



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107529991 A

(43)申请公布日 2018.01.02

(21)申请号 201680022302.6

(22)申请日 2016.04.15

(30)优先权数据

15163872.3 2015.04.16 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.10.16

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2016/058395 2016.04.15

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/166318 EN 2016.10.20

(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 J·A·H·M·卡尔曼

J·V·W·S·韦特 R·拜泽梅尔

(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 5/08(2006.01)

A61B 5/113(2006.01)

A61B 7/00(2006.01)

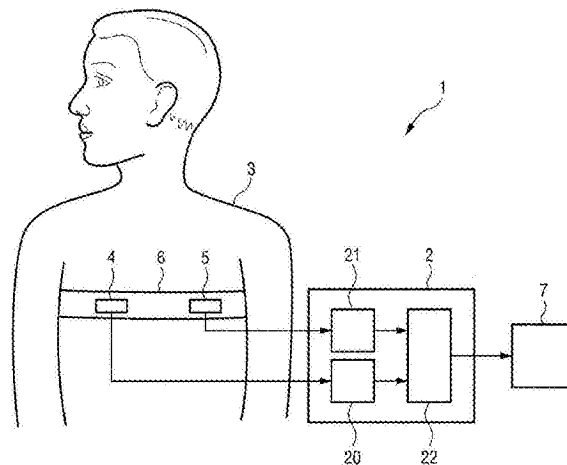
权利要求书2页 说明书8页 附图2页

(54)发明名称

用于检测对象的心脏和/或呼吸疾病的设备、系统和方法

(57)摘要

本发明涉及用于检测对象的心脏和/或呼吸疾病的设备、系统和方法。所提出的设备包括：声音输入部(20)，其用于获得表示由所述对象的身体生成的声音的声音信号；运动输入部(21)，其用于获得表示由所述对象的身体生成的运动的运动信号；以及处理器(22)，其用于对所获得的声音信号和运动信号进行处理。该过程包括：基于所述运动信号来识别所述对象的吸气和/或呼气时段；基于所述声音信号来检测吸气和/或呼气时段期间的异常肺音；确定所检测到的异常肺音的异常肺音特性；基于所述声音信号来确定所述对象的呼吸的呼吸特性；确定所述异常肺音在吸气-呼气循环中的相位；并且基于所确定的异常肺音特性、所确定的呼吸特性以及所确定的异常肺音在吸气-呼气循环中的相位来检测对象的心脏和/或呼吸疾病。



1. 一种用于检测对象的心脏疾病和/或呼吸疾病的设备,包括:

- 声音输入部(20),其用于获得表示由所述对象的身体生成的声音的声音信号;
- 运动输入部(21),其用于获得表示由所述对象的身体生成的运动的运动信号;以及
- 处理器(22),其用于通过以下操作来处理所获得的声音信号和运动信号:
 - 基于所述运动信号来识别所述对象的吸气时段和/或呼气时段,
 - 基于所述声音信号来检测在吸气时段和/或呼气时段期间的异常肺音,
 - 确定所检测到的异常肺音的异常肺音特性,
 - 基于所述声音信号来确定所述对象的呼吸的呼吸特性,
 - 确定所述异常肺音在吸气-呼气循环中的相位,并且
 - 基于所确定的异常肺音特性、所确定的呼吸特性以及所确定的所述异常肺音在所述吸气-呼气循环中的相位来检测所述对象的心脏疾病和/或呼吸疾病。

2. 根据权利要求1所述的设备,

其中,所述处理器(22)被配置为:基于所述运动信号对所确定的异常肺音特性进行归一化;并且在所述对象的心脏疾病和/或呼吸疾病的所述检测中使用经归一化的异常肺音特性。

3. 根据权利要求1所述的设备,

其中,所述处理器(22)被配置为将所检测到的异常肺音的计数、幅度和/或频率确定为异常肺音特性。

4. 根据权利要求1所述的设备,

其中,所述处理器(22)被配置为将所述对象的呼吸的呼吸深度和/或呼吸速率确定为呼吸特性。

5. 根据权利要求2所述的设备,

其中,所述处理器(22)被配置为:将所检测到的异常肺音的所述计数确定为异常肺音特性;将所述对象的呼吸的所述呼吸深度确定为呼吸特性;基于所确定的呼吸深度对所确定的异常肺音计数进行归一化;并且确定与经归一化的异常肺音计数的量成比例的疾病的程度。

6. 根据权利要求1所述的设备,

其中,所述处理器(22)被配置为:基于所述声音信号和/或所述运动信号来确定心脏特性;并且在所述对象的心脏疾病和/或呼吸疾病的所述检测中使用所确定的心脏特性。

7. 根据权利要求6所述的设备,

其中,所述处理器(22)被配置为将心率、心率变异性和/或第三心音确定为心脏特性。

8. 根据权利要求1所述的设备,

其中,所述处理器(22)被配置为:基于所述声音信号和/或所述运动信号来确定伪音,特别是咳嗽、发笑、讲话、打鼾和/或哭泣;并且在所述对象的心脏疾病和/或呼吸疾病的所述检测中考虑所述伪音。

9. 根据权利要求1所述的设备,

其中,所述处理器(22)被配置为检测以下中的一项或多项:肺炎、肺水肿和心力衰竭。

10. 根据权利要求1所述的设备,

其中,所述处理器(22)被配置为监测随着时间的疾病进展。

11. 一种用于确定用于在检测对象的心脏疾病和/或呼吸疾病中使用的信息的方法, 包括:

