依赖,使得选择对所有狭槽编码都适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。

[0126] 如图 10 所示,通过使用接近正交入射到指示器表面并反射的能量传播,可显著地消除这些问题。注射器 1100 包括三个指示器狭槽 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成大致 45° 角定向,导致入射光线的反射相对于入射光线的方向成大致 90° 角。较浅的指示器狭槽 1110c 也包括反射表面 1115c,它也与入射到其上的光线大约成 45° 角定向。反射器表面 1115a、1115b 和 1115c 反射光线到合适设置的检测器(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拔模斜度,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。

[0127] 因为反射器表面 1115a、1115b 和 1115c 是偏离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 传播光线到对应的检测器,所以,指示器狭槽 1110a、1110b 和 1110c 有可能基本上互相独立地影响光能。此外,图 10 的设计对于注射器材料的折射率基本不敏感。

[0128] 指示器狭槽 1110a、1110b 和 1110c 之间唯一余下的互相依赖的效应是,当通过狭槽壁传播时,光能强度减小。考虑到多次反射,传播的光的强度在通过每个狭槽之后大约减小 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。根据所涉及的具体二进制代码(即,根据前面指示器狭槽的存在或缺席),精确平衡各指示器狭槽的亮度可涉及各反射器表面尺寸的改变。

[0129] 图 10 实施方案的代表性模型示于图 11 中。图 11 模型包括若干个优选的约束。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部分遮蔽第二狭槽的反射器表面,减小从第二狭槽反射的光量。通过由内部反射而离开注射器壁外表面的光线到达反射器表面,这个效应可得到一定的补偿。然而,下限优选地设定在从一个狭槽到下一个狭槽的深度增量上。根据可用于某一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。在一个模型中,可选择最大可能间距。最好也可以避免二次反射。换句话说,最好从各反射器表面折射的光线不会随后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,其也涉及注射器的折射率。

[0130] 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。

[0131] 在该模型中,圆柱形图像平面被置于大约为 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终点位置,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。

[0132] 可以识别五个主图像区域,每个指示器狭槽对应一个。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,是光散射离开注射器底部处的导向件或定位件造成。偏离定位件散射的光是以 40° 的角度入射到图像圆柱形上,从指示器狭槽发出的光线是以 10° 或不到 10° 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)可用来消除伪像。也可如图 13 所示,通过将光阑 1120 放置在注射器底部,可防止来自于光源而不是指示器的光线(例如,导致图 12 中最左边区域或伪像的散射光),或者也可以通过校准检测器而消除不是来自于指示器的光线。

[0133] 在图 12 中,当反射离开这些指示器狭槽的光线如图 13 所示来源于直接入射和通过内部反射离开注射器外表面而入射的光线组合时,最后两个指示器狭槽的图像区域明显加宽。

[0134] 图 14 示出各个点显示在其对应的指示器狭槽上方成像圆柱上的总亮度。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。

[0135] 或者,通过倒置指示器狭槽的次序,使最浅的指示器狭槽放置在最靠近能量源的地方,而最深的指示器狭槽放置在最远离能量源的地方,可明显地消除亮度 / 强度的降低。在这点上,图 15 示出这样一个实施方案中显示在其对应指示器狭槽上方成像圆柱上的各个点的总亮度。如图所示,在该实施方案中,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。

[0136] 优选地,传播到传感器的光线(例如,以亮度或信号强度测量)应足够强,使得可以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。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。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)。

[0137] 图 16A-16C 示出注射器 1200 的实施方案,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 的一个实施方案中指示器狭槽 1210a-1210e(即,图 16B 的圈出部分)的放大视图。在该实施方案中,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 优选置于注射器 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,并减小或防止来自其它注射器部件的伪像。例如,元件 1220、接合突缘 1230 和点滴器突缘 1240 都可在图示的图像平面内例如通过图 12 的最左边图像区域形成伪像。将指示器狭槽 1210a-1210e 放置在能量源 / 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伪像的可能性。

[0138] 图 16D 示出图 16A 至 16C 的指示器狭槽 1210a 的放大视图。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,表面 1215a 是注射器壁的一部分,与纵向通过注射器 1200 的壁传输的光线以大约 45° 成角。图 16E 示出指示器狭槽

1210a'的另一实施方案。在图 16E 的实施方案中,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 的实施方案中,反射表面 1215a'由不同于注射器 1200 的材料(优选高反射性的材料)制成。

[0139] 图 17A 示出注射器 1300 的后部的一个实施方案,其包括形成为注射器 1300 外壁上的成角台阶的指示器 1310a-1310c。在一个实施方案中,指示器 1310a-1310c 相对于从光源 1320 通过注射器 1300 的壁传输的光线以大约 45° 成角。在该实施方案中,从光源 1320 发出的光线以相对于光线通过注射器 1300 的壁传输的方向成大约 90° 角反射传播到设置在注射器壁内侧的传感器 1330。以大致直角进行光线的反射,便于设置用于检测反射光线的相应传感器或传感器组。在该实施方案中,指示器 1310a-1310c 彼此基本独立地影响光能。优选地,传感器或传感器组 1330 设置在注射器 1300 的圆筒内部,以最大程度地减小或防止干扰注射器圆筒内柱塞 1305 的运动。

[0140] 在如上所述的实施方案中,例如,光线大致直线性地沿着注射器例如注射器 1300 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长内进行传输。图 17B 示出大致圆柱形的编码物件例如注射器 1350 的横截面。光源 1360 通过端口 1370 传播光线进入注射器 1350 的圆筒。然后,光线绕注射器 1350 的半径在注射器壁内传输。一系列的传感器 1380a-1380s 优选设置在注射器 1350 圆周外面的不同位置上,以接收被例如图 17B 所示围绕注射器 1350 的圆周设定的指示器例如指示器 1390a、1390b、1390f 和 1390p 改变了方向的光线。优选地,注射器 1350 的材料应这样选择:围绕注射器 1350 行进的光线以不小于临界角的角度照射到注射器 1350 和周围空气之间的交界面上,由此,提供如上所述的光的内部反射。

[0141] 围绕编码物件例如注射器 1350 的半径或圆周提供指示器/传感器对,而不是沿这样物件的轴向长度提供这样的指示器/传感器对,或者除了沿这样物件的轴向长度提供这样的指示器/传感器对之外,还围绕编码物件例如注射器 1350 的半径或圆周提供指示器/传感器对,这样可对额外的指示器/传感器对提供额外的空间,以便提供额外的编码的构造。此外,围绕编码物件的圆周定向的多组指示器/传感器对,可沿编码物件的轴向长度设置在不同轴向位置上,以提供甚至更多的编码的构造。

[0142] 除了通过以上实例中所列出的材料段或编码器(例如,注射器壁)传输或传播能量(例如,光能)之外,能量也可通过邻近编码器的介质进行传播,以便与本发明的指示器互相作用。在本发明这样的实施方案中,例如,指示器可以是这样的编码器表面特征,即,其被设置在或延伸进入能量通道内,其中能量通过邻近编码器的介质传播。

[0143] 例如,图 18A 示出注射器 1400 的后部的实施方案,该注射器包括形成为注射器 1400 外壁上成角台阶的指示器 1410a-1410d。在一个实施方案中,指示器 1410a-1410d 相对于从光源 1420 发出通过围绕注射器 1400 外壁的空气沿大致平行于注射器 1400 轴线方向传播的光线以大约 45° 成角。在该实施方案中,从光源 1420 发出的光线以相对于光线通过围绕注射器 1400 的空气传播的方向成大约 90° 角反射传播到设置在注射器壁外侧的传感器 1430。指示器 1410a-1410d 也可以与从能量源发出的能量以如上所述的其它方式(例如,吸收、荧光等)互相作用。在该实施方案中,指示器 1410a-1410d 彼此基本独立地影响光能。

[0144] 在图 18B 中,注射器 1500 包括形成为注射器 1500 内壁上成角台阶的指示器 1510a-1510d。在该实施方案中,指示器 1510a-1510d 相对于从光源 1520 发出通过围绕注射器 1500 内壁的空气沿基本上平行于注射器 1500 轴线传播的光线以大约 45° 成角。从光源 1520 发出的光线以相对于光线通过围绕注射器 1500 的空气传播的方向成大约 90° 角反射传播到设置在注射器壁内侧附近的传感器 1530。图 18C 示出注射器 1500' 的另一个实施方案,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' 包括相对于从光源 1520' 发出的光线以大约 45° 成角的表面,以将光线反射到传感器 1530'。

[0145] 图 19A 至 19H 示出可用于本发明注入器系统内的检测组件 1600 的实施方案。传感器组件 1600 设置在接电源的注入器 2000 的底座 2010 内,靠近接电源的注入器 2000 的注射器接口 2020。传感器组件 1600 包括光发射器或光源 1610,例如发光二极管。用作光源 1610 的合适的发光二极管包括 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 电子地连接。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输。指示器例如指示器 1810a、1810c 和 1810e 将光线反射到如上所述的传感器 1630a、1630c 和 1630e。在一个实施方案中,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 电子地连接。

[0146] 传感器组件 1600 优选地有助于实现注射器 1800 壁与光源 1610 的合适的对齐。传感器组件还优选地抵靠或靠近透光表面 1650 来偏压或设置注射器 1800。靠近表面 1650 来偏压或设置注射器 1800 可以显著地减小或消除在注射器 1800 上形成流体的液滴 (例如,泄漏的造影剂)。流体的液滴可作为透镜发射器 1610 改变杂散光的方向,导致不正确的读取。优选地,注射器 1800 和表面 1650 之间的距离小于 0.020 英寸,以防止其间流体的液滴的形成。例如,传感器组件 1600 可包括一个或多个偏压或支座件 1660。在表面 1650 和支座件 1660 之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 来定位注入器 1800 的外表面。例如,如上所述,在图 19B 和 19C 中,透光表面 1650 和支座件 1660 可以被模制成一体的副组件 1670,其有助于减小多部件组件的堆叠公差问题。在一个实施方案中,副组件 1670 由聚碳酸酯 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。透光的聚碳酸酯包括染料 (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 操作的红外范围内的光线通过。

[0147] 传感器组件 1660 还包括附连到副组件 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 还包括孔或通道 1684a-1684e,当传感器印刷电路板 1640 安放在传感器支承件 1680 的底座 1676 内时,孔或通道 1684a-1684e 与传感器 1630a-1630e 对齐。例如,通道 1684a-1684e 允许被指示器 1810a、1810c 和 1810e 改变方向的光通过透光表面 1650 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。

[0148] 通过紧固件 1692 (例如,螺钉) 的配合 (它们穿过发射器印刷电路板 1620 上的孔 1622, 并进入传感器支承件 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透光副组件 1670, 沿轴向行进通过如上所述在表面 1650 和支座件 1660 之间形成的狭缝或间隙 1662

[0149] 在图 19A 至 19H 的实施方案中, 传感器印刷电路板 1640 包括测试发射器 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。测试发射器 1642a-1642e 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, 从测试发射器 1642a-1642e 发射的光线可反射离开形成在传感器支承件 1680 上的以约 45° 成角的表面 1683, 从而分别照射到传感器 1630a-1630e 上。

[0150] 对于如上所述 PET 制造的注射器, 发射器 1610 的优选特性范围在下表 1 中列出。

[0151] 表 1

[0152]

特性	优选值的范围
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	< $4 \mu s$
带宽	> 150kHz

[0153] 对于如上所述的 PET 制造的注射器, 传感器 1630a-e 的优选特性范围在下表 2 中列出。

[0154] 表 2

[0155]

特性	优选值范围
----	-------

[0156] [0156]

峰值灵敏度	850-950nm
谱宽度 (最大值的 50%)	< $\pm 300nm$
光电流 偏压 = 5V, 照射度 = $1mW/cm^2$, $\lambda = 900nm$	> $10 \mu A$
暗电流	< 10nm
接收半角	< 20°
升降时间	< $4 \mu s$

[0157] 对于如上所述的 PET 制造的注射器, 测试发射器 1642a-e 的优选特性范围在下表 3 中列出。

[0158] 表 3

[0159]

特性	优选值范围
波长	850-950nm
在轴线上强度	> $1mW/sr$
半角	> 60°

[0160] 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, 光线通过靠

近注射器或适配器 1900 的介质（例如，空气）传播，与如上所述的指示器 1910a、1910c 和 1910e 互相作用。

[0161] 图 19H 示出发射器印刷电路板 1620 和传感器印刷电路板 1640 的一个实施方案的示意性方框图。

[0162] 尽管本发明结合上述的实例和实施方案进行了详细描述，但应该认识到，本发明可根据手边的任何应用或场合进行适当地构建和实施。上述实施方案应被认为只是对本发明从不同方面进行说明而不是限制。本发明的范围由下面的权利要求书而不是上面的描述加以限定。所有落入权利要求书含义和等同物范围内的对本发明的改变均包括在其保护范围内。

