

医疗超声系统中应用能量扩展法

对散布状源进行图象显示时,为了获得所希望的分辨率,任何用脉冲回声法的超声系统都必须有足够的总系统带宽。通常使用短促的振铃状脉冲来获得宽的发射频谱。由于反射信号能量直接正比于反射能量,而生物损伤限制了发射机的峰值功率的提高,因而也限制了信噪比(S/N)或穿透能力。为了解决分辨率——峰值功率——穿透能力这个相互制约的问题,根据雷达和声呐中的经验必须采用能量扩展方法。在能量扩展方法中,不要求每个元件发射一个相位一致的高振幅的振铃脉冲,而是产生中等强度,长持续时间的波形,同时又必须保持足够的带宽和保证扩展后的信号能量能得到重建(压缩)。

在医疗超声领域中,由于人体对超声具有高的衰减率,系统必须有非常强的时间增益控制(TGC),因此,在接收一个信号序列的长持续时间中,接收机将因为TGC而改变增益,因此在压缩或扩展时,必须补偿这个增益改变。即使如此,在整个脉冲持续时间内增益最多改变6dB。就是说,假如在脉冲序列接收过程中,TGC改变增益达100dB,则发射脉冲宽度必须小于接收序列时间的 $6/100$ 。

总的说来,能量扩展有二种方法:迁频系统和相位编码系统。对于医疗超声,最好的选择决定于压缩方法的可行性。迁频系统需要一个色散延迟线,也可以用SAW技术来组合,但是由于这类色散系统决定于电极形状,参数调节不便,往往只适用于高频系统,而不适于医疗系统。相位编码系统中需要一个相关器或横向平衡解调器,在同步解调后,可以在基频范围内处理。横向处理器可选用性能优良的抽头式斗键(串行模拟)延迟线,并且有较方便的调节方法,同时还可

包括对总系统频率特性的补偿或对目标组织的色散特性进行动态补偿。

决定采用相位编码系统后,必须确定用何种“码”。通常,这种扩展方法采用自然的或人为“噪声”序列或“正交”序列,如M—序列、Legendre序列、Mall序列、Twin-prime序列等等,这些编码系统不仅给出一个自相关的单峰,也给出了在相关位置外理论上的旁瓣大小或称“幽灵”。幽灵振幅是主瓣响应的 $1/N$, (N 是编码序列长度的位数),例如,用8位或16位编码长度,幽灵只比主瓣低9dB或12dB。而回声图中的信号动态范围应超过30dB,因此幽灵将严重地影响回声图。如果用增大 N 以减小幽灵的办法又受到TGC的限制。为了克服这个困难,本文应用了一种Barker码,它也有 $1/N$ 幅度的幽灵,但妙的是有确定的Barker码“对”,它们长度相同,每个都具有相同的主瓣响应和伴随的 $1/N$ 的幽灵,但这些幽灵具有相反的极性。如果把两个结果相加,则主瓣幅度加倍,而幽灵被抵消了。这样的Barker码对称Golay码。

首先对Golay码A进行发射接收并压缩,把回波信息存贮下来。然后发射Golay码B,再接收压缩和存贮。最后把这二序列相加以消去幽灵和得到双倍强度的信号。实际上可交替连续使用码A和码B,把即时序列与前一周期序列信号相加,这样就得到了与一般系统一样的数据率,而不是一半。这种利用Golay码的脉冲压缩方法可得到 $2N$ 倍的理论增益,但是噪声功率也随之增大到 $2N$ 倍,因此,总的信噪比保持不变。

由于TGC的影响,在接收一个“长”的回声时,振幅不是常数,而是指数增加的,这不仅影响了每个Golay码的压缩,也干扰

附表 对消后残留幽灵(用 HP2000 计算机)

