



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101801274 B

(45) 授权公告日 2014. 06. 25

(21) 申请号 200880106267. 1

(22) 申请日 2008. 07. 16

(30) 优先权数据

11/782, 837 2007. 07. 25 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2010. 03. 09

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2008/052853 2008. 07. 16

(87) PCT国际申请的公布数据

W02009/013670 EN 2009. 01. 29

(73) 专利权人 3M 革新产权公司

地址 美国明尼苏达

(72) 发明人 B·K·安徒生

(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 11038

代理人 张阳

(51) Int. Cl.

A61B 7/04 (2006. 01)

(56) 对比文件

CN 1946345 A, 2007. 04. 11,

CN 1946345 A, 2007. 04. 11,

US 5492129 A, 1996. 02. 20,

WO 2006073854 A1, 2006. 07. 13,

US 2005058298 A1, 2005. 03. 17,

US 2006260865 A1, 2006. 11. 23,

WO 2006073854 A1, 2006. 07. 13,

US 5825895 A, 1998. 10. 20,

审查员 谈泉

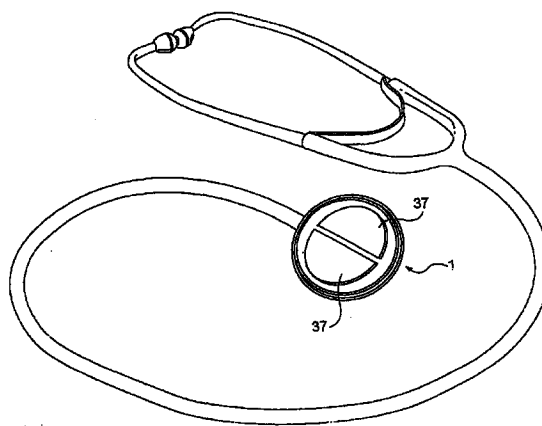
权利要求书3页 说明书8页 附图14页

(54) 发明名称

在医疗设备中的使用状态监视和自动功率管理的方法和电子听诊器

(57) 摘要

本发明涉及用于自动确定医疗设备的使用状态的设备和方法,尤其涉及基于所述电子医疗设备内的使用状态的自动功率管理。明确而言,尽管不是排它性地,本发明涉及在电子听诊器(1)使用之前打开这类设备时的电子听诊器功率管理,并且涉及与打开这类设备有关的或与这类电子设备在打开之后使用之前成为可操作所需要的时间有关的问题。此外,根据本发明的使用状态确定可以在除听诊器之外的其它设备中得到应用,如用于给药的注射器设备或吸入设备。使用状态是根据本发明的原理基于由例如传感器装置拾取的信号所确定,该传感器装置检测由在电子听诊器中的换能器装置、或由接近检测器装置(如电容测量装置)或生物阻抗测量装置拾取的声信号。



1. 一种用于自动确定电子医疗设备的使用状态和 / 或用于启动所述电子医疗设备的方法,所述方法包括:

为设备的病人部分提供接触或接近检测器装置,当所述病人部分接近或接触病人的一部分时,该接触或接近检测器装置提供输出信号;

处理所述输出信号,其中处理包括所述输出信号的低通滤波以创建经低通滤波的信号;

基于所述经低通滤波的信号确定所述电子医疗设备的使用状态,其中使用所述经低通滤波的信号来启动电子信号处理电路,由此当所述病人部分接触到病人的一部分或接近病人时,所述电子医疗设备变为活动的;

其中处理所述输出信号包括:

评估在所述输出信号的功率频谱密度的高频部分与所述输出信号的功率频谱密度的低频部分的电平之间的平衡,并且其中确定使用状态包括识别平衡的突然变化,其中所述平衡的突然变化是摩擦噪声的指示。

2. 根据权利要求 1 所述的方法,其中所述检测器装置是压电振动传感器,所述压电振动传感器提供由低功率放大器放大的输出信号。

3. 根据权利要求 2 所述的方法,其中处理所述输出信号还包括经由均方根 (RMS) 确定装置用适当时间常数来计算所述经低通滤波的信号的 RMS 值。

4. 根据权利要求 1 所述的方法,其中处理所述输出信号还包括:

所述输出信号的高通滤波,由此提供经高通滤波的信号。

5. 根据权利要求 4 所述的方法,其中所述经高通滤波的信号由 RMS 确定装置用适当时间常数进行处理,由此提供所述输出信号的所述高通滤波形式的 RMS 值。

6. 根据权利要求 1 所述的方法,其中所述检测器装置是麦克风。

7. 根据权利要求 1 所述的方法,其中所述检测器装置是振动传感器。

8. 根据权利要求 7 所述的方法,其中所述振动传感器是压电传感器。

9. 根据权利要求 1 所述的方法,其中所述检测器装置是电容接近传感器。

10. 根据权利要求 1 所述的方法,其中所述检测器装置是生物阻抗传感器。

11. 根据权利要求 10 所述的方法,其中所述生物阻抗传感器是双极传感器。

12. 根据权利要求 10 所述的方法,其中所述生物阻抗传感器是四极传感器。

13. 根据权利要求 1 所述的方法,其中所述电子医疗设备是电子听诊器。

14. 根据权利要求 1 所述的方法,其中所述电子医疗设备是电子自动注射器设备。

15. 根据权利要求 1 所述的方法,其中所述电子医疗设备是电子吸入器设备。

16. 根据权利要求 1 所述的方法,其中所述电子信号处理电路是放大器、滤波器、信号分析装置中的一种。

17. 根据权利要求 2 所述的方法,所述低功率放大器是 FET、MOSFET、双极运算放大器中的一种。

18. 一种电子听诊器,包括:胸件 (1),该胸件 (1) 包括用于拾取来自病人身体 (2) 的声音的听诊器传感器,其中所述胸件 (1) 设有电子信号处理电路以及接触或接近检测器装置,所述检测器装置用于在所述胸件 (1) 接近或接触病人的表面部分 (2) 时提供输出信号,

其中所述电子信号处理电路包括适于处理所述输出信号以创建经低通滤波的信号的

低通滤波器，

其中所述电子信号处理电路被配置为至少部分基于所述经低通滤波的信号确定所述电子听诊器的使用状态，

其中所述电子信号处理电路被配置为基于确定的使用状态控制提供给所述电子听诊器的功率，由此当所述胸件 (1) 接触到病人的一部分或接近病人时，所述电子听诊器变为活动的，

其中所述电子信号处理电路被配置为评估在所述输出信号的功率频谱密度的高频部分与所述输出信号的功率频谱密度的低频部分的电平之间的平衡，并且

其中所述电子信号处理电路被配置为基于平衡的突然变化控制提供给所述听诊器的功率，所述平衡的突然变化是摩擦噪声的指示。

19. 根据权利要求 18 所述的电子听诊器，其中所述检测器装置是压电振动传感器，其中所述压电振动传感器在与病人身体物理接触时将产生电压或电荷，该电压 / 电荷能够用来触发电子听诊器的状态设置，其中所述压电振动传感器与低功率放大器装置相组合，其中所述压电振动传感器在与病人皮肤物理接触时将产生电压 / 电荷，该电压 / 电荷由所述低功率放大器装置放大。

20. 根据权利要求 18 所述的电子听诊器，其中所述检测器装置是电容接近传感器 (37 ; 40, 41)，其中当传感器接近病人身体时，电容增大。

21. 根据权利要求 18 所述的电子听诊器，其中听诊器的所述使用状态由能够确定在听诊器的胸件 (1) 与病人的表面部分 (2) 之间的界面区域处的生物阻抗的装置 (43 ; 42, 43, 44, 45) 确定，其中当听诊器的胸件 (1) 触及病人的所述表面部分时，所述生物阻抗减小。

22. 根据权利要求 21 所述的电子听诊器，其中所述生物阻抗由两极阻抗确定装置确定。

23. 根据权利要求 21 所述的电子听诊器，其中所述生物阻抗由四极阻抗确定装置确定。

24. 根据权利要求 18 所述的电子听诊器，其中由听诊器传感器本身提供指示所述胸件何时接近或接触病人的表面部分的所述输出信号。

25. 根据权利要求 18 所述的电子听诊器，其中所述经低通滤波的信号由 RMS 确定装置用适当时间常数进行处理，由此提供所述经低通滤波的信号的 RMS 值。

26. 根据权利要求 18 或 20 所述的电子听诊器，其中所述电子信号处理电路包括适于处理所述输出信号以创建经高通滤波的信号的高通滤波器。

27. 根据权利要求 26 所述的电子听诊器，其中所述经高通滤波的信号由 RMS 确定装置用适当时间常数进行处理，由此提供所述经高通滤波的信号的 RMS 值。

28. 根据权利要求 18 所述的电子听诊器，其中所述经低通滤波的信号确定设备的使用状态，和 / 或当所述经低通滤波的信号超过给定阈值时，启动设备。

29. 根据权利要求 26 所述的电子听诊器，其中所述经高通滤波的信号确定设备的使用状态，和 / 或当所述经高通滤波的信号超过给定阈值时，启动设备。

30. 根据权利要求 28 或 29 所述的电子听诊器，其中所述阈值是可变的。

31. 根据权利要求 18 所述的电子听诊器，其中启动之后的电子听诊器在给定时间段之后自动关闭。

32. 根据权利要求 18 所述的电子听诊器,其中所述电子信号处理电路是放大器、滤波器、信号分析装置中的一种。

33. 根据权利要求 19 所述的电子听诊器,其中所述低功率放大器是 FET、MOSFET、双极运算放大器中的一种。

在医疗设备中的使用状态监视和自动功率管理的方法和电子听诊器

技术领域

[0001] 本发明一般涉及用来自动确定医疗设备的使用状态的设备和方法,尤其涉及基于电子医疗设备的所述使用状态的自动功率管理。明确而言,尽管不是排它性地,本发明涉及在使用电子听诊器之前打开听诊器时对该类设备的功率管理,并且涉及与打开这类设备有关的、或与这类电子设备(如听诊器)在打开之后使用之前变得可操作所需要的时间有关的问题。此外,根据本发明的使用状态确定可以应用在除听诊器之外的其它设备中,诸如用于给药的注射器设备或吸入设备。

