



## (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110464541 A

(43)申请公布日 2019.11.19

(21)申请号 201910885298.1

(22)申请日 2016.04.13

(30)优先权数据

14/690,791 2015.04.20 US

(62)分案原申请数据

201680022424.5 2016.04.13

(71)申请人 博士伦公司

地址 美国纽约

(72)发明人 A·莫拉迪安 B·D·麦卡里

T·S·吴 M·J·菲茨杰拉德

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 王丽军

(51)Int.Cl.

A61F 9/007(2006.01)

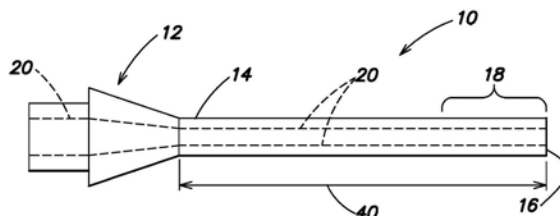
权利要求书2页 说明书16页 附图2页

(54)发明名称

由非金属材料或材料组合制造的超声针和换能器组件

(57)摘要

超声乳化针包括用于连接到超声手持件的毂部。所述细长轴与所述毂部一起形成并且从所述毂部延伸。当通过所述手持件使得远端振动时,所述轴的所述远端破坏组织。轴的至少远侧部分由具有与金属针相比提供优点的特性的材料形成。示例性特性可以包括明显更低的密度、明显更高的电阻率、明显更低的热导率、明显更低的机械横向刚度、将给手持件供电的电能转换成远端的运动的明显更高的效率、明显更低的声阻抗、明显更高的泊松比、以及明显更高的机械增益。



1. 一种超声乳化换能器组件,包括:

反射器;

连接到反射器的驱动器,驱动器具有已知的驱动器振动频率范围;

与反射器相反地连接到驱动器的前突伸部;

与驱动器相反地连接到前突伸部的针,针具有已知的自由轴长度;

其中,对于施加到驱动器的最小量的功率,为了使针的期望行程长度最大化,形成针的材料被选择成,使得通过材料的声速导致驱动器振动频率范围的四分之一波长的距离基本上等于针自由轴长度。

2. 一种超声乳化换能器组件,包括:

反射器;

连接到反射器的驱动器,用于在一定频率范围内和以已知功率水平振动;

与反射器相反地与驱动器相连的前突伸部;

针,与驱动器相反地连接到前突伸部,针具有远端,并且具有基本上等于通过在驱动器振动频率范围内形成针的材料的声速的四分之一波长的自由轴长度;

其中,在远端实现期望行程长度的换能器组件的结构取决于至少下述三个因素:驱动器的振动频率范围,针的自由轴长度,和形成针的材料,从而对于已知的三个因素中的任何两个,能够确定剩下的第三个因素。

3. 根据权利要求2所述的超声乳化换能器组件,其中,驱动器振动的标称频率为约28.5kHz的标称频率,并且针的自由轴长度大约为14.5厘米,并且形成针的材料被确定为:在标称频率为约28.5kHz下,通过具有大约14.5厘米的材料的声速的四分之一波长的材料。

4. 一种超声乳化针,包括:

用于连接到超声手持件的毂部;

细长轴,其与所述毂部一起形成并且从毂部延伸,其中通过手持件使得所述轴的远端振动时,轴的远端破坏组织;并且

其中,所述轴的至少远侧部分由与金属针相比具有明显更低的密度或热导率或机械横向刚度或声阻抗的材料形成。

5. 一种超声乳化针,包括:

用于连接到超声手持件的毂部;

细长轴,其与所述毂部一起形成并且从毂部延伸,其中通过手持件使得所述轴的远端振动时,轴的远端破坏组织;并且

其中,所述轴的至少远侧部分由与金属针相比具有明显更高的电阻率或泊松比的材料形成。

6. 一种超声乳化针,包括:

用于连接到超声手持件的毂部;

细长轴,其与所述毂部一起形成并且从毂部延伸,其中通过手持件使得所述轴的远端振动时,轴的远端破坏组织;并且

其中,所述轴的至少远侧部分由下述材料形成,该材料与金属针相比具有将给手持件供电的电能转换成远端运动的明显更高效率。

7. 一种超声乳化针,包括:

用于连接到超声手持件的毂部；

细长轴，其具有一定的自由轴长度，并且与所述毂部一起形成且从毂部延伸，其中在给定的频率范围内、通过手持件使得所述轴的远端振动时，轴的远端破坏组织；并且

其中，所述轴的至少远侧部分由与通过手持件振动并且具有的金属自由轴长度与所述细长的自由轴长度基本相同的金属针相比具有明显更高的机械增益的材料形成。

## 由非金属材料或材料组合制造的超声针和换能器组件

[0001] 本申请是申请日为2016年4月13日、申请号为201680022424.5、发明名称为“由非金属材料或材料组合制造的超声针和换能器组件”的发明专利申请的分案申请。

[0002] 相关申请的交叉引用

[0003] 本专利申请要求于2015年4月20日递交的美国申请序列No.14/690,791的专利申请的优先权。该专利申请的全部内容通过引用并入本文中。

### 技术领域

[0004] 本发明涉及在手术中、特别是眼科手术中使用的超声针。更具体地，本发明涉及由非金属材料或材料的组合形成的超声针。

### 背景技术

[0005] 本部分提供与本发明相关的背景技术信息，本发明不一定是现有技术。

[0006] 已知超声针和换能器组件用于从眼睛乳化和吸出白内障和其他组织，特别是超声乳化(phaco)针。这些针和换能器组件传统上由金属形成，例如不锈钢或最典型地由钛形成。金属针承受超声波振动的应变，对于分解组织非常困难，并且针对其他正面特征很少破裂(确保没有任何颗粒丢失在眼睛中)等等。然而，金属可能在振动过程中产生过热，可能导致角膜上的热灼伤。此外，金属相对难以形成眼科手术所需的非常小的针，并且制造成针非常昂贵，通常需要加工而不是更具成本效益的方法。金属针还需要相对较大的驱动力来限制手持件设计选择。

[0007] 除了金属之外，还存在已知少量公开的替代的超声乳化针材料。实际上，非金属超声乳化针基本上不存在。具有不清楚的单个句子提到了由除了钛以外的其他材料形成的超声乳化针，但没有关于材料选择标准的特定的或指导。例如，Dewey的美国专利7,588,533提到，某些肋可以由各种材料制成，例如陶瓷或碳纤维复合材料、聚合物或标准钛。Barrett的美国专利5,989,209指出，超声乳化针可以由钛不锈钢制成、适当硬度的塑料复合材料或其组合。关于在超声乳化针的设计中，关于任何材料与金属(特别是钛)可能的不同，没有已知的教导。

[0008] 因此，需要由非金属材料形成或部分形成的超声针和换能器组件。

### 发明内容

[0009] 本节提供了本发明的总体概述，并不全面公开其全部范围或其所有特征。

[0010] 示例性超声乳化针可以包括用于连接到超声手持件的毂部；细长轴，所述细长轴与所述毂部一起形成并且从所述毂部延伸，其中，当通过所述手持件使得远端振动时，所述轴的所述远端破坏组织。轴的至少远侧部分由具有与金属针相比提供优点的特性的材料形成。用于超声乳化针的材料示例性特性可以包括明显更低的密度、明显更高的电阻率、明显更低的热导率、明显更低的机械横向刚度、将给手持件供电的电能转换成远端的运动的明显更高的效率、明显更低的声阻抗、明显更高的泊松比、以及明显更高的机械增益。

[0011] 示例性超声乳化换能器组件可以包括反射器;连接到反射器的驱动器,用于在一定频率范围内和以已知功率水平振动;与反射器相反地与驱动器相连的前突伸部;针,与驱动器相反地连接到前突伸部,针具有远端,并且具有基本上等于通过在驱动器振动频率范围内形成针的材料的声速的四分之一波长的自由轴长度;并且其中,在远端实现期望行程长度的换能器组件的结构取决于至少下述三个因素:驱动器的振动频率范围,针的自由轴长度,和形成针的材料,从而对于已知的三个因素中的任何两个,可以确定剩下的第三个因素。

