



(12) 实用新型专利

(10) 授权公告号 CN 203354608 U

(45) 授权公告日 2013. 12. 25

(21) 申请号 201320334904. 9

(22) 申请日 2013. 06. 09

(30) 优先权数据

61/658, 045 2012. 06. 11 US

13/840, 267 2013. 03. 15 US

(73) 专利权人 科维蒂恩有限合伙公司

地址 美国马萨诸塞

(72) 发明人 A·B·罗斯 D·J·万图尔

D·普里塞

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

利商标事务所 11038

代理人 袁玥

(51) Int. Cl.

A61B 17/32(2006. 01)

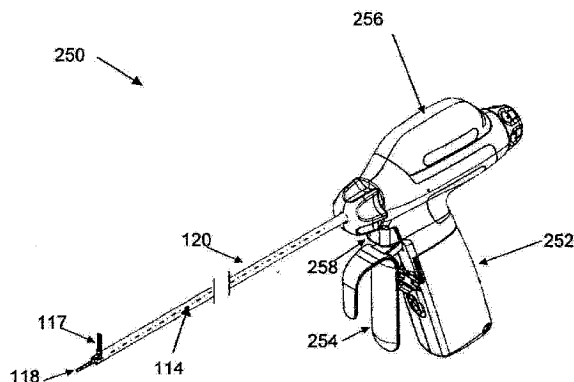
权利要求书2页 说明书17页 附图15页

(54) 实用新型名称

超声手术设备

(57) 摘要

本公开涉及超声手术设备。该设备包括：输出预定电压和频率的驱动信号的第一信号发生器；接收驱动信号并且以驱动信号的频率振荡的第一振荡结构；检测第一振荡结构的机械运动并且输出表示机械运动的信号的桥电路；整体地形成于第一振荡结构的一部分内、输出电信号的第二振荡结构；以及接收由桥电路输出以及由第二振荡结构输出的信号、基于所接收的信号来确定第一振荡结构在振荡时所处的瞬时频率，将来自第二振荡结构的电信号与已知信号值进行比较并且基于比较来确定第二振荡结构的温度的微控制器。一实施例的目的是改进对于设备的温度检测以及对于组织类型的检测。一实施例的效果是改进了对于设备的温度检测以及对于组织类型的检测。



1. 一种超声手术设备,其特征在于,其包括:
输出预定电压和频率的驱动信号的第一信号发生器;
接收所述驱动信号并且以所述驱动信号的频率振荡的第一振荡结构;
检测所述第一振荡结构的机械运动并且输出表示所述机械运动的信号的桥电路;
整体地形成于所述第一振荡结构的一部分内、输出电信号的第二振荡结构;以及
接收由所述桥电路输出以及由所述第二振荡结构输出的信号、基于所接收的信号来确定所述第一振荡结构在振荡时所处的瞬时频率将来自所述第二振荡结构的电信号与已知信号值进行比较并且基于所述比较来确定所述第二振荡结构的温度的微控制器。
2. 根据权利要求1所述的设备,其特征在于,所述第二振荡结构是加速度计。
3. 根据权利要求2所述的设备,其特征在于,取决于施加于所述加速度计的机械力的大小和频率,所述加速度计输出可变电信号。
4. 根据权利要求3所述的设备,其特征在于,所述已知信号值是在启动例程期间确定的。
5. 根据权利要求3所述的设备,其特征在于,所述已知信号值是在每次所述超声手术设备通电时确定的。
6. 根据权利要求3所述的设备,其特征在于,所述已知信号值是在制造期间设定的。
7. 根据权利要求1所述的设备,其特征在于,还包括发出所述第二振荡结构已经超出预设温度的信号的指示器。
8. 根据权利要求1所述的设备,其特征在于,还包括发出所述第二振荡结构已经超出多个预设温度中的至少一个预设温度的信号的指示器。
9. 根据权利要求8所述的设备,其特征在于,在超出第一温度时,发出第一信号。
10. 根据权利要求9所述的设备,其特征在于,在超出第二温度时,发出第二信号,所述第二信号不同于所述第一信号。
11. 根据权利要求7所述的设备,其特征在于,所述信号选自视觉信号、听觉信号、触觉信号以及性能抑制信号组成的组。
12. 根据权利要求1所述的设备,其特征在于,在所述微控制器确定从所述桥电路输出的信号表明所述第一振荡结构正在以所述第一振荡结构的共振频率振荡时,进行来自所述第二振荡结构的信号与已知信号的比较。
13. 根据权利要求1所述的设备,其特征在于,所述第一振荡结构包括换能器、波导或刀片中的一个或多个。
14. 根据权利要求13所述的设备,其特征在于,所述第二振荡结构整体地形成于所述刀片内。
15. 根据权利要求13所述的设备,其特征在于,还包括多个第二振荡结构。
16. 根据权利要求15所述的设备,其特征在于,所述多个第二振荡结构包括整体地形成在所述刀片中的至少一个第二振荡结构以及整体地形成在所述波导中的至少一个第二振荡结构。
17. 根据权利要求15所述的设备,其特征在于,所述微控制器比较从所述多个第二振荡结构中的每一个第二振荡结构返回的信号以确定所述第一振荡结构的哪个部分正被加热。

18. 根据权利要求 15 所述的设备,其特征在于,所述微控制器将从所述多个第二振荡结构返回的信号中的每一个信号与所述已知信号值进行比较以确定是否所述第一振荡结构的任意部分正被加热。

19. 根据权利要求 1 所述的设备,其特征在于,还包括第二信号发生器。

20. 根据权利要求 19 所述的设备,其特征在于,由所述第二信号发生器产生的信号使所述第二振荡结构以其共振频率振荡。

21. 根据权利要求 20 所述的设备,其特征在于,由所述第一发生器和所述第二信号发生器生成的信号被同时施加至所述第一振荡结构和所述第二振荡结构。

22. 根据权利要求 21 所述的设备,其特征在于,监测来自所述第二振荡结构的返回信号以确认所述第二振荡结构正在以所述第二振荡结构的共振频率振荡。

23. 根据权利要求 22 所述的设备,其特征在于,所述微控制器使所述第二信号发生器调整其信号以维持所述第二振荡结构以所述第二振荡结构的共振频率振荡。

24. 根据权利要求 23 所述的设备,其特征在于,所述微控制器将由所述第二信号发生器生成的初始信号与第二信号进行比较以确定所述第二振荡结构的温度。

25. 根据权利要求 24 所述的设备,其特征在于,所述设备包括多个第二振荡结构,并且所述微控制器能够确定所述多个第二振荡结构的温度。

超声手术设备

技术领域

[0001] 本公开总体上涉及超声手术器械,并且更具体地涉及估计该超声手术器械的温度和区分由该超声手术器械操作的组织的类型。

背景技术

[0002] 超声器械被有效地用于许多医学状况的处理,诸如组织的去除和脉管的烧灼和封闭。利用超声波的切割器械沿着切割刀片的纵轴利用超声换能器生成振动。通过沿着刀片的长度布置共振波,在刀片的端部产生高速纵向机械运动。这些器械是有利的,因为传送到刀片的端部的机械振动在切割器官组织时非常有效并且同时使用通过超声频率产生的热能凝固组织。这样的器械特别适用于微创程序,诸如内窥镜或腹腔镜程序,其中刀片穿过套管针到达手术部位。

[0003] 对于切割刀片的每一性质(例如,长度、材料、尺寸),存在沿着刀片的长度产生共振的一个或多个(周期性)驱动信号。共振在手术程序期间导致刀片尖端的最优运动,并且由此导致最优性能。然而,产生有效的切割刀片驱动信号并不是简单的任务。例如,施加于切割工具的频率、电流和电压必须全部动态地受控,因为这些参数随着布置于刀片的变化负载以及随着由工具的使用导致的温度差异而改变。

[0004] 出于各种理由,检测切割刀片和沿着超声手术器械的其他点的温度会是有用的,包括用作用于控制超声器械的反馈机构。并且,因为由本公开设想的类型的超声器械可用于内窥镜和腹腔镜手术,其中外科医生感受在超声器械的刀片处正在发生什么的能力受到限制,因此提供温度信息确保了外科医生可以采用必要的程序以实现最优的手术结果。

[0005] 传统上,已经通过布置于手术器械的远端处的刀片附近的热偶来进行温度测量。然而,热偶需要单独附接于超声手术器械,这会产生问题。即使在附接时,热偶需要最少两个导线(至少部分由不同金属构成),这两个导线从热偶的热结点沿着该装置的长度引导至电压计和处理部件。

[0006] 用于识别组织的当前系统依赖于包括超声、CAT 和 MRI 的高成本的扫描机构,或者较低成本的但是受限于视场的方法,诸如通过腹腔镜的光学成像。

[0007] 因此,存在对于超声手术器械的温度检测的改进方法的需要以及进一步的对于组织类型检测的改进方法的需要。

实用新型内容

[0008] 为满足上述需要,本实用新型的一实施例的目的是提供一种改进对于超声手术设备的温度检测以及对于组织类型的检测的超声手术设备。

[0009] 根据本公开的一方面,提供一种超声手术设备,其特征在于,其包括:输出预定电压和频率的驱动信号的第一信号发生器;接收所述驱动信号并且以所述驱动信号的频率振荡的第一振荡结构;检测所述第一振荡结构的机械运动并且输出表示所述机械运动的信号的桥电路;整体地形成于所述第一振荡结构的一部分内、输出电信号的第二振荡结构;以

及接收由所述桥电路输出以及由所述第二振荡结构输出的信号、基于所接收的信号来确定所述第一振荡结构在振荡时所处的瞬时频率将来自所述第二振荡结构的电信号与已知信号值进行比较并且基于所述比较来确定所述第二振荡结构的温度的微控制器。

[0010] 根据一实施例,所述第二振荡结构是加速度计。

[0011] 根据一实施例,取决于施加于所述加速度计的机械力的大小和频率,所述加速度计输出可变电信号。

[0012] 根据一实施例,所述已知信号值是在启动例程期间确定的。

[0013] 根据一实施例,所述已知信号值是在每次所述超声手术设备通电时确定的。

[0014] 根据一实施例,所述已知信号值是在制造期间设定的。

[0015] 根据一实施例,所述设备还包括发出所述第二振荡结构已经超出预设温度的信号的指示器。

[0016] 根据一实施例,所述设备还包括发出所述第二振荡结构已经超出多个预设温度中的至少一个预设温度的信号的指示器。

[0017] 根据一实施例,在超出第一温度时,发出第一信号。

[0018] 根据一实施例,在超出第二温度时,发出第二信号,所述第二信号不同于所述第一信号。

[0019] 根据一实施例,所述信号选自由视觉信号、听觉信号、触觉信号以及性能抑制信号组成的组。

[0020] 根据一实施例,在所述微控制器确定从所述桥电路输出的信号表明所述第一振荡结构正在以所述第一振荡结构的共振频率振荡时,进行来自所述第二振荡结构的信号与已知信号的比较。

[0021] 根据一实施例,所述第一振荡结构包括换能器、波导或刀片中的一个或多个。

[0022] 根据一实施例,所述第二振荡结构整体地形成于所述刀片内。

[0023] 根据一实施例,所述设备还包括多个第二振荡结构。

[0024] 根据一实施例,所述多个第二振荡结构包括整体地形成在所述刀片中的至少一个第二振荡结构以及整体地形成在所述波导中的至少一个第二振荡结构。

[0025] 根据一实施例,所述微控制器比较从所述多个第二振荡结构中的每一个第二振荡结构返回的信号以确定所述第一振荡结构的哪个部分正被加热。

[0026] 根据一实施例,所述微控制器将从所述多个第二振荡结构返回的信号中的每一个信号与所述已知信号值进行比较以确定是否所述第一振荡结构的任意部分正被加热。

[0027] 根据一实施例,所述设备还包括第二信号发生器。

[0028] 根据一实施例,由所述第二信号发生器产生的信号使所述第二振荡结构以其共振频率振荡。

[0029] 根据一实施例,由所述第一发生器和所述第二信号发生器生成的信号被同时施加至所述第一振荡结构和所述第二振荡结构。

[0030] 根据一实施例,监测来自所述第二振荡结构的返回信号以确认所述第二振荡结构正在以所述第二振荡结构的共振频率振荡。

[0031] 根据一实施例,所述微控制器使所述第二信号发生器调整其信号以维持所述第二振荡结构以所述第二振荡结构的共振频率振荡。

[0032] 根据一实施例,所述微控制器将由所述第二信号发生器生成的初始信号与第二信号进行比较以确定所述第二振荡结构的温度。

[0033] 根据一实施例,所述设备包括多个第二振荡结构,并且所述微控制器能够确定所述多个第二振荡结构的温度。

[0034] 根据本公开的一方面的效果是提供了一种改进对于设备温度的检测以及对于组织类型的检测的超声手术设备。

附图说明

[0035] 在此参照附图描述主题器械的各种实施例,在附图中:

[0036] 图 1 是超声手术系统的部件的图示,该超声手术系统具有框图形式的分离的电源、控制、驱动和匹配部件;

[0037] 图 2 是示出图 1 的超声手术系统的图;

[0038] 图 2A 是示出根据本公开的示例性实施例的超声手术器械的图;

[0039] 图 3 是根据本公开的示例性实施例的超声外科术后器械的电路框图;

[0040] 图 4 是根据本公开的示例性实施例的用于换能器的基本串联电路模型的电路图;

[0041] 图 5 是根据本公开的示例性实施例的用于监测换能器的运动电流的结合图 4 的换能器的电路图;

[0042] 图 6 是根据本公开的示例性实施例的换能器的基本并联电路模型的电路图;

[0043] 图 7 是根据本公开的示例性实施例的用于监测换能器的运动电流的结合图 6 的换能器的电路图;

[0044] 图 8 是根据本公开的示例性实施例的用于监测换能器的运动电流的结合图 4 的换能器的电路图;

[0045] 图 9 是根据本公开的示例性实施例的用于监测换能器的运动电流的结合图 6 的换能器的电路图;

[0046] 图 10 是根据本公开的示例性实施例的图 2A 的超声手术系统的部件的图示,该超声手术系统具有框图形式的集成的电源、控制、驱动和匹配部件;

[0047] 图 11 是根据本公开的示例性实施例的相比于相位的与加热相关联的超声手术器械的频率响应的波德图;

[0048] 图 12 是根据本公开的示例性实施例的相比于阻抗的与加热相关联的超声手术器械的频率响应的波德图;

[0049] 图 13 是根据本公开的示例性实施例的用于获取超声手术器械的共振频率的简化启动例程;

[0050] 图 14 是根据本公开的示例性实施例的用于根据频率响应来检测超声手术器械的温度的系统的流程图;

