



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109069044 A

(43)申请公布日 2018.12.21

(21)申请号 201780025617.0

(22)申请日 2017.03.07

(30)优先权数据

15/062,697 2016.03.07 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.10.25

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2017/021170 2017.03.07

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2017/156008 EN 2017.09.14

(71)申请人 APN健康有限责任公司

地址 美国威斯康星

(72)发明人 D·布鲁德尼克 J·萨拉

(74)专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

利商标事务所 11038

代理人 高文静

(51)Int.Cl.

A61B 5/04(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0408(2006.01)

A61B 5/0432(2006.01)

A61B 5/0452(2006.01)

A61B 5/0464(2006.01)

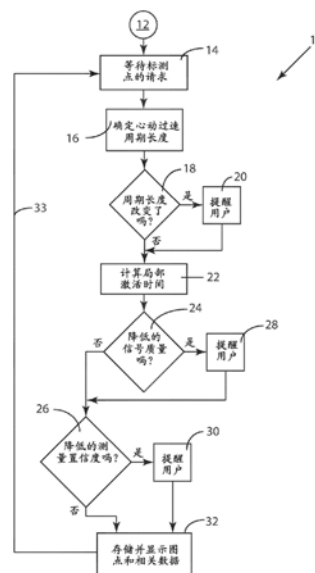
权利要求书2页 说明书31页 附图39页

(54)发明名称

局部激活时间的时间变换

(57)摘要

一种从至少三个多通道心电图描记图信号确定局部激活时间(LAT)的自动方法,其中多通道心电图信号包括标测通道和多个参考通道。该方法包括(a)存储心脏通道信号,(b)使用标测通道信号和第一参考通道信号计算多个标测通道位置处的LAT值,(c)监视第一参考通道信号的定时稳定性,以及(d)如果被监视信号的定时稳定性降至低于稳定性标准,使用第二参考通道信号确定LAT值。虽然定时稳定性丧失,但是避免LAT值的实质性丧失。



1. 一种从至少三个多通道心电描记图信号确定局部激活时间 (LAT) 的自动方法, 其中多通道心电描记图信号包括标测通道和多个参考通道, 该方法包括:

- 存储心脏通道信号;
- 使用标测通道信号和第一参考通道信号计算多个标测通道位置处的LAT值;
- 监视第一参考通道信号的定时稳定性; 以及
- 如果被监视信号的定时稳定性降低至低于定时稳定性标准, 使用第二参考通道信号确定LAT值, 以及虽然定时稳定性丧失, 但是避免LAT值的实质性丧失。

2. 如权利要求1所述的自动LAT确定方法, 还包括使用所述多个参考通道信号的对来计算一个或多个定时偏移量, 定时偏移量是 $LAT_k(J)$, 参考通道J的基于参考通道K的局部激活时间, 并且被用于将基于参考通道J的LAT值变换成基于参考通道K的LAT值。

3. 如权利要求2所述的自动LAT确定方法, 其中使用第二参考通道信号确定LAT值包括变换未来的LAT值, 使得它们基于第一参考通道。

4. 如权利要求3所述的自动LAT确定方法, 其中:

- $LAT_2(M)$ 是标测通道M的基于第二参考通道的未来LAT值; 以及
- 标测通道M的基于第一参考通道的未来变换后的值 $LAT_1(M)$ 等于定时偏移量 $LAT_1(2)$ 加 $LAT_2(M)$ 。

5. 如权利要求2所述的自动LAT确定方法, 其中使用第二参考通道信号确定LAT值包括变换过去的LAT值, 使得它们基于第二参考通道。

6. 如权利要求5所述的自动LAT确定方法, 其中:

- $LAT_1(M)$ 是标测通道M的基于第一参考通道的过去LAT值; 以及
- 标测通道M的基于第二参考通道的过去变换后的值 $LAT_2(M)$ 等于定时偏移量 $LAT_2(1)$ 加 $LAT_1(M)$ 。

7. 如权利要求2所述的自动LAT确定方法, 其中多次计算所述一个或多个定时偏移量, 并且用它的所述多次的平均值替换每个定时偏移量的值。

8. 如权利要求7所述的自动LAT确定方法, 其中在预定次数上计算平均值。

9. 如权利要求2所述的自动LAT确定方法, 其中监视第一参考通道信号的定时稳定性包括监视多个定时偏移量 $LAT_1(X)$, 其中X表示与第一参考通道的定时偏移量被计算的通道。

10. 如权利要求9所述的自动LAT确定方法, 还包括计算所述多个参考通道的信号特点并且从中确定这些参考通道中的哪一个或多个通道已经/还没有失去定时稳定性。

11. 如权利要求10所述的自动LAT确定方法, 还包括从还未失去定时稳定性的通道中选择第二参考通道信号。

12. 如权利要求11所述的自动LAT确定方法, 其中从还未失去定时稳定性的通道中选择第二参考通道信号包括计算信号质量。

13. 如权利要求10所述的自动LAT确定方法, 其中计算信号的信号特点包括计算信号的频率成分。

14. 如权利要求13所述的自动LAT确定方法, 其中计算信号的频率成分包括计算信号的预定时间段的傅立叶变换。

15. 如权利要求13所述的自动LAT确定方法, 其中计算信号的频率成分包括计算信号的预定时间段的快速傅立叶变换。

16. 如权利要求15所述的自动LAT确定方法,其中计算出的信号特点是从快速傅立叶变换确定的第一信号功率矩。

17. 如权利要求15所述的自动LAT确定方法,其中将信号分段为多个时间重叠的段信号。

18. 如权利要求17所述的自动LAT确定方法,其中权重被应用于所述段信号中的每一个段信号。

19. 如权利要求18所述的自动LAT确定方法,其中计算信号的快速傅立叶变换包括(a)为每个段信号计算信号段快速傅立叶变换,以及(b)对每个这种信号段快速傅立叶变换求平均,以形成信号的快速傅立叶变换。

20. 如权利要求19所述的自动LAT确定方法,其中计算出的信号特点是从信号的快速傅立叶变换确定的第一信号功率矩。

21. 如权利要求13所述的自动LAT确定方法,其中计算信号的频率成分包括计算信号的预定时间段的Harr变换。

22. 如权利要求21所述的自动LAT确定方法,其中计算出的信号特点是从计算出的Harr变换确定的第一信号功率矩。

23. 如权利要求21所述的自动LAT确定方法,其中信号被分段为多个基本上顺序的段信号。

24. 如权利要求23所述的自动LAT确定方法,其中计算信号的Harr变换包括(a)为每个段信号计算Harr变换系数,(b)计算系数的绝对值,(c)通过对具有相同时间尺度的信号-段Haar变换系数求和,为每个段信号计算频率选择性聚合量值的集合,以及(d)对频率选择性聚合量值的集合求平均,以形成用于信号的频率选择性聚合量值的单个集合。

25. 如权利要求24所述的自动LAT确定方法,其中计算出的信号特点是从频率选择性聚合量值确定的第一信号功率矩。

26. 如权利要求10所述的自动LAT确定方法,其中计算出的信号特点是在信号的预定时间段内信号速度的绝对值高于预定阈值的时间的分数。

27. 如权利要求10所述的自动LAT确定方法,其中计算出的信号特点是在信号的预定时间段内的最大信号振幅减去最小信号振幅。

局部激活时间的时间变换

技术领域

[0001] 本发明一般而言涉及电生理学领域,并且更具体地涉及用于准确测量心内和心外膜电信号(诸如心率和局部激活时间)内的参数以及评估这些测量的质量的技术。

背景技术

[0002] 本文公开的发明涉及处理由心脏产生的多个通道的电信号。这些通道信号包括来自体内电极的信号,即,来自心脏的血管和腔室内的心内信号和来自心脏的外表面的心外膜信号。在整个文档中,术语“多通道心电描记图”(或“MCCE”)被用于指所有这些类型的通道;当具体类型适当时,使用具体的命名法。本文使用这个术语(MCCE),因为术语“ECG”有时仅指心脏表现的体表测量。

[0003] 诸如心脏消融之类的心脏介入手术(procedure)中的一个主要组成部分是心脏数据的显示,该心脏数据是从放置在心脏本身的结构内和上面的电极阵列捕获的MCCE信号中提取的。所显示的重要数据包括心内周期长度(心律失常(诸如心房颤动)中激活之间的时间、两个心内通道中的相关激活之间的相对时间差异以生成激活图,以及信号强度、变异性和MCCE信号内的信号质量的其它测量的评估。

[0004] 心脏介入电生理学手术(例如,消融)可以是极其耗时的,并且这些心脏参数的可靠确定和呈现是手术质量和它们可以被执行的速度的重要因素。在这种手术期间呈现给电生理学医生的数据常常表现出高度可变性,这不仅是由于心脏本身的性能,而且是由于MCCE信号的某些特征的不可靠检测。因此,需要更可靠和更快速的算法来处理在电生理学(EP)手术期间获得的心内信号。

[0005] MCCE电极捕获心肌细胞中的电信号。如上面所提到的,一些MCCE电极可以定位在心脏静脉、动脉和腔室内(心内)部和心脏的外表面上(心外膜),作为位于导管的尖端或沿着导管的长度定位的导电元件由EP医生导入体内并操纵进入适当的位置。心肌内并从其流到身体的其它区域的电信号具有非常低的电压振幅,因此易受外部信号噪声和内部生成的电变化(非心脏活动)的影响。此外,心律失常本身可以是高度可变的,这会使得难以从MCCE信号中可靠地提取心脏参数。

[0006] 在这种手术期间使用的一个重要的心脏参数是在两个通道内发生的激活之间的时间差,这两个通道都包含心律失常的电信号。这种测量被称为局部激活时间(LAT),并且多个LAT值的测量是生成激活图的基础。该图显示关于心肌细胞相对于彼此的激活顺序的信息,并且这个信息顺序与物理解剖位置信息组合,以形成图。然后,激活图为EP医生提供向心肌细胞应用治疗的过程的指导,这种治疗可以终止心律失常并永久地影响心脏以防止心律失常的复发。

[0007] 确定LAT的整个过程被称为标测,因为通过分析MCCE信号生成的所有信息都被组合在具有感兴趣的心室形状的三维图形的单个计算机显示中并且采用附加图像质量,诸如传达电活动的顺序(激活图)或电活动的可能的其它质量(例如,电压图)的颜色。这些图像的风格类似于如今天气预报中常见的天气图。这种心脏图随着EP医生将心脏中导管的运动

引导到新的位置成为EP医生关注的焦点,并且处理MCCE信号的算法从位于新位置的电极产生测量。随着这个过程继续,图将用新的彩色点进行更新,以表示关于心脏的电活动的附加信息。

[0008] 在标测规程期间,通常必须为心室周围可能正在经历异常节律的数百个位置确定肌肉去极化的定时关系。常常通过将探测心脏导管电极(标测通道电极)从一个位置移动到另一个位置来一次一个地检查这些位置,在每个位置可能仅获取几秒钟的信号数据。为了比较定时关系,不同的电极(参考通道电极)保持静止(在单个位置)并且连续地获取节律的参考信号。

[0009] 定时关系和解剖位置的集合构成激活图(LAT图)。如上所述,使用相对大量的个体LAT值来生成有用的LAT图。许多不同的位置可以充分地用作替代参考位置,但是在当前的现有技术中关键的是,无论使用什么位置作为参考,一个激活图在整个持续时间内仅致力于(committed to)那个参考位置。

[0010] 标题为“Multi-channel Cardiac Measurements”并于2013年6月20日提交的美国专利No.8,812,091(Brodnick)公开了用于确定LAT的改进方法的若干方面。(这个专利和本申请的发明是共同拥有的,并且Donald Brodnick也是本发明的发明者。)Brodnick专利公开了LAT确定方法,该方法包括当这种通道信号的质量下降到低于通道信号质量的标准测量时,替换心脏通道。本文包括Brodnick专利的公开内容的主要部分,因为它为本文公开的改进的LAT确定方法提供了优异的背景信息。

[0011] 偶尔参考电极会碰撞或变得断开。在这些情况下,无法收集附加数据来扩展图(向图添加更多LAT值),因为定时关系不再具有可比性(基于相同的参考通道信号)。EP医生或者基于不完整的图对图做出他或他自己的解释,或者建立新的参考并开始创建新的图,这失去了在手术中到这个时候为止已经花费的时间和精力。在每个位置几秒钟的信号获取、位置之间几秒钟的导管运动以及数百个位置,如果必须重新启动图,那么浪费的时间和精力会是非常显著的。此外,延长总手术时间会增加患者并发症的风险。

[0012] 由于心脏不断收缩并且其它导管持续被重新定位,因此手术可以持续数小时,在此期间患者甚至可能需要被移动。偶尔参考电极或者接触不良或者可以移位,在这种情况下,恒定的定时关系被中断(失去了定时稳定性),并且不能研究与累积数据相关的附加位置。如上所述,结果所得的不完整激活图可以是毫无价值的,需要新的图,延长并增加患者的成本和风险。

[0013] 因此,需要一种从多通道心电描记图信号确定局部激活时间(LAT)的自动方法,该方法在局部激活时间标测规程期间参考通道中的定时稳定性丧失的情况下避免LAT值的实质性丧失。

[0014] 位置信息的生成及其与心脏定时信息的组合不在本发明的范围内。本发明的焦点是处理MCCE信号以测量信号内的时间关系,其中最重要的两个是周期长度(CL)和局部激活时间(LAT)。

[0015] 目前可用的MCCE处理算法是简单的并且常常提供不准确的测量,这造成激活图和许多其它心脏参数值具有误导性。误导性的图可能或者(1)迫使EP医生继续标测新点,直到图的明显不一致性被大量新的、更准确测得的图点校正,或者(2)说服EP医生对肌肉区域应用治疗,这实际上在终止心律失常方面几乎没有进展,再次延长了手术,同时标测更多的点

以试图定位治疗可能有效的新区域。

[0016] 目前,在标测过程中协助EP医生的计算机系统具有手动覆盖,以允许技术人员或有时EP医生自己校正由系统自动进行的测量。这需要人观察称为“注释窗口”的计算机显示呈现,该“注释窗口”示出患者心律的短长度,可能是3-8个通道中记录的3-5次心跳(来自MCCE电极的信号)。

[0017] 注释窗口的通道有几种类型。存在一个被识别为参考通道的通道,其电极在整个图生成规程期间理想地保持在固定位置,并且存在至少一个在导管尖端感测电信号的其它心内通道(标测通道),其精确的三维位置由其它手段确定。将标测通道中的电活动与参考通道中的活动进行比较,以确定用于在那个精确的三维位置对图着色的局部激活时间(LAT)。

[0018] 心内通道可以是或者双极或者单极记录类型,并且本文公开的发明性的测量方法可以应用于这两种类型的信号。而且,由于在心脏的一些腔室的心律失常期间有可能以不同于心脏的其它腔室的节律跳动,因此注释窗口常常包含附加通道以帮助解释所呈现的数据。

[0019] 发明目的

[0020] 本发明的一个目的是在电生理学领域中提供一种用于准确测量表征MCCE信号的若干参数的自动方法。

[0021] 本发明的另一个目的是提供一种用于这种测量的自动方法,该方法足够快地操作,以便不妨碍电生理学家执行利用这种方法的手术。

[0022] 本发明的另一个目的是提供一种用于心脏参数的快速可靠测量的自动方法,以减少某些心脏手术所需的时间长度,并且还减少患者的X射线暴露时间。

[0023] 本发明的另一个目的是提供一种用于局部激活时间的快速可靠测量的自动方法,该方法被提供用于快速生成局部激活时间图,从而确定参考通道与映射通道之间的精确相位关系。

[0024] 本发明的还有另一个目的是提供一种用于心脏参数测量的自动方法,该方法可以在某些介入心脏手术期间实时地使用。

[0025] 本发明的另一个目的是提供一种用于快速可靠的激活标测的自动方法,当参考信号的定时稳定性降级使得它不再可用作参考信号时,该方法可以继续提供LAT测量。

[0026] 本发明的另一个目的是提供一种用于测量心脏参数的自动方法,该方法对MCCE信号的振幅很不敏感,并且几乎完全取决于包含在这种信号中的定时信息。

[0027] 本发明的另一个目的是提供一种用于测量局部激活时间的自动方法,该方法避免在用于确定这种LAT值的参考通道信号的定时稳定性丧失之前已经确定的LAT值的丧失。

[0028] 本发明的还有另一个目的是提供一种自动方法,该方法用于即使当所有多个参考通道信号在不同时间间歇地失败时也在整个LAT标测规程中生成单个图,只要至少一个参考通道在标测过程期间的任何时候正确起作用即可。

[0029] 并且发明性方法的还有另一个目的是提供心脏通道定时稳定性和信号质量的可靠准确的自动确定。

[0030] 从以下描述和附图中,本发明的这些和其它目的将变得清晰。

发明内容

[0031] 如本文使用的,术语“数字化信号”是指在离散时间点的数字数值的流。例如,MCCE通道的模拟电压信号使用模数(A/D)转换器每毫秒(msec)被数字化,以生成一系列相隔一毫秒的连续数字数值。本文给出的示例使用每秒1000个样本(sps)的这个采样率,从而产生相隔一毫秒的数字值的流。这个采样率不是限制性的;可以使用其它采样率。

[0032] 如本文使用的,术语“速度”是指其值一般与另一个信号的时间变化率成比例的信号。

[0033] 如本文使用的,术语“依赖速度的信号”是指与通道信号的速度相关并且特别是保留通道速度的某些特性的可能信号的集合。对通道信号进行滤波以生成依赖速度的信号,该信号包含信号信息,该信号信息不会失去通道信号中的或者正或者负活动。一个这种依赖速度的信号是通道速度的绝对值;在本发明性方法的一些实施例中,使用这种依赖速度的信号在信号中保存活动的量值。其它可能的依赖速度的信号是速度的偶数次幂(平方、四次幂,等等),其保持速度信号中的正和负信号活动;只要信号内的正和负活动都不被滤波掩盖,相对量值在本发明中就不是关键的。可以使用许多其它可能的滤波策略来生成依赖速度的信号,诸如速度的正部分相对于正阈值的比较,以及类似地,速度的负部分相对于负阈值的比较。关于它们在本发明中的使用,如本文定义的所有依赖速度的信号在每个相关方面都完全等同于绝对值速度滤波。

[0034] 如本文使用的,术语“两个差分顺序方形滤波器”是指两个方形滤波器,它们串联操作,然后计算两个方形滤波器值之间的差异。这种滤波操作是通过其应用后面跟着第一差分滤波器的低通滤波器的一个实施例。两个差分顺序方形滤波器在图3A中示出并在本文档的后面详细描述。

[0035] 如本文使用的,术语“正态中值”是指从数值集合中确定的数值,这种数值(中值)是根据术语“中值”的通常理解的数学含义计算的。可以通过将所有数值从最低值到最高值排列并从有序集合中选择中间值来确定有限数值集合的正态中值。如果集合中存在偶数个数值,那么正态中值被定义为有序集合的两个中间值的平均值。

[0036] 如本文使用的,术语“集合成员中值”是指以从上述中值确定方法修改的方式从数值集合中确定的数值。在这种修改的确定中,如果集合中存在偶数个数值,那么集合成员中值是有序集合中的两个中间值中的任一个,使得集合成员中值始终是该数值集合的成员。实际上,在几乎所有实际数据集合中,在中值附近存在非常大量的数据值,并且在两个中间值之间几乎没有差异。

[0037] 如本文使用的,术语“心内通道”是指MCCE信号集合的通道,该通道连接到内部引线,即,连接到内表面电极,诸如在心脏导管的末端或沿着其尖端。例如,这种电极可以在血管中或心脏的腔室中。

[0038] 如本文使用的,术语“激活”是指MCCE信号内的时间段,该时间段表示与MCCE电极相邻的肌细胞内的去极化波前的通过。激活有时可以被称作活动触发器。要注意的是,术语“激活”和“激活时间”在本文中可以互换使用,因为每次激活具有与其相关联的激活时间。

[0039] 如本文使用的,术语“周期长度”是指MCCE信号中相邻激活之间的时间,特别是在参考通道或标测通道信号中。

[0040] 如本文使用的,术语“方法”和“过程”有时可互换使用,特别是在如附图所示的优选实施例的描述中。被描述为测量多通道心电描记图信号的参数的本发明性自动方法的实施例的算法作为一系列方法步骤被呈现,这些方法步骤一起包括过程。

[0041] 如本文使用的,术语“信号”和“通道”可以互换使用,因为本文描述的本发明性自动方法使用MCCE信号的通道中的信号值。例如,常常如本文使用的,术语“通道”意味着添加词“信号”(以产生“通道信号”),但是为了简单和文本流,单独使用词“通道”。

[0042] 如本文使用的,术语“定时稳定性”是指基于定时稳定性的标准在心脏手术期间定时参数(诸如LAT)从一个值变为下一个值的程度。例如,如果LAT没有从其过去值(或过去值的合成)改变超过预定百分比或超过其标准偏差的倍数,那么可以说LAT是稳定的。定时参数的测量当然也可以受到一个或多个MCCE信号中的噪声的影响,使得这种参数的确定降级到超出有用性。这种情况也将被视为时间稳定性的丧失。

[0043] 如本文使用的,术语“避免LAT值的实质性丧失”是指在很大程度上防止EP医生在捕获LAT值时所投入的时间和精力的丧失,而不是狭义地指用于LAT的具体数值是否被保留。避免LAT值的实质性丧失可以意味着(a)具体的LAT值以不变的形式被使用,(b)具体的LAT值被校正以便有用,和/或(c)具体的LAT值被替换为从已存在的心电描记图信号中确定的其它LAT值。在所有这些情况下,仍然可以使用LAT值,无论是更改的还是未更改的形式。改变的LAT值在本文中被称为已经被变换。

[0044] 如本文使用的,术语“基本参考通道”是指在LAT计算中使用的参考通道。使用标测通道和参考通道来计算LAT,并且参考通道在本文中有时被称为基本参考通道。

[0045] 如本文使用的,术语“信号特点”是指通过其可以区分信号之间的差异的信号的度量。

[0046] 如本文使用的,术语“功率中心频率”是指从信号频谱计算的第一功率矩。

[0047] 如本文使用的,术语“频率选择性聚合量值”是指通过将具有基于相同时间尺度的差异的多个Haar变换系数组合成单个值而形成的值。

[0048] 本发明是一种从至少三个多通道心电描记图信号确定局部激活时间(LAT)的自动方法,其中多通道心电图信号包括标测通道和多个参考通道。该方法包括:(a)存储心脏通道信号;(b)使用标测通道信号和第一参考通道信号计算多个标测通道位置处的LAT值;(c)监视第一参考通道信号的定时稳定性;并且如果被监视信号的定时稳定性降至低于稳定性标准,那么,虽然定时稳定性丧失,但是使用第二参考通道信号确定LAT值并避免LAT值的实质性丧失。

[0049] 本发明性自动LAT确定方法的一些优选实施例包括使用多个参考通道信号的对来计算一个或多个定时偏移量,定时偏移量是 $LAT_k(J)$,参考通道J的基于参考通道K的局部激活时间并且被用于将基于参考通道J的LAT值变换成基于参考通道K的LAT值。

[0050] 在某些优选实施例中,使用第二参考通道信号确定LAT值包括变换未来的LAT值,使得它们基于第一参考通道。在这些实施例的一些中, $LAT_2(M)$ 是标测通道M的基于第二参考通道的未来LAT值,并且标测通道M的基于第一参考通道的未来变换后的值 $LAT_1(M)$ 等于定时偏移量 $LAT_1(2)$ 加 $LAT_2(M)$ 。

[0051] 通过变换LAT使用第二参考通道的信号值确定LAT值的一些其它优选实施例包括变换过去的LAT值,使得它们基于第二参考通道。在这些实施例的一些中, $LAT_1(M)$ 是标测通

道M的基于第一参考通道的过去LAT值,并且标测通道M的基于第二参考通道的过去变换后的值 $LAT_2(M)$ 等于定时偏移量 $LAT_2(1)$ 加 $LAT_1(M)$ 。

[0052] 在一些高度优选的实施例中,多次计算一个或多个定时偏移量,并且用其多次的平均值替换每个定时偏移量的值。在这些实施例的一些中,在预定次数上计算平均值。

[0053] 在本发明性自动LAT确定方法的高度优选的实施例中,监视第一参考通道信号的定时稳定性包括监视多个定时偏移量 $LAT_1(X)$,其中X表示与第一参考通道的定时偏移量被计算的通道。这些实施例的一些还包括计算多个参考通道的信号特点并且从中确定这些参考通道中的哪个或哪些通道还没有失去定时稳定性。一些实施例还包括从未失去定时稳定性的通道中选择第二参考通道信号,并且在这些实施例的一些中,从还未失去定时稳定性的通道中选择第二参考通道信号包括计算信号质量。

[0054] 在一些优选实施例中,计算信号特点包括计算信号的频率成分。在这些实施例的一些中,计算信号的频率成分包括计算信号的预定时间段的快速傅立叶变换(FFT)。在一些此类实施例中,计算出的信号特点是从计算出的快速傅立叶变换确定的第一信号功率矩。

[0055] 在一些高度优选的实施例中,计算信号的频率成分包括将信号分段为多个时间重叠的段信号。在这些实施例的一些中,将权重应用于每个段信号。在一些此类实施例中,计算信号的快速傅立叶变换包括:(a)为每个段信号计算信号段快速傅立叶变换,以及(b)对每个这种信号段快速傅立叶变换求平均,以形成信号的快速傅立叶变换。在这些实施例的一些中,计算出的信号特点是从信号的快速傅立叶变换确定的第一信号功率矩。

[0056] 在其它实施例中,计算信号的频率成分包括计算信号的预定时间段的Harr变换,并且在一些此类实施例中,计算出的信号特点是从计算出的Harr变换确定的第一信号功率矩。在这些实施例的一些中,信号被分段为多个基本上顺序的段信号。在一些实施例中,计算信号的Harr变换包括(a)为每个段信号计算Harr变换系数,(b)计算系数的绝对值,(c)通过对具有相同时间尺度的信号-段Haar变换系数求和,为每个段信号计算频率选择性聚合量值的集合,以及(d)对频率选择性聚合量值的集合求平均,以形成用于信号的频率选择性聚合量值的单个集合。在这些实施例的一些中,计算出的信号特点是从频率选择性聚合量值确定的第一信号功率矩。

[0057] 在本发明性自动LAT确定方法的某些其它实施例中,计算出的信号特点是在信号的预定时间段内信号速度的绝对值高于预定阈值的时间的部分。

[0058] 在某些其它实施例中,计算出的信号特点是在信号的预定时间段内的最大信号振幅减去最小信号振幅。

附图说明

[0059] 图1是用于测量MCCE信号参数(包括心内周期长度和局部激活时间,以及信号和测量质量的估计)的方法的示意性框图。在若干其它示意性框图中进一步详述如图1的框图中所示的方法的步骤。

