



(10)授权公告号 CN 104994967 B

(45)授权公告日 2018.05.01

(21)申请号 201480002498.3

(22)申请日 2014.12.29

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 104994967 A

(43)申请公布日 2015.10.21

(30)优先权数据

61/921,294 2013.12.27 US

61/986,563 2014.04.30 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2015.03.24

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/US2014/072589 2014.12.29

(87)PCT国际申请的公布数据
W02015/100457 EN 2015.07.02

(73)专利权人 英特尔梅迪股份有限公司
地址 美国威斯康辛州

(72)发明人 盖里·J·庞德 约翰·蓓特
迈克尔·W·艾伦

(74)专利代理机构 上海弼兴律师事务所 31283
代理人 薛琦 王婧荷

(51)Int.Cl.
B06B 1/02(2006.01)

(56)对比文件
CN 102149429 A,2011.08.10,
CN 203354581 U,2013.12.25,
US 2010019833 A1,2010.01.28,
EP 1529570 A2,2005.05.11,
US 2010236092 A1,2010.09.23,
US 2007046143 A1,2007.03.01,
US 6157821 A,2000.12.05,
US 2006/241524 A1,2006.10.26,

审查员 方佳

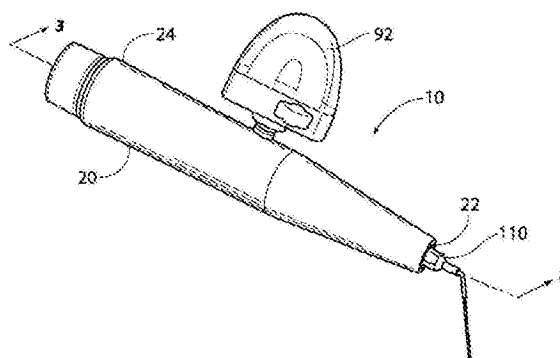
权利要求书2页 说明书11页 附图13页

(54)发明名称

压电设备和电路

(57)摘要

本发明提供了一种具有一电路的设备。该电路包括从一能源接收电能的至少一升压转换器、和该升压转换器串联的一方波驱动器、和该方波驱动器串联并用于将方波转换为正弦波的一电感、以及和该电感串联的一压电传感器,该压电传感器可连接负载。该设备还包括连接至该电路的一锁相环路,用于在该压电传感器连接负载时确定该压电传感器的谐振频率。



1. 一种无线手持式设备,包括:
 - 一驱动电路,该电路包括:
 - 从一能源接收电能的至少一升压转换器;
 - 和该升压转换器串联的一方波驱动器;
 - 和该方波驱动器串联的一电感,用于将方波转换为正弦波;以及
 - 和该电感串联的一压电传感器,该压电传感器可连接负载,该压电传感器具有一电容、一机械谐振频率、以及一三次谐波模式的振动;
 - 和该驱动电路相连的一锁相环路,该锁相环路配置为在该压电传感器连接该负载时将驱动电压与该压电传感器的谐振频率同步;以及
 - 和该锁相环路相连的一限频电路。
2. 如权利要求1所述的设备,其中该能源为一可充电直流电池,其中该能源构成该电路的一部分。
3. 如权利要求1所述的设备,其中该电路还包括和该电感串联的一电容,用于消除该压电传感器的直流电部分。
4. 如权利要求1所述的设备,其中该电路还包括与该压电传感器并联的一电容,用于抑制该压电传感器的至少一三次谐波模式的振动。
5. 如权利要求1所述的设备,其中该电路还包括和该传感器串联的一对背靠背的二极管,用于确定流经该传感器的电流的相位,以将该相位送入该锁相环路的相位比较器。
6. 如权利要求2所述的设备,其中该电路还包括由该直流电池供电的一第二升压转换器。
7. 如权利要求6所述的设备,其中该第二升压转换器的输出向该锁相环路提供电能。
8. 如权利要求1所述的设备,其中该负载为一治疗尖端,用于一牙科过程或一医疗过程。
9. 如权利要求4所述的设备,其中该电容具有大于该压电传感器电容的一容量,和该电感一起具有高于该压电传感器的机械谐振频率、但低于该压电传感器的三次谐波模式的振动的一谐振频率。
10. 如权利要求1所述的设备,其中该限频电路检测在一低通滤波器上的电压,以防止该锁相环路超出该压电传感器的谐振频率。
11. 一种无线手持式超声波设备,包括:
 - 具有一远端的一设备主体,该远端用于连接至至少一治疗尖端;以及
 - 位于该设备主体内的一驱动电路,该电路包括:
 - 至少一升压转换器;
 - 和该升压转换器串联的一方波驱动器;
 - 和该方波驱动器串联的一电感,用于将方波转换为正弦波;以及
 - 和该电感串联的一压电传感器,该压电传感器具有一电容、一机械谐振频率、以及一三次谐波模式的振动;
 - 在反馈回路内的一锁相环路,该锁相环路连接至该驱动电路,该锁相环路配置为在该压电传感器连接至该至少一治疗尖端时将驱动电压与该压电传感器的谐振频率同步;以及
 - 和该锁相环路相连的一限频电路。

12. 如权利要求11所述的手持式超声波设备,其中该电路还包括一能源,该至少一升压转换器和该能源串联。

13. 如权利要求12所述的手持式超声波设备,其中该电路还包括和该能源串联的一第二升压转换器。

14. 如权利要求13所述的手持式超声波设备,其中该第二升压转换器的输出是该锁相环路的一输入。

15. 如权利要求11所述的手持式超声波设备,其中该手持式超声波设备还包括一流体泵。

16. 如权利要求15所述的手持式超声波设备,其中该流体泵是一弹性灌输泵或者一压电泵。

17. 如权利要求11所述的手持式超声波设备,其中该电路还包括和该压电传感器串联的至少一二极管。

18. 如权利要求11所述的手持式超声波设备,其中该手持式超声波设备还包括和该电感串联的一电容,用于消除该压电传感器的直流电部分。

19. 如权利要求12所述的手持式超声波设备,其中该能源为可充电电池。

20. 如权利要求11所述的设备,还包括与该压电传感器并联的一电容,该电容具有大于该压电传感器电容的一容量,和该电感一起具有高于该压电传感器的机械谐振频率、但低于该压电传感器的三次谐波模式的振动的一谐振频率。

21. 如权利要求11所述的设备,其中该限频电路检测在一低通滤波器上的电压,以防止该锁相环路超出该压电传感器的谐振频率。

压电设备和电路

[0001] 与相关申请的相互参照

[0002] 本申请涉及并通过引证包含了2013年12月27日提交的、主题为“手持式超声波仪器”的美国临时专利申请No.61/921,294以及2014年4月30日提交的、主题为“手持式超声波仪器”的美国临时专利申请No.61/986,563,并且要求享有上述两件美国临时专利申请的优先权。

背景技术

[0003] 在包括根管治疗、牙周治疗和清洁过程的牙医学领域中,受电设备的使用能够提高程序的效率和功效。例如,在这些领域以及口腔外科领域中,通过一治疗尖端提供超声波能量的受电设备能够实现对于牙齿中因具有复杂几何形状而难以达到的区域或部分更好的清洁和清创。

[0004] 在不同情形下,提供用于实施牙科的或外科的步骤的有线或无线设备是有益的。在医学和牙科领域例如根管治疗、牙周治疗、清洁以及其他外科治疗过程中,不管是口腔的还是其他的,传统上采用手动工具或外部供电设备来完成。这两类工具都是有效的,但也都具有一些缺点。比如,手动工具的使用会导致冗长的过程,并会造成临床医师、病人或两者的疼痛、不适或疲劳。受电设备能够缓解这些问题并且同样有效,但却会带来其他一些困难。例如,由于流体的连接(fluid connections)和线缆会向设备增加可观的重量,因而接有线缆的受电设备对于操控而言可能太过笨重。并且,与受电设备相连的流体连接以及线缆在治疗过程期间会是难以操控的。在使用中,必须小心避免线缆的缠结、流体通路的闭塞,或对前述两者中任意一个的损坏。

[0005] 在医疗领域中,在发展新的工具和技术时,考虑病人的安全、治疗过程的耗时以及外科环境下的功效是有益的。就像牙科领域,受电设备相比于手动开动(manually powered)或不受电工具具有缩短治疗过程耗时以及提供微创技术的优势。然而,电流受电设备也具有一些缺点,包括运行寿命不够长、相比于手动工具重量更重以及可用电力不足。商业上可用的、用于医疗和牙科治疗过程的压电设备可包括低效的驱动电路,其需要更高的输入功率来获取合适的结果。多余的能量以热量或其他损失的形式被浪费,因而可能需要更大或更高的额定电路元件、散热器、以及大的设备空间。以前的压电洁牙机电路设计采用硬开关以及很耗电的方法来迫使机械谐振发生在接近该机械谐振点的一设定好的电信号下。典型地,硬开关通过连接一变压器至同时还接地的压电陶瓷来实现。由于来自每一脉冲的能量均对压电陶瓷电容负载充电然后该能量就被放电至地,因而这种电路是有损的。为驱动超声波设备的采用硬开关的电路的例子,可以在美国专利Nos.3,596,206、3,651,352、4,445,063和4,168,447中找到。

[0006] 从另一方面来看,现有的一些无线设备可连接至流体源。为了将流体提供至治疗位置,可以使用一泵,其可以是与设备相分离的,也可以是位于设备内部的。内部的电泵从电源处抽出电能,这在采用电池电源的情形下会更快耗尽电池的电力。

[0007] 已有设备的控制中心可以位于设备外部,在这种情况下,设备的操控者需要连续

并同时地支持该设备以及调节控制系统,而这会增加耗时并且需要额外的协助才能够完成治疗过程。并且,交流电(AC)受电设备需要具备对诸如电源线的电压和电流的屏蔽能力。

[0008] 在超声波设备的运行期间也有可能引发这些问题以及其他问题。因此,需要一种能够克服上述缺点的手持式超声波设备。

发明内容

[0009] 本发明提供了一种具有一电路的设备。该电路包括从一能源接收电能的至少一升压转换器,同该升压转换器串联的一方波驱动器,和该方波驱动器串联并用于将方波转换为正弦波的一电感,以及与该电感串联的一压电传感器(transducer),该压电传感器可连接至一负载。该设备还包括一锁相环路,该锁相环路连接至该电路,以在该压电传感器连接该负载时确定该压电传感器的谐振频率。

[0010] 一方面,该能源是作为该电路一部分的一可充电直流电池。另一方面,该电路还包括和该电感串联的一电容,用于消除该压电传感器的直流电部分。再另一方面,该电路还包括和该压电传感器并联的一电容,以抑制该压电传感器的至少一三次谐波模式的振动。再另一方面,该电路还包括和该传感器串联的一对背靠背的二极管,以决定通过该传感器的电流的相位,从而使得得到的相位可送入至该锁相环路的相位比较器。

