

一种用于检测胎儿心率的改进自相关算法

杨晓峰, 张大龙, 李鹏, 卞正中, 王波
(西安交通大学生命科学与技术学院, 710049, 西安)

摘要: 在分析传统自相关算法的基础上, 提出了一种改进的自相关算法. 该算法通过自适应控制, 实时调整控制因子, 使自相关函数随时延的衰减程度在不同的胎心率值下不同, 始终保证自相关函数最大周期峰值在第一周期处, 有效地克服了传统算法在超声多普勒胎儿心率检测时易造成心率加倍或减半的误判现象. 对该算法进行了优化, 使得计算量减少为原来的 18%, 速度提高了近 6 倍, 同时由于除去了大量不与心率值对应的点, 降低了干扰信号对心率值的影响.

关键词: 超声多普勒; 胎儿心率; 自相关

中图分类号: TP274; R318 **文献标识码:** A **文章编号:** 0253-987X(2007)04-0407-05

Improved Auto-Correlation Algorithm for Doppler Fetal Heart Rate Detection

Yang Xiaofeng, Zhang Dalong, Li Peng, Bian Zhengzhong, Wang Bo
(School of Life Science and Technology, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049, China)

Abstract: Analyzing the traditional auto-correlation algorithms, an improved method is presented, where the adaptive control is adopted to realize a real-time adjustment for control factor, thus the attenuation of auto-correlation function at any time extension varies with different fetal heart rate. It consistently ensures that the largest cycle peak is in the first cycle of correlation function to effectively eliminate the misjudgments due to doubling and halving in the detection of Doppler fetal heart rate with the traditional methods. In the optimized algorithm, the computation is reduced to 18% of the original, and the computing rate is accelerated 6 times. Simultaneously, the influence of interference signals on heart rate is greatly weakened by removing the un-corresponding values.

Keywords: Doppler ultrasound; fetal heart rate; auto-correlation

自相关法是超声多普勒测量胎儿心率中最常用的方法^[1]. 利用自相关函数的周期与信号周期一致的特点, 找出自相关函数的周期, 即可得到胎儿心率值. 但是, 由于传统的两种自相关算法得到的自相关函数在周期检测时, 容易造成周期的加倍或减半, 并且计算量较大. 因此, 本文提出了一种改进的抽样自相关算法, 既有效克服了误判现象, 又减少了计算量, 同时也降低了干扰信号对心率值的影响.

1 两种传统的自相关算法

1.1 第 1 种传统自相关算法

第 1 种传统自相关算法为

$$R_{xx}(m) = \frac{1}{N-m} \sum_{n=0}^{N-m-1} x_n x_{n+m} \quad m = 0, 1, 2, \dots, N-1 \quad (1)$$

式(1)求出的自相关函数的幅度不随时延的增加而减小, 在胎儿心率偏大时, 第 1 真正周期处峰值往往小于第 2 真正周期处峰值, 易造成心率减半的误判. 为了区分 3 种相关算法, $R_{xx}(m)$ 分别使用了下标 1、2、3, 依次表示第 1 传统相关算法、第 2 种传统相关算法以及改进的相关算法.

1.2 第 2 种传统自相关算法

第 2 种传统自相关算法为

$$R_{xx2}(m) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-m-1} x_n x_{n+m} =$$

$$\frac{N-m}{N} \frac{1}{N-m} \sum_{n=0}^{N-m-1} x_n x_{n+m} = \frac{N-m}{N} R_{xx1}(m)$$

$$m = 0, 1, 2, \dots, N-1 \quad (2)$$

实际上,式(2)将 $R_{xx1}(m)$ 用三角窗加权,使得自相关函数的幅度随时延的增加而减小.在胎心率较小时,容易造成真正周期处峰值小于伪峰处值,易造成心率加倍的误判.

2 改进的自相关算法

针对上述两种自相关算法的不足,本文提出一种改进的自相关算法,形式如下

$$R_{xx3}(m) = \frac{1}{N-\alpha m} \sum_{n=0}^{N-m-1} x_n x_{n+m} =$$

$$\frac{N-m}{N-\alpha m} \frac{1}{N-m} \sum_{n=0}^{N-m-1} x_n x_{n+m} =$$

$$\frac{N-m}{N-\alpha m} R_{xx1}(m) = W(m) R_{xx1}(m) \quad (3)$$

式中: $W(m) = \frac{N-m}{N-\alpha m}$; $|\alpha| \leq 1$; $m = 0, 1, 2, \dots, N-1$.

