



(12) 发明专利



(10) 授权公告号 CN 112930145 B

(45) 授权公告日 2024. 10. 29

(21) 申请号 201980069788.2

(22) 申请日 2019.10.21

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 112930145 A

(43) 申请公布日 2021.06.08

(30) 优先权数据
18204584.9 2018.11.06 EP
62/750,332 2018.10.25 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2021.04.22

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2019/078470 2019.10.21

(87) PCT国际申请的公布数据
W02020/083795 EN 2020.04.30

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 J·T·萨顿 A·格罗特
F·M·韦伯 S·巴拉特 P·宾利
B·I·拉朱

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

专利代理师 李光颖

(51) Int.Cl.
A61B 8/08 (2006.01)

(56) 对比文件
CN 107613876 A, 2018.01.19

审查员 吴怡欣

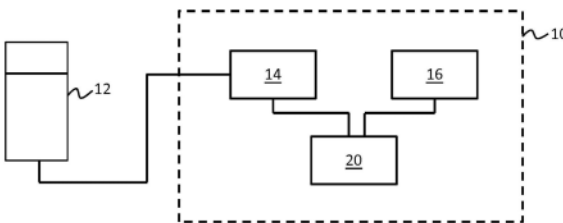
权利要求书2页 说明书21页 附图4页

(54) 发明名称

超声控制单元

(57) 摘要

一种超声控制单元(10)用于与超声换能器单元(12)相耦合。所述控制单元适于控制对所述换能器单元的换能器的驱动配置或设置,每个驱动设置具有与其相关联的已知功耗水平。所述控制单元包括适于将所述驱动设置从第一设置调整到第二设置的控制模块(20),所述第二设置具有比所述第一设置更低的相关联的功耗。所述第二设置由分析模块(16)进行测试,所述分析模块适于确定当在所述第二设置下配置时为了导出至少一个生理参数的目而由所述换能器单元所采集的超声数据的可靠性的量度。仅在其确定的可靠性超过预定义的可靠性条件的情况下,才使用所述第二设置。



1. 一种能与超声换能器单元(12)可操作地耦合的超声控制单元(10),包括:

采集模块(14),其可操作用于控制使用所述超声换能器单元对超声数据的采集,并且还可操作用于控制所述超声换能器单元的驱动设置,每种可能的驱动设置具有已知的或者能由所述采集模块导出的相关联的换能器功率水平;

数据分析模块(16),其可操作用于:基于所采集的超声数据来执行测试流程,确定用于导出一个或多个生理参数的所述超声数据的可靠性的量度,并且确定所述可靠性的量度是否满足定义的可靠性条件;以及

控制模块(20),其适于使用所述采集模块和所述数据分析模块来将所述换能器单元的驱动设置从第一设置调整到更低功率的第二设置,其中,所述第二设置满足由所述数据分析模块施加的所述定义的可靠性条件。

2. 根据权利要求1所述的超声控制单元(10),其中,所述第二设置被选择为是满足所述定义的可靠性条件的最小可用功率水平设置。

3. 根据权利要求1或2所述的超声控制单元(10),其中,所述测试流程基于参考先前采集的或预先存储的数据或者从所述数据导出的信息。

4. 根据权利要求3所述的超声控制单元(10),其中,所述可靠性的量度基于(i)所采集的超声数据、或者从所述超声数据导出的信息与(ii)所述先前采集的或预先存储的数据、或者从所述数据导出的信息的相似性的所确定的量度。

5. 根据权利要求4所述的超声控制单元(10),其中,所述可靠性的量度至少基于所述第二设置的所采集的超声数据或者从所述第二设置的所采集的超声数据导出的信息与所述第一设置的对应数据或者从所述对应数据导出的信息的相似性的量度。

6. 根据权利要求4或5所述的超声控制单元(10),其中,所述可靠性的量度基于与先前采集的数据或者从所述先前采集的数据导出的信息的相似性的量度,所述先前采集的数据已经在正被测试的所采集的超声数据的定义的时间段内被采集,并且所述可靠性条件是针对于所述相似性的量度的最小阈值。

7. 根据权利要求6所述的超声控制单元(10),其中,所述最小阈值基于在先前采集的或预先存储的数据子集或者从所述数据子集导出的信息之间的相似性的预先存储的或导出的平均量度来设置,所述先前采集的或预先存储的数据子集也在彼此的所述定义的时间段内被采集。

8. 根据权利要求1-2中的任一项所述的超声控制单元(10),其中,所述测试流程基于从所采集的数据导出一幅或多幅超声图像,并且其中,所述可靠性的量度基于所导出的一幅或多幅超声图像的一个或多个特性与从先前采集的或预先存储的数据导出的一幅或多幅图像的对应特性的相似性。

9. 根据权利要求1-2中的任一项所述的超声控制单元(10),其中,对所述驱动设置的所述调整包括在所述第一设置与所述第二设置之间的逐步调整,包括逐步通过不同功率水平的相继驱动设置步骤。

10. 根据权利要求9所述的超声控制单元(10),其中,所述相继驱动设置的至少部分具有相继更低的相关联的功率水平。

11. 根据权利要求9所述的超声控制单元(10),其中,样本超声数据由所述采集模块在每个相继驱动设置下被采集,并且所述样本超声数据的可靠性由所述数据分析模块来测

试,并且其中,所述逐步调整被继续直至达到不能满足所述定义的可靠性条件的驱动设置。

12.根据权利要求9所述的超声控制单元(10),其中,

样本超声数据由所述采集模块在每个相继驱动设置步骤中采集,并且所述样本超声数据的可靠性由所述数据分析模块来测试,并且

每个相继驱动设置的所述可靠性的量度基于(i)所采集的超声数据、或者从所采集的超声数据导出的信息与(ii)一个或多个在先设置的数据、或者从所述一个或多个在先设置的数据导出的信息的相似性的所确定的量度。

13.根据权利要求9所述的超声控制单元(10),其中,样本超声数据在每个相继驱动设置步骤中被采集,并且其中,所述步骤是以每秒至少1步的步率被推进的。

14.根据权利要求13所述的超声控制单元(10),其中,所述步骤是以每秒至少10步的步率被推进的。

15.根据权利要求1-2中的任一项所述的超声控制单元(10),其中,所述超声控制单元还被配置有超控模式,在所述超控模式中,所述驱动设置在预定义的超控条件被满足的情况下被自动切换到预定义的高功率驱动设置。

16.根据权利要求15所述的超声控制单元(10),其中,所述超控条件基于所采集的超声数据的性质和/或被操作性地耦合到所述超声控制单元的一个或多个外部传感器或设备的输入。

17.一种超声系统,包括:

超声换能器单元(12),其可操作用于采集超声数据;以及

根据权利要求1-16中的任一项所述的超声控制单元(10),其与所述超声换能器单元操作性地耦合。

18.一种患者监测系统,包括:

患者监测单元;以及

根据权利要求1-16中的任一项所述的超声控制单元(10)。

超声控制单元

技术领域

[0001] 本发明涉及用于控制超声换能器单元并且具体用于管理所述换能器单元的驱动设置的超声控制单元。

背景技术

[0002] 超声成像是一种用于诊断各种心脏状况的普遍模式。

[0003] 图像处理算法和换能器研发方面的最新进展已经实现了连续监测应用。与单次扫描相比,能够从连续监测获取许多新的临床见解。由于其无创性、不存在感染的风险并且不存在任何电离辐射,其也提供优于其他监测技术的益处。

[0004] 超声采集可以例如与智能图像分析和信号处理算法相耦合。这样的系统正成为用于在护理点处的患者监测的有价值的工具。

[0005] 用于连续超声监测的一种特别有用的应用可以是心脏血流动力学监测,因为其提供实时并且无创地监测心脏动力学的可能性。其提供了对于使用肺动脉导管、提供心输出量的周期性测量和心室压力测量的有创设备的可行备选方案。由于后者的有创性质,其日益变得不受临床医师欢迎。

[0006] 监测例如实现对例如与血流动力学有关的特定生理或解剖参数的监测,诸如心输出量、心室尺寸或容积,或者其他血流参数。

[0007] 常规的超声成像解决方案不是被设计用于长期监测的。常见的问题是当在连续监测所需的延长时段内操作时超声换能器的过热。

[0008] 过热引起常规超声设备发生故障或者自动进入冷却循环以限制探头或组织变热。在该时段期间,不能够收集数据。

[0009] 超声,当在长期监测模式下使用时,需要在整个监测时段期间的连续操作。间歇的关闭时段在临床上是不可接受的。

[0010] 进一步地,对此,在一些应用中,诸如移动系统,可用的功率一般是有限的,例如如果超声换能器单元是电池供电的或者由诸如USB输出端的低功率源来供电。在这些情况下,连续监测快速地耗尽可用的功率,或者甚至使有限的功率源过载。

[0011] 需要对超声监测的经改进的方法来实现延长的时段内的连续监测而不过热,与此同时不限制所采集的数据或监测的物理参数的准确性。

发明内容

[0012] 根据依据本发明的一方面的范例,提供了一种能与超声换能器单元可操作地耦合的超声控制单元,所述控制单元包括:

[0013] 采集模块,其可操作用于控制使用所述超声换能器单元对超声数据的采集,并且还可操作用于配置所述超声换能器单元的驱动设置,每种可能的驱动设置具有已知的或者能由所述采集模块导出的相关联的换能器功率水平;

[0014] 数据分析模块,其能操作用于:基于所采集的超声数据来执行测试流程,确定用于

导出一个或多个生理参数的所述数据的可靠性的量度,并且确定所述可靠性量度是否满足定义的可靠性条件;以及

[0015] 控制模块,其适于使用所述采集模块和所述数据分析模块来将所述换能器单元的驱动设置从第一设置调整到第二更低功率的设置,其中,所述第二设置满足由所述数据分析模块施加的所述预定义的可靠性条件。

[0016] 本发明基于将所述换能器单元的驱动设置重新配置为具有更低的相关联的功耗的新设置。通过降低功耗,能够改善过热的问题。更低功率驱动设置通常可以包含更不密集或者更不昂贵的数据收集,并且因此可能降低数据分辨率或宽度或细节。

[0017] 为了避免使数据的质量或分辨率退化太大,所述单元包括测试在具体驱动设置模式下收集的数据的可靠性的水平,以确定其用于确定一个或多个感兴趣生理参数时的适合性或充分性。仅在该可靠性测试的结果满足某一定义的最小可靠性条件的情况下,在继续或最终的基础上切换到新的更低功率的设置。

