



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108348222 A

(43)申请公布日 2018.07.31

(21)申请号 201680062911.4

F·R·A·范德林德

(22)申请日 2016.10.25

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

(30)优先权数据

72002

15191572.5 2015.10.27 EP

代理人 孟杰雄 王英

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

(51)Int.Cl.

2018.04.26

A61B 8/08(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

A61B 8/12(2006.01)

PCT/EP2016/075627 2016.10.25

A61B 8/00(2006.01)

(87)PCT国际申请的公布数据

A61M 25/09(2006.01)

W02017/072098 EN 2017.05.04

A61B 90/00(2006.01)

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 G·A·哈克斯 F·J·G·哈肯斯

R·A·范德莫伦赫拉夫

C·P·亨德里克斯 A·F·科伦

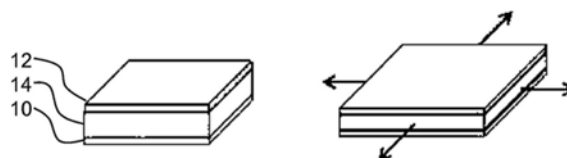
权利要求书1页 说明书10页 附图2页

(54)发明名称

用于超声成像的医学探头

(57)摘要

一种用于插入患者的身体的内部探头设备，所述设备包括细长主体，其中，在所述主体的表面处安装有多个EAP致动器。使得所述EAP致动器振动，从而其位置在多普勒超声图像中变得可见。使用EAP致动器来提供使得个体位置能够被识别的振动。具体地，所述EAP致动器的移动可以在很大程度上与所述探头的主体相隔离。此外，EAP致动器能够是细的、重量轻的，并且具有适合用于应用于探头（例如，导管、针或内窥镜）的表面或探头（例如，导管、针或内窥镜）的表面内的小的形状因子。



1. 一种用于插入对象的身体的探头设备,包括:
 - 细长主体 (30);
 - 多个电活性聚合物致动器 (32),其被安装在所述主体的表面处或者被集成在所述主体的表面中;以及
 - 控制器 (33),其适于控制所述多个电活性聚合物致动器,从而使所述多个电活性聚合物致动器提供在不超过5kHz的频率处的振动。
2. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述振动是在所述多个电活性聚合物致动器中的至少两个或更多个电活性聚合物致动器中在径向方向上被局部引发的。
3. 根据权利要求1或2所述的设备,其中,
 - 所述振动是在所述多个电活性聚合物致动器中的至少两个或更多个电活性聚合物致动器中在轴向方向上被局部引发的;并且/或者
 - 所述振动是在所述多个电活性聚合物致动器中的至少两个或更多个电活性聚合物致动器中在切线方向上被局部引发的。
4. 根据任一前述权利要求所述的设备,其中,电活性聚合物致动器的第一子集处于围绕所述细长主体的一个角位置处,并且电活性聚合物致动器的第二子集处于围绕所述主体的另一角位置处。
5. 根据任一前述权利要求所述的设备,其中,所述多个电活性聚合物致动器被控制为提供比所述细长主体的共振频率更大的频率的振动。
6. 根据任一前述权利要求所述的设备,其中,所述电活性聚合物致动器的至少子集被振动阻尼层跨至少一个表面所覆盖。
7. 根据任一前述权利要求所述的设备,其中,所述控制器 (33) 适于将不同的振动频率施加到至少两个不同的电活性聚合物致动器。
8. 根据任一前述权利要求所述的设备,其中,所述控制器 (33) 适于将编码的振动序列施加到所述电活性聚合物致动器中的至少一个电活性聚合物致动器。
9. 根据任一前述权利要求所述的设备,其中,所述控制器 (33) 适于控制所述电活性聚合物致动器,从而引发对所述探头的顶端的操纵。
10. 根据权利要求9所述的设备,其中,所述多个电活性聚合物致动器的第一子集用于操纵控制,并且所述多个电活性聚合物致动器的第二子集用于提供所述振动。
11. 根据权利要求9所述的设备,其中,所述多个电活性聚合物致动器中的至少一个电活性聚合物致动器用于操纵以及提供所述振动两者。
12. 根据任一前述权利要求所述的设备,其中,所述多个电活性聚合物致动器 (32) 被集成到所述设备的外壁中。
13. 一种包括根据任一前述权利要求所述的设备的导管。
14. 一种系统,包括:
 - 根据任一前述权利要求所述的用于插入对象的身体的探头设备;
 - 超声扫描器,其适于在3D多普勒模式中操作,其中,所述超声扫描器适于生成3D多普勒数据。
15. 根据权利要求14所述的系统,其中,所述成像系统是用于对人类或动物身体的部分进行成像的医学成像系统。

用于超声成像的医学探头

技术领域

[0001] 本发明涉及医学成像设备,并且具体涉及用于使用超声来查看在手术或介入流程期间所使用的内部探头的位置的系统。

背景技术

[0002] 超声常常被用作在微创流程期间对诸如针或导管的手术设备进行引导的工具。例如,通常使用超声成像来执行手术活检流程以使得医师能够查看被活检的组织。

[0003] 超声在手术流程期间使用优于X射线成像的优点之一在于其提供了软组织对比度和深度信息,同时其不使用电离辐射。然而,常常具有挑战性的是识别超声图像中的介入设备,这是因为诸如针的许多设备是镜面反射器并且不能将超声波束返回到换能器。