[0060] 图2是图示生成所选数字化MCCE信号的绝对值速度数据的方法的步骤的示意性框图。

[0061] 图3A是通过将两个差分顺序方形滤波器应用于数字化信号而发生的滤波操作的图示。

[0062] 图3B描绘了图3A中所示的滤波操作的输出信号的绝对值。

[0063] 图4A是确定来自MCCE通道的绝对值速度信号中的激活(活动触发)的过程的示意性框图。这个过程的步骤被应用于该方法中的多于一个通道信号。

[0064] 图4B图示了识别如由图4A的过程处理的示例绝对值速度通道信号中的激活的过程。

[0065] 图5是在图1的实施例中确定参考通道周期长度的过程的示意性框图。

[0066] 图6A和6B一起是在图1的实施例中确定单个标测点的局部激活时间(LAT)的过程的示意性框图。

[0067] 图6C是使用参考通道信号内的附加基准时间来确定单个标测点的LAT的替代实施例的示意性框图。

[0068] 图7A是MCCE信号曲线图的集合,图示了如图6A和6B中所示的确定单个标测点的LAT的过程的示例。

[0069] 图7B是图示通过其为图7A的示例选择具体标测通道激活以确定LAT的过程的表。

[0070] 图7C-1至图7C-4是曲线图的集合,详细地图示了所选标测通道激活及其参考通道信号的对应部分,如图7A和7B中所示,它们被用于确定单个标测点的LAT。

[0071] 图7D是图示使用图7A至图7C-4的示例评估图1的方法中的测量置信度的方法的实施例的表。图7D还图示了确定单个标测点的LAT值的第二替代方法实施例。

[0072] 图8是图示在测量MCCE信号参数的自动方法中包括参考通道的自动选择的示意图。

[0073] 图9A是从候选MCCE通道的集合中自动选择参考通道的过程的示意性框图,该图具体地图示了确定用于单个候选参考通道的参数。

[0074] 图9B是从候选MCCE通道的集合中自动选择参考通道的过程的示意性框图,该图具体地图示了从已经具有在图5和9A的自动过程中确定的参数的候选参考通道中进行自动选择。

[0075] 图10是矩阵,其示意性地图示了用于在MCCE信号的集合之间进行参考或标测的一系列通道,在本发明性方法的一方面,这些MCCE信号可以被并行处理,以通过参考和标测通道的各种组合生成多个LAT标测。

[0076] 图11是图示监视心脏通道质量的替代实施例的示意性框图。该替代实施例替换图1的示意性框图的一部分。

[0077] 图12是图示图8中所示的通道选择方法的替代实施例的示意性框图,将初始化内的自动通道选择步骤的元素添加到用于测量MCCE信号的参数的本发明性方法的实时操作,使得当在本发明性方法的操作期间通道信号的质量降级时,心脏通道可以被替换。

[0078] 图13是图示本发明性方法的实施例的步骤的高级示意性框图,该方法用于当第一参考通道信号的定时稳定性降级至稳定性标准以下时使用第二参考通道信号变换LAT值,以便虽然失去了定时稳定性,但也避免LAT值的实质性丧失。

[0079] 图14是示出在图13所示的用于确定局部激活时间的本发明性方法的实施例中的一个步骤中计算出的定时偏移量的示例性值的表。图14的表还给出了是否定时稳定性的丧失已在图13的方法实施例的示例中发生的示例确定。

[0080] 图15是图示用于计算在图13的方法实施例中使用的信号特点的方法的步骤的示

意性框图。这种信号特点计算生成基于FFT的(基于快速傅立叶变换的)参数,在本文称为历元(epoch)功率中心频率。

[0081] 图15A是代表性心脏通道电描记图信号的示例性六秒历元。

[0082] 图15B是图示用于将信号历元数据样本划分成重叠数据段的权重的一个实施例的曲线图。权重被应用于图15A的信号数据,以便在图15的基于FFT的信号特点计算中使用。

[0083] 图15C-15G是五个曲线图,图示了具有应用于图15A的心脏通道信号的权重的结果所得的段,以便在如图15中所示的历元功率中心频率的计算中使用。

[0084] 图15H-15L是五个曲线图,图示了利用图15C-15G的五个加权段信号的快速傅立叶变换计算的段频谱。

[0085] 图15M是图15H-15L的五个段频谱的平均信号频谱的曲线图,并且从中计算出历元功率中心频率。

[0086] 图15N是图示在图14的示例中确定哪个(哪些)特定通道造成被确定为已发生的定时稳定性的丧失的方法实施例的表。这个示例实施例中使用的信号特点是作为图15的替代方案的基于FFT的信号特点计算。

[0087] 图16是图示用于计算在图13的方法实施例中使用的信号特点的第一替代方法的示意性框图。这种替代信号特点计算生成被称为历元活动持续时间的信号特点。

[0088] 图16A是图示绝对值速度滤波器应用于图15A的示例性六秒历元心脏通道电描记图信号的曲线图。

[0089] 图16B是图示对图16A的绝对值速度历元信号计算活动持续时间信号特点的曲线图。

[0090] 图17是图示用于计算在图13的方法实施例中使用的信号特点的第二替代方法的示意性框图。这种替代信号特点计算生成信号特点历元峰-峰振幅。

[0091] 图17A是图示图17的第二替代实施例的表,该图示出了图15A的代表性心脏通道电描记图信号的示例性六秒历元的峰-峰确定。

[0092] 图18是图示用于计算在图13的方法实施例中使用的信号特点的第三替代方法的示意性框图。这种替代信号特点计算生成被称为历元功率中心频率的基于Harr变换的参数。

[0093] 图18A-18C是图15A的代表性心脏通道电描记图信号的示例性六秒历元的段的三个曲线图。

[0094] 图18D-18F分别是用于图18A-18C的三个数据段的Haar变换系数的三个曲线图,这些图由数据的这三个段的Haar变换产生。

[0095] 图18G是详细描述由2048个信号值组成的心电描记图信号的Haar变换的计算并产生2048个Haar变换系数 H_i 的表。

[0096] 图18H是详细描述从图20G的2048个Haar变换系数 H_i 计算11个频率选择性聚合量值 A_i 的集合的表。

[0097] 图18I-18K分别是针对图18A-18C的三个数据段的图18D-18F中所示的Haar变换系数的绝对值的三个曲线图。

[0098] 图18L-18N是针对图18A-18C的信号数据的三个段中的每一个的十一个频率选择性聚合量值 A_i 的三个条形图。

[0099] 图18P是条形图,其给出了在使用图18的替代方法确定COP频率信号特点时使用的十一个频率选择性聚合量值。

具体实施方式

[0100] 图1图示了用于测量多通道ECG信号的参数的方法的一个实施例。图1是作为生成图(例如,计算机显示的电压分布的3D呈现和跨心脏结构的激活时间)的系统的一部分近似实时地测量心内周期长度和局部激活时间并提供关于信号质量和测量置信度的反馈的方法的高级示意性框图。

[0101] 本文档中的几个其它附图涉及图1的方法,并且这些其它附图的示意性框图中给出的步骤嵌套在图1的高级示意性框图内,如下面将要描述的。此外,该方法还包括在图1的步骤之前发生的初始通道选择步骤。这些在本文档后面的图8至9B中示出和描述。

[0102] 参考图1,方法的实施例10包括方法步骤的流程循环,该循环由标测点的请求12发起,并且每次生成标测点请求12时,该方法继续执行图1中所示的步骤。标有标号14的流程图元素指示流程循环等待接收请求12。在使用该方法的手术中,电生理学家(EP医生)正在操纵电极尖端导管(标测导管)通过和围绕患者心脏的腔室、动脉和静脉。这个被操纵的导管上的电极提供标测通道信号。当EP医生确定被操纵的导管电极处于期望的位置时,EP医生激活信号作为标测点的请求12。多个图点构成图。

[0103] 在这个手术期间生成图涉及在标测电极与参考电极的MCCE信号之间进行的时间测量。(如本文使用的,电极被定位成向通道提供信号。因此,例如,标测电极为标测通道提供信号。)参考电极在标测开始之前定位在预期在标测过程期间保持恒定并且将生成稳定和重复的电信号的位置。

[0104] 当与电极接触的肌细胞改变其细胞膜电位时,每个电极产生(develop)电信号。随着细胞机械收缩,这些电位改变。不收缩的神经细胞也可以与电极接触并产生电信号。

[0105] 所生成的图表示正在被研究的特定心律,诸如心动过速。参考通道和标测通道信号都是周期性的并且具有基本相同的周期长度(CL)。参考通道信号表示特定心动周期的零相位或指数矩(index moment),并且局部激活时间(LAT)测量(标测与参考通道信号之间的时间差)指示心脏结构中的各种点(图点)的肌肉和神经细胞激活的顺序。这个时间顺序及其围绕心脏解剖结构的物理过程是EP医生确定如何应用治疗所需的信息。术语“局部”是指测量应用于与电极接触的心脏细胞和相对于参考通道信号的信号,并且这个信息被转换为心室的三维(3D)图像上的位置的事实。

[0106] 相对于参考电极处的一个或多个激活来测量激活时间,并且激活时间可以为正或负。在小于一个周期长度的一半的对应时间,多于一个周期长度的一半为负的局部激活时间也可以被识别为正。局部激活时间可以被定义为相对于参考通道中最近的激活。

[0107] 有时通过荧光透视成像来引导标测导管的定位。在感兴趣的位置处,EP医生生成触发系统从可从被操纵的导管和其它更静止的导管和体表电极获得的MCCE信号进行测量的请求12。在标测点处的这些测量通常通过颜色在感兴趣的心室的3D图像上表示。可以以几秒到可能几分钟的不规则间隔请求这些点,这取决于EP医生何时操纵标测导管到应当进行测量的点。

[0108] 当接收到请求12时,使用最近6秒的MCCE信号的“历元”进行测量。在实施例10中,

这个历元的6秒长度不应当被视为限制。该历元是MCCE信号的预设时间窗口,并且在这里在实施例10中其6秒长度被选择为使得在预设时间窗口期间所选信号包含合适数量的电事件以允许执行分析。在这种标测规程期间,使用至少一个标测通道和至少一个参考通道。在实施例10中的某些点处,如本文档后面将描述的,历元被划分成三个相等的时间段,并且在这里选择六秒,因为对于高于每分钟30跳的所有心率,2秒的时段几乎总是包含至少一次心跳(或细胞激活)。

[0109] 随着标测导管的移动,重要的是其电极在所选位置就位足够长的一段时间(停留时间)以获得合适的信号。在实施例10中,这种停留时间约为2秒。因此,当接收到请求12时,历元由正在被使用的其它通道上的6秒数据和标测通道上的2秒数据组成。(该6秒数据可以由刚过去的4秒的数据加上在请求12发生之后生成的2秒数据组成。历元中的6秒数据也可以是紧接在请求12之前的6秒数据,因为在触发请求12之前,标测导管可能已经处于稳定位置2秒。用于获取数据历元的其它可能策略也是可能的。)

[0110] 在图1的高级示意性框图中,在接收到请求12之后,在方法步骤14中结束等待,执行参考通道中的心内周期长度的确定16。(方法步骤16在图1中被示为确定心动过速周期长度,因为该方法主要用于监视心动过速患者治疗中的心脏参数。术语“心动过速”的使用不是限制性的。该方法适用于所有类型的心律失常以及正常心律的测量。)心内周期长度确定16的细节在图2至5的示意性框图和示例信号中详述,所有这些将在本文档的后面描述。

[0111] 决定步骤18遵循确定16,使得在步骤16中确定的周期长度与决定步骤18中的周期长度改变准则进行比较,并且如果周期长度未超过周期长度改变准则,那么该方法继续进行。但是,如果周期长度改变准则被超过,那么在方法步骤20中提醒EP医生,以便EP医生在标测规程期间可以采取步骤来评估这种改变的影响。

[0112] 在方法步骤18中应用的周期长度改变准则可以基于周期长度与先前周期长度的绝对时间差或者基于多个先前周期长度的平均值。或者它可以基于与这种量的百分比改变。一个有用的先前周期长度是在标测规程开始时建立的参考通道的初始或起始周期长度。

[0113] 局部激活时间图与特定节律相关,因此如果周期长度的改变太大,那么EP医生可以选择开始新图,或者实际上可以确定在这种时间标测不再合适。在方法步骤20中触发提醒的百分比改变的值可以是发现当前参考通道周期长度(在方法步骤16中确定)与起始周期长度相差超过10%。这种值不旨在是限制性的;可以找到向EP医生提供足够的警告的其它值。

[0114] 然后,方法的实施例10继续进行到与正被分析的图点相关联的局部激活时间(LAT)的计算22。局部激活时间计算22的细节在图6A-6C的示意性框图中详述,这将在本文档中后面描述,并且这种确定的示例在图7A至7D中示出。

[0115] 用于测量MCCE信号的参数的方法的实施例10包括用于评估24信号质量和评估26测量置信度的步骤,这两者都在实施例10中应用以监视测量过程。在每种情况下(即,如在步骤24中确定的降低的信号质量和在步骤26中降低的测量置信度),EP医生都被提醒(分别是用户提醒28和30)已经检测到这种状况。在方法步骤24中测量信号质量的方法的一个实施例包括在图4A所示的步骤中,并将在本文档的后面讨论。在本文档后面描述的图7D的示例中图示了评估方法步骤26中的测量置信度的方法的一个实施例。

[0116] 如图1中所示,实施例10的方法将(在步骤32中)图点及其相关的测量数据提供给计算机,至少用于在手术期间显示给EP医生并用于存储在存储器中以供以后分析。然后系统经由循环路径33返回,以在步骤14等待下一个标测点请求12。

[0117] 图2、3A和3B图示了在图4A-9B中进一步详述的方法的步骤的一部分的实施例。图2是图示实施例10内的详细步骤的示意性框图,通过这些步骤对所选的数字化MCCE通道信号36i进行滤波,以生成对应的绝对值速度信号36o。图2的步骤被应用于方法实施例10内的各种信号,如随后在下面的描述中所指示的。

[0118] 在图2中,组合步骤,低通滤波器38、第一差分滤波器40和绝对值滤波器42一起被示为绝对值速度滤波器34。绝对值速度滤波器34的前两个步骤,低通滤波器38和第一差分滤波器40,一起被示为生成输入信号的经滤波速度信号41的带通滤波器44。

[0119] 如图2中所示,输入信号36i是来自所选MCCE信号的数字化数据的6秒预设时间窗口(历元)。低通滤波器38对输入信号36i进行操作,接下来是第一差分滤波器40,并且这两个滤波器一起生成数据的数字流41,其与某些低频和高频被过滤掉的输入信号36i的经滤波速度(一阶导数)对应。即,滤波器44是带通滤波器。绝对值滤波器42简单地对来自第一差分滤波器40的经滤波速度信号41应用绝对值运算(整流),以生成输出信号36o,该输出信号36o是输入信号36i的绝对值速度信号。

[0120] 将低通滤波器38和第一差分滤波器40的组合44应用于数字化信号的一个实施例是本文所称的“两个差分顺序方形滤波器”,并且这种滤波实施例在图3A中示出,其中示例数字化信号46以图形方式(46g)和数字方式(46n)示出。七对“方形”48b图示了方形滤波器48的顺序操作。

[0121] 参考图3A,方形滤波器48中的每对方形48b的长度是四个时间样本,并且两个方形48b使得在时间上一个紧跟在另一个之后。(14个方形48b中只有两个被标记。)计算每个方形48b中数字化信号46的四个时间样本之和。因此,例如,如图所示,最上面(在时间上第一)对的左侧方形48b保持它所对向(subtend)的四个时间样本之和,并且这对中的右侧方形48b保持它所对向的四个时间样本之和。这两个和分别是7和12,并且右侧方形的值与左侧方形的值之间的差是 $12-7=5$ 。这个差值5显示在最上面的方形48b对的右边,并且由标号50指示的七个这样的值显示在七个示例顺序方形48b对的右边。这个输出信号50以数字方式示为50n,并以图形方式示为50g。针对标记为52a和52b的点线之间的七个时间样本示出滤波器输出信号50。

[0122] 在图3A的示例中,每个方形48b具有四个样本的方形宽度 w_B 。 w_B 的值确定方形滤波器48的频率响应,或者由方形滤波器48提供的平滑量。较大的 w_B 值产生方形滤波器48的较低的中心频率,因此更平滑其操作的信号。这种关系对于数字滤波领域的技术人员来说是众所周知的。本文使用的 w_B 的任何具体值不旨在限制。但是,对于本文中举例说明的实施例,已发现大约4的 w_B 值适合用于心内信号。对于每一毫秒被数字化的MCCE信号以及对于图3A和3B中所示的顺序四样本长的方形滤波器48($w_B=4$),结果所得的带通滤波器具有125Hz的中心频率。

[0123] 两个差分顺序方形滤波器48的操作对输入信号46执行低通滤波和微分,使得滤波器输出50与带通滤波的数字化信号46的速度成比例。在这个示例中没有应用缩放,但是这种缺乏缩放不旨在限制术语“两个差分顺序方形滤波器”的含义。

[0124] 如下示出并在图3A的左侧的图3B简单地以图形方式图示了输出信号50的绝对值,如图3A中所示例的。输出信号50的绝对值由绝对值滤波器42处理,如图3A和3B中所示。这个绝对值速度信号是图2的输出信号36o。

[0125] 如实施例10中所示的方法的一些步骤包括识别MCCE信号的一个或多个通道信号内的激活或活动触发。激活(活动触发)是与在心跳期间发生的心肌细胞的去极化的发起相关联的电活动,其像波浪一样通过心脏结构的各个部分并使得心脏泵送。

[0126] 图4A是确定绝对值速度信号中的激活(活动触发)的过程58的示意性框图。过程58的步骤可以应用于多于一个通道信号。

[0127] 在图4A的实施例中,在方法步骤62中将持续时间为6秒(6秒历元)并且是MCCE通道信号的绝对值速度的信号60划分为三个2秒“块”。在方法步骤64-1、64-2和64-3中,处理这三个块,以找到三个信号最大值(max1、max2和max3),三个信号块中每一个有一个最大值。这三个值(max1、max2和max3)是方法步骤66和方法步骤68的输入,方法步骤66选择三个输入中的最大值MAX,方法步骤68选择三个输入中的最小值MIN。值MAX和MIN进而被输入到方法步骤70,方法步骤70确定信号不规则性的估计SI。在方法步骤70中,信号不规则性SI被估计为 $SI = MAX - MIN$ 。块最大值(max1、max2和max3)的最大值(MAX)与最小值(MIN)之间的越大差异指示在被处理的历元60内的心跳之间存在越多的不规则性。信号不规则性SI与MCCE信号中激活的“形状”的变化相关,而本文档后面描述的其它测量涉及激活时间的变化。

[0128] 值MIN表示信号强度的估计SS。在方法步骤72中将SS乘以0.5(阈值因子),以确定要在步骤74中使用的激活阈值AT的值,以确定正被处理的MCCE信号内的激活的发生。在这个实施例的方法步骤72中应用的阈值因子的值(0.5)不旨在限制。阈值因子的其它值可以在该方法的实施例中应用。

[0129] 信号不规则性SI和信号强度SS与信号噪声的估计 N_s 结合使用,以在方法步骤79中提供信号质量SQ的估计。在方法步骤78中,处理信号60(由流程路径60a提供),以计算其在整个六秒历元内的中值,并且这种中值乘以2,以产生信号噪声的估计 N_s 。在方法步骤78中,可以使用正态中值或集合成员中值来进行信号60的中值的计算。对于这种大数据集(例如,以1000sps的6秒),已经发现使用集合成员中值在计算上是方便的并且非常合适。在步骤79中,信号质量SQ被计算为 $SQ = SS - SI - 2N_s$ 。

[0130] 在方法步骤78中应用的因子2和在方法步骤79中应用的因子2都不旨在限制。可以使用这些因子的其它值。步骤78中的因子的大小与确保信号60中的噪声的估计 N_s 是信号60中的噪声水平的良好表示相关。在生成信号质量SQ的估计时,与给予信号强度SS和信号不规则性SI的权重相比,步骤79中的因子的大小与给予噪声估计 N_s 的相对权重相关。已经发现,对于这两个因子的值2都提供了用于估计噪声 N_s 和信号质量SQ的良好性能。

[0131] 图4B图示了图4A的方法步骤74,识别由图4A的方法步骤处理的示例绝对值速度通道信号60中的激活的过程。正被处理的历元60的信号是方法步骤74的输入,如由信号流程路径60a所指示的。示例历元60的一部分在图4B中示出。激活阈值AT被示为平行于时间轴的点线AT和点76处的相交信号60。(示出了十一个信号越过(crossing);一个这种点被标记为76a,一个被标记为76b,一个被标记为76c)。

[0132] 如图4A的方法步骤74中所指示的,通过识别这样的阈值越过76来指示正被处理的历元60中的激活,在该阈值越过之前信号60不越过激活阈值AT达至少 T_{BT} 毫秒。所选择的阈

值前时间 T_{BT} 的值可以根据正被处理的MCCE信号60的类型而变化。例如,已经发现当分析心内通道时, $T_{BT}=90$ 毫秒是适当的值。 T_{BT} 的这个值不旨在限制; T_{BT} 的值的选择不基于选择这样的值,通过该值可以实现后续激活之间以及个体激活内的阈值越过76之间的可靠区分。

[0133] 在图4B的示例中,所示被标记为75的激活包括六个阈值越过76,如由快速相继发生的点线圆圈所指示的,第一个是阈值越过76b,最后一个是阈值越过76c。信号60内的先前激活77的一部分也在图4B中示出。在激活77中,五个阈值越过76快速相继发生,其中最后一个被标记为76a。

[0134] 与激活77相关联的阈值越过76a与与激活75相关联的阈值越过76b之间的时间差约为185毫秒,如图4B中所示。在这个示例中,185毫秒比 T_{BT} 的任何一个示例值都长;因此,阈值越过76b被确定为激活75的前沿,并且阈值越过76b发生的时间被确定为激活时间 t_{ACT} 。在这个示例中,阈值76b是图4B中所示的唯一这种阈值越过。

[0135] 图5是确定参考通道周期长度的过程的实施例80的示意框图。图5的实施例80的步骤分析绝对值速度参考通道信号历元82,持续时间再次为6秒。在方法步骤84中,通过应用如图4A中所示的步骤58来识别历元82内的激活。如图5的方法步骤82和84中所指示的,方形宽度 w_B 和阈值前时间 T_{BT} 的值是 $w_B=4$ 和 $T_{BT}=90\text{msec}$ 。

[0136] 在方法步骤84中识别出的激活各自都具有激活时间 t_i ,并且出于描述的目的,存在 n 个这种激活时间。在方法步骤86中,计算所有激活间隔 I_i 。存在如下计算的 $n-1$ 个激活间隔 I_i :

$$[0137] \quad I_1 = t_2 - t_1$$

[0138] •

$$[0139] \quad I_i = t_{i+1} - t_i$$

[0140] •

$$[0141] \quad I_{n-1} = t_n - t_{n-1}$$

[0142] 在方法步骤88中,计算 $n-1$ 个激活间隔 I_i 中的最大间隔 MAX_{CL} ,并且在步骤90中,计算 $n-1$ 个激活间隔 I_i 中的最小间隔 MIN_{CL} 。在方法步骤92中,计算用于激活间隔 I_i 的范围 R_{CL} 作为 MAX_{CL} 与 MIN_{CL} 之间的差。

[0143] 在方法步骤94中还使用 n 个激活时间 t_i 来计算参考通道信号历元82的所有双时间间隔 D_i 。存在 $n-2$ 个双时间间隔 D_i ,并且如下计算这样的双时间间隔 D_i :

$$[0144] \quad D_1 = t_3 - t_1$$

[0145] •

$$[0146] \quad D_i = t_{i+2} - t_i$$

[0147] •

$$[0148] \quad D_{n-2} = t_n - t_{n-2}$$

[0149] 在方法步骤96中,计算所有双间隔 D_i 的正态中值 MD_i ,并且在步骤98中,将参考通道周期长度 CL 的估计计算为

$$[0150] \quad CL = MD_i / 2$$

[0151] 因此,过程80的方法步骤生成参考通道周期长度 CL 的估计,并提供 CL 在其上变化的范围 R_{CL} 的估计。(为了步骤96中的计算方便,可以使用集合成员中值计算来代替正态中值计算。)

[0152] 偶尔心律会受到称为二联律 (bigeminy) 的状况的影响, 其中心跳之间的间隔在稍长和较短的值之间交替。因此, 期望CL的估计是两个间隔的平均值, 尤其是如果CL的值用于推断在过去或将来的几个周期的话。

[0153] 图6A和6B一起是在测量MCCE信号的参数的方法中确定单个标测点的局部激活时间 (LAT) 的过程的实施例100的示意性框图。图6A图示了在其上执行计算的两个MCCE信号, 如上所述, 以便提供用于确定单个标测点的LAT的结果。这些是参考通道6秒历元108和标测通道2秒历元114, 其中2秒历元114与历元108的最后2秒重合。图6A包括定义图6A和6B中所用术语的图例。

[0154] 在方法步骤110中, 利用图4A的步骤处理参考通道历元108, 并产生对于历元108的信号质量SQ和信号不规则性SI的估计。在图4A的方法步骤中, 计算参考通道的速度信号。并且它被用于确定LAT, 如标记为 R_{vel} 的圆圈所指示的, 该标记与图6B中的这种相同圆圈是公用的。在方法步骤112中, 使用图5中所示的步骤来确定参考通道周期长度CL, 并且参考通道周期长度CL被用于确定LAT, 如标记为CL的圆圈所指示的, 该标记与图6B中的这种相同圆圈是公用的。

[0155] 在方法步骤114中, 利用图4A的步骤来处理标测通道历元114, 并为历元114产生标测通道激活时间 t_{M-ACT} 和信号质量SQ的估计的集合。(历元114不够长以确定信号不规则性SI的有用估计。但是, 如果使用更长的历元长度, 那么可以在方法步骤116中估计SI。) 标测通道激活时间 t_{M-ACT} 被用于确定LAT, 如由标记为M的圆圈所指示的, 该标记与图6B中的这种相同圆圈是公用的。在图4A的步骤中, 计算用于标测通道的速度信号, 并且它被用于确定LAT, 如由标记为 M_{vel} 的圆圈所指示的, 该标记与图6B中的这种相同圆圈是公用的。

[0156] 图6B图示了实施例100的流程图的继续。图6B的方法步骤的输入已经在图6A的方法步骤中被计算出来, 并且这些输入由如上所述标记的圆圈示出。在方法步骤118中, 从方法步骤116中确定的激活和对应的标测通道激活时间 t_{M-ACT} 中选择用于LAT确定的标测通道激活。步骤118中对这种激活的选择包括激活选择得分 A_{SC} 的最大化, 其值是针对标测通道激活的集合中的每个候选激活而计算的。方法步骤118的细节将在本文档的后面在图7A和7B的示例的讨论中描述。

[0157] 在方法步骤118中选择要用于确定LAT的具体标测通道激活之后, 在方法步骤120中找到标测通道基准时间 t_M 。在确定LAT时, 需要比方法步骤74中检测激活的阈值越过确定更精确的事件时间表示。在本文档中, “基准时间”是用于指示事件 (激活) 时间的这种更精确确定的术语。如本文使用的, “基准时间”表示MCCE信号内去极化波前在双极或单极MCCE信号中经过正记录电极下方的时刻。

[0158] 如电生理学领域的技术人员所熟知的, 基准时间的一个良好表示是信号表现出其最大负速度的时刻。因此, 方法步骤120的一个实施例包括将标测通道基准时间 t_M 确定为在标测通道的所选激活内发生最大负速度的时间。以类似的方式, 在方法步骤122中找到参考通道基准时间 t_R 。参考通道基准时间 t_R 是在标测通道基准时间 t_M 的 $\pm CL/2$ 内发生最大负速度的时间。可替代地, 用户可以选择将基准时间 t_R 定义为周期时间CL的 $+\alpha$ 到 $-\beta$ 的最大负速度的时间, 其中约束为 $\alpha+\beta=1$ 。

