

心率变异性的检测与分析

谢瑛瑛 诸强

摘 要 心率变异性(HRV)是逐次心跳 R-R 间期之间存在的微小差异,其蕴涵着心血管神经及体液调节的大量信息,心率变异性的检测与分析是近年来心电信号处理领域的研究热点,其对于心血管系统疾病的无创检测具有重要的临床意义。本文介绍了心率变异性的原理、研究现状与临床意义,描述了用于计算心率变异性的各种 QRS 复合波检测方法,综述了心率变异性的时域分析、频域分析、时频分析和非线性动力学分析方法,并总结展望了今后的研究方向。

关键词 心率变异性;QRS 复合波

DOI:10.3969/j.issn.1002-3208.2010.02.24.

中图分类号 R318.04

文献标志码 A

文章编号 1002-3208(2010)02-0215-05

Measurement and Analysis of Heart Rate Variability

XIE Yingying, ZHU Qiang

Department of Biomedical Engineering, College of Computer and Information
Technology, Beijing Jiaotong University, Beijing 100044

[Abstract] Heart rate variability (HRV) refers to the beat-to-beat alterations in heart rate, it includes a lot of information regards neurocirculatory and humoral coordination. The research about detection and analysis of HRV is a hot topic nowadays, and it plays an important role in the non-invasive diagnosis to the cardiovascular diseases. The paper introduces the principle, development and clinical significance of HRV and also describes various QRS complex waveform detection methods which can calculate the HRV. This paper reviews the analytical methods of analysis in time, frequency domain, the time-domain and nonlinear dynamic of HRV parameters. It prospects the developing direction of HRV research in the future as well.

[Key words] heart rate variability; QRS complex waveform

0 引言

正常情况下,心电图上的 R-R 间隔并非绝对整齐,由 R-R 间隔计算所得的瞬时心率总是围绕平均心率上下波动,这种逐次心跳 R-R 间期(瞬时心率)之间存在的微小差异或微小涨落现象就是心率变异性(heart rate variability, HRV)^[1]。产生 HRV 的生理学基础是心脏自主神经调节窦性节律导致心率的规律性波动,因此 HRV 信号蕴涵有关心血管系统神经和体液调节的大量信息,这些信息的提取处理可

以定量评估心脏交感神经和迷走神经的紧张性、均衡性及其对心血管活动的影响^[2]。1987 年, Kleiger 等^[3]首先提出心肌梗死后 HRV 下降是预测心脏性猝死和室性心律失常有价值的指标^[3],此后 HRV 分析成为心血管病及一些非心血管疾病研究的热点。1994 年, Framingham 心脏研究中心报告 HRV 对预测心源性猝死危险性有十分重要的研究价值,同时也认为 HRV 是评价自主神经活动的最好指标^[4]。

近年来的研究表明,HRV 与心律失常、急性心肌梗死(AMI)、冠心病无症状性心肌缺血(SMI)、慢性心力衰竭、慢性肺源性心脏病、高血压、动脉硬化等多种疾病具有明显的相关性^[5-10]。目前普遍认为,HRV 检测分析可用于评定心血管系统疾病中自主

作者单位:北京交通大学计算机与信息技术学院生物医学工程系
(北京 100044)

作者简介:谢瑛瑛(1984—),女,硕士研究生,研究方向为生物医学
信息检测与处理

神经系统的调节功能,并且在评价心血管疾病的发展及预后方面有着重要价值。许多学者也把 HRV 作为评价自主神经系统张力的重要指标,认为 HRV 降低常常提示迷走神经张力降低或交感神经张力增高,而低 HRV 与死亡及心脏的不利因素有关^[6-9]。通过 HRV 的研究还有助于提高对一些生理现象、疾病的病理生理机制的认识和药物作用的了解^[6,8]。