- 获得表示由所述对象的身体生成的声音的声音信号;
- 获得表示由所述对象的身体生成的运动的运动信号;
- 基于所述运动信号来识别所述对象的吸气时段和/或呼气时段,
- 基于所述声音信号来检测在吸气时段和/或呼气时段期间的异常肺音,
- 确定所检测到的异常肺音的异常肺音特性,
- 基于所述声音信号来确定所述对象的呼吸的呼吸特性,
- 确定所述异常肺音在吸气-呼气循环中的相位, 并且
- 发出所确定的异常肺音特性、所确定的呼吸特性以及所确定的所述异常肺音在所述吸气-呼气循环中的相位, 以用于基于其来检测所述对象的心脏疾病和/或呼吸疾病。

12. 一种用于检测对象的心脏疾病和/或呼吸疾病的系统, 包括:

- 声音传感器 (4), 其用于感测由所述对象的身体生成的声音并生成表示所感测到的声音的声音信号;
- 运动传感器 (5), 其用于感测由所述对象的身体生成的运动并生成表示所感测到的运动的运动信号;
- 耦合器件 (6、11), 其用于将所述声音传感器声学地耦合到所述对象的身体并且用于将所述运动传感器机械地耦合到所述对象的身体; 以及
- 根据权利要求1所述的设备 (2), 其用于基于所获得的声音信号和运动信号来检测所述对象的心脏疾病和/或呼吸疾病。

13. 根据权利要求12所述的系统,

其中, 所述声音传感器 (4) 包括麦克风、空气压力传感器、加速度计和/或陀螺仪, 并且所述运动传感器 (5) 包括加速度计、陀螺仪和/或磁力计。

14. 根据权利要求12所述的系统,

其中, 所述声音传感器 (4) 和所述运动传感器 (5) 被布置在一个或多个衬片 (11) 中, 所述一个或多个衬片 (11) 被配置用于被附接到所述对象的皮肤。

15. 一种包括程序代码模块的计算机程序, 当所述计算机程序在计算机上被执行时, 所述程序代码模块使所述计算机执行根据权利要求11所述的方法的步骤。

用于检测对象的心脏和/或呼吸疾病的设备、系统和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及用于检测对象的心脏和/或呼吸疾病(诸如肺炎、肺水肿和/或心力衰竭)的设备、系统和方法。

背景技术

[0002] 在许多临床情景下,诸如在家庭护理中、在医院内和医院外紧急护理中、以及在筛查/分诊设置中(例如在非洲、印度和巴西),期望基于生命参数获得对象的医学状况的不唐突的快速且可靠的抽查。

[0003] 例如由Welch Allyn发布并且在J.Schmidt于Philips,Boeblingen,Germany,2014上的“Summary for FDA aproval”(当前在http://www.accessdata.fda.gov/cdrh_docs/pdf13/K132320.pdf上可获得)中描述的图集设备、多参数患者监测设备是能够基于被安装在机械地附接到人类身体的小盒中的加速度计来不唐突地测量呼吸速率、脉搏率、姿态、活动水平以及活动分类的单个传感器。在一般病房中的预见性应用是检测患者恶化。针对非洲使用情景,通过检测快且浅的呼吸速率针对肺炎诊断来优化所述图集设备,但是特异性受到限制,因为许多非肺炎状况都可能导致升高的呼吸速率(例如,脱水、贫血和发烧)。

[0004] 诊断大量不同的心脏和肺部疾病的更特异性(并且更典型)的方式是通过听诊来完成的。听诊是使用听诊器来听取不同的身体声音。不同的疾病具有不同的声音概况(profile)。经良好训练的医生能够通过听取身体声音来识别疾病并且也能够对疾病的严重程度进行分级。例如,对吸气期间的噼啪(crackling)声音的检测与由于例如(例如,在ER、OR和ICU中的)炎症(例如,肺炎)、心力衰竭、高血压、静脉注射流体治疗相关的流体过载强烈相关。作为另一范例,第三心音(S3),其是在正常的两个“扑通”心音(S1和S2)之后不久发生的罕见的额外心音,与心力衰竭相关联。

[0005] US 2012/041279 A1公开了用于评价患者的设备和方法。所述设备具有被功能地连接到可编程元件的至少一个阻抗测量元件,所述可编程元件被编程为分析阻抗测量结果,并且提供对患者的至少一个呼吸参数的评价。在一个实施例中,从包括阻抗体积描记术的技术、被放置在身体上的加速度计、视频图像、声学信号或者跟踪喉部、腹部或其他身体部分的运动的其他器件导出的呼吸运动的测量结果被校准或者与评价呼吸状态的另一种技术相关联。

[0006] US 2013/0060100 A1公开了一种用于监测和分析呼吸音的设备和方法,所述设备包括:至少一个麦克风,其适于并且被配置用于邻近要被监测的身体放置以无接触地记录呼吸音;运动检测器,其使用超声距离传感器来检测患者身体运动;以及处理器,其被耦合至所述麦克风和所述运动检测器以用于接收并处理所述呼吸音和患者运动以检测异常呼吸事件。

[0007] 存在向如医院到家庭、连接的主要和次要护理、以及家庭呼吸护理的较低敏锐度护理设施延伸图集设备的应用的大量机会。存在改善特异性和准确度的需求。

发明内容

[0008] 本发明的目的是提供一种具有改善的特异性和准确度的用于检测对象的心脏和/或呼吸疾病的设备、系统和方法。

[0009] 在本发明的第一方面中,提出了一种用于检测对象的心脏和/或呼吸疾病的设备,包括:

