



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 107072545 B

(45)授权公告日 2020.01.31

(21)申请号 201580057575.X

(73)专利权人 吉莫·博尔只斤

(22)申请日 2015.09.02

地址 美国密歇根州

(65)同一申请的已公布的文献号

(72)发明人 吉莫·博尔只斤 李段

申请公布号 CN 107072545 A

(74)专利代理机构 北京德琦知识产权代理有限公司 11018

(43)申请公布日 2017.08.18

代理人 史迎雪 王琦

(30)优先权数据

(51)Int.Cl.

62/044,747 2014.09.02 US

A61B 5/00(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

(56)对比文件

2017.04.21

US 6132381 A, 2000.10.17, 全文.

(86)PCT国际申请的申请数据

US 2004/0079098 A1, 2004.04.29, 全文.

PCT/US2015/048065 2015.09.02

US 2014/0128758 A1, 2014.05.08, 全文.

(87)PCT国际申请的公布数据

CN 101088456 A, 2007.12.19, 全文.

W02016/036805 EN 2016.03.10

审查员 杨星

权利要求书3页 说明书11页 附图40页

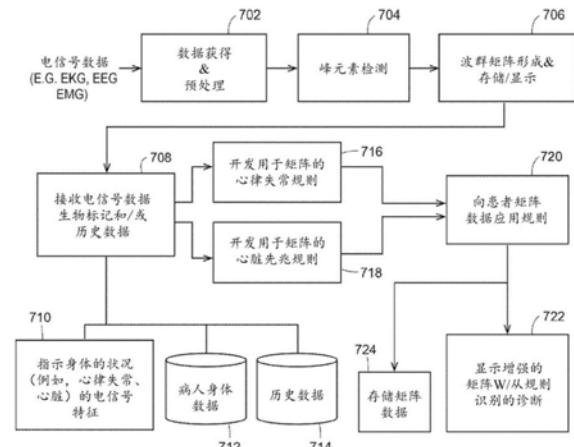
(54)发明名称

用于快速诊断的心电图数据分析方法和系

统

(57)摘要

诸如心电图信号之类的周期性电信号数据被收集、分析，并且变换为紧凑、多维矩阵，使得保健专业人士更容易地分析病人的健康状况。对以共同地形成周期性信号波群的周期性偏转元素为特征的电信号数据进行分析以确定偏转元素的峰，其中峰能够大大地、但是不容易在标准心电图上可见的方式变化。技术从对准所识别的峰来产生和显示多维矩阵，使得能够容易地利用自动地识别的指示心律失常、心律失常的先兆、心脏事件、和/或心脏事件的先兆中的一个或多个的信号图案来覆盖矩阵。



1. 一种分析心脏、肌肉或者大脑活动的周期性电信号数据的计算机实施的方法，其中，所述电信号数据以共同地形成周期性信号波群的周期性偏转元素为特征，所述方法包括：

收集时间的采样窗口内的所述电信号数据；

使用信号检测模块，自动地检测来自所述电信号数据并且在所述时间的采样窗口内的所述偏转元素中之一的周期性局部化峰；

在所述信号检测模块中确定所述时间的采样窗口内所述周期性局部化峰中的每一个的相对峰值；

使用矩阵生成模块将所述电信号数据变换为时间-波群矩阵，所述时间-波群矩阵以所述周期性局部化峰值中的每一个在零时间级的对准为特征，其中，所述周期性局部化峰各自的相对峰值由所述零时间级的强度标表示，并且其中，所述时间-波群矩阵以表示所述周期性信号波群的时间间距和强度在所述采样窗口内的改变为特征；并且

将所述时间-波群矩阵显示为水平时间进展绘图或者垂直时间进展绘图。

2. 根据权利要求1所述的方法，其中，所述周期性电信号数据是从心电图(EKG)数据、肌电图学(EMG)数据、以及脑电描记法(EEG)数据中之一选择的。

3. 根据权利要求2所述的方法，其中所述周期性电信号数据是EKG数据，并且其中，所述周期性信号波群是包括作为所述周期性偏转元素的P元素、Q元素、R元素、S元素以及T元素的QRS波群。

4. 根据权利要求3所述的方法，其中，自动地检测所述偏转元素中之一的周期性局部化峰包括：

使用所述信号检测模块自动地检测所述EKG数据中的R元素峰；并且

对所述R元素峰执行验证以识别和校正所述EKG数据中的任何错误检测的R元素峰。

5. 根据权利要求4所述的方法，其中，将所述电信号数据变换为所述时间-波群矩阵包括：

针对所述EKG数据中的所述R元素峰中的每一个定义分析窗口，所述分析窗口包括产生所述R元素峰的周期性波群、在产生所述R元素峰的所述周期性波群之前的至少一个周期性波群、以及在产生所述R元素峰的所述周期性波群之后的至少一个周期性波群；

通过在所述采样窗口内的所述零时间级处将所述R元素峰对准来形成所述时间-波群矩阵；并且

利用多个所定义的分析窗口来显示所述时间-波群矩阵，所述多个所定义的分析窗口

(i) 在时间上垂直地扩展以形成所述垂直时间进展绘图或 (ii) 在时间上水平地扩展以形成所述水平时间进展绘图。

6. 根据权利要求1所述的方法，其中，所述时间-波群矩阵以表示所述周期性偏转元素的时间间距和强度在所述采样窗口内的改变为特征。

7. 根据权利要求1所述的方法，其中，所述强度标是热图。

8. 一种用于分析心电图电信号数据的系统，包括：

处理器和存储器，所述存储器存储当由所述处理器执行时使所述处理器进行以下的指令：

收集时间的采样窗口内的电信号数据，其中，所述电信号数据是心脏、肌肉、或者大脑活动的数据，并且其中，所述电信号数据以共同地形成周期性信号波群的周期性偏转元素

为特征；

检测来自所述电信号数据并且在所述时间的采样窗口内的所述偏转元素中之一的周期性局部化峰；

确定所述时间的采样窗口内所述周期性局部化峰中的每一个的相对峰值；

将所述电信号数据变换为时间-波群矩阵，所述时间-波群矩阵以所述周期性局部化峰值中的每一个在零时间级的对准为特征，其中，所述周期性局部化峰各自的相对峰值由所述零时间级的强度标表示，并且其中，所述时间-波群矩阵以表示所述周期性信号波群的时间间距和强度在所述采样窗口内的改变为特征；并且

将所述时间-波群矩阵显示为水平时间进展绘图或者垂直时间进展绘图。

9. 根据权利要求8所述的系统，其中，所述周期性电信号数据是从心电图(EKG)数据、肌电图学(EMG)数据以及脑电描记法(EEG)数据中之一选择的。

10. 根据权利要求9所述的系统，其中所述周期性电信号数据是EKG数据，并且其中，所述周期性信号波群是包括作为所述周期性偏转元素的P元素、Q元素、R元素、S元素以及T元素的QRS波群。

11. 根据权利要求10所述的系统，其中，检测所述偏转元素中之一的周期性局部化峰的指令包括进行以下操作的指令：

检测所述EKG数据中的元素峰；并且

对所述R元素峰执行验证以识别和校正所述EKG数据中的任何错误检测的R元素峰。

12. 根据权利要求11所述的系统，其中，将所述电信号数据变换为所述时间-波群矩阵的指令包括进行以下操作的指令：

针对所述EKG数据中的所述R元素峰中的每一个定义分析窗口，所述分析窗口包括产生所述R元素峰的周期性波群、在产生所述R元素峰的所述周期性波群之前的至少一个周期性波群、以及在产生所述R元素峰的所述周期性波群之后的至少一个周期性波群；

通过在所述采样窗口内的所述零时间级处将所述R元素峰对准来形成所述时间-波群矩阵；并且

利用多个所定义的分析窗口来显示所述时间-波群矩阵，所述多个所定义的分析窗口(i)在时间上垂直地扩展以形成所述垂直时间进展绘图或(ii)在时间上水平地扩展以形成所述水平时间进展绘图。

13. 根据权利要求8所述的系统，其中，所述存储器存储当由所述处理器执行时使所述处理器进行以下操作的指令：

分析所述时间-波群矩阵以识别在所述采样窗口内所述周期性偏转元素中的图案；并且

根据对所述时间-波群矩阵的分析，检测指示心律失常、心律失常的先兆、心脏事件和/或心脏事件的先兆中的一个或多个的图案。

14. 根据权利要求13所述的系统，其中，检测指示心律失常、心律失常的先兆、心脏事件和/或心脏事件的先兆中的一个或多个的图案的指令包括：识别对房性期前收缩(APC)、异常APC、阻滞APC、室上性心动过速、心房扑动、心房颤动、交界性心动过速、心室早发性收缩(PVC)、间位性PVC、室性二联律、室性三联律、心室偶联、心室性心搏过速、二度(莫氏I和莫氏II)心传导阻滞、三度(或完全性)心传导阻滞、后面是房性心动过速(AT)的心传导阻滞、

以及心传导阻滞中的至少一个进行指示的图案的指令。

15. 根据权利要求13所述的系统，其中所述周期性电信号数据是EKG数据，并且其中，所述周期性信号波群是包括作为所述周期性偏转元素的P元素、Q元素、R元素、S元素以及T元素的QRS波群，其中，所述存储器存储当由所述处理器执行时使所述处理器检测指示RR间隔改变、左束支阻滞、右束支阻滞、ST段下降、ST段上升、QT间隔改变、QRS间隔改变、PR间隔改变、分离P-波、以及指示沃尔夫—帕金森—怀特氏心搏的加宽QRS基中的至少一个的图案的指令。

16. 根据权利要求8所述的系统，其中，所述时间-波群矩阵以表示所述周期性偏转元素的时间间距和强度在所述采样窗口内的改变为特征。

用于快速诊断的心电图数据分析方法和系统

技术领域

[0001] 本公开总体上涉及用于分析患者的心脏、肌肉、或者大脑活动的周期性电信号数据的技术，并且更具体地涉及用于分析这种电信号数据以产生示出随时间的改变的多维矩阵的技术。

背景技术

[0002] 在本文提供的背景技术描述是为了总体呈现本公开的上下文的目的。目前署名的发明人的工作，在该背景技术部分中所描述的程度上以及在提交时可能否则未取得现有技术资格的描述的方面，既未明确地也未隐含地被承认为针对本公开的现有技术。

[0003] 内科医生和保健专业人士依赖来自病人的电信号数据来评定各种类型的活动。心电图 (ECG或EKG) 数据记录心脏的电活动。脑电描记法 (EEG) 数据记录沿着头皮测量的脑的电活动。肌电描记法 (EMG) 数据记录骨骼肌的电活动。用于显示这种电信号数据的技术是统一的、但是很老。以时间测量方式绘制信号数据，其中电活动在一个轴上并且时间在另一个轴上。接受了分析数据训练的内科医生和保健专业人士能够分析和诊断病人的一些身体状况，但是为了进行分析和诊断，他们往往必须检查长期数据，并且尽管那样一些诊断指标仍未能被检测到。对于作为 (i) 长期指标 (即，它们在长期信号测量中产生) 或 (ii) 往往被数据掩盖并且可能作为噪声或者信号异常出现的细微指标的生理状态的指标，尤其如此。

[0004] 需要分析和显示电信号数据的更好、更有效的方式。

发明内容

[0005] 根据实施例，一种分析心脏、肌肉、或者大脑活动的周期性电信号数据的方法，其中，电信号数据以共同地形成周期性信号波群的周期性偏转元素为特征，该方法包括：

[0006] 收集时间的采样窗口内的电信号数据；使用信号检测模块，自动地检测来自电信号数据并且在时间的采样窗口内的偏转元素中之一的周期性局部化峰；在信号检测模块中确定时间的采样窗口内周期性局部化峰中的每一个的相对峰值；使用矩阵生成模块将电信号数据变换为时间-波群矩阵，该时间-波群矩阵以周期性局部化峰值中的每一个在零时间级的对准为特征，其中，周期性局部化峰的各自的相对峰值由零时间级的强度标表示，并且其中，时间-波群矩阵以表示周期性信号波群的时间间距和强度在采样窗口内的改变为特征；并且将时间-波群矩阵显示为水平时间进展绘图或者垂直时间进展绘图。

[0007] 在一些示例中，周期性电信号数据是从心电图 (EKG) 数据、肌电图学 (EMG) 数据以及脑电描记法 (EEG) 数据中之一选择的。

[0008] 在一些示例中，周期性电信号数据是EKG数据，并且其中，周期性信号波群是包括作为周期性偏转元素的P元素、Q元素、R元素、S元素以及T元素的QRS波群。

[0009] 在一些示例中，自动地检测偏转元素中之一的周期性局部化峰包括：使用信号检测模块来自动地检测EKG数据中的R元素峰；并且对R元素峰执行验证以识别和校正EKG数据中的任何错误检测的R元素峰。

[0010] 在一些示例中,该方法包括:分析时间-波群矩阵以识别在采样窗口上周期性偏转元素中的图案;并且根据对时间-波群矩阵的分析,自动地检测指示心律失常、心律失常的先兆、心脏事件和/或心脏事件的先兆中的一个或多个的图案。

[0011] 在一些示例中,该方法包括自动地检测指示房性期前收缩(APC)、异常APC、阻滞APC、室上性心动过速、心房扑动、心房颤动、交界性心动过速、心室早发性收缩(PVC)、间位性PVC、室性二联律、室性三联律、心室偶联、心室性心搏过速、二度(莫氏I和莫氏II)心传导阻滞、三度(或完全性)心传导阻滞、后面是房性心动过速(AT)的心传导阻滞、以及后面是心房颤动(AF)的心传导阻滞中的至少一个的图案。

[0012] 在一些示例中,周期性电信号数据是EKG数据,并且其中,周期性信号波群是包括作为周期性偏转元素的P元素、Q元素、R元素、S元素以及T元素的QRS波群,其中,该方法包括自动地检测指示RR间隔改变、左束支阻滞、右束支阻滞、ST段下降、ST段上升、QT间隔改变、QRS间隔改变、PR间隔改变、分离P-波以及指示沃尔夫—帕金森—怀特氏心搏的加宽QRS基中的至少一个的图案。

[0013] 根据实施例,一种系统包括:处理器和存储器,该存储器存储当由处理器执行时使处理器进行以下的指令:收集时间的采样窗口内的电信号数据,其中,电信号数据是心脏、肌肉、或者大脑活动的数据,并且其中,电信号数据以共同地形成周期性信号波群的周期性偏转元素为特征;检测来自电信号数据并且在时间的采样窗口内的偏转元素中之一的周期性局部化峰;确定时间的采样窗口内周期性局部化峰中的每一个的相对峰值;将电信号数据变换为时间-波群矩阵,该时间-波群矩阵以周期性局部化峰中的每一个在零时间级的对准为特征,其中,周期性局部化峰各自的相对峰值由零时间级的强度标表示,并且其中,时间-波群矩阵以表示周期性信号波群的时间间距和强度在采样窗口内的改变为特征;并且将时间-波群矩阵可选地显示为水平时间进展绘图或者垂直时间进展绘图。

[0014] 根据实施例,一种检测心脏、肌肉、或者大脑活动的周期性电信号数据中的图案的方法,该方法包括:接收从周期性电信号数据产生的时间-波群矩阵,该时间-波群矩阵以具有在时间的采样窗口内识别的偏转元素的周期性局部化峰的对准为特征,其中,时间的采样窗口内上的周期性局部化峰中的每一个在零时间级被对准,其中,周期性局部化峰各自的相对峰值由零时间级的强度标表示,并且其中,时间-波群矩阵以表示周期性信号波群的时间间距和强度在采样窗口内的改变为特征;分析时间-波群矩阵以识别在采样窗口内周期性偏转元素中的图案;并且根据对时间-波群矩阵的分析,自动地检测指示心律失常、心律失常的先兆、心脏事件和/或心脏事件的先兆中的一个或多个的图案。

附图说明

[0015] 以下描述的图描绘在本文公开的系统和方法的各个方面。应当理解的是,每个图描绘所公开的系统和方法的特定方面的实施例,并且每一个图意图与其可能的实施例一致。此外,只要可能,以下描述参考以下图中所包括的附图标记,其中利用一致的附图标记来指定在多个图中描绘的特征。

[0016] 专利或申请文件包含着色完成的至少一个附图。根据请求并且在支付必要的费用时,办事处将提供具有彩色附图的该专利或专利申请公布的副本。

[0017] 图1图示出从心电图(EKG)信号数据形成的示例时间-波群矩阵。

- [0018] 图2是心电图电信号数据的扩展绘图,该心电图电信号数据示出电信号数据内的特征以及在图1的时间-波群矩阵中随着时间的推移所显示的特征。
- [0019] 图3是用于形成图1的时间-波群矩阵的处理的流程图。
- [0020] 图4图示出作为图3的处理的一部分的、对心电图信号执行的示例数据处理和局部峰检测。
- [0021] 图5图示出作为图3的处理的一部分的、对心电图电信号执行的示例局部峰验证。
- [0022] 图6A-6D图示出作为图3的处理的一部分的所执行的、使用局部化峰值的示例矩阵形成技术。
- [0023] 图7图示出从心电图电信号数据形成的另一个示例时间-波群矩阵。
- [0024] 图8图示出用于分析心电图电信号数据并且从信号数据形成时间-波群矩阵的系统。
- [0025] 图9图示出用于分析时间-波群矩阵以识别矩阵数据中的生理状况的指标的示例系统。
- [0026] 图10A-10P图示出描绘在矩阵数据中可检测的不同的心律失常状况的时间-波群矩阵,其中图示出长期矩阵显示以及与矩阵的高亮部分相对应的EKG数据。
- [0027] 图11A-11N图示出描绘在矩阵数据中可检测的不同的心脏状况的时间-波群矩阵,其中图示出长期矩阵显示以及与矩阵的高亮部分相对应的EKG数据。
- [0028] 图12图示出从分析和转换脑电描记法(EEG)信号数据所形成的示例时间-波群矩阵。

具体实施方式

- [0029] 提供用于收集和分析具有周期偏转元素的周期性电信号数据,以及生成以更简明(compact)的方式描绘那些周期性偏转元素的矩阵的技术,使得保健专业人士更容易地基于该数据来分析病人的健康状况。电信号数据可以例如是任何心脏、肌肉、或者大脑活动数据。电信号数据以共同地形成周期性信号波群的周期性偏转元素为特征。周期性信号波群将在电信号数据上重复、但是在那些偏转元素上具有不同的峰并且在偏转元素之间具有不同的间距。目前的技术能够采用那些不同的偏转元素并且将它们编译到多维、简明的矩阵中,与收集的信号数据相比,这允许矩阵中的改善的模式识别,并且在一些示例中,允许对数据中在此以前不被辨识的特征的识别。一旦形成,矩阵能够由保健专业人士使用来识别病人的生理状况,包括在心脏活动数据的示例中,识别心律失常状况和其他心脏状况。
- [0030] 图1图示出已经从心电图(ECG或EKG)信号数据形式的周期性电信号数据形成的时间-波群矩阵100。在本文可替换地使用术语“ECG”和“EKG”来指代心电图信息。EKG数据102的绘图包括多个波群102A-102G,该多个波群102A-102G中的每一个均由相同的偏转元素形成,但是那些偏转元素的峰值、槽值(trough value)和间距是不同的。在所图示的示例中,波群102A-102G以R值的峰为特征,即,R作为所识别的局部峰偏转元素。分别示出了R1-R7的值。图2图示出示例EKG信号数据106,该示例EKG信号数据106示出定义波群和偏转元素之间的各种间距间隔的偏转元素,该偏转元素全部在矩阵100上被描绘并且可以从矩阵100被分析以用于评定和诊断患者的各种身体状况中的任何一个。信号数据106包括P波、PR段、PR间隔、QRS波群、QRS间隔、ST段、ST间隔、QT间隔、T波,U波以及RR间隔,其在本文被共同地称为

周期性信号波群元素108 (RR间隔在元素之间扩展)。周期性信号波群108在信号102上重复,例如,伴随以偏转元素P、Q、R、S、T以及U的不同的值。

[0031] 矩阵100被叫作波群矩阵,是因为矩阵100包含周期性信号波群内所包括的偏转[P、Q、R、S、T以及U]元素的值。可以数字地或者以诸如彩色编码(color coded)或遮蔽编码(shading coded)之类的编码方式来说明这些偏转元素的值,如所示的。如在本文所解释的,矩阵100能够描绘这些偏转元素(P、Q、R、S、T以及U)随着时间的推移的值的改变,不仅仅描绘单个集合的偏转元素之间的值改变(例如,Q槽和R峰之间的差别),而且也描绘每个偏转元素随着时间的推移的改变(例如,P波随着时间的推移的差别)。

[0032] 矩阵100是水平时间进展矩阵的示例,其中强度值在z轴上、流逝的时间在y轴上、电信号元素的时间在x轴上。值得注意的是,强度值描写使矩阵100成为EKG数据102的三维(3D)矩阵。在本文所讨论的其他的示例中,仍然在3D呈现中将矩阵形成为垂直时间进展矩阵。

[0033] 不管处于水平时间进展中还是垂直时间进展中,在本文描述的矩阵以许多特征为特征。矩阵100包括零时间级(zero time level)110。在该零时间级110绘制形成EKG信号102的周期性波群102A-102G等等中的每个实例,在不同的矩阵的行上在该零时间级110绘制周期性波群102A-102G等等中的每一个。零时间级110充当矩阵100的中心点。对于每个周期性波群102A-102G等等,在零时间级110绘制R波峰值,使得查看在时间0的点的列,矩阵100显示随着时间的推移的R_N值的改变,在所图示的示例中N在1和6之间。例如,来自信号波群102A的R波峰R₁已经在第一行中居中位于零线110,如所指示的。接下来的R波峰R₂已经在第二行中居中位于零线110。R₃随后,等等,其中矩阵100示出全部在级110对准的来自R₁至R₆的局部R波峰。

[0034] 如由零时间级100上的强度的改变所指示的,局部R波峰的值改变。例如R₄值具有低得多的强度。

[0035] 矩阵100的其他特性包括:由于每个周期性波群信号的P波在R波之前,在级110对准的R峰的左侧包括P波区域112。以与级110示出局部R波峰的变化类似的方式,P波区域112示出局部P波峰的强度的变化。同样地,利用矩阵100来描绘在级110处于R波区域之后的T波区域114。

[0036] 矩阵100的特征在于沿着垂直轴的时间进展——特征在于如(矩阵100)所示累积的R峰的数量或在于以秒、分钟或小时为单位的流逝的时间。例如通过从在顶部的第一行到底部的行来检查零时间级110,保健专业人士能够确定在该时间上的R峰值的强度改变。

[0037] 矩阵100还以沿着水平轴的时间进展为特征。每个行示出居中位于零时间级100的周期性信号波群、在该居中的信号之前的一个周期性信号波群以及6个随后的周期性信号波群。例如,行1示出R₁(居中),以及R₂-R₇。行2示出R₂(居中)、R₃、R₄,等等。通过在行上进行检查,并且如以下进一步将讨论的,保健专业人士能够识别EKG信号数据102随着时间的推移的图案和改变。矩阵100能够根据所收集和分析的EKG信号数据的量而依照要求被压缩。

[0038] 图3图示出用于生成波群矩阵的处理的流程图200。最初,从监视患者的EKG机器直接地获得或者从先前收集的EKG数据的数据库获得EKG数据(框202)。收集该数据并且将该数据提供给数据预处理台(框204),该数据预处理台可以对数据执行缩放(框206)、对数据执行陷波滤波(框208),并且对数据执行漂移校正(210),其中可以对所接收的数据连续地

