

心率变异性

*****测量标准,生理释义与临床应用(二)

Measurement Standard Physiological Interpretation and
Clinical Application of Heart Rate Variability

北京红十字朝阳医院心脏中心 (北京 100020) 胡大一 郭成军 李瑞杰

The Heart Centre of the Beijing Red Cross Chaoyang Hospital

Hu Dayi, Guo Chengjun, Li Ruijie

4 频域分析

自 60 年代后期,已有许多频谱方法用于速率图的分析。功率谱密度 (PSD) 分析提供了功率亦即方差作为频率的函数是如何分布的基础信息。无论用何方法,恰当的数学算法只能获取真正 PSD 的估计值。

计算 PSD 的方法大致分为非参数与参数两类。两类方法的结果多数一致。非参数方法的优点其一是算法简洁,多数使用快速富立叶转换 (FFT); 其二是处理速度快。而参数方法的优点其一是谱成份平滑,谱成份的辨别不需事先设定频带; 其二是谱的后处理容易,可自动计算低频与高频成分,并且易识别各成份的中心频率; 其三是只要信号稳定,少量样点便可准确估量 PSD。参数方法的基本缺陷是需要验证所选模型的合适性及其复杂度 (亦即模型的次数)。

4.1 谱成份

4.1.1 短时程记录 由 2~5min 短时程记录算出的频谱,可辨别出 3 个主要谱成份: 极低频 (VLF)、低频 (LF) 和高频 (HF) 成份。LF 与 HF 的功率分布及其中心频率并非固定不变,而是随 ANS 对心动周期调节的变化而改变。VLF 成份的生理解释尚未定论,甚至可怀疑 HRV 的 VLF 成份是否真有相应的特别生理过程。通常认为

VLF 的主要构成是一些非谐波成份。这些成份不具相干特性,而且受基线或趋势项剔除算法的影响。因此,由短时程 ($\leq 5\text{min}$) 记录来估量 VLF 是极可疑的测量,在解释短时程心电图的 PSD 时应予避免。

通常用功率的绝对数值 (ms^2) 测量 VLF、LF 和 HF 的功率成份,但是 LF 与 HF 也可用校正单位 (n. u) 测量。校正单位表达了各功率成份占总功率减去 VLF 成份的相对比例数。用 n. u 表达 LF 与 HF,突出了 ANS 交感与迷走两个分支互相制约的均衡行为。再进一步而论,校正的作法趋向减轻总功率对 LF 与 HF 成份的影响 (图 2)。尽管如此,用 n. u 时也要注明 LF 与 HF 功率的绝对数值,以便从总体上描绘功率在各谱成份间的分布。

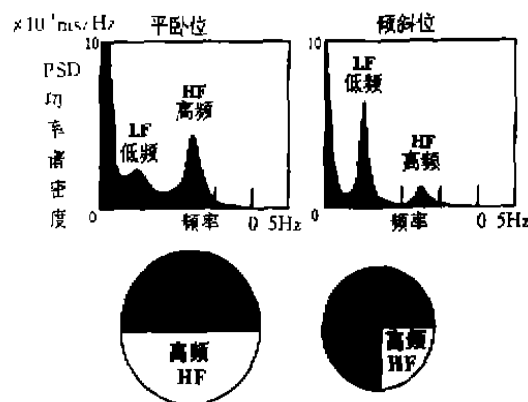


图 2 正常人于平卧位和 90°倾斜位的自回归 (次数=12) 频谱

技术介绍

为减轻总功率变化对结果的影响,需对 LF 与 HF 成分的绝对功率进行校正。从平卧到倾斜,谱分析结果变化如下:总功率从 1201 降为 671 ms^2 , VLF 从 586 降为 265 ms^2 , LF 从 310 降为 308 ms^2 , HF 从 302 降为 95 ms^2 , 校正 LF 从 48.95 升为 75.96 n.u., 校正 HF 从 47.78 降为 23.48 n.u., LF/HF 由 1.02 增至 3.34。虽然图中倾斜时 LF 峰值升高,但受总功率降低的影响,

LF 的绝对功率值下降,校正后 LF 升高,与正常人倾斜时交感活性增高的生理变化一致。

4.1.2 长时程记录 频谱也可用于分析 24h 全部 NN 间期的序列。除 VLF、LF 和 HF 成份之外,频谱增加了超低频成份 (ULF)。在对数-对数标尺上,通过对频谱值的线性拟合可估量 24h 频谱的斜率。表 2 列出了所选的频域测量指标。

