

一种基于 Choi-Williams 分布的心音信号检测方法*

王衍文 王海滨 程敬之

(西安交通大学 生物医学工程与仪器系 西安·710049)

本文将 Choi-Williams 分布用于心音信号的分析, 研究结果表明该方法清晰地表示了心音信号的各个成分在时频平面的能量分布及动态变化过程, 而且可以准确地检测出瓣膜关闭的时刻, 为第一心音和第二心音的定位提供了依据。这一结果对于探讨心音产生的物理机制以及研究心脏的生理、病理状况有一定的参考价值。

关键词 心音, Choi-Williams 分布, 信号处理

A detection method of heart sound signals using Choi-Williams distribution

WANG Yanwen WANG Haibin CHENG Jingzhi

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

In this paper, the Choi-Williams distribution(CWD) is applied to the processing of the heart sound signals. The tests show that the CWD is capable to correctly represent the energy distribution and the transient of the dominant components of heart sound in the joint time-frequency plane. The method can accurately pick up the valve's closing time, and gives a criterion to identify the beginning of the first heart sound and second heart sound. The results of this time-frequency analysis are helpful in gaining a better understanding of the mechanism of heart sound, and heart information of physiology and pathology.

Key words: heart sound, Choi-Williams distribution, signal processing

1 前言

心音是心脏及心血管系统机械运动状况的反映, 其中包含着心脏各个部分本身及相互之间作用的生理和病理信息。当心脏或者心血管疾病尚未发展到 ECG 异常、痛感等症状之前, 心音中出现的杂音和畸变是进行早期诊断的可靠信息。心音诊断具有快速、经济等特点, 可以进行广泛的普查和预防诊断, 还可以利用心音观察心脏的动态变化过程。

以往人们常采用的心音定位方法是以同

步采集的心电信号的特征点为依据的。图 1 所示是一典型的心电图(ECG)和心音图(PCG), 第一心音(S1)发生在心缩早期, 即 ECG 的 R 波之后 20~40ms, 二尖瓣与三尖瓣关闭不同步会产生 S1 分裂; 第二心音(S2)发生在心缩末期和等容舒张期前, 即 ECG 的 T 波终点前后, 肺动脉瓣与主动脉瓣关闭不同步会产生 S2 分裂; 第三心音(S3)发生在舒张早期, 即位于 S2 之后 100~200ms; 第四心音(S4)发生在 ECG 的 P 波之后 80~140ms 终止于 R 波之前; 在一个心动

* 第一作者: 王衍文, 男, 1963 年 10 月生, 博士研究生

收稿日期: 97-4-10; 修回日期: 97-8-1

周期内, S1、S2 必定存在, 而 S3、S4 可能有, 也可能不出现^[1]。

从生理上来说, 心音是一种机械振动, 是心肌与心脏瓣膜以及大血管壁特性的一种反映, 有其产生的机理。因此, 也应该有自己的判别标准。文献[2]提出不依赖于心电信号的阶梯比较法并结合经验数据实现定位, 该方法受经验数据的影响准确度不高。也有人^[3,8]利用小波变换研究了心音信号并对 S1、S2 进行定位划分, 但是这种方法未能对心音信号的时域、频域及能量发布作综合的描述。

本文利用 Chio-Williams 分布分析心音信号的时频特性, 这种方法不仅准确地判定了 S1 和 S2 的起始位置(即 S1 中的二尖瓣关闭成分 M1, S2 中的主动脉瓣关闭成分 A2), 而且对心音信号的时域、频域和能量分布作了全面的描述。该方法更接近于心音信号产生的物理机制, 为研究心音信号在时-频域的特征提供了一个有效的工具。

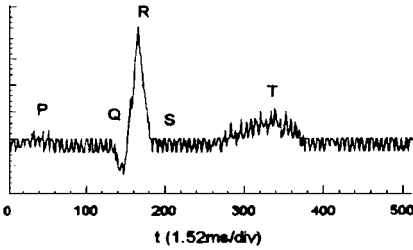


图 1(a) 心电图(ECG)