1 HRV 的检测——QRS 复合波检测

QRS 复合波的检测与定位是 HRV 检测的主要问题,也是心电自动分析中的关键环节。与心电中其它波形相比,R 波有较高的幅值,且由频谱分析可知 QRS 复合波的中心频带在 17Hz 左右(该频率也被称为 QRS 复合波的特征频率),带宽约 10Hz,而 T 波、P 波、基线漂移等的频带范围都低于该频带。各种 QRS 复合波检测算法大都是利用这两个显著特点来实现检测^[11]。QRS 复合波的检测方法可分为硬件方法和软件方法。基于硬件的 QRS 复合波检测方法,具有处理速度快、结构简单的优点,但是和软件检测相比灵活性不够,应付复杂情况的能力较差。基于软件的 QRS 复合波检测方法可以方便地进行线性和非线性变换以及判定处理,还可以灵活地调节各类参数对复杂情况做特殊处理,应用较为广泛,因此成为 QRS 复合波检测的主要研究方向^[12]。QRS 复合波检测算法大多可以分为两个部分:一是预处理部分,包括一些线性或者非线性的滤波;二是判断规则,应用判断逻辑进行 QRS 复合波峰的检测。按照预处理方法进行分类,QRS 复合波检测算法主要分为^[13]:差分和滤波法、模板匹配法、小波变换法、神经网络法、Hilbert 变换法、隐式 Markov 模型、数学形态学法,其中前四种为常见方法。

1.1 差分和滤波法

差分和滤波法的主要思想是通过滤波变换提高心电信号中 QRS 复合波的分量,进而采用一系列基于阈值的判决算法进行判别。最有代表性的是 1985 年 Pan 和 Tompkins 提出的基于斜率、幅度和宽度特征值的 QRS 复合波实时检测算法,分为线性滤波、非线性变换和规则判断三个步骤^[14]。该算法可以实现实时检测,并且利用了不应期和回溯技术,避免了对一些室性早搏的漏检,对偶尔出现的低电压情况也可以适应。2002 年, Moraes 等在 Pan 和

Tompkins 的算法基础上设计了一个分为主从两级协同合作的 QRS 复合波检测系统,该系统虽然在信号处理过程中可能会有最大 180ms 的延迟,但是抗噪声、基线漂移和伪迹的能力优良^[15]。2003 年, Chen 等也在 Pan 和 Tompkins 的算法基础上,通过修正其自适应的阈值表达式来改进程序^[16],使 QRS 复合波检测的准确率进一步提高。基于滤波和差分的 QRS 复合波检测算法实现简单、检测快速,在实现实时检测方面具有优势,但都是基于经验判断基础上的算法,没有明确的数学模型,而且在噪声干扰严重或发生非典型 QRS 复合波等情况下,此类算法的误检及漏检率较大。

1.2 模板匹配法

1981 年, Collins 利用相关法(模板匹配法)进行 QRS 复合波提取,其原理是把 ECG 信号采样点与预先存储的 ECG 波形模板逐点比较,待处理信号与模板耦合时的相关值最大。常用的比较方法有平均平方法、最小二乘法和面积差分法等,所存储的信号可以是正常和非正常的 QRS 复合波信号。此算法可以提取心律失常下的 QRS 复合波,但对高频噪声和基线漂移很敏感^[17]。1997 年, Antti Ruha 等使用匹配滤波器来检测 QRS 复合波,具有较好的检测位置精度,但仅采用一个模板,可能导致 QRS 复合波漏检^[13]。1998 年,王磊等使用模板匹配法进行 QRS 复合波检测,结合了 R 波斜率、QRS 波幅度、持续期、频带等特点综合进行判别,抗干扰能力强,判别率也更为准确^[11]。模板匹配法是基于心电信号幅频分量的算法,精度较高但耗费的计算时间较长,不适用于实时检测。

