

(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101991415 A

(43) 申请公布日 2011.03.30

(21) 申请号 201010528113.0

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2006.03.29

A61B 5/05 (2006.01)

G01R 27/26 (2006.01)

(30) 优先权数据

60/665842 2005.03.29 US

(62) 分案原申请数据

200680019026.4 2006.03.29

(71) 申请人 沙丘医疗设备有限公司

地址 以色列凯撒里亚

(72) 发明人 D·哈施姆索尼 G·科亨

I·格利纳

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 曹若

权利要求书 2 页 说明书 9 页 附图 13 页

(54) 发明名称

用于组织表征的电磁传感器

(57) 摘要

提供用于组织表征的传感器，包括：构造为在近端放置到用于表征的组织的边缘而不穿透组织的谐振器，谐振器包括在大体上平行于边缘的平面内具有等值直径尺寸 D 且具有特征尺寸 d 的传导结构；和至少一个用于提供与外部系统通信的传导引线，其中谐振器构造为在对应于大约 λ 至大约 40λ 之间的自由空气波长范围的频率处谐振，其中 λ 是等值直径 D 的至少大约十倍，且其中传感器构造为在接收到在大约 λ 至大约 40λ 之间的范围内的信号时在组织内在近区内感应电场和磁场，近区的直径大约为 D ，使得在近区内的组织有效地作为谐振器的部分起作用，从而影响其谐振值，且因此在近区内的组织通过谐振器的谐振响应由其电磁特性表征。

1. 一种用于近区组织表征的传感器,其包括:

构造为在近端放置到用于表征的组织的边缘而不穿透组织的宽带谐振器,宽带谐振器包括传导结构,传导结构在大体上平行于边缘的平面内具有等值直径尺寸 D 且具有大体上等于传导结构的传导材料之间的间距的特征尺寸 d ;和

至少一个用于提供与外部系统通信的传导引线,

其中宽带谐振器设计为 $\Delta f/f$ 至少为 $\pm 15\%$,其中 Δf 是谐振器的反射信号的反射系数幅值具有至少 10% 的改变的频率范围, f 是相应的谐振频率, f 在 100MHz 到 350MHz 之间,所述谐振器构造为在对应于大约 λ 至大约 40λ 之间的自由空气波长范围的频率处谐振,其中 λ 是等值直径 D 的至少大约十倍,

且其中传感器构造为在接收到在大约 λ 至大约 40λ 之间的范围内的信号时在组织内在近区内感应电场和磁场,使得在近区内的组织有效地作为宽带谐振器的部分起作用,从而影响其谐振值,使得在近区内的组织通过宽带谐振器的谐振响应由其电磁特性表征。

2. 一种用于近区组织表征的传感器,其包括:

构造为在近端放置到用于表征的组织的边缘而不穿透组织的宽带谐振器,宽带谐振器包括传导结构,传导结构在大体上平行于边缘的平面内具有等值直径尺寸 D 且具有大体上等于传导结构的传导材料之间的间距的特征尺寸 d ;和

至少一个用于提供与外部系统通信的传导引线,

其中宽带谐振器设计为 $\Delta f/f$ 至少为 $\pm 15\%$,其中 Δf 是宽带谐振器的反射信号的反射系数幅值具有至少 10% 的改变的频率范围, f 是相应的谐振器频率,所述谐振器构造为在对应于大约 λ 至大约 40λ 之间的自由空气波长范围的频率处谐振,其中 λ 是等值直径 D 的至少大约十倍,

且其中传感器构造为在接收到在大约 10λ 至大约 30λ 之间的范围内的信号时在组织内在近区内感应电场和磁场,使得在近区内的组织有效地作为宽带谐振器的部分起作用,从而影响其谐振值,使得在近区内的组织通过宽带谐振器的谐振响应由其电磁特性表征。

3. 根据权利要求 1 或 2 所述的传感器,其中特征尺寸 d 在等值直径 D 的 $1/10$ 至 $1/20$ 之间。

4. 根据权利要求 1、2 或 3 所述的传感器,其中谐振器进一步包括电子支承结构。

5. 根据前述权利要求中任一项所述的传感器,其中谐振响应是反射信号的反射系数幅值。

6. 根据前述权利要求中任一项所述的传感器,其中谐振响应是反射信号的反射系数相位。

7. 根据前述权利要求中任一项所述的传感器,其中谐振器构造为对谐振值附近 $\pm 50\%$ 的范围响应。

8. 根据前述权利要求中任一项所述的传感器,其中谐振器构造为对谐振值附近至少 $\pm 25\%$ 的范围响应。

9. 根据前述权利要求中任一项所述的传感器,其中,在远区内,对于 λ 至 40λ 之间的自由空气波长范围,传感器的辐射效率低于 0.1% 。

10. 根据前述权利要求中任一项所述的传感器,且进一步包括到传输线的连接器,连接器提供了传感器和传输线之间的大体上的阻抗匹配。

11. 根据前述权利要求中任一项所述的传感器,且进一步包括与连接器关联的连接结构,以向连接器的部件提供从包括调谐能力、开关能力和替代能力的组中选择的能力,以可互换地将传感器对不同应用优化。

12. 根据前述权利要求中任一项所述的传感器,其中传感器形成为柔性构造。

13. 根据前述权利要求中任一项所述的传感器,其中传感器形成为适合于在接附到壳体时运行的柔性构造。

14. 根据前述权利要求中任一项所述的传感器,其中传感器形成为适合于在插入到壳体内时运行的柔性构造。

15. 根据前述权利要求中任一项所述的传感器,其中传导结构形成为平的盘旋。

16. 根据前述权利要求中任一项所述的传感器,其中传导结构形成为两个缠绕在一起的平的盘旋。

17. 根据前述权利要求中任一项所述的传感器,其中传导结构形成为圆锥形螺旋。

18. 根据前述权利要求中任一项所述的传感器,其中传导结构形成为两个相互插入的梳状件。

19. 根据前述权利要求中任一项所述的传感器,其中传导结构沉积在自支承基片上。

20. 根据前述权利要求中任一项所述的传感器,其中传导结构沉积在基片上且放置在形成了中空区域的壳体上。

21. 根据前述权利要求中任一项所述的传感器,其中传导结构沉积在基片上且放置在壳体上,壳体由电绝缘体形成。

22. 根据前述权利要求中任一项所述的传感器,其中传导结构由平的盘旋和螺旋两个部分形成。

23. 根据前述权利要求中任一项所述的传感器,其中传导结构容性耦合。

24. 根据前述权利要求中任一项所述的传感器,其中传导结构阻性耦合。

25. 根据前述权利要求中任一项所述的传感器,其中 D 在 3mm 至 25mm 之间。

用于组织表征的电磁传感器

[0001] 本发明是申请号为 200680019026.4、国际申请日为 2006 年 3 月 29 日的同名专利申请的分案申请。

技术领域

[0002] 本发明涉及通过反射的电磁波信号的谐振用于组织表征的方法和器械。

背景技术

[0003] 已知通过电磁反射特性的组织表征以用于区分组织类型。一般地这涉及大约在微波范围内的电磁波在同轴电缆内从电磁波发生器向待表征的组织的传播。在相对于组织的近端处,同轴电缆可以被切割且与组织接触。替代地,可以提供多种几何形状,如同轴端部以作为组织探头运行。

[0004] 例如,Burdette 等 [Burdette 等, " In Vivo Probe Measurement Technique for Determining Dielectric Properties at VFW Through Microwave Frequencies", IEEE Trans. On Microwave Theory & Techniques, MTT-28(4) :414-427, 1980] 在理论和实验上描述了探头技术的使用以现场确定半固体材料和活组织的介电特性。此方法与先前已知的方法相比是有利的,因为:

[0005] 1 使得在活组织内的介电特性测量能在大约 0.1GHz 至大约 10GHz 之间的连续的频率范围内进行,

[0006] 2 消除了对冗长的样本准备的需要,和

[0007] 3 使得能基于实时地处理数据。

[0008] Burdette 的想法是使用适合于插入到活组织内的短的单极天线作为体内探头。探头设计为具有由 Teflon 介电材料分开的外导体和内导体(中心导体)的同轴电缆。内导体电缆略微长于外导体电缆,以在相对于操作者的远端尖端处造成单极电场。此尖端被插入到其介电特性待测量的组织内。为最小化边缘效应,外导体可以接地。通过首先去除内导体和 Teflon 介电材料并将其焊到外导体上且然后将探头与作为连接器中心针的中心导体再组装而将 SMA 连接器依附到探头。而在拆卸时,探头导体闪蒸以镍镀层且然后镀金以降低探头和待检查的组织内的电解液之间的化学反应。此过程实际上消除探头金属表面的氧化且帮助最小化了在低频率下电极极化效果。

[0009] 授予 Chan 等人的美国专利 5,744,971 教示了将用于测量材料的介电特性的同轴探头合适地但不排它地用于例如如帆布的艺术作品的文化材料的保护处理的非介入性监测。探头是带有延伸到相对于操作者的远端尖端的同轴结构的针状设备。与 Burdette 的介入探头相反,此探头处于体外。此同轴探头的设计与 Burdette 等人的探头设计略微不同。

[0010] 授予 Skladnev 等人的美国专利 6,026,323 描述了用于表征组织类型的探头,它将光学测试和电测试组合在单一的设备内,能几乎同时地从非常小的组织表面区域提供光学数据和电数据。此解决方案的关键是能几乎同时在组织的同一个小区域上进行电测量和光学测量的仪器。每个测量涉及复杂的事件序列,包括:光学刺激和电刺激组织随后对组织的

