

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 5/00 (2006.01)

A61M 5/172 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 01821087.2

[45] 授权公告日 2007 年 1 月 3 日

[11] 授权公告号 CN 1292702C

[22] 申请日 2001.12.21 [21] 申请号 01821087.2
[30] 优先权

[32] 2000.12.21 [33] US [31] 60/257,756

[86] 国际申请 PCT/US2001/050581 2001.12.21

[87] 国际公布 WO2002/049509 英 2002.6.27

[85] 进入国家阶段日期 2003.6.20

[73] 专利权人 茵斯莱特有限公司

地址 美国马萨诸塞

[72] 发明人 J·克里斯托弗·弗莱厄蒂

约翰·T·加里博托

[56] 参考文献

WO0010628A 2000.3.2 A61M5/142

CN2237456Y 1996.10.16 A61M5/172

CN2305800Y 1999.1.27 H02J9/14

审查员 周东莉

[74] 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
代理人 韩 宏

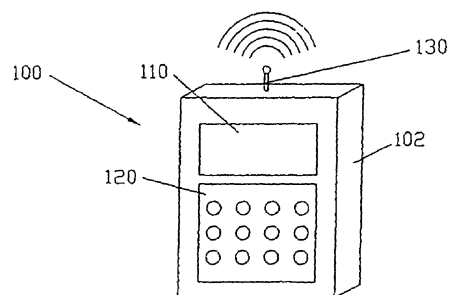
权利要求书 9 页 说明书 25 页 附图 7 页

[54] 发明名称

医学装置遥控器及方法

[57] 摘要

一种用于向病人提供医疗的系统，包括医疗装置和遥控设备。医疗装置包括本地处理器以及连接到本地处理器的本地通信元件，而遥控设备包括远程处理器，连接到远程处理器的用户接口部件，以及连接到远程处理器并用来以无线的方式与医疗装置的本地通信元件通信以便可在本地处理器和远程处理器间传送信息的远程通信元件。遥控设备还包括至少两个连接到远程处理器的单独的电源。



- 1、一种用于向病人提供医疗的系统，包括：
- A) 医疗装置，包括，
- 5 本地处理器，以及
- 连接到本地处理器的本地通信元件；
- B) 遥控设备，与医疗装置分开，并包括，
- 远程处理器，
- 连接到远程处理器的用户接口部件，以及
- 10 远程通信元件，连接到远程处理器并用来以无线的方式与医疗装置的本地通信元件通信以便可在本地处理器和远程处理器间传送信息，以及
- 至少两个连接到远程处理器的单独的电源，
- 其中上述单独电源包括通用电源以及专用电源，并且遥控设备适
- 15 合于使用仅用于与医疗装置和遥控设备间的通信有关的功能的专用电源。
- 2、如权利要求 1 所述的系统，其特征在于通用电源包括电池。
- 3、如权利要求 1 所述的系统，其特征在于通用电源是可由用户替换的。
- 20 4、如权利要求 1 所述的系统，其特征在于专用电源包括电容器。
- 5、如权利要求 1 所述的系统，其特征在于将专用电源归一地集成成为遥控设备的一部分。
- 6、如权利要求 1 所述的系统，其特征在于在所测量的通用电源的功率电平下降到低于预定最小功率电平后，编程上述远程处理器以
- 25 便使用专用电源。
- 7、如权利要求 1 所述的系统，其特征在于遥控设备进一步包括

连接到远程处理器的报警器，并且当所测量的第一单独电源的功率电平下降到低于预定最小功率电平时，编程上述远程处理器来启动报警器。

8、如权利要求 7 所述的系统，其特征在于报警器包括声频报警器。

9、如权利要求 1 所述的系统，其特征在于医疗装置包括包含在医疗装置和遥控设备间的所有通信中的唯一识别码。

10、如权利要求 1 所述的系统，其特征在于在与医疗装置的第一次通信期间，上述远程处理器被编程以便来接收用于该医疗装置的唯一识别码。

11、如权利要求 10 所述的系统，其特征在于医学装置和遥控设备间的所有以后的通信包括用于该医疗装置的唯一识别码。

12、如权利要求 1 所述的系统，其特征在于在与医疗装置的第一次通信期间，上述远程处理器被编程以便来发送用于该遥控设备的唯一识别码。

13、如权利要求 12 所述的系统，其特征在于医疗装置和遥控设备间的所有以后的通信包括用于该遥控设备的唯一识别码。

14、如权利要求 1 所述的系统，其特征在于遥控设备包括包含在医疗装置和遥控设备间的所有通信中的唯一识别码。

15、如权利要求 1 所述的系统，其特征在于医疗装置包括外部输液泵、植入输液泵、起搏器、心脏除纤颤器、神经刺激器、X 射线机、EKG 机、诊断设备、葡萄糖计、血液分析器、电灸设备、手术室台、监视器以及腹腔镜控制器中的一个。

16、如权利要求 1 所述的系统，其特征在于医疗装置包括液体输送设备，液体输送设备还包括：

出口组件，以及

分配器，用于使液体从贮液器流向出口组件，

其中将本地处理器连接到分配器并编程以便根据流动指令，使液体流向出口组件。

17、如权利要求 16 所述的系统，其特征在于液体输送设备的出口组件包括经皮进入工具。

18、如权利要求 16 所述的系统，其特征在于仅在从遥控设备接收流动指令后，编程本地处理器以使液体流向出口组件。

19、如权利要求 16 所述的系统，其特征在于液体输送设备进一步包括贮液器，以及分配器控制从贮液器到出口组件的液体流动。

20、如权利要求 19 所述的系统，其特征在于贮液器包含治疗液体。

21、如权利要求 20 所述的系统，其特征在于该液体包含胰岛素。

22、如权利要求 21 所述的系统，其特征在于液体输送设备进一步包括连接到贮液器的填充端口。

23、如权利要求 16 所述的系统，其特征在于：

只基于来自单独的遥控设备的流动指令，编程液体输送设备的本地处理器以使液体流向出口组件；

本地通信单元，包括用于接收流动指令并将流动指令传递给本地处理器的无线接收机；

遥控设备的远程通信单元，包括用于将流动指令发送给本地接收机的远程发射机；以及

遥控设备的用户接口部件，包括连接到远程处理器的输入部件，用于允许用户输入流动指令。

24、如权利要求 23 所述的系统，其特征在于液体输送设备包括包含出口组件、分配器、本地处理器以及无线接收机的外壳，以及其中外壳在用户输入部件之外，用户输入部件用于将流动指令提供给本

地处理器。

25、如权利要求 16 所述的系统，其特征在于：

编程上述液体输送设备的本地处理器以便来提供流动信息；

本地通信单元包括用于从本地处理器传送流动信息的无线发射
5 机；

遥控设备的远程通信单元包括用于从本地发射机接收流动信息的远程接收机；以及

遥控设备的用户接口部件包括连接到远程处理器的输出部件，用于允许用户接收流动信息。

10 26、如权利要求 25 所述的系统，其特征在于液体输送设备包括包含出口组件、分配器、本地处理器以及本地通信单元的外壳，以及其中外壳在用户输出设备之外，用户输出设备用于将流动信息从本地处理器提供给用户。

27、如权利要求 25 所述的系统，其特征在于：

15 编程本地处理器来从遥控单元接收至少一些流动指令；

本地通信单元也包括连接到本地处理器的无线接收机；

遥控设备的远程通信单元包括用于将流动指令发送给本地接收机的远程发射机；以及

20 遥控设备的用户接口部件包括连接到远程处理器的输入部件，用于允许用户输入流动指令。

28、一种包含如权利要求 16 所述的系统的成套工具，进一步包括用于连接到液体输送设备的出口组件的皮下进入工具。

29、如权利要求 28 所述的成套工具，其特征在于包括遥控设备、多个液体输送设备以及多个用于连接到液体输送设备的出口的皮下
25 进入工具中的一个。

30、如权利要求 29 所述的成套工具，其特征在于每个液体输送

设备包括条形码。

31、如权利要求 16 所述的系统，其特征在于在使用前，为运输和处理，将液体输送设备封装在容器中。

32、如权利要求 1 所述的系统，其特征在于遥控设备也适合于充
5 当便携式电话、个人数字助理以及电子游戏机中的至少一个。

33、如权利要求 1 所述的系统，其特征在于遥控设备进一步包括存储用于医疗装置的用户手册的电子存储器。

34、如权利要求 1 所述的系统，其特征在于遥控设备和医疗装置间的无线通信为射频信号。

10 35、一种用于向病人提供医疗的系统，包括：

A) 医疗装置，包括，

本地处理器，以及

连接到本地处理器的本地通信元件；

B) 遥控设备，与医疗装置分开，并包括，

15 远程处理器，

连接到远程处理器的用户接口部件，以及

远程通信元件，连接到远程处理器并用来以无线的方式与医疗装置的本地通信元件通信以便可在本地处理器和远程处理器间传送信息，以及

20 连接到远程处理器的电源，其特征在于在所测量的电源的功率电平下降到低于预定最小功率电平时，编程上述远程处理器来仅实施与本地处理器和远程处理器间的信息传送有关的功能。

36、如权利要求 35 所述的系统，其特征在于电源包括电池。

37、如权利要求 35 所述的系统，其特征在于电源是可由用户替
25 换的。

38、如权利要求 35 所述的系统，其特征在于遥控设备进一步包

括连接到远程处理器的报警器，并且当所测量的电源的功率电平下降到低于预定最小功率电平时，编程上述远程处理器来启动报警器。

39、如权利要求 38 所述的系统，其特征在于报警器包括声频报警器。

5 40、如权利要求 35 所述的系统，其特征在于编程远程处理器来忽略所测量的功率电平中的滞后。

41、如权利要求 35 所述的系统，其特征在于医疗装置包括包含在医疗装置和遥控设备间的所有通信中的唯一识别码。

42、如权利要求 35 所述的系统，其特征在于在与医疗装置的第一
10 一次通信期间，上述远程处理器被编程以便来接收用于该医疗装置的唯一识别码。

43、如权利要求 42 所述的系统，其特征在于医学装置和遥控设备间的所有以后的通信包括用于该医疗装置的唯一识别码。

44、如权利要求 35 所述的系统，其特征在于在与医疗装置的第一
15 一次通信期间，上述远程处理器被编程以便来发送用于该遥控设备的唯一识别码。

45、如权利要求 44 所述的系统，其特征在于医疗装置和遥控设备间的所有以后的通信包括用于该遥控设备的唯一识别码。

46、如权利要求 35 所述的系统，其特征在于遥控设备包括包含
20 在医疗装置和遥控设备间的所有通信中的唯一识别码。

47、如权利要求 35 所述的系统，其特征在于医疗装置包括外部输液泵、植入输液泵、起搏器、心脏除纤颤器、神经刺激器、X 射线机、EKG 机、诊断设备、葡萄糖计、血液分析器、电灸设备、手术室台、监视器以及腹腔镜控制器中的一个。