[0011] 一方面,该电路还包括与该直流电池串联的一第二升压转换器。另一方面,该第二升压转换器的输出为该锁相环路的一输入。另一方面,该负载为用于一个牙科治疗过程或者医疗过程的一治疗尖端。

[0012] 在另一实施例中,本发明提供了一手持式超声波设备,包括一设备主体,该设备主体具有用于连接至少一治疗尖端的一远端,以及位于该设备主体内部的一电路。该电路包括至少一升压转换器、和该升压转换器串联的一方波驱动器、和该方波驱动器串联并用于将方波转换为正弦波的一电感、以及与该电感串联的一压电传感器。该设备还包括位于一反馈回路中的一锁相环路。该锁相环路连接该电路,以决定当该压电传感器连接至该至少一治疗尖端时该压电传感器的谐振频率。

[0013] 一方面,该电路还包括一能源。该至少一升压转换器和该能源串联。另一方面,该电路包括和该能源串联的一第二升压转换器。另一方面,该第二升压转换器的输出是该锁相环路的一个输入。另一方面,该手持式超声波设备还包括一流体泵。另一方面,该流体泵是一弹性灌输泵或者一压电泵。

[0014] 一方面,该电路还包括和该压电传感器串联的至少一二极管。另一方面,该手持式超声波设备还包括和该电感串联的一电容,用于消除该压电传感器的直流电部分。此外,该能源为一可充电电池。

[0015] 在此公开的设备 and 电路的这些及其他方面以及其优点,在对附图的详细描述的基础上能够得到更好的理解。

附图说明

[0016] 图1为本发明一实施例的具有一相连的流体源的手持式超声波设备的透视图。

[0017] 图2为图1的手持式超声波设备的爆炸视图。

[0018] 图3为图1的手持式超声波设备沿图1中3-3轴线的剖面侧视图。

- [0019] 图4为本发明一实施例的压电传感器的侧视图。
- [0020] 图5为图4的压电传感器沿图4中5-5轴线的剖面侧视图。
- [0021] 图6为本发明如图1所示的一实施例的设备内部电路的示意图。
- [0022] 图7A为图6的电路中的电流流向的第一示例示意图。
- [0023] 图7B为图6的电路中的电流流向的第二示例示意图。
- [0024] 图8为本发明另一实施例的设备内部电路的示意图。
- [0025] 图9为图8的牙科设备电路中的电流流向的示意图。
- [0026] 图10为本发明的与一远程流体源相连的牙科设备的透视图。
- [0027] 图11为本发明的牙科设备一端与一流体源相连的透视图。
- [0028] 图12为本发明与一流体源相连的牙科设备的透视图。
- [0029] 图13为图10的流体源的立面侧视图。
- [0030] 图14A为本发明的设备的透视图,其示出了沿一外部流体路径的流体流动。
- [0031] 图14B为本发明的牙科设备的透视图,其示出了沿一内部流体路径的流体流动。
- [0032] 图15为连接至一注射器的图11的流体源的侧视图。
- [0033] 图16为图12的设备的透视图,其示出了与设备位置相分离并用于连接至设备的如图13所示的流体源。
- [0034] 图17为使用中的图12的设备的透视图。
- [0035] 图18为示出了使用中的图17的设备的增强视图。
- [0036] 图19为处于充电座中的图12的设备的透视图。
- [0037] 图20为本发明电路的一配置示例的示意图。
- [0038] 图21为本发明的另一实施例的设备的透视图。
- [0039] 图22为图21的设备沿7-7轴线的剖面侧视图。
- [0040] 图23为如图21所示的设备的爆炸视图。
- [0041] 图24为图21所示的设备的侧视图,其以虚线表示出了包含于其中的一流体泵。
- [0042] 图25所示为作为市售可得的压电传感器的相位角函数的阻抗曲线,其中该压电传感器连接至一牙科清洁治疗尖端。
- [0043] 图26为非机械谐振点下的压电传感器的等效电路的示意图。
- [0044] 图27为处于机械谐振点的压电传感器的等效电路的示意图。

具体实施方式

[0045] 尽管本发明在此已经得到详细及准确的公开,以使得本领域技术人员能够实施本发明,但在此公开的实际的实施例仅仅是对本发明的举例说明,本发明也可以其他特定结构实施。尽管已经描述了较佳实施例,但在不背离由权利要求限定的本发明的前提下,各个细节是可以改变的。

[0046] 一方面,本发明涉及一种有效谐振的压电驱动电路,用于压电超声波设备中的电容性负载。该电路能够提高这些设备的整体效率和功效,并且也能够提高采用这些设备的医疗或牙科治疗过程的效率和功效,这里所说的治疗过程可以是例如根管治疗、牙周治疗、清洁或外科的治疗过程,或者是可从谐振压电驱动电路具备的超声波频率的机械输出的能力中获益的其他手术,其中的外科治疗过程包括但不限于骨外科和软组织外科。电容性负

载可经由一电感并以和一电容并联的方式串接至驱动电压。并且,该电路能够确定相互连接的压电传感器及治疗尖端的谐振频率。在达到谐振时,反应阻抗得以降低或最小化,进而增大或最大化传输至该治疗尖端的能量。然而,随着治疗尖端的不同,谐振频率也会改变。于是,在一些实施例中,该电路对于具有压电传感器并用于多种医疗以及牙科手术的手持式超声波设备而言是有用的。此外,本发明的实施例提供了相较于此前的电路和设备设计轻重量、紧凑、无电线的或是多功能的工具。上述电路可具有一小的物理空间,所需能量更少,并由一紧凑的可充电能源供电,或者结合了上述性质。根据本发明的电路和设备相比于其他电路和设备可具有更好的能效,以热量或其他消耗的形式浪费的能量更少。并且,根据本发明的设备可与多种不同的已知的或是新颖的治疗尖端一同工作。应当考虑到的是,对于本领域技术人员而言,在应用于其它领域的设备中采用根据本发明的电路也是有益的。

[0047] 图1描绘了本发明一实施例的手持式超声波设备10,其将在用于牙科治疗过程的一牙科设备的背景下进行描述。但是,应当注意,在此公开的内容可以使用在其他设备和过程中。该设备10大体上包括一主体20,该主体具有一远端22和一近侧把手端24。该近侧端24可连接至一电源(未示出),该电源可以是一可充电能源,比如超级电容、锂电池、镍镉电池或类似的电池、一充电座(charging station)(图17),或是电池和一充电座的组合。该远端22可接收各种牙科尖端110(也叫做治疗尖端、外科尖端、牙科清洁尖端或其他类似物),通常是通过常规的连接物例如螺纹接收牙科尖端。合适的尖端包括增强的不锈钢结构,经由螺纹连接物连接至压电传感器。根据本发明的用于发出超声波能量的尖端可采用例如不锈钢、铝、铜、黄铜、镍、钛、塑料合成物的材料或者前述材料的组合形成。尖端上用于治疗的部分可具有不同的物理特征,例如沿着锉刀(file)的长度方向的长凹槽,其中长凹槽自锉刀的近侧端向远端方向逐渐变细,或者倾斜的边缘,或其他类似特征,以影响设备的空穴效应。由于空穴技术(cavitation)相比于其他用于清洁和消毒的技术能提供优秀的清洁和消毒,因而对于各种治疗来说,空穴现象均是有益的。在一些实施例中,本发明考虑采用在包括根管、牙周袋及其他受限制的区域各个治疗区域内能够制造空穴效应的治疗尖端,其中在这些治疗区域内这样一种尖端的移置会受到限制和约束。

[0048] 参考图1-8,在主体20内至少提供了一电源80、一压电传感器30和电路70中的部分,该电路70引导并控制自该电源80向该传感器30的能量传输。几乎所有的压电传感器,也称作电致伸缩传感器,均具有相同的大体结构,并包括一压电堆组件50、一背块(back mass)60和一角状物(horn)32。整个组件在一特定运转频率与仅仅作为整个组件中的一小部分的压电堆组件50达到谐振。一旦组装在一起,该压电超声波传感器30在其长度上谐振。在一些情况下,这种谐振对于一些手术而言是必不可少的。该传感器30形成一在其长度和宽度上最小化的形状是有利的,但同时在承载该牙科尖端110时能够保持所需要的机械谐振频率(通常大约在25kHz-50kHz)。该传感器30的总长度L可以为大约40毫米至大约60毫米。然而,对于传感器30用作特定的用途或置于特定的设备而言,长度L也可以随之改变。

[0049] 该压电堆组件50包括至少一压电碟52,压电碟可包括压电陶瓷或其他材料,例如锆钛酸铅,钛酸钡,例如石英、磷酸镓和电气石的单晶材料,或者前述材料的组合。在这个例子中,压电碟52被包裹或夹于两个金属背块60之间,并由一个或一系列螺栓从组件的中心穿过或是沿着背块60的周长方向设置,以形成能够放大压电碟52的横向位移的传感器30。在一些实施例中,选用适于高功率声音应用的压电材料。结果是相同的——压缩了该传感

器30的组件。该传感器30可具有一钹状传感器设计,其中压电碟52包围于两个钹状金属盘内,该两个钹状金属盘可用于增大位移。可选地,该传感器30可具有月牙形(Moonie)设计,其中压电碟52提供于两个金属背块60之间,从而限定内部的月牙形空穴。这些表面位于该角状物32以及背块60的内表面上,并同压电陶瓷材料直接接触。

[0050] 压电堆组件50具有一堆第一侧54和一堆第二侧56,并包括压电碟52。传感器通常包括至少一压电碟52,例如大约2-8个压电碟,这取决于实际应用以及所需要的运行特性。举例来说,两个压电元件可设为用于提供附加移动并设为使得他们的正极表面接触一中心电极,该中心电极与该组件的其余部分绝缘。包括该堆第一侧和堆第二侧在内的该组件的其余部分可以处于负电位或接地电位,并作为压电元件的负极来使得电路完整。这种设置可以确保压电元件在机械上串联并在电路上并联。

[0051] 背块60帮助将该压电堆组件50输出的机械振动引导向该角状物32。该背块60具有一背块第一端64和一背块第二端66。该背块第一端64邻接于该压电堆第二侧56。并且,该背块60可包括一实心体,该实心体具有半径不同的一系列环62。不同的半径使得背块60能够根据需要提供一具有相同半径和更长的长度且性能相近的背块的性能特性。因此,背块60得以减轻设备10的总重量并缩短设备10的总长度。用作背块60的合适材料包括不锈钢、铜、黄铜、钨、钛、铝及其组合。

[0052] 背块60可延伸穿过该压电堆组件50和角状物32。额外地(或者可替代地),一连接器48可与该角状物的第二部分近侧端44相配合,并毗连于该背块第二端66以将该角状物32、该压电堆50以及该背块60固定在一起。