[0159] 使用最大负速度的时间作为基准时间并不旨在限制。精确去极化事件时间的其它指示可用于确定基准时间。

[0160] 在方法步骤124中,将标测通道电极位于心脏内的位置的局部激活时间LAT计算为 $LAT = t_M - t_R$ 。相对于所选的参考通道确定局部激活时间LAT,并且在构建LAT图的过程期间确定被标测的心脏区域内的多个位置处的LAT值。如果在标测完成之前处理的通道信号的质量降级,使得不能继续标测,那么必须生成新图。局部激活时间可以是正或负时间(在参考通道中的对应激活事件之后或之前发生)。

[0161] 图6C是该过程的替代实施例122'的示意性框图,通过该过程,确定单个标测点的LAT值。(图6C的实施例122'是图6B的方法步骤122和124的替代实施例。)在描述图7A-7D的示例之后,图6C将在本文件的后面描述。

[0162] 图7A至图7D一起更详细地图示确定单个标测通道电极位置的LAT的过程。图7A示出了两个示例性MCCE信号曲线图。在图7A的顶部是ECG参考通道信号108的6秒历元。信号108的下方和右侧是MCCE标测通道信号114的2秒历元,其与参考通道信号108的最后2秒时间重合。(要注意的是,在图7A中,所示的信号迹线是MCCE电压信号,而不是在图6A的步骤100中表示的信号处理期间产生的绝对值速度信号。)

[0163] 如上所述,图5的方法步骤84识别参考通道内的激活,并且在图7A中所示的参考通道信号108内,在6秒参考通道历元内在以下时间时(以毫秒为单位)识别激活:1993;2332;2677;3023;3359;3702;4049;4386;4730;5068;5411;以及5748。在图5的方法步骤98中,发现参考通道周期长度CL为341毫秒。

[0164] 图7A中示出了四个标测通道激活时间130;在方法步骤116中识别出四个标测通道激活。要注意的是,在这个示例中,标测通道信号114的2秒历元中的第一次和最后一次激活未被图4A的方法步骤74的阈值越过激活检测过程识别出来。(为了描述的目的,虽然仅检测到四次这样的激活,但是标测通道信号114中的所有六次激活被标记为图7A中的132a到132f。图中标号132没有重复,为了简单起见以字母a-f表示。激活132a和132f没有被检测到。)

[0165] 图7B给出了详述方法步骤118的表,通过该方法步骤118选择具体的标测通道激活以确定图7A的示例的LAT。图7B包括图例,该图例进一步定义在这个示例的表内的构造和计算中使用的术语。341毫秒的参考通道周期长度CL在图7B中在表的顶部示出。

[0166] 如上面所提到的,局部激活时间(LAT)通过标测通道中的激活中的基准时间 t_M 与参考通道中的对应基准时间 t_R 之间的时间差来测量。作为这种确定的一部分,在图6B的方法步骤118中,必须选择标测通道信号114内的激活用于这种计算。这种选择过程包括:(a)对于每次标测通道激活 i ,确定从时间的CL到前一标测通道激活 $i-1$ 的偏差 $D_P(i)$;(b)对于每次标测通道激活 i ,确定从时间的CL到下一个(未来)标测通道激活 $i+1$ 的偏差 $D_F(i)$;(c)计算激活选择得分 $A_{SC}(i)$;以及(d)选择具有最低激活选择得分 $A_{SC}(i)$ 的激活。这些确定的数学表示以图7B的图例示出。

[0167] 为了生成局部激活时间的完整图,常常必须确定大量的个体点。这会是一个耗时的过程。因此,一旦建立了由EP医生操纵的标测通道电极的新位置,就期望尽可能快地确定LAT的每个个体值。已经发现,常常需要大约2秒来做出良好的确定。在测量典型的心内心率时,在2秒的历元时段内在标测通道中仅发生少量激活,因此通过适应由于激活检测失败或仅仅历元结束定时情况而激活“缺失”的情况来增加候选激活的数量是有帮助的。该方法包括数据开始规则和数据结束规则,以增加候选标测通道激活的数量。这些具体规则如下:

[0168] 数据开始规则: 在一些情况下, 第一个检测到的活动可以非常靠近可用数据的开始。如果检测到的活动的预期前一个活动将位于标测通道历元的开始之前, 那么没有证据表明检测失败, 并且对于这种候选激活的与先前激活时间间隔的CL的偏差 $D_P(i)$ 的值被推测为0。但是, 如果标测通道历元中的可用数据中的时间量长于预期的周期长度CL, 那么有可能由于标测通道信号中某种类型的噪声、不规则信号或检测算法中的不足而无法检测到激活。在这种情况下, 偏差 $D_P(i)$ 被设置为 $t_{M-ACT}(i) - CL - 4000$, 但不小于0, 其中CL是参考通道周期长度。(常数项4000解释了以下事实: 2秒的标测通道历元与6秒参考通道历元的结束重合, 如图6A中的元素114所指出的。)

[0169] 数据结束规则: 这个规则与数据开始规则对称, 并且被创建为在数据结束时处理相同的可用数据约束。如果最后检测到的活动在数据结束的一个参考通道周期长度CL内, 那么仅针对最后一次候选标测通道激活将与未来激活时间间隔的CL的偏差 $D_F(i)$ 设置为0。但是, 在最后一次检测到的激活之后, 在可用的标测通道历元数据中可以存在比一个CL更多的时间。在这种情况下, 很有可能标测通道信号中的某种噪声、不规则信号或检测算法中的不足造成激活检测失败。在这种情况下, 偏差 $D_F(i)$ 的值被设置为可用跟随数据的长度减去CL或 $D_F(i) = t_{ME} - t_{M-ACT}(i) - CL + 4000$, 但不小于0, 其中 t_{ME} 是标测通道历元长度, 并且CL是参考通道周期长度。(再次, 常数项4000解释了以下事实: 2秒的标测通道历元与6秒参考通道历元的结束重合, 如图6A中的元素114所指出的。)在图7A和7B的示例中示出了两种情况。

[0170] 被选择的标测通道激活是其激活选择得分 $A_{SC}(i)$ 最小的激活。如图7B中所示,

[0171] $A_{SC}(i) = D_P(i) + D_F(i)$.

[0172] 期望所选择的标测通道激活具有接近参考通道周期长度CL的相邻周期长度。激活选择得分 $A_{SC}(i)$ 的这种数学构造实现了这种期望的关系。

[0173] 对于四个候选标测通道激活132b至132e (具有标记为130的激活时间) 执行上面概述并在图7B中表示的计算。未检测到标记为132a和132f的激活; 激活132a发生得太靠近历元114的开始, 并且激活132f不够大以在激活检测步骤74中触发阈值。因此, 如图7B中所示, 数据开始规则和数据结束规则在这个示例中被应用, 以确定用于激活132b和132e的值。在表中用于标测通道激活132b的数据行中, $D_P = 41$ 的值 (由标号118b指示) 通过应用数据开始规则来确定, 并且在表中用于标测通道激活132e的数据行中, $D_F = 248$ 的值 (由标号118e指示) 通过应用数据结束规则来确定。

[0174] 在候选标测通道激活中基于其最小激活选择得分 $A_{SC} = 24$ (由标号118a指示) 来选择标测通道激活132c。

[0175] 图7C-1至7C-4是曲线图的集合, 详细图示了方法步骤120、122和124, 其中基于所选的标测通道激活132c和参考通道激活134来计算LAT。参考通道激活134在时间上靠近 t_M 。如上面所指示的, 在这个示例中, 基准时间 t_M 和 t_R 是标测通道和参考通道激活中最大负速度发生的时刻。图7C-1图示了标测通道激活132c的扩展信号, 并且图7C-3图示了标测通道激活速度 $132c:v$ 的扩展信号。标测通道基准时间 t_M 由标记为136的点线指示。在这个示例中, t_M 的值是4716毫秒, 如图7A中在标测通道激活132c的左侧所指示的。

[0176] 参考通道激活134是参考通道信号108中的激活, 其沿着参考通道信号108的时间轴位于 t_M 的 $\pm CL/2$ 内。图7C-2图示了参考通道激活134的扩展信号, 并且图7C-4图示了参考

通道激活速度134:v的扩展信号。由标记为138的点线指示的参考通道基准时间 t_R 明显位于 t_M 的 ± 171 毫秒($\pm CL/2$)内。(CL/2从170.5向上舍入到171,以确保外推时间落在适当的间隔内。)

[0177] 在这个示例中,参考通道激活134在标测通道激活132c之后发生,并且局部激活时间 $LAT = t_M - t_R = -15$ 毫秒。LAT的这个值在生成LAT图时提供单个点。如上面所提到的,LAT图基于单个参考通道,其电极在图的整个生成期间被放置在心脏结构中的相同点处。多个LAT测量被用于生成LAT图,每个这种点可供系统显示。

[0178] 在图6C中,图示了用于LAT确定的替代实施例122'。替代实施例122'利用以下事实:在参考通道信号108中有多个标测通道基准时间 t_M 可以与其进行比较的基准时间 t_R 可用。在方法步骤200中,在参考通道信号108中识别在图6A的方法步骤110中生成的最大负速度的时间 t_R 。如上所述,参考通道中的激活使用阈值越过技术来检测,并且简单数值搜索方法可以被用于找到信号108中局部相对负速度最大值的基准时间 t_R 。在方法步骤202中,从 t_R 的值中选择四个与标测通道基准时间 t_M 最靠近的值 t_R ,并且在方法步骤204中,通过加上或减去参考通道周期长度CL的倍数来调整这四个时间 t_R 中的每一个,直到每个调整后的值 t_{RA} 在 t_M 的 $\pm CL/2$ 内,使得 t_{RA} 现在表示其在一个周期长度CL内的相对时间位置。在方法步骤206中,对这四个值求平均,并且在方法步骤208中将这个平均 av_{RA} 包括在 t_{RA} 的四个值的集合中,从而创建五个时间值的集合。在方法步骤210中,找到这个集合的中值 med_{RA} ,并且在方法步骤212中,将LAT确定为 $LAT = t_M - med_{RA}$ 。

[0179] 再次参考图7A,示出了参考通道信号108,其具有挨着信号108中的每次激活的数值135的集合。(仅有一个这种值135的三元组用标号135标记,以避免图7A中的混乱。)有14个这种值135的三元组,并且每个三元组由以下组成:(1)信号108中最大负速度的基准时间 t_R (括号中的数字),(2)通过加上或减去周期长度CL的倍数调整的时间 t_{RA} ,以将 t_{RA} 置于 t_M 的 $\pm CL/2$ 内,以及(3) t_M 与 t_{RA} 之间的时间差,也称为中间LAT值。时间值的这个集合也显示在图7D的表中。

[0180] 参考图7D,行A、B和C与上段中描述的时间值三元组对应。行D是行C中的中间LAT值的有序列表。由于测量条件或可变性源的变化,异常值可以在这个有序列表的任一端存在。为了避免这种异常值(诸如行D中的两个最高值44和161),在行E中选择值的四分位集合,从有序列表中丢弃最低和最高25%的值。然后可以使用这个四分位列表来提供图1中的方法步骤26的测量置信区间的估计。这个间隔的范围由行E的结束值指示,其范围从-15到-10,或者 ± 2.5 毫秒LAT测量置信区间。另外,图1中的方法步骤26的测量置信度准则可以如下:如果测量置信区间的宽度(在这个示例中为4)大于周期长度CL的某个百分比,那么在方法步骤30中提醒EP医生。这个宽度百分比准则可以是大约5%,但是这个具体的值不旨在限制。绝对宽度(比如15毫秒)也可以用作准则;再次,这种绝对宽度准则值不旨在限制。

[0181] 参考图7D以图示图6C中描述的LAT确定的替代方法,由标号214指示的 t_R 的四个值是涵盖标测通道基准时间 t_M 的四个最靠近的时间 t_R ,从而形成四个值 t_R 的集合214(在行A中),如在方法步骤202中所述。如上所述调整四个值并形成方法步骤204中描述的四个值 t_{RA} 的集合(在行B中)。这四个值 t_{RA} 的平均值在方法步骤206中计算($av_{RA} = 4730.25$ 毫秒)。这个值 av_{RA} 被添加到集合214以形成五个值的集合,如方法步骤208中所指示的。现在五个值的集合是集合(4727, 4729, 4730.25, 4731, 4734)。这个集合的中值 med_{RA} 是4730.25,如方法步骤

210中所找到的,并且LAT由 $LAT = t_M - med_{RA}$ 或 $LAT = 4716 - 4730.25 = -14.25$ 毫秒确定。这种实施例的一个优点是使用求平均步骤会发生某个附加的计算精度。

[0182] 使用涵盖 t_M 的四个最靠近的时间 t_R 不旨在限制。可以采用在LAT确定中使用的值 t_R 的数量的其它选择。

[0183] 此外,关于图7D描述的步骤还形成用于LAT确定的第二替代实施例,有可能在LAT的估计中考虑甚至更多的参考通道基准时间 t_R 。在这个第二替代实施例中,中间LAT值的四分位集合的中值可以被用作当前标测点的LAT值。如图7D中所示,行E中的四分位中值为-12毫秒,这是LAT确定的该第二替代方法的LAT值。要注意的是,LAT的这个值比-15毫秒的单跳确定更能代表心律,这似乎最能表示节律中的每个另一个心跳(二联律)。再次,如上所述,可以对在LAT的确定中使用的 t_R 的值的数量做出其它选择。

[0184] 如图4A的方法步骤79中确定的信号质量SQ也适用于图1的方法步骤24,其中信号质量被监视,以在信号质量SQ降级时提供提醒28。通过其在图1的方法步骤79中评估信号质量的一个准则是简单地确定两个信号质量值(参考通道和标测通道)是否为正。用于标测通道的信号质量SQ确定与参考通道的信号质量SQ确定不同;它不包括信号不规则性SI项(即,对于标测通道, $SQ = SS - 2N_S$),因为标测通道的2秒历元太短以至于不能为信号不规则性SI生成有意义的值。如果两个信号质量SQ值中的任一个为负,那么方法步骤79的决定是肯定的,在这个时候向EP医生给予提醒。可以在方法步骤24中使用其它准则来触发用户提醒20。

[0185] 如上所述,在某些心脏手术期间使用激活图。但是在此类手术期间,可以有利地显示各种其它心脏参数。其中可以是:(1)用于开始参考通道周期长度的值;(2)用于具有置信区间的当前参考通道周期长度CL的值;以及(3)用于具有置信区间的LAT值。这些量中的每一个都是由本文公开的方法生成的。例如,用于当前参考通道周期长度CL的置信区间可以根据图5的方法步骤被确定为周期长度范围 R_{CL} 。周期长度范围 R_{CL} 提供周期长度CL内的可变性量的指示。如上所述,用于LAT测量的置信区间可以是 ± 0.5 四分位范围。

[0186] 如上所述,激活图包括多个LAT测量,所有这些测量都是相对于特定参考通道信号进行的。测量多通道心电图描记图信号的参数的本发明性自动方法的一个方面包括在激活图的创建期间补偿参考通道中的信号降级的能力。由于LAT图是相对于具体参考通道进行的,因此,如果所使用的参考通道信号在标测期间降级至低于有用的信号质量水平,那么本发明性方法使得能够选择另一个参考通道并基于新的参考通道重建LAT测量集合并生成新的图。这是可能的,因为本发明性方法实时地为若干参考通道如上所述地计算参考通道参数,并且如果需要就存储必要的参数以供使用。现有计算装备可用的非常快速的计算使得能够实时记录和分析这些“额外”通道,而不会妨碍用于创建图的“当前”通道的操作。

[0187] 如上面看到的,自动选择参考通道的过程属于本发明性自动方法的各个方面。图8是图示在测量MCCE信号的参数的本发明性自动方法中包括参考通道的自动选择的示意图。这个总体组合的步骤由标号140指示。

[0188] 参考图8,这个自动初始化步骤包括如标号164指示的参考通道的自动选择,并且在图9A-9B中图示了自动过程164的实施例的方法步骤。

[0189] 如上面所指示的,本文公开的本发明的整个自动方法在EP医生的控制之下。在医疗手术时,EP医生可以有最重要的(overriding)医学或技术原因拒绝已经被自动选择的一个或多个通道,因此自动方法140包括确认步骤142,其中执行手术的EP医生可以接受或拒

绝已自动选择的通道。如果EP医生拒绝通道,在确认步骤142上由“N”选项指示,那么可以手动完成通道选择,或者可以如通路142n所指示的那样自动选择通道。

[0190] 在最终选择了参考通道时,自动过程140继续进行标测的方法步骤,如由标号10所指示并如上面详细描述。

[0191] 图9A和9B是从候选通道集合中自动选择参考通道的过程的实施例164、166的示意图。期望选择的参考通道是表现出高信号质量和低周期长度可变性并且还表现出快速心率的通道。出于与预期使用本发明的心脏测量相关的生理学原因,还期望所选的参考通道指示最短的周期长度CL。所有这些准则都被用于从候选参考通道集合中选择参考通道。

[0192] 参考图9A,在用于选择参考通道的自动过程164中,采用用于从所有候选通道中捕获和评估信号特点的初始时间段。在由五个历元(标记为E6至E10)表示的时间段期间捕获数据。(历元E1至E5也被称为子信号E1至E5。)在图9A的实施例中,这个附加初始时段是30秒长。来自每个候选参考通道的信号是如上所述生成的绝对值速度信号。在参考通道选择过程期间,可以有许多可能的通道被评估。哪些具体通道是用于心脏标测的候选参考通道对于电生理学领域的技术人员是众所周知的。图9A中所示的过程单独地应用于每个候选通道的波形信号,从而为每个通道生成通过其进行参考通道选择的两个测量。

[0193] 再次参考图9A,来自每个候选通道的30秒信号168被划分成五个六秒历元(子信号)E1至E5。30秒时段、6秒历元长度和初始时段中历元的数量不旨在以任何方式进行限制。图9A图示了仅一个这种候选通道的过程;在参考通道选择过程164内并发地处理多个候选通道。

[0194] 如图9A中所示,处理每个历元E1-E5中的信号,以在方法步骤170中确定对应的信号质量 SQ_i 。(执行五次这种分开的信号质量计算;仅一次用标号170标记,但是标记 SQ_i 指示这种计算被顺序地执行五次,每次计算产生用于对应历元 E_i 的信号质量的值 SQ_i 。)如图4A的步骤中所示,执行信号质量计算170。

[0195] 在方法步骤174中,将五个信号质量值 SQ_i 求和,以产生用于每个候选参考通道的总信号质量值 SQ_{RC} 。

[0196] 在图9A中还图示了在方法步骤172中处理每个历元E1-E5中的信号,以便为五个历元中的每一个确定周期长度 CL_i 和周期长度范围的值 $R_{CL}(i)$ 。使用上面详细描述并在图5中示出的方法步骤来执行周期长度确定(和周期长度范围)。执行如图5中所示的五次这种周期长度和周期长度范围计算;一个用标号172a标记,但是图9A中的每个这种元件的标记指示这种计算被顺序地执行五次,每次为对应历元产生周期长度 CL_i 和周期长度范围 $R_{CL}(i)$ 的值。

[0197] 再次参考图9A,在方法步骤176中,(除了 SQ_{RC} 之外还)为每个历元E1至E5确定三个附加值,通过它们从候选参考通道中选择: R_{RC} ; MAX_{RC} ; 以及 MIN_{RC} 。 MAX_{RC} 是五个周期长度值中的最大周期长度 CL_i 。 MIN_{RC} 是五个周期长度值中的最小周期长度 CL_i 。 R_{RC} 是五个范围值中的最大周期长度范围 $R_{CL}(i)$ 。

[0198] 在自动参考通道选择过程中的这个阶段,候选参考通道集合中的每个参考通道具有通道信号质量评估值 SQ_{RC} 、通道周期长度范围 R_{RC} ,以及最大和最小周期长度值 MAX_{RC} 和 MIN_{RC} ,这些将被用于完成自动参考通道选择过程。

[0199] 图9B图示了用于这个实施例的参考通道选择过程164的最后部分。一般而言,期望

选择具有高信号质量、低可变性和短周期长度的参考通道,如上面所指示的。图9B图示了选择具有这些特点的通道的实施例。

[0200] 在图9B中,标记为174a、176r、176x和176n的宽箭头各自表示所指示的多个值。宽箭头174a表示来自候选参考通道的 SQ_{RC} 的所有值;宽箭头176r表示来自候选参考通道的 R_{RC} 的所有值;宽箭头176x表示来自候选参考通道的 MAX_{RC} 的所有值;并且宽箭头176n表示来自候选参考通道的 MIN_{RC} 的所有值。

[0201] 在方法步骤192中,针对每个候选参考通道评估品质因数 FM_{RC} 。每个候选参考通道的 FM_{RC} 计算如下:

[0202] $FM_{RC} = SQ_{RC} / (S_{SQ} - MAX_{RC} - MIN_{RC} - S_R) \cdot R_{RC}$

[0203] 其中 S_{SQ} 和 S_R 是任意比例因子。选择两个比例因子,使得在品质因数 FM_{RC} 内创建有用的权衡。当信号质量值 SQ_{RC} 以微伏为单位并且周期长度以毫秒为单位时,已发现 S_{SQ} 值为32且 S_R 值为2在周期长度、可变性和信号质量之间产生有用的折衷,并且还是计算方便的。

[0204] 如宽箭头194所指示的,从方法步骤192输出用于每个候选参考通道的 FM_{RC} 值。在方法步骤196中,具有最高 FM_{RC} 值的通道是被选的参考通道 RC_S 。

[0205] 当然有可能对每个通道的信号质量、周期长度和周期长度范围进行其它计算评估。这些评估实施例的细节(包括上面提到的示例性参数值)不旨在限制。

[0206] 如上所述,测量多通道心电图描记图信号的参数的本发明性自动方法的一个方面包括通过选择新的参考通道并基于新参考通道重新创建LAT测量的集合并生成新图在激活图的创建期间补偿参考通道中的信号降级的能力。在用于参考通道的初始选择过程期间,本发明性方法跟踪具有恰好在所选参考通道 RC_S 下方的 FM_{RC} 值的参考通道,因此,如果必要,那么这些“第二最佳”参考通道可以代替所选的参考通道,并且标测过程可以继续,而不会失去已经花在标测过程上的宝贵时间和精力。

[0207] 在本发明性方法的另一方面,也可以采用多个标测通道,并且本文概述的处理步骤应用于多个标测通道以及多个参考通道。心脏手术中使用的一些导管可以包括多种配置的多个电极。此外,可以采用多个导管。可用的计算机处理速度使得能够非常快速地进行许多计算,使得当EP医生在心脏的腔室和血管中移动标测电极时,可以支持多个标测通道以生成多个图。

[0208] 图10是示意性地图示了来自MCCE信号集合的一系列参考通道和标测通道的矩阵,在本发明性方法的一个方面中,这些信号可以被并行处理以生成多个LAT图以及跟踪在参考和标测通道的各种组合中利用本发明性方法测量的其它心脏参数。可以为EP医生并行地显示一些通道,而其它通道可以在信号降级的情况下用作可能的备份,如上面所解释的。

[0209] 参考图10,所示的表260是 8×8 矩阵(可以被用作参考通道 R_1 至 R_8 和/或标测通道 M_1 至 M_8 的八个通道信号。所示的通道数量不旨在限制,而是为了说明参考和标测通道的灵活配置组合的概念。事实上,MCCE信号的集合通常远大于这里所示的八个。MCCE信号集中的八个通道仅用于说明目的。)“-”符号指示在这种相交处的标测通道和参考通道一起可以生成图。换句话说,如图10的表260中所示,每个通道 M_1 至 M_8 可以与任何其它通道 R_1 至 R_8 配对,并且可以创建这些配对的任意组合。“-”简单地指示表260中的冗余。“-”符号沿着表260的对角线定位,指示任何通道没有与其自身有用地配对。

[0210] 这种多通道处理配置的优点在于可以缩短手术时间,而且可以获得更丰富的测量

阵列,以向EP医生提供更好的信息来改善所治疗的心脏缺陷。另外,如上所述,备用通道可用于在手术期间处理失去或降级的信号,而无需再次开始该手术。

[0211] 在一些多通道配置中,可以在若干并行计算之间共享某些信息。并且,除了这里示例的那些之外的许多其它组合对于本文描述的本发明性方法的多通道处理是可能的。

[0212] 在上面详细描述测量多通道心脏信号参数的本发明性自动方法的实施例10中,使用MCCE信号数据的连续六秒历元。可替代地,可以使用选择历元起点和终点的移动窗口格式,诸如一系列历元中由前一历元的最后5秒和新的第六秒组成的下一历元。可以使用其它历元形成策略,这取决于可能的计算优势和期望的分析速度。

[0213] 图11是图示监视心脏通道质量的替代实施例的示意性框图。替代实施例替换了图1的示意性框图的一部分。如前所述并如图1和图4A中所示,信号质量被定义为取决于信号强度、信号不规则性和噪声的量。除了对信号质量的这种具体评估之外,总体通道质量评估还可以包括关于周期长度的可变性的信息。对参考通道的这种总体评估由品质因数表示,该品质因数反映了期望更高信号质量值和更低周期长度可变性的事实。

[0214] 为了在本发明性方法的持续操作期间评估总体通道质量,这种系统的一个实施例包括应用自动通道选择的步骤以便实时初始化,以监视通道质量。这些通道选择步骤在上面充分地进行了描述并在图8-9B中示出。如这些实施例中所述,总体通道质量的评估包括计算多个历元上的各种信号量。在这些实施例中,如图9A和9B所示评估五个连续的六秒历元。历元的数量可以变化,并且历元的长度也可以不同于6秒。另外,可以在移动时间窗口而不是顺序(连续)历元上计算信号参数。历元可以是固定长度的或不同长度的。在计算通道品质因数、信号质量和周期长度可变性的元素时,可能有任何数量的时间段变化。

[0215] 用标号24a标记的图11的示意图在图11的替代实施例中替换图1中的元素24。与框图的连接被示为与图1的元素22、26和28的连接。功能元素25和27表示计算品质因数FM(元素25)和使用品质因数FM与通道质量标准进行比较(元素27)的替代功能。这种标准可以是品质因数FM必须超过的预设阈值,或者它可以是动态确定的标准,诸如是候选通道集合中的最高品质因数FM。其它标准也是可能的,诸如例如预设阈值与通道集合中的最大值的组合。在这种情况下,当通道具有在通道集合中是最高并且高于预设阈值的品质因数FM时,该通道具有可接受的总体质量。

[0216] 如图11中所示的品质因数FM的计算涉及应用图9A和9B的步骤来评估候选参考通道的总体质量。如上所述,用于确定所使用的信号的定时的各种策略是可能的。

[0217] 在本发明性方法中,存储和处理多个通道,使得根据期望有可能监视心脏通道的总体通道质量。本发明性方法包括用于监视总体心脏通道质量的各种策略,包括(a)仅对一个或多个“活动”通道(当前使用的用于LAT确定的标测和参考通道)实时执行必要的计算,(b)对整个多个心脏通道实时地执行必要的计算,以及(c)对心脏通道的子集执行这种计算。由于存储了通道信号数据,因此,如果选择诸如(a)之类的策略,那么可以在必要时执行其它(“非活动”)通道的总体通道质量,以确定哪个通道将替换当前心脏通道。如果采用诸如(c)之类的策略,那么本发明性方法监视每个心脏通道,在任何时间可用的系统中对每个心脏通道进行总体通道质量的最新评估。

