

数字式超声成像的相干处理

张 海 澜

(中国科学院声学研究所 北京 100080)

1996 年 4 月 18 日收到

摘要 本文介绍一种新的医学超声成像处理方法——相干处理。这种方法保留和利用了不同通道中信号的相干性, 因此能增强图象的空间分辨率, 改进图象的质量。

关键词 超声成像, 相干处理

Coherent processing for digital ultrasonic imaging

Zhang Hailan

(Institute of Acoustics, Academia Sinica, Beijing 100080)

Abstract A new technology of signal processing for medical ultrasonic imaging, the coherent processing, is introduced. The technology makes use of the coherence between signals of different channels and, thus, improves the space resolution.

Key words Ultrasonic imaging, Coherent processing.

1 引言

超声成像在医学诊断中的应用已有几十年的历史^[1]。早期的仪器都是模拟电路的。随着科学技术的发展, 超声成像设备逐渐向数字化方向发展。在 80 年代, 许多仪器的图象处理显示部分已经采用数字电路, 大大改善了图象的质量, 方便了图象的记录。90 年代初出现了全数字化超声诊断仪^[2], 在这类仪器中除了与探头直接联接的模拟放大器, 滤波器外, 全部是数字电路。初期的全数字化仪的波束形成和扫描部分基本上是用数字方法实现原来的模拟电路的功能, 因此其优越性不明显。近年来, 关于如何充分发挥数字方法的优势的研究发展很快。本文介绍几项这方面的成果, 它们的共同特点是保持和利用了波束的相干性, 即其相位特性, 因此被称为相干处理。

2 相干的接收波束

目前大多数超声成像诊断仪都采用电子聚焦和扫描, 其原理如图 1。仪器的发射波束形成器有许多发射通道, 它们发出电脉冲激励探头内的单元。这些电脉冲受仪器控制, 相互保持一定的时序关系。各单元在人体内产生的超声波互相干涉, 其中同相迭加而产生聚焦的方向就是发射波束, 它们是由各个发射通道产生的电脉冲的时序关系确定的。

发射波束在人体内被目标反射回探头, 由各单元接收转换为电信号送入仪器的接收波束形成器中的各个接收通道。各个接收通道中的电信号经过不同的时延后迭加, 使某一方向的目标产生的反射波同相迭加得到加强。这个方向就是接收波束, 它是由各个接收通道中的时延关系确定的。

