



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109788933 A

(43)申请公布日 2019.05.21

(21)申请号 201780057657.3

(22)申请日 2017.09.19

(30)优先权数据

62/396,339 2016.09.19 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.03.19

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2017/052233 2017.09.19

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2018/053493 EN 2018.03.22

(71)申请人 威斯康星校友研究基金会

地址 美国威斯康星州

(72)发明人 G·比伦-罗萨斯 H·G·罗萨斯

(74)专利代理机构 上海专利商标事务所有限公司 31100

代理人 黄嵩泉 钱慰民

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

A61B 5/087(2006.01)

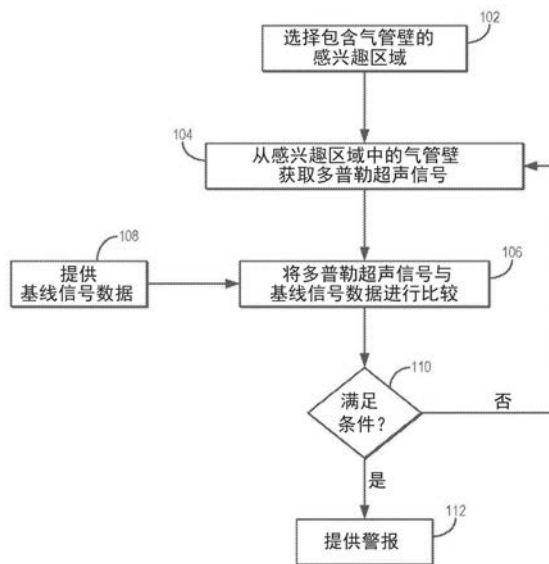
权利要求书2页 说明书7页 附图6页

(54)发明名称

利用超声监测气管内气流的系统和方法

(57)摘要

这里描述的是用于在医疗过程期间或作为一般患者监测工具监测患者气道中的气流变化的系统和方法。从患者的气管壁获取多普勒超声信号,并将来自那些多普勒超声信号的未来参数与基线参数进行比较。当检测到阈值变化时,可以向用户提供警报以指示呼吸损害,该呼吸损害可以包括早期气道损害或气道阻塞。



1. 一种用于使用超声系统监测气管中的气流的方法,所述方法的步骤包括:
 - (a) 选择受试者中的感兴趣区域,所述感兴趣区域包括所述受试者的气管壁;
 - (b) 从所述感兴趣区域获取多普勒超声信号并将所述多普勒超声信号提供给计算机系统;
 - (c) 向所述计算机系统提供基线信号数据;
 - (d) 使用所述计算机系统将所述多普勒超声信号的参数与基线信号数据中的相似参数进行比较;
 - (e) 用所述计算机系统识别所获取的多普勒超声信号参数何时与所述基线信号数据的相似参数相差选定的阈值量;以及其中,当所获取的多普勒超声信号参数被识别为与所述基线信号数据的相似参数相差所述选定的阈值量时,向用户提供警报。
2. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,所述多普勒超声信号是在相对于所述气管壁的纵向平面中获取的。
3. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,所述基线信号数据是在步骤(a)中获取所述多普勒超声信号之前从所述受试者获取的基线多普勒超声信号数据。
4. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,所述参数是所述多普勒超声信号在特定呼吸阶段的幅度,并且所述相似参数是所述基线信号数据在所述特定呼吸阶段的幅度。
5. 如权利要求4所述的方法,其特征在于,所述特定呼吸阶段是吸气或呼气中的至少一种。
6. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,所述参数是所述多普勒超声信号在特定呼吸阶段的峰值宽度,并且所述相似参数是所述基线信号数据在所述特定呼吸阶段的峰值宽度。
7. 如权利要求6所述的方法,其特征在于,所述特定呼吸阶段是吸气或呼气中的至少一种。
8. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,所述选定的阈值是所述参数相对于所述相似参数的减少百分比。
9. 如权利要求8所述的方法,其特征在于,所述减少百分比在20%至40%的范围内。
10. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,所述多普勒超声信号包括指示与所述气管中的气流相关联的速度数据的多普勒频谱。
11. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,所述多普勒超声信号包括指示与所述气管中的气流相关联的幅度数据的功率多普勒信号。
12. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,使用脉冲波多普勒成像获取所述多普勒超声信号。
13. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,使用连续波多普勒成像获取所述多普勒超声信号。
14. 一种气道监测器,包括:
 - 超声换能器,适于从包含受试者的气管壁的感兴趣区域接收多普勒超声信号;
 - 采集系统,所述采集系统与所述超声换能器通信以接收来自所述超声换能器的多普勒超声信号,其中从包含所述受试者的气管壁的感兴趣区域获取所述多普勒超声信号;

处理器,所述处理器与所述采集系统通信,其中所述处理器接收来自所述采集系统的多普勒超声信号,并将所述多普勒超声信号与基线数据进行比较,并识别所述多普勒超声信号的参数何时与所述基线信号数据的相似参数相差选定的阈值量;以及

警报器,所述警报器与所述处理器通信,其中当所获取的多普勒超声信号的所述参数被所述处理器识别为与所述基线信号数据的所述相似参数相差所述选定的阈值量时,所述警报器提供听觉或视觉指示中的至少一者。

15. 如权利要求14所述的气道监测器,其特征在于,所述处理器被编程为将所述多普勒超声信号与所述基线数据进行比较,以便识别所述多普勒超声信号的幅度何时与所述基线信号数据的幅度相差选定的阈值量。

16. 如权利要求14所述的气道监测器,其特征在于,所述处理器被编程为将所述多普勒超声信号与所述基线数据进行比较,以便识别所述多普勒超声信号的峰值宽度何时与所述基线信号数据的峰值宽度相差选定的阈值量。

17. 如权利要求14所述的气道监测器,其特征在于,所述选定的阈值是所述参数相对于所述相似参数的减少百分比。

18. 如权利要求17所述的气道监测器,其特征在于,所述减少百分比在20%至40%的范围内。

19. 如权利要求14所述的气道监测器,进一步包括与所述处理器通信并包含所述基线信号数据的存储器,并且其中所述基线信号数据是先前从所述受试者获取的基线多普勒超声信号数据。

20. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,所述多普勒超声信号包括指示与所述气管中的气流相关联的速度数据的多普勒频谱。

21. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,所述多普勒超声信号包括指示与所述气管中的气流相关联的幅度数据的功率多普勒信号。

利用超声监测气管内气流的系统和方法

关联申请的交叉引用

[0001] 本申请要求2016年9月19日提交的名称为“利用超声监测气管内气流的系统和方法(SYSTEM AND METHOD FOR MONITORING AIRFLOW IN A TRACHEA WITH ULTRASOUND)”的美国临时专利申请第S/N.62/396,339号的优先权,该专利申请通过引用整体结合于此。

