



# (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110623657 A

(43)申请公布日 2019.12.31

(21)申请号 201910869536.X

A61B 5/042(2006.01)

(22)申请日 2015.01.29

A61B 5/00(2006.01)

(30)优先权数据

A61B 5/06(2006.01)

14/166982 2014.01.29 US

A61B 34/20(2016.01)

(62)分案原申请数据

201510046906.1 2015.01.29

(71)申请人 韦伯斯特生物官能(以色列)有限公司

地址 以色列约克尼姆

(72)发明人 R.P.M.豪本 M.巴-塔 L.博特策

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

代理人 张金金

(51)Int.Cl.

A61B 5/0402(2006.01)

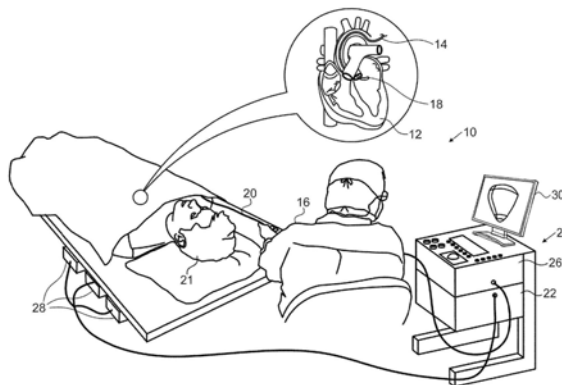
权利要求书2页 说明书13页 附图20页

(54)发明名称

激活波阵面的混合的双极性/单极性检测

(57)摘要

双极性电描记图和单极性电描记图从探头的电极记录,并且关于时间进行微分。在微分的双极性电描记图中识别峰值。限定包括关于峰值的双极性活动的活动窗口。在活动窗口内的微分的单极性电描记图中的负极值被报告为单极性激活开始。在一个方面,通过将未能与双极性电描记图中的活动关联的候选排除,从活动窗口内的微分的单极性电描记图中的候选极小处选择注释。



1. 一种装置,包括:

当将探头插入到活体受检者的心脏中,所述探头具有电极,用所述电极从所述心脏中的位置记录双极性电描记图和单极性电描记图时:

用于对所述双极性电描记图和所述单极性电描记图关于时间进行微分以限定微分的双极性电描记图和微分的单极性电描记图的部件;

用于将对应于在所述微分的单极性电描记图中的最低处的时间分别指定为候选注释点的部件,其中所述最低处小于预定义的负阈值;

用于限定关于所述最低处的相应的时间间隔的部件;

用于确定在所述时间间隔中的至少一个期间所述双极性电描记图或所述微分的双极性电描记图未能达到与所述微分的单极性电描记图关联的活动的标准的部件;

用于通过排除位于所述至少一个时间间隔内的候选注释点来限定合格的候选注释点的部件;

用于在所述单极性电描记图中从所述合格的候选注释点之中建立注释作为激活开始时间的部件;以及

用于报告所述注释的部件。

2. 根据权利要求1所述的装置,还包括用于将所述双极性电描记图和所述单极性电描记图调节为其零基线部分的部件。

3. 根据权利要求2所述的装置,其中调节包括用中值滤波器对所述单极性电描记图进行滤波。

4. 根据权利要求2所述的装置,其中调节包括用中值滤波器对所述双极性电描记图进行滤波。

5. 根据权利要求1所述的装置,其中关联的活动的所述标准包括所述双极性电描记图中的振幅的变化。

6. 根据权利要求5所述的装置,其中振幅的所述变化为至少0.008mV。

7. 根据权利要求1所述的装置,其中关联的活动的所述标准包括所述双极性电描记图的斜率未能超过-0.008mV/ms。

8. 根据权利要求1所述的装置,其中关联的活动的所述标准包括在所述双极性电描记图的斜率和所述单极性电描记图的斜率之间的比率,其超过0.2。

9. 根据权利要求1所述的装置,其中关联的活动的所述标准包括在所述双极性电描记图的振幅和所述单极性电描记图的振幅之间的比率,其超过预先确定的值。

10. 根据权利要求1所述的装置,其中所述时间间隔具有距所述候选注释点 $\pm 2$ ms定位的边界。

11. 根据权利要求1所述的装置,其中在所述候选注释点处所述单极性电描记图的斜率不超过-0.01mV/ms。

12. 根据权利要求1所述的装置,其中建立注释包括:

根据预先确定的单个活动标准确定多个所述合格的候选注释点构成单个活动;

将所述多个所述合格的候选注释点合并到合并的候选注释中;以及

从所述合并的候选注释和其它所述合格的候选注释点选择一个注释。

13. 根据权利要求12所述的装置,其中所述单个活动标准包括确定:所述微分的单极性

电描记图中的峰值位于两个合格的候选注释点之间,以及在(1)所述峰值和所述两个合格的候选注释点中的一个之间的差值与(2)所述两个合格的候选注释点中的另一个之间的比率超过预定义的比率。

14. 一种设备,包括:

电路,所述电路用于当探头在活体受检者的心脏中的位置时从所述探头的电极记录信号数据,所述信号数据包括双极性电描记图和单极性电描记图;

存储器,所述存储器用于存储所述信号数据;

显示器;和

处理器,所述处理器连接到所述存储器并且可操作用于执行以下步骤:

对所述双极性电描记图和所述单极性电描记图关于时间进行微分,以限定微分的双极性电描记图和微分的单极性电描记图;

将对应于在所述微分的单极性电描记图中的最低处的时间分别指定为候选注释点,其中所述最低处小于预定义的负阈值;

限定关于所述最低处的相应的时间间隔;

确定在所述时间间隔中的至少一个期间,所述双极性电描记图或所述微分的双极性电描记图未能达到与所述微分的单极性电描记图关联的活动的标准;

通过排除位于所述至少一个时间间隔内的候选注释点来限定合格的候选注释点;

在所述单极性电描记图中从所述合格的候选注释点之中建立注释作为激活开始时间;  
以及

在所述显示器上报告所述注释。

15. 根据权利要求14所述的设备,其中所述电路包括中值滤波器。

## 激活波阵面的混合的双极性/单极性检测

### 背景技术

#### 技术领域

[0001] 本发明涉及心脏生理学。更具体地，本发明涉及在心脏中的电传播的评估。

[0002] 相关领域的描述

[0003] 本文所用的某些首字母缩略词和缩写词的含义在表1中给出。

[0004] 表1-首字母缩略词和缩写

[0005]	CFAE	复杂碎裂心房电描记图
	ECG	心电图
	EGM	电描记图
	FIR	有限脉冲响应
	IIR	无限脉冲响应
	LAT	局部激活时间
	LPF	低通滤波器
	RMS	均方根
	SNR	信噪比
	UEGM	单极性电描记图

[0006] 心律失常诸如心房纤颤是发病率和死亡的重要原因。都授予Ben Haim 的共同转让的美国专利5,546,951和美国专利6,690,963,以及PCT专利申请WO 96/05768,均以引用方式并入本文,公开了用于感测心脏组织的电性质的方法,例如,作为心脏内的精确位置的函数的局部激活时间。用在 其远侧末端具有电传感器和位置传感器的一个或多个导管采集数据,其远 侧末端被推进到心脏中。在共同转让的美国专利6,226,542和美国专利 6,301,496中公开基于这些数据创建心脏的电活动的标测图的方法,这两个 专利都授予Reisfeld,以引用方式并入本文。如这些专利所指出的那样,位 置和电活动通常在心脏的内表面上的约10至约20个点上被初始测量。这 些数据点然后通常是足够的以产生心脏表面的初步重构或标测图。初步标 测图常常与在附加点所取的数据混合以便产生心脏的电活动的更全面的标 测图。实际上,在临床环境中,在100个或更多部位积累数据以产生心脏腔室电活动的详细、全面的标测图并不少见。所产生的详细的标测图然后 可以用作决定操作的治疗过程的基础,例如,组织消融,以改变心脏的电 活动的传播并且恢复正常的心律。

[0007] 包含位置传感器的导管可以用于确定心脏表面上的点的轨线。这些轨 线可以用于推断运动特性,诸如组织的收缩性。如在授予Ben Haim的美国 专利5,738,096中所公开的,其全文以引用的方式并入本文中,描绘此类运 动特性的标测图可以在轨线信息在心脏中的足够数量的点处被采样时被构 造。

[0008] 通常通过推进多电极导管以同时测量心脏腔室内的多个点处的电活动 来测量心脏内点的电活动。如由一个或多个电极所测量的,来源于随时间 变化的电势的记录被称为电描记图。电描记图可以由单极性引线或双极性 引线测量,并且用于例如确定,被称为局

部激活时间的在一个点的电传播的开始。

[0009] 然而,在传导异常的存在下,作为电传播的指示的局部激活时间的确定变得有问题。例如,在持续的心房纤颤期间的心房电描记图具有三种不同的模式:单电势、双电势和复杂碎裂心房电描记图(CFAE)。

## 发明内容

[0010] 用于开始检测的当前可用的算法基于局部极大处或极小处的振幅检测(峰值检测)或双极性记录的斜率(斜率检测)来测量局部激活时间(LAT)。特别是在心脏中的心房或心室的更复杂的激活中,这些方法在支持校正标测和心动过速的诊断方面具有有限价值。检测不定性起因于至少下列两个因素:(1)复杂的记录,显示具有多个峰值的电势;以及(2)在两个不同部位记录的两个电描记图的混合。因此,双极性电描记图的形态主要由在两极的激活之间的相位差值确定。在更复杂的激活期间,传播的方向连续地改变,从而与单极性电描记图相比在双极性电描记图中的形态中引入更高的时空变化。组织各向异性影响电描记图的形状,但是单极性电描记图的总体形态受方向变化的影响远远不及双极性电描记图。

[0011] 根据本发明的实施例提供一种方法,其通过以下步骤执行:将探头插入到活体受检者的心脏中,用探头的电极从心脏中的位置记录双极性电描记图和单极性电描记图,限定包括感兴趣的窗口的时间间隔,以及对双极性电描记图和单极性电描记图关于时间进行微分。该方法另外通过以下步骤执行:识别在微分的双极性电描记图中的感兴趣的窗口内的峰值,以及建立具有活动边界的双极性活动窗口,该活动边界包括关于相应的峰值的双极性活动。该方法另外通过以下步骤执行:识别活动边界内的微分的单极性电描记图中的负极值(-dV/dt),以及将对应于该值的时间报告为单极性激活开始。

[0012] 该方法的一个方面包括对单极性电描记图进行滤波以从其除去基线漂移。

[0013] 根据该方法的另一个方面,识别负极值包括限定包含向下倾斜间隔的单极性电描记图中的斜率窗口,将相应的回归线拟合到向下倾斜间隔,确定斜率窗口中的趋势,识别被包含在每个斜率窗口中的最长的单调向下倾斜间隔,确定最长的单调向下倾斜间隔占据包含其的斜率窗口的小于50%,以及响应于该确定,从最长的单调向下倾斜间隔的回归线的斜率减去趋势的斜率。

[0014] 该方法的另一个方面包括使用双极性电描记图和微分的单极性电描记图的时间反转的型式作为微分的双极性电描记图来重复识别峰值、建立双极性活动窗口和识别负极值的步骤以产生新负极值,以及将对应于新负极值的时间报告为单极性激活终止。

[0015] 根据该方法的另一个方面,建立双极性活动窗口包括在双极性电描记图的复合体之间限定基线片段,通过执行状态机识别该复合体,以及将基线片段和复合体之间的过渡指定为双极性活动窗口的边界。

[0016] 根据该方法的另外方面,建立双极性活动窗口包括将双极性电描记图中的片段分类为高于或低于预定义的值,以及将从片段中的一个到片段中的另一个的过渡识别为双极性活动窗口的边界。

[0017] 根据本发明的实施例还提供一种方法,其通过以下步骤执行:将探头插入到活体受检者的心脏中,用电极从心脏中的位置记录双极性电描记图和单极性电描记图,以及对

双极性电描记图和单极性电描记图关于时间进行微分。该方法另外通过以下步骤执行：将对应于在微分的单极性电描记图中的极小处的时间指定为候选注释点，其中极小处小于预定义的负阈值，限定关于极小处的相应的时间间隔，确定在时间间隔中的至少一个期间，双极性电描记图或微分的双极性电描记图未能达到与微分的单极性电描记图关联的活动的标准，以及通过排除位于至少一个时间间隔内的候选注释点来限定合格的候选注释点。该方法另外通过以下步骤执行：在单极性电描记图中从合格的候选注释点之中建立注释作为激活开始时间，以及报告该注释。

[0018] 该方法的另一个方面包括将双极性电描记图和单极性电描记图调节为其零基线部分。

[0019] 根据该方法的一个方面，调节包括用中值滤波器对单极性电描记图进行滤波。

[0020] 根据该方法的另外方面，调节包括用中值滤波器对双极性电描记图进行滤波。

[0021] 根据该方法的一个方面，关联的活动的标准包括双极性电描记图中的振幅的变化。

[0022] 根据该方法的另一个方面，振幅的变化为至少0.008mV。

[0023] 根据该方法的另一个方面，关联的活动的标准包括双极性电描记图的斜率未能超过-0.008mV/ms。

[0024] 根据该方法的一个方面，关联的活动的标准包括在双极性电描记图的斜率和单极性电描记图的斜率之间的比率，其超过0.2。

[0025] 根据该方法的另一个方面，关联的活动的标准包括在双极性电描记图的振幅和单极性电描记图的振幅之间的比率，其超过预先确定的值。

[0026] 根据该方法的另一个方面，时间间隔具有距候选注释点±2ms定位的边界。

[0027] 根据该方法的另一个方面，在候选注释点处单极性电描记图的斜率不超过-0.01mV/ms。

[0028] 在该方法的另外方面中，建立注释包括根据预先确定的单个活动标准确定多个合格的候选注释点构成单个活动，将多个合格的候选注释点合并到合并的候选注释中，以及从合并的候选注释和其它合格候选注释点选择一个注释。

[0029] 根据该方法的另一个方面，单个活动标准包括确定：微分的单极性电描记图中的峰值位于两个合格的候选注释点之间，以及(1)该峰值和两个合格的候选注释点中的一个之间的差值与(2)两个合格的候选注释点中的另一个之间的比率超过预定义的比率。

