



[12] 发明专利说明书

[21] ZL 专利号 96194382.3

[45] 授权公告日 2004 年 6 月 9 日

[11] 授权公告号 CN 1152722C

[22] 申请日 1996.5.31 [21] 申请号 96194382.3

[30] 优先权

[32] 1995.6.2 [33] US [31] 08/459,384

[86] 国际申请 PCT/US1996/008242 1996.5.31

[87] 国际公布 WO1996/038198 英 1996.12.5

[85] 进入国家阶段日期 1997.12.2

[71] 专利权人 阿尔萨公司

地址 美国加利福尼亚

[72] 发明人 苏珊·A·约汉逊 加利·A·拉丁
拉里·A·迈克尼古拉斯

审查员 李琼

[74] 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利
商标事务所

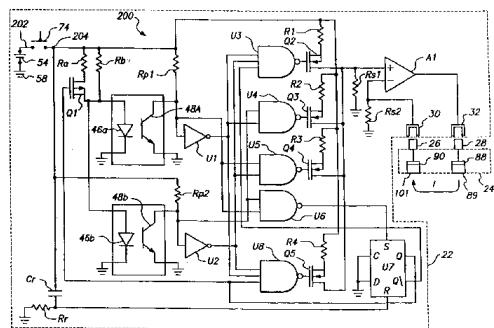
代理人 王以平

权利要求书 4 页 说明书 28 页 附图 8 页

[54] 发明名称 电输送装置和调整其输出的方法

[57] 摘要

一种两部分的电输送药物输送装置(20)，包括具有几个不同的电子输出的控制器(22)。控制器(22)适用于和几个不同的含药单元(24)机械地与电气地连接。每个药物单元(24)包括用于向控制器(22)发信号的装置(40, 42, Rx, Cx)。信号被控制器(22)读出，借以选择预定的电子输出，并施加给药物单元(24)，以便利用电输送输送其中所含的药物。由药物单元(24)向控制器(22)发出的信号可以是光信号(例如反射光)，由机电连接器发出的信号，电信号(例如电阻或电容信号)，磁信号或金属检测器检测的信号。



1 一种电输送的输送装置，包括具有含要被输送的治疗剂的容器的含有治疗剂的单元，用于控制电输送剂的控制器，用于可拆开地连接控制器和含有治疗剂的单元的连接器，所述连接器提供控制器和含有治疗剂的单元之间的电连接，

含有治疗剂的单元包括预定的治疗剂输送方案信令机构，它向控制器提供输送方案信号，

所述控制器能够产生对应多个所述治疗剂的输送方案的多种输出中之一种，并且还包括接收器，用于接收输送方案信号并响应输送方案信号来设置从所述多种输出中选出的一种输出，

其中该装置适合于根据选出的、由提供相应输送方案信号的含有治疗剂的单元的选择所确定的输送方案来输送所述治疗剂。

2 如权利要求 1 所述的装置，其中输送方案信号包括光信号。

3 如权利要求 2 所述的装置，其中所述光信号包括来自光反射表面的反射光。

4 如权利要求 3 所述的装置，其中控制器包括光源，含有治疗剂的单元包括光反射表面，光源和光反射表面的相对位置使得当控制器和含有治疗剂的单元相耦连时，来自光源的光照射光反射表面。

5 如权利要求 3 所述的装置，其中光反射表面具有几个反射率中的一个。

6 如权利要求 3 所述的装置，其中含有治疗剂的单元包括光反射表面。

7 如权利要求 4 所述的装置，其中控制器包括适用于检测反射光的光检测器。

8 如权利要求 7 所述的装置，其中光检测器适用于响应反射光的强度提供检测信号。

9 如权利要求 7 所述的装置，其中连接器适用于使光检测器和光反射表面对准。

10 如权利要求 1 所述的装置，其中控制器检测至少部分地由含有治疗剂的单元提供的电容信号。

11 如权利要求 1 所述的装置，其中所述信号包括由机电连接器向控制器发出的编码信号，其中机电连接器适用于机械地和电气地耦连含有治疗剂的单元和控制器。

12 如权利要求 1 所述的装置，其中所述信号包括电阻信号，并且其中触点的一部分在控制器和含有治疗剂的单元之间进行电连接。

13 如权利要求 1 所述的装置，其中所述信号是磁场信号。

14 如权利要求 13 所述的装置，其中所述信号由在含有治疗剂的单元中的磁体产生。

15 如权利要求 1 所述的装置，其中所述信号由在含有治疗剂的单元中的金属产生，并且所述信号由控制器内的金属检测器检测。

16. 如权利要求 1 所述的装置，其中信号与由选自包括含有治疗剂的单元中的治疗剂的种类、单元中的治疗剂的数量、单元中的治疗剂的浓度、治疗剂输送最大速率、治疗剂可输送的最大总体时间、每小时中可进行输送的最长时间、以及可进行的输送周期的最大次数中的一个或多个参数相关。

17. 如权利要求 1 所述的装置，其中所述装置还包括至少一个磁体和一个磁检测器的套件，其中每一套件的一个部件附着在含有治疗剂的单元上，套件的另一个部件附着在控制器上，使得当含有治疗剂的单元耦连于控制器时磁检测器可定位以检测该磁体。

18 一种用于设置选自控制器多个预定的电输出中的一种电输出的方法，所述控制器适用于和选自多个不同的含有治疗剂的单元中的一个相耦连，每一个含有治疗剂的单元对应多个预定的治疗剂输送方案中之一个，其中被选择的电输出将执行对应于所选择单元的相应的治疗剂输送方案，

将被选择的含有治疗剂的单元与控制器相耦连，被选择的含有治疗剂的单元适合于向控制器提供输送方案信号，其中所述输送方案信号向所述控制器指示多个预定的电输出中的哪一个应当用于选出的含有治疗剂的单元；以及

将控制器的输出设置为多个预定输出中的相应于来自选出的含有治疗剂的单元的输送方案信号的一个。

19 如权利要求 18 所述的方法，其中所述信号是光信号。

20 如权利要求 19 所述的方法，其中所述光信号是反射自光反射表面的光。

21 如权利要求 20 所述的方法，其中光反射表面具有几个反射率中的一个。

22 如权利要求 21 所述的方法，还包括在反射表面上照射光源的光的步骤。

23 如权利要求 22 所述的方法，还包括使用光检测器检测从反射表面反射的光的步骤。

24 如权利要求 23 所述的方法，还包括响应反射光的强度提供检测信号的步骤。

25 如权利要求 21 所述的方法，还包括通过使控制器和一个含有治疗剂的单元相耦连使光检测器和反射表面对准的步骤。

26 如权利要求 18 所述的方法，其中所述信号是电阻信号。

27 如权利要求 18 所述的方法，其中所述信号是由机械地和电气地使含有治疗剂的单元和控制器相耦连的机电连接器产生的编码信号。

28 如权利要求 18 所述的方法，其中所述信号是磁场信号。

29 如权利要求 28 所述的方法，其中所述信号由一个含有治疗剂的单元中的磁体产生。

30 如权利要求 18 所述的方法，其中所述信号由在一个含有治疗剂的单元中的金属产生，并且所述信号由控制器内的金属检测器检测。

31 如权利要求 18 所述的方法，其中信号是电容信号。

32 如权利要求 24 所述的方法，其中还包括控制器检测电容信号的步骤。

33. 如权利要求 18 所述的方法，其中信号与由选自包括含有治疗剂的单元中的治疗剂的种类、单元中的治疗剂的数量、单元中的治疗剂的浓度、治疗剂输送最大速率、治疗剂可输送的最大总体时间、每小时中可进行输送的最长时间、以及可进行的输送周期的最大次数的组中的一个或多个参数相关。

34. 如权利要求 18 所述的方法，还包括使包含至少一个磁体和一个

磁检测器的套件中的一个部件附着在含有治疗剂的单元上，套件的另一个部件附着在控制器上，使得当含有治疗剂的单元耦连于控制器时磁检测器可定位以检测该磁体。

35 一种用于药剂的电输送传送的成套设备，包括：

多个含有治疗剂的单元，每个单元包括含有要按照从多个预定的输送方案中选出的一个输送方案进行输送的治疗剂的容器；

一个控制器，用于控制药剂的电输送传送；

一个连接器，用于可拆开地耦连控制器和从多个含有治疗剂的单元选出的一个含有治疗剂的单元，该连接器提供控制器和选出的含有治疗剂的单元之间的电连接；

每个所述含有治疗剂的单元包括一个治疗剂输送方案信令机构，它向控制器提供输送方案信号，所述控制器包括对应所述治疗剂的所述多个输送方案的预定组输出，并且还包括接收器，用于接收信号并响应输送方案信号来设置输出；

由此，通过适当选择具有相应输送方案信号的一个含有治疗剂的单元，可以根据预定的输送方案中之至少一个来对药剂进行用药。

电输送装置和调整其输出的方法

本发明一般涉及一种通过电输送经人体表面的治疗剂的输送，特别涉及一种两部分的电输送装置，其中包括电子控制器，它适用于和多个含有治疗剂（例如药物）的单元相连，每次连接一个单元。

通过外皮的扩散经皮肤输送药物和传统方法例如皮下注射或口服相比具有许多优点。经皮肤输送药物可以避免口服药物首先通过肝的作用。经皮肤输送药物也消除了病人的和皮下注射有关的痛苦。此外，由于一些类型的经皮肤输送装置扩充的被控制的输送分布，经皮肤输送药物可以提供在病人的血流中的更均匀的药物浓度。术语“经皮肤”输送，广泛地包括通过机体表面例如皮肤，粘膜，或动物的指甲输送药剂。

皮肤的功能主要是作为阻挡层，阻挡物质经皮肤进入人体，并成为经皮肤输送治疗剂例如药物的主要阻挡层。至今，所作的努力集中在减少物理阻力或通过被动扩散增强皮肤对于药物输送的渗透性。尝试了许多方法用来增加经皮肤的药物输送速率，最有名的是使用化学通量增强剂。

增加经皮肤输送药物输送速率的已经尝试过的其它方法包括使用另外的能源，例如电能和超声波能。本发明尤其涉及经皮肤的电助输送，也称为电输送。本文使用的术语“电输送”一般指通过表层例如皮肤，粘膜表层，或指甲输送剂（例如药物）。输送借助于施加电位诱发或促进。例如，借助于通过皮肤电输送，可把有益的治疗剂引入人体的系统循环中。一种广泛使用的电输送方法是电移方法（也叫离子电渗）涉及电诱发带电离子的输送。另一种电输送方法是电渗方法，涉及在电场的作用下的含要被输送的剂的液流。还有另一种电输送方法是电运送法，涉及借助于施加电场在生物的表层内形成暂时存在的孔。剂可以通过孔或者无源地（即不用电的帮助）或者有源地（即在电位的作用下）被输送。然而，在任何已知的电输送方法中，都包括在某种程度上可能同时发生的至少一些“无源地”扩散。附带说明，本文使用的术语“电输送”应当给予最广义的解释，使

得其包括至少一种剂的电诱发的或增强的输送，这种剂可以是带电的不带电的或混合的，以及任何特定的用于输送剂的机构。

电输送装置至少使用和皮肤，指甲，粘膜表层或其它机体表面的某个位置电接触的两个电极。其中一个电极通常称为“供体”电极，药物从这个电极输入人体。另一个电极，一般称为“相反”电极，用来通过人体形成闭合电路。例如，如果要被输送进入人体的的剂是带正电的，即阳离子，则阳极是供体电极，而负电极（阴极）是相反电极，用于形成电路。如果要被输送的剂是带负电的，即阴离子，则阴极是供体电极，而阳极是相反电极。附带说明，如果阳离子的和阴离子的剂离子或如果不带电的溶解的药剂被输送，则阳极和阴极都可以认为是供体电极。

此外，电输送系统一般需要至少一个要被向机体输送的剂的容器或源。这种供体容器的例子包括盒或腔体，多孔海绵或垫，以及亲水的聚合物或凝胶基体。这种供体容器被电连接并固定在阳极或阴极和机体表面之间，用于提供一种或几种药物或剂的固定的或可更新的源。电输送装置还有电源，例如一个或几个电池。一般在任何时间，电源的一个极都和供体容器电气相连，同时相反的极和相反电极相连。因为已经表明电输送药物的输送速率近似和装置提供的电流成比例，许多电输送装置具有电控制器，用于控制通过电极施加的电压与/或电流，借以调整药物输送输送速率。这些控制电路使用各种电气元件，用于控制由电源施加的电压与/或电流的幅值，极性，定时，波形等。例如，见 McNichois 等人的美国专利 5,047,007。

目前市场上出售的经皮肤电输送药物输送装置（例如由 Salt Lake City , UT 的 Iomed 公司出售的 Phoresor; 由 St. Paul , MN 的 Empi 公司出售的 Dupel Iontophoresis System; 由 Logan, UT 的 Wescor 公司出售的 Webster Sweat Inducer, model 3600 ）一般利用台式电源装置和一对皮肤接触电极。供体电极含有药物溶液而相反电极含有可生物配伍的电解盐溶液。电源装置具有电控制单元，用于调整通过电极施加的电流的数量。“卫星”电极通过长的（例如 1 - 2 米）电线或电缆和电源装置相连。电线的连接容易断开并限制病人的活动和灵活性。电极和控制单元之间的电线对病人带来不便或不舒服。使用“卫星”电极组件的台式电源装置的其它例

