



# (12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 116830211 A

(43) 申请公布日 2023. 09. 29

(21) 申请号 202180083015.7

(22) 申请日 2021.12.08

(30) 优先权数据

63/127,892 2020.12.18 US

17/518,286 2021.11.03 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2023.06.09

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2021/062294 2021.12.08

(87) PCT国际申请的公布数据

W02022/132509 EN 2022.06.23

(71) 申请人 柯惠有限合伙公司

地址 美国马萨诸塞

(72) 发明人 D·J·诺夫科夫 M·J·菲利普斯

(74) 专利代理机构 中国贸促会专利商标事务所  
有限公司 11038

专利代理师 罗闻

(51) Int.Cl.

G16H 50/20 (2006.01)

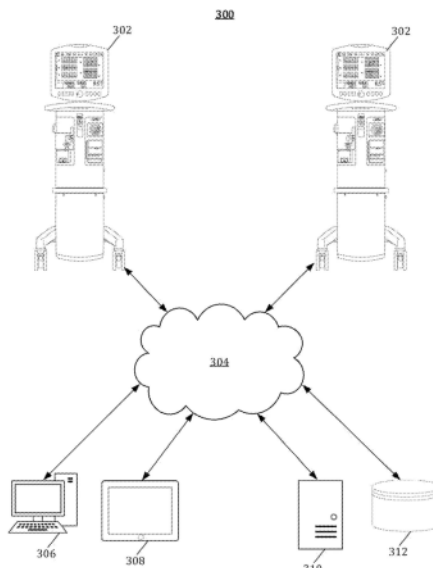
权利要求书2页 说明书18页 附图16页

(54) 发明名称

用于基于通气数据来对状况进行分类的机器学习图像识别

(57) 摘要

本技术涉及用于从通气数据识别状况的方法和系统。所述方法可以包括：获取患者在一定时间段期间通气的通气数据；基于所述获取的通气数据来生成图像；提供所述生成的图像作为经过训练的机器学习模型的输入，其中，所述经过训练的机器学习模型是基于具有与所述生成的图像相同的类型的图像来训练的；以及基于来自所述经过训练的机器学习模型的输出，生成所述患者的预测状况。可以通过将通气数据存储为像素通道值以生成人类不可解读的图像来生成所述图像。



1. 一种用于从通气数据识别状况的计算机实施的方法,所述方法包括:  
获取患者在一定时间段期间通气的通气数据;  
将所述通气数据转换为具有多个像素的人类不可解读的图像,其中,所述人类不可解读的图像的像素中的每一个由至少第一通道定义,并且第一像素的第一通道值表示所述通气数据的值的至少一部分;  
提供所述人类不可解读的图像作为经过训练的机器学习模型的输入;以及  
基于来自所述经过训练的机器学习模型的输出,生成所述患者的预测状况。
2. 如权利要求1所述的方法,其中,所述通气数据包括压力数据、流量数据或容积数据中的至少一个。
3. 如权利要求1所述的方法,其中,所述第一像素进一步由第二通道值和第三通道值定义。
4. 如权利要求3所述的方法,其中,所述第二通道值表示所述通气数据的值的另一部分,并且所述第三通道值表示所述通气数据的符号。
5. 如权利要求3所述的方法,其中:  
由所述第一通道表示的所述通气数据的值是通气数据在第一时间点的第一值;  
所述第二通道值表示通气数据在第二时间点的第二值;并且  
所述第三通道值表示通气数据在第三时间点的第三值。
6. 如权利要求5所述的方法,其中,所述第一像素进一步由第四通道值定义,并且所述第四通道值表示通气数据在第四时间点的第四值。
7. 如权利要求1所述的方法,进一步包括获取在所述时间段期间的控制参数,其中,还将所述控制参数转换为所述人类不可解读的图像。
8. 如权利要求1所述的方法,其中,所述人类不可解读的图像具有少于4000个像素的大小。
9. 如权利要求1所述的方法,其中,所述人类不可解读的图像具有少于1600个像素的大小。
10. 如权利要求9所述的方法,其中,所述通气数据包括针对至少1000个时间点采样的压力数据和针对至少1000个时间点采样的流量数据。
11. 一种用于从通气数据识别状况的计算机实施的方法,所述方法包括:  
获取患者在一定时间段期间通气的通气数据和控制参数;  
将所述通气数据转换为具有定义布局的人类可解读的图像,所述定义布局包括多个布局部分,所述多个布局部分包括用于通气数据的图形表示的第一部分和用于控制参数的图形表示的第二部分;  
提供所述人类可解读的图像作为经过训练的机器学习模型的输入,其中,所述经过训练的机器学习模型是基于具有所述定义布局的图像来训练的;以及  
基于来自所述经过训练的机器学习模型的输出,生成所述患者的预测状况。
12. 如权利要求11所述的计算机实施的方法,其中,所述通气数据包括压力数据、流量数据或容积数据中的至少一个。
13. 如权利要求12所述的计算机实施的方法,其中,所述第一部分包括所述压力数据呈第一颜色的图形表示和流量呈第二颜色的图形表示。

14. 如权利要求13所述的计算机实施的方法,其中,所述压力数据的图形表示是在所述时间段内压力数据与时间的关系曲线图。

15. 如权利要求11所述的计算机实施的方法,其中,所述控制参数的图形表示被表示为条,其中,每个条的高度表示控制参数的值。

16. 如权利要求11所述的计算机实施的方法,其中,所述定义布局包括用于所述通气数据的比例的第三部分。

17. 一种用于从通气数据识别状况的计算机实施的方法,所述方法包括:

获取患者在一定时间段期间通气的通气数据;

基于所述获取的通气数据来生成图像;

提供所述生成的图像作为经过训练的机器学习模型的输入,其中,所述经过训练的机器学习模型是基于具有与所述生成的图像相同的类型的图像来训练的;以及

基于来自所述经过训练的机器学习模型的输出,生成所述患者的预测状况。

18. 如权利要求17所述的计算机实施的方法,其中,所述通气数据包括压力数据、流量数据或容积数据中的至少一个。

19. 如权利要求17所述的计算机实施的方法,其中,所述图像是人类可解读的图像。

20. 如权利要求17所述的计算机实施的方法,其中,所述图像是人类不可解读的图像。

## 用于基于通气数据来对状况进行分类的机器学习图像识别

### 技术领域

[0001] 长期以来,医用呼吸机系统一直被用来为患者提供通气和补充氧支持。这些呼吸机通常包括用于通过导管或管输送给患者的加压气体(空气、氧)的连接。由于每个患者可能需要不同的通气策略,因此现代呼吸机可以针对个别患者的特殊需求进行定制。确定个别患者的特定需求可以基于患者的临床状况。

[0002] 正是关于这些和其他一般考虑提出了本文披露的各方面。此外,尽管可以讨论相对具体的问题,但是应当理解,示例不应局限于解决在本披露内容的背景或其他地方所确定的具体问题。

### 发明内容

[0003] 本技术涉及通过使用图像分类机器学习模型来预测通气患者(比如患者)的临床状况。在一个方面,本技术涉及一种用于从通气数据识别状况的计算机实施的方法。所述方法包括:获取患者在一定时间段期间通气的通气数据;将所述通气数据转换为具有多个像素的人类不可解读的图像,其中,所述人类不可解读的图像的像素中的每一个由至少第一通道定义,并且第一像素的第一通道值表示所述通气数据的值的至少一部分;提供所述人类不可解读的图像作为经过训练的机器学习模型的输入;以及基于来自所述经过训练的机器学习模型的输出,生成所述患者的预测状况。

[0004] 在示例中,所述通气数据包括压力数据、流量数据或容积数据中的至少一个。在另一示例中,所述第一像素进一步由第二通道值和第三通道值定义。在进一步示例中,所述第二通道值表示所述通气数据的值的另一部分,并且所述第三通道值表示所述通气数据的符号。在又另一示例中,由所述第一通道表示的所述通气数据的值是通气数据在第一时间点的第一值;所述第二通道值表示通气数据在第二时间点的第二值;并且所述第三通道值表示通气数据在第三时间点的第三值。在再一示例中,所述第一像素进一步由第四通道值定义,并且所述第四通道值表示通气数据在第四时间点的第四值。在又再一示例中,所述方法进一步包括获取在所述时间段期间的控制参数,其中,还将所述控制参数转换为所述人类不可解读的图像。

[0005] 在另一示例中,所述人类不可解读的图像具有少于4000个像素的大小。在进一步示例中,所述人类不可解读的图像具有少于1600个像素的大小。在再一示例中,所述通气数据包括针对至少1000个时间点采样的压力数据和针对至少1000个时间点采样的流量数据。在又另一示例中,所述机器学习模型是卷积神经网络。在又再一示例中,所述方法进一步包括在所述呼吸机的显示器上显示所述预测状况。在另一示例中,所述预测状况是哮喘、急性呼吸窘迫综合征(ARDS)、肺气肿或慢性阻塞性肺病(COPD)中的至少一种。

[0006] 在另一方面,本技术涉及一种用于从通气数据识别状况的方法。所述方法包括:获取患者在一定时间段期间通气的通气数据和控制参数;将所述通气数据转换为具有定义布局的人类可解读的图像,所述定义布局包括多个布局部分,所述多个布局部分包括用于通气数据的图形表示的第一部分和用于控制参数的图形表示的第二部分;提供所述人类可解

读的图像作为经过训练的机器学习模型的输入,其中,所述经过训练的机器学习模型是基于具有所述定义布局的图像来训练的;以及基于来自所述经过训练的机器学习模型的输出,生成所述患者的预测状况。

[0007] 在示例中,所述通气数据包括压力数据、流量数据或容积数据中的至少一个。在另一示例中,所述第一部分包括所述压力数据呈第一颜色的图形表示和流量呈第二颜色的图形表示。在再一示例中,所述压力数据的图形表示是在所述时间段内压力数据与时间的关系曲线图。在进一步示例中,所述控制参数的图形表示被表示为条,其中,每个条的高度表示控制参数的值。在又另一示例中,所述定义布局包括用于所述通气数据的比例的第三部分。

[0008] 在另一示例中,所述机器学习模型是神经网络。在又另一示例中,所述通气数据的图形表示包括散点图、直线图、螺旋图、热图、极区图或条形图中的至少一个。在进一步示例中,响应于激活呼吸机的预测模式而生成所述人类可解读的图像。

[0009] 在另一方面,本技术涉及一种用于从通气数据识别状况的计算机实施的方法。所述方法包括:获取患者在一定时间段期间通气的通气数据,其中,所述通气数据包括至少压力数据和流量数据;以及将所述通气数据转换为具有多个像素的人类不可解读的图像。所述多个像素包括:具有第一通道值的第一像素,所述第一通道值表示所述压力数据在第一时间点的值的至少一部分;以及具有第一通道值的第二像素,所述第一通道值表示所述流量数据在所述第一时间点的值的至少一部分。所述方法进一步包括:提供所述人类不可解读的图像作为经过训练的机器学习模型的输入;以及基于来自所述经过训练的机器学习模型的输出,生成所述患者的预测状况。

[0010] 在示例中,所述多个像素包括具有的第一通道的第三像素,所述第一通道表示控制参数在所述第一时间点的值。在另一示例中,所述第一像素包括第二通道值,所述第二通道值表示所述压力数据在所述第一时间点的值的另一部分。在进一步示例中,所述第一像素包括第三通道值,所述第三通道值表示所述压力数据在所述第一时间点的值的符号。

[0011] 在另一方面,本技术涉及一种用于从通气数据识别状况的计算机实施的方法。所述方法包括:接收包括通气患者的压力或流量数据的通气数据;生成包括具有像素通道的像素的图像,其中,所述通气数据包含在所述像素通道中;提供所述生成的图像作为经过训练的机器学习模型的输入,以产生输出;基于所述输出来对所述患者的临床状况进行分类;以及根据所述患者的临床状况调整通气设置或显示。

[0012] 在示例中,所述通气数据包括压力数据、流量数据或容积数据中的至少一个。在进一步示例中,所述图像是人类不可解读的图像。在又另一示例中,所述方法进一步包括显示所述患者的临床状况以及确认或拒绝所述临床状况的提示。在再一示例中,所述方法进一步包括:接收对所述提示的响应;以及基于所述接收到的对所述提示的响应,强化所述经过训练的机器学习模型。

[0013] 在另一方面,本技术涉及一种医用系统,所述医用系统包括:医用呼吸机;处理器;经过训练的机器学习模型;以及存储器,所述存储器存储在由所述处理器执行时使所述系统执行一组操作的指令。这组操作包括:从所述呼吸机接收患者的通气数据;生成包括存储在所述图像的像素的一个或多个像素通道中的所述通气数据的图像;提供所述生成的图像作为所述经过训练的机器学习模型的输入;从所述经过训练的机器学习模型输出所述患者

的预测状况;以及基于所述预测状况在所述呼吸机上调整通气设置或显示。

[0014] 在示例中,所述处理器和所述存储器容纳在所述呼吸机内。在另一示例中,所述系统进一步包括与所述呼吸机进行通信的服务器,其中,所述处理器和所述存储器容纳在所述服务器内。在进一步示例中,所述通气数据包括压力数据、流量数据或容积数据中的至少一个。

[0015] 在另一方面,本技术涉及一种用于从通气数据识别状况的计算机实施的方法。所述方法包括:获取患者在一定时间段期间通气的通气数据;基于所述获取的通气数据来生成图像;提供所述生成的图像作为经过训练的机器学习模型的输入,其中,所述经过训练的机器学习模型是基于具有与所述生成的图像相同的类型的图像来训练的;以及基于来自所述经过训练的机器学习模型的输出,生成所述患者的预测状况。

[0016] 在示例中,所述通气数据包括压力数据、流量数据或容积数据中的至少一个。在另一示例中,所述图像是人类可解读的图像。在又另一示例中,所述图像是人类不可解读的图像。

[0017] 提供本发明内容是为了以简化的形式介绍下文在具体实施方式中进一步描述的概念的选择。本发明内容不旨在识别所要求保护的的主题的关键特征或必要特征,也不旨在用于帮助确定所要求保护的的主题的范围。应当理解,前述一般描述和以下详细描述都是解释性的,并且旨在提供所要求保护的披露内容的进一步方面和示例。

## 附图说明

[0018] 本专利或申请文件包含至少一个彩色绘图。经要求并支付必要费用后,专利局将提供本专利或专利申请公开带有(多张)彩色附图的副本。构成本申请的一部分的附图说明了以下描述的系统和方法的各方面,并不意味着以任何方式限制本披露内容的范围,本披露内容的范围应基于权利要求。

[0019] 图1是展示了连接到人类患者的医用呼吸机的示例的简图。

[0020] 图2是示例显示屏的前视图。

[0021] 图3A描绘了示例图像处理和状况预测系统。

[0022] 图3B描绘了展示服务器的特征的示意图。

[0023] 图4A至图4D描绘了人类可解读的图像的示例。

[0024] 图4E描绘了人类可解读的图像的示例定义布局。

[0025] 图4F描绘了人类可解读的图像的另一示例定义布局。

[0026] 图5A至图5B描绘了示例人类不可解读的图像。

[0027] 图6A至图6B描绘了另一类型的示例人类不可解读的图像。

[0028] 图7描绘了用于操作呼吸机的示例方法。

[0029] 图8描绘了用于训练机器学习模型的示例方法。

[0030] 虽然本披露内容的示例适用于各种修改,但在附图中以示例的方式示出了具体方面,并在下面进行详细描述。不旨在将本披露内容的范围限制于所描述的特定方面。相反,本披露内容旨在涵盖落入本披露内容和所附权利要求的范围内的所有修改、等效内容和替代方案。

## 具体实施方式

[0031] 如上文简要讨论的,医用呼吸机被用来为无法充分呼吸的患者提供呼吸气体。可以基于特定患者和患者的任何临床状况(比如哮喘、急性呼吸窘迫综合征(ARDS)、肺气肿或慢性阻塞性肺病(COPD)等)来设置通气模式和/或通气设置。通过基于患者的临床状况适当地调整呼吸机设置,呼吸机可以更好地支持患者,并且患者可以更有可能更快地恢复或更快地脱离呼吸机。然而,识别患者的临床状况是困难的,并且通常基于医生或呼吸治疗师对患者的身体检查。在一些情况下,比如x光检查等内部成像程序也被医生用来识别患者的临床状况。

