



# (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106999042 A

(43)申请公布日 2017.08.01

(21)申请号 201580053288.1

(74)专利代理机构 广州嘉权专利商标事务所有  
限公司 44205

(22)申请日 2015.07.29

代理人 江侧燕

(30)优先权数据

1414335.8 2014.08.13 GB

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 5/0408(2006.01)

2017.03.30

A61B 5/0452(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/GB2015/052192 2015.07.29

A61N 1/37(2006.01)

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/024082 EN 2016.02.18

(71)申请人 芬埃普有限公司

地址 英国剑桥郡

(72)发明人 R·C·索马里兹

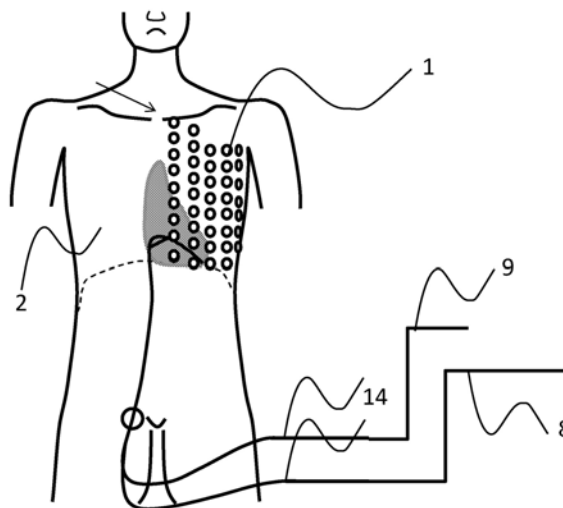
权利要求书2页 说明书5页 附图17页  
按照条约第19条修改的权利要求书2页

## (54)发明名称

记录和分析体表心电图(ECG)以区分生理信号与噪声的设备

## (57)摘要

本发明描述了一种技术,该技术使用记录和分析体表心电图(ECG)以区分生理信号与噪声的装置,该技术涉及对在起搏刺激之间具有相同间隔的重复起搏序列得到的多个体表电描记图记录进行对齐和平均。



1. 记录和分析体表心电图 (ECG) 以区分生理信号与噪声的设备, 所述设备包括:
  - a) 以起搏序列起搏心脏的装置, 所述起搏序列包括多个具有恒定间隔的刺激, 随后是早期刺激, 其中早期刺激和前面的恒定速率的刺激之间的间隔小于所述恒定速率的刺激之间的间隔;
  - b) 以与早期刺激和前面的恒定速率的刺激之间的间隔相同的间隔多次重复起搏序列的装置;
  - c) 以与早期刺激和前面的恒定速率的刺激之间的间隔不同的间隔多次重复起搏序列的装置;
  - d) 在b) 和c) 的重复起搏序列期间生成体表心电图记录的装置;
  - e) 平均体表心电图记录的装置, 所述体表心电图记录对应于b) 中起搏的每个早期刺激; 和
  - f) 平均体表心电图记录的装置, 所述体表心电图记录对应于c) 中起搏的每个早期刺激。
2. 根据权利要求1所述的设备, 包括比较从e) 和f) 获得的平均的、记录的体表心电图并显示差异的装置。
3. 根据权利要求1或2所述的设备, 包括至少一个感测心脏电极和用于利用由所述至少一个感测心脏电极感测到的信号来补偿所述体表心电图的延迟和/或失真的装置。
4. 根据权利要求3所述的设备, 其中所述至少一个感测心脏电极用于得到由起搏电极提供的起搏刺激和在靠近起搏电极的区域中出现心肌激活之间的间隔 (其表示对组织潜伏期的刺激)。
5. 根据权利要求4所述的设备, 其中每个刺激的权利要求4中得到的间隔用于使与所述刺激对应的ECG记录与共同的时间基准对齐。
6. 根据权利要求4或5所述的设备, 其中所述起搏电极和所述至少一个感测心脏电极之间的距离基本上为1cm或更小。
7. 根据权利要求3-6中任一项所述的设备, 包括靠近所述起搏电极的第一感测心脏电极和远离所述起搏电极的第二感测心脏电极。
8. 根据权利要求7所述的设备, 包括用于确定信号和第二信号之间的间隔的装置, 所述信号来自所述第一感测电极, 由靠近所述第一电极的心肌组织的激活产生, 所述第二信号来自所述第二感测电极, 由靠近所述第二电极的心肌组织的激活产生。
9. 根据权利要求8所述的设备, 其中来自所述第一感测电极的信号与来自所述第二感测电极的第二信号之间的间隔, 用于时间扩展或时间压缩单个体表心电图记录, 使得每个单个体表心电图记录的长度相同。
10. 根据前述任一项权利要求所述的设备, 其中在所述恒定速率的刺激中引入伪随机时间抖动。
11. 根据权利要求10所述的设备, 其中将所述伪随机抖动引入到每个起搏序列的第一个恒定速率的刺激中。
12. 根据前述任一项权利要求所述的设备, 包括用于确定在d) 和e) 中记录的起搏序列期间对刺激响应的过程的变化了的装置。
13. 根据权利要求12所述的装置, 包括在恒定速率的刺激之后生成体表心电图记录的

装置,以将每个心电图记录划分为子记录,确定每个子记录中电位的功率,以及确定如何添加作为连续的心电图记录的每个子记录的功率变化,以形成平均的体表心电图记录。

## 记录和分析体表心电图 (ECG) 以区分生理信号与噪声的设备

[0001] 前期研究表明,通过观察响应起搏时记录的心内膜电图的形状可以预测由心律失常引起的猝死的风险。

[0002] 电描记图的诊断变化由早期刺激心脏之后记录的电描记图中的小偏转组成。使用设备刺激心脏,该设备在心脏的一个部位产生刺激序列并记录来自心脏内其它部位的电描记图。

[0003] 上述技术已用于形成心室内传导曲线,其中心脏早期刺激后的电描记图内的每个电位的延迟相对于刺激与恒定速率序列的刺激的最后刺激之间的间隔作图。通常,这涉及230至250个早期刺激,每个早期刺激施加的间隔每次减少1毫秒。这些曲线具有能够被分析以估计猝死的风险的特征形状。该技术描述在GB2439562中。

[0004] 在使用这种技术的先前的研究中,影响心脏的疾病已被假定为一律影响心脏内的所有组织。在已经恢复心肌梗塞的患者中,异常局限于围绕梗塞的组织。虽然可以在该区域进行详细的心内膜记录,但是这种技术对于常规使用来说太复杂,因为,例如需要多个左心室电极。

[0005] 体表心电图 (ECG) 由在躯干表面上测量的电位组成,这些电位表示在心脏内所有动作电流的加权和。体表ECGs通常用于诊断目的。

[0006] 尽管检测到的偏转极小,但是能够使用体表ECG记录来检测早期刺激之后的小偏转。因此,需要进行一过程以将这些小偏转与噪声区分开。

[0007] 常规技术是对信号求平均值以从噪声中突出小电位。

[0008] 众所周知,在窦性心律期间,一些患者在其平均ECG中具有可辨别的小的延迟电位,并且这与猝死的风险具有一定关联。

[0009] 根据本发明的第一方面,提供了记录和分析体表心电图 (ECG) 以区分生理信号与噪声的设备;该设备包括:

[0010] a) 以起搏序列起搏心脏的装置,所述起搏序列包括多个具有恒定间隔的刺激,随后是早期刺激,其中早期刺激和前面的恒定速率的刺激之间的间隔小于所述恒定速率的刺激之间的间隔;

[0011] b) 以与早期刺激和前面的恒定速率的刺激之间的间隔相同的间隔多次重复起搏序列的装置;

[0012] c) 以与早期刺激和前面的恒定速率的刺激之间的间隔不同的间隔多次重复起搏序列的装置;

[0013] d) 在b)和c)的重复起搏序列期间生成体表心电图记录的装置;

[0014] e) 平均体表心电图记录的装置,所述体表心电图记录对应于b)中起搏的每个早期刺激;和

[0015] f) 平均体表心电图记录的装置,所述体表心电图记录对应于c)中起搏的每个早期刺激。

[0016] 因此,该设备提供了确定心室内传导的变化从而建立与使用心内膜测量获得的传导曲线类似的传导曲线的能力。

[0017] 在优选的实施例中,该设备包括比较从e)和f)获得的平均的、记录的体表心电图以及显示差异从而显示传导曲线的装置。

[0018] 体表心电图以其形状显示生理变化性,作为呼吸、血压控制周期等的结果。为了补偿这一点,优选地,存在至少一个感测心内膜心脏电极和用于利用由至少一个感测心内膜心脏电极感测到的信号来补偿体表心电图的延迟和/或失真的装置。

[0019] 优选地,所述至少一个感测心内膜心脏电极用于获得由起搏电极提供的起搏刺激和在靠近起搏电极的区域中出现心肌激活之间的间隔。在该间隔中的变化表示对组织潜伏期的刺激,并且其测量使体表心电图信号与共同的时间基准对齐。因此,还优选的是,由每个刺激获得的间隔用于使与该刺激相对应的体表ECG记录与共同的时间基准对齐。

[0020] 通过对齐体表ECG信号,在平均之后将获得其特征改善的分辨率,因为未对齐的信号将倾向于降低小电位的检测。

[0021] 因此,与对组织潜伏期的刺激相比,电极之间的传导时间就会很短,优选地,起搏电极和至少一个感测心内膜心脏电极之间的距离基本上为1cm或更小。

[0022] 进一步优选地,所述设备包括靠近起搏电极的第一感测心脏电极和远离起搏电极的第二感测心脏电极。

[0023] 优选地,起搏电极、第一感测心脏电极和可应用的第二感测心脏电极都位于心脏的右心室内。从而避免左心室导管插入的额外复杂性。

[0024] 该设备还可以包括用于确定信号和第二信号之间的间隔的装置,所述信号来自第一感测电极,由靠近第一电极的心肌组织的激活产生,所述第二信号来自第二感测电极,由靠近第二电极的心肌组织的激活产生。该间隔表示贯穿心脏的传导速度,并且可以用于时间扩展或时间压缩体表心电图记录,使得每个记录的长度相同。当进行平均时,由于更好的对齐电位,这还具有增加平均体表ECG信号的分辨率的效果。

[0025] 测量由靠近电极和远离电极感测到的电位之间的间隔,优选地通过互相关。(间隔中的变化可能由生理效应(例如呼吸、血压波动等)引起)。这允许扩展每个响应早期刺激的单个体表ECG记录,以便变得等长。

[0026] 起搏刺激的计时从频率为1KHz的时钟获得,得到1ms的时间分辨。该频率可能导致与电源频率干扰及其谐波相干的刺激。因此,体表ECG中的噪声可能不是真正随机的,因此不能通过求平均来消除。为了克服这一点,优选地,在恒定速率的刺激中引入伪随机时间抖动。更优选地,将伪随机时间抖动引入到每个起搏序列的第一个恒定速率刺激中。这将使起搏序列与AC噪声解耦。

