(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103298399 B
(45)授权公告日 2015.05.13

(21)申请号 201180053052.X
(22)申请日 2011.10.28
(30)优先权数据
1018413.3 2010.11.01 GB
(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2013.05.02
(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/GB2011/052107 2011.10.28
(87)PCT国际申请的公布数据
WO2012/059741 EN 2012.05.10
(73)专利权人 加的夫大学学院咨询有限公司
地址 英国南格拉摩根郡
(72)发明人 A·珀弛 J·博伊特勒
(74)专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司 11127
代理人 吕俊刚 刘久亮
(51)Int.Cl.
A61B 5/145(2006.01)
A61B 5/05(2006.01)
H01P 7/10(2006.01)
审查员 李伟博

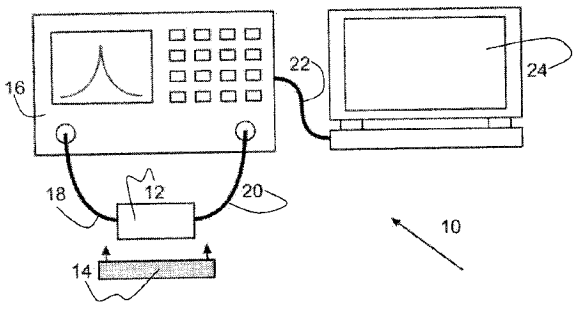
权利要求书1页 说明书4页 附图3页

(54)发明名称

使用微波的体内监测

(57)摘要

一种用于活体内血糖水平的无创性、体内特性的血糖监测器，该监测器包括：微波共振器，其对于输入微波具有共振响应，并被设计为使得所述响应将经受邻近或接触所述共振器的活体的扰动；以及检测装置，其用于检测所述共振响应中的变化，从所述变化能够表征所述水平。



CN 103298399 B

1. 一种用于活体内的血糖水平的无创性、体内特性的血糖监测器，该监测器包括：

a. 微波共振器，其对于输入微波具有共振响应，并被设计为使得所述响应将经受邻近或接触所述共振器的活体的扰动；以及

b. 检测装置，其用于检测所述共振响应中的变化，从所述变化能够表征所述水平，

其中所述共振器被设计为特征化第一共振和第二共振，其中所述第一共振将经受邻近或接触所述共振器的活体的扰动，并且所述第二共振将不经受邻近或接触所述共振器的活体的扰动。

2. 根据权利要求 1 所述的监测器，其中所述第一共振和所述第二共振的一个或二者在所述响应中表现为波峰。

3. 根据权利要求 1 或 2 所述的监测器，其中所述第一共振经受所述扰动而表现为频率、相位和幅度中一个或更多个的变化。

4. 根据权利要求 1 或 2 所述的监测器，其中所述共振器包括限定具有开口的空间的外壳，所述活体能被提供至所述开口，所述外壳包括输入到所述空间的微波、从所述空间输出的微波和位于所述空间内以产生所述第一共振的第一导电环。