[0053] 该角状物32通过该压电堆组件50放大机械振动输出。该角状物32可包括钛,不锈钢,铝或其它合适的金属合金,并具有一角状物第一部分34和与之毗邻的一角状物第二部分40。该角状物第一部分34具有一角状物第一部分近侧端36和一角状物第一部分远端38。该角状物第一部分近侧端36大体上毗邻于该压电堆第一侧54。该角状物第一部分34大体上呈截锥形,并自该角状物第一部分近侧端36向该角状物第一部分远端38逐渐变细。逐渐变细的角状物第一部分34促进了朝向该角状物第一部分远端38的超声波能量的放大。该角状物第一部分远端38可包括螺纹12,或一快速连接部(未示出),其牢固地连接至该牙科尖端110并容纳于该牙科尖端。

[0054] 额外地或可替代地对角状物形状进行考虑,以达到令人满意的超声波能量放大效果。例如,在此描述的角状物的设计,能够使得该治疗尖端无需包含反角(counterangle)。在一个例子中,角状物的形状包括一预弯轴,其具有角度在大约50度至90度间的、并带有外螺纹的弯曲处。另一设计包括一斜切(angular cut)和位于该角状物的远端上的内螺纹,从而使得尖端得以连接。并且,该角状物第二部分40可包括毗邻于该角状物第一部分近侧端36的一角状物第二部分远端42,以及一角状物第二部分近侧端44。该角状物第二部分40可以大体呈圆柱形。

[0055] 当压电材料经过适当切割并安装以形成一传感器,其可以制成为通过向接近晶体或位于晶体上的一电极施加电压而在一电场中变形(电致伸缩或逆压电)。在施加电压的情况下,压电碟52经历形态学(morphological)的变化,进而将电脉冲转换为经由该牙科尖端110输出的机械振动。

[0056] 在机械谐振点以外,由于传感器中的压电元件设置于电极之间并且压电元件是用

作电介质,因而该压电传感器30在性质上主要是电容性的,因此形成一电容。在谐振的情况下,该压电传感器30可模拟为一等效电路,其运转类似于由具有一精确的谐振频率的一电感、电容和电阻组成的电路(图27)。当电场消除时,该晶体在恢复它之前的形状时会产生一电场,而这会产生一电压。等效于该压电传感器的电路描述出在机械性质上的变化,例如弹性形变、有效质量(惯性),以及由内部摩擦力产生的机械损耗。然而,对压电传感器的这一描述只能用在机械的固有谐振频率附近的频率范围内。通过改变传感器组件的尺寸和轮廓(the dimensions and contours of the transducer masses),或者通过改变传感器的载荷,工作频率就可以同电性质和声学性质一起根据特定应用来进行定制。

[0057] 进一步的放大和传感器的机械效率可以采用已知技术来实现,例如改变接触该压电元件的组件的内表面,以帮助超声波传输通过这些组件。组件的内表面上的浅凹处可形成一机械变压器,由此使得陶瓷驱动元件的径向移动中的部分得以被金属盘在轴向上转移并放大。

[0058] 再次参考至少图1-3,该主体20可支撑一内部(未示出)或者外部流体源92,如图所示其经由一连接点或连接器94连接至该主体20,该连接点或连接器可包括螺纹、路厄氏连接器(luer attachment)、一快速连接结构或其他任何适当的连接结构。该传感器30可包括延伸穿过该角状物第一部分34和该角状物第二部分40的一通道46(图14B)。图3还描述了自该连接器94至该压电传感器30或者穿过该压电传感器30的内部的流体线路90。流体可自该流体源92(见图2)流经内部的流体线路90从而穿过该设备10的内部,其中穿过通道46从而通过该角状物,并穿过该牙科尖端110流出。其他流体的配置方式见下文说明。

[0059] 前述电路70赋予根据本发明的设备以特别的优势。该电路70大体上包括一升压转换器68、一相位比较器72、一低通滤波器76、一电压控制振荡器74(“VCO”)以及一反馈网络78。该电路70能够在该传感器30的谐振频率下驱动该传感器。图7A和7B示出了穿过该设备10的一可能的电气路径的流向示意图。图7B包含了该相位比较器72、一低通滤波器76和该VCO 74的原理图符号。该电路70还可包括电源80,在这里以DC电源标示出。该电源可包括至少一电池。在一个实施例中,该电池是单芯锂离子电池,其容量大约在2-10瓦小时,能够在手术期间提供大约在0.5A-3A的输出电流。并且,可以设想的是,该至少一电池可以通过直接电接触充电、感应充电或者两者结合的方式反复充电(见图19)。此外,该电路70或170可包括一个或多个保护组件75,例如一个或多个电感、一个或多个二极管或者二者的组合。

[0060] 在一些实施例中,该电路70包括一LC振荡电路或LC电子谐振器。总体上,LC振荡电路可具有一选频滤波器,其包括相连的一电感(L)和一电容(C)。在此示出及描述的LC振荡电路能够更高效地驱动该压电传感器。该电路可自我调节以在该传感器的机械谐振频率驱动该传感器。电荷经由该电感在电容的板间来回流动,这样调谐电路能够存储在其谐振频率振荡的电能。在“振荡”(即,LC)电路中会产生小的损耗,但由VCO发出的信号提供输入的放大器补偿了这些损耗并为输出信号供能,以补偿系统的电气及机械损耗。这样一种电路元件的组合和设置形成了一低能耗的电气电路。通过在谐振频率处或附近驱动该传感器以及通过使用串联的电感,该电路驱动时产生的损耗得以最小化。进而,该系统能够具有一个高的“Q”(即品质因数)。举例来说,这样一个电路设计能够产生具有大约在5-20的“Q”的驱动。在这种情形下, $Q = \text{Gain}(G) = \text{大约} 5-20$ 。因此,根据本发明的压电洁牙机在与包含硬开关的设计产生同样的功率输出的情况下,所需要的能源只有其大约1/20到1/5。

[0061] 对电感和电容的电路元件进行选择,以使其谐振频率高于该压电传感器的机械谐振频率、并小于该压电传感器的三次谐波机械谐振频率是有利的。图2(见下)是传播至该压电传感器的基频正弦波形。如果三次谐波(或更高次谐波)机械谐振频率未通过电感(Lser)和寄生电容(Cpar)的组合进行适当滤波,在驱动波形中三次谐波会变成最主要的,并在压电传感器上产生无用无效的机械输出。对于牙科和医疗的压电设备,增加的LC振荡电路的谐振频率可以在大约60kHz至120kHz的范围内。并且,可选取电容使之容量大于非谐振频率下该压电传感器的并联电容。在一个例子中,一10mm外径、5mm内径、2mm高的陶瓷压电碟元件具有大约300pF的电容。包含4个压电晶体的堆叠的一压电传感器具有大约1.2nF的电容,因而适当的电容值大约为4.7nF。这些参数限制了允许的电感值在大约在0.37mH至1.5mH间,以提供在上述范围内的谐振频率。

[0062] 图8为一实施例170的设备10的电路的示例图。在此,该电路170包括一逆变器172和一分频器174。额外的电路元件可提供调节输入和输出电压的能力。

[0063] 图9为一实施例的包含图8所示电路170的设备10中,一种可能电流流向的示意图。在此,电流自该电源80流向该逆变器172。较佳地,施加的电压以兆赫级的正弦波形或脉冲施加,这通过该逆变器172使来自该电池80的直流电流反转而实现。

[0064] 在兆赫级频率范围供电相比于在其他频率下可以使得更小的电气组件得以使用,并且更为高效。然而,在另一或者额外的运转频率操控根据本发明的设备或电路也可以是有用的。一方面,电流可流经该分频器174,从而改变该输入信号并输出一信号频率,其是该输入信号频率的一部分。一方面,该输出信号可以在千赫级范围。另一方面,该输出信号可选为提供一运转频率,其与负载情况下的该传感器的机械谐振频率相匹配。此外,应当理解的是,电流可以先自一交流电源118流出,然后经过变压器、整流器、滤波器和调节器(可选的120),以为该至少一电池80充电。

[0065] 此外,应当注意的是,能够实现在此所述的运行特性的其他替代电流路径也同样是可行的。例如,电流也可流入至或流出自位于沿电流路径的某处的一开关、一控制设备或者其组合,其位置可基于该电路70和传感器30组件的最优化来确定。

[0066] 图20用于说明该设备10的电路70的另一种替代配置200。在这一替代配置200中的设备10的该电路包括一电池202,该电池202连接于接地端242a、一第一升压转换器204和一第二升压转换器206之间。该第一升压转换器204连接至一第一接地端242b,该第二升压转换器206连接至一第二接地端242。该第一升压转换器204的输出在大约20V至200V间,并通向一方波驱动器208。该第二升压转换器206的输出在大约为5V,并为一锁相环路(PLL) 238供电。该方波驱动器208生成一高压方波输出209,且该方波驱动器208与一电容210和一电感212串联。该电感212将该方波输出209转换为一正弦波输出213。

[0067] 该电容210和该电感212的组合与一压电传感器218串联。该电容210可从该压电传感器218消除直流电部分。该压电传感器218与一第一二极管220和一第二二极管222串联。该第一二极管220和该第二二极管222可以是肖特基二极管。该第一二极管220和该第二二极管222相互并联,并且分别连接相应接地端242f和242g。该压电传感器218、该第一二极管220和该第二二极管222的连接点是一电压比较器224的一输入端,而该电压比较器224的另一输入端则是接地端242h。

[0068] 该电压比较器224的输出,可表明该电路200中的电流的方向和相位,其是该相位

比较器(在PLL 238内)的一输入。该相位比较器的输出连接至该低通滤波器,而该低通滤波器则向一电压控制振荡器(VCO) 240提供馈入,其中该低通滤波器包括电阻234和电容236。该PLL 238包括该相位比较器、低通滤波器和VCO 240的组合。该电压控制振荡器240的输出是相位比较器238的另一输入,其同时还是该方波驱动器208的一输入。模块244包括一限频电路。若一扰动致使系统的频率超出了该晶体的谐振频率,便切换相位,并且该PLL 238运行切入上轨(run into an upper rail)。这可以通过监测在该低通滤波器上的电压来探测到。若该电压接近该上轨,该电压可被暂时拉回至接地(最低的运行频率)并释放,如此该PLL 238就可重新锁定晶体的频率,也可采用其他可能的限制器,比如带有适当的反馈网络的一比较器。

[0069] 该锁相环路将该驱动电压同通过陶瓷的电流的相位同步。该PLL 238探测在什么位置阻抗最小或在什么位置该相位穿过零相位(即,在什么位置反应元件-电容和电感-变为短路以及输入波形和输出波形之间处于零相移)。