[0010] -声音输入部,其用于获得表示由所述对象的身体生成的声音的声音信号;

[0011] -运动输入部,其用于获得表示由所述对象的身体生成的运动的运动信号;以及

[0012] -处理器,其用于通过以下操作对所获得的声音信号和运动信号进行处理:

[0013] -基于所述运动信号来识别所述对象的吸气和/或呼气时段,

[0014] -基于所述声音信号来检测在吸气和/或呼气时段期间的异常肺音,

[0015] -确定所检测到的异常肺音的异常肺音特性,

[0016] -基于所述声音信号来确定所述对象的呼吸的呼吸特性,

[0017] -确定所述异常肺音在吸气-呼气循环中的相位,并且

[0018] -基于所确定的异常肺音特性、所确定的呼吸特性以及所确定的所述异常肺音在所述吸气-呼气循环中的相位来检测所述对象的心脏和/或呼吸疾病。

[0019] 在本发明的另外的方面中,提出了一种用于检测对象的心脏和/或呼吸疾病的系统,包括:

[0020] -声音传感器,其用于感测由所述对象的身体生成的声音并生成表示所感测到的声音的声音信号;

[0021] -运动传感器,其用于感测由所述对象的身体生成的运动并生成表示所感测到的运动的运动信号;

[0022] -耦合器件,其用于将所述声音传感器声学地耦合到所述对象的身体并且用于将所述运动传感器机械地耦合到所述对象的身体;以及

[0023] -根据权利要求1所述的设备,其用于基于所获得的声音信号和运动信号来检测所述对象的心脏和/或呼吸疾病。

[0024] 在本发明的另外的方面中,提出了一种用于确定用于在检测对象的心脏和/或呼吸疾病中使用的信息的方法,包括:

[0025] -获得表示由所述对象的身体生成的声音的声音信号;

[0026] -获得表示由所述对象的身体生成的运动的运动信号;

[0027] -基于所述运动信号来识别所述对象的吸气和/或呼气时段;

[0028] -基于所述声音信号来检测吸气和/或呼气时段期间的异常肺音;

[0029] -确定所检测到的异常肺音的异常肺音特性;

[0030] -基于所述声音信号来确定所述对象的呼吸的呼吸特性;

[0031] -确定所述异常肺音在吸气-呼气循环中的相位;并且

[0032] -发出所确定的异常肺音特性、所确定的呼吸特性以及所确定的所述异常肺音在所述吸气-呼气循环中的相位,以用于基于其检测所述对象的心脏和/或呼吸疾病。

[0033] 在本发明的又另外的方面中,提供了一种计算机程序以及一种非瞬态计算机可读记录介质,所述计算机程序包括程序代码模块,当所述计算机程序在计算机上执行时,所述

程序代码模块用于使计算机执行在本文中所公开的方法的步骤,所述非瞬态计算机可读记录介质在其中存储计算机程序产品,所述计算机程序产品当由处理器执行时,所述计算机程序产品使在本文中所公开的方法被执行。

[0034] 在从属权利要求中限定了本发明的优选实施例。应当理解,所请求保护的系统、方法、处理器、计算机程序和介质具有与所请求保护的设备以及如在从属权利要求中所限定的相似的和/或相同的优选实施例。

[0035] 尽管心脏和肺音提供了优于简单地心率和呼吸速率的特异性,对这些声音的自动分析需要心脏和呼吸循环(下文中也称为吸气-呼气循环或呼吸循环)的相位的信息。然而,这有时非常难以仅从声音导出,阻碍了自动分析。因此,根据本发明,同步的加速度计信号被用于监测吸气-呼气循环,并且提供呼吸特性、特别是呼吸深度的量度。

[0036] 所述运动信号可以表示并且可以被用于导出局部身体加速度、局部身体速度、局部身体位置/角度以及身体(例如,心脏和/或呼吸)声音。所述声音信号可以表示并且可以被用于导出吸气和/或呼气期间的异常肺音和异常肺音特性,例如异常肺音的数量,其已经通过使用所述运动信号被检测到。基于此,确定了对象的期望的心脏和/或呼吸疾病。

[0037] 应当注意,表达“异常肺音”应当大致在与特定肺或呼吸疾病有关的“特定或不定的肺(或呼吸)音”的意义上理解。这样的异常肺音特别是针对肺炎和充血性心力衰竭(CHF)的噼啪声,但是可以是其他肺音,诸如喘息声、鼾音、喘鸣、吸气喘气、胸膜摩擦音、或者针对相同和/或其他肺或呼吸疾病的黑曼征。

[0038] 实施例在本文中具体参考“噼啪声”被描述为“异常肺音”的一个范例。然而,每当在本文中具体参考(一个或多个)噼啪声时,这一般应当被宽泛地理解为对一个或多个“异常肺音”的参考,即,相应的范例和实施例一般也可以结合噼啪声之外的一个或多个其他异常肺音。

[0039] 因此,所提出的系统包括运动传感器和声音传感器(声学传感器)的组合,其使得能够(1)增强呼吸疾病诊断(例如肺炎检测)的特异性,(2)使得能够监测(在例如医院到家庭应用中的)异常肺音-特异性疾病的进展,并且(3)改善呼吸和脉搏率监测结果的准确度。通过所述两种感测模态的组合,改善了结果,因为分类更准确。当添加声音信号(声学信号)时,甚至能够使现有的基于加速度计的呼吸速率和脉搏率测量更准确并且伪影鲁棒。