子在 Jacobsen 等人的美国专利 4,141,359 (见图 3 和 4) , LaPrade 的美国专利 5,006,108 (见图 9) 和 Maurer 等人的美国专利 5,254,081 中披露了。

最近提出了一种戴在皮肤上长时间使用的小型自含电输送装置, 有时在衣服下面不引人注意。例如, 这种小型自含电输送装置在 Tapper 的美国专利 5,224,927 和 Sibalis 等人的美国专利 5,224,928 及 Haynes 等的美国专利 5,246,418 中披露了。

最近提出了利用具有适用于利用多种含药装置的可再使用的控制器的电输送装置。当药物用尽时从控制器上把含药装置直接拆下, 并且然后对控制器连上新的含药装置。以这种方式, 装置的相对贵的硬件元件 (例如电池, LED, 电路硬件等) 可以装在可再使用的控制器内, 而不贵的供体容器和相反容器基体可被装在一次性的含药装置中, 从而降低整个电输送装置的成本。包括可再使用的可从含药装置上拆下的控制器的电输送装置的例子在 Sage, Jr. 等人的美国专利 5,320,597 和 Sibalis 的美国专利 5,358,483, Sibalis 等人的美国专利 5,135,479 (图 12), Devane 等人的英国专利申请 2 239 803 中披露了。Devane 的申请披露了一种包括控制器和含药单元的两部分电输送系统。这两部分被电气地和机械地相连, 从而形成完整的电输送装置。Devane 的一种装置在控制器和含药单元上具有协同操作的电接点, 尤其是在药物单元上的凸起和控制器上的微动开关接合, 用于选择给定的治疗程序/电输送电流。另一种 Devane 电输送装置在药物单元上具有条形码, 它可以由控制器中的扫描器进行大概地扫描 (例如使扫描器通过条形码), 通知控制器和其相连的含药单元的类型。

本发明的一个方面在于提供一种两部分的电输送装置, 该装置具有包括多个预定的电子输出 (例如电流和/或电压输出) 的电子控制器, 它适用于和多个含有不同的治疗剂的单元相连, 每次连接一个单元, 用于控制由电输送经人体表面 (例如皮肤) 输送的治疗剂。

本发明的另一个方面在于提供一种可靠的装置, 用于通知电子控制器当前和其连接的含治疗剂单元的类型并用于选择适合于相连的单元的特定的控制器输出, 从而达到预定的治疗剂输送量。

本发明提出一种用于输送治疗剂的两部分的电输送装置。该装置的第

一部分是电子控制器，它适用于和多个含有不同的治疗剂的单元相连（机械地和电气地），每次连接一个单元。例如，含“不同的”治疗剂的单元可以含有不同的治疗剂（例如不同的药物），相同的治疗剂/药物的不同的浓度，或相同的治疗剂/药物的不同的加载（即数量）。

控制器能够对和其相连的含任何特定的治疗剂的单元提供一个不同的电输出。“不同的”电输出类型的数量主要取决于适用于控制器的含有不同类型治疗剂的单元的数量。例如，控制器可能适用于（即连接于）两个不同的药物单元，一个单元含有麻醉止痛药用于治疗慢性疼痛，另一个单元含有治疗偏头痛的抗偏头痛药物。在这种装置中，控制器应该设计为具有两个不同的电输出。控制器和含有麻醉止痛药的单元相连时，在相当长的期间内（例如24小时）提供电输送电流，以便（例如连续地）输送麻醉止痛药物治疗慢性疼痛。在和含有抗偏头痛药物的单元相连时，控制器则在偏头痛发作的相当短的时间内（例如30分钟）提供电输送电流。在上述两个例子中，除去施加电输送电流的时刻不同之外，施加的电输送电流与/或电压的幅值，极性，波形（例如是否是脉冲的或是恒定的直流）等，在两种不同的应用（即用于治疗慢性疼痛的麻醉止痛和用于治疗偏头痛的抗偏头痛）之间也可以不同。

另一个含有不同药物的单元和不同的控制器输出的例子涉及一种适用于在多种剂量下输送一种药物的电输送控制器。这种操作方式的一个例子是用于输送麻醉止痛药物以便控制慢性的与/或急性疼痛的电输送装置。当输送止痛药以控制疼痛时，通常对不同的病人提供不同的剂量。例如，成人病人比儿童一般需要较大的剂量，以便达到同样的止痛效果。此外，对止痛药耐药的病人比不耐药的病人一般需要较高的剂量。因而，控制器被设计为提供不同幅值的电输送电流，一个输出电流具有较高的幅值，用于输送较高剂量的止痛药物，而另一个输出电流具有较低的幅值，用于输出较低剂量的止痛药物。

在上述所有的例子中，控制器具有多个不同的输出，并适用于和多个含有不同药物的单元中的一个相连，控制器的输出必须被可靠地调整，以满足和其相连的含有特定的止痛剂的单元的需要。按照本发明，含有治疗剂的单元对控制器提供信号。该信号被控制器接收，并按照接收的信号选

择控制器的输出，以便使控制器的输出和与其相连的含有治疗剂的单元相匹配。控制器输出的选择被自动地完成，不需要任何手动调整或其它人工干预。这样，通过使病人或医师把特定的药物单元和控制器相连，控制器的输出便可以被简单地重调，而不需要采取任何其它的操作。

在本发明的一个实施例中，由含有治疗剂的单元向控制器提供的信号是由在药物单元的一个光反射表面上反射的光构成的光信号。光反射表面具有可以被控制器中的光检测器读出的多个不同反射率中的一个。当含有治疗剂的单元和控制器相连时，光反射表面和光检测器对准。光检测器响应于反光信号提供用于设置的控制器的输出的控制信号。

在本发明的另一个实施例中，由选择的含有治疗剂的单元向控制器提供的信号是电阻信号。当控制器和单元连接在一起时，控制器向在药物单元中的电阻施加一个测试电流。电阻的阻值（即两端的电压）被控制器检测，然后，控制器相应于检测的电阻信号设置其输出。

在本发明的另一个实施例中，由选择的药物单元向控制器提供的信号是电容信号。控制器具有用于接收控制器和与其相连的单元上的电容信号的电容检测器。电容检测器提供一个控制信号，用于相应于接收的电容信号设置控制器的输出。

在本发明的另一个实施例中，信号由当控制器和含有治疗剂的单元连接在一起时连接的一个机电连接器提供。机电连接器包括两个部分，即在控制器上的“通用”部分和在含有治疗剂单元上的“特定单元的”部分。这样，特定单元部分将具有多种结构中的一种结构，所述多种结构的数量取决于多少不同的药物单元适用于控制器。例如，机电连接器可以包括一系列的插头（例如在含有治疗剂单元上的柱），它们适合于插入相应数量的插孔（例如在控制器上的插座）中。例如，控制器被设计成具有多个（例如4个）插座，而4个不同的含有治疗剂的单元被设计成分别具有1个，2个，3个或4个插头。当选择的单元和控制器相连时，根据和控制器上的4个插座中接合的插头的数量设置控制器的输出。

本发明的一个另外的实施例使用在药物单元中的磁体和在控制器中的磁场检测器（例如霍尔效应器件）。另一个实施例使用在药物单元中的金属片和在控制器中的金属检测器。

为了更进一步地理解本发明的目的和优点，可参看下面结合附图所作的详细说明，附图中相同的部分用相同的标号表示，其中：

图 1 是包括可再使用的控制器和含药单元的电输送装置在未连接状态下的透视图，其中控制器和含药单元通过光信号进行通信；

图 2 是图 1 所示的装置拆开的图；

图 3 是图 1 和图 2 所示的装置的光检测和控制电路的原理图；

图 4 是具有电阻信号检测和控制电路的另一种两部分电输送装置的透视图；

图 5 是图 4 所示的装置的信号检测和控制电路的原理图；

图 6 是另一种两部分的电输送装置的原理图，其中控制器和药物单元以拆开的结构表示，它们通过电容信号通信；

图 7 是图 6 所示的装置的部分示意图，其中药物单元和控制器相连；

图 8 是图 7 所示装置的同一部分的示意图，其中药物单元和病人的身体表面相连；以及

图 10 是另一种两部分电输送装置的示意图，其中控制器和药物单元通过磁信号通信。

图 1 是电输送装置 20 的透视图，具有可再使用的电子控制器 22，它适合于和含药单元 24 连接与拆下。控制器 22 是可再使用的，即它适用于多个药物单元 24，例如一系列相似的或非常不同的药物单元 24。在另一方面，药物单元 24 一般具有较为有限的寿命，并且适合于用后扔掉，即当其中的药物被输送完或过期时，则将其扔掉。这样，当在药物单元 24 中的药物在一个预定的使用寿命（例如 24 小时）后成为变质的之后，药物单元 24 则被从控制器 22 上拆下，并换上相同或不同结构与/或成分的新的药物单元 24。控制器 22 被设计用于提供多个不同的预定的电输出中的一个电输出，这些输出在制造控制器时被最佳地设置。控制器 22 的不同的电输出被设计用于不同的药物单元 24。为了说明方便，控制器 22 可以设计成使用两个不同的药物单元 24，这两个单元适用于同一个控制器 22 在 12 小时期间连续地输送药物。两个不同的药物单元 24 在其各自的供体容器中含有相同的药物，但是所含的药物数量不同。含有较多药物的药物单元 24 是“大剂量”的药物单元，适用于来自控制器 22 的较高的直流电流输出（例如

2mA)。含有较少药物的药物单元24是“小剂量”的药物单元，适用于来自控制器22的较低的直流电流输出(例如1mA)。这样，控制器22被设计根据和其相连的药物单元24是大剂量的还是小剂量的用来提供两个不同的直流电流中的一个。本发明提供一种装置，用于通知控制器22和其相连的是哪一种药物单元(即大剂量的或小剂量的)，并合适地设置控制器的输出(即大电流输出或小电流输出)以便和相连的药物单元匹配。在图1和图2所示的装置中，药物单元24通过光信号通知控制器22，所述光信号被自动地发出，并且然后在连接(例如通过卡紧连接器26，28)药物单元24时由控制器22读出(即译码)。在读出信号之后，控制器合适地选择提供给相连的药物单元24的正确的电输出。

参见图2。其中示出了药物单元24和控制器22的拆开的部件图。控制器22包括上壳体68和下壳体50，两者一般由模制的塑料构成，例如聚丙烯。上壳体68通过邻接的防溅的最好是防水的周边密封和下壳体50相连。密封可以通过使用防水黏合剂之类把壳体连在一起，在壳体之间的连接处进行热封装或超声波焊接完成。下壳体50具有用于容纳电池54的开口52。电池接点64，66被提供用于和电池54的各个电极实现电接触。可拆下的盖60被拧进开口52中用于固定电池54。盖60具有槽62，用于插入硬币或螺丝刀，以便转动盖60，并把其从开口52上除去，以便接近(即更换)电池54。控制器22包括电池54，例如纽扣电池，用于向电路板59上的电路供电。电路板59以常规的方式制成，具有导电的布线图形，用于连接其上的电气元件，控制控制器的电输出(例如电压与/或电流)幅值，定时，波形等。电路板59上的导电图形可以通过常规的丝网印刷方法或常规的镀铜掩膜和刻蚀工艺制成。电路板59的绝缘底板可用标准的FR-4或其类似物制成。虽然对本发明并不重要，但还要说明控制器22还包括按钮开关74，可用用于启动装置10和可用通过窗口58(图2)显示的液晶显示器58(图2)的操作，显示器用于显示系统信息，例如和控制器相连的药物单元24的类型，施加的电流值，剂量，输送的剂量数，通电时间，电池电量等。

下壳体50具有孔75a,75b，用于安装导电插座30，32。插座30，32通过下壳体50中的孔75a,75b伸出。插座30，32的端部通过各自的紧

固件 76a, 76b 固定，并和电路板 59 上的电子电路的输出实现电接触。

药物单元 24 的结构使得可拆下地和控制器 22 相连，具有和控制器 22 的底部相邻且相对的药物单元 24 的顶部。药物单元 24 的顶部具有两个按扣形连接器的插头部分，插头部分具有从药物单元 24 向下延伸的柱 26, 28。插座 30 的位置和大小使得能够接收供体柱 26，插座 32 的位置和大小使得能够接收相反柱 28。一对按扣形连接器例如插座 32 和柱 28 可以作得比另一对按扣形连接器（即插座 30 和柱 26）大，以便提供药物单元 24 和控制器 22 的特定极性的连接。插座 30, 32 和柱 26, 28 由导电材料制成（例如金属如银，铜，不锈钢，铂，金，镍，铍青铜等，或镀金属的聚合物例如具有银镀层的 ABS）。供体柱 26 和供体电极 90 电气相连，供体电极 90 又和一般含有被输送的治疗剂（例如药物的盐）溶液的供体容器 101 电气相连。相反柱 28 和相反电极 88 电气相连，相反电极 88 又和一般含有可生物配伍的电解液（例如缓冲盐水）的溶液的相反容器 99 电气相连。电极 88 和电极 90 一般由导电材料制成，最好是银（例如银箔或加有银粉的聚合物）阳极和银氯化物阴极。容器 99 和 101 一般包括保持药物或电解液的水凝胶基体，并适合于在使用时和病人（未示出）的身体表面（例如皮肤）保持接触。电极 88, 90 和容器 99, 101 由泡沫件 96 互相绝缘。泡沫件 96 的底部（即病人接触的部分）表面最好涂有皮肤接触黏合剂，以便把药物单元 24 固定在病人身体上。在药物单元 24 使用之前，释放衬片 102 盖住两个容器 99 和 101 的人体接触表面和泡沫件 96 的黏合剂涂覆表面。释放衬片 102 最好是涂有聚酯的硅酮片。释放衬片 102 当装置 20 固定在病人（未示出）皮肤上时被除去。