[0051] 图 15 是根据本公开的示例性实施例的包括共振器的超声手术器械的波导和刀片的一部分的放大轮廓图;

[0052] 图 16 是根据本公开的示例性实施例的描绘超声手术器械相对于相位的在操作于空气中时和在抓取组织时的质量“Q”的差的波德图;以及

[0053] 图 17 是根据本公开的示例性实施例的描绘超声手术器械相对于阻抗的在操作于

空气中时和在抓取组织时的质量“Q”的波德图。

具体实施方式

[0054] 以下参照附图描述本公开的具体实施例。在以下描述中,未详细描述公知的功能或构造以避免不必要的细节模糊本公开。

[0055] 应理解,所公开的实施例仅是本公开的示例,其可以体现为各种形式。因此,在此公开的具体结构和功能细节不应解释为限制性的,而应仅作为权利要求的基础以及作为用于教导本领域技术人员以实际上任何合适的详细结构不同地采用本公开的代表性基础。并且,在此使用的术语和短语并非旨在限制;而是相反,旨在提供对本公开的可理解的描述。

[0056] 在本公开被公开和描述之前,应理解在此使用的术语用法仅是用于描述具体实施例的目的而非旨在限制。在本文件中,在此使用的术语“一”或“一个”定义为一个或多于一个。在此使用的术语“多个”定义为两个或多于两个。在此使用的术语“另一”定义为至少第二个或更多个。在此使用的术语“包括”和/或“具有”定义为包括(即,开放式语言)。在此使用的术语“耦合”定义为连接,并不必然是直接地以及并不必然是机械地。关系术语,诸如第一和第二、顶部和底部等可单独用于区分一个实体或动作与另一个实体或动作,而不必然要求或暗示这样的实体或动作之间任何实际的这样的关系或顺序。术语“包括”或其任何其他的变型旨在覆盖非排他的包括,使得包括所列举的元件的过程、方法、制品或设备并非包括仅仅那些元件,而是可以包括未明确列举的或对于这样的过程、方法、制品或设备而言固有的其他元件。以“包括……一”开头的元件,在没有更多限制的情况下,并不排除包括该元件的过程、方法、制品或设备中存在额外的相同元件。

[0057] 如在此使用的,术语“大约”或“大致”适用于所有数值,无论是否明确指出。这些术语通常指的是本领域技术人员将认为等同于所记载的值(即,具有相同功能或结果)的数值范围。在许多情况下,这些术语可以包括对于最接近的有效数字取整的数值。在本文件中,术语“纵向”应理解为意味着在与正在描述的对象伸长方向相对应的方向。最后,如在此使用的,术语“远侧”和“近侧”是从用户或外科医生的有利位置来考虑的,因此手术器械的远侧端部是在使用时最远离外科医生的部分,而近侧端部是大体上最接近用户的部分。

[0058] 应理解,在此描述的本公开的实施例可以包括一个或多个传统处理器以及与特定的非处理器电路和其他元件结合来控制该一个或多个处理器以实施在此描述的超声手术器械的一些、大部分或全部功能的唯一存储的程序指令。非处理器电路可以包括但不限于信号驱动器、时钟电路、电源电路以及用户输入和输出元件。可替换地,在每一个功能或特定功能的一些组合被实现为定制逻辑电路的一个或多个特定应用的集成电路中,或者在由制造商或用户使得可更新的定制逻辑电路能够使用的现场可编程门阵列(FPGA)中,一些或全部功能可以由不具有存储的程序指令的状态机实现。当然,也可以使用这三个方案的组合。因此,在此已经描述了用于这些功能的方法和装置。

[0059] 在此使用的术语“程序”、“软件应用”等定义为设计用于在计算机系统上执行的指令序列。“程序”、“计算机程序”或“软件应用”可以包括子例程、函数、程序、目标方法、目标实现、可执行应用程序、小应用程序、小服务程序、源代码、目标代码、共享库/动态加载库和/或设计用于在计算机系统上执行的其他指令序列。

[0060] 图 1 示出用于对端部执行器施加超声机械运动的已知电路的示意框图。该电路包括电源 102、控制电路 104、驱动电路 106、匹配电路 108、换能器 110, 并且还包括手柄 112 和紧固于手柄 112 并由套管 120 支撑的波导 114 (以虚线图示)。波导 114 在其远侧端部终止于刀片 118。换能器 110、波导 114 和刀片 118 形成基本共振于相同频率的振荡结构。被称为“端部执行器”117 的夹持机构暴露波导 114 的刀片部分 118 并使其能够与组织和其他物质接触。通常, 端部执行器 117 是枢转臂, 其动作为对于臂与刀片 118 之间的组织进行抓取或夹持。然而, 在一些装置中, 不存在端部执行器 117。

[0061] 驱动电路 104 产生高电压自振荡信号。驱动电路 104 的高电压输出馈入匹配电路 108, 匹配电路 108 包含信号平滑部件, 该信号平滑部件进而产生馈入换能器 110 的驱动信号(波)。对于换能器 110 的振荡输入使换能器 110 的机械部分以沿着波导 114 建立共振的幅度和频率来回运动。为了共振器械及其部件的最优共振和使用寿命, 施加至换能器 110 的驱动信号应该如实际上能够实现的正弦波一样平滑。为此, 选择匹配电路 108、换能器 110 和波导 114 以彼此结合地工作并且全部与彼此频率敏感。

[0062] 因为需要相对高电压(例如, 100V 或更大)来驱动典型的压电换能器 110, 一个常用的电源是通常高达 15A、120V AC 的电力干线(例如, 壁装电源插座)。因此, 许多已知的超声手术器械与图 1 和 2 所示的相似并且利用台面箱(countertop box) 202, 台面箱 202 带有插入电力干线 206 的电线 204 以用于供电。通过在匹配电路 108 的输出与驱动电路 106 之间构建闭合环路的锁相环路(PLL)维持共振。为此, 在现有技术的装置中, 台面箱 202 总是包含全部的驱动和控制电子装置 104、106 和匹配电路 108。电源线 208 将来自箱 202 的正弦波形传递至手柄 112 内的换能器 110, 并且从而传递至波导 114。通过监测和维持施加至换能器的恒定电流, 共振经常处于变化的波导 114 负载状况。

[0063] 图 3 描绘了根据本公开的一个实施例的超声手术器械 300 的框图。在图 3 中, 超声手术器械 300 包括微处理器 302、时钟 330、存储器 326、电源 304 (例如, 电池)、开关 306 (例如, 一个或多个 MOSFET)、驱动电路 308 (PLL)、变压器 310、信号平滑电路 312 (也称为匹配电路并且可以是例如槽路(tank circuit))、感测电路 314、换能器 316 以及终止于超声切割刀片 318 的波导 320。如在此使用的, “波导运动生成组件”是至少包括换能器 316, 但也可以包括诸如驱动电路 308 (PLL)、换能器 310、信号平滑电路 312 和 / 或感测电路 314 的其他部件的子组件。

[0064] 作为对于依赖于如图 2 所示的 AC 干线 206 的替换, 图 3 中示出的实施例利用仅源自电池或电池组的电力, 电池或电池组小到足以适配于手柄 112 内或者附到用户(例如在腰带处)的小盒子内。现有技术的电池技术提供数厘米高度和宽度以及数毫米厚度的强大电池。

[0065] 在图 3 的实施例中, 电池 304 的输出馈入处理器 302 并对其供电。处理器 302 接收并输出信号, 并且如以下将描述的, 根据定制逻辑电路或根据由处理器 302 执行的计算机程序来运行。装置 300 也可以包括存储计算机可读指令和数据的主存储器, 优选为随机存取存储器(RAM)。

[0066] 电池 304 的输出也进入开关 306, 其具有由处理器 302 控制的占空比。通过控制开关 306 的接通时间, 处理器 302 能够指定最终传递至换能器 316 的电力总量。在一个实施例中, 开关 306 是电控金属氧化物半导体场效应晶体管(MOSFET), 尽管其他开关、场效应晶

体管(FET)和切换配置也是适用的。并且,本领域技术人员将认识到虽然以单数形式描述,但是开关 306 可利用 2 个或更多的 MOSFET。开关 306 的输出馈入驱动电路 308,其包含例如相位检测 PLL 和 / 或低通滤波器和 / 或压控振荡器。开关 306 的输出由处理器 302 采样以确定输出信号的电压和电流(在图 3 中分别称为 AD2Vin 和 AD3Iin)。这些值在反馈架构中被用于调节开关 306 的脉冲宽度调制。例如,取决于来自开关 306 的所需的和实际的输出,开关 306 的占空比可以从大约 20% 变化到大约 80%。

[0067] 接收来自开关 306 的信号的驱动电路 308 包括振荡电路,该振荡电路将开关 306 的输出转变为具有例如 55kHz 的单个超声频率的电信号(在图 3 中称为 VCO)。如以下将解释的,平滑方式的该超声波形最终馈入换能器 316 以沿着波导 320 产生共振正弦波。在电流和电压在换能器 316 的输入处基本同相时实现共振。为此,驱动电路 308 使用 PLL 以感测输入至换能器 316 的电流和电压并且将该电流和电压彼此同步。这一感测在线 328 上执行,其中电流相位与“运动的”电压的相位匹配,和 / 或电流相位将输入电压相位与“运动的”电流的相位匹配。以下将详细地并且结合附图解释测量运动的电压的概念和技术。

[0068] 在驱动电路 308 的输出处是变压器 310,其能够使低电压信号逐步提高到较高电压。注意,在变压器 310 之前的所有上游切换以低(即电池驱动的)电压执行。这至少是部分由于驱动电路 308 有利地使用低接通电阻 MOSFET 切换装置的事实。低接通电阻 MOSFET 开关是有益的,因为它们产生比传统 MOSFET 装置低的热并且允许更高的电流通过。因此,切换级(变压器之前)可以特征化为低电压 / 高电流。

[0069] 在本公开的一个实施例中,变压器 310 将电池电压逐步提高到 120V RMS。变压器在现有技术中是已知的,并且因此在此不详细解释。变压器 310 的输出类似于方波 400,该波形是不期望的,因为其对于特定部件,特别是换能器 316,有害。方波还在部件之间生成干扰。本公开的匹配电路 312 实质上减小或消除了这些问题。

[0070] 有时称为“槽路”的波整形或匹配电路 312 使自变压器 310 输出的方波平滑并将该波转变为驱动波(例如,正弦波)。在本公开的一个实施例中,匹配电路 312 是串联 L-C 电路并且受到 Kirchhoff 电路法则的公知原理控制。然而,在此可以使用任何匹配电路。自匹配电路 312 输出的平滑正弦波 500 随后馈入换能器 316。当然,可以从匹配电路 312 输出不是平滑正弦波的其他驱动信号。

[0071] 换能器 316 是将电信号转换为物理运动的机电装置,这样的装置的一个示例由压电晶体的叠置体形成。在更广的意义上,换能器 316 有时定义为将信号从一种形式转换为另一种形式的任何装置。在本公开中,驱动波(正弦波)输入至换能器 316,换能器 316 随后将物理运动赋予波导 320。如将示出的,这一运动在波导 320 上建立共振波,从而导致波导 320 的端部处的运动。

[0072] 在换能器 316 由压电晶体的叠置体形成的示例性实施例中,每个压电晶体通过绝缘体与下一个压电晶体分离。压电晶体随着施加至所有晶体的同时正弦电压而改变它们的纵向尺度,使得该叠置体作为一个单元扩展和收缩。这些扩展和收缩处于由驱动电路 308 产生的驱动信号的频率下。换能器 316 的运动诱生沿着波导 320 的长度的正弦波,从而纵向移动在波导 320 的端部处的尖端刀片 318。理想上,刀片 318 尖端处于“腹点(anti-node)”,因为它是正弦波的移动点。波导 320 的最终运动在波导 320 的端部处的刀片 318 中产生“拉锯(sawing)”运动,从而提供能够容易地切过诸如组织和骨骼的许多材料的切割运动。

波导 320 在这样受到激励时还生成大量摩擦热量,该热量被传导在波导 320 正在切割的组织内。这一热量足以立即烧灼正在切割的组织内的血管。

[0073] 如果施加至换能器 316 并且沿着波导 320 行进的驱动信号未处于超声手术器械的共振频率,则最后的腹点将不出现于波导 320 的刀片 318 处。在这样的情况下,波导 320 的刀片 318 可横向于波导 320 的纵轴而运动。虽然刀片 318 的非共振运动通常是不期望的,但是在特定应用中,这样的非共振运动对于特定的时间段并且为了实现特定的手术结果会是期望的。

[0074] 本公开利用驱动电路 308 中的 PLL 以通过监测馈入换能器 316 的运动电流与运动电压波形之间的相位并且将校正信号发送回到驱动电路 308 来确保波导 302 的运动保持沿着波导 320 的共振。在特定实施例中,换能器 316 可在不同平面中切割,从而产生刀片的扭转或缠绕运动而不是拉锯运动。

[0075] 图 2A 描绘本公开的实施例可以实现的另一装置,示出了电池操作的手持超声手术装置 250。与图 1 和 2 所示的实施例一样,超声手术器械 250 的远侧端部(即,在使用时该装置的最远离用户的端部)包括结合有刀片部分 118 的端部执行器 117。端部执行器 117 和刀片 118 形成在套管 120 的远侧端部,套管 120 包围形成在套管 120 内并连接至刀片 118 的波导 114。

[0076] 由电池 252 为超声手术装置 250 供电。在图 2A 中描绘的示例中,电池形成成为超声手术装置 250 的内部部件。特别是,电池 252 在连接至装置的剩余部分时形成手柄。在替换设置中,电池可拆除地容纳于手柄的隔间内。在 2008 年 11 月 12 日提交的共同转让的美国申请序列号 12/269,629 中详细描述了对于电池的各种替换设置及其在超声手术器械 250 中的结合,在此通过引用完整引入。电池本身由一个或多个可再充电的电池单元形成。例如,电池可包括串联连接的每电池具有单元大致 3.7V 的标称电压的四个电池单元,从而导致大致 15V 的标称电池电压。电池 252 可以是所谓的“智能电池”,意味着其包括如何充电和放电的许多功能受连接至电池 252 的外壳内的电池单元的一个或多个微控制器控制,如由智能电池系统实施者论坛(SBS-IF)于 1998 年 12 月 11 日首次公布的智能电池数据规格书,修订 1.1 所描述的。