[0030] 根据本发明的实施例还提供了用于执行上述方法的设备。

## 附图说明

[0031] 为更好地理解本发明，就本发明的详细说明以举例的方式做出参考。该详细说明要结合以下附图来阅读，其中类似的元件用类似的附图标号来表示，并且其中：

[0032] 图1是根据本发明的实施例的用于检测活体受检者的心脏中的异常电活动的区域的系统的插图；

[0033] 图2是根据本发明的实施例的用于评估的一组双极性电描记图；

[0034] 图3是根据本发明的实施例的在双极性电描记图中的激活检测的方法的流程图；

[0035] 图4是示出根据本发明的实施例的在图3中所示的方法的一部分的实施例的数据

流程图；

[0036] 图5是体现根据本发明的实施例的在图3中所示的方法的一部分的详细的数 据流 程图；

[0037] 图6是示出根据本发明的实施例的在图3中所示的方法的一部分的实 施例的数据 流程图；

[0038] 图7是根据本发明的实施例的电描记图的感兴趣的窗口的示例性图 表；

[0039] 图8是示出根据本发明的实施例的在图3中所示的方法的一部分的实 施例的数据 流程图；

[0040] 图9是示出根据本发明的实施例的在图3中所示的方法的一部分的实 施例的数据 流程图；

[0041] 图10是示出根据本发明的实施例的在图9中所示的状态机的操作的示 意图；

[0042] 图11是示出根据本发明的实施例的在图3中所示的方法的一部分的实 施例的数据 流程图；

[0043] 图12是示出根据本发明的实施例的在图3中所示的方法的一部分的实 施例的数据 流程图；

[0044] 图13是包括体现根据本发明的实施例的在图27中所示的方法的一部 分的数据流 程图和双极性电描记图描述的复合图；

[0045] 图14是根据本发明的实施例的在单极性电描记图中的激活检测的方法 的流程 图；

[0046] 图15是根据本发明的实施例的用于基线校正的滤波布置的框图；

[0047] 图16是示出根据本发明的实施例的搜索窗口的图表；

[0048] 图17是示出根据本发明的实施例的在图3中所示的方法的一部分的实 施例的数据 流程图；

[0049] 图18是示出在图17中所示的状态机的操作的示意图；

[0050] 图19是示出图18的状态机的示例性操作的复合描述；

[0051] 图20是示出根据本发明的实施例的在图14中所示的方法的一部分的 实施例的数据 流程图；

[0052] 图21是体现根据本发明的实施例的图27的过程的一部分的数据流 程图；

[0053] 图22是示出根据本发明的实施例的在图21中所示的数据流的操作的 曲线图；

[0054] 图23是体现根据本发明的实施例的图27的过程的一部分的数据流 程图；

[0055] 图24是体现根据本发明的实施例的图27的过程的一部分的数据流 程图；

[0056] 图25是示出根据本发明的实施例的在单极性电描记图中的开始检测的 图形示 例；

[0057] 图26是示出根据本发明的实施例的基于在双极性电描记图和单极性电 描记图中 的关联的和无关的电活动,在局部激活和远场活动之间分离的 曲线图；

[0058] 图27是示出根据本发明的另选实施例的单极性电描记图和双极性电描 记图中的 激活检测的方法的流程图；

[0059] 图28是示出根据本发明的实施例的在图27中所示的方法的一部分的 实施例的数据 流程图；

- [0060] 图29是根据本发明的实施例的注释规程的一部分的图形例证；
- [0061] 图30是根据本发明的实施例的注释规程的另一部分的图形例证；
- [0062] 图31是根据本发明的实施例的示出单个活动的识别的来自单极性电描记图的导数信号的描述；并且
- [0063] 图32示出数据流程图，该数据流程图体现根据本发明的实施例的图 27的方法的一部分。

### 具体实施方式

[0064] 为了能够全面理解本发明的各种原理，在以下说明中陈述了许多具体细节。然而，对于本领域技术人员将显而易见的是，并非所有这些细节为实施本发明所必需的。在这种情况下，为了不使一般概念不必要地模糊，未详细示出众所周知的电路、控制逻辑以及用于常规算法和进程的计算机程序指令细节。

#### [0065] 定义

[0066] “注释”或“注释点”是指在电描记图上被认为代表感兴趣的事件的点或候选。在本公开中，事件通常是如由电极感测的电波的传播的开始（局部激活时间）。

[0067] “趋势”是指与电描记图的间隔拟合的回归线的斜率。其常常当评估描述的子区间的值的变化时用作基准。

[0068] 本文所使用的在电描记图中的“活动”代表电描记图信号中的突发或波动变化的不同区域。此类区域可以被识别为在基线信号的区域之间是突出的。在本公开中，“活动”更多地是指穿过心脏的一个或多个电传播波的电描记图的显示。

#### [0069] 系统构造

[0070] 现在转到附图，初始参见图1，其为根据本发明的公开实施例的用于检测在活体受检者21的心脏12中的电活动的区域的系统10的图示。该系统包括通常为导管14的探头，由通常为医师的操作者16将该导管14经由皮肤穿过患者的血管系统插入到心脏的心室或血管结构中。操作者16使导管的远侧末端18与心脏壁在待被评估的目标部位处接触。单极性电描记图和双极性电描记图使用在导管的远侧片段上的标测电极被记录。然后根据上述美国专利6,226,542和6,301,496以及共同转让的美国专利6,892,091中所公开的方法来制备基于电描记图电激活图，这些公开内容均以引用方式并入本文中。

[0071] 系统10可包括通用的或嵌入式的计算机处理器，其用合适的软件编程用于执行在下文所述的功能。因此，虽然在本文的其他附图中所示的系统10的部分被示出为包括多个单独的功能块，但是这些功能块未必为单独的物理实体，相反地可表示例如存储在处理器可访问的存储器中的不同的计算任务或数据对象。这些任务可以在单个处理器上或在多个处理器上运行的软件中执行。该软件可以在有形非暂时性介质诸如CD-ROM或非易失性存储器上被提供到一个或多个处理器。另选地或另外，系统10可包括数字信号处理器或硬连线逻辑。

[0072] 导管14通常包括柄部20，在柄部上具有合适的控制器以使操作者16能够按消融手术所需对导管的远端进行操纵、定位和取向。为了辅助操作者16，导管14的远侧部分包含位置传感器（未示出），其向位于控制台24中的定位处理器22提供信号。导管14可以以必要的变更改自在共同转让的美国专利6,669,692中所述的消融导管，该专利的公开内容以

引用方式并入本文。控制台24通常包含ECG处理器26和显示器30。

[0073] 定位处理器22测量导管14的位置和取向坐标。在一个实施例中，系统10包括确定导管14的位置和取向的磁位置跟踪系统。系统10通常包括一组外部辐射器，诸如场生成线圈28，其位于患者之外的固定的、已知的位置。线圈28在心脏12附近产生电磁场。这些场由位于导管14中的磁场传感器感测。

[0074] 通常，系统10包括其他元件，但为了简洁起见未在图中示出这些元件。例如，系统10可包括心电图 (ECG) 监视器，其被联接以接收来自一个或多个体表电极的信号，以便为控制台24提供ECG同步信号。系统10通常还包括基准位置传感器，其或者位于附接到受检者身体外部的附加基准贴片上，或者位于内置导管上，该内置导管插入到心脏12中，相对于心脏12保持在固定位置。可提供用于使液体循环穿过导管14以冷却消融部位的常规泵和管路。

[0075] 体现系统10的上述特征的一个系统是CARTO<sup>®</sup>3系统，购自Biosense Webster, Inc., 3333Diamond Canyon Road, Diamond Bar, CA 91765。该系统可由本领域的技术人员进行修改以体现本文所述的本发明的原理。适用于获得单极性电描记图和双极性电描记图的多电极篮形物和花键导管是已知的。此类花键导管的一个示例是购自Biosense Webster的Pentaray<sup>®</sup> NAV导管。

[0076] 在本公开中，参考电描记图的负值和向下倾斜的片段以及它们的导数，这些在本领域中是常规的。当然应该理解，这些参考还设想其中极性已经被反转以显示正值和向上倾斜的片段的情况。

[0077] 单极性注释实施例

[0078] 为更好地示出可以由本发明的原理的应用来解决的困难，现在参考图2，其为根据本发明的实施例的一组双极性电描记图，其中模拟的双极电极已经被定位在八个方向上。双极性电描记图已经从单极性电描记图例如正方形32、34的差值计算，该单极性电描记图在电解剖标示图形36中以不同的影线图案示出，其中一个极固定地定位在正方形32，并且另一个极在固定的极的位置周围以8个步骤(4个垂直的位置和四个倾斜的位置)旋转。在标测图形36上，激活波从左到右稍倾斜地传播。从八个双极性复合体中观察到的形态不同。该组示出复杂的激活，这是由两个波的融合造成的，其导致在感兴趣的窗口38内的双极性复合体的形态和振幅的巨大差别。图2示出激活的检测的不定性。激活波在其中通过一个点的局部激活时间通过将事件定位在满足以下将描述的标准电描记图上，并从该事件的时间减去基点/基准的时间来计算。基准事件的时间可以使用另一个心脏内信号或身体表面心电图限定。

[0079] 到单极性注释算法的输入是单个双极性电描记图和其单极性信号之一(在以下将描述的下列信号处理步骤)。单极性电描记图可以从末端电极和环形电极中获得，其常规地分别是正电极和负电极。另选地，在一些导管中，例如，具有多个末端电极和环形电极的花键导管，电极中的一些可以被构造为正电极并且其他被构造为负电极，其中任何对的无论什么类型的电极可以被选择用于双极性测量。对本文的正电极和负电极的引用将被理解为包括此类变体。在接下来的讨论中，双极性电描记图的处理首先被描述，之后是单极性电描记图处理的描述。单极性注释算法包括两个阶段。在第一阶段中，被称为感兴趣的窗口的时间间隔被限定。在第二阶段中，局部激活时间基于感兴趣的窗口内的单极性电描

记图的特性计算。

#### [0080] 双极性电描记图

[0081] 现在参考图3,其为根据本发明的实施例的在双极性电描记图中的激活检测的方法的流程图。为了表达清楚起见,在本文中的该流程图和其他流程图中的处理步骤以特别的线性序列示出。然而,将显而易见的是,这些步骤中的多个可并行地、异步地或以不同的顺序执行。本领域的技术人员还应当理解,作为另外一种选择,过程可例如在状态图表中被表示为若干相互联系的状态或事件。此外,可能并非全部所示出的过程步骤均需要用来实施该过程。

[0082] 在初始步骤40处采集数据。这可以由2.5s的数据记录组成,其包括在1000Hz采样的2500个样本。另选地,采样可以在不同的速率进行,例如8000Hz。

[0083] 现在参考图4,其为示出使用在初始步骤40中获得的数据作为输入的方法的实施例的高级数据流程图。感兴趣的窗口(WOI)在方框42中被计算,之后是方框44,其中该方法的第一阶段完成,并且之后是表示第二阶段的方框46。

[0084] 回到图3,在步骤48,心动周期被限定。这可以通过检测R-波并且对R-波检测时间进行微分来完成。当微分被应用到电描记图时,所产生的数据系列表明电压的变化(每单位时间)而非绝对电压。因此,微分的电描记图表示在任何给定的时间点的原始电描记图的斜率。电描记图的其他特性可用于限定心动周期,如在本领域中所公知的。

[0085] 现在参考图5,其为体现根据本发明的实施例的步骤48(图3)的数据流程图。在步骤48中获得的数据的分析在方框50中进行以检测R-波。在方框52中进行微分以计算RR-间隔。然后平均RR-间隔在方框54中被计算。

[0086] 回到图3,在步骤56,用于感兴趣的窗口的配置参数被指定:感兴趣的窗口的中心(WOI<sub>中心</sub>);以及搜索窗口(SEARCHWINDOW)的宽度和应用到RR-间隔的值 $\Delta$ 。平均RR-间隔和配置参数用于限定感兴趣的窗口和搜索窗口,后者由其开始(SW<sub>开始</sub>)和结束(SW<sub>结束</sub>)限定。感兴趣的窗口由其中心(WOI<sub>中心</sub>)开始(WOI<sub>开始</sub>)和结束(WOI<sub>结束</sub>)限定。

[0087] 现在参考图6,其为体现根据本发明的实施例的步骤56(图3)的数据流程图。方框58体现其中平均RR-间隔和配置参数被输入并且限定感兴趣的窗口和搜索窗口的值被输出的功能。心动周期的其他描述可以在步骤56中被利用。实际的RR-系列和有关RR-系列的统计值例如RR-间隔的变化可以在方框58中输入。

[0088] 现在参考图7,其为具有通过平均RR间隔确定,以值 $\Delta RR/2$ 缩短的开始和结束的电描记图感兴趣的窗口的示例性图表。由箭头60表示的限定感兴趣的窗口的间隔通过由箭头62所示的在每一侧上的固定宽度搜索窗口的间隔延伸。

[0089] 回到图3,以下步骤描述(如在图4中所示的)双极性复合体的开始和终止时间的确定。在信号中的陡峭的偏转点的检测基于该信号的速度,并且使用导数方法。然而,导数函数起到高通滤波器的作用,因此增强高频噪声。因此,平滑函数在导数估计中用于降低噪声。平滑函数是归一化零平均高斯函数,其中 $\sigma=0.9$ 。该函数具有 $\pm 1.5\text{ms}$ 的时间窗口中的能量的90%。因此,激活或在大于该值的距离中接近远场事实上被忽略并且不影响导数值。

[0090] 在步骤64处,使用具有双极性电描记图的基线调节型式的低通滤波(平滑的)建立噪声阈值(NOISETHR)。

[0091] 在步骤68处,在建立基线片段(在双极性复合体之间)中采用低通滤波的双极性电描记图。基线片段被用于计算噪声电平并且划分限定双极性复合体的间隔。

[0092] 现在参考图8,其为体现根据本发明的实施例的步骤64和步骤68(图3)的一部分的数据流程图。用于低通滤波器的典型设计相对于方框70示出。在方框74中取绝对值之后,在方框72中发生数据的滤波。感兴趣的窗口和搜索窗口的平滑的窗口型式在方框66中输出。任选地,高通滤波器(在图8中未示出)可包括在步骤68中。

[0093] 现在参考图9,其为体现根据本发明的实施例的步骤68(图3)的一部分的数据流程图。该图表明基于在方框78的平滑的双极性电描记图和双状态机的阈值计算(由方框76指示),其接收感兴趣的窗口和搜索窗口的阈值(SMOOTH)和平滑型式。双状态机报告片段的检测,该片段用于计算方框46(图4)中的噪声阈值并且随后建立局部激活开始。

[0094] 现在参考图10,其为示出由方框78(图9)表示的状态机80的操作的示意图。在状态机的该附图和后续的附图中,箭头示出状态之间的过渡。括号之间代表必要的条件和动作。

[0095] 只要数据的值 $X(n)$ 不降至低于阈值(THR),则状态机80保持在状态A 82。一旦值 $X(n)$ 降至低于阈值,就发生到状态B 84的过渡,并且计数设定在零。每当值 $X(n)$ 超过阈值,计数增量并且机器保持在状态B 84。一旦计数超过预先确定的值(CNTMAX),则值 $X(n)$ 低于阈值的下降导致机器过渡到状态A 82。平滑的复合体86在附图的下部中示出以表明与状态机80的过渡的相关性。基线的存在对应于状态A 82并且复合体86对应于状态B 84。

[0096] 在另选的具体实施中,数据的片段被和阈值相比较并且被分成其中数据被分类为高于或低于阈值的区段。降至低于阈值并且具有短于预定义的间隔例如8ms的持续时间的那些区段被忽略。在双极性电描记图中,激活边界对应于从示出活动的片段到示出无活动的片段的过渡。

[0097] 回到图3,在步骤88处,平滑的双极性复合体使用FIR滤波器或IIR双向滤波器滤波,其为微分的并且应用感兴趣的窗口的。

[0098] 现在参考图11,其为体现根据本发明的实施例的步骤88(图3)的数据流程图。数据通过通常为巴特沃斯滤波器的双向IIR滤波器90,其设计被布置在方框92中。另选地,可使用不需要使用双向滤波的FIR滤波器。微分在方框94中发生,之后是在方框96中转化为绝对值。在方框98中感兴趣的窗口( $W_{\text{信号}}(W)$ )被应用到从方框96输出的数据(DataSignal(n))。

[0099] 回到图3,在最终步骤100,所检测的开始时间点的性质基于估计的信噪比(SNR)计算。

[0100] 现在参考图12,其为体现根据本发明的实施例的最终步骤100(图3)的任选方面的数据流程图。在方框102中,均方根(RMS)振幅从由双极性电描记图的活动界限定的时间窗口内接收的信号被计算。在方框104中,均方根(RMS)振幅从在时间窗口外接收的当被当做噪声的信号被计算。如在方框106中所示,SNR随后被计算作为信号功率的测量。

