

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200780048836.7

A61B 5/053 (2006.01)

A61B 5/07 (2006.01)

G01N 27/02 (2006.01)

G01N 27/00 (2006.01)

[43] 公开日 2009年11月25日

[11] 公开号 CN 101588755A

[22] 申请日 2007.12.26

[21] 申请号 200780048836.7

[30] 优先权

[32] 2006.12.27 [33] US [31] 60/882,009

[86] 国际申请 PCT/IB2007/055311 2007.12.26

[87] 国际公布 WO2008/081393 英 2008.7.10

[85] 进入国家阶段日期 2009.6.29

[71] 申请人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

[72] 发明人 H·周 L·R·艾布 J·希米朱

J·F·迪克斯曼 A·皮里克

J·M·伦森 A·施莱彻

F·T·德琼格

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

代理人 李静岚 谭祐祥

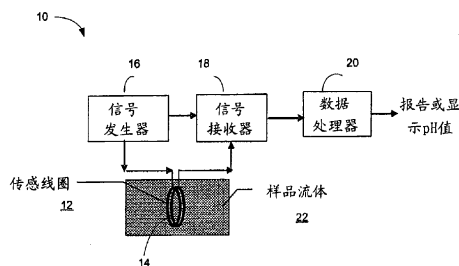
权利要求书3页 说明书9页 附图9页

[54] 发明名称

用于测量包括 pH 在内的流体属性的方法和设备

[57] 摘要

本发明公开了一种用在人体的胃肠道内的流体传感器。所述传感器包括：感测线圈，其可以被浸入在胃肠道的样品流体中；信号发生器，其与所述感测线圈进行电通信，以便对所述感测线圈施加电流脉冲；信号接收器，其与所述感测线圈进行通信，以便测量相对于所述电流脉冲的电反射；以及数据处理器，其用于接收所述电反射并且基于所述电反射来计算表示至少一种属性(比如所述样品流体的 pH)的数据。所述流体传感器还可以包括用于校准所述感测线圈的参考线圈。所述传感器线圈和参考线圈可以被封装在可吞咽的药片壳中。所述传感器线圈还可以充当用于向/从远程位置发送及接收信号的天线。



1、一种流体传感器系统，其包括：

感测线圈，所述感测线圈具有隔离涂层，所述感测线圈可以被浸入在样品流体中；

信号发生器，其与所述感测线圈进行通信，以便对所述感测线圈施加电流脉冲；

信号接收器，其与所述感测线圈进行通信，以便测量相对于所述电流脉冲的电反射；以及

数据处理器，其用于接收所述电反射并且基于所述电反射来计算表示所述样品流体的至少一种属性的数据。

2、权利要求1的传感器系统，其中，所述感测线圈的尺寸和形状被设定成容纳在能够穿过人体的胃肠道的药片壳内。

3、权利要求2的传感器系统，其还包括用于封装所述感测线圈的药片壳。

4、权利要求2的传感器系统，其中，所述隔离涂层是离子选择性聚合物涂层，其基本上不受存在于样品流体内的未被选择的离子的影响。

5、权利要求4的传感器系统，其中，所述离子选择性聚合物涂层至少部分地是由VBC-TCPA制造的。

6、权利要求4的传感器系统，其中，所述离子选择性聚合物涂层是H离子渗透性聚合物。

7、权利要求4的传感器系统，其中，所述离子选择性聚合物涂层至少部分地是由全氟磺酸/PTFE共聚物制造的。

8、权利要求1的传感器系统，其中，所述数据处理器还包括微处理器。

9、权利要求1的传感器系统，其中，所述数据处理器把所存储的反射率值与所测量的反射率值进行比较，以便计算属性值。

10、权利要求1的传感器系统，其还包括参考线圈，所述参考线圈具有用于接收来自与所述感测线圈共享的背景电环境的信号的空心以用于校准所述感测线圈。

11、权利要求10的传感器系统，其中，所述数据处理器还包括微处理器。

12、权利要求11的传感器系统，其中，所述数据处理器把所存储的反射率值与所测量的反射率值进行比较，以便计算样品流体的属性值。

13、权利要求3的传感器系统，其中，所述药片壳还包括隔膜，所述隔膜允许样品流体与感测线圈发生接触并且阻止固体粒子与所述感测线圈发生接触。

14、权利要求10的传感器，其中，所述参考线圈不与样品流体接触。

15、根据任一条在前权利要求的传感器，其中，样品流体的至少一种属性是pH。

16、一种pH传感器，其包括：

感测线圈，所述感测线圈具有离子选择性聚合物涂层，所述感测线圈可以被浸入在样品流体中；

收发器，其与所述感测线圈进行电通信；以及

微处理器，其与所述收发器进行电通信，

其中，所述感测线圈、所述收发器以及所述微处理器一起充当频率响应分析器。

17、权利要求16的pH传感器，其还包括参考线圈。

18、权利要求17的pH传感器，其中，所述参考线圈包括用于接收来自与所述感测线圈共享的背景电环境的信号的空心。

19、权利要求17的pH传感器，其中，所述参考线圈用来校准所述感测线圈。

20、一种pH传感器，其包括：

感测线圈，所述感测线圈具有离子选择性聚合物涂层，所述感测线圈可以被浸入在样品流体中，所述感测线圈充当用于向远程位置发送pH测量的天线；

收发器，其与所述感测线圈进行电通信；以及

微处理器，其与所述收发器进行电通信，

其中，所述感测线圈、所述收发器以及所述微处理器一起充当频率响应分析器。

21、一种利用电子药片测量pH的方法，所述电子药片包括感测线圈，所述感测线圈具有离子选择性聚合物涂层，所述方法包括以下步

骤：

把所述感测线圈浸入在样品流体中；

对所述感测线圈施加电流脉冲；

测量相对于所述电流脉冲的电反射；以及

基于所述电反射计算表示样品流体的pH的数据。

22、权利要求16的方法，其中，所述计算步骤进一步包括以下步骤：把所存储的反射率值与所测量的反射率值进行比较，以便计算pH值。

23、权利要求16的方法，其中，样品流体是与人体的胃肠道相关联的流体。

用于测量包括 pH 在内的流体属性的方法和设备

技术领域

本公开内容涉及通过电感的方式测量流体属性，更具体来说涉及一种用于测量人体胃肠道或其他流体系统中的 pH 的方法和设备。

背景技术

可以基于具有电容性分量和电感性分量的频率相关的阻抗来对线圈进行建模，例如参照图 2 所示出的那样。可以从下式计算线圈 12 的电感 L ：

$$L = \mu_0 \mu_r \frac{N^2 A}{l}$$

其中，

μ_0 是自由空间的磁导率 ($4\pi \times 10^{-7}$ 亨利每米)