[0077] 集成的换能器和发生器(TAG)部件 256 容纳发生器和换能器两者。如电池 252 那样, TAG256 可拆除地连接至超声手术器械 250。因此,在一些实施例中,仅仅电池 252 和 TAG256 是可再使用的,而超声手术装置 250 的剩余部分(包括套管 120、波导 114 和端部执行器 117)是一次性的。参照图 2A, TAG256 的发生器部分从电池 252 获取 DC 能量并将其转化为 AC (即,正弦形式)并控制所转换的能量以对 TAG256 的超声换能器部分供电并且由此驱动形成在套管 120 内的波导 114 并最终驱动刀片 118,如以上参照图 3 所描述的,或者如以下将参照图 10 更详细地讨论的。

[0078] 端部执行器由致动器机构 254 操作。在电池 252 的方向上(即,接近地)拉动致动器 254 使端部致动器 117 闭合,从而例如在端部执行器 117 中抓取组织。在端部执行器 117 中夹持组织后,用户按压扳机 258 以使电力从电池传递至 TAG256 并开始其振荡。TAG256 将其振荡运动传送至容纳在套管 120 中的波导 140 并传送至刀片 118,使得刀片 118 以超声手术器械 250 的共振频率或接近该共振频率振动,以便切割、封闭或凝固在端部执行器 117 中夹持的组织。TAG256 的换能器部分与波导 114 和刀片 118 组合一起形成振荡结构。

[0079] 图 4 是包含压电材料的诸如换能器 316 或 TAG256 的换能器部分的模型换能器 400 的示意电路图。压电换能器在现有技术中是公知的。压电材料的质量和刚度在换能器内构建机械共振结构。由于压电效应,这些机械特性使它们自身表现为电等效特性。换言之,在电端子处所见的电共振频率等于机械共振频率。如图 4 中所示,换能器 316 的机械质量、刚度和阻尼可以由全部与另一个电容器 C_1 并联的电感器 / 线圈 L 、电容器 C_2 和电阻器 R 的串联配置表示。电等效换能器模型 400 相当类似于用于晶体的公知模型。

[0080] 流入电等效换能器模型 400 的输入端 410 的是换能器电流 i_T 。 i_T 的一部分 i_C 流过并联电容器 C_1 , 并联电容器 C_1 对于预期频率范围的大部分而言保持基本上静态电容值。 i_T 的剩余部分定义为 i_M , 其简单地是 $(i_T - i_C)$ 并且是实际工作电流。这一剩余部分电流 i_M 在此称为“运动”电流。即,运动电流是实际执行工作以使波导 320 运动的电流。

[0081] 如以上讨论的,一些已知的设计调节并与总电流 i_T 同步,总电流 i_T 包括 i_C 并且并不必然是实际造成换能器 316 的波导 320 的运动的实际电流量的指示器。例如,当现有技术的装置的刀片从软组织运动至诸如其他组织或骨骼的更致密材料时,电阻 R 极大地增加。电阻 R 的这一增加使较少电流 i_M 流过串联配置 $R-L-C_2$, 而更多电流 i_C 流过电容元件 C_1 。在这样的情况下,波导 320 变得缓慢,从而使其性能下降。本领域技术人员可以理解,调节总电流并不是维持恒定波导速度(即,以共振振荡)的有效方式。由此,本公开的一个实施例监测并调节流过换能器 316 的运动电流 i_M 。通过调节运动电流 i_M ,能够调节波导 320 的运动距离。

[0082] 图 5 是用于理解如何获得换能器 400 的运动电流 i_M 的创新电路 500 的示意电路图。电路 500 具有换能器 400 的全部电路元件以及与图 4 的换能器 400 并联的附加桥接电容元件 C_B 。然而,选择 C_B 的值以使得 C_1/C_B 等于给定比率 r 。为了效率,对于 C_B 的所选值应该相对较低。这限制了从 i_M 转移的电流。在电路 500 的端子 502 和 504 之间施加可变电源 V_T , 从而产生通过电容元件 C_B 的电流 i_B 、流入换能器 400 的电流 i_T 、流过电容器 C_1 的电流 i_C 以及最后的运动电流 i_M 。则得到 $i_M = i_T - r \cdot i_B$ 。这是因为:

$$[0083] \quad i_B = C_B \cdot \frac{\partial V_T}{\partial t} = \frac{C_1}{r} \cdot \frac{\partial V_T}{\partial t} \text{ 和 } i_C = C_1 \cdot \frac{\partial V_T}{\partial t}$$

[0084] 因此, $i_C = r \cdot i_B$, 并且在等式 $i_M = i_T - i_C$ 中代入 i_C 得到

$$[0085] \quad i_M = i_T - r \cdot i_B$$

[0086] 通过知道仅仅总电流并且测量通过桥电容器的电流 i_B , 能够识别并且调节换能器的运动电流 i_M 的变化。驱动器电路 308 随后用作电流控制器, 并且通过基于从流入换能器 400 的总电流 i_T 中减去流过桥电容 C_B 的电流与比率 r 的乘积来改变变压器 310 的输出, 从而调节运动电流 i_M 。这一调节在各种切割负载上维持波导 320 的切割刀片 318 部分的基本恒定的运动速率。在一个实施例中, 感测电路 314 测量运动电压和 / 或运动电流。电流和电压测量装置以及用于构建电压计和电流计的电路配置是本领域公知的。可以不受限制地通过任何目前已知的或者以后研发的方式来确定电流和电压的值。

[0087] 图 6 示出本公开的另一个实施例, 其中换能器 316 示意性地表示为电阻元件 R 、电感元件 L 以及电容元件 C_4 的并联配置。附加的电容元件 C_3 处于输入端 502 与电阻元件 R 、电感元件 L 以及电容元件 C_4 的并联配置之间的串联配置中。这一并联表示对换能器在“抗共振 (antiresonant)”操作模式中的动作进行建模, 其发生于略微不同的频率。换能器电

压 V_T 施加在换能器 316 的输入端子 502、504 之间。换能器电压 V_T 在电容元件 C_3 两端的电压 V_C 与电阻元件 R 、电感元件 L 以及电容元件 C_4 的并联配置两端的运动电压 V_M 之间划分。正是运动电压 V_M 执行工作并使波导 320 运动。因此,在该示例性实施例中,正是运动电压应该被仔细地调节。

[0088] 图 7 示出创新的电路配置 700 的示例性实施例。电路配置 1000 包括图 6 的换能器 600 以及对其添加的三个附加的电容元件 C_5 、 C_6 和 C_7 。电容元件 C_5 与换能器电路 600 串联,而电容元件 C_6 和 C_7 彼此串联并且一起与电容元件 C_5 和换能器电路 600 的串联组合并联。

[0089] 这一电路类似于 Wheatstone 桥测量仪器。Wheatstone 桥电路用于通过平衡桥电路的两个支路来测量未知电阻,桥电路的一个支路包括未知分量。在图 10 中示出的即时电路配置中,等于 $V_T - V_C$ 的运动电压 V_M 是未知的。通过确定并调节运动电压 V_M ,该配置允许维持如下所述的一致性的波导运动。

[0090] 有利地,选择电容元件 C_7 以使得其值是电容元件 C_3 的比率 A ,其中 A 小于 1。同样,选择电容元件 C_6 以使得其值是电容元件 C_5 的同一比率 A 。 C_5/C_3 的比率也是比率 A 。

[0091] 因为 C_3/C_7 的比率是 A 并且 C_5/C_6 的比率也是 A ,桥是平衡的。则得到,反馈电压 V_{fb} 除 V_M 也是比率 A 。因此, V_M 可以简单地表示为 $A \cdot V_{fb}$ 。

[0092] 如果换能器 600 两端的电压仍然是 V_T ,则输入电压 V_{in} 等于 V_T 加上电容元件 C_5 两端的电压 V_B 。从位于电容元件 C_6 和 C_7 之间的第一点以及位于换能器和电容元件 C_5 之间的第二点测量反馈电压 V_{fb} 。现在,电路 300 的上游部件用作电压控制器并且改变电力 V_{in} 以维持恒定的反馈电压 V_{fb} ,从而导致基本恒定的运动电压并且在各种切割负载之间维持波导 320 的切割刀片 318 部分的基本恒定的运动速率。同样,本公开并不是仅仅调节输入电压 V_{in} ,改变输入电压 V_{in} 是出于调节运动电压 V_M 的目的。

[0093] 图 8 示出本公开的另一个实施例,其中换能器 400 具有图 4 示出的电路配置。图 8 的配置的工作与图 5 所示的并且如上所述的类似。然而,在这一电路配置 800 中,一对变压器 804 和 808 用于确定和监测运动电压 V_M 。在该实施例中,第一变压器 804 的初级绕组处于与桥电容器 C_B 的串联配置中。类似地,第二变压器 808 的初级绕组 806 处于与换能器 400 的串联配置中。第一变压器 804 的次级绕组 814 的引线 810 和 812 通过电阻器 R_2 耦合。第二变压器 808 的次级绕组 820 的引线 816 和 818 通过电阻器 R_1 耦合。另外,第一变压器 804 的次级绕组 814 的第一引线 810 直接连接至第二变压器 808 的次级绕组 820 的第一引线 86。

[0094] 通过第一变压器 804 的初级绕组 802 的电流 i_B 在第一变压器 804 的次级绕组 814 中诱生出电流。类似地,包括通过换能器 400 的电容元件 C_1 的 i_C 和换能器 400 的运动电流 i_M 的电流相组合并通过第二变压器 808 的初级绕组 806 以找到地 822。初级绕组 806 中的电流在次级绕组 820 上诱生出电流。如由变压器 804、808 上的点 (“•”) 标记的,次级绕组 814 和 820 分别相对于初级绕组 802、806 处于彼此相反的方向,并且诱生出电阻器 R_1 和 R_2 两端的电压 V_{fb} 。通过选择 R_1 和 R_2 的值以使得 R_1/R_2 的比率等于值 C_B/C_1 的比率,反馈电压 V_{fb} 将总是与运动电流 i_M 成比例。现在,电路 300 的上游部件(见图 3)用作电压控制器并且改变输入电力(V_{in} 和 I_T)以维持恒定的反馈电压 V_{fb} ,从而导致基本恒定的运动电流 i_M 并且在各种切割负载之间维持波导 320 的切割刀片部分的基本恒定的运动速率。同样,这

一实施例并不是仅仅调节输入电压 V_{in} , 改变输入电流 I_T 是出于调节运动电流 i_M 的目的。

[0095] 图 9 示出本公开的另一个实施例, 其中通过图 6 中示出的电路配置对换能器 600 建模。在图 9 的配置 900 中, 变压器 910 用于确定并且监测换能器 600 的运动电压 V_M 。在这一实施例中, 变压器 910 的初级绕组 906 处于与电感元件 L_2 和电容元件 C_1 的串联电路配置中。电压 V_{in} 施加于由变压器 910 的初级绕组 906、电感元件 L_2 和电容元件 C_1 形成的电路的输入引线 902 和 904 之间。通过初级绕组 906 的电流在变压器 910 的次级绕组 908 中诱生出对应的电流。变压器 910 的次级绕组 908 处于与换能器 600 和桥电容器 C_B 的组合的并联配置中。形成该组合的两个部件处于串联配置中。

[0096] 在这一实施例中, 次级绕组 908 在点 912 处抽头。通过使次级绕组 908 在次级绕组 908 的第一部分具有“m”匝而次级绕组 908 的第二部分具有“n”匝的点处抽头(其中 n 小于 m), 次级绕组 908 上的所诱生电压的可选百分比出现于从点 912 至地 914。

[0097] 同样, 这一电路类似于 Wheatstone 桥测量仪器。一个支路是第一次级绕组“m”, 第二支路是第二次级绕组“n”, 第三支路是换能器 600 以及第四支路是电容器 C_B 。在图 9 中示出的即时电路配置中, 电压 V_M 是未知的。通过确定并且调节运动电压 V_M , 维持一致的波导运动。

[0098] 通过将桥电容器 C_B 的值选择为小于换能器电容 C_3 与匝数“n”小于匝数“m”相同的百分比(即, $m/n=C_3/C_B$), 反馈电压 V_{fb} 的值将反映运动电压 V_M 。通过监测反馈电压 V_{fb} 的变化, 本公开能够确定运动电压 V_M 是否正在改变。

[0099] 通过使用对于并联共振(或“抗共振”)换能器建模的等效线路换能器模型 600, 可以以运动与电压成比例的并联共振操作模式来驱动换能器。这一操作模式的优点在于, 所需的恒定电压模式电源比恒定电流模式电源在设计上更简单并且在操作上更安全。并且, 因为换能器在未负载时具有更高的阻抗(而不是在串联共振操作模式下未负载时的较低阻抗), 其本质上倾向于在未负载时汲取较少电力。然而, 并联共振操作模式更难以维持, 因为共振带宽窄于串联共振模式的共振带宽并且其具有略微不同的本质共振频率, 因此装置的机械部件必须特别地配置为以串联共振或并联共振操作模式操作。

[0100] 现在, 电路 300 的上游部件用作电压控制器并且改变电力 V_{in} 以维持恒定的反馈电压 V_{fb} , 从而导致基本恒定的运动电压 V_M 并且在各种切割负载之间维持波导 320 的切割刀片 318 部分的基本恒定的运动速率。同样, 本公开并不是仅仅调节输入电压 V_{in} , 改变输入电流 V_{in} 是出于调节运动电压 V_M 的目的。

[0101] 图 10 描绘控制系统 1000, 其在如图 2A 中示出的不带线的超声手术装置 250 中使用特别有用, 然而其也可以用于如图 1 和 2 中所示的更传统的带线装置。如图 10 所示, 除了换能器 1018 以外, (图 2A 的)TAG256 还包括直接数字合成(“DDS”)1002 集成电路、TAG 微控制器 1004、放大器/滤波器电路 1006 以及运动桥 1008。TAG 微控制器 1004 包括主处理器 1010、控制法则加速器 1012 (“CLA”)、脉冲宽度调制器 1014 (“PWM”)以及模拟到数字转换器 1016 (“ADC”)。TAG 微控制器 1004 控制施加至超声换能器 1018 的高电压 AC 信号的频率以使超声换能器 1018 以其共振频率振荡。TAG 微控制器 1004 使用由 DDS1002、主处理器 1010、CLA1012 和 PWM1014 实现的锁相环路 1020 (PLL)来控制高电压 AC 信号的频率。

[0102] 在正常操作期间, PLL1020 基于运动反馈信号 V_{fb} 的相位来调整驱动信号的频率。为了调整驱动信号的频率, 主处理器 1010 基于运动反馈信号 V_{fb} 的相位来执行 PID 控制算

法以确定频率数据。主处理器 1010 将频率数据传送至 DDS1002, 该 DDS1002 生成具有由频率数据定义的频率的时钟信号。PWM1014 接收该时钟信号并且生成驱动信号, 该驱动信号具有与由 DDS1002 生成的时钟信号的频率成预定且固定关系的频率。如所属技术领域的技术人员将理解的, 在共振时, 驱动信号与运动反馈信号 V_{fb} 同相。

