

基于 PC 机的频谱心电图分析方法

庄 琳袁江利旗袁宜巨袁布工 广东科学院自动化工程研制中心 广东 广州 510070 冤

摘要介绍了频谱心电图分析的基本原理以及基于 PC 机的频谱心电图分析的实现方法详细讨论了在实际应用中应注意的问题并给出了实例分析遥

关键词频谱心电图 傅里叶变换 窗函数 心电图描记术

中图分类号 R319;R540.41 文献标识码 文章编号 000-2588(2001)10-0755-03

ZHUANGLin,JIANGLi-qi,ZHANYi-ju,XUBu-gong

(AutomationEngineeringCenter, GuangdongAcademyofSciences,Guangzhou510070, China)

This paper introduces the basic principle and implementation of PC-based frequency spectrum electrocardiogram analysis. The problem that may occur in its application are discussed in details with a case analysis.

Keywords spectrum; fourier transform; window function; electrocardiography

1 概述

常规心电信号周期性地反映心电活动从心房到心室的除极和复极过程通过对 P 波、QRS 波、T 波的分析可以诊断心律失常、心肌缺血、心肌梗死等多种疾病因此常规心电图在临床上有着不可替代的作用但是从信号处理的的角度来看心电图波形又是各种正弦波组合而成的时间序列人们不仅分析这个信号的波形形状而且时域信号如常规心电图、心电图向量图、高频心电图等要研究这个信号所包含的各种正弦波的分布和比例而频域信号如常规心室晚电位是分析 QRS 波终末 25~300Hz 之间的高频成分心率变异性分析中的心率功率谱是分析 0.02~0.50Hz 之间的低频成分而频谱心电图是指常规心电图的功率谱上 0.2~25.0Hz 的频率成分即频谱心电图就是常规心电图的频域转化图形遥另外有些心电信号在时间域变异不太明显而在频域中能显现较明显的特征从频域能很方便地找到临床所需要的参数遥频谱心电图分析集时间域、空间和频率域的整个信息为一体其突出频率域的特征遥经数字化处理后新获得的综合参量具有信息量大、敏感性高、参量多、指标多、动态相关等特点能检测出常规心电图所不能反映的动态变化因而该系统突破了传统心电图系统时间域的分析概念袁是我国首创的一种无创性心电检测新技术袁是对心电信息学的巨大贡献遥

2 基本原理

心电图的波形是由一系列不同频率尧振幅和相位的正弦波精确叠加而成遥频谱心电图分析就是利用离散傅里叶变换将时域心电信号转换到频域内进行分析袁得到在不同幅值下以频率为变量的频谱函数袁然后以频率为坐标作出各频率分量幅值袁最终得到心电频谱图遥

设离散的时域心电信号为 $x(n)$ 袁谱点数为 N 袁采样频率为 f_s 袁则 $x(n)$ 的离散傅里叶变换为

$$X(e^{j\omega}) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n)e^{-j\omega n} \quad \omega \in [0, 2\pi) \tag{1}$$

设 $x(n)$ 的实部为 $x_r(n)$ 袁虚部为 $x_i(n)$ 袁则心电信号 $x(n)$ 频谱表达式如下

$$\text{幅值谱} |X(e^{j\omega})| = \sqrt{X_r^2 + X_i^2} \tag{2}$$

$$\text{功率谱} P(\omega) = |X(e^{j\omega})|^2 \tag{3}$$

$$\text{对数谱} S(\omega) = 20 \log_{10} |X(e^{j\omega})| \tag{4}$$

$$\text{相位谱} \phi(\omega) = \arctan \left(\frac{X_i(\omega)}{X_r(\omega)} \right) \tag{5}$$

其中 ω 为谱线号遥由于傅氏变换得到的是正负频率对称的双边谱袁谱线号 ω 对应的频率值为

$$f = \begin{cases} \omega / 2\pi & \omega \in [0, \pi) \\ (\omega - 2\pi) / 2\pi & \omega \in [\pi, 2\pi) \end{cases} \tag{6}$$