μ_r 是核心 14 的相对磁导率 (无量纲)

N 是线圈 12 的匝数

A 是以平方米为单位计的线圈 12 的横截面积

l 是以米计的线圈 12 的长度

应当注意到，线圈 12 的电感 L 与核心 14 的相对磁导率成比例。

在实践中，每一个线圈还具有 DC 电阻 R 以及组合分布电容 C 。电组件的电容 C 取决于其物理配置，并且通常与分离线圈 12 的相邻绕组的该线圈 12 的核心 14 的介电常数成比例。线圈 12 的复数阻抗 Z_{LRC} 是频率的函数，并且作为一次近似可以由下式给出：

$$\frac{1}{Z_{LRC}} = \frac{1}{R + j\omega L} + j\omega C$$

其中， $\omega = 2\pi f$ ， f 是所施加的信号的频率。

线圈 12 的阻抗可以在特定频率 (谐振频率) 下达到最大值。如果这种线圈被浸入在具有频率相关的介电常数和/或磁导率的样品流体 22 中，则可以观察到多个谐振频率。在这种情况下， L 和 C 变为频率的函数并且由下式给出：

$$\frac{1}{Z_{LRC}(\omega)} = \frac{1}{R + j\omega\mu_0\mu_r(\omega)\frac{N^2 A}{l}} + j\omega\epsilon_0\epsilon_r(\omega)G$$

其中，

ϵ_0 是自由空间的电容率 8.845×10^{-12} [F/m]

$\epsilon_r(\omega)$ 是样品流体的频率相关的相对电容率（无量纲）

G 是描述电感器的等效电容的频率无关的几何表示 [m]

$\mu_r(\omega)$ 是样品流体的频率相关的相对磁导率（无量纲）

因此，线圈的频率相关的阻抗 $Z_{LRC}(\omega)$ 可以进一步揭示介电常数和磁导率的频率相关的变化，其取决于样品流体中的离子的类型和浓度。

胃肠流体包含其浓度是对应于消化活动和解剖位置的诊断的重要生物学指标的许多种物质。这些物质包括离子浓度、酶、葡萄糖等等。在化学和生物系统中都非常重要的一个测量数量是 pH。pH 是“pondus hydrogenii（氢离子浓度）”的缩写，其由丹麦科学家 S.P.L. Sørensen 于 1909 年提出，用来表示非常小的氢离子（H⁺）浓度。用于计算 pH 的精确公式由下式给出：

$$pH = -\log_{10} aH$$

其中， aH 表示 H⁺ 离子的活性并且没有单位。一种用于测量 pH 的技术是采用两个玻璃电极：指示电极和参考电极。在典型的当今的 pH 探测器中，玻璃和参考电极被组合到一个实体中。最好把 pH 计视为管内的管。在内管的内部是参考探测器的阴极端。阳极指示电极自身缠绕在内管的外部，其末端是与该内管的内部类型相同的参考探测器。内管和外管都包含参考溶液，但是仅有外管通过充当盐桥的多孔塞与 pH 探测器外部的溶液接触。

所述设备实质上被组装为原电池。参考末端实质上是 pH 计的内管，其不会损失离子到周围环境中。外管包含被允许与外部环境混合的介质。通过在膨胀隔膜的全部两个表面处发生的玻璃的离子与溶液的 H⁺ 之间的交换而导致响应，这种离子交换受到全部两种溶液中的 H⁺ 浓度的控制。

在许多具有临床重要性的参数当中，胃肠（GI）道的 pH 值是非常重要的，这是因为其可以被用来诊断 GI 道中的疾病以及/或者定位其内部的某一位置。在小型化基于玻璃电极的 pH 感测技术方面的努力

只取得了有限的成功。迄今为止，本领域内已知的最小的 pH 感测设备是 Heidelberg pH 胶囊，其尺寸为 7.1mm x 15.4mm。这种设备测量体内的 pH 值并且通过遥测方式报告数据。

另一种值得注意的 pH 感测技术是基于离子敏感的场效应晶体管 (ISFET)。在 ISFET 中，把 H⁺敏感的缓冲涂层施加到栅极电极上。漏极电极与源极电极之间的电压降变成栅极暴露于其中的 H⁺浓度的函数。基于 ISFET 的 pH 传感器可以被构造到相对较小的容积 (mm³ 数量级) 内。虽然 ISFET pH 传感器可以被制作得非常小，但是其生物兼容性一直是所关注的。

玻璃 pH 传感器和基于 ISFET 的 pH 传感器两者的一个问题是记忆效应现象。在短时环境中，在从第一位置行进到第二位置 (特别是没有流动的流体的第二位置) 时，基于任一种现有技术的 pH 传感器都可能仍然读取第一位置的 pH 值。由于全部两种 pH 传感器都依赖于离子扩散，因此其在所俘获的离子没有机会扩散开的情况下将表现出记忆效应。结果，玻璃电极 pH 计需要频繁的“调节”。

期望有一种 pH 传感器可以装入电子药片或其他可比单元的容积中、具有生物兼容性并且没有记忆效应。这里所描述的方法和设备可以实现上述和其他优点。实际上，基于这里所公开的有利设计和设计原理，还可以设计、构造以及实施能够在没有材料交换的情况下感测其他流体属性的传感器。