[0040] 本发明的应用是对基于图集的肺炎检测的改进。目前,评价仅仅基于呼吸速率评价。然而,该方法的特异性非常低,因为已知许多非肺部状况(如脱水、贫血和发烧)也导致升高的呼吸速率。相比之下,吸气和/或呼气期间的肺音中的噼啪声的存在是肺炎的非常特异性的标志(尤其考虑目标人群)。异常肺音的量与针对呼吸体积被归一化的疾病的程度成比例。因此,将所感测到的声音与所感测到的运动相组合将允许针对呼吸深度/体积的归一化。

[0041] 此外,本发明允许趋势分析,为此目的,传感器应当使用例如衬片被保持在相同点处。

[0042] 在实施例中,根据所述传感器的测量结果,可以额外地导出心率(变异性)、心律失常、呼吸速率、相对呼吸深度、以及心脏和呼吸音性质(例如,分别为心音的存在或异常肺音的存在),其可以额外地被用于检测心脏和/或呼吸疾病。生理状况可以是心脏状态(例如,心力衰竭)或呼吸状态(例如,肺炎)。

[0043] 在优选实施例中,所述处理器被配置为将所检测到的异常肺音的计数、幅度和/或频率确定为异常肺音特性。该信息进一步有助于对心脏和/或呼吸疾病的检测。

[0044] 在另一实施例中,所述处理器被配置为将所述对象的呼吸的呼吸深度和/或呼吸速率确定为呼吸特性。该信息也进一步有助于对心脏和/或呼吸疾病的检测。

[0045] 在优选实施例中,所述处理器被配置为:将所检测到的异常肺音的计数确定为异常肺音特性;将所述对象的呼吸的呼吸深度确定为呼吸特性;基于所确定的呼吸深度对所确定的异常肺音计数进行归一化;并且确定与经归一化的异常肺音计数的量成比例的疾病的程度。因此,在该实施例中,为了适当地解读和监测随着时间的疾病进展,基于呼吸深度(作为呼吸特性)的归一化是优选的。此外,可以针对相对呼吸深度来归一化存在的肺音异常的程度(例如,计数、频率、幅度)。

[0046] 在另一实施例中,可以确定和评估异常肺音组分布和长度。疾病一般与异常肺音组的长度和计数的因子相关联,然而,其可以与异常肺音的数量相同。能够发现更多异常肺音、更长或更多异常肺音组。

[0047] 根据本发明,确定并且额外地评估异常肺音在吸气-呼气循环(如根据所检测到的吸气和呼气时段所确定的)中的相位。具体地,确定并且评估异常肺音在呼吸循环中的位置和计时。在特定疾病(例如,肺炎)中,噼啪声的计时能够给出关于严重度的信息。如果噼啪声也出现在吸气阶段中而不是使仅仅出现在呼气期间,则肺炎例如是相当严重的。

[0048] 加速度计可以被用作运动传感器以感测指示呼吸深度的具体身体位置的移动,并且被用于具体地通过针对呼吸深度的归一化、呼吸深度的标准化、呼吸循环的平均来改善点测量的准确度,并且允许对随着时间的疾病进展的趋势分析。

[0049] 在另一实施例中,所述处理器被配置为基于所述声音信号和/或运动信号来确定心脏特性,并且在对所述对象的心脏和/或呼吸疾病的检测中使用所确定的心脏特性。优选地,心率、心率变异性、和/或第三心音被确定为心脏特性。该信息可以进一步改善对心脏和/或呼吸疾病的检测。

[0050] 可以进一步预见的是,所述处理器被配置为:基于所述声音信号和/或所述运动信号来确定伪音,特别是咳嗽、发笑、讲话、打鼾和/或哭泣;并且被配置为在对所述对象的心脏和/或呼吸疾病的检测中考虑所述伪音。

[0051] 本发明优选被用于检测肺炎、肺水肿和心力衰竭中的一个或多个和/或监测随着时间的疾病进展。

[0052] 本发明能够被实施为专用的口袋大小的单独设备或者被实施为在可能已经包括加速度计、麦克风以及被连接到(专用)电子听诊器的选项的现有智能手机中的软件应用。

[0053] 所述声音传感器可以包括麦克风、空气压力传感器、加速度计和/或陀螺仪,并且所述运动传感器可以包括加速度计、陀螺仪和/或磁力计。

[0054] 优选地,所述声音传感器和所述运动传感器被布置在一个或多个衬片中,所述一个或多个衬片被配置用于被附接到所述对象的皮肤。

附图说明

[0055] 本发明的这些和其他方面将参考下文所描述的(一个或多个)实施例变得显而易见并将参考其得以阐述。在以下附图中:

- [0056] 图1示出了根据本发明的系统和设备的第一实施例的示意图，
- [0057] 图2示出了根据本发明的系统的第二实施例的示意图，
- [0058] 图3示出了根据本发明的用于检测对象的心脏和/或呼吸疾病的方法的流程图，并且
- [0059] 图4示出了根据本发明的用于噼啪声检测的方法的实施例的流程图。

具体实施方案

[0060] 图1示出了根据本发明的用于检测对象3的心脏和/或呼吸疾病的系统1和设备2的第一实施例的示意图。系统1包括用于感测由对象的身体生成的声音并生成表示所感测到的声音的声音信号的声音传感器4。声音传感器4例如可以是被声学地耦合到对象的身体(例如对,象的胸部)的麦克风。系统1还包括用于感测由对象的身体生成的运动并生成表示所感测到的运动的运动信号的运动传感器5。运动传感器5例如可以是被机械地耦合到对象的身体(例如,对象的胸部或腹部区域)的加速度计。