[0070] 该压电传感器218在更高的空载谐振频率运转,但当负载一外科或治疗尖端时,运转在25kHz至50kHz的频率范围内。该外科或治疗尖端可以是任何设计用于在连接至一压电设备时发出超声波能量的尖端。例如,一种合适的治疗尖端可包括用于现有的洗牙机设备(dental scaler devices)的尖端。一方面,一治疗尖端可以是一易弯曲的、可弯曲的或者不可弯曲的超声波尖端,从而使得使用者得以限定该反角(contra-angle),同时仍然提供足够的能量转移。由于该电容210和该电感212的组合可以生成一正弦驱动输出信号213,因而根据本发明的电路可以省略一滤波电路(smoothing circuit)。提供一正弦驱动,对于降低治疗尖端上的磨损率、提高病人舒适度以及两者的结合而言,都是有帮助的。

[0071] 图10-12示出了额外的流体传输的实施方式。图10示出了一远程流体源82和一外部流体线路84。该外部流体线路84通过夹子86的方式或其他合适的连接方法以可移除的方式固定连接于该设备10。转到图14A,流体112自该远程流体源82流出,穿过该外部流体线路84,然后如在此所示地穿过该牙科尖端110的内部或者沿着该牙科尖端110的外部流至治疗过程所处位置。额外的或是替代的流体输送的方法也是可行的。例如,流体可在流向该治疗尖端的外部之前先穿过治疗尖端的外部孔,以沿着治疗尖端的外表面流动。

[0072] 图11示出了一共线流体供应源88,其可以是可移除地连接至该设备的相对于该牙科尖端110的一端的一弹性泵。一流体入口(未示出)可位于和至该设备10的连接处的位置相对的位置,从而在该共线流体供应源88连接至该设备10时允许灌装该共线流体供应源88。流体112可在该设备10的外部流动(见图14A)或者可通过一内部流体线路90和该通道46(见图14B)的方式流动穿过该设备10并穿过该牙科尖端110流出。此外,这一实施例中,该电源开关130如图所示位于该设备10的主体20上。

[0073] 图12示出一径向安装的流体源92,其包括一可灌装的无电源的流体源100。作为一个非限制性的示例,在此示出的该无电源的流体源是一弹性泵。然而,任何能够利用该容器材料的弹性性质用势能将流体从容器内部喷出的设备均是可行的。该弹性泵100包括一输入102、一弹性囊104和一输出106(见图13)。该输入102可配置为接纳一注射器122(见图15)并且可包括一单向阀。该输出106也可包括一单向阀,并通过位于该设备10的外缘上的一连接器94,可移除地及可操作地连接至该内部流体线路90。

[0074] 该无电源的流体源100通过释放储存于已填充的弹性囊中的势能,促进了流体112

以恒定流速流动。该流体112无需电力即可输送至或者穿过该设备10,且与该电源以及该压电堆相互分离,这样就降低了该设备10的总电力需求。

[0075] 图14B示出了流体自该径向安装的流体源92流动穿过该设备10的流动路径。该流体可包括任意数量的牙科溶液,包括水、生理盐水、漂白剂、放线菌酮(CHX),四乙酸二氨基乙烷(EDTA),李施德林、葡萄糖酸氯己定(Peridex)和其他常用于预防及其他牙科治疗过程的溶液。首先,该流体112从该弹性灌输泵100的输出106处流出,然后流动穿过该内部流体线路90。该内部流体线路90能可操作地经由通道46与该传感器连接或者延伸穿过该传感器。然后该流体112流动穿过已连接的牙科尖端110并流出至治疗过程所处位置。

[0076] 图15-18示出了该设备10的运转。在图15中,该流体源100由一注射器122填满。该注射器122和该流体源100之间的接口可以采用路厄氏锁配件或其他本领域已知方法来实现。

[0077] 图16描绘了该弹性灌输泵100和该设备10的连接。在这一接口处同样可以采用路厄氏锁配件或类似配件。

[0078] 如图17所示,其中示出位于一操作者的手114中的该设备10,且该牙科尖端110位于或者接近治疗过程的位置。图18进一步示出了该传感器30和该牙科尖端110的机械运作。施加于压电堆50的较佳的电压峰峰值大约在100V-800V。由该压电堆50的线性移动产生的振动经该角状物32传播至该牙科尖端110,进而引起一摆动运动。例如,经由该牙科尖端110,该流体112进入治疗过程所处位置。

[0079] 图19示例性示出了一充电座116,其可插入任何标准的A/C输出接口(例如,120V或240V)以为该电源80充电。该电源也可以通过直接电接触充电或者通过感应充电。

[0080] 该设备10的另一种配置如图21-24所示。图21示出设备300的透视图。该设备300具有一主体302、一启动按钮308和一外科或治疗尖端310,该主体具有一远端304和一近侧端306。

[0081] 如图22所示,该设备主体302将该电路312和该可充电能源313支撑于该设备300的近侧端306。该电路312可以与图20中示出的该电路200相同或相似。该可充电能源可以是一直流电池、一超级电容、一可充电电池、一锂离子电池、或类似的能源、或是前述能源的组合。一方面,可充电能源可与本领域中其他任何能源组合使用,或者可用于取代并省略本领域中其他任何能源。在一实施例中,比如对于接有电线的设备,在其电连接至一外部能源例如一外部电池或一建筑物的电源插座的情况下,该设备中可省去该可充电能源。在一些实施例中,该主体302可将一压电传感器314支撑于该设备300的远端304。该压电传感器314可与图5中示出的该压电传感器30相同或相似。

[0082] 图23示出了包括多个部分的主体302,例如五个部分302A、302B、302C、302D、302E,它们可以利用夹子316扣到一起或者通过螺钉连接。这些部分配置为包覆该电路312、该电池313以及该压电传感器314以使得该电路312和该电池313被紧固地定位而该压电传感器314可以根据需要自由移动。

[0083] 转至图24,该流体泵318可以为例如由以下公司生产的已有型号的一弹性灌输泵或一压电泵:Dolomite Microfluidics(公司名)、CurieJet(研能科技的品牌之一)、Schwarzer Precision(公司名)、高砂电气工业株式会社(Takasago Fluidic Systems)以及Bartels Mikrotechnik(公司名)。然而,能够满足该设备对于功率、尺寸和流速要求的其

他压电泵也可适用。在一实施例中，一压电泵在运转时可消耗低于500mW的功率并提供大约0.01毫升每分钟至20毫升每分钟的灌入及流体输送流速。在另一实施例中，一压电泵可提供大约2毫升每分钟至10毫升每分钟的灌入及流体输送流速。该流体泵318可配置为使流体，比如水，沿着流体线路320穿过该设备300。该流体可流动穿过流体线路320、该压电传感器314和该尖端310。在其他配置中，该流体泵318未包含于该设备300内，其可以附着于该设备300或者部分或完全位于该设备外部并经由一分离的流体线路连接该设备300。无论流体路径如何，该设备300可包含与前述灌输物兼容的材料，并可能需要对金属部分做进一步处理以确保该设备300的可靠性。

[0084] 该设备300可由一接有电线的或无线的脚踏板、一无线地操控该手持式设备的中心控制单元或其他相近的装置进行控制，以控制该设备300的“开启”和“关闭”运转、电源设置（也就是，向压电陶瓷施加的电压）以及通常在系留的（tethered）台式机中观察的流体输送流速。

[0085] 示例

[0086] 参考图25，根据本发明的一示例性的且具有如图20所示的一电路的设备负载有一治疗尖端。该治疗尖端是一超声波牙科洁牙尖端，用于消除积聚的牙垢和牙斑，并通过一扭力扳手牢固地连接至超声波牙科传感器头盔。连接至该超声波头盔的导线进一步连接至一阻抗分析器，从而获取涉及连接的头盔和治疗尖端系统的机械谐振的等效电路参数及特性。阻抗和相位谱由一班德拉（Bandera）PV70A阻抗分析器采集，这一阻抗分析器设计用于从高功率超声波传感器（ultrasonic transducer）采集数据。通过确定在什么位置阻抗为一局部最小值以及相位为零相位，谐振频率（Fs）被确定为27,536Hz。本示例相关的其他参数如下表1所示。基于测量得到的CT和FS值，并联电容和串联电感的适当参数如下：Cpar=4.7nF而Lser在大约1.0mH至5.25mH之间，从而保证结合的Cpar+Lser的谐振频率高于该传感器的机械谐振频率，同时低于三次谐波机械谐振频率（即分别为27,536Hz以及82,608Hz）。

[0087] 表1

	参数		
	参数	单位	数值
[0088]	Fs	Hz	27536.0
	F1	Hz	27518.2
	F2	Hz	27553.6
	Qm	-	777.8
	Gmax	Ms	2.67
	R1	Ohm	374.7
	FP	Hz	27750
	Keff	-	0.124
	CT	nF	1.350
	C0	nF	1.330
	C1	nF	0.020
	L1	mH	1684.6
	Zmax	kOhm	48.7
	FQ	-	27643

[0089] 在此采用的术语仅仅是为了描述特定的实施例，而并不意味着对于本发明的限制。如在此使用的单数词“一”、“该”应理解为包含了复数含义，除非在文字中有其他明确表示。进一步应当理解的是，说明书中采用的术语“包括”和/或“包含”，明确了被描述的特征、数字、步骤、操作、元件和/或组件的存在，但并不排除额外的其他一个或多个特征、数字、步骤、操作、元件、组件和/或其组合的存在。

[0090] 在此对本发明所做的说明是为了描述以及说明，并不意为对所公开的形式的本发明的穷尽或限制。在不背离本发明的保护范围及精神的前提下，许多修改和变动对于本领域普通技术人员是显而易见的。在此选择并说明的明确提及的实施例，是为了能够最好地对本发明的实质以及实际应用进行解释，以使得本领域普通技术人员能够理解本发明，并认识到基于已描述的例子多种替代方式、改动以及变型。因此，除明确说明的实施例之外的各种实施例和实现方案均落入本发明权利要求的保护范围。