响应检测、过滤和数字化；从光学信号和电信号获取特定的参数；检查错误且随后将获取的参数分类为多种组织类型的类别；且反馈给系统操作者。探头具有中心光纤，中心光纤将电磁辐射传导到手柄内的光检测器二极管，且中心光纤定位在一束全都位于外管内的光纤中间。三个金电极邻近且紧靠外管的内表面定位。探头电缆包括许多单独的同轴导体，带有单一的总编织屏蔽，它们封闭在医疗级硅树脂外套内。电缆的两个端部具有圆形的塑料针公端连接器。电极和光纤直接接触组织以刺激且检测组织特征。探头尖端被抛光且平滑且具有带轮廓的边缘。环氧树脂将尖端部分电绝缘且密封。

[0011] 授予 Hashimshony 的共同拥有的美国专利 6,813,515 教导了用于检查组织的探头、方法和系统，以根据其介电特性区分组织与其他组织。方法是在检查的组织内产生边缘电场以从组织产生反射脉冲而穿透到组织自身内的辐射可忽略；检测反射的电脉冲；和将反射的电脉冲的电特征相对于施加的电脉冲进行比较以提供对被检查的组织的介电特性的指示。测量设备构建为同轴探头，在探头的相对于操作者的远端尖端处带有腔，其中限制了待检查的组织的样本。探头自身具有内导体，内导体与外导体绝缘且由外导体封闭，外导体在一个端部处打开且在轴向方向延伸过内导体，从而在探头的相对于操作者的远端端部处限定了打开的腔。内导体包括打开的腔内的尖端，该尖端形成有至少两个不同的直径以增强边缘电场。

[0012] 授予 Campbell 等人的美国专利 6,370,426 描述了用于测量基板的相对水合的方法和器械。对基板的电特征、施加到基板的力和在测量期间基板的温度的测量值提供了用于确定基板的这样的相对水合的输入。在此情况中使用的传感器的结构是两个同轴导体，一个导体沿对称轴线走向，两个导体被同轴绝缘体分开且具有在外导体外侧的同轴绝缘体。两个导体和分开它们的绝缘体在相对于操作者的远端尖端处的垂直于对称轴线的平面处结束，使得同轴结构接触被检查的组织但不穿透它。

[0013] 授予 Einat 等人的英国专利 GB01153980 描述了 RF 天线，天线作为探头用于近场识别和表征。探头具有生成了电磁场的第一和第二辐射部分，第一和第二部分大体上相对以抑制远场辐射。当寻求近场表征时，远场抑制最小化了来自远场的贡献。

[0014] 授予 Coldfine 等人的美国专利 6,380,747 描述了用于处理、优化、标定和显示被测量的介电测试法信号的方法。特性估计器通过使用仪器的方式耦联到电极结构且将感测到的电磁响应转换为对材料的一个或多个预选特性或尺寸的估计，例如介电常数和电导率、层厚度、或其他影响介电特性的物理特性、或其他有损耗的介电或金属物体的存在。披露了可以以多种方式连接的介电测试法传感器以具有不同的电场有效穿透深度，但使得所有构造具有相同的空气间隙、流体间隙或垫片升起高度，因此通过降低未知数的个数在很大程度上改进了特性估计器的性能。传感器几何形状包括周期性结构，结构在任一时间带有单一的提供了多个在相同的传感器覆盖区内的波长的感测元件。

[0015] 以上描述的系统是非谐振的，所以来自不同组织的信号之间的差异小。

[0016] 作为对比，授予 King 等人的美国专利 5,227,730，授予 King 的美国专利 5,334,941 和授予 Tobias 的美国专利 US6411103 添加了谐振元件。

[0017] 授予 King 等人的美国专利 5,227,730 教导了用于在体内或体外感测特别是生物组织的有损耗的（耗散）介电材料的复数介电特性的方法和器械。此想法基于插入到测试材料内的针状谐振传感器，以用于测量其在谐振频率处的介电特性。与以上描述的传感器

相比,主要的优点是,因为谐振效果,介电常数可以以更高的精确性和分辨率测量,且在更大的体积(立方厘米的量级)内测量。因此,谐振传感器能更好地分辨肿瘤组织和正常组织。由 King 等人设计的针状谐振传感器具有偶极谐振器的形式,它平行于且邻近小型同轴馈电电缆定位且与同轴馈电电缆绝缘。偶极谐振器通过在电缆屏蔽内切割的电小的周向间隙感性地耦合到微波源。通过将间隙在偶极中心处耦合到偶极,在偶极内以很好地平衡的和对称的方式感应了电流。以供电间隙的合适设计,偶极阻抗可以很好地与同轴电缆匹配,使得在偶极的谐振频率处从间隙的反射非常小。为调节偶极和测试介质之间的耦合程度,薄的圆柱形介电鞘封闭了整个组件。这样的鞘例如可以是介电导管,同轴电缆与其接附的偶极谐振器插入到该鞘内。

[0018] 授予 King 的美国专利 5,334,941 描述了高度敏感的直接接触的现场传感器,以用于非破坏地测量或监测固体、液体或气体在微波频率下的复数介电特性和传导特性。在结合到铜接地平面的介电基板的表面上蚀刻了金属微条偶极谐振器。耦合到形成在接地平面内的短的非谐振供电槽的互感电磁地驱动了偶极谐振器。槽由从激发入射波的扫频微波源延伸的同轴供电线或微条供电线驱动。替代地,金属谐振器被省略且槽的长度增加使得它变成谐振器。在使用中,传感器放置为紧密物理接触具有复数介电常数 $\epsilon^* (= \epsilon' - j\epsilon'')$ 或电导率 δ 的测试材料。假定同轴供电线或微条供电线几乎临界地耦合到传感器输入,当微波源的频率扫频时,在反射波中在谐振频率处发生尖锐的下降。对谐振频率和输入耦合因子的测量以高分辨率确定了 ϵ' 、 ϵ'' 和 δ 的小的改变。为降低谐振器和测试物质之间的电磁耦合且保护谐振器不被损坏和磨损,可以添加覆盖物。

[0019] 授予 Tobias 等人的美国专利 6,411,103 描述了杂散场传感器以用于测量物质的介电特性,传感器包括用于生成电场的生成元件和用于屏蔽所生成的电场的屏蔽元件。屏蔽元件具有至少两个用于将电场向外耦合到外侧空间的开口,使得电场至少部分地位于屏蔽元件的外侧。

[0020] 另外,德国专利申请 DE 19705260A1、DE 19734978A1 描述了其中将待检查的物质放入谐振器内以影响谐振电路的谐振频率的系统。

发明内容

[0021] 本发明涉及用于组织表征的传感器,包括:构造为在近端放置到用于表征的组织边缘而不穿透组织的谐振器,谐振器包括在大体上平行于边缘的平面内具有等值直径尺寸 D 且具有特征尺寸 d 的传导结构;和至少一个用于提供与外部系统通信的传导引线,其中谐振器构造为在对应于大约 λ 至大约 40λ 之间的自由空气波长范围的频率处谐振,其中 λ 是等值直径 D 的至少大约十倍,且其中传感器构造为在接收到在大约 λ 至大约 40λ 之间的范围内的信号时在组织内在近区内感应电场和磁场,近区的直径大约为 D ,使得在近区内的组织有效地作为谐振器的部分起作用,从而影响其谐振值,且因此在近区内的组织通过谐振器的谐振响应由其电磁特性表征。

[0022] 除非另外地限定,在此使用的所有技术和科学术语具有本发明所隶属的领域的一般技术人员通常理解的含义。虽然类似于或等价于在此描述的方法和材料的方法和材料可以在本发明的实践或测试中使用,但合适的方法和材料在下文中描述。在冲突的情况下将服从包括定义的专利说明书。另外,材料、方法和例子仅是示例性的且不意图于是限制

性的。

附图说明

[0023] 本发明在此仅通过例子参考附图描述。现在对附图详细地特别参考,强调的是细节通过例子示出且仅用于图示对本发明的优选实施例的论述的目的,且细节是为了提供被认为是本发明的原理和构思方面的最有用和容易理解的描述而给出。在此方面,不意图于比对本发明基本理解所必需的更详细地示出本发明的结构细节,结合附图的描述使得本领域一般技术人员明晰本发明的数个形式可以如何在实践中实施。

[0024] 各图为:

[0025] 图 1 示意性地图示了根据本发明的一些实施例的用于组织表征的系统 and 传感器;

[0026] 图 2A 至图 2B 示意性地图示了根据本发明的一些实施例的用于组织表征的传感器的示意电路;

[0027] 图 3A 至图 3N 示意性地图示了根据本发明的一些实施例的用于组织表征的传感器的传导结构的多种几何形状;

[0028] 图 4A 至图 4C 示意性地图示了根据本发明的实施例的形成为薄的柔性构造的用于组织表征的传感器;

[0029] 图 5A 至图 5G 示意性地图示了根据本发明的一些实施例的以壳体运行的用于组织表征的传感器;

[0030] 图 6A 至图 6C 示意性地图示了根据本发明的一些实施例的组合盘旋和螺旋的多种方式;和

[0031] 图 7A 至图 7B 示意性地图示了本发明的用于组织表征的传感器的实验数据。

具体实施方式

[0032] 本发明涉及用于组织表征的传感器,包括:谐振器,谐振器构造为在近端放置到的组织边缘以用于表征而不穿透组织,谐振器包括在大体上平行于边缘的平面内具有等值直径尺寸 D 且具有特征尺寸 d 的传导结构;和至少一个用于提供与外部系统通信的传导引线,其中谐振器构造为在对应于大约 λ 至大约 40λ 之间的自由空气波长范围的频率处谐振,其中 λ 是等值直径 D 的至少大约十倍,且其中传感器构造为在接收到在大约 λ 至大约 40λ 之间的范围内的信号时在组织内在近区内感应电场和磁场,近区的直径大约为 D ,使得在近区内的组织有效地作为谐振器的部分起作用,从而影响其谐振值,且因此在近区内的组织通过谐振器的谐振响应由其电磁特性表征。

