



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109715053 A

(43)申请公布日 2019.05.03

(21)申请号 201780058485.1

(22)申请日 2017.09.01

(30)优先权数据

16190026.1 2016.09.22 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.03.22

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2017/072033 2017.09.01

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/054665 EN 2018.03.29

(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 A·希尔格斯 D·A·范登恩德

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 王英 刘炳胜

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0225(2006.01)

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/01(2006.01)

H01L 41/193(2006.01)

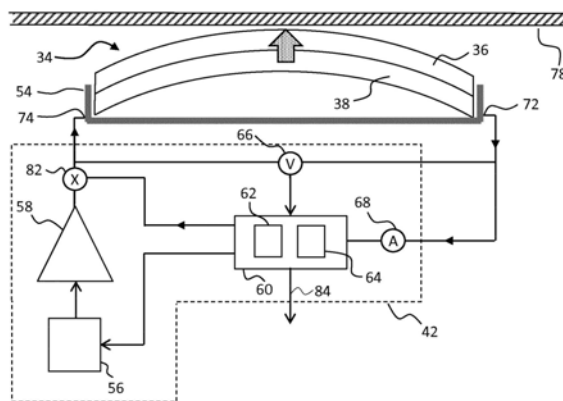
权利要求书2页 说明书19页 附图6页

(54)发明名称

使用电活性聚合物的传感器定位

(57)摘要

本发明提供了一种生理传感器装置,其提供生理感测表面相对于人体组织接收表面的自动调整。所述装置包括电活性聚合物(EAP)结构,所述电活性聚合物结构可操作以通过施加叠加的致动和AC感测信号来同时执行致动和压力感测。致动使得能够控制调整感测表面相对于组织接收表面的定位。感测提供了由接收表面施加到感测表面的返回力的大小的同时实时测量或指示。该返回力提供关于感测表面的定位状态的反馈。控制器适于根据感测数据来调整致动信号,从而实时调整感测表面的定位。



1. 一种用于测量至少一个生理参数并且用于控制感测表面抵靠人体组织接收表面的定位的生理传感器装置,包括:

所述感测表面;

电活性聚合物结构(34),其适于响应于电信号的施加而变形,从而操纵所述感测表面的定位;以及

控制器(42),其适于:

向所述电活性聚合物结构(34)提供包括叠加的致动信号和AC感测信号的电信号,所述致动信号用于刺激所述电活性聚合物结构(34)的变形,从而操纵所述感测表面以将致动力施加到所述接收表面,并且所述AC感测信号用于促进压力感测并且具有归属于所述电活性聚合物结构(34)的谐振频率或反谐振频率的谐波的AC频率;

监测所述电活性聚合物结构(34)随时间呈现的阻抗,从而提供由所述接收表面随时间施加在所述电活性聚合物结构上的返回力的指示,并且

根据测得的阻抗和/或返回力来调整所施加的致动信号的幅值,从而调整所述感测表面抵靠所述接收表面的所述定位。

2. 根据权利要求1所述的传感器装置,其中,所述控制器(42)适于调整所述致动信号的所述幅值,以便保持抵靠所述接收表面施加稳定的致动力并且/或者以便保持抵靠所述感测表面施加稳定的返回力或稳定的返回力的分量。

3. 根据权利要求1或2所述的传感器装置,其中,所述控制器(42)适于调整所述致动信号的所述幅值,以便在所述感测表面与所述接收表面和/或所述接收表面下方的点或主体之间保持稳定的相对距离。

4. 根据前述权利要求中的任一项所述的传感器装置,其中,所述控制器(42)适于响应于下降或上升的阻抗值而减小所述致动信号的所述幅值,并且/或者响应于上升或下降的阻抗值而增大所述致动信号的所述幅值。

5. 根据前述权利要求中的任一项所述的传感器装置,其中,所述控制器(42)适于响应于阻抗值下降到限定的阈值之下或升高到限定的阈值之上而减小所述致动信号的所述幅值,并且/或者响应于阻抗值下降到限定的阈值之下或升高到限定的阈值之上而增大所述致动信号的所述幅值。

6. 根据前述权利要求中的任一项所述的传感器装置,还包括滤波器电路,所述滤波器电路适于对所获得的阻抗值进行滤波,以便提取表示由所述接收表面的固有弹性施加的力的反作用力分量,并且/或者提取表示作为一种或多种生理现象的结果而施加的力的生理分量,并且任选地,其中,

所述生理分量表示与血压和/或心血管脉搏波相关联的力。

7. 根据权利要求6所述的传感器装置,其中,所述控制器(42)适于根据测得的阻抗值的所述反作用力分量或所述生理分量来调整所述致动信号的所述幅值。

8. 根据前述权利要求中的任一项所述的传感器装置,其中,

所述感测表面是所述电活性聚合物结构(34)的表面,或者

所述感测表面是另外的感测部件(140)的表面,所述另外的感测部件被布置为与所述电活性聚合物结构(34)机械配合工作,并且适于测量一个或多个生理参数。

9. 根据前述权利要求中的任一项所述的传感器装置,其中,所述控制器(42)适于施加

在限定的时间段内幅值稳定减小的致动信号,并且还适于在所述时间段内处理测得的阻抗值以检测和测量所述值随时间的振荡变化,这些变化指示由血压引起的血管壁振荡。

10. 根据前述权利要求中的任一项所述的传感器装置,其中,所述装置包括电活性聚合物结构(34)的阵列,每个电活性聚合物结构能够由控制器(42)独立控制以操纵相应的感测表面在所述接收表面上的相应点处施加力并测量在所述点处由所述接收表面施加的返回力。

11. 根据前述权利要求中的任一项所述的传感器装置,其中,所述电活性聚合物结构(34)和/或所述控制器被安装到用于应用到所述接收表面的区域的柔性载体(160)。

12. 根据前述权利要求中的任一项所述的传感器装置,还包括机械地附着到所述电活性聚合物结构和/或所述接收表面并且与所述控制器电耦合的压电材料层(170),所述层能用于测量由所述接收表面施加在所述层上的施加的力。

13. 根据前述权利要求中的任一项所述的传感器装置,其中,所述电活性聚合物结构(34)包括弛豫铁电聚合物。

14. 根据前述权利要求中的任一项所述的传感器装置,其中,所述感测信号的幅值小于所述致动信号的幅值的10%,优选小于所述致动信号的幅值的1%。

15. 一种调整生理感测装置以优化感测表面抵靠人体组织接收表面的定位的方法,所述装置包括:

所述感测表面;

电活性聚合物结构,其适于响应于电信号的施加而变形,

所述方法包括:

向所述电活性聚合物结构提供包括叠加的致动信号和AC感测信号的电信号,所述致动信号用于刺激所述电活性聚合物结构的变形,从而操纵所述感测表面以将致动力施加到所述接收表面,并且所述AC感测信号用于促进压力感测并且具有归属于所述电活性聚合物结构的谐振频率或反谐振频率的谐波的AC频率;

监测所述电活性聚合物结构随时间呈现的阻抗,从而提供所述接收表面随时间施加在所述电活性聚合物结构上的返回力的指示,并且

根据测得的阻抗来调整所施加的致动信号的幅值,从而调整所述感测表面抵靠所述接收表面的所述定位。

16. 一种包括计算机可读介质的计算机程序产品,所述计算机可读介质具有包含在其中的计算机可读代码,所述计算机可读代码被配置为使得在由合适的计算机或处理单元执行时使所述计算机或处理单元执行根据权利要求15所述的方法。

使用电活性聚合物的传感器定位

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于测量生理参数的装置和方法,并且具体涉及一种适于优化感测表面相对于人体组织接收表面的定位的装置和方法。

背景技术

[0002] 生命体征的测量对于监测心理健康和检测潜在的医学病症至关重要。生命体征是人体最基本功能的衡量标准。除了体温和呼吸率(呼吸率)之外,由医学专业人员常规监测的最关键的生命体征可能是脉搏率和血压。这些可以在医学环境、家中、紧急现场或其他地方测量。无论设置和环境如何,都能够可靠和准确地测量这些,因此是非常重要的。

[0003] 除了生命体征外,其他更复杂的生理体参数,例如EEG(脑电图)-与脑相关-ECG(心电图)-与心脏相关-和SpO₂(外围氧饱和度)通常需要专业医学领域,以获得有关人类身体及其功能的更详细信息。

[0004] 存在一系列用于获得这些各种生命体征和生理参数的测量值的手段。通常,这些来源于在电、光学/视觉、机械或声学域中的一个或多个中执行的测量。通常,可以组合测量原理以提高所获得结果的精度和质量。使用一系列不同的专用传感器或测量设备来执行这些测量。

[0005] 一种特别常见类型的设备利用光电体积脉搏波描记(PPG)方法。这是一种用于测量遍布全身展现的心血管脉搏波的电光技术。它是由动脉血容量中的周期性脉动引起的,并且通过其引起的光学吸收的相应变化来测量。PPG测量设备通常包括光源(通常是红外LED),用于检测反射或透射光的光电二极管检测器,以及信号恢复/处理器/显示系统。PPG是一种流行的技术,因为它允许使用单个设备测量若干生命体征,包括脉搏率、外围灌注、脉动动脉血容量、非搏动性动脉血容量、以及静脉和毛细血管血容量或流量。

[0006] 在一系列设备中实现的另一种非常常见的方法是压力测量(tonometry)方法。压力测量法允许测量血压,并且不涉及光学刺激的应用。该方法基于垂直于浅表动脉壁施加受控的力,将其抵靠在相邻的骨上。这产生了动脉的局部压缩,然后使用力传感器来接触地测量压力。在整个心脏周期中保持接触,并且为了获得最佳结果,所施加的(闭塞)力应当与脉冲压力波的变化阶段平行地改变。

[0007] 图1示出了动脉压平压力测量的原理,其中动脉12被建模为圆柱形薄壁管。在测量位置,压力传感器14在动脉12上施加压力,使动脉部分地变平。动脉的透壁压(P_t)等于动脉的内压(P_i)与施加在动脉上的外压(P_e)之间的差($P_t = P_i - P_e$)。根据拉普拉斯定律,圆柱形薄壁管的壁张力(T)由透壁压力(P_t)、壁厚(μ)和壁曲率半径(r)决定:

$$[0008] \quad T = \frac{P_t r}{\mu} \quad (1)$$

[0009] 因此透壁压力可以表达为:

$$[0010] \quad P_t = P_i - P_e = \frac{\mu T}{r} \quad (2)$$

[0011] 当压力传感器14对动脉壁施加压力时,动脉12部分地变平,因此动脉壁(r)的曲率半径可以近似为无限大。从公式(2)可以看出,由于r倾向于无穷大,因此 P_t 趋向于零并且,因此,在动脉压平的情况下,动脉的内部压力可以近似等于由压力传感器测量的外部压力。

[0012] 图1示出了抵靠骨16压平的动脉12。动脉仅部分地被压平;完全闭合动脉腔既不必要也不可取。一旦处于该部分压平状态,压力传感器14施加在动脉壁上的外部压力可以被认为近似等于动脉的内部压力。因此,压力传感器14的输出可以被视为反映对象的血压。

[0013] 根据测量方法和被测量的参数,可以以多种不同的配置将生理参数传感器安装到用户。特别地,安装的生理参数传感器相对于对象的位置可以根据待测量的参数、生理参数传感器的类型和/或进行生理感测的环境而变化。在一些情况下,生理参数传感器应该与用户的身体接触。在其他情况下,生理参数传感器应该与对象的身体分离。

[0014] 关于这种传感器的一个显著困难是确保生理参数传感器与用户身体之间的接触压力或间隔保持在恒定水平,因为在生理感测期间获得的信号受到传感器相对于用户定位的影响。当传感器相对于皮肤移动时,可以产生所谓的“运动伪迹”,这可能导致所获得的测量结果中的显著不准确性。

[0015] 例如,在PPG监测中,期望光传感器与皮肤之间的稳定距离,以实现传感器信号的最佳稳定性。对于超声换能器贴片,与皮肤的良好接触对于高质量图像是必不可少的。类似地,ECG监测设备的电极对接触压力敏感。