[0061] 为了将声音传感器4和运动传感器5耦合到对象的身体的相应部分,系统1包括耦合器件6。所述耦合器件6可以是保持传感器4、5的束带、或者是保持传感器4、5的自粘附衬垫、或者被布置在传感器4、5的底侧上以将它们粘附到对象的皮肤的粘合剂。传感器4、5也可以被组合到被附接到对象的身体的声音封装件中。

[0062] 由系统1的声音传感器4和运动传感器5采集的声音信号和运动信号例如可以通过使用用于数据传输的公共接口或单独接口以有线或无线的方式被传输到设备2。最后,系统1包括用于基于所获得的声音信号和运动信号来检测对象的心脏和/或呼吸疾病的设备2。

[0063] 在该实施例中,设备2是以有线或无线的方式与传感器4、5相耦合的单独设备。例如,经由网络(诸如Wifi网络、LAN网络、通信网络)或者经由任何其他方式(诸如蓝牙),信号由设备2从传感器4、5取回或者由传感器4、5主动发射。为了获得信号,设备2包括用于获得表示由对象的身体生成的声音的声音信号的声音输入部20以及用于获得表示由对象的身体生成的运动的运动信号的运动输入部21。

[0064] 此外,设备2包括用于处理所获得的声音信号和运动信号的处理部22。在所述处理中,基于运动信号来识别对象的吸气和/或呼气时段。此外,基于所述声音信号在吸气和/或呼气时段期间检测噼啪声(和/或其他肺声音;仅噼啪声将在下文中被用于解释)。根据所检测到的噼啪声来确定噼啪声特性,诸如指示噼啪声的数量的噼啪声计数。根据声音信号来检测对象的呼吸的呼吸特性。更进一步的,确定异常肺音在吸气-呼气循环中的相位。最后,基于所确定的噼啪声特性、所确定的呼吸特性以及所确定的异常肺音在吸气-呼气循环中的相位来检测对象的心脏和/或呼吸疾病。

[0065] 关于检测的结果的信息例如可以被发送至外部输出设备7,所述外部输出设备7可以是医生的设备(例如,医生的PC、工作站、智能手机、平板电脑等)、医院的站中的用于监测患者的中心监测器、或者对象3的设备(例如,对象3的PC、工作站、智能手机、平板电脑等)。所述输出设备也可以例如以用户接口(诸如监测器或显示器)的形式被集成到设备2中。

[0066] 图2示出了根据本发明的系统1'的第二实施例的示意图。在该实施例中,系统1'包括可以被附接到对象的胸部或背部的封装件8。封装件8可以包括传感器4、5和设备2。因此,所感测到的信号在封装件8中被直接处理。另外,接口9可以被提供用于经由线缆10(或者,

备选地,经由无线连接)输出所感测到的信号和/或由设备2执行的检测的结果。封装件8优选被安装在衬垫11上,衬垫11可以在底侧上具有粘合剂层,使得其能够被粘附到对象的皮肤。

[0067] 运动和声音信号的组合优选被同时采集,并且可以被用于通过对心率和呼吸速率(即,过高或过低)以及声音(例如,除肺音中的噼啪声之外的第三声音)中的异常的综合解读来诊断和/或监测心脏或呼吸疾病(例如,心力衰竭或肺炎)。

[0068] 本发明的优选应用是对基于图集的呼吸疾病检测的改进。已经发现吸气和/或呼气期间的肺音中的噼啪声的存在是最常见的呼吸状况中的两个的非常特异性的标志:肺炎和肺水肿。肺炎是非洲和亚洲的五岁之下儿童的死亡的头号原因,并且肺水肿是心力衰竭和静脉注射流体治疗相关的流体过载的很常见的并发症。

[0069] 对于所有这些状况,噼啪声的量与状况的程度和呼吸体积成比例。因此,为了适当地解读和监测随着时间的状况的进展,优选应用基于呼吸深度的归一化。这可以使用运动传感器来完成。具体身体位置(例如,胸壁或腹部部分)的移动指示呼吸深度,并且可以被用于(1)改善呼吸速率的点测量的准确度;并且允许(2)针对(相对)呼吸深度的噼啪声计数归一化;(3)呼吸循环的平均;(4)随着时间的疾病进展的趋势分析;以及(5)呼吸深度的协议的标准(例如,成年人的最小相对呼吸深度)。

[0070] 对于诸如加速度计的运动传感器,为了提供呼吸深度的绝对值,适当的患者和位置特异性校准可以是有利的。然而,即使没有校准,运动信号也能够被有益地应用以通过对不同呼吸循环的噼啪声特性求平均来改善准确度,并且比较相对的(即,未校准的)呼吸深度(其需要不同的对象之中的一致放置)。此外,比较不同的抽查(例如,为了确定趋势)总是需要在传感器位置和对对象姿态方面的相同测量条件。

[0071] 在图3中示出了根据本发明的用于检测对象的心脏和/或呼吸疾病的方法100的流程图。方法100包括以下步骤:

[0072] S10:获得表示由对象的身体生成的声音的声音信号;

[0073] S12:获得表示由对象的身体生成的运动的运动信号;

[0074] S14:基于所述运动信号来识别对象的吸气和/或呼气时段;

[0075] S16:基于所述声音信号来检测吸气和/或呼气时段期间的异常肺音;

