

一种血流声谱仪中波形自动分类决策的方法

汪源源 吴晓峰 王威琪

(复旦大学电子工程系 上海·200433)

本文阐述了一种在血流多普勒声谱仪中实现波形自动分类决策的方法。通过计算多普勒信号的最大频率先自动提取声谱图的包络,对其进行分段、平均、归一等处理得到待分类决策的波形,与由临床资料建立的标准波形组进行比较,根据一定的判据将波形分类,最后与临床生理对照得出是否存在疾病的诊断。文中还介绍了实现这种方法的彩色编码声谱仪系统的结构框图。

An automatical classification and decision method of Doppler waveforms for flow sonography analysis system

WANG Yuanyuan WU Xiaofeng WANG Weiqi

(Electronic Engineering Department, Fudan University, Shanghai 200433)

An automatical classification and decision method of Doppler waveforms for flow sonography analysis system is described in this paper. The contour of flow sonogram can be obtained by estimating the maximum frequency of Doppler signal, from which we can draw our the curve to be classified. Comparing this curve with the standard curves, we can make some diagnosis decision. The sonography analysis system with this method is also presented.

1 引言

超声多普勒血流信号的频谱分析技术在本世纪70年代一问世,便以其在血管疾病诊断方面的可靠性和灵敏性而在多普勒技术中占有一席之地。随着时间的推移,该技术已成为临床诊断的一种有效手段,地位越来越重要。它主要是通过对多普勒血流信号进行频谱分析,然后提取血流的有关信息,从而为医学临床服务。由于动脉血流具有脉动性,多普勒血流信号的频谱通常是以声谱图的方式进行显示的。所谓声谱图,就是将三维信息的多普勒血流信号的频谱在两维平面上进行显

示,即以横轴表示时间,以纵轴表示多普勒血流信号的频率(对应于血流速度),而某一频率(血流速度)点的频谱幅度(对应于该速度运动的红细胞数目)则以灰度或颜色加以调制。这就是黑白的血流声谱仪和彩色编码的血流声谱仪。目前高档的B型超声仪器中均配备多普勒血流声谱系统,我们也在这方面做了一些研究工作^[1,2]。

随着超声多普勒血流声谱仪在医学临床上的广泛应用,已经发现从声谱图中所计算出的一些参数与血流的状况存在一定的联系,这些参数很大程度上可以表征血流的状况^[3],因此它们正在被作为临床疾病的诊断依据而加以推广^[4]。但是声谱图所包含的血

流信息不只是目前所应用的这些声谱参数, 不少的信息还无法在声谱参数上得到反映。这些信息的一部分可以直接体现在声谱图包络的形状上。目前已有临床资料证明这种波形的分类决策有一定的临床应用价值^[5]。因此, 我们考虑在自己研制的彩色编码血流声谱仪^[6]中实现波形的自动分类决策, 以进一步提高仪器的性能及临床诊断价值。本文论述的就是我们在仪器中实现的一种半定量的波形自动分类决策方法。

2 基本原理和方法

早期的波形识别方法是采用一种直观的波形分类判别法。例如在测量孕妇脐带动脉血流时, 可以将声谱图的包络(即多普勒信号的最大频率曲线, 根据多普勒效应的原理, 也对应于血流的流速曲线)分成4类(BFC): ①BFC 正常: 波形在整个心动周期中全部反映为正向血流, 并且声谱参数PI值正常($PI = (S - D) / \text{Mean}$, S是波形收缩期最大值, D是波形舒张末期值, Mean是波形一个心动周期的时间平均); ②BFC I度异常: 波形在整个心动周期均反映为正向血流, 但是PI值异常; ③BFC II度异常: 舒张期时出现最大血流速度为零的情况(即此时的血流速度太小, 不能为多普勒血流仪器所检测); ④BFC III度异常: 舒张期大部分时间血流速度为零或出现反向的血流。这4类波形的判别示意图如图1所示。

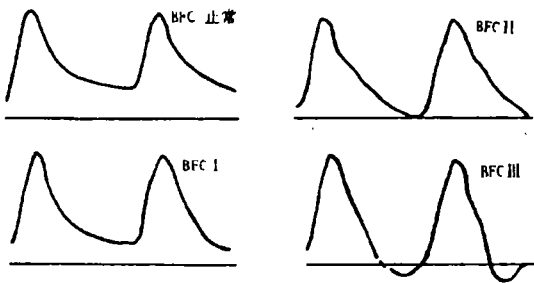


图1 声谱图包络波形的简易分类法

声学技术

这种波形的分类和识别方法可以简单地通过视觉来判断, 已证明这种方法对临床诊断有一定的意义。但它毕竟是一种十分简单而粗糙的模式识别法。为了对血流速度波形作深入一步的分析, 尽可能多增加血流声谱仪的临床诊断功能。我们在彩色编码血流声谱仪中实现了一种血流声谱包络波形自动分类决策的方法。为说明问题起见, 以下仍然以对脐动脉血流声谱包络波形的自动分类决策为例。