[0027] 平均后的第一个假设是,每个被平均的生理信号是相同的。第二个假设是,测量值反映了纯粹的电生理过程,然而,其中在随着起搏的进行受影响的心脏内存在进行性心脏缺血传导,所述起搏的进行将改变体表ECG的形态,并且特别是改变与恒定速率的刺激相关的响应。

[0028] 为了识别对恒定速率的刺激的响应的形状的渐进变化,优选地,将每个ECG记录划分成子记录,并且每个添加到平均记录中的新记录确定信号功率的变化(信号幅度的平方)。如果信号功率未能随着新记录的加入而下降,这将表明ECG形态的渐进变化和指示局部缺血的平均过程的非平稳性。

[0029] 现在,将通过实施例并参照以下附图对本发明进行描述,其中:

- [0030] 图1是刺激心脏、形成体表ECG并随后分析所得数据的设备的示意图；
- [0031] 图2是示出了用于起搏心脏并从心脏内和躯干表面采集记录的电极的示意图；
- [0032] 图3是心脏前-后投影的示意图，示出了起搏电极和感测电极的相对位置；
- [0033] 图4是用于起搏心脏的刺激序列的示意图；
- [0034] 图5是示出了响应平均的不同耦合间隔的体表ECG的对齐的示意图；
- [0035] 图6是模拟的高通滤波的体表心电图信号；
- [0036] 图7是加入噪声的图6的体表ECG信号；
- [0037] 图8是示出了消除噪声的平均ECG信号(类似于图7)；
- [0038] 图9是示出了序列的第一个恒定速率的刺激中的伪随机抖动的示意图；
- [0039] 图10是示出了在额外刺激之后的连续电位之间未对齐的示意图；
- [0040] 图11示出了在恒定速率的刺激之后记录的心内膜电图；
- [0041] 图12是示出了连续的恒定速率的刺激后的心内电位延迟图；
- [0042] 图13示出了对来自靠近记录电极的信号和远离记录电极的信号进行互相关以得到它们之间的延迟的过程；
- [0043] 图14示出了使用对组织潜伏期的刺激对齐两个信号；
- [0044] 图15示出了电描记图的时间压缩和时间扩张以给出一致长度的信号；
- [0045] 图16示出了平均非平稳信号的结果；
- [0046] 图17示出了将信号分割成连续的子记录；
- [0047] 图18示出了在所选的子记录中的功率随着平稳信号的平均数增加而变化；和
- [0048] 图19是与图18类似的图，用于图17所示的非平稳信号。
- [0049] 参考图1，示出了包括记录、起搏和分析系统的设备。该系统包括感测来自躯干表面2的电位的胸部表面电极阵列1，如图2所示。通过多通道放大器系统3放大感测到的电位，并用模数转换器4数字化，并且数字信号存储在存储器5中。心脏6由起搏系统7刺激，所述起搏系统7具有放置在心脏内的电极8。如图3所示，另外的电极9放置在心脏内的替代位置，感测来自心脏6内的电位。心内膜电极8、9通过导管14插入右心室。由电极9感测到的电位通过放大器10放大，由ADC 11数字化并存储在存储器5中。通过计算机程序12控制刺激心脏和记录感测电位。在记录过程之后，存储器5中记录的数据由另一程序13进行分析。
- [0050] 图3示出了位于导管15A的尖端处用于刺激心脏6的起搏电极8，以及安装在同一导管15A上用于记录响应的第二电极9A，其在起搏电极8的1cm内。在第二导管15B上的第二记录电极9B位于心脏6的右心室中，尽可能远离起搏电极8。除了起搏电极8之外，能够使用另一起搏电极(未示出)来刺激高右心房以避免融合搏动。
- [0051] 用起搏序列起搏心脏6，该起搏序列包括多个恒定速率的刺激(S1)，随后是早搏刺激S2。S1-S2的间隔小于S1-S1间隔。图4示出了这些序列中的四个，在这种情况下示出了序列S1-S2A、S1-S2B、S1-S2A、S1-S2B，……中的两个S1-S2的间隔。可选择地，该序列可以是S1-S2A、S1-S2A，……S1-S2B、S1-S2B，……。图4示出了重复两次这些序列，但实际上优选地，它们被重复几百次。可以通过信号的收敛来确定重复的次数。
- [0052] 虽然仅示出了两个间隔，但实际上，在实际时间长度中使用八个间隔来实现研究。然而，在时间允许的情况下，可以使用更多的间隔。
- [0053] 图5示出了对每个记录的信号求平均的过程，该信号响应在相同的S1-S2间隔之后

的S2刺激;在这种情况下间隔A和B如图4所示。

[0054] 在记录内,利用起搏刺激21使间隔A 20的每个记录的信号在时间上对齐。然后将对齐的记录信号相加以形成间隔A的平均信号22。间隔B的每个记录信号23也进行相同的处理,以产生间隔B 24的平均记录信号。求平均过程通过高斯噪声的平均数的平方根降低噪声。求平均过程作为选择性地对噪声起作用的低通滤波器也是已知的。

[0055] 图6、图7和图8示出了显示模拟的高通滤波的体表ECG信号30的理想过程。生成了图6所示的两百个记录的信号以表示在S2刺激之后获得的记录,将伪随机噪声添加到每个记录31,其中之一显示在图7中。然后将它们平均以给出图8所示的信号32,其中端部分中的小电位33是可识别的。

[0056] 事实上,这个过程将通过多种方式降级,所述方式使小的电势难以辨别。描述了这些方式和它们的补救措施。

[0057] 基本假设是,噪声与被检测的信号无关。常规刺激以1ms间隔计算,并使用1KHz时钟计时。这可以产生起搏过程与电源AC噪声或其谐波的同步。如图9所示,通过在S2刺激和其后的S1刺激之间的间隔中施加伪随机抖动40来克服这一点。在S1刺激后的序列中的后续刺激保持彼此相同的间隔,使得实际上序列内的所有刺激抖动相同的次数。这将使得起搏序列与噪声中的周期性信号解耦。

[0058] 另一个问题是,由于生理过程(例如呼吸),S2刺激之后的信号可能未对齐。图10示出了由生理过程引起的间隔52在两个记录的信号50、51之间的电位未对齐。

[0059] 这种未对齐导致小的电位没有加和在一起,因此在平均信号32中不会被检测到。

[0060] 图11示出了在S1刺激之后由远离的电极9B记录的两个心脏内电描记图60、62。电描记图60、62已经使用S1刺激作为参考点对齐。尽管进行了这种对齐,可以看出,在信号60、62的显着电位61、63之间仍然存在未对齐。

[0061] S1刺激之后的信号60中的第一电位61A在信号62中的第一电位63A之前。第一电位61A、63A和S1刺激之间的距离64代表组织潜伏期的信号。第一电位61A、63A与S1刺激之间的时间差代表组织潜伏期64A的信号变化。

[0062] 类似地,信号60中的电位61B在信号62中的等效电位63B之前,比对组织潜伏期的刺激更大的间隔65,表明信号62相对于信号60的扩张。

[0063] 图12示出了针对连续S1刺激测量的延迟61和63,并且相对于刺激发生的时间,每个电位61、63绘制为纵坐标。S1刺激和第一电位61A、63A之间的平均间隔由线70示出。类似地,S1刺激和电位61B之间的平均间隔由线71示出。该变化将降低对短持续时间的电位的检测。

[0064] 线72是数据点61A、61B的内插版本。它具有大约11.5/分钟的周期性,可归因于呼吸。对组织潜伏期的刺激的变化程度和电描记图的时间扩张与希望在心电图检测的小电位的宽度相当,因此这种程度的信号变化可能降低信号平均的结果。应当注意,这种效应在患者之间是高度可变的。

[0065] 这个问题可以通过使用心脏内参考电描记图来最小化。

[0066] 图13示出了分别从靠近的感测电极9A和远离的感测电极9B获取的电描记图80、81。从靠近的电极信号80确定标记为 $\Delta T1$ 的对组织潜伏期的刺激64。两个电描记图80、81互相关以给出互相关函数82,其在两者最相关时显示峰值。该峰值 $\Delta T2$ 的延迟83给出电描记

图80、81之间的延迟。确定在特定S1-S2间隔处的所有记录的 $\Delta T_2$ 的平均延迟。

[0067] 倘若单个记录的 $\Delta T_2$ 接近所有记录的平均 $\Delta T_2$ ,这表明在单个记录中没有明显的扩展,因此任何未对齐是由于对组织潜伏期的刺激。

[0068] 图14示出了来自体表ECG的两个未对齐的信号90、91。显示为92的未对齐是由于对组织潜伏期的刺激造成的。信号91受对组织潜伏期的刺激与利用心内膜电描记图获得的平均 $\Delta T_1 \times 64$ 的差异的影响而移动,使其与信号90对齐。

[0069] 图15示出了响应相同的刺激间隔的两个体表ECG记录100、101,显示对组织潜伏期和时间扩张A的不同刺激,另一信号102示出了对组织潜伏期和时间扩张的平均刺激。在校正对组织潜伏期的刺激的信号100、101之后,由此将它们的第一电位与记录102的信号进行对齐,根据该记录100导出的间隔 $\Delta T_2$ ,103来压缩记录100,并且使用该记录导出的 $\Delta T_2$ ,104来扩展记录101,使得记录100、101都具有对应于记录102的平均 $\Delta T_2$ 的 $\Delta T_2$ 。通过频域内插和在恒定时间间隔上重新采样来实现扩展和压缩。

[0070] 每个信号的一部分105被认为包含小的生理上衍生的信号,并且稍后的部分106被认为仅包含噪声。

[0071] 我们测量了生理区域105和噪声区域106中信号功率的和。

[0072] 事实上,扩展和压缩可以通过假设单个信号的长度变化的要求程度是可以由几个参数描述的 $\Delta T_2$ 的函数,从而允许扩展中的一定程度的非线性。

[0073] 定义目标函数,其是在时间扩展/压缩之后的平均信号的假定部分中的功率除以被认为是类似地扩展/压缩的噪声的功率。因此,可以通过使用常规数值方法使该函数最大化来确定扩展/压缩过程的参数。

[0074] 在延长的起搏期间,可能引起心肌缺血。已知缺血导致增加的传导延迟和局部阻滞,导致局部心内膜电描记图中的延长和附加电位,其可以反映在体表ECG中。这可以通过识别对应该保持恒定的S1刺激的响应中的非平稳性来检测。

[0075] 图16显示了从响应S1刺激的信号得到的受激平均信号,所述S1刺激具有假定由缺血引起的非平稳电位。

[0076] 非平稳性的影响能够通过将每个单个的记录112分割成子记录113来检测,如图17所示。计算每个子记录中的平均信号功率(平方振幅)。

[0077] 图18显示了每个记录被加到平均记录时,对于平稳信号的每个子记录114中的功率的对数。在大约两百个记录被平均之后,每个子记录中的功率接近稳定值114A。

