

心率变异信号的非均匀采样问题研究

李 凌 王志中 蔡立羽

摘 要 心率变异性研究是目前的一个研究热点。心率变异性研究的主要对象——R-R 间期时间序列是一个非均匀采样序列, 这种非均匀性导致了许多问题。本文提出了一种基于三次样条的序列均匀重采样算法, 并构造了一种新的更直观的 R-R 间期信号模型。实验结果表明新算法确实可以改善谱估计的结果和波形的形态, 消除二次伪谐波峰, 并在大多数情况下减少偏差。更重要的是, 该算法使得 R-R 间期序列的物理意义更明确, 从而使不同信号间的比较和运算成为可能。

关键词 心率变异 R-R 间期时间序列 非均匀采样 三次样条

中图分类号 R318.4 **文献标识码** A **文章编号** 1002-3208(2001)01-0047 04

Research of Unevenly Sampled HRV Signal LI Ling, WANG Zhizhong, CAI Liyu. *Department of Biomedical Engineering, Shanghai Jiaotong University, 200030*

【Abstract】 HRV (heart rate variability) has been studied for many years. R-R interval series is an unevenly sampled series, the unevenness which result in some problems. In this article is presented an evenly resample algorithm based on cubic spline. Then a new more intuitive model is also presented. Results show that the new algorithm can improve the result of spectrum estimation, can eliminate 2nd false harmonic peaks, and can limit deviations in most cases. And it is even more important that, the resampling makes the physical meaning of R-R series more clear, and thereby makes comparison and calculation among different signals possible.

【Key words】 HRV R-R interval series Unevenly sympling Cubic spline

0 引 言

心率变异性研究已经成为目前的一个研究热点^[1-3], 国内已有多篇论文发表, 但有些研究者及其论文没有重视这样一个问题, 即 R-R 间期时间序列事实上是一个非均匀采样序列, 如果直接对该序列进行谱分析, 将可能导致许多问题。首先, 这种非均匀性会影响谱分析的结果, 而且我们的实验表明这种影响的大小是不确定的, 与许多因素, 如心电图数据的采样率, 病人的心率等有关。其次, 这种非均匀性会使得信号的某些含义变得不确切, 如该时间序列的横轴将不是时间, 而是心跳, 单位为跳 (beat), 因而谱的频率轴的单位不是 Hz (1/s), 而应该是 1/跳 (1/beat)。国内有部分文章和论文忽略了这一点, 所给出的谱分析的结果都用 Hz 作单位, 这是不确切的。第三, R-R 间期时间序列不仅是一

个非均匀采样时间序列, 而且这种非均匀性因人而异, 心跳快时采样率高, 心跳慢时采样率低, 即使同一个人不同的生理条件下 (如睡眠状态和运动状态), 其平均采样率也差别很大, 这显然极不利于信号间的对比和分析。第四, HRV 研究的某些方向, 如心率变异与呼吸、血压等关系的研究, 需要计算 R-R 间期时间序列与其它生理信号之间的交叉谱, 这就要求这些信号的采样单位和采样频率是一致的, R-R 间期时间序列显然不符合这个条件, 因此必须对 R-R 间期时间序列进行一些预处理。对于这些问题, 国内的研究者一般有三种态度: 第一种认为这种非均匀性非常小, 可近似的认为该序列在时间轴上是均匀采样的^[4,5]; 第二种则承认了这种非均匀性的存在, 但未作任何处理, 而只是将频率轴的单位改为 1/跳^[6]; 第三种则对这种非均匀性进行了简单的处理, 如对两相邻 R-R 间期进行插值后作为新采样值等, 从而使采样均匀化^[7]。大多数论文持第一种态度, 少数持第二种或第三种态度。本文将通过构造一个简单的心率变异模型, 对以上问题进行探讨, 并进而提出一个算法, 实验结果表明该算法

作者简介: 李凌 (1972—), 男, 现为上海交通大学生物医学工程系在读博士研究生。

作者单位: 上海交通大学生物医学工程系 (200030)