5. 根据权利要求 4 所述的监测器，其中所述外壳包括位于所述空间内以产生所述第二共振的第二导电环。

6. 根据权利要求 5 所述的监测器，其中所述第一导电环和所述第二导电环的轴基本相同。

7. 根据权利要求 5 或 6 所述的监测器，其中所述第一导电环和所述第二导电环的轴均指向所述开口。

8. 根据权利要求 5 或 6 所述监测器，其中所述第二导电环比第一导电环距离所述开口更远。

9. 根据权利要求 1 所述的监测器，其中所述共振器为双环共振器，以使得所述共振响应表示所述第一共振和所述第二共振。

10. 根据权利要求 9 所述的监测器，其中所述共振器具有开口，所述活体能够被提供到所述开口以便于所述扰动。

11. 根据权利要求 1 或 2 所述的监测器，其中所述检测装置被设置为评估所述第一共振的参数的变化到所述第二共振的相同参数的变化。

12. 根据权利要求 1 或 2 所述的监测器，其中所述检测装置被设置为测量在所述响应中的共振的共振频率、宽度、Q 因子和高度中的一个。

13. 根据权利要求 1 或 2 所述的监测器，其中所述检测装置被设置为测量在所述响应中的共振的共振频率、宽度、Q 因子和高度中的两个或更多个。

14. 根据权利要求 13 所述的监测器，其中所述检测装置被设置为测量在所述响应中的共振的共振频率以及所述共振的频率宽度、Q 因子和高度中一个或更多个。

使用微波的体内监测

技术领域

[0001] 本发明涉及使用微波的血糖水平的体内监测。

背景技术

[0002] 监测通常为人的活体中的血糖水平是众所周知的诊断测试。如果人们患有糖尿病，则他们可能需要认真地监测他们的血糖水平。

[0003] 存在多种已知类型的血糖水平监测设备。普通种类的血糖水平监测设备为“血条计 (blood strip meter)”。血条计对与设备对接的一次性的、条状载体上获取的非常小量的血液进行测量，以执行分析。通过将该条擦拭针刺伤口来获得血液。

发明内容

[0004] 本发明由随附权利要求书限定，现在将对所述权利要求书进行参考。现在将描述本发明的一些实施方式的一些特征。

[0005] 在特定实施方式中，共振器被设计为特征化第一共振和第二共振，其中所述第一共振经受邻近或接触该共振器的活体的扰动 (perturbation)，以及所述第二共振不经受这种扰动。实际上，在实际的实施方式中，第二共振实际上可以小程度地展现这种扰动，所述小程度与第一共振经受的扰动相比是可忽略的。第一共振和第二共振可以根据应用而例如是波峰或波谷。检测装置可以被设置为测量这些共振中的一个或两个的高度；该高度可以是到波峰的顶点或到波谷的谷底的高度。

[0006] 在权利要求书中提到的环或多个环优选为圆形，但不是必须如此。在存在多个环的情况下，环的形状可以彼此不同。该环或多个环可以安装在由电绝缘材料制成的柱或支撑体上。

[0007] 检测装置通常包括用于测量穿过共振器的微波的功率 - 频率的装置。

[0008] 通常，穿过共振器的微波的频率被扫频 (sweep) 或阶梯化 (step)，并且在多个频率处测量穿过共振器的微波的功率。

[0009] 在共振器包括两个环的情况下，每个环将使得共振器的共振响应中的相应波峰出现。可使用对一个波峰进行的测量，以提供作为对在其它波峰进行的测量的参考点，使得能够避免例如那些由于温度或湿度改变引起的系统误差。

[0010] 本发明的至少一些实施方式提供了如下优点中的一个或更多个：

[0011] ●无创性地进行监测。这意味着不存在使用例如血条计的设备可能发生的结疤的风险。

[0012] ●可以连续地进行监测。本发明的无创性非常有利于连续监测。也就是说，根据本发明的监测器可以（例如，通过带子或粘合剂）附接至对象，以在延长的时间间隔定期地（例如，在 72 小时的时段内每 10 分钟）评估血糖水平。

[0013] ●对放置相对不敏感。也就是，实施本发明的特定监测器不需要安装在特定的身体部位和 / 或给定身体部位的相同位置处。

[0014] ●对监测器施加给对象的压力相对不敏感。也就是说，实施本发明的特定监测器产生血糖测量结果，其中，监测器按压对象身体的程度对于所述血糖测量结果不会带来偏差。

附图说明

[0015] 仅通过示例，现在将参照附图对本发明的特定实施方式进行描述，其中：

[0016] 图 1 是无创性血糖监测器的示意框图；

[0017] 图 2 是图 1 所示的传感器的截面图；

[0018] 图 3 是从图 1 的传感器获得的频谱；

[0019] 图 4 是从图 1 的传感器获得的另一频谱；以及

[0020] 图 5 是图 3 频谱的进一步表示。

具体实施方式

[0021] 图 1 示出根据本发明实施方式的无创性血糖监测器 (NIGBM)10。NIGBM 10 包括传感器 12、矢量网络分析仪 (VNA)16、同轴导线 18 和 20、USB 导线 22 以及膝上型电脑 24。

[0022] 传感器 12 应用到将被执行血糖监测的活体 14。经由同轴导线 18 和 20 将矢量网络分析仪 16 连接到传感器 12。VNA 16 通过导线 18 将微波发送到传感器 12，并且通过导线 20 接收已穿过传感器 12 的微波。VNA 16 对其输入到传感器 12 的微波的频率进行扫频，并以数字形式记录从传感器接收到的微波的功率 - 频谱。膝上型电脑 24 经由 USB 导线 22 从 VNA 16 获取所述频谱，并对所述频谱进行测量，以评估活体 14（下面称为“对象 (subject)”）的血糖水平。稍后将参照图 5 描述这些测量。

