



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108289627 A

(43)申请公布日 2018.07.17

(21)申请号 201680068526.0

(74)专利代理机构 北京聿宏知识产权代理有限公司 11372

(22)申请日 2016.09.22

代理人 吴大建 陈伟

(30)优先权数据

102015116044.7 2015.09.23 DE  
62/243,356 2015.10.19 US

(51)Int.Cl.

A61B 5/024(2006.01)  
A61B 5/046(2006.01)  
A61B 5/0464(2006.01)  
A61B 5/0472(2006.01)  
A61B 5/00(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日  
2018.05.23

(86)PCT国际申请的申请数据  
PCT/DE2016/100445 2016.09.22

(87)PCT国际申请的公布数据  
W02017/050321 DE 2017.03.30

(71)申请人 生物迹象医疗有限公司  
地址 德国奥滕霍芬

(72)发明人 莱因哈德·贝思

权利要求书3页 说明书10页 附图8页

(54)发明名称

对呼吸性窦性心律不齐进行量化的方法和装置以及这种方法或这种装置的应用

(57)摘要

本发明涉及一种对呼吸性窦性心律不齐进行量化的方法和装置,首先,测得心脏频率,接着,确定两次心跳的时间间隔,并通过在相域中分析来进行量化。在此得到了一种有力的量化,在该量化中使用适宜的系数,对心脏曲线进行插值,和/或去趋势化。

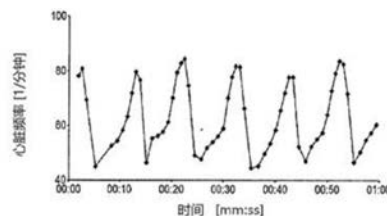


图 4a

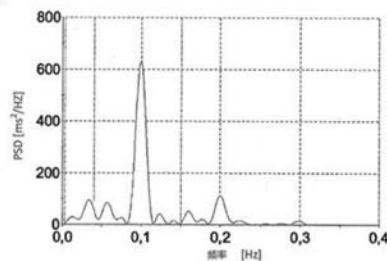


图 4b

1. 一种对呼吸性窦性心律不齐进行量化的方法,其中,首先测得心脏频率曲线,接着确定两次心跳的时间间隔 $RR_n$ ,并且通过分析心跳的时间间隔 $RR_n$ ,从含有SD1和SD2的商中对呼吸性窦性心律不齐进行量化,其中,

$$SD1 = \frac{RMSSD}{\sqrt{2}}$$

$$SD2 = \sqrt{2 \times SDNN^2 - SD1^2}$$

$$SDNN = \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^N (RR_n - RR_{mean})^2}{N-1}}$$

$$RMSSD = \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^{N-1} (RR_{n+1} - RR_n)^2}{N-1}} \text{ 以及}$$

$$RR_{mean} = \frac{\sum_{n=1}^N RR_n}{N}$$

其特征在于,为了量化使用 $G'$ 值,其中,

$$G' = a \frac{SD2^b}{(SD1 + c)^d}。$$

2. 一种对呼吸性窦性心律不齐进行量化的装置,其带有用于测量心脏频率曲线的工具和用于分析心脏频率曲线的工具,其中所述量化装置包括用于确定两次心跳的时间间隔 $RR_n$ 以及用于计算含有SD1和SD2的商的工具,所述商是用于对呼吸性窦性心律不齐进行量化的基础,其中,

$$SD1 = \frac{RMSSD}{\sqrt{2}}$$

$$SD2 = \sqrt{2 \times SDNN^2 - SD1^2}$$

$$SDNN = \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^N (RR_n - RR_{mean})^2}{N-1}}$$

$$RMSSD = \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^{N-1} (RR_{n+1} - RR_n)^2}{N-1}} \text{ 以及}$$

$$RR_{mean} = \frac{\sum_{n=1}^N RR_n}{N}$$

其特征在于下述工具:其用于计算以及给出 $G'$ 值作为呼吸性窦性心律不齐的量化,其中,

$$G' = a \frac{SD2^b}{(SD1 + c)^d}。$$

3. 根据权利要求1和2中任意一项所述的量化方法或量化装置,其特征在于,a处于0.5和1.5之间,优选为1。

4. 根据权利要求1至3中任意一项所述的量化方法或量化装置,其特征在于,b处于2.4

和3.3之间,优选处于2.5和3.2之间。

5. 根据权利要求1至4中任意一项所述的量化方法或量化装置,其特征在于,c处于4.0和10.0之间,优选处于5.0和9.0之间。

6. 根据权利要求1至5中任意一项所述的量化方法或量化装置,其特征在于,d处于2.8和4.2之间,优选处于2.9和4.1之间。

7. 一种对呼吸性窦性心律不齐进行量化的方法,其中,首先测得心脏频率曲线,接着确定两次心跳的时间间隔 $RR_n$ ,并且通过分析心跳的时间间隔 $RR_n$ ,从含有SD1和SD2的商中对呼吸性窦性心律不齐进行量化,其中,

$$SD1 = \frac{RMSSD}{\sqrt{2}}$$

$$SD2 = \sqrt{2 \times SDNN^2 - SD1^2}$$

$$SDNN = \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^N (RR_n - RR_{mean})^2}{N-1}}$$

$$RMSSD = \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^{N-1} (RR_{n+1} - RR_n)^2}{N-1}} \text{ 以及}$$

$$RR_{mean} = \frac{\sum_{n=1}^N RR_n}{N}$$

其特征在于,在计算含有SD1和SD2的商之前对所述心脏频率曲线插值。

8. 一种对呼吸性窦性心律不齐进行量化的装置,其带有用于测量心脏频率曲线的工具和用于分析心脏频率曲线的工具,其中所述量化装置包括用于确定两次心跳的时间间隔 $RR_n$ 以及用于计算含有SD1和SD2的商的工具,所述商是用于对呼吸性窦性心律不齐进行量化的基础,其中,

$$SD1 = \frac{RMSSD}{\sqrt{2}}$$

$$SD2 = \sqrt{2 \times SDNN^2 - SD1^2}$$

$$SDNN = \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^N (RR_n - RR_{mean})^2}{N-1}}$$

$$RMSSD = \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^{N-1} (RR_{n+1} - RR_n)^2}{N-1}} \text{ 以及}$$

$$RR_{mean} = \frac{\sum_{n=1}^N RR_n}{N}$$

其特征在于对所述心脏频率曲线进行插值的工具。

9. 根据权利要求7和8中任意一项所述的量化方法或量化装置,其特征在于,把所述心脏频率曲线插入一条以规律的时间间隔采集的心脏频率曲线。

10. 一种对呼吸性窦性心律不齐进行量化的方法,其中,首先测得心脏频率曲线,接着确定两次心跳的时间间隔 $RR_n$ ,并且通过分析心跳的时间间隔 $RR_n$ ,从含有SD1和SD2的商中对

呼吸性窦性心律不齐进行量化,其中,

$$SD1 = \frac{RMSSD}{\sqrt{2}}$$

$$SD2 = \sqrt{2 \times SDNN^2 - SD1^2}$$

$$SDNN = \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^N (RR_n - RR_{mean})^2}{N-1}}$$

$$RMSSD = \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^{N-1} (RR_{n+1} - RR_n)^2}{N-1}} \text{ 以及}$$

$$RR_{mean} = \frac{\sum_{n=1}^N RR_n}{N}$$

其特征在于,在计算含有SD1和SD2的商之前使所述心脏频率曲线去趋势化。

11. 一种对呼吸性窦性心律不齐进行量化的装置,其带有用于测量心脏频率曲线的工具和用于分析心脏频率曲线的工具,其中所述量化装置包括用于确定两次心跳的时间间隔 $RR_n$ 以及用于计算含有SD1和SD2的商的工具,所述商是用于对呼吸性窦性心律不齐进行量化的基础,其中,

$$SD1 = \frac{RMSSD}{\sqrt{2}}$$

$$SD2 = \sqrt{2 \times SDNN^2 - SD1^2}$$

$$SDNN = \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^N (RR_n - RR_{mean})^2}{N-1}}$$

$$RMSSD = \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^{N-1} (RR_{n+1} - RR_n)^2}{N-1}} \text{ 以及}$$

$$RR_{mean} = \frac{\sum_{n=1}^N RR_n}{N}$$

其特征在于对所述心脏频率曲线去趋势化的工具。

12. 根据权利要求10和11中任意一项所述的量化方法或量化装置,其特征在于,通过求算线性趋势并将它减除来使所述心脏频率曲线去趋势化。

13. 根据上述权利要求中任意一项所述的量化方法或量化装置的、在生物反馈方面的应用,具体包括,实时进行测量和计算,并且实时地显示计算结果。

## 对呼吸性窦性心律不齐进行量化的方法和装置以及这种方法或这种装置的应用

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种对呼吸性窦性心律不齐进行量化的方法和装置,以及这种方法或这种装置的应用。

