



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101321489 B

(45) 授权公告日 2011. 12. 14

(21) 申请号 200680045527. X

(22) 申请日 2006. 11. 16

(30) 优先权数据

11/287, 179 2005. 11. 23 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2008. 06. 04

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2006/044457 2006. 11. 16

(87) PCT申请的公布数据

W02007/061735 EN 2007. 05. 31

(73) 专利权人 3M 创新有限公司

地址 美国明尼苏达州

(72) 发明人 哈特姆·M·贾勒姆

维韦克·巴哈蒂

弗雷德·L·德鲁斯

(74) 专利代理机构 中原信达知识产权代理有限

责任公司 11219

代理人 郑立 林月俊

(51) Int. Cl.

A61B 5/00 (2006. 01)

A61B 7/04 (2006. 01)

(56) 对比文件

W0 01/97675 A2, 2001. 12. 27, 说明书第 6 页第 15-23 行, 第 7 页第 7 行至第 8 页第 27 行、图 1, 3, 3A-3B.

US 4012604 A, 1977. 03. 15, 说明书第 2 栏第 43 行至第 3 栏第 55 行, 第 7 栏第 23 行至第 8 栏第 54 行、图 1-4.

审查员 陈淑珍

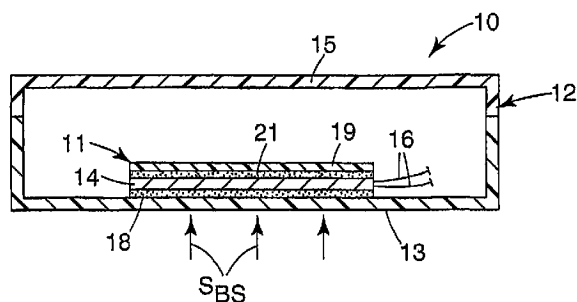
权利要求书 3 页 说明书 12 页 附图 6 页

(54) 发明名称

受力式生物声学传感器及其使用方法

(57) 摘要

一种感测生物声学能量的传感器包括壳体, 该壳体包括被构造为可在使用时与身体部位建立连接的接口部分。该传感器包括连接到所述壳体接口部分并被构造为可感测生物来源物质产生的声音的换能器元件。将一个或多个导体连接至所述换能器元件。将质量元件适形地连接至所述换能器元件的表面。将居间材料设置在所述换能器元件表面与所述质量元件之间, 在所述换能器元件受到刺激的过程中, 所述居间材料允许在所述换能器元件表面与所述质量元件之间存在差动运动。



1. 一种生物声学传感器,包括:

壳体,其包括接口部分,所述接口部分被构造为在使用时建立与身体部位的连接;

换能器组件,包括:

换能器元件,其连接到所述壳体的所述接口部分,所述换能器元件被构造为感测生物来源物质产生的声音,所述换能器元件被构造为响应所述换能器元件的变形而调制或生成信号;

质量元件,其适应性地连接到所述换能器元件的表面上并位于与所述接口部分相反的一侧;以及

居间材料,其设置在所述换能器元件表面与所述质量元件之间,在所述换能器元件受到刺激期间,所述居间材料允许所述换能器元件表面与所述质量元件之间存在差动运动;以及

一个或多个连接到所述换能器元件的导体。

2. 根据权利要求1所述的传感器,其中所述质量元件、居间材料和换能器元件被构造为放大可由所述换能器元件产生的信号。

3. 根据权利要求1所述的传感器,其中所述质量元件、居间材料和换能器元件被构造为允许所述换能器元件响应射入所述换能器元件上的生物声学能量而产生机械变形。

4. 根据权利要求1所述的传感器,其中所述质量元件的至少面向所述换能器元件的表面对声波具有高反射系数。

5. 根据权利要求1所述的传感器,其中所述居间材料能够传输声音信号。

6. 根据权利要求1所述的传感器,其中所述居间材料包括粘合剂。

7. 根据权利要求1所述的传感器,其中所述居间材料具有低的声阻抗。

8. 根据权利要求1所述的传感器,其中所述质量元件覆盖所述换能器元件表面的基本上全部有效转换部分。

9. 根据权利要求1所述的传感器,其中所述质量元件包括质量块和具有第一表面和第二表面的刚性薄片、刚性薄膜或刚性隔膜,所述第一表面被设置为与所述居间材料接触,并且所述质量块与所述第二表面相邻设置。

10. 根据权利要求9所述的传感器,其中所述刚性薄片、刚性薄膜或刚性隔膜的至少所述第一表面对声波具有高反射系数。

11. 根据权利要求1所述的传感器,其中所述质量元件包括金属或非金属材料。

12. 根据权利要求1所述的传感器,其中所述质量元件相对于所述换能器元件的x-y平面具有基本上均匀的重量分布特征。

13. 根据权利要求1所述的传感器,其中所述质量元件相对于所述换能器元件的x-y平面具有基本上非均匀的重量分布特征。

14. 根据权利要求1所述的传感器,其中所述质量元件包括多个分立的质量结构。

15. 根据权利要求1所述的传感器,其中所述质量元件是一体式质量元件。

16. 根据权利要求1所述的传感器,其中所述换能器元件包括聚合压电薄膜。

17. 根据权利要求1所述的传感器,其中所述换能器元件包括压阻材料、陶瓷材料、晶体材料、一个或多个应变仪、或者一个或多个电容元件。

18. 根据权利要求1所述的传感器,其中所述换能器元件还包括层合结构,所述层合结

构包括压电薄膜、薄膜形式的重物以及一个或多个粘合剂层。

19. 根据权利要求 1 所述的传感器,其中所述换能器元件被构造为用于听诊。

20. 根据权利要求 1 所述的传感器,其中所述传感器包括被构造为更改所述换能器元件频率响应的结构。

21. 根据权利要求 1 所述的传感器,其中所述至少一个导体包括至少一个光导体。

22. 根据权利要求 21 所述的传感器,其中所述至少一个光导体连接到转换器电路上,所述转换器电路位于远离所述传感器的位置并被构造为将接收到的光信号转换为输出电信号。

23. 根据权利要求 22 所述的传感器,其中所述转换器电路连接到一个或多个电子-音频转换器上。

24. 根据权利要求 1 所述的传感器,其中所述壳体被构造为在使用时手持连接到身体部位上。

25. 根据权利要求 1 所述的传感器,其中所述壳体包括基座和盖子,所述基座包括所述接口部分,并且所述盖子通过适应性连接结构连接到所述基座上。

26. 根据权利要求 1 所述的传感器,其中所述壳体包括基座和盖子,所述盖子包括吸声材料。

27. 根据权利要求 1 所述的传感器,其中所述壳体的所述接口部分为基本上刚性的。

28. 根据权利要求 1 所述的传感器,其中所述壳体的所述接口部分包括聚合材料、金属、合金、复合材料、陶瓷材料或晶体材料。

29. 根据权利要求 1 所述的传感器,包括连接到所述壳体的固定结构,所述固定结构被构造为在使用时可在所述壳体与身体部位之间建立连接。

30. 根据权利要求 1 所述的传感器,包括连接到所述壳体的粘附结构,所述粘附结构被构造为在使用时在所述壳体与身体部位之间建立粘合连接。

31. 根据权利要求 1 所述的传感器,还包括:

噪声消除电路,其连接到所述换能器元件和辅助换能器元件;以及
所述辅助换能器元件,其设置在所述壳体内除所述壳体的所述接口部分之外的其它地方。

32. 根据权利要求 1 所述的传感器,包括被构造为有利于所述传感器与所述壳体外部的装置之间有线或无线通信的通信电路。

33. 根据权利要求 1 所述的传感器,还包括连接到所述换能器元件上的信号处理电路。

34. 根据权利要求 33 所述的传感器,其中所述信号处理电路包括连接到所述换能器元件的数字和模拟信号处理硬件和软件电路。

35. 一种传感器单元,所述传感器单元包括多个换能器组件,所述多个换能器组件中的每一个包括:

换能器元件,其连接到壳体的接口部分,所述换能器元件被构造为感测生物来源物质产生的声音,所述换能器元件被构造为响应所述换能器元件的变形而调制或生成信号;

质量元件,其适应性地连接到所述换能器元件的表面上并位于与所述接口部分相反的一侧;以及

居间材料,其设置在所述换能器元件表面与所述质量元件之间,在所述换能器元件受

到刺激期间,所述居间材料允许所述换能器元件表面与所述质量元件之间存在差动运动,

其中所述多个换能器组件的每一个换能器元件均被构造为具有不同于多个换能器元件中至少一个其它换能器元件的频率响应。

36. 根据权利要求 35 所述的传感器单元,其中所述多个换能器元件中的每一个均具有刚度、重量、形状和厚度,所述多个换能器元件中每一个的刚度、重量、形状和厚度中至少有一个不同于所述多个换能器元件中至少一个其它换能器元件的刚度、重量、形状和厚度。