[0018] 所述控制单元因此可以用于出于监测或测量一个或多个生理参数的目的而优化换能器单元的驱动设置。

[0019] 本发明的实施例因此基于以不妨碍在长持续时间内准确变量量化的方式来降低超声系统的声学功率。通过包括可靠性测试流程,能够降低功率输出,实现在长时段内的超声成像,同时仍然保持基于导出的图像的鲁棒参数量化。

[0020] 出于本公开的目的,超声数据可以例如指代从所述换能器单元的换能器或换能器阵列接收到的原始回波信号数据,例如RF数据。其可以备选地例如指代已经以某种方式被后处理的数据。所述数据可以包括信号数据,例如回波信号数据,或者可以例如包括数值或图表或图像数据。

[0021] 上文所提及的功率水平可以意指功耗水平,例如与所述设置相关联的功耗。

[0022] 每个驱动设置可以对应于所述超声换能器单元的一个或多个采集参数的集合的配置,即每个驱动设置可以包含针对采集参数的集合的设置。通过非限制性范例,这些可以包括发射电压、线密度、波束宽度、2D与3D采集模式、视场尺寸、帧率、脉冲持续时间、与脉冲的窗口函数有关的设置,和/或与发射或接收孔径切趾有关的设置。

[0023] 所述换能器单元的驱动设置可以更一般地包含与所述换能器单元的声学输出的各个方面有关的所述换能器单元的一个或多个操作参数的集合的配置。这些可以包括例如与换能器单元中的换能器的发射电压相关联的参数、与由所述换能器单元生成的超声波束的强度或形状相关联的参数,和/或与发射频率或采集帧率相关联的参数。

[0024] 本发明并不被限制于任何具体驱动设置或者一组驱动设置,并且本发明构思可以例如被应用于与所述换能器单元的声学或驱动操作有关的任何设置。例如,在一些范例中,所述控制单元可以包括用于允许用户或操作者自定义驱动设置(具有相关联的功率水平)的器件,并且其中,所述控制单元被配置为在驱动设置调整流程中使用这些自定义的驱动设置。

[0025] 所述测试流程包括确定用于导出一个或多个生理参数的数据的可靠性的量度。这可以意指所述数据的可靠性的量度,例如出于基于该数据或者基于从所述数据导出的一幅或多幅图像来导出一个或多个生理参数测量结果的目的。生理参数测量结果可以包括解剖学测量结果,例如一个或多个解剖主体或特征的尺寸。

[0026] 所述可靠性的量度可以是定量的,或者可以备选地例如是二值的。在一些范例中,其可以包括与先前采集的数据或预先存储的参考数据的相似性的量度。

[0027] 所述第二驱动设置可以被有利地选择为是满足所述预定义的可靠性条件的最小可用功率水平设置。所述控制单元因此可以实施选择所述第二驱动设置的步骤,该选择基于最小化功率水平,经受满足所述预定义的可靠性条件的约束。

[0028] 在一些情况下,可能存在可用驱动设置的集合,其中的每个驱动设置具有已知的或导出的相关联的功率水平,该集合对于所述控制单元来说是已知的。所述控制单元可以选择具有满足所述预定义的可靠性条件的最低功率水平设置作为所述第二驱动设置。这可以例如涉及例如在多个可用驱动设置中的每个驱动设置下以递增的功率水平采集样本超声数据,直至例如找到满足所述可靠性条件的一个驱动设置。

[0029] 可以通过逐步或迭代调整流程来识别并且选择最低功率设置,如下文所讨论的。

[0030] 由所述数据分析模块实施的所述测试流程可以基于参考先前采集的或者预先存储的超声数据或者从其导出的信息。

[0031] 出于本公开的目的,从超声数据导出的信息指代从所述超声数据导出的任何信息、数据、测量值或结果。其可以包括例如从所述数据导出的生理参数测量结果。其可以包括从所述数据导出的一幅或多幅图像。其可以包括从一幅或多幅图像导出的一个或多个生理参数测量结果,其中,所述图像是从所采集的超声数据导出的。

[0032] 所述测试流程可以基于与先前采集的或预先存储的数据或信息的直接比较,或者其可以基于与在先的数据或信息相关联的次要因素或变量的比较。例如,所述测试流程可以基于首先确定所采集的数据与某一标准数据集的偏差以及先前采集的或预先存储的数据集与某一标准数据集的偏差,以及然后基于这两个导出的偏差量度之间的相似性的水平而确定的可靠性量度。

[0033] 先前采集的数据可以是表示基本上相同的解剖区域或特征的先前采集的数据。

[0034] 所述先前采集的数据可以是或者包括先前在不同功率水平设置下采集的数据。所述先前采集的数据可以包括先前在多个不同功率水平设置中的每个功率水平设置下采集的数据。所述先前采集的数据可以包括在不同时间点处或者跨不同时间间隔而采集的数据的子集。

[0035] 在有利的范例中,所述先前采集的数据可以是在与正被测试或分析的数据相同的成像阶段期间所采集的数据。以这种方式,例如能够更好地确保正被用作参考的相似性的导出的平均量度表示当前解剖情况或情景。然而,这不是必要的,并且其他范例可以不同。

[0036] 例如,预先存储的数据可以包括参考数据或标准数据。所述控制单元可以包括存储器。所述预先存储的数据可以被预先存储在该存储器中。

[0037] 所述可靠性的量度可以基于所采集的超声数据或者从其导出的信息与所述先前采集的或预先存储的数据或者从其导出的信息的相似性的所确定的量度。

[0038] 例如,所述可靠性条件可以是强加的最小相似性阈值或最大偏差阈值,即,其中,数据应当满足先前采集的数据的相似性的最小水平。

[0039] 在一些范例中,所述可靠性的量度可以至少基于所述第二驱动设置的所采集的超声数据或者从其导出的信息与所述第一驱动设置的对应数据或者从其导出的信息的相似性。

[0040] 所述可靠性的量度可以基于与先前采集的数据或者从其导出的信息的相似性的量度,所述先前采集的数据已经在正被测试的所述数据的定义的时间段内被采集。

[0041] 所述可靠性条件可以是用于所述相似性的量度的最小阈值。

[0042] 通过确保与在一定阈值在先时间段内收集的数据进行比较,更好地确保了先前数据表示与正被测试的数据基本上相同的解剖图片或情况。这意指数据的两个集合或者从其导出的信息之间的任何偏差能够被假设为基本上是由于所采集的数据的质量或准确性或可靠性的损失。

[0043] 在一个或多个备选范例中,相似性的量度可以基于确定数据与预先存储的或参考数据的偏差的量度,并且所述可靠性条件包括针对所述偏差与先前采集的数据与所述预先存储的或参考数据的偏差的相似性的最小阈值。

[0044] 根据以上范例中的任意范例,所述最小相似性阈值可以基于在先前采集的或预先存储的数据子集或者从其导出的信息之间的相似性的预先存储的或导出的量度来设置。所述先前的数据子集可以是在彼此的定义的时间段内所采集的数据子集。

[0045] 在此,所需的最小相似性阈值基于参考当在过去采集时数据之间的典型或平均波动来设置。在不同的数据点或子集之间的大的波动是正常的情况下,在新采集的数据与先前采集的数据之间的可允许的偏差可以被设置为是更大的,即相似性阈值被设置得更小。如果典型的波动是小的,最小所需的相似性阈值可以被设置得更大。

[0046] 在优选范例中,相似性的导出的平均量度可以是处在与正被测试或分析的数据相同的成像阶段内所采集的先前采集的数据之间的。以这种方式,例如能够更好地确保正被用作参考的相似性的导出的平均量度表示当前解剖情况或场景。成像阶段可以被理解为正在具体场合下针对给定患者采集图像数据的时段。

[0047] 根据一个或多个范例,所述测试流程可以基于从所采集的超声数据导出一幅或多幅超声图像,并且其中,所述可靠性的量度基于所述导出的(一幅或多幅)图像的一个或多个特性与从先前采集的或预先存储的超声数据导出的(一幅或多幅)图像的对应特性的相似性。

[0048] 根据有利的一组实施例,对所述驱动设置的所述调整可以以在第一设置与第二设置之间的逐步调整的方式来执行,包括逐步通过不同功率水平的相继驱动设置步骤。

[0049] 逐步可以意指迭代。逐步调整可以包括在(一系列)步骤中移动到第二设置,其中,在每个新的设置步骤处,关于是否已经找到最佳设置进行评价。最佳设置可以例如意指继续满足可靠性条件的最低功率驱动设置。

[0050] 所述逐步调整可以立即到达第二设置,在此情况下不存在中间步骤。更一般地,所述逐步调整将涉及在第一设置与第二设置之间的一系列中间设置步骤。

[0051] 所述相继驱动设置步骤的至少一部分可以具有相继更低功率的相关联的功率水平。

[0052] 在一些范例中,所有相继驱动设置都可以具有相继更低的驱动设置。

[0053] 在其他范例中,例如,所述相继驱动设置的第一部分可以具有相继更低的驱动设置,而一个或多个后续的驱动设置可以具有相继更高的驱动设置。例如,在检测到相继驱动设置不再满足可靠性条件的情况下,可以选取具有相继更高的功率水平的相继下一驱动设置,并且重复所述测试流程。这表示仅一个非限制性范例。

[0054] 样本超声数据可以在每个相继驱动设置下采集,并且所述样本数据的可靠性由所述数据分析模块进行测试。

[0055] 所述逐步调整可以被继续直至达到不能满足所述预定义的可靠性条件的驱动设置。例如,所述第二驱动设置然后可以被选择作为满足预定义的可靠性条件的最后的相继步骤,例如在相继的一系列步骤中的倒数第二个步骤。

[0056] 在相继步骤具有相继更低的相关联的功率水平的情况下,这实现了选定的(第二)驱动设置是满足预定义的可靠性条件的最低可用功率水平设置的结果。这仅仅表示一个范例。其他范例将在随后的章节中被进一步详细地描述。

[0057] 根据一个或多个范例,样本超声数据可以在每个相继驱动设置步骤中被采集,并且所述样本数据的可靠性由所述数据分析模块进行测试。

[0058] 在这种情况下,每个相继驱动设置的所述可靠性的量度可以基于所采集的超声数据或者从其导出的信息与一个或多个在先设置的数据或者从其导出的信息的相似性的所确定的量度。

[0059] 例如,所述可靠性条件可以包括针对所述相似性的量度的最小阈值。

[0060] 根据某些范例,可靠性的量度可以基于仅与紧接在前的设置的数据或测量结果的相似性。

[0061] 在每个相继步骤中所采集的样本数据捕获基本上相同的解剖图片(即每个步骤之间存在解剖结构的一定最小等价性)的范例,其可以是有利的。这更好地确保样本数据之间的公平比较。出于该目的,根据一个或多个范例,可以实施相对高的步率。