### 背景技术

[0002] 心律变异性(缩写为HRV)或者“心脏频率变异性”,是指一次次心跳的心脏频率的波动情况。HRV可以通过适宜的数学方法进行量化,例如通过常用的统计学分散程度“标准偏差”进行量化。心律变异性表达了如下情况,即,心脏频率连续地适应于人体器官变化的需求,并且因此能够推论出人类的植物神经调节能力。在此,带有迷走神经(Nervus Vagus)的副交感神经系统的功能尤其具有重要作用(Clin Sci(Lond).2012Apr;122(7):323-8You may need the vagus nerve to understand pathophysiology and to treat diseases; De Couck M,Mravec B,Gidron Y)。

[0003] 副交感神经的功能不健全或者交感神经占据上风可以通过小的HRV值看出来。情况严重时会发生“心脏锁频”的情形。小的HRV与高的发病率和致死率之间的联系已经在许多研究中多次予以证实,并且现今被认为是确定的(Int J Cardiol.2010May 28;141(2):122-31.Epub 2009Nov 11The relationship of autonomic imbalance,heart rate variability and cardiovascular disease risk factors;Thayer JF,Yamamoto SS,Brosschot JF)。

[0004] 凭借静态以及刺激下的心脏频率分析来确定HRV现今被视为在自主神经系统的诊断领域中最重要检查方法(Eur Heart J.1996Mar;17(3):354-81Heart rate variability.Standards of measurement,physiological interpretation,and clinical use.Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology)。

[0005] 每个HRV计算的基础是心脏频率曲线,该曲线针对每次心跳把距离前次心跳的时间间隔进行量化,要么为时间间隔要么为得出的心脏频率,该频率等于60除以以秒计的时间间隔的商。可以获取由EKG(心电图)或者脉搏曲线构成的心脏频率曲线。由此,图1示出了带有四次心跳的典型的心电图,可以看到向上的大(R尖齿)。两个R尖齿的时间间隔对应于两次心跳的间距,并且可以量化为例如毫秒。由此时间间隔(也被称作RR间隔)计算出如下所示的心跳的心脏频率:

[0006] 心脏频率(1/min) = 60000/RR间隔(ms)。

[0007] 如果心电图从时间点t=0开始,则可以在每次心跳出现的时候为每次心跳给出RR间隔以及得出的心脏频率,正如在表1中示例性示出的那样。

[0008] 这样的心脏频率列表现在可以轻松地转换为心脏频率图,其中,X轴由时间栏构成,而Y轴由心脏频率栏构成(参见图2)。而图3也示出了典型的人类的心脏频率变化曲线。

[0009] 副交感神经系统的影响主要用呼吸性窦性心律不齐(RSA)的大小来表示。这个概

念可以理解为心脏频率的波动同步于呼吸,其中,心脏频率在呼入时上升,而在呼出时又下降。图4a示出了一个明显的呼吸性心律不齐的示例,而在图4b和4c所示出的示例中可以看到明显小的波动。

[0010] 呼吸性窦性心律不齐仅由副交感神经导致,交感神经对此不起作用。这个是由于两套调节系统(交感神经和副交感神经)的速度导致,其中副交感神经的调节明显快于交感神经。人们利用了副交感神经的此种特性来对交感神经和副交感神经的活性加以区分,即通过例如凭借快速傅里叶变换(FFT)的频谱分析法对心脏频率变化曲线进行相应的分析,正如这一点在图3b中为根据图3a的心脏频率变化曲线所示出的。

[0011] 在图3b中标以“HF”(高频)的频谱分析范围是指心脏频率的调节范围,该范围仅仅通过副交感神经的影响来实现(0.15Hz至0.4Hz)。标以“LF”(低频)的范围包括下述频率范围,在该频率范围交感神经和副交感神经相重叠(0.04至0.15Hz)。被称作“VLF”的频率范围包含了起效十分缓慢的影响(像例如:热学调控)。由于需要长时间的采集,对于短时HRV分析而言,“VLF”范围没有意义,并且可以在进一步的观察中忽略。

[0012] 在现有技术中,长久以来通过参数对交感神经和副交感神经的不同的活性进行量化,这些参数是通过频谱分析获得的。因此,例如在很多科学研究中使用LF/HF商,以表示交感神经和副交感神经的平衡。在此,LF范围频率分布的积分和HF范围频率曲线的积分是呈比例的。对此可以认为,HF范围仅构成了副交感神经的,而LF范围则近似地反映了交感神经的活性(Eur Heart J.1996Mar;17(3):354-81;Heart rate variability.Standards of measurement,physiological interpretation,and clinical use.Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology)。

[0013] 确定副交感神经的活性的另一途径是,对呼吸性窦性心律不齐进行量化。在呼吸性窦性心律不齐的情况下,呼吸、血压和心脏频率的节律的同步化会导致心脏频率的近似的正弦波动(参见图4a),该波动在频谱分析中具有特征模式,并且表现为在呼吸频率上的巨大的峰(参见图4b)。由于呼吸性窦性心律不齐的理想共振频率(0.1Hz),呼吸性窦性心律不齐的峰实际上总是位于频谱分析的LF(低频)范围,尽管如此,副交感神经的活性不会与交感神经的活性相混淆,所述交感神经的活性特征在于,缺少特征峰,并且在LF范围出现宽的频率分布。

[0014] 因此可以通过频谱分析来确定呼吸性窦性心律不齐的振幅。因此,例如专利文献DE10 2006 039 957A1描述了一种频谱分析方法,其用于确定呼吸性窦性心律不齐,该方法基于两个频率范围的积分部分的比例(类似于LF/HF商)。专利文献EP1 156 851B1或者DE600 32 581T2又描述了一种频谱分析方法,其用于确定呼吸性窦性心律不齐,在其中,可以通过峰检测来确定峰的频率,并随后算出含峰的积分相对于两个分别包含峰频率之上和之下的积分的比率。在上述两个专利中提及的方法实际转化成例如为用于实施所谓的HRV-生物反馈法的仪器。在此,用户的呼吸性窦性心律不齐得以实时测量,并且通过不同颜色的LED可视化。通过所谓的生物反馈效应,用户现在可以有目的地训练他的呼吸性窦性心律不齐,并且因而对健康所需要的副交感神经施加影响。专利文献DE10 2008 030 956 A1示出了一种此类仪器的实施例。

[0015] 根据现有技术,通过频谱分析来确定呼吸性窦性心律不齐需要以高的计算能力为

前提,该频谱分析是根据所需的数学方法,像例如傅里叶分析(像例如在文献US2007/0208266A1中公开的)、FFT-分析法(像例如特别在文献EP1156851B1、文献W02008/028912A2、文献US6358201、文献US7163512B1、文献US7462151B2、文献US8066637B2、或者文献US8123696B2所公开的)、小波分析法进行,正如这些方法现今在电脑领域所常见的那样。而专利文献US2006/0074333A1公开了利用测量的生物计量学参数的复合计算步骤来得出神经系统的状态。然而,在实现用于确定呼吸性窦性心律不齐的简单的电池驱动仪器时,计算能力要求更小的分析方法更受欢迎,这是因为,这样就可以不必采用昂贵的高耗电的微处理器。因此,例如可以以相对较小的计算耗费,使用时域中的标准偏差作为相应信号的变异性的评价(Proceedings of the 17<sup>th</sup> IEEE Symposium on Computer-Based Medical System (CBMS' 04) 2004,1至4页;Raghavan V,Vikas Lath,Ashish Patil Sreejit Pillai)。

[0016] 一个适宜的数学方法例如为标准偏差S:

$$[0017] \quad S = \sqrt{\frac{\sum_{n=2}^N (X_n - X_{\text{mean}})^2}{N-1}} \quad \circ$$

[0018] 其中, $X_n$ 为各个心脏频率, $N$ 为测得的心脏频率的数量, $X_{\text{mean}}$ 为心脏频率 $X_n$ 的平均值:

$$[0019] \quad X_{\text{mean}} = \frac{\sum_{n=1}^N X_n}{N} \quad \circ$$

[0020] 然而,这个组合不是很有力。

[0021] 图5示出了两条心脏频率曲线,其在两位不同的受试者身上测得(a,b)。仅从视觉印象就可以看出,曲线a具有比曲线b大得多的心脏频率波动。相应地,第一条曲线的标准偏差S为8.84 1/min。第二条曲线的标准偏差S仅为2.881/min,这表达了:心脏频率的波动宽度剧烈减小。图3的曲线c和曲线b是一样的,区别在于,该心脏频率变化曲线含有一个唯一的“人为物”(错误点)作为示例。在测量过程中,只要受试者例如运动或者咳嗽一下,就很容易生成“人为物”。测量c所产生的标准偏差S为17.04 1/min,并且在此要显著大于测量a的标准偏差S,尽管测量c直至“人为物”都仅有很小的心脏频率波动。这明示了有下述必要,即,要特别小心地处理“人为物”或是要特别小心地去除“人为物”,以避免错误的、导致误差的计算。

