



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108472014 A

(43)申请公布日 2018.08.31

(21)申请号 201680075482.4

(22)申请日 2016.11.11

(30)优先权数据

1519985.4 2015.11.12 GB

1614633.4 2016.08.30 GB

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.06.22

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2016/077426 2016.11.11

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/081247 EN 2017.05.18

(71)申请人 雷斯皮诺尔公共有限责任公司

地址 挪威奥斯陆

(72)发明人 N·苏伊 M·埃里克森

N·贝拉尔-安德森

(74)专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

利商标事务所 11038

代理人 曹瑾

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

A61B 5/113(2006.01)

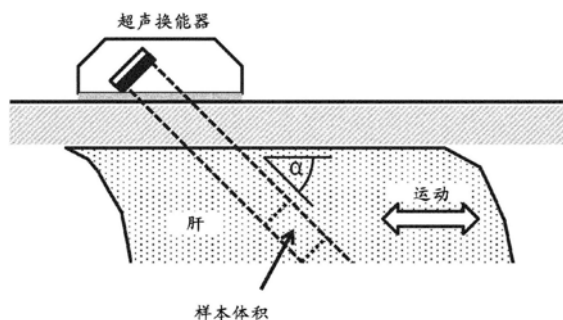
权利要求书2页 说明书9页 附图5页

(54)发明名称

用于呼吸监视的超声方法和装置

(57)摘要

一种非侵入性地监视患者呼吸的方法,包括:朝着患者身体的内部结构将超声发送到体内,内部结构是肝、脾或肾之一;选择深度范围;针对至少第一回声信号和第二回声信号在沿着深度范围的多个点处测量来自内部结构的超声回声信号的相位,第一回声信号和第二回声信号在不同时间被接收;通过参考第一回声信号和第二回声信号之间测得的相位的差异来检测患者腹部内的内部结构的运动;并由此通过将内部结构的移动与呼吸引起的移动相关联来监视患者的呼吸。



1. 一种非侵入性地监视患者呼吸的方法,包括:

朝着患者身体的内部结构将超声发送到体内,内部结构是肝、脾或肾之一;

选择深度范围;

针对至少第一回声信号和第二回声信号在沿着深度范围的多个点处测量来自内部结构的超声回声信号的相位,第一回声信号和第二回声信号在不同时间被接收;

通过参考第一回声信号和第二回声信号之间测得的相位的差来检测患者腹部内的内部结构的运动;以及

由此通过将内部结构的移动与呼吸引起的移动相关联来监视患者的呼吸。

2. 如权利要求1所述的方法,其中深度范围是基于感兴趣的内部结构和/或基于患者的先前评估来选择的,并且其中深度范围被选择为覆盖内部结构的足够部分,使得如果由于某种原因来自该范围的一部分的信号弱,那么在该范围内总会有邻近的组织区域具有可以被代替使用的足够的回声强度。

3. 如权利要求1或2所述的方法,其中内部结构是肝并且所选择的深度范围是2-5cm。

4. 如权利要求1、2或3所述的方法,其中沿波束方向的超声样本体积的尺寸在2至5cm的范围内。

5. 如前述权利要求中任一项所述的方法,包括使用未聚焦的或仅稍微聚焦的超声波束来将超声发送到体内。

6. 如前述权利要求中任一项所述的方法,其中内部结构的运动是基于沿着深度范围的多个点处测得的相位以及在不同时间接收到的至少两个回声信号的相位的差来计算的,并且该方法包括计算组织的位移作为沿着超声声束的平均值,其中在计算平均位移之前在沿着深度范围的多个点处的位移的观测值通过它们的信号强度被加权。

7. 如前述权利要求中任一项所述的方法,其中随着时间的推移监视测得的相位,以便识别深度范围上不同点处的至少第一回声信号与第二回声信号之间随时间的相位的差。

8. 如前述权利要求中任一项所述的方法,其中沿深度范围的多个点包括至少两个提供高于给定阈值的回声信号的点。

9. 如前述权利要求中任一项所述的方法,包括使用干涉测量法来确定返回的超声回声的相位并将在不同深度处的超声测量结果之间的相移累积地求和,以确定结构的位移。

10. 如前述权利要求中任一项所述的方法,包括确定组织内沿深度范围的两个或更多个位置处的由运动引起的相移,并确定平均相移以确定运动。

11. 如权利要求10所述的方法,其中平均相移是多个相移测量结果的强度加权平均。

12. 如前述权利要求中任一项所述的方法,其中超声波束以与内部结构的运动向量非垂直的角度(α)被发送。

13. 如权利要求12所述的方法,其中非垂直的角度低于 60° 并且优选地低于 45° 。

14. 如前述权利要求中任一项所述的方法,包括根据运动确定一个或多个导出的呼吸特性,诸如呼吸模式、呼吸速率和/或潮气量。

15. 一种用于用机械呼吸机支持患者的方法,包括如前述权利要求中任一项所述的非侵入性地监视患者呼吸。

16. 如权利要求15所述的方法,包括基于被监视的呼吸使机械呼吸机的操作与患者的呼吸同步,和/或控制机械呼吸机的操作以便响应于检测到患者贡献而提供压力辅助。

17. 如权利要求15或16所述的方法,其中患者正在经历自主呼吸试验,并且该方法包括在一段时间内减少或移除机械通气支持并在此时间期间监视呼吸,以确定成功自主呼吸试验的可能性。

18. 一种用于非侵入性地监视患者呼吸的超声装置,该装置包括:

至少一个超声换能器元件,用于放置在患者身上,以瞄准患者身体的内部结构;以及控制器,用于控制超声换能器元件并处理超声信号;

其中控制器被布置为:朝着患者身体的内部结构向体内发送超声;在沿用户可选的深度范围的多个点处测量从内部结构接收到的超声回声信号的相位;对于至少第一回声信号和第二回声信号测量相位,第一回声信号和第二回声信号是在不同时间被接收的;通过参考第一回声信号与第二回声信号之间测得的相位的差来检测患者腹部内的内部结构的运动;并由此监视患者的呼吸。

19. 如权利要求18所述的装置,其中控制器被布置为执行如权利要求1至17中任一项所述的方法。

20. 如权利要求18或19所述的装置,包括监视器,该监视器向观测者提供关于测得的组织的运动的信息和/或从运动导出的呼吸特性。

21. 一种机械通气系统,包括用于向患者提供支持的机械呼吸机和如权利要求18、19或20所述的用于非侵入性地监视患者呼吸的装置。

22. 如权利要求21所述的机械通气系统,其中该系统被布置为基于所监视的呼吸使机械呼吸机的操作与患者的呼吸同步,和/或控制机械呼吸机的操作,以便响应于检测到患者贡献而提供压力辅助。