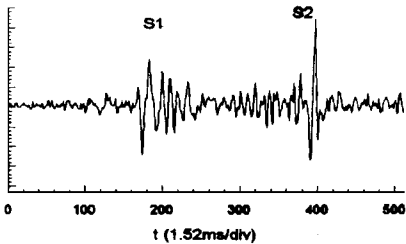


图 1(b) 心音图(PCG)

2 心胸声系统模型及时频分析方法

2.1 心胸声系统模型

心音传播路径上复杂的生理结构以及心

音源的复杂性使得建立物理模型十分困难, 因此利用数字信号处理方法研究心音的传播特性是目前可行的方法之一。Durand 等^[4]通过动物实验研究了心胸声传播特性, 并建立了反映心内音的时变特性的系统模型。

设 $X_r(n, \omega)$ 为一个心动周期的心音 $x(n)$ 的富里叶变换:

$$X_r(n, \omega) = \sum_{m=0}^{M-1} w(m)x(n+m-m/2)e^{j\omega m}$$

式中 r 为心动周期, w 为窗函数, 窗长为 M , 中心为 n_0 。心内音 $x(n)$ 与体表心音 $y(n)$ 的互谱密度和自谱密度为:

$$S_{xy}(n, \omega) = \frac{1}{RE} \sum_{r=1}^R X_r^*(n, \omega) Y_r(n, \omega)$$

$$S_{xx}(n, \omega) = \frac{1}{RE} \sum_{r=1}^R X_r(n, \omega)^2$$

式中 R 为平均心动周期, E 为窗函数的能量。于是心胸声传播系统的传递函数为:

$$H_{xy}(n, \omega) = \frac{S_{xy}(n, \omega)}{S_{xx}(n, \omega)}$$

从心脏的源特性来看, 心音是由多个振动源在不同的空间位置、不同时刻的振动所形成的, 每个振动源都具有较强的时变特性, 而且各振动源之间具有一定的相关性。Durand 的实验结果表明, P-R 间期的长短对 M1 的强度、心胸声传播系统的传递函数有较大的影响, 对 A2 影响不大; 心率的快慢对 M1 有一定的影响, 对 A2 的强度没有影响。值得注意的是 P-R 间期和心率的变化均不影响 M1 和 A2 的谱分布。此外, 尽管心音信号的能量在体表空间呈现一定的变化, 但是记录位置的不同仅是测得的心音信号的强度大小不同, 其谱分布没有明显的变化。因此, 通过对心音信号的时频分布特性的研究, 可以得到心胸声传播系统的传递函数信息, 揭示出心音信号中包含的生理病理特征。

2.2 Cohen 类时频分布^[5]的基本原理

信号的 Cohen 类时频分布是一种移不变的二次型分布, 具有统一的数学表示式。信号 $x(t)$ 的时频分布定义为:

$$TFD(t, \omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} AF(\xi, \tau) \Phi(\xi, \tau) e^{j\xi t - \alpha \tau} d\xi d\tau \quad (1)$$

其中, $AF(\xi, \tau) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} x\left(t + \frac{\tau}{2}\right) x^*\left(t - \frac{\tau}{2}\right) e^{-j\xi t} dt \quad (2)$

式中 $*$ 表示复共轭, $AF(\xi, \tau)$ 称模糊函数, $\Phi(\xi, \tau)$ 为核函数。而核函数是决定和控制时频分布性质的最主要因素, 至今已研究出多种形式的核函数, 对应一种形式的 $\Phi(\xi, \tau)$, 有相应的时频分布表示式 $TFD(t, \omega)$ 及相应的特性。当 $\Phi(\xi, \tau) = 1$ 时, 时频分布为 Wigner 分布。Cohen 类中的每一种分布均可理解为二维滤波的 Wigner 分布, 可以证明, 当且仅当一时频分布可以借助时频卷积从 $x(t)$ 的 Wigner 分布导出时, 该时频分布就是 Cohen 类中的一种, Cohen 类中任一种分布的性质都可以通过分析其相应的核函数的特点来认识。在模糊域 (ξ, τ) 中, 信号的自项位于原点附近, 而交叉项位于距原点有一定距离的某个区域里。因此, 要抑制 Wigner 分布中的交叉干扰项, 在模糊域内需要突出 $AF(\xi, \tau)$ 在原点附近的值。即在时频域 (t, ω) 内需要对 Wigner 分布作平滑处理, 或者说作二维低通滤波, 从而有可能获得交叉项较小的新型分布。通常这些新型分布在很大程度上抑制或衰减了某些多分量信号的交叉项, 但在抑制交叉项的同时, 也不同程度地降低了信号的时频分辨率。一般认为, 小的交叉干扰项和高的时频分辨率是两个相斥的性质, 因此, 要设计出能够消除或衰减所有交叉项的核函数是非常困难的。最近有资料称采用自适应旋转投影分解法进行语音信号的分析, 得到了无交叉项且分辨率高的时频分析结果^[9]。