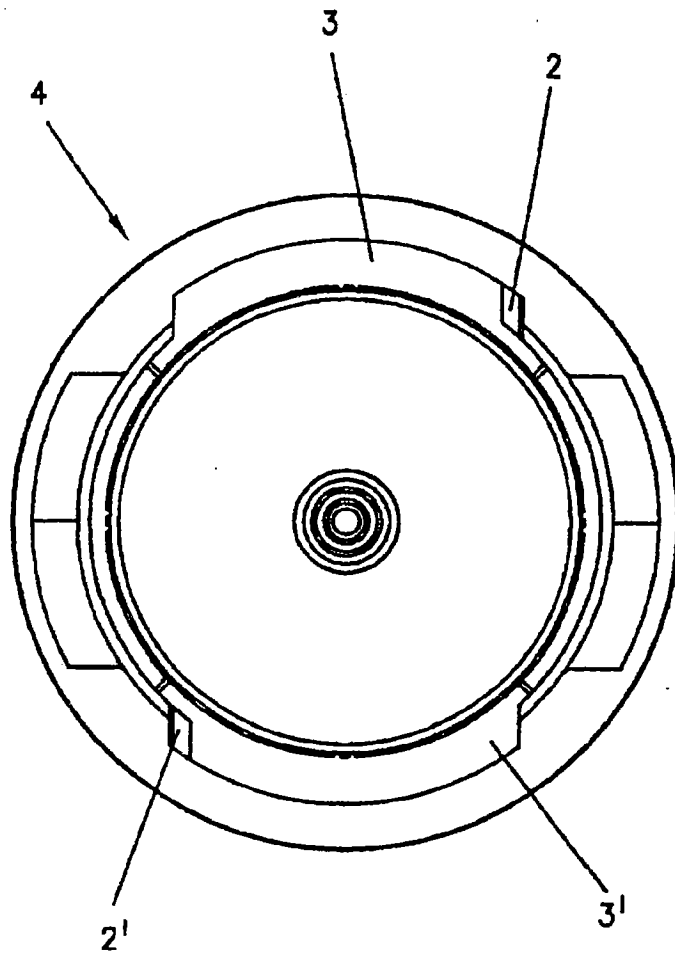


图 1A

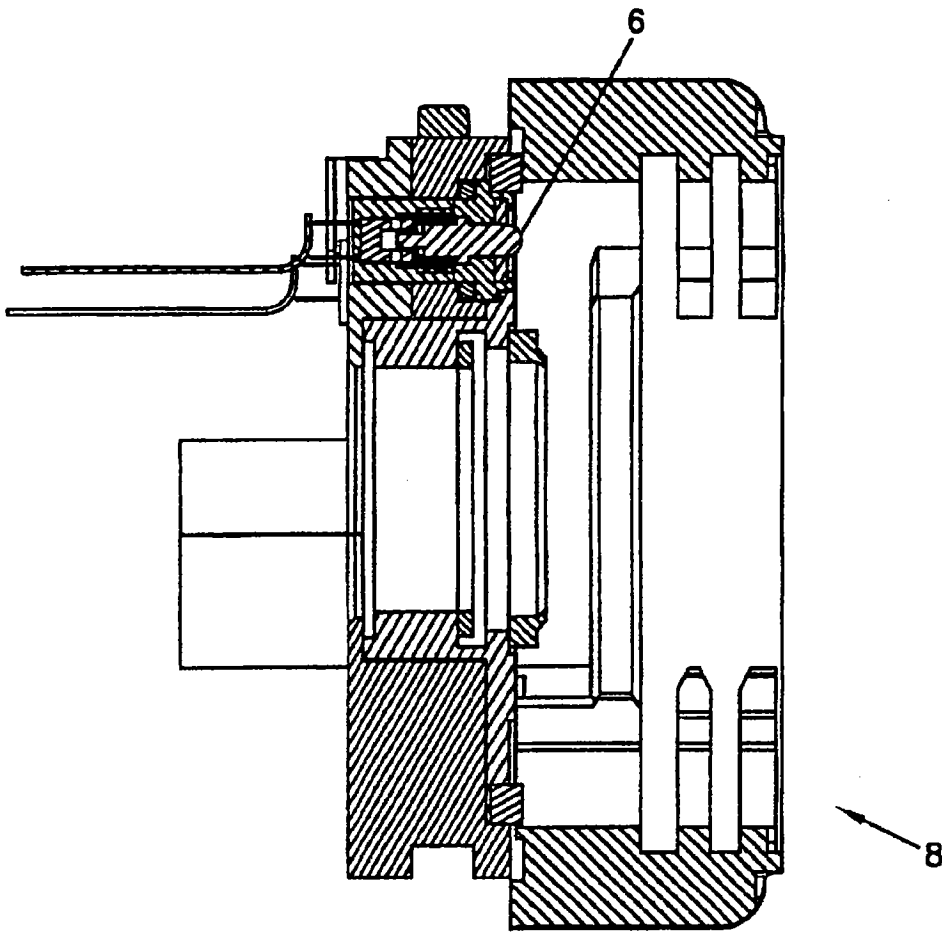


图 1B

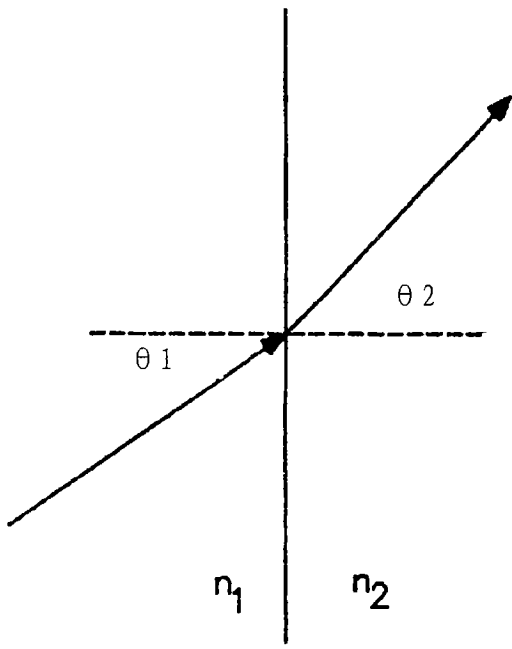


图 2A

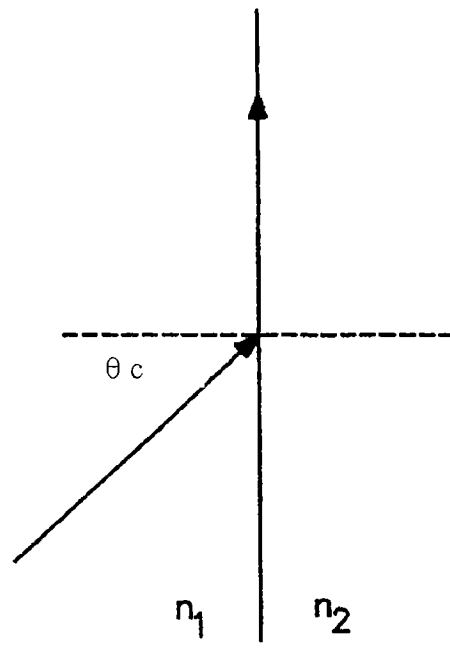


图 2B

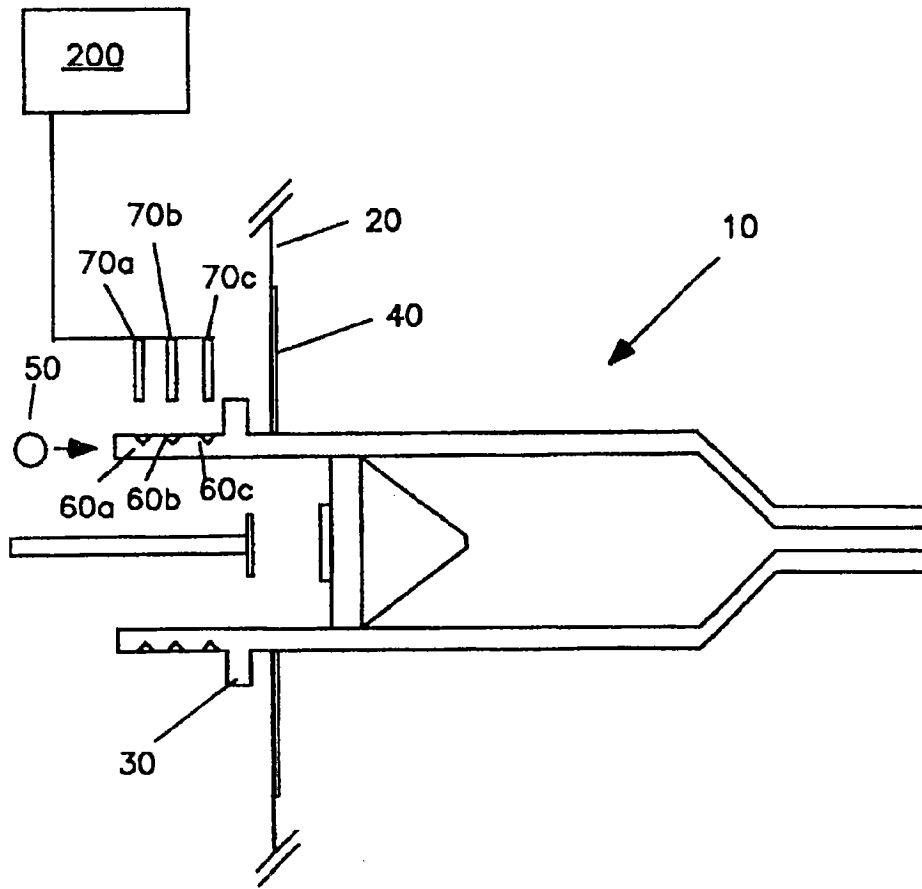


图 2C

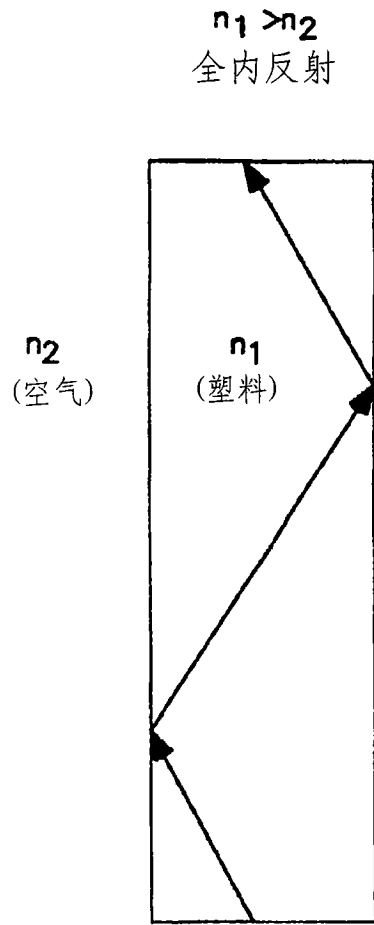


图 2D

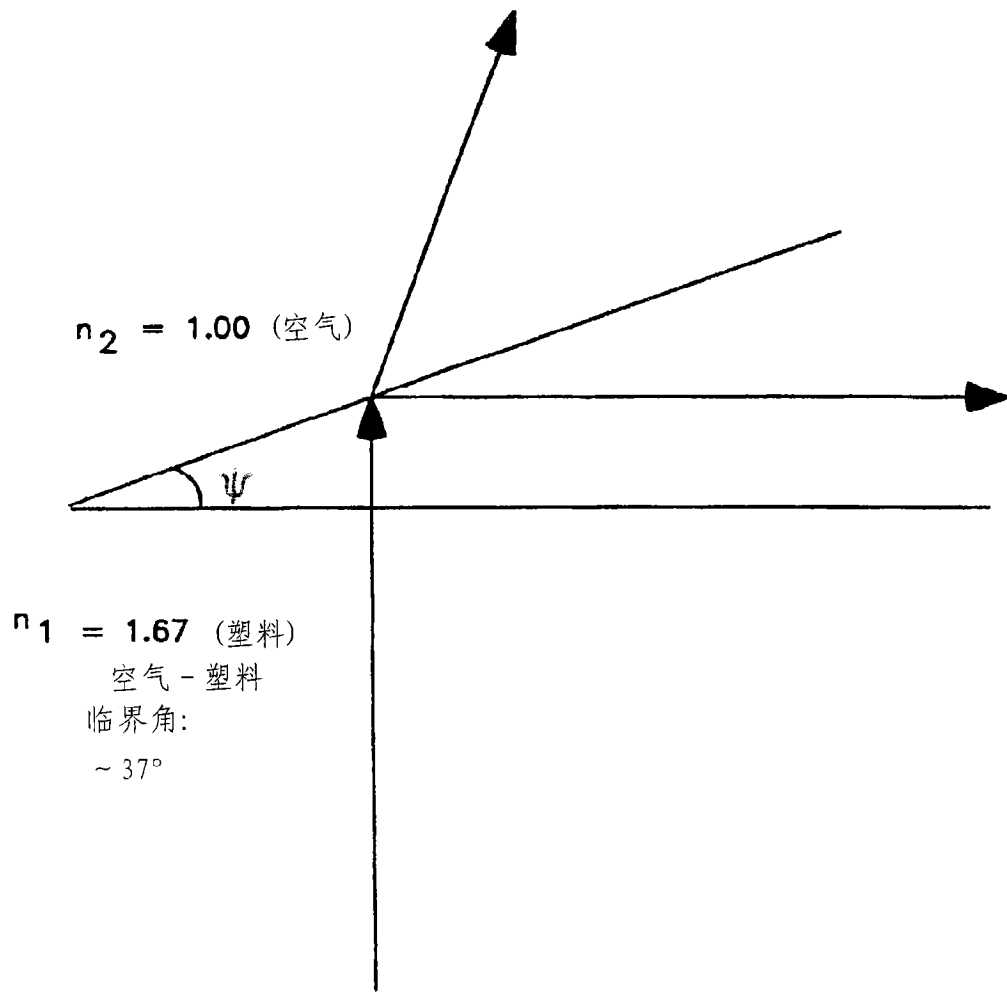


图 2E

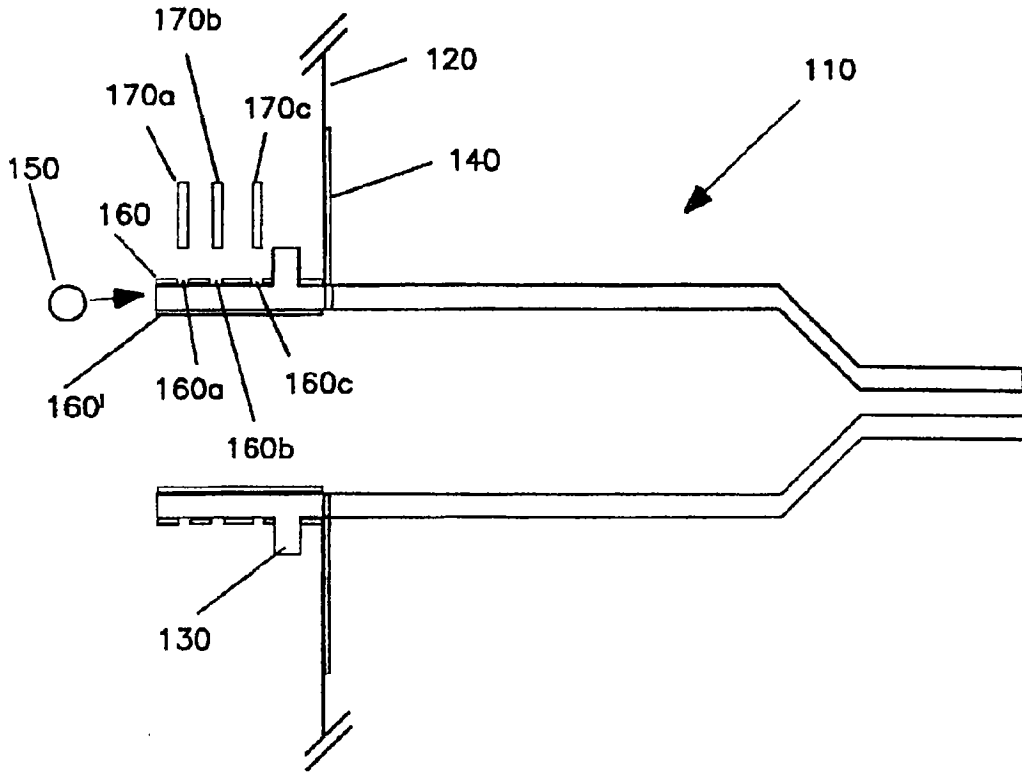


图 2F

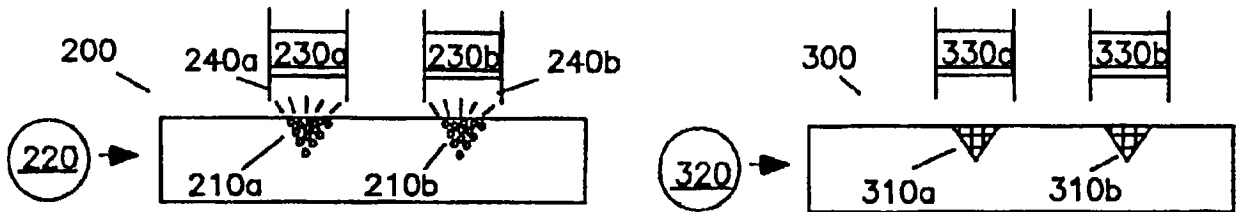


