

# 基于三次样条重建的超声多普勒血流信号提取

陶 倩,汪源源,王威琪

(复旦大学电子工程系,上海 200433)

**摘 要:** 根据超声多普勒血流信号和血管壁搏动信号的不同统计特性,对采集的多普勒信号进行非均匀抽样和三次样条函数重建,从中得到血管壁搏动信号,从而提取出超声多普勒系统中的血流信号.对计算机仿真的超声多普勒信号和采集的人体颈总动脉多普勒信号分别应用该方法,并和传统的高通滤波器方法进行比较.实验结果表明:本方法能在滤除管壁搏动信号的同时,保留低频部分的超声多普勒血流信号,可用于超声多普勒系统中两种信号成份的分离.

**关键词:** 超声多普勒;非均匀采样;三次样条;重建

**中图分类号:** TB559 **文献标识码:** A **文章编号:** 0372-2112 (2005) 01-0154-04

## Extracting Doppler Ultrasound Blood Signals Based on the Cubic Spline Reconstruction

TAO Qian, WANG Yuan-yuan, WANG Wei-qi

(Department of Electronic Engineering, Fudan University, Shanghai 200433, China)

**Abstract:** Based on the different statistical characteristics of Doppler ultrasound blood flow signals and wall clutter signals, the non-uniform sampling and cubic spline reconstruction are applied to the mixed signals to obtain the wall signals, and consequently blood signals. This novel method, together with the traditional high-pass filtering method, is applied to both computer simulated Doppler ultrasound signals and collected human carotid Doppler ultrasound signals. The comparison experiments indicate that the proposed method can remove wall clutter signals with preservation of low frequency blood components, thus is suitable for the separation of the wall and blood signals in Doppler ultrasound systems.

**Key words:** Doppler ultrasound; non-uniform sampling; cubic spline; reconstruction

## 1 引言

在利用多普勒效应的超声多普勒血流检测系统中,血管壁的搏动也会使回波信号产生频移.血管壁与红细胞相比是一个更大的超声波散射体,由它引起的回波信号的功率通常远大于血流信号.由于血管壁搏动的速度较低,它的影响通常出现在超声多普勒信号的低频部分<sup>[1]</sup>.这样就导致低频的血流信号淹没在大功率的管壁搏动信号中.在现有的超声多普勒仪器中,通常采用高通滤波器的方法来消除血管壁搏动的影响,从而获取血流多普勒信号<sup>[1]</sup>.但是,这种方法在滤除血管壁回波信号的同时,也滤除了频带与之重合的低速血流信号.而低速血流信号主要来自于靠近管壁的血流运动,它能有效地反映血管在发生狭窄或硬化后出现的各种特征(如双向血流、频谱展宽等)<sup>[2]</sup>.因此,研究血管壁搏动信号和血流信号的分离方法,有利于提取包括低速血流信号在内的完整的超声多普勒血流信号,从而提高临床诊断的敏感性.

超声多普勒血流和管壁信号的频率分布都是随心动周期

变化的,但它们的统计特性是不同的.基于这一点,本文提出了一种结合了非均匀采样和样条重建的超声多普勒血流信号提取方法,用计算机仿真的超声多普勒信号对该方法进行测试,并将其应用于实际采集的超声多普勒信号.

## 2 原理与方法

### 2.1 基于信号统计特征的管壁信号降采样

超声多普勒血流信号由大量红细胞的散射回波组成<sup>[3]</sup>.根据中心极限原理,大量随机行为的叠加表现为高斯过程;由于每一个回波信号的均值都为零,所以多普勒血流信号是零均值的高斯随机信号<sup>[4]</sup>.而管壁搏动信号则来源于少量规则反射体管壁的回波,所以波形上远比血流信号平滑,随机性不强.由于这两个信号都是时变的,下面用准平稳的短时窗进行分析.

