



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107249447 A

(43)申请公布日 2017.10.13

(21)申请号 201580053239.8

(22)申请日 2015.07.29

(30)优先权数据

1414330.9 2014.08.13 GB

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.03.30

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/GB2015/052190 2015.07.29

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/024081 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

(74)专利代理机构 广州嘉权专利商标事务所有
限公司 44205

代理人 江侧燕

(51)Int.Cl.

A61B 5/04(2006.01)

A61B 5/0452(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61N 1/362(2006.01)

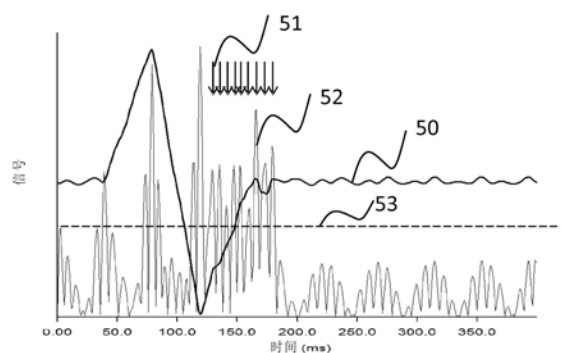
权利要求书2页 说明书4页 附图11页

(54)发明名称

对分析生理电描记图的改进

(57)摘要

前期研究已经表明通过观察响应起搏时记录的心内膜电描记图的形状(尤其是通过在心脏的早期刺激之后检测记录的电描记图中的某些小偏转)可以预测由心律失常引起的猝死的风险。一个长期存在的问题是对这些小的单个电位的可靠检测,因为在典型导管实验室内的其它电气设备产生的记录的电信号中存在噪声,所描述的解决方案涉及从电描记图的第一部分推导出噪声模型,所述电描记图的第一部分假定不存在生理信号,以及将电描记图的第二部分转换成所述噪声模型,所述电描记图的第二部分假定包含生理信号。然后通过识别部分不符合噪声模型的电描记图的第二部分识别出所述生理信号。



1. 一种分析电描记图以区分生理信号与噪声的方法,所述方法包括:

从电描记图的第一部分推导出噪声模型,所述电描记图的第一部分假定不存在生理信号;

将电描记图的第二部分转换成所述噪声模型,所述电描记图的第二部分假定包含生理信号,并且其中通过识别电描记图的第二部分中不符合噪声模型的部分识别出所述生理信号。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中所述噪声模型是从电描记图的多个部分中推导出的,所述电描记图的多个部分假定不存在生理信号。

3. 根据权利要求1或2所述的方法,其中所述噪声模型是通过将所述电描记图的第一部分与多个模板互相关以生成若干模板相关信号而推导出的,所述电描记图的第一部分假定不存在生理信号,所述多个模板代表所假定的生理信号的特征。

3. 根据权利要求2所述的方法,包括从电描记图的每一部分的模板相关信号推导出协方差矩阵,所述电描记图的每一部分假定不存在生理信号。

4. 根据权利要求3所述的方法,包括从协方差矩阵推导出均值协方差矩阵,所述协方差矩阵是从电描记图的每一部分推导出的,所述电描记图的每一部分假定不存在生理信号。

5. 根据权利要求4所述方法,所述噪声模型是由从均值协方差矩阵推导出的特征向量和特征值表达的。

6. 根据前述权利要求任一项所述的方法,包括将所述电描记图的第二部分与多个模板相关,以生成一组模板相关信号,所述多个模板代表所假定的生理信号的特征。

7. 根据权利要求6所述的方法,包括从所述组的每个模板相关信号的第一时间样本推导出一向量,并且从所述组的每个模板相关信号的其他时间样本推导出其他向量。

8. 根据权利要求7所述的方法,包括通过将每个向量投射到每个特征向量上将所述向量表示为噪声模型中的点,从而将原始信号表示为噪声模型中的轨迹。

9. 根据权利要求8所述的方法,其中生理信号是通过确定位于噪声模型的界限之外的点来识别的。

10. 一种根据前述任一项权利要求分析心电描记图的方法。

11. 一种分析电描记图以区分生理信号与噪声的设备,所述设备包括:

用于从电描记图的第一部分推导出噪声模型的装置,其中所述电描记图的第一部分假定不存在生理信号;和

用于将电描记图的第二部分转换成所述噪声模型的装置,所述电描记图的第二部分假定包含生理信号,以及通过识别电描记图的第二部分中不符合噪声模型的部分识别出所述生理信号。

12. 根据权利要求11所述的设备,其中包括用于从所述电描记图的多个部分推导出噪声模型的装置,其中所述电描记图的多个部分假定不存在生理信号。

13. 根据权利要求11或12所述的设备,包括通过将心电描记图的第一部分与多个模板互相关以生成若干模板相关信号而推导出噪声模型的装置,所述心电描记图的第一部分假定不存在生理信号,所述多个模板代表所假定的生理信号的特征。

14. 根据权利要求13所述的设备,包括用于从心电描记图的每个部分的模板相关信号推导出协方差矩阵的装置,所述心电描记图的每个部分假定不存在生理信号。

15. 根据权利要求14所述的设备, 包括用于从心电描记图的每个部分的模板相关信号推导出均值协方差矩阵的装置, 所述心电描记图的每个部分假定不存在生理信号。

16. 根据权利要求15所述的设备, 包括用于通过从所述均值协方差矩阵推导出特征向量和特征值来表示所述模型的装置。

17. 根据权利要求11-16任一项所述的设备, 包括用于将所述心电描记图的第二部分与多个模板相关以生成一组模板相关信号的装置, 其中所述多个模板表示所假定的生理信号的特征。

18. 根据权利要求17所述的设备, 包括一装置, 其用于从所述组的每个模板相关信号的第一时间样本推导出向量, 并且从所述组的每个模板相关信号的其他时间样本推导出其他向量。

19. 根据权利要求18所述的设备, 包括通过将每个向量投射到每个特征向量上将所述向量表示为噪声模型中的点, 从而将原始信号表示为噪声模型中的轨迹的装置。

20. 根据权利要求19所述的设备, 包括用于通过确定位于所述噪声模型的界限之外的点来识别生理信号。

21. 根据权利要求11-20任一项所述的装置, 用于分析心电描记图。

22. 一种用于分析电描记图以区分生理信号与噪声的设备, 所述设备包括处理器, 该处理器响应于执行计算机指令以执行操作, 包括:

从心电描记图的第一部分推导出噪声模型, 所述心电描记图的第一部分假定不存在生理信号; 和

将电描记图的第二部分转换成噪声模型, 所述电描记图的第二部假定含有生理信号, 以及通过识别不符合噪声模型的信号部分识别出生理信号。

23. 一种分析电描记图以区分生理信号与噪声的方法, 所述方法包括:

从电描记图的第一部分推导出噪声模型, 所述心电描记图的第一部分假定不存在生理信号;

将电描记图的第二部分转换成噪声模型, 所述电描记图的第二部假定含有生理信号, 并且其中通过识别不符合噪声模型的信号部分识别出生理信号。

对分析生理电描记图的改进

[0001] 本发明涉及生理电描记图的分析,特别是但不限于用于鉴别病理性心脏病。

[0002] 前期研究已经表明,通过观察响应起搏时记录的心内膜电描记图的形状可以预测由心律失常引起的猝死的风险。

[0003] 电描记图中的诊断变化由对心脏进行早期刺激之后记录的电描记图中的小偏转组成。用设备刺激心脏,所述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他部位的电描记图。