背景技术

[0002] 传统机械/声学听诊器得到广泛使用,并且每当希望时,这类设备自然是立即可操作而不需要打开设备(即为其提供能量)。近来已可购得电子听诊器,并且这类设备提供优于传统被动机械/声学设备(即,不设有主动放大装置、或者使设备能够进行诸如信号滤波的主动信号处理,或分析/评估由这些设备拾取的信号的其它信号处理装置的设备)的许多优点。

[0003] 然而,诸如听诊器之类的电子医疗设备的用户常常发现如下问题:设备在使用之前必须打开,并且对于某些用户而言,此类设备在打开之后变得可操作所需的时段也是一个问题。对于数字型电子听诊器(或其它医疗设备),后一问题由数字设备的引导时间(即将软件从外部 Flash/E2prom 加载到装置的 RAM 中花费的时间)引起。相关的等待时间使用户感到不便,尽管这一等待时间通常只有几秒。

[0004] 对于以上问题的一个解决方案是将设备保持在操作待机模式中,以便实现设备的快速通电,但这种解决方案通常会相关地带来大而不可接受的功耗,并因此大幅缩短电池寿命。

[0005] 此外,所有类型的新型高级电子电路(例如无线通信)集成到这类设备中将增加功耗,并因此进一步恶化电池寿命缩短问题。

[0006] 通过限制每次启动的操作时间从而例如在最后按钮操作之后的三分钟关闭(假定这种操作指示设备已不在活动使用中)可以在一定程度上控制功率耗用,但三分钟、或其它预选时间间隔可能比实际所需的时间的长得多,因为病人检查可能仅持续 10 至 15 秒。

发明内容

[0007] 根据以上背景,本发明的一个目的是提供一种能够自动确定医疗电子设备(诸如电子听诊器)的使用状态的设备或技术。

[0008] 本发明的另一目的是提供用于保持设备低功耗并由此增加电池寿命的装置和方法。

[0009] 根据以上背景,本发明的一个特定目的是提供在电子医疗设备(如电子听诊器)的适当部分要进入操作状态时自动打开设备的装置。举例而言,可以在听诊器的声传感器

靠近病人皮肤时自动打开所述设备。在使用期间接触到病人的设备部分在本说明书中始终称为“设备－操作人员 / 病人部分”。这种表达用在本发明的上下文中，因为设备的使用状态和启动该设备的需要可由设备的给定部分（如听诊器的声学传感器或“胸件”）接触到病人身体的一部分或靠近病人身体附近的位置来指示、或者可由设备的操作人员实际触及设备的一部分（如操作人员在将设备施加到病人身上之前拾起设备或设备的一部分）来指示。然而，在本说明书的大多数例子中，设备的使用状态 / 启动请求将由设备的一部分实际上接触到与病人的表面部分或位于病人附近的位置来确定。

[0010] 根据本发明，以上目的通过提供监视使用状态（例如在活动使用、待机、或空闲模式中）的智能 / 自动监视装置而实现。优选地，设备在活动使用之后应该非常快地断电，并且在继续使用时能够立即上电。

[0011] 根据本发明的实施例，对设备使用状态的监视通过提供用来感测 在设备的病人部分之间的接触或者可选择地用来感测设备的病人部分对病人身体的一部分的接近的装置来实现。因而，本发明的基础原理是通过接触或接近检测来监视使用状态。

[0012] 本发明部分优选实施例的原理如下简括：

[0013] (1) 当设备－操作人员 / 病人部分实际保持与病人身体表面物理接触时，来自病人或者来自握持设备的设备－操作人员 / 病人部分的用户的抖动（例如，无意的肌肉张紧）将产生低频、高幅信号，该信号相比于由设备－操作人员 / 病人部分（例如，听诊器的声学传感器）通常拾取并由设备记录或显示的其它信号显得突出。在电子听诊器的情况下，这些低频、高幅信号相比于用电子听诊器通常观察的其它声音显得相当突出；而当听诊器不在使用中时，声音传感器将仅与周围空气相接触并且将只拾取非常小的声音，尤其是在与环境噪声减小换能器系统的组合中，如在国际专利申请 W02004/002191 中描述的那样。

[0014] (2) 当与包括压电换能器的传感器装置相结合时，如在国际专利申请 W02005/032212A1 中描述的麦克风元件那样，压电器件的电容在由传感器施加于身体导致的物理偏转期间会有所变化，并且电容的这种变化可以被检测并用于确定在病人部分与传感器之间的身体接触。压电元件的偏转以及由此的电容变化将随用户和情形而变。因此，在实际实现中，这种原理可以优选地用于唤醒设备，继之以声学检查以准确定义使用状态。对于电池节省实现重要的是，可以在不连续使用 DSP（数字信号处理）的情况下进行唤醒，并且可以在基本没有电流消耗的情况下进行电容变化检测。

[0015] (3) 本发明可以基于电容性接近感测，该电容性接近感测能够检测出连接接近传感器的两个单独电极的介质（的介质常数）的显著变化，籍此由电极和中间介质形成的电容器的测量电容会发生可测量的变化。

[0016] 设备的使用状态可以根据本发明被连续地或周期性地监视。因而，读取物理传感器输入（例如来自压电传感器的电压 / 电荷信号或电容）所需的“智能”装置可以连续地或只是周期性地运行，以便进一步 最小化功耗。例如，使用状态的周期性检查可以使用大功率 DSP 唤醒（例如一秒两次），运行事实上只需要几毫秒的快速检查，并在随后返回待机 / 休眠模式来实现。连续监视可能需要连续运行或每当大功率 DSP 处于待机 / 休眠模式中就运行的分立的极低功率电子电路。

[0017] 作为替换，本发明可以至少利用如下检测原理来实现本发明的监视和降耗目的：

[0018] (4) 开关检测，例如通过监视电子听诊器的耳机的打开、或当病人部分接触到病人

的适当部分时的开关启动。

[0019] (5) 应变仪应用感测。

[0020] (6) 运动检测,使用例如加速度仪或陀螺仪传感器装置。

[0021] (7) 感应检测,其中检测基于磁性性质的变化,这些变化由例如在电子听诊器的听诊器底座中的集成感应线圈检测。

[0022] (8) 在应用表面上生物阻抗的监视。

[0023] (9) 使用光学、超声波或其它传感器原理的接近感测。

附图说明

[0024] 参照结合附图的本发明的各个实施例的如下详细描述,将更好地理解本发明,其中:

[0025] 图 1 示出了与病人的表面部分保持接触的电子听诊器的听诊器传感器(胸件);

[0026] 图 2(a)、(b) 及 (c) 示出了作为时间函数的传感器信号,(a) 示出了由传感器提供的原始输出信号,(b) 示出了这种信号的低通滤波形式,及 (c) 示出了来自低通滤波器并以足够低时间常数用来计算 RMS 值的输出信号的 RMS 值;

[0027] 图 3(a)、(b) 及 (c) 示出了由低通滤波器对于噪声尖峰的抑制,(a) 示出了原始信号,(b) 示出了低通滤波信号,及 (c) 示出了信号的计算 RMS 值;

[0028] 图 4(a)、(b) 及 (c) 示出了由低通滤波器对于噪声尖峰的抑制的另一个例子;

[0029] 图 5 示出了包括的可变阈值,以便通过信号振幅(来自传感器的 RMS 低通滤波信号)与阈值的比较确定使用状态;

[0030] 图 6 示出了例示在由图 1 的传感器提供的信号中的摩擦噪声的声学探测的曲线图,该曲线图示出了摩擦噪声存在时和摩擦噪声不存在时作为频率函数的功率频谱密度;

[0031] 图 7(a)、(b)、(c) 及 (d) 示出了使用电容装置的接近感测;

[0032] 图 8(a)、(b) 及 (c) 示出了生物阻抗感测;

[0033] 图 9(a) 和 (b) 示出了使用本发明原理的、与注射器用途有关的另一示例;

[0034] 图 10 示出了使用本发明原理的、与注射器用途有关的另一示例,及

[0035] 图 11 示出了使用本发明原理的、与吸入器设备的用途有关的另一示例。

具体实施方式

[0036] 参照图 1,示出了与病人的表面部分 2 保持接触的电子听诊器的听诊器传感器部分 1(胸件)。当听诊器传感器最初接触到病人的表面部分时,由传感器提供的输出信号将首先呈现传感器碰到病人表面部分时的强峰。随后在传感器与表面部分相接触的情况下,源于病人或手握传感器部分 1 的用户的抖动将产生低频信号,该低频信号相比于听诊器典型观察到的其它信号显得相当突出。在使用听诊器之后,再次从病人表面移除传感器部分,并且这一移除将导致由传感器提供的最后的强峰输出信号。根据本发明的第一实施例,来自传感器的输出信号的上述顺序被用来监视听诊器的使用状态,如联系图 2 至 6 将更详细描述的那样。

[0037] 参照图 2(a),于是示出了在示例性使用顺序期间作为时间函数的来自听诊器传感器 2 的未经处理的输出信号(按任意单位示出)。最初传感器施加到病人表面上,在输出信

号中产生在来自传感器的较短且相对较强峰 3。传感器现在与表面接触,并且提供由病人身体或手握听诊器的用户的振动(抖动)产生的或由病人的身体声音(例如,心脏和肺的声音)产生的输出信号 4。最后,传感器与表面脱离接触,产生在 5 处的峰输出。事件的这种顺序以后重复,如由附图标记 6、7、8;9、10、11;及 12、13、14 分别指示的那样。在图 2(b)中,已经由传感器输出信号的低通滤波除去输出信号中来自传感器的高频分量(例如由与以上描述的振动/抖动诱导信号部分不相关的噪声引起的高频分量),分别剩下初始接触脉冲 3'、6'、9' 及 12' 的上述图案,其后跟随有振动/抖动间隔 4'、7'、10' 及 13' 以及最后接触释放脉冲 5'、8'、11' 及 14'。因而,通过适当选择低通滤波器的类型和特性在低通滤波之后保留与听诊器的使用状态有关的所需信息,而没有干扰高频噪声。下面将联系图 3 和 4 说明严重噪声分量的除去。在示例中实际使用的低通滤波器是 1Hz Butterworth LP 滤波器,但也可以例如根据非期望噪声的频率内容使用其它的滤波器类型或特性,如截止频率。