[0032] 本技术提供了可以基于患者的通气数据(比如在患者通气期间测量或生成的压力数据、流量数据、和/或容积数据)来自动地预测患者的临床状况的方法和系统。本技术还可以基于预测临床状况来生成呼吸机的推荐设置。本技术能够通过使用机器学习、图像识别技术来预测临床状况。本文描述的系统和方法从患者的通气数据生成图像。这些图像可以是包括数据与时间的关系曲线图的人类可解读的图像。这些图像还可以包括人类不可解读的图像,这些人类不可解读的图像包括存储在像素通道本身中的通气数据。例如,像素可以具有定义其显示性质的三个通道(例如,红色通道、蓝色通道和绿色通道)。通气数据可以直接存储在形成人类不可解读的图像的像素的一个或多个通道中。所生成的图像然后可以被提供给经过训练的机器学习模型,比如神经网络,该经过训练的机器学习模型已经在与已知临床状况相对应的一系列先前图像上进行训练。因此,该经过训练的机器学习模型能够对针对特定患者的新接收的图像进行分类并提供对患者的临床状况的预测。通过首先将患者的通气数据转换为图像,本技术能够利用图像识别和图像分类技术而不以患者的图像(比如患者的x光检查)为依据来识别状况(患者的临床状况)。

[0033] 图1是展示连接到患者150的医用呼吸机100的示例的简图。呼吸机100可以向患者150提供正压通气。呼吸机100包括用于经由通气管(也被称为呼吸回路)130将呼吸气体循环到患者150并从该患者循环的气动系统102(还被称为压力生成系统102)。通气管130经由患者接口180将患者150耦接到气动系统。患者接口180可以是侵入性的(例如,气管内管,如所示出的)或非侵入性的(例如,鼻或口罩、鼻插管)。呼吸机100通过控制(调节、打开或关闭)吸入流量阀或鼓风机来控制进入通气管130的气体流量,该吸入流量阀或鼓风机可以是吸入模块104的一部分。附加地,加湿器可以沿着通气管130放置,以对输送到患者150的呼吸气体进行加湿。压力传感器和流量传感器可以位于吸入模块104和/或呼出模块108处或附近以测量流量和压力。

[0034] 通气管130可以是双分支回路(所示出的)或单分支回路(还称作单个分支,仅具有吸入侧)。在双分支示例中,可以提供Y形配件170以将患者接口180耦接到通气管130的吸入分支134和呼出分支132。

[0035] 气动系统102可以具有各种配置。在本示例中,系统102包括与呼出分支132耦接的呼出模块108以及与吸入分支134耦接的吸入模块104。压缩机106或鼓风机或(多个)其他加压气体(例如,空气、氧和/或氩)源与吸入模块104耦接以向吸入分支134提供呼吸气体。气动系统102可以包括各种其他部件,包括混合模块、阀门、传感器、管、蓄能器、过滤器等,这些部件可以是呼吸机的内部或外部传感器(并且可以与呼吸机通信地耦接,或能够与呼吸机进行通信)。

[0036] 控制器110与气动系统102、信号测量和获取系统、以及用户界面120操作地耦接。控制器110可以包括硬件存储器112、一个或多个处理器116、存储114、和/或在命令和控制计算设备中发现的类型的其他部件。在所描绘的示例中,用户界面120包括显示器122,该显示器可以是触敏的和/或语音激活的,使得显示器122能够既用作输入设备又用作输出设备以使得用户能够与呼吸机100交互(例如,改变通气设置、选择操作模式、查看所监测的参数等)。

[0037] 存储器112包括存储软件的非暂态计算机可读存储介质,该软件由处理器116执行并且控制呼吸机100的操作。在示例中,存储器112包括一个或多个固态存储设备,比如闪速存储器芯片。在替代性示例中,存储器112可以通过大容量存储控制器(未示出)和通信总线(未示出)连接到处理器116的大容量存储。尽管对本文所包含的计算机可读介质的描述是指固态存储,但本领域的技术人员应理解,计算机可读存储介质可以是处理器116可以访问的任何可用介质。也就是说,计算机可读存储介质包括在任何方法或技术中实施以存储比如计算机可读指令、数据结构、程序模块或其他数据等信息的非暂态、易失性和非易失性、可移除和不可移除介质。例如,计算机可读存储介质包括RAM、ROM、EPROM、EEPROM、闪速存储器或其他固态存储器技术、CD-ROM、DVD或其他光学存储、磁带盒、磁带、磁盘存储或其他磁性存储设备、或可以用于存储期望的信息并且可以由计算机访问的任何其他介质。

[0038] 呼吸机还可以包括一个或多个图像转换指令118。一个或多个图像转换指令118包括使呼吸机100生成下文所讨论的图像(比如人类可解读的图像和人类不可解读的图像)的指令。附加地,呼吸机还可以包括一个或多个机器学习(ML)处理指令119。ML处理指令119可以包括用于利用经过训练的ML模型(比如经过训练的神经网络)处理所生成的图像的指令。在一些示例中,经过训练的ML模型可以存储在呼吸机上,并且可以至少部分地或完全地在呼吸机本身上执行新图像的分类和患者状况的预测。在其他示例中,呼吸机可以与执行本文描述的至少一些操作的其他计算设备进行通信(比如经由有线或无线分布式网络)。

[0039] 图2是根据实施例的耦接到呼吸机的显示屏202的前视图。显示屏202可以安装到呼吸机或是与呼吸机进行通信的单独屏幕、平板或计算机。显示屏202向用户呈现有用信息并且接收用户输入。显示器呈现包括图形用户界面(GUI) 204的用户界面204。GUI 204可以是交互式显示器,例如,触摸屏或其他显示器,并且可以提供包括用于接收用户输入和界面命令操作并且用于显示通气信息(例如,比如压力、容积和流量波形等通气数据、吸气时间、PEEP、基线水平等)以及控制信息(例如,警报、患者信息、控制参数、模式等)的元件的各种窗口(即,视觉区域)。这些元件可以包括控件、图形、图表、工具栏、输入字段、图标等。显示屏202还可以包括物理按钮或输入元件,比如拨号盘、轮、开关、按钮等。

[0040] 在图2中所描绘的界面204中,多个曲线图显示在界面204上,包括压力-时间曲线图206、流量-时间曲线图208、容积-时间曲线图210、容积-压力环路212、流量-压力环路214。压力-时间曲线图206绘制了所测量或确定的压力与时间的关系。压力可以从呼吸机中或通气回路内的压力传感器测量的。压力值可以包括吸气压力、Y形件压力和/或呼气压力、以及其他压力类型。流量-时间曲线图208绘制了所测量或确定的流量与时间的关系。流量可以从呼吸机中或通气回路内的流量传感器测量的。流量值包括吸气流量、呼气流量和/或净流量以及其他流量类型。容积-时间曲线图210绘制了确定的容积与时间的关系。容积可以是基于所测量的流量值来确定或计算的。容积-压力环路212是在患者吸气和呼气期

间的压力与时间的关系。流量-容积环路是吸气和呼气流量(在y轴上)与容积(在x轴上)的关系曲线图。

[0041] 界面204还可以包括关于患者的数据、通气设置和/或控制参数的附加表示。例如,患者数据段216可以包括关于或基于患者的信息,比如患者是婴儿、小儿还是成人患者。患者数据还可以包括患者的质量或预测体重(PBW)、基于PBW的绝对潮气容积限度、以及其他类型的数据。在一些示例中,患者数据可以被视为控制参数,因为可以在设置压力、流量和容积设置时利用患者类型和患者的PBW。

[0042] 界面还可以包括用于显示控制参数或其他通气参数的各种指示符的第一显示部分218和第二显示部分220。例如,比如以下各项等参数的数值:顺应性、阻力、呼气终末流量、吸气终末压力、总回路压力、呼出的强制性潮气容积、呼出的分钟容积、呼出的自发分钟容积、呼出的自发潮气容积、呼出的潮气容积、呼气灵敏度、呼气时间、呼吸暂停间隔、呼气时间、吸气和呼气总流量、流量灵敏度、流量触发、吸气时间与呼气时间之比(I:E)、吸气压力、吸入的潮气容积、呼气终末正压(PEEP)、平均回路压力、氧百分比、百分比支持设置、峰值压力、峰值流量、峰值、平台压力、平台时间、补偿压力、压力支持水平、压力触发、吸入的潮气容积、呼出的潮气容积、上升时间百分比、肺活量和容量支持设置等等。

[0043] 界面还可以包括具有各种图标的设置面板222,可以选择这些图标以输入呼吸机的不同设置。例如,通气设置和/或控制参数可以例如由临床医生基于特定患者的规定的治疗方案来输入,或由呼吸机例如基于患者的已知属性(例如,年龄、诊断、理想体重、预测体重、性别、种族等)或基于患者的预测临床状况来自动生成。通气设置和/或控制参数可以包括多个不同设置或参数,比如呼吸速率(f)、潮气容积(VT)、PEEP水平等。

[0044] 图3A描绘了示例图像处理 and 状况预测系统300。系统300包括具有一个或多个呼吸机302以及本地或远程计算设备的分布式网络304。呼吸机302中的每一个可以包括上文描述的特征。在示例系统300中,呼吸机302通过分布式网络304与其他计算设备进行通信。网络304可以包括是本地或远程的并且经由有线或无线通信进行连接的多个服务器或计算设备/部件。例如,附加计算机306、比如平板308等智能设备、服务器310、和/或数据库312可以经由网络304与(多个)呼吸机302进行通信。

[0045] 系统300的设备可以从呼吸机302接收通气数据和控制参数并且然后执行本文描述的一个或多个操作。例如,系统300中的一个或多个设备可以将接收到的通气数据和控制参数转换成本文所讨论的图像,比如人类可解读的图像和/或人类不可解读的图像。系统300中的设备还可以执行本文描述的ML处理操作。例如,设备可以处理所生成的图像以便对图像进行分类,并且提供生成通气数据所针对的患者的临床状况的预测。预测临床状况然后可以从一个或多个设备传输到呼吸机302,从这些设备接收通气数据使得呼吸机302可以显示预测临床状况。作为示例,服务器310之一可以是训练ML模型的训练服务器。该训练服务器可以使用附加训练数据周期性地对ML模型进行再训练,并且该训练服务器然后可以部署被再训练或更新的ML模型。相同或另一服务器310可以是利用经过训练的ML模型处理来自通气患者的通气数据以预测临床状况的部署服务器。

[0046] 图3B描绘了展示系统300的示例设备(比如计算机306、平板308、服务器310、和/或数据库312)的特征的示意图。在其最基本的配置中,设备314通常包括至少一个处理器371和存储器373。取决于计算设备的确切配置和类型,存储器373(除其他事项外还存储用于执

行本文披露的图像生成和ML处理操作的指令)可以是易失性的(比如RAM)、非易失性的(比如ROM、闪速存储器等)或两者的某一组合。处理器371可以包括中央处理单元(CPU)和/或图形处理单元(GPU)以及其他可能类型的处理器。在一些示例中,ML模型计算可以由一个或多个GPU执行。这个最基本的配置在图3B中进行展示、由虚线375指示。进一步地,设备314还可以包括存储设备(可移除的,377,和/或不可移除的,379),包括但不限于固态设备、磁盘或光盘、或磁带。类似地,设备314还可以具有(多个)输入设备383(比如触摸屏、键盘、鼠标、笔、语音输入等)和/或(多个)输出设备381(比如显示器、扬声器、打印机等)。环境中还可以包括一个或多个通信连接385,比如LAN、WAN、点对点、蓝牙、RF等。

[0047] 设备314通常包括至少某种形式的计算机可读介质。计算机可读介质可以是处理器371或设备314内的其他部件可以访问的任何可用介质。通过示例而非限制的方式,计算机可读介质可以包括计算机存储介质和通信介质。计算机存储介质包括在任何方法或技术中实施以存储比如计算机可读指令、数据结构、程序模块或其他数据等信息的易失性和非易失性、可移除和不可移除介质。计算机存储介质包括RAM、ROM、EEPROM、闪速存储器或其他存储器技术、CD-ROM、数字通用光盘(DVD)或其他光学存储、磁带盒、磁带、磁盘存储或其他磁性存储设备、固态存储或可以用于存储期望的信息的任何其他有形和非暂态介质。

[0048] 通信介质在比如载波或其他传送机制等调制后的数据信号中体现计算机可读指令、数据结构、程序模块或其他数据,并且包括任何信息传递介质。术语“调制后的数据信号”意指以对信号中的信息进行编码的方式设置或改变其特性中的一个或多个特性的信号。通过示例而非限制的方式,通信介质包括比如有线网络或直接有线连接等有线介质、以及比如声学、RF、红外和其他无线介质等无线介质。上述任何一项的组合也应包括在计算机可读介质的范围内。

[0049] 根据下文描述的实施例,提供一种用于基于利用呼吸机数据的图像的机器学习模型来预测患者的临床状况、呼吸机的临床状况、或患者与呼吸机之间的交互的系统。系统从通气患者接受当前通气数据(比如压力、流量、容积和其他数据),将该数据转换为图像格式,并且然后将(多个)图像传递到依据图像数据对临床状况进行分类的经过训练的ML模型中。通过以图像格式呈现并分析呼吸机数据,系统能够受益于图像处理 and 训练技术。附加地,患者数据(生命体征、通气数据和如下文描述的其他数据)可以以通过以非人类可读的格式格式化该数据来维护隐私的方式进行处理。

[0050] 图4A至图4C描绘了以人类可解读的图像402A至402C的形式呈现的通气数据的示例。人类可解读的图像402A至402C是基于在患者通气期间获取的通气数据来生成的。在所描绘的示例中,通气数据包括压力数据、流量数据和容积数据。该数据可以是直接从呼吸机和管内的传感器测量的,或数据可以是各种测量值得到或计算的。每个图像包括在一定时间段内获取的通气数据。在所描绘的示例中,该时间段是24秒。在其他示例中,该时间段可以多于或少于24秒。例如,该时间段可以少于一分钟、少于30秒、或少于10秒。不同图像或图像集可以在不同时间段内从数据创建,并且然后用于识别不同类型的临床状况。时间段可以基于临床状况或正预测的状况的类型。例如,可以基于单次呼吸或部分呼吸(比如单次呼吸的吸入阶段或呼出阶段,其可能跨越几秒,比如2秒至10秒)的通气数据来对一些临床状况进行分类。其他临床状况可能需要多次呼吸(跨越更多秒或分钟,比如10秒最多到2分钟、10分钟、30分钟或更长)的通气数据才能被适当地或准确地分类。

[0051] 在示例人类可解读的图像402A至402C中的每一个中,在人类可解读的图形表示中显示患者的通气数据。压力数据404的图形表示以第一颜色(在所描绘的示例中为红色)来表示。容积数据406的图形表示以第二颜色(在所描绘的示例中为绿色)来表示。流量数据408的图形表示以第三颜色(在所描绘的示例中为蓝色)来表示。

[0052] 在示例人类可解读的图像402A至402C中,压力图形表示404、容积图形表示406和流量图形表示408全部被提供为相对于时间的曲线图。例如,压力图形表示404被提供为在捕获通气数据的时间段内压力数据与时间的关系曲线图。在图4A中的图像402A中,可以看到与压力数据的峰值相对应的三次不同的呼吸。图4B中的图像402B描绘了在同一时间帧内的附加数量次呼吸(对应于压力信号的峰值),这指示更高的呼吸频率。图像402B还描绘了与图像402A-B不同的呼吸次数和比例。患者通气的控制参数针对图像402A至402B中的每一个也是不同的,从这些控制参数生成图像402A至402B。