[0022] 根据现有技术,为了清除心脏频率曲线中的“人为物”,需要对心脏频率曲线进行滤波。专利文献W02014/101913A1在此描述了在时域中的滤波,这尤其使得数据分析可以减少计算量。在文献“庞加莱标图滤波”(Jaroslaw Piskorski和Przemyslaw Guzik, Computational Methods in Science and Technology 11(1),39-48,2005)中描述了一种滤波技术,该技术是基于庞加莱图的计算机支持的分析进行。在庞加莱图中,每次都将在心脏频率曲线上的一个点相对于后续的点记录在XY图上。庞加莱图可以简单地由心脏频率曲线产生,具体方式为,X轴对应于心脏频率曲线上的测量点,而Y轴通过心脏频率曲线上以指数1移动的测量点形成,使得在此可以在“相域”中进行分析。专利文献DE10 2011 012 619 A1也公开了庞加莱标图,其用于分析“人为物”以及对“人为物”滤波。同样地,在“相域”中进行

分析或通过庞加莱图进行分析数据分析可以减少计算量。

[0023] 图6示出了属于图5的庞加莱图。可以看到c中的“人造物”清楚地从“点群”中分离而出。在此,下述是无紧要的,即庞加莱图是由心脏频率的“点群”还是由时间间隔的“点群”构成,这是因为,它们两者可以很简单地通过数学换算转化为彼此。

[0024] 在现有技术中提到的LF/HF商,以及在专利文献DE10 2006 039957A1和专利文献EP1156851B1中提到的商最终对应于信噪比,其中,使用呼吸性窦性心律不齐的振幅作为信号部分,而采用除呼吸频率之外所有另外出现的频率作为噪声部分。

[0025] 由文献可知,LF/HF商与SD2/SD1比率有关联,其中,参数SD2和SD1可以由庞加莱图求得(Correlations between the Poincaréplot and conventional heart rate variability parameters assessed during paced breathing.Guzik Pl,Piskorski J, Krauze T,Schneider R,Wesseling KH,Wykretowicz A,Wysocki H.,J physiol Sci.2007Feb;57(1):63-71.Epub 2007Feb 3)。在此例如有:“The LF/HF significantly correlated with SD2and SD2/SD1representing the balance between long-and short-term HRV”。

[0026] 正如此前所说明的,庞加莱图反映了在XY图中彼此相随的心跳(RR间隔)的时间相关性。在本文中,RR间隔是指两次心跳的时间间隔(以毫秒计)。在此,每个RR间隔都是前面的RR间隔的函数。图3c示出了一个典型的庞加莱图,它是由图3a所示的心脏频率曲线计算得出。每一对值(x;y)都通过各自的RR间隔(X值:RR<sub>n</sub>)和它后续的一点(Y值:RR<sub>n+1</sub>)得出。角等分线(识别线)标明了所有满足RR<sub>n</sub>=RR<sub>n+1</sub>的RR间隔。现在,由庞加莱图可以求得SD1和SD2的大小,在此成立:SD1表示测量点横向于识别线分布的程度,为此所有点都投影成一条横向于识别线的线,并计算它们的标准偏差,其中通常认为,SD1主要是量化RR间隔的快速变化;而SD2表示测量点纵向于识别线分布的程度,为此所有点都投影在识别线上,并计算它们的标准偏差,其中通常认为,SD2主要是量化RR间隔的慢速变化。

[0027] 由于图形测量可能耗费十分巨大,并且要求相应的计算能力,因此在下文中采用了一种替换的计算方法,其具有明显更少的计算步骤。在现有技术中,两个参数SD1和SD2也可以以简单的方式计算(Do existing measures of Poincare plot geometry reflect nonlinear features of heart rate variability?Brennan M.,Palaniswami M.,Kamen P.,IEEE Trans Biomed Eng.2001Nov;48(22):1342-7)。

[0028] 因此可以通过RMSSD(后续差异的均方根)来表达心跳序列的快速变化:

$$[0029] \quad \text{RMSSD} = \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^{N-1} (RR_{n+1} - RR_{mean})^2}{N-1}}。$$

[0030] 由此可以导出SD1:

$$[0031] \quad \text{SD1} = \frac{\text{RMSSD}}{\sqrt{2}}。$$

[0032] 由总的分散度SDDN可以得出SD2

$$[0033] \quad \text{SDNN} = \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^N (RR_n - RR_{mean})^2}{N-1}},$$

[0034] 它其实表示一种标准偏差,其中平均值

$$[0035] \quad RR_{\text{mean}} = \frac{\sum_{n=1}^N RR_n}{N},$$

[0036] 以适宜的方式去除SD1:

$$[0037] \quad SD2 = \sqrt{2 \times SDN^2 - SD1^2}。$$

[0038] 由SD1、SD2所获得的值可以得出信噪比:

$$[0039] \quad G = \frac{SD2}{SD1}。$$

[0040] 然而,用这个信噪比G来确定呼吸性窦性心律不齐是有条件的,像例如用于生物反馈目的所需的那样。

### 发明内容

[0041] 因此,本发明的目的在于提供一种在相域有力的量化方法。

[0042] 本发明的目的通过如下得以实现:一种用于对呼吸性窦性心律不齐进行量化的方法和装置,以及具有从属权利要求特征的、此种方法和装置的应用。在从属权利要求和如下描述中可以找到其他的必要时独立的、有利的实施方案。

[0043] 在此,本发明的基本思想认为:令人惊讶地,那些在频域分析中具有力的量化方法也可以在相域中有利地实现。因此,可以在频域中把有害“人造物”的插入最小化,该人造物是所采集的测量值在时间上的不规则性造成的,而通过适宜的系数以及“去趋势化”可以使选择性提高。令人惊讶地,这种措施在“相域”中或者在研究庞加莱图时也展现了巨大的优势。

[0044] 由此,通过一种对呼吸性窦性心律不齐进行量化的方法得到了一种有力的量化方法,在该方法中,首先测得心脏频率曲线,并且接着确定两次心跳 $RR_n$ 的时间间隔,并且通过对心跳的时间间隔 $RR_n$ 进行分析,由含有SD1和SD2的商量化呼吸性窦性心律不齐,在此为了该量化法使用 $G'$ 值,其中

$$[0045] \quad G' = a \frac{SD2^b}{(SD1 + c)^d}。$$

[0046] 一种带有用于测量心脏频率曲线以及用于分析心脏频率曲线的工具的、用于对呼吸性窦性心律不齐进行量化的装置,其中所述量化装置包括用于确定两次心跳的时间间隔 $RR_n$ 、以及用于计算含有SD1和SD2的商(这是对呼吸性窦性心律不齐进行量化的基础)的工具,同样可以实现有力的量化,当所述装置包括用于输出(作为对呼吸性窦性心律不齐的量化)的有力 $G'$ 值时:

$$[0047] \quad G' = a \frac{SD2^b}{(SD1 + c)^d}。$$

[0048] 作为补充(也是为了其自身),通过一种用来对呼吸性窦性心律不齐进行量化的方法实现有力的量化,在该方法中,首先测得心脏频率曲线,并且接着确定两次心跳 $RR_n$ 的时间间隔,并且通过分析心跳的时间间隔 $RR_n$ ,由含有SD1和SD2的商对呼吸性窦性心律不齐进行量化,该方法的特征在于,在计算含有SD1和SD2的商之前对心脏频率曲线插值。如果一种用于对呼吸性窦性心律不齐进行量化的装置,其带有测量心脏频率曲线的工具和分析心脏

频率曲线的工具,其中所述量化装置包括用于确定两次心跳的时间间隔 $RR_n$ 、以及用于计算含有SD1和SD2的商(这是对呼吸性窦性心律不齐进行量化的基础)的工具,该装置的特点在于用于对心脏频率曲线插值的工具,则同样可以相应地实现对呼吸性窦性心律不齐有力的量化。当然,具体以何种方式计算出含有SD1和SD2的商就不再重要,这是因为,可以证明不同类型的量化具有相应的优势。尤其是在使用G或G' 值作为商值的时候,通过插入法得到非常有力的量化。