应用这些中的每一项。在其他的示例中,框206-210中的每一个是可选的。

[0039] 在预处理(框204)之后,处理200使用诸如以下讨论的模块704之类的信号检测模块来执行局部化峰检测,即,电信号数据内的偏转的局部化峰的检测。对于EKG数据信号102,峰检测是R-波峰(“R-峰”)检测(框212)。峰检测使用信号检测模块自动地检测R-峰,在这之后,处理200然后可选地验证所检测到的R-峰(框214)以去除假性峰值以及R-峰检测数据中的噪声。可以通过接口机制自动地执行或者部分地执行验证。一旦R-峰值得到验证,使用矩阵生成模块来从处理的EKG信号数据构造时间-波群矩阵(框216)。处理包括:对关于信号强度值的数据进行编码(例如,如果遮蔽或者彩色编码将被使用)、将验证的R-峰对准在零时间级110、以及形成利用水平时间进展或者利用垂直时间进展中的任一种来描绘周期信号波群的矩阵。在图6A-6D中示出框216的示例实施方式。在形成矩阵之后,可以向保健专业人士显示矩阵(218)。

[0040] 图4图示出可以出现在处理200的第一部分中的EKG信号数据的变换的示例。参考图4,EKG数据300在框202被接收并且被提供给框204,框204执行基线漂移校正、产生预处理的数据302、具有已经被归一化(normalized)的(即,与接收的数据300相比较“更平坦”的)基线。利用基线漂移校正,处理200能够然后在框212执行更准确的自动R-峰检测,将信号数据302转换为信号数据304。为了易于查看,在两个不同的时标(在左边的较长的时间窗口以及在右边的较短的时间窗口)上示出从信号数据300到信号数据302、到信号数据304的变换。框212可以确定EKG周期性信号波群内的任何偏转元素的局部峰。因为包括正常QRS波群中的R-峰的相对尺寸以及RR间隔(即,患者的心率)的重要性的大量的原因而选择了R-峰。

[0041] 针对一些EKG信号,自动的R-峰检测将产生一些假R-峰,尤其是在R-波的强度处于、或者接近、或者低于T波的强度的情况下。因此,在一些示例中,应用可选的框214以对所识别的R-峰进行验证,在图5中示出其示例实施方式。将在25秒时间窗口段上示出的信号数据304提供给框214,框214然后确定所识别的局部化峰306和308是否是实际的R-峰。框214确定它们不是并且分别识别新的R-峰310和312。例如通过识别具有低于阈值的(从基线测量的)值的R-峰因此暗示可疑的R-峰候选,框214可以自动地执行该特征。框214然后可以在所识别的R-峰周围执行附加的局部化峰和槽检测,(以统计上显著的方式)搜索P-波峰、Q-波槽、S槽,和/或T-波峰。识别一个或多个这些并且了解R-波峰关于这些其他偏转元素的次序,由于峰306和308事实上是分别在实际的R-波峰310和312之后的T-波峰,所以框214然后可以确定什么在先前被识别。用于R-峰验证的其他技术将是已知的。

[0042] 图6图示出可以通过处理200的框216执行的示例时间-波群矩阵形成。从框214如(图6A)所示的将处理后的EKG信号数据400与R-峰1-7的识别一起提供给框216。通过对准处理将来自EKG数据400的R-峰对准在零时间级,结果得到对准的矩阵402(图6B)。通过强度映射过程将得到的对准矩阵402转换为时间波群矩阵404。处理404使用编码的强度标(intensity scale)406(图6C)来将周期性信号波群中的偏转元素(P、Q、R、S、T以及U)的强度值转换为相对的强度值。关于所图示的示例,矩阵404(图6C)是水平时间进展矩阵,其中x轴上的时间窗口设置采样窗口,即,将针对每个R-峰行绘制的周期性信号波群的数量;而当矩阵406被逆时针旋转90度时获取矩阵408(图6D)。保健专业人士可以根据EKG信号的长度、他们希望对矩阵408执行的分析的级别、和分析的类型来确定将该采样窗口设置为较短或较长的时间帧。无论如何,可以通过在本文描述的处理一次一行地形成矩阵408,其中每个

行包括至少两个相邻R峰(以允许估计)和特定的周期性信号波群(通过它们各自的RN-峰被识别),以容纳在采样窗口内。

[0043] 图7示出可以通过转换EKG信号502、由处理200形成的另一个示例时间-波群矩阵500。矩阵500与图1的矩阵100类似。然而,矩阵500被形成为具有垂直时间进展,其中零时间级504被示出在y轴上并且时间值(相对于中心R峰)沿着该y轴扩展。累积的R-峰的数量(或者记录的信号的长度)随着时间的推移沿着x轴扩展,类似于矩阵100,信号502的自动地识别的R-峰中的每一个均在零时间级504、但是沿着x轴被对准。在该定向中,EKG间隔(例如,沿着y轴的PR间隔、PR段、QRS间隔、QT间隔、ST段、ST间隔以及RR间隔)的具有时间依赖性的改变(沿着x轴)、各种信号峰(例如,沿着z轴的P、Q、R、S、T以及U峰)的EKG振幅,以及EKG形态(例如,沿着y轴和z轴两者的P、Q、R、S、T以及U波)在视觉上是明显的。如所示,可以利用水平轴上的R-峰标度或者时标来描绘矩阵500,其中时间与EKG信号502中的R-峰的定时位置(timing location)对应。根据示例实施方式,从对鼠的测试来收集所图示的EKG信号数据。也曾执行人类测试,并且人类测试也证实在本文的所图示的EKG数据以及其分析。

[0044] 图8图示出用于收集心脏、肌肉、或者大脑活动的周期性电信号数据、将该数据转换为时间-波群矩阵,并且对矩阵数据执行分析的示例计算机系统。也就是说,可以在软件、硬件、固件、或者其组合中对以上描述的技术(包括图3中的处理200)进行编码,以用于在诸如在图8中图示的计算设备之类的计算设备上执行。总体上,图8图示出与医学专业人士或者其它用户配合的适当的计算系统环境600的示例,该计算系统环境600用于分析诸如心电图(ECG/EKG)、肌电图学(EMG)数据,和/或脑电描记法(EEG)数据、在评估的点捕捉的信号或者来自历史信号数据的存储的数据库的信号之类的医疗数据。应当注意到,计算系统环境600仅仅是适当的计算环境的一个示例并且并不意图建议关于权利要求的方法和装置的使用或功能的范围的任何限制。

[0045] 参考图8,用于实施方法和装置的框的示例性系统600包括计算机612形式的通用计算设备。计算机612可以是室性心律失常/VT分析和映射系统。计算机612的组件包括但不限于处理单元614和系统存储器616。计算机612可以经由通信接口675、经由诸如局域网(LAN)的第一通信网络672和/或诸如广域网(WAN)673的第二通信网络673使用至诸如远程计算机670-1、670-2...670-n的一个或多个远程计算机的逻辑连接来在网络环境中操作。通信接口675可以包括用于无线和/或有线通信能力的各种硬件。通信接口675中的示例性无线通信硬件可以包括蜂窝电话电路、GPS接收机电路、蓝牙电路、射频识别(RFID)电路或近场通信(NFC)电路,和/或Wi-Fi电路(即,遵循IEEE 802.11标准的电路)以及支持任何数量的其他无线通信协议的硬件。通信网络672和673可以在无线或有线通信链路上。示例有线通信例如可以包括USB电路、以太网电路,和/或支持任何数量的其他有线通信协议的硬件。网络673可以将系统612连接到任何数量的具有网络能力的设备。远程计算机670-n可以表示具有网络能力的无线终端、电话、平板式计算机或个人数字助理(PDA)、智能电话、膝上型计算机、台式计算机、平板式计算机、医院终端或自助服务终端、便携式媒体播放机、e阅读器、或者其他类似的设备(未示出)。示出了示例智能电话680。当然,适当地配置的任何具有网络能力的设备可以与系统600交互。计算机系统312可以向远程计算机670-n、智能电话680、或者其他具有网络能力的设备发送矩阵以向保健专业人士、病人,等等进行显示,这些设备可以显示矩阵以供这样的用户进行交互。

[0046] 所述远程计算机670可以包括像计算机612的其他计算机,但是在一些示例中,这些远程计算机670包括以下中的一个或多个:(i)收集指示心脏、肌肉、或者大脑活动的电信号数据的EKG、EEG、EMG或者其他机器,(ii)医疗成像系统,以及(iii)信号记录数据库系统,以及(iv)扫描仪。

[0047] 在所图示的示例中,计算机612连接到被标记为机器670-1的多导联EKG装置。EKG机器670-1可以是具有诸如以上描述的612导联EKG装置之类的多导联传感器以及用于执行包括以下的EKG操作的处理机器的单机系统:传送激励信号、以用户选择的扫描率收集EKG信号、对收集的EKG信号执行诸如噪声过滤之类的信号分析、以及存储(和/或缓冲)那些EKG信号并且将那些EKG信号传送给计算机612用于进一步分析并且转换为时间-波群矩阵。在其他的示例中,(如上所述的)多导联EKG探测器可以直接地连接到计算机612,计算机612然后会控制多导联EKG探测器的操作、执行数据处理和存贮功能,来代替远程系统670-1。

[0048] 计算机612典型地包括各种计算机可读介质,该计算机可读介质可以是任何可用的介质,可以由计算机612访问并且包括易失性和非易失性介质、可移动的和不可移动的介质。系统存储器616包括诸如只读存储器(ROM)和随机存取存储器(RAM)之类的易失性和/或非易失性存储器的形式的计算机存贮介质。ROM可以包括基本输入/输出系统(BIOS)。RAM典型地包含数据模块和/或包括操作系统620、应用程序622、其他程序模块624、以及程序数据626的程序模块。存储器616可以存储当由处理器614执行时用于执行根据在这里描述的示例的电信号预处理、局部峰检测、验证以及矩阵创建的指令,例如,将这些指令存储为实施处理200的程序622和程序624。计算机612还可以包括其他可移动的/不可移动的、易失性/非易失性计算机存贮介质,诸如磁盘驱动器、从磁盘读取或向磁盘写入的磁盘驱动器、以及从光盘读取或向光盘写入的光盘驱动器。

[0049] 用户可以通过诸如键盘630和常常指的是鼠标、跟踪球或触摸板的定位设备632之类的输入设备将命令和信息输入到计算机612中。其他输入设备(未图示)可以包括麦克风、控制杆、游戏板、卫星盘、扫描仪,等等。这些和其他输入设备往往通过耦接到系统总线的用户输入接口635而连接到处理单元614,但是可以通过诸如并行端口、游戏端口或者通用串行总线(USB)之类的其他接口和总线结构而连接到处理单元614。监视器640或其他类型的显示设备也可以经由诸如视频接口642之类的接口连接到处理器614。除监视器之外,计算机还可以包括可以通过输出外围接口655被连接的诸如扬声器650和打印机652之类的其他外围输出设备。

[0050] 通常,在本文的技术可以以任何计算语言来进行编码以在计算机612上执行。EKG(或其他)数据可以从远程计算机670-1、670-2...670-n获取并且存储和加载到计算机612的任何计算机存贮设备上。一旦获取EKG数据,用户可以通过所描述的输入机制来输入或者选择状况参数。尽管如此,在其他的示例中,可以例如基于将被执行的特定类型的分析来预先选择或者自动地确定状况参数。可执行程序的输出(例如,矩阵)可以在显示器(例如,监视器640)上被显示、被发送给打印机652、被存储以在稍后供计算机612使用、或者被分流到诸如远程计算机670中之一之类的另一个系统。举例来说,输出可以是时间-波群矩阵图像(诸如在图10A-10P和11A-11M中)、图、表格或其任何组合的形式。可以将系统的操作记录在日志数据库677中以作日后参考,如所示的。可以在随后的时间访问该日志数据库。

[0051] 返回到图1,矩阵100容易地显示诸如PR段、PR间隔、QRS波群、QRS间隔、ST段、ST间

隔、QT间隔之类的周期性信号波群的特征,以及诸如RR间隔(心率)之类的跨波群的特征,以及这些这样的特征随着时间的推移的走向。例如,矩阵100描绘针对各种不同的周期性信号波群的PR间隔150、PR段152、QRS间隔154、ST段156、ST间隔158、QT间隔160、以及RR间隔162。尽管只有少数这样的特征被标记,但将理解的是,不管查看立即调整(相同的行上的)周期性信号波群还是查看垂直轴上的长期走向,这样的特征中的图案随着时间的推移都将是明显的,。矩阵500被示出具有相同的特征、但是针对水平时间进展被定向[(累积的R峰#s(顶部面板)或者记录的信号的长度(底部面板)]:PR间隔550、PR段552、QRS间隔554、ST段556、ST间隔558、QT间隔560、以及RR间隔562。

[0052] 除形成时间-波群矩阵之外,在本文的技术可以用于自动地分析时间-波群矩阵、通过应用图案规则来搜索矩阵中的图案。这些规则包括用于诊断心律失常状况和心脏状况的先兆的规则,先兆是在关注的生理事件之前的事件。图9图示出矩阵分析系统700,该矩阵分析系统700可以在计算机系统600上实施,并且用于从电信号数据自动地生成时间-波群矩阵,并且使用开发的规则自动地分析数据,在时间-波群矩阵上显示生理状况的指标。具体地,在可以例如执行参考处理200所描述的功能的数据采集和预处理模块702接收具有周期性信号波群的电信号数据(例如,EKG/ECG、EEG、或者EMG)。峰元素检测模块704接收电信号数据并且将电信号数据提供给矩阵生成模块706,矩阵生成模块706生成例如水平时间进展矩阵或垂直时间进展矩阵的时间-波群矩阵。

[0053] 一旦被形成,系统700将矩阵提供给分析台,该分析台也可以通过存储在计算机612上的可执行代码来实施。最初,将矩阵提供给电信号数据收集模块708。模块708收集指示特征的数据,该数据被保健专业人士使用以识别各种心律失常和心脏状况。例如,系统700可以用于自动地分析指示房性期前收缩(APC)、异常APC、阻滞APC、室上性心动过速、心房扑动、心房颤动、交界性心动过速、心室早发性收缩(PVC)、间位性PVC、室性二联律、室性三联律、心室偶联、心室性心搏过速、二度(莫氏I和莫氏II)心传导阻滞、三度(或完全性)心传导阻滞、后面是房性心动过速(AT)的心传导阻滞、以及心脏阻滞中的任何一个的图案的时间-波群矩阵。通过查看周期性偏转元素、P元素、Q元素、R元素、S元素以及T元素、RR间隔改变、左束支阻滞、右束支阻滞、ST段下降、ST段上升、QT间隔改变、QRS间隔改变、PR间隔改变、分离P-波(split P-waves)、以及指示沃尔夫一帕金森一怀特氏心搏的加宽QRS基(widened QRS bases)中的一个或多个,能够从矩阵检测这些状况中的每一个。这些元素与对应的心律失常和心脏状况之间的相关性将是已知的。举例来说,保健专业人士通常将在PVC事件之后的平坦心率震荡与增加风险的猝死相关联。在所图示的示例中,特征数据被存储在数据库710中。数据库可以以表格格式存储不同的生理状况和能够指示生理状况的不同的元素,以及每一个指示元素的不同的值(诸如间隔的时间的范围的值、元素的峰强度值、低于阈值的元素强度值、高于阈值的元素强度值、元素之间的间距距离、不同的周期性信号波群的元素之间的间距距离、采样窗口上的平均强度值、采样窗口上的强度值的范围,等等)。

[0054] 在一些示例中,向模块208提供来自数据库712的当前病人数据(不同于电信号数据),诸如生理状况数据(诸如体温、血压、呼吸率)以及物理特性数据(诸如年龄、体重、性别、民族出身、遗传疾病的家族史)之类的数据。也可以由模块708收集来自数据库714的历史电信号数据。

[0055] 将来自模块708的数据提供给两个不同的规则开发模块716和718，两个不同的规则开发模块716和718将数据转换为适合于应用到矩阵数据集的规则。在所图示的示例中，模块716产生心律失常搜索规则的集合，并且模块718产生心脏先兆规则的集合，这些集合的一些示例在以下关于图10A-10P和图11A-11M进一步描述。

[0056] 分析模块720将所接收的规则应用到从模块706所接收的矩阵，并且产生针对与那些规则相对应的图案的搜索。然后将任何识别出的图案提供给显示模块722以用于显示并且提供给存储模块724以用于存储。在图10A-10P和图11A-11N中提供被增强以识别图案数据的矩阵的显示的示例。

[0057] 图10A-10P图示出针对以下的不同的自动地识别出的图案：房性期前收缩(APC或者PAC；能够偶尔地触发心房扑动或者心房颤动的常见心律失常)、异常APC(能够指示心脏病或者增加风险的其他心率紊乱)、阻滞APC(当过早搏动非常早并且房室结(AV node)难治并且心搏后面不是QRS波群时出现，这与同APC心搏类似的风险相关联)、室上性心动过速(始发于房室结或者在房室结之上的迅速的心节律；能够被感知为伴随有呼吸浅短和胸痛或者头晕的扑扑直跳的心)、心房扑动(往往在具有高血压、冠状动脉病，和心肌病中的个体中发现的室上性心动过速的形式)、心房颤动(与心悸、昏厥、胸痛、或者充血性心力衰竭相关联的异常和快速心节律；与增加风险的中风相关联)、交界性心动过速(与在房室结区域的冲动(impulse)的生成相关联的室上性心动过速的形式、与传导系疾病相关联)、心室早发性收缩(PVC；当心跳起源于浦肯雅纤维时出现；可被感知为心跳漏拍，与增加风险的全因死亡率和心脏死亡相关联)、间位性PVC(夹在两个正常搏动之间的室性过早搏动)、室性二联律(每隔一个搏动出现的、夹在两个窦性搏动之间的室性过早搏动)、室性三联律(每三个搏动是室性过早搏动)、心室偶联(成对异常心室搏动)、心室性心搏过速(开始于心室的快速心搏，可能是威胁生命的心律失常)、二度(莫氏I)心传导阻滞(后面是阻滞P波的连续的搏动上的PR间隔的渐进性的延长(prolongation)，通常是良性的)、二度(莫氏II)心传导阻滞(针对每个成功地进行的QRS波群的间歇地非传导P波，该间歇地非传导P波不在PR延长之前并且后面不是具有固定数量的非传导P波(non-conducted P waves)的PR缩短(PR shortening))，以及三度心传导阻滞(或者完全性心脏传导阻滞，出现在窦房结(SA node)中生成的冲动未传播到心室时；与冠状动脉缺血或者心肌梗塞相关联)。

[0058] 图11A图示出显示为生成的时间-波群矩阵并且在不同数量的总心搏(关于鼠)条件下的长EKG信号：顶部绘图对应的总心搏为9000搏动、中间绘图对应的总心搏为900搏动，以及，底部绘图对应的总心搏为90搏动。图11B图示出从900ms(或者在第1950次搏动处的每分钟67次搏动)到700ms(或者在第2000次搏动处的每分钟86次搏动)并且例如通过系统700自动地识别的RR间隔的具有时间依赖性的改变。图11C图示出左束支传导阻滞(左BBB)图案。图11D图示出右束支传导阻滞(右BBB)图案。图11E图示出WPW搏动图案。图11F图示出ST段下降图案。图11G图示出ST段上升-1图案。图11H图示出ST段上升-2图案。图11I图示出QT间隔图案。图11D图示出QRS特征图案。图11K图示出P-波特征图案。

[0059] 图11L图示出通过应用来自模块718的先兆规则而自动地识别的先兆图案。图11L图示出后面是作为结果的房性心动过速(AT)状况的心传导阻滞(HB)。可以通过后面的箭头对保健专业人员标记HB状况，在该示例中，模块720还指示识别的AT状况。图11M指示两者都在矩阵上被自动地指示的两个自动地识别的HB状况，该HB状况后面是心房颤动(AF)状况。

图11N指示后面是病人的心房颤动状况的自动地检测到的突然心率增加和PR伸长状况。

[0060] 如所述,可以应用目前的技术以生成含有任何数量的输入电信号的时间-波群矩阵。图12图示出来自同一垂死的个体的从EKG信号(顶部面板)和EEG信号(底部面板)生成的示例矩阵800。

[0061] 贯穿本说明书,多个实例可以实施被描述为单个实例的组件、操作或结构。虽然一个或多个方法的单独的操作被图示和描述为分离的操作,但可以并行地执行一个或多个单独的操作,并且不要求以图示出的次序执行操作。在示例配置中被呈现为的分离的组件的结构和功能可以被实施为组合的结构或组件。类似地,呈现为单个组件的结构和功能可以被实施为分离的组件。这些和其他变体、修改、添加、和改善落入本文的主题的范围内。

[0062] 另外地,在本文将某些实施例为包括逻辑或许多例程、子程序、应用、或者指令。这些可以构成软件(例如体现在机器可读媒介上或传输信号中的代码)或者硬件。在硬件中,例程等等是能够执行某些操作的有形单元并且可以以某方式被配置或布置。在示例实施例中,一个或多个计算机系统(例如,独立计算机系统、客户端计算机系统或服务器计算机系统)或计算机系统的一个或多个硬件模块(例如处理器或处理器的群组)可以由软件(例如,应用或应用部分)配置为硬件模块,该硬件模块进行操作以执行如本文所描述的某些操作的。

[0063] 在各个实施例中,可以机械地或电子地实施硬件模块。例如,硬件模块可以包括被永久地配置(例如,被配置为专用的处理器,诸如现场可编程门阵列(FPGA)或专用集成电路(ASIC))以执行某些操作的专用电路或逻辑。硬件模块也可以包括暂时地由软件配置为执行某些操作的可编程序逻辑或电路(例如,包含在通用处理器或其他可编程处理器内)。将理解的是,可以根据成本和时间考虑来决定是在专用且永久地配置的电路中还是在暂时配置的电路(例如由软件配置的电路)中机械地实施硬件模块。

[0064] 因此,术语“硬件模块”应当被理解为包含有形的实体,即物理地构造的、永久地配置的(例如硬布线的)或暂时地配置的(例如编程的)、用于如在本文描述的以某一方式操作或执行某些操作的有形实体。考虑其中硬件模块被暂时配置(例如,编程)的实施例,不必及时地在任何一个实例中配置或实例化每个硬件模块。例如,在硬件模块包括使用软件配置的通用处理器的情况下,通用处理器可以在不同的时间被配置为相应的不同的硬件模块。软件相应地可以配置处理器例如用于在时间的一个实例上构成特定硬件模块并且在时间的不同的实例上构成不同的硬件模块。

[0065] 硬件模块能够将信息提供到其他硬件模块,并且从其他硬件模块接收信息。因此,所描述的硬件模块可以被认为是通信地耦合的。在多个这样的硬件模块同时存在的情况下,可以通过连接硬件模块的信号传输(例如,通过适当的电路和总线)来实现通信。在其中多个硬件模块在不同的时间被配置或实例化的实施例中,可以例如通过在多个硬件模块所访问的存储器结构中对信息的存储与检索,来实现这样的硬件模块之间的通信。例如,一个硬件模块可以执行操作并且将操作的输出存储在该硬件模块通信地耦合的存储器设备中。另外的硬件模块可以然后在较晚的时间访问该存储器设备以获取和处理所存储的输出。硬件模块也可以启动与输入/输出设备的通信,并且能够对资源进行操作(例如信息的收集)。

[0066] 可以至少部分地由被暂时地配置(例如通过软件)或被永久地配置为执行有关的操作的一个或多个处理器来执行在本文描述的示例方法的各个操作。无论被暂时地配置还

是永久地配置,这样的处理器可以构成处理器实施的模块,该模块进行操作以执行一个或多个操作或功能。在一些示例实施例中,在本文所提到的模块包括处理器实施的模块。

[0067] 类似地,在本文描述的方法或例程可以至少部分地是处理器实施的。例如,方法的至少一些操作可以由一个或多个处理器或处理器实施的硬件模块来执行。某些操作的执行可以分布在一个或多个处理器中,不仅仅驻留在单个机器内,而是部署在许多机器上。在一些示例实施例中,一个或多个处理器可以位于单个位置(例如,在家庭环境、办公室环境内,或作为服务器农场),而在其他的实施例中,处理器可以分布在许多位置上。