图 3A

图 3B

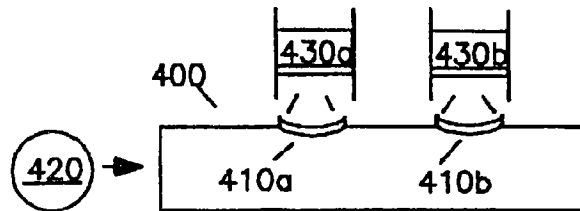


图 3C

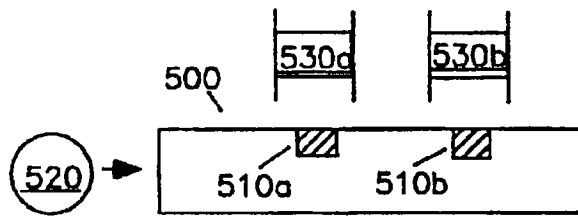


图 3D

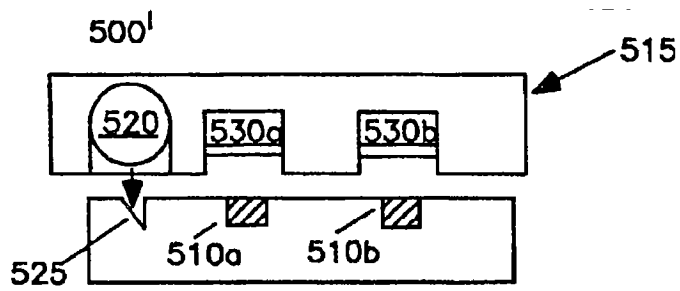


图 3E

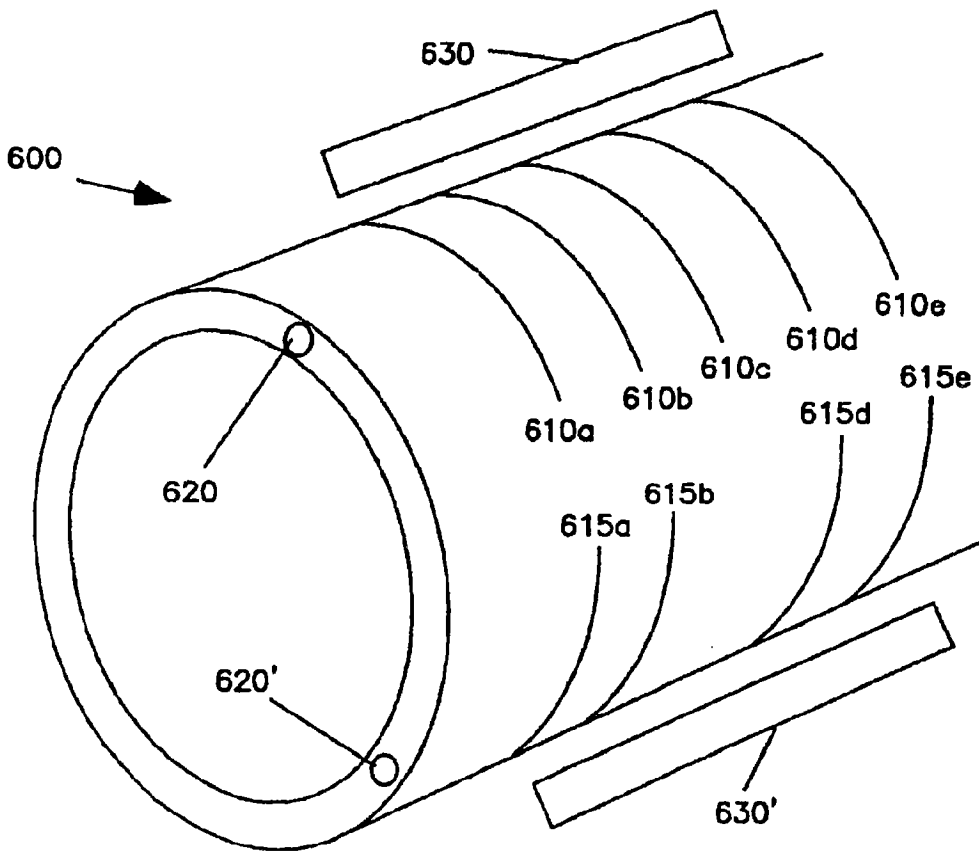


图 4

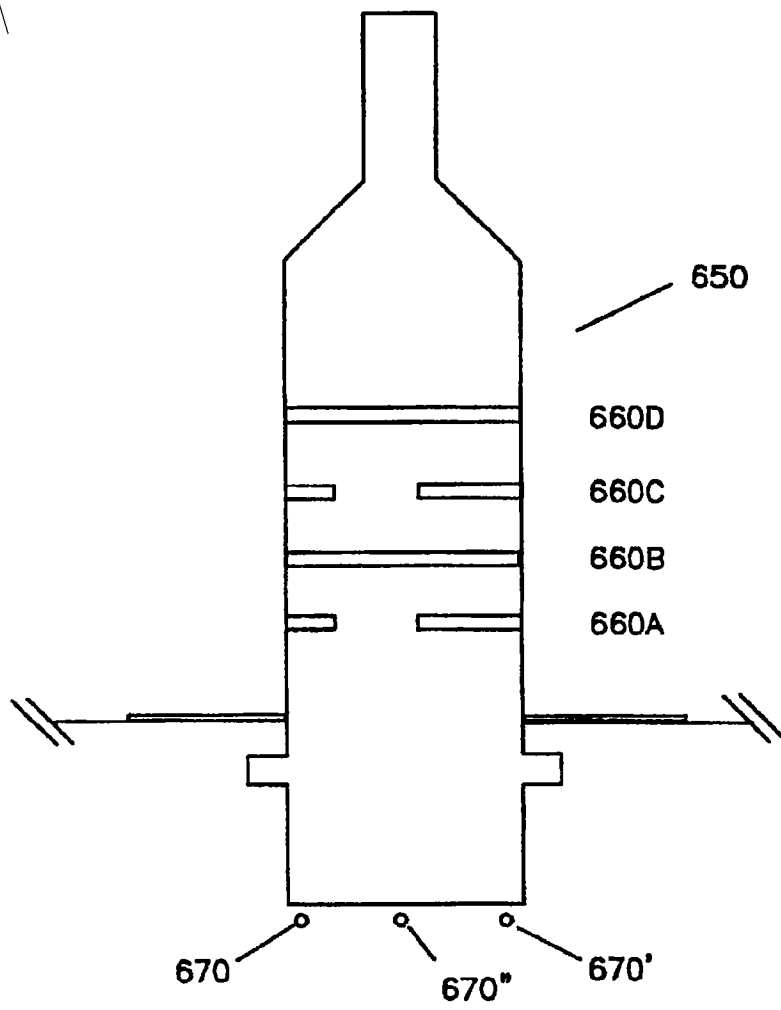


图 5A

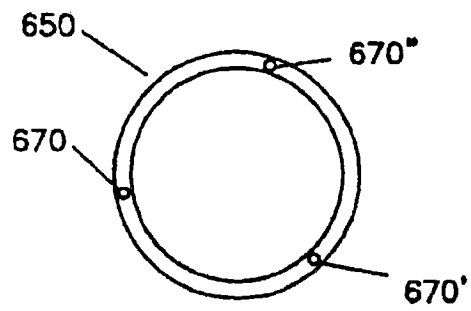


图 5B

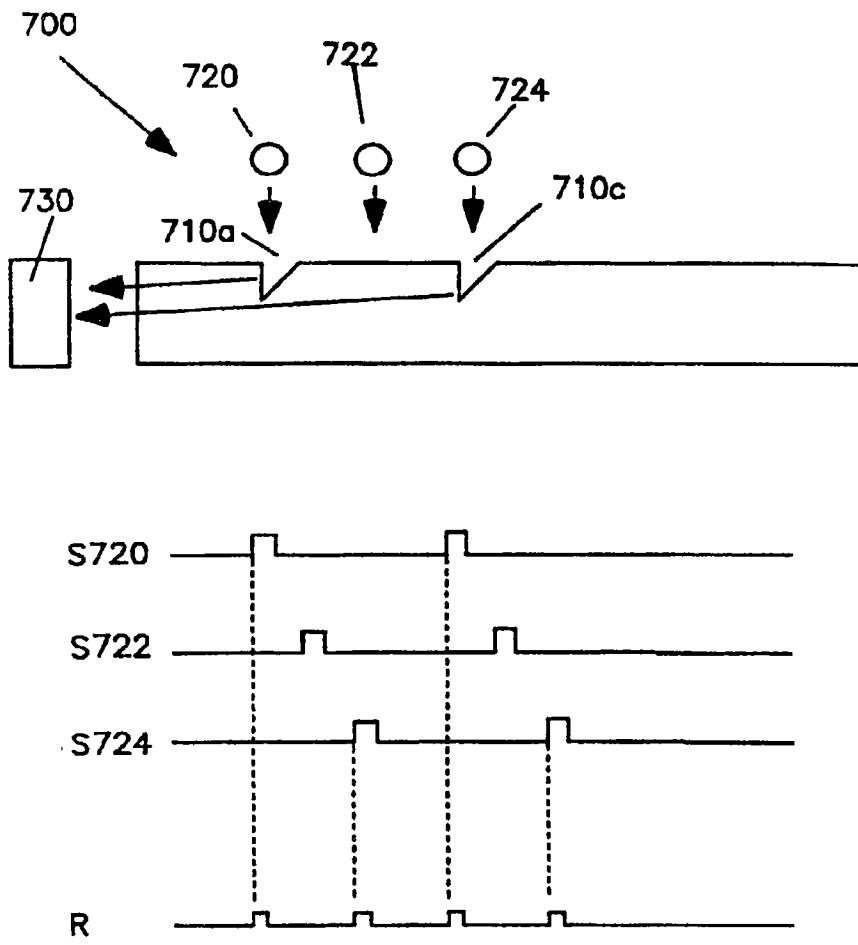


图 6

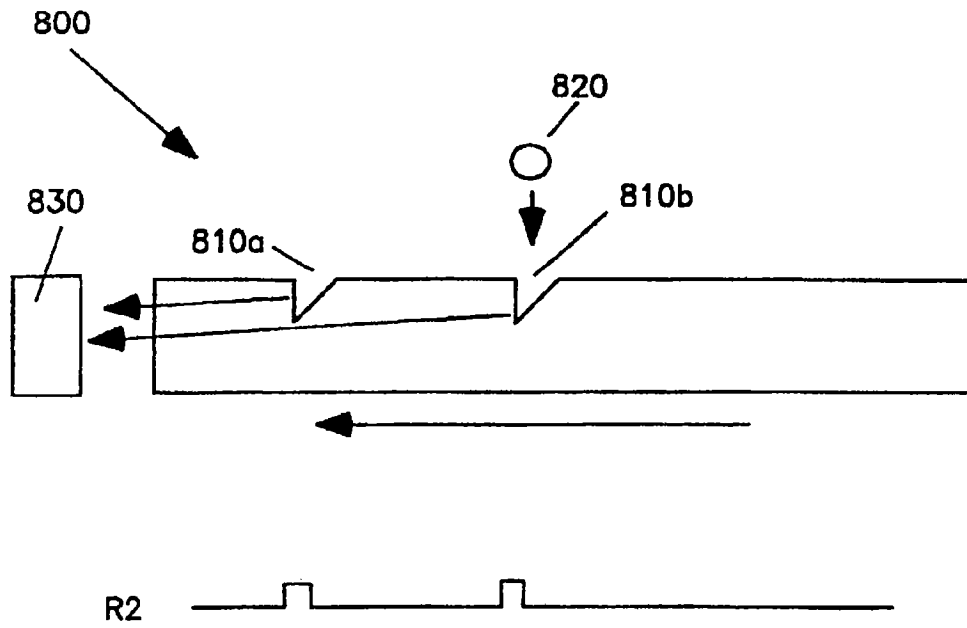


图 7

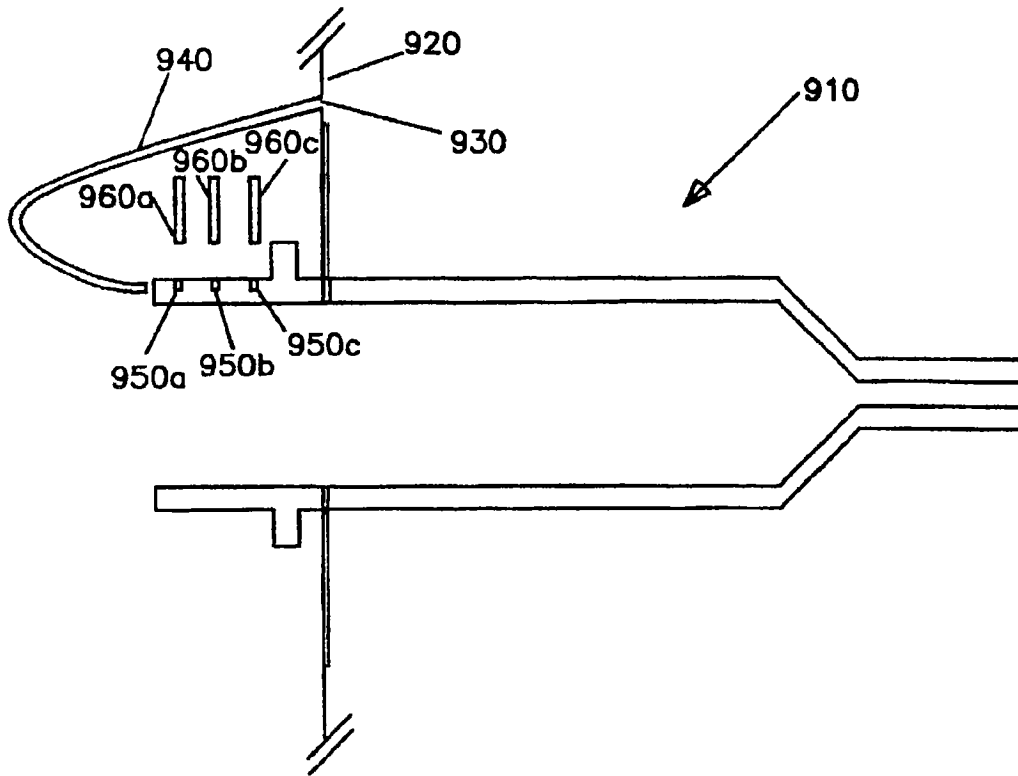