[0038] 参照图 2(c),示出了图 2(b)中经处理的信号形式,其中已经用适当的时间常数计算图 2(b)中的信号 RMS 值,因而提供包括峰 15 的经处理的输出信号,这些波峰 15 指示在听诊器中的传感器与病人表面部分之间的接触的建立和释放。时间常数确定在图 2(c)所示的经处理的信号的倾斜部分 16。

[0039] 参照图 3(a)、(b)及(c),示出了这样一种情形,即其中噪声强峰在来自听诊器传感器的输出信号中出现并且远离由在听诊器传感器与病人的表面部分之间接触的建立和释放引起的峰。这类外来噪声峰在图 3(a)中由参考标记 17 示出,并且这些峰沿时间轴随机分布地出现。接触建立、跟随其后的振动/抖动时段以及接触释放终止同样分别由附图标记 18、19 及 20 指示。在图 3(b)中,示出了图 3(a)所示输出信号的经低通滤波的形式,图中可见已经有效地除去了在未处理信号中的外来噪声峰 17,在滤波信号中留下所需的使用相关顺序的完好 18'、19'、20'。图 3(c)示出了图 3(b)所示信号的 计算 RMS 值,其包括指示在听诊器中的传感器与病人的表面部分之间接触的建立和释放的峰 21。

[0040] 参照图 4(a)、(b)及(c),示出了与图 3(a)、(b)及(c)大体相应的情况,不同之处在于包括含有极强峰噪声以及较稳态性质噪声的间隔 26。重要的是,该间隔不被误解为听诊器的实际使用的间隔,并因此低通滤波器应该能够抑制该间隔中的噪声信号。由低通滤波实现的噪声抑制在图 4(b)中例示,其中只留下弱残余噪声信号 26'。在图 4(c)中示出 RMS 计算之后所得的信号,并且图 4(a)中的原始的未处理信号中的噪声感染部分 26 已如由参考标记 29 指示的那样被大体抑制到不会将这种间隔误解为使用顺序的程度,在图 4(c)中实际使用顺序由信号部分 27 和 28 指示,这些部分相对于在间隔 29 中的信号清楚地突出。

[0041] 在估计使用状态确定信号的数值时,例如根据本发明用于确定电子听诊器的使用状态的图 2(c)、3(c)及 4(c)所示的 RMS 处理低通滤波信号,应用(能够根据具体要求变化/优化的)阈值 T。

[0042] 参照图 5,同样示出了图 3(c)所示 RMS 低通滤波信号,以及可在极高阈值(a)与极低阈值(b)之间调节的可变阈值 T。阈值(a)高到只有信号的最强峰才能启动听诊器,而阈值(b)则低到即使极弱峰信号也能启动听诊器。听诊器启动的实现(高于阈值的信号)在本发明的某些实施例中可以与计时器电路相组合,籍此听诊器一旦启动,就会在一个给

定的（用户可定义的）时间段内保持活动，例如三分钟。此外，这种计时活动可以只要求肯定触发（例如每三分钟一次）以保持听诊器活动。此外，不同系统策略可以强化构造描述计时启动的不同方式：例如某种类型的系统启动可通过将高阈值（a）与较长超时时段相组合、或者通过将低阈值（b）与明显更短的超时时段相组合来实现，因为类型（b）阈值设置比类型（a）阈值设置更可能被信号超过。

[0043] 在本发明的装置和原理用于电子听诊器中作为识别听诊器何时正施加到病人胸部上并由此进入活动使用状态中的手段时，提供活动的非常可靠探测（例如阈值（b））以使得听诊器总是立即启动就十分关键。一旦启动，合理的是系统遵循标准超时断电时间段，例如三分钟。

[0044] 在其中电池寿命非常关键的听诊器应用中，该三分钟时段可能是不可接受的，由此可采用额外的规则。例如，于是可要求在启用所述三分钟时段活动之前，其中信号（例如信号的 RMS 低通滤波振幅）超过类型（b）阈值的时段比给定时间值长（例如两秒）。可选择地，可以要求在启用三分钟系统活动之前，超过类型（a）阈值的信号必须在给定时间段（例如两秒）内出现两次。

[0045] 更进一步的系统活动策略是，始终让系统尽可能容易地启动，即使用简单类型（b）阈值启动，并且额外使用信号特性（频谱、时间结构的细节等）的足够详细分析，以确定探测信号是否很可能由与病人胸部事实接触的听诊器传感器引起。这种更高级的分析例如可包括病人心博的检测、或呼吸音的检测等等，这些声音在使得听诊器保持活动状态的预定时间段内必定出现。如果这样的声音在所述间隔内不出现，则听诊器将断电以便节省电池寿命。

[0046] 在以上详细描述的本发明的实施例中，使用状态的确定基于在听诊器传感器接触到病人的表面部分（由初始输出信号峰指示，例如在图 2(a) 中的 3）、保持与这个表面部分相接触（例如在图 2(a) 中的振动 / 抖动 - 诱导信号部分 4）、及传感器与该表面部分脱离接触（由最后输出信号波指示，例如在图 2(a) 中的 5）时典型出现的信号分量。作为对于这种使用状态确定方法的替换或补充，在来自听诊器（或在如下提到的其它设备）的输出信号中的、源于例如在听诊器的传感器与病人表面部分之间的摩擦的声音分量，可用来确定听诊器或其它设备的使用状态。这类摩擦噪声的例子在图 6 中示出，其中在摩擦噪声在输出信号中存在（附图标记 35）以及摩擦噪声在输出信号中不存在（附图标记 35）的情况下，对于来自听诊器传感器的输出信号，功率频谱密度（dB）示出为频率的函数。参照图 6，显见相比于例如在传感器与病人表面部分之间没有摩擦发生时由听诊器传感器拾取的正常听诊声音，摩擦噪声包括多得多的强高频分量。因而，例如在来自传感器的输出信号的功率频谱密度的高频部分和其低频部分的电平之间的平衡的突然变化可指示噪声事件，并由此被用于提供关于听诊器或其它设备的使用状态的信息。

[0047] 使用状态确定装置的以上实施例基本上依赖于由传感器振动或由在传感器与病人表面部分之间的物理冲击产生的声音信号的拾取。现在参照图 7(a)，示出了依靠使用电容装置的接近感测的使用状态确定装置的可选实施例。当电极接近介电性能与空气不同的介质 2（例如，人的皮肤或组织）时，在电容器的两个电极 37 之间的电容将变化。于是在例如电子听诊器的传感器部分设置电极，则传感器接近病人的表面部分时的电容变化就可用来确定听诊器的使用状态。可能有利的是使用自适应阈值检测用于更好地处理不同使用图

案,例如抵靠病人的表面部分较重或较轻地按压听诊器的传感器。重要的是,听诊器的启动由传感器实际接近病人的表面部分而引起,而不是由听诊器的传感器相对于操作人员本身的接近(通过例如感测到设备周围操作人员手的靠近)所引起。如图 7(b) 中所示,用来实现接近传感器的电极(图 7(b) 中的 37 和在图 7(c) 中的 40 和 41) 根据设备的具体要求可按不同方式布置,图中仅示出了这些方式的两种。电极经电气连接器 38 连接到阻抗感测装置 39。

[0048] 图 7(d) 中示出了包括所述基于电容的接近检测装置的听诊器的实施例。在这个实施例中,两个电容器电极 37 在听诊器的传感器部分 1 中尽可能地靠近外部介质定位,以便最佳地利用外部介质的介电性能变化来改变由电极形成的电容。电极不必与外部介质电气连接,而是可以隐藏在防潮隔膜(未示出)之后。电极可以借助于薄金属/导电层涂敷到病人界面聚合物隔膜的表面上,这些薄金属/导电层例如通过丝网印刷涂敷工艺得到。在传感器部分中设置或者以其他方式在听诊器中的内部电子电路,用以检测所得的电容和/或其变化并用于利用这类电容或变化来确定听诊器的使用状态。

[0049] 参照图 8(a) 和 (b), 示出了用来确定电子医疗设备(如听诊器)使用状态的生物阻抗感测的应用。为了进行四极阻抗测量,两个电极 42 在由信号(电流)源 44 提供的恒定电流下将电能耦合到病人组织上。两个其它电极 43 用来测量所选组织区域上的电压降。示出的生物阻抗感测装置要求在各种电极与病人身上/身中的应用部位之间的电气接触。所述电压降可由连接到电极对 43 上的装置 45 测量。要理解的是,示出的电极配置和这些电极的实际形状仅是示范性的,并且可使用电极的多种可选择形状和配置。典型地从源 44 施加的信号将是周期信号,例如 50kHz 的正弦信号,以便提供通过人类(水)流体的导电性的良好估计。

[0050] 基于生物阻抗传感器装置应用的使用状态确定例如可与吸入器设备一道使用,其中传感器装置可用来感测在吸入器的吸入口周围用户嘴唇的适当闭合。生物阻抗传感器装置也可用来感测进入人类(或其它)组织中的注射笔的适当插入,或者用来感测操作人员的手触及医疗设备并相应地打开设备。

[0051] 在图 8(c) 中示出了专门用来确定电子听诊器的使用状态的生物阻抗感测的应用。电子听诊器的传感器部分 1 以当使用听诊器时将提供与病人皮肤的电气接触的这样一种方式设有四极阻抗测量电极 42 和 43。电极可以借助于薄金属/导电层涂敷到病人界面聚合物隔膜的表面上,这些薄金属/导电层例如通过丝网印刷涂敷工艺得到。内部电子电路提供使用模拟信号 44 的最佳设置(例如有关频率和/或振幅)来检测得到的生物阻抗的装置。典型地近似 50kHz 的交流模拟信号频率能够实现优化的低电流要求,以得到安全的系统。

[0052] 参照图 9(a)、9(b) 及 9(c), 示出了使用以上描述的各种功能原理(两极阻抗测量、振动感测、电容接近感测及四极生物阻抗感测)来确定自动注射笔设备的使用状态(即用来保证在设备起动之前对病人组织的适当针插入)的另一示例。于是具体而言,图 9(a) 表明在自动注射笔设备的主体 46 与其针部分 47 之间的两极阻抗测量的使用。当针 47 插入病人组织中时,在假设正是病人本身实际操作设备的下,通过病人身体建立导电路径。在使用之前,当针 47 不与病人的组织相接触时,由设置在设备壳体内部的阻抗测量装置 48 可确定在针 47 与设备主体 46 之间的极大(基本上无限大)的阻抗,并且当在针 47 与病人组织