[0068] 某些操作的执行可以分布在一个或多个处理器中,不仅仅驻留在单个机器内,而是还部署在许多机器上。在一些示例实施例中,一个或多个处理器或处理器实施的模块可以位于单个地理位置中(例如,位于家庭环境、办公环境、或者服务器农场内)。在其他示例实施例中,一个或多个处理器或处理器实施的模块可以分布在许多地理位置上。

[0069] 除非另外具体地陈述在本文使用诸如“处理”、“使用计算机计算”、“计算”、“确定”、“呈现”、“显示”,等等的词语的讨论可以指的是操纵或变换一个或多个存储器(例如,易失性存储器、非易失性存储器,或其组合)、寄存器内的被表示为物理(例如,电子、磁性、或者光学)量的数据的机器(例如,计算机),或者接收、存储、传送、或者显示信息的其他机器组件的动作或处理。

[0070] 如在本文所使用的,对“一个实施例”或“实施例”的任何引用意指与实施例结合描述的特定元素、特征、结构或特性被包括在至少一个实施例中。在说明书中的不同地方中的措词“在一个实施例中”的出现没有必要都指相同的实施例。

[0071] 此外,可以使用表达“被耦合”和“被连接”以及它们的派生物来描述某些实施例。例如,可以使用术语“耦合”来描述某些实施例以指示两个或更多元件处于直接物理或电接触中。然而,术语“被耦合”也可以意指两个或更多元件彼此不处于直接接触中,但还是仍然彼此合作或交互。实施例不受限于该上下文中。

[0072] 如在本文使用的,术语“包括”、“包含”、“具有”、或其任何其他变体意图覆盖非排它性包括。例如,包括元素列表的处理、方法、产品或装置不一定受限于仅仅那些元素,而是可以包括没有明确地列出的或者对于这样的处理、方法、产品或装置固有的其他元素。此外,除非明确地相反说明,否则“或”指的是可兼容的或,而不是互斥或。例如,条件A或B可以通过以下中的任何一个来满足:A为真(或存在)并且B为假(或不存在),A为假(或不存在)并且B为真(或存在),以及A和B两者都为真(或存在)。

[0073] 此外,采用“一”的使用以描述在本文的实施例的元素和组件。这仅仅为了方便起见并且给出描述的大体意义。该说明书和所附权利要求应当被理解为包括一个或至少一个,并且单数也包括复数,除非另外明显指出其他意义。

[0074] 尽管已经参考意图仅仅是说明性的而不在于限制本发明的特定示例描述了本发明,但对于本领域普通技术人员将明显的是,在不背离本发明的精神和范围的情况下,可以对所公开的实施例进行改变、添加和/或删除。