[0049] 作为前述的解决方案的补充或者替代,通过一种对呼吸性窦性心律不齐进行量化的方法可以实现另一种有力的量化,在该方法中,首先测得心脏频率曲线,接着确定两次心跳的时间间隔 $RR_n$ ,并通过对心跳的时间间隔 $RR_n$ 的分析,由含有SD1和SD2的商对呼吸性窦性心律不齐进行量化,该方法的特征在于,在计算含有SD1和SD2的商之前将心脏频率曲线“去趋势化”。在本文中,概念“去趋势化”是指,将数值从“趋势”中提炼出来(这些数值是计算含有SD1和SD2的商的基础)。相应地,提供一种用于对呼吸性窦性心律不齐进行量化的装置,其带有测量心脏频率曲线的工具和分析心脏频率的工具,其中该量化装置包括有确定两次心跳的时间间隔 $RR_n$ 以及计算含有SD1和SD2的商(这是对呼吸性窦性心律不齐进行量化的基础)的工具,该装置的特征在于用于对心脏频率曲线“去趋势化”的工具,同样可以实现对呼吸性窦性心律不齐的有力量化。在本文中相应地,概念“去趋势化”是指,将数值从“趋势”中提炼出来(这些数值是计算含有SD1和SD2的商的基础)。在第一列出系数组中,具体以何种方式计算含有SD1和SD2的商就不再重要,这是因为,可以证明不同类型的量化具有相应的优势。特别是,可以以此种方式把低频“人造物”提炼出来,并且提高对于低频的量化的评价效力。尤其是在使用G或G' 值作为商值的时候,通过“去趋势化”得到非常有力的量化。这尤其适用于与插值法配合。

[0050] 关于系数a、b、c和d,系数,系数a、b或者d中的一个不能等于1,和/或系数c不能等于0。

[0051] 根据具体应用场景所期望的量化程度来选择系数的精度。

[0052] 优选地,系数a位于0.5至1.5之间,其中通过实验研究可以得出,在系数为1的时候可以顺利地实现有效力的量化。

[0053] 优选地,系数b位于2.4至3.3之间,其中通过实验研究可以得出,该值应当优选地位于2.5和3.2之间。根据具体的实施方式,系数也可以位于2.8至3.3之间,特别是,位于2.9至3.2之间。

[0054] 优选地,系数c位于4.0至10.0之间,在此,实验证实特别有利的是在5.0至9.0之间的值。

[0055] 关于系数d,被证实有利的是:该值位于2.8至4.2之间,优选位于2.9至4.1之间。根据具体的实施方式,系数d的值可以位于3.5至4.2之间,优选位于3.6至4.1之间。

[0056] 前述的系数的取值范围尤其是为了计算G' 而优化的,其中SD1和SD2经过大约1分钟或者更少时间累加。可以想见,对于更长时间的求和时长,其他系数更为适用,特别是,关于系数a的调整,例如大幅度提高,在此看起来是有利地。

[0057] 通过选择适宜的系数,可以使量化方法、相应的量化装置的性能必要时甚至与其他的现有技术中已知的量化方法或者量化装置相适应,这些系数在必要时可以顺利地由一定数量的已知心脏频率曲线和所希望的量化程度而确定。这些可以例如通过一定类型的学

习过程递归完成,具体方式为,实验地迭代这些系数,直至各个值的结果对应于在预先给定的心脏频率曲线中所希望的结果。由此可以模拟在能量或计算方面耗费巨大的量化方法和量化装置的性能,从而以此种方式,通过在相域或者庞加莱图中、或者在对应于庞加莱图的空间中进行节省能量或者节省运算时间的分析,即使在耗费较少能量或者较少计算成本、较少计算时间或者较少计算功耗的情况下,也能提供一种类似的量化。

[0058] 既可以在能量或计算方面耗费巨大的、其以短测量间隔工作的量化方法和量化装置上进行相应的调整,又可以在能量或计算方面耗费巨大的、其测量间隔超过一分钟的量化方法和量化装置上进行相应的调整,其中相应地别的系数也能够适用。

[0059] 优选地将心脏频率曲线插到一个以规律的时间间隔采集的心脏频率曲线中。在此,这种由傅里叶变换、特别是由快速傅里叶变换已知的方法用于,避免有害“人造物”,该“人造物”可以通过在频域采集到的心脏频率曲线的不规则时间间隔来产生,或者使它的影响最小化。令人惊讶的是,相应的插入法恰恰要求:对相域中的量化法还要进行显著的改进,而其遵从的是完全不一样的规律。

[0060] 在此例如可以想见,将心脏频率曲线插值为5Hz(或者是4Hz),这就相应地产生了合成式的心脏频率曲线,该曲线以5Hz或者是4Hz(亦即分别为200msec或者250msec的间距)进行采集。可以理解的是,根据具体的实施方式,在此也可以选择其他的规律的时间间隔,其中在实践中被证实为有利的是:插值为5Hz(或者是4Hz)。

[0061] 关于插入法,尤其是可以采用线性插入法,这种方法可以特别快速、简单、并以能量耗费较少的方式实施。作为替选,例如可以考虑通过立方斜插法进行插入。同样可以想到,关于这一方面还可以采用其他的插入法。

[0062] 相应的方法和装置特别适合于生物反馈,具体方式为,实时地进行测量和计算,并实时地显示计算结果。相应的“显示”例如可以通过“好”或者“坏”,也可以通过更为精细的解析来进行。

[0063] 可以想到,在前述或者在权利要求中描述的技术方案的特征在必要时可以相互结合,以便于可以相应地、累加地有利地实施技术方案。

## 附图说明

[0064] 本发明的其他优点,目的和特征将参照以下对附图中具体示出的实施例的描述来进行解释。附图中:

[0065] 表1为对RR间隔的真实测量,以及由此得到的心脏频率;

[0066] 表2为对基于规律测量的、根据表1的测量进行插入;

[0067] 表3为可以实际使用的系数组;

[0068] 图1为具有四次心跳的典型的心电图;

[0069] 图2为在“去趋势化”之前和之后的心脏频率曲线;

[0070] 图3为带有快速傅里叶变换以及所属庞加莱图的第二心脏频率曲线;

[0071] 图4为带有快速傅里叶变换的第三心脏频率曲线;

[0072] 图5为另外两条在两位不同的受试者身上测得的心脏频率曲线,以及

[0073] 图6为附属于图5的庞加莱图。

### 具体实施方式

[0074] 在根据表2的插入法中,具体采用了5Hz的线性插入。作为备选,也可以例如采用立方斜插法(4Hz)进行插入。

[0075] 在实践中,可以对实际采集的心脏频率曲线进行线性插入,正如例如在表1中作为实际测得的RR间隔和由此推导出的心脏频率所示例性示出的那样,每200毫秒测一次,如在表2中所示出的那样。

[0076] 基于表2,首先进行“去趋势化”,其中正如在图2中示例性示出的,通过计算线性均衡度获得并从表2的值中减去了一个“基本趋势”(在此是曲线的下降),以便于用这些数据在相域中进行分析,该分析尤其是可以得到G或者G' 的值作为量化结果。对于少于一分钟的时间间隔或者时间窗口(其中SD1和SD2相累加),为了进行量化尤其适用在表3中给出的系数。对于其他的测量间隔或时间窗口,必要时其他的系数也是有利的,它们可以很容易地用实验方法获得。

[0077] 这些值可以定义和用作对呼吸性窦性心律不齐的量化。

[0078] 此类的量化可以尤其例如为了生物反馈而进行,具体方式为,实时地进行相应的测量和计算,并且相应实时地显示计算的结果。因此可以例如把G和G' 值以“好”或者“坏”的显示表示出来。当然在必要时,可以进行更精确的示意。

[0079] 作为前面进行的插值法的补充,有利的是,总是用G' 值进行量化。

[0080] 在一个实验中得出,使用在表3中列举的系数对已知的量化装置或者量化方法(如在文献DE102006039957中所描述的)进行重新调整,其中针对G或G' 值所进行的计算(包括插入法以及可能的对于系数a、b、c和d的考虑)需要明显更少的能量和计算时间,从而可以很容易地用带有更小的设备或者用消耗少的计算功率或者少的能量的设备,或者用带有能够更快运行的高效的仪器实施技术方案。

[0081]

时间[msec]	RR间隔[ms]	心脏频率[1/min]
0	822	72.99
848	848	70.75
1754	906	66.23
2670	916	65.50
3618	948	63.29
4572	954	62.89
5490	918	65.36
6378	888	67.57
7240	862	69.61
8076	836	71.77
8888	812	73.89
9684	796	75.38
10492	808	74.26
11336	844	71.09

