



## (12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102105112 A

(43) 申请公布日 2011. 06. 22

(21) 申请号 200980128738. 3

(22) 申请日 2009. 05. 21

(30) 优先权数据

0809243. 9 2008. 05. 21 GB

(85) PCT申请进入国家阶段日

2011. 01. 21

(86) PCT申请的申请数据

PCT/GB2009/001278 2009. 05. 21

(87) PCT申请的公布数据

W02009/141616 EN 2009. 11. 26

(71) 申请人 SRA 发展公司

地址 英国南德文郡

(72) 发明人 J·A·斯利普斯岑科 M·J·伊德

S·M·R·扬

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
72002

代理人 刘兴鹏

(51) Int. Cl.

A61B 17/32 (2006. 01)

B06B 1/00 (2006. 01)

B06B 3/00 (2006. 01)

A61B 17/22 (2006. 01)

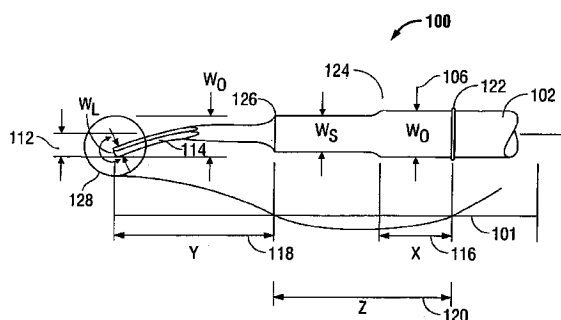
权利要求书 2 页 说明书 12 页 附图 11 页

### (54) 发明名称

超声波组织解剖器

### (57) 摘要

超声波外科手术工具, 包括在近端处可操作地连接或能连接至超声波振动源的细长波导 (102)。在波导 (102) 的远端处的操作元件 (100, 130, 140) 的直径小于波导的直径。中间直径的连接部可连接操作元件 (100, 130, 140) 和波导 (102)。操作元件 (100, 130, 140) 的近端形成第一阶梯接合部 (126, 134), 位于波导 (102) 和操作元件中的超声波振动的节面处, 在整个阶梯接合部处产生速度幅值增益。在连接部分和波导 (102) 之间的第二零增益阶梯接合部位于反节面处。操作元件 (100, 130) 可包括曲线形远端切割和结合元件 (114), 其具有一对限定了切割脊的细长结合沟槽。可选地, 操作元件 (140) 可包括具有平的或稍稍隆起的操作表面 (136) 的结合元件。



1. 外科手术工具,包括细长波导装置,细长波导装置在近端处可操作地连接或能连接至产生超声波振动的装置并在邻近远端处提供操作元件,其中,波导装置具有第一直径,操作元件包括具有第二直径的细长执行器元件,第二直径小于第一直径,并且,执行器元件的近端限定了大致位于在波导装置中产生的超声波振动的节面中的第一阶梯接合部。

2. 根据权利要求1所述的外科手术工具,其中,执行器元件的远端位于超声波振动的反节面处。

3. 根据权利要求1或2所述的外科手术工具,其中,所述操作元件包括在波导装置和执行器装置之间延伸的细长中间部,细长中间部具有介于第一和第二直径之间的第三直径,所述中间部与执行器装置在其近端处限定所述第一阶梯接合部以及与波导装置在其远端处限定第二阶梯接合部。

4. 根据权利要求3所述的外科手术工具,其中,所述第二阶梯接合部大致位于波导装置中超声波振动的反节面处。

5. 根据权利要求3或4所述的外科手术工具,其中,中间部具有大致对应于其中的超声波振动的四分之一波长的长度。

6. 根据前述任一权利要求所述的外科手术工具,其中,执行器元件具有大致对应于其中的超声波振动的四分之一波长的长度。

7. 根据前述任一权利要求所述的外科手术工具,其中,执行器元件的第二直径介于波导装置的第一直径的三分之一和三分之二之间。

8. 根据前述任一权利要求所述的外科手术工具,其中,第一阶梯接合部的每一侧的直径比可选择地在整个接合部产生期望的速度幅值增益,所述增益取决于所述直径比的立方。

9. 根据前述任一权利要求所述的外科手术工具,其中,执行器元件与波导装置共轴地延伸。

10. 根据权利要求1-8中任一所述的外科手术工具,其中,执行器元件的至少一部分远离波导装置的纵轴线,可选地以曲线延伸。

11. 根据权利要求10所述的外科手术工具,其中,执行器元件的远梢端位于具有所述第一直径且从波导装置共轴地延伸的封套内。

12. 根据前述任一权利要求所述的外科手术工具,其中,执行器元件在邻近第一阶梯接合部处具有所述第二直径,且朝向其远端直径减小。

13. 根据前述任一权利要求所述的外科手术工具,其中,产生超声波振动的装置由脉冲模式电驱动装置驱动。

14. 根据前述任一权利要求所述的外科手术工具,其中,执行器元件的型面设计成使得其中的非扭振模式振动最小化。

15. 根据前述任一权利要求所述的外科手术工具,其中,波导装置具有位于其中产生的超声波振动的节面处的多个径向突出的间隔突起。

16. 根据权利要求15所述的外科手术工具,其中,第一阶梯接合部位位于距离所述间隔突起的最远端分开半个所述振动波长的位置处。

17. 根据权利要求15或16所述的外科手术工具,其中,第二阶梯接合部位位于距离所述间隔突起的最远端分开四分之一所述振动波长的位置处。

18. 根据前述任一权利要求所述的外科手术工具,其中,所述操作元件包括不可振动夹头部件,可选择地操作以保持组织的期望区域与可超声波振动的执行器元件相接触。

19. 根据前述任一权利要求所述的外科手术工具,其中,执行器元件具有从其远端靠近地延伸的相邻成对的细长沟槽装置,所述相邻成对的细长沟槽装置在它们之间限定细长脊装置。

20. 根据权利要求 19 所述的外科手术工具,其中,所述沟槽装置沿着执行器元件的曲线形远端部延伸。

21. 根据权利要求 19 或 20 所述的外科手术工具,其中,所述沟槽装置适于将超声波能量聚焦到邻近组织中从而结合或凝结所述组织。

22. 根据权利要求 19-21 中任一所述的外科手术工具,其中,脊装置适于切割与其接触的组织。

23. 根据权利要求 1-18 所述的外科手术工具,其中,执行器元件具有细长的大致平的操作表面,所述操作表面大致平行于执行器元件的轴线延伸。

24. 根据权利要求 23 所述的外科手术工具,其中,所述操作表面包括沿浅的纵向脊会合的两个大致平的小面。

25. 根据权利要求 23 或 24 所述的外科手术工具,其中,所述操作表面适于将超声波能量传输与与所述表面相接触或抵靠的组织,从而结合或凝结组织而不分离组织。

## 超声波组织解剖器

### 技术领域

[0001] 本发明涉及适于通过利用超声波振动刀片或外科手术工具的其它末端执行器(end-effector)切割和/或烧灼组织的外科手术工具。更特别地但非专门地,涉及适于将超声波能量可控地引入所选组织的末端执行器。

### 背景技术

[0002] 在过去几十年里,人们对用于软组织解剖、切割和结合(welding)的超声波致动的刀片和剪刀投入极大的关注。

[0003] 已知通过超声波振动的刀具或手术刀切割组织。当手术刀切割组织时,其效果由切割力来表现。这源于分离结构的压力和刀片在切割部段之间拔出的摩擦阻力。振动刀片可减少摩擦力并且也可降低组织的粘合强度。通过以纵向模式或扭振模式对切割刀片施加振动可实现这两个目标。

[0004] 美国专利 US3636943 和 3862630 教导了各个血管和健康血管组织的止血切割。在‘943 和 ‘630 专利中,通过工具部件传递机械振动形式的超声波能量从而通过在其端部形成密封来封闭例如人身上细细切割的血管,并且阻止了所谓的“渗出”,其需要在手术期间不断地擦拭或清洗技术。这种工具部件可为超声波振动的刀具,在进行外科步骤时同时切割和封闭切割血管的各个端部。适宜构造的工具部件也可将各个组织层包括未切割血管的壁接合在一起,并且预见后者将取代当前手术中必要的动脉和静脉的“试图关闭”。因此,这些专利利用纵向模式系统致动刀片,其具有粗糙表面从而提高血管组织切割期间的摩擦能量转换。

[0005] 此外,美国专利 US5322055 和 6283981 公开了带有额外铰接被动元件的振荡系统,所述元件被构造为将目标组织挤压在通电刀片上从而提高刀片上组织的摩擦阻力并且由此提高在切割过程期间确保凝结所必需的加热效果。

[0006] ‘055 专利涉及包括外科器械的超声波外科仪器,所述器械具有带有将电子信号转化为连接于机头的刀片的纵向振动的换能器以及可释放地连接于机头以使组织固定在振动刀片上从而提供更好的组织凝结和切割的附件。剪刀状的把手沿超声波振动刀片的一侧致动转动夹头从而以垂直于纵向振动的方向将组织挤压和偏压在刀片上。该夹头和刀片相对彼此可旋转,从而将多边刀片的选定刀锋与用于切割和凝结的夹头对齐同时夹紧选定的刀锋或不夹紧而是将选定的刀锋与用于切割和凝结的夹头周向地隔开。

[0007] ‘981 专利涉及一种设计包括超声波传播杆和连接于超声波传播杆远端的不对称超声波致动刀片的平衡超声波外科器械的方法。该超声波致动刀片包括处理部。该处理部具有功能性特征例如使得处理部不对称的曲形刀片。在这种方法中,包括至少一个第一不对称平衡特征的平衡部被设计和设置在超声波致动刀片与超声波传播杆之间从而抵消处理部产生的任何不适宜的力矩。

[0008] 上述所有系统都使用摩擦生热这个相同的原理,涉及摩擦界面处的循环向量反转,以确保组织分离的同时形成凝结。在这些系统中,按照切割刀片的纵向激励描述了摩擦

生热原理。但是,纯纵向激励并非将振动能量传递至软组织的最有效方式。

[0009] 此外,在美国专利 US6425906 和英国专利 GB2371492 中,注意到 Young and Young 首先公开了特定选择的不同振动模式的使用,运用直接压缩波传播进入目标组织,以其独特的能力产生空化作用作为能量消耗的主要形式。特别地,这种专利是最先公开使用扭振激励将振动能量传至软组织的系统和方法的。

[0010] 例如,‘906 专利涉及用于切割和 / 或凝结组织的外科手术工具,包括压电驱动器以产生包括扭振模式振动的超声波能量。该 ‘906 专利还涉及远端扭振模式末端执行器,其产生进入被铰接夹头元件捕获抵靠在活化波导上的目标组织内的聚焦能量传播。