设采集到的含管壁搏动的血流超声多普勒信号为:  $d(n)$ ,  $n = 1, \dots, N$ , 采样率为  $f_s$ . 用短时窗  $M/f_s$  划分这个时间序列,可以得到:

$$\begin{aligned} x_1 &= [d(1), d(2), \dots, d(M)] \\ x_2 &= [d(1+l), d(2+l), \dots, d(M+l)] \\ &\dots \\ x_N &= [d(N-M+1), d(N-M+2), \dots, d(N)] \end{aligned} \quad (1)$$

其中  $M$  为短时信号的长度,  $l$  表示连续两段信号间的时间间隔,  $N$  取不小于  $(N-M)/l+1$  的最小整数。

对  $x_i$  进行分析, 在一段很短的时间内, 管壁搏动信号是缓慢变化的, 而迭加在它上面的血流信号则在零均值附近随机地变化, 且变化幅值远小于管壁搏动信号的幅值。设实际的管壁信号为  $w(n)$ ,  $n=1, \dots, N$ , 则可以对管壁信号作出估计:

$$w_1(n) = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M x_n(i), \quad n=1, \dots, N \quad (2)$$

$w_1(n)$  是采样率降低为  $f_s/M$  后对管壁信号的估计值。假设在  $M$  点内管壁信号的波形近似直线, 则从去除血流成分的角度, 它是一个无偏估计, 虽然同时包含了随机的误差。这个误差源于对原有的血流成分取  $M$  点平均以后, 其结果相对于理想零值的偏离。显然它还是一个高斯零均值的噪声, 但可以证明, 其功率已经在  $M$  点平均的过程中降低为血流信号原有功率的  $1/M$ 。因此, 只要  $M$  点的时间窗能准确地跟踪管壁信号的变化, 选取较大的  $M$  值有利于减小估计的误差。

如果对整个心动周期的管壁信号均匀采样, 则  $f_s/M$  必须满足采样定理<sup>[5]</sup>  $\frac{f_s}{M} \geq 2f_{\max}$  (3) 其中  $f_{\max}$  是管壁信号的最大频率。

显然  $M \leq \frac{f_s}{2f_{\max}}$ , 因此对整个心动周期的信号进行均匀采样将限制  $M$  的取值。由于在心脏的收缩期, 管壁运动明显加强, 管壁信号频率增高, 所以为了满足这段时间内直线拟合管壁信号的要求, 就必须在整个心动周期内选取较小的采样间隔。由此引起的误差将传递到信号重建的过程中, 影响结果的准确性。为了减小采样对信号重建的影响, 对采样点集合  $w_1(n)$  作进一步的处理。在心脏的收缩期(管壁信号频率较高)时采用较小的采样间隔, 而在舒张期(管壁信号频率较低)时选取较大的采样间隔。这样的做法可以降低整体的  $M$  和最终的误差, 同时也更加符合超声多普勒信号的非平稳特性。

本文对  $w_1(n)$  非均匀采样的方法是: 将归一化后的  $w_1(n)$  视为一条几何曲线, 按照它的弦长而不是横坐标  $n$  进行采样。选取经验值  $L$  作为标准长度, 把  $w_1(n)$  划分为长为  $L$  的  $N-1$  段弦, 每段弦的节点作为新的采样点:  $w_2(n)$ ,  $n=1, \dots, N$ 。显然, 这种采样的方法能保证在信号变化缓慢时, 采样点之间有较大的时间间隔, 反之亦然。

## 2.2 基于三次样条插值的管壁信号重建

三次样条(cubic splines)是分段可导的三次多项式, 在每个节点上都满足一阶及二阶导数的连续性。三次样条具有广泛的工程应用, 因为它能在任意分布的节点之间实现光滑的、最小卷曲的连接<sup>[6]</sup>。用它作为插值函数, 还能避免低通插值中由于低通滤波器的截断所引起的吉布斯震荡<sup>[6]</sup>。本文中采用三次样条, 由非均匀的采样点集合  $w_2(n)$  重建采样率为  $f_s$  的管壁搏动信号。