[0033] 在详细解释本发明的至少一个实施例前,应理解的是,本发明在其应用中不限制于在如下的描述阐明或在附图中图示的构造的细节和部件布置。本发明可以具有其他实施例或可以以多种方式实施或执行。同样,应理解的是,在此使用的措辞和术语是用于描述的目的且不应视作限制性的。

[0034] 现在参考附图,图 1 示意性地图示了根据本发明的第一实施例的系统 10,系统 10 具有传感器 20 以用于组织表征。

[0035] 传感器 20 具有相对于为待表征的组织 18 的近端端部 21 和远端端部 19。

[0036] 传感器 20 包括传导结构 42,传导结构 42 构造为在近端放置到组织 18 的边缘 13

以用于表征,同时处于空气 16 内,即不穿透组织 18。

[0037] 根据第一实施例,如在图 1 中图示,传导结构 42 作为谐振传感器 20 运行。

[0038] 传导结构 42 限定了等值直径 D ,即其截面积大体上与元件 42 的截面积相等的圆的直径。因此, D 限定了边缘 13 侧上的大体上平行于边缘 13 的截面积。优选地, D 在大约 3mm 至大约 25mm 之间。将认识到的是,其他更大或更小的值可以类似地使用。传导结构 42 进一步限定了特征尺寸 d ,该特征尺寸例如基于导线的粗细和导线间距,如在下文中结合图 3B 示出。

[0039] 另外,传导结构 42 通过阻性耦合或通过感性或容性耦合与电路 40 关联。电路 40 与外部信号生成控制和分析系统 30 通过耦合器 50 和例如同轴电缆 56 的传输线通信。

[0040] 传导结构 42 构造为在大约 λ 至大约 40λ 之间的自由空气波长范围内谐振,其中 λ 是等值直径 D 的至少 10 倍。因此,从大约 λ 至大约 40λ 之间的自由空气波长范围一般地等价于从大约 10MHz 至大约 5GHz 的频率范围。

[0041] 在接收到在大约 λ 至大约 40λ 之间的范围内的信号时,传导结构 42 构造为在组织 18 的近区 17 内感应出电场 12 和磁场 14,其中电场 12 穿透组织 18 到 $d(E)$ 的深度且磁场 14 穿透组织 18 到 $d(B)$ 的深度,两个深度都具有特征尺寸 d 的幅值的量级。优选地, $d(B)$ 略微大于 $d(E)$,例如大于 $d(E)$ 1.1 至 5 之间的因子。替代地,它们大体上相同。然而将认识到的是,在一些情况中 $d(B)$ 可以小于 $d(E)$ 。

[0042] 因此,穿透区域一般是盘 15,其直径大约为等值直径 D 且从组织边缘 13 开始的厚度大约为特征尺寸 d 。盘 15 内的组织 18 有效地作为谐振器的部分起作用,从而使谐振响应变化。结果是盘 15 内的组织 18 可以基于其电磁特性由其谐振响应来表征。

[0043] 另外,传导结构 42 构造为对于大约 λ 至大约 40λ 之间的自由空气波长范围内是无效天线,所以其辐射效率在远区 19 内小于 0.1%,且优选地小于 0.01%。作为结果,远区的贡献被最小化且组织表征限制在近区 17 的盘 15 内,非常靠近边缘 13。

[0044] 效果类似于由授予 Einat 等人的英国专利 GB01153980 实现的效果,该专利描述了作为用于近场识别和表征的探头运行的 RF 天线。该 RF 天线具有生成电磁场的第一和第二辐射部分,其大体上相对以抑制远场辐射。远场抑制最小化了在寻求近场表征时来自远场的贡献。

[0045] 外部信号生成控制和分析系统 30 优选地包括信号生成器 32、分析器 34 和控制器 36,但它们可以集成在单一的单元内。可以提供使用者接口,例如具有如磁盘、CD、DVD、移动存储器 (disk on key) 等的读写驱动器 31 的形式,以提供预先确定的运行参数和设定且以便存储测试结果。显示屏 38 可以显示谐振响应。将认识到的是,也可以使用其他输出装置,例如打印机或传真机。键盘 35 可以用于输入例如患者细节、特定的测试的日期和时间、信号参数等的的数据。另外,控制器 36 可以包括其他输入和输出设备,例如 USB 口 33 和已知的其他特征部。

[0046] 进一步参考附图,图 2A 和图 2B 图示了根据本发明的其他实施例的传感器 20 的电路示意图,其中传导结构 42 与电子支持结构一起作为谐振传感器 20 运行。

[0047] 如在图 2A 中可见,传感器 20 可以由电路 40 表示,电路 40 包括构造为在近端放置到组织 18 的传导结构 42。另外,电路 40 可以包括具有有效电阻、有效电感和有效电容的有效部件 44,且有效部件 44 可以与传导结构 42 串联连接,电路还包括具有有效电阻、有效电

感和有效电容的有效部件 46, 且有效部件 46 可以与传导结构 42 并联连接。

[0048] 因此, 有效部件 44, 或有效部件 44 和有效部件 46 可以形成电子支持结构。因此谐振传感器 20 可以有效地由传导结构 42 和有效部件 44 形成, 或由传导结构 42 和有效部件 44 以及有效部件 46 形成。因此, 根据本发明, 构造为在对应于大约 λ 至大约 40λ 之间的自由空气波长范围的频率下谐振的是总的传感器 20。

[0049] 耦合器 50 优选地包括连接结构 52, 连接结构 52 优选地提供了调谐、开关和替换能力的至少一个, 以例如改变电路 40 或部件 44 和部件 46 的总阻抗。这些能力可以希望以可互换地优化传感器 20, 用于表征不同类型的组织, 例如主要为脂肪的乳房组织、肌肉组织、皮肤组织和骨。

[0050] 连接器 54 将连接结构 52 和传输线 56 连接, 优选地同时保证了阻抗匹配和平衡。

[0051] 如在图 2B 中可见, 传感器 20 可以由两个电路 40A 和 40B 代表, 两个电路 40A 和 40B 形成了两个谐振器 20A 和 20B 且包括两个并联连接的传导结构 42A 和 42B。另外, 电路 40A 和电路 40B 可以包括有效部件 44A 和 44B, 每个有效部件具有有效电阻、有效电感和有效电容, 且有效部件 44A 和 44B 可以与有效结构 42A 和 42B 串联连接, 还包括有效部件 46A 和 46B, 每个有效部件具有有效电阻、有效电感和有效电容, 且有效部件 46A 和 46B 可以与有效结构 42A 和 42B 并联连接。

[0052] 谐振器 20A 可以有效地由传导结构 42A 和有效部件 44A 形成, 或由传导结构 42A 和有效部件 44A 以及有效部件 46A 形成。谐振传感器 20B 可以有效地由传导结构 42B 和有效部件 44B 形成, 或由传导结构 42B 和有效部件 44B 以及有效部件 46B 形成。

[0053] 另外, 两个电路 40A 和 40B 可以与连接结构 52A 和 52B 关联, 连接结构 52A 和 52B 优选地为电路 42A 和 42B 提供了调谐、开关和替换能力的至少一个。

[0054] 连接器 54 将连接结构 52A 和 52B 与传输线 56 连接, 优选地同时保证了阻抗匹配和平衡。

[0055] 进一步参考附图, 图 3A 至图 3N 示意性地图示了根据本发明的一些实施例的用于组织表征的传感器 20 的传导结构 42 的多种几何形状。

[0056] 如在图 3A 和图 3B 中可见, 传导结构 42 形成为例如铜、金或其他已知的导体的传导材料的平的盘旋 22。内端 41 可以通过传导引线 43 阻性连接到耦合器 50。然而, 第二端 47 可以是自由端, 以感性或容性地耦合到电路 40 (图 2A)。替代地, 第二端 47 可以连接到耦合器 50 而第一端 41 可以是自由端。

[0057] 盘旋具有等值直径 D。

[0058] 如在图 3B 中可见, 盘旋 22 可以在基片 49 上沉积到大约 2 至 30 微米的厚度。将认识到的是, 可以类似地使用其他尺寸。基片可以例如是聚碳 (polycarbon)、石英或其他已知材料。基片 49 的目的是提供对传感器 20 的机械支承。

[0059] 优选地, 例如 Kapton 的大约 4 至 50 微米的绝缘层 48 可以涂敷在盘旋 42 上。将认识到的是, 可以类似地使用其他尺寸。

[0060] 传导材料 45 的宽度 d1 和间距 d2 一般具有相同的幅值量级且术语称为特征尺寸, 在此一般地以 d 表示。特征尺寸 d 可以影响传感器 20 的分辨率能力, 特别是影响空间分辨率, 且优选地不超过希望的分辨率能力的尺寸的一半。例如, 当希望最小可检测物体尺寸大约为 0.25mm 时, 可以使用大约为 0.1mm 的特征尺寸, 即是希望的分辨率能力的 40%。