有效可行且意义明确。

1 算法

本算法的思路和上文提到的线性插值算法类似,也是先对 R-R 间期时间序列进行插值,然后再进行均匀重采样,使得采样均匀化。所不同的是本算法并不是仅仅对两点之间进行线性插值,而是对整个 R-R 间期序列进行三次样条插值,从而使结果更合理、更准确。

设 R-R 间期序列为 r , 单位为秒 (s), 原心电信号采样频率为 F (Hz), 采样时间 T (s), 则原始心电信号数据长度为 FT 。对 R-R 间期序列 r 在区间 $[1, FT]$ 上进行插值, 则样点应为

时间	$r_1 F$	$(r_1 + r_2) F$...	$\sum_{n=1}^j r_n F$
样点	R_1	R_2	...	R_n

根据三次样条插值的理论, 可以计算出一分段插值函数 $R(t)$, 使它在时间区间 $[r_j F, r_{j+1} F]$ 上是三次多项式:

$$R_j(t) = A_j t^3 + b_j t^2 + C_j t + D_j$$

并且满足如下条件:

1) 在采样点上, 函数值与已知 R-R 间期值相等, 即

$$R(r_j F) = r_j, \quad j = 1, 2, \dots, n$$

2) 在内样点 (除 r_1 、 r_n 外) 上有直到二阶的连续导数, 即

$$R_{j-1}(t_j) = R_j(t_j)$$

$$R'_{j-1}(t_j) = R'_j(t_j)$$

$$R''_{j-1}(t_j) = R''_j(t_j)$$

$$j = 2, 3, \dots, n-1$$

3) 在外样点上, 导数都置为零, 即

$$R'(r_0 F) = R'(r_n F) = 0$$

根据已经成熟的三次样条插值理论, 可以算出一符合上述条件的函数 $R(t)$, 然后可根据不同的需要进行不同采样频率的重采样。例如当仅需计算高、低频之间功率谱的比值时, 可取原 R-R 间期的平均值作为重采样频率, 而当需计算两 R-R 间期序列的互谱时, 则可取两平均值的中间值。

2 模型构造及实验对比

目前使用最多的 R-R 间期序列构造模型是由 Hydaman 提出的积分式脉冲频率调制模型

(integral pulse frequency modulation, FPFM)^[8,9]。

该模型由一个积分器和一个比较器构成, 当有信号输入模型时, 积分器对该信号进行积分运算, 并将结果与阈值进行比较, 当结果超过阈值时, 比较器输出一个脉冲 (相当于实际心电图中的 R 波), 同时将积分器清零。该模型可用数学式子表示为:

$$T = \int_{t_k}^{t_{k+1}} [1 + m(t)] dt$$

输入信号 $s(t) = 1 + m(t)$, T 为阈值, t_k 即为输出值。该模型已得到了广泛的应用, 但也存在某些缺点。例如该模型并没有给出一事先认为是标准的 R-R 间期信号, 因此不利于对不同的谱分析方法进行比较。所以我们提出了另一个较为直观且可以给出标准 R-R 间期信号的模型, 并在此模型基础上对各种谱分析方法进行分析探讨。

首先, 我们假设对任意一个 R-R 间期序列, 都对应存在一个连续的 R-R 间期信号

$$R(t) = R_{dc} + R_{ac}(t)$$

R_{dc} 、 R_{ac} 分别是该信号的直流部分和交流部分, R-R 间期序列就是对该信号进行非均匀采样所得的一组序列。通过对普通 R-R 间期序列的分析可知, R-R 间期序列的采样间隔是有规律的, 每次采样间期正是上次采样值的大小, 即

$$t_n + 1 = R(t_n)$$

这样, 只要有了 R-R 间期连续信号, 就可以递推地得到 R-R 间期序列。利用这个模型的好处是只要对 R-R 间期连续信号进行均匀采样, 就可以提供一个标准信号, 从而对各种算法进行对比。