[0023] 传感器 12 主要为圆柱体，图 2 以穿过包含圆柱体的轴的平面的横截面示出所述传感器。当将传感器应用于对象时，圆柱体的轴基本上垂直于对象。传感器 12 包括设置有曲壁的黄铜外壳 26 和所述圆柱体的一个面。圆柱体的另一个面由对微波透明的绝缘材料（例如，诸如 PTFE 的材料）的窗口 28 提供。因此，外壳 26 限定了具有对微波而言由窗口 28 提供的开口的空间 30。

[0024] 空间 30 包含绝缘材料（例如，PTFE）的圆柱形柱 32，该圆柱形柱 32 用作窗口 28 与黄铜外壳 26 的平面之间的支柱 (brace)。柱 32 的直径被阶梯化，以使得该柱的部分 32a 具有比部分 32b 小的直径。柱 32 的轴与圆柱形外壳 26 的轴基本重合。两个金属环 34 和 36 分别紧贴地安装在柱 32 上、部分 32a 和 32 上。因此，应当明显的是，环 34 和 36 是圆形的，并且环 34 具有比环 36 小的直径。环 34 和 36 的轴与柱 32 和外壳 26 的轴重合。环 34 和 36 沿着柱 32 的轴间隔开。环 34 和 36 为不连续的。即，环 34 和 36 中的每一个断开小的间隙。

[0025] 沿直径对置的端口设置在外壳 26 的曲壁中，并且同轴线缆 18 和 20 穿过这些端口中的相应端口和短程 (short way) 延伸到空间 30。因此，线缆 18 将微波传送至空间 30，并且线缆 20 从该空间接收微波。环 34 和 36 主要负责将微波从线缆 18 耦合到线缆 20，并且表述 (dictate) 了从传感器 12 获得的频谱的主要特征。同轴线缆 18 的中心导体在突出到空间 30 的线缆的端部形成为环 (loop)18a。同样地，同轴线缆 20 的中心导体在突出到空间 30 的线缆的端部形成为环 20a。

[0026] 该传感器实质上为微波共振器。图 3 示出在没有对象时从传感器 12 获得的典型频谱。该频谱示出分别在频率 f1 和 f2 处的两个主要共振波峰 38 和 40。波峰 38 是由环 34 引起，并且波峰 40 是由环 36 引起。

[0027] 图 4 示出当窗口 28 抵靠对象放置时来自传感器 12 的频谱所发生的情况。为了有助于比较，图 3 的频谱在图 4 中被显示为虚线。从图 4 明显的是，波峰 40 基本不变，并且波峰 38 已变得更低和更宽且在频率上下移至 f3。波峰 38 的高度、宽度和中心频率取决于对象的与传感器相邻的那部分的组织中的血液的血糖水平。因此，为了识别对象的血糖水平的变化，可以通过定期地重新获取传感器 12 的功率 - 频谱来监测波峰 38 的高度、宽度和中心频率。

[0028] 另一方面，因为通过比较图 4 中的 f2 的区域中的实线轨迹部分和虚线轨迹部分可以看出，与传感器 12 相邻的对象的存在或不存在很大程度上不改变波峰 40 的特征，所以波峰 40 用作参考波峰。这种不灵敏是因为以下事实：与波峰 40 对应的环 36 位于距对象足够远（环 36 比环 34 距窗口 28 更远），使得为不受对象扰动。相反，从环 34 来看，对象的组织成为受作为传感器 12 的微波共振器影响的部分。尽管波峰 40 不受对象影响，但它仍然受到影响环 34 和 36 二者的系统因素的影响。这些系统因素的示例为由于相邻的对象或由于广泛环境的条件所导致的传感器的直接环境中的温度和湿度变化。

[0029] 借助于图 5，我们现在将更详细地讨论对频谱所做的测量，其中，由计算机 24 从 VNA 16 获得所述频谱。实际上，图 5 复制了图 3 的频谱，尽管图 5 现在叠加有各种测量参数，所述测量参数为：