这就相当于用窗函数 $W(m)$ 对 $R_{xx1}(m)$ 进行加权得到了改进的自相关算法,而窗函数 $W(m)$ 受控制因子 α 取值的影响,通过自适应调整这个控制因子,使自相关函数在大的心率范围内仍能保持第1周期处峰值最大的效果.

2.1 改进的自相关算法的估计

由

$$E[R_{xx3}(m)] = \frac{N-m}{N-\alpha m} R_{xx}(m) = W(m) R_{xx}(m)$$

可得

$$\text{Bias}[\hat{R}_{xx3}(m)] = R_{xx}(m) - E[R_{xx3}(m)] =$$

$$R_{xx}(m) - \frac{N-m}{N-\alpha m} R_{xx}(m) = \frac{(1-\alpha)m}{N-\alpha m} R_{xx}(m)$$

式中: $R_{xx}(m)$ 为自相关函数的真值.同时

$$\text{var}[R_{xx3}(m)] = E[R_{xx3}^2(m)] - E^2[R_{xx3}(m)] =$$

$$E\left[\left(\frac{N-m}{N-\alpha m}\right)^2 R_{xx1}^2(m)\right] - \left(\frac{N-m}{N-\alpha m}\right)^2 R_{xx1}^2(m) =$$

$$\left(\frac{N-m}{N-\alpha m}\right)^2 (E[R_{xx1}^2(m)] - R_{xx1}^2(m)) =$$

$$\left(\frac{N-m}{N-\alpha m}\right)^2 \text{var}[R_{xx1}(m)] =$$

$$W^2(m) \text{var}[R_{xx1}(m)] \leq \text{var}[R_{xx1}(m)] \quad |\alpha| \leq 1$$

实际上,将 $R_{xx1}(m)$ 用 $W(m)$ 窗加权后,改进算法的偏差大小与 α 的取值有直接关系,但由于 $|\alpha| \leq 1$,方差始终不会大于式(1)的方差.

2.2 窗函数 $W(m)$

为了便于直观比较,在作窗函数曲线时取 $m = 0, \pm 1, \pm 2, \dots, \pm(N-1)$ ($N=2000$),此时的窗函数为 $W'(m) = \frac{N-|m|}{N-\alpha|m|}$,而 $W(m) = W'(m)$ ($m \geq 0$).

当 $0 \leq \alpha \leq 1$ 时,随着系数 α 的不同,函数 $W'(m)$ 的曲线如图1所示.由图可以看出:当 α 的取值很小时,窗函数 $W'(m)$ 逼近三角窗,此时改进的自相关算法的估计逼近式(2)的估计;当 α 的取值较大时,窗函数 $W'(m)$ 逼近矩形窗,此时改进的自相关算法的估计逼近式(1)的估计.因此,函数 $W'(m)$ 的曲线介于三角窗和矩形窗之间,有如下的式子

$$0 = \text{Bias}[\hat{R}_{xx1}(m)] \leq \text{Bias}[\hat{R}_{xx3}(m)] \leq$$

$$\text{Bias}[\hat{R}_{xx2}(m)]$$

$$\text{var}[R_{xx2}(m)] \leq \text{var}[R_{xx3}(m)] \leq \text{var}[R_{xx1}(m)]$$

由上式可以看出,改进算法估计的偏差和方差介于两种经典的自相关算法之间.式(1)属于无偏估计,满足渐进一致估计的条件,式(2)渐进无偏,满足渐进一致估计的条件^[2],所以改进的自相关算法渐进无偏,为渐进一致估计.