- [0061] 优选地,特征尺寸 d 在等值直径 D 的大约 $1/10$ 至 $1/20$ 之间。
- [0062] 图 3C 图示了盘旋 22,其两个端部 41 和 47 通过传导引线 43 阻性地耦合到电路 40。
- [0063] 图 3D 图示了双盘旋 22A,其两个内端 41 阻性地耦合且两个外端 47 是自由端。
- [0064] 图 3E 和图 3F 示意性地图示了圆锥形螺旋 24,螺旋 24 类似地沉积在基片 49 上。然而,基片 49 成形为漏斗以为传导材料 45 提供圆锥形形状。
- [0065] 圆锥形螺旋 24 具有等值直径 D 和长度 L 。另外,它的传导材料 45 具有宽度 d_1 和间距 d_2 ,如对于盘旋 22。圆锥形螺旋 24 示出为阻性耦合。替代地,它可以感性或容性耦合。
- [0066] 图 3G 至图 3K 示意性地图示了传导结构 42,其中传导材料 45 形成为两个相互插入的梳状件 45A 和 45B 以形成结构 28,如在图 3H 和图 3I 中示出。
- [0067] 形成了结构 28 的传导材料 45 可以沉积在例如 Kapton 的厚度为大约 100 微米的绝缘材料 48 上,且覆盖以例如 Kapton 的厚度在大约 4 至 50 微米之间的绝缘材料 48。
- [0068] 触点 55 提供了到结构 28 的阻性耦合。
- [0069] 优选地,结构 28 放置在由壳体 53 形成的中空区域 51 上方。中空区域 51 的目的是防止来自结构 28 的远端侧的响应。替代地,可以使用电绝缘体 51 来替代中空区域 51。
- [0070] 图 3L 和图 3N 进一步图示了图 3F 的沉积在形成为漏斗的基片 49 上的圆锥形螺旋 24,以提供具有圆锥形形状的传导材料 45。
- [0071] 传导材料的优选的管状壁 37 封闭了圆锥形螺旋 24,管状壁 37 在相对于组织的近端侧 21 上延伸超过圆锥形螺旋,以形成打开的腔 39。
- [0072] 因此,虽然圆锥形螺旋 24 具有长度 L ,壁 37 具有长度 L_1 ,长度 L_1 略微大于长度 L ,例如大 10% 至 100%。
- [0073] 如前所述,圆锥形螺旋 24 具有等值直径 D 和值大体上类似的特征尺寸 d_1 和 d_2 ,因此特征尺寸被考虑为 d ,其中特征尺寸 d 优选地为等值直径 D 的大约十分之一。圆锥形螺旋 24 示出为阻性耦合。替代地,它可以感性或容性耦合。
- [0074] 实际上,打开的腔 39 如在授予 Hashimshony 的共同拥有的美国专利 6,813,515 中所教导,该专利描述了用于检查组织的方法和系统,检查通过:将电脉冲通过形成有打开的腔的探头施加到待检查的组织,使得探头在打开的腔内在被检查的组织内生成边缘电场,且从其产生反射电脉冲,带有可忽略的穿透到被检查组织附近的其他组织或生物体内的辐射;检测反射的电脉冲;和将反射的电脉冲的电特性与施加的电脉冲进行对比以提供对被检查的组织的介电特性的指示。
- [0075] 在本例子中,如在图 3N 中可见,组织 18 的穿透区域包含在腔 39 内。包含在腔 39 内的组织 18 有效地作为谐振器的部分起作用,从而使谐振响应变化。结果是,包含在腔 39 内的组织 18 可以基于其电磁特性由其谐振响应表征。
- [0076] 虽然图 3N 的例子图示了圆锥形的打开的腔,但圆柱形打开的腔类似地是可以的,例如由向图 3A 和图 3B 的实施例添加传导的管状壁 37 形成的圆柱形打开的腔。
- [0077] 将认识到的,是图 3A 至图 3N 的任一个的传导结构 42 也可以与图 2A 的电路 40 通过阻性耦合或感性耦合或容性耦合而关联,其中电路 40 与外部信号生成控制和分析系统 30 通过耦合器 50 和例如同轴电缆 56 的传输线通信。
- [0078] 替代地,图 3A 至图 3N 的任一个的传导结构 42 也可以与图 2B 的电路 40A 和 40B 通过阻性耦合或感性耦合或容性耦合而关联。

[0079] 现在参考附图,图 4A 至图 4C 示意性地图示了根据本发明的实施例的形成为薄的柔性构造 75 的传感器 20。

[0080] 优选地,传感器 20 包括沉积在例如 Kapton 的厚度为大约 100 微米的绝缘材料 48 上的厚度大约 2 至 30 微米的盘旋 22,且盘旋 22 覆盖以例如 Kapton 的厚度为大约 4 至 50 微米的绝缘材料 48,因此盘旋 22 基本上自支承。

[0081] 柔性构造 75 构造为在线 77 处弯曲,使得在运行中盘旋 22 大体上与柔性构造 75 的剩余部分成直角。另外,柔性构造 75 适合于当插入到中空壳体 74 内时运行,壳体 74 具有聚碳的顶盖 57,其中盘旋 22 形成聚碳的顶盖 57 上的近端盖,以形成与组织 18 的边缘 13 的接触或接近接触(图 1)。中空壳体 74 基本上在传感器 22 的远端侧处提供了有效的中空区域 51。

[0082] 将认识到的是,壳体 74 可以填充以绝缘材料。

[0083] 将认识到的是,柔性构造 75 可以依附到壳体 74 而非插入到壳体 74 内。

[0084] 进一步参考附图,图 5A 至图 5G 示意性地图示了根据本发明的一些实施例的以壳体 70 运行的传感器 20。

[0085] 根据本实施例,传感器 20 可以包括盘旋 22 和螺旋 26。它们可以串联或并联连接,如在图 2B 中图示。另外,任一个可以阻性耦合。替代地,任一个可以感性或容性耦合,以具有一个自由端。

[0086] 壳体 70 优选地包括内支承结构 65,内支承结构 65 具有圆形头部 62 和腿 64,以具有 T 形截面,且具有相对于组织的近端端部 61 和远端端部 69。

[0087] 盘旋 22 优选地定位在头部 62 处。螺旋 26 可以绕腿 64 缠绕。腿 64 可以进一步用于容纳盘旋 22 的传导引线 43。

[0088] 图 5G 示意性地图示了在壳体 70 的远端端部 69 处的具有连接结构 52 和连接器 54 的耦合器 50。

[0089] 进一步参考附图,图 6A 至图 6C 示意性地图示了根据本发明的一些实施例将盘旋 22 和螺旋 26 组合的多种方式。

[0090] 在图 6A 中,盘旋 22 和螺旋 26 并联连接且都感性地或容性地耦合。

[0091] 在图 6B 中,盘旋 22 和螺旋 26 串联连接且都感性地或容性地耦合。将认识到的是,阻性地耦合的串联连接也是可以的。

[0092] 在图 6C 中,盘旋 22 和螺旋 26 并联连接且都通过触点 25 阻性地耦合。

[0093] 图 7A 和图 7B 示意性地图示了本发明的用于组织表征的传感器的试验数据。

[0094] 图 7A 图示了反射信号的反射系数幅值。

[0095] 图 7B 图示了反射信号的反射系数相位。

[0096] 将认识到的是,可以使用幅值和相位的至少一个。另外,可以使用二者。

[0097] 图 7A 和图 7B 图示了本发明的谐振器的宽带属性。将响应限定为反射信号的反射系数幅值的至少 10% 的改变(图 7A),注意的是,图 7A 中的响应范围从大约 180MHz 至大约 260MHz。在图 7A 的本例子中,范围为在 220MHz 的谐振值附近 80MHz。

[0098] 宽带经常限定为 $\Delta f/f$,或在本例子中限定为 80/220。以百分比表达宽带则为 36% 的值,或 $\pm 18\%$ 。

[0099] 根据本发明的其他例子,宽带可以高至 $\pm 50\%$ 。替代地,可以至少为 $\pm 25\%$,或至

少 $\pm 15\%$ 。

[0100] 预期的是,在此专利的寿命期间将开发出许多相关的用于组织表征的宽带传感器,且用于组织表征的术语宽带传感器的范围意图于包括所有这样的推演的新技术。

[0101] 如在此所使用,术语“大体上”指 $\pm 10\%$ 。

[0102] 如在此所使用,术语“一般”和“大约”指 $\pm 30\%$ 。

[0103] 应认识到的是,本发明的为清晰起见在分开的实施例的内容中描述的某些特征也可以组合地提供在单一的实施例中。相反地,本发明的为简要起见在单一的实施例的内容中描述的多特征也可以分开地或以任何合适的子组合提供。

[0104] 虽然本发明已结合其特定的实施例描述,但显见的是对于本领域一般技术人员许多替代、修改和变化将是显见的。因此,意图于包括所有这样的落入附带的权利要求书的精神和宽范围内的替代、修改和变化。

[0105] 所有在此说明书中提及的公布物、专利和专利申请在此通过在说明书内的参考而完整合并,参考的程度到使得每个单独的公布物、专利或专利申请特别地且单独地由参考指示为在此合并。另外,在本申请中的任何参考的任何引用或视同不应解释为允许这样的参考作为本发明的现有技术所获得。