[0004] 起搏序列由保持恒定速率的多个刺激组成,称为S1刺激。在预设数量的S1刺激之后,引入被称为S2刺激或'早搏刺激'的早期刺激。重复该序列。通常,S1刺激和S2刺激之间的间隔每个时段都减小,直到间隔小到心脏不再能够响应S2刺激。

[0005] S2刺激和随后的S1刺激之间的间隔与S1-S1间隔相同。

[0006] 预测的方法取决于证明早搏刺激后的电描记图延长并且包含更多的峰。随着S1刺激和S2刺激之间的间隔减小,这种效应在猝死高危患者中变得更加显著。

[0007] 同时识别出早搏刺激后的电描记图的每个单个电位与其在早搏刺激后的延迟。随后可以分析这些数据以预测心源性猝死的风险。

[0008] 该方法长期存在的问题是在对早搏刺激的响应内对小的单个电位的可靠检测。这是由于在记录的电信号中存在噪声,所述噪声可能是由典型导管实验室中的其它电气设备产生。不同实验室之间的电气噪声可能有很大差异。其问题是能可靠地区分电描记图中的电位,区分其是生理来源的电位而不是由电干扰引起的虚假电位。

[0009] GB2439562描述了一种处理电描记图的数据以减少噪声的方法。该方法包括将电描记图信号与若干模板相关,生成与每个模板相关的相关输出。所述电描记图信号可以预先通过高通滤波器。

[0010] 将来自轨迹1的相关输出与从其他模板生成的轨迹进行比较。使用选定的被认为最相似的轨迹。

[0011] 一个根本的问题是旨在代表生理信号的任意系列的模板将是相关的,因此每个相关轨迹的结果将不会相互独立。这给如何结合各种相关输出以给出最佳信号检测并避免信号内的生理电位的伪过检测和伪欠检测方面带来相当大的困难。

[0012] 在假定不存在生理信号时的电描记图的期间内,通过检测相关输出的峰-峰振幅,可以进一步降低噪声。这用于创建阈值,其中振幅低于所述阈值的任何峰均被认为是噪声。然而,生理来源的信号可能具有接近所述阈值的振幅,因此,如果阈值设置得太低,将能检测到生理来源的峰,但是由于噪声,也将会检测到许多其它峰。相反,如果振幅的阈值太高,则可能检测不到信号的重要生理特征。

[0013] 本发明的目的是克服或至少改善上述问题。

[0014] 根据本发明的第一方面,提供了一种分析电描记图(例如心电描记图)以区分生理信号与噪声的方法;所述方法包括:

[0015] 从电描记图的第一部分推导出噪声模型,所述电描记图的第一部分假定不存在生理信号;和

[0016] 将电描记图的第二部分转换成噪声模型,所述电描记图的第二部分假定包含生理信号,并且其中通过识别不符合噪声模型的信号部分识别出所述生理信号。

[0017] 这提供了对使用振幅法的改进,因为检测到的电位更可能是真实的生理来源,因此后续分析被极大地简化。

[0018] 在优选实施方案中,所述噪声模型是从电描记图的多个部分推导出的,所述电描记图的多个部分假定不存在生理信号。这提供了表示噪声的更精确的方法,从而能够改善从噪声中对生理信号的检测。

[0019] 有利的是,所述噪声模型是通过将电描记图的第一部分与多个模板互相关以生成若干模板相关信号而推导出的,所述电描记图的第一部分假定不存在生理信号,所述模板代表所假定的生理信号的特征。

[0020] 所述模板的数量和形式将取决于所讨论的信号,并且可以通过实验来确定。在上下文的心电描记图中,使用对应于记录电极的区域中不同局部传导速度的一组时间扩张模板。

[0021] 优选地,协方差矩阵是从电描记图的每一部分的模板相关信号推导出的,所述电描记图的每一部分假定不存在生理信号。通过推导出实际上对称的协方差矩阵,从而推导出的特征向量全部是实的和正交的(因而是独立的),并且特征值是实的。采用这种方式,可以区分信号和噪声,因为在特征向量中所述信号将占有很大比重,其中噪声是非常小的或不存在的。

[0022] 优选地,该方法包括从协方差矩阵推导出均值协方差矩阵,所述协方差矩阵是从心电描记图的每一部分推导出的,所述心电描记图的每一部分假定不存在生理信号。在整个记录期间,所述均值协方差矩阵提供了对噪声行为的更好评估。

[0023] 优选地,所述噪声模型是通过从均值协方差矩阵推导出特征向量和特征值来表示的。

[0024] 优选地,所述电描记图的第二部分与表示假定的生理信号的特征的多个模板相关联,生成一组模板相关信号,并且另外有利的是,向量是从该组的每个模板相关信号的第一时间样本推导出的,其他向量是从该组的每个模板相关信号的其他时间样本推导出的。

[0025] 优选地,通过将每个向量投射在每个特征向量上,所述向量表示为噪声模型中的点,从而将原始信号表示为噪声模型中的轨迹,由此实现信号和噪声的比较。

[0026] 优选地,通过确定位于噪声模型的界限之外的点来识别所述生理信号,从而区分信号与噪声。

[0027] 本发明也可以用设备来表示,因此根据本发明的另一个方面,提供了用于分析电描记图以区分生理信号与噪声的设备;所述设备包括:

[0028] 用于从心电描记图的第一部分推导出噪声模型的装置,其中假定所述心电描记图的第一部分不存在生理信号;和

[0029] 用于将电描记图的第二部分转换成所述噪声模型的装置,假定所述电描记图的第二部分包含生理信号,并且其中通过识别不符合噪声模型的信号部分识别出所述生理信号。

[0030] 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:

[0031] 图1是用于起搏心脏、记录电描记图和随后分析的装置的示意性图示;

