



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110430805 A

(43)申请公布日 2019. 11. 08

(21)申请号 201780083851.9

(74)专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司 11021

(22)申请日 2017.11.29

代理人 纪雯

(30)优先权数据

1620260.8 2016.11.30 GB

(51)Int.Cl.

A61B 5/021(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 5/00(2006.01)

2019.07.17

A61B 5/029(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

A61B 5/024(2006.01)

PCT/EP2017/080783 2017.11.29

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2018/099950 EN 2018.06.07

(71)申请人 利得高集团有限公司

地址 英国伦敦

(72)发明人 特伦斯·凯文·奥布赖恩

保罗·韦克菲尔德

埃里克·米尔斯

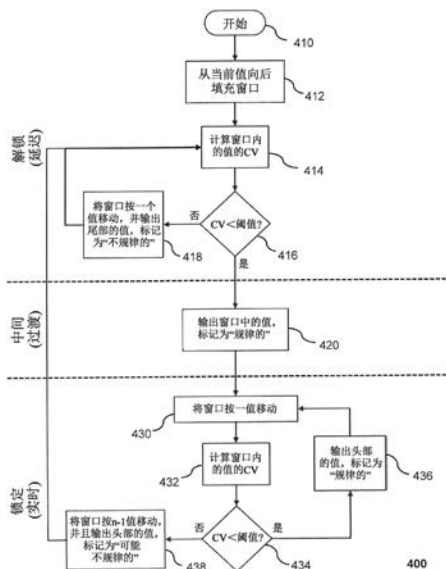
权利要求书2页 说明书10页 附图5页

(54)发明名称

改进了过滤功能的血液动力学监测仪

(57)摘要

本发明提供了一种用于从生理值过滤异常值的装置和方法。所述方法包括:(a)用从生理值序列中依次获取的n个生理值填充窗口,其中n是正整数;(b)确定所述窗口内的所述生理值的变异性是否小于预定阈值;(c)响应于所述窗口内的所述生理值的所述变异性小于预定阈值,确定所述窗口不包括异常值,和/或响应于所述窗口内的所述生理值的所述变异性不小于预定阈值,确定该窗口包括至少一个异常值。



1. 一种用于从规律生理值过滤异常值的方法,所述方法由包括控制器的装置实现,所述方法包括:

(a) 用从生理值序列中依次获取的 n 个生理值填充窗口,其中 n 是正整数;

(b) 确定所述窗口内的所述生理值的变异性是否小于预定阈值;

(c) 响应于所述窗口内的所述生理值的所述变异性小于预定阈值,确定所述窗口不包括异常值,和/或响应于所述窗口内的所述生理值的所述变异性不小于预定阈值,确定该窗口包括至少一个异常值;

(d) 响应于所述窗口内的所述生理值的变异性小于预定阈值,通过将所述窗口按所述序列中的 x 个生理值来移动来更新所述窗口,其中, x 是小于 n 除以二的正整数,并根据所述更新的窗口重复步骤(b)和(c);和

(e) 响应所述窗口内的所述生理值的变异性不小于所述预定阈值,通过将所述窗口按所述序列中的 z 个生理值来移动来更新所述窗口,其中, z 是等于 n 或者等于 $n-x$ 的正整数,并根据所述更新的窗口重复步骤(b)和(c)。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中,用从所述生理值序列中的 n 个生理值填充所述窗口包括:选择先前已经确认为不是异常值的 $n-x$ 个顺序生理值,并从所述序列中选择 x 个生理值。

3. 根据权利要求2所述的方法,其中,从所述生理值序列中选择 n 个生理值的所述窗口包括:

用从所述生理值序列中依次获取的 n 个较早的生理值填充所述窗口;

确定所述 n 个较早的生理值的变异性是小于预定阈值;和

移动所述窗口达所述序列中的 x 个生理值。

4. 根据权利要求3所述的方法,还包括:响应于所述 n 个较早的生理值中的变异性小于所述预定阈值的确定,输出所述 n 个较早的生理值不包括异常值的指示。

5. 根据前述权利要求中任一项所述的方法,还包括:

响应于所述窗口内的所述生理值的变异性小于预定阈值,输出所述窗口不包括异常值的指示;和/或

响应于所述窗口内的所述生理值的变异性不小于预定阈值,输出所述窗口包括至少一个异常值的指示。

6. 根据权利要求5所述的方法,其中:

输出所述窗口包括至少一个异常值的指示包括:输出所述窗口内的所述序列中的最终 x 值包括至少一个异常值的指示;和/或

输出所述窗口不包括异常值的指示包括:输出所述窗口内所述序列中的所述最终 x 值不是异常值的指示。

7. 根据前述权利要求中任一项所述的方法,还包括:

(f) 响应于所述更新的窗口内的所述生理值的所述变异性不小于所述预定阈值,通过将所述窗口按所述序列中的 x 个生理值来移动来选择 n 个另外的生理值,并基于所述窗口内的所述另一生理值重复步骤(b)和(c)。

8. 根据前述权利要求中任一项所述的方法,还包括:响应于所述更新的窗口内的所述生理值的所述变异性不小于所述预定阈值,输出所述更新的窗口内的所述序列中的第一 x

个生理值包括异常值的指示。

9. 根据前述权利要求中任一项所述的方法, 其中, z 是等于 $n-x$ 的正整数, 并且所述方法还包括:

(g) 通过将所述窗口按所述序列中的 z 个生理值来移动来响应所述窗口被更新, 并且响应于所述更新的窗口内的所述生理值的所述变异性小于所述预定阈值, 输出所述更新的窗口包括逐步改变的指示。

10. 根据权利要求9所述的方法, 其中, 输出所述更新的窗口包括逐步改变的指示包括: 输出所述更新的窗口内的所述序列中的所述第一 x 值包括逐步改变的指示。

11. 根据前述权利要求中任一项所述的方法, 其中, 所述变异性是变异系数。

12. 根据前述权利要求中任一项所述的方法, 其中, 所述生理值序列是与单个血液动力学参数相关的血液动力学值序列, 每个血液动力学值对应于按时间顺序排列的心动周期组的各个心动周期, 并且其中, 心动周期不对应于异常值被确定为规律的心动周期。

13. 根据权利要求11所述的方法, 还包括利用对应于规律的心动周期的所述血液动力学值来计算每个呼吸循环的所述血液动力学参数的变异和/或其中所述血液动力学参数是每搏输出量或脉压。

14. 根据前述权利要求中任一项所述的方法, 还包括改变 n 和/或 x 并从步骤 (a) 重复所述方法。

15. 一种包括控制器的装置, 所述控制器被配置为实现前述权利要求中任一项所述的方法。

16. 一种血液动力学监测器, 包括权利要求15的装置。

17. 一种计算机可读介质, 其包括指令, 所述指令在由计算机执行时, 使所述计算机实现根据权利要求1-14中任一项所述的方法。

改进了过滤功能的血液动力学监测仪

技术领域

[0001] 本文描述的实施例总体上涉及过滤血液动力学数据的系统和方法。具体实施例涉及对每搏输出量或脉压值的过滤,以去除与不规则心动周期有关的值,以允许更准确地计算每搏输出量的变异或脉压的变异。

背景技术

[0002] 准确了解患者的血液动力学状态有助于医疗人员评估患者的健康状况。通常监测的血液动力学参数包括血压(例如,以毫米汞柱-mmHg为单位测量)、心输出量(例如以升/分钟为单位测量)、心率(例如以每分钟心跳数为单位测量)和每搏输出量(例如,以毫升为单位测量)。

