

中山大學

硕士学位论文

心率变异性信号特征提取方法研究

专业名称: 检测技术与自动化装置

学位申请人: 杨一帆

导师姓名及职称: 陈云治 副教授

答辩委员会成员: 李若华

柳 滔

赵 屹

郭正松

心率变异性信号特征提取方法研究

专 业 ： 检测技术与自动化装置

硕士生 ： 杨一帆

指导教师：陈云治副教授

摘要

心率变异性信号 (Heart Rate Variability, HRV) 指的是连续心跳瞬时心率的微小涨落, 或逐拍 RR 间期的微小涨落, 它是反映交感神经、副交感神经张力及其平衡的重要指标, 与很多疾病特别是心血管疾病有关。HRV 降低是预测心脏病患者死亡的独立危险因子, 有十分重要的临床意义和价值。近年来, 随着信号处理技术的不断发展, 作为检测自主神经张力及二者平衡变化的一项无创技术, HRV 的研究已经成为一大研究热点。

HRV 的非线性动力学参数是间接评价心脏自主神经功能的有效指标, 具有无创性、灵敏度高和可定量测量的优点, 对于判断自主身神经在正常人和心血管和非心血管疾病中起重要作用, 是一项十分有价值的手段, 具有广阔的临床应用和研究前景。

本文以 MIT-BIH 数据库中的心电信号为研究对象, 运用离散小波分析, 对心电信号进行了滤波、分解和重构等处理, 完成 QRS 波的检测, 获取了精度较高的 HRV 波形。然后, 运用庞卡莱截面、Lyapunov 指数等非线性动力学理论方法, 对 HRV 信号作了进一步的深入分析, 获取了一些可应用于辅助临床诊断的信号特征。

关键词： 心率变异性, QRS 波, 小波分析, 非线性理论

The Method of Distilling the Characteristics of Heart Rate Variability Signal

Major : Detection Technology and Automation Device

Name : Yifan Yang

Supervisor: Associate Prof. Yunqia Chen

ABSTRACT

Heart Rate Variability (HRV) is a signal which reflects the slender undulations of the continual heart-beats. It sometimes also equals to the slender undulations of R-R periods which come one by one. HRV is an important parameter which reflects the strain and the balance of Sympathetic Nervous System (SNS) and Parasympathetic Nervous System (PNS). It has been proved to relate with many diseases, especially the cardiovascular system diseases. The decrease of the HRV is an absolute fatal diathesis to forecast the death of the cardiopathy patients. Thus it has a great importance and value to apply in clinic. In recent years, with the uninterrupted improvement of the signal processing technology, HRV has become a research hotspot as a woundless technique, which utilizes in the detection of the independence nerve strains, and its balanced variability.

The non-linear dynamic parameters of HRV are an effective criterion, which is used to make an indirect estimation to the independence nerve functions of the heart. It has a number of advantages. It is woundless and delicacy. And it can be measured by ration. The non-linear analytic

method is an instrument with great value, which is utilized in the diagnosis of the cardiovascular system diseases. And what's more, it can also use to assist the diagnosis of other diseases. Thus the method has a roomy foreground of research and application.

This paper applies the data which come from MIT-BIH Arrhythmia Database as the objects of research, to accomplish the QRS wave detection. The signal processing method such as filtering, decomposing and reconfiguring are utilized, with the help of Discrete Wavelet Transform (DWT) means. After that we get HRV waveforms with a great precision. And then the author utilizes some kinds of non-linear dynamic parameters such as Poincare Section and Lyapunov Exponent, to make an in-depth analysis and research of HRV. Finally, some characteristics are obtained, which can assist to diagnose the cardiovascular system diseases.

Keywords: Heart Rate Variability, QRS-wave, Wavelet Analysis, Non-linear Theory

引言

心电是一种简单、无创的检查心脏总体功能的参数，作为监护和诊断工具非常有效。它是人类最早研究并应用于临床医学的生物电信号之一，比其它生物电信号更易于检测，并具有较直观的规律性。当前心电信号的处理仍是生物医学领域重要的研究对象之一。

近年来，随着信号处理技术的不断发展，作为检测自主神经张力及二者平衡变化的一项无创技术，心率变异性（Heart Rate Variability, HRV）已成为继心室晚电位、高频电位等心电微电势分析之后的又一研究热点。HRV 是指连续窦性心跳间瞬时心率的微小涨落，蕴涵着有关心血管神经及体液调节的大量信息。它是反映交感神经、副交感神经张力及其平衡的重要指标，与很多疾病特别是心血管疾病有关，HRV 降低是预测心脏病患者死亡的独立危险因子，有十分重要的临床意义和价值。另外，由于其具有采集方便、蕴涵生理病理信息丰富的优点，只需采集心率信号，用一种成熟、可靠的方法对心率变异性信号 HRV 进行信号处理，就可以及时从中获取有价值的病理信息。这有利于电生理监护系统硬件的简单化，大大降低成本。

小波分析（Wavelet Analysis）是近十多年发展起来的一种信号分析方法，其基础是傅里叶变换。在低频部分具有较高的频率分辨率和较低时间分辨率，符合低频信号变化缓慢的特点；而在高频部分具有较高的时间分辨率和较低的频率分辨率，又适应了高频信号变化迅速的特点。因此从总体上来说，小波变换比短时傅里叶变换具有更好的时频窗口特性。它在时域和频域同时具有良好的局部化性质，尤其适用于非平稳信号的时频域分析，广泛应用于生物医学工程领域并取得了良好的效果。

非线性科学被誉为二十世纪自然科学的“第三次大革命”，它是在各门以非线性为特征的分支学科的基础上逐步发展起来的综合性学科。其主体包括：混沌、分形和孤子。其中的混沌理论是物理科学和数学科学两栖的边缘学科。在现实生活中，许多被当作随机的不规则运动的现象，实际上背后可能存在着决定论法则，这样的现象便是混沌现象。不规则运动的现象如果是一种混沌现象，则必然有某种确定性规则在起作用。混沌研究的本质便是着眼于如何揭示这一

确定性规则，使其为我们的研究服务。近年来混沌理论被广泛应用于生物医学工程的各个领域，尤其是应用于 HRV 等生理节律的研究。

HRV 作为一种生理信号，要使其发挥医学病理价值，应用于临床，辅助医护人员进行生理、病理的判断，主要包括两部分工作。一是获得准确的 HRV 信号，这就是在医学信号处理上通常所说的“QRS 波群检测”问题；二是对获得的 HRV 信号进行分析。本文作者参考了一些专家学者所作的工作，选用了小波变换的方法进行 QRS 波的检测，然后对如何运用非线性动力学理论对 HRV 信号进行分析进行了研究。

本文共分六章：第 1 章通过介绍心电信号在诊断心血管疾病方面的重要作用，以及生理仪器的发展趋势，引出 HRV 信号研究的价值；第 2 章介绍了 HRV 信号的载体——心电信号的获取，其中包括了 MIT-BIH 数据库的释读，该数据库是现行的四大标准心电数据库之一，为各国医学信号处理工作者所推崇，用于进行各类心电信号波形检测算法的验证和比较；第 3 章总结了目前各类 HRV 信号分析的方法，并从分析效果、适用范围、计算繁简程度等方面将这些方法进行了总结；第 4 章是 QRS 波的检测，在前人研究的基础上，提了一种经过改进的基于小波分析的 QRS 检测算法，取得了良好的检测效果；第 5 章是 HRV 信号的非线性动力学分析，运用 Poincare 截面图、Lyapunov 短序列分析等非线性方法对 HRV 信号进行了分析，得到了一些可应用于临床辅助诊断的结论；最后一章是对本论文相关工作的一些总结，以及后续工作的一些展望。

第1章 绪论

1.1 心电图与心血管疾病诊断

1.1.1 心电图的发展

心电信号是人类最早研究并应用于临床医学的生物电信号之一。1870年,法国物理学家 G. Lippmann^[1]发明毛细管静电计(Capillary Electrometer)。这一发明后被用来测量心电流。1895年荷兰生理学家 W. Einthoven^[2]等改进了毛细管静电计的频响,获得了五个可分开的电偏转,分别命名为 P、Q、R、S、T波,并一直沿用至今。1903年, W. Einthoven 采用弦线型电流计,利用光学放大原理在感光板上记录了第一个实用的心电图。这种弦线型心电图描记器(String Electrocardiograph),就是人类最早使用的心电图机。1908年,他又正式引入标准的肢体导连,并利用等边三角形来说明三个标准肢体导连的关系,确立了心电图应用于临床诊断的标准。由于在心电理论和心电技术上的贡献, W. Einthoven 荣获 1924 年的诺贝尔医学和生理学奖。

心电信号比其它生物电信号更易于检测,并具有较直观的规律性,在临床病理诊断上有不可低估的作用。因而虽然已历经百年,心电信号的处理目前仍是生物医学领域最重要的研究对象之一。在一百多年间,在广大医学人员和工程人员的共同努力下,不仅常规心电图检测技术本身不断改进完善,同时从体表心电图演化派生出来研究心脏电信号的其他各种检测方法竞相问世。尤其近年来,现代电子技术的进步和数字计算机技术的飞跃发展,极大的促进了心电信息研究向纵深方向发展。

1.1.2 心电图在心血管疾病诊断方面的应用

心血管疾病是威胁人类生命的主要疾病。根据世界卫生组织的报告,全球每年有 1660 万人死于心血管疾病,约占世界死亡人数的三分之一,可谓人类生命的“头号杀手”。据估计,以伤残调整生命年(Disability-Adjusted Life Year, DALY)计算,1998 年多于 30%的全部死亡人数和大于 10%的总疾病负担要归因于

心血管病。鉴于此,心血管病(CVD)造成全球范围的高负担成为 1999 年世界卫生报告的重要内容。至 1990 年止,中国、印度等亚洲国家因 CVD 死亡的人数已占到全球因 CVD 死亡人数的 44%,这些国家的 CVD 负担已超过全球 CVD 负担的 50%。在我国因心血管疾病而死亡的人数占死亡人数的 44%,并且这个数字还在不断上升^[3]。这些统计数字都表明,心血管疾病已成为危害人类健康的多发病和常见病。因此,心脏系统疾病的防治和诊断可谓是当今医学界面临的首要问题。

现代生理学研究表明,心脏的跳动主要是由位于右心房上方的窦房结控制的,它可称是直接指挥心脏的“司令部”。在正常人体,由窦房结发出的一次兴奋,按一定的途径和时程,依次传向心房和心室,引起整个心脏的兴奋。因此,在每一个心动周期中,心脏各个部分兴奋过程中出现的电变化的传播方向、途径、次序和时间等都有一定的规律。这种生物电变化通过心脏周围的导电组织和体液,反映到体表,使身体各部位在每一个心动周期也都发生有规律的电变化。尽管这一系列的电活动十分微弱,但仍然会传到身体的表面。如果我们在体表的部位放上电极,把这些微弱的电活动放大后再记录下来,便能展现出一幅反映心脏活动的图形,这就是上一小节中所说的心电图^[4]。

结合现代医学技术,通过心电图我们可以识别心律不齐的性质;诊断心房、心室肥大等异常;迅速反映心肌梗死的部位及心肌缺血、劳损的程度;帮助诊断心肌炎、心肌病、心包炎等;对危重病人进行监护;了解药物的疗效及对心肌的影响等等。

心电图依然是目前心脏疾病诊断、治疗、监护的最重要手段。

1.2 电生理仪器的发展

在现代医疗卫生领域,医疗器械是必不可少的载体工具,它通过医生服务于患者。统计表明,医院医疗器械投资占医院固定资产总量的 40%以上^[5],而电生理仪器又在这一数字中占有相当重的比例。随着自主研发水平的提高,国内电生理仪器技术近年来也有了长足的发展。

近 20 年来,伴随计算机技术、微电子技术为标志的现代科学的进步,以

及医学信号处理技术的发展,电生理技术日益走在科学技术市场化的最前沿。大容量的存储技术的出现,使得提取生理信号的通道增加得很快。在心电、脑电等方面的记录分析时,通道数达到了64道、128道甚至256道。比如,记录病人夜间睡眠过程各种生理信息的记录分析系统,其通道数也在64道或更多^[6]。这大大增加了仪器各种参数考察的同步性,从而使电生理仪器在使用上的精确性、可信度大大提高,为科学研究的完备性进一步打下基础。

除了通道数目的增加,电生理仪器也在检测方法方面取得明显的进步。近年来,检测方法已发展为多参数的综合分析,这一点对临床医学的发展起到了巨大的推动作用。早期的监护仪基本是单心电监护,对心衰患者以外的患者可能就无能为力。而现在的监护测量参数已扩大到心电、呼吸、无创血压、血氧饱和度,甚至二氧化碳、有创血压、心输出量等^[7]。而且,还表现出了很强的针对性,例如出现了用于手术室的麻醉监护系统以及体外循环监护系统,还包括用于诊断衡量睡眠质量的监测系统。

由于这些信号内容的纷繁多样化,众多参数的采集和记录需要繁琐的步骤和众多昂贵的仪器,使这种多参数分析监护系统进入千家万户有一定困难。如果有一种生理信号,具备采集方便,蕴涵生理信息丰富的优点,问题就能迎刃而解。

本文探讨的心率变异性信号(HRV)就是这样的一种生理信号。

1.3. 心率变异性信号的研究意义

1.3.1 心率变异性信号的病理价值

心率变异性(Heart Rate Variability, 简记为 HRV)是指连续心跳间瞬时心率的微小涨落,有时也指逐拍心跳 RR 间期的微小涨落。早在 60 年代, Hon 和 Lee 最先注意到致命性疾病首先通过各心搏间期值的改变表现出来^[8]。自此,人们开始意识到 HRV 临床上的重要意义。近十几年来,作为检测自主神经张力及二者平衡变化的一项无创技术,HRV 已成为了心电信号研究的一大热点。

HRV 可作为一种预后指标和无创伤技术用于研究多种疾病,包括冠状动脉

疾病、充血性心力衰竭、糖尿病等引起的植物神经病变等^[9]。从生理上看, HRV 是神经体液因素对心血管系统精细调节的结果, 反映神经体液因素与窦房结相互作用的平衡关系。心率受体内诸多因素的影响, 且最终通过交感神经 (Sympathetic Nervous System, SNS) 和副交感神经 (Parasympathetic Nervous System, PNS) 的调节作用表现出来。研究表明, 当交感神经活动阻断时, HRV 谱中低频谱峰显著降低; 而当迷走神经活动阻断时, HRV 谱中高频谱峰显著降低。肾素血管紧张素及其他体液因素按新陈代谢的需要调节心血管功能, 使心率的变化呈现更长周期的规律性。窦房结按照一定的节律搏动, 而自主神经系统按日常生理活动调节心血管功能, 使心率昼夜不断变化。交感神经系统使心率快速变化, 副交感神经系统使心率缓慢变化。在这些机理的共同调节下, 健康人静息时的 RR 间期呈周期性变化即窦性心率不齐, 此时呼吸是心率波动的一个主要因素。窦性心率不齐是一种正常现象, 如果一个人不论昼夜、体位、姿势如何改变, 窦性的 RR 间期恒定不变或变化很小, 则反而是一种不良预兆。

总之, HRV 是反映交感神经、副交感神经张力及其平衡的重要指标, 与很多疾病特别是心血管疾病有关, HRV 降低是预测心血管疾病患者死亡的独立危险因素, 有十分重要的临床意义和价值。

1.3.2 心率变异性信号在电生理仪器中的应用价值

电生理信号的数据采集要求抗干扰能力强, 并限制通过患者的漏电流, 且具有灵活方便的通讯功能。近几年, 国家医疗器械的管理越来越规范, 对于仪器的电器安全已被列为国家强制管理的项目, 需要考虑与患者接触的信号采集部分与仪器完全隔离, 保证患者的安全。电生理信号无线传感器网络采用电池供电, 信号通过无线通信与主机仪器相联, 实现了人体电生理采集器与外部环境设备在物理上的完全隔离。

在实现医学模式转变的医疗体制变革中, 社区保健有其特殊重要的地位。人们对“24 小时周期生物学”的研究认识进一步深入, 表明体温、血糖、血压、心率等参数呈现昼夜周期性变化, 为了更科学准确的监视健康状况, 有时往往需要对某些重要参数进行 24 小时连续记录。

计算机通讯技术的发展, 促进了电生理仪器的网络化、远程化。目前国内

外的监护仪均可做到利用计算机局域网技术实现联网监测,利用 Modem 和数字化点对点通讯技术,国内已实现了床旁监护仪的点对点互调床旁和中央互通信息,通过医院管理系统的局域网,医院可组织专家会诊,表明基于计算机局域网的远程医疗护理系统网络技术已经日趋成熟,与 INTERNET 联网构成逻辑上的医疗信息世界已经成为现实,而电生理信号采集与处理无线传感器网络将这个逻辑上的医疗信息世界与客观上的物理世界融合在一起,将改变医生与患者之间的沟通方式,通过无线传感器网络得到的有关人体健康状况的物理信息通过计算机局域网及 INTERNET 提供给医院管理系统。

HRV 信号具有采集方便,蕴涵生理病理信息丰富的优点,鉴于此,如果能采集心率信号,用一种成熟、可靠的方法对心率变异性信号 HRV 进行信号处理,及时从中获取有价值的病理信息,就可以使电生理监护系统硬件简单化,大大降低成本。

1.3.3 心率变异性信号的临床应用

近年来,自主神经张力 HRV 特点及其临床相关性的研究已比较成熟,并得到了临床应用。已有研究表明,HRV 与包括脑梗死自主神经的功能损害、早期心肌梗死、充血性心力衰竭、交感神经迷走神经活动、糖尿病、冠心病等在内的多种病理生理因素相关。

(1) HRV 与冠心病的相关性^[10]

HRV 与冠心病的相关性分析是人们关注的热点。动态心电图(DCG)是目前冠心病(CHD)诊断中重要的无创性检查方法之一,冠状动脉造影(CAG)则是目前公认诊断 CHD 特别是冠状动脉狭窄的公认标准。

国内学者李梅等分析 HRV 各指标与 CHD 及其严重程度的相关性,选择 126 例同期进行 CAG 和 24h DCG 监测者,按 CAG 结果分组,分析 HRV 各项指标与 CHD 及其严重程度的相关性。结果显示 CHD 的 SDNN、rMSSD、TRI、VLI 下降,且 SDNN、TRI、VLI 下降程度与 CHD 及其严重程度呈负相关,是预测 CHD 自主神经功能损害及其严重程度的敏感指标。

多年来,在各界学者的努力之下,对 HRV 与 CHD 之间的关系已有大量的研究,但对 HRV 指标与 CHD 严重程度之间的关系研究较少。

(2) HRV 与急性心肌梗死的相关性^[11]

研究人员在急性心肌梗死早期的心率变异性分析方面也做了很多工作,急性心肌梗死患者 HRV 主要指标确有降低(包括:SDNN, SDANN, SDNN5, PNN50),原因有:

(a)心脏的气质性功能损伤导致自主神经功能失调,包括心脏坏死直接损伤自主神经或迷走神经受体或化学感应器使心脏对交感神经的反应性降低;

(b)急性心肌梗死时机体处于应急状态,交感神经反射性增强致使 HRV 下降。

(3) HRV 与糖尿病的相关性^[12]

自主神经病变普遍存在糖尿病患者中,成为糖尿病患者发生无痛性心肌梗死、猝死、体位性低血压的主要原因。自 90 年代以来,心率变异性(HRV)已经广泛应用于无创性检测各种心血管疾病时交感迷走神经等自主神经病变之间的相互作用,以及评估药物疗效和疾病的预后。采用 HRV 时域和频谱分析早期诊断糖尿病自主神经病变是一个比较敏感、特异性较强、无创性手段。国内学者李昌祁等做了糖尿病心率变异性图谱学特点及其临床相关性的研究,主要对 HRV 进行频谱分析,按照 LF、HF、LF/HF 指标分析诊断糖尿病自主神经病变。研究中糖尿病患者 HRV 时域和频谱图谱主要有 6 种图形变化,当糖尿病患者行 HRV 检查时,如果 HRV 时域或频谱图谱出现 6 种图形变化之一,需考虑到可能合并有糖尿病自主神经病变。

(4) HRV 与健康人群^[13]

HRV 检测不止针对病患者,健康人进行 HRV 测定也有其重要意义。一方面,HRV 用于估计各种有害因素,如吸烟、过量饮酒、肥胖等对人体的影响。研究表明,这些因素都可能引起交感神经活性增加,迷走神经活性降低,从而表现为 HRV 的改变。而这种改变可能与心血管疾病的发生有关。另一方面,HRV 测定在航空航天医学领域也颇受关注。由于职业特点的关系,评价飞行员和航天员自主神经功能的均衡性有重要意义。HRV 被广泛应用为评价这一功能的指标,在飞行员的选拔和飞行劳动负荷强度测定方面发挥重要作用。

总之,HRV 分析作为一种无创方法,能够揭示交感、迷走神经的相互作用,为未来心血管研究打开了大门。通过检测 HRV 信号,应用现代数字信号处理方

法及信息技术，完全可以实现对人们所关注的对人体健康至关重要的心脏功能及相关循环系统疾病的监视、预报、护理，具有重要实用的价值。

1.4 本章小结

本章是本论文的绪论部分，首先简介了心电技术和电生理仪器的发展。在众多类型的心电信号中，心率变异性信号（HRV）是神经体液因素对心血管系统精细调节的结果，反映神经体液因素与窦房结相互作用的平衡关系。近年来，随着现代数字信号处理技术的发展，HRV 因其无创性、与多种疾病的相关性、采集方法简便、能方便的运用于生理仪器等独特优势，成为心电检测和监护领域的一个新的热点。

第2章 心电信号的获取

2.1 心电图基础

2.1.1 心电图导联

为了统一和便于比较所获得的心电图波形,临床上对描记的心电图的电极位置,以及引线与放大器的连接方式都有一套严格的规定。医学上把这种电极组和其连接到放大器的方式称为心电图导联,也称导联^[14]。

现在广泛应用的是标准十二导联^[14],分别记为 I、II、III、aVR、aVL、aVF、V1-V6。I、II、III导联为双极导联,aVR、aVL、aVF、V1-V6 为单极导联。获得两个测试点的电位差时用双极导联,获得某一点相对于参考点电位差用单极导联。

(1) 标准导联^[14]

属双极导联,只能描记两电极间的电位差。电极连接方法是:第一导联(简称I),右臂(-),左臂(+);第二导联(简称II),右臂(-),左足(+);第三导联(简称III),左臂(-),左足(+).