[0078] 图19显示了假定由局部缺血引起的非稳态信号的结果。靠近信号的假定生理部分末端的子记录115随着平均次数的增加而偏移,因为该子记录中的电位增加或减少。假定最终子记录115A是唯一不变的噪声。

图1

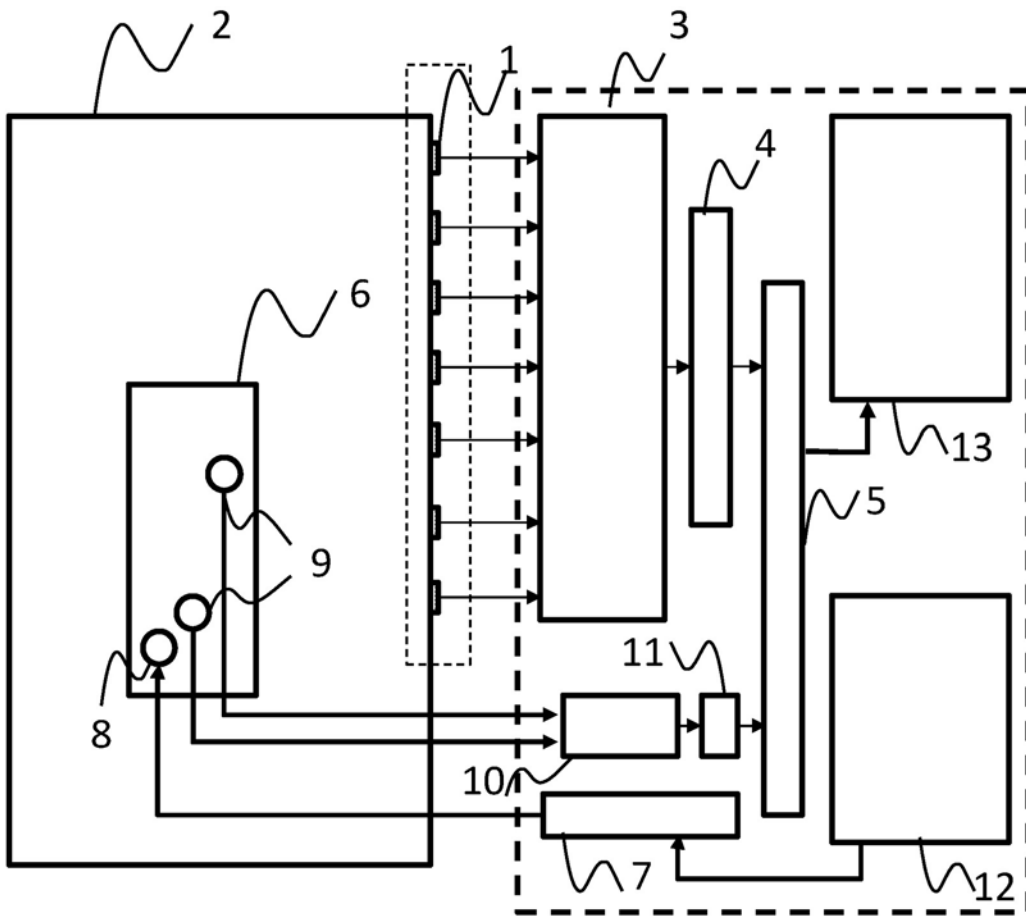


图2

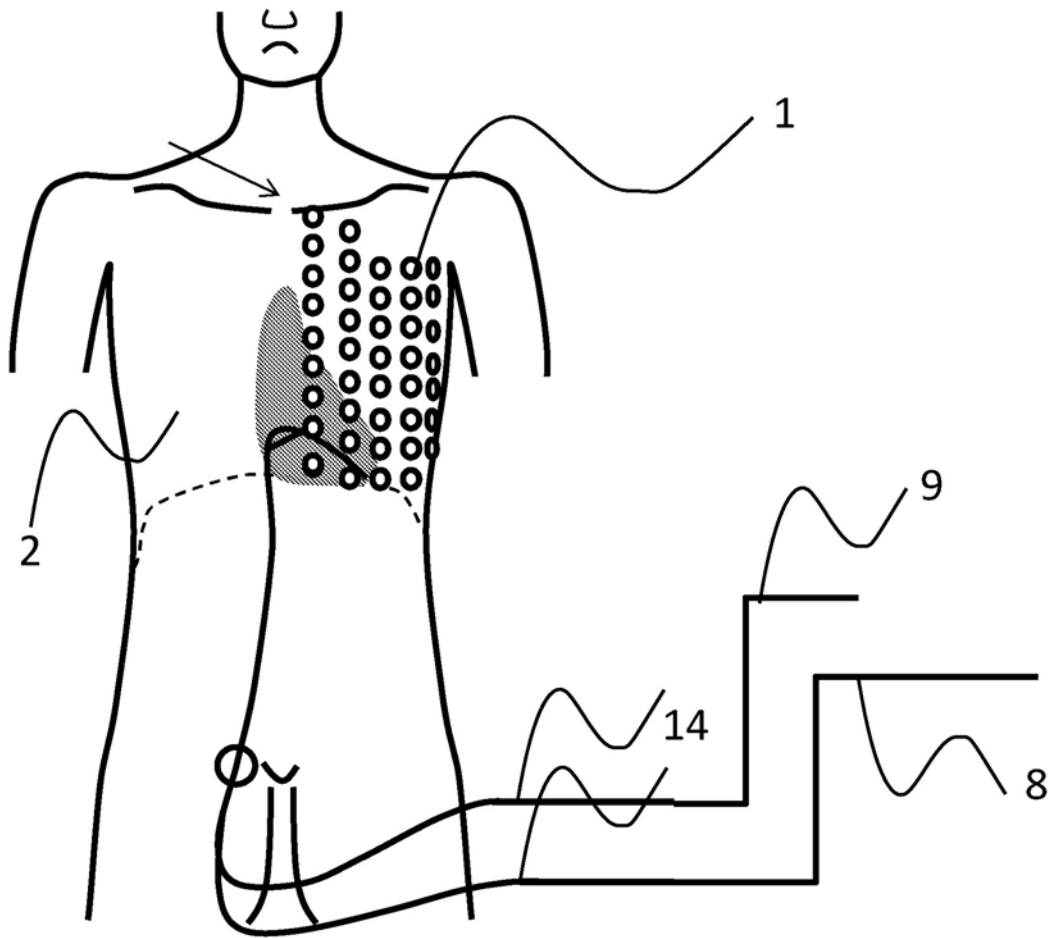


图3