平行方式				反平行方式				
Golay 码 A: 1, -1, 1, 1, -1, 1, 1, 1				1, -1, 1, 1, -1, 1, 1, 1				
B: 1, -1, 1, 1, 1, -1, -1, -1				-1, -1, -1, 1, 1, 1, -1, 1				
增益速率: (从顶到底) 6dB (0.690774 奈贝)								
指 数:	1	0.739569	2	0.806267	3	0.87898	4	0.95825
	5	1.04467	6	1.13888	7	1.24159	8	1.35356
解码结果: 自相关	和			幽灵(dB)	自相关		和 幽灵(dB)	
-8	0	0			0	0		
-7	1.35356	-1.35356			1.35356	-1.35356		
-6	-0.111972	0.111972			-0.111972	-0.111972	-0.223944	-37.2535
-5	1.25085	-1.25085			1.25085	-1.25085		
-4	0.411603	-0.41162			0.411603	0.411603	0.823205	-25.9461
-3	3.02983	-3.82045	-0.79062	-26.2969	3.02983	-3.02983		
-2	0.126915	-6.1511E-1	6.54039E-2	-47.9442	0.126915	0.126915	0.253829	-36.1655
-1	-0.315394	1.77394	1.45855	-20.9779	-0.315394	0.315394		
0	8.16177	8.16177	16.3235	0	8.16177	8.16177	16.3235	0
1	-0.289304	1.6272	1.33389	-21.7279	-2.89304E-1	0.289304		
2	0.106785	-0.051755	5.50301E-2	-49.4443	0.106785	0.106785	0.21357	-37.6655
3	2.3384	-2.9486	0.610198	-28.5469	2.3384	-2.3384		
4	0.291393	-0.291393			0.291393	0.291393	0.582785	-28.9461
5	0.812282	-0.812282			0.812282	-0.812282		
6	-6.6697E-2	6.6697E-2			-6.6697E-2	-6.6697E-2	-0.133395	-41.7535
7	0.739569	-0.739569			0.739569	-0.739569		
8	0	0			0			

了旁瓣的抑制, 附表说明了这个问题。对 8 位的 Golay 码, 在码持续时间内遇到 6dB 的增益改变, 结果有二种不完全抵消, 虽然留下的幽灵不大, 但已限制了动态范围。为解决这个问题可用二种方法: 可以按与 TGC 指数相反的形式对发射信号振幅进行调制, 以抵消“扩展”序列时的增益改变, 也可以让解码器的系数阵列具有指数形式。由于 TGC 必须可变, 则指数补偿也必须如此。对振幅调制来说, 改变反指数信号就可方便地改变发射脉冲形状, 而要改变解码器的系数就困难得多。因此, TGC 基本固定部分由解码器系数消除, 而可调部分由发射脉冲的反指数形式加权来解决。

利用上述能量扩展方法在 16 位 Golay 码情况下, 可得到如下好处: ①与单脉冲相比, 发射机峰值功率可减小至 1/30 以下。②可把输出电压减小到 1/5 以下。降低电源电压, 故可利用晶体管作为换能器的驱动器。

上述二点是为了获得与单脉冲系统一样性能。如果使用线性推挽高频功率放大器, 且保持电源电压不变, 则平均功率输出就增加到 30 倍以上, 所以: ③可增加穿透能力, 使探测距离增加。④可提高中心频率以获得较高的分辨力而保持同样的穿透能力。⑤可降低中心频率, 但保持同样的系统带宽, 以降低衰减率, 这样可减少 TGC 补偿, 还可降低超声剂量。附图给出了应用 Golay 码的能量扩展方法的医疗超声系统的方框图。该系统适用于腹部探测(如产科), 也可用于胸部、心脏等等。它的主要参数如下:

中心频率: $f=2.5\text{MHz}$ 带宽: $B=0.6\text{MHz}$

可分辨象点: 256 点 分辨率: 1.2mm

脉冲重复频率(PRF): 2.4KHz

最大 Doppler 频移: 1.2KHz(35cm/秒)