[0218] 图12是图示图8中所示的通道选择方法的替代实施例的示意性框图,它为实时操作增加了自动通道选择的步骤,在图8的实施例中,这些步骤仅在初始化过程中操作。一起

指示为140a的图12的方法步骤不仅包括来自图8的实施例的初始化步骤,而且还包括元素202至210。如图所示,元素10a是图8中的元素10的修改,被修改为包括在图9A、9B和11中体现的现在实时的自动步骤。元素202至210描述了在本发明性方法的实时操作期间执行心脏通道替换的实施例,当参考通道的总体质量在运行期间降级时,替换这种通道。

[0219] 方法元素10a涵盖如图1-9B和11中详述的本发明性方法的运行(实时)操作。连接202和方法元素204图示了决定是否需要替换心脏通道的步骤,图11的步骤25中计算品质因数FM以及步骤27中与通道质量标准进行比较的结果。在步骤28中生成用户提醒(参见图1),并且如果用户选择这种自动运作,那么决定步骤204可以完全自动进行。在这种情况下,仍然向用户提供步骤28的提醒。但是,预期用户可以在自动步骤中干预通道替换,以对替换过程进行更多控制。决定步骤204中的“N”决定将过程返回到元素10a中表示的总体运行时操作。

[0220] 实施例140a中的本发明性方法前进到方法元素206,其中基于对可能的替换心脏通道的评估,或者自动地或者由用户手动地选择替换通道。实施例140a然后前进到方法步骤208,其中或者自动地或者通过用户干预来执行通道替换的确认。对于决定步骤208处的“Y”决定,过程在元素210中继续进行通道替换和更新,然后过程继续进行元素10a中表示的总体运行时操作。在决定步骤208的“N”决定将过程返回到元素10a中表示的总体运行时操作,而不进行通道替换和更新。

[0221] 局部激活时间的变换

[0222] 图13是图示当第一参考通道信号的定时稳定性降级至低于时序稳定性标准时使用第二参考通道信号变换LAT值的本发明性方法的实施例300的步骤的高级示意性框图,以便虽然失去了定时稳定性,但避免LAT值的实质性丧失。方法元素302表示可供处理的MCCE电描记图信号中的多个参考通道信号。标测通道信号306也在这个可用MCCE信号的集合中。

[0223] 方法元素304(示出三个)表示存储这些心脏信号的步骤。方法实施例300可以在被编程为执行如本文所述的步骤的计算机内实现,并且方法元素之间的划分可以基于为执行这些步骤而生成的编程而变化。除了心电描记图信号之外还有其它量可以在计算机存储器中被捕获,但是图13中未示出(除了方法元素308中的定时偏移量以外),以便使得能够或者在手术期间或者回顾性地根据期望生成其它计算出的值。

[0224] 连接302c被绘制为更宽的箭头,以表示多个参考通道302在方法结构内沿着如图所示的连接302c可用。标记为302c的连接在图15的示意性框图内的三个其它位置中示出,以指示参考通道302在实施例300的框图内的这些点处也是可用的。以类似的方式,其它连接由以字母“c”结尾的标号指示,以指示其上有多个量可用,如由方法元素的标号和/或在这种连接处可用的多个量的性质所指示的。例如,稍后将描述的方法元素314是连接314c上可用的量的源。

[0225] 图13(310、314和318)中的三个方法元素涉及标准的应用,通过该标准,在本发明性自动LAT确定方法的实施例300内进行确定。这些标准由以字母“s”结尾的标号指示,并且其包括进行这种确定的方法元素的标号。

[0226] 建立第一参考通道,作为用于在方法元素320中执行的LAT计算的基本参考通道。方法元素320被示为具有两个必需的通道信号(标测和参考),如由来自方法元素306和318的连接所指示的。使用确定这些信号内的参数的多种可能方式在方法元素320中执行LAT计

算。在本文档中图6A和6B、其相关附图和所附描述中描述了一个这种LAT计算方法。但是,这种示例方法不旨在限制;用于确定LAT计算的必要量的许多其它方法都在本发明的范围内。

[0227] 在方法元素308中,计算定时偏移量以用于根据需要确定LAT值,并且还用于在方法决定元素310中确定第一参考通道信号的定时稳定性(基本参考通道信号)是否已经降至低于定时稳定性标准310s。(定时稳定性标准310s将在本文件的后面描述。)在实施例300中,用于变换局部激活时间的定时偏移量本身也是局部激活时间,并且被定义为 $LAT_K(J)$,其中 $LAT_K(J)$ 是参考通道J的基于参考通道K的局部激活时间。在方法元素308中,为多个参考通道302的对计算定时偏移量。

[0228] 例如,如果存在五个参考通道302,那么在参考通道302内存在可以为其计算定时偏移量的十对。(一般而言,如果n个可能的参考通道可用,那么存在可以被计算的 $(n^2-n)/2$ 个定时偏移量。)要注意的是, $LAT_J(K) = -LAT_K(J)$,因此,在这种情况下,如果每对都具有两个信号的定时稳定性都令人满意的一段时间,那么存在20个可供以后使用的定时偏移量。最期望的是,所有可能的对可以被用于这种定时偏移量计算,但是可替代地,可以仅使用可用对的子集。

[0229] 在方法决定元件310中,如果确定已经满足定时稳定性标准310s,那么方法实施例300简单地沿着方法决定元素310的“Y”分支前进,以在方法元素320中处理电描记图信号数据的下一个历元,而无需第二参考通道替换第一参考通道(基本参考通道)。但是,如果确定尚未满足定时稳定性标准310s(即,可能已经存在例如由电极位移、降级的电极接触或噪声造成的中断),那么实施例300的方法沿着方法决定元素310的“N”分支前进到方法元素312,其中计算参考通道信号302的某些特点,以使得实施例300能够确定参考通道信号302中的哪些通道已被中断。

[0230] 如这里描述的方法决定元素310在确定定时稳定性已经降级至低于定时稳定性标准310s时不确定哪个(哪些)通道已经造成这种定时稳定性的丧失。这种确定在方法元素312和314中进行。要注意的是,信号特点计算312的四个具体实施例将在本文档的后面描述。这四个实施例不旨在限制;信号特点的其它计算可以在方法元素312的意图内使用。连接312c指示方法元素312的信号特点结果可用于方法元素314。

[0231] 方法元素314表示根据具体通道是否已被中断而对参考通道302进行分类的方法步骤,并且因此在方法步骤318中不可用于被选择作为第二参考通道。通过将计算出的信号特点与通道分类标准314s进行比较来完成这种分类。方法元素314的输出是沿着连接314c可用的参考通道的子集,其可以被选择作为第二参考通道(用于LAT确定的新的基本参考通道)。

[0232] 在方法步骤316中,确定每个可用参考通道的信号质量,并且在方法步骤318中,基于信号质量标准318s对第二参考通道进行选择。可以在方法元素316中进行许多信号质量计算,其示例是高信号振幅、低信号噪声、低信号振幅可变性、低周期长度可变性和短周期长度。本文档前面描述了一些计算信号质量的方法,诸如在与通道信号的自动选择相关的部分中。信号质量的这些具体测量都不旨在限制本发明的范围;在方法元素316的意图内,信号质量的其它计算是可能的。连接316c指示方法元素312的信号特点结果可用于方法元素318。

[0233] 在心脏标测规程期间,参考通道302的电极理想地保持静止。由于参考通道电极理

想地保持静止,因此使用参考通道302中的对在方法元素308中计算定时偏移量 $LAT_J(K)$ 的集合,定时偏移量的值在需要它们之前被计算。

[0234] MCCE信号本质上是来自许多来源的噪声,因此LAT值(当然还有定时偏移量)的确定是个统计过程。可以通过在心脏标测规程期间的一段时间内对参考通道对(J,K)的 $LAT_J(K)$ 值的集合求平均来建立变换因子,并且 $LAT_J(K)$ 中的统计变化可以被用作关于参考通道是否适合保留为第一(基本)参考通道或者是否可用于被选择作为第二(新的基本)参考通道的确定的一部分。稳定性降级的原因当然是参考通道电极的物理移动,使得其位置改变并因此不能作为合适的参考。

[0235] 当在方法元素318中选择了新的基本通道(第二参考通道)时,方法元素320中LAT值的计算从直接使用标测通道和基本参考通道改变为包括使用一个或多个定时偏移量。方法元素320中定时偏移量的可用性由定时偏移量是沿着连接308c的输入来指示。

[0236] 由第一参考通道到第二参考通道的改变触发的变换过程由等式 $LAT_A(C) = LAT_A(B) + LAT_B(C)$ 表示,其中定时偏移量 $LAT_B(C)$ 是参考通道C基于参考通道B的局部激活时间,并且这种定时偏移量 $LAT_B(C)$ 将值 $LAT_A(B)$ 变换为LAT值 $LAT_A(C)$ 。如所指示的,方法元素320中LAT值的计算可以包括在不应用定时偏移量的情况下直接计算LAT值,或者它可以包括利用适当的定时偏移量来变换过去或当前的LAT值。方法元素322表示LAT值可以按照EP医生期望以图或其它形式显示。

[0237] 本发明性自动方法的一个重要方面是它能够变换过去和未来的LAT值,以便一旦LAT图开始并且连同可能暴露于X射线辐射进行大量的时间投入(患者和医务人员),LAT图就能够在不丧失LAT值捕获中做出的投入的情况下完成。

[0238] 作为示例,基于第一参考信号部分地生成LAT图,标测通道M的这种LAT值由 $LAT_1(M)$ 表示。然后,在这个规程期间,第一参考信号的质量降级,并且第一参考通道信号被第二参考通道信号替换。可以通过 $LAT_2(M) = LAT_2(1) + LAT_1(M)$ 将过去的LAT值 $LAT_1(M)$ 中的每一个变换为LAT值 $LAT_2(M)$ 。新的LAT值 $LAT_2(M)$ 可以基于第二参考通道信号继续被捕获,并且在这种情况下完成的图现在基于第二参考通道。但是,基于第一参考通道捕获的所有点 $LAT_1(M)$ 已经被用于构建新图而不必重新捕获。在第一和第二参考通道信号都是具有合适的定时稳定性和质量的信号的时段期间,已经随着时间的推移建立了定时偏移量 $LAT_2(1)$ 。

[0239] 在另一个示例中,基于第一参考信号部分地生成LAT图,标测通道M的这种LAT值由 $LAT_1(M)$ 表示。然后,在这个规程期间,第一参考信号的质量降级,并且第一参考通道信号被第二参考通道信号替换。可以通过基于第二参考信号计算LAT值 $LAT_2(M)$ 、然后通过 $LAT_1(M) = LAT_1(2) + LAT_2(M)$ 将其变换为LAT值 $LAT_1(M)$ 来确定新的LAT值 $LAT_1(M)$ 。在这种情况下完成的图仍然基于第一参考通道,并且已经在图中使用了基于第一参考通道捕获的所有点 $LAT_1(M)$,其中已经变换成基于相同(第一)参考信号的LAT值的新LAT值被添加到图。在第一和第二参考通道信号都是具有合适的定时稳定性和质量的信号的时段期间,已经随着时间的推移建立了定时偏移量 $LAT_1(2)$ 。

[0240] 在图13的高级示意性框图中,许多更详细的步骤隐含地嵌入在实施例300中所示的方法元素中。例如,这些功能中包括:(1)方法元素320中确定未来值变换或过去值变换是否适合LAT计算的逻辑和控制;(2)通道信号的顺序处理(例如,从历元到历元);(3)当EP医生决定应当捕获这种值时捕获LAT值所需的逻辑和控制。确定LAT的本发明性方法的自动性

质不受EP医生“取点”进行标测的手动干预的影响。该方法自动进行,如本文所述地计算LAT值、监视定时稳定性以及选择替换通道,其中“取点”过程在这种自动方法之上操作。

[0241] 还隐含地包括在实施例300的方法元素中的是自动方法的逻辑控制,由此在由于定时稳定性的丧失而替换参考通道之后,提供用新的电极条件集合重新建立定时偏移量的统计量的一段时间,该新的电极条件集合可能是由于参考通道电极的位置移位造成的。例如,如果正在使用六秒历元并且二十个数据点被认为是足够的,那么将需要两分钟的时段来重新建立这种统计量。

[0242] 图14是表309,其示出了如在图13的方法元素308中计算的定时偏移量的示例性均值。这个示例是六个心脏通道的精简集合。如上所述,定时偏移量是局部激活时间 $LAT_J(K)$,参考通道K基于参考通道J的局部激活时间,其中通道J和K是精简的MCCE通道集合中可能或候选参考通道集合内的参考通道。在这个示例中,这些通道中没有一个是将被有意用作探索导管(标测通道)。

[0243] 表309左侧起的前两列指示用于定时偏移量计算的通道数量。表309的第三列中的每个条目包含要用作从一个可能的参考电极到另一个可能的参考电极的激活延迟的定时偏移量的LAT值。照此,参考通道K在方法元素308中的LAT计算中充当标测通道的角色,并且负LAT值指示激活首先到达充当标测通道角色的通道K电极。如上面所提到的, $LAT_J(K) = -LAT_K(J)$;因此,在表309中不需要示出一半的可用定时偏移量。由于在这个示例中有六个可能的参考通道可用,因此计算十五个定时偏移量,并且可获得三十个偏移量。

[0244] 表309中的第三列中所示的定时偏移量值是在预定数量的计算出的值上求平均的每个计算出的定时偏移量的均值。对于这个示例,在两分钟的时段内为信号数据的六秒历元计算定时偏移量;因此,对20个定时偏移量值求平均,以产生表309中所示的均值。历元的预定数量(20)和每个历元的6秒长度不旨在限制;可以使用这两个变量的其它值。

[0245] 假设用固定电极重复测量两个通道之间的定时偏移量将用均值和标准偏差(stdev)填充高斯分布。表309的第四列示出了在计算出的定时偏移量值的20个样本(两分钟)历史中15个定时偏移量值中的每一个的标准偏差。在两分钟移动窗口上确定第三和第四列的统计量,以用于方法元素310的关于定时稳定性是否已经失去的确定。来自紧接在该两分钟窗口之后的历元的数据与该两分钟移动窗口的统计量结合使用,以进行确定310。如果在方法元素310中确定定时稳定性尚未失去,那么用于新的两分钟移动窗口的均值和标准偏差被更新,并准备好用于来自将被处理的下一个六秒历元的数据。

[0246] 第五和第六列中的数据表示下一个历元(更新移动窗口统计量之后的历元)。这两列表示从其中定时稳定性尚未失去(即,在丧失定时稳定性之前)的历元取得的数据。标记为X的数据的第五列包含15个单独计算的定时偏移量值,定时偏移量对集合中的每对通道一个。例如,定时偏移量 $LAT_1(2) = -24$ 毫秒,定时偏移量 $LAT_3(6) = -42$ 毫秒。

[0247] 方法元素310s指示在方法元素310的确定中使用定时稳定性标准(也由标号310s指示)。由于假设定时偏移量具有高斯分布,因此有用的定时稳定性标准310s的一个示例是为紧接在已为其计算统计量的当前两分钟移动窗口之后的历元计算定时偏移量X的Z得分。这种统计测试量被计算为

[0248] $Z\text{得分} = (X - \text{均值}) / \text{标准偏差}$

[0249] 并且第五列定时偏移量X的值在第六列中示出。超过 ± 2 的Z得分指示新的定时偏

移量(在标记为X的值的集合中)已显著偏离预期的分布(具有95%置信度),由此指示已经发生了某种改变。如在第六列中可以看到,Z得分中没有一个超过 ± 2 ,这指示不太可能失去定时稳定性,如由这个示例定时稳定性标准310s所定义的。

[0250] 表309的第七和第八列以粗体框出。表309的第七列中的数据图示了在可能失去定时稳定性之前的历元的示例。随着方法实施例300的前进并且已经找到没有指示定时稳定性的丧失的历元,在前进到下一个历元数据之前,将用最新数据更新两分钟的移动窗口统计量。在表309的简化示例中,对照第三和第四列中的统计量来评估第七列中的定时偏移量值X,以图示定时稳定性丧失的检测。

[0251] 第八列示出了第七列中定时偏移量值的Z得分,并且可以看出两个定时偏移量值 $LAT_2(4)$ 和 $LAT_2(4)$ 的Z得分超过-2,这指示在这个历元之前时间稳定性很可能已经失去。(这两个Z得分通过灰色阴影突出显示。)因为定时偏移量表示两个通道信号之间的关系,所以当定时偏移量改变时,不知道哪个通道(或两者)已经移位或以其它方式失去了令人满意的信号。在实施例300的方法元素312中,计算参考通道信号的信号特点,以便确定哪个(哪些)通道已经造成如方法元素310中检测到的定时稳定性的丧失。

[0252] 当发现定时稳定性已经失去时,可能有必要提供额外的时间,在此期间重新建立一些计算出的定时偏移量的统计量。这可以通过使定时器能够防止在例如两分钟时段期间使用这些通道来实现。

[0253] 表309中示例的定时稳定性标准310s并不意味着限制;可以使用定时稳定性丧失的其它指示,并且这些指示在要求保护的发明的范围内。

[0254] 图15是图示用于计算在方法实施例300中使用的信号特点的基于FFT的方法实施例312(1)的步骤的示意性框图。这种信号特点计算312(1)生成称为历元功率中心频率 f_{reqCOP} 的基于FFT的参数,并在图示实施例300的图14至15N的示例中使用。在实施例312(1)的方法步骤中,为历元中的每个相关通道信号计算快速傅立叶变换(FFT)。FFT的计算对于信号处理领域的技术人员来说是众所周知的,因此这里不再详述。

[0255] 图15A是代表性心脏通道电描记图信号的示例性六秒历元,该图被用于图示方法实施例300,并且特别地图示用于计算在方法实施例300中使用的信号特点的四种替代方法312(1)-312(4)。(图15A的示例性历元的横坐标以毫秒(msec)或6秒历元中的6000个信号值的样本索引为单位。)在图15的方法元素324中,为了更加时间高效的FFT计算,每个这种通道信号被划分成数据的重叠段-通过为跨越信号的时间范围的多个较短的重叠段中的每一个计算FFT。(这种用于根据频率估计信号的功率的方法类似于Welch的方法或Welch的周期图。)

[0256] 如图15B中所示,具有1000sps采样率的信号数据的六秒窗口被划分成五个重叠的2048个信号值的块,这些块跨越六秒历元的整个6000个数据值。五条曲线326(1)-326(5)中的每一条是升高和缩放的正弦曲线,还图示了在方法步骤326中应用的权重。权重326(1)-326(5)被单独地应用于信号数据的段。每条曲线有2048个非零值。在图15B中,曲线326(1)跨越于数据值1和2048之间;曲线326(2)跨越于数据值977和3024之间;曲线326(3)跨越于数据值1977和4024之间;曲线326(4)跨越于数据值2977和5024之间;并且曲线326(5)跨越于数据值3953和6000之间。

[0257] 图15C-15G是结果所得的信号数据的加权段的曲线图。(要注意的是,图15C-15G中

的五个曲线图中的每一个的横坐标跨越从1到2048,因为要执行的快速傅立叶变换是单独地对每个段执行的,但是加权信号数据取自历元的不同段,如上面所指示的。)如这个示例中所示的权重的分段和应用造成每个段中总功率的净衰减,因为每个段中的最大权重是1.0,并且跨每个段的平均值小于1.0。但是,由于对每个历元应用相同的计算,因此保留了结果所得值的相对关系,并且计算更加时间高效。

[0258] 在方法元素328中,为每个加权信号段计算FFT。在方法元素328中计算的五个段FFT中的每一个是1024点FFT,即,有1024个频率系数(箱),每个频率系数为0.488Hz宽(1000/2048)。利用1000sps的采样率,可以测量高达500Hz的频率。结果所得的FFT系数是复数,并且在方法元素330中,这些复系数被转换成量值,以形成1024个实系数。

[0259] 图15H-15L分别示出了用于图15C-15G的加权段信号数据的五个结果所得的段频谱,包括方法元素330中FFT系数到量值的转换。这些个体频谱的平均值在方法元素332中计算,并且对于信号数据的整个六秒历元产生图15M的频谱。(为了计算效率,也可以在方法元素332中计算总和而不是平均值,唯一的差异是比例因子;这些方法是等效的。)

[0260] 在方法元素334中,计算第一功率矩以便确定功率中心频率(freq_{COP}),如下:

$$[0261] \quad \text{freq}_{\text{COP}} = 0.488 \cdot [\sum (c_i^2 \cdot i)] / \sum c_i^2$$

[0262] 其中 c_i 等于1025个频谱系数(0Hz和0.488Hz系数被设置为0,以除去这些频率), i 等于频谱中频率仓的仓号,范围从0到1024,并且总和在1025个仓的范围上计算(每个曲线图的横坐标是仓号)。(i=1是0.488Hz仓号。)从概念上讲,这个功率中心频率可以被认为从0Hz开始的仓距离(仓号)的平均值,仓距离由该仓的对应频率处的功率加权。每个仓的对应频率是仓号的0.488倍,因此1000sps信号中可用的最大频率是500Hz(Nyquist频率)。要注意的是,0Hz和0.488Hz(仓号0和1)系数被设置为零,因为这些频率基本上是通过使用升余弦分段过程而被掺杂,因此对于确定功率谱是无用的。

[0263] 对于图15M的频谱找到的 freq_{COP} 的值是107Hz。要注意的是,图15A的示例性信号历元数据已经通过60Hz陷波滤波器捕获,这常常是心电描记图信号的情况。这可以在图15H-15M中看到,如通过深V切入60Hz附近的频谱所指示的。只要滤波器在整个规程中保持就位,其使用对于本发明性方法区分信号的能力就几乎没有影响。

[0264] 已经确定,功率中心频率 freq_{COP} 提供了在心脏通道信号中发生改变的极好指示。图15N对于图14的示例精简通道集合示出了方法元素312中基于FFT的 freq_{COP} 信号特点的计算结果的表311。在表311的第一列中,给出了六个通道的进一步细节。心电描记图通道1被示为HRA(高右心房),并且通道2被示为HIS(His束)。这两个通道独立于所有心脏通道。(His束是一束细长的改良心肌,其通过隔膜从右心房的房室结传递到右心室和左心室,并通过从右心房到心室传导激发波来维持正常的心跳序列。它也被称为房室束。)

[0265] 其余四个通道(A12、A34、A56和A78)都是八极导管的两个相邻电极之间的双极信号。(图15A的信号历元数据是来自通道5-A56的代表性六秒历元的数据。)电极在导管上处于固定的间距,因此一般被约束为一起移动。标记为“导线”的表311的第二列示出导线的索引。具有相同导线索引的通道在同一导线或导管上,并且如果该导线或导管被破坏,那么具有相同导线索引的所有通道都可能被破坏。

[0266] 表311的第三和第四列呈现每个通道的统计量(均值和标准偏差stdev),信号特点 freq_{COP} 在两分钟移动窗口(20个六秒历元)上的均值和标准偏差。表311的第五列呈现紧接

在已为其计算统计量的当前两分钟移动窗口之后的历元的 freq_{COP} (标记为X) 的当前值。这个 freq_{COP} 特点具有赫兹(Hz) 单位, 并且是处于信号功率的大部分的中心处的频率。

[0267] 图15N的表311还包括方法元素314和314s的实施例。在方法元素312中为信号计算出信号特点之后, 方法元素314基于方法元素312的结果对通道进行分类, 以提供哪个或哪些通道造成在方法元素310中检测到的定时稳定性的丧失的自动确定。在方法元素314的分类中应用通道分类标准314s。由于假设用于每个通道的基于FFT的 freq_{COP} 值具有高斯分布, 因此有用的通道分类标准314s的一个示例是为紧接在已为其计算出统计量的当前两分钟移动窗口之后的历元计算用于 freq_{COP} 值X的Z得分。超过2的Z得分指示新的 freq_{COP} (在标记为X的值集合中) 显著偏离预期的分布(具有95%置信度), 由此指示已经发生了一些改变。

[0268] 表311的第六、第七和第八列包含三个不同的计算出的Z得分的绝对值。仅基于那个通道的统计量为每个通道计算孤立的Z得分, 如下:

[0269] 孤立的Z得分 = $\text{abs}[(X - \text{均值}) / \text{标准偏差}]$

[0270] 组Z得分是共享公共导线索引的所有通道的孤立Z得分的平均值, 并且组合的Z得分是每个通道的孤立的和组Z得分的平均值。

[0271] 在表311中, 通道2-HIS和通道6-A78信号(参见灰色条目) 都指示基于FFT的 freq_{COP} 的当前测量值的显著改变; 每个都已移位了多于两个标准偏差。(2-HIS孤立的Z得分为2.4, 并且6-A78Z得分为2.1。) 但是, 6-A78通道位于约束6-A78电极以与捕获其它三个信号的电极大不相同的方式移动的导线上。因为其它三个信号的Z得分低得多, 所以有强烈迹象指示6-A78通道的孤立的Z得分, 尤其是仅略高于阈值2, 可能仅仅是由于自然变化而没有实际意义。(即使对于如 $\text{abs}(Z) > 2$ 这样的准则, 也预计20次测量中有一个仅由于随机机会而超过阈值。) 因此, 关于同一导线上的伴随信号(四个“A”通道) 的附加信息可以提供帮助识别中断的通道, 如果那个通道(6-A78) 的特点靠近 $Z > 2$ 准则、如果许多其它伴随信号不那么模糊地满足该标准(即, Z远小于2) 的话。因此, 在这个特定示例中, 结论是通道2(2-HIS) 是被中断的参考通道。

[0272] 表309和311中所示的具体计算不旨在限制定时稳定性的丧失和检测哪个或哪些通道造成这种丧失的方式; 在本文公开的确定局部激活时间的本发明性自动方法的范围内, 可以使用其它具体的计算方法。

[0273] 如表311中由灰色阴影中的突出显示部分所指示的, 心电描记图通道2-HIS是应用于这个精简的通道集合示例的本发明性自动方法的实施例300已将其识别为造成定时稳定性丧失的通道。在这种情况下, 如果通道2-HIS是当前基本参考通道, 那么它将被替换为从剩余的候选参考通道集合中选择的新参考通道, 并且基于方法元素316中的信号质量计算来选择这种替换通道, 方法元素316为方法元素318提供要基于信号质量标准318s进行比较的信号质量的测量。

[0274] 如上面所指示的, 可以推荐用作参考通道的信号的质量是: 1) 高信号振幅, 2) 低信号噪声, 3) 低信号振幅可变性, 4) 低周期长度可变性, 以及5) 较短的周期长度。由于在方法元素316中确定并且在方法元素318中使用对应的信号质量标准318s评估的若干信号质量测量已在本文档中进行了描述, 因此这里不再给出进一步的示例。为了选择新的最佳替换参考通道, 可以在更长的时间段内评估这五个通道质量, 因为在本发明性方法的实施例300中, 这种评估在后台发生, 不会造成LAT标测功能的任何延迟。在这种情况下, 评估可以持续