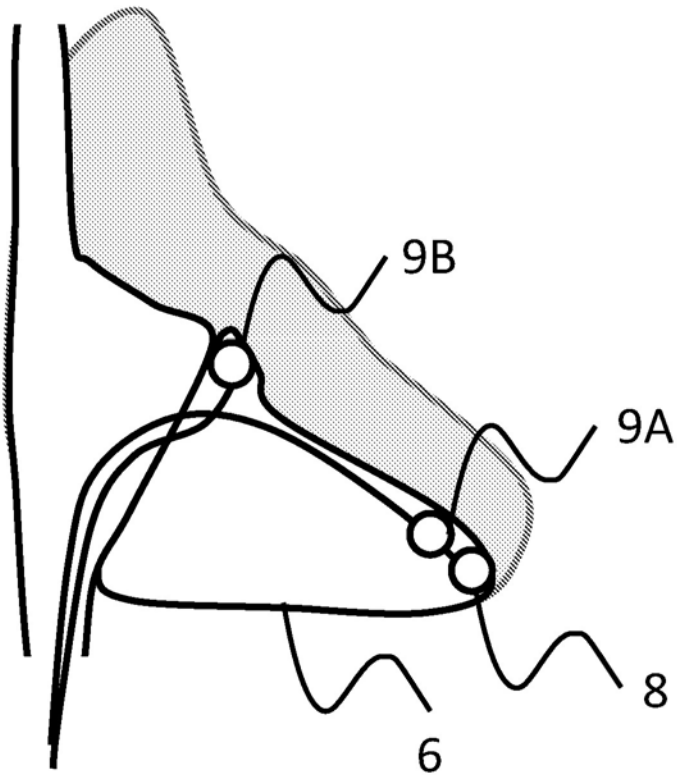


图4

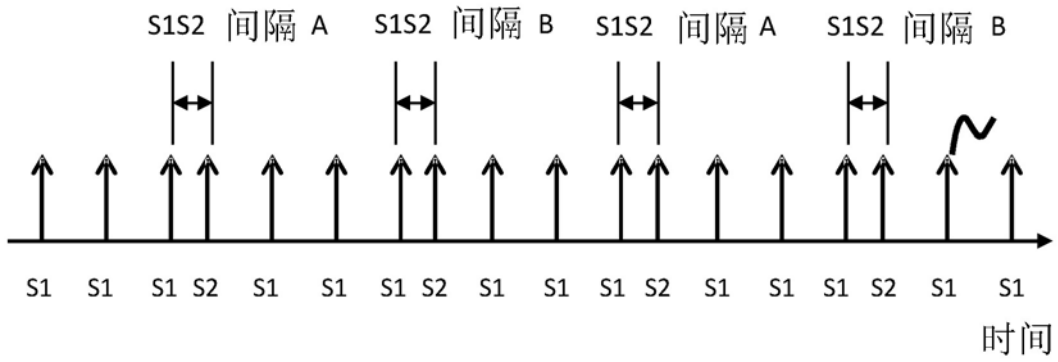


图5

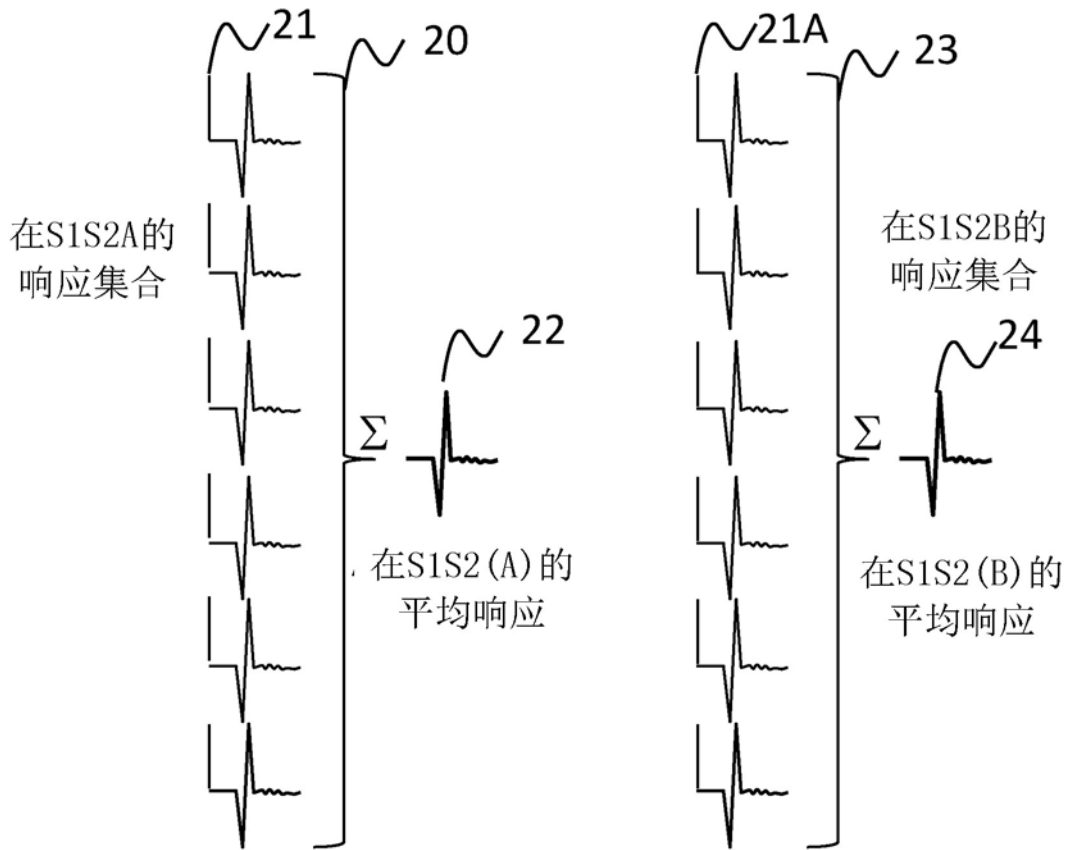


图6

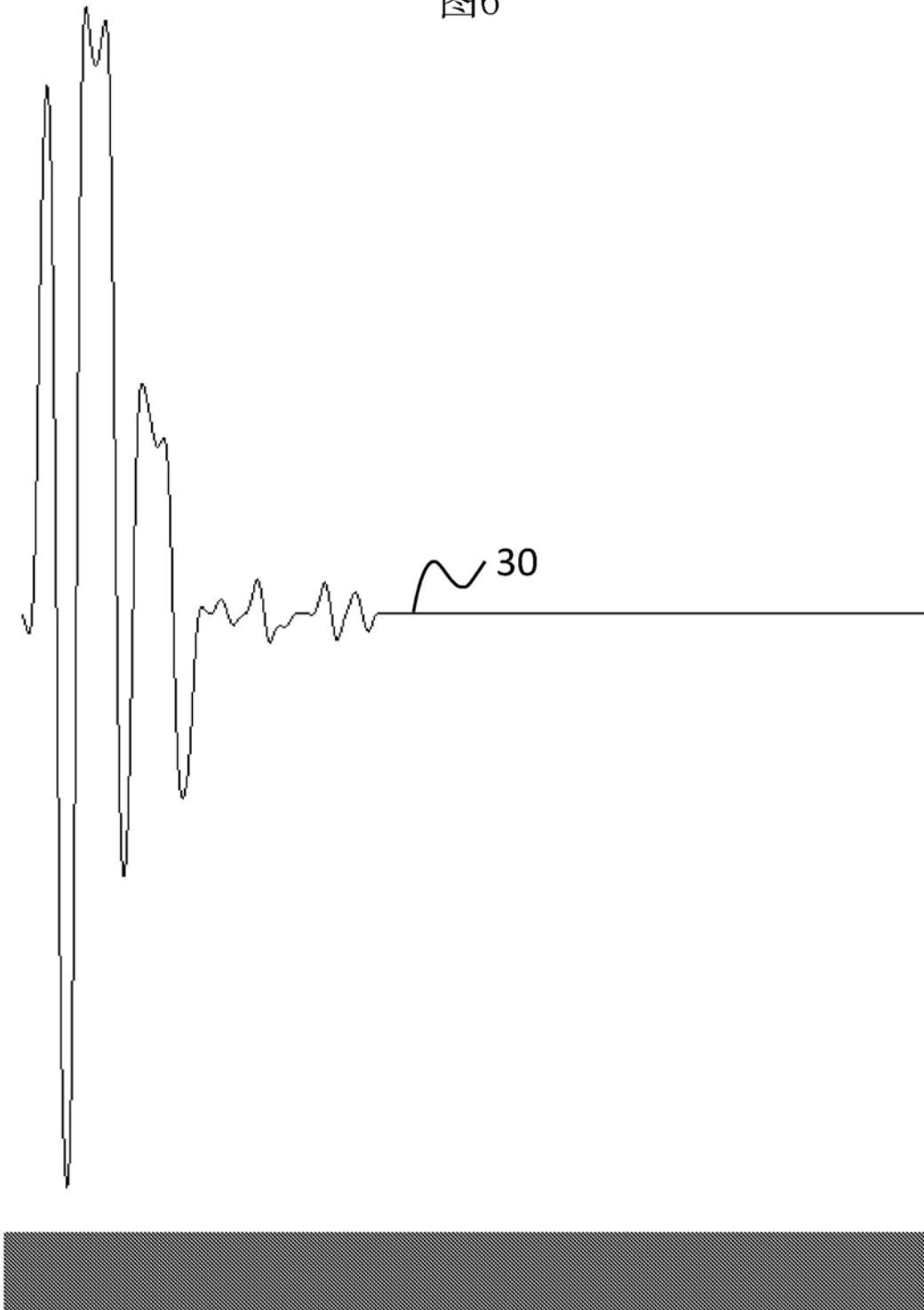


图7