我们分别取 R-R 信号为

$$R1 = 0.6 + \sin(2 \times \pi i \times n/2.996) \times 0.1 + \cos(2 \times \pi i \times n/7.92 + 2) \times 0.1$$

$$R2 = 0.6 + \sin(2 \times \pi i \times n/2.996) \times 0.05 + \cos(2 \times \pi i \times n/3.12 + 2) \times 0.05 + \cos(2 \times \pi i \times n/7.92 + 2) \times 0.05$$

信号由三部分组成: 直流分量 (即平均 R-R 间期)、低频分量和高频分量 (主要对应呼吸频段^[10])。对以上两信号, 首先如以上所述, 可得到一模拟 R-R 间期序列。由该序列, 可求得平均采样率。以该采样频率对原始 R-R 间期信号进行采样, 可得到一标准等均匀采样 R-R 间期序列。最后根据我们所提出的算法, 由模拟 R-R 间期序列, 仍以该频率作为重采样频率, 可得到一重采样 R-R 间期序列。分别计

算三个序列的功率谱密度,并计算高频、低频之间功率谱的比值,结果如图 1、表 2 所示。

表 2 各种仿真条件下 R1、R2 高频
(0.15—0.4)、低频 (0.04—0.15) 功率谱之比

	R-R 间期序列	标准间期序列	重采样序列
R1	0.8975	1.0000	0.9884
R2	1.6502	1.7105	1.6877

从表 2 和图 1 可以看出,直接计算 R-R 间期的功率谱会带来一定的偏差,而且还会有很明显的二次伪谐波峰。当然,这种差别并不是很大,在大多数情况下对研究结果影响较小。本算法在大多数情况下可以减少这种偏差,并且消除二次伪谐波峰,同时使功率谱的波的形态与原始信号更接近。但是,在