1.3 小波变换法

小波变换法具有良好的时频局域化特性,它是将信号分解到不同尺度的线性变换,其实质是带通滤波^[13]。1995 年, Li Cuiwei 等利用二进样条小波对心电信号按 Mallat 算法进行变换,首次把小波变换引入到 QRS 复合波检测中来^[18],经过 MIT-BIH 标准心电数据库的 46 个数据检测验证, QRS 波检测正确率高达 99.85%,算法除了对肌电噪声敏感外,表现出了较好的抗噪声性能。此后大量基于小波变换的 QRS 波检测算法涌现出来。2000 年, Martinez 等在 Li Cuiwei 算法的基础上,综合考虑了 QRS 复合波的各种可能形态(QRS、RSR、QR、RS、R、QS),并在此基础上准确定位了 QRS 波、P 波和 T 波的起

始点,使算法成功应用到 QT 数据库中^[19]。2004 年,Liu Shaoying 等把数学形态学知识和小波变换紧密结合在一起进行 QRS 复合波检测,提高了抗干扰性,既达到了很高的准确率,又缩短了运算时间^[20]。小波变换法的检测准确率很高,但缺点是计算量比较大,软件方法不适合实时处理,但可考虑采用专用的 DSP 芯片来实现这一功能。

1.4 神经网络法

基于人工神经网络 (artificial neural network, ANN) 的 QRS 复合波检测方法是医学信号处理的一个新兴领域。1992 年,Q. Z. Xue 等人开发了基于人工神经网络的 QRS 复合波自适应匹配滤波器,检测准确率高达 99.5%^[17]。1997 年,S. M. Szilagyi 等用一个具有非线性隐藏层的三层自适应神经网络进行 QRS 复合波检测,将输出结果通过一定阈值比较,可以判别出 QRS 复合波^[11]。2001 年,Neves Rodrigues J 等^[21]在心脏起搏器的 QRS 复合波检测中成功地应用了神经网络,该算法能适应不同的病人和病人不同时刻的 ECG 特性,而且能够不受 P 波和 T 波的影响。神经网络法具有集体运算能力和自适应学习能力,还有很强的容错性,判别时速度快。但因为计算的难度较大,网络的训练时间较长,而且要求训练样本有一定代表性,目前还只能作为一种算法存在,无法得到广泛应用。

2 HRV 的分析

HRV 分析开展 20 多年以来,已有多种分析处理方法,可分为线性和非线性分析法。其中线性分析法分为时域分析法、频域分析法和时频分析法;非线性分析法分为散点图法、非线性参数估算法和非线性预测与建模法等。

2.1 时域分析

HRV 的时域分析方法包括统计法和几何图形法^[22]。统计法是通过计算正常 R-R 间期序列的统计指标来评价 HRV,最简单可行的时域指标是连续 24h 正常 R-R 间期的标准差 (standard deviation of NN intervals,SDNN),用来描述 R-R 间期的分散特征;几何图形法是对 R-R 间期的分布进行分析,从而给出 R-R 间期的变异度,如 R-R 间期直方图和 R-R 间期差值直方图。心率变异性的各种时域参数如表 1 所示。

表 1 HRV 分析的时域参数^[23]
Table 1 Time domain HRV parameters^[23]

参数	描述
NN 50	在整个心电图记录中相邻 R-R 间期差值超过 50ms 的次数
pNN 50	NN 50 占所有心动周期次数的百分比
MAX-MIN	最长 R-R 间期与最短 R-R 间期之差
SDNN	连续 24h 正常 R-R 间期的标准差
SDNN 指数	每 5min 节段正常 R-R 间期标准差平均值
SDANN	每 5min 节段正常 R-R 间期平均值标准差
RMSSD	相邻 R-R 间期差值的均方根
SDSD	相邻 R-R 间期差值的标准差
HRV 指数	某时间内 R-R 间期的总数与占比例最大的 R-R 间期的数日之比