[0030] ● Δf，其为在由环 34 引起的共振波峰 38 的频率 f1 和由环 36 引起的共振波峰 40 的频率 f2 之间的频率差。

[0031] ● h1，其为波峰 38 的高度。

[0032] ● h2，其为波峰 40 的高度。

[0033] ● w1，其为波峰 38 及其半高的全宽。

[0034] ● w2，其为波峰 40 及其半高的全宽。

[0035] 计算机 24 在接收的频谱中测量这些参数。然后，为了去除由于早先提及的多种系统误差引起的偏差，计算归一化的波峰高度 h_n = h1/h2 以及宽度差 Δw = w1-w2。此外，对于波峰 38 计算修正过的 Q 因子，Q = f1/Δw。然后一起使用值 Δf、h_n、Δw 和 Q 以在计算机 24 的存储器中对查找表 (LUT) 进行寻址，从而在捕获频谱时获取对象的血糖水平值。

[0036] 当然，在不脱离本发明的范围的情况下，以上描述的实施方式的多种变型是可以的。现在将描述这些变型中的一些。

[0037] 在一个变型中，仅通过 Δf 值对 LUT 进行寻址，以返回血糖水平读数。在其它实施方式中，可以使用 Δf、h_n、Δw、和 Q 的其它子集以对 LUT 进行寻址。

[0038] 对于另一类的实施方式，根据本发明的 NIBGM 为商业用途被小型化或“产品化”或被封装。通常，这涉及采用 VNA 16 和计算机 24 二者的功能并且将所述功能实现为更小的电子封装，如果不是由单个集成电路提供所有的功能，则由所述单个集成电路提供大多数功能，其中 VNA 16 确定传感器 12 的微波频谱，计算机 24 用于从所捕获的频谱确定血糖水平。在同样的情形 (vein) 中，通常会提供小且简单的用户界面，以使得用户能触发 ad hoc 血糖水平测量并且例如从小的 LCD 屏幕读取最近确定的血糖水平。