发明内容

本公开内容涉及一种用于测量人体胃肠 (GI) 道或其他流体系统 (例如自来水系统) 内的流体属性 (特别是 pH) 的系统和方法。在一个示例性实施例中，一种 pH 感测方法包括以下步骤：提供具有离子选择性聚合物涂层的感测线圈，所述感测线圈可以被浸入在胃肠道 (或其他流体系统) 的流体中；提供信号发生器，其与所述感测线圈进行通信以便对该感测线圈施加电流脉冲；提供信号接收器，其与所述感测线圈进行通信以便测量相对于所述电流脉冲的电反射；以及提供数据处理器，其用于接收所述电反射并且基于所述电反射计算表示样品流体的 pH 的数据。应当注意到，根据本公开内容的示例性实施例的 pH 传感器和相关联的感测线圈不需要与样品流体进行材料交换并且

不会表现出记忆效应。

在本公开内容的另一个示例性实施例中，所公开的 pH 传感器还包括参考线圈，其具有用于接收来自与感测线圈共享的背景电环境的信号的空心以用于校准该感测线圈。可以把存储在数据处理器中或者可以由数据处理器访问的反射率的预定值与所测量的反射率值进行比较，以便计算 pH 值。在这里描述的 pH 感测技术的优选的解剖实现方式中，传感器线圈和参考线圈被封装在可吞咽的药片壳 (pill shell) 内。

在另一个实施例中，pH 传感器可以包括配备有微处理器、收发器以及线圈形状的天线的药片壳。所述线圈形状的天线既充当 pH 感测线圈又充当向/从收发器以及向/从远程位置发送及接收信号的装置。所述线圈形状的天线涂覆有 pH 敏感聚合物。所述感测线圈、收发器以及微处理器一起充当频率响应分析器。

通过特别结合附图阅读下面的描述，所公开的 pH 感测技术的附加特征、功能和益处将变得显而易见。

附图说明

为了更加全面地理解本公开内容，下面将结合附图参照对示例性实施例的详细描述，其中：

图 1 是根据本公开内容的一个示例性实施例的具有感测线圈的流体传感器的方框图；

图 2 是对图 1 的感测线圈的电行为进行建模的示意性电路图；

图 3 是根据本公开内容的另一个示例性实施例的具有感测线圈和参考线圈的 pH 传感器的方框图；

图 4 是根据本公开内容的第三实施例构造的合并有图 3 的 pH 传感器的示例性电子药片的示意图；

图 5 是根据本发明的用于测量 pH 感测线圈的频率响应的测试设置的方框图；

图 6 是对应于来自根据本公开内容的示例性感测线圈的信号反射的相对反射与频率的关系曲线图，其中所述线圈的核心充满了具有不同 pH 值的自来水；

图 7 是 100MHz 到 180MHz 频带内的图 6 的展开图；

图 8 是 420MHz 到 520MHz 频带内的图 6 的展开图；以及

图 9 是对应于来自根据本公开内容的示例性感测线圈的信号反射的 250MHz 到 300MHz 频率范围内的相对反射与频率的关系曲线图，其中所述线圈的核心充满了具有不同 pH 值的盐水。

具体实施方式

参照图 1，其中示出了根据本发明的示例性流体传感器 10 的方框图。所述流体传感器 10 包括感测线圈 12，其具有空心 14。所述流体传感器与信号发生器 16、信号接收器 18 以及数据处理器 20 进行通信。当要测量介质的属性时，将所述空心 14 充满样品流体 22。所述感测线圈 12 的电线可以涂覆有不导电材料以使得该感测线圈 12 对于所述样品流体 22 的活性较低，从而提高传感器响应的可靠性和可重复性。用于所述线圈 12 的涂层材料优选地是（但不限于）不受可能存在于所述样品流体 22 中的盐离子干扰的材料。这种涂层材料包括离子选择性聚合物（比如聚（对氯甲基苯乙烯与 2,4,5-三氯苯基丙烯酸盐（vinylbenzylchloride-co-2,4,5-trichlorophenyl acrylate））（“VBC-TCPA”））或者 H 离子渗透性聚合物（比如可以从 DuPont 买到的 NAFION 全氟磺酸/PTFE 共聚物）。所述感测线圈 12 不一定是环形的（如在图 1 中示意性地描绘的那样），而是可以采用其他优选的形状。此外，只要线圈 12 的核心 14 基本上充满样品流体 22，例如在把填充有流体的管保持在所述线圈核心内部时，所述感测线圈 12 就不需要被浸入在所述样品流体 22 中。

在操作中，信号发生器 16 向感测线圈 12 发送具有特定带宽的 AC 脉冲。信号接收器 18 接收并记录所述感测线圈 12 对所述 AC 脉冲的响应。其核心 14 充满样品流体 22 的感测线圈 12 对所施加的 AC 信号的特征响应被用来导出样品流体 22 的 pH 值。由数据处理器 20 来分析线圈-介质组合的响应。信号发生器 16、信号接收器 18 以及数据处理器 20 可以充当频率响应分析器。优选地在以 433MHz 为中心的 350-450MHz 范围内测量频率响应。由于感测线圈 12 的响应取决于其构造和配置并且通常不发生改变，因此可以把线圈 12 的属性相关的响应存储在与所述数据处理器 20 相关联的存储器（未示出）中，以便简化数据处理。在测量期间，可以有利地把所测量的线圈 12 的响应与例如具有查找表的形式的所有存储的属性相关的响应数据进行比较，以便确定

样品流体 22 的属性值。如上所述，可以基于电容性分量和电感性分量来对线圈进行建模，正如在图 2 中示意性地描绘的那样。

参照图 3，其中描绘了根据本公开内容的第二实施例的具有感测线圈和参考线圈的示例性 pH 传感器的方框图。对应于上面结合图 1 的流体传感器 10 描述的各元件的图 3 中示出的各元件由相应的附图标记加 100 进行标识。