之间的接触建立时,该阻抗显著地下降。阻抗的这种下降根据本发明用来提供关于设备的使用状态的信息。可选择地,针 47 相对于主体 46 的振动、或设备的界面面板 50 的振动,可以大体按与联系在图 2 至 5 中表明的听诊器用途描述的相同方式由振动敏感装置拾取。

[0053] 作为替换,界面面板 50 可以设有电容接近感测装置(基本上如以上联系在图 7 中的听诊器描述的那样)用来感测界面面板 50 对于病人表面的接近。以上联系图 8 描述的生物阻抗测量装置也可并入到界面面板 50 中,以检测在设备的界面面板与病人的皮肤表面之间何时进行接触。

[0054] 通过以上装置,就能够确定使用状态:“设备准备起动”。更为可能的是,使用以上装置保证在缩回之前,针在病人组织中保持要求时间段。图 9(a) 的简单两极阻抗测量是实现这个目的的直接方式。

[0055] 参照图 10,例示了与自动注射笔设备结合的生物阻抗感测装置的进一步应用。基于在肌肉、脂肪、动脉、静脉等中对组织阻抗的更详细分析,可以借助于四极阻抗分析来监视针在病人组织中的正确定位。因而,例如脂肪的电气阻抗远高于肌肉组织或在动脉和静脉中流动的流体的阻抗。如图 10 中所示,借助于适当表面安装技术在针 47 的末端附近定位四个单独电极,包括首先用电气绝缘层覆盖整个针 47,并在随后在针顶部部分处涂敷(例如,通过丝网印刷或通过合适的照相工艺)设有接触界面的四个个别电极 53 的步骤。最后,用电气绝缘层覆盖电极的整个区域,仅留下电极的外表面部分敞开,用于与周围组织相接触。电极 53 中的两个电极如以前那样用来将激励信号 51 提供给电极,并且与电极相接触的组织部分的阻抗由设在自动注射笔设备中的适当装置 52 测量。用来测量组织阻抗的装置 52 连接到四个电极 53 的其余两个电极上。

[0056] 参照图 11,示出了用来监视吸入器设备 54 的使用状态的使用本 发明原理的另一示例。吸入器设备包括主体 54 和吸入口 56,并且通过使用在本说明书在前段落中描述的使用状态感测装置,可以在从吸入器设备释放一剂药物之前确认用户嘴唇在吸入器吸入口 56 周围的适当重叠。由此防止药物从用户嘴唇与设备吸入口之间漏入周围空气。如图 11 中所示,借助于电极对 57、58 进行用户嘴唇的适当部分当与吸入口表面相接触时的阻抗的四极检测,如在图 11 中看到的那样,在吸入口的上表面设置一对电极中的一个电极并与该对电极中的另一个相对,即在吸入口的底部表面上。两个电极 57 用来将激励信号 59 提供到生物阻抗测量装置,而另外两个电极 58 用来通过适当测量装置 60 测量通过用户嘴唇部分的生物阻抗。可选择地,两个电极可能已经用来进行病人嘴唇部分的两极阻抗测量,以监视在用户嘴唇部分与吸入口之间的正确接触。作为另一替换方式,如联系在图 2 至 5 中的以前听诊器例子中描述的那样,可以使用吸入口的振动检测来确定接口是否与任何外部物体(如用户嘴唇部分)物理接触。

[0057] 作为按上述方式使用生物阻抗或振动传感器装置的补充或替换,这类装置能够根据本发明用来检测用户的手,此时用户握持设备(的主体)。这种使用状态的信息的提供,即用户实际上正握持设备,可用来打开在 LCD 显示器上的背光,和/或在显示器上开始与例如适当吸入技术、自从来自吸入器的上次剂量的时间等有关的文本指导。为此目的,可以使用两极或四极生物阻抗感测,该检测使用在吸入器主体上,即在其中用户手/手指触及主体的那些主体区域中)适当放置的电极。作为替换,在吸入器设备的壳体中的振动传感器可用来检测由用户用手握持设备发生的微弱肌肉抖动。

[0058] 应该理解虽然已联系图 2 至 6 详细描述了由电子听诊器拾取的声音信号的专门信号处理,但这类信号处理(例如根据本发明的原理为了从用来确定使用状态的信号除去或减少噪声信号)也可应用于从除在电子听诊器中的换能器装置之外的其它装置导出的信号。因而,从联系本发明原理的其它使用,例如联系注射器装置和吸入器装置,描述的换能器装置(例如,接近传感器装置、生物阻抗装置、振动/加速检测装置等等)的任一种导出的信号,则可在需要时经受以上联系电子听诊器专门描述的信号处理装置。

[0059] 此外,根据本发明的另一个发展实施例,使用状态检测信号经受高通滤波,例如在 0.1 至 10Hz 之间的截止频率,以便避免在其中有向传感器的连续按压的情形下设备的连续启动。具体地说,在其中用户折叠听诊器并且将它存储在他的口袋中及听诊器此后在例如来自汽车钥匙或另一种物体的连续负载的情况下,听诊器在不使用的时候没有必要保持不进入休眠阶段。这里,额外的高通滤波将确保启动将与在施加力作用在传感器上的时间上有限小变化相关联。否则,信号将复位。高通截止频率和量级/斜率的认真选择将产生用于给定应用的最佳折衷。

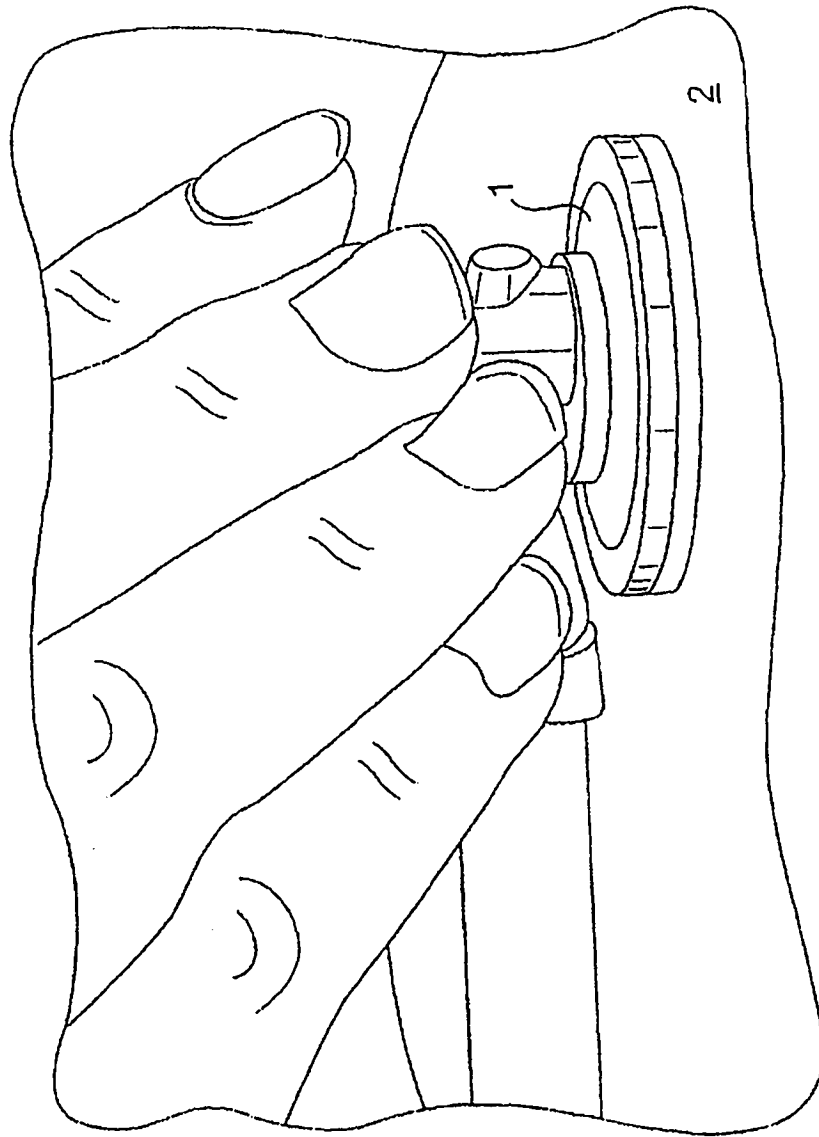


图 1

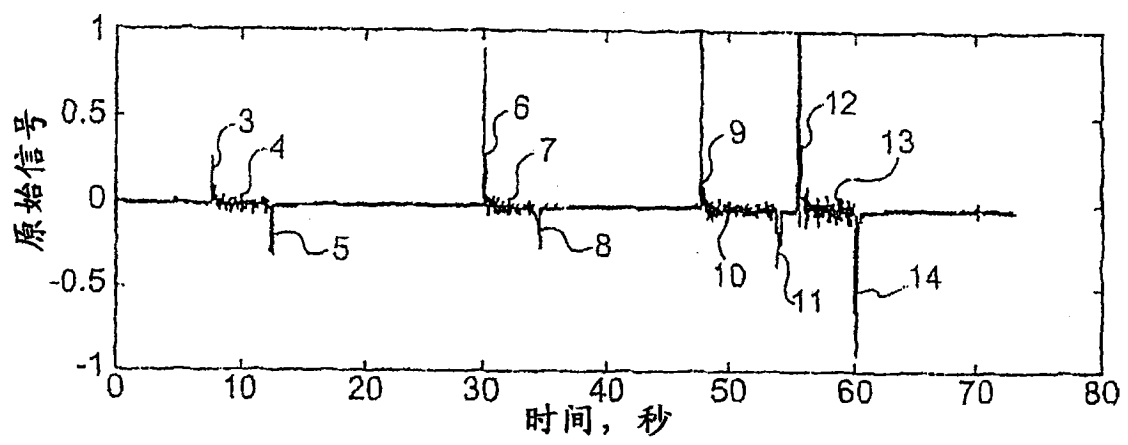


图 2(a)