已知采样点集合  $w_2(n)$ ,  $n=1, \dots, N$ , 通过解联立方程, 可得到每段三次多项式的系数:

$$f_i(x) = a_i x^3 + b_i x^2 + c_i x + d_i \quad (4)$$

$$f_i(\text{node}_{i+1}) = f_{i+1}(\text{node}_{i+1}) = w_2(i+1) \quad (5)$$

$$f_i^{(1)}(\text{node}_{i+1}) = f_{i+1}^{(1)}(\text{node}_{i+1}) \quad (6)$$

$$f_i^{(2)}(\text{node}_{i+1}) = f_{i+1}^{(2)}(\text{node}_{i+1}) \quad (7)$$

其中  $\text{node}_{i+1}$  是第  $i+1$  个非均匀采样点所在的位置,  $i=1, \dots, N-1$ ,  $x=1, \dots, N$ , 求解出各段的  $a_i, b_i, c_i, d_i$  之后, 就可以重建采样率为  $f_s$  的管壁信号  $w(n)$ ,  $n=1, 2, \dots, N$ 。获取管壁信号  $w(n)$  后, 血流信号  $b(n)$  就可以提取出:

$$b(n) = d(n) - w(n), \quad n=1, 2, \dots, N \quad (8)$$

在以上重建的

基础上, 本文进一步引入迭代的算法以获得更精确的结果。选取最初管壁与血流的混合信号  $d(n)$  作为模板, 将每次重建得到的低频管壁信号  $w(n)$  与它作比较, 两者之间的差值(也就是血流信号的估计值  $b(n)$ )可能仍然包含幅度较大的低频成分, 即残留的管壁信号。对这部分信号用同样的方法提取出血流成分, 如果趋于收敛, 循环即可停止。设第  $m$  次重建后得到的血流信号可表示为  $b_m$ , 则当条件

$= (b_m - b_{m-1}) / b_{m-1} < \epsilon$  ( $\epsilon$  是预先设定的一个小值) 成立时, 循环即可停止。这个过程可以用图 1 所示的算法流程图来表示。

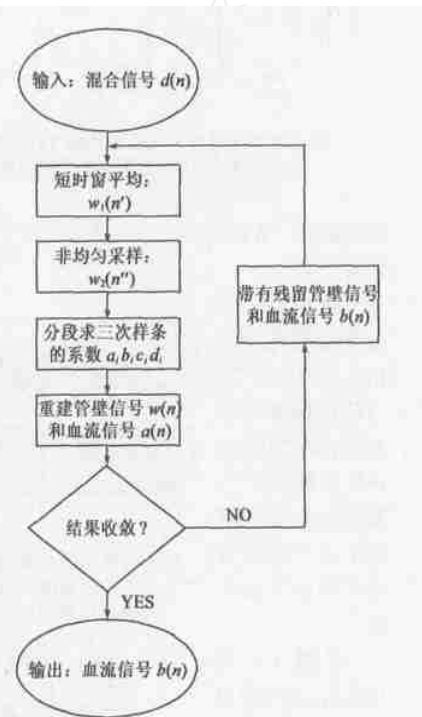


图 1 循环重建算法的流程图

## 3 实验与结果

### 3.1 计算机仿真实验

基于血流和血管壁的物理模型, 可对超声多普勒信号进行计算机仿真<sup>[7]</sup>, 得到 5MHz 超声发射频率下一个心动周期内包含管壁搏动的超声多普勒血流信号, 如图 2 所示。(为了实现较高的频率分辨率, 声谱分析用 30ms 海宁窗的短时傅里叶变换, 相邻两段的时间交叠为 20ms。此时频谱分辨率为 33Hz。)