37. 根据权利要求 35 所述的传感器单元,其中所述多个换能器元件中的每一个均由公用锚定结构或单独的锚定结构从所述壳体得以支承。

38. 根据权利要求 35 所述的传感器单元,还包括增益控制电路,其中可通过所述增益控制电路选择性地调整所述多个换能器元件中每一个的增益响应。

39. 一种包括根据权利要求 1 所述的传感器的听诊器。

40. 一种包括一个或多个根据权利要求 1 所述的传感器的头盔,其中所述一个或多个传感器包括一个或多个换能器组件。

41. 一种使用设置在壳体内部的换能器感测生物声学能量的方法,包括:

提供连接到所述壳体的换能器;

提供在与所述换能器连接到所述壳体的一侧相反的一侧通过居间材料连接到所述换能器的刚性质量块;

响应生物声学能量,刺激所述换能器;

在所述换能器受到刺激的过程中,促进所述换能器与所述刚性质量块之间的差动运动;

响应对所述换能器的刺激,由所述换能器调制或生成信号。

42. 根据权利要求 41 所述的方法,还包括在所述传感器壳体的接口部分与产生生物声学能量的身体部位之间建立连接。

43. 根据权利要求 41 所述的方法,其中所述信号是电信号,所述方法还包括将所述电信号转换为光信号并将所述光信号传输到远离所述传感器壳体的地方。

44. 根据权利要求 41 所述的方法,包括更改所述换能器元件的频率响应。

45. 根据权利要求 41 所述的方法,包括使用所述换能器元件和设置在所述壳体内部的至少一个辅助换能器元件进行噪音消除。

46. 根据权利要求 41 所述的方法,包括在设置在所述传感器壳体内部的装置与所述传感器壳体外部的装置之间建立通信。

47. 根据权利要求 41 所述的方法,包括进行信号处理或对信号进行调节。

受力式生物声学传感器及其使用方法

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗传感装置,并且更具体地讲,涉及传感器和结合了此类传感器的装置,所述传感器的输入为生物声学能量变量而输出转换为其它形式的能量。

背景技术

[0002] 已经开发出多种装置来检测人体发出的声音,例如心音。已知的装置涵盖从主要为机械的装置(例如听诊器)到各种电子装置(例如扩音器和换能器)的范围。例如,听诊器是用于诊断心血管系统疾病和病症的基本工具。它是基本保健以及在没有复杂医疗设备的地方(例如偏远地区)诊断此类疾病和病症时最常采用的技术。

[0003] 尽管市面上可购买到多种电子听诊器,但内科医生和其它医疗从业者仍未普遍接受电子听诊器。电子听诊器未被接受的可原因包括:在诊断病人时会产生干扰临床医生的噪音或假象,以及与放大和复制所关注的某些生物声音相关的限制。例如,一种生物声音可存在,但其被噪音所掩盖;或者完全不存在,而许多传统电子听诊器不能区别这两种情况。

[0004] 影响听诊器性能的噪音可以定义为除所关注信号之外的所有信号。各种类型的噪音包括例如外部或环境噪音、与听诊有关的噪音、听诊器电子线路产生的噪音以及病人身体产生的生物性噪音。

[0005] 因此需要一种灵敏度和稳健性得到改善的生物声学传感器。而且需要这种传感器可以结合在各种类型的医疗传感装置(例如听诊器)中,这些医疗传感装置提供相对于传统实施方式更大的信噪比。本发明满足了这些需要及其它需要。

发明内容

[0006] 本发明涉及用于感测生物声学能量的传感器及其使用方法。根据本发明的一个实施例,生物声学传感器包括壳体,该壳体包括被构造为在使用时可与身体部位建立连接的接口部分。传感器包括连接到壳体接口部分并被构造为可感测生物来源物质产生的声音的换能器元件。一个或多个导体连接到换能器元件上。质量元件适应性地连接到换能器元件的表面上。

[0007] 居间材料设置在换能器元件表面与质量元件之间。当换能器元件受到刺激时,居间材料允许换能器元件表面与质量元件之间存在差动运动。居间材料优选地包括粘合剂,例如压敏粘合剂。居间材料能够传输声音信号,并具有低的声阻抗。

[0008] 质量元件、居间材料和换能器元件表面被构造为允许换能器元件机械变形以响应射入换能器元件的生物声学能量。优选的是,质量元件、居间材料和换能器元件被构造为可有效放大可由换能器元件产生的信号。换能器元件的增加的信号产出可涉及在受刺激过程中降低传输至换能器的生物声学能量损耗。

[0009] 质量元件可以覆盖换能器元件表面的基本上全部有效转换部分。作为另外一种选择,质量元件可以覆盖换能器元件表面的小于全部有效转换部分。

[0010] 质量元件可包括质量块和具有第一表面和第二表面的刚性薄片或隔膜,而质量块

本身具有刚性表面。刚性薄片或隔膜的第一表面可布置为与居间材料接触,并且质量块可设置为邻近第二表面。

[0011] 在一个具体实施中,将类似聚偏氟乙烯的压电薄膜(如 PVDF2 膜)嵌入聚酯膜中,好像是在小袋中。例如,可在 PVDF2 膜的每一面设置厚度为约千分之一点五英寸的聚酯膜。在另一个具体实施中,换能器元件可包括层合结构。层合结构可包括压电薄膜、薄膜形式的重物以及一个或多个粘合剂层。

[0012] 质量元件可包括金属、非金属材料或复合材料。质量元件可以相对于换能器元件的 x-y 平面具有基本上均匀的重量分布特征。作为另外一种选择,质量元件可以相对于换能器元件的 x-y 平面具有基本上线性的重量分布特征。在其它构造中,质量元件可以相对于换能器元件的 x-y 平面具有基本上非线性的重量分布特征。质量元件可包括一体式质量块或多个分立的质量结构。

[0013] 换能器元件优选地被构造为可调制或生成电信号以响应换能器元件的变形。换能器元件可包括压电材料(例如聚合物压电薄膜),或者压阻或压电陶瓷材料或元件。换能器元件可包括一个或多个应变仪或者一个或多个电容元件。换能器元件可以为平面或非平面,例如在弯曲或波纹形构造的情况下。

[0014] 传感器的壳体可被构造为在使用时可手持连接到身体部位。传感器可包括连接到壳体并被构造为在使用时在壳体与身体部位之间建立连接的固定结构。例如,传感器可包括连接到壳体并被构造为在使用时在壳体与身体部位之间建立粘合连接的粘附结构。

[0015] 一个或多个导体与换能器元件连接,其中导体可以是电导体。在另一个构造中,连接到换能器元件的导体可包括至少一个光导体。光导体可以连接到转换电路上。转换电路可以远离传感器,并被构造为可将接收到的光信号转换为输出电信号。转换电路可以连接到一种或多种电子-音频转换器上,例如耳机。转换电路可以连接到接口上,该接口被构造为可将转换电路连接到远离传感器的电子装置上。

[0016] 传感器壳体可包括基座和盖子。基座可包括所述接口部分,所述盖子可通过适应性连接结构与所述基座连接。盖子可包括吸声材料。壳体接口部分的刚度范围可以从相对柔韧到基本坚硬或刚性。壳体接口部分可包括或由以下材料形成:聚合材料、金属或合金、复合材料或者陶瓷或晶体材料。

[0017] 可实施传感器单元,该传感器单元包括两个或更多个本文所述类型的换能器元件,其中每个换能器元件都被构造为具有不同的频率响应。例如,每个换能器元件都具有刚度、重量、形状和厚度,而每个换能器元件的刚度、重量、形状和厚度中至少有一个不同于传感器中其它换能器元件的刚度、重量、形状和厚度。每个换能器元件可以由公用锚定结构或单独的锚定结构从壳体得以支承。

[0018] 可提供增益控制电路,以使得可以选择性地调节每个换能器元件的增益响应。可提供噪音消除电路,该电路可包括设置在壳体内除壳体接口部分之外其它地方的辅助换能器元件。噪音消除电路可以连接到换能器元件和辅助换能器上。

[0019] 可实施包括本文所述类型传感器的听诊器。该传感器可包括一个或多个本文所述类型的换能器元件。可实施办包括一个或多个本文所述类型传感器的头盔,而且头盔可包括噪音消除电路。

[0020] 可实施包括通信电路的传感器,该电路被构造为有利于传感器与壳体外部装置之

间的有线或无线通信。传感器可包括信号处理电路,例如连接到换能器元件的数字信号处理器。信号处理电路可被构造为可过滤和 / 或分析换能器元件产生的感测信号。

[0021] 根据另一个实施例,感测生物声学能量的方法涉及刺激换能器以响应生物声学能量。该方法还涉及降低换能器受到刺激的过程中传送至换能器的生物能量损耗。该方法还涉及由换能器调制或生成信号以响应对换能器的刺激。降低生物声学能量损耗可涉及在换能器受到刺激时,促进换能器与刚性质量块之间的差动运动。