25 48、如权利要求 35 所述的系统，其特征在于医疗装置包括液体输送设备，液体输送设备还包括：

出口组件，以及
分配器，用于使液体从贮液器流向出口组件，
其中将本地处理器连接到分配器并编程以便根据流动指令，使液体流向出口组件。

5 49、如权利要求 48 所述的系统，其特征在于液体输送设备的出口组件包括经皮进入工具。

50、如权利要求 48 所述的系统，其特征在于仅在从遥控设备接收流动指令后，编程本地处理器以使液体流向出口组件。

10 51、如权利要求 48 所述的系统，其特征在于液体输送设备进一步包括贮液器，以及分配器控制从贮液器到出口组件的液体流动。

52、如权利要求 51 所述的系统，其特征在于贮液器包含治疗液体。

53、如权利要求 52 所述的系统，其特征在于该液体包含胰岛素。

15 54、如权利要求 51 所述的系统，其特征在于液体输送设备进一步包括连接到贮液器的填充端口。

55、如权利要求 48 所述的系统，其特征在于：

只基于来自单独的遥控设备的流动指令，编程液体输送设备的本地处理器以使液体流向出口组件；

20 本地通信单元，包括用于接收流动指令并将流动指令传递给本地处理器的无线接收机；

遥控设备的远程通信单元，包括用于将流动指令发送给本地接收机的远程发射机；以及

遥控设备的用户接口部件，包括连接到远程处理器的输入部件，用于允许用户输入流动指令。

25 56、如权利要求 55 所述的系统，其特征在于液体输送设备包括包含出口组件、分配器、本地处理器以及无线接收机的外壳，以及其

中外壳在用户输入部件之外，用户输入部件用于将流动指令提供给本地处理器。

57、如权利要求 48 所述的系统，其特征在于：

编程液体输送设备的本地处理器来提供流动信息；

5 本地通信单元包括用于从本地处理器发送流动信息的无线发射机；

遥控设备的远程通信单元包括用于从本地发射机接收流动信息的远程接收机；以及

10 遥控设备的用户接口部件包括连接到远程处理器的输出部件，用于允许用户接收流动信息。

58、如权利要求 57 所述的系统，其特征在于液体输送设备包括包含出口组件、分配器、本地处理器以及本地通信单元的外壳，以及其中外壳在用户输出设备之外，用户输出设备用于将流动信息从本地处理器提供给用户。

15 59、如权利要求 58 所述的系统，其特征在于：

编程本地处理器来从遥控单元接收至少一些流动指令；

本地通信单元也包括连接到本地处理器的无线接收机；

遥控设备的远程通信单元包括用于将流动指令发送给本地接收机的远程发射机；以及

20 遥控设备的用户接口部件包括连接到远程处理器的输入部件，用于允许用户输入流动指令。

60、一种包含如权利要求 48 所述的系统的成套工具，进一步包括用于连接到液体输送设备的出口组件的皮下进入工具。

61、如权利要求 60 所述的成套工具，其特征在于包括遥控设备、
25 多个液体输送设备以及多个用于连接到液体输送设备的出口的皮下进入工具中的一个。

62、如权利要求 61 所述的成套工具，其特征在于每个液体输送设备包括条形码。

63、如权利要求 48 所述的系统，其特征在于在使用前，为运输和处理，将液体输送设备封装在容器中。

5 64、如权利要求 35 所述的系统，其特征在于遥控设备也适合于充当便携式电话、个人数字助理以及电子游戏机中的至少一个。

65、如权利要求 35 所述的系统，其特征在于遥控设备进一步包括存储用于医疗装置的用户手册的电子存储器。

10 66、如权利要求 35 所述的系统，其特征在于遥控设备和医疗装置间的无线通信为射频信号。

医学装置遥控器及方法

相交申请的交叉引用

- 5 本发明申请主张由本申请受让人的、于 2000 年 12 月 21 日申请的、临时 U.S 专利申请序列号 60/257,756 的优先权，其内容在此合并作为参考。本申请与由本申请受让人的 2001 年 8 月 31 日申请的 U.S 专利申请序列号 09/943,992 有关，其内容在此合并作为参考。

10 发明领域

本发明通常涉及执行多个功能的手持设备，更具体地说，涉及除执行用于用户的其他功能外，还用于遥控一个或多个医学装置的手持设备。

15 背景技术

- 当今，有各种每天由大部分人日常携带的手持电子设备。这些设备的例子包括便携电话诸如由 Nokia 或 Motorola 提供的、个人数字助理(PDA's)，诸如由 Palm,Inc.提供的、手持电子游戏机，诸如由 Radica 提供的 Lunker Bass Fishing 游戏机，以及车库开门器和各种执行用于
- 20 用户的特定功能的其他手持电子设备。近年来，技术进步已经使得这些手持电子设备有显著的提高，包括降低尺寸和重量、电池寿命更长、简化用户界面以及其他另外的新特征和改进。例如，增加触摸屏，诸如加入到 Palm Pilot 个人数字助理，允许简单菜单驱动访问个人日程、地址簿、工作清单(to-do list)以及电子邮件。

- 25 其他手持电子设备包括遥控设备，诸如通常电视机、盒式磁带录像机(VCR's)以及 DVD 唱机所具有的那些设备。使用无线通信，

诸如射频、红外或超声，这些遥控设备允许用户控制单独的电子装置而不必在附近，或否则允许用户可以达到控制单独的电子装置。

也可通过遥控设备来控制各种医学装置。这些设备的例子包括 X 射线机、手术台、诊断监视器以及输药设备。医学装置遥控设备提供
5 与电视机或 VCR 遥控设备相似的优点，消除了用户需要在医学装置附近或否则需要可以达到控制医学装置。

随着手持电子设备及遥控装置的使用已经变得很普遍，期望将多种产品或功能结合到单个设备中。具有多个功能的这些设备的确存在，但通常涉及特定功能分组，诸如，“通用遥控”可用于电视机、
10 VCRs 以及其他家用视听装置遥控设备。例如，在 U.S. 4,855,746 中，Stacy 示出了具有通过移动一可滑动盖可使其键阵列按预定组暴露的多设备遥控装置。可移动盖的位置确定遥控装置将控制哪个设备以及遥控装置将发送的编码控制信号的类型。具有多功能的设备的其他例子包括一些最近的便携电话，已经将它们制造成具有个人计算机功
15 能、电子地址和日历功能，以及内置因特网访问。

用户控制的非卧床的（ambulatory）输液设备可是遥控的理想使用。为向病人输送液体药剂，已经开发了非卧床的输液泵。这些输液设备有能力提供高级的液体输送方式，实现大药丸要求、连续输液以及可变流率输送，能产生药物和治疗的更好效果并且对病人系统的毒性更小。非卧床的输液泵的使用的一个例子是用于将胰岛素连续皮下
20 注射给糖尿病病人。许多糖尿病人需要摄取胰岛素来治疗他们的病，以及许多研究已经显示出从输液泵连续皮下注射胰岛素大大地提高了那些病人的直接和长期的健康状况。这些泵能根据如 Schneider et al. 的美国专利 4,498,843 中所示的连续地或大丸剂输送胰岛素。

25 用户控制的非卧床的输液设备是用于遥控的理想使用，因为输液设备可位于病人够不着的地方，或可谨慎地放于衣服下或装载袋中。

由于利用非卧床的输液泵的糖尿病人为增加舒服感或为隐私，可希望将装置放在他们的衣服下，遥控设备适合于调整与输液泵有关的各种参数，或简单地查看泵状态或其他泵信息。这些病人也可携带葡萄糖测量设备，诸如葡萄糖计以及与健康状况治疗不是直接有关的便携式电话、寻呼机、PDA 或其他手持电子设备。携带诸如这种的多个手持设备行走（ambulating）不仅仅会有混乱的问题，而且增加了丢失这些设备中的一个的可能性。

可将某些非卧床的注射设备设计成有限寿命或甚至是一次性的。例如，2001 年 8 月 31 日申请的、已转让给本申请受让人的且其内容在此合并作为参考的 U.S.专利申请序列号 09/943,992 公开了可遥控的、一次性输液泵。在这种情况下，将期望提供非一次性遥控设备，能用来控制连续的一次性泵。

如果手持电子和于控制医学装置，诸如输液泵，可期望某些性能优先化。例如，一个这样的优先化涉及功耗。由于当今的大多数手持设备由可替换或可充电电池供电，可期望以专用的方式调节功耗以及低电量状况。例如，在美国专利号 4,514,732 中，Hayes 示出了用于电子视听装置的遥控器的特定命令的节约能量方法。当用户连续按压遥控器上的按键时，诸如减小音量，当用户最初按下按钮时，编程遥控器以便将单个命令信号发送给该装置来启动减小音量，以及当释放按钮时，发送单个命令信号以停止减小音量。Hayes 的方法避免发送连续信号流来指示减小装置中的音量，从而降低遥控器的功耗。

一些电子手持设备和遥控器包括经音响报警、屏幕信息或其他可视低电量指示器的低电量报警。通常，使用这些设备直到电池含有不足的能源来供电该设备为止，此时替换或充电电池。然而，对控制医学装置来说，非常不期望由于缺少新电池的这种停歇时间。

因此，仍然需要能用于与医疗装置，诸如一次性输液泵以及其他

功能一起使用的遥控设备。这些附加功能可与治疗或医疗装置本身有关，诸如用于糖尿病人的血糖测量功能，控制非卧床的胰岛素泵。这些附加的功能也可无关，诸如 PDA、便携电话或游戏功能。因此，期望的遥控设备将消除用户携带多个手持设备的需要。最好，遥控设备将包括优先考虑用于设备的医学控制功能的功率输出的功耗调节。另外，遥控设备将最好包括充分避免所有能量损耗用于医学控制功能的电池监控。此外，这些遥控设备将适合于与多个医疗装置，诸如连续一次性输液泵一起使用。

10 发明内容

相应地，本发明提供用于医疗装置的遥控器，根据需要，包括除控制医学装置外的其他功能。根据一个示例性方面，多功能医学装置遥控设备包括功耗调节，优先考虑用于设备的医学控制功能的功率输出。根据另一示例性方面，多功能医学装置遥控设备包括充分避免用于医学控制功能的所有能量损耗的电池监控。根据另一示例性方面，多功能医学装置遥控设备适合于同时或连续与多个医疗装置，诸如连续一次性输液泵一起使用。同时本发明的一个方面还提供用于确保遥控设备和受控的特定设备间适当通信的方法。

通过参考下述例子结合附图的详细描述和例子，将更容易理解本发明的这些方面及其另外的特征和优点。

附图描述

图 1 是根据本发明中构成的遥控设备的示例性实施例的透视图；
图 1a 是根据本发明构成的医疗装置的示例性实施例的透视图；
图 2 是根据本发明构成的遥控设备的另一示例性实施例的透视图；

图 2a 是沿图 2 的线 a--a 的图 2 的遥控设备的剖面图；

图 2b 是根据本发明构成的非卧床的输液设备的示例性实施例的透视图；

图 3 是根据本发明构成的非卧床的输液设备的另一示例性实施例的剖视侧视图；

图 3a 是根据本发明构成的非卧床的输液设备的另一示例性实施例的剖视侧视图；

图 4 是示例说明用于根据本发明构成的遥控设备的一段时间后的电压衰减以及低电量电平阈值的图；

图 5 是根据本发明构成的遥控设备的另一示例性实施例的平面图；

图 5a 是沿图 5 的线 a--a 的图 5 的遥控设备的截面图；

图 6 是根据本发明组装的医疗装置的组装结构的平面图；

图 6a 是图 6 的组装结构的遥控设备的俯视图；

图 6b 是图 6 的组装结构的液体药物的小瓶的俯视图；

图 7、7a 和 7b 是根据本发明，示例说明在本发明的遥控设备和液体输送设备间实施的无线通信的方法的示例性实施例的透视图。

在这几个视图中，相同的参考字符表示相同或相应的部件或单元。

具体实施方式

在下文中阐述的是根据本发明的多功能遥控设备、医疗装置和系统、工具以及方法的可能的实施例和例子的详细描述。

首先参考图 1，通常在 100 示例说明根据本发明构成的多功能遥控设备的示例性实施例。遥控设备 100 包括安装到外壳 102 上的可视显示器 110，诸如液晶显示器或 LCD。最好，显示器 110 是触摸屏显