[0101] 现在参考图13,其为包括根据本发明的实施例的用于斜率检测的数据流程图和双极性电描记图描述108的复合图。如上参考图3所述的方法(BWIN模块)在方框110中执行。间隔由线112、114限定以涵盖在描述108中的偏转复合体。正斜率和负斜率在方框116中被检测。通过分析极小处和极大处的电描记图信号来实现斜率检测。

[0102] 包含负斜率的窗口118、120和包含正斜率的窗口122在描述108中示出。窗口118、120可以被加宽,使得小的重叠与窗口122共存。

[0103] 窗口118、120、122被当作用于以下的分析的边界间隔。在描述108中的向下倾斜间隔在窗口118、120中被识别。线性回归线被拟合到向下倾斜间隔中的每一个上。如果在窗口内发现多于一个向下倾斜间隔,则它们的斜率被平均以计算趋势,并且如在以下混合双极性/单极性注释实施例的说明中另外详细描述,将进行另外的分析。

[0104] 单极性电描记图

[0105] 单极性电描记图的分析基于从双极性电描记图中获得的活动边界使用以下所述的规程执行。

[0106] 现在参考图14,其为示出步骤68(图3)的细节的流程图。在初始步骤126处,从没有滤波的单极性正和/或负电极中采集数据。为了图14的描述的目的,假设双极性电描记图数据已经同时从不同组的电极中采集,单极性数据可以从双极性引线中的一个获得。

[0107] 接下来,在步骤128处,使用高斯导数将基线校正、平滑化和微分应用到单极性数据。

[0108] 现在参考图15,其为根据本发明的实施例的用于基线校正的滤波布置的框图。滤波布置对于单极性电描记图和双极性电描记图信号均是有效的,并且可以被采用从而对以下所述的混合双极性/单极性注释实施例中的数据进行滤波。中值滤波器130被设计为从电描记图信号中除去活动,同时低通滤波器132(LPF)被设计为消除由中值滤波器引起的边缘。最后,在方框134、136中,基线估计被从原始信号减去,导致不含基线的信号。

[0109] 回到图14,在步骤138处,限定用于搜索窗口的时间间隔。现在参考图16,其为示出根据本发明的实施例的用于单极性数据的搜索窗口,该搜索窗口基于在滤波的微分的单极性电描记图复合体( $W_{\text{信号}}$ )的单极性活动边界之间的间隔140。

[0110] 现在参考图17,其为体现根据本发明的实施例的步骤138(图14)的数据流程图。数据的振幅在方框142、144、146中确定,并且将振幅和噪声阈值相比的信号被提供给状态机148。感兴趣的窗口内的峰值检测在方框150中执行,并且峰值的位置被报告给状态机148、152。状态机148、152以相同的方式操作。状态机148由滤波的双极性电描记图控制以发现局部激活时间。状态机152使用滤波的双极性电描记图的时间反转的型式以确定局部终止时间。反转的型式在方框154中被准备。

[0111] 现在参考图18,其为示出根据本发明的实施例的状态机148、152(图17)的操作的示意图。在图18中遵循图10的惯例。另外,小圆圈156、158代表退出状态。在双极性复合体的峰值处的开始在方框150中确定(图17),状态机在状态A160开始,同时及时向后搜索。当滤波的双极性复合体的振幅保持在噪声阈值(NOISETHR)之上时,状态A160被保持。当振幅值 $X(n)$ 降至低于噪声阈值时,状态机从状态A160移动到状态B162并且计数器(cnt)被设定为1。

[0112] 当机器处于状态B162时,如果值 $X(n)$ 在任何时间不再低于噪声阈值,则机器返回状态A160。然而,只要值 $X(n)$ 低于噪声阈值,则状态B162被保持并且计数器cnt增量。当计数器cnt达到预先确定的值(CNTSTATE2)时,发生到状态C164的过渡,前提条件是值 $X(n)$ 不超过噪声阈值。

[0113] 在状态C164,如果值 $X(n)$ 在任何时间不再低于噪声阈值,则机器过渡到状态

D166,并且另一个计数器(gcnt)被设定为0。然而,只要值  $X(n)$  低于噪声阈值,状态C164被保持并且计数器cnt增量。当计数器cnt 达到预先确定的值(CNTSTATE3)时,发生到由圆圈158指示的退出状态 的过渡。

[0114] 在状态D166,如果值 $X(n)$  在任何时间降至低于噪声阈值,则机器过渡到由圆圈156指示的退出状态。该退出状态标记激活片段的结束。然而,只要值 $X(n)$  低于噪声阈值,则计数器gcnt增量。当计数器gcnt超过预先确定的值(CNTSTATE4)时,过渡到状态A160,前提条件是值 $X(n)$  仍然达到或超过噪声阈值。

[0115] 现在参考图19,其为示出在图18所示的状态机的示例性操作的复合描述。根据本发明的实施例,双极性电复合体在上长方格168中示出,其与状态机的状态过渡的下长方格170中的曲线图相对。当在状态A160(图 18)和状态B162之间移动时,状态机的状态在及时向后移动的滤波的双极性复合体的峰值位置处开始,最终当从状态C164出现时达到退出状态(检测)(由箭头172所指示)。将从关于图10的讨论中调用,状态机的使用可以由数据片段的分类来取代。

[0116] 回到图14,接下来,在步骤174处,间隔140(图16)被搜索以基于未滤波的单极性(正和/或负)电描记图发现 $dV/dt$ 的极大处的负值( $-dV/dt$ )。

[0117] 现在参考图20,其为体现根据本发明的实施例的步骤174(图14)的数据流程图。分别在方框176、178中示出用于环形电极和末端电极(负电极和正电极)的情况,该电极可共存于心脏导管的远侧片段上。单极性电描记图在指定的边界例如间隔140之间被搜索(图16)。

[0118] 现在参考图21,其为体现根据本发明的实施例的步骤174(图14)的一部分的数据流程图。在方框180、182中,如上在图13的说明中所述,与在相关联的双极性电描记图中的向下斜率对应的向下倾斜间隔被检测。在方框184中,相应的线性回归线被拟合到向下倾斜间隔。在方框186中,在考虑中,平均趋势从涵盖窗口中所有向下倾斜片段的间隔来确定。这用作批准注释的另一个决定性标准。在方框188中,单极性斜率窗口内的最长的单调片段的部分相对于由单极性斜率的每一个占据的整个斜率片段的持续时间被计算。方框188的输出被用于确定是否如下所述根据在方框186中计算的趋势调节在单极性电描记图中的检测到的片段的斜率( $-dV/dt$ )。

[0119] 现在参考图22,其为示出根据本发明的实施例的在图21中示出的数据流的操作的图表。线190已经被拟合到涉及双极性电描记图活动(未示出)的窗口194内的单极性电描记图描述192的单调向下倾斜的片段中。该片段具有-0.29的斜率并且占据窗口的30%。

[0120] 现在参考图23,其为示出根据本发明的实施例的具有负斜率的单极性电描记图描述的分段的数据流程图。具有负斜率的描述的部分在方框196中被识别。落入双极性描述的斜率窗口内的斜率被关联。片段的识别在方框198中实现。

[0121] 将所检测的单极性向下倾斜的间隔叠加到具有向上斜率的更宽间隔上将导致低估所检测的斜率。另选地,如果所检测的向下倾斜的间隔被叠加在更宽的向下斜率上,将导致高估所检测的斜率。在两种情况下,当所检测的单极性向下倾斜的间隔覆盖双极性窗口的总宽度的有限百分比( $\leq 50\%$ )时,均需要进行校正。该百分比可例如基于电极类型和特性而改变。

[0122] 现在参考图24,其为体现根据本发明的实施例的步骤174(图14)的一部分的数据

流程图。在方框200中,在负单极性电描记图斜率周围的趋势通过将相关的感兴趣的窗口内的所有向下倾斜间隔的斜率平均化来计算。然后方框200和方框188的输出(图22)以及在单极性斜率窗口内的趋势(示出为箭头202)被提交给其中单极性电描记图片段的斜率可以被调节的方框204。两个双极性电描记图斜率窗口206、208在描迹210中示出。如果向下倾斜的间隔比包含其的双极性窗口少占据50%,则校正应用到该间隔。具有从367ms延伸到378ms的陡峭的单调向下斜率212(-0.261mV/ms)的间隔覆盖窗口206的多于50%。由此推断此斜率不需要被校正。具有斜率214的描迹的不太陡峭的单调倾斜的片段占据窗口208的小于50%,并且通过将窗口208中的趋势的斜率(示出为虚线216)从 $dV/dt$ 的值减去除来校正。方框204产生由在单极性电描记图中的经调节的斜率组成的输出218。

[0123] 现在参考图25,其为示出根据本发明的实施例的在单极性电描记图中的激活开始检测的图形示例。双极性电描记图信号和单极性电描记图信号分别在上部面板220和下部面板222中示出,实线224、226限定用户配置的感兴趣的窗口,其一般不与在图7中所示的用于双极性电描记图的感兴趣的窗口相同。双极性活动边界示出为虚线228、230。单极性激活检测点232、234指示极大处的负斜率(- $dV/dt$ )并且与由线229所指示的基准时间进行比较。在该示例中,点232、234比基准时间更早出现。

[0124] 回到图14,在最终步骤236中,对应于点232、234(图25)的时间被报告为单极性激活开始。

#### [0125] 混合双极性/单极性注释实施例

[0126] 在该实施例中,如上参考图3和图14所述的规程被延伸。在该实施例中的规程利用双极性电描记图和单极性电描记图的平滑的基线除去的导数。它们在电极信号数据上自动地并且连续不断地操作。与在单极性信号的导数信号中的偏转(极小处)对应的时间被暂时标记为注释。所有此类偏转初始被认为是将灵敏度最大化;然而仅有在双极性电描记图中示出关联的活动的偏转被保持。

[0127] 双极性电描记图是在两个单极性电描记图之间的差值( $M1-M2$ )的记录。在两个单极性电描记图的至少一个中的基本上所有可能的显著向下偏转被检测到,并且具有低于特定阈值的导数(- $dV/dt$ )的那些偏转另外被分析。具有低的双极性至单极性同步得分,即,缺乏与双极性电描记图中的活动的显著关联的偏转被拒绝。例如,由于诸如可以由荧光镜检测器和准直仪、电源线效应以及心室的远场活动引起的磁场干扰,可发生此类非关联单极性活动。最后一个可在例如在室上性心动过速中发生。

[0128] 在实施过程中,单极性电描记图和双极性电描记图信号都可包含由导管的移动、受检者的移动和改变与组织的交互的呼吸作用引起的附加的基线漂移信号。这些运动伪影主要包含低频成分。然而,近场活动信号还可以在该光谱带中包含大量的能量。通过高通IIR滤波器或FIR滤波器的除去的常规方法是有问题的,并且可以导致原始信号的失真和形态变化。因此,被采用的方法是基于基线漂移的估计和其从电描记图信号的减少。这可以通过使用如上关于图15所述的滤波布置除去近场活动来实现。

[0129] 现在参考图26,其为示出根据本发明的实施例的基于在双极性电描记图和单极性电描记图中的关联的和不关联的电活动,在局部激活和远场活动之间分离的曲线图。单极性导数和双极性导数的检查分别在窗口238、240中示出关联的和不关联的活动。

[0130] 该实施例的一个优点是其检测和消除可产生陡峭偏转的远场信号的能力。另一

个优点是所有可能的合格偏转的考虑(本文中称为“注释”)。这些偏转中的一些可以由常规技术丢失,特别是在感兴趣的窗口的边缘。

[0131] 现在参考图27,其为根据本发明的另选实施例的在单极性电描记图和双极性电描记图中的激活检测的方法的流程图。在初始步骤242采集单极性电描记图和双极性电描记图。

[0132] 在预处理阶段244中,单极性信号和双极性电描记图信号被滤波、调节以使其基线和被计算的平滑导数清零。在步骤246中,检测在低于阈值的单极性电描记图的微分的单极性电描记图中的单极性电描记图数据局部极小处( $-dV/dt$ )。

[0133] 接下来,注释相位248开始,其包括步骤250、252、254、256、258。单极性电描记图斜率和双极性电描记图斜率分别在步骤254、256中被计算。在步骤250中,在步骤246中所检测的局部极小处与微分的双极性电描记图关联,并且选择在与双极性电描记图的斜率一致的单极性导数电描记图和双极性导数电描记图中的极小处。候选注释点是单极性局部极小处,其针对至少以下标准被评估:

[0134] (1) 候选注释点周围的时间窗口( $\pm 2ms$ )中的双极性平滑导数信号的振幅不得超过 $-0.008mV/ms$ 。

[0135] 附加标准的组合和子组合针对候选注释点被任意地强加:

[0136] (2) 在候选注释点处单极性电描记图的斜率值低于 $-0.01mV/ms$ 。

[0137] (3) 在包括候选注释点的单极性电描记图和/或双极性电描记图中活动的峰到峰的值高于特定振幅(通常为 $0.003-0.008mV$ )。为此,峰到峰的值是在包括候选注释点的活动中的信号的极大处的偏移。

[0138] (4) 双极性/单极性斜率比率大于 $0.2$ 。为此,负电极的值被倒置。

[0139] 标准(1)在步骤258中被评估。标准(2)-(4)在步骤252中被评估。以上给定的标准值是示例性的,并且可以对于给定的患者或医疗条件变化。附加的任选标准包括局部趋势和信号形态。

[0140] 在候选注释点测量的在单极性电描记图信号和双极性电描记图信号的斜率之间的上述比率作为分类标准是有用的,因为该比率可以在近场活动和远场活动之间进行区分。在近场活动中,向下倾斜的活动中的至少一些应该以双极性信号表示,而在远场情况下,双极性电描记图将仅具有残余的活动。另选地,可以采用在本领域中已知的其他方法来估计在单极性电描记图信号和双极性电描记图信号之间的相关性。例如,各种相关系数可以被计算。除此之外或作为另外一种选择,协方差矩阵和统计显著性的测试可以被用于评估两个电描记图的关系。

[0141] 在候选注释点的双极性导数值对于正电极和负电极被不同地计算。对于正电极,其为时间窗口( $\pm 2ms$ )内的极小处的,并且对于负电极,其为该时间窗口内的极大处。使用时间窗口的原因是在某些病理学和/或取向(导管和波传播方向)中,在给定点的双极性信号可以小以至为零,因为在单极性激活之间的活动的时间延迟可以被取消。对于正电极和负电极该值被不同地计算,因为在双极性信号中末端活动被记录为向下斜率,而在双极性信号中在负电极中的活动被记录为向上斜率。

[0142] 现在参考图28,其为体现根据本发明的实施例的阶段248(图27)的数据流程图。到方框的输入是待测的单极性电描记图的平滑的导数、其极性和其对应的双极性电描记

图。在方框260处,局部极小处可以在单极性电描记图的平滑的导数中被检测。具有比极小处的偏转率更强的偏转的极小处在方框262中被识别,另外在方框264中对于双极性斜率进行评估。

[0143] 最后,在决策框266中,使用在方框268中确定的比率测试来评估斜率的一致性。有效的注释是满足上述标准的那些。

[0144] 现在参考图29,其为根据本发明的实施例的注释规程的第一阶段的图形例证。单极性电描记图描迹270和其平滑的导数272被示出。点274、276、278、280是在低于阈值的导数信号中的极小处,(水平线282)并且将另外被认为是可能的注释点。点284、286、288、290、292标记将被拒绝的高于阈值的极小处。