图 8

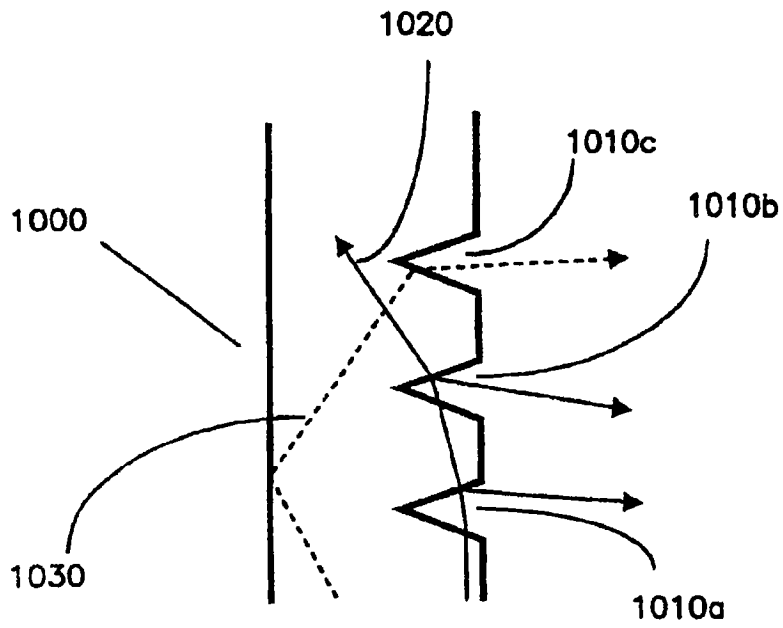


图 9

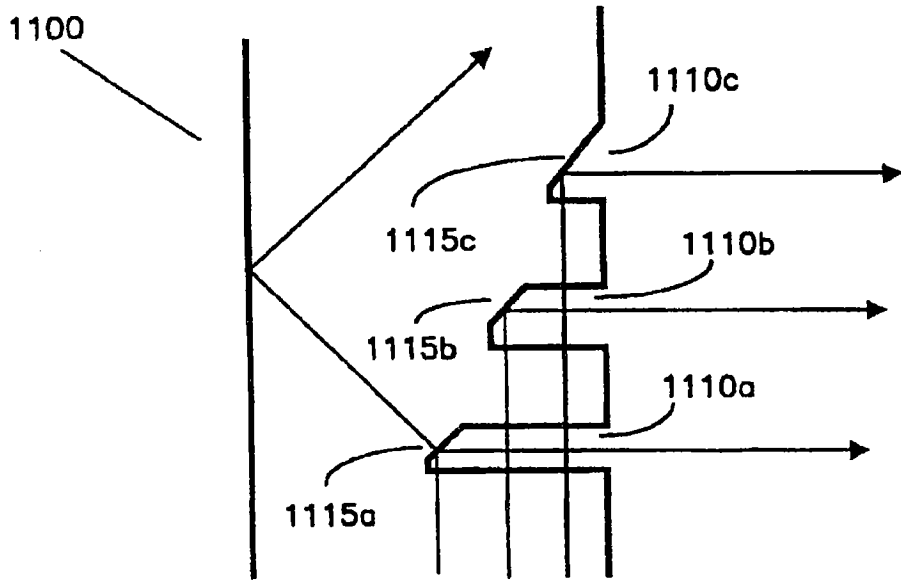


图 10

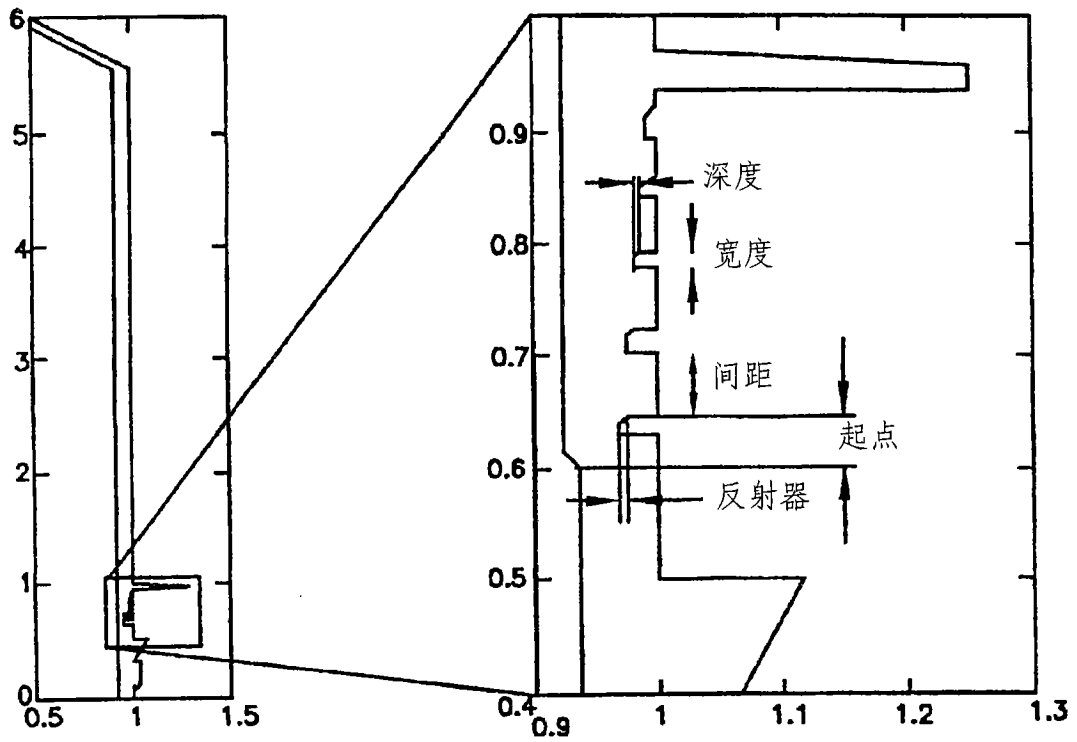
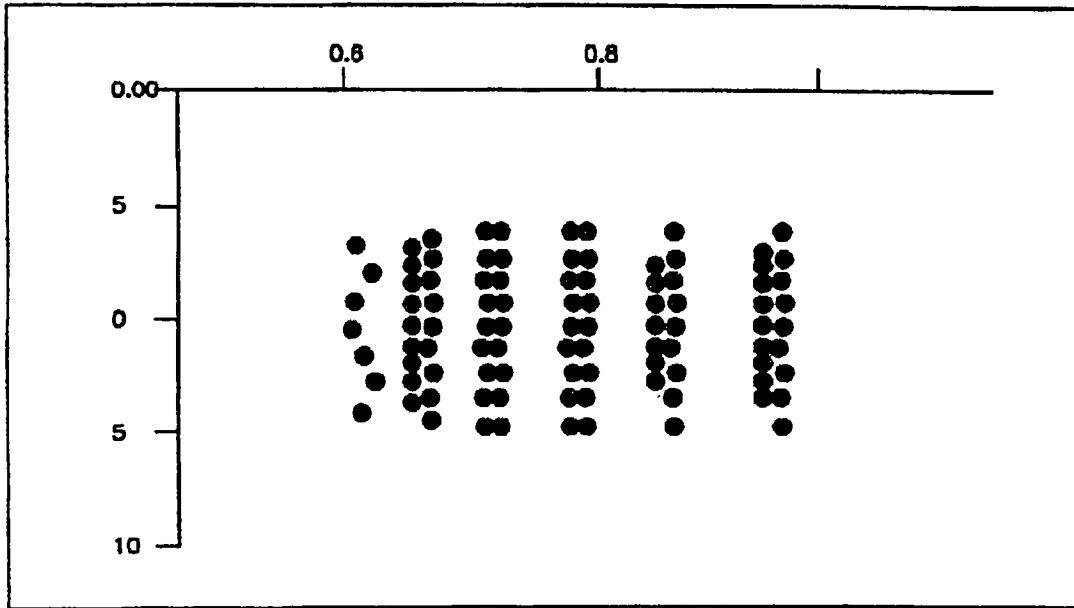


图 11



$$\frac{(\text{真}^T)^{\langle 0 \rangle}}{\text{度}} \quad (\text{真}^T)^{\langle 1 \rangle} \quad (\text{真}^T)^{\langle 2 \rangle}$$

图 12

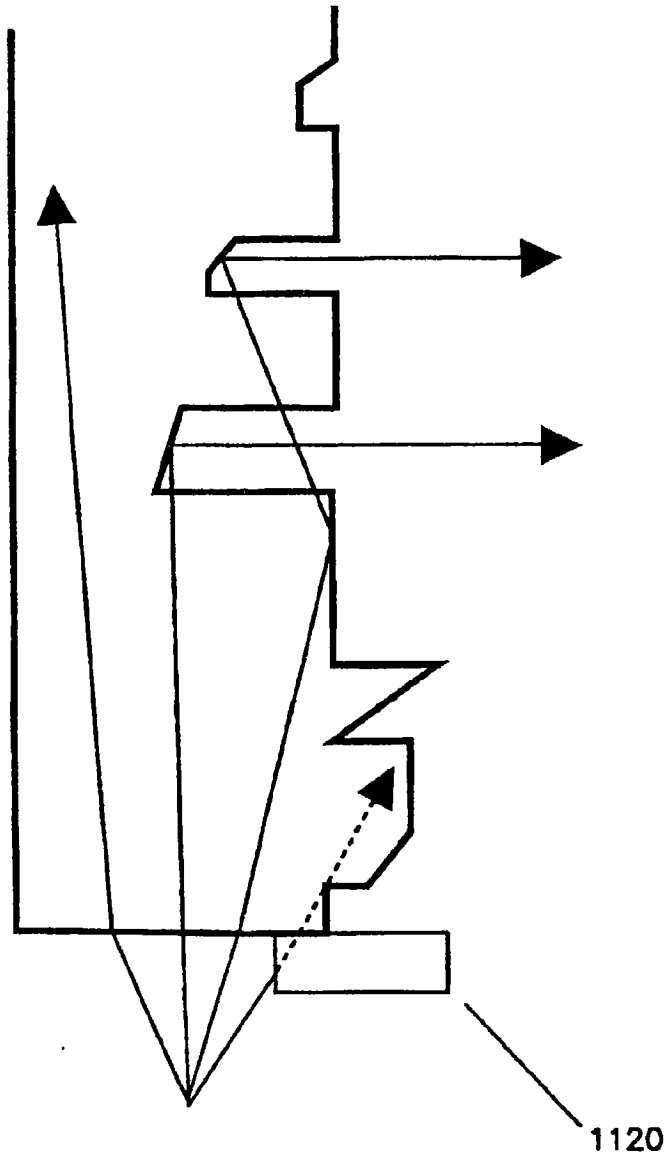
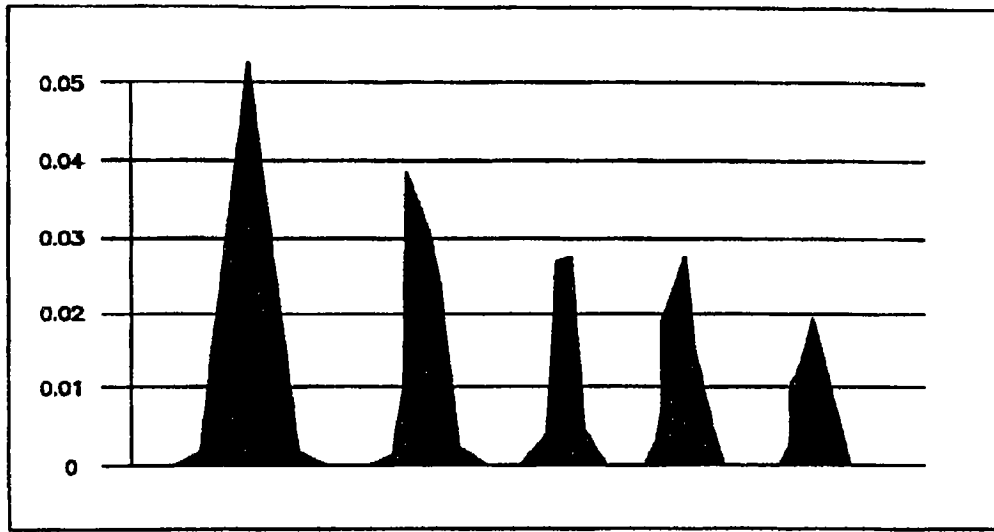