[0103] 放大器 / 滤波器电路 1006 将驱动信号与来自电池 252 的所调节电流组合以产生频率等于驱动信号的频率的高电压 AC 信号。该高电压 AV 信号随后施加于超声换能器 1018。运动桥 1008 测量超声换能器 1018 的机械运动并且提供表示超声换能器的机械运动的运动反馈信号 V_{fb} 。ADC1016 对运动反馈信号进行采样并且 CLA 对所采样的运动反馈信号执行离散傅里叶变换 (DFT) 以获得运动反馈信号相对于驱动信号的相位信息。使用运动反馈 V_{fb} , PLL1020 基于运动反馈信号的相位调节驱动信号的频率以实现并且维持超声换能器的共振。

[0104] TAG 微控制器 1004 包括外部时钟输入 1022, 该外部时钟输入 1022 使 DDS1002 能够将其生成的时钟信号输入到微控制器 1004 中。TAG 微控制器 1004 还包括内部时钟 1024, 以及在外时钟输入 1022 与内部时钟 1024 之间切换系统时钟的开关 1026。如图 10 中所示, 系统时钟驱动主处理器 1010、CLA1012 以及 ADC1016。在启动期间, 内部时钟 1024 生成系统时钟信号。在 DDS1002 开始生成时钟信号之后, TAG 微控制器将系统时钟从内部时钟 1024 切换至由 DDS1002 生成的时钟信号并且馈入外部时钟输入 1022。

[0105] 在图 4-9 中描述及示出的每一个电路配置中, 电路部件劣化会负面地影响整个电路的性能。直接影响部件性能的一个因素是热。为此, 图 3 中描绘的电路包括感测变压器 310 的温度的感测电路 314。这一温度感测是有利的, 因为变压器 310 在装置的使用期间以其最大温度或者非常接近其最大温度来运行。额外的热将造成芯材料 (例如铁氧体) 损坏并且会发生永久损害。如果达到预定最大温度, 电路 300 能够例如减小变压器 310 中的驱动电力, 向用户发出信号、完全断电、使电力脉动或进行其他合适的响应。

[0106] 返回参照图 1, 在一个实施例中, 处理器 302 可通信地耦合至端部执行器 117, 端部执行器 117 用于将材料布置为与刀片 118 物理接触。端部执行器 117 具有夹持力值的范围并且处理器 302 (图 3) 基于所接收的夹持力值来改变运动电压 V_M 。因为与设定的运动速率组合的高力值能够导致高刀片温度, 温度传感器 322 能够可通信地耦合至处理器 302, 其中处理器 302 可操作地接收并解释来自温度传感器 322 的指示刀片 318 的当前温度的信号并且基于所接收的温度来确定刀片运动的目标频率。

[0107] 根据本公开的实施例, PLL (308 或 1020) 能够确定换能器 316、1018 的频率。换能器 316、1018 在任何特定时间的已知共振频率 (以及由此的波导和刀片的共振频率) 能够用于超出仅仅调谐并维持装置在共振时的操作以外的目的。一个这样的目的是用于检测刀片 118 的温度。

[0108] 图 11 和 12 是根据本公开的任意实施例的超声手术器械的波德图。如以上说明的, 在超声手术器械的使用期间, 产生热。谐波系统的共振频率取决于各种因素, 包括材料密度、材料块体或杨氏模量、声速、部件直径以及其他因素。这些因素中的许多是与温度有关的并且在系统被加热时会显著变化。通过监测系统例如超声手术器械的使用期间加热时的共振频率, 这些变化的因素的合成结果是可观测的。

[0109] 图 11 描绘由振荡结构 (即, 换能器 1018、波导 114 以及刀片 118) 的共振频率上

的热生成造成的频率响应。在室温时,例如 23°C,系统的一个期望的共振频率可以是大约 55.5kHz。这在图 11 中的曲线上标记于指示与驱动信号的 0° 相移的零交叉处。如可在图 11 的曲线中看到的,当系统的温度增加时,如在操作期间预期的,共振频率偏移。具体而言,如图 11 中所示,当共振频率从 55.5kHz 下降大致 300Hz 至 55.2kHz 时,观测到温度从 23° C 增加到 200° C。在图 12 的曲线上可观测到类似的频率偏移,其中系统的阻抗 Z 的幅度被监测。同样,指示系统正在共振下操作的最小阻抗幅度 Z 从大致 55.5kHz 偏移至大致 55.2kHz。

[0110] 通过监测相对于相位或阻抗幅度绘制的系统的共振频率的变化,则可以估计系统的温度。例如,如图 11 中所示,对于该系统的 300Hz 的频移表示温度从大约 23° C 到大约 200° C 的变化。因此,通过观测室温时系统的共振频率并且随后随着系统的使用而追踪其共振频率,可以估计振荡结构的温度。这于是可以实现,而不需要任何特别用于温度感测的分离的元件,而是仅仅通过监测使用期间的系统反馈。如上所述,相对于图 4-9,共振频率可以通过监测表示运动电压的 V_{tb} 来确定,并且可以与驱动信号比较以查明相位和频率信息。然而,在不偏离本公开的范围的情况下,也可以监测如图 12 中描绘的阻抗以得到共振频率信息。

[0111] 在本公开的一个实施例中,在制造期间针对超声手术器械 250 的室温共振频率来测试超声手术器械并将该值存储在微处理器或微控制器可访问的存储器中。一旦超声手术器械投入使用,即换能器被激励并开始振荡,则例如每 5ms 地周期性地测量超声手术器械 250 的共振频率。基于瞬时共振频率,能够执行计算以确定振荡结构(即,换能器 1018、波导 114 和刀片 118)的温度。

[0112] 可替换地,因为绝大多数超声手术器械 250 利用一个或多个可更换部件,超声手术器械 250 的部分启动例程可以包括简短激励以确定其由医生组装时的共振频率。例如,在图 2A 中示出的装置中,TAG256 和电池 252 两者是可再使用的,而超声手术器械 250 的剩余部分,包括套管 120、波导 114 以及刀片 118,是一次性部件。因此,在这样的装置中,在将一次性部分连接至系统,特别是 TAG256,之前,测量系统的共振频率是不切实际的。因此,用于确定所组装的装置的共振频率的测试可以在超声手术器械 250 的首次使用之前进行。这一测试可以是用户启动的,或者可以是在允许使用之前作为手术器械的测试例程的一部分在组装该装置时自动运行的。由该测试确定的共振频率应该存储在超声手术器械 250 的存储器中。在每次组装超声手术器械时可设定所存储的室温共振频率,因此每次 TAG256 与超声手术器械 250 的新的一次性部分配合时,执行例程并且新的共振频率重写任何已经存储在存储器中的现存的共振频率数据。

[0113] 可替换地,虽然可能造成一定的精确度损失,可以在 TAG 首次与电池 252 和一次性部分组装以形成超声手术器械 250 时将共振频率存储在 TAG256 中的存储器中。这一一次确定的共振频率可以随后用作所有未来共振频率比较的基础以确定 TAG256 已经连接到其中的超声手术器械 250 的温度。

[0114] 图 13 是描绘可存储在超声手术装置的存储器中的用于确定诸如图 2A 中所描绘的超声手术器械的室温共振频率的启动例程的计算机程序的简化流程图。一旦 TAG256 连接至超声手术器械 250 的剩余部分,并且电池 252 被连接,则在步骤 S101 进行启动例程。在步骤 S103 开始作为启动例程的一部分的共振频率测试。在步骤 S105,在预定的时间段内驱动换能器。换能器被驱动的时间段应该足以确定室温下组装时的超声手术器械 250 的共

振频率 S107。如果共振频率被确定,则该频率存储在存储器中 S109 并且共振频率测试结束 S111,并且超声手术装置 250 能够用于操作。如果未实现共振,则可检查步骤 S113 处的例程以确定实现共振时已经进行了多少次尝试,例如可允许 5 次尝试。如果已经进行了多于 5 次尝试而未实现共振,则在 S115 发出信号“错误”。如果可用的尝试的数量未超出最大值,则例程跳回到步骤 S105 并且再次尝试实现共振,直到实现了共振并且频率值能够存储在存储器中,或者超出可用尝试并产生错误为止。

[0115] 图 14 是描绘可存储在超声手术装置的存储器中的用于确定系统(换能器、波导和刀片)的温度的计算机程序的简化流程图。本领域技术人员将认识到,无论初始室温共振频率如何确定,不管是在 TAG256 的制造期间写入存储器中,是在 TAG256 的首次使用时确定的,还是每次 TAG256 连接至超声手术装置 250 的剩余部分时新确定的,都可以利用这一过程。

[0116] 在图 14 中,超声手术器械 250 的扳机 258 在步骤 S201 中被拉动。接下来在步骤 S203 中进行共振的检查。本领域技术人员将理解,在步骤 S201 和 S203 之间插入延迟以允许超声手术装置 250 有机会实现共振是期望的。如果实现了共振,则在步骤 S205 将共振时的频率的值写入装置中的存储器中。接下来在步骤 S207 将即时的共振频率与室温共振频率进行比较。如果在 S209 中频移或响应小于预定量 Y,则在步骤 S211 中例程查看扳机是否仍然被按压。如果扳机不再被按压,则在步骤 S213 结束例程。然而,如果扳机仍然被按压,则在步骤 S215 检测新的即时共振频率。S215 中的检测步骤可接着设定延迟。在步骤 S205 中,新检测到的共振频率随后写入存储器中。在一些实施例中,仅一个即时共振频率的值保留在存储器中以与室温共振频率进行比较。在其他实施例中,可以将共振频率的日志存储在存储器中。一旦出现故障或要求分析装置使用的其他事件,这一历史记录在回顾装置的历史使用时是有用的。

[0117] 在步骤 209,如果频移大于例如 300Hz 的预定量,则可以将信号发送给用户以表明超声手术装置 250 被估计在例如 200°C 的特定温度之上。对于用户的警报可以是听觉上的声调、装置上的诸如 LED 的光指示器或者在超声手术器械 250 的手柄中由用户感受的触觉响应。

[0118] 可选地,超声手术器械可以基于达到这一温度而在步骤 S223 自动关断,或者互锁 S225 可以防止超声手术器械在时间段(Y 秒)(例如 15 秒)内激励以允许超声手术装置 250,并且特别是刀片 118,冷却,在该时间段之后,扳机 258 可以在步骤 S201 被重新拉动。

[0119] 类似地,在步骤 S203,如果仍然未实现共振,则在步骤 S219 触发延迟 X(例如 5ms),此后在步骤 S221,进行查询以确定自初始扳机 258 拉动起是否已经经过了太多时间以及实现共振。如果已经经过了太多时间,则装置可关机并在步骤 S223 发出信号“错误”。

[0120] 本领域技术人员将认识到,除了具有生成高温信号时的单个频移以外,存储器还可以存储一系列频移并且可以对于用户生成渐变的温度信号。例如,如果频移是 100Hz,则装置可以生成绿色视觉信号以表明温度增加不大,也许仅仅达到 70°C。类似地,黄色视觉信号可用于表明 200Hz 的共振频移,表明也许是 130°C 的温度。

[0121] 可替换地,可以利用经验公式并将其存储在超声手术装置的存储器中以用于将感测的频率响应转换为估计的温度。因此,当检测到瞬时共振频率时,可包括室温共振频率和/或对于温度比较函数的加权频率响应的公式被用于估计相当于频率响应的温度变化。这

可以同样地联结于视觉、听觉或其他发信号装置。在这样的情况下,将可以经由显示器或者例如液晶显示器(LCD)向用户呈现估计的温度值。

[0122] 示例性的公式是: $T_{Est} = T_{Room} + \frac{(F_{Room} - F_{Inst.}) \cdot 180C}{300Hz}$, 其中 T 是温度, F 是频率,

Room 表示在启动时测量的值并且 Inst. 是瞬时测量值。因此,如上所述,通过使用刀片的瞬时频率并且计算估计的温度,超声手术器械可以由发生器中的微控制器控制以警告外科医生:尖端是温的或热的。

[0123] 图 15 描绘图 1、2 和 2A 中示出的超声手术器械的波导 114 的远侧端部和刀片 118 的放大视图。超声共振器 150 嵌入刀片 118 内。超声共振器 150 可以由上述类型的压电晶体形成,然而不是获取电能并将其转换为机械运动,共振器 150 (例如,加速度计)获取所施加的机械力并将其转换为电信号,该电信号经由引线 152 发送至微处理器 302 或微控制器 1004 用于分析。

[0124] 在一个实施例中,超声共振器 150 布置在超声手术器械 250 的刀片 118 中。超声共振器 150 的尺寸使得其共振频率远离于超声手术器械 250 (例如, TAG256、波导 114 和刀片 118) 的共振频率。例如,如果超声手术器械 250 具有 55.5kHz 的室温共振频率,则超声共振器 150 可具有 101.7kHz 或大约 100kHz 的室温共振频率。然而,共振器 150 的共振频率可甚至进一步远离于超声手术器械 250 的共振频率,其可以是例如 800kHz 或者超声手术器械 250 的操作范围以外的其他频率。

[0125] 在操作中,刀片 118 的机械运动对超声共振器 150 施加机械力。这一机械运动由共振器 150 转换为电信号。机械力越大,则产生的电信号越大。由于电信号取决于所施加的力,最大的电信号将生成于超声手术器械 250 的腹点,在此处谐波振荡的幅度最大。如以上解释的,刀片 118 最有效地位于腹点,使得机械运动的最大幅度可以被给予组织。因此,虽然共振器 150 可以位于沿着波导 114 和刀片 118 的任何位置,但是更有效的是将它们布置在腹点附近,或者至少离开几乎无或没有运动的节点。

[0126] 当刀片 118 在使用期间变热时,共振器 150 也将变热。共振器 150 的这一变热将对生成的电信号产生影响。随着刀片 118 变热,其共振频率偏移,共振器 150 的共振频率也偏移并且由共振器 150 生成并发送至微处理器 302 或微控制器 1004 的电信号(例如,频率和电压)的分量也偏移。因为共振器 150 与超声手术装置 250 的其他部件合理地隔离,共振频率以及由共振器生成的电信号的变化的主要原因是由刀片 118 的变热造成的温度增加。

[0127] 与如上针对图 11-14 描述的共振频率的监测一样,共振器 150 的共振频率可在制造期间存储在超声手术装置 250 的存储器中。类似地,在启动期间,当超声手术装置 250 在室温下实现共振时由共振器 150 产生的电信号(例如,频率和电压)的特性可被确定并存储在存储器中。在室温共振下由共振器 150 产生的电信号随后可与当超声手术装置 250 在使用期间由于其变热而导致超声手术装置 250 的共振频率偏移时由共振器 150 产生电信号进行比较。通过比较室温电信号值与操作期间感测的值,可以通过使用经验公式,通过使用查找表,如在此参照图 14 针对检测整个振荡结构的温度所述的,或者通过对于本领域技术人员来说已知的其他手段来确定共振器 150 在任意时间点的温度。