12222	886	67.72
13120	898	66.82
14042	922	65.08
14960	918	65.36
15856	896	66.96
16718	862	69.61
17562	844	71.09
18382	820	73.17
19184	802	74.81
19976	792	75.76
20784	808	74.26
21634	850	70.59
22524	890	67.42
23438	914	65.65
24366	928	64.66
25286	920	65.22
26184	898	66.82
27058	874	68.65

[0082] 表1

[0083]

时间[sec]	RR间隔[ms]	心脏频率[bpm]
0	822	72.99
200	828	72.46
400	834	71.94
600	840	71.43
800	847	70.84
1000	858	69.93
1200	871	68.89
1400	883	67.95
1600	896	66.96
1800	907	66.15
2000	909	66.01
2200	911	65.86
2400	913	65.72
2600	915	65.57
2800	920	65.22
3000	927	64.72
3200	934	64.24
3400	941	63.76

3600	947	63.36
3800	949	63.22
4000	950	63.16
4200	952	63.03
4400	953	62.96
4600	953	62.96
4800	945	63.49
5000	937	64.03
5200	929	64.59
5400	922	65.08
5600	914	65.65
5800	908	66.08
6000	901	66.59
6200	894	67.11

[0084] 表2

[0085]

a	b	C	d
1	3.0640933514	6.1416416168	3.8932845592
1	2.9336259365	5.8386063576	3.705612421
1	2.9868226051	7.0778589249	3.6734967232
1	3.0965418816	8.7936115265	3.7033727169
1	2.8916110992	5.5824341774	3.6648161411
1	3.0149903297	5.5045495033	3.9051029682
1	3.0251405239	5.3571920395	3.9388401508
1	3.0995018482	5.3888492584	4.0623898506
1	3.1028745174	5.3845295906	4.0731034279
1	2.5600000000	6.2700000000	2.9600000000