[0012] 另一个示例性超声乳化换能器组件可以包括:反射器;连接到反射器的驱动器,驱动器具有已知的驱动器振动频率范围;与反射器相反地连接到驱动器的前突伸部;与驱动器相反地连接到前突伸部的针,针具有已知的自由轴长度;并且其中,对于施加到驱动器的最小量的功率,使针的期望行程长度最大化,形成针的材料被选择成,使得通过材料的声速导致驱动器振动频率范围的四分之一波长的距离基本上等于针自由轴长度。

[0013] 根据本文提供的描述,其他适用范围将变得显而易见。本发明内容的描述和具体实施例仅仅是为了说明的目的,而不是为了限制本发明的范围。

## 附图说明

[0014] 这里描述的附图仅用于所选择的实施方式的说明性目的,而不是所有可能的实施方式,并不意图限制本发明的范围。

[0015] 图1是示例性针的高度;

[0016] 图2是示例性换能器组件的框图;

[0017] 图3是针和套筒示例的部分横截面;以及

[0018] 图4是另一个针和套筒示例的横截面。

[0019] 在附图的几个视图中,对应的附图标记表示相应的部分。

## 具体实施方式

[0020] 现在将参考附图更全面地描述示例性实施方式。

[0021] 超声乳化术(超声乳化)针10(如图1所示)可以包括用于连接到超声手持件(未示出)的毂部12。如用于本发明的术语超声乳化或超声乳化针或超声乳化换能器或其它对超声乳化的参考包括用于振动针的任何超声波眼科手术,包括用于白内障去除、其它前路手术或用于后路手术,例如碎裂、玻璃体切割术等。超声手持件可以是任何合适的结构,并且众所周知用于引起超声乳化针10的超声波振动运动。细长轴14形成有毂部12并且从毂部12延伸。轴14的远端16当手持件使得远端16振动时破坏组织。轴14的至少远侧部分(大体上以18表示)由与金属针相比具有明显更低密度的材料形成。针10也可以具有跨越针10的长度的内腔,如虚线20所示。针10可以是任何合适的形状因子(如所示的直线针),或由用户已知和期望的其它形状因子。例如,轴14可以是弯曲的、直的,具有扩张的远端,具有变化的内腔直径,内部或外部脊,相较于毂部12的纵向轴线偏移,或者根据需要具有其他形状。

[0022] 超声乳化针10可以用于白内障乳化或碎裂,并且由具有低密度的材料制成到已知的超声乳化手持件上。超声乳化针10也可以用于玻璃体切割术并连接到用于从眼睛去除玻璃体的超声手持件。针10的较低质量减少了存储在往复系统中的能量。往复运动或超声波

系统可以包括针10、前突伸部22、前垫圈24、由一个或多个驱动器28包围的螺栓26、和反射器30,如图2所示。超声波系统以横截面图示出,因此未示出某些细节。例如,示出了没有毂部的针10,因为与前突伸部22一体形成的针可能不需要毂部。驱动器28可以是一个或多个压电换能器或磁阻换能器或可产生针10的振动的任何其它装置。与金属针的密度相比,针10的至少一部分的较低密度也可能降低以期望的行程振幅驱动手持件所需的功率。超声乳化手持件和针几何形状对于超声波眼科手术领域的技术人员通常已知。较低密度的示例针由塑料材料制成,特别是聚醚醚酮(PEEK),一种适用于手术的高性能塑料。PEEK针的密度约为1320千克/立方米( $\text{kg/m}^3$ ),明显小于已知钛超声乳化针的4500 $\text{kg/m}^3$ 密度。与已知钛材料的针的行程相比,PEEK针的台架测试在低功率水平显示相对较大的行程。针10的小于4000 $\text{kg/m}^3$ 的材料密度值将针往复运动质量减少至少5%,并且针往复运动质量中的能量减少至少10%,并且与金属针相比,这种针材料可被认为具有明显更低的密度。

[0023] 如上所述,备选示例可以包括不具有单独形成且可移除的针的手持件,而是针可以与前突伸部22一体地形成。以另一种方式看,这可以被描述为没有可识别针的手持件,其中前突伸部22的一部分用于与手术部位接触,例如,眼睛。在该备选示例中,与已知金属前突伸部相比,形成具有明显更低密度的前突伸部的材料的选择可以提供较低密度针的类似益处。

[0024] 在手术期间,例如白内障手术中,附接到手持件的针以某种方式往复运动,例如,来回地、一边到另一边、以椭圆的方式、或者其他的运动。针以一定质量的针的动能的最大速度(中间行程)时存储能量。在行程的每次结束时,在受力或压缩的换能器机构中,这种动能必须转变成势能。这种从动能到势能的能量转换最终消耗电力。此外,对于压电换能器晶体,驱动针质量所需的力通常与换能器晶体中的压力乘以换能器晶体面积成比例,并且又与换能器晶体两端的电压成比例。较高的针质量需要较高的驱动力,即较大的晶体、较高的驱动电压或两者。使用较低密度的材料减少了系统中的针往复运动质量,从而减少了换能器和驱动要求。减少换能器和驱动要求可能导致有效地实现手术目标的更少的能量需要,有些人认为这可能导致更好的手术结果。减少换能器和驱动要求也可以允许在超声乳化手持件以及驱动电路中的成本改进。此外,如果使用较小的换能器晶体,则通过更轻和更小的手持件可以实现手持件设计中的人造工程学改进。

[0025] 根据上述的实施方式也可以允许针或至少远侧部分是基本透明的。与金属针相比,针可以完全由具有明显更低密度的材料形成。此外,与金属针相比,手持件的前突伸部也可以由具有明显更低密度的材料形成。针或至少远侧部分可以由塑料材料形成。本示例公开中使用的术语塑料具有其普通字典意义,即当软化然后硬化时可以成型的一组合成或天然有机材料中的任何一种,包括许多类型的树脂、类树脂、聚合物、纤维素衍生物、酪蛋白材料、蛋白质等。

[0026] 与已知金属针相比具有明显更低密度的材料的另一个示例是材料具有小于4000 $\text{kg/m}^3$ 的密度。与金属针相比具有明显更低密度的材料的另一个示例是材料的密度为小于3000 $\text{kg/m}^3$ 。与金属针相比具有明显更低密度的材料的另一个示例是具有小于2000 $\text{kg/m}^3$ 的密度的材料。

[0027] 与已知金属针相比,使用具有明显更低密度的材料可以允许这样的示例:在该示例中,冲洗套筒32至少与针10的远侧部分(特别是轴14)一体成型,如图3中的34所示。套筒

和针可以使用任何已知的模制技术一起形成,或者套筒可以使用已知的粘合剂与针或用于将塑料材料附接在一起的其它材料一体成型。图4中示出了与针轴14一体成型的冲洗套筒36的另一示例,其中,肋38被模制到针轴14和套筒36上并在针轴14和套筒36之间。肋38为套筒36提供支撑,并且可以协助维持套筒和针之间的流体流动路径。取决于设计要求,肋38的数量可以多于所示出的。

[0028] 另一示例性超声乳化针包括用于连接到超声手持件的毂部,和与毂部形成在一起并且从毂部延伸的细长轴,其中当手持件使得远端振动时,轴的远端破坏组织。该示例性超声乳化针还包括具有明显更高(与金属针相比)的电阻率的材料形成的轴的至少远侧部分。由相较于已知的金属超声乳化针而具有明显更高的电阻率的材料形成的超声乳化提供了与超声乳化驱动电路和变压器的电绝缘。

[0029] 由明显更高的电阻率形成的示例性超声乳化针可以具有与针10相关的上述相同的性质。也就是说,示例性针可以是透明的,可以具有一体成型的冲洗套管,可以由PEEK或其他塑料材料形成,等等。此外,与金属针相比具有明显更高的电阻率的材料可具有大于 $1\mu\Omega\cdot m$ (微欧姆·米)的电阻率。此外,与金属针相比具有明显更高的电阻率的材料可具有大于 $500,000\mu\Omega\cdot m$ 的电阻率。典型的已知的钛超声乳化针具有约 $0.5\mu\Omega\cdot m$ 的体电阻率,因此,电阻率值大于约 $1\mu\Omega\cdot m$ 的材料可被认为具有明显更高的电阻率。观察问题的另一种方法是,关于盐溶液和眼睛的天然组织和液体的电阻率。可以估计的是,盐溶液和眼睛的液体的体电阻率为约 $200,000\mu\Omega\cdot m$ ,因此,电阻率大于约 $500,000\mu\Omega\cdot m$ 的材料可被认为具有明显更高的电阻率。

