

合成波束多普勒血流滚动频谱 信息处理方法及研究*

李天钢 卞正中 王 珏

(西安交通大学医学电子工程系 西安·710049)

本文针对用相控阵超声换能器合成波束提取和处理超声多普勒血流信息的原理和方法进行了较深入的讨论和研究。相应于所获得血流信息的要求,重点介绍了进行多普勒血流实时滚动频谱及功率谱分析的特殊方法。通过谱分析结果与B型二维图像和M型心动图的同步显示可以获得关于心脏及血管血流的动态分布,血流途径、方向和性质,血容量及血流速度等信息,从而可为心脏瓣膜及血管疾病的诊断提供重要依据,使超声检查心脏疾病的手段深入到血液动力学的水平。

关键词: 合成波束,血流测量,多普勒,功率谱,自相关

The real time scroll spectrum analysis method and research of Doppler blood flow of synthetical wave beams.

LI Tiangang BIAN Zhenzhong WANG Jue

(Department of Biomedical Engineering Xian Jiaotong University, Xian · 710049)

The principles and methods are more deeply discussed and studied for drawing and processing ultrasonic Doppler blood flow information with synthetical wave beams formed by a phase array of ultrasonic transducers. In accordance with requirements of process of acquired blood flow information, it is laid emphasis on introducing special methods to carry out real time scroll frequency spectrum and power spectrum analysis of Doppler blood flow. By displaying synchronously in combination with the result of spectrum, analysis and B mode 2-dimension images and M mode cardiograms, it will be obtained information about dynamic distribution of the heart and blood vessels, the courses, directions and properties of the blood flow, the blood volume, and the speed of blood flow. thus it can supply important basis for diagnosing diseases of the valves of heart and blood vessel, it raises the ways to be detected diseases of the heart by ultrasound to the level of hemodynamics.

1 引 言

在人体血流诊断中超声多普勒及功率谱分析是进行人体心脏与周身血管血液动力学研究的主要手段。在心脏B超诊断中结合B型可准确确定血管和组织界面的优势,加入

多普勒血流诊断分析,并与M型超声心动图同幅显示,则可在观测心脏瓣膜及腔室结构和运动形态的同时,观测心脏血流方向、速度、流束宽度、血流性质、心内血流分布等,为无创诊断心脏异常病变开辟了新的途径。

运用相控阵超声换能器阵元合成波束的

* 收稿日期:94-12-15;修回日期:95-1-26

发射信号和接收回波信息,除提取含有反映心脏腔室壁与瓣膜的结构信息之外,同时获取反映心脏血流变化的流体信息,比起机械扇扫B超诊断仪用单晶片进行血流测量显示的方法来,相控阵超声诊断的优点在于它能够在观察实时动态心脏图象的同时可同步观测血流变化,它易于在运动的的心脏结构图中找到欲测量血管的流动信号,将血流信号送入功率谱分析器可得出关于血流的瞬时速度与平均速度的能量分布图,并且运用此方法为彩色多普勒血流成像(CDFI)奠定了基础。本文研究探讨相控阵合成波束脉冲多普勒血流频谱成像的几个主要问题和实现办法。

2 合成波束多普勒信号提取处理

相控阵扇形扫描超声诊断仪探测原理是用 N 个阵元沿某一方向均匀排列的线阵组成的换能器作为发射与接收端子,当超声波束遇到人体不同声阻抗界面层时产生反射和折射形成回波信息,根据声场理论,发射阵在声场中某点响应的形成,是由各阵元发射的声波在自由远场区干涉叠加的结果;接收阵表面的声波产生的总合成波是各子波干涉叠加形成的,如图 1 所示。