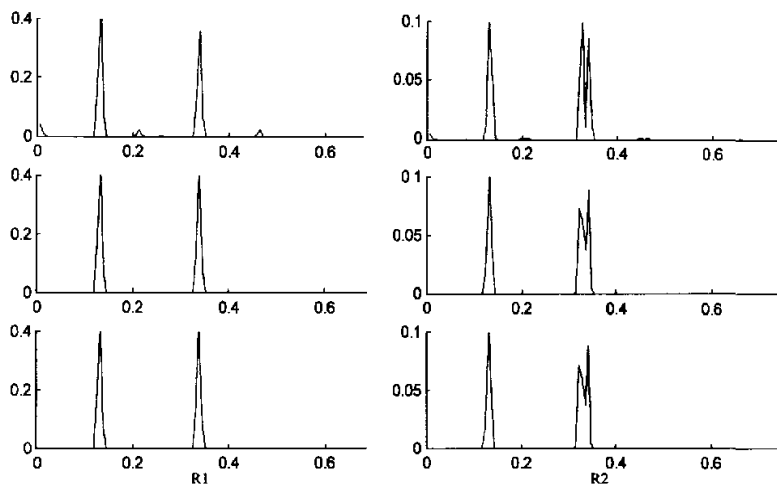


图 1 各时间序列的功率谱密度,自上至下依次为
(1) R-R 间期序列 (2) 标准间期序列 (3) 重采样序列

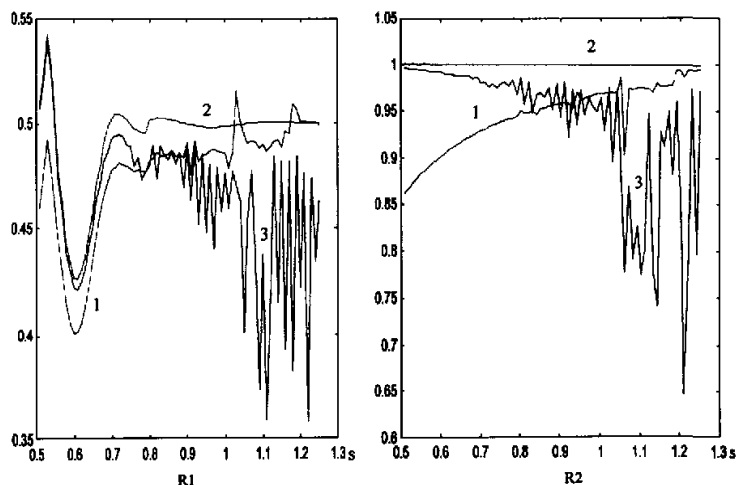


图 2 不同直流分量情况下 R1、R2 信号高频、低频功率谱之比
(1) R-R 间期序列 (2) 标准间期序列 (3) 重采样序列

某些情况下,本算法的偏差也可能会大一些,这种情况并不多,而且总的偏差也不显著。为了进一步

研究这种偏差的性质,又在不同的条件下对算法的结果进行分析,即固定信号的交流分量,在不同的

直流分量情况下重复上述步骤。图 2 显示了在不同直流分量情况下 R1、R2 信号三个采样序列高频 (0.15—0.4)、低频 (0.04—0.15) 功率谱之比。从图 2 可以看出, 由信号的非均匀采样所引起的偏差和信号的直流分量有较大关系。当信号的直流分量较小时 (即心跳较快时), 这种偏差较明显, 而本算法则可以较好地减小这种误差。随着直流分量的增大, 这种偏差会慢慢变小, 而本算法所导致的偏差反而变大。这主要是由于当直流分量变大时, R-R 间期变大, 相邻两点的采样间隔也变大, 信号的采样率降低, 导致本算法已经不能很好地还原出原始信号。分析结果表明, 当心跳较快时 (R-R 间期 < 0.75 s, 心率 > 80 次/分), 直接计算 R-R 间期的功率谱所带来的偏差较大, 本算法效果较好; 当心跳平稳时 (R-R 间期在 0.75s 和 1s 之间, 心率介于 60 次/分和 80 次/分之间), 本算法的效果不明显, 但是能使采样均匀化; 当心动过缓时 (R-R 间期 > 1s, 心率 < 60 次/分), 本算法完全不适用。在大多数情况下, R-R 间期不会大于 1s, 因此本算法还是有较大的应用价值。

3 结 论

以上实验表明, 本文所提出的算法确实可以改善原先谱估计的结果, 改善功率谱波形的形态, 消除二次伪谱波峰, 并在大多数情况下减少偏差。更

重要的是, 本算法使得采样均匀化后, 使得序列的物理意义更明确, 从而使不同信号间的比较和运算成为可能。

参考文献

- 1 Marco Di Rienzo, et al. 24h sequential spectral analysis of arterial blood pressure and pulse interval in free-moving subjects. *IEEE Trans Biomed Eng*, 1989, 36 (11): 1066~1075
- 2 Berger RD, et al. An efficient algorithm for spectral analysis of heart rate variability. *IEEE Trans Biomed Eng*, 1986, 33 (9): 900~904
- 3 杨雪琴, 李炜, 李轴, 等. 心率变异性作为植物神经功能检查方法的探讨. *北京生物医学工程*, 1996, 15 (2): 65
- 4 杨军, 俞梦孙, 苏琳, 等. 睡眠中的心率变异性. *北京生物医学工程*, 1998, 17 (1): 61
- 5 潘家晋, 等. 心率变异和 RT 变异频域分析的方法学研究. *生物医学工程学杂志*, 1998, 15 (3): 256
- 6 郑达安, 等. 心理应激时青年人 R-R 间期变异性的谱分析. *生物医学工程学杂志*, 1997, 14 (1): 38
- 7 杨振野, 等. 评价心率变异性的新方法. *中国生物医学工程学报*, 1998, 17 (1): 24
- 8 张荣, 等. 心率变异性信号的修正 IPFM 模型. *生物医学工程学杂志*, 1993, 10 (3): 325
- 9 廖旺才, 等. 建立在小波变换基础上的心率变异信号的仿真建模和分解. 信号处理, 1997, 13 (7): 1
- 10 Hoyer, et al. Nonlinear analysis of heart rate and respiratory dynamics. *IEEE Eng In Medicine and Biology*, 1997, 1: 31~39