[0022] 建立连接可涉及在传感器壳体的接口部分与身体部位之间建立手持连接。接口部分与身体部位之间的连接可通过可固定到身体上的粘附或约束结构建立。

[0023] 由换能器调制或生成的信号可为电信号,该方法可进一步涉及将电信号转换为光信号并将光信号传输到远离传感器壳体的地方。可更改换能器元件的频率响应。可使用换能器元件和至少一个辅助换能器元件执行噪音消除。可在设置在传感器壳体外的装置与传感器壳体外的装置之间建立通信。可对由换能器调制或生成的信号进行各种形式的模拟和 / 或数字信号的处理和 / 或分析。

[0024] 上述对本发明的概述并非旨在描述本发明的每个实施例或每个具体实施。通过参考以下具体描述和权利要求并结合附图,将显而易见地了解本发明的优点和成效,并更全面地理解本发明。

附图说明

[0025] 图 1 是据本发明的一个实施例的传感器的图示,该传感器结合了包括受力式换能器元件的换能器组件;

[0026] 图 2 是根据本发明的另一个实施例的传感器的图示,该传感器结合了包括加强薄片或隔膜和受力式换能器元件的换能器组件;

[0027] 图 3A-3I 是据本发明的一个实施例,可适应性地连接到换能器元件上的质量块的各种构造;

[0028] 图 4 是根据本发明的一个实施例,结合了多个换能器组件的传感器的图示,其中每个换能器组件的换能器被构造为具有不同于传感器中其它换能器的频率响应;

[0029] 图 5A 是根据本发明的一个实施例,结合了安装在公用锚定结构上的多个换能器的传感器的图示,其中换能器被构造为具有不同于传感器中其它换能器的频率响应;

[0030] 图 5B 是根据本发明的一个实施例的传感器的图示,该传感器结合了多个换能器组件和可适应性地连接到每个换能器组件的换能器元件上的一体式质量元件,其中换能器被构造为具有不同于传感器中其它换能器的频率响应;

[0031] 图 5C 是根据本发明的一个实施例的传感器的图示,该传感器结合了多个换能器组件、加强薄片或隔膜和可适应性地连接到每个换能器组件的换能器元件上的一体式质量元件,其中换能器被构造为具有不同于传感器中其它换能器的频率响应;

[0032] 图 6 是根据本发明的一个实施例,结合了安装在壳体上的换能器的传感器的图示,其中壳体包括在使用时形成壳体与身体部位之间紧密连接的粘合剂层;

[0033] 图 7 是根据本发明的一个实施例,结合了安装在壳体上的换能器的传感器的图示,其中壳体包括在使用时形成壳体与身体部位之间紧密连接的弹性固定结构;

[0034] 图 8 是根据本发明的一个实施例,结合了安装在壳体上的换能器的传感器的图

示,其中壳体形状被构造为易于手动操作,以有利于在使用时在壳体与身体部位之间形成紧密连接;

[0035] 图 9a 示出了结合了一个本发明传感器的听诊器;

[0036] 图 9b 示出了结合了一对本发明传感器的头盔;

[0037] 图 10 是根据本发明的一个实施例的传感器的电路框图;以及

[0038] 图 11 是根据本发明的一个实施例,由使用光纤的传感器生成的通信信号的电路图。

[0039] 虽然本发明具有进行各种修改和替代形式,其具体细节已经以举例的方式在附图中示出,并将对其进行更详细的描述。然而应当理解,其目的不在于将本发明限定在所描述的具体实施例。相反,其目的在于涵盖如附加权利要求所限定的在本发明范围之内内的所有修改形式、等同物及替代形式。

具体实施方式

[0040] 在以下对举例说明的实施例的描述中,参考了作为实施例组成部分的附图,附图以举例说明和可实践本发明的各种实施例的方式示出。应当理解,在不脱离本发明范围的前提下,可以利用实施例,并可以进行结构上的更改。

[0041] 本发明涉及被构造对由生物来源物质产生的声音敏感的传感器及其使用方法。传感器和结合了此类传感器的装置包括那些被构造为听诊配置的传感器和装置,例如可被构造为对心脏、肺、声带或其它身体器官或组织产生的声音敏感。以举例的方式,本发明的传感器可以结合在可感测身体产生的声音的电子听诊器、头盔或者其它外戴或连接的设备或仪器中。本发明的传感器还可被构造为暂时或永久固定在身体内,例如植入体内的心音或肺音监控器。

[0042] 本发明的传感器可被实施为优先感测与人类听觉相关的频率范围。然而应当理解,本发明的传感器也可以感测低于和/或高于听觉范围频率的身体声音相关频率。例如,本发明的传感器可被实施为感测频率在刚刚高于 DC 和约 25kHz 之间的范围范围内的身体声音。本发明的传感器可产生在听觉频率范围之内听得见的输出,或者可制成包括高于和/或低于听觉频率范围内容的电子或光学传感器。

[0043] 本发明的生物声学传感器优选地结合了被构造为可调制或生成电子信号以响应换能器变形的换能器。合适的换能器是那些结合了压电材料(有机和/或无机压电材料)、压阻材料、应变计、电容或感测元件、线性可变差动变压器以及可调制或生成电子信号以响应变形的其它材料或元件的换能器。合适的压电材料包括聚合体膜、聚合体泡沫、陶瓷、复合材料或者它们的组合。另外,本发明可结合相同或不同换能器类型和/或不同换能器材料的换能器阵列,所有换能器可串联、单独连接或以多层层状结构连接。

[0044] 例如,发明人已发现与传统压电薄膜换能器结构相比,结合了根据本发明的受力式或加强式压电薄膜换能器的生物声学传感器显著提高了灵敏度。可通过增加设置在换能器元件与质量块之间的刚性薄片、薄膜或隔膜来提高受力式压电膜换能器的灵敏度。例如,使用具有足够质量的刚性薄片可以显著改善换能器的灵敏度。在一个实施例中,通过增加可适应性地连接到压电薄膜换能器元件的质量块,传感器的灵敏度可提高 25 倍以上。适用于本发明生物声学传感器的压电薄膜包括在美国专利 No. 4, 434, 114、4, 365, 283 和

5, 889, 873 中所公开的压电薄膜, 所述专利在此以引用的方式并入本文。

[0045] 现在参见图示, 图 1 示出了根据本发明的一个实施例的传感器 10, 该传感器结合了包括受力式换能器元件的换能器组件 11。根据图 1 中的实施例, 传感器 10 包括壳体 12, 换能器组件 11 安装在该壳体上。换能器组件 11 包括换能器 14, 该换能器通过锚定结构 18 由壳体 12 所支承, 或换句话说讲连接到壳体 12 上。换能器 14 包括一个或多个允许与一个或多个导体 16 连接的电触点。导体 16 通常是电导体或电线, 但作为另外一种选择, 也可以是连接到电-光转换器电路上的光纤, 如下文中所讨论的一个实施例的情况下。

[0046] 在图 1 所示的实施例中, 换能器 14 安装在壳体 12 上, 以使得由身体声音产生的振动 S_{BS} (可射入壳体 12 的接口部分 13) 能迅速传递到换能器 14。可构思多种可让换能器 14 接收通过壳体 12 的接口部分 13 传递到换能器 14 的振动的安装构造。

[0047] 图 1 所示的换能器 14 通过锚定结构 18 固定到壳体 12 上。锚定结构 18 可以刚性地将换能器 14 连接到壳体接口部分 13 上。例如, 锚定结构 18 可以是环氧树脂、化学粘合剂、焊接或锡焊接头、螺丝钉/螺母、铆钉或其它机械连接件或者压敏粘合剂。合适的锚定结构 18 可包括可得自 3M(St. Paul, MN) 的 No. 924 Scotch Adhesive Transfer Tape 或 No. DP100 Scotch Weld epoxy adhesive。据信适应性较差的固定结构应能够更好地将振动从壳体接口部分 13 传递到换能器 14 上。

[0048] 图 1 还示出了通过居间材料 21 适应性地连接到换能器 14 的质量块 19。设置在换能器 14 与质量块 19 之间的居间材料 21 是能够传输声音信号的材料。居间材料 21 还允许在换能器 14 受到刺激时换能器 14 与质量块 19 之间存在差动运动。质量块 19 与换能器 14 之间的差动运动可让换能器 14 发生机械变形, 这是换能器 14 的转换元件正常发挥作用的必要条件。

[0049] 居间材料 21 可以是粘合剂层, 例如压敏粘合剂层。居间材料 21 的其它类型包括可得自 Dow Corning(Midland, MI) 的 No. 732 Silicone Sealant 或者一层或多层可得自 3M(St. Paul, MN) 的 No. 924 Scotch Adhesive Transfer Tape。居间材料 21 可包括泡沫材料, 例如开孔聚氨酯低密度泡沫。居间材料 21 优选地具有低的声阻抗。