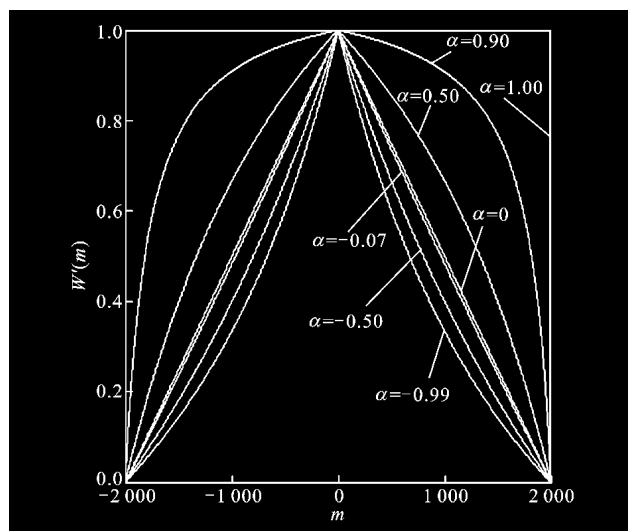


图1 $W(m)$ 函数曲线

当 $-1 \leq \alpha < 0$ 时,随着系数 α 的不同,函数 $W'(m)$ 的曲线如图1所示,始终位于三角窗的下方,因此就有

$$0 = \text{Bias}[\hat{R}_{xx1}(m)] \leq \text{Bias}[\hat{R}_{xx2}(m)] \leq$$

$$\text{Bias}[\hat{R}_{xx3}(m)]$$

又因为,当 $-1 \leq \alpha < 0$ 时, $\left(\frac{N-m}{N-\alpha m}\right)^2 < \left(\frac{N-m}{N}\right)^2 \leq 1$,所以就有

$$\text{var}[R_{xx3}(m)] = \left(\frac{N-m}{N-\alpha m}\right)^2 \text{var}[R_{xx1}(m)] <$$

$$\text{var}[R_{xx2}(m)] = \left(\frac{N-m}{N}\right)^2 \text{var}[R_{xx1}(m)] \leq \text{var}[R_{xx1}(m)]$$

$$\text{var}[R_{xx3}(m)] < \text{var}[R_{xx2}(m)] \leq \text{var}[R_{xx1}(m)]$$

虽然改进的自相关算法的偏差变大,但方差却减小了。由于在 $-1 \leq \alpha < 0$ 时,改进算法的偏差随 $|\alpha|$ 增大而增大,而实际应用中,一般只取 $\alpha > -0.07$ 就可以满足心率范围的检测。此时,改进的自相关算法的偏差基本与式(2)的偏差相等,同时其方差最小,为渐进一致估计。

改进后的自相关算法在满足胎心率测量的范围内,即 α 一定的取值范围内,渐进无偏,为渐进一致估计,因此通过改进的自相关算法测量胎儿心率是可行的。该算法通过自适应改变控制因子 α ,使得窗函数 $W(m)$ 的衰减程度不同,达到了自相关函数随时延的衰减程度在不同胎心率下不同的目的,增加了胎儿心率检测的灵活度,有利于第一真正周期处自相关函数峰值最大,可得到正确的胎心率。

3 控制因子 α

由前面的讨论可知,使用改进算法得到的自相关函数随窗函数 $W(m)$ 而变化

$$W(m) = \frac{N-m}{N-\alpha m} \quad |\alpha| \leq 1$$

由于实际求取的自相关函数点数有限,一般不会包括第3及以后的周期峰值,因此只要满足第1周期处峰值大于第2周期处峰值,就有如下的式子

$$\beta \frac{N-m}{N-\alpha m} \geq \frac{N-(2m)}{N-\alpha(2m)}$$

式中: β 为第1周期处峰值比第2周期处峰值大的程度; m 、 $2m$ 分别表示第1、2周期处的坐标值。求解控制因子 α ,得

$$\alpha \leq \frac{\beta N(N-m) + N(2m-N)}{(2\beta-1)Nm + 2(1-\beta)m^2}$$

把 $m = \frac{60 \times f_s}{S_r}$ (S_r 为心率值, f_s 为采样率)代入,即得

$$\alpha \leq \frac{\beta NS_r(NS_r - 60f_s) + NS_r(120f_s - NS_r)}{60(2\beta-1)Nf_sS_r + 7200(1-\beta)f_s^2}$$

由于实际中并不是 α 越小越好,所以这里只要满足第1周期处峰值比第2周期处峰值大一定程度(β 取一定值)即可。因此,当 β 确定时,直接取

$$\alpha = \frac{\beta NS_r(NS_r - 60f_s) + NS_r(120f_s - NS_r)}{60(2\beta-1)Nf_sS_r + 7200(1-\beta)f_s^2}$$

在实际算法运行时,为了提高效率,首先生成一个心率系数对应表,根据预判断,确定一个心率,找出对应心率的控制因子 α ,再把控制因子的值代入改进的自相关函数。表1为部分胎心率(FHR)与控制因子参考表,本文取 $f_s = 1\,000$, $N = 2\,000$, $\beta = 0.85$ 。