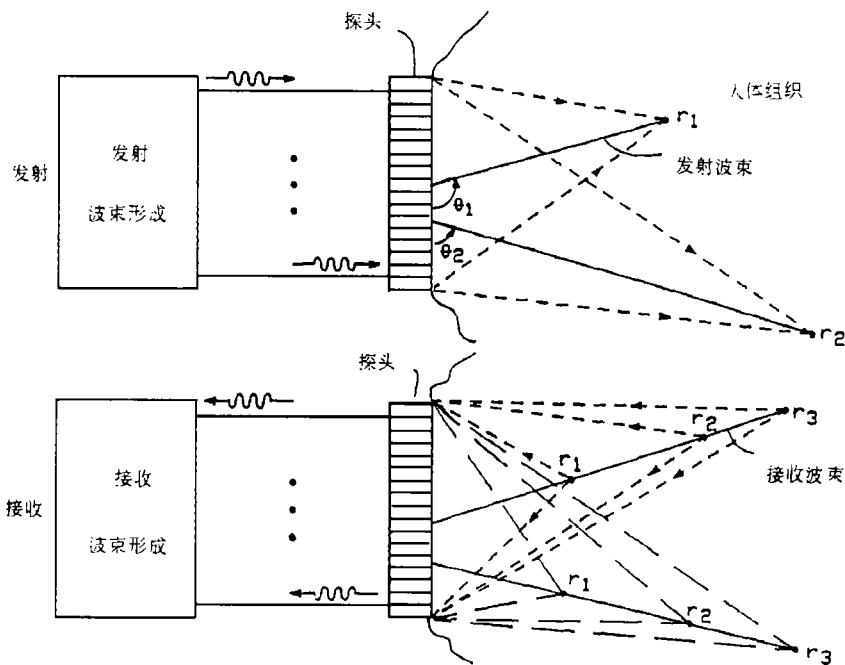


图 1 发射和接收波束形成

在各个发射通道和接收通道中信号的时延关系，即相位关系，是起决定作用的。但是在模拟超声成像仪器中，信号经过接收波束形成器产生接收波束后，其相位信息却被摒弃，不再利用，只把信号的幅度送往后续部分成像显示。如果要利用这些相位信息，必须保证波束的相干性，即保证同一目标在不同波束中产生的信号的相位是一致的。但是这一点在模拟仪器中很难做到。首先，同一目标沿不同的波束到达探头的距离是不同的。如图 2 左图中探头表面位于 x 轴，从 x_{01} 和 x_{02} 发出的两条波束 θ_1 和 θ_2 。假定目标位于它们之间的虚线上的黑点处，虚线表示假想的通过目标的波束。目标沿假想的波束到探头表面的距离为 r_t ，产生回波信号如图 2 右边中间的虚线波形。但是目标沿 θ_1 和 θ_2 到探头表面的距离分别大于和小于 r_t ，相应的波形如图 2 右边的两条实线所示。显然这三个波形的相位是不相同的。此外，不同的波束是不同的单元组合而成的，有时候单元的数目也不相同。不同单元的组合也会产生相位不同。此外，电路中的滤波器等也会产生附加的相位变化。因此模拟仪器不保证波束的相

干关系。

近年开发的新型仪器(见图 3)采用专门的方法校正波束间的相干性。在设计和制造时，计算和测定了确定位置的目标在不同波束中信号的相位和某一标准相位的差 $\Delta\varphi$ 存入仪器的计算机系统。这个相位差是随不同的波束和目标位置变化的。仪器工作时，接收波束形成器的接收通道把各单元接收的信号转换为数值信号，再按波束形成的要求延迟(参见图 1)，然后进行复解调^[3]，得到原信号的复包络，用它的实部和虚部 I 和 Q 表示。 I 和 Q 也叫原信号的正交分量。复包络的幅度和相位就是原信号的幅度和相位，因此复包络保持了原信号的幅度和相位信息。将各通道的复包络相加(见图 3)，得到接收波束形成器的输出复包络，也用 I 和 Q 表示。这个复包络的相位既有目标的贡献，也有不同波束和仪器的影响 $\Delta\varphi$ 。再把它送入相位对准器(图 3)，去除不同波束和仪器的影响 $\Delta\varphi$ ，得到的信号在不同的波束间是相干的，即同一目标在不同波束中的信号的相位是一致的。复解调和相位对准的数学表示见附录一。