[0050] 另外, 质量块 19 提供换能器 14 的相对刚性背衬。质量块 19 提供的刚性背衬增强了换能器生成电信号的能力, 该电信号是因为声波能量射入壳体 12 而导致振动或挠曲或以压缩模式产生的。质量块 19、居间材料 21 和换能器一起工作有效放大了可由换能器 14 产生的信号。

[0051] 如图 1 中所示, 质量块 19 可覆盖换能器 14 的基本上全部有效转换部分。作为另外一种选择, 质量块 19 可覆盖换能器 14 的小于全部有效转换部分。质量块 19 可由金属、非金属材料(例如聚合材料或复合材料)形成。期望至少质量块 19 面向换能器 14 的表面对所关注的声波及其傅里叶频率范围具有高反射系数。一般来讲, 坚硬密实的材料是合适的, 例如金属及其合金和陶瓷材料。

[0052] 图 2 是根据本发明的另一个实施例的传感器 10 的图示, 该传感器结合了换能器组件 11。图 2 所示传感器 10 的许多特征基本上是先前结合图 1 所述的那些。根据图 2 所示的实施例, 换能器组件 11 包括可采用薄片、薄膜、隔膜或其它类型的刚性背衬结构的加强层 17。加强层 17 设置在质量块 19 与居间材料 21 之间。期望至少加强层 17 面向换能器 14 的表面对所关注的声波及其傅里叶频率范围具有高反射系数。

[0053] 加强层 17 可在其与质量块 19 之间包括合结剂或其它形式的固定结构（如机械连接或焊接）。居间层 21 优选地提供粘合接口，以将加强层 17 适应性地连接到换能器 14 上。

[0054] 在一个实施例中，将类似聚偏氟乙烯的压电薄膜 14（如 PVDF2 膜）嵌入聚酯膜中，好像在小袋中一样。例如，可在 PVDF2 膜 14 的每一面设置厚度为约千分之一点五英寸的聚酯膜。在另一个具体实施中，换能器元件 14 可包括层合结构。该层合结构可包括压电薄膜、薄膜形式的重物以及或多个粘合剂层。

[0055] 一般来讲，加强层 17 的表面积优选地与换能器 19 转换部分的表面积共延。如图 2 所示，质量块 19 的覆盖面积不需要与换能器 19 的转换部分共延，尽管曾构思过这种构造。应当理解，质量块 19 相对于换能器 14 的尺寸、形状和 / 或位置可以改变换能器 14 的频率响应和灵敏度。

[0056] 图 3A-3H 示出了质量块 19 的各种构造。如图 3A-3H 所示，质量块 19 相对于换能器 14 的 x-y 平面可具有基本上均匀的重量分布特征。在一些构造中，质量块 19 相对于换能器 14 的 x-y 平面可具有基本上线性的重量分布特征。在其它构造中，质量块 19 相对于换能器 14 的 x-y 平面可具有非线性的重量分布特征。质量块 19 可以是一体式质量块或者包括两个或更多个分立的质量结构。还构思了质量块 19 的许多其它构造，图 3A-3H 仅代表其中的一些，而并不被视为限制性的。

[0057] 换能器 14 被布置在换能器组件 11 中（例如，如图 1 和图 2 所示），以使得换能器 14 各端限定的区域可发生挠曲以响应作用在换能器 14 上的力。换能器 14 优选地结合可将换能器 14 的机械变形转换为可测量的电参数的材料或元件。如前文所述，可使用各种调制或生成信号以响应变形的换能器，例如其中包括压电或压阻材料、应变仪、电容或电感元件或者线性可变差动变压器。

[0058] 例如，取决于换能器 14 的构造、所用转换材料或元件的类型以及材料或元件的变形方向和方式，可在位于换能器元件各个区域的电极或触点处产生有用的电响应。例如，可对导电聚合物、金属箔或者包括转换材料 / 元件的导电涂料层合材料或夹层材料进行电连接。有用的可测量电参数包括，例如，电压、电流或电阻变化。

[0059] 已经知道的是某些半结晶性聚合物（例如极化含氟聚合物聚乙二烯氟化物（PVDF））具有可包括压电响应在内的压电响应特性。PVDF 用于各种传感器中，以产生由力或位移决定的电压。聚合物树脂压电材料非常有用，因为聚合物可作为兼具柔韧性和弹性的感测元件，并在受力时产生代表可复原的偏倚变形的输出信号。

[0060] 在一个实施例中，换能器 14 包括作为感测元件的合适压电聚合物薄长条。在换能器组件 11 内对换能器 14 的感测元件进行取向，以使得长条可受到挠曲，进而导致感测元件压缩或张紧以响应所施加的力。与感测元件进行电接触，产生电压信号以响应力。换能器 14 感测元件的变形改变了聚合物链或半结晶晶格结构中电荷的相对位置，因此产生了振幅与感测元件变形大小相关的（例如按比例相关）的电压。

[0061] 图 1 和图 2 所示的壳体 12 包括接口部分 13。如图所示，生物声学信号 S_{BS} （例如从身体内产生的）射入接口部分 13。壳体接口部分 13 被构造为在传感器 10 使用时可与身体部位建立连接。例如，接口部分 13 可是接触病人胸部或覆盖胸部衣物的壳体 12 的表面。壳体 12 还包括非接口部分 15，该部分可以是传感器 10 使用时面向周围环境的壳体 13 的一个区域。非接口部分 15 可以是可分开的盖子，该部分可以结合吸声材料或其它振动衰

减材料或结构。

[0062] 换能器组件 11 安装在壳体 12 内,以使得换能器 14 优先感测通过接口部分 13(相对于壳体 12 的其它部分,例如非接口部分 15) 传输至换能器 14 的生物声学能量。例如,在如图 1 和图 2 所示的构造中,换能器 14 具有两个相对的主表面。换能器组件 11 安装在壳体 12 内,以使得换能器 14 的主表面大致平行于壳体 14 的接口部分 13。其它取向可取决于具体换能器和壳体的特征和特性。换能器 14 与壳体 12 的接口部分 13 之间的优选取向是那些可提高信噪比的取向。

[0063] 壳体 12 的接口部分 13 优选地由有利于将振动从接口部分 13 传递到换能器 14 的材料形成或掺入这些材料,此类振动由身体产生并射入壳体 12 的生物声学能量所引起。接口部分 13 优选地具有足够的完整性以支承换能器 14。已经发现的是可使用多种具有不同柔韧性的材料,范围从相对柔韧到相当刚性。

[0064] 接口部分 13 的合适或可用材料包括聚合材料、金属(包括合金)、复合材料、晶体材料或陶瓷材料。例如,合适或可用的材料包括粘弹性材料、热塑性材料、热固性材料、纸质材料(如纸板)及矿物质材料(如云母)。其它实例包括聚碳酸酯、苯乙烯、ABS、聚丙烯、铝和及它塑料和金属合金片。应当理解,本材料清单仅作为示例性用途,而并非详尽地确定所有合适或可用材料。

[0065] 据信使用相对刚性的材料制成的接口部分 13 可提高换能器 14 对生物声学信号的灵敏度。还据信有多种材料和刚度可提供足够的灵敏度或提高换能器的灵敏度。

[0066] 根据本发明的传感器 10 可以结合噪音消除结构,通过该结构可有效减弱或消除对感测性能有负面影响的环境噪音。传感器 10(如图 1、图 2、图 4 和图 5A-5C 所示)可以结合安装在壳体 12 内的可选辅助换能器 6。辅助换能器 6 优选地用于实施通过传感器 10 的噪音消除方法。例如,辅助换能器 6 可以安装在可优先感测环境噪音的壳体位置上。例如,如图 2 所示,辅助换能器 6 安装在壳体 12 的非接口部分 15(如盖子)上。在该构造中,辅助换能器 6 优先感测由环境噪音射入壳体 12 的非接口部分 15 而产生的振动。由辅助换能器 6 调制或生成的信号可用于消除换能器 14 调制或生成的可归因于环境噪音的信号内容。

[0067] 可以使用各种利用由辅助换能器 6 及换能器 14 调制或生成的信号影响噪音消除的已知方法。辅助换能器 6 可与换能器 14 具有相同或类似的结构和构造,或者可以具有不同的结构和构造。

[0068] 传感器 10 的性能可通过增加被构造为可修改换能器 14 的频率响应的结构得到增强。此类结构可以是换能器 14 的特定形状、刚度、重量或厚度。更改这些参数中的一个或多个可以修改换能器 14 的频率响应。例如,在一个包括多个换能器的传感器应用中,每个换能器均可通过具有不同于传感器中其它换能器的刚度、重量、形状和厚度中的至少一个,来提供不同的频率响应。可以为具有不同频率响应的换能器 14 提供不同重量或重量分布的质量块 19。

