



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102123657 B

(45) 授权公告日 2014. 12. 03

(21) 申请号 200980132226. 4

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2009. 09. 02

A61B 5/00 (2006. 01)

(30) 优先权数据

(56) 对比文件

61/093, 688 2008. 09. 02 US

US 2003/0139677 A1, 2003. 07. 24, 说明书第 15 段, 第 63-65 段, 附图 8, 10.

61/187, 548 2009. 06. 16 US

US 2006/0032314 A1, 2006. 02. 16, 说明书第 2 段, 第 26 段 - 第 30 段, 第 33 段, 附图 1.

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

US 7256695 B2, 2007. 08. 14, 全文.

2011. 02. 18

(86) PCT国际申请的申请数据

审查员 张宇

PCT/US2009/055772 2009. 09. 02

(87) PCT国际申请的公布数据

W02010/028077 EN 2010. 03. 11

(73) 专利权人 克里斯琴·M·帕特利兹咨询有
限责任公司

地址 美国科罗拉多州

(72) 发明人 希尔米·V·德米尔

克里斯琴·M·帕特利兹

罗哈特·梅利克

(74) 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 彭久云

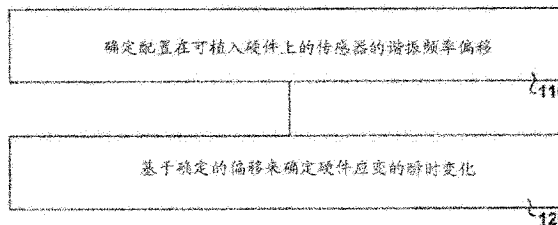
权利要求书5页 说明书22页 附图37页

(54) 发明名称

生物微机电系统传感器、设备及其方法

(57) 摘要

电子装置、设备、系统以及用于操作并构造装置、设备和 / 或系统的方法包括无线传感器, 该无线传感器构造为测量植入在对象中的硬件的应变。在各种实施例中, 硬件应变的瞬时测量包括监测传感器的谐振频率的变化。传感器可以实现为感应驱动装置并用作全芯片上型的谐振器, 其中传感器的各部件是生物相容的。另外的设备、系统和方法也被公开。



1. 一种采用安装到可植入在对象中的植入硬件装置或与植入硬件装置一体化的应变传感器装置来监测所述植入硬件装置的变化的方法，

其中，所述应变传感器装置包括：

基板；

电介质材料，配置在所述基板上作为电容器电介质，该电介质材料为固体材料，且当所述植入硬件装置经受应变时经受应变；以及

至少一个导电线圈，配置在所述电介质材料上，

谐振器，由所述电介质材料和所述导电线圈构成，并用作应变计量器；

其中，所述基板、所述电介质材料以及所述导电线圈被配置为具有植入在生物对象中的生物相容性；

其中所述谐振器能被感应驱动而没有并入电源；

其中所述谐振器响应于向所述应变传感器装置发送的交变的磁场或电磁场而输出电磁波信号，所述电磁波信号对应于所述谐振器的谐振频率，并且

其中所述谐振器的谐振频率相应于施加到所述谐振器的应变而偏移；

该方法包括步骤：

在一段时间内不同时间向所述应变传感器装置发送交变的磁场或电磁场感应驱动所述谐振器；

在所述一段时间内不同时间接收由所述谐振器响应于所述交变的磁场或电磁场的感应驱动而输出的电磁波信号，且当所述植入硬件装置经受应变时所述谐振器经受应变；

基于接收的信号确定一段时间内不同时间所述谐振器的谐振频率偏移；以及

基于确定的所述一段预定时间内所述谐振器的谐振频率偏移来确定所述植入硬件装置的应变的瞬时变化。

2. 根据权利要求 1 所述的方法，其中

确定所述谐振频率偏移的步骤通过将接收的所述信号输入到频谱分析仪来确定所述谐振器的谐振频率；

其中所述谐振器被构造为在没有负载时具有范围为 50MHz 到 7GHz 的谐振频率。

3. 根据权利要求 1 所述的方法，其中采用所述硬件装置的应变 - 频率校准来确定所述硬件装置的应变的瞬时变化。

4. 根据权利要求 1 所述的方法，还包括步骤：监测所述硬件装置的表面弯曲应变。

5. 根据权利要求 1 所述的方法，其中所述硬件装置包括骨折固定板，且所述传感器装置接合到该骨折固定板的表面。

6. 一种应变传感器装置，可安装到可植入在对象中的植入硬件装置或与植入硬件装置一体化来监测所述植入硬件装置的变化，所述应变传感器装置包括：

基板；

电介质材料，配置在所述基板上作为电容器电介质，该电介质材料为固体材料，且当安装有所述应变传感器装置或与所述应变传感器装置成一体的所述植入硬件装置经受应变时经受应变；

至少一个导电线圈，配置在所述电介质材料上；以及

谐振器，由所述电介质材料和所述导电线圈构成，并用作应变计量器，

其中所述基板、所述电介质材料以及所述导电线圈被配置为具有植入在生物对象中的生物相容性，

其中所述谐振器能被感应驱动，而没有并入电源；

其中所述谐振器响应于向所述应变传感器装置发送的交变的磁场或电磁场而输出电磁波信号，所述电磁波信号对应于所述谐振器的谐振频率，并且

其中所述谐振器的谐振频率相应于所述植入硬件装置施加到所述谐振器的应变而偏移。

7. 根据权利要求 6 所述的传感器装置，其中所述基板构造为柔性带。

8. 根据权利要求 6 所述的传感器装置，其中所述传感器装置还包括：在所述基板和所述电介质材料之间并与所述基板和所述电介质材料接触的导电层。

9. 根据权利要求 6 所述的传感器装置，其中所述电介质材料由氮化硅构成，且所述导电线圈由金构成。

10. 根据权利要求 6 所述的传感器装置，其中所述谐振器由超材料构成。

11. 根据权利要求 6 所述的传感器装置，其中所述导电线圈具有螺旋构造、分环构造或嵌套分环构造中的一种。

12. 根据权利要求 11 所述的传感器装置，其中所述螺旋构造具有至少两个螺旋匝的导电材料的连续长度。

13. 根据权利要求 11 所述的传感器装置，其中所述嵌套分环构造包括内部正方形和外部正方形，该外部正方形包括第一缺口，该内部正方形包括第二缺口，所述第一缺口在所述外部正方形上所位于的边与第二缺口在所述内部正方形上所位于的边相反。

14. 根据权利要求 13 所述的传感器装置，其中所述传感器装置包括嵌套分环构造的阵列。

15. 根据权利要求 11 所述的传感器装置，其中所述螺旋构造具有至少两个螺旋匝。

16. 根据权利要求 11 所述的传感器装置，其中所述嵌套分环构造包括具有公共底边但具有不同高度的多个矩形，每个矩形在与底边侧相反的一侧具有间隙。

17. 根据权利要求 6 所述的传感器装置，其中所述传感器装置包括导电线圈的阵列。

18. 根据权利要求 17 所述的传感器装置，其中所述导电线圈的阵列包括至少两种不同的线圈构造。

19. 根据权利要求 6 所述的传感器装置，其中所述谐振器具有悬挂谐振器结构。

20. 根据权利要求 6 所述的传感器装置，其中所述谐振器安装到可植入在生物对象中的硬件装置上或与所述硬件装置一体化。

21. 根据权利要求 20 所述的传感器装置，其中所述导电线圈包括三个一组的构造，所述三个一组的构造中的每个谐振器是矩形螺旋线圈谐振器、圆形螺旋线圈谐振器、悬挂谐振器或分环谐振器中的一种。

22. 根据权利要求 6 所述的传感器装置，其中所述传感器装置的谐振器被构造为在没有负载时具有范围为 50MHz 到 7GHz 的谐振频率。

23. 一种可植入在生物对象中的设备，该设备包括：

硬件装置；和

应变传感器装置，该传感器装置接合到所述硬件装置或与所述硬件装置一体化；

其中,该应变传感器装置包括:

基板;

电介质材料,配置在所述基板上作为电容器电介质,该电介质材料为固体材料,且当所述植入硬件装置经受应变时经受应变;

至少一个导电线圈,配置在所述电介质材料上;以及

谐振器,由所述电介质材料和所述导电线圈构成,并用作应变计量器,

其中所述基板、所述电介质材料以及所述导电线圈被配置为具有植入在生物对象中的生物相容性,

其中所述谐振器能被感应驱动,而没有并入电源,

其中所述谐振器响应于向所述应变传感器装置发送的磁场或电磁场而输出电磁波信号,所述电磁波信号对应于所述谐振器的谐振频率,并且

其中所述谐振器的谐振频率相应于所述植入硬件装置施加到所述谐振器的应变而偏移。

24. 根据权利要求 23 所述的设备,其中所述基板通过环氧树脂被接合到所述硬件装置。

25. 根据权利要求 23 所述的设备,其中所述硬件装置包括骨折固定板。

26. 根据权利要求 23 所述的设备,其中所述基板构造为柔性带。

27. 根据权利要求 23 所述的设备,其中所述电介质材料由氮化硅构成,且所述导电线圈由金构成。

28. 根据权利要求 23 所述的设备,其中所述谐振器由超材料构成。

29. 根据权利要求 23 所述的设备,其中所述导电线圈具有螺旋构造、分环构造或嵌套分环构造中的一种。

30. 根据权利要求 23 所述的设备,其中所述谐振器被构造为在没有负载时具有范围为 50MHz 到 7GHz 的谐振频率。

31. 一种监测系统,包括:

可植入在生物对象中的设备,该设备包括硬件装置和传感器装置,该传感器装置安装到该硬件装置或者与该硬件装置一体化;

其中,该传感器装置包括:

基板;

电介质材料,配置在所述基板上作为电容器电介质,该电介质材料为固体材料,且当所述植入硬件装置经受应变时经受应变;

至少一个导电线圈,配置在所述电介质材料上;以及

谐振器,由所述电介质材料和所述导电线圈构成,并用作应变计量器,

其中所述基板、所述电介质材料以及所述导电线圈被配置为具有植入在生物对象中的生物相容性,

其中所述谐振器能被感应驱动,而没有并入电源,

其中所述谐振器响应于向所述应变传感器装置发送的交变的磁场或电磁场的感应驱动而输出电磁波信号,所述电磁波信号对应于所述谐振器的谐振频率,并且

其中所述谐振器的谐振频率相应于所述应变传感器装置施加到所述谐振器的应变而

偏移；

电磁场发生器，产生交变的磁场或电磁场以感应驱动所述谐振器；

接收器，用于从所述谐振器接收响应于所述谐振器被所产生的交变的磁场或电磁场激发而产生的电磁波信号；

用于从接收的所述电磁波信号确定一段时间的不同时间点所述传感器的谐振频率偏移的装置；以及

分析仪，用于基于确定的所述一段时间内所述传感器装置的谐振频率偏移确定所述植入硬件装置的应变的瞬时变化。

32. 根据权利要求 31 所述的监测系统，其中所述分析仪基于所述硬件装置的应变的瞬时变化来确定所述生物对象中的变化。

33. 根据权利要求 31 所述的监测系统，还包括机器可读的存储介质，该存储介质存储所述监测系统的处理器可执行的指令，执行所述指令以：

确定所述谐振器的谐振频率；

基于所接收的信号确定所述一段预定时间内所述谐振器的谐振频率偏移，该信号响应于施加的电磁探针信号而从所述传感器装置产生；以及

基于所述一段预定时间内所述谐振器的谐振频率偏移确定所述硬件装置的应变的瞬时变化。

34. 根据权利要求 33 所述的监测系统，其中机器可读的介质包括指令，以存储所述硬件装置的应变 - 频率校准的数据。

35. 根据权利要求 33 所述的监测系统，其中机器可读的介质包括指令，以产生表示所述生物对象的骨折医治情况的数据，该数据基于植入在与骨折相关的所述生物对象中的所述硬件的应变的瞬时变化。

36. 根据权利要求 31 所述的监测系统，其中所述分析仪包括存储器，以存储所述硬件装置的应变 - 频率校准的数据。

37. 根据权利要求 31 所述的监测系统，还包括存储器装置以存储表示所述生物对象的骨折医治情况的数据，该数据基于植入在与骨折相关的所述生物对象中的所述硬件装置的应变的瞬时变化。

38. 一种可植入在对象中的植入硬件装置的制造方法，该方法包括步骤：

制造生物相容的应变传感器装置，用于测量所述植入硬件装置的应变的变化，所述应变传感器装置能被感应驱动，而没有并入电源；以及

将所述生物相容的应变传感器配置在所述植入硬件装置上；

其中所述制造步骤包括如下步骤：

提供基板；

将电介质材料配置在所述基板上作为电容器电介质，该电介质材料为固体材料，且当所述植入硬件装置经受应变时经受应变；

在所述电介质材料上形成至少一个导电线圈；以及

其中所述电介质材料和所述导电线圈构成谐振器，所述谐振器用作应变计量器；

其中所述基板、所述电介质材料以及所述导电线圈被配置为具有植入在生物对象中的生物相容性，

其中所述谐振器响应于向所述应变传感器装置发送的交变的磁场或电磁场而输出电磁波信号,所述电磁波信号对应于所述谐振器的谐振频率,并且

其中所述谐振器的谐振频率相应于所述植入硬件装置施加到所述谐振器的应变而偏移。

39. 根据权利要求 38 所述的方法,其中所述传感器装置的谐振器被构造为在没有负载时具有范围为 50MHz 到 7GHz 的谐振频率。

生物微机电系统传感器、设备及其方法

[0001] 相关申请

[0002] 本专利申请要求 2009 年 6 月 16 日提交的美国临时专利申请 No. 61/187548 以及 2008 年 9 月 2 日提交的美国临时专利申请 No. 61/093688 的优先权权益,这些申请通过引用结合于此。

技术领域

[0003] 本申请大体上涉及传感器及其使用,更具体地,涉及可植入的传感器 (implantable sensor)。

背景技术

[0004] 整形外科方面的肢体损伤对于美国及全世界的各个团体而言都是巨大的医疗和财政负担。在美国每年报道约 8 百万例骨折,这些骨折的约 10% 无法适当地医治。对于涉及对维管联结的严重障碍的损伤,异常骨愈合率接近 50%。最常见的并发症是骨不连 (bony non-union)。由于直接的矫正费用及相关费用诸如由旷工引起的生产力损失,这些不连的费用是非常高的。经估算,如果在医治的早期可以避免或处理相关并发症,这些费用可以降低至少 50%。

[0005] 不连的最常见的治疗方法是另外进行外科手术。由于在骨折位置处纤维组织的暂时积累过程,这些程序的临床结果与首次外科手术和第二次外科手术之间的时间负相关。因此,对于确定骨折处治疗及处理的非常重要的早期阶段中的骨愈合进展 (异常或正常) 有着迫切的临床需求。目前,已经提出了用于在早期愈合阶段非侵入性地治疗骨不连的策略,该策略采用骨质“生物”治疗剂、骨形态发生蛋白 (BMP :bone morphogenetic protein) 或加强 BMP 的骨诱导活性的其他生长因子的注射。然而,目前不具有诊断附属的生物治疗是否必要的能力。

[0006] 尽管骨愈合顺序受损的准确机制被很少地理解,但是当存在未进行稳定、直接的骨桥接 (膜内骨化) 愈合途径的骨折条件时,将导致许多这样的不连或假性关节 (纤维连接)。目前,临床医生通常通过射线照片视觉监测愈合情况,并可能通过手动弯曲骨折处的骨头来检查连接的力学状态。不幸的是,当骨折位置的标准的射线照片信息由于相对少量的矿化组织而不能辨别愈合途径时,异常骨折愈合的状况很难在早期发现。在愈合的早期阶段,对骨折愈合的手动评估也不能充分地用作诊断工具。因此,存在对新技术的需求,该新技术能够提供手术后最初 6 周内关于愈合过程的诊断信息,这将对成问题的骨折的临床整形外科实践和治疗带来重大的影响。本发明将致力于这一需求。

附图说明

[0007] 在附图的各幅图中以示例的方式示出本发明的实施例,但本发明的实施例不局限于附图中的各幅图,在附图中:

[0008] 图 1 示出了用于监测植入在对象中的硬件装置变化的方法实施例的特征。

- [0009] 图 2 示出了用于监测植入在对象中的硬件装置变化的方法实施例的特征。
- [0010] 图 3 示出了可连接到用于植入在生物对象中的硬件装置的无线传感器的实施例的特征。
- [0011] 图 4 示出了用于谐振器的在电介质上的线圈的实施例。
- [0012] 图 5 示出了用于谐振器的螺旋线圈的实施例。
- [0013] 图 6 示出了分环谐振器结构的实施例。
- [0014] 图 7 示出了具有分环谐振器阵列的芯片的实施例。
- [0015] 图 8 示出了嵌套分环谐振器结构的实施例。
- [0016] 图 9 示出了圆形的螺旋线圈谐振器的实施例。
- [0017] 图 10 示出了谐振器被悬挂的结构实施例。
- [0018] 图 11 示出了单个悬挂谐振器装置的扫描电子显微镜视图。
- [0019] 图 12 示出了具有三个一组构造的结构实施例。
- [0020] 图 13 示出了具有三个一组构造并包括圆形螺旋线圈的结构实施例。
- [0021] 图 14 示出了具有三个一组构造并包括悬挂线圈谐振器的结构实施例。
- [0022] 图 15-17 示出了芯片上的各种谐振器阵列。
- [0023] 图 18 示出了可植入到生物对象中的装置的实施例。
- [0024] 图 19 示出了用于确定硬件应变的变化的监测系统的实施例。
- [0025] 图 20 示出了感应驱动传感器的实施例。
- [0026] 图 21 示出了图 20 的传感器的侧视图,包括物理模型的集总元件表示。
- [0027] 图 22 示出了图 20 的传感器的谐振器的等效电路。
- [0028] 图 23-27 示出了可以用于制造传感器装置的制造工艺的示例性实施例。
- [0029] 图 28-31 示出了用于制造带基柔性传感器 (tape-based flexible sensor) 的实施例。
- [0030] 图 32 示出了柔性带基板上的最终制造结构。
- [0031] 图 33-41 示出了用于以悬挂结构形成传感器的方法的实施例。
- [0032] 图 42 示出了悬挂谐振器的模拟结果。
- [0033] 图 43 就导致的位移场而言示出了在施加弯曲负载时形变传感器装置的模型预测的示例。
- [0034] 图 44 示出了以控制的方式施加张力负载的示例。
- [0035] 图 45-48 示出了在不具有任何变形 (没有负载) 的情形下和在不同施加负载的情形下两个传感器的传感器响应之间的差异。
- [0036] 图 49 示出了作为负载的函数的谐振频率。
- [0037] 图 50-51 示出了为尺寸小于 200 平方微米的芯片实验测量的 S21 参数 (单位为分贝) 与数值模拟参数。
- [0038] 图 52-55 示出了比较矩形和圆形几何结构的实验结果。
- [0039] 图 56-60 示出了不同的分环谐振器。
- [0040] 图 61-63 示出了非嵌套分环谐振器的不同组的相对传输谱 (以 dB 为单位)。
- [0041] 图 64-66 示出了嵌套分环谐振器的不同组的相对传输谱 (以 dB 为单位)。
- [0042] 图 67-68 示出了与植入的 MEMS 传感器相邻的 H&E 染色组织的 2 倍和 4 倍图像。

- [0043] 图 69 示出了硅基传感器的性能。
- [0044] 图 70-71 示出了对应于图 69 的硅基传感器的非线性误差。
- [0045] 图 72-76 示出了带基柔性传感器的性能。
- [0046] 图 77 示出了系统实施例的各种特征的框图。

具体实施方式

[0047] 下面的详细描述参考附图,附图以图解的方式示出本发明的各种实施例。这些实施例将被描述得足够详细,以使得本领域的技术人员能够实施这些以及其他实施例。可以采用其他实施例,并且对这些实施例可以进行结构方面、逻辑方面或电方面的改变。各种实施例并不必定互相排斥,因为一些实施例可以与一个或多个其他实施例组合以形成新的实施例。因此,下面的详细描述不能被当作限制。

[0048] 在各种实施例中,无线传感器被构造为测量植入生物对象中的硬件装置的应变,生物对象可以包括人和动物。硬件应变的瞬时测量可以采用包括监测传感器的谐振频率变化的测量手段来进行。传感器可以实现为感应驱动 (inductively powered) 装置以作为全芯片上型 (all-on-chip) 的谐振器,其中传感器的各部件是生物相容的。这样的传感器可以与各种电子装置、设备和系统一起操作。

[0049] 在临床实践中通过动物模型已经表明,愈合与早期的骨折稳定性程度和植入负载非常相关。采用有线应变计量器的动物研究已经表明,随着骨折愈合的进行,愈合的骨痂和骨头承担增加的负载份额,从而减小了植入硬件的负担。如果愈合过程异常,负载负担的这种逐渐转移将被改变或者不存在,即愈合组织不承担其正常的负载份额,因为其不具有这样做的结构上或材料上的能力。在各种实施例中,具有生物相容可植入传感器的遥测系统平衡植入应变与骨折愈合之间的作为愈合途径的函数的关系。

[0050] 目前,许多企图利用骨头-植入体负载共享现象的技术考虑了非常大的尺寸或者涉及相关电源的植入。前面的研究已经成功地确定了臀部、脊椎和肩部的力。然而,由于传感器和相关硬件(信号调节、调制等)的相对较大的尺寸,先前的遥测系统的大多数被植入在关节置换部件内或者大的内部固定器内。结果是,这些装置产生了对骨头-植入体负载的理解有用的数据,但是这些装置不适合大规模地用作诊断和/或预后工具。此外,由于设计和相关的相互连接的复杂性,这些系统的制造典型地在定制的基础上进行。导致的费用使得它们难以大规模制造。

[0051] 在各种实施例中,射频(RF)应变传感器设计包括采用微机电系统(MEMS)技术的部件来植入生物对象中。传感器可以安装在植入生物对象中的可植入硬件上。传感器可以构造为感应驱动的装置,而不具有可植入的电源。传感器可以设置在植入硬件上,以使得传感器监测植入硬件上的表面弯曲应变。传感器可以设置为无线传感器,以使得不用采用内部到外部的物理连接来感测和传输活的有机体内(in vivo)的生物数据。此外,该装置的微型化允许其用于除此之外不可能的应用中。该生物MEMS传感器可以设置为采用感应力而并没有并入电源、被动地提供动力的装置,并具有使生物MEMS传感器缓解与目前传统的装置及相关方法相关的许多问题的物理尺寸。此外,该生物MEMS传感器的结构允许以生产规模进行制造,从而比目前传统装置的制造具有明显更好的成本效率。

[0052] 在各种实施例中,传感器实质上用作接合到硬件装置表面的无线应变计量器,该

硬件装置也就是可植入对象中的整形外科或神经外科装置,例如骨折固定板、脊椎后肉茎螺钉固定系统、脊椎介体固定装置、椎体置换装置、骨髓内柱/钉、同种异体移植断裂固定物或脊柱隔板、脊椎运动保护系统(例如,椎间盘置换或动力稳定系统)、以及颅面固定物和牵引成骨硬件系统。该构造和操作与用在对象血管系统中的一些其他无线传感器形成对比。生物 MEMS 传感器的设计使得生物 MEMS 的集成电路的应变导致其谐振频率的偏移。通过检测该频率偏移并进行预先确定的应变-频率校准,可以纵观地监测硬件应变的瞬时变化。传感系统的各部件可以包括:电感器或施加电磁场的其他装置、可植入传感器、接收天线。可植入传感器也可以称作传感系统的“谐振器”。接收天线可以实现为接收天线/频谱分析装置。电感器产生感应传感器中的电流的交变的外部磁场。传感器具有相关的谐振频率,该谐振频率与传感器形成的电路的当前构造唯一相关。当传感器变形时,传感器的谐振频率变化。响应于施加的电磁场而在传感器处产生的信号可以在波谱分析仪的接合天线处从传感器接收,并且可以用于确定由传感器形成的电路的谐振频率。

[0053] 图 1 示出了用于监测植入在对象中的硬件的变化的方法实施例的特征。在 110,确定配置在硬件上的传感器的谐振频率的偏移。传感器可以设置为生物相容的、感应驱动装置。传感器的谐振频率可以通过使传感器经受交变的磁场或电磁场来激发。在步骤 120,基于确定的偏移,确定硬件应变的瞬时变化。瞬时变化可以通过分析来自传感器的信号来确定,其中信号响应于传感器经受交变的磁场或电磁场从传感器产生。在各种实施例中,对于确定硬件应变的瞬时变化,采用谐振频率的偏移而不采用谐振频率的绝对值。基于硬件应变的瞬时变化,可以确定对象中的变化。

[0054] 图 2 示出了用于监测植入在对象例如生物对象中的硬件的变化的方法实施例的特征。在 210,确定传感器的谐振频率,其中传感器配置在植入在对象中的硬件上。传感器可以通过电磁场而感应驱动,从而对于动力,传感器可以用作无接触装置而不具有并入的电源。传感器可以连接到可植入在对象中的硬件装置的表面。

[0055] 在 220,基于来自传感器的无线信号确定传感器的谐振频率的偏移,其中无线信号由传感器响应于在不同时间施加的电磁场而产生。这些电磁场用作传感器读出的探针(probe),而传感器被构造为确定植入硬件装置上的应变的方式。在各种实施例中,谐振频率的偏移可以由来自传感器的信号确定,而不用考虑用于为传感器提供动力的激励信号。

[0056] 在 230,基于谐振频率的偏移,确定硬件应变的瞬时变化。硬件装置的应变的瞬时变化可以通过执行硬件的应变-频率校准来确定。硬件应变的瞬时变化可以通过监测硬件装置的表面应变来确定。生物对象的变化可以基于硬件装置的应变的瞬时变化来确定。对于植入在人体中的骨折固定板,可以监测这些变化以用于在人体中骨折的骨头愈合的诊断和预后。对于脊椎固定装置,这些变化可以用于确定融合进行的过程。

[0057] 图 3 示出了可连接到用于植入在生物对象中的硬件 303 的无线传感器 305 的实施例的特征。传感器 305 包括:基板 307;电介质材料 320,配置在基板 307 上;以及导电线圈 310,配置在电介质材料 320 上从而电介质材料 320 和导电线圈 310 设置成谐振器。基板 307 也可以设置成谐振器的一部分。基板 307、电介质材料 320 和导电线圈 310 构造为可连接到用于植入在生物对象中的硬件 303 的生物相容的、感应驱动装置。嵌入软组织中的传感器 305 的响应可以相对于施加的力在力的宽范围内为线性的。

[0058] 电介质材料 320 可以是包括生物相容的电绝缘材料的固体材料。电介质材料 320

可以包括但不局限于氮化硅。导电线圈 310 包括生物相容的导电材料。导电线圈 310 可以包括但不局限于金。导电线圈 310 可以设置成电感器和形成谐振器的电容器的部件,其中电介质材料 320 形成电容器的部件。基板 307 可以用作电容器的有效板,导电线圈 310 形成另一个板,电介质 320 在导电线圈 310 和基板 307 之间并与导电线圈 310 和基板 307 接触。备选地,一种或多种导电材料可以用作电容器的部件。例如,导电层可以配置在基板 307 和电介质材料 320 之间。导电层可以配置在线圈 310 和电介质 320 之间。

[0059] 在各种实施例中,传感器的谐振器功能由提供电感的线圈例如图 3 中的导电线圈 310 以及由电介质材料 320 提供的芯片上电容来进行。该构造使得可以通过电介质膜而不是使用外部电容器来实现传感器的调谐,使用外部电容器会不利地增加有效的装置面积并减小谐振器的“Q 因子”,“Q 因子”是电路或装置的存储能量与损失能量的比率。对于传感器 305,导电线圈和电介质材料的结构设置以及材料选择可以用于朝着最大的品质因子和最小的电路间距进行设计。基于 Q 因子的考虑,示例性实施例包括导电线圈的螺旋几何结构,从而成为全芯片上型 (all-on-chip) 的谐振器。例如,具有螺旋几何结构的芯片可以形成为具有约 500 平方微米的芯片尺寸和在约 7GHz 的谐振频率操作时的约 50 的 Q 因子。约 50 的 Q 因子可以配置为高 Q 因子,这可以增强传感器 305 作为连接到硬件的无线传感器以实质上用作应变计量器的操作。基于用于线圈的螺旋线圈电感器的结构可以用于实现芯片上线圈的面积减小并同时增加 Q 因子。