较长的时段,诸如两分钟。最近的历元可以结合到评估中,因为将只考虑不中断的通道。

[0275] 图16是图示用于计算在图13的方法实施例中使用的信号特点的第一替代方法的实施例312(2)的示意性框图。这种替代信号特点计算312(2)生成称为历元活动持续时间的信号特点。在方法元素340中,使用诸如上面关于图2-3B描述的方法来计算信号历元数据样本的速度的值。使用这种方法来计算信号速度不旨在限制。用于信号速度计算的许多方法是信号处理领域的技术人员众所周知的,并且这些方法在本文要求保护的发明性方法中是适用的。

[0276] 在方法元素342中,确定速度的绝对值,并且在方法元素344中,计算活动阈值 act_{TH} 。由于所有MCCE信号都包含一些噪声,因此有必要将信号活动定义为以高于阈值的信号电平发生,以避免这种噪声破坏活动持续时间的确定。阈值 act_{TH} 的一个有用定义是跨整个六秒历元的数据的中值的四倍。这种阈值定义不旨在限制本发明;可以使用 act_{TH} 的其它有用定义。

[0277] 当速度的绝对值大于 act_{TH} 时,信号被认为是活动的。与 act_{TH} 的这种比较发生在方法元素346内,方法元素346还对超过 act_{TH} 的信号数据值的数量进行计数。方法元素348对信号数据值的总数进行计数,并且在方法元素350中,将历元活动持续时间计算为超过 act_{TH} 的总信号数据值的分数。

[0278] 图16A是图示绝对值速度滤波器应用于图15A的示例性六秒历元心脏通道电描记图信号的曲线图。图15A的历元信号数据的中值是15 μ 伏,导致 act_{TH} 值为60 μ 伏。图16A的曲线图指示所使用的 act_{TH} 的值,并且图16B是图示图16A的绝对值速度历元信号的活动持续时间信号特点的计算的曲线图。在总共6000个信号数据值中,发现1103个值超过 $act_{TH}=60$,从而对于图15A的示例性信号历元数据导致活动持续时间的值为0.184。

[0279] 已经发现,这种活动持续时间测量是一种有用的信号特点,通过该特点,可以确定哪个或哪些心脏通道已受到干扰。另一个这种有用的信号特点是仅仅跨心脏通道数据的历元的峰-峰测量,并且在方法

[0280] 实施例312(3)中在图17中描述这种确定。方法元素352和354分别跨信号数据的历元找到最小和最大信号值。方法元素356计算最大值与最小值之间的差,以产生峰-峰信号特点。

[0281] 图17A是图示图17的第二替代实施例312(3)的表358,示出了图15A的示例性心脏通道电描记图信号的示例性六秒历元的峰-峰确定。发现用于图15A的信号数据值的历元的峰-峰值为1,731 μ V。图15A中的信号数据的历元提供了为什么大约六秒的历元持续时间是期望的良好说明,并且这可以从至少三个角度看出:六秒足够长以跨越若干完整的心脏收缩周期;六秒足够长以跨越至少一个呼吸周期;并且六秒足够长以避免需要仔细检测个别心跳。通过将这些可变性来源完全包括在历元内并因此对于历元是共同的,可以从历元到历元识别稳定性。图15A清楚地图示了在六秒历元的跨度内的心跳-心跳变化性。

[0282] 图18是图示用于计算在图13的方法实施例中使用的信号特点的第三替代方法的实施例313(4)的示意性框图。这个替代信号特点计算生成被称为历元功率中心频率 f_{reqCOP} 的基于Haar变换的参数。在图18中,信号历元数据在方法元素360中被划分成顺序的段。信号历元数据被划分成段对于计算效率是有用的,这取决于数据的历元中数据值的数量。Harr变换要求样本的数量为2的幂。因此,例如,以1000sps捕获的数据的六秒历元包含6000

个值,并且这种历元可以被划分成 $2048(2^{11})$ 个值的3个段,在段之间仅有非常适度的重叠。

[0283] 图18A-18C图示了将图15A的示例性数据分段为三个顺序段,每个段由2048个值组成。要注意的是,每个段被示为具有从1到2048的样本索引,但是实际索引值的范围如下:图18A的曲线图包括历元样本1到2048;图18B的曲线图包括历元样本1977到4024;并且图18C的曲线图包括历元样本3953到6000。再次,如图15C-15G中那样,图18A-18C中的三个曲线图中的每一个的横坐标从1跨越到2048,因为要执行的Haar变换是单独地对每个段,但是信号数据取自历元的不同段,如上面所指示的。

[0284] 在方法元素362中,计算用于数据的每个段的Harr变换系数。Haar变换的细节是信号处理领域的技术人员众所周知的。但是,将描述这种计算的一些细节,以说明方法实施例312(4)的某些方面。

[0285] 图18D-18F分别是用于图18A-18C的三个数据段的Haar变换系数的三个曲线图,该曲线图由数据的这三个段的Haar变换产生。如图18G的表中所示,计算这些系数。Haar变换基于如图18G所示的一系列信号差异,并且具有2048个数据值的信号导致2048个Haar变换差异相关的系数 H_i 。

[0286] 图18D-18F的曲线图的横坐标表示2048个Haar系数,并且曲线图不是频谱。与FFT不同,Haar变换系数不构成频谱,而是如图18G中进一步描述的差异项集合。 H_1 是历元数据的段中所有2048个值之和,因此它表示信号中的DC项(无差分)。 H_2 是信号值的后半部分之和减去前半部分之和的差,因此表示与作为历元段全长的周期相关的信号中的信息(2.048秒-0.488Hz-在图15A的示例性数据中)。差分通过2的幂继续,如图18G中所示,直到 H_{2048} ,这是最后两个信号值之间的差。最后1024个系数(H_{1025} 至 H_{2048})是相邻信号值对之间的差异。这些系数涉及变换中可用的最高频率信息,在所讨论的示例中是500Hz。

[0287] 要注意的是,在图18G的描述中,符号约定可以与Haar变换的一些描述不同,但是由于所计算的信号特点与功率相关,因此使用系数的绝对值并且符号约定不相关。因此,在方法元素364中,将绝对值滤波器应用于Harr系数。

[0288] 图18H示出了详述从图18G的2048个Haar变换系数 H_i 计算十一个频率选择性聚合量值 A_i 的集合的表。通过组合具有如图18H所示的相同时间尺度的Harr变换系数 H_i 的绝对值,在图18的方法

[0289] 实施例312(4)的方法元素366中聚合Harr变换系数。因此,例如,在图18的方法实施例312(4)的方法元素368中对信号值的相同时间尺度集合的每个差求和,以形成与对应时间尺度相关的频率选择性聚合量值。(聚合量值是频率选择性的,因为它们是由具有相同时间尺度的差形成的。)

[0290] 这种聚合导致频率选择性聚合量值 A_i 的频谱样曲线图,然后该曲线图涉及在方法实施例312(1)的方法元素370中被指派给频率选择性聚合量值的某些频率。在所讨论的示例中,与 A_i 相关的频率 F_i 是 $F_i = 0.488 \times 2^{(i-1)}$,并且这些频率在图18H的表中示出。

[0291] 方法实施例312(4)中在方法元素372中的最后一步是基于Harr变换、功率中心频率 freq_{COP} 确定信号特点。确定 freq_{COP} 的一种方式计算第一矩,类似于用于基于FFT的信号特点的第一矩。

$$[0292] \quad \text{freq}_{\text{COP}} = [\sum (A_i^2 \cdot F_i)] / \sum A_i^2$$

[0293] 其中求和是在11个频率选择性聚合量值 A_i 及其对应的频率 F_i 上进行的。

[0294] 图18I-18K分别是针对图18A-18C的三个数据段的图18D-18F中所示的Haar变换系数的绝对值的三个曲线图,并且图18L-18N是针对如图18A-18C中所示的三个段中的每一个示出频率选择性聚合量值 A_i 的值并且通过应用图18G和18H中描述的计算确定的三个条形图。

[0295] 图18P是给出来自三个数据段的Haar变换的三个段量值 A_i 集合之和的条形图。横坐标的十一个频率选择性聚合量值被用于使用图18的基于Haar变换的方法确定频率相关信号特点 freq_{COP} 。对于图15A的示例性信号数据,发现 freq_{COP} 为141Hz,并且这在图18P的图表中指示。

[0296] 要注意的是,这个141Hz的频率不同于为 freq_{COP} 的基于FFT的计算发现的107Hz。由于图18P的图表中横坐标的对数性质,这种差异是预期的,但是由于使用相同的信号特点计算进行比较,因此重要的是信号特点对信号差异敏感的能力。以上针对方法实施例300的方法元素312示例的所有方法都能够检测信号中的这种差异。