[0011] 在 GB2333709 专利中,公开了涉及最低侵略性普通外科手术的多波长扭振模式波导的使用。在 ‘709 专利中,能量转换的机构被描述为特别地涉及剪切模式扭振系统和常规压缩波纵向等价物。该 ‘709 专利还公开了具有大于用于剪切模式传播的半波长 7 或 8 倍长度的波导的激励产生流出物,其比那些在类似压缩波系统中经历的大很多。

[0012] 因此,已知使用扭振激励来将振动能量传递至软组织,仍然需要制造有效地利用扭振模式激励的其它外科手术工具。

## 发明内容

[0013] 因此本发明的目的在于提供一种可避免上述问题的运用扭振模式超声波振动的外科手术工具,特别是能够更加可控地和有效地应用扭振模式振动的优点。

[0014] 根据本发明的第一方面,提供一种外科手术工具,其包括细长波导装置,细长波导装置在近端处可操作地连接或能连接至产生超声波振动的装置并在邻近远端处提供操作元件,其中,波导装置具有第一直径,操作元件包括具有第二直径的细长执行器元件,第二直径小于第一直径,并且,执行器元件的近端限定了大致位于在波导装置中产生的超声波振动的节面中的第一阶梯接合部。

[0015] 优选地,执行器元件的远端位于超声波振动的反节面处。

[0016] 有利地,所述操作元件包括在波导装置和执行器装置之间延伸的细长中间部,细长中间部具有介于第一和第二直径之间的第三直径,所述中间部与执行器装置在其近端处限定所述第一阶梯接合部以及与所述波导装置在其远端处限定第二阶梯接合部。

[0017] 所述第二阶梯接合部优选大致位于波导装置中超声波振动的反节面处。

[0018] 中间部可具有大致对应于其中的超声波振动的四分之一波长的长度。

[0019] 执行器元件可具有大致对应于其中的超声波振动的四分之一波长的长度。

[0020] 执行器元件的第二直径可介于波导装置的第一直径的三分之一和三分之二之间。

[0021] 第一阶梯接合部的每一侧的直径比可选择地在整个接合部产生期望的速度幅值增益,所述增益取决于所述直径比的立方。

[0022] 有利地,波导装置和所述中间部共轴地延伸。

[0023] 执行器元件与波导装置共轴地延伸。

[0024] 可选地,执行器元件的至少一部分可远离波导装置的纵轴线以曲线延伸。

[0025] 优选地,执行器元件的远端端位于具有所述第一直径且从波导装置共轴地延伸的封套内。

[0026] 执行器元件可基本沿着其整个长度具有所述第二直径。

[0027] 可选地,执行器元件在邻近第一阶梯接合部处具有所述第二直径,且朝向其远端直径改变。

[0028] 执行器元件可朝着其远端直径减小。

[0029] 优选地,产生超声波振动的装置在波导装置和执行器元件中产生扭振模式超声波振动。

[0030] 产生超声波振动的装置可被调谐在波导装置和执行器元件中产生期望的共振振动。

[0031] 产生超声波振动的装置可由脉冲模式电驱动装置驱动。

[0032] 执行器元件的型面可设计成使得其中的非扭振模式振动最小化。

[0033] 执行器元件可被构造使得绕波导装置纵轴线的惯性矩最小化。

[0034] 波导装置可具有位于其中产生的超声波振动的节面处的多个径向突出的间隔突起。

[0035] 第一阶梯接合部位于距离所述间隔突起的最远端分开半个所述振动波长的位置处。

[0036] 第二阶梯接合部位于距离所述间隔突起的最远端分开四分之一所述振动波长的位置处。

[0037] 所述操作元件可包括不可振动夹头部件,可选择地可操作以保持组织的期望区域与可超声波振动的执行器元件相接触。

[0038] 在本发明的第一实施例中,执行器元件具有从其远端靠近地延伸的相邻成对的细长沟槽装置,所述相邻成对的细长沟槽装置在它们之间限定细长脊装置。

[0039] 优选地,所述沟槽装置沿着执行器元件的曲线形远端部延伸。

[0040] 有利地,所述沟槽具有大致部分圆形的横截面型面。

[0041] 所述沟槽装置可适于将超声波能量聚焦到邻近组织中从而结合或凝结所述组织。

[0042] 脊装置可适于切割与其接触的组织。

[0043] 在本发明的第二实施例中,执行器元件具有细长的大致平的操作表面,所述操作表面大致平行于执行器元件的轴线延伸。

[0044] 所述操作表面可包括沿浅的纵向脊会合的两个大致平的小面。

[0045] 所述小面的平面之间的角度可小于  $45^\circ$ , 可选地小于  $30^\circ$ , 理想地小于  $15^\circ$ 。

[0046] 所述操作表面的每个外边缘可以是斜面。

[0047] 所述操作表面可适于将超声波能量传输与与所述表面相接触或抵靠的组织,从而结合或凝结组织而不分离组织。

[0048] 根据本发明的第二方面,提供一种处理 / 治疗组织的方法,包括提供如前述第一方面所述的工具,将其执行器元件与所处理 / 治疗的组织相接触并利用超声波使工具振动来执行处理 / 治疗。

[0049] 所述处理 / 治疗可包括切割或分开所述组织。

[0050] 所述处理 / 治疗可包括凝结或结合所述组织。

[0051] 在本发明公开内容的一个实施例中,提供了包括具有第一直径的变幅器的换能器;具有第三直径并且包括多个环的换能器叠层;以及被设置为邻近于换能器叠层的背板;其中螺纹元件被设置在变幅器与换能器叠层之间从而能够选择性地进行换能器的扭振

调谐调节。

[0052] 在本发明公开内容的另一实施例中,提供了一种调谐换能器的方法,包括将螺纹元件设置在变幅器与换能器叠层之间;并且选择性地基于螺纹元件的定位对换能器进行扭振调谐调节;其中变幅器具有第一直径,螺纹元件具有第二直径,换能器叠层具有第三直径,其包括多个环且被设置为邻近于背板。

[0053] 在本发明公开内容的另一实施例中,提供了一种制造换能器的方法,包括将螺纹元件设置在变幅器与换能器叠层之间;并且选择性地基于螺纹元件的定位对换能器进行扭振调谐调节;其中变幅器具有第一直径,螺纹元件具有第二直径,换能器叠层具有第三直径,其包括多个环且被设置为邻近于背板。

## 附图说明

[0054] 现在通过示例参照附图更特定地描述本发明的实施例,其中:

[0055] 图 1A 为体现本发明的、具有便于与变幅器频率匹配的扩展叠层的扭振模式换能器的示意图;

[0056] 图 1B 为体现本发明的、具有扩展叠层的扭振模式换能器的示意图,其中扩展叠层带有位于锥形孔内的螺纹套筒(threaded spigot);

[0057] 图 1C 为示出换能器的临界尺寸的扭振模式换能器的示意图,其中换能器带有主部件从其加工的外接圆柱;

[0058] 图 2 为体现本发明的扭振模式换能器的轴向示意图;

[0059] 图 3 为体现本发明的、弯曲叠层位移与扭振变幅器位移之间几何关系的示意图;

[0060] 图 4 为体现本发明的、连接于波导的扭振模式换能器的示意图,示出了位移幅度分布;

[0061] 图 4A 为体现本发明的、图 4 中扭振模式换能器的末端执行器的细节示意图;

[0062] 图 5 为体现本发明的、连接于波导的纵向模式换能器的示意图,示出了位移幅度分布;

[0063] 图 6 为体现本发明的、处于扭振模式波导构型中的曲形末端执行器的轴向示意图;

[0064] 图 7 为体现本发明的、图 6 中扭振模式波导构型中的曲形末端执行器的轴测示意图;

[0065] 图 8A 为体现本发明的、扭振模式波导构型中的焊机末端执行器的轴测示意图;

[0066] 图 8B 为体现本发明的另一末端执行器的远端的前视图;

[0067] 图 9 为体现本发明的、扭振模式波导构型的波导、护罩和铰接夹头的示意图;

[0068] 图 10A、10B 和 10C 为体现本发明的图 9 的夹头构型的示意图;

[0069] 图 11 为体现本发明的、用于扭振模式超声波发生器的控制和电源电路的第一实施例的方框图;

[0070] 图 12 为体现本发明的、用于扭振模式超声波发生器的控制和电源电路的第二实施例的方框图;

[0071] 图 13 为根据本发明公开内容的带有扩展叠层的扭振模式换能器的另一实施例,其中扩展叠层带有两个螺纹套筒,一个位于螺纹轴近端处,另一个位于螺纹轴远端处。

## 具体实施例

[0072] 现在参照附图详述根据本发明公开内容通过使用扭振模式激励用于切割组织的系统和方法。

[0073] 尽管容易对本发明公开的实施例进行各种改进和可选构造,附图中已经示出了某些实施例并且下面将详述。但是应当了解,并非意图用公开的特定形式限制本发明的公开内容,相反,实施例意图涵盖所有改进、可选构造和等价物,都在权利要求限定的本发明公开内容的精神和范围内。

[0074] 通过下面结合形成公开内容一部分的附图对公开内容的详述将更容易理解本发明的公开内容。要了解,此处的公开内容并非对此处描述和 / 或示出的特定设备、方法、条件或参数的限定,并且此处使用的术语是为了仅通过示例描述特定实施例,而非对所称主题名称的限定。

[0075] 本发明提出利用扭振超声来有效地将振动能量传至软组织。不像其它超声波工具,示例性实施例的外科手术工具将强大的压缩能量导入目标组织,实现可靠的血凝结和快速切割。远离这些压缩沟槽仅存在相对较少的有效摩擦能量。通过精细抛光工艺进一步最小化了该能量,所述工艺降低了把多余的能量传至要害结构中的危险并且显著地减少了低增益的疲劳致损的可能性。示例性实施例的外科手术工具将压缩能量导入目标组织。能量传递的很快,使组织蛋白变性并迅速形成血凝结。同时当外科手术工具的夹头闭合时中心刀片切穿组织。结果就是快速和有效的止血切割。

[0076] 本发明的公开内容还提出了强调扭振模式系统胜于常规纵向扩展设备的主要优点。本发明的公开内容还指出引入特定开流 (opening issues) 的扭振解剖系统的特征。

[0077] 例如,扭振模式传输跟纵向模式传输相比具有若干优点。这些优点包括但不限于以下:在横波传输 (shear wave transmission) 中与横截面变化相关的运动增益大于在等效的压缩波传输中与横截面变化相关的运动增益。扭振模式聚能器 (concentrators) 的分析揭示了取决于与沿变换元件的截面变化有关的惯性力矩的增量。相反,压缩波传输与随着截面积变化的线性力改变有关。这种考虑导致用于纵向模式分级变换器的运动增益公式被限定为输入与输出截面之间直径比的平方,并且用于横波等效物的公式被限定为该直径比的立方。该特征与横波系统相对于压缩波等效物 (compression wave equivalents) 的增大的 Q 和阻抗变换率是一致的。因此,调至共振就需要更精密的发生器电路和能够辨别各个严格限定的共振特征的调谐算法。

