



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109480819 A

(43)申请公布日 2019.03.19

(21)申请号 201710820237.8

(22)申请日 2017.09.11

(71)申请人 南京大学

地址 210023 江苏省南京市栖霞区仙林大道163号南京大学电子学院

(72)发明人 黄玉丹 陈颖 葛云

(51)Int.Cl.

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

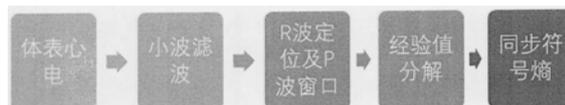
权利要求书1页 说明书5页 附图5页

(54)发明名称

一种利用多路体表心电预测房颤发生的方法

(57)摘要

本发明公开一种利用多路体表心电预测房颤发生的方法。本发明采用体表电生理标测方法进行心电信号采集,对心电信号进行小波滤波,对滤波后的心电信号的P波窗口进行定位分离,使用经验值分解方法计算同步符号熵,通过符号熵的统计特性推断房颤发生可能性的大小。本发明在消融手术后,复发房颤前,对窦性状态下的心房电信号分析进行疾病分类,评价房颤的程度以及房颤复发的可能性,则对于患者的预后评估及医生选择有针对性的治疗方案具有重要的指导作用。



1. 一种利用多路体表心电预测房颤发生的方法,其特征在于,包括以下步骤:

S1: 体表电生理标测方法进行心电信号采集

S2: 对心电信号进行小波滤波

S3: 对滤波后的心电信号的P波窗口进行定位分离

S4: 使用经验值分解方法计算同步符号熵

S5: 通过符号熵的统计特性推断房颤发生可能性的大小。

2. 如权利要求1所述的一种利用多路体表心电预测房颤发生的方法,其特征在于,S1具体包括:所述体表电生理标测使用的体表电极间距3-4cm,直径5.0-8.0mm,电极板长度约35cm,宽度2.8-3.2cm,心电采集模块使用128导便携式心电系统采集体表心电信号,采样频率1kHz。

3. 如权利要求1所述的一种利用多路体表心电预测房颤发生的方法,其特征在于,S2具体包括:所述小波滤波采用的是bio6.8小波基函数,进行了10层分解,选择第4层到10层的细节信号和作为滤波后的结果,滤波后的频带为0.98hz-62.5hz。

4. 如权利要求1所述的一种利用多路体表心电预测房颤发生的方法,其特征在于,S3具体包括:所述P波窗口定位分离首先通过阈值方法获得R峰的位置,之后在每个R峰前面第三个波峰处为该次P波窗口的终点,在窗口前110ms处为该次P波窗口的起点,从而准确定位P波窗口。

5. 如权利要求1所述的一种利用多路体表心电预测房颤发生的方法,其特征在于,S4具体包括:所述经验值分解方法将EMD在每个P波窗口内单独应用,分析的信号频段为0.98hz-500hz。经验值分解后,选择第一层信号6-24个导联进行下一步的符号熵计算。

6. 如权利要求1所述的一种利用多路体表心电预测房颤发生的方法,其特征在于,S5具体包括:病人术后的体表心电差矩阵的符号熵可以预测病人的房颤复发率,符号熵的升高意味着心电随机性的升高,并表征房颤易颤性的提高。

一种利用多路体表心电图预测房颤发生的方法

技术领域

[0001] 本发明公开一种利用多路体表心电图预测房颤发生的方法,该发明对于房颤患者的预后评估及选择有针对性的治疗方案必定具有重要的指导作用。

背景技术

[0002] 心房颤动(atrial fibrillation,AF,房颤)是全球临床上最常见的持续性心律失常之一,消融手术后的有效心电图分析缺失导致医生无法准确把握病人的预后情况,无法针对性的予以后续的术后治疗很大程度上为房颤的复发埋下隐患,大大加重了病人的经济负担和医院的治疗成本。

[0003] 以往大多数房颤患者的预后评估方法分析的数据是房颤发生时的心房组织,以及混乱的幅度较低的心房电信号等特征,根据现有方法并不能准确地通过分析混乱的心电信号预测房颤复发的可能性。如果能够在消融手术后,复发房颤前,对窦性状态下的心房电信号分析,从而评价房颤的程度以及房颤复发的可能性,则对于患者的预后评估具有重要的指导作用。