[0297] 虽然已经结合具体实施例描述了本发明的原理,但是应当清楚地理解,这些描述仅仅是通过示例的方式进行的,并不旨在限制本发明的范围。

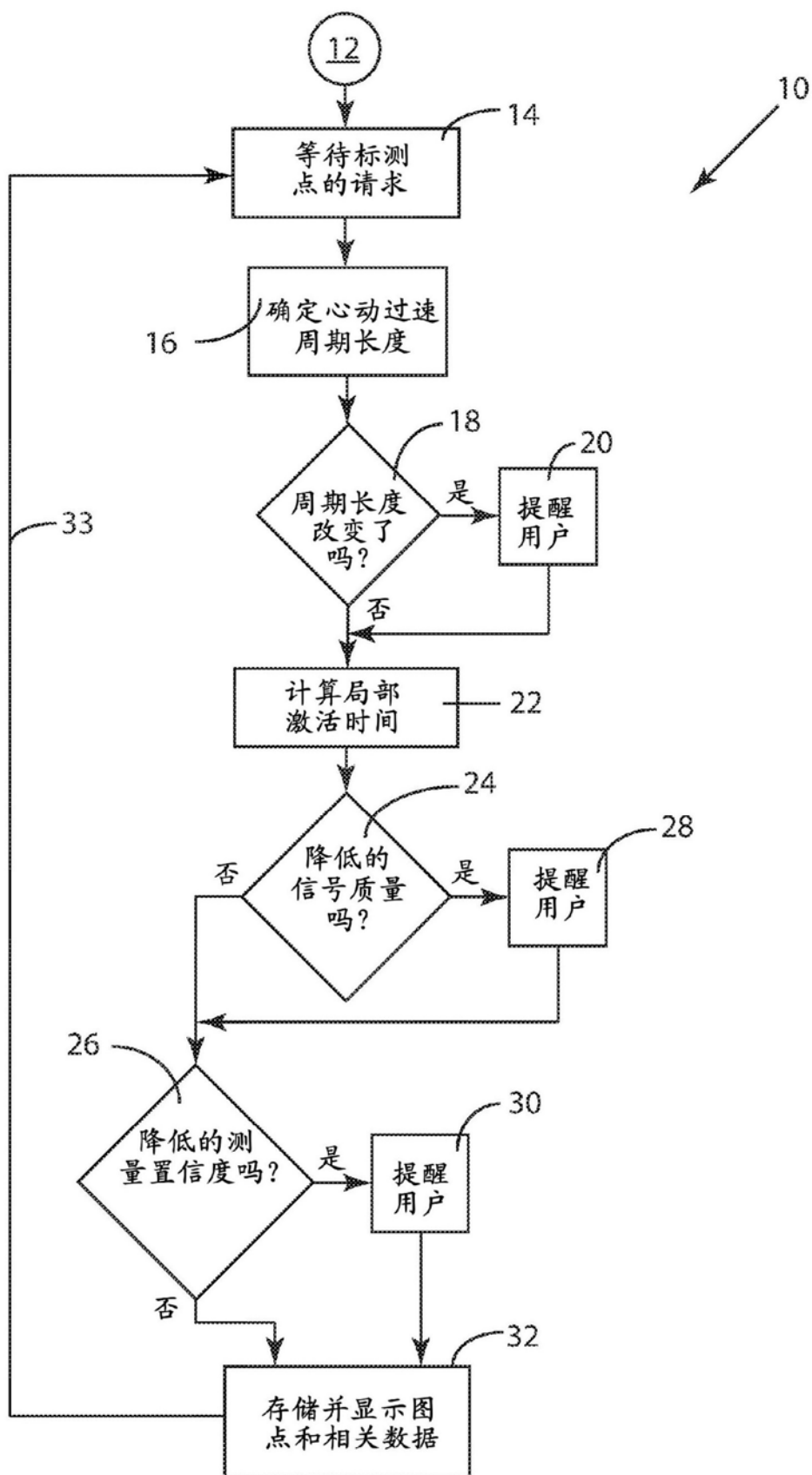


图1

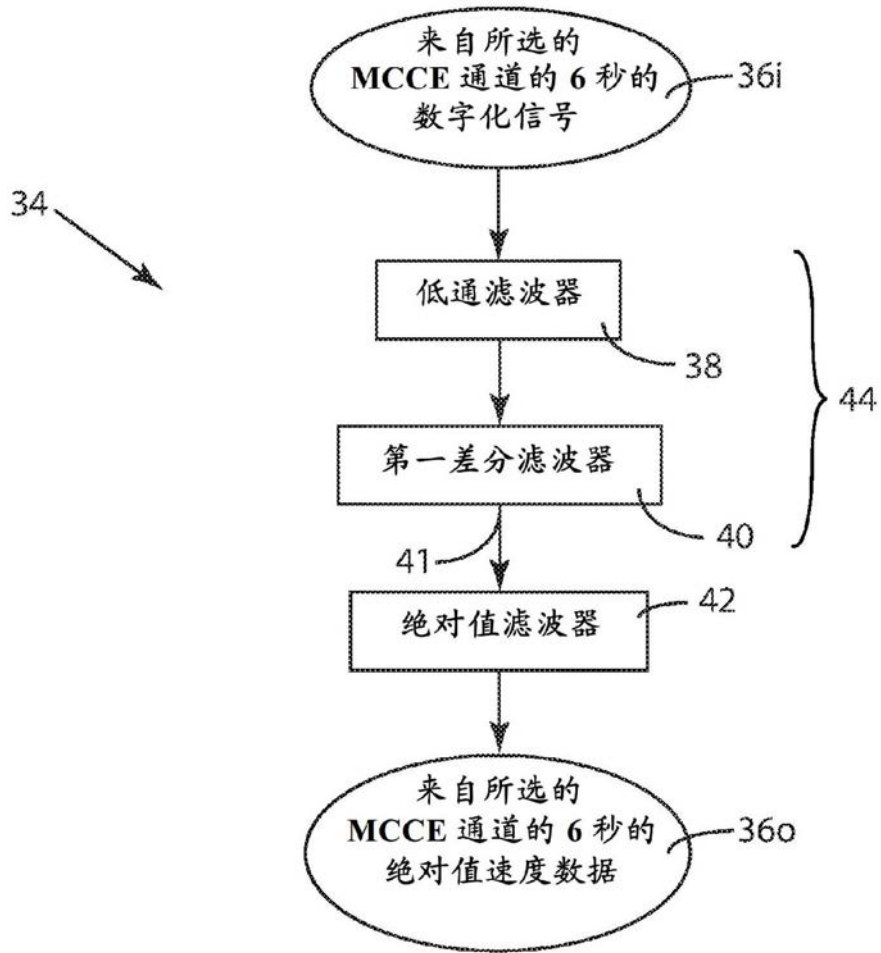


图2

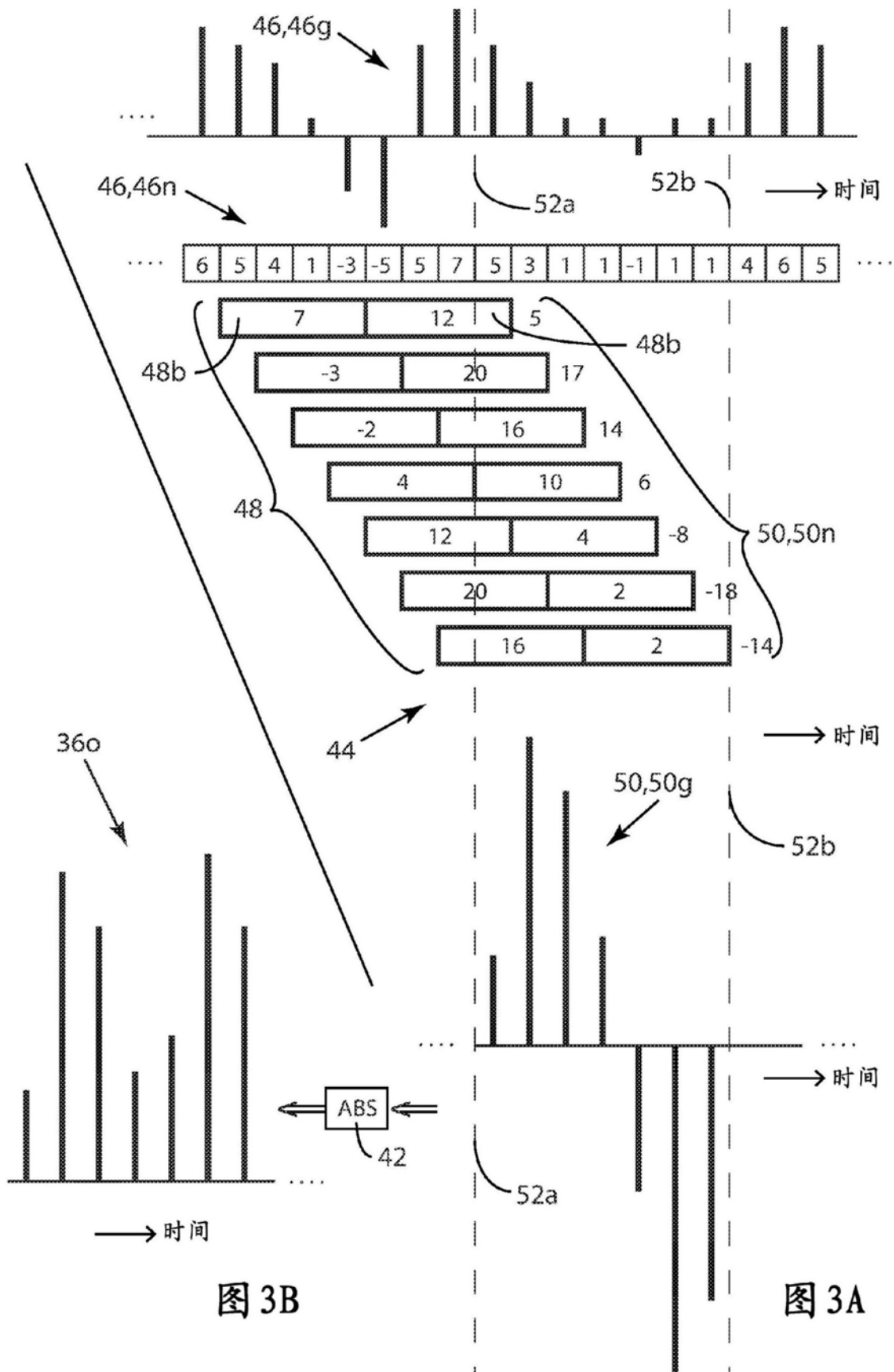


图 3B

图 3A

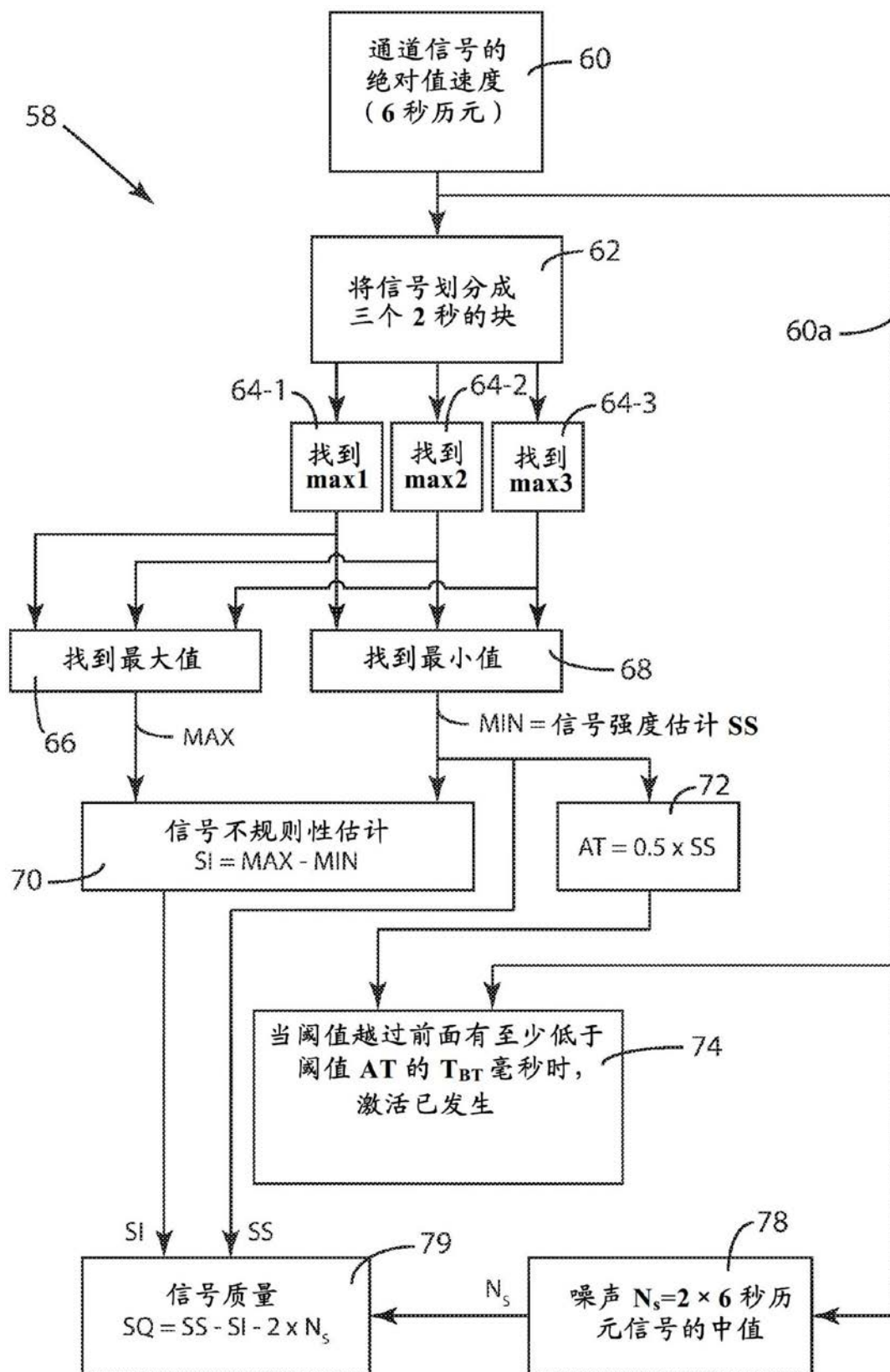


图4A

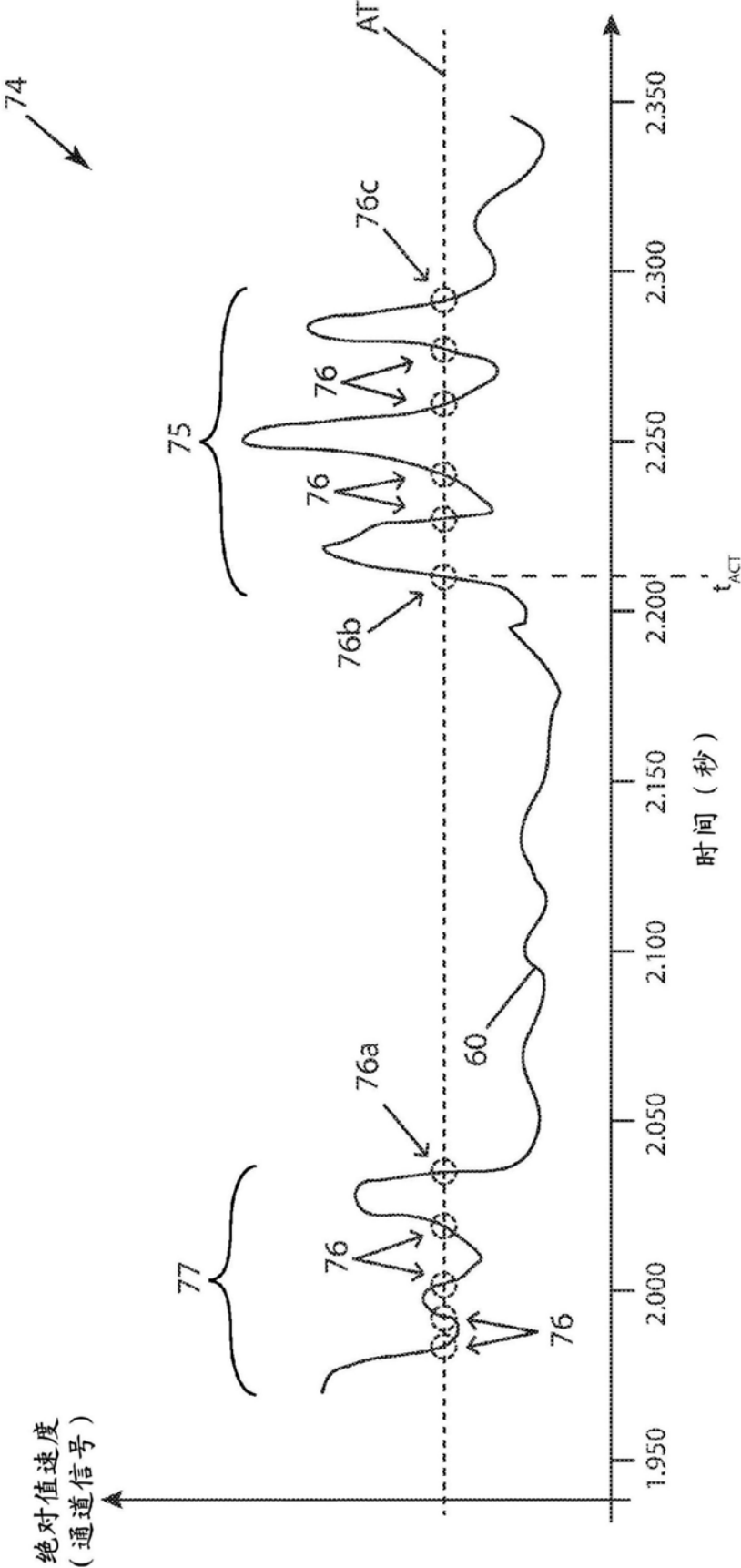


图4B

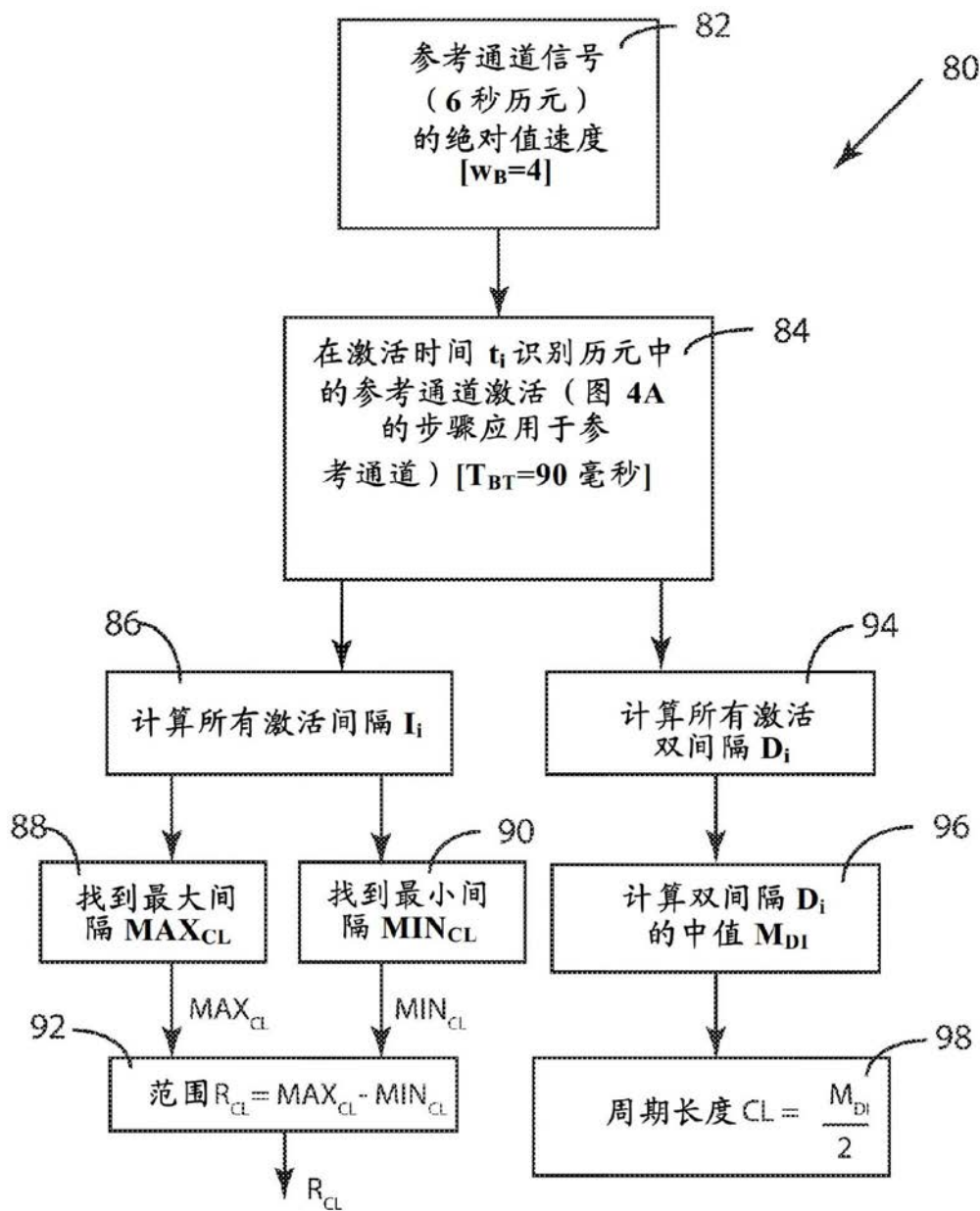
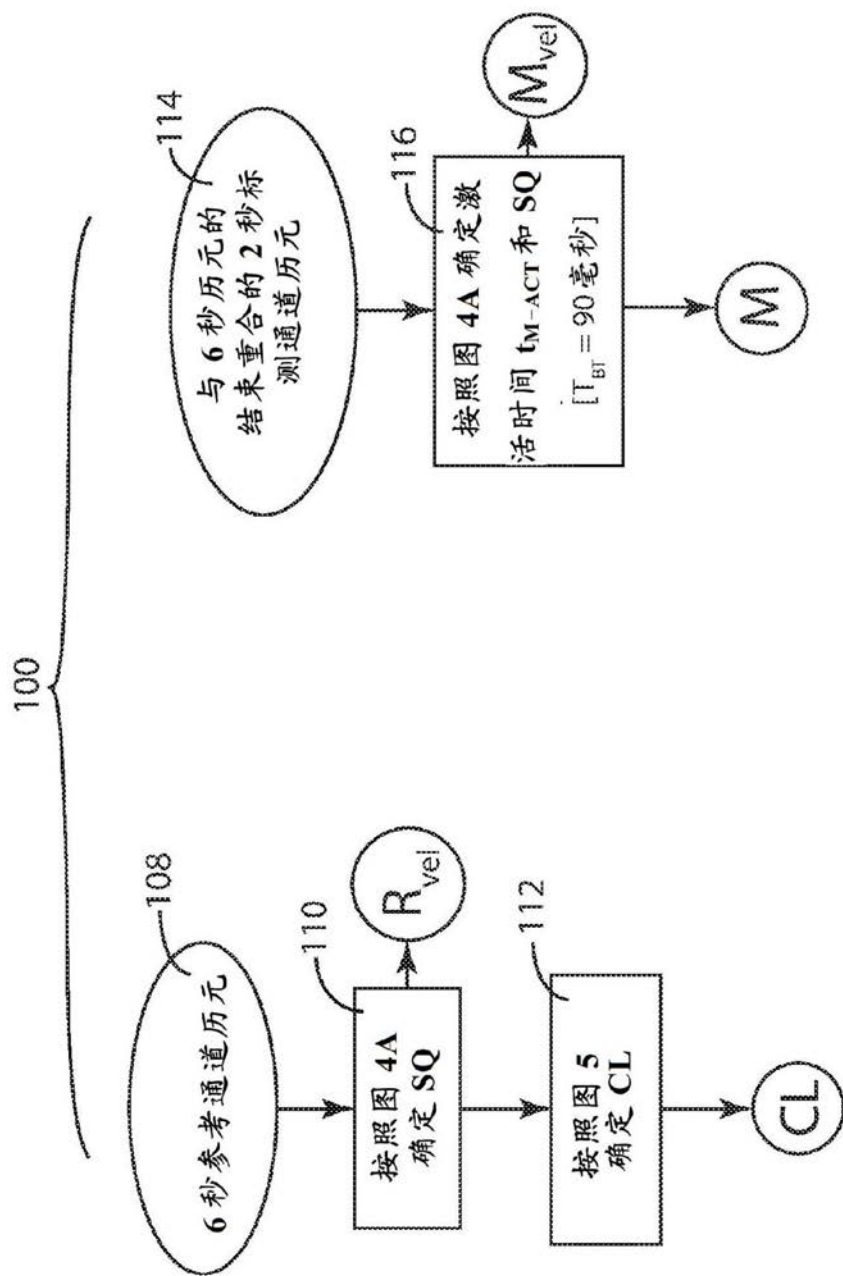


图5



用于图 6A 和 6B 的图例

R_{vel} =参考通道速度

M_{vel} =标测通道速度

t_R =参考通道基准时间 (最大负速度)

t_M =标测通道基准时间 (最大负速度)

LAT =局部激活时间= $t_M - t_R$

图6A

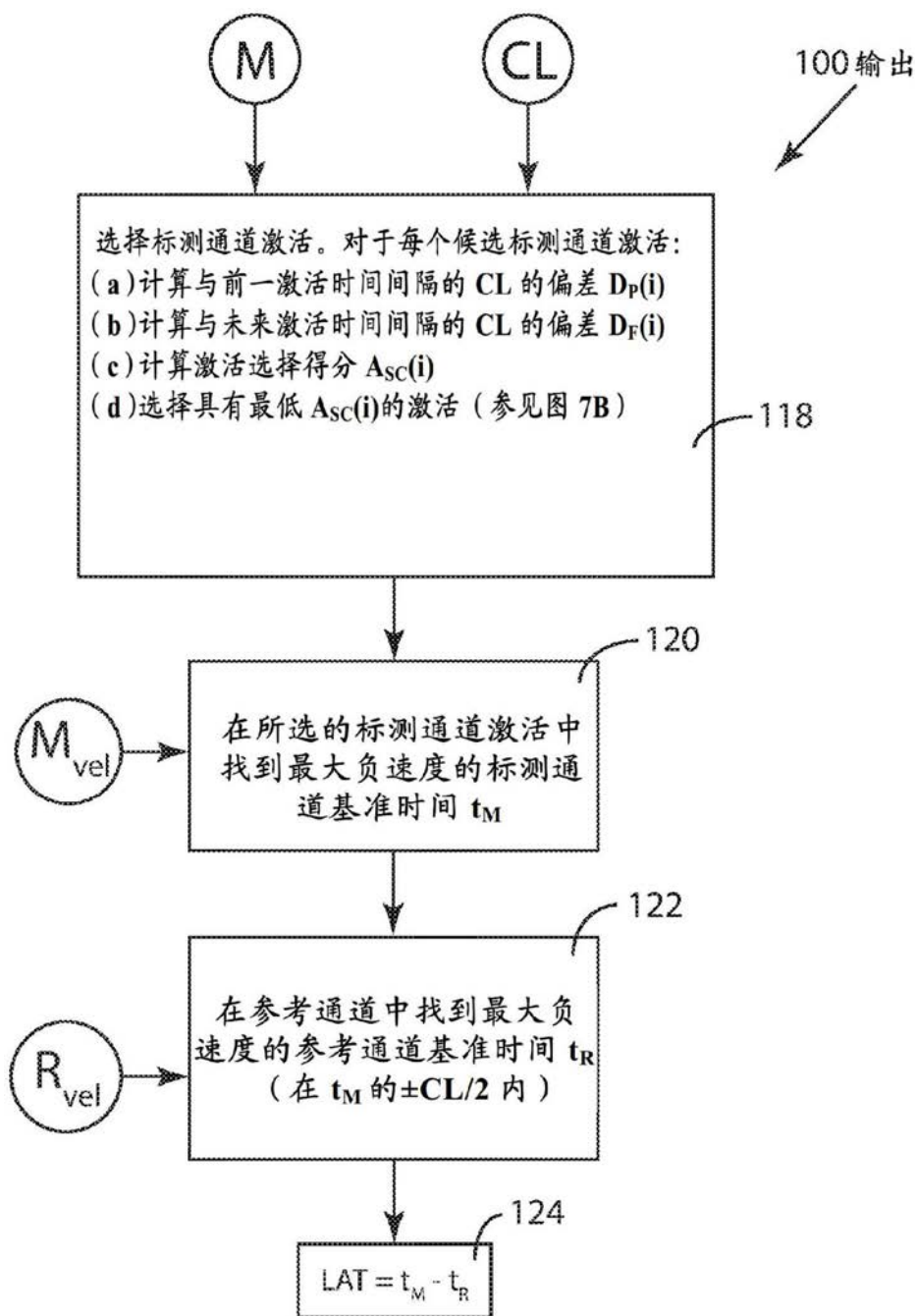


图6B

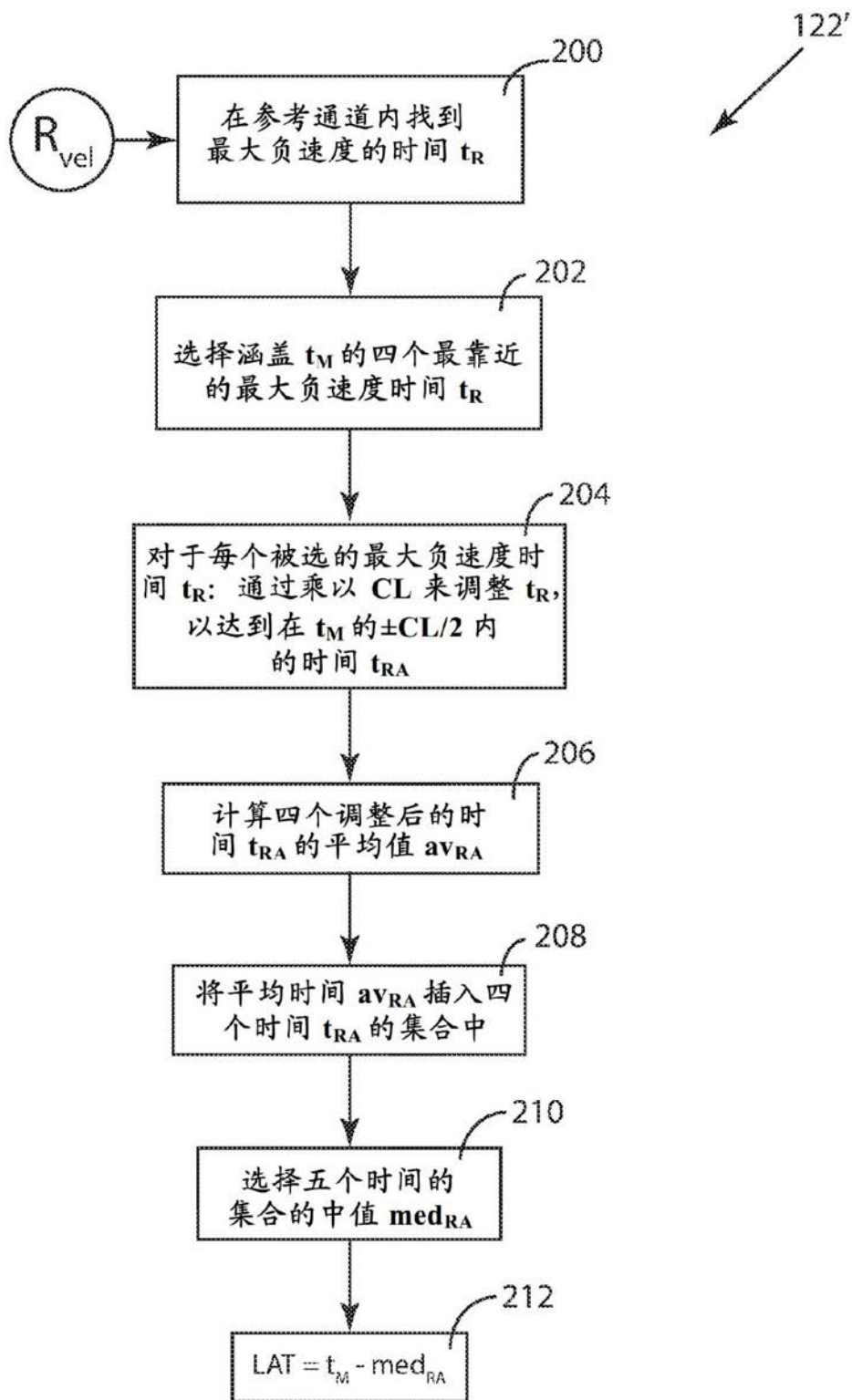


图6C

118

CL = 341 毫秒					
ACT	t_{M-ACT}	D_P	D_F	A_{SC}	注释
132a					未检测到; 太早
132b	4382	41	9	50	数据开始规则
132c	4732	9	15	24	所选的激活
132d	5058	15	12	27	
132e	5411	12	248	260	数据结束规则
132f					未检测到; 太小

118b

118a

118e

[表中的所有值，以毫秒为单位]

表的图例

CL=参考通道周期长度

$t_{M-ACT}(i)$ =标测通道激活时间

$D_P(i) = t_{M-ACT}(i) - t_{M-ACT}(i-1) - CL$ = 前一时间间隔与 CL 的偏差

$D_F(i) = t_{M-ACT}(i+1) - t_{M-ACT}(i) - CL$ = 未来时间间隔与 CL 的偏差

图7B

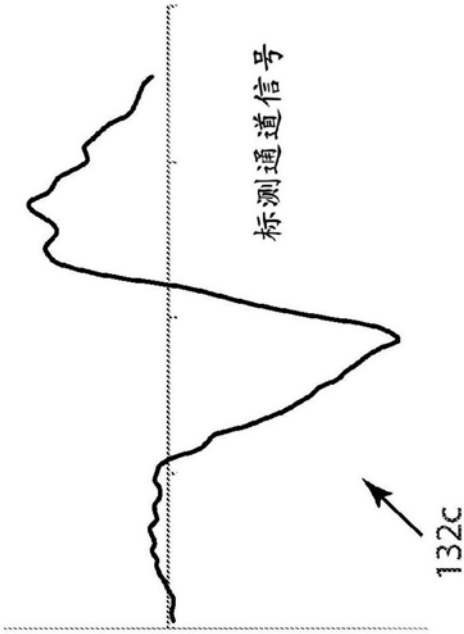


图7C-1

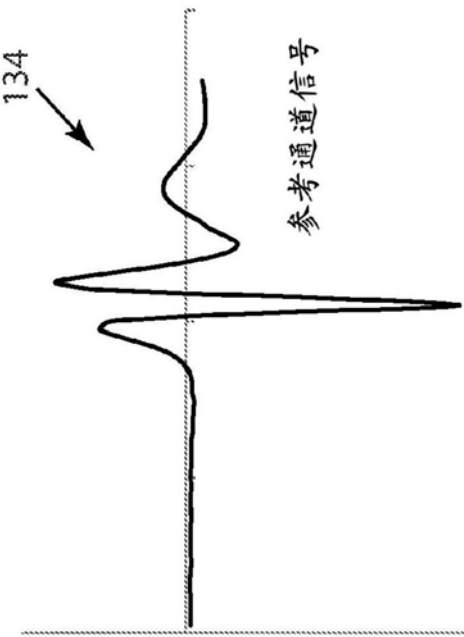
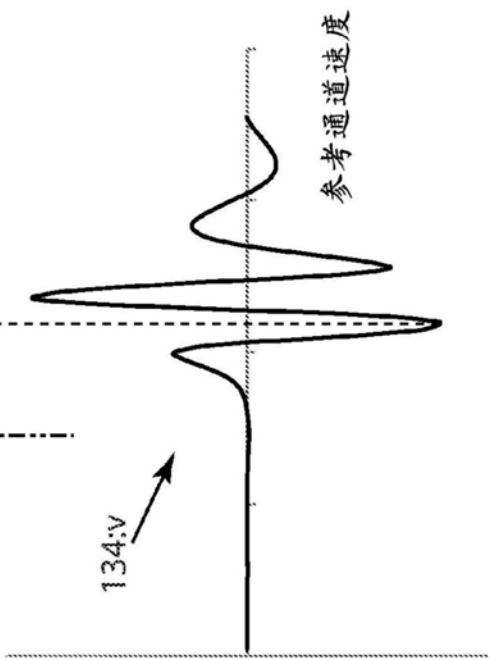
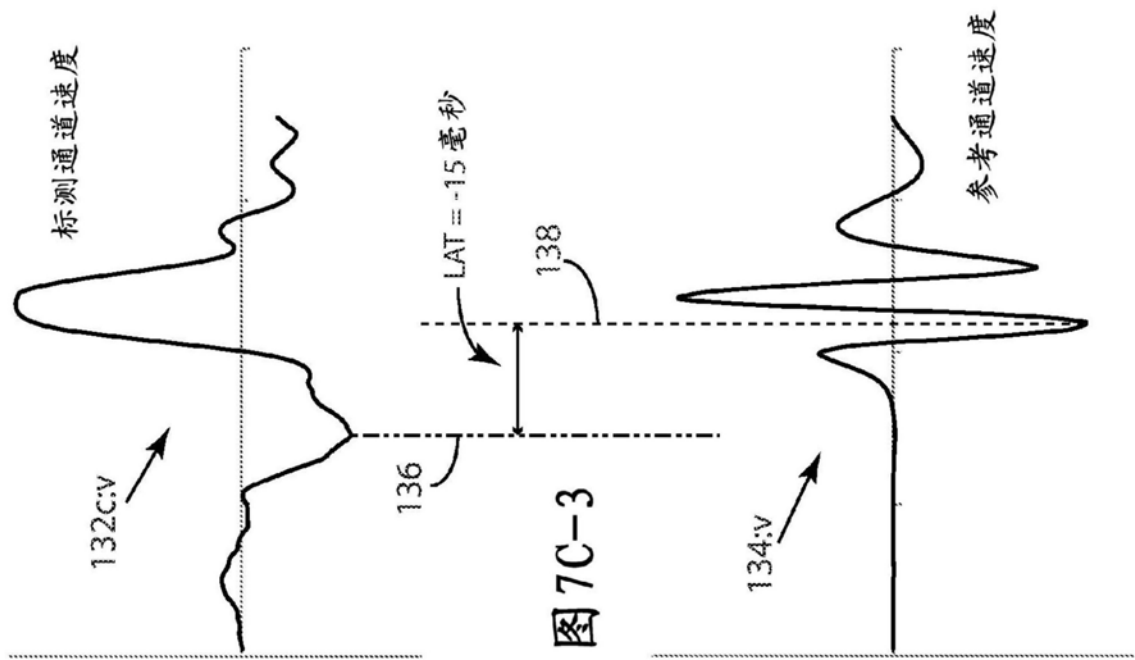


图7C-2



A:	451	1594	1994	2333	2678	3024	3368	3703	214 4050 4732 -16					4387	4731	5069	5412	5749
B:	4884	4663	4722	4720	4724	4729	4732	4726	4732	4731	4728	4731	4728	4730	4726			
C:	-168	53	-6	-4	-8	-13	-16	-10	-16	-15	-12	-14	-10					
D:	-168	-16	-16	-15	-14	-13	-12	-12	-10	-8	-6	-4	53					
E:				-15	-14	-13	-12	-12	-10	-10	-10	-10						

[所有时间以毫秒为单位; $CL=341$ 毫秒; $t_M=4716$ 毫秒]

表的图例

行 A; 最大负速度的参考通道中的基准时间 t_R

行 B: 调整后的基准时间 t_{RA} (调整到 t_M 的 $\pm CL/2$ 内 ($CL=341$ 毫秒; $t_M=4716$ 毫秒))

行C: 中间LAT值= $t_M - t_{RA}$

行 D: 中间 LAT 值的有序列表

行E: 中间LAT值的四分位集合

测量置信区间=±2.5毫秒 (范围是-15到-10)

图7D

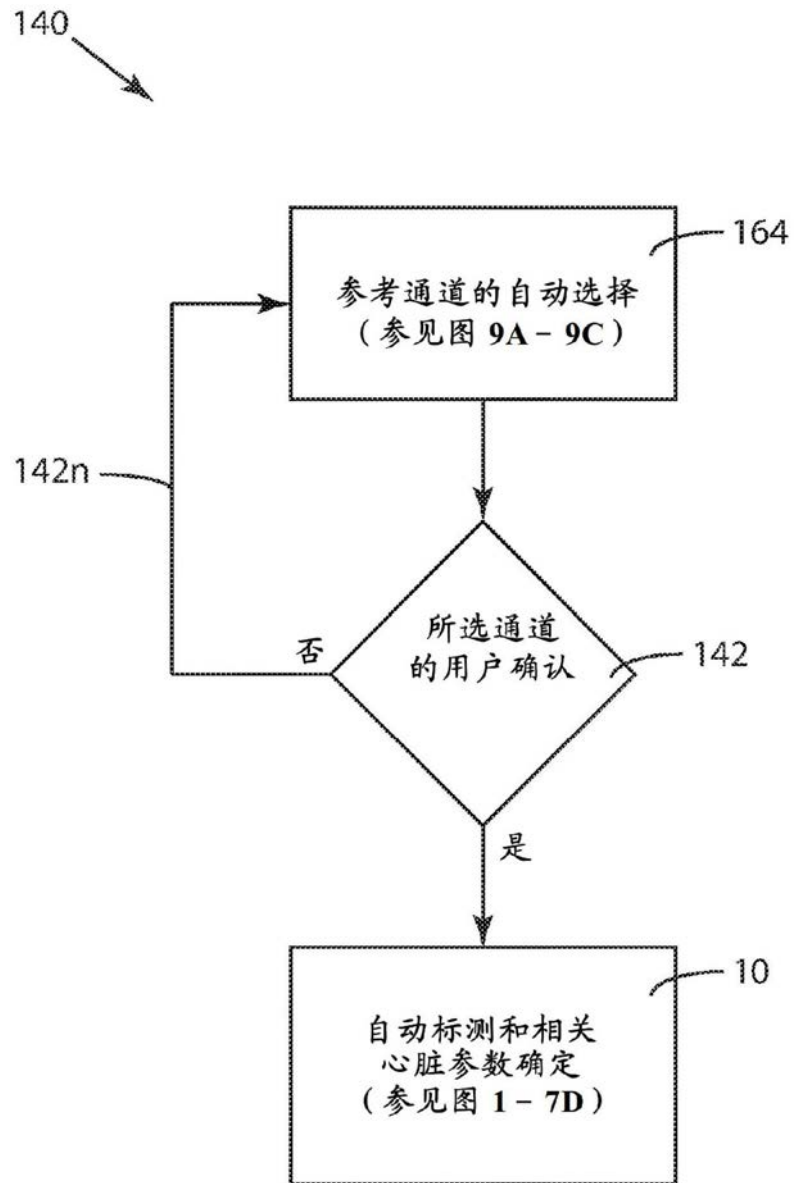
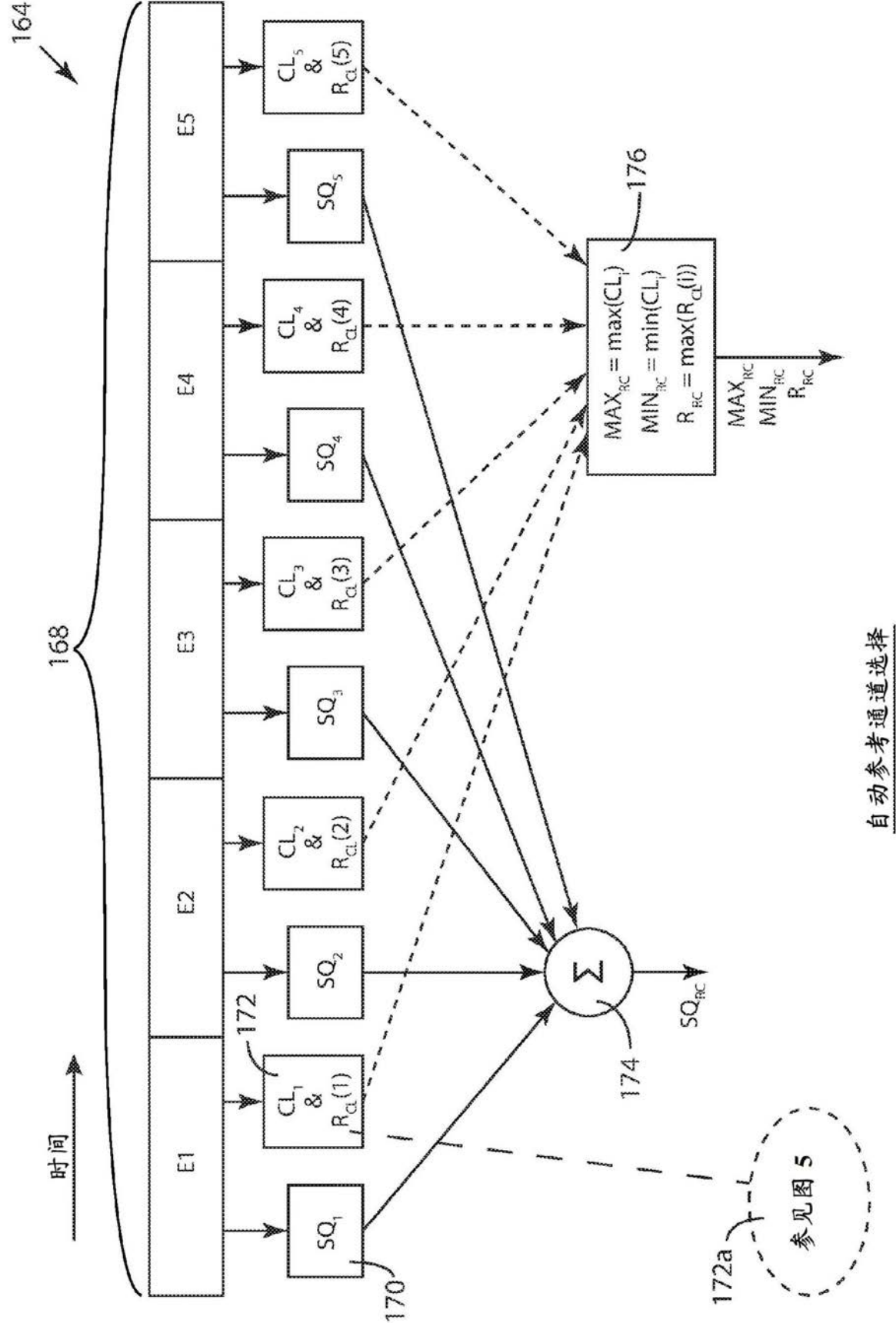