[0016] 在压力测量的情况下,压力计在动脉中心上的定位也是非常重要的。正确与不正确的放置之间的差异可能是毫米级。如果传感器放置不正确,则可能导致所获得的血压测量中的非线性。压力测量对运动也非常敏感,因此静态定位很重要。另外,必须非常精确地控制在压力测量方法中施加到动脉壁的压力,因为压力太小会导致测量不准确,并且太大可能会使动脉全部闭合,导致缺血的风险。

[0017] 因此,在许多情况下,感测设备将受益于用于可靠和精确地防止或补救由意外移动引起的问题的器件。优选的器件是允许实时地相对于皮肤可靠和精确地重新调整传感器位置的以便能够补偿潜在的运动伪迹的器件。

[0018] 已经提出将一个或多个机电致动器结合到感测设备中,以便能够补偿意外运动。这些方法还赋予使得某些刺激压力或力能够被施加到皮肤或传感器上的益处,以帮助或改善测量过程本身。可以对身体上的点施加特定压力以刺激特定相互作用或反作用,然后可以对其进行感测,以提供对某些生理参数的直接测量,或者提供对参数的代理测量。例如,在压力测量的情况下,与手动不同,并入致动器使得能够机械地执行动脉的初始压平。

[0019] 此外,在需要测量电、光/视觉或机械信号的任何情况下(例如在血压、心跳或 S_pO_2 的情况下),感测元件应用于皮肤上的力和定位在许多情况下必须非常精确地进行,以避免错误的结果。

[0020] US2008/0033275公开了使用机电致动器以使传感器模块能够相对于对象重新定位。尽管这种方法在补偿运动伪迹方面提供了一些益处,但是它具有许多显著的缺点。特别地,电活性致动器通常在其可移动和定位的可用控制程度方面提供有限的精度,因为它们通常缺乏用于提供关于其致动程度的内在反馈的任何器件。另一个困难,特别是对于压力测量应用,是机电致动器和压力传感器(图1中的14)的位置不相同和相符;两者彼此横向移置。结果,可能损害动脉压力 P_t 的精确测量,或者动脉的压平可能不完全均匀。由于通常大

的形状因子、高噪声水平和高能耗,机电解决方案也不能令人满意。

[0021] 已经提出将基于电活性聚合物的致动器结合到生理感测设备中,以使得能够抵靠对象的身体操纵一个或多个测量部件。然而,虽然已知方法提供了许多改进(包括形状因子,噪声,能量消耗,可靠性和响应速度),但它们仍然保持不提供任何内在反馈能力的相同难度,以使得能够实时知晓致动器的精确定位和致动程度。另外,并入了这种致动器的设备仍然需要提供单独的专用力或压力传感器以使得能够确定任何机械生理参数(例如血压)和/或提供关于致动器位置或致动程度的反馈。移位的致动和感测元件再次限制了设备的精确度,尤其是在压力计的情况下,其中,精确定位和施加的压力非常重要。移位的传感器可能会损害这一点并降低运动伪迹补偿的有效性。

[0022] 因此,需要一种能够相对于人体组织表面调整生理传感器的定位或施加压力以至少提高的精度来补偿运动伪迹的传感设备。

发明内容

[0023] 本发明由权利要求所定义。

[0024] 根据本发明的一个方面的实施例,提供了一种用于测量至少一个生理参数的生理传感器装置,其适于控制感测表面相对于人体组织接收表面的定位,包括:

[0025] 所述感测表面;

[0026] 电活性聚合物结构,其适于响应于施加电信号而变形,从而操纵所述感测表面的定位;以及

[0027] 控制器,其适于:

[0028] 向所述电活性聚合物结构提供(或施加)包括叠加的致动信号和AC感测信号的信号,例如电信号,所述致动信号用于刺激所述结构的变形,从而操纵所述感测表面以将致动力施加到所述接收表面,并且所述AC感测信号用于促进压力感测并且具有AC频率谐波,所述AC频率谐波具有所述电活性聚合物结构的谐振或反谐振频率;

[0029] 监测所述电活性聚合物结构随时间呈现的阻抗,从而提供所述接收表面随时间施加在所述电活性聚合物结构上的返回力的指示,并且

[0030] 根据测得的阻抗和/或返回力来调整所施加的致动信号的幅值,从而调整所述感测表面相对于所述接收表面的定位。

[0031] 本发明基于电活性聚合物(EAP)结构的使用来实现同时的致动和感测。这使得能够获得关于结构的致动程度的实时反馈,然后可以使用该反馈来调整提供给所述结构的致动信号。由于致动和感测同时并且在空间上交叠,因此实现了对压力施加和位置调整的更准确的控制。

[0032] 电活性聚合物(EAP)是电响应材料领域中新的一类材料。EAP可以作为传感器或致动器使用,并且可以轻松制造成各种形状,允许轻松集成到各种系统中。EAP的优势包括低功耗、小的形状因子、灵活性、无噪声操作、准确性、高分辨率的可能性、快速响应时间和循环致动。

[0033] 对特定类别的EAP施加小的力会作为响应生成电信号,这允许单个EAP结构既用于致动又用于感测。然而,现有技术的基于EAP的致动器/传感器通常提供的感测和致动功能在物理上彼此分离——其中,关于致动,使用设备的不同区域或部分进行感测,例如通过单

独提供的电连接——或者在时间上彼此分离,其中,单个设备在感测和致动功能之间顺序交替。

[0034] 通过在较高幅值的主要致动信号之上叠加低幅值、高频率感测信号,可以同时实现感测和致动功能。感测信号的幅值可以显著小于致动信号的幅值,例如<致动信号的10%,例如<致动信号的1%。以此方式,与由致动信号刺激的相比,针对感测信号的电话性聚合物(EAP)结构中的变形响应可以忽略不计。因此,作为致动器的设备的精确性、准确性和稳定性不会受到损害。

[0035] 致动信号例如是DC信号(尽管具有DC电平,但是其可以根据期望的致动而变化)。然而,致动信号可以是AC信号,但AC频率远低于感测信号的AC频率。

[0036] 当以与EAP结构的机械谐振或反谐振频率(或其谐波之一)匹配的频率施加感测时,在材料中建立机械驻波,这反过来影响材料的电特性。特别地,由于机械振动与电驱动信号同相,因此对于与谐振频率匹配的驱动信号,材料的阻抗较低。相反,由于机械振动与电驱动信号异相,因此对于与材料的反谐振频率匹配的驱动信号,材料的阻抗更高。在本申请的上下文中,术语AC频率“谐波”包括基频的一系列正整数倍,包括基频(电话性聚合物结构的谐振或反谐振频率)。因此,用于促进压力感测的AC感测信号具有属于由谐振或反谐振频率的谐波定义的频率范围的AC频率:作为谐振频率或反谐振频率的基频(包括基频)的一系列正整数倍。

[0037] 施加到所述设备上的任何压力或其他机械负载可能导致材料阻尼,引起其谐振或反谐振频率(和谐波)偏离其普通的非阻尼值,从而引起高频驱动信号与机械振动频率之间的差异。可以通过跨EAP结构呈现的阻抗值的变化来检测该差异。

[0038] 例如,在以(无阻尼)反谐振频率匹配的频率施加驱动信号的情况下,然后由施加的负载引起的突然失配可以被检测为跨EAP结构测量的阻抗相应下降。替代地,在施加与(无阻尼)谐振频率匹配的驱动信号的情况下,失配可以被检测为在EAP结构两端测量的阻抗的相应跳跃。在任一情况下,以此方式,高频信号允许在致动的同时感测施加到所述设备的外部压力和负载。

[0039] 以此方式,监测所展示的阻抗允许获得施加在EAP结构上的返回力的指示。更具体地,它可以允许获得所施加的力的大小的指示。例如,这可能是直接或间接的指示。以此方式监测阻抗可以提供所施加的返回力的量度,其中测量应被广义地解释为意味着施加的力的水平或大小或程度的(直接或间接)指示。在这种意义上,力的指示可以是定量指示或测量。例如,定量测量或指示可以是数值测量,或者可以提供更多间接信息,从中可以提取力的数值指示。

[0040] 在示例实施例中,可以通过随时间监测感测信号的电压和电流来监视EAP结构的阻抗。替代地,可以通过监测高幅值致动信号的电压和电流来监测阻抗。再替代地,可以借助于单独的监控电路来监控阻抗,所述监控电路具有与所述结构相连的单独的专用测量电极和用于确定阻抗的分析电路。

[0041] 在示例中可以借助于一些预校准过程获得所施加的力、压力或负载的数值测量,其中,跨一定幅值范围的力被施加到所述致动器,以一系列不同的致动电压,并且记录相应的展示的阻抗值。然后,这些阻抗值可以在操作期间用作参考,以提供将给定致动电压下的测量阻抗值与施加的力或负载相关联的手段。

[0042] 在致动的同时测量返回力允许在致动状态或在EAP结构与接收表面之间的相互作用时获得即时反馈。因此,可以实现对致动器定位和移动的更精确控制,使得能够以更高的精度执行传感器表面相对于皮肤的定位的调整(例如,以校正运动伪迹)。同时的致动和感测还使得单个EAP结构能够在相同位置提供负载感测和致动,因此提供改进的准确度,尤其是在压力测量应用的情况下。

[0043] 控制器适于随时间监测所展示的阻抗值,并且根据这些值或者根据由所述值指示的返回力的大小来调整所施加的致动电压(并因此调整由EAP结构施加到接收表面的力)。以此方式,本发明的实施例实现了集成的反馈系统,由此EAP结构的诱导致动水平根据感测到的人体组织接收表面之间的接触力自动调整。

[0044] 控制器可以适于检测由接收表面施加的接触力的变化,并根据这些变化来调整致动信号。

[0045] 这种变化通常可以指示感测表面相对于接收表面的定位的变化,这可能引起运动伪迹。本发明提供的集成反馈系统可以通过作为响应自动调整致动信号来实现对这样的运动的自动补偿。

[0046] 根据至少一组实施例,控制器可以适于调整致动信号的幅值,以便保持抵靠接收表面施加的稳定致动力和/或以便保持抵靠感测表面施加稳定的返回力或其分量。

[0047] 这可以为运动伪迹提供补偿,因为感测表面相对于接收表面的移动通常可以导致由接收表面施加的测量的返回力的变化。调整以维持恒定的返回力可确保维持均匀的定位。

[0048] 稳定的力可以意味着例如恒定、基本恒定、在一定的容差或参数内恒定、或均匀或基本均匀的力。

[0049] 如上所述,可以借助于预校准过程从阻抗值导出力。物理模型或参考值的标准集合也可用于从测量的阻抗值导出所施加的力的值。

[0050] 在替代示例中,可以直接依赖于测量的阻抗值来调整致动电压,阻抗值提供所施加的力的代理测量。

[0051] 根据另一组实施例,控制器可以适于调整致动信号的幅值,以便在感测表面与接收表面和/或接收表面下方的点或主体之间保持稳定的相对距离。

[0052] 接收表面下方的点或主体可以是例如静脉、动脉、骨骼、肌肉或结构的一些其他解剖学特征。在血压或脉搏率是感兴趣的参数的情况下,这可能是有利的。

[0053] 控制器可以适于响应于下降或上升的阻抗值而减小致动信号的幅值,和/或响应于上升或下降的阻抗值而增加控制信号的幅值。

[0054] 在AC感测信号具有与EAP结构的反谐振频率匹配的频率的情况下,响应于下降的阻抗值可以减小致动信号,和/或响应于上升的阻抗值而增加致动信号。对于在反谐振时施加的AC信号,当作用在结构上的外力增加时,阻抗减小。因此,减小的阻抗值可以指示感测表面以更大的力被施加到接收表面(例如,由于用户的意外移动)。通过作为响应降低致动水平,可以通过以减小的力将感测表面施加到接收表面来补偿该变化。