最大探测距离: 30cm 编码: 16bit

Golay 码对

增益压缩: 32(30dB) 输出电压峰值:
30V(100Ω负载)

输出功率幅值: 1W(100Ω)平均输出功率:
60mW(100Ω)

输出讯号: 1)视频信号(回声振幅)

2) 相干正交输出对 3) Doppler 信号

4) 发射时钟脉冲

主振产生 10MHz 信号, 并分频到 2.5 MHz, 以驱动仪器所有定时电路。2.5MHz 时钟接到发射机第二级平衡调制器, 也作为分频驱动。四分频输出即 625KHz 决定了编码序列和数据采样, 即处理时钟 ϕ_0 。 ϕ_0 再256分频, 得到2.4KHz作发射接收的定时信号。在8位计数器全“0”时作发射时刻。再经二分频得到的1.2KHz方波决定用码A或B。Golay码由ROM产生, ϕ_0 计数器的读数作地址, 2.4KHz时钟作选通脉冲。指数项由函数发生器产生, 由发射时钟定时, 输出接至第一级平衡调制器。

第一、二级平衡调制器产生的编码图形、指数和高频载波级过二级线性放大及发射——接收开关(T—R开关)后, 驱动换能器。(如果发射接收换能器彼此独立, 则开关可不用。)接收时, T—R开关把换能器与接收放大器接通。TGC函数接到控制端控制放大器增益。TGC由特殊的函数发生器产生, 是运算放大器或Miller积分器, 也可把函数存入ROM加上D/A变换构成。它必须与用于发射的指数发生器精确同步, 这样指数调制信号能与TGC对消而成常数电平。其精确程度决定于可接受的旁瓣量。

回声信号经过带TGC的放大器后, 再接到由正交载波驱动的二个平衡解调器。用这样复杂方式组成电路目的是要获得最大的分辨率, 避免死点, 这样能充分利用所给的带宽, 特别是换能器的带宽。因为正交系统比非正交系统的分辨率要高一倍。平衡解调器

输出是基频正交的回声信号, 按照回声相位有正或负的电平。Golay码解码器进行输出解码, 共需二个, 每个都需二组系数分别对应码A和B。由于每个通道中抽头式延迟线通常都适用于二种码, 故只需二个延迟线。该级也是按所发的码由选择A或B的方波来驱动。这可由模拟开关(如FET结型场效应管)来实现。结果仍有幽灵。把这个结果通过放大和模数转换送入行存贮器。该存贮器可以是数字电路或斗链式模拟延迟线。数字方式中, 得到大于30dB的动态范围, 至少要10位字长, 共需二组10位256字存贮器, 由于是周期性工作, 可选用MOS移位寄存器这类串行器件。斗链式延迟线具有70dB的动态范围, 没有动态范围限制的问题。

用上述存贮器把该时刻的结果与上一行的信号在数字电路中相加, 幽灵对消, 信号加倍。在数模转换器以后(或以前)对基频按正交关系对回声信号组进行均方根计算, 结果作为回声振幅(视频)输出。该信号可以用作A型显示、TM显示、切面成象显示以及X-Y- \dot{X} - \dot{Y} 显示。为了研究回声相位或其改变(Doppler)必须用基频正交的相干信号回声。假如要建立动目标显示系统(MTI)或回声—Doppler系统时, 这个相干正交信号还应放入另一行延迟线组中。更高阶的MTI可用延迟线组的输入输出来运算, 用亮暗来显示回声强度, 按Doppler方向作MTI显示。还可获得范围选通的Doppler音频信号, 通过Hilbert变换和谱分析来分析给定范围内目标的运动。

本文最后部分对影响超声系统性能的一些因素作了讨论, 包括换能器的带宽和结构, 接收放大器的带宽, 组织色散特性的影响和动态补偿, T—R开关的影响和近场死区的清除以及Doppler频移对幽灵对消的影响等等。

(余建国编译自《Ultrasonics》1979)