图 13



GRID

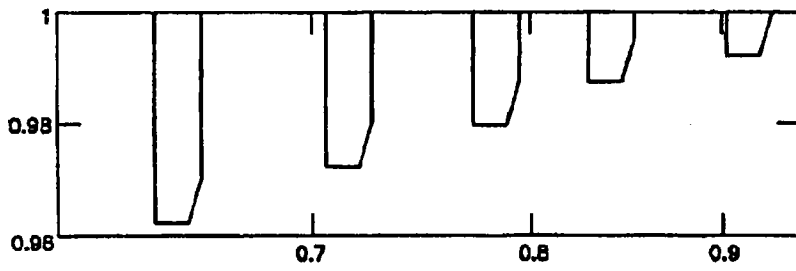
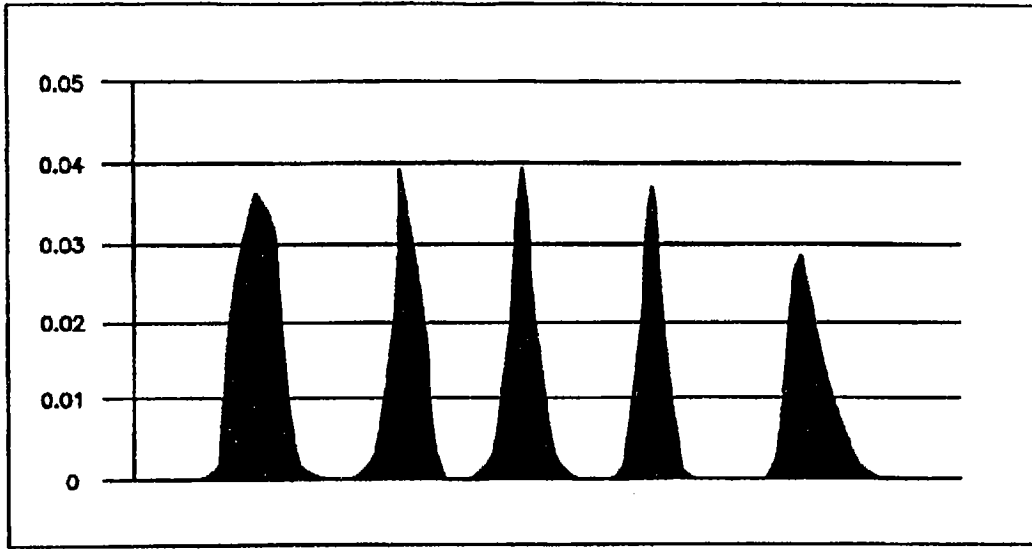