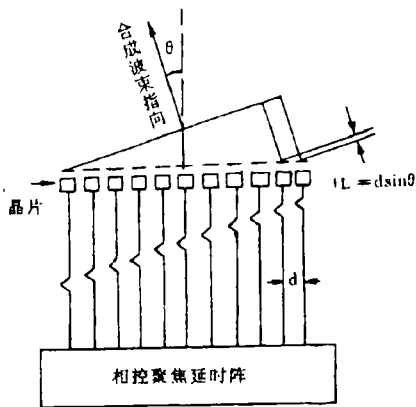


图 1 相控发射接收

实验证明,在用相控阵超声诊断仪进行人体心脏探测时,其组合波束回波信号中除含有代表人体心脏器官结构信息的同时还含有代表人体血液流动信息的多普勒频移信号,经过提取处理则可在用换能器探测形成二维图像的同时获得某一扫描方向上的多普勒信号。图 2 所示为用合成波束产生脉冲多普勒信号结构原理。

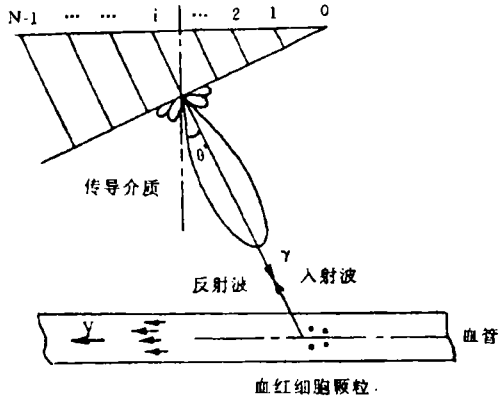


图 2 合成波束脉冲多普勒发射接收

由声场理论可知,合成波束迭加后的总声压为:

$$P_s = \frac{P_o}{r} \exp(-jkr) \cdot \frac{\sin(N \frac{kd}{2} \sin\theta)}{N \sin \frac{kd}{2} \sin\theta} \cdot \exp[-j \frac{N-1}{N} (kd \sin\theta)] \quad (1)$$

指向性函数为:

$$D(\theta) = \frac{\sin(N \frac{kd}{2} \sin\theta)}{N \sin(\frac{kd}{2} \sin\theta)} \quad (2)$$

若阵元晶片具有良好的一致特性和足够的频率带宽,则根据多普勒效应的原理,设 f 为发射频率, f' 为红细胞处接收到的频率, f'' 为阵元晶片接收到的频率,则:

$$f' = (1 + \frac{V \sin\theta}{c}) f, \quad f'' = \frac{c + V \sin\theta}{c - V \sin\theta} f$$

则多普勒频差为:

$$\Delta f = f'' - f = \frac{2V \sin\theta}{c - V \sin\theta} \cdot f \quad (3)$$

实际换能器接收到的反射波信号 u_R 可简化为以下几种信号的叠加:

$$u_R = A \cos \omega_0 t + \sum B_i \cos(\omega_0 + \Omega_{fi}) t$$

$$+\sum C_i \cos(\omega_0 - \Omega_n)t + \sum D_k \cos(\omega_0 \pm \Omega_k)t \quad (4)$$

其中第 1 项来自人体组织固定界面及换能器的发射与接收之间声电漏讯,第 2、3 项为代表正、反向血流信号, B_i, C_i 分别为正、反向血流散射振幅, Ω_{fi}, Ω_{ri} 分别为正、反向血流多普勒频移,第 4 项为心脏壁、瓣膜及血管壁运动的信号。通过如图 3 所示正交相位分离处理过后得到两个含有速度和方向信息的血流信号 u_A, u_B 。理论上可以认为, u_A 和 u_B 是一对 Hilbert 变换对,则可表示为:

$$u_D = u_A + ju_B = \sum B_i \exp(j\Omega_{fi}t) + \sum C_i \exp(j\Omega_{ri}t) \quad (5)$$

将 u_D 进行傅里叶变换,有

$$u_D(\omega) = \pi(\sum B_i \delta(\omega + \Omega_{fi}) + \sum C_i \delta(\omega - \Omega_{ri})) \quad (6)$$