(2) 加压单极肢导联^[15]

将探查电极放在标准导联的任一肢体上,而将其余二肢体上的引导电极分别与5000欧姆电阻串联在一起作为无关电极。这种导联记录出的心电图电压比单极肢体导联的电压增加50%左右,故名加压单极肢体导联。根据探查电极放置的位置命名,如探查电极在右臂,即为加压单极右上肢导联(aVR),在左臂则为加压单极左上肢导联(aVL),在左腿则为加压单极左下肢导联(aVF)。

(3) 单极胸导联^[15]

将一个测量电极固定为零电位(中心电端法),把中心电端和心电描记器的负端相连,成为无关电极。另一个电极和描记器正端相连,作为探查电极,可放在胸壁的不同部位。分别构成6种单极胸导联,电极的位置是:V1,胸骨右缘第4肋间;V2,胸骨左缘第4肋间;V3,在V1与V4连线的中点;V4,左锁骨中线第5肋间;V5,左腋前线与V4同一水平;V6,在腋中线与V4同一水平。

2.1.2 心电信号的基本特征

正常的心电信号如下图所示^[16];

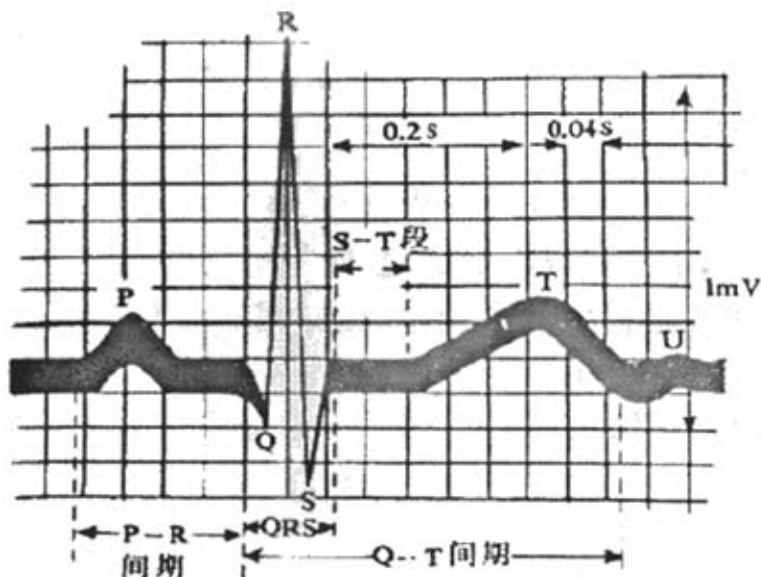


图 2-1 标准心电波形示意图

(1) P 波

正常的 P 波形状是一个圆滑的小波，无双峰、切迹及钝挫现象。各导联的 P 波形状取决于 P 向量与各导联轴的相互关系。心房的综合向量由右上指向左下，其角度大多在 45—50 度之间，故在 AVR 导联中波是倒置的；在 V1、V2、AV1，导联中 P 波可为双向；其余各导联（I、II、AVF、V3、V4、V5）的波一般为直立向上。P 波的宽度，正常不超过 0.01s。P 波的振幅，通常直立 P 波高度正常不超过 0.25mV，P 波过小一般无重要临床意义。

(2) Ta 波

Ta 波代表心房复极过程中产生的电位变化。始于 P 波后，方向与 P 波相反，波幅很低，约为 0.05—0.1mV，持续时间为 0.22—0.26s，经常被 QRS 波所掩盖而无法看到，故一般心电图上看不到 Ta 波。只有在房室分离或高度房室传导阻滞时的心电图中，常可清楚看到 Ta 波。

(3) QRS 波群

QRS 波群代表左、右两心室去极化过程的电位变化。通常历时 0.06—0.10s。

典型的 QRS 波群包含三个紧密相连的波，第一个向下的波为 Q 波，其后向上的高而尖的为 R 波，继 R 波之后的一个向下的为 S 波。但是在不同导联记录的心电图上这三个波不一定都出现，其波形和幅度变化也比较大。

(4) T 波

T 波代表心室复极过程中的电位变化，是一个波形圆钝，占时较长（0.05—0.25s）的波，波形的后肢较长而后肢较短，T 波的方向与 QRS 波群的主波方向一致，在 R 波为主的导联中，T 波的幅度不应低于 R 波的 1/10。

(5) U 波

在 T 波后 0.02—0.04s 可能出现的低而宽的波，其方向一般与 T 波方向一致，时间约为 0.1s—0.3s，波幅很小，应比同一导联的 T 波低。U 波在肢体导联中不易辨认，一般在胸导联中比较清楚。

(6) P—R 间期

由 P 波起点到 QRS 波群开始之间的时间，正常成人通常是 0.12—0.20s。在幼儿及心率较快的情况下，P—R 间期相应的缩短；而经常进行体育锻炼的人，如职业运动员，其 P—R 间期较长，有的可能超过 0.20s。

(7) P—R 段

从 P 终点至 QRS 起点之间的线段，一般 P—R 段与等电位线（基线）水平相同。

(8) S—T 段

自 QRS 波终点至 T 波起点之间的线段，代表心室各部分已全部进入去极化状态。心室各部分之间没有电位差存在，因此又恢复到基线水平。正常 S—T 段上升不应超过基线 0.1mV，下降不应低于基线 0.05mV。在 AVR 导联则相反，ST 段上升不应超过 0.05mV，下降不超过 0.1mV。在 V1、V2、V3 导联中，ST 段上升可允许超过 0.1mV，V3 导联最高可达 0.3mV，但多为斜上型。

(9) Q—T 间期

从 QRS 波群起点至 T 波终点的过程，代表心室开始去极化至完全复极到静息状态的时间。这一间期的长短与心率密切相关。心率越快，Q—T 间期越短，反之，则间期越长。正常成人的 Q—T 间期为 0.32—0.44s。

2.2 心电数据库的选择及释读

心电数据库是发展心电分析的基础,它可为心电分析软件和仪器的科研开发提供有效的辅助,可对有关软件和仪器进行权威性客观的检测评价,可为心电图学教学研究及临床诊断提供标准基础资料。目前国际上公认的可作为标准的心电数据库有4个,分别是美国麻省理工学院提供的MIT-BIH数据库、美国心脏学会的AHA数据库、欧共体的CSE心电数据库及欧洲ST-T心电数据库。其中MIT-BIH数据库近年来应用比较广泛,为我国的心电医学工程界所重视。近几年该数据库的所有者将数据库的全部数据放到了互联网上,免费供大家使用,为广大心电分析研究者提供了有力的工具。

2.2.1 MIT-BIH数据库简介

1975年,MIT与Boston's Beth Israel Hospital开始合作进行心率失常的分析和相关研究,并于1980年完成MIT-BIH Arrhythmia Database^[17]。MIT-BIH心律失常数据库是最早的用于评测心律失常检测器的标准测试数据库。它包括48条各半小时长的数据记录,分别来自BIH Arrhythmia Laboratory在1975-1979年所采集的47个样本,其中有23条是从4000条24小时连续记录的ECG记录中随机选择的。这4000条记录中约60%来自波士顿贝丝以色列医院的住院病人,约40%来自门诊病人。考虑到那些出现可能性比较小但对临床诊断有重要意义的心率失常现象,少量的随机样本并不能很好地反映这些症状,为此又从同一数据源中精心挑选了25条比较典型的记录来弥补。

其中每个记录数据长30分钟6秒,总计约有116,000多个心拍,包含了正常心拍和各种异常心拍,并且有医学专家对每个心拍作出的识别和标注。其内容丰富而完整,在美国常被用作心电仪器的检验标准。MIT-BIH数据库中的信息是数字化了的心电数据,含有临床心电信号全面的特征,比如一些临床上很明显,但是很少记录得到的表现。该数据库中含有除了含有房性、室性节律病例、各种传导阻滞之外,还有异常传导、异位搏动、预激综合症、起搏信号、非捕获尖峰信号、轴移尖峰信号等病症信息,甚至还有某些药物治疗后的心电的变形信号。因此数据库的信息既可以为科研工作用作标准来检测分析程序的

辅助诊断功能，也可以用在工厂对心电仪器的产品检验，以及医院里对心电图作临床诊断上的辨识参考库。

由于该数据库中的数据是通过将录制在磁带上的模拟信号进行模数 (A/D) 转换后的数字信号，在存贮时为了减少文件长度，以节省存贮空间，使用了自定义的格式，无法通过通用的方式去读取数据。因此必须先识别该自定义的格式，并考虑使用转换技术，把其中包含的数据信息转换成为直接可利用的类型。

2.2.2 MIT-BIH 数据库的识读

MIT-BIH Arrhythmia Database 由 48 个经过注解的记录组成。每一个记录时间约为 30 分钟，由两路导联信号组成，信号的采样率为 360Hz，A/D 分辨率为 11Bit，如图 2-2 所示，每一数据库记录包含三个文件，分别是头文件（扩展名为 hea）、数据文件（扩展名为 dat）、注释文件（扩展名为 atr）。

(1) 头文件的识读

头文件的内容是由一行或多行 ASCII 码字符组成，并且至少包含一个记录行。通常还有信号技术规范行、片段技术规范行（对于多片段数据记录）和信息注释行等内容。

记录行中依从左到右的顺序记录了信号的名称、片段数（可选，对多片段记录，且与名称之间以“/”分隔）、信号数量、采样频率、计数频率（可选）、计数基值（可选，与计数频率配合使用且以圆括号而非空格分隔）、每信号采样数、采样开始时间（可选）、采样开始日期（可选）。这些字段之间除前面指明的之外都是以空格分隔。

紧跟记录行的是信号技术规范行。该行的内容主要包括存储信号的文件名、存储格式、ADC 增益、基线值、ADC 分辨率、ADC 零值、信号初始值等字段。

片段技术规范行主要包括记录名称和每信号的采样数两个字段。该行只有在多片段记录的头文件中才有。

信息注释行一般在文件的最后。每行的开头以“#”开始，内容一般是说明患者的简单情况。

(2) 数据文件的识读

数据文件是以自定义的格式按二进制存储的信号原始数据，该文件所用的

数据格式在头文件中已经进行了说明。比如心率失常数据库的数据都是以“212”的格式（即每一个 11Bit 的数占 12Bit 空间，且数与数紧凑相连排列）进行存储的^[10]。注释文件是记录心电诊断专家对信号分析的结果，主要包括心跳、节律和信号质量等，以二进制存储，格式有 MIT 和 AHA 两种。比如 MIT-BIH 记录 100 包含三个文件，分别是头文件 100.heh，数据文件 100.dat，以及注释文件 100.atr。

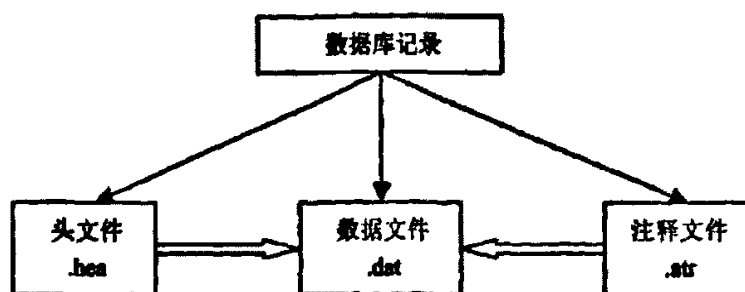


图 2-2 MIT-BIH 数据库文件组成示意图

格式 212 是针对两个信号的数据库记录，这两个信号（为了方便起见，我们设定为信号 0 和信号 1）的采样数据进行交替存储，每三个字节存储两个数据，这两个数据分别采样自信号 0 和信号 1，信号 0 的采样数据取自第一字节对（共 16 位）的最低 12 位，信号 1 的采样数据由第一字节对的剩余 4 位（作为组成信号 1 采样数据的 12 位的高 4 位）和下一字节的 8 位（作为组成信号 1 采样数据的 12 位的低 8 位）共同组成。两个信号的所有数据都按照这种方法连续存储。以 MIT-BIH 100 的数据文件 100.dat 为例进行说明。图 2-3 显示了 100.dat 的十六进制内容的一个片段。

```

00000000h: E3 33 F3 E3 33 F3 E3 33 F3 E3 33 F3 E3 33 F3 E3 ;
00000010h: 33 F3 E3 33 F3 E3 33 F3 E8 33 F0 E5 33 F0 E3 33 :
00000020h: EF E2 33 EF E0 33 F1 E1 33 F2 E0 33 F2 DD 33 F3 :
00000030h: DC 33 F5 DB 33 F6 DE 33 F6 E1 33 F8 DD 33 F8 DC :
00000040h: 33 F5 DA 33 F1 DC 33 F0 E1 33 EF E5 33 F2 E1 33 :
00000050h: F0 DA 33 F0 D7 33 EE D1 33 ED D3 33 EE CF 33 ED :
00000060h: CE 33 EA CC 33 E8 C9 33 E3 C9 33 E5 C9 33 EB CB :
00000070h: 33 ED CD 33 EB CB 33 E8 C9 33 E5 C6 33 E7 C6 33 :
00000080h: E7 C6 33 E9 C6 33 E9 C7 33 E7 C5 33 E4 C3 33 E4 :
00000090h: C7 33 E6 C9 33 E7 C9 33 E4 C8 33 E3 C7 33 E2 C3 :
000000a0h: 33 E2 C6 33 E6 C4 33 E9 C8 33 E7 C6 33 E5 C4 33 :
    
```

图 2-3 MIT-BIH 100.dat 片段

按照“212”的格式，从第一字节读起，每三个字节（24 位）表示两个值，第一组为“E3 33 F3”，两个值则分别为 0x3E3 和 0x3F3，转换为十进制分别为 995 和 1011，代表的信号幅度分别为 4.975mV 和 5.055mV，这两个值分别是两个信号的第一采样点，后面依此类推，分别表示了两个信号的采样值。

（3）注释文件的识读

注释文件记录了心电专家对相应心电信号的诊断信息，主要有两种格式：MIT 格式和 AHA 格式。MIT 格式是一种紧簇型格式，每一注释的长度占用偶数个字节的空间（多数情况下是两个），多用于在线的注释文件；而 AHA 格式的每一注释占用 16 个字节的空间，多用于交换文件的情况。

在常用的 MIT 格式的存储方式里，每一注释单元的前两个字节的第一个字节为最低有效位，16 位中的最高 6 位表示了注释类型代码（具体代码的含义可参见其工具包中 ecgcodes.h 文件），剩余的 10 位说明了该注释点的发生时间或为辅助信息，若为发生时间，其值为该注释点到前一注释点的间隔（对于第一个注释点为从记录的开始到该点的间隔），若为辅助信息则说明了附加信息的长度。

2.2.3 MIT-BIH 数据库的转换

由于 MIT-BIH 数据库特殊的数据存储格式，为直接利用该数据库进行心电信号分析的研究带来了极大的不便，为此，应先将其转换成可以直接利用的数据格式，进而获取数据库内心电信号的波形图表示，以用作进一步分析应用。

如上小节所述，心电数据的采样值保存在后缀为 .dat 的数据文件中，故主要考虑将该 dat 文件转换。为此，用 C++编写了一个转换程序，将该 dat 文件转换成正常显示数据顺序的格式。为方便起见，转换后的文件仍然保存为 dat 格式。另外，考虑到后续的处理工作将使用 Matlab 为分析工具，又将其高低位地址数据对调，方便 Matlab 读入。下面以 100.dat 文件为例，说明转换后的效果。

```

00000000h: E3 33 F3 E3 33 F3 E3 33 F3 E3 33 F3 E3 33 F3 E3 ;
00000010h: 33 F3 E3 33 F3 E3 33 F3 E8 33 F0 E5 33 F0 E3 33 ;
00000020h: EF E2 33 EF E0 33 F1 E1 33 F2 E0 33 F2 DD 33 F3 ;
00000030h: DC 33 F5 DB 33 F6 DE 33 F6 E1 33 F8 DD 33 F8 DC ;
00000040h: 33 F5 DA 33 F1 DC 33 F0 E1 33 EF E5 33 F2 E1 33 ;
00000050h: F0 DA 33 F0 D7 33 EE D1 33 ED D3 33 EE CF 33 ED ;
00000060h: CE 33 EA CC 33 E8 C9 33 E3 C9 33 E5 C9 33 EB CB ;
00000070h: 33 ED CD 33 EB CB 33 E8 C9 33 E5 C6 33 E7 C6 33 ;
00000080h: E7 C6 33 E9 C6 33 E9 C7 33 E7 C5 33 E4 C3 33 E4 ;
00000090h: C7 33 E6 C9 33 E7 C9 33 E4 C8 33 E3 C7 33 E2 C3 ;
000000a0h: 33 E2 C6 33 E6 C4 33 E9 C8 33 E7 C6 33 E5 C4 33 ;
    
```

(a) 原始数据。

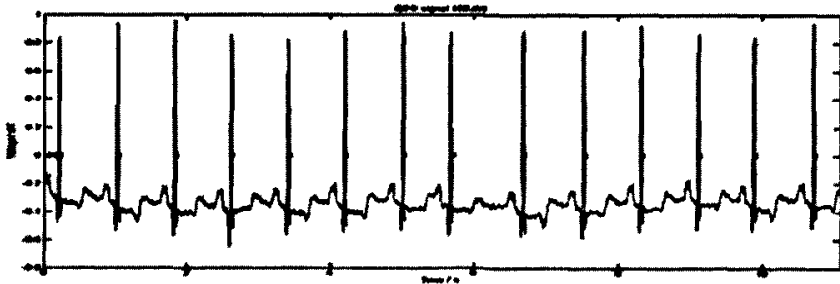
```

00000000h: E3 03 F3 03 E3 03 F3 03 E3 03 F3 03 E3 03 F3 03 ;
00000010h: E3 03 F3 03 E3 03 F3 03 E3 03 F3 03 E3 03 F3 03 ;
00000020h: E8 03 F0 03 E5 03 F0 03 E3 03 EF 03 E2 03 EF 03 ;
00000030h: E0 03 F1 03 E1 03 F2 03 E0 03 F2 03 DD 03 F3 03 ;
00000040h: DC 03 F8 03 DB 03 F6 03 DE 03 F6 03 E1 03 F8 03 ;
00000050h: DD 03 F8 03 DC 03 F5 03 DA 03 F1 03 DC 03 F0 03 ;
00000060h: E1 03 EF 03 E5 03 F2 03 E1 03 F0 03 DA 03 F0 03 ;
00000070h: D7 03 EE 03 D1 03 ED 03 D3 03 EE 03 CF 03 ED 03 ;
00000080h: CE 03 EA 03 CC 03 E8 03 C9 03 E3 03 C9 03 E5 03 ;
00000090h: C9 03 EB 03 CB 03 ED 03 CD 03 EB 03 CB 03 E8 03 ;
000000a0h: C9 03 E5 03 C6 03 E7 03 C6 03 E7 03 C6 03 E9 03 ;
    
```