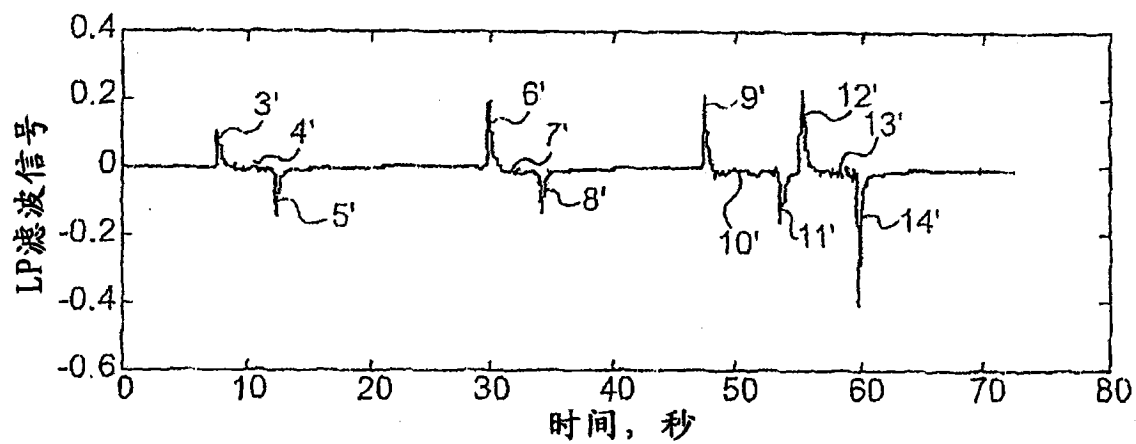


图 2(b)

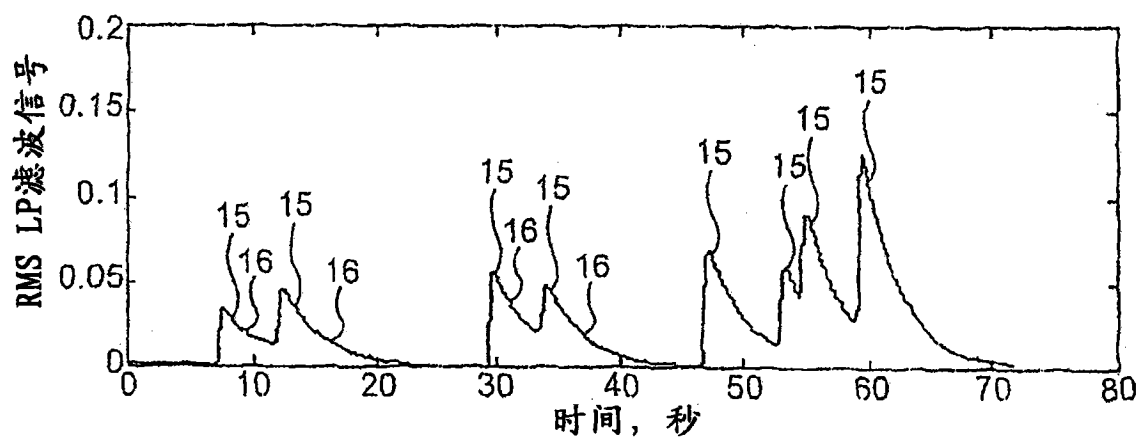


图 2(c)

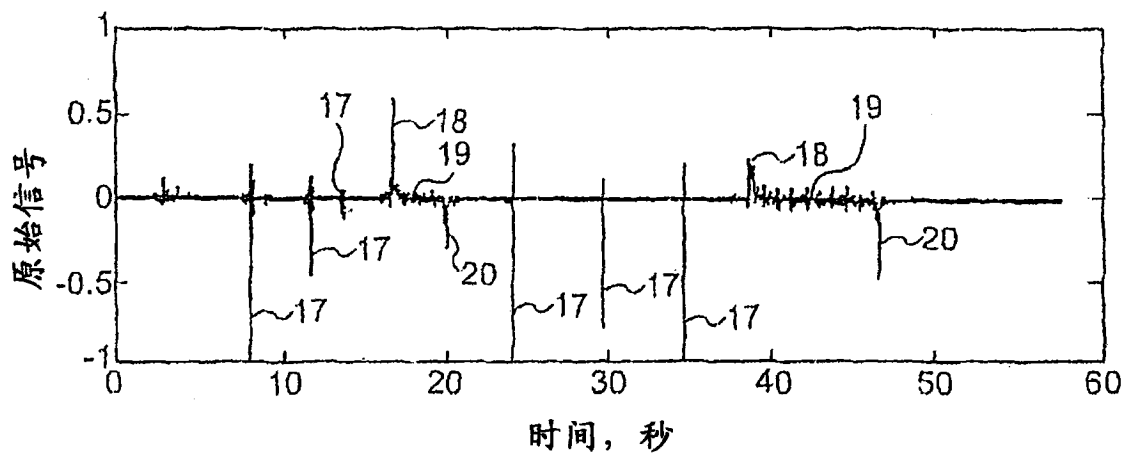


图 3(a)

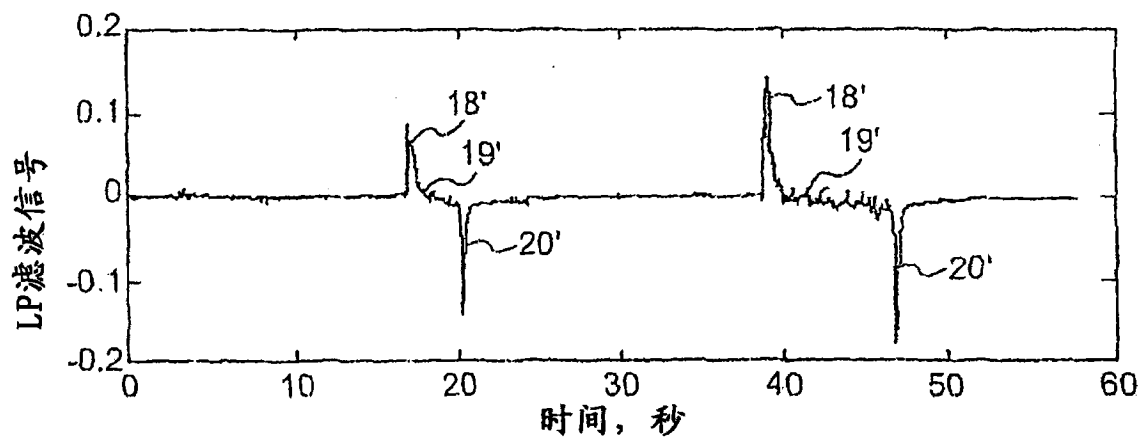


图 3(b)

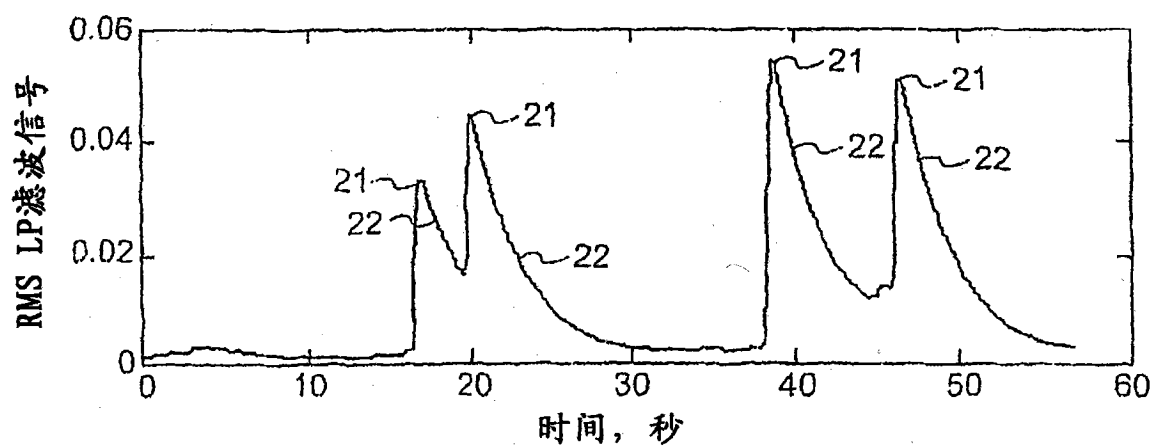


图 3(c)

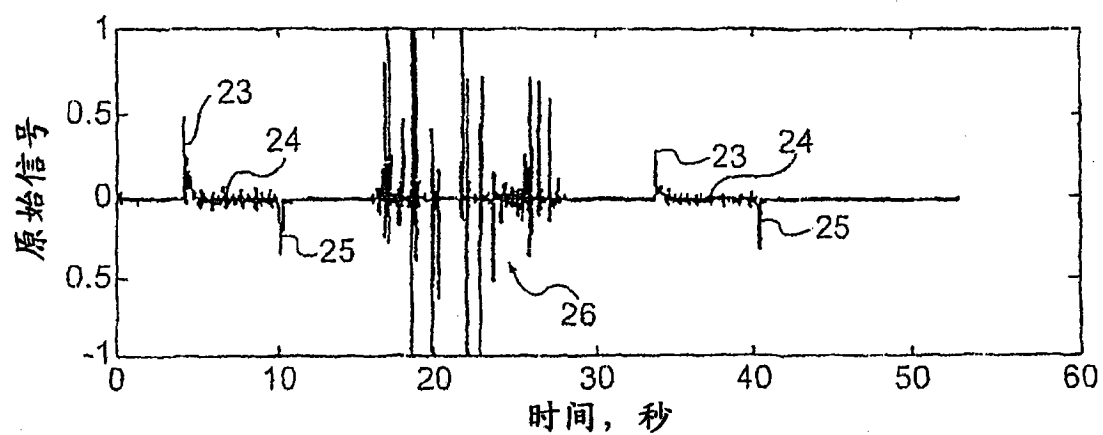


图 4(a)