[0039] 在其它类别的变型中，作为传感器12的共振器的形状和/或尺寸可以改变。例如，如果系统误差的补偿是不重要的或可通过其它方式实现，则可以去除参考环36。

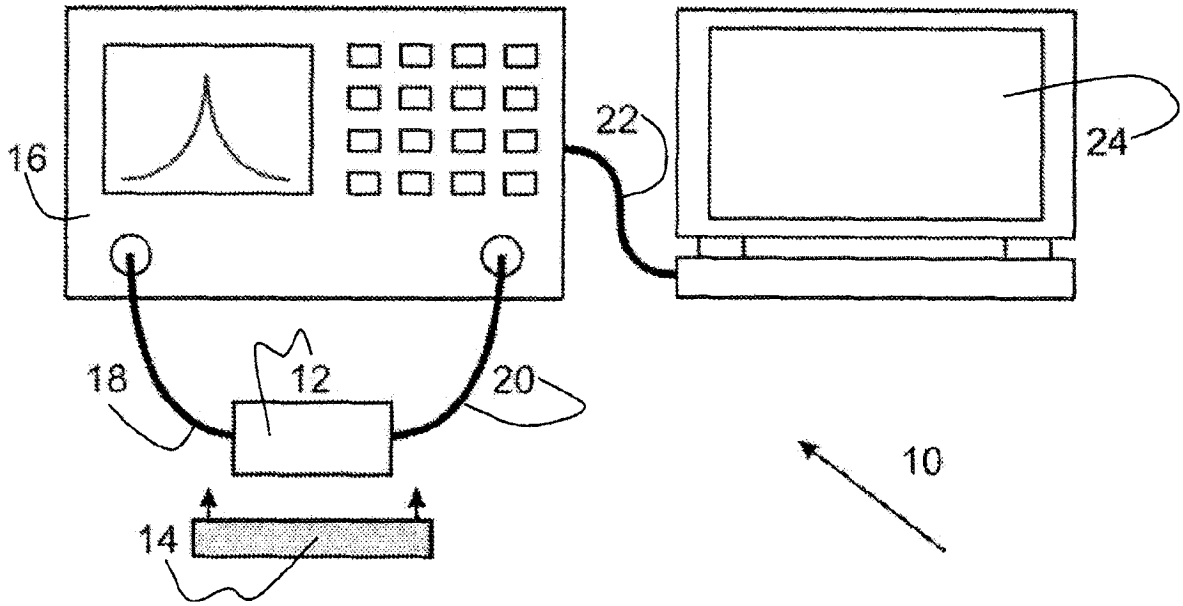


图 1

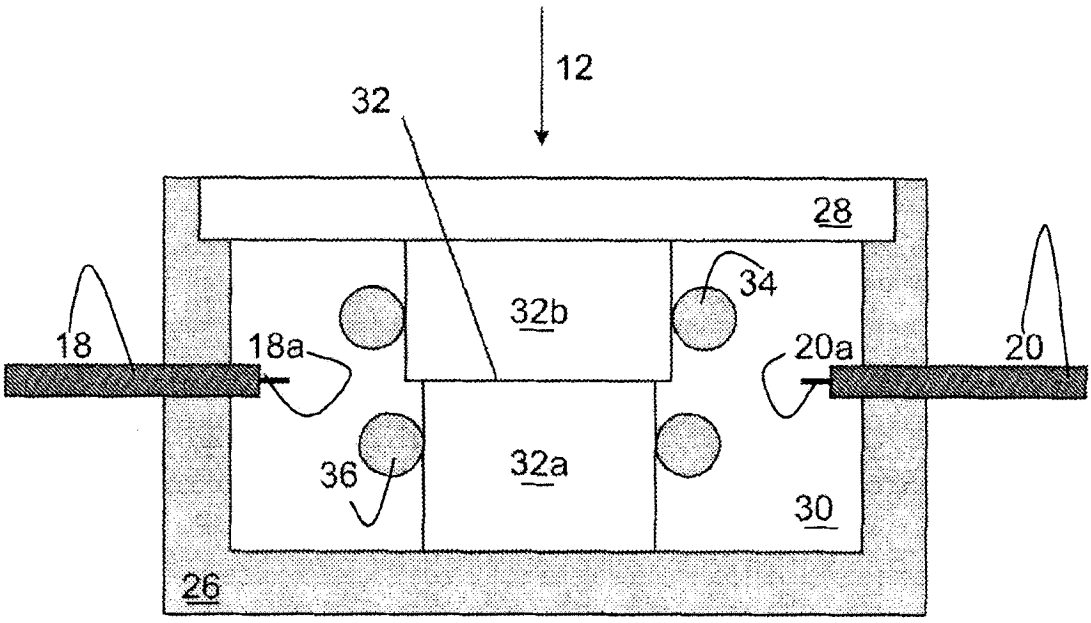


图 2

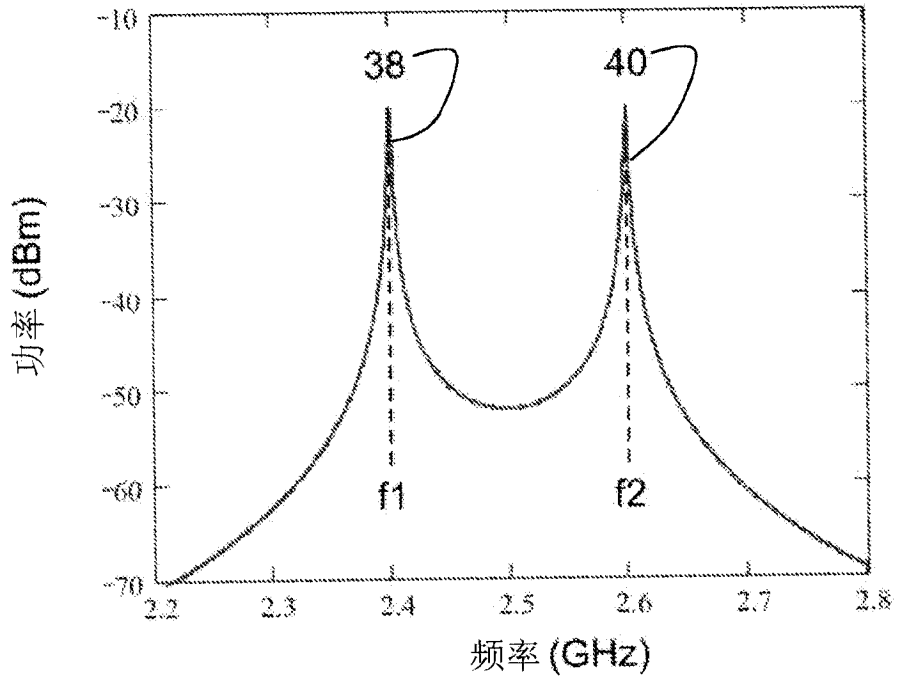

-10
-20
-30
-40
-50
-60
-70
功率 (dBm)
38
40
f1
f2
2.2
2.3
2.4
2.5
2.6
2.7
2.8
频率 (GHz)