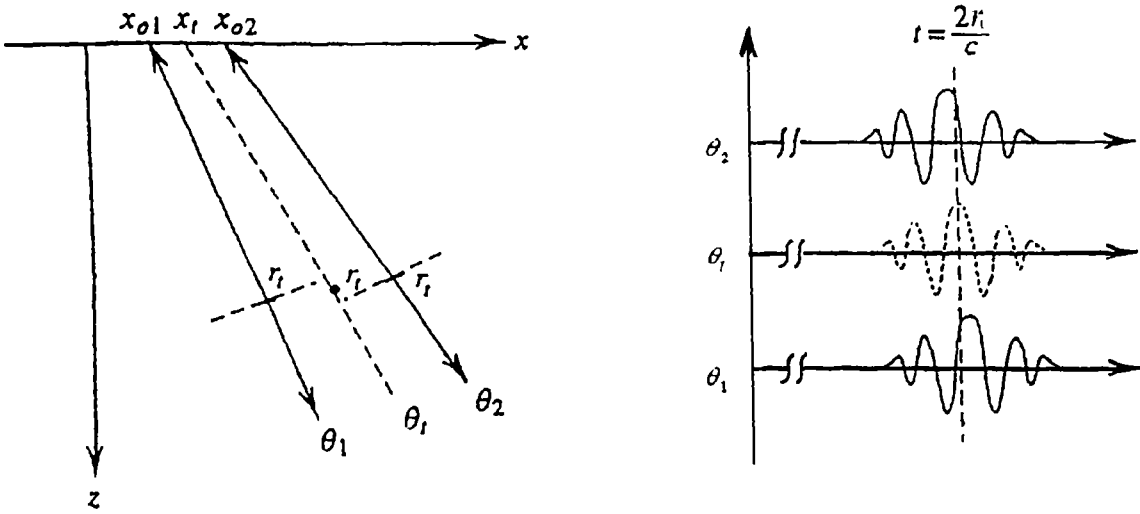


图 2 同一目标在不同波束中的波形

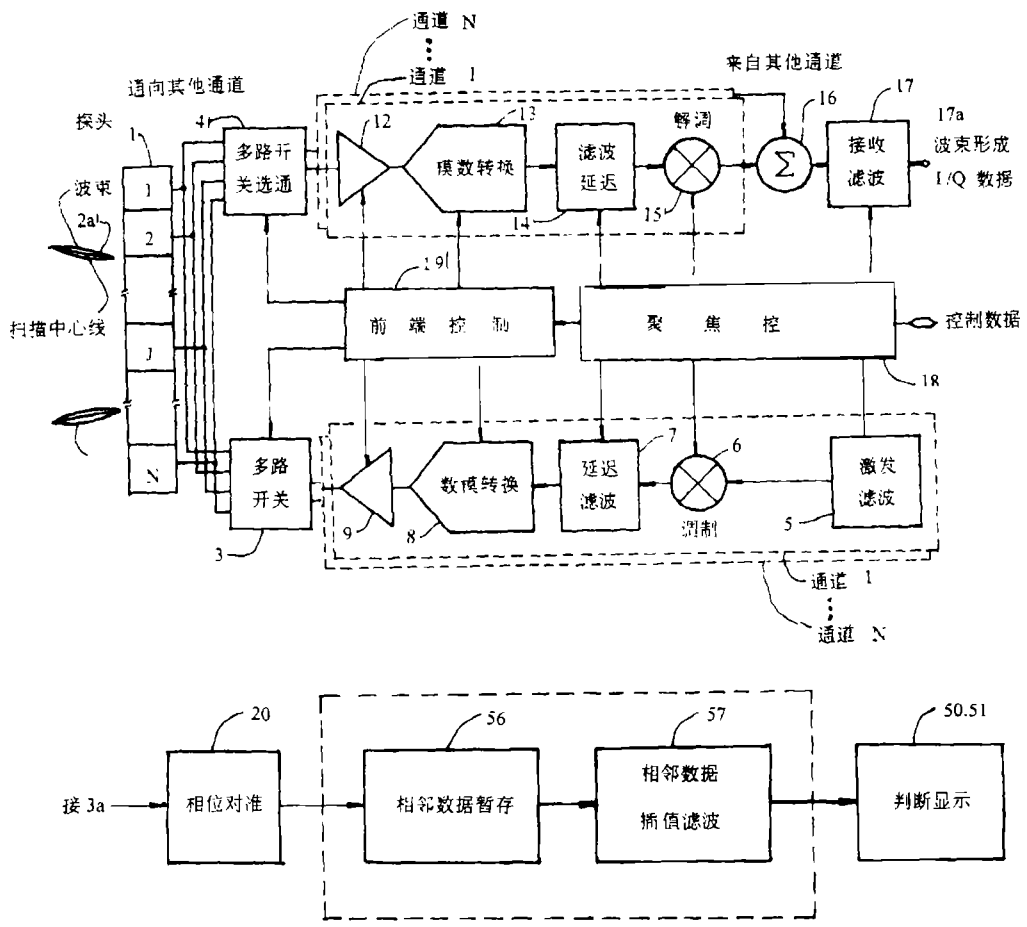


图 3 数字超声诊断仪原理框图

3 组合波束

为了提高图象扫描方向的空间分辨率，必须增加扫描声束。但是常规超声成像仪的声束数 N 受声速，帧频的限制，不可能很大。我们可以估算一下 N 。为了保证图象连续，帧频 F 不能低于 25Hz。如果成像深度 R 定为 0.2m，声波往返一次的时间为 $2R/c$ 。这里 c 是人体组织的声速，约为 1540m/S。在一帧的时间里要完成 N 次发射，必须有

$$\frac{2R}{c}N < \frac{1}{F}$$

$$\text{即 } N < \frac{c}{2RF} = \frac{1540}{2 \times 0.2 \times 25} = 154$$

这里还没有考虑每次发射间必须有的间隙。因此，对于腹部，心脏等部位，每帧的扫描声束最多只能有一百多条。这个估计和传统的 128 通道标准是一致的。

相干处理中各个通道的信号的相位是一致的，因此发射和接收波束可以分开。而且可以根据几个相邻波束的数据插值计算它们之间的

位置上的数据，形成新的波束。这种由插值计算产生的波束称作组合波束。产生新的组合波束不需要增加发射声波的次数，因此可以突破上述波束数 N 的限制。下面介绍一些组合波束的例子。