示器，诸如可包括在可在包括由 Santa Clara California 的 Palm Inc. 制造的 Palm Pilot® 个人数字助理的各种装置中发现的触摸屏监视器中的那种显示器。安装到外壳 102 上的是机电式开关，诸如薄膜键盘 120，以允许用户输入数据或启动命令。遥控设备 100 也包括传送电子信号的装置，包括天线 130，该天线如图所示连接到外壳 102 外，但最好包含在外壳 102 的外表面内。设备 100 的内部电子设备以及其他部件的例子在随后的段落中将详细地描述。使用电子信息传送的一个或多个形式，包括射频、红外或超声通信或非有线电子信号传送的其他形式实现无线通信。接收消息的设备包括接收天线，以及解释或将传送的数据变换成如随后附图和实施例中所所述的有用形式的电子设备。

图 1a 描述本发明的医疗装置 1000 的例子。该例子是具有多个显示器，第一医疗装置显示器 1010A 和第二医疗装置显示器 101B 的心电图设备 1000。所示的第一显示器 1010A 具有由连接到病人皮肤（未示出）的各个 EKG 引线产生的波形，这些波形组成具有下壁心肌梗塞的心脏病人的典型的心电图。能遥控的医疗装置的其他例子包括下述的一个或多个：外输液泵、植入输液泵、起搏器、心脏除纤颤器、神经刺激器、X 射线机、EKG 机、诊断设备、葡萄糖计、血液分析装置、电灸器、手术室台、可视监视器以及腹腔镜遥控设备。

医疗装置包括外壳 1002，在外壳 1002 上安装包括机电式开关 1020 的各种控制器。图 1a 中还描述了所示为暴露的集成天线 1030，但最好包含在设备 1000 中。天线 1030 从图 1 的遥控设备 100 接收信号以使用户能调节各种参数、请求信息或者其它命令、控制或与医疗装置 1000 的通信。在该实施例中，可调节的参数包括选择将显示的特定 EKG 引线、调节显示比例，或设备 1000 的其它参数。当设备 1000 靠近在医学过程的无菌现场中含有的，或在其他生物学上有害

现场中含有的放射性 X 射线时，该遥控能力非常有利，。

医疗装置 1000 包括内部电子设备（未示出）来获得经天线 1030 接收的信息、解释电子形式的数据，并相应地调节程序或其他参数。可遥控的装置 1000 可包含医学设备和/或执行除心电图监控外的功
5 能，诸如外输液泵、植入输液泵、起搏器、心脏除纤颤器、神经刺激器、X 射线机、EKG 机、血液采样、血液分析、诊断设备、葡萄糖计、血液分析装置、电灸器、手术室台、可视监视器、腹腔镜设备以及其他医学装置和功能。

除经天线 1030 接收电子无线通信外，医疗装置 1000 将无线信息
10 发送回遥控设备 100。信息可包括诊断信息、历史信息、装置状态信息、报警状态信息，或其它与设备 100 的功能有关的信息。信息也可包括设备特定的信息，诸如序列号、型号或唯一识别字母数字码。信息也可包括已经适当从遥控设备 100 接收到先前下载的数据传输或未适当接收的确认，从而触发遥控设备 100 重复电子数据的先前传
15 输。

设备 100 和装置 1000 间的每次电子数据传输可包括表示遥控设备 100、医疗装置 1000 或两者的识别码。将可包括编码的唯一识别码在制造它们的过程中放在遥控设备 100 或医疗装置 1000 的电子存储器中。在设备 100 和装置 1000 间的初始通信后，唯一识别码的任
20 何一个或两个可在设备和装置间传送，以及所有后来的通信可包括唯一识别码的任何一个或两个。另外，在执行从遥控设备 100 接收的命令前，核对适当的识别码能消除遥控设备 100 的与不适当医疗装置 1000 通信的问题，或反之亦然。

因此，最好在设备 100 和装置 1000 间实施启动或初始化通信模
25 式，其中交换唯一识别码的任何一个或两个后，在存储器存储任何一个或两个唯一识别码后。另外，最好，所有后来的通信包括在接受指

令前确认适当的识别码。在某些情况下，遥控设备 100 可将唯一指定的识别码下载到医疗装置 1000，然后，将其存储在医疗装置 1000 的电子存储器中以建立用于那个设备的唯一识别码。在本发明的以后的示例性实施例中，将更详细地描述识别码指定、传送和确认的例子。

5 应当理解遥控设备 100 可包括用于执行其他功能的软件和电子硬件，以致遥控设备 100 是“多功能”设备。其他功能可包括个人数字助理，诸如 Palm Pilot®的功能。另外，遥控设备 100 的其他功能可包括例如，电子游戏机、条形码阅读器、电视机或 VCR 遥控设备、或移动电话的一个或多个功能。许多其他的功能也是可能的。

10 图 2 和 2a 表示根据本发明的遥控设备 100 的另一可能的实施例。遥控设备与图 1 的遥控设备类似以致相似的元件具有相同的参考数字。遥控设备 100 的内部部件包含在外壳 102 中并包括通信元件 160（在附加权利要求中称为“远程”通信元件，用来将无线通信发送给医疗装置 1000。无线通信可由射频、红外、超声或其他无线通信的
15 形式发送的信息的电子分组组成。同时还包括电源 108，可集成到设备上并可通过连接到标准 AC 整流器来充电。另外，电源 108 可由标准电池技术诸如可在便利或其他商店获得的镍镉、碱性、氧化银或其他电池组成，并可替换。

在外壳 102 中为具有电子设备 105 的电子印刷电路板 101，电子
20 设备 105 包括存储器 107，其示为单独的电子组件，但最好与电子设备 205 集成。电子设备 105 可包括微处理器或其他可编程和逻辑电路来执行可编程功能（在附加权利要求中称为“遥控”处理器）。电子设备 105 的其他部件可包括数字电路、模拟电路、电阻器、电容器、晶体管、集成电路、放大器、附加微处理器、逻辑电路、集成电路、
25 可编程逻辑、模拟数字转换器、数字模拟转换器、多路复用器以及其他半导体电路。

最好,将微处理器以及相关的电路嵌入到电子设备 105 中并从薄膜键盘 120 接收编程信号,控制可视显示器 110、并以无线形式经通信元件 160 产生被传播的电子命令信号和识别码。装入电子设备 105 的存储器 107 中或包含在微处理器中的为一个或多个基于微处理器的软件程序,这些软件程序以预定的方式定义、控制和方便设备 100 的操作。

存储器 107 可为集成到设备 105 中的一个或多个部件,与该存储器相结合的是固定的、预编程的只读存储器以及可变、读写存储器。存储器 107 包括支持设备 100 的所有功能的程序设计,包括医疗装置的遥控以及其他功能,诸如便携电话操作、个人数字助理、葡萄糖计诊断功能、条形码阅读器以及电子游戏。存储器也可用来存储临床治疗信息,诸如糖尿病护理指南、用于遥控的医疗装置的故障排除指南以及用户手册,以及用于遥控设备 100 的故障排除指南以及用户手册。

在外壳 102 中还包括安装到印刷电路板 101 的报警器 106。报警器 106 最好是诸如在市面上从 NJ,Edison 的 Star Micronics Company,Ltd.获得的压电蜂鸣器的音频报警器。当在遥控设备 100 的操作过程中遇到告警或报警状况时,由电子设备 105 启动报警器 106。可由遥控设备 100 中的状况或已经加载到遥控设备 100 中的医疗装置 1000 中检测到的报警状况判定报警。报警状况的例子包括检测故障、低电量状况或闹钟功能。从医疗装置 100 加载的报警状况的例子包括低电量状况、检测故障、液体输送设备中的空贮液器、液体输送设备中的流动的阻塞、纸用完状况,或超出通信范围。

所示的通信元件 160 也安装到印刷电路板 101 上并且电连接到电子设备 105 以便将电信号、信息分组馈送到通信元件 160,或可能从通信元件 160 馈送电信号、信息分组。同样电连接到印刷电路板 101

并且其上的电子部件 105 是用户接口部件 110、120。

在一个示例性实施例中，本发明的医疗装置包括非卧床的液体输送设备 10，如图 2b 所示。液体输送设备 10 是用于为糖尿病人输入胰岛素，以及遥控设备 100 的另外的功能是葡萄糖测量设备，或葡萄糖计功能。在该实施例中，遥控设备 100 包括测量诸如从血液样品获得的血糖的必要硬件，以便糖尿病人可避免需要携带多个手持设备（即，一个用于控制液体输送设备以及一个用于测量血糖）。

因此，如图 2 所示，遥控设备 100 包括葡萄糖计端口 150，其能包括允许连接到现有葡萄糖计设备的标准接线器，或利用用于分析血糖条或血压降的光学或传感器且用于测量血糖的更高级的输入设备。非侵入式的血糖技术可从商业上获得或正由各个制造商和开发商开发。例如，CA,Redwood City 的 Cygnus Corporation 制造了 Glucowatch Biographer 血糖测量技术。葡萄糖计端口 150 可适合于与诸如 Glucowatch 的设备电连接以便传送和接收血糖信息。另外，经在此描述的利用通信部件 160 和包含在葡萄糖计中的传送或接收元件的无线技术，可传送信息。

或者，葡萄糖计端口 150 能用另一输入、输出或结合输入和输出的端口来代替，用于允许连接到其他设备、机电式功能的性能诸如条形码扫描、连接到信息加载或下载设备，或执行另一功能。如图 2a 所示，设备 100 也可包括用于连接到标准条形码阅读笔或枪（未示出）的条形码阅读器端口 140 以便简化诸如来自药物储器或小瓶的药物类型以及浓度的信息输入。可替代地，条形码阅读器端口 140 可包括集成条形码阅读技术并避免需要另一设备。设备 100 也包括用于连接到个人计算机或其他计算机来加载或下载信息、以及提供包括遥控设备 100 本身的编程或程序修改的各种功能的临时计算机控制的计算机端口 170。计算机端口 170 能包括集成无线通信技术来连接到单独

的计算机或计算机网络而不需要有线或机械连接装置。

参考图 2b, 将液体输送设备 10 设计成小而且轻并且包括外壳 20 以及固定到外壳的外底表面的粘性连接装置 (未示出), 用于将设备连接到病人的皮肤。液体输送设备 10 内部为用于存储液体药物的贮液器、用于控制液体输送的液体分配器、用于从遥控设备 100 接收无线通信的通信元件, 以及用于接收电子通信以及控制设备的功能的电子设备。外壳 20 的外表面上包括针插入隔膜 32 以便允许经针筒将液体放进液体输送设备 10 的贮液器中。可替代的是, 在将设备 10 分配给病人或护理者前, 在制造点将液体输送设备 10 预先装满液体药物, 通过消除病人填充以及避免对针插入隔膜 32 的需要, 简化机构并降低费用。

离开外壳 20 是设备的液体路径的出口中, 包括穿透皮肤的插管 72, 为液体输送目的, 经皮或通过病人的皮肤插入到皮下组织或其他经皮到达的地方, 诸如静脉或动脉。可替代的是, 离开外壳 20 可以是标准的 Luer 连接, 诸如可做成连接到标准经皮输入装置。

最好, 将液体输送设备 10 设计为低成本且具有有限的寿命诸如 2-3 天, 然后为一次性的。这种低廉、一次性设备是可能的, 因为设备 10 不具有昂贵的、复杂的用户接口, 诸如机电式开关以及可视显示器, 因为用户接口是经遥控设备 100 来实现的。

可将液体输送设备 10 充满胰岛素, 以及液体输送设备 10 以及遥控设备 100 的相关程序设计足以允许复杂的流动剖面以及糖尿病人的大药丸要求, 诸如胰岛素相关的或 Type I 糖尿病。为了生存, 需要该病患人群反复服用胰岛素剂量, 并且在科学研究中已经很好地证明了反复输入胰岛素的好处。