2.2 频域分析

HRV 频域分析是将连续正常的 R-R 间期进行基于 FFT 的经典谱估计或基于自回归 AR 模型的现代谱估计,获得的功率谱密度作为定量指标描述 HRV 信号的能量分布情况^[24]。1981 年,Akselrod 等提出心率波动信号的功率谱分析方法^[25],发现低频部分与交感、副交感神经及肾素-血管收缩素的活性有关,而高频部分与副交感神经活性有关,建立了用 HRV 反映自主神经活性的基础。1982 年,Kobayashi 等指出 HRV 功率谱包含 3 个主要频谱成分,即高频成分 (0.25Hz 左右为谱峰)、低频成分 (0.10Hz 左右为谱峰) 和频率极低而且谱密度值随频率降低而增大的“1/f 成分”^[22]。频域分析方法将各种生理因素作适当分离后进行分析,为评价正常或疾病状态的自主神经系统功能提供了有利的定量分析工具,具有重要的研究意义和临床应用价值。心率变异性的常用频域参数如表 2 所示。

表 2 HRV 分析常用的频域参数^[23]
Table 2 Common frequency domain HRV parameters^[23]

参数	描述	频率范围
总功率	时程内所有频率总功率	约 $\leq 0.4\text{Hz}$
ULF	超低频范围的功率	$\leq 0.003\text{Hz}$
VLF	极低频范围的功率	$0.003 \sim 0.04\text{Hz}$
LF	低频范围的功率	$0.04 \sim 0.15\text{Hz}$
HF	高频范围的功率	$0.15 \sim 0.4\text{Hz}$
LF/HF	低频与高频功率之比	

2.3 时频分析

为了克服单独进行时域分析或频域分析所存在的局限性,时频分析方法被引入 HRV 分析的初步实验研究阶段,主要有基于 AR 模型的时频分析法、时频分布法和小波变换法等^[22]。1993 年, Bianchi 等将时变算法应用于 AR 模型中,在非平稳情况下分析 HRV 的功率谱,获得了描述 HRV 暂时性变化的定量参数,同时提出进一步研究 HRV 信号时变谱分析的意义^[26]。1997 年, Vila 等提出时频分布法分析短时程数据的优点,以此分析 HRV 频谱,并应用于心肌缺血疾病的诊断,得到了较理想的实验结果^[27]。1999 年, Pichot 等使用小波变换定量描述了 HRV 信号的时频特性^[28]。HRV 的小波时频分析的研究应用表明 HRV 信号不同时间的频带带宽存在明显差异,而基于小波变换的算法适用于短时非平稳信号,对信号特性的辨别灵敏度高,值得进一步研究并推广应用。

2.4 非线性分析

1988 年, Babloyantz 和 Destexhe 提出心率变异性混沌的概念^[29]。随后, Goldberger 等进一步肯定和发展了心率变异性的非线性^[30]。因此,除时域和频域外,还可以结合非线性动力学的方法来研究分析心率变异性。目前, HRV 的非线性分析方法主要有散点图法、非线性参数估算法和非线性预测与建模法等。

2.4.1 散点图法^[1,24]

HRV 分析中的散点图即 Lorenz 散点图,也称 Poincare 图,是 HRV 信号的相空间轨迹图。其以相邻两个窦性心动周期的前一个 R-R 间期长度为横坐标,以后一个心搏的 R-R 间期为纵坐标,在图上画出一定时间段(如 24h)内所有心动周期的点。Lorenz 散点图包含了 HRV 线性和非线性的变化趋势,给出了心脏搏动的直观显示,能揭示非线性过程和非周期运动。正常人散点图中较密集的点主要分布于 45°角直线附近,呈彗星状;心脏病人的散点图因病理不同呈现出短棒形、鱼雷形或复杂形等不同的形状。

2.4.2 非线性参数估算法^[10]