[0145] 现在参考图30,其为示出根据本发明的实施例的阶段248(图27)的图形。单极性电描记图298和双极性电描记图300的导数294、296分别被用于计算它们之间的双极性斜率变化和比率。当在单极性信号中存在近场活动302时,在偏转点周围的 $\pm 2\text{ms}$ 的时间窗口304内的双极性信号(导数296)中也存在活动。然而,在远场活动308的情况下,这不是时间窗口306的情况,对于活动308,双极性/单极性斜率比率将低于阈值并且候选注释点310将在方框266(图28)中被拒绝。

[0146] 现在参考图31,其为根据本发明的实施例的来自单极性电描记图的导数信号的描迹312,该描迹312示出单个活动的识别。单极性导数信号和两个可能的注释标记A[i]和A[i+1])。步骤314(图27)的一个方面是决定向上倾斜的振幅变化(由垂直箭头316标记的)是否显著。单个活动在图31中被举例证明,当:

[0147] (1) 在峰值318(P)减去激活A[i]相对于A[i]之间的比率大于通常为0.5的预定义的值时:

[0148]  $(P-A[i])/A[i]>0.5$ ,以及

[0149] (2) 信号振幅(P-A[i])的变化至少为0.01mV。如果两个标准都满足两个注释,则A[i]和A[i+1]被保持。否则较弱的激活A[i]被丢弃。

[0150] 回到图27,在后处理步骤314,由单个活动引起的注释被选择为合并的候选,即,被当作用于激活开始检测目的单个事件。基于在步骤320处提交的用户选择的或系统限定的感兴趣的窗口,在步骤322从在步骤314中获得的合并的候选中选择有效的注释。

[0151] 现在参考图32,示出根据本发明的实施例的数据流程图324、326,数据流程图324、326示出基于在接受的双极性搜索窗口内的单极性电描记图(UEGM)的局部激活时间的检测。当窗口内的斜率(dV/dt)低于预定义的负阈值时,双极性窗口被批准。图表324、326分别应用到单极性末端电极和环形电极。两个规程是类似的。

[0152] 在方框328、330中,负双极性斜率窗口和正双极性斜率窗口分别被批准用于窗口内的末端单极电极和环形单极电极。在方框332、334中,在方框328、330中批准的窗口,以及用于来自输出218(图24)的正电极和负电极的校正的单极性电描记图斜率分别被应用。输出336、338分别是最佳的负校正窗口斜率和正校正窗口斜率。选择最陡峭的斜率将被调用。然而其他选择策略可以被使用,例如,基于单极性电描记图的其他特性。

[0153] 本领域的技术人员会认识到,本发明并不限于已经在上文中具体示出和描述的内容。相反,本发明的范围包括上文所述各种特征的组合与子组合,以及这些特征的不在现有技术内的变型和修改,这些变型和修改是本领域技术人员在阅读上述说明后可想到的。