- [0032] 图2是起搏的心电描记图序列的示意性图示；
- [0033] 图3是与图1类似的示意图，其示出用于评估噪声的信号的区域；
- [0034] 图4是示出分析技术的原理的示意图；
- [0035] 图5是模板的时间域表示的示意图；
- [0036] 图6示出了显示模板之间相关性的模板的相关矩阵；
- [0037] 图7是显示用于创建噪声模型的步骤的流程图；
- [0038] 图8是三个模板的噪声模型的图示；
- [0039] 图9是示出用于识别噪声模型电位的步骤的流程图；
- [0040] 图10是三个模板的噪声模型的图示，显示在噪声模型内的一个噪声记录的轨迹，其示出所述噪声的轨迹仍然在模型的界限内；
- [0041] 图11是三个模板的噪声模型的图示，其显示从生理信号推导出的信号的轨迹；
- [0042] 图12是通过图解示出了三个模板的归一化噪声模型的图形；
- [0043] 图13示出了添加了噪声和小电位的模拟电描记图；和
- [0044] 图14示出了叠加有模型的时域输出信号的图13的模拟电描记图。
- [0045] 所述设备包括放大器1、电子器件和相关软件4，所述放大器1连接心脏3内的记录电极2。起搏和记录程序5向起搏信号发生器6发出信号，所述起搏信号发生器6通过多路转换器7切换到一个选定的电极2上以刺激心脏3。由其他电极2感测到的信号由ADC 8放大和数字化，并存储在存储器9中。随后，通过分析程序10提取和分析数据。
- [0046] 所有后续的分析都是使用采样信号，务必小心以符合Nyquist采样定理。
- [0047] 所述多路转换器7的使用使得能在不同的位置3刺激心脏。
- [0048] 本领域技术人员结合本文的教导可以得到上述的功能和布置。
- [0049] 图2示出了施加到一个电极2上的起搏序列，其显示了恒定速率的刺激S1和早搏刺激S2。S1-S1刺激和S2-S1刺激之间的间隔保持恒定，在该示例中所述间隔为500ms。S1和S2刺激之间的间隔是变化的，并且通常每个时段减少1个1ms。
- [0050] 图3示出了在S1刺激之前的区域11，在这些区域11中没有出现生理信号的前提下，其被用于评估噪声。还显示了区域12，对其进行分析以识别由S2刺激产生的生理信号。
- [0051] 如图4所示，从记录信号中提取噪声区域11，并且将其与由分析程序10生成的模板13相关联，以创建具有独立特征向量的模型14。所述模板13是不同宽度的电位的表示，所述不同宽度可能是生理事件的结果。
- [0052] 随后，将记录信号的部分12与模板13相关联，并被投影到模型14中，所述模型14提供能指示被分析的样本是信号还是噪声的输出15。
- [0053] 图5示出了与信号11、12相关的十五个模板13。第一号模板13A具有最长的持续时间，而第十五号模板13B具有最短的持续时间。中间模板号13C逐步缩短。
- [0054] 实际上，为了计算效率，模板总是在其频域表示中使用，即它们的离散傅立叶变换。
- [0055] 参见图6，模板13之间的相关性显示为相关矩阵，其中每个元素是模板n和模板m之间的相关性，其中n和m是模板号。这表明模板13不是独立的，因为如果它们都是非对角元素，将等于零。
- [0056] 参见图7，步骤20，在频域中计算模板13。将每个噪声区域11的记录通过快速傅立

叶变换转换成频域21,并且通过相乘与每个模板相关22。将结果相加,以形成均值互相关谱23。从互相关谱推导出均值噪声协方差矩阵24。将所述协方差矩阵分解成其特征向量和特征值25,从而形成噪声模型14。

[0057] 图8仅示出了三个模板的噪声模型(因为显示高维模型有困难)。三个特征向量 Λ_1 、 Λ_2 、 Λ_3 都成直角,即正交。噪声模型的界限以由特征值定义的阴影区域40表示。

[0058] 参见图9,分别处理每个信号识别区域12。将单个信号部分26转换成频域27,并将其与模板13相关28,并且在时域中表示结果29。将合成信号模板相关记录投射30到噪声模型14的特征向量空间中作为轨迹。

[0059] 图10是区域11内的信号的轨迹41的图示,显示其仍保持在由特征向量/特征值限定的模型14的界限40内。

[0060] 图11示出了区域12内的信号的轨迹42,显示其超过噪声模型14的界限40,并且因此可能归因于生理来源。

[0061] 确定信号是否超过噪声的简便方法是将轨迹减少到单个时域信号。为了实现这一点,通过用每个特征向量除以其特征值将合成轨迹归一化,使得噪声模型变为如图12所示的椭球体43。计算该空间44中的轨迹向量的范数45以得出一维时域信号。

[0062] 时域信号中高于噪声的任何峰被认为具有生理意义。

[0063] 图13显示了模拟电描记图50的一部分,对应于单个S1-S2间隔。噪声与从生理反应预期的小电位一起被添加到电描记图中。所述小电位具有相同的噪声峰-峰振幅;所述小电位的位置由箭头51指示。

[0064] 图14示出了具有使用上述方法叠加推导出的时域信号输出52的图13的电描记图。所述时域信号输出显示了在小电位被插入到信噪比显著增加的信号的位置处、超过与噪声模型的界限对应的噪声阈值53的明显的峰。