[0062] 根据一个或多个范例,样本超声数据可以在每个相继驱动设置步骤中被采集,并且其中,以每秒至少1步、例如每秒至少10步的步率推进所述步骤。在一些范例中,步率可以是每秒至少20步,例如每秒至少50步。

[0063] 这可以意指等价或有效的步率。例如,对于每秒50步的步率,如果只推进10步,那么这将在最多0.2秒内被完成。

[0064] 每个驱动设置可以包含用于采集参数的集合的配置,所述采集参数包括以下中的一项或多项:发射电压、线密度、波束宽度、2D与3D采集模式、视场尺寸和/或帧率。

[0065] 这些仅仅表示范例,并且技术人员将意识到在控制超声换能器单元时所使用的其他采集参数。采集参数一般涉及换能器单元的直接功率设置,以及成像模式(诸如3D成像或2D成像)的各方面,以及还有例如对视场尺寸的选择。

[0066] 根据有利的一组实施例,所述控制单元可以被进一步配置为在满足预定超控(override)条件的情况下被自动切换到预定义的高功率驱动设置。所述超控条件可以任选地基于所采集的超声数据的性质和/或被操作性地耦合到所述系统的一个或多个外部传感器或设备的输入。

[0067] 该特征提供了超控模式,在所述超控模式中被切换到定义的高功率设置。这允许主要发明的高效功率管理也在需要高质量并且因此需要高功率成像的常见情况下被最佳地平衡。例如,所述高功率设置可以响应于针对一个或多个生命体征的特定阈值水平而被触发,这些指示针对更精确测量的需要,以更详细地监测患者进展。

[0068] 可以触发所述超控设置的其他输入因素可以包括:检测到超声换能器单元相对于对象身体的移动、检测到护理者的存在(例如,利用移动或接近度传感器,或者例如通过检

测对控制面板的触摸)、检测到通常可以触发患者监测器上的警报的一个或多个生理状况、检测到一定时间间隔逝去。

[0069] 根据本发明的另外的方面的范例提供了一种超声系统,包括:超声换能器单元,其可操作用于采集超声数据;以及根据上文或下文所描述的任意范例或实施例的超声控制单元,其与所述超声换能器单元操作性地耦合。

[0070] 根据本发明的另外的方面的范例提供了一种患者监测系统,包括:

[0071] 患者监测单元;以及

[0072] 根据上文或下文所描述的任意范例或实施例的超声控制单元。

[0073] 所述患者监测单元可以例如是能与一个或多个生理参数(例如生命体征)测量或监测设备相耦合的或者与一个或多个生理参数(例如生命体征)测量或监测设备相耦合。所述患者监测单元可以包括显示器。

[0074] 所述超声换能器单元可以包括一个或多个超声换能器,例如一个或多个换能器阵列。所述换能器单元可以是包括具有可配置驱动设置的至少一个超声换能器的任意设备或单元或元件,所述驱动设置例如对应于(一个或多个)换能器的一个或多个采集参数的配置。采集参数具有上文所讨论的含义。

[0075] 参考下文描述的(一个或多个)实施例,本发明的这些和其他方面将是显而易见的并得以阐明。

附图说明

[0076] 为了更好地理解本发明并且为了更清楚地示出其可以如何被实施,现在将仅以范例的方式参照附图,在附图中:

[0077] 图1示出了根据本发明的一个或多个实施例的范例超声控制单元,所述控制单元与超声换能器单元操作性地耦合;

[0078] 图2图示了如根据一个或多个实施例实施的逐步驱动设置调整流程;

[0079] 图3图示了用于在相继驱动设置步骤中的数据采集的范例计时选项;

[0080] 图4图示了用于使用逐步调整方案调制换能器单元的驱动设置的范例方法;

[0081] 图5图示了用于使用变体逐步调整方案调制换能器单元的驱动设置的另外的范例方法;并且

[0082] 图6图示了根据一个或多个实施例的范例超声系统。

具体实施方式

[0083] 本发明将参考附图进行描述。

[0084] 应当理解,详细描述和具体范例在指示装置、系统和方法的示范性实施例的同时,仅旨在用于图示的目的,而并不旨在限制本发明的范围。根据以下描述、所附的权利要求和附图将更好地理解本发明的装置、系统和方法的这些以及其他特征、方面和优点。应当理解,附图仅仅是示意性的,而并未按比例绘制。还应当理解,在整个附图中使用相同的附图标记来指示相同或相似的部件。

[0085] 本发明提供了一种用于与超声换能器单元相耦合的超声控制单元。所述控制单元适于控制所述换能器单元的换能器的驱动配置或设置,每个驱动设置具有与其相关联的已

知功耗水平。所述控制单元包括适于将所述驱动设置从第一设置调整到第二设置的控制模块,所述第二设置具有比所述第一设置更低的相关联的功耗。所述第二设置由分析模块进行测试,所述分析模块适于确定当在所述第二设置下配置时为了导出至少一个生理参数的目而由所述换能器单元采集的超声数据的可靠性的量度。只在其确定的可靠性超过预定义的可靠性条件,才使用所述第二设置。

[0086] 本发明的实施例允许通过以下操作对换能器单元的高效功率管理:主动地调整驱动设置以降低功耗,同时维持正使用所述换能器单元监测的导出的生理参数的准确性。

[0087] 这例如允许使用由换能器单元收集的数据对生理参数的长期或连续的监测而无换能器单元的换能器的过热。

[0088] 本发明的实施例基于调整换能器单元的驱动设置以降低功耗。所述换能器单元的驱动设置可以包含与换能器单元的声学输出的各个方面相关的换能器单元的操作参数的集合的配置。这些可以包括例如与换能器单元中的换能器的发射电压相关联的参数、与由换能器单元生成的超声波束的强度或形状相关联的参数,和/或与发射频率或采集帧率相关联的参数。

[0089] 为了简单起见,由给定驱动设置所包含的参数的集合将在本公开中被简称为操作参数或采集参数。

[0090] 换能器单元的许多不同的操作参数影响被沉积到组织中的时间平均的声学功率。这些参数中的每个参数可以在利用超声的监测期间被个体地调整以实现在更新速率、生理参数量化准确性和测量持续时间之间的最佳平衡。

[0091] 通过范例,现在将概述用于换能器单元的范例采集参数的集合,根据本发明的实施例,其中的一个或多个的配置可以被包含在换能器单元的给定驱动设置内。

[0092] 一个范例参数是发射电压,意指被提供给换能器单元的(一个或多个)换能器元件的激励或驱动电压。调整所述发射电压可以导致所生成的振动的更低或更高声学强度。为了降低功率,可以降低所述发射电压,导致跨图像空间的更低信噪比。

[0093] 另外的参数是线密度,意指发射的超声波束的角度或横向密度(例如在B模式成像下)。超声波束可以以更稀疏的角度被击发以降低功耗,以图像的降低的横向分辨率为代价。

[0094] 另外的参数是波束宽度,意指超声波束的横向或角度宽度。例如,超声孔径的聚焦增益可以被调整(例如,响应于线密度的变化)以便采集更宽体积内的信息。

[0095] 另外的参数是根据特定模式所捕获的成像平面。例如,替代采集完整3D体积,能够在心脏体积内的特定相关位置处(例如通过实况图像分割数据告知)收集图像数据的子集。这降低了对声学换能器单元的必要需求,由此降低了功率输出。这种方案的一个范例可以包括例如使用允许捕获同时通过波束的正交交叉平面的投影的两个不同平面的Philips x-Plane。

[0096] 另外的参数是所述换能器单元的具体视场(FOV)。能够调整成像视场的高度和宽度以调整功率输出。具体地,能够通过保持相同的线密度但是减少投射的线的总数量来减小FOV尺寸。这降低了总功耗。

[0097] 例如,3D成像体积的宽度和高度可以被减小至仅特定受限的解剖区域(例如,通过实况分割数据告知),取决于正被监测的参数。

[0098] 另外的参数是帧率,意指采集超声数据的时间速率。这可以被降低以由此限制时间平均的声学功率,以(一个或多个)监测的生理参数的更新速率为代价。

[0099] 在这样的范例中可以维持明显的更新速率,通过针对错过的中间时间点内插生理参数测量结果,但是以参数的准确性/精确度为代价。例如,对于心脏相关的血流动力学参数,超声数据可以仅在心舒末期和心缩末期时间点处被采集,并且所得到的测量结果被用于估计从心动周期的其他相位导出的参数。

[0100] 在图1中以框图的形式示出了根据一个或多个实施例的范例超声控制单元10。所述控制单元适于与用于控制换能器单元的超声换能器单元12(例如超声探头)可操作地耦合。为了图示,范例超声换能器单元12被示为被可操作地耦合到超声控制单元10的采集模块14。

[0101] 超声控制单元10包括采集模块14,采集模块14可操作用于控制使用超声换能器单元12对超声数据的采集,并且还可操作用于控制超声换能器单元的驱动设置,每种可能的驱动设置具有已知的或者能由采集模块导出的相关联的换能器功率水平。

[0102] 超声控制单元10还包括数据分析模块16,数据分析模块16可操作用于:基于所采集的超声数据来执行测试流程,确定用于导出一个或多个生理参数的数据的可靠性的量度,并且确定所述可靠性量度是否满足定义的可靠性条件。

[0103] 超声控制单元10还包括控制模块20,控制模块20适于使用采集模块14和数据分析模块16来将换能器单元12的驱动设置从第一设置调整到第二更低功率水平设置,其中,所述第二设置满足由数据分析模块施加的所述预定义的可靠性条件。

[0104] 尽管在图1中采集模块14、数据分析模块16和控制模块20被示为控制单元10内的单独元件或部件,这仅仅是以图示的方式。在一些范例中,不同模块的功能可以被集成并且由单个元件(例如由单个控制器或处理器)来执行,或者其功能可以以另外的方式被分布在一个或多个元件或部件之间。备选地,每个模块的功能可以由超声控制单元内的单独控制器或处理器来执行。

[0105] 所述超声控制单元可以包括至少一个存储器,其用于存储针对换能器单元的不同可能的驱动设置以及其相关联的功率水平。该存储器可以被布置为使得其内容至少能被采集模块14访问。