在遥控医疗装置为成批生产的产品的情况下, 诸如如上所述的一次性输液泵 10, 遥控设备 10 可在超过一个周期时间与多个输液泵 10

通信。对每个由用户投入操作的新的输液泵 10 来说，可将液体输送设备 10 的唯一识别码加载到遥控设备 100 并可将遥控设备 100 的唯一识别码下载到液体输送设备 10 中。

在优选实施例中，一次性液体输送设备 10 不包括唯一识别码，
5 因为这会增加制造过程的成本。相反，在与新的液体输送设备 10 第一次通信时，可编程遥控设备 100 来下载该新的液体输送设备 10 的唯一识别码，反过来，编程该新的液体输送设备 10 以便将唯一识别码存储在其内部存储器中，用于其剩余寿命中。然后，遥控设备 100 与液体输送设备 10 间的所有后来的通信包括先前下载的唯一识别码
10 以便确保遥控设备 100 和专用的输送设备 10 间的安全和适当的通信。

例如，遥控设备 100 的存储器 107 在初始通信时，自动地为每个新泵 10 指定新的、唯一识别码，并且在每次与该泵通信时包括该唯一识别码以防止泵从可能在泵 10 附近的其他遥控设备接收命令。可由用户促使初始通信以及唯一识别码的交换，或可编程遥控设备 100
15 和液体输送设备 10 以便自动地在初始通信后交换识别码。

图 3 描述本发明的遥控设备 100 的另一可能的实施例的横截面侧视图。遥控设备与图 2 的遥控设备 100 类似以致相似的元件具有相同的参考数字。然而，图 3 的遥控设备 100 进一步包括多个电源以防止用于与控制医疗装置有关的设备 100 部分的偶然停电。

20 可从外壳 102 除去的是电池门 111，其允许访问第一电源 108A 以及第二电源 108B，可包括可替换电池。最好，至少第一电源 108A 和第二电源 108B 的一种总是用来为遥控设备 100 的每个功能供电。当第一电源 108A（在附加权利要求中称为“通用电源”）中剩余的能量下降到某一预定电平或确定剩余能量寿命的其他装置时，利用第二
25 电源 108B（在附加权利要求中称为“专用电源”）来供电。可继续耗尽第一电源 108A 或可电断开或不使用。第二电源 108B 不用于为每

个功能提供电源,而是为少量包括医疗处理的遥控在内的功能提供电源。最好,第二电源 108B 仅用于为遥控功能提供电源。

可通过电压检测器、电流检测器以及使用过的电流值的积分、持续时间测量、使用的类型和持续时间测量、上述技术的任何组合以及
5 本领域技术人员公知的其他能量消耗以及电池电平检测方法,执行确定用于每个电源 108A、108B 的剩余能量电平。可通过电子开关,诸如晶体管或其他半导体开关电路来实现基于功耗管理的电源 108A、108B 选择。

应当意识到两个电源 108A、108B 可向单独的专用功能供电,或者可能有特定的功能同时由两个电源供电。具体来说,为保证连续的、
10 不间断地遥控功能,控制医疗装置的功能可由两个电源 108A、108B 供电,而其他功能则限定到仅由两个电源 108A、108B 中的一个供电。在具体的实施例中,第一电源 108A 为设备 100 的所有功能供电,以及第二电源 108B 仅为医疗控制功能供电并且仅当第一电源 108A 消耗到预定电平时才启动。每个电源 108A、108B 可是电池,或其他能量存储装置,诸如电容器,可由用户替换,或集成到设备上并由标准
15 充电装置充电。在一个可能的实施例中,第二电源作为封闭在外壳 102 中的电容器或用户不可替换的电池,并且不可经去除电池门来访问。

20 在任何一种情况下,双电源结构允许遥控设备 100 优先于其他用户支持的功能,诸如移动电话功能,来提供电源来维持医学装置的遥控。由于最宁愿允许移动电话停机而不是控制医疗装置停机,因此在此描述的双电源控制功能避免用户不经意地或偶尔使用诸如电话而耗尽电池电源,从而不能控制他们的医学装置。

25 对用户来说,能将医学装置的遥控与其他功能,诸如移动电话、个人数字助理或其他手持电子设备结合是非常有利的。然而,如果使

用非医学功能将电池耗尽到非常低的电平而不能控制医学装置，多功能设备将丧失其吸引力。因此，在此描述的电源控制电路防止非医学使用遥控设备 100 将电池耗尽到丧失医疗装置遥控功能的程度。

图 3a 表示可由本发明的遥控设备 100 遥控的液体输送 10。图 3a 的液体输送设备与图 2b 的液体输送设备相似。液体输送设备 10 包括凹形外壳 200，包括位于连续环状粘结层 201 中的凹面 29。位于外壳粘结层 201 下的为第二外壳粘结层 202，以便如果外壳粘结层 201 丧失足够的粘性并且被除掉，第二外壳粘结层 202 可用来将液体输送设备 10 连接或重新连接到病人的皮肤上。最好，液体输送设备 10 的尺寸大小很小以便允许舒服地连接到病人的皮肤上。基于凹形外壳 200 的大小和形状，可期望在连接到病人皮肤后，可弯曲外套管。沿凹形外壳的各位置设有外壳铰接部位 23，以便允许弯曲。

在外壳 200 中包括同贮液器 30，将该贮液器 30 设置并构造成与将输入的液体药物（诸如胰岛素）兼容。在优选实施例中，用液体药物预充满贮液器 30，然而，如果以预充满药筒的形式（未示出），可由用户插入整个贮液器，或液体输送设备 10 可包括药物装填装置，诸如在与贮液器 30 的流动通信中的针插入隔膜（也未示出）。贮液器 30 与分配器 40 流动连通，分配器 40 用来精确地控制经出口组件 70 离开液体输送设备 10 的流量。图 3a 描述包括能连接到用于液体药物的经皮输送的经皮输液装置（未示出）的标准连接（诸如 Luer 连接器 71）的出口组件 70。或者，Luer 连接器 70 可用集成到出口组件 70 中的经皮插管组件来代替并避免需要经皮输液装置。

分配器 40 控制贮液器 30 到出口组件 70 的流量，并能包括线性或旋转蠕动泵，如果未加压密封贮液器 30 的话。或者，分配器 40 能包括电动泵、活塞泵或其他液体泵装置。分配器 40 可与单独的计量元件结合来实现适当输入液体量，或分配器 40 可用来独立地输入适

当的量。

如果通过例如压缩构件或通过封装在气体加压室，来加压贮液器 30，分配器 40 可适合于简单地计量来自贮液器的液体。因此，分配器 40 可包括累加器室和在累加器室前和后的阀门以便分配固定的液体脉冲。另外，分配器 40 也适合于经节流孔的收缩和扩张来控制流

5 率。

仍然参考图 3a，电子微控制器 50（在附加权利要求中称为“本地”控制器）用来电控制分配器 40。分配器 40 可包括电驱动推进装置、电启动遥控设备，诸如压电阀或螺线管执行机构、马达或微马达、或其他需要用于启动的电信号、电源或二者的机电部件。向分配器

10 40 和电子微控制器 50 供电的为电源 80，电源 80 最好是电池。如果液体输送设备 10 为低成本的一次性设备，最好将电源 80 集成到液体输送设备 10 上，从而避免用户需要购买并插入电池。

图 3a 的液体输送设备受诸如图 2 和 3 中遥控设备 100 的遥控设备、经由该遥控设备发送的并由通信元件 60（在附加权利要求中称为“本地”通信元件）接收的无线电信号来控制，如图 3a 所示。最好，液体输送设备 10 是低成本的一次性胰岛素泵，并不包括用户接口部件并仅能通过遥控设备与用户连接。

15

在一个实施例中，通信元件 60 同时接收和传送电信号给遥控设备 100。由液体输送设备 10 传送的信息也包括报警状况、编程历史、输液历史、编程确认、握手或其他通信确认码、或其他电控制或信息传送。信息可通过标准无线技术，诸射频或红外来传送，并包括标准握手或其他通信确认协议，诸如在商业上可获得的调制解调器和传真机中采用的。

20

图 4 是用于手持电子设备的电源的电压与时间比的图。示出了用于典型使用或典型的电池消耗的电压与时间比的衰变曲线。同样参考

25

图 3, 可由遥控设备 100 使用通用电源 108A 的这种测量来确定专用电源 108B 何时用来向遥控设备 100 供电。例如, 内部电子设备 105 能测量第一电源 108A 的能量电平, 诸如电压电平, 以及当电平降低到低于某一值时, 采用第二电源 108B。

5 在图 4 中, 电压曲线是用于图 3 的通用电源 108A 的曲线。在图 4 中示出了第二电压阈值 VT2, 以及第二电压阈值 VT2 表示在该电平利用专用电源 108B 的预定的能量电平。测量电子设备 105 可包括检测通用电源 108A 何时第一次下降到低于第二电压阈值 VT2 的装置, 以便如果此后电压增加到高于第二电压阈值 VT2, 电池状况仍然不变
10 以便专用电源 108B 仍然保持连接。如果该电平先前已经降低到该阈值的话, 这种区分稍微高于阈值的电压电平的方法被认为是滞后功能或方法。只要超过阈值电平, 高于该阈值的较小的测量扰动不会由于最初的超出而改变最终的动作。当电压超过阈值非常显著的、预置电平时, 诸如由新电池替换或充电引起的, 则改变动作或执行新动作。

15 在图 3 中显示并如上所述的双电源结构的另一种方案包括产生两个与图 2a 中所述的单个电源 108 一起使用的预置能量阈值。遥控设备 100 进一步包括用于测量阈值诸如第一电压阈值 VT1 的装置, 如图 4 所述。当单个电源 108 中的能量电平下降到低于第一电压阈值 VT1 时, 停用或停止与医疗装置的遥控无关的设备 100 的功能。

20 例如, 诸如移动电话使用的非医学功能与诸如将胰岛素输送到糖尿病人的液体输送设备的医疗装置的控制相比, 可为不再属于优先考虑的特性。因此, 当单个电源 108 的可用电源下降到低于第一电压阈值 VT1 时, 为允许一个或多个小时控制液体输送设备, 可将远程处理器 104 编程为停止遥控设备 100 的移动电话功能。

25 另外, 遥控设备 100 的可能的实施例可包括如果用户需要的话, 允许继续使用非医学控制功能的过载功能。在紧急的情况下, 例如,

设备 100 的移动电话功能可能非常重要，以致可接受冒由于耗尽单个电源 108 而不能使用医学控制功能的危险而继续使用电话功能。在该实施例中，遥控设备 100 可要求用户通过经键盘 120 或其他设备 100 的用户输入设备确认过载上述停用而重新启动电话功能。该过载可是
5 临时的或永久的，并可触发剩余的能量电平阈值的第二电平（例如 VT2），以便用来当单个电源 108 的可能电源下降到低于第二电压阈值 VT2 时，停止电话功能。

遥控设备 100 可包括用户在停用任何功能前，警告用户的装置。该警告可通过检测一个或多个电源的具体能量状态，通过可用于用户的
10 的音频或可视信息来实现。例如，正好高于第一电压阈值 VT1 的电压阈值可导致报警状况发生，从而通知用户某些功能几乎停用，与在某些电池供电的装置中的低电压报警状况类似。另外，可通过遥控设备 100 的电子设备检测多个阈值以便一个或多个低电压状况，因为它们涉及单个或专用功能组，可用来以优先顺序的方式有选择地停用单
15 个或多个专用功能组。例如，包括医疗装置控制、移动电话功能以及个人数字助理功能的遥控设备 100 可包括用于所有三个状况功能的阈值并首先停用 PDA 功能，然后在停用医疗装置遥控设备功能前停用移动电话功能。