对于图 2 所示的包含管壁和血流的超声多普勒信号, 应用本文提出的算法采样并恢复出管壁信号(算法中参数的选

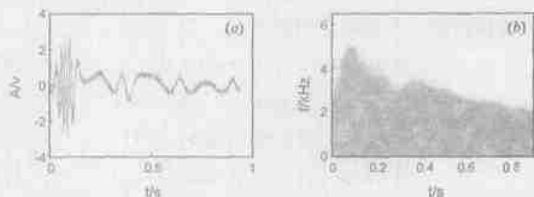


图2 含管壁搏动的仿真超声多普勒信号的时域波形(a)和声谱图(b)

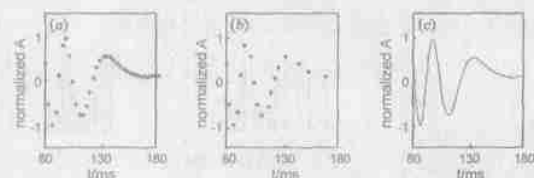


图3 非均匀采样和重建的步骤:(a)短时窗平均后的采样点集合,(b)非均匀采样的集合,和(c)重采样条重建后的管壁信号。

取将在下一节讨论)。截取一段管壁信号,算法各个步骤结果如图3所示。

图4给出最后恢复出的血流信号的声谱图,并与传统的高通滤波器(在5MHz超声波发射频率下,其截止频率的典型值为150Hz)分离出的结果相比较。

从图4中可以看出,本文提出的算法既能有效地去除管壁搏动

信号,又能保留低频部分的血流信号,从而能比传统的高通滤波器方法更准确地反映血管内的血流状况。

### 3.2 人体实际信号的分析实验

为了进一步检验提出的算法,实验采集并分析了人体颈总动脉包含管壁搏动的血流超声多普勒信号。实验使用复旦大学研制的Q-3超声多普勒检测系统,硬件上不经过传统的高通管壁滤波器。超声波的发射频率为5MHz,利用16 bit A/D将检测系统输出的音频多普勒信号采入计算机,信号的采样频率为10kHz。实验中共采集了10个人(包括不同性别、年龄)颈总动脉包含血管壁搏动的血流多普勒信号,每个人均采集了左右两个颈总动脉的信号。

对于采集到的20例带管壁搏动的血流超声多普勒信号,用本文提出的分离算法进行处理,均可以很好地分离血流信号和管壁信号。作为例子,下面选取一个心动周期的人体信号,给出一组处理结果。

图5(a)和(d)为包含管壁搏动的超声多普勒信号声谱图,在低频处明显可见管壁搏动信号;图5(b)和(e)为本文算法提取的血流信号的声谱图;图5(c)和(f)为用150Hz高通滤波器提取血流信号的声谱图。比较图5(e)和图5(f)的声谱图,可看出:本文的分离方法在去除管壁搏动信号的同时,仍保留了同频段内血流信号的低频部分。

## 4 讨论与结论

算法中有三个待确定的参数:对混合信号 $d(n)$ 进行平均的时间窗长度 $M/f_s$ ,对 $w_1(n)$ 进行非均匀采样的标准弦长度 $L$ ,以及决定循环停止的小量 $\epsilon$ 。下面分别讨论它们的取值。

由(3)式,降采样后的频率必须不小于两倍的管壁信号最高频率,所以时间窗长度 $M/f_s$ 必须满足:

$$\frac{M}{f_s} < \frac{1}{2 \times 150} = 3.3\text{ms} \quad (8)$$

由式(8),选取3ms的时间窗作平均。

对超声多普勒信号进行分析时,考虑到生理信号的缓变特征,一般选取不大于10ms的时间窗作准平稳分析<sup>[8]</sup>。这里对于降采样得到的管壁信号 $w(n)$ ,在时间轴和幅度轴分别归一化以后,计算出9ms内(每四个采样点之间)的平均弦长作为非均匀采样的标准弦长 $L$ :

$$L = \frac{1}{N-3} \sum_{i=1}^{i=N-3} \sum_{j=0}^{j=2} \sqrt{w(i+j+1) - w(i+j)}^2 + \left( \frac{1}{N-1} \right)^2 \quad (9)$$