[0060] 在各种实施例中,可以实现芯片上谐振器而无需芯片上的腔。在这样的传感器中,采用自调谐的、基于螺旋线圈的构造而不需要芯片上的谐振腔,并在更高的操作频率下采用改进的设计参数。例如,采用在硅上的芯片上谐振器,对于小于 200 平方微米的芯片尺寸 Q 因子可以增加到大 90。因此,与采用外部调谐电容器和 / 或芯片中的腔的传统谐振器相比,可以实现显著的小尺寸且高 Q 因子的谐振器。Q 因子的更多的增加可以通过采用悬挂结构来实现,悬挂结构通过移除 (蚀刻) 传感器下方的硅而获得。当对两个传感器进行比较时,其中所有的谐振器特征都具有相同的尺寸,但是一个谐振器的基板被蚀刻 (悬挂结构) 而另一个谐振器的基板没有被蚀刻 (平面结构),则悬挂装置表现出与平面装置相比 Q 因子 10% 的增加。

[0061] 应变传感器可以构造为产生足够大的谐振频率偏移,从而可以由传感器检测到应变上的小变化。这样的谐振频率偏移可以以各向同性的圆形应变传感谐振器来实现,与矩形设计相比,该各向同性的圆形应变传感谐振器可以以更小的间距实现更高的 Q 因子。圆形结构使得能够实现明显更高的谐振频率偏移例如与 330MHz 形成对比的 500MHz,并且由于各向同性的几何结构而能够实现更高的灵敏度。该结构可以导致用作生物植入应变传感器的这些谐振器的性能上的实质性改进。

[0062] 在各种实施例中,无线的、感应驱动应力传感器可以采用提供有效的超材料 (metamaterial) 特性的结构来实现。超材料通过具有比与其相互作用的电磁辐射的波长小的结构特征来影响电磁波。通过采用分环谐振器 (SRR: split ring resonator) 结构作为用于传感器的超材料,传感器可以获得高 Q 因子、谐振的高传输凹陷 (transmission dip)、高谐振频率偏移、高灵敏度以及非常好的线性,这些都是用于精确的无线传感器的合适的特性。此外,传感器可以以更尖锐的凹陷实现明显更低的谐振频率 (50MHz 至 1GHz),这对于涉及与生物对象相关的软组织衰减问题的传感应用是有用的。发现遥感探测获得的来自无

线传感器的应变读出可以比得上采用电接触应用中使用的市场上可买到的有线应变传感器而获得的应变读出。

[0063] 可以采用各种结构用于无线传感器装置的导电线圈。在示例性实施例中,多个分环谐振器被结合到紧凑的嵌套结构中以降低传感器的操作频率。该嵌套的 SRR 传感器在灵敏度上优于非嵌套的 SRR 传感器。该灵敏度的提高可能是由于与非嵌套的 SRR 相比在嵌套 SRR 中产生了更多的间隙。

[0064] 在各种实施例中,传感器的基板可以是柔性基板。柔性基板的示例是真空带(vacuum tape)。与采用硅基板相比,采用柔性基板可以使无线传感器更灵敏且线性更好。与相同几何结构的硅基传感器相比,带基(tape-based)柔性超材料传感器可以显示出明显改进的灵敏度水平以及实质性降低的非线性误差。

[0065] 用于感应耦合传感器的线圈可以根据各种实施例来构造。图 4 示出了电介质材料 420 上的线圈 410 的实施例。如果传感器用于植入在人体或动物体中,线圈 410 和电介质材料 420 可以由生物相容材料制成。这样的生物相容材料包括但不限于金和氮化硅。在实验中,具有图 4 的线圈结构的生物 MEMS 传感器采用硬环氧树脂接合到可植入的板,以实时监测可植入的板上的应变。被固定的装置用作应变传感器以测量可植入的板上的应变。在压缩机构中,传感器在该机构施加的 100-300kgf 的负载范围内以 115kgf 的最小值和 276kgf 的最大值被表征。当外部负载从 115kgf 增加到 276kgf,谐振被观察到偏移到了更大的频率。在该表征中,铸型聚酰胺(cast polyamide)用作可植入的板,具有 3.14GPa 的杨氏模量。对于采用图 4 的线圈的生物 MEMS 传感器,可以获得 0.306MHz/kgf 的灵敏度水平。

[0066] 图 5 示出了螺旋线圈 510 的实施例。螺旋线圈 510 可以设置为矩形的螺旋线圈,其是具有至少两匝的连续线圈。作为芯片上谐振器,正方形可以具有 195×195 微米的外部尺寸。这样的在硅上的芯片上谐振器可以在约 15GHz 操作并具有 93.81 的 Q 因子。可以采用其他尺寸。例如,尺寸为 540×540 微米的正方形可以具有 6.97GHz 的谐振频率(f_0)以及 148MHz 的 3-dB 带宽(Δf)和 47.10 的 Q 因子。尺寸为 520×520 微米的正方形可以具有 7.12GHz 的谐振频率(f_0)以及 178MHz 的 3-dB 带宽(Δf)和 38.48 的 Q 因子。

[0067] 图 6 示出了分环谐振器结构 610 的实施例。分环谐振器结构 610 包括正方形内的正方形。在一侧,在外部正方形中存在间隙;在相反的一侧,在内部正方形中存在间隙。

[0068] 图 7 示出了具有分环谐振器 712-1...712-N 的阵列 710 的芯片的实施例。每个分环谐振器 712-1...712-N 可以包括正方形内的正方形。每个分环谐振器 712-1...712-N 可以具有外部正方形和内部正方形,外部正方形的每个边的长度是 2.22mm,内部正方形的每个边的长度是 1.5mm。阵列 710 可以包括这些正方形的 5×5 阵列,如图 7 所示。5×5 阵列的 SRR 结构可以产生 109kHz/kgf(5.148kHz/微应变)的灵敏度并具有小于 200 微应变的小的非线性误差。阵列 710 可以实现为 N×N,其中 N 为除 5 之外的整数。

[0069] 图 8 示出了嵌套 SRR 结构 810 的实施例。嵌套 SRR 结构 810 包括多个分环谐振器。在该实施例中,每个 SRR 可以具有相同的宽度并共享公共的底边,但是每个 SRR 的高度可以不同。此外,每个 SRR 的与底边相反的边可以具有间隙。嵌套 SRR 结构 810 从一个谐振器到下一个谐振器在高度上可以具有 0.8mm 的差异,其中基础矩形可以高 1.8mm。嵌套 SRR 结构 810 可以实现为具有其他尺寸。在图 8 中,嵌套 SRR 结构 810 可以具有 20 匝。嵌套 SRR

结构 810 可以具有匝数不为 20 匝的结构。

[0070] 图 9 示出了圆形的螺旋线圈谐振器 910 的实施例。圆形的螺旋线圈谐振器 910 可以是连续的线圈,其可以形成为具有至少两个螺旋匝。圆形的螺旋线圈谐振器 910 可以构造为具有除两匝之外的匝数。圆形的螺旋线圈谐振器 910 可以具有 340 微米的外径。圆形的螺旋线圈谐振器 910 可以具有长度不为 340 微米的外径。

[0071] 图 10 示出了谐振器 1010 被悬挂的结构实施例。悬挂结构有助于增加谐振器 1010 的谐振频率偏移。当固态生物相容基板例如硅用于制造芯片时,基板可以被蚀刻以获得悬挂结构。单个悬挂装置可以通过蚀刻单个平面装置的基板来获得。当施加负载到单个平面装置和单个悬挂装置两者时,单个悬挂装置比单个平面装置可以产生更高的谐振频率偏移和 Q 因子。图 11 示出了单个悬挂装置的扫描电子显微镜 (SEM) 视图。

[0072] 表 1 示出了以图 10 所示的悬挂 (蚀刻) 结构制造的传感器和以图 5 所示的平面 (非蚀刻) 结构制造的传感器的初始数据,其中为两种传感器采用了相同的线圈几何结构。该初始数据表明,在 1960N、2940N 和 3920N 的负载下,采用悬挂结构的谐振频率偏移与未蚀刻 (平面) 传感器相比分别增加了 59%、71% 和 45%。此外,通过采用悬挂结构,信号品质因子增加约 9%。

表 1				
负载 (N)				
[0073]	1960	2940	3920	Q 因子
平面	290 MHz	380 MHz	430 MHz	93.81
悬挂	460 MHz	650 MHz	780 MHz	102.06

[0074] 图 12 示出了具有三个一组的构造的传感器结构的实施例。三个一组的构造可以设置为具有三个矩形线圈,如并排设置的三个传感器。在外侧的传感器可以用作中间的传感器 1210 的发送天线 1214 和接收天线 1216。在三个一组的构造中的各线圈可以与这里讨论的任何线圈相似或相同地构造。

[0075] 图 13 示出了具有三个一组的构造的另一结构实施例。该结构包括三个圆形螺旋线圈 1310、1314 和 1316。圆形螺旋线圈 1314 和 1316 可以用作中间的传感器 1310 的发送器和接收器。备选地,每个圆形螺旋线圈 1310、1314 和 1316 用作传感谐振器。

[0076] 图 14 示出了具有三个一组的构造的另一结构实施例。该结构包括三个悬挂的矩形线圈 1410、1414 和 1416。螺旋线圈 1414 和 1416 可以用作中间的传感器 1410 的发送器和接收器。备选地,每个螺旋线圈 1410、1414 和 1416 用作传感谐振器。

[0077] 图 15-17 示出了芯片上的各种谐振器阵列。图 15 示出了间隔相对较远的四个圆形的螺旋线圈谐振器。图 16 示出了具有许多圆形螺旋线圈谐振器的阵列。随着阵列结构中的谐振器的数量增加,对于固定尺寸的基板而言谐振器间的间隔减小。图 17 示出了具有许多圆形螺旋线圈谐振器和一个矩形线圈谐振器的阵列。图 17 所示的混合谐振器阵列并不局限于一个矩形线圈谐振器与多个圆形螺旋线圈谐振器。传感器可以包括多个不同类型的谐振器,其中每种类型的数量可以改变。

[0078] 图 18 示出了可植入到生物对象中的设备 1800 的实施例。设备 1800 包括整形外科

硬件装置 1803 和传感器装置 1805。传感器装置 1805 包括：基板 1807；电介质材料 1820，配置在基板 1807 上；以及导电线圈 1810，配置在电介质材料 1820 上。基板 1807 可以配置在硬件装置 1803 上。电介质材料 1820 和导电线圈 1810 构造为谐振器。基板 1807 也可以设置为与电介质材料 1820 和导电线圈 1810 一起作为谐振器。固态的生物相容电介质材料可以用于电介质材料 1820。基板 1807、电介质材料 1820 和导电线圈 1810 构造或构建成生物相容的感应驱动传感器 1805。硬件装置 1803 和传感器装置 1805 被植入在生物对象例如人体或动物体中，以监测对象的状态。当硬件装置被用于对象中的骨折愈合时，硬件装置的由传感器装置 1805 检测的应变变化可以用于确定在对象的骨折愈合过程中的变化。

[0079] 传感器装置 1805 可以采用例如环氧树脂 1804 接合到硬件装置。用于电介质材料 1820 的固态生物相容材料可以包括但不限于氮化硅。用于导电线圈 1810 的固态生物相容材料可以包括但不限于金。除了生物相容特性，可以基于电容和电感特性来选择用于传感器装置 1805 的材料。传感器装置 1805 可以与这里描述的传感器的各种实施例相似或相同。对于以带基柔性传感器的形式构造的传感器装置 1805，外部的环氧树脂 1804 可以不使用，因为带本身可以具有环氧树脂或其他接合材料或其他接合方式。

[0080] 图 19 示出了用于确定硬件应变变化的监测系统 1900 的实施例。监测系统 1900 包括：用于产生电磁场的源 1915；接收器 1925；频谱分析仪 1935；以及分析仪 1945。源 1915 可以产生电磁场以驱动传感器 1905，其中传感器 1905 接合到植入在生物对象 1901 中的硬件 1903 或与硬件 1903 一体化。由电磁场驱动传感器 1905 是生物相容、感应驱动装置以用作监测系统 1900 的应变计量器。传感器 1905 可以类似于这里描述的传感器的各种实施例中的传感器。

[0081] 接收器 1925 用于接收来自传感器 1905 的信号，该信号响应于传感器 1905 在不同时间被电磁场激发而产生。频谱分析仪 1935 用于从接收到的信号确定传感器 1905 的谐振频率。分析仪 1945 用于基于传感器 1905 的谐振频率随时间的偏移来确定硬件应变的瞬时变化。硬件应变的变化的确定可以基于硬件的应变 - 频率校准来进行。来自植入之前进行的应变 - 频率校准的数据可以存储在分析仪 1945 可访问的存储器中。基于硬件应变的瞬时变化，分析仪 1945 用于确定生物对象的变化。

[0082] 监测系统 1900 可以包括存储指令的机器可读介质，当监测系统的处理器执行该指令时该指令可以使监测系统进行各种操作。这些操作包括但不限于：控制传感器 1905 的激发；命令确定传感器 1905 的谐振频率；控制基于来自传感器 1905 的无线信号确定传感器 1905 的谐振频率偏移，其中无线信号由传感器 1905 响应于在不同时间施加的电磁探针信号 / 电磁场而产生；以及控制基于谐振频率偏移确定硬件应变的瞬时变化。机器可读介质可以包括指令以产生表示生物对象的骨折愈合情况的数据，其中该数据是基于植入在与骨折相关的生物对象中的硬件的应变变化。机器可读介质可以是存储包括指令的数据的任何形式。例如，机器可读介质可以是计算机可读介质。机器可读介质可以与监测系统 1900 分开。机器可读介质可以是可用在不同系统中的独立装置。

[0083] 为了设计合适的感应驱动传感器电路，可以采用用于电感器的线圈几何结构并且应用传输线理论以模拟作为谐振器的该结构。对于将这些谐振器用作可植入人体中的应变计量器而言，设计的方向为采用生物相容材料获得高品质的 RF 信号并相对于各种设计折衷获得尽可能最大的每单位应变的谐振频率偏移。在设计这样的谐振器时，要考虑大量的

参数。这些因素包括：基板的影响、电介质的厚度、电介质材料、金属的选择、金属层的厚度、线宽和间距、电路匝数以及总的芯片面积。该方法利用传感器的膜电容作为 LC（电感 - 电容）储能电路的电容。在各种实施例中，所观察到的传感器谐振频率变化的主要驱动因素是电容变化，与以电感变化为目标的情形相反。由于传感器具有杨氏模量（刚性）相对较高的基板和金属层，所以谐振频率偏移主要归因于电容器面积的变化，并由此归因于整体电容的变化。

[0084] 图 20 示出了感应驱动传感器 2005 的实施例。图 21 示出了图 20 的传感器 2005 的侧视图，包括物理模型的集总元件表示。图 22 示出了传感器 2005 的谐振器的等效电路。为了模拟该装置，将考虑下面的设计参数：线圈外部尺寸的长度 (L_c) 和宽度 (W_c)、总的线圈长度 (l)、总的线圈宽度 (w)、线间距 (s)、匝数 (N)、线圈厚度 (t) 以及在基板和金属层之间的电介质薄膜的厚度 (t_{film})。几何结构的设计参数 L_c 、 W_c 、 N 、 w 和 s 设定线圈的内径。这些装置参数用于计算图 22 中示出的集总元件模型的参数。这里， L_s 和 R_s 分别对应于线圈电感和电阻。 C_{film} 表示基板和线圈之间的电容。 C_{Si} 和 R_{Si} 分别是基板电容和电阻。 C_s 表示线圈段间的电容。线圈电阻 (R_s) 是透入深度 δ （其为入射电磁波可以穿透的深度）的函数，其中 R_s 和 δ 以下面的方程给出：

$$[0085] \quad R_s = \frac{\rho l}{w \delta (1 - e^{-\frac{l}{\delta}})}$$

$$[0086] \quad \text{其中：} \delta = \sqrt{\frac{2\rho}{\omega\mu_0}}, \text{ 并且 } \omega = 2\pi f$$

[0087] C_{film} 和 C_s 用典型的平行板电容器公式来计算：

$$[0088] \quad C_{film} = \frac{\epsilon_0 \epsilon_r l w}{t_{film}}$$

$$[0089] \quad C_s = \frac{\epsilon_0 l t}{s}$$

[0090] 其中， ϵ_0 和 ϵ_r 为材料的介电系数。表示基板的影响的 C_{Si} 和 R_{Si} 采用下面的方程计算： $C_{Si} = 0.51 w C_{sub}$

$$[0091] \quad R_{Si} = \frac{2}{l w G_{sub}}$$

[0092] 其中， $C_{sub} = 1.6 \times 10^{-10} \text{F/cm}^2$ 并且 $G_{sub} = 0.4 / \Omega\text{-cm}^2$ ，是经验获取的拟合参数。电容和电阻电路转换 C_p 和 R_p 分别采用上述计算参数获得：

$$[0093] \quad R_p = \frac{1}{\omega^2 C_{film}^2 R_{Si}} + \frac{R_{Si} (C_{film} + C_{Si})^2}{C_{film}^2}$$

$$[0094] \quad C_p = C_{film} \frac{1 + \omega^2 (C_{film} + C_{Si}) C_{Si} R_{Si}^2}{1 + \omega^2 (C_{film} + C_{Si})^2 R_{Si}^2}$$

[0095] 前面的方程可以用于确定由传感器几何结构的变化导致的理论预期的电容偏移，其中传感器几何结构的变化是所施加的负载及相关形变的结果。在传感器安装在可植入的

硬件中的情形下,所施加的负载从硬件传输。这些公式还提供了用于模拟设计变化(例如,改变层部件的厚度并优化系统的电容)的健全的系统(robust system)。

[0096] 在前面的描述提供计算电容变化的方式的同时,该偏移可检测到的程度量化为电路品质因子(Q因子)。总的谐振器Q因子由下面的公式给出:

$$[0097] \quad Q - factor = \frac{f_0}{\Delta f}$$

[0098] 其中, Δf 是半峰值振幅的宽度, f_0 是谐振频率。尽管上面的方程对于从实验表征提取谐振器品质因子是有用的,但是它不能提供关于哪个元件存储或消散能量的信息,而该信息可以用于设计高品质的芯片上谐振器。因此,采用电感器的Q因子的定义,而非整个LC储能电路。对于电感器,仅关心存储在电磁场中的能量。因此,当峰值磁场和峰值电场之间的差为最大值时,可以获得电感器的最大品质因子(Q_{ind})。通过该定义,可以确定哪个元件存储和消散能量,并且可以改善设计。 Q_{ind} 的替代形式为:

$$[0099] \quad Q_{ind} = \frac{R}{\omega L} \left[1 - \left(\frac{\omega}{\omega_0} \right)^2 \right]$$

[0100] 上述方程表明在结构的自谐振频率下 Q_{ind} 为零。对于典型的LC电路而言,该频率为:

$$[0101] \quad f_0 = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}}$$

[0102] 谐振器品质因子(Q_{res})可以通过组合电感器的品质因子和电容器的品质因子(Q_c)而获得:

$$[0103] \quad \frac{1}{Q_{res}} = \frac{1}{Q_{ind}} + \frac{1}{Q_c}$$

[0104] 一旦选定材料系统, Q_c 并不会过多地受到结构设计变化的影响。另一方面, Q_{ind} 既取决于几何结构设计也取决于材料选择。因此,通过采用典型的谐振定义及为了更好 Q_{ind} 的设计技术,小的芯片上谐振器的谐振器Q因子可以被朝着最大值设计。

[0105] 为了优化 Q_{ind} ,人们可以通过简化等效集总电路模型来开始,该等效集总电路模型的参数被用于计算 Q_{ind} 。转换该电路以与LC电路类似(parallel)并组合上面的全部方程, Q_{ind} 可以表示为:

[0106]

$$Q_{ind} = \left[\frac{\omega L_s}{R_s} \frac{2R_p}{2R_p + \left[\left(\frac{\omega L_s}{R_s} \right)^2 + 1 \right] R_s} \right] \left[1 - \frac{R_s^2 \left(\frac{C_p}{2} + C_s \right)}{L_s} - \omega^2 L_s \left(\frac{C_p}{2} + C_s \right) \right]$$

[0107] 通过分解上述 Q_{ind} 的关系,可以看出该方程具有2个部分,该2个部分在确定电感品质因子的贡献时具有不同的作用:(1)基板损耗因子(SLF:substrate loss factor),主要影响整体可获得的(最大)Q因子;以及(2)自谐振因子(SRF:self resonance factor),主要影响谐振频率:

$$[0108] \quad SLF = \frac{2R_p}{2R_p + \left[\left(\frac{\omega L_s}{R_s} \right)^2 + 1 \right] R_s}$$

$$[0109] \quad SRF = 1 - \frac{R_s^2 \left(\frac{C_p}{2} + C_s \right)}{L_s} - \omega^2 L_s \left(\frac{C_p}{2} + C_s \right)$$

[0110] 采用这些方程,传感器的整体几何结构可以朝着以最小的电路间距而最优化品质因子(Q因子)来设计,品质因子是谐振峰值锐度(sharpness)的度量,而谐振峰值锐度定义为峰值大小除以半峰宽。

[0111] 用于生物可植入传感器的材料在包括生物相容性的标准下选择。尽管采用砷化镓(GaAs)作为基板材料可以提高传感器的Q因子,但是硅(Si)由于其更好的生物相容特性而被采用。在各种实施例中,可以采用高阻Si基板。电介质层的选择影响电容和Q因子。氮化硅(Si₃N₄)具有相对较高的介电常数(高达8.0)和低的损耗因子,并且其也被报道过是生物相容的。存在一些弹性(杨氏)模量比Si₃N₄低的电介质材料,然而,它们具有较高的损耗和较低的介电常数,从而导致低的Q因子,并且计算表明谐振频率变化明显低于Si₃N₄的谐振频率变化。因此,考虑到高Q因子、小尺寸和高谐振频率偏移之间的折衷,Si₃N₄可以用作电介质层。尽管铝(Al)和铜(Cu)被最频繁地用作MEMS装置中的金属部件,但是这些材料已经被广泛确认为非生物相容的。代替这些金属,金(Au)可以用作线圈的金属层。

[0112] 当就材料层厚度和传感器整体制造做出决定时,要考虑诸如高Q因子和小的允许尺寸的传感器设计限制。一个方法是朝着最大化电容进行设计,这可以从储能电路的电容获得,而与考虑将该元件作为寄生电容的情形相反。与电容设计相关的因素包括:电介质膜的厚度、金属层的尺寸、线圈的匝数、以及芯片面积/直径。基于模拟结果,可以采用约0.1 μm的电介质膜厚度(t_{film})。其他厚度也可以采用。

[0113] 对于基板的影响,最小化基板损耗对于实现Q_{ind}和Q_{max}的显著增加是非常重要的,因为基板是系统中的主要损耗部件。对于硅基板,为了实现低损耗,可以采用高的R_{si}(高阻基板)。然而,完全不导电的基板将妨碍在金属层和基板之间形成平行板电容器,这对于芯片上谐振器而言是不合适的。在一实施例中,可以选择5-10 Ω·cm的基板,5-10 Ω·cm在电阻性上足以防止额外的损耗,但在电导性上也足以用作平行板电容器的第二板。

[0114] 对于电介质薄膜的影响,电介质层对于高Q因子设计也是非常重要的。为了优化金属与基板之间的电容器(其用作LC电路的C),具有高介电常数的电介质层是适合的。另一方面,为了最小化损耗,低损耗的电介质是适合的。介电常数为8且损耗因数(loss tangent)为5×10⁻⁴的Si₃N₄是电介质膜的合适选择。

[0115] 对于膜厚的影响,电介质膜的厚度(t_{film})是设计高Q因子谐振器的另一个有效参数。选择的电介质层厚度可以取决于谐振器的目标谐振频率。

[0116] 对于金属层参数的影响,金属层的厚度对于确定Q_{ind}也是非常重要的。金属越厚,Q_{ind}和Q_{max}越高。可以选择0.1 μm的金属厚度以限制CMOS工艺中的特殊制造步骤的使用。不管该薄层,高的Q_{ind}可以通过充分地减小基板损耗而获得。在此情形下,增加金属厚度将仍然影响Q因子,但不如基板电阻非常低的结构中的影响显著。

[0117] 对于金属层尺寸,为了实现高性能的传感器,金属层的宽度是重要的设计议题,因为宽度的增加将造成 Q 因子和谐振频率的增加,但是这与整体面积(和尺寸)的内在增加相关联。此外,金属间距影响装置性能。小的间距增加谐振频率并导致更紧凑的芯片。然而,增加宽度并减小间距将导致寄生效应,这将减小整体的 Q 因子。

[0118] 对于匝数的影响,为了在保持小尺寸的同时增加 Q_{ind} ,可以减小匝数(N)。这减小了有效电感,将使自谐振频率更高。在各种实施例中,匝数设定为 2,以制造完整的线圈。然而,可以使用匝数更多或更少的线圈,这取决于线圈结构的构造。

[0119] 对于面积的影响,芯片尺寸对于调节谐振频率和 Q_{ind} 是有影响的。减小总面积导致改善的 Q 因子和更高的谐振频率。此外,较小的内径增加 Q 因子和谐振频率。然而,将内径减小到小于间距的程度将引起另外的寄生效应。

[0120] 对于内径的影响,如果所有其他设计参数固定,内径的增加将增加面积。这将减小谐振频率,并从而减小 Q_{ind} 。因此,较小的内径将提高 Q_{ind} 和谐振频率。然而,内径可以选择为仅将内径减小到间距 s 的厚度,因为减小到该值以下将引起寄生电容主导 Q_{ind} 并使 Q_{ind} 下降。

[0121] 几何结构因子可以用于确定传感器的电阻和电容,该传感器用作作为不具有并入电源的无线装置的可植入装置。图 22 中示出的 R_p 表示图 21 中的线圈模型的组合电阻,并且是确定基板损耗的有效部分。在高阻硅基板的情形下, R_{Si} 的值高,这将提供高的 R_p 。 C_p 对应于传感器的电容部分,并对自谐振因子具有显著的影响。较低的 C_p 导致谐振频率增加,这有助于确定这里讨论的应变变化。除硅和氮化硅之外的生物相容材料可以以与它们的在上述方程中使用的相应参数被采用。

[0122] 可以采用各种制造工艺来构造感应驱动传感器,以无线地报告骨头和植入硬件之间的瞬态负载传输情形的信息。选择的制造工艺取决于芯片尺寸的传感器的各部件。工艺上的变化取决于诸如线圈设计以及基板是包括柔性带还是构造为不具有带的因素。在各种实施例中,制造工艺是采用传统 MEMS 工艺的多步骤过程。可以在清洁室环境下采用微波兼容的光刻微制造技术来加工传感器。

[0123] 图 23-27 示出了制造工艺流程的示例性实施例,该制造工艺流程可以用于制造诸如图 20 的传感器 2005 的传感器装置。在该传感器具有硅基板的情形下,第一步骤包括直接在硅基板 2307 上进行标准的光刻和剥离工艺以构建第一金 (Au) 金属层 2322,如图 23 所示。等离子体增强化学气相沉积 (PECVD) 可以用于沉积氮化硅 (Si_3N_4) 薄膜 2320,如图 24 所示。可以采用其他的沉积工艺以沉积 Si_3N_4 薄膜 2320。为了图案化 Si_3N_4 薄膜 2320,例如采用使用氢氟酸的湿法蚀刻工艺进行第二次光刻以打开垂直互连区域 2329,如图 25 所示。在随后的 Au 金属化中,构建互连层 2324,如图 26 所示。如图 27 所示,第三光刻工艺和 Au 金属化工艺可以用于构建顶线圈 2310,以获得传感谐振器。

[0124] 图 28-31 示出了用于制造带基柔性传感器的实施例。图 28 示出了用作柔性带基板的真空带 2807。图 29 示出了沉积在柔性带基板 2807 上的薄金层 2811,其中沉积可以采用标准的金属化技术。采用等离子体增强化学气相沉积 (PECVD), Si_3N_4 的薄层 2820 可以同样地沉积为电介质薄膜,如图 30 所示。采用标准的光刻、金属蒸发和剥离技术,金层 2810 可以沉积为形成传感器制造,如图 31 所示。

[0125] 采用真空带 2807,因为它可以承受 PECVD 下遭遇的高温。带基柔性传感器和硅基

传感器之间的制造过程差异包括将第一金层 2811 沉积到真空带基板 2807 上。第一金层 2811 增加传感器在谐振频率处的吸收,从而在谐振频率处可以看到大的凹陷 (dip)。然而,在硅基板的情形下,硅本身增加了吸收,从而传感器可以形成为不具有额外的 Au 层。