[0004] 鉴于上述问题,本发明提出一种利用多路体表心电图预测房颤发生的方法,帮助医生准确预测病人术后房颤复发的可能性大小,从而有针对性的选择相应的治疗方案。

发明内容

[0005] 针对现有技术的不足,本发明解决的技术问题是提供一种能够准确地通过分析窦性心电信号预测房颤术后复发可能性大小的方法。

[0006] 本发明的技术方案主要步骤如下:

S1:采用体表电生理标测方法进行心电信号采集

S2:对心电信号进行小波滤波

S3:对滤波后的心电信号的P波窗口进行定位分离

S4:使用经验值分解方法计算同步符号熵

S5:通过符号熵的统计特性推断房颤发生可能性的大小

[0007] 作为本发明的进一步改进,S1具体包括:心电采集模块使用128导便携式系统采集体表心电信号,采样频率1kHz。使用的体表电极点间距3-4cm,直径5.0-8.0mm,电极板长度约35cm,宽度2.8-3.2cm。信号获取的导联分布示意图如图1所示,采集到的信号如图2,其中图2(a)和图2(b)分别表示临床随访患者术前(房颤心律)电信号的采集示意图和临床随访患者术后(窦性心律)电信号的采集示意图。

[0008] 作为本发明的进一步改进,S2具体包括:心电信号的预处理,我们采用bio6.8小波基函数对采集到的体表心电信号进行了10层分解,体表信号小波滤波结果如图3所示,从上到下分别显示的是原始心电,小波第一层到第四层细节信号,以及第10层的概貌信号。我们选择第4层到10层的细节信号和作为滤波后的结果。当采样频率为1kHz时,小波滤波后的频带为0.98hz-62.5hz。

[0009] 作为本发明的进一步改进,S3具体包括:为了去除心室的干扰,关注心房信号,我们首先对小波滤波后的信号通过阈值方法获得R峰的位置,之后在每个R峰前面第三个波峰处为该次P波窗口的终点,在窗口前110ms处为该次P波窗口的起点,从而准确定位P波窗口,定位到的P波窗口如图4所示。

[0010] 作为本发明的进一步改进,S4具体包括:由于体表波形是心肌动作电位在体表的综合,很难分离出独立的心电波形相位,故本发明使用经验值分解方法分离P波上的时变心肌激动波。将经验模态分解在每个P波窗口内单独应用,分析的信号如图5,6所示,频段为0.98hz-500hz。

[0011] 作为本发明的进一步改进,S5具体包括:由于传统的通过希尔伯特方法提取心电相位的方法只能得到各个心肌相位的叠加结果,因此采用经验值分解(EMD,分解信号序列的一种方法,它将原信号分解为许多的窄带分量)提取心电波形,对分解后的第一层P波信号归一化后构成电位差矩阵,计算同步信息熵。对同步符号熵与病人房颤复发情况进行了对比,发现符号熵对导联的位置与组合比较敏感。当选取不同数量的导联构成电位矩阵后,电位矩阵的符号熵随着导联数目的增加而逐渐变大,房颤复发样本的符号熵与正常组的符号熵的差距也越来越小,如图7所示。经过多次实验,选择6-24个导联进行符号熵的计算能够有效区分正常组和复发组。

[0012] 本发明的有益效果在于:通过计算EMD分解后P波心电信号电位差矩阵的符号熵,可以准确地预测病人的房颤复发率。符号熵的升高意味着心电随机性的升高,并表征房颤易颤性的提高,从而有效的指导医生选择合理有针对性的术后治疗减少房颤的复发几率。

附图说明

[0013] 图1:信号获取的导联分布示意图。

[0014] 图2:(a)患者术前(房颤心律)电信号的采集示意图。

(b)患者术后(窦性心律)电信号的采集示意图。

[0015] 图3:体表信号小波滤波结果,从上到下分别显示的是原始心电,小波第一层到第四层细节信号,以及第10层的概貌信号。

[0016] 图4:P波窗口定位示意图。

[0017] 图5:P波窗口的经验值6层分解示例,a为原始体表心电的P波窗口,其余b-g为1-6层分解信号,左右两幅图选自同一个导联不同的P波窗口。

[0018] 图6:EMD分解后体表一些导联上的电位波形,纵坐标上的数字表示导联号,横坐标为采样点数。

[0019] 图7:为同步样本熵得到的结果红色表示对象在随访中发现复发房颤,蓝色表示复律。

(a)仅胸前8个导联计算得到的符号熵。

(b)表示环绕体表前后的14个导联。

(c)表示电极网上部的前后导联。

(d)表示全部导联,横坐标为病人序号。

[0020] 图8:从128个导联中随机选择6-24个导联进行符号熵计算,重复100次。

(a)蓝色表示数据来源于手术后恢复正常的病人,红色表示病人在随访中发现房颤复

发。

(b) 符号熵均值。

(c) 符号熵最小值。

图9:算法流程图。

[0021] 以下将结合附图所示的各方式对本发明进行详细描述。但这些实施方式并不限制本发明,本领域的普通技术人员根据这些实施方式所做出的结构、方法、或功能上的变换均包含在本发明的保护范围内。