在本申请的范围内应当考虑到有各种用于确定一个或多个电源
20 的能量剩余量的技术。电压检测很普遍并且可相当可靠地预测各种技术的电池的能量损耗曲线。其他技术可与电压检测一起使用或与电压检测无关地使用并且不脱离本申请的精神。已经描述过一个或多个电源实施例的例子，然而，可使用三个或多个电源来实现相似的结果，以及单个电源可由不止一个串联或并联或二种方式组合的电池组成。
25 另外，可测量任何一个或所有电源中的多个能量阈值以便改变功能可用性状态。换句话说，利用一个或多个剩余能量测量法，最好是电压

阈值,可采用一个或多个电池。基于这些阈值,可在线引入另外的电源或使具体的功能不再可用或停用,以确保医疗装置控制功能的连续操作。

除谨慎的能量电平测量,诸如电压电平测量外,可使用、结合或者分析可能包括当前测量的活动历史、电池替换和测量历史以及其他多种信息数据分析来确定启动或禁止哪些功能,或在这些功能间如何分配电源。

本发明的遥控设备 100 的另外的示例性实施例如图 5 和 5a 所示。图 5 和 5a 的设备与图 2 和 2a 的设备相似以致相似的元件具有相同的参考数字。然而,图 5 和 5s 的设备包括“触摸屏”显示器 110TS,用于允许用户输入和用于显示信息。

同样在图 5 和 5a 的遥控设备 100 中包括电子通信端口 171。端口 171 可是用于经电话线或用于连接到网络、Internet、或其他有线电子通信信道的 Ethernet 连接器,连接到外部计算机或 Internet 系统的简单的调制解调器。通信端口 171 可便于加载或下载各种形式的电子信息,特别是能发送到用户以帮助通知、故障查找的信息或使用正受控的医疗装置。可从临床医师或其他健康护工、遥控设备 100 的制造商或正遥控的医疗装置的制造商加载或下载该信息。

另外,可由包含在遥控设备 100 中的通信元件 160 所接受的无线技术来实现所有这些加载和下载信息。在这种无线方案中,可经卫星或其他全球或几乎全球通信发送信息,通过新的编程信息、文本或用户手册信息,或存储在存储器 107 中的其他数据更新每个可应用的遥控设备 100。可通过通信元件 160 接收信息,通信元件的初始功能是发送,以及可能接收用于医疗装置 1000 的无线通信。

图 6 表示封装组件 350,该封装组件 350 包括与图 2b 和 3a 的液体输送设备相似的液体输送设备 10。将液体输送设备 10 封装在组件

架 353 中，组件架 353 由可消毒的材料诸如 PETG、或聚碳酸酯组成，并由组件盖 352 密封，组件盖 352 由可消毒的材料诸如由 DE.Wilmington 的 DuPont Corporation 提供的 Tyvek®包装材料组成。组件盖 352 在其底面上可包括粘合剂以便于密封地连接到组件架 353 上。

密封架结构允许利用各种方式（包括乙二醇消毒）来消毒液体输送设备 10。在一个可能的实施例中，封装组件 350 的液体输送设备 10 可包括整体经皮输液装置。至少设备 10 的经皮输液装置和液体路径部分被消毒，以防止污染物通过使用设备 10 的病人的皮肤。

如图 6 所示，液体输送设备 10 具有信息条形码 26。这种信息条形码 26 可由用于分类或者记录有关液体输送设备 10 的信息的各种系统使用。图 6a 的遥控设备 100 可具有条形码阅读器功能，并能编程以加载该信息条形码 26 数据来执行如上所述的初始化功能。信息条形码 26 数据对每个液体输送设备 10 来说可是唯一的，并包括唯一液体输送设备识别码，或其他唯一的和非唯一的信息，诸如制造日期、序列号、预加载的药物的类型、药物的浓度、医生识别码、病人识别码或其他临床或非临床信息。与在液体输送设备 10 的电子存储器中包含这种唯一信息相比，使用包含唯一设备信息的信息条形码 26 对批量生产液体输送设备 10 来说更有效且效能成本合算，特别在当该设备寿命有限或一次性使用时成本极低的设计和结构方面。

上述优选的架和盖的封装结构将是对医疗行业来说很普遍的可密封的袋。袋通常由密闭成透明的软塑料片、诸如 Mylar 的透气材料（诸如 Tyvek）的矩形片构成。用类似于架和盖封装的方式，消毒袋结构，不用提供架封装的刚性保护，通常对制造来说成本很低。

图 6b 描述治疗液体源 250 的俯视图。治疗液体源 250 可包括玻璃或塑料小瓶，并可包括各种类型的一种或多种液体药物诸如胰岛

素。可将治疗液体源 250，象药筒，装在适当设计的并适合于液体输送设备 10 中，或通过互联的液体连接或经注射器和针，将治疗液体源 250 的内容在未示出的整体注射端口传送到液体输送设备 10。另外，可预先将液体输送设备 10 装满液体药物，避免需要治疗液体源 5 泉 250。

将本发明的设备结合到适当的输液成套工具的各种方法可包括用单一其他类型的设备封装一种类型的设备的多个单元。例如，本发明的单个遥控设备 100 可以是具有 30 至 100 个本发明中低成本、一次性液体输送设备 10 的成套工具。典型的成套器件结构包括用多个 10 输送设备封装的组件 350 封装的单个遥控设备 100，每个含有液体输送设备 10。如果液体输送设备 10 未充满液体药物，则同时将治疗液体源 250 封装在输液成套工具中。除上述部件或产品外，也可将其他部件或产品，诸如用户指令、用于遥控设备 100 的电池、用于液体输送设备 10 的多个电池、注射器、针、经皮渗透部位制剂材料以及其它 15 外围设备封装在输液成套工具中。可在成套工具中提供血糖测量用品诸如刺指设备、试验片、诸如葡萄糖计的诊断设备，以及其它血糖测量附属设备。也可在成套工具中包含一个或多个备用的遥控设备 100。成套工具的各种变形是可能的。

图 7、7a 以及 7b 描述与液体输送设备 10 或与本发明的实施例通 20 信的遥控设备 100 的实施例的简图。图 7 描述遥控设备 100 和液体输送设备 10 间的初始通信，其中遥控设备 100 将无线电信号发送到液体输送设备 10。编程液体输送设备的内部电子设备来检测初始通信，并从那时起仅接受包含不同于初始通信中信息的信息的通信。初始通信可包括表示起始的编码，以及随后的通信可不仅包括表示不是 25 初始通信，而且包括在初始通信期间或作为初始通信的结果计算、加载、下载或者确定的信息的编码。

在优选实施例中，通过制造的所有液体输送设备 10 内部编程是标准化的或非唯一的，以便减少制造费用。在初始与遥控设备 100 通信时，将唯一识别码传送到液体输送设备 10，由液体输送设备 10 接收，并存储在液体输送设备 10 的存储器中。在优选实施例中，液体
5 输送设备 10 能传送信号和接收以便提供与遥控设备的双向通信。接收的指定的液体输送设备识别码可由液体输送设备 10 传送到遥控设备 100 以便确认初始和以后的通信。

在遥控设备 100 的寿命期间，遥控设备 100 存储器可与许多液体输送设备 10 通信，因此，液体输送设备识别码的字模（pattern）可
10 保持在遥控设备 100 的存储器中以避免识别码重复。另外，遥控设备 100 可将用于其自身的唯一识别码发送到液体输送设备 10，以确保在所有以后的通信中，可由适当的遥控设备接收信号。为实用目的，下载到液体输送设备 10 的唯一识别码可包括唯一前缀、后缀或用唯一
15 方式标识遥控设备的其他部分以及唯一的另外的识别码编码，从而组合的编码对液体输送设备来说是唯一的识别码，而且在每次传输时核对整个唯一编码以确保两个设备的适当关联。在优选实施例中，其中液体输送设备 10 能将信息传送给遥控设备，可将唯一识别码包含在也传送信息的液体输送设备 10 中。

在另一实施例中，可将液体输送设备 10 制造成在其电子存储器
20 中具有唯一识别码，诸如序列号。在这种结构中，除遥控设备 100 正在将其唯一识别码传送给液体输送设备 10 外，液体输送设备 10 在初始通信中将唯一识别码传送给遥控设备 100，每个设备将两个唯一编码保存在电子存储器中，并在每个传输时核对适当的设备通信。

图 7 描述两个设备间的初始通信，其中将遥控设备识别码
25 “RCID”，以及液体输送设备识别码“FDDID”从遥控设备 100 传送到液体输送设备 10。如以上所述，唯一识别码可简单地两个设备

识别码的组合，具有或不具有另外的编码信息。由遥控设备 100 生成液体输送设备识别码 FDDID 或在制造时已经预编程到液体输送设备 10 中。在这种情况下，可将编码包括在随机存取或 RAM 存储器或只读存储器或 ROM 存储器。在从遥控设备 100 下载唯一识别码的情况下，将唯一识别码存储在 RAM 中。或者，如上所述，包含条形码的标签可由遥控设备 100 读取，以后下载到液体输送设备 10 的电子存储器中。

图 7b 描述除由遥控设备 100 发送到液体输送设备 10 的其他编程、控制、命令或其他信息外，包括遥控设备识别码 RCID 以及包含液体输送设备识别码 FDDID 的随后的电子、无线通信。在与发送的命令码有关的动作之前，使用校验和或其他适当的技术，执行核对以确认消息的完整和精确，以及核对适当的遥控设备 100 已经将信息发送到适当的液体输送设备 10。在可接受的确认后，可发送返回信号以承认接受，然后在液体输送设备 10 中进行适当的动作。

图 7c 描述除从液体输送设备 10 发送到遥控设备 100 的其他编程、控制、命令或其他信息外，包括遥控设备识别码 RCID 以及包括液体输送设备识别码 FDDID 在内的以后的电子、无线通信。在与发送的命令码有关的动作前，使用校验和或本领域技术人员公知的其他技术，执行核对以确认消息的完整和精确，以及核对适当的液体输送设备 10 已经将信息发送到适当的遥控设备 100。在可接受确认后，可发送返回信号以应答接受，然后在遥控设备 100 中发生适当的动作。

在优选实施例中，液体输送设备 10 是用于糖尿病人的胰岛素输送设备。液体输送设备是一次性的，由该病人使用三天或更少的天数，为编程和使用，需要遥控设备 100。对包含适当的遥控设备 100 正命令适当的液体输送设备 10 的确认的适当通信进行确认是强制性的。

这些病人可能是患病群的一部分，出席糖尿病会议或者存在于利用相同系统的一个或多个病人中。诸如在本申请中公开的协议是强制性的，以防止不期望的任何类型的编程变化。另外，遥控设备 100 和/或液体输送设备 10 可包括邻近报警器或多个邻近报警器，以便当遥控设备 100 与液体输送设备间的距离超过具体量时，一个或两个设备产生音频和/或触觉（诸如振动）报警。

任何一个设备的唯一识别码可包括字母数字标志符或简单的二进制数字，或更复杂的编码的二进制表示。传输可包括数字或更复杂的波形，每个包括表示任何一个或两个医疗装置设备的唯一编码。可对液体输送设备编程以便在与遥控设备 100 初始通信后，液体输送设备将仅从通过那个遥控设备 100 唯一识别码、遥控设备识别码 RCCID 接收的传输信息接受命令码。另外，编程液体输送设备 10 可通过更复杂的接受方案，允许来自多个遥控设备 100 的控制。遥控设备 100 可包括编程和识别主遥控设备，或用于诊断、故障查找、临床医生或其他目的的唯一识别码。由未初始化那个特定液体输送设备 10 的遥控设备 100 来对液体输送设备 10 进行控制，可涉及特定的密码、密钥或其他特定的功能或动作以允许该液体输送设备 10 从新的遥控设备 10 接收命令。相反地，控制设备 100 将包括编程来允许它与许多液体输送设备 10 通信，然而，可能每次至多为一个。遥控设备 10 可包括编程以便在初始通信后，仅能控制那个具体的液体输送设备 10 直到通过新的液体输送设备 10 执行另一初始通信信息传送，在此之后，在前液体输送设备 10 可能或可能不能受那个遥控设备 100 的控制。显然地，可期望从在前使用的液体输送设备 10 获取信息，以便编程可以允许从在前使用过的液体输送设备 10 传送，或加载信息到遥控设备 100，但防止真正的输液编程或其他控制。