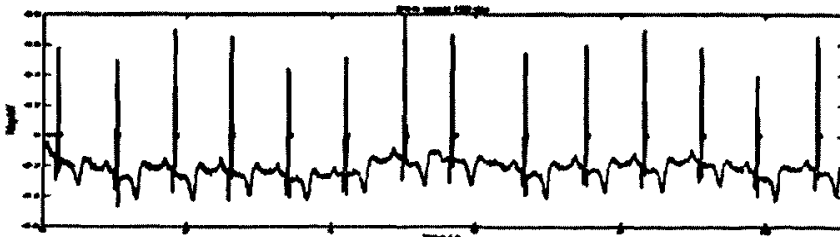
(b) 适合 Matlab 读入的格式。

图 2-4 MIT-BIH 心电数据转换前后对照

经过转换后，借助数学分析工具 Matlab，可得到每个数据文件对应的心电信号波形。如图 2-5 所示是 MIT-BIH 100 波形的一个片段。



(a)



(b)

图 2-5 MIT-BIH 100 波形片段 (a. MLH 导联; b. V5 导联)

2.3 本章小结

本章主要介绍了心电数据的获取，这是进行所有心电信号分析的基础。HRV作为一种心电信号，当然也不例外。心电数据的获取主要通过两种方式，一是直接在人体肢体上按照一定的规定放置电极以及连接放大器，通过记录相应的测量数据而取得；二是通过国际标准的心电数据库获取。为了使得研究的算法具有普适意义，本文将使用来自国际标准心电数据库——MIT-BIH Arrhythmia Database 中的心电数据进行验证。由于该数据库采用了特殊的存储格式，为应用带来了困难。本章中详细介绍了如何将其转换成可直接利用的格式，这也为后面进行 HRV 信号的提取与分析做好了准备。

第3章 国内外 HRV 分析研究现状

3.1 目前国内外常用 HRV 分析方法

在 HRV 分析发展的 20 多年来, 研究人员已提出多种分析处理方法, 大体上可分为线性和非线性方法。其中线性分析法又可分为时域分析法、频域分析法、时频分析法; 非线性分析法又可分为散点图法、非线性参数估算法、非线性预测与建模法等。

3.1.1 时域分析

时域分析是测量 HRV 最简单的传统方法, 1996 年 Marek^[19]等综述了两种主要的方法: 统计法和几何图形法。统计法是通过计算正常 RR 间期序列的统计指标来评价 HRV; 几何图形法是对 RR 间期的分布进行分析, 从而给出 RR 间期的变异度。

时域方法计算简单, 最早应用于临床, 并积累了大量的经验值, 但是这种方法丢掉了信号的时序信息, 提取信号的特征太少, 敏感性和特异性低, 不能定量检测交感、迷走神经的张力及其均衡性的变化, 应用时可以将其作为评价其它分析方法的参考指标之一。

3.1.2 频域分析

频域分析法可将复杂的心率波动信号按不同频段来描述能量的分布情况, 把各种生理因素的作用适量分离开进行分析, 具有灵敏和准确的特点。自 1981 年 Akselrod^[20]等提出心率波动信号的功率谱分析方法之后, 新的信号处理技术不断应用于 HRV 谱分析中, 主要包括古典谱估计法(如快速傅立叶变换法)或现代谱估计法(如自回归模型法)对 RR 间期序列进行谱估计。

古典谱估计法有周期图法、快速傅立叶变换法(FFT), 其中 FFT 法实际应用较多。FFT 与现代谱估计法理论基础虽然不同, 但其实质相同, 分析结果也应相似。FFT 物理意义明确, 算法简单, 运算速度快, 可以很好地反映波谷, 适用于长记录或信噪比小的数据。二十世纪八十年代, 研究人员大都采用了该

方法。

由于古典谱估计方法会产生诸如谱分辨率低、受窗函数影响和方差性能不好等缺陷,目前研究应用较多的是现代谱估计方法,也称为参数法(模型法),这种方法具有较高的谱分辨率,能消除谱泄露现象。其中比较常用的有 AR(自回归)模型,IFPM(积分脉冲频率调制)模型等。

频谱分析方法的生理意义比较明确,提供了自主神经系统调节功能的定量分析工具,对某些心血管疾病的早期诊断、病中监护和预后估计等有重要价值。但对很多心血管疾病的诊断和预测却无能为力,对一些疾病特异性不强,必须依靠其它手段获取参数。这可能和功率谱只是反映 HRV 的一段时间的概貌,信息量太少有关。而且功率谱分析建立在平稳模型的基础上,不能反映 HRV 的动态特征和细节。

3.1.3 时频分析

目前,为克服单独进行时域分析或频域分析所存在的局限性,时频分析方法开始进入初步实验研究阶段,国内的相关研究甚少。古典频谱估计法应用于时变系统,进行时频分析的方法主要有短时傅立叶变换(STFT)、时频分布法、基于 AR 模型的时频分析法及小波变换法等。

STFT 主要适用于长时间数据的分析,而对于短序列,应用时频分布法则较为有效,Vila^[20]等提出了时频分布法分析短时数据的优点,使用由 Baraniuk 设计的 ICAOK (instantaneous controlled adaptive optimal kernel) 算法分析 HRV 频谱,应用于心肌缺血疾病的诊断,得到了较理想的实验结果。Bianchi^[21]等将时变算法应用于 AR 模型中,得到一组新的 AR 参数,从而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。

尽管这些方法已经在 HRV 分析中得到一定程度上的应用,但仍存在许多不尽人意的问題:STFT 的时频分辨率是固定不变的,时频分析不是很灵敏;时频分布法会产生附加噪音;基于 AR 模型的时频分析需要正确确定模型及其顺序形式,实现起来存在繁琐的问題等。因此,小波分析作为一种新的信号处理方法应运而生。研究应用表明,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。

3.1.4 非线性分析

二十世纪八十年代末,Babloyantz 和 Destexhe^[24]提出了心率变异性混沌的概念。Goldberger^[24]等在 1990 年及随后几年对心率变异性的非线性作了进一步的肯定和发展。因此,许多研究人员都在研究采用非线性动力学方法来分析 HRV 的方法,到目前为止,主要的方法有:散点图分析、某些非线性混沌特征参数的估算、线性预测与建模等。

散点图法以相邻心拍中前一心拍的心率值为横坐标,以后一心拍的心率值为纵坐标绘制所得,它的形状反映瞬时心率曲线的特征。这种方法只能得到弦平均的结果,而得不到动态的演变信息,但由于做法简单,在国内已有应用。

1990 年,研究人员开始将一些非线性算法和参数引入到了 HRV 分析中,如分形维数、李氏 (Lyapunov) 指数、哥氏 (Kolmogorov) 熵或测度熵等^[25]。也可以通过在多维空间中构造系统的运动轨迹来描述,如相图、Poincare 截面等。但是实际应用中,计算这些参数所需的数据量都很大,而且系统动力学结构的变化、外界干预因素对系统动力学行为的发展性态造成的不可估量的影响、数字化的误差等在长程分析中都是不可忽略的重要因素。

非线性预测利用观测的数据通过相空间重构的方法,反演观测系统的非线性动力学演化方程,或是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。这样,不但能从中得到 HRV 的静态信息,还能得到动态信息,因此 HRV 的非线性预测的研究价值是非常大的。但由于实际存在噪声,又没有特别有效的非线性建模方法,HRV 的非线性预测至今仍是一个难点。

从理论上讲,由于心脏搏动受多种因素调控,加之影响 HRV 的多种生理和病理因素常常具有突变性,非线性方法相对于线性方法来说,会更好地反映出心脏自身自主神经调节的综合效应。因此也拥有着更为广阔的临床应用前景。但鉴于其背景知识的复杂性和抽象性,日前的研究水平尚十分有限,急待深入开展。尤其是进一步探索和发掘非线性方法在 HRV 信号处理中的有效应用路线,这已成为该领域中迫切需要解决的研究课题。

3.2 HRV 分析的常用指标

3.2.1 时域分析指标

如上节所述, HRV 的时域分析是以各种统计方法定量描述心动周期的变化特征。在 HRV 分析中, 常选用 RR 间期的变化来表示心率的变异性。比较简单的方法是测量并计算某段时间内的平均 RR 间期、最长 RR 间期与最短 RR 间期的差值或比值, 以及所有 RR 间期的标准差。因此根据 24h 动态心电图 (DCG) 进行 HRV 分析常用的时域指标如下^[26]:

(1) SDNN

总体标准差。指 24h 内全部正常 RR 间期的标准差, 反映 24h 内 HRV 的总和, 是临床上最常用的指标, 单位: ms。

(2) SDANN

指 24h 内每 5min 的 RR 间期平均值的标准差。

(3) SDNNIDX

指 24h 内每 5min 的 RR 间期标准差的平均值。

(4) TRI

HRV 三角指数。指全程的正常 RR 间期的总个数除以 RR 间期直方图的高度, 无量纲。

(5) rMSSD

差值均方的平方根, 指 24 小时的相邻正常 RR 间期差值均方的平方根值, 单位: ms。

(6) pNN50

差值>50ms 的百分比。指全程记录中相邻正常 RR 间期差值>50ms 的心搏数占所有心搏数的百分比, 单位: %。

此外, 还有一种比较特殊的时域分析指标——HRV 指数, 是指以 7.8ms 为组距对 RR 间隔进行分组做直方图所得基线宽度。

3.2.2 频域分析指标

即心率的频谱分析。是指运用上述的特殊计算方法,如傅立叶变换和自回归模型分析,把随时间变化的心率波动曲线分解成不同频率、不同振幅的正弦曲线之和,即得到 HRV 的频谱。功率谱图的横坐标是频率 (Hz),纵坐标标是功率谱密度 (power spectral density, PSD)。分析时可对各频带内的功率密度进行积分求得每频带的功率,进行定量分析,计算方法是求曲线在频带范围下包含的面积,单位是 s^2 或 ms^2 。人的 HRV 功率谱常分为 4 个区域:高频带、低频带、极低频带和超低频带。频域的主要分析指标及其作用如下:

(1) TP

即总功率。反映 24h 内 HRV 的总和,作用与时域中的 SDNN 相同。

(2) HF

高频功率。反映迷走神经调节功能,与呼吸性心率不齐有关。

(3) LF

低频功率。与压力感受器反则系统的活动有关,反映交感神经和迷走神经的复合调节功能,某些情况下可反映交感神经系统张力。

(4) VLF

极低频功率。与外周血管舒缩及肾素——血管紧张素系统活动有关。

(5) ULF

超低频功率。反映人的昼夜周期节律和神经内分泌节律的影响。

(6) LF/HF

低高频功率比。反映交感神经和迷走神经的均衡性。

3.2.3 非线性指标

(1) VAI

指矢量角度指数。为 Poincare Polts 的图形沿 45° 角度方向散开的程度。

(2) VLI

指矢量长度指数。为 Poincare Polts 的图形沿 45° 角直线方向延伸的长度。

3.2.4 统计学分析

统计学分析方法是使用 EPIInfo6.04 软件,建立数据库并对数据作描述性分析。统计学处理是应用 SAS 统计软件包,由计算机自动计算完成。该方法采用多元线性回归与多元 Logistic 回归方法,排除年龄、性别等影响,对部分参数与冠脉病变及其严重程度作相关性分析。

3.3 影响 HRV 分析的各种因素

作为反映神经、体液因素对心血管调节的灵敏指标,HRV 必然受到多种因素的影响^[27]。

(1)年龄、性别、体温、呼吸、血压、心率、饮食、睡眠、烟酒、咖啡嗜好等因素。

据研究,在心率能量谱图中,老年人总功率谱密度、高频段功率谱密度均较年轻人低。老年人高频成份较年轻人更明显,提示老年人迷走神经活性降低更显著,而交感神经活性相对增加。另外,长期吸烟者可导致心脏交感神经活性增高,迷走神经活性降低,致迷走神经对心脏的调节功能严重减弱。

(2)体力活动、心理因素与情绪变化和体位改变。

由于 HRV 的影响因素多且复杂,因此,为确保检测结果的准确性,医学上规定^[28]应在测定前尽量排除干扰,务必做到以下几点:

(a)早餐要少吃,卧室温度要求 22℃~24℃,测定前 24 小时不应饮用咖啡、酒精等,不应进行剧烈运动。

(b)吸烟者检测前 8 小时内不应吸烟。

(c)检测时间应选择上午 9 时~12 时。

(d)检查室需安静,卧具要舒适。

(e)检测前安静仰卧至少 15min

(3)昼夜节奏。

正常人白天交感神经活动即低频成份占优势,夜间迷走神经活动即高频成份占优势。而且高频成份昼夜有一定的变化,而低频变化不大,为使昼夜节奏

能得到反映,应以 24h 资料为主要研究依据。

(4)呼吸控制和握力控制。

为了判定患者自主神经的功能状态,避免呼吸频率对测定的影响,测定时采用呼吸控制(controlled respiration, CR)以及握力控制(handgrip exercise, HGE)。

(5)影响植物神经的药物。

迷走神经阻滞剂阿托品使 HRV 值显著降低而低剂量东莨菪碱却使 HRV 显著增加,肾上腺能阻滞剂使 HRV 增加,降低低频。这同时也反映了一个事实,HRV 是一个极有意义判断药物对自主神经影响的方法。

(6)心律失常,尤其早搏将会直接影响 HRV 的检测。

3.4 目前 HRV 分析中还存在的问题

HRV 的研究已成为当今医学信号处理领域一个热点,但就目前国内外研究的情况来说,还存在不少问题需要解决^[28]:

(1)仪器的标准化,规范化。

HRV 的研究始于半世纪之前,国内外学者已经付出了巨大的努力。但其成为心电信号里面一个相对独立的分支受到关注,并逐渐应用于临床诊断,还是最近十几年的事情。目前其测量仪器五花八门、纷繁复杂,容易造成临床数据上的混乱。为了更好的使 HRV 分析应用于心血管疾病的诊断,其仪器的标准化、规范化还有很长的路要走。

(2)研究中统计学方法的选用有待统一。

按照统计学要求,任何资料的处理之前应对其分布情况进行检验,如不能满足正态分布,应将数据转化为正态分布,或采用统计学常用的检验的方法。在以往的研究中多数采用均值、标准差及参数检验方法对 HRV 进行研究,而未对 HRV 的数据分布做正态性检验和方差齐性检验。虽然在样本量足够大时,可以忽略样本的分布状态,均采用参数检验。但许多研究的样本量不够大,因而容易出现 II 错误。

(3) 某些关键研究领域还存在很多空白。

各项指标的生理与病理的相关研究还不够深入。以各频段为例, 目前研究比较透彻的是高频部分, 极低频、超低频等频段还没有广泛的开展研究, 其机制也远远还没明了。

在已经付诸实践的各类研究方法中, 非线性分析研究相对较少。有关非线性方法用于 HRV 分析的可行性仍有部分学者提出质疑, 认为这种方法涉及十分复杂的数学现象, 用于生物学资料的分析是否妥当。目前国内外均无正常值参考范围, ESC 和 NASPE 也未推荐使用非线性分析方法, 现有的报道虽已显示 HRV 非线性分析具有独特的优势, 但样本量较少, 方法也不成熟, 所得结果的生理学解释仍不够, 指标的选用和确立, 及其预测效果还需要进行大量样本以及长期的临床研究证明。

某些药物对 HRV 测量值的影响还有待研究。如钙拮抗剂、神经兴奋剂、麻醉剂、抗心律失常药、抗肿瘤药如长春新碱等。

(4) 国内正常参考值的建立。

当前国内对 HRV 正常值的研究尚在进行中。国内也尚无统一的正常标准, 仍参考 1996 年欧洲心血管会 (ESC) 和北美心脏起搏和电生理学会 (NASPE) 专题委员会发布的长程频域分析和短程频域分析的各指标正常参考值。因此, 应尽快研究确定 HRV 各项指标的国内参考值范围。1999 年以来, 尽管在中华医学会领导和推荐下, 国内统一使用西安 land-star 动态心电图系统, 统一机器型号, 统一参数, 统一分析方法, 已获得较好的临床参考结果。但是大多数资料表明很多学者仍采用国际认证的 MIT-BIH 心电数据库。而且相关专业医护人员专业知识的提高、测量精度的控制、临床分析的技术培训等还没有达到要求。

3.5 本章小结

本章回顾和总结了目前国内外常用的 HRV 分析方法, 并就各种方法的适用范围、实现的运算难度、精确度等方面进行了详细比较。同时, 本章里面还介绍了 HRV 分析的各项常用指标。最后, 总结了 HRV 检测应注意的具体细节, 以及目前 HRV 检测和分析领域还存在的一些问题。

第4章 QRS 波群检测及 HRV 信号预处理

HRV 指的是连续心跳瞬时心率的微小涨落,或逐拍 RR 间期的微小涨落。因此,要想得到 HRV 信号,就必须得到逐次心跳的瞬时心率。心脏的每次搏动总是从心房开始的。如本文第2章所述,心电图表征心房激动的一段是 P 波。因此,若能准确测量 ECG 的逐次 PP 间期(即两相邻 P 波波峰之间的时间差),就可以得到 HRV 信号。但是, P 波的波幅较小,难以准确的检测出来。而相比之下, R 波则要比 P 波突出很多,易于检测。所以,为了提高 HRV 信号的准确性,实际上一般用测量逐拍 R 波的间期(即两相邻 R 波波峰之间的时间差)来代替逐拍 P 波的间期。事实上,在正常情况下两者几乎等效。由此可见,正确的检测 QRS 波并准确的测量 R 波波峰的发生时刻是 HRV 数据采集的关键。

4.1 常用 QRS 波群检测方法概述

QRS 波群检测算法的研究,已有很长的历史。总括来说,主要包括硬件检测和软件检测两大类^[29]。

QRS 波硬件检测器主要依据 QRS 波与其他波段(如 P 波、T 波等),以及噪声(如工频干扰、肌电干扰、基线漂移等)的频率特性的差异来实现检测。典型的 QRS 波检测器由滤波电路、整合处理电路和判别电路几大部分组成。滤波电路的作用,是提高 QRS 波对 P 波、T 波和噪声的比率,多采用带通滤波器。Thakor^[30]等人提出一种最优 QRS 波滤波器理论,并据此给出了一种中心频率为 17Hz、Q 值为 4 的带通滤波器。整合处理电路大多采用一阶差分、二阶差分、平方、平滑等技术中的一种或几种,以进一步加强 QRS 波的分量,减少噪声影响。然后,心电信号被送入判别电路,采用自动增益控制(AGC)、自动灵敏度控制等技术调整阈值。采用硬件进行 QRS 波检测,具有处理速度快、结构相对简单等优点,但是方法上不如软件实现灵活,因而对于复杂情况的应对能力较差。

软件方法检测 QRS 波,则可以灵活选择和调节各种参数,对复杂情况做出灵活的应对,因而成为目前的主要研究方向。随着计算机技术、现代数字信号处理技术、人工智能等学科研究水平的进步, QRS 波检测技术也得到了极大的发展。从 70、80 年代主流的基于经典信号处理的方法和句法方法,到 90 年代

的基于小波变换和神经网络的方法,先进的技术和理论的应用给 QRS 波检测技术带来了新的活力。另外,80 年代以来,标准心电数据库的逐渐形成,使 QRS 波检测算法有了检验和评估的标准,也促进了各类方法的不断改进和完善。