[0022] 本发明是一种基于经验值分解的心脏病人术前体表心电信号分析方法,利用128导便携式心电系统采集到临床随访患者术前(房颤心律)电信号(如图2所示)后,对该信号进行分析,包括以下步骤:

S1:小波滤波

[0023] 其原理分析及其在本发明方法中的应用如下:小波变换作为一种多尺度、多分辨率的分析方法,能够根据对分辨率的要求自动调节时间窗和频率窗的宽度。正是这种自适应特性使得小波变换的结果在信号低频部分具有较高的频率分辨率,在信号高频部分具有较高的时间分辨率。这表明小波变换无论在时域还是频域都具有描述信号局部特征的能力。连续小波基函数定义为:其中a为尺度因子,b为位移因子

$$[0024] \quad \psi_{a,b}(x) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{x-b}{a}\right)$$

[0025] 连续小波定义为:

$$[0026] \quad W_f(a,b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} f(x) \psi\left(\frac{x-b}{a}\right) dx$$

[0027] 在解决心脏病病人术前体表信号分析这一问题中,本发明采用的是小波滤波方法,以 bio6.8小波基函数,进行了10层分解,选择第4层到10层的细节信号和作为滤波后的结果。当采样频率为1Khz时,小波滤波后的频带为0.98hz-62.5hz。如图3所示为体表信号小波滤波结果,从上倒下分别显示的是原始心电,小波第一层到第四层细节信号,以及第10层的概貌信号。

[0028] 本发明在解决该问题过程中,利用小波变换滤波的有效之处在于:是它的局部分析能力可以自适应地变化,在信号的较高频段部分,小波变换的时间分辨率较高,在信号的低频段部分,小波变换的频率分辨率较高。但是,小波变换也受到测不准原理的制约,不可能同时在时域和频域都拥有无限高的分辨率。在信号高频段,小波变换选用窄的时间尺度窗,在低频段选用宽的时间尺度窗。但是过长的窗口尺度会使信号产生能量泄露。

S2:P波窗口定位

[0029] 由于我们的观察目标是心房,P波定位的目的在于去除心室电活动的干扰。我们首先对小波滤波后的信号通过阈值方法获得R峰的位置,之后在每个R峰前面第三个波峰处为该次P波窗口的终点,在窗口前110ms处为该次P波窗口的起点,从而准确定位P波窗口,

S3:经验值分解方法

[0030] EMD是分解信号序列的一种方法,它将原信号分解为许多的窄带分量,每个分量被称为本征模态函数(Intrinsic Mode Function,IMF)。

[0031] 本发明的有益效果在于:经验值分解在长时心电信号上分解时,由于心电具有非

常大的时变性,无法获得准确的IMF。因此本发明将EMD在每个信号窗口内单独应用,分析的 信号频段为0.98hz-500hz。经验值分解后,本发明选择第一层信号去进行下一步的符号熵计 算,实践也证明这样的选择可以达到符号熵与病人房颤复发的对应。如图5所示为信号窗口 的经验值6层分解示例。

S4:同步符号熵

[0032] 由于体表信号是由心内外的心电信号综合产生,原有的通过hilbert提取心电相位的方法只能得到各个心肌相位的叠加结果。因此对于体表的熵计算,本发明采用的是EMD提取 心电波形,归一化后构成电位差矩阵的方法。

[0033] 这里计算的符号熵,是基于体表心电经过EMD分解后产生的电位矩阵 Φ 由长度为N的时间向量 $\{\varphi_j\} = \{\varphi_1, \dots, \varphi_N\}$ 形成,其中 φ_j 是由各电极的归一化瞬时电位差组成, $\varphi_j = \{\psi_{1,s}(j), \dots, \psi_{127,s}(j)\}$ ($i \neq s, 1 \leq j \leq N$)。对 $\psi_{i,s}(t)$ 进行符号化转换为 $S(\psi_{i,s}(t))$,以降低后续 的计算时间

$$[0034] \quad s(\psi_{i,s}(t)) = \begin{cases} \dots & (n-1)r \leq \psi_{i,s}(t) < nr, n = \text{int}(\frac{t}{r}) \\ 'B', & \frac{r}{2} \leq \psi_{i,s}(t) < r \\ 'A', & 0 \leq \psi_{i,s}(t) < \frac{r}{2}, nr \leq \psi_{i,s}(t) \leq 1 \end{cases}$$