这样，柱 26 和插座 30 构成按扣形连接器，用于把电路板 59 上的电路的输出 78a 电气地连接到电极 90 和容器 101。类似地，柱 28 和插座 32 构成按扣形连接器，用于把电路板 59 上的电路的输出 78b 电气地连接到电极 88 和容器 99。除去提供上述的电连接之外，两个按扣连接器还提供药物单元 24 和控制器 22 之间的可拆开的（即不是永久的）机械连接。这样，导电的按扣连接器 26, 30 和 28, 32 同时提供功能 (i) 机械地连接药物单元 24 和控制器 22，以及 (ii) 电气地连接控制器 22 的电输出和药物单元 24。

按照本发明的这一实施例，药物单元 24 向控制器 22 提供光信号，以便正确地设置控制器的电输出为对于特定的药物单元 24 和其中所含的特定药物是合适的预定的输出。由图 1 和图 2 可清楚地看出，药物单元 24 的配合表面具有两个表面积 40，42。表面积 40 是“白”的，用于高的反射率，而表面积 42 是“黑”的，用于低的反射率。面积 40，42 可以被直接地提供在（例如通过印刷或绘制）药物单元 24 的底层 44 上，或者被提供在利用合适的黏合剂固定在底层 44 上的薄纸条或聚酯薄膜 43 上。

控制器 22 具有一对被安装在电路板 59 上的光反射开关 34，36，它们被如此定向，使得通过下壳体 50 中的孔 37a, 37b 投射。开关 34，36 直接地指向药物单元 24 并和其相邻。反射面积 40，42 在药物单元 24 上被如此定位，使得当控制器 22 和药物单元 24 连接时，面积 40，42 分别紧靠着反射开关 36，34。

光反射开关 34，36 分别用于照射光反射面积 40，42。反射面积 40，42 被如此设置，使得来自开关 34 的光线被面积 42 独立地向后反射到开关 34。类似地，来自开关 36 的光线被面积 40 独立地向后反射到开关 36。在最佳实施例中，开关 34，36 具有各自的呈发光器形式的光源 46a, 46b，和各自的呈光晶体管形式的匹配的光敏光检测器 48a, 48b，例如可从 Siemens Optoelectronics Division, Cupertino, CA 得到的 SFH901 或 SFH902。光晶体管 48a, 48b 被连接在响应入射光而产生信号的电路中（下面说明）。

开关 34，36 利用常规方法例如通孔和焊接连接被安装在电路板 59 和各自的光路（未示出）上。电路板 59 的各个导电轨迹（未示出）和发光器 46a, 46b，以及开关 34，36 的光晶体管 48a, 48b 之间的电连接将参照图 3 在下面详细说明。

可弯曲的底层 86 形成药物单元 24 的最顶层，它最好由不透水的材料（例如聚乙烯板）制成。孔 84a, 84b 穿过底层 44 被提供并和穿过带 43 的孔 82a, 82b 对齐。导电的基准铆钉 26a, 28a 从开孔 84a, 84b 分别伸出，并和柱 26, 28 接合以便把底层 44 固定在其间。

电极 88, 90 由导电材料制成，例如碳粉/加有纤维的聚合物基体，加

有金属粉末的聚合物基体或金属箔。电极 88，90 和基准铆钉 26a, 28a 接触。利用加有碳或加有银颗粒的导电黏合剂把电极 88，90 粘结在基准铆钉 26a, 28a 上。电极 88，90 分别和容器 99，101 电接触。绝缘的封闭槽泡沫层 96 中有空腔 98，100，这些空腔分别含有容器 99，101。一般地说，容器 99，101 中的一个是含有要通过电输送被输送的治疗剂的液体溶液的供体容器，而另一个是含有可生物配伍的电解液的（例如盐水）相反容器。容器 99，101 的基体最好是凝胶。

通过提供具有不同反射率的反射面积 40，42，借助于向控制器发送的光信号发送关于药物单元 24 的信息。例如，面积 40 可以是具有 90 % 反射率的标准白色，而面积 42 可以是在来自开关 34，36 的光线的波长下具有大约 10 – 15 % 的反射率的浅黑色。利用两个光反射表面积，每个面积具有两个可能的光反射率之一，药物单元 24 可以根据以下“反射率编码”向控制器 22 发送多达 4 个不同编码的光信号：（1）当两个面积 40，42 都具有低反射率时的第一光信号；（2）当两个面积 40，42 都具有高反射率时的第二光信号；（3）当面积 40 具有低反射率，面积 42 具有高反射率时的第三光信号；（4）当面积 40 具有高反射率，面积 42 具有低反射率时的第四光信号。面积 40，42 可以用具有合适的反射率的颜料通过简单地绘制进行编码。面积 40，42 也可以通过印刷或通过应用具有合适反射率的粘合带进行编码。

图 3 是可以用来对控制器 22 读出药物单元提供的光信号并对信号进行译码以便正确地设置控制器 22 的电输出的电路例图。在电学领域的技术人员应该理解，可以使用其它电路完成图 3 所示的电路 200 的功能，电路 200 的细节只是为了说明的目的而已。

电路 200 被设置在控制器 22 的电路板 59 上（图 2）。电池 54 和系统地相连，并通过导电电路轨迹 202 和开关 74 相连。当开关 74 被启动（即闭合）时，轨迹 202 和电路轨迹 204 相连。电阻 Ra, Rb, Rp1, Rp2 的一端和大电容 Cr（例如大约 1 微法）的一端和轨迹 204 相连。大电阻（例如大约 1 兆欧）Rf 的一端和电容 Cr 的一端相连。电阻 Rf 的另一端和地相连。电阻 Rf 和电容 Cr 构成用来缓冲开关 74 的启动的电路。

场效应晶体管（FET）Q1 的控制极和 D 形锁存器 U7 的 Q 输出相连。

FET Q1 的漏极和电阻 Ra 的另一端相连。FET Q1 的源极和发光器 46a 的阳极相连。FET Q1 作为 FET Q1 漏极和源极之间的开关，当 FET Q1 的控制极被锁存器 U7 的 Q 输出上的高电平启动时，把电阻 Ra 的另一端和发光器 46a 的阳极相连。发光器 46a 的阴极和系统地相连。电阻 Rb 的另一端和 FET Q1 的源极与发光器 46a 的阳极的公共点相连。

光晶体管 48a 的集电极和电阻 Rp1 的另一端相连。光晶体管 48a 的集电极也和反相器 U1 的输入端，两个输入的 NAND 门 U5 的一个输入端以及两个输入的 AND 门 U6 的一个输入端相连。光晶体管 48a 的发射极和系统地相连。

FET Q1 的源极和发光器 46a 的阳极也和发光器 46b 的阳极相连。发光器 46b 的阴极和系统地相连。光晶体管 48b 的集电极和电阻 Rp2 的另一端，反相器 U2 的输入端，两个输入 NAND 门的一个输入端，以及两个输入的 AND 门 U6 的另一个输入端相连。

反相器 U2 的输出和三个输入的 NAND 门 U3 的第一个输入端，两个输入的 NAND 门 U5 的另一个输入端，以及三个输入的 NAND 门 U8 的第一个输入端相连。反相器 U1 的输出和三个输入的 NAND 门 U3 的第二个输入端，两个输入的 NAND 门 U4 的另一个输入端以及三个输入的 NAND 门 U8 的第二个输入端相连。三个输入的 NAND 门 U8 的第三个输入端和 U7 锁存器 Q 输出端相连。三个输入的 NAND 门 U3 的第三个输入端和 U7 锁存器 Q\输出端相连。

D 锁存器 U7 的时钟 C，数据 D 输入端和系统地相连。D 锁存器 U7 置位输入端 S 和 AND 门 U6 的输出端相连。D 锁存器 U7 的复位输入端 R 和电容 Cr 与电阻 Rr 的公共点相连。

各个 NAND 门 U3，U4，U5 和 U8 的输出驱动相应的 P 沟道 FET Q2，Q3，Q4 和 Q5 的控制极输入。FET Q2，Q3，Q4 和 Q5 的各自的源极和电阻 Rs1 的一端以及在电路 200 中作为差动放大器的高增益运算放大器 A1 的同相输入端相连。电阻 Rs1 的另一端和系统地相连。

电阻 R1，R2，R3，R4 和轨迹 204 的公共点相连。R4 的另一端和 FET Q5 相连。各个电阻 R1，R2，R3 和 R4 的另一端和相应的 P 沟道 FET Q2，Q3，Q4，Q5 的漏极端相连。

电极 88 和容器 99 通过匹配的按扣连接器 28， 32 和放大器 A1 的输出电气相连。电极 90 和容器 101 通过匹配的按扣连接器 26， 30 和放大器 A1 的反相输入端电气相连。电阻 Rs2 的一端也和 A1 的反相输入端相连。放大器 A1 根据下述的电路 200 的操作向电极 88， 90 以及容器 99， 101 提供电输送电流 I。

电路 200 的操作如下。在把装置 20 施加于皮肤之后，启动开关 74，从而把电路轨迹 202 和轨迹 204 相连。在轨迹 202 和 204 之间的连接使电池 54 的电压和轨迹 204 相连。在轨迹 204 上的高电压瞬时经电容 C1 到达 U7 的 R 输入端，使 U7 因 Q 输出低而 Q\ 输出高而复位。在 Q 输出上的低电平使晶体管 Q1 截止，从而断开电阻 Ra 和发光器 46a、46b 的阳极。选择 Rb 的值使得发光器 46a 的阳极产生足够的亮度，使得从白面积 40 反射的光使光晶体管 48a 饱和，借以把 Rp1 和反相器 U1 的输入基本下降到系统地电位，即低电平。也把电阻 Rb 的阻值选择得足够小，使得从黑面积 42 反射的光不使光晶体管 48b 饱和，从而使反相器 U2 的输入端保持高电平。

反相器 U1 输入端的低电平和反相器 U2 输入端的高电平使反相器 U1 的输出变高，反相器 U2 的输出变低。NAND 门 U4 将具有两个高电平输入，因此使晶体管 Q3 导通。所有其它 NAND 门将保持截止，借以禁止其它 FET Q2，Q4 和 Q5。晶体管 Q3 把电阻 R2 和放大器 A1 的同相输入端以及电阻 Rs1 的一端相连。电阻 Rs1, Rs2 和电平设置电阻 R1, R2, R3, 和 R4 被选择得比施加两个容器的人体表面（例如皮肤）的一般电阻大得多。人皮肤的电阻一般为 5 到 30 千欧。

因为放大器 A1 的增益非常大，所以放大器 A1 的同相输入端和反相输入端的电压差基本为零。因此电阻 Rs1, R2 基本作为分压器，电阻 Rs1 两端的电压由 R2 和 Rs1 的电阻比设置。电流 I 将通过按扣连接器 26, 30, 和 28, 32, 电极 90, 88, 容器 101, 99 以及皮肤流动。电流 I 将和电阻 Rs2 中的相同，因为它和电阻 Rs1 的阻值相同。因此电流 I 由电阻 Rs1 两端的电压和电池 54 的电压确定。因此，由放大器 A1 向电极 88, 90 输出的电流由相对于电阻 Rs1, Rs2 的电阻 R1, R2, R3 和 R4 的阻值和在特定药物单元 24 上的面积 40, 42 的反射率确定。

对于情况 (i) 面积 40, 42 都是白的，此时选择电阻 R1，以及 (ii)

面积 40 是黑的， 面积 42 是白的， 此时选择电阻 R3， 有类似的逻辑。

在面积 40， 42 都是黑的情况下， 光晶体管 48a 和 48b 都不饱和， 使各自的集电极保持为高。 AND 门 U6 的输入将为高， 使 AND 门 U6 和 U7 锁存器的 S 输入变为高。 锁存器 U7 被置位， 使 Q 输出变高。 N 沟道晶体管 Q1 将导通， 把电阻 Ra 和发光器 46a, 46b 相连。

电阻 Ra 被这样选择， 使得发光器 46a, 46b 的亮度足以提供来自黑表面 40， 42 的足够的反射光， 使光晶体管 48a, 48b 饱和。 结果在光晶体管 48a, 48b 集电极上的低电平将使 NAND 门 U8 的第一第二输入端为高电平。 NAND 门 U8 的第三输入端也将为高电平， 因为它接收来自 U7 的 Q 输出的高电平。 NAND 门 U8 的输出将变低， 借以导通 P 沟道 FET Q5。 其它的 NAND 门 U3， U4， U5 保持截止。 借以使电阻 R4 连接到放大器 A1 的同相输入端， 按照电阻 R4 和 Rs1 的值选择电流 I。