非线性参数估算法是根据特征量参数的差别显著性进行判断,用来区别随机过程与非线性动力学过程的一种分析方法。R-R 间期的非线性动力学分析常用

参数有分形维数(fractal dimension)、分形布朗运动(fractional Brownian motion,FBM)、复杂度(complexity)和近似熵(approximate entropy,ApEn)等。

2.4.3 非线性预测与建模法^[1,24]

非线性预测与建模法是利用观测数据通过相空间重构的方法,其反演观测系统的非线性动力学演化方程,或利用观测数据建立非线性模型,然后利用演化方程或模型作预测,不但能从中得到 HRV 的静态信息,还能得到动态信息。非线性预测与建模法包括局部预测、神经网络预测、杉原(G. Sugihara)和梅(R. M. May)的非线性预测法等。

3 结论与展望

心率变异性信号的检测与分析在临床诊断和生理学研究上都有重要的应用价值。心率变异性的检测方法正日益标准化,其分析方法也取得了较大进展,其中时域分析法和频域分析法理论成熟,各项指标意义明确,临床应用较广泛,但特异性较低,不能进一步区别交感或迷走神经的作用及均衡性;HRV 的非线性分析方法正处于研究阶段,是一个有价值的研究方向。作为一项发展中的无创检测手段,HRV 检测和分析技术有待进一步改进和统一,HRV 在临床诊断尤其是心血管领域的应用将越来越广阔。

参考文献

- [1] 郝明. 心率变异的分析及临床意义. 医疗装备, 2008, 21(6): 31-34.
- [2] 廖旺才, 胡广书, 杨福生. 心率变异性的非线性动力学分析及其应用. 中国生物医学工程学报, 1996, 15(3): 193-201.
- [3] Kleiger RE, Miller JP, Bigge JT, et al. Decreased heart rate variability and its association with increased mortality after acute myocardial infarction. The American journal of cardiology, 1987, 59(4): 256-262.
- [4] 万绍华. 心率变异性分析研究进展. 湖北省卫生职工医学院学报, 2000, 1: 50-52.
- [5] 零达红. 动态心电图心率变异性分析的临床应用进展. 实用心电图学杂志, 2008, 17(3): 235-236.
- [6] 吕卓人, 薛小临, 苗青, 等. 心脏自主神经功能检测与临床意义. 中国医刊, 2001, 36(2): 2-4.
- [7] 梁朝霞. 心率变异在临床中的应用. 山西医药杂, 2008, 37(2): 167-168.
- [8] 王煜, 李铁炜, 邓洁. 心率变异分析与心血管疾病. 医学研究杂志, 2008, 37(2): 11-13.
- [9] 翟琳娜, 李双蕾, 陈洋, 等. 心率变异性分析在临床诊断中的意义. 现代中西医结合杂志, 2007, 16(17): 2478-2480.