这种波形自动分类决策方法的基本原理是这样的:

①根据大量的临床病例的统计, 建立标准的波形组。波形组中包括一个心动周期的正常的波形和不同程度病变的波形, 以此作为波形分类决策的基础;

②自动提取血流声谱图的包络。首先利用血流声谱仪检测孕妇的脐动脉血流, 得到一幅血流声谱图, 然后自动提取这幅声谱图的包络。

③产生待分类决策的波形。对自动提取的声谱图包络进行处理, 提取该孕妇脐血流一个心动周期的波形。

④进行波形的分类决策。将待分类决策的波形与标准波形组进行比较, 根据一定的判据得出分类决策的结论。

3 系统的具体实现

根据临床的资料^[5], 我们首先选取了10个脐动脉的血流标准波形 $\text{Std}_j(t)$, 其中, $j = 1, 2, \dots, 10$, 以此对应于胎儿的发育情况, 如图2所示。其中 $j = 1$ 的波形对应于胎儿的正常发育, 随着 j 的增大, 胎儿生长迟缓的病况越来越严重。这样, 就为脐血流波形的分类决策提供了标准, 通过临床上检测出孕妇的脐动脉血流波形, 与标准的波形进行一定的比较, 观察临床所测的波形与哪个 j 的标准波形最接近, 此 j 值就成为诊断胎儿是否存在生长迟缓情况及生长迟缓程度的依据。这就是我

们声谱仪中实现波形自动分类决策的基础。

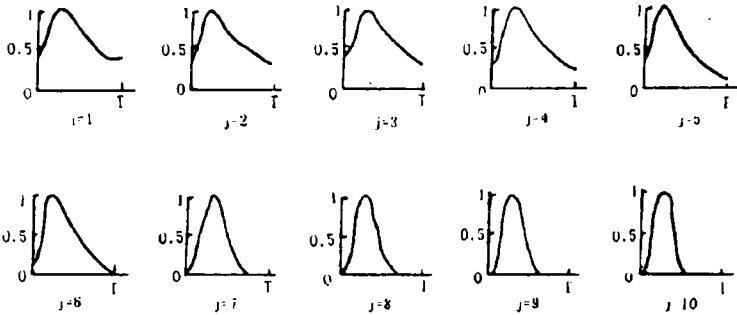


图2 标准波形组

要进行波形的分类决策,首先要提取声谱图的包络。因此声谱图包络的准确提取是波形分类决策的关键。目前,一些医学图像处理仪配备“跟踪球”、光笔或数字化仪,由人工干预的方式来描绘声谱图的包络。但是由于操作者的技术、经验和标准各不相同,人工描绘的方法误差大,可重复性差,不利于正确的诊断和对照分析。因为灰阶或彩色编码的声谱图是由不同灰度或颜色组成的两维图像,因此也有人尝试用两维图像边缘提取的方法来得到声谱图的包络。但是这种方法的计算量比较大。我们的工作不同于此,我们认为:超声多普勒血流信号的声谱图既是两维图像,又有不同于一般两维图像的特异性。此特异性就是声谱图的包络就是信号的最大频率曲线。因此若得到多普勒信号的最大频率曲线,把它叠加在原来的声谱图上,就可以将其包络突出出来。至于多普勒血流信号最大频率的估计,可以利用数字方法进行。图3给出了超声多普勒血流信号声谱分析系统的框图,接收的多普勒血流信号先通过抗叠混低通滤波器(防止频谱分析的谱叠混),然后经A/D变为数字信号,接着进行频谱分析(频谱分析单元可以用硬件实现,也可以用软件实现),最后的谱分析结果在控制器控制下以声谱方式在显示器上显示。由于每次频谱分

析均可得到信号的功率谱密度,我们可利用该现成的功率谱密度用数字方法直接估计信号的最大频率。这样就可以用较少的计算量来得到多普勒信号的最大频率,从而达到提取声谱图包络的目的。