[0106] 根据有利的实施例,控制单元10可以被配置为使功率输出最小化,同时维持所采集的数据的最小可能性条件被满足。

[0107] 例如,所述第二驱动设置可以被选择为是满足预定义的可靠性条件的最小可用功率水平设置。

[0108] 在一些范例中,由控制单元10实施的调整的过程可以包括选择用于调整所述换能器单元的候选更低功率驱动设置的至少一个步骤以及针对其可靠性测试候选设置以用于确定一个或多个感兴趣生理参数的至少另外的步骤。如果导出的可靠性不满足预定的可靠性条件,换能器单元12在继续或最终的基础上不被切换到测试的驱动设置。

[0109] 存在用于测试在给定驱动设置下所采集的数据的可靠性的过程以及为换能器单元选择最佳的候选的新驱动设置的过程两者的不同方案。

[0110] 首先将讨论用于测试在给定驱动设置下所采集的数据以用于确定给定生理参数的不同可能的方案。将概述许多不同的范例方案。

[0111] 一般而言,由分析模块所执行的测试流程基于使用本领域中已知的算法评价给定超声数据集、或从该数据导出的给定图像、或从所述数据或图像导出的给定生理参数量化特定解剖参数的能力。

[0112] 根据一组实施例,所述测试流程一般基于参考先前采集的或预先存储的超声数据或者从其导出的信息。所述数据分析模块可以适于访问或检索这样的数据或者从其导出的信息,并且至少部分地基于对该数据的参考来执行测试流程。

[0113] 所述测试流程可以基于与先前采集的或预先存储的数据或信息的直接比较,或者其可以基于与在先的数据或信息相关联的次要因素或变量的比较。

[0114] 在一组范例中,例如,所述分析模块可以适于评价先前采集的超声数据(例如,先前由采集单元所采集的,例如被存储在本地或远程存储器中),其中,所述数据被用于确定具体的感兴趣生理参数,并且被假设或者已知对于该目的已经是充分可靠的。然后,可以在正由所述分析模块测试的新采集的数据与先前采集的数据之间执行比较测试,并且导出相似性的量度。

[0115] 优选地,所述先前采集的数据可以是在正被测试的新数据的采集的一定阈值时间段内所采集的数据。以这种方式,能够更好地假设两组数据基本上表示相同的解剖图片。因此,在这两者之间的任何偏差的大部分能够归因于所采集的数据的可靠性或准确性或精确性的损失。

[0116] 所述分析模块所需的可靠性条件可以是针对所述导出的与先前采集的数据的相似性的量度的最小阈值。如果新采集的数据在最小相似性阈值之内,那么在该范例中其满足可靠性条件。

[0117] 最小相似性阈值可以基于先前采集的或预先存储的数据子集或者从其导出的信息之间的相似性的预先存储的或导出的平均量度来设置。

[0118] 先前的数据子集可以是也在彼此的相同的定义的时间段内采集的数据子集。

[0119] 在此,所需的与先前采集的最小相似性阈值基于参考当在过去采集时数据的子集之间的典型或平均波动来设置。当不同的数据点或子集之间的大的波动是正常的时,新采集的数据与先前采集的数据之间的可允许偏差可以被设置为是更大的,即相似性阈值被设置得更小。如果典型的波动是小的,最小所需的相似性阈值可以被设置得更大。

[0120] 先前采集的数据可以包括例如在不同时间点处或者跨不同时间间隔采集的数据的子集。出于设置相似性阈值的目的,可以导出这些子集的数据之间的典型或平均偏差。

[0121] 先前采集的数据可以是或者包括先前在不同功率水平设置下采集的数据。先前采集的数据可以包括先前在多个不同功率水平设置中的每个功率水平设置下采集的数据。

[0122] 与先前描述的相同的比较流程可以在变体范例中关于一些预先存储的数据(例如被预先存储在本地或远程存储器中)来执行,其中,该预先存储的数据也被假设或已知对于确定具体的感兴趣生理参数是可靠的。预先存储的数据可以包括例如参考数据或标准数据。

[0123] 在另外的一组范例中,所述测试流程可以基于参考先前采集的超声数据和预先存储的超声数据两者。所述程序可以包括首先确定新采集的数据与预先存储的或标准数据集的数据的偏差。所述流程然后可以包括确定先前采集的数据与相同的预先存储的或标准数据的偏差。所述可靠性的量度然后可以基于在这两个导出的偏差量度之间的相似性的水平

来确定。条件可以是针对偏差量度之间的相似性的最小阈值。

[0124] 该方案基于使用先前采集的数据与预先存储的数据的偏差作为已知可靠性的标准量度,能够对照该已知可靠性的标准量度来比较并评价新采集的数据的变化。在新采集的数据与预先存储的数据的偏差已经增加超过可允许阈值的水平的情况下,这是新采集的数据对于确定具体的感兴趣生理参数不再可靠的指示。

[0125] 如在先前组的范例中,先前采集的数据和预先存储的数据再次可以是已知的或者被假设为对于确定具体的感兴趣生理参数的目的可靠的数据。

[0126] 在任意范例中,先前采集的数据和预先存储的数据可以是表示与正被测试的新采集的数据基本上相同的解剖区域或特征的先前采集的数据。

[0127] 在以下范例中的每个范例中,参考数据是参考超声数据,即由超声换能器单元所生成的。

[0128] 以上范例基于导出的超声数据与先前采集的数据或预先存储的数据的直接比较。在其他范例中,所述测试流程可以基于从超声数据导出的信息的比较。从超声数据导出的信息可以指代从超声数据导出的任何信息、数据、测量值或结果。

[0129] 具体地,在特定范例中,其可以包括从超声数据导出的生理参数测量。

[0130] 其可以备选地包括从数据导出的一幅或多幅图像。其可以包括从一幅或多幅图像导出的一个或多个生理参数测量,其中,所述图像是从超声数据导出的。

[0131] 在每种情况下,上文所描述的用于确定可靠性量度并且基于与先前采集的数据或预先存储的数据的比较应用可靠性准则的范例程序可以替代地关于从超声数据导出的信息以完全类似的方式来应用。

[0132] 例如,所述测试流程可以基于确定从新采集的数据导出的一个或多个生理参数测量结果与从先前采集的数据或预先存储的数据导出的相同生理参数的测量结果之间的相似性的量度。

[0133] 针对所述测试流程的各种范例基于参考先前采集的数据或者从其导出的信息。先前采集的数据可以是由超声控制单元利用在与正被测试的驱动设置不同的驱动设置下或者在多个不同驱动设置下(例如导致先前采集的数据的多个子集)配置的超声换能器单元所采集的数据。

[0134] 先前采集的数据可以包括至少在第一驱动设置下所采集的数据。例如,在一些范例中,由分析单元导出的可靠性的量度可以至少基于第二驱动设置的采集的超声数据或者从其导出的信息与第一驱动设置的对应的数据或者从其导出的信息的相似性。

[0135] 上文和下文所讨论的各种范例包括超声数据的两个集合之间或者从其导出的生理参数、图像或者其他信息之间的相似性的量度。

[0136] 所述相似性量度可以基于执行关联性测试,例如在相应的采集的超声数据信号或者从其导出的信息之间的关联性测试。

[0137] 例如,对于一维成像(例如,A线或M模式成像),所述相似性量度可以基于执行相应的采集的A线(例如要被测试的数据中的一条A线与从先前采集的数据采集的另一A线)之间的关联性测试。A线应当表示通过身体的基本上相同的线。

[0138] 例如对于二维成像,可以在原始数据信号之间或者在从所采集的超声数据生成的具体感兴趣解剖区域的2D帧之间执行关联性测试。

[0139] 例如对于三维成像,再次可以在原始数据信号之间或者在从超声数据生成的具体感兴趣解剖区域的3D体积图像之间执行关联性测试。

[0140] 对于2D或3D图像数据之间的关联性测试,可以基于图像特征的比较来进行比较。例如,对于3D图像数据,可以在体素强度梯度之间进行比较。

[0141] 例如,在一些成像方法中,所生成的3D图像被映射到被成像区域的3D解剖模型上以改善数据的3D表示。这是基于所采集的3D图像数据的分割以及后续的到模型的映射。

[0142] 通过一个范例,第一图像数据可以被映射到心脏的解剖模型,所述第一超声图像数据是使用第一驱动设置来采集的。所述数据通常基于识别图像强度梯度(图像强度的变化,例如当数据在心室心肌与血液体积之间移动时)被分割并映射。因此,通常跨模型边界存在图像梯度。两个数据集之间的关联性测试可以基于确定在从数据生成的3D图像中的这样的强度梯度的变化。可靠性条件因此可以是这种梯度的具体阈值变化。当梯度到达临界阈值时,这可以是对比度的损失(即次佳的图像质量)的指标。

[0143] 根据有利的一组实施例,所述调整流程包括在不同的相应的驱动设置(每个均具有不同的已知的相关联的功率水平)下采集多个样本数据集,并且其中,可靠性测试流程基于多个采集的数据集之间的比较。这些多个数据集可以组成上文所提及的先前采集的数据。

[0144] 在这种一般方案的一组范例中,执行逐步调整流程。这将在下文更详细地进行讨论。

[0145] 在不同驱动设置下的多个数据集可以以高频率(高帧率)被采集。例如,所述多个数据集可以在至少50Hz的帧率下被采集。通过以高帧率进行采集,能够更可靠地假设正被捕获的解剖结构在任意两个帧之间基本上没有改变,并且因此参数量化准确性方面的任何损失可以被认为是由于信号质量的损失。

[0146] 例如,对于一维成像,这种类型的成像(例如A线或m模式)可以以非常快速的连续方式(例如,以帧率>10kHz)采集多个数据子集。例如,可以在这些采集的子集中的一个与先前采集的子集中的一个或多个之间执行关联性测试以测试数据的可靠性。如果结合能从新近心脏分割获得的解剖智能,可以进一步改善评价。

[0147] 也能够使用2D成像以快速的连续方式来采集多个数据集。对于2D成像,高帧率甚至可以以降低功率的方式被实现,通过例如减小被成像的具体视场的尺寸,或者备选地通过选择在空间上更邻近换能器单元的视场(只要这样的区域适合于导出具体的感兴趣生理参数)。

[0148] 可以在一个驱动设置下采集的数据与从所述数据生成的图像之间执行关联性测试,并且这与在其他驱动设置中的一个或多个下采集或生成的数据或图像进行比较。

[0149] 也能够使用3D成像以快速的连续方式采集多个数据集,并且然后执行比较测试。

[0150] 在这些范例中的任意范例中,并且如上文所讨论的,一个驱动设置与其他设置中的一个或多个之间的比较测试可以基于数据或者从数据生成的图像的比较,或者可以基于例如从在不同设置下采集的数据导出的目标生理参数(例如,心室输出)的比较。