[0003] 每搏输出量或心脏每搏输出量是在心脏收缩期间穿过主动脉瓣、由左心室射出的并在每次心脏收缩期间向前进入主动脉的血液量。该血液量通常对应于心脏收缩末期左心室中的血液量减去左心室的舒张末期容积。每搏输出量(SV)是一种有用的血液动力学参数,特别是在急性情况下,例如,当监测重症监护病房中的患者或接受在麻醉期间和麻醉之后用于流体和药物管理的每搏输出量的操作的患者时。授予LiDCO集团有限公司的欧洲专利EP2533685描述了一种方法,其中可以在逐个节拍的基础上实时计算每搏输出量。

[0004] 脉压(PP)是心动周期内的收缩压(P_{sys})和舒张压(P_{dia})之间的差异:

[0005] $PP = P_{sys} - P_{dia}$

[0006] 由患者的机械通气引起的呼吸循环中的每搏输出量或脉压的变异是预负荷依赖性和流体响应性的良好预测因子。换句话说,每搏输出量变异(SVV)和脉压变异(PPV)已被证明其可以可靠地预测每搏输出量对流体挑战的响应。这允许临床医生预测当流体注射到患者时,每搏输出量(以及因此心输出量)增加的可能性。如果响应流体的患者的心输出量较低,则注射流体应改善每搏输出量和(除非心率改变)心输出量。这通常会改善氧气输送。

[0007] SVV和PPV可以源自以侵入方式(例如经由动脉管路)或非侵入性地(例如,经由可从英国伦敦的LiDCO集团有限公司的LiDCOrapid^{v2}监测器获得的)连续动脉血压波形。

[0008] 为了使SVV和PPV成为流体响应性和预负荷依赖性的有用指标,患者应:

[0009] 1. 有一个封闭的胸部(例如,这不适用于心血管或胸外科手术);

[0010] 2. 被以至少理想体重的8ml潮气量/Kg通气;

[0011] 3. 具有正常的窦性心律(为心脏提供一致的充盈期)。

[0012] 临床医生相对容易控制前两个标准。然而,第三个标准是临床医生几乎无法控制的患者特征。患者可以从非常偶发的异位跳动到严重的心房颤动显示不同程度的异常窦性心律。因此,能够提供补偿这种心律失常的手段是有用的。

[0013] 每搏输出量变异(和脉压变异)定义为在单个呼吸循环中每搏输出量(或脉压)的变异。在数学上,这表示为呼吸循环中最大和最小每搏输出量(或脉压)值之差除以呼吸循环中的平均每搏输出量(或脉压)的比,

$$[0014] \quad SVV = \frac{SV_{max} - SV_{min}}{SV_{mean}}$$

$$[0015] \quad PPV = \frac{PP_{max} - PP_{min}}{PP_{mean}}$$

[0016] 异常心律的影响是提供更短或更长的充盈期,其导致更低或更高的每搏输出量(和脉压)值。这些值(特别是较低的值)很容易成为计算中的最大值或最小值,并使该计算出现人为的高每搏输出量变异或高脉压变异值。

[0017] 因此,这需要一种用于滤除不规则心动周期的方法和设备,以便可以更精确地计算衍生的血液动力学参数(诸如每搏输出量变化和脉压变化)。

发明内容

[0018] 根据本发明的第一方面,提供了一种用于从规律生理值过滤异常值的方法,所述方法由包括控制器的装置实现,所述方法包括:(a) 用从生理值序列中依次获取的n个生理值填充窗口,其中n是正整数;(b) 确定窗口内生理值的变异性是否小于预定阈值;(c) 响应于窗口内生理值的变异性小于预定阈值,确定窗口不包括异常值,和/或响应于窗口内生理值的变异性不小于预定阈值,确定该窗口包括至少一个异常值;(d) 响应于窗口内生理值的变异性小于预定阈值,通过移动窗口达序列中的x个生理值来更新窗口,其中,x是小于n除以二的正整数,并根据更新的窗口重复步骤(b)和(c);和(e) 响应窗口内生理值的变异性不小于预定阈值,通过移动窗口达序列中的z个生理值来更新窗口,其中,z是等于n或者等于n-x的正整数,并根据更新的窗口重复步骤(b)和(c)。

[0019] 实施例允许从规律(正常)的生理值中滤除不规则的生理值(异常值)。可以输出规律值,以进行进一步计算或在监测器上显示。替代地或另外地,不规则值可以是有用的,因此可以被输出。通过滤除不规则的生理值,可以使基于规律值的后续计算更准确,尤其是受不规则最大值或最小值严重影响的变异计算。

[0020] 生理值可以通过生理测量接收并计算生理值,例如,接收血压值并计算脉压或每搏输出量值。因此,生理值可以是源自在血压测量中的血液动力学值,或者至少可以涉及可以从血压导出的血液动力学参数。

[0021] 该方法将滑动窗口应用于生理值序列以找出异常值。窗口可以在该序列中向前或向后移动。同样,窗口中选择的值不必是连续值,但应按顺序排列。该序列可以是已经测量或接收的值序列,或者可以是将被接收的值序列(即,连续的输入值流)。异常值是不规律值,即导致窗口超过预定变异性的值。相反,在预定阈值变异性内的生理值被认为是规律的或被验证为可接受的。

[0022] 当没有找出异常值时,窗口按较少的量x来移动,其中,x小于窗口大小的一半(n/2)。这允许针对先前验证的n-x值的组测试每个新的x值的组。如果检测到异常值,则窗口可以向前移动n值或n-x值。

[0023] 通过按n值移动窗口允许考虑一组全新的值。可以丢弃x个异常值,将其标记为异常值或输出以供进一步分析。通过按n值移动窗口允许该方法更快地分析数据。

[0024] 通过按n-x值移动窗口清除所有先前验证的值的窗口,将窗口中的x个最新值移动到窗口的后面,并填充窗口的其余部分。这意味着已经发现包含异常值的x值可以针对下一

个 $n-x$ 值快速测试。如果窗口中的新值具有小于预定阈值的变异性,则所发现的值不包括任何异常值。这意味着过滤器可以应对生理值的逐渐和逐步变化,但可以获得与周围的值差别很大的各组值。识别逐步变化是位于正常值和异常值之间的第三种状态。表示逐步变化的数据可以如此标记并包括在选定的计算中,同时基于用于计算的序列中的数据的位置,从其他计算中排除。

[0025] 当检测到异常值时,通过按 $n-x$ 值移动窗口是有效的,因为它避免了系统重复测试窗口中的、之前已被确认为规律的剩余值,但在例如数据的阶跃变化的情况下,也允许避免数据被错误地描述为异常值。

[0026] 根据一个实施例,用从生理值序列中的 n 个生理值填充窗口包括:选择先前已经确认为不是异常值的 $n-x$ 个顺序生理值,并从所述序列中选择 x 个生理值。

[0027] 根据另一实施例,从所述生理值序列中选择 n 个生理值的窗口包括:用从生理值序列中依次获取的 n 个较早的生理值填充窗口;确定 n 个较早的生理值的变异性小于预定阈值;和移动窗口达序列中的 x 个生理值。