- [10] 刘晓芳,叶志前. 心率变异性的分析方法和应用. 国外医学生物医学工程分册,2001,24(1):42-48.
- [11] 温凌峰,孟兆辉,张永红,等. QRS波群检测方法的新进展. 国外医学生物医学工程分册,2001,24(5):193-197.
- [12] 孔玉,张乐平,周洪堂. QRS波群检测方法的研究进展. 医学信息,2004,17(1):62-63.
- [13] 黄敏松. 心电信号特征点检测的算法研究. 南京:南京信息工程大学硕士学位论文,2008.
- [14] Pan J, TomPKins WJ. A real time QRS detection algorithm. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1985, 32(3):230-235.
- [15] Moraes JCTB, Freitas MM, Vilani F N, et al. A QRS complex detection algorithm using electrocardiogram leads. IEEE Computers in Cardiology, 2002, 29:205-208.
- [16] Chen HC, Chen SW. A moving average based filtering system with its application to real-time QRS detection. IEEE Computers in Cardiology, 2003, 30:585-588.
- [17] 邱庆军,蒋景英,虞启璇. QRS波检测方法的回顾与新进展. 中国医疗器械杂志, 1999, 23(6):344-347.
- [18] 王立传,陈欲泉,潘敏. QRS波检测技术的进展. 航天医学与医学工程, 2006, 19(3):231-234.
- [19] Martfnez JP, Olmos S, Laguna P. Evaluation of a wavelet-based ECG waveform detector on the QT database. IEEE Computers in Cardiology, 2000:81-84.
- [20] Liu Shaoying, Lu Jilai, Hao Li, et al. Detection of QRS complex using mathematical morphology and wavelet transform. Journal of Tsinghua University (Science and Technology), 2004, 44(6):852-855.
- [21] Neves Rodrigues J, Owall V, Sommo L. QRS detection for pacemakers in a noisy environment using a time lagged artificial neural network. IEEE Intern Sym on CS, 2001:596-599.
- [22] 柴继红,吴水才,白燕萍,等. 心率变异性分析方法的现状与展望. 生物医学工程与临床, 2004, 8(1):53-60.
- [23] Bansal D, Khan M, Salhan AK. A review of measurement and analysis of heart rate variability. IEEE Computer and Automation Engineering, 2009:243-246.
- [24] 王步青,王卫东. 心率变异性分析方法的研究进展. 北京生物医学工程, 2007, 26(5):551-554.
- [25] Akselrod S, Gordon D, Ubel FA. Power spectrum analysis of heart fluctuation; a quantitative probe of beat to beat cardiovascular control. Science, 1981, 213:220-222.
- [26] Anna M, Bianchi. Time-variant power spectrum analysis for the detection of transient episodes in HRV signal. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1993, 40(2):136-144.
- [27] Vila J, Palacios F, Presedo J, et al. Time-frequency analysis of heart-rate variability. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 1997, 26(5):119-125.
- [28] Pichot V, Gaspoz JM, Molliex S, et al. Wavelet transform to quantify heart rate variability and to assess its instantaneous changes. J Appl Physiol, 1999, 86:1081-1091.
- [29] Babloyantz A, Destexhe A. Is the normal heart a periodic oscillator. Biol Cybernet, 1988, 58:203-211.
- [30] Goldberger AL. Fractals mechanisms in the electrophysiology of heart. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 1992, 11(6):47-52.

(2009-09-17 收稿)

(上接第220页)

2 检测总结

共检测了安贞医院108台多参数监护仪的心电、呼吸、血压、血氧、电气安全。其中电器安全不合格的共46台:25台接地电阻不合格;12台接地电阻、绝缘阻抗、对地漏电流三项都不合格;4台绝缘阻抗和对地漏电流不合格;3台绝缘阻抗、对地漏电流、机壳漏电流三项不合格;1台接地电阻、绝缘阻抗、对地漏电流、机壳漏电流4项不合格;1台绝缘阻抗、对地漏电流2项不合格。无创血压和经皮血氧不合格共43台:无创血压正常人群和特殊人群都不合格共9台;只是特殊人群血压不合格5台;经皮血氧正常人群和特殊人群都不合格共17台;只是特殊人群不合格5台;无创血压和经皮血氧都不合格

6台。心电、呼吸108台全部合格。经检测,比较突出的问题有多参数监护仪的电气安全隐患,以及设定的高压、老年人状态的特殊人群检测值和设定值出入比较大,有些血氧设定值和检定值偏差大。

通过这次检测进一步了解了多参数监护仪的基本情况,为下一步工作打下了基础,一些经验、状况,也可供同行交流、讨论。

参考文献

- [1] 严红剑. 有源医疗器械检测技术. 北京:科学出版社,2007.
- [2] GB 9706.1-2007. 医用电气设备 第一部分:安全通用要求.
- [3] 夏黎明,夏立杨,张宜川,等. 多参数监护仪的基本性能及应用[J]. 医疗设备信息,2007,22(10):56-57.

(2009-08-13 收稿)