图8



自动参考通道选择

图9A

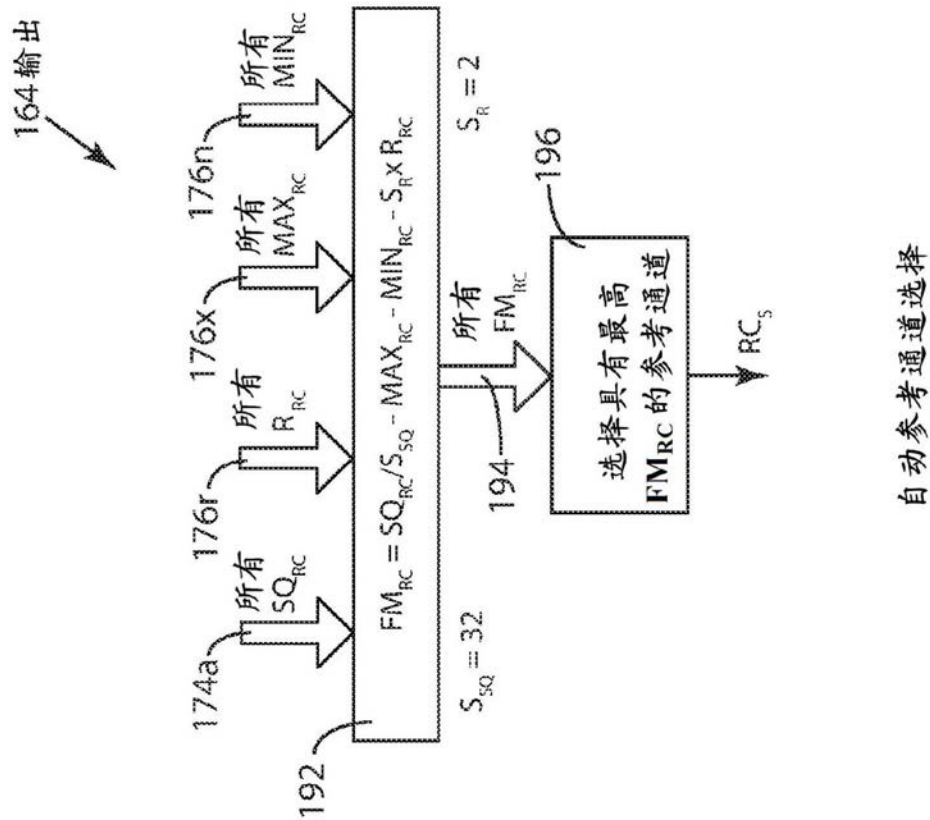


图9B

260

	M ₁	M ₂	M ₃	M ₄	M ₅	M ₆	M ₇	M ₈
R ₁	-	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
R ₂	-	-	✓	✓	✓	✓	✓	✓
R ₃	-	-	-	✓	✓	✓	✓	✓
R ₄	-	-	-	-	✓	✓	✓	✓
R ₅	-	-	-	-	-	✓	✓	✓
R ₆	-	-	-	-	-	-	✓	✓
R ₇	-	-	-	-	-	-	-	✓
R ₈	-	-	-	-	-	-	-	-

图10

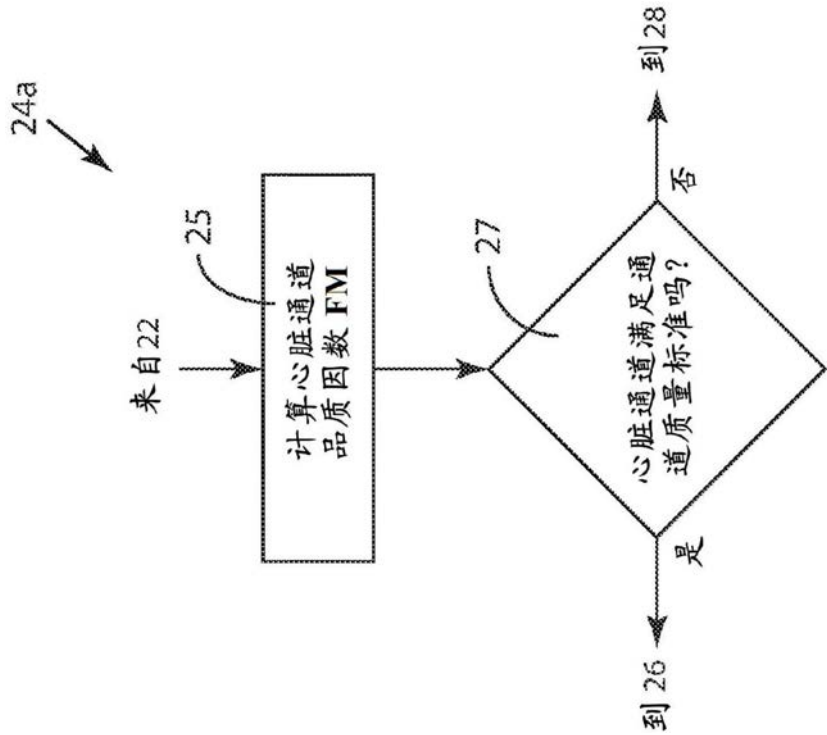


图11

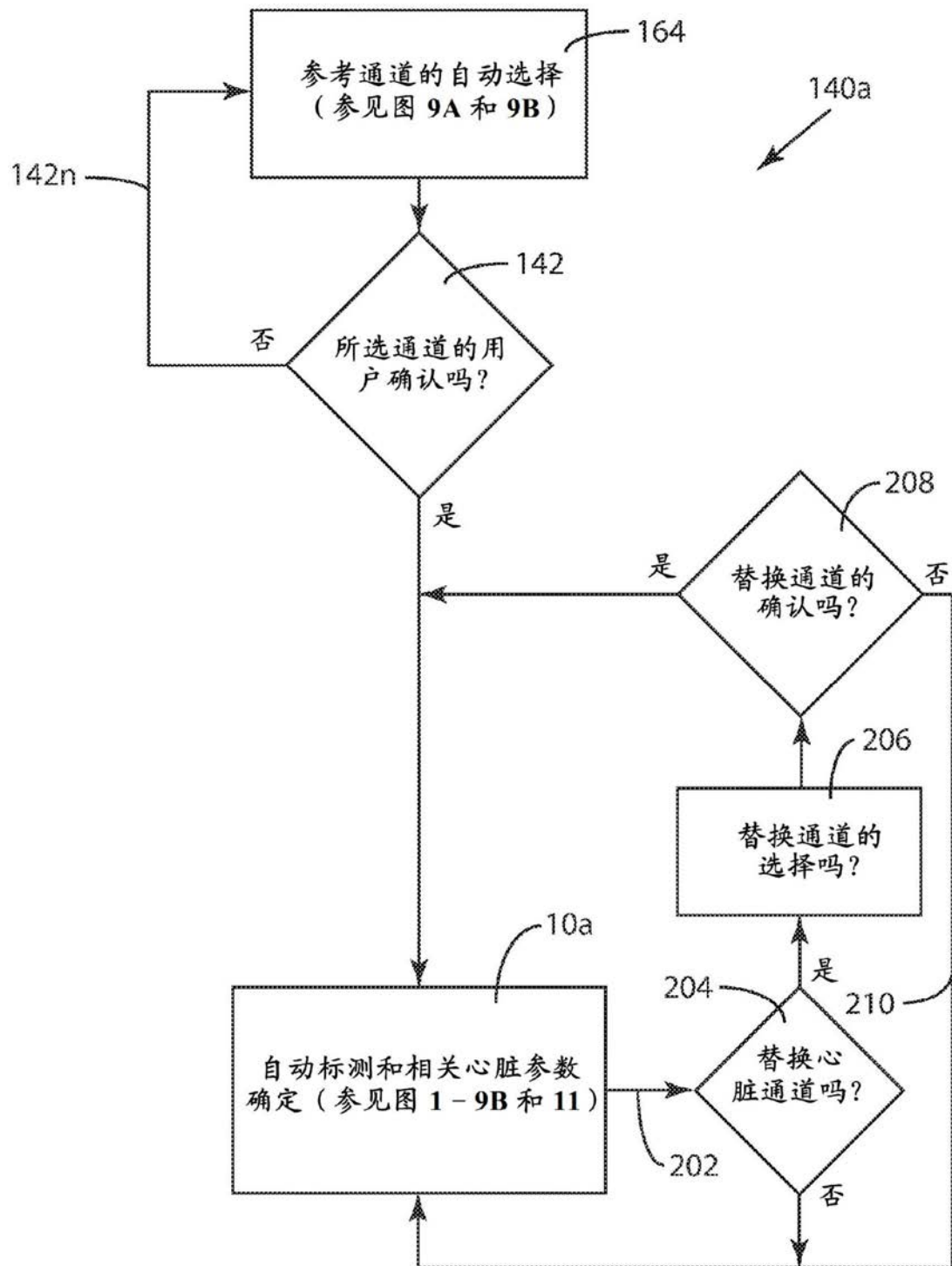


图12

309



时间偏移量 (以毫秒为单位)		两分钟历史统计量		在定时稳定性丧失之前		在定时稳定性丧失之后	
参考通道 J	参考通道 K	均值	标准偏差	X	Z 得分	X	Z 得分
1	2	-22.5	4.85	-24	-0.3	-17	1.1
	3	31.4	6.09	35	0.6	24	-1.2
	4	42.3	8.80	48	0.6	45	0.3
	5	5.7	7.79	9	0.4	5	-0.1
	6	1.0	8.71	0	-0.1	2	0.1
	3	58.0	6.76	61	0.4	60	0.3
2	4	60.8	4.52	60	-0.2	48	-2.8
	5	33.0	4.92	32	-0.2	27	-1.2
	6	28.1	5.37	32	0.7	16	-2.3
	4	0.7	4.59	3	0.5	-2	-0.6
3	5	-22.4	6.44	-12	1.6	-19	0.5
	6	-33.3	7.42	-42	-1.2	-32	0.2
4	5	-37.0	6.15	-39	-0.3	-37	0.0
	6	-54.4	5.38	-50	0.8	-56	-0.3
5	6	0.2	5.51	-5	-0.9	3	0.5

图14

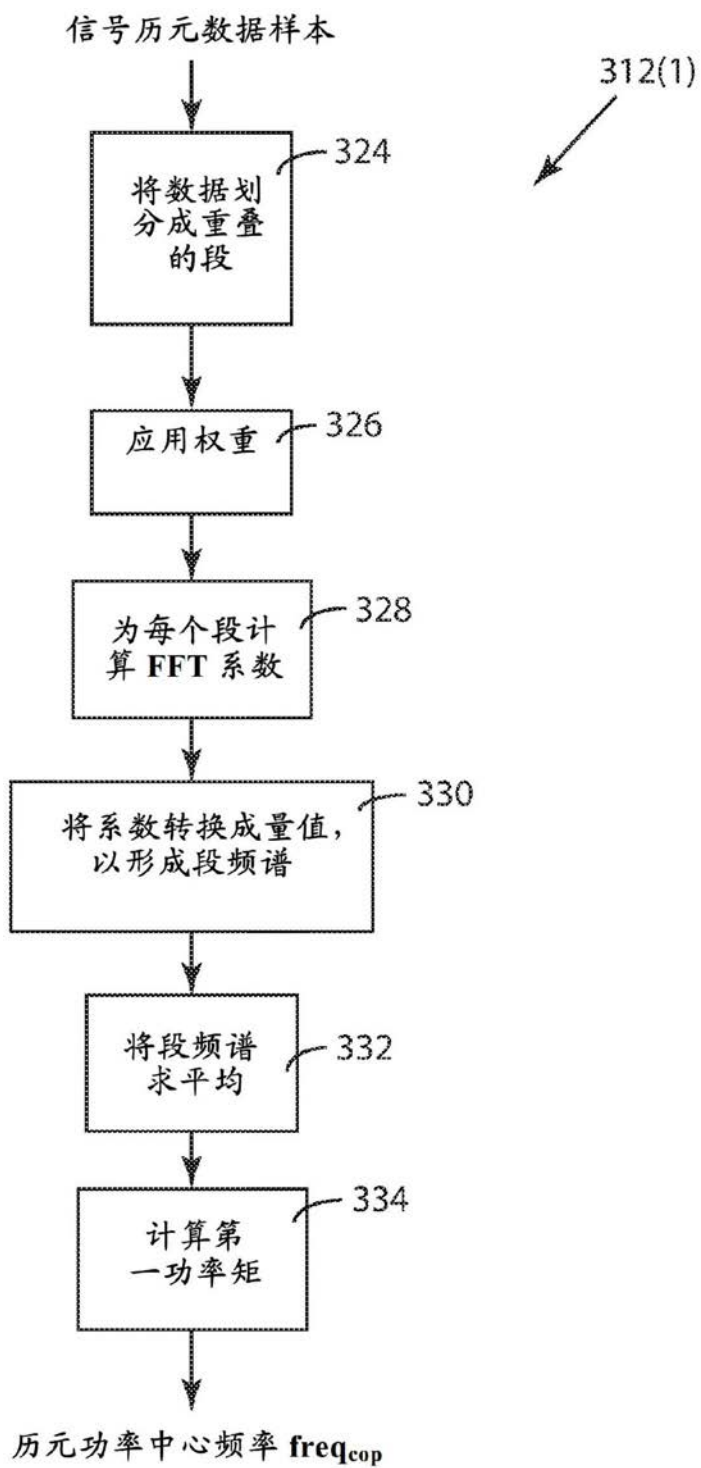


图15

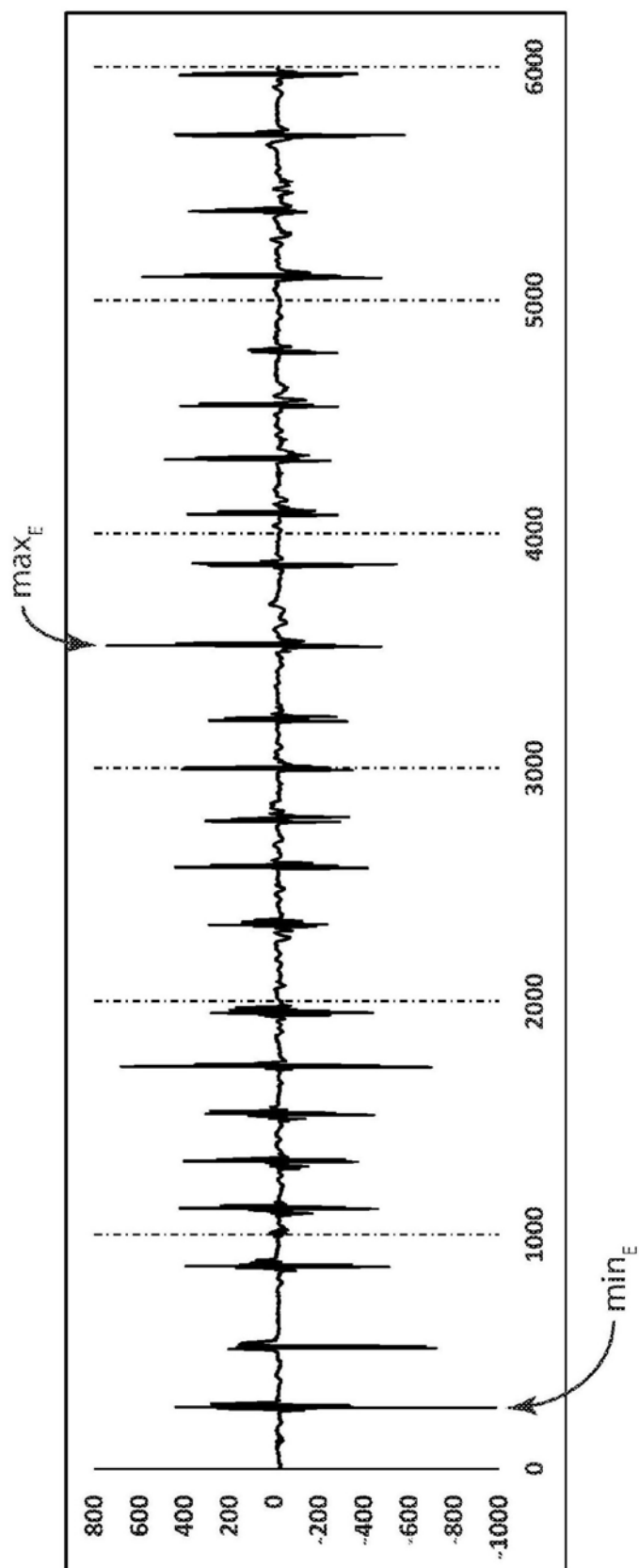


图15A

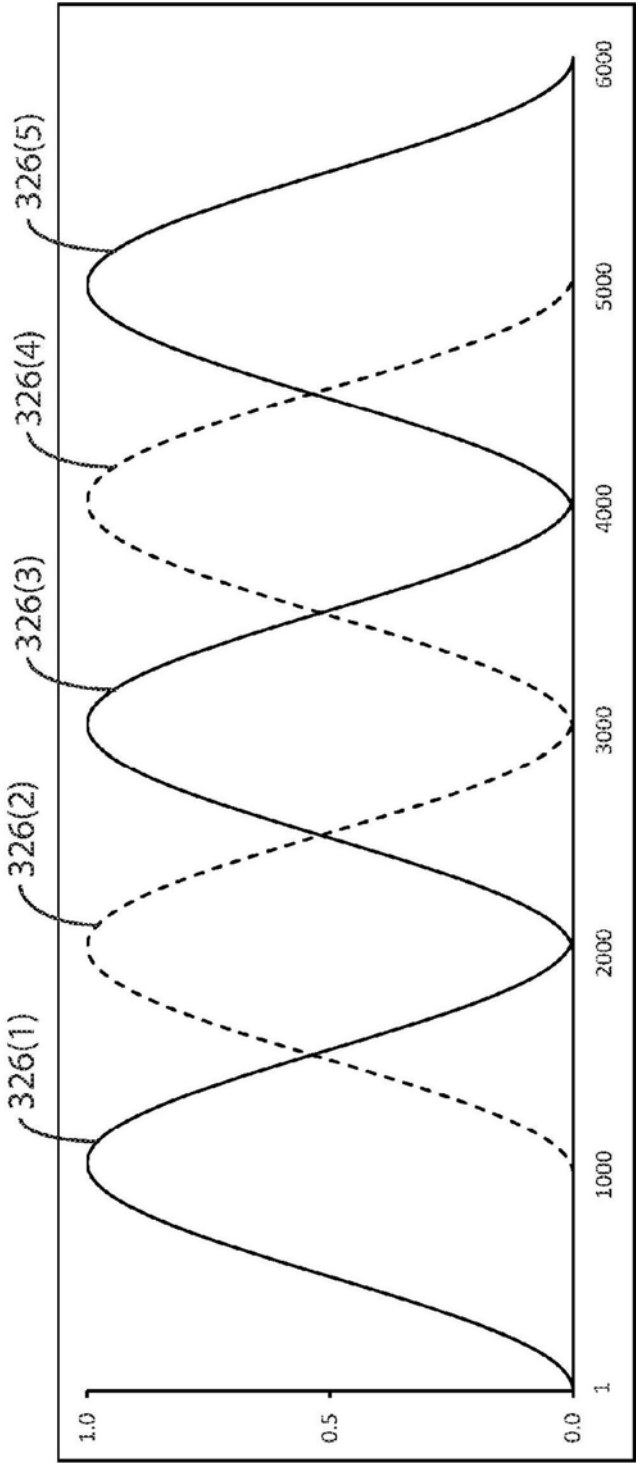


图15B

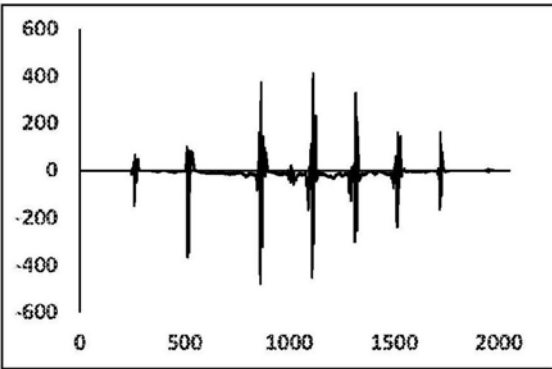


图15C

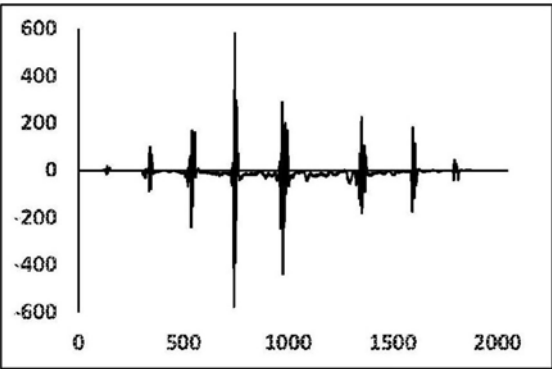


图15D

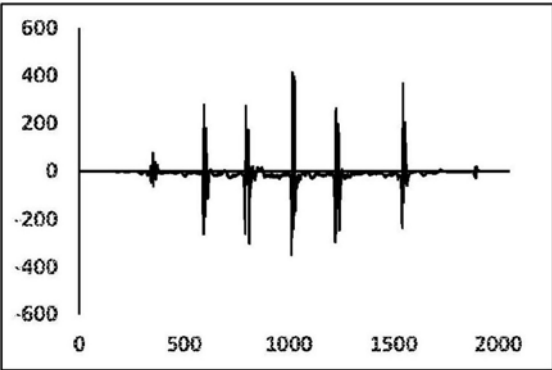


图15E

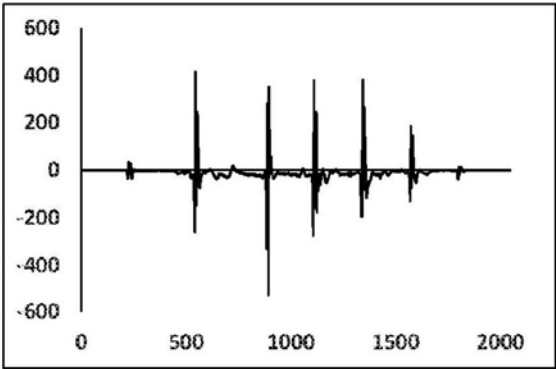


图15F

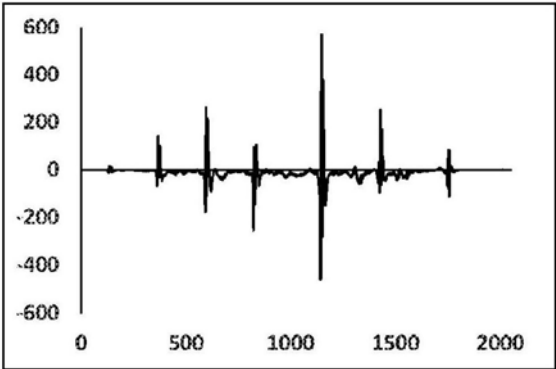


图15G

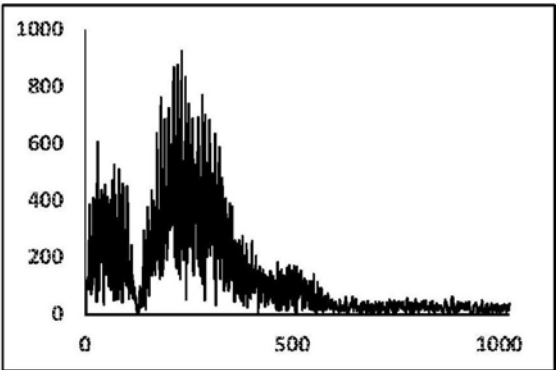


图15H

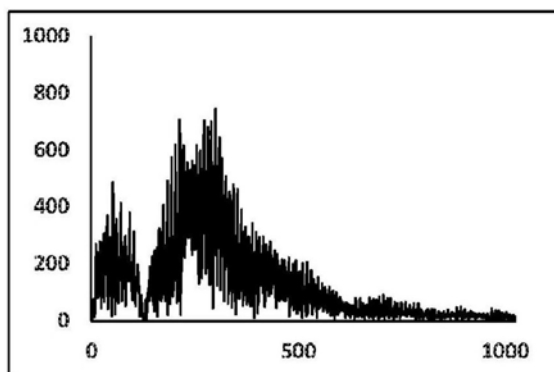


图15I

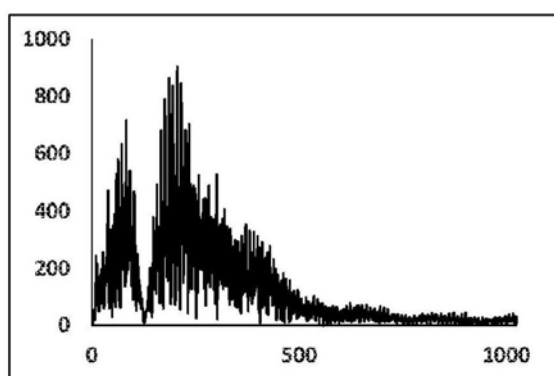


图15J

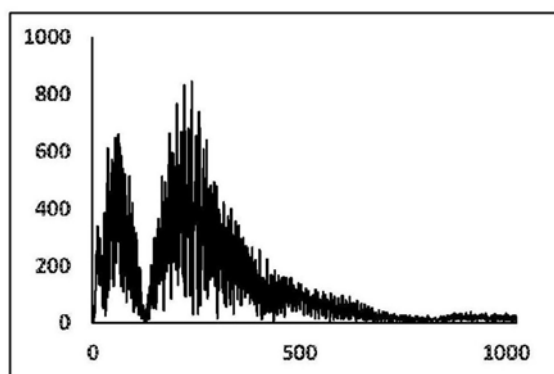


图15K

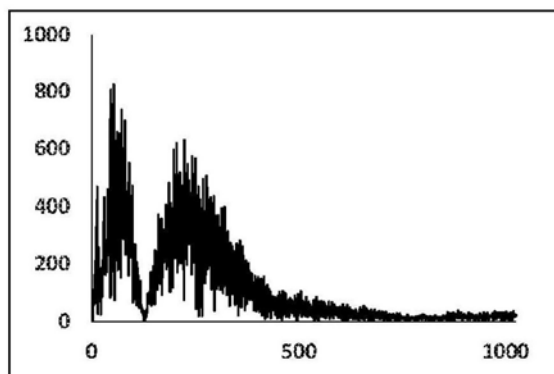


图15L

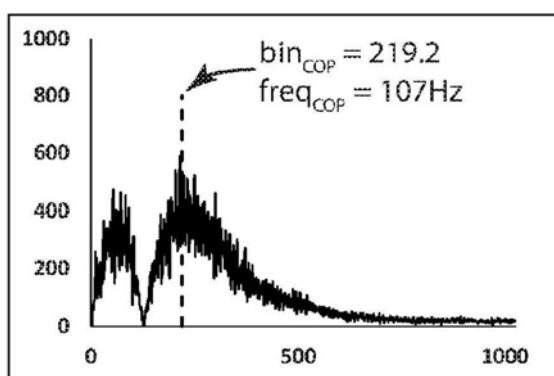


图15M

311

名称	导线	历史		当前	孤立的	组	组合的
		均值	标准偏差	X	Z-得分	Z-得分	Z-得分
1-HRA	1	139.3	3.79	144	1.2	1.2	1.2
2-HIS	2	203.5	1.05	201	2.4	2.4	2.4
3-A12	3	63.0	45.00	65	0.0	0.7	0.4
4-A34	3	21.3	16.96	10	0.7	0.7	0.7
5-A56	3	107.0	15.58	107	0.0	0.7	0.4
6-A78	3	13.5	8.27	31	2.1	0.7	1.4