[0151] 例如,所述测试流程可以包括测试相继设置中的第一驱动设置与第二驱动设置之间的测量到的生理参数的变化是否已经改变一定阈值量,所述第二驱动设置具有更低的功率水平。如上文所提及的,所述阈值可以基于在不改变驱动设置的情况下采集的生理参数

测量结果之间的已知的典型波动来设置。这可以例如从先前的测量结果(如果可获得的话)来计算,或者可以被预先确定并预先存储。

[0152] 如上文所讨论的,存在用于为换能器单元确定候选的新的更低功率驱动设置和/或为换能器单元确定最佳的更低功率的设置的不同方案。

[0153] 现在将概述一些范例方案。

[0154] 在上文讨论了范例一般方法,其中,多个数据集在不同的相应的驱动设置下被采集,并且来自这些中的一个或多个的数据与一个或多个其他的数据进行比较。这种方案的一个范例包括逐步调整流程。

[0155] 因此,根据有利的一组实施例,对所述驱动设置的调整可以包括在第一设置与第二设置之间的逐步调整,包括逐步通过不同功率水平的相继驱动设置步骤。

[0156] 有利地,所述相继驱动设置的至少部分可以相继地具有更低的相关联的功率水平。

[0157] 例如,样本超声数据可以由所述采集单元在每个相继驱动设置下采集,并且所述样本数据的可靠性由数据分析模块进行测试。然后,相继地通过更低功率水平设置的逐步调整可以被继续,直至达到了不能满足所述预定义的可靠性条件的驱动设置。用于最终调整所述换能器单元的第二驱动设置然后可以被选择作为满足所述可靠性条件的相继驱动设置中的最后一个(即所述系列中的倒数第二个设置)。

[0158] 每个相继驱动设置的可靠性的量度可以基于所采集的超声数据或者从其导出的信息与一个或多个在先设置步骤的从其导出的数据或信息的相似性的所确定的量度。

[0159] 例如,所述可靠性条件可以包括针对所述相似性的量度的最小阈值。

[0160] 根据特定范例,所述可靠性的量度可以基于仅与紧接在前的设置步骤的数据或测量结果的相似性。

[0161] 根据一组范例,可以应用迭代性逐步方法,以用于朝向满足可靠性条件的最佳低功率设置进行收敛。所述逐步调整可以包括至少逐步通过相继更低功率水平设置的第一系列,并且可以还包括用于朝向理想设置收敛的更高或更低功率水平设置。

[0162] 通过在图2中所示的图示意性图示了这样的逐步调整方案的范例。y轴指示每个驱动设置的相对功率水平,并且x轴表示时间。

[0163] 在该范例中,由所述采集模块执行的所述调整流程以具有100%的标称相对功率的第一驱动设置24开始。样本数据利用在这种设置下配置的超声换能器单元来采集。

[0164] 新的候选驱动设置26然后被暂时切换为具有第一设置的功率的一半。样本超声数据然后在该设置下被采集。该数据或者从该数据导出的信息(例如生理参数或图像)然后与在先设置24的数据或者从所述数据导出的信息进行比较,并且导出相似性量度。所述测试模块确定所述相似性量度是否在预定相似性阈值(这是所施加的可靠性条件)之内。

[0165] 如果所述相似性未落在预定阈值之内,那么新的候选驱动设置28然后被暂时切换为再次具有在先设置26的功率的一半。样本超声数据再次在该新的设置下被采集,并且数据或者从其导出的信息与在先设置26的数据或者从其导出的信息进行比较。在该图示意性范例中,该新的设置28被假设为已经降至用于导出具体的感兴趣生理参数的可靠性的最小水平之下。通过虚线水平线32示意性地指示实际的最小功率水平。

[0166] 响应于通过分析模块16确定数据不满足所述预定义的可靠性条件(在这种情况下

下,预定相似性阈值),临时切换到下一新的候选驱动设置30,该新的候选驱动设置30具有比在先设置28大50%的功率。

[0167] 样本数据再次在该新的驱动设置30下被采集,并且这由分析模块16进行测试以确定其是否满足可靠性条件。所述样本数据或者从其导出的信息可以例如与使用其数据已经满足所述可靠性条件(即在该范例中,驱动设置26)的系列中的上一设置导出的数据或信息进行比较。

[0168] 在一些范例中,在新的更高功率驱动设置30满足预定义的可靠性条件的情况下,该候选设置30可以被选择作为第二驱动设置,并且超声换能器单元12被维持或者被无限期地切换为该驱动设置。在其他范例中,所述迭代调整可以以类似的方式继续,以收敛更靠近仍然超过可靠性条件的实际的最小可能的功率水平设置32。一组最大另外数量的迭代可以被定义,并且流程继续直至这些结束。

[0169] 为了确保在每个步骤中所采集的数据表示基本上相同的解剖图片,(在每个不同驱动设置下采集的)样本数据的每个集合可以被控制为在给定心动周期中的相同点处被采集(其中,生理参数是心脏参数)。这确保了数据方面的任何偏差可以基本上归因于由于降低功率的数据质量的损失而非解剖结构的变化。

[0170] 例如,不同驱动设置下的样本数据可以通过输入的ECG传感器信号来门控,所述ECG传感器被耦合到正被监测的对象。在每个驱动设置下采集的样本数据可以被门控(即固定)到心脏相位中的相同点,例如心缩末期或心舒末期。超声数据然后基于从患者采集的ECG波的形态学分析在心动周期中的相同相位处被采集。这种情况的一个范例可以是在R波的峰值处的门控数据采集。

[0171] 确保在不同驱动设置下采集的数据之间的解剖学等价性的备选方案是以高频率(例如,至少50Hz的帧率)逐步通过不同的候选驱动设置,其中,样本数据在每个设置下被采集。通过以高频率逐步通过,在不同驱动设置下的收集到的数据集在其之间仅具有小的时间延迟,意指解剖结构在这两者之间基本上没有改变。

[0172] 图3示意性图示了这两种方案。x轴示出了时间。y轴表示范例对象的左心室容积。波形37表示前进通过各个心脏相位的ECG信号。

[0173] 箭头38a、38b分别表示两个相继驱动设置步骤中的超声数据的采集的计时。在这种情况下,以高频率前进通过所述设置,意指在这两者之间几乎不存在时间延迟。这两者在相同的心舒末期相位处被执行。

[0174] 箭头40a、40b表示两个范例相继驱动设置下的超声数据的采集的计时。在这种情况下,在相继驱动设置下的样本数据的采集是ECG门控的,在该范例中,被门控到心舒末期。每个采集再次发生在心脏相位中的相同点处,但是在其之间具有一定的时间延迟。然而,解剖结构仍然应当是基本上类似的。

[0175] 在图4中以框图形式示出了根据一个或多个实施例的用于调整超声换能器单元的驱动设置的范例方法。该范例方法基于逐步调整方法。

[0176] 所述方法包括暂时将换能器单元从初始的第一驱动设置调整52到具有已知的比第一初始设置更低的功率水平的第一候选驱动设置。样本超声数据然后在该候选驱动设置下被采集,并且这根据测试流程进行测试54,如在上文所描述的任何范例或实施例中所概述的。这涉及导出用于确定一个或多个生理参数的所采集的数据的可靠性的量度,并且确

定该可靠性是否满足预定义的可靠性条件。

[0177] 例如,所采集的数据或者从其导出的信息(例如,从数据导出的生理参数或者从数据生成的图像)可以与在初始驱动设置下所采集的数据进行比较,并且导出相似性量度。所述可靠性条件可以是用于该相似性量度的定义的最小阈值。

[0178] 如果满足了所述可靠性条件,则所述方法循环回到第一步骤52,并且换能器单元12再次被临时切换到再次比在先设置更低的功率的新的候选驱动设置。超声数据在该新的驱动设置下被采集,并且再次利用如上文的范例中所描述的测试流程进行测试54以确定所述数据是否满足预定义的可靠性条件。

[0179] 所述方法以这种方式逐步地继续,直至达到不满足定义的可靠性条件的候选驱动设置。此时,逐步系列中的确实超过预定义的可靠性条件的上一驱动设置被选择56作为用于换能器单元12的新的最终驱动设置,并且所述换能器单元被无限期地切换到该驱动设置。在实践中,这将是候选驱动设置的逐步系列中的倒数第二个驱动设置(即,在不满足可靠性条件的设置紧接在前的设置)。

[0180] 在图5中以框图形式示出了根据一个或多个实施例的用于调整超声换能器单元的驱动设置的另外的范例方法。该范例方法再次基于逐步迭代调整方案。该方法类似于在上文关于图2所描述的方法。

[0181] 对于前几步,该方法与图4的方法相同。具体地,所述方法包括首先暂时将换能器单元12从初始的第一驱动设置调整52到具有已知的比第一初始设置更低的功率水平的第一候选驱动设置。例如,新的候选驱动设置可以具有比在先设置低50%的功率水平。样本超声数据然后被采集并且根据测试流程进行测试54,如在上文的任何范例中所概述的。

[0182] 例如,所采集的数据或者从其导出的信息可以与在先前驱动设置下采集的数据进行比较,并且导出相似性量度。所述可靠性条件可以是针对该相似性量度的定义的最小阈值。

[0183] 如果满足了所述可靠性条件,则所述方法再次循环回到第一步骤52,并且换能器单元12再次被暂时切换到再次比在先设置更低的功率的新的候选驱动设置。超声数据在该新的驱动设置下被采集,并且再次利用如上文的范例中所描述的测试流程进行测试54以确定数据是否满足预定义的可靠性条件。

[0184] 所述方法以这种方式逐步地继续,直至达到了不满足定义的可靠性条件的候选驱动设置。

[0185] 此时,所述方法包括暂时将换能器单元调整60到新的候选驱动设置,该新的候选驱动设置具有已知的比上一个更高的功率水平。例如,新的候选驱动设置可以具有比在先设置高50%的功率水平。

[0186] 样本数据然后再次在该新的更高设置下被采集,并且这然后根据上文所描述的任何范例测试流程针对可靠性进行测试62。

[0187] 如果该新的更高设置的数据满足可靠性条件,则该新的更高设置被选择作为用于无限期地将换能器单元调整到的最终驱动设置。如果数据仍然不满足可靠性条件,所述方法循环回来并且再次移动到新的候选驱动设置,再次具有比在先步骤更高的功率水平,例如高50%的功率水平。该新的候选驱动设置下的数据再次被测试62以查看其是否满足最小可靠性条件。