[0053] 如上文所讨论的,在这个示例中,捕获通气数据的时间段是24秒。在该时间段(例如,这24秒)期间,每20毫秒(ms)捕获或记录通气数据(其他采样率也是可能的)。相应地,在所描绘的示例中,对于每个类型的通气数据(例如,压力、流量和容积),存在1200个时间点并且因此存在1200个数据点。每个压力数据点由图像中的单个红色像素表示,或多个压力数据点一起被平均并呈现为单个红色像素。例如,最左边的像素可以用于在该时间段中的第一时间点的压力。类似地,容积数据由绿色像素呈现,并且流量数据由蓝色像素呈现。这些数据点是在图像中相对于时间来绘制的。人类可解读的图像402A至402C的黑色区域是不表示任何类型的呼吸机数据的像素。因此,位于这些位置的像素的所有三个通道的值都设置为零——因此提供它们的黑色外观。

[0054] 虽然压力图形表示404、容积图形表示406和流量图形表示408被绘制为相对于时间的散点图,但其他数据可视化也是可能的。例如,通气数据还可以呈现为直线图、螺旋图、热图、极区图、条形图或其他类似数据可视化类型。进一步地,如本文所使用的,“图形表示”是数据的非文本表示。附加地,也可以呈现不同类型的数据曲线图。例如,可以提供比如容积-压力环路或流量-压力环路等数据环路作为人类可读图像402A至402C的一部分。

[0055] 用于表示图形表示404至408中的每一个的颜色可以基于这些颜色在用于图像的像素的配色方案中是原色来选择。例如,在示例人类可解读的图像402A至402C中,针对图像利用红色-绿色-蓝色(RGB)配色方案。相应地,人类可解读的图像402A至402C的每个像素可以由三个通道——红色通道、绿色通道和蓝色通道定义。由于图形表示404至408各自由配色方案的不同原色表示,因此对于这些表示重叠的时间点,可以基于对发生重叠的像素的通道的检查来确定每个图形表示404至408的数据点。还可以利用除RGB以外的配色方案(例如,青色-品红色-黄色-黑色(CMYK);色调、饱和度、亮度(HSL)等),并且然后可以以类似方式使用相应通道,尽管这些通道可能对应于不同的显示颜色。

[0056] 人类可解读的图像402A至402C还可以包括比例指示符410。比例指示符410表示人类可解读的图像中所提供的通气数据的图形表示中的每一个的相对比例。比例指示符410包括每个类型的通气数据的分段,在人类可解读的图像中为该分段提供图形表示。在所描绘的示例中,比例指示符410包括三个分段。这三个分段包括与压力图形表示404相对应的第一分段、与容积图形表示406相对应的第二分段以及与流量图形表示408相对应的第三分段。比例指示符410的每个分段具有与通气数据的对应图形表示相对应的颜色。在所描绘的

示例中,第一分段具有红色,因为压力图形表示404被表示为红色像素,第二分段具有绿色,因为容积图形表示406被表示为绿色像素,并且第三分段具有蓝色,因为流量图形表示408被表示为蓝色像素。每个分段的高度(例如,每个分段的像素数量)表示数据的图形表示中的每一个的相对比例。比例指示符的分段可以是基于通气数据的值范围来生成的。每个比例分段可以基于对应通气数据的最大值和最小值。例如,红色分段的高度可以基于压力图形表示404中的压力数据的最大值和最小值。

[0057] 人类可解读的图像402A至402C还包括控制参数的控制参数图形表示412。这些控制参数包括比如以下各项等参数:呼吸速率设置(例如,单位为次呼吸/分钟)、最大流量设置(例如,单位为升/分钟(L/m))、流量灵敏度设置(例如,单位为L/m)、潮气容积设置(例如,单位为升)、PEEP设置(例如,单位为 $\text{cmH}_2\text{O}$ )、氧百分比设置(范围在21%与100%之间)、平台设置(例如,单位为秒)、流型设置(例如,波或斜坡)、通气模式(例如,辅助控制(A/C)、自发(SPONT)、同步间歇强制通气(SIMV)、二层、CPAP等)、强制模式类型(例如,压力控制(PC)、容积控制(VC))、自发模式类型(例如,压力支持(PS)、管补偿(TC)、容积支持(VS)、成比例辅助(PA))、呼气灵敏度设置(例如,单位为百分比或L/min)、支持压力设置(例如,单位为 $\text{cmH}_2\text{O}$ )、预测体重(例如单位为千克)、PCV吸气压力设置(例如,单位为 $\text{cmH}_2\text{O}$ )、PCV吸气时间设置(例如,单位为秒)、吸气至呼气时间(I:E)比的吸气分量、I:E比、I:E比的呼气时间分量、上升时间百分比设置、PAV+百分比支持设置、所监测的呼出潮气容积(例如,单位为升)、所监测的峰值气道压力(例如,单位为 $\text{cmH}_2\text{O}$ )、所监测的自发百分比吸气时间、所监测的呼气终末流量(例如,单位为L/min)以及其他类型的设置和参数。在所描绘的示例中,控制参数图形表示412呈现为条形图。条形图的每个条表示不同控制参数,并且每个条的高度(例如,条中的像素数量)表示相应控制参数的值。较高条意味着特定控制参数的较高值。作为示例,第一条413可以表示吸气速率,并且第二条414可以表示最大流量设置。条形图可以在颜色上交替,以帮助在视觉上区分不同的控制参数(例如,将不同的条彼此区分开)。虽然控制参数图形表示412呈现为条形图,但其他数据可视化类型也是可能的,比如饼图、散点图、直线图等。

[0058] 在实施例中,人类可解读的图像402A至402C中的数据布置在定义布局中。该定义布局包括显示图形表示的多个部分或区域。例如,在人类可解读的图像402A至402C中,比例指示符410位于每个图像的左侧的相同位置。类似地,通气数据图形表示404至408显示为跨人类可解读的图像402A至402C中的每一个的相同中间部分。控制参数图形表示412显示在人类可解读的图像402A至402C中的每一个的右侧的相同条形图部分中。通过针对图像的每个部分中的数据类型使用专用格式,可以训练机器学习模型以根据临床状况对图像进行分类,如本文进一步讨论的。附加地,通过使用定义布局,图像可以是平台或呼吸机无关的。例如,可以依据从任何类型的呼吸机生成的通气数据生成图像。

[0059] 图4D是图4C的副本,其中,仅为了清晰而示出黑色和白色的颜色。以表示红色(或其他指定的颜色通道)的虚线示出压力数据404,以表示绿色(或其他指定的颜色通道)的点划线示出容积数据406,并且以表示蓝色(或其他指定的颜色通道)的点划线示出流量数据408。

[0060] 图4E提供了人类可解读的图像的示例布局402E。布局402F包括多个部分,包括比例部分420、通气数据部分422和控制参数部分424。对于根据示例定义布局生成的人类可解

读的图像402A至402C中的每一个,比例指示符410显示在比例部分420中,通气数据图形表示404至408显示在通气数据部分422中,并且控制参数图形表示412显示在控制参数部分424中。通过以一致布局组织数据,可以训练ML模型以对在相同布局中提供给其的图像进行分类。

[0061] 这些部分中的每一个的大小可以基于要在人类可解读的图像中表示的数据量。例如,通气数据部分422的宽度可以基于获取数据的时间段和在该时间段内的采样频率。在上文所讨论的示例中,该时间段是每24秒,并且采样频率是每20ms,从而产生数据集中的1200个时间点。因此,为了在散点图中将1200个时间点表示为通气数据与时间的关系,通气数据部分422的宽度需要是至少1200个像素。如果以不同频率对数据进行平均或采样,则可以使用更少的像素。类似地,控制参数部分424的宽度可以基于要包括在控制参数图形表示412中的不同控制参数的数量。当使用条形图格式(比如上文在示例人类可解读的图像402A至402C中利用的格式)时,针对每个不同的控制参数利用一个像素列。相应地,控制参数部分424的宽度可以是至少与存在不同控制参数时一样多的像素。

[0062] 图4F描绘了人类可解读的图像的另一示例布局402F。类似于图4E中所描绘的布局402E,布局402F包括多个部分。然而,布局402F具有用于显示通气数据的多个部分,而不是单个通气数据部分。在所示出的示例中,布局402F包括第一通气数据部分426、第二通气数据部分428和第三通气数据部分430。通气数据部分426至430中的每一个可以用于显示特定类型的通气数据。例如,第一通气数据部分426可以用于显示压力数据,第二通气数据部分428可以用于显示容积数据,并且第三通气数据部分430可以用于显示流量数据。通气数据部分426至430中的每一个还可以具有对应的比例指示符部分432至436。例如,第一比例指示符部分432用于显示与显示在第一通气数据部分426中的通气数据相对应的比例指示符。通过利用具有单独通气数据部分426至430的布局(比如布局402F),不同类型的通气数据(例如,压力、容积、流量)可以不显示为单独的颜色,因为不同类型的通气数据不会在所得图像中彼此重叠。

[0063] 上文所讨论的图像已在本文被称为“人类可解读的”图像,因为人类通常可以识别所描绘的图形表示的趋势和相对值。例如,压力、容积和流量数据显示为数据与时间的关系的散点图,人类可以解释或理解这些散点图。例如,人类可以识别出比如当压力增加或减少时的形状和图案。例如,人类可解读的图像可以包括散点图、条形图、饼图、直线图、网格和/或文本。然而,本技术还可以利用人类不可解读的图像。人类不可解读的图像不包括可以被人类解读的图形表示。相反,通气数据和控制参数作为值并入像素本身的通道中,如下文进一步讨论的。人类不可解读的图像提供了附加的优点,比如以可以维护患者隐私的方式存储并传输数据。例如,由于人类不可解读的图像不能通过查看图像来解读,因此通过以这种格式存储通气数据来创建附加隐私。

[0064] 图5A描绘了示例人类不可解读的图像500。示例人类不可解读的图像500是61×61个像素。图5A为了清晰目的以黑色和白色描绘了示例人类不可解读的图像500,但图5B以彩色描绘了实际示例人类不可解读的图像500的示例。在图5B中,在图5B的顶部以实际大小示出了人类不可解读的图像500,并且在下面示出了放大版本以用于说明和讨论。图像500中的像素布置成像素行504和像素列506。像素中的每一个由颜色通道定义。在所描绘的示例中,人类不可解读的图像500是RGB图像,并且每个像素502由红色通道、绿色通道和蓝色通

道定义。像素还可以由未在本示例中利用的透明通道定义。因此,每个像素可以由比如 {Color1,Color2,Color3} 等三个通道值的阵列定义。这三个值定义单个像素的颜色。对于人类不可解读的图像500,通气数据和控制参数被存储为像素502的通道值。

[0065] 每个像素的位置可以由其行(i)和列(j)定义,并且每个像素可以表示为 $px_{(i,j)}$ 。例如,在图像500的最左上角的像素502可以表示为 $px_{(1,1)}$ ,因为该像素在第一行并且在第一列。类似地,在第一行并且在第二列的像素508可以表示为 $px_{(1,2)}$ ,并且在第二行并且在第一列的像素510可以表示为 $px_{(2,1)}$ 。

[0066] 像素的位置定义像素所表示的数据类型和捕获数据的时间点(如果适用的话)。例如,在人类不可解读的图像500的第一行和第一列的像素 $px_{(1,1)}$  502可以对应于在时间段中的第一时间点(例如,时间=t1)记录的通气数据,比如压力、容积或流量。在第一行504的第二像素 $px_{(1,2)}$  508可以表示在时间段中的第二时间点(例如,时间=t2=t1+20ms)记录的通气数据。接下来的像素可以继续表示在后续时间点的通气数据。在针对1200个时间点对数据进行采样的示例中,前1200个像素可以表示在1200个时间点中的每一个的压力数据。前1200个像素可以包括多行像素。例如,前20行可以表示压力数据。接下来的1200个像素可以表示在1200个时间点中的每一个的容积数据,并且后面的1200个像素然后可以表示在1200个时间点中的每一个的流量数据。因此,与包括大量空白或黑色像素的人类可解读的图像400不同,人类不可解读的图像500中的每个像素或大多数像素表示数据。相应地,人类不可解读的图像500可以显著地小于(例如,更少的像素)人类可解读的图像400同时仍表示相同量的数据。因此,训练ML模型所需的训练数据的总大小可以是显著较小的,这节省了存储器和处理资源。利用较小的图像还可以使ML模型的处理和训练时间更快,使得可以更快速地提供临床状况的分类。

[0067] 由于许多图像格式仅支持像素502的通道值的整数值,因此通常以浮动十进制格式提供的通气数据可能需要转换为整数格式以存储为一个或多个通道值。转换为整数格式可以通过各种技术来完成。一种技术是利用模运算。该模运算以整数格式返回除法的余数。可以将除法运算的商存储在第一个通道中,并且然后将余数(来自模运算)存储在第二个通道中。然后将数据的符号存储在第三个通道中。

[0068] 作为示例,在第一时间点的压力数据可以表示为 $p_0$ 。表示 $p_0$ 的像素的通道值可以是如下 {Color1,Color2,Color3} = { $p_0/256$ ,  $p_0 \bmod 256$ , sign}。换句话说,第一通道值(Color1)等于 $p_0$ 除以256所得的商的整数值。第二通道值(Color2)等于 $p_0$ 除以256的除法运算的模(例如,模数/余数)。第三通道值(Color3)表示 $p_0$ 的符号。因此,三个通道值表示在第一时间点的压力数据,并且像素502的显示颜色因此对应于在第一时间点的压力数据。在上述运算中,除数被设置为256,但可以利用其他除数值。附加地,压力值(或相应通气数据值)可以首先按比例放大或缩小,使得除法运算的商对于数据集中的至少一些数据点是非零。例如,在执行商或模运算之前,压力值可以乘以标量,比如10或100。因此,像素的位置定义通气数据类型和/或时间点,并且像素的颜色定义通气数据的值。

[0069] 可以针对数据集中的压力数据点中的每一个执行上述运算以定义压力数据点中的每一个的像素。对于容积数据点和流量数据点中的每一个,然后可以针对定义像素的容积数据和流量数据执行类似操作。

[0070] 另一像素子集可以对应于控制参数。例如,最后一行(或最后几行)像素可以对应

于控制参数。一个像素可以对应于一个控制参数。例如,25个像素可以用于表示25个不同的控制参数。人类不可解读的图像500中的像素的位置或定位指示像素所表示的控制参数。例如,像素 $px_{(61,1)}$ 可以表示吸气速率,并且像素 $px_{(61,2)}$ 可以表示最大流量设置。

[0071] 类似于通气数据被存储为通道值的方式,控制参数的值可以被存储为通道值,如上文所讨论的。例如,第一通道值可以表示控制参数值的符号,第二通道值可以表示来自除法运算的控制参数值的商,并且第三通道值可以表示来自除法运算的模数/余数。在一些示例中,取决于特定控制参数的值,该值可以在除法运算之前首先按比例放大(或缩小)。因此,类似于通气数据,相应像素的颜色表示相应控制参数的值,并且像素的位置表示所表示的控制参数。

[0072] 在实施例中,生成具有像素502的相同定义布局或映射的图像集500,并且该图像集用于训练和利用ML模型。例如,定义布局或映射可以定义要在每个像素中存储什么数据。作为示例,该布局可以将第一像素设置为表示在第一时间记录的的压力数据,将第二像素设置为表示在第二时间的压力数据,等等。表示每个类型的通气数据所需的像素数量基于获取数据的时间段以及在该时间段期间对数据进行采样的速率。例如,对于三个呼吸参数(例如,压力、流量和容积)和1200个时间点,可以利用3600个像素。人类不可解读的图像500的定义布局可以包括每个像素 $px_{(i,j)}$ 所对应的通气数据类型或控制参数的阵列或矩阵。因此,每个生成的人类不可解读的图像500中的每个单独像素可以表示相同类型的数据。相应地,布局不必对人类具有任何视觉意义。布局有可能是任意的,只要布局对于训练ML模型和与ML模型一起使用是一致的,该ML模型可以识别人类不可解读的图像500内的图案。附加地,类似于人类可解读的图像,通过使用定义布局,人类不可解读的图像500可以是平台或呼吸机无关的。例如,可以依据从任何类型的呼吸机生成的通气数据生成人类不可解读的图像500。