在药物单元 24 不和控制器 22 相连而启动开关 74 的情况下， 没有光向光晶体管 48a, 48b 反射。 在光晶体管 48a, 48b 集电极上的电压将保持高。 AND 门 U6 高的输出将使锁存器 U7 的输入 S 变高， 借以把 Q 输出置位为高。 然而， 此时 NAND 门 U8 的头两个输入将为低， 从而使 NAND 门 U8 的输出保持高，并且 P 沟道晶体管 Q5 截止。 其它的 NAND 门也将截止， 因为每个 NAND 门 U3， U4， U5， U8 的至少一个输入为低。 因此放大器 A1 不被驱动提供电流 I。

总之， 电路 200 选择 4 个电流设置电阻 R1 到 R4 中之一， 根据在药物单元 24 上的面积 40， 42 的黑白组合编码向电极 88， 90 和容器 99， 101 输出 4 个不同（即不同幅值）的直流电流中的一个。

在本发明的其它实施例中， 可以在控制器 22 和药物单元 24 中提供附加的光反射面积， 光反射开关， 和附加的译码逻辑， 以便从大量的所需控制器输出中选择一个。

虽然， 电路 200 仅仅能够根据从药物单元 24 接收到的光信号选择 4 个不同的恒定幅值的直流电输送电流中的一个， 应该说明， NAND 门 U3， U4， U5， 和 U8 的输出也可以被用于选择恒定直流电流之外的其它电流。 例如， NAND 输出可以选择不同的脉冲直流或交流电流发生器， 或具有不同波形（例如脉冲直流电流）， 占空比之类的直流电流发生器。 此外， 电路 200 可以

修改，使其包括用于选择施加电输送电流的不同时间间隔的或按照不同的治疗剂量数反复施加预定电流的机构。

图 4 说明包括适用于和多个不同的药物单元 301 中的一个相连的控制器 314 的两部分的电输送装置 300。每个药物单元 301 向控制器提供电信号，电信号是通过“测试电流”被提供的，测试电流是当药物单元 301 被最初连接于控制器 314 时由控制器 314 通过药物单元 301 中的“识别电阻” R_x 而施加的。控制器 314 内的检测电路检测电阻 R_x 的值（该电阻在不同的药物单元 301 中具有不同的阻值），以便识别哪一种药物单元和其相连，并合适地选择和特定的药物单元 301 相匹配的多个电输出中的一个电输出。

和图 1 到图 3 所示的装置 20 相似，装置 300 包括一对导电的按扣连接器 306，310 和 308，312，用于同时 (i) 使药物单元 301 和控制器 314 机械地连接，以及 (ii) 使控制器 314 的电输出和药物单元 301 电气相连。

药物单元 301 具有连接在电极组件 302 和 304 之间的识别电阻 R_x 。电阻 R_x 被选择得比适于应用该装置的人体表面（例如皮肤）的一般电阻大得多（例如至少为三倍，最好为 20 倍）。在人的皮肤的情况下，其电阻一般为 5 – 15 千欧，因而 R_x 的阻值一般至少选择大约为 50 千欧。

控制器 314 包括电流测量电阻 R_m ，其一端连接于插座 312 和逻辑电流控制装置 316 的非常高阻抗的 + 检测输入端。+ 检测输入端的阻抗足够高，使得当电流流过电阻 R_m 时，没有大的电流流过 + 检测输入端。电阻 R_m 的另一端和控制装置 316 的低阻抗的 - 检测输入端相连。- 检测输入端作为电阻 R_m 的电流 I 的返回线。电阻 R_m 的值一般相对于应用药物单元 301 的动物机体表面的电阻（例如人的皮肤为 5 – 15 千欧）为一个低的值。控制器 314 还包括 4 个电压比较器 A5，A6，A7 和 A8，每个具有正 (+) 输入端和负 (-) 输入端以及比较输出端。

比较器 A5 到 A8 的各自的负输入端和由相对于插座 312 的电压分压器（未示出）得到的相应的参考电压 V_{ref1} , V_{ref2} , V_{ref3} , V_{ref4} 相连。这种电压分压器在本领域中是熟知的。每个比较器 A5 到 A8 的各自的正输入端在插座 310 和公共点相连。比较器 A5 到 A8 的各自的输出端和电路 316 的相应的逻辑输入端 320, 322, 324 和 326 相连。

电路 316 包括电流选通输出信号 OE，读选通输出信号 RE 和输出控制电压 Vb，输出控制电压 Vb 和 N 沟道 FET Q10 和 Q11 的漏极相连。信号 OE 和 FET Q10 的控制极输入相连，信号 RE 和 FET Q11 的控制极输入相连。FET Q11 的源极和恒流源 Iref 的一端相连。Iref 的另一端和阻塞二极管 D2 的阳极相连。电流源 Iref 提供一个已知预定值的参考电流。Iref 一般相对于施加的电输送驱动电流 I 被设置为低的值，例如 $1 - 2 \mu\text{A}$ 。二极管 D1 和 D2 的阴极和比较器 A5 到 A8 的正输入端与插座 310 的公共点相连。

电路 316 的操作如下。在把药物单元 301 连接于控制器 314 之后，而在把电极组件 302，304 装到皮肤上之前，电路 316 被启动。电路 316 的启动可以通过在连接按扣连接器 306，310 和 308，312 时自动地完成，或例如通过闭合控制器上的开关 74 手动地完成。电路 316 的激励启动开始一个定时间隔 Te 的第一定时电路（未示出）。定时间隔 Te 在 RE 输出上选通高电平电压 Vte。该电压使连接电流源 Iref 和插座 310 的 FET Q11 导通。电流 Iref 流经按扣连接器 310，306，经过电阻 Rx 流动（电流 Iref 不通过电极组件 302，304 流动，因为电极组件还没有装在病人身体上），并通过按扣连接器 308，312 和电阻 Rm 返回电路 316 的低阻抗的 - 检测返回输入端。

由电流 Iref 在电阻 Rx 上产生的电压在期间 Te 由比较器 A5 到 A8 和参考电压 Vref1 到 Vref4 进行比较。一个或几个比较器将按照 Rx 的值和相应的参考电压 Vref1 - Vref4 的值在其各自的输出端输出高电平。电路 316 对所得的逻辑输入 320 - 326 译码，并提供一个放大器装置（未示出）用于控制信号 Vb。信号 Vb 被这样控制，使得当由信号 OE 选通时，按照电阻 Rx 的值，FET Q11 将输出预定值的电输送电流 I。

在选通期间 Te 结束之后，电极组件 302，304 被装在病人皮肤上。当装置 300 被装在皮肤上时，例如通过另一个开关（未示出）或通过检测电极组件 302，304 之间的电压变化而使控制器 304 再次启动时，电路 316 选通开始一个输出期间 To。在时间间隔 To 开始时，输出信号 OE 变高，借以使电路 316 开始控制电压 Vb。

在输出间隔 To 期间，来自电路 316 的电压 Vb 相应于由电路 316 的 +、- 检测输入端检测的电阻 Rm 两端的电压。电路 316 具有合适的负反馈和增

益，当输出信号 OE 为高，使得 V_b 被控制时，可以提供流过检测电阻 R_m 的在一个所需的皮肤电阻范围内不变的恒定电流 I。在电阻 R_m 中的电流的值将和流过电极组件和皮肤的电流的值相同，因为它们实际上是串联的。

此外，虽然用于选择并控制控制器 314 的输出的电路已经根据通过检测(即译码)电阻 R_x 的值选择 4 个恒定电流中的一个被示出，但是电路 316 可以提供恒定直流电流之外的其它输出电流，包括脉冲直流电流，间断直流电流，时变(即非恒定的)直流电流，间断的极性反向的电流，以及甚至交流电流。此外，可以提供附加的比较器和控制逻辑，以便从增加的数量的各种电流波形中选择。

图 5 和图 6 说明一种两部分的药物电输送装置 350 的透视图，其中包括控制器 352 和药物单元 358，它们通过机电连接器连接，同时提供药物单元 358 和控制器 352 之间的电连接和机械连接，以及向控制器 352 提供关于和其相连的药物单元 358 的类型的信号的装置。

控制器 352 具有带 354，356 (所述的带包括一般的搭扣，舌孔元件，未示出)，用于把装置 350 固定在被治疗的病人的肢体上。控制器 352 靠近身体的一侧含有多个导电插座(例如以两部分的按扣连接器的母扣的形式) 360，362，364，366 和 368。

药物输送单元 358 具有一个人体远侧的表面，其上具有一个或几个柱 370，372，374，376 和 378 (例如以两部分的按扣连接器的子扣的形式)，它们分别和一个或几个插座 360，362，364，366 和 368 对齐。在图 5 所示的药物单元 358 的情况下，只具有柱 370 和 374。这样，柱 370 和座 360 构成一个匹配的按扣连接器对，柱 374 和座 364 构成第二匹配的按扣连接器对。在图 5 所示的药物单元 358 上没有柱 372，376，和 378，虽然它们的位置分别和控制器 352 上的座 362，366，和 368 对齐。

实际上具有的柱 370，374 的位置和实际上没有的柱 372，376，和 378 的位置可被看作构成一个位置编码。利用 5 个柱/座位置对，通过在药物单元 358 上只提供其它 4 个柱位置中的一个，可以在参考柱/座对，例如柱 370 和座 360，和第二柱/座对，例如柱 374 和座 364，之间选择 4 个当中的唯一的一个。

当控制器 352 和药物单元 358 对齐并连接时，柱 370 和座 360 匹配，

柱 374 和座 364 匹配，座 362，366，和 368 不被连接。可以制造不同的药物单元，使其具有和位置 372，376 或 378 中的一个的位置不同的第二个柱。

显然，柱 370，374 和座 360，364 共同作用，从而提供控制器 352 和药物单元 358 之间的电连接和信号编码装置。另外，按扣连接器 360，370 和 364，374 也可以提供药物单元 358 和控制器 352 之间的机械连接，虽然机械连接可以由其它装置例如机械连接器 394，396 实现。

图 6 表示具有和药物单元 358 机械地连接的控制器 352 的装置 350 的原理图。控制器 352 包括电源（例如一个或几个电池）380 和 4 个电流控制源 382，384，386，和 388。药物单元包括两个电极组件 390，392，其中至少一个含有治疗剂，另一个作为相反电极组件。电极组件 390，392 按照前述方法安装在药物单元 358 的底部，当装置 350 被固定在病人肢体上时，和病人的身体表面（例如皮肤）391 接触。每个电流控制源 382 到 388 的一端被电连接到电源 380 的公共端，而每个电流控制源 382 到 388 的另一端被电连接到各自的插座 362 到 368。电源 380 的另一端被电连接到剩余的插座 360。

当控制器 352 和药物单元 358 相连时，并且把装置 350 利用电极组件 390，392 和病人皮肤 391 接触而固定到病人肢体上时，由电源 380，电流控制源 384，按扣连接器对 364，374，电极 392，病人皮肤 391，电极 390 和按扣连接器对 360，370 构成电路。因此，提供给药物单元 358 的电流由和座 364 匹配的柱 374 的位置选择，借以被和“选择的”座 364 电连接的电流控制源 384 控制。

座 360 作为位置编码的座柱系统的参考点。通过在药物单元 358 上的柱的位置选择具有不同治疗处理量的药物单元的不同的特定控制电流。在药物单元 358 上的特定柱位置 374 提供和控制器 352 上的座的连接。这个特定连接向控制器 352 以由电流控制源 384 向药物单元 358 输出电流的形式返回信号。这向控制器 352 返回的信号或电流对于连接的药物单元和其中含有的治疗剂是特定的。在所示情况下，可以提供 4 个不同的控制电流中的一个。装置 350 可被修改，使得具有更多的和不同的电流控制源相连的座，以便提供较大的治疗选择范围。

为了避免连接控制器 352 和药物单元 358 时发生错误，按扣连接器对 360，370 可以具有和其它按扣连接器对 264，374 不同的尺寸与/或形状。此外，可以在两个连接单元 352，358 上提供协同操作的凸起 394 和槽 396 的组合，或其它的协同操作的导向装置，以便避免错误定向。虽然装置 350 以按扣连接器进行说明，但是其它类型的导电的可拆的连接器组合也可在本发明中应用。例如，代替按扣连接器，控制器和药物单元每个可以分别具有一列机械互锁的阴阳构件，这可以由模制的塑料材料之类制成。阳构件（例如在药物单元上）可以排列成一个图形，其使得药物单元只能沿着一个方向被连接于控制器上。一个或几个阳连接件（例如插头）可以用导电材料涂覆（例如使用导电墨丝网印刷）。当和控制器中的阴连接件（例如插座）配合时，插头可以完成一个或几个电连接（以类似于图 6 所示的方式），这可以构成由控制器读出的编码信号。在这种情况下，编码被涂覆成为导电的特定插头提供。例如，使用 4 个插头的阵列，其中每个可以是被涂覆的（即导电的），或是不被涂覆的（即不导电的），这便有可以使用机电连接器构成的 16 个（即 2^4 ）不同的编码信号。这种机电连接器也使药物单元和控制器进行机械连接和电气连接，借以完成双重功能。