[0035] 经过符号化算法后矩阵 $\{\varphi_j\}$ 变为矩阵 $\{s(\varphi_j)\} = \{s(\varphi_1), \dots, s(\varphi_N)\}$,其中 $s(\varphi_j)$ 为序号是j的字符向量组,其中的字符个数也就是有用的电极数目。对矩阵 $\{s(\varphi_j)\}$ 的各向量计算概率统计 矩阵的香农熵。

$$[0036] \quad p(s(\varphi_j)) = \begin{cases} P_r \{s(\varphi_i) = s(\varphi_j), j < i \leq N\} \\ 0, s(\varphi_i) = s(\varphi_j), 1 \leq i \leq j \end{cases}$$

$$[0037] \quad p(s(\varphi_j)) = \begin{cases} \text{Prob} \{s(\varphi_j) = s(\varphi_i), j < i \leq N\} \\ 0, \{\exists s(\varphi_j) = s(\varphi_i), 1 \leq i \leq j\} \end{cases}$$

$$[0038] \quad SE = \sum_{j=1}^N p(s(\varphi_j)) \log p(s(\varphi_j))$$

另K为非0概率的个数,定义符号容量比 $C_r = K/N$,N是数据长度。

[0039] 本发明中提出:假设电位矩阵 Φ 包含着以窦房结为参考的心房电传播同步工作模式,那么符号化矩阵的香农熵(SE)是对工作模式的随机性(字符向量组的随机性)进行评估,而符号容量比 C_r 是对工作模式总容量(不重复的字符向量组总数)的评估。由于 $\Phi\Phi$ 的维 数是心房电极数目乘以数据长度(12000),因此采用了符号化方法对矩阵进行快速SE计算,从而得到对应的评价指标进入下一步的数据分析。

S5:数据分析结果与讨论

[0040] 数据分析前对病人的数据进行检查,信噪比太低,噪声太多的信号不再进行下一步的分析。由于采集心电现场无法做到完全独立安静,人员的进出等会对体表128导放大器带来 很多噪声干扰。因此本发明在实验进行试验时最终从24例病人数据中,选择了11例作为下 一步的研究对象,其中有3名病人通过随访确定为房颤复发,其他病人则随访期内

心率正常。由于P波窗口长度有限,导致信号长度缩小很多,目前使用的长度是14000个采样点,大约 127个心电周期。如图6所示为EMD分解后体表一些导联上的电位波形。

[0041] 本发明的数据分析流程中首先对同步符号熵,与病人房颤复发情况进行了对比,可以发现符号熵对导联的位置与组合比较敏感。

[0042] 利用本发明的方法,采用同步样本熵得到的结果如图7,红色表示对象在随访中发现复发房颤,蓝色表示复律。(a).仅胸前8个导联计算得到的符号熵。(b)表示环绕体表前后的14个导联。(c).表示电极网上部的前后导联。(d)表示全部导联。横坐标为病人序号。

[0043] 如图7所示,当选取不同数量的导联构成电位矩阵后,电位矩阵的符号熵随着导联数目的增加而逐渐变大。同时红色表示的房颤复发样本的符号熵与正常组的符号熵的差距也越来越小。由此可以判断导联数目应该存在一个合理范围,在范围里计算符号熵才能将房颤复发病人与正常恢复的病人区分开来。虽然计算128导联是很全面,但是128维电位差矩阵情况太复杂,需要的数据时间长度太大。所以有必要缩减导联数目,本发明中使用的方法128导联里随机选择6-24个导联进行符号熵的计算。结算结果如图8。图8(a)表示从128个导联中随机选择6-24个导联进行符号熵计算,重复100次,蓝色表示数据来源于手术后恢复正常的病人,红色表示病人在随访中发现房颤复发,图8(b)表示均值,图8(c)为最小值。

[0044] 根据统计结果,重复30次随机选择导联或者重复100次选择,对符号熵均值的影响变化不大,对符号熵最小值的有显著影响。房颤复发病人的符号熵均值标准差为 $3.08+0.07$,正常恢复的病人符号熵的均值与标准差为 $2.56+0.12$ 。