23. 如权利要求21或22所述的机械通气系统,其中所述系统被布置为通过在一段时间内减少或移除机械通气支持并在此时间期间监视呼吸以确定成功自主呼吸试验的可能性来执行自主呼吸试验。

用于呼吸监视的超声方法和装置

技术领域

[0001] 本发明涉及用于监测医疗或手术患者的呼吸,特别是使用超声监视的非侵入性方法和装置。

背景技术

[0002] 呼吸的测量和监视对于治疗各种各样的医疗状况至关重要,在所述治疗中错误对患者造成严重后果,并且与社会的可观经济成本相关。胸部隔膜是主要的呼吸肌,其功能障碍可以是许多呼吸障碍和病症的症状。

[0003] WO 2004/049951公开了一种呼吸监视器,其包括超声换能器阵列,该超声换能器阵列具有定位在肋间空间中的多个单独的换能器元件,以便跨越患者胸部隔膜运动区域的至少一部分。因为空气具有比组织低得多的声阻抗,所以当肺部受声波作用(insonate)时,超声束的反射明显得多。通过测量接收信号的强度,有可能通过使用沿着下部肺边界的运动方向定位的多个换能器来确定患者的肺的存在,并因此确定吸气的程度。

[0004] 根据另一种现有技术,隔膜的运动可以替代地通过常规的超声成像技术来测量。超声脉冲束经由肝从下方朝着隔膜从换能器瞄准到皮肤表面上。然后可以从隔膜中检测到明显的强烈回声,因为它是光滑的镜面。然后可以使用超声换能器与该回声之间的距离变化来测量偏移(excursion)的量值。代替仅使用窄光束(M模式),还可以使用实时二维超声图像(B模式),其具有确保更好的解剖定位的附加优点。

发明内容

[0005] 期望提供进一步的用于呼吸监视的方法。

[0006] 本发明提供了一种非侵入性地监视患者呼吸的方法,包括:朝着患者身体的内部结构将超声发送到体内,内部结构是肝、脾或肾之一;选择深度范围;针对至少第一和第二回声信号在沿着深度范围的多个点处测量来自内部结构的超声回声信号的相位,第一和第二回声信号在不同时间被接收;通过参考第一和第二回声信号之间测得的相位的差异来检测患者腹部内的内部结构的运动;并由此通过将内部结构的移动与呼吸引起的移动相关联来监视患者的呼吸。

[0007] 已经发现,内部结构的移动密切反应由呼吸引起的移动(诸如胸部膈膜的移动),这进而可以用于监视患者的呼吸。隔膜是主要的吸气肌,并且连续监视可以在各种环境中为决策者提供支持和增加信息,因此使其成为呼吸系统疾病应用和急诊室环境的手术室的“技术平台”。令人惊讶的是,如第一方面的内部结构的移动可以可靠地映射到病人的呼吸。例如,深度范围可以基于感兴趣的内部结构和/或基于患者的先前评估(包括早期的非侵入性成像)来选择。对于肝,可以选择2-5cm的深度范围。深度范围被选择为覆盖内部结构的足够部分,使得如果由于某种原因来自该范围的一部分的信号弱,如在光束瞄准穿过诸如血管或胆管的低回声区域的情况下可能发生的,那么在该范围内总会有邻近的组织区域具有可以被代替使用的足够的回声强度。

[0008] 感兴趣的内部结构一般由固体组织构成,并且一般以固体形式移动。它们不是液体或气体填充的,诸如血管、胆囊或肠道。它们进一步具有足够的尺寸以致由呼吸引起的移动不会导致组织完全移出视野。超声是非侵入性的、有效的并且可以长时间使用而不会伤害患者。因此,例如,如果需要,那么换能器可以在患者身上保持数小时、数天甚至数周,同时连续监视呼吸。

[0009] 沿着波束方向的超声样本体积的尺寸优选地在2至5cm的范围内。这将改善信号的幅度稳定性并避免在较小的样本体积可能碰巧完全处于血管或胆管内的情况下漏失(drop-out)。

[0010] 该方法可以使用未聚焦的或仅稍微聚焦的超声波束。这样做增加了当运动处于偏离声束方向的方向时观测组织中各个散射元件的时间,并且将提高所估计的运动和速度的准确度。

[0011] 内部结构的运动是基于沿着深度范围的多个点处测得的相位以及在不同时间接收到的至少两个回声信号的相位差来计算的。这可以通过沿着超声声束计算组织的位移作为平均值来实现,其中在计算平均位移之前沿着深度范围的多个点处的位移的观测值(observation)通过它们的信号强度被加权。要注意的是,在这种情况下,位移与相位直接相关,因此相位差可以被认为与位移差类似。随着时间的推移监视测得的相位,以便识别深度范围上不同点处的至少第一和第二回声信号之间随时间的相位差异。第一和第二回声信号可以是连续的信号,或者它们可以被其它回声信号隔开。随时间的相位差异可以通过超过两个的回声信号来确定。沿深度范围的多个点包括至少两个提供足够强度(例如超过给定阈值的强度)的回声信号的点。可以使用三个点或更多个点。该方法可以包括使用干涉测量法来确定返回的超声回声的相位并将在不同深度处的超声测量之间的相移累积地求和,以确定结构的位移。

[0012] 该方法可以包括确定组织内沿深度范围的两个或更多个位置处的由运动引起的相移,并确定平均相移以确定运动。这样做将以改善的准确度确定运动。可以使用两个或更多个换能器独立地测量多个位置,或者可以在来自单个换能器的超声波束的不同深度处测量多个位置。如上所述,平均值优选地为多次测量的强度加权平均值。诸如肝之类的固体组织具有散射超声的结构不规则性,并且从组织接收到的回声将是来自这种散射元件的个体贡献的总和。由于总和由各自具有相位和幅度的单独向量组成,因此总和偶尔会接近零,从而产生以回声信号丢失为特征的奇异性(singularity)。当通过分析相位变化来测量组织运动时,这成为一个问题。当信号变得接近于零时,可能发生相当不可预测的相位变化,从而导致组织位置的估计中的持续错误。这可以通过对来自一定范围的位置的相位变化进行多次观测并计算由信号强度加权的平均相位差来克服。

[0013] 来自换能器的超声波束应当与内部结构的运动向量(即,患者的颅尾方向)成非垂直角度(θ)。优选地,该角度低于 60° ,更优选地低于 45° 。

[0014] 该方法还可以包括根据运动确定一个或多个导出的呼吸特性,包括呼吸模式、呼吸速率和潮气量。

[0015] 上述技术可以特别适用于从机械呼吸机接受支持的患者。因此,在各种实施例中,患者可以从机械呼吸机接收支持或正在进行自主呼吸试验以移除来自机械呼吸机的支持。