[0069] 图 4 和图 5 是结合了多个换能器组件 11a-11n 的传感器 10 的视图,这些组件适应性地与各自的质量块 19a-19n 连接,而这些质量块具有不同的重量或重量分布。每个换能器组件 11a-11n 的换能器被构造为具有不同于传感器 10 中其它换能器的频率响应。换能器组件 11a-11n 可以具有相同或不同的设计(平面、非平面或两者的组合或其它类型)。

[0070] 例如,传感器 10 的第一换能器可以承受适当的力以优先感测心音,而传感器 10 的第二换能器可以承受适当的力以优先感测肺音。再如,传感器 10 的第一换能器可以承受适当的力以优先感测在 10 至 200Hz 频率范围内与正常心脏脉瓣关闭活动相关的声音,而传感器 10 的第二换能器可以承受适当的力以优先感测在 10 至 700Hz 范围内与非正常心脏脉瓣关闭活动(如脉瓣狭窄)相关的声音。

[0071] 如前所述,换能器的频率响应由几个参数控制,其中最值得注意的是换能器有效转换元件的形状、刚度、重量和厚度。更改这些参数中的一个或多个可变更换能器的频率响应。在图 4 所示的实施例中,换能器组件 11a-11n 的每个换能器的这些参数中至少有一个不同于其它换能器,因此换能器组件 11a-11n 中每个换能器具有不同的频率响应。应当认识到可更改换能器组件 11a-11n 中的其它参数,以获得不同的频率响应。

[0072] 应当认识到相对于换能器组件 11a-11n 可更改传感器或传感器壳体的其它参数,以获得不同的频率响应和/或灵敏度。壳体 12,更具体地讲,接口部分 13,可包括在换能器组件 11a-11n 的整个阵列中提供不同频率响应的特征。例如,可更改支承(或换句话说讲影响)每个换能器组件 11a-11n 的接口部分 13 的一个区域的厚度、材料或其它方面。可将形状和材料改变的元件插入接口部分 13,以便能以所需方式影响每个换能器组件 11a-11n 的频率响应和/或灵敏度。如此,可至少部分地通过提供支承或影响换能器组件 11a-11n 的区域内的壳体结构或材料的差异来实现多个换能器组件 11a-11n 的频率响应和/或灵敏度方面的差异。

[0073] 图 5A 是结合了多个换能器组件 11a-11n 的传感器 10 的图示,这些组件适应性地与安装在公用锚定结构 18 上的各自质量块 19a-19n 连接。在该示例性实施例中,锚定结构 18 可以是刚性材料,每个换能器 11a-11n 都安装在此结构上。该构造可简化传感器 10 的换能器部分的制造,并简化装配时将换能器部分装入壳体 12 的安装。

[0074] 图 5B 和 5C 示出了根据本发明的实施例的多换能器传感器 10 的两个示例性构造。图 5B 是结合了多个换能器组件 11a-11n 和一体式质量块 19 的传感器 10 的图示,其中质量块通过居间材料 21 适应性地连接到每个换能器组件 11a-11n 的换能器 14a-14n 上。换能器 14a-14n 优选地被构造为具有不同于传感器 10 中其它换能器 14a-14n 的频率响应。

[0075] 图 5C 是结合了多个换能器组件 11a-11n、加强层 21 和一体式质量块 19 的传感器 10 的图示,其中质量块通过居间层 21 适应性地连接到每个换能器组件 11a-11n 的换能器 14a-14n 上。换能器 14a-14n 优选地被构造为具有不同于传感器 10 中其它换能器 14a-14n 的频率响应。

[0076] 应当理解,给定的多个换能器组件的各个换能器优选地通过单独的通道连接到传感器的感测/检测电路或处理器上,其中每个通道都有合适的缓冲。应当理解,需要注意避免或过滤随后的串扰,可在不同换能器 14a-14n 中发生串扰。尽管此类通道通常由每个换能器的一个或多个专用导体所限定,但可以采用各种时间或频率多路复用技术来降低传感器配线方案的复杂程度。

[0077] 例如,临床医生容易认识到检测相关心脏症状和基于听诊器所听到的声音进行诊断是需要多年积累才能获得并精通的技能。通过声学检测非正常心脏活动的任务由于以下事实而变得复杂:心音在很短的时间段内经常彼此不同,并且表征心脏异常的信号通常比正常心音更不易听到。

[0078] 据报道,医科学生正确识别心杂音的能力较差。在一项研究中发现,仅 $13.5 \pm 9.8\%$ 的学生能够正确诊断出心杂音,并且这一情况并未通过后续数年的课程、心音示范及随后临床实践的培训而得到改善。心理声学实验还发现,声音需要被重复 1200 至 4400 次才能使大脑识别出它们的差异。已经运用该信息进行了一些研究,以评价心音重复对医生正确诊断能力的影响。其中一项此类研究是让 51 名医科学生医生诊断四种基本心杂音,每种杂音重复 500 次。在听诊水平方面观察到了显著提升($85 \pm 17.6\%$),这表明重复所关注心音约 500 次可提高正确识别基本心杂音的水平。

[0079] 应当理解已知有 40 多种不同的心“杂音”。因此对于医生而言,听每种心音 500 次并记住 40 种已知心音中的每一种将是一种挑战,因为如果长时间不听某种声音,大脑就可失去对该声音的记忆。

[0080] 心脏听诊诊断技能的下降造成了病人和医生都依赖替代诊断方法的局面。据报道接近 80% 的被介绍转诊至心脏病专家的病人都具有正常心音或良性心杂音。此类假阳性诊断造成病人和心脏病专家时间和金钱的极大浪费。

[0081] 本发明的生物声学传感器可被应用为对不同类型和特性的心音敏感。例如,传感器可以结合几个换能器,其中每个优先感测与一个或几个已知心音相关的一个频率或一个频率范围。例如,可以“调谐”各个换能器以检测特定的心杂音。可以采用整流或扫描技术,通过该技术,能够选择性地启用换能器阵列中的每个换能器,以便临床医生聆听声音或输出至显示/听觉装置,例如通过使用无线通信连接。

[0082] 在一个更复杂的具体实施中,可开发出 40 种或更多种已知心音的声音特征(如信号形态学特征或频谱特征)。处理器(例如数字信号处理器)可以将检测到的心音与此类特征库中的心音特征进行比较,以确定病人产生的特定心音存在或不存在。可以采用各种算法(例如相关性或模式识别算法)进行比较。

[0083] 本发明的生物声学传感器 10 具有调整频率响应的能力,这一能力有利于让单个传感器对较宽频谱范围内的身体声音具有宽频带灵敏度,并且具有锁定所关注具体身体声音频率的能力。

[0084] 图 6 是结合了设置在壳体 12 上的本发明的换能器组件 11 的传感器 10 的图示。壳体 12 包括粘合剂层 48,该层在使用时可紧密而牢固地连接传感器 12 和身体部位。粘合剂层 48 上可以覆盖一层可剥离式衬里 49,可在使用传感器 10 前移除该衬里。粘合剂层 48 优选地形成传感器 10 与病人身体(如皮肤或外衣)之间的良好声学耦合。例如,可以采用与心电图(ECG)电极构造中所用压敏胶带类似的粘合剂,此类粘合剂将粘到皮肤上。一种此类胶带是可得自 3M(St. Paul, MN) 的带粘合剂的 Micropore 胶带, No. 9914, 无纺布皮肤胶带。根据图 6 构造的传感器可在一次性传感装置的应用中特别有用,例如一次性听诊器。

[0085] 如图 6 所示的壳体 12 是包括基座 40 和盖子 42 的两部分壳体。基座 40 优选地由相对刚性的材料制成,因为如上文所述基座 40 结合了接口部分。盖子 42 可以由与基座 40 相同或不同的材料制成,并通过已知的连接结构连接到基座 40 上。基座 40 与盖子 42 之间可形成适应性接口 44。适应性接口 44 由可衰减沿着或通过盖子 42 传递的振动的材料制成,这些振动通常由周围环境中的来源产生。此外,并且如先前所讨论的那样,盖子 42 可以由有助于减少因环境噪音而产生的换能器刺激的吸声材料制成。在盖子 42 与基座 40 之间提供振动隔离/衰减有利地衰减了由此类环境源(如非身体产生的声音)产生的振动,从

而提高了传感器 10 对身体产生的声音的灵敏度。

[0086] 图 7 是结合了具有固定结构 50 的壳体 12 的传感器 10 的图示。固定结构 50 有利于在使用时将传感器 10 固定在病人身体部位上,并且在使用后易于取下。在图 7 所示的实施例中,固定结构 50 包括一条或多条可将传感器 10 连接到壳体 12 上的松紧带 54。松紧带 54 具有足够的长度和弹性以在所关注的病人身体部位周围延伸。松紧带 54 的末端具有合适的连接结构,以便在使用时让传感器 10 与病人可靠地接合。在可供选择的构造中,固定结构 50 可包括一条或多条胶带,这些胶带可以是(弹性的或非弹性的)胶带,也可以是图 7 中的带子 54。