[0078] 纵向模式与扭振模式系统之间的另一区别特征涉及换能器设计。换能器设计针对特定的模式。经典的朗之万夹心换能器通常用于在纵向模式系统中产生和维持压缩波。相反,切向地连接于换能器叠层的模式转换变幅器被构造为从变幅器的窄端产生扭振输出。换能器叠层以选定的弯曲模式被驱动从而在变幅器内产生扭振模式。可选的弯曲叠层导致来自模式转换器的基本纵向输出。因此,在任何情形下纯扭振模式或纵向模式取决于连接在变幅器输出处的波导的设计。运行频率通常导致波导扫描若干个波长的谐波模式 (overtone modes)。变幅器与换能器叠层之间的关系导致振荡系统易于使得变幅器和波导组件中发生的横模 (transverse modes) 复杂化。需要谨慎和精确地控制驱动频率从而通过发生器频率 / 模式控制电路来激发正确模式和锁定正确模式。下面模式的示例性实施例



示出了如何控制驱动频率以微调共振特征以及如何激发用于外科手术工具的优选模式。

[0079] 下面将参照附图描述实施例。附图仅为示例而非对本发明公开内容范围的限定。

[0080] 参照图 1A, 呈现根据本发明公开内容的具有便于频率与变幅器匹配的扩展叠层的扭振模式换能器的示意图。

[0081] 图 1A 的扭振模式换能器 10 包括变幅器 12、螺纹元件 14、陶瓷环 16、电极 18、背板 20、第一传感器 22 和第二传感器 24。背板 20 的长度 X 被指定为 26, 并且螺纹元件 14 的长度 Y 被指定为 28。

[0082] 在本发明公开内容的示例性实施例中, 换能器 10 能够产生纵向振动或纯扭振波。换能器 10 包括换能器叠层, 其具有被镀银或镀金的黄铜电极 (brass electrodes) 18 分隔开的多个轴向极化的 PZT 陶瓷环 16 并且通过带套筒背板 20 连接于换能器 10 的切面, 带套筒背板 20 具有位于锥形孔 34 内的螺纹套筒 32 (如图 1B 所示)。

[0083] 此外, 图 1A 示出至少两个压电传感器, 位于变幅器 12 上的第一传感器 22 和第二传感器 24。传感器 22 和 24 被如此设置以使它们选择性地响应于扭振和纵向变幅器模式。在前者中, 来自每个压电传感器 22、24 的波形将根据扭振位移变化产生相移, 从处于最小值的变幅器传感器移至处于最大值的周缘。在存在纵向模式的情形下, 两个传感器都经历变幅器端面的相同扩展位移, 从所述压电传感器产生同相 (in-phase) 输出。下面将进一步参照图 11 描述传感器 22、24 的特定操作。

[0084] 此外, 螺纹元件 14 可被指定为任何长度 28。螺纹元件 14 的长度 28 可基于多个因素变化, 例如但不局限于变幅器 12 的材料和换能器 10 的一个或多个部件 (如变幅器 12, 叠层组件和 / 或波导 56) 的自然共振频率。螺纹元件 14 可根据期望的应用在数毫米至 20mm 之间变化。螺纹元件 14 的长度 28 影响变幅器 12 的输出。换句话说, 通过改变螺纹元件 14 的长度 28, 本领域技术人员可制作期望的振动或波 (如扭振波, 纯扭振波, 纵波, 弯曲模式波或这些波的组合)。此外, 背板 20 的长度 26 可根据期望的应用在数毫米至 20mm 之间变化并且还可影响由变幅器 12 产生的波的类型。优选地, 螺纹元件 14 的长度 28 越小, 期望激励或模式实现得越好。例如, 螺纹元件 14 的长度 28 可在 2-10mm 的范围内。

[0085] 再者, 螺纹元件 14 的插入使得能够实现纯扭振模式最优化为变幅器 12 的输出并且实现将外科手术工具 / 设备微调为用户所需规格的精确方法。此外, 螺纹元件 14 可在换能器 10 组装之前或之后 (随后) 被调节为外部设备 (例如诸如下面参照图 4 和 5 模式的波导 56)。此外, 螺纹元件 14 可具有多种不同的统一或不统一的形状。附图中的圆柱形仅为示例性的。

[0086] 因此, 根据图 1A, 驱动频率可被控制为微调共振特征并且通过在换能器 10 的变幅器 12 与换能器叠层之间添加螺纹元件 14 来激发用于外科手术工具的期望模式。此外, 图 1A 限定了用于改变叠层组件特性的装置, 叠层组件特性又限定了变幅器 12 的模态性能。通过在叠层组件的每个末端处提供或实现该调谐装置来增强优化来自换能器 10 的扭振输出的能力。

[0087] 参照图 1B, 呈现根据本发明公开内容的具有扩展叠层的扭振模式换能器的示意图, 其中叠层带有位于锥形孔内的螺纹套筒。

[0088] 扭振模式换能器 11 基本类似于扭振模式换能器 10, 因此此处仅在需要区别构造和 / 或使用差异的程度上讨论。图 1B 的扭振模式换能器 11 包括变幅器 12、螺纹元件 14、

陶瓷环 16、电极 18、背板 20、第一传感器 22 和第二传感器 24。此外,换能器 11 包括位于锥形孔 34 内的螺纹套筒 32。

[0089] 如图 1A 所示,换能器叠层 / 组件包括插入换能器叠层与变幅器 12 之间的螺纹元件 14。如图 1B 所示,为利于螺纹元件 14 连接于变幅器 12,将套筒 32 延长以配合螺纹元件 14 的连接。该特征使得能够通过连接于变幅器 12 之前通过调节换能器叠层的整体长度来调谐包括螺纹元件 14 的完整叠层的共振性能。螺纹元件 14 的截面可朝其远端平行或渐窄。优选变幅器 12 为锥形变幅器。

[0090] 参照图 1C,呈现了示出换能器的临界尺寸的扭振模式换能器的示意图,其中换能器带有主部件从其加工的外接圆柱。

[0091] 扭振模式换能器 13 包括位于背板 20 与柱面 31 之间的叠层组件 21。该叠层组件 21 通过安装于一个切面上的邻接部件 37 与柱面 31 相接,所述切面通过加工图 1C 的外接柱面 31 的阴影区域形成。图 1C 和图 2(如下所述)示出尺寸界定的换能器 13、15。图 1C 限定了外接表面 31,外接表面 31 设定了叠层组件 21 的切向安装平面。叠层组件 21 经过角度  $\theta$  (图 3 中称为 44) 的弯曲旋转产生了围绕变幅器轴 0 的力矩,因而驱动变幅器 12 进入扭振模式。

[0092] 参照图 2,呈现了扭振模式换能器的轴向示意图。

[0093] 扭振模式换能器 15 包括用于波导连接的螺孔 34。此外,换能器 15 包括指数曲线型变细表面 (exponential tapering surface) 36、圆柱形极端 38、邻近于变幅器 12 的圆柱形隔离法兰 33、阴影区域 35 和邻接部件 37。

[0094] 变幅器 12 加工有指数曲线型变细表面 36 并且被圆柱形隔离法兰 33 所中断,其中指数曲线型变细表面 36 被切向地切割为外切柱面 31(参见图 1C)。此外,叠层组件 21(参见图 1C) 位于变幅器 12 附近,这样其圆柱体极端 38 与变幅器 12 的切面的外极端重合并且与阴影区域 35 所示的内极端重叠。

[0095] 参照图 3,呈现根据本发明公开内容的弯曲叠层位移与扭振变幅器位移之间几何关系的示意图;

[0096] 图 3 的几何关系 40 示出叠层位移 42 和被指定为 44 的角度  $\theta$ 。

[0097] 具有叠层组件的换能器 10 位于变幅器 12 上,这样其圆柱形极端与变幅器 12 切面的外极端重合。精密地选择叠层直径  $d'$ 、近端变幅器有效直径  $d$  和外接直径  $D$  之间的关系从而产生期望振动模式和共振频率。

[0098] 如图 3 所示,叠层组件内弯曲模式位移引起近端变幅器体 (proximal horn mass) 的旋转运动。当  $d' > d/2$  时该模式是可能的,这样比使用  $d' < d/2$  的常规轴向模式叠层的换能器设计更为紧凑。图 3 示出的几何形状控制叠层位移 42 传至变幅器 12。限定了将弯曲位移  $F_T$  以角度  $\theta$  44 分解到安装平面的分解分量的等式为:

[0099]

$$T = F_T \cos \theta . l = \frac{1}{2} F_T \cos(\arctan((d-d')/d)).(d^2+(d-d')^2)^{1/2}.$$

[0100] 用于最优紧凑型换能器操作的  $d'/D$  比值的临界选择 (Critical selection) 被限定为  $0.45 < d'/D < 0.55$ ; 优选 0.482; 并且用于普通 (轴向模式叠层) 操作,  $0.3 < d'/D < 0.4$ ; 优选 0.333。通过临界选择变幅器 12 的长度、连接部件 52 的直径 (如图 4 和 5 所

示)以及波导 56 的尺寸(如图 4 和 5 所示),在任一种情形下都可建立扭振共振。

[0101] 参照图 4,呈现根据本发明公开内容的连接于波导的扭振模式换能器的示意图,示出了位移幅度分布。

[0102] 换能器/波导构造 50 包括参照图 1A 描述的上述扭振模式换能器 10。换能器/波导构造 50 还包括连接部件 52、第一节面 54、波导 56、第二节面 58、套管 60、第三节面 62、第三节面 64 和末端执行器 66。末端执行器 66 描绘了波导 68 的一部分和远梢端 70。箭头 80 示出波导 56 的扭振运动。

[0103] 图 4 还描绘了示出换能器/波导构造 50 被致动时产生的透射波的曲线 71。在变幅器 12 与连接部件 52 之间产生半波长 72。在第一节面 54 与第二节面 58 之间也产生半波长 74。在最后两个节面 64 与 62 之间也产生半波长 74。在第四节面 64 与末端执行器 66 的远梢端 70 之间产生四分之一波长 76。注意到,波导的中部被省略以避免重复,但典型地可为 7 或 8 个波长。图 4 还描绘了示出叠层弯曲效应的曲线 51(下面将描述)。

[0104] 此外,波导 56 由在共振频率下用于横波传播的整数个半波长构成。通过局部增加与节面 54、58、62、64 相合的直径来实现波导隔离,这将在塑料衬里的套管 60 与波导 56 的放射区域(active regions)之间产生间隙。

[0105] 此外,波导可以是具有近端和远端的细长轴。此外,远端可被分为一个或多个部段。例如,参照图 6-8B,远端可被分为三个部段。第一部段可具有第一宽度和第一长度,第二部段可具有第二宽度和第二长度,并且第三部段可具有第三宽度和第三长度,其中第一、第二和第三宽度可彼此相同或各异。第一部段可作为末端执行器,第二部段可作为连接部段,并且第三部段可作为细长轴的远端的梢端部/刀片部。末端执行器可为图 4 所示的具有双槽的曲形刀片的元件 70。