遥控设备可包括仅可用于某些用户，诸如病人、临床医生、诊断

技师、临床技师、产品技师或其他独特用户的编程或命令装置。每个功能可有密码或者受控以限制访问。在所有情况下，遥控设备 100 将至少包括发射机，以及医疗装置，诸如液体输送设备 10 将至少包括接收机，以及液体输送设备 10 进一步包括发射机。

5 在本发明中包括各种使用遥控设备 100 的方法如上所述。描述了通过遥控编程器 100 以及医疗装置 1000 的其他形式的控制，编程液体输送设备 10 的方法。同样其能力相关于通过相应的装置更新液体输送设备 10 或遥控设备 100 的内部编程。已经描述过产生和映射用于医疗装置，诸如本发明的液体输送设备 10 以及遥控设备 100 的唯一字母数字识别码的方法。

 尽管用于医疗装置的大部分描述涉及液体输送设备 10，许多其它类型的医疗装置可适用于与本发明的遥控设备 100 一起使用。用户在其日常工作中非常希望具有遥控设备，或作为他们的工作的一部分的情况下，提高了多功能遥控设备 100 的价值。这种状况对于连续
15 输入胰岛素的糖尿病人是显而易见，而且对于他们在一天当中有相当长的时间内需要控制医疗装置的病人和医院工作人员而言，也是显而易见的。其他用途的优点使得携带或维护遥控设备的需要看来不太繁重，而且可减少需要携带单个设备如 PDA、便携电话或其他手持电子设备的需要。在本申请中描述的与一次性液体输送设备有关的方法和设计特征可适用于非一次性液体输送设备以及其他医学装置，并
20 且不当以任何方法限制遥控设备 100 或可应用系统的范围。

 尽管已经示出和描述了本发明的示例性实施例，在不脱离本发明的精神和范围的情况下，本领域的普通技术人员可做出许多改变、修改和取代。例如，电源通常描述为电池，诸如氧化银电池。如果串
25 联连接两个或多个氧化银电池以增加电压，或如果并联旋转以增加可用电流，可将它们视为单个电源。在不脱离本申请的范围的情况下，

可做出可充当单个电源或多个电源的串联或并联电池、电容器和其他能量存储设备的组合。同样，已经描述过各种电源或能量电平检测装置，诸如电压电平检测，也可使用测量、监视或者计算剩余能量的各种其他装置。同样，已经描述过产生和存储电子唯一标识码的各种方法，然而，可采用其他编码传输以产生能加载和下载以实现遥控设备100和医疗装置1000间的确认通信的唯一识别码的装置。

同样，通过除去液体输送设备的大部分用户接口（包括机电式开关），本发明的液体输送设备变得成本低、体轻、使用简单并且可能是一性次的，而且包括单个遥控设备来代替这些功能。将贮液器、液体分配器、经皮液体管理装置、固态电子设备以及无线通信设备包括在液体输送设备中来执行其预期的功能。尽管在本申请中已经描述过各种贮液器结构的装置、加压装置、液体泵装置、液体计量装置、经皮传送、电子控制和无线通信，可做出对这些领域的每一个的替换而不脱离本发明的精神。

另外，在本发明申请已经按特定顺序列出方法或过程的步骤的情况下，可执行某些步骤中改变顺序是可能的，规定以下阐述的方法或过程的具体步骤不看作特定的顺序，除非在发明保护范围中明白地描述这些顺序特性。