[0004] 另外,诸如导管的设备可能在超声图像上具有与组织结构相似的外观,这也取决于成像设置。各种各样的技术被用于改善对设备的可视化,例如添加回波涂层或刻面。

[0005] 已知在超声设备中跟踪针的原理,例如通过对针顶端涂覆压电材料,所述压电材料在由超声能量“激活”时提供电信号。超声换能器可以备选地被附接到活检针以使得所述针能够与成像扫描头协作地发射和/或接收超声波。

[0006] 针对这些主动方法的备选方案是使用彩色多普勒图像来被动地查看活检针。已经发现对活检针或导丝的徒手操作提供了与针杆相对应的彩色图像。然而,所述针的图像仅当针正在被操作时才被高度定义,并且是对整个针杆的粗糙表示。

[0007] 已经提出了通过使针机械地往复运动来对针的顶端进行连续可视化。当以彩色来显示针顶端的多普勒表示时,活检针(或探针)的不同步的往复运动引起不断变化的莫尔图案。在US 5095910中描述了利用这种技术的系统。

[0008] US 2010/0305432公开了另一种用于以3D多普勒模式使用超声来定位体内的医学设备的系统和方法。在该方法中,使用3D多普勒成像来检测医学设备,所述医学设备被耦合到振动元件以引发在所述设备的远侧端部中的振动。所述医学设备的不同部分可以被配置为以不同的频率振动。这是由不同密度的材料的节段来实现的,其衰减在近侧端部处由振动模块所生成的振动。

[0009] 在“IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control”(2008年,第55卷,第6期,第1355-1362页)中已经提出了使用实时3D彩色多普勒的振动设备检测的原理。

[0010] 已经提出了用于在多普勒成像系统中使用的振动元件的各种不同的用途,例如:

[0011] 向微创设备(导管、针、导丝)提供振动元件以提供整个主体的振动;

[0012] 在近侧端部(体外)或远侧端部(体内)处提供振动元件;

[0013] 在不同的位置处使用不同的频率,例如利用通过材料密度的改变或者更多的振动元件而更改的频率。

发明内容

[0014] 在前文中所描述的用于基于多普勒跟踪的微创健康护理设备的这些已知振动元

件使设备的整个截面振动。结果,不同区相互影响并且空间信息密度因串扰导致相当有限。许多医学设备是对称的(针、导管),并且如果仅跟踪点就会丢失设备的取向信息。

[0015] 因此,需要经改进的用于在超声图像内对探头进行成像的技术。

[0016] 至少利用由独立权利要求定义的本发明来部分实现前述目标。从属权利要求提供了有利实施例。

[0017] 根据基于本发明的一方面的范例,提供了一种用于插入患者的身体的探头设备,包括:

[0018] -细长主体;

[0019] -多个EAP致动器,其被安装在所述细长主体的表面处或者被集成在所述细长主体的表面中;以及

[0020] -控制器,其适于控制所述EAP致动器,从而使所述EAP致动器提供在不超过5kHz的频率处的振动。

[0021] 本发明提供了一种用于提供对探头的振动的系统和方法,所述系统和方法用于使用多普勒成像来跟踪所述振动。代替将振动元件固定到探头,多个电活性聚合物元件被附接到所述探头设备或者被嵌入所述探头设备。所述设备能够是所谓的“内部”设备,用于插入对象的身体。所述对象能够是活体对象或无生命的对象。所述对象可以是能够在其体内容纳所述探头设备的任何对象(即,能够利用这样的探头设备从内部研究或检查所述对象)。优选地,所述探头设备是用于插入人或动物的身体的设备。所述设备因此能够是医学设备,例如,针、导管、护套、导丝或内窥镜等。然后,能够使用超声设备对所述设备进行适当的监测或成像。

[0022] 所述EAP致动器可以被集成到设备壁中,并且所述EAP致动器可以是细的、柔性的和/或可弯曲的。

[0023] 通过提供局部EAP致动器,所述局部EAP致动器能够使探头设备的外壁的仅区段而非整个设备振动。因此,所述局部EAP致动器能够仅局部地提供振动。以这种方式,所述局部EAP致动器能够在较少的串扰影响下独立地操作,从而实现较高的空间分辨率,并且由此实现较高的信息密度。

[0024] 通过使用电活性聚合物致动器,以Hz-MHz范围操作的细的、柔性的、高冲程元件能够被集成在所述设备壁中或者被集成在所述设备壁上。以这种方式,能够使周缘上的节段而非整个设备振动。更多的节段能够被集成在所述设备的截面中。这具有若干优点:例如,能够确定探头的3D取向(例如,突入或突出成像平面)以及确定距远侧端部和/或近侧端部的距离。

[0025] 通过使用EAP致动器,能够致动较大的区,同时保持所述设备具有柔性。

[0026] 所述控制器例如适于以5Hz至5kHz的频率来施加振动。这是适合用于EAP致动器并且适合用于通过多普勒超声成像实现对所述细长主体的检测和可视化的频率范围。由于本发明用于通过多普勒超声成像对所述细长主体进行可视化和/或跟踪,因此振动的频率在所有情况下都应当适合用于实现该功能。

[0027] 例如,当考虑最大分辨率(即,能够被成像的最小位移)以及超声的响应频率时,大约5kHz的最大操作频率是适当的。

[0028] 更典型地,频率可以在5Hz至1kHz、例如10Hz至1kHz、例如50Hz至1kHz的范围中。从

信号处理的角度看,高的操作频率也可能是不期望的。因此,在以上范围中的1kHz的上限可以是750Hz或500Hz或250Hz。从图像质量的角度看,高频率也可能是不期望的。