[0106] 参照图 4A,呈现根据本发明公开内容的图 4 中扭振模式换能器的末端执行器的细节示意图。该细节示意图示出远梢端 70 的形状,被描绘为双槽构造。当然,本领域技术人员可设计多种不同的远梢端构造来实现纵向和/或扭振激励。

[0107] 参照图 5,呈现了本发明公开内容的连接于波导的纵向模式换能器的示意图,示出位移幅度分布。

[0108] 换能器 90 基本类似于扭振模式换能器 50,因此此处仅在需要区别构造和/或使用差异的程度上讨论。换能器 90 具有的传输波曲线与图 4 中所示的相同。曲线 91 示出在致动换能器/波导构造 90 时产生的传输波。在变幅器 12 内产生半波长 92。在第一节面 54 与第二节面 58 之间产生半波长 94。在第三节面 62 与第四节面 64 之间也产生半波长 94。在第四节面 64 与末端执行器 66 的远梢端 70 之间产生四分之一波长 96。图 5 还描绘了示出叠层弯曲效应的曲线 95(如下所述)。

[0109] 在如图 5 所示的可选示例性实施例中,换能器叠层组件以变化弯曲模式被致动,使得背板 20 的端面 82 如箭头 84 所示沿纵向偏转。该叠层运动以与变幅器 12 和相连接的波导 56 内的压缩波传播一致的频率在变幅器 12 内产生纵向模式。纵向共振的频率与设计的扭振模式频率的关系如以公式所示: $F_{\text{tor}}/F_{\text{long}} = G/E$ ,其中 G 为剪切模量,并且 E 为用于变幅器 12 和波导材料的杨氏模量。

[0110] 这些特征(即螺纹元件 14 结合入换能器 10 和节面 54、58、62、64)使得外科手术工具可选地以纵向模式或扭振模式被驱动,这就可能产生有效位移增大的远端长度,优

点就是不需要额外的换能器叠层连接于变幅器的近端面以形成纵向位移,如同 Young and Young 在关于双模式应用的英国专利 GB 2438679 中教导的那样。此外,加工在波导 56 上的节突或节面 54、58、62、64 提供了将波导 56 与安装管 160 声隔离的简单装置,这使得能够以协作的铰接夹头 182 展开扭振 / 纵向共振 (参见图 9)。

[0111] 在图 4 和图 5 中,换能器构造 50、90 能够在连接于变幅器 12 窄端的调谐的多个半波杆系统中产生纵向或扭振共振。图 4 和 5 示出在垂直平面内两个弯曲叠加模式的相对效果,如曲线 51、71、91、95 所示。特别地,曲线 51 和 95 示出在 YZ 平面内叠层弯曲的效果,其在变幅器 12 和波导 56 内产生扭振模式。当在不同频率下在图 5 的 XY 平面内激励弯曲时,输出为纵向的。图 4 和 5 还示出在不同频率下交替地产生两个不同模式的潜在可能,所述频率被选择为以多个一致的节面 54、58、62、64 产生扭振和纵向波长。调谐叠层组件的能力使得本领域技术人员能够优化纵向或扭振输出并且将其与适当转换的双频发电机结合 (参照图 11 和 12 如下所述)。

[0112] 基本上,叠层组件和变幅器 12 确定振动模式,并且通过将波导长度调节为包括在一个或多个指定频率下的多个半波长来将波导 56 调谐为以特定模式共振。此外,曲线 51 示出在变幅器 12 内产生旋转模式的叠加模式,在波导 56 内形成扭振共振,如箭头 71 和 80 所示。变幅器 12 通常体现为在两个末端处带有波腹的半波长。

[0113] 此外,节面 54、58、62、64 被构建为共振位移图案的一部分并且用于通过在波导 56 上结合局部节突来提供机械隔离。这就在波导 56 与塑料套管衬垫之间产生间隙 (参见图 9)。图 4 和 5 都用于示出叠加弯曲模式 (平面 XY 纵向和 YX 扭振) 与波导模式之间的关系。图 4 示出扭振系统,同时图 5 示出纵向系统。波导 56 中仅有的区别在于压缩半波长大于扭振半波长,因为给定材料的压缩波速度大于横波速度。

[0114] Young and Young 的现有技术 GB2423931 教导了扭振模式解剖器的使用,其带有从远梢端直接变窄的曲形远端执行器并且带有朝近刀片端仅相对较短的聚焦槽。缺少远端聚焦槽减少了曲形刀片梢端的凝结效率,尽管能够具有某些侧向组织粘结能力。

[0115] 图 6 和 7 所述的示例性实施例的目的之一是形成带有全部远端聚焦特征的扭振模式曲形端部执行器 100、130。将同时描述图 6 和 7。

[0116] 图 6 示出根据本发明公开内容的曲形端部执行器 100,其包括三个远端波导区域;部段  $W_0$  的近端第一部分 102,其可连接于图 4 限定的扭振波导和换能器;从隔离节突 122 穿过四分之一波长波腹 / 反节阶梯 (quarter wave anti-nodal step) 124 延伸至部段  $W_s$  的第一远端节点阶梯 126 的半波长第二远端部段;以及从远端阶梯 126 延伸至部段  $W_l$  的扭振刀片梢端 128 的第三远端四分之一波长区域。该第三部段体现为双槽聚焦区域 114,类似于图 4A 所示并且限定了远端刀片的长度 (extent)。

[0117] 末端执行器波形如图 6 中 101 所示,其中第二执行器区域的长度  $Z$  被示为半波长,带有在波腹 / 反节阶梯 124 处终止的初始长度  $X$ , 116。

[0118] 波腹阶梯具有增幅为零的特性,其与增节阶梯 (nodal gain step) 126 结合就能够控制曲形刀片区域 114 内的临界扭振位移振幅。

[0119] 本发明公开内容的示例性实施例的另一目的在于最小化由与曲形执行器刀片相关的轴向偏移量的惯性效应产生的横向模式,该偏移量在图 6 中从波导轴偏移了距离 112。明显地,通过减小远端刀片部段 114 相对输入部段  $W_0$  102 的直径,可减少产生不期望的横

向模式的惯性矩。

[0120] 满足该标准的限制由以下不等式表示： $1.5 < W_0/W_1 < 3.0$ 。包括零增益波腹阶梯 124 使得本领域技术人员能够通过依靠 126 处的振幅增益将峰值远端刀片振幅限制为 200 微米。节点扭振增益由如下公式表示：增益， $K = (W_s/W_1)^3$ 。上述条件使得刀片曲率和峰值位移振幅能够满足合格的止血组织解剖的操作标准。刀片曲率被控制为使得远梢端被限制为位于被部段  $W_0$  在 106 处限定的圆柱形封套内。

[0121] 波导部段阶梯在 124、126 处的尺寸和图 6 中沿 Y 的部段 118 中的任何非线性变化明显地能独立地变化从而控制波导的输出特性，允许在最小的有害横向模式下实现高的旋转振幅。要注意，上述公式仅为示例性限定而非对本发明公开内容的更广泛应用限定范围。

[0122] 图 8A 和 8B 本发明公开内容的其它方面的示意图，意图在涉及作为端点目标的组织粘结的特定外科步骤中最优化贯穿本发明公开内容所称的扭振模式换能器、波导和末端执行器系统的使用和效率。在该功能中，强调将能量集中于目标组织如特定的大血管的端部执行器结构的元件，同时改变那些促进组织分离从而延长或阻止该步骤的特征的细节。

[0123] 图 8A 示出在节阶梯平面 134 处连接于波导 142 的焊机末端执行器 140。根据前述的原理，在所述节阶梯处的部段变化产生了充分的扭振振幅增益，以使组织接触面 136 能够将能量导入目标血管组织。图 8B 示出端部执行器刀片 136 的适宜轮廓，其基本为平面的但如图所示可在中央脊，形成在脊部 145 会合的倾斜面 148a 和 148b。表面 36 可接近由图 8B 中波导轴 146 限定的端部执行器的径面。

[0124] 扭振模式激励在面 148a 和 148b 中的位移振幅在周缘处最大并且沿中央脊 145 较小。该特性产生传播入接触组织的聚焦超声波，所述脊的每侧都产生强力粘结。与脊 145 有关的低能量仅产生缓慢的组织分离效果，延迟了切割并且确保在邻近面 148a 和 148b 的目标血管中的完全止血组织粘合。

[0125] 通过对扭振换能器使用脉冲模式电驱动来进一步放慢切割。下面参照图 11 和 12 描述发电机。通过提供连接于保护罩（还罩住夹头铰接系统）的协作铰接夹头，极大地增强了超声致动的解剖器和例如上述的粘结器的操作。下面参照图 9 和 10 更全面地示出。

[0126] 参照图 9，呈现体现本发明的扭振模式波导构型的波导、护罩和铰接夹头的示意图。

[0127] 扭振模式波导构造 150 包括一个或多个衬垫 152，隔离部件 154，波导轴线 156，波导 158，同心管 160、锁定部件 162，轴向示出的套筒 164，窝球 166，外表面 168，管边缘 170，间隙 172，夹头 182 的顶部 174，夹紧结构 176，夹头 182 的第一内部 178 以及夹头 182 的第二内部 180。

[0128] 在如图 9、10A、10B 和 10C 所示的本发明公开内容的另一示例性实施例中，描述了含有波导、协作夹头、保护性外壳和声隔离系统的扭振模式解剖器头。

[0129] 图 9 示出超声波组织解剖器的远端部。夹头 182 永久性地连接于窝球 166 和夹紧结构 176，从而使得夹头 182 在平行于波导轴 156 的平面内旋转。本发明的公开内容可使夹头 182 可卸除地安装于被支撑在套筒 164 上的接合于锁定部件 162 内的窝球 166 上。通过扩张间隙 172 直至套筒 164 的分离足以使它们接合于具有窝球 166 的锁定部件 162 内来实现夹头 182 的连接。

[0130] 因此，扭振模式波导构造 150 与常规技术相比的另一优点在于将波导 158 与系统

的被动元件 (passive elements) 声隔离的方法,其由同心管 160 以及一个或多个衬垫 152 来实现。

[0131] 参照图 10A、10B 和 10C,呈现根据本发明公开内容的夹头构造的示意图。

[0132] 夹头构造 200 基本类似于图 9 的夹头部 184 并且因此此处仅在需要区别构造和 / 或使用差异的程度上讨论。夹头构造 200 还包括一对枢轴部件 202 和一对容纳部件 204。

[0133] 图 10A 仅示出枢轴部件 202 是如何固定于图 10B 的容纳部件 204 的。图 10C 仅示出间隙 172 是如何分离夹头构造 200 的末端从而在套筒 164、窝球 166 与锁定部件 162 之间提供链接机构。