[0188] 这被继续直至达到了满足所述可靠性条件的候选驱动设置。这然后被选择作为用于在继续或最终基础上将换能器单元调整到的最终驱动设置。

[0189] 现在将概述根据一个或多个实施例的范例超声控制单元或范例控制方法的各种另外的有利的选项和变型。例如,这些选项可以被应用或者与上文所讨论的任何范例实施例进行组合。

[0190] 根据有利的一组实施例,所述控制单元(或方法)被进一步配置有超控模式,其中,所述驱动设置在满足预定义的超控条件的情况下被自动切换到预定义的高功率驱动设置。

[0191] 所述超控条件可以基于所采集的超声数据的性质和/或被操作性地耦合到系统的一个或多个外部传感器或设备的输入。

[0192] 在此,关于被监测患者的特定背景信息被监测,并且该信息的特定变化能够被用于触发功率节省设置的超控,并且自动切换到高功率设置,例如预定全功率或“高功率”模式。

[0193] 所述超控条件可以基于满足一个或多个辅助性质或参数的具体值,例如满足一个或多个参数的具体阈值。其可以额外地或备选地是基于时间的,例如由特定(例如,规律的)时间间隔的逝去而触发。通过范例,用于触发所述超控模式的超控条件可以包括以下因素中的一个或多个。

[0194] 生命体征的一个或多个生理参数(诸如SpO₂、心率、ECG)的阈值水平(例如心率变化性改变10%)。

[0195] 检测到超声换能器单元相对于对象身体的移动,例如基于来自加速度计或者其他运动传感器或电子运动感测的输入,基于对超声数据的分析。

[0196] 检测到护理者的存在(例如利用移动或接近度传感器,或者通过检测例如对控制面板或超声换能器单元的触摸)。在这种情况下,所述系统可以被暂时调制到预定义的高功率模式以生成用于解读的更好的图像。例如,在切换回到功率节省模式先前,这可以是在预定时间的暂时时间段内。

[0197] 检测到医学状况或状态的急剧变化,例如触发相关联的患者监测单元上的警报的变化。在此,切换到高功率模式允许以更大准确性或精确度数据来检查患者的状况是否的确是危急的。

[0198] 检测到定义的时段或时间间隔的逝去。例如,可以以规律的间隔(例如每30分钟)周期性地暂时切换到高功率设置。

[0199] 根据本发明的任意实施例,除了上文和下文所描述的功率调制功能,超声控制单元10可以可操作用于控制所述超声换能器单元来采集超声数据,并且基于所述超声数据来监测一个或多个生理参数。

[0200] 基于所采集的超声数据导出生理参数是基于利用具体的算法或流程处理所述数据或者从所述数据导出的图像。取决于要被提取的参数以及被用作输入的图像或数据的类型和外观,存在不同的特定参数提取算法和流程。大多数提取方法基于从所采集的超声数据生成图像并且应用图像分割以导出例如关键解剖特征的尺寸。

[0201] 根据一个或多个实施例,所应用的提取方法可以依据配置换能器单元的具体驱动设置(例如依据具体驱动设置的功率水平)被调整。

[0202] 例如,如果从不同驱动设置的数据导出的图像的外观是不同的,例如由于由更低

功率引起的分辨率的降低,那么用于生理参数的不同提取方法可以是更合适的并且提供更准确的结果。

[0203] 例如,对于基于模型的分割,用于边界检测的算法可以依据换能器单元的驱动设置被调整。

[0204] 根据一个或多个实施例,所述控制单元(或方法)可以被配置有低电池模式。在所述超声换能器单元由电池或者其他本地功率源供电的情况下,所述控制单元可以适于监测功率源的功率水平并且检测功率源的功率水平何时降至预定阈值之下。响应于此,所述控制单元的控制模块可以适于使用所述采集单元来切换到具有另外的降低的功率水平的新的驱动设置。

[0205] 所述分析单元可以适于应用不同的测试流程,例如具有用于可靠性条件的可靠性的更低可允许量度。这允许换能器的功率水平被降至极其低的水平(以避免由于功率耗尽的完全失效),但是以测量的生理参数的一定的进一步准确性为代价。监测时间由此被延长。

[0206] 根据一个或多个实施例,超声控制单元10(或方法)可以被配置有‘冷却’模式,其中,所述换能器单元响应于检测到所述超过换能器单元的最大阈值温度而被暂时停用。可以存在被提供用于该目的的温度传感器,其被布置为感测换能器单元处的温度。

[0207] 在有利的范例中,所述控制单元适于监测温度传感器的输出,并且检测用于温度的第一警告阈值的超过并且进一步检测用于温度的另外的(更高)临界阈值的超过。所述第一警告阈值可以通过具体阈值温度水平结合随着时间的正温度梯度来表征。

[0208] 一旦超过警告阈值,所述控制单元就可以适于监测患者的状态,并且响应于检测到患者的状态处于预定安全状态而触发所述暂时冷却模式。

[0209] 以这种方式,能够确保冷却被触发以避免临界过热,但是其基于患者状况在过热先前(在警告阈值处)被前瞻性地触发,被计时为与安全时间/相位相一致。

[0210] 下文列出了可以被用于指示患者的安全状态以用于触发冷却模式的指标的一些范例。

[0211] 检测到例如由一个或多个辅助生理传感器监测的生命体征的水平已经在预定阈值时间段内保持稳定。使用所采集的超声数据监测的一个或多个生理参数(例如,左心室容积、每搏输出量、心输出量)已经在预定最小时间段内保持稳定。

[0212] 例如基于ECG信号检测的心动周期的具体时段的发生。例如,所述控制单元可以适于在心动周期的特定部分期间使换能器单元周期性地进入冷却模式,并且然后在心动周期的其他部分期间使其返回到激活模式。以这种方式,智能功率节省通过仅使超声换能器单元在心脏相关相位时段期间激活来实现。

[0213] 优选地,所述控制单元适于检测温度降回至警告温度阈值之下,并且响应于此而适于停用冷却模式并且将所述超声换能器单元返回到激活模式。这可以包括,根据上文所概述的任意范例或实施例,在随后执行驱动设置调整以将功率降至更低功率水平设置先前,首先将超声换能器单元返回到全功率模式。

[0214] 根据有利的范例,超声控制单元10可以进一步与患者监测系统可操作地耦合。所述超声控制单元可以例如包括用于与患者监测单元操作性地耦合的连接输出端。在一些范例中,所述超声控制单元可以适于以模块化方式与患者监测系统的监测单元相耦合。例如,

所述控制单元可以被配置为用于接收在患者监测单元的协作狭槽内的扩展块。

[0215] 根据本发明的另外的方面的范例提供了一种超声系统,包括:

[0216] 超声换能器单元12,其可操作用于采集超声数据;以及

[0217] 根据上文或下文所描述的任意范例或实施例的超声控制单元10,其与所述超声换能器单元操作性地耦合。

[0218] 根据本发明的另外的方面的范例提供了一种患者监测系统,包括:

[0219] 患者监测单元;以及

[0220] 根据上文或下文所描述的任意范例或实施例的超声控制单元。

[0221] 所述患者监测单元可以是能与一个或多个生理参数(例如生命体征)测量或监测设备相耦合的或者与一个或多个生理参数(例如生命体征)测量或监测设备相耦合。所述患者监测单元可以包括显示器。

[0222] 除了上文所描述的功率调整功能之外,所述超声控制单元可以适于控制所述超声换能器单元采集超声数据并且基于该超声数据来监测一个或多个生理参数。

[0223] 备选地,所述超声系统可以包括被配置为控制所述超声换能器单元来采集超声数据并且基于该数据导出一个或多个生理参数的另外的单元。

[0224] 将首先参考图6来描述示范性超声系统的总体操作。下文所描述的示范性超声系统的各种部件可以例如被耦合到本发明的超声控制单元的上层控制单元或监测单元包括,或者可以被分布在不同的单元之间,或者可以被包括在根据本发明的超声控制单元中。

[0225] 所述系统包括阵列换能器探头104形式的超声换能器单元。所述阵列换能器探头具有用于发射超声波并接收回波信息的换能器阵列106。换能器阵列106可以包括:CMUT换能器;压电换能器,其由诸如PZT或PVDF的材料形成;或者任何其他适合的换能器技术。在该范例中,换能器阵列106是能够扫描感兴趣区域的2D平面或三维体积的换能器108的二维阵列。在另一范例中,换能器阵列可以是1D阵列。

[0226] 换能器阵列106被耦合到微波束形成器112,微波束形成器112控制换能器元件对信号的接收。微波束形成器能够对由换能器的子阵列(通常被称为“组”或“拼片”)接收到的信号进行至少部分波束成形,如在美国专利US 5997479 (Savord等人)、US 6013032 (Savord)和US 6623432 (Powers等人)中所描述的。

[0227] 应当注意,微波束形成器是完全任选的。此外,所述系统包括发射/接收(T/R)开关116,微波束形成器112能够被耦合到T/R开关116并且T/R开关116在发射与接收模式之间切换所述阵列,并且在微波束形成器未被使用并且换能器阵列直接地由主系统波束形成器操作时保护主波束形成器120免受高能量发射信号的影响。来自换能器阵列106的超声波束的发射通过经由T/R开关116被耦合到微波束形成器的换能器控制器118和主发射波束形成器(未示出)来引导,换能器控制器可以接收来自用户接口或者控制面板138的用户的操作的输入。控制器118能够包括发射电路,其被布置为在发射模式期间驱动阵列106的换能器元件(直接地或者经由微波束形成器)。

[0228] 在典型的逐行成像序列中,探头内的所述波束成形系统可以操作如下。在发射期间,波束形成器(取决于实施方式,其可以是微波束形成器或主系统波束形成器)激活换能器阵列、或者换能器阵列的子孔径。所述子孔径可以是换能器的一维线或者较大阵列内的换能器的二维拼片。在发射模式中,如下文所描述地控制对由阵列或者阵列的子孔径生成

的超声波束的聚焦和转向。

[0229] 在接收到来自对象的反向散射回波信号时,接收到的信号经历接收波束成形(如下文所描述的),以便使接收到的信号对准,并且在其中子孔径被使用的情况下,所述子孔径然后例如被移动一个换能器元件。经移动的子孔径然后被激活并且过程被重复直到已经激活换能器阵列的所有换能器元件。

[0230] 针对每条线(或者子孔径),用于形成最终超声图像的相关联的线的总接收信号将是在接收时段期间由给定子孔径的换能器元件测量到的电压信号的加和。在下文的波束成形过程之后,所得到的线信号通常被称为射频(RF)数据。由各种子孔径生成的每个线信号(RF数据集)然后经历额外处理以生成最终超声图像的线。所述线信号的幅度随着时间的改变将有助于超声图像的亮度随着深度的改变,其中,高幅度峰值将对应于最终图像中的明亮像素(或者像素的集合)。在所述线信号的开始附近出现的峰值将呈现来自浅层结构的回波,而在所述线信号中逐渐稍后出现的峰值将呈现来自对象内的增加的深度处的结构的回波。