[0029] 在一些情况下,振动的频率甚至可以更低,例如,在0.5Hz至10Hz的范围中。

[0030] 根据一些范例,所述致动器可以被控制为实施脉动式操作,其中,所述致动器执行单个或离散的脉动,跟随有特定的等待时间。在这种情况下,“振动频率”可以指代有效振动频率,意指脉动的频率。在这些情况下,所述振动频率可以更低,例如甚至低于0.5Hz。

[0031] 所述控制器例如适于将不同的致动频率施加到至少两个不同的EAP致动器。不同的振动频率将在3D彩色多普勒图像中示出为不同的颜色。

[0032] 所述振动可以是在所述EAP致动器中的至少一些EAP致动器中在径向方向(相对于所述探头设备的所述主体)上被局部引发的。例如,所述EAP致动器可以径向向内或径向向外地弓弯。

[0033] 所述振动可以是在所述EAP致动器中的至少一些EAP致动器中在轴向方向(相对于所述探头设备的所述主体)上被局部引发的。例如,所述EAP致动器可以在轴向方向上拉伸和收缩。

[0034] 所述振动可以是在所述EAP致动器中的至少一些EAP致动器中在切线方向(相对于所述探头设备的所述主体)上被局部引发的。例如,所述EAP致动器可以围绕所述探头的周缘拉伸和收缩。

[0035] 振动的上述方向中的任意方向的组合也是可能的。许多不同的其他配置也是可能的。

[0036] EAP致动器的第一子集可以处于围绕所述细长主体的一个角位置处,并且EAP致动器的第二子集可以处于围绕所述主体的另一角位置处。

[0037] 通过围绕所述周缘放置不同的元件,利用其自身的特性振动频率,使得能够使用2D图像平面来识别3D取向以例如确定顶端的方向。

[0038] 不同的元件也可以被放置在距所述顶端或者距其他感兴趣区域的不同距离处,从而指示距所述顶端或所述其他区域的距离。

[0039] 也可以再次基于在不同周缘位置处的不同致动器来提供旋转取向信息。

[0040] 所述控制器可以适于控制所述EAP致动器,从而引发对所述探头的顶端的操纵。所述EAP致动器的第一子集可以用于操纵控制,并且所述EAP致动器的第二子集可以用于振动控制。至少一个EAP致动器可以用于操纵控制和振动控制两者。

[0041] 以这种方式,所述EAP致动器能够一起被同时用于多普勒超声跟踪(振动)以及设备操纵(弯曲),这实现了在使用相同技术的单个元件中集成这两种功能。

[0042] 所述设备例如包括导管。所述EAP致动器可以被集成到所述设备的外壁中。

[0043] 根据本发明的另一方面的范例,提供了一种系统,包括:

[0044] -如上文所定义的探头设备;

[0045] -超声扫描器,其适于在3D多普勒模式中操作,其中,所述超声扫描器适于生成3D多普勒数据。

[0046] 所述探头设备因此适于当在所述3D多普勒模式中操作时提供能由所述超声扫描器感测到的振动。

[0047] 所述系统优选是成像系统,并且甚至更优选是医学成像系统。

附图说明

- [0048] 现在将参考附图来详细描述本发明的范例,在附图中:
- [0049] 图1示出了未被夹持的已知的电话性聚合物设备;
- [0050] 图2示出了由背衬层约束的已知的电话性聚合物设备;
- [0051] 图3示出了具有EAP振动元件的导管的第一范例;
- [0052] 图4示出了具有EAP振动元件的导管的第二范例;
- [0053] 图5示出了EAP致动器可以被如何用于操纵和振动;并且
- [0054] 图6示出了具有EAP致动器的范例探头的截面,所述EAP致动器在两个不同的周缘位置处被嵌入所述探头的外部部分。

具体实施方式

[0055] 本发明提供了一种用于插入患者身体的探头设备,所述设备包括细长主体,其中,在所述主体的表面处安装有多个EAP致动器。使得所述EAP致动器振动,从而其位置在多普勒超声图像中变得可见。

[0056] 如上文所讨论的,已知使用振动来使得在多普勒超声图像中可见特征。出于该目的,对EAP致动器的使用使得能够识别个体位置。具体地,所述EAP致动器的移动可以在很大程度上与所述探头的主体相隔离。此外,EAP致动器能够是细的、重量轻的,并且具有适合用于应用于探头(例如,导管、针或内窥镜)的表面或探头(例如,导管、针或内窥镜)的表面内的小的形状因子。

[0057] 将首先讨论电话性聚合物(EAP)技术。

[0058] 电话性聚合物(EAP)是电响应材料领域内的新兴种类的材料。EAP能够作为传感器或致动器工作并且能够被容易地制造成允许容易集成到各种各样的系统中的各种形状。

[0059] 在过去的十年中,已经开发了具有已经显著改善的特性(例如,致动应力和应变)的材料。技术风险已经被降低到对于产品开发而言可接受的水平,使得EAP在商业上和技术上变得日益受到关注。EAP的优点包括低功率、小形状因子、柔性、无噪声操作、准确、高分辨率的可能性、快速响应时间以及循环致动。

[0060] EAP材料的改善的性能和特定优点引起其对新应用的适用性。

[0061] EAP设备能够被用在期望基于电致动对部件或特征产生小量移动的任何应用中。类似地,该技术能够用于感测小的移动。然而,该应用仅利用了致动器功能。

[0062] 与普通致动器相比,由于相对大的变形与在小体积中的力或薄的形状因子的组合,对EAP的使用实现了之前不可能的功能,或者提供了优于普通传感器/致动器解决方案的大的优点。EAP也给出了无噪声操作、准确的电子控制、快速响应以及大范围的可能致动频率,例如,0-1MHz,典型地低于20kHz。