[0073] 与患者的已知临床状况相对应的这些人类不可解读的图像500的集合然后可以用于训练ML模型。然后,从通气的患者接收新通气数据和控制参数,并且将该数据转换为具有相同布局的人类不可解读的图像500。然后可以提供新生成的人类不可解读的图像500作为经过训练的ML模型的输入,该经过训练的ML模型可以将新的人类不可解读的图像500分类为对应于特定临床状况。

[0074] 图6A至图6B描绘了另一示例人类不可解读的图像600。图6A为了清晰目的以黑色和白色描绘了示例人类不可解读的图像600,但图6B以彩色描绘了实际示例人类不可解读的图像600的示例。在图6B中,在图6B的顶部以实际大小示出了人类不可解读的图像500,并且在下面示出了放大版本以用于说明和讨论。人类不可解读的图像600类似于图5A和图5B中的人类不可解读的图像500,但人类不可解读的图像600具有允许被格式化为浮动十进制点的数据存储为通道值的不同图像格式和/或布局。这样的图像格式的一个示例是float4图像格式。由于该图像格式允许十进制值存储为通道值,因此附加信息可以经其通道值存储在每个像素中。附加地,图像格式可以提供定义每个像素602的更有用的通道。例如,图像600可以使用具有红色通道、蓝色通道和阿尔法通道的RGBA格式来保存。图像格式可以基于Nvidia **CUDA**<sup>®</sup>平台的saveImageRGBA方法。由于用于将数据存储为通道值的这些增加的容量,因此人类不可解读的图像600可以基本上小于图5A至图5B中的人类不可解读的图像500。例如,图6A至图6B中描绘的示例人类不可解读的图像600是 $31 \times 31$ 个像素,但存储与

图5A至图5B中的示例人类不可解读的图像500(其是 $61 \times 61$ 个像素)一样多的信息。可以以与图像600类似的方式对图像600中的像素进行寻址(例如,通过行和列)。例如,每个像素的位置可以由其行(i)和列(j)定义,并且每个像素可以表示为 $px_{(i,j)}$ 。在图像600的最左上角的像素602可以表示为 $px_{(1,1)}$ ,因为该像素在第一行并且在第一列。类似地,在第一行并且在第二列的像素608可以表示为 $px_{(1,2)}$ ,并且在第二行并且在第一列的像素610可以表示为 $px_{(2,1)}$ 。

[0075] 对于图像600,数据在被存储之前不需要转换为整数格式。多个数据点存储在与不同通道值相同的像素中。例如,像素602的通道值阵列可以是{Color1,Color2,Color3,Color4},其中,Color1可以对应于红色,Color2可以对应于绿色,Color3可以对应于蓝色,并且Color4可以对应于透明。这四个值共同定义该单个像素的颜色和/或显示。其他配色方案也是可能的。每个通道值可以表示不同数据点,比如在不同时间点的通气数据。相应地,多个不同类型的通气数据或一个类型的通气数据的多个时间点可以存储在单个像素内。因此,在一些示例中,来自人类可解读的图像402中的三个单独波形(压力、容积和流量)的数据可以存储在人类不可解读的图像500中的单个像素中。类似地,存储在人类不可解读的图像500的四个像素中的数据可以存储在人类不可解读的图像600的单个像素中。

[0076] 作为示例,在第一、第二、第三和第四时间点的压力数据可以由 $p_0$ 、 $p_1$ 、 $p_2$ 和 $p_3$ 表示。这些压力数据点中的每一个可以存储为不同的通道值。例如,第一像素的通道值阵列可以是:{Color1,Color2,Color3,Color4} = { $p_0$ , $p_1$ , $p_2$ , $p_3$ }。因此,第一像素602可以表示前四个压力数据点。与人类不可解读的图像500的像素502相比较,人类不可解读的图像600的像素602能够存储多达四倍的数据点。因此,为了表示1200数据点,可以仅使用300个像素。作为另一示例,在单个时间点的不同类型的通气数据可以存储在像素中。例如,第一像素的像素值阵列(通道值阵列)可以是:{Color1,Color2,Color3} = { $p_0$ , $v_0$ , $q_0$ },其中, $v_0$ 是在第一时间点的容积,并且 $q_0$ 是在第一时间点的流量。在这样的示例中,可以不利用透明通道(Color4),或可以利用透明通道来存储再一类型的通气数据。

[0077] 值得注意地,与图5中的人类不可解读的图像500不同,在示例人类不可解读的图像600中,可以不利用单独通道来存储通气数据的符号。为了针对缺乏明确的符号指定进行调整,可以修改通气数据使得所有通气数据都是正值。修改可以包括将通气数据移位定义的量。例如,可以使压力数据、容积数据、和/或流量数据增加恒定量,这导致相应的数据集高于零(不具有任何负值)。通气数据也可以在被存储为通道值之前被归一化为比如1等值。

[0078] 还可以类似地存储控制参数的存储,因为多个控制参数的值可以存储为单个像素的不同通道值。作为示例,四个不同控制参数的值可以表示为 $c_0$ 、 $c_1$ 、 $c_2$ 和 $c_3$ 。这些值中的每一个可以存储为不同的通道值。例如,与控制参数相对应的像素的通道值阵列可以是:{Color1,Color2,Color3,Color4} = { $c_0$ , $c_1$ , $c_2$ , $c_3$ }。因此,单个像素能够存储四个不同控制参数的值。相应地,在利用20个控制参数的示例中,可以利用五个像素来表示在特定时间点的20个控制参数。

[0079] 人类不可解读的图像600还可以具有像素的定义布局或映射,使得人类不可解读的图像可以一致地生成并且用于训练和利用ML模型。例如,定义布局或映射可以定义要在每个像素的每个通道中存储什么数据。作为示例,该布局可以将前300个像素设置为按顺序存储压力数据,将第二300个像素设置为按顺序存储容积数据,并且将第三300像素设置为

按顺序存储流量数据。表示每个类型的通气数据所需的像素数量基于获取数据的时间段以及在该时间段期间对数据进行采样的速率。定义布局还可以设置哪些像素存储哪些控制参数值。布局的格式可以类似于上文关于人类不可解读的图像500所讨论的布局。例如，人类不可解读的图像600的定义布局可以包括每个像素 $px_{(i,j)}$ 所对应的通气数据类型或控制参数的阵列或矩阵。如上文所描述的，来自患者的新通气数据被转换为这个格式并且被传送到经过训练的ML模型，以对患者的临床状况进行分类。

[0080] 将人类不可解读的图像（比如人类不可解读的图像500或人类不可解读的图像600）用于ML模型也违背机器学习和计算方面的公认智慧。例如，传统智慧可能建议，使用原始通气数据来训练ML模型会更有效，因为原始通气数据可以包括更少的字节和更小的总体大小。当然，在训练并使用ML模型之前将通气数据转换为对人类没有视觉意义的图像也会在本披露内容之前被认为是不利的，因为将不存在对于人类可辨别的图案。

[0081] 图7描绘了用于预测通气患者的临床状况的示例方法700。在操作702处，在一定时间段内获取或接收在患者通气期间的通气数据和/或控制参数。通气数据可以包括比如压力数据、流量数据和/或容积数据等数据以及其他类型的通气数据。附加地，还可以接收附加的患者数据。附加的患者数据可以包括比如从患者呼出的空气的 $CO_2$ 测量值、分数氧测量值( $FiO_2$ )、患者的心率、患者的血压、患者的血氧饱和度( $SpO_2$ )等数据。可以由呼吸机比如从该呼吸机的传感器获取通气数据。例如，压力传感器可以测量在呼吸机或患者回路的一个或多个位置处的压力值。压力数据可以包括吸气压力、呼气压力、Y形件压力和/或其他压力值。流量传感器还可以用于测量在呼吸机或患者回路的一个或多个位置处的流量值。流量数据可以包括吸气流量、呼气流量、净流量或其他流量值。容积数据可以是流量数据（例如，流量积分）计算的，而不是测量的。可以以一定采样率（比如每5ms、20ms、或其他频率）对通气数据进行采样或记录。可以通过以相同或不同采样率记录控制参数来捕获控制参数。

[0082] 还可以比如通过远程计算设备（例如，服务器）从呼吸机获取通气数据和/或控制参数。呼吸机可以将通气数据和/或控制参数传输到服务器，其中，数据是由服务器接收的。呼吸机可以在获取或获得通气数据和/或控制参数时连续地发送这些通气数据和/或控制参数。替代性地，呼吸机可以根据时间段分批发送通气数据和/或控制参数。例如，可以基于时间段将数据分离成批次或批。作为示例，如果时间段是24秒并且采样率是每20ms一次，则生成1200个时间点的数据批次。相应地，可以在每个时间段内将通气数据和/或控制参数作为批次进行发送或存储。

[0083] 在操作704处，基于在操作702中获取的通气数据和/或控制参数来生成图像。可以针对通气数据和/或控制参数的批次生成图像。例如，可以针对在该时间段内获取的所有通气数据和/或所有控制参数生成一个图像。还可以基于比如从患者呼出的空气的 $CO_2$ 测量值、分数氧测量值( $FiO_2$ )、患者的心率、患者的血压、患者的血氧饱和度( $SpO_2$ )等附加的患者数据来生成图像。在服务器在操作702中获取通气数据和/或控制参数的示例中，呼吸机本身或服务器可以生成图像。

[0084] 在操作702中生成的图像可以是人类可解读的图像，比如图4A至图4C中所描绘的人类可解读的图像402A至402C，或者比如图5A至图5B中的人类不可解读的图像500或者图6A至图6B中的人类不可解读的图像600等人类不可解读的图像。生成图像可以包括根据图像的定义布局将通气数据和/或控制参数转换为图像格式。例如，生成人类可解读的图像可

以包括生成通气数据的图形表示,比如压力图形表示、容积图形表示和流量图形表示。生成人类可解读的图像还可以包括生成比例指示符和控制参数图形表示。这些图形表示然后可以并入到由定义布局所定义的各部分中的图像中。例如,通气数据的图形表示可以并入到通气数据部分中,比例指示符可以并入到比例部分中,并且控制参数图形表示可以并入到控制参数部分中。还可以在图像中生成附加患者数据的图形表示。例如,在附加患者数据(例如,心率)随时间改变的情况下,类似于通气数据,可以绘制附加患者数据与时间的关系。在其他示例中,患者数据的平均或单个值可以被利用并且在条形图中或以与生成控制参数的图形表示类似的方式呈现为条。

[0085] 生成人类不可解读的图像可以包括将通气数据和/或控制参数存储为人类不可解读的图像中的像素的通道值,如上文关于图5A至图5B和图6A至图6B所讨论的。在人类不可解读的图像的图像格式需要不同通道值的整数值的条件下,通气数据和/或控制参数可以通过除法运算和模运算转换为整数格式。相应地,像素的第一通道值可以表示在时间点的数据点值的第一部分,并且像素的第二通道值可以表示数据点值的第二部分。像素的第三通道可以表示数据点值的符号。在其他示例中,在人类不可解读的图像具有支持浮动十进制值的格式的情况下,多个数据点值可以存储在像素的通道值中,如上文关于图6A至图6B所描述的。在一些示例中,可以修改并归一化多个数据点值,使得不存在负值。通气数据和/或控制参数可以根据人类不可解读的图像的像素的定义布局存储在像素的通道值中。在一些示例中,在操作704处针对单个数据批次生成多个图像。例如,可以针对该数据批次生成人类可解读的图像和一个或多个人类不可解读的图像。

[0086] 在其他示例中,在操作704处生成的图像可以是呼吸机显示器的屏幕截图,比如在图2中所显示的GUI。例如,呼吸机显示器可以包括通气数据与时间的关系的波形以及控制参数的指示符。因此,呼吸机显示器的屏幕截图可以提供表示在一定时间段内的通气数据和/或控制参数的图像。可以更改或裁剪屏幕截图以从屏幕移除一些信息,比如图形、文字或除控制参数的波形和/或指示符以外的其他显示部件。作为示例,在图2中的示例GUI 204中,可以裁剪屏幕截图,使得仅保留某些部分,比如曲线图206至210中的一个或多个和/或环路212至214中的一个或多个。在一些示例中,还可以保留患者数据段216和/或第一显示部分218和第二显示部分220之一。

[0087] 在一些示例中,呼吸机可以进入预测模式,其中,通气数据波形和控制参数以定义的方式(比如根据定义布局)显示在屏幕上。呼吸机可以基于指示预测模式的手动输入进入预测模式。在其他示例中,呼吸机可以根据时间表或时间频率自动进入预测模式。

[0088] 在操作706处,将在操作704处生成的图像提供给经过训练的机器学习(ML)模型。基于具有与在操作704中生成的图像相同的定义布局的先前图像来训练ML模型。训练ML模型可以包括生成或获取患有已知状况的患者的通气数据和/或控制参数的批次的大数据集。可以从实际患者或从模拟患者或肺(比如IngMar **Medical**<sup>®</sup>的ASL **5000**<sup>®</sup>呼吸模拟器)生成通气数据和/或控制参数。当利用呼吸模拟器时,可以将状况编程到呼吸模拟器中,并且当呼吸模拟器处于稳定、非警报状况中时可以记录通气数据和/或控制参数的批次。无论训练数据批次是从呼吸模拟器还是从实际患者的通气生成的,数据批次中的每一个具有已知相关联状况。因此,可以根据定义布局将已知数据批次转换为图像,并且可以根据已知状况对这些图像进行标记。可以通过监督训练方法基于经标记的图像来训练ML模型。附加地,

经过训练的ML模型可以存储在服务器和/或呼吸机上,并且用于在接收到具有与用于训练ML模型的图像相同的定义布局的图像之后生成临床状况的预测。

[0089] ML模型可以是神经网络,比如卷积神经网络、深度神经网络、循环神经网络或其他类型的神经网络。由于图像分类技术的益处,因此卷积神经网络在一些实施方式中可以是优选的。还可以利用其他类型的ML模型,比如隐马尔可夫模型(HMM)、支持向量机(SVM)、k最近邻等。由于通气数据和/或控制参数被转换为图像,因此本技术能够通过使用特定ML模型来利用图像识别和分类技术的重大进步和投资,这些模型已成为重大进步、开发和投资的主体。这些ML模型的示例包括GoogleNet、AlexNet、VGG16、Inception、ResNet、SqueezeNet等等。虽然这些模型中的许多模型已经集中在比如自动驾驶等领域,但本发明人已认识到,一旦通气数据被集成到图像中这些模型就能够应用于该数据,如上文所讨论的。

[0090] 在操作708处,基于来自经过训练的ML模型的输出来生成患者的预测状况。可以由呼吸机或由服务器取决于存储经过训练的ML模型的位置来生成预测状况。来自ML模型的输出可以包括作为输入而提供的图像的分类。分类本身可以是预测状况。在其他示例中,分类可以用于确定患者的状况。患者的状况可以包括比如哮喘、急性呼吸窘迫综合征(ARDS)、肺气肿、慢性阻塞性肺病(COPD)、肺泡过度扩张、试图在强制通气模式下同时呼吸、准备断奶等状况。还可以对呼吸机状况或基于患者与呼吸机之间的交互的状况的分类进行分类。例如,可以通过ML模型来识别两次或多次呼吸的识别并对其进行分类。这样的识别可以指示流量灵敏度设置过低。

[0091] ML模型的输出还可以包括所提供的分类的置信度值。置信度值可以是分类正确的置信度百分比。因此,置信度值还可以与患者的状况的预测相关联。在一些示例中,如果置信度值低于特定阈值(比如90%),则可以不显示状况的分类,或可以调整显示分类的格式以高亮显示分类中的低置信度。

[0092] 在操作710处,可以显示或为了显示而提供患者的预测状况。例如,如果服务器在操作708中生成预测状况,则可以将预测状况传输到呼吸机以显示在通信地耦接到呼吸机的显示屏上。呼吸机然后可以在显示屏上显示预测状况。服务器的显示屏还可以或替代性地显示预测状况。在呼吸机生成预测状况的示例中,呼吸机可以在呼吸机的显示屏上显示预测状况。显示预测状况还可以包括显示与预测状况相关联的置信度得分。在其他示例中,预测状况可以替代性地或附加地显示在另一远程计算设备上。例如,预测状况可以显示在医院或医疗设施内的护士站或其他中央监测位置。