[0126] 沉积第一金层 2811 还提供平行板电容器,该平行板电容器为形成在位于带基柔性传感器的 Si_3N_4 薄层 2820 的相反侧的第一金层 2811 和最后金层 2810 之间的电容器。然而,对于硅基板基的传感器并在掺杂硅基板的情形下,平行板电容器形成为不具有额外的金层,因为掺杂的硅基板是导电的。平行板电容器是传感器的重要特征,因为当施加负载时,平行板电容器将发生变化,从而谐振频率将发生变化。图 32 示出了在柔性带基板 3207 上最终制造的结构。图 32 示出的最终制造的结构包括超材料传感器。可以在柔性带基板 3207 上形成其他的几何结构设置。

[0127] 图 33-41 示出了用于以悬挂结构形成传感器的方法的实施例。该工艺可以从基板 3307 的选择开始,如图 33 所示。可以采用 n 型的、 $500\ \mu\text{m}$ 厚的具有 $\langle 100 \rangle$ 取向的硅基板 3307。对于基板可以采用其他材料和 / 或导电类型。 Si_3N_4 薄膜 3321 可以采用等离子体增强化学气相沉积系统来沉积,如图 34 所示。可以采用其他的沉积工艺和其他的电介质材料。 Si_3N_4 薄膜 3321 可以为 $0.1\ \mu\text{m}$ 厚。可以采用其他厚度。

[0128] 图 35 示出了构建在 Si_3N_4 薄膜 3321 上的第一金属层 3311。形成为接触层的第一金属层 3311 可以由厚度为 $0.1\ \mu\text{m}$ 的 Au 制成。可以采用其他厚度并且 / 或者可以运用其他导电材料。图 36 示出了随后沉积的电介质膜 3320。电介质膜 3320 可以是 $0.1\ \mu\text{m}$ 厚的 Si_3N_4 薄膜。

[0129] 图 37 示出了图案化并形成垂直互连区域 3339 之后的膜 3320,垂直互连区域 3339 可以例如采用使用 HF 的湿法蚀刻工艺打开。图 38 示出了在进行金的金属化以形成互连 3313 和顶线圈结构 3310 之后的结构。可以沉积 $0.8\ \mu\text{m}$ 厚的 Si_3N_4 膜 3323,如图 39 所示。氮化硅膜 3323 可以被 HF 图案化并蚀刻,如图 40 所示。图 41 示出了在例如采用氢氧化钾 (KOH) 蚀刻硅以形成悬挂传感器 3305 之后的结构。

[0130] 最初形成 Si_3N_4 薄膜以在蚀刻硅的同时保护接触金属层。由于 KOH 也蚀刻金属层,第一和第三 Si_3N_4 层被用作蚀刻停止层。第二 Si_3N_4 层与第一 Si_3N_4 层一起用作传感谐振器 3305 的电介质层。采用浓度为 30% 的 KOH 溶液将给出 $1.1\ \mu\text{m}/\text{min}$ 的蚀刻速率,正如硅蚀刻的化学动力学模拟所预期的。在 70 分钟后,蚀刻出 $77\ \mu\text{m}$ 的深度。图 42 示出了悬挂谐振器的模拟结果。梯形 4221-1、4221-2、4221-3、4221-4、4221-5 和 4221-6 表示不存在 Si_3N_4 的区域。KOH 溶液经由这些区域蚀刻硅。单个悬挂装置的相关 SEM 图像示于图 11 中。

[0131] 分析和数值模型可以用于模拟作为在装置上诱导的机械微扰的函数的传感器的性能。模拟研究包括涉及两个相互依赖的部件的耦合机电分析的使用。第一步骤涉及机械分析,计算由施加在传感器上的施加负载导致的装置应变轮廓。第二步骤是电分析,在物理尺寸变化的情况下计算传感器谐振频率的偏移。在模拟中考虑相关的几何尺寸因素并例如采用有限元软件包,可以预测施加不同弯曲负载时在装置中诱导的应变。就导致的位移场而言,图 43 示出了在施加弯曲负载时形变装置的模型预测的示例。从模拟可以观察到,电介质膜的面积变化,从而改变了 C_{film} 的值。基于这些尺寸变化,采用上述方程的形式可以计算螺旋线圈的电感 (L_s)。

[0132] 可以采用包括机械和电磁部件的实验装置来测试接合到硬件的传感器。机械装置

使得能够以控制的方式施加张力负载,如图 44 所示。这样的施加为进行一系列物理实验做准备,该一系列物理实验为不同的装置几何结构研究由施加负载导致的谐振频率偏移响应。实验表征包括以非常精细的可调节螺钉施加点负载,该螺钉位于运动学受限的硅基板的下方,从而以可控的方式控制并改变负载。在施加负载之前和之后,可以采用频谱分析仪并结合微波探针测量 S_{21} 参数。 S_{21} 参数是 RF 信号效率的度量,并被计算为每入射功率(输入)的传输波(实质上为输出)的功率密度。

[0133] 铸型聚酰胺棒可用于测试,传感器采用硬环氧树脂被固定到该铸型聚酰胺棒。可植入的棒具有两个孔并采用固定螺钉固定在装置中。采用牵引该固定棒的装置的活塞施加负载。施加的负载由测压元件(load cell)追踪,同样如图 44 所示。采用该装置,负载可以施加至 300kgf。可以采用能够施加更高负载的其他测试装置。

[0134] 对于 RF 表征,图 44 的天线由具有相同底面的同轴探针制成,以降低表征时的噪音。还可以采用不平衡变压器(balun),其可以将室内的振动引起的一般噪音降低到可忽略的水平。在图 44 的装置中,这些探针的长度设定为 2.5cm。因为与操作波长相比传感器的尺寸非常小,所以采用尺寸与传感器相当的标准天线来测量传感器的传输谱是非常困难的。在图 44 的装置中,这些探针天线被放置为距传感器 0.5cm。在该构造中,当探针平行于传感器时可以获得最佳信号。在各种设置中,这些距离参数在校准工艺和表征工艺的自始至终保持固定。出于校准的目的,首先在没有传感器芯片接合到棒的情形下测量棒的传输,其中棒为要与传感器接合的硬件。随后,在传感器接合到棒且没有负载、然后还改变由机械装置施加的外部负载的情形下重复相同的测量。在没有传感器的情形下进行校准,以获得作为施加负载的函数的相对传输谱。

[0135] 在实验中,制造并表征具有不同几何结构的两个传感器:传感器 1 和传感器 2。表 2 示出了该两个不同的传感器几何结构的参数值。 L_c 和 W_c 分别表示装置的总长度和总宽度; N 是匝数; w 是每个线圈的宽度; s 是线圈之间的间距; t_{film} 和 t_{metal} 分别表示电介质膜的厚度和金属的厚度;理论 L_s 和数值 L_s 分别表示来自分析模型和模拟模型的电感值。

[0136]

	L_c (μm)	W_c (μm)	N	w (μm)	s (μm)	t_{film} (μm)	t_{metal} (μm)	理论 L_s (nH)	数值 L_s (nH)
传感器-1	340	340	2	60	10	0.1	0.1	2.854	2.842
传感器-2	270	270	2	50	5	0.1	0.1	2.260	2.244

[0137] 图 45-48 示出了在不具有任何形变(没有负载)的情形下和在不同施加负载的情形下传感器 1 和传感器 2 的传感器响应之间的差异。如图 45 和 47(图 47 表示图 45 在谐振频率区域的放大视图)所示,对于传感器 1,施加负载之前测量的谐振频率为 11.48GHz 并具有 59.98 的相关 Q 因子。在 1960N 的施加负载下,谐振频率偏移 240MHz。对于相同的传感器,相对于不具有负载的构造,施加 2940N 和 3920N 的负载分别导致 300MHz 和 330MHz 的

谐振频率偏移。伴随着谐振频率偏移随施加负载的增加,传感器的 Q 因子也增加,如 3920N 的施加负载下测量的 76.00 的 Q 因子所证明的。对于传感器 2,也类似地表现出这些结果,如图 46 和 48(图 48 表示图 46 在谐振频率区域的放大视图)所示。简言之,随着施加负载的增加,谐振频率增加(即,朝着右侧的偏移,如图 45-48 所示)。

[0138] 图 49 示出了作为负载的函数的谐振频率。该负载可以适合于表示生理负载。图 49 表示出在低达 333N 的负载(333N 的负载小于平均体重的一半)下可以检测到谐振频率偏移并且在 333N-2750N 的力范围内传感器的响应是极端线性的($r^2 = 0.996$)。

[0139] 在各种实施例中,可以用作生物 MEMS 传感器的生物相容谐振器包括:作为基板的硅以及作为线圈金属层的金。作为谐振器的电介质薄膜的生物相容氮化硅(Si_3N_4)在微波频率范围内以低损耗因数(低达 5×10^{-4})和高介电常数(高达 8)为特征。低损耗因数将显著降低损耗,而高介电常数将增加电介质膜的电容。增加金属宽度(w)和金属线间的间距(s)两者将增加电感器的 Q 因子(Q_{ind}),但是两者也增加在基板芯片上占据的横向面积。这两个参数被选择为朝着优化设计以在最小芯片尺寸下获得最高的 Q 因子。

[0140] 通过采用线圈和基板之间的电介质薄膜的电容而为芯片上调谐实现高的 Q 因子,以获得全芯片上型的、小尺寸微波谐振器。通过采用高介电电容器来代替外部电容器,线圈的螺旋电感器构造可以以采用腔谐振器的方式被利用。由此,可以获得与腔谐振器研究结果相当的高的 Q 因子,而不牺牲小的芯片面积。在各种实施例中,传感器可以有效地组合两种不同的方式:螺旋电感结构和腔谐振器设计技术。此外,考虑到降低损耗并提高 Q 因子的各因素,在选择谐振频率例如 7GHz 下,损耗可以朝着最小化设计而 Q 因子可以朝着最大化设计。可以为各种线圈构造确定用于生物可植入谐振传感器的参数,以使得传感器具有除 7GHz 之外的谐振频率。

[0141] 对于小于 200 平方微米的芯片尺寸,图 50-51 示出了实验测量的 S_{21} 参数(单位为分贝)与数值模拟参数。这些图示出在实验结果和理论结果之间具有非常好的一致性。具体地,实验的和理论的谐振频率(f_0)和谐振器 Q 因子之间是匹配的。这里,谐振器 Q 因子通过考察传输功率凹陷而从实验结果计算得到。 S_{21} 的最小值示于图 50 中,其对应于 f_0 。在传输中观察到了大于 30dB 的明显凹陷。为了从实验数据计算谐振器 Q 因子,采用 S_{21} 参数在谐振频率的 3dB 以上的这些频率。对于图 51, Δf 等于 160MHz,产生 93.81 的 Q 因子,与 98.77 的理论 Q 因子相当。两个谐振频率接近 15GHz。理论计算和实验数据具有很好的一致性。在各种实施例中,完全的芯片上谐振器可以导致高的 Q 因子和明显的传输凹陷,从而完全的芯片上谐振器可以用于遥感应用。

[0142] 在各种实施例中,可以为谐振器采用悬挂结构,这有助于增加谐振器的测量的谐振频率偏移。当硅基板被用于制造芯片时,它可以被蚀刻以获得悬挂结构。可以采用湿法蚀刻工艺以移除一部分基板和电介质。可以进行其他的蚀刻工艺。通过蚀刻基板,基板损耗有所降低。结果,硅电阻(R_{Si})增加,硅电容(C_{Si})减小。因此,整体结果是并联电阻(R_p)增加。通过设计高的基板损耗因子,可以获得高的 Q 因子。由于较高的 R_{Si} 和较低的 C_{Si} ,所以存在较低的并联电容(C_p),因此可以在与单个平面装置的情形下相同的频率处获得更高的自谐振因子。因此,谐振频率也更高。组合这些效果,通过移除硅,可以获得更高的 Q 因子和更高的谐振频率。

[0143] 通过蚀刻基板,也可以获得更高的谐振频率偏移。这可以从两个方面来考虑。作

为基板蚀刻的结果,应变传播更高。由于应变首先发生在基板中然后到达电介质层和金属层,所以在蚀刻基板的情形下,存在更多的应变,结果就存在更多的电容变化。因此,存在更高的 f_0 偏移。如果相同的负载施加到单个平面装置和单个悬挂装置,假设它们具有相同的谐振频率,则由于电介质和金属层中的更高的应变而使得单个悬挂装置中存在谐振频率偏移 (Δf_0) 的更高的偏移。其次,如果存在具有相同的相对偏移 ($\Delta f_0/f_0$) 的两个芯片,则具有更高 f_0 的芯片也具有更高的 Δf_0 。因此,具有蚀刻基板并具有更高 f_0 的芯片也具有更高的 Δf_0 。

[0144] 在各种实施例中,可以采用三个一组的构造,其包括三个并排的传感器。各个传感器可以由这里讨论的任何谐振器结构来实现。外侧的传感器用作中间的传感器的发送和接收天线。下面的表 3-6 示出了四种芯片关于谐振频率(表 3)、谐振频率偏移(表 4)、Q 因子(表 5)和灵敏度(表 6)的比较,该四种芯片为:具有平面结构和悬挂结构的单个构造和三个一组的构造。

[0145]

负载	没有负载	1960N	2940N	3920N
单个平面装置	15.01 GHz	15.30 GHz	15.39 GHz	15.44 GHz
单个悬挂装置	15.18 GHz	15.64 GHz	15.83 GHz	15.96 GHz
平面三个一组	15.06 GHz	15.17 GHz	15.23 GHz	15.28 GHz
悬挂三个一组	15.41 GHz	15.56 GHz	15.66 GHz	15.75 GHz

[0146]

负载	1960N	2940N	3920N
单个平面装置	290 MHz	380 MHz	430 MHz
单个悬挂装置	460 MHz	650 MHz	780 MHz
平面三个一组	110 MHz	170 MHz	220 MHz
悬挂三个一组	150 MHz	250 MHz	340 MHz

[0147]

负载	没有负载	1960N	2940N	3920N
单个平面装置	93.81 MHz	109.21 MHz	110.96 MHz	111.08 MHz
单个悬挂装置	102.06 MHz	116.54 MHz	119.47 MHz	120.02 MHz
平面三个一组	51.90 MHz	57.38 MHz	60.82 MHz	62.55 MHz
悬挂三个一组	67.15 MHz	79.51 MHz	80.31 MHz	80.45 MHz

[0148]

表 6		
	灵敏度	相对偏移
单个平面装置	0.1097 MHz/N	2.9 %
单个悬挂装置	0.1990 MHz/N	5.1 %
平面三个一组	0.0561 MHz/N	1.5 %
悬挂三个一组	0.0867 MHz/N	2.2 %

[0149] 在各种实施例中,可以采用圆形结构,这与具有相同整体尺寸的矩形几何结构相比给出了有效降低的总面积。因此,对于圆形结构,实现了较小的膜电容和线圈电感,产生了较高的 f_0 。此外,对于圆形结构存在较低的线圈电阻、较低的损耗、较高的基板电阻和较低的基板电容。这产生了较高的基板损耗因子和较高的自谐振因子。结果,在圆形几何结构中以较小的间距和较高的 f_0 ,可以获得较高谐振器 Q 因子。

[0150] 谐振频率偏移的增加可以从两种观点来探讨。首先,由于各向同性的几何结构,变形在任何方向上同等地有效。然而,在矩形几何结构中,存在单边主导(在同一时间仅在一边有效)的、优先的各向异性变形。此外,在具有相同的开始的初始电容值时,圆形情形下的电容变化比矩形情形下高,这是因为变形进行为改变整个几何结构。因此,相关的谐振频率偏移较大。其次,即使存在相同的频率偏移率(相对偏移),频率偏移也在圆形几何结构中较高,因为它拥有较高的 f_0 。如果将这两个方面组合,对于圆形情形将存在更高的偏移。模拟矩形装置、圆形装置和它们的三个一组的构造的 S_{21} 参数,对于圆形几何结构也获得了较高的谐振频率和较高的 Q 因子。因此,可以以圆形结构实现更好的性能。

[0151] 比较矩形和圆形几何结构的实验结果示于图 52-55 中。图 52-55 分别为单个矩形、单个圆形、三个一组的矩形和三个一组的圆形构造给出了作为操作频率的函数的 S_{21} 参数(以 dB 为单位)。在每幅图的插图中可以看出,在两种构造(单个和三个一组)中圆形几何结构的谐振频率偏移(如所看到的,朝着右侧)比矩形几何结构更大。在每幅图的插图中,没有负载时的谐振频率最低,3920N 负载时的谐振频率最高,1960N 和 2940N 时的谐振频率分别朝右偏移。

[0152] 在表 7 中,给出了矩形和圆形几何结构的谐振频率变化。得到的谐振频率增加对于所有的圆形装置几何结构而言都是较高的。由于面积减小不是线性的并且电容与谐振频率不是线性地成比例,所以可以预期得到的频率增加是非线性的。此外,由于与矩形情形相比圆形情形中频率偏移更高,所以在表 7 中对于圆形情形而言观察到了更高的相对偏移和更高的灵敏度。

[0153]

负载 (N)	没有负载	1960	2940	3920	
微应变	0	81.5	127.7	172.8	
单个矩形	f_0 (GHz)	11.48	11.72	11.78	11.81
	Δf_0 (MHz)	--	240	300	330
	$\Delta f_0 / f_0$ (%)	--	2.1	2.6	2.9
	Q 因子	59.979	70.348	74.324	76.000
	灵敏度	0.0842 MHz/N 或者 1.9 MHz/微应变			
单个圆形	f_0	12.63	12.98	13.07	13.13
	Δf_0	--	350	440	500
	$\Delta f_0 / f_0$ (%)	--	2.8	3.5	4.0
	Q 因子	72.461	91.667	93.025	93.786
	灵敏度	0.1276 MHz/N 或者 2.9 MHz/微应变			
三个一组的矩形	f_0	11.56	11.66	11.71	11.73
	Δf_0	--	100	150	170
	$\Delta f_0 / f_0$ (%)	--	0.9	1.3	1.5
	Q 因子	33.801	36.347	38.243	39.231
	灵敏度	0.0434 MHz/N 或者 1.0 MHz/微应变			
三个一组的圆形	f_0	12.73	12.86	12.93	12.99
	Δf_0	--	130	200	260
	$\Delta f_0 / f_0$ (%)	--	1.0	1.6	2.0
	Q 因子	44.033	50.431	53.364	55.442
	灵敏度	0.063 MHz/N 或者 1.5 MHz/微应变			

[0154] 表 7 也提供了 Q 因子数据, 尽管芯片尺寸相对较小但是观察到了较高的 Q 因子数据。这些 Q 因子尤其在小面积的圆形情形下更高。由于较小的 C_{fil} , Q 因子随着负载大小的增加而增加。与矩形情形相比, Q 因子对于圆形情形的遥测情形 (三个一组) 也增加了。

[0155] 在各种实施例中, 应变传感器可以通过对于机械变形高度敏感的超材料基的 RF-MEMS 应变传感器来实现。采用分环谐振器, 可以与其他 RF 结构相比获得较低的每单位面积的谐振频率, 从而允许将生物植入传感用于包括骨折愈合的软组织应用中。在 5×5 的 SRR 结构中, 无线传感器产生高的灵敏度并具有低的非线性误差。

[0156] 与螺旋情形相比, SRR 几何结构由于其附加的间隙而可以更灵敏。这些间隙可以产生附加的电容, 施加负载时附加的电容变化。因此, 使得 SRR 比螺旋线圈的几何结构更灵

敏。此外,在间隙中电场密度更高,所以这些间隙对于获得强的谐振是重要的。当施加负载时,这些间隙变化,因此谐振频率变化。这在 SRR 中导致比螺旋线圈结构更高的灵敏度。此外,作为这些间隙的结果,与螺旋结构相比 SRR 产生更高的倾斜和更高的 Q 因子。这使得遥测测试和共振频率观察更容易。结果, SRR 传感器可以具有在螺旋线圈传感器的线性之上的增加的线性。此外,因为这些间隙,存在较低的每单位面积的谐振频率,这对于生物植入应用是非常有用的。因此,由于 SRR 结构中的间隙,与螺旋线圈结构相比可以存在更高的 Q 因子、更高的倾斜、更高的灵敏度、更好的线性以及更低的每单位面积的谐振频率。

[0157] 图 56-60 示出了不同的分环谐振器。图 56 示出了一匝的 SRR。图 57 示出了具有两匝的 SRR。图 58 示出了具有四匝的 SRR。图 59 示出了嵌套 SRR 结构。图 60 示出了具有梳状结构的 SRR。

[0158] 这些 SRR 结构可以组合以在单个芯片上形成紧凑的嵌套超材料基应变传感器,从而在遥感中获得明显增强的灵敏度。该结构特征在于与非嵌套的 SRR 结构相比具有实质上更多的间隙。与非嵌套的 SRR 传感器相比,这降低了得到的嵌套 SRR 传感器的操作谐振频率。此外,当外部负载施加到硬件时,嵌套 SRR 传感器的电容可以比非嵌套 SRR 变化得更多,从而导致传输谱中更大的偏移。这可以使得用于传感时嵌套 SRR 比非嵌套 SRR 更加灵敏。

[0159] 在图 61-63 和图 64-66 中,在半对数坐标上相对于没有负载的情形分别为非嵌套 SRR 和嵌套 SRR 传感器示出了不同组的相对传输谱(以 dB 为单位)。图 61 示出了在不同水平的施加负载下非嵌套 SRR 的相对传输谱,而图 62 放大了观察到的随着施加负载的传输偏移。在没有负载时,操作频率为约 530MHz。具有施加负载时,操作频率减小,如图 61 和 62 所示。在施加负载下,电容增加。图 63 示出了操作频率偏移相对于施加负载的关系。

[0160] 图 64 示出了在不同水平的施加负载下嵌套 SRR 结构的传输谱,它们的放大传输偏移示于图 65 中。这里,在没有负载时,操作频率明显低于非嵌套 SRR。图 66 绘出了作为施加负载的函数的操作频率的变化。作为嵌套 SRR 中采用的多个间隙的结果,与非嵌套 SRR 相比(图 63)嵌套 SRR(图 66)的灵敏度明显增加。

[0161] 采用硅、氮化硅和金的传感器已经被示出是生物相容的,正如采用新西兰白鼠的研究的结果。在被植入在这些动物中六个月之后,该传感器并不产生组织反应。对于传感器材料和 Al_2O_3 控制材料两者,根据半定量评分系统肉眼评估植入体周围和之上的组织,以获得内部和外部病变的证据。然后,每个植入体连同周围组织的完整包封被移除并在 10% 的中性缓冲福尔马林液中固定 24 小时。固定之后,每个植入体被从组织包封移除,组织样品被常规地处理,嵌入在石蜡中、切片、并用苏木精和曙红(H&E)染色以半定量评估细胞和组织对传感器材料和控制材料的响应。由对处理小组不了解的独立委员会的鉴定病理学家进行显微镜评估,以避免观察者的偏见。

[0162] 在恢复期间,不存在由手术过程导致的并发症,没有手术后感染的证据,并且在六个月的存活期没有死亡案例。对与这些传感器材料相邻的组织的肉眼检查没有显示出任何的对测试材料的表现外部或内部病变的不良反应的可视信号。在植入材料周围的肌肉组织中,没有明显注意到感染或炎症。组织学载片的检查证实不存在异常的巨噬细胞或淋巴细胞活动,并且测试和控制材料的常规毒性评分为 0。图 67 和 68 示出了与植入的 MEMS 传感器相邻的 H&E 染色组织的 2 倍和 4 倍图像。

[0163] 传感器被示出在存在填充天线和传感器之间的间距的软组织的情况下运行良好。

在软组织中,在没有负载时操作频率为约 475MHz,其低于自由空间中的嵌套 SRR。这是因为软组织在 500MHz 附近具有非常高的介电常数,这降低了谐振频率。嵌套 SRR 传感器也可以呈现出 4kHz/kgf 的高的灵敏度水平,这是因为软组织由于其在低频的高介电常数而能比自由空间更好地聚集电磁波。结果,负载下的机械变形将更强烈地影响操作频率,这导致了在软组织中的更好的灵敏度。

[0164] 传感器在没有负载的情形下大约在 100MHz 到 6GHz 的谐振频率范围内被设计并测试。为了用于生物环境,期望在低频到中 MHz 范围内操作。此外,为了生理学应用,还期望在没有负载的情形下制造的传感器提供 50MHz 到 2GHz 的谐振频率。如果固有频率太高例如为 6GHz,尽管当传感器没被植入时可以检测到来自传感器的 RF 信号(加负载或不加负载),但是由于信号在该操作频率处会在身体组织中丢失,所以不能检测到 RF 信号(加负载或不加负载)。如果操作频率在低到中 MHz 的范围内,则信号(以及具有负载时在信号中导致的偏移)将容易被检测到。操作谐振频率的降低将降低软组织的背景吸收并增加穿透深度。取决于从软组织中的传感器接收足够信号所需的穿透深度,操作谐振频率的范围可以低于 GHz,并甚至可能在低 GHz 范围内。随着操作谐振频率进一步降低,背景损耗可以进一步减少。但是,这以增加能在该低频操作的传感器的尺寸为代价。在这一点上,期望的操作范围可以低于 100MHz,优选为 50MHz。生理负载范围可以为 0-3000N(3000N 大约是人体平均体重 750N 的 4 倍)。生理负载范围可以为 0-3000N(3000N 大约是人体平均体重 750N 的 4 倍)。

[0165] 软组织介质对于传感应用而言是有利的,因为操作频率被降低。在各种实施例中,避免软组织和传感器天线之间的大的间距。如果在软组织和天线之间存在足够的自由空间,则天线信号减小。

[0166] 与采用硅基板相比,采用柔性基板例如真空带可以为无线传感器提供更高的灵敏度和线性。带基柔性传感器和硅基传感器之间在制造过程上的差异包括:沉积第一金层到真空带基板上。第一金层增加在谐振频率处传感器的吸收,从而在谐振频率处存在高的凹陷。然而,在硅基板的情形下,硅自身可以增加吸收而不用额外的金层。第一金层的沉积也形成平行板电容器,该平行板电容器具有在带基柔性传感器的第一金层和最后金层之间的电介质。对于硅基传感器,可以形成平行板电容器而不用额外的金层,因为可以采用掺杂的硅基板。此外,对于硅基传感器,硬的环氧树脂可以用于将传感器固定到硬件。对于带基柔性传感器,不需要外部的环氧树脂,因为带具有其自身的环氧树脂或其他固定材料。

[0167] 图 69-70 示出了硅基传感器的性能,其表现出在所有检查应变的所有情形下 10dB 以上的传输倾斜。灵敏度示于图 69 中。在该图中, Δf_0 用作相对于没有负载的谐振频率的谐振频率偏移, F 用作施加的力。图 70 和 71 示出了非线性误差。

[0168] 图 72 示出了带基柔性传感器的 S_{21} 参数,其示出了对于所检查应变的不同情形在传输谱中大于 10dB 的倾斜。图 73 示出了 Δf_0 相对于 F 的曲线图。然后,采用用作硬件的铸型聚酰胺测试棒的杨氏模量,微应变被确定并相对于 Δf_0 描绘于图 74 中。如图 75 所示,存在小于 80 的微应变非线性误差,并且在图 76 中可以看到小于 3% 的非线性误差。整体而言,与硅基传感器相比,在带基柔性传感器中存在更好的灵敏度和更好的线性。

[0169] 在各种实施例中,感应驱动无线传感器可以用于监测植入在身体中的硬件上的应变。横向面积小于 1cm² 的感应驱动无线传感器可以在 500MHz 附近的谐振频率处操作。这

样的传感器在软组织存在的情形下具有高达 4kHz/kgf 的灵敏度。在各种实施例中,感应驱动无线传感器可以由生物相容的材料构造,这使得传感器成为了优良的生物 MEMS 装置。

[0170] 图 77 示出了系统 7700 的实施例的各种特征的框图。系统 7700 可以构造为控制植入在生物对象例如人体中的感应驱动传感器的探测。该控制探测可以用于监测植入在对象中的硬件的应变变化,其中硬件具有接合于其的传感器。当医治人体中的骨折时,辅助治愈过程的植入板遭受较少的应力,并且随后硬件应变发生变化。随着硬件应变的变化,传感器的电容结构发生变化,其由传感器的谐振器或多个谐振器的谐振频率偏移来显示。对于硬件支撑的负载的变化和骨折的医治骨头支撑的负载的变化,系统 7700 可以用于调控传感器随时间的激发,命令收集谐振频率数据,存储包括合适的参数、校准数据及收集的数据的相关数据,并分析收集的谐振频率数据。系统 7700 可以包括图 19 的监测系统。