[0076] S18:确定所检测到的异常肺音的异常肺音特性;

[0077] S20:基于所述声音信号来确定对象的呼吸的呼吸特性,并且确定所述异常肺音在吸气-呼气循环中的相位;并且

[0078] S22:基于所确定的异常肺音特性、所确定的呼吸特性以及所确定的异常肺音在吸气-呼气循环中的相位来检测对象的心脏和/或呼吸疾病。

[0079] 图4示出了根据本发明的用于噼啪声检测的方法200的实施例的流程图。在第一步骤S30中,一种或多种专用算法被应用于所述声音信号以进行噼啪声识别(例如,使用经由小波分析的分类(如例如在A.Kandaswamy、C.Sathish Kumar、R.P.Ramanathan、S.Jayaraman和N.Malmurugan在Computers in Biology and Medicine,第523-537页,2004上的“Neural classification of lung sounds using wavelet coefficients”一文中描述的)或者若干机器学习方法(如例如在K.Sundaraj、R.Palaniappan、N.U.Ahamed、A.Sundaraj和S.Sundaraj在IETE Technical Review,第30卷,第3期,第248-256页,2013上

的“Computer based respiratory sound analysis:a systematic review”一文中所描述的))。在第二步骤S32中,噼啪声特性(例如,计数、计时和/或幅度)是关于呼吸循环期间的时间点来确定的。在第三步骤S34中,噼啪声特性是通过使用所获得的加速度计信号作为针对空气流量和体积的近似来归一化的。在第四步骤S36中,噼啪声特性被表征,结合从运动信号获得的呼吸速率和/或(相对)深度信息,以诊断肺炎。

[0080] 在另一实施例中,咳嗽、讲话和哭泣也可以根据声音信号和/或运动信号来检测,并且可以有助于诊断的准确度。

[0081] 在所提出的系统的实际实施方案中,例如如在图2所示的专用衬片包括(一个或多个)运动传感器和(一个或多个)声音传感器的组合,不论是否位于身体上的不同位置处以及经由例如柔软薄片电流地连接到或无线地连接到处理器22,所述处理器22也可以是中央处理单元。运动可以通过(一个或多个)加速度计、(一个或多个)陀螺仪或(一个或多个)磁力计来测量。声音信号可以通过(一个或多个)麦克风、(一个或多个)加速度计或(一个或多个)陀螺仪来测量。多个运动传感器和/或多个声音传感器可以被应用以实现方向效果或声学回波消除等。这样的专用衬片具有其随着时间维持相同传感器位置的优点。这允许趋势分析,趋势分析是肺监测的非常重要的方面。

[0082] 在所述系统的另一实施例中,所有元件都可以被集成到便携式电子用户设备(诸如智能手机)中。一些现有智能手机已经包括运动传感器和声音传感器。因此,智能手机的处理器刚好例如可以通过使用应用程序(“app”)被对应地编程,以使得智能手机能够执行本发明的方法。智能手机的网络功能可以被用于与例如医院网络、外部输出设备或另一健康网络进行通信。可以由对象穿戴在他的例如夹克的口袋中的、尚不具有运动传感器和/或声音传感器的其他便携式电子用户设备(诸如智能手机或摄像机)可以被对应地装备,以能够执行本发明的方法。这样的便携式电子用户设备那么表示所提出的系统的实施例。

[0083] 一般地,所提出的系统和设备的不同实施例可以基于其临床应用来实施。所述传感器例如可以被嵌入在单个小衬片中,而且也在例如可以被嵌入在保持运动传感器在图集设备的位置上(左下肋处)并且保持(一个或多个)声音传感器更高在胸部上的更大的1-或L-形衬片中。

[0084] 值分段解以及连接的主要和次要护理涉及改善针对肺炎检测的非洲和亚洲使用情况。因为设备的成本是主要考虑因素,运动和声音功能可以被组合在单个传感器中,诸如高带宽加速度计/陀螺仪或者包括重膜的低频麦克风,例如(几乎)DC耦合的冷凝器或电介质麦克风、空气压力传感器、晶体麦克风等。

[0085] 对于医院到家庭和家庭护理,可以设计手持设备,所述手持设备能够被一般从业者、护士、医生或像家庭护理提供者和公共健康护理工作者的非医学(但是优选经训练的)人员用于对例如肺炎、心力衰竭和COPD患者的诊断或随访(其优选需要一致的放置和姿态)。

[0086] 本发明也可以被嵌入在能够针对例如肺炎、心力衰竭和COPD患者的医院到家庭工作的可穿戴衬片中。可穿戴衬片确保了规律的抽样检查测量总是在相同的身体位置处被执行。在相同的姿态以及关于患者的基本了解(例如,年龄、身高和体重)下执行测量,运动信号提供针对空气流量和体积的稳定近似,并且能够可靠地用于对肺音分析结果的归一化。这实现了对疾病进展或治愈过程的有效趋势分析。

[0087] 利用被附接到胸部或背部的传感器封装件同时采集的运动(加速度计、陀螺仪)和声音信号的组合也能够被用于改善跌倒检测的可靠性。

[0088] 对于患者监测,本发明也可以被嵌入在急诊部、重症监护室和手术室中针对患者的床旁监测器中,以监测在接收静脉注射流体的患者中的常见并发症(流体过载)的肺水肿的存在和程度。这对于自主呼吸以及对于机械通气患者有用,例如以引导ICU中的脱机过程。