[0134] 参照图 11,呈现根据本发明公开内容用于扭振模式超声波发生器的控制和电源电路的第一实施例的方框图。

[0135] 方框图 220 包括第一隔离模块 222,信号调节模块 224,数字化模块 226,软件算法模块 228,DDS 信号发生器模块 230,功率放大器模块 232,第二隔离模块 234,电流传感器模块 250,功率传感器模块 260 和振幅传感器模块 270。电流传感器模块 250、功率传感器模块 260 和振幅传感器模块 270 可被统称为输出换能器 240。

[0136] 一般地,发电机具有驱动如图 1-8 所示的扭振模式系统的能力。例如,处理器控制的 DDS(direct digital synthesis,直接数字合成)芯片 230 可驱动通过转换器和阻抗匹配感应器 250,260,270 耦合于扭振模式换能器 240 的开关模式功率放大器 232。匹配电路含有电流和电压监控部件并且包括适宜的隔离电路 222、234,如图 11 所示。

[0137] 为确保正确的模式选择,在宽频扫描期间对比来自电流和位移监控电路 250、260、270 的输出信号。使用安装在变幅器 12 上的压电陶瓷传感器 5 和 6 监控换能器位移幅值 270,如图 1 和 2 所示。当换能器为扭振共振时,来自位于变幅器轴上的传感器 22 的信号独特地产生最小输出。在扭振共振时来自传感器 24 的输出最大。相比而言,当变幅器 12 处于纵向共振时,来自每个传感器 22、24 的输出最大。

[0138] 参照图 12,呈现根据本发明公开内容的用于扭振模式超声波发生器的控制和电源电路的第二实施例的方框图。

[0139] 方框图 300 包括输出换能器 302,传感器 304,电流传感器 310,功率传感器 320,振幅传感器 330,算法 340,第一输出 342,第二输出 344 和驱动功率信号 346。

[0140] 用于扭振模式超声波发生器 300 的控制和电源电路的第二实施例的主要意义在于反映了当发生器频率经过扭振共振时换能器的电流变化。通过对比这些结果,必然可能检测到扭振共振。明显地,电流振幅信号都可用作实现共振控制的手段。但是,通过使用即时负载电流和电压以计算即时功率可得到更有用的结果。此外,随后可写下调谐算式以选择与最大功率相符的共振并且可写下用于粗调和微调特性的控制环算式。

[0141] 参照图 13,呈现根据本发明公开内容的带有扩展叠层的扭振模式换能器的另一实施例,其中扩展叠层带有两个螺纹套筒,一个位于螺纹轴近端处,另一个位于螺纹轴远端处。

[0142] 扭振模式换能器 400 基本类似于图 2 所示的扭振模式换能器 11,因此此处仅在需要区别构造和 / 或使用差异的程度上讨论。图 13 的扭振模式换能器 400 包括变幅器 12,螺纹元件 14,陶瓷环 16,电极 18,背板 20,第一传感器 22 和第二传感器 24。换能器 400 还包括位于锥形孔 34 内的螺纹套筒 32。此外,与图 2 相比,换能器 400 包括位于螺纹轴 420 远

端上的第二螺纹套筒 410。

[0143] 在该示例性可选实施例中, 螺纹轴 420 在其近端和远端处配备有可紧固套筒 32、410 (或螺母)。这就使得叠层组件被进一步压紧同时仍然安装于变幅器 12。此外, 人们可使用叠层组件自由端处的可置换套筒 / 螺母 32、410, 其具有不同尺寸和质量, 质量的变化使得人们能够调谐叠层组件产生的共振频率。在现有叠层中, 人们只是创建一个叠层, 接着检查它碰巧能够产生多少频率并且通过更换套筒 / 螺母 32 来进行调谐, 但这不那么方便, 因为需要将叠层组件与变幅器 12 分开才能取用螺母 32。相反, 带有相反套筒 32、410 的螺纹轴 420 使得组装和制造都更方便快捷。

[0144] 总之, 微调共振需要更严格精密的发生器电路并且调谐算式能够区分清晰的共振特征。示例性实施例为外科手术工具的一个或多个部件的共振特性提供了有效的微调, 从而选择性地提供了纯扭振振动 / 波和 / 或 / 纵向振动和 / 或弯曲振动 / 波。

[0145] 应当了解, 所示实施例仅为示例性的, 并且存在换能器 / 波导组件的多个其它构造。因此, 所示和所述实施例并非意图将本发明主题名称的范围限定为这些实施例。

[0146] 应当了解, 此处描述的换能器 / 波导设备可在此处描述的实施例之外的多种应用中结合使用。例如, 此处描述的换能器 / 波导可与其他已知的换能器 / 波导设备协同使用。此处描述的换能器 / 波导设备也可用于非人类应用。

[0147] 本发明的公开内容也包括计算机可读介质的其它实施例, 该介质存储用于实现本发明公开内容所述方法的可编程指令, 其被构造为被至少一个处理器执行。该计算机可读介质可包括闪存、CD-ROM、硬盘驱动器等。

[0148] 应当了解, 以上公开的变化和其它特征和功能或其可选方式优选地并入其它不同系统或应用。随后本领域技术人员可作出现在无法预测或预期的多种可选方式、改进、改变或扩展, 这都意图包括在所附权利要求内。权利要求包括硬件、软件或其组合的实施例。

[0149] 虽然已经参照附图描述了本发明公开内容的示例性实施例, 应当了解公开内容不局限于这些精确的实施例, 并且本领域技术人员可进行多种其它改变和改进而不脱离公开内容的范围和精神。