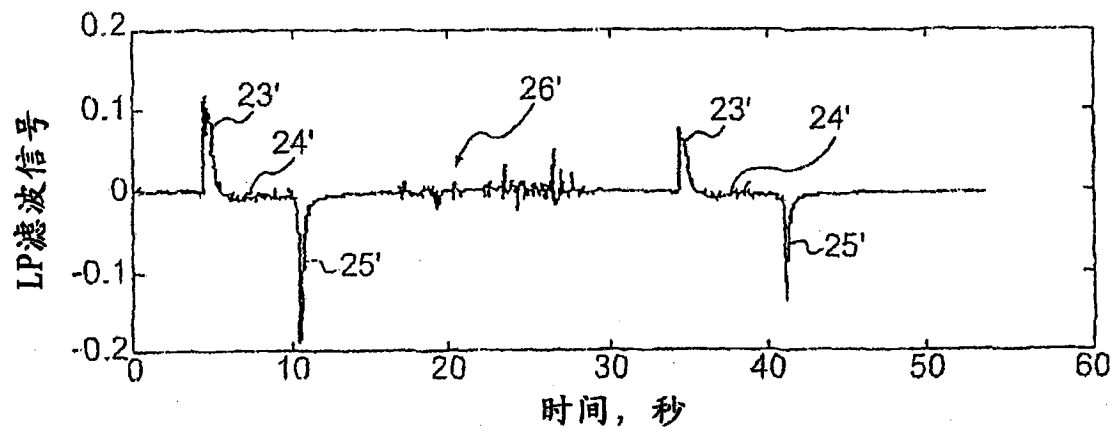


图 4(b)

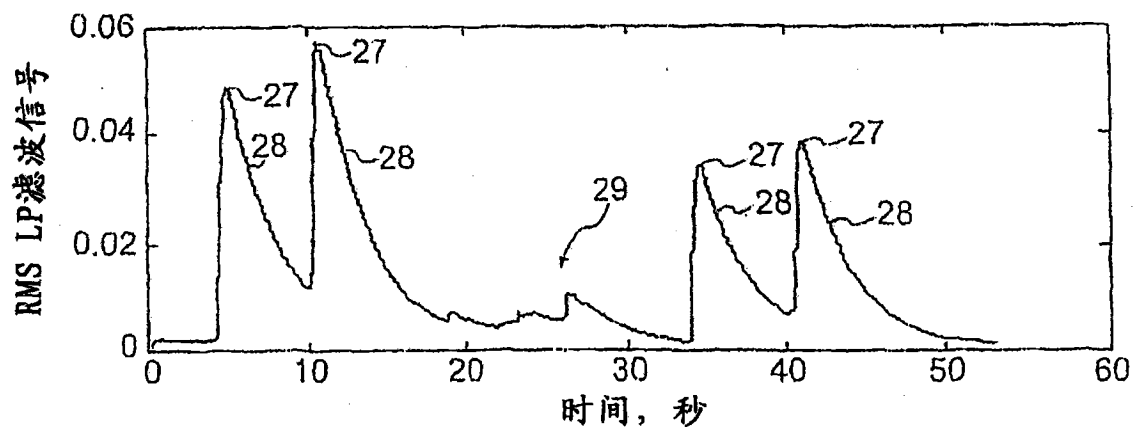


图 4(c)

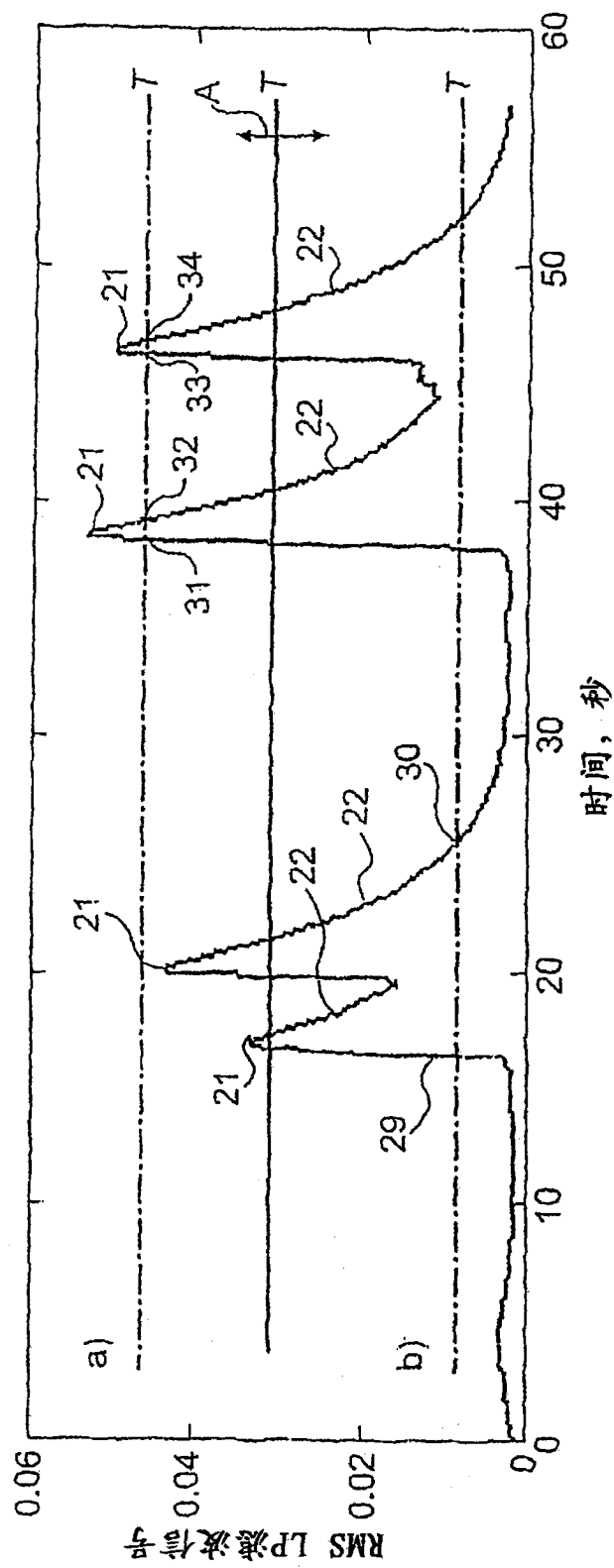


图 5

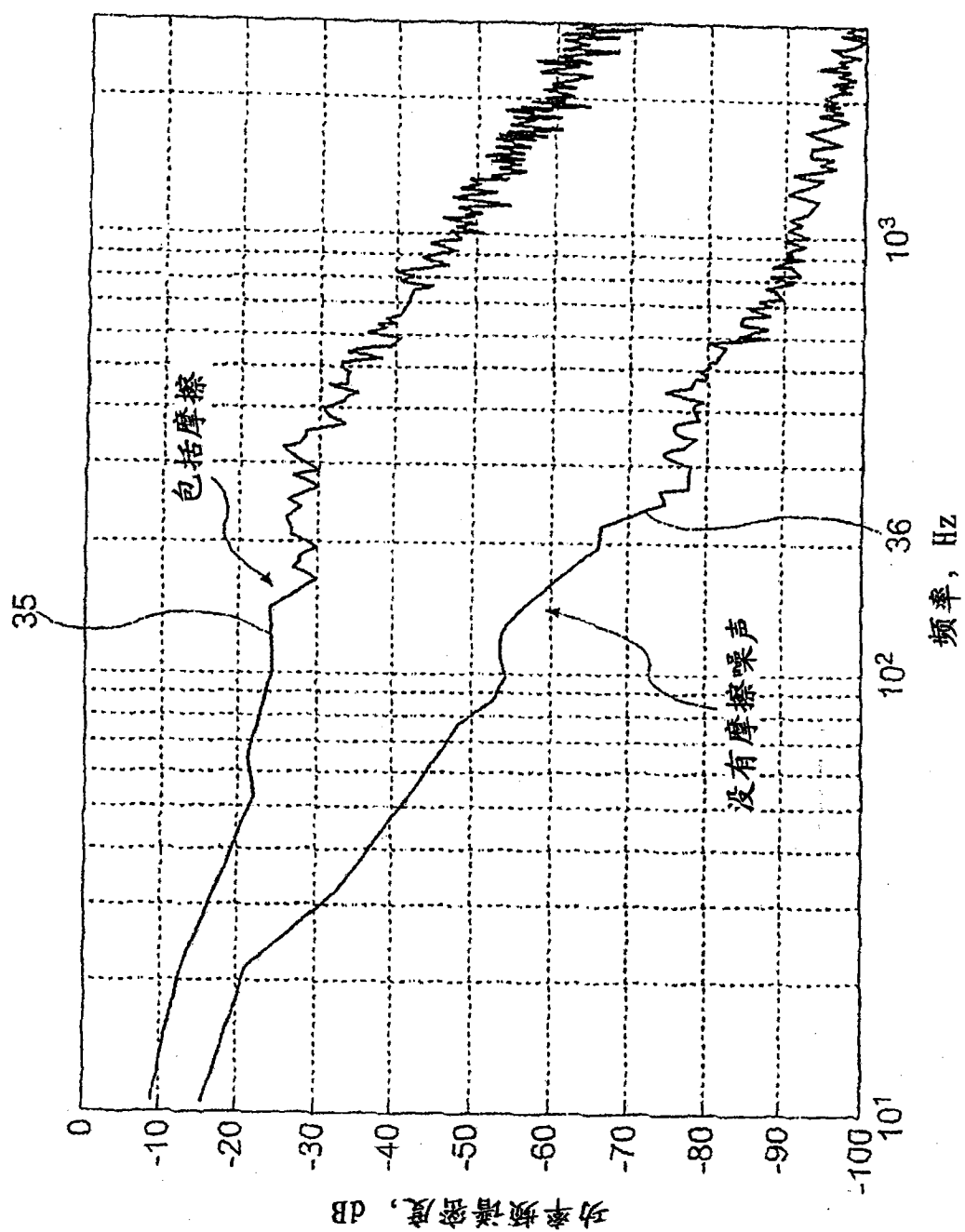


图 6

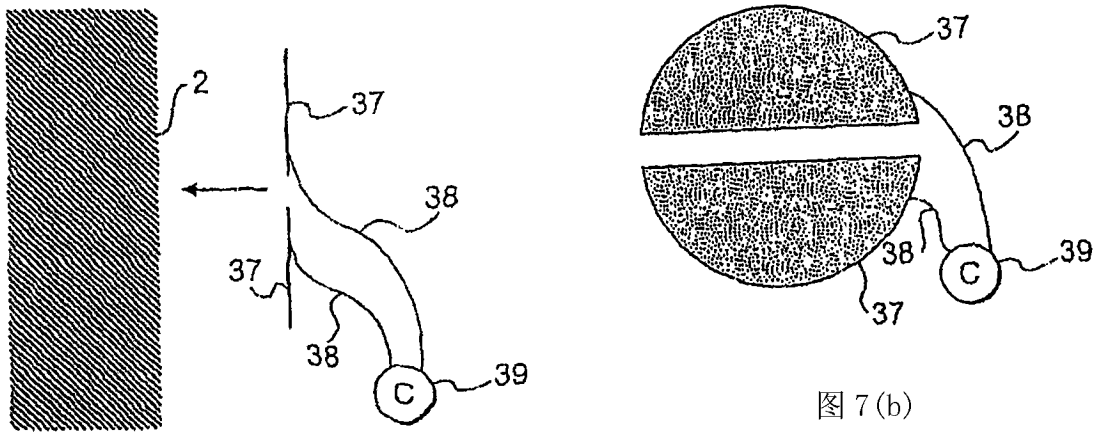


图 7(b)