图 4 分别表示扇扫，矢量扫描和线扫的情况。图中实线是发射波束，虚线是接收波束。所有的接收波束都是相干的，因此可以作波束间的插值，得到新的组合波束。图 5 表示组合波束的产生，它可以代表图 4 中的各种扫描方式。图 5 中的第一行是扫描线的序号 I_{-1} 到 I_5 。第一次反射时发射波束 T_0 在扫描线 I_0 上，接收波束有两个， R_{0-1} 和 R_{01} ，位于 I_{-1} 和 I_1 。这两个接收波束是在一次发射过程中产生的。实际上是在每个接收通道中对记录的数字波形按 R_{0-1} 和 R_{01} 的要求分别延迟迭加，同时产生。这种多波束形成技术在模拟仪器上也是难于实现的。第二次发射时发射波束 T_2 在扫描线 I_2 上，接收波束 R_{21} 和 R_{23} 分别位于 I_1 和 I_3 ，依次类推，完成一帧的扫描。

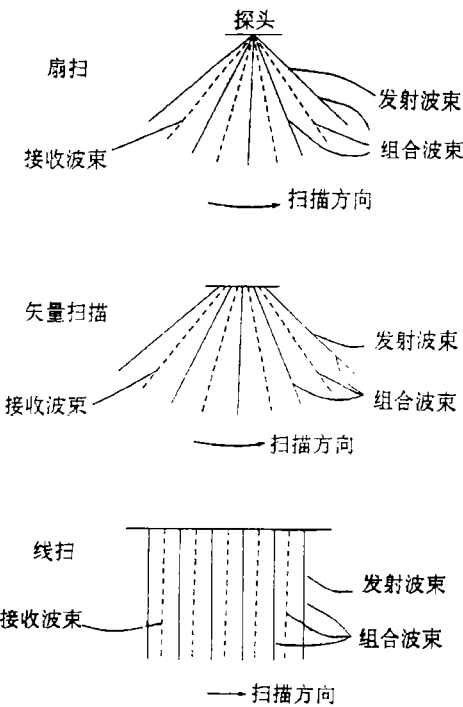


图 4 发射、接收和组合波束的位置

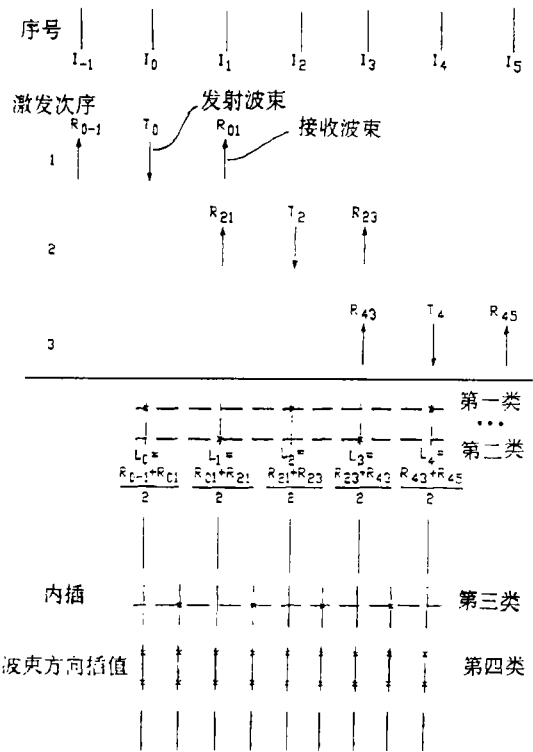


图 5 发射、接收和组合波束的位置

对接收波束插值, 就得到组合波束. 图 5 中第一类波束是在发射波束的扫描线上 ($I_0, I_2, \dots$), 它们是由一次发射产生的两个接收波束平均得到的. 如 $L_0 = (R_{0-1} + R_{01})/2$ 等. 第二类波束是在接收波束的扫描线上的 ($I_1, I_3, \dots$), 它们是由不同发射波束在同一位置产生的两个接收波束平均得到的. 如 $L_1 = (R_{0-1} + R_{01})/2$ 等. 图 5 中第三类波束位于相邻的扫描线之间, 它们和发射接收波束都不重合, 而是利用最近的两个第一类和第二类波束平均得到的, 如图中最左边的一个是 $(L_0 + L_1)/2$ 等. 图中第四类波束是把组合波束的方法用于径向得到的, 本文不介绍其细节.