由于固定核的分布仅对有限信号提供了正确的时频表示, 在实际应用中, 要根据被分析信号的特点来合理地选择核函数或设计出适用于某种信号的新型核分布。

当核函数 $\Phi(\xi, \tau) = \exp(-\xi^2 \tau^2 / \sigma)$ 时, 称 Choi-Williams 分布^[6]为:

$$CWD(t, \omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{\sigma}{4\pi\tau^2} \exp\left(-\frac{\sigma(t-u)^2}{4\tau^2}\right) x\left(u + \frac{\tau}{2}\right) x^*\left(u - \frac{\tau}{2}\right) \exp(-j\omega\tau) du d\tau \quad (3)$$

从 CWD 的核函数不难看出, 对原点加权重而远离原点加权轻, 这对某些多分量信号的交叉项抑制有一定效果。参数 σ 越大, 抑制掉越多的交叉项, 同时对自项影响也越大。通常在处理幅度和频率变化较大的信号时取较大的 $\sigma(\sigma > 1)$ 值; 反之取较小的 $\sigma(\sigma < 1)$ 值。此外, 其抑制交叉项的能力还取决于被分析信号的时频结构, 实际应用中需要综合考虑。

3 信号的时频特性

3.1 仿真信号的分析

为了解 Choi-Williams 分布检验快变信号的性能, 设计了如图 2 所示的仿真信号:

$$S(t) = s_r(t) + s_n$$

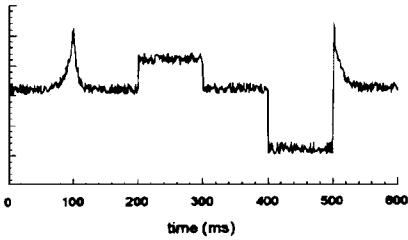
式中

$$s_r(t) = \begin{cases} Ae^{kt} & 0 < t < 100 \\ Ae^{-2kt} & 100 < t < 200 \\ A/2 & 200 < t < 300 \\ 0 & 300 < t < 400 \\ -A & 400 < t < 500 \\ Ae^{-kt} & 500 < t < 600 \end{cases}$$

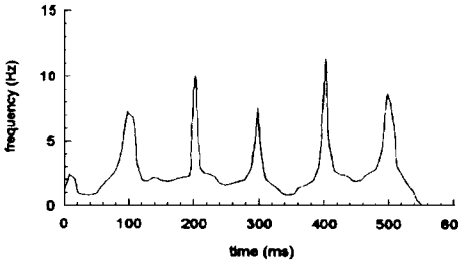
s_n 为高斯白噪声,

仿真程序中用计算机产生采样数据, 通过 Hilbert 变换构造信号的解析形式, 利用 CWD 作出信号的时频分布图。数值计算中应注意两个问题, 一是解析信号的求解, 时频分析中要求信号的采样速率大于 4 倍信号带宽, 在数据处理过程中为满足 Nyquist 准则, 通常采用 Hilbert 变换将实际信号转换成解析信号。二是数据窗函数的选择, 不同形式的窗函数对计算结果有一定的影响。但只要窗函数的窗宽选择得足够长, 就能避免应用短时技术时核函数在时域上产生明显的结尾,