[0055] 对于处于谐振的AC信号,阻抗响应被反转,因此在这种情况下,上升阻抗值可以指示感测表面以更大的力被施加到接收表面,并且因此作为响应,应当降低致动电压。

[0056] 根据另一组示例,控制器可以适于响应于阻抗值下降到限定的阈值之下或升高到

限定的阈值之上而减小致动信号的幅值,和/或响应于阻抗值下降到限定的阈值之下或升高到限定的阈值之上而增加致动信号的幅值。

[0057] 在任何实施例中,由接收表面施加的测量的返回力通常可以由多个分量组成。它可以首先包括反作用力分量,所述反作用力分量表示由于牛顿第三定律而由接收表面施加的对所施加的致动力的反作用力。通常期望这具有与施加的力大致相等且反向的幅值。

[0058] 其次可能存在生理分量,表示由某些生理作用、相互作用或现象引起的力或力的模式。特别地,测量的返回力可以例如包括由血压或通过接收表面下方的静脉或动脉的脉动的血液引起的波动或振荡力分量。在压力测量应用中尤其如此,其中力直接施加到动脉或静脉上,并且其中,由接收表面施加的返回力通常包括下面的由血液流过血管引起的分量。

[0059] 在许多情况下,可能希望分离这两个分量,从而提供与基线反作用力隔离的生理参数的量度。因此,根据实施例的至少一个子集,所述传感器装置还可包括滤波器电路,所述滤波器电路适于过滤所获得的阻抗值,以便提取反作用力分量,反作用力分量表示由接收表面的固有弹性施加的力,以及/或者生理分量,表示作为一种或多种生理现象的结果而施加的力。

[0060] 特别地,所述滤波器电路可以包括用于提取反作用力分量的低通滤波器,和/或用于提取生理分量的高通滤波器。所展示的反作用力通常将随时间大致静止,因此具有低的或接近零的频率。因此,低通滤波器将使得能够提取该分量。在至少一些情况下,生理分量本质上可以是振荡的或时变的。对于血压或脉搏率尤其如此。因此,高通滤波器将能够提取该分量。滤波器电路可以包括高通和低通滤波器(并联连接)以使得能够提取两个分量。

[0061] 在示例中,生理分量可以表示与血压和/或心血管脉搏波相关联的力。

[0062] 根据示例,控制器可以适于根据测量的阻抗值的反作用力分量或生理分量来调整致动信号的幅值。

[0063] 如上所述,通常可以预期反作用力分量与施加的致动力幅值相等且反向。因此,反作用力分量可以提供所施加的致动力本身的代理量度。因此,这提供了用于获得关于EAP结构的致动程度及其相对于接收表面的定位的直接反馈的手段。

[0064] 阻抗值的反作用力分量可以包括一组特定的阻抗值,不包括某些特定的其他阻抗值。此外,控制器可以适于根据仅提取的一组阻抗值来调整致动信号的幅值。因此,在该背景下对“上升阻抗值”或“下降阻抗值”的引用应该被理解为可能包括仅考虑所提取的一组阻抗值的情况。

[0065] 在一些情况下,EAP结构本身可以被配置为采集一个或多个生理参数的测量值。例如,它可以应用于根据压力测量方法测量血压和相关参数。由于在一些实施例中可以分离生理和反作用力分量,因此EAP结构可以同时提供致动反馈(通过反作用力分量)和生理参数测量,例如脉搏率或血压(借助于生理学分量)。这可以同时并且在接收表面上的相同位置实现为致动。

[0066] 因此,根据至少一组示例,感测表面可以是EAP结构本身的表面,其中,该结构被配置为直接采集用于确定生理参数的测量值。

[0067] 在替代的一组示例中,感测表面可以是另外的辅助感测部件的表面,其被布置为与电活性聚合物结构机械配合,并且适于测量一个或多个生理参数。

[0068] 这可以例如是基于光学的设备,例如PPG设备。在其他示例中,其可以是用于测量或感测一个或多个生理参数的任何设备或模块,例如EEG(脑电图),ECG(心电图)和/或SpO₂(外围氧饱和度)传感器。EAP结构可以被布置为可操作以操纵该另外的传感器相对于接收表面的定位和/或改变将其施加到接收表面的力或压力。

[0069] 根据至少一组实施例,控制器可以适于提供或施加在限定的时间段内稳定地减小幅值的致动信号,并且还适于在所述时间段内处理测量的阻抗值以检测和测量值随时间的振荡变化,这些变化表示由血压引起的血管壁振荡。

[0070] 在示例中,传感器装置可以包括电活性聚合物结构阵列,每个电活性聚合物结构可由控制器独立控制以操纵相应的感测表面以在接收表面上的相应点处施加力并测量在所述点处由接收表面施加的返回力。

[0071] 根据一个或多个实施例,电活性聚合物结构和/或控制器可以安装到柔性载体上,以施加到接收表面的区域。柔性载体可使装置能够被良好地按压、施加或附着到接收表面上。例如,它可以形成可穿戴设备的一部分,其中,传感器装置可以紧固或固定在对象皮肤的一部分上。可穿戴设备可以进一步防止设备在操作期间的意外移动,或者可以帮助提供牢固的支撑(背衬)表面,抵靠所述支撑表面可以施加致动力。

[0072] 在一个或多个实施例中,所述传感器装置还可包括机械地附着到电活性聚合物结构和/或接收表面并且所述与控制器电耦合的压电材料层,所述层可操作以测量通过接收表面应用在其上的施加的力。这可以提供用于测量由接收表面施加的力的额外的器件。这可以提高灵敏度或提供可以帮助测量生理参数或测量由接收表面施加的反作用力的进一步信息。

[0073] 可以附加地或替代地并入其他感测元件,例如应变仪,或诸如压力传感器或集成SMD部件的小的固态压力传感器。

[0074] 在示例中,所述电活性聚合物结构可以包括弛豫铁电聚合物。这些在没有施加DC电压的情况下是非铁电的,因此在这种状态下不表现出机电耦合。当施加DC电压时,机电耦合变为非零,并且可以通过在DC偏压之上施加(或提供)小幅值高频信号来测量。因此,弛豫铁电材料理想地适用于本发明的实施例。

[0075] 根据本发明的另一方面的示例提供了一种调整生理感测设备以优化感测表面相对于人体组织接收表面的定位的方法,所述设备包括:

[0076] 所述感测表面;

[0077] 电活性聚合物结构,其适于响应于电信号的施加而变形,

[0078] 所述方法包括:

[0079] 向所述电活性聚合物结构提供(或施加)包括叠加的致动信号和AC感测信号的信号,例如电信号,所述致动信号用于刺激所述结构的变形,从而操纵所述感测表面以将致动力施加到所述接收表面,并且所述AC感测信号用于促进压力感测并且具有AC频率谐波,所述AC频率谐波具有所述电活性聚合物结构的谐振或反谐振频率;

[0080] 监测所述电活性聚合物结构随时间呈现的阻抗,从而提供所述接收表面随时间施加在所述电活性聚合物结构上的返回力的指示,并且

[0081] 根据测得的阻抗来调整施加的致动信号的幅值,从而调整所述感测表面相对于所述接收表面的定位。

[0082] 根据本发明的另一方面的示例还提供了一种包括计算机程序代码模块的计算机程序,所述计算机程序代码模块适于当所述程序在计算机上运行时实现调整上述生理感测装置的方法。

[0083] 本发明的这些方面和其他方面将根据下面描述的实施例变得明显并将参考这些实施例进行阐述。

[0084] 本领域的技术人员将认识到,可以通过任何被认为有用的方式组合本发明的上述选项、实施方式和/或方面的两个或更多个。

附图说明

[0085] 根据本发明的施加器设备、系统和方法的这些和其它方面将参考附图进一步阐明和描述,其中,

[0086] 图1图示了基于压力计的血压测量的一般原理;

[0087] 图2示出了未被夹紧的已知电活性聚合物设备;图3示出了已知电活性聚合物设备,其由背衬层所约束;

[0088] 图4图示了简单的电容-电阻电路;

[0089] 图5示出了根据本发明的一个或多个实施例的感测设备的简单的第一示例;

[0090] 图6示出了针对示例EAP结构的电阻和电容随频率的变化;

[0091] 图7示出了图示针对两个不同的固定致动电压的(示例EAP结构的)串联电阻对传感器信号频率的曲线图;

[0092] 图8示出了图示图7的两条信号迹线之间的差异的曲线图;

[0093] 图9示出了图示在一范围的传感器信号频率上施加的负载力对测量电阻值的影响的曲线图;

[0094] 图10示出了图示(示例EAP致动器的)测量的电阻值随时间的变化的曲线图,其中,在两个不同的时间点施加负载;

[0095] 图11示出了第二示例传感器装置,包括另一感测元件;

[0096] 图12示出了应用第三示例传感器装置来执行基于压力测量的血压测量;

[0097] 图13示出了第四示例传感器装置,包括安装到柔性载体的EAP结构阵列;并且

[0098] 图14示出了第五示例传感器装置的EAP结构,包括第二压电感测层。

具体实施方式

[0099] 本发明提供了一种生理传感器装置,其提供生理感测表面相对于人体组织接收表面的自动调整。所述装置包括电活性聚合物(EAP)结构,所述电活性聚合物结构可操作以通过施加包括叠加的致动和AC感测信号的电信号来同时执行致动和压力感测。致动使得能够控制调整感测表面相对于组织接收表面的定位。感测提供了由接收表面施加到感测表面的返回力的大小的同时实时测量。该返回力提供关于感测表面的定位状态的反馈。控制器适于根据感测数据来调整致动信号,从而实时调整感测表面的定位。

[0100] 在实施例中,返回力可以另外提供生理参数的直接或间接测量。这可以借助于示例中的滤波器电路来提取。

[0101] 本发明基于使用电活性聚合物来提供同时集成的致动和压力/负载感测。通过实

现对致动程度的实时反馈,在相同位置并且在相同时间进行致动和感测,提高了致动精度,并提高了任何生理参数测量的准确性,因为测量可以在与正在施加刺激的压力在确切相同的位置执行。这在压力测量方法(如上所述)的情况下尤其相关。

[0102] 电活性聚合物(EAP)是电响应材料领域中新兴的一类材料。EAP可以作为传感器或致动器使用,并且可以轻松制造成各种形状,允许轻松集成到各种系统中。

[0103] 已经研究出具有诸如致动应力和应变等特性的材料,其在过去的十年中已经显著改善。技术风险已经降低到产品开发的可接受水平,使得EAP在商业和技术上变得越来越感兴趣。EAP的优势包括低功耗、小的形状因子、灵活性、无噪声操作、准确性、高分辨率的可能性、快速响应时间和循环致动。

[0104] EAP材料的改进性能和特殊优势使其适用于新的应用。

[0105] 基于电致动,EAP设备可用于需要少量移动部件或特征的任何应用中。类似地,所述技术可以用于感测小的移动。

[0106] EAP的使用实现了之前不可能实现的功能,或者提供了相对于常规传感器/致动器解决方案的大的优势,这是由于与普通致动器相比在小体积或薄形状因子中相对大的变形和力的组合。EAP还提供无噪声操作,精确的电子控制,快速响应以及大范围的可能驱动频率,例如0-1MHz,最典型地低于20kHz。

[0107] 使用电活性聚合物的器件可以细分为场驱动的和离子驱动的材料。

[0108] 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、电子驻极体、电粘弹性弹性体和液晶弹性体。

[0109] 离子驱动的EAP的范例包括共轭/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。

[0110] 场驱动的EAP通过直接机电耦合的电场来致动。它们通常需要高的场(伏特/米)但是低的电流。聚合物层通常很薄,以保持驱动电压尽可能低。

[0111] 离子EAP通过电诱导的离子和/或溶剂的传输而致动。它们通常需要低的电压但是高的电流。它们需要液体/凝胶电解质介质(但是一些材料系统也可以使用固体电解质)。