[0063] 使用电话性聚合物的设备能够被细分成场驱动材料和离子驱动材料。

[0064] 场驱动EAP的范例包括压电聚合物、电致伸缩聚合物(例如,基于PVDF的弛豫聚合物)和介电弹性体。其他范例包括电致伸缩接枝聚合物、电致伸缩纸、驻极体、电致粘弹性弹性体以及液晶弹性体。

[0065] 离子驱动EAP的范例是共轭/导电聚合物、离子聚合物金属复合物(IPMC)和碳纳米

管(CNT)。其他范例包括离子聚合物凝胶。

[0066] 场驱动EAP通过直接机电耦合由电场来致动。场驱动EAP通常要求高的场(伏特每米)但是低的电流。聚合物层通常是薄的以保持驱动电压尽可能低。离子EAP通过对离子和/或溶剂的电引发运输来激活。离子EAP通常要求低的电压但是高的电流。离子EAP要求液体/凝胶电解质介质(但是一些材料系统也能够使用固体电解质来操作)。

[0067] 这两种EAP具有多个家族成员,每个家族成员具有其自身的优点和缺点。

[0068] 场驱动EAP的第一显著子类是压电聚合物和电致伸缩聚合物。虽然传统的压电聚合物的机电性能是有限的,但是在改善该性能过程中获得的突破已经得到了PVDF弛豫聚合物,其表现出自主电极化(场驱动对齐)。这些材料能够被预先应变以获得在应变方向上的经改善的性能(预先应变引起更好的分子对齐)。通常,使用金属电极,因为应变通常处于中等状态(1-5%)中。也能够使用其他类型的电极(例如,导电聚合物、基于碳黑的油、凝胶或弹性体等)。电极能够是连续的或分段的。

[0069] 场驱动EAP的感兴趣的另一子类是电介质弹性体。该材料的薄膜可以被夹在相容的电极之间,形成平行板电容器。在电介质弹性体的情况下,由所施加的电场感生的麦克斯韦应力引起在薄膜上的应力,这使得薄膜在厚度方面收缩并且在面积方面扩展。应变性能通常通过对弹性体进行预先应变来扩大(要求框架以保持预先应变)。应变能够是相当大的(10-300%)。这也约束了能够使用的电极的类型:对于低的应变和中等应变而言,能够考虑金属电极和导电聚合物电极,对于高应变状态而言,通常使用基于碳黑的油、凝胶或弹性体。电极能够是连续的或分段的。

[0070] 离子EAP的第一显著子类是离子聚合物金属复合物(IPMC)。IPMC包括被层压在两片薄金属之间的溶剂膨胀离子交换聚合物膜或者基于碳的电极并且要求使用电解质。典型的电极材料是Pt、Gd、CNT、CP、Pd。典型的电解质是基于Li⁺和Na⁺的水溶液。当施加场时,阳离子通常连同水一起行进到阴极侧。这引起亲水团的重新组织并且引起聚合物扩展。阴极区中的应变引起聚合物基质中的其余部分中的应力,该应力引起聚合物基质中的其余部分弯向阳极。反转所施加的电压使弯曲反向。公知的聚合物膜是Nafion®和Flemion®。

[0071] 离子聚合物的另一显著子类是共轭/导电聚合物。共轭聚合物致动器通常包括被两层共轭聚合物夹置的电解质。该电解质被用于改变氧化状态。当电势通过电解质被施加到聚合物时,电子被添加到聚合物或者从聚合物被移除,从而驱动氧化和还原。还原引起收缩,氧化引起扩展。

[0072] 在一些情况下,当聚合物自身缺乏足够的导电性(逐维度)时,添加薄膜电极。电解质能够是液体、凝胶或固体材料(即,高分子重聚合物和金属盐的络合物)。最常见的共轭聚合物是聚吡咯(PPy)、聚苯胺(PANi)和聚噻吩(PTh)。

[0073] 致动器也可以由电解质中悬置的碳纳米管(CNT)形成。电解质与纳米管形成双层,这允许电荷的注入。该双层电荷注入被认为是CNT致动器中的主要机制。CNT充当具有被注入到CNT中的电荷的电极电容器,其然后通过因电解质移动到CNT表面而形成的电气双层来平衡。改变碳原子上的电荷引起C-C键长度的改变。因此,能够观察到单个CNT的扩展和收缩。

[0074] 图1和图2示出了针对EAP设备的两种可能的操作模式。

[0075] 所述设备包括电活性聚合物层14,其被夹在处于电活性聚合物层14的相对侧上的

电极10、12之间。

[0076] 图1示出了未被夹持的设备。电压用于使所述电活性聚合物层如图所示地在所有方向上扩展。

[0077] 图2示出了被设计为使得仅在一个方向上产生扩展的设备。所述设备由载体层16支撑。电压用于使所述电活性聚合物层弯曲或弓弯。

[0078] 这种移动的性质例如源自于当被致动时扩展的主动层与被动载体层之间的相互作用。为了获得如图所示的围绕轴的不对称弯曲,例如可以施加分子取向(薄膜拉伸),以迫使在一个方向上移动。

[0079] 在一个方向上的扩展可能源自于EAP聚合物中的非对称性,或者其可能源自于载体层的性质中的非对称性,或者这两者的组合。

[0080] 图3示出了探头30,探头30具有沿着其长度布置的一组EAP致动器32。所述探头是微创健康护理设备,例如,导管、护套、导丝、针或内窥镜。所述EAP致动器用于提供振动以用于超声多普勒成像。致动器32由探头外部的在近侧端部处的控制器33来控制。