[0016] 该方法可以包括基于被监视的呼吸来设置机械呼吸机的初始或持续操作参数。

[0017] 该方法可以包括基于被监视的呼吸使机械呼吸机的操作与患者的呼吸同步,例如由机械呼吸机提供的压力辅助的频率或相位。在一个实施例中,可以控制机械呼吸机的操作,以响应于检测到患者贡献而提供压力辅助。

[0018] 在患者正在进行自主呼吸试验的情况下,该方法可以包括减少或移除机械通气支持一段时间,诸如5至30分钟,并且在这段时间内监视呼吸,以确定成功自主呼吸试验的可能性。该方法还可以包括优选地在小于试验的持续时间(例如,小于25分钟)内确定患者成功完成自主呼吸试验的可能性低于预定阈值,并且在不必要的患者病情复杂化之前返回机械通气支持。

[0019] 在进一步的实施例中,患者可以是创伤患者、心脏骤停患者、脊髓损伤患者、肺部患者(诸如COPD患者)或术后患者。

[0020] 本发明还提供了一种用于非侵入性地监视患者呼吸的超声装置,该装置包括:至少一个超声换能器元件,用于放置在患者身上,以瞄准患者身体的内部结构;以及控制器,用于控制超声换能器元件并处理超声信号;其中控制器被布置为朝着患者身体的内部结构向体内发送超声;在沿用户可选的深度范围的多个点处测量从内部结构接收到的超声回声信号的相位;对于至少第一和第二回声信号测量该相位,第一和第二回声信号是在不同时间被接收的;通过参考第一和第二回声信号之间测得的相位的差异来检测患者腹部内的内部结构的运动;并由此监视患者的呼吸。

[0021] 该装置用于包括肝、脾和肾在内的内部结构,并且因此被布置为处理来自那些内部器官的超声回声信号,以便通过将那些器官的移动与由呼吸引起的移动相关联来监视患者的呼吸。可以有单个超声换能器元件用于既发送又接收超声,或者可替代地可以使用多个超声换能器元件。该装置可以包括允许用户选择深度范围的输入设备。

[0022] 控制器可以被布置为执行如上讨论的方法步骤。例如,内部结构的运动可以基于在沿着深度范围的多个点处测得的相位以及在不同时间接收到的至少两个回声信号的相位差通过计算组织沿着超声声束的位移作为平均值来计算,其中在计算平均位移之前,沿着深度范围的多个点处的位移的观测值通过它们的信号强度被加权。

[0023] 该装置可以包括定位在换能器和皮肤之间的接触层。接触层可以由粘合材料制成。接触层包括允许超声传输的超声接触凝胶、胶水或胶带材料,诸如在W02011/135288中所描述的透声(sonolucent)硅树脂胶带。凝胶、胶水和胶带也可以以各种组合使用。接触层可以包括在表面与主体接触之前可以被去除以暴露粘合剂的可去除保护盖。

[0024] 适于与患者身体接触的装置的表面被配置为提供与身体表面的保形接触。

[0025] 该装置可以包括用于给装置的零件供电的至少一个电源。

[0026] 换能器可以通过导线或通过(短程)数字或模拟无线电通信连接到处理电路系统,处理电路系统可以提供来自目标组织的信号。处理电路系统可以是部分或完全数字的。

[0027] 该装置可以包括监视器,该监视器向观测者(例如,医生或患者)提供关于组织的测得的运动的信息(或从运动导出的呼吸特性)。处理电路系统和/或监视器可以提供对所执行的测量的控制。

[0028] 优选地,该装置是适于使患者在正常生活期间可以佩戴该设备的便携式设备。这允许在医院环境外进行连续监视,并采用非侵入性和安全技术。

[0029] 如上所述,装置(并且优选地是该装置的处理电路系统)可以确定通过以下任何一

项获得的内部结构的位移;对使用多普勒效应检测到的内部结构的速度进行积分;反射波的相位的干涉测量分析;内部结构内的超声斑点的映射;以及确定一个或多个解剖标志的位移。

[0030] 该装置可以有利地与机械呼吸机一起用在机械通气系统中,并且因此本发明延伸到这样一种系统,其中机械呼吸机用于向患者提供支持,并且该装置用于在经由机械呼吸机的支持期间非侵入性监视患者的呼吸。

[0031] 机械通气系统可以被布置为基于所监视的呼吸使机械呼吸机的操作与患者的呼吸同步,和/或控制机械呼吸机的操作以便响应于检测到患者贡献而提供压力辅助。该系统可以被布置为通过在规定时间内减少或移除机械通气支持并在此期间监视呼吸以确定成功自主呼吸试验的可能性来执行自主呼吸试验。

附图说明

[0032] 现在将仅通过示例并参考附图更详细地描述本发明的某些优选实施例,其中:

[0033] 图1示出了连接到用于监视呼吸的系统的患者;

[0034] 图2示出了穿过患者的局部垂直横截面,图示了系统的超声换能器;

[0035] 图3示出了用于超声换能器的示例性输入和输出数据;以及

[0036] 图4和5示出了系统的处理电路系统和信号处理的示意图。

具体实施方式

[0037] 公开了一种系统和方法,用于执行超声干涉测量以产生活体内组织结构的至少一个测量,以获取生理信号;来自这些信号的数据可以被用于监视和诊断目的。进一步的实施例还可以允许监视导出的信号,诸如呼吸模式、呼吸速率和潮气量。

[0038] 由于若干内脏器官,特别是上腹部的器官(诸如肝、脾和肾),随着呼吸而移动,它们的运动可以被用于间接地监视呼吸,即,不直接监视肺或膈膜。肝尤其是一个有用的目标。肝是一大块组织,从而允许将超声换能器放置在皮肤表面上,而不需要任何精确的解剖学指导,并且可以由身体外部的超声容易地进入。脾比肝小,并且可以被气穴掩藏,但仍然呈现了一个可行的目标。肾同样比肝小并且更难以进入,但是也随着呼吸而显著移动。

[0039] 该装置在图1和2中示出,并且由若干部分组成,包括处理电路系统、至少一个超声换能器以及要定位在换能器和皮肤之间的接触层。接触层可以由粘合材料制成。该装置还包括至少一个电源(未示出),用于根据它们的要求为设备的零件供电。这些零件中的几个可以集成在单个单元中。

[0040] 换能器通过接触层耦合到患者身体,接触层可以是允许超声传输的超声接触凝胶、胶水或胶带材料,诸如W02011/135288中所描述的透声硅树脂胶带。凝胶、胶水和胶带也可以以各种组合使用。与患者身体接触的表面被配置为提供与身体表面的保形接触。使用胶带将换能器应用于活体的方法可以包括在表面与身体接触之前去除保护盖以暴露粘合剂。