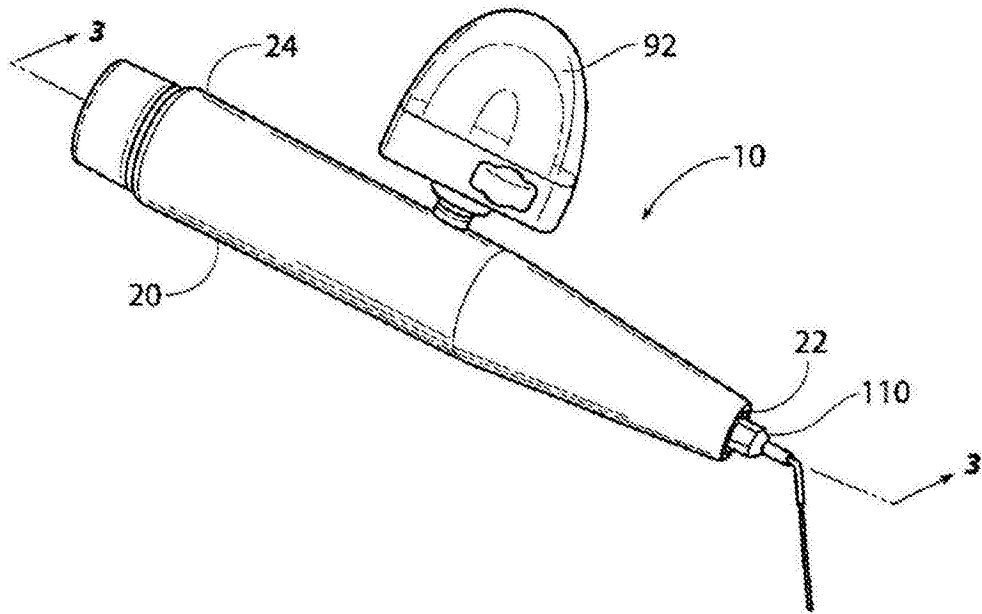


图1

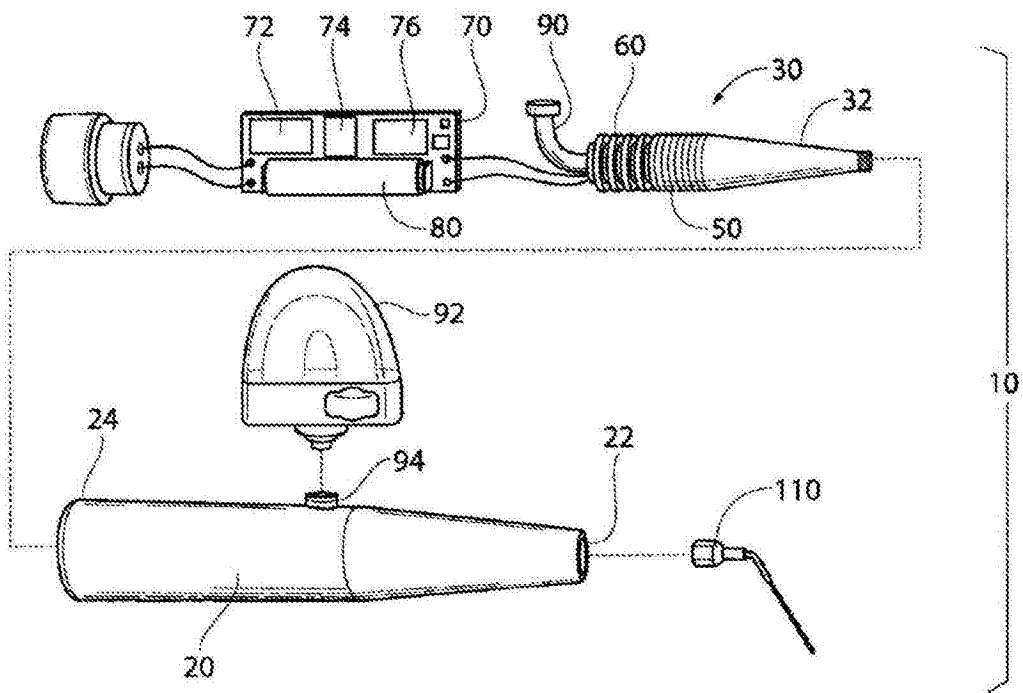


图2

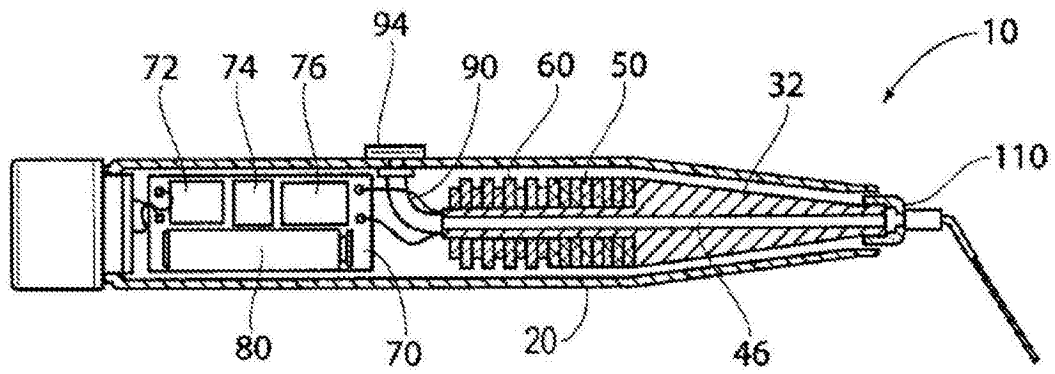


图3

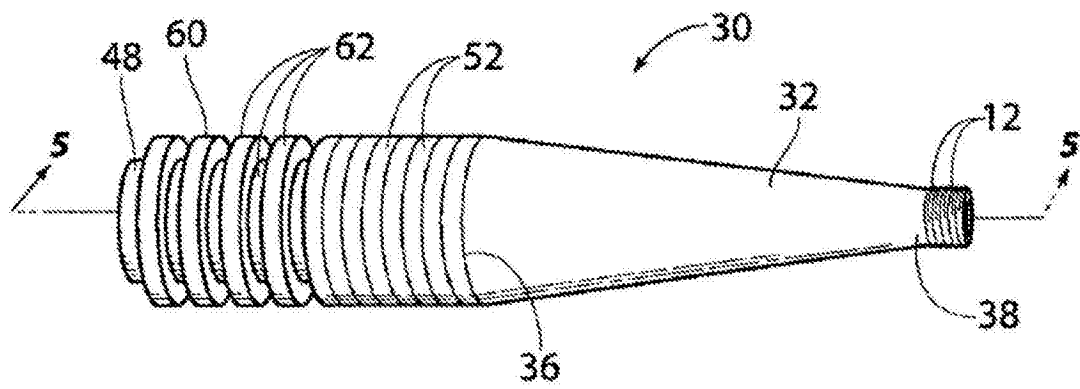


图4

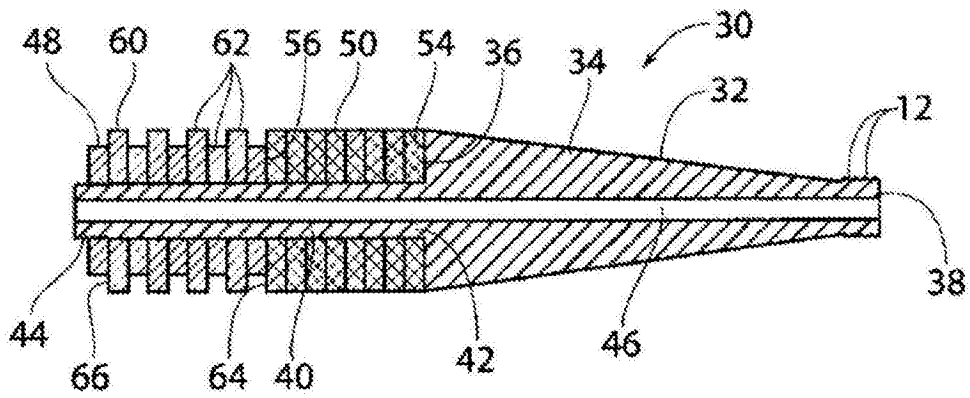


图5

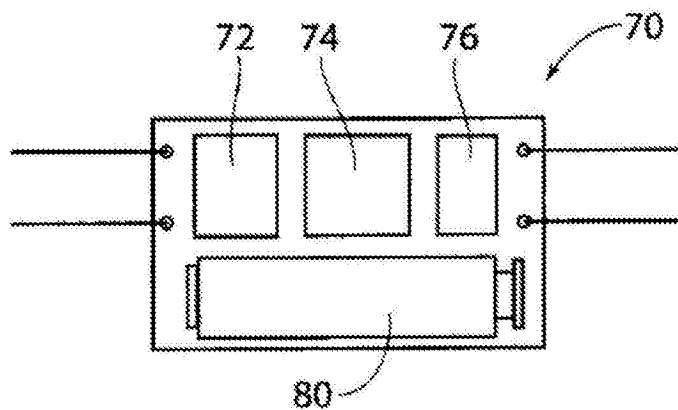


图6

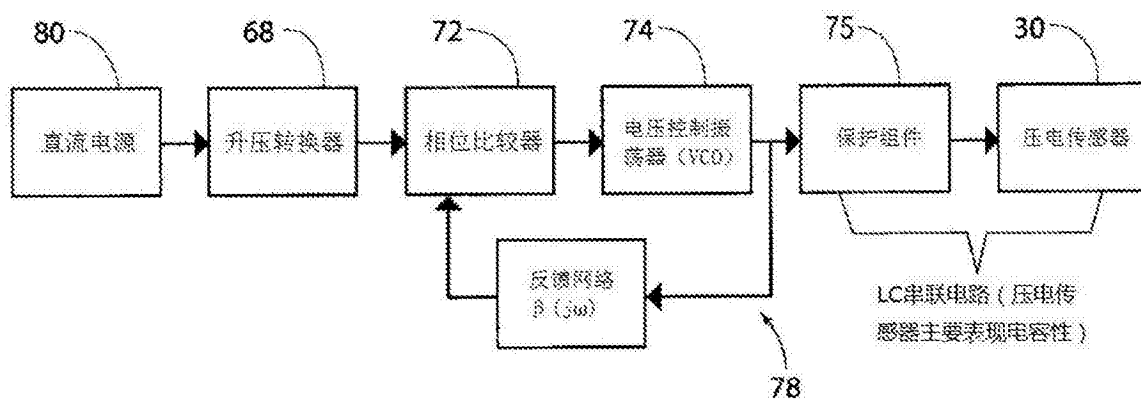


图7A