[0150] 本领域技术人员在本发明此处和上述公开内容的教导下可对其进行改进。这些改进被解释为位于所附权利要求限定的本发明公开内容的范围内。

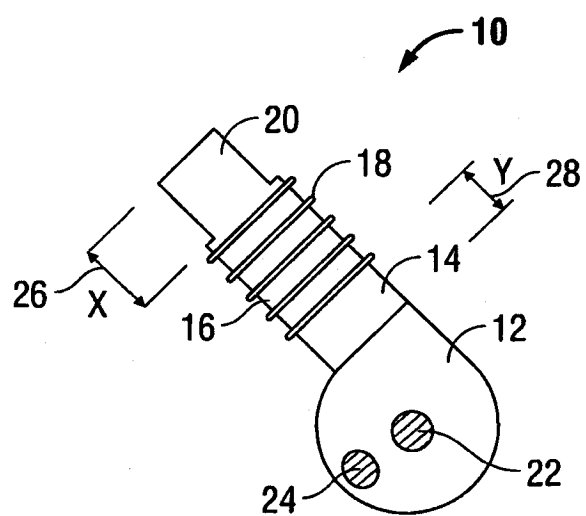


图 1A

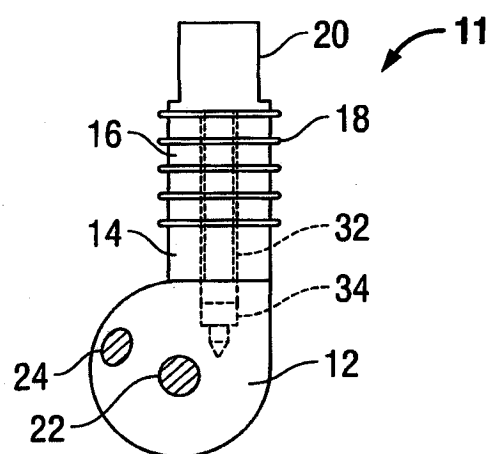


图 1B

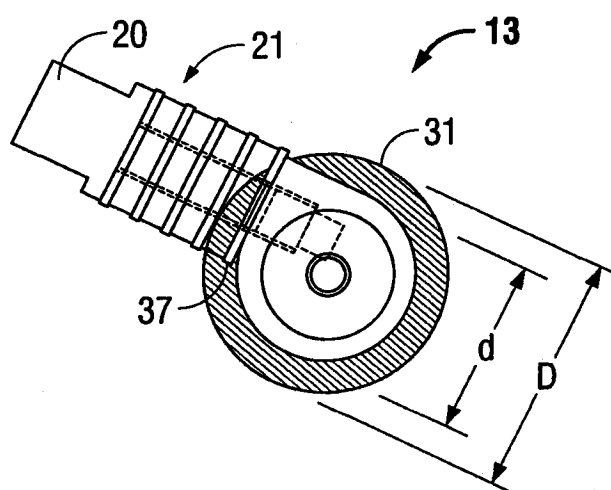


图 1C



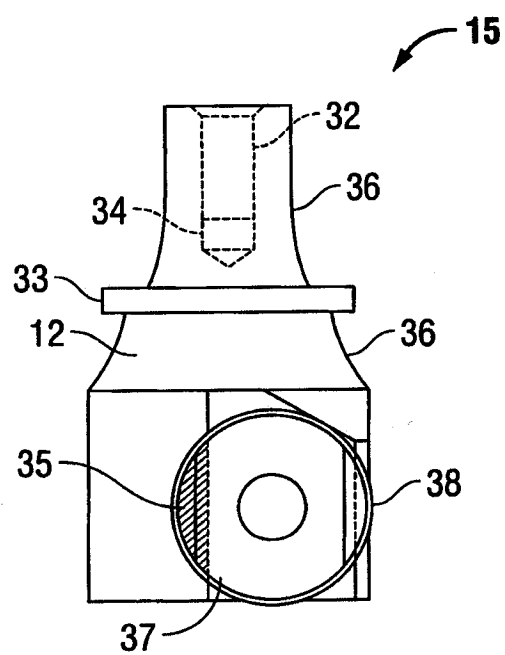


图 2

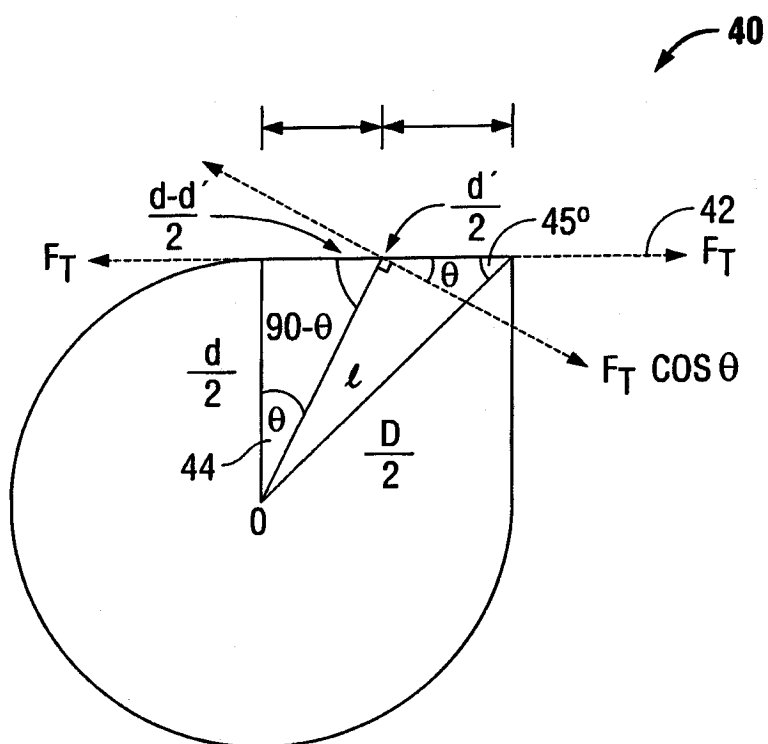


图 3

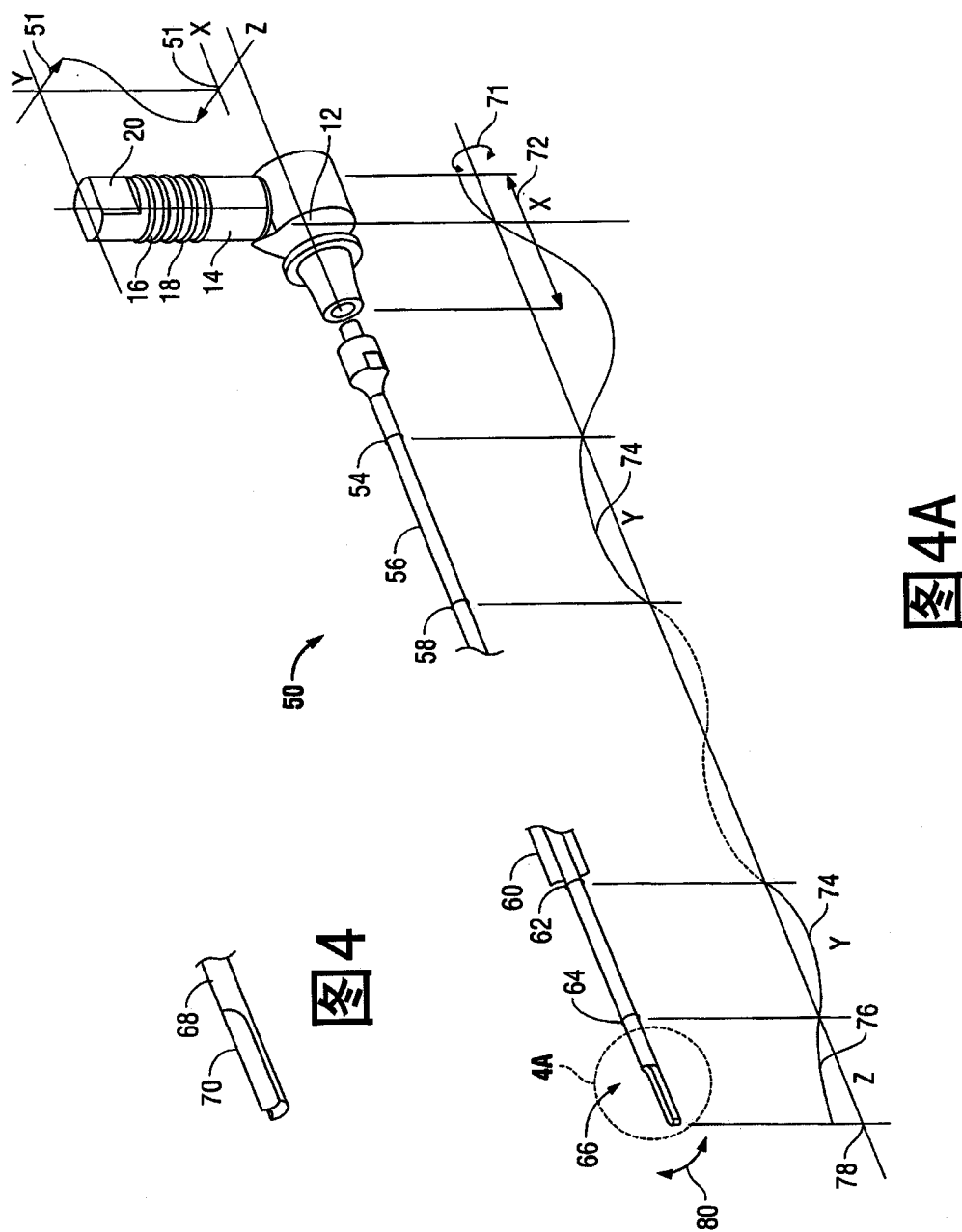


图 4 图 4A

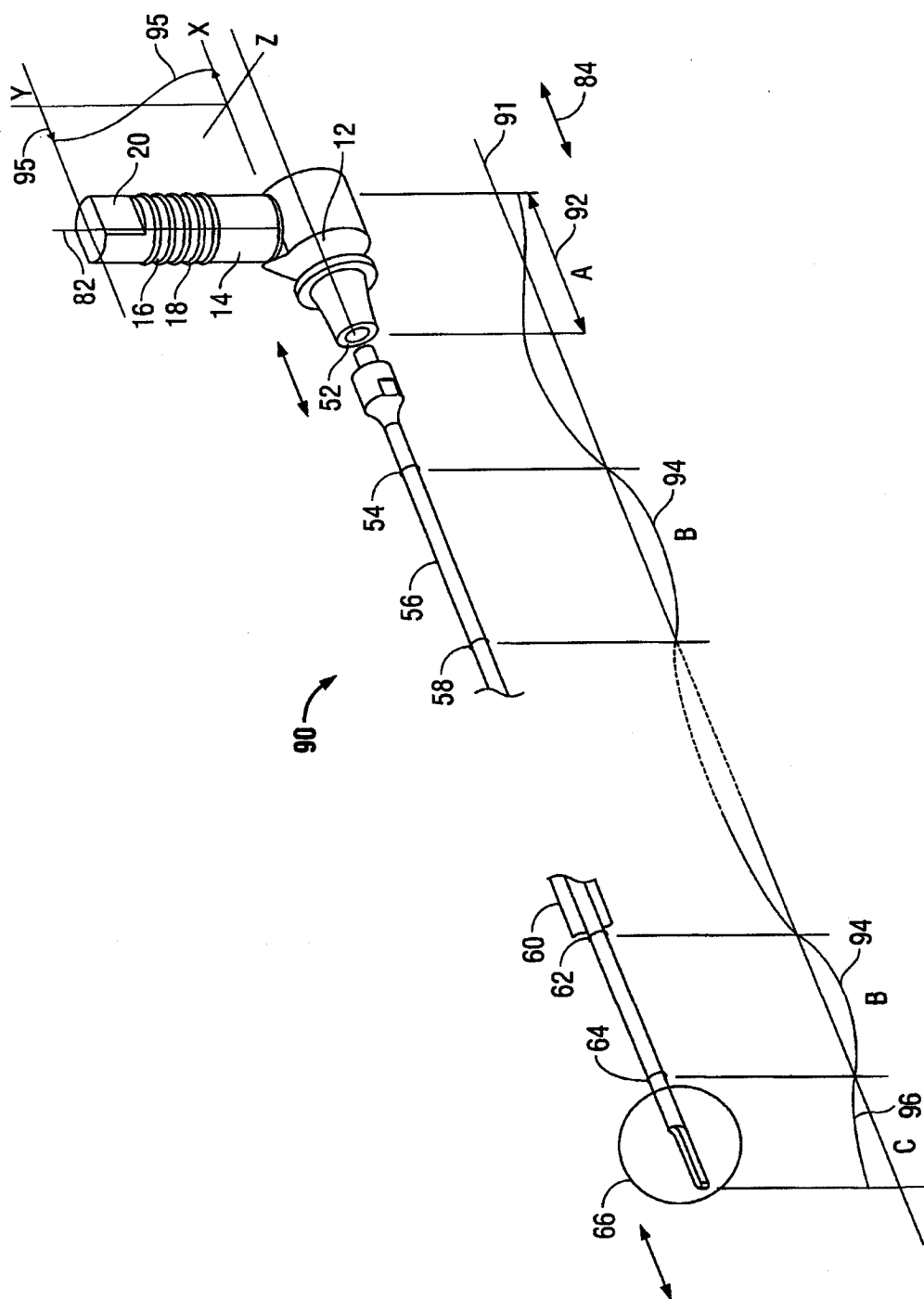


图 5

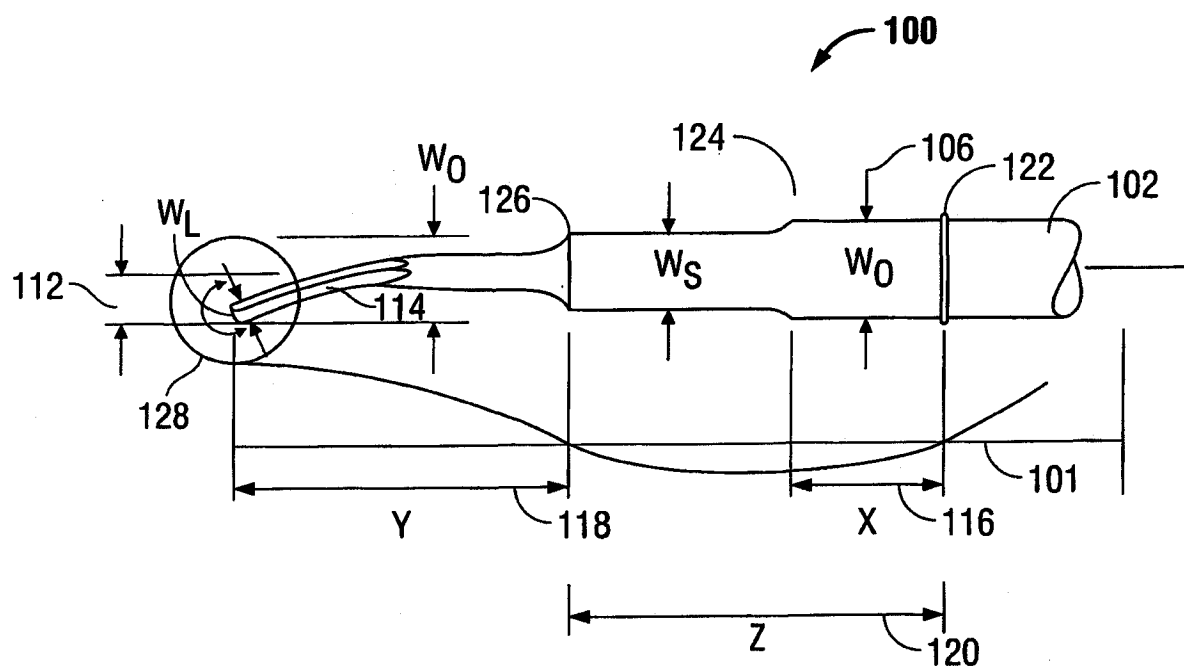


图 6

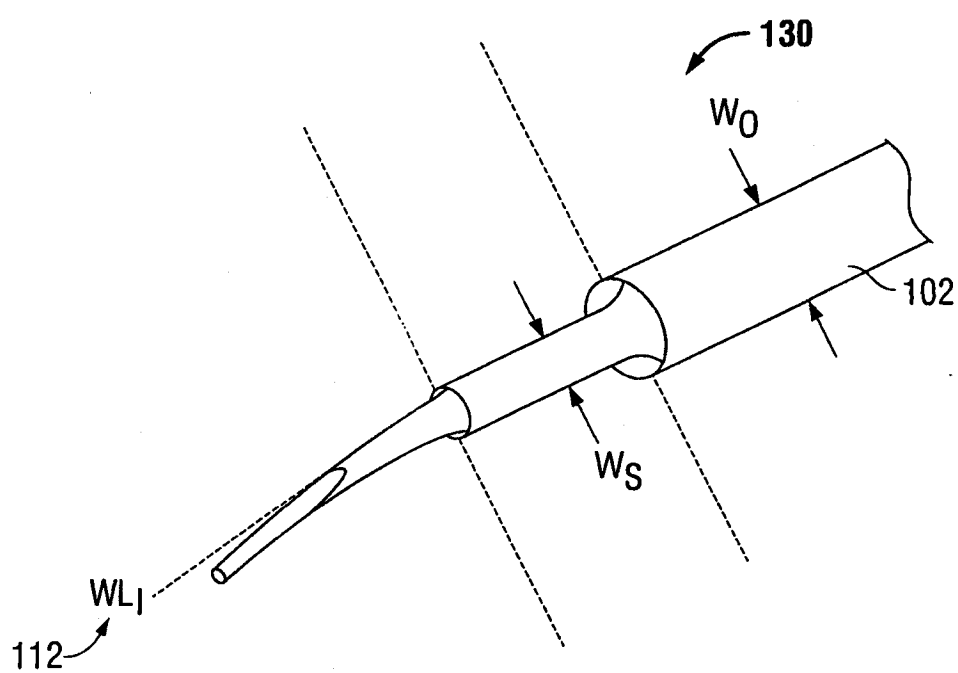


图 7

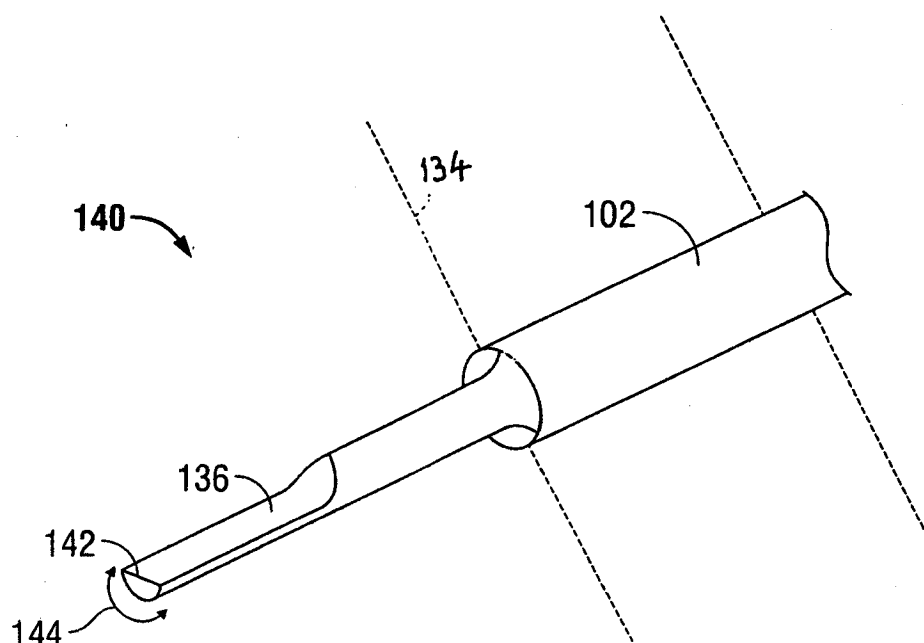


图8A

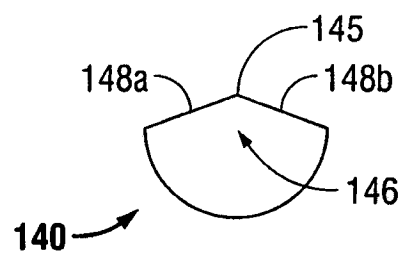


图8B

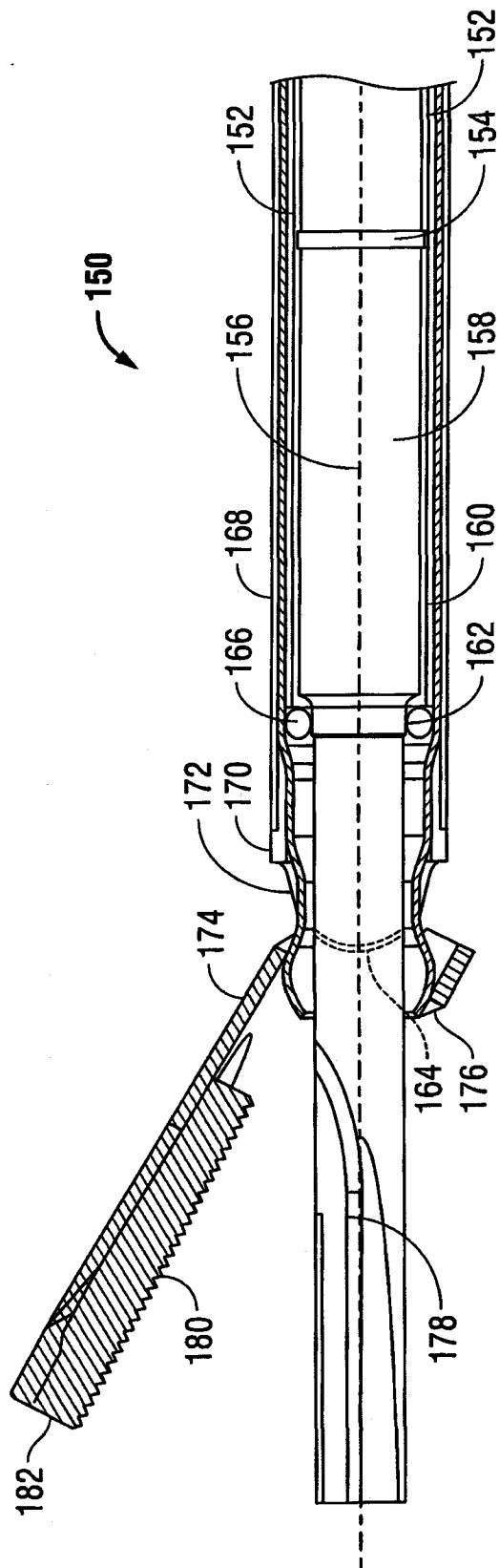


图 9