[0128] 通过沿着波导 114 和刀片 118 布置多个共振器 150,可以通过比较每一个共振器 150 产生的信号来确定超声手术器械 250 的哪些部件正在变热并且它们变热的程度。由此,

超声手术器械 250 并且特别是微处理器 302 或 1004 能够分辨出：尽管存在整个超声系统（例如，TAG256、波导 114 和刀片 118）的 300Hz 的频移，但是因为只有例如由位于刀片 118 中的共振器 150 生成的电信号相比于其在室温共振下产生的电信号发生变化，因此只有刀片 118 经历显著的变热。因此，多个共振器 150 允许沿着待确定的振荡结构的温度梯度。可替换地，如果在刀片 118 和波导 118 两者上的共振器 150 表现出电信号的变化，则超声手术器械 250 可以确定即使不是全部振荡结构也是大部分振荡结构经历变热。

[0129] 在替换实施例中，共振器 150 由分离的信号发生器驱动。因此例如，将 101.7kHz 下的驱动信号施加至一个或多个共振器 150 并且监测每一个共振器的返回信号以维持共振器 150 在共振时的振荡。在超声手术器械 250 的各个部件变热时，每一个共振器 150 的共振频率将独立于该特定共振器 150 的温度而变化。各个共振器 150 的频移可以与原始的 101.7kHz 比较，以与以上针对图 13 和 14 中的总体系统的温度检测而描述的相同方式确定每一个共振器的温度。以这一方式，附加信息可以提供给用户，以使得在仅单个部件达到高温（例如，刀片 118）时，或者是否整个系统（例如，TAG256、波导 114 和刀片 118）正在变热，向外科医生发出信号。

[0130] 与以上针对图 13 和 14 描述的实施方式一样，可以向用户提供各种指示器，包括视觉的和听觉的，以及在预定时间内或者在部件或系统的感测温度已经返回到可接受的水平之前防止使用超声手术器械 250 的互锁。

[0131] 可替换地，共振器 150 可以是刀片 118 延伸的简单金属突起（未图示）。每一个金属突起具有与刀片 118 的剩余部分不同的特定共振频率。突起的共振频率将取决于质量、长度、材料和本领域技术人员已知的其他因素。使用傅里叶变换，或者如上所述的 DFT，或者快速傅里叶变换，能够以考虑刀片的共振频率的方式关注共振器 150 的已知峰（即，它们的共振频率）。通过关注共振器 150 的共振频率下或其附近的变化，能够以与上述非常相同的方式确定共振器 150 的温度变化。

[0132] 图 16 和 17 是描绘超声手术器械 250 的质量或 Q 并且比较当操作于共振时当仅在空气中时与当接触组织时的 Q 的附加的波德图。Q 是系统的共振的质量的度量。高质量共振（高 Q）将具有高峰形状，而较低质量的共振（低 Q）将具有较小的总体响应和较低峰曲线。

[0133] 如可在图 16 和 17 两者中看到的，诸如超声手术器械 250 的共振结构的 Q 在操作于仅仅空气中时或在与组织接触时变化极大。事实上，Q 将取决于与组织有关的各种因素而变化。例如，相比于干燥组织，Q 对于湿润组织将不同；诸如骨骼的刚性结构产生与诸如血管和结缔组织的柔软结构不同的 Q。甚至施加至刀片的夹持压力也会影响 Q，当夹持压力高时，导致较低的 Q。类似地，不仅在端部执行器 117 处接触组织会影响 Q，而且沿着共振结构（例如，换能器、波导和刀片）装置的长度的任何组织接触都会改变 Q。并且，节点处的接触具有与腹点处的接触不同的影响。

[0134] 可以使用以下公式来计算 Q： $Q = \frac{f_r}{\Delta f} = \frac{\omega_r}{\Delta \omega}$ ，其中 f_r 是共振频率， Δf 是带宽， $\omega_r = 2\pi f_r$ 是角共振频率，以及 $\Delta \omega$ 是角带宽。更一般而言并且在电抗部件规格（尤其是电感器）的背景下，使用如下的 Q 的与频率有关的定义： $Q\omega = \omega \cdot \frac{\text{Max.EnergyStored}}{\text{PowerLoss}}$ 。

[0135] 因此，可以通过测量共振频率并将该曲线与能量最大值的一半处的带宽进行比较

来从该曲线得出 Q 。 Q 基本上描述曲线的“峰度(peakiness)”。其也可以认为是与有多少能量存储在波导中相比,有多少能量正在消散。在空气中,超声波导具有非常高的 Q ,因为几乎没有能量正在消散在空气中并且其全部存储在波导中。当波导接触组织时,能量消散在组织中,并且显著降低 Q 值,意味着对于相似的共振频率而言观测到的带宽更宽。如果波导接触金属或水,则 Q 也将取决于波导在多大程度上将能量消散在金属或水中而有所不同。消散的能量越多, Q 越低。

[0136] 在本公开的一个实施例中,经验地得出各种 Q 值并将其存储在超声手术器械 250 的存储器中。在超声手术器械 250 被激励时,可以进行 Q 的周期性测量并将其与存储在存储器中的值进行比较。通过比较所测量的值与存储的值,可以在任一时间向用户提供有关端部执行器 117 中的材料的种类的信号。这对于例如警告用户以下情况是有用的:在端部执行器 117 内存在骨骼,或者对于探查中的组织正在施加太大的夹持压力,或者刀片 118 或波导 114 与来自例如另一个手术器具或患者体内的移植物的金属接触,或者可能热的波导与沿其长度的某处的组织接触。并且, Q 值可以向外科医生表明刀片 118 正在接触端部执行器(其将是相当刚性的)的其他部分接触并且这样的持续接触会损伤超声手术器械 250。

[0137] 在另一实施例中,超声手术器械 250 可以得出端部执行器 117 内抓取的特定组织的 Q 值并且调整电力和驱动信号参数以实现更好的组织效果。这可以通过考虑图 17 中的曲线的 Q 值来实现,其中相对于共振频率绘制出阻抗,其指示施加于刀片 118 的负载。

[0138] 在又一实施例中,超声手术器械 250 可以监测 Q 值以确定其何时变化并且基于这样的变化来改变能量的施加(例如,停止能量的施加)并且由此改变刀片 118 的运动。这对于例如以下情况是有用的:存在具有不同特性的组织层,例如在诸如肠造口术的肠手术中,期望切割组织的第一层但是不切割组织的第二层。在这样的情况下,在端部执行器 117 的初始抓取以及超声能量的施加之后,可以确定第一 Q 值,并且随后可以监测 Q 值直到检测到该组织的 Q 值变化。在一些情况下,该变化必须大于预设量或百分比,或者在其他情况下,任何变化可导致程序的停止以防止端部执行器处理下层组织。无论如何,在出现 Q 值的期望变化时,改变(例如停止)施加于超声手术装置的能量以防止进一步切割或处理组织。

[0139] 虽然在此详细描述了 Q 值的监测,但是超声手术器械的操作的监测和调整不限于 Q 值。反而,也可以监测包含关于接触刀片的材料的信息的信号的其他特性,并且在检测到如在此针对 Q 值描述的该特性的阈值以及变化时以与在此描述的类似方式调整施加于刀片的能量。

[0140] 在所有在此描述的实施例中,所收集的数据(例如,共振频率数据),所进行的计算(例如,温度或 Q 值)以及与超声手术器械 250 有关的其他参数可以本地存储在例如容纳在 TAG256 内的诸如 EEPROM 的存储器中或其他数据存储装置中。该数据也可以是从存储器下载的,以使得在要关注 TAG256 或超声手术器械 250 的其他元件的使用时,可以稍后分析该数据。

[0141] 并且,虽然在此的若干实施例是具体针对图 2A 中描绘的超声手术器械 250 进行描述的,但是这些概念和控制特征可以等同地用于其他的超声手术系统,包括但不限于,图 1、2 和 3 中所示并且在此详细描述为超声手术器械 300 的那些。

[0142] 虽然已经公开了本公开的具体实施例,但是本领域普通技术人员将理解在不偏离本公开的精神和范围的情况下可以对所述具体实施例进行改变。因此,本公开的范围并不

限于所述具体实施例,而是旨在所附权利要求覆盖本公开的范围内的所有这样的应用、修改和实施例。

[0143] 根据前述内容,并且参照各种附图,本领域技术人员将意识到在不偏离本公开的范围的情况下也可以对其进行特定修改。虽然本公开的若干实施例已经在附图中示出和/或在此讨论,但是本公开并不限于此,而是旨在本公开在范围上与本技术将允许的同样宽并且说明书被同样地阅读。因此,以上描述不应该解释为是限制性的,而仅仅是对具体实施例的示例。在所附的权利要求的范围和精神内,本领域技术人员将设想其他修改。