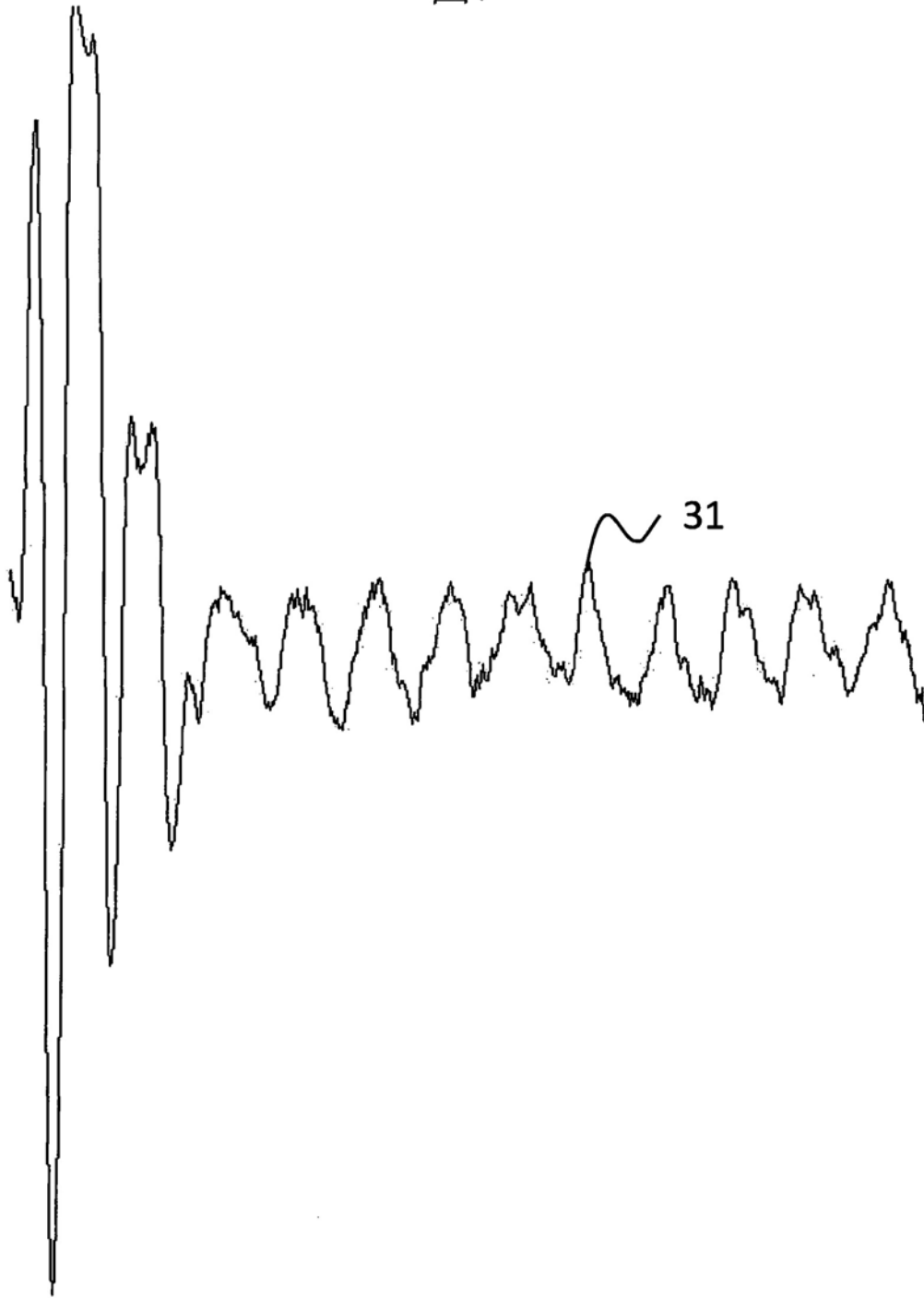


图8

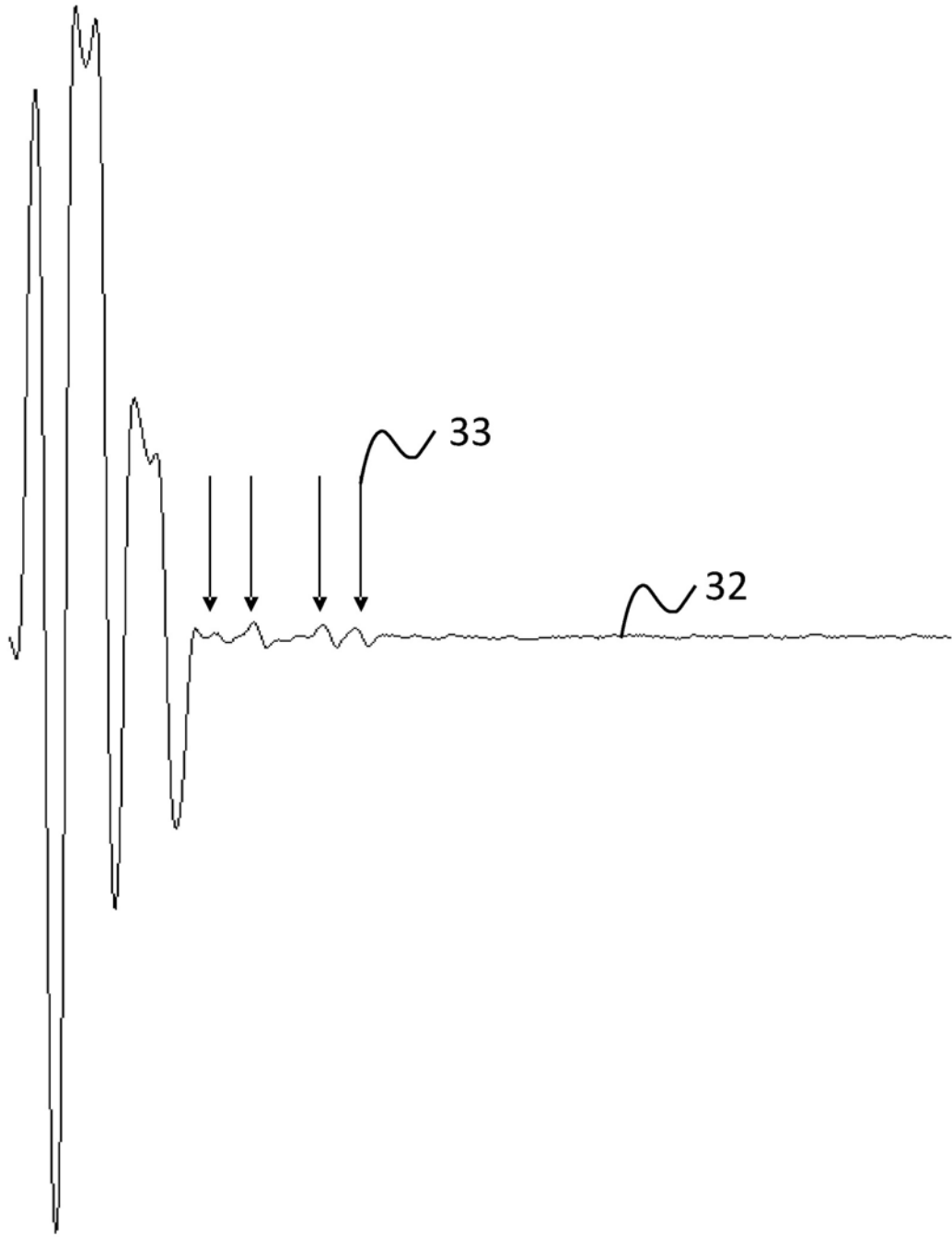


图9

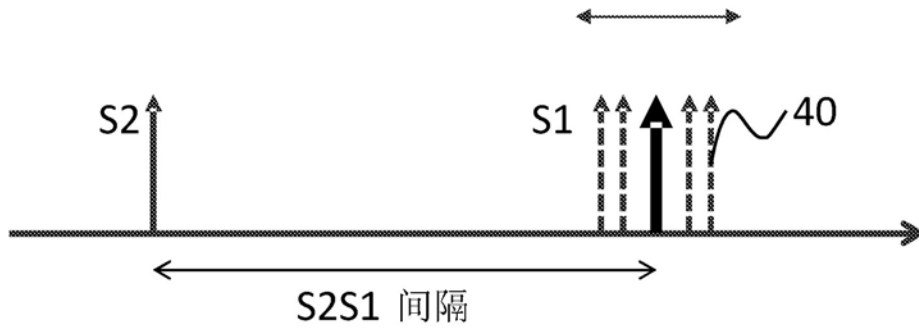
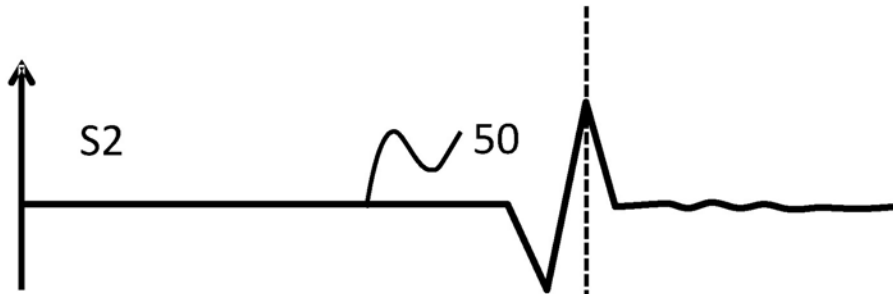
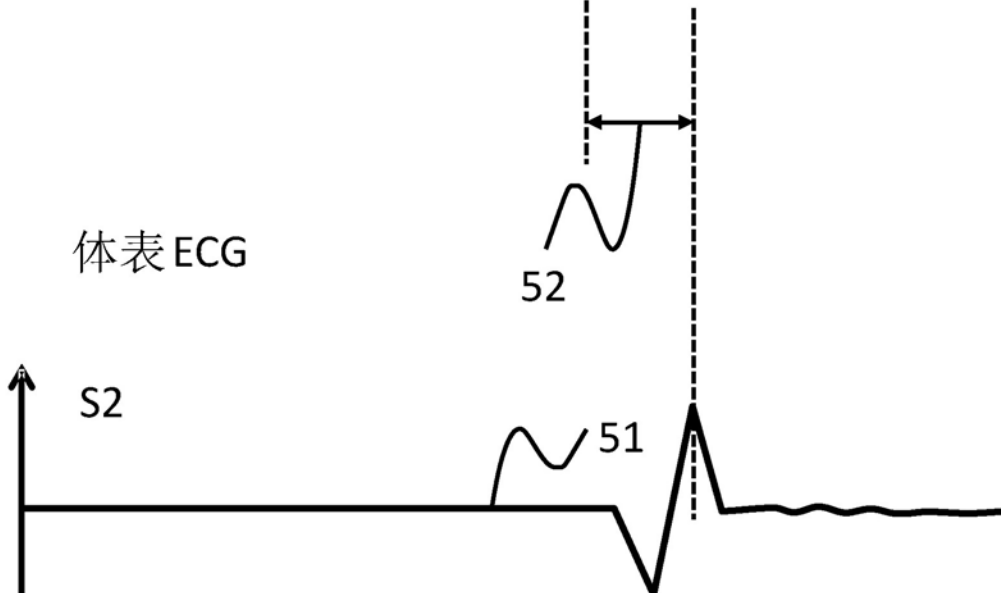