[0030] 在手术(例如眼科白内障手术)期间,手持件与患者的眼睛电接触。手持件通常与其驱动系统电绝缘,并且施加到手持件中的换能器的电压在针尖处呈现为高阻抗、高电压、高频信号。患者经常连接到包括心电图(EKG)在内的生理监测仪,并监测呼吸、心率、氧饱和度以及可能的其他生命体征。经验表明,在某些脉冲速率下的某些脉冲模式下,患者监护仪中的软件算法可以通过身体传导来检测针上的电压开始,并将其错误的解释为或者识别为病人的潜在危险。至少部分地由与金属针相比具有明显更高电阻率的材料形成的针的使用降低了电耦合噪声、限制或消除了这些假危险警告。

[0031] 另一示例性超声乳化针可以包括用于连接到超声手持件的毂部并形成有与毂部一起形成并且从毂部延伸的细长轴,其中,如上所述,当手持件使得远端振动时,轴的远端破坏组织。该另一示例包括轴的至少远侧部分、可以由与金属针相比具有明显更低热导率的材料形成。

[0032] 由具有明显更低热导率的材料形成的示例性超声乳化针可以具有上述相较于针10所述的相同特性。也就是说,示例性的针可以是透明的、可以具有一体成型的冲洗套管、可以由PEEK或其他塑料材料形成,等等。此外,与金属针相比具有明显更低热导率的材料可具有小于 $18W/m\cdot K$ (瓦/米·开尔文)的热导率。此外,与金属针相比具有明显更低的热导率的材料可具有小于 $10W/m\cdot K$ 的热导率。另一个示例是:与金属针相比具有明显更低的导热性的材料可具有小于 $5W/m\cdot K$ 的热导率。另一个示例是:与金属针相比具有明显更低的导热性的材料可具有小于 $1W/m\cdot K$ 的热导率。还有一个示例是:与金属针相比具有明显更低的导热性的材料可具有小于 $0.5W/m\cdot K$ 的热导率。

[0033] 与可能具有约 $21.9W/m\cdot K$ 的热导率的钛材料的针相比,PEEK针可具有约 $0.25W/$

m • K的导热率。在手术期间,例如眼科白内障手术,超声乳化针与患者的眼睛和角膜物理接触。通过换能器和前突伸部的振动,由手持件产生的明显的热可以通过针被热传递到患者的眼睛和角膜。热损伤(称为角膜灼伤)已知为偶尔发生。在实验室测试中使用期间,针的热成像显示从针的毂部向尖端前进的热水平升高;这支持了以下理论:导致角膜灼伤的热源在手持件内,并且热量沿着针轴传导到角膜。使用不良导热体的材料(即与金属针相比具有明显更低热导率的材料)可以减少或消除眼睛中的热积聚的角膜灼伤和其他有害作用。

[0034] 另一示例性超声乳化针可以包括用于连接到超声手持件的毂部、形成有毂部并且从毂部延伸的细长轴,其中,如上所述,当通过手持件使得远端振动时,轴的远端破坏组织。该示例包括针,其中轴的至少远侧部分可以由与金属针相比具有明显更低的机械横向刚度的材料形成。

[0035] 由具有明显更低的机械横向刚度的材料形成的示例性超声乳化针可以具有上面针对针10描述的相同的性质。也就是说,示例性的针可以是透明的、可以具有一体成型的冲洗套管、可以由PEEK或其他塑料材料形成,等等。此外,与金属针相比具有明显更低机械横向刚度的材料可具有小于10GPa(吉帕斯卡)的机械横向刚度。此外,与金属针相比具有明显更低的机械横向刚度的材料可具有小于5GPa的机械横向刚度。更进一步地,与金属针相比具有明显更低的机械横向刚度的材料可具有小于2GPa的机械横向刚度。

[0036] PEEK针可具有约1.3GPa的剪切模量、明显小于现有技术的剪切模量为约44GPa的钛超声乳化针。使用PEEK超声乳化针的实验室实验表明,与传统的钛超声乳化针相比,破坏囊袋明显更难。因此,与使用金属针相比,由具有明显更低的机械横向刚度的材料形成的针,与使用金属针相比,可以减少不期望的囊袋破裂或其他侧支组织损伤的发生。术语机械横向刚度是指响应于横向或剪切应力(通常以吉帕表达)至少某最小规定距离(通常用微米表达)的横向移位的针。与其他材料相比,具有较低机械横向刚度的材料可以说是更顺从的,即当将力施加到材料时材料弯曲或更容易移动。

[0037] 剪切模量是材料中的剪切应力(每单位面积的力)与横向位移、应变(无量纲,例如每米材料的位移的米数)的比率。与较高剪切模量材料相比,当与表面接触时,较低剪切模量的材料将变形较多,即,传递较小的力。因此,与传统的钛材料的针相比,由于其与囊袋接触,故由低剪切模量材料制成的针弯曲得更多。

[0038] 另一示例性超声乳化针包括用于连接到超声手持件的毂部,和与毂部形成在一起并且从毂部延伸的细长轴,其中当手持件使得远端振动时(如前所述),轴的远端破坏组织。该示例包括针,其中轴的至少远侧部分可以由这样的材料形成:与金属针相比,该材料具有明显提高效率以将给手持件供电的电能转换成远端的运动。

[0039] 与金属针相比,由具有明显提高的效率以将给手持件供电的电能转换成远端的运动的材料形成的示例性超声乳化针可以具有以上针对针10所描述的相同的特性。这是示例性针,可以是透明的、可以具有一体成型的冲洗套管、可以由PEEK或其他塑料材料等形成。此外,与金属针相比,由具有明显提高的效率以将给手持件供电的电能转换成远端的运动的材料形成的示例性超声乳化针可以使得当针在眼睛中时至少为120μm(微米)的峰值到峰值行程,为手持件供电的小于5瓦的电功率。

[0040] 典型的已知的超声乳化手持件系统采用与钛材料的针分离的手持件,并且需要30W或更多的直接驱动功率(电压\*电流\*电压和电流之间的相位角的余弦)以实现在模拟眼



睛条件下(针尖浸入的深度比水中的轴长小)的 $120\mu\text{m}$ 的量级的峰值到峰值。

[0041] 超声乳化手持件通常用线性放大器驱动,理论功率转换效率在25%(单侧A类放大器)和约71%之间(针对在特定负载下最大输出优化的B类放大器)。在实践中,考虑手持件负载的潜在变化,导致次优放大器设计。提供35W的输出驱动功率可能需要输出容量在70-100瓦之间的功率放大器电源。这种高电源要求是防止实际的超声乳化手持件电池供电的驱动器驱动并且防止成本节约的单一用途手持件/针设计的主要因素。这种高增益系统(使用更高效地将电力转换成运动的材料)可以实现较小的手持件、手持件的冷却器操作温度、一次性手持件、较低使用成本、更环保的塑料压电换能器元件以及消除对可分离的针/前突伸部的需求。

[0042] 此外,由于具有的OD(外径)为1mm或更小并且行程为120-130 $\mu\text{m}$ 的管状针的手持件的机械超声输出远低于0.5W,输送到典型的常规手持件的大约30W的电能在尖端的有效区域以外的地方耗散。能量耗散可能来自多个因素,例如,手持件中的加热积聚、流经手持件的加热冲洗液体,或在已经断开到手持件的主动驱动之后,在外科手术部位或远离外科手术部位由手持件耗散的能量。简而言之,产生的功率的耗散可能导致临床上不期望的效果,例如,热效应或对最大脉冲激活速率的限制。因此,手持件将输送到其的电功率转换成尖端的机械位移(运动)的效率可能是关键的设计考虑。

[0043] 设计高效超声手持件的四个重要因素包括:选择正确的几何形状的超声部件、使要振动的材料的机械横向刚度最小化、使最大移动的超声部件的质量最小化(例如针,特别是针尖端,以及其他部分)、并且确保针和/或手持件在预期的使用期间内没有机械故障的足够的耐久性。