[0081] 电活性聚合物致动器32要么被提供在探头的外部壳体的外部上,要么可以被集成到外壁的结构中。

[0082] 在第一范例中,EAP致动器是弯曲致动器,即,其偏转出平面。在一种实施方式中,每个致动器包括被夹在两个电极之间的场驱动EAP层以及被动基板。基板是任选的,并且探头的主体可以用作针对EAP致动器的基板。

[0083] 致动器可以替代地在平面中偏转。振动然后可以在平面中垂直于探头长度的切线方向上,或者可以在平行于探头的长度轴的方向上。振动可以在平面中的所有方向上(如在图1中)。

[0084] 能够使用径向振动、纵向振动和周缘振动的任意组合。

[0085] 如果使用平面内振动,那么致动器优选被隔离,例如被间隙包围,使得振动不显著地耦合到探头的主体。备选地,围绕EAP的材料在振动(纵向或切线)方向上具有一定的柔性,以在振动被耦合到探头的其余部分之前对振动进行阻尼。

[0086] 控制器用于驱动EAP致动器。不同的振动频率在多普勒超声图像中被不同地可视化,例如被可视化为不同的颜色。因此,可以以不同的频率来操作不同的EAP致动器,以便使得探头的不同位置在超声图像中是能区分的。备选地或额外地,能够使用差异、尺寸、时间延迟、相位偏移、不同元件之间的几何间隔或者被施加到振动序列的运动模式来对不同的EAP致动器进行编码。

[0087] 通过使离散的致动器而非整个探头进行振动,能够对探头的取向和方向进行可视化。

[0088] 图4示出了:EAP致动器32可以被定位在围绕探头30的周缘的不同位置处。通过使独立元件处于设备的周缘上并且通过确保最小的串扰,高空间分辨率是可能的,从而给出旋转取向信息。

[0089] 图4(a)示出了处于不同的角位置处并且处于平坦状态中的两个EAP致动器32。图4(b)示出了处于驱动鼓起状态中的两个EAP致动器32。如图所示,在该范例中,EAP致动器在径向方向上(即向内和向外地)振动。

[0090] 通过范例的方式,在跨探头的长度的截面的图像中,围绕周缘的两个EAP致动器的

相对位置给出了探头正在指向(到平面中或到平面外)的方向的指示。例如,当一个EAP致动器在另一个的顺时针方向上(假设其不是完全相对的)时,探头被指向到图像中,并且当一个EAP致动器在另一个的逆时针方向上时,探头被指向图像外。以这种方式,在2D成像平面中提供了一些3D信息。不同的EAP致动器再次以不同的频率振动,以使得一个EAP致动器能够与另一个相区别。

[0091] 对EAP致动器的个体识别也使得能够导出关于距探头的远侧端部和/或近侧端部的距离的信息或者关于其他特征的信息。例如,如果仅一个致动器在特定图像中是可见的,则其标识使得能够确定沿着探头和/或围绕探头的位置。

[0092] 在图4中示出的两个致动器之间的角度距离也能够包含关于距成像平面的远侧顶端的距离的信息。例如,角度间隔朝向顶端可能变得更小。

[0093] 也能够根据上文所描述的其他可变参数来导出距离信息,可变参数例如为频率、尺寸、时间延迟、运动模式等。

[0094] 当提供EAP致动器的周缘布置时,也从多普勒图像获得了旋转取向。

[0095] 也可以使用编码的多普勒序列。这些将采取振动频率的形式,其以较低的频率进行调制以对数据信号进行编码。

[0096] 然后,可以使用算法来解译这样的编码的多普勒序列。这样的编码使得能够通过特异地识别EAP致动器以与上文所述的相同方式来确定导管的位置和旋转,使得导管能够被自动辨识。其也使得其他信息(例如,探头的类型)能够被提供到超声成像系统。例如,在关于导管的信息(例如,直径、材料类型等)被提供到超声系统的情况下,使得能够提供自动的图像优化。

[0097] 多普勒系统参数能够被优化,以对设备的移动部分或者在周围组织(例如,血液)中引发的运动进行可视化。

[0098] 图5示出了具有EAP致动器32的布置的导管30,EAP致动器32使得能够引发弯曲,从而提供可操纵的设备以及提供用于多普勒超声跟踪的振动。可以向导管、护套或导丝应用操纵。

[0099] 可以利用沿着杆的操纵控制在顶端处提供振动。备选地,可以利用用于操纵的缓慢变化的信号(更高频率的信号被叠加到缓慢变化的信号上)来控制EAP致动器以引发振动。因此,个体EAP可以执行操纵控制和振动控制两者的功能。

[0100] 对于被设计为提供在多普勒超声图像中可见的振动的EAP致动器,存在能够采用的各种设计参数。

[0101] 超声多普勒成像测量速度,并且例如在-120cm/s至+120cm/s的范围中是有效的。

[0102] 通过范例的方式,典型的导管直径可以是1mm(例如,法国导管标度的尺寸3)。对于图4的范例,假设直径为1mm,径向向外的最大位移可以具有0.1mm(=0.01cm)的幅值。因此,可以通过正弦波 $0.01\sin(2\pi ft)$ 来近似变形。速度是 $0.02\pi f \cos(2\pi ft)$ 。设置最大速度为120cm/s产生了 $f=1909\text{Hz}$ 。设置更高的最大速度和/或更小的最大位移产生了更高的频率。0.5mm(=0.005cm)的最大位移产生了大约4kHz的频率。