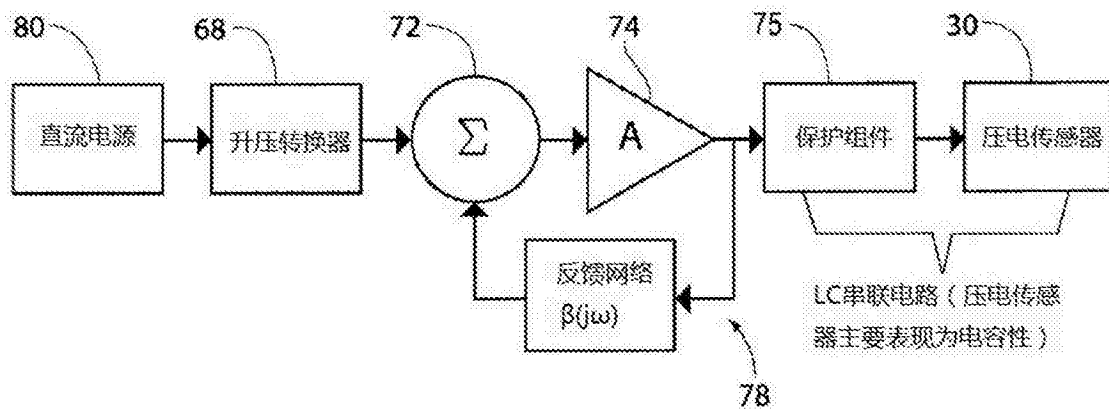


图7B

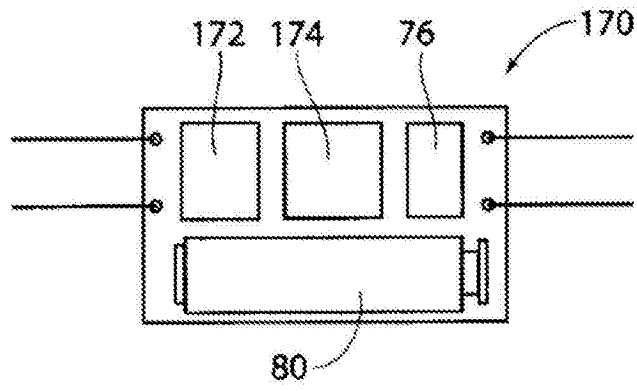


图8

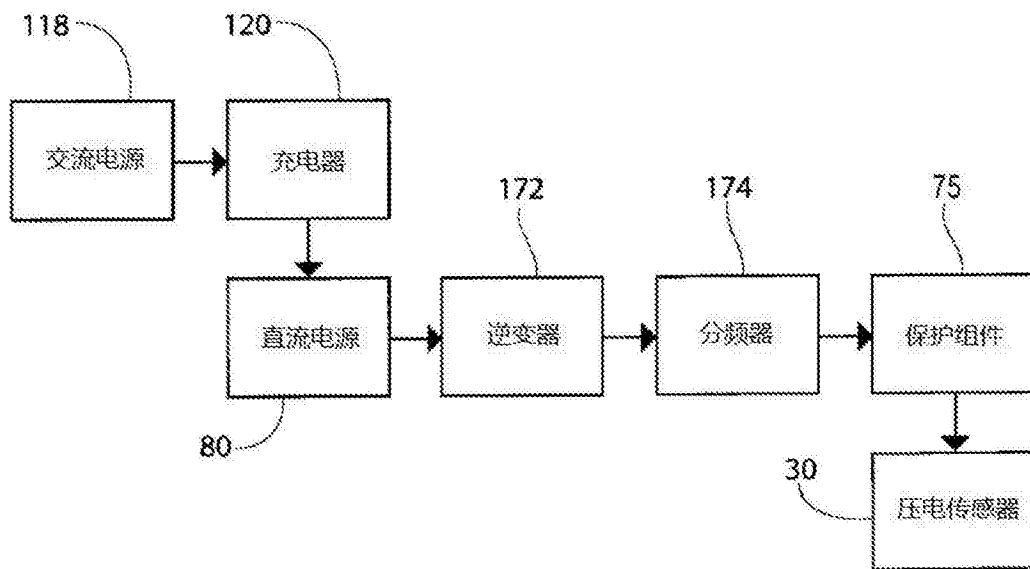


图9

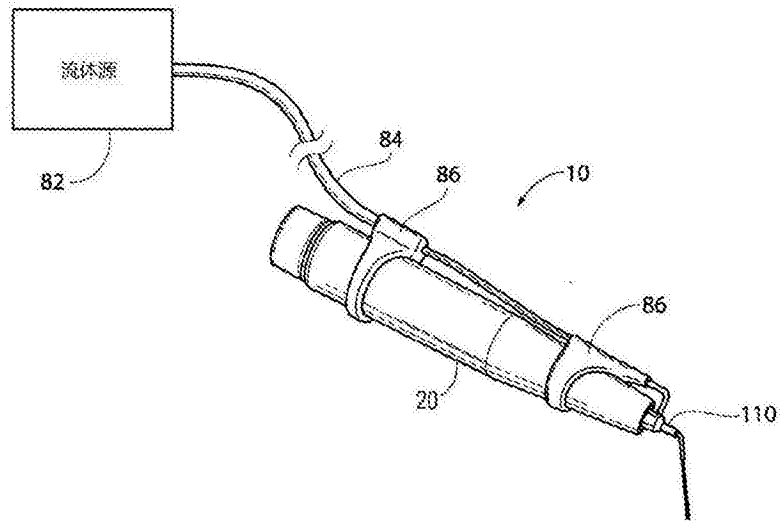


图10

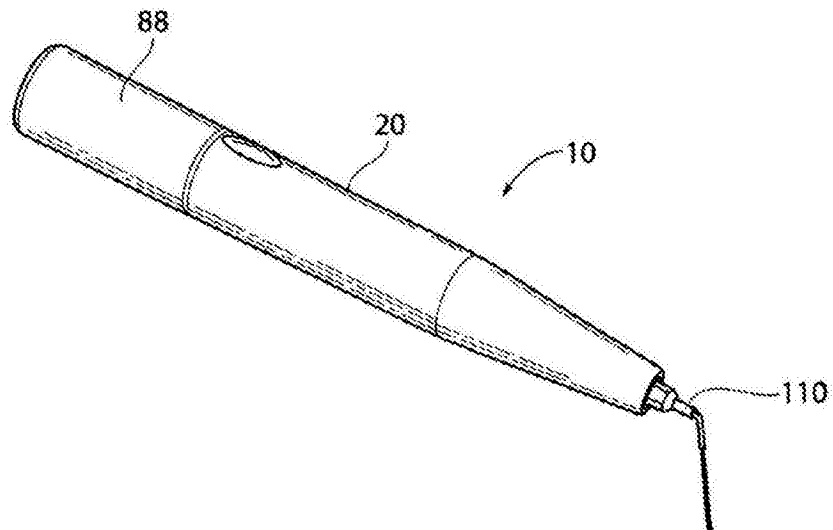


图11

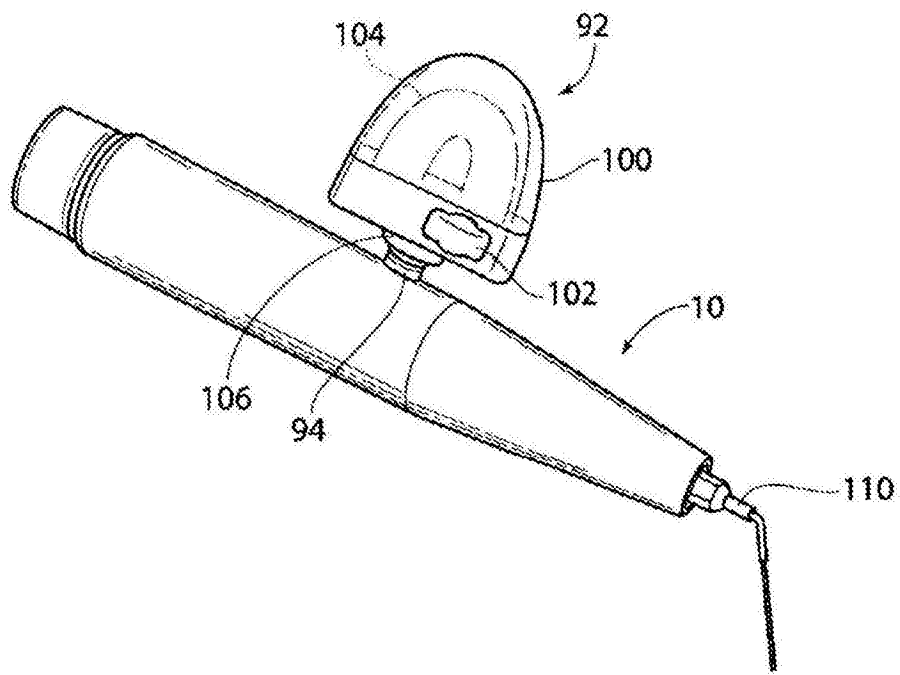


图12

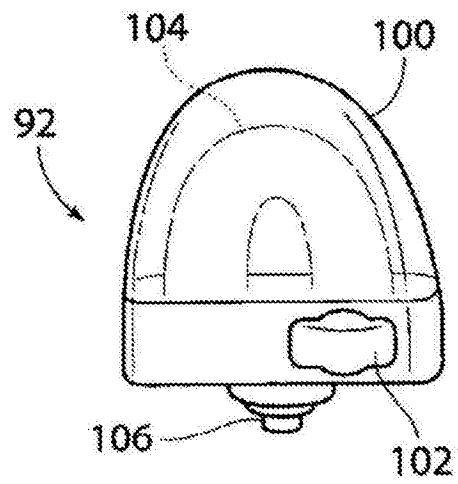


图13

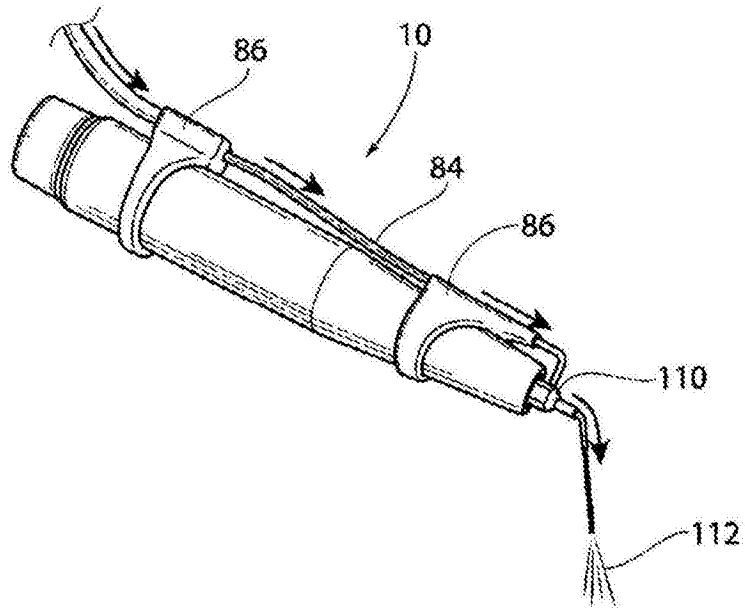