图 14

1



GRID

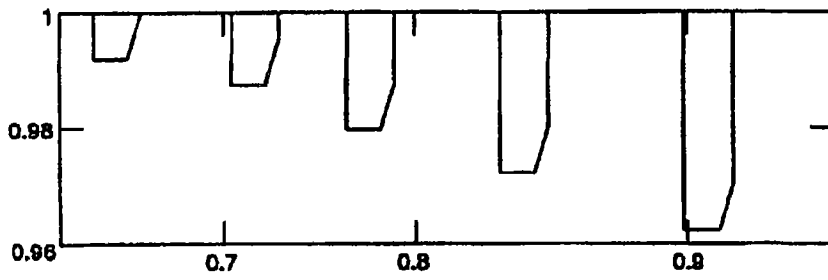


图 15

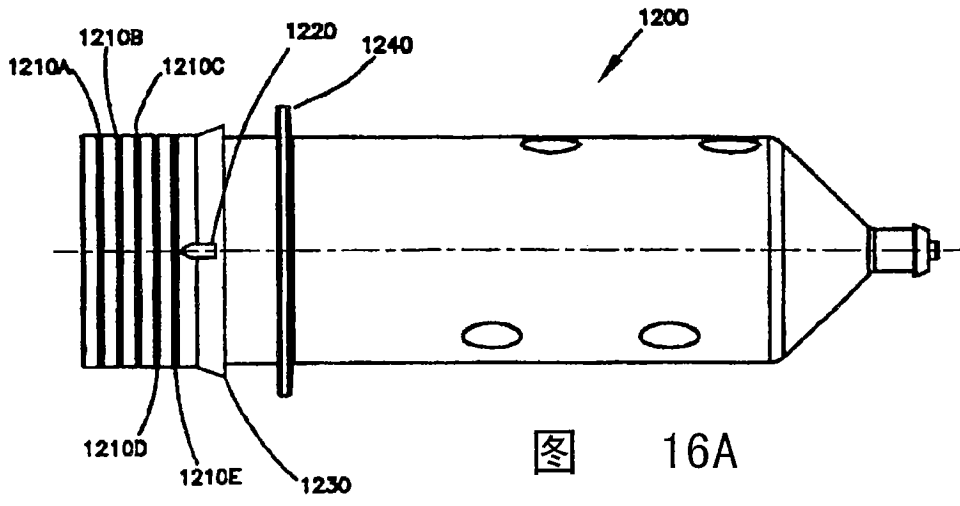


图 16A

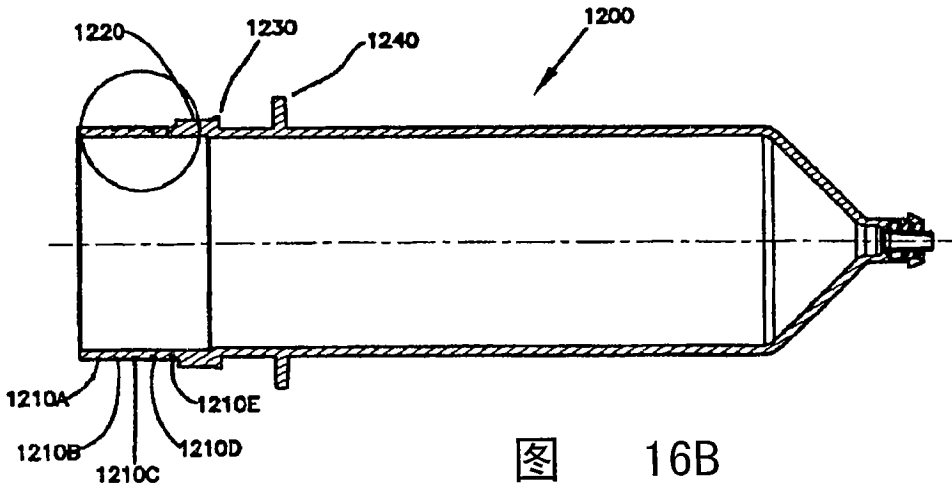


图 16B

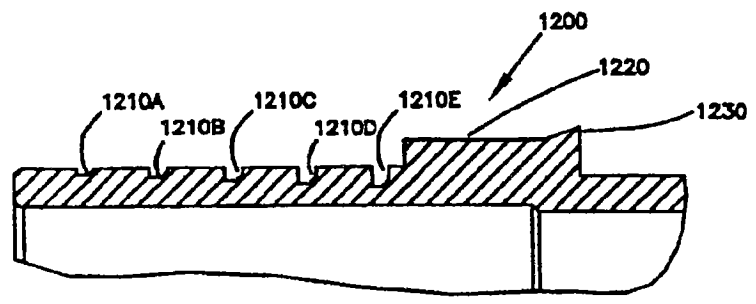


图 16C

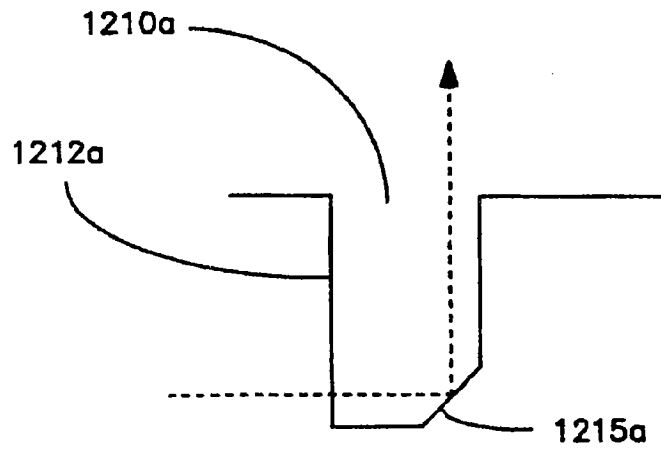


图 16D

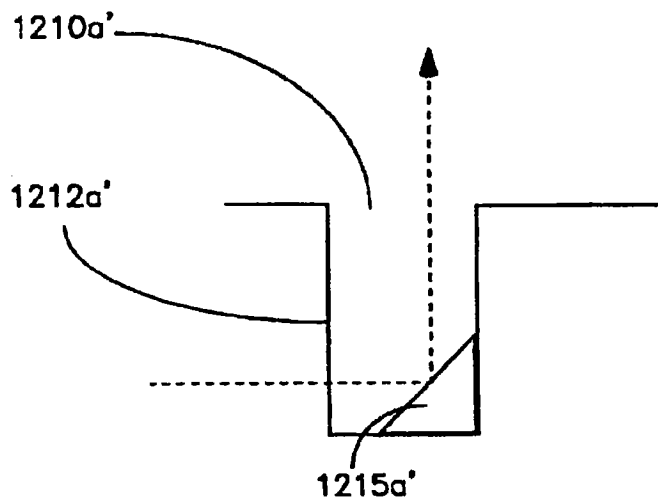


图 16E

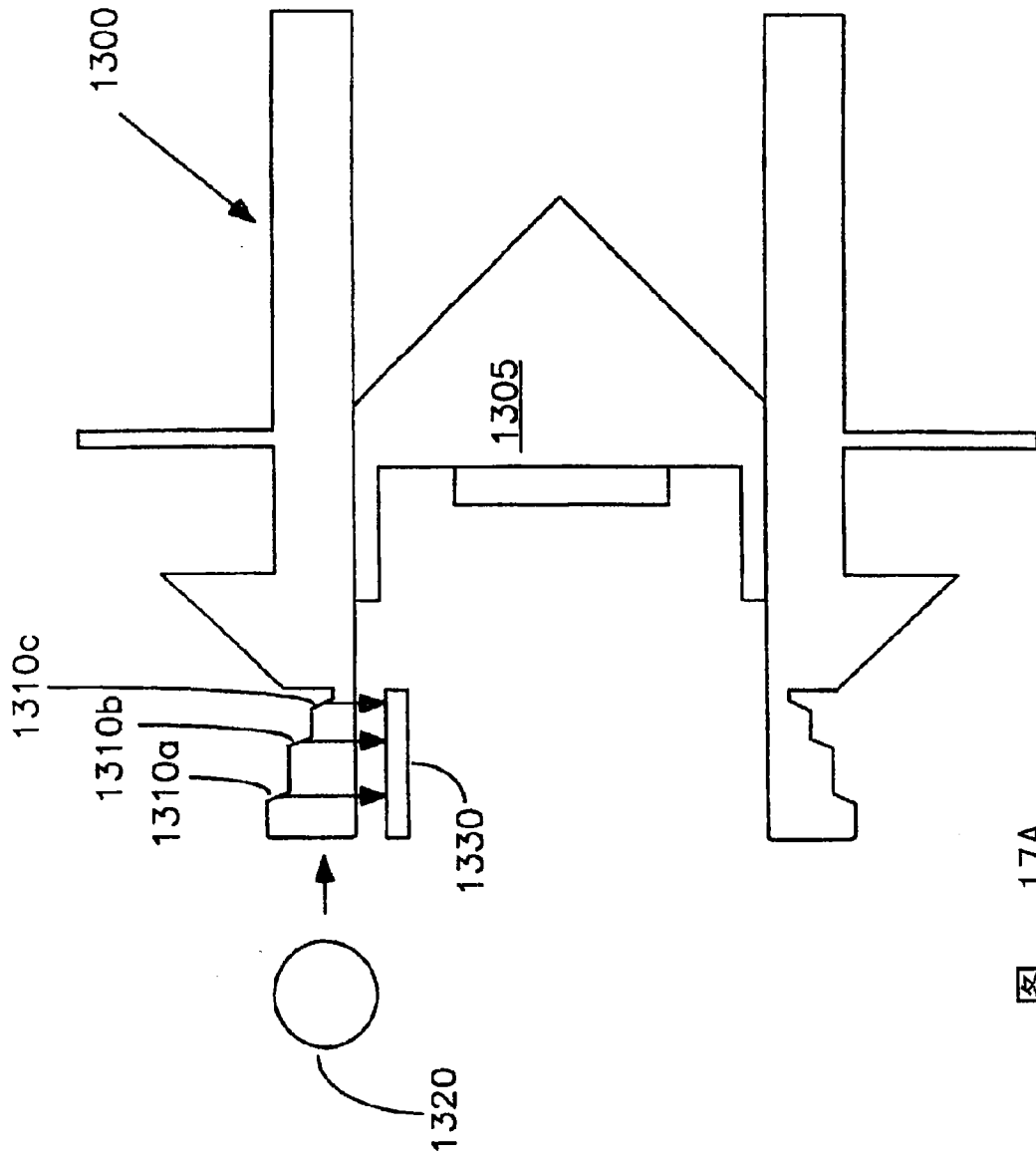


图 17A

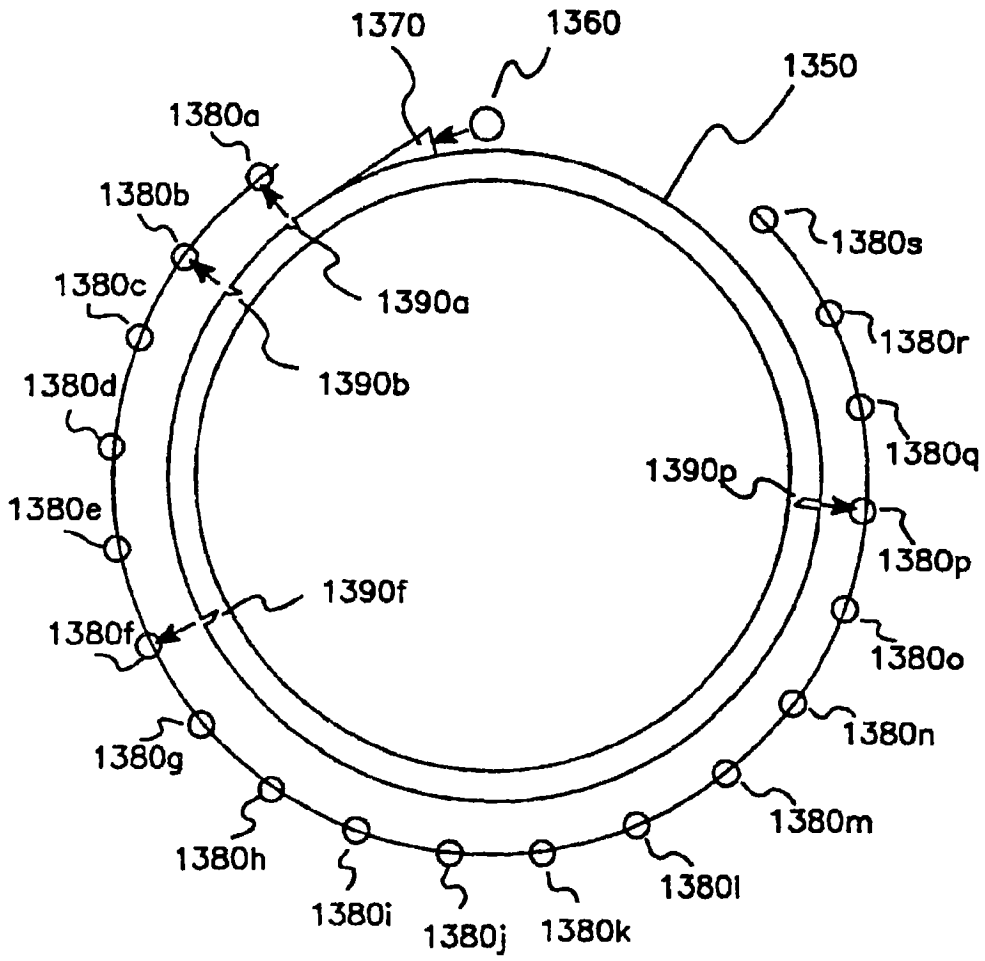
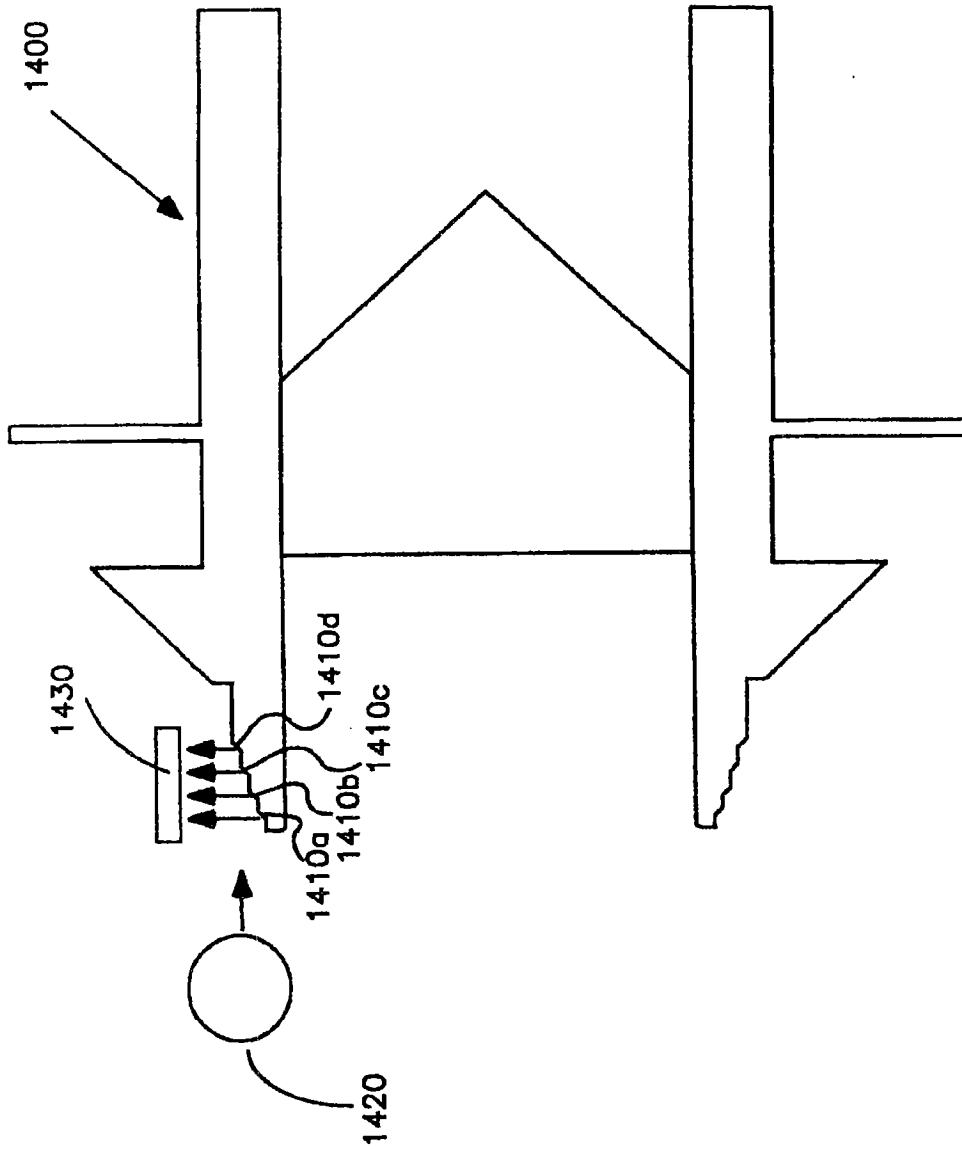