组合波数的方法是多种多样的, 图 6 是另外两种组合波束的示意图, 它们的表示方法和图 5 一样. 这些组合波束都能提高图象的分辨率. 在附录二中我们用点扩散函数分析组合波束, 以得到较定量的结果.

4 变频扫描和多波束技术

提高声束的中心频率可以提高图象的分辨率. 但是当探头内的单元间隔固定时, 频率过高会产生旁瓣. 旁瓣的产生与扫描角有关. 扫描角越大, 即扫描方向与探头的正前方夹角越大, 越容易产生旁瓣. 为了解决分辨率和旁瓣的矛盾, 有人提出变频扫描的设想. 在扫描图象的中间部分时用较高的频率以提高分辨率, 因为这部分图象通常是最重要的, 而且这时扫描角接近于零, 在较高的频率范围内不会产生旁瓣. 在扫描图象的边缘部分时用较低的频率以避免旁瓣.

这个设想在模拟仪器中不易实现. 在图 3 所示的仪器中, 激发波束是由计算机产生数字波形, 经数模转换, 放大后激发探头. 其灵活性很大, 能方便地改变不同波束的中心频率. 在接收时利用数字处理, 可以灵活的用不同的频率解调, 经过相位对准, 得到相干的接收波束.

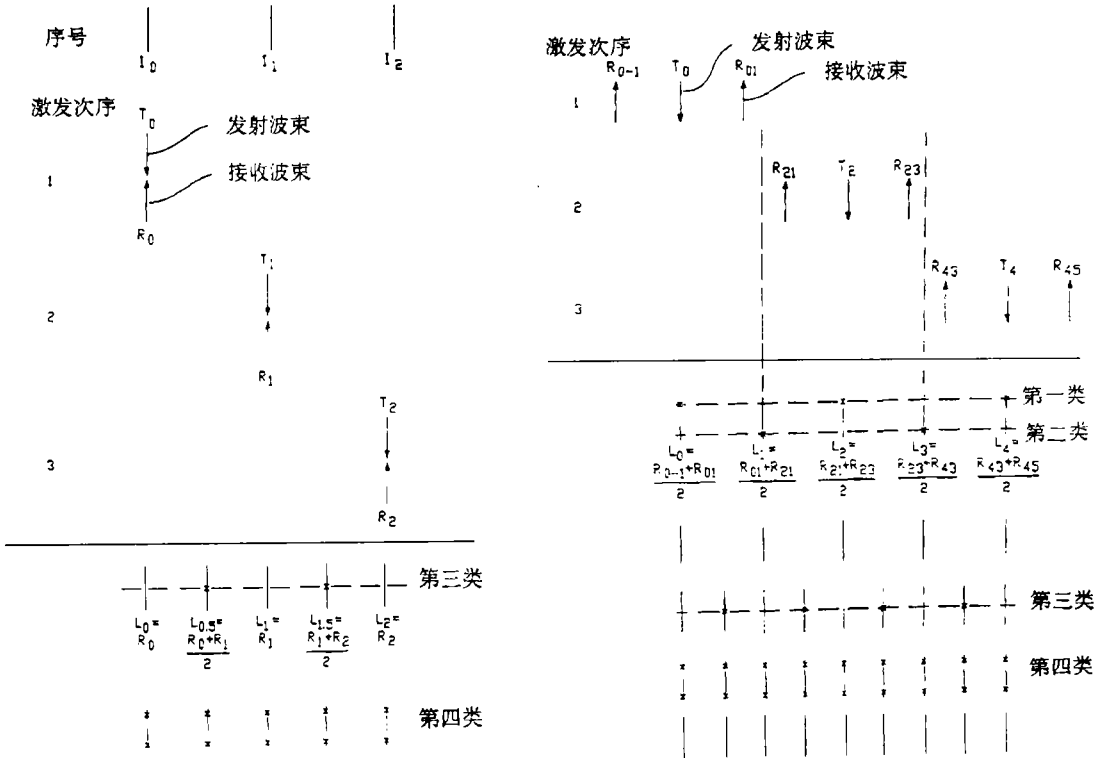


图 6 另外两种组合波束

灵活的数字激发可以实现多波束激发. 计算机产生的数字激发信号包括若干脉冲, 它们可以有不同的中心频率, 时延, 幅度, 对应不同的激发波束. 这样探头可以同时产生几个方向不同的激发波束. 在接收部分用不同的接收波束来分别接收不同的信号.

5 结束语

本文介绍的一些方法已经在一些新开发的超声诊断仪上实现. 实践表明, 数字化能够大大提高超声诊断性能. 这方面的研究进展很快, 预计新的方法会不断出现.

附录 1 复解调和相位对准

通常超声成象的接收信号是窄带信号, 可以用 $A(t)\exp(i\omega_0 t)$ 的实部表示, 式中复包络 $A(t)$ 是时间的慢变函数, $A(t) = A_0(t)\exp[i\varphi(t)]$ 包含了信号的幅度 $A_0(t)$ 和相位 (t) 信息, ω_0 是载波频率.

有许多方法可以保持相位信息. 复解调是用 $\cos(\omega_0 t)$ 和 $\sin(\omega_0 t)$ 分别乘接收信号, 经过低通滤波后得到 $A_0(t)$ 的实部 $I(t)$ 和虚部 $Q(t)$.

进行相位校正时, 用 $\exp(i\Delta\varphi)$ 和 $A(t)$ 相乘, 就可以把 $A(t)$ 的相位移动 $\Delta\varphi$.

附录 2 组合波束的简单分析