[0171] 系统 7700 可以包括控制器 7705、总线 7715、存储器 7725、装置 7735 以及外围装置 7745。系统 7700 可以各种方式形成,例如采用传统技术将系统 7700 的单独部件耦合在一起或者将各部件集成为一个或多个单元。总线 7715 可以提供系统 7700 的各种部件之间的导电性。在实施例中,总线 7715 包括每个均独立构造的寻址总线、数据总线和控制总线。在备选实施例中,总线 7715 采用公共导线以提供一个或多个寻址、数据或控制总线,总线的使用由控制器 7705 调控。

[0172] 装置 7735 可以包括用于向植入在对象中的硬件上的传感器产生电磁激励的探针。激励可以是传感器上的电力。装置 7735 还可以包括接收器以响应于激励接收来自传感器的电磁信号。装置 7735 可以包括电路以确定从传感器接收的信号谐振频率。传感器可以根据这里描述的各种实施例来实现。

[0173] 存储器 7725 可以包括任何形式的存储器,其具有存储并接收数据以及存储并接收用于操作系统 7700 的指令的能力。存储器 7725 可以包括但不局限于磁存储器、可移除存储器以及所有形式的半导体基存储器。存储器 7725 可以设置为存储指令的机器可读介质,该指令当被系统 7700 执行时可以使系统 7700 进行操作以管理对象骨折医治的监测和分析。指令可以由控制器 7705 处理。在实施例中,控制器 7705 包括处理器。

[0174] 在各种实施例中,外围装置或多个外围装置 7745 被耦接到总线 7715。外围装置 7745 可以包括键盘、显示器、成像装置、打印装置、无线装置、无线接口(例如,无线收发器)、另外的存储器以及可以与控制器 7705 或系统 7700 的其他部件协作的控制装置。

[0175] 总线 7715 还可以包括或被连接到通信接口例如以太网、USB 或者火线接口,其可以用于与电子网络进行通信以连接到电子网络、诸如互联网的公共网络、专用网络(例如,企业局域网(LAN)或广域网(WAN))或虚拟专用网络。其他计算机系统也可以连接到该系统,以使得能够进行远程监测、观察并甚至分析从传感器获得的结果。可以采用无线通信系统。

[0176] 此外,应该意识到,这里公开的系统和网络可以被本领域技术人员编程并构造为实施这里讨论的方法、系统和软件并提供必要的计算机数据和电子信号以实施本发明。

[0177] 尽管在这里参考与可植入硬件相关的示例性实施例解释并描述了具体的实施例,但是本领域的技术人员应该知道,前述实施例和技术可以用于其他监测或诊断目的,例如检测结构中的应力。包括本领域的技术人员可以从本公开获得的在本发明的范围和精神内的所有修改或等效方案作为本发明的另外的实施例。应该知道的是,上述描述是示例性的