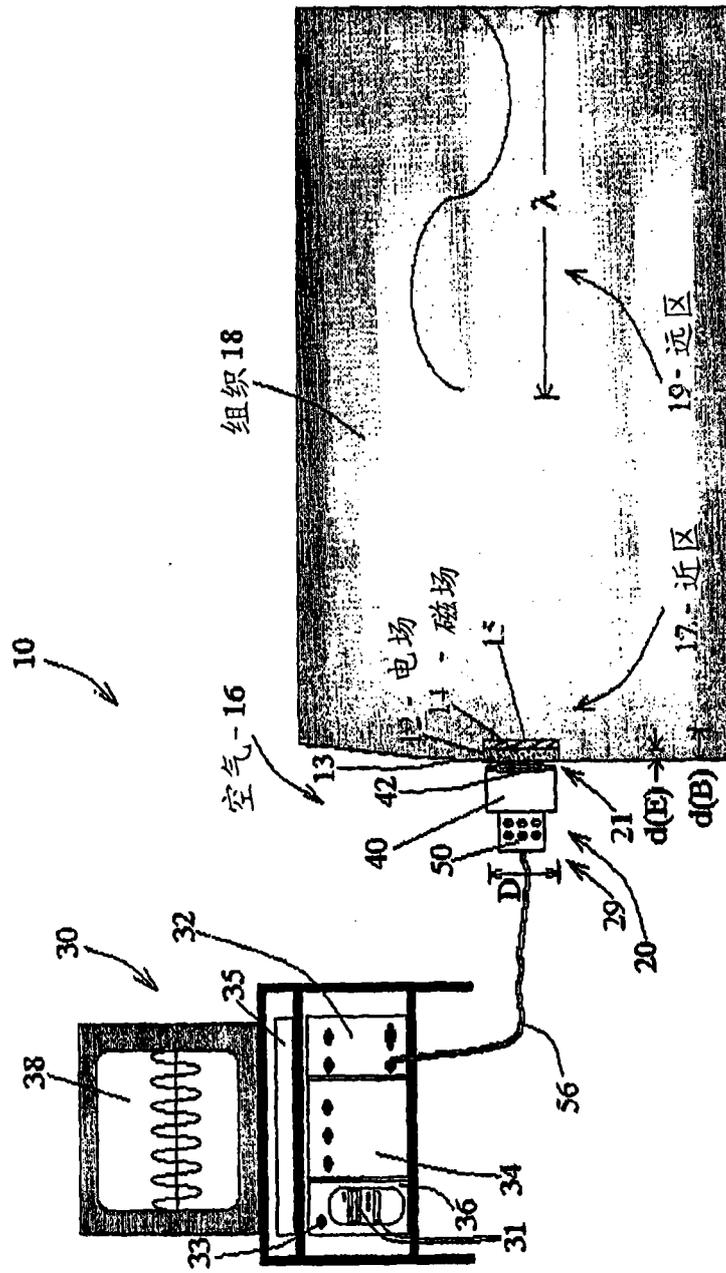


图1

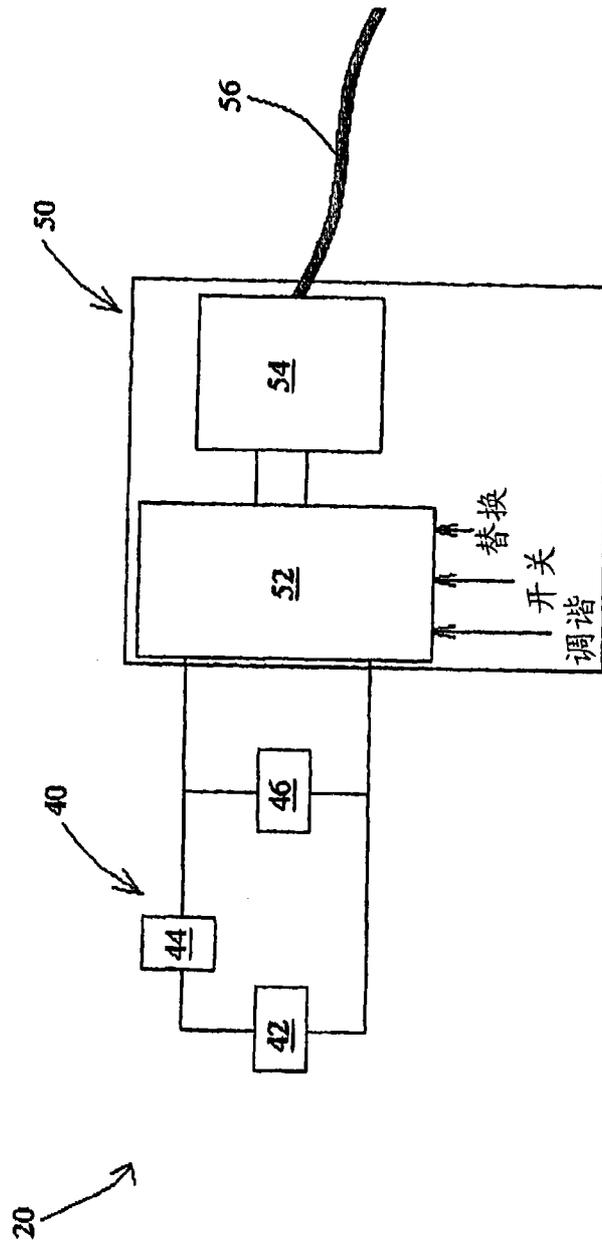


图 2A

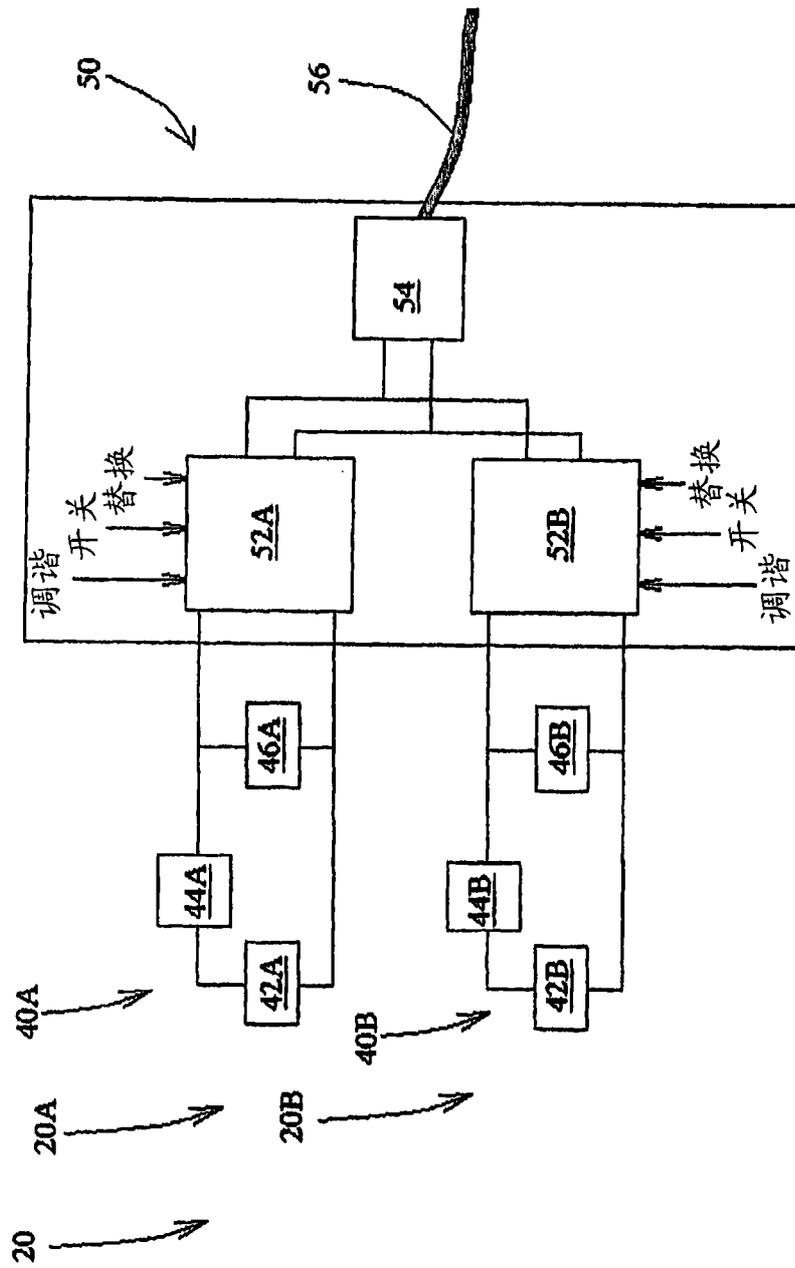


图 2B

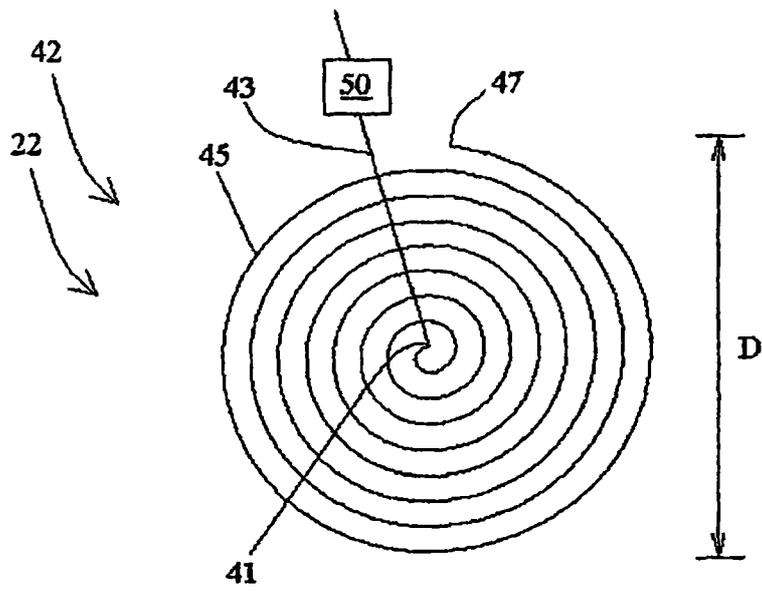


图 3A

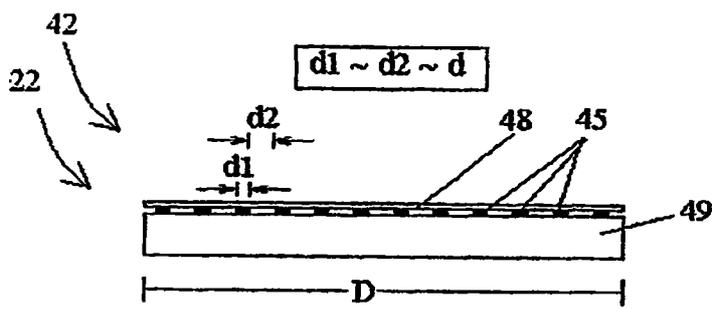


图 3B

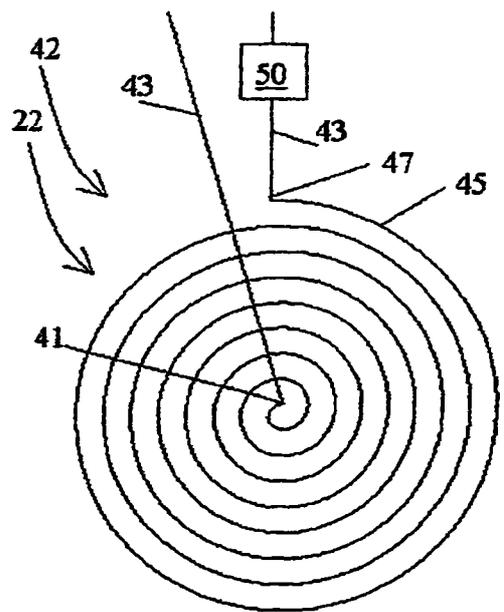


图 3C

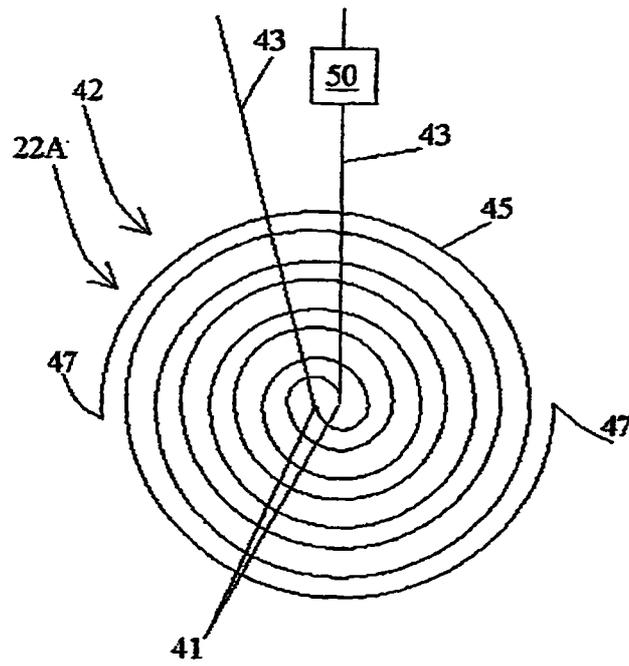


图 3D

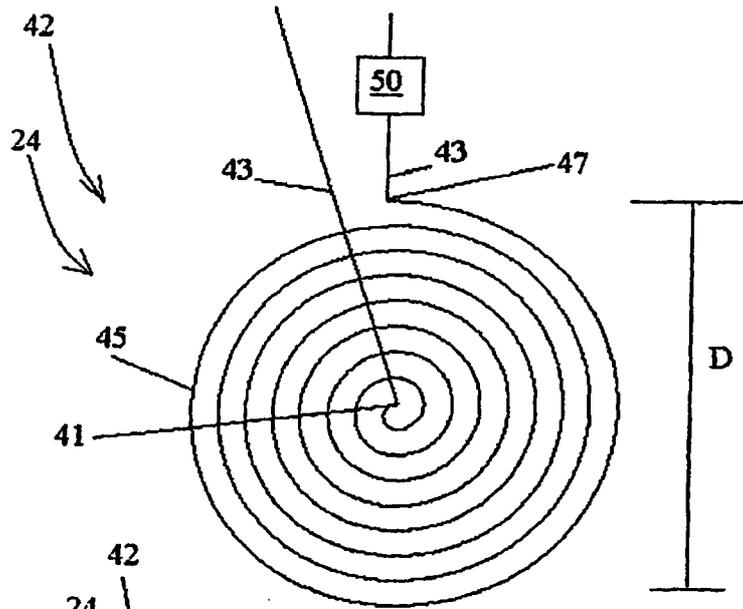


图 3E