[0112] EAP的两个类别都有多个族成员,每个族都有自己的优点和缺点。

[0113] 场驱动EAP的第一个值得注意的子类是压电和电致伸缩聚合物。虽然传统压电聚合物的机电性能有限,但是在改善这种性能方面的突破导向了PVDF弛豫聚合物,其示出自发的电极化(场驱动的对齐)。可以对这些材料进行预应变以在应变方向上改善性能(预应变导致更好的分子对齐)。通常,使用金属电极,因为应变通常处于中等范围(1-5%)。也可以使用其他类型的电极(例如导电聚合物,炭黑基油,凝胶或弹性体等)。电极可以是连续的或分段的。

[0114] 场驱动的EAP的另一个感兴趣的子类是介电弹性体。这种材料的薄膜可以夹在柔性电极之间,形成平行板电容器。在介电弹性体的情况下,由施加的电场引起的麦克斯韦应力导致膜上的应力,使其在厚度上收缩并在面积上扩张。通常通过预应变弹性体(需要框架来保持预应变)来放大应变性能。应变可能相当大(10-300%)。这也限制了可以使用的电极类型:对于低应变和中等应变,可以考虑金属电极和导电聚合物电极,对于高应变范围,通常使用炭黑基油、凝胶或弹性体。电极可以是连续的或分段的。

[0115] 离子EAP的第一个值得注意的子类是离子聚合物金属复合物(IPMC)。IPMC由溶剂溶胀的离子交换聚合物膜组成,其层压在两个薄金属或碳基电极之间,并且需要使用电解质。典型的电极材料是Pt,Gd,CNT,CP,Pd。典型的电解质是Li⁺和Na⁺水基溶液。当施加场时,阳离子通常与水一起行进到阴极侧。这导致亲水团簇的重组和聚合物的扩张。阴极区域中的应变导致聚合物基质的其余部分中的应力,导致朝向阳极弯曲。反转施加的电压会使弯曲反转。众所周知的聚合物膜是Nafion®和Flemion®。

[0116] 离子聚合物的另一个值得注意的子类是共轭/导电聚合物。共轭聚合物致动器通常由夹在两层共轭聚合物之间的电解质组成。电解质用于改变氧化态。当通过电解质向聚合物施加电势时,电子被添加到聚合物中或从聚合物中移除,从而驱动氧化和还原。还原导致收缩,氧化导致膨胀。

[0117] 在一些情况下,当聚合物本身缺乏足够的导电性(尺寸方向)时,添加薄膜电极。电解质可以是液体\凝胶或固体材料(即高分子量聚合物和金属盐的复合物)。最常见的共轭聚合物是聚吡咯(PPy)、聚苯胺(PANi)和聚噻吩(PTh)。

[0118] 致动器也可以由悬浮在电解质中的碳纳米管(CNT)形成。电解质与纳米管形成双层,允许注入电荷。这种双层电荷注入被认为是CNT致动器的主要机制。CNT充当电容器,其中电荷注入CNT,然后通过电解质移动到CNT表面形成的电双层而平衡。改变碳原子上的电荷会导致CC键长的变化。结果,可以观察到单个CNT的膨胀和收缩。

[0119] 图2和图3示出了EAP设备的两种可能的操作模式。

[0120] 该设备包括电活性聚合物层26,所述电活性聚合物层26夹在电活性聚合物层14的相对侧上的电极22、24之间。

[0121] 图2示出了未夹紧的设备。如图所示,使用电压来使电活性聚合物层在所有方向上扩张。

[0122] 图3示出了被设计为使得扩张仅在一个方向上出现的设备。该设备由载体层28支撑。使用电压来使电活性聚合物层弯曲或弯转。

[0123] 可以认为电极、电活性聚合物层和载体一起构成整个电活性聚合物结构。

[0124] 例如,所述运动的性质源自在被致动时扩张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,可以例如施加分子取向(膜拉伸),迫使在一个方向上移动。

[0125] 在一个方向上的扩张可能由EAP聚合物的不对称性引起,或者可能由载体层的性质中的不对称或两者的组合引起。

[0126] 如上所述的电活性聚合物结构可用于致动和感测。最突出的感测机制基于力测量和应变检测。例如,介电弹性体可以通过外力容易地拉伸。通过在传感器上施加低电压,可以将应变测量为电压的函数(电压是面积的函数)。

[0127] 用场驱动系统进行感测的另一种方法是直接测量电容变化或测量作为应变的函数的电极电阻的变化。

[0128] 压电和电致伸缩聚合物传感器可响应于所施加的机械应力而生成电荷(假设结晶度足够高以生成可检测的电荷)。共轭聚合物可以利用压电离子效应(机械应力导致影响离子)。当暴露于可以测量的应力时,CNT经历CNT表面上的电荷变化。还已经表明,当与气态分子(例如O₂,NO₂)接触时,CNT的电阻发生变化,使得CNT可用作气体检测器。

[0129] 本发明尤其利用不同的感测机构,由此EAP可操作以基于叠加的高幅值致动信号和低幅值AC感测信号的应用来实现同时致动和压力/负载感测。现在将详细描述在本发明的实施例中实现同时感测和致动的原理。

[0130] 众所周知,施加DC偏压(或缓慢变化的AC偏压)会刺激EAP的变形,变形程度根据所施加的电信号的大小而变化。在偏置之上叠加高频AC信号也刺激材料中的机械变形响应,但是变形响应是周期性的而不是固定的(即振荡)。高频信号的最大幅值应保持在显著低于偏置信号幅值的水平(例如,比偏置信号的幅值低两个数量级,例如,偏置信号的幅值的1%)。结果,与主要致动位移相比,刺激的变形的相应位移幅值实际上可忽略不计。因此,致动的准确性和稳定性不受感测信号的叠加的影响。

[0131] 在偏置之上叠加低幅值振荡信号允许电反馈机构并入在主致动器驱动机构本身内。在特定频率下,特别是在与EAP结构的机械谐振频率匹配或谐波的频率处,在致动器的材料中建立小的机械驻波。这反过来又影响材料的电特性。当以材料的谐振频率驱动感测信号时,由于机械振动与电驱动信号同相,因而材料的相应阻抗较低(与在非谐振时驱动时相比)。

[0132] 结构的机械谐振频率是结构在从其平衡位置移位时自然趋于振荡的频率,并且由结构的固有结构特性(例如几何结构、尺寸、形状、厚度等)决定。EAP结构的机械振荡不一定会跟随施加在其上的电信号的驱动频率,但往往会回落到其固有谐振频率,其中,驱动频率与该振荡会相长地或相消地干涉,这取决于驱动频率与该固有频率是同相还是异相。

[0133] 当以EAP结构的反谐振频率驱动高频信号时,由于材料的机械振动与驱动信号的振荡异相(电感应机械应变与电激励不同相),EAP的阻抗更高。换句话说,每当例如通过驱动信号将正电流施加到EAP时,异相的机械应变在同一时刻在相反方向上引起电流(即,异相行为)。在理想(模型)情况下,这些相反的电流相互抵消,并且完全没有电流可以流动(即无限阻抗),但在实际场景下,不会发生完全抵消,并且这种效应被测量为(有效)对电流的更高电阻(即更高的阻抗)。特别地,当以致动器材料的反谐振频率驱动信号时,EAP的阻抗最大。

[0134] 通过考虑下面的公式(3)可以进一步理解该关系。谐振和反谐振时理想EAP的阻抗取决于变形的特定类型或模式。最常见的是使EAP进入横向谐振(即长度或宽度)。EAP的阻抗取决于材料的介电特性和机电耦合以及电气和机械损耗。简单起见,当忽略电气和机械损耗时,对于长度为 l ,宽度为 w 且厚度为 t 的EAP,在横向延伸中变形,EAP的阻抗由下式给出:

$$Z(\omega) = \frac{1}{i\omega \frac{lw}{t} \epsilon_{33} T \left[(k_{31})^2 \frac{\tan\left(\frac{\omega l}{2} (\rho_s E)^{1/2}\right)}{\frac{\omega l}{2} (\rho_s E)^{1/2}} + 1 - (k_{31})^2 \right] \gamma^\alpha(E)} \quad (3)$$

[0136] 其中, ϵ_{33}^T 是介电常数, k_{31} 是横向机电耦合因子, ρ 是EAP的密度, s_{11}^E 是横向的顺应

性。在反谐振频率, ω_a , $\tan\left(\frac{\omega l}{2}\left(\rho s_{11}^E\right)^{1/2}\right) = 0$ 和 Z 是最高的。

[0137] 真实EAP具有损耗并且可以由具有串联电阻器的电容器建模或表示, 其电阻在反谐振频率下最大。这在图4中图示。因此, 在下面的描述中, “阻抗” 和 “串联电阻” (R_s) 可以参考设备互换地使用。然而, 在本文中, 串联电阻应理解为简单地指代其中致动器/传感器由电容器与电阻器串联电子地表示的模型, 电阻器具有电阻 R_s 。

[0138] 由于上述阻抗与谐振之间的关系, 当驱动信号以反谐振频率被驱动时, 在其频率远离反谐振的情况下出现的任何小的偏差都将在在EAP结构的可测量阻抗中相应的急剧下降中被检测到。正是这种物理效应允许实现机械感测。向EAP结构施加压力或负载导致材料内发生的任何谐振效应的衰减。如果在施加负载时驱动信号在材料的反谐振或谐振频率下振荡, 则在EAP阻抗 (即串联电阻 R_s) 的实时测量中可以识别阻尼效应, 因为突然停止谐振将引起阻抗的急剧下降。因此, 通过随时间监测结构的阻抗, 在致动器运行时, 可以感测施加到结构的压力和负载, 并且在一些情况下定量地测量 (如下所述)。

[0139] 具体地, 在示例实施例中, 可以通过随时间监测高频感测信号的电压和电流来监视EAP结构的阻抗。替代地, 可以通过监测高幅值致动信号的电压和电流来监测阻抗。再替代地, 可以借助于单独的监控电路来监测阻抗, 所述监控电路具有单独的专用测量电极和分析电路。

[0140] 取决于致动器的特定几何结构, 高频感测信号的频率通常可以在1kHz至1MHz的范围内。注意, 在致动器驱动信号包括AC驱动信号的情况下, 该信号的频率显著低于交变感测信号的频率。在这种情况下, (低频) 致动电压可以例如比高频信号电压低至少两个数量级, 以避免致动器信号与测量信号的干扰。

[0141] 图5示意性地示出了在本发明的实施例中实现的EAP结构的第一示例配置。包括设置在下部无源承载层38之上的EAP材料层36的EAP结构34被保持在壳体54内, 并且与控制器42电耦合。图5的示例中的控制器包括信号生成元件和信号处理和分析元件两者。

[0142] 致动器控制元件56生成高幅值致动器驱动信号 (例如固定DC偏置电压), 其被传输到信号放大器设备58。传感器控制元件60包括用于生成高频感测信号的驱动器元件62和用于在通过EAP结构之后分析感测信号的电特性的处理元件64。传感器控制元件60 (并且尤其是传感器控制元件的处理元件64) 与致动器控制元件56信号耦合, 用于将信号分析信息传送到致动器控制元件, 以供致动器控制元件使用来控制致动器驱动信号的幅值。

[0143] 为了便于分析感测信号的电特性, 控制器42还包括连接在EAP结构34上的电压表66, 以及在致动器的输出电端子72与传感器控制元件60之间串联连接的电流表68。电压表66和电流表68都与传感器控制元件60信号连接, 使得由它们生成的数据可以由处理元件64利用, 以便确定EAP结构34的阻抗 (即, 等效串联电阻 R_s , 其中, 设备被建模为具有串联的电阻的理想电容, 即复阻抗的实部)。

[0144] 由致动器控制元件56 (一旦被放大器58放大) 和传感器控制元件60生成的驱动信

号由组合器元件82叠加。在致动器驱动信号是DC信号的情况下,组合器元件可以例如包括DC偏置块。在另外的示例中,组合器元件可以简单地包括放大器58与传感器控制元件60之间的串联结。