[0086] 表3

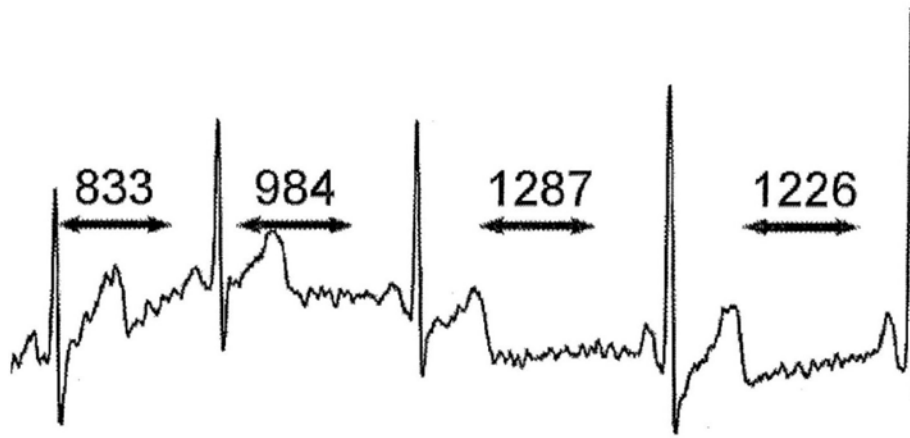


图1

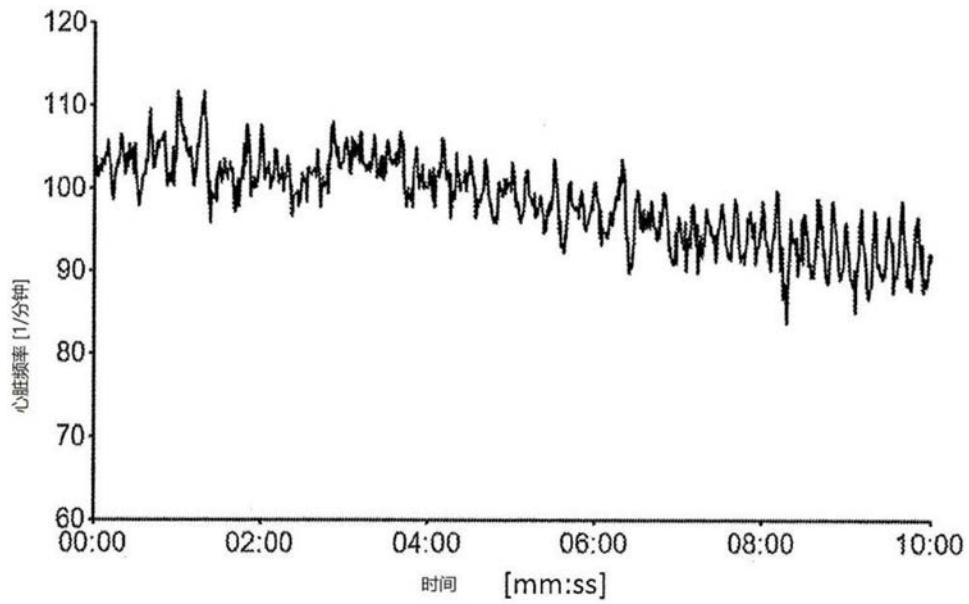


图2a

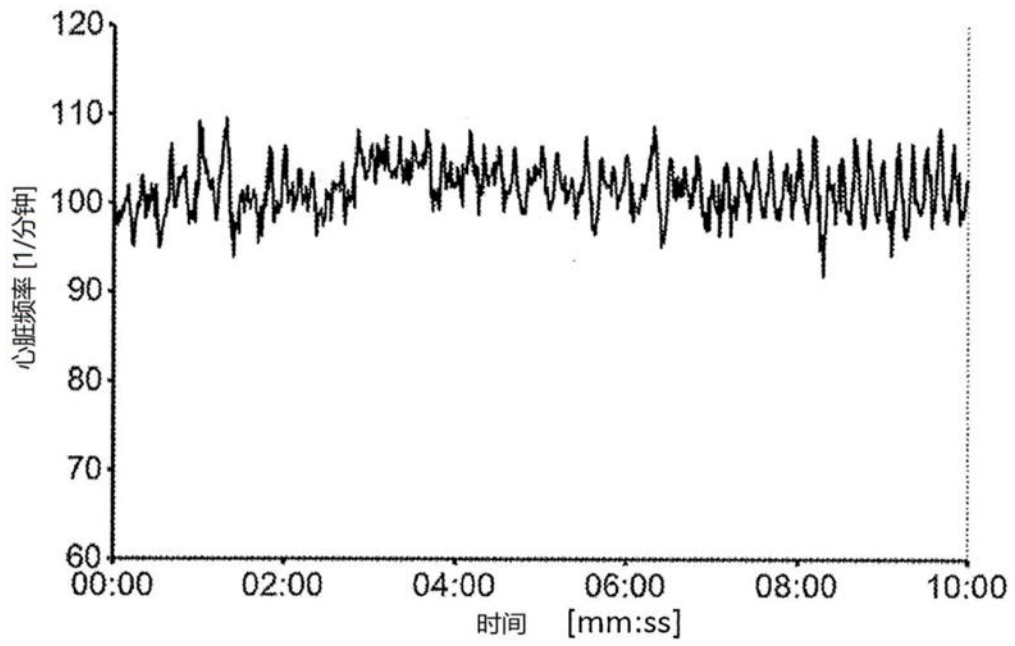


图2b

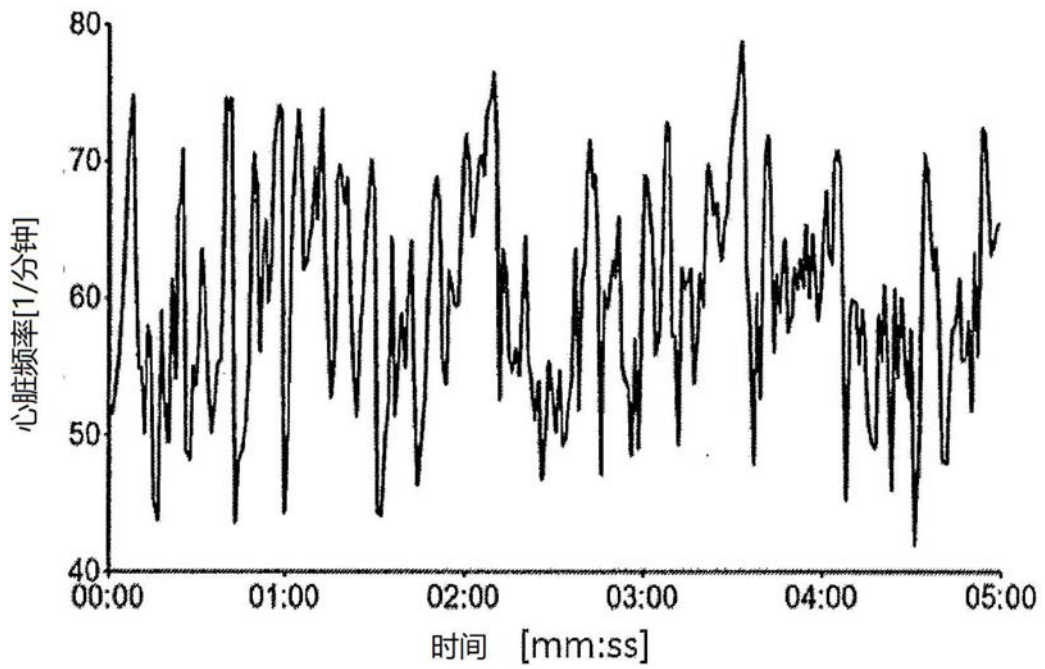


图3a

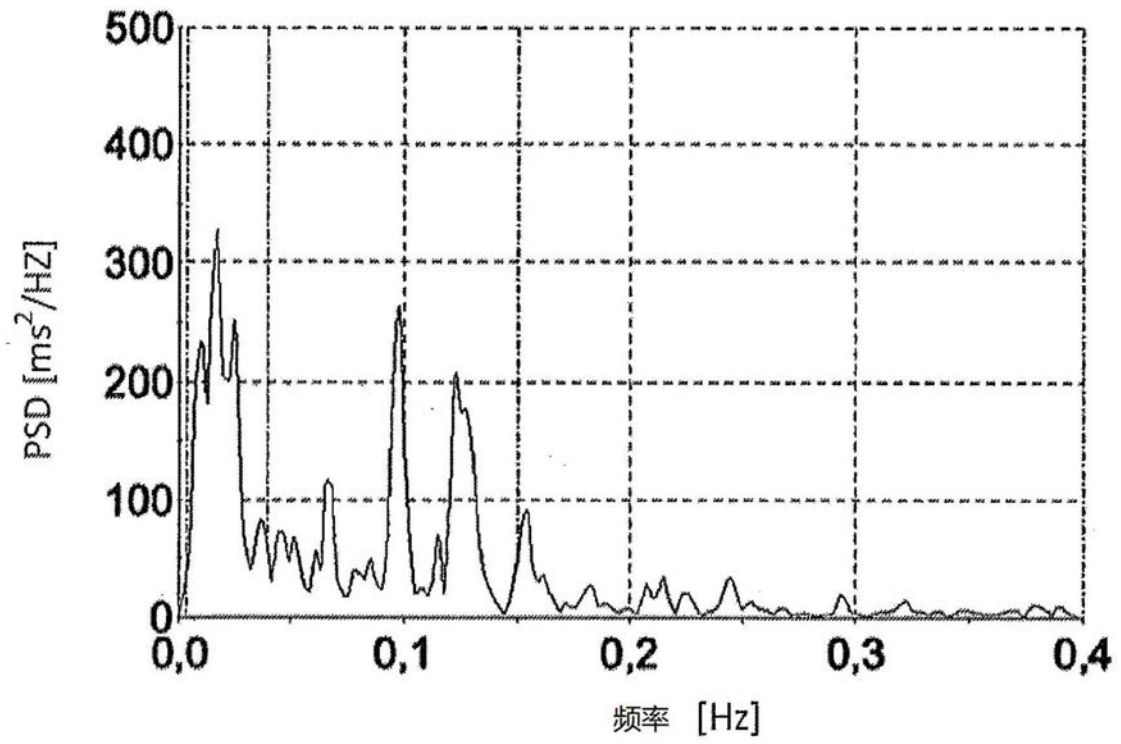


图3b

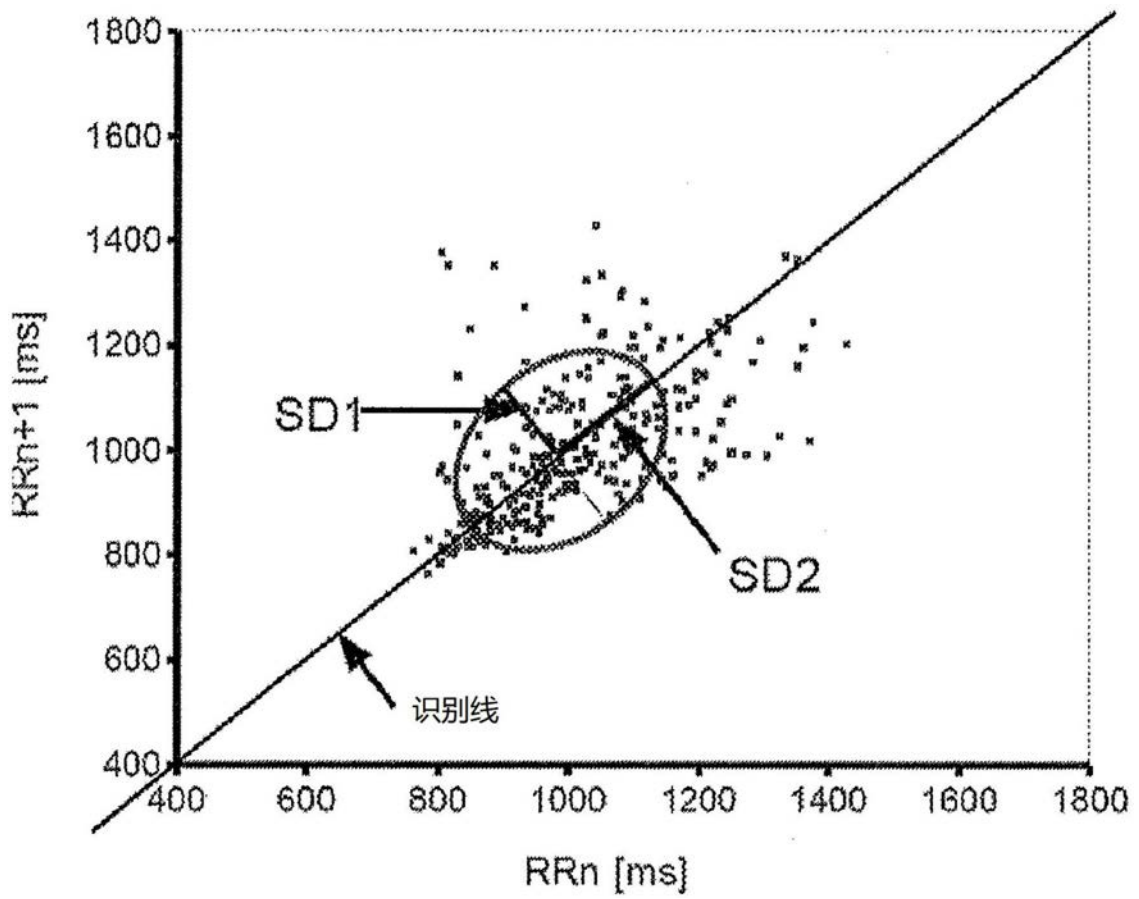


图3c

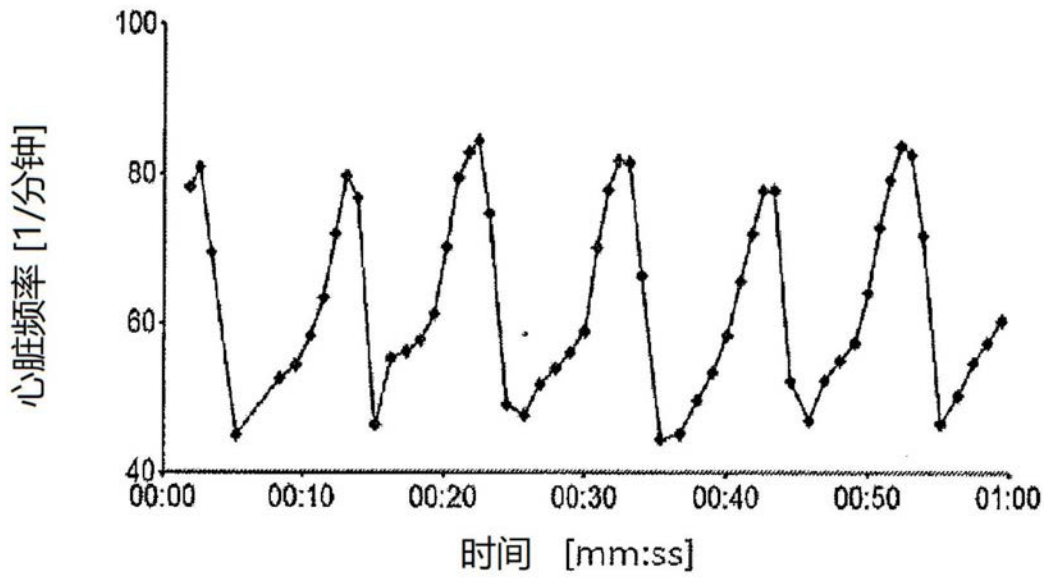


图4a

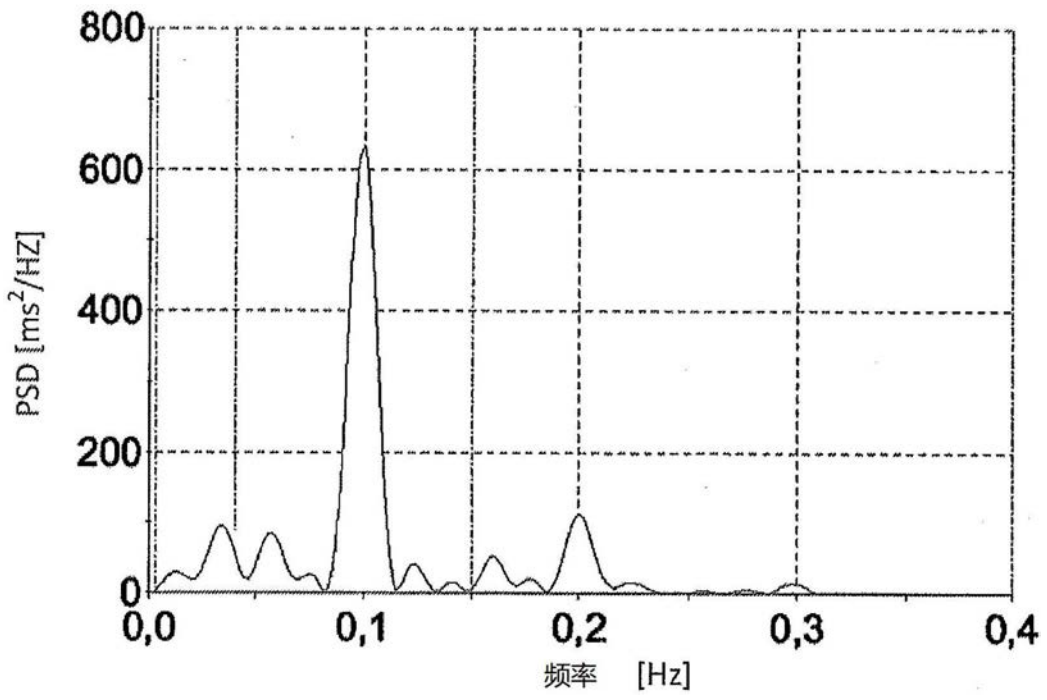


图4b

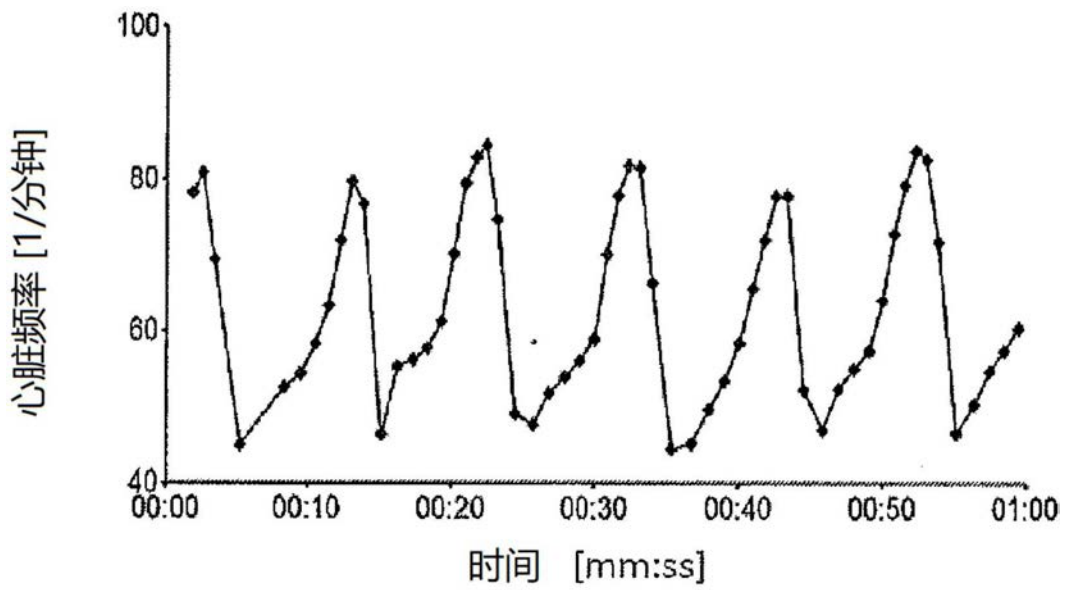


图5a