背景

[0002] 在过去的几十年中,监测技术的进步促进了医疗过程中的提高的安全感。尽管技术进步和改进的麻醉剂导致麻醉和镇静的安全性增加,但自发呼吸患者的发病率和死亡率仍然很高。发病率和死亡率居高不下的主要原因之一是早期呼吸损害的延迟监测,这阻碍了及时实施救援措施。呼吸损害的最终结果是脑和心脏的氧气不足,导致严重后果,包括永久性神经和心脏损伤,甚至死亡。目前可用的监测设备和技术在测量呼吸损害早期阶段的细微气流变化方面仍然无效。

[0003] 呼吸损害可以包括以下场景中的一项或多项:呼吸速率的改变、努力降低、上气道解剖结构中的阻塞(例如,舌阻塞、组织阻塞、声带痉挛)或下气道结构的改变(例如,支气管痉挛、肺炎)。处于镇静状态的患者会出现呼吸努力下降和不同程度的组织松弛,这可能导致气道阻塞,并且两者都难以评估。

[0004] 由于缺乏可靠的呼吸监测,呼吸损害的早期识别在很大程度上依赖于临床专业知识。对呼吸损害的准确监测对于儿科患者来说尤其困难,儿科患者的解剖结构使得在吸入诱导麻醉或镇静期间维持气道和呼吸稳态具有挑战性。儿科患者的头部解剖结构和颈部解剖结构以及它们独特的呼吸生理学使得该患者群体易于发生气道阻塞和快速去饱和。例如,由于他们的较大的舌头尺寸,儿科患者在镇静和麻醉期间经历较高的舌阻塞率。此外,在基线处,儿科患者的氧气消耗量增加了两到三倍;功能容量下降导致一旦呼吸暂停导致氧气储备减少;类型-1肌纤维下降,导致分娩时呼吸疲劳加快;以及在潮气量呼吸水平的关闭能力。

[0005] 由镇静/麻醉或呼吸道疾病引起的呼吸努力程度的任何损失将使得平衡从保持稳定和适当通气到快速通气损害、呼吸恶化伴随气流减少和去饱和(即,类型-2呼吸衰竭)。需要熟练的气道操作(例如,手提袋通气)的未被识别和延迟的呼吸支持将导致严重的去饱和,接着是心动过缓,这对患者来说可能是致命的。

[0006] 如上所述,目前可用于监测呼吸损害的方法在直接测量非插管患者的气流变化方面是无效的,从而使得该方法用于准确和及时地检测早期呼吸损害是不可靠的。

[0007] 目前用于监测气流的最常用方法之一是测量呼气末二氧化碳(“CO₂”)。然而,测量呼气末CO₂具有固有的局限性,因为它是气流改变的间接测量,并且由于缺乏闭合回路而在非插管患者中变得越来越不准确。因此,从业者难以在自发呼吸患者中解释所测量的数据,这经常导致早期气道损害的治疗延迟。

[0008] 用于监测呼吸损害的另一种常用方法是脉搏血氧测定法,该方法间接测量患者的氧饱和度,并且是手术室和大多数基于办公室的镇静病例的标准美国麻醉医师协会(“ASA”)监测器。然而,脉搏血氧测定法不直接监测呼吸,因此不监测通气。例如,阻塞的气

道将减少氧气流量并因此减少向身体的氧气供应,导致去饱和(即,氧气下降)。脉搏血氧测定法的限制是对去饱和的延迟响应,导致检测缺氧事件的时间滞后,特别是在补充氧存在的情况下。

[0009] 也可以使用心电图(“ECG”)监测、非呼吸监测器,但是一旦动脉氧饱和度降低超过临界点,仅显示心率的变化(例如,心动过缓)。因此,与呼气末CO₂和脉搏血氧测定法一样,ECG仅通过显示心脏功能的变化(例如,血压和心率的下降)间接地测量呼吸损害,这是由于气流恶化导致的氧气供应减少。此外,ECG监测不提供用于及时识别早期气道损害所需的实时测量。

[0010] 胸阻抗监测也可用于术后呼吸速率评估。然而,该测量技术非常容易受到继发于运动伪影的错误读数的影响。例如,尽管患者在闭合的声门上呼吸,这种方法将继续记录呼吸频率,其中气流已部分或完全停止。

[0011] 目前,呼吸损害的早期检测的成功很大程度上依赖于医生的专业知识。量化气流模式中的微小变化的非侵入式方法将允许具有不同经验的医生检测早期呼吸损害,特别是在非麻醉师提供镇静的门诊环境中;在ICU中,疼痛管理,尤其是阿片类药物,可导致过度镇静;在麻醉后恢复单元中,患者仍然从麻醉中苏醒;在急诊室中,患者因创伤、反应性气道恶化或感染而出现呼吸问题;并在手术室进行吸入和静脉诱导。

[0012] 因此,仍然需要一种用于直接和及时地监测患者的呼吸损害和气流变化的非侵入式系统和方法。此类系统和方法不仅对于临床和门诊环境是有利的,而且对于研究和教学应用也是有利的。此类工具将促进及时的气道挽救并降低与未检测到的呼吸损害相关的发病率和死亡率。

发明内容

[0013] 本公开通过提供用于使用超声来非侵入地监测受试者气管中的气流的系统和方法来克服上述缺点。

[0014] 本公开的一个方面是提供一种用于使用超声系统监测气管中的气流的方法。选择包括受试者的气管壁的感兴趣区域。从感兴趣区域获取多普勒超声信号并将其提供给计算机系统。基线信号数据也被提供给计算机系统。使用计算机系统将多普勒超声信号参数与基线信号数据中的相似参数进行比较。然后,计算机系统用于识别所获取的多普勒超声信号参数何时与基线信号数据的相似参数相差选定的阈值量。当所获取的多普勒超声信号参数被识别为与基线信号数据的相似参数相差选定的阈值量时,向用户提供警报。

[0015] 本公开的另一方面是提供一种气道监测器,该气道监测器包括超声换能器、采集系统、处理器和警报器。超声换能器适于从受试者的气管壁获取多普勒超声信号。采集系统从超声换能器接收多普勒超声信号,并将那些多普勒超声信号传输至处理器。处理器将多普勒超声信号与基线数据进行比较,并且识别所获取的多普勒超声信号参数何时与基线信号数据的相似参数相差选定的阈值量。当所获取的多普勒超声信号参数被识别为与基线信号数据的相似参数相差选定的阈值量时,警报器提供听觉警报、视觉警报或两者。

[0016] 先前以及其他方面和优点将根据以下描述而显现。在本说明书中,参照在此构成其一部分的附图,并且在附图中借助图示示出了优选实施例。然而,该实施例并不一定表示本发明的全部范围,并且因此参考权利要求书并在此用于解释本发明的范围。