而不是限制性的,这里采用的措辞和术语是出于描述的目的。因此,本发明的范围限定为如权利要求中所阐释的。

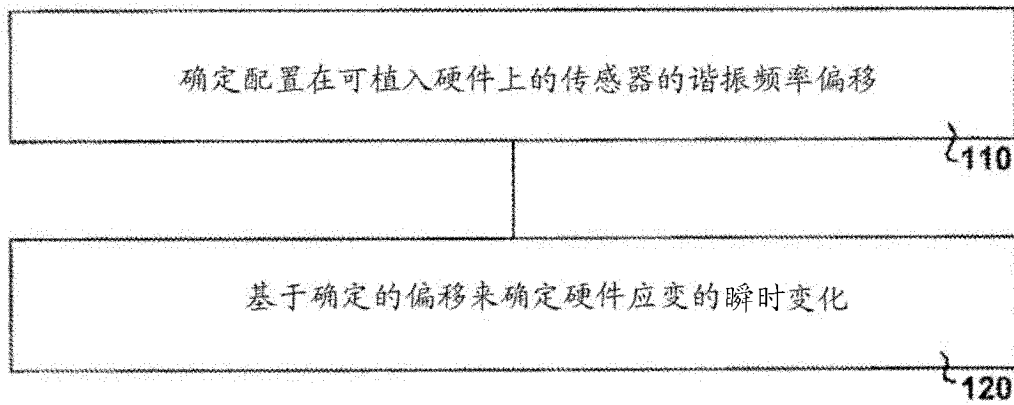


图 1

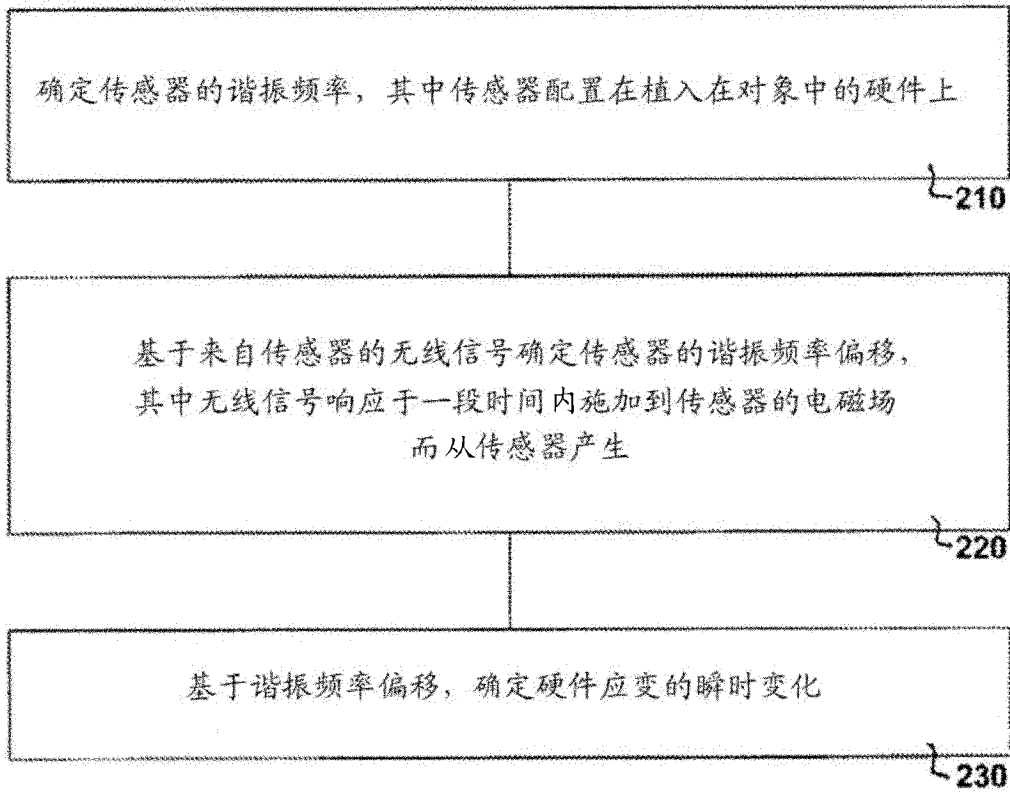


图 2

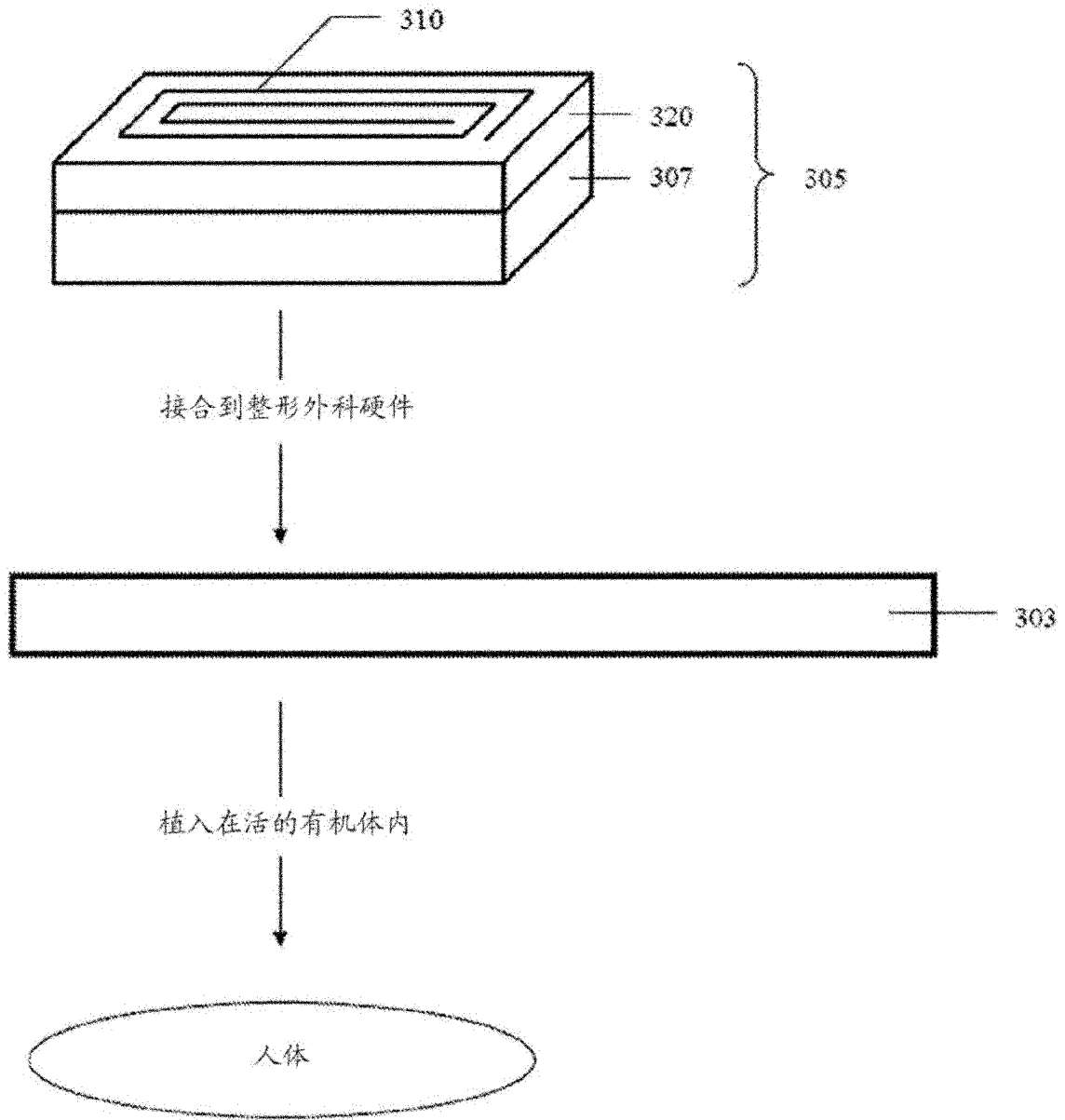


图 3

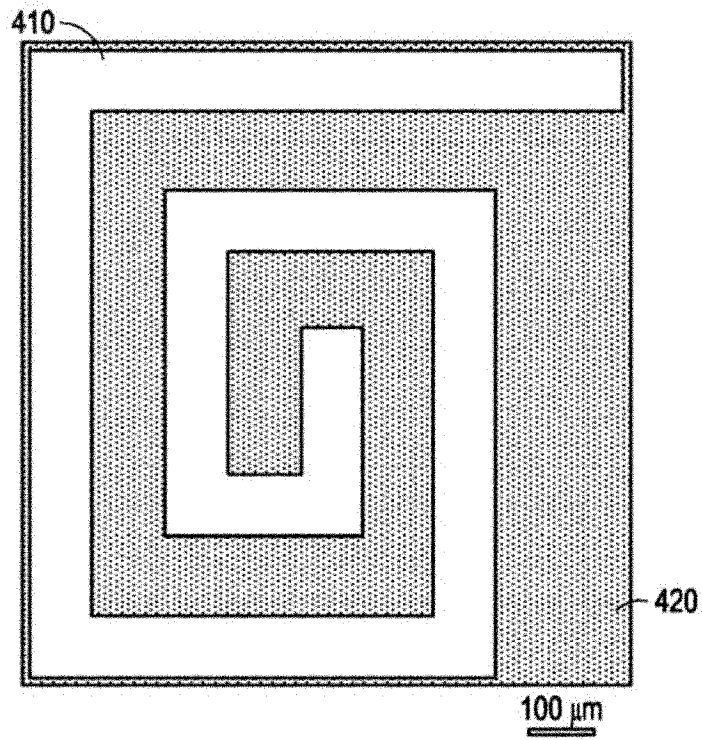


图 4

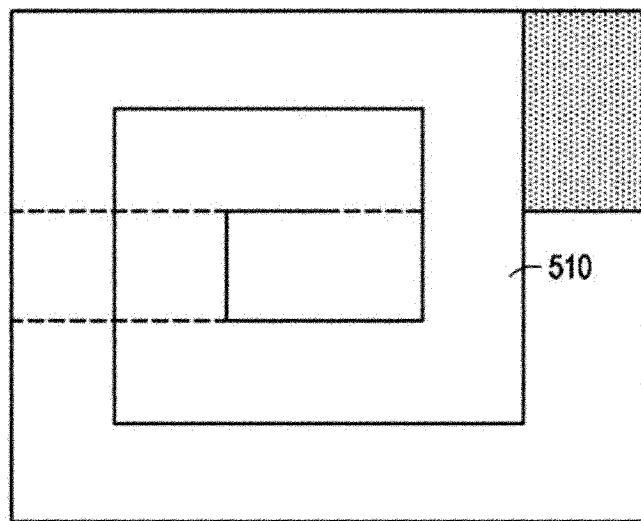


图 5

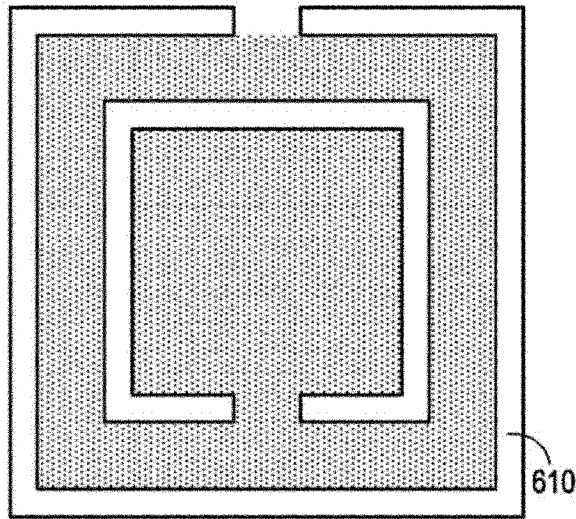


图 6

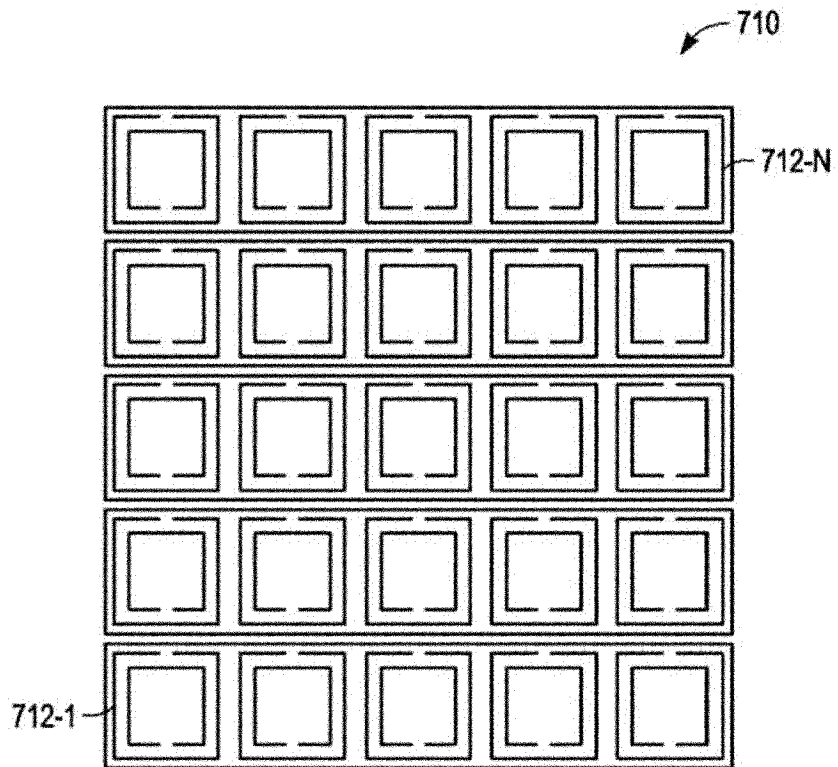


图 7

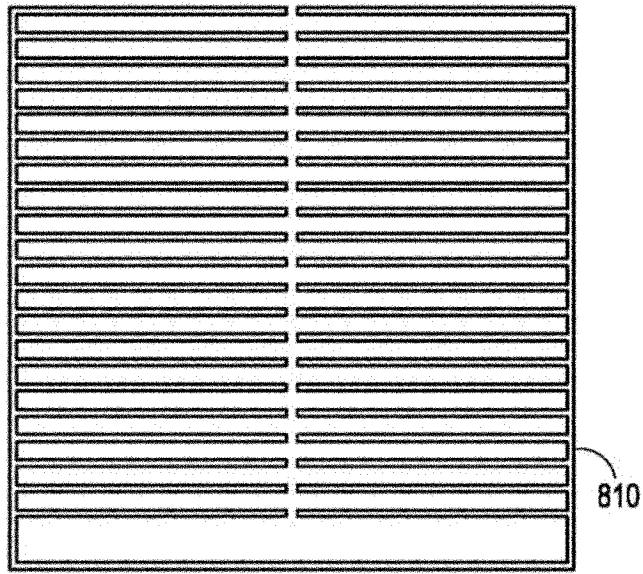


图 8

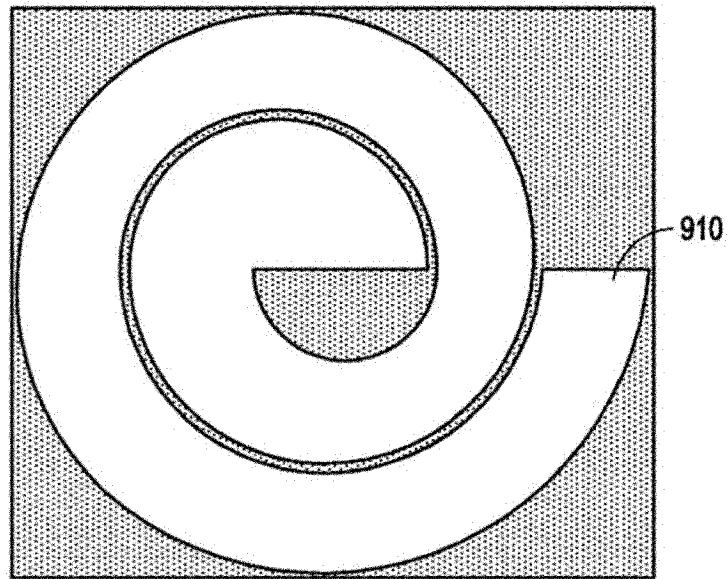


图 9

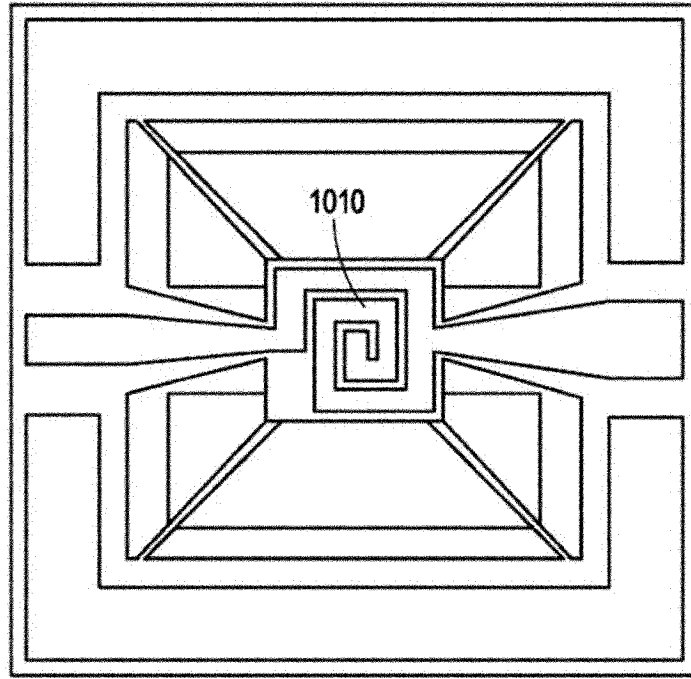


图 10

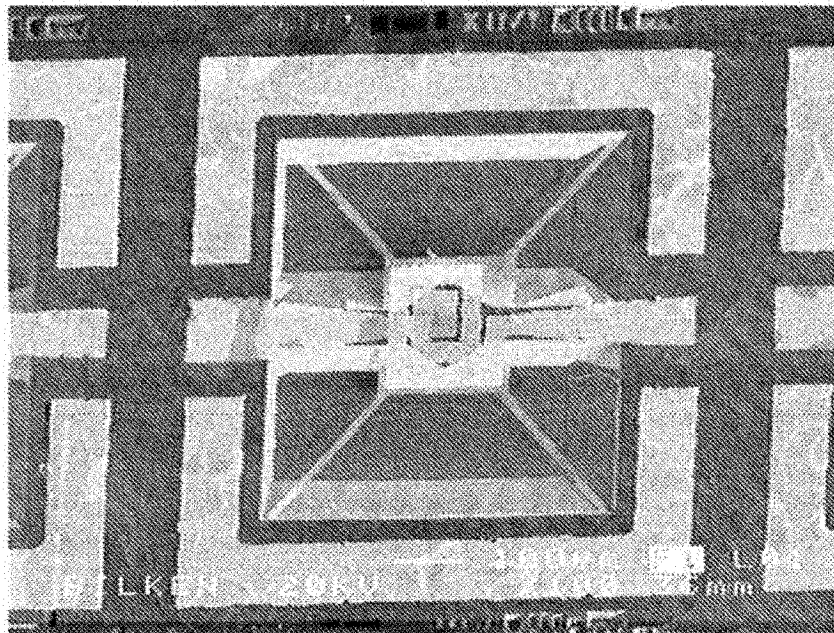


图 11

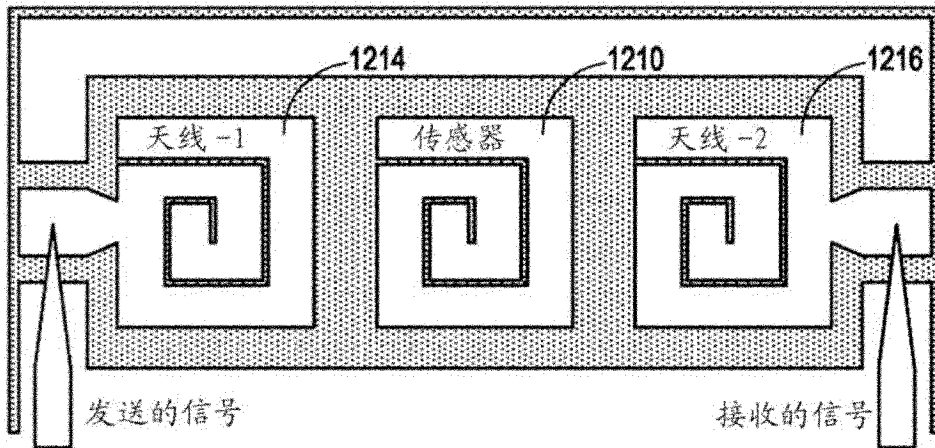


图 12

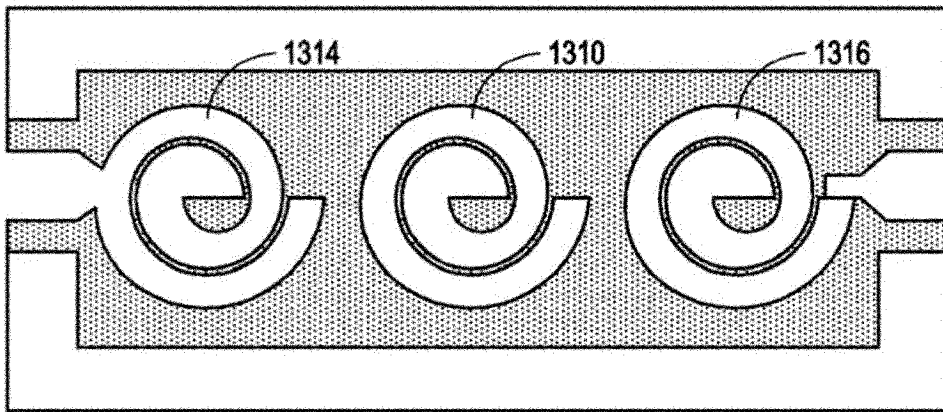


图 13

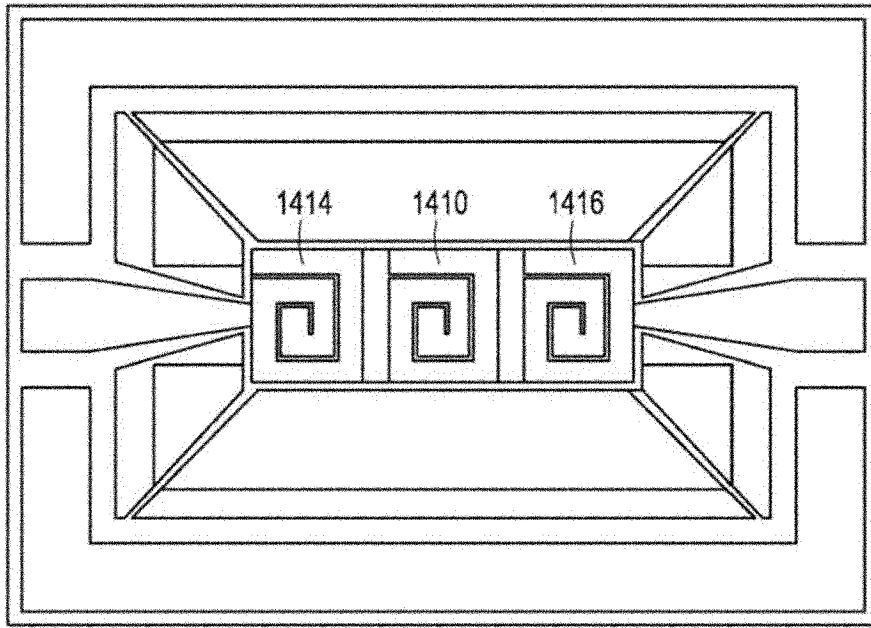


图 14

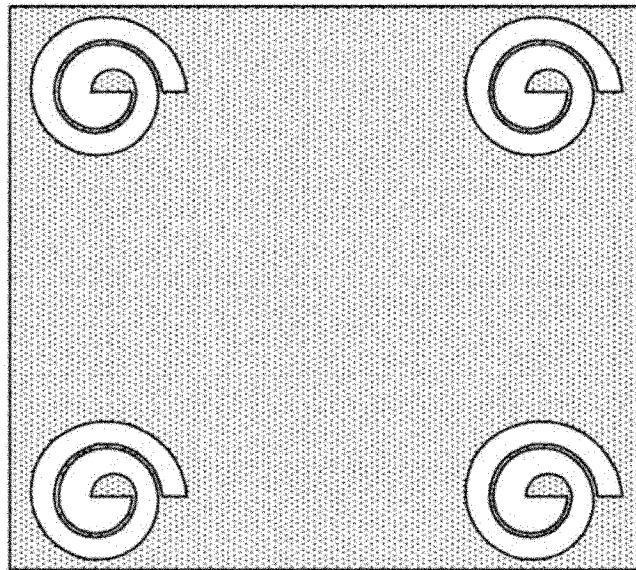


图 15

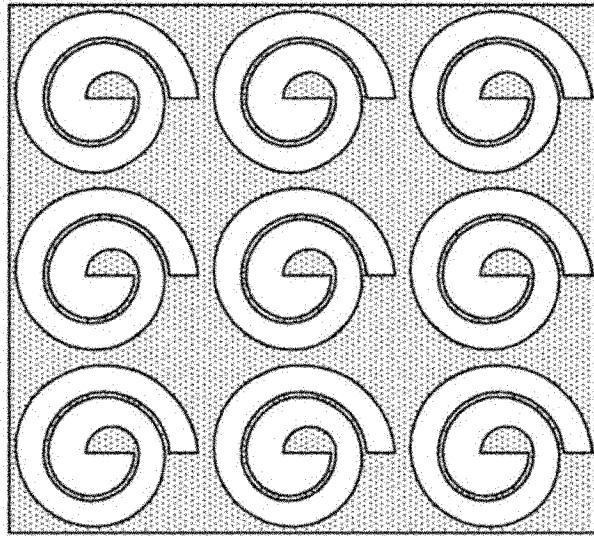


图 16

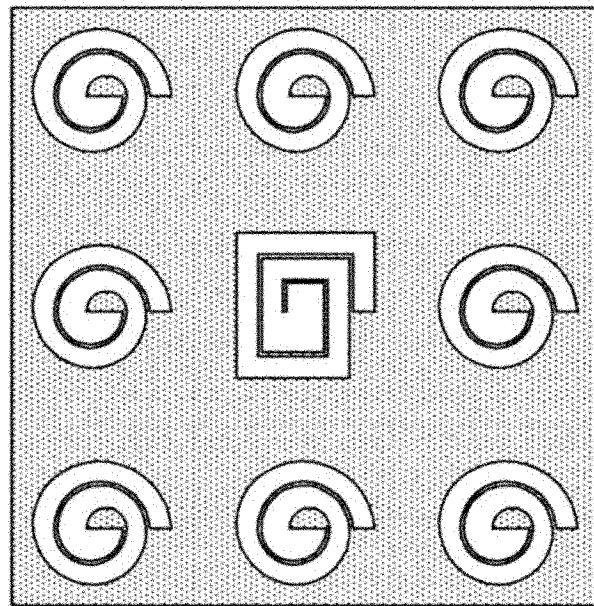


图 17

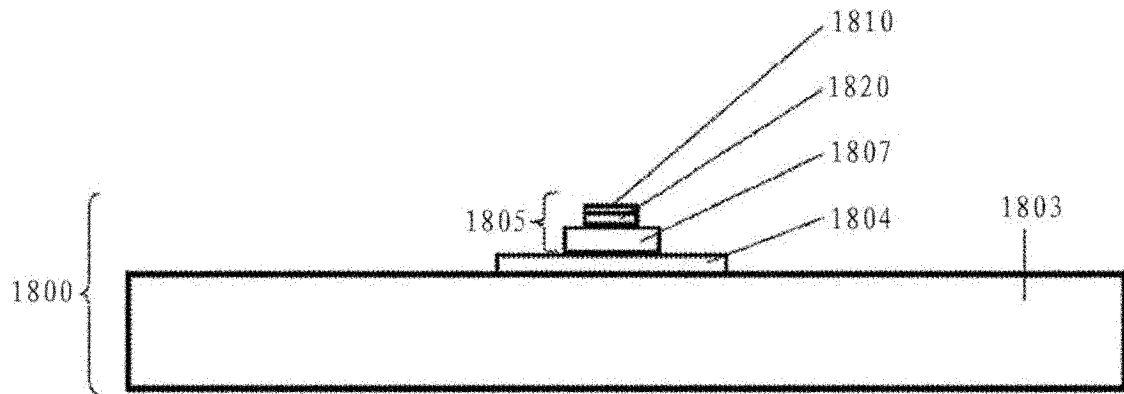