[0028] 因此,当发现值的窗口不包括任何异常值时,系统可以进入“锁定”模式。通过将窗口按 x 值移动,相对于先前确认的 $n-x$ 值验证下一个 x 值。

[0029] 根据另一实施例,该方法包括:响应于所述 n 个较早的生理值中的变异性小于所述预定阈值的确定,输出所述 n 个较早的生理值不包括异常值的指示。

[0030] 根据另一实施例,该方法还包括:响应于窗口内的生理值的变异性小于预定阈值,输出窗口不包括异常值的指示;和/或响应于窗口内的生理值的变异性不小于预定阈值,输出窗口包括至少一个异常值的指示。

[0031] 因此,在窗口不包括异常值的情况下,该方法可以输出关于该效果的通知。该指示可以包括被发现不是异常值的生理值或这些生理值的一些标识符,例如,一组测量数字。同样地,在找到一个或多个异常值的情况下,也可以发出对此的指示。同样,这可以是异常值的输出或异常值的标识符。此外,一个或多个指示可以包括与指示值的状态的、与每值相关联的标志(例如,异常值或非异常值)。可替代地,简单地输出值的本身可以表明它们是异常值,或者不是异常值。

[0032] 在一个实施例中,输出包括输出生理值的进一步分析和/或用于显示在监测器上。进一步的分析可以是呼吸循环的生理值的变异的计算或任何其他相关参数。这种进一步的计算可以由装置执行。因此,即使没有从装置本身输出值,也可以将输出视为来自过滤方法的输出(例如,用于进一步分析)。

[0033] 根据另一实施例,输出窗口包括至少一个异常值的指示包括:输出窗口内的序列中的最终 x 值包括至少一个异常值的指示;和/或输出窗口不包括异常值的指示包括:输出窗口内序列中的最终 x 值不是异常值的指示。由于锁定模式将 x 个最近值与先前验证的值的 $n-x$ 值进行比较,因此输出仅需指示窗口中的 x 个最近值是否是异常值。这意味着本实施例的“锁定”模式提供 x 个最近值的状态的实时输出。

[0034] 根据另一实施例,该方法还包括:(f) 响应于更新的窗口内的生理值的变异性不小于预定阈值,通过将窗口按序列中的 x 个生理值来移动来选择 n 个另外的生理值,并基于窗口内的另一生理值重复步骤(b)和(c)。因此,在发现异常值之后,该方法转移到解锁状态,在解锁状态中,对另一个异常值的任何确定导致窗口按 x 值移动(而不是 $n-x$ 值)。这是因为,

在该解锁状态下,系统不知道窗口中可能存在任何异常值。因此,系统以 x 值的步长继续前进。这与“锁定”状态形成对比,在“锁定”状态中,先前的 $n-x$ 值已知不包含任何异常值。这意味着一旦找到异常值,就可以移动窗口以排除这些值。

[0035] 根据一个实施例,该方法还包括:响应于所述更新窗口内的生理值的变异性不小于所述预定阈值,输出所述更新的窗口内的所述序列中的第一 x 个生理值包括异常值的指示。这是因为这些 x 值已经通过窗口而未经过验证。因此,当窗口移动经过它们时,该方法确定这些 x 值必须包括至少一个异常值。第一 x 值可以被认为序列中的、仍然在窗口中的 x 个最早值。同样,它们可以被视为窗口中 x 个最早的值,因为它们在窗口中的时间最长。

[0036] 根据一个实施例, z 是等于 $n-x$ 的正整数,并且所述方法还包括:(g) 通过将窗口按序列中的 z 个生理值来移动来响应窗口被更新,并且响应于更新的窗口内的生理值的变异性小于预定阈值,输出更新的窗口包括逐步改变的指示。这意味着,如果先前被视为在“锁定”模式中不规律的值随后发现它们与它们随后的值一致,则可以将所述不规律的值识别为逐步变化的一部分。然后,除了将这些值标记为规律值之外或作为其替代,这些值可以被标记为形成逐步变化的一部分。通过标记形成逐步变化的一部分的值,可以在分析期间从剩余值中滤除它们,或者可以将它们分离出来对其本身进行分析。

[0037] 在一个实施例中,输出更新的窗口包括逐步改变的指示包括:输出所述更新的窗口内的所述序列中的所述第一 x 值包括逐步改变的指示。由于更新的窗口中的第一 x 值是先前被认为相对于前一个窗口的不规律值,因此可以确认这些特定值是逐步变化的一部分。

[0038] 根据一个实施例,变异性是变化系数。也就是说,该方法确定窗口中的生理值的变化系数,并基于变化系数是否小于预定阈值来过滤这些值。

[0039] 在一个实施例中,所述生理值序列是与单个血液动力学参数相关的血液动力学值序列,每个血液动力学值对应于按时间顺序排列的心动周期组的各个心动周期,并且其中,心动周期不对应于异常值被确定为规律的心动周期。因此,该方法可以应用于过滤规律和不规律的心动周期。

[0040] 根据一个实施例,该方法还包括利用对应于规律的心动周期的血液动力学值来计算每个呼吸循环的血液动力学参数的变异和/或其中血液动力学参数是每搏输出量或脉压。请注意,每搏输出量变异和脉压变异是不同于每搏输出量的变异性或脉压变异性的参数。然而,不规律的心动周期会严重影响每搏输出量变异和脉压变异。每搏输出量和/或脉压的变异性是不规律的心动周期的良好指标。因此,这允许滤除不规律的循环,使得后续计算,例如每搏输出量变异或脉压变异的计算,可以基于过滤的血液动力学参数可靠地进行。每搏输出量变异和脉压变异是预负荷依赖性 or 流体响应性的良好指标。

[0041] 根据另一实施方案,该方法还包括改变 n 和/或 x 并从步骤(a)重复该方法。这允许窗口和/或步长大小根据用户的要求调整。

[0042] 根据本发明的另一方面,提供了一种包括控制器的装置,该控制器被配置为实现本文所述的任何方法。

[0043] 根据一个实施例,提供了一种包括上述装置的血液动力学监测器。

[0044] 根据另一实施例,提供了一种包括指令的计算机可读介质,当指令由计算机执行时,使得计算机实现本文描述的任何方法。计算机可读介质可以是非暂时性计算机可读介质,例如NAND闪存。

附图说明

[0045] 现在将参考附图描述根据非限制性实施例的系统和方法,附图中:

[0046] 图1示出了根据本发明实施例的血液动力学监测器,其包括用于过滤血液动力学数据的装置;

[0047] 图2示出了根据实施例的如何随时间更新过滤窗口;

[0048] 图3示出了在本实施例中实现的不同过滤状态;和

[0049] 图4示出了根据实施例的过滤血液动力学数据的方法。

[0050] 图5示出了根据实施例的过滤器的输出。

具体实施例

[0051] 本发明的实施例提供了一种过滤血液动力学参数(例如每搏输出量或脉压)的装置,以去除不规则的心动周期,以允许更精确地计算诸如每搏输出量变异或脉压变异之类的衍生参数。这可以使用实时接收的血液动力学值,在逐个心跳的基础上执行。因此,这里描述的数字信号处理可以是执行的衍生生理参数,该衍生生理参数是从动脉血压波形的逐个分析产生的。过滤的效果是识别应从后续计算中排除的各个心跳及其相关的衍生参数(例如,每搏输出量或脉压)。