[0089] 对于家庭呼吸护理,在生物医学成像单元中对睡眠质量强烈感兴趣。睡眠期间的睡眠呼吸暂停、打鼾以及咳嗽和活动的出现和特性(例如,速率、持续时间、强度和属性)是要收集的重要临床信息。被附接到身体的(一个或多个)运动传感器和(一个或多个)声音传感器的组合因此能够被额外地用于以高度一致和准确的方式来收集该信息。这例如能够被用于优化通气治疗(呼吸机和面罩的类型、呼吸机设置)并且改善睡眠位置和舒适性。

[0090] 与运动感测相组合的身体声音分析的想法能够在像对手术患者的术前训练(例如,以实施腹部呼吸)、警报(改善的跌倒检测)、用于音乐家和歌唱家的呼吸支持训练的额外使用情况。当存在麦克风以拾取环境声音时,智能警报、离床检测、跌倒检测、噩梦检测等的领域中的更多应用是可行的。

[0091] 尽管已经在附图和上述描述中详细图示并描述了本发明,但是这些图示和描述应当被视为是说明或示范性的,而非限制性的。本发明并不限于所公开的实施例。本领域技术人员通过研究附图、公开内容和从属权利要求,在实践所请求保护的本发明时,能够理解并实现所公开的实施例的其他变型。

[0092] 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。单个处理器或其他单元可以履行在权利要求中记载的若干项的功能。尽管在互不相同的从属权利要求中记载了特定措施,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。

[0093] 计算机程序可以被存储和/或分布在适当的介质上,诸如与其他硬件一起被提供或者作为其他硬件的部分被提供的光学存储介质或固态介质,但是所述计算机程序也可以以其他形式分布,诸如经由互联网或其他有线或无线通信系统分布。