附图说明

[0017] 图1是阐述通过测量来自患者气管壁的多普勒超声信号来监测气流变化的示例方法的步骤的流程图。

[0018] 图2A、图2B和图2C是多普勒超声信号的示例，示出了来自气管壁的测量中的峰值幅度和峰值宽度的变化，其中这些变化与气流的变化相关联。

[0019] 图3A、图3B和图3C是功率多普勒超声信号的示例，示出了来自气管壁的多普勒信号测量的总强度的变化，其中这些变化与气流的变化相关联。

[0020] 图4是基于超声的气道监测器的框图，该气道监测器可以实现本文所描述的方法，并且可以类似地适于连续监测患者的气管壁。

具体实施方式

[0021] 这里描述的是用于监测受试者气道中的气流变化的系统和方法。该监测可以在手术期间或手术之前执行，或者可以用作一般的患者监测工具。例如，本公开的系统和方法可用于在患者在其系统中具有持续或残余镇静或麻醉剂的时间范围内监测气道阻塞或呼吸损害的迹象。还可以实现系统和方法以定量测量气流和相关参数。作为一个示例，本公开的系统和方法可用于定量测量呼吸率。

[0022] 目前，没有设备能直接地、连续地和即时地可靠地测量气流。目前可用的监测器经由间接测量（例如，经由测量CO₂和O₂的变化）显示呼吸通气的信息。这些目前可用的监测器不提供气流的直接定量测量，并且在自主呼吸患者中不准确地执行。此外，这些当前可用的监视器提供的数据是非常延迟的，因此这些监视器通常无法及时检测到早期气道损害。

[0023] 这里描述的系统和方法利用多普勒超声来测量吸气和呼气期间气管壁的变化。多普勒超声通常用于测量血流或其他液体的流动（诸如脑脊髓液）。然而，本公开的发现是，从气管壁记录的多普勒超声信号可用于监测气流。通过将该多普勒信号的特性与基线信号进行比较，可以识别呼吸损害（诸如气流阻塞）。作为示例，呼吸损害可以被识别为相对于基线信号的多普勒信号幅度的减少百分比。因此，本公开中描述的系统和方法提供了一种可被监测的气流的直接、实时测量以检测呼吸损害（诸如气道阻塞）。

[0024] 在麻醉期间，尤其是在儿科麻醉期间，本公开中描述的系统和方法可以提供对气道阻塞和早期呼吸损害的精确监测，从而导致更及时的干预并降低患者的发病率和死亡率。本公开中描述的系统和方法还可以在居民和研究员的培训中提供有效的教学工具。例如，来自该非侵入式监测器的测量值可以更明显地与患者的临床变化相关联，这在当前是不可能的。为儿科人群学习这些临床技能，否则需要多年的儿科麻醉实践。可以加快这种学习过程的教学工具将是有益的。

[0025] 本公开中描述的基于超声的监测器提供了一种使用沿气管壁的多普勒信号检测气流变化的方法。在一些实施例中，可以实现脉冲波多普勒技术。在一些其他实施例中，可以实现连续波多普勒技术。非侵入式以及连续和即时的数据收集使得该工具有利于实时收集和显示关于气流变化动态的信息。因此，本公开中描述的系统和方法可以改善临床判断、实践和教学。

[0026] 现在参照图1，流程图被示出为阐述使用超声监测受试者的呼吸损害的示例方法的步骤。该方法包括选择包含受试者的气管的感兴趣区域（“ROI”），如步骤102所示。例如，

可以通过操作超声系统来选择ROI,以获取受试者的B模式图像,并识别包括受试者的气管的那些B模式图像中的ROI。在某些情况下,可以手动选择ROI。在一些其他情况下,可以基于B模式图像中气管壁的高回声特性在自动或半自动基础上选择ROI。

[0027] 然后,如步骤104所示,使用超声系统从ROI获取多普勒超声信号。另外,还可以在此期间获取超声成像数据。优选地,在超声换能器被定向的同时获取多普勒超声信号和成像数据,使得气管壁在纵向平面中成像。包括速度数据和超声成像数据的多普勒超声信号优选地在被分析时被连续记录以监测气道阻塞或呼吸损害。在一些实施例中,可以使用功率多普勒成像,在这种情况下,多普勒超声信号还可以或者可选地包括幅度数据(例如,所测量的多普勒频移的总强度)。

[0028] 作为一个示例,脉冲波多普勒超声可用于检测气管上的气流变化;然而,也可以使用连续波多普勒。本公开的发现是,使用脉冲波多普勒测量的沿气管壁的速度对应于自发呼吸和非插管患者中的气流变化。因此,沿着气管壁的速度所测量的变化可以与气流变化相关联,包括气道阻塞或呼吸损害。本公开的另一个发现是,沿着气管壁使用能量多普勒成像测量的功率多普勒信号的幅度也可以与气流变化相关联,包括气道阻塞或呼吸损害。

[0029] 在一个非限制性示例中,可以使用高分辨率超声换能器(例如,10-15MHz换能器)在纵向平面中对气管壁进行成像。从气管壁获得的脉冲波多普勒数据可用于量化在不同通气阶段期间沿气管壁的组织运动。本公开的发现是,可以在吸气和呼气期间测量增加的脉搏波组织多普勒速度,其中平均值随着气流的差异而变化。

[0030] 在一些示例中,当受试者在麻醉、镇静或两者下呼吸时,从ROI连续记录多普勒超声信号。在呼吸期间,气管中气流的变化将被记录为所测量的多普勒超声信号的变化,所测量的多普勒超声信号可以与在将受试者置于麻醉、镇静或两者之前获得的基线数据进行比较。如下所述,可以使用合适的相关性或其他算法来实时识别受试者的气流中相对于基线数据的关键变化。

[0031] 在一些其他示例中,除了基线数据之外或者替代基线数据,可以将多普勒超声信号与标准数据进行比较。这种标准化数据可以包括与健康患者中的预期正常气流相关联的数据(诸如健康患者中的预期的正常气流速度)。作为一个示例,该标准化数据可以从测量的正常气流的数据库提供,正常气流可以在先前的临床或科学研究中报告。在将多普勒超声信号与标准数据进行比较的示例中,可以使用合适的相关性或其他算法来识别受试者的气流相对于标准数据的关键变化。通过将多普勒超声信号与标准数据进行比较,可以设想,可以向临床医生提供关于患者的附加信息。

[0032] 例如,如果将多普勒超声信号与标准数据进行比较表明与标准数据的显著偏差,则可以量化或限定该偏差并将其呈现给临床医生。这种偏差向临床医生提供可能指示潜在呼吸问题的信息(诸如未确诊的限制性气道疾病等)。

[0033] 作为另一示例,在急诊室环境中,将多普勒超声信号与标准数据进行比较还可以向临床医生提供可以指示患者是否处于呼吸窘迫的信息。该信息可以帮助通知临床医生是否施用紧急镇静,或者可以帮助临床医生监测提供给患者的治疗(例如,患者是否对治疗具有过敏反应)。

[0034] 注意,在获取多普勒超声信号的同时,还可以测量附加的生理数据。例如,可以使用ECG导联记录心电图以监测呼吸阻抗和呼吸阶段。尽管这些附加的生理数据不是监测气