在图 3 的示例性实施例中，pH 传感器 110 包括具有空心 114 的感测线圈 112 和具有空心 126 的参考线圈 124，其与信号发生器 116、信号接收器 118 以及数据处理器 120 进行通信。在图 3 的实施例中，一对相同的线圈 112、124 被用来构造传感器 110。感测线圈 112 被用来感测样品流体 122。参考线圈 124 被用作参考以便消除环境电磁干扰并且不暴露于样品流体 122。参考线圈 124 具有由空气、液体或其他材料构成的固定核心。

在操作中，信号发生器 116 向感测线圈 112 和参考线圈 124 两者发送具有预定带宽的 AC 脉冲。信号接收器 118 接收并记录感测线圈 112 和参考线圈 124 对 AC 脉冲的响应。参考线圈 124 的电响应被数据处理器 120 使用来校准感测线圈 112 的背景电环境，其被用来消除（析出（factor out））来自感测线圈 112 的响应的环境电磁干扰。由数据处理器 120 来分析感测线圈 112 的经过校准的响应，以便导出居间的样品流体 122 的 pH 值。

由于线圈 112、124 的响应取决于其构造和配置并且通常不发生改变，因此可以预先表征所述线圈 112、124 的 pH 相关的响应，这是通过将其存储在与数据处理器 120 相关联的存储器（未示出）中而实现的，从而可以简化数据处理。在 pH 测量期间，把线圈 112 的所测量的响应与例如具有查找表形式的所存储的 pH 相关的响应数据进行比较，以便确定样品流体 122 的 pH 值。

参照图 4，其中描绘了根据本公开内容的第三实施例的另一种示例性 pH 传感器 210 的方框图，其具有被集成到电子药片壳 230 中的感测线圈 212 和参考线圈 224。对应于在上面结合图 3 的 pH 传感器 110 描述的各元件的图 4 中所示的各元件由相应的附图标记加 100 进行标识。除非另行表明，否则 pH 传感器 110 和 pH 传感器 210 两者都具有相同的构造和操作。所述药片壳 230 具有药片壳实体 232，其具有在一侧由

隔膜 235 封闭的矩形缺口 234，从而在所述药片壳实体 232 的一端 238 处在所述药片壳 232 内形成空间 236。如图所示，感测线圈 212 和参考线圈 224 被集成到电子药片壳中，其中所述感测线圈 212 采用空间 236 作为其核心，并且被包含在所述药片壳实体 232 内的参考线圈 224 不暴露于任何液体。由于隔膜 234 是半渗透性的，因此固体粒子不会进入空间 236，而样品流体介质则可以进入。有利的是，pH 传感器 210 的所公开的实施例小到足以被吞咽，从而进入患者的 GI 道。根据 pH 传感器 210 的设计/操作，电极不会暴露于 GI 环境，从而消除了任何生物兼容性或毒性问题。此外，到位于内部的线圈 212、224 的电线或导线不会物理地穿透所述药片壳 230。

在本公开内容的另一个实施例中，类似于所述药片壳 230 的药片壳可以配备有微处理器、收发器以及线圈形状的天线。所述线圈形状的天线既充当 pH 感测线圈又充当向/从收发器以及向/从远程位置发送及接收信号的装置。根据本公开内容的示例性实施例，所述线圈形状的天线有利地涂覆有 pH 敏感聚合物，例如参照图 1、3 和 4 的实施例公开的其中一种聚合物。微处理器与收发器以及天线/线圈一起充当频率响应分析器。

参照图 5，其中描绘了用于测量根据本公开内容的 pH 感测线圈的频率响应的示例性测试设置 240。所述测试设置 240 包括铜线圈 242，其具有围绕圆形塑料试管 (cuvette) 244 的空心，所述试管包含待测样品流体 246。所述铜线圈 242 通常由适当的线规格 (例如 30 号线) 制成并且受到所期望的卷绕 (例如 30 匝)，以便形成在低频空心的情况下具有大约 0.01mH 的电感的电感器。在一个示例性实施例中，所述圆形塑料试管 244 具有大约 8mm 的外直径以及大约 6mm 的内直径。使用由 Hewlett-Packard 制造的 HP 8753C 型网络测试器 246 来仿真信号发生器和信号收发器。所述铜线圈 242 通过 BNC 连接器 248 电耦合到所述网络测试器 246。通过配备有 Labview 数据采集接口 250 以用于显示数据的个人计算机 (PC) 来仿真所述数据处理器。

可以利用所公开的测试设置来采样多种流体。例如，已经对于被修改成具有几种 pH 值的自来水、被修改成具有几种 pH 值的盐水、仿真胃液 (SGF) 以及仿真肠液 (SIF) 执行了测试。通过与 HCl 进行混合把自来水 pH 调节到 7.3、6.1、5.1、4.1、3.2、2.1 和 1.0 的值，并且

利用由 Corning 制造的 CHEKMITE pH-15 玻璃电极 pH 计进行了校准。盐水溶液包括 0.2% 的盐并且被调节到 7.0、5.1、4.0、3.1、2.0 和 1.1 的 pH。没有蛋白质的仿真胃液 (SGF) 是从 Ricca Chemical Part# 7108-32 获得的, 其具有 0.7% v/v HCl 中的 0.2% w/v NaCl (pH 1.1)。仿真肠液 (SIF) 是从 Ricca Chemical Part# 7109.75-16 获得的 USPXXII 与 0.68% 单碱磷酸钾和氢氧化钠的混合, 最终溶液的 pH 被设置到大约 7.4。

图 6-9 示出了利用测量上面讨论的各种样品流体的 pH 值的所公开的测试设置从实验数据得到的相对反射与频率的关系曲线图。图 6 示出了对应于具有各种 pH 值的自来水溶液、pH 为 1.1 的 SGF 以及 pH 为 7.4 和 4.9 的 SIF 的总体相对反射与频率的关系。图 7 是 100MHz 到 180MHz 的频带内的图 6 的展开图。图 8 是 420MHz 到 520MHz 的频带内的图 6 的展开图。图 9 示出了对应于具有各种 pH 值的盐水溶液、pH 为 1.1 的 SGF、pH 为 7.4 的 SIF、pH 为 4.5 的去离子水以及 pH 为 7.4 的自来水的 250MHz 到 300MHz 的频率范围内的相对反射与频率的关系。