识别造成定时稳定性丧失的通道

图15N

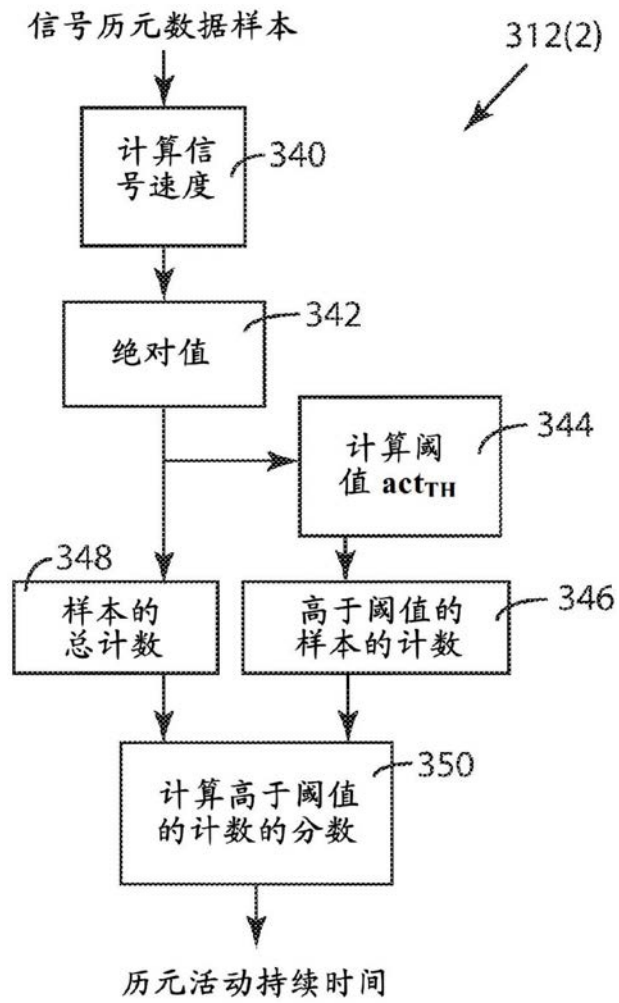


图16

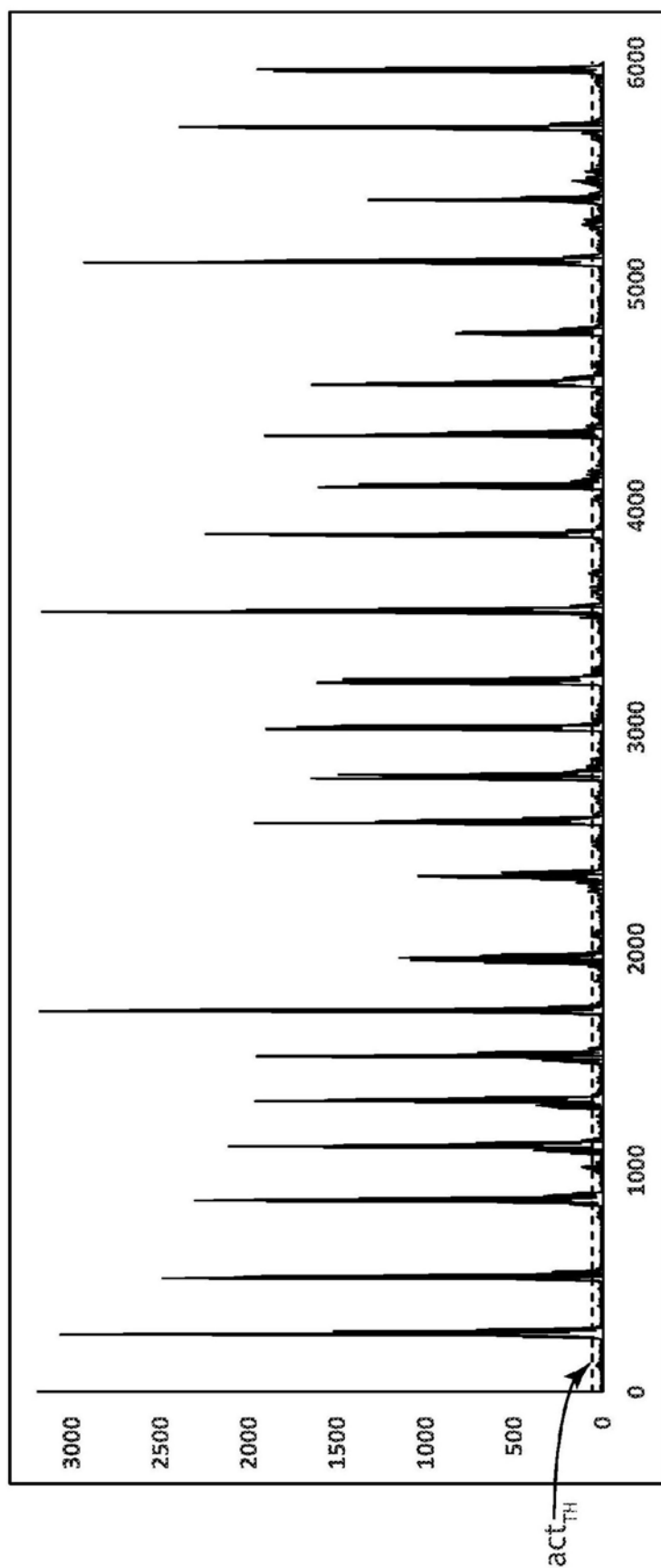


图16A

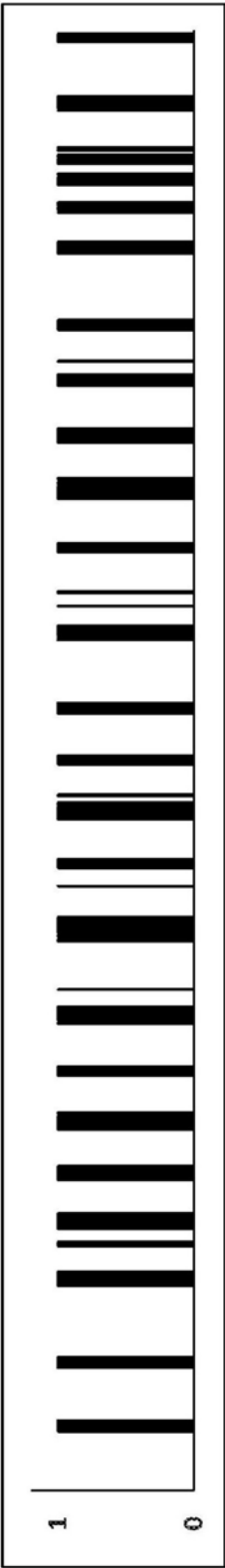


图16B

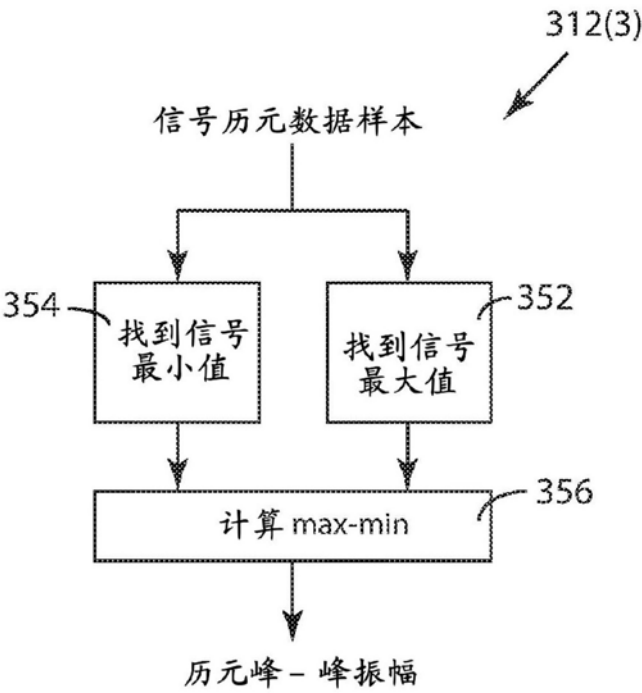


图17

358

	时间 (毫秒)	值 (微伏)
$\max_E$	261	-984
$\min_E$	3,521	747

峰-峰=1731微伏

图17A

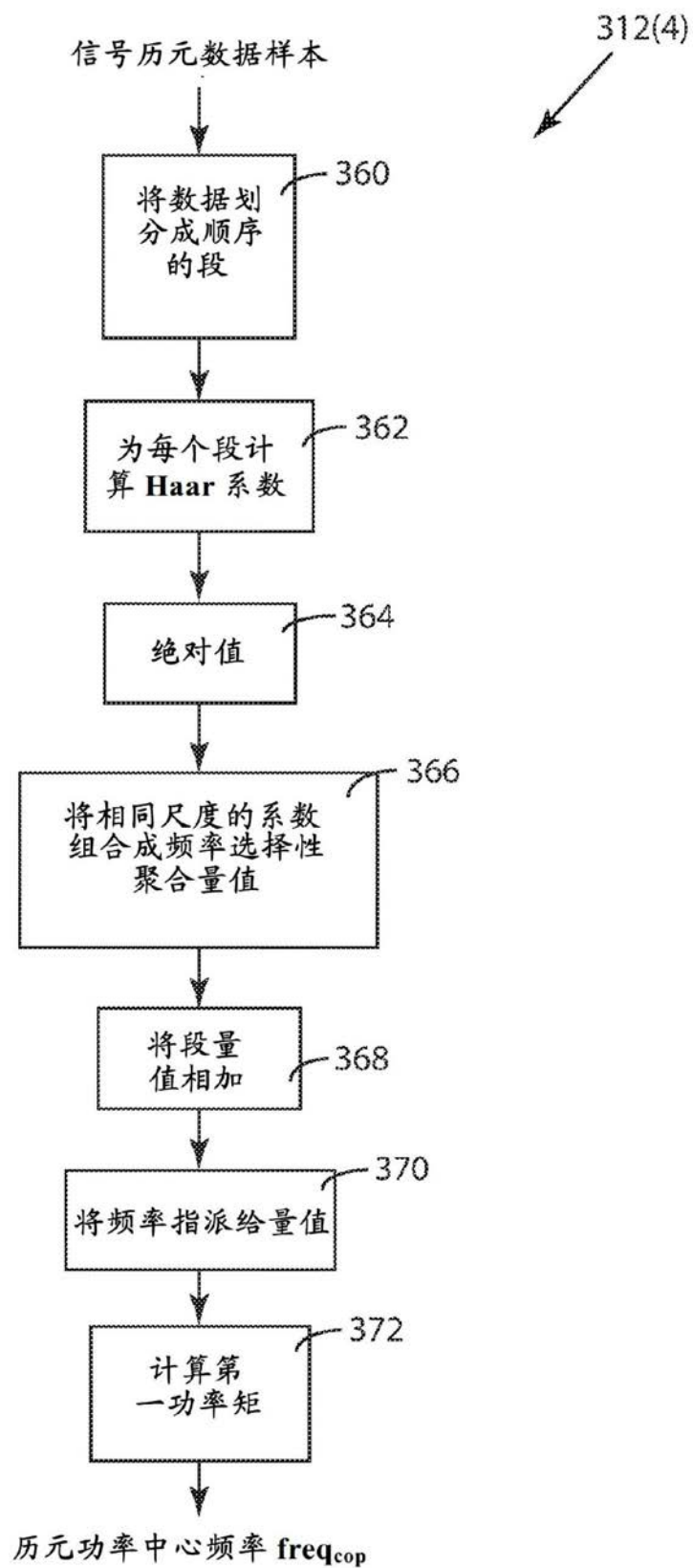


图18

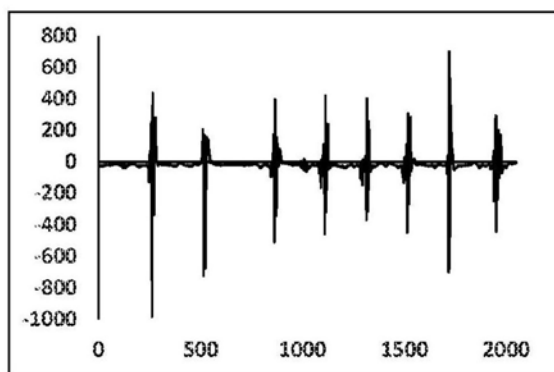


图18A

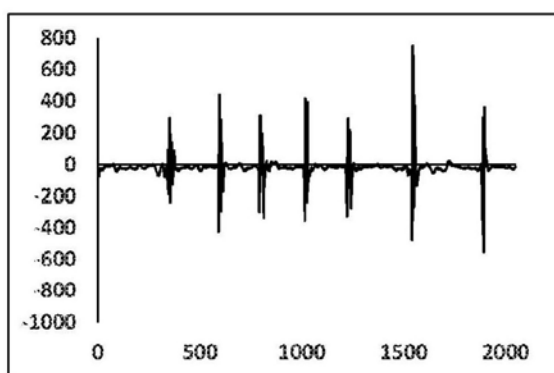


图18B

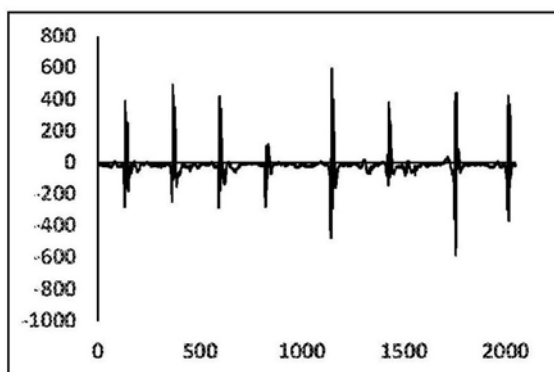


图18C

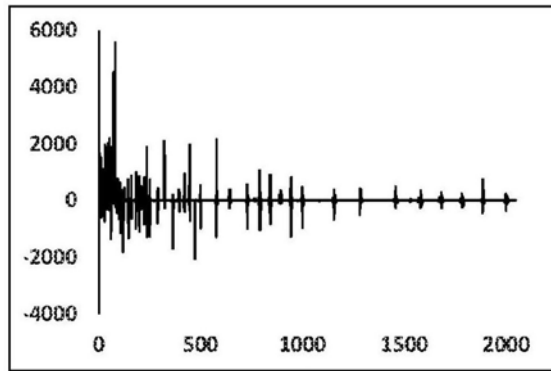


图18D

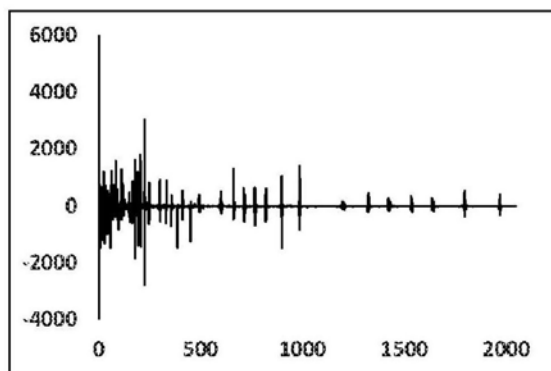


图18E

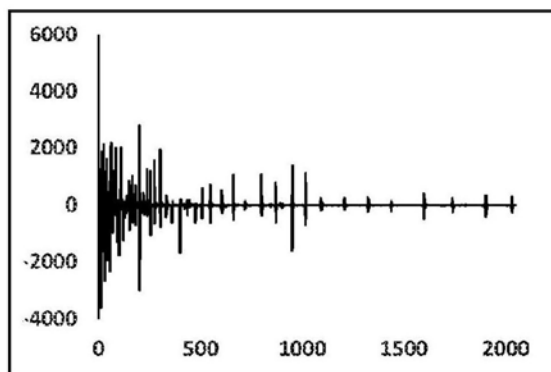


图18F

H_1	Σ (所有 2048 个信号值)
H_2	Σ (信号值的后半部分) - Σ (信号值的前半部分)
H_3	Σ (信号值的第二个四分之一) - Σ (信号值的第一个四分之一)
H_4	Σ (信号值的第四个四分之一) - Σ (信号值的第三个四分之一)
H_5	Σ (信号值的第二个八分之一) - Σ (信号值的第一个八分之一)
H_6	Σ (信号值的第四个八分之一) - Σ (信号值的第三个八分之一)
H_7	Σ (信号值的第六个八分之一) - Σ (信号值的第五个八分之一)
H_8	Σ (信号值的第八个八分之一) - Σ (信号值的第七个八分之一)
$\vdots$	
H_{2047}	(第 2046 个信号值) - (第 2045 个信号值)
H_{2048}	(第 2048 个信号值) - (第 2047 个信号值)

图18G

	聚合	频率 (Hz)
A_1	$\text{abs}(H_2)$	0.488
A_2	$\text{abs}(H_3) + \text{abs}(H_4)$	0.977
A_3	$\text{abs}(H_5) + \text{abs}(H_6) + \text{abs}(H_7) + \text{abs}(H_8)$	1.953
A_4	$\Sigma [\text{abs}(H_9) \text{ 至 } \text{abs}(H_{16})]$	3.906
A_5	$\Sigma [\text{abs}(H_{17}) \text{ 至 } \text{abs}(H_{32})]$	7.813
A_6	$\Sigma [\text{abs}(H_{33}) \text{ 至 } \text{abs}(H_{64})]$	15.625
A_7	$\Sigma [\text{abs}(H_{65}) \text{ 至 } \text{abs}(H_{128})]$	31.25
A_8	$\Sigma [\text{abs}(H_{129}) \text{ 至 } \text{abs}(H_{256})]$	62.5
A_9	$\Sigma [\text{abs}(H_{257}) \text{ 至 } \text{abs}(H_{512})]$	125
A_{10}	$\Sigma [\text{abs}(H_{513}) \text{ 至 } \text{abs}(H_{1024})]$	250
A_{11}	$\Sigma [\text{abs}(H_{1025}) \text{ 至 } \text{abs}(H_{2048})]$	500

图18H

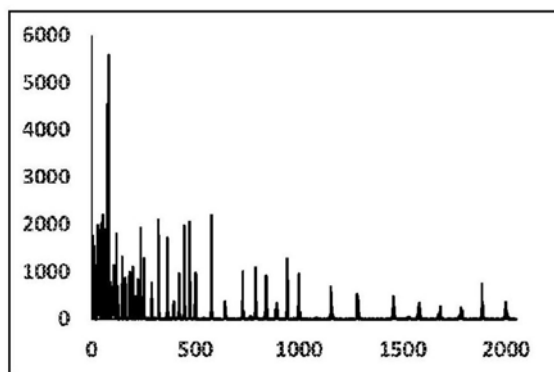


图18I

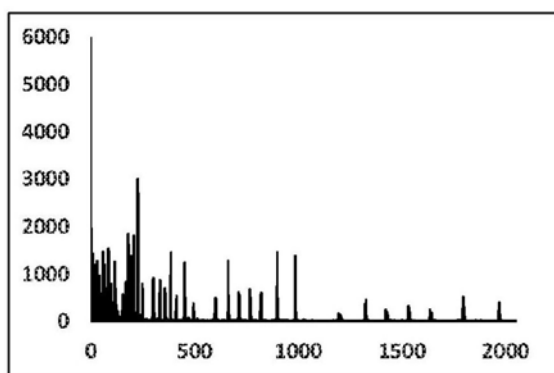


图18J

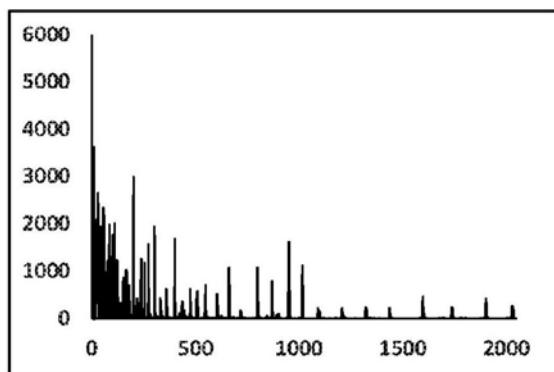


图18K

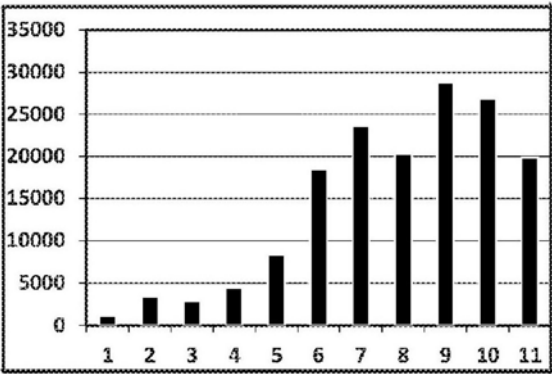


图18L

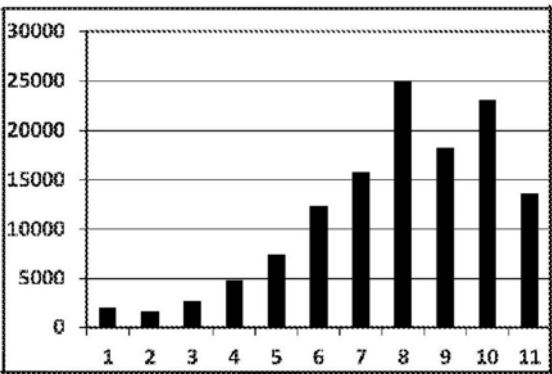


图18M

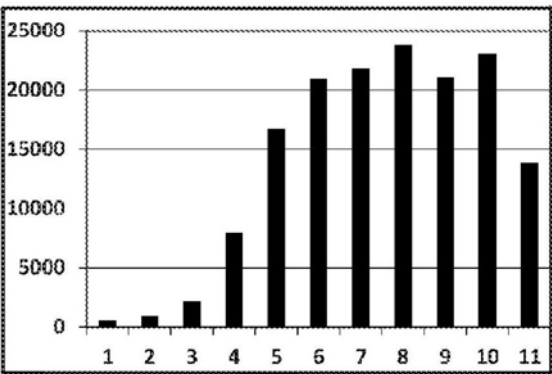


图18N

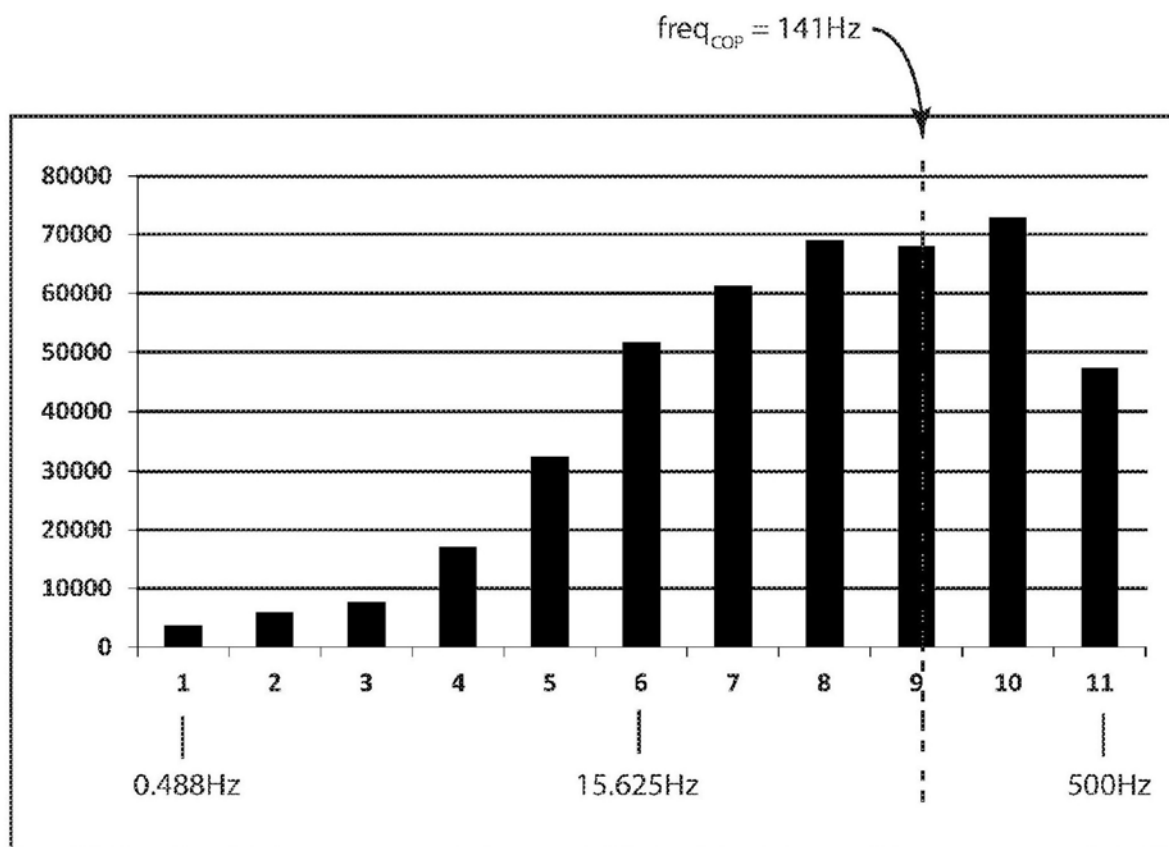


图18P

专利名称(译)	局部激活时间的时间变换		
公开(公告)号	CN109069044A	公开(公告)日	2018-12-21
申请号	CN201780025617.0	申请日	2017-03-07
[标]申请(专利权)人(译)	APN健康有限责任公司		
申请(专利权)人(译)	APN健康有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	APN健康有限责任公司		
[标]发明人	D布鲁德尼克 J萨拉		
发明人	D·布鲁德尼克 J·萨拉		
IPC分类号	A61B5/04 A61B5/00 A61B5/0408 A61B5/0432 A61B5/0452 A61B5/0464		
代理人(译)	高文静		
优先权	15/062697 2016-03-07 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种从至少三个多通道心电图描记图信号确定局部激活时间(LAT)的自动方法,其中多通道心电图信号包括标测通道和多个参考通道。该方法包括(a)存储心脏通道信号,(b)使用标测通道信号和第一参考通道信号计算多个标测通道位置处的LAT值,(c)监视第一参考通道信号的定时稳定性,以及(d)如果被监视信号的定时稳定性降低至低于稳定性标准,使用第二参考通道信号确定LAT值。虽然定时稳定性丧失,但是避免LAT值的实质性丧失。