[0093] 图8描绘了用于训练ML模型以用于对患者的临床状况进行分类的方法。在操作802处,可以生成已知数据集。已知数据集是患有已知状况的患者的通气数据和/或控制参数的批次集的数据集。可以从实际患者或从模拟患者或肺(比如IngMar **Medical**<sup>®</sup>的ASL **5000**<sup>®</sup>呼吸模拟器)生成通气数据和/或控制参数。当利用呼吸模拟器时,可以将状况编程到呼吸模拟器中,并且当呼吸模拟器处于稳定、非警报状况中时可以记录通气数据和/或控制参数的批次。无论训练数据批次是从呼吸模拟器还是从实际患者的通气生成的,数据批次中的每一个具有已知相关联状况。因此,可以根据定义布局将已知数据批次转换为图像,并且可以根据已知状况对这些图像进行标记。取决于ML模型要用于哪个类型的图像,所生成的图像可以是人类不可解读的图像或人类可解读的图像。所生成的图像中的每一个可以与它们对应的已知状况一起存储或与这些状况相关。

[0094] 在操作804处,将已知数据集划分为训练集和测试集。例如,已知数据集中的图像的10%可以用作测试集,并且图像的剩余90%可以用作训练集。

[0095] 在操作806处,利用训练集训练ML模型。可以根据监督训练算法执行训练。提供训练数据集中的图像作为输入,并且提供对应状况作为已知输出,使得可以执行ML模型的训练。训练ML模型可以包括基于所提供的输入(图像)和已知输出(对应状况)来修改一个或多个变量或参数。作为示例,可以调整神经网络的系数以最小化评估神经网络的输出与已知状况之间的差异的预定义成本函数。

[0096] 在训练ML模型之后,在操作808中测试ML模型。可以利用在操作804中生成的测试数据测试ML模型以确定ML模型的准确性和性能。在操作810处,基于测试操作808中的ML模型的性能,做出关于ML模型的性能是否可接受的确定。可以基于ML模型的输出与测试数据集之间的差异来做出该确定。如果性能是可接受的或在确定的容差内,则在操作812处存储经过训练的ML网络以供稍后与从通气患者的通气数据生成的实况和实时图像一起使用。如果性能是不可接受的或在预定容差之外,则方法800流动回到操作802,其中,生成附加数据以进一步训练ML模型。方法800继续并重复,直到ML模型生成在预定容差内的可接受结果为止。

[0097] 除预测状况之外,还可以提供和/或显示推荐通气设置或模式。推荐通气设置或模式可以基于曾用于训练ML模型的先前数据批次。推荐通气设置或模式还可以基于与预测状况相关联的最佳实践。例如,对于被预测患有ARDS的临床状况的患者,可以推荐通气设置(例如,增加的PEEP或减少的潮气容积设置)和/或特定通气模式,因为医学文献和研究表明特定通气模式非常适合患有ARDS状况的患者。作为另一示例,如果检测到两次呼吸或多次呼吸的状况,则推荐设置可以包括改变流量灵敏度设置。还可以显示激活推荐通气设置或模式的提示,并且在选择该提示之后,可以激活或应用通气设置或模式。在其他示例中,可以在生成预测状况之后自动激活或应用推荐通气设置。

[0098] 在一些示例中,给医生或医学专业人员的确认/拒绝提示还可以与预测状况一起显示。确认/拒绝提示允许医学专业人员确认或同意预测状况或者拒绝或不同意预测状况。对确认/拒绝提示的输入然后可以用于积极地或消极地强化经过训练的ML模型。

[0099] 本领域的技术人员将认识到,本披露内容的方法和系统可以以许多方式来实施,并且照此不应受前述方面和示例限制。换句话说,由单个部件或多个部件在硬件和软件或固件的各种组合中执行的功能元件以及各个功能可以在客户端或服务器级别或两者分布在软件应用之间。就此而言,本文描述的不同方面的任何数量的特征可以组合到单个或多个方面中,并且具有少于或多于本文描述的所有特征的替代方面是可能的。

[0100] 功能还可以以现在已知或将要已知的方式完全地或部分地分布在多个部件之间。因此,在实现本文描述的功能、特征、界面和偏好时无数的软件/硬件/固件组合是可能的。此外,本披露内容的范围涵盖用于执行所描述的特征和功能 and 界面的常规已知方式、以及可以对本文描述的硬件或软件固件部件做出的这些变化和修改,如本领域的技术人员现在和以后将理解的。附加地,在上文根据本披露内容的各方面参考系统和方法的框图和/或操作说明来描述本披露内容的一些方面。框中所述的功能、操作和/或行动可以不按任何相应流程图中所示出的顺序来出现。例如,连续示出的两个框实际上可以基本上同时地或按相反顺序执行,这取决于所涉及的功能和实施方式。

[0101] 进一步地,如本文和权利要求中所使用的,短语“元件A、元件B或元件C中的至少一个”旨在传达以下各项中的任何一个:元件A、元件B、元件C、元件A和B、元件A和C、元件B和C、以及元件A、B和C。另外,本领域的技术人员将理解比如“大约”或“基本上”等术语根据本文使用的测量技术所传达的程度。在本领域技术人员可能无法明确定义或理解这些术语的范围内,术语“大约”应指正负百分之十。

[0102] 可以进行许多其他改变,这些改变将容易地向本领域的技术人员表明它们自己,并且这些改变包含在本披露内容的精神中并且如所附权利要求中所定义的。尽管为了本披露内容的目的已经描述了各个方面,但是可以进行完全在本披露内容的范围内的各种改变和修改。可以进行许多其他改变,这些改变将容易地向本领域的技术人员表明它们自己,并且这些改变包含在本披露内容的精神中并且如权利要求中所定义的。