基于软件的 QRS 检测方法主要包括:基于阈值检测的方法、基于数学模型的方法、基于模板匹配的方法、基于图形识别的方法、基于小波变换的方法,以及基于神经网络的方法,下面逐一对这些方法进行介绍。

4.1.1 基于阈值检测的方法

QRS 波是一个心电周期中最具显著特征的部分,它具有较高的幅度、斜率,并且具有一定的宽度。因而,要检测 QRS 波,最直接的想法就是阈值检测:若某个数据点的幅值超过阈值,则认为检测到一个 QRS 波。如果心电信号中没有伴随干扰,并且波形全都是正常的,或接近正常,那么仅仅靠阈值检测就可以完成任务。但事实上,记录到的心电信号通常都是伴有噪声的,基线漂移可能会使波形上下浮动得很厉害,而工频干扰和肌电噪声的叠加也可能导致信号有很大的失真。这样,就会使单纯的阈值检测失效。

要想使用阈值进行判断,必须首先对信号进行预处理,以改善波形。预处理的目的是增强 QRS 波的能量,抑制噪声和伪迹。早先的想法是使用一阶差分,这可以应付存在基线缓慢漂移的情况。但一阶差分相当于对信号进行高通滤波,会放大信号的高频噪声,不适用于动态心电。通常的做法是采用带通滤波,提高 5~30Hz 频率范围内信号的分量。在滤波后,通常对波形进行非线性变换,如整流或平方运算,从而使 QRS 得到进一步的加强,使其在幅度等参数上能明显与 P 波、T 波、噪声和伪迹区别开来。

4.1.2 基于数学模型的方法

Trahanias^[31]提出一种基于数学形态学的 QRS 波检测方法,它利用对 ECG 信号所作的信号峰谷提取运算来检测 QRS 波。所提取的信号成分(波峰、波谷)的形态是由结构元素决定的。当使用幅度为零的水平线段作为结构元素时,由于 QRS 波包含陡峭的、正或负的波峰,且其周围区域不包含幅度为零的水平线段,因此能够被有效地识别出来。该方法构成的 QRS 波检测体系具有数学上的严谨

性和精确性,但是对前期的预处理要求很高,因为很多高频噪声也具有上述类似 QRS 波的特征。

另外也还有其他一些基于 ECG 数学模型的方法,但它们共同的缺点是计算非常复杂,不适用于实时检测。

4.1.3 基于模板匹配的方法

模板匹配法也称相关法,它也是一种基于数字信号处理的方法。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,当待处理信号与模板耦合时其相关值最大。常用的比较方法有平均平方法、最小二乘法 and 面积差分法,所存储的信号可以是正常或非正常的 QRS 波信号。这种方法对高频噪声和基线漂移很敏感。另外,不同病人的心电波形可能是大不相同的,如果被检者的心电波形与模板中存储的相差很大,则这些 QRS 波将会被漏检。

4.1.4 基于图形识别的方法

上述检测 QRS 波的方法都是属于基于信号处理理论的,也称为非句法(non syntactic)的,可归为一类参数检测法。另一类检测 QRS 的方法是基于图形识别,称为句法(syntactic),其思想根据是 ECG 信号的病理特征不仅与波形的各类参数有关,而且与其波形形态有直接关系。句法的方法,是把 ECG 中不同的波形和线段分解成一系列的模式(线段或尖峰),把每个模式的特征参数(如线段的斜率、起点、终点等)用一组符号表示,从而检测这些符号构成的序列。当某一序列符合 QRS 波所具有的符号序列时,则判定该序列所对应的 ECG 段为 QRS 波。句法检测技术的关键在于如何划定模式和定义识别所用的符号序列。

句法方法由于考虑到 ECG 信号的图形因素,从而避免了信号处理方法对图形差异大而参数变化不大的 QRS 波的错误识别,而且句法方法处理 ECG 信号一般不对信号作变换,处理过的信号以及识别 QRS 波建立的模式还可以进一步识别 P 波、T 波或其它成分,这是句法方法的长处。句法方法存在的固有问题是它对噪声较敏感。由于要建立 ECG 的模式,采用一系列数字特征判别,处理速度较慢。同时,在进一步的心律失常分析中,不便沿用医生传统的分析方法和步骤。总的说来,句法方法的检测效果相比非句法方法没有明显优势,而且存

在着上述的问题, 使得句法方法较少地获得实际应用。

4.1.5 基于神经网络的方法

人工神经网络(ANN, Artificial Neural Network)是近年来迅速发展的一种模拟人脑机理和功能的新型计算机和人工智能技术。它具有以下几个基本特性: 非线性、鲁棒性、高度并行性和自组织适应性。

在 QRS 复合波检测中, 人工神经网络主要用在两个方面: 一方面是自适应非线性预测器(Adaptive Nonlinear Predictors); 另一方面为学习向量量化网路(Learning Vector Quantization, LVQ)^[32]。

作为自适应非线性预测器, 其原理是根据以前的采样点 $x(n-i)$ 来预测当前的采样点 $x(n)$ 。心电信号中主要是非 QRS 复合波成分, 非 QRS 复合波部分的相邻点没有突然的改变, 可以被较好的预测。当 QRS 复合波出现时, 相邻点的差别很大, 会产生一个预测错误, 利用这个预测错误可以训练网络对 QRS 复合波进行预测。预测时的人工神经网络是一个具有三层结构的 MLP (Multi-Layer Perceptrons) 网络, 输入层包括 8-10 个线性神经元, 隐含层包括 3-5 个非线性神经元。

神经网络的缺点在于学习训练, 这个过程一般要花费较多的时间, 而且要求训练样本有一定代表性, 因而目前还只能作为一种算法存在, 要实际应用还比较困难。

4.2 小波分析方法

小波变换 (Wavelet Transform) 的概念是 1984 年法国地球物理学家 J. Morlet^[33] 在分析处理地球物理勘探资料时提出来的。小波变换的数学基础是十九世纪的傅里叶变换, 其后理论物理学家 A. Grossman 采用平移和伸缩不变性建立了小波变换的理论体系。1985 年, 法国数学家 Y. Meyer 第一个构造出具有一定衰减性的光滑小波。1988 年, 比利时数学家 I. Daubechies 证明了紧支撑正交标准小波基的存在性, 使得离散小波分析成为可能。1989 年 S. Mallat 提

出了多分辨率分析的概念，统一了在此之前的各种构造小波的方法，特别是提出了二进小波变换的快速算法，使得小波变换完全走向实用性。

近年来，在 R 波检测方面，国内外不少学者^[34]把小波变换用于心电图特征点标定的研究，取得了相当不错的效果。本人参考了闰春红^[35]、陈玉^[36]、王晓玲^[37]、陈文菊^[38]、廖云朋^[39]等人的研究方法，在心电信号自动检测的小波变换算法和检测策略上做了改进。在计算简单和检测精度两方面作了权衡，采取了新的检测流程，使得 QRS 波检测的准确率达到了 99% 以上。

下面先将本文中使用的的小波分析相关理论予以简要说明。

4.2.1 小波分析基本理论

小波分析方法是一种窗口大小（即窗口面积）固定但其形状可变，时间窗和频率窗都可改变的视域局域化分析方法，即在低频部分具有较高的频率分辨率和较低时间分辨率，而在高频部分具有较高的时间分辨率和较低的频率分辨率，所以被誉为数学显微镜。正是这种特性，使得小波变换具有对信号的自适应性。

小波变换的含义是：把称为基本小波的函数 $\psi(t)$ 做位移 τ 后，再在不同尺度 α 下与待分析信号 $x(t)$ 做内积：

$$WT_x(\alpha, \tau) = \frac{1}{\sqrt{\alpha}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi^* \left(\frac{t - \tau}{\alpha} \right) dt \quad (4-1)$$

等效的频域表示是：

$$WT_x(\alpha, \tau) = \frac{\sqrt{\alpha}}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} X(\omega) \psi^*(\alpha\omega) e^{j\omega\tau} d\omega \quad (4-2)$$

式中， $X(\omega)$ 、 $\psi(\omega)$ 分别是 $x(t)$ 、 $\psi(t)$ 的傅里叶变换。

小波变换的时频窗口特性与短时傅里叶变换的时频窗口不一样，因为 τ 仅仅影响窗口在相平面时间轴上的位置，而 α 不仅影响窗口在频率轴上的位置，也影响窗口的形状。这样小波变换对不同的频率在时域上的取样步长是可调节的。在低频部分具有较高的频率分辨率和较低时间分辨率，符合低频信号变化缓慢的特点；而在高频部分具有较高的时间分辨率和较低的频率分辨率，又适

应了高频信号变化迅速的特点。这便是它优于经典的傅里叶变换和短时傅里叶变换的地方，从总体上来说，小波变换比短时傅里叶变换具有更好的时频窗口特性。

由此可见，小波变换具有以下特点和作用。

(1) 具有多分辨率(multi-resolution) (也叫做多尺度(multi-scale)) 的特点，可以由粗到细地逐步观察信号。

(2) 我们也可以把小波变换看成用基本频率特性为 $\psi(\omega)$ 的带通滤波器在不同尺度 α 下对信号进行滤波，由于傅里叶变换的尺度特性，如果 $\psi(t)$ 的傅里叶变换是 $\psi(\omega)$ ，则 $\psi(t/a)$ 的傅里叶变换为 $|\alpha|\psi(a\omega)$ ，因此这组滤波器具有品质因素恒定，即相对带宽（带宽与中心频率之比）恒定的特点。

(3) 适当地选择基本小波，使 $\psi(t)$ 在时域上为有限支撑， $\psi(\omega)$ 在频域上也比较集中，便可以使小波变换在时域和频域上，都具有表征信号局部特征的能力，这样就有利于检测信号的瞬态和奇异点。

由于具备了上述特征，小波分析的一个主要优点就是能够分析信号的局部特征，例如可以发现叠加在非常规范的正弦信号上的一个非常小的畸变信号的出现时间。小波分析可以检测出许多其他分析方法忽略的信号特性，利用小波分析可以非常准确地分析出信号发生畸变的时间点。小波分析还能以非常小的失真度实现对信号的压缩和消噪，这也使得它在图像数据压缩方面的潜力已经得到公认^[10]。

小波变换作为一种数学理论和方法，在科学技术和工程界引起了越来越多的关注和重视。特别是在信号处理、图像处理、模式识别、语音识别、量子物理、地震勘测、流体力学、电磁场、机械状态监控与故障诊断、分形和数值计算等领域，小波变换都被认为是近年来在工具和方法上的重大突破。

4.2.2 小波变换基本分析方法

(1) 连续小波变换 (Continue Wavelet Transform, CWT)

小波 (Wavelet)，即小区域的波，是一种特殊的长度有限，均值为 0 的波形。

小波函数的确切定义为：设 $\psi(t)$ 为一平方可积函数，即 $\psi(t) \in L^2(R)$ ，若其傅里叶变换 $\hat{\psi}(\omega)$ 满足条件：

$$C_\psi = \int_R \frac{|\hat{\psi}(\omega)|^2}{|\omega|} d\omega < \infty \quad (4-3)$$

即称 $\psi(t)$ 为一个基本小波或小波母函数，式(4-3)被称为小波函数的“容许条件”。

将任意 $L^2(R)$ 空间中的函数 $f(t)$ 在小波基下展开，称这种展开为函数 $f(t)$ 的连续小波变换 (Continue Wavelet Transform, CWT)，其表达式为：

$$WT_f(\alpha, \tau) = \frac{1}{\sqrt{\alpha}} \int_R f(t) \psi\left(\frac{t-\tau}{\alpha}\right) dt = \langle f(t), \psi_{\alpha, \tau}(t) \rangle \quad (4-4)$$

称 $\psi(t)$ 为小波函数或小波母函数，称 α 为尺度因子， τ 为平移因子。不难看出，随着尺度因子 α 从大变小 ($0 < \alpha < \infty$)， $f(t)$ 的小波变换可以反映 $f(t)$ 从概貌到细节的全部信息，从这个意义上讲，小波变换是一架“变焦镜头”，既能“望远”，也能“显微”，而 α 就是“变焦旋钮”。

对信号作 CWT 变换需注意以下两个问题^[30]：

(a) 在小波变换过程中，所采用的小波必须满足“容许条件”，反变换才存在。由容许条件式(4-3)可以推断出：能用做基本小波 $\psi(t)$ 的函数至少必须满足 $\psi(\omega=0)=0$ 或 $\int_R \psi(t) dt = 0$ ，也就是说 $\psi(\omega)$ 必须具备带通性质，且 $\psi(t)$ 必是有正负交替的振荡波形，使得其平均值为 0，这便是称之为“小波”的原因。

(b) 在实际应用中，对基本小波的要求往往不局限于满足容许条件，对 $\psi(t)$ 还要施加所谓的“正则性条件”使 $\psi(\omega)$ 在频域上表现出较好的局域性能。为了达到这一要求，要求 $|WT_f(\alpha, \tau)|$ 随 α 减小而迅速减小，所以这就要求 $\psi(t)$ 的前 n 阶原点矩为 0，且 n 值越高越好，即：

$$\int t^p \psi(t) dt = 0 \quad p=1 \sim n, \text{ 且 } n \text{ 越大越好} \quad (4-5)$$

此要求在频域上表示就是, $\psi(\omega)$ 在 $\omega=0$ 处有高阶零点, 且阶次越高越好 (一阶零点就是容许条件), 即

$$\psi(\omega) = \omega^{n+1} \psi_0(\omega) \quad \psi_0(\omega=0) \neq 0, n \text{ 越大越好} \quad (4-6)$$

式(4-5)、(4-6)称为正规性条件。

(2) 离散小波变换 (Discrete Wavelet Transform, DWT)

在实际应用中, 为了方便用计算机进行分析、处理, 信号 $f(t)$ 都要离散化为离散序列, α 和 τ 也必须离散化, 称为离散小波变换, 记为 DWT (Discrete Wavelet Transform)。

由上一节连续小波变换的概念我们知道, 在连续变换的尺度 α 和时间 τ 值下, 小波基函数 $\psi_{\alpha,\tau}(t)$ 具有很大的相关性, 所以一维信号 $f(t)$ 做小波变换成二维的 $WT_f(\alpha, \tau)$ 满足重建核方程。在理想情况下, 离散后的小波基函数 $\psi_{m,n}(t)$ 满足正交完备性条件, 此时小波变换后的系数没有任何冗余度, 这样大大地压缩了数据, 并且减少了计算量。

为了减小小波变换系数冗余度, 我们将小波基函数 $\psi_{\alpha,\tau}(t) = \frac{1}{\sqrt{\alpha}} \psi\left(\frac{t-\tau}{\alpha}\right)$ 的

α 、 τ 限定在一些离散的点上取值。由此得到离散小波变换:

$$WT_{\alpha,\tau} = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \psi_{m,n}(t) dt = \langle f(t), \psi_{m,n}(t) \rangle \quad (m, n \in \mathbb{Z}) \quad (4-7)$$

离散化的小波系数可表示成:

$$C_{j,k} = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \psi_{j,k}^*(t) dt = \langle f, \psi_{j,k} \rangle \quad (4-8)$$

通常将连续的尺度函数 α 和平移参数 τ , 分别取作 $\alpha = \alpha_0^j, \tau = k\alpha_0^j\tau_0$, 这样就完成了对小波进行离散化的过程, 取 $\alpha = \alpha_0^m (\alpha_0 > 0, m \in \mathbb{Z})$, 当 α 增大时, α 的延迟时间也相应增大, 故可取 $\tau = n\alpha_0^m\tau_0 (\tau \in \mathbb{R}, n \in \mathbb{Z})$ 。

离散小波变换实际上仍然是一系列带通滤波器, 只是带通滤波器的中心频率和带宽由于 α 的离散采样而成为一系列的离散值。滤波后的输出也因 τ 的离散采样而成为离散值。

离散小波变换并不是简单的连续变换的采样, 还必须提供很好的冗余, 这

样可以实现完全的可逆变换。类似于连续小波变换，离散小波变换同样需要通过数字滤波器技术得到数字信号时域的尺度表示。

在离散小波变换中，滤波器将在不同的尺度条件下载取信号的某些频率成分；信号通过不同的高通滤波器得到一系列的信号高频成分，通过不同的低通滤波器得到一系列的低频成分，这样便能分析信号的不同频率成分。

(3) 多分辨率分析 (Multi-Resolution Analysis, MRA) 及 Mallat 算法

多分辨率分析的概念是由 S. Mallat 和 Y. Meyer^[40-43]于 1986 年提出来的，它可将此前所有的正交小波基的构造统一起来，使小波理论产生突破性的发展。

把平方可积的函数 $f(t) \in L^2(R)$ 看成是某一逐级逼近的极限情况。每级逼近都是用某一低通平滑函数 $\phi(t)$ 对 $f(t)$ 做平滑的结果，在逐级逼近时平滑函数 $\phi(t)$ 也做逐级伸缩，这就是“多分辨率”，即用不同分辨率来逐级逼近待分析的函数 $f(t)$ 。也就是说，空间 $L^2(R)$ 内的多分辨率分析是指构造 $L^2(R)$ 空间内的一个子空间列 $\{V_j: j \in Z\}$ ，使得它满足以下性质：

(a) 单调性 (包容性)： $\phi(2^{-j}t), \{V_j: j \in Z\}, \{V_j: j \in Z\}$ 或者简写成 $V_j \in V_{j+1}, \forall j \in Z$;

(b) 逼近性： $\text{close} \left\{ \bigcup_{j=-\infty}^{\infty} V_j \right\} = L^2(R), \bigcap_{j=-\infty}^{\infty} V_j = \{0\}$;

(c) 平移不变性： $\phi(t) \in V_j \Leftrightarrow \phi(t - 2^{-j}k) \in V_j, \forall k \in Z$;

(d) 伸缩性： $\phi(t) \in V_j \Leftrightarrow \phi(2k) \in V_{j-1}$;

(e) Riesz 基的存在性： 存在 $\phi(t) \in V_0$ ，使得 $\{\phi(2^{-j}t - k), k \in Z\}$ 构成 V_j 的 Riesz 基。

多分辨率分析有两类定义：以上定义的子空间对应于 2^{-j} 分辨率，另一类定义则用 V_j 代表分辨率为 2^{-j} 的多分辨率分析子空间。若使用第二种定义，则包容关系变为： $V_j \in V_{j+1}, j \in Z$ 。

由于 $\{V_j\}_{j \in Z}$ 是由同一尺度函数在不同尺度上张成的，但由它满足的性质

可知, $\{V_j\}_j \in Z$ 空间相互包含, 不具备正交性, 如果设 W_n 为 V_n 在 V_{n-1} 中的补充区间, 即得: $V_{n-1} = V_n \oplus W_n, W_n \perp V_n, L2(R) = \bigoplus_{j \in Z} W_j$, 且 W_n 与 W_m 正交。

若 $f(t) \in W_0$, 则 $f(t) \in V_{-1} - V_0$, 由多分辨率分析满足的性质可知:

$$f(2^{-j}t) \in V_{j-1} - V_j, \text{ 即 } f(t) \in W_0 \leftrightarrow f(2^{-j}t) \in W_j.$$

由于 $V_0 = V_1 \oplus W_1 = V_2 \oplus W_2 \oplus W_1 = V_3 \oplus W_3 \oplus W_2 \oplus W_1 = \dots$ 对于任意函数 $f(t) \in V_0$, 我们可以将它分解为细节部分 W_1 和大尺度逼近部分 V_1 , 然后将大尺度逼近部分 V_1 , 进一步分解, 如此重复就可以得到任意尺度 (或分辨率) 上的逼近部分和细节部分, 这就是多分辨率分析的框架。如下图所示:

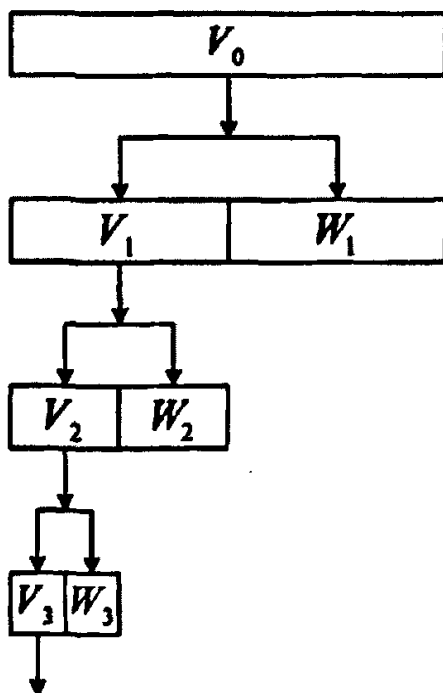


图 4-1 Mallat 多分辨率分析的空间剖析

另外, 在多分辨率理论分析的基础上, S. Mallat 引入了一种计算离散栅格上小波变换的快速算法, 即 Mallat 算法。它可以避免 α 值越大, 对 $\psi(t)$ 的采样就必须越密的缺点。这一算法在小波分析中有着非常重要的地位, 相当于快速傅里叶变换 (FFT) 在经典傅里叶分析中的地位。