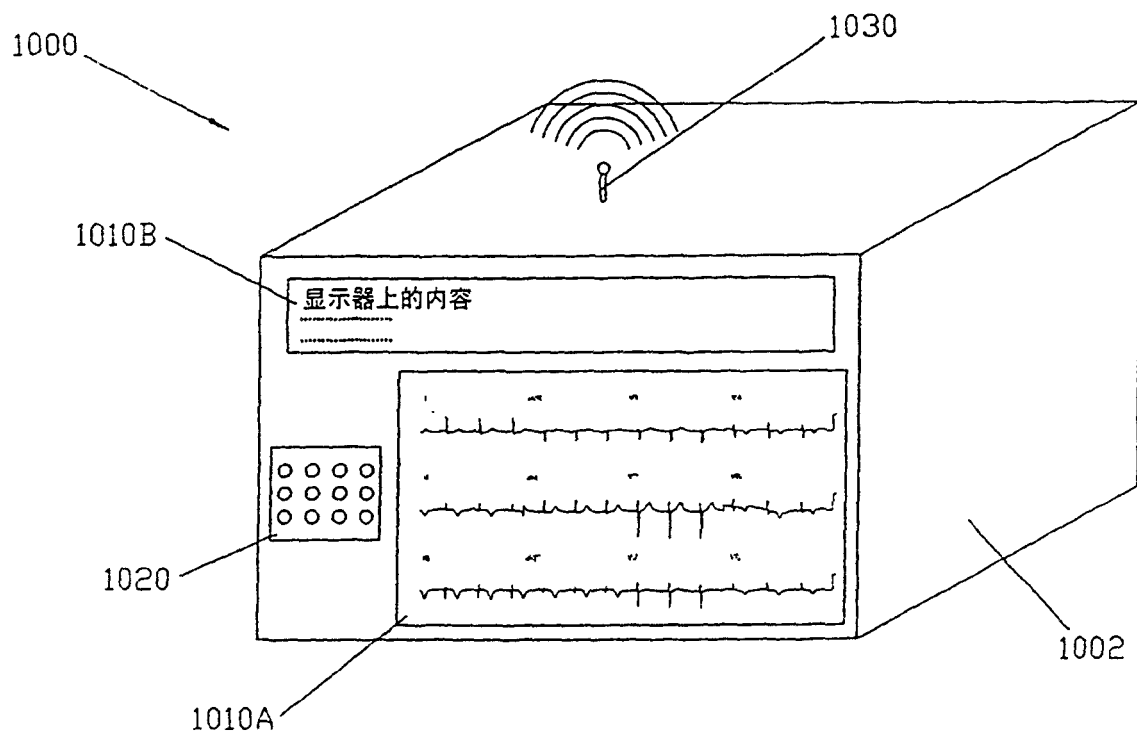


图1a

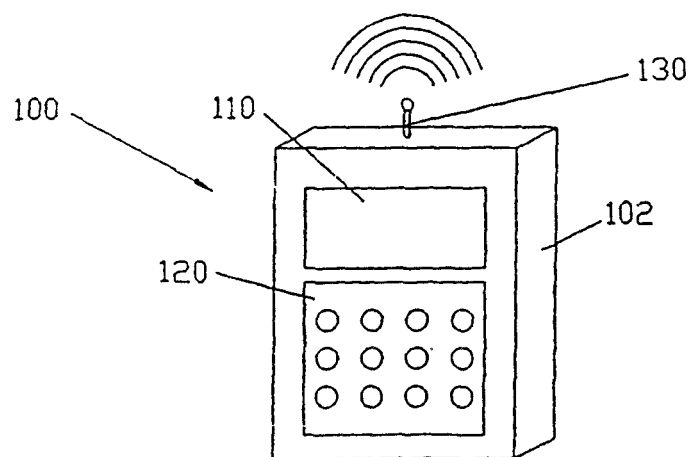


图1

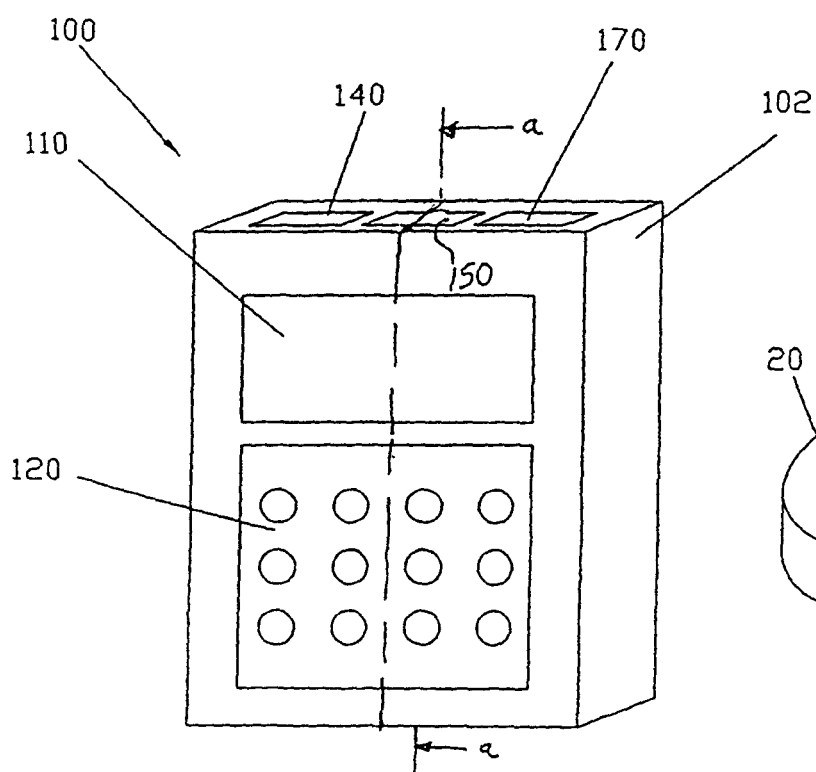


图2

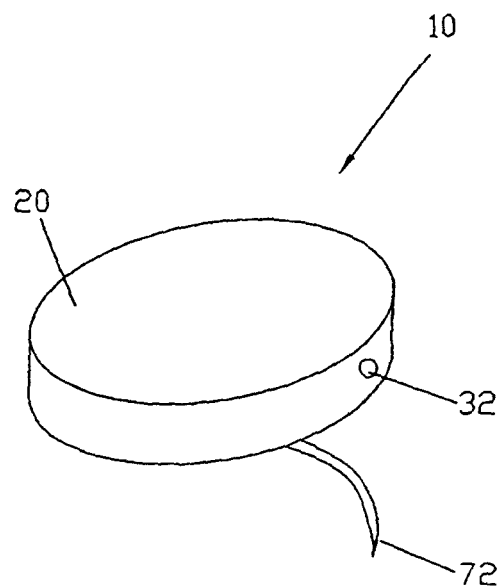


图2b

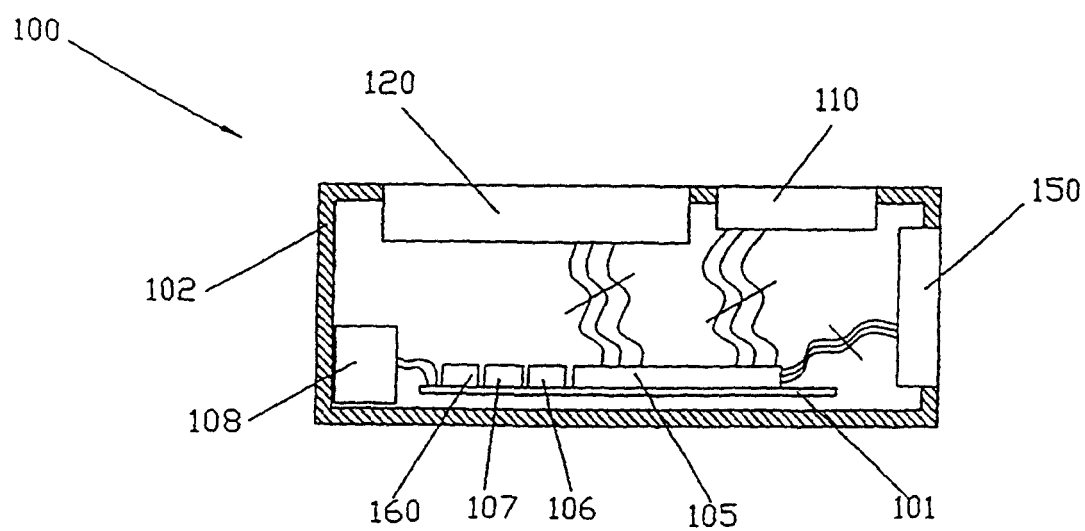


图2a

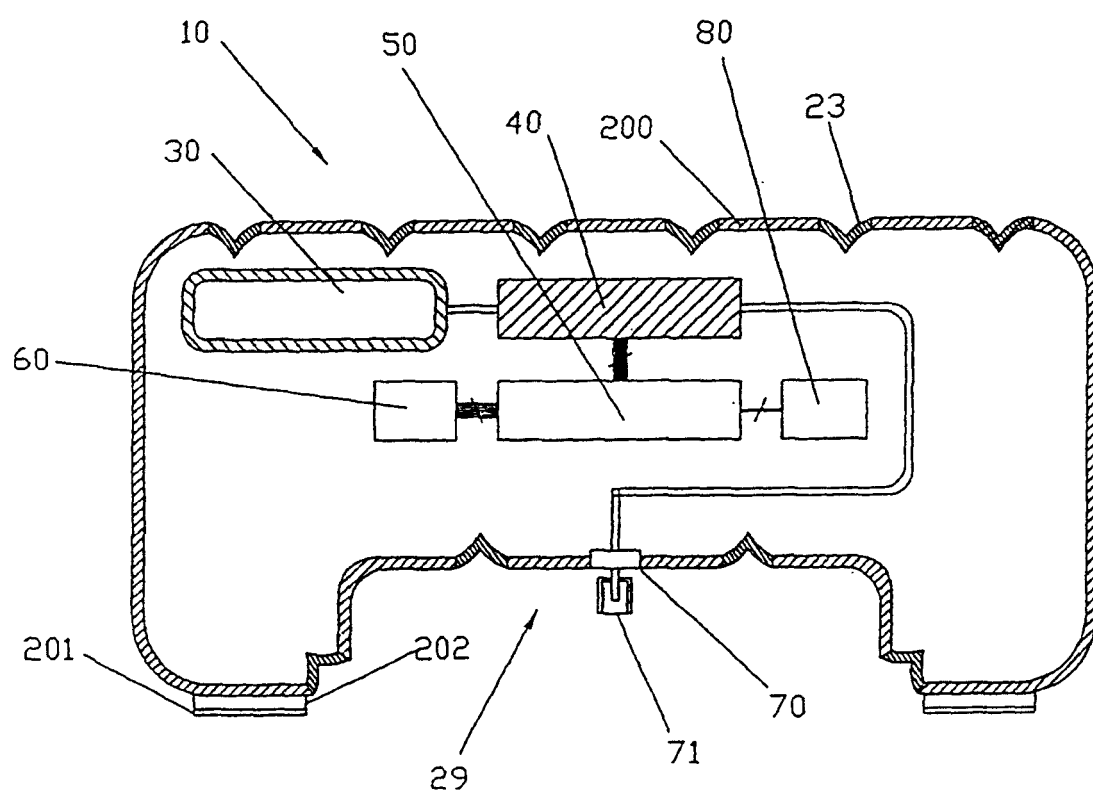


图3a

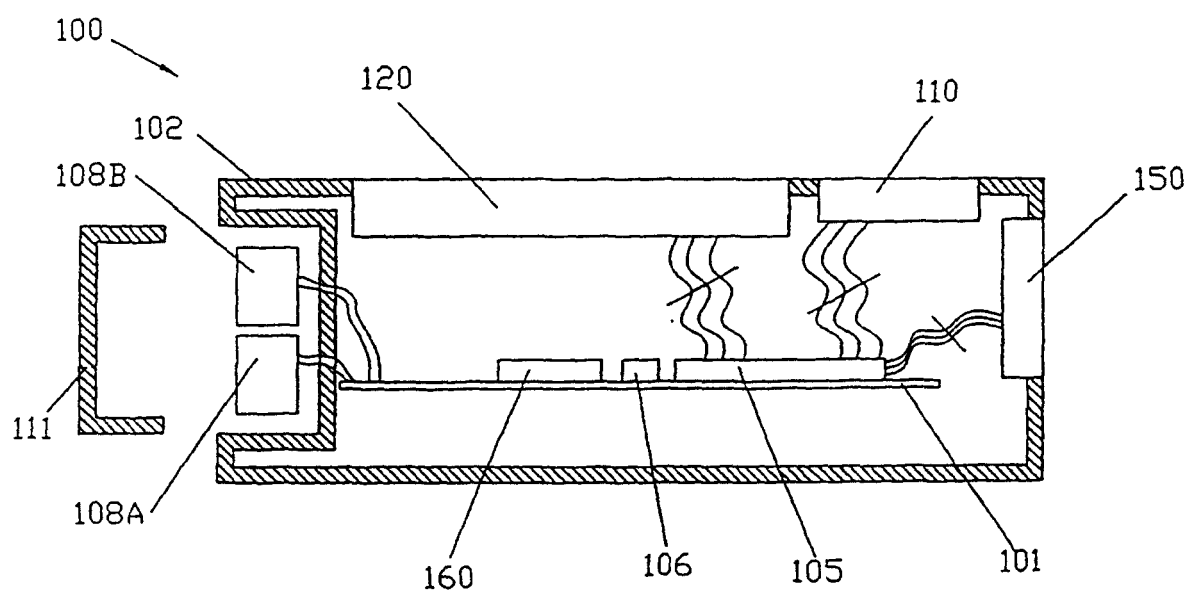


图3

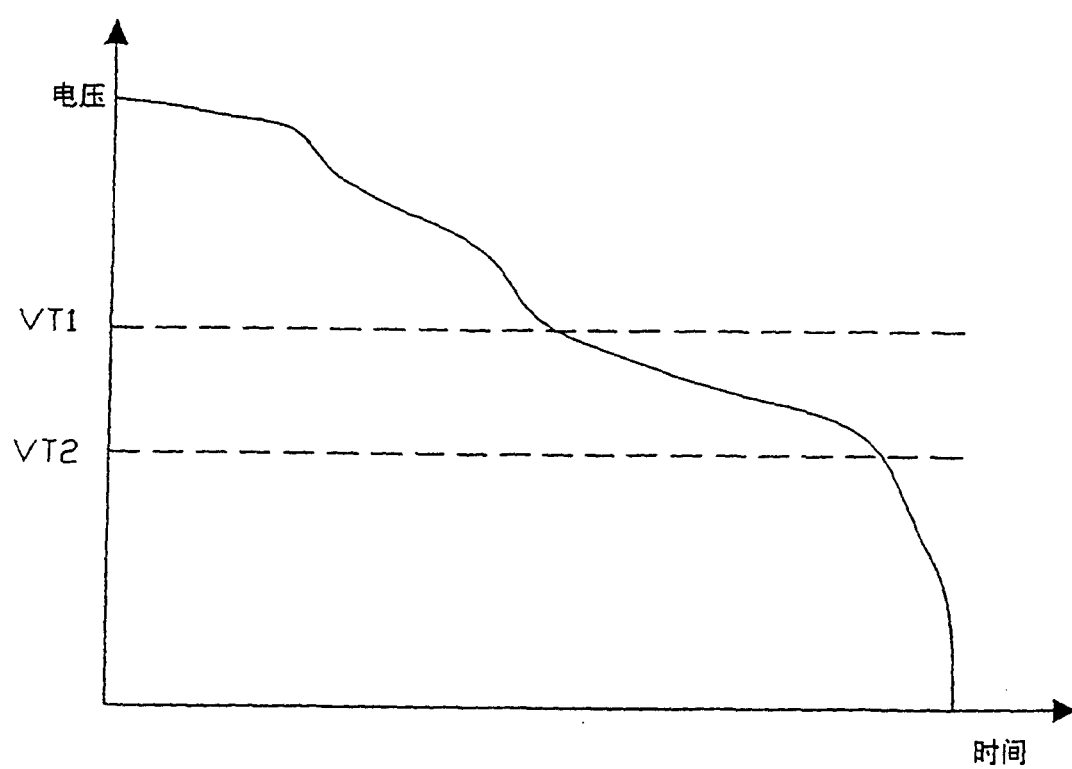
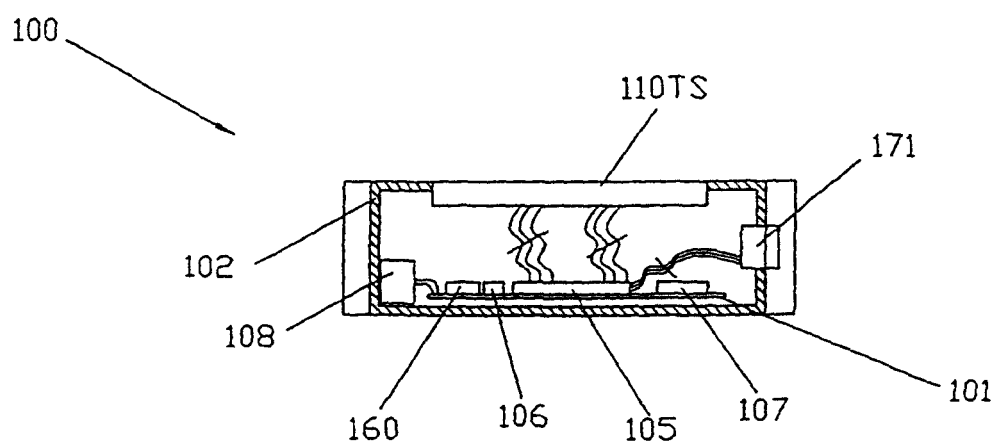
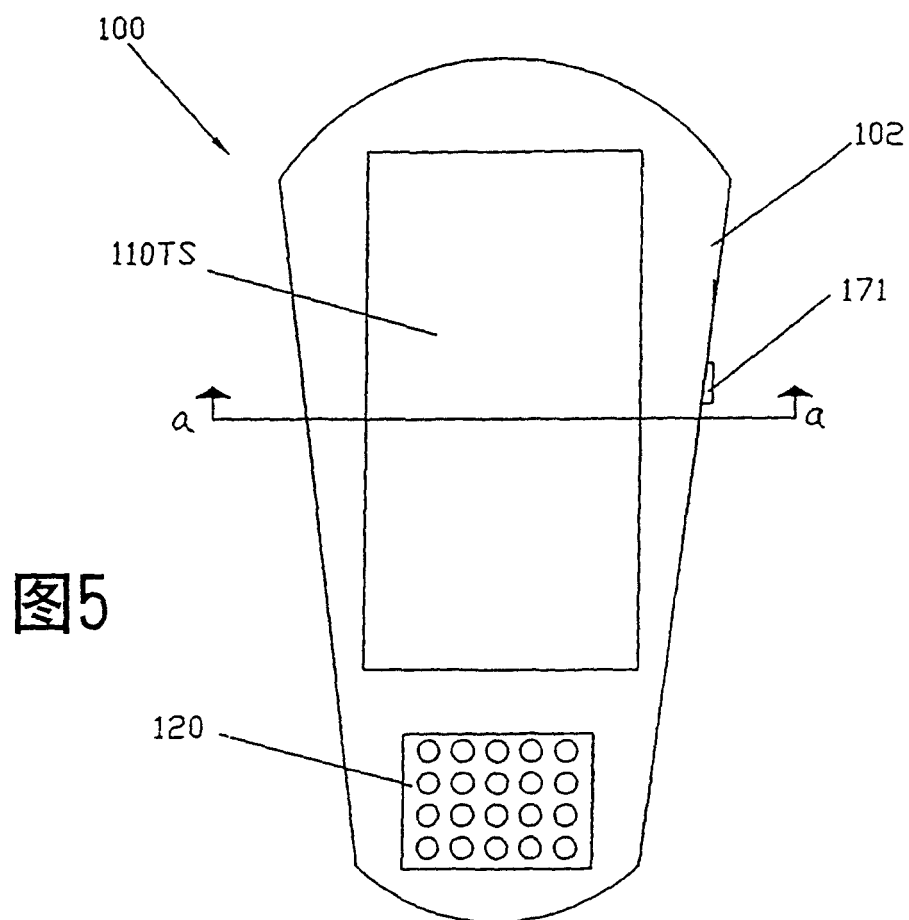