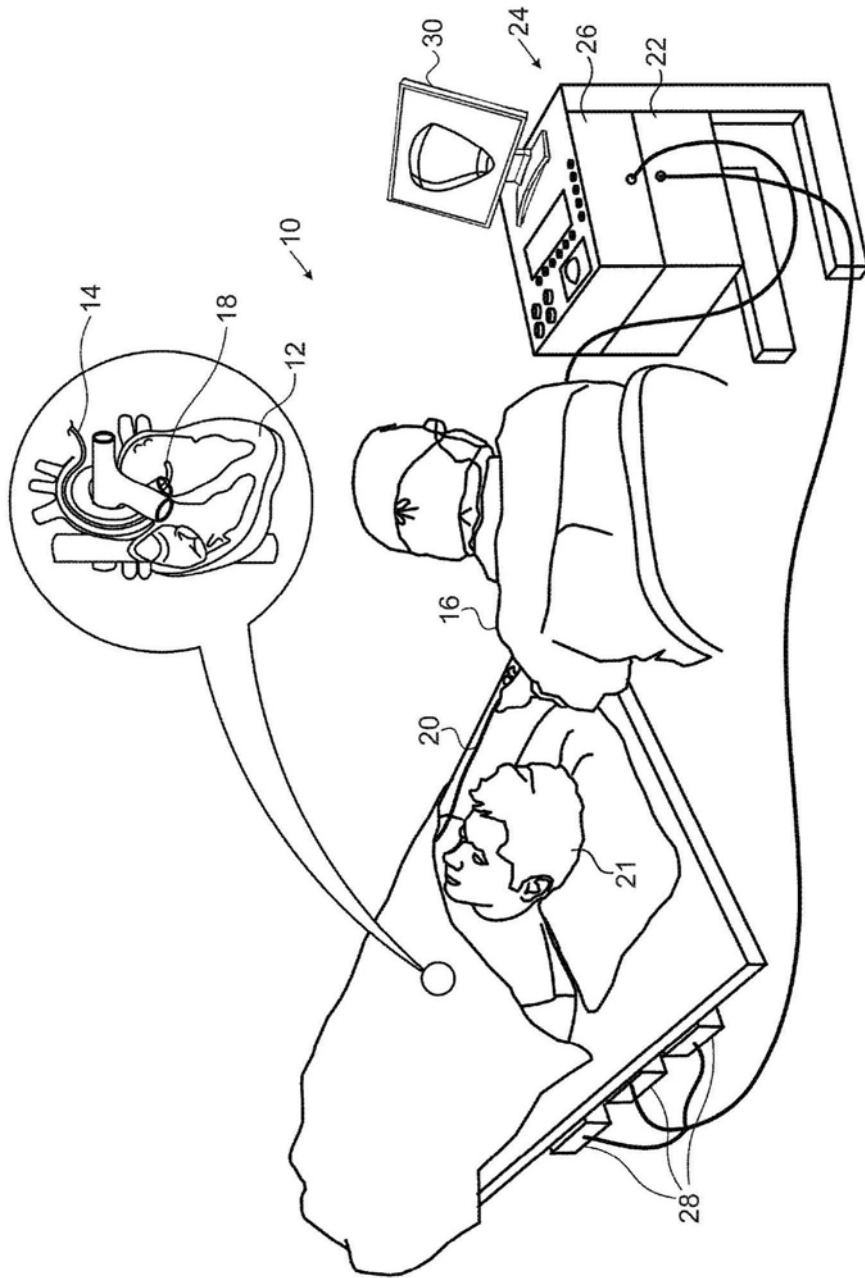


图1

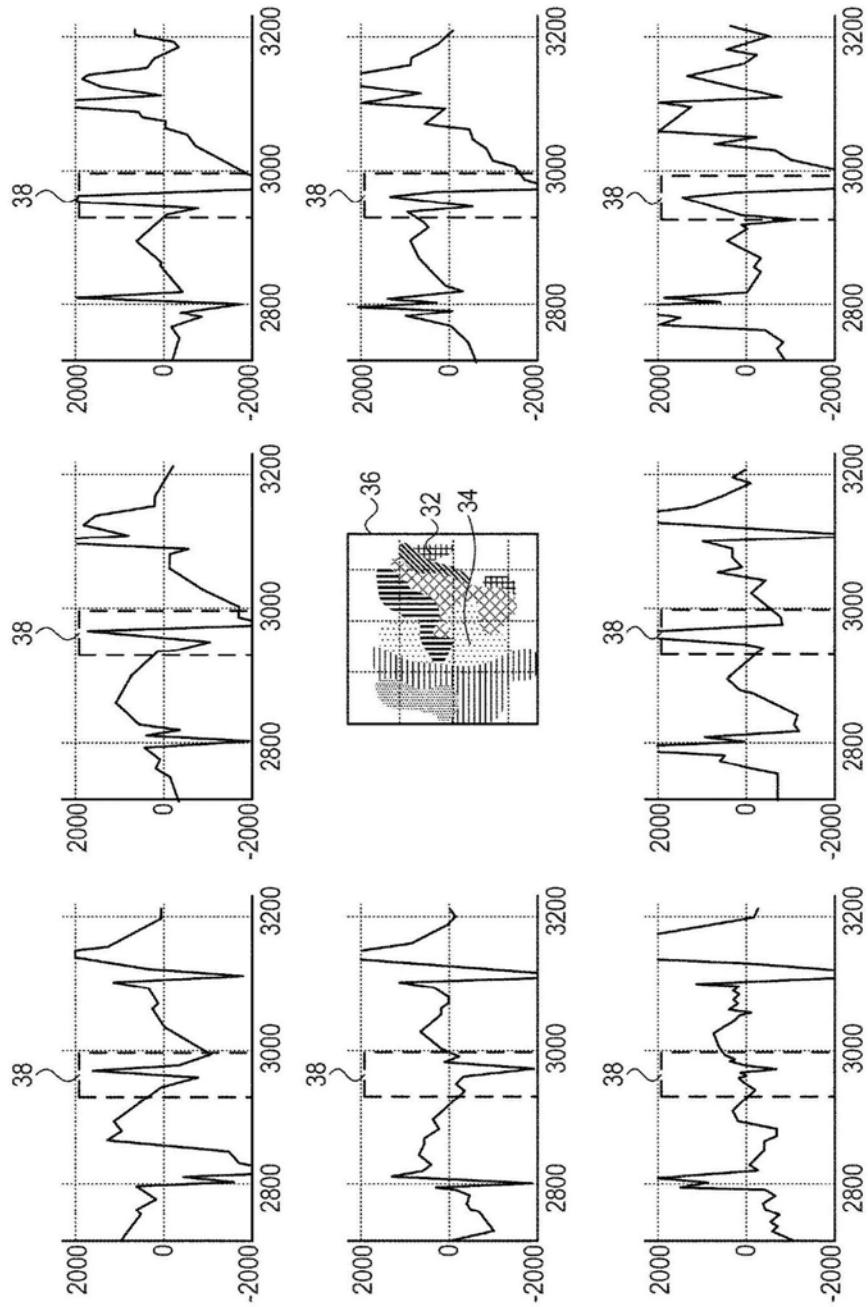


图2

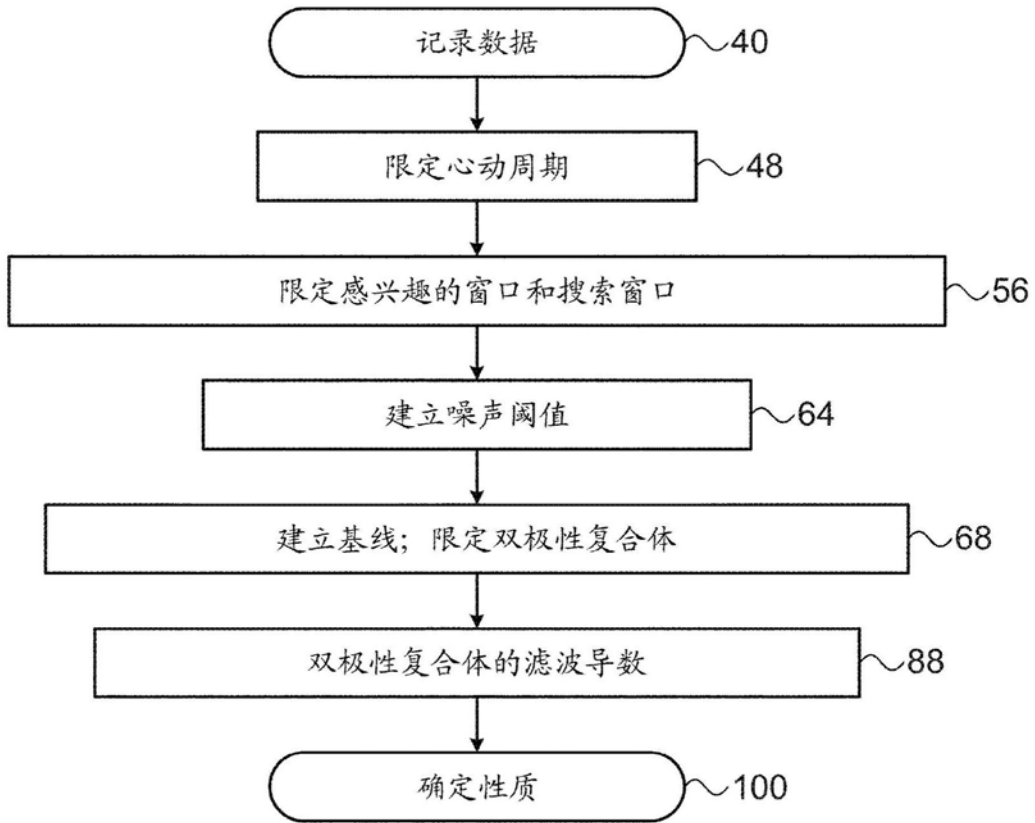


图3

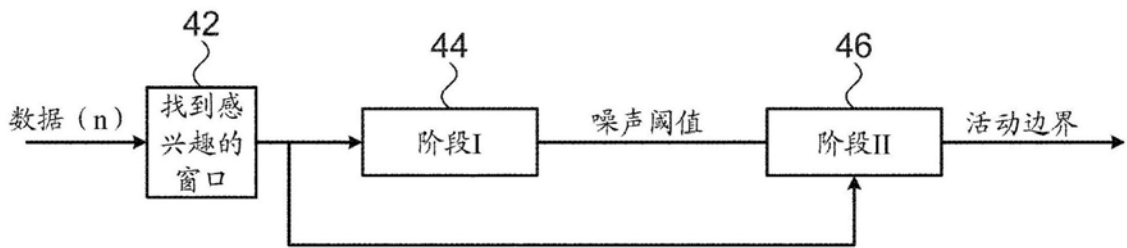


图4

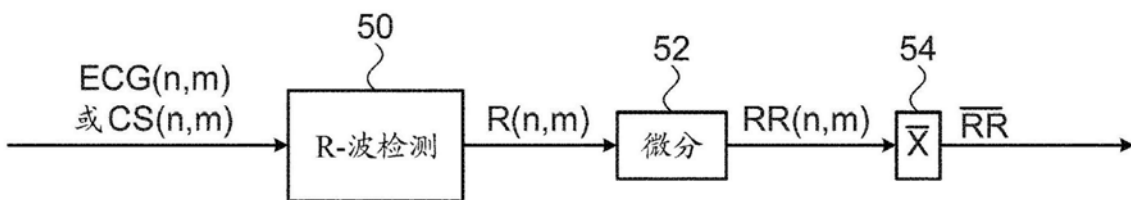


图5

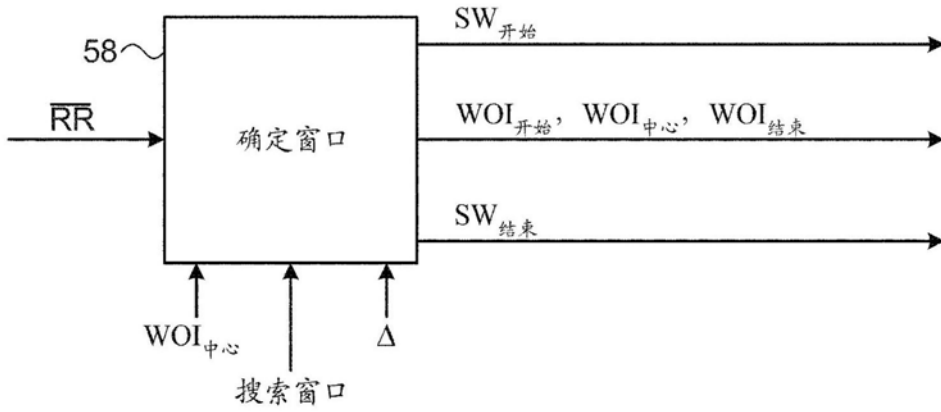


图6

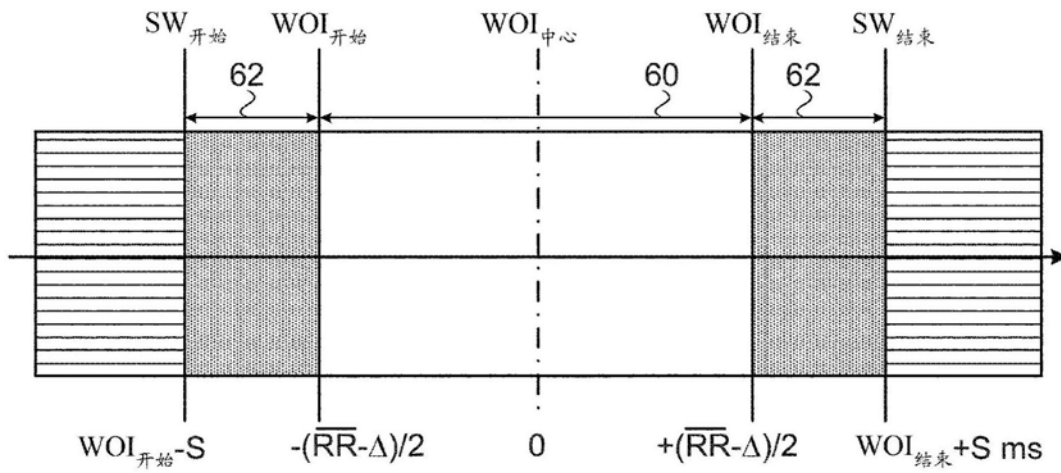


图7

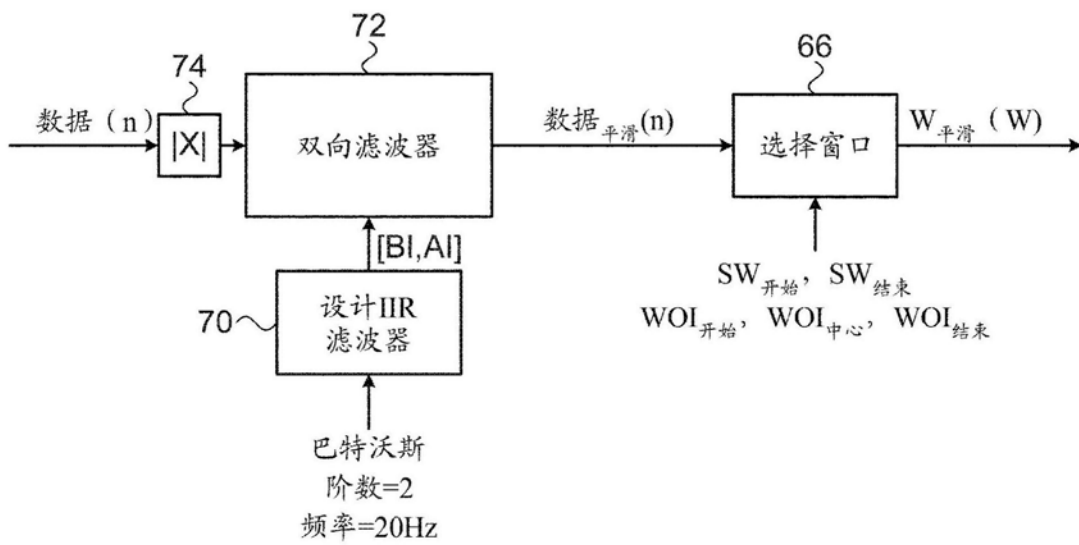


图8