[0045] 本发明方法最终得到的结论是:病人术后的体表心电差矩阵的符号熵可以预测病人的房颤复发率。符号熵的升高意味着心电随机性的升高,并表征房颤易颤性的提高,这与早期动物实验中得到的结论是一致的。

[0046] 应当理解,虽然本说明书按照实施方式加以描述,但并非每个实施方式仅包含一个独立的技术方案,说明书的这种叙述方式仅仅是为清楚起见,本领域技术人员应当将说明书作为一个整体,各实施方式中的技术方案也可以经适当组合,形成本领域技术人员可以理解的其他实施方式。

[0047] 上文所列出一系列的详细说明仅仅是针对本发明的可行性实施方式的具体说明,它们并非用以限制本发明的保护范围,凡未脱离本发明技艺精神所作的等效实施方式或变更均应包含在本发明的保护范围之内。

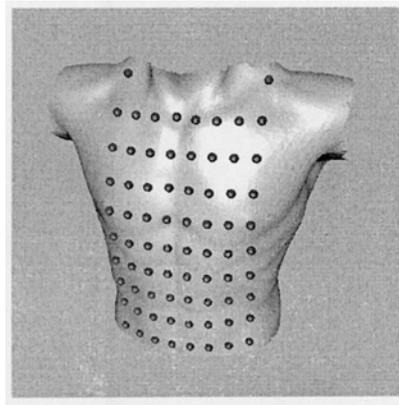


图1

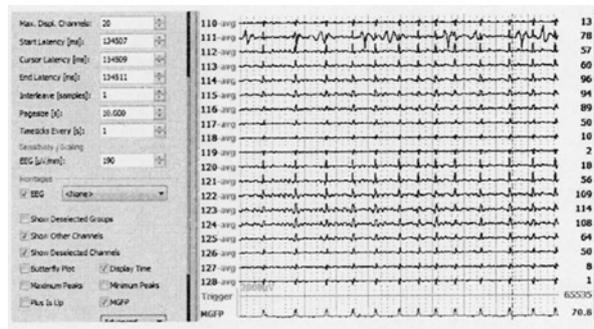


图2 (a)

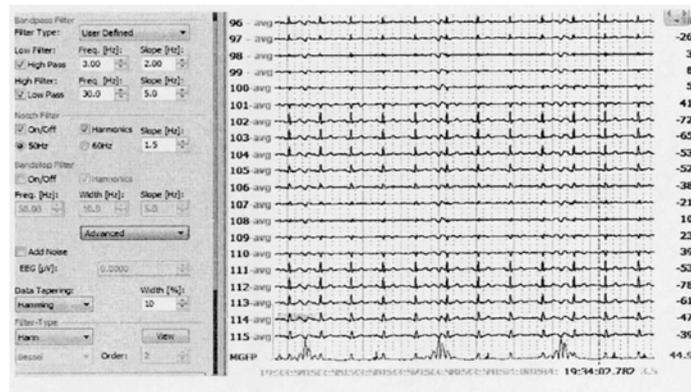


图2 (b)