4 减少计算量的优化

计算出自相关函数以后,在找出自相关函数最大值计算胎儿心率的过程中发现,对于采样频率确定的情况下,某一特定的心率值与特定的自相关结果序列号相对应^[3]。例如,当采样率为1 kHz(采用周期为1 ms),心率值为145次/min(周期为0.414 s),对应的自相关结果序列号为414($414 \times 1\text{ ms} = 0.414\text{ s}$);当心率值为73次/min(周期为0.822 s),对应的自相关结果序列号为822($822 \times 1\text{ ms} = 0.822\text{ s}$);其他的心率值也将与其特定序列号相对应。因此,心率坐标值与自相关结果序列号的关系为

$$S_r = (f_s \times 60) / R_f \quad (4)$$

式中: R_f 为心率坐标值。

式(4)可计算出心率与自相关结果序列号的对应表,用表2中的序列值对自相关结果进行抽样,抽取与特定心率值对应点的自相关结果,从中找出最大值,从而确定心率值。

实际中,胎儿心率的正常范围是60~240次/min,故只进行181点抽样自相关计算,表2就是部分自相关序列号参考表(采样频率为1 000 Hz)。

优化后算法不仅可以直观地反映心率值,而且可以大大简化自相关函数的计算量。由自相关计算式(4)可知,计算181点自相关时间相当于计算1 000

表1 部分胎心率与控制因子参考表(60~240次/min)

胎心率/次·min ⁻¹	240	239	...	145	...	73	...	61	60
α	-0.067 8	-0.061 0	...	0.563 9	...	0.940 8	...	0.997 0	1.000 0

表2 部分自相关序列号参考表

胎心率/次·min ⁻¹	240	239	...	145	...	73	...	61	60
序列号	250	251	...	414	...	822	...	984	1 000

点自相关时间的 18%, 即速度提高了近 6 倍. 同时, 由于除去了大量不与心率值对应的点, 因此降低了干扰信号对心率值的影响.

5 实验

选择了两组正常的超声多普勒^[4]胎心率信号, 分别如图 2a、2b 所示, 可以看出超声多普勒回波信号的噪声较大, 看不出任何周期信息. 首先对其作了一定的预处理, 如图 2c、2d 所示, 虽可以看出信号有了一定周期性, 但不经过相关处理仍很难得到正确心率值. 因此, 分别使用两种传统的自相关算法和改进的自相关算法求其相关函数.

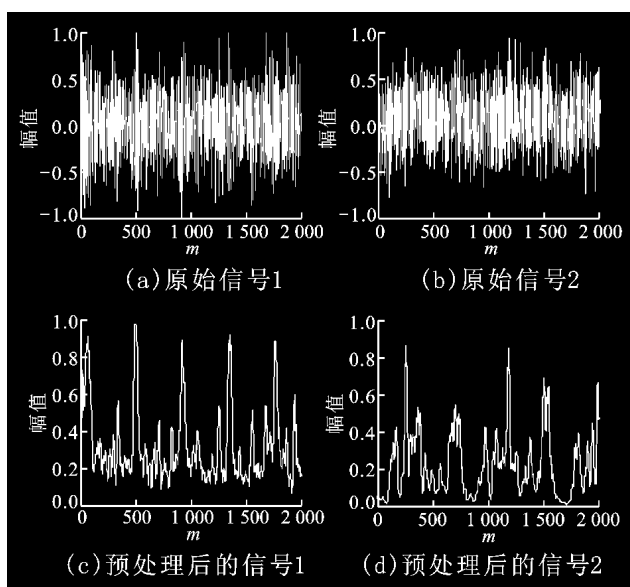


图2 超声多普勒胎心回波信号

图 3a、3b 分别是两组信号经过式(1) (相当于 $\alpha=1$) 计算得到的自相关函数. 图 3b 的自相关函数的第 1 个真正周期处(822)的峰值最大, 大于伪峰处(411)的峰值, 可以正确计算出心率为 73 次/min. 当心率较高时, 如图 3a 所示, 第 1 周期处(414)的峰值小于第 2 周期处(833)的峰值, 使得原本为 145 次/min 的胎心率误判为 72 次/min. 图 4a 中控制因子 α 取 0.56 左右, 使得改进后算法的自相关函数第 1 周期处的峰值最大, 得到正确的胎心率为 145 次/min.

图 3c、3d 分别是两组信号经过式(2) (相当于 $\alpha=0$) 计算得到的自相关函数. 如图 3c 所示, 在心率较高时, 自相关函数的第 1 个周期处的峰值最大, 可以正确计算出胎心率为 145 次/min. 当胎儿心脏发育逐步健全(胎心率减小)时, 由于左右心室的收缩时间间隔变大, 容易误判为两次心跳, 使心率加倍.