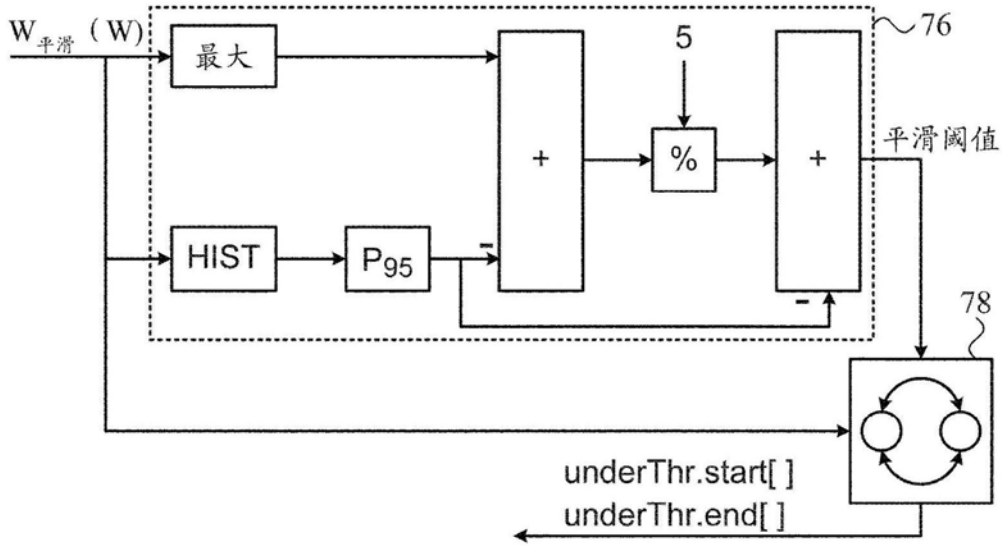


图9

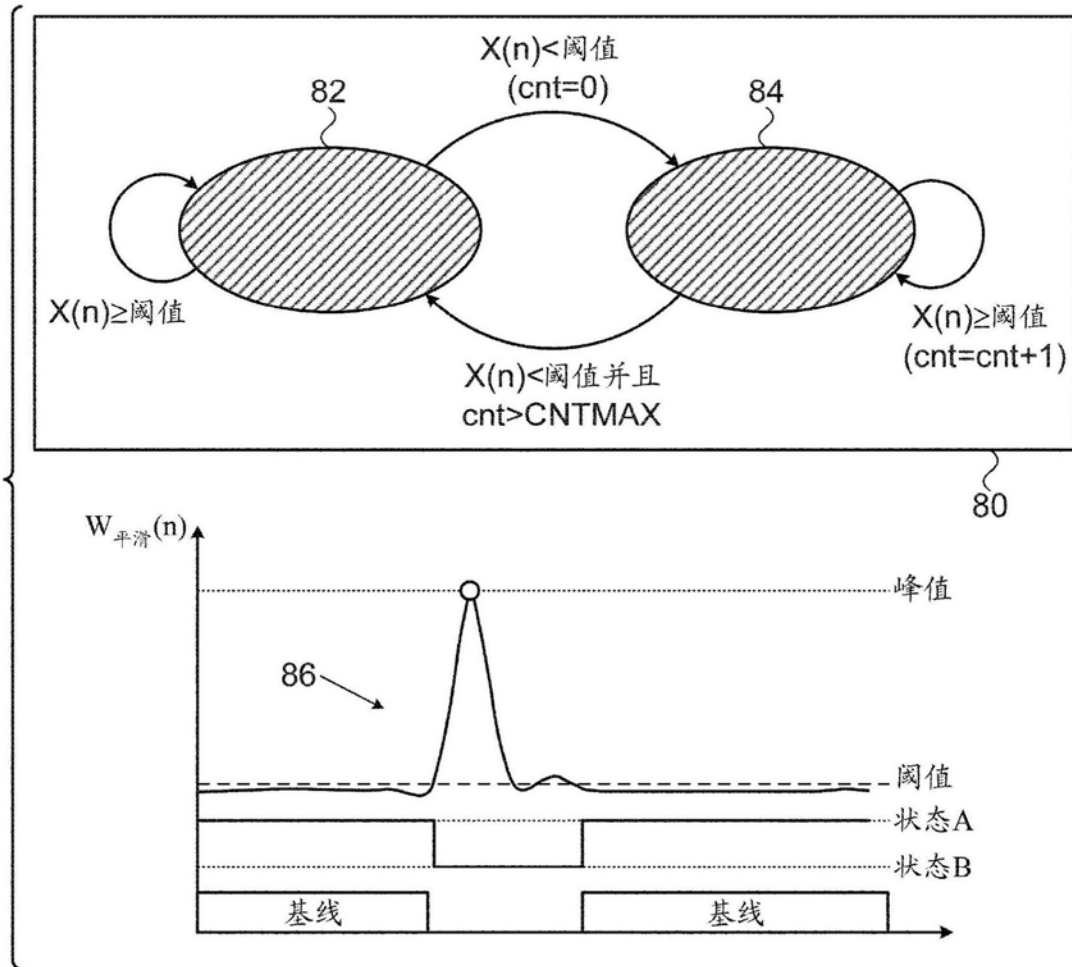


图10

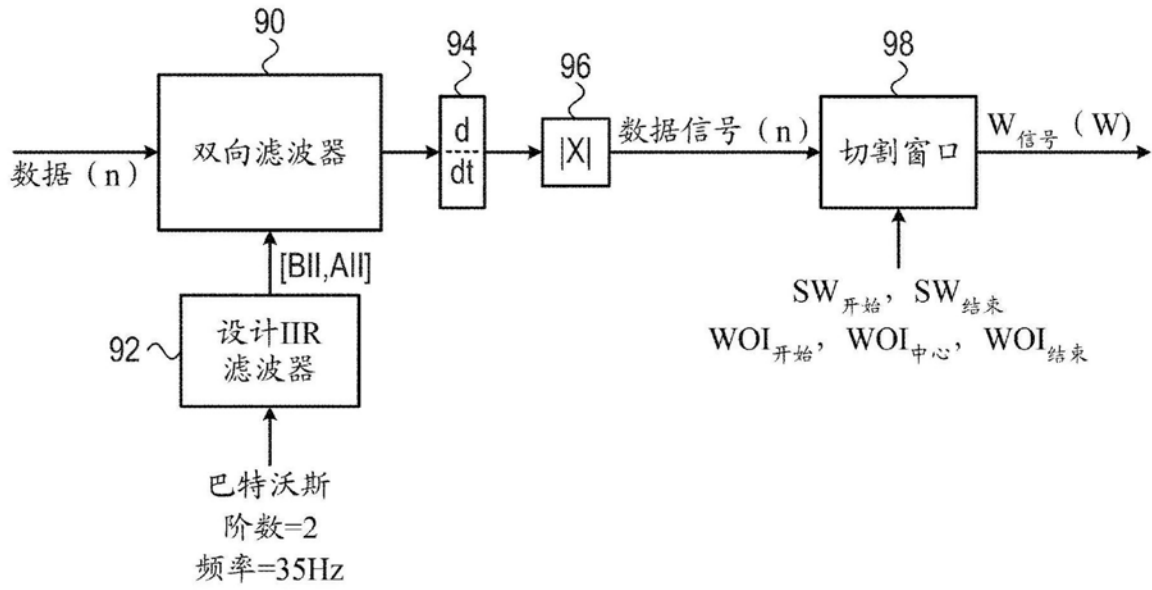


图11

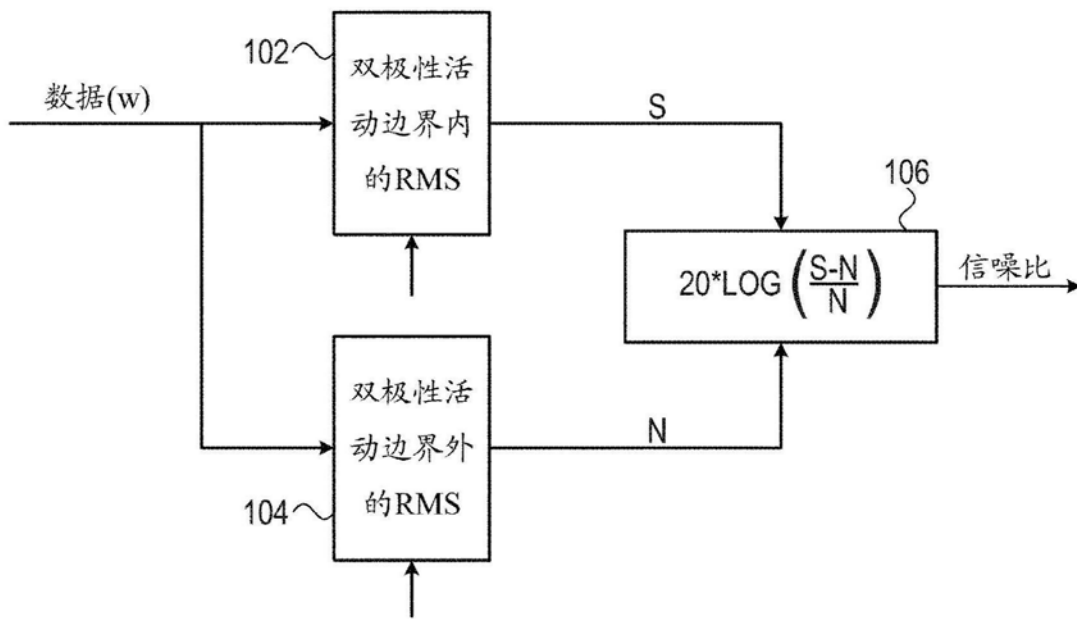


图12

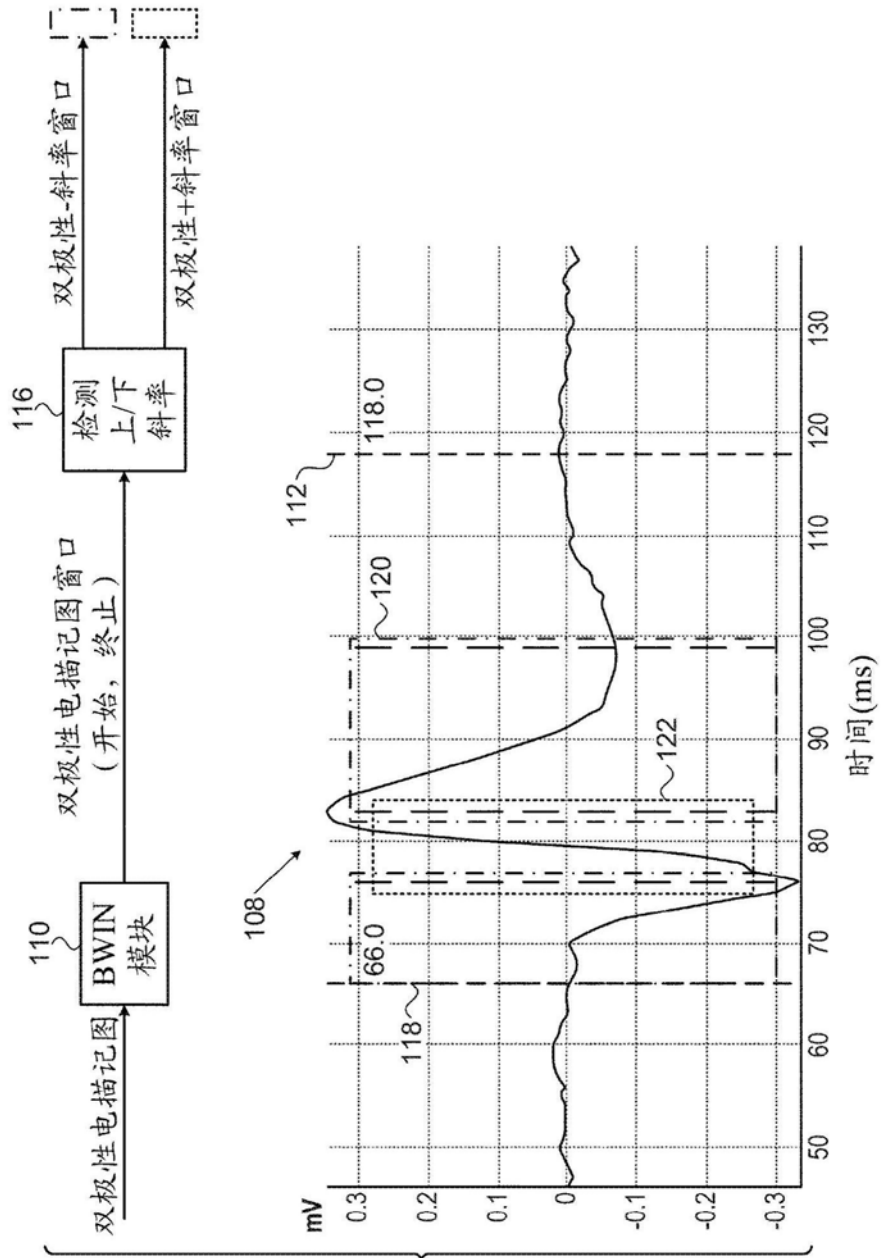


图13

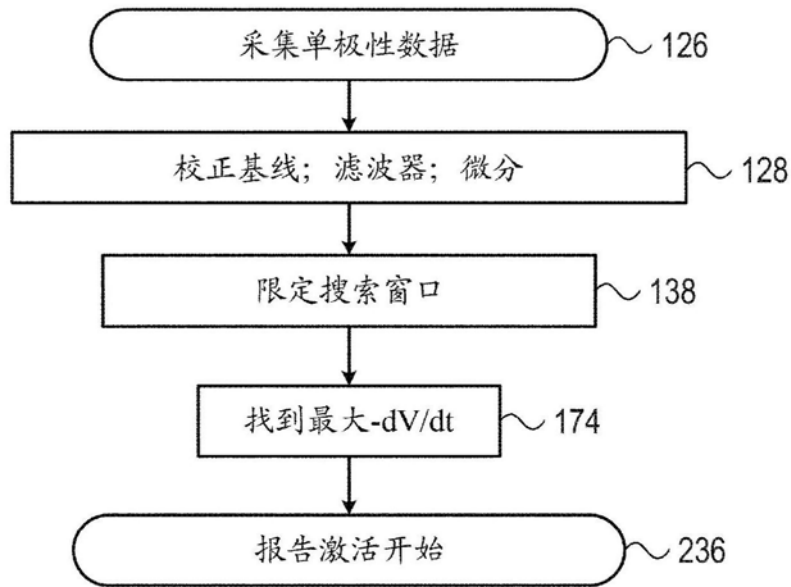


图14

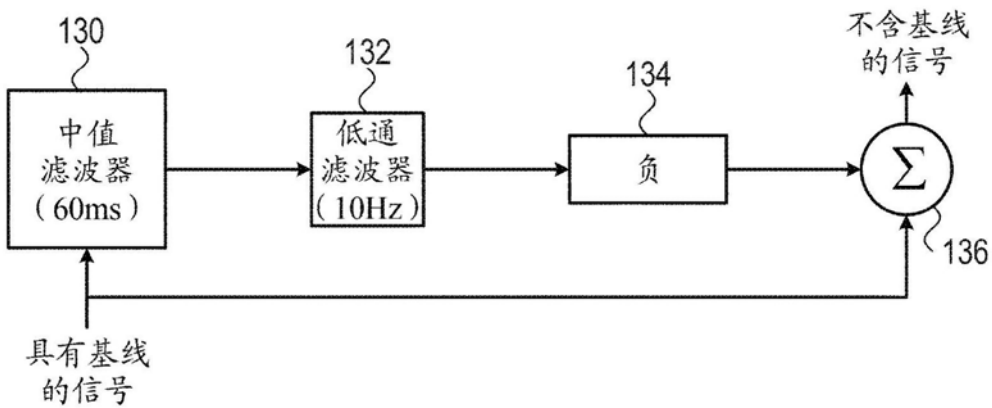


图15

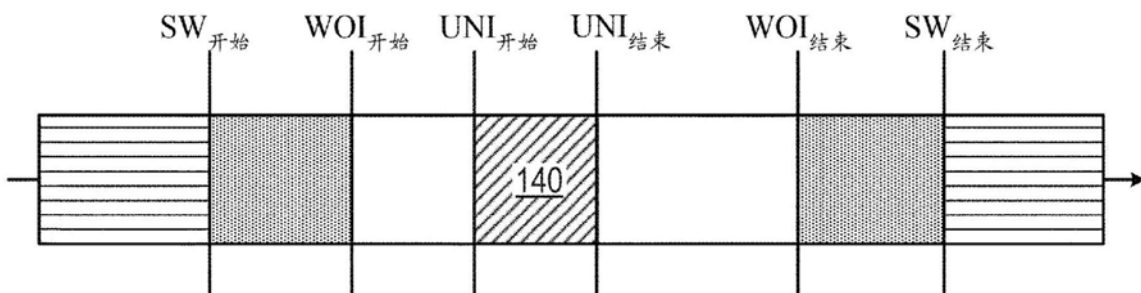


图16

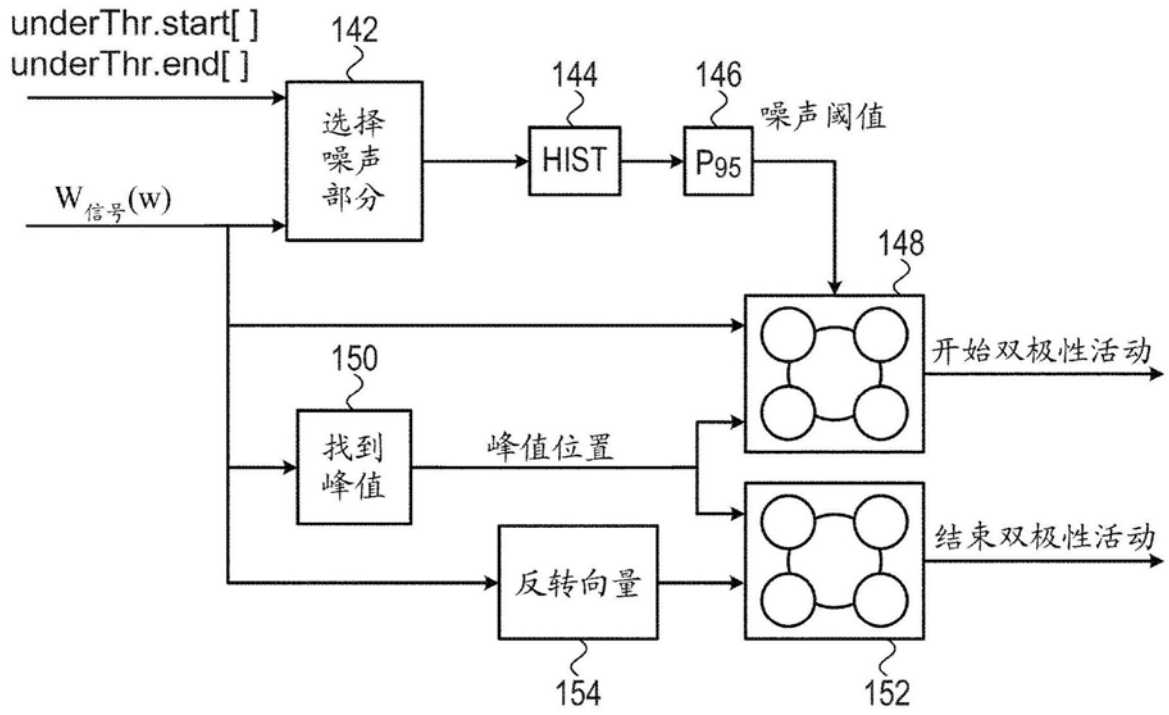