图4



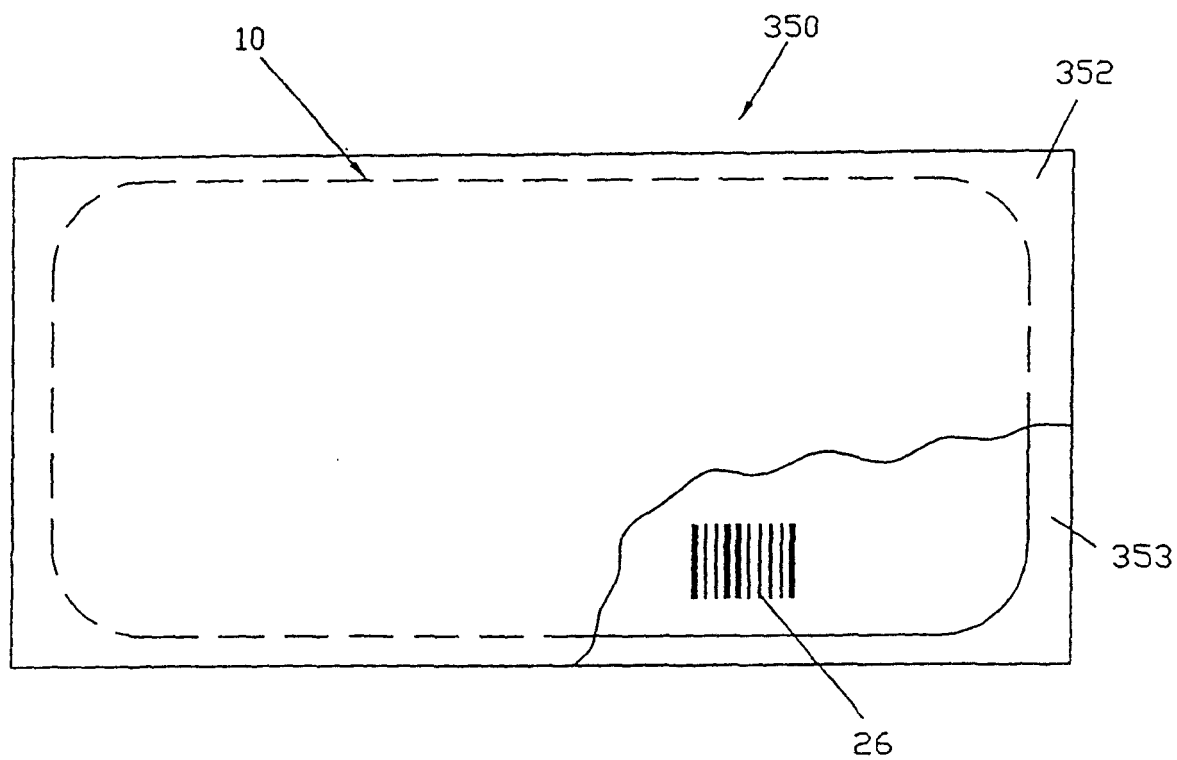


图6

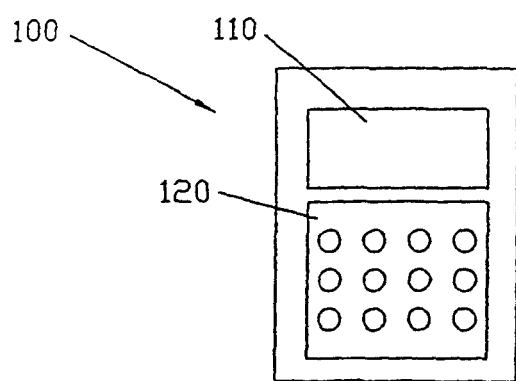


图6a

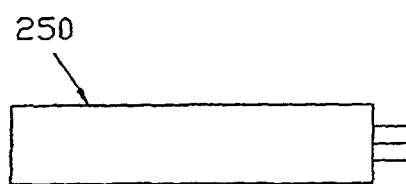


图6b

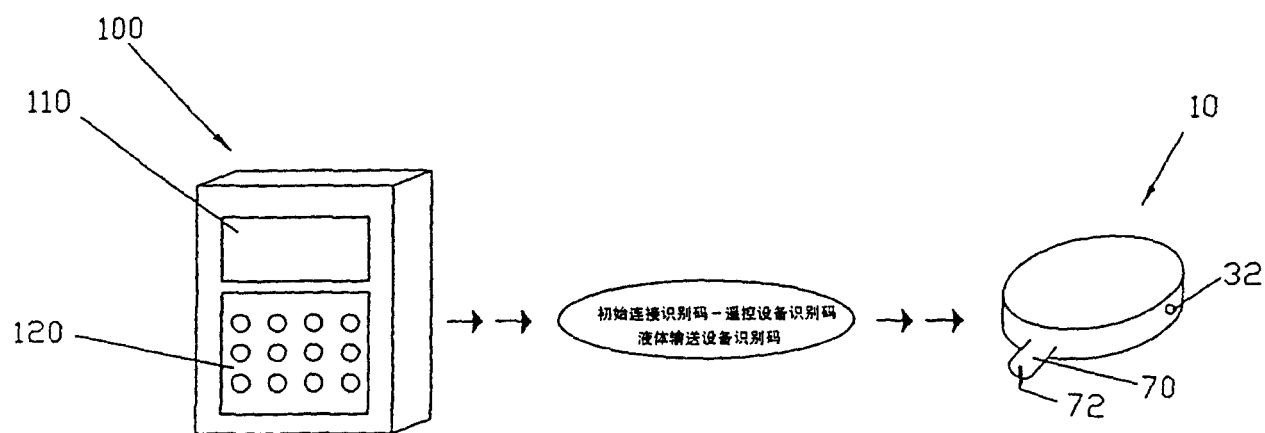


图7a

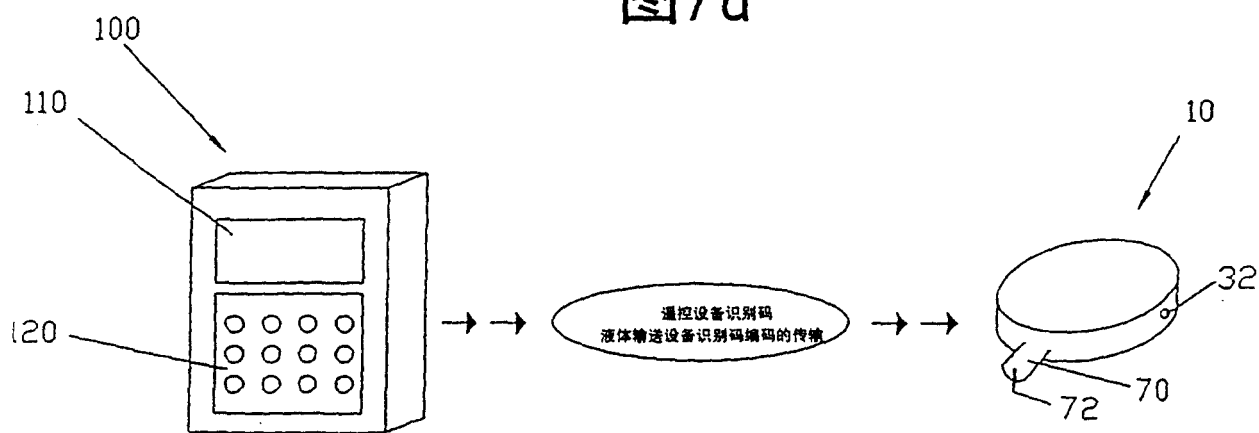


图7b

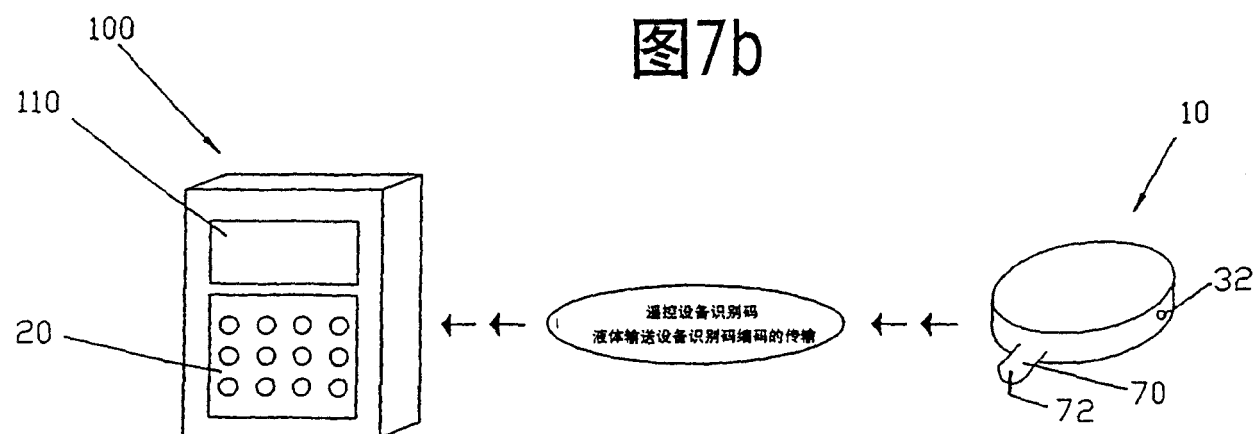


图7c

专利名称(译)	医学装置遥控器及方法		
公开(公告)号	CN1292702C	公开(公告)日	2007-01-03
申请号	CN01821087.2	申请日	2001-12-21
[标]申请(专利权)人(译)	茵斯莱特有限公司		
申请(专利权)人(译)	茵斯莱特有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	茵斯莱特有限公司		
[标]发明人	J·克里斯托弗·弗莱厄蒂 约翰·T·加里博托		
发明人	J·克里斯托弗·弗莱厄蒂 约翰·T·加里博托		
IPC分类号	A61B5/00 A61M5/172 A61B19/00 A61B18/14 A61G13/02 A61M5/142 A61M31/00 A61N1/36 A61N1/37 A61N1/39		
CPC分类号	Y10S128/92 A61B5/002 A61B5/0002 A61B5/14532		
代理人(译)	韩宏		
优先权	60/257756 2000-12-21 US		
其他公开文献	CN1482881A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种用于向病人提供医疗的系统，包括医疗装置和遥控设备。医疗装置包括本地处理器以及连接到本地处理器的本地通信元件，而遥控设备包括远程处理器，连接到远程处理器的用户接口部件，以及连接到远程处理器并用来以无线的方式与医疗装置的本地通信元件通信以便可在本地处理器和远程处理器间传送信息的远程通信元件。遥控设备还包括至少两个连接到远程处理器的单独的电源。