图 18

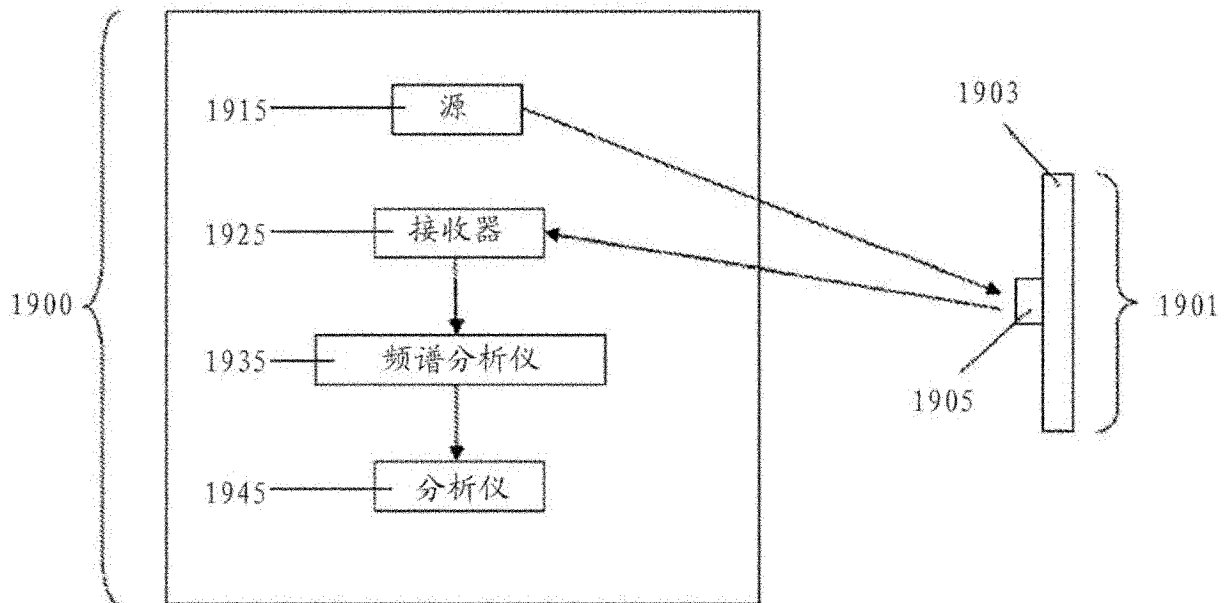


图 19

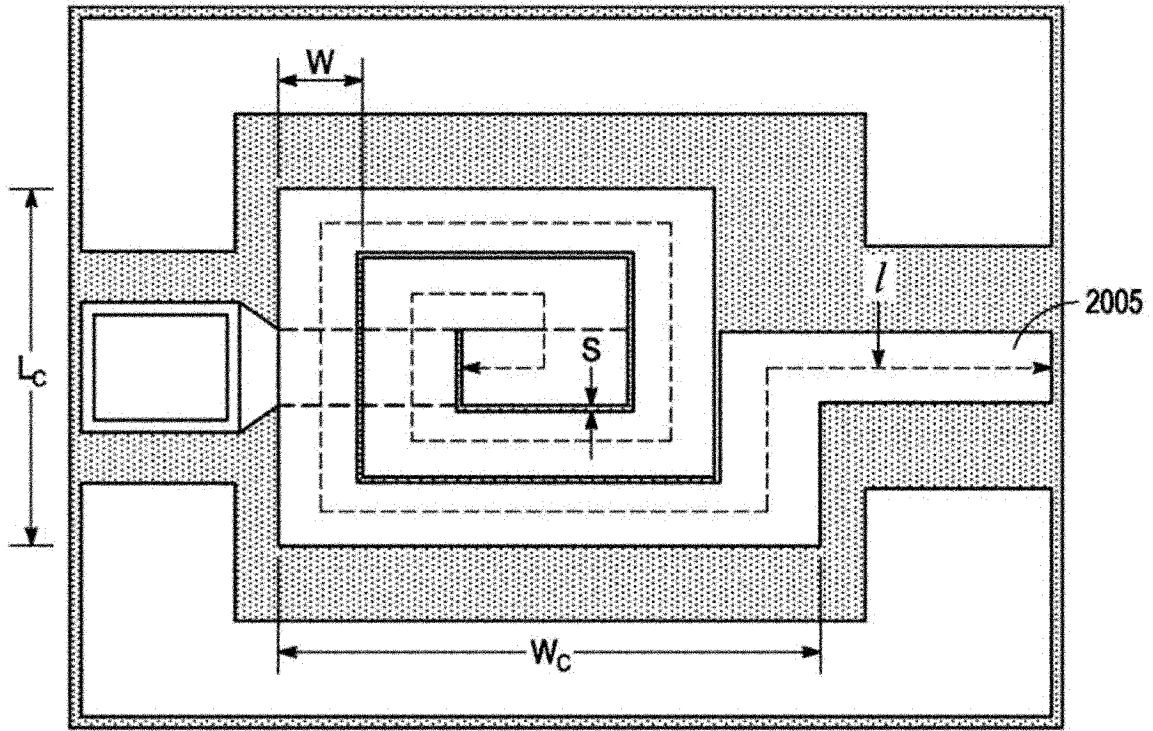


图 20

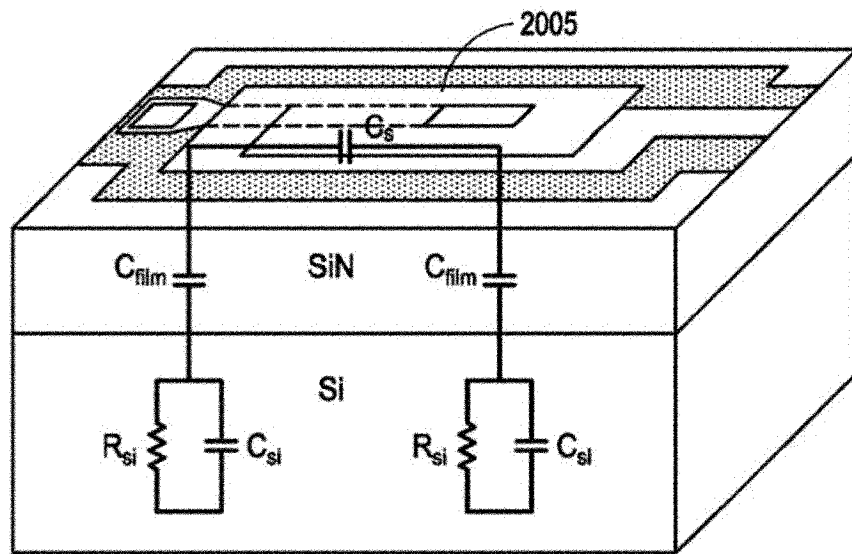


图 21

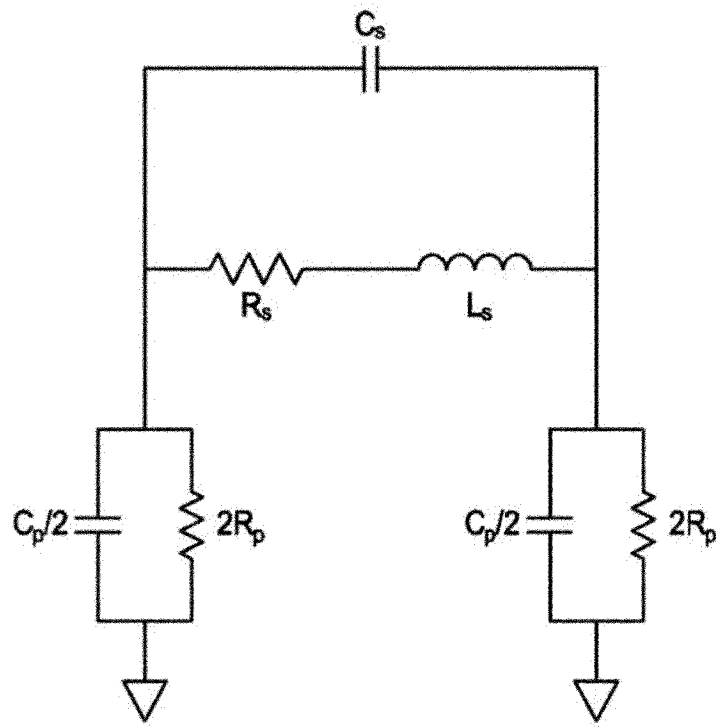


图 22

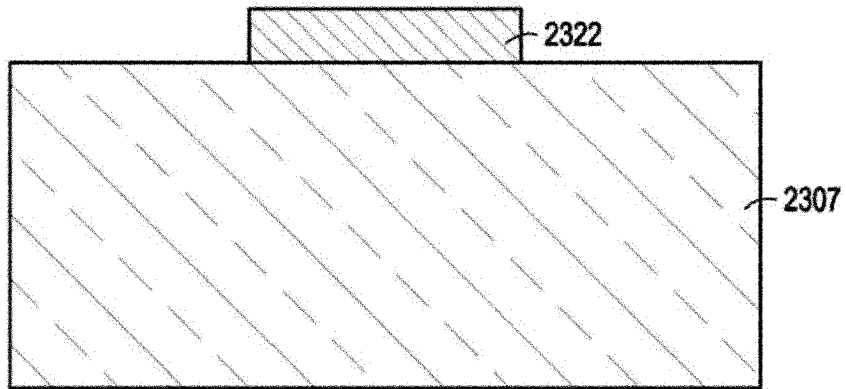


图 23

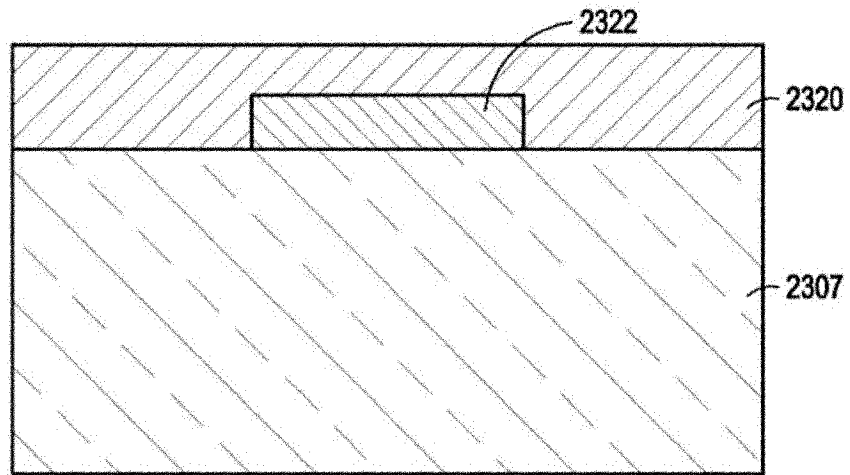


图 24

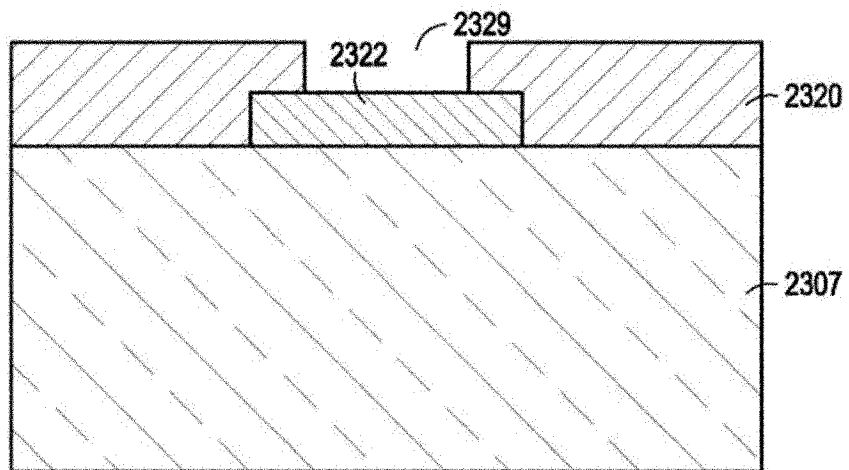


图 25

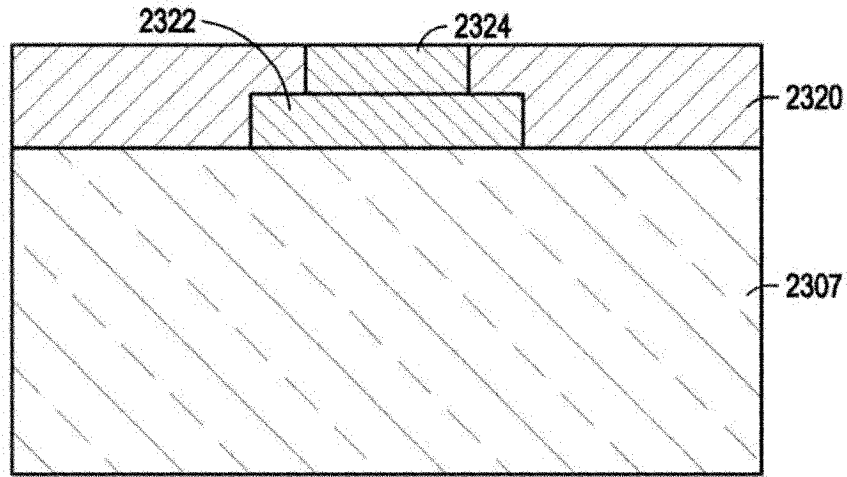


图 26

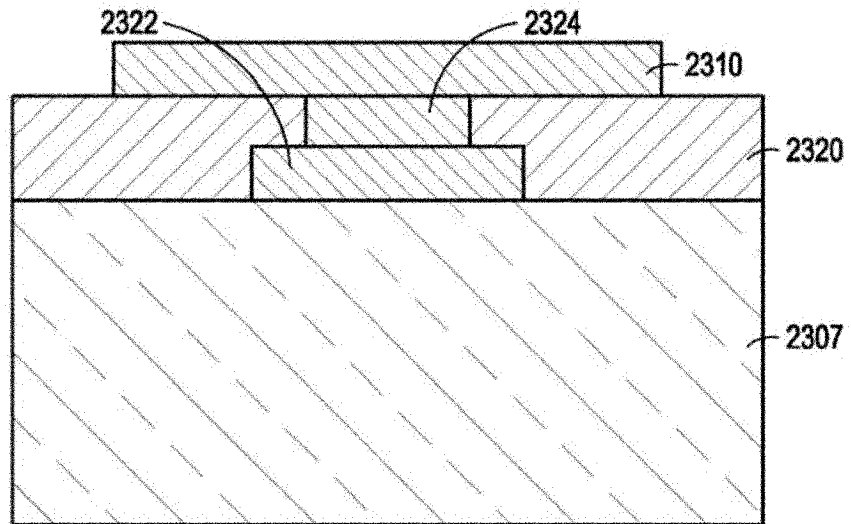


图 27

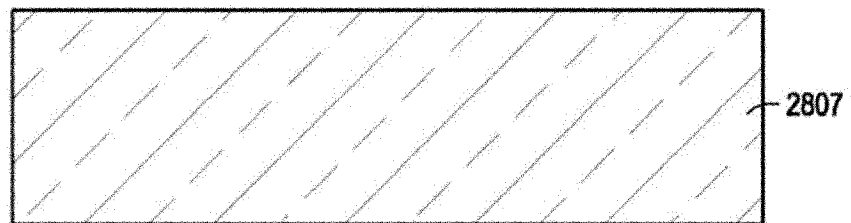


图 28

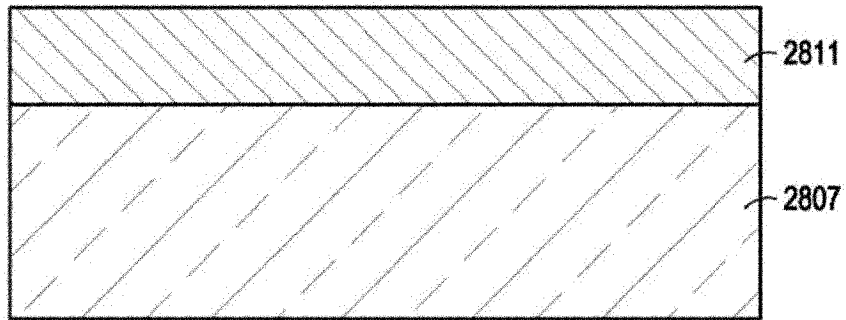


图 29

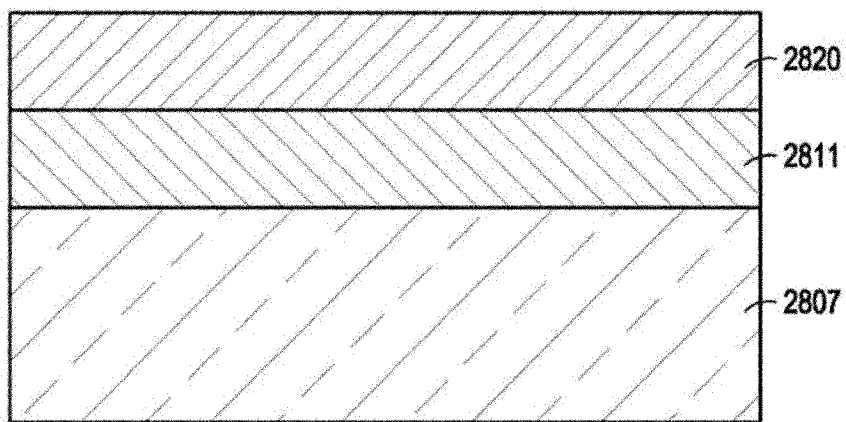


图 30

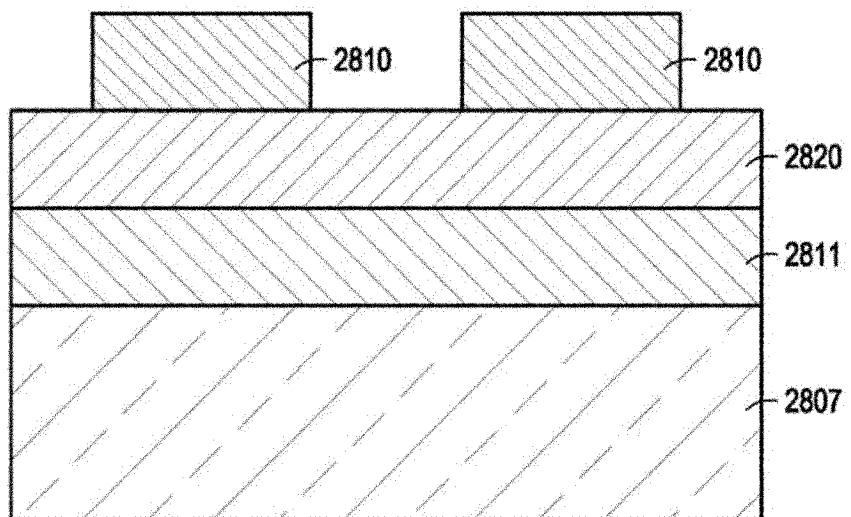


图 31

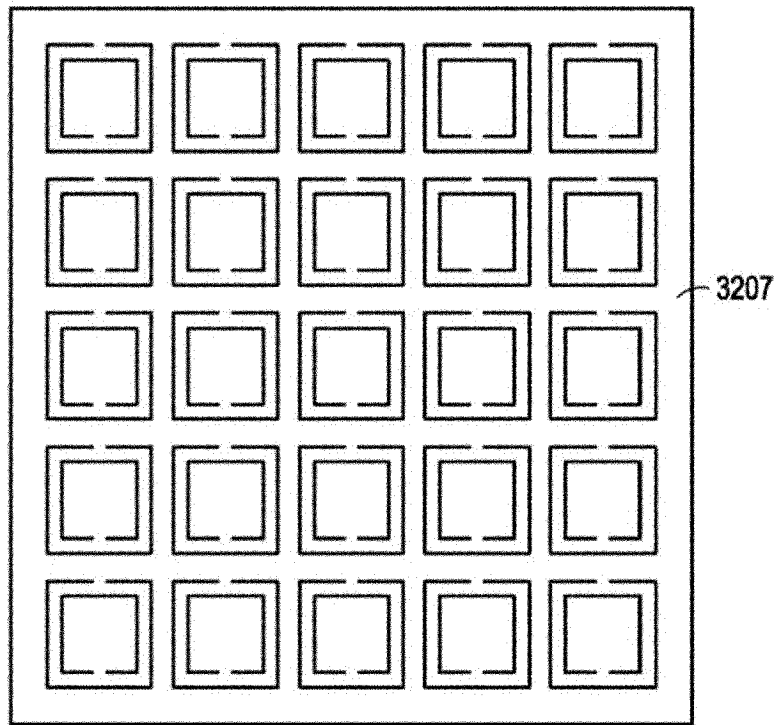


图 32

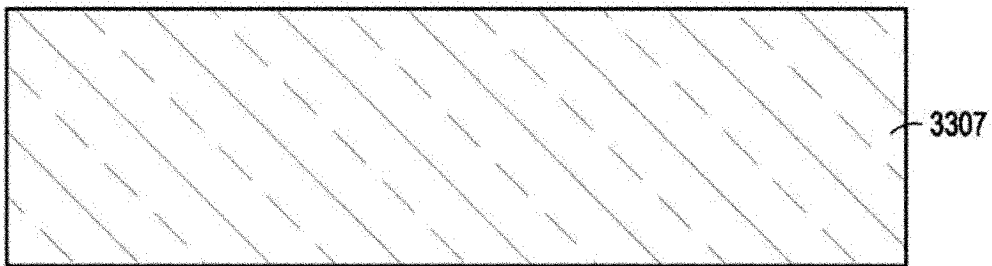


图 33

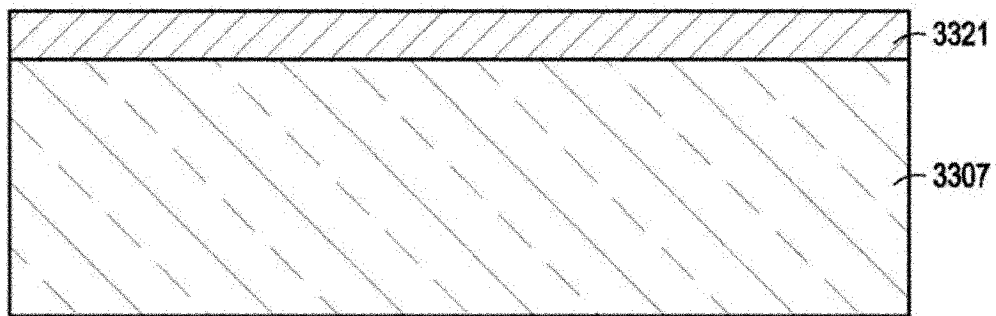


图 34

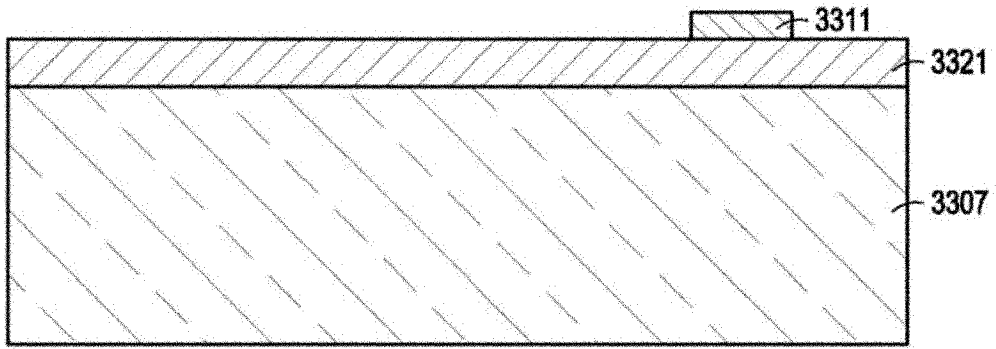


图 35

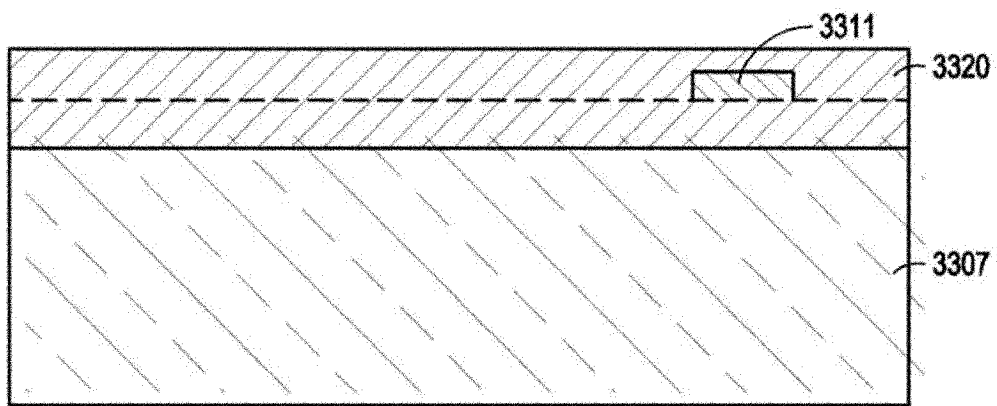


图 36

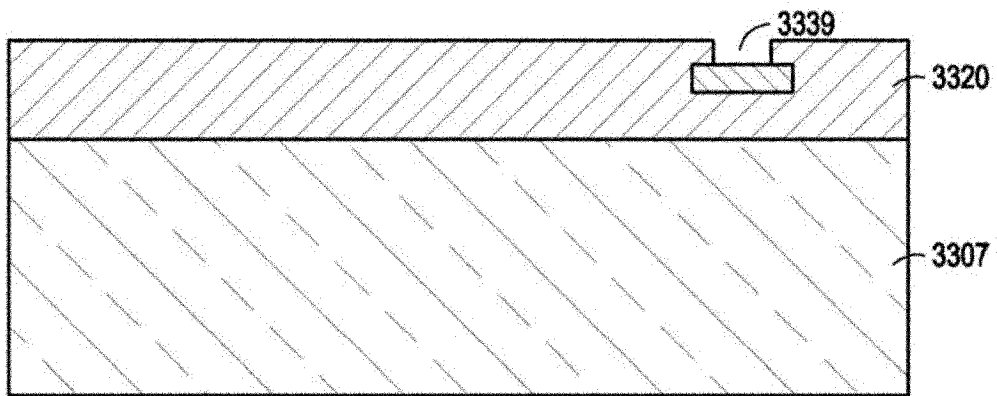