图 3

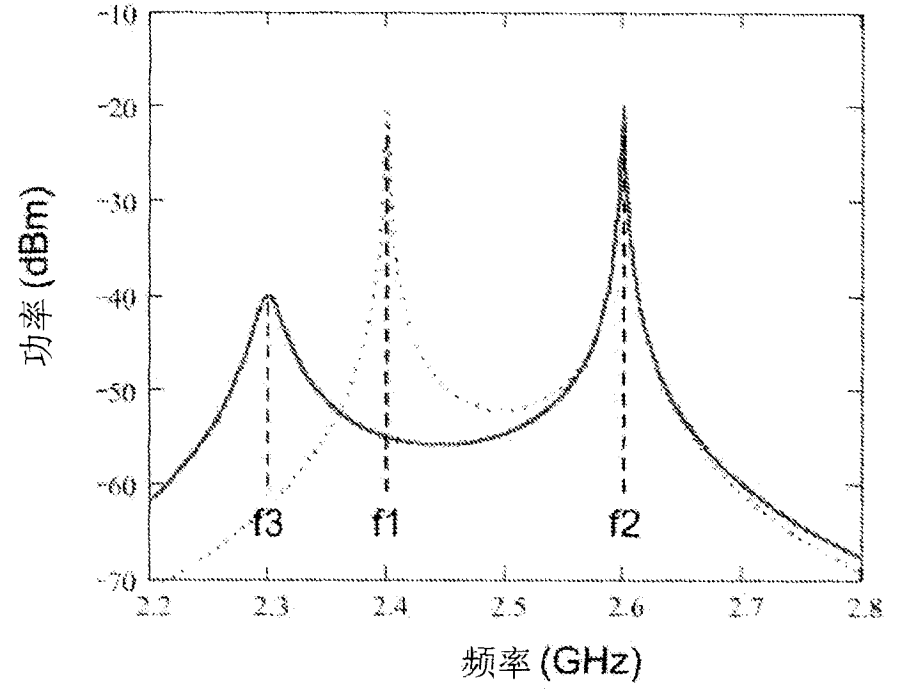

-10
-20
-30
-40
-50
-60
-70
功率 (dBm)
f3
f1
f2
2.2
2.3
2.4
2.5
2.6
2.7
2.8
频率 (GHz)

图 4

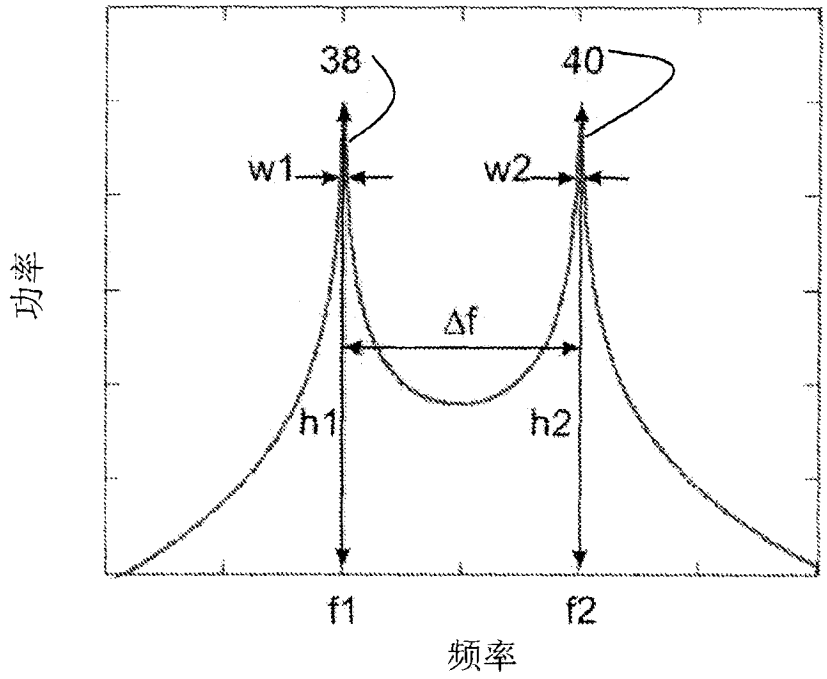


图 5