其算法示意图如下所示:

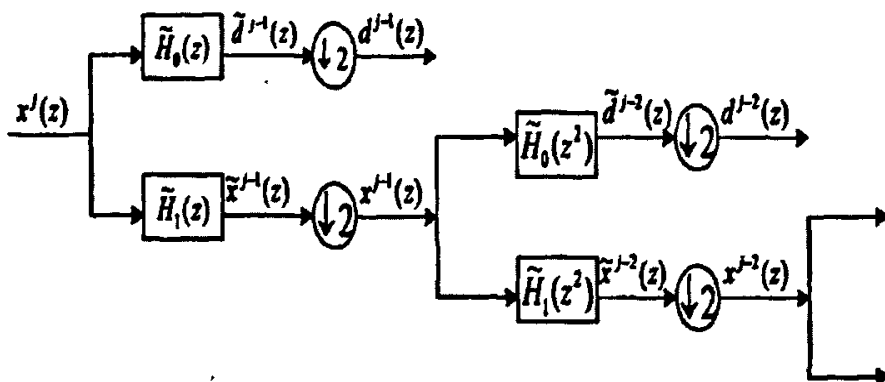


图 4-2 Mallat 算法的小波分解过程 ($\downarrow 2$ 表示 1/2 抽样)

4.2.4 常用小波函数^[30]

(1) Haar 函数

Haar 函数是小波分析中最早用到的一个具有紧支撑的正交小波函数,也是最简单的小波函数,它是支撑域在 $t \in [0,1]$ 范围内的单个矩形波。Haar 函数的定义如下:

$$\psi(t) = \begin{cases} 1 & 0 \leq t \leq 1/2 \\ -1 & 1/2 \leq t \leq 1 \\ 0 & \text{其他} \end{cases} \quad (4-9)$$

(2) Daubechies(dbN)小波

Daubechies 小波是由世界著名的小波分析学者 Inrid Daubechies 构造的小波函数,一般简写成 dbN,其中 N 是小波的阶数。小波 $\psi(t)$ 和尺度函数 $\phi(t)$ 中的支撑区为 $2N-1$ 。 $\psi(t)$ 的消失矩为 N。除了 $N=1$,dbN 没有明确的表达式。

(3) Mexican Hat 小波

Mexican Hat 函数的表达式:

$$\psi(t) = (1-t^2)e^{-\frac{t^2}{2}} \quad (4-10)$$

$$\psi(\omega) = \sqrt{2\pi}\omega^2 e^{-\frac{\omega^2}{2}} \quad (4-11)$$

它是高斯函数的二阶导数，因其时域波形很像墨西哥帽的截面而得名。它在时域和频域都有很好的局部化特征。

(4) Morlet 小波

它是一个单频复正弦函数：

$$\psi(t) = Ce^{\frac{t^2}{2}} \cos(5t) \quad (4-12)$$

其中 C 是重构时的归一化常数。

(5) Meyer 小波

Meyer 函数为

$$\psi(\omega) = \begin{cases} (2\pi^{-1/2})e^{j\omega/2} \sin(\frac{\pi}{2}v(\frac{3}{2\pi}|\omega|-1)) & 2\pi/3 \leq \omega \leq 4\pi/3 \\ (2\pi^{-1/2})e^{j\omega/2} \cos(\frac{\pi}{2}v(\frac{3}{2\pi}|\omega|-1)) & 4\pi/3 \leq \omega \leq 8\pi/3 \\ 0 & |\omega| \notin [2\pi/3, 8\pi/3] \end{cases} \quad (4-13)$$

其中 $v(\alpha)$ 为构造 Meyer 函数的辅助函数，满足：

$$v(\alpha) = \alpha^4(35 - 84\alpha + 70\alpha^2 - 20\alpha^3) \quad \alpha \in [0, 1] \quad (4-14)$$

(6) Symlet(sym N) 小波

Symlet 小波函数是 Daubechies 提出的近似对称小波函数，它是对 db 函数的一种改进。Symlet 小波系通常表示为 sym N(N=2, 3, ..., 8)。

(7) Coiflet(Coif N) 小波

根据 R. Coifman 的要求，Daubechies 构造了 Coiflet 小波，它有 Coif N(N=1, 2, 3, 4, 5) 这一系列。Coiflet 的小波函数 $\psi(t)$ 的 2N 阶矩为零，尺度函数 $\phi(t)$ 的 2N-1 阶矩为零。 $\psi(t)$ 和 $\phi(t)$ 的支撑长度为 6N-1。Coiflet 的 $\psi(t)$ 和 $\phi(t)$ 具有比 dbN 更好的对称性。

(8) Biorthogonal(bior Nr.Nd) 小波

为了解决对称性和精确信号重构时的不相容性，而引入了双正交小波，称为对偶的两个小波分别用于信号的分解和重构。双正交小波解决了线性相位和正交性要求的矛盾。

假定信号为 $f(t)$ ，分解时用小波 $\tilde{\psi}(t)$ ：

$$\tilde{C}_{j,k} = \int f(t) \tilde{\psi}_{j,k}(t) dt \quad (4-15)$$

重构时用小波 $\psi(t)$:

$$f(t) = \sum_{j,k} \tilde{C}_{j,k} \psi_{j,k}(t) \quad (4-16)$$

Biorthogonal 函数系通常表示为 bior Nr.Nd 的形式(r 表示重构, d 表示分解)。Biorthogonal 函数系的主要特征体现在具有线性相位性, 所以它主要应用于信号与图像的重构中。通常的用法是采用一个函数进行分解, 用另外一个小波函数进行重构。

4.3 基于小波分析的 QRS 波群检测

4.3.1 抑制 ECG 信号中的噪声

ECG 信号在经过采集、数模转换过程中, 会不可避免的引入各种噪声。在心电信号的预处理过程中, 对噪声的抑制十分重要, 它直接关系到对心电图的诊断结果。而且, 要准确的对 ECG 中的 QRS 波群进行检测, 我们首先要了解 ECG 中主要包含哪些噪声, 对症下药, 用适当的方法尽可能减低噪声的干扰。

实际临床应用中, 常见的噪声包括以下几类^[44-46]:

(1) 工频干扰

主要由电磁场作用于心电图机和人体之间的环路电路所致, 一般为 50/60Hz;

(2) 肌电干扰

主要由病人身体自身因素, 如肌肉紧张等所致, 其表现为不规则的快速变化波形;

(3) 基线漂移

主要由病人呼吸运动或是电极—皮肤界面阻抗所致, 属于低频干扰。

本文使用 Matlab7.0.4 的小波图形用户接口 (GUI) 对心电信号进行小波分析。该接口使用户可以形象直观的使用 Matlab 的强大小波分析功能, 其界面如下图所示:

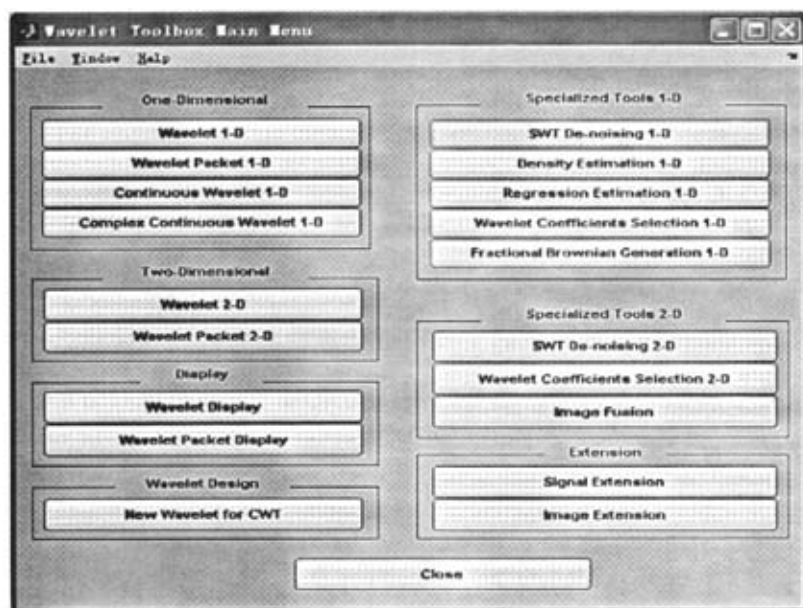


图 4-3 小波 GUI 的界面

由于不确定噪声的种类，可使用默认一维平稳小波降噪，即“SWT De-noising 1-D”功能。下面进行降噪处理的对象是 MIT-BIH 数据库里面的文件 100.dat。首先，选用基本小波为 haar，尺度为 5，对信号进行小波分解。如下图所示：

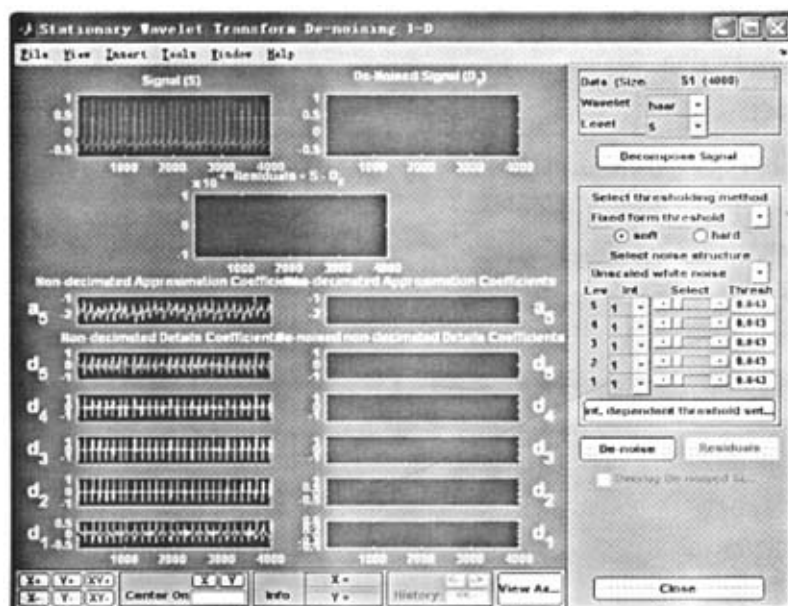


图 4-4 对信号进行一维平稳小波变换

然后,选择 Fixed form soft threshold(固定软阈值)和 un-scaled white noise(尺度未指定的白噪声)。由于使用默认阈值降噪,故不改变 Thresh 中的数值。点击“De-noising”进行降噪处理。其结果如下图所示:

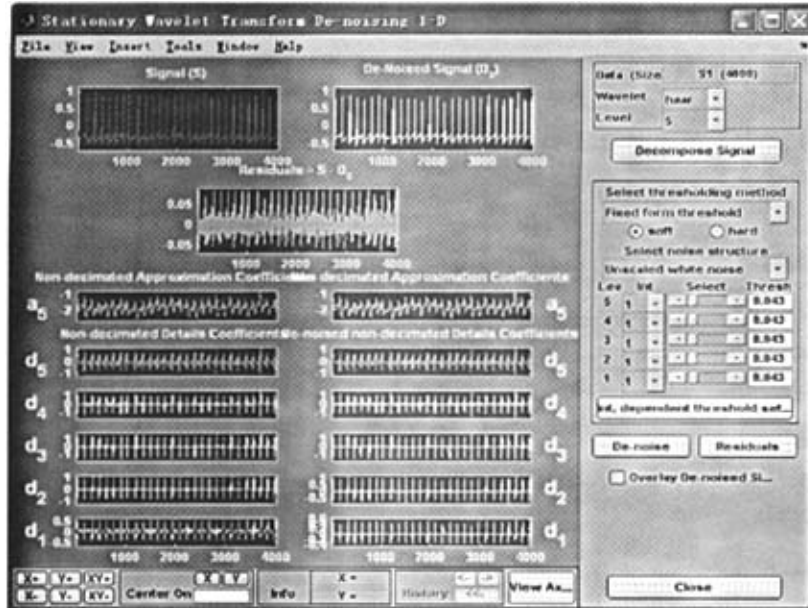


图 4-5 利用平稳小波变换对心电信号进行降噪处理

降噪前后的信号对比如下图所示:

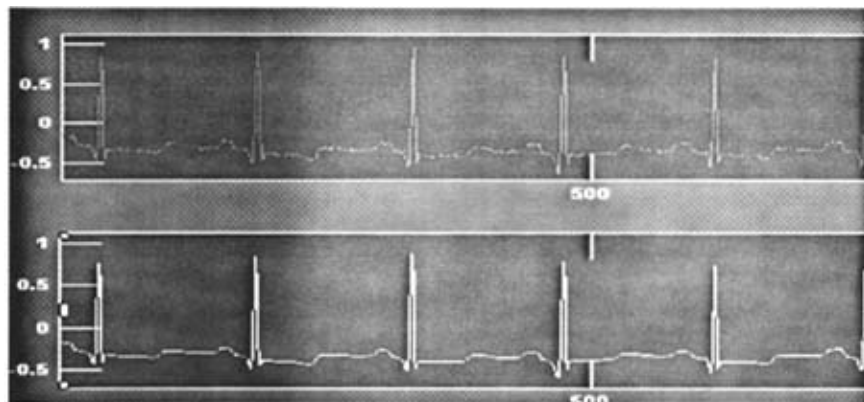


图 4-6 MIT-BIH 文件 100 降噪前后的信号对比(上图为降噪前)

4.3.2 基本原理——检测信号突变点

如果小波函数 $\psi^1(t)$ 是某一低通平滑函数 $\theta(t)$ 的一阶导数,并用 $\psi^2(t)$ 对 $x(t)$

作小波变换。此时小波变换的零点正是 $\frac{dx}{dt}=0$ 之点，也就是的极值点；小波变换的极值点 $\frac{dx^2}{d^2t}=0$ 之处，也就是的转折点。如果小波函数 $\psi^2(t)$ 对 $x(t)$ 作小波变换。此时小波变换的零点正是 $\frac{dx^2}{d^2t}=0$ ，也就是 $x(t)$ 的转折点；小波变换的极值点 $\frac{dx}{dt}=0$ 之处，也就是 $x(t)$ 的极值点。

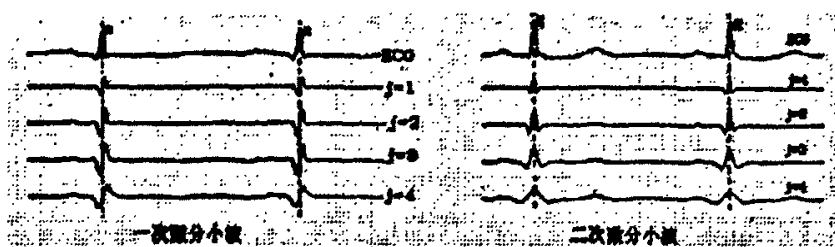


图 4-7 小波变换的奇异点和信号突变点间的联系

4.3.3 小波基函数的选择

本文选取了 Mexican Hat (mexh) 小波作为小波基函数。其时域和频域的波形如下图所示：

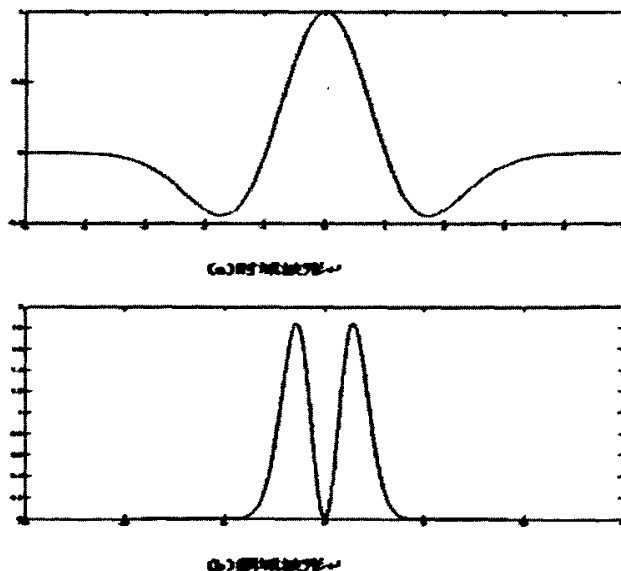


图 4-8 Mexican Hat 函数时域和频域波形

Mexican Hat 函数在 $\omega=0$ 处有二阶零点, 满足“容许条件”。而且其小波系数随着 ω 衰减得较快。该函数无限光滑即无穷次可微, 因此它并不对单独的噪声点敏感, 而且独特的时域性质, 使得它能更加突出的显示信号信息里的特征点。而且, 使用 Mexican Hat 函数为小波基函数实现 QRS 波的检测, 算法简单, 对 R 波的探测效果优于其它一次微分小波基。

4.3.4 小波尺度的选择

小波变换实质上是对信号施加各种滤波操作, 而所取的小波函数不同可能产生的高通或低通, 这里所取的小波函数为 Mexican Hat, 它是 Gauss 概率密度函数的二阶导数, 具有带通滤波的效果, 因此, 在低频段的基线漂移只可能出现在较大的尺度上, 在小尺度上的分解信号几乎没有基线漂移, 利用模极值搜索方法就可以准确地进行 QRS 检测。

下表列出了小波函数 Mexican Hat 在各个尺度上的频率响应^[47]:

表 4-1 Mexican Hat 函数在各个尺度上的频率响应

尺度	低段 3dB 处的频率(Hz)	高段 3dB 处的频率(Hz)
2^1	32.1	92.1
2^2	18.6	65.4
2^3	9.1	33.1
2^4	4.1	16.2
2^5	2.2	7.8

生物医学研究表明, QRS 复合波的各频率分量大都处在 3-40Hz 之间^[30]。对照上表, 可知 QRS 波群各频率分量大部分集中在 2^3 和 2^4 的尺度上, 其中 2^3 尺度上能量分布最大, 随着尺度的增大其能量分布就减小, 当尺度大于 2^5 , 基线漂移和运动伪差将急速增加, 会影响 QRS 波群能量的突出表示。

综上所述, 应选取 $2^1 \sim 2^4$ 尺度上的小波分解信号作为 QRS 波群的信号识别依据。

4.3.5 检测方法

本文中使用 Mexican Hat 小波为小波基函数，对 ECG 信号进行三层分解。由上面的检测原理，第三层分解的极值点，就是原序列的极值点。若回溯到第二层依然为极值点，则该点是原序列的转折点。附加一定的阈值判断，可定位 R 波波峰位置。

经过反复比较以及参考目前一些学者使用阈值法检测 R 波的研究成果，使用最高层（第三层）上一段的高频系数的极大值作平均，再取这一均值的 35% 作为阈值。同样地，为作第二步判断，也取第二层上高频系数平均值的 35% 作为阈值。检测结果也再次表明，这一阈值的选取是非常准确和科学的。