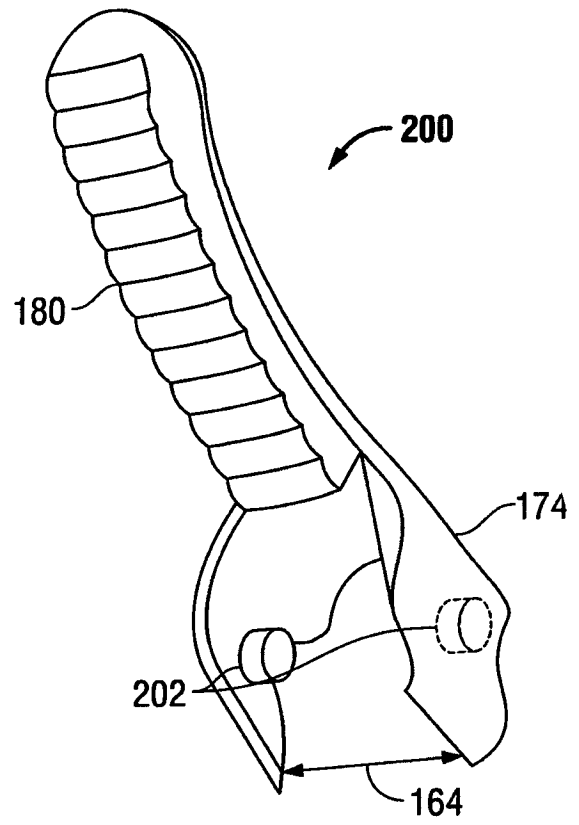


图 10A

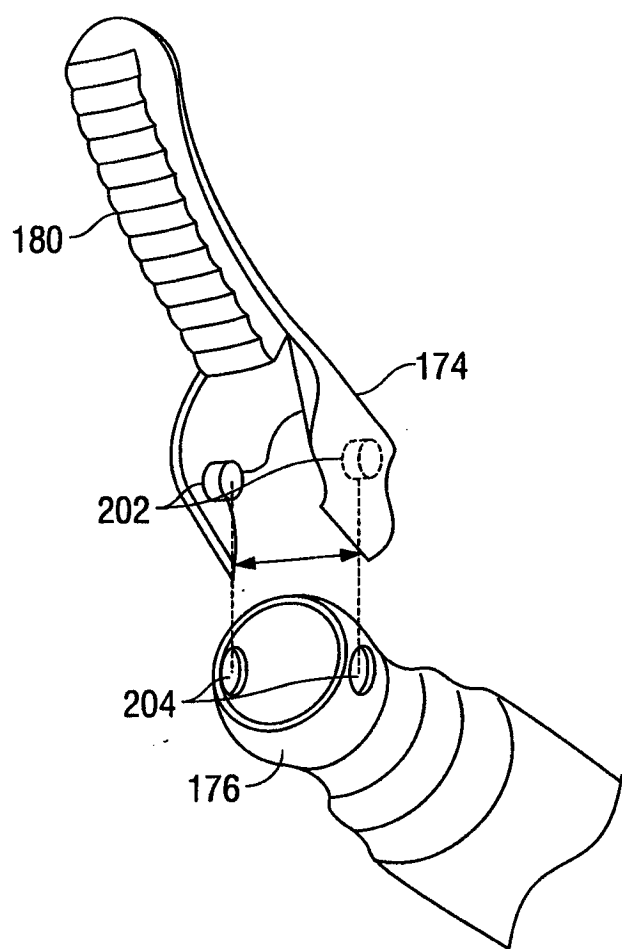


图 10B

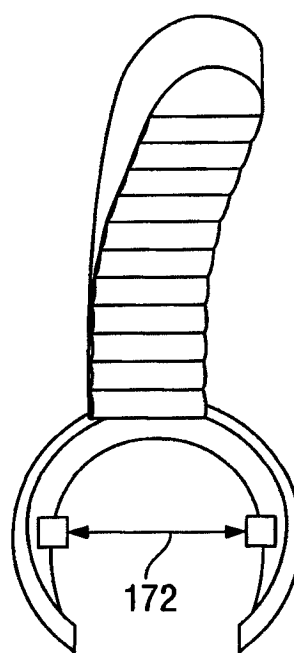


图 10C

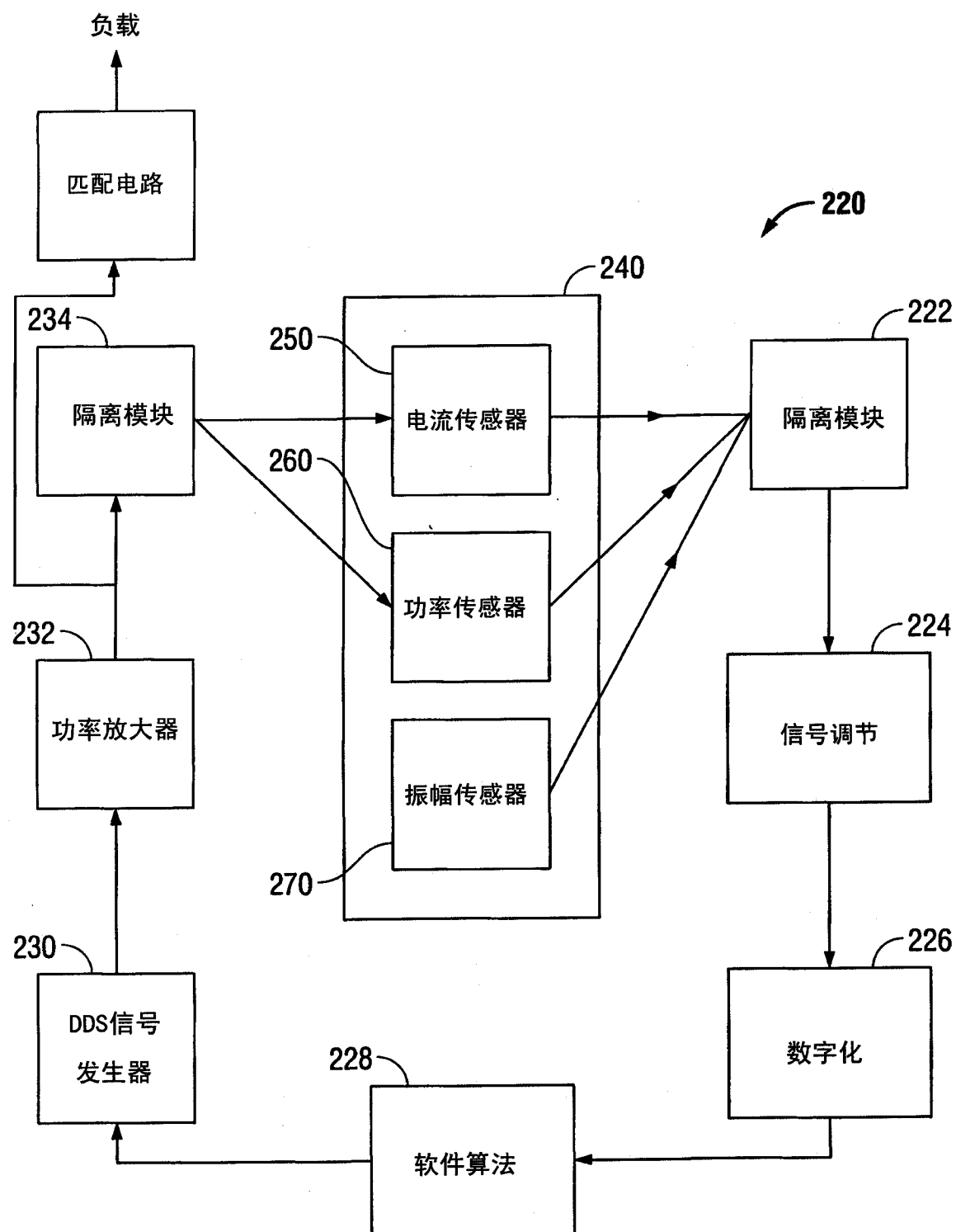


图 11



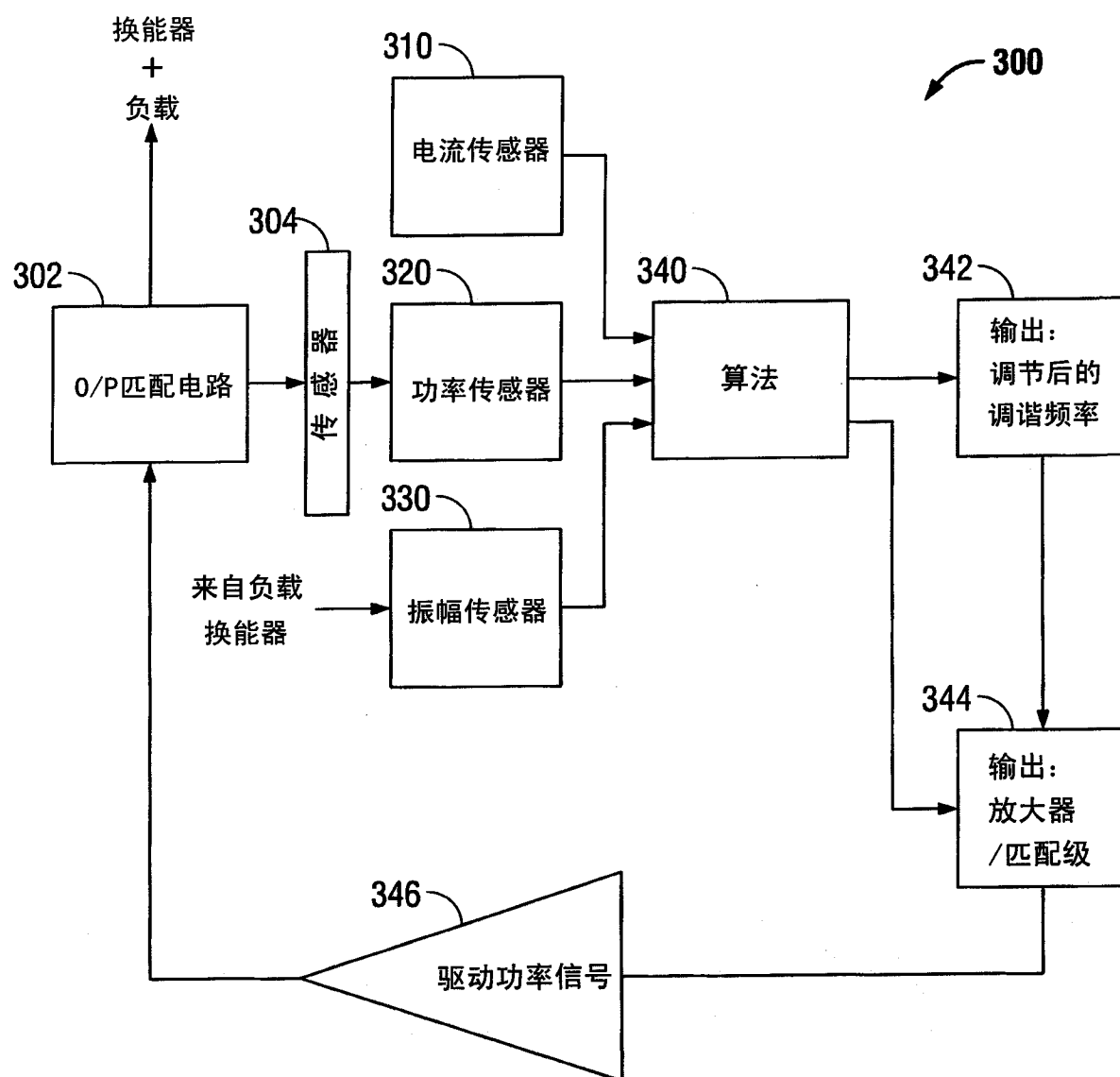


图 12

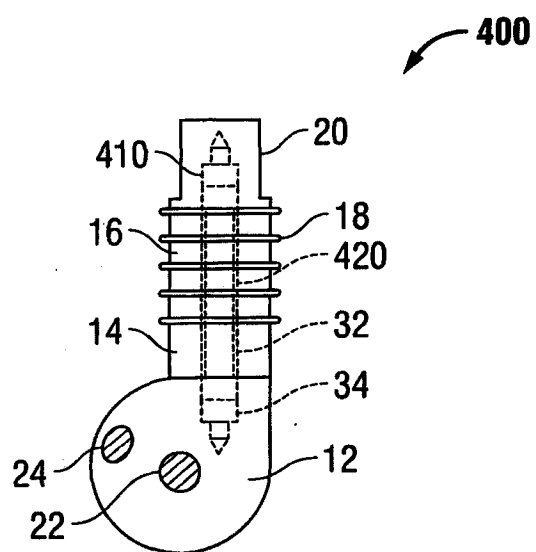


图 13

专利名称(译)	超声波组织解剖器		
公开(公告)号	<a href="#">CN102105112A</a>	公开(公告)日	2011-06-22
申请号	CN200980128738.3	申请日	2009-05-21
[标]申请(专利权)人(译)	SRA发展公司		
申请(专利权)人(译)	SRA发展公司		
当前申请(专利权)人(译)	SRA发展公司		
[标]发明人	JA斯利普斯岑科 MJ伊德 SMR扬		
发明人	J· A· 斯利普斯岑科 M· J· 伊德 S· M· R· 扬		
IPC分类号	A61B17/32 B06B1/00 B06B3/00 A61B17/22		