流或检测气道阻塞或呼吸损害所必需的,但它们可以补充基于超声的数据并提供要被依赖的附加信息。

[0035] 因此,将多普勒超声信号与基线信号数据进行比较,如步骤106所示。可以向超声系统或向与超声系统通信的计算机系统提供基线信号数据以用于该比较,如步骤108所示。例如,基线信号数据可以是在患者经历医疗程序之前从患者获取的多普勒超声信号。也就是说,可以在给患者施用麻醉剂之前获取基线信号数据。在一些情况下,基线信号数据可以包括对应于特定患者群体组的预期正常呼吸的模型或规范数据,特定患者群体组可以包括从不同患者或受试者获得的多普勒超声信号(例如,年龄匹配的、性别匹配的患者)。在其他示例中,基线信号数据可以包括在步骤104中获取的多普勒超声信号的先前获取的部分。例如,在实时监测应用中,可以将最先获取的多普勒超声信号与在先前时间点中获取的多普勒超声信号进行比较。作为一个示例,可以执行滑动窗口分析,其中将在当前时间窗口内获取的多普勒超声信号与在时间窗口之外(即,之前)获取的多普勒超声信号进行比较。在这些情况下,可以监测多普勒超声信号的参数中的累积变化或一系列变化,使得可以识别参数的趋势变化。

[0036] 作为一个示例,可以将不同呼吸阶段期间的多普勒超声信号的峰值高度与基线信号数据进行比较。例如,可以将吸气、呼气或两者的峰值高度与基线进行比较。在一些实现中,多普勒超声信号可以是指示与底层的气流相关联的速度的多普勒频谱。在这些情况下,多普勒超声信号的高度将对应于气流速度。在一些其他实现中,多普勒超声信号可以是指示与底层的气流相关联的频移的总强度或幅度的功率多普勒信号。在这些情况下,多普勒超声信号的高度将对应于由气流引起的多普勒信号的强度。如果检测到阈值改变,如在判定框110处所确定的,则可以向用户提供警报,如步骤112所示。

[0037] 作为另一示例,多普勒超声信号可以与基线信号数据相关,并且可以比较与基线信号数据相关的多普勒超声信号的部分。如上所述,当多普勒超声信号的相关部分和基线信号数据的变化超过阈值时,可以向用户提供警报。

[0038] 可以预期,相对于基线信号数据在20-40%范围内的阈值变化可以与早期气道损害相关联,因此可以依赖于触发警报。当使用实时多普勒超声信号作为基线数据时,如上所述,可以使用用于触发警报的较低阈值,因为多普勒超声信号的参数的细微变化或趋势变化可能比将多普勒超声信号与先前采集的或正常信号进行比较时更难以辨别。根据特定患者的感知风险,也可以根据需要使用较低阈值。例如,对于具有较高的气道阻塞或呼吸损害风险的患者,可能期望较低的阈值(例如,10-30%)。

[0039] 图2A、图2B和图2C是多普勒超声信号的示例,示出了在气管壁处测量的并且与气流的变化相关联的峰值幅度和峰值宽度的变化。图2A-2C中获得的图像是在呼吸周期期间使用脉冲波多普勒获得的,具有不同量的阻塞。在该实验研究中,使用具有气囊尖端的导管模拟气道阻塞,所述气囊尖端通过留置的气管内导管进入安乐死狗的远端气管。使用预定体积吹气球以产生不同程度的阻塞。如图2A-2C所示,随着气道阻塞的每个等级观察到多普勒超声信号的逐渐衰减,信号完全丧失并完全阻塞气道。

[0040] 在这些示例中,多普勒超声信号包括多普勒频谱202a、202b、202c,这些频谱指示与同底层的气流相关联的速度相关的频移。在图2A和2B中的情形中,多普勒频谱202a和202b分别表明,随着多普勒频谱的相应减小(诸如多普勒频谱的幅度减小),气流的减少可

以被观察到。在图2C的情形中，多普勒频谱202c表明，由于气道的完全阻塞而没有测量的气流。

[0041] 图3A、图3B和图2C是利用功率多普勒成像获取的多普勒超声信号的示例，并且示出了在气管壁处测量的并且与气流变化相关联的峰值幅度和峰值宽度的变化。

[0042] 除了监测呼吸阶段期间的一个或多个点处的多普勒超声信号的峰值高度的变化之外，还可以测量、监测和比较多普勒超声信号的其他参数。例如，可以测量、监测呼吸阶段期间一个或多个点处的多普勒超声波峰值的宽度，并将呼吸阶段期间一个或多个点处的多普勒超声波峰值的宽度与基线信号数据中的相似测量值进行比较。

[0043] 作为另一个例子，可以测量多普勒超声波峰值之间的时间以量化受试者的呼吸速率。通过量化受试者的呼吸速率同时还监测受试者的气流的变化，可以评估受试者每次呼吸的质量。例如，可以量化给定时间段内的呼吸次数，同时还监测每次呼吸中气流的体积（例如，具有良好气流的深呼吸与具有低气流的浅呼吸）。该信息可以实时呈现给用户以提供附加的患者监测工具。

[0044] 如上所述，在正在记录多普勒超声信号的同时作出关于多普勒超声信号与基线信号数据的比较是否满足一个或多个预选条件或标准的确定，如判定框110所示。当满足条件或标准（例如，检测到阈值改变）时，可以向用户提供警报，如步骤112所示。在一些情况下，可以基于不同的标准提供不同的警报。例如，当满足第一阈值时可以提供第一警报，而当满足第二阈值时可以提供第二警报。第一警报可以对应于早期气道损害，第二警报可以对应于完全的气道阻塞。因此，可以提供关于气道阻塞或其他呼吸损害的不同水平的反馈。

[0045] 图4示出了可以实现本文中所描述的方法的示例超声成像系统400的主组件。通常，气道监测器400可以实现超声系统，该超声系统包括发射超声波404并从患者的气管壁408接收超声回波406的超声换能器402。超声换能器402通常由控制器410控制。

[0046] 超声换能器402可包括多个单独驱动的换能器元件，并且可包括任何合适的超声换能器阵列，包括线性阵列、弯曲阵列、相控阵列等。相似地，超声换能器402可包括1D换能器、1.5D换能器、1.75D换能器、2D换能器、3D换能器等。

[0047] 当由发射器412激励时，超声换能器402产生超声能量脉冲（例如，超声波404）。从气管壁408反射回超声换能器412的超声能量（例如，回波或超声波406）由超声换能器402转换为电信号（例如，回波信号）并且可以通过一组开关416分开地应用于接收器414。发射器412、接收器414和开关416在一个或多个处理器418的控制下操作。发射器412、接收器414和开关416可以统称为采集系统。

[0048] 发射器412可以被编程为发射超声波以用于连续波多普勒成像、脉冲波多普勒成像或两者。接收器414可以被编程以实现用于由受试者的气管中的气流引起的测量多普勒频移的合适的检测序列，并且因此用于获取多普勒超声信号。