图 37

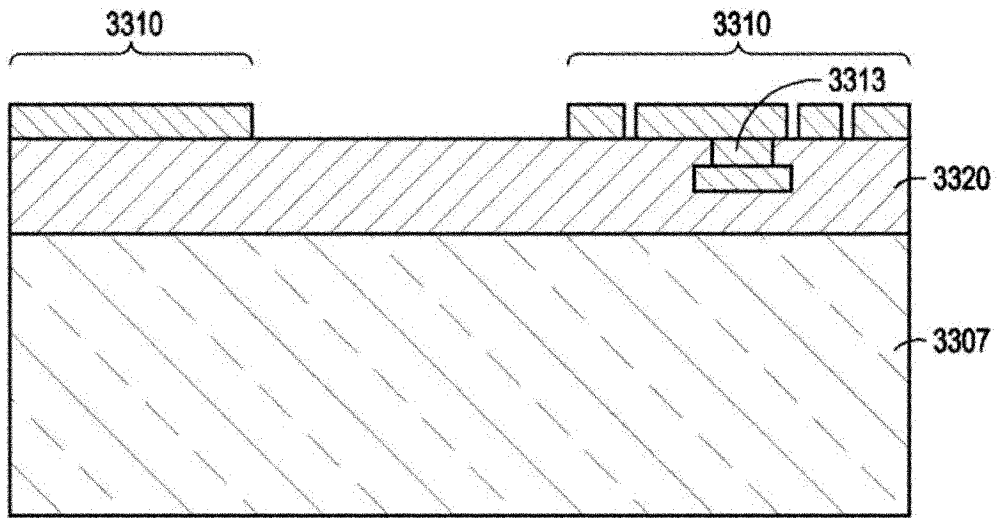


图 38

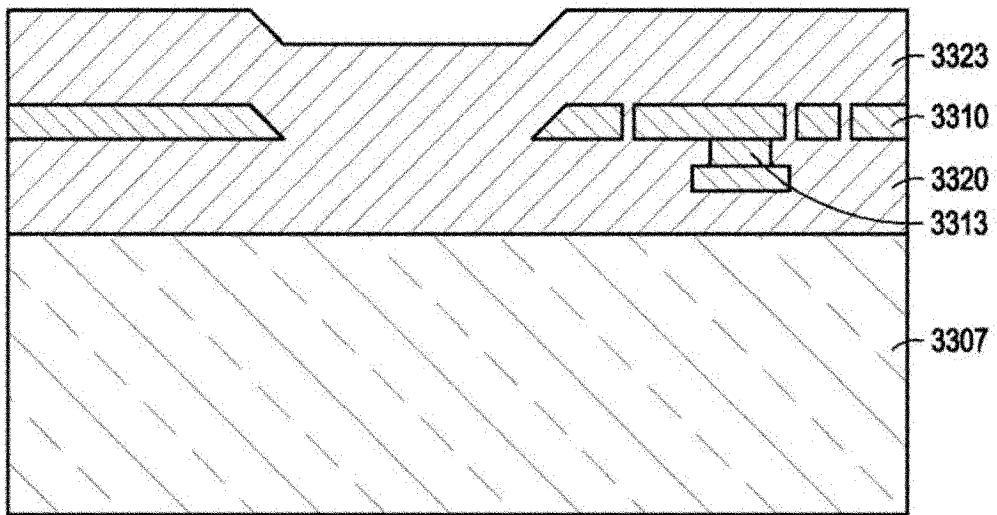


图 39

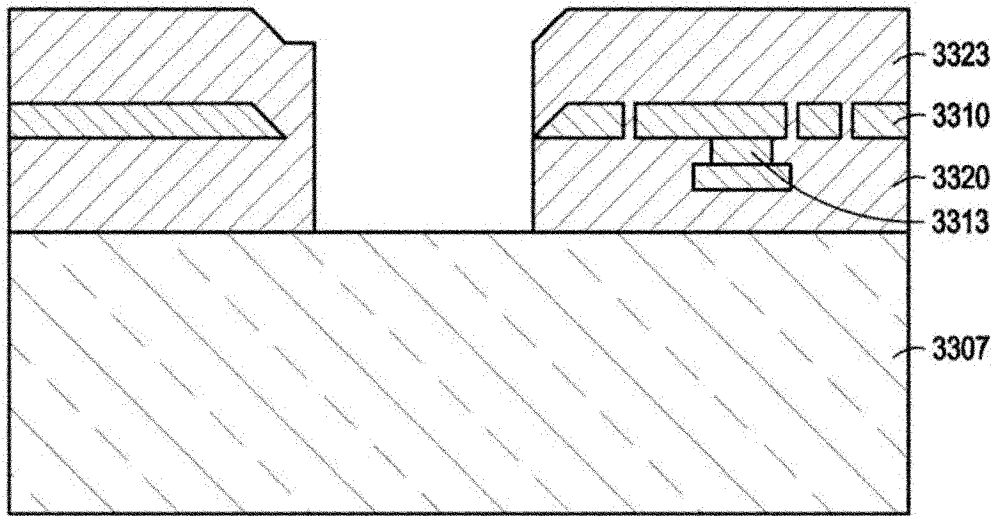


图 40

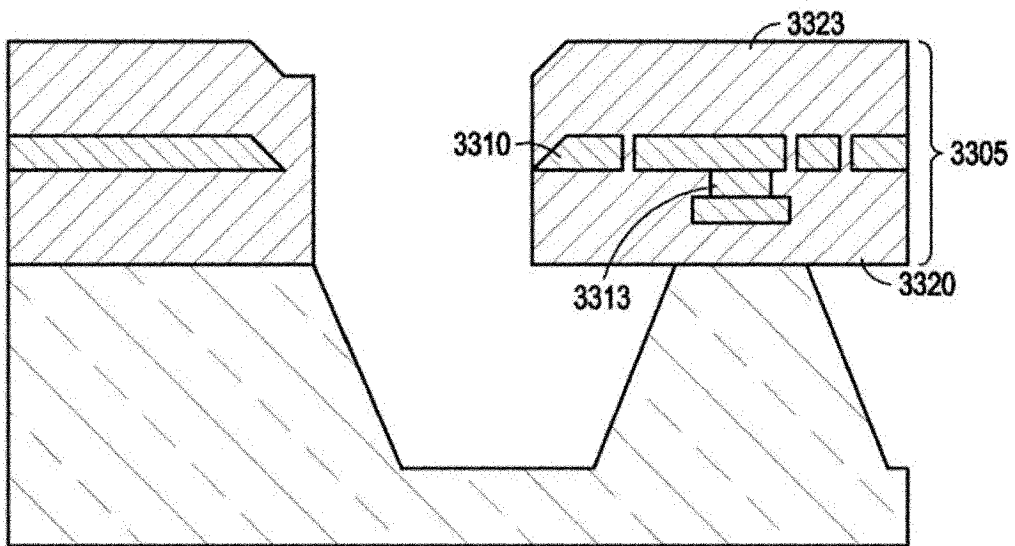


图 41

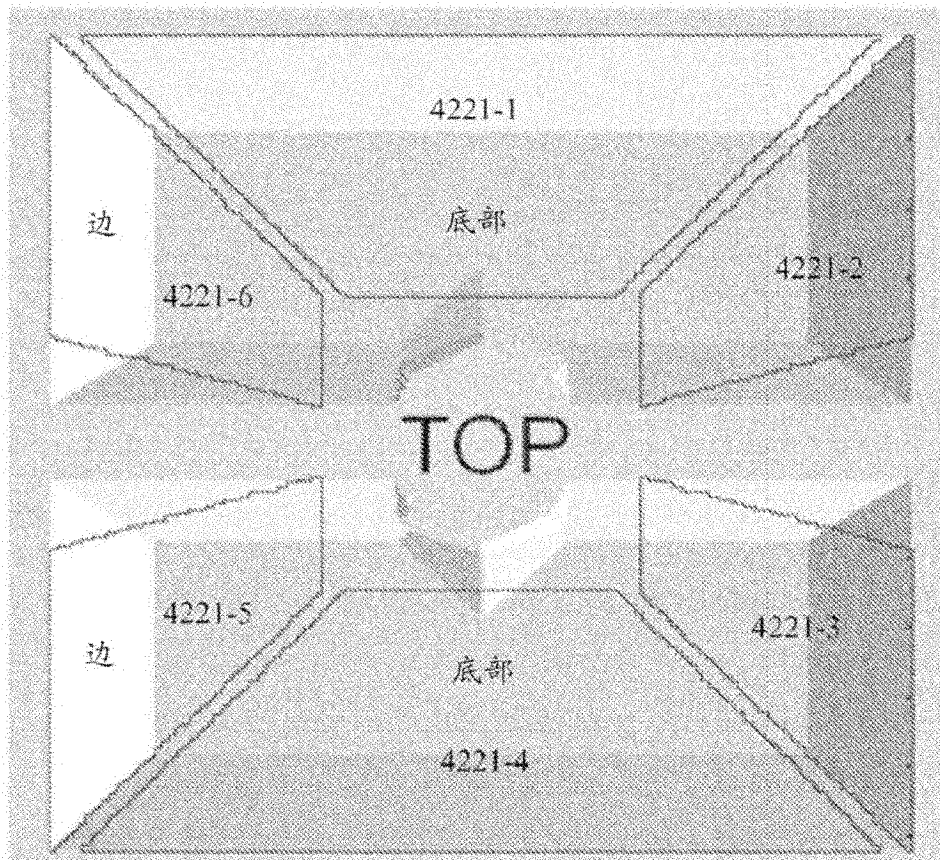


图 42

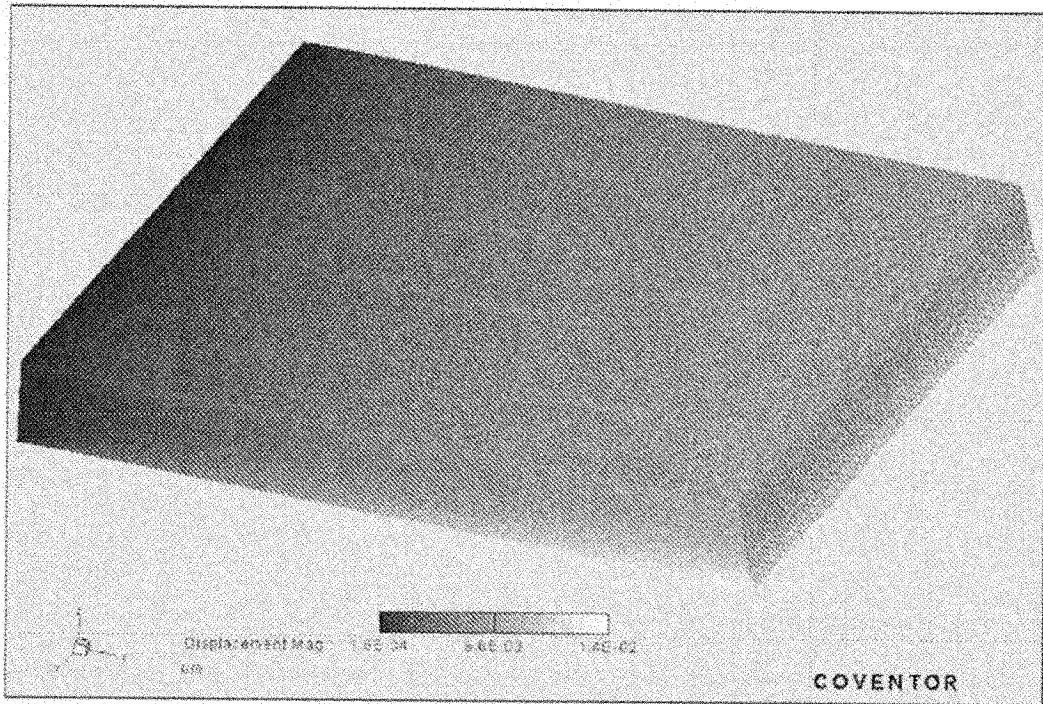


图 43

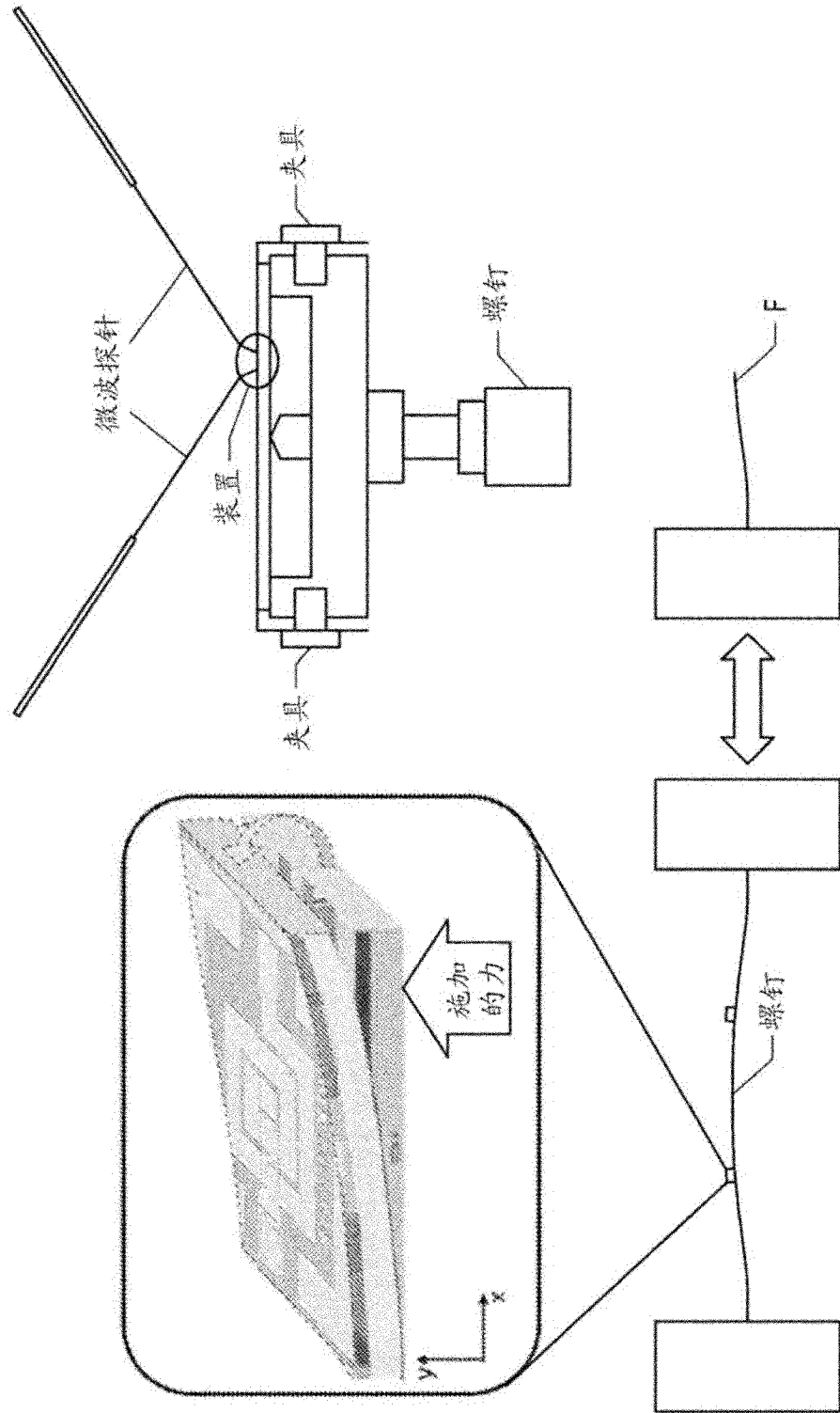


图 44

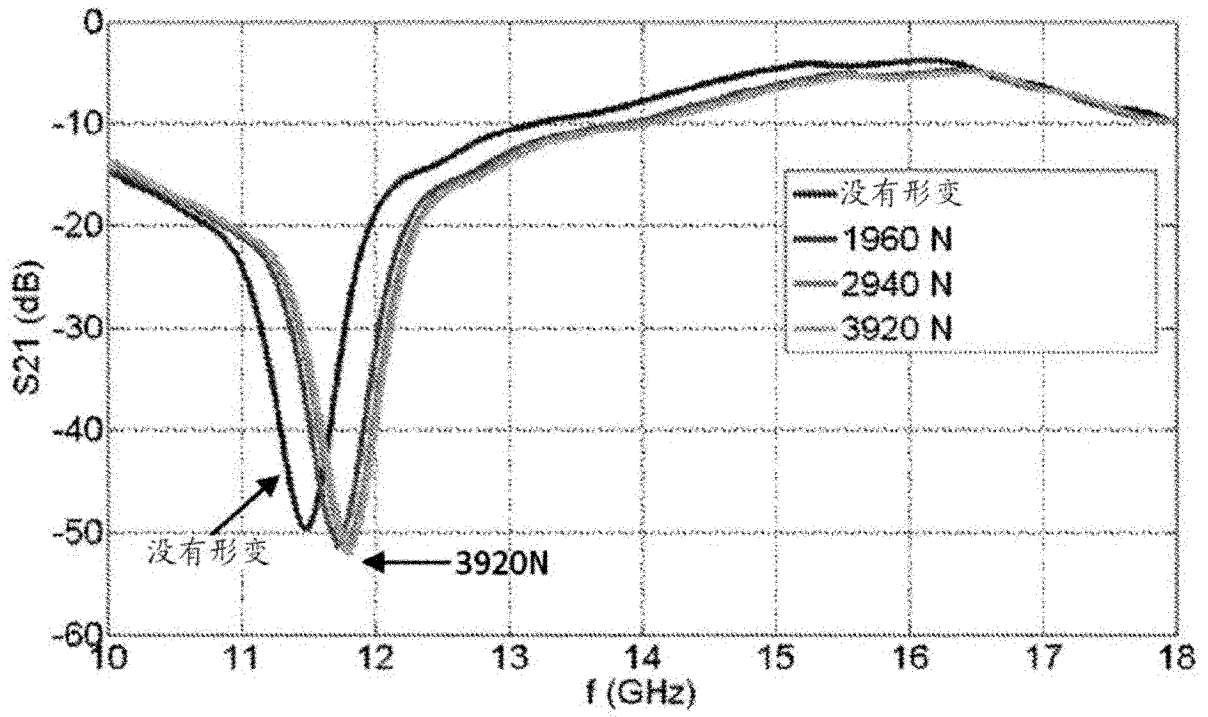


图 45

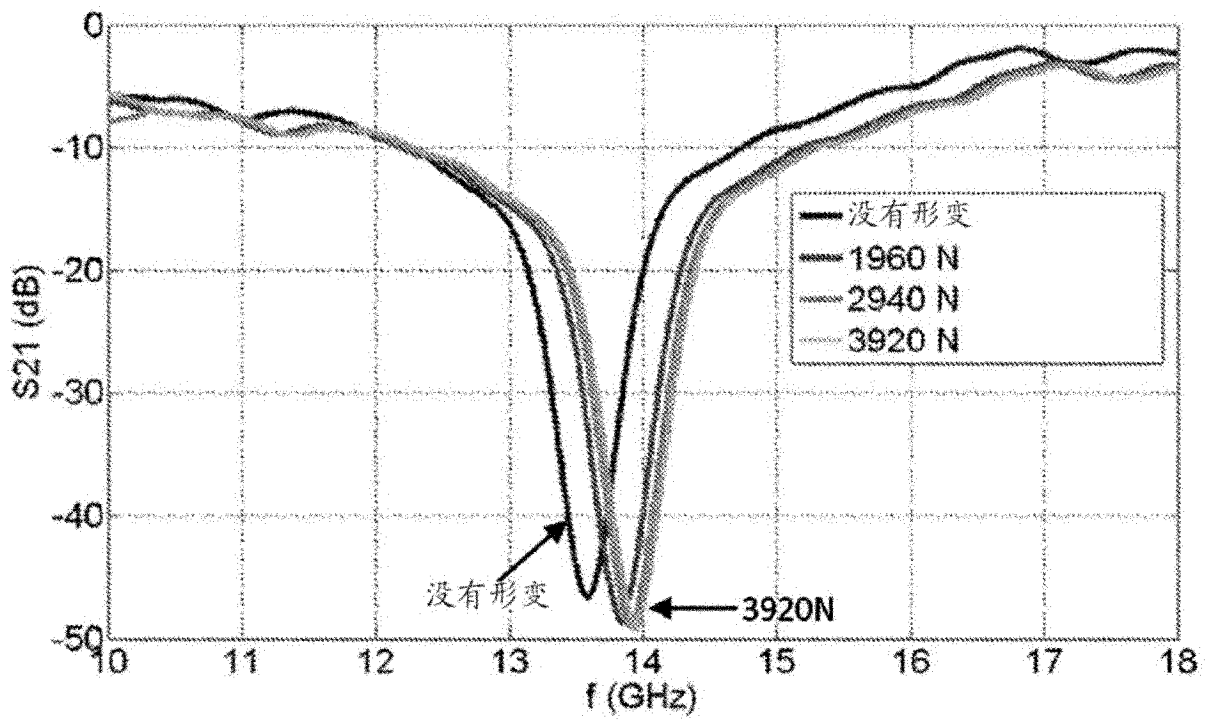


图 46

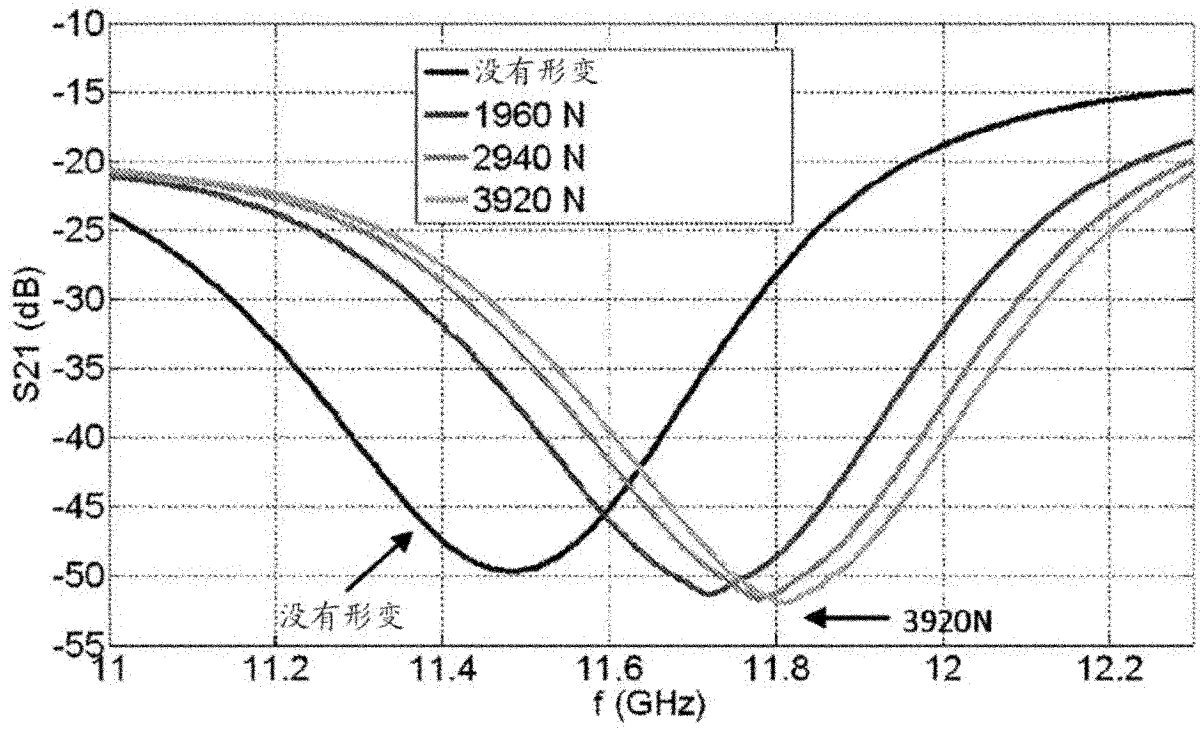


图 47

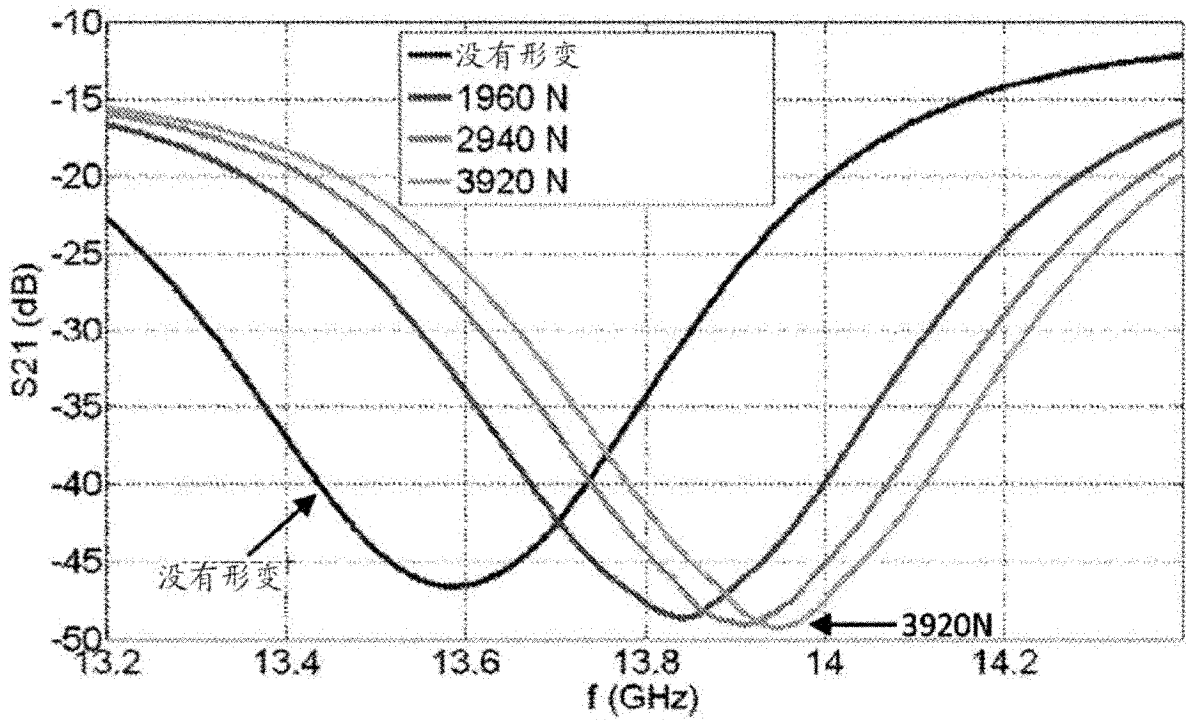


图 48

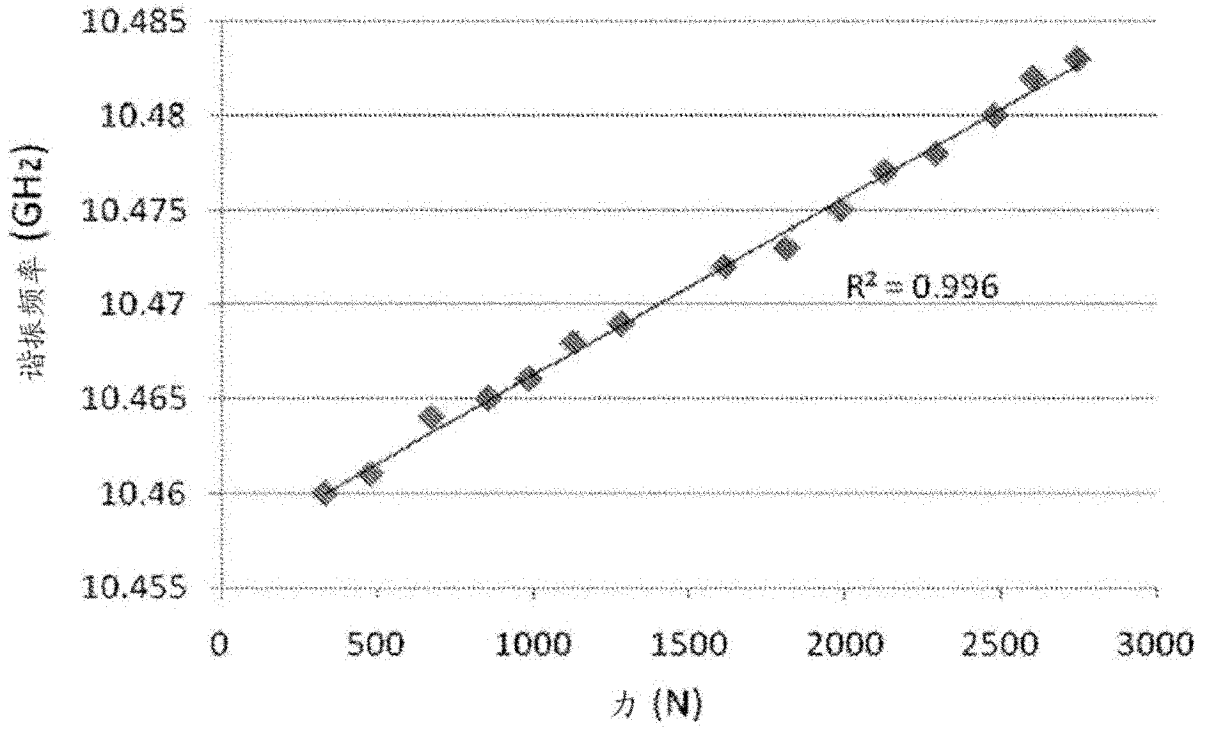


图 49

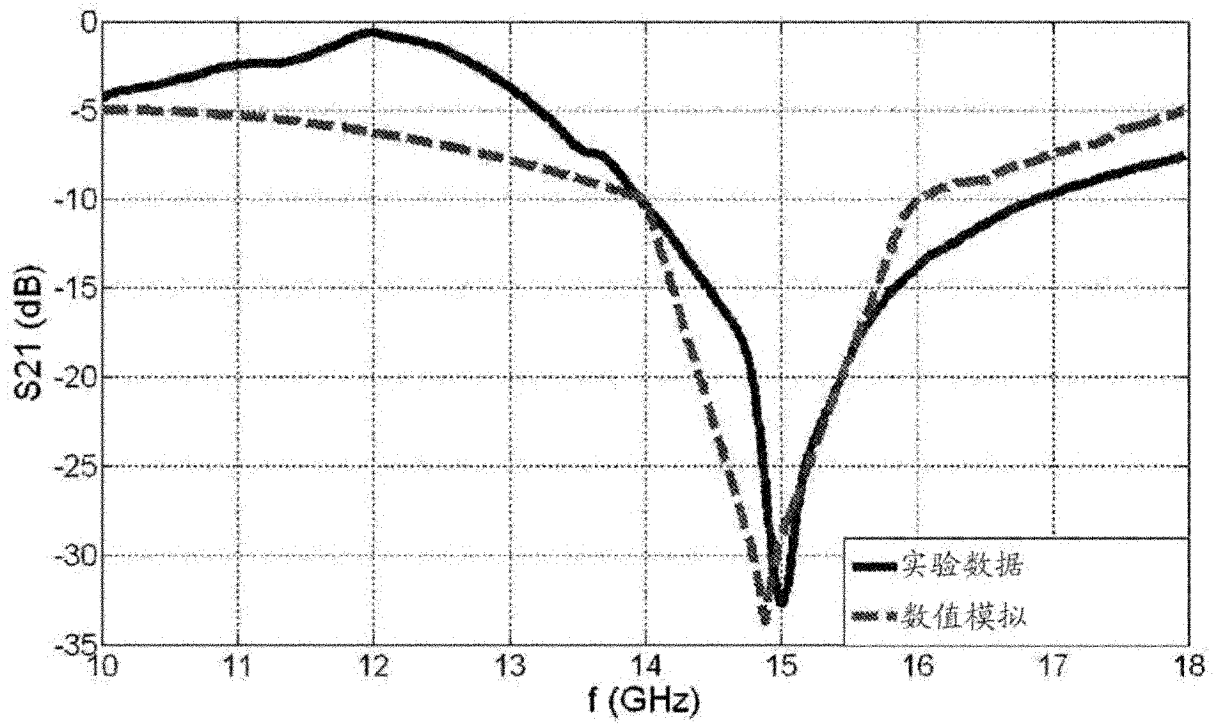


图 50

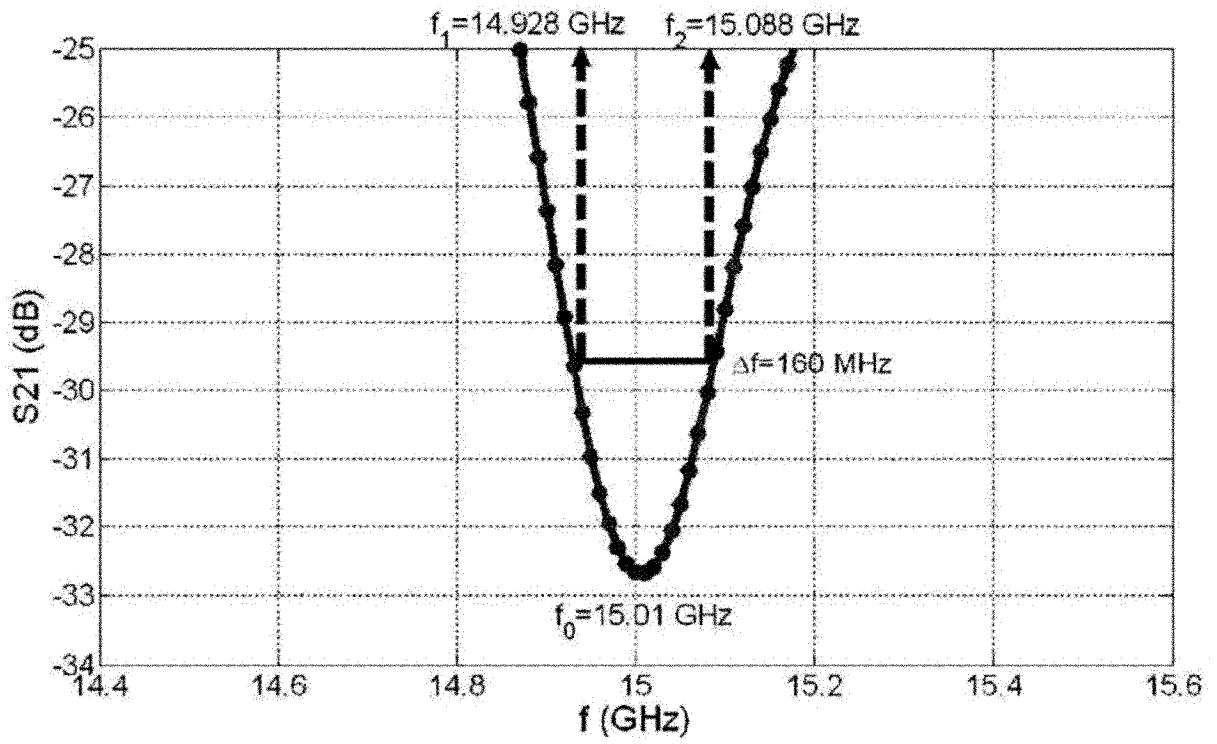


图 51

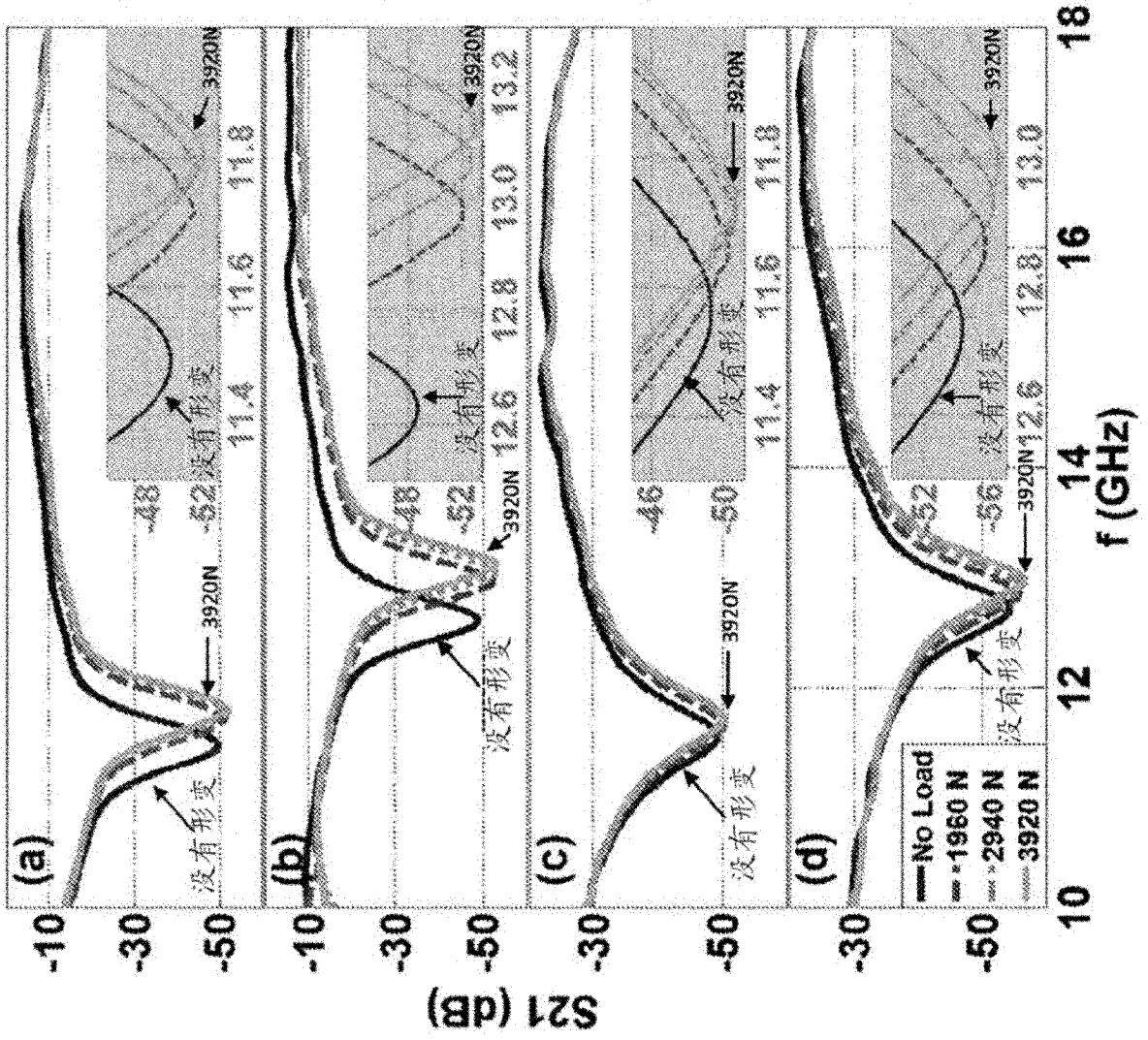


图 52

图 53

图 54

图 55

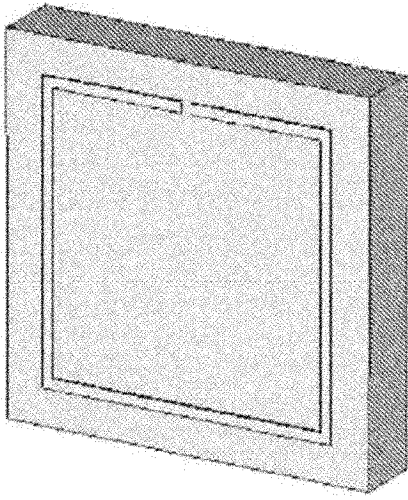


图 56

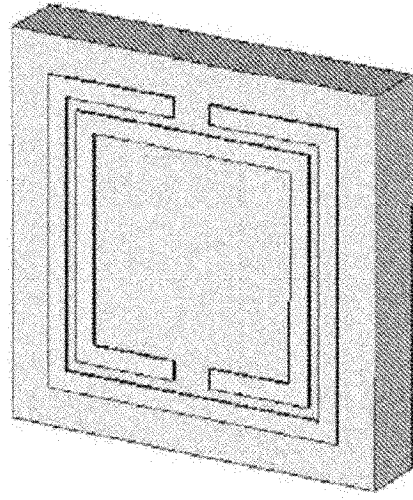


图 57

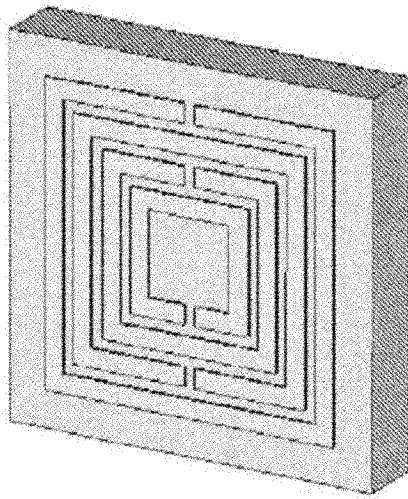


图 58