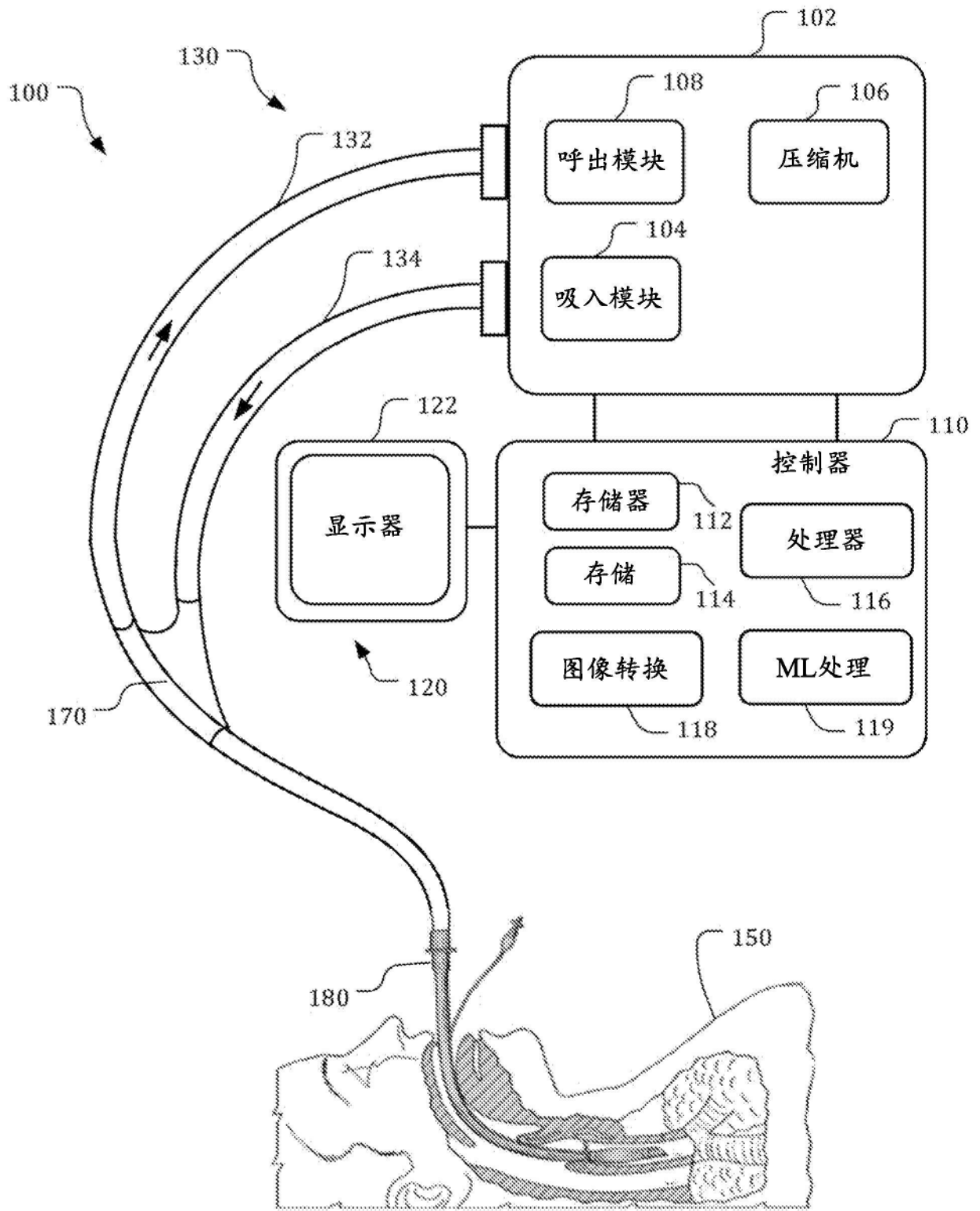


图1

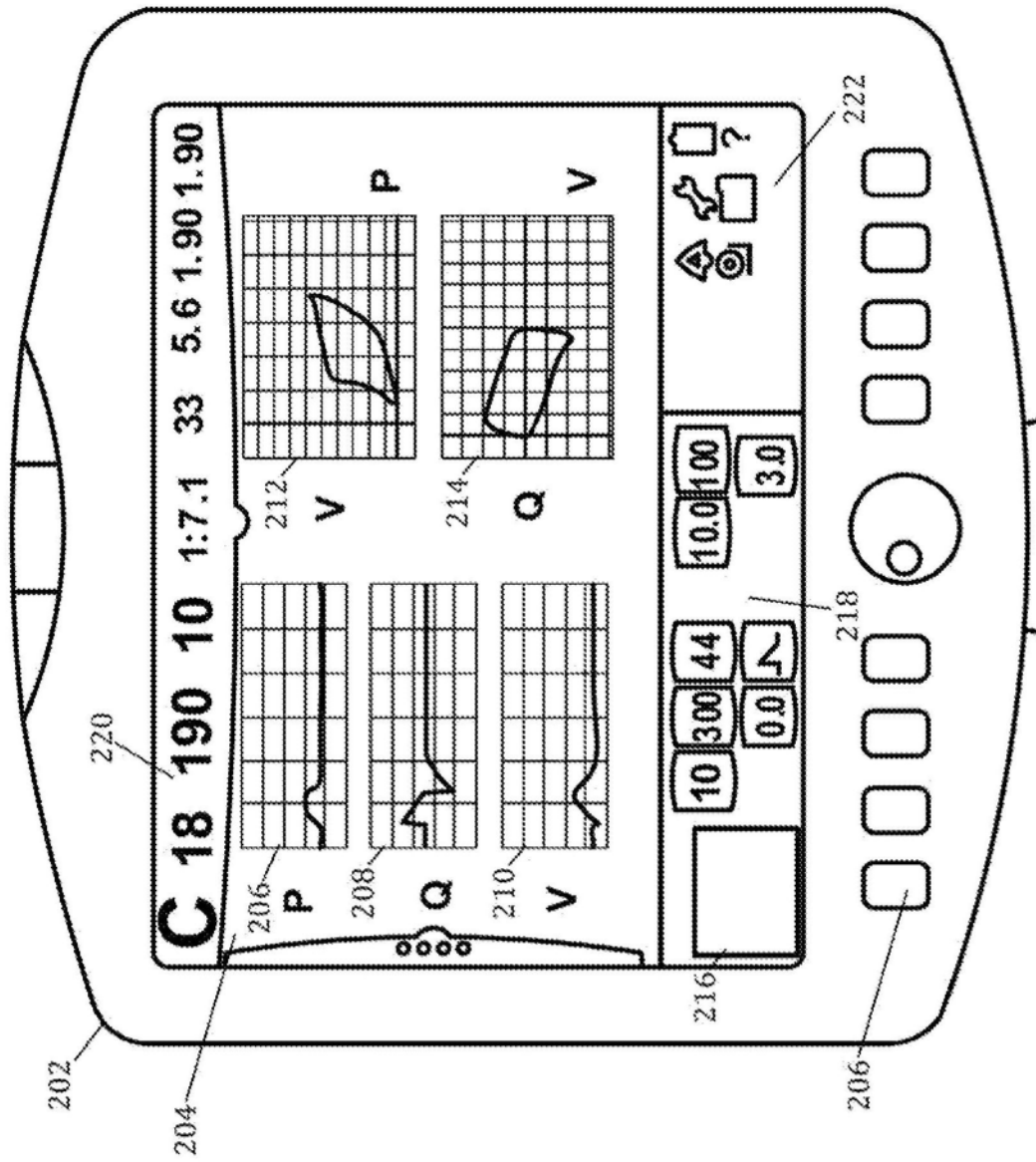


图2

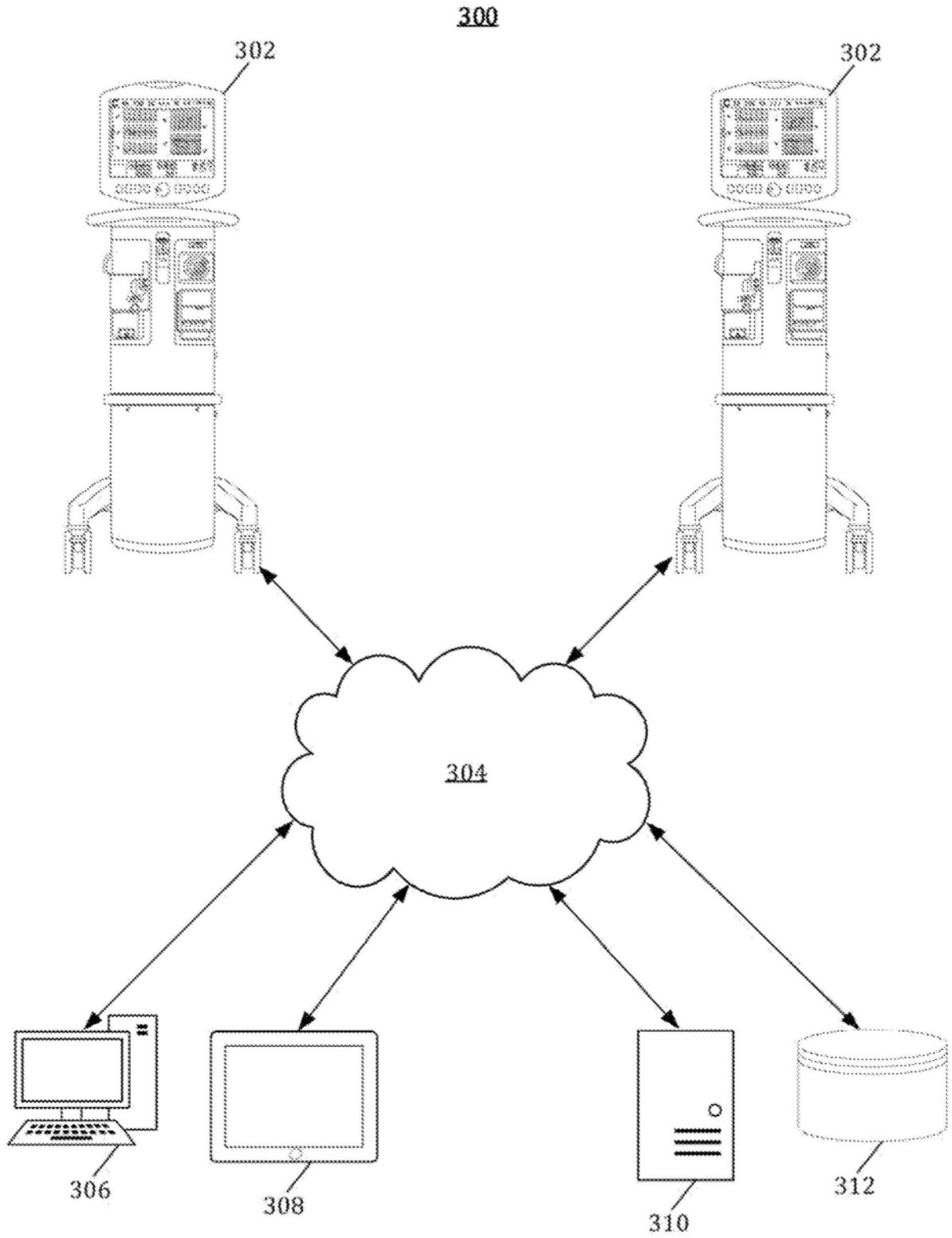


图3A

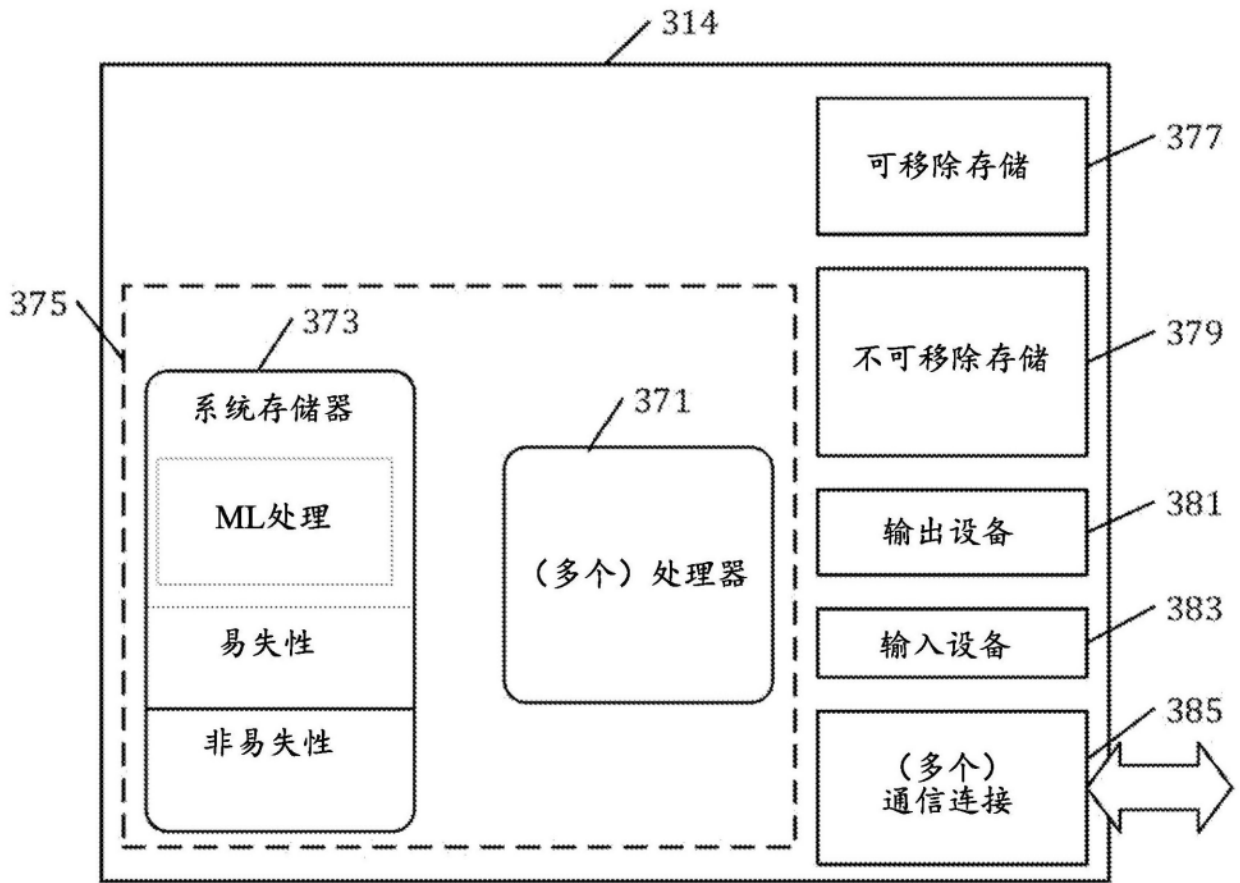


图3B

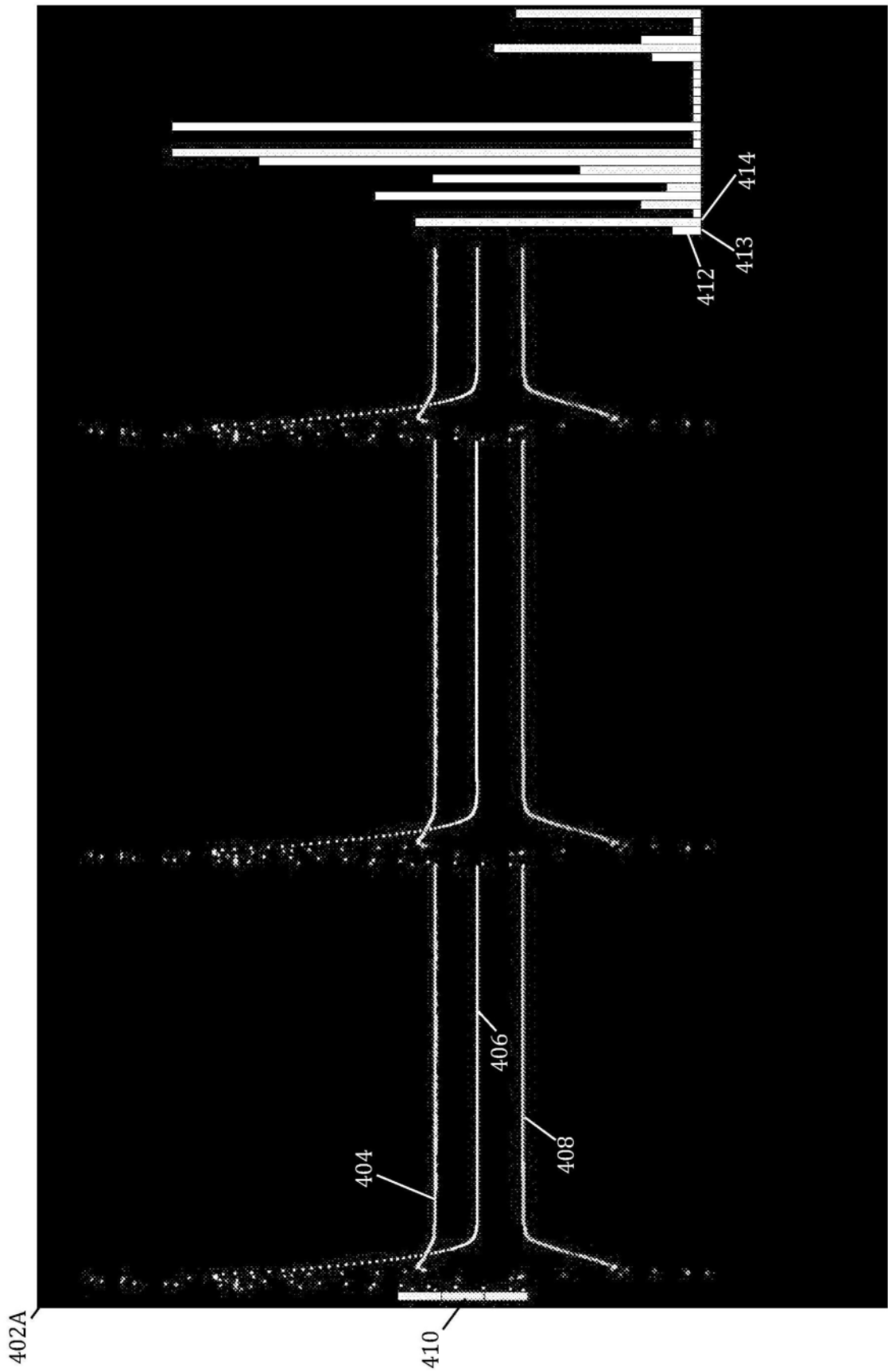


图4A