图14A

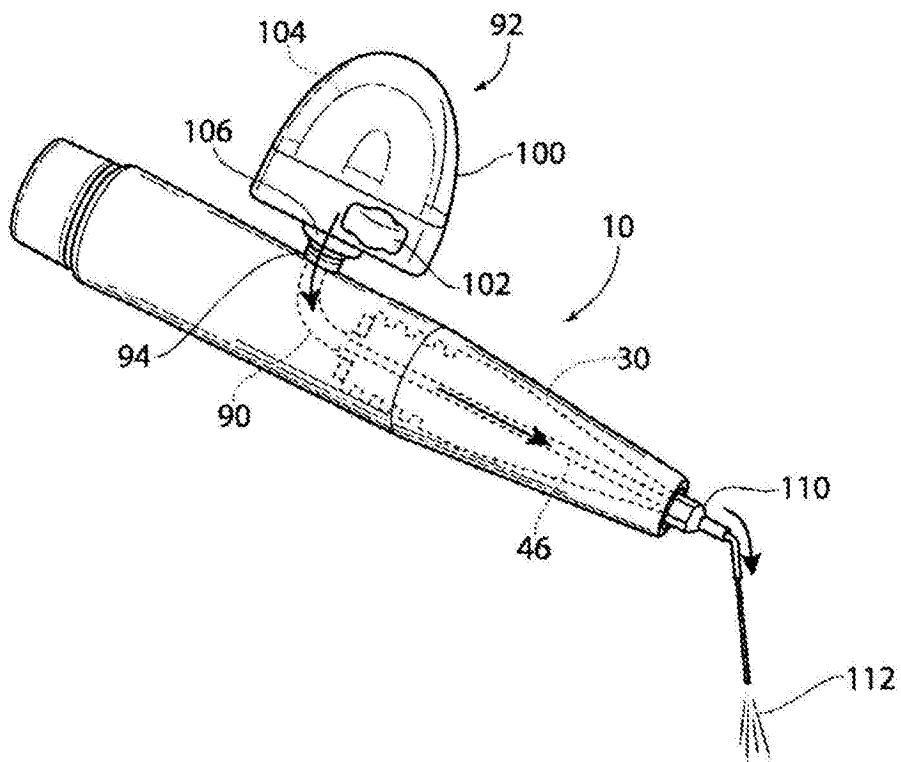


图14B

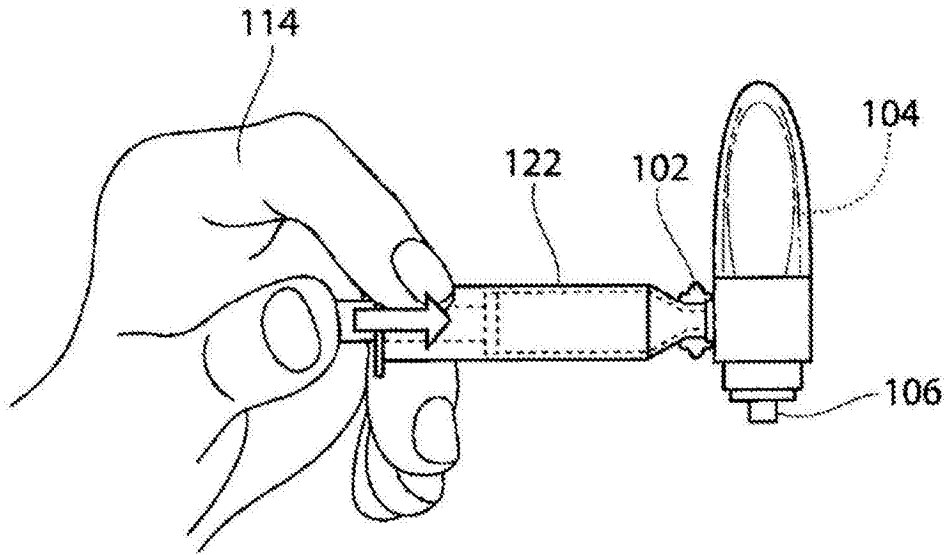


图15

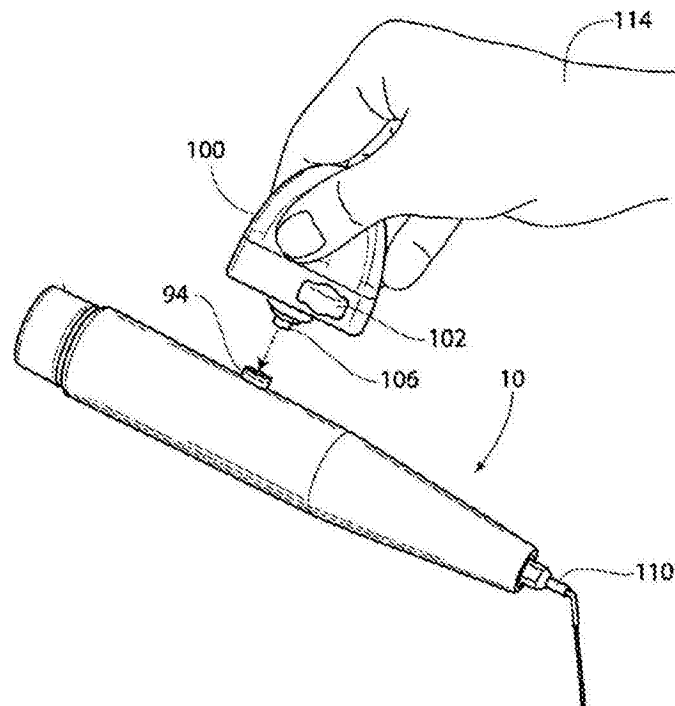


图16

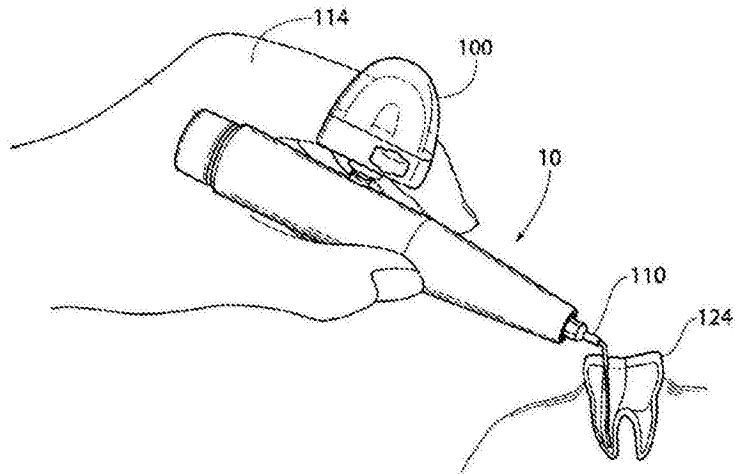


图17

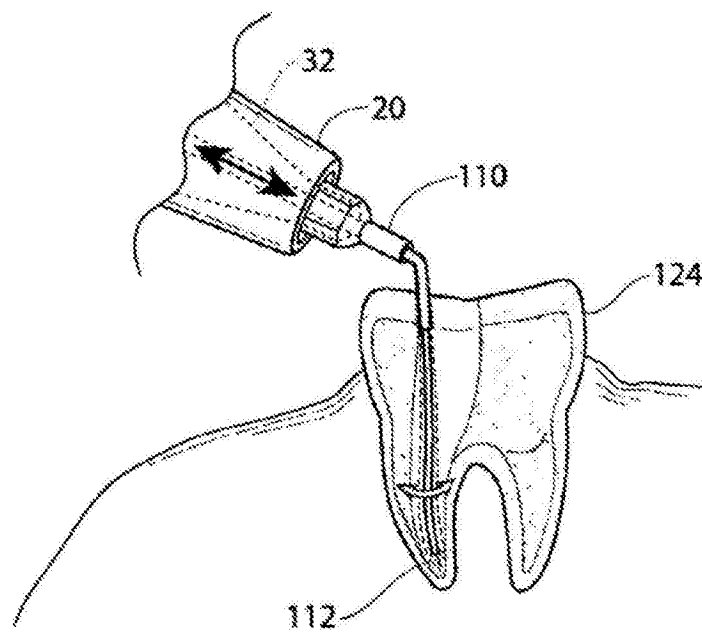


图18

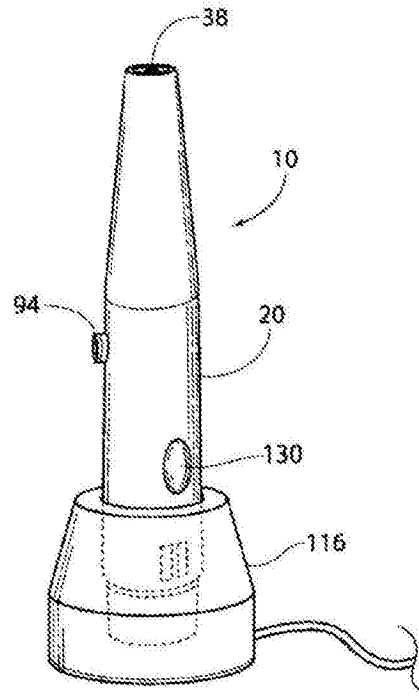


图19

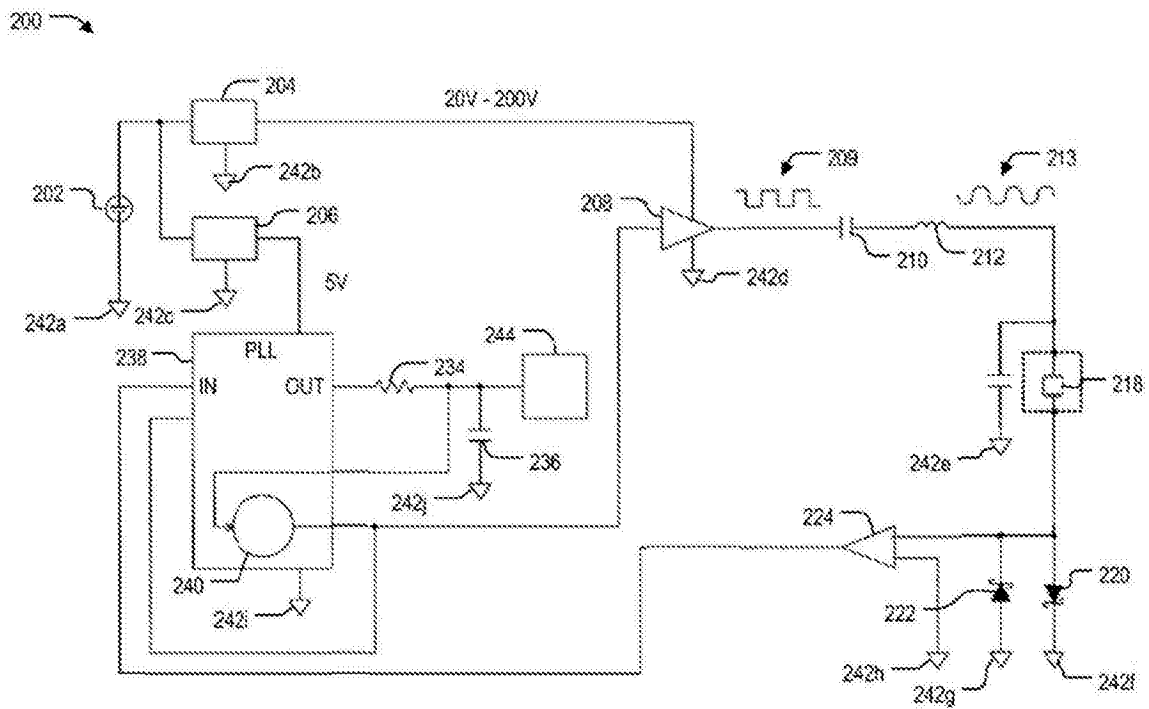