CPC分类号	A61B2017/320096 A61B2017/22011 A61B17/320092 A61B2017/320076 A61B17/320068 A61B2017/22027 A61B2017/22018 A61B2017/22024 A61B2017/320072 A61B2017/320069 A61B2017/320078 A61B2017/320089 A61B2017/320094 A61B2017/320095 A61B2017/320098 Y10T29/49005		
代理人(译)	刘兴鹏		
优先权	2008009243 2008-05-21 GB		
其他公开文献	CN102105112B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

# 摘要(译)

超声波外科手术工具，包括在近端处可操作地连接或能连接至超声波振动源的细长波导(102)。在波导(102)的远端处的操作元件(100，130，140)的直径小于波导的直径。中间直径的连接部可连接操作元件(100，130，140)和波导(102)。操作元件(100，130，140)的近端形成第一阶梯接合部(126，134)，位于波导(102)和操作元件中的超声波振动的节面处，在整个阶梯接合部处产生速度幅值增益。在连接部分和波导(102)之间的第二零增益阶梯接合部位位于反节面处。操作元件(100，130)可包括曲线形远端切割和结合元件(114)，其具有一对限定了切割脊的细长结合沟槽。可选地，操作元件(140)可包括具有平的或稍稍隆起的操作表面(136)的结合元件。