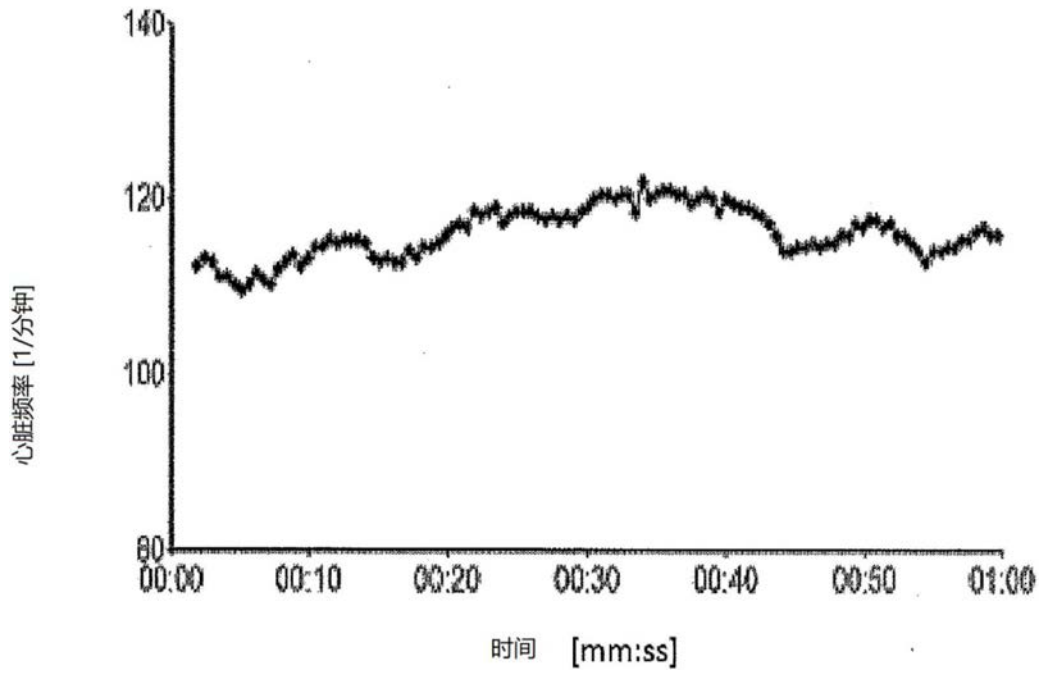


图5b

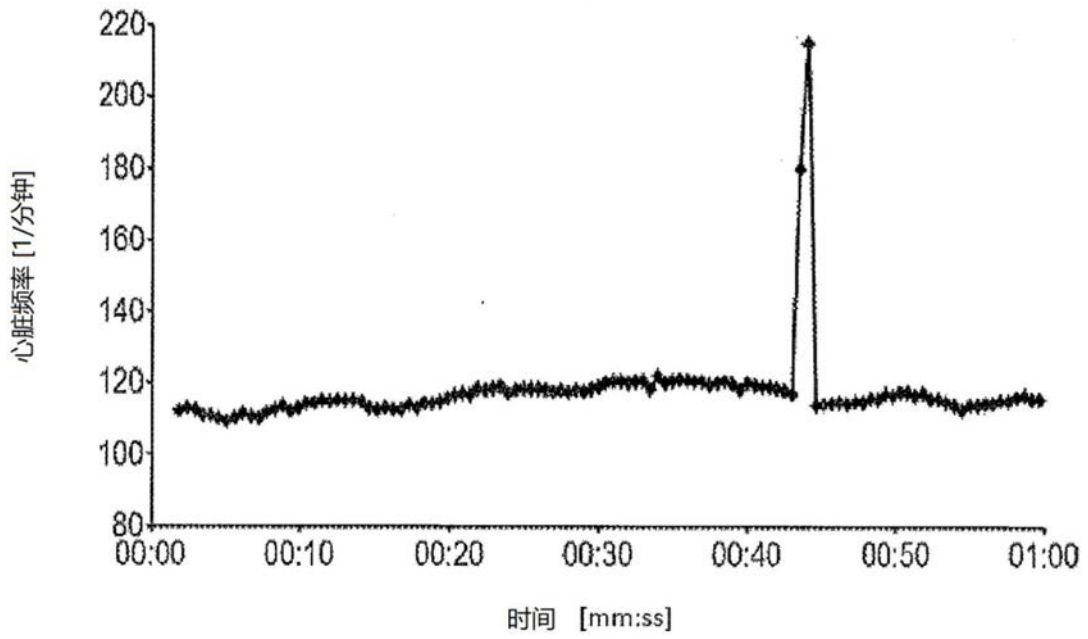


图5c

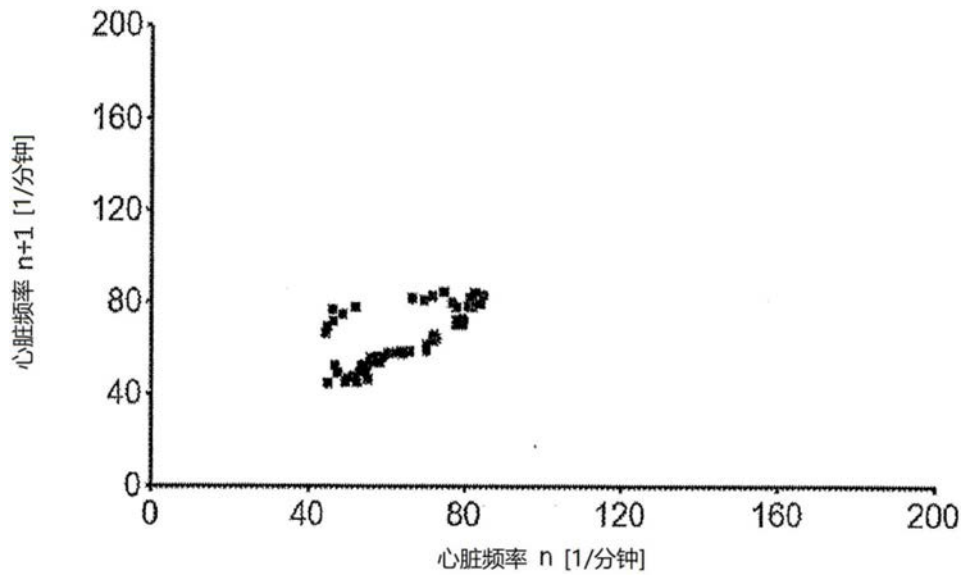


图6a

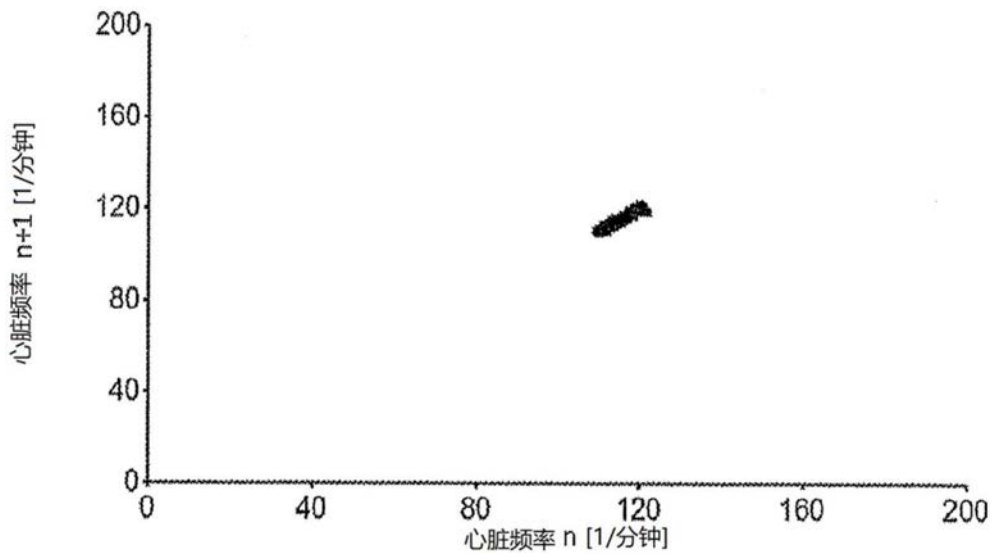


图6b

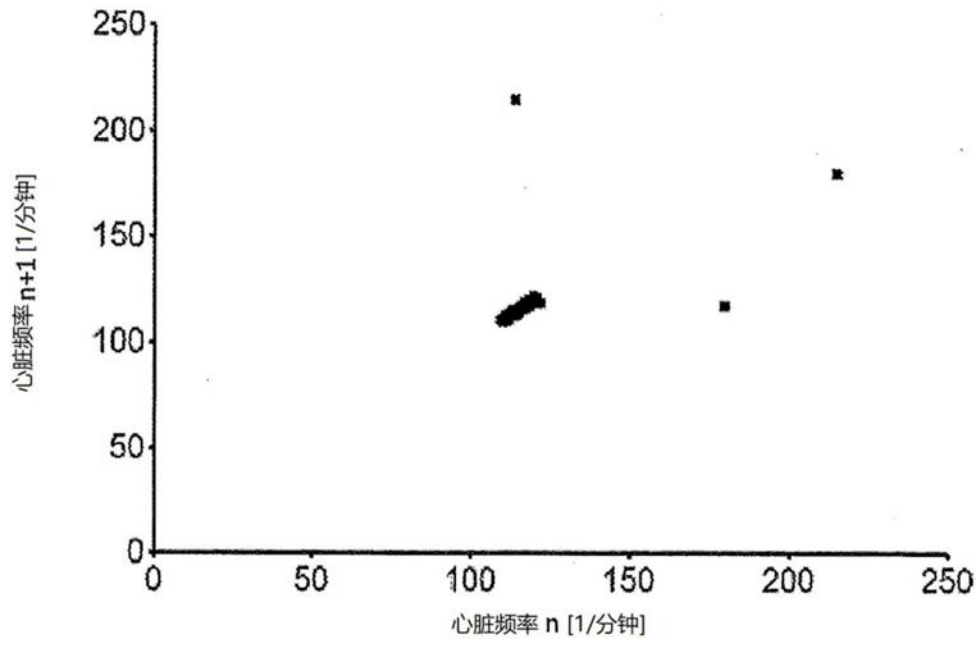


图6c

专利名称(译)	对呼吸性窦性心律不齐进行量化的方法和装置以及这种方法或这种装置的应用		
公开(公告)号	<a href="#">CN108289627A</a>	公开(公告)日	2018-07-17
申请号	CN201680068526.0	申请日	2016-09-22
[标]发明人	莱因哈德贝思		
发明人	莱因哈德·贝思		