[0075] 给出以上描述是为了理解的清晰;并且不应当从其中理解不必要的限制,因为在本发明的范围内的修改可以对本领域普通技术人员显而易见。

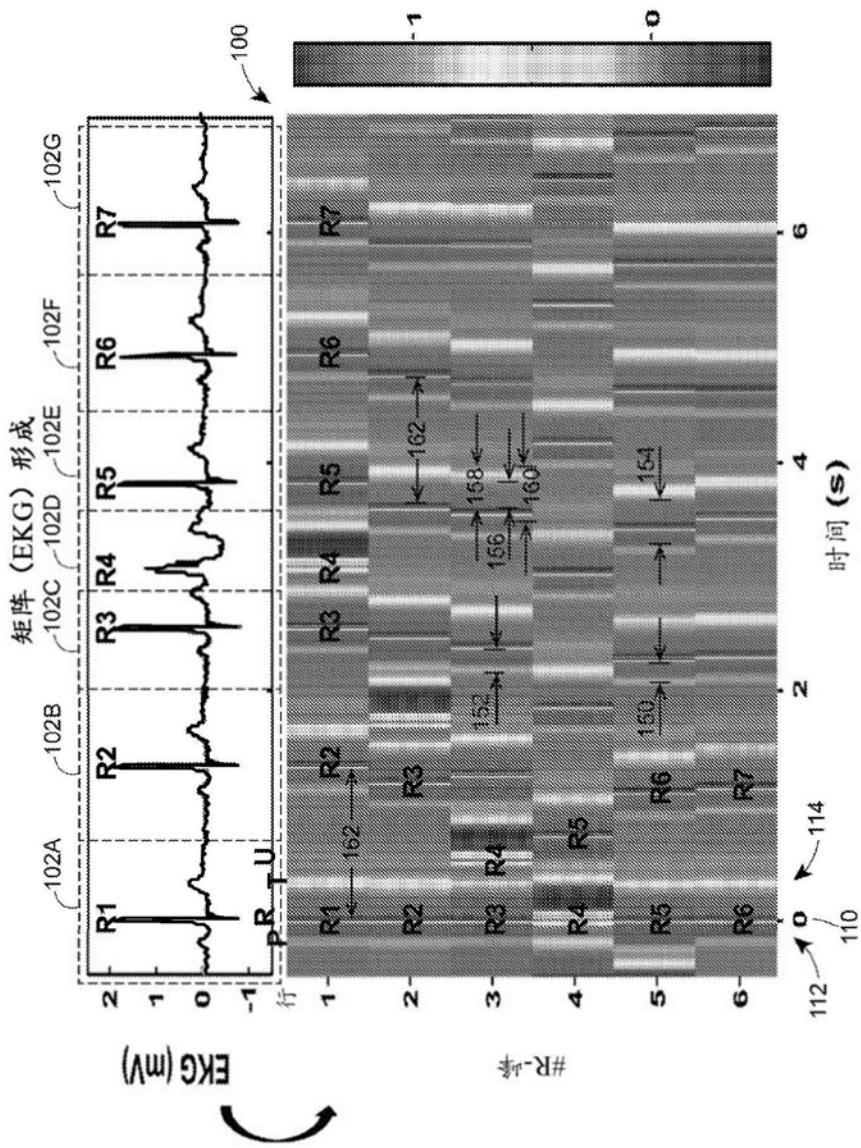


图1

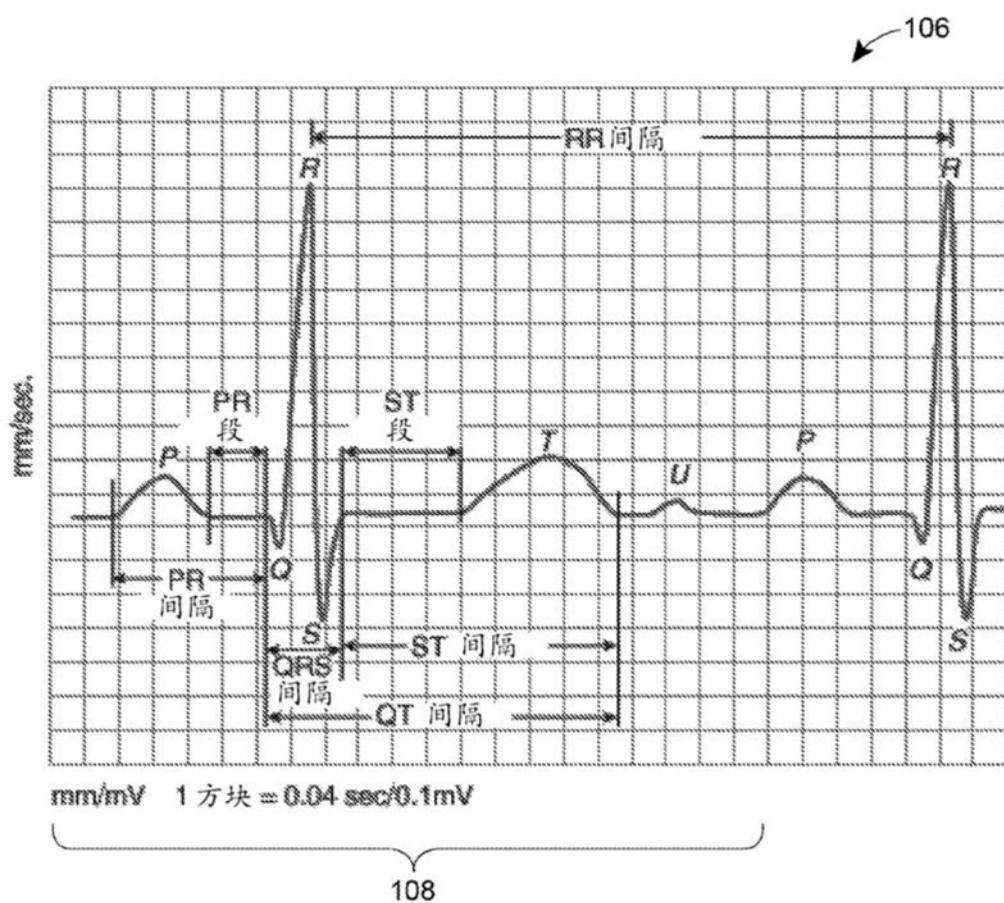


图2

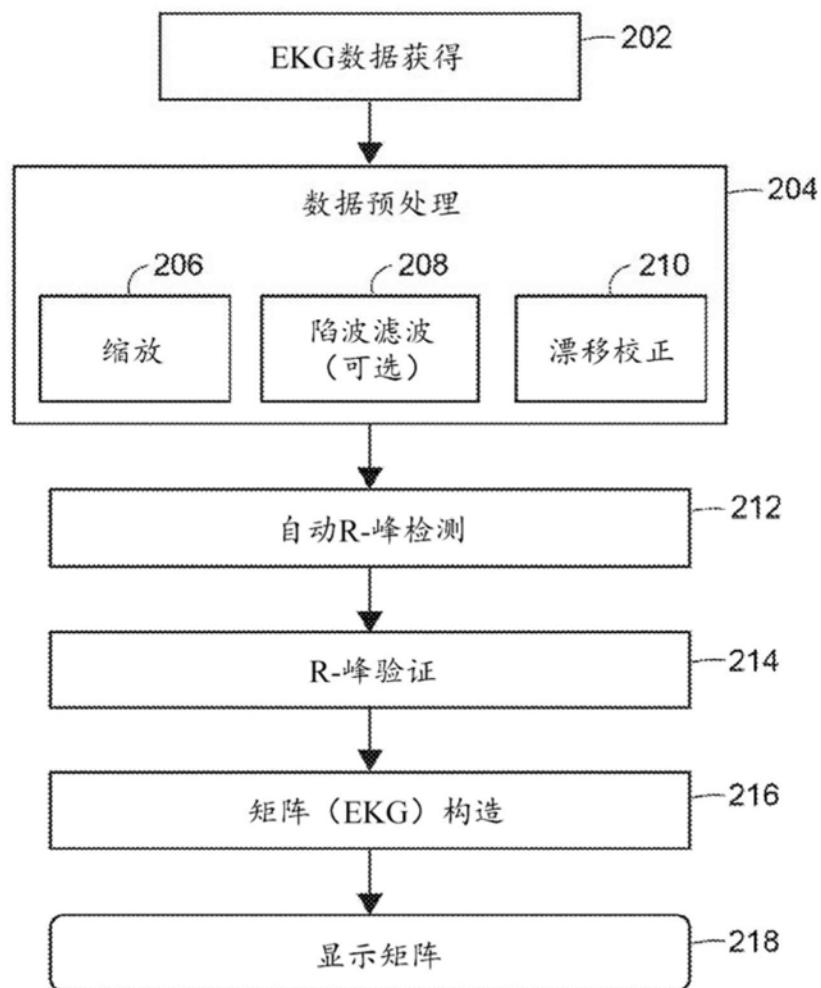


图3

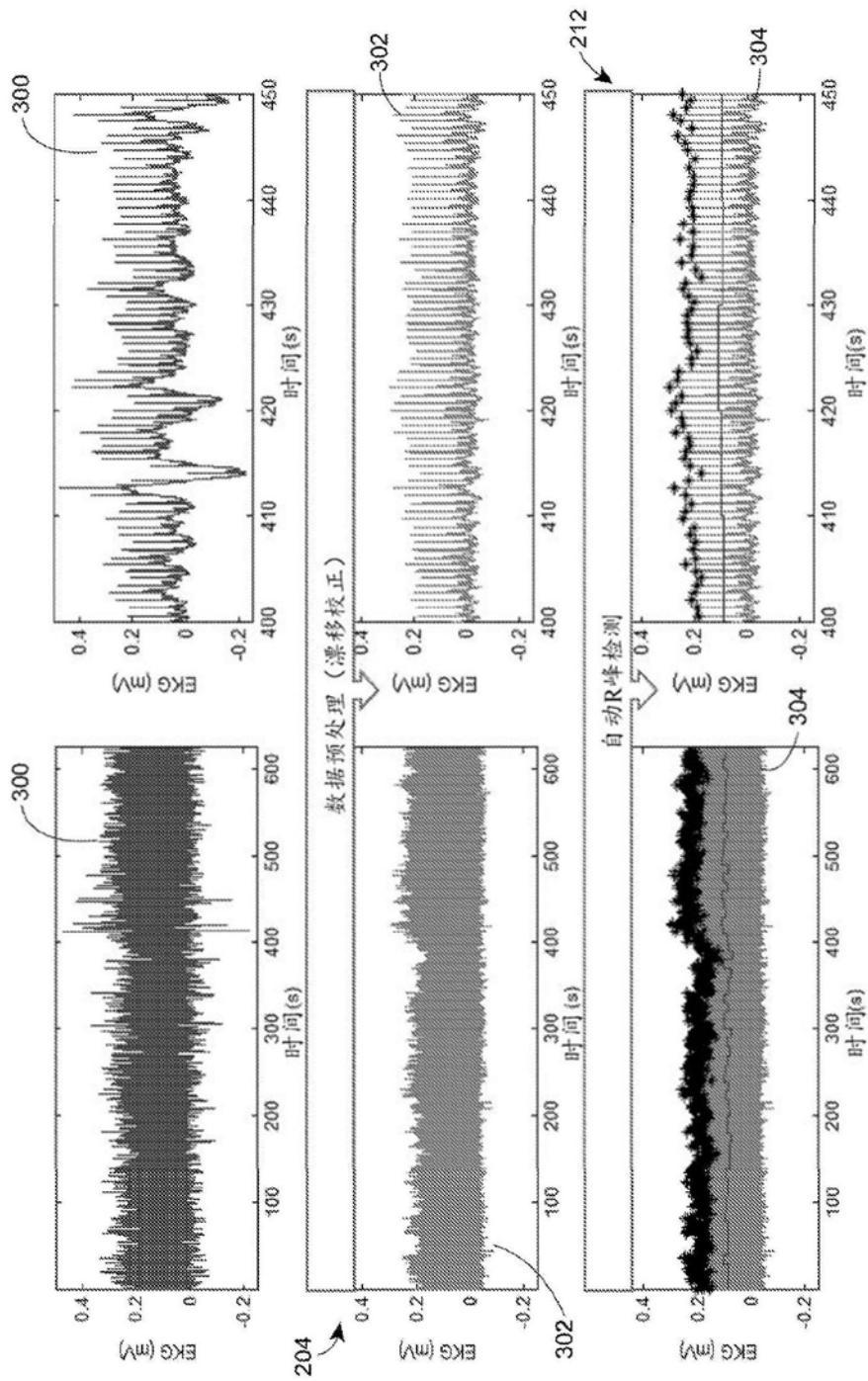


图4

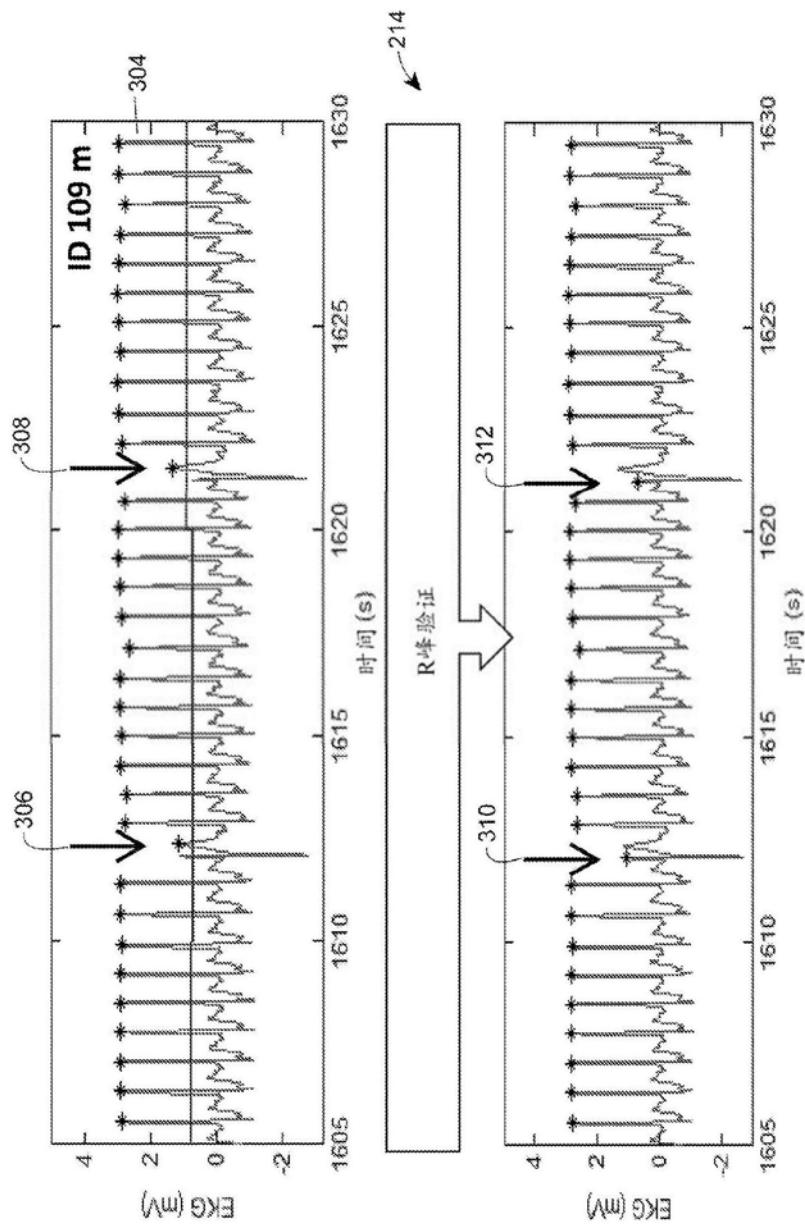


图5

矩阵形成

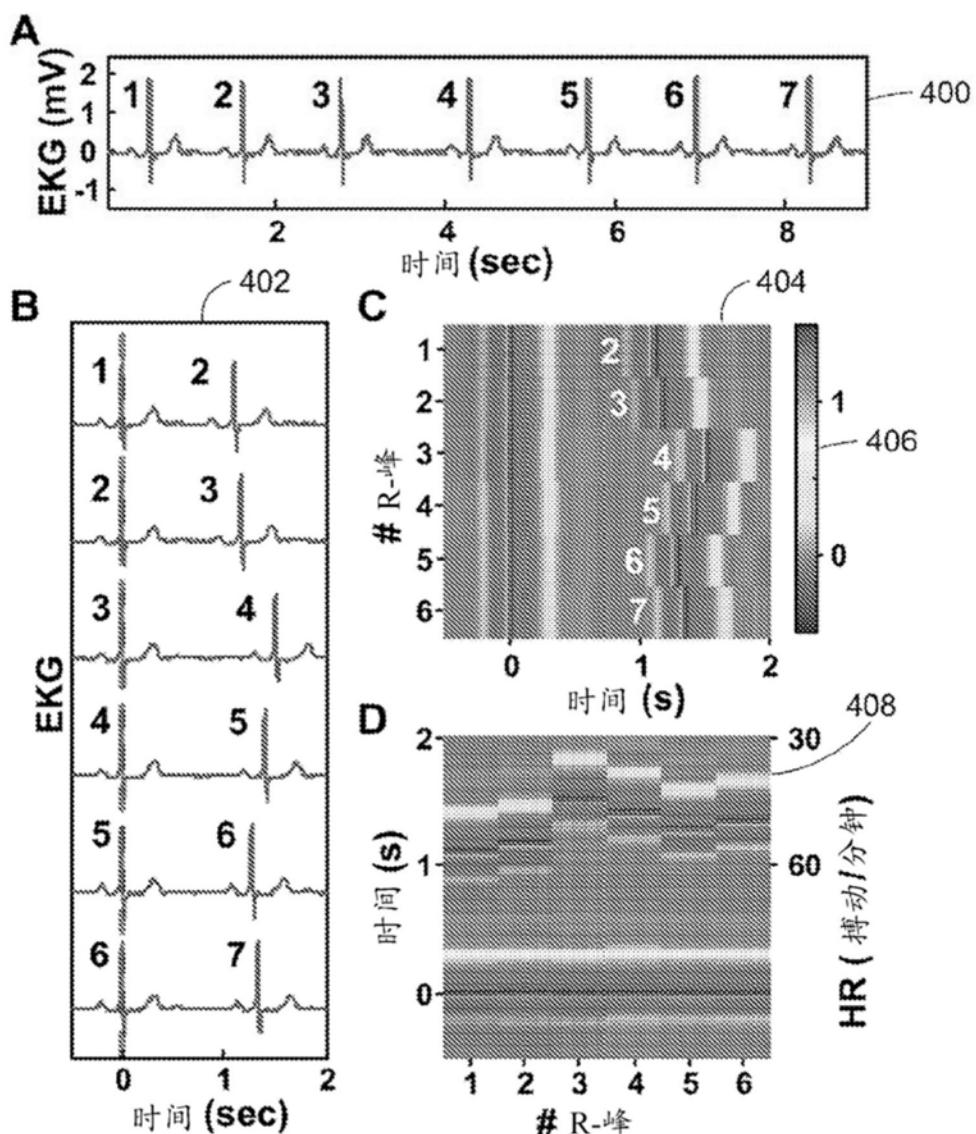


图6

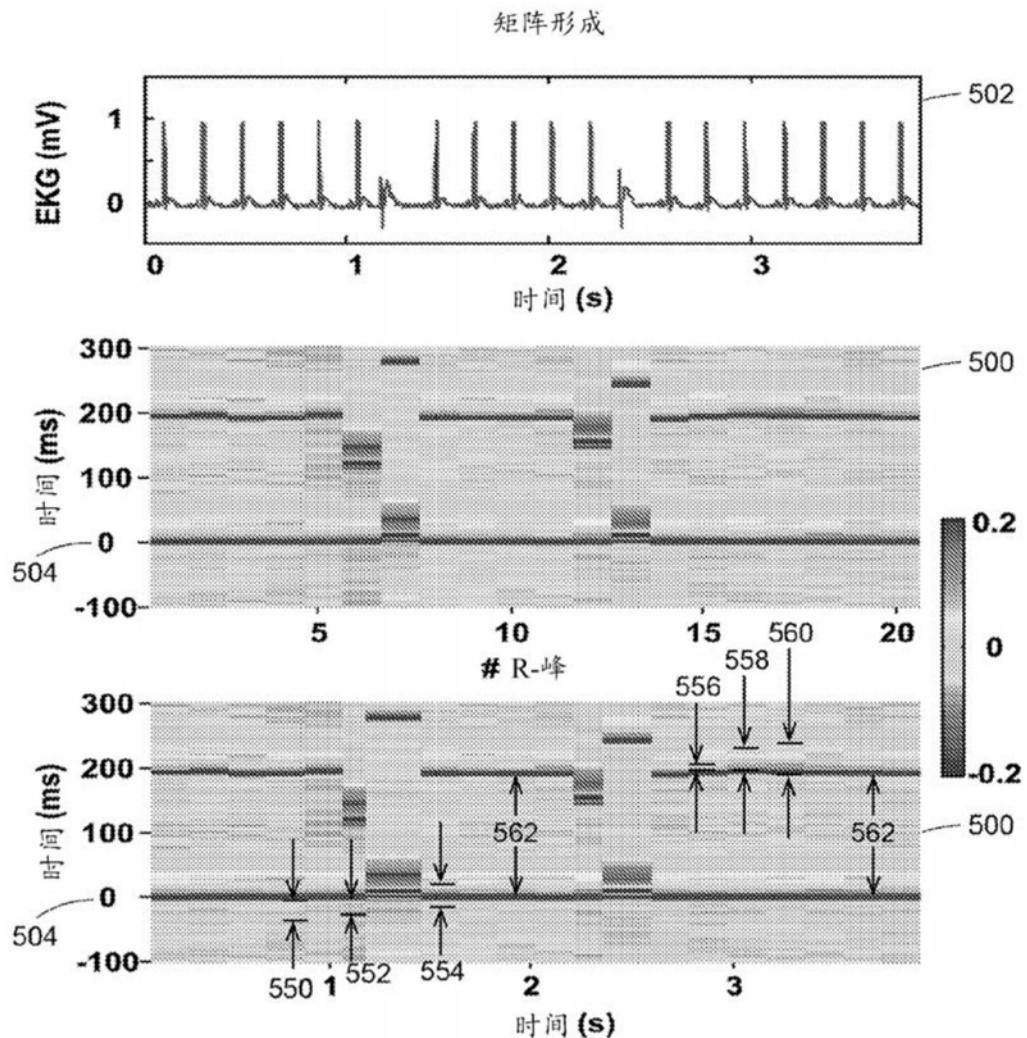


图7

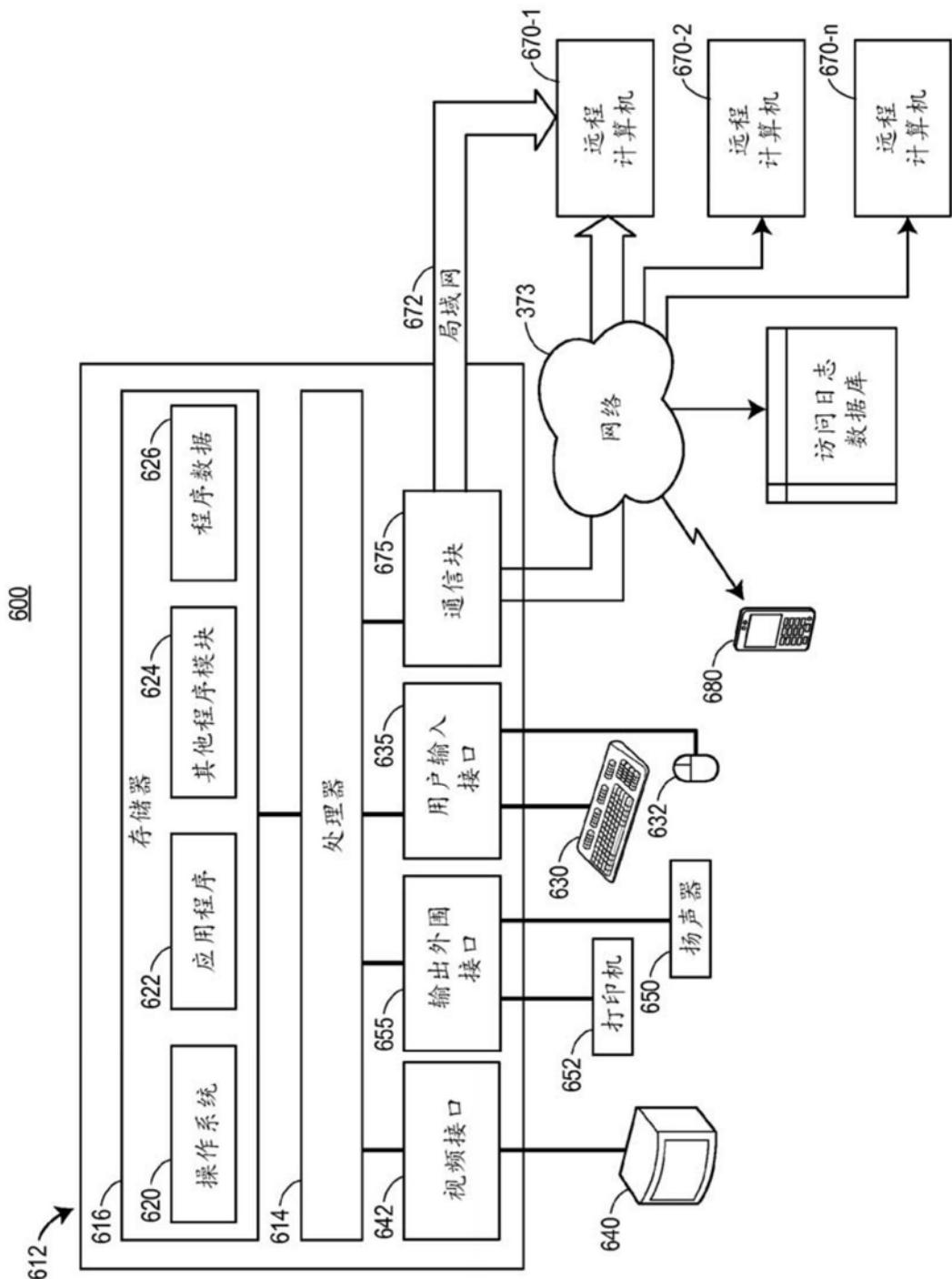


图8

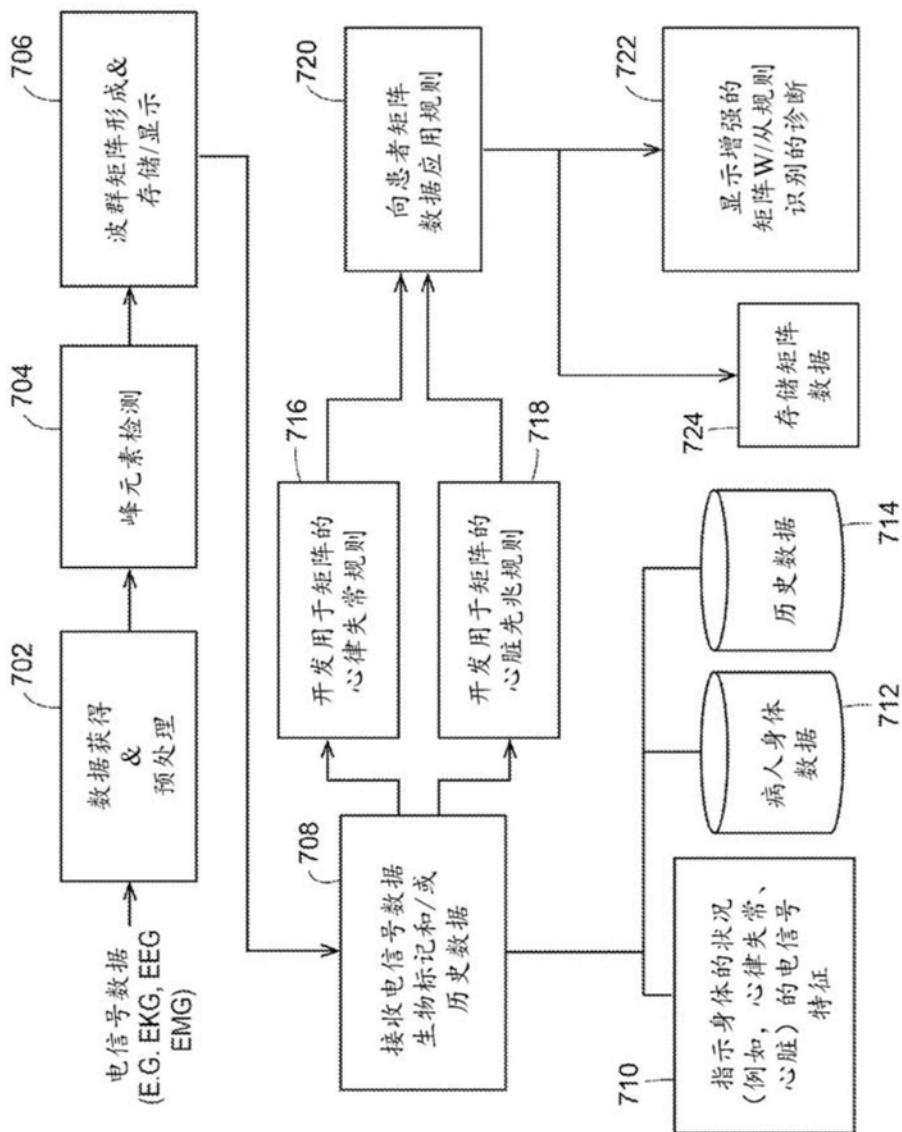


图9

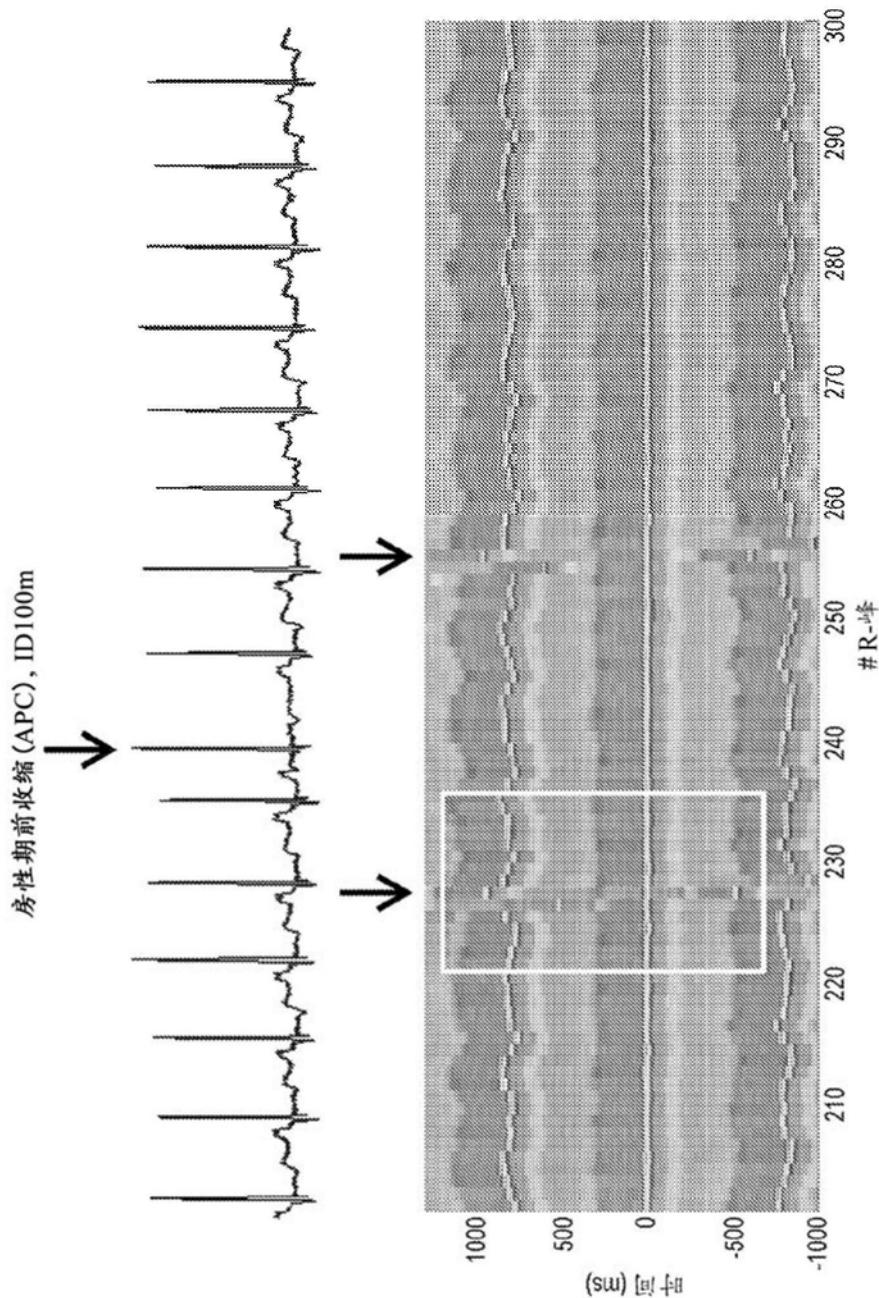
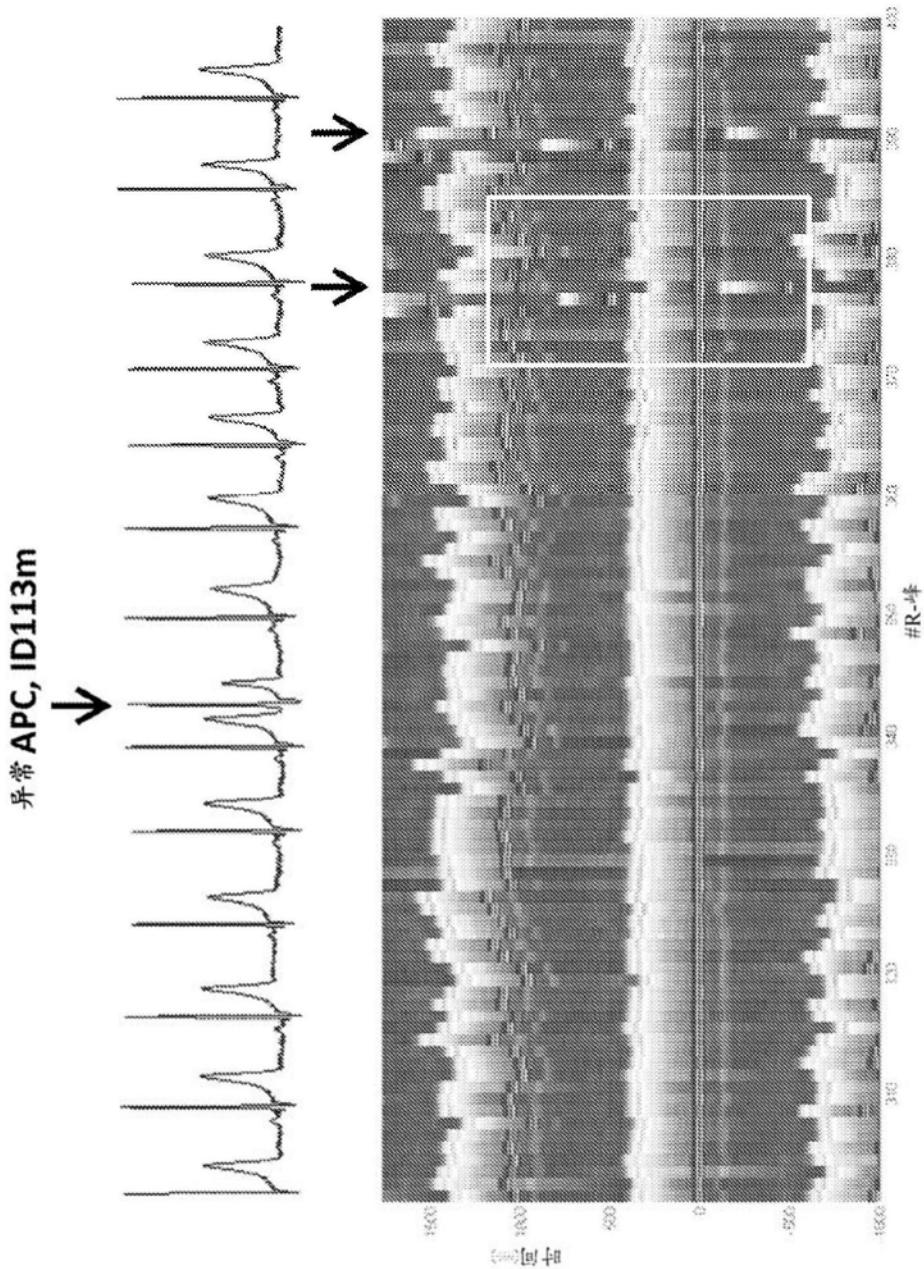