[0231] 由换能器控制器118控制的功能之一是波束被转向并且聚焦的方向。波束可以从(正交于)换能器阵列向前或者针对较宽的视场在不同的角度处转向。对发射波束的转向和聚焦可以根据换能器元件致动时间来控制。

[0232] 两种方法能够在一般超声数据采集中进行区分:平面波成像和“波束转向”成像。两种方法通过发射(“波束转向”成像)和/或接收模式(平面波成像和“波束转向”成像)中的波束成形的存在来区分。

[0233] 首先看聚焦函数,通过同时激活所有换能器元件,换能器阵列生成当其行进通过对象时发散的平面波。在这种情况下,超声波的波束保持未聚焦。通过将位置相关时间延迟引入到对换能器的激活,能够使波束的波前会聚于期望的点(被称为聚焦区)处。聚焦区被定义为在其处横向波束宽度小于发射波束宽度的一半的点。以这种方式,改善了最终超声图像的横向分辨率。

[0234] 例如,如果所述时间延迟使得换能器元件从最外面的元件开始并且在换能器阵列的(一个或多个)中心元件处完成连续激活,则聚焦区将在远离探头的与(一个或多个)中心元件一致的给定距离处形成。聚焦区距探头的距离将取决于每个后续轮的换能器元件激活之间的时间延迟而变化。在波束通过聚焦区之后,其将开始发散,形成远场成像区域。应当注意,针对接近于换能器阵列定位的聚焦区,超声波束将在远场中快速地发散,导致最终图像中的波束宽度伪影。通常,由于超声波束中的大的重叠,因而位于换能器阵列与聚焦区之间的近场示出很少细节。因此,改变聚焦区的位置会导致最终图像的质量的显著改变。

[0235] 应当注意,在发射模式中,可以定义仅一个焦点,除非超声图像被分成多个聚焦区(其中的每个可以具有不同的发射焦点)。

[0236] 另外,在接收到来自对象内的回波信号时,能够执行上文所描述的过程的反转以便执行接收聚焦。换言之,传入的信号可以由换能器元件接收并且在被传递到系统中用于信号处理先前经受电子时间延迟。该最简单范例被称为延迟求和(delay-and-sum)波束成形。能够根据时间来动态地调整换能器阵列的接收聚焦。

[0237] 现在看波束转向的函数,通过将时间延迟正确应用到换能器元件,能够在超声波束离开换能器阵列时对超声波束施予期望的角度。例如,通过激活换能器阵列的第一侧上

的换能器,跟随在阵列的相对侧上结束的序列中的剩余换能器,波束的波前将朝向第二侧成角度。转向角度相对于换能器阵列的法线的大小取决于后续换能器元件激活之间的时间延迟的大小。

[0238] 此外,能够使转向的波束聚焦,其中,应用到每个换能器元件的总时间延迟是聚焦和转向时间延迟的和加。在这种情况下,换能器阵列被称为相控阵列。

[0239] 在要求针对其激活的DC偏置电压的CMUT换能器的情况下,换能器控制器118能够被耦合以控制用于换能器阵列的DC偏置控制145。DC偏置控制145设定被应用到CMUT换能器元件的(一个或多个)DC偏置电压。

[0240] 针对所述换能器阵列中的每个换能器元件,模拟超声信号(通常被称为信道数据)通过接收信道进入系统。在接收通道中,部分地波束成形的信号由微波束形成器112根据信道数据来产生并且然后被传递到主接收波束形成器120,在主接收波束形成器120中,来自换能器的个体拼片的部分地波束成形的信号被组合为完全波束成形的信号,被称为射频(RF)数据。在每个阶段处执行的波束成形可以如上文所描述地被执行,或者可以包括额外的功能。例如,主波束形成器120可以具有128个信道,其中的每个信道从数十个或数百个换能器元件接收部分波束成形的信号。以这种方式,由换能器阵列的数以千计的换能器阵列接收到的信号能够高效地有助于单个波束成形的信号。

[0241] 波束成形的接收信号被耦合到信号处理器122。信号处理器122能够以各种方式处理所接收到的回波信号,各种方式诸如是:带通滤波;抽样;I和Q分量分离;以及谐波信号分离,其用于将线性信号与非线性信号分离以便实现对从组织和微气泡返回的非线性(基频的高次谐波)回波信号的识别。信号处理器还可以执行额外的信号增强(诸如斑点减少、信号复合和噪声消除)。信号处理器中的带通滤波器可以是跟踪滤波器,其中,当回波信号从增加的深度接收时,其通带从较高频带滑动到较低频带,从而拒绝来自较大深度的通常缺乏解剖信息的较高频率处的噪声。

[0242] 用于发射并且用于接收的波束形成器以不同的硬件来实施并且可以具有不同的功能。当然,接收器波束形成器被设计为考虑发射波束形成器的特性。在图6中,为了简单起见,仅示出了接收器波束形成器112、120。在完整的系统中,还将存在具有发射微波束形成器和主发射波束形成器的发射链。

[0243] 微波束形成器112的功能是提供信号的初始组合以便减少模拟信号路径的数量。这通常在模拟域中被执行。

[0244] 最后的波束成形在主波束形成器120中完成并且通常在数字化之后。

[0245] 发射和接收通道使用相同的换能器阵列106,其具有固定的频带。然而,发射脉冲占用的带宽能够取决于所使用的发射波束成形而变化。接收信道能够捕获整个换能器带宽(其是经典的方案)或者通过使用带通处理,其能够仅提取包含期望信息的带宽(例如,主谐波的谐波)。

[0246] RF信号然后可以被耦合到B模式(即,亮度模式、或2D成像模式)处理器126和多普勒处理器128。B模式处理器126对用于对身体中的结构(诸如器官组织和血管)的成像的接收到的超声信号执行幅度检测。在逐行成像的情况下,每条线(波束)由相关联的RF信号来表示,其幅度被用于生成待分配给B模式图像中的像素的亮度值。所述图像内的像素的确切位置由沿着RF信号的相关联的幅度测量结果的位置以及RF信号的线(波束)数量来确定。这

样的结构的B模图像可以以谐波模式或基本图像模式或者这两者的组合形成,如在美国专利US 6283919(Roundhill等人)和美国专利US 6458083(Jago等人)中所描述的。多普勒处理器128处理从用于对移动物质(诸如图像域中的血细胞的流)的检测的组织移动和血流产生的时间上不同的信号。多普勒处理器128通常包括具有参数的壁滤波器,所述参数被设定为通过或拒绝从身体中的所选择的类型的材料返回的回波。

[0247] 由B模式和多普勒处理器产生的结构和运动信号被耦合到扫描转换器132和多平面重新格式化器144。扫描转换器132以其以期望的图像格式接收的空间关系布置回波信号。换言之,所述扫描转换器用于将来自柱面坐标系的RF数据转换为适合于在图像显示器140上显示超声图像的笛卡尔坐标系。在B模式成像的情况下,在给定坐标处的像素的亮度与从该位置接收到的RF信号的幅度成比例。例如,所述扫描转换器可以将所述回波信号布置为二维(2D)扇形格式或者金字塔三维(3D)图像。所述扫描转换器能够将B模式结构图像叠加有与图像场中的点处的运动相对应的颜色,其中,多普勒估计的速度以产生给定的颜色。组合的B模式结构图像和彩色多普勒图像描绘结构图像场内的组织和血流的运动。所述多平面重新格式化器将从身体的体积区域中的共同平面中的点接收到的回波转换为该平面的超声图像,如在美国专利US 6443896(Detmer)中所描述的。体积绘制器142将3D数据集的回波信号转换为如从给定参考点查看的投影3D图像,如在美国专利US 6530885(Entrekin等人)中所描述的。

[0248] 2D或3D图像从扫描转换器132、多平面重新格式化器144和体积绘制器142被耦合到图像处理器130用于进一步增强、缓存和暂时存储用于在图像显示器140上显示。所述成像处理器可以适于从最终超声图像移除某些成像伪影,诸如:声学阴影,其例如由强衰减器或折射引起;后部增强,其例如由弱衰减器引起;混响伪影,例如,其中,高度反射性组织界面紧密接近地定位;等等。另外,所述图像处理器可以适于处理某些斑点减少功能,以便改进最终超声图像的对比度。

[0249] 除被用于成像之外,由多普勒处理器128产生的血流值以及由B模式处理器126产生的组织结构信息被耦合到量化处理器134。除结构测量结果(诸如器官的大小和孕龄)之外,量化处理器产生不同的流动条件(诸如血流的体积率)的量度。所述量化处理器可以从用户控制面板138接收输入(诸如其中测量将被做出的图像的解剖结构中的点)。

[0250] 来自所述量化处理器的输出数据被耦合到图形处理器136以用于利用显示器140上的图像再现测量图形和值,并且用于来自显示设备140的音频输出。图形处理器136还能够生成用于与超声图像一起显示的图形重叠。这些图形重叠能够包含标准标识信息,诸如患者名字、图像的日期和时间、成像参数等。出于这些目的,所述图形处理器从用户接口38接收输入,诸如患者名字。所述用户接口还被耦合到发射控制器118以控制来自换能器阵列106的超声信号的生成以及因此由换能器阵列和超声系统产生的图像。控制器118的发射控制功能仅仅是所执行的功能之一。控制器118还考虑操作的模式(由用户给定的)和接收器模拟数字转换器中的对应的所要求的发射器配置和带通配置。控制器118能够是具有固定状态的状态机。

[0251] 所述用户接口还被耦合到多平面重新格式化器144以用于选择和控制多个多平面重新格式化(MPR)图像的平面,其可以被用于执行在MPR图像的图像域中的量化测量。

[0252] 本领域技术人员通过研究附图、公开内容以及权利要求,在实践所请求保护的发

明时能够理解并实现对所公开的实施例的变型。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。单个处理器或者其他单元可以实现在权利要求中所记载的若干项的功能。尽管某些措施被记载在互不相同的从属权利要求中,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。计算机程序可以被存储/分布在合适的介质上,例如与其他硬件一起或作为其他硬件的部分供应的光学存储介质或固态介质,但是也可以被以其他形式分布,例如经由互联网或者其他有线或无线的电信系统。权利要求中的任何附图标记都不应当被解释为对范围的限制。