[0103] 当考虑最大分辨率(即,能够被成像的最小位移)以及超声的响应频率时,大约5kHz的最大操作频率是适当的。

[0104] 对于更大的EAP致动器位移,更小的频率将达到多普勒成像系统的典型最大灵敏

度。此外,最大速度不需要达到最大可检测速度,并且可以使用在1cm/s至100cm/s或者甚至在1cm/s至50cm/s的范围中的最大顶端速度。

[0105] 典型地,操作的频率将在5Hz至5kHz、更优选在5Hz至1kHz、例如在10Hz至1kHz、例如在50Hz至1kHz的范围中。从信号处理的角度看,高的操作频率也可能是不期望的。因此,在以上范围中的1kHz的上限可以是750Hz或500Hz或250Hz。

[0106] 用于生成振动的EAP致动器不需要具有大的致动扫描,并且因此通常小于将被用于操纵的致动扫描。0.01cm的峰到峰位移的一个范例已经给出在(0.1mm)之上。更大尺寸的顶端移动可以是更易于检测,因此,EAP致动器峰到峰位移值的适当范围是0.05mm至5mm,例如,0.1mm至2mm。

[0107] 用于振动的EAP致动器不需要是长的,如用于弯曲致动器的情况。EAP致动器可以具有统一的纵横比,通过纵横比,意味着EAP致动器是相同长度和宽度(在各层的平面中)的。因此,EAP致动器可以是圆形的、方形的或任何规则多边形的,或者甚至是任何其他适合的形状。EAP致动器可以具有达5:1的纵横比,并且仍然被专门设计用于多普勒振动的方面。

[0108] 如上文所解释的,也可能存在操纵致动器。这些操纵致动器通常是更长的(即,具有更大的纵横比,例如超过5:1),但是也可以引发操纵致动器以上文所解释的频率(例如被叠加在缓慢时间变化的操纵控制信号上的频率信号)进行振动。

[0109] 因此,EAP致动器可以被提供有时间变化的控制信号,从而以比所叠加的振动频率更低的频率引起和控制弯曲。用于控制弯曲的信号的频率可以在0.5Hz至10Hz的范围中。

[0110] 完整的系统可以具有被专门设计用于多普勒振动成像的至少一个EAP致动器,该系统利用上文所解释的频率范围、纵横比和位移范围。该系统然后可以具有用于操纵但是被额外驱动以振动的另外的EAP致动器。甚至可能存在不被引发振动的单独的操纵致动器。

[0111] 用于振动多普勒成像的EAP致动器的尺寸也可以是非常小的。例如,如果图4的导管具有1mm的直径,并且因此具有3.14mm的周长,那么每个致动器应当占据小于25%的周长距离,例如小于0.7mm。针对导管尺寸的法国计量达到3.33mm的直径(尺寸10)。EAP致动器例如具有在0.2mm至5mm、例如在0.2mm至2mm的范围中的最小尺度。对于一致的纵横比设计,这两个尺度(长度和宽度)当然将处于该范围中。对于操纵致动器和振动致动器,其可以是更细长的,例如5mm x 50mm。

[0112] 如上文所提到的,通过使用局部嵌入或附接的EAP致动器,致动器能够使探头设备的外壁的仅局部区段而非整个设备振动。这使得能够在多普勒超声图像中将探头壁的个体区段与另一个个体区段进行区分识别,并且因此在探头的图像中实现了更大的空间分辨率和信息密度。具体地,获得了更多的角度信息,这使得能够更容易地确定探头的3D取向。

[0113] 为了确保取向信息中的高分辨率,期望在实施例中确保由每个EAP致动器所生成的振动被保持为尽可能是局部的,并且在很大程度上与探头主体的其余部分相隔离。例如,在不同的致动器被嵌入或附接在探头壁的不同周缘区段处的情况下,期望保持将每个致动器的振动限制到其自身的局部区段,并且与其余的壁区段相隔离。这种振动孤立或隔离确保了致动器振动之间的串扰被最小化或者在很大程度上被消除,由此允许得到的多普勒图像的空间分辨率被最大化。

[0114] EAP固有地适合于实现这样的独立振动操作。这至少部分是由于EAP的轻质量、细以及柔性的形状因子,这使得所引发的振动能够被极其精确地施加到给定承载主体(即,在

这种情况下为探头)的高度局部化的区段或区。

[0115] 另外,根据实施例的至少子集,可以执行另外的结构调整以支持每个EAP致动器的振动孤立。若干不同的方法是可能的。

[0116] 根据范例实施例的至少第一子集,用于引发振动的EAP致动器可以被定位为相比于探头的高硬度近侧端部更靠近探头的较低硬度的远侧端部。具体地,在具有操纵能力的探头的情况下,例如在图5中所图示的范例,操纵远侧端部将通常包括相比于探头的非操纵近侧端部更加柔性、弹性的材料组分。这两个端部可以包括不同密度(具有较低密度的远侧端部)的相同材料,或者可以包括不同材料或不同材料组分。

[0117] 通过将EAP致动器安装或嵌入在靠近探头杆的可弯曲、柔性的远侧区段(或者实际上处于其内)的探头壁内,由接近的(或包围的)更柔性的材料在很大程度上阻尼每个致动器的振动。具体地,由更柔性的材料来阻尼至少朝向远侧端部行进的振动,因此,至少降低自由传播至探头的其他区的总振动能量(例如由其他致动器对壁区段进行振动)。因此,这降低了不同振动区段之间的串扰,并且有助于增强获得的多普勒超声图像的空间分辨率。