[0041] 换能器通过导线或通过短程数字或模拟无线电通信连接到处理电路系统,处理电路系统提供来自目标组织的信号。处理电路系统被配置为处理来自换能器的信号,以导出目标组织的运动的测量。处理可以是部分或完全数字的。

[0042] 该装置可以制成便携式的,使得患者可以正常生活,同时仍然用非侵入性和安全技术持续监视。即,包括至少换能器和处理电路系统的系统具有合适的尺寸和重量,以使其可以在患者身体上携带而不妨碍常规激活,并且接触层包括足够强的粘合剂,使得换能器在这些活动期间保持与皮肤接触。

[0043] 系统还可以包括监视器,其向人类观测者(例如,医生或患者)提供关于从组织测得的运动参数的信息。处理电路系统和/或监视器可以提供对所执行的测量的控制。

[0044] 如图2中所示,来自至少一个超声换能器的超声脉冲波被发送到体内,并且反射的回声信号被用于基于响应(例如,相继的超声脉冲之间的相移)来估计目标区域的特性。

[0045] 处理电路系统基于目标内部结构的运动模式来计算组织运动参数,诸如速度或其它导出的参数。

[0046] 已显示肝的运动紧密跟随胸部膈膜肌的运动,并且因此肝运动的测量将成为直接测量膈膜运动的良好替代品。

[0047] 基于多普勒的技术可以用于估计组织和流体的运动。超声脉冲被发射到组织中,并且从预设深度(由每个脉冲的发射与对应的接收门之间的可调延迟确定(参见图3))接收到的回声被处理,以便检测和测量与组织速度相关的频率偏移。随时间对速度的积分将给出组织的位移。由于在给定时间点信号的相位由过去频率的时间积分确定,因此我们可以替代地直接使用回声信号的相位变化作为组织位移的测量。这种技术(干涉测量法)通常用于通过计数光波周期来准确测量距离。

[0048] 当一块组织移动距离(s)时,从组织接收的超声回声的相位变化($\Delta\phi$)将是:

$$[0049] \quad \Delta\phi = 4\pi \frac{s}{\lambda} \cos(\alpha)$$

[0050] 其中 λ 是超声的波长,并且 α 是超声波束的方向与运动向量(即,患者的颅尾方向)之间的角度。

[0051] 由于波长取决于频率(f_0)和声速(c),因此我们也可以这样写:

$$[0052] \quad \lambda = \frac{c}{f_0} \text{ 和 } \Delta\phi = 4\pi \frac{f_0 s}{c} \cos(\alpha)$$

[0053] 参考图3,由换能器发射和接收的每个超声波串将给出回声信号相位的一个值。为了跟踪相位改变,两个相继的超声回声之间的最大相位角必须在从 $-\pi$ 到 π 的区间内,以便被唯一地定义。相继的超声脉冲之间的组织运动的最大距离将是:

$$[0054] \quad d_{\max} = \frac{\lambda}{4 \cos(\alpha)} = \frac{c}{4 f_0 \cos(\alpha)}$$

[0055] 这确立了超声频率、脉冲发射的重复频率(f_{prf})、声速、声束角和脉冲之间的组织的最大位移之间的关系,并且因此也确立了可以观测到的最大组织速度。限制等于脉冲多普勒技术的速度限制。

$$[0056] \quad V_{\max} = \frac{c \cdot f_{\text{prf}}}{4 f_0 \cos(\alpha)}$$

[0057] 处理电路系统在图4和5中示意性地示出,并且基于信号处理方案,即,有点类似于用于血流速度测量的脉冲多普勒技术。主要区别是:

[0058] • 较低的操作频率:来自红血球的超声的散射和反射是非常依赖频率的,并且在较高频率下示出强烈的增加。固体组织的散射特性不具有如此明显的频率依赖性。因此,较低的操作频率对于记录固体组织中的运动可能是优选的。典型的频率范围是从0.5到5MHz。

[0059] • 较低的整体增益:来自固体组织的回声比来自血液的回声强大约40-60dB,因此可以相应地减小返回回声的放大率和/或发射的超声强度。

[0060] • 不同的过滤器设置:为了移除来自缓慢移动的固体组织元素的回声成分而在血流速度测量中使用的“壁”过滤器必须被设置为低得多的值,以便允许处理来自缓慢移动的组织的回声信号。取决于系统的操作频率,用于记录呼吸运动的优选过滤器设置在范围0.01-0.1Hz中。这个滤波器的主要目的是补偿电子电路中的漂移以及超声发射和接收电路之间的信号泄漏。

[0061] • 较大的样本体积:在血流速度测量期间,使用窄超声波束,并且所发射的超声波束串短,通常为1-10μs,与大约0.75至7.5mm的轴向分辨率对应。沿着波束方向的越大体积对于记录呼吸运动越优选,优选地具有在1至5cm范围内的尺寸,这与13至65μs的接收门持续时间对应。这将改善信号的幅度稳定性,并且如果样本体积碰巧完全处于血管或胆管内则避免漏失。取决于换能器在身体表面上的位置并且取决于身体和内部结构尺寸,从换能器到样本体积中心的典型距离将在5至15cm的范围内。当运动处于偏离声束方向的方向上时,为了增加组织中的单个散射元素的观测时间,使用未聚焦的或仅稍微聚焦的超声波束可能也是有利的,并且将改善估计的运动和速度的准确性。

[0062] • 相位跟踪和求和而不是傅立叶分析:代替表示速度分布的傅里叶谱的重复计算,计算从所选深度范围返回的回声信号的相位。这种计算可以基于信号的希尔伯特(Hilbert)变换,或基于信号的同步解调,从而给出表示相位向量的实部和虚部两者的复合信号,如图4和5中所示。

[0063] 根据如上所述获得的一系列相位向量,组织位移被计算为相位差的累积和。如果P是从相继的超声脉冲发射和接收中获得的一系列相位向量,那么由样本编号n处的总位移引起的累积相移(Φ_{cum})变为:

$$[0064] \quad \phi_{cum} = \sum_{p=1}^n \Delta\phi = \sum_{p=1}^n \arg(P_p \overline{P_{p-1}})$$

[0065] 然后可以如下计算组织位移(S):

$$[0066] \quad S = \frac{\lambda \phi_{cum}}{4\pi \cos(\alpha)}$$

[0067] 累积的相位和组织位移也可以根据描述回声相位的复向量的符号变化模式来计算。这可以被实现为由从相位向量的实部和虚部的符号导出的两位信息控制的递增/递减计数器电路。