从而保持时频分析方法的固有性质。图2结果表明,在信号的突变点处,CWD时频分布图存在明显的峰值,而且这种方法对高斯白噪声不很敏感。



(a) 仿真信号



(b) 时频分布等高线

图2 仿真信号的 Choi-Williams 分布

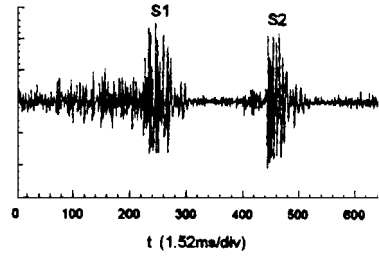
3.2 心音信号的时频分布特性

心音信号来源于北京第二医学院医学系与北京宣武医院心血管研究室制作的的心脏听诊磁带,磁带回放时选用 SHARP-8000 高保真录音机。

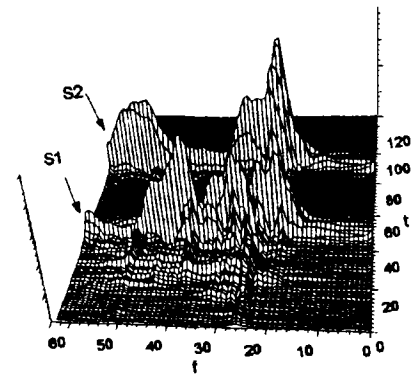
为了获得心音信号数据,我们采用 Creative Labs 公司的 SB-2291 真 16 位声卡,在 Windows3.1 环境下的用 WaveStudio 程序把声音源的声音数字化后合成为 WAV 文件。考虑心音的频率分布范围以及在保证心音信号质量同时使得文件尽可能小的情况下,采集心音信号时参数设置为:单通道、8kHz 采样频率、8 位 A/D 转换。采集的心音信号以 WAV 格式存放在硬盘上。

图3为一个心动周期心音信号的 CWD 时频分布图,可见 CWD 时频图清晰地分辨出谱峰并快速跟踪了谱峰的变化。由于 CWD 满足时移和频移不变、时间边缘和频率边缘特性,以及时间支持和频率支持特性

($\sigma > 1$),可以认为 CWD 大致可反映了心音信号在时间-频率平面上的“能量”分布。文献 [6] 中认为参数 σ 为 0.1 σ 10 时,能获得高的时频分辨率并抑制掉多数交叉项。实验

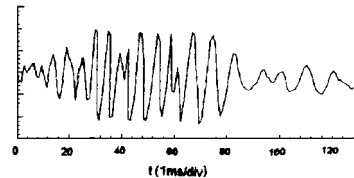


(a) 心音信号

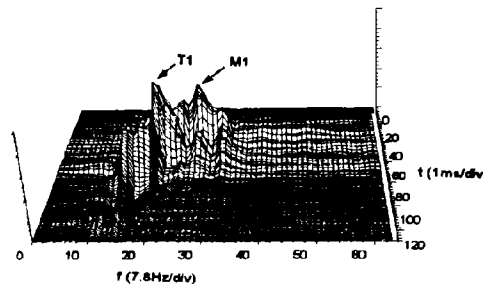


(b) 时频图

图3 正常心音信号的 Choi-Williams 分布
($t: 1.52\text{ms}/\text{div}, f: 5.15\text{Hz}/\text{div}$)