在图 9 所反映出的结果中, 盐水中的 Na^+ 的存在改变了线圈的响应, 但是利用所公开的设备/方法仍然可以区分具有 1.1、2.0、3.1 和 4.0-7.0 的 pH 的盐水。所述样品流体的电导率随着 pH 的减小而提高。从图 6-9 的曲线图还可以注意到, 线圈的反射响应在更大程度上可以归因于介电常数 (或电导率) 的改变而不是磁导率的改变。

本公开内容的方法和设备提供了优于现有技术 pH 感测设备的几个优点。例如, 所公开的方法和设备提供了一种可以以非常小的形状因数制造的快速响应 pH 感测机制。实际上, 所公开的 pH 感测设备的几何结构和其他物理特性可以被配置并设计尺寸以用于人体摄取, 从而提供了对于多个 GI 道位置的 pH 感测。此外, 本公开内容的 pH 传感器没有材料 (离子) 交换、通常没有记忆效应并且可以按照成本有效的方式被制造及利用。

本公开内容的方法和设备可以有多种应用。所公开的 pH 感测方法和设备可以被应用来确定具有已知的基本成分样品流体的近似 pH 值, 比如用来测量胃肠液的活体 pH 值。此外, 本发明可以被用作线内 pH 传感器以用来监控管道中的流体的 pH 值或者用来监控住宅内的自

来水的 pH 值。此外，本发明的方法和设备可以与射频标识设备(RFID)集成在一起，以用来监控瓶装饮料或者其他产品/系统的 pH 值。

应当理解的是，这里描述的实施例仅仅是示例性的，本领域技术人员可以在不偏离本发明的精神和范围的情况下做出许多改变和修改。所有这种改变和修改都应当被包括在本发明的范围内。