[0044] 选择正确的几何形状基本上包括确保针轴(或者如果不使用可分离的针,前突伸部的远端)长度接近所选材料中所选择的振动频率的波长的四分之一并且与用于特定材料的声速(c)相关。这可以通过选择长度、频率和材料的三个参数中的两个并且优化第三参数来实现。通过选择具有低杨氏模量(E)的材料可以实现材料的机械横向刚度最小化。通过最小化所选择的材料( $\rho$ )的密度可以最小化针的质量、特别是针轴的质量。确保针的足够的耐久性是指针材料必须足够坚硬。可以通过计算针/前突伸部上的预期应力加上反映预期使用持续时间并查看所使用的可能材料的极限强度的公布值的安全系数来实现足够的耐久性。通常,耐久性对于产品的可靠性是重要的,但是可以被视为比材料选择的驱动器更多的材料选择审查活动。例如,在设计针/前突伸部时,可以考虑可以增强前三个因素的材料,并且才会检查或测试材料的极限强度。如本领域技术人员将理解的,选择最小E和最小值 $\rho$ 的材料导致c的某些固定值,其对于所选择的振动频率和轴长度可能不正确。E、 $\rho$ 和c的所有三个值对于每种材料是特定的,因此E和 $\rho$ 不能独立地最小化;因此,在选择材料时必须采取一些判断。

[0045] 在一个示例性实验中,针由塑料材料PEEK制成,而不是传统的现有技术的钛。PEEK的密度( $1320\text{kg}/\text{m}^3$ )小于钛的密度( $4508\text{kg}/\text{m}^3$ )的1/3,PEEK的杨氏模量(3.6GPa)小于钛的杨氏模量(116GPa)的1/30。比起宣称的钛(需要大约1.75英寸的针长度)的四分之一波长,PEEK的四分之一波长(假定声速c为1650米/秒,在28.5kHz时约0.57英寸)更加密切地匹配传统的0.755英寸的钛材料的针长度和0.57英寸的针轴长度。连接到传统的超声波超声乳化手持件的PEEK针显示了在2-3W之间的驱动功率下的超过 $120\mu\text{m}$ 的行程。

[0046] 在另一个示例中,可分离的针可以被去除并设计成前突伸部,并且换能器可以由与整体的前突伸部/针适当匹配的塑料材料制成。消除螺口式针消除了以下需要:使换能器壁厚到足以产生匹配的内螺纹;从而减小主要机械增益分量的质量。通过将针的功能(插入到眼睛中,而远端移动到乳化组织)与换能器前突伸部结合可能导致与现有技术的金属针相比具有较小直径和较薄壁的远端。因为产生组合的针/前突伸部的必要行程所需的最大应力将被明显地减小,所以超声部件的螺栓部分可以是塑料(代替现有技术的金属,例如钢),并且可能的是,现有技术的压电晶体可以改为更薄的压电塑料,降低成本、更好地匹配针/前突伸部材料结构。

[0047] 另一示例性超声乳化针可以包括用于连接到超声手持件的毂部,和与毂部形成在一起并且从毂部延伸的细长轴,其中如前所述,当手持件使得远端振动时,轴的远端破坏组织。该示例包括针,其中轴的至少远侧部分可以由与金属针相比具有明显更低的声阻抗的材料形成。

[0048] 与金属针相比具有明显更低的声阻抗的材料形成的示例性超声乳化针可以具有针对针10的上述相同的性质。这是示例性针,可以是透明的、可以具有一体成型的冲洗套筒、可以由PEEK或其他塑料材料形成等。此外,与金属针相比具有明显更低的声阻抗的材料可具有小于20MRayl(兆瑞利)的声阻抗。Rayl(瑞利)是声阻抗的普通单位并且等于 $\text{kg}/\text{m}^2\text{s}$ 。此外,与金属针相比具有明显更低的声阻抗的材料可具有小于10MRayl的声阻抗。更进一步地,与金属针相比具有明显更低的声阻抗的材料可具有小于3MRayl的声阻抗。再次,与金属针相比具有明显更低的声阻抗的材料可具有小于1MRayl的声阻抗。在另一示例中,与金属针相比具有明显更低的声阻抗的材料可具有类似于水的声阻抗的声阻抗。

[0049] 用于针的现有技术材料(钛)的声阻抗约为22.8MRayl,因此小于20MRayl的值可被认为是明显更低的。相比之下,PEEK针的声阻抗约为2.2MRayl。应注意的是,由对于其他材料特性而具有相对较低值的材料制成的超声乳化针可能协助低声阻抗(杨氏模量和密度)并且实现如上所述的期望的操作特性。

[0050] 在手术(例如眼科白内障手术)期间,插入眼睛的针的远端将能量传输到组织和尖端周围的流体。如先前所讨论的,将能量低效地转移到尖端导致需要较高的驱动功率和发热量。此外,当考虑通过交叉耦合在针中产生各种横向振动模式时,高声阻抗的材料(诸如钛之类)阻止能量从一种振动模式有效耦合到另一种振动模式。使用较低声阻抗材料增加了能量传递的耦合。

[0051] 另一示例性超声乳化针可以包括用于连接到超声手持件的毂部,和与毂部形成在一起并且从毂部延伸的细长轴,其中如前所述,当手持件使得远端振动时,轴的远端破坏组织。该实施方式包括针,其中轴的至少远侧部分可以由与金属针相比具有明显更高的泊松比的材料形成。

[0052] 与金属针相比具有明显更高的泊松比的材料形成的示例性超声乳化针可以具有与上述针对针10所述相同的性质。也就是说,示例性的针可以是透明的、可以具有一体成型的冲洗套筒、可以由PEEK或其他塑料材料形成,等等。此外,与金属针相比具有明显更高的泊松比的材料可以具有大于0.36的泊松比 $\nu$ 。此外,与金属针相比具有明显更高的泊松比的材料可以具有大于0.4的泊松比 $\nu$ 。具有相对较高泊松比的材料在与超声乳化针中的波传播的主要方向垂直的方向上产生额外的运动。例如,通过纵向换能器,除了纵向运动之外,由

具有高泊松比的材料制成或部分制成的针将产生径向振动。

[0053] 当结构(例如,超声乳化针)在一个方向上经受机械振动(例如纵向扩张和收缩),因为质量守恒,因此感应出“横向振动”(例如,收缩和膨胀)。横向振动的特征在于弹性行为,主要取决于材料的泊松比。泊松比定义为横向和纵向应变的比率,其中应变表示长度相较于初始长度的变化。

[0054] 已知用于手术超声针的大多数金属的泊松比约为0.3(例如,钛约为0.345);然而,其他类型的材料(软化或结构化)的泊松比可能高达0.5(或甚至为负值)。由泊松比大于钛的泊松比的材料形成超声乳化针或针的一部分将导致更明显的径向振动。塑料的泊松比,例如PEEK约为0.45,比金属高约50%。

[0055] 例如,在纵向超声换能器中,随着驻波产生纵向行程,泊松效应引起与驱动频率相同的频率且幅度与驱动波成正比的相位差为180度的“咀嚼”或“泵送”效应,即针的纵向延伸对应于其径向收缩。如果除了设计高泊松比的针材之外,针可被设计成产生高增益,可以提高针的径向运动。

[0056] 由于与运动方向垂直的横截面积大,并且由于流体工作(对称地)抵靠通过较大不可压缩的流体的直径上相对的壁,因此针轴的内径(ID)中的径向运动移位的相对体积可能是明显的。因此,与金属针相比,由相对高的泊松比材料形成或部分地形成的针可以更明显高效地将能量传递到流体。更高效的能量传递潜在地允许较低的驱动功率用于乳化组织。

[0057] 在纵向应变最高时,纵向振动节点处的径向运动效应将最大;确保这些纵向节点沿着针轴落下,应该大大提高效果。对于第一量级,径向应变 $S_r$ 将等于 $\nu_m \cdot S_l$ ,其中 $\nu_m$ 是材料的泊松比, $S_l$ 是纵向应变。