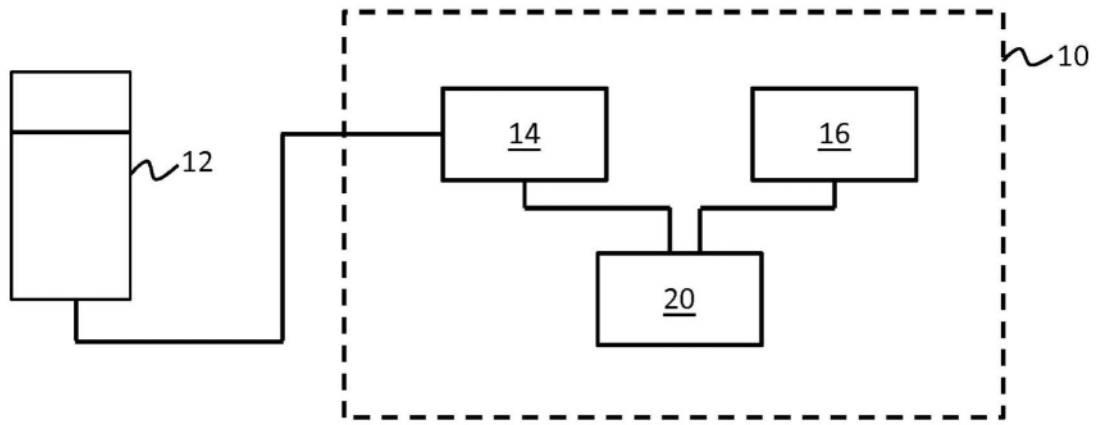


图1

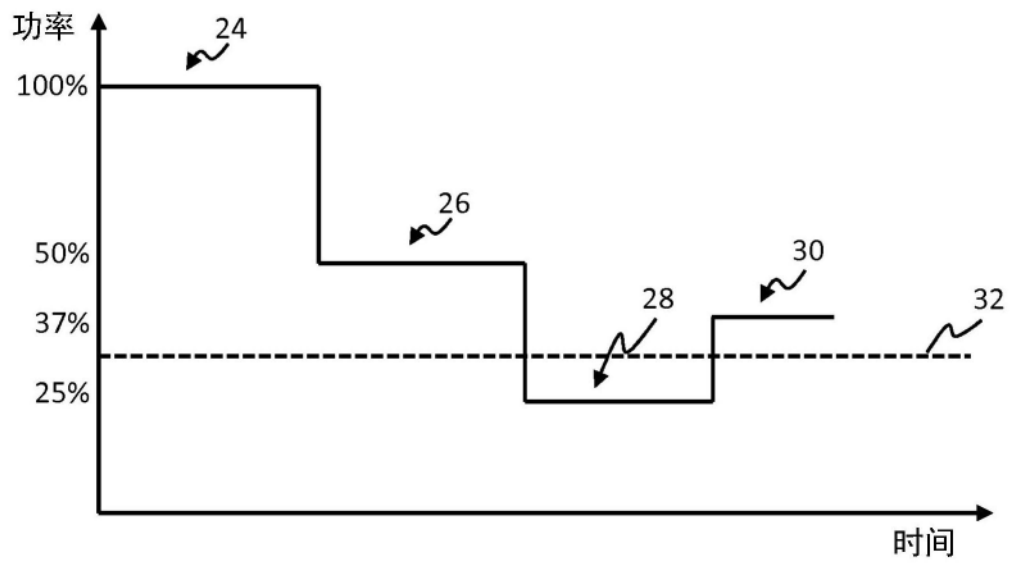


图2

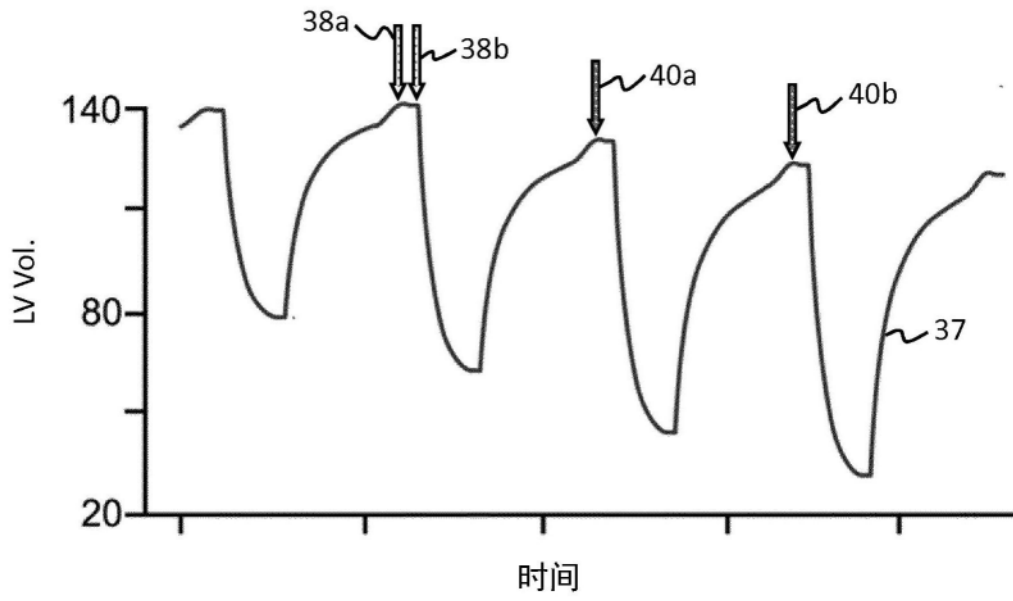


图3

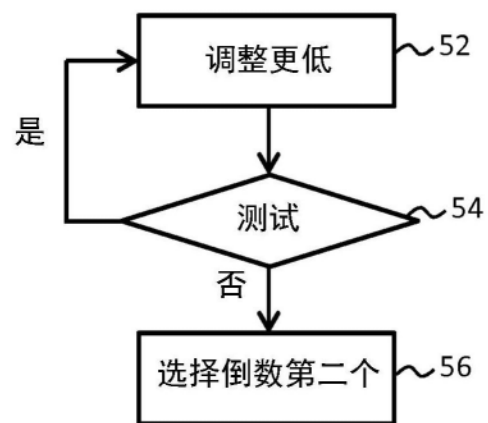


图4

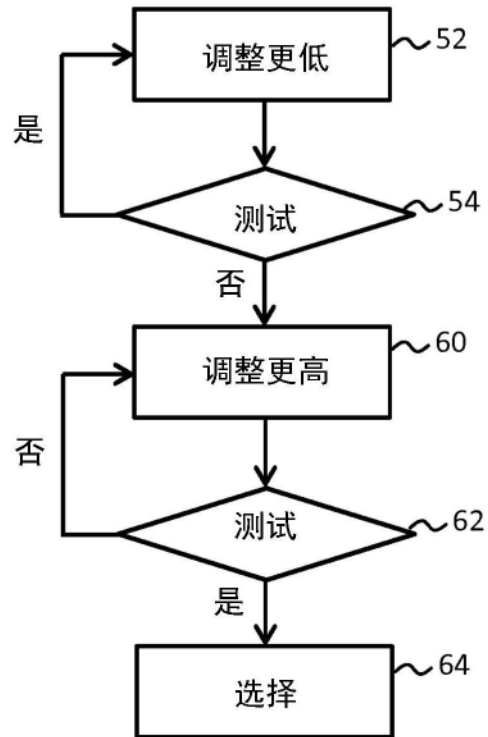


图5

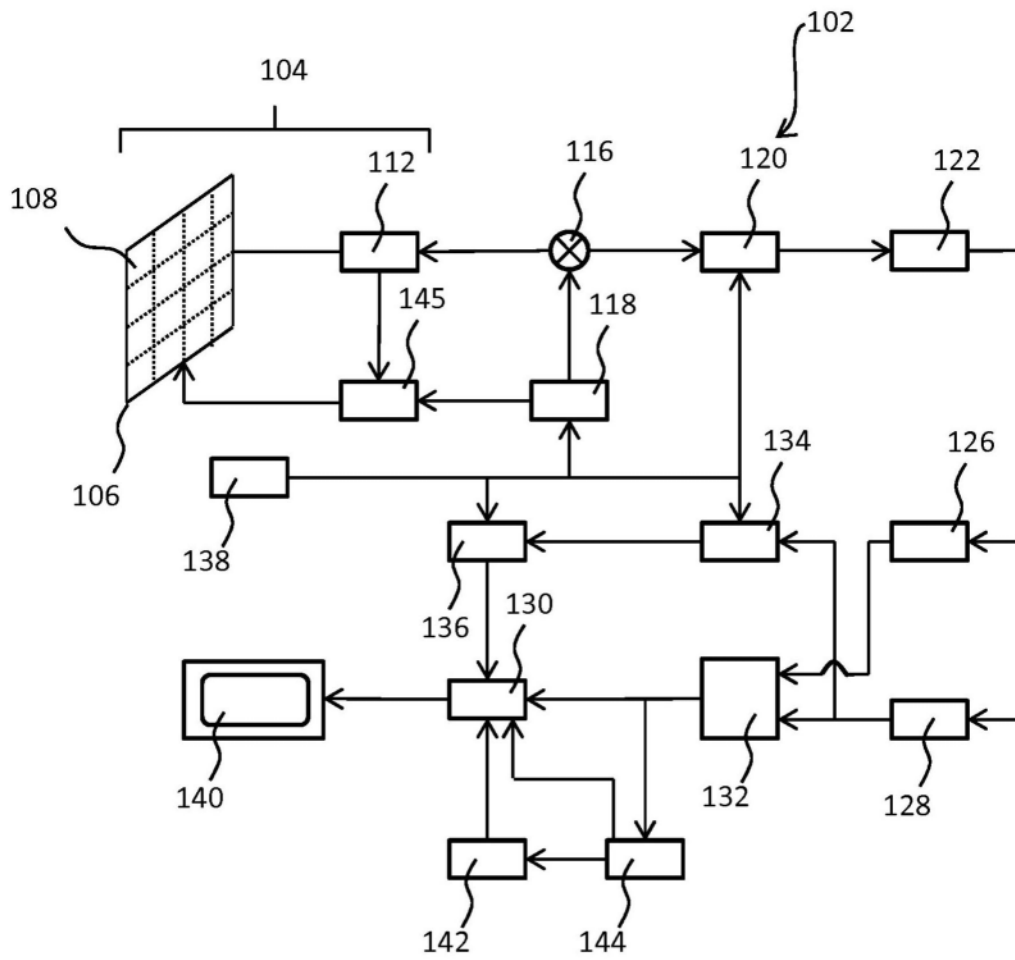


图6