图10A



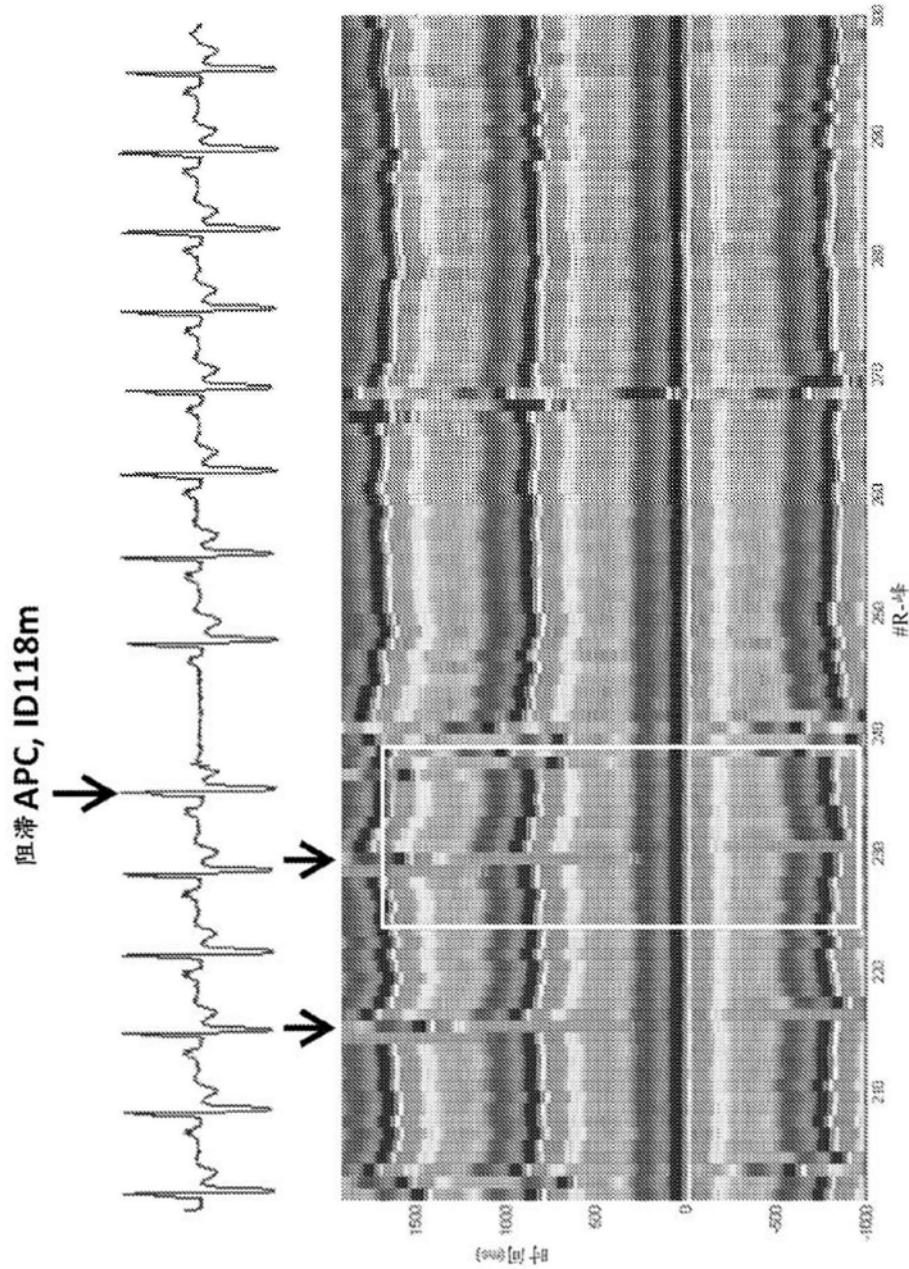


图10C

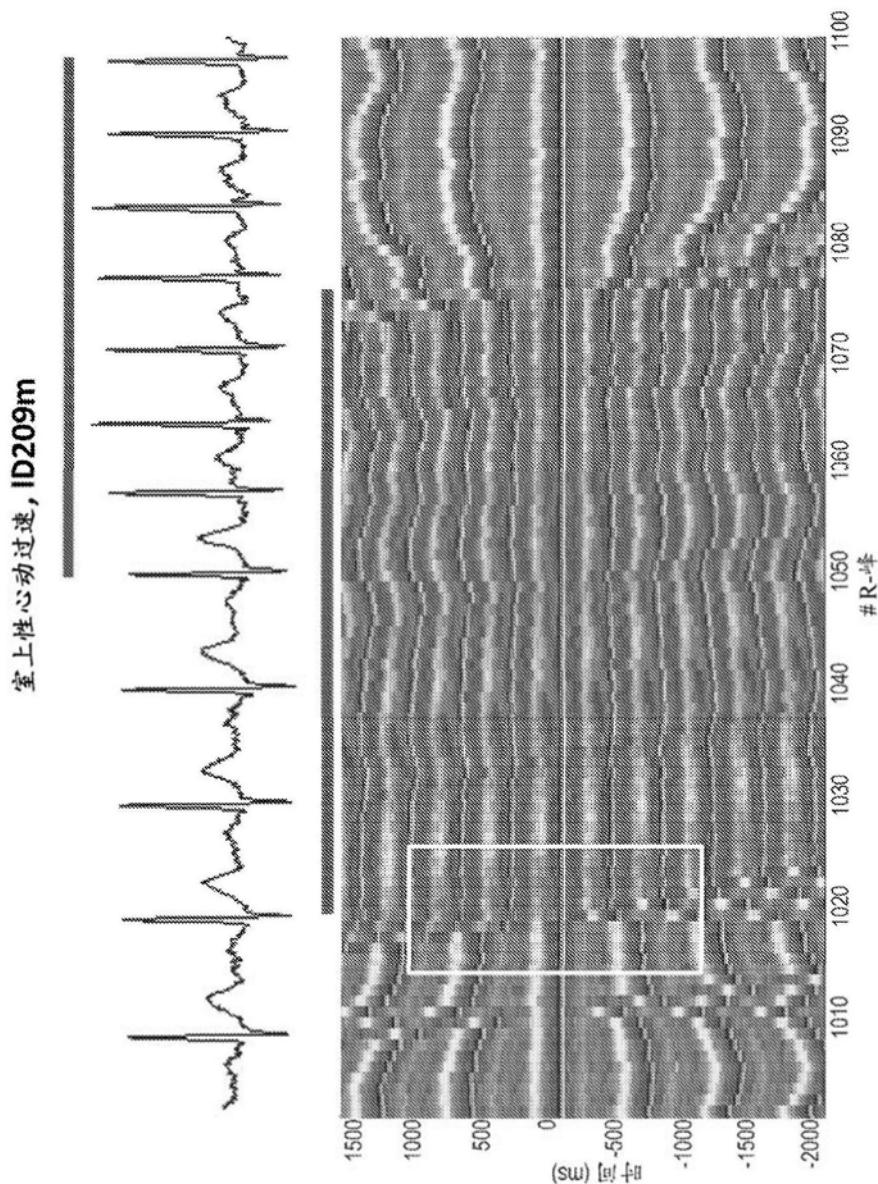


图10D

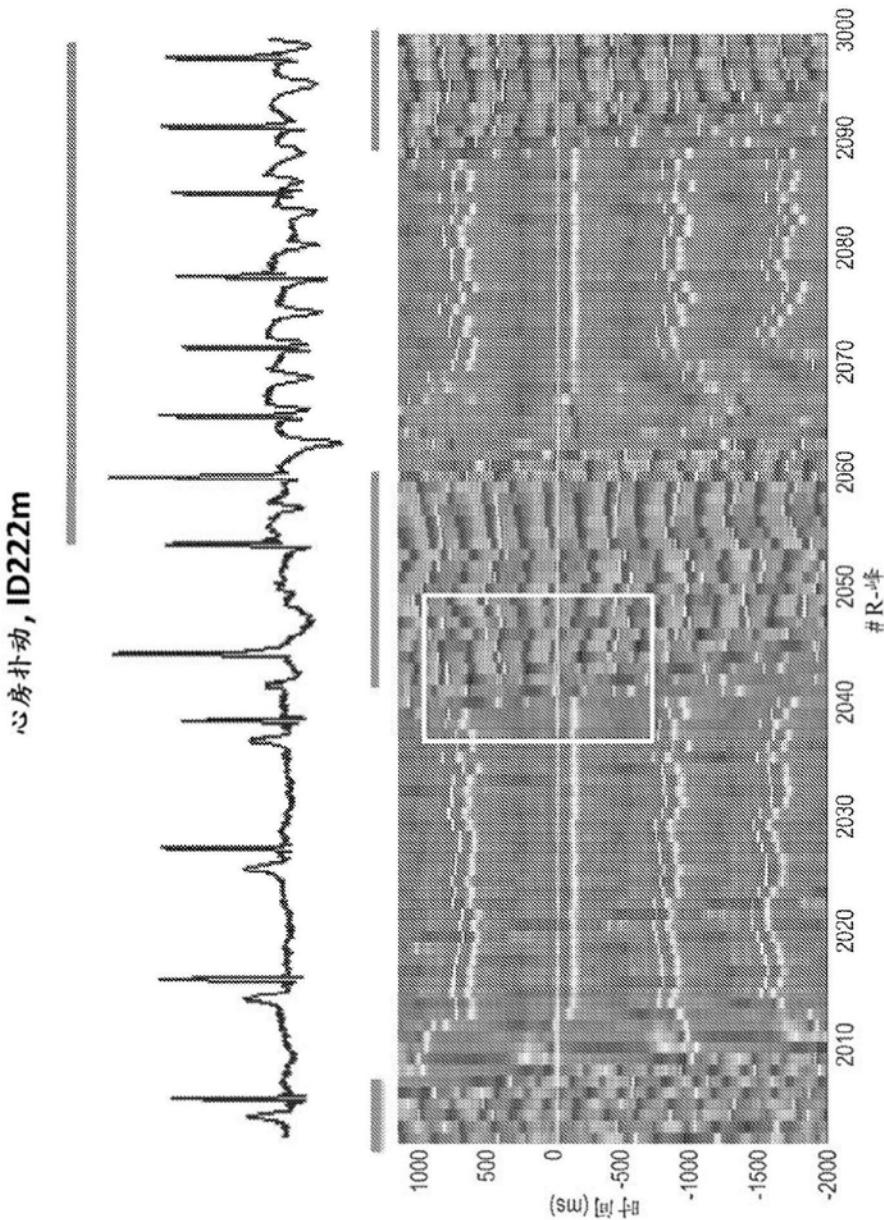


图10E

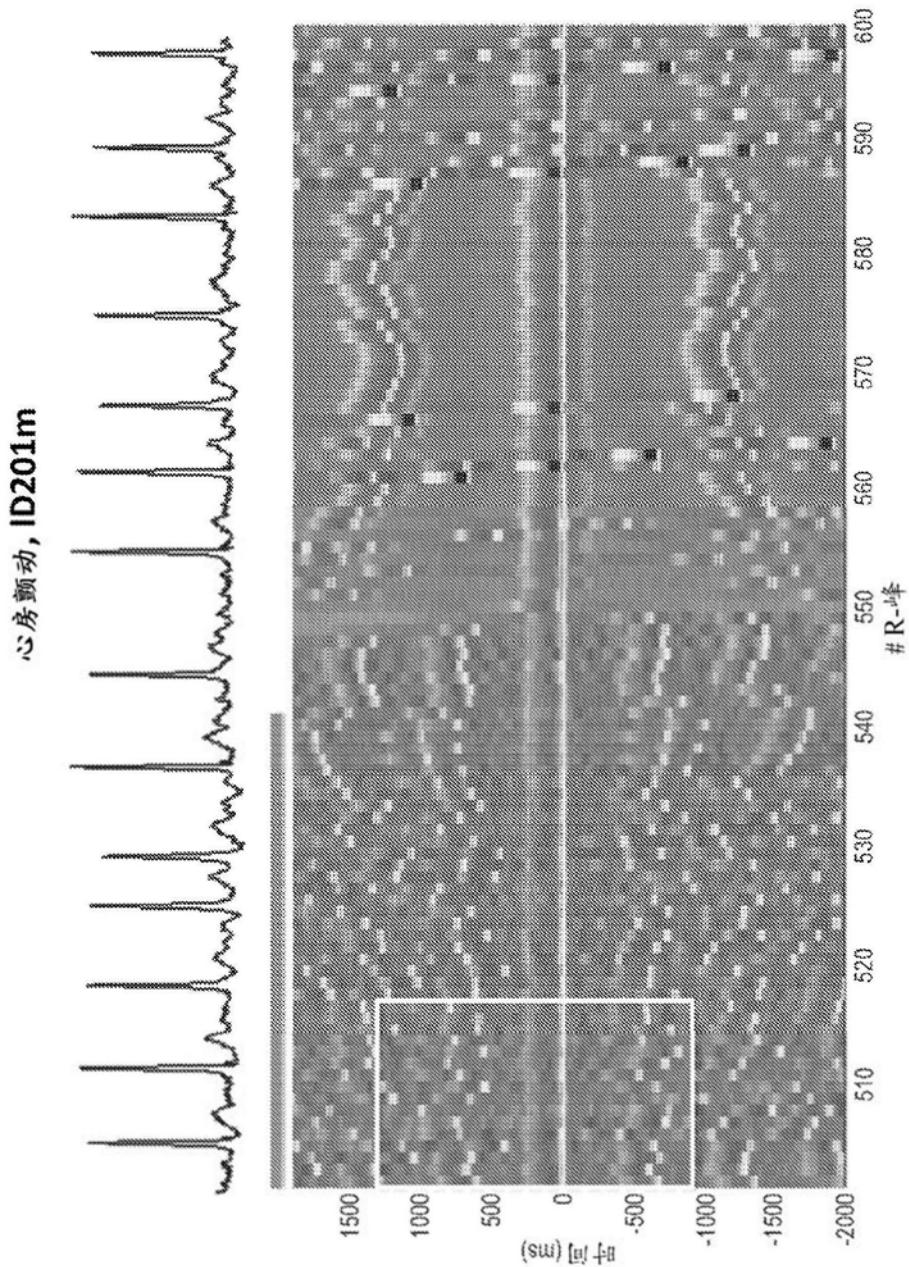


图10F

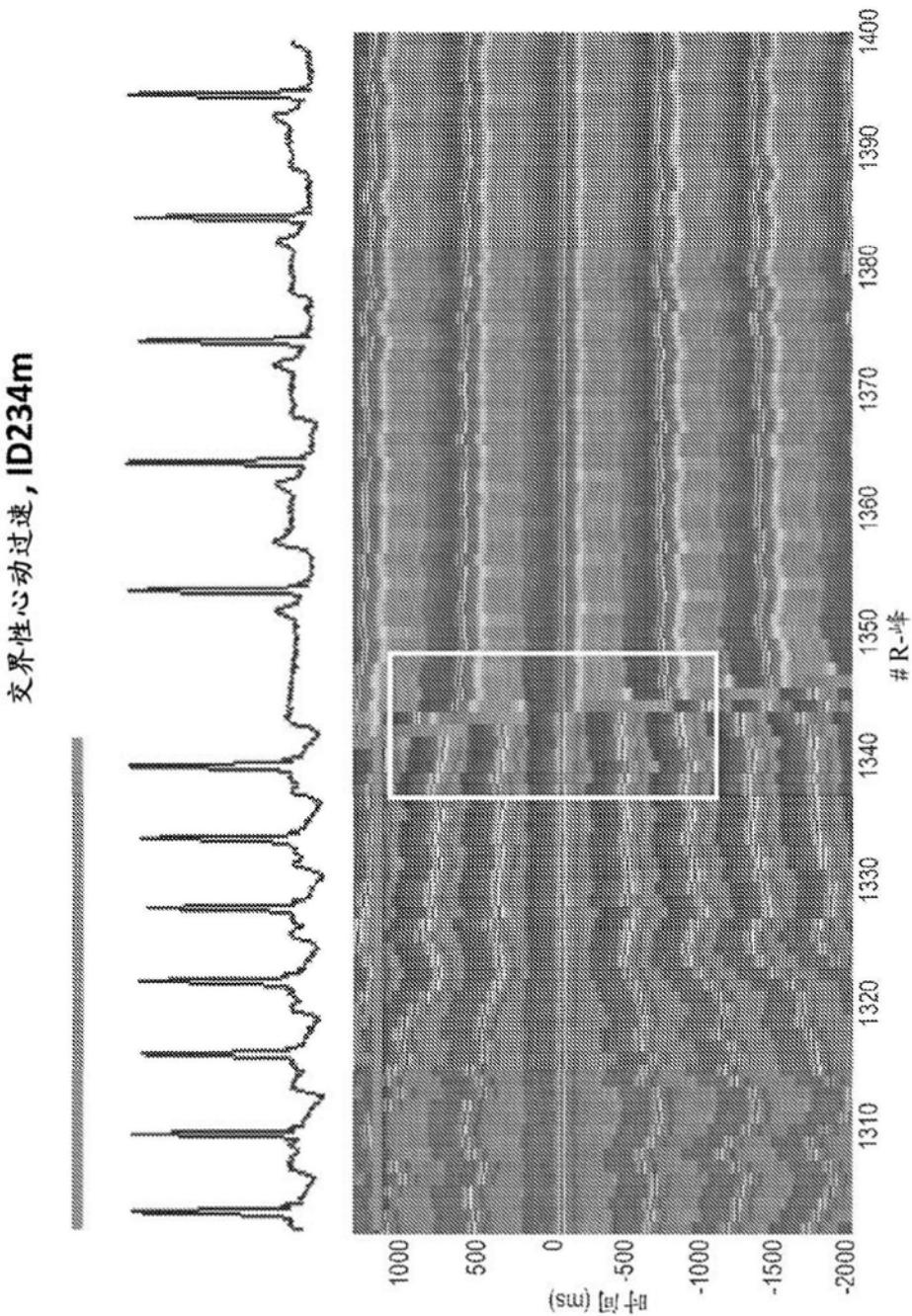


图10G

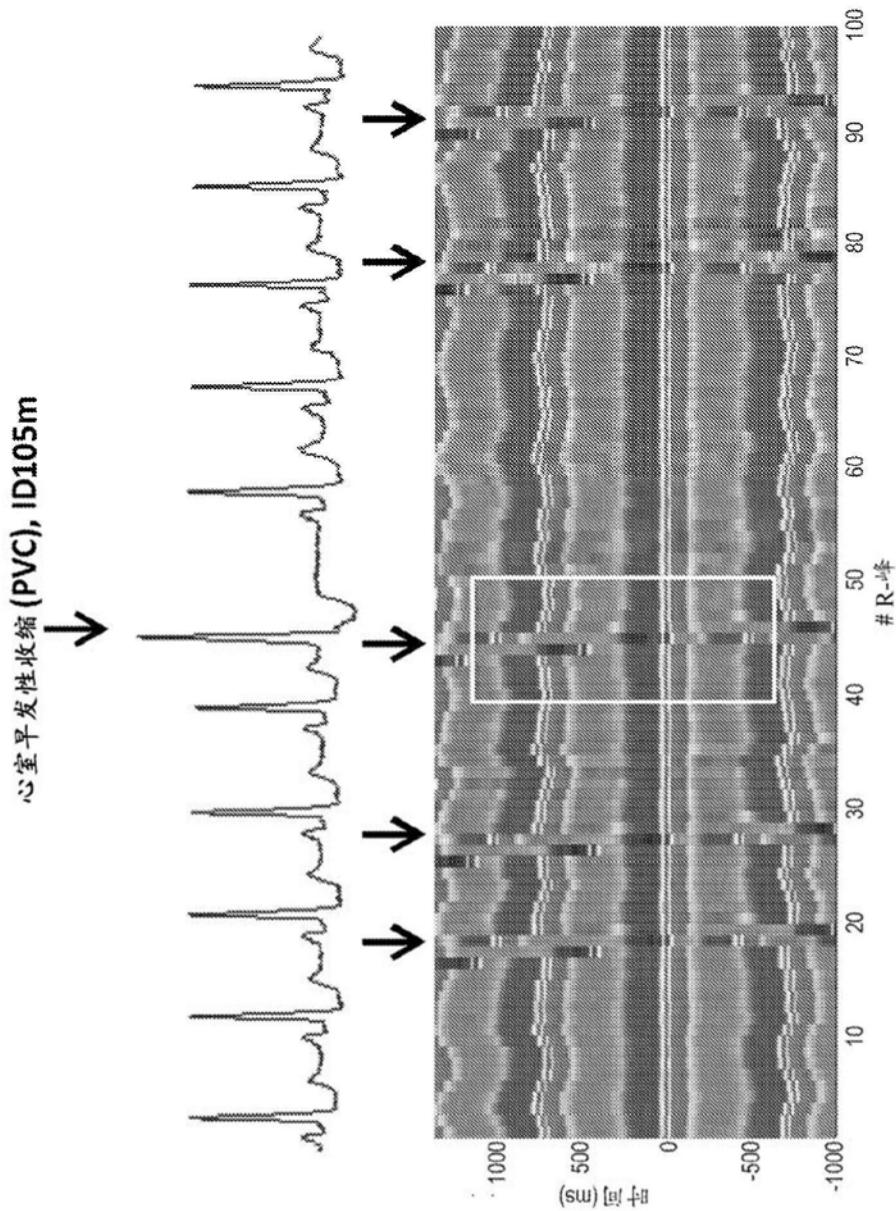


图10H

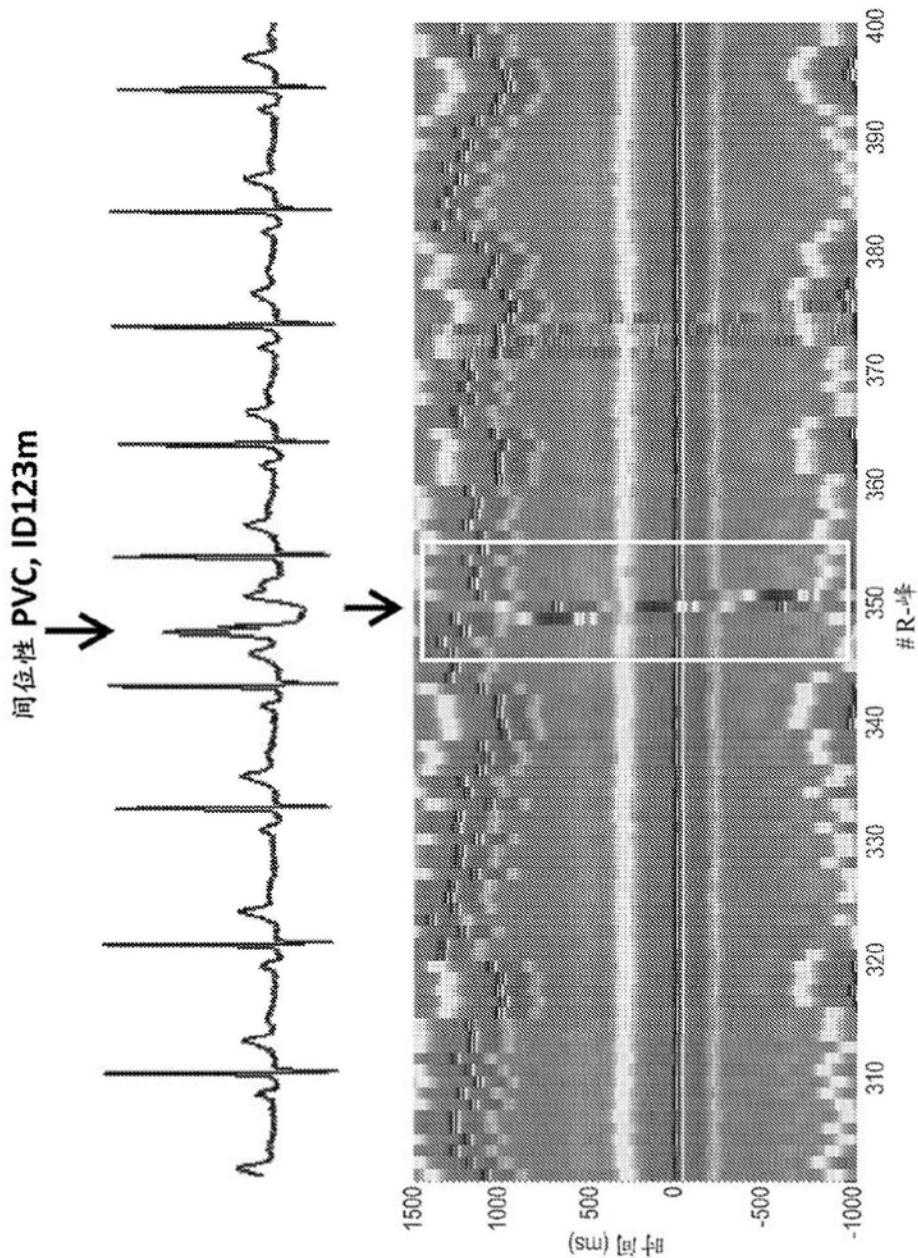


图10I

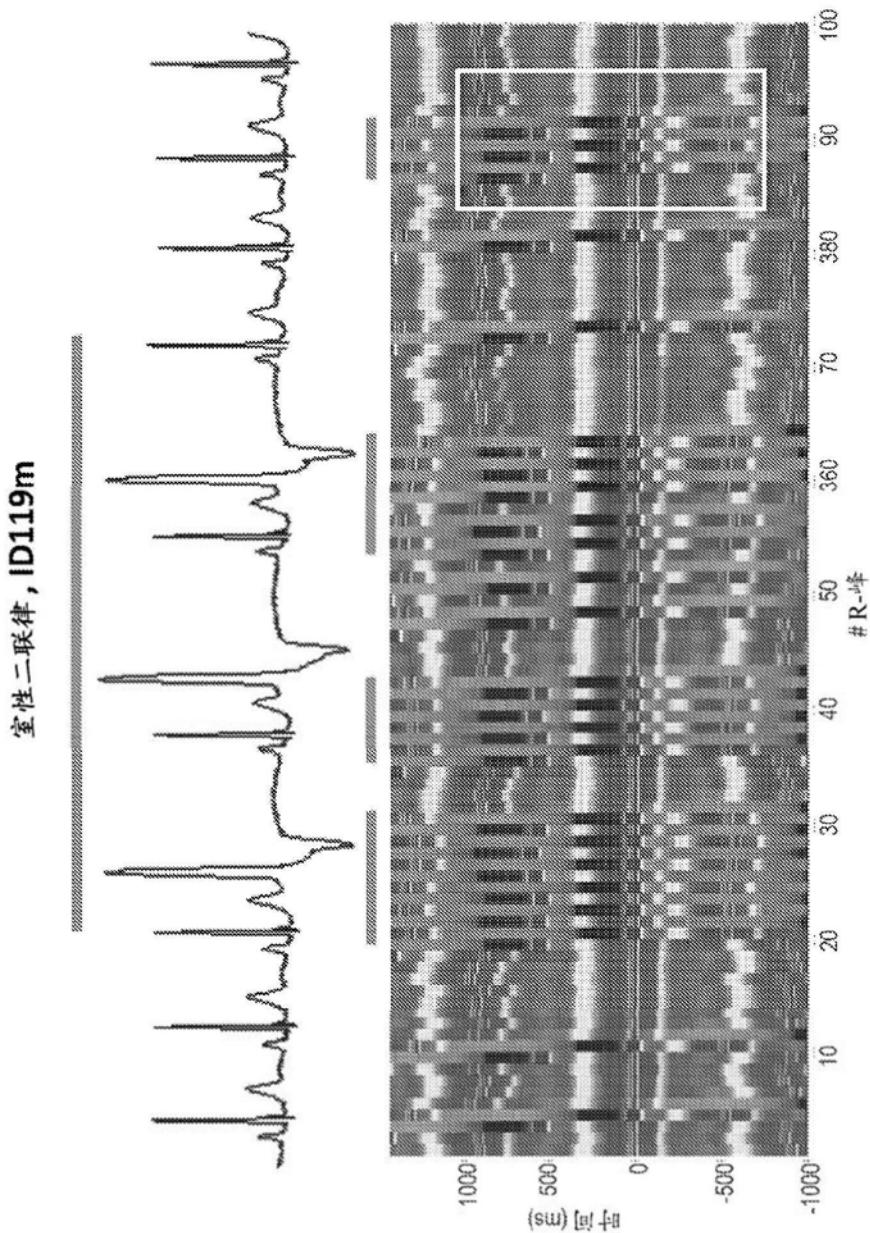