图上对应的横坐标值袁这样得到了时域心电信号 $x(n)$ 在频域内纵尧横坐标的系列值袁在计算机上能很方便地作出心电频谱图遥

3 在实际应用中应注意的问题

实际上袁基于 PC 机的频谱心电图分析一般在

收稿日期 000-12-04

作者简介 庄 琳 977-冤 袁浙江宁波人 华南理工大学硕士研究生 主要从事远程心电的研究 电话 20-87668019

算法上并不采用上述的 DFT 算法而是采用 FFT 算法。这样可以大大提高分析速度。缩短单段谱分析的时间。而缩短谱分析的时间是提高实时分析能力的关键。

此外，频谱心电图分析由于信号加窗以及采集过程的噪声、直流信号等因素的干扰，还应当注意以下问题。

3.1 多段平均

实际心电信号采样过程中都会不可避免地引入各种噪声，包括带有一定确定性的噪声和随机噪声。对于前者的干扰在心电采集的预处理过程中一般能够有效地进行抑制，而对于在分析频带内的随机噪声干扰，一般在采集过程的预处理中却难以消除。这种噪声的干扰容易引起频谱心电图分析的误诊断。因此必须在分析时予以剔除。谱分析时对随机噪声有效的抗干扰措施就是多段平均。

由于幅值谱的叠加是矢量叠加，有严格的相位限制，而功率谱是标量，所以多段平均常采用功率谱平均。简单易行。设单段功率谱为 P_x ，噪声平均段数为 M ，则平均后的功率谱为

$$P_{\text{噪}} = \frac{1}{M} \sum_{m=1}^M P_{x_m} \quad \text{渊冤}$$

为了提高分析精度，往往适当地增加平均的段数。但由于受到采集时数据长度的影响，实际长度无法达到平均的段数。这时待分析的数据段与段之间可以适当地重叠。

3.2 零均值化

频谱心电图分析时低频成分的信号往往蕴涵着很重要的信息。如心率变异性分析中的心率功率谱分析就是 0.02~0.5Hz 低频成分。如果时域心电信号中有直流成分，旁瓣干涉对低频成分信号将有严重影响。因此，一般在作谱前都要消除直流的影响。进行零均值化处理。设时域心电信号为 $x(t)$ ，作谱点数为 N ，则零均值化处理为

$$x_{\text{零}} = x_{\text{原}} - \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x_{\text{原}} \quad \text{渊冤}$$

$x_{\text{零}}$ 即为 $x_{\text{零}}$ 零均值信号。

3.3 低通数字滤波

由于要求能记录高保真的心电信号，一般在心电信号采集时，在条件允许的情况下都会尽量提高采集频率。以后的各种分析提供更宽频带内信息。然而常规的心电图功率谱中大量有用的信号集中在 30Hz 频带内。这样导致常规分析时大量的有用谱线主要集中在频谱图的左边。为了提高低频信号的分析精度，这时通常对原始采集的心电信号进行重抽样，降低分析频率，提高频率分辨率。这样带来的问

题是原始心电信号中高于分析频率的高频成分将折叠至分析频带内，引起频率混叠。使低频段信号产生严重畸变。因此，在原始信号重抽样前一定要进行数字低通滤波，滤掉高于分析频率的高频成分。这在 PC 机上一般采用具有线性相位的 FIR 非递归数字低通滤波算法。

设滤波器的归一化截止频率为 ω_c ，利用傅氏变换得到 FIR 滤波器的冲激响应函数

$$h(t) = \frac{1}{2} \sum_{n=0}^{2M-1} h_{\text{原}}(t-nT) \frac{\sin(\omega_c(t-nT))}{t-nT} \quad \text{渊冤}$$

其中 M 为滤波器的半阶数。设原始时域心电信号为 $x(t)$ ，则低通滤波后的输出即为 $y(t)$ 与 $h(t)$ 卷积。输出为 $z(t)$ 。则有

$$z(t) = x(t) * h(t) \quad \text{渊冤}$$

考虑 $h(t)$ 为实偶函数，则有

$$z(t) = x(t) * h(t) = \int_{-\infty}^{\infty} x(\tau) h(t-\tau) d\tau = \int_{-\infty}^{\infty} x(\tau) h(\tau-t) d\tau \quad \text{渊0冤}$$