[0058] 本领域技术人员将理解,一些其它材料性质可以与该泊松比特性一致地工作,以进一步增强径向运动效应。例如,具有低声阻抗的材料和在横波节点附近的应变面积可能协助在针的远端产生具有甚至更大幅度的径向对称共振剪切驻波;即使针远端的纵向应力较低。这种材料性能和针轴长度设计的组合可能导致直接由横向波节点的纵向应力引起的相对较小的径向对称位移。

[0059] 另一示例性超声乳化针可以包括用于连接到超声手持件的毂部,和与毂部形成在一起并且从毂部延伸的细长轴,其中如前所述,当手持件使得远端振动时,轴的远端破坏组织。该示例包括针,其中,细长轴14具有自由轴长度40(参见图1)并且与毂部20一起形成并从毂部延伸。当手持件以给定频率范围使得远端振动时,轴的远端16破坏组织。轴14的至少远侧部分18可以由这样的材料形成:该材料与手持件振动并且具有与所述细长的自由轴长度基本相同的金属自由轴长度的金属针相比具有明显更高的机械增益,。

[0060] 与金属针相比具有明显更高的机械增益的材料形成的示例性超声乳化针可以具有与上述针对针10所述相同的性质。也就是说,示例性的针可以是透明的、可以具有一体成型的冲洗套筒、可以由PEEK或其他塑料材料形成,等等。在该示例中,术语增益是指从输入界面处的位移距离到输出界面处的位移差异的位移距离的增加。此外,与金属针相比具有明显更高的机械增益的材料可以具有大于2的增益。此外,与金属针相比具有明显更高的机械增益的材料可以具有大于10的增益。例如,用与金属超声乳化针相比具有较低质量和较高顺性的材料形成的、纵向振动的直线式超声乳化针,以及具有约等于工作频率的四分之一波长的自由轴长度将在自由轴长度方面具有明显的增益量。如果针自由轴长度(从轴的

任何锥度部分的端部到毂部测量到的) 在针材料中的频率波长的约23.4%和26.7%之间, 则针的增益将大于10。即, 当机头振动时, 针远端具有的行程距离为距离换能器行程 $12\mu\text{m}$ 而大约 $120\mu\text{m}$ 的行程距离, 驱动手持件所需的功率明显小于以类似的行程距离驱动具有金属针的手持件所需的功率。这种针需要使用金属针来产生类似行程所需的驱动功率的一小部分。例如, 在细长自由轴长度约为0.57英寸的情况下, 驱动手持件所需的功率小于10瓦。事实上, 在细长的自由轴长度约为0.57英寸的情况下, 驱动手持件所需的功率小于5瓦。

[0061] 随后为设计针的三个示例。第一个示例包括选择振动频率和针材料, 然后使用公开的结构参数来识别最佳的针长度。第二示例对于将针设计用于现有手持件和套筒组合是特别有用的。在第二示例中, 可能已经确定期望的针长度以及振动频率; 让设计者选择针材料, 确保最终配置接近所公开的最佳结构参数。第三示例包括选择针材(金属或非金属) 和针长度(基于现有手持件和套筒几何形状), 然后确定驱动频率以接近最佳性能。

[0062] 使用第二设计示例的示例可以是用于28.5kHz驱动频率的针, 其中针长度从换能器凸缘到远端为0.755英寸, 并且针自由轴长度为大约0.57英寸。现有技术的这种类型的针已经由金属(通常是钛) 制成。然而, 具有28.5kHz驱动频率的钛材料的针具有四分之一波长(约1.75英寸), 导致相当低的增益(约为1.2-1.3)。如果选择PEEK材料, 在28.5kHz时, 波的四分之一波长约为0.57英寸(非常接近标准现有技术的自由轴长度)。PEEK针的波数约为1.57弧度, 所得到的理论针增益超过1000。在测试中, 在空气中产生超过 $120\mu\text{m}$ 的PEEK针行程的现有技术手持件的驱动功率小于3W, 与相同的手持件所需的20W驱动水平以通过钛材料的针产生类似的行程距离而形成鲜明对比。

[0063] 使用第三种方法的示例可以包括为0.755英寸钛材料的针选择最佳驱动频率。基于0.57英寸的自由轴长度进行优化, 导致约为88kHz的驱动频率; 而基于0.755英寸的总的针长度的优化导致大约65kHz的驱动频率。实验室实验表明, 这种钛材料的针可以以大约76kHz的高效方式(低功率、高行程) 被驱动, 其在为自由轴长度和总的针长度确定的驱动频率的范围之间。

[0064] 据信, 在针的自由端处的斜面在轴中弯曲, 并且在与毂部的轴接口处的锥形的半径所有稍微影响驻波。这些额外的影响导致与上述示例中识别的四分之一波长的一些偏差。可能需要稍微调整驱动频率或最终针尺寸以实现性能最好的针。

[0065] 用于针的简单管模型的针增益(沿整个长度的均匀横截面积) 可以由以下等式计算:

$$[0066] \quad G = 1/\sin((\pi/2) - k)$$

[0067] 其中,  $k = 2\pi * \text{长度} / \lambda(\text{材料} + \text{频率}) = 2\pi * \text{长度} * \text{频率} / c(\text{材料})$ ;  $\lambda(\text{材料} + \text{频率})$  是材料中驱动频率下的声音波长; 以及  $c(\text{材料})$  是材料中的声速, 通常可以被认为是:

$$[0068] \quad c(\text{材料}) = (E/\rho)^{0.5}$$

[0069] 其中E是材料的杨氏模量,  $\rho$ 是材料的密度。

[0070] 拒信, 用于针长度的最有影响力的纵向尺寸可以是任何锥形半径和轴的相交处的自由轴长度, 其中, 横截面面积最小化, 或者可替代地(在针的横截面面积变化的情况下), 沿着针, 从针的远端到针的最近的最小横截面积的距离。对于更复杂的形状, 例如具有锥形毂部的针, 并且其横截面面积沿着针的长度而变化但材料保持均匀, 可以使用有限元件模型计算增益。通常, 相较于节点的近侧上的轴区域, 通过以特定的频率沿着针形成的节点的

远端侧上,将轴面积保持相对较小来获得最佳的针增益。这种设计产生了在节点的近侧上相对刚性且不顺从的针,这意味着接近节点的针部分使得驱动器运动的吸收最小化。

[0071] 如所公开的示例中所使用的术语“透明”是指由光学透明材料形成的针或针的一部分。例如,根据ASTM D 1003标准测试方法,发现由Ultem™(聚醚酰亚胺)形成的针的测试所具有的透光率为58%。与现有技术的不透明的针不同,透明针提供了通过针吸入的流体和组织的外科医生的可见性,包括气泡和堵塞问题。具有透光率大于15%的材料,即在针内形成的气泡的透射百分比可被认为是透明的。透明针还可以允许标尺图案沿着针的长度被模制,允许外科医生快速估计撕囊的直径或囊袋的深度。透明针可以是透明的或者通过多种颜色着色的。当然,如果冲洗套筒与透明针一起形成或使用,冲洗套管也可以由透明材料形成。

[0072] 如在示例性公开中所提到的,超声针可以由多种材料形成。高材料强度和生物相容性是历史上钛(和钛合金)已经是用于制造超声波产生乳化针的主要材料的多个原因。超声乳化针是这样的一种介质:通过该介质,将压电堆叠和前突伸部的振动转移到白内障和其他组织进行乳化和吸出。超声能量转移(包括方向性和效率)取决于针的材料性质和结构设计。例如,由钛合金制成的直线针设计(例如,Ti6Al4V,杨氏模量:~116GPa)将压电堆叠(或换能器)的纵向、横向或扭转运动(主要移动方向取决于手持件设计)传递到外科手术部位,在主要的运动方向上,损失或偏差可忽略不计。许多其他针结构是众所周知的,并且可以包括但不限于弯曲、弯曲、扩张、偏移轴、非对称重量分布、各种横截面形状等,几乎所有各种超声乳化针设计由金属、特别是钛形成。