图17

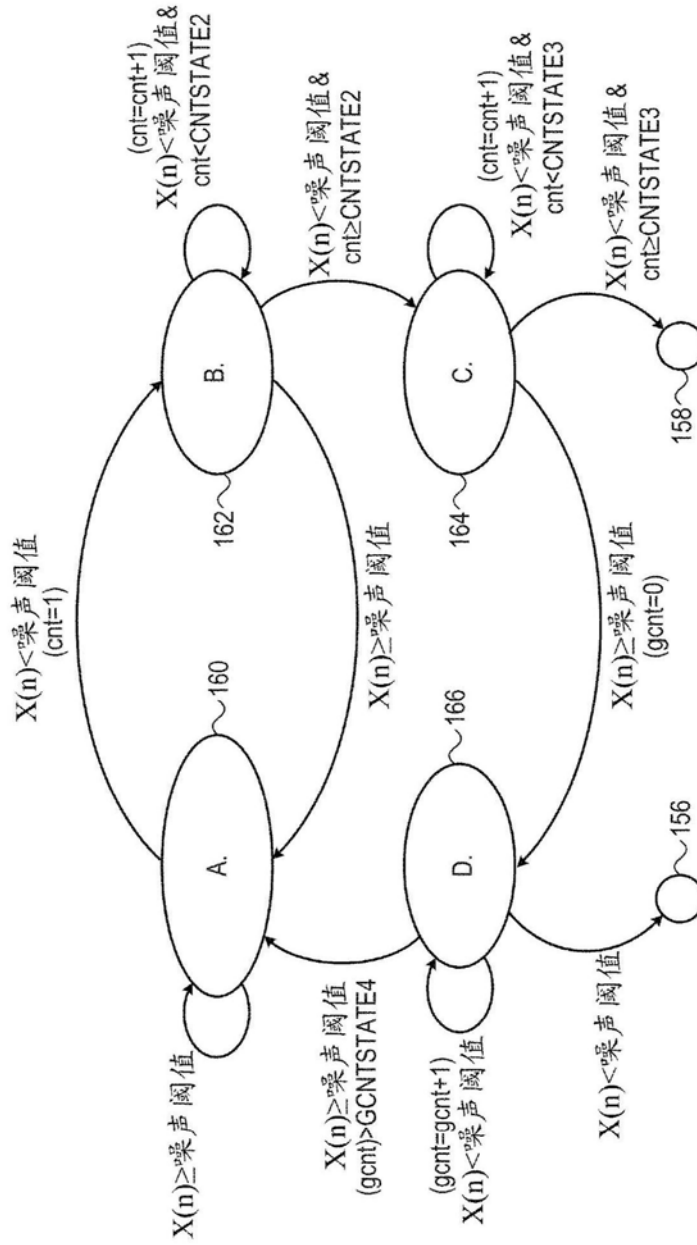


图18

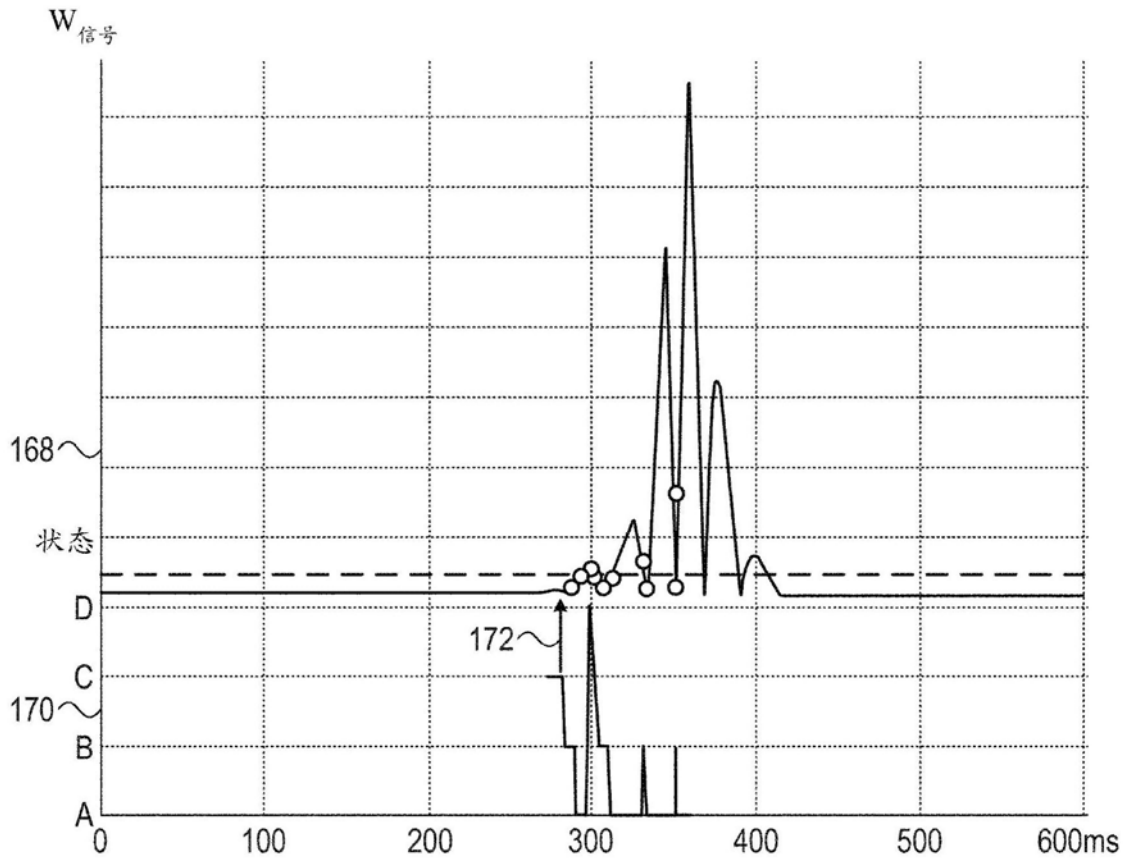


图19

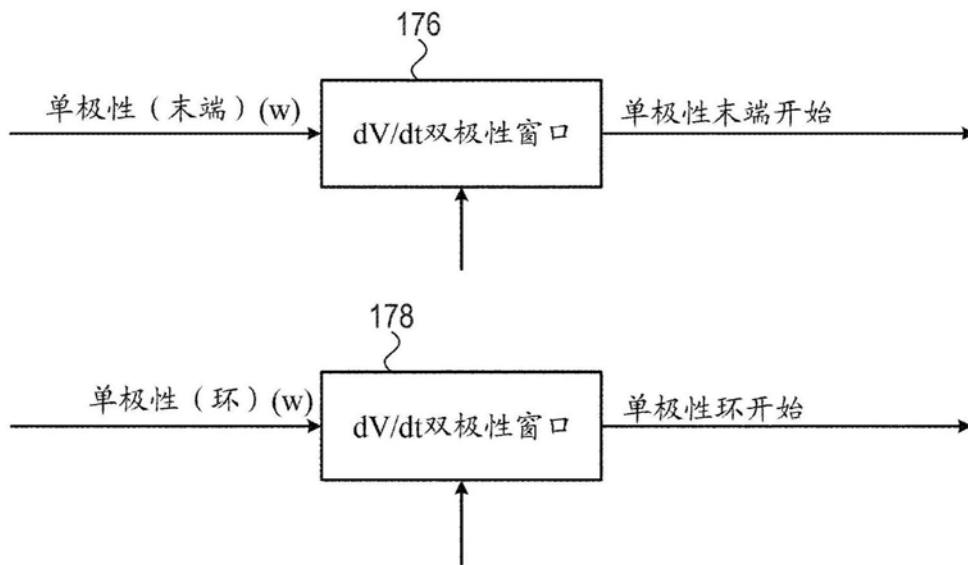


图20

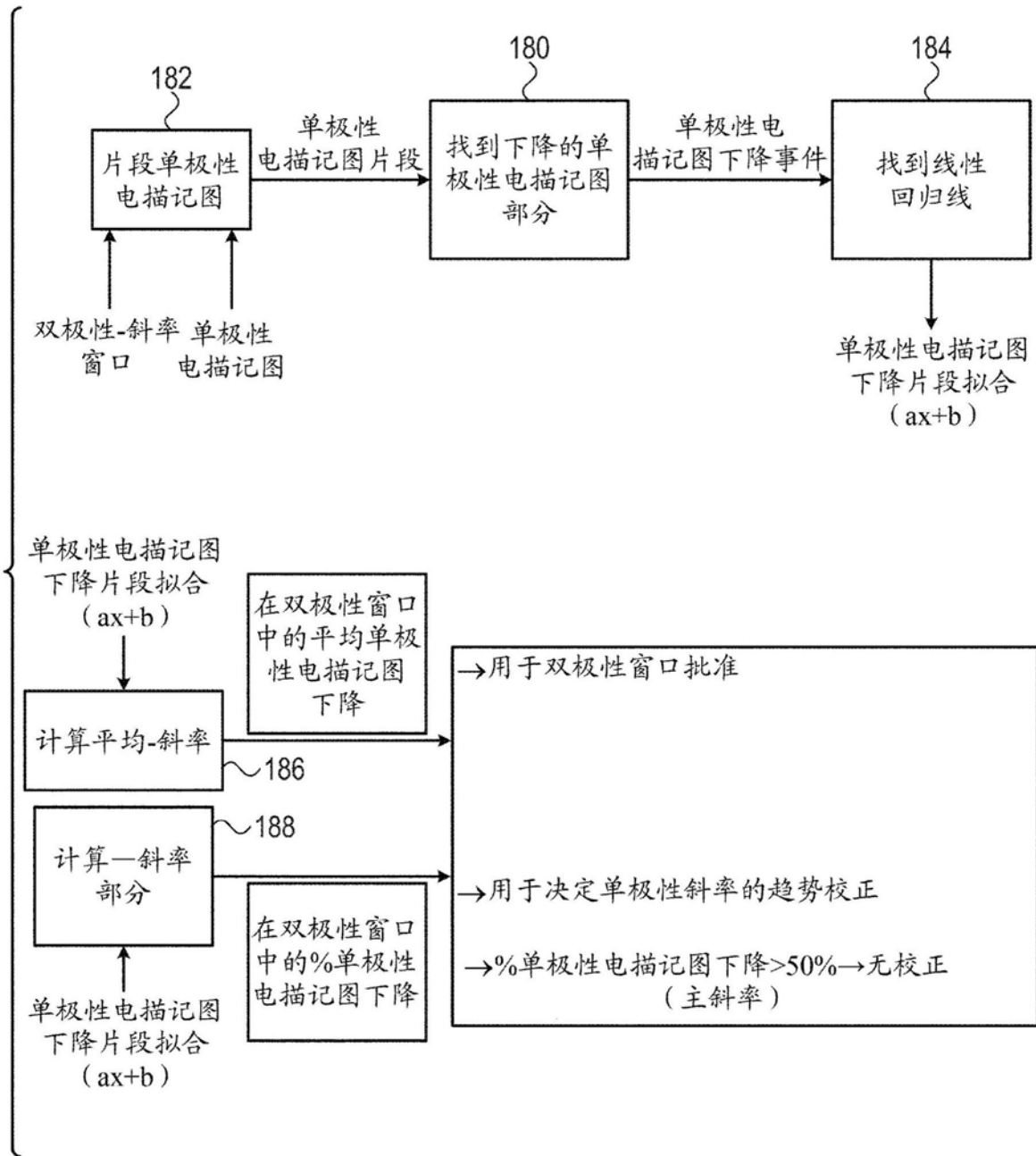


图21

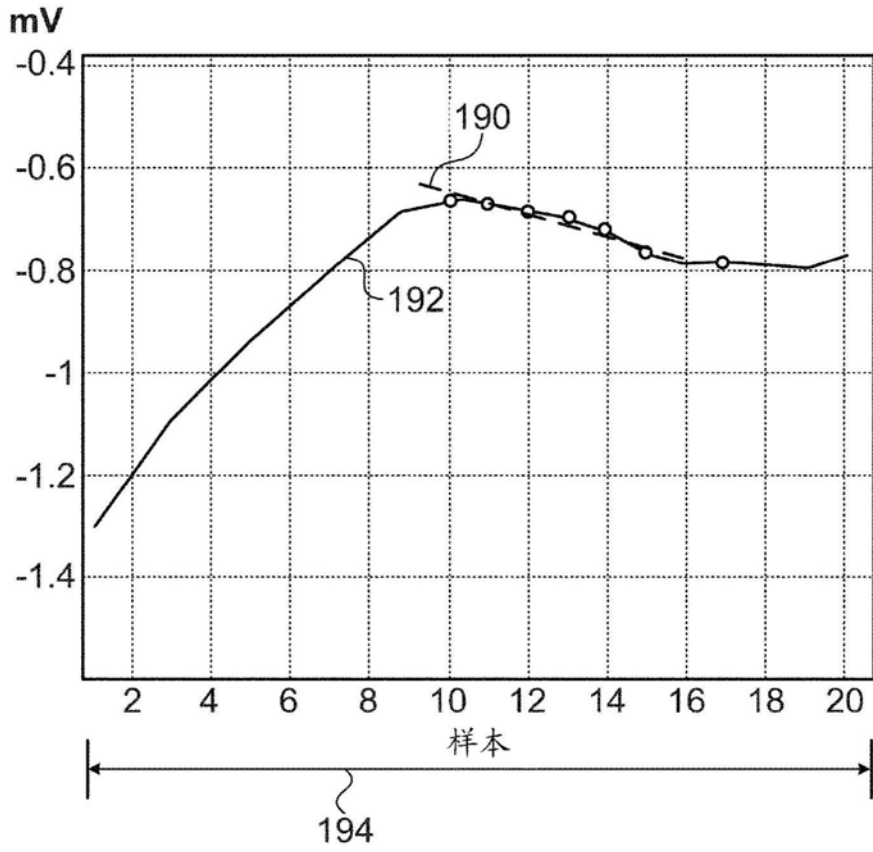


图22

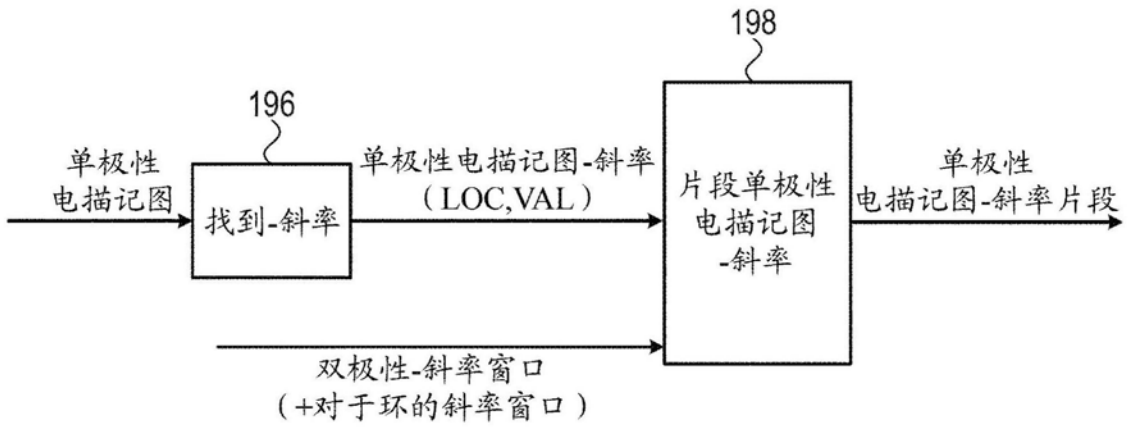


图23

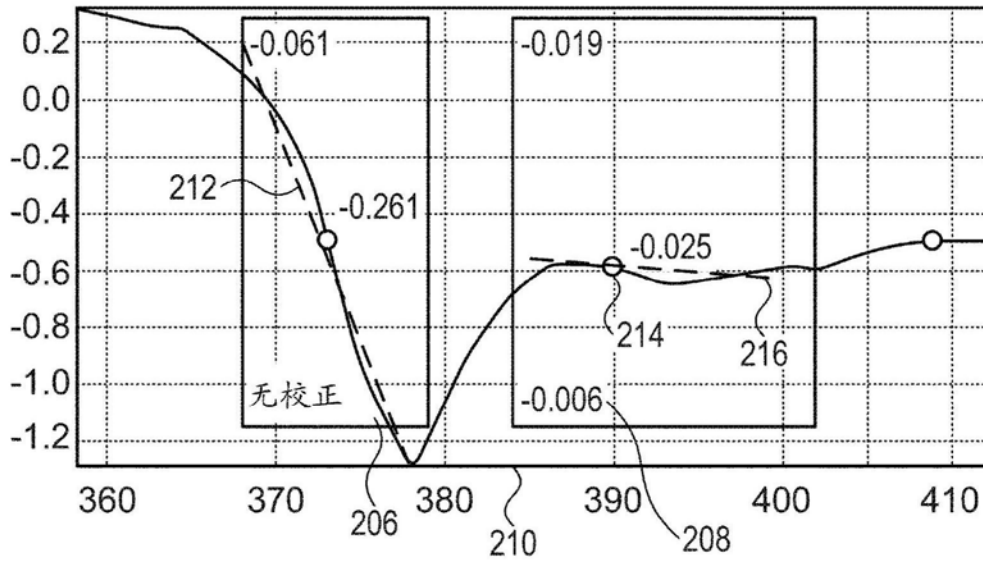
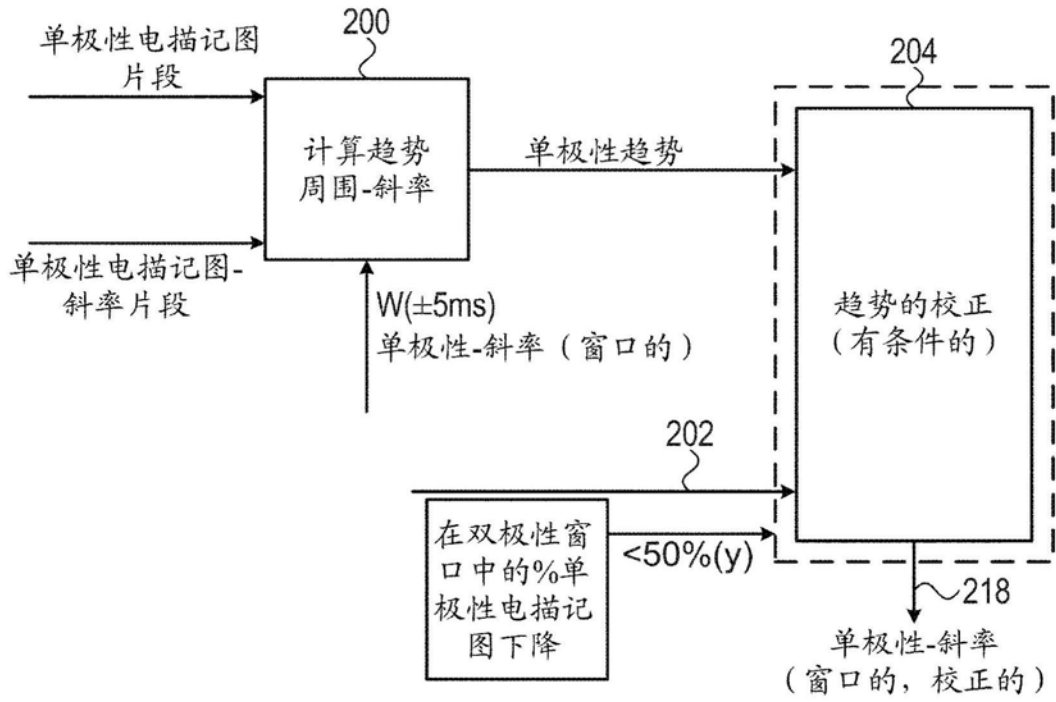