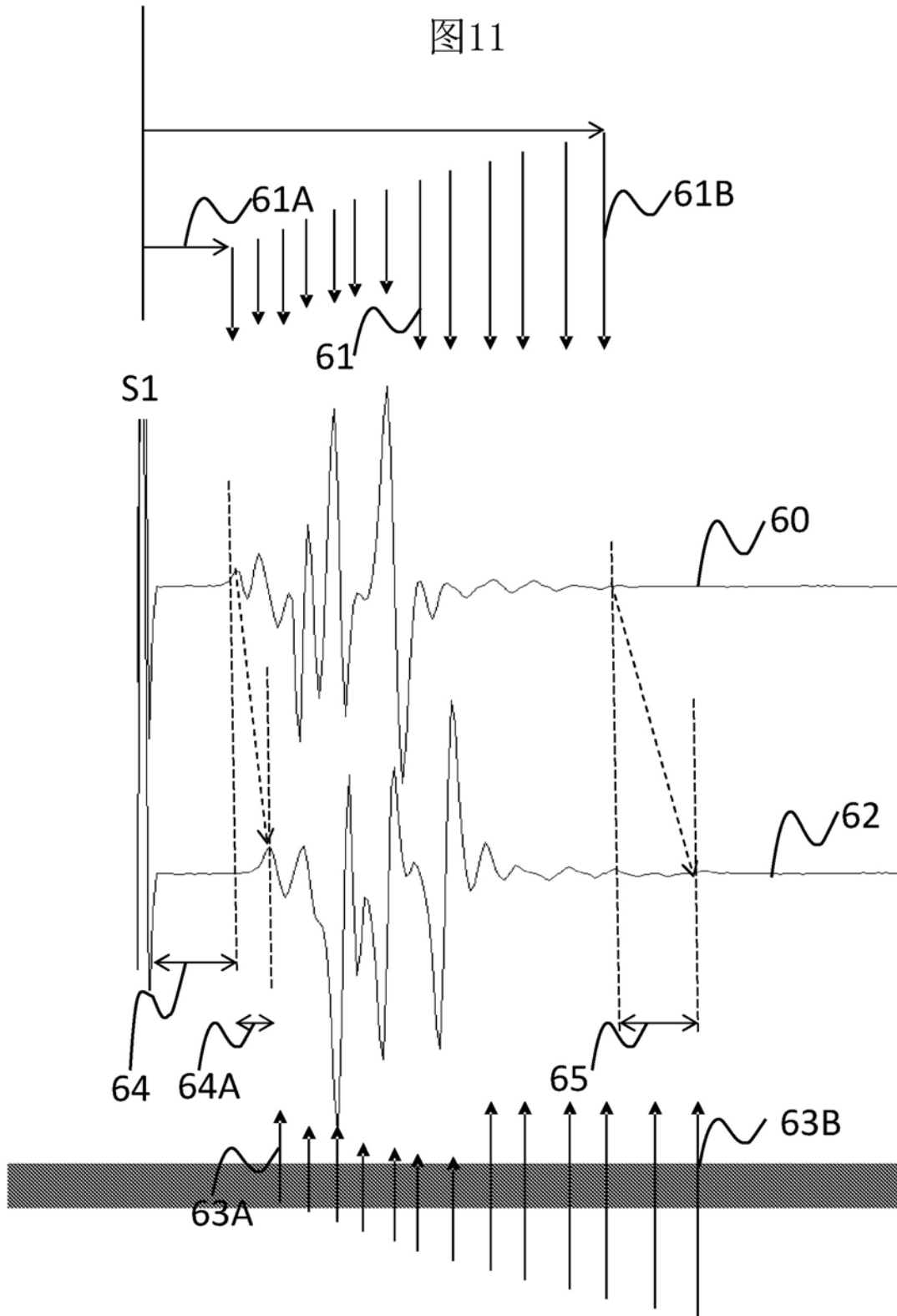
图10

体表 ECG



体表 ECG





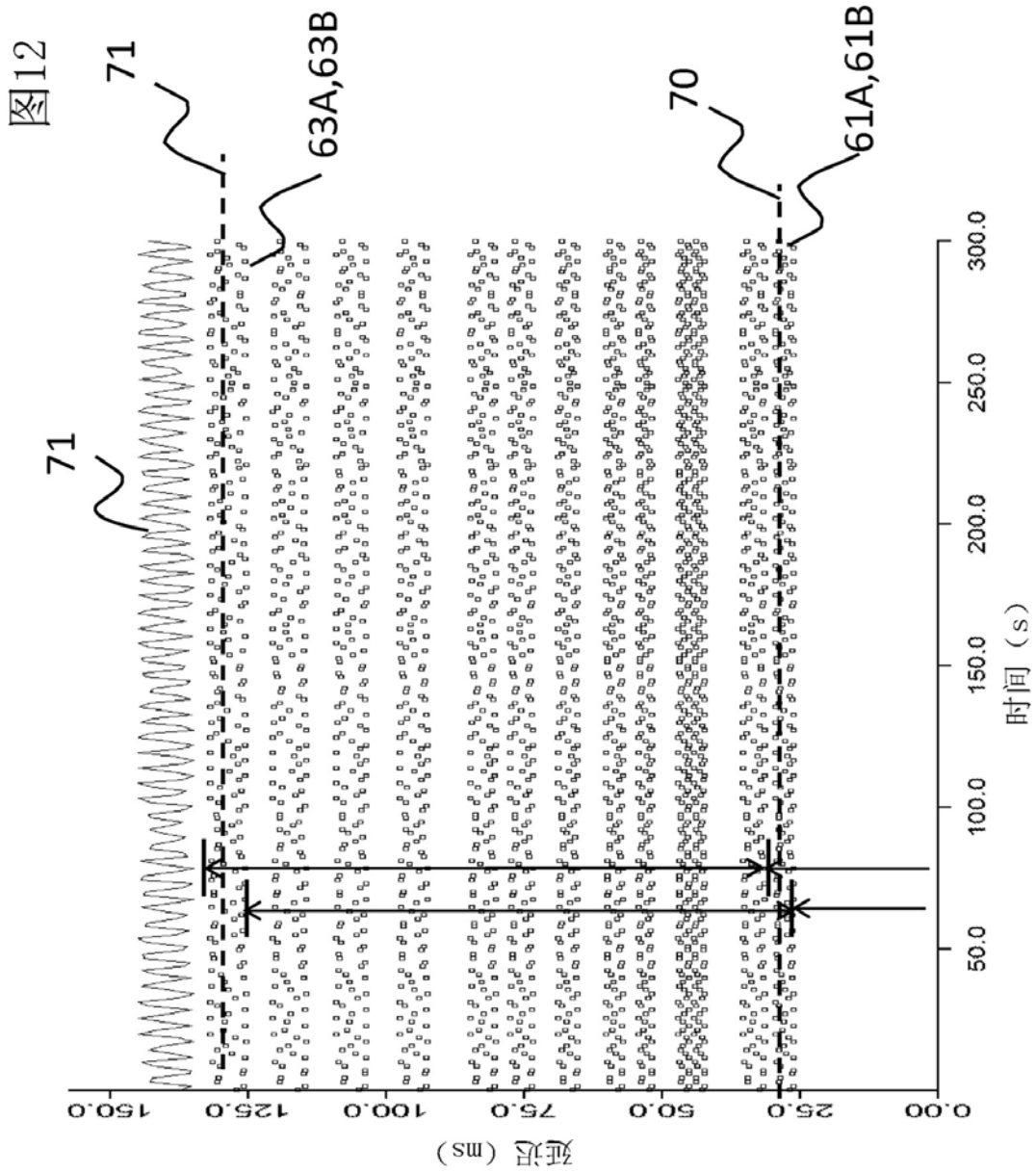


图13

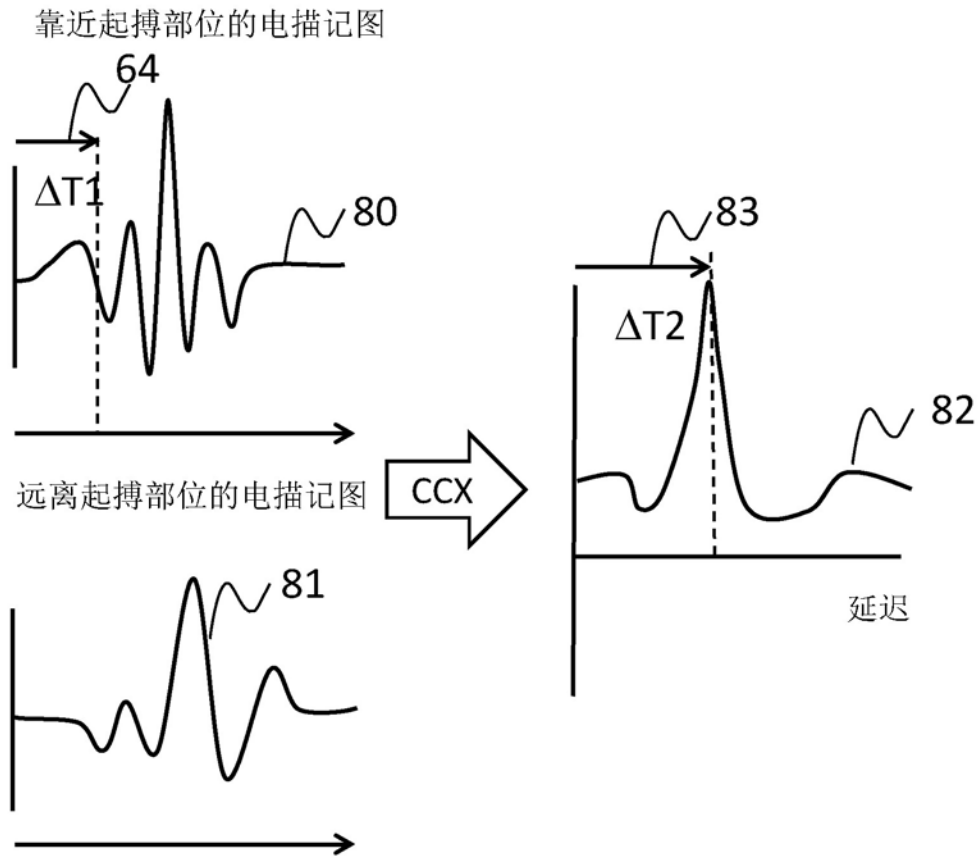


图14

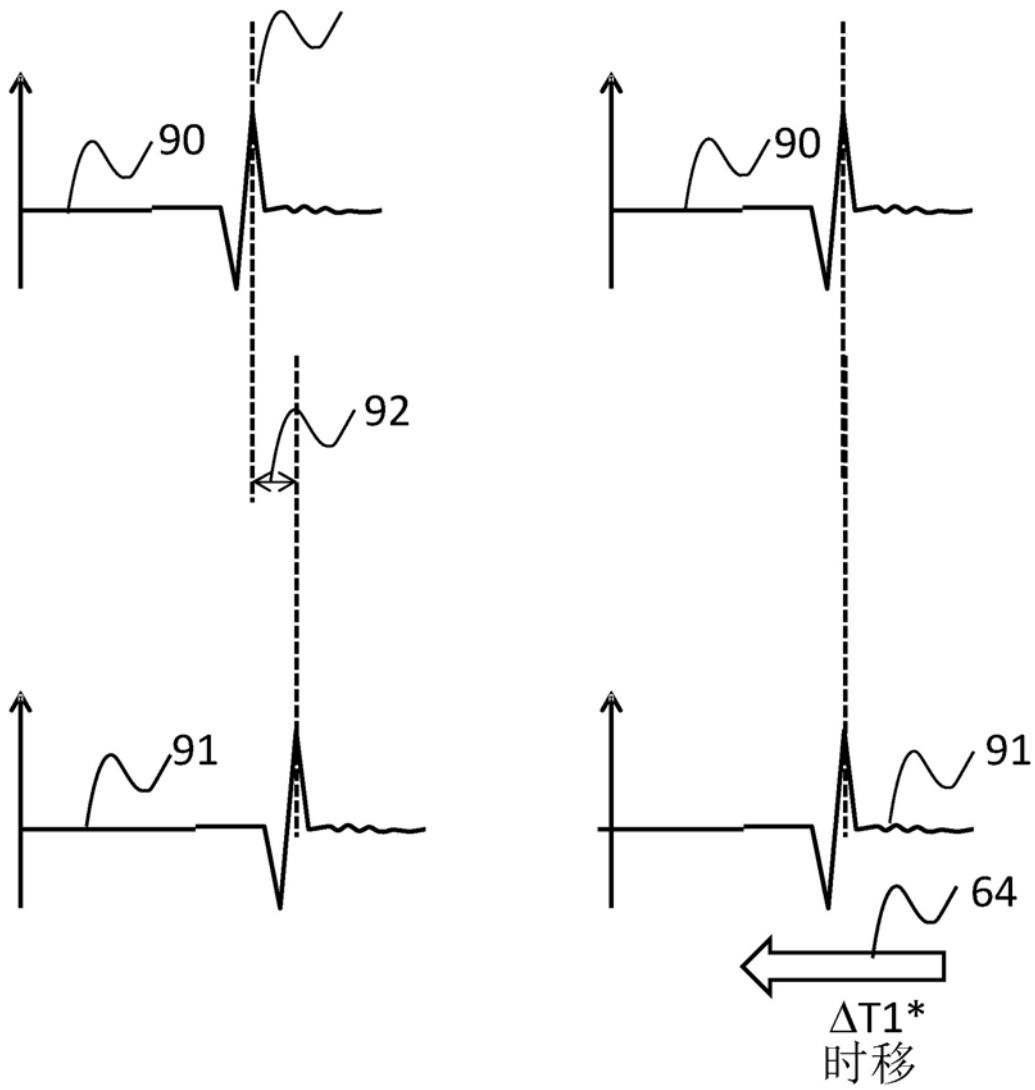


图15

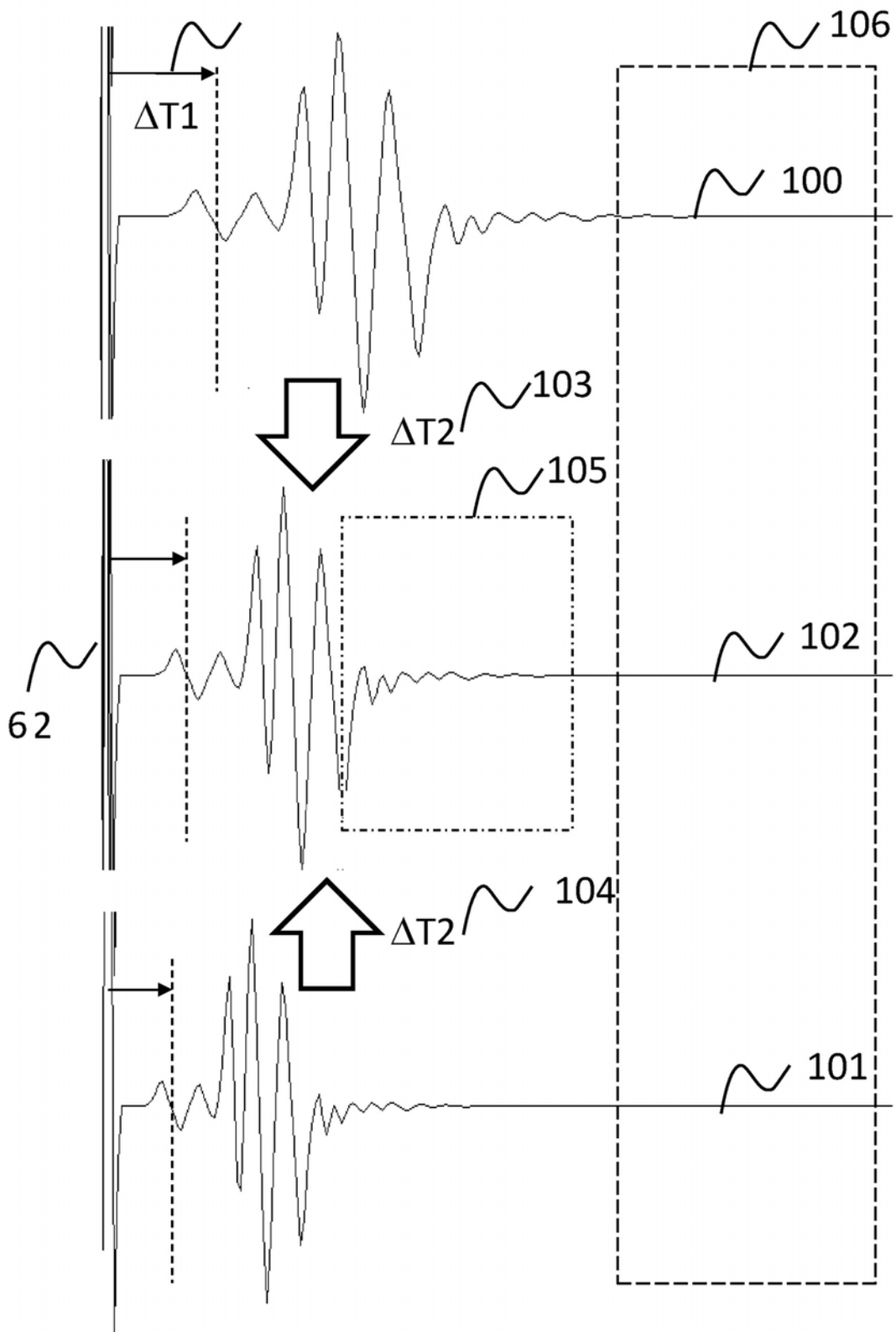


图16

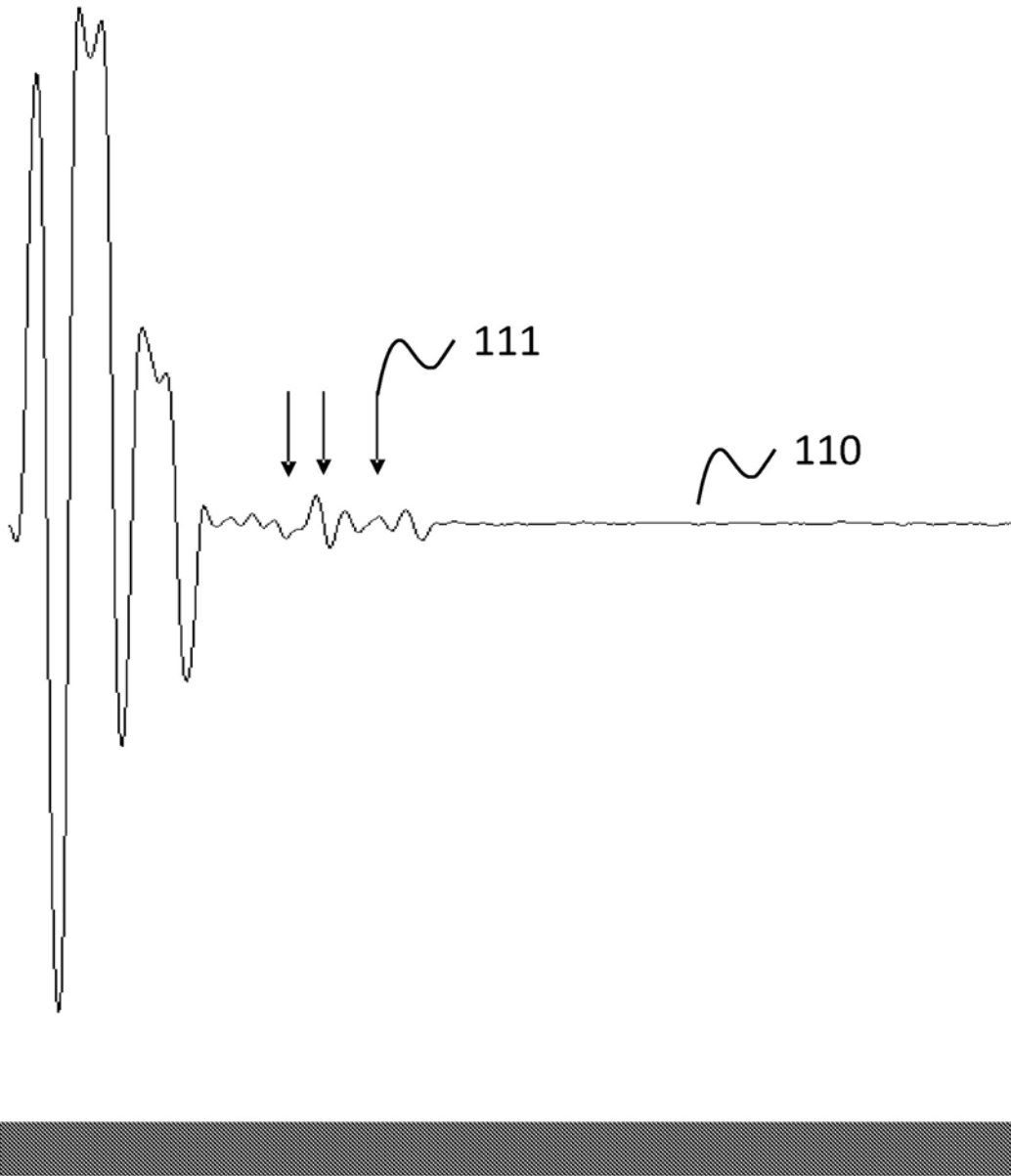


图17

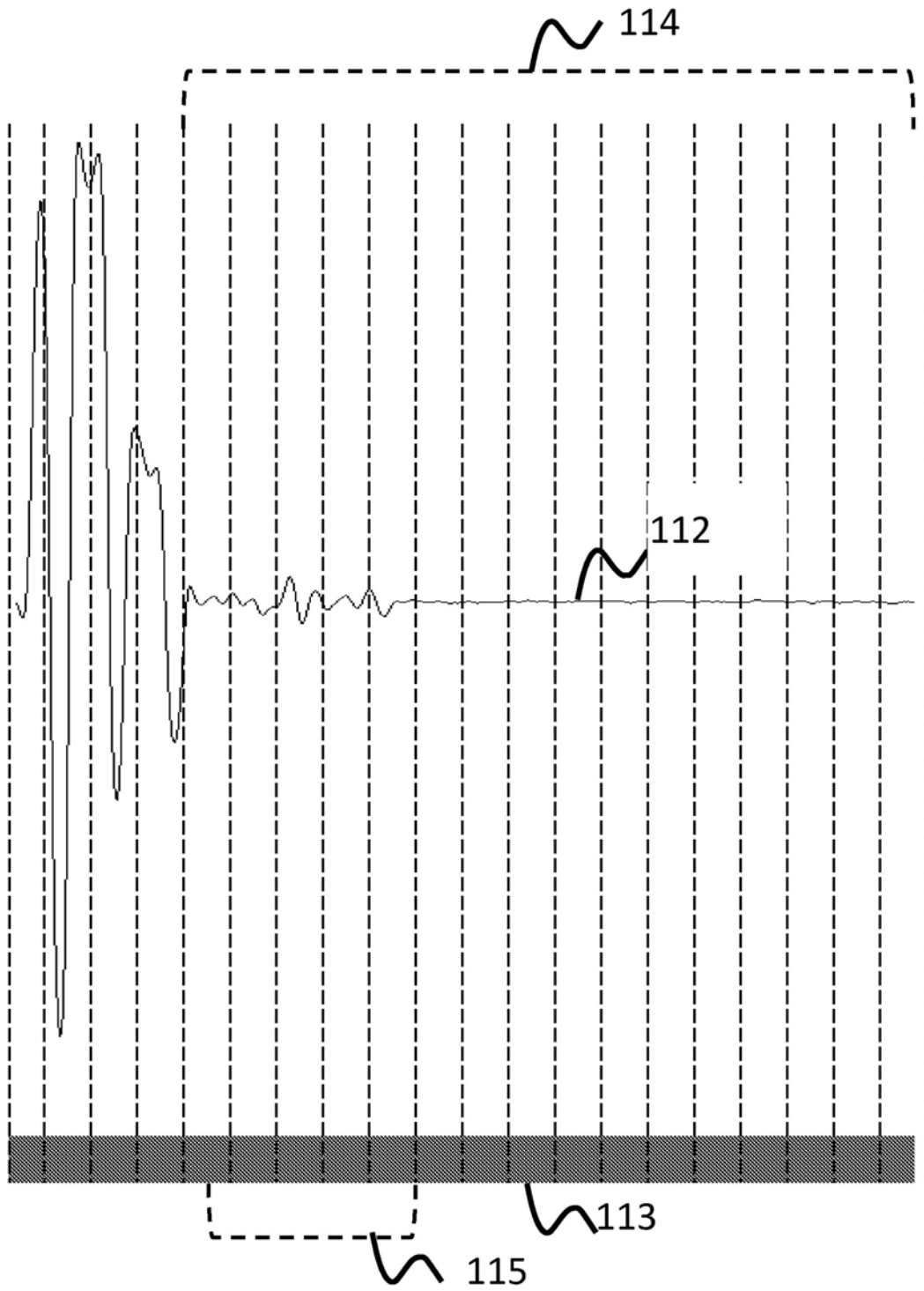


图18

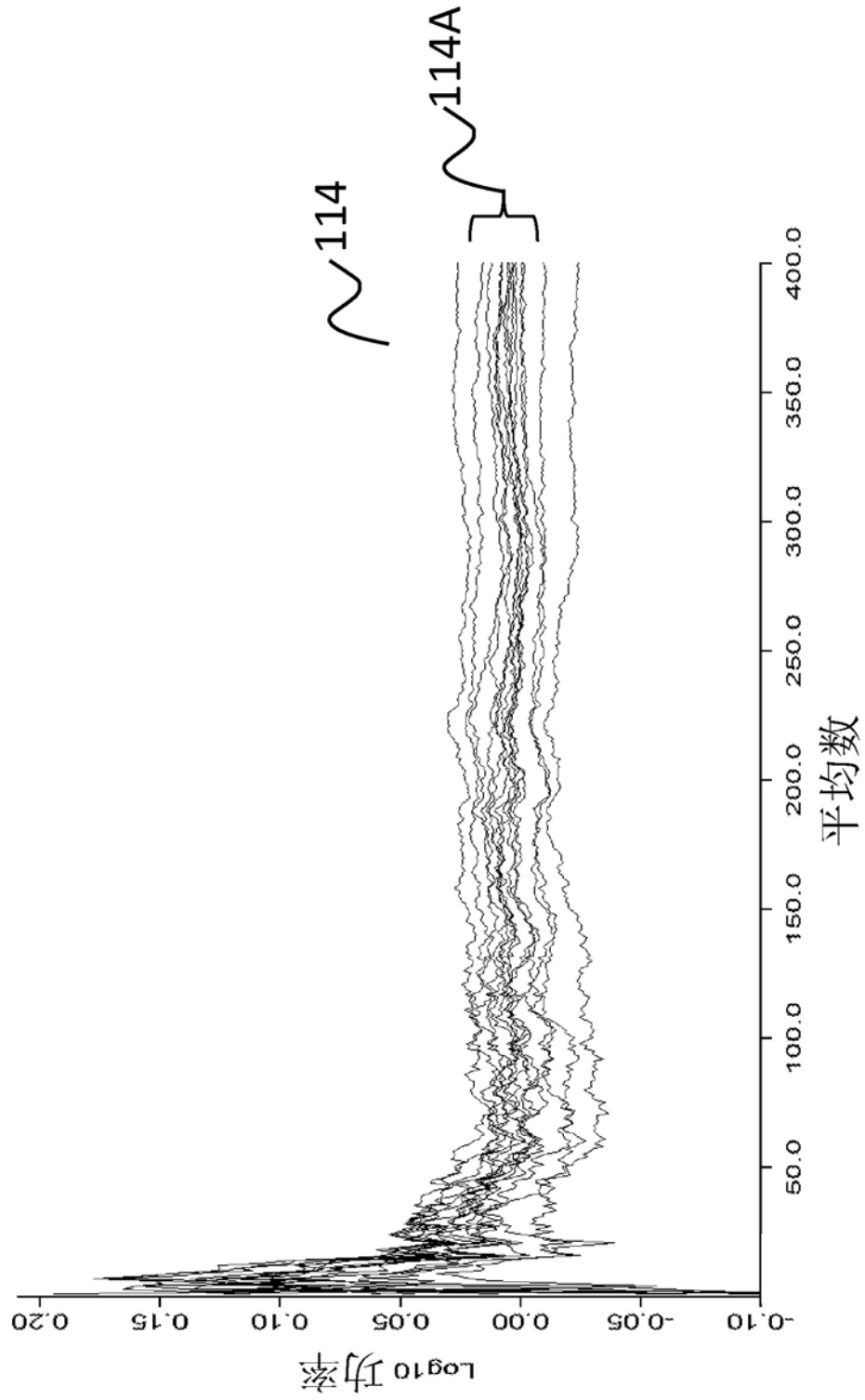
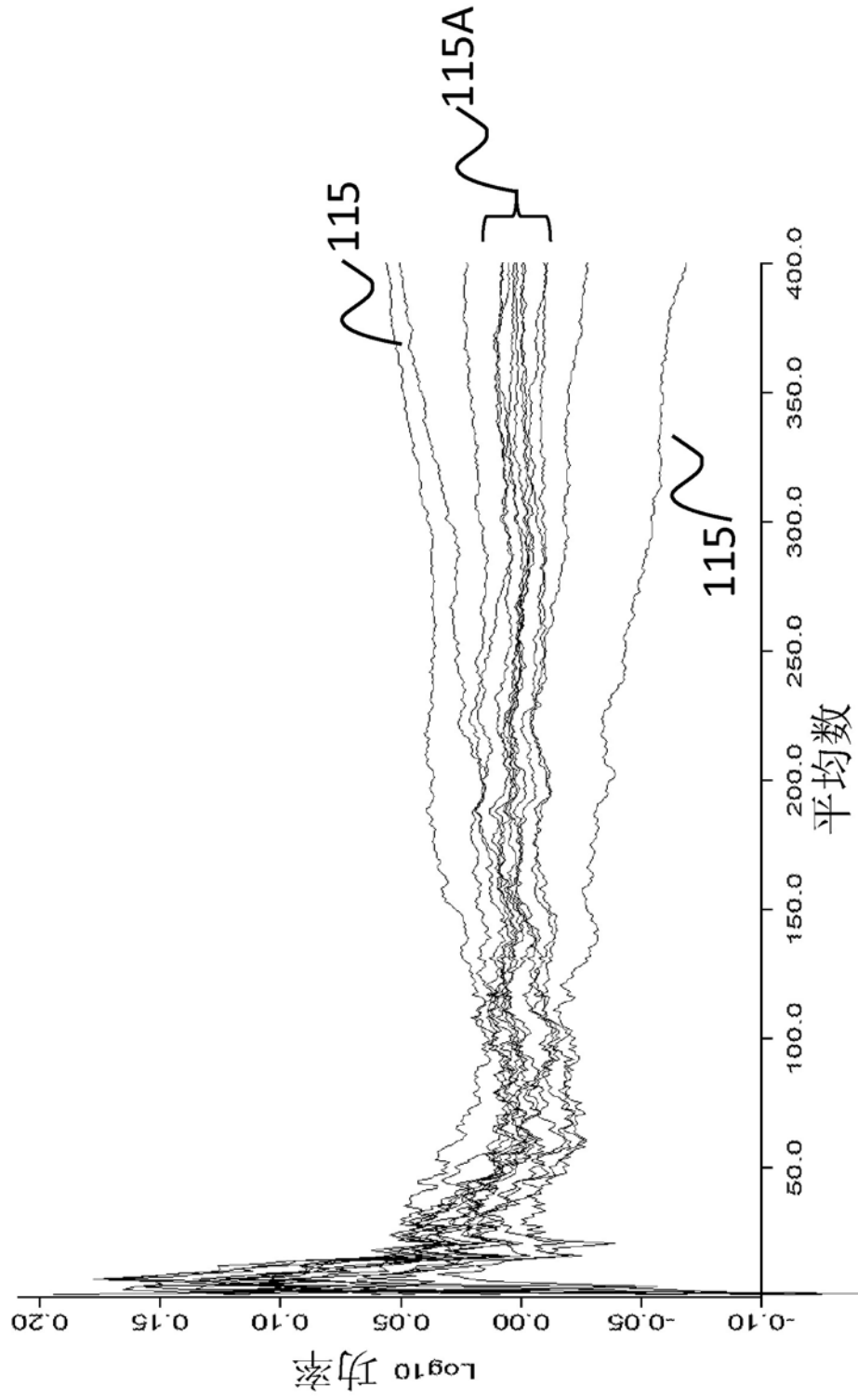


图19



1. 确定心室内传导的变化从而建立传导曲线的设备,所述设备包括记录和分析表面心电图(ECG)以区分生理信号与噪声的装置,所述设备包括:

a) 以起搏序列起搏心脏的装置,所述起搏序列包括多个具有恒定间隔的刺激,随后是早期刺激,其中早期刺激和前面的恒定速率的刺激之间的间隔小于所述恒定速率的刺激之间的间隔;

b) 以与早期刺激和前面的恒定速率的刺激之间的间隔相同的间隔多次重复起搏序列的装置;

c) 以与早期刺激和前面的恒定速率的刺激之间的间隔不同的间隔多次重复起搏序列的装置;

d) 在b)和c)的重复起搏序列期间生成体表心电图记录的装置;

e) 平均体表心电图记录的装置,所述体表心电图记录对应于b)中起搏的每个早期刺激;和