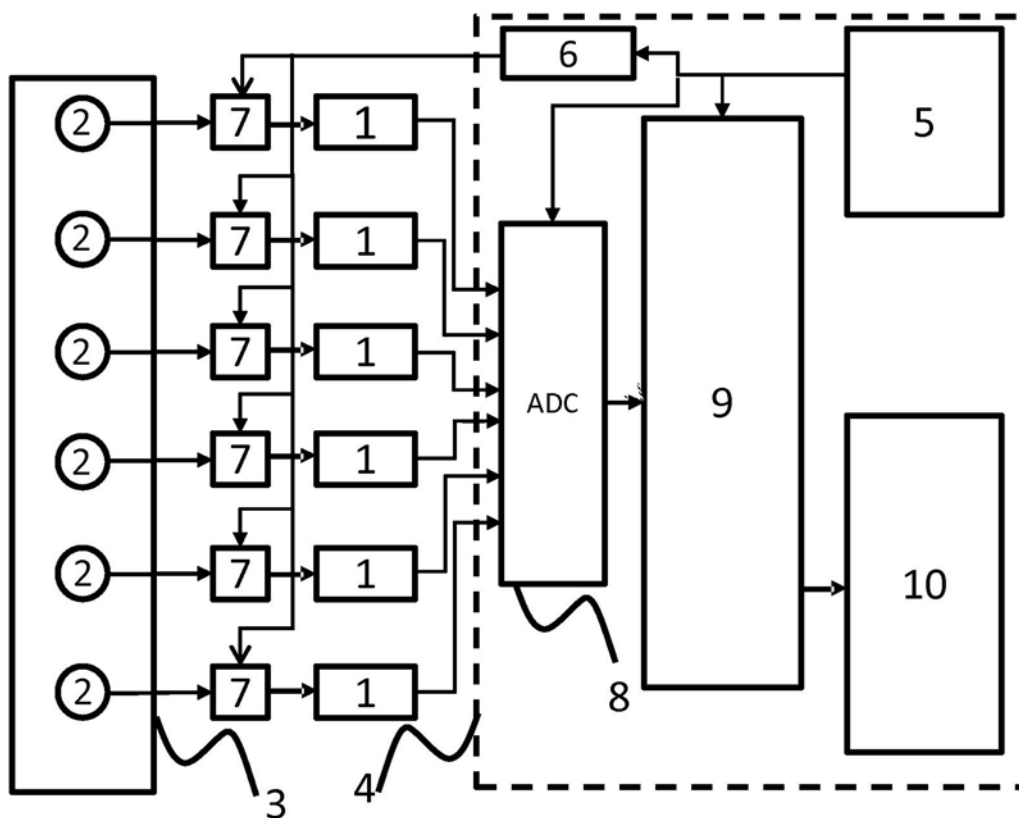


图1

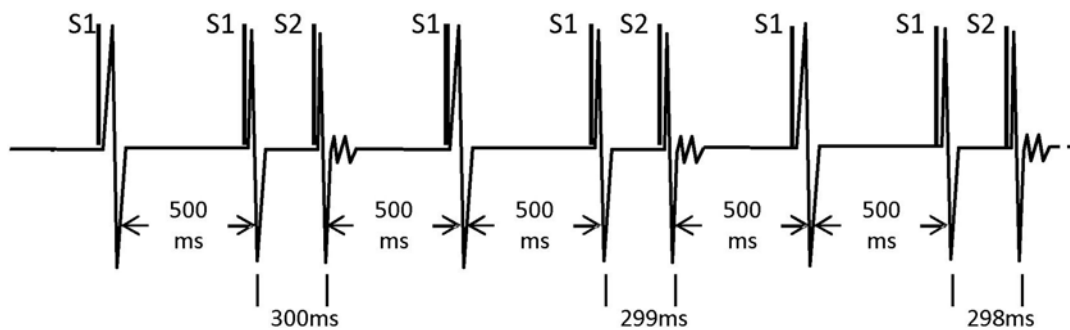


图2

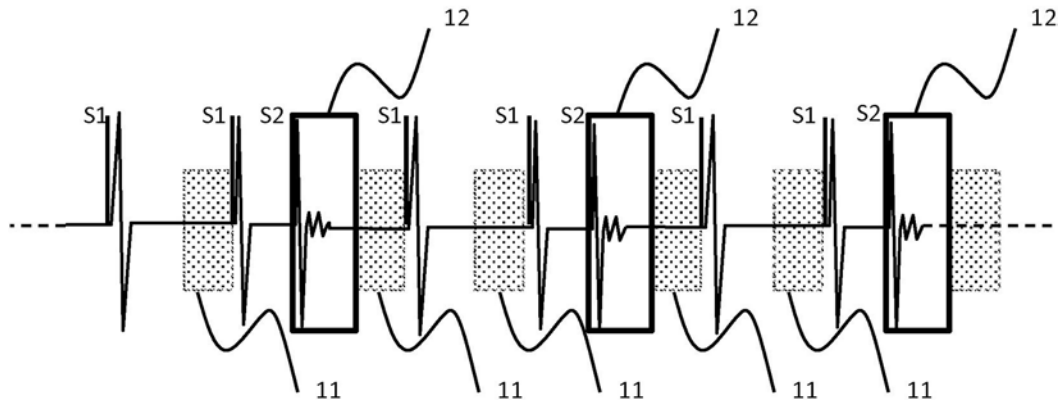


图3

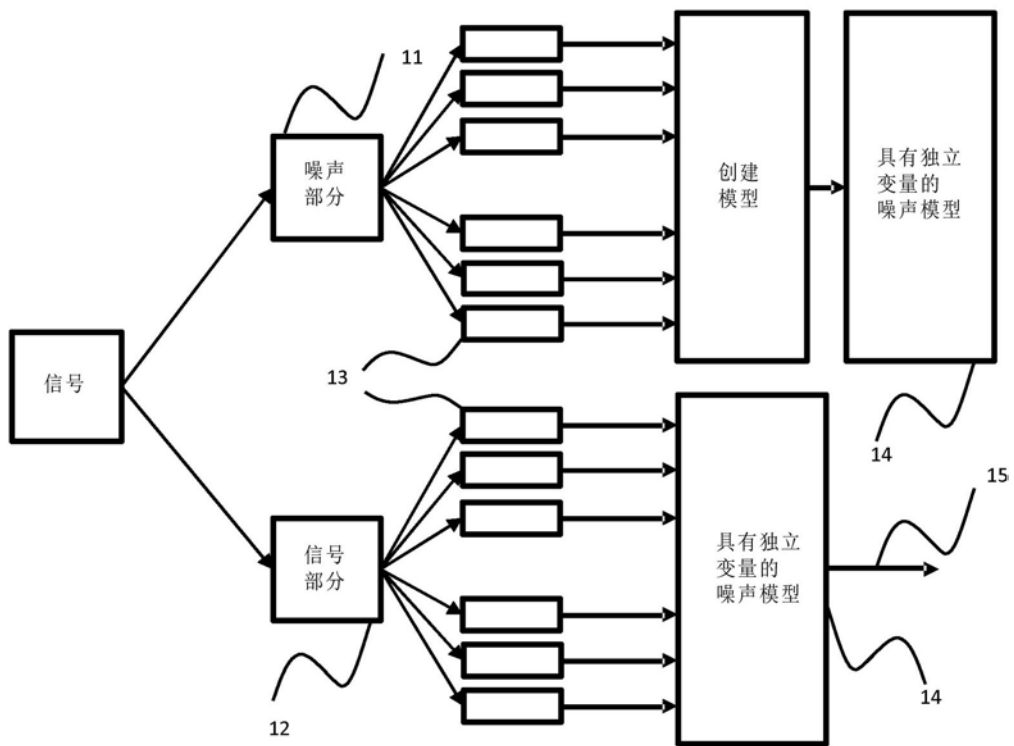


图4

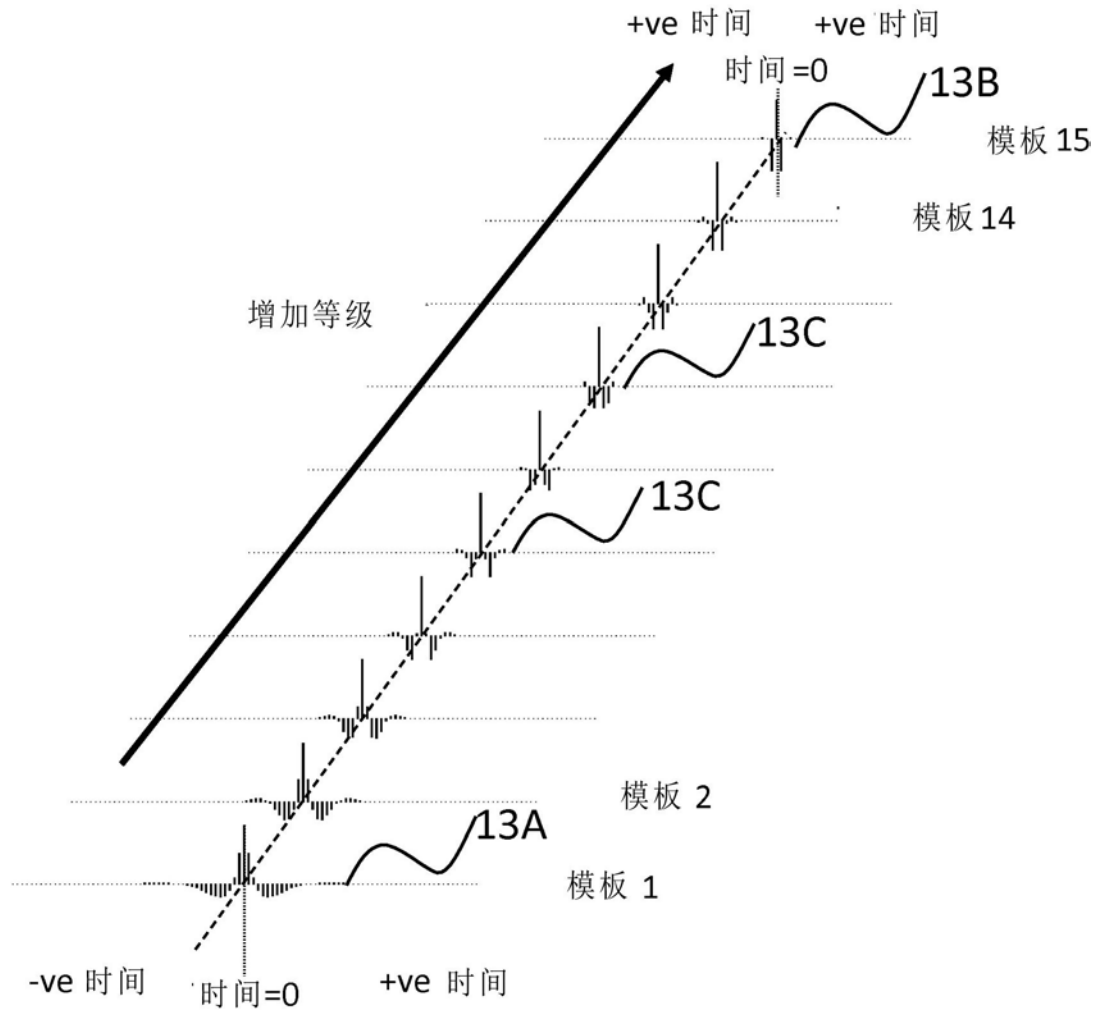


图5

$$r_{n,m}$$

1.00	0.87	0.69	0.55	0.45	0.37	0.31	0.27	0.24	0.22
0.87	1.00	0.91	0.76	0.63	0.53	0.45	0.39	0.35	0.32
0.69	0.91	1.00	0.94	0.83	0.72	0.62	0.55	0.49	0.45
0.55	0.76	0.94	1.00	0.96	0.88	0.79	0.71	0.65	0.60
0.45	0.63	0.83	0.96	1.00	0.97	0.91	0.84	0.78	0.73
0.37	0.53	0.72	0.88	0.97	1.00	0.98	0.94	0.89	0.84
0.31	0.45	0.62	0.79	0.91	0.98	1.00	0.99	0.95	0.92
0.27	0.39	0.55	0.71	0.84	0.94	0.99	1.00	0.99	0.97
0.24	0.35	0.49	0.65	0.78	0.89	0.95	0.99	1.00	0.99
0.22	0.32	0.45	0.60	0.73	0.84	0.92	0.97	0.99	1.00