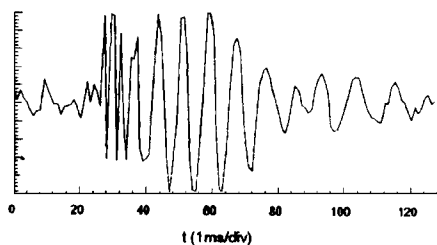
(a) 第一心音信号



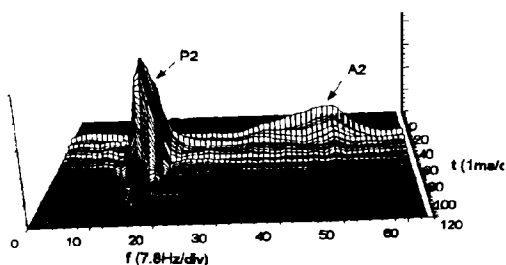
(b) 时频图

图4 第一心音的 Choi-Williams 分布

结果表明,对于心音信号 $\sigma=2$ 时,时频图中清晰地显示出心音信号中 S1、S2 等的区域、频率范围及强度大小。图 4、图 5 分别为 S1、S2 的 CWD 时频分布图,从中可以看出 S1 和 S2 中的各频率成分的动态变化过程。由于心音信号的随机性和时变性,不同样本的各个成分和心杂音表现出的时限、频率、幅值及相互之间的关系差异较大,因此对于时频分析结果还应结合生理、病理特性进行综合研究。



(a) 第二心音信号



(b) 时频图

图 5 第二心音的 Choi-Williams 分布

(1) S1、S2 的确定

S1 的确定指的是出现第一个高频、高振幅波二尖瓣关闭成分 M1 的位置; S2 的确定指的是出现第一个高频、高振幅波主动脉瓣关闭成分 A2 的位置; 通常情况下 S1 至 S2 的时段比 S2 至 S1 的时段短, 据此可判定一个心动周期中的 S1 和 S2。根据时频分布幅值的局部极大值(或等高线图)就可确定出 M1 和 A2 的相对位置。

(2) 心音分裂的判别

对于 S1, 一般情况下, 左右心室关闭略不同步, 二尖瓣关闭在先, 三尖瓣关闭在后,

时频分布图上应出现两个峰值。对于生理性分裂, 因为两者间距较小以及时频分布中交叉项的缘故, 双峰现象不明显; 对于病理性分裂, 因为两者间距较大, 可观察到明显的双峰。对于 S2, 主动脉瓣关闭成分在前, 肺动脉瓣关闭成分在后, 采用上述类似方法可分析 S2 分裂现象。

(3) 心音成分的分析

图 4 中 S1 主要由三部分组成, 第一部分是按时间顺序较早出现的波峰, 在 30ms、210Hz 处达到峰值, 是 S1 的二尖瓣成分 M1。这部分为二尖瓣的关闭及左室壁和肌腱索的突然牵张所产生的, 峰值可认为是二尖瓣关闭时刻。稍后出现的幅度略大、较为陡峭的波峰, 在 48ms、148Hz 处达到峰值, 是 S1 的三尖瓣成分 T1。该部分为三尖瓣关闭及半月瓣开放, 血流减速所致, 峰值可认为是三尖瓣关闭时刻。此外, 在低频域、幅度较低、持续时间较长的部分, 可认为是心肌或瓣膜周围大血管振动产生的。

从第一心音产生的机理来看, 在心脏收缩早期, 血液由心室向心房的回流形成了 M1 和 T1。血液流速的快慢变化, 导致 M1 和 T1 在幅度上出现强弱以及频率上出现升降的现象。在正常时左、右心室活动基本是同步的, 但左心室收缩略先于右心室, 使得二尖瓣关闭在前, 三尖瓣关闭略后。由于 M1 处于收缩期的初段, T1 处于收缩期的中段, 二尖瓣受到的血流作用比三尖瓣受到的血流作用为弱, 因此 M1 的频率变化趋势较 T1 缓慢。

图 5 中 S2 从出现的时间、频率及动态变化趋势来看可分成三部分, 按时间顺序首先出现的波峰, 在 31ms、382Hz 处达到最大值, 峰值的上升段较下降段要快, 可认为是主动脉瓣成分 A2。随后在 54ms、124Hz 处出现的波峰, 其上升和下降均较 A2 慢, 可认为是肺动脉瓣成分 P2。此外, 的低频、低振幅信号是由心室壁、主动脉和肺动脉壁的振动所致。

同样从第二心音产生的机理来看, 主动

脉瓣关闭和心室的舒张,使得主动脉中的血液回流冲击瓣膜产生振动,频率迅速上升的瓣膜振动耦合到附近的心肌组织,使得低频大能量信号出现上升趋势。此外,心肌的振动还包含有心脏舒张引起的振动以及血液回流形成的大血管的振动。肺动脉瓣与主动脉瓣有类似的运动机理,使得两者时频分布出现差异在于:主动脉中的血压大于肺动脉中的血压,血液回流形成的冲击也较强,因此 A2 的频率较 P2 高。