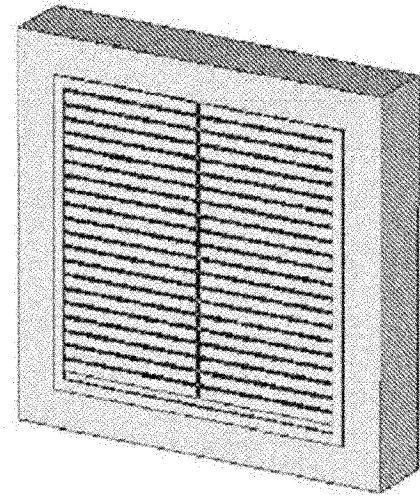


图 59

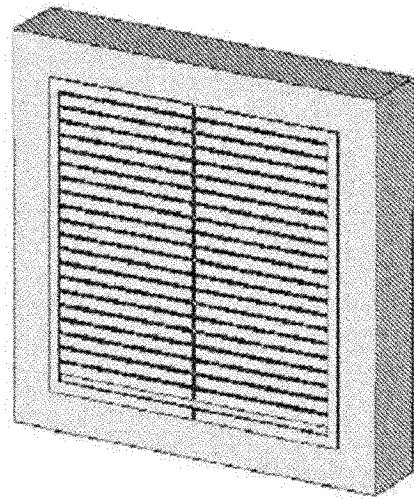


图 60

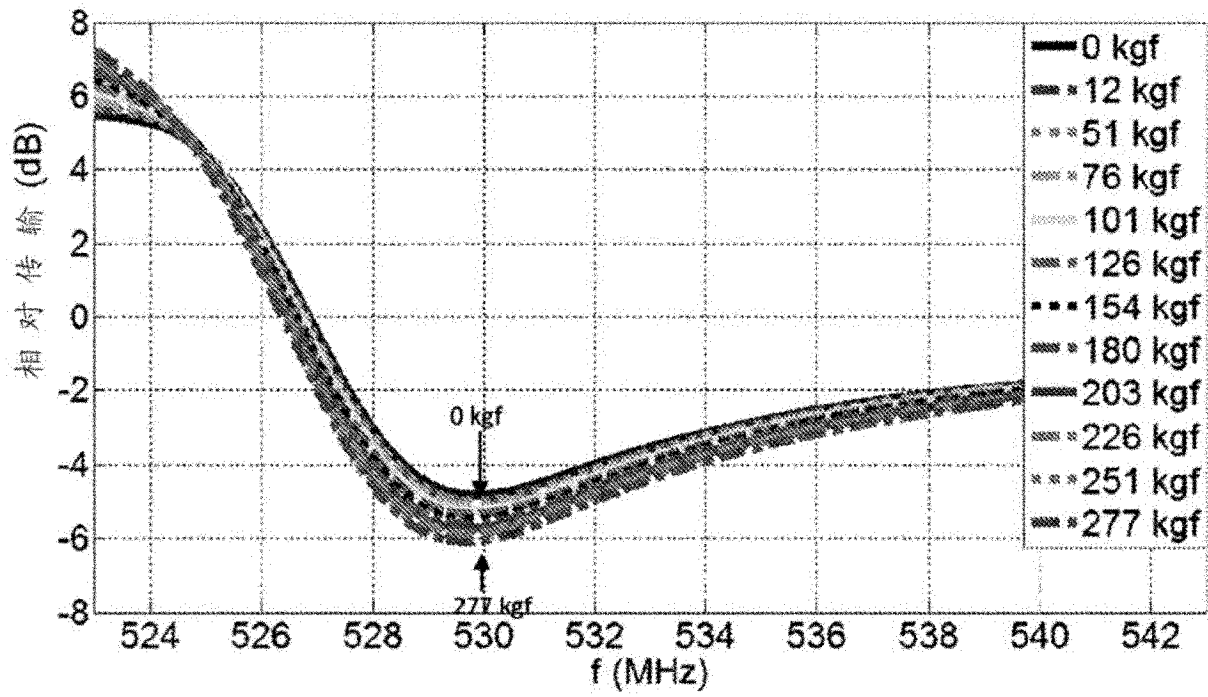


图 61

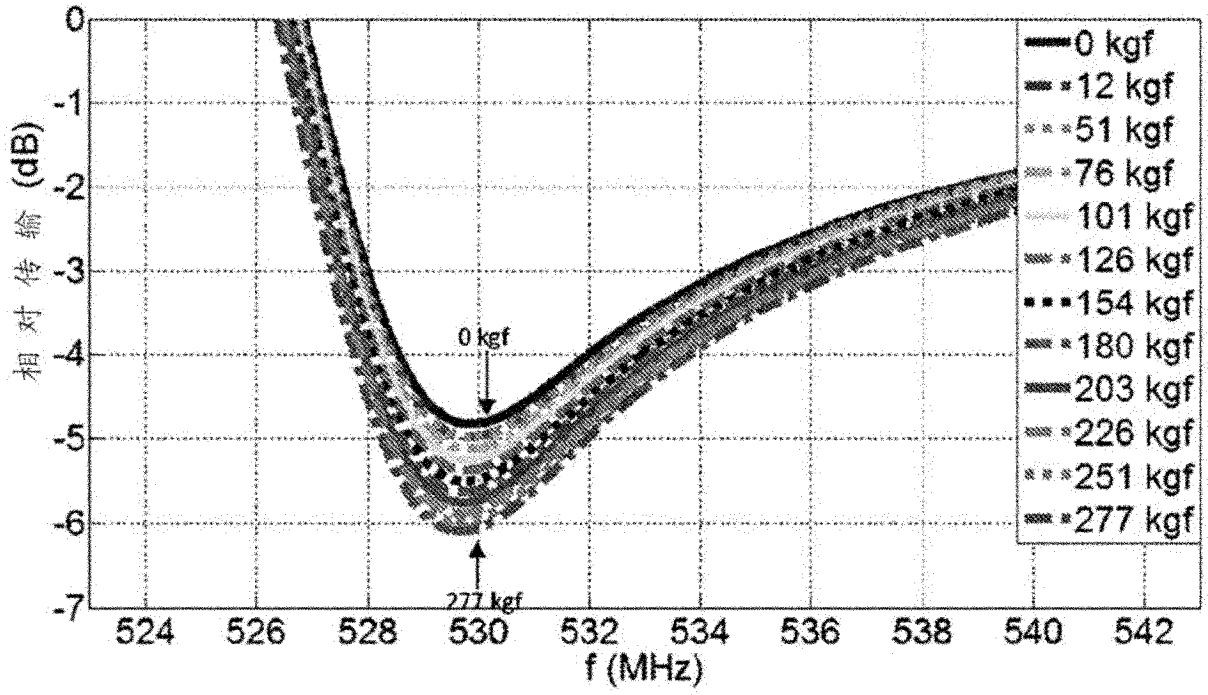


图 62

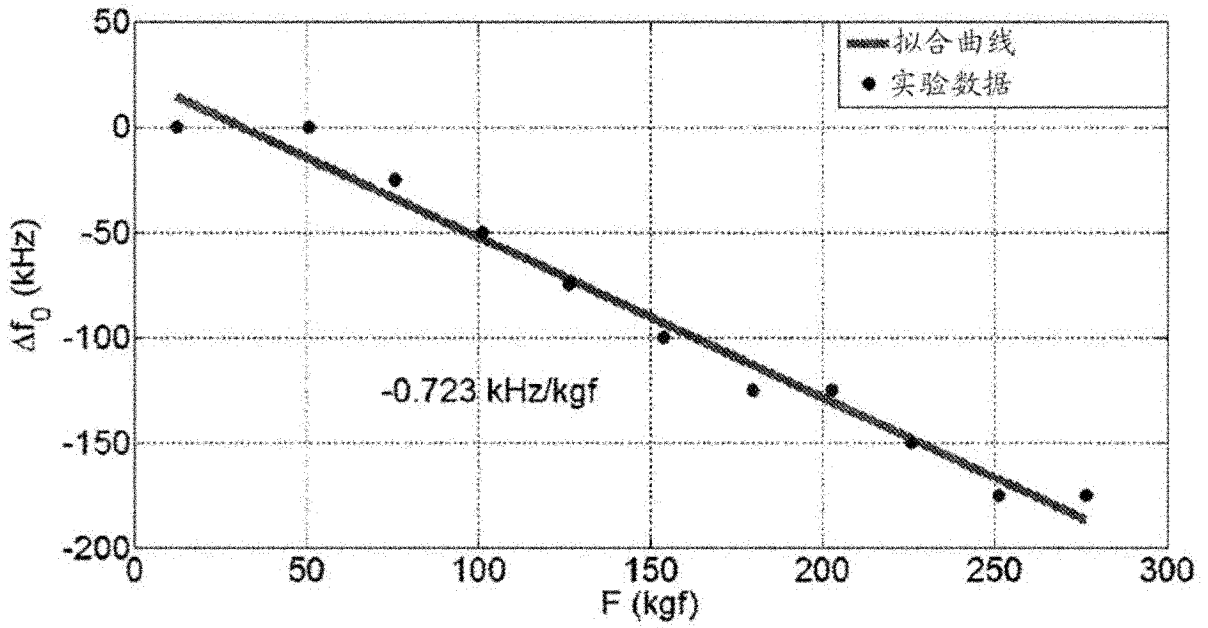


图 63

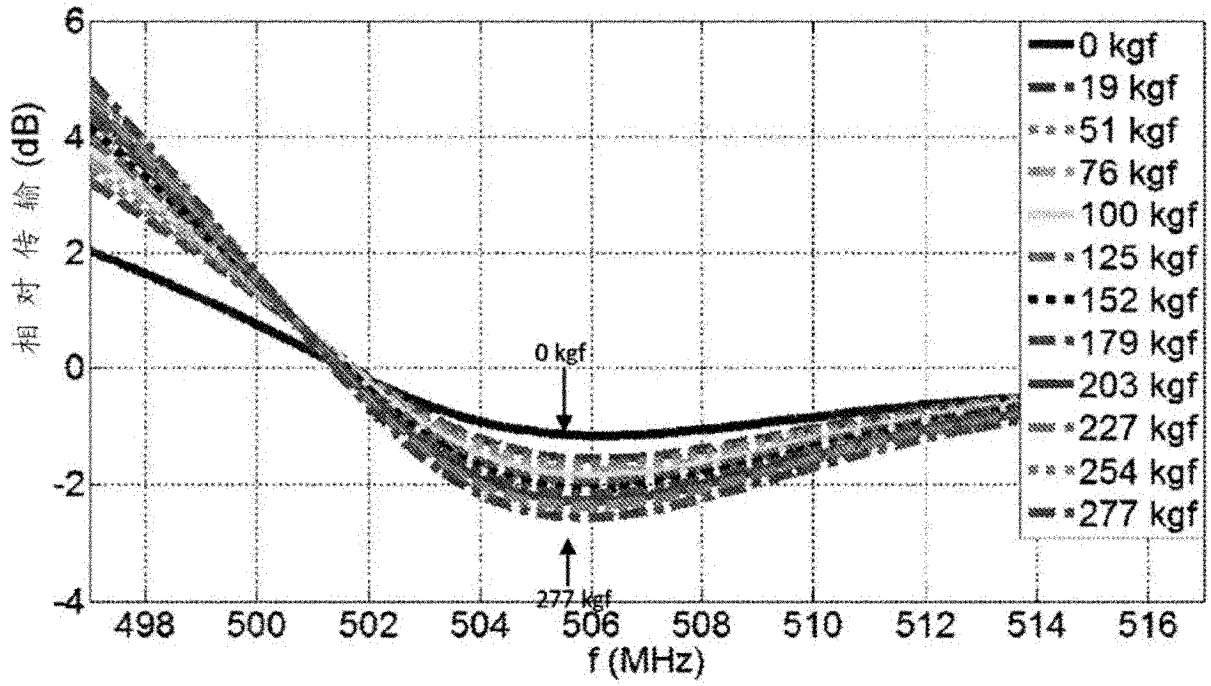


图 64

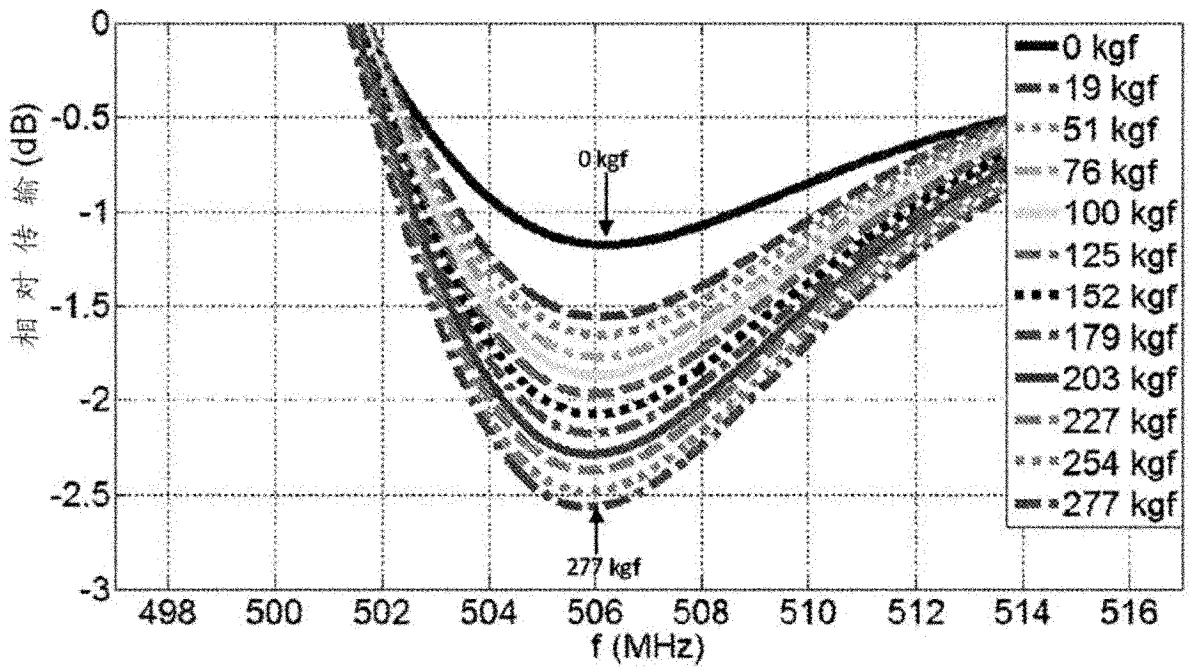


图 65

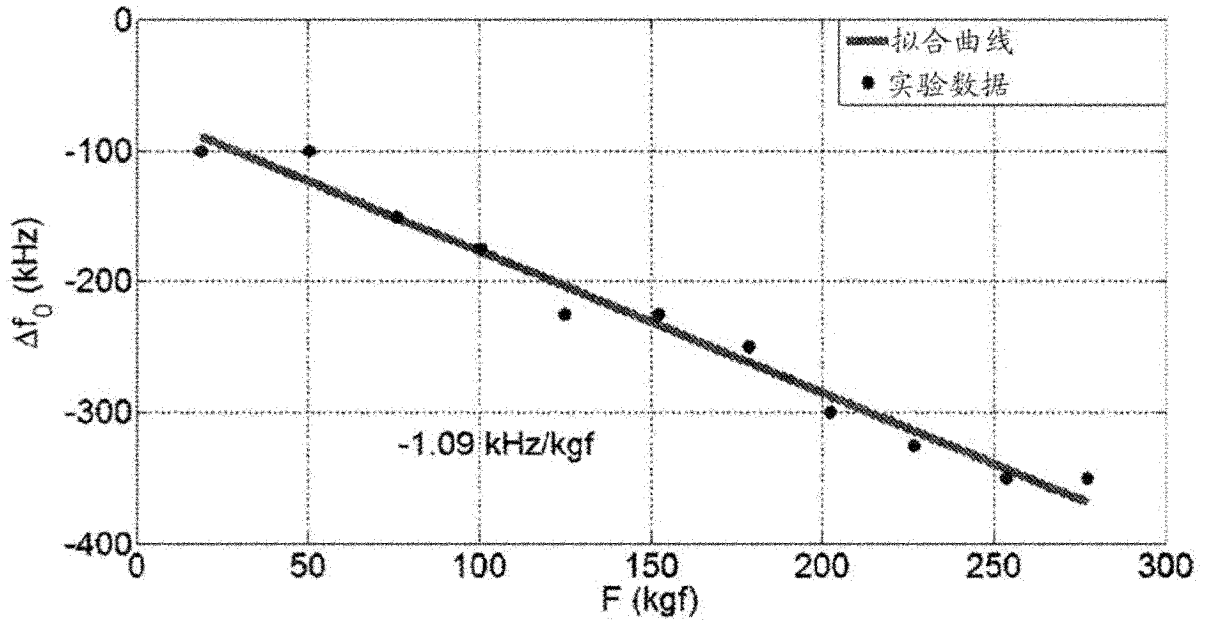


图 66

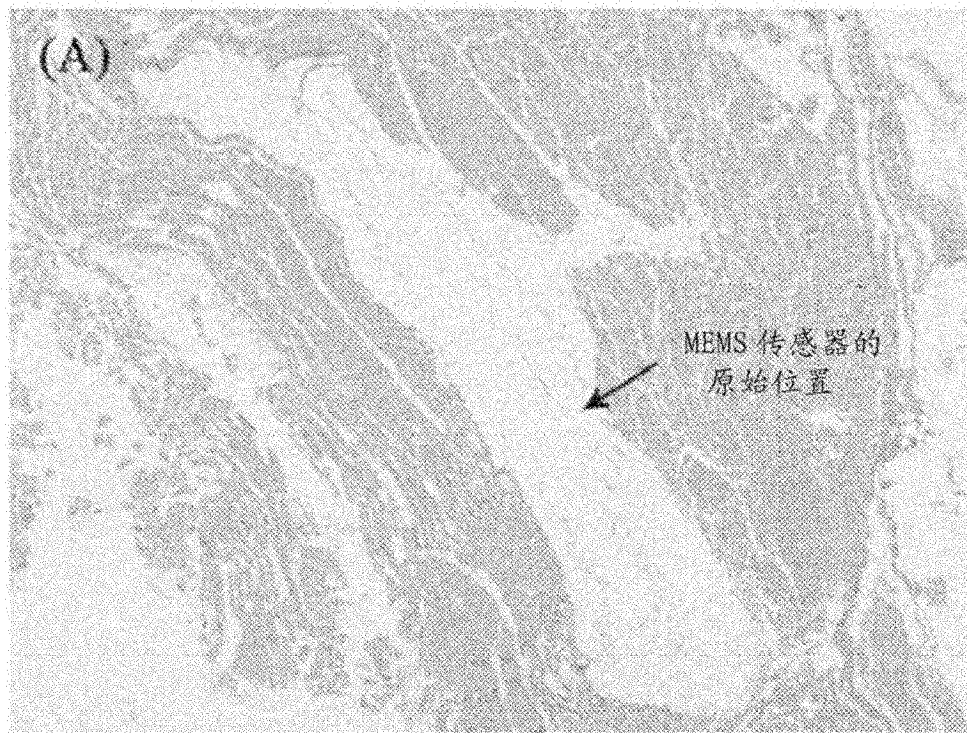


图 67

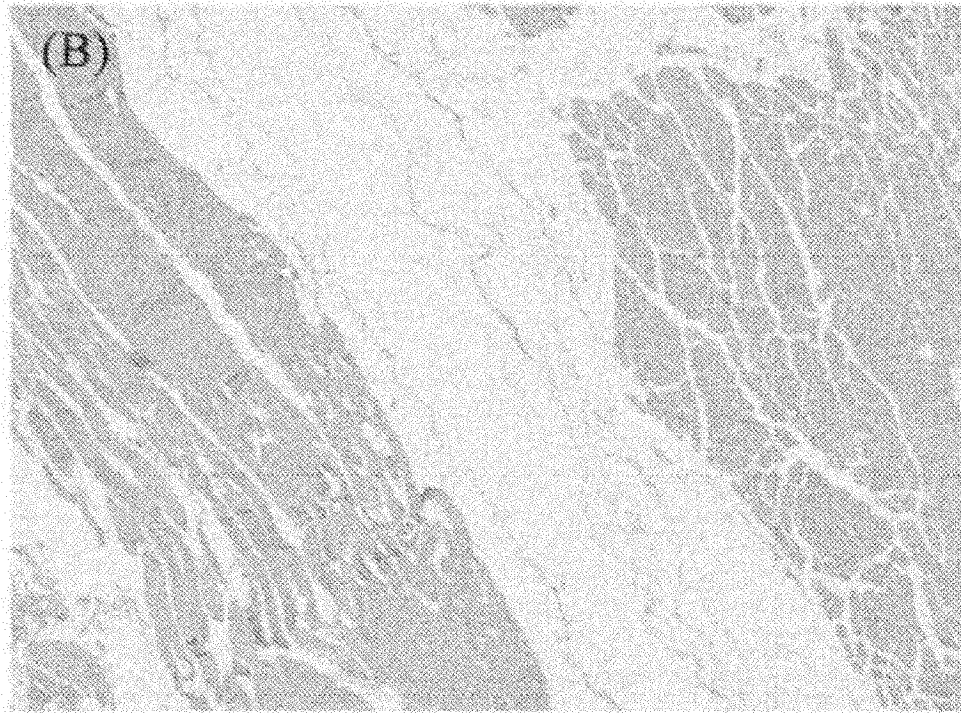


图 68

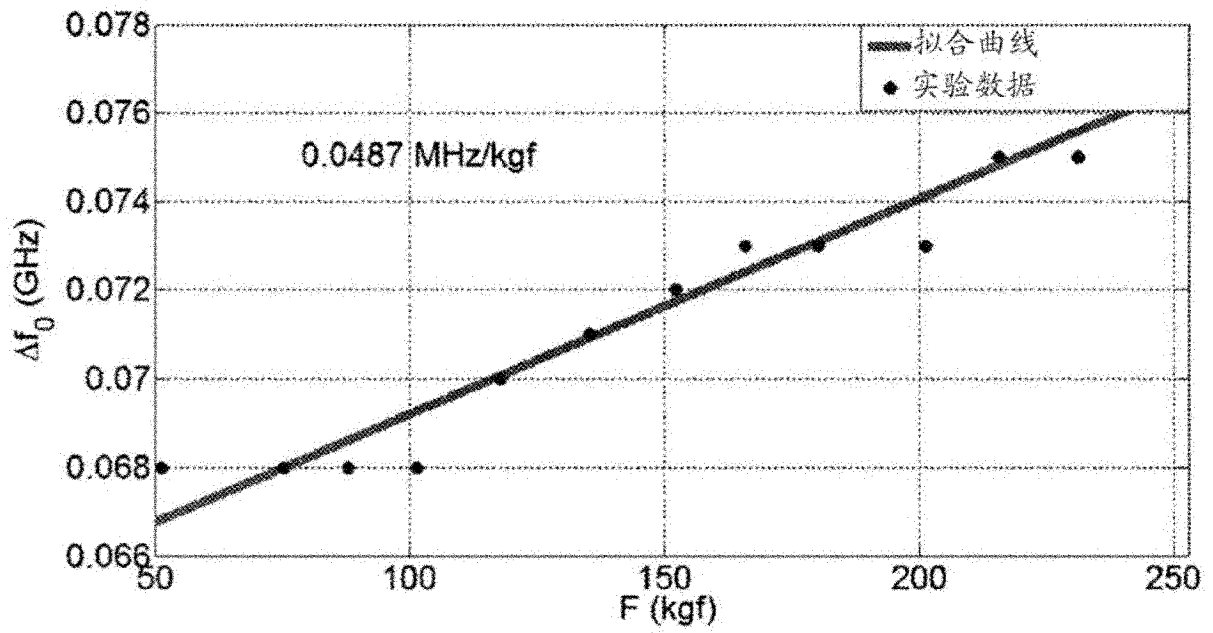


图 69

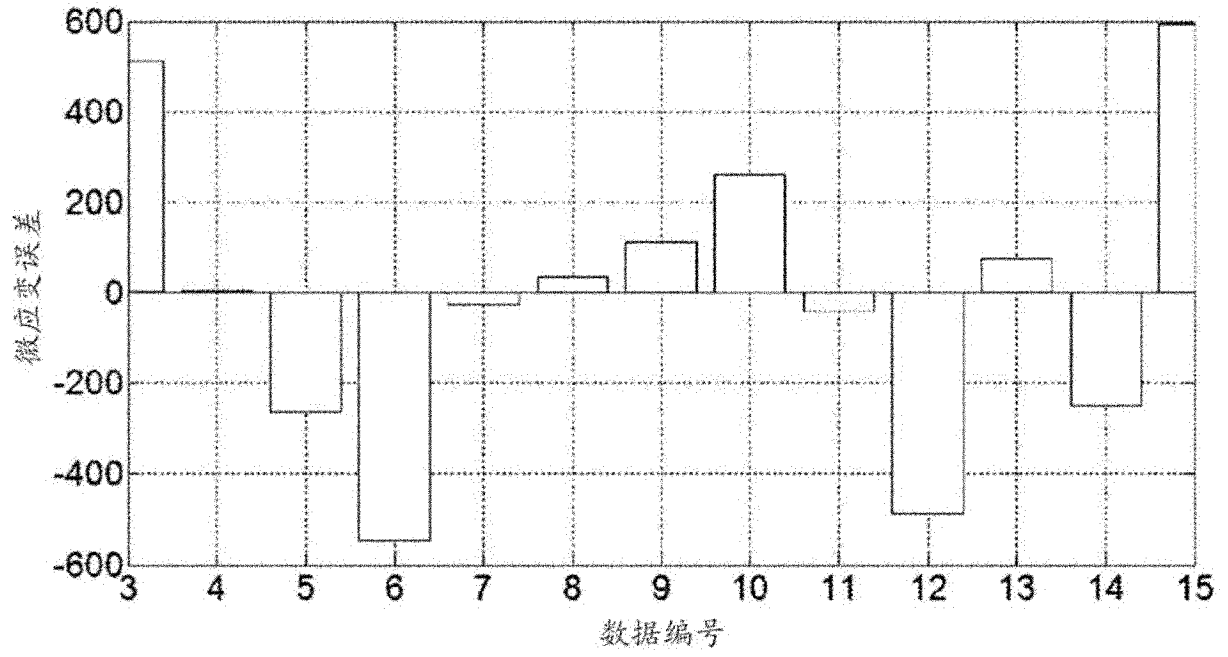


图 70

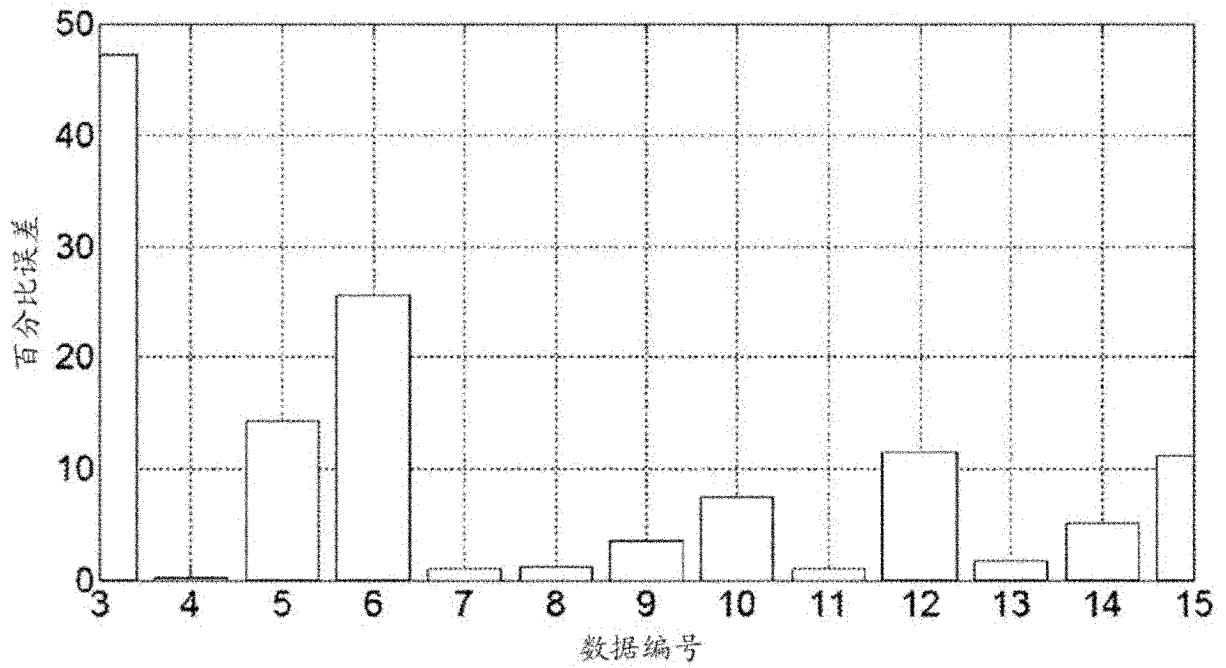


图 71

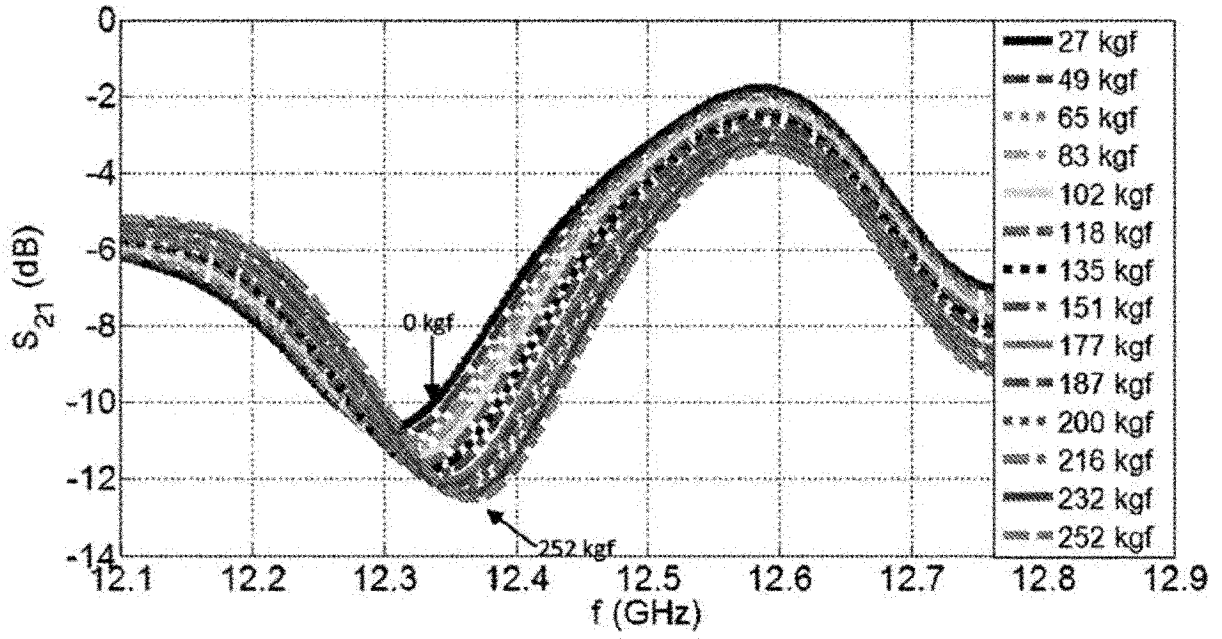


图 72

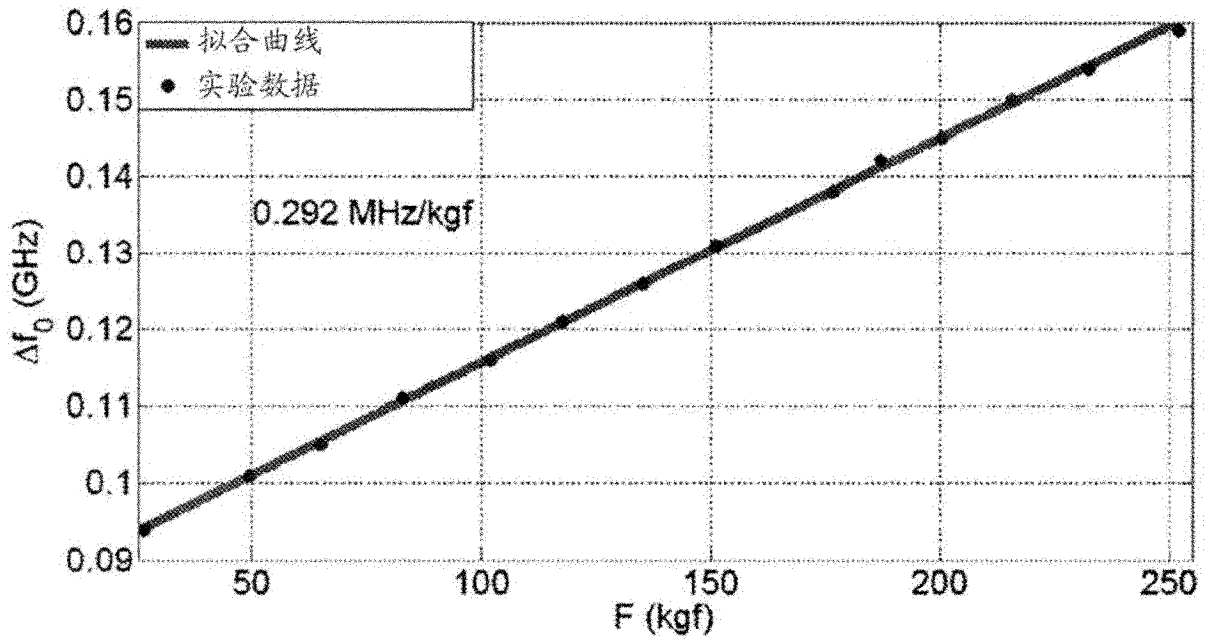


图 73

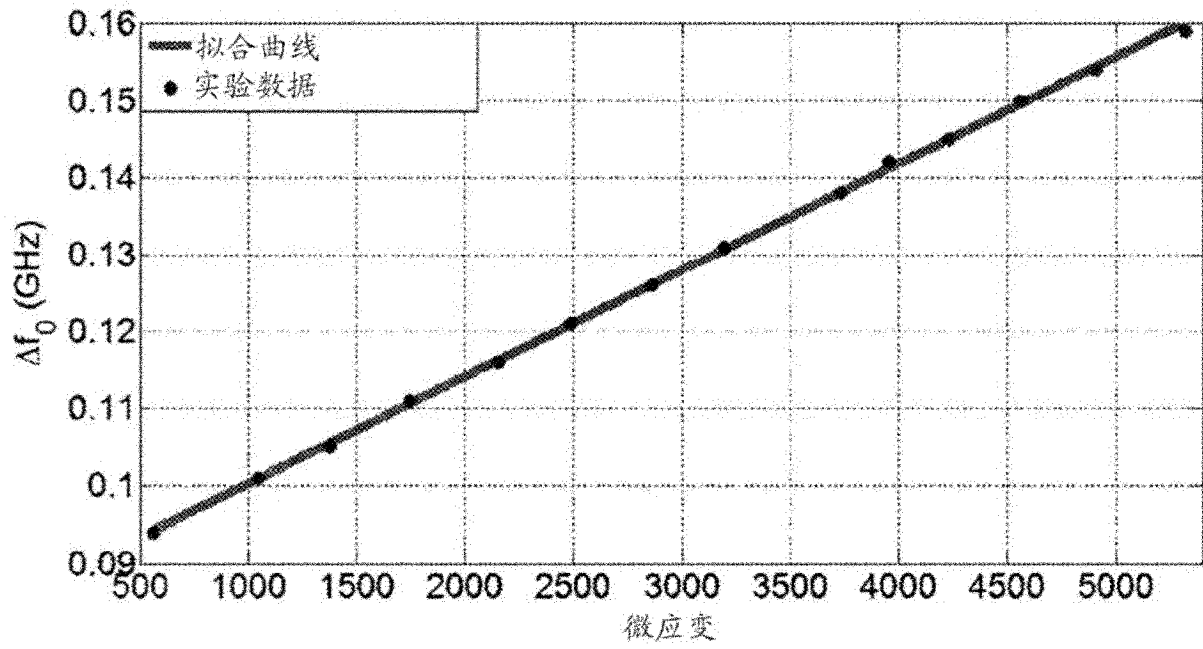


图 74

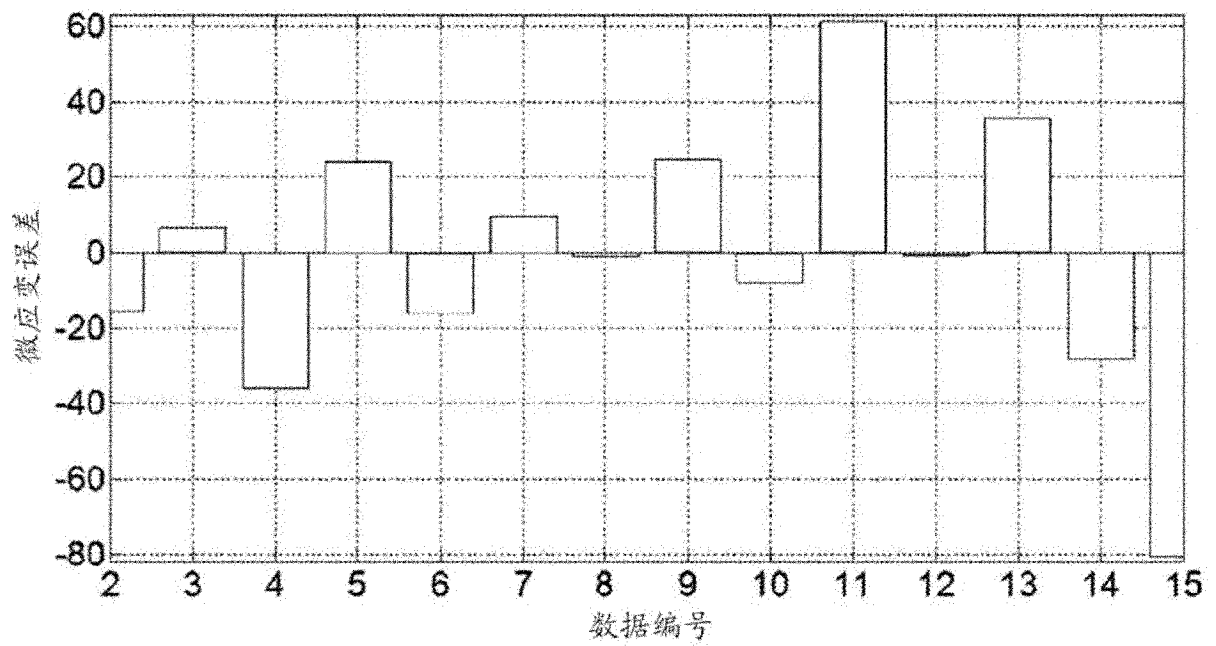


图 75

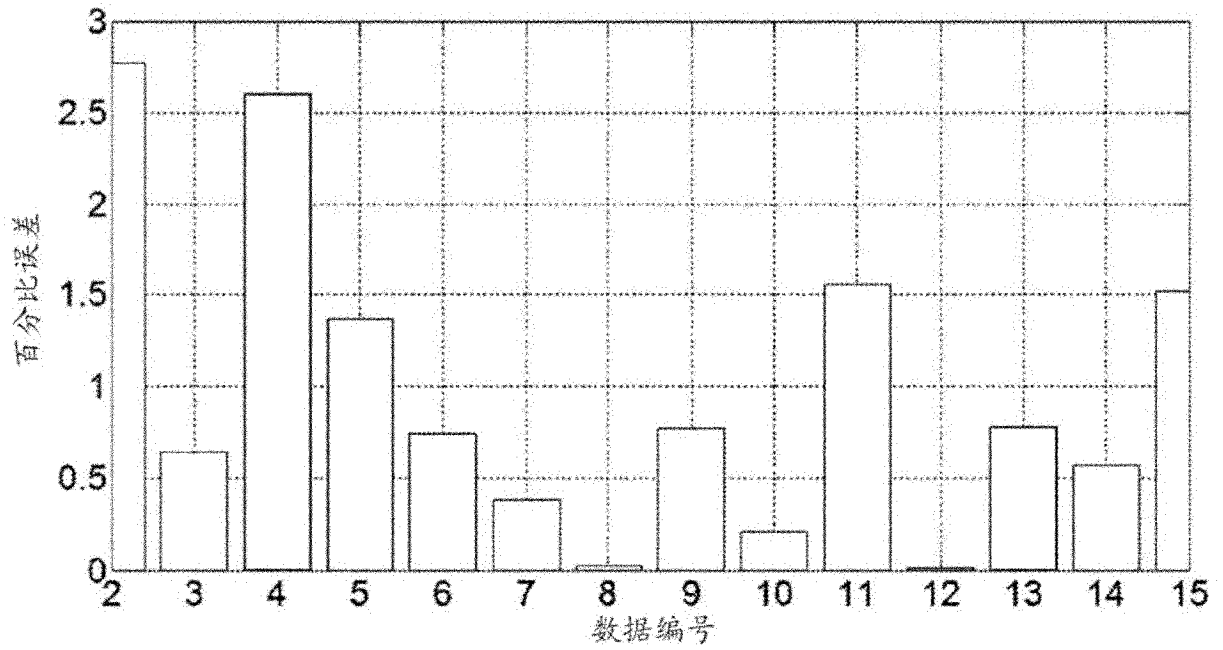


图 76

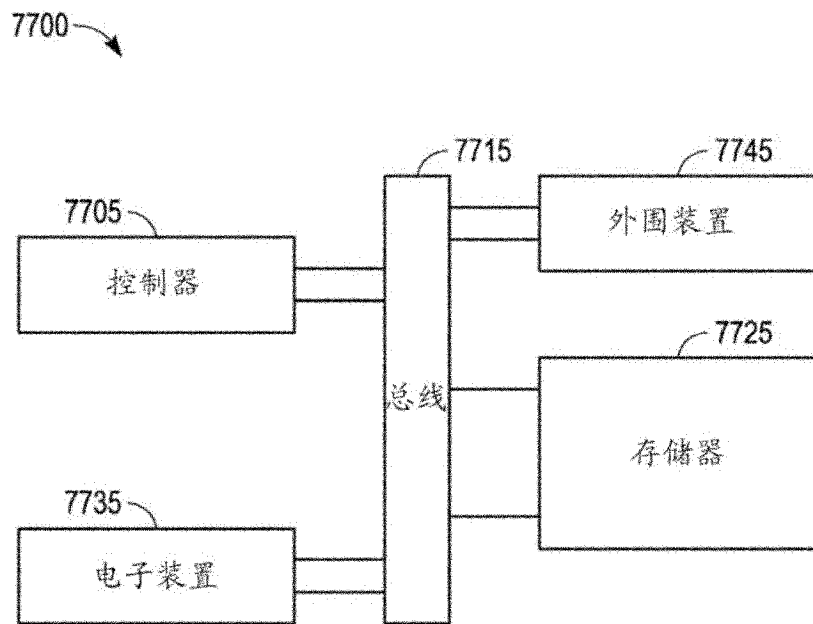


图 77