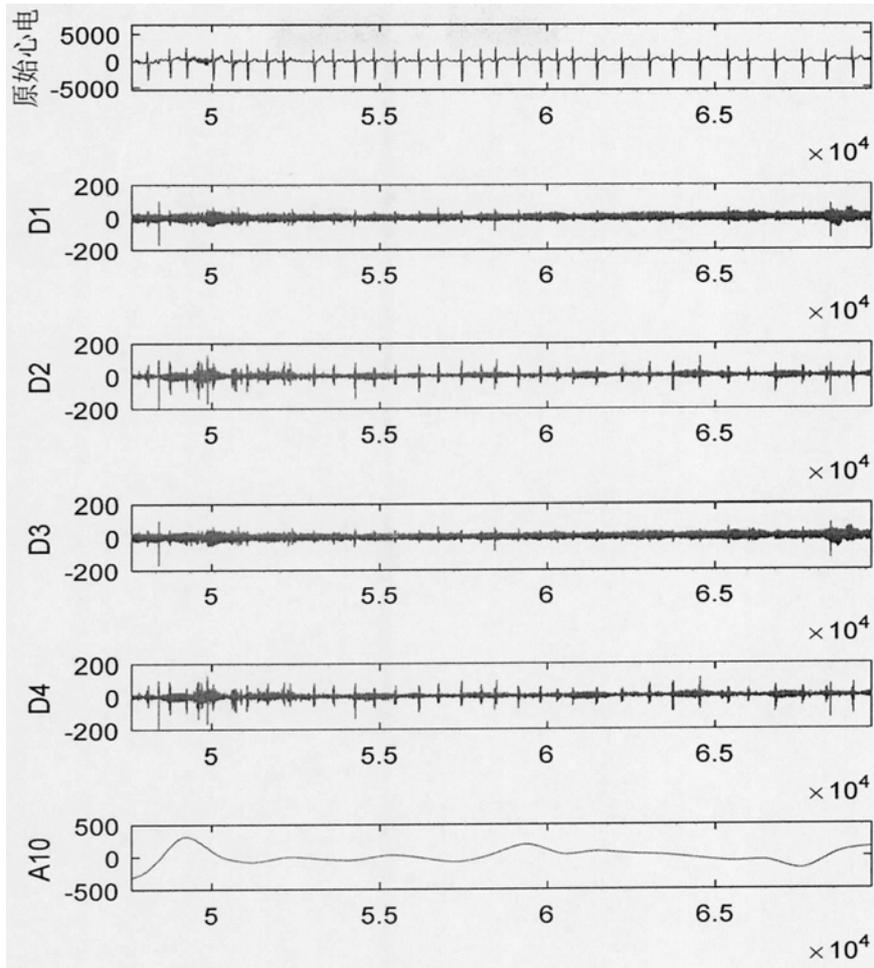


图3

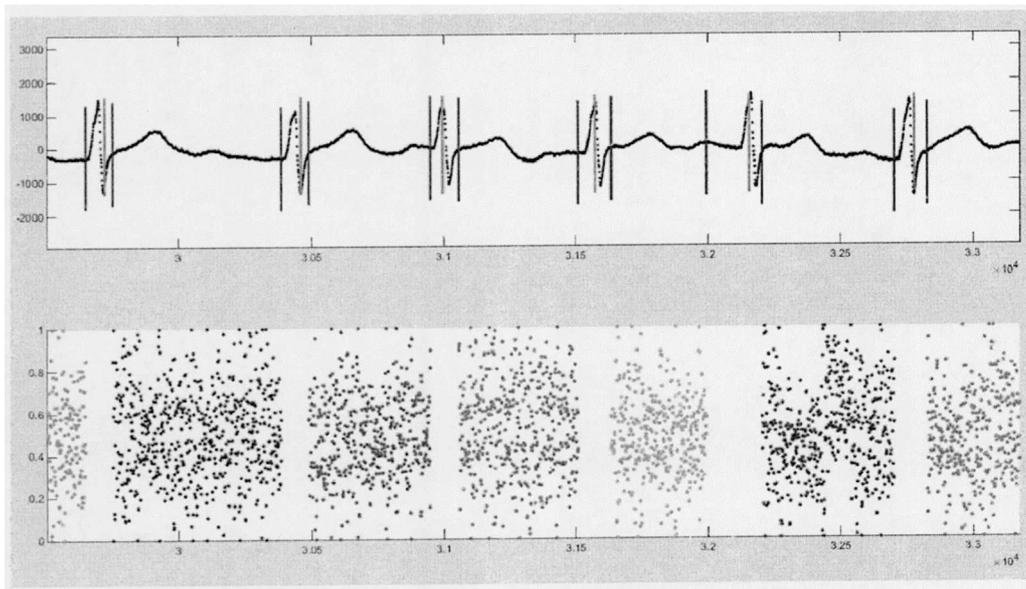


图4

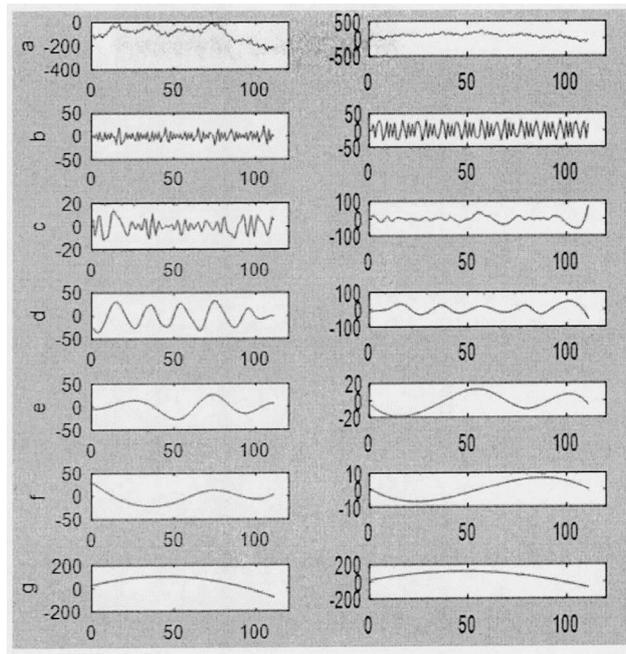


图5

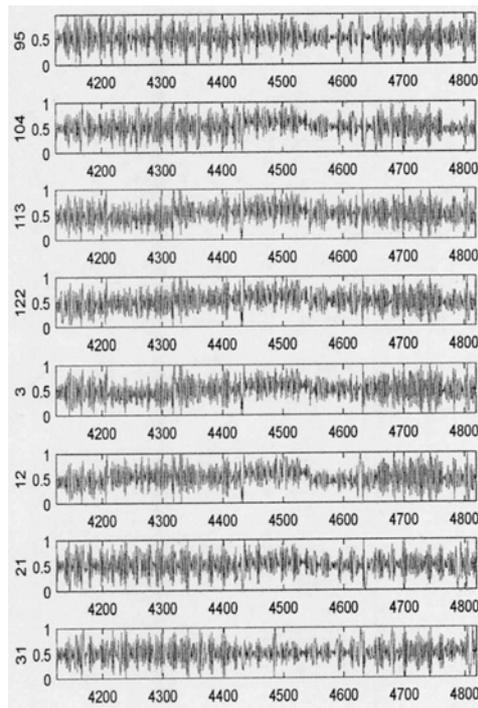


图6

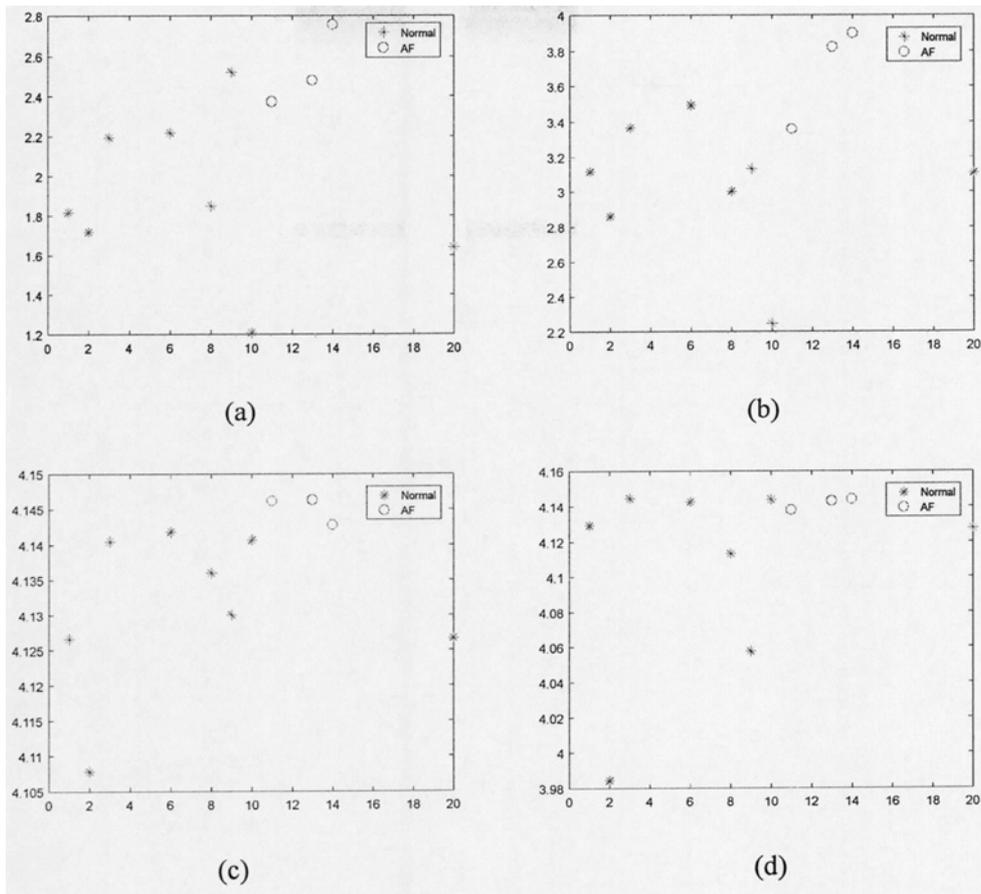


图7

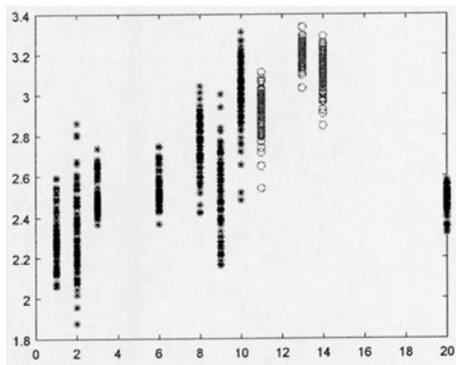


图8 (a)

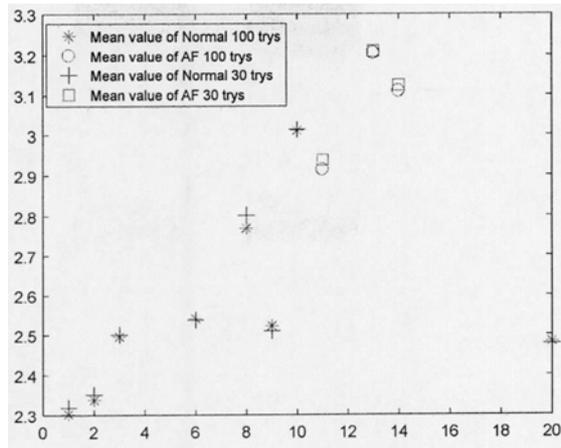


