

超声 Doppler 测量血液流速的方法

张 荣

(武汉测绘科技大学光电工程学院,武汉市珞喻路 129 号,430079)

摘 要 在讨论血液回声 Doppler 信号特征的基础上,探讨血液流速的探测方法,导出了具有诊断价值的血流参数

关键词 超声; Doppler 频移;功率谱

分类号 TN 91; TM 935

Doppler 效应是波动传播中的一种物理现象。当波源和接收器在连续介质中作相对运动时,所收到的波的频率会发生变化,其变化量与相对运动的速度有关。所以,超声 Doppler 技术特别有利于探测人体血液的动态特征。测量得到的血液流动的速度、速度分布、加速度、血流量等数据,可为诊断心血管疾病和研究人体血流动力学提供有力的依据。

1 血液回声 Doppler 信号的特点

1.1 血流对超声波的散射

通常,红血球大约是直径 $8\mu\text{m}$ 厚 $2\mu\text{m}$ 的双凹圆盘,而常用于探测的超声波频率为 $1\sim 10\text{MHz}$ 。如果超声波在人体中的传播速度为 1500m/s ,那么它的波长 λ 为 $0.15\sim 1.5\text{mm}$ 。这样,当超声波照射流动的血液时,由于波长和被照射物体的尺寸可以相比拟,所以会发生复杂的散射。

基础研究表明,一个红血球在血浆中所形成的超声波散射功率 $e(\theta)$ 服从瑞利 (Rayleigh) 分布:

$$e(\theta) = \frac{(2f)^4}{9V_c^4} a^6 \left[\frac{k_c - k_p}{k_p} + \frac{d_c - d_p}{d_p} \cos\theta \right]^2$$

式中, f 为超声波频率; V_c 为血浆流速; a 为同等体积的等价球半径; d 为密度; k 为体积压缩率; α_p 为注脚号,分别代表血球、血浆; θ 为散射角。

当有许多红血球存在于血浆中时,散射情况将十分复杂,每个血球散射波之间也会再次散射,红血球在血浆中漂浮,各血球间的位置不定,所以很难确定总的散射功率的分布状况。

实验表明,在血球浓度为 $8\%\sim 10\%$ 时,超声波照射血液,其相互作用后的总散射功率可由

每个红血球的散射能量求和得到。如果令总的散射功率为 P ,则有:

$$P = pnL\pi r^2$$

式中, n 为红血球浓度; p 为每个红血球的散射功率; L 为截取血管的超声束长度; r 为超声射束半径。

可见,散射功率与超声波频率的 4 次方成正比,且和发、收之间的夹角有明显的关系。

显然,红血球散射的能量表现为随机性质,因此,血液的回声信号是一个随机信号。

1.2 关于血液 Doppler 回声信号的显示问题

设发射超声波是频率为 f_s 的正弦波时,则回声的振幅、频率和相位都会被血球所调制。假如血液的流速为 v 时,回声会产生 Doppler 频移 Δf_d ,即

$$\Delta f_d = f_s - f_R = 2vf_s \cos\theta / V_c$$

式中, v 为血流速度; θ 为声速和血液流向的夹角; V_c 为超声波速度; f_s 为超声发射频率; f_R 为超声回声频率。可以导出:

$$V = V_c \Delta f_d / (2f_s \cos\theta)$$

由于红血球的流速 V 是一个随机量,并且沿血管截面靠近血管壁的血液流速小于血管中心的血液流速,因此,回声信号中的 Doppler 频移 Δf_d 也是一个随机变量。因为血液由许多速度不同的红血球所组成,所以从回声信号中检测出的 Doppler 频移 Δf_d 也具有多种频率成份。

为了从回声信号中鉴出 Doppler 频移信息,可通过鉴频器、正交检波器、零交叉计数器、频率分析器等装置来处理。图 1 示出了上腕动脉血液用 3 种方法记录所得出的指示其流速的 Doppler 频移信号。3 种波形貌似相同,但所表示的速度信