3.4 加窗与误差

由于计算机不可能对无限长的时域心电信号进行运算，而是取其有限的时间间隔进行分析。这就需要时对域信号进行截断。其方法是将无限长的信号乘以窗函数。这样将导致信号频域分析产生误差。加窗信号的傅氏变换为

$$Z(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} z(t) e^{-j\omega t} dt = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) w(t) e^{-j\omega t} dt \quad \text{渊1冤}$$

其中 $w(t)$ 为对称窗， $w(t)$ 在时间上平移 t_0 得到 $w(t-t_0)$ 。

$$Z(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) w(t-t_0) e^{-j\omega t} dt \quad \text{渊2冤}$$

设 $w(t)$ 的傅氏变换为

$$W(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} w(t) e^{-j\omega t} dt \quad \text{渊3冤}$$

根据傅氏变换的奇偶性质，当 $w(t)$ 是实偶函数时， $W(\omega)$ 也为实偶函数。又由傅氏变换的时移特性可知

$$Z(\omega) = W(\omega) e^{-j\omega t_0} \quad \text{渊4冤}$$

下面以单频率的余弦信号进行分析。加窗与误差之间的关系。设 $x(t) = A \cos(2\pi f_0 t)$ ，其傅氏变换结果为

$$X(\omega) = \frac{A}{2} \delta(\omega - 2\pi f_0) + \frac{A}{2} \delta(\omega + 2\pi f_0) \quad (15)$$

加窗后的谐波信号 $z(t)$ 的傅氏变换可根据卷积定理表示为

$$\begin{aligned} Z(\omega) &= \int_{-\infty}^{\infty} z(t) e^{-j\omega t} dt = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) w(t-t_0) e^{-j\omega t} dt \\ &= \left\{ \frac{A}{2} \delta(\omega - 2\pi f_0) + \frac{A}{2} \delta(\omega + 2\pi f_0) \right\} * \left\{ \int_{-\infty}^{\infty} w(t) e^{-j\omega t} dt \right\} \\ &= \frac{A}{2} W(\omega - 2\pi f_0) e^{-j(\omega - 2\pi f_0)t_0} + \frac{A}{2} W(\omega + 2\pi f_0) e^{-j(\omega + 2\pi f_0)t_0} \quad (16) \end{aligned}$$

由此可知在加窗信号的傅氏分析中窗口长度裁作归一化处理即裁1且令吟枣枣枣此时的单边幅值及相位分别为院

赠粤幸(枣枣)=粤幸(枣枣) (17)

越裁枣枣+越吟枣枣 (18)

显然枣枣枣枣枣枣不存在泄漏情况枣枣得到的幅值尧相位和频率都是准确无误差的而在大多数情况下枣枣枣枣枣枣窗口信号的傅氏分析中得到的频率尧幅值尧和相位并不是真实值且有旁瓣产生枣枣这就是所谓的离散频谱的栅栏效应尧梳状效应尧能量泄漏和假频等[2]当信号真实频率位于两个离散谱线之间时枣枣枣枣枣枣枣枣枣枣枣枣误差最大枣枣频率误差达到半个频率分辨率枣枣相位误差达到 90 度枣枣幅值对于不同的窗函数误差也将达到最大值

以上是对单频率信号的误差分析枣枣对于多频率的心电信号枣枣频域采样后各频率成分除了频率尧相位尧幅值产生上面的误差外枣枣由于能量泄漏还会导

致相隔较近的频率成分之间发生旁瓣甚至主瓣干涉枣枣使谱峰的形状和幅度发生畸变枣枣因此枣枣谱心电图分析时要考虑以上各种误差枣枣以免引起误诊枣枣在需要对心电频谱进行精密分析的场所枣枣对以上的各种误差应当采用合适的算法进行校正[4]枣枣