$\epsilon$ 必须能提高算法的准确性,同时保证合理的计算时间。在所有的计算机仿真信号和人体信号实验中,反复试验,最后选取 $\epsilon = 0.1\%$ ,它能较好地满足这两个要求。

迭代步骤的引入,在提高算法准确性的同时,还通过持续的比较和重建过程,降低了算法对其它参数及数据间差异的敏感性。在所有的实验中,算法中这三个参数的取值保持不变。对各组数据应用的结果表示,分离算法具有较好的鲁棒性和普适性。

通过对仿真的超声多普勒信号和采集的人体颈总动脉多普勒信号的应用实验,可以看到:本文提出的基于非均匀采样和三次样条重建的方法,能比传统的高通滤波器方法更好地分离超声多普勒血流信号和血管壁搏动信号,在去除管壁信号的同时保留同频段内的低速血流信号,以利于对血管内的血流状况作出更合理更全面的分析。

图5 人体信号及其处理结果的声谱图:(a)含管壁搏动的超声多普勒血流信号,(b)用本文方法提取的血流信号,(c)用传统高通滤波器提取的血流信号,(d)含管壁搏动的超声多普勒血流信号在[0, 0.5 kHz],(e)用本文方法提取的血流信号在[0, 0.5 kHz],(f)用传统高通滤波器提取的血流信号在[0, 0.5 kHz]。

图4 恢复出的血流信号声谱图:(a)实际仿真的血流信号,(b)用本文方法提取的血流信号,(c)用传统高通滤波器提取的血流信号,(d)实际仿真的血流信号在[0, 0.5 kHz],(e)用本文方法提取的血流信号在[0, 0.5 kHz],(f)用传统高通滤波器提取的血流信号在[0, 0.5 kHz]。

## 参考文献:

- [ 1 ] Evans D H,McDicken W N,Skidmore R,Woodcock J P. Doppler Ultrasound: Physics, Instrumentation, and Clinical Application [ M ]. Chichester:John Wiley & Sons,1989.
- [ 2 ] Wang Y Y,Fish P J. Comparison of Doppler signal analysis techniques for velocity waveform,turbulence and vortex measurement: a simulation study[J]. Ultrasound Med. & Biol,1996,22(5):635 - 649.
- [ 3 ] Jones S A,Giddens D P. A simulation of transmit time effects in Doppler ultrasound signals[J]. Ultrasound Med. & Biol,1990,16(6):607 - 619.
- [ 4 ] Mo L YL,Cobbold R S C. A nonstationary signal simulation model for continuous wave and pulsed Doppler ultrasound[J]. IEEE Tans on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control,1989,36(5):522 - 530.
- [ 5 ] Shannon C E. Communication in the presence of noise[J]. Proceedings of the IEEE,1998,86(3):447 - 547.
- [ 6 ] Schumaker L L. Spline Functions:Basic Theory[M]. New York:Wiley,1981.

- [ 7 ] 陶倩,汪源源,Cardoso J C,王威琪. 含管壁搏动的超声多普勒血流信号仿真[J]. 声学学报,已录用,待发表.

## 作者简介:



陶倩女,1980年1月生于湖北宜昌,2001年获得复旦大学电子工程系理学学士学位,现为复旦大学电子工程系硕士研究生,主要从事超声多普勒信号的分析、处理领域的研究. E-mail:kubytao@yahoo.com.cn.



汪源源男,1968年5月生于浙江温州,复旦大学特聘教授、博士生导师,1990年、1992年、1994年分别获得复旦大学电子工程系理学学士、硕士、博士学位,主要从事信号处理及其在医学中的应用和医学超声工程研究.