图 7(a)

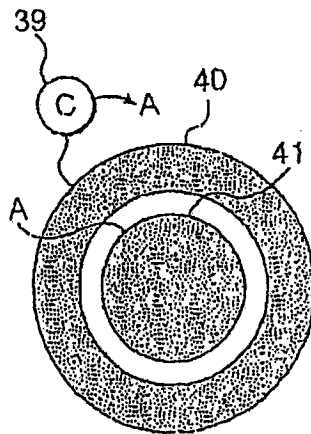


图 7(c)

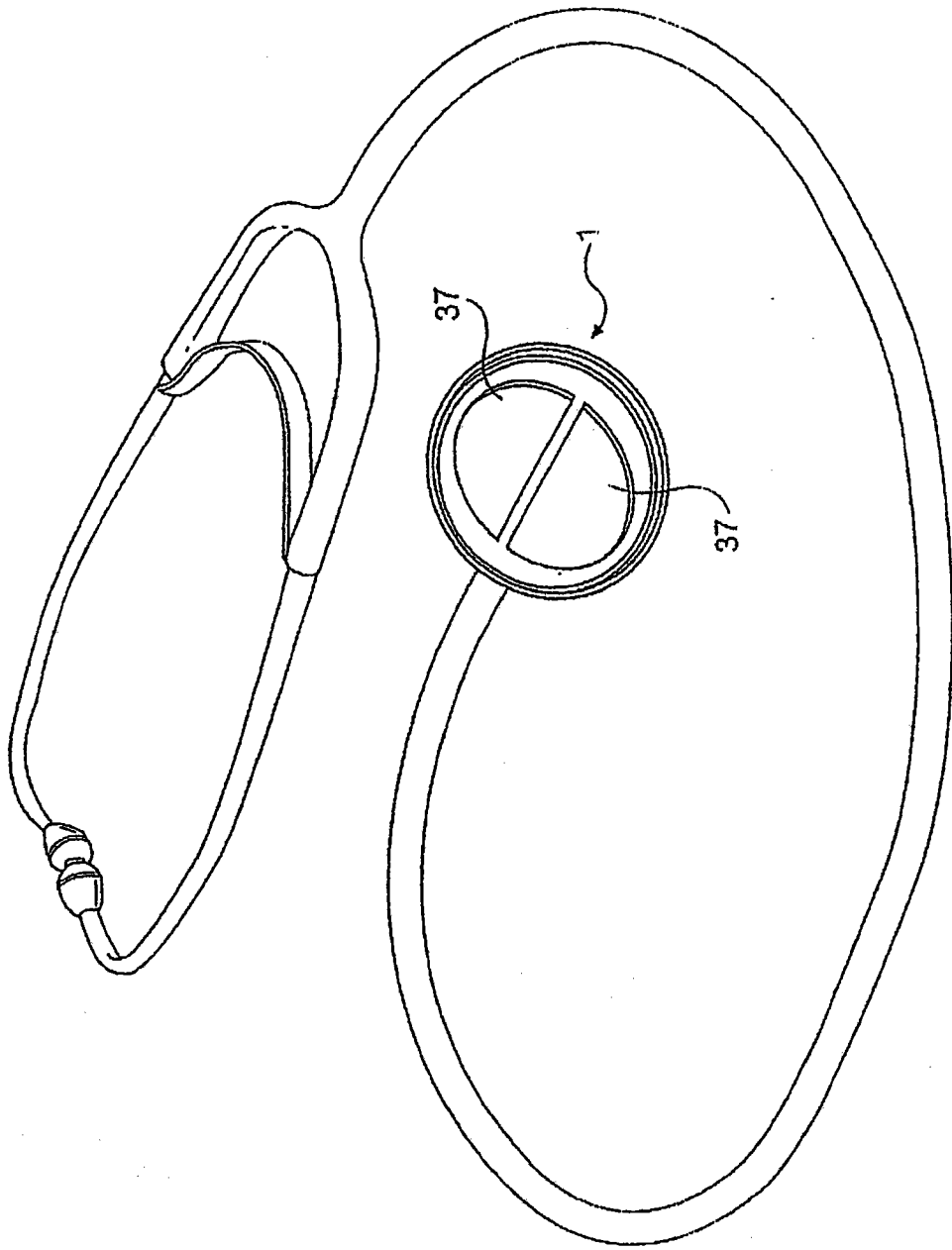


图 7(d)

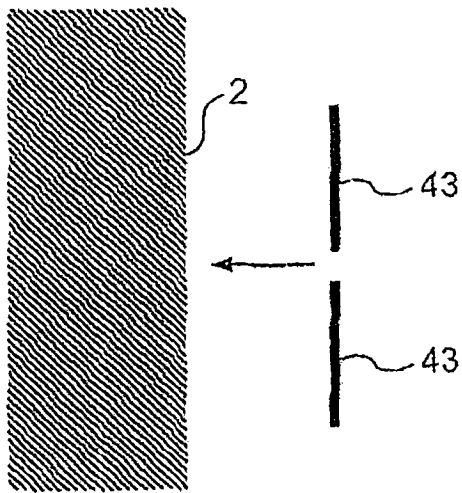


图 8(a)

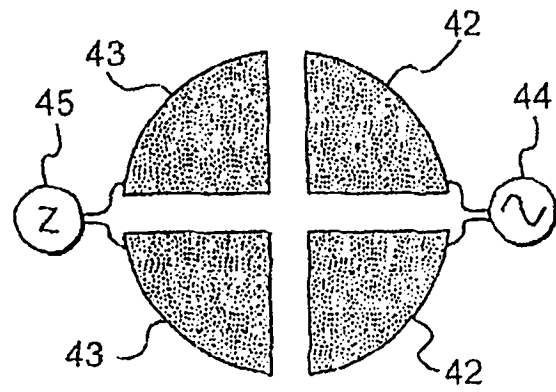


图 8(b)

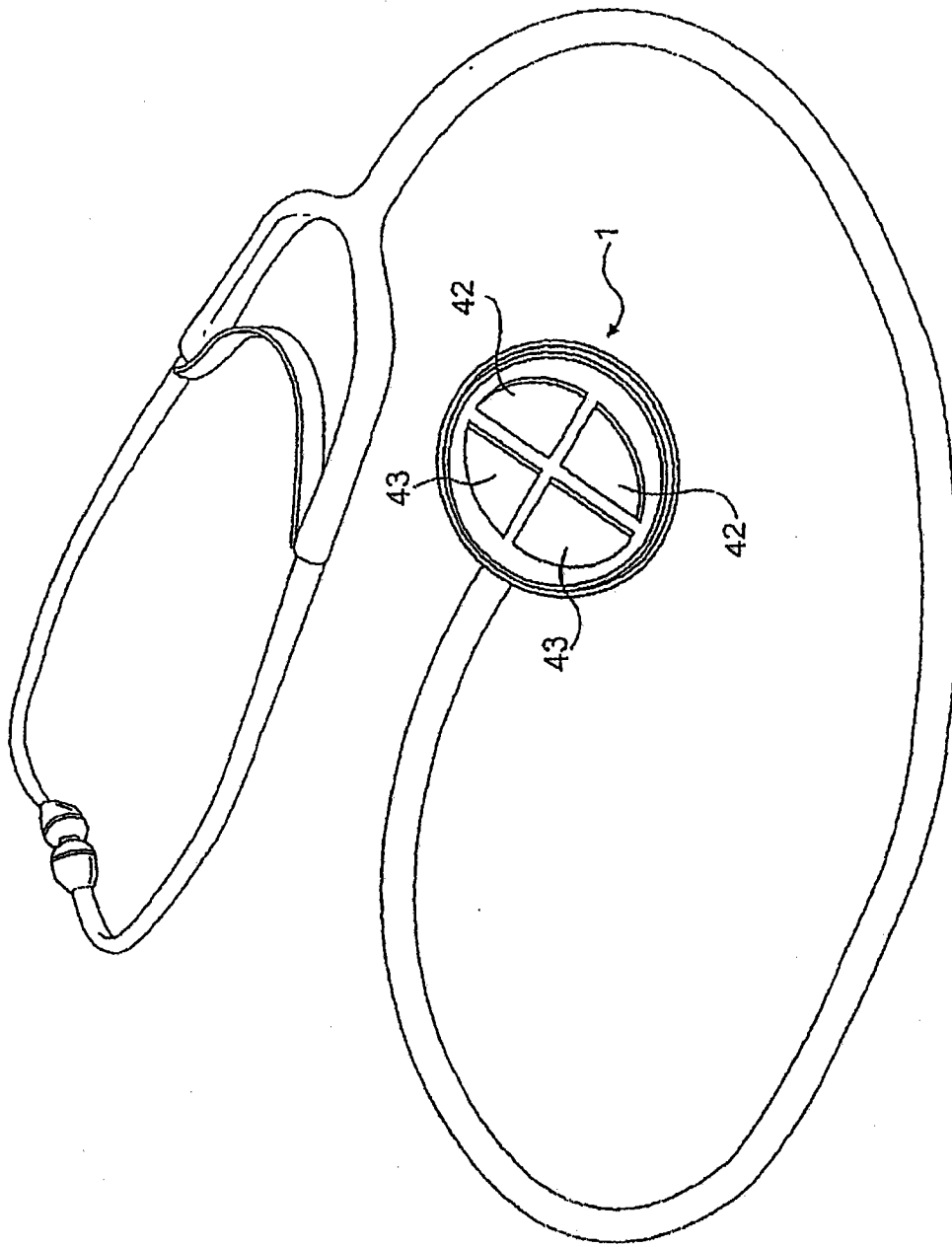


图 8(c)