其功率谱为:

$$|u_D(\omega)|^2 = \sum D_i^2 \delta(\omega + \Omega_{fi}) + \sum E_i^2 \delta(\omega - \Omega_{ri}) \quad (7)$$

这样,不但计算出血流信号的功率谱,而且同时使正反向血流得到分离。

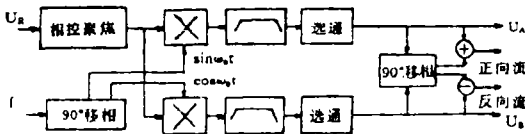


图 3 正交相位检测

3 超声多普勒血流实时谱分析

血流测量的目的是要获得血流方向、测量距离、血流速度和能量等有关信息,并在显示器上同步于人体心脏运动给以直观、实时的声谱图像显示。为了实时显示的需要,常用的谱分析方法有:(1)电荷耦合器件组成横向滤波;(2)模拟带通滤波器阵列;(3)时间压缩频谱。但更为直接有效的是联系频域与时域的 FFT 谱分析方法。

3.1 FFT 算法简化

通常血管中血流的多普勒频偏最高的约 5kHz,为使频谱图不产生混叠,采样率 f_s 必

须满足 $f_s \geq 2f_m$, f_m 是信号的最大频率,则 $F_s \geq 10\text{kHz}$ 。为保证一定的频率分辨率,FFT 变换点数定为 $N=128$,则要求至少在 12.8ms 内完成 128 点的 FFT 和功率谱计算,否则会丢失信息。有两种提高运算速度的方法:(1)简化 FFT 算法;(2)提高谱分析器运算速度。

FFT 采用逐次式时间抽取基 2 算法,它直接适合二进制计算机实现。算法简化基本思想是:(1)利用周期性和对称性;(2)分解为更小的点;(3)实部与虚部混合运算。(4)参变量采用表格速查法。

设 $N=2^m$ 并定义:

$$X(K) = \sum_{n=0}^{N-1} X(n)W_N^{kn} \quad (8)$$

式中: $n=2^{m-1} \cdot n_{m-1} + 2^{m-2} \cdot n_{m-2} + \dots + n_0$

$$k=2^{m-1} \cdot k_{m-1} + 2^{m-2} \cdot k_{m-2} + \dots + k_0$$

经简化得到 FFT 偶节点复数递推公式为:

$$\begin{cases} a_L(I+2^{L-1}) = a_{L-1}(I) - T_1 \\ a_L(I) = a_{L-1}(I) + T_1 \\ b_L(I+2^{L-1}) = b_{L-1}(I) - T_2 \\ b_L(I) = b_{L-1}(I) + T_2 \end{cases}$$

式中, a_{L-1}, b_{L-1} 是第一复数实部和虚部, $a_{L-1} \cdot (I+2^{L-1}), b_{L-1} \cdot (I+2^{L-1})$ 为第二复数实部和虚部:

$$T_1 = a_{L-1}(I+2^{L-1})\cos(k \cdot 2^{m-L} \cdot 2\pi/N) + b_{L-1}(I+2^{L-1})\sin(k \cdot 2^{m-L} \cdot 2\pi/N)$$

$$T_2 = b_{L-1}(I+2^{L-1})\cos(k \cdot 2^{m-L} \cdot 2\pi/N) - a_{L-1}(I+2^{L-1})\sin(k \cdot 2^{m-L} \cdot 2\pi/N)$$

它实际是完成图 4 的蝶式运算, m 级运算只需复数乘 $m_F = N/2\log_2 N$,复数加 $a_F = N\log_2 N$ 。

图 4 仅是进行 FFT 基 2 蝶式运算的基本单元,根据运算原理可知,在进行蝶式运算之前,需要根据一定规律进行码序排列,以表格速查方法来完成。同样,三角函数也以倒码序排列,以表格速查方法来实现。