[0118] 根据实施例的至少第二子集,EAP致动器可以由可变形的低硬度材料层覆盖或包装,以基本上吸收或阻尼到探头主体中的振动传播。在图6中通过图示的方式示出了这样的布置的范例,图6示出了具有EAP致动器32的范例探头30的截面,EAP致动器32在两个不同的周缘位置处被嵌入探头的外部区段。利用柔性、低硬度的材料的层38跨上部主要表面覆盖EAP致动器32中的每个。

[0119] 图6(a)示出了处于不活跃的、平坦状态中的致动器。图6(b)示出了处于活跃的、变形的形状中的致动器。吸收性柔性层38被耦合到EAP致动器32,使得其跟随致动器的移动和变形,并且这两者一起弯曲和移动。

[0120] 柔性层38具有吸收或阻尼由EAP致动器32所产生的振动的效果,以减弱或防止到周围探头主体或者探头壁的周围区段中的振动转移。因此,这防止了不同的EAP致动器以及不同的壁区段之间的串扰,从而增强了空间分辨率和信息密度并且改善了对取向的检测。

[0121] 虽然在图6的范例中仅跨单个表面覆盖致动器,但是在备选范例中可以在超过一个表面上覆盖致动器,或者可以在低硬度材料中包装致动器。

[0122] 根据实施例的至少第三子集,可以以被选择为防止包围探头或导管主体的实质振动的特定频率来驱动EAP致动器。具体地,致动器可以被驱动为以如下频率振动:该频率大于主探头、导管主体或导管主体节段的共振频率。因此,这避免了在探头中引发共振的情况,并且因此避免了跨整个探头主体的高幅度振动的发生。

[0123] 探头或致动器的共振频率将取决于设备的特定尺度或构造,具体取决于材料的弹性或硬度以及主体的长度。在EAP致动器被嵌入探头或导管主体的柔性远侧(顶端)部分的情况下,该部分通常可以具有接近10Hz的共振频率(尽管这将针对不同材料或尺度变化而宽泛地变化)。在范例中,EAP致动器振动频率可以被选择为EAP致动器被嵌入或附接在其上或内的探头或导管的部分的共振频率的至少两倍。

[0124] 用于降低振动串扰的这三种方法中的每种方法可以被有利地组合在一起,以进一步改善对每个EAP致动器的定位和隔离。

[0125] 适合用于EAP层的材料是已知的。电活性聚合物包括但不限于以下子类:压电聚合物、机电聚合物、弛豫铁电聚合物、电致伸缩聚合物、电介质弹性体、液晶弹性体、共轭聚合

物、离子聚合物金属复合物、离子凝胶以及聚合物凝胶。

[0126] 子类电致伸缩聚合物包括但不限于：

[0127] 聚偏二氟乙烯 (PVDF)、聚偏二氟乙烯-三氟乙烯 (PVDF-TrFE)、聚偏二氟乙烯-三氟乙烯-氯氟乙烯 (PVDF-TrFE-CFE)、聚偏二氟乙烯-三氟乙烯-氯三氟乙烯 (PVDF-TrFE-CTFE)、聚偏二氟乙烯-六氟丙烯 (PVDF-HFP)、聚氨酯或者其混合物。

[0128] 子类电介质弹性体包括但不限于：

[0129] 丙烯酸酯、聚氨酯、硅树脂。

[0130] 子类共轭聚合物包括但不限于：

[0131] 聚吡咯、聚3,4-乙烯二氧噻吩、聚苯硫醚、聚苯胺。

[0132] 离子设备可以基于离子聚合物-金属复合物 (IPMC) 或共轭聚合物。离子聚合物-金属复合物 (IPMC) 是在所施加的电压或电场下显示人造肌肉行为的合成复合纳米材料。

[0133] 更详细地, IPMC包括类似Nafion或Flemion的离子聚合物, 其表面化学镀有或物理涂有导体, 例如铂或金或基于碳的电极。在所施加的电压下, 因跨IPMC的条带所施加的电压而产生的离子迁移和重新分布引起弯曲变形。聚合物是溶剂膨胀离子交换聚合物膜。场使得阳离子连同水行进到阴极侧。这引起亲水团的重新组织并且引起聚合物扩展。阴极区中的应变引起聚合物基质的其余部分中的应力, 该应力引起聚合物基质的其余部分弯向阳极。反转所施加的电压使弯曲反向。

[0134] 如果平板化电极被布置在非对称配置中, 那么所施加的电压能够引发所有种类的变形, 例如, 扭曲、卷绕、扭转、转动和非对称弯曲变形。

[0135] 在所有这些范例中, 可以提供额外的被动层, 以用于响应于所施加的电场来影响EAP层的电气行为和/或机械行为。

[0136] 每个单元的EAP层可以被夹在电极之间。电极可以是可拉伸的, 使得其遵循EAP材料层的变形。适合用于电极的材料也是已知的, 并且例如可以选自包括以下项的组: 金属薄膜 (例如, 金、铜或铝) 或有机导体 (例如, 碳黑、碳纳米管、石墨烯、聚苯胺 (PANI)、聚3,4-乙烯二氧噻吩 (PEDOT), 例如, 聚 (3,4-乙烯二氧噻吩) 聚 (苯乙烯磺酸) (PEDOT:PSS)。也可以使用金属化聚酯薄膜, 例如, 金属化聚对苯二甲酸乙二醇酯 (PET), 例如使用铝涂层。