[0087] 信号处理电路 94 可以对接收自传感器 10 的生物声学信号进行更复杂的分析,例如先前所讨论的身体声音特征匹配。信号处理电路 94 可以对由传感器产生的信号进行各种形式的统计分析。在此类构造中,信号处理电路 94 可包括数字信号处理器。作为另一种选择或除此之外,外部系统 114 可执行所有或部分此类信号处理和分析。外部系统 114 可包括显示、声音系统、打印机、网络接口和通信接口,其中通信接口被构造为可与设置在听诊器 90 主壳体 115 内的通信装置 112 建立单向或双向通信。

[0088] 图 8 是根据本发明的实施例结合了壳体 12 的传感器 10 的图示,壳体的形状被构造为易于手动操作,以有利于在使用时手动连接壳体 12 和身体部位。可以针对传感器的具体用途符合人体工程学地定制壳体 12 的形状。图 8 所示的壳体 12 可有利于简化传感器 10 的手持操作。例如,临床医生可以握住壳体 12 的手柄突出部分 80,将壳体接口部分 13 连接在病人的皮肤或外衣上。临床医生可在诊断期间将传感器 10 置于合适的位置。应当理解,也可构思其它壳体形状。

[0089] 图 9a 示出了结合了本发明传感器的听诊器;听诊器 90 是电子听诊器,其被构造为包括传统元件,例如一对耳塞 95a 和 95b、耳管 97a 和 97b 和主管 93。主管 93 连接到主壳体 115 上,主壳体内设置了先前所述类型的传感器 10。主壳体 115 内可设置的其它元件包括电源 92、信号处理电路 94 和通信装置 112。信号处理电路 94 可以对接收自传感器 10 的生物声学信号进行更复杂的分析,例如先前所讨论的身体声音特征匹配。作为另一种选择或除此之外,外部系统 114 可以执行所有或部分此类信号处理和分析。外部系统 114 可包括显示、声音系统、打印机、网络接口和通信接口,其中通信接口被构造为可与设置在听诊器 90 主壳体 115 内的通信装置 112 建立单向或双向通信。

[0090] 通信装置 112 可用于建立传统射频 (RF) 连接,正如本领域的人员所知的那样,该连接通常用于实现本地与远程系统之间的通信。通信装置 112 与外部系统 114 之间的通信连接可以使用短程无线通信接口来实现,例如符合已知通信标准的接口,诸如蓝牙标准、IEEE 802 标准(如 IEEE 802.11) 或者其它公共或专利无线协议。

[0091] 图 9b 示出了结合了本文所述类型传感器 10a 和 10b 的头盔 91。根据图 9b 所示的实施例,可应用传感器 10a 和 10b 以增强头盔 91 的佩戴者的听力,而且可以进一步消除环境噪音,例如结合图 2 以先前所述的方式。可应用传感器 10a 和 10b 或其它传感器以起到声音拾取的作用,其性能可通过先前所述类型的环境噪音消除功能得到增强。可应用的包括本发明的一个或多个传感器的各种装置和设备公开于美国专利 No. 4, 756, 028、5, 515, 865、5, 853, 005 和 D433, 776 中,这些专利均以引用的方式并入本文。

[0092] 图 10 是显示根据本发明的一个实施例的传感器 10 的各种元件的框图。根据图 10

所示的实施例,通常根据不同配置,将一个或多个先前所述类型的传感器 10 连接到放大器 102 上。在采用了几个传感器 10 或多个换能器的具体实施中,每个传感器或换能器可连接到单独的放大器 102 上。放大器 102 可包括位于换能器组件上的第一阶放大器,例如在换能器的锚定端上或附近。如果需要,该第一放大器阶可以起到主要将换能器(例如压电换能器)的高阻抗转换为不易受噪音影响的低阻抗的作用。第二阶放大器可用于放大由第一阶输出产生的输出信号。

[0093] 信号处理电路 104 可以连接到放大器 102 上。信号处理电路 104 的复杂程度可以从简单到复杂。例如,信号处理电路 104 可包括中心频率为 60Hz 的简单陷波滤波器,以衰减由公用电源产生的噪音。信号处理电路 104 可包括一个或多个可提高所关注换能器信号内容的灵敏度和 / 信噪比的带通滤波器。

[0094] 可在输出信号上使用更复杂的滤波器,以更好地检测所关注的具体身体声音。此类滤波器可包括模拟和 / 或数字滤波器。相对复杂的模拟和数字处理器可用于进行更复杂的信号处理,例如模式识别、源分离、特征相关性和噪音消除。

[0095] 通信装置 112 可以连接到放大器 102 的输出端上。通信装置 112 可以是先前所述可在通信装置 112 与外部系统之间形成通信连接的类型。电源 110 为传感器的有源元件提供电能。可以结合处理器 / 控制器 117 以与图 10 所示元件的各种功能配合。放大器 102 的输出 108 产生的输出信号通过导体 106 传送至下游元件,其中导体可以是电导体或光导体。

[0096] 处理器 / 控制器 117 可被构造为可执行各种诊断和校正操作。例如,可期望它来平衡给定传感器的每个换能器的增益响应。还可期望它来执行频率响应校正以“调谐”或调整换能器的频率响应。可在例行校正期间调整每个换能器的增益和 / 或频率响应,以使得每个传感器都处于预设振幅和 / 或呈现出期望的频率响应。可在传感器使用前或使用期间开始校正,而且可与处理器 / 控制器 117 配合。在一个构造中,传感器(内部或外部)可包括刺激源以生成具有已知特性的刺激信号,从而相对简单和准确地校正换能器增益和 / 或频率响应。

[0097] 根据一个实施例,并且如图 11 所示,可在换能器 11 上或附近应用阻抗转化放大器 118,该换能器与模拟光纤发射器 119 直接相连。光纤发射器 119 的输出端与导光器 116 连接,而导光器 116 与接收器电路 120 连接。接收器电路 120 包括将由导光器 116 传输的光信号转化回电信号的模拟光纤发射器 122。光纤接收器 122 的输出连接到电路 124,该电路可包括附加放大装置、信号处理和 / 或记录由导光器 116 传送的信号 / 数据的系统。接收器电路 120 可通过电连接或无线连接 126 连接到附加装置或电路 130 上。附加装置或电路 130 可以是声音输出装置(例如耳机)、电子信息设备(例如 PDA 或 PC)、显示装置或网络接口。

[0098] 图 11 所示的壳体包括压电换能器 14,该壳体可包括一块小电池以为阻抗转化放大器 112 和光学发射器 114 提供能量,或者两条可与导光器或电缆 116 并成一束的小电线以为这些和其它有源元件提供能量。

[0099] 信号调节或处理电路可位于换能器 11 上、位于换能器 11 附近或与换能器 11 形成一个整体。例如,换能器 11 和信号处理电路可以是一体结构。信号调节或处理电路可包括一个或多个放大器电路(例如缓冲、增益和 / 或阻抗匹配放大电路)、滤波电路、信号转换电

路和更复杂的电路。

[0100] 本发明的生物声学传感器通过使用本文所述类型的换能器和加强换能器的质量块,具有极佳的灵敏度和信噪比。该传感器的性能已通过心音图得到验证。可使用该传感器通过光盘和心音图(PCS)以声音的形式重新生成与不同疾病相关的不同心音。CD上记录的原音与重新生成的传感器声音之间差别很小。据发现,该传感器非常灵敏,以至于即使被放置在病人衣服上时仍可获得非常好的信噪比。

[0101] 介绍上述本发明的各种实施例的具体实施方式的目的是为了进行举例说明和描述。并不旨在详尽列出或将本发明限制在所公开的精确形式内。可以按照上述教导内容进行多种修改和变化。例如,睡眠不良本身和作为更严重的神经系统疾病指征的睡眠不良呈上升趋势。所有年龄段的睡眠呼吸暂停和婴儿期的婴儿猝死综合征也呈上升趋势,而它们的病因正待识别。诊断方法可涉及利用上述指征监控病人的身体活动和呼吸/肺音,而使用本文所述类型的传感器可以轻松执行这种监控。此外,本发明的传感器可用于除生物声学感测应用之外的其它应用。本发明的范围不受此具体实施方式的限制,而是受本文附加的权利要求书的限制。