[0052] 这里描述的实施例基于例如从覆盖三个或多个心跳的值的样本衍生的变化系数(CV),来检测异常的变异水平。变异阈值基于被过滤的血液动力学参数设定。

[0053] 图1示出了血液动力学监测器10,其包括根据本发明实施例的用于过滤血液动力学数据的装置100。血液动力学监测器10还包括输入/输出接口20(其被配置为接收血液动力学数据,例如血压测量)、处理器30和显示器40。输入/输出接口20被配置为向装置100提供血液动力学数据以用于过滤。装置100产生一组过滤和分析的数据,该数据被提供给处理器30。处理器30被配置为使显示器40显示过滤和分析的结果。处理器30控制血液动力学监测器的功能,并且还可以被配置为使显示器显示从输入/输出接口20接收的所测量的血压值。在一个实施例中,处理器30被配置为对从装置100接收的用于过滤的过滤数据、以及从输入/输出装置20接收的血液动力学数据执行进一步分析,以得到进一步的生理参数。

[0054] 装置100包括用于执行过滤装置的功能的控制器110和用于接收输入信号和输出输出信号的输入/输出接口120。控制器基于存储在存储器130中的可执行软件代码执行其功能。

[0055] 输入/输出接口120被配置为与诸如监测器、打印机和键盘等的其他输入/输出装置接口。输入/输出接口120可以包括单个端口或者可以包括用于与外部电子仪器接口的多个端口。应当理解,尽管图1示出了联合输入/输出接口120,但是在替换实施例中,装置100可以具有单独的输入和输出接口。

[0056] 输入/输出接口120被配置为接收血液动力学数据。血液动力学数据包括血液动力学值,例如每搏输出量值或脉压值。这些值中的每一个对应于一系列连续心动周期中的不同心动周期。如下面将讨论的,血液动力学值可以在它们被测量时实时接收,或者可以作为一组历史测量值接收。

[0057] 在替代实施例中,控制器110被配置为基于经由输入/输出接口120接收的血压信号来计算每个心动周期的血液动力学值。因此,控制器110可以从接收到的血压信号衍生出

脉压或每搏输出量值。血压信号可以是非侵入性测量的,或者可以直接从内部动脉管路直接测量到。连续非侵入性血压监测器的一个例子是来自英国伦敦的LiDCO集团有限公司的LiDCOrapid^{v2}。

[0058] 控制器110包括过滤器模块112和分析模块114。过滤器模块112被配置为监测接收的血液动力学值,并基于血液动力学值检测不规则的心动周期。过滤器模块112被配置为滤除任何对应于不规则心动周期的值,并将任何与规律心动周期相关的值输出到分析模块114。

[0059] 分析模块114被配置为计算预定时间段内输出血液动力学值的变异。在本实施例中,分析模块被配置为计算与规律的心动周期有关的血液动力学值的呼吸变异。在一个实施例中,血液动力学值是每搏输出量值,并且所计算的变异是每搏输出量变异。替代地或另外地,脉压值可以被过滤并且可以基于输出脉压值来计算脉压变异。脉压变异和每搏输出量变异是特别有用的血液动力学参数,因为它们是可预负荷依赖性或者流体响应性的良好指标。

[0060] 在替代实施例中,控制器110仅包括过滤器模块112,并且在装置100的外部执行分析,例如,由血液动力学监测器10的处理器30或由另一装置执行。因此,与规律心动周期有关的血液动力学值经由输入/输出接口120输出,以进行进一步分析。如果处理器30正在执行进一步分析,则其被配置为执行否则将由分析模块114执行的分析。

[0061] 作为输出血液动力学值本身的替代方案,过滤器模块112可以改为输出血液动力学值或相应心动周期的指示,其允许分析模块114(或执行分析的其他装置)识别规律的心动周期和它们相应的血液动力学值。例如,血液动力学值可以最初直接或经由存储器130提供给两个模块,并且过滤器模块可以提供识别规律的心动周期的信息(例如,心动周期整体序列中的规律心动周期的位置)。

[0062] 本发明的实施例提供了在多个心动周期上过滤血液动力学值的有效手段,以去除与不规则心动周期相关的值,从而可以更准确地执行这些值的进一步分析。本实施例在过滤每搏输出量(SV)和脉压(PP)值方面特别有效,从而可以计算更准确的每搏输出量变异(SVV)和脉压变异(PPV)值。由于衍生参数依赖于最大值和最小值,故这些衍生参数更可能受到不规则心动周期的不利影响。

[0063] 这里描述的过滤方法利用滑动窗口来监测预定数量的心动周期。图2显示了如何随时间更新此过滤窗口。在本实施例中,窗口包括与三个连续心动周期有关的一组三个血液动力学值(例如,每搏输出量或脉压值)。如下所述,分析这三个血液动力学值,以滤除与不规则心动周期有关的血液动力学值。

[0064] 当接收新的血液动力学值210时(例如,在测量新的心动周期时,实时接收),窗口向前移动一个血液动力学值,以包括新的血液动力学值。去除前一组血液动力学值窗口中最早的血液动力学值220。然后,分析窗口所包含的新的一组三个血液动力学值,以滤除不规则的心动周期。通过这种方式,窗口扫描所接收到的血液动力学值。

[0065] 在任何时候,最近被添加到窗口的血液动力学值是窗口的“头部”。同样地,占据窗口最长的血液动力学值(即,下一个从窗口被移除)是窗口的“尾部”。

[0066] 虽然本实施例中的窗口包括三个血液动力学值,但是可以使用更大的窗口尺寸。

[0067] 当测量心动周期时,本实施例实现实时过滤。因此,每当接收到与新心动周期有关

的新的血液动力学值时,就移动窗口。在替代实施例中,过滤应用于历史数据。在这种情况下,可以同时接收要分析的所有血液动力学值。在这种情况下,过滤不需要及时向前移动窗口。因此,可以反转过滤方向,以将窗口从最新的血液动力学值移动到最早的血液动力学值。无论哪种方式,过滤方法都涉及沿着一组血液动力学值移动窗口。

[0068] 过滤方法分析窗口中的该组血液动力学值,并根据窗口中血液动力学值的变异性过滤掉不规则的心动周期。具体地,一个实施例计算窗口中血液动力学值的变化系数,并基于变化系数是否大于预定阈值来过滤这些值。变化系数(CV)是变异性的标准化测量(也称为离差),并且定义为一组值的标准偏差 σ 与该组值的平均值 μ 的比:

$$[0069] \quad CV = \frac{\sigma}{\mu}$$

[0070] 在替代实施例中,变异性是基于血液动力学值的标准偏差或血液动力学值的平均差来测量的。一组 n 值的平均差(MD), y_i ,可以通过以下公式计算:

$$[0071] \quad MD = \frac{\sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n |y_i - y_j|}{n^2}$$

[0072] 变异性也可以基于相对平均差(RMD)。相对均值差是平均差除以算术平均值。

[0073] 由于需要许多血液动力学值来填充窗口,因此在确定所接收的血液动力学值是否与规律的心动周期相关时,可能存在延迟。该延迟可以是达到窗口大小减去一跳动(直到 $n-1$ 个心动周期,其中,窗口的大小是 n)。例如,如果窗口大小是三个跳动,那么确认给定心动周期是否是规律的延迟可以是多达两个跳动。为了抵消这种滞后,本发明的实施例实现了三态系统。