图 4-9 所示为心电信号 MIT-BIH 100 的三层小波分解。

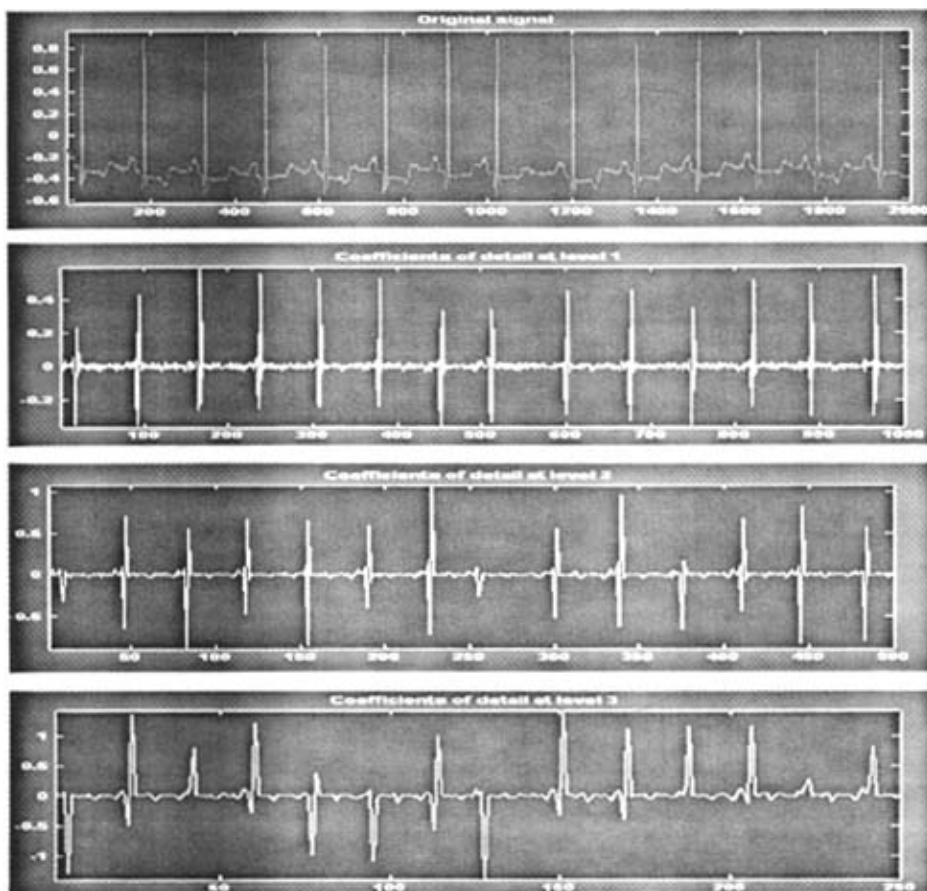


图 4-9 MIT- BIH 100 的三层小波分解

4.3.6 附加策略

为了提高检测率，可使用以下附加检测策略：

(1) 心电信号自学习

由于心电信号随检测条件或生理状况的不同，常使 QRS 波的幅度出现较大的变化。因此在检测过程中，阈值也应具备自学习能力，能随着检测次数的增加自动作适当的调整。

(2) 二次阈值判断

由于心率失常，QRS 波幅度有时会变得很小，从而使 R 波所对应的幅度达不到阈值而漏检。有时 T 波峰值较高造成干扰导致误检。因此要进行两次小波变化对高频系数进行阈值判断，提高检测率。

(3) 不应期

除室颤、室扑外，一般人的心率小于 300 次/min，也就是说，一次 QRS 波产生后，其后一定时间间隔内不会产生另一 QRS 波。因此，我们检测到一个 QRS 波之后，应将其后 200ms 内的极值都忽略，这就可以避免被高峰值的噪声干扰，而导致误检。

(4) 伪迹鉴别

R 峰点对应小波变换的一对模极大值，伪迹由于往往在一定时间间隔内 (200ms) 只有一个上升沿或是下降沿，因此它只产生小波变换的一个孤立的极值点，而不是一个正极大值点—负极大值点，在检测小波变换极值点时去掉这些孤立极值点，可以避免伪迹或类似干扰的影响。

4.3.7 算法流程图

综上所述，得到小波分析法检测 R 波峰值的算法流程如图 4-10 所示：

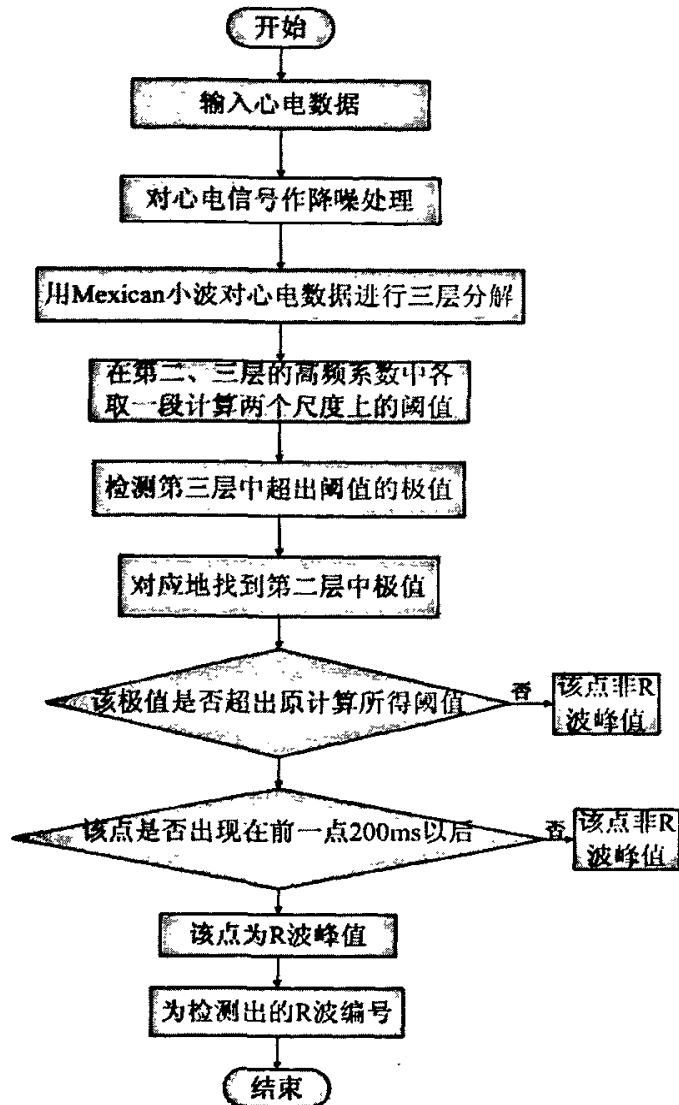


图 4-10 以 Mexican Hat 为小波基函数的 QRS 波检测流程

4.4 算法验证及讨论

4.4.1 算法验证

本文采用 MIT-BIH 标准心电数据库对该算法进行了验证。其结果如表 4-2 所示:

表 4-2 R 波检测结果

文件名	心搏总数	错检数	漏检数	准确率
100	2273	2	1	99.87%
102	2187	8	0	99.63%
104	2229	8	4	99.46%
108	1774	15	15	98.31%
201	2483	8	20	98.87%
203	2980	10	13	99.23%
总计	13926	51	53	99.25%

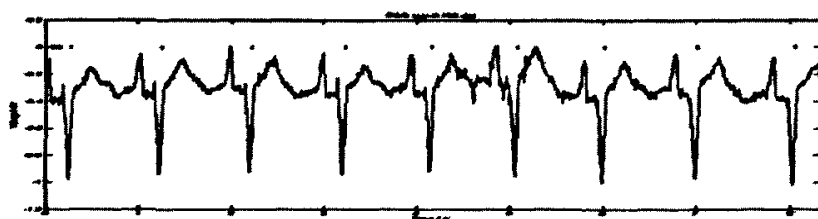
表中准确率一项的计算公式为：

$$\text{准确率} = \frac{\text{QRS波总数} - \text{错检数} - \text{漏检数}}{\text{QRS波总数}}.$$

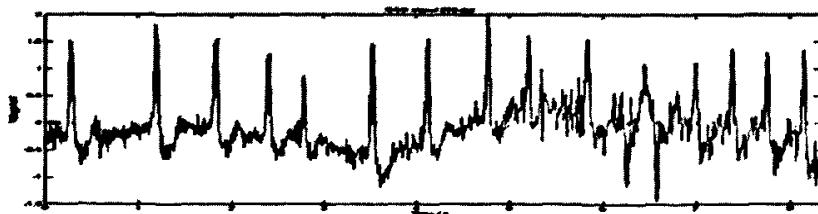
4.4.2 检验结果分析

本文采用了 MIT-BIH 数据库中的六组心电数据进行检验，准确率达到 99.25%。对于出现错漏检较多的几个数据，为找到其原因，可从其波形入手。

由上表可知，108、203 号文件的错漏检现象显然多于其他几个文件，图 4-12 所示是这两个心电数据的波形图。



(a) MIT-BIH 108



(b) MIT-BIH 203

图 4-12 MIT-BIH 108、203 心电数据波形

观察这两个波形可知，108 号文件的低频干扰和基线漂移很严重，为自动检测带来了不少难度；203 号文件的 T 波、S 波高大，部分 R 峰则相对矮小，也为精确定位带来了困难。

另外，由波形中可以观察到，104 号文件有几段高频噪声严重，但本文中的检测方法还是比较好的检出了 R 波，证明本文的算法对于高频噪声有较好的鲁棒性。



图 4-13 MIT-BIH 104 波形片段

4.4.3 关于检测结果的讨论

该算法简便，易于编程实现。由于小波变换本身的优越性，对于基线漂移等其他一些干扰具有很强的抑制作用，因此检测精度方面也令人满意。

江苏大学陈玉等采用了自适应建模利用 RLS 算法的自适应 AR 建模结合 kalman 滤波的算法检测 QRS 波群^[36]，准确率约为 99.08%。本文中的算法与之相比，检测准确率相近，却避免了自适应 AR 建模带来的巨大硬件开销，因此更容易在生理仪器上进行应用。

但本文的算法仍存在一些局限性。比如阈值的选择是整个算法的关键所在，其选取的合理性关系到整个算法的检测精度。但是对于不同类型的心血管疾病患者，其 R 波阈值往往有很大不同。这就要求生物医学工程人员具有相当的临床分析经验，才可保证其检测的精度。

4.5 HRV 信号预处理

HRV 的预处理工作,主要是从 RR 间期信号中,去除异常的 RR 值。虽然一般情况下心率信号中的异常 RR 值是非常少的,但它们对 HRV 的分析也会带来很大影响,尤其是在数据较少的情况下,因此必须仔细的把它们去除。

心率信号中的异常 RR 值一般有两种:

(1) 某一拍的 RR 值是邻近 RR 值的一半左右。这可能是漏检产生的。这种情况下,应把那个异常 RR 值乘以 2 以外,还必须再插入一个这个乘了 2 的值,把漏检的心拍补上。

(2) 相邻两拍的 RR 值为它们邻近 RR 值的两倍左右。这可能是把 T 波当作 R 波检测出来了。这时,只要把两个异常 RR 值相加当作一个值,并把原来的两个异常 RR 值去除即可。这样由 RR 间期就获得了 HRV 信号。

图 4-14 所示是经过预处理得到的 HRV 信号。

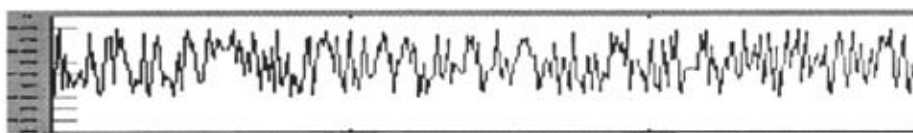


图 4-14 心率变异性信号(HRV)

4.6 本章小结

本章介绍了在 ECG 中进行 HRV 信号的提取,即 QRS 波群检测问题。首先,总结了目前常用的 QRS 波群检测方法,通过比较了各种方法算法实现的复杂程度,计算精度高低等,对各种算法的长处和不足做出了总体评价。其后,运用了小波分析方法对 QRS 波进行了检测。最后运用 MIT-BIH 数据库中的数据进行了验证,检测的精确率达到了 99% 以上。最后一部分内容是关于 HRV 信号的预处理。去除异常 RR 间期以后,得到了精度较高的 HRV 波形,为下一章进行 HRV 分析做好了准备。

第5章 基于非线性动力学的 HRV 分析

非线性科学被誉为二十世纪自然科学的“第三次大革命”，它是在各门以非线性为特征的分支学科的基础上逐步发展起来的综合性学科。它的研究涉及到自然科学和社会科学的各个领域，具有重大的科学意义和广泛的应用前景。随着它的深入研究，人们正在改变对确定性与随机性，有序与无序，偶然性与必然性的认识。毫不夸张的说，非线性科学很大程度上使得人们对现实世界的传统看法发生改变。非线性科学与其它的科学相结合形成的交叉学科，对技术的实际应用与推广具有重大的意义。

非线性科学的主体包括：混沌、分形和孤子。如今，混沌理论已在许多领域得到了广泛的应用，如天气预报中的“蝴蝶效应”、商业周期中蕴涵着的有序性、股市细微分散的交易和大规模变动情况之间的重要关系、湍流的产生机理等。混沌学研究的是无序中的有序^[47]。在现实生活中，许多被当作随机的不规则运动的现象，实际上背后可能存在着决定论法则，这样的现象便是混沌现象。不规则运动的现象如果是一种混沌现象，则必然有某种确定性规则在起作用。混沌研究的本质便是着眼于如何揭示这一确定性规则，并使其为我们的研究服务。

近年来，混沌理论在生物医学工程的各个领域也得到了广泛应用，尤其是 HRV 等生理节律的研究方面。

5.1 非线性动力学理论基础

5.1.1 混沌理论基础

十九世纪末创立的定性理论，可认为是“混沌”的理论基础。但混沌理论真正得到发展，是在二十世纪七十年代。“混沌”一词，最早是 1975 由 Li 和 Yorke 提出的^[48]。他们给出了混沌的一种数学定义，就是后来被称为 Li-Yorke 定义或者 Li-Yorke 定理。

混沌应用的第一个著名例子是 1963 年美国数学家 Lorenz 发表的名为“确定的非周期流”^[49]。第二次世界大战期间，Lorenz 是一名空军气象预报员，1963

年他在气象预报的研究中,用计算机模拟天气情况,他发现了天气变化的非周期性和不可预言性之间的联系。Lorenz 从对流问题中提炼出一组三维常微分方程组用来描述天气的演变情况,在他的天气模型中, Lorenz 看到了比随机性更多的东西,看到了一种细致的几何结构,发现了天气演变对初值的敏感依赖性。Lorenz 提出了一个形象的比喻:“巴西的一只蝴蝶煽动几下翅膀,可能会改变 3 个月后美国得克萨斯州的气候”。这就是著名的“蝴蝶效应”。用混沌学术语表达就是系统长期行为对初值的敏感依赖性。

毫无疑问,混沌现象已引起学术界的极大兴趣。然而迄今为止,混沌一词还没有一个公认的普遍适用的统一的数学定义,1989 年,Devaney^[66]给出的混沌的一种定义是目前用得较多的一种,它把混沌归结为三个特征:第一、不可预测性,第二、不可分解性,第三、具有规律性行为。

Devaney 的定义如下:

设 (X, ρ) 是一紧致的度量空间, $f: X \rightarrow X$ 是连续映射,称 f 在 X 上是混沌的,如果满足:

(1) f 具有对初值敏感依赖性。即 $\exists \sigma > 0$, 使 $\forall x \in X$, 及 x 的邻域 $N(x)$, 总 $\exists y \in N(x)$ 及 $n \geq 0$ 使 $\rho(f^n(x), f^n(y)) > \sigma$;

(2) f 在 X 上拓扑传递。这是指:

$\forall U, V$ 开集, $U, V \subset X$, $\exists k > 0$ 使 $f^k(U) \cap V \neq \emptyset$;

(3) f 的周期点在 X 中稠密。

这 3 个条件相辅相成不可分割的。由于具有初值敏感依赖性,所以混沌的系统是不可预测的。因为拓扑传递性,它不能被细分或不能被分解为两个在 f 下不相互影响的子系统(两个不变的开子集合)。然而,在这混乱性态当中,毕竟有规律性的成分,即稠密的周期点。不过要特别注意的是,已经证明在混沌定义中的后两条,即拓扑传递性和周期点的稠密性便蕴涵了对初值的敏感依赖性。

5.1.2 混沌理论与现代生物医学工程

生物体是一高度非线性的系统,而混沌是研究复杂的不规则动力系统的理

论,因此,混沌与生物医学工程的结合自然是水到渠成^[61]。Glaick^[62]曾经指出,“人体很可能是复杂动力系统的典范,混沌理论应用在其上会诞生一种新型的生理学。混沌理论使用新的数学工具,帮助研究人员从整体上去了解这一复杂系统,而与局部的一些细节无关。”生物系统会显示出混沌的动态特征,在于这种动态特征具有许多功能上的优点。由于具有高度的适应性和灵活性,混沌系统可在各种条件下工作,并能应付很多不可预见的突然变化。

二十世纪八十年代,美国和加拿大的几个研究小组发现了心脏活动的动力学特征,引起了生物医学工程学者们的极大关注。他们的研究成果表明,无论是正常的还是病态的心脏都有突出而显著的动力学特征。这引发了生理学、生物学和医学领域中的一场大变革。

现在,混沌和分形等非线性动力学理论在神经系统中,对于研究神经细胞膜的离子通道特性、神经兴奋模式、神经系统信息编码方式、神经细胞相互连接和相互作用等基本生理特征,和诊断某些神经系统功能失调、缺损等疾病,都有非常重要的应用。开展生理系统的非线性动力学研究,意义是深远的,它不仅可为物理学和数学的非线性理论提供实验依据,丰富理论内容,还可借助非线性理论的指导,进一步认识各种复杂生理过程的本质和内在联系,更好地洞察人体的节律,都将有助于更好地诊断和预测疾病,并且可以根据所掌握的影响人体动力学行为的知识去改进医疗措施。将非线性理论引入生物学去探索生物进化的规律,又有助于清除人们思想中长期占统治地位的旧思维模式的影响,使人们清晰地认识到世界的非线性本质,为生物学家探索生物进化的规律提供了一种先进而又具有现实意义的方法。

目前混沌和分形等非线性动力学理论在生物医学中的应用被认为是生物医学工程中最具有生命力并具有广阔应用前景的领域之一。因此,人们正在逐步完善混沌和分形等非线性动力学理论,并加强与其它学科如生物、物理、数学、计算机科学的交叉研究,其应用也将日益广泛。

5.1.3 非线性动力学理论的主要研究方法

研究混沌运动的直接方法,其一就是观察状态变量随时间的变化,其二在相空间(或相平面)观察其轨迹。

但是由于混沌运动的极其复杂性,有时即使直接观察的时间极长,也不一定能看出半点头绪。因此,很容易产生的一个想法应该是对它作进一步加工分析,以便使不易了解的混沌运动的性质和有关频谱成分等方面的信息得到充分的暴露,从而达到区分混沌和其它形式的运动的目的。

直接观察相空间或相平面中的轨线本是一行之有效的方法。但是当运动变得更加复杂时,轨线可能是混乱一片,而导致看不出任何规律。由于以上两方面的局限性,为了研究混沌运动,还必须有其他有效方法。

(1) 庞卡莱截面

一个复杂的多变量 (x_1, \dots, x_n) 连续动力学系统的轨迹,往往很难直接进行分析和研究。法国数学家庞卡莱提出了一种研究方法,成为研究这一问题的有力工具,被称为庞卡莱截面方法。其最大功能是实现了将复杂问题的简化处理。

具体实现方法上,在多维相空间 $(x_1, \dot{x}_1, \dots, x_n, \dot{x}_n)$ 中选取一个合适的截面(可以为平面或者曲面),该截面应有利于观察系统的运动特征和变化,即不能与轨线相切,更不能包含轨线面。这样就可以抛开相空间的轨道,借助计算机画出庞卡莱截面上的截点,由它们可得到关于运动特征的信息。不同的运动形式通过截面时,与截面的交点有不同的分布特征。周期运动在此截面上留下有限的、离散点。准周期运动在截面上留下一条闭合曲线。对于混沌运动,其庞卡莱截面上是沿一条线段或一段曲线弧分布的点集,而且具有自相似的分形结构。

(2) 相空间重构

对一个确定性系统的描述,总体上说等同于对它的在相空间或者状态空间的性质的描述。一个相空间就是一个坐标系统,其坐标轴由所研究的系统的独立状态变量决定。例如,一个正在摆动中的单摆可以由摆动的角度和相关的角速度来完全描述。因此,单摆的相空间可以说是两维的。但是,在现实生活中,大多数令人感兴趣的系统都是高维的。混沌运动也不例外,它至少在三维自治动力系统中才能出现。因此,我们要把时间序列扩展到三维或更高维的相空间中去,才能把时间序列的混沌信息充分地显露出来,这就是时间序列的重建相空间。为了构造相空间,需要同步测出一切自变量的时间序列,但也可采用Packard等于1980年提出的由一维可观察量重构一个“等价的”相空间,来重现系统的动态特性^[83]。