[0073] 利用其它材料可以通过以下方式而受益:与已知的钛材料的针相比较,允许在较低超声功率设置下白内障和其它组织的乳化。例如,可以形成两段针,其中第一段可以由刚性材料(例如杨氏模量>~5GPa)制成,例如Torlon®;以及第二段,该第二段由硬度较小的材料(例如杨氏模量<~3GPa)、如PMMA(聚甲基丙烯酸甲酯)制成。由刚性材料制成的第一段可以是向远侧延伸的针的近侧部分,使得刚性材料通常将与切口部位接触,并且硬度较小的材料的第二部分可以是远侧部分(例如图1的18),其被插入到眼睛中并接触待去除的白内障和其他组织。

[0074] 如上所述,较高弹性(即较低的杨氏模量)的第二段导致(a)在针尖处的次级横向运动(除了针的主纵向运动之外)以改善组织的乳化,以及(b)改进的安全性轮廓,因为基于实验室实验,相较于相当形状的钛材料的针时,当针撞击胶囊袋时,硬度较小的材料降低了后囊中破裂的风险。形成多种材料的针可以允许选择第一段材料,使得切口部位的角膜与针之间的摩擦力最小化。此外,在针远端选择用于第二段的材料可以允许将振动能量转移到应变能(即热能)中的部分的材料增强。有意地在针远端产生局部热能,但是使第一段中的任何热能最小化可以改善白内障纤维结构的液化(降低粘度和表面张力),同时将对角膜的热损伤的风险最小化。可以使用任何已知的方法制造多段超声乳化针,例如,2次材料注射微模制成型工艺。

[0075] 上述多个材料示例是关于在纵向方向上由换能器产生的具有主超声波振动的直线针的运动。多材料超声针的益处还可以应用于具有角度(扭转)、横向或方向组合的主振动的其它换能器设计。

[0076] 如图2所示的超声换能器组件可以包括反射器和连接到反射器的驱动器,以用于

在一定频率范围内和以已知功率水平的振动。前突伸部可以与反射器相反地连接到驱动器。针可以与驱动器相反地连接到前突伸部,并且针还具有远端。针可以具有基本上等于通过在驱动器振动频率范围形成针的材料的声速的四分之一波长的自由轴长度。换能器组件在针远端实现期望的行程长度的结构取决于下述至少三个因素:驱动器振动频率范围、针的自由轴长度、和形成针的材料;使得对于已知的三个因素中的任何两个,可以确定剩余的第三因素。

[0077] 考虑一个示例,其中所需的行程长度大约为120 $\mu\text{m}$ ,驱动器振动的频率范围是大约28.5kHz的标称频率,针的自由轴长度约为0.57英寸。然后可以将形成针的材料确定为在标称频率为约28.5kHz下、通过具有大约0.57英寸的材料的声速的四分之一波长的材料。这种材料的示例是PEEK。

[0078] 另一示例性超声乳化换能器组件(如图2所示)可以包括反射器和连接到反射器的驱动器,该驱动器具有已知的驱动器振动频率范围。前突伸部可以与反射器相反地连接到驱动器。针可以与驱动器相反地连接到前突伸部,其中针具有已知的自由轴长度。针对施加到驱动器的最小量的功率,为了使针的期望行程长度最大化,可以选择形成针的材料,从而通过材料的声速导致在驱动器振动频率范围的四分之一波长的距离基本上等于针自由轴长度。

[0079] 根据上述公开的一些另外的示例性实施方式在下文中阐述。

[0080] 超声乳化针第一示例可以包括:用于连接到超声手持件的毂部;细长轴,其形成有毂部并且从毂部延伸,其中通过手持件使得所述轴的远端振动时,所述远端破坏组织;并且其中,所述轴的至少远侧部分由与金属针相比具有明显更高的电阻率的材料形成。

[0081] 第一示例,其中至少远侧部分基本上是透明的。

[0082] 第一示例,其中冲洗套筒至少与远侧部分一体成型。

[0083] 第一示例,其中针完全由这样的材料形成,该材料与金属针相比具有明显更高的电阻率。

[0084] 前一段落的第一示例,其中手持件的前突伸部也由与金属针相比具有明显更高的电阻率的材料形成。

[0085] 第一示例,其中至少远侧部分由塑料材料形成。

[0086] 第一示例,其中塑料材料是聚醚醚酮。

[0087] 第一示例,其中与金属针相比具有明显更高的电阻率的材料具有的电阻率大于1 $\mu\Omega \cdot \text{m}$ 。

[0088] 第一示例,其中与金属针相比具有明显更高的电阻率的材料具有的电阻率大于500,000 $\mu\Omega \cdot \text{m}$ 。

[0089] 超声乳化针第二示例可以包括:用于连接到超声手持件的毂部;细长轴,其形成有毂部并且从毂部延伸,其中通过手持件使得所述轴的远端振动时,所述远端破坏组织;并且其中,所述轴的至少远侧部分由与金属针相比具有明显更低的热导率的材料形成。

[0090] 第二示例,其中至少远侧部分基本上是透明的。

[0091] 第二示例,其中冲洗套筒至少与远侧部分一体成型。

[0092] 前一段落的第二示例,其中针完全由这样的材料形成,该材料与金属针相比具有明显更低的热导率。

[0093] 第二示例,其中手持件的前突伸部也由与金属针相比具有明显更低的热导率的材料形成。

[0094] 第二示例,其中至少远侧部分由塑料材料形成。

[0095] 第二示例,其中塑料材料是聚醚醚酮。

[0096] 第二示例,其中与金属针相比具有明显更低的热导率的材料具有的热导率小于  $18\text{W/m} \cdot \text{K}$ 。

[0097] 第二示例,其中与金属针相比具有明显更低的热导率的材料具有的热导率小于  $10\text{W/m} \cdot \text{K}$ 。

[0098] 第二示例,其中与金属针相比具有明显更低的热导率的材料具有的热导率小于  $5\text{W/m} \cdot \text{K}$ 。

[0099] 第二示例,其中与金属针相比具有明显更低的热导率的材料具有的热导率小于  $1\text{W/m} \cdot \text{K}$ 。

[0100] 第二示例,其中与金属针相比具有明显更低的热导率的材料具有的热导率小于  $0.5\text{W/m} \cdot \text{K}$ 。

[0101] 超声乳化针第三示例可以包括:用于连接到超声手持件的毂部;细长轴,其形成有毂部并且从毂部延伸,其中通过手持件使得所述轴的远端振动时,所述远端破坏组织;并且其中,所述轴的至少远侧部分由与金属针相比具有明显更低的机械横向刚度的材料形成。

[0102] 第三示例,其中至少远侧部分基本上是透明的。

[0103] 第三示例,其中冲洗套筒至少与远侧部分一体成型。

[0104] 第三示例,其中针完全由这样的材料形成,该材料与金属针相比具有明显更低的机械横向刚度。

[0105] 第三示例,其中手持件的前突伸部也由与金属针相比具有明显更低的机械横向刚度的材料形成。

[0106] 第三示例,其中至少远侧部分由塑料材料形成。

[0107] 第三示例,其中塑料材料是聚醚醚酮。

[0108] 第三示例,其中与金属针相比具有明显更低的机械横向刚度的材料具有的机械横向刚度小于  $10\text{GPa}$ 。

[0109] 第三示例,其中与金属针相比具有明显更低的机械横向刚度的材料具有的机械横向刚度小于  $5\text{GPa}$ 。

[0110] 第三示例,其中与金属针相比具有明显更低的机械横向刚度的材料具有的机械横向刚度小于  $2\text{GPa}$ 。

[0111] 超声乳化针第四示例可以包括:用于连接到超声手持件的毂部;细长轴,其形成有毂部并且从毂部延伸,其中通过手持件使得所述轴的远端振动时,所述远端破坏组织;并且其中,所述轴的至少远侧部分由与金属针相比具有将给手持件供电的电能转换成远端运动的明显更高效的材料形成。

[0112] 第四示例,其中至少远侧部分基本上是透明的。

[0113] 第四示例,其中冲洗套筒至少与远侧部分一体成型。

[0114] 第四示例,其中针完全由这样的材料形成,该材料与金属针相比具有将给手持件供电的电能转换成远端运动的明显更高效。

[0115] 第四示例,其中手持件的前突伸部也由这样的材料形成,该材料与金属针相比具有将给手持件供电的电转换成远端运动的明显更高效率。

[0116] 第四示例,其中至少远侧部分由塑料材料形成。

[0117] 第四示例,其中塑料材料是聚醚醚酮。

[0118] 第四示例,与金属针相比具有将给手持件供电的电转换成远端运动的明显更高效率的材料能够使得,当针在眼睛中时,以小于为手持件供电的5瓦电能实现至少120 $\mu$ m的峰到峰的行程。