[0068] 每次向量以逆时针次序进入新象限时,计数器应当递增,并且当以顺时针次序进入新象限时递减。这种方案可以通过仅需要模拟和数字电路之间低速两位数字接口来实现,从而导致其简单的低功率实现。从计数的数字(N)可以如下计算组织位移:

$$[0069] \quad S = \frac{N\lambda}{8\cos(\alpha)}$$

[0070] 肝和脾移动相当均匀并且与呼吸是线性的。因此,如上面所讨论的,当超声波束瞄准这些组织中的一个时,沿着超声波束方向在进入组织的大范围的距离内将观测到大约相同的速度。这与利用多普勒技术的血流测量相反,其中沿着波束方向预期流体速度有相当大的变化。

[0071] 假设由固体组织运动引起的超声回声中的相移估计的稳健性和准确性可以通过对来自沿着超声波束的几个位置的相位的观测求平均来改善是合理的。

[0072] 固体组织(诸如肝)具有散射超声的结构不规则性。从组织接收到的回声将是来自这些散射元件的各个贡献的总和。由于总和由各自具有相位和幅度的单独向量组成,因此总和可能偶尔会接近零,从而产生以回声信号丢失为特征的奇异性。当通过分析相位变化来测量组织运动时,这成为一个问题。当信号变得接近于零时,可能发生相当不可预测的相位变化,从而导致组织位置的估计中的持续错误。

[0073] 这可以通过以下来克服:对沿着声束的一定范围的位置(深度)进行相位变化的多个或连续观测,并且计算由信号的强度加权的平均相位差($\Delta\phi$),然后进一步处理这些相位值以给出如上所述的组织速度和位移。由于沿着波束在给定位置处的强度可以由于组织运动而从超声的一个脉冲到下一个脉冲不同,因此在执行强度加权的相位的计算时必须考虑来自那个位置的当前和前一个超声回声两者的强度。

[0074] 这可以如下完成:

[0075] 从两个相继的超声脉冲(编号为 n 和 $n+1$)接收到的回声被复解调,以给出作为进入组织的时间或深度的函数的复回声信号的两个采样时间序列($P_n(t)$ 和 $P_{n+1}(t)$)。 (t) 的范围被设置为覆盖沿着声束的将用于计算的距离。为了计算相位差,计算 P_{n+1} 和 P_n 的复共轭的乘积:

$$[0076] \quad Q(t) = \overline{P_n(t)} P_{n+1}(t)$$

[0077] 包含在 Q 中的相位现在将是作为时间(和距离)的函数的 P_{n+1} 与 P_n 之间的相位差,并且 Q 的绝对值将是来自 P_{n+1} 和 P_n 的回声幅度的乘积,其是用于在计算平均相位值的过程中进行加权的合适因子。现在可以通过 Q 中的元素的简单求和并计算总和的相位角来完成 P_{n+1} 与 P_n 之间的加权相位差的计算:

$$[0078] \quad \Delta\phi = \arg(\sum Q)$$

[0079] 对于接收的回声信号的相继对(P_{n+1} 和 P_{n+2} , P_{n+2} 和 P_{n+3} , P_{n+3} 和 P_{n+4} 等等),重复这一过程,以计算组织在更长时间段内的累积相移和运动。

[0080] 可以优化确定方法性能的若干参数(在括号中示出建议的范围),诸如发射频率(例如,1-10MHz)、发射波串的持续时间(例如,0.5至100 μ s)、同步解调器的带宽(例如,10kHz-2MHz)以及用于计算的肝或脾内的深度范围的长度(例如,0.5-10cm)。

[0081] 该方法增加了在波束意外横穿肝内充满流体的区域(诸如血管、胆管或囊肿)的情况下的稳健性。这些结构内的流体给出的回声比周围固体组织的回声弱得多(大约弱-40dB或更多),并且如果测量部位碰巧位于这种结构内,那么可能导致明显的信号丢失。当组织相对于声束以一定角度来回移动时,这很可能发生。利用上述强度加权的相位计算方法,由于数据沿着波束在更大的距离上收集,从而总是确保固体组织的某个部分对信号有贡献,因此将消除这个问题。

[0082] 如将认识到的,上面的装置提供了患者腹部内的内部结构(诸如像肝或脾的固体组织)的运动的测量,其紧密跟随膈膜的运动。这进而可以用于需要监视呼吸的任何应用,并且可以替代或与已知的设备(诸如呼吸带、流量计、肺活量计、鼻温度传感器、压力传感器和雷达系统)组合使用。

[0083] 但是,该技术也可以用于监视患者的呼吸以用于其它应用。例如,可以通过提取可以被解释为肺活量测定值的替代的呼吸运动的信息和模式来执行肺功能的表征。

[0084] 本发明的另一个医学应用是监视机械通气的患者并帮助呼吸机与患者之间的同步。另一个用途是当患者与呼吸机分离时监视运动,以表征胸部膈膜的运动并尽早确定患者是否可以成功断开机械通气。它也可以用于患者的随访。

[0085] 在启动机械通气期间或当启动机械通气时,用于监视呼吸的技术可以被用于指导机械通气压力和/或CPAP(持续的正气道压力)设置。当吸入压力增加时,肺将首先膨胀,然后它们的体积将达到平稳状态(plateau),其中进一步的压力增加不会改善通气,并可能造成伤害。这可以通过监视上腹部器官的逐渐向下的位移来避免。

[0086] 该方法还可以用于监视机械通气支持的患者,目的在于检测患者自己的呼吸努力。这种努力可能表明呼吸机设置不正确,或者患者镇静不足。

[0087] 这种技术还可以用于使机械呼吸机的操作与患者的呼吸努力同步,例如通过调节机械呼吸机的压力辅助的频率或相位,以便匹配患者的需求并增加病人的舒适。这可以减少机械呼吸机动作与患者自身呼吸动作之间的不同步,即,患者的努力(即,膈膜移动)与机械呼吸机不同步的情况,或者患者的努力在机械呼吸机启动压力支持之前开始从而导致患者接受不到空气的情况。

[0088] 该方法可以检测膈膜的初始收缩,并将其用于触发和同步呼吸机。这将启用通气的正常化学感受器控制,同时减少与呼吸做功相关的努力和疲劳。例如,当患者努力呼吸(即,检测到膈膜移动)时,机械呼吸机将作为响应提供压力支持。