图 7，图 8 和图 9 说明一种两部分的电输送装置 400，包括控制器 414，它适合于每次和多个不同的药物单元 401 中的一个连接。每个药物单元 401 向控制器 414 提供电容信号，电容信号由药物单元 401 和控制器 414 最初连接时形成的电容 441，430 提供。当药物单元 401 最初和控制器 414 连接时，由控制器通过由平行板 430，441 形成的“识别电容”提供“测试电流”。在控制器 414 中的检测电路检测识别电容（在不同的药物单元 401 中该电容具有不同的值），以便识别和控制器相连的药物单元 401，并正确地选择和特定的药物单元 401 匹配的一个电输出（多个电输出中的）。类似于图 1 至图 3 所示的装置，装置 400 包括两个按扣连接器对 406，410 和 408，412，其作用是机械地连接药物单元 401 和控制器 414，并电气地连接控制器 414 的输出和药物单元 401。插座 410，412 可以选择地具有内圆周凸起，当药物单元 401 被压入和控制器 414 形成对齐的接触时，用于可拆开地和柱 406，408 上的各个互补的圆周槽接合。接合的凸起和

槽使药物单元更牢靠地和控制器 414 相连。

图 7, 图 8 和图 9 以 3 种不同的状态说明装置 400。图 7 表示在未连接状态下, 即药物单元 401 和控制器 414 连接之前的装置 400。图 8 表示药物单元 400 和控制器 414 相连但在装置 400 被装在病人上之前的状态。图 9 表示药物单元 401 和控制器 414 相连而且装置 400 被装在病人身体表面 (例如皮肤) 上并施加电驱动电流 I' 情况下的状态。

参见图 7, 其中示出了控制单元 414 的绝缘壁 434, 它限定了平的, 平行的, 互相分开的内外表面 432 和 436。插座 410, 412 被向外地安装在绝缘壁 434 的外端面 436 上。控制器 414 包括开关 474, 电源 (例如一个或几个电池) 456, FET Q10' 和 Q11', 每个具有漏极控制极和源极, 参考交流电压源 Vx' , 参考电容 C1, 阻塞二极管 D1, 整流二极管 D2, 滤波电阻 Rf , 检测电阻 Rm' , 滤波电容 Cf, 4 个门限比较器 A5', A6', A7' 和 A8', 每个具有正的 (+) 比较输入端, 负的 (-) 比较输入端, 逻辑和电流控制电路 416 和 4 个参考电压源 $Vref1'$, $Vref2'$, $Vref3'$ 和 $Vref4'$ 。一般设置 Vx' 的幅值和频率, 以便产生相对于电驱动电流 I' 合适的低幅值的 (例如大约 $10 - 20\mu A$) 的正弦测试电流 (例如频率大约为 $10 - 20\text{kHz}$)。

电路 416 包括电流选通输出信号 OE, 读选通输出信号 RE, 输出控制电压 Vb' , 和通过开关 474 与电源 456 相连的启动输入端 464。电源 456 的另一个极和系统地相连。电路 416 通过返回端 468 和系统地相连。输出控制电压 Vb' 和 N 沟道 FET Q10'、Q11' 的漏极相连。输出选通信号 OE 和 FET Q10' 的控制极输入相连, 读选通信号 RE 和 FET Q11' 的控制极输入相连。FET Q10' 的源极端和阻塞二极管 D1 的阳极相连。FET Q11' 的源极端和交流电压源 Vx 的一端相连。电压源 Vx' 提供已知的预定值的参考电压。电压源 Vx' 的另一端和电容 C1 相连。

比较器 A5' 到 A8' 是高增益的高输入阻抗的门限检测器, 当各自的正输入端和负输入端之间的差为正时, 在其输出端输出高逻辑电平, 否则输出低逻辑电平。参考电压 $Vref1'$ 到 $Vref4'$ 对每个比较器 A5' 到 A8' 分别提供唯一的参考电压。参考电压 $Vref1'$ 到 $Vref4'$ 从控制器 414 中的分压器和参考源 (未示出) 取得。参考电压 $Vref1'$ 和比较器 A5' 的负输入端相连, 参考电压 $Vref2'$ 和比较器 A6' 的负输入端相连, 参考电压 $Vref3'$ 和比较器 A7' 的负

输入端相连，参考电压 $V_{ref4'}$ 和比较器 A8' 的负输入端相连。比较器 A5' 到 A8' 的每个正输入端和比较节点 452、整流二极管 D2 的阴极、以及滤波电容 Cf 的一端相连。每个比较器 A5' 到 A8' 的各自的输出和电路 416 的相应的逻辑输入端 420, 422, 424, 426 相连。电容 Cf 的另一端和系统地相连。二极管 D2 的阳极端和滤波电阻 Rf 的一端相连。滤波电阻 Rf 的另一端和由电容 C1 的一端、阻塞二极管 D1 的阴极端、以及插座 410 的节点构成的检测端 450 相连。

在检测端 450 上的交流信号是由二极管 D2 检测到的并经由电阻 Rf, 电容 Cf 串联组成的低通滤波器滤波的峰值。电阻 Rf 和电容 Cf 的值被这样选择，使得检测端 450 的信号的交流分量在关心的频率 f_s 及以上基本衰减为零，在二极管 D2 的阴极和节点 452 上只剩下直流电压分量。在节点 452 上的直流电压输出将基本上为端子 450 上的交流电压的峰值。例如，大约 100 千欧姆的 Rf 和大约 1 微法的电容 Cf 适用于在大约 10 千赫兹的信号频率 f_s 下使交流幅值衰减为 1/6000。

电容器 C1 的另一端和交流电源 Vx' 的一端相连。 Vx' 的另一端和 FET Q11' 的源极端相连。FET Q11' 的漏极和电路 416 的被控制的电压输出 Vb' 相连。FET Q11' 作为电压控制的开关用于通过下面要进一步解释的在 RE 选通输出上的逻辑高电位作用闭合从 Vb' 到检测节点 450 的电路通路。

当 RE 输出为逻辑高时，从 Vb' 到节点 450 的电路通路闭合，在其中被加上来自 Vx' 的交流电压。在节点 450 上的电容器 C1, 杂散电容 Cs, 和平行板 430、440 的任何耦合电容 (C_x) 按照下式作为电压分压器：

$$\frac{V_o}{Vx'} = C \frac{1}{(C_1 + C_s + C_x)}$$

其中 C_s 是节点 450 的杂散电容， C_x 是未知的或在节点 450 的附加电容。因此，通过在节点连接预定值的电容 C_x ，电压 Vx' 可以被预定的比例分压，从而在检测节点 450 产生交流输出电压 V_o 。交流电压 V_o 被电阻 Rf, 电容 Cf, 二极管 D2 构成的电路进行峰值检测和滤波，从而在输入比较节点 452 上产生基本等于 V_o 的峰值的直流电压。这样，控制器 414 便按照连接于检测节点 450 的电容 C_x 的值进行控制。对于适当增加的 C_x 的值以及

参考电压 Vx' , $Vref1'$ 到 $Vref4'$ 药物单元 401 通知控制器 414 和其相连的是哪一个特定的药物单元。用于产生这种直流和交流参考电压的电路是电子电路设计领域的技术人员熟知的。

FET Q10' 的漏极也和 Vb' 输出相连。FET Q10' 的控制极和电路 416 的输出选通信号 OE 相连。FET Q10' 的源极和阻塞二极管 D1 的阳极相连。FET Q10' 作为电压控制的开关，用于通过 OE 选通输出上的逻辑高电平闭合从 Vb' 到检测节点 450 的电路通路。

一旦由控制电路 416 确定唯一的一组预定的药物单元 401，电路 416 便控制偏压 Vb' ，从而控制输出给药物单元 401 的电输送驱动电流为预定的值。RE 和 OE 信号的操作顺序和对照图 4 说明的类似。

由药物单元 401 向控制器 414 提供的信号是由把药物单元 401 连接到控制器 414 时的电极 441 和 430 形成的耦合电容 Cx 提供的电容信号。接地电极 430 被置于控制器 414 的绝缘壁 434 的内表面 432 上。电极 430 和插座 410、412 离开足够的距离，以便减少杂散电容的影响。接地电极 430 包括如下所述的通过机械地连接药物单元 401 到控制单元 414 附近而形成的耦合电容 Cx （见图 8）的一半。接地电极 430 由用导电材料例如银墨之类涂镀壁 434 内侧的一部分制成。电极 430 也可以喷涂，刷涂，电镀，蒸汽淀积，等离子淀积等工艺制成。

二极管 D1、D2，电容 C1 的物理结构，电路结构和其与按扣连接器对 410 的相对位置被这样设置，使得对于系统地的杂散电容 Cs 为最小。这可以减少杂散电容 Cs 对检测节点 450 对通过插座 410 耦合的电容的变化的灵敏度的影响，从而减少其对在节点 450 的峰值交流电压和在节点 452 的直流电压的变化的灵敏度的影响。

除去电极组件 402，404 之外，药物单元 401 还包括连接电极 440 和保护绝缘层 441。连接电极 440 沿横向伸过面 442，盖住预定的面积 Ac 。连接电极 440 被层 441 盖住，用于防止磨损和划伤。层 441 最好由薄板（例如大约 0.1mm 厚）材料例如玻璃纸制成。

电极 440 最好是薄的导体，例如银箔，被粘结在药物单元 401 的面向控制器侧 442 上。电极 440 被电气地连接到电极组件 402 和柱 406。

柱 406 被电气地连接到电极组件 402，柱 408 被电气地连接到电极组

件 404。柱和电极组件的电连接可以由常规方法例如导线，淀积的或涂镀的导电轨迹，导电黏合剂或通过导电箔的叠层，淀积的或涂镀的层实现。可以提供一些通孔（未示出）用于以图 2 所示的方式连接在绝缘壁 442 的相对侧上的导电层。

两个电极组件 402，404 由后面的绝缘壁 445 彼此分开并绝缘。壁 445 可以具有类似于前面结合图 2 所述的泡沫层 96 的结构，具有用于容纳电极组件 402，404 的空腔。此外，壁 445 和壁 442 可以合并为具有前面和后面的一个绝缘材料层，具有容纳电极组件和柱的空腔。用于绝缘壁 442 的合适的材料是一种闭孔聚丙烯泡沫。

当药物单元被施加于病人身体上时，壁 445 适合于保持电极组件，使其彼此分开并合病人身体接触。壁 445 接近身体的表面最好涂有皮肤接触黏合剂，它可以把整个装置 400 粘结在病人皮肤上。

连接电极 440 和柱 406，408 对齐，使得当药物单元 401 和控制器 414 相连时，连接电极 440 的面积 A_c 完全在接地电极 403 的面积 A_g 之内。

连接电极 440 的层叠结构和保护层 441 被挤压地和控制器 434 的表面 436 保持接触。接地电极 430，绝缘壁 434，和层 441 与电极 440 的层叠结构的串联组合形成连接电容 C_x 。 C_x 的值将取决于两个电极 430，440 之间的绝缘层的厚度和介电常数，以及连接电极 440 的面积 A_c 。如果适合于连接控制器 414 的所有不同药物单元的层 441 相同，则在药物单元 401 上的电极 440 的面积 A_c 是控制电容 C_x 的值的唯一变量。如电极 440 的面积被减少或增加一倍，则电容 C_x 成比例地变化。因而，在节点 450 上的电压也这样变化。电容 C_x 的电容值则等于

$$C_x = A_c k \frac{\epsilon_0}{t}$$

其中 k 是电极之间的相对介电常数， ϵ_0 是自由空间的介电常数， t 是介电质的厚度。

对于用闭孔泡沫聚丙烯（介电常数大约为 2.25）制成的厚度大约为 1.5mm（1/16 英寸），面积 A_c 大约为 0.75cm^2 的壁 434，其电容大约为 1pF 。这样，利用从大约 0.75 到大约 6cm^2 的面积 A_c ，可以得到从大约 1 到 8pF

的电容范围。这一面积 A_C 的范围对于皮肤接触面积范围为 $10 - 100 \text{ cm}^2$ 的小的“可戴的”电输送装置是可以接受的。绝缘层 441 足够薄，基本上对电容 C_x 的值没有影响。

电容 C_x 的值实际上选择为 1, 2, 4 和大约 8pF 。电容 C_1 的值实际为 C_x 的最小和最大的中间值即大约 4pF 。利用先进的制造技术和其它材料可以实现大的或较小的电容 C_x 的值，并用于装置 400。可以制造具有较多或较少检测器的控制器 414，以便检测较多或较少的唯一的电容 C_x ，从而提供不同的治疗。

装置 400 的操作如下。在图 7 所示的未连接的关系中，在控制器 414 和药物单元 401 连接之前，在单元之间或从单元到病人皮肤之间没有电流流过。在使用时，闭合开关 474，电源 456 被连接到控制电路 416 的启动输入端 464。