组合波束的产生过程看, 它是一种平均. 如果对它作一些简单的数学分析, 可以得到比较定量的认识.

我们用点扩散函数来分析. 一般的超声成象过程可以用卷积表示.

$$i(u) = o(u) \otimes p(u)$$

其中 $i(u)$ 是产生图象的接收信号, $o(u)$ 是人体内的反射系数, $p(u)$ 是系统的点扩散函数, 它是人体内一个理想的点目标 (u) 产生的图象, u 是空间坐标. 我们只考虑某一确定深度上沿

扫描方向的一维问题. 点扩散函数可以近似表示为激发点扩散函数 $p_t(u)$ 和接收点扩散函数 $p_r(u)$ 的卷积

$$p(u) = p_t(u) \otimes p_r(u) \tag{1}$$

根据点扩散函数合成的性质, 第一类和第二类组合波束的点扩散函数可分别表示为

$$p_1(u) = p_t(u) \frac{p_r(u - \frac{u_t}{2}) + p_r(u + \frac{u_r}{2})}{2} \tag{2}$$

$$p_2(u) = \frac{p_r(u - \frac{u_t}{2}) + p_t(u + \frac{u_r}{2})}{2} \tag{3}$$

式中 u_t 和 u_r 分别为发射和接收波束之间的距离. 由于点扩散函数是孔径函数 (探头单元的复权重) 的傅里叶变换, 所以由 (1) 式可得系统的孔径函数是

$$A(x) = A_t(x)A_r(x)$$

其中 $A_t(x)$ 和 $A_r(x)$ 分别为发射和接收孔径函数, 由 (2)(3) 式和傅里叶变换的平移性质, 我们可以得到第一类和第二类组合波束的孔径函数为

$$A_1(x) = A_t(x) \frac{1}{2} \left[a_r(x) \exp \left(-\frac{\pi u_r x}{\rho} \right) \right]$$

式中 ρ 是超声波波长. 由上式可见, 组合波束的孔径是探头的孔径加上余弦的幅度调制. 当 u_t 和 $u_r < z/2x$ 时调制恒正. 另外上式表明, 这两种组合波束的孔径在 x 方向是没有偏差的.

参 考 文 献

1 应崇福主编. 超声学, 北京: 科学出版社, 1990, 290-371.
2 冯若主编. 超声诊断设备原理与设计, 北京: 中国医药科技出版社, 1993.
3 Oppenheim A V, Schefer R W. Digital signal processing, Pretice-Hall Inc., 1975.