Takens 则从数学上为其奠定了可靠的基础^[64]。他的基本观点是:相空间重构法虽然是用一个变量在不同时刻的值构成相空间,但动力系统的一个变量的变化自然跟此变量与系统的其他变量的相互作用有关,即此变量随时间的变化隐含着整个系统的动力学规律。因此,重构的相空间的轨线也反映系统状态的演化规律。其原理如下:

由系统某一可观测量的时间序列 $\{x_i | i=1,2,\dots,N\}$ 重构 m 维相空间,得到一组相空间矢量 $\vec{X}_i = \{x_i, x_{i+\tau}, \dots, x_{i+(m-1)\tau}\}$, $i=1,2,\dots,M$, $\vec{X}_i \in R^m$ 。其中 τ 是时间延迟; $m \geq 2d+1$, d 为系统自变量个数; M 小于 N , 并与 N 有相同的数量级。

相空间重构是相图分析、分形维数和李雅普诺夫指数计算的关键。

(3) 分形与分形维数^[18]

混沌动力学的发展得益于分形几何学的建立和发展。Mandelbrot 首先提出并使分形几何的观念得以普及。在过去 20 年中,分形的概念受到广泛的注意。现在已经知道有许多物体具有分形的特征,例如聚合体的不规则生长图案,湍流的嵌套旋涡,蜿蜒曲折的布朗运动的粒子运动轨迹,以及人体中不断分岔的气管、支气管树、心脏冠状动脉血管网、浦肯野氏神经纤维网等。分形几何学中最重要概念是分形维数,我们首先定性描述分形结构具有的特征:

(1) 自相似性。重复放大分形结构,看起来似乎完全相同,也就说分形结构具有内在的标度不变性。

(2) 缺乏平滑性。分形结构看起来总是参差不齐或是不连续的。这个特点提示分形系缺乏可微性。分形曲线的“毛刺”性质就是这种不可微性的一种反映。在分形研究中,维数研究起着至关重要的作用。常用的一种是相关维数。其概念和算法是由 Grassberger 和 Procaccia 提出的,非常适合实际运算。当只能得到一个单变量的时间序列时,相关维数广泛用于自然学科各个分支学科^[66]。

由 Taken 的理论,系统中的任一份量变化是由与之相互作用着的其他分量决定的。因此任一份分量也隐含着其他分量的信息。对于序列 $\{x_i | i=1,2,3,\dots,m\}$ 重构 m 维相空间,得到一组相空间矢量:

$\vec{X}_i = \{x_i, x_{i+\tau}, \dots, x_{i+(m-1)\tau}\}$, $i=1,2,\dots,M$, $\vec{X}_i \in R^m$ 。其中 τ 的选择要防治吸

引子的扩展和重叠，其相关积分为：

$$C(r) = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{N_2} \sum_{\substack{i,j=1 \\ i \neq j}}^N \theta(r - \|X_i - X_j\|) \quad (5-1)$$

这里的 $\theta(z)$ 是单位阶跃函数或者 Heviside 函数， $\theta(z) = \begin{cases} 1 & (z > 0) \\ 0 & (z \leq 0) \end{cases}$ 。符号 $\|X_i - X_j\|$ 代表 X_i 和 X_j 之间的距离。我们可以用不同的范数来表示距离。用的最多的是二范数：

$$r_{i,j} = d_1(X_i, X_j) = \frac{1}{m} \sum_{l=1}^{m-1} |(X_{i+l} - X_{j+l})| \quad (5-2)$$

若相关积分满足 $C(r) \propto r^{D_2}$ ，则定义相关维数为：

$$D_2 = \lim_{r \rightarrow 0} \frac{\log C(r)}{\log r} = \lim_{r \rightarrow 0} \frac{m \log C(r)}{m \log r} \quad (5-3)$$

计算相关维数必须先假定实验中获得的数据序列 $\{x_i | i=1, 2, 3, \dots, m\}$ 足够大。然后加入嵌入维数和延时重构 m 维向量 \vec{X} ，就可计算 $\|X_i - X_j\|$ 。然后即可计算单变量时间序列的相关维数。在计算中随着嵌入维数 m 变化，双对数 $\log Cd(r) - \log(r)$ 图曲线束中，互相平行的直线段的斜率，就是相关维数 D_2 。一般情况下，我们所说的相关维数就是分形维数。

(4) Lyapunov 指数

附加某些应用统计方法，有利于完善的定性描述非线性动力学系统中可能出现的不规则活动。也即考虑某些平均值的演化，而不是考虑由一个确定初始条件出发的一根轨道。Lyapunov 指数就是目前特别在表征混沌运动方面显示出重大意义的一种统计特征值。它是相空间中相近轨道的平均收敛性或平均发散性的一种度量。

混沌系统由相空间中的不规则轨道奇怪吸引子来描述。奇怪吸引子的一个明显特征就是吸引子邻近点的指数离析。因为相空间中的点表示整个物理系统，所以邻近点的指数离析意味着初始状态完全确定的系统在长时间情况下，会不可避免地发生变化。这种行为就是系统对初始条件具有敏感依赖性的反映。而引入的 Lyapunov 指数恰可定量表示奇怪吸引子的这种运动性态。

对于 n 维相空间中的连续动力学系统, 考察一个无穷小 n 维球面的长时间演化。由于流的局部变形特性, 球面将变为 n 维椭球面。第 i 个 Lyapunov 指数按椭球主轴长度 $p_i(t)$ 定义为:

$$\lambda_i = \lim_{t \rightarrow \infty} \frac{1}{t} \ln \frac{p_i(t)}{p_i(0)} \quad (5-4)$$

这就表明 Lyapunov 指数的大小表明相空间中相近轨道的平均收敛或发散的指数。

(5) 代理数据

检验时间序列具有混沌动力学特性时, 通常有两类方法。一类是直接识别时间序列数据中的混沌动力学特性, 如计算关联维数, Lyapunov 指数和复杂度等, 但这类方法的可靠性依赖于尽可能长的数据量, 且易受测量噪声的干扰。另一类则是通过检验数据中的非线性成分, 间接的判断其混沌动力学特性。1992 年, Theile 等人提出了以替代数据(surrogate data)作为检验时间序列中非线性成分的方法, 即间接方法^[60]。该方法的基本思想是首先指定某种随机过程为零假设, 并依据该假设产生相应的一组替代数据, 然后分别计算比较原始数据和替代数据集的检验统计量。如果原始数据计算所得值与替代数据集的值有显著差异, 则拒绝该零假设, 即该假设不成立, 说明原始数据中存在确定性的非线性成分。显然, 间接方法比直接方法要容易得多。替代数据方法是目前检验时间序列非线性因素的重要经验方法, 尽管只采用该方法还不能确定引起时间序列非线性的内在机制, 但是当它与某些专门的算法比如混沌时间序列分析方法相结合使用时, 就可以使两者的潜在能力得以充分发挥, 为检验时间序列非线性的产生机理提供客观依据。因此, 替代数据方法自提出以后, 就在有关混沌时间序列的研究中得到迅速而广泛的应用和发展。

5.2 HRV 的庞卡莱截面分析

5.2.1 庞卡莱截面的基本绘图原理

庞卡莱截面 (Poincare Section) 是在直角坐标上标记全部相邻 RR 间期数

据位置的点图，近年来成为非线性分析常用的方法之一。它既能显示 HRV 的整体特征，也能直观的显示逐拍心跳之间的瞬间变化，揭示心率变异性的非线性特征。

最为简便的二维庞卡莱截面，是以 x_i 为横坐标， x_{i+1} 为纵坐标，在二维坐标平面描点。应用于 HRV 信号分析，对于相当数量的连续心搏的 RR 间期，先以第一个 RR 间期为横坐标(X 轴)，第二个 RR 间期为纵坐标(Y 轴)，在坐标上定出第一个心搏点；再以第二个 RR 间期为横坐标，第三个 RR 间期为纵坐标定出第二个心搏点。然后依次类推，X 轴为 RR_n ，Y 轴为 RR_{n+1} ，定出一定时间内的全部心搏点，这样得到的庞卡莱截面图可以反映心电信息的总体特征。

图 4-10 所示为本文采用的庞卡莱截面方法的绘点方法。

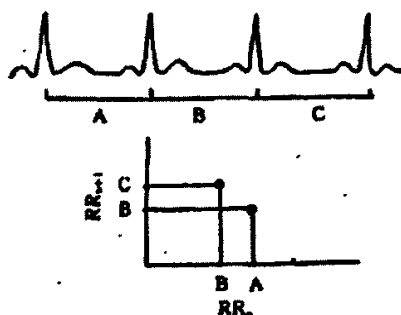


图 5-1 庞卡莱截面描点方法示意图

5.2.2 HRV 信号的庞卡莱截面分析

根据上述绘图原理，可以相应做出 HRV 信号的庞卡莱截面图，如图 5-2 所示。

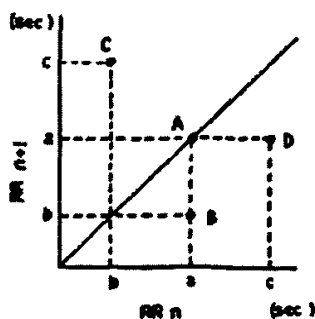


图 5-2 HRV 的庞卡莱截面图

分布在对角线，斜率为 45° 上的 A 点表示了基本的窦性心率。而任何低于对角线的点，表示在数学上其横坐标大于纵坐标，即 $RR_n > RR_{n+1}$ ，代表相对于前一个 RR 间期有一个较短的偶联周期。如 B 点，这种情况被称为期前波动。

图 5-3 所示是 MIT-BIH 文件 103 的庞卡莱截面图。

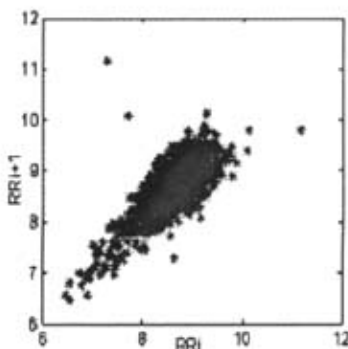


图 5-3 MIT-BIH 文件 103 的庞卡莱截面图

这是一个健康人的庞卡莱截面图，从纯图形化的角度其具备以下一些特征：

- (1) RR 间期值集中在 $600-1000\text{ms}$ ，且斜率为 45° 的区域；
- (2) 头端指向坐标原点；
- (3) 沿 45° 从较为狭窄的底部呈对称性扩散，逐渐变宽。

这种形状在庞卡莱截面图分析中通常被称作彗星型。由此我们可以看出正常人的 HRV 庞卡莱截面图显示了以下生理特征：

(1) 散点集中在斜率为 45° 的直线附近，证明正常人相邻 RR 间期大致相等；反之，如果很多散点落在其他区域，则很可能是严重窦性心律不齐的病征；

(2) 散点沿 45° 从较为狭窄的底部呈对称性扩散逐渐变宽，表明了正常人也会表现出窦性心律不齐现象，且随着心率的加快该现象将越发显著；

(3) 散点在 45° 角方向延伸的长短，表示被测对象平均心率的差异。若延伸的较短，则被测对象的心率变化较小，心率平稳；反之则反映了心率变化较大，心率不稳。

(4) 散点在垂直 45° 方向散开的大小，代表了 RR 间期快速变化成分大小。最新的研究一般认为，散点图的浓密核心部分反映了交感神经活动，而稀疏部分则反映迷走神经活性。

5.2.3 各种类型 HRV 信号的庞卡莱截面对比

图 5-4 是几组不同类型的心电数据得到的庞卡莱截面。

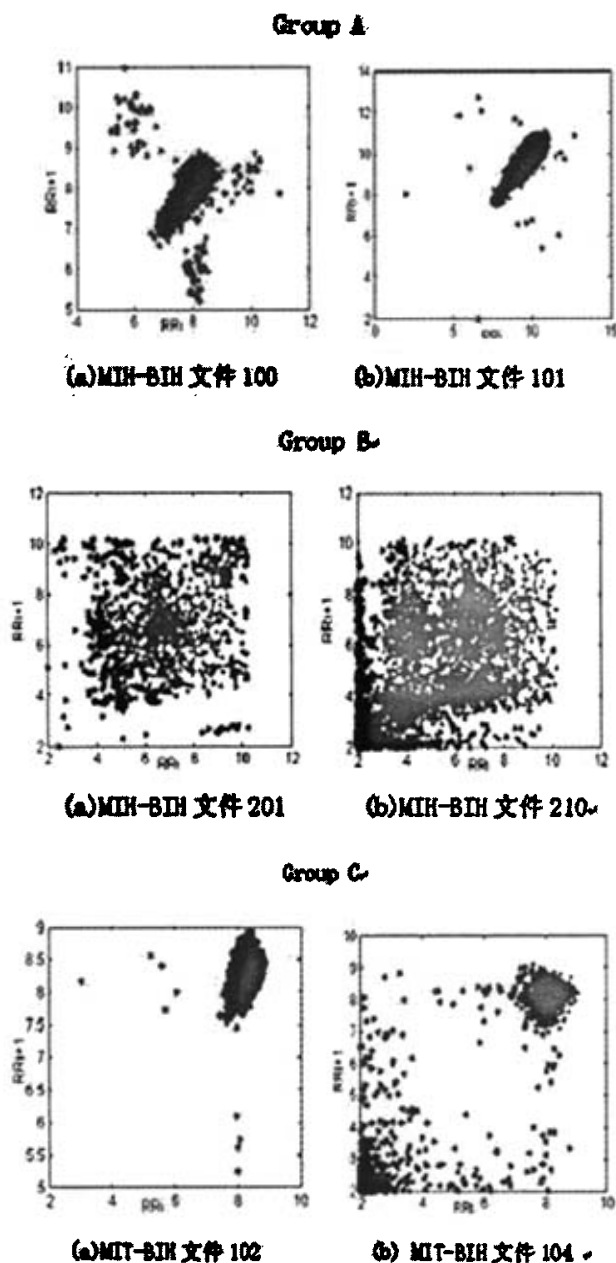


图 5-4 三组心电信号 HRV 的庞卡莱截面图

图 5-4 中, A 组的两个信号是正常人的, 其特征上一小节已作详细分析, 不再赘述。B 组的两个信号分布非常分散和复杂, 在整个坐标轴上几乎呈现四

边形分布,与正常心搏有显著差异,为室性前期收缩的分布形式。C组中是两个使用起搏器的患者的心电信号,大致呈现密集的点圆分布,随着起搏心率波的比例增大而向四周扩散,这反映了起搏器对RR间期的影响。

目前,在分析中得到的HRV的庞卡莱截面图,大致可分为:彗星形、鱼雷形、短棒形、扇形等,不同形状对于定性诊断某些特定的心血管疾病有重要的参考价值。但其缺点是还很难划定一些量化的参考值作为诊断标准。

5.3 HRV 的 Lyapunov 指数短时序分析

5.3.1 计算 Lyapunov 指数的常用方法——Wolf 方法

1985年, Wolf 等人在总结前人研究成果的基础上,提出了一种能从实验数据计算非负最大 Lyapunov 指数 λ_1 的算法——长度演化法,同时对数据的要求及噪声问题等进行了比较详尽的探讨,他们的工作为研究生理信号的动力学特征提供了有力的工具,至今仍被研究人员广泛使用^[87]。

计算方法是实验数据的时间序列 $X(t)$, 利用时间延迟法构造 m 维相空间,空间中的每一点是由 $\{x_t, x_{t+\tau}, \dots, x_{t+(m-1)\tau}\}$ 给出的。首先找出距初始点 $\{x_0, x_{0+\tau}, \dots, x_{0+(m-1)\tau}\}$ 最近的点,用 $L(t_0)$ 表示这两点间的距离。到 t_1 时刻 $L(t_0)$ 已经演化成了 $L'(t_1)$, 这时再按以下两个原则寻找一个新的数据点:

(a) 它与演化后基准点的距离 $L(t_1)$ 很小;

(b) $L(t_1)$ 与 $L'(t_1)$ 的夹角很小。

这个过程重复进行,直至穷尽所有数据点。这时求得 λ_1 为:

$$\lambda_1 = \frac{1}{t_N - t_0} \sum_{k=1}^N \log_2 \frac{L'(t_k)}{L'(t_{k-1})} \quad (5-5)$$

其中 N 是长度元演化的总次数,直至 λ_1 趋于稳定值,计算结束。

5.3.2 Wolf 方法的局限性及短时间序列计算方法的提出

Wolf 方法要求相当长的时间序列数据,一旦时间序列过短,该算法实际失效,不再适用。实际临床应用中,要求的时间序列过长会给患者带来很多不便,且获取长时间心电心率数据对于医疗监护设备的硬件实现开销极大。故应考虑寻求一种算法,只需要短时间序列,通过快速简便的计算方法,就能得到良好的、能用于临床诊断的结果。

本文参考了西安交大刘心东等人的研究^[66-68],把一种短时间序列快速计算 Lyapunov 指数的方法应用于进行 HRV 的分析。主要的运算过程如下:

首先利用相空间重构法由 HRV 信号重构动力学状态空间。重构出的状态空间的轨道可以表述为矩阵 X , 该矩阵每一行都是一个相空间矢量,即 $X = (X_1, X_2, \dots, X_M)^T$ 。又设 X_i 为系统在离散时间 i 时刻的状态。对于一个 N 点的 HRV 时间序列 (X_1, X_2, \dots, X_N) , 有 $X_i = (X_i, X_{i+J}, \dots, X_{i+(m-1)J})$, 其中 J 为重构延时,可由 FFT 很方便地求得。 m 为重建维数,又称嵌入维数,满足 $M = N - (m-1)J$, 嵌入维数由关联维数算法求得。

然后,找出轨道上各点与之距离最近的邻点。距离最近的邻点 X_j 是指所有的邻点中到参考点 X_i 距离最小的,即 $d_j(0) = \min_{x_j} \|X_i - X_j\|$, 此处, $d_j(0)$ 是第 j 点到最近邻点的初始距离。但这里要满足一个附加条件,即最近邻点到它的参考点距离必须大于 HRV 时间序列的平均间期,即:

$$|i - j| > \text{mean period} \quad (5-6)$$

这样,就可以将每一对参考点和它有最近邻点之间的距离考虑为两个相邻轨道的初始距离。最大 Lyapunov 指数就是相邻轨道距离发散的平均速率。因此,可假设第 j 对参考点和它最近邻点的距离以最大 Lyapunov 指数的速率在不断的发散,即满足: $d_j(i) \approx C_j e^{\lambda(i\Delta t)}$, 此处, $d_j(i)$ 是第 j 对参考点和它最近邻点在经过离散时间 i 后的距离, Δt 是时间序列的采样周期, C_j 是相邻轨道间的初始距离。将上式两边同时取对数,有:

$$\ln[d_j(i)] \approx \ln C_j + \lambda(i\Delta t) \quad (5-7)$$

式(5-7)代表一个近似平等的直线集 ($j=1,2,\dots,M$), 直线集中的每条直线的斜率都近似地等于 λ_1 。将这个直线集中的所有直线作品平均处理, 可以得到一条平均直线, 那么这条平均线的斜率就是我们所求的最大 Lyapunov 指数, 平均线按式(5-8)计算:

$$y_{(t)} = \frac{1}{\Delta t} [\ln d_j(t)] \quad (5-8)$$

此时就可以通过最小平方拟和法来求该平均线的斜率, 从而精确的计算最大 Lyapunov 指数。

5.3.3 算法框图

终上所述, 得到本算法的框图如图 5-2 所示。

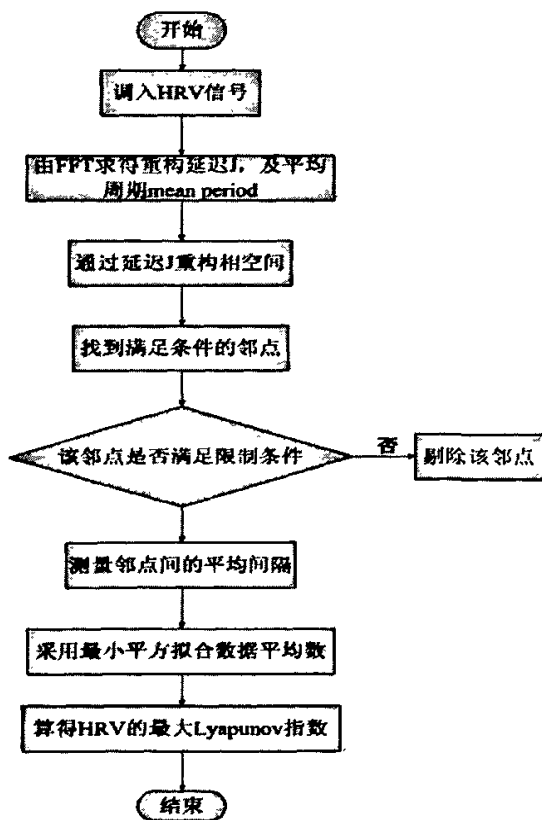


图 5-2 HRV 的 Lyapunov 短时间序列分析流程图

5.3.4 实验结果及其分析

本文采用了 MIT-BIH 中的两组数据作实验分析, 其中第一组是正常人的数据, 而第二组是室性心率失常患者 (PVC) 的数据。

实验结果如表 5-1 所示。

表 5-1 MIT-BIH 中 PVC 患者与正常人的 Lyapunov 指数计算结果

组别	文件号	计算结果
Group 1	103	0.19
	112	0.22
	113	0.16
	115	0.23
	117	0.21
Group 2	109	0.16
	111	0.27
	118	0.20
	212	0.23
	231	0.14