[0145] 传感器控制元件60可以适于在将所生成的感测信号输出到组合器元件之前对其进行局部放大。

[0146] 然后将组合的驱动信号发送到EAP结构34的输入端子74。EAP结构可以包括跨顶部和底部平面表面的电极,用于在EAP层上生成电场。组合驱动信号的高幅值DC分量刺激EAP结构中的变形响应,如图5中所示。EAP结构被保持在所示的壳体54内。为了获得最可重复(即可靠/准确)的结果,可以将EAP结构夹紧就位。例如,EAP结构可以被夹紧在壳体54内,并且然后壳体被定位为使得所述设备与人体组织接收表面78的目标致动和感测区域对齐。

[0147] 为了说明,在图5中示出了接收表面78的目标区域,其中,EAP结构34通过DC(或减慢变化的AC)驱动信号而变形,以向目标区域施加压力。在示例中,目标区域可以包括例如对象皮肤的区域。显示EAP结构直接将压力施加到用户皮肤的区域。然而,这仅是为了说明致动和感测原理,并且在其他示例中(将在下面更详细地描述),EAP结构可替代地将压力施加到另一感测元件的第二感测表面,所述元件被压靠在接收表面上。

[0148] 在致动时可以同时测量由皮肤施加在EAP结构上的返回力(或者在所述布置包括另外的感测元件的情况下,另外的感测表面)。

[0149] 驱动信号的低幅值AC分量刺激EAP层36中的低幅值周期性响应,例如以其谐振或反谐振频率振荡该结构。

[0150] 组合的驱动信号的电压和所得到的电流被馈送到传感器控制元件60。通常,AC电流可以在0.1mA至1mA的范围内,但可以高达10mA。较高的电流可能导致过热。

[0151] 传感器控制元件60的处理元件64可以使用由电压表66和电流表68提供的测量值,以便确定所施加的(一个或多个)驱动信号所经历的致动器两端的阻抗,例如复阻抗。在简单的示例中,可以确定单独的串联电阻,或者可以从确定的复阻抗中提取串联电阻。在其他示例中,还可以确定电抗,例如通过从确定的复阻抗中提取。在许多情况下,电抗可能是感兴趣的,特别是在EAP结构包括特别薄的EAP材料层并且因此容易表现出相对较高的电抗值的情况下。

[0152] 出于简化和清楚的目的,对于本示例将假设仅确定串联电阻。然而,下面的解释应被理解为适用于不失一般性的确定阻抗的情况。

[0153] 可以实时确定串联电阻,并且例如监测电阻的突然变化,如上所述,其可以用于指示施加到EAP结构34的负载和压力的存在和幅值。感测元件可以适于从所确定的串联电阻值导出针对由串联电阻指示的相应施加的力或压力的数字值。这些值,或者在替代示例中,仅电阻值,通过信号输出部84输出。

[0154] 根据特定示例,传感器控制元件60和/或致动器控制元件56可以进一步设置有助于传递用户控制信号的信号输入。用户控制信号可以用于调整例如传感器装置的模式或操作设置。

[0155] 传感器控制元件60(并且特别是传感器控制元件的处理元件64)还与致动器控制元件56信号耦合,并且确定的串联电阻或计算的力值被传送到致动器控制元件。致动器控制元件适于根据阻力或力值控制致动器驱动信号的幅值。以此方式,根据通过分析所施加

的(一个或多个)信号的串联电阻提供的力反馈数据来调整和控制EAP结构的感测表面或附加辅助感测设备的应用。

[0156] 在一些情况下,传感器控制元件60还可包括一个或多个滤波器电路,用于提取所获得的阻力或力测量的不同分量。例如,可以包括低通滤波器以提取对应于皮肤表面78的弹性反作用力的部件以施加致动力。可以包括低通滤波器以提取对应于一个或多个生理参数(例如血压或脉搏率)的分量。在这种情况下,例如,可以在动脉或静脉上方的适当位置将装置应用于对象的皮肤。这将在下面更详细地描述。

[0157] 在示例中,控制器可包括微处理器或由微处理器组成。在这种情况下,图5中所示的控制器各种部件可以理解为仅仅表示这种微处理器的功能的概念上独立的部分。物理结构可以变化,同时并入图5所示的功能结构。

[0158] 如上所述,传感器驱动器元件62适于生成AC信号,以施加到EAP结构34,所述AC信号具有与EAP结构的谐振或反谐振频率谐振的频率。在反谐振频率下,EAP结构的阻抗最小。在谐振频率下,EAP结构的阻抗最大。等效地,EAP可以由串联的电阻器和电容器建模或表示(如图4所示),其电阻在反谐振频率处最大,在谐振频率处最低。

[0159] 这在图6中示出,特别是针对反谐振。该图显示了在不同施加的AC信号频率的连续扫描中针对样本EAP的串联电阻和电容两者的测量值。测量的串联电阻(以欧姆为单位)显示在一个y轴上,测量的电容(以法拉为单位)显示在另一个y轴上,传感器信号频率(以Hz为单位)显示在x轴上。

[0160] 曲线92是电阻,曲线94是电容。箭头96指示测得的电阻的强局部峰值,发生频率约为29.8kHz。通过比较,箭头98指示在约20kHz的频率发生的任意偏离-(反)谐振点。峰96表示针对采样的特定EAP的反谐振峰,其电阻处于局部最大值。因此,所述采样EAP的反谐振频率为29.8kHz。这些图的偏置电压为200V。

[0161] 为了初始配置EAP结构36处于谐振或反谐振状态,使得可以检测力和压力,可能需要或期望在致动器操作之前执行一个或多个校准步骤,以便确定设备的谐振或反谐振频率。为此,对于两个或更多个固定的致动电压中的每一个,可以在一系列传感器信号频率上执行“扫描”,并且针对每个传感器频率测量相应的串联电阻。

[0162] 图7图示了针对一个示例扫描的一组结果,其中,测量的串联电阻(以欧姆为单位)显示在y轴104上,并且传感器信号频率(以Hz为单位)显示在x轴106上,并且其中,曲线108示出了针对0V的致动电压(即,没有致动)的相应迹线,并且曲线110示出了针对150V的致动电压的迹线。从图中可以看出,针对150V扫描的电阻值指示沿扫描的两个点处有轻微的跳跃-大约24kHz和大约40kHz。

[0163] 0V扫描的电阻值指示,当AC频率变化时,主曲线(简单地反映电容复阻抗函数)没有变化。EAP材料中机电耦合的效率取决于DC偏置电压的大小(DC偏置越大,耦合越好)。在0V偏压下,很少或没有耦合,因此在材料中对AC信号的变形响应为零(或小到不可测量)。因此,0V偏置扫描提供了方便的基线,将其与在较高(致动感)DC电压下的AC频率扫描进行比较。

[0164] 可以通过找到两个DC电压的测量电阻值之间的差最大的AC频率来识别设备的反谐振频率。在图8中更清楚地示出了两个信号迹线108和110之间的差异,其中,y轴上是测量电阻112的不同并且x轴上是相应传感器信号频率106的不同。在该图中,两个较大的电阻跳

跃清晰可见,两者中较大的跳跃发生在24KHz。因此,由图7和8表示的示例性设备的反谐振频率是24KHz。这是设备灵敏度最高的点,即串联电阻对所施加驱动信号频率变化最敏感的点(或对于固定应用的驱动频率,结构的反谐振频率的变化)。

[0165] 尽管在图7和8的示例中将0V的DC偏压用于第一扫描,但是在替代示例中,可以使用不同的(非零)第一偏压。在这种情况下,取决于第一电压的大小,第一扫描可以指示关于中心曲线的变化或峰值。然而,通过识别两个DC电压的测量电阻值之间的差异最大的频率,仍然可以找到反谐振频率。

[0166] 为了说明向器件施加负载的影响,图9示出了针对相同的固定(150V)DC偏置电压但是对应于施加到致动器的不同负载的两个电阻120对频率106“扫描”。线122表示没有负载被应用到设备的扫描。因此,该线与图7中的线110相同,但是示出了针对更窄的频率范围和电阻。线124表示针对施加到致动器的0.01N负载的扫描。可以看出,负载的影响是在~24KHz的器件谐振频率下有效地“消除”电阻的凸起。向设备施加0.01N足以阻尼掉由施加的高频信号引起的大部分谐振效应。该阻尼可以检测到甚至很小的负载的存在。

[0167] 施加的负载力的幅值越大,该阻尼效果越大。这种关系允许所施加的负荷不仅可以被检测,而且可以被定量地测量。为了实现负载的测量,可能需要在致动器的操作之前执行另外的校准步骤。在确定反谐振频率(如上所述)之后执行该校准步骤。一旦知道了反谐振频率,就可以执行扫描,对于固定的DC偏置电压,并且对于固定的AC频率(即反谐振频率),但是将串联电阻测量为对器件施加的负载的函数。一旦知道这种关系,对于给定的固定频率信号,可以在设备运行时使用它以允许测量的串联电阻提供所施加负载大小的接近直接测量。

[0168] 为了说明这一点,在图10中示出了信号128,其表示在150V的固定DC偏压和24KHz的固定AC频率(所讨论设备的谐振频率)下驱动的针对示例性致动器设备随时间(以任意单位)132测量的串联电阻130(以欧姆为单位)132。在时间 $t=350$ 且时间 $t=500$ 时,致动器被加载0.01N负载。这在每种情况下导致电阻130的急剧下降,其持续每个施加的负载的持续时间。从图10中可以清楚地看出,所述设备对所施加的负载提供快速且高度精确的响应,这对于传感器应用是理想的。尽管在这种情况下已经知道所施加的力的大小,但是通过在操作之前执行上述校准步骤,可以容易地使用图10中所示的分类图来不仅确定负载事件的时序,而且还有他们的精确幅值。

[0169] 如上所述,根据本发明可以实现许多不同的配置选项,以提供生理感测表面相对于人体组织接收表面的定位的自动调整。

[0170] 根据至少第一组示例实施例,以上描述的EAP结构可以被布置并适于操纵另外的额外生理传感器设备的感测表面。该设备被理想地集成为感测设备本身的一部分。在图11中以举例说明的方式示出了一个示例,其中,传感器装置包括另一生理传感器元件140,其具有被设置为面向对象皮肤144的表面的入射区域的感测表面。

[0171] 传感器元件140可以被配置为根据多种不同原理或方法中的任何一种提供生理感测功能。这些包括但不限于测量EEG、ECG、心跳、血液中的氧含量(SPO₂)和血压的设备。在一组有利的实施例中,基于PPG的感测元件可以集成到感测装置中。这种基于PPG的设备的一个或多个光学感测表面可以与EAP结构协作地布置,以允许调整表面相对于皮肤表面的定位。

[0172] 感测元件可以包括用于输出生理传感数据的信号输出(有线或无线)。

[0173] 如图所示,EAP结构34被夹紧在壳体54内。图11的左侧示出了处于空闲、未致动的状态的结构。图11的右侧示出了处于激活的、致动的状态的结构。在施加致动信号时,结构向上变形,从而将生理感测元件140压靠在皮肤或组织144的区域的表面上。通过施加AC感测信号和测量阻抗或电阻值,可以获得由皮肤接收表面144施加到感测元件140的返回力的量度。尽管应用于感测元件,但由于元件被布置为与EAP结构直接机械连通,因此该力通过元件传递,并且可通过EAP结构测量。

[0174] 控制器(未示出)使用所感测的返回力值来调整所施加的致动信号的幅值。例如,控制器可以适于调整致动信号,以便将感测的阻抗、阻力或力值保持基本恒定或均匀。

[0175] 根据至少第二组示例,EAP结构本身可以适于提供一个或多个生理参数的测量。在这种情况下,EAP结构的表面本身提供了感测表面,所述感测表面借助于所述装置进行操纵,以便调整其相对于人体组织接收表面的定位。图12示出了一个示例,其中实施EAP结构34以提供基于压力测量的血压测量。