[0074] 图3示出了在本实施例中实现的不同过滤状态。该系统监测血液动力学值,并输出被认为与规律心动周期相关的血液动力学值的指示,从而滤除不规则的心动周期。该输出可以是系统中的另一个模块,例如图1的分析模块114,从而可以对规律的血液动力学值进行进一步分析(例如,计算衍生参数,诸如在预定时间内的变异),或者可以是监测器的输出,以显示被认为与规律心动周期有关的血液动力学值。血液动力学值的指示可以是规律的血液动力学值的标识符,例如测量数字,或者可以是血液动力学值本身。同样地,该指示可以是用于所接收的血液动力学值的简单“是”或“否”指示,其指示相应的血液动力学值是否是规律的。

[0075] 第一状态(即解锁状态)是在开始过滤时或在检测到不规则心跳之后的自然态。在解锁状态期间,系统延迟 $n-1$ 个心动周期。如果窗口中血液动力学值的变异性低于阈值,则系统仅输出尾部血液动力学值(窗口中的最早值)。此时,系统进入中间状态。在中间状态,系统向前走过当前窗口,并输出窗口中的每个血液动力学值,直到它到达头部(窗口中的最新值)。此时,系统进入锁定状态,并等待接收新的血液动力学值。

[0076] 应当注意,窗口不在解锁状态和中间状态之间移动(解锁状态和中间状态应用于同一组血液动力学值)。在本图中,在解锁和中间状态下,第 s 个血液动力学值位于窗口的头部,并且窗口是三个心动周期长,范围从 $s-2$ 到 s 。因此,中间状态仅仅是输出状态,其中在窗口按一个值移动并且系统移动到锁定状态之前,输出先前解锁状态的窗口中的值。

[0077] 在锁定状态下,窗口按一个心动周期向前移动(在头部添加新的血液动力学值并且从窗口移除先前的尾部值)。然后,系统询问窗口的头部(第 $s+1$ 值)以查看它是否相对于

已经确认为规律的先前的血液动力学值是规律的。如果窗口中血液动力学值的变异性(新的一组血液动力学值)低于预定阈值,则系统其后输出头部的血液动力学值。如果是这样,则确认头部的心动周期是规律的,并输出相应的血液动力学值。因此,当系统在锁定状态下操作时没有滞后,并且可以实时过滤血液动力学值。

[0078] 如果在锁定状态下发现变异性不低于预定阈值,则系统返回到解锁状态,并等待窗口重新填充,直到当前未确认的值(在本示例中为第s+1值)到达尾部。

[0079] 在一个实施例中,变异性的预定阈值是8%。替代实施例利用5%至15%范围内的阈值。

[0080] 图4示出了根据一个实施例的过滤血液动力学数据的方法。该方法可以由图1的装置的过滤器模块112实现。方法400在解锁状态下开始(410)。如上所述,预定大小的窗口被与相同血液动力学参数相关的血液动力学值诸如每搏输出量或脉压填充,并且每个都与一组连续心动周期的不同心动周期有关(412)。然后,计算窗口中血液动力学值的变化系数(CV)(414)。

[0081] 如果变化系数不小于预定阈值,则输出窗口尾部的血液动力学值,其具有的指标为其是不规律的,并且窗口移动一个心动周期(418)。解锁状态的步骤然后(步骤414-416和可能的步骤418)重复。将窗口按一个包括移除先前窗口中的最早的血液动力学值(“尾部”)移动,并添加新的血液动力学值,其对应于紧接在前一窗口中的最新心动周期之后的心动周期。由窗口覆盖的新的一组心动周期包括新的心动周期和先前由窗口覆盖的一组心动周期的n-1个最近的心动周期(其中,n是窗口的大小)。

[0082] 如果变化系数小于预定阈值,则该方法进入中间状态,其中窗口中的心动周期被确定为规律的,并且窗口中的血液动力学值被输出,其指标是其是规律的(420)。

[0083] 如果特殊情况发生在尾值,其先前被识别为处于“锁定”状态的潜在异常值(步骤438,稍后讨论),并且随后在步骤420中被发现是规律的,则该值可被标记为具有指示已经发生逐步变化的第三状态。这第三种状态不同于正常状态和异常值,并且代表了后续计算的特殊情况。除了将值标记为规律的之外,可以将逐步改变状态添加到该值,或者可以添加该值以代替被标记为规律的值。

[0084] 然后该方法移动到锁定状态。按一个心动周期移动窗口(430)。然后计算窗口中血液动力学值的变化系数(432)。

[0085] 如果处于锁定状态的窗口中的值的变化系数小于预定阈值,则输出窗口头部的血液动力学值,并指标为其为规律的(436)。该头部是最近添加的血液动力学值,即之前未确认对应于规律心动周期的值。窗口中剩余的血液动力学值此时不需要输出,因为已经确认它们与规律心动周期有关。该方法然后循环回到步骤430,以将窗口按一个移动,并且在新一组新的血液动力学值上重复锁定状态的步骤。

[0086] 如果处于锁定状态的窗口中的值的变化系数不小于预定阈值,则输出头部的血液动力学值,并指标为其可能是不规律的并且窗口按n-1移动(438)。这会将当前头部未经证实的值移回到窗口的尾部。该方法然后循环回到步骤414,以重复解锁状态的步骤。

[0087] 这允许针对其后面的值来检查潜在的不规律值,以在步骤418中确认它是不规律的,或者在步骤420中确定该值实际上是规律的(因为它与其后面的值一致)。可替代地或另外地,如果窗口的变化系数在可能不规律的值位于窗口尾部时低于阈值,则可以将先前标

记为可能不规律的值识别为步骤420中的逐步改变的值。

[0088] 应当注意,将值标记为“可能不规律”与将值标记为不规律可以是不同的,或者可能仅仅涉及在过渡期间将该值标记为不规律,直到其针对其后的值进行测试(在步骤420中)。如果确认该值是不规律的,则可能不需要进一步改变该值的状态(尽管仍然可以输出确认该值是不规律的信号)。如果该值结果是逐步变化的一部分,则该值可以用新的状态标记,该新的状态取代其先前(不规律/可能不规律的)状态。如上所述,这可以将值标记为“规律的”和/或将值标记为逐步改变的一部分。

[0089] 如果系统在实时对血液动力学数据操作,则该方法可能必须等待每次窗口按一个血液动力学值(或心动周期)移动时,接收或计算新的血液动力学值。如果系统对历史血液动力学数据操作,则将窗口按一个可以简单地涉及选择先前已经接收的历史血液动力学值序列中的下一个血液动力学值来移动。

[0090] 替代实施例利用更多的步骤来更快速和有效地移动大数据组。因此,虽然图4的实施例将窗口按一值来移动,但是除非系统从锁定状态移动到解锁状态,否则可以使用步骤的任何其他尺寸,只要步骤(x)小于窗口(n)的大小的一半。在这种情况下,当从锁定状态移动到解锁状态时,窗口可以按 $n-x$ 值来移动。

[0091] 同样地,在图4的步骤438中,当窗口按 $n-1$ (或 $n-x$)值来移动时,替代实施例在此时将窗口按 n 值来移动(窗口大小)。这将清除所有先前分析的值的窗口,并允许考虑一组全新的值。

[0092] 图5示出了根据一个实施例的过滤器的输出。与个体跳动有关的血液动力学值按时间顺序送入过滤器。然后,过滤器确定每个跳动是规律的(“R”)还是不规律的(“I”),并输出每个血液动力学值以及指示相应的血液动力学值是规律的还是不规律的状态指标(或标记)。如果在进行初始确定之后,过滤器则将跳动确定为处于不同状态,然后输出新的状态指标以及相应的血液动力学值。例如,这可能发生:在图4的步骤438中,当从锁定状态移动到解锁状态时,跳动最初被确定为不规律的,但是随后在图4的步骤420中基于其后的血液动力学参数被发现是规律的。