由上述实验结果可以发现, 室性心率失常患者 (PVC) RR 序列的 Lyapunov 指数 (0.44 ± 0.10) 明显高于正常人 (0.20 ± 0.04)。

另外一组实验是计算束支传导阻滞 (BBB) 患者的 Lyapunov 指数。结果如表 5-2 所示。

表 5-2 MIT-BIH 中 BBB 患者的 Lyapunov 指数计算结果

组别	文件号	计算结果
Group 3	103	0.19
	112	0.22
	113	0.16
	115	0.23
	117	0.21

由上表可见,束支传导阻滞患者的 Lyapunov 指数与正常人并无显著差异 (0.20 ± 0.04),因此对心电数据进行 Lyapunov 指数的计算,并不能作为诊断束支传导阻滞的依据。这是 HRV 中并未包含 BBB 患者的显著病理信息所致。

5.4 本章小结

本章主要介绍了 HRV 信号的非线性分析方法。近年来,以混沌为代表的非线性理论是在信号检测和处理领域发挥了极其重要的作用,成为研究的一大热点。本文运用了庞卡莱截面法和 Lyapunov 指数法两种非线性方法,对 HRV 信号进行了分析,从中提取了一些可直接或间接用于临床诊断的病理特征。庞卡莱截面法算法简单,目前已经被许多研究人员使用,但其也存在着局限性,如只能进行定性分析,而不能进行定量地得出一些运用于临床的指标。Lyapunov 法短时序列计算方法可以用较少的数据量计算出结果,且结果可用于室性心率失常患者(PVC)的诊断。但该方法相对比较复杂,运算量较大。总的来说,两种非线性方法各有长短,可互为补充。

第6章 结论与展望

6.1 主要工作及结论

作为目前生理信号研究领域最为活跃的分支之一,HRV 信号具有一些其他生理信号无可比拟的优势:无创、采集方法简便、蕴含生理信息丰富等。本课题作为实验室“基于无线传感器网络的远程医疗监护系统”课题的子课题,就 HRV 信号的采集、分析方法进行了研究。主要完成了以下几项工作:

1. 完成了 MIT-BIH Arrhythmia Database 数据的转化工作。该数据库作为国际通用的心电数据库,其数据蕴含的齐备的生理医学信息,丰富的病理药理类型都使其倍受青睐,成为心电信号分析工作者广泛运用的分析和验证素材。但其特殊的数据存储方法,也为其直接利用带来了不小的难度。虽然近年来,发布数据库的 Physionet 发布了一些工具,便于把库内的心电数据“翻译”出来。但这些工具本身易用性较差,而且所得数据不能直接用常用的数字信号分析工具(如 Matlab 等)进行分析。

本文中采用 C++编写的程序,可批量转换数据库中的数据文件,所得数据仍为 dat 格式,为下一步采用 C++或者 Matlab 进行二次开发提供了极大方便。本文中的算法均是采用转换后的数据进行验证。这些转换后的数据也便于课题组进行心电信号 S-T 段、P 波等其他波段的后续研究工作。

2. 完成了从 ECG 中提取 HRV 信号,也即 RR 间期信号。这就是心电信号处理中常称的 QRS 波检测问题。这一问题已经研究多年,也有很多成熟的算法。本文参考了一些专家学者的方法,提出了一种经过改进的、基于 Mexican Hat 小波的检测方法,并附加以可变阈值、不应期判断等检测策略,获得了很好的检测效果。

这一算法是基于数学上奇异点和极大值的判断原理,编程实现非常简便,利于其应用与生理仪器上实现。而它所获得的良好检测效果(准确率在 99% 以上)也是令人满意的,在实现的复杂性和检测的精确性方面取得了一个良好的平衡。

3. 对 HRV 进行了非线性的分析。非线性理论是具有重大的科学意义和广泛

的应用前景的先进科学理论，尤其在生理信号分析方面具有其无可比拟的优越性。

本文中采取了庞卡莱截面法和 Lyapunov 指数法对 HRV 信号进行了分析。庞卡莱截面法具有方法简单，执行效率高的特点，但目前还只能作为定性研究，其结果精度不高，只能用于辅助其他方法进行诊断。文中的 Lyapunov 指数短时间序列分析是一种比较新颖的方法。它摒弃了经典的 Wolf 方法必须依靠长时间序列才能得到精确结果的缺陷，用较短时间的序列就能得到良好的计算结果，对于减小收集心电心率信号的开销、为患者带来方便等方面具有相当的价值。其计算结果也很具代表性，尤其是对于室性心律失常患者（PVC）的诊断具有明显的参考意义，是一种颇具应用前景的 HRV 的分析方法。但 Lyapunov 指数法还有其局限性，如其结果对束支传导阻滞患者（BBB）诊断不力；而且由于其算法的复杂性也为相应生理仪器的硬件实现带来了相当的难度。

不能忽视的事实是，由于非线性分析应用于 HRV 还处于起步阶段，非线性分析得到的结果还没有一个国际公认的标准值作为参照和比对，因此，HRV 的非线性分析方法还有很长的路要走。

6.2 后续工作的展望

本文就 HRV 信号的提取及分析方面做了不少工作，但还存在一些不足之处：

1. 文中的算法使用 MIT-BIH 数据库中的部分心电数据进行验证，还没经过大样本数据的检验。

2. 要使文中所得结果用于临床，必须经过实测病患者的心电数据验证。这一步工作目前还没开展。

3. 由于本人的专业水平所限，对于医学、生理学等相关知识的认识还处于基础阶段，因而对于 HRV 信号分析结果中的生理病理信息研究还不够深入。同时，由于非线性理论应用在 HRV 研究，国内外都还处于起步阶段，正常的参考值机制也还没建立起来，这也为深入研究分析结果中蕴含的生理病理信息带来了很大的困难。

4. 软硬件方法结合是目前生理信号检测的趋势。由于非线性方法本身的复

杂性，如何用较小的开销实现其硬件方法还有待研究。

为此，后续工作中还有以下问题需要解决：

1. 使用更大样本的数据以及临床实测病患者心电数据来验证文中的算法，并根据验证中出现的新情况、新问题，对方法进行必要的修改和完善。如为提高 QRS 波的检测精度，考虑用其他小波函数作分析等。

2. 深入研究心血管相关的医学、生理学知识，并利用这些知识更好的分析 HRV 信号分析提取出来的非线性信号特征，以便使所得结果能发挥用于临床辅助诊断的重要作用。

3. 进一步改进、简化算法，寻求计算结果精度和硬件实现难度方面的最佳平衡。HRV 是一种蕴含丰富生理病理信息的人体生理信号，HRV 分析作为一种安全、无创、准确、有效的辅助诊断手段在心血管疾病防治方面定能发挥其巨大的作用。若能将一种精度足够高的分析方法付诸硬件实现，就能制作出相应的生理监护仪器，便于对心血管疾病进行早期防治，以及对药物疗效进行持续观察。随着我国老龄化社会的到来，远程医疗监护成为一个新型的受到广泛瞩目的领域，HRV 的研究分析工作必将迎来一个更为光明的前途。

参考文献

[1] WANG Bao-hua. ECG Technique: Future Perspectives—Centennial Invention of Electrocardiograph. Chinese Journal of Medical Instrumentation

[2] 郭继鸿. 纪念 Einthoven 及心电图临床应用 100 周年. 中华心律失常学杂志, 2002 年 03 期

[3] 刘力生. 亚洲地区的心血管病负担. 岭南心血管病杂志, 2001 年 06 期

[4] 杨秀萍. 动物生理学. 北京: 高等教育出版社, 2002 年 11 月

[5] 卢岩. 通用电生理信号模拟器的设计. 上海生物医学工程, 2002 年 03 期

[6] 黄学顺, 关华凤, 黎曰真. 一种新型的生理记录系统与多道生理记录仪的比较. 实验室研究与探索, 1999 年 04 期

[7] 路秀珍, 黄京平. 简述电生理仪器的发展现状. 医疗装备杂志, 2002, 10

[8] HonEH, LeeST. Electronic evaluation of the fetal heart rate patterns preceding fetal death: further observations [J]. Am J Obstet Gynecol, 1965, 87:814826.

[9] 王留义, 吴淑伦. 无创伤性心血管诊断技术[M]. 北京: 中国医药科技出版社, 1996.

[10] 李梅, 郑林林, 徐岩. 心率变异性与冠心病的相关性分析. 电生理学实践杂志, 2006. Vol15. No1

[11] 赵贵辛, 李慧心, 温立春, 孙桂华, 李莉, 王一凡, 时向东, 李艳双. 急性心肌梗死早期的心率变异性分析. 第二军医大学学报, 2002-04, 23(1)

[12] 宋滇平, 和四宏, 林建华, 唐尚杰. 糖尿病患者心率变异性分析. 云南医药 1998 年第 19 卷第 1 期

[13] 闰春红. 心率变异性非线性动力学分析的研究. 重庆大学硕士学位论文

- [14] P.M.Mahoudeaux. et al. Simple microprocessor-based system for on-line ECG analysis. MedBiol.Eng. 19: 497-500
- [15] 王岩. 心电图 aVR 导联的临床应用价值. 中国误诊学杂志 2006 年 11 月第 6 卷第 21 期
- [16] W.P.Holsinger et al. A QRS preprocessor based on digital differentiation. IEEE.1971.18:212
- [17] 宋喜国, 邓亲恺. MIT-BIH 心率失常数据库的识读及应用. 中国医学物理学杂志, 2004. 07
- [18] 王颖, 张勇, 方祖祥. 以 MIT-BIH Arrhythmia Database 为标准数据源的心率不齐的 ECG 模拟信号发生器. 中国医药器械, 2005 年 29 卷第 5 期
- [19] Marek M. Heart rate variability: standards of measurement physiological interpretation, and clinical use [J]. Circulation, 1996, 93:10431065.
- [20] AkselrodS, GordonD, UbelFA. Power spectrum analysis of heart fluctuation: a quantitative probe of beat to beat cardiovascular control[J]. Science, 1981, 213:220222.
- [21] VilaJ, PalaciosF, PresedoJ, et al. Time frequency analysis of heart rate variability [J]. IEEE Eng Med Biol, 1997, 26(5):119125.
- [22] Anna M, Bianchi. Time-variant power spectrum analysis for the detection of transient episodes in HRV signal [J]. IEEE Trans Biomed Eng, 1993, 40(2):136144.
- [23] Babloyantz A, Destexhe A. Is the normal heart a periodic oscillator [J]. Biol Cybernet, 1988, 58:203211.
- [24] Goldberger AL. On a mechanism of cardiac electrical instability [J]. J Biophys, 1985, 48:525528.
- [25] 韩清鹏, 王平. 人体 HRV 信号的检测及其最大李雅普诺夫指数估算. 动力学与控制学报, 2006 年 9 月, 第 4 卷第 3 期
- [26] 卢山. 基于时频分析的心率变异性研究. 重庆大学硕士学位论文
- [27] 柴继红, 吴水才, 白燕萍, 常晓年. 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 年 3 月第 8 卷第 1 期

[28] 黄永麟. 心率变异性检测技术临床应用常被忽视的几个问题. 临床心电学杂志, 2006 年 06 月第 15 卷第 3 期

[29] 尹登峰. 动态 ECG 分析中 QRS 波检测算法的研究. 浙江大学硕士学位论文

[30] N. V Thakor, J. Cx Webster, W J. Tompkins. Optimal QRS Detector. Med. & Biol. Eng. & Comput, 1983: 21:343350.

[31] P. E. Trahanias. An approach to QRS complex detection using mathematical morphology. IEEE Trans. Biomed. Eng., 1993:40(2): 201-205

[32] 陈永利. 动态心电自动分析中 QRS 复合波检测算法研究. 浙江大学博士学位论文

[33] 飞思科技产品研发中心. 小波分析理论与 Matlab7 实现. 北京: 电子工业出版社, 2005 年 3 月

[34] 王超文, 吕扬生等. 用于 ECG 信号检测与重建的双正交样条小波滤波器. 北京生物医学工程中国医疗器械杂志, 2002. 20(1): 25-28

[35] Mallat S. A Theory of Multi-resolution Signal Decomposition. The Wavelet Representation. IEEE Trans on PAML, 1989, 11(7): 674-693

[36] 陈玉, 和卫星. 卡尔曼滤波在心电信号 QRS 波检测中的尝试. 计算机仿真, 2004 年 12 月

[37] 王晓玲, 朱坚民, 郭冰菁. 基于小波变换的心电图 QRS 波群检测方法. 河南科技大学学报: 自然科学版, 2006 年 8 月

[38] 陈文菊, 潘敏, 赵治栋, 陈裕泉. 基于小波分析和 Hilbert 变换的 R 波检测算法. 传感技术学报, 2006 年 2 月, 第 19 卷第 1 期

[39] 廖云朋. 基于小波变换的心电信号处理. 中南大学硕士学位论文

[40] Mallat Setal. Characterization of Signal from Multiscale Edges. IEEE Traps on Pattern analysis and machine intelligence. 1992, 14 (7):710-723)

[41] Stephane Mallat. Zero-Crossings of a Wavelet Transform. IEEE

Traps On Information Theory. 1991, 37(4): 10191033

[42] Stephane Mallat et al. Characterization of signals from muttiscaedges. IEEE Trans.PAMI, 1992, 14(7): 710-732

[43] 余辉,张凯,吕扬生等. 二次微分小波在心电图QRS波检测中运用. 中国医疗器械杂志, 2001, 25(6):334-337

[44] Smuc T, Maric I, Bosanac G, et al. Dynamic features of the normal heart rate variability computers in Cardiology, 2002. 9:241-244

[45] E Kyrozi, T Maounis, I Chiladakis, et al. Short-term reproducibility of the time and frequency domain parameters of heart rate variability. IEEE 1995. 481-484

[46] S. G. Mallet. Characterization of Signals from Muti-Scale Edges. IEEE Trans. Pattern Anal. Machine Intell, 1992, 14 (7):710

[47] 郑会永, 肖田元, 韩向利. 心电信号的混沌分形特性分析. 清华大学学报自然科学版, 1999. 39(9): 34-37

[48] Li T Y, Yorke J A. Period three implies chaos. American Mathematical Monthly. 1975, 82(10):985-992:

[49] Lorenz E N. Deterministic nonperodic flow. Journal of The Atmospheric. Sciences. 1963, 20(I):130-141.

[50] Devaney R. An Introduction to Chaotic Dynamical Systems. New York: Addison-Wesley, 1989.

[51] 谭贵霖. 非线性动力学理论在生物医学中的应用. 大连理工大学硕士学位论文

[52] 格莱克, 张淑誉译. 混沌:开创新科学. 上海:上海译文出版社, 1990

[53] Packard N H, Crutchfield J P, Farmer J D, et al. Geometry from a time series. Physical Review Letters. 1980, 45(9): 712-716.

[54] Takens F. Detecting strange attractors in turbulence. Lecture Notes in Mathematics. 1981, 898:366-381.

[55] Xiaobo Miao, Wei He, Hao Yang, et al. Application of nonlinear methods to heart rate variability signal analysis. IEEE 2002. 2:1633-1637

[56] Theiler J, Eubank S, Longtin A, et al. Testing for nonlinearity in time series, the method of surrogate data. *Physica D*. 1992, 58(1-4): 77-94.

[57] Wolf A, Swift J B, Swinney H L, et al. Determining Lyapunov exponents from a time series. *Physica D*. 1985, 16(3): 285-317.

[58] 刘心东等. 利用 Lyapunov 指数提取心电动态生理及病理信息的研究. *生物医学工程学杂志*, 1995, 12(3):249

[59] 刘向国等. HRV 信号的 Lyapunov 指数的短时间序列的计算. *医疗卫生装备*, 2002 年第 3 期

[60] 洪玮. ECG 波形分类算法研究. 浙江大学硕士学位论文

[61] 王磊, 郑崇勋, 叶继伦, 刘峰. 一种高效的 QRS 波实时检测方法. *北京生物医学工程*, 1998 年 12 月

[62] 苏丽, 赵国良, 李东明. 心电信号 QRS 波群检测算法研究. *哈尔滨工程大学学报*, 第 26 卷第 4 期

[63] 黄志伟, 林大全, 郭作达, 何 辉. 心电信号的检测技术与临床应用. *中国测试技术*, 第 31 卷第 2 期

[64] 聂春燕, 徐振忠. 混沌系统在弱信号检测中的应用. *传感器技术*, 2003 年第 22 卷第 1 期

[65] 张国伟, 施文康, 卢秋红, 吉小军. 基于混沌的信息检测技术. *计算机测量与控制*, 2002. 10(10)

[66] 王丹丹, 王怀阳, 李晓燕, 程俊峰. 基于混沌理论的心电信号特性研究. *嵌入式系统应用精选 200 例*, 2005

[67] 王笑梅, 王辉. 基于小波的 ECG 信号噪声消除. *上海师范大学学报(自然科学版)*, 2002 年 6 月

[68] 谢奕胜. 基于 DSP 的心电监护仪的设计与研究. 西北工业大学硕士研究生学位论文

[69] Chi-Sang Poon, Christopher K. Merrill. Decrease of cardiac chaos in congestive heart failure. *Nature* 389, 492 - 495 (02 October 1997); doi: 10.1038/39043

致谢

本论文从选题到完成,都离不开我的导师陈云洽副教授细致而耐心的指导。两年来,我有幸在陈老师的指引和帮助下开展科研工作,陈老师渊博的学识和严谨的治学态度令我受益匪浅。陈老师不但在学业上对我悉心指导,在生活上,工作上对我的关怀也是无微不至,在此向陈老师表示深深的感激和崇高的敬意。

感谢姜孝华教授。姜老师在本论文的选题和其他方面工作给予我很多指导,他的意见对于我论文的顺利完成是弥足珍贵的,在此对姜老师的热心指导表示由衷的谢意。

感谢实验室的肖秀春师兄、郭钊杰同学、邹卓颖师弟,和他们关于本论文相关内容的探讨,给予我很多有益的启发。感谢彭剑、祈舒喆两位师兄,他们在我刚进实验室的时候给予我很多帮助。还要感谢聂鑫、徐永平、雷卫延、吴有文等同学,和他们一起在实验室学习、工作,令我两年的研究生生活增添了不少色彩。

感谢室友杨锐同学,他在文中一些代码编写方面给予了我点拨和指导。

感谢我的父母,他们在多年求学历程中一直给予我最坚定的支持和最亲切的鼓励。亲恩如山,走出校门后我定将努力工作,不令他们失望。

感谢从百忙之中抽空参加论文审阅和答辩工作的各位专家、教授。

杨一帆

2007年4月30日于康乐园

原创性声明

本人郑重声明：所呈交的学位论文，是本人在导师的指导下，独立进行研究工作所取得的成果。除文中已经注明引用的内容外，本论文不包含任何其他个人或集体已经发表或撰写过的作品成果。对本文的研究作出重要贡献的个人和集体，均已在文中以明确方式标明。本人完全意识到本声明的法律结果由本人承担。

学位论文作者签名：杨一帆

日期：2007年5月8日