图10J

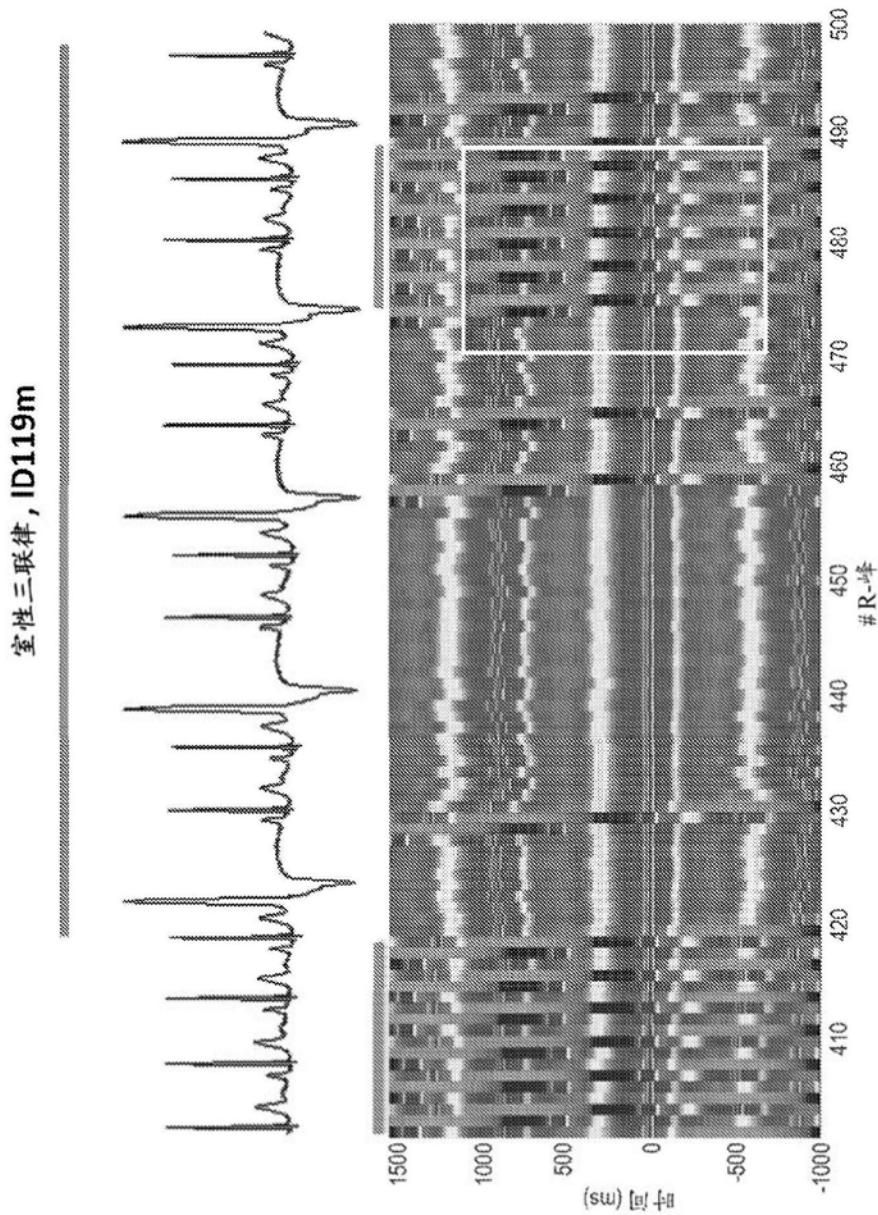


图10K

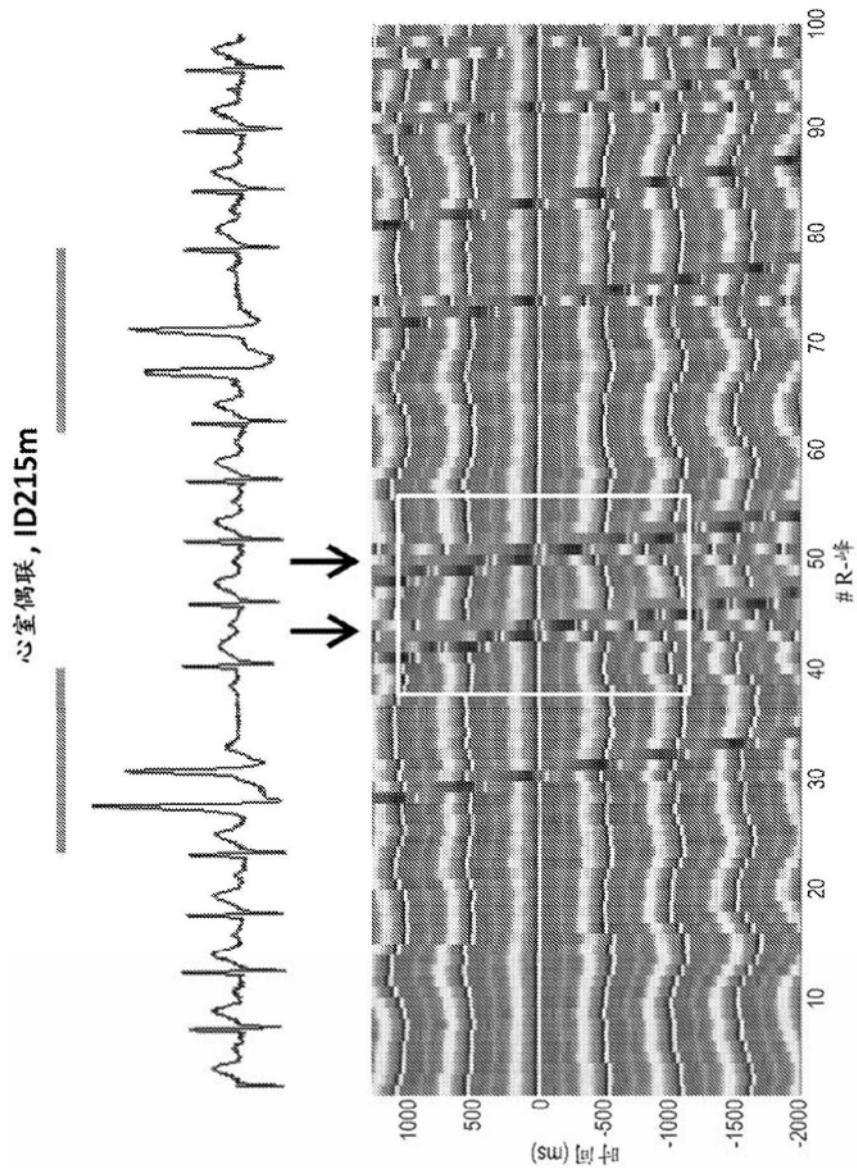


图10L

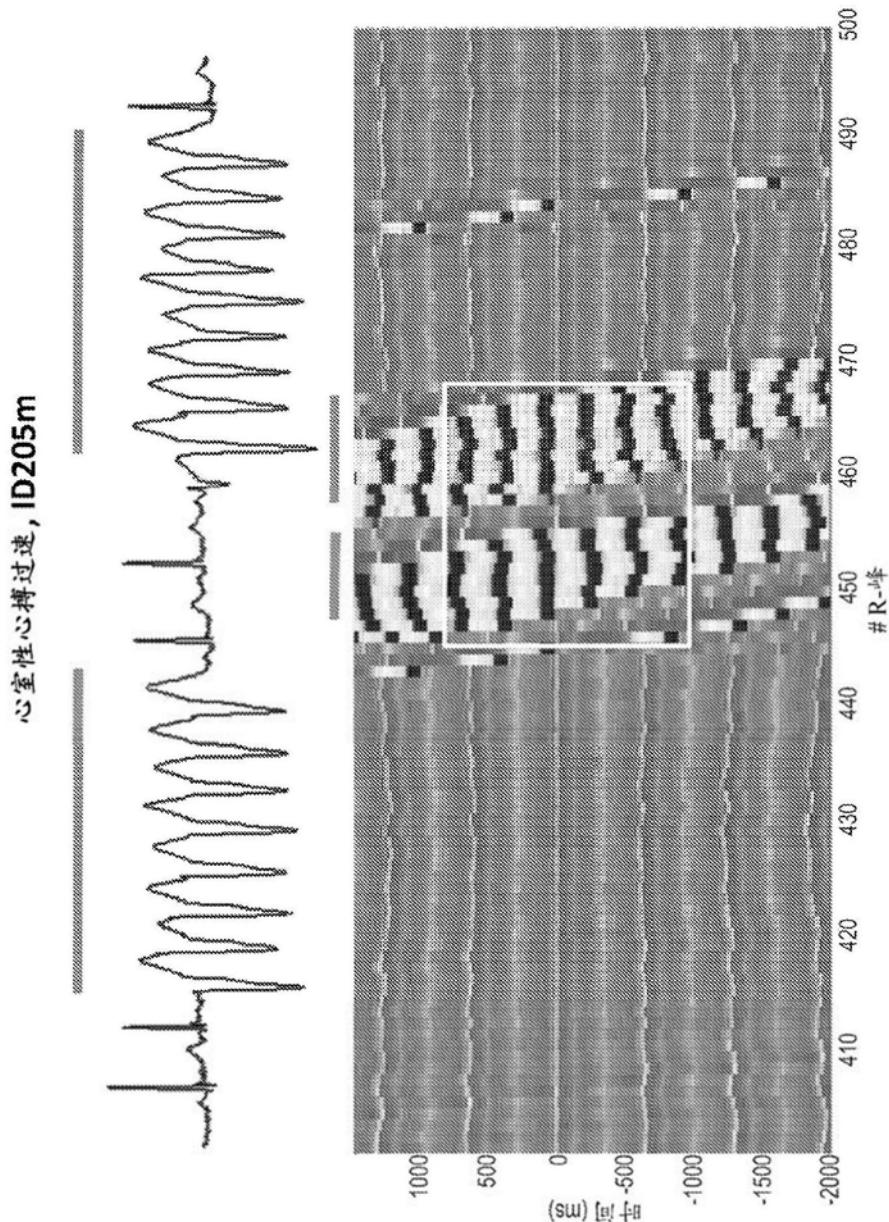


图10M

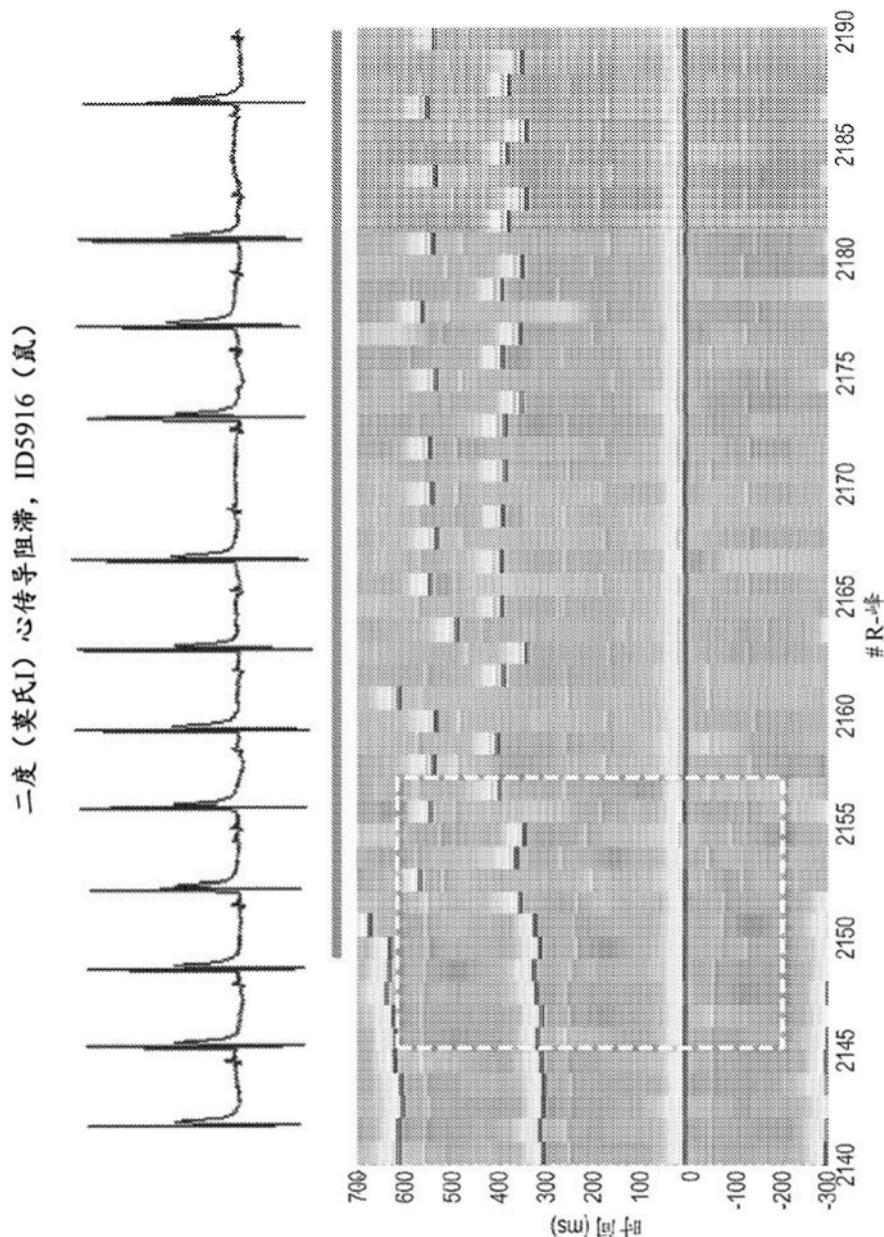


图10N

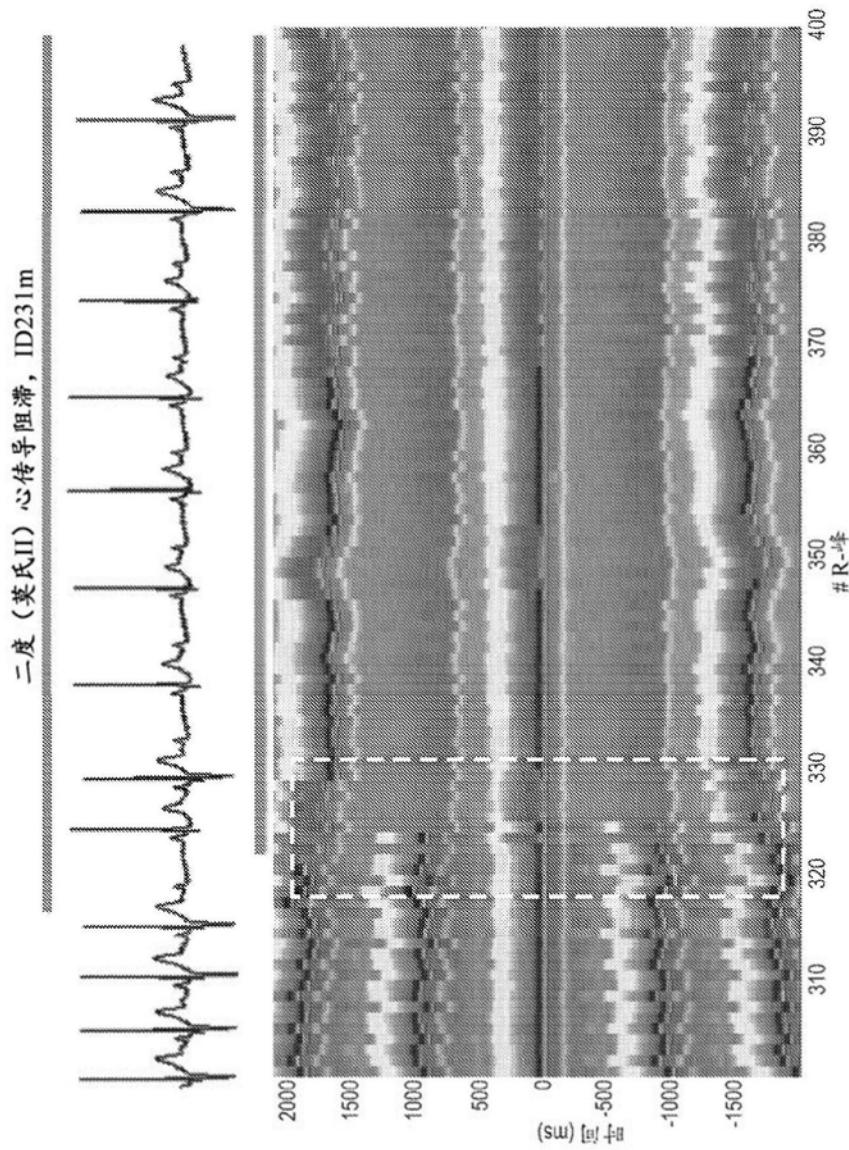


图100

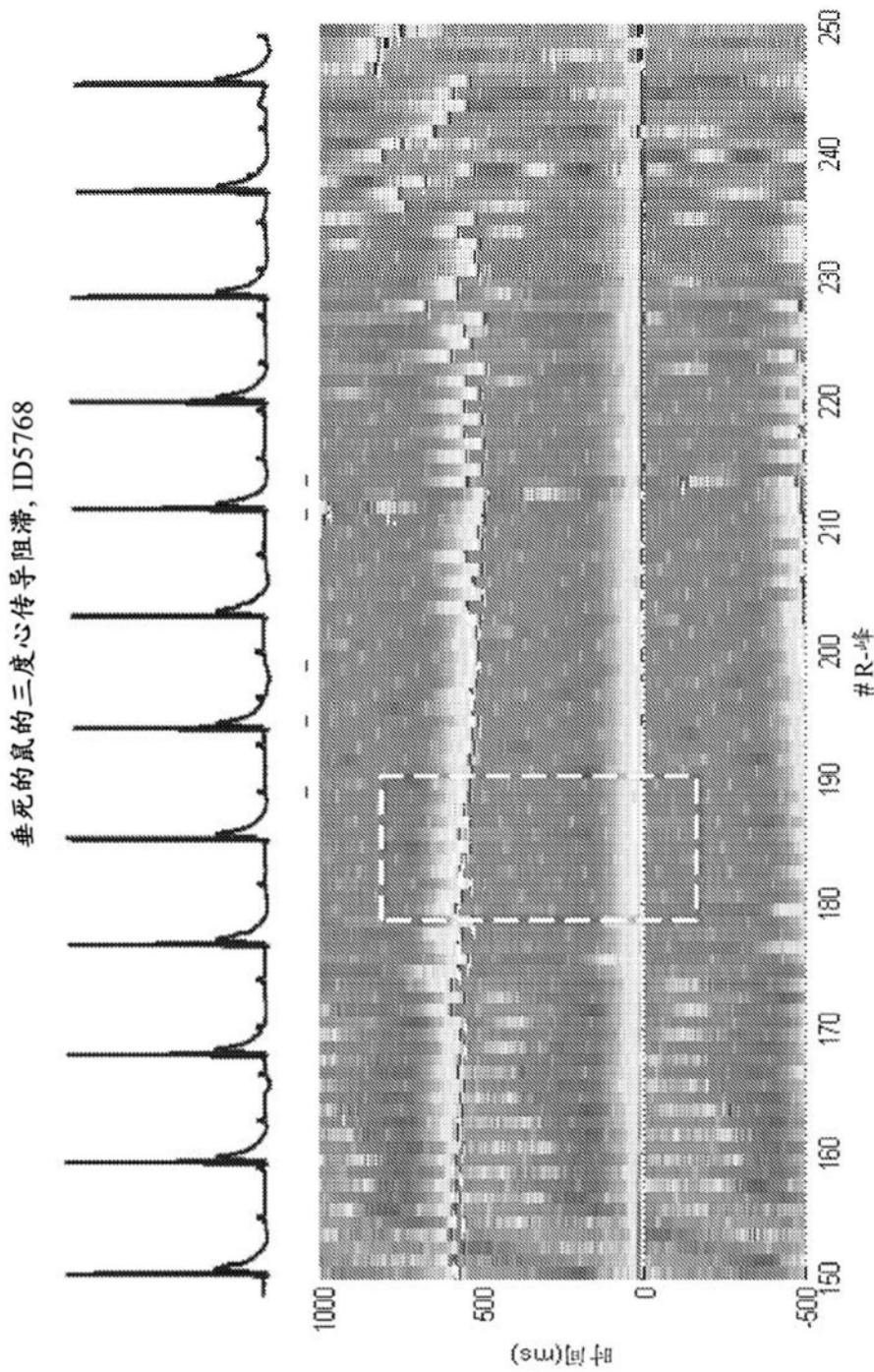


图10P

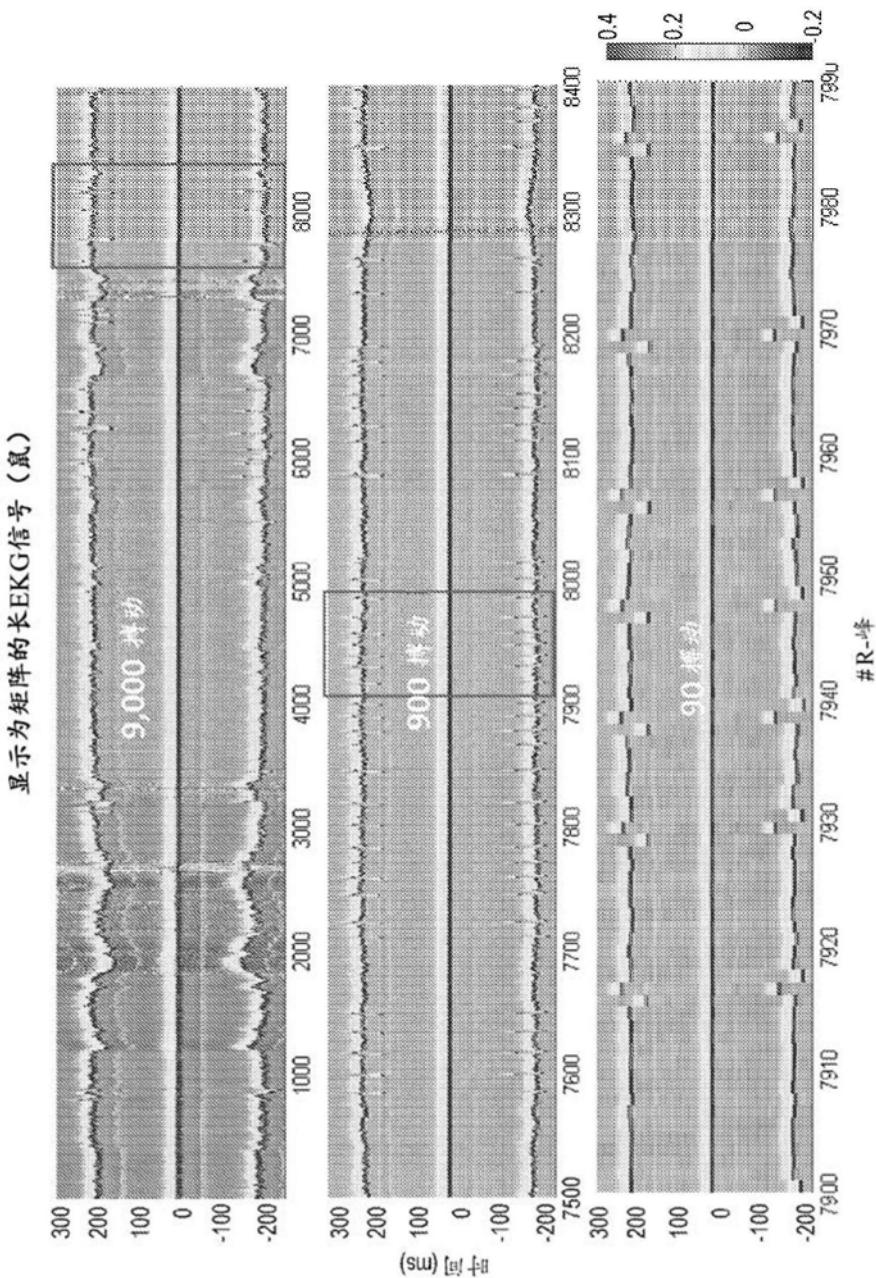


图11A