[0049] 在一些配置中，发射器412和接收器414可以被编程以实现高帧速率。例如，可以实现与至少100Hz的采集脉冲重复频率（“PRF”）相关联的帧速率。在一些配置中，气道监测器400可以在时间方向上采样和存储至少一百个回波信号集合。气道监测器400可以实现检测序列，该检测序列包括常规逐行扫描、复合平面波成像、复合发散束成像、连续波多普勒成像和脉冲波多普勒成像中的一者。

[0050] 可以通过将开关416设置到它们的发送位置来执行扫描，从而引导发送器412暂时

接通以激励超声换能器402以将超声波404发送到气管壁408。然后可以将开关416设置到它们的接收位置,并且测量由超声换能器402响应于一个或多个检测到的回波(例如,超声波406)产生的后续回波信号并将其施加到接收器414。来自超声换能器402中的换能器元件的单独回波信号可以在接收器414中组合以产生单个回波信号。

[0051] 将回波信号(例如,多普勒超声信号)传输至一个或多个处理器418以处理多普勒超声信号或从这些信号中生成的图像。作为示例,一个或多个处理器418可以处理多普勒超声信号,该多普勒超声信号用于可被编程以实现本公开中描述的方法以用于生成描绘患者的气管壁408的图像、以用于测量从患者的气管壁408记录的多普勒超声信号参数,并以用于将这些参数与来自提供给一个或多个处理器418的基线信号数据的相似参数进行比较。在一些实施方式中,一个或多个处理器418可以执行功率多普勒分析(诸如通过从所获取的超声信号生成功率多普勒信号(例如,所测量的多普勒信号的总强度或幅度))。一个或多个处理器418可以与包含上述基线数据的存储器420通信,并且该存储器可以存储由气道监测器400获取的多普勒超声信号和其他合适的参数。

[0052] 来自一个或多个处理器418的输出可以被提供给输出422,输出422可以包括显示器、扬声器或两者。例如,输出422可以包括警报,该警报可以是用于生成视觉警报的显示器,或者用于生成听觉警报的扬声器。在一些示例中,由一个或多个处理器418从多普勒超声信号产生的图像可以显示在包括显示器的输出422上。