IPC分类号	A61B5/024 A61B5/046 A61B5/0464 A61B5/0472 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02405 A61B5/4035 A61B5/486 A61B5/7278 A61B5/0205 A61B5/0816 A61B5/7225 A61B5/742		
代理人(译)	陈伟		
优先权	102015116044 2015-09-23 DE 62/243356 2015-10-19 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明涉及一种对呼吸性窦性心律不齐进行量化的方法和装置，首先，测得心脏频率，接着，确定两次心跳的时间间隔，并通过在相域中分析来进行量化。在此得到了一种有力的量化，在该量化中使用适宜的系数，对心脏曲线进行插值，和/或去趋势化。

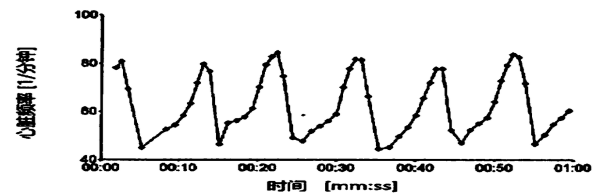


图 4a.

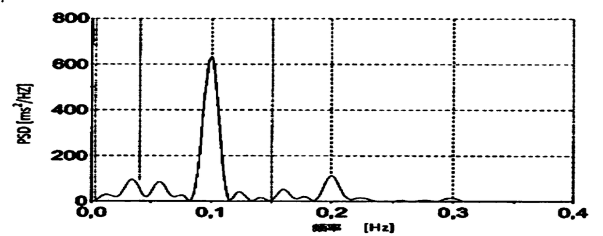


图 4b