电路 416 的启动选通和 EFT Q11' 的控制极输入相连的输出 RE。RE 输出信号导通 EFT Q11' 并接通从 V_b' 到节点 450 的电路通路中的交流电源 V_x' 。在药物单元 401 和控制器 414 没有连接的情况下，在检测节点 450 上的电容仅是杂散电容 C_s 。此时在比较节点 452 上的直流电压是

$$V_c = \frac{V'_x C_1}{(C_1 + C_s + C_x)}$$

V_{ref1}' 到 V_{ref4}' 的值被这样选择，使得电路 416 保持在 RE 为高，向节点 450 提供 V_x' 的状态。

参见图 8，通过使柱 406, 408 和座 410, 412 分别接合使药物单元 401 和控制器 414 相连。当按扣连接器对 406, 410 和 408, 412 连接时，连接电极 440 和绝缘层 441 在壁 434 的表面 436 附近接合。从而在检测节点 450 和系统地之间形成连接电容 C_x 。利用设置的附加电容 C_x ，在比较节点 452 的电压降低到

$$V'_c = \frac{V'_x C_1}{(C_1 + C_s + C_x)}$$

V_{ref1}' 到 V_{ref4}' 的值和电路 414 内的检测逻辑（未示出）被这样设置，使得逻辑电路 416 检测对被连接的 C_x 的值的特定的状态编码，在存储元件（未示出）中存储该状态编码，禁止的 RE 逻辑为高，并选通 OE 逻辑输出。状态码的检测时间 T_o 可以从内部定时器（未示出）经过的延迟时间 T_e 确

定，或由检测比较节点 452 上的电压变化速率 dVc/dt ，并当 dVc/dt 足够小时存储状态码确定。

FET Q11'被禁止的 RE 输出信号截止，并通过 FET Q11'以及电容 C1 除去从电路通路 Vb'到节点 450 的参考电压 Vx'。选通的 OE 逻辑输出使 FET Q10'导通并通过阻塞二极管 D1 连接 Vb'到节点 450。现在装置 400 处在准备通过电极组件 402，404 输出电输送驱动电流的状态。逻辑电路 416 控制 Vb'的值，并试图通过连接的特定药物单元 401 的电极组件驱动治疗电流 I'。控制器 414 被预编程，从而根据检测的电容 Cx 的值向电极组件提供特定电流。不过，得等到电极组件 402，404 被设置和皮肤 407 接触时，才有电流流过，如图 9 所示。

在检测到 Cx 之后，可以使用视觉或听觉显示（未示出）通知病人或医师装置 400 准备连接到皮肤上。例如可以使用控制电路 416 使 LED 或 LCD 显示 56（见图 1）导通或使发声器发声。此外，在控制器 414 中可以通过预编程设置一段固定的延迟时间，使医师把连接的单元 401，414 连接到病人皮肤上。

一旦电极组件 402，404 被设置和皮肤 407 接触，预编程的电流 I' 将开始通过电输送携带治疗剂（被含在两个电极组件 402，404 的至少一个中）通过病人皮肤流动。

此外，虽然已被说明的装置 400 通过读出（即译码）电容 Cx 的值选择 4 个不同恒定电流中的一个，但是电路 416 可以根据这种译码和选择输出其它的电流波形，例如交流的，脉冲的，非恒定直流的等。

虽然利用在插座 410 和系统地之间连接的耦合电容 Cx 说明了装置 400 的电容检测实施例，但是在本发明中也可以使用具有可检测的不同电容值的检测器结构。例如，柱 406，408 本身可以包括由薄的绝缘层分开的重叠的导电片制成的延伸的凸缘（未示出），利用插入的绝缘层的重叠的面积或厚度选择电容值。

另外，耦合电容 Cx 可以和按扣连接器 406，410 以及 408，412 电气绝缘，并且检测电路和治疗电流输出电路通路可以是单独的通路。

在本发明中还可以使用其它已知的电容检测方法，其中包括以下的专利中公开的方法：Calvin 的美国专利 4,345,167; Maier 的美国专利

4,122,708; Kronberg 的美国专利 5,135,884; Fudaley 的美国专利 3,445,835; 和 Boie 的美国专利 5,337,353。

另一种可以用于本发明的信号是磁信号。例如，在药物单元中可以放置小磁体，使不同的药物单元含有不同磁场强度的磁体。控制器含有磁场强度检测装置，例如霍尔效应装置，这在本领域中是熟知的。霍尔效应装置检测由药物单元中的磁体产生的磁场强度，并按照检测的磁信号控制控制器的电输出。

图 10 表示按照本发明由分开的控制器 502 和药物单元 508 构成的磁启动的电输送装置 500。控制器 502 含有检测器和逻辑电路 504 以及电流控制电路 506，控制器 502 适用于可拆下地和多个一次性的药物单元 508 相连，一次连接一个。在使用时，装置 500 利用电极 510，512 和病人皮肤保持离子输送接触被固定在病人皮肤上。

药物单元 508 的表面 514 由两个分开的永磁体 516 和 518 构成。合适的永磁体可以由叫做“PLASTIFORM”软永磁材料构成，型号为 B1030, Arnold Engineering 公司, Norfolk, NE 出售，厚度为 0.1cm (0.05 英寸)，长度和宽度为 0.6cm (0.25 英寸)。其它的永磁材料也可以用来代替磁体 516，518，例如坡莫合金（含有 45 – 80 % 的镍的磁铁基合金）的金属带之类。磁体 516，518 可以固定在药物单元 508 的表面上或嵌入其中，或被安装于导磁的盖内。

提供有一对导电的机械按扣连接器 520 和 522，用于可拆下地机械地与电气地连接药物单元 508 和控制器 502。按扣连接器 520 和 522 分别由柱 520a, 522a 和相应的座 520b, 522b 构成。在药物单元 508 中的电极 510, 512 通过导线或导电轨迹和柱 520a, 520b 电气相连。

控制器 502 含有一对磁启动的检测器开关 524, 526。开关 524, 526 被相对于座 520b, 522b 设置，使得当按扣连接器被机械地连接时，这些开关由永磁体 516, 518 启动。合适的磁检测器开关 524, 526 是“单极的霍尔效应”开关，SS141A，由 Honeywell Microswitch Division, Freeport, IL 出售。开关 524, 526 每个分别含有霍尔效应检测元件 524a, 526a 和 N 沟道晶体管开关 524b, 526b。检测元件 524a, 526a 每个分别具有和晶体管 524b, 526b 的源极相连的公共端。元件 524a, 526a 还

具有各自的偏压端 524d, 526d 和输出端 524c, 526c。输出端 524c, 526c 和晶体管 524b, 526b 的各自的控制极端相连。

在控制器 502 中，负载电阻 R1 从每个晶体管 524b, 526b 的漏极连接到电源，例如电池（未示出），提供系统电源 V₊。

P 沟道晶体管 530 具有和偏压输出端 524c, 526c 相连的漏极端。电源向晶体管 530 的源极提供电源 V₊。晶体管 530 具有和反相器 532 的反向输出相连的低电位有效的控制端 531。

晶体管 530 的定额使得当晶体管的控制极 531 的电位降低时，偏流将流入霍尔效应元件 524a 和 526a。偏流被这样选择，使得当元件 524a, 524b 包围足够强的磁场时，元件 524a, 524b 在端子 524c, 526c 产生足以使晶体管 524b, 526b 导通的输出信号。

反相器 532 具有和低占空比脉冲计时器的输出 534 相连的输入端。

置位/复位触发器 544 和 546 具有和定时器输出 534 相连的高电平有效时钟输入 CLK。

漏极端 524b, 526b 分别和逻辑反相器 540 和 542 的输入端相连，并且还连接于 S - R 触发器 544, 546 的各自的复位输入端 544a, 546a。反相器输出 542 连接于触发器 546 的置位输入端 546b。触发器输出 544c, 546c 连接于电流控制电路 506 的逻辑输入端 506a, 506b。

电流控制电路 506 具有分别和座 520b, 522b 电气相连的输出 506c, 506d。电流控制电路 506 当由逻辑输入 506a, 506b 启动时，通过输出端 506c, 506d，相连的按扣连接器 520, 522，电极 510, 512 并通过病人身体输出电输送电流 I。

电流 I 的幅值被电路 506 根据输入端 506a, 506b 的逻辑电平 A, B(图 10 未示出) 进行控制。

磁体 516, 518 的大小，形状，间隔和位置被这样设置，使得当和按扣连接器 520, 522 相连上时，霍尔效应元件 524a, 526a 由元件 524a, 526a 接近磁体 516, 518 而产生的磁场所启动，如下所述。

装置 500 的操作如下。一次性的药物单元 508 以常规方式例如用带或黏合剂固定在病人皮肤上，使得电极 510, 512 和病人皮肤接触，以便输送在电极 510, 512 中的至少一个所含的治疗剂或剂。控制器 502 例如通

过开关（未示出）被启动，使电源例如 V₊被加到其中的电路元件上，定时器电路 534 被设置使得在其输出端 534 输出至少一个正向的低占空比的脉冲。在输出端 534 的每个高电平，触发器 544，546 的 CLK 输入被选通，因而把 SR 输入端 544a, 544b 上的逻辑状态传递到输出端 544c, 546c。

此时，反相器 532 的输出变低，使 p 沟道器件 530 向霍尔效应元件 524a, 526a 提供偏流。在由磁体 516, 518 提供的足够强的磁场存在时，霍尔效应元件输出端 524c, 526c 变高，并使晶体管 524b, 526b 导通。当晶体管 524b, 526b 导通时，反相器 540, 542 的输入变低，向复位输入端 544a, 546a 提供低电平。反相器 540, 542 的输出向 SR 触发器置位输入端 544b, 546b 传递相反的逻辑电平。触发器 544, 546 将长期地保持在这种状态下，使控制输入端 506a, 506b 保持在由检测磁体 516, 518 的有无所确定的状态下。

表 1 表示磁体 516, 518 存在（在表中用“是”和“1”表示）或不存在（在表中用“否”和“0”表示）之间的关系，在点 A, B 的逻辑电平输出，和可以由电路 506 输出的几个示例的电流值。

表 1

516	518	A/506a	B/506b	电流
否	否	0	0	50μA
是	否	1	0	100μA
否	是	0	1	150μA
是	是	1	1	200μA

在一组逻辑电平的控制下用于输出不同电流值的或用于产生窄脉宽的低占空比的脉冲的电路的细节是本领域技术人员熟知的。

在本发明的其它实施例中，可以提供附加的磁体或检测器，以增加可选电流的范围，或用于其它控制功能。作为例子，可以提供同样和连接电流控制电路的磁检测器相连的一对附加磁体，用于控制治疗电流输出的持续时间的定时控制。

本发明可以使用的另一种信号是可用金属检测器检测的信号。例如，

在药物单元中可用放入小片金属，使不同的药物单元含有不同的金属或相同金属的不同数量。控制器含有金属检测器，这在电磁领域内是熟知的。金属检测器检测由药物单元中的金属产生的信号，并按照检测到的信号设置控制器的电输出。

虽然上面详细说明了本发明的几个实施例，应该理解，上面的说明只是说明而已，并不限制本发明。应该理解，在本发明的范围和构思内，可以修改机械紧固件和电连接器的类型、位置和数量，以及控制器和药物单元的材料、形状和类型，增加或减少各种元件。因此，本发明仅由下面提出的权利要求进行限制。