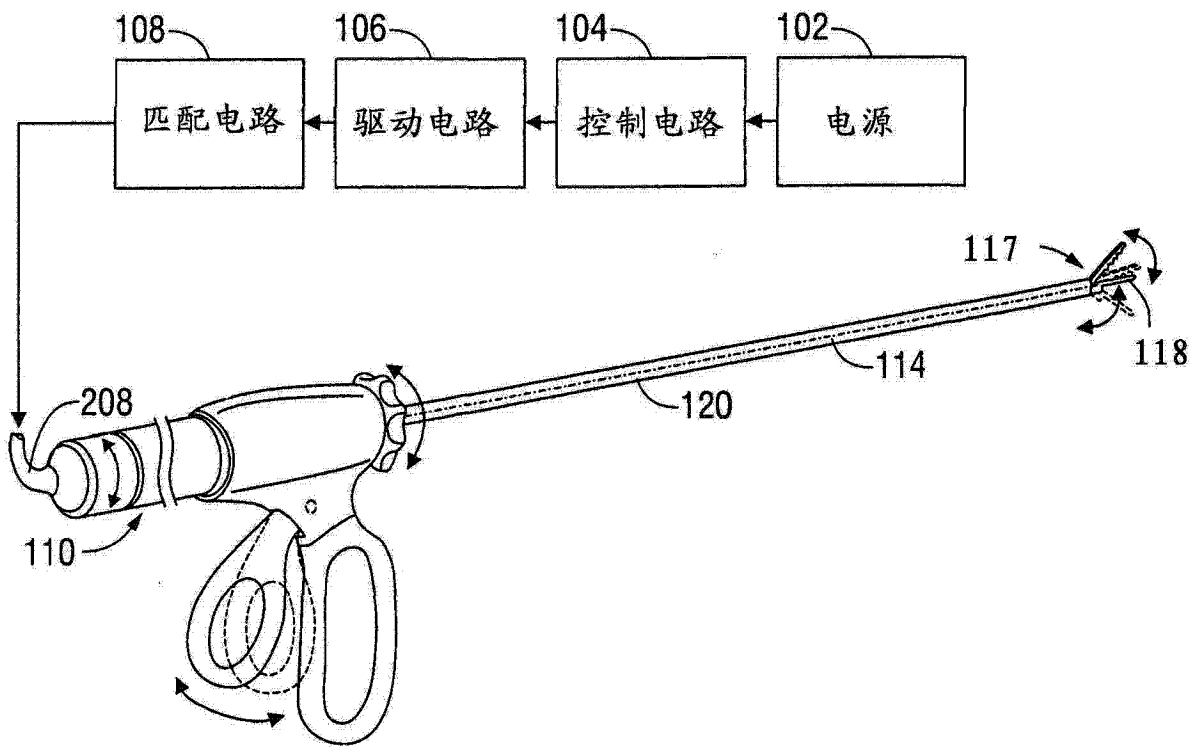


图 1

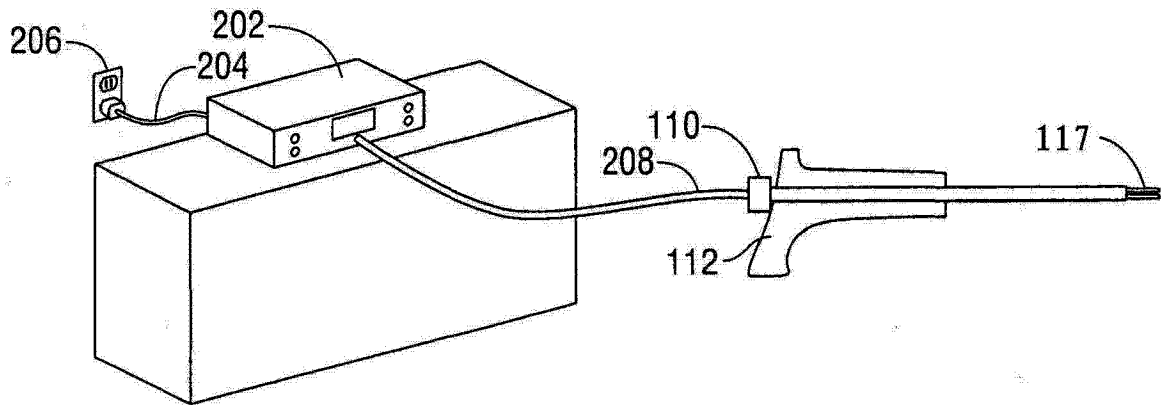


图 2

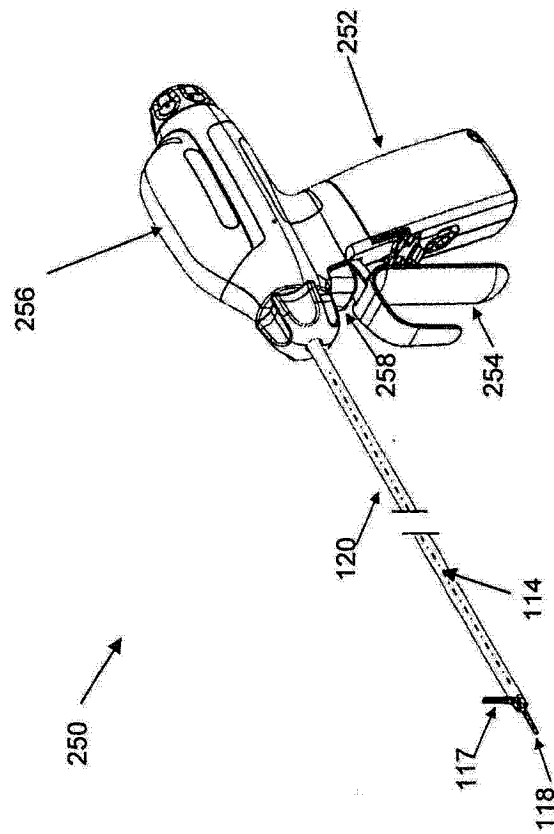


图 2A

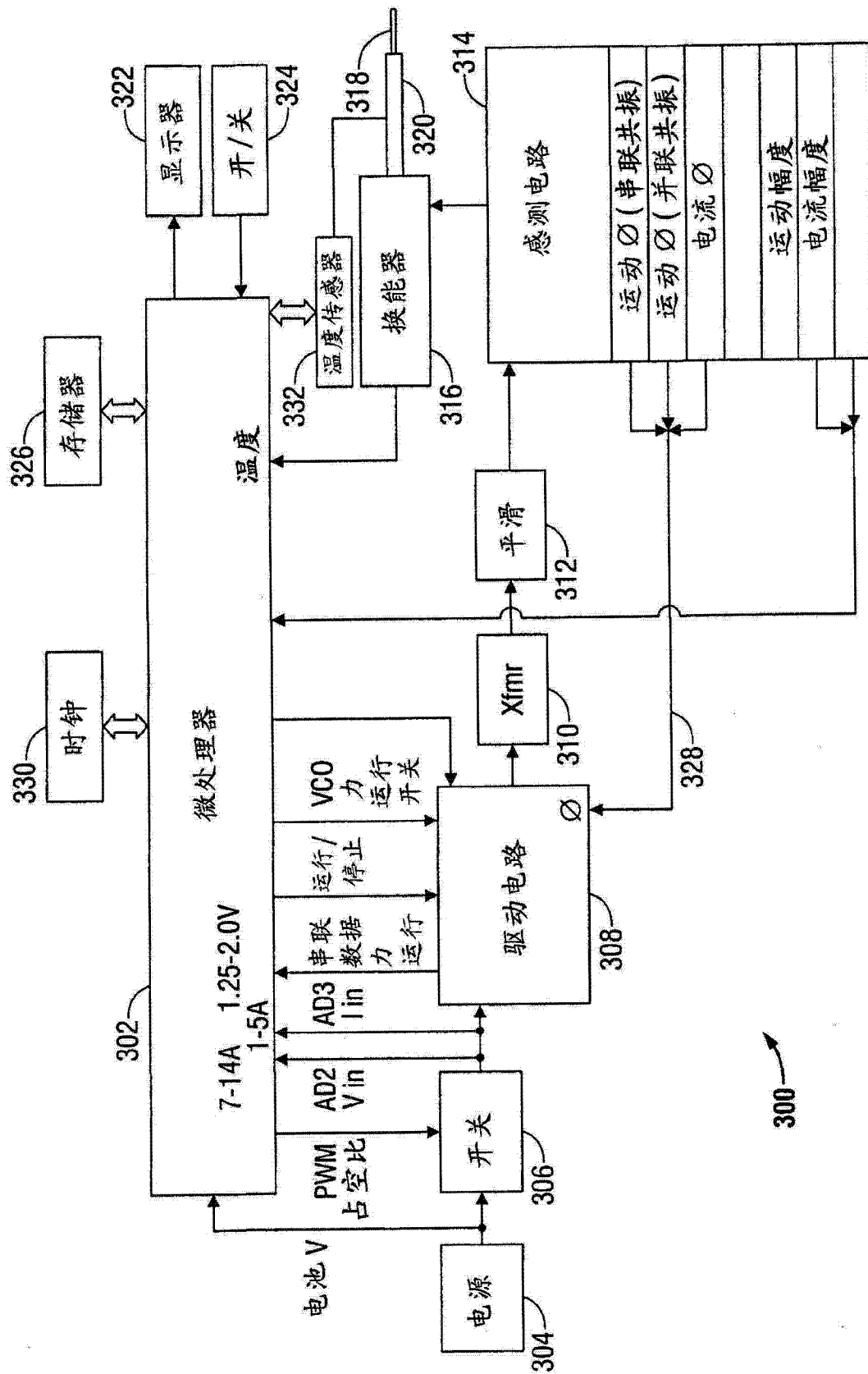


图 3

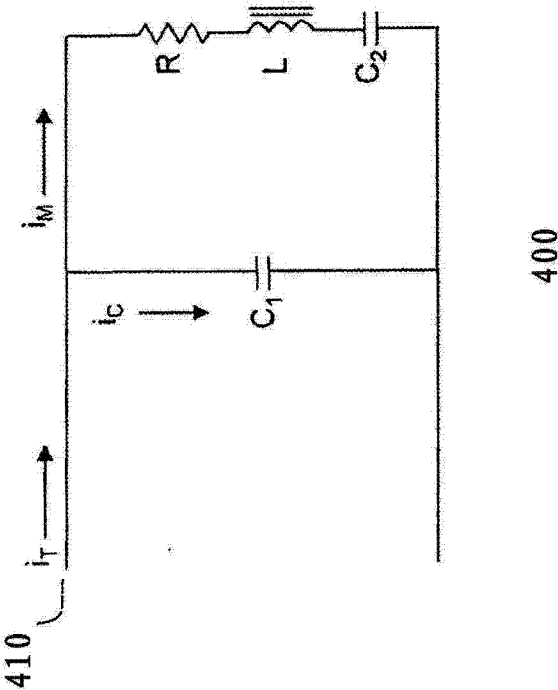


图 4

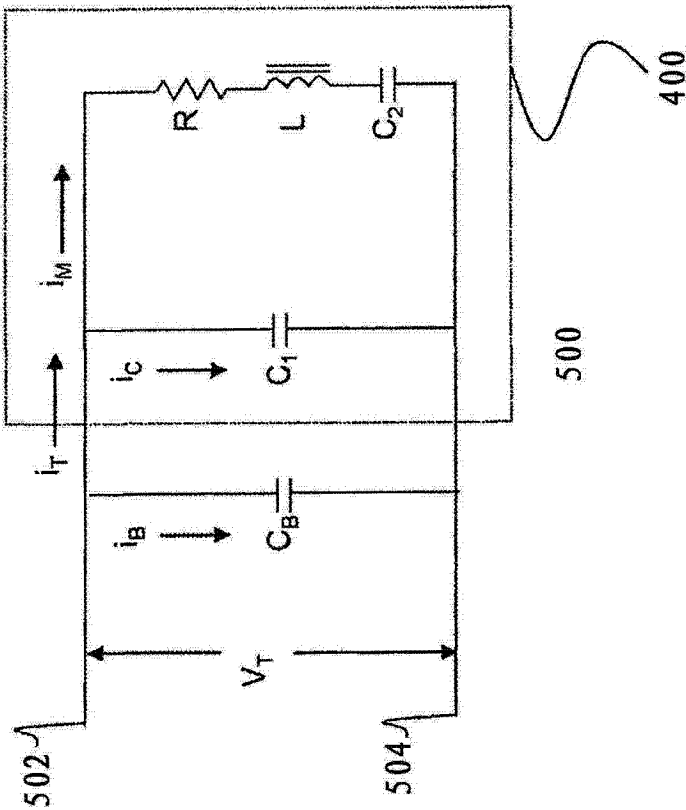


图 5

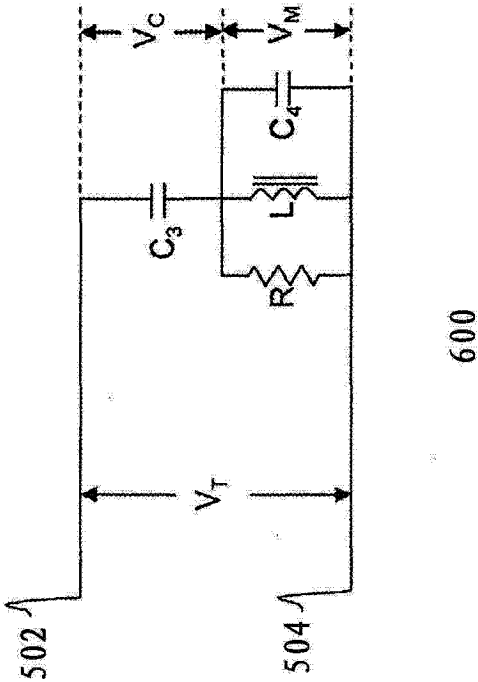


图 6

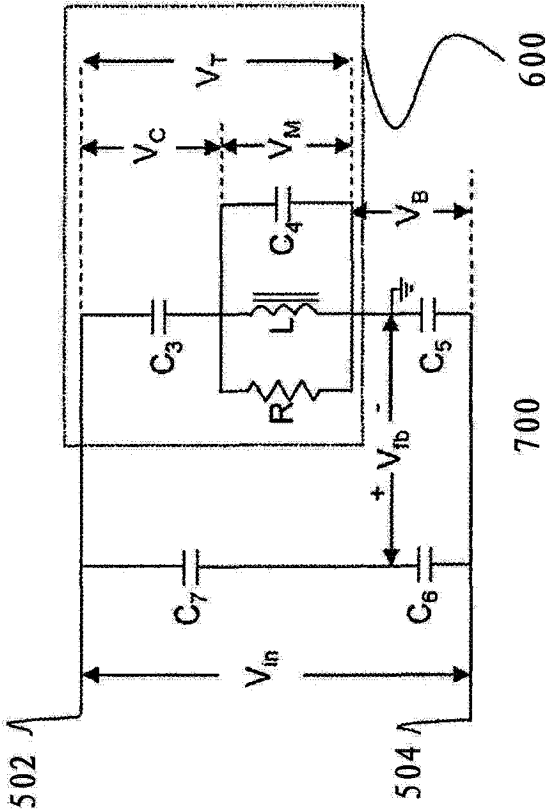


图 7

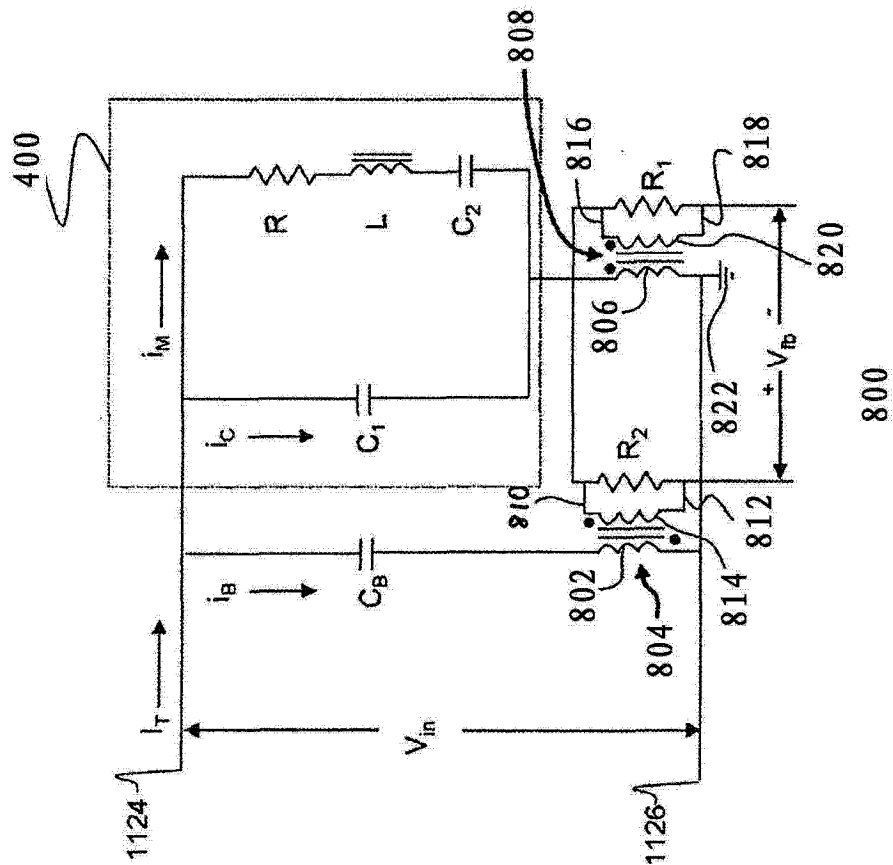


图 8

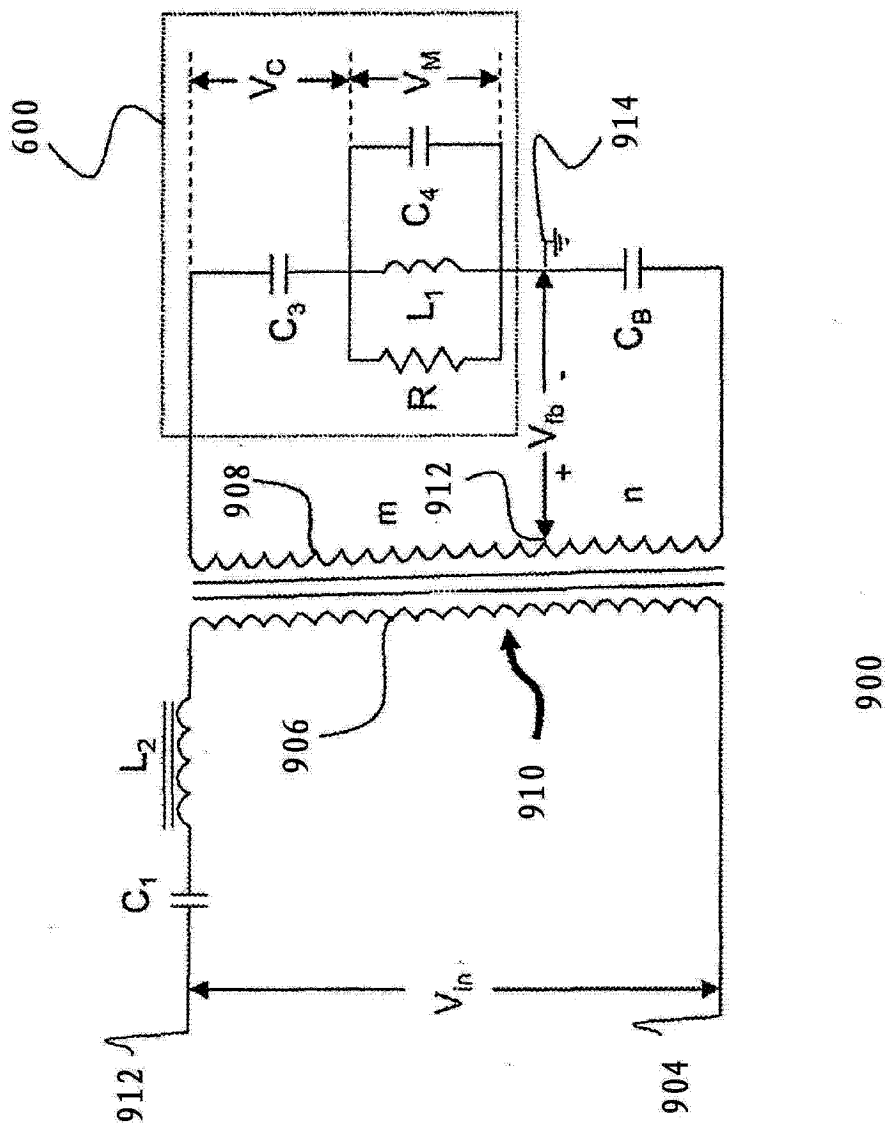


图 9

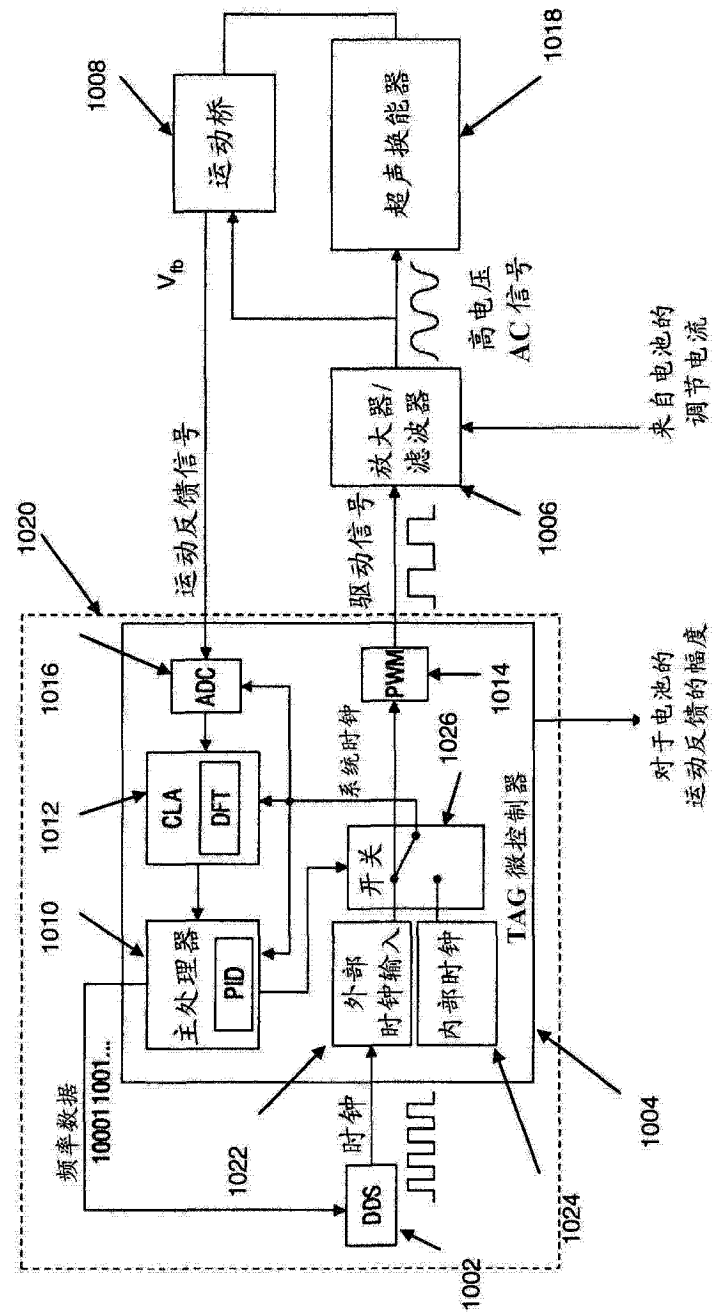


图 10

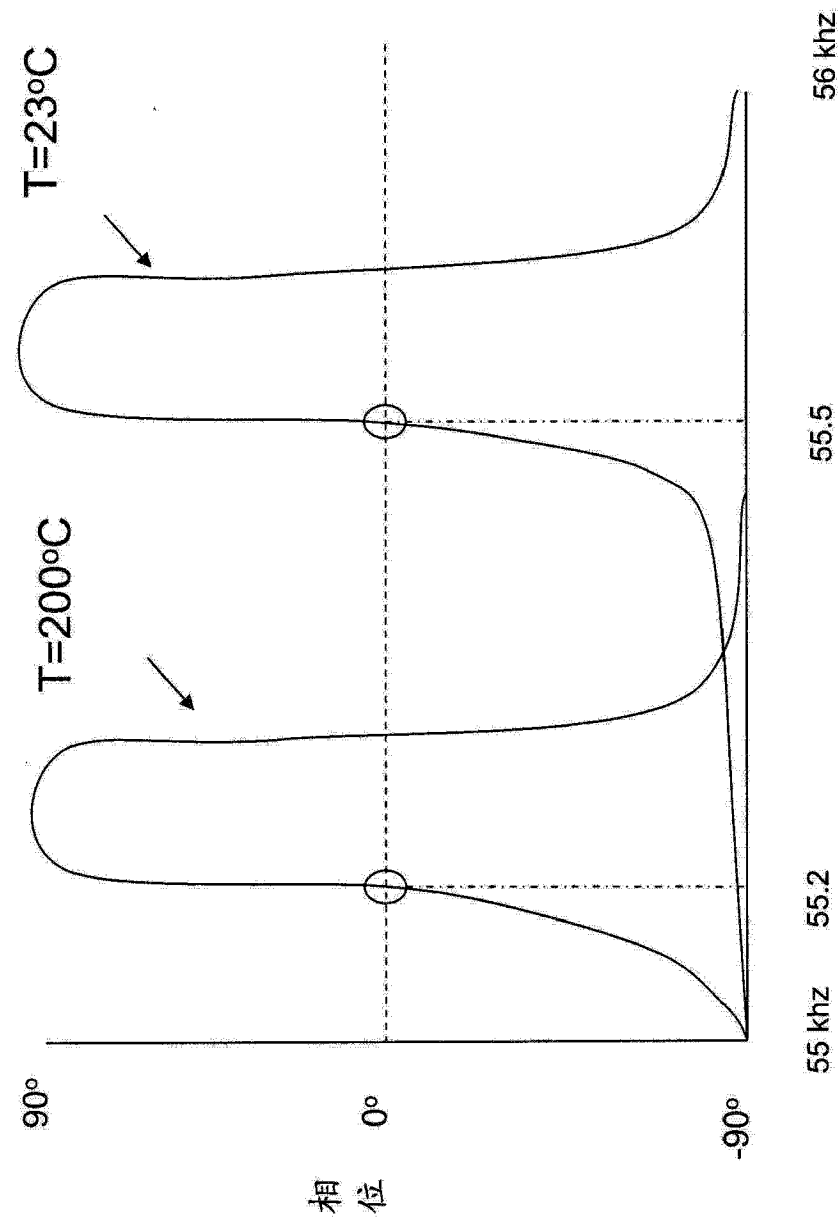