息内容不同。鉴频器所得的流速信息是所照射容积内速度各异的红血球散射信息的向量和;频率计记录的波形中,波形高度是平均零交叉数(频率);频谱仪记录血液中各种频率成份(速度成份),而记录的浓淡表示频率成份的能量大小。

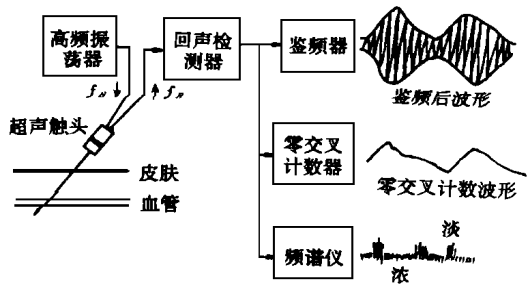


图 1 Doppler信息 3种记录波形图
Fig. 1 Three Kinds of Graphs of Doppler Information

2 Doppler 回声信号的功率谱

如果能将血液中的各频率成份的功率谱显示出来,对血流动力学特性则可以一目了然,这对诊断疾病将极有价值。图 2是血流 Doppler回声信号功率谱 $P(f)$ 的一个具体例子。

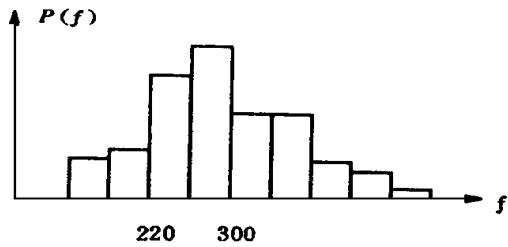


图 2 功率谱直视图
Fig. 2 Power Spectrum Direct Vision Pattern

为求得血流 Doppler 回声信号的功率谱,可以通过建立数学模型求得。

设定一个红血球穿过超声束时,它产生散射后被接收到的 Doppler 回声信号呈高斯分布,则散射波的频率与强度的分布可用下式来表示:

$$I(f) = \pi^{1/2} \exp\{[-(f - \bar{f}_d)/2]^2\}$$

式中, \bar{f}_d 为 Doppler 频移的平均值; f 为接收信号包迹的时间宽度。

如果设定血管的横截面积为 A ,红血球的浓度为 n ,流速为 v ,且设定超声束比血管粗得多,则 Doppler 回声信号的功率谱 $P(f)$ 为:

$$P(f) = \int nvI^2(f) dA$$

其中,血液流速 v 依据不同的流动形式(如层流、湍流等),其速度分布函数也不同。则有:

$$v = v_{\max} F(R)$$

式中, R 为血管的半径; $F(R)$ 为修正因子。

当一个红血球产生 Doppler 信号强度用高斯分布近似时,可导出血流 Doppler 信号的功率谱,即

$$P(f) = \frac{2\pi^2 \bar{f}_d}{f_{\max}} \int_0^{f_{\max}} \frac{R}{F(R)} \frac{v}{f_d^2} \cdot \exp\left[-\frac{(f - \bar{f}_d - 1)^2 \bar{f}_d^2}{2}\right] df_d$$

为了求出 $P(f)$,可采用微型计算机构成的快速傅立叶变换的实时频率分析器的专用设备来执行。

为了在监视器上明确地显示出功率谱,对获得的功率谱经过处理后显示出如图 3 所示的模式。频率标志 F 为每刻度 400 Hz 横坐标上部为正向血流功率谱,下部为逆向血流功率谱。

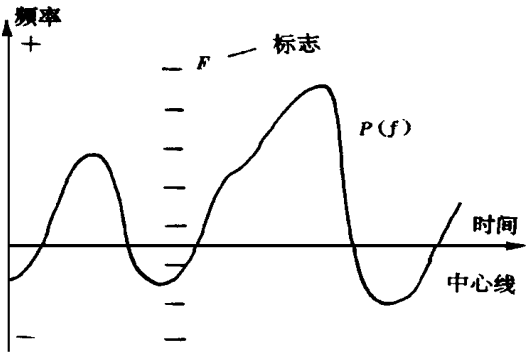


图 3 功率谱频移模式图
Fig. 3 Power Spectrum Frequency Shift Mode Pattern

求得回声 Doppler 频移信号的功率谱 $P(f)$ 之后,则可进一步求出瞬时平均流速 \bar{v} 时间平均流速 M 以及湍流状况。

3 瞬时平均流速 \bar{v}

由于求功率谱时取平均时间较长,有可能不同的 Doppler 信号波形具有相同的功率谱,所以还需引进另外的数量特征来补充。这里先引进瞬时平均流速 \bar{v} 。