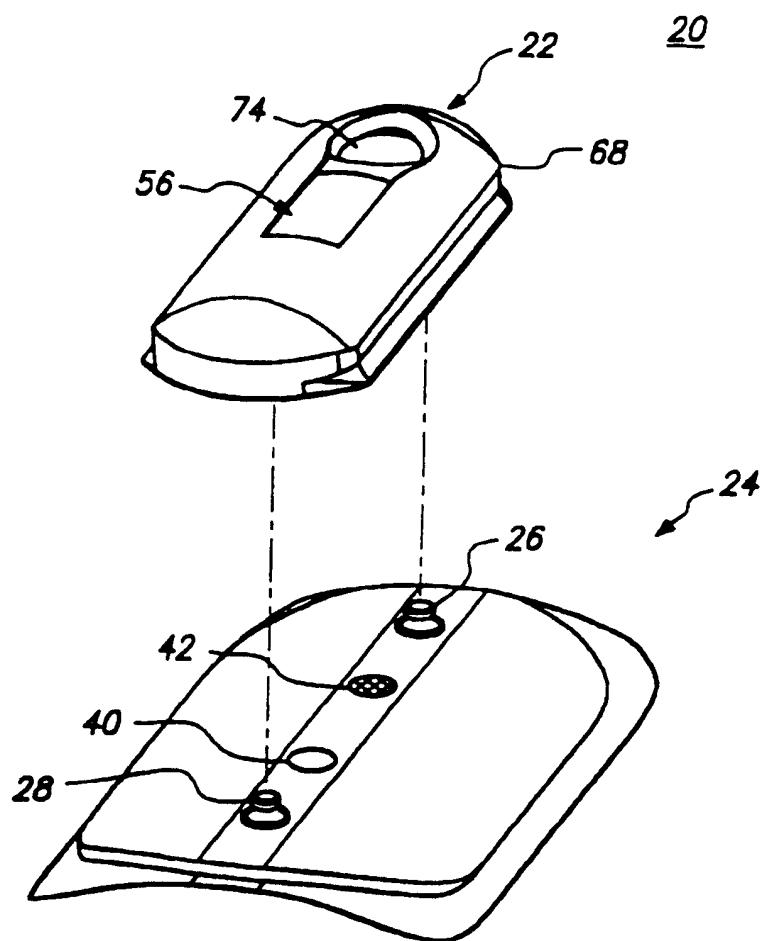
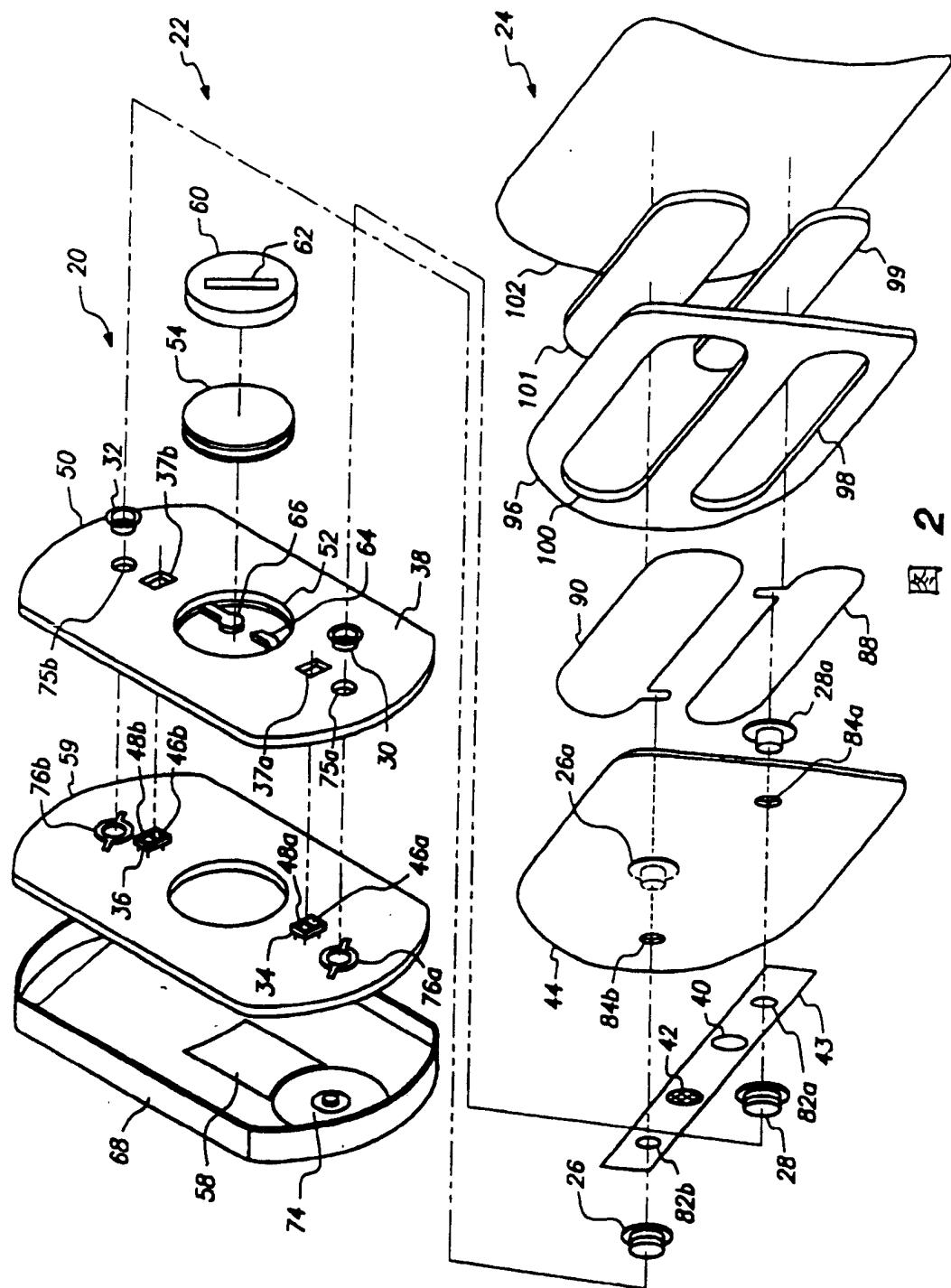