图 11

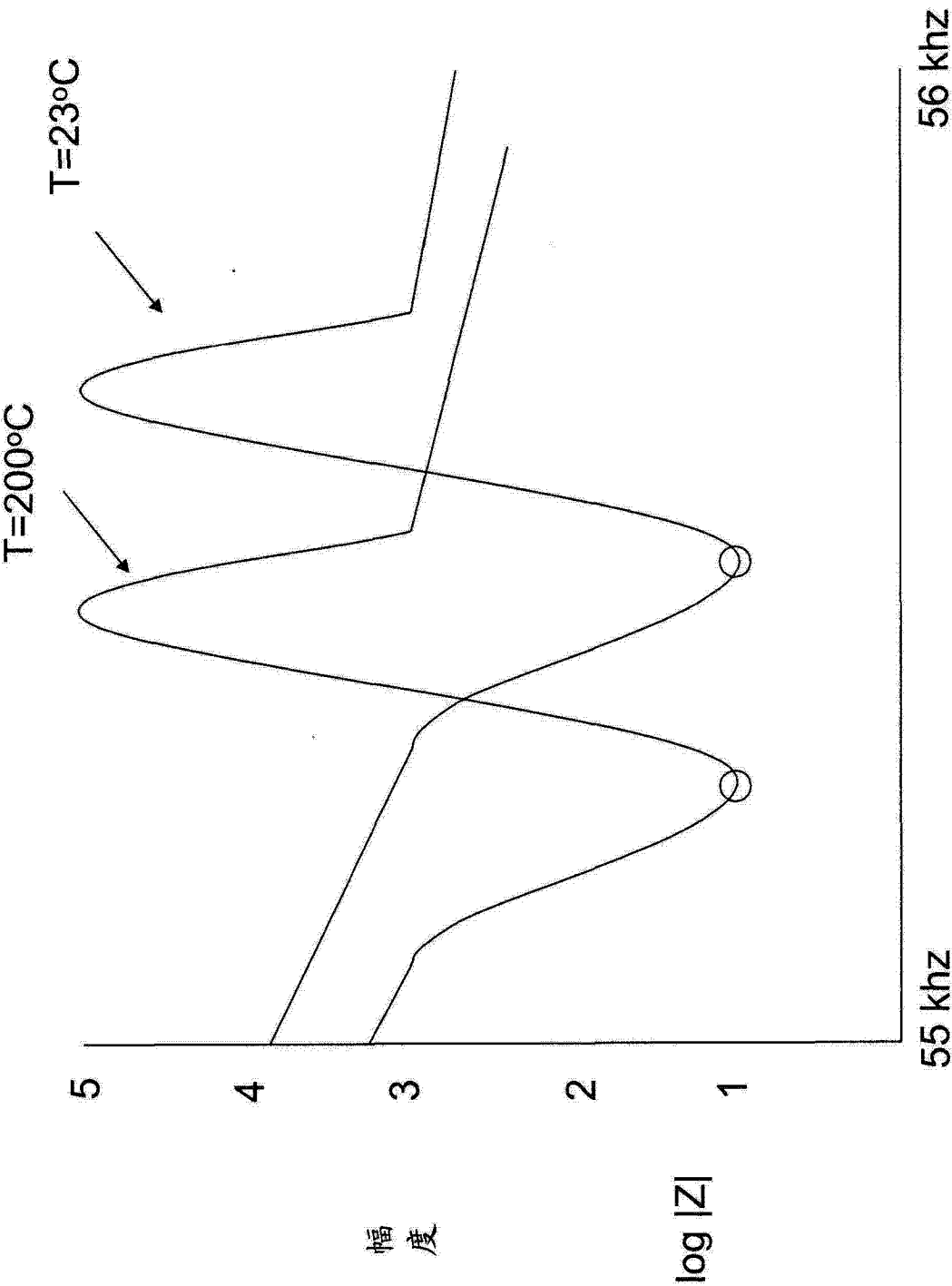


图 12

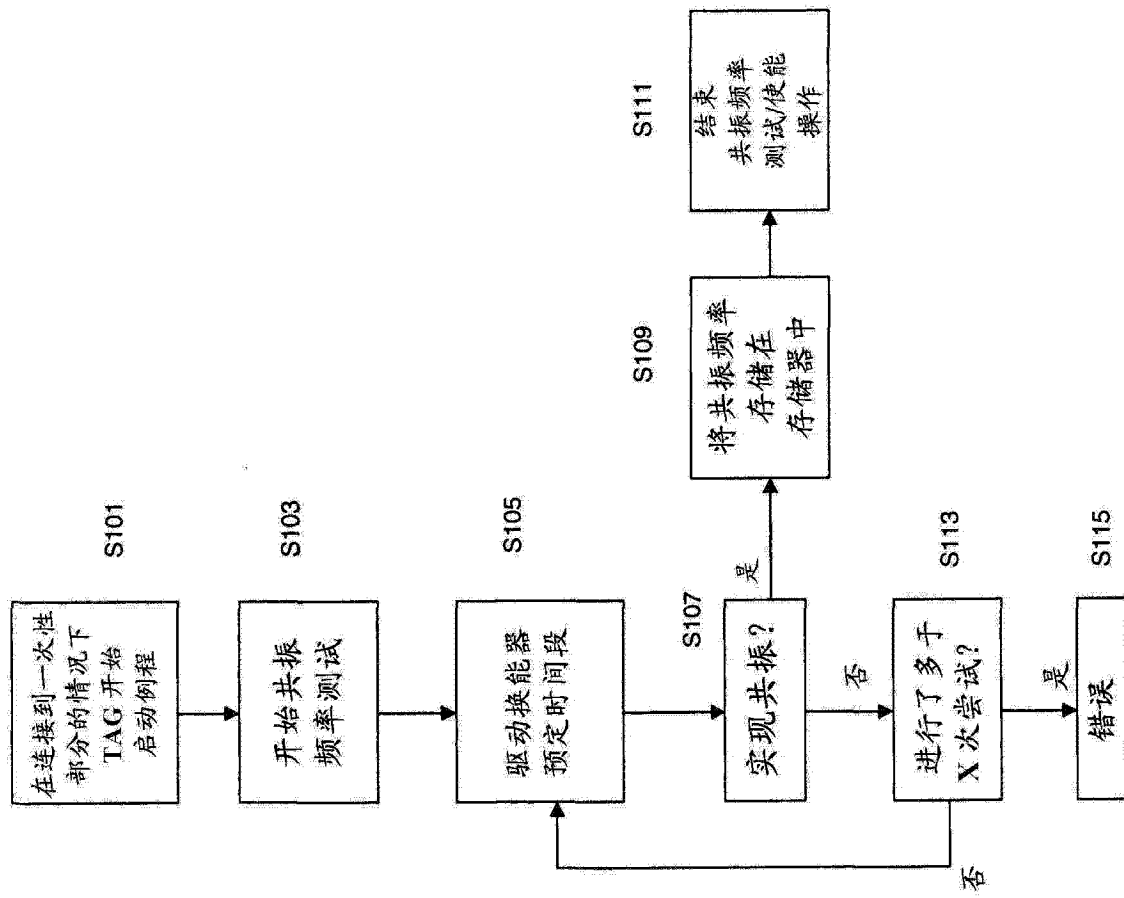


图 13

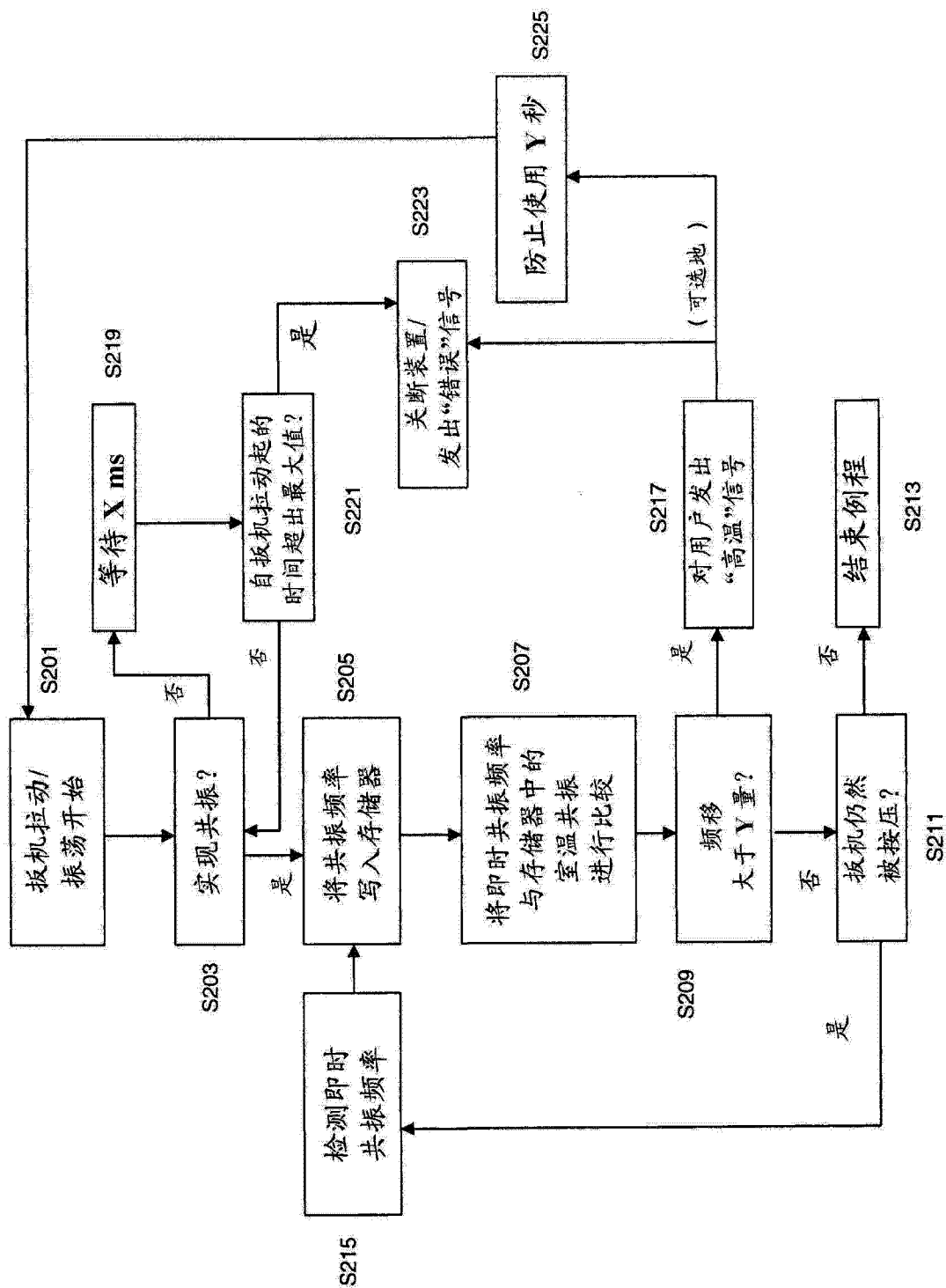


图 14

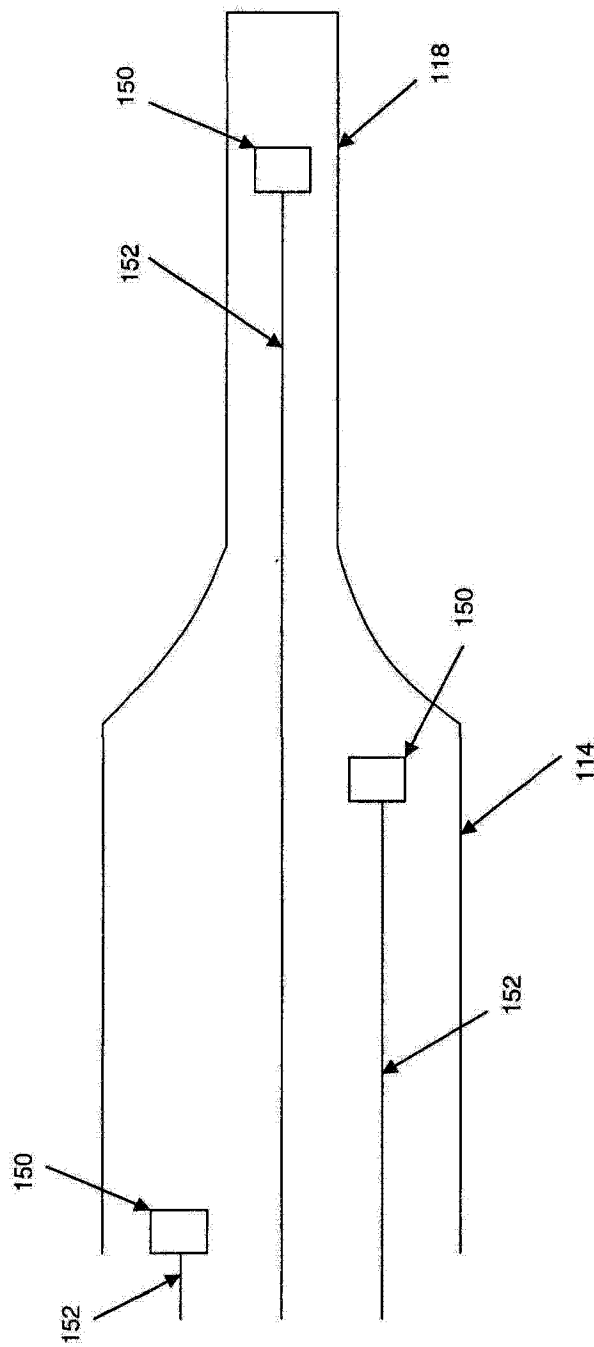


图 15

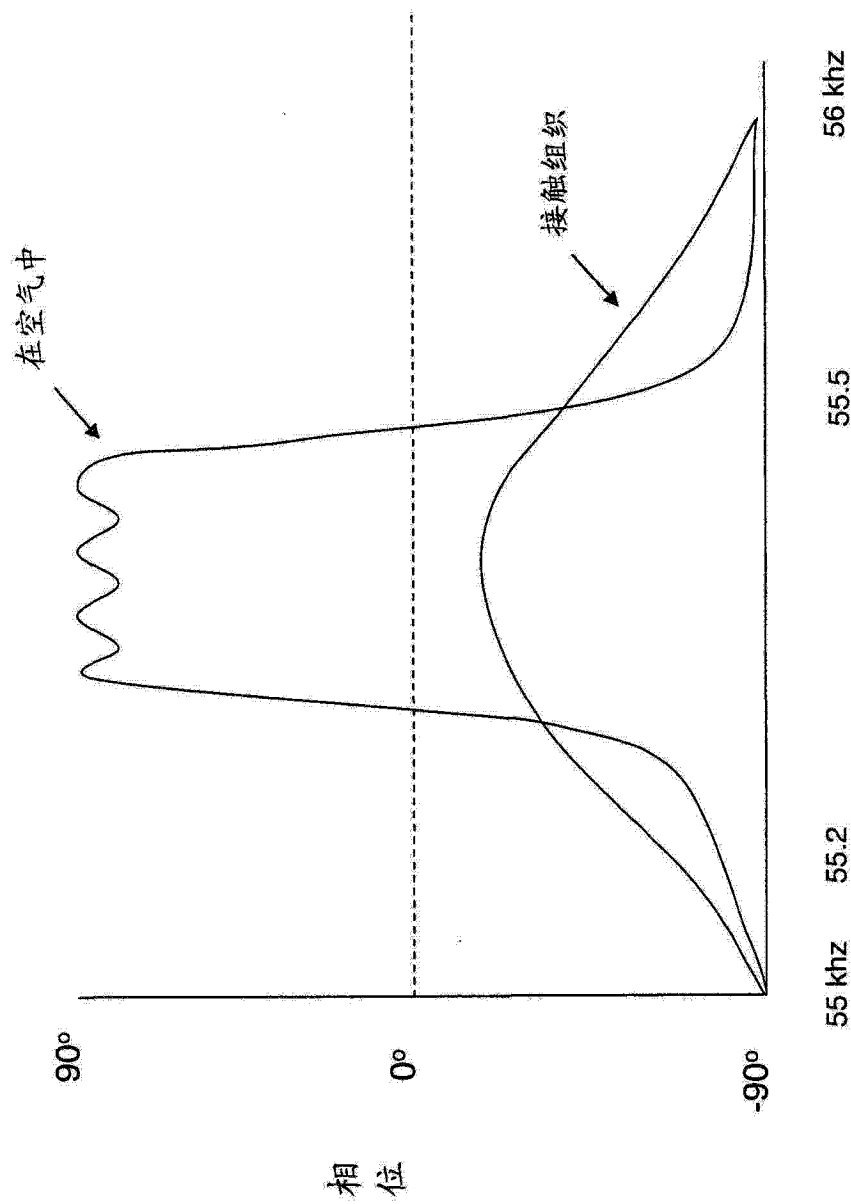


图 16

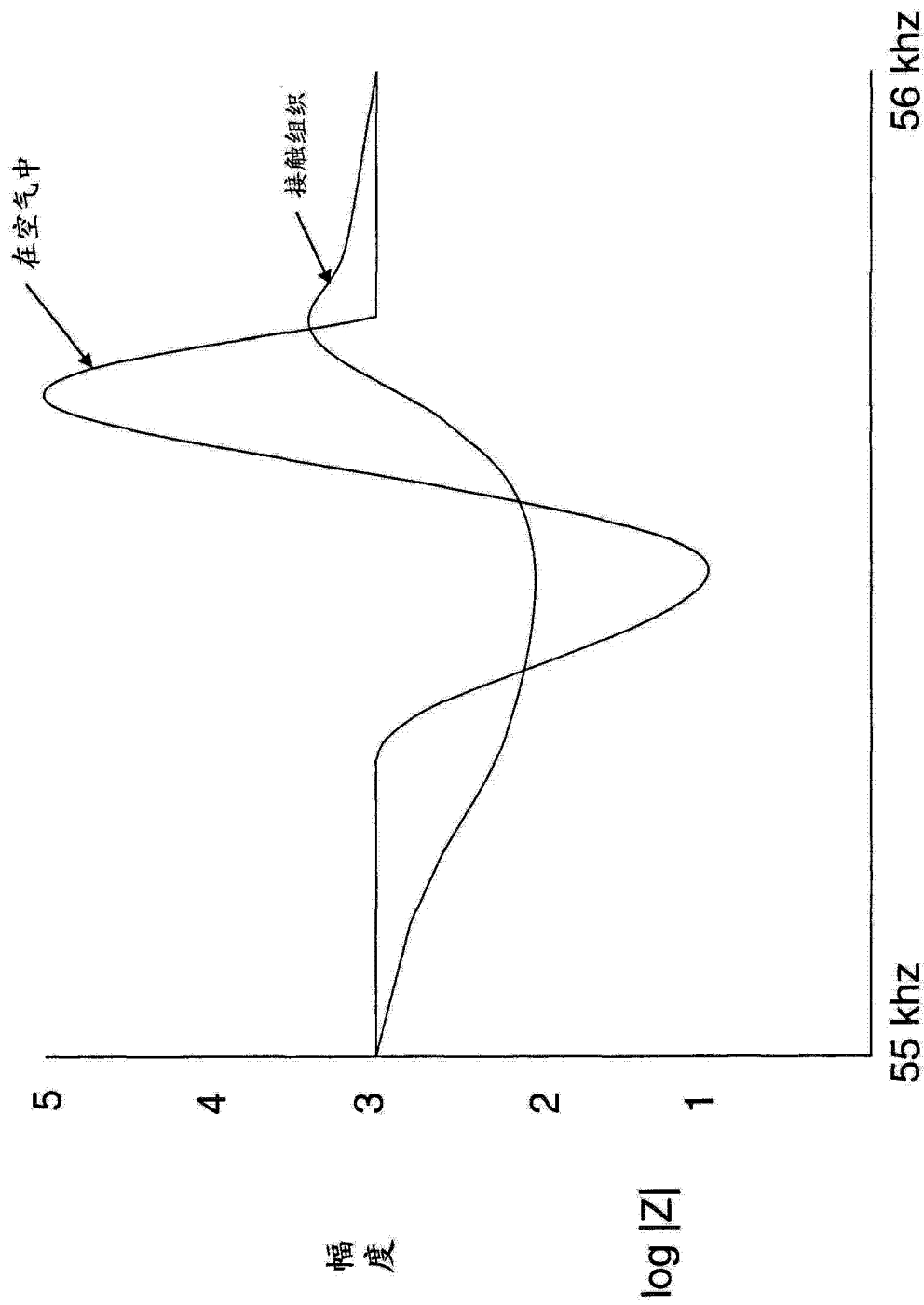


图 17

专利名称(译)	超声手术设备		
公开(公告)号	CN203354608U	公开(公告)日	2013-12-25
申请号	CN201320334904.9	申请日	2013-06-09
[标]申请(专利权)人(译)	柯惠有限合伙公司		
申请(专利权)人(译)	科维蒂恩有限合伙公司		
当前申请(专利权)人(译)	科维蒂恩有限合伙公司		
[标]发明人	AB罗斯 DJ万图尔 D普里塞		
发明人	A·B·罗斯 D·J·万图尔 D·普里塞		
IPC分类号	A61B17/32		
CPC分类号	A61B17/320068 A61B2017/00106 A61B17/22004 A61B17/320092 A61B2017/00115 A61B2017/0003 A61B2017/00084 A61B2017/00734 A61B2017/00075 A61B2017/320094 A61B2017/320095		
代理人(译)	袁玥		
优先权	61/658045 2012-06-11 US 13/840267 2013-03-15 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本公开涉及超声手术设备。该设备包括：输出预定电压和频率的驱动信号的第一信号发生器；接收驱动信号并且以驱动信号的频率振荡的第一振荡结构；检测第一振荡结构的机械运动并且输出表示机械运动的信号的桥电路；整体地形成于第一振荡结构的一部分内、输出电信号的第二振荡结构；以及接收由桥电路输出以及由第二振荡结构输出的信号、基于所接收的信号来确定第一振荡结构在振荡时所处的瞬时频率，将来自第二振荡结构的电信号与已知信号值进行比较并且基于比较来确定第二振荡结构的温度的微控制器。一实施例的目的是改进对于设备的温度检测以及对于组织类型的检测。一实施例的效果是改进了对于设备的温度检测以及对于组织类型的检测。