[0093] 虽然图5的实施例输出对应于每个状态指标的血液动力学值,但是过滤器可替代地通过以下进行操作:通过输出相应血液动力学值或相应心动周期的一些其他指标(例如,与血液动力学值相关联的测量ID、或与心动周期相关联的心动周期ID)。血液动力学值和/或心动周期的标识符与状态指标的组合导致血液动力学值和/或心动周期的状态的指示。

[0094] 过滤器的一个重要方面是它允许隔离单个心动周期,这些单个心动周期超出了定义窗口内其余数据组的变异性限制,而不是排除整个数据组。一旦窗口移动经过不规律的心动周期,随后的任何规律的心动周期将在解锁状态下、独立于先前的不规律跳动进行分析,并且如果它们落入阈值的变异性内,则系统将锁定以将心动周期记录为规律的。

[0095] 该过滤器可以同时应用于一个以上衍生参数以评估单个跳动。例如,本文描述的方法可以独立地应用于脉压和每搏输出量。在该实施例中,如果脉压和每搏输出量组的值都指示心动周期是规律的,则该方法仅将给定的心动周期记录为规律的。如果一个或多个过滤器认为心动周期为不规律的,则该方法将心动周期记录为不规律的,并且抑制血液动力学值的输出以供进一步分析。这确保了只有在每搏输出量和脉压两方面都看起来规律的值才被认为是规律的,因而将其输出用于进一步分析。在替代实施例中,根据上述方法过滤

脉压和每搏输出量。然而,如果至少一个参数指示心动周期是规律的,则认为心动周期是规律的。在另一实施例中,在过滤多个参数的情况下,仅输出被认为是规律的参数。

[0096] 当系统处于锁定状态时,分析数据没有滞后。在解锁状态下,分析数据显示的滞后最小化到窗口大小减去一个心动周期($n-1$ 个心动周期)。例如,如果窗口大小是三个跳动,则用于确定规律跳动的滞后将达到两个跳动。

[0097] 通过基于移动窗口上的变异性过滤数据,该方法可以识别规律的心动周期,即使值在增加或减少。例如,在血液动力学值的初始增加可能最初被记录为不规则的,因为它不对应于先前的值,如果后来的值继续该趋势或保持在增加的水平,则该值随后可以被记录为规律的。因此,这提供了检测规律心动周期的更准确方法。

[0098] 虽然上述实施例讨论了输出对应于规律心动周期的血液动力学值的过滤器模块,但是替代实施例可以输出规律心动周期或相应的血液动力学值的一个或多个指示。这些指示可以参考于心动周期,例如规律的心动周期的测量数。在这种情况下,分析模块可能已经独立地接收血液动力学值(或甚至可能已经从血压信号计算血液动力学值),并且可以利用规律心动周期的指示来识别规律心动周期,以供进一步分析。

[0099] 虽然上述实施例讨论了关于心动周期和血液动力学值的分析,但是应当理解,实施例同样可以应用于任何一组生理值,以便滤除不规则和规律的生理值。这种不规则的生理值可能由测量误差或实际生理效应引起,但如果包括在随后的计算中,则可能导致误导数据。

[0100] 如上所述,可以输出规律和/或不规律数据的指标。因此,过滤器可用于找出和输出不规则值以进行进一步分析(例如,确定不规则值的原因),或者可用于滤除不规则值,以确保后续计算的准确性或去除误导数据。同样,可以输出规律和不规律状态指标,这可以允许不规则数据以不同格式(例如,在显示器上以不同颜色显示为规律数据)显示,以向用户提供数据,但允许用户将规律数据与可能不太可靠的不规律数据区分开来。

[0101] 虽然已经描述了某些实施例,但是这些实施例仅作为示例呈现,其区域并非旨在限制本发明的范围。实际上,这里描述的新颖方法和装置可以以各种其他形式体现;此外,在不脱离本发明的精神的情况下,可以对这里描述的方法和装置的形式进行各种省略、替换和改变。所附权利要求及其等同物旨在覆盖落入本发明的范围和精神内的这些形式或修改。