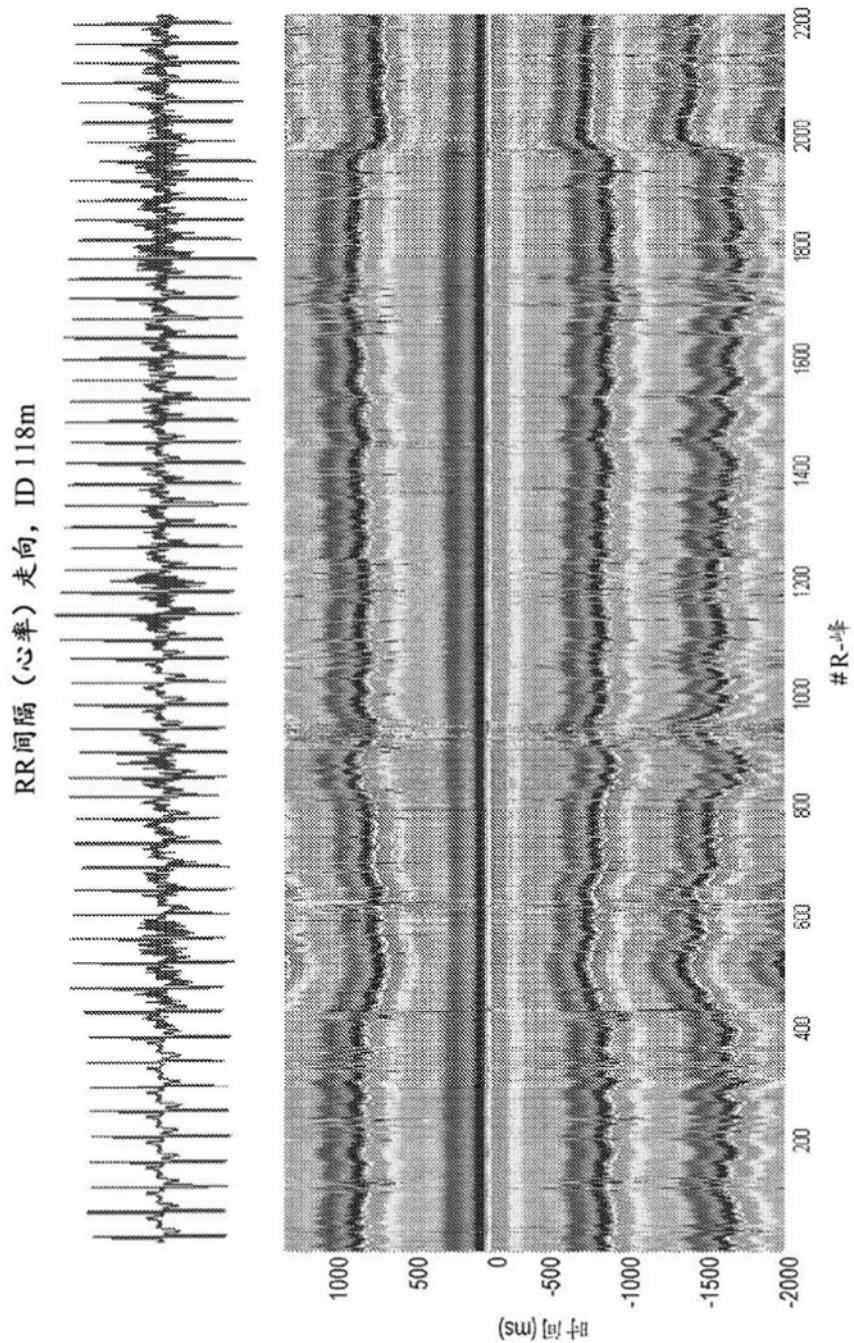


图11B

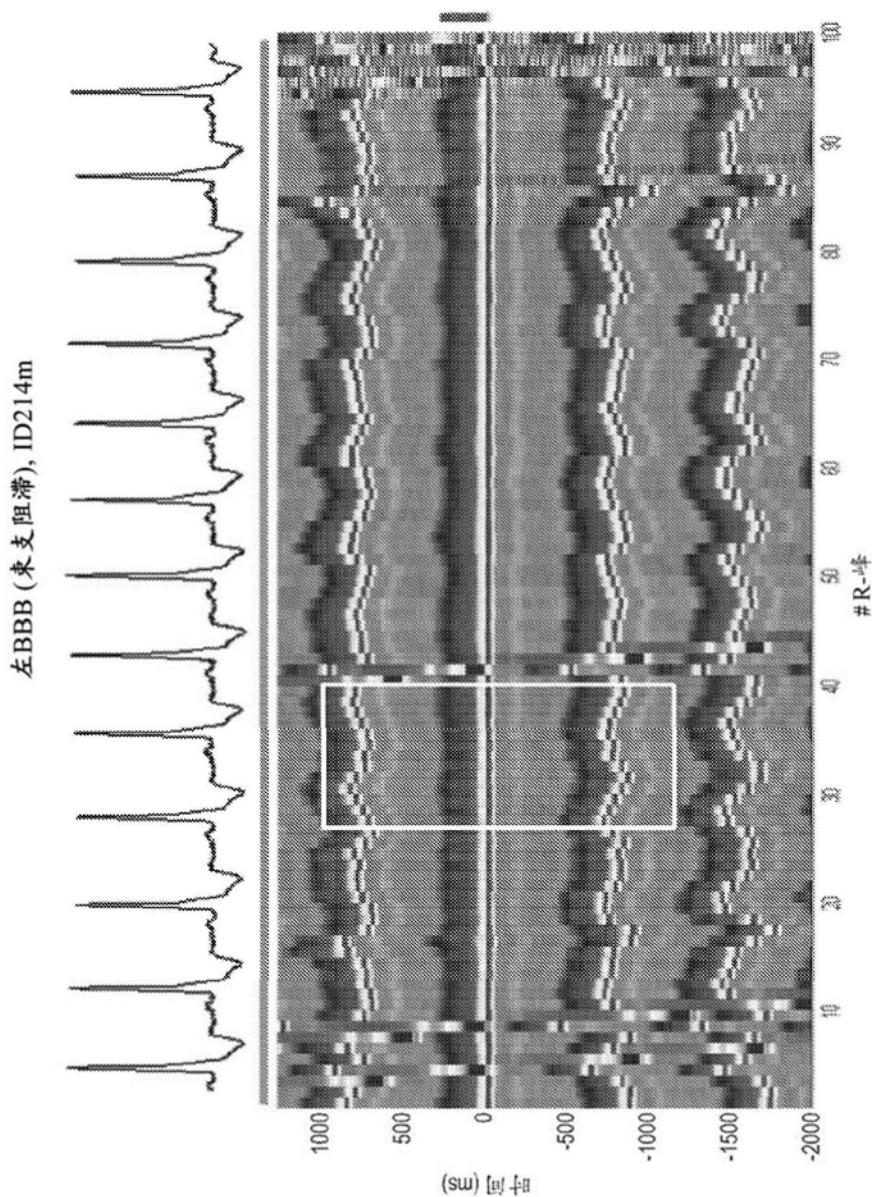


图11C

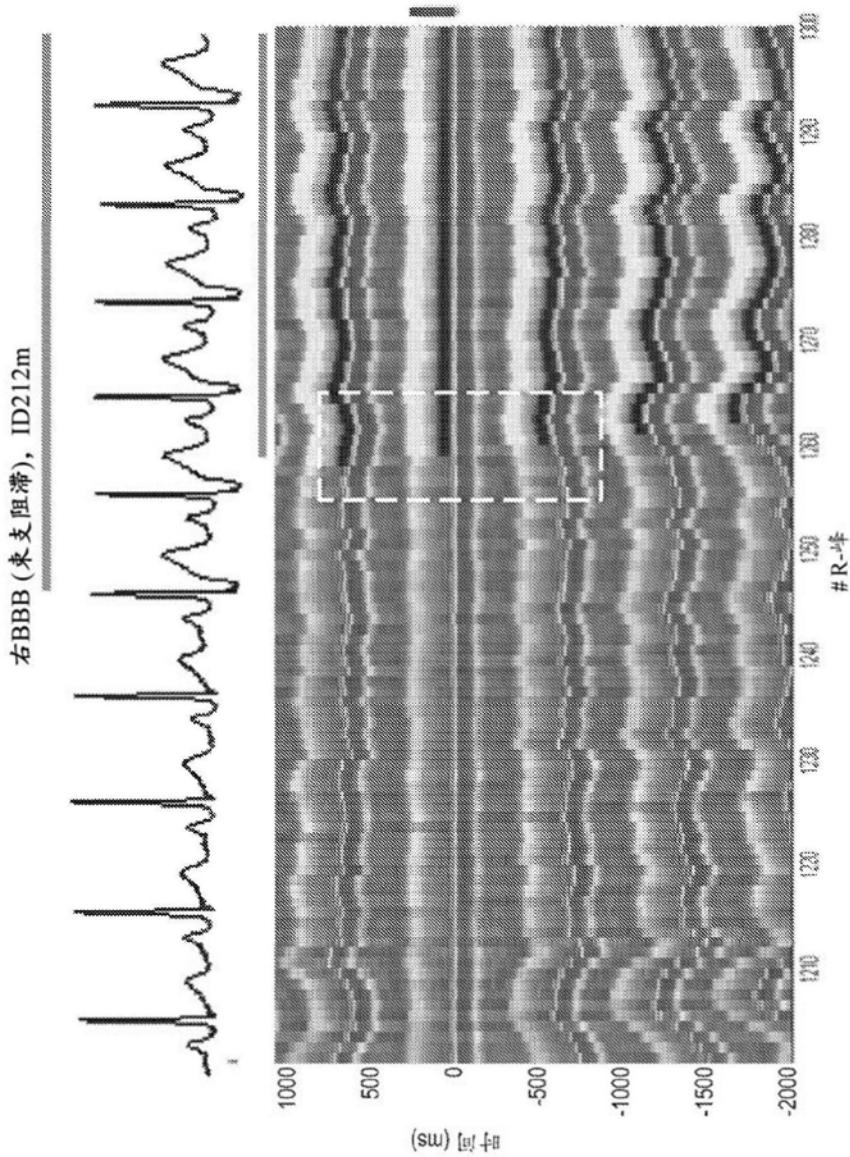


图11D

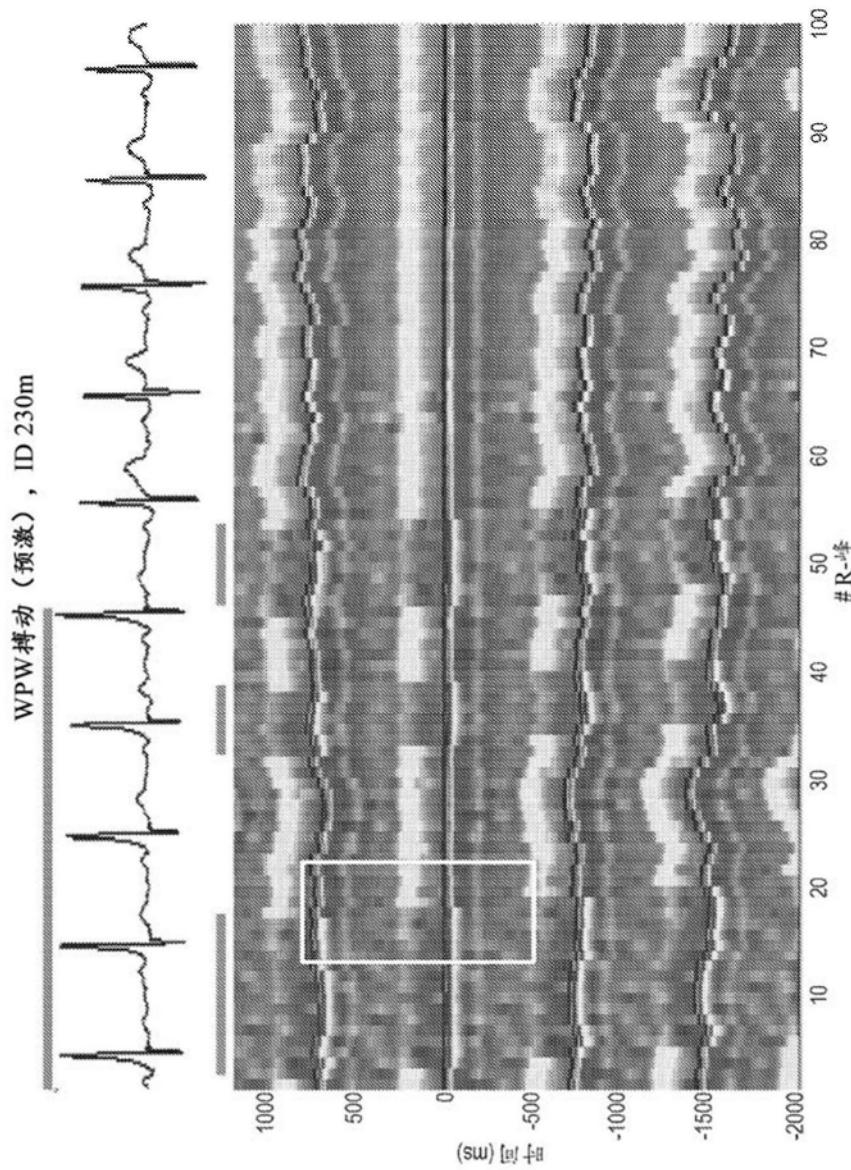


图11E

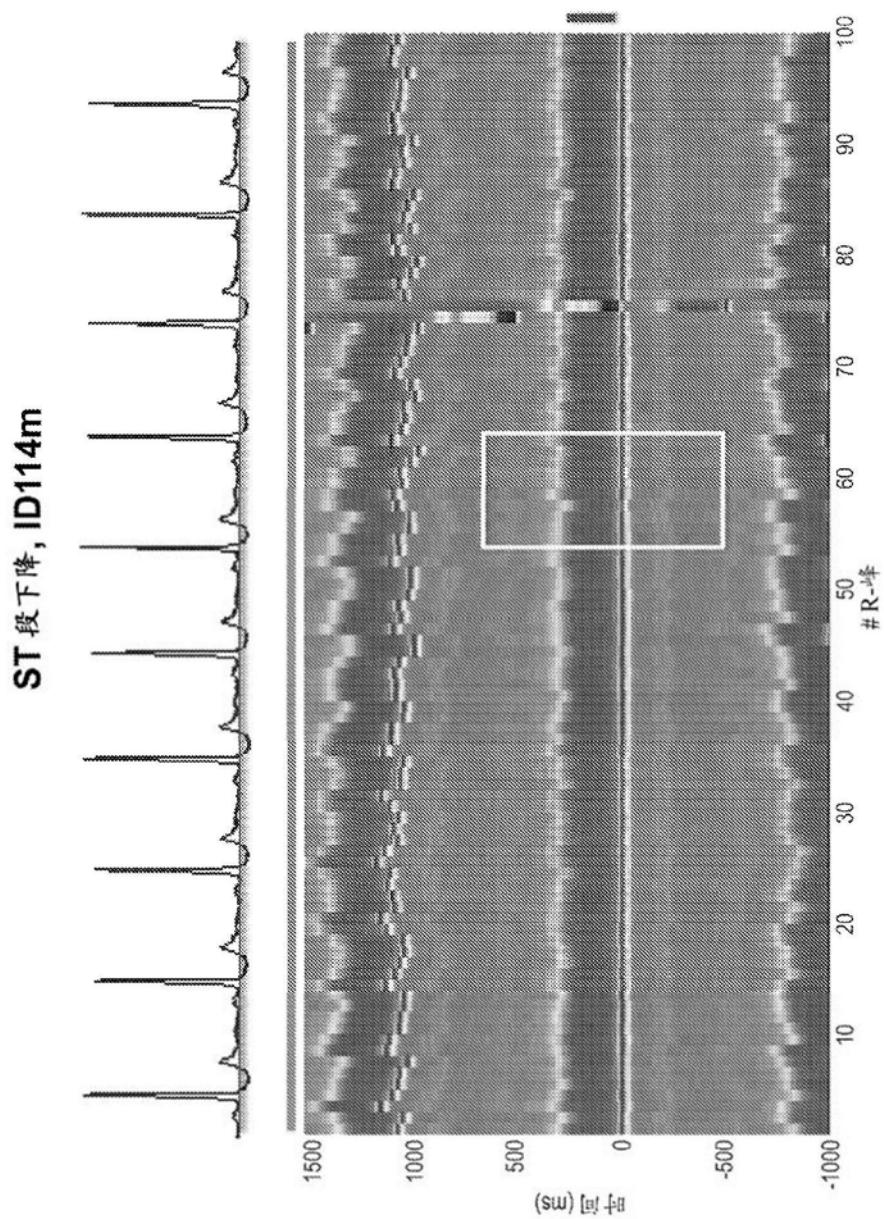


图11F

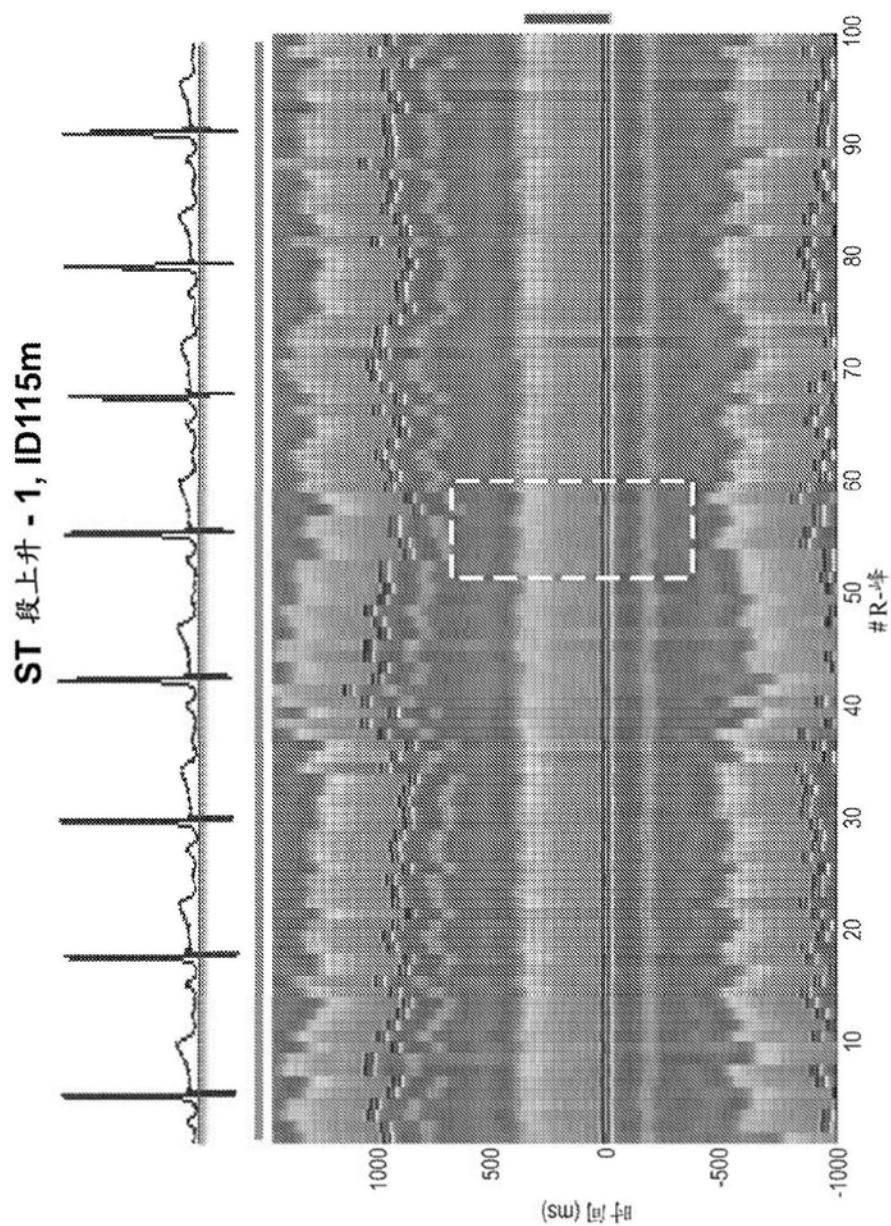


图11G

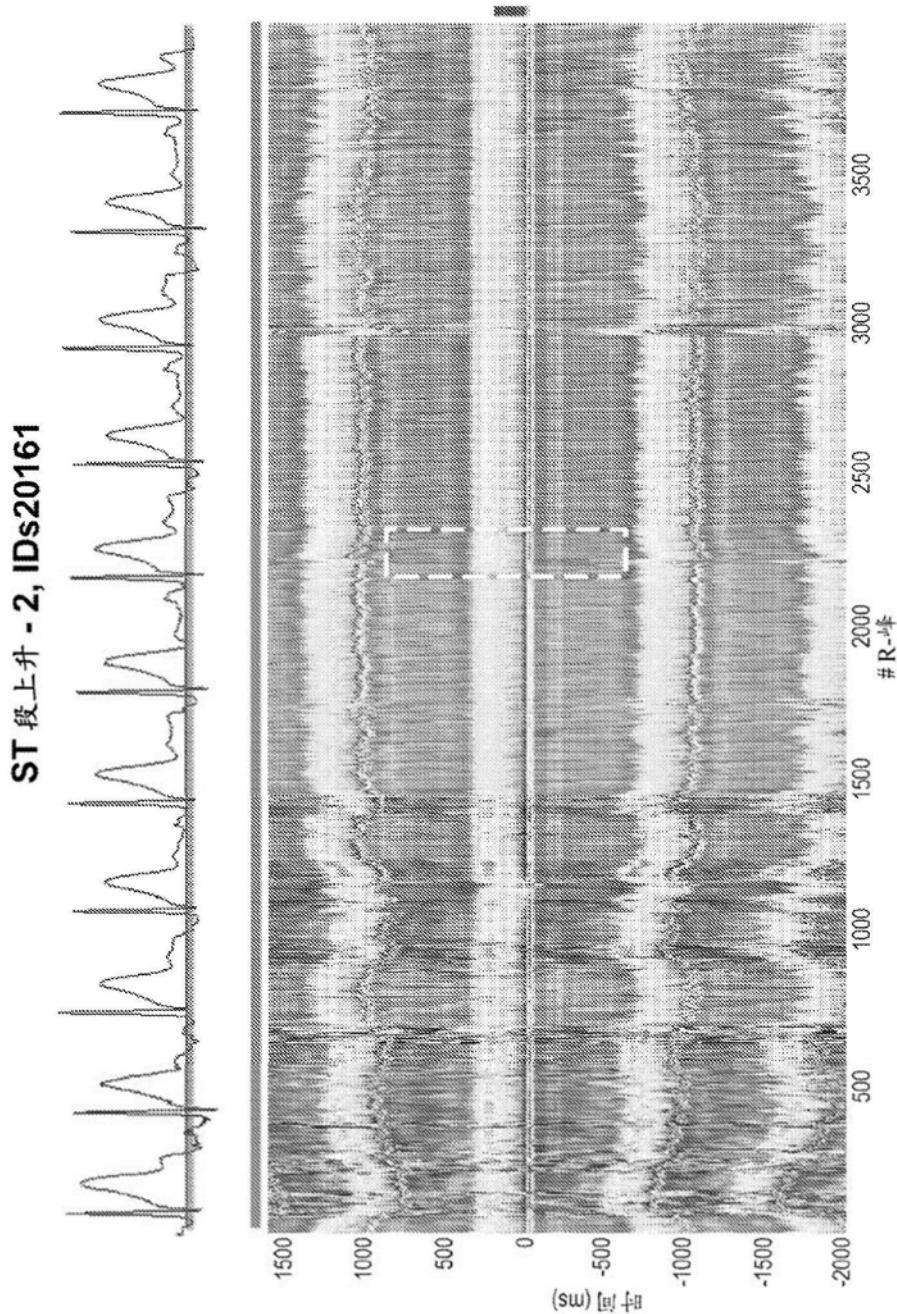


图11H

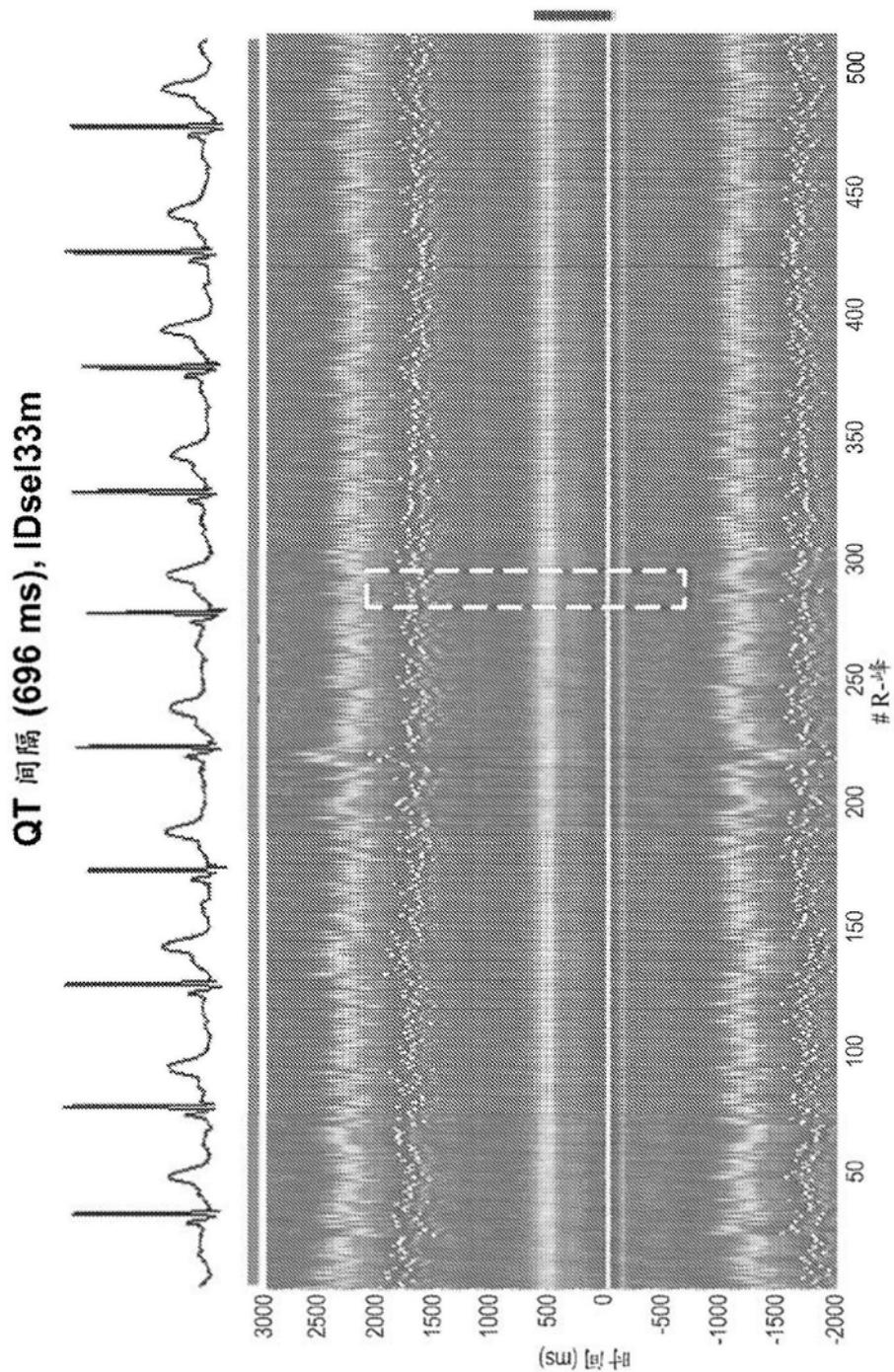