3.2 移动窗函数处理

进行 FFT 运算时,受处理取样数的限制,需用具有 FIR 滤波特性的窗函数进行截

取。窗函数的选取对谱分析结果影响很大。选择窗函数的准则为：(1)非负实偶函数；(2)频谱主瓣尽量窄；(3)频谱最大边瓣峰值小；(4)窗口要足够宽。实际处理时常选用矩形窗函数与哈明窗函数。

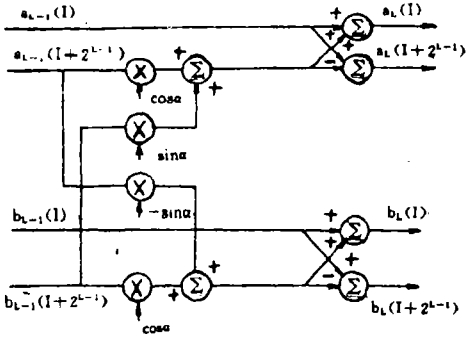


图4 复数蝶式运算

在进行血流谱分析中我们这里提出采用移动窗函数处理方法。实际是加入一个沿时间轴滑动的窗 $w(n-m)$ ，对应不同的 n 值，窗处于不同位置。对于矩形窗，则仅取出 n 附近的一短段序列，对于非矩形窗还需对该段信号的每个取样值进行相应的加权处理。如图5所示用公式表示是：

$$F_K = \sum_{m=0}^{\infty} X(m) \cdot w(n-m) \cdot W_N^{mk} \quad (10)$$

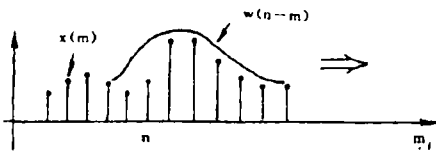


图5 移动窗函数

实际处理时它是一种移动队列结构。通常进行谱分析的方法是将血流信号的实部与虚部同时送入谱分析器中，经 A/D 转换采集 N 个数值后进行 FFT 及功率谱运算，这种方法不足之处是功率谱每一次运算结果之间

声学技术

的过渡连贯性较差。用移动窗函数进行截取获得了较连贯的滚动频谱显示结果。根据实际运算时间节余情况可调整 n 值的大小，在谱分析中，采集 128 个复数点， n 值选取 16 到 32 较适宜。

3.3 谱分析器软硬件结构

由于 FFT 的出现，把数字信号处理推向一个新的历程，近年来国内出现了以小型机或微型机为主体的 FFT 信号处理系统。配备有丰富的外围设备和专用阵列式处理器，能进行各种功能的 FFT 运算，但专门用于血流的测量和谱分析方面的处理系统需根据实际情况自行构造。随着高集成度新一代高速信号处理器投入市场，为设计组构高速谱分析器提供了很大方便。这些芯片一般含有高速硬件乘法器和加法器，配有数据地址产生器，常数地址产生器等，并采用较先进的流水线工作方式，使得完成 1024 复数点基 2 算法 FFT 所花时间在 μs 级与 ms 级之间。本文所采用的高速信号处理器为 TI 公司的 TM320 系列芯片。图 6 为主时序图。

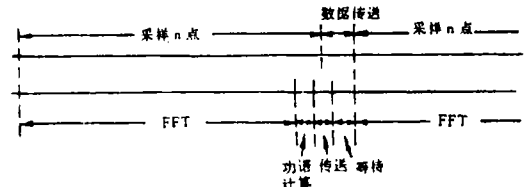


图6 谱分析主时序

从图中可看出，采样数据与 FFT 运算基本为并体时序工作。

FFT 的运算精度和溢出处理是有关的两个主要问题，可以证明 FFT 溢出次数最多不超过 $L+1$ 次， L 是 FFT 迭代运算次数。当 $N=128$ 时， $L=7$ ，则溢出次数最多为 8 次。采取 8 位输入数据符号位扩展，保留 16 位运算结果，可消除溢出并保证精度，使 FFT 运算速度提高。谱分析总体结构如图 7 所示。