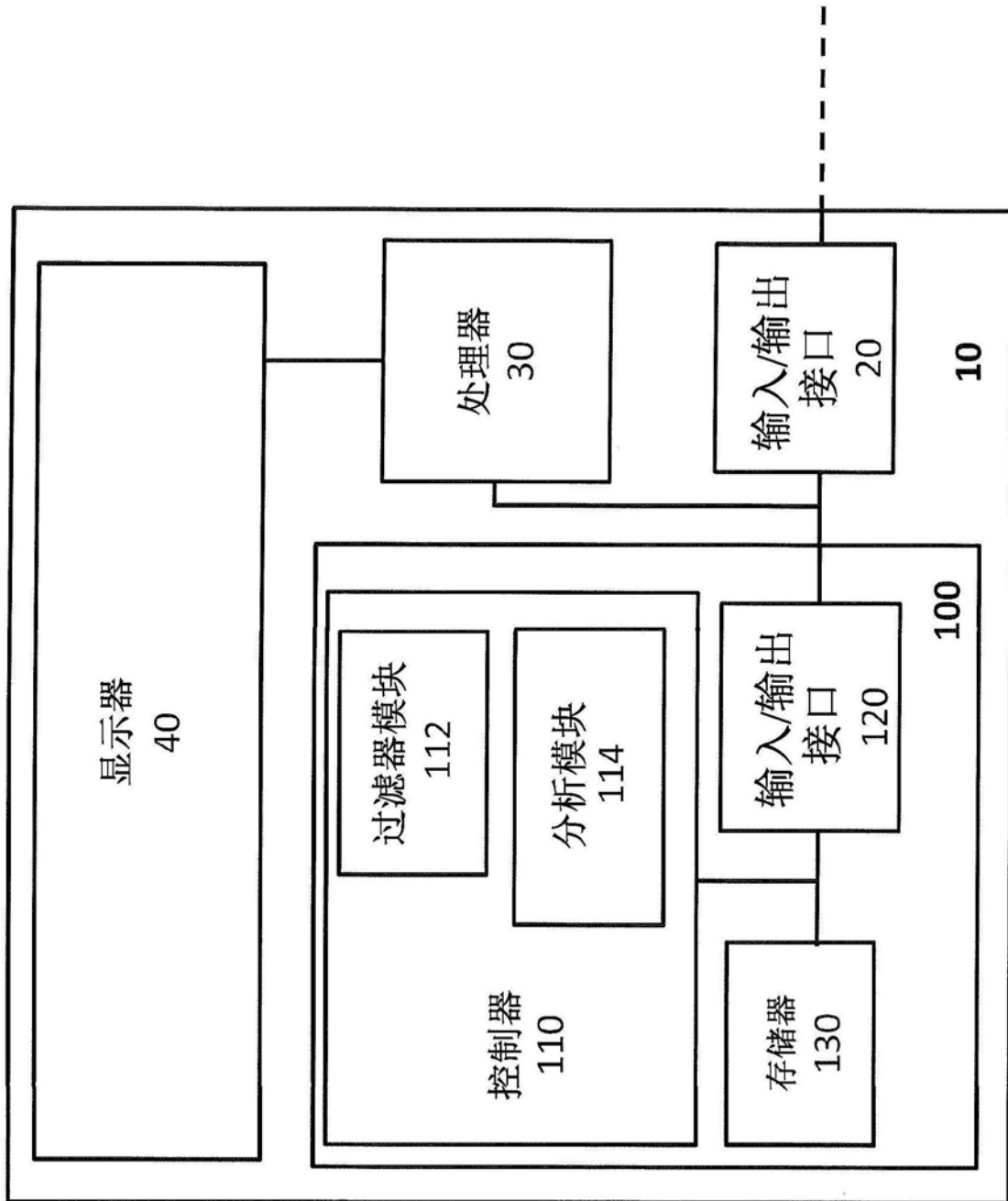


图1

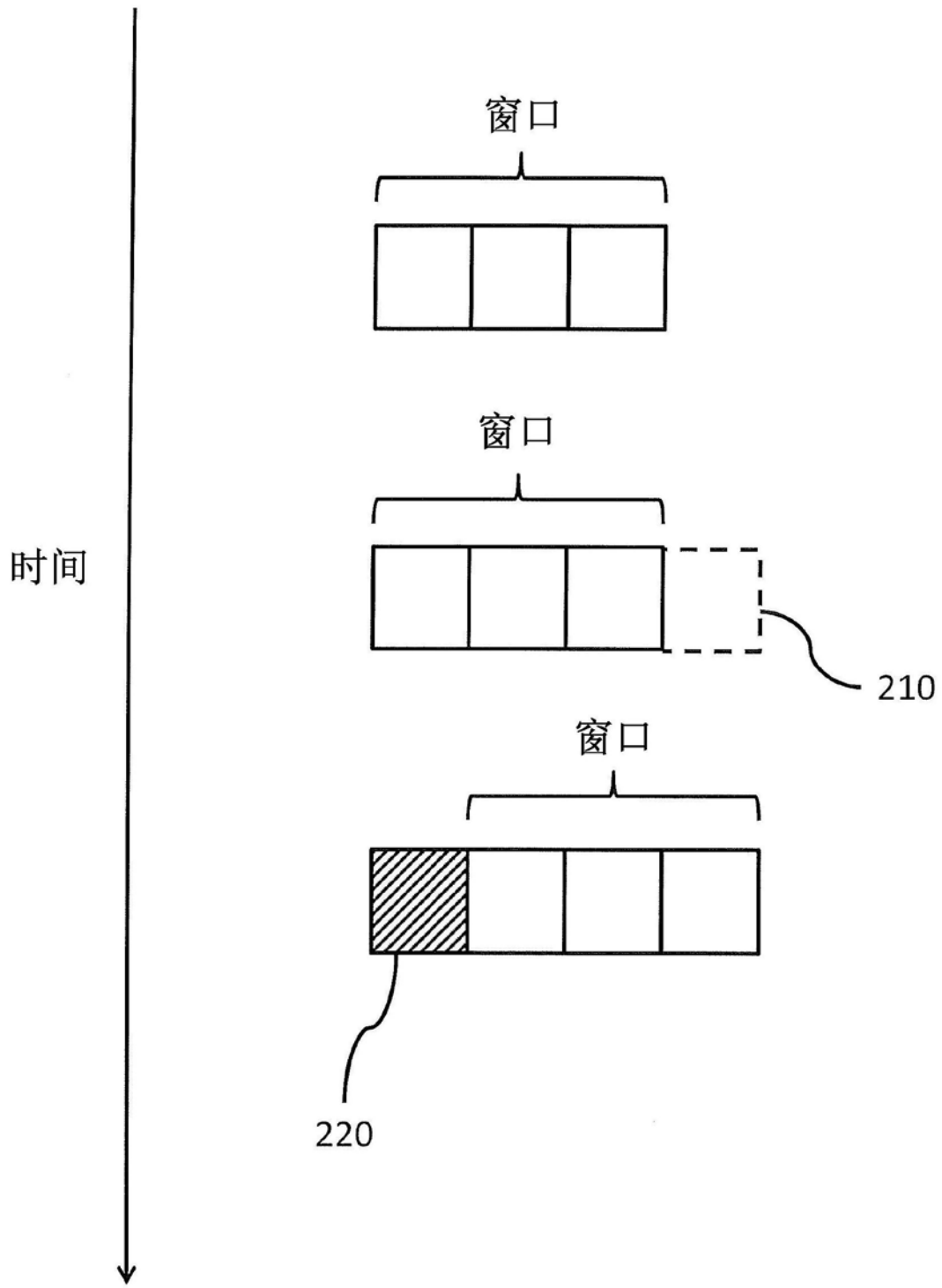


图2

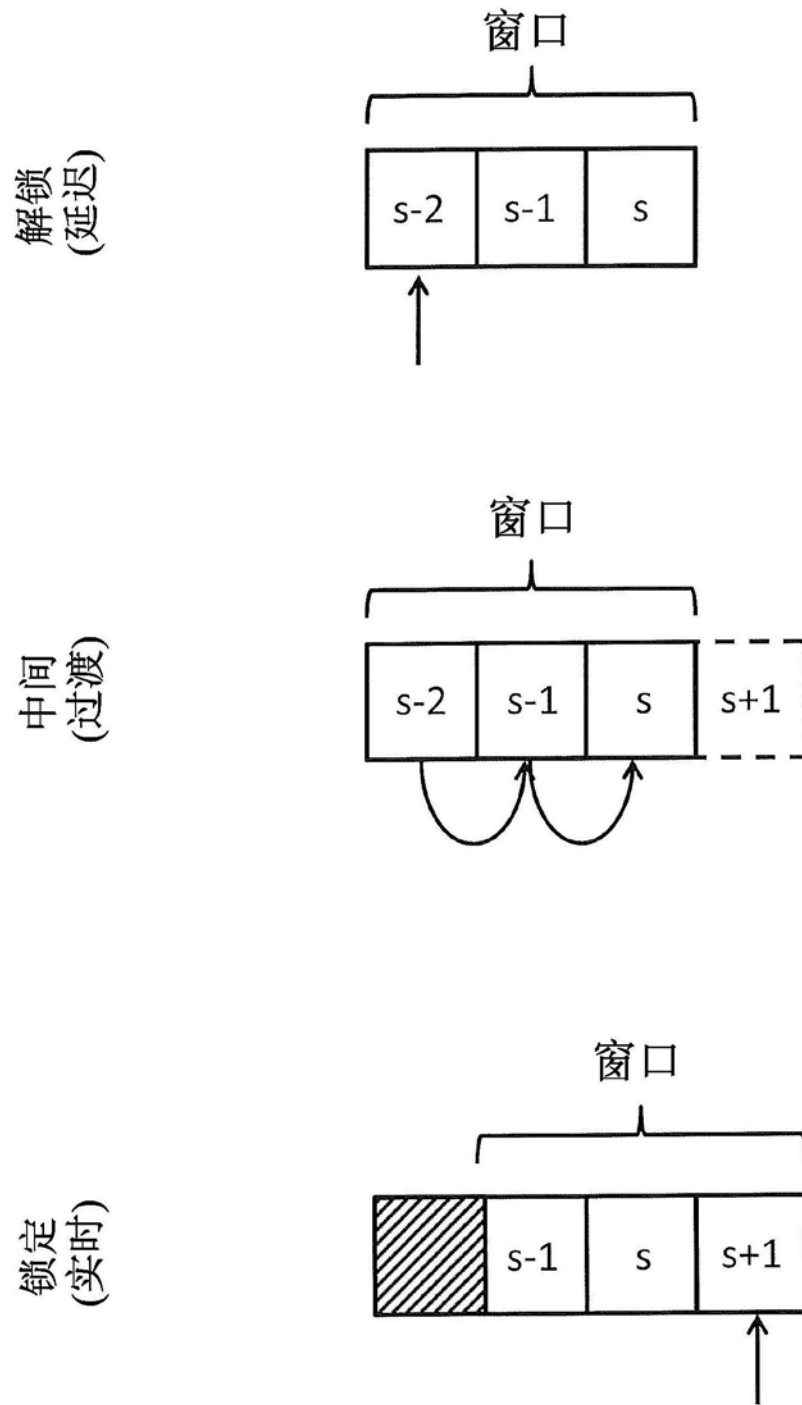


图3

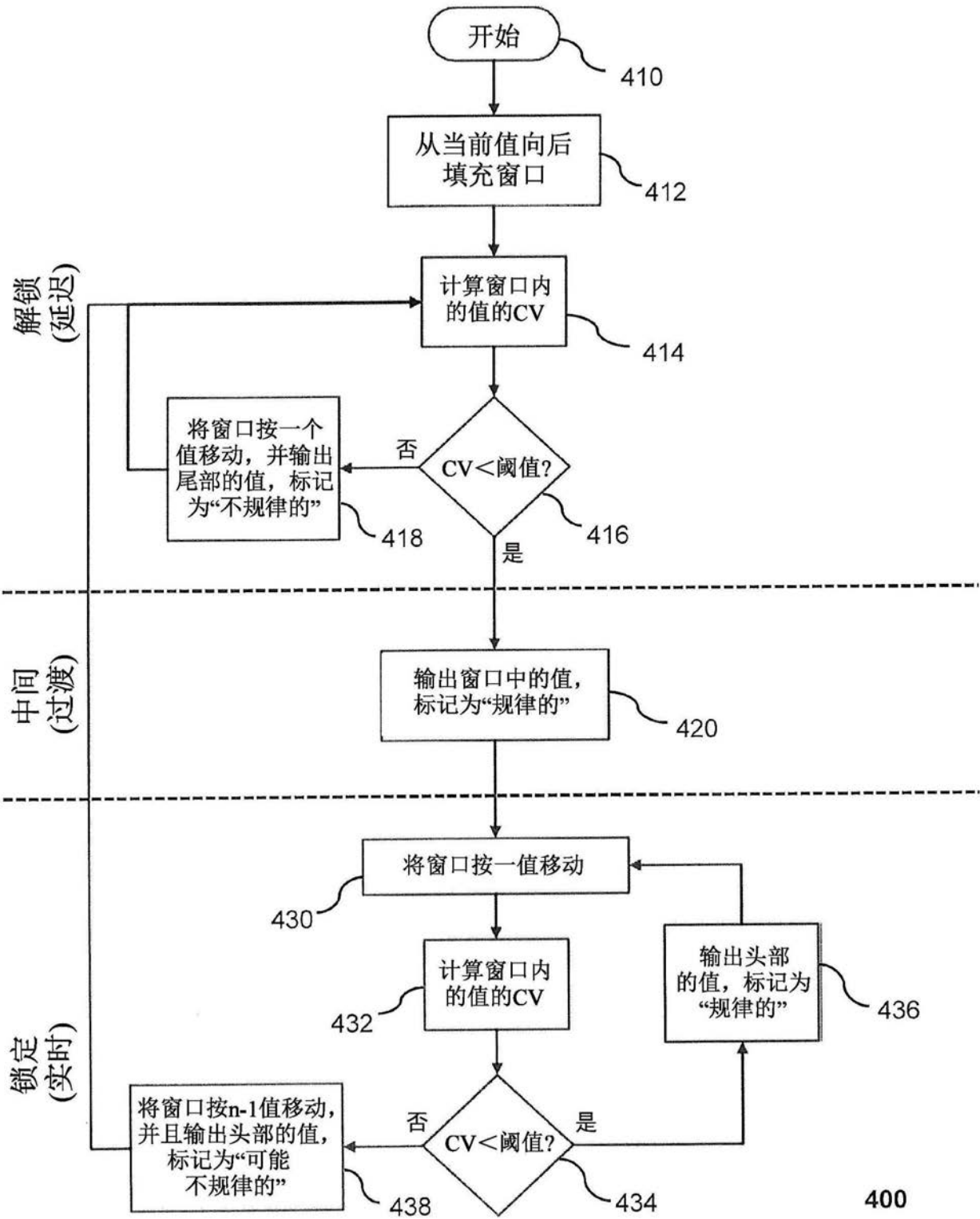


图4

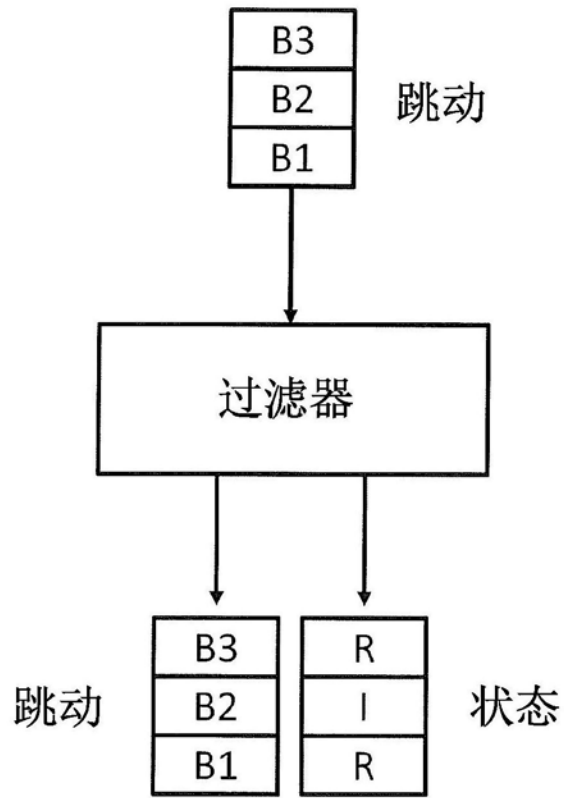


图5

专利名称(译)	改进了过滤功能的血液动力学监测仪		
公开(公告)号	CN110430805A	公开(公告)日	2019-11-08
申请号	CN201780083851.9	申请日	2017-11-29
[标]发明人	特伦斯凯文奥布赖恩 埃里克米尔斯		
发明人	特伦斯·凯文·奥布赖恩 保罗·韦克菲尔德 埃里克·米尔斯		
IPC分类号	A61B5/021 A61B5/00 A61B5/029 A61B5/024		
CPC分类号	A61B5/021 A61B5/024 A61B5/029 A61B5/72 A61B5/7203 A61B5/7221 G06F17/18		
代理人(译)	纪雯		
优先权	2016020260 2016-11-30 GB		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种用于从生理值过滤异常值的装置和方法。所述方法包括：(a)用从生理值序列中依次获取的n个生理值填充窗口，其中n是正整数；(b)确定所述窗口内的所述生理值的变异性是否小于预定阈值；(c)响应于所述窗口内的所述生理值的所述变异性小于预定阈值，确定所述窗口不包括异常值，和/或响应于所述窗口内的所述生理值的所述变异性不小于预定阈值，确定该窗口包括至少一个异常值。