图20

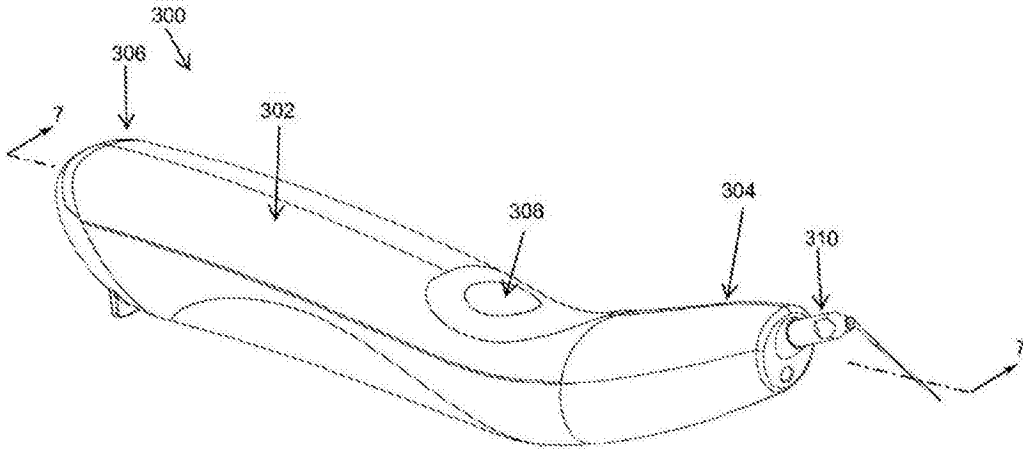


图21

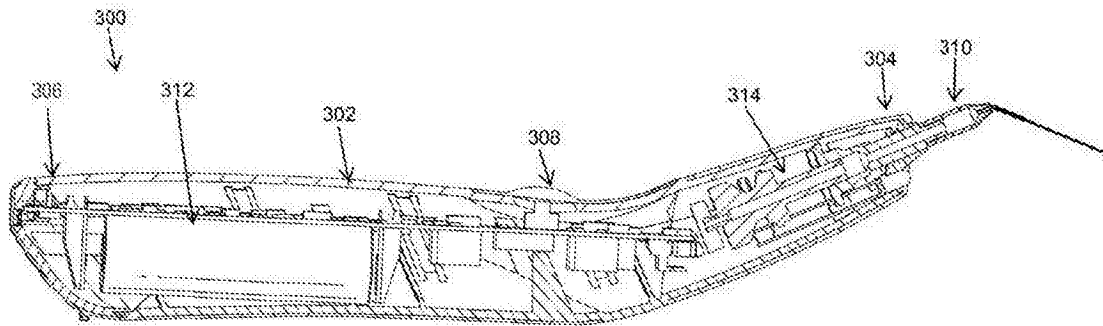


图22

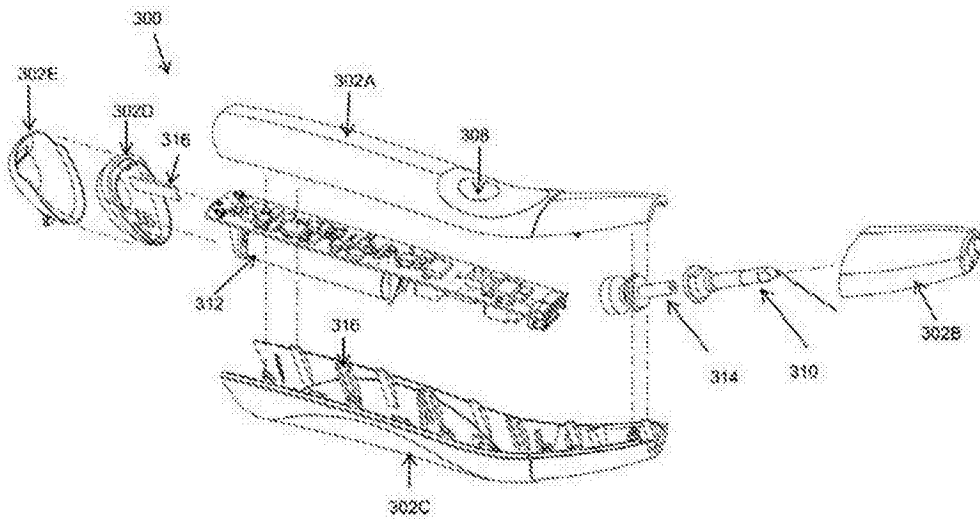


图23

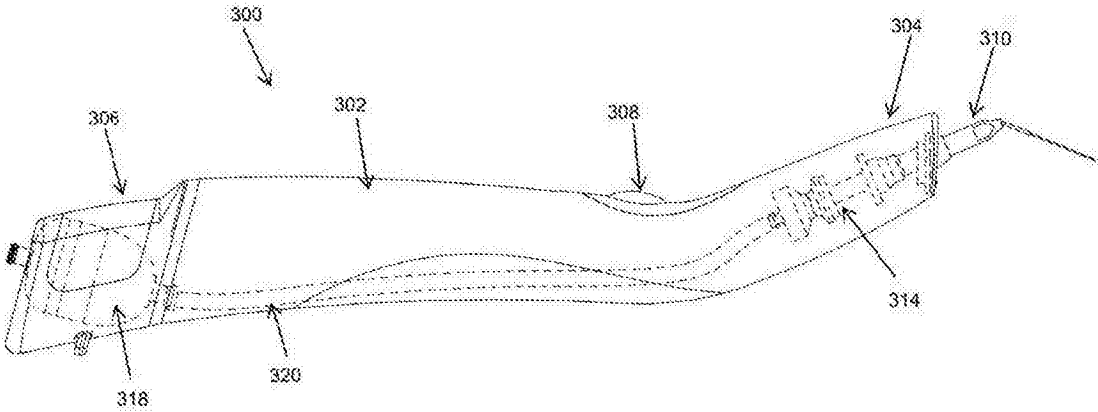


图24

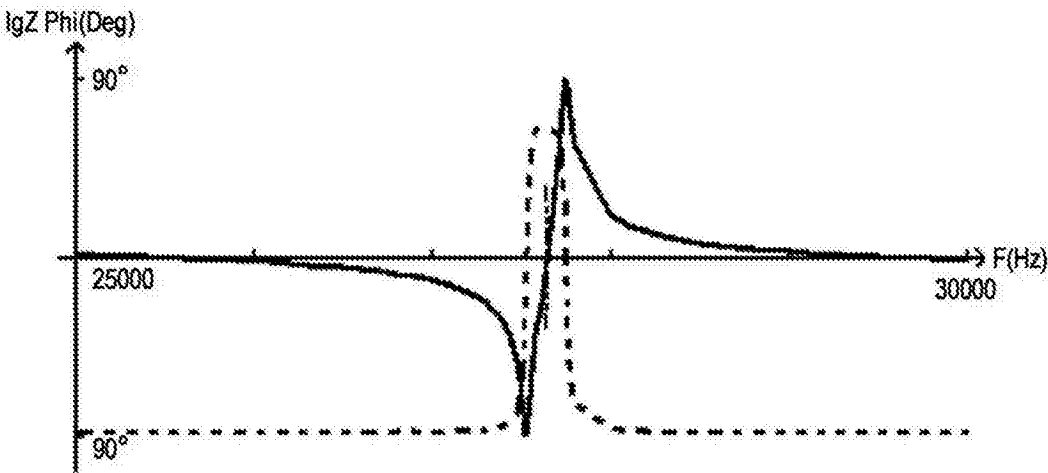


图25

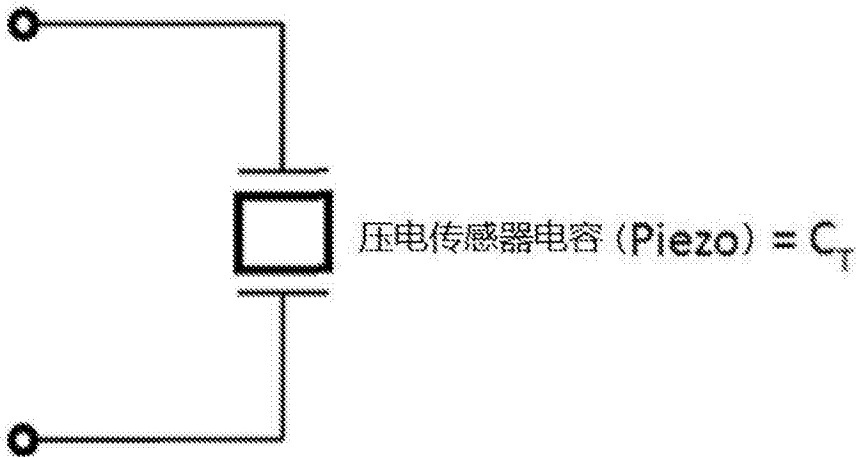


图26

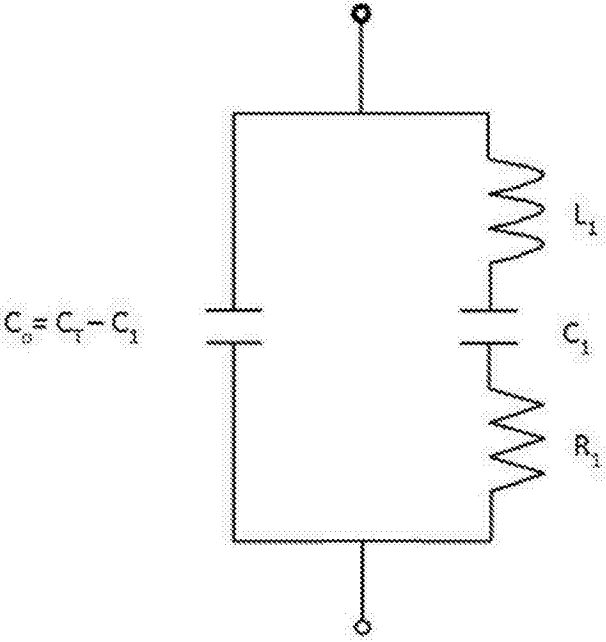


图27