图 17B



18A

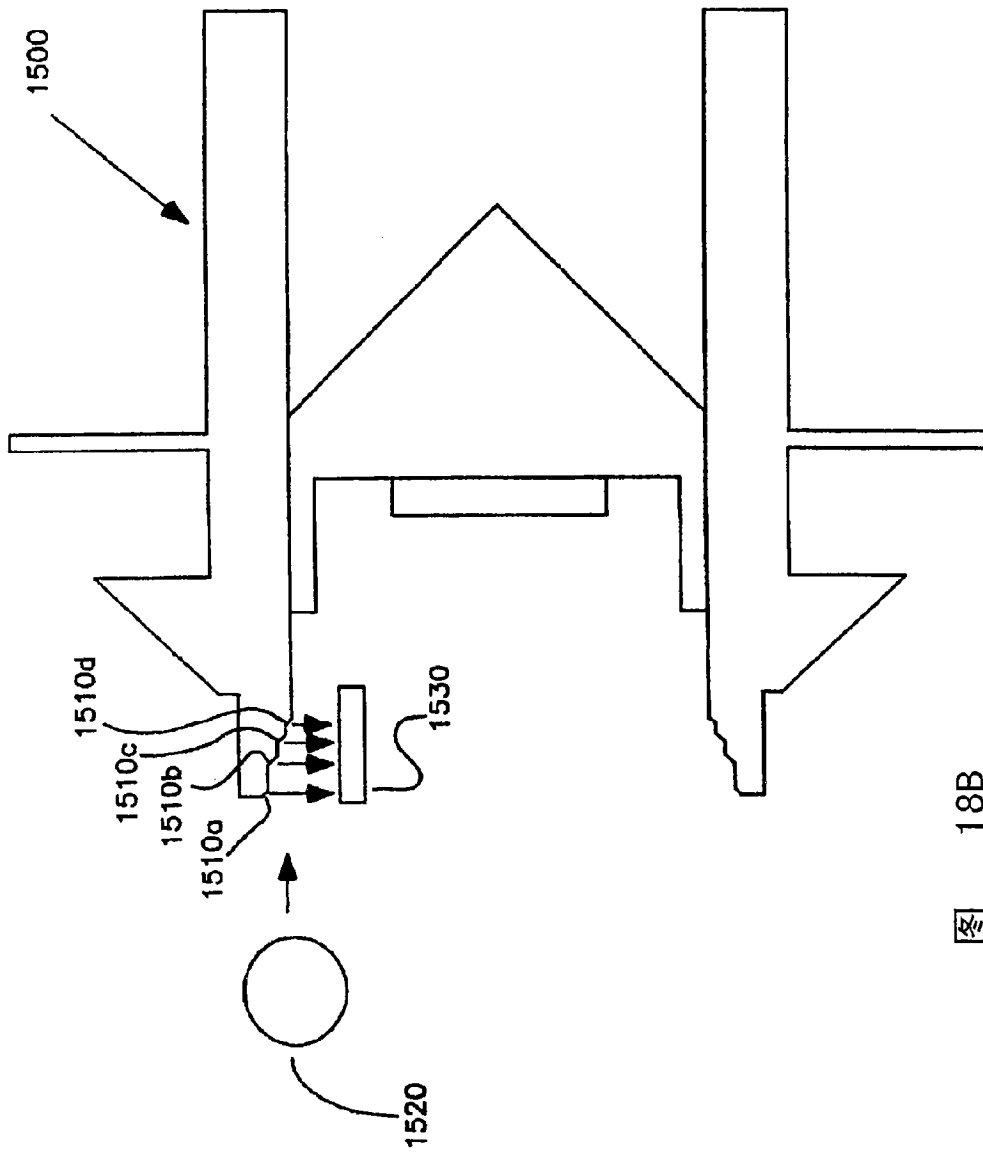


图 18B

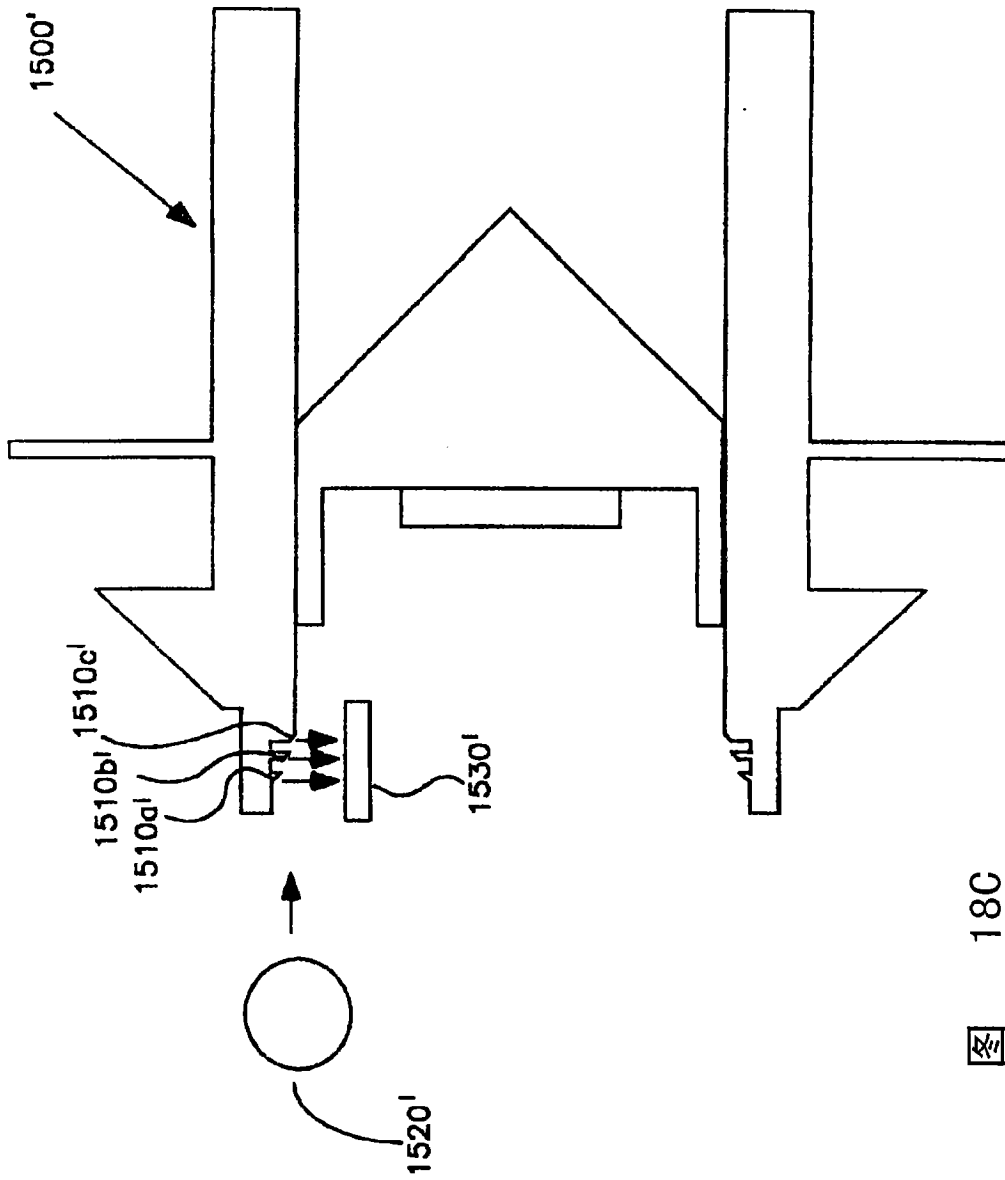


图 18C

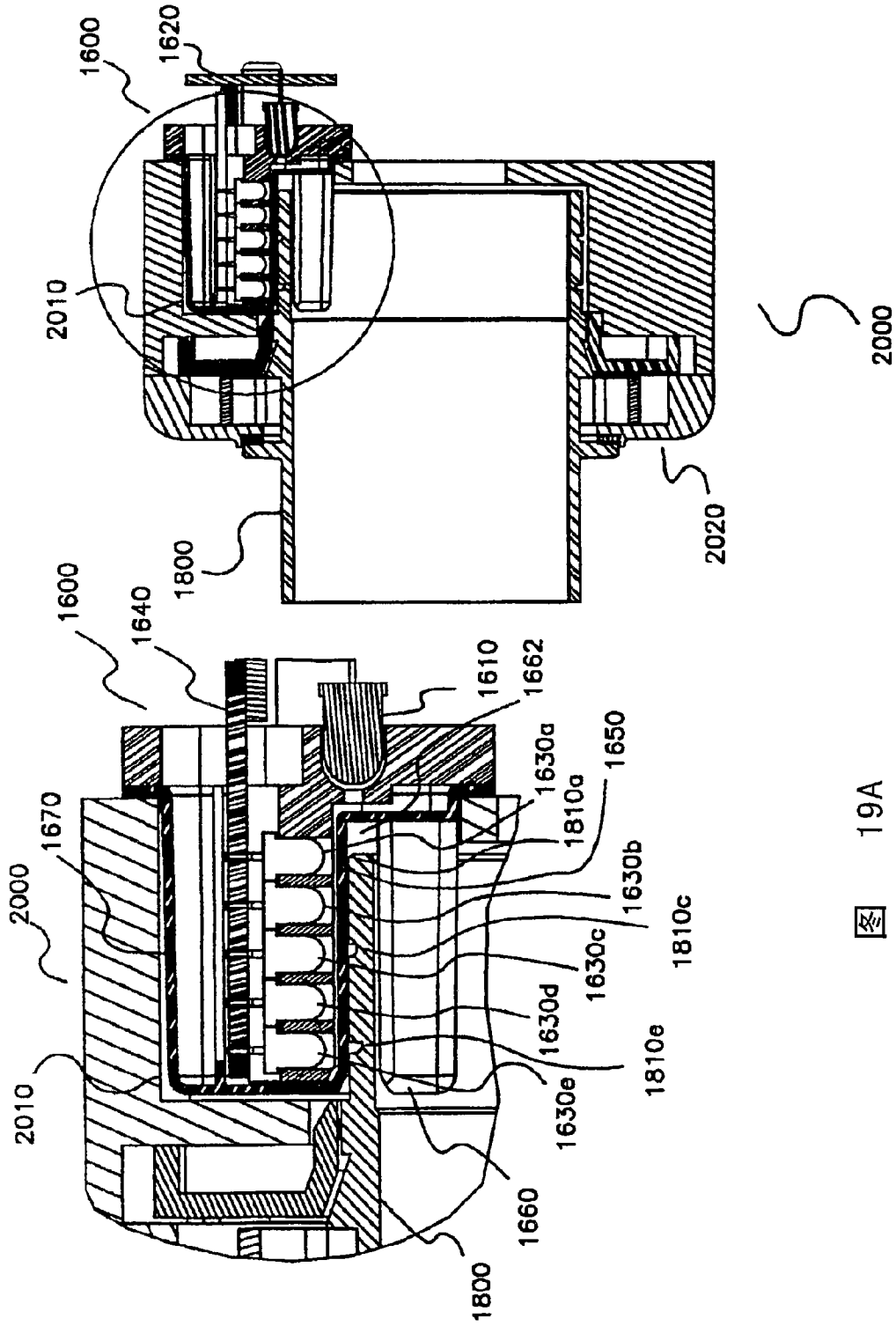


图 19A

/

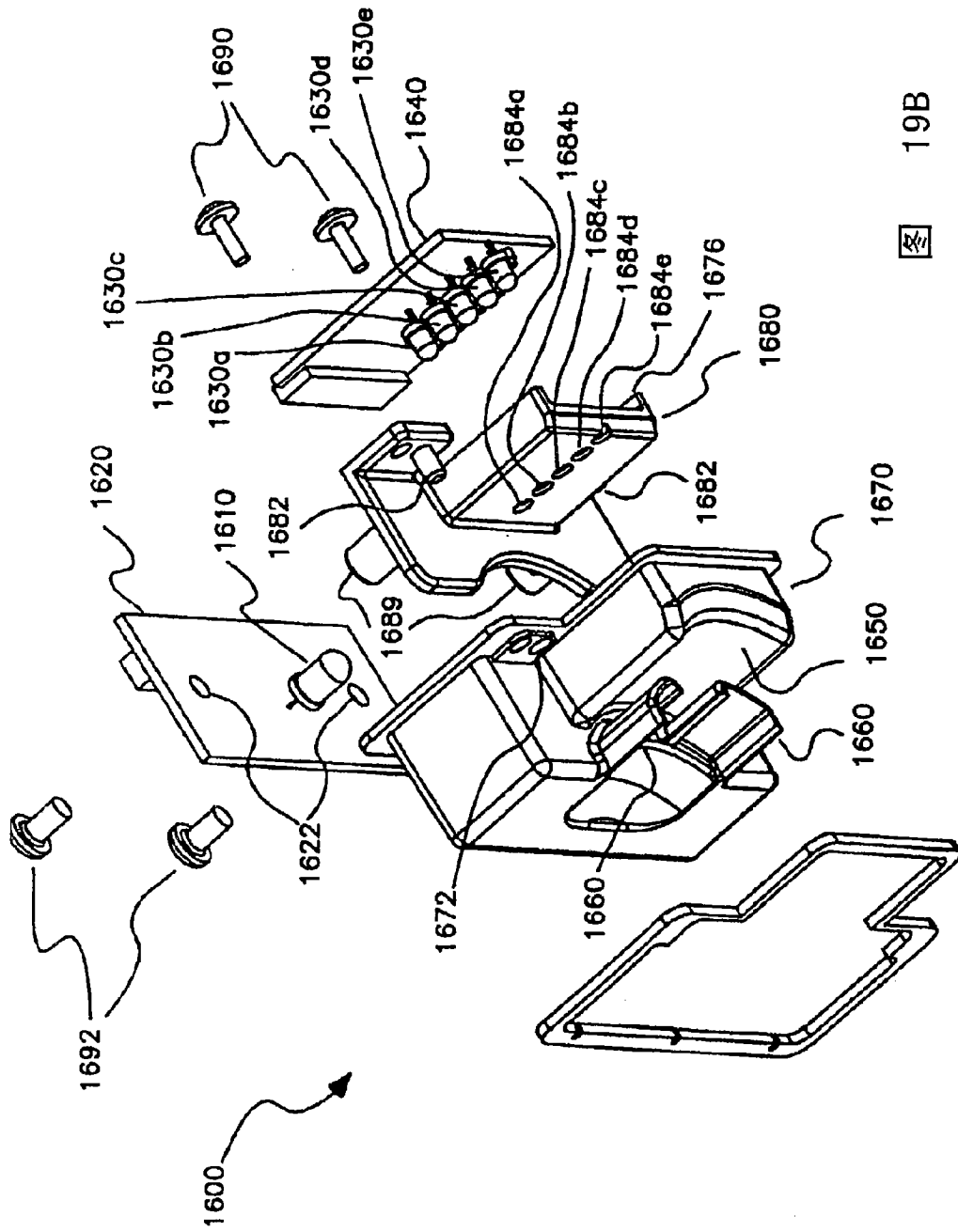
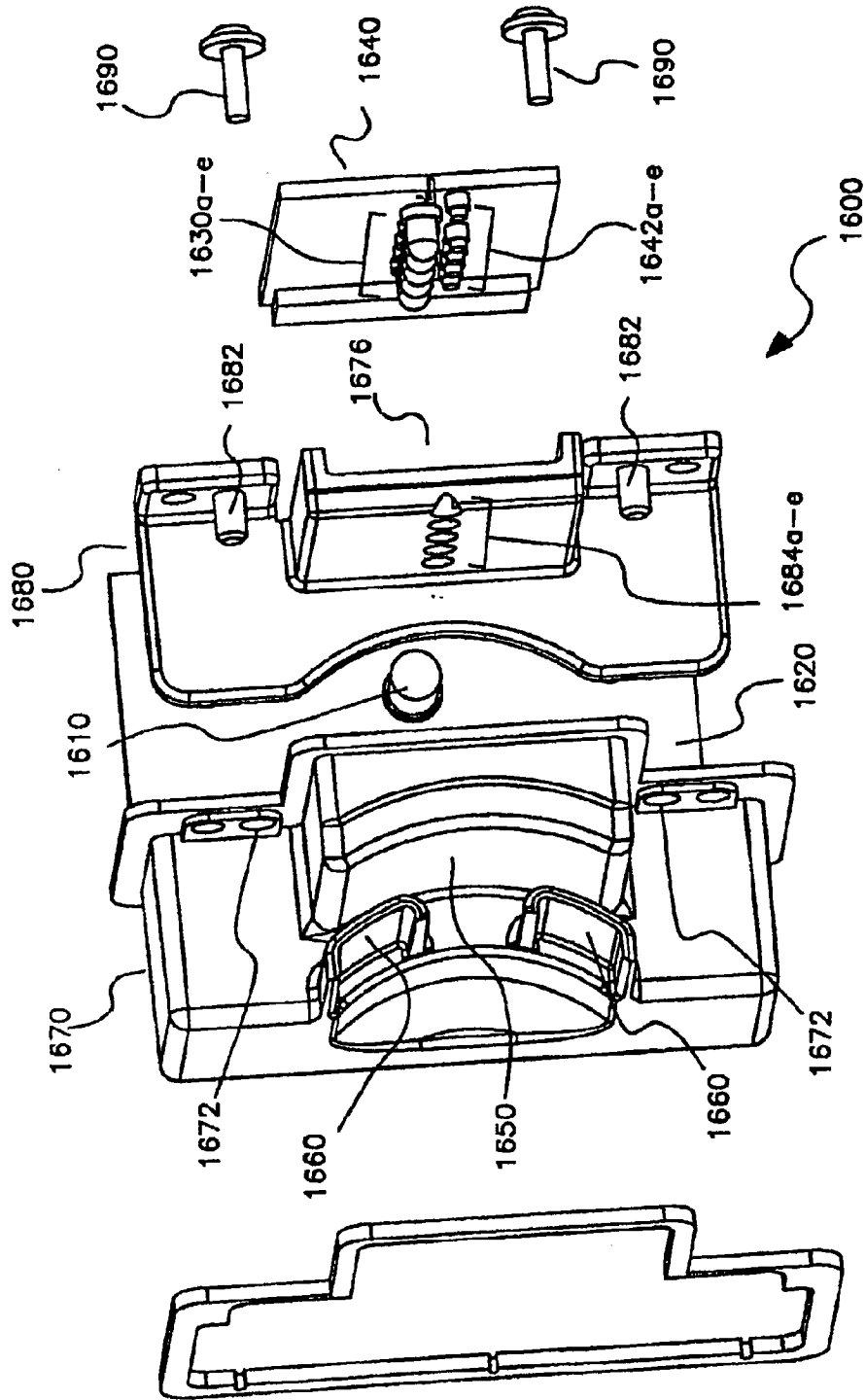