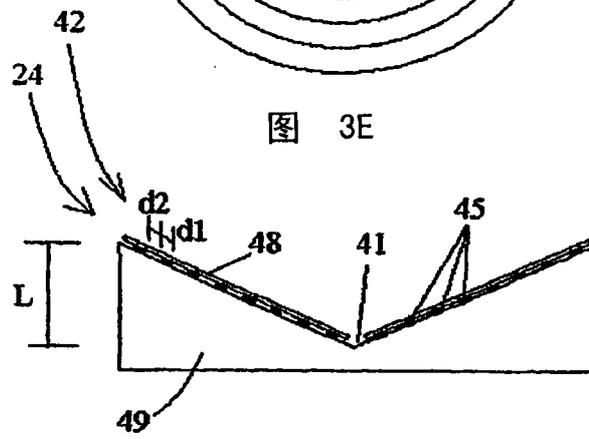


图 3F

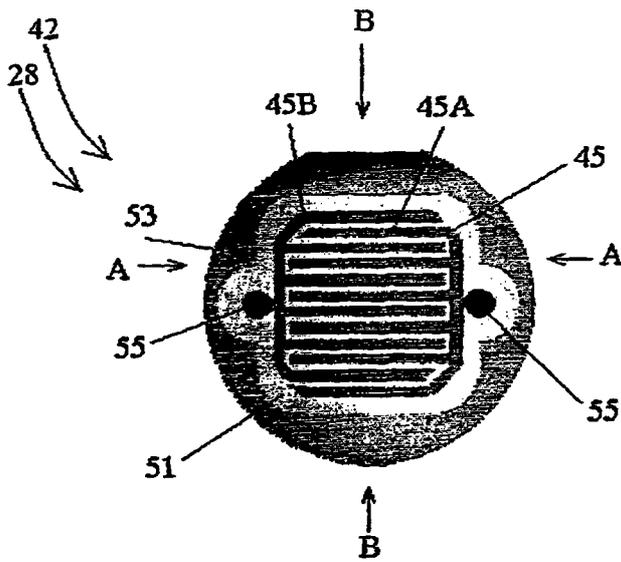


图 3G

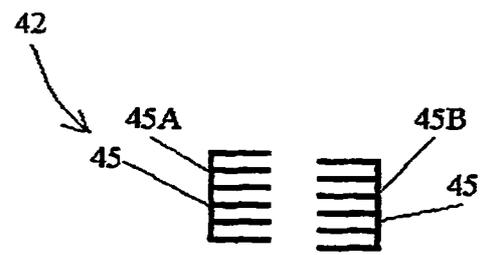


图 3H

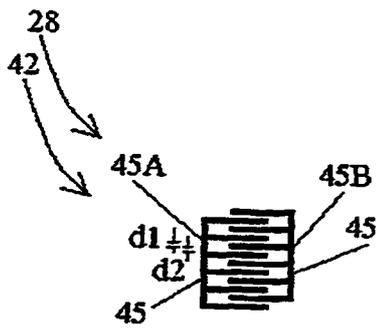


图 3I

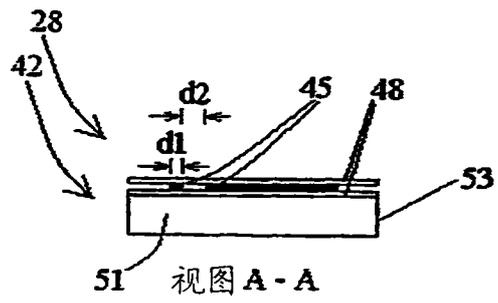


图 3J

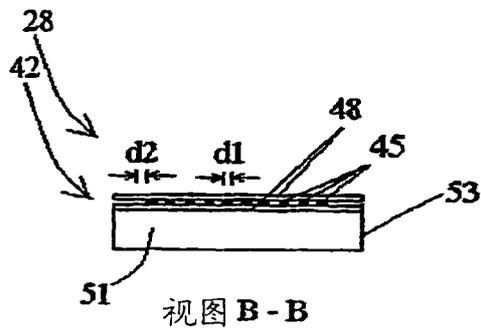


图 3K

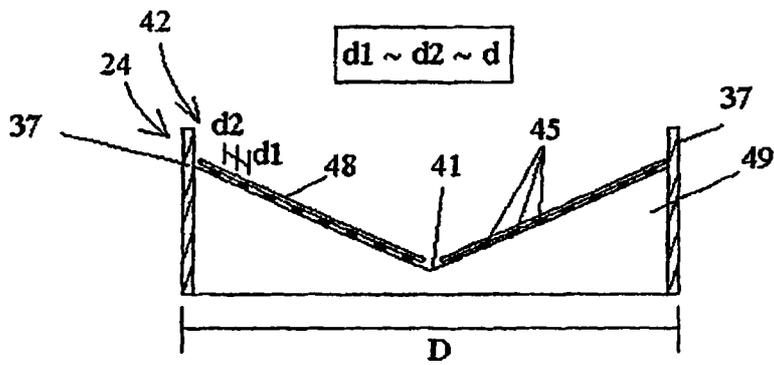


图 3L

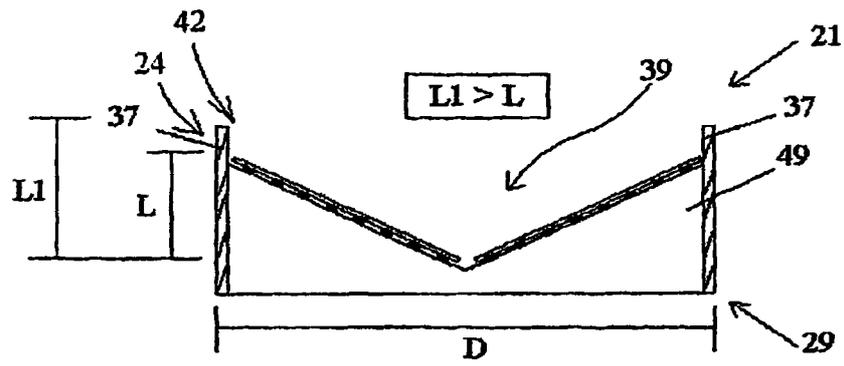


图 3M