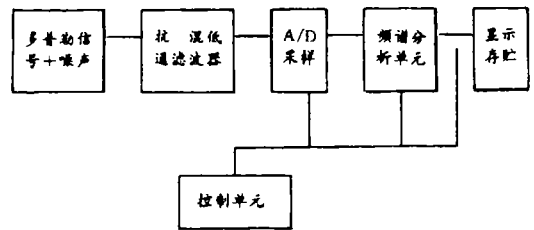


图3 超声多普勒血流声谱分析系统框图

这里,我们参考百分比法^[8],用软件实现了多普勒血流信号最大频率的数字估计,其基本原理为:假设叠加在多普勒信号上的噪声为高斯白噪声,其功率谱密度为 N_0 ,存在于 f_L 到 f_H 的频率范围。其中低频端 f_L 主要是高通滤波器(为了滤除血管壁搏动的信号)的转折频率,而高频端 f_H 主要是抗叠混低通滤波器的转折频率。假设 $\psi(f)$ 是多普勒信号(包括噪声)的功率谱密度(即用图3系统中的频谱分析单元所得),我们定义 $\Phi(f)$ 为:

$$\Phi(f) = \int_{f_L}^f \psi(f) df \quad (1)$$

图4为 $\Phi(f)$ 的示意图,从图中可以看

出,当 $f < f_{max}$, $\psi(f) = S(f) + N_0$, 即此时既有多普勒信号的功率谱成分, 又有噪声的功率谱成分。因此, $\Phi(f)$ 在低频区斜率较大, 表现为 $\Phi(f)$ 曲线比较陡峭。而当 $f > f_{max}$, 由于 $\psi(f) = N_0$, 即此时只存在噪声的功率谱成分, 而没有信号的功率谱成分。因此, $\Phi(f)$ 在高频区的斜率就较小, 表现为 $\Phi(f)$ 曲线比较平坦。因此可以认为: 从信号加噪声区域变化到纯噪声区域发生在 $\Phi(f)$ 曲线的拐点处, 该拐点就是多普勒信号的最大频率。多普勒信号最大频率的数字估计方法均是为了确定这一拐点。

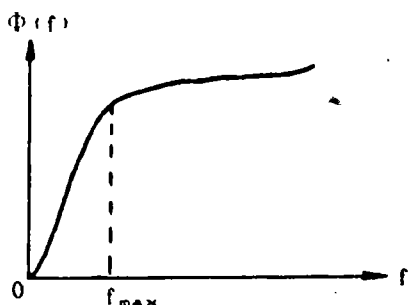


图4 多普勒信号 $\Phi(f)$ 示意图

百分比法是其中的一种简单而有效的方法。在百分比法中, 最大频率可以从下式中解出:

$$\Phi(\hat{f}_{max}) = \Phi_T(100 - \alpha)/100 \quad (2)$$

这里, $\Phi_T = \Phi(f_H)$ 是信号加噪声的总功率, α 是根据信噪比 SNR 和信号的带宽所选择的参数。如图 5 所示, \hat{f}_{max} 为 $\Phi(f)$ 曲线和水平线 $\Phi_T(100 - \alpha)/100$ 交点处的 f 值。对于比较高的信噪比 SNR ($> 20\text{dB}$) 的情况, α

取 2% 到 5% 均能得到对最大频率的较好估计。但是当信噪比 SNR 比较低时, 这种方法中 α 的选取便和 SNR 及信号的带宽有一定的关系。

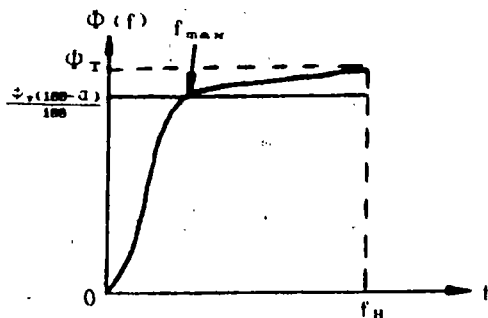


图5 百分比法示意图

自动提取出声谱图的包络后, 就可对它进行一定的处理: 在自动提取的声谱包络上选取大约 10 个心动周期的波形, 利用算法判断出每个心动周期的起始点和结束点^[7], 接着将每个心动周期的波形 20 等分, 并在每一等分的时间间隔中计算该波形的平均值, 然后将每个心动周期的 20 个均值除以它们的最大值得到一个心动周期的归一化的波形。再将这 10 个心动周期左右的归一化波形按相应时间段进行平均, 最终得到待分类决策的波形 $c(i) \quad i=1, 2, \dots, 20$ 。