[0053] 本发明已经在一个或多个优选实施例方面进行了描述,并且应当理解解除那些清楚说明以外的许多等同、替换、变型、以及修改是可能的且在本发明的范围内。

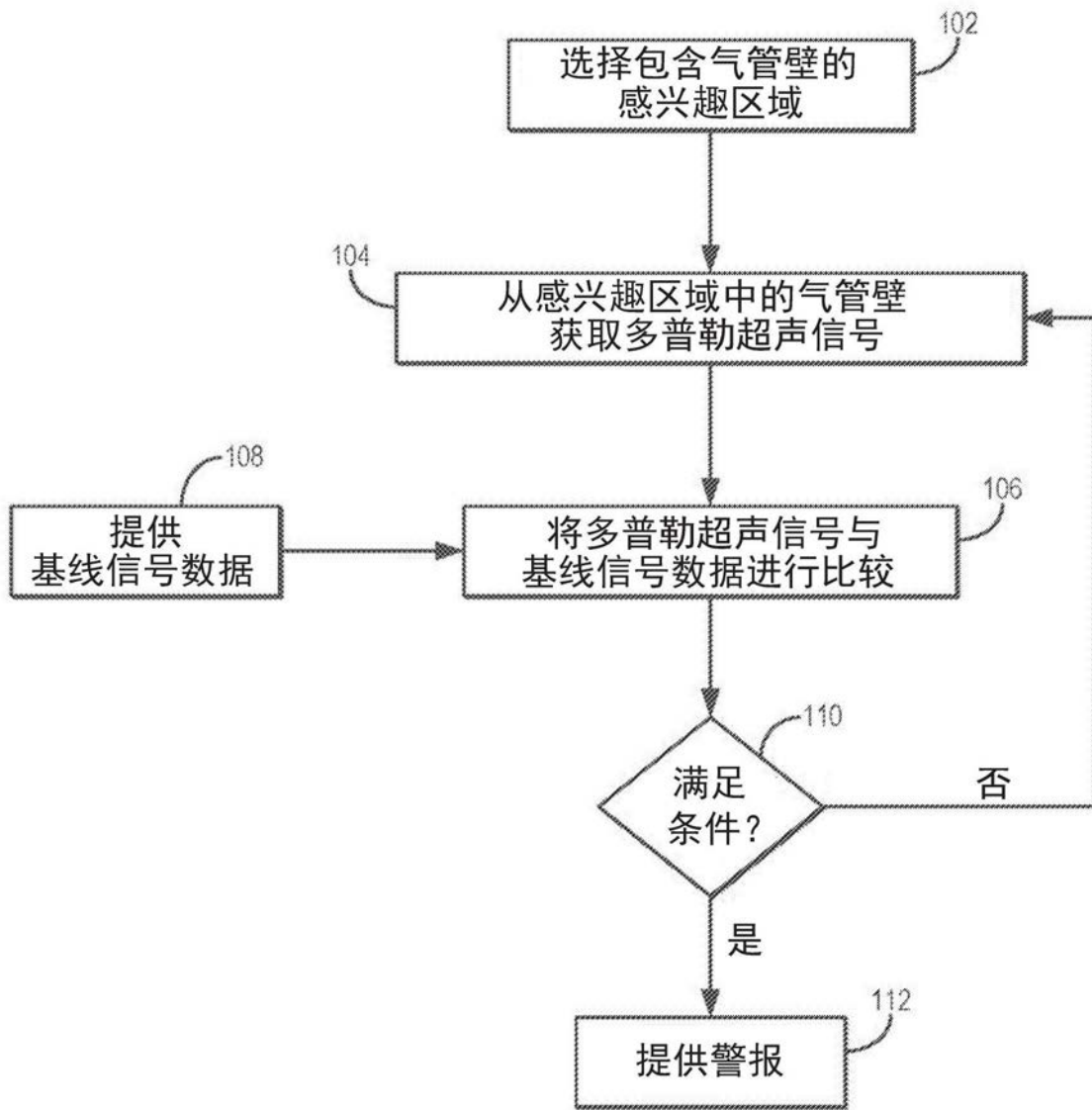


图1

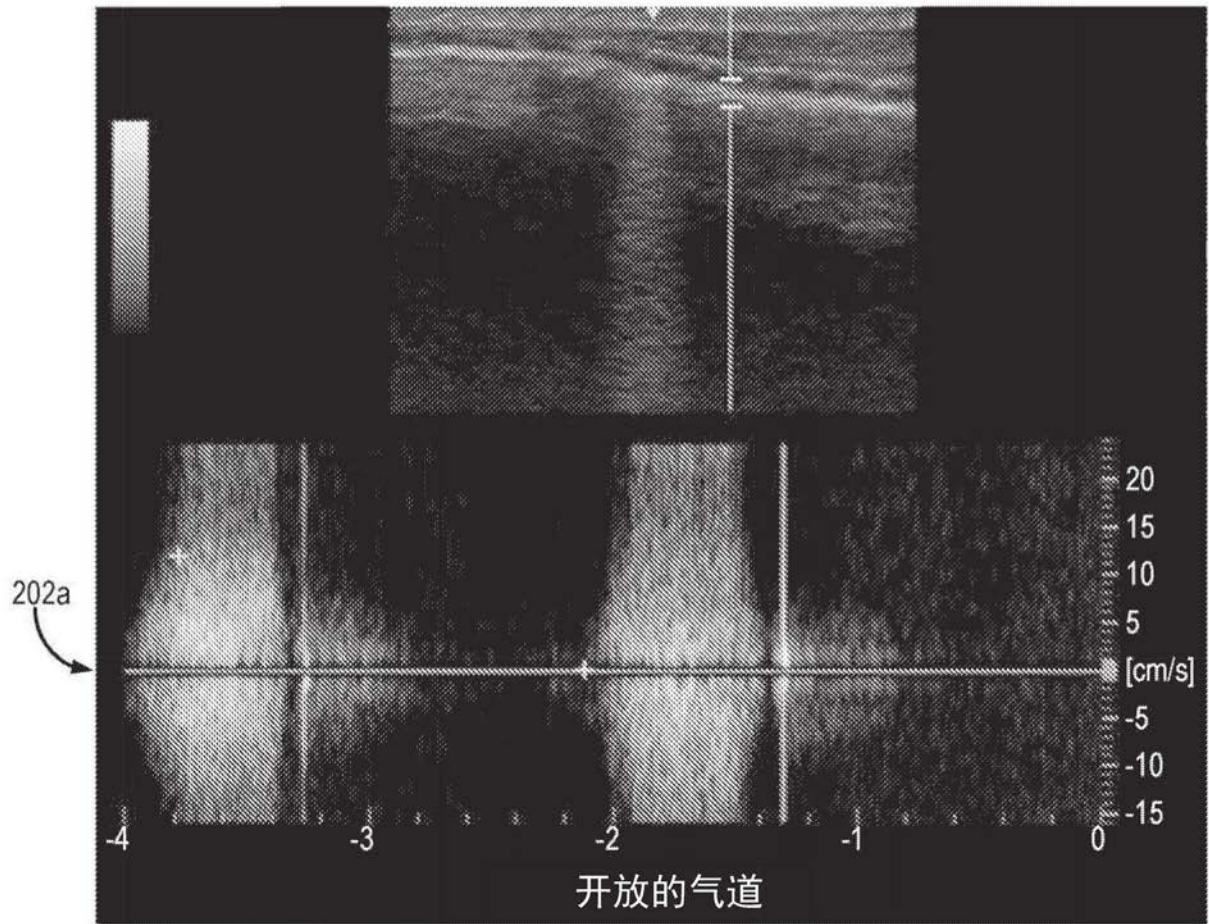


图2A

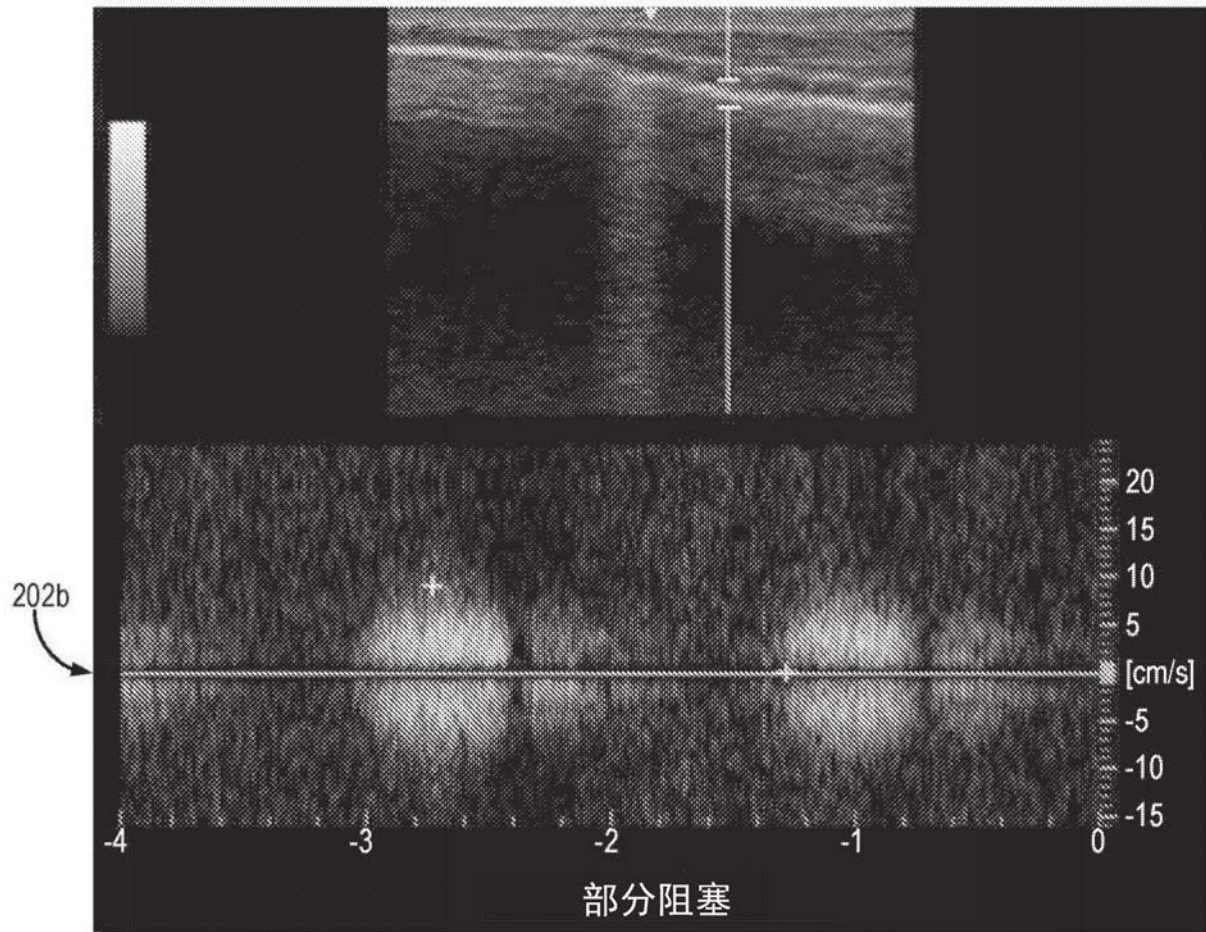


图2B

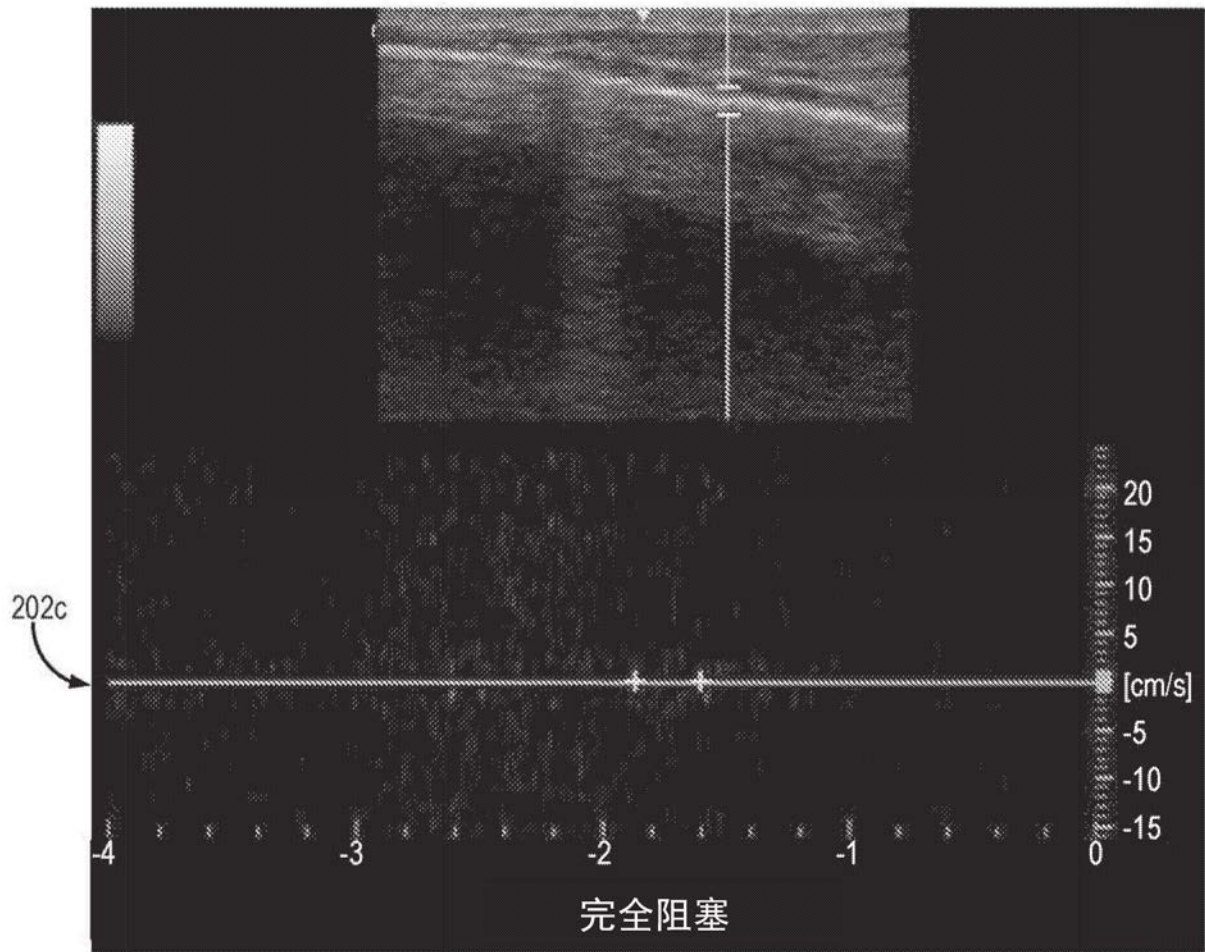


图2C

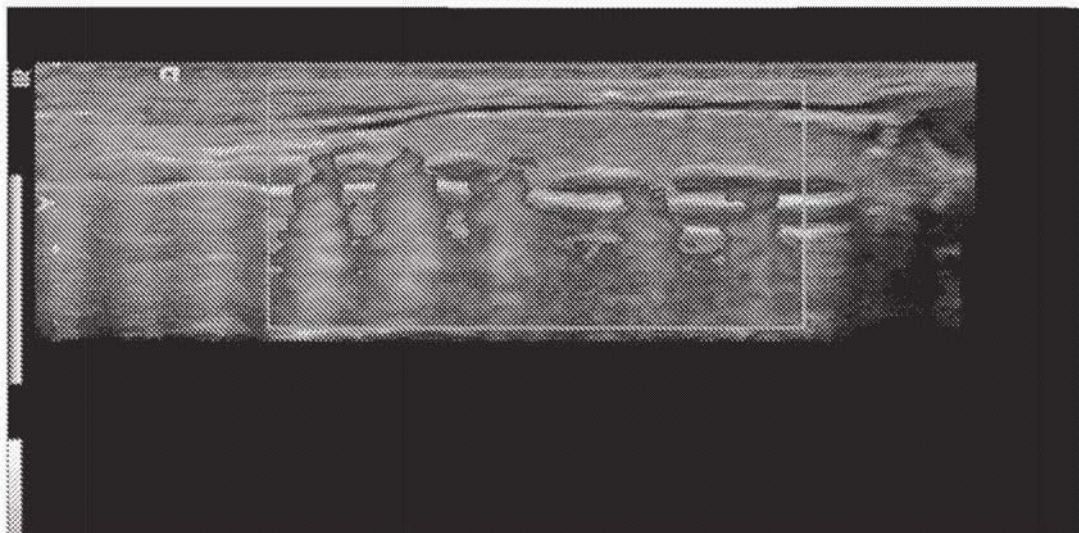


图3A

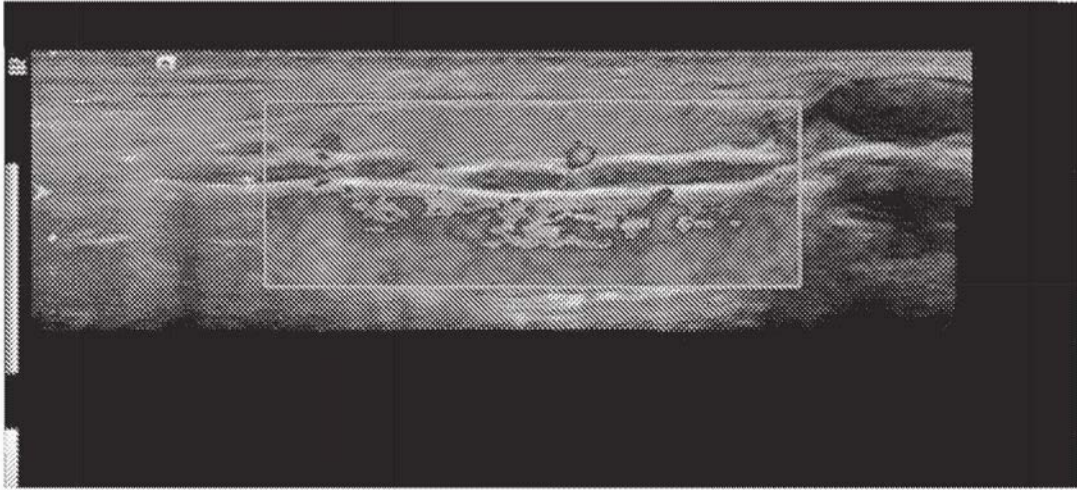