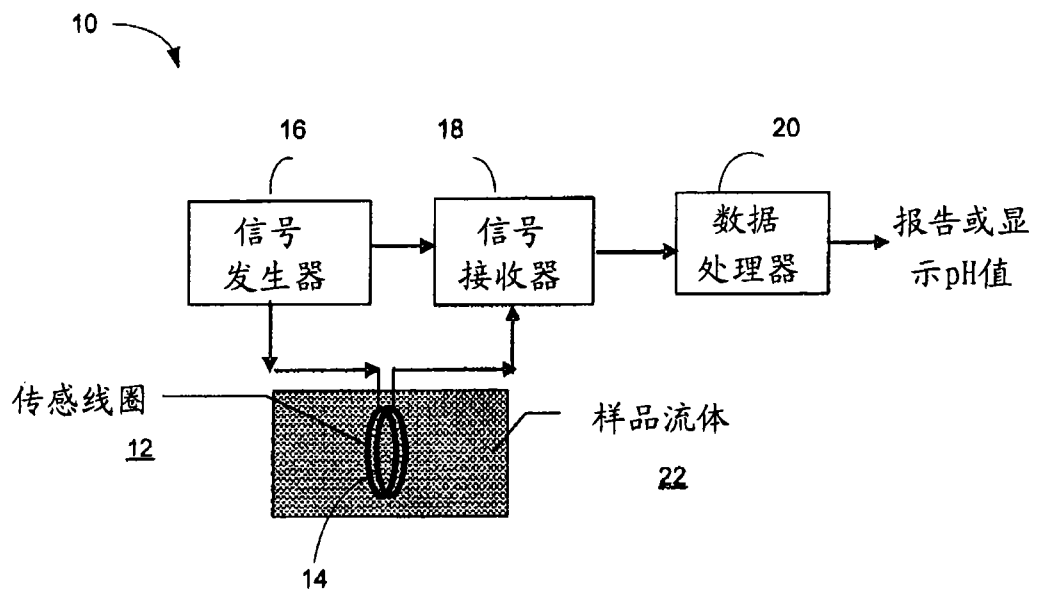


图 1

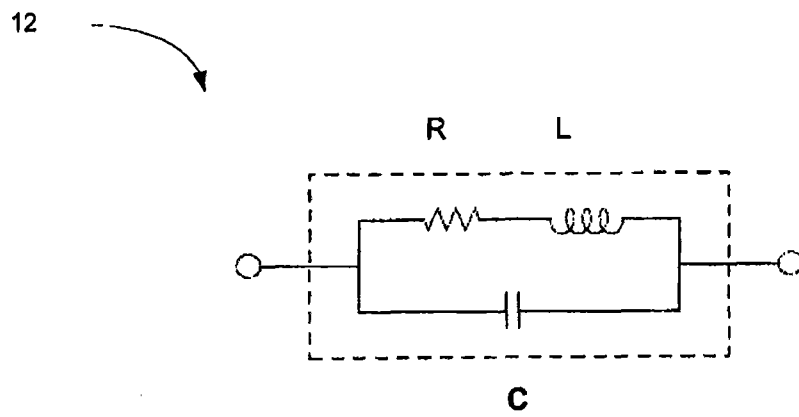


图 2

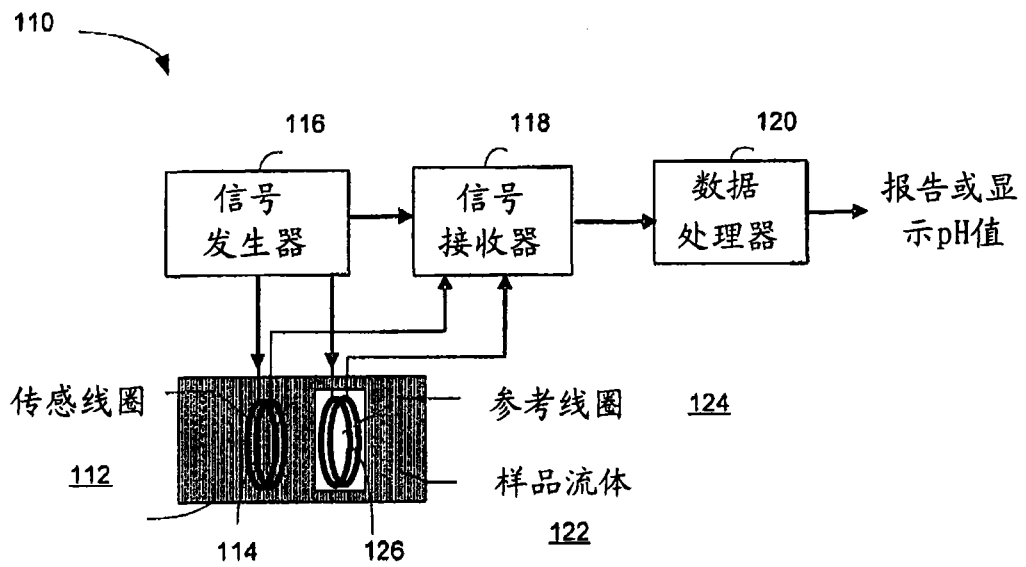


图 3

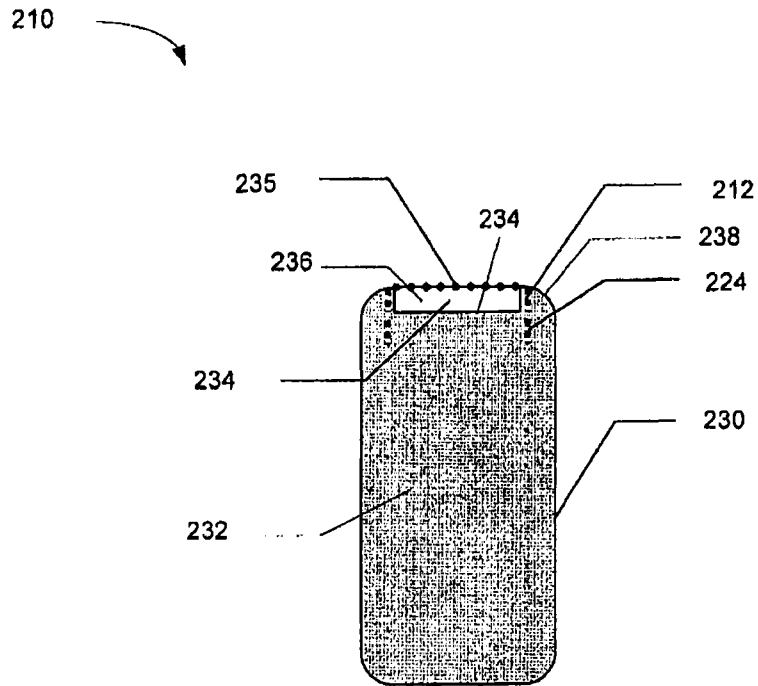


图 4

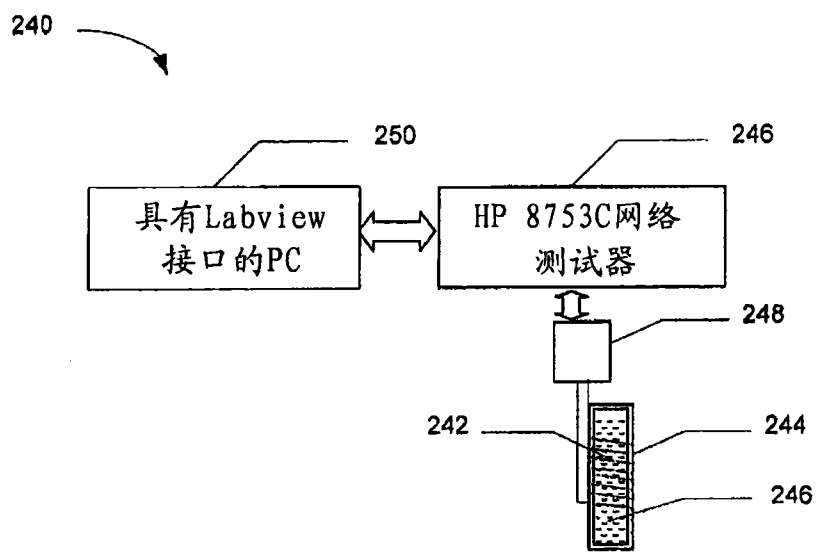


图 5

来自其核心充满具有不同pH值的水的线圈 (0.01mH) 的信号反射 (针对空气-线圈情况校准)