[0089] 为了确定患者是否准备好从呼吸机支持中移除,执行自主呼吸试验(SBT)。在SBT期间,机械呼吸机被禁用30分钟。如果患者能够成功呼吸30分钟,那么将其从呼吸机上取下。如果不能,那么呼吸机支持返回。呼吸机运行费用昂贵,因此期望尽早从患者身上取下呼吸机支持。但是,过早取下支持会对患者的康复造成不利影响,从而导致对通气支持的延长需求。现在众所周知的是,膈肌无力与预后较差相关联。

[0090] 用于监视呼吸的技术可以用于帮助评估自主呼吸试验(SBT)的准备情况。为了评估SBT的准备情况,可以在短时间内(诸如10个周期)移除机械呼吸机,并且可以监视膈膜位移(幅度、斜率和规律性),以预测30分钟SBT的成功或失败。

[0091] 该技术也可以用于监视SBT期间的呼吸。在试验期间可以监视膈膜位移(幅度、斜率和规律性)的发展,以预测试验结束前的成功或失败,从而有助于减少对不太可能成功的患者造成伤害的风险。

[0092] 另一个用途是用于需要呼吸康复的患者,在呼吸康复中膈膜运动至关重要。患者可以是创伤患者、心脏骤停患者、脊髓损伤患者或肺部患者(诸如COPD患者)。该技术也可以用于术后病人监视。呼吸可以被监视,以查看膈膜位移(幅度、斜率和规律性)的发展,以在呼吸暂停时发出早期预警。

[0093] 在另一个实施例中,以上技术可以在CT引导的穿刺操作期间使用。但是,将理解的

是,如上面所讨论的,本发明的实施例还可以用于需要呼吸监视的任何其它区域,诸如放射治疗或机械通气领域。

[0094] 在患者被给予CT或MRI扫描之前,将超声换能器放置在患者身上并且指向肝。换能器发射一系列超声波脉冲并以已知方式检测它们的回声。基于检测到的回声,可以检测肝的移动,并且因此可以确定隔膜的位置。

[0095] 在患者已经装配了换能器之后,对患者执行CT或MRI扫描,以确定目标的精确位置(例如,将被穿刺的病变)。在扫描期间,患者需要屏住呼吸,使得肺部在一个位置,从而产生的清晰图像。在扫描被执行同时患者屏住呼吸时,监视器上呈现隔膜的确切位置,并记下位置值。

[0096] 来自扫描的图像被用于计算对于要被穿刺的病变针必须插入的深度和角度。当操作员准备好执行穿刺时,要求患者吸气,直到显示器指示隔膜处于与执行扫描时相同的位置。如果患者吸气过多并且换能器指示吸气水平高于扫描期间保持的吸气水平,那么操作员可以指示患者呼气一点。如果有必要,病人可以放松并再次吸气,直到操作员对隔膜的位置感到满意。

[0097] 以这种方式,操作者可以确信,当他或她执行穿刺时,病变处于与CT或MR图像中显示的相同的患者体内位置。但是,在CT的情况下,针的位置仍然可以通过进一步的扫描来检查。

[0098] 如上所述,本发明的装置还可以用于通过减小需要照射的面积来改善放射治疗处理。采用上述基本过程,但是,实施例被修改以提供来自处理器的用于控制辐射源的控制输出。

[0099] 在从扫描图像确定患者体内肿瘤的位置之后,将辐射源瞄准那个位置。这被连接到控制输出,使得辐射源仅在被来自处理器的输出信号触发时才发射。

[0100] 患者在整个放射治疗过程中被允许持续呼吸。同时,处理器使用来自换能器阵列的输出来持续地监视隔膜的位置。当其位置与在扫描期间确定的位置对应时,处理器发送信号,以触发辐射源照射患者的目标区域。因此,需要照射的患者区域可以显著减少,因为可以以更大的准确性确定目标的位置。

[0101] 装置的输出可以是隔膜位置、呼吸运动幅度、频率(呼吸速率)和/或速度的形式。对单个患者或群体执行的连续测量可以产生历史趋势,从而允许监视肺部功能的进展或恶化。

[0102] 虽然已经描述了本发明的优选实施例,但将认识到的是,该系统的许多变化都在本发明的范围内。例如,在各种实施例中,该装置可以由放置在患者身体上的不同位置处的几个换能器组成。该装置还可以包括用于同时或补充测量的不同类型的附加传感器,诸如脉搏血氧计、心电图电极、肌电图电极、皮肤电极活动传感器或加速度计。