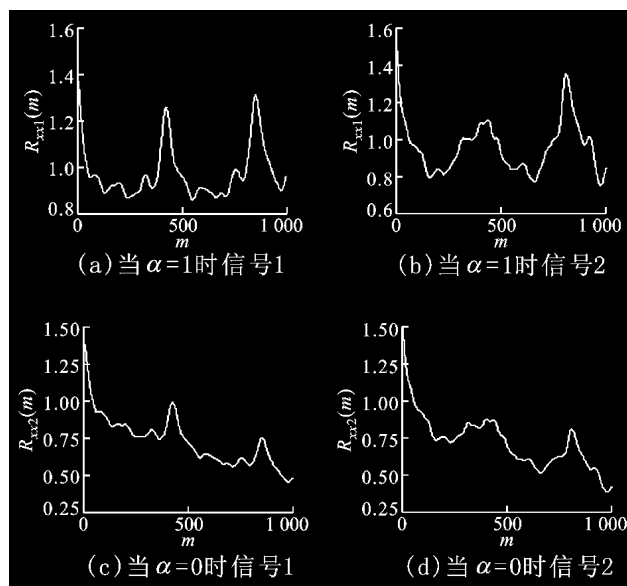


图3 传统算法处理后的相关函数

如图 3d 所示, 本应位于点 822 左右处的最大周期峰值小于了位于点 411 左右处的伪峰值, 使得原本 73 次/min 的胎心率误判为 146 次/min. 图 4b 中控制因子 α 取 0.94 左右, 使得改进后算法的自相关函数第 1 周期处的峰值大于伪峰处的峰值, 得到的正确胎心率为 73 次/min.

图 4c、4d 是在图 4a、4b 的基础上的抽样自相关函数, 只有 181 个相关函数点. 图 4c 中相关函数最大点对应的坐标是 414, 易得心率为 145 次/min, 而图 4d 中自相关函数最大点对应的坐标是 822, 易得心率为 73 次/min. 这样, 既提高了抗干扰能力, 又减少了计算量.

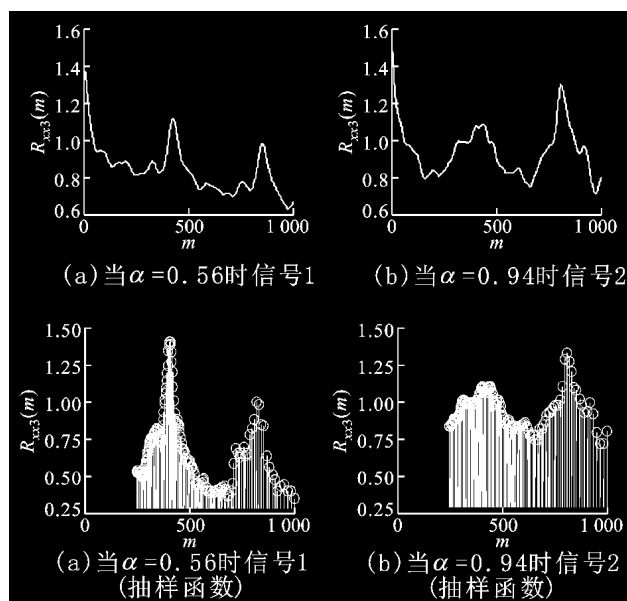


图4 改进算法处理后的相关函数

通过对比图3和图4可以看出,改进了的算法可以自适应调整控制因子 α ,始终使真正第1周期处的峰值最大,能正确检测出胎儿心率,克服了两种传统自相关算法的不足.

6 结束语

本文通过对传统自相关算法的研究,提出了一种改进的自相关算法.根据预判断,确定一个心率,找出对应心率的控制因子 α ,并运用自适应控制,实时调整控制因子,有效地克服了胎心率加倍或减半的误判现象,达到了正确计算胎儿心率的目的.运用了抽样自相关算法,使计算速度在原来的基础上提高了近6倍,同时由于除去了大量不与心率值对应的点,降低了干扰信号对心率值的影响.通过实际应

用,验证了该算法的实用性和高效性.

参考文献:

- [1] 沈凤麟. 生物医学随机信号处理[M]. 合肥: 中国科学技术大学出版社, 1999.
- [2] 吴兆熊, 黄振兴, 黄顺吉. 数字信号处理: 下册[M]. 北京: 国防工业出版社, 1988: 82-84.
- [3] Xiao Hua, Luo Kaiqin, Zhang Zhenxi. A new algorithm for detecting fetal heart rate using ultrasound Doppler signal [J]. Ultrasonics, 2005, 43(6): 399-403.
- [4] 万明习, 卞正中, 程敬之. 医用超声学——原理与技术[M]. 西安: 西安交通大学出版社, 1992.

(编辑 杜秀杰)