图3B

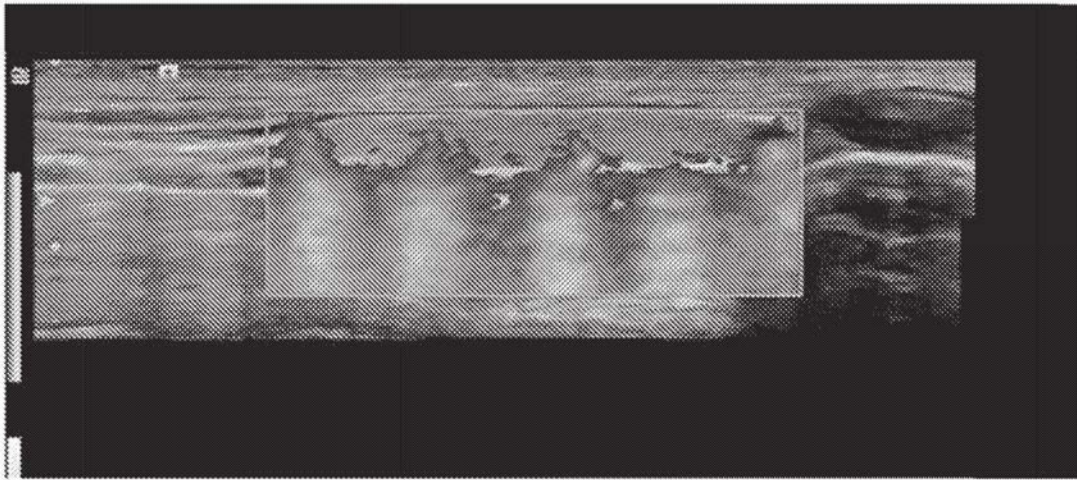


图3C

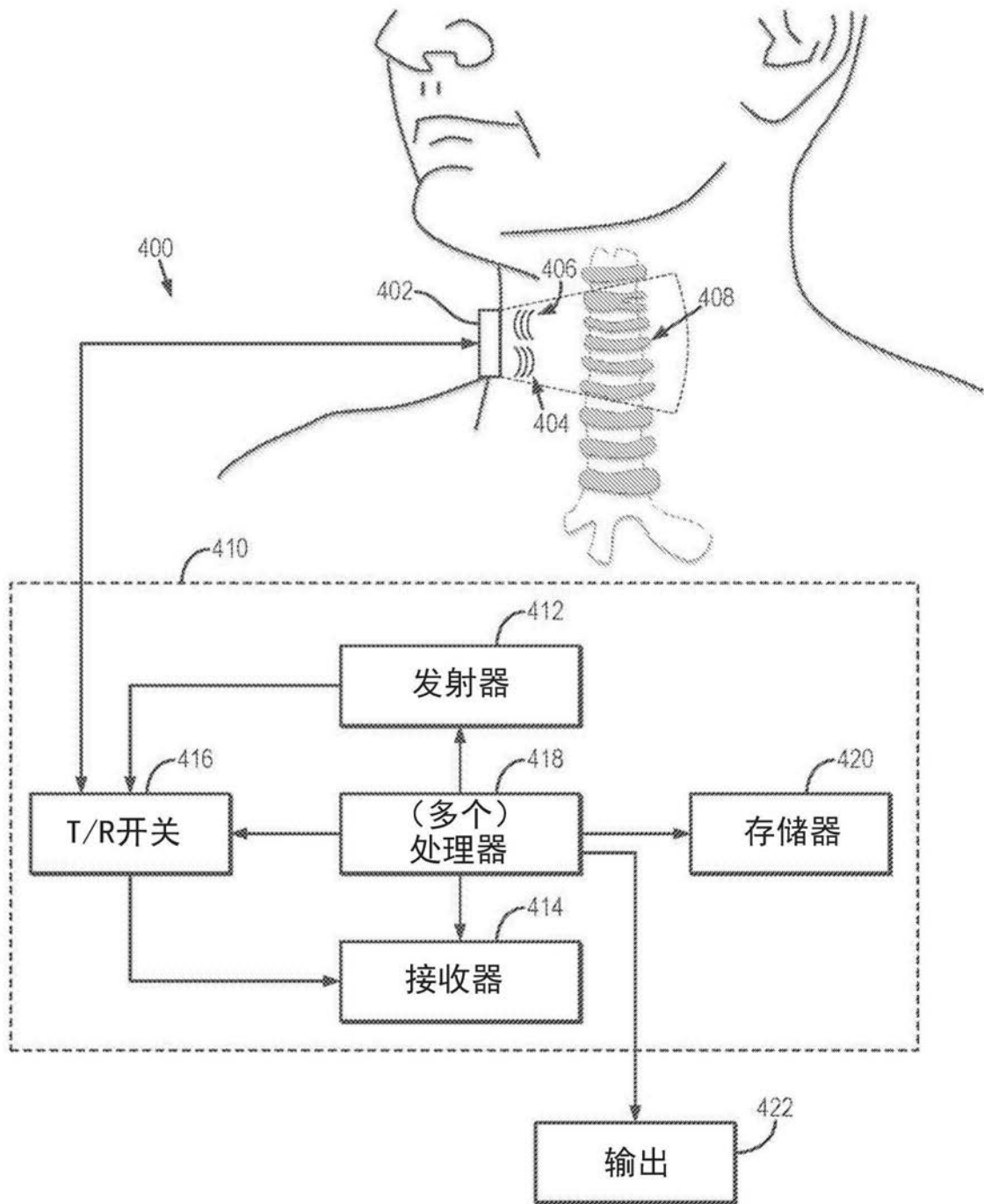


图4

专利名称(译)	利用超声监测气管内气流的系统和方法		
公开(公告)号	CN109788933A	公开(公告)日	2019-05-21
申请号	CN201780057657.3	申请日	2017-09-19
[标]申请(专利权)人(译)	威斯康星校友研究基金会		
申请(专利权)人(译)	威斯康星校友研究基金会		
当前申请(专利权)人(译)	威斯康星校友研究基金会		
发明人	G·比伦-罗萨斯 H·G·罗萨斯		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/08 A61B5/087		
CPC分类号	A61B5/0816 A61B5/085 A61B5/087 A61B5/4821 A61B8/469 A61B8/488 A61B8/5207 A61B5/7267 A61B5/7405 A61B5/742 A61B5/746 A61B8/08		
优先权	62/396339 2016-09-19 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

这里描述的是用于在医疗过程期间或作为一般患者监测工具监测患者气道中的气流变化的系统和方法。从患者的气管壁获取多普勒超声信号，并将来自那些多普勒超声信号的数据与基线参数进行比较。当检测到阈值变化时，可以向用户提供警报以指示呼吸损害，该呼吸损害可以包括早期气道损害或气道阻塞。