图6

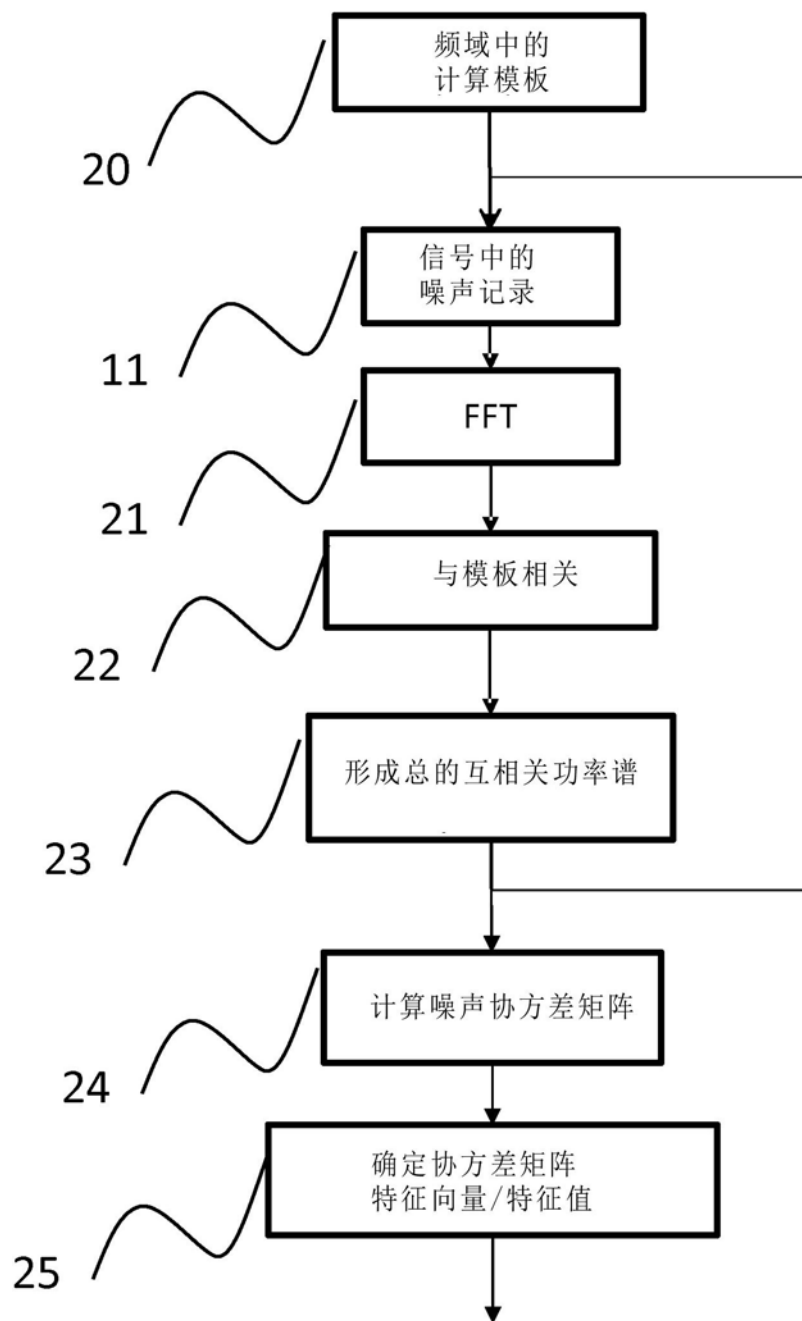


图7

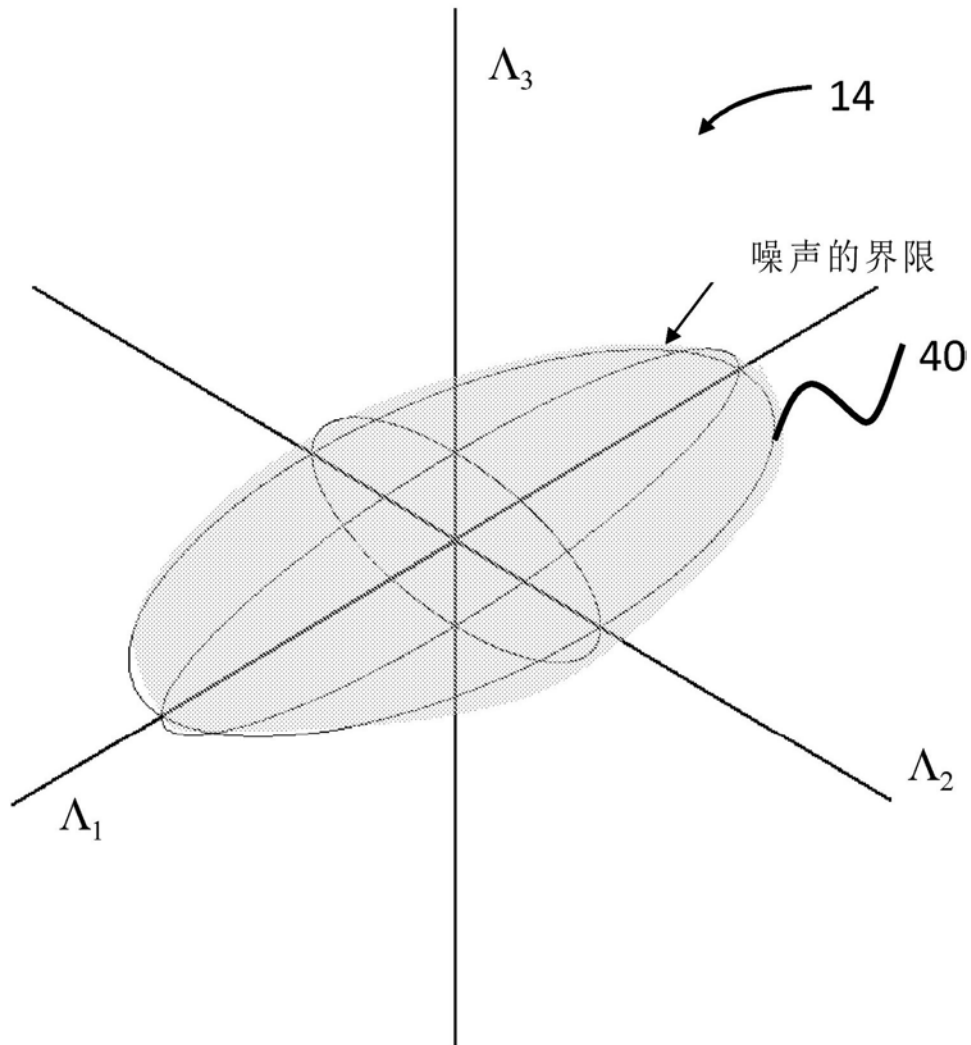


图8

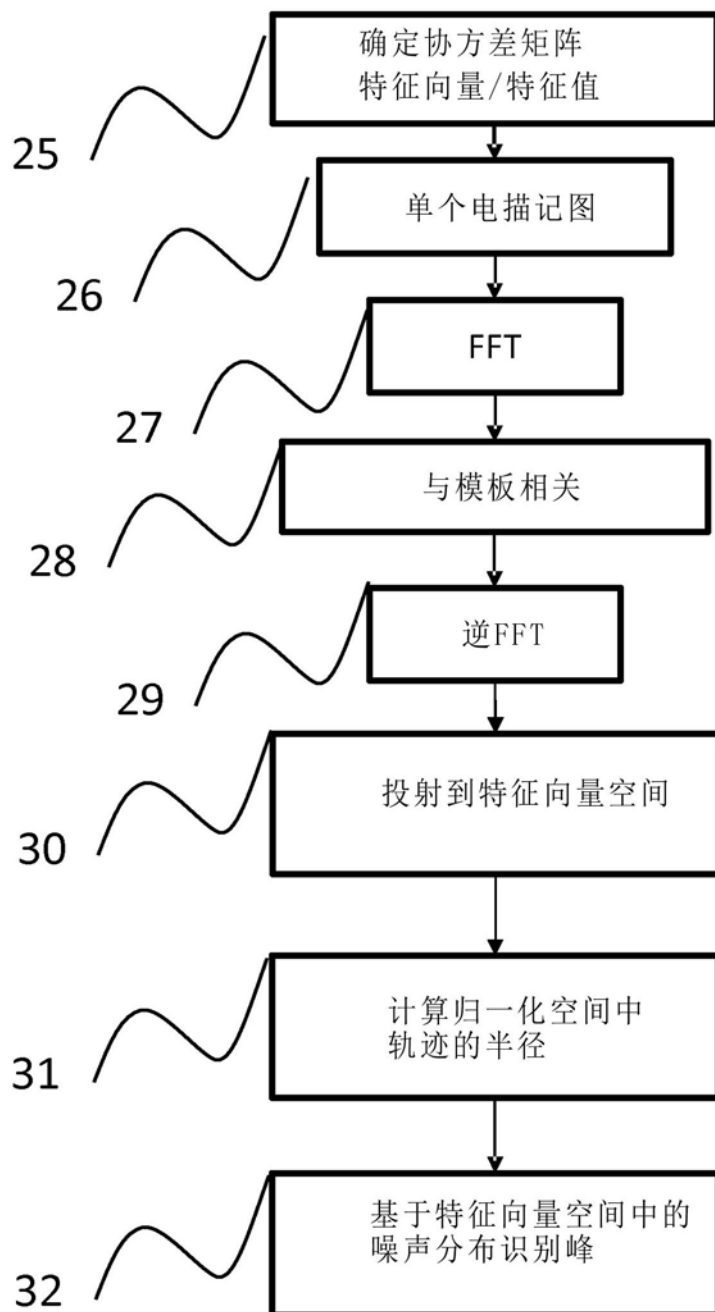


图9

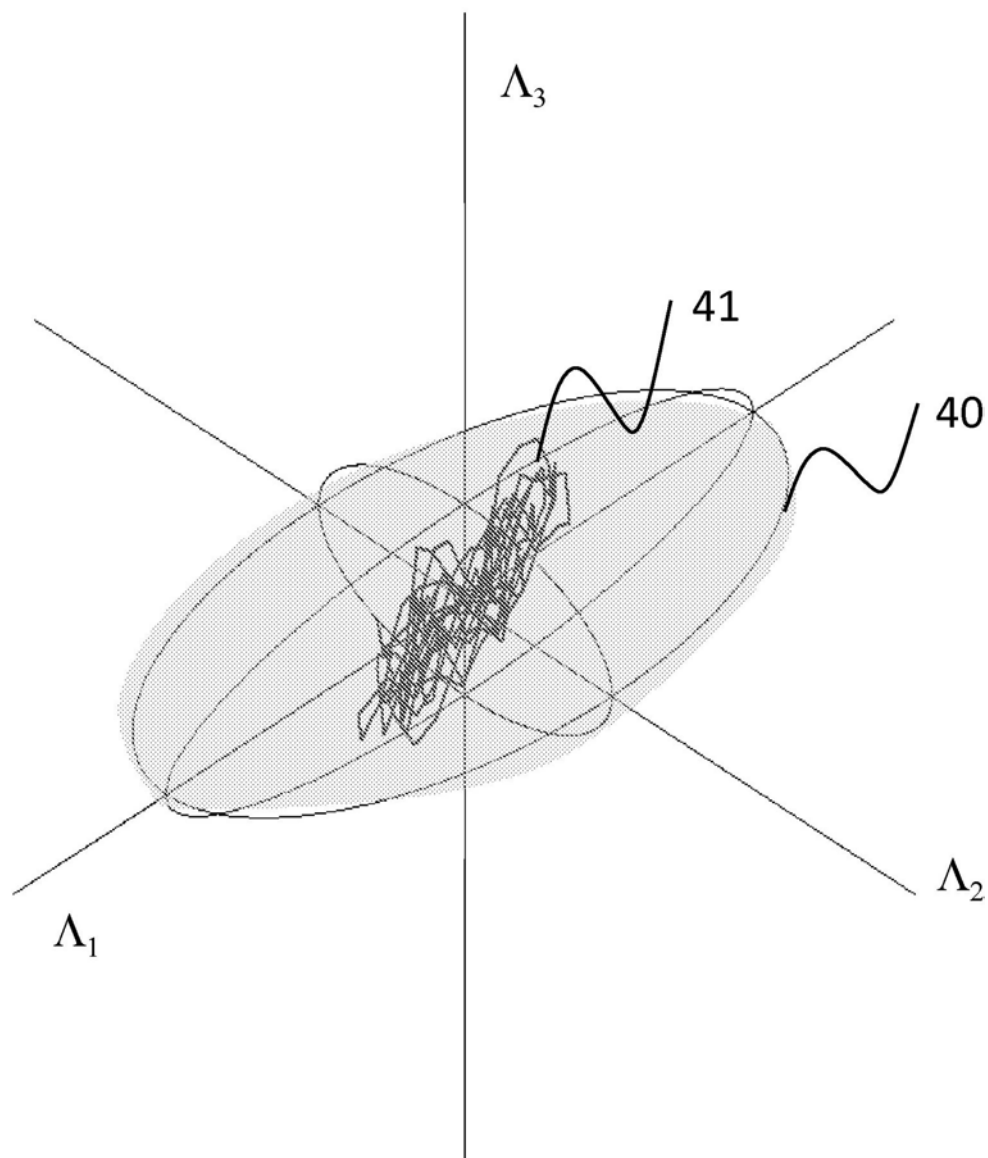


图10

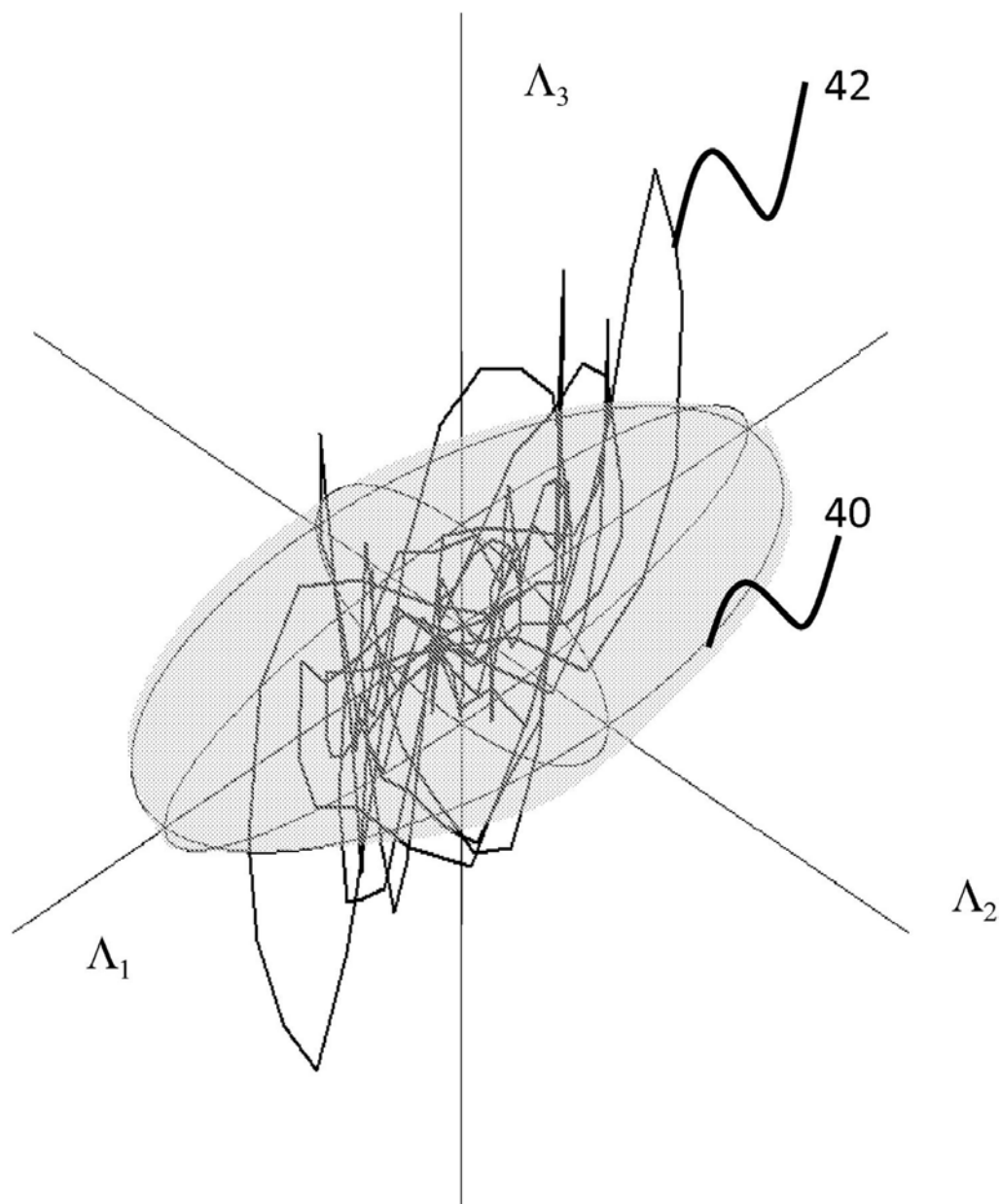


图11

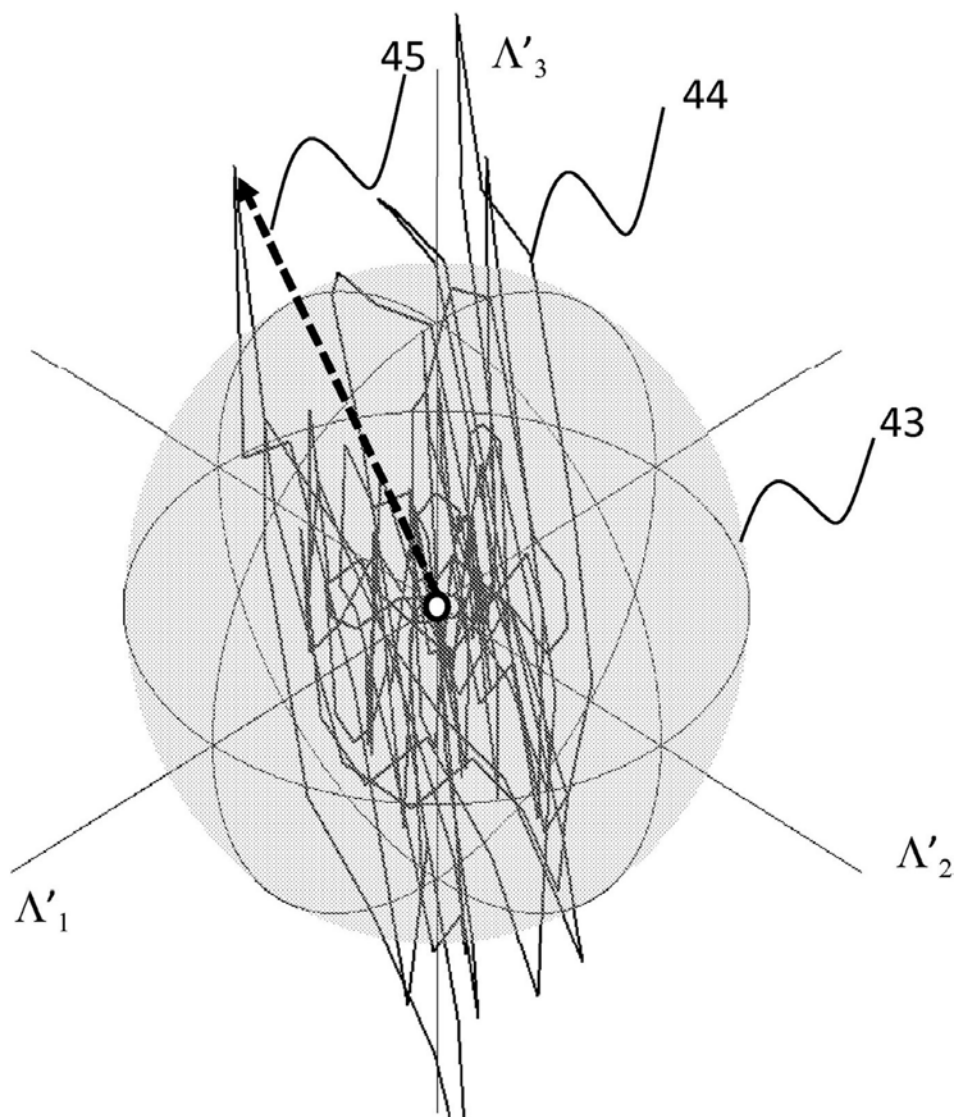


图12