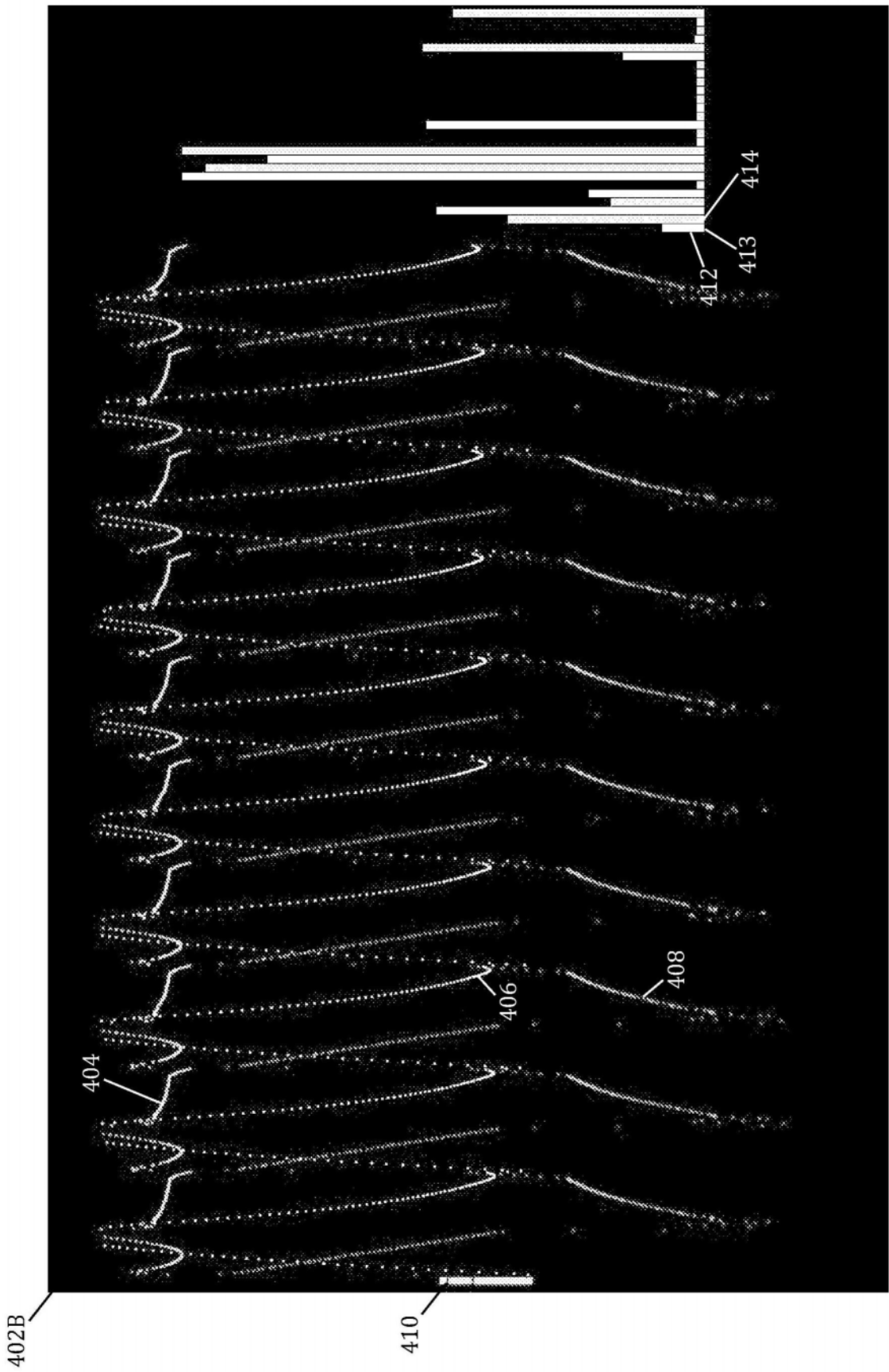


图4B

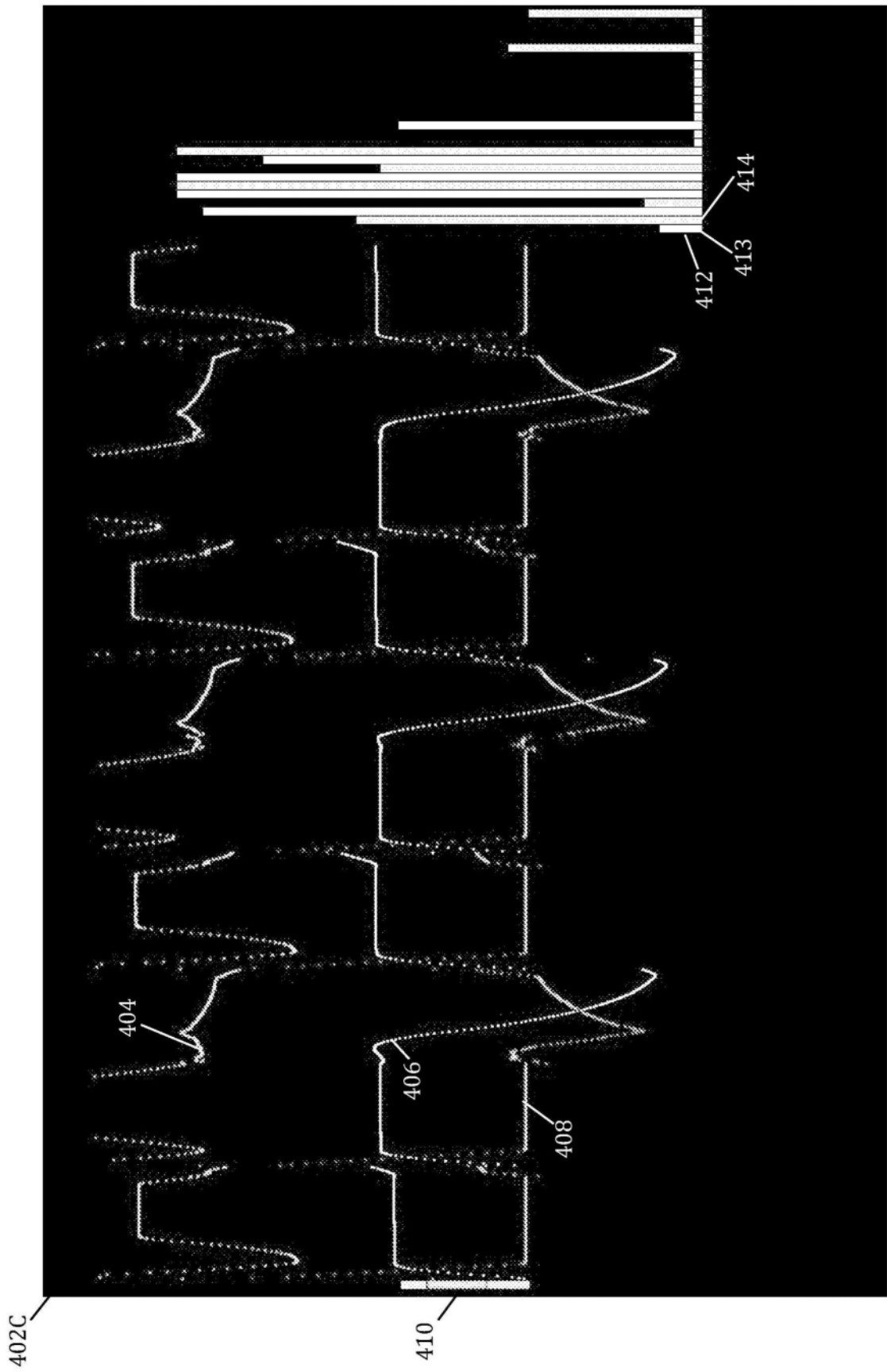


图4C

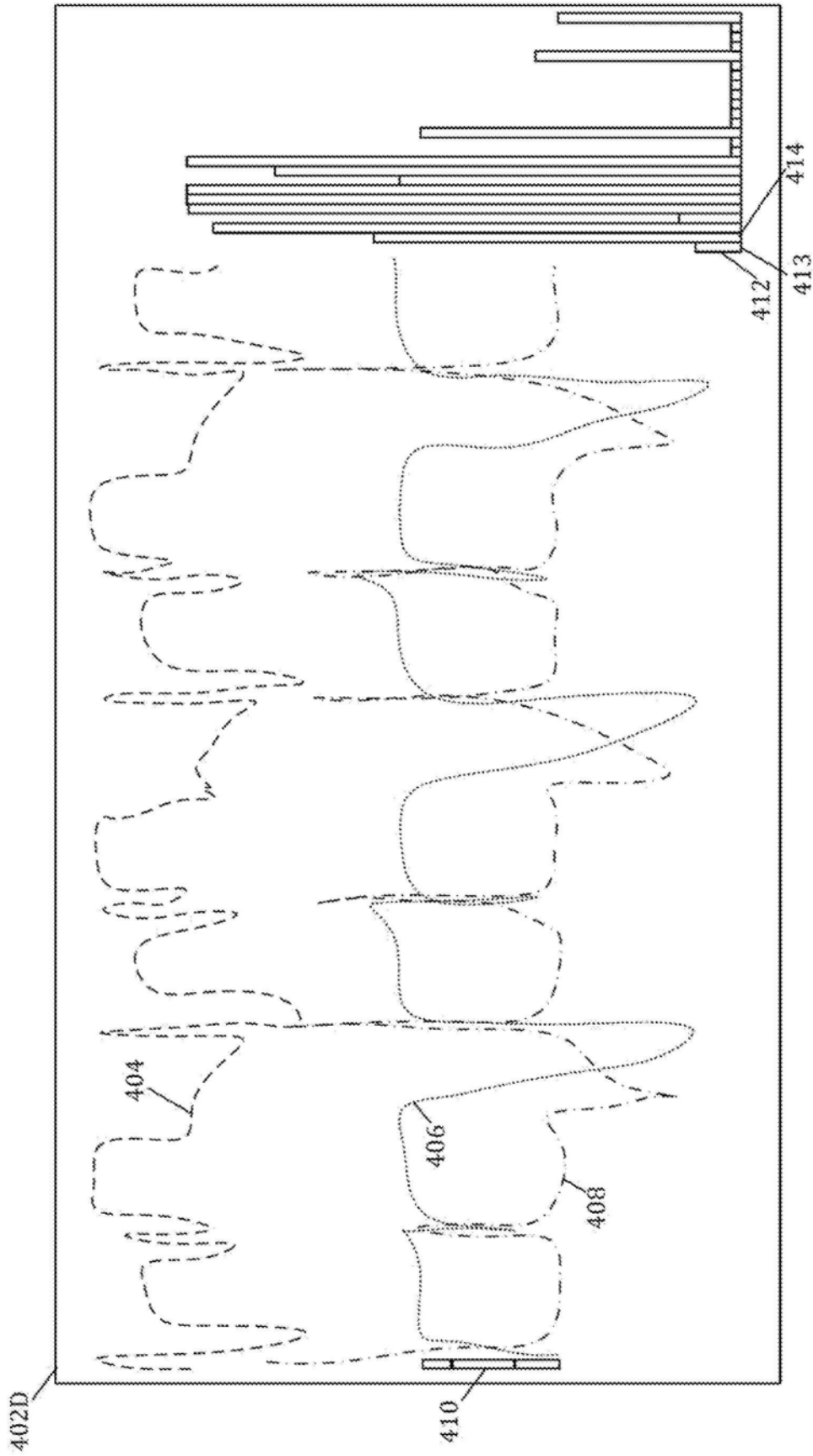


图4D

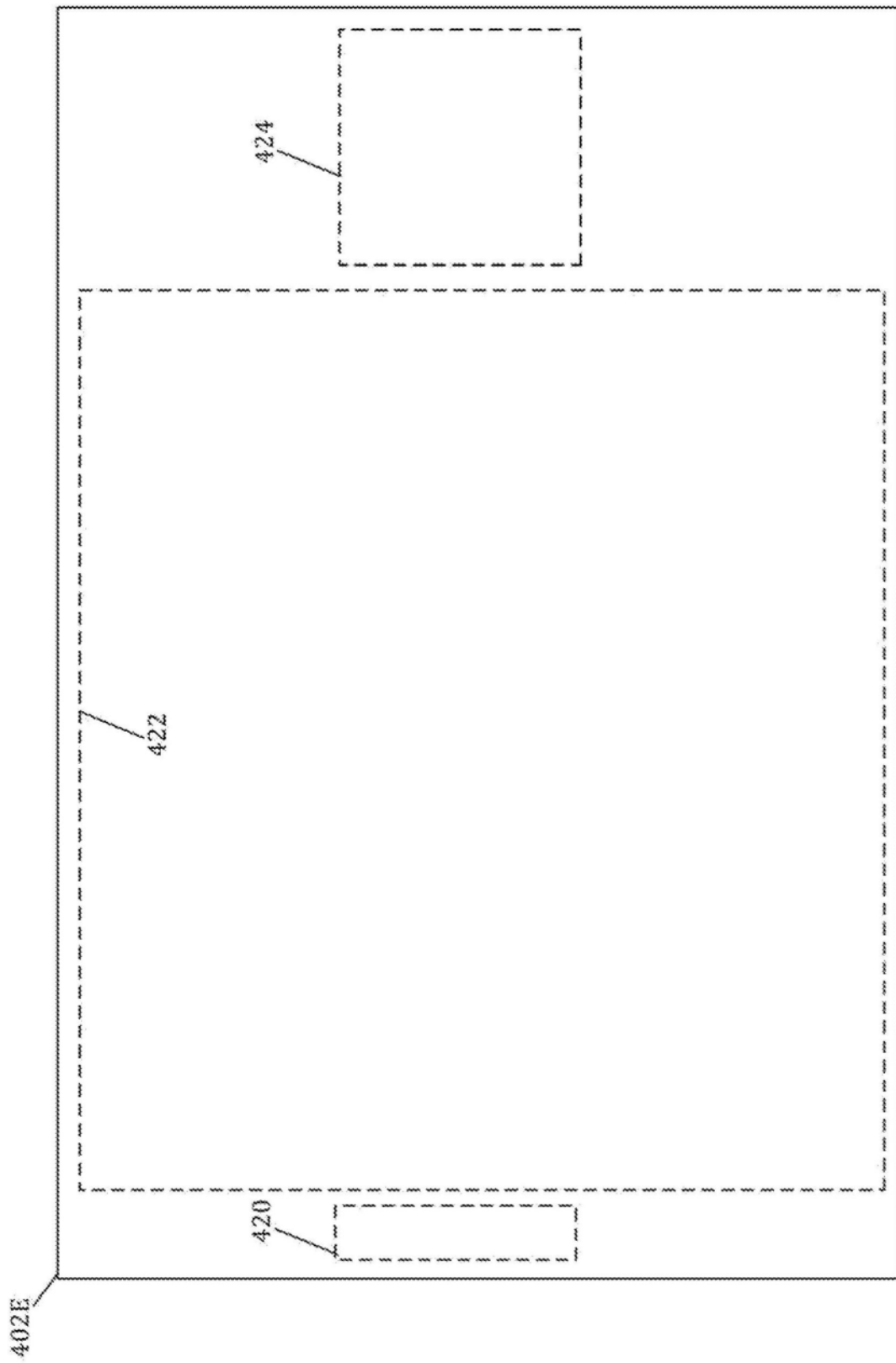


图4E

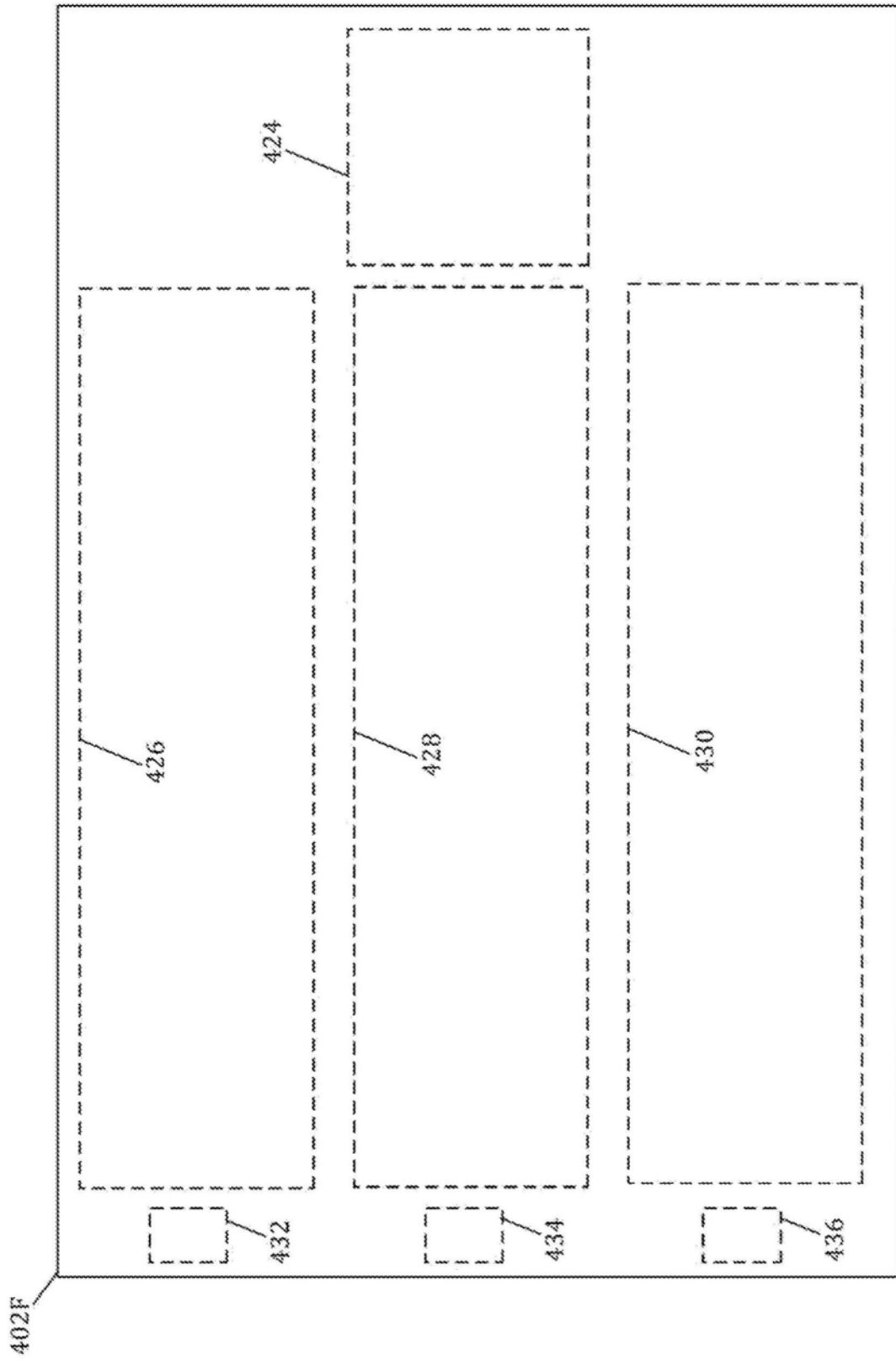


图4F

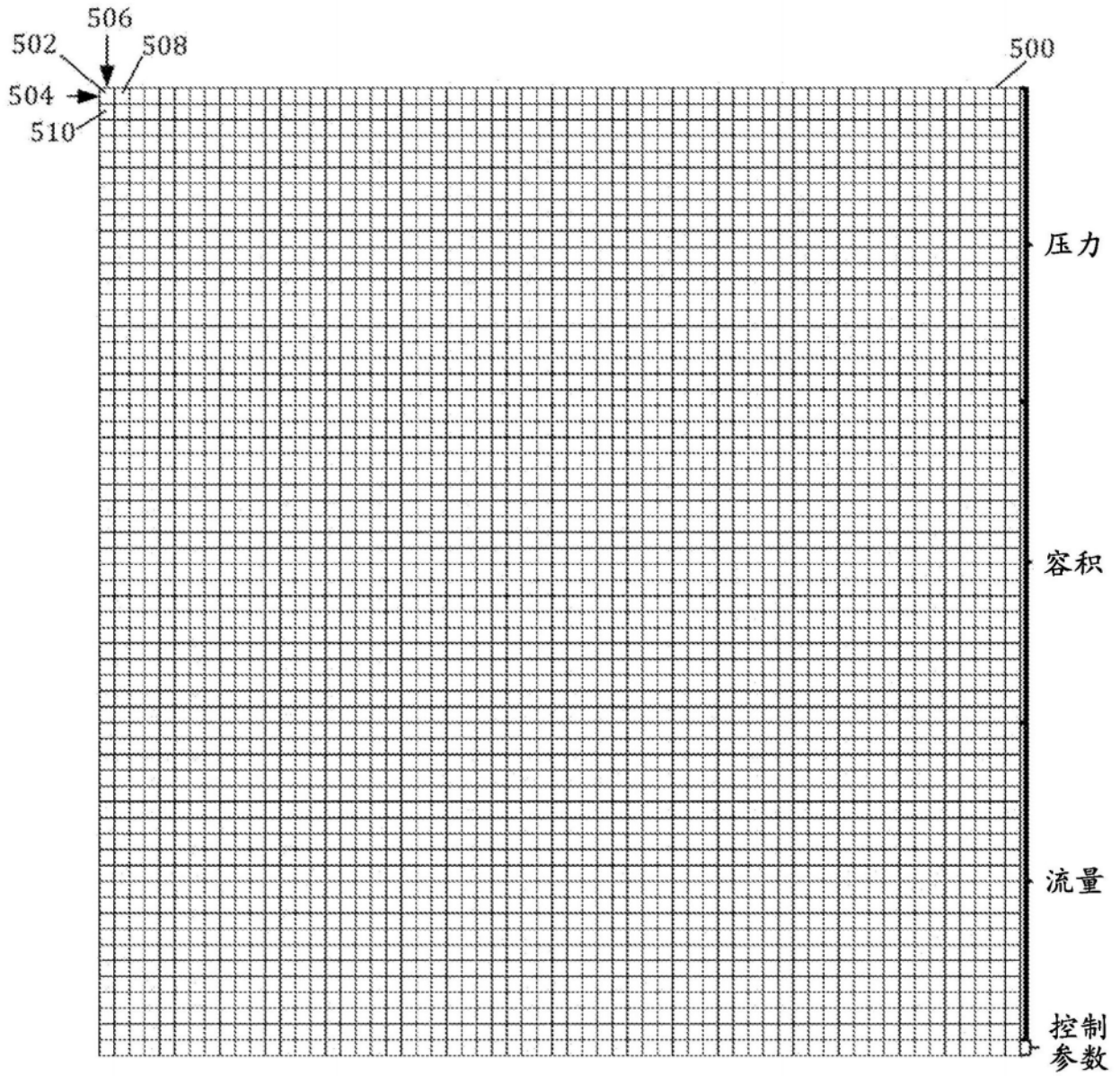