4 讨论与结论

利用 Choi-Williams 分布方法检测和分析心音信号具有以下特点:

(1) 从理论上讲,时频分析方法是一种真正的非平稳信号分析方法,尽管在工程计算中也采用了短时技术,但只要窗函数选择得合适,该方法就可精确地逼近理想的时频表示式。研究表明,该方法给出了心音信号在时-频平面动态变化的过程,对正常心音及伴随一定心杂音的情况,能够得到较清晰的时频分辨效果。

(2) 一般而言,时频分析方法对噪声是敏感的。实验结果表明,对于类似白噪声性质的干扰,运用 CWD 方法是可以识别出心音各个成分的。由于交叉干扰项的影响,这种方法可能会漏检强度较弱的成分。此外,CWD 对脉冲型的噪声较为敏感。

(3) 传统的基于富里叶变换^[4,7]谱分析方法有任意好的频率分辨率,但无时间分辨率,不能反映心音信号的时变特性。文献[3]根据小波变换时频局部化特性实现了 S1、S2 的定位,但必须对心音信号进行所谓“全波整流”,可见其处理的信号已不是真正的心音信号,也就无法反映心音的其他时频特征。本文利用 Choi-Williams 分布能够准确地检测心音信号的成分构成,并给出信号在时间-频率平面上的“能量”分布,为我们寻找心音所反

映的心脏系统的生理、病理特征提供了量化的依据。Wood 等^[10]对开胸狗的心音研究结果表明,时频图中类似于脉冲的信号成分是瓣膜振动的贡献。将本文的研究结果与文献[10]比较,发现两者中瓣膜关闭的振动过程具有相近的频率动态变化趋势。因狗的心脏与人的心脏的结构是相似的,这样对比结果也是不难理解的,且人的心音信号频率范围较宽且高频分量更为丰富。另外,Choi-Williams 分布对于突变信号具有良好的分辨率,故可以准确地检测出 S1 的二尖瓣关闭成分和 S2 的主动脉瓣关闭成分,从而得到一种不依赖于心电信号的心音自定位方法。

在非平稳信号的处理中,时频分析方法具有显著的优越性,受到生物医学研究者的广泛关注。随着研究工作的不断深入,人们不仅利用该方法分析心音信号的动态过程,以揭示出用传统方法难以获得的信息;而且有可能根据较大数量心音信号样本的时频分布特征对心音进行分类,从而为心脏和心血管系统疾病的无创诊断提供科学的依据。

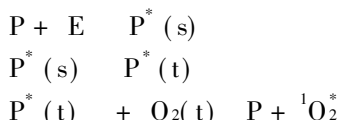
参考文献

- 1 徐成斌. 心音图学. 北京: 科学技术出版社, 1982
- 2 王文辉. 便携式心音分析仪的研制. 中国医疗器械杂志, 1994; 18(1): 9~13
- 3 吴效明, 岑人经, 吴云鹏等. 心音信号检测的一种新方法. 生物医学工程学杂志. 1996; 13(4): 349~352
- 4 L. Durand. Evaluation of FFT-based modern parametric methods for the spectral analysis of bioprosthetic valve sounds. IEEE Trans. Biomed. Eng., 1986; (6): 572~578
- 5 L. Cohen. Time-frequency distribution—a review. IEEE Proc., 1989, 77(7): 941~981
- 6 H. I. Choi, W. J. Williams. Improved time-frequency representation of multicomponent signals using exponential kernels. IEEE Trans. AS-SP, 1989; 37(6): 862~871
- 7 石钟秀等. 应用快速富里叶变换(FFT)分

(下转第 73 页)