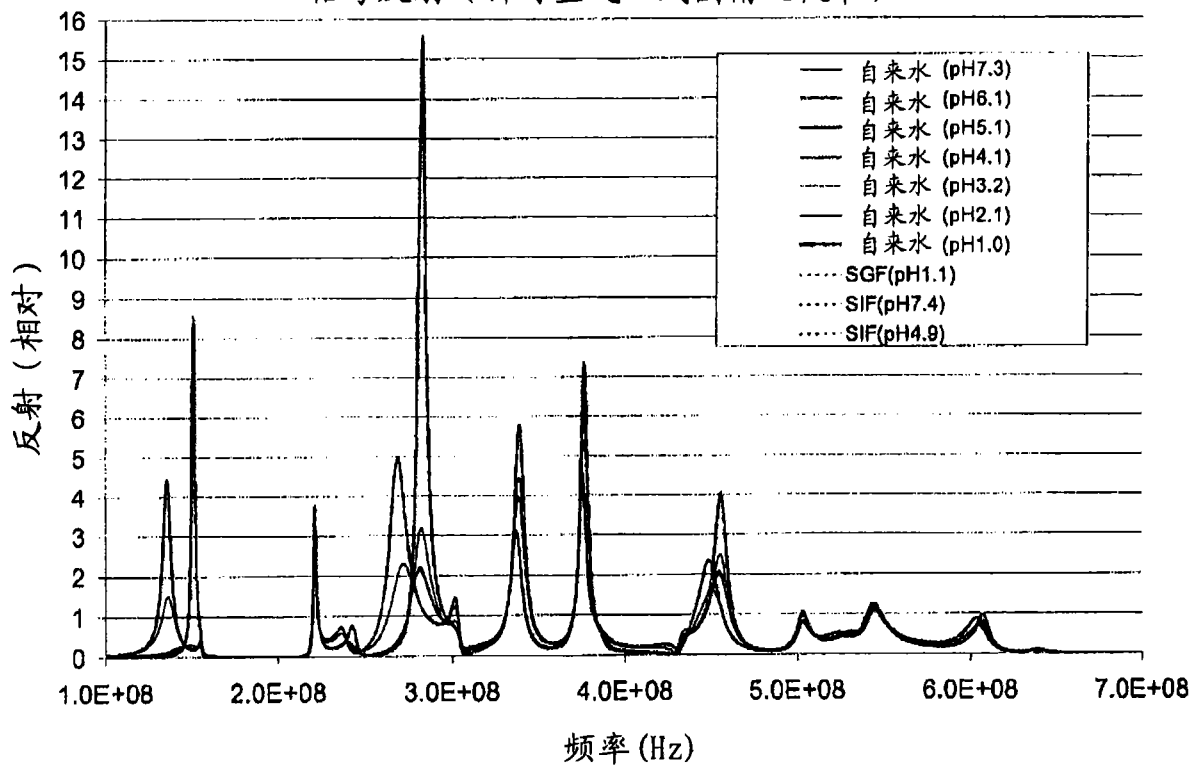


图 6

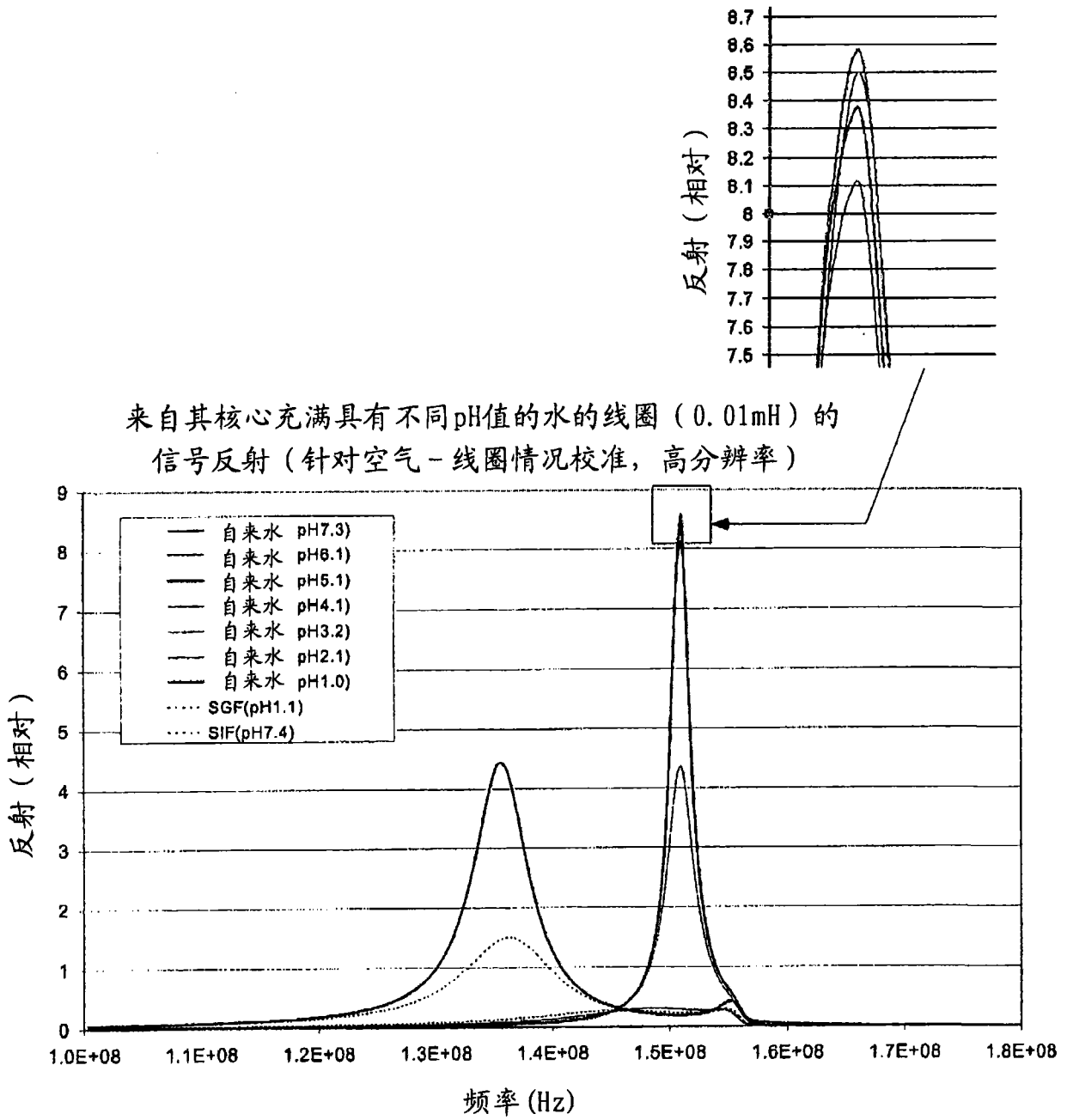


图 7

来自其核心充满具有不同pH值的流体的线圈 (0.01mH) 的信号
反射 (针对空气-线圈情况校准, 高分辨率, 高分辨率)