如果已知 Doppler 回声信号的功率谱 $P(f)$,可以导出 Doppler 频移的平均值 \bar{f}_d 为:

$$\bar{f}_d = \int f P(f) df \int P(f) df$$

而血液的平均流速 \bar{v} 和 \bar{f}_d 成正比,所以可通过实

时频率分析器求出 \bar{f}_d ,也就求出了瞬时平均流速 V 。

实用上是求 $\bar{f}_d = \bar{f}_{f_1 \sim f_2}$ 范围的平均值,所以有:

$$\bar{V} \propto \bar{f}_{f_1 \sim f_2} = \int_{f_1}^{f_2} f P(f) df / \int_{f_1}^{f_2} P(f) df$$

$f_1 \sim f_2$ 的取值范围通常分 3 段进行计算,如表 1 所示

表 1 $f_1 \sim f_2$ 取值范围
Tab. 1 Scope of $f_1 \sim f_2$ is Values

$f_1 \sim f_2 / \text{k Hz}$	计算结果
0~ 2	反向平均流速 V_B
2~ 4	正向平均流速 V_F
0~ 4	网状平均流速 V_{NET}

4 时间平均流速 M_V

Doppler 频移的时间平均频率可用下式求得:

$$f_m = \int_{t_1}^{t_2} \bar{f}(t) dt / T$$

式中, f_m 为 Doppler 频移时间平均频率; $f(t)$ 为实时时间平均频率; T 为平均时间。显然,时间平均流速 M_V 为:

$$M_V = V_c f_m / (2 f_0 \cos \theta)$$

式中, M_V 为时间平均流速; V_c 为超声波速度; f_0 为载频; θ 为超声束和血流间之夹角; f_m 为时间平均 Doppler 频移的频率。

时间平均流速和瞬时平均流速是有所不同的,瞬时平均流速是微小时间间隔内的平均值

5 湍 流

掌握血流中的湍流状况,对医用临床诊断极有价值。分析湍流的回声中频率成份可知,湍流的频率成份分散性大,所以可用功率谱中的方差 σ^2 来推断湍流的状况。

已知功率谱为 $P(f)$ 时,方差 σ^2 可用下式求得:

$$\sigma^2 = \int_{-\infty}^{+\infty} (f - \bar{f})^2 P(f) df / \int_{-\infty}^{+\infty} P(f) df$$

当 σ^2 大到某门限值时,则可判为湍流。在医用彩色 Doppler B 型超声仪器中,象征血流紊乱状况的湍流又称为“分散 σ^2 ”。

本文所讨论的测量血流的方法和表征血流状态的几个参数,已在实际上得到应用,被证明对于诊断心血管疾病极有参考价值

参 考 文 献

1 中山 淑. 超声多普勒技术. 病态生理, 1983, 2 (5): 474~ 480

2 Mchugh R, Medicken W N. Blood Flow Detection by an Intersecting Zone Ultrasonic Doppler Unit. Ultrasound in Med. & Biol, 1981, 7 (4): 371~ 375

3 Nowicki A. An Infinite Gate Pulse Doppler. Ultrasound in Med. & Biol, 1981, 7 (5): 41~ 50

The Way of Making Use of Ultrasonic Doppler to Measure Blood Velocity

Zhang Rong

(School of Photoelectric Engineering, WTU SM, 129 Luoyu Road, Wuhan, China, 430079)

Abstract The way of measuring blood velocity is discussed and the blood velocity parameter which have diagnosing value is deduced based on analyzing blood echo Doppler signal characteristic.

Key words ultrasonic; Doppler frequency excursion; power spectrum