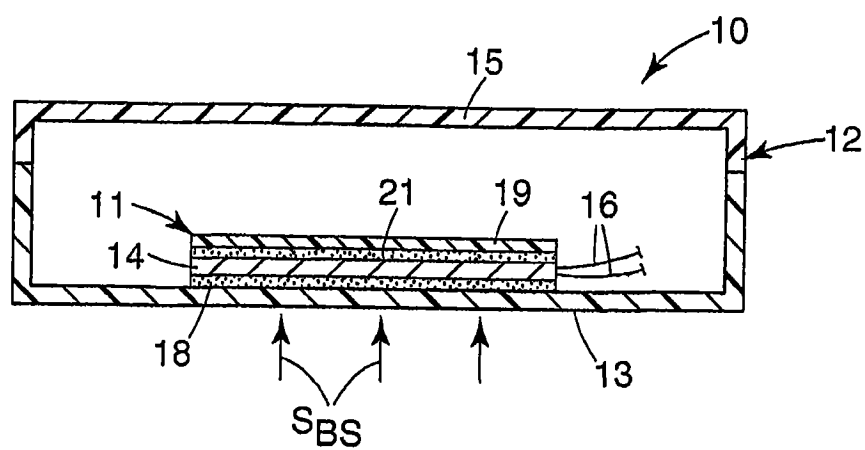


图 1

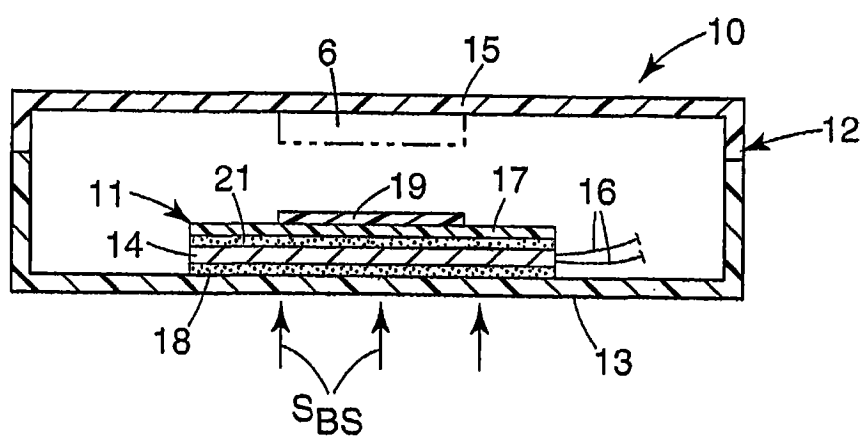


图 2

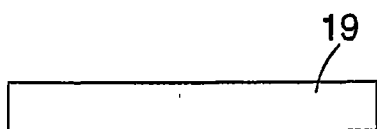


图 3A

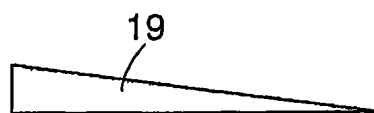


图 3B



图 3C



图 3D

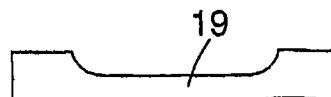


图 3E

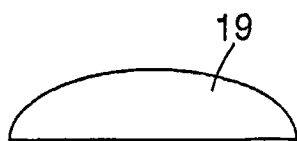


图 3F

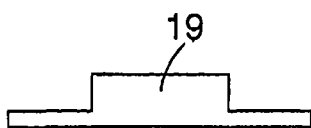


图 3G

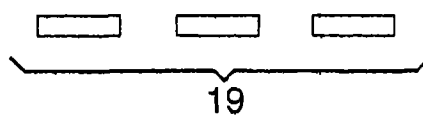


图 3H

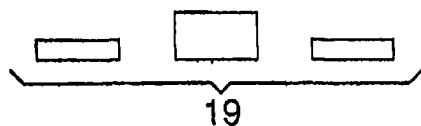


图 3I

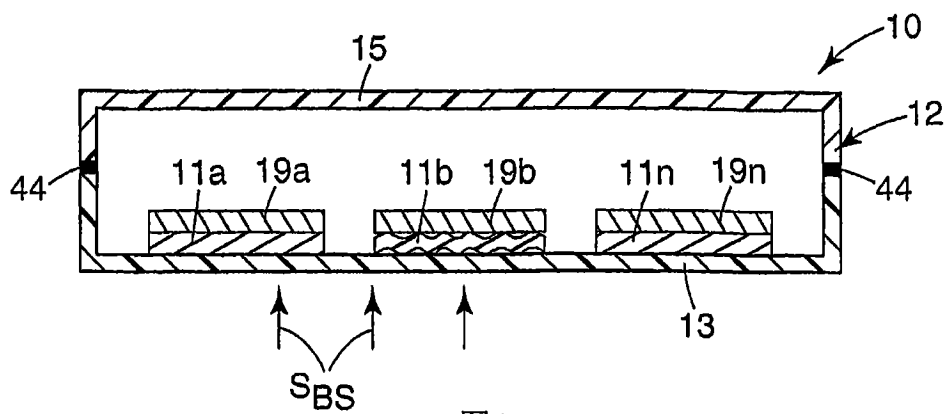