f) 平均体表心电图记录的装置,所述体表心电图记录对应于c)中起搏的每个早期刺激。

2. 根据权利要求1所述的设备,包括比较从e)和f)获得的平均的、记录的体表心电图并显示差异的装置。

3. 根据权利要求1或2所述的设备,包括至少一个感测心脏电极和用于利用由所述至少一个感测心脏电极感测到的信号来补偿所述体表心电图的延迟和/或失真的装置。

4. 根据权利要求3所述的设备,其中所述至少一个感测心脏电极用于得到由起搏电极提供的起搏刺激和在靠近起搏电极的区域中出现心肌激活之间的间隔(其表示对组织潜伏期的刺激)。

5. 根据权利要求4所述的设备,其中每个刺激的权利要求4中得到的间隔用于使与所述刺激对应的ECG记录与共同的时间基准对齐。

6. 根据权利要求4或5所述的设备,其中所述起搏电极和所述至少一个感测心脏电极之间的距离基本上为1cm或更小。

7. 根据权利要求3-6中任一项所述的设备,包括靠近所述起搏电极的第一感测心脏电极和远离所述起搏电极的第二感测心脏电极。

8. 根据权利要求7所述的设备,包括用于确定信号和第二信号之间的间隔的装置,所述信号来自所述第一感测电极,由靠近所述第一电极的心肌组织的激活产生,所述第二信号来自所述第二感测电极,由靠近所述第二电极的心肌组织的激活产生。

9. 根据权利要求8所述的设备,其中来自所述第一感测电极的信号与来自所述第二感测电极的第二信号之间的间隔,用于时间扩展或时间压缩单个体表心电图记录,使得每个单个体表心电图记录的长度相同。

10. 根据前述任一项权利要求所述的设备,其中在所述恒定速率的刺激中引入伪随机时间抖动。

11. 根据权利要求10所述的设备,其中将所述伪随机抖动引入到每个起搏序列的第一个恒定速率的刺激中。