[0176] 该图示出了示例性EAP结构34,其施加在对象皮肤的表面144上,直接在动脉152上方,动脉与位于动脉下方的骨150对齐。该图的左侧示出了处于空闲未致动状态的结构。右侧示出处于主动致动状态的EAP结构。如图所示,EAP结构34的激活向动脉152施加压力,从而将其压靠在位于下方的骨150上。当通过EAP结构对皮肤表面144施加压力时,皮肤表面向EAP结构的接触表面施加返回力。可以通过施加叠加的谐振或反谐振AC感测信号来感测该返回力,并且测量所展示的阻抗或电阻值随时间的变化(如上所述)。

[0177] 获得的力或阻抗值通常可以由两个分量组成。第一分量是响应于施加致动力而生成的反作用力分量,其大小和方向与施加的致动力大致相等并且反向。该分量由于牛顿第三定律而产生,并且由于其与致动力相等并且反向,因此可以提供由EAP结构34施加到皮肤的致动力的代理测量。第二分量是生理分量,其由于流过动脉152的血液的压力而产生。

[0178] 出于该实施例的目的,控制器(未示出)可以包括滤波器电路,所述滤波器电路包括高通滤波器和低通滤波器中的一个或两者。滤波器电路允许从所获得的阻抗或电阻值中提取表示反作用力分量和生理分量中的每个的值的子集。低通滤波器允许提取反作用力分量,因为该分量通常是相对静态的,并且表现出很小的波动或没有波动。它的频率实际上接近于零。高通滤波器能够提取生理分量,例如对应于血压或脉搏率,因为这会根据血液通过动脉的循环脉冲而自然振荡。

[0179] 如在前面部分中所讨论的,对于压力测量,重要的是小心地控制施加到动脉的力以提供对动脉的至少部分压缩,但不完全闭塞。EAP结构34的集成功感测能力可用于提供关于施加到动脉152的力的大小的反馈。特别地,控制器可以适于根据所感测的返回力的提取的反作用力分量来调整施加到EAP结构的致动电压。控制器可以被编程为例如以确保反作用力分量保持在特定一组定义的阈值内。

[0180] 一旦达到所需的压力或力,控制器可以适于实施例如控制回路功能,其中,感测到的反作用力的变化刺激所施加的致动电压的适当调整,以便保持反作用力(并因此施加的致动力)在所需的水平。

[0181] 该功能还使得该装置能够补偿由意外外部冲击或用户的移动引起的任何无意的运动伪迹。

[0182] 在包括适当的过滤器回路的情况下,所述调整控制回路可以在获得流过动脉152的血液的血压测量值的同时实施。

[0183] 为了提高效率或准确度,根据该实施例的变型,可以实现定时方案,其中,在不同时间,以交替或顺序的方式获得生理测量和反作用力测量。在需要生理测量的情况下,可以停止或暂停控制回路功能,同时分析阻抗信号以获得这些测量。一旦获得生理测量,就可以重新开始控制循环。这将避免同时获得两个信号的需要,从而简化控制过程,并且例如减少必要的处理能力。

[0184] 在进一步的变型中,控制器可以适于根据所测量的返回力的生理分量来调整所施加的致动电压的大小(并且因此调整致动力)。特别地,通过调整致动器驱动信号来补偿由动脉152中的血压变化引起的压力变化,从而保持大致均匀的感测返回力。由于仅生理分量用于控制EAP致动程度的调整和获得生理测量,因此仅需要单个滤波器(低通滤波器),并且仅需要提取一个信号。这降低了控制电子设备的复杂性,从而降低了制造的成本和复杂性,并且还限制了所需的处理能力和处理复杂性。

[0185] 根据另一组示例实施例,感测装置可以适于检测振荡的血压变化。在这种情况下,控制器适于控制EAP结构34以首先向皮肤表面144施加初始压力,从而部分地压缩动脉152抵靠下方的骨150。例如,可以通过测量返回力的反作用力分量来控制该初始压力的水平。然后缓慢降低该压力。在压力降低期间,监测所感测的阻抗、阻力或力值的生理分量,以检测和记录由于收缩压与舒张压之间的血流引起的血管壁振荡而发生的阻抗(表现出的力)的振荡变化。

[0186] 根据这个或其他基于压力计的实施例,控制器可以适于根据感测的血压(或其他生理参数)来调整致动信号。例如,控制器可以适于检测感测的血压的变化并补偿这些变化以确保在皮肤表面与EAP表面之间保持恒定的接触力。例如,如果血压升高,则可以降低EAP致动力(通过降低致动电压),并且反之亦然。这可以表现为控制EAP致动电压以便保持稳定的检测阻抗。

[0187] 根据另一组实施例,可以提供EAP结构阵列34作为传感器装置的一部分,安装到柔性载体160,其中,根据上述方法和原理控制每个EAP结构。在图13中示出了范例。

[0188] 每个结构34可用于在用户皮肤的不同特定位置提供特定生理参数的独立测量。这提高了测量的准确性和可靠性,并且还允许导出进一步的生理信息,例如生理参数的区域变化或方向信息。

[0189] 另外,这样的多个布置可以减少EAP结构34的高精度定位的必要性,因为可以一次感测多个不同区域,从而确保例如不会错过数据。

[0190] 多个EAP结构34可以以二维配置布置在柔性载体160上。这可以形成规则阵列或不规则阵列或构造。

[0191] EAP固有地是柔性的。这使得结构能够容易地集成到柔性载体160中。柔性载体可以结合到柔性带/绷带或其他可穿戴结构中,以提供可穿戴的生理传感器装置。在示例中,这可以应用于例如手臂(例如手腕)、手指、或甚至嵌入到可以附着到人体的任何期望部分的膏状粘合剂中。

[0192] 根据另外的示例性实施例组,可以提供额外的力或压力感测元件以改善或增强EAP结构的感测能力。在图14中示出了范例。这里,传感器装置还包括电极形式的压电材料

层170,机械地附着到电活性聚合物结构上,并与控制器电耦合。该层可操作以测量由接收表面施加在其上的施加力。这可以提供用于测量由接收表面施加的力的额外的器件。这可以提高灵敏度或提供可以帮助测量生理参数或测量由接收表面施加的反作用力的进一步信息。

[0193] 压电材料170可以是聚偏二氟乙烯 (PVDF) 材料层。该材料可以形成薄的、高度柔性的片或膜,其可以任意成形和堆叠以生成例如多层构造。这使其与结合到EAP结构34上高度兼容,如图14的示例中所示。

[0194] PVDF电极170可包括多于一层的PVDF。电极可以机械地附着(例如胶合)到EAP结构34。控制器可以利用压电电极的感测输出来调制或调整提供给EAP结构的致动信号。由此可以至少部分地根据压电层170的输出来控制致动信号。压电层/电极可以附加地或替代地用于感测或测量由于一个或多个生理参数或现象(例如血压或脉搏率)而施加的压力。

[0195] 可以附加地或替代地并入其他感测元件,例如应变仪,或诸如压力传感器或集成SMD部件的小的固态压力传感器。

[0196] 根据另外的示例实施例,可以进一步控制EAP结构以提供除负载/压力测量之外的温度测量。这些都可以与致动同时提供。在实施例中,通过在致动信号顶上叠加第二低幅值AC感测信号,其频率不同于第一(主要)感测信号的频率(用于感测压力/负载),可以直接实现温度感测。

[0197] 第二频率是EAP结构表现出的阻抗或串联电阻相对于所施加的负载恒定的频率,但是阻抗或串联电阻相对于温度以可预测的方式变化。

[0198] 第一和第二传感信号可以例如交替施加,从而将温度对压力信号的影响解耦。可以以相对快的交替频率执行两个感测信号的交替施加,使得基本上同时实现负载/压力测量和温度测量。信号施加时间以此方式在温度和压力/力感测之间有效地分开,但是以这样的方式仍然可以以高度规律性获得对每者的测量。

[0199] 为了获得温度测量结果,第二(温度)传感信号必须处于所显示的阻抗根据EAP结构的温度(或EAP结构的周围环境)以可靠和可预测的方式变化的频率。在每个给定温度下展示的阻抗通常还取决于在测量时施加的致动信号。

[0200] 可以在操作之前执行校准过程,其中,在期望的不同温度范围的每一个中,针对预期可能的施加的致动信号范围中的每一个测量EAP结构上的阻抗。因此可以生成在每个不同温度下施加的致动信号的相应展示阻抗的查找表。该查找表可以在实施例的操作期间使用,以基于测量的阻抗和在已知的施加的致动信号上确定EAP结构(或其环境)的估计温度。

[0201] 除了力/负载测量之外,确定温度测量值可以提供进一步有用的生理信息。温度测量可以使得能够获得进一步或更详细或精确的生理信息。在示例中,它可以例如与压力血压测量值组合以向压力数据添加更大的深度或细节。

[0202] 在其他示例中,温度测量可以用作确定或引导设备相对于一个或多个生理结构或特征的定位的手段。对于表现出强烈温度特性的生理结构或特征尤其如此,例如静脉或动脉,其通常表现出相对于周围组织的升高的温度(由于流过它们的血液的体积)。该温度“信号”或指示器可以在该装置的实施例中中使用,以使得能够确定EAP结构相对于给定生理特征的位置,并且例如引导或通知EAP结构的初始定位或结构的致动位置调整。

[0203] 在优选的实施例中,致动器层可包括弛豫铁电材料层,其特别适用于同时感测和

致动功能。当施加零DC电压时,弛豫铁电材料是非铁电的。因此,材料中不存在机电耦合。当施加DC偏置电压时,机电耦合变为非零,并且可以根据上述过程通过在DC偏置之上施加小振幅高频信号来测量。此外,弛豫铁电材料受益于非零直流偏压下的高机电耦合和良好的驱动特性的独特组合。

[0204] 适用于EAP层的材料包括但不限于聚偏二氟乙烯-三氟乙烯-氯氟乙烯 (PVDF-TrFE-CFE),聚偏二氟乙烯-三氟乙烯-三氟氯乙烯 (PVDF-TrFE-CTFE),聚偏二氟乙烯-三氟氯乙烯-六氟丙烯 (PVDF-TrFE-HFP) 或其混合物。

[0205] 可以提供额外的无源层,用于响应于施加的电场影响EAP层的行为。

[0206] EAP层可以夹在电极之间。电极可以是可拉伸的,使得它们跟随EAP材料层的变形。适用于电极的材料也是已知的,并且可以例如选自金属薄膜,例如金、铜或铝或有机导体,例如炭黑,碳纳米管,石墨烯,聚苯胺 (PANI),聚(3,4-亚乙二氧基噻吩) (PEDOT),例如聚(3,4-亚乙二氧基噻吩)聚(苯乙烯磺酸盐) (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。

[0207] 例如,将考虑不同层的弹性模量(杨氏模量)来选择用于不同层的材料。

[0208] 可以使用上面讨论的那些额外的层来适应装置的电气或机械性能,例如额外的聚合物层。

[0209] 所述设备可以用作单个致动器,或者可以存在设备的线或阵列,例如以提供对2D或3D轮廓的控制。

[0210] 本发明可以应用于许多EAP和生理传感器应用,包括感兴趣的非活动矩阵阵列的范例。对于这样的应用,期望低电压操作,并且致动电压优选地低于300V。较小的AC感测电压通常可低于20V。

[0211] 如上所述,实施例利用了控制器。控制器可以用软件和/或硬件以多种方式实现,以执行所需的各种功能。处理器是控制器的一个示例,其采用可以使用软件(例如,微代码)编程的一个或多个微处理器来执行所需的功能。然而,控制器可以在采用或不采用处理器的情况下实现,并且还可以被实现为用于执行一些功能的专用硬件与用于执行其他功能的处理器(例如,一个或多个编程的微处理器和相关联的电路)的组合。