表 2 HRV 的部分频域测量

时程	变量	单位	描 述	频率范围
短时程 (5min) 分析	5min 总功率	ms^2	整个时程内 NN 间期的方差	约 $\leq 0.4\text{Hz}$
	VLF	ms^2	极低频范围的功率	$\leq 0.04\text{Hz}$
	LF	ms^2	低频范围的功率	0.04~0.15Hz
	校正 LF	n.u.	低频功率的校正值 = $\text{LF} / (\text{总功率} - \text{VLF}) \times 100$	
	HF	ms^2	高频范围的功率	0.15~0.4Hz
	校正 HF	n.u.	高频功率的校正值 = $\text{HF} / (\text{总功率} - \text{VLF}) \times 100$	
	LF/HF		低频功率与高频功率的比率 = $\text{LF}(\text{ms}^2) / \text{HF}(\text{ms}^2)$	
全程 (24h) 分析	总功率	ms^2	所有 NN 间期的方差	约 $\leq 0.4\text{Hz}$
	ULF	ms^2	超低频范围的功率	$\leq 0.003\text{Hz}$
	VLF	ms^2	极低频范围的功率	0.003~0.04Hz
	LF	ms^2	低频范围的功率	0.04~0.15Hz
	HF	ms^2	高频范围的功率	0.15~0.4Hz
	α		频谱对数坐标变换后拟合直线的斜率	约 $\leq 0.4\text{Hz}$

长时程记录中经常讨论到平稳性这一问题。如在记录的整个过程中,心动周期某频谱成份的调控机制稳定不变,该频谱成份便可用于测量这些调控因素。倘若调控机制不稳定,如何解释频谱分析的结果尚未定论。尤其难认为在 24h 内 LF 和 HF 功率成份的生理调控机制是平稳的。因此,全部 24h 的频谱分析,或者全部 24h 内各短时程(如 5min)频谱的平均结果(两种算法的 LF

与 HF 结果并无不同)只反映 ANS 对 LF 与 HF 成份的平均调控力度(图 3)。这种平均作用模糊了 RR 间期受 ANS 调控的细节信息,而短时程谱分析已经揭示了这些细节信息。必须记住 HRV 成份测量的是自主神经的调控力度而非测量自主神经张力的水平,调控力度的平均值不代表张力的平均水平。

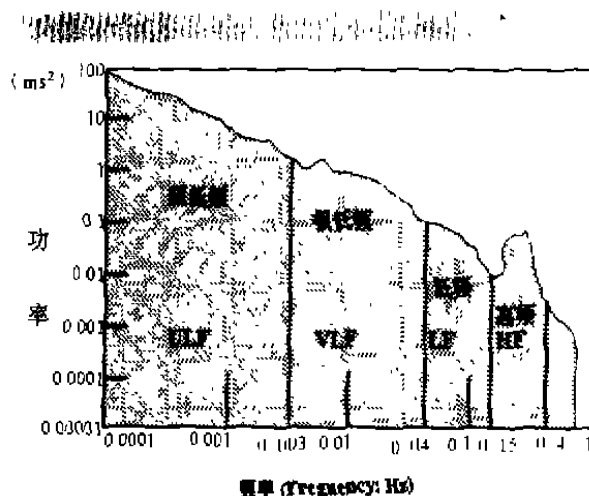


图3 24h动态心电图的RR间期的功率谱

由图可见,只有HF和LF成份可见频峰,VLF和ULF在双轴对数坐标系近似于斜线,斜线的斜率即为HRV的 α 测量。

4.2 技术要求与建议

短时程与长时程心电图的频谱分析,其结果的解释有重要差别,需作严格区别。

为获取可靠的估计,所分析的心电信号应满足下列要求,任何违背都会导致不可重复、难以解释的结果。

为把各谱成份归属于确定的生理机制,记录中调节心率的机制不应改变。瞬变生理现象虽可用特殊方法分析,但仍是目前研究的挑战课题,尚未达到应用研究的阶段。为测验某谱成份的信号平稳性,可作经典的统计检验。

必须恰当选择采样频率。采样频率过低时,估算的R波基点抖动,可明显改变频谱。250~500Hz甚至更高的采样频率较为理想。再低的采样频率(无论如何必须 $\geq 100\text{Hz}$)需用插值算法(如抛物线法)充实R波的基点,方能有满意的结果。

