超声多普勒胎心探测的一种新方法*

马智龙

(中国科学院东海研究站　上海 · 200032)

胎儿在母体内 9～15 周间其心脏基本发育成熟,用声学方法无损探测心脏的跳动可用超声脉冲多普勒或者连续发射由伪随机码调制的超声信号再作相关接收。为了提高接收信噪比必须使接收信号具有较强的距离分辨能力,由此对相关函数提出了新的要求。本文提出一对新的序列码,它们的互相关函数可用于检测任一距离反射的多普勒信号,比以上两种方法有更高的信噪比。

1　两种相关函数的比较

运用多普勒原理来测定的物体的运动是很经典的,采用声学方法只是因为声波在某些介质中的传播要优越些,在母体中各种不均匀介质都将对声波的反射作出贡献,不同层的血流和胎盘的蠕动都将产生多普勒反射信号。一般胎儿的心脏离探测点距离是基本稳定的,获取来自胎心跳动的多普勒反射信号而避开其它层次的干扰信号成为至关重要。人们感兴趣的是发射什么形式的声波,用什么方法来检测到所需信号,采用相关接收是一种有效方法。用四阶 m 序列所产生的伪随机信号 $F_1(t)$ (如图 1 所示),它的自相关函数为

$$R_{11}(\tau) = \frac{1}{T}\int_0^{\infty} F_1(t)F_1(t-\tau)\,\mathrm{d}t \qquad (1)$$

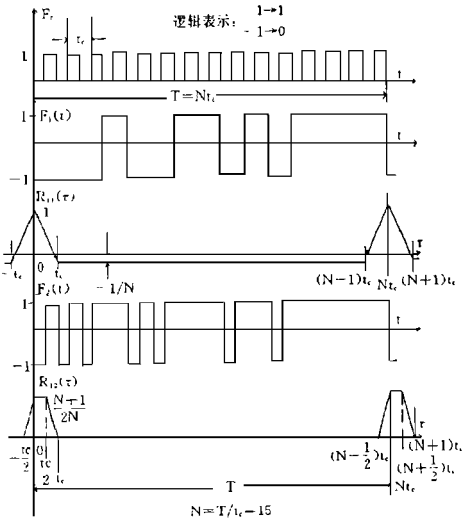

图 1　两种相关图

由图 1 可见,它除了在 $\tau=0$ 处有着最好的相关性外在 $\tau>-t_c$, $\tau<t_c$ 区间相关性直线下降,在 $[t_c, (N-1)t_c]$ 之间 $R_{11}(\tau)\neq 0$ 使在接收不同层次的反射波和信噪比下降,距离分辨能力差。由伪随机序列产生的信号 $F_1(t)$ 与钟频 F_c 来产生另一伪随机序列的信号 $F_2(t)$, $F_2(t)$ 的逻辑式表示为:

$$F_2 = \overline{F}_1 F_c + F_1 \qquad (2)$$

码之宽度为 $t_c/2$, $F_1(t)$ 和 $F_2(t)$ 的相关函数被定义为

$$R_{12}(\tau) = \frac{1}{T}\int_0^{\infty} F_1(t)F_2(t-\tau)\,\mathrm{d}t \qquad (3)$$

从 $R_{12}(\tau)$ 的相关图可知:①在 $[0, t_c/2]$ 之间 $R_{12}(\tau)\equiv(N+1)/2N$,为实际探测有一定振幅的运动物体及其系统调试提供方便。②在 $[t_c, (N-1/2)t_c]$ 间 $R_{12}=0$,提高了信噪比及距离分辨率。③信号帧长度 T 越短,$R_{12}(\tau)$ 越大(帧长度由探测半径决定)。为此选 $R_{12}(\tau)$ 要优于 $R_{11}(\tau)$。