图 19B



19C

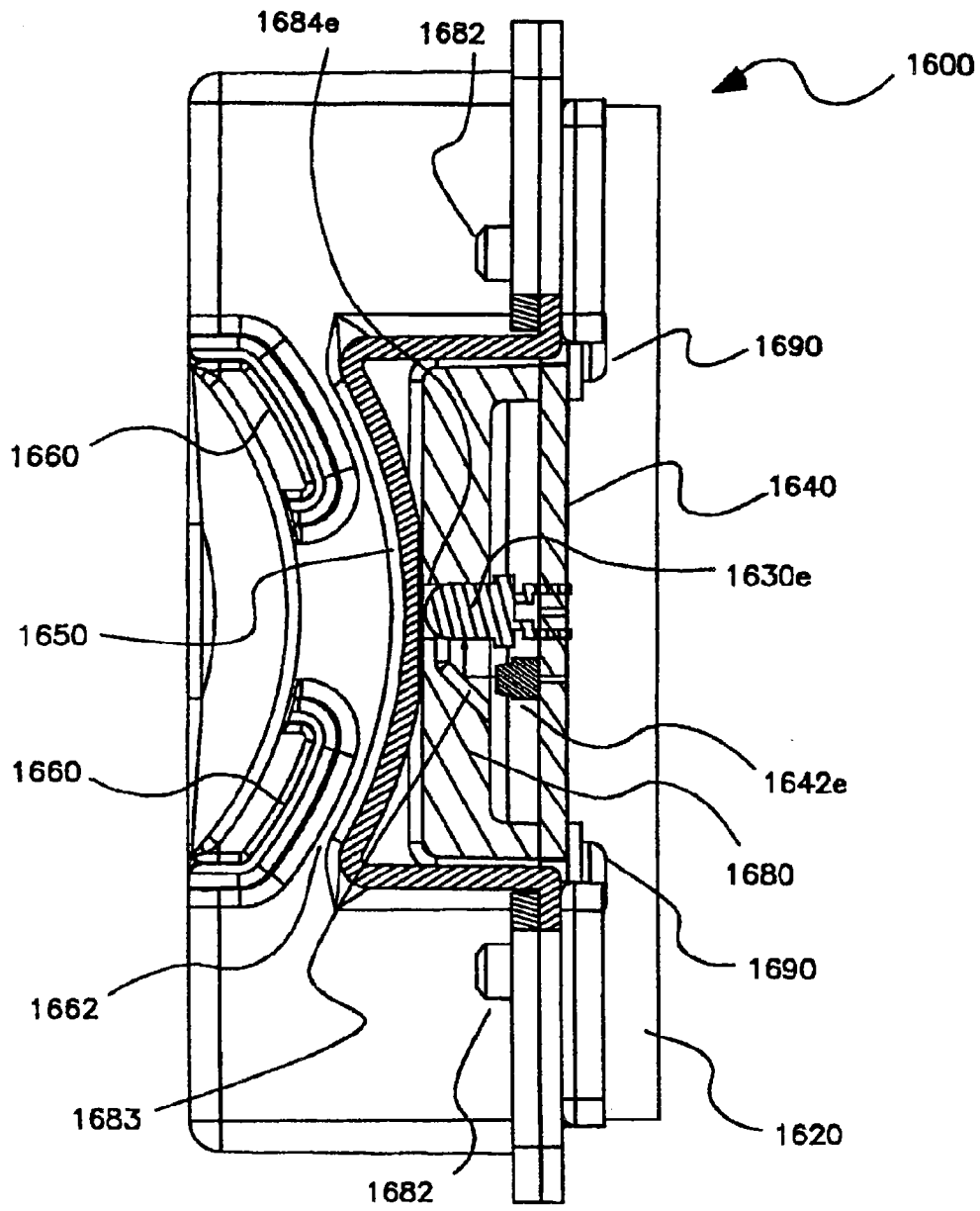


图 19D

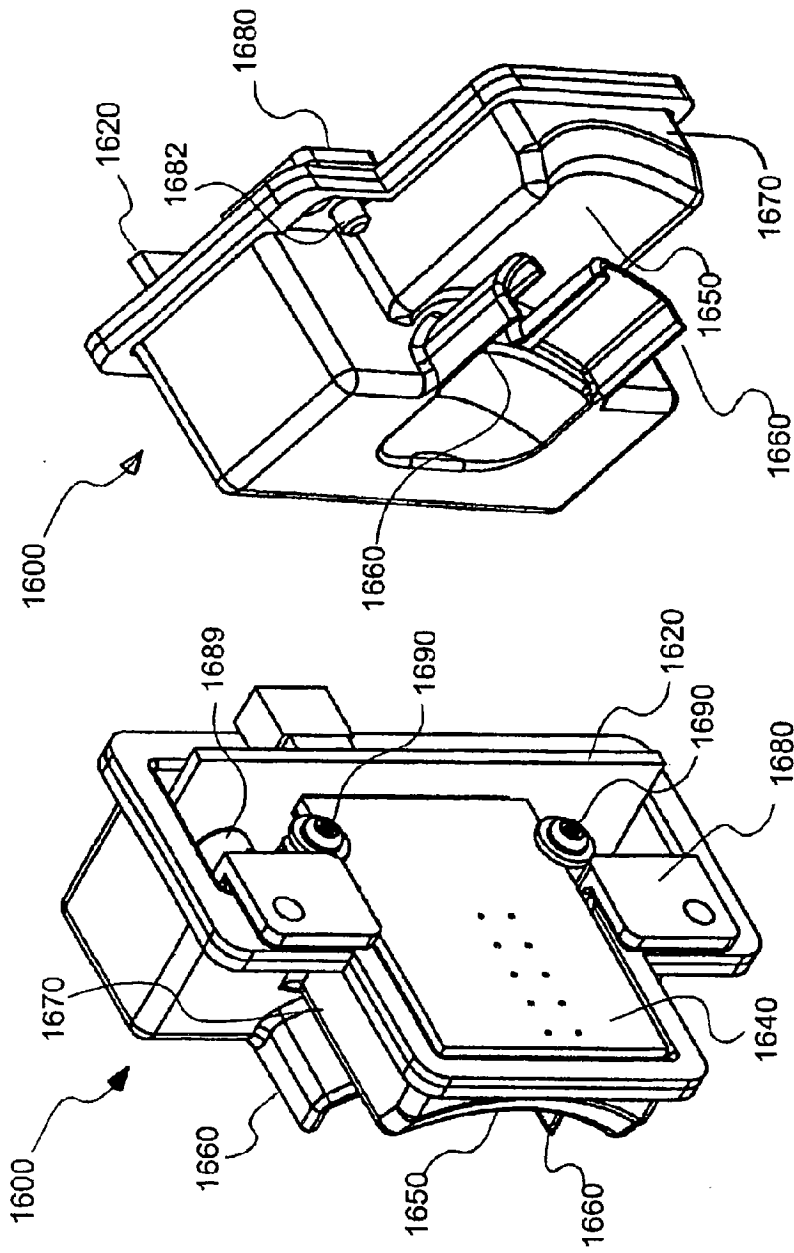


图 19E

图 19F

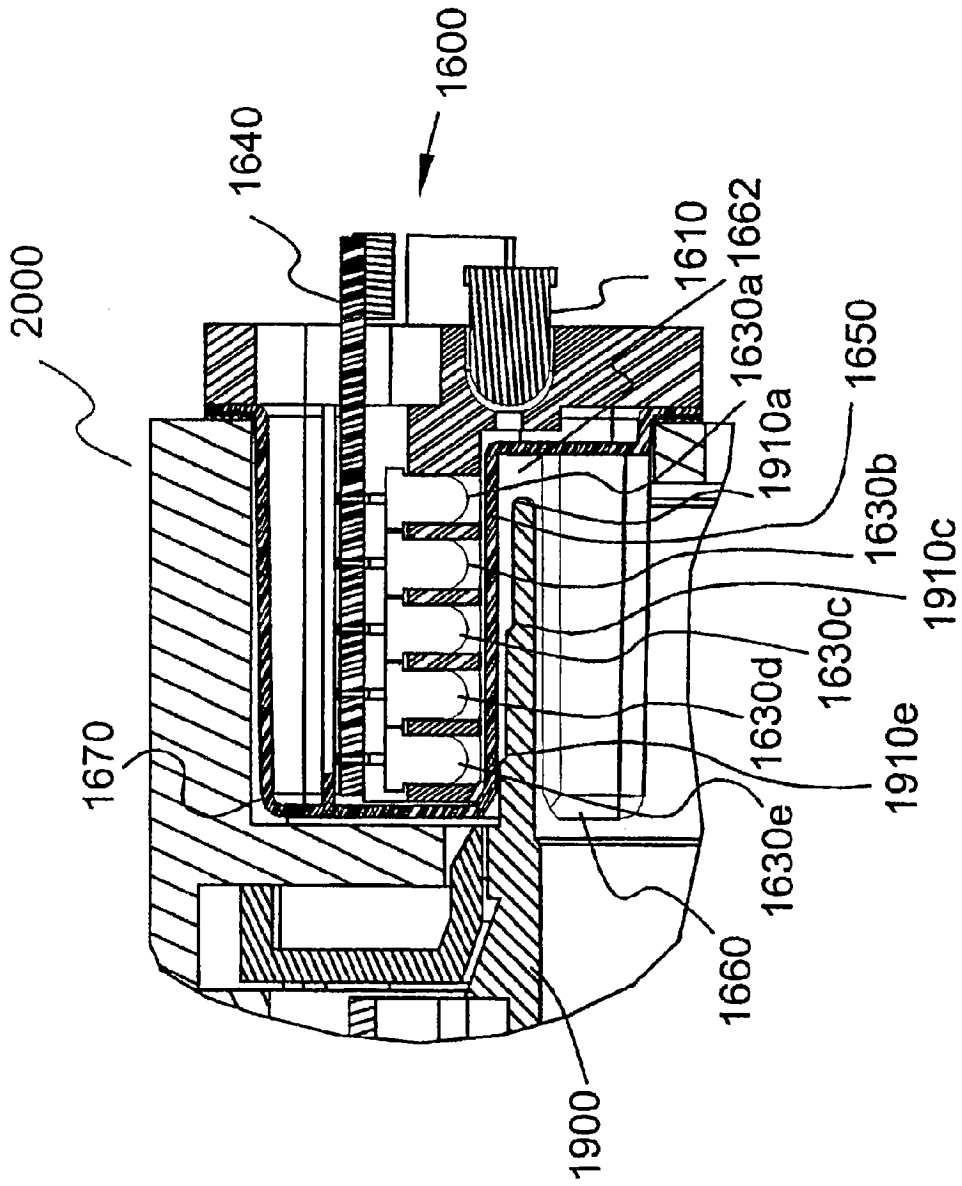


图 19G

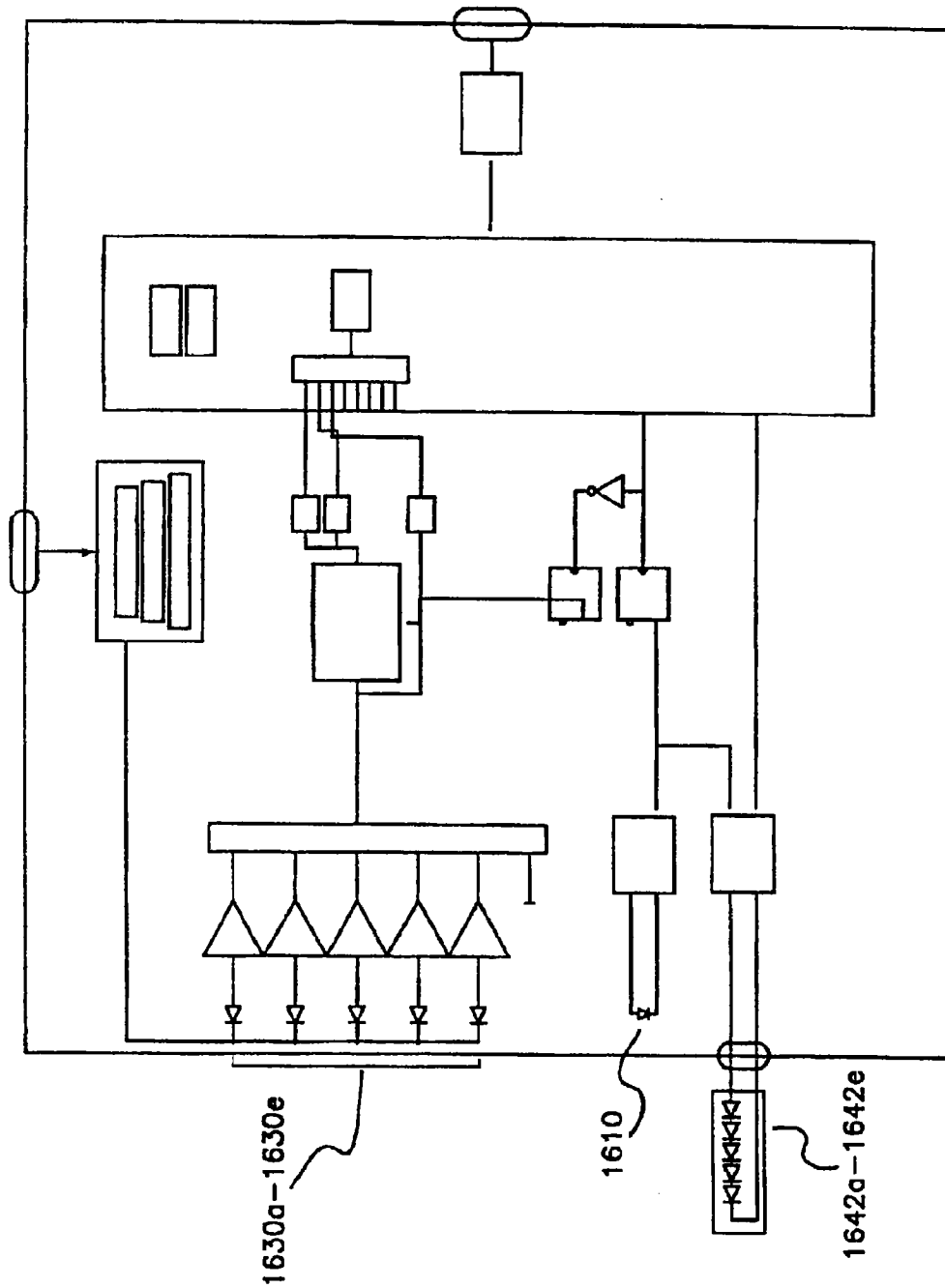


图 19H