图 1



2

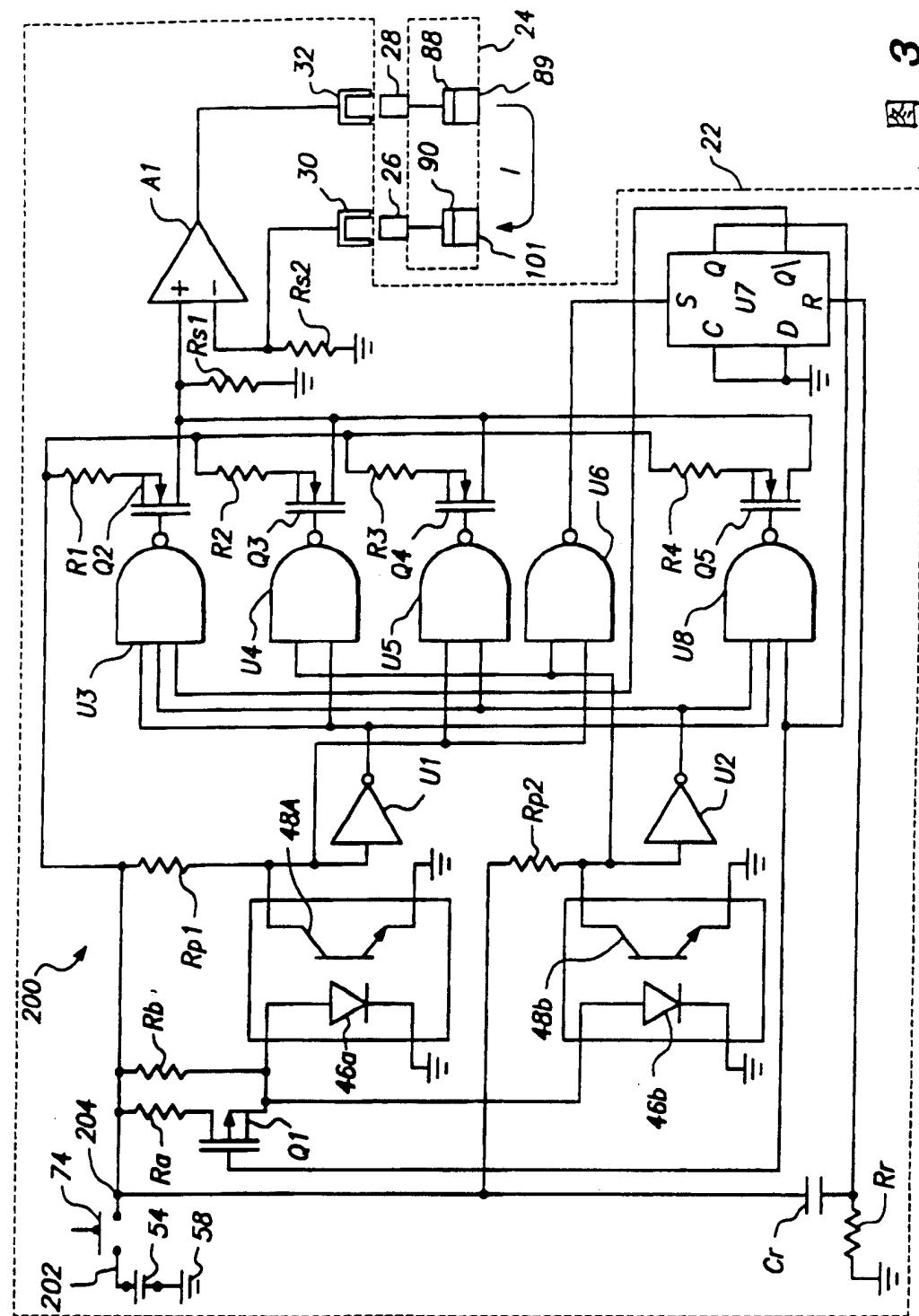


图 3

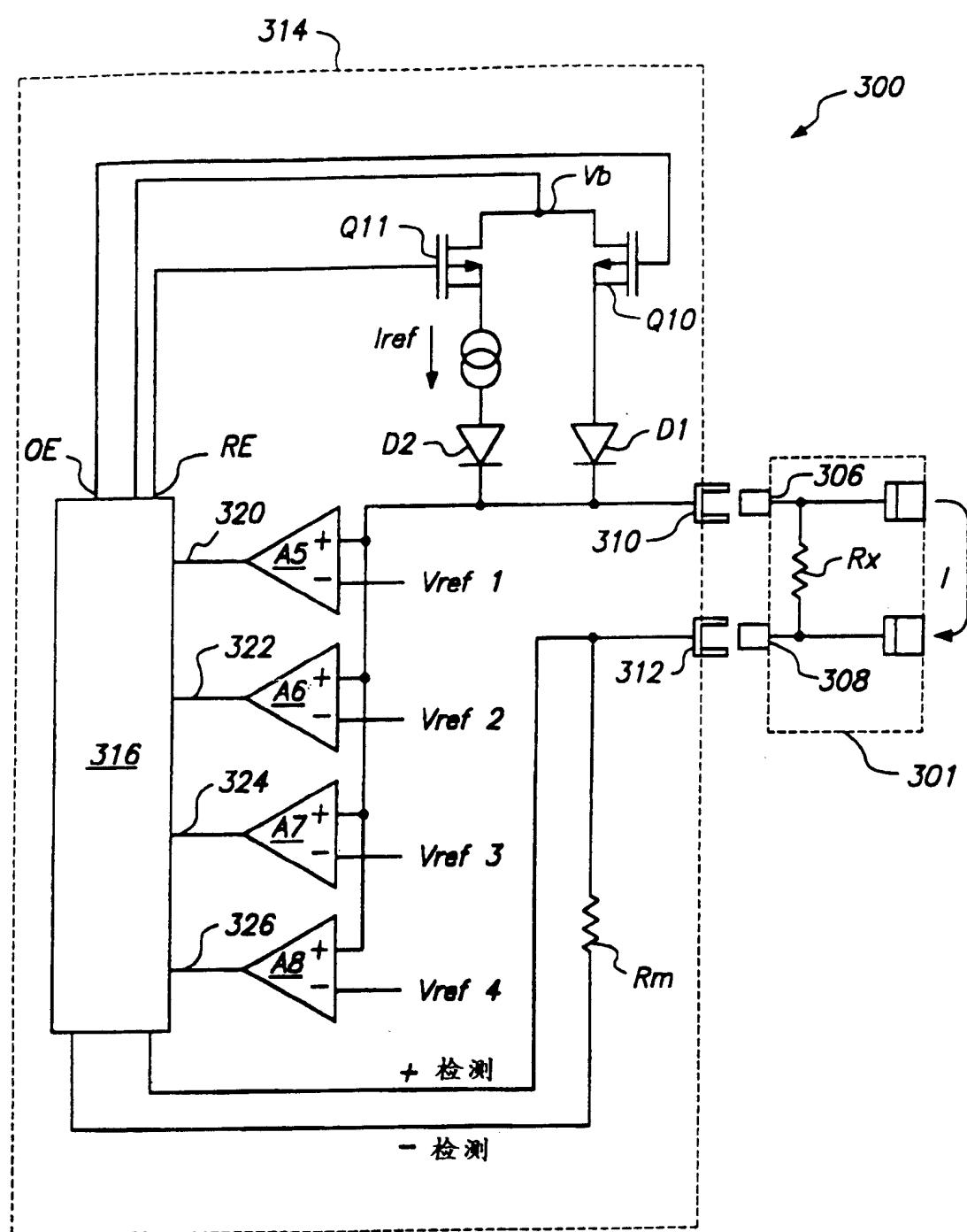


图 4

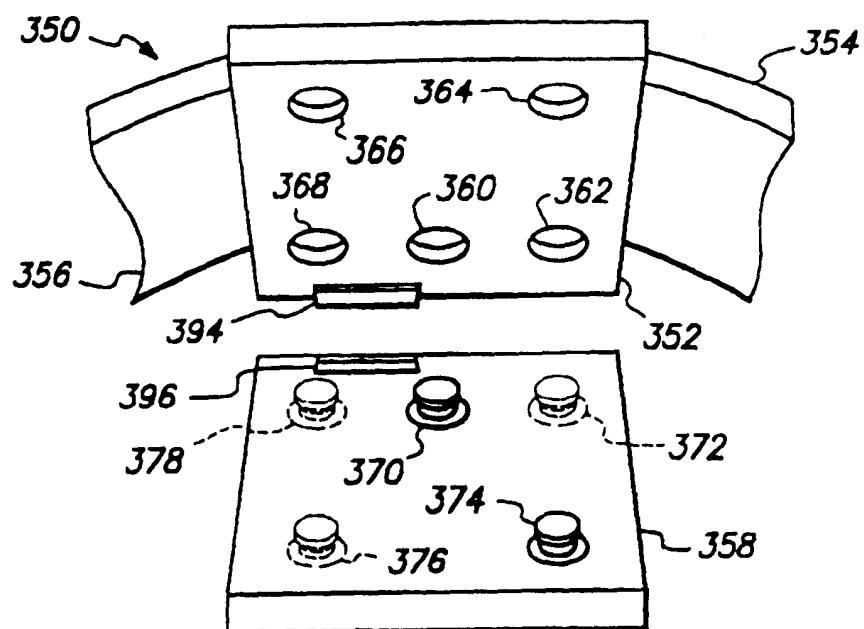


图 5

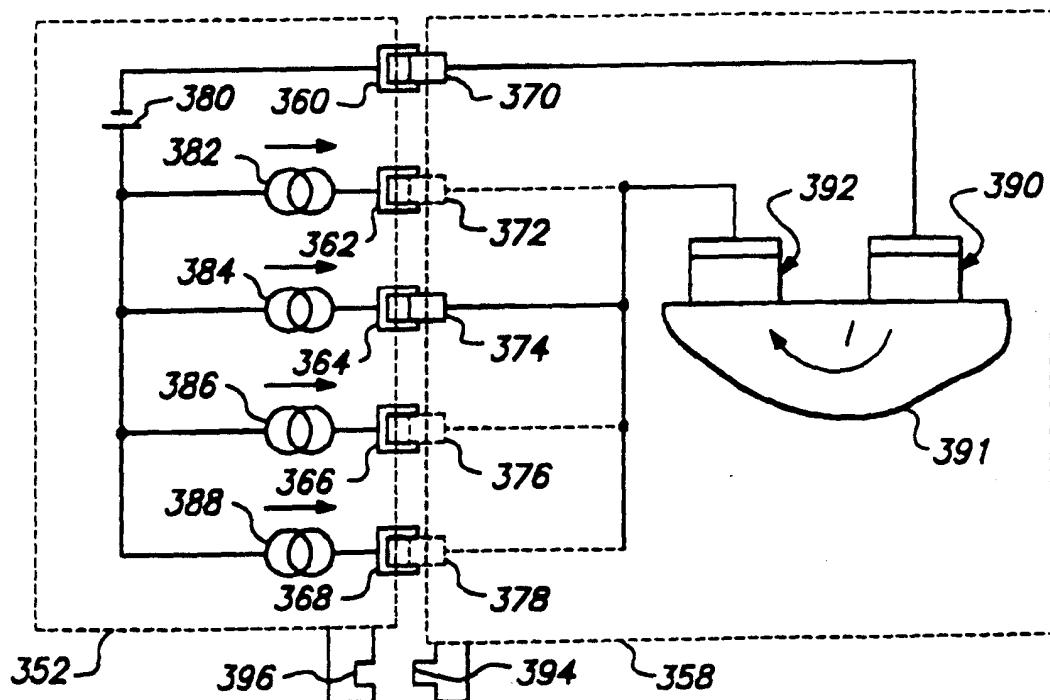


图 6

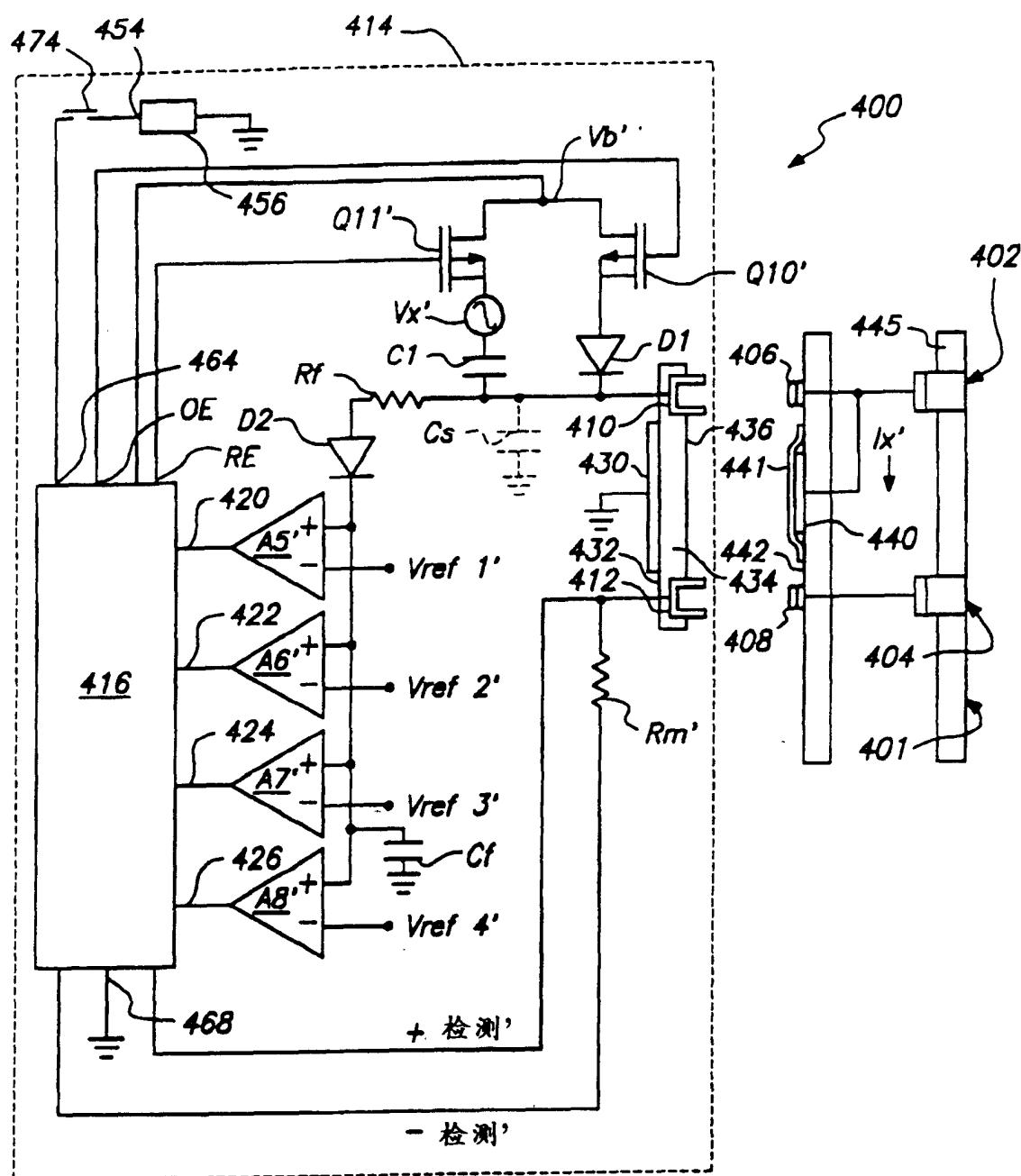


图 7

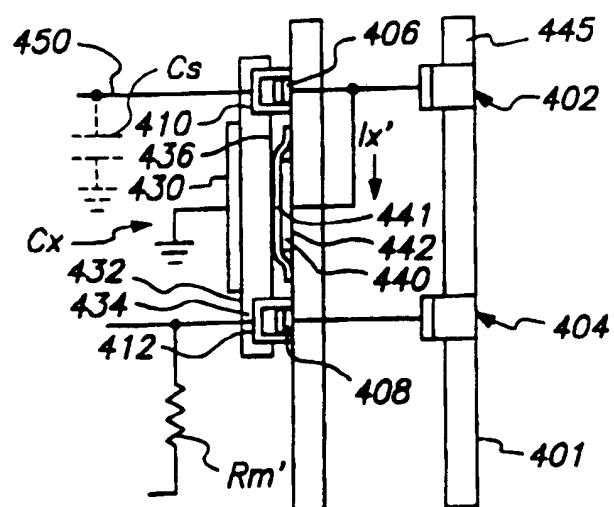


图 8

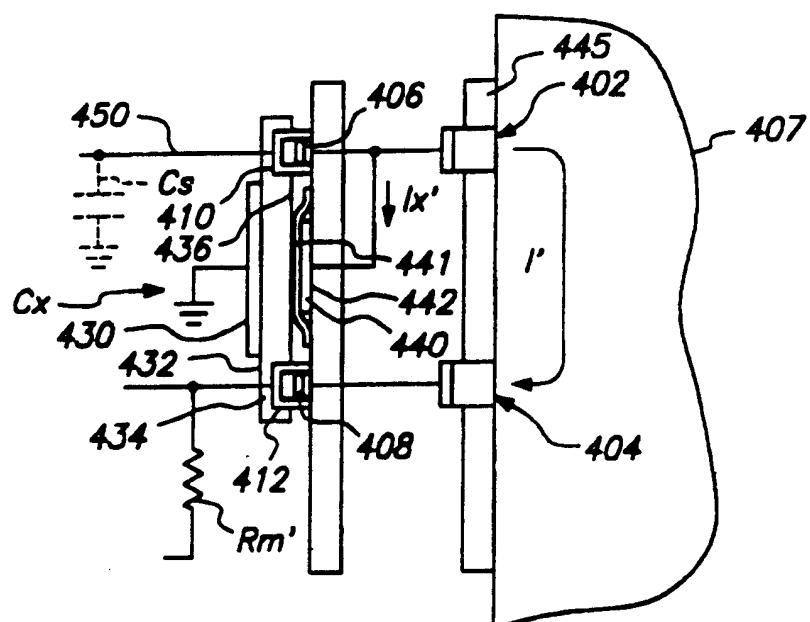


图 9

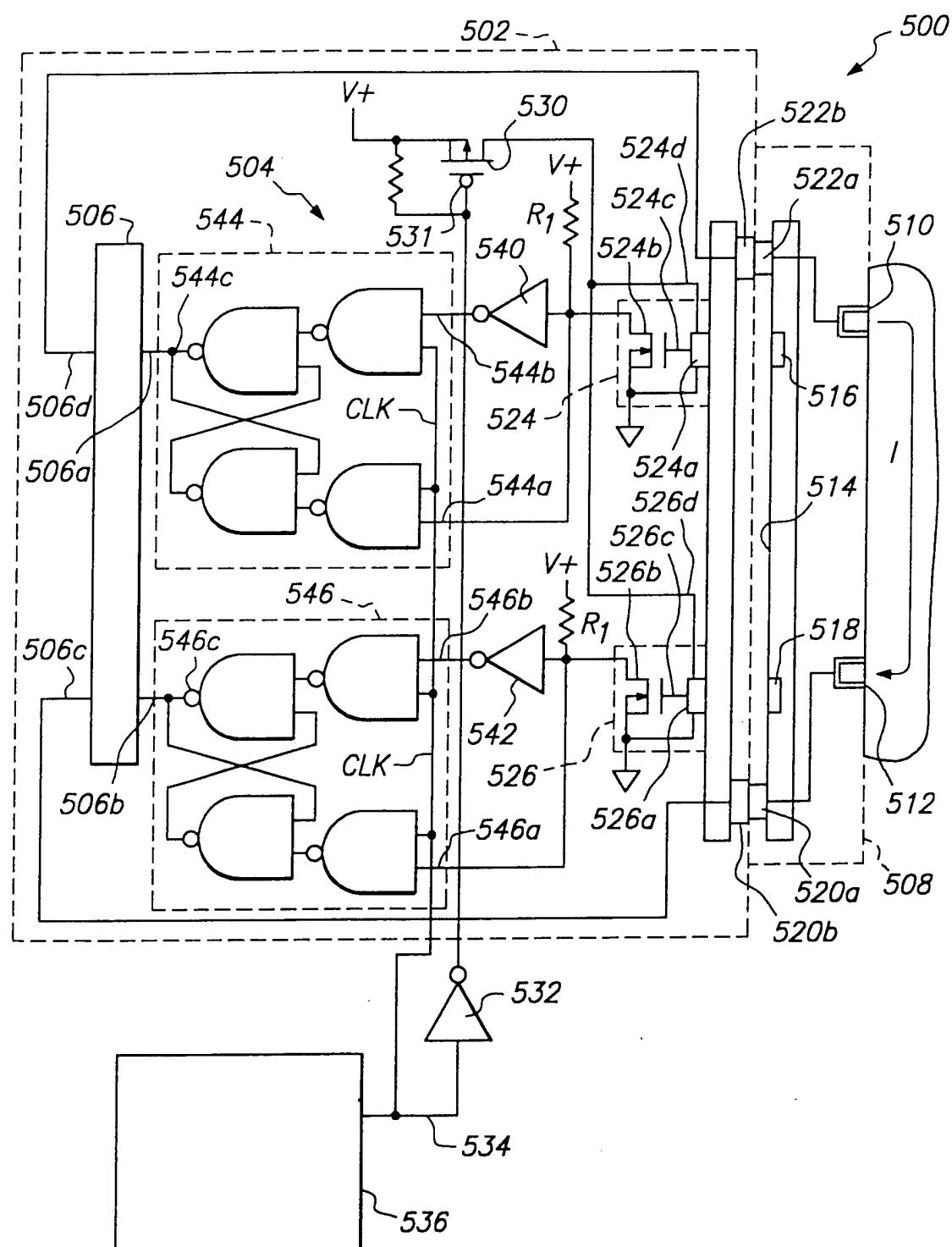


图 10