[0137] 本发明总体上有益于诸如导管、护套、导丝、针和内窥镜的无创医学设备。本发明用于在超声图像引导的治疗系统中与超声多普勒跟踪结合使用。

[0138] 本领域技术人员通过研究附图、公开内容以及权利要求, 在实践请求保护的发明时能够理解并实现对所公开的实施例的其他变型。在权利要求中, “包括” 一词不排除其他元件或步骤, 并且词语 “一” 或 “一个” 不排除多个。尽管某些措施被记载在互不相同的从属权利要求中, 但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。权利要求中的任何附图标记都不应被解释为对范围的限制。

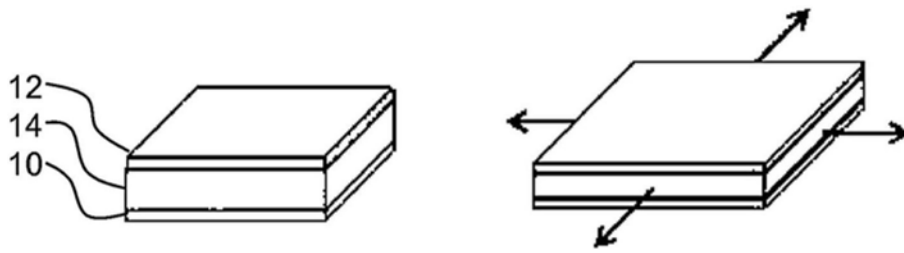


图1

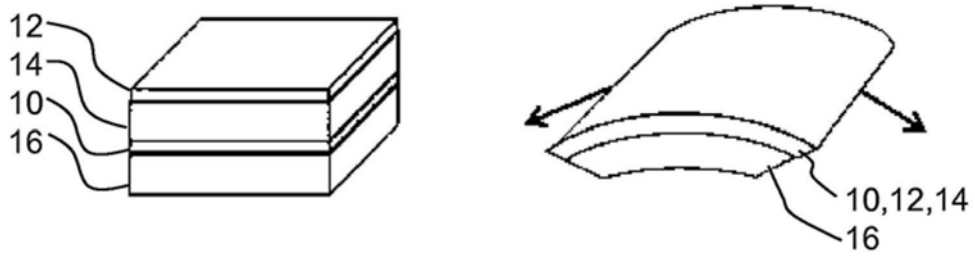


图2

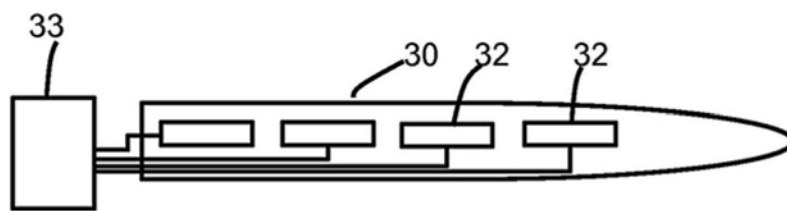


图3

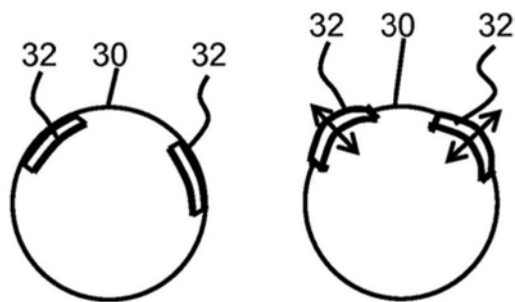


图4

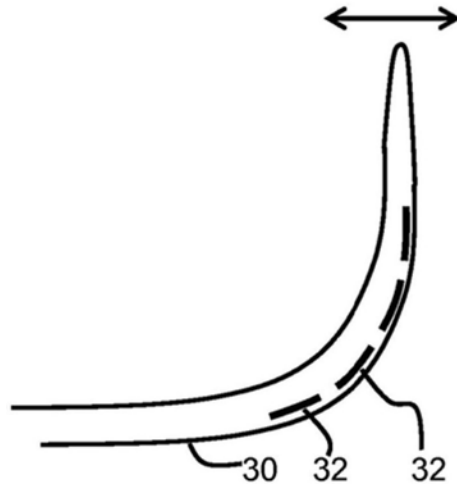


图5

专利名称(译)	用于超声成像的医学探头		
公开(公告)号	CN108348222A	公开(公告)日	2018-07-31
申请号	CN201680062911.4	申请日	2016-10-25
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	GA哈克斯 FJG哈肯斯 RA范德莫伦赫拉夫 CP亨德里克斯 AF科伦 FRA范德林德		
发明人	G·A·哈克斯 F·J·G·哈肯斯 R·A·范德莫伦赫拉夫 C·P·亨德里克斯 A·F·科伦 F·R·A·范德林德		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/12 A61B8/00 A61M25/09 A61B90/00		
CPC分类号	A61B8/0841 A61B8/12 A61B8/4444 A61B8/4483 A61B90/39 A61B2090/3929 A61B8/483 A61B8/488 A61M25/09 G01S7/52079 G01S15/8936 G01S15/895 G01S15/8988 G01S15/8993		
代理人(译)	王英		
优先权	2015191572 2015-10-27 EP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种用于插入患者的身体的内部探头设备，所述设备包括细长主体，其中，在所述主体的表面处安装有多EAP致动器。使得所述EAP致动器振动，从而其位置在多普勒超声图像中变得可见。使用EAP致动器来提供使得个体位置能够被识别的振动。具体地，所述EAP致动器的移动可以在很大程度上与所述探头的主体相隔离。此外，EAP致动器能够是细的、重量轻的，并且具有适合于应用于探头(例如，导管、针或内窥镜)的表面或探头(例如，导管、针或内窥镜)的表面内的小的形状因子。