[0094] 权利要求书中的任何附图标记都不应当被解释为对范围的限制。

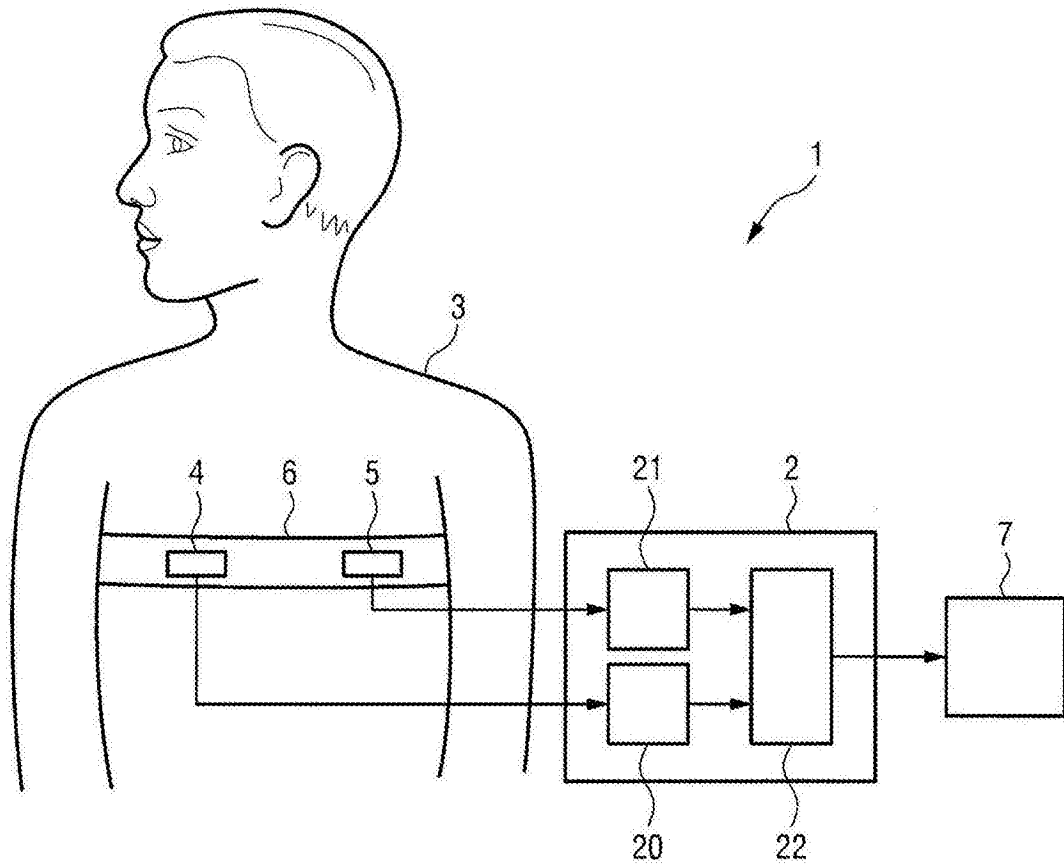


图1

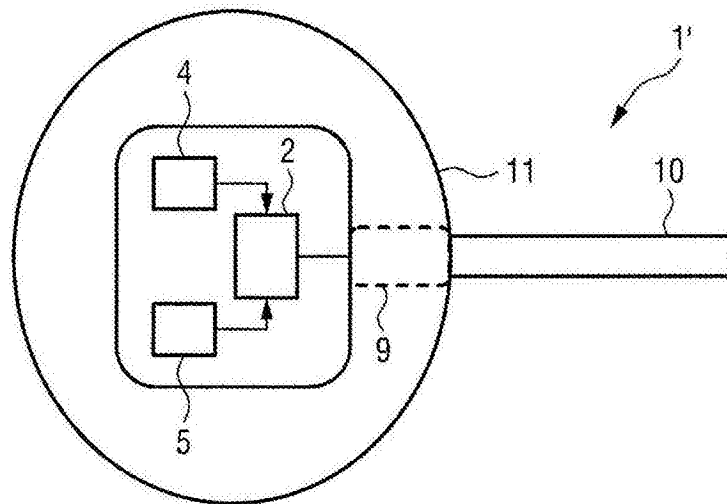


图2

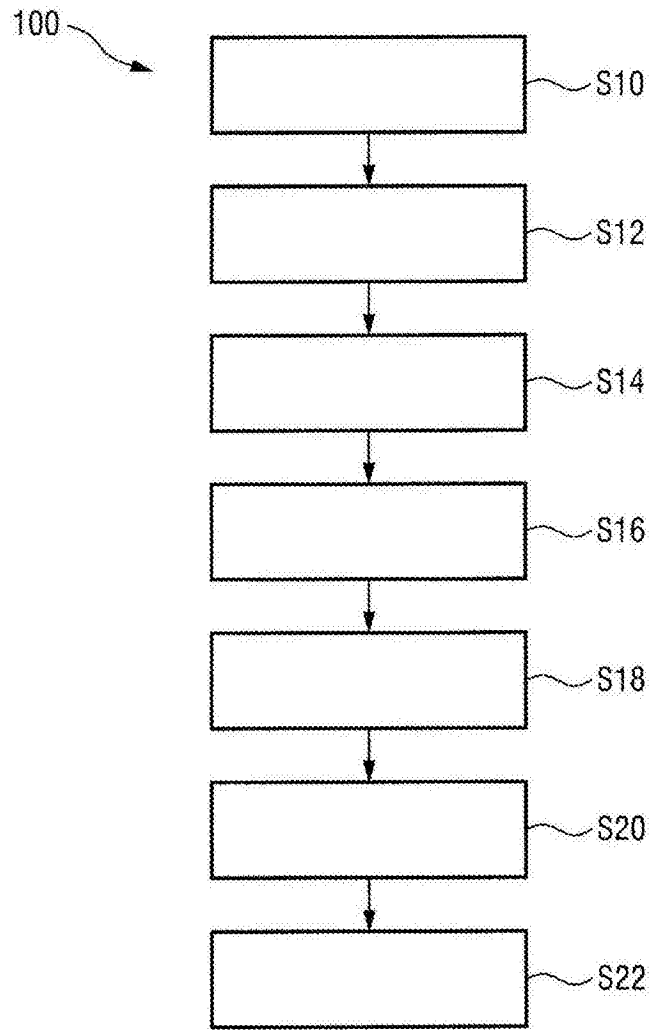


图3

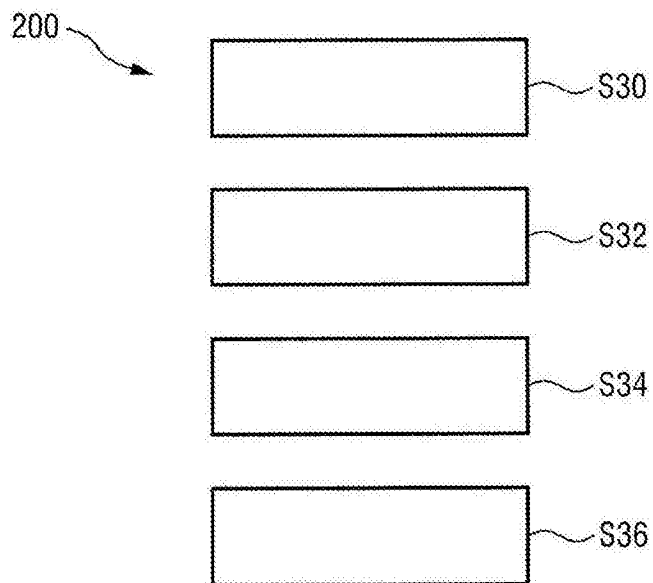


图4

专利名称(译)	用于检测对象的心脏和/或呼吸疾病的设备、系统和方法		
公开(公告)号	CN107529991A	公开(公告)日	2018-01-02
申请号	CN201680022302.6	申请日	2016-04-15
[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	JAHM卡尔曼 J V W S 韦特 R拜泽梅尔		
发明人	J·A·H·M·卡尔曼 J·V·W·S·韦特 R·拜泽梅尔		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/08 A61B5/113 A61B7/00		
CPC分类号	A61B5/08 A61B5/1135 A61B5/4842 A61B5/6831 A61B5/6833 A61B7/003 A61B5/0205		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	2015163872 2015-04-16 EP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及用于检测对象的心脏和/或呼吸疾病的设备、系统和方法。所提出的设备包括：声音输入部(20)，其用于获得表示由所述对象的身体生成的声音的声音信号；运动输入部(21)，其用于获得表示由所述对象的身体生成的运动的运动信号；以及处理器(22)，其用于对所获得的声音信号和运动信号进行处理。该过程包括：基于所述运动信号来识别所述对象的吸气和/或呼气时段；基于所述声音信号来检测吸气和/或呼气时段期间的异常肺音；确定所检测到的异常肺音的异常肺音特性；基于所述声音信号来确定所述对象的呼吸的呼吸特性；确定所述异常肺音在吸气-呼气循环中的相位；并且基于所确定的异常肺音特性、所确定的呼吸特性以及所确定的异常肺音在吸气-呼气循环中的相位来检测对象的心脏和/或呼吸疾病。