将待分类决策的波形 $c(i)$ 与标准波形组中的各个波形 $\text{Std}_j(i)$ 进行比较, 得出与之匹配的波形的 j 值。比较的依据是计算函数

$$e_j = \sum_{i=1}^{20} [c(i) - \text{Std}_j(i)]^2 \quad j=1, 2, \dots, 10 \quad (3)$$

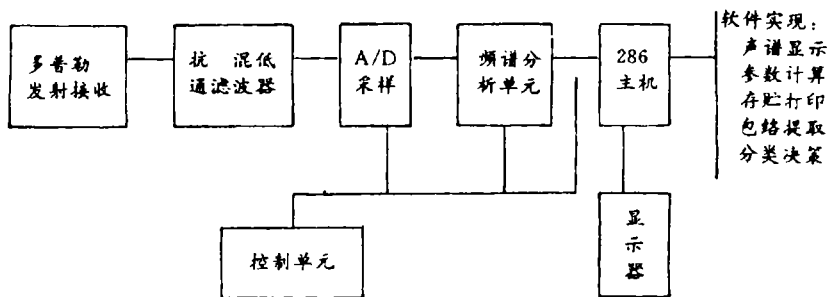


图6 方法实现的系统框图

选取 e_j 最小的 j 值。此时,我们便认为此孕妇脐血流波形属于 j 类,进一步与胎儿的生长情况相对应,得出胎儿是否存在生长迟缓及生长迟缓程度的判断,从而为临床医学诊断胎儿是否正常发育提供了便利。

自动实现这种波形分类决策方法的彩色编码的血流声谱仪的系统框图如图 6 所示,其相应的软件流程图如图 7 所示。

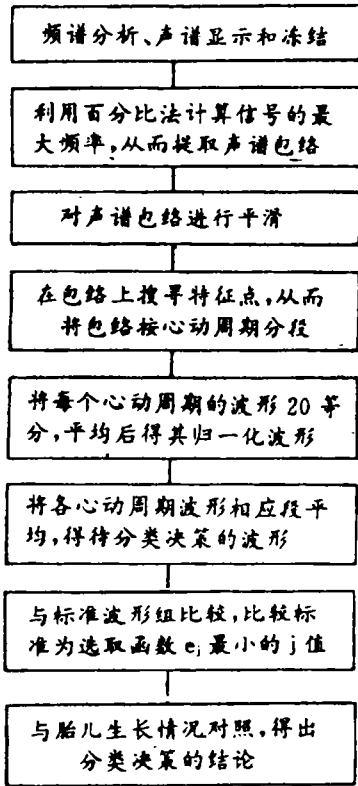


图 7 系统的软件流程图

4 结论

我们在研制的彩色编码血流声谱图上,通过计算多普勒信号的最大频率自动提取声谱图的包络,然后自动实现一种波形的分类决策方法,从而为医学临床提供了一定的诊断标准。目前这套系统在医院进行临床试用,期望取得预期的效果。

参考文献

- 1 汪源源,余建国,冯韬等. 利用 8031 单片系统实现超声多普勒血流信号的声谱分析. 中国医疗器械杂志, 1991;6:334~336.
- 2 余建国,汪源源,邵谦明等. 伪彩色实时声谱系统. 复旦学报(自然科学版),1993;3:274~279.
- 3 汪源源,王威琪. 超声多普勒声谱图中的参数及意义. 上海医学影像.
- 4 张振钧,王宏,余建国等. 超声多普勒脐血流测定的探讨. 中华医学(妇产科分册),1990;4:212~214.
- 5 P. Malcus, J. Andersson, K. Marsal et al. Waveform pattern recognition — a new semiquantitative method for analysis of fetal aortic and umbilical artery blood flow velocity recorded by Doppler ultrasound. Ultrasound in Med. & Biol., 1991;5:453~460.
- 6 汪源源,余建国,邵谦明等. 伪彩色超声多普勒血流信号实时声谱分析系统的技术问题. 上海生物医学工程,1993;2:13~16.
- 7 汪源源,吴晓峰,王威琪. 超声多普勒血流声谱参数的计算机自动分析方法. 复旦学报(自然科学版),1993;4:413~418.
- 8 汪源源,王威琪. 超声多普勒血流信号最大频率估计的数字方法及意义. 声学技术,1993;2:14~18.