[0212] 可以在本公开的各种实施例中使用的控制器部件的范例包括但不限于,常规微处理器,专用集成电路 (ASIC) 和现场可编程门阵列 (FPGA)。

[0213] 在各种实现方式中,处理器或控制器可以与一个或多个存储介质相关联,诸如易失性和非易失性计算机存储器,诸如RAM,PROM,EPROM和EEPROM。存储介质可以编码有一个或多个程序,所述程序当在一个或多个处理器和/或控制器上执行时执行所需的功能。各种存储介质可以固定在处理器或控制器内,或者可以是可转移的,使得存储在其上的一个或多个程序可以加载到处理器或控制器中。

[0214] 本领域技术人员通过研究附图、公开内容以及权利要求书,在实践请求保护的本发明时能够理解并且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。尽管特定措施是在互不相同的从属权利要求中记载的,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的集合。权利要求书中的任何附图标记不应被解释为对范围的限制。

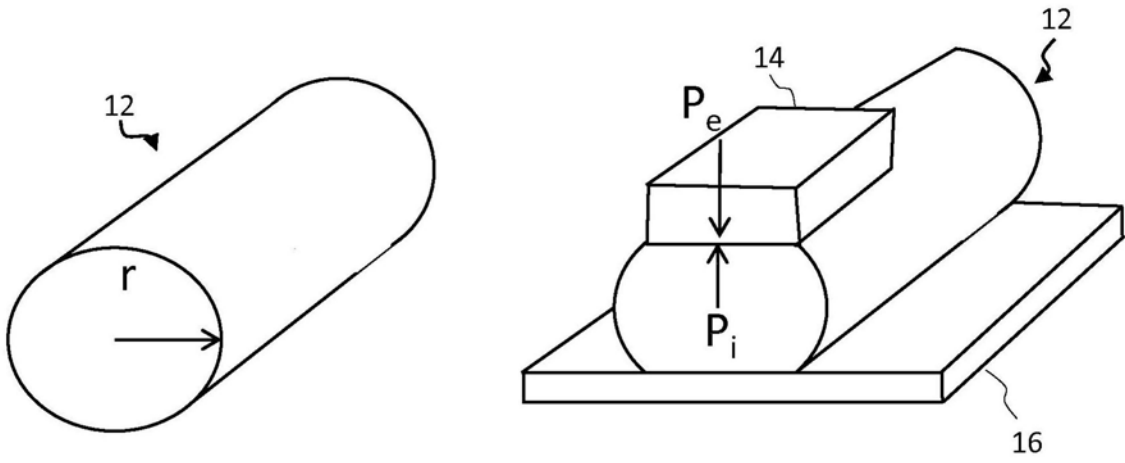


图1

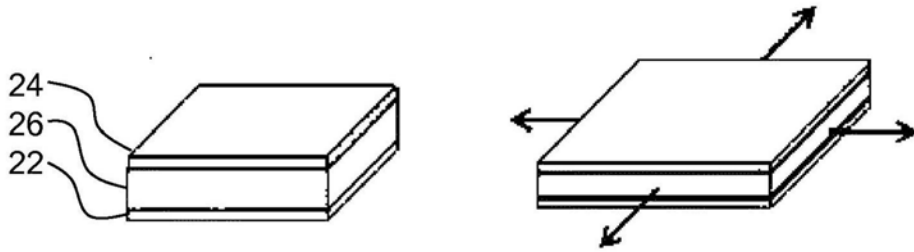


图2

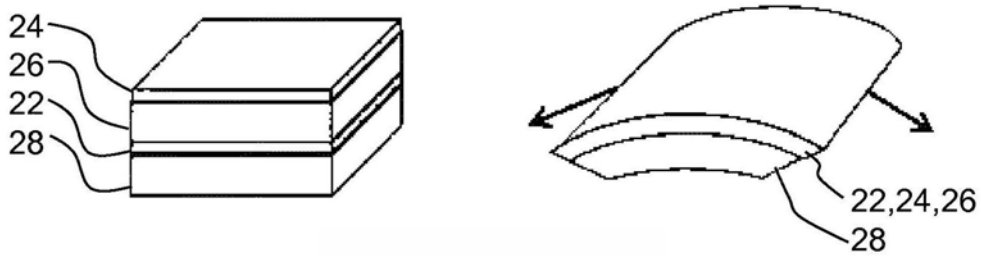


图3

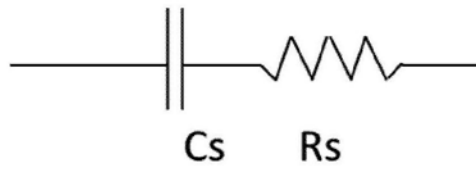


图4

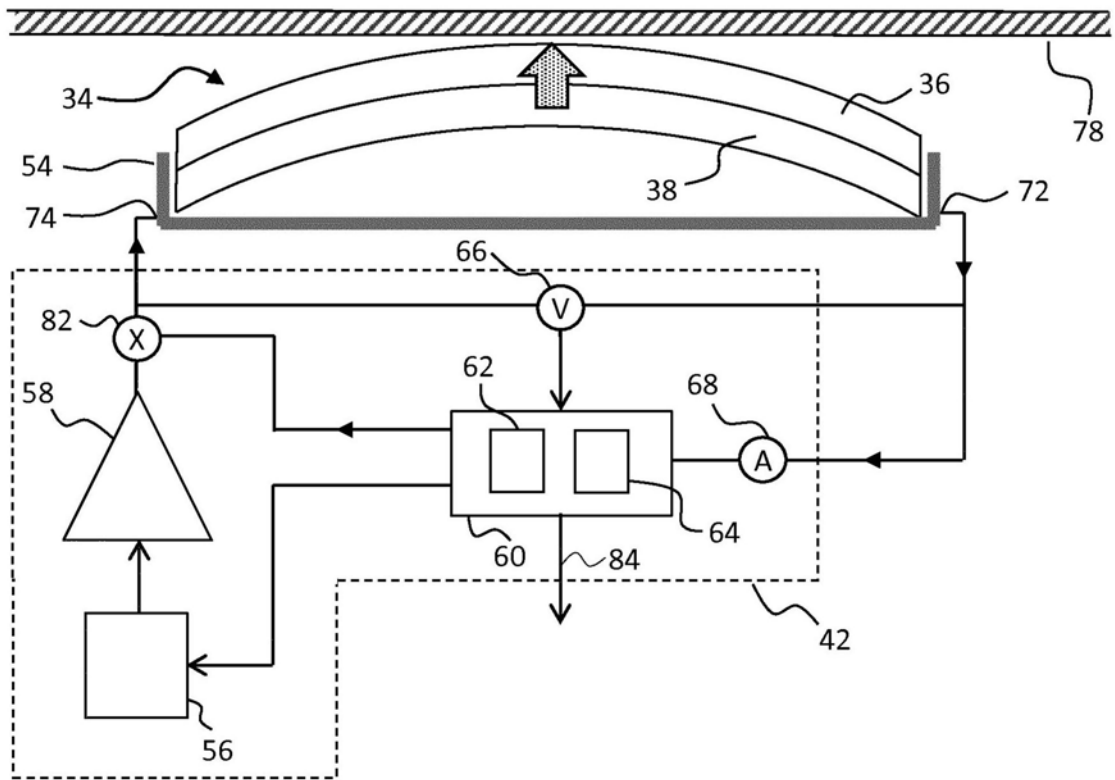


图5

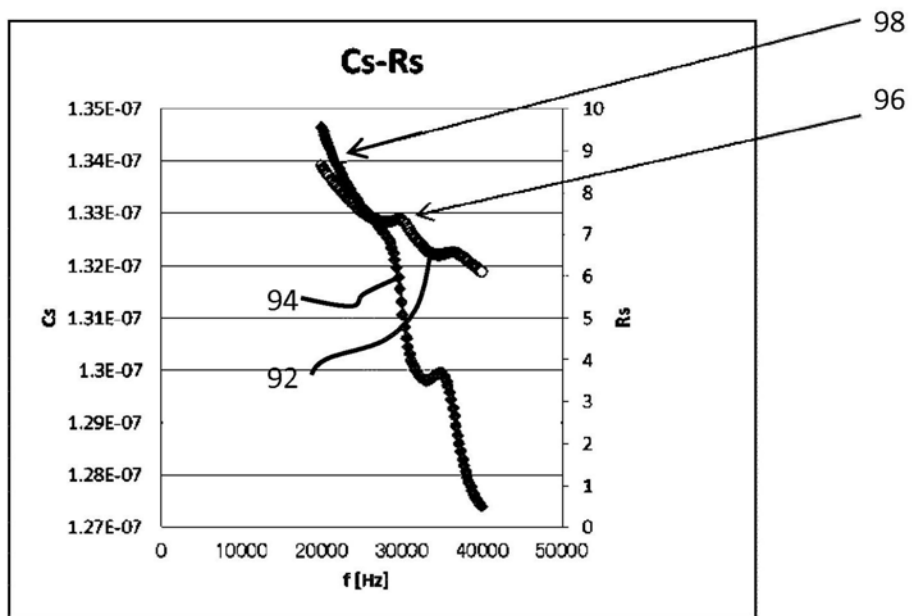


图6

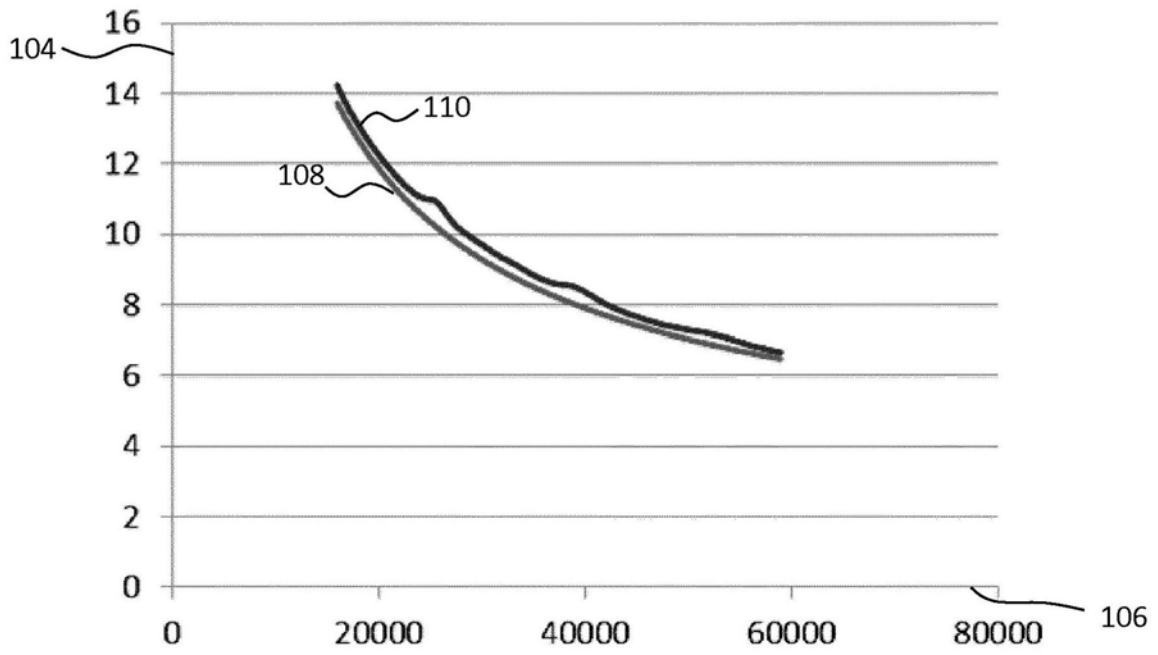


图7

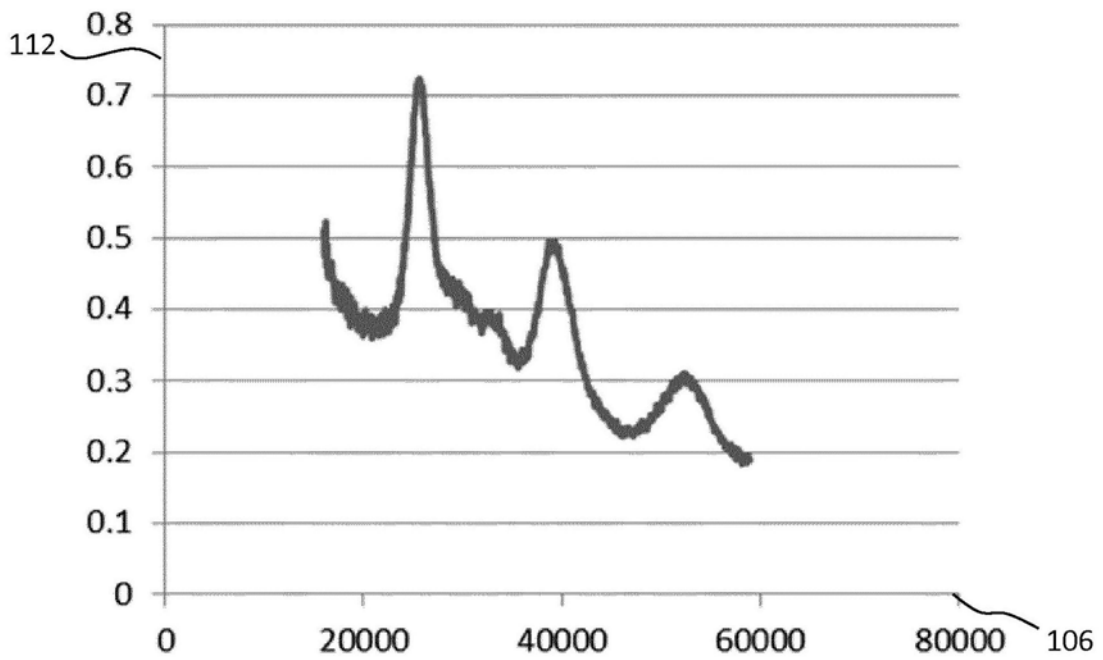


图8

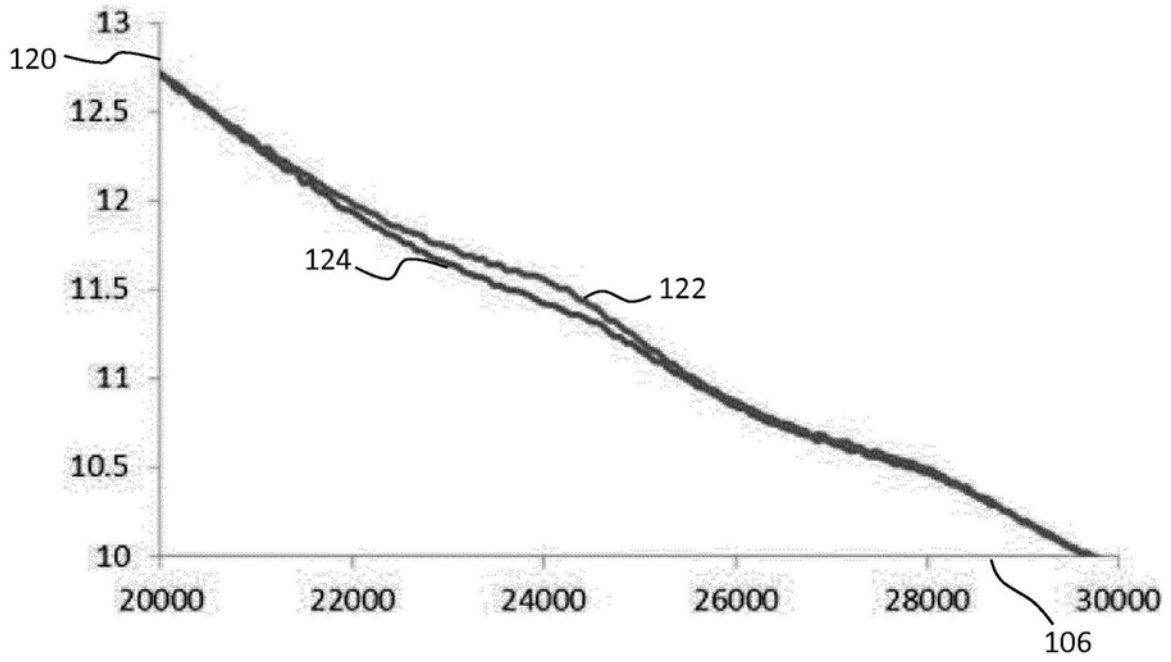


图9

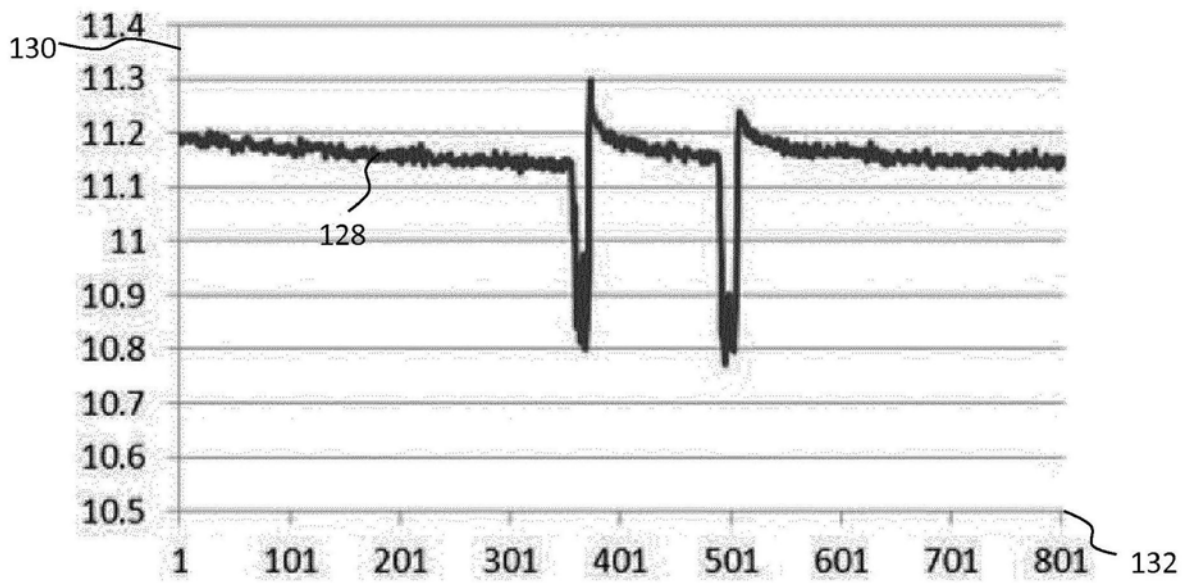


图10