(OH⁻), 而甘露醇只是羟基自由基(OH⁻)的净化剂^[3-11]。加入组氨酸, 超声组和超声加血卟啉对肿瘤杀伤效应被抑制, 加甘露醇却无明显变化。

关于单线态氧产生过程可借鉴光动力学观点^[13], 贮存在瘤细胞中的血卟啉经超声辐射处理后, 吸收能量发生电子跃迁, 从低能态激活到高能态。当回到低能态时, 释放出大量能量, 激活血卟啉, 产生三价态血卟啉, 由于三价态血卟啉极不稳定, 很快分裂为单价态血卟啉, 释放出氧基自由基, 其产生过程如下式^[14]所示。



其中P: 血卟啉、E: 声能、P^{*}: 激发态血卟啉
s: 单价态、t: 三价态、¹O₂^{*}: 激发态单线态氧

综合上面研究分析, 超声激活血卟啉抗肿瘤效应能够产生单线态氧, 单线态氧产生是瘤细胞死亡的主要原因。聚焦超声与平面超声对瘤细胞处理结果基本一致, 但在临床应用却比平面超声前景更广阔。

参考文献

- 1 T. J. Dougherty, G. B. Grindery. Photoradiation therapy: II. cure of nimal tumors with hematoporphyrin and light. J. Nat. Cancer Inst., 1975; 55: 115 ~ 121
- 2 徐承熊. 几种血卟啉衍生物对肿瘤细胞光动力学疗法灭活作用的比较. 药理学, 1985; 2: 94
- 3 Shin-ichiro Umemura. Sonochemical activation of hematoporphyrin: a potential modality for

cancer treatment. Utrasound Symposium, 1989; 955

- 4 马玉英等. 声化学激活血卟啉对 S₁₈₀ 肿瘤作用的研究. 中国生物医学工程, 1995; 14: 374 ~ 377

- 5 T. J. Dougherty et al. Photoradiation therapy for the treatment of malignant tumors. Cancer Res., 1978; 38: 628

- 6 Tachibana. Mechancement of cell killing of HL-60 cells by ultrasound in the presence of the photosensitizing drug photofrin II. Cancer Letters, 1993; 72: 195 ~ 199

- 7 Shin-ichiro Umemura. Enhancement of ultrasonically induced cell damaged by A Ga-Porphyrin Complex, ATX-70. JPN. J. Cancer Res., 1993; 84: 582 ~ 588

- 8 Koshiro Umemura. Synergistic effect of ultrasound and hematoporphyrin on Sarcoma 180. JPN. J. Cancer Res., 1990; 81: 304 ~ 308

- 9 R. J. Jeffer. Sonodynamic therapy: Activation of anticancer agents with ultrasound. Ultrasonics Symposium, proc., 1991; 1367 ~ 1370

- 10 Nagahiko Yumita. Hematoporphyrin as a sensitizer of cell damaging effect of ultrasound. JPN. J. Cancer Res., 1989; 80: 219 ~ 222

- 11 Shin-ichiro Umemura. Mechanism of cell damaged by ultrasound in combination hematoporphyrin. JPN. J. Cancer Res., 1990; 81: 962 ~ 966

- 12 王双维. 混响场中超声化学效应的研究. 声学学报, 1993; 18: 122 ~ 129

- 13 卢志达. 血卟啉衍生物(HPD)激光对 S₁₈₀ 瘤细胞杀伤作用的电镜观察. 中华医学杂志, 1983; 63: 336 ~ 338

- 14 Yoshihiro Hayata. 激光和血卟啉衍生物在肿瘤中的应用. 中国医学科学院肿瘤所译

(上接 68 页)

析 90 例正常人心音频谱. 生物医学工程学杂志. 1988; 5(1): 27 ~ 32

- 8 M. Akay. Investigating the effect of vasodilator drugs on the turbulent sound caused by femoral artery stonosis using short-time fourier and wavelet transform methods. IEEE Trans. Biomed.

Eng., 1994; 41(10): 921 ~ 926

- 9 倪志芳, 殷勤业. 用自适应旋转投影分解法进行语音信号的分析. 信号处理, 1997; 13(1): 54 ~ 60

- 10 J. C. Wood, D. T. Barry. Time-Frequency Analysis of the First Heard Sound. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, 1995; 14(2): 144 ~ 151