4 实例分析

以下是某用户的导联的功率谱分析枣枣采样频率为 360Hz枣枣分析频率为 36Hz枣枣时域零均值化枣枣段功率谱平均枣枣采用半阶数为 100 的 FIR 数字低通滤波枣枣截止频率为 36 Hz枣枣选用 Hanning 窗枣枣取有效值谱枣枣如图 1 所示枣枣由图 1 可以看出枣枣功率谱由一系列的谱峰组成枣枣由低频数起枣枣第 1 峰枣枣基频枣枣振幅最高枣枣其所在的位置与心率相关枣枣于 0.75Hz 的峰不予以计算枣枣第 1 峰所在频率值乘以 60 即为每分钟的平均心率枣枣第 1 峰后面的各峰为基频的倍频谐波枣枣功率谱的能量主要集中在基频和前面几次谐波上枣枣第 4 谐波以后的各峰高度逐渐枣枣枣枣

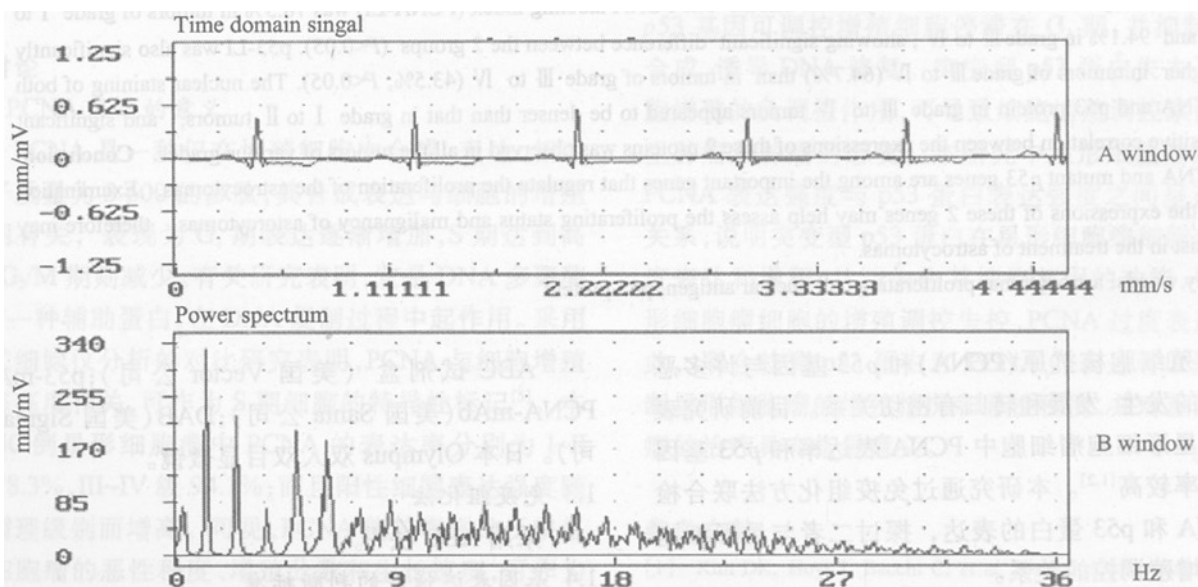


图 1 心电功率谱分析

云 潘 辰 华 林 德 隆 潘 建 斌 张 新 颖 魏 晓 彬 李 永 亮 李 春 雷 李 永 亮 李 春 雷

5 结论

频谱心电图能显示心电各种频率成分和两个导联心电信号对应关系的改变枣枣具有信息量丰富尧敏感性高尧多参量尧指标动态显示等优越性枣枣与传感器技术尧信号处理技术尧描记技术以及逻辑判断技术尧人工智能等融合后枣枣在临床和远程社区医学领域方面具有很好的实用价值枣枣基于 PC 的频谱心电图分析仪是当前医疗电子仪器领域的开发热点枣枣借助 PC 的快速处理能力枣枣实现自动尧智能和远程的诊断

已成为可能

参考文献院

咱暂 张开滋. 心电信息学咱暂北京科学技术文献出版社, 1998. 456-85.
咱暂 奥本海姆. 信号与系统咱暂西安交通大学出版社, 1996. 224-80.
咱暂 祁才君枣枣张圣训. 周期信号频谱分析应注意的问题咱暂测控技术, 1999, 18(4): 52-4.
咱暂 Xie M, Ding K. Correction for the frequency amplitude and phase in FFT of harmonic signal 咱暂 Mechanical System and Signal Processing, 1996, 10(2): 211-21.