图8 (b)

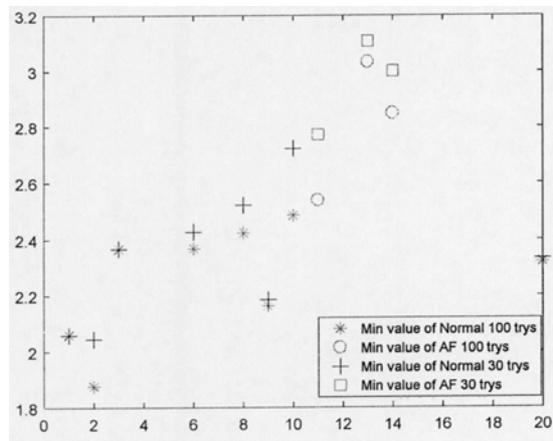


图8 (c)

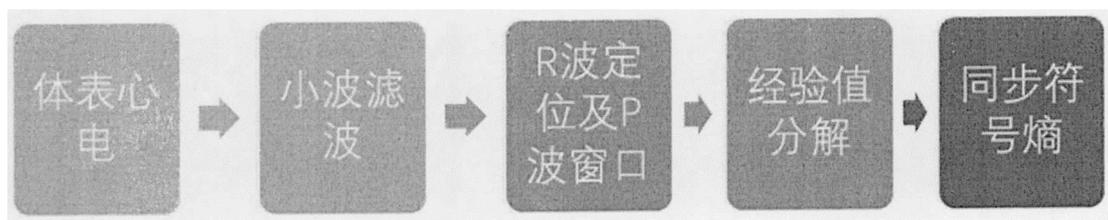


图9

专利名称(译)	一种利用多路体表心电图预测房颤发生的方法		
公开(公告)号	CN109480819A	公开(公告)日	2019-03-19
申请号	CN2017110820237.8	申请日	2017-09-11
[标]申请(专利权)人(译)	南京大学		
申请(专利权)人(译)	南京大学		
当前申请(专利权)人(译)	南京大学		
[标]发明人	黄玉丹 陈颖 葛云		
发明人	黄玉丹 陈颖 葛云		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0402 A61B5/04012 A61B5/7203 A61B5/725		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开一种利用多路体表心电图预测房颤发生的方法。本发明采用体表电生理标测方法进行心电信号采集，对心电信号进行小波滤波，对滤波后的心电信号的P波窗口进行定位分离，使用经验值分解方法计算同步符号熵，通过符号熵的统计特性推断房颤发生可能性的大小。本发明在消融手术后，复发房颤前，对窦性状态下的心房电信号分析进行疾病分类，评价房颤的程度以及房颤复发的可能性，则对于患者的预后评估及医生选择有针对性的治疗方案具有重要的指导作用。