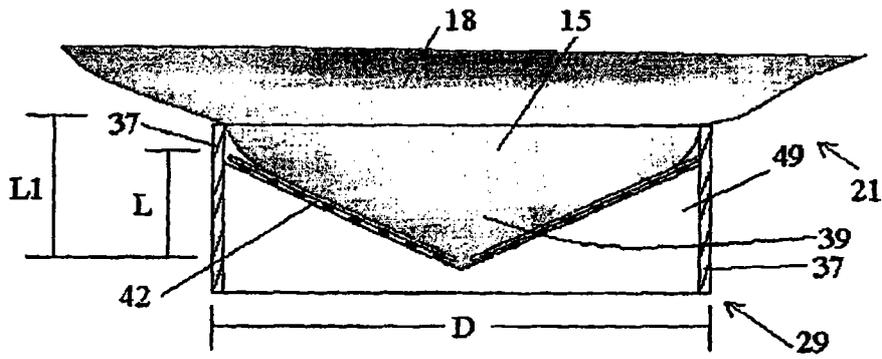


图 3N

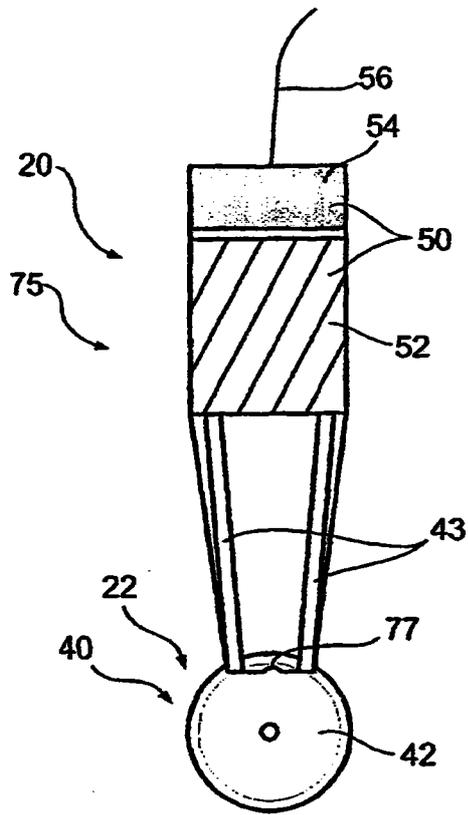


图 4A

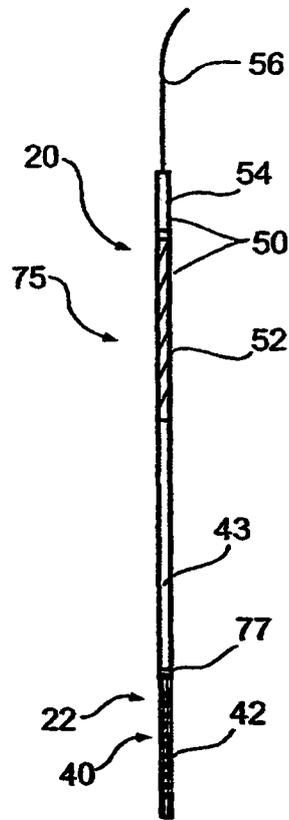


图 4B

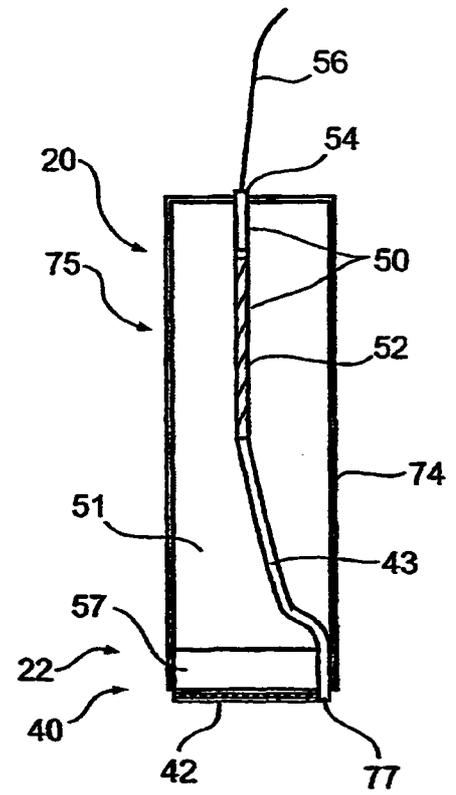


图 4C

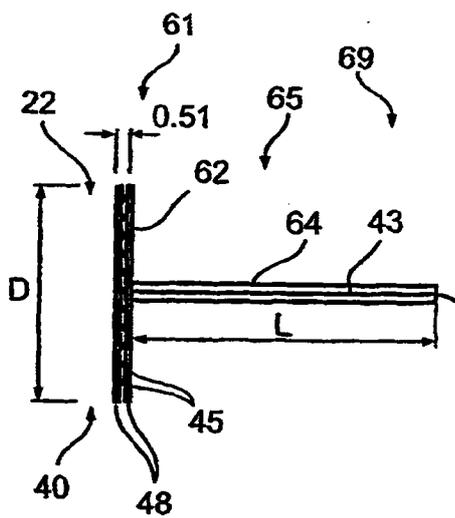


图 5A

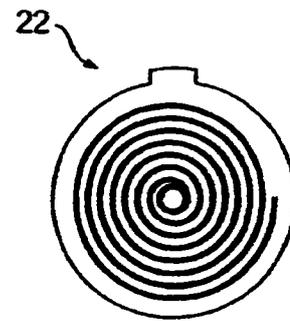


图 5B

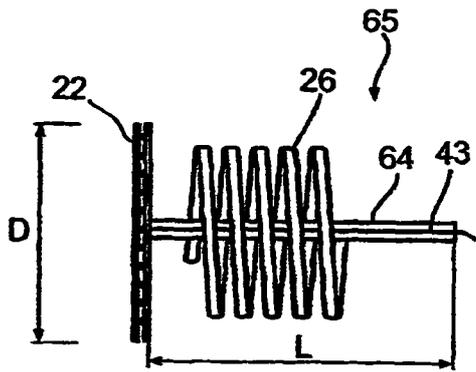


图 5C

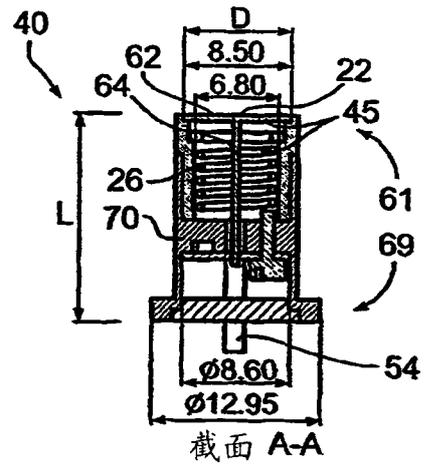


图 5D