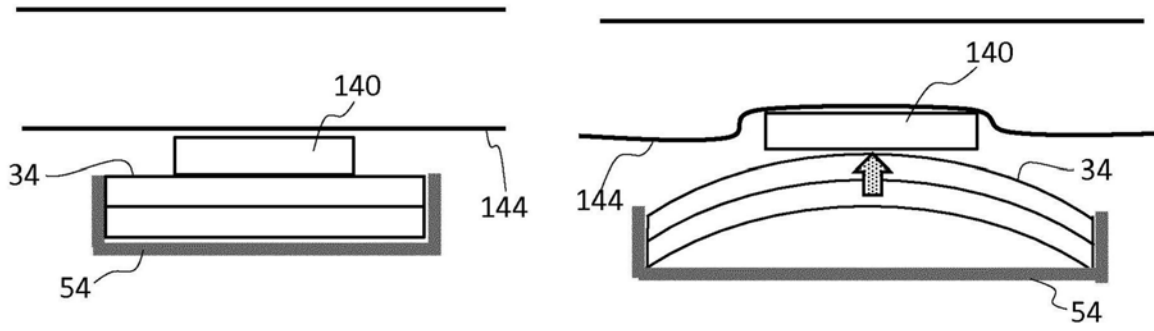


图11

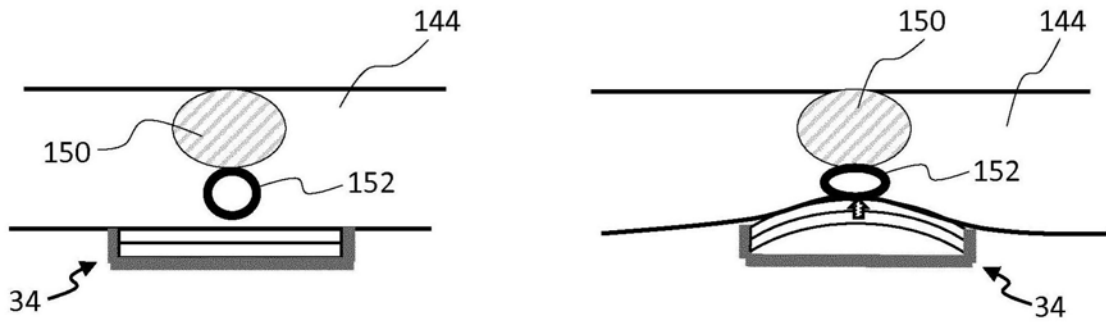


图12

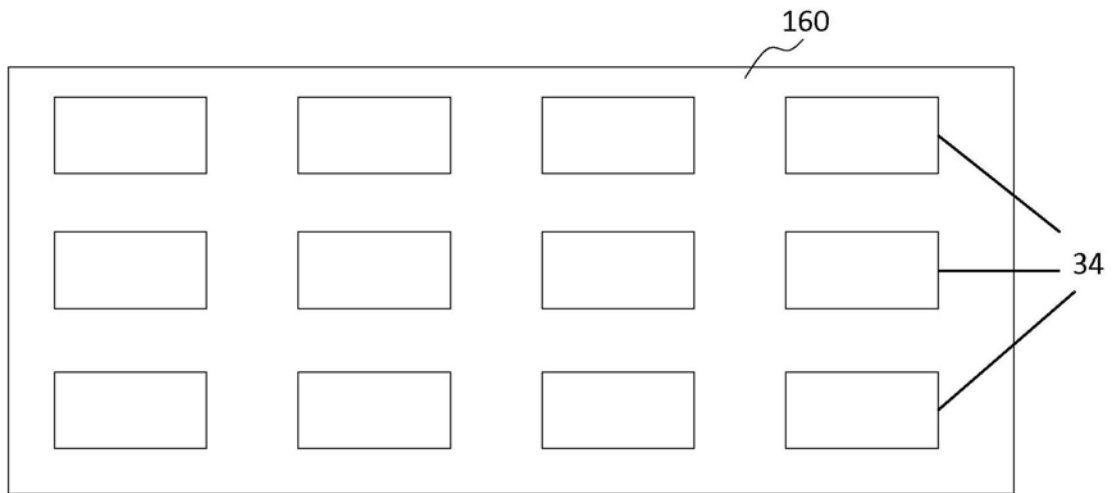


图13



图14

专利名称(译)	使用电活性聚合物的传感器定位		
公开(公告)号	CN109715053A	公开(公告)日	2019-05-03
申请号	CN201780058485.1	申请日	2017-09-01
[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	A 希尔格斯 D A 范登恩德		
发明人	A·希尔格斯 D·A·范登恩德		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0225 A61B5/024 A61B5/01 H01L41/193		
CPC分类号	A61B5/01 A61B5/0225 A61B5/02422 A61B5/6832 A61B5/6843 A61B5/6844 A61B5/721 A61B2562/02 A61B2562/046 A61B2562/164 H01L41/042 H01L41/0825 H01L41/0926 H01L41/193		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	2016190026 2016-09-22 EP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种生理传感器装置，其提供生理感测表面相对于人体组织接收表面的自动调整。所述装置包括电活性聚合物(EAP)结构，所述电活性聚合物结构可操作以通过施加叠加的致动和AC感测信号来同时执行致动和压力感测。致动使得能够控制调整感测表面相对于组织接收表面的定位。感测提供了由接收表面施加到感测表面的返回力的大小的同时实时测量或指示。该返回力提供关于感测表面的定位状态的反馈。控制器适于根据感测数据来调整致动信号，从而实时调整感测表面的定位。