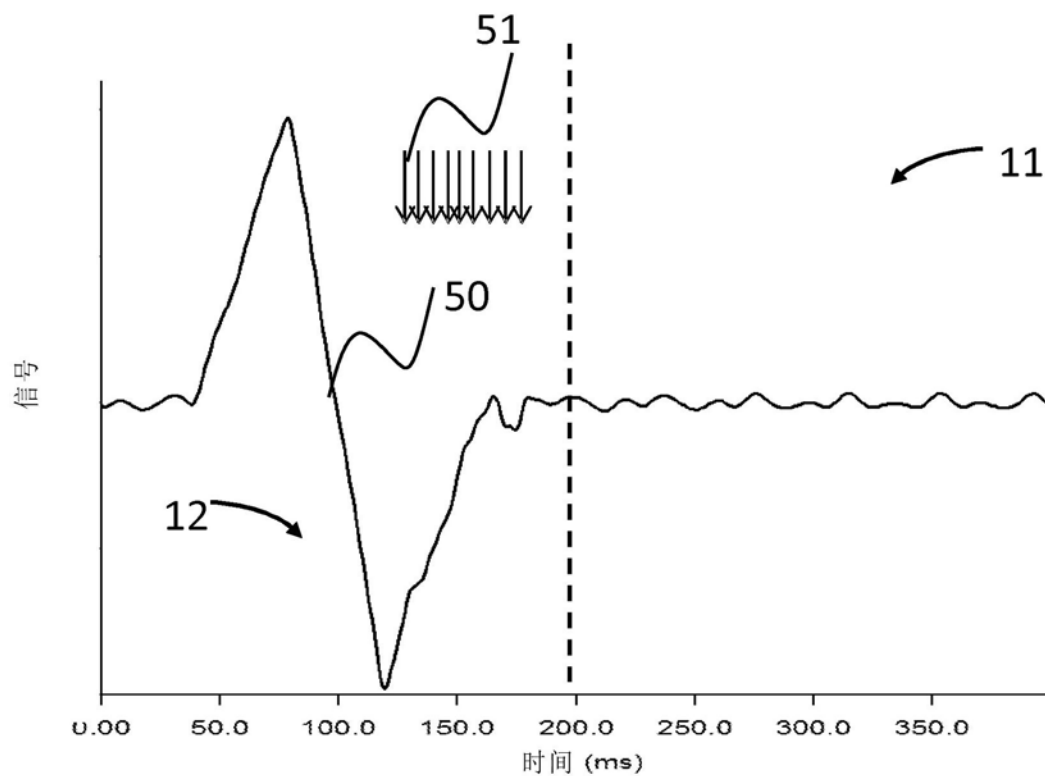


图13

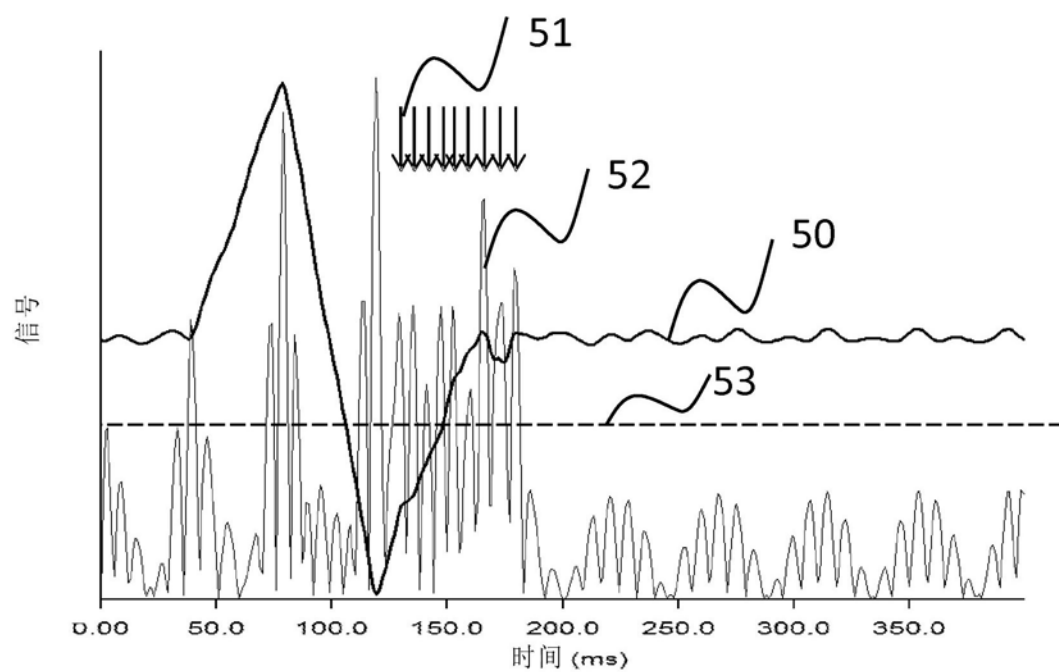


图14

专利名称(译)	对分析生理电描记图的改进		
公开(公告)号	CN107249447A	公开(公告)日	2017-10-13
申请号	CN201580053239.8	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	A61B5/04 A61B5/0452 A61B5/00 A61N1/362		
优先权	2014014330 2014-08-13 GB		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

前期研究已经表明通过观察响应起搏时记录的心内膜电描记图的形状(尤其是通过在心脏的早期刺激之后检测记录的电描记图中的某些小偏转)可以预测由心律失常引起的猝死的风险。一个长期存在的问题是对这些小的单个电位的可靠检测,因为在典型导管实验室内的其它电气设备产生的记录的电信号中存在噪声,所描述的解决方案涉及从电描记图的第一部分推导出噪声模型,所述电描记图的第一部分假定不存在生理信号,以及将电描记图的第二部分转换成所述噪声模型,所述电描记图的第二部分假定包含生理信号。然后通过识别部分不符合噪声模型的电描记图的第二部分识别出所述生理信号。