12. 根据前述任一项权利要求所述的设备,包括用于确定在d)和e)中记录的起搏序列期间对刺激响应的过程的变化了的装置。

13. 根据权利要求12所述的装置, 包括在恒定速率的刺激之后生成体表心电图记录的装置, 以将每个心电图记录划分为子记录, 确定每个子记录中电位的功率, 以及确定如何添加作为连续的心电图记录的每个子记录的功率变化, 以形成平均的体表心电图记录。

专利名称(译)	记录和分析体表心电图(ECG)以区分生理信号与噪声的设备		
公开(公告)号	<a href="#">CN106999042A</a>	公开(公告)日	2017-08-01
申请号	CN201580053288.1	申请日	2015-07-29
[标]发明人	R C 索马里兹		
发明人	R·C·索马里兹		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0408 A61B5/0452 A61N1/37		
CPC分类号	A61B5/04085 A61B5/0452 A61B5/0464 A61B5/7203 A61B5/7217 A61N1/3625 A61N1/3702 A61B5/0402 A61B5/04012 A61B5/0432 A61B5/044 A61N1/025		
优先权	2014014335 2014-08-13 GB		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明描述了一种技术，该技术使用记录和分析体表心电图(ECG)以区分生理信号与噪声的装置，该技术涉及对在起搏刺激之间具有相同间隔的重复起搏序列得到的多个体表电描记图记录进行对齐和平均。