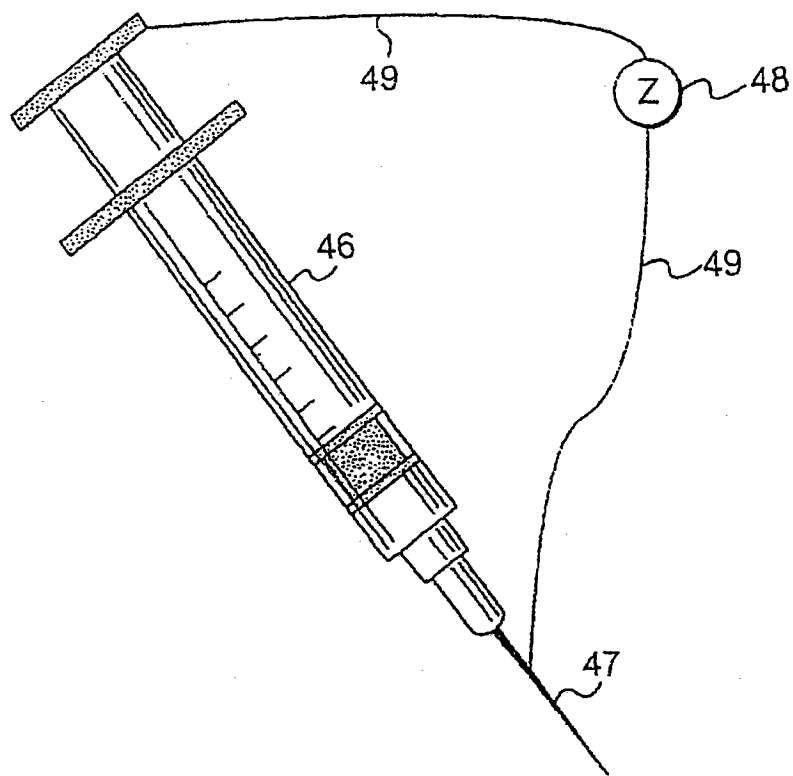


图 9(a)

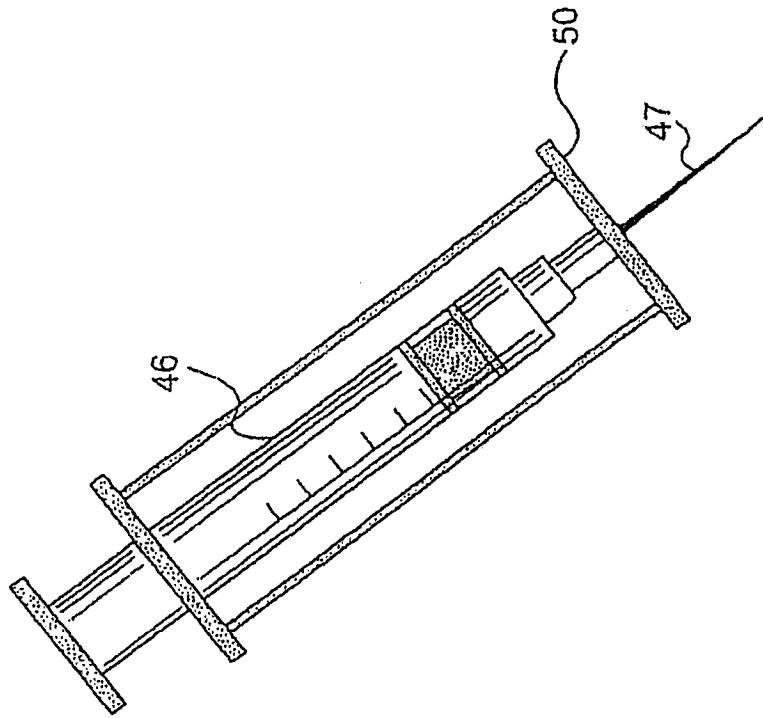


图 9(b)

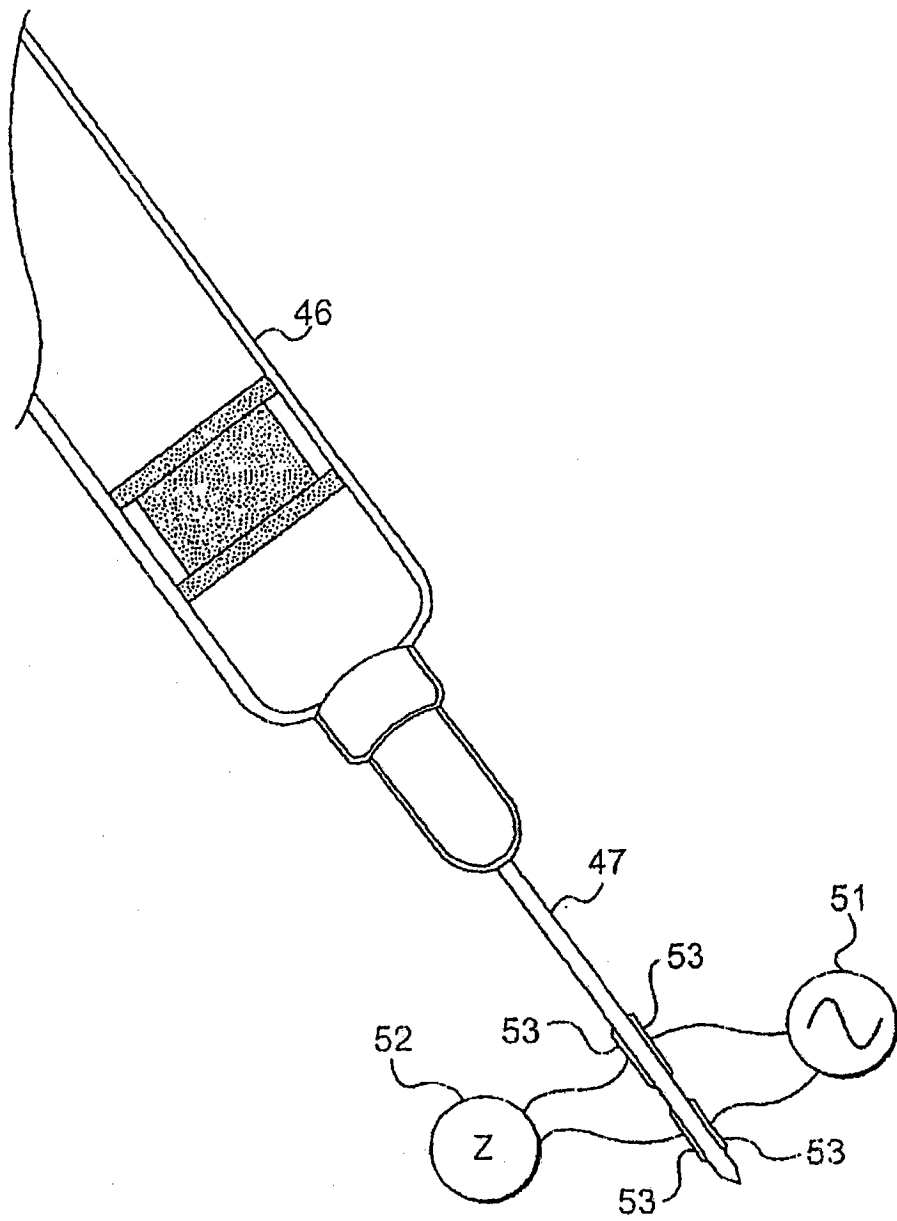


图 10

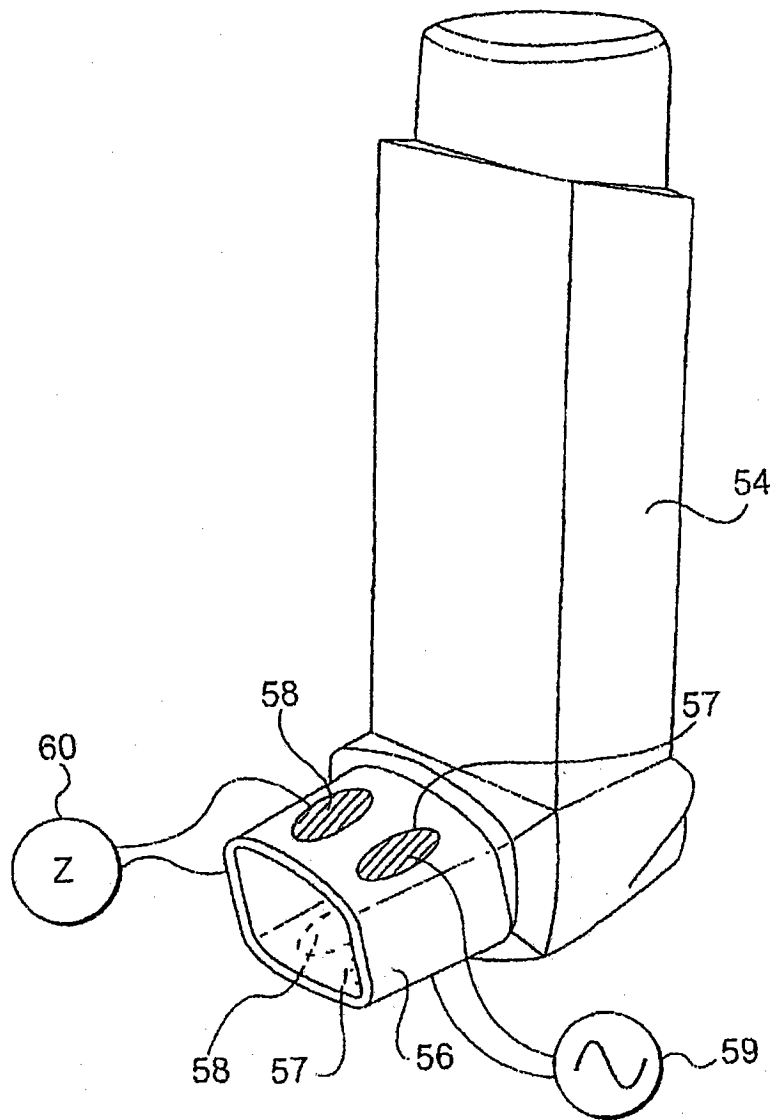


图 11