2　探测原理与理论依据

此系统采用收发分离技术,设发射信号 $F_e(t)$ 为

$$F_e(t) = F_1(t)\sin\omega_0 t \qquad (4)$$

从第 i 层的反射信号可表为

$$A_i F_1(t-\tau_i)\sin(\omega_0+\omega_{di})(t-\tau_i) \qquad (5)$$

A_i, τ_i, w_{di} 分别是第 i 层的反射振幅,时延和多普勒频移,ω_0 是载频。共 n 层反射信号在接收点 R 的某一时刻为:

$$\sum_{i=1}^{n} A_i F_1(t-\tau_i)\sin(\omega_0+\omega_{di})(t-\tau_i) \qquad (6)$$

若我们检测所需第 j 层的反射信号可用 $F_2(t)$ 延时 τ_k 后进行乘法解调,即:

$$\sum_{i=1}^{n} A_i F_1(t-\tau_c)F_2(t-\tau_k)\sin(\omega_0+\omega_{di})(t-\tau_i) \qquad (7)$$

第 j 层的反射信号强度 A_j 由此层的声阻抗 $z=\rho_j c_j$ 所决定,此外必须考察 $F_1(t)$、$F_2(t)$ 的乘积。设 $h(t)=F_1(t)F_2(t-\tau_k)$, $h(t)$ 是 T 的周期函数。其功率谱:

* 收稿日期: 96-10-21

$$S(\omega) = \frac{1}{2}\sum_{n=-\infty}^{\infty}(a_n^2 + b_n^2)\,\delta(\omega - \frac{2n\pi}{T}) \quad (8)$$

$$a_n = \frac{1}{T}\int_0^T h(t)\cos\frac{2n\pi}{T}dt \quad (9)$$

$$b_n = \frac{1}{T}\int_0^T h(t)\sin\frac{2n\pi}{T}dt \quad (10)$$

$$S(0) = a_0^2 = \{\frac{1}{T}\int_0^T h(t)dt\}^2 = \{\frac{1}{T}\int F_1(t)F_2(t - \tau_k)dt\}^2 = R_{12}^2(\tau) \quad (11)$$

从(11)式可知 $h(t) = F_1(t)F_2(t-\tau_k)$ 的直流分量是 $F_1(t)$, $F_2(t)$ 的互相关函数, 当对 $h(t)$ 作线性调制 $h(t)\sin\omega_0 t$ 时。$S(\omega_0) = a_0^2 = R_{12}^2(\tau)$, 经 $F_2(t-\tau_k)$ 解调后的反射信号(7)式通过一个如图 2 所示的理想带通滤波器后可表示为:

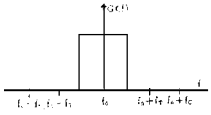

图2　理想带通滤波器

$$\sum_{i=1}^{n} A_i\,\overline{F_1(t-\tau_i)F_2(t-\tau_k)}\sin(\omega_0 + \omega_{di})(\tau - \tau_i) \quad (12)$$

对上式作坐标变换, 令 $S = t - \tau_i$ 则

$$\sum_{i=1}^{n} A_i\,\overline{F_1(S)F_2[s - (\tau_k - \tau_i)]}\sin(\omega_0 + \omega_{di})S \quad (13)$$

求出在 $0 \le (\tau_k - \tau_i) \le t_c/2$ 的相关性:

$$= \begin{cases} \overline{F_1(t-\tau_i)F_2(t-\tau_k)} \\ (N+1)/2N \qquad 0 \le \tau_k - \tau_i \le t_c/2 \\ 0 \qquad t_c < (\tau_k - \tau_i) < [N - 1/2]t_c \end{cases} \quad (14)$$

在 $t_c < (\tau_k - \tau_i) < [N - 1/2]t_c$ 所有反射层的干扰信号由于 $R_{12}(\tau)$ 的相关特性而消除, 由此(13)式第 j 层反射信号是:

$$A_j[(N+1)/2N]\sin(\omega_0 + \omega_{dj})s \quad (15)$$

改变 τ_k 可得知反射信号的距离。

3　系统设计举例

设胎儿心跳振幅 $\epsilon < 1$cm, 次数 $m = 140 \sim 170$ 次/分, 探测半径 $r = 15$cm,　$r \le Tc/2$　(16)