图4

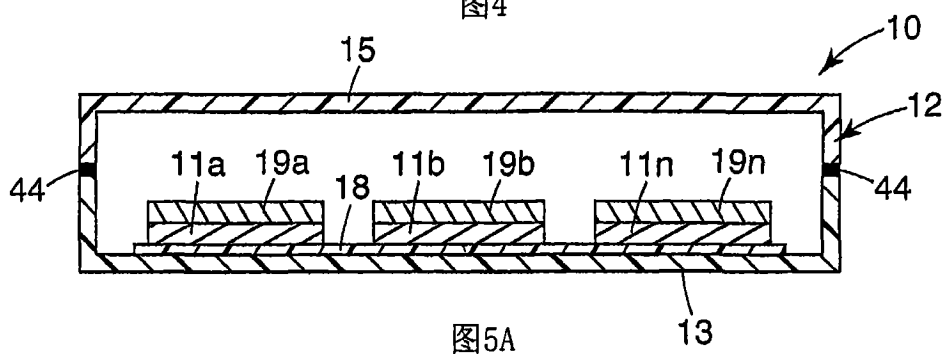


图5A

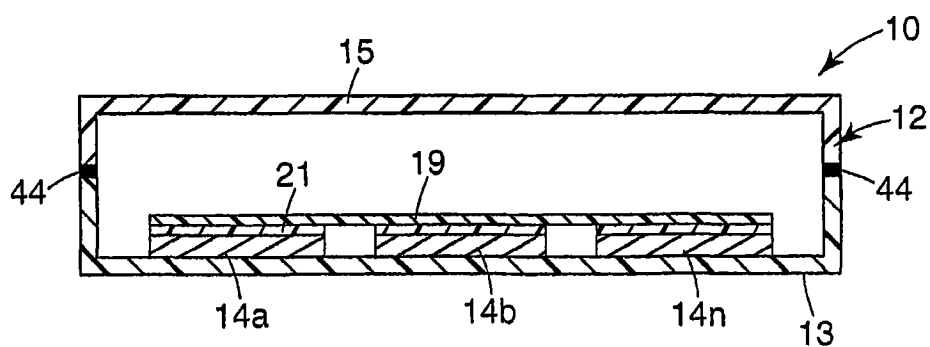


图 5B

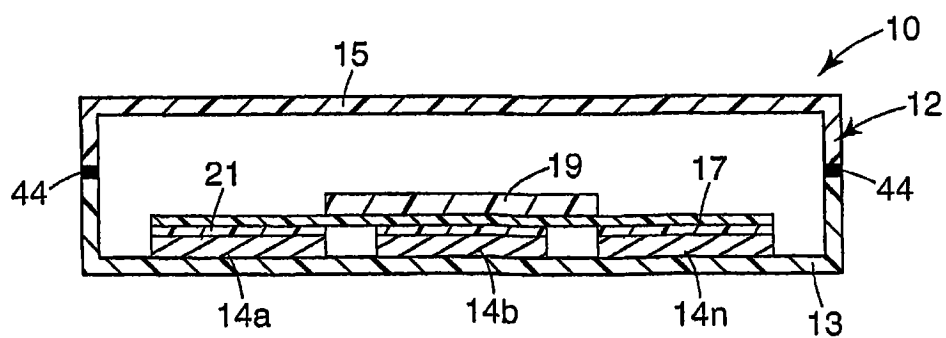


图 5C

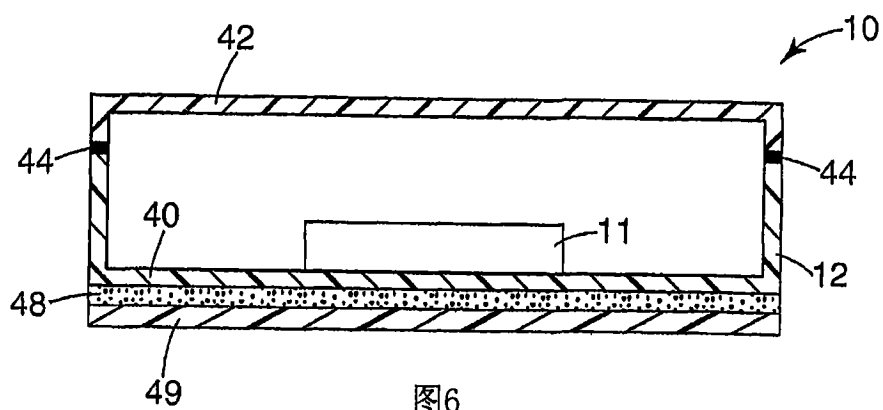


图6

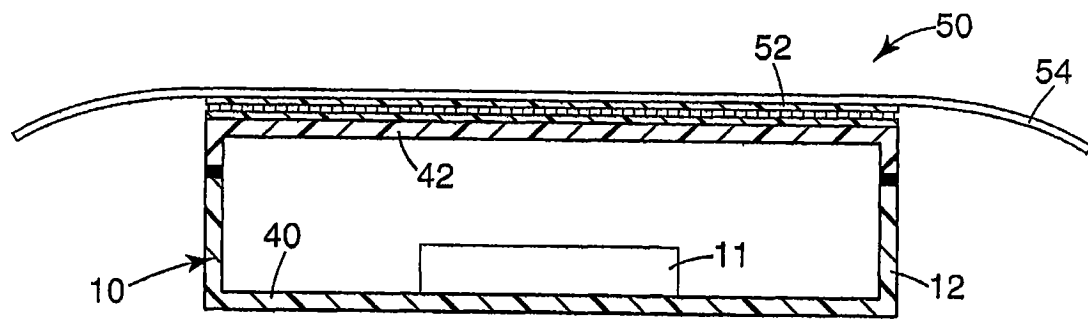


图 7

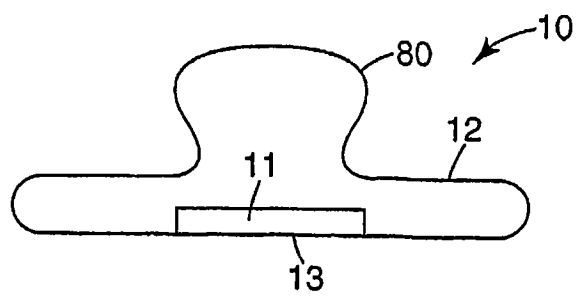


图 8

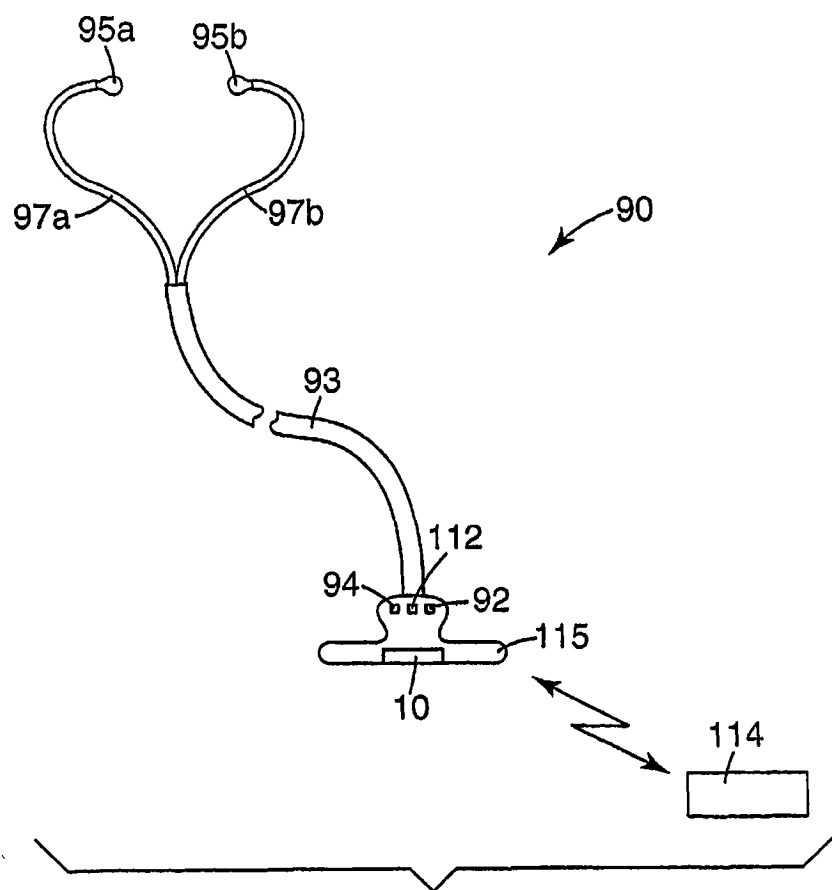


图 9a

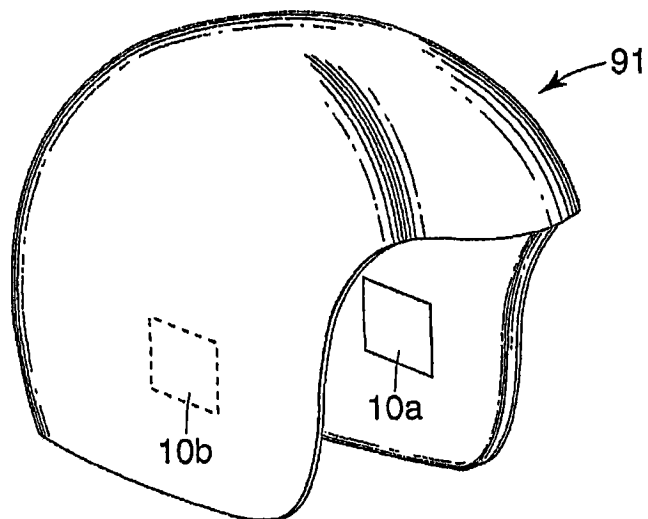


图 9b

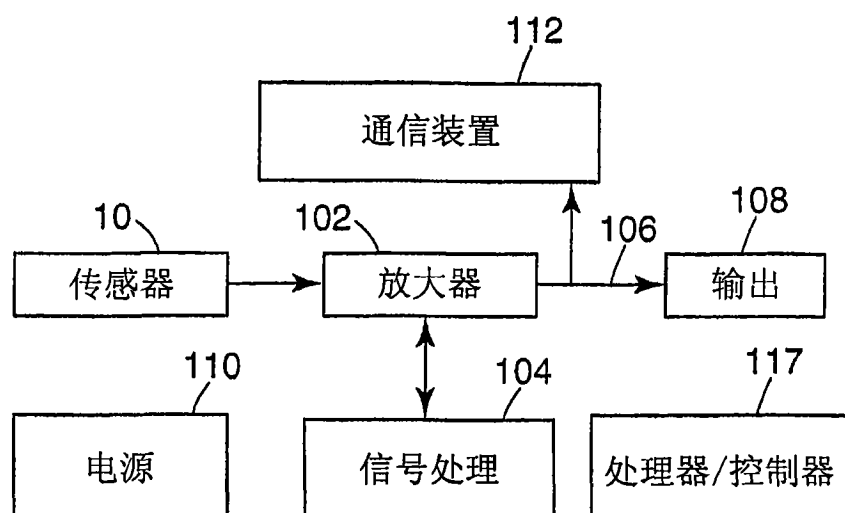


图 10

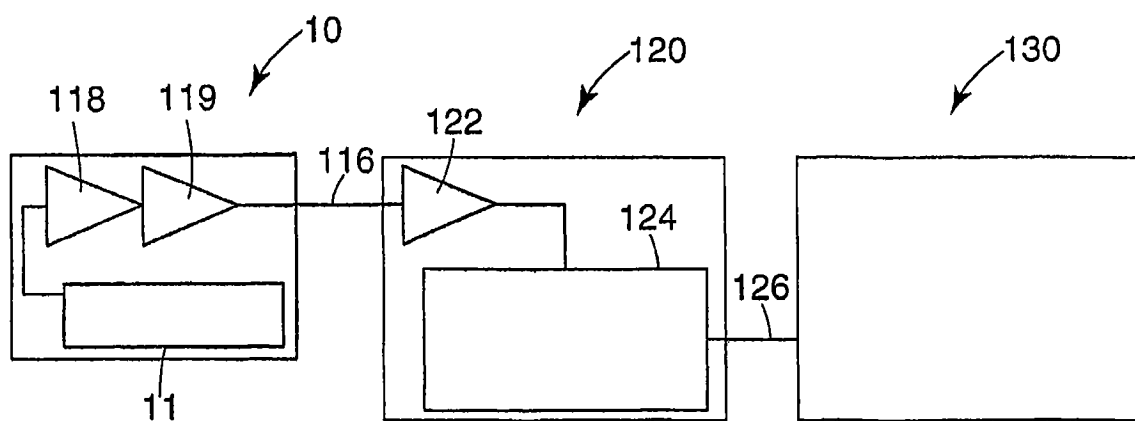


图 11