图11I

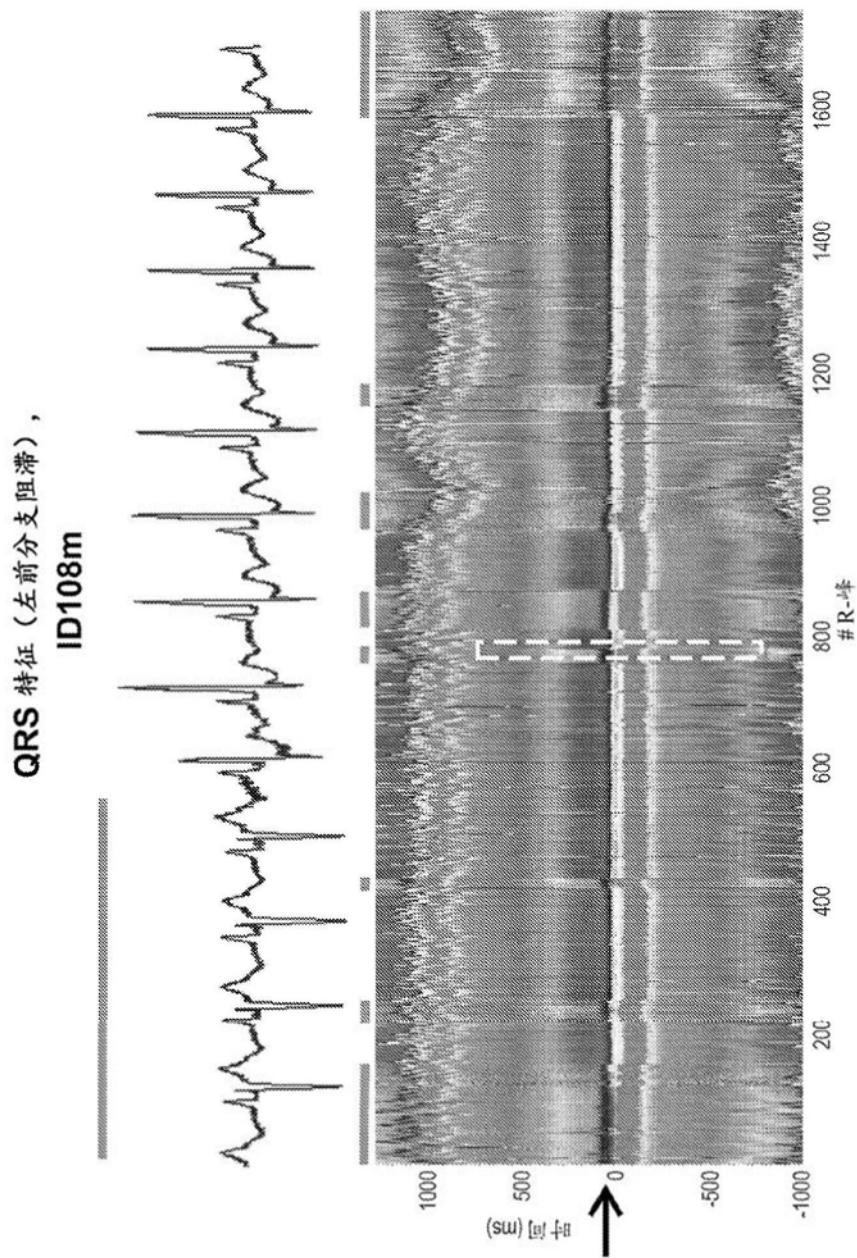


图11J

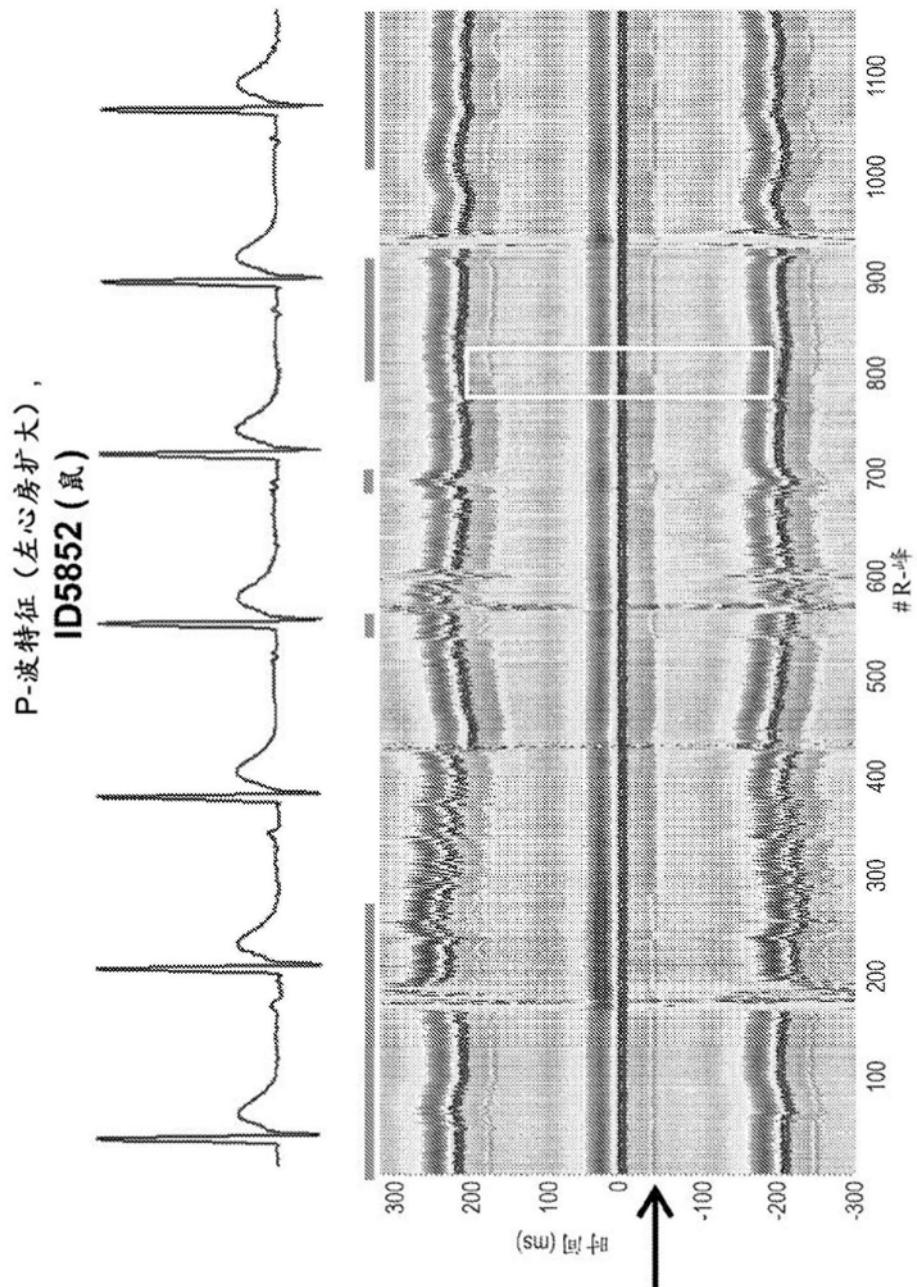


图11K

后面是房性心动过速(AT)的心传导阻滞(HB)(氯)

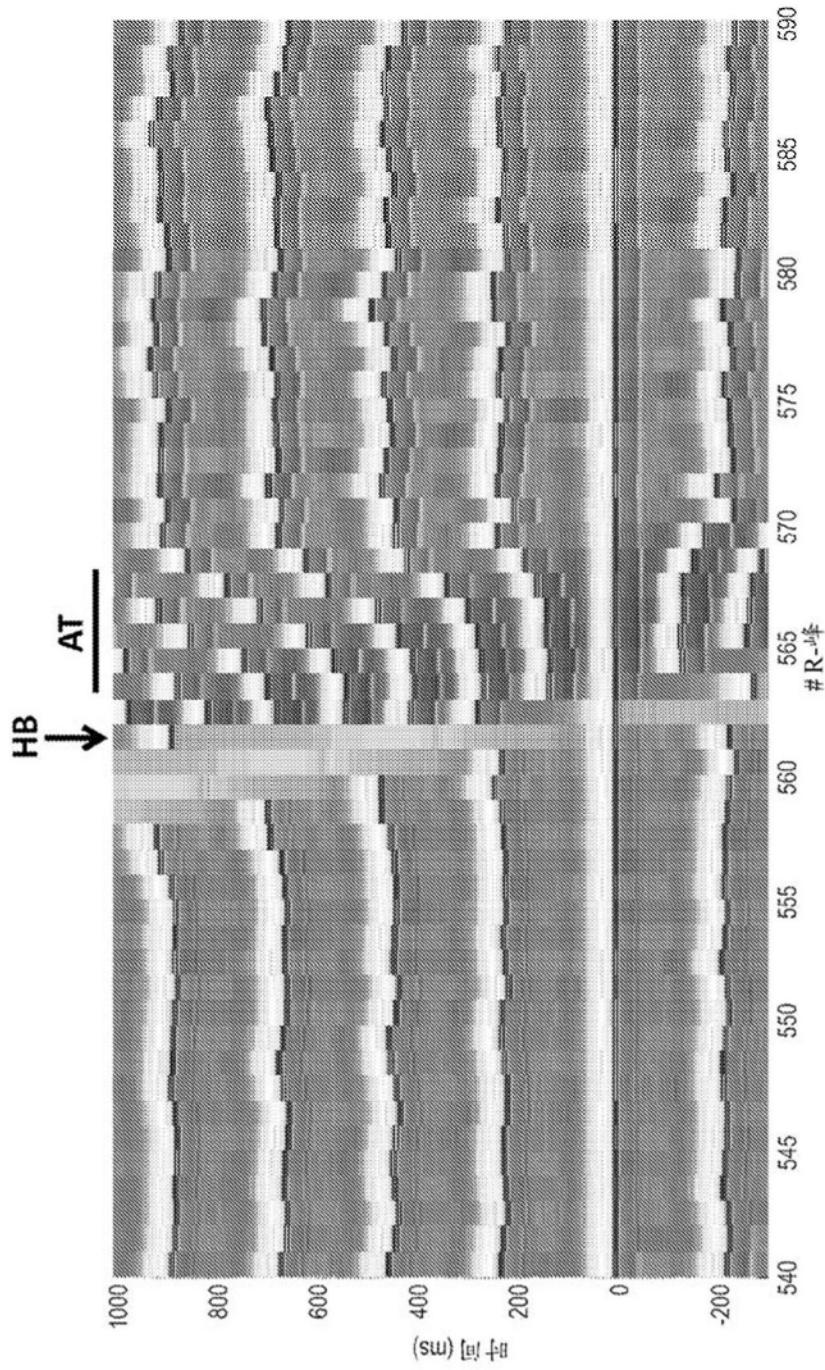


图11L

后面是心房颤动(AF)的心传导阻滞(HB)(鼠)

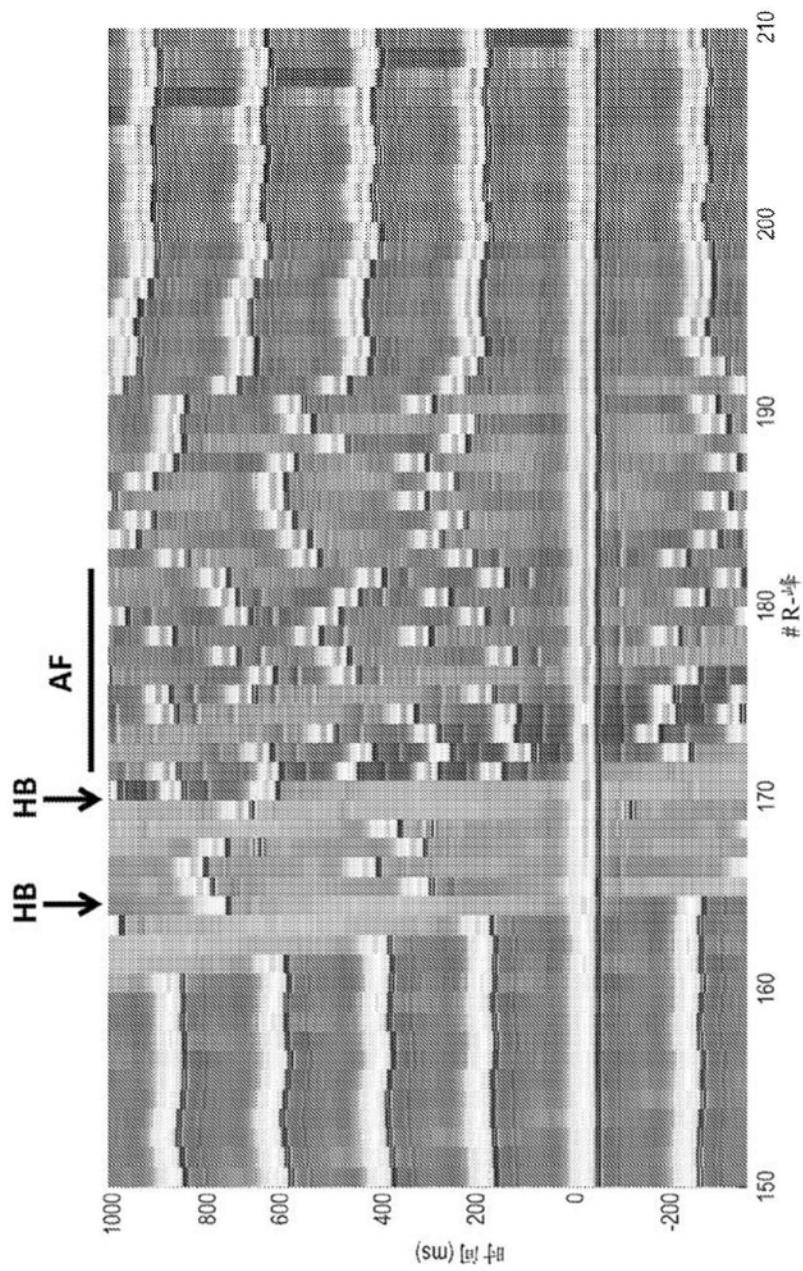


图11M

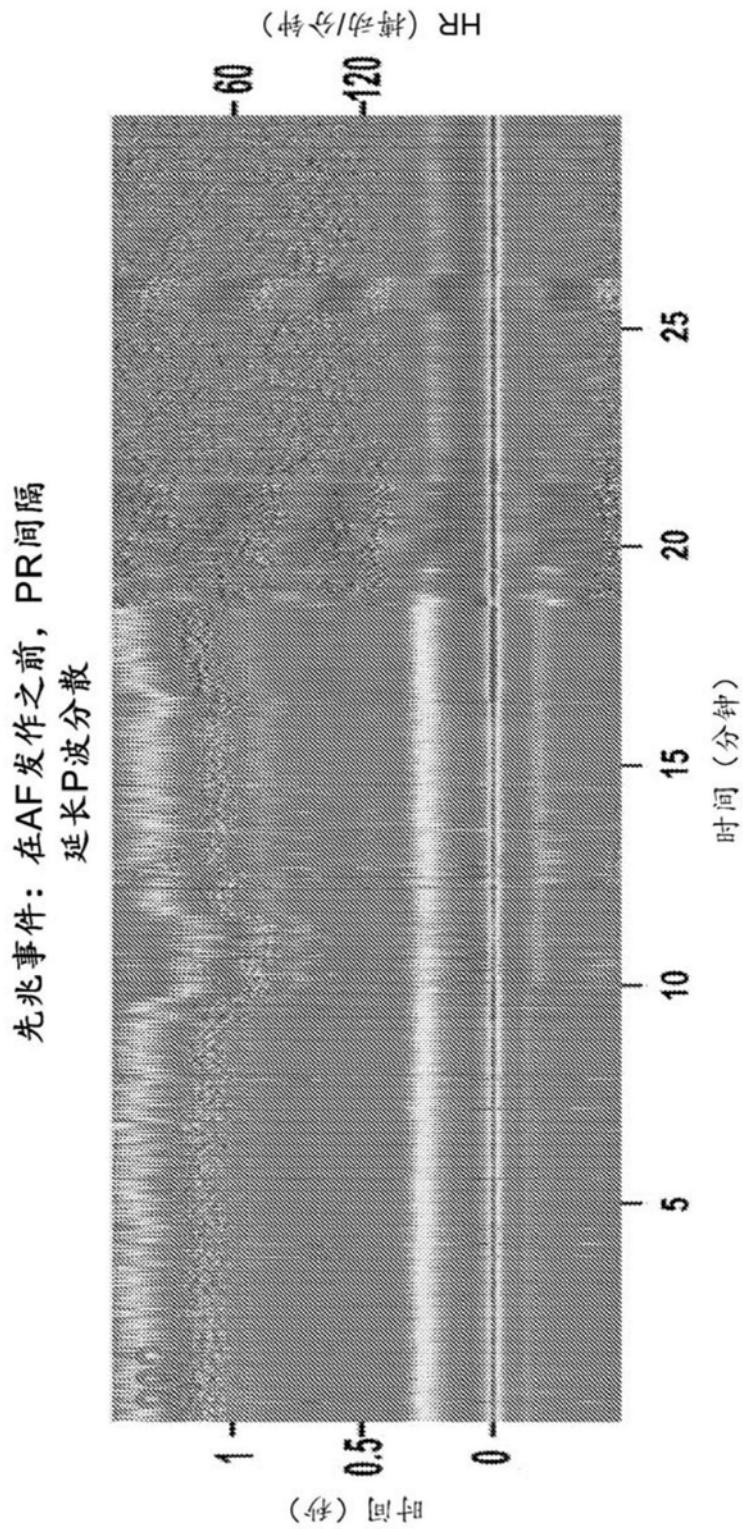


图11N

CO₂ 矩阵
(与EKG R峰对齐的EEG矩阵)

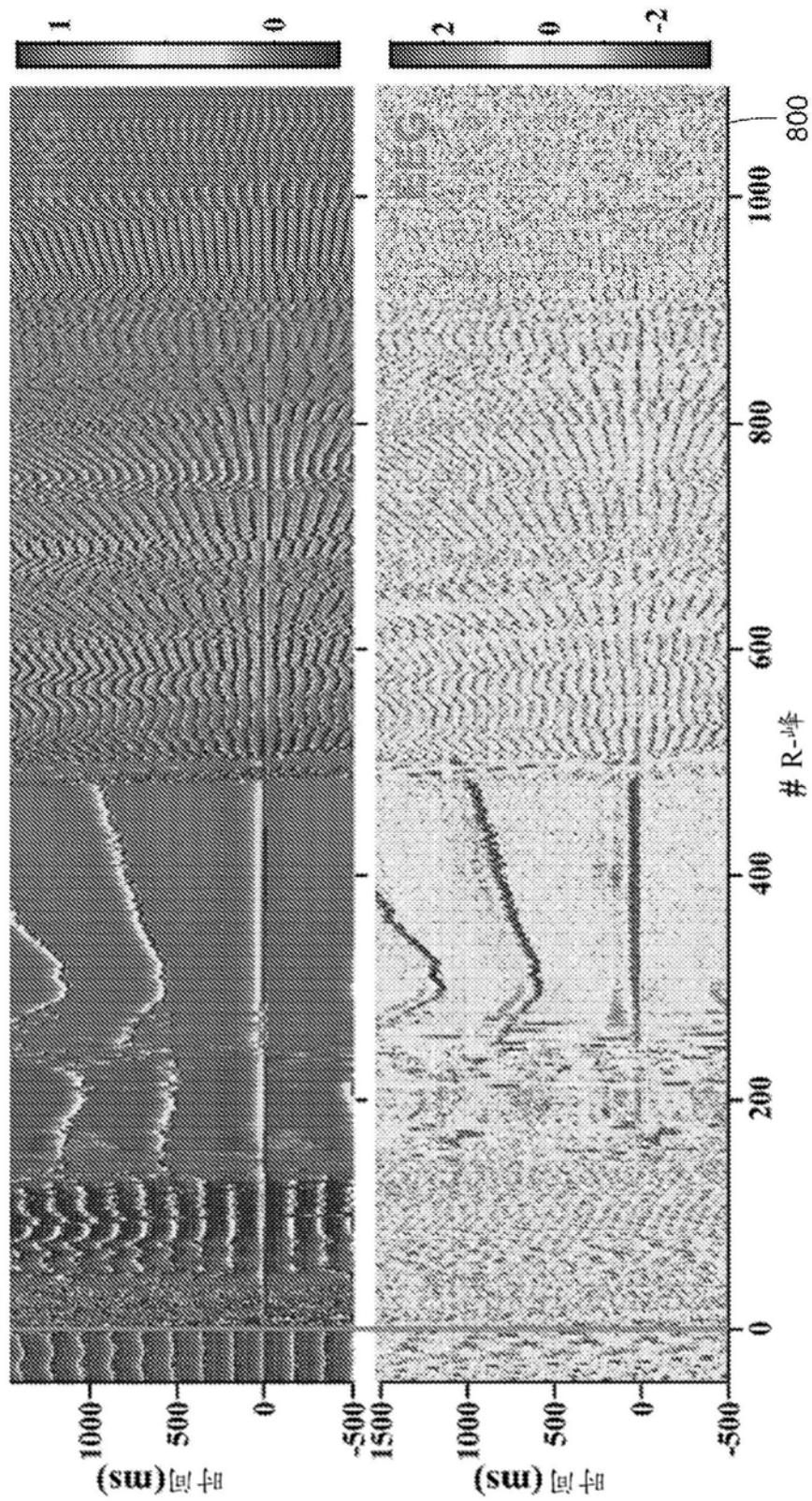


图12