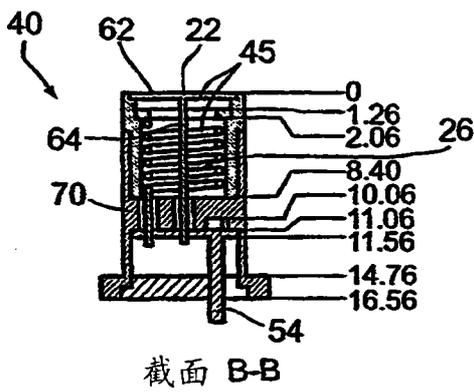


图 5E

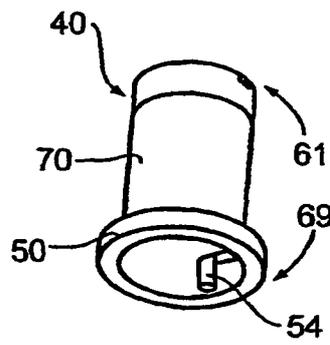


图 5F

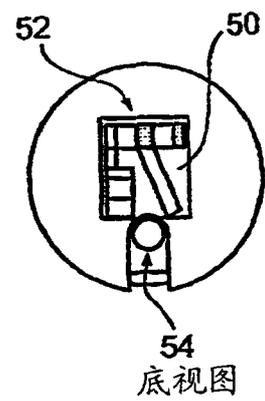


图 5G

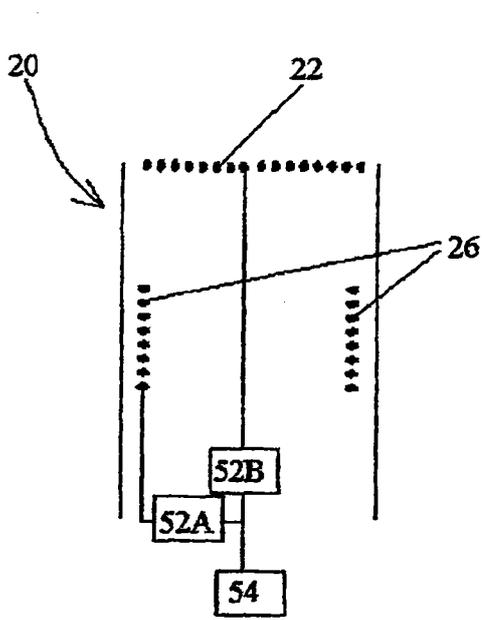


图 6A

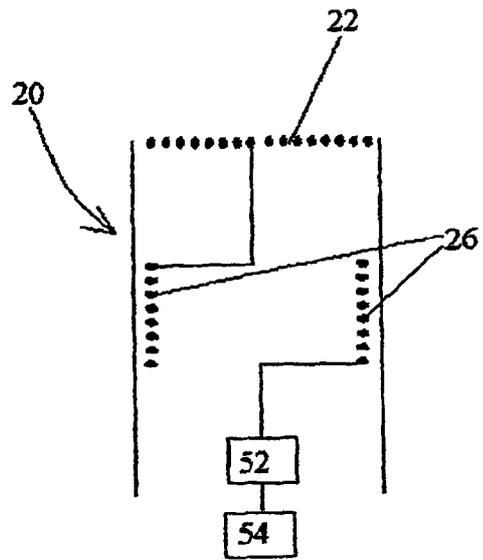


图 6B

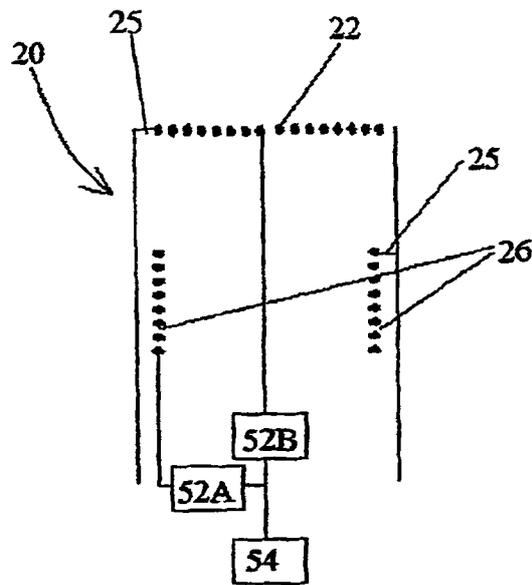


图 6C

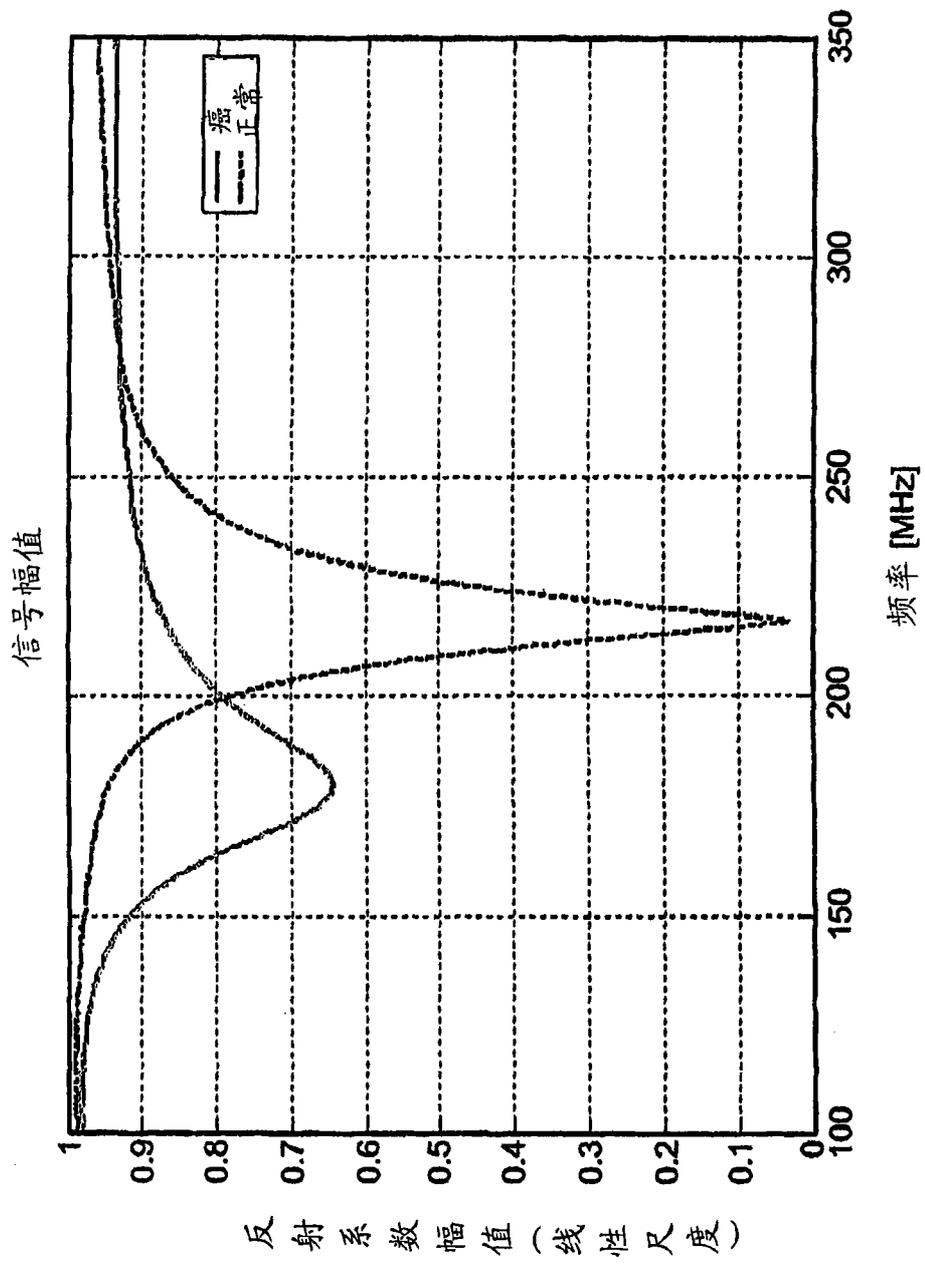


图 7A

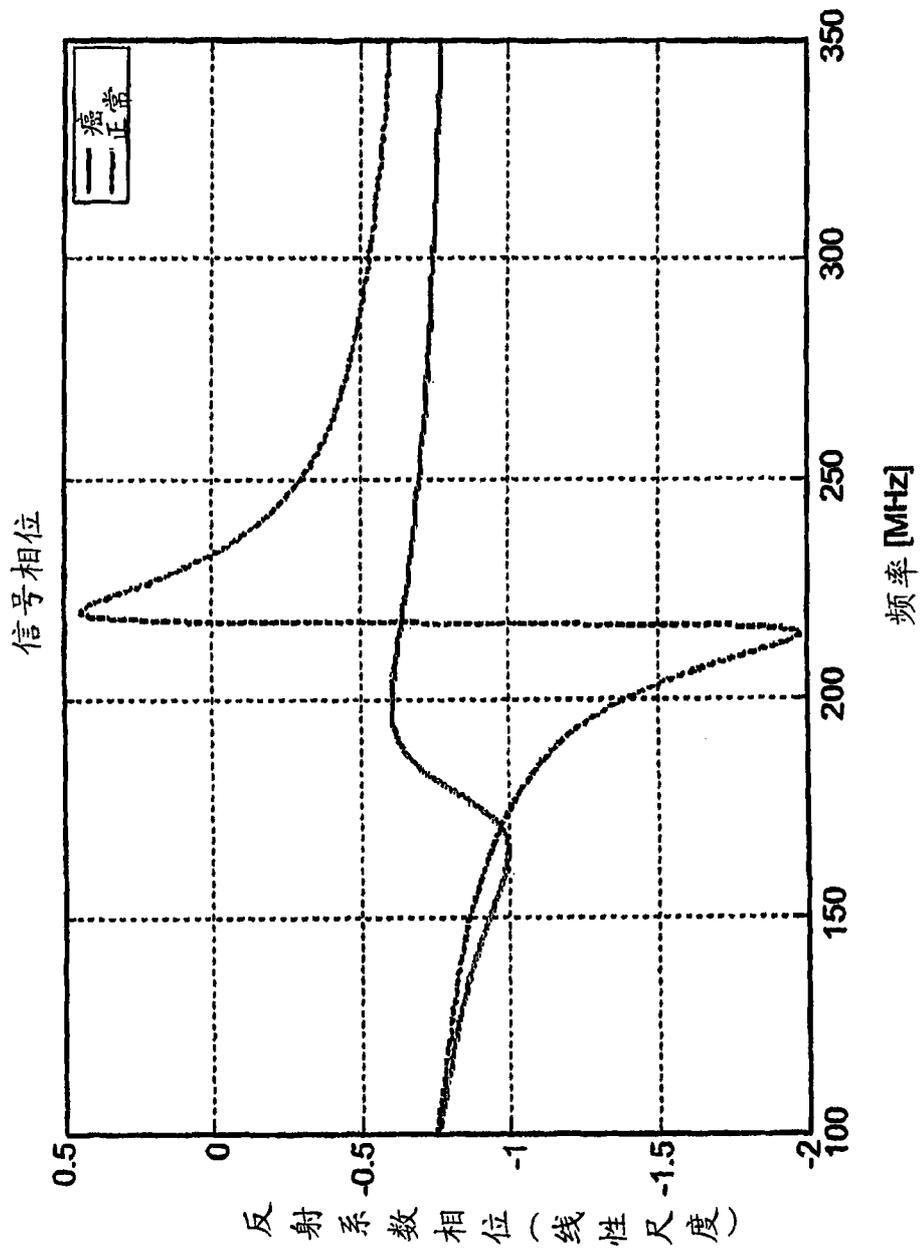


图 7B