[0119] 超声乳化针第五示例可以包括:用于连接到超声手持件的毂部;细长轴,其形成有毂部并且从毂部延伸,其中通过手持件使得所述轴的远端振动时,所述远端破坏组织;并且其中,所述轴的至少远侧部分由与金属针相比具有明显更低的声阻抗的材料形成。

[0120] 第五示例,其中至少远侧部分基本上是透明的。

[0121] 第五示例,其中冲洗套筒至少与远侧部分一体成型。

[0122] 第五示例,其中针完全由这样的材料形成,该材料与金属针相比具有明显更低的声阻抗的材料。

[0123] 第五示例,其中手持件的前突伸部也由与金属针相比具有明显更低的声阻抗的材料形成。

[0124] 第五示例,其中至少远侧部分由塑料材料形成。

[0125] 第五示例,其中塑料材料是聚醚醚酮。

[0126] 第五示例,其中与金属针相比具有明显更低的声阻抗的材料具有的声阻抗小于20MRayl。

[0127] 第五示例,其中与金属针相比具有明显更低的声阻抗的材料具有的声阻抗小于10MRayl。

[0128] 第五示例,其中与金属针相比具有明显更低的声阻抗的材料具有的声阻抗小于3MRayl。

[0129] 第五示例,其中与金属针相比具有明显更低的声阻抗的材料具有的声阻抗小于1MRayl。

[0130] 第五示例,其中与金属针相比具有明显更低的声阻抗的材料具有的声阻抗类似于水的声阻抗。

[0131] 超声乳化针第六示例可以包括:用于连接到超声手持件的毂部;细长轴,其形成有毂部并且从毂部延伸,其中通过手持件使得所述轴的远端振动时,所述远端破坏组织;并且其中,所述轴的至少远侧部分由与金属针相比具有明显更高的泊松比的材料形成。

[0132] 第六示例,其中至少远侧部分基本上是透明的。

[0133] 第六示例,其中冲洗套筒至少与远侧部分一体成型。

[0134] 第六示例,其中针完全由这样的材料形成,该材料与金属针相比具有明显更高的泊松比的材料。

[0135] 第六示例,其中手持件的前突伸部也由与金属针相比具有明显更高的泊松比的材料形成。

[0136] 第六示例,其中至少远侧部分由塑料材料形成。

[0137] 第六示例,其中塑料材料是聚醚醚酮。



[0138] 第六示例,其中与金属针相比具有明显更高的泊松比的材料具有的泊松比大于0.36。

[0139] 第六示例,其中与金属针相比具有明显更高的泊松比的材料具有的泊松比大于0.4。

[0140] 超声乳化针第七示例可以包括:用于连接到超声手持件的毂部;细长轴,其具有一定的自由轴长度并且形成有毂部并且从毂部延伸,其中在给定的频率范围内、通过手持件使得所述轴的远端振动时,所述远端破坏组织;并且其中,所述轴的至少远侧部分由与通过手持件振动并且具有的金属自由轴长度与所述细长的自由轴长度基本相同的金属针相比具有明显更高的机械增益的材料形成。

[0141] 第七示例,其中至少远侧部分基本上是透明的。

[0142] 第七示例,其中冲洗套筒至少与远侧部分一体成型。

[0143] 第七示例,其中针完全由这样的材料形成,该材料与金属针相比具有明显更高的机械增益的材料。

[0144] 第七示例,其中手持件的前突伸部也由与金属针相比具有明显更高的泊松比的材料形成。

[0145] 第七示例,其中至少远侧部分由塑料材料形成。

[0146] 第七示例,其中塑料材料是聚醚醚酮。

[0147] 第七示例,其中与金属针相比具有明显更高的机械增益的材料具有的机械增益大于2。

[0148] 第七示例,其中与金属针相比具有明显更高的机械增益的材料具有的机械增益大于10。

[0149] 第七示例,其中针远端当手持件振动时具有大约120 $\mu$ m的行程距离,并且驱动手持件所需的动力明显小于以大体相似的行程距离驱动具有金属针的手持件所需的功率。

[0150] 第七示例,其中细长自由轴长度大约为0.57英寸,并且驱动手持件所需的功率小于10瓦。

[0151] 第七示例,其中细长自由轴长度大约为0.57英寸,并且驱动手持件所需的功率小于5瓦。

[0152] 超声乳化针第八示例可以包括:用于连接到超声手持件的毂部;细长轴,所述细长轴与所述毂部一起形成并且从所述毂部延伸,其中,当通过所述手持件使得所述轴的远端振动时,所述远端破坏组织;以及其中,所述轴的至少远侧部分由与金属针相比具有明显更低密度的材料形成。

[0153] 第八示例,其中至少所述远侧部分基本上是透明的。

[0154] 第八示例,其中所述针完全由与所述金属针相比具有明显更低密度的材料形成。

[0155] 第八示例,其中所述手持件的前突伸部也由与所述金属针相比具有明显更低密度的材料形成。

[0156] 第八示例,其中至少所述远侧部分由塑料材料形成。

[0157] 第八示例,其中所述塑料材料是聚醚醚酮。

[0158] 第八示例,其中与所述金属针相比具有明显更低密度的材料的密度为小于4000kg/m<sup>3</sup>。

[0159] 第八示例,其中与所述金属针相比具有明显更低密度的材料的密度为小于 $3000\text{kg/m}^3$ 。

[0160] 第八示例,其中与所述金属针相比具有明显更低密度的材料的密度为小于 $2000\text{kg/m}^3$ 。

[0161] 第八示例,其中一冲洗套筒至少与所述远侧部分一体成型。

[0162] 第一示例性超声乳化换能器组件可以包括:反射器;连接到反射器的驱动器,用于在一定频率范围内和以已知功率水平振动;与反射器相反地与驱动器相连的前突伸部;针,与驱动器相反地连接到前突伸部,针具有远端,并且具有基本上等于通过在驱动器振动频率范围内形成针的材料的声速的四分之一波长的自由轴长度;并且其中,在远端实现期望行程长度的换能器组件的结构取决于下述至少三个因素:驱动器的振动频率范围,针的自由轴长度、和形成针的材料,从而对于已知的三个因素中的任何两个,可以确定剩下的第三个因素。

[0163] 第一示例性换能器组件,其中,期望的行程长度大约为 $120\mu\text{m}$ ,驱动器振动的标称频率为约 $28.5\text{kHz}$ 的标称频率,并且针的自由轴长度大约为 $0.57$ 英寸,因此形成针的材料被确定为:在标称频率为约 $28.5\text{kHz}$ 下,通过具有大约 $0.57$ 英寸的材料的声速的四分之一波长的材料。

[0164] 第二示例性超声乳化换能器组件可以包括:反射器;连接到反射器的驱动器,驱动器具有已知的驱动器振动频率范围;与反射器相反地连接到驱动器的前突伸部;与驱动器相反地连接到前突伸部的针,针具有已知的自由轴长度;并且其中,为了对于施加到驱动器的最小量的功率使针的期望行程长度最大化,形成针的材料被选择成,使得通过材料的声速导致驱动器振动频率范围的四分之一波长的距离基本上等于针自由轴长度。

[0165] 为了说明和描述的目的,提供了对各种实施方式的前述描述。它不是穷举的或不意在限制本发明。具体实施方式的单个元件或特征通常不限于该具体实施方式,但是在适用的情况下是可互换的,并且可以在所选择的实施方式中使用,即使没有具体示出或描述。同样也可以多种方式进行修改。这些变化不被视为偏离本发明,并且所有这些修改旨在被包括在本发明的范围内。

[0166] 提供了多个示例性实施方式,从而使得本发明是完整的,并且将本发明的范围充分传达给本领域技术人员。阐述许多具体细节,例如具体部件、装置和方法的示例,以提供对本发明的实施方式的透彻理解。为本领域技术人员显而易见的是,不需要采用具体细节,该示例性实施方式可以以许多不同的形式体现,并且不应被视为限制本发明的范围。在一些示例性实施方式中,不详细描述公知过程、公知设备结构和公知技术。