图5A

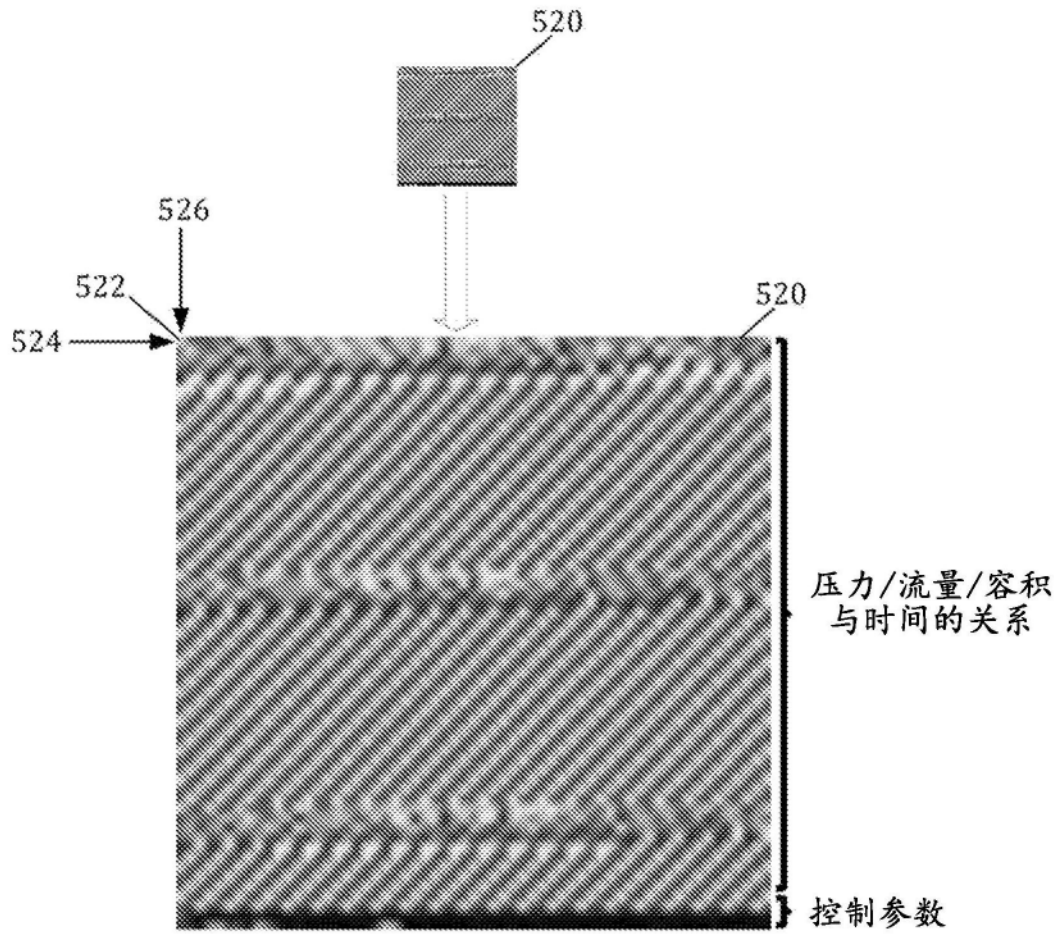


图5B

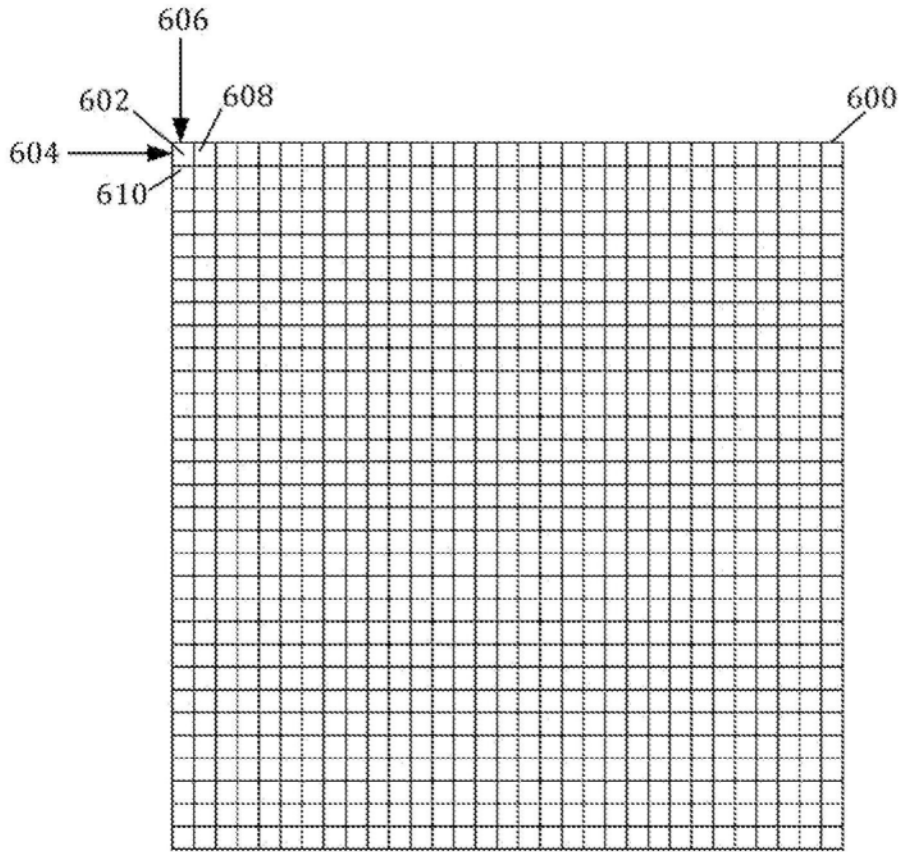


图6A

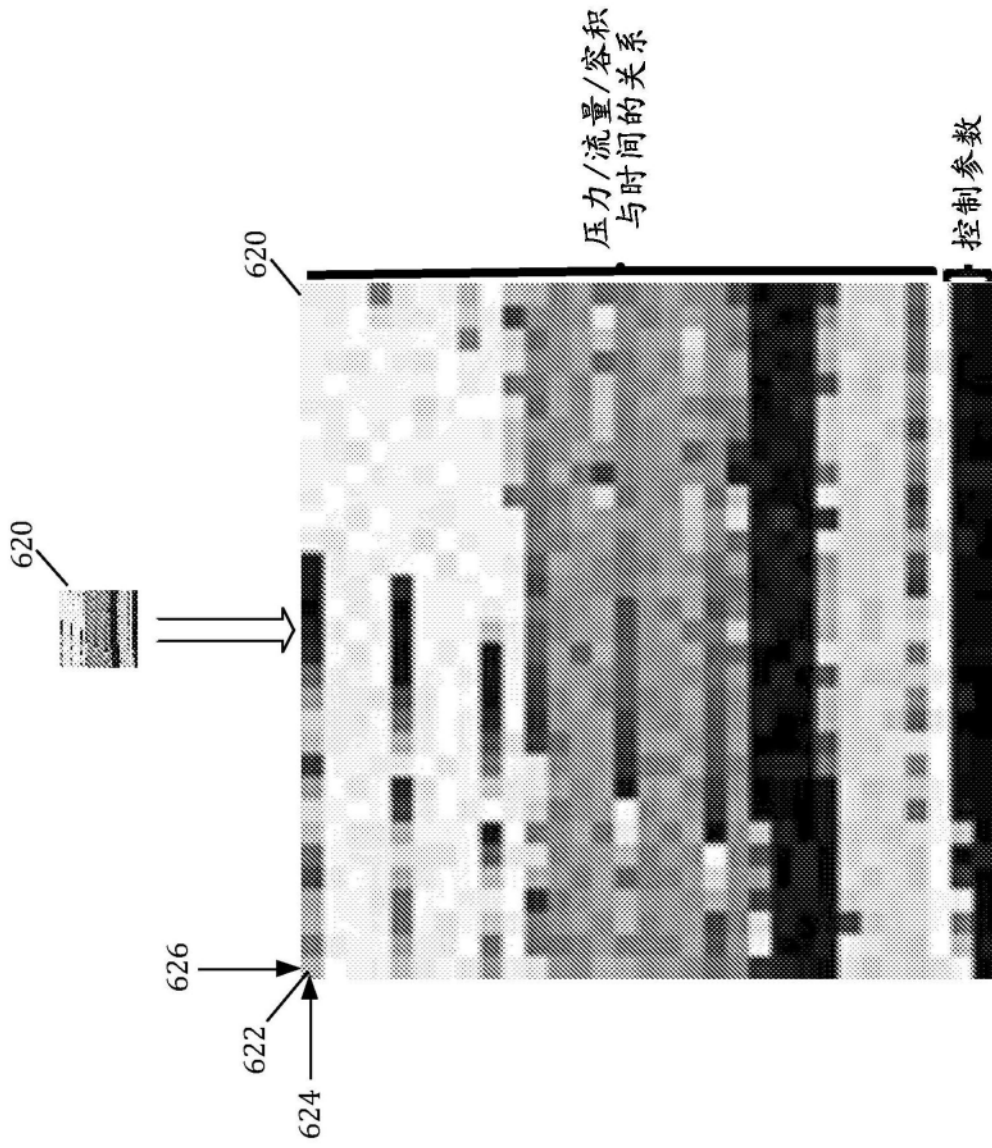


图6B

700

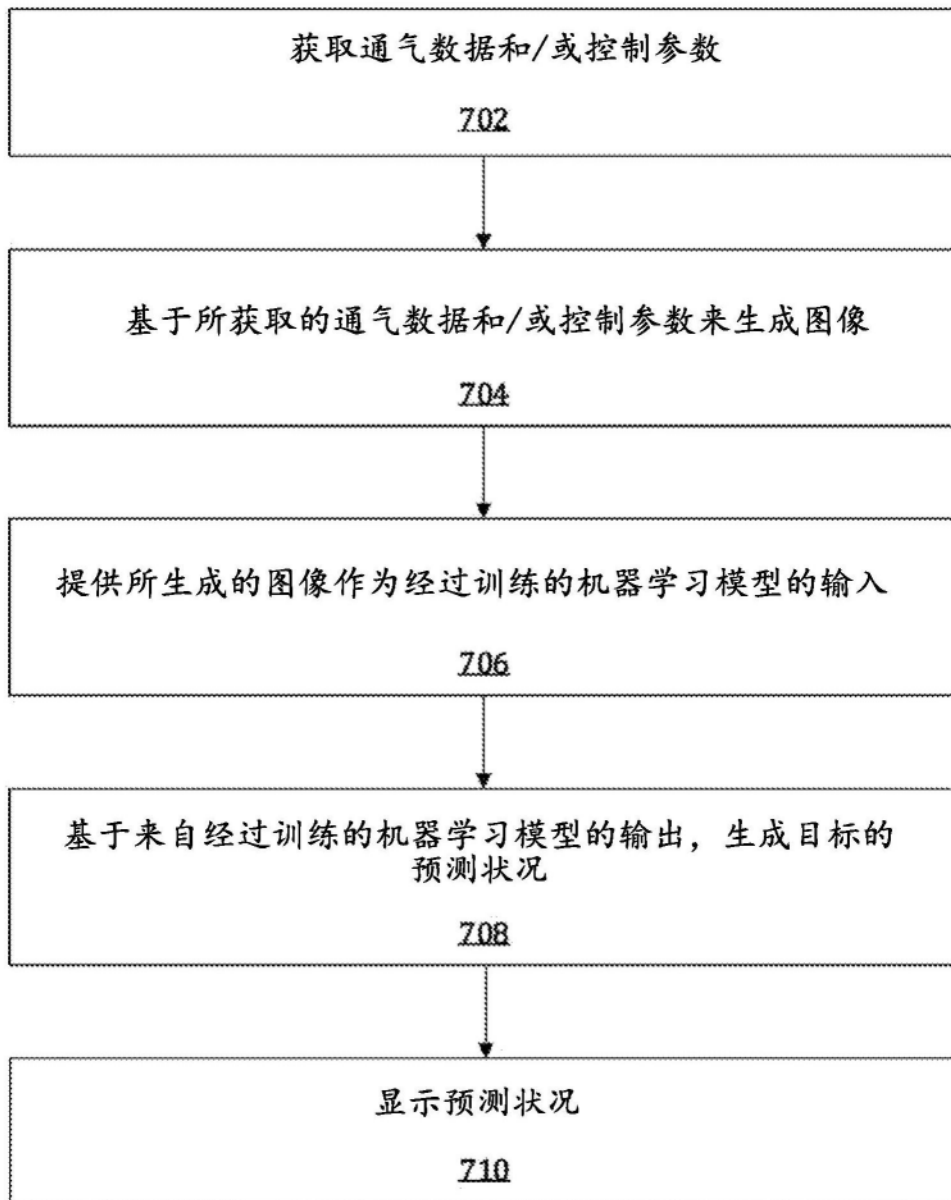


图7

800

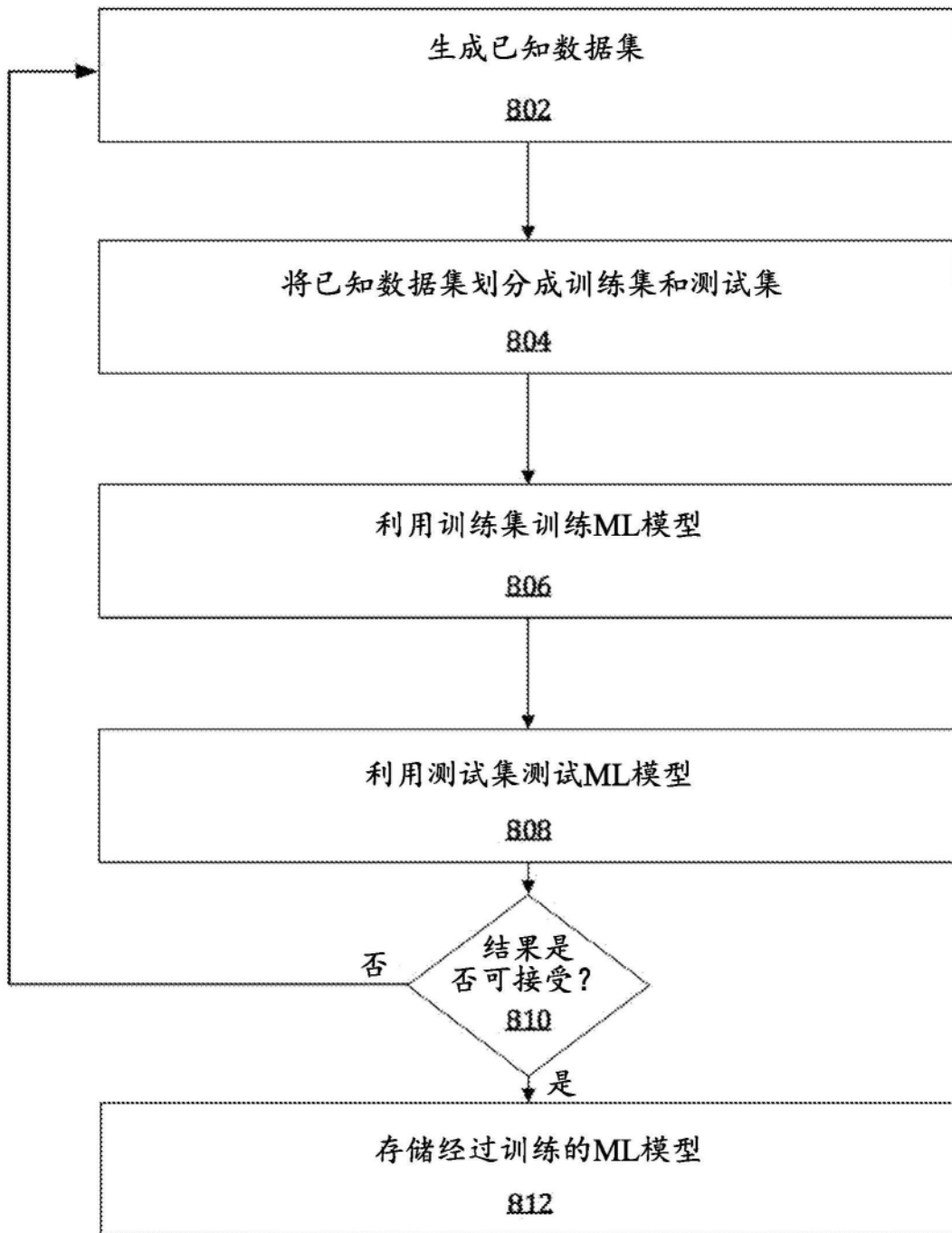


图8