如用基线或趋势项剔除处理,可影响到频谱的低频成份。应当检查滤波器的频率响应或者回归算法的实际效果,并证实所研究的谱成份未受到明显影响。

QRS基点的选择亦很关键。为找到稳定而少受噪音影响的参照点,有必要使用测试良好的算法,如微商加阈值、模板、相关

技术介绍

算法等。如确定的基点过靠QRS之内,还可能受到心室内传导障碍也在变动的影响。

早搏的心跳、心律失常事件、遗漏数据和噪音干扰均可改变HRV的PSD估量。对HRV信号的前赴与后继心搏,或对其自相关函数作恰当的插值(或者线性回归,或同类算法)可减小这类误差。分析时最好选择不含早搏、遗漏数据点和噪音的短时程记录。但在一些情况下,只接受无早搏的短时程记录可引进明显的选择偏差。此时应采用恰当的插值并考虑到早搏的影响。应注明遗漏与插入的RR间期的相对数量和持续时间。

4.3 算法标准与建议

可用不同方法获得供频谱分析的数据序列。离散事件序列(DES)作为表达数据的实用图形手段,是不规则的时间采样信号,由沿时间横轴在 R_i 出现点画出 $R_i - R_{i-1}$ 间期所得。尽管如此,许多研究也用了针对即刻心率序列的频谱分析。

HRV信号的频谱通常可由RR间期速率图、插值的DES或者搏动计数信号所算得。RR间期速率图是RR持续时间应对递进心搏数的信号,DES的插值可获取时间函数的连续信号,搏动计数信号是对应各QRS波群的单元搏动的时间函数。作何选择对相应的频谱参数、谱的测量单位与谱形态有重要影响。为使方法标准化,建议参数方法时用RR间期速率图,非参数方法时用DES的规则采样插值。尽管如此,DES的规则采样插值也适合用参数方法。DES插值的抽样频率应足够高,以防频谱的Nyquist频率落于欲研究频率成份的范畴。

非参数方法(以FFT算法为基础)的标准应包括表2报告的数值、DES的插值公式、DES插值的抽样频率、计算频谱的数据样点数和所用的谱窗函数(常用的有Hanning、Hamming与三角窗函数)。应注明针

技术介绍

对相应窗函数计算功率的方法。除本文其他部分所列要求外,每项用非参数方法的研究都应注明所有上述内容。

参数方法的标准应包括表 2 报告的数值、所用模型的类别、数据样点数、各谱成份 (LF 和 HF) 的中心频率以及模型的次数 (参量数目)。而且必须计算统计图,以便检验模型的可靠性。预测误差白度检验 (PEWT) 提供了有关拟合模型优劣的信息,而优化次数检验 (OOT) 则检测模型次数的适宜程度。OOT 包括最终预测误差和 Akaike 信息标准,有各种不同的组合可能性。提倡用下列可行标准选择自回归模型的次数 p : 次数应在 8~20 之间,附和 PEWT, 遵循 OOT [$p \approx$ 最小 (OOT)]。

4.4 时域与频域分析的联系和区别

对于短时程平稳记录的分析,频域测量的经验与理论知识比时域测量丰富。然而,对于整个 24h 的记录,许多时域和频域指标间是高度相关的 (表 3)。

存在这种高度相关是因为他们在数学上和生理上有密不可分的联系。此外,上文已知很难解释 24h 频谱成份的生理意义。因

表 3 24h 心电记录最对等的时域和频域测量

时域变量	最大相关的频域变量
SDNN	总功率
HRV 三角指数	总功率
TINN	总功率
SDANN	ULF
SDNN 指数	5min 功率的均数
RMSSD	HF
SDSD	HF
NN50 计数	HF
Pnn50	HF
差分指数	HF
对数指数	HF

此,除非要用 24h HRV 信号提取通常频谱成份外的额外信息 (如频谱的对数—对数斜率) 以作特别研究,频域分析的结果与时域分析的结果等效,而且时域分析更易实施。

(收稿日期: 1997—07—07)

太空实验室工作站软件

Vaughn 地区医疗中心购买了一套太空实验室医用 PCIS 专家工作站软件系统。该系统可以在医生们远离医院的时候,为他们提供实时处理的生理信号波形和病人的其他数据。利用在家中、汽车中或办公室中的计算机调制解调器, Vaughn 的专家们可以在医院的急救监护网上观察并记录病人发作时的心电图、血压和血氧水平。这可以使专家对病人的病情变化做出立即的反应,并给出命令反馈给在医院的临床医生。

太空实验室医用 PCIS 专家工作站软件系统是第一个兼容于 WIN95 的应用于连续实时处理病人的波形与临床信息的软件。它允许将数据安置在硬盘上病人的文档内,便于更改,并且信息可以被输出到 Microsoft Excel 和 Word 软件用于打印报告和其他用途。

(范东毅译自《Biomedical Instrumentation & Technology》1997; 1—2: 91.)