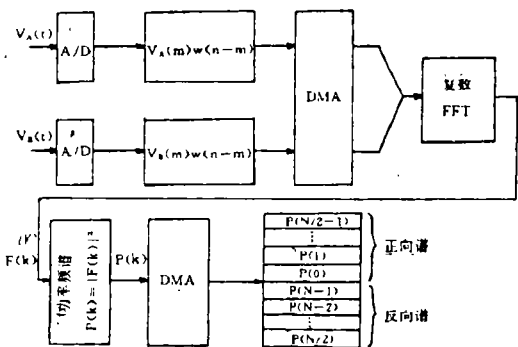


图7 谱分析结构

4 平均血流速度及统计特性

血液中存在的大量红细胞的线度约为 $3 \sim 5 \mu\text{m}$ 。所采用的超声波波长为 10^{-1}mm 数量级,超声波遇到红细胞将发生散射。在血管中血流速度存在一个随半径而变化的速度分布,在血管血流为混流状态下获得平均血流信息是必要的。多普勒频移信号的强度 $p(f_i)$ 正比于引起该多普勒频移信号 F_i 的红细胞数 $N(f_i)$,根据流体力学原理对应平均速度的平均多普勒频率为:

$$\bar{f}_d = \frac{\sum P(f_i) f_i}{\sum P(f_i)} \quad (11)$$

从血管中血流所获得的多普勒频移信号因血液中红细胞流动的不确定性,而为一平稳随机窄带信号,其流速变化服从统计分布特性。进一步分析其统计分散程度为:

$$\sigma^2 = \frac{\sum (f_i - \bar{f}_d)^2 P(f_i)}{\sum P(f_i)} \quad (12)$$

设功率谱自相关函数 $R(m) = \sum P(f_i)$

$\cdot \exp(jf_i m)$,则由 $R(m)$ 一次微分和二次微分,可得出流速分散程度为:

$$\sigma^2 = -\frac{R''(0)}{R(0)} - \left\{ \frac{R'(0)}{R(0)} \right\}^2 \quad (13)$$

实际平均血流速度计算是由硬件实现的。它的计算结构如图8所示。

图中平均流速计算可划成混合平均流速、正向平均血流流速与反向平均血流流速分别计算。

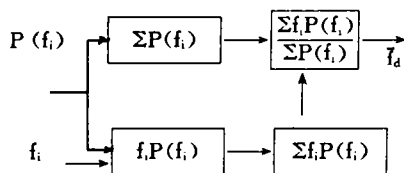


图8 平均流速计算结构

5 结束语

利用合成波束脉冲多普勒测量技术不但可以获得血管血流的流速、血流方向,声束与流速矢量的测量角度等有关信息而且还可以从B型图像上对测量位置的直观显示,通过FFT及功率谱实时动态分析并在图像上随心动周期同步滚动显示,可以对流速强度及分布有较全面的了解,使超声检查心脏病及相关血流的诊断深入到了血液动力学水平。在采用上述原理进行测量时最大可测流速和最大可测深度受到其间相互固有制约,这可通过用多点采样的方法来提高流速测量范围。利用以上原理研制了实时滚动频谱分析器,实验证明了其功能的正确性。

参考文献

- 1 郑德连. 医学超声原理与仪器. 上海交通大学出版社, 1990
- 2 宗孔德等. 数学信号处理. 清华大学出版社, 1988
- 3 周福洪. 水声换能器及基阵. 国防工业出版社, 1984
- 4 Bascon PAJ, Cobbold RSC. Effects of transducer beam geometry and flow velocity profile on the Doppler power spectrum: a theoretical study. Ultrasound in Med. & Biol, 1990;16(3)