T 是帧周期, $Tc/2 \doteq 1006$m/s 是人体软组织平均声速, 取 $c = 1000$m/s, 发射超声强度: $P = 10$mW/cm^2, 载频: $f_0 = 3$MHz 距离分辨范围: $d = 1$cm, $d = t_c c/2$, 钟频: $f_c = 50$kHz, 帧频: $f_T = f_c/N \doteq 3.3$kHz

从图 3 的系统框图看载频发生器 f_0 产生正弦信号由钟频 f_c 产生的伪随机信号 $F_1(t)$ 调制, 这种乘法调制仅是在 $F_1(t)$ 1, - 1 之间转换的瞬时将载频信号反相(如图 4 所示), 由 $F_1(t)$ 和 f_c 产生的 $F_2(t)$ 经延时 τ_k 后参与解调(τ_k 的范围在 $t_c/2 \le \tau_k \le T + t_c/2$), $F_2(t)$ 也同样将接收信号在 1, - 1 变化时反相, 经带通滤波后获取 $R_{12}(\tau_k)$ 再将载频差去, 经低通滤波后可得: $A_j\frac{N+1}{2N}\sin\omega_{dj}s$　(17)

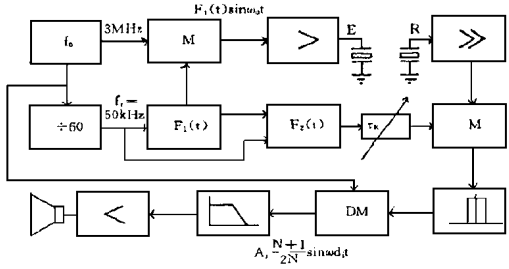

图 3　系统设计框图

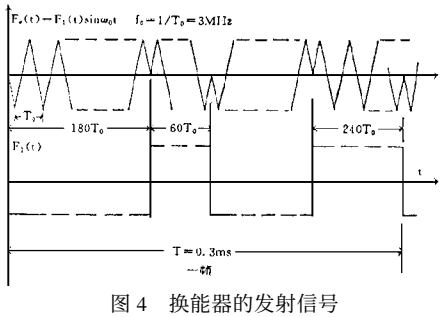

图 4　换能器的发射信号

将此信号放大后是胎儿心跳的多普勒音。信号 $F_1(t)$ 的带宽决定了系统的带宽, 此带宽对发射接收换能器 E, R 都提出了频响的要求, 为了保证发射信号 $F_e(t)$ 不畸变地进入媒介, 对 $F_1(t)$ 作了如图 5 所示的谱图(在 T 长度中平均采样 60 点), 换能器系统在设计中应考虑这个因素。

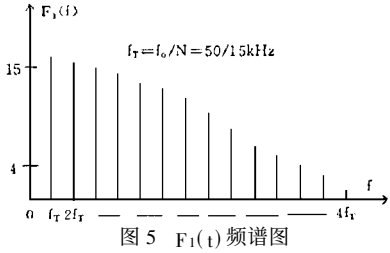

图 5　$F_1(t)$ 频谱图

4　结束语

此原理不仅用于探测胎心, 还可用于其它和发射源相向、相背的物体运动, 例如测海浪运动, 潜水员跟踪等。

系统除了选设计参数合理外对发射器的指向性、带宽及接收器的灵敏度有一定的要求, 还须防止收发干扰现象。　(下转 215 页)

桨噪声, 水下爆炸声源, 海洋环境噪声, 声呐系统, 海洋学和航海学仪器, 声遥测技术, 换能器, 非线性声源和接收器

五　超声、量子声学和声的物理作用(54～61 章):