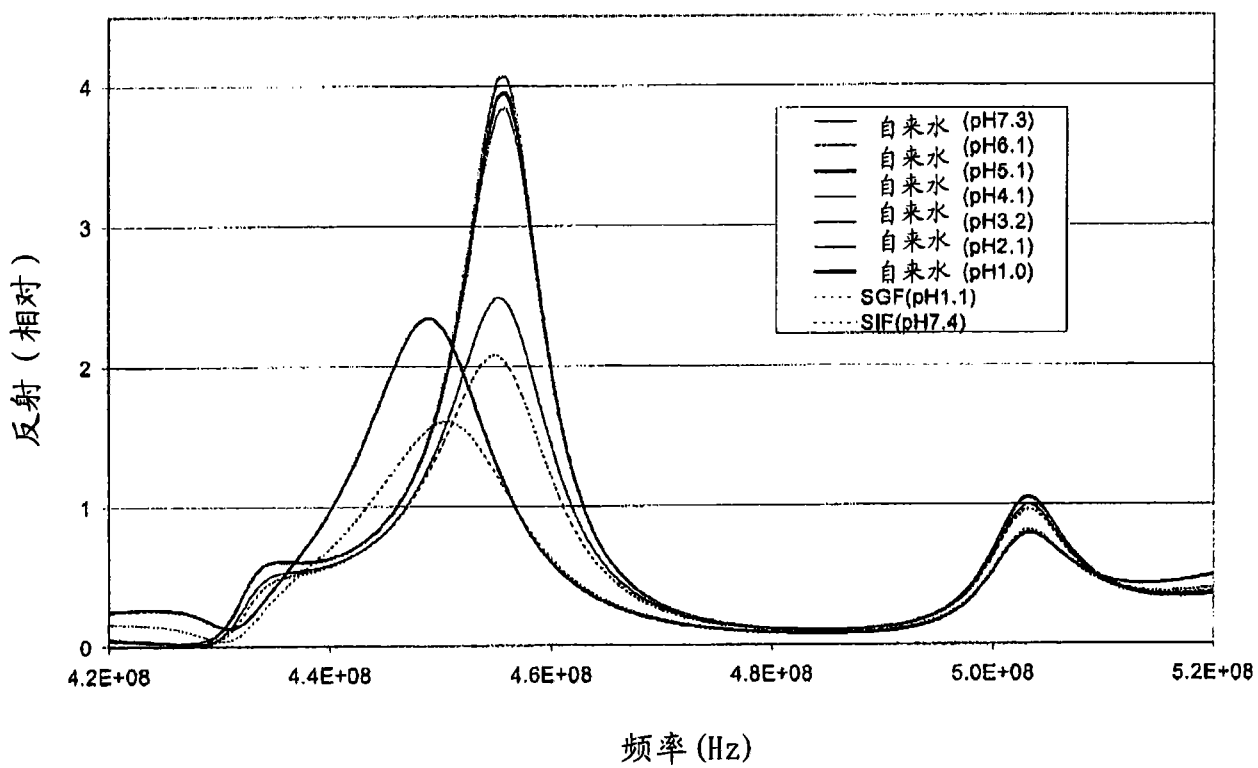


图 8

来自其核心充满具有不同pH值的水的线圈 (0.01mH) 的信号
反射 (针对空气-线圈情况校准, 高分辨率)

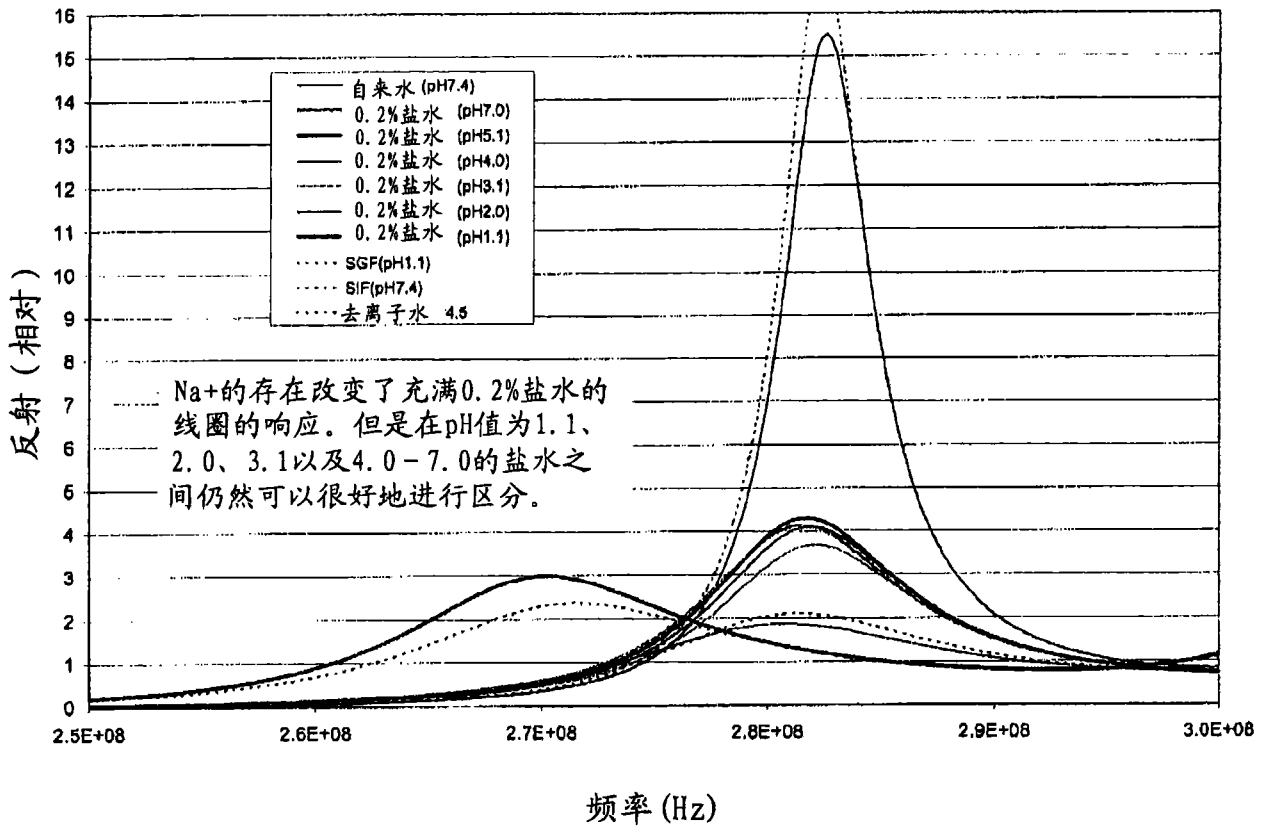


图 9