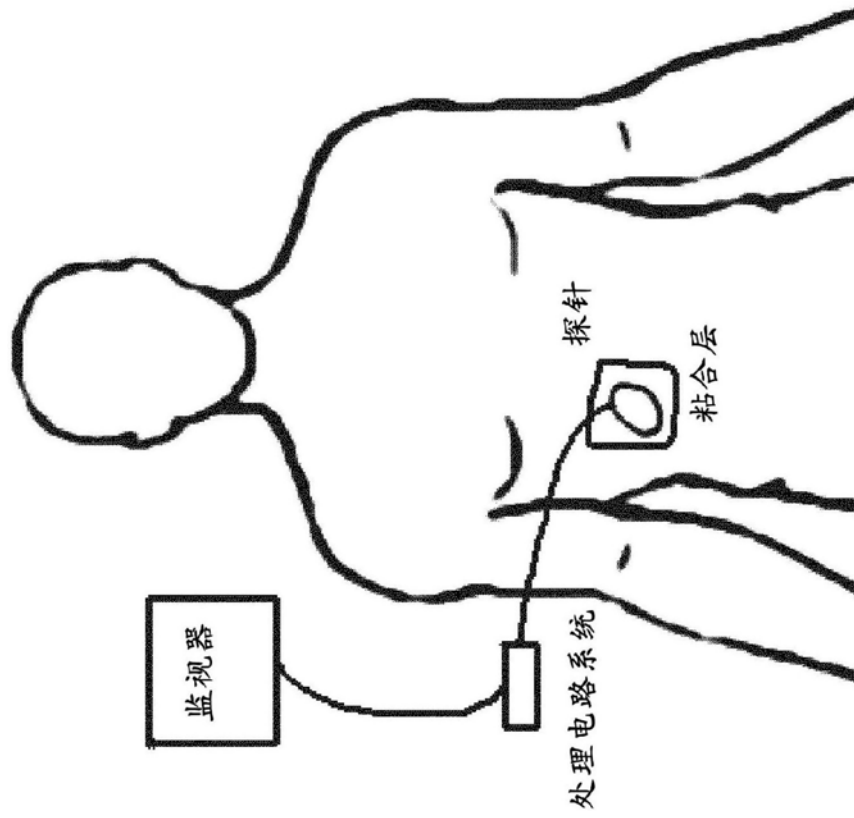


图1

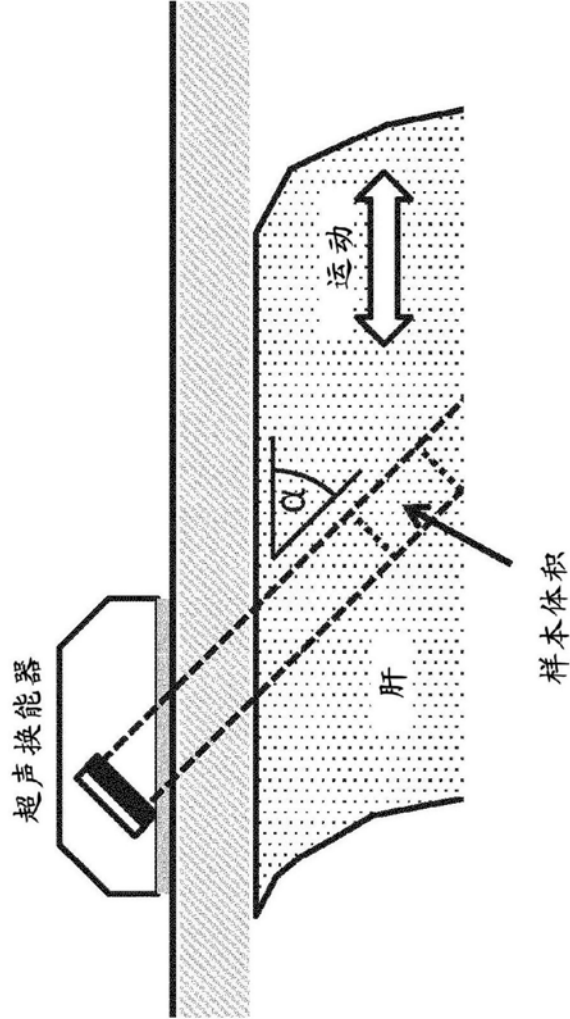


图2

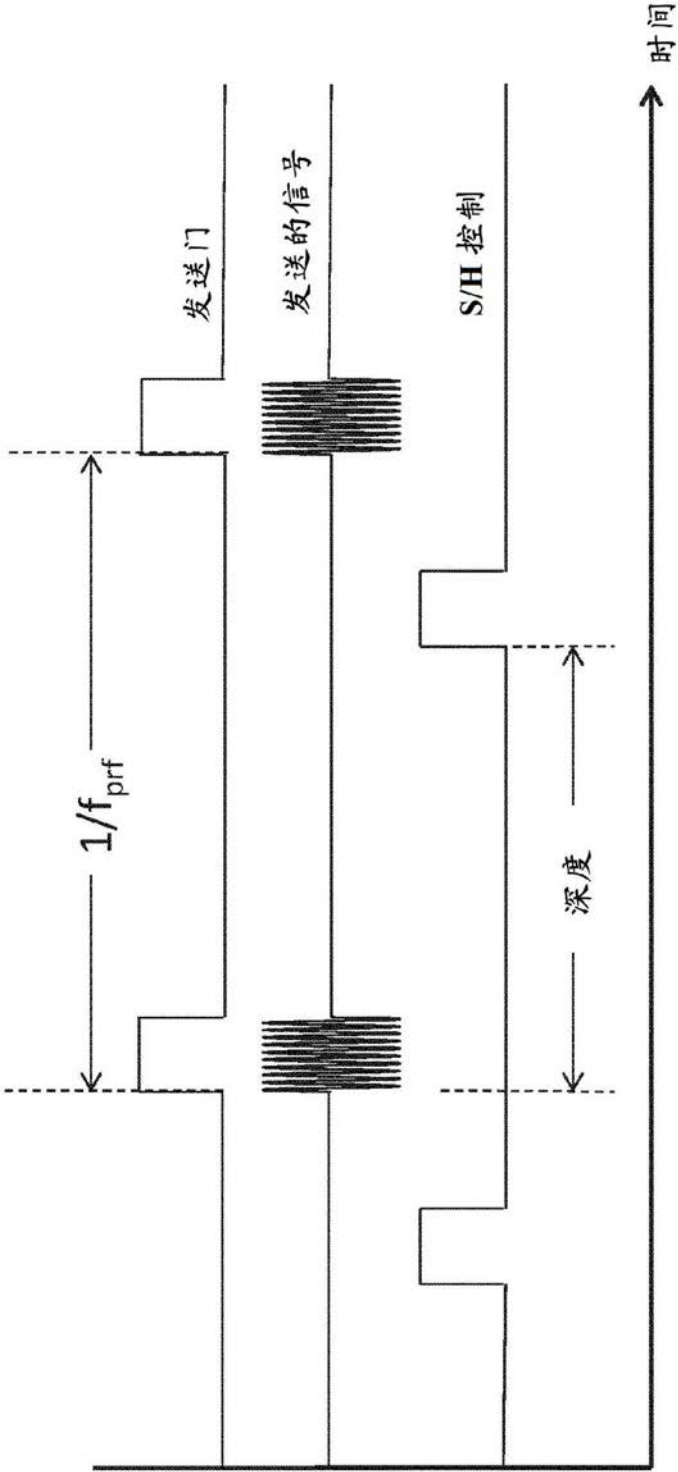


图3

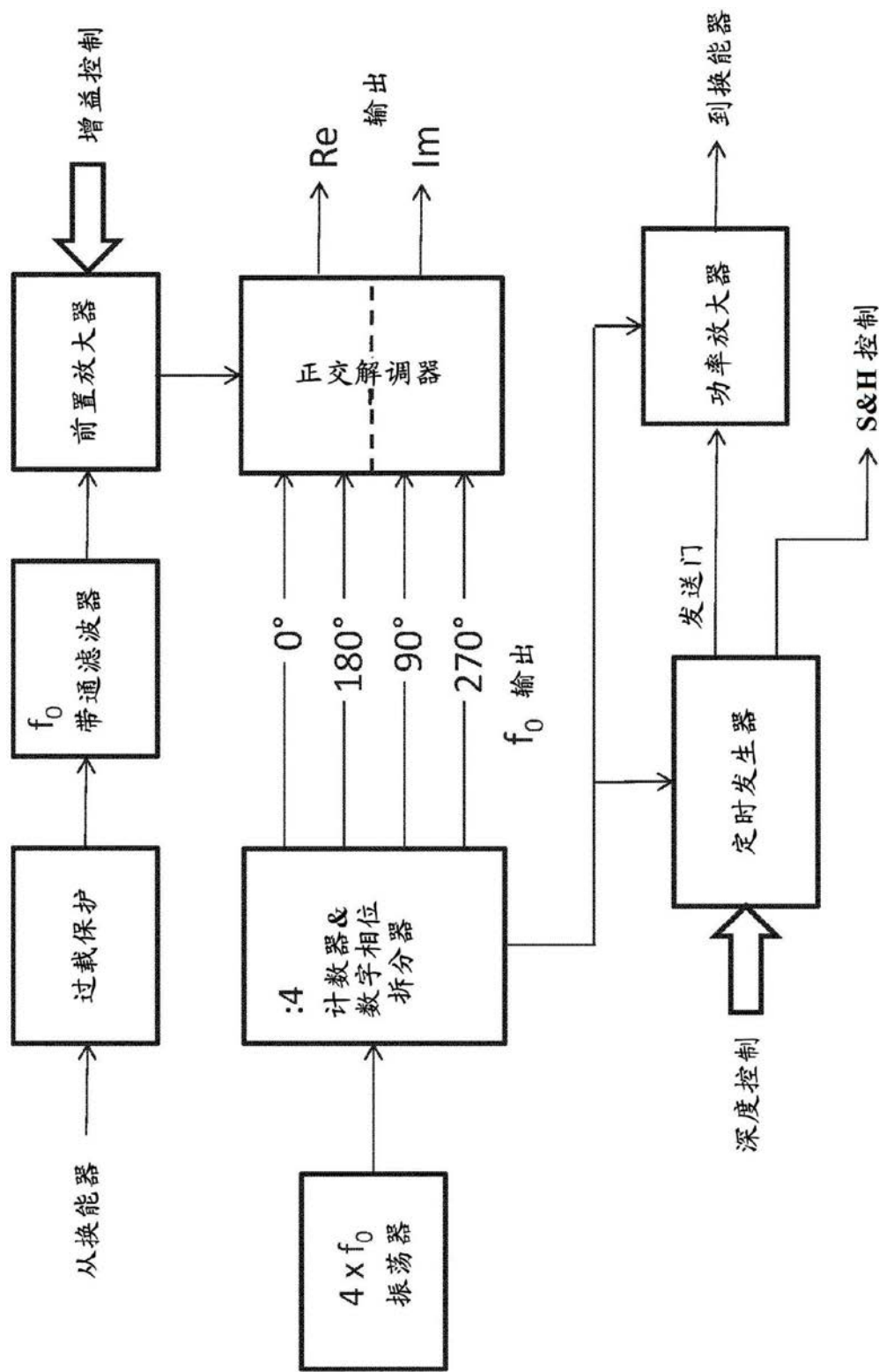


图4

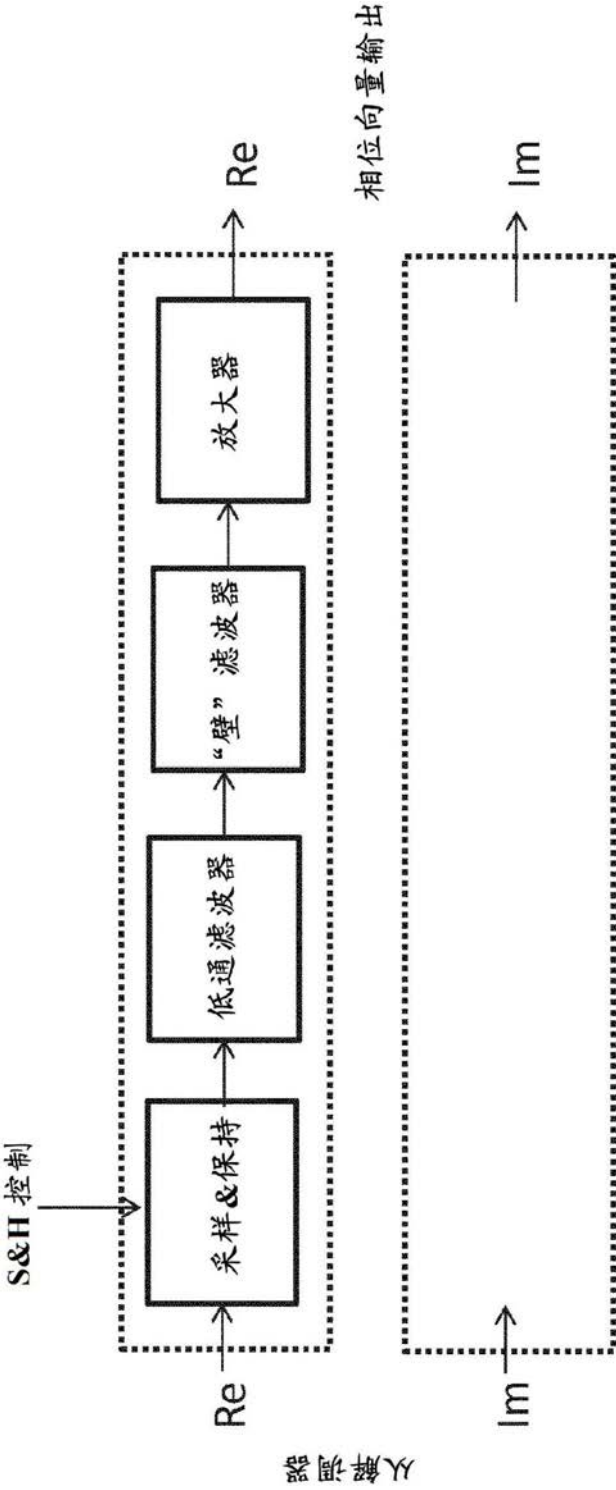


图5

专利名称(译)	用于呼吸监视的超声方法和装置		
公开(公告)号	CN108472014A	公开(公告)日	2018-08-31
申请号	CN201680075482.4	申请日	2016-11-11
[标]发明人	N 苏伊 M埃里克森 N 贝拉尔 安德森		
发明人	N·苏伊 M·埃里克森 N·贝拉尔-安德森		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/00 A61B5/113		
CPC分类号	A61B5/113 A61B5/08 A61B5/6823 A61B5/6832 A61B8/085 A61B8/4236 A61B8/4281 A61B8/4427 A61B8/488 A61B8/5207		
代理人(译)	曹瑾		
优先权	2015019985 2015-11-12 GB 2016014633 2016-08-30 GB		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种非侵入性地监视患者呼吸的方法，包括：朝着患者身体的内部结构将超声发送到体内，内部结构是肝、脾或肾之一；选择深度范围；针对至少第一回声信号和第二回声信号在沿着深度范围的多个点处测量来自内部结构的超声回声信号的相位，第一回声信号和第二回声信号在不同时间被接收；通过参考第一回声信号和第二回声信号之间测得的相位的差异来检测患者腹部内的内部结构的运动；并由此通过将内部结构的移动与呼吸引起的移动相关来监视患者的呼吸。