图24

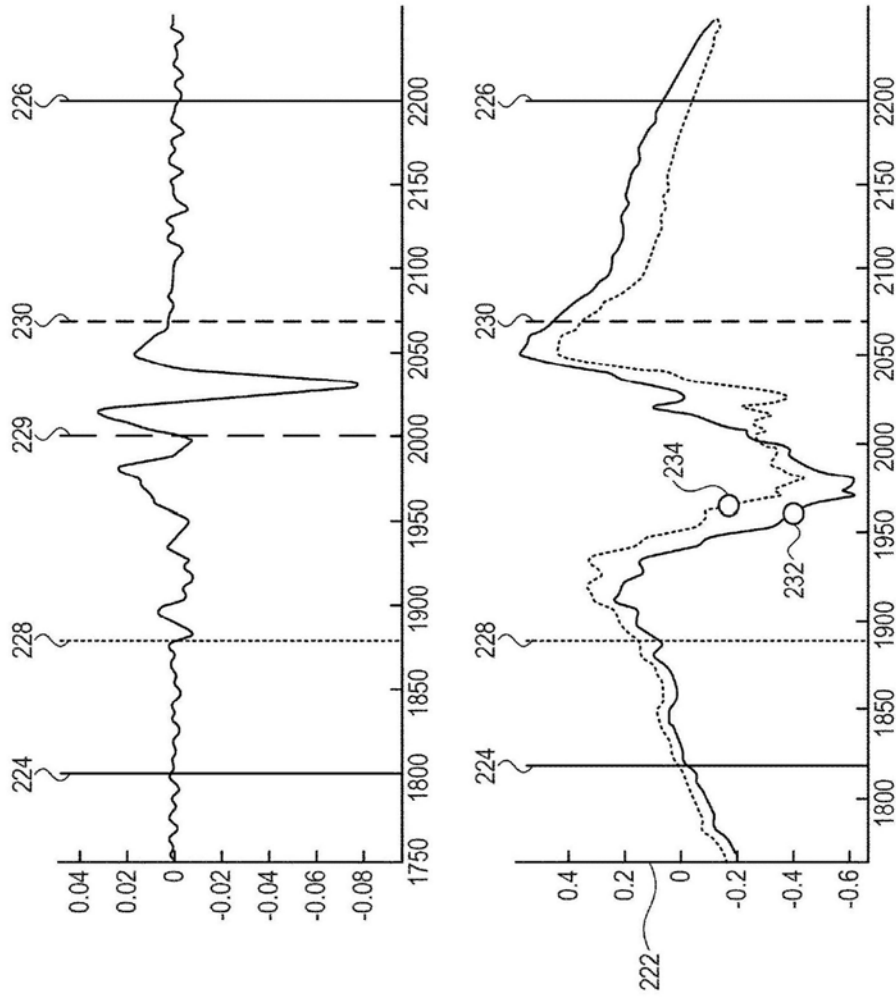


图25

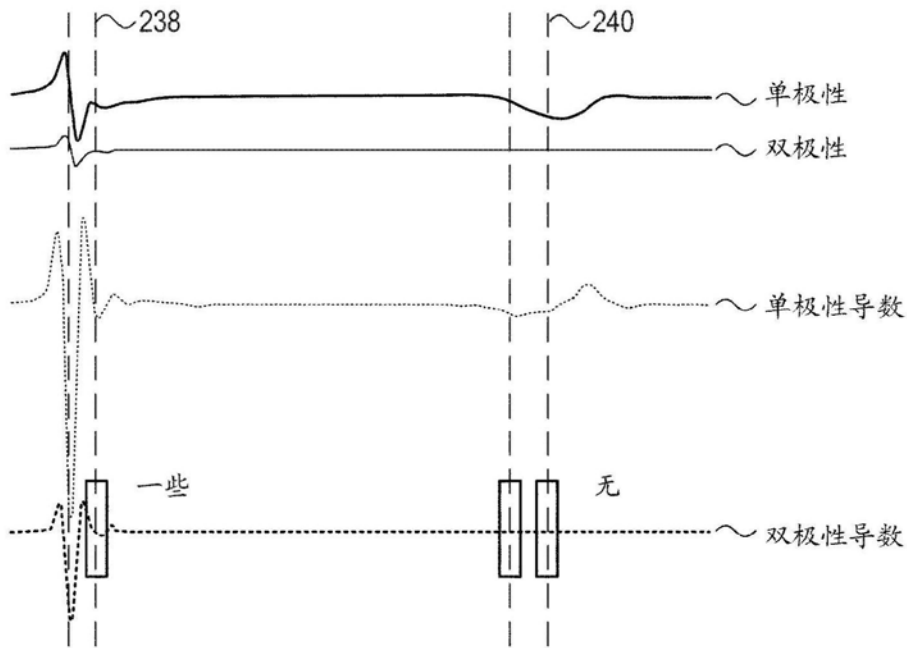


图26

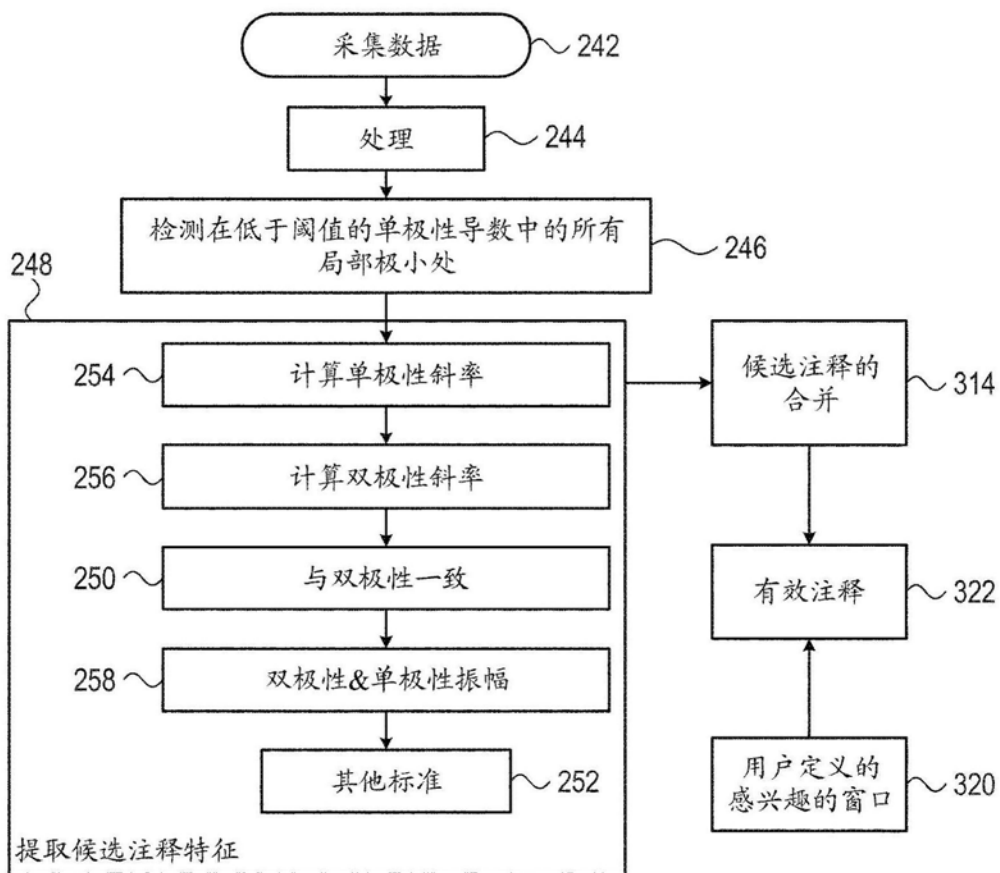


图27

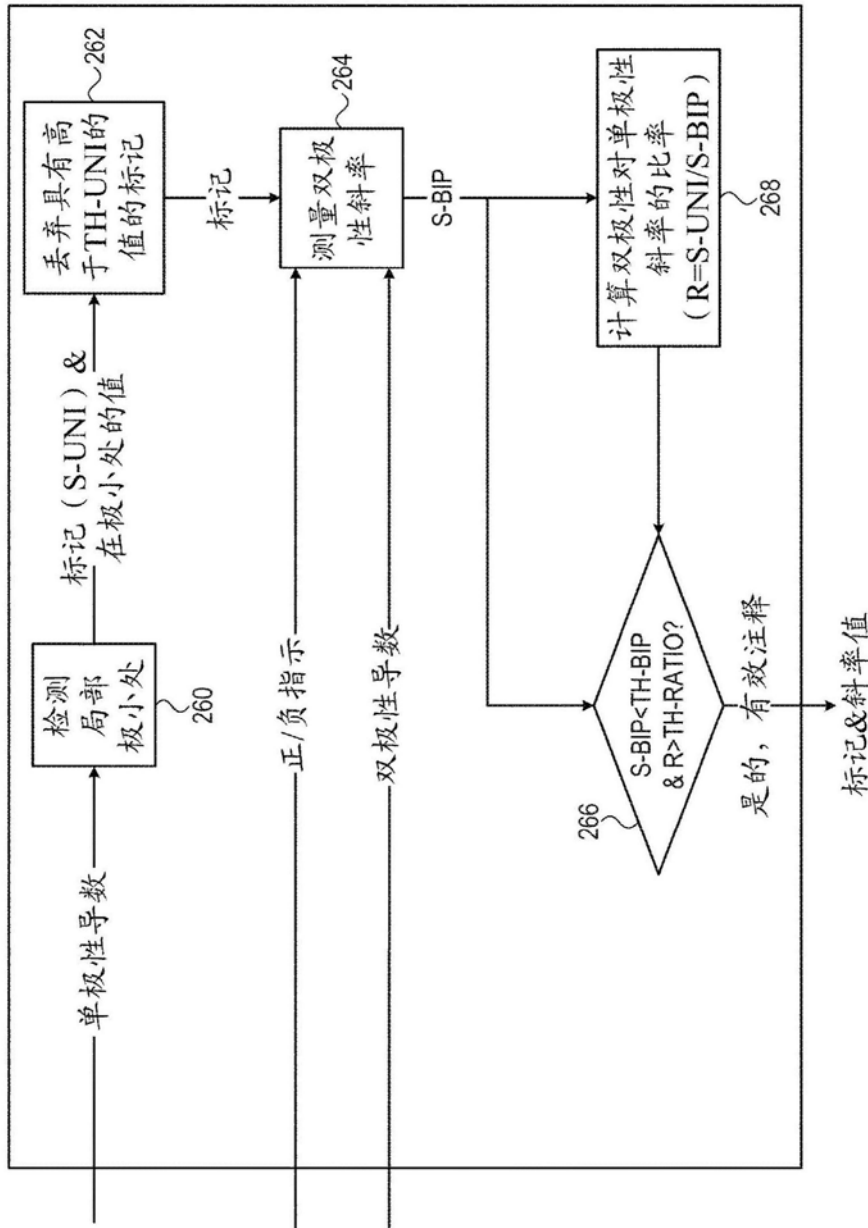


图28

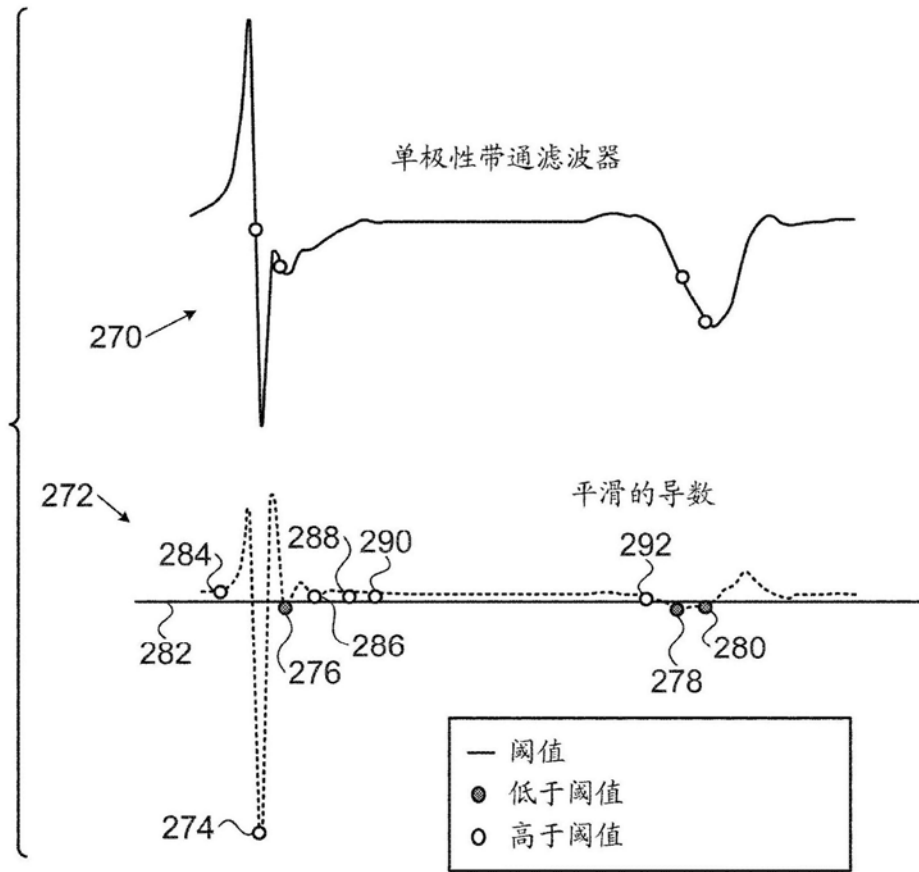


图29

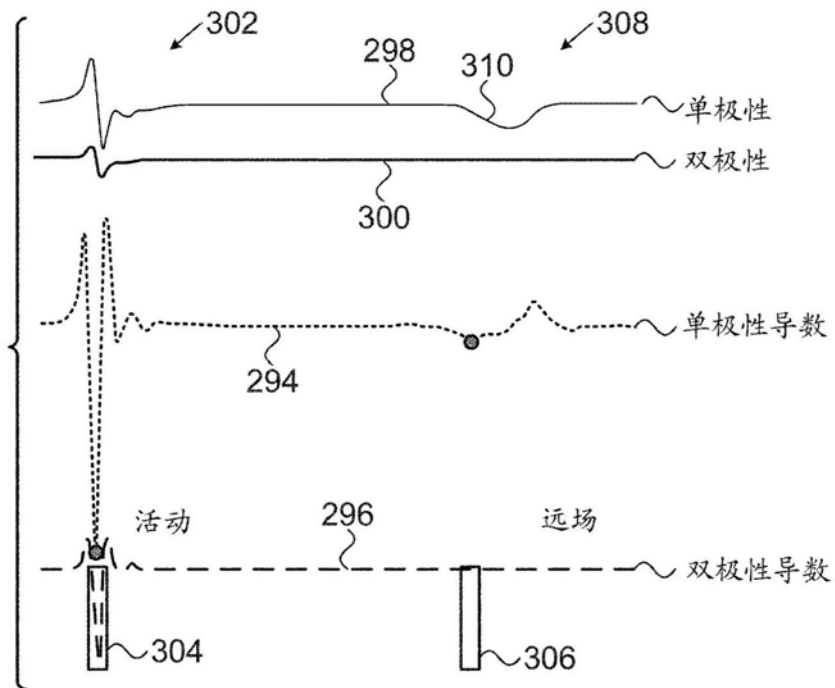


图30

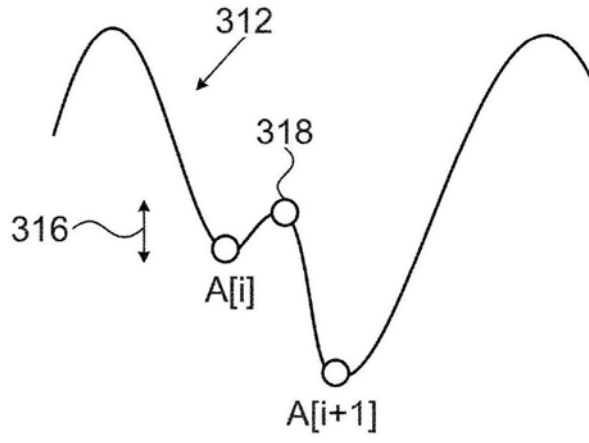


图31

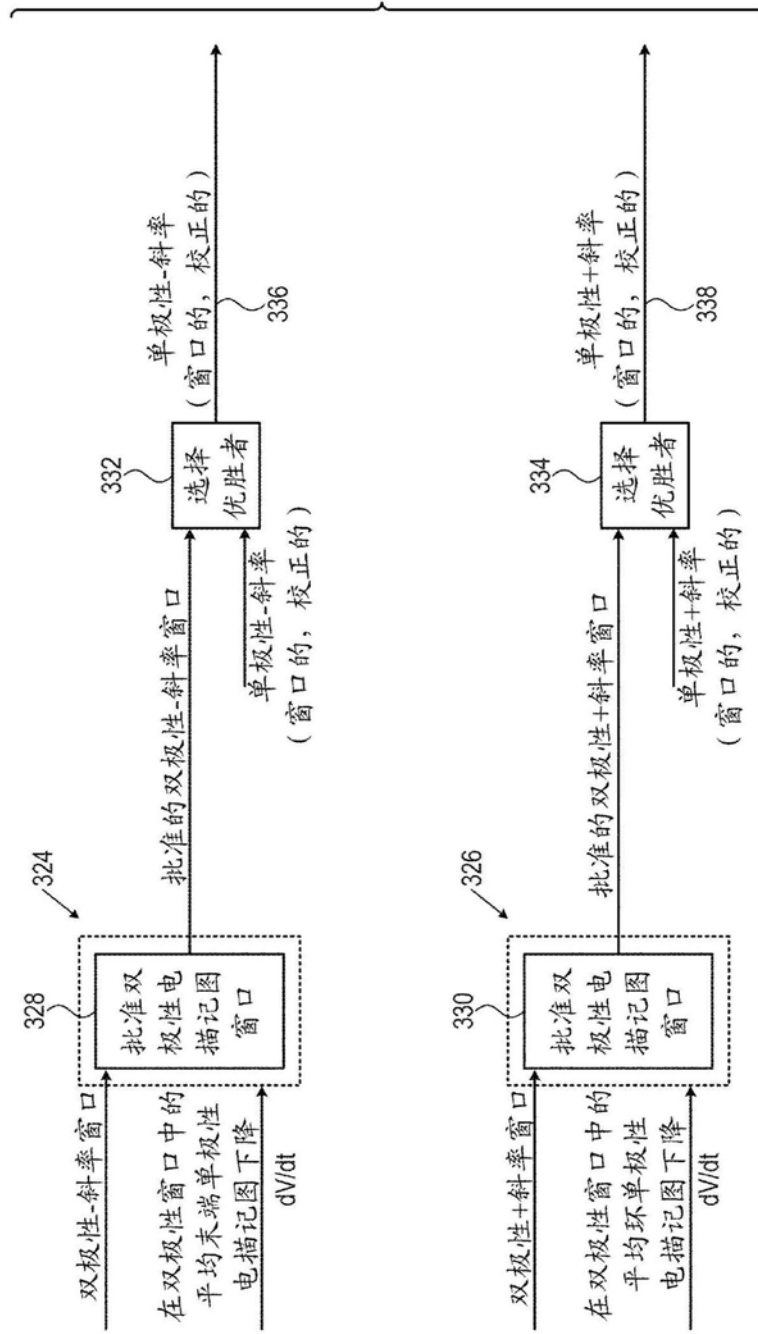


图32