[0167] 本文使用的术语仅用于描述具体示例性实施方式的目的,而不是限制性的。如本文所使用的,单数形式“一”,“一个”和“该”可意在包括复数形式,除非上下文另有明确指出。术语“包括”、“包含”、“含有”和“具有”是包容性的,因此指定所述特征、整体、步骤、操作、元件和/或组件的存在,但不排除存在或添加一个或多个其他特征、整体、步骤、操作、元件、组件和/或其组。本文描述的方法步骤、过程和操作不应被解释为必须要求其以所讨论或示出的特定顺序的性能,除非被特别地标识为性能的顺序。还应当理解,可以采用附加的或替代的步骤。

[0168] 当元件或层被称为“在……上”、“接合到”、“连接到”或“耦合到”另一个元件或层

时,其可以直接在、接合、连接或耦合到其它元件或层,或可能存在中间元件或层。相反,当元件被称为“直接接触”、“直接接合到”、“直接连接到”或“直接耦合到”另一个元件或层时,可以不存在中间元件或层。用于描述元件之间的关系的其他词汇应该以类似的方式来解释(例如,“在……之间”对“直接在……之间”、“相邻”对“直接相邻”)。如本文所用,术语“和/或”包括一个或多个相关列出的项目的任何和所有组合。

[0169] 尽管术语第一、第二、第三等在本文中可以用于描述各种元件、部件、区域、层和/或部分,但这些元件、部件、区域、层和/或部分不应受到这些条款限制。这些术语可以仅用于将一个元件、部件、区域、层或部分与另一个区域、层或部分区分开来。诸如“第一”、“第二”和其他数字术语当在本文中使用并不意味着序列或顺序,除非上下文清楚地表示。因此,而不脱离示例性实施方式的教导的前提下,下面讨论的第一元件、部件、区域、层或部分可以被称为第二元件、部件、区域、层或部分。

[0170] 空间相对术语,例如“内”、“外”、“下面”、“之下”、“下”、“之上”、“上”等在本文中可用来便于描述一个元件或特征与另一个元件或特征的关系,如图所示。除了图中所示的方向之外,空间相对术语可以旨在包括使用或操作中的装置的不同方向。例如,如果图中的装置被翻转,则被描述为“之下”或“下面”的其他元件或特征的元件将被定向在其他元件或特征“之上”。因此,示例术语“之下”可以包括上下方向。该装置可以以其他方式定向(旋转90度或在其它方向上),并且本文中使用的空间相对描述进行相应解释。

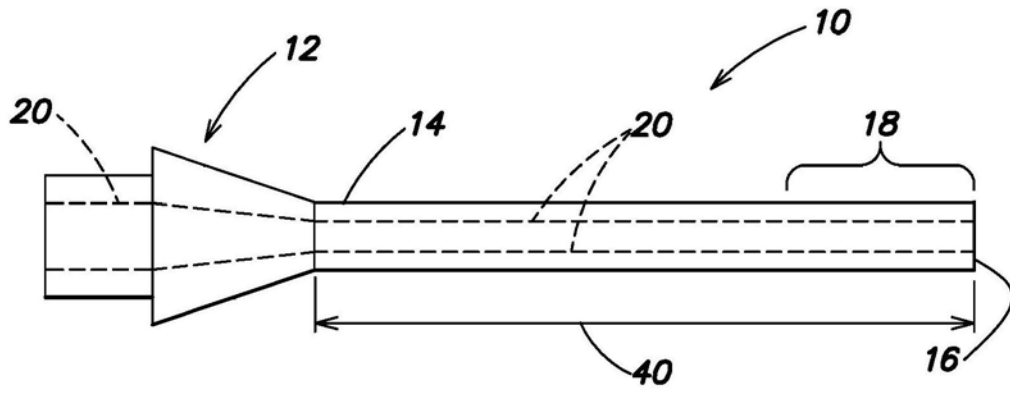


图1

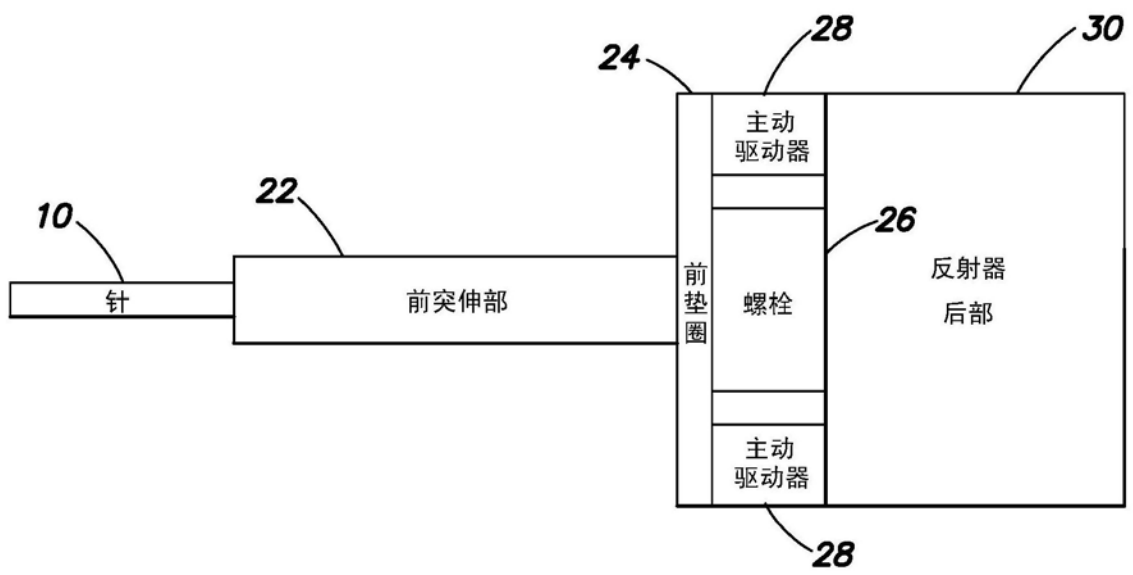


图2

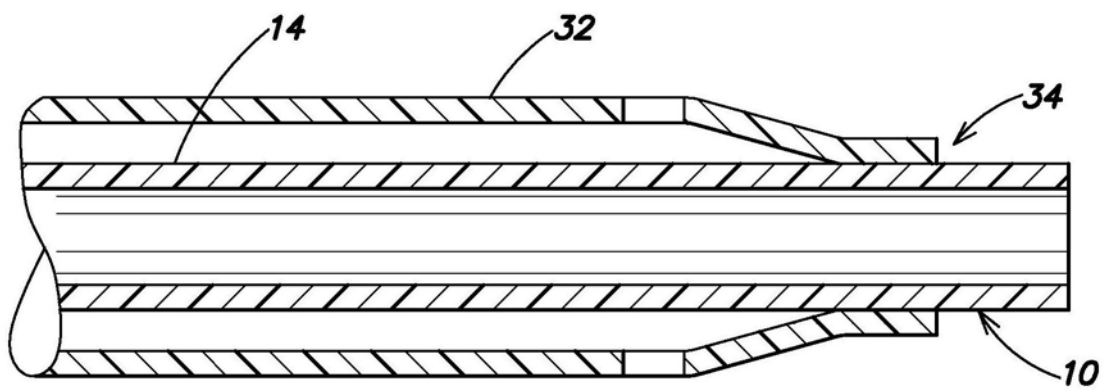


图3

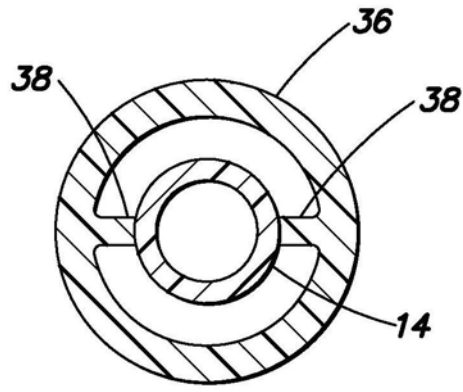


图4