引论, 超声速, 超声弛豫过程, 晶体、半晶体和 Anderson 定位中的声子, 固体中表面波和超声特性, 液态氦中的波动方式, 非破坏测试用的超声仪器, 热声发动机

六　机械振动和冲击(62～75 章):

引论, 振动系统的实验和理论研究, 一维和两维连续系统的振动, 非线性振动, 无规振动, 冲击分析和设计, 声发射, 地震探测: 地理资料的声像法, 高强声对结构作用, 隔振和阻尼, 振动测量和仪器, 机械运动条件的监测, 固体能流, 有源振动控制

七　声学中的统计方法(76～78 章):

引论, 房间响应统计学, 振动系统的统计模型法

八　噪声, 其作用和控制(79～89 章):

噪声控制, 确定人对噪声响应的评价方法: 描述量、评价和步骤, 听力保护措施, 声源的噪声照射量, 机械噪声的产生、控制和对噪声源的确认, 有源噪声控制, 送风系统管道中的噪声源和传播, 工业机械的声功率级预计, 机场噪声, 地面运输噪声, 小区对环境噪声的反应

九　建筑声学(90～98 章):

引论, 围蔽空间中的声音, 围蔽空间中的声吸收, 隔声: 空气声和撞击声, 房屋声学环境的评价和描述量, 工场中的声传播, 建筑声学设计指南, 美国建筑法规中的噪声控制, 机械和通风系统的噪声控制

十　声学信号处理(99～102 章):

引论, 声信号的统计原理, 信号处理中的一些实用考虑, 声全息

十一　生理声学(103～113 章):

引论, 听觉功能, 外耳的声学特性, 中耳的声学特性, 耳蜗和听觉神经的解剖学, 耳蜗力学和生物物理学, 听觉神经的生理学, 中枢听觉神经系统的解剖学, 中枢神经系统的电生理学, 听觉系统的生物化学和药理学, 特殊听觉功能对复合声的平行分层过程

十二　心理声学(114～123 章):

引论, 听力掩蔽, 频率分析和音调感知, 双耳系统的功能, 响度, 高强声的影响, 临床听力学评述, 复合波形的感知, 听力系统的自适应, 听力阈

十三　语言通讯(124～129 章):

引论, 言语产生模型, 言语感知, 言语的声学分析, 言语编码技术, 言语识别机

十四　音乐和音乐声学(130～139 章):

引论, 弦乐器: 弓拉, 弦乐器: 弹拨, 木管乐器, 铜管乐器, 打击乐器, 钢琴和其它有弦键盘乐器, 管风琴和簧管风琴, 电子和计算机音乐, 人的歌声

十五　生物声学(140～145 章):

引论, 生物媒质的声学特性, 超声的生物作用, 声学方法的医用诊断, 声学医疗成像设备, 振动和冲击对人的影响

十六　动物生物声学(146～153 章):

引论, 脊椎动物的听力和声觉, 昆虫生物声学, 两栖类动物, 鸟禽声学, 蝙蝠和回声定位, 人类以外灵长类动物的声交流, 海洋脊推动物的生物声学

十七　声学测量和仪器(154～157 章):

引论, 声级计, 声强, 压强校正和压差传声器

十八　换能器(158～166 章):

引论, 换能器原理, 扬声器设计, 号筒, 传声器种类, 扩声系统, 磁性录声放声系统, 数码式声频技术, 助听换能器

(上接 213 页)

参考文献

1 顾德仁. 脉冲与数字电路(下册). 人民教育出版社, 1979. 9

2 B. P. 拉斯. 卢伯详. 信号系统与控制. 科学出版社, 1983. 6

3 袁易全, 陈思忠. 近代超声原理与应用. 南京大学出版社, 1996. 4

4 南京工学院无线电工程系《电子线路》编写组编. 人民教育出版社, 1979. 7

5 日本 TOITU 公司儿科医疗仪手册. 1984～1985.