

一种基于非衍射波的高帧率超声成像发射系统的研究*

韦永梅^{1)†} 彭虎²⁾

1) (阜阳师范学院物理与电子科学学院, 阜阳 236041)

2) (合肥工业大学医学工程学院, 合肥 230026)

(2014年4月3日收到; 2014年6月2日收到修改稿)

基于非衍射波的高帧率 (high frame rate, HFR) 超声成像的前提是发射阵列波 (array beam) 声场, 但由于阵列波的正弦函数特征使对超声发射信号加权处理变得比较困难, 导致了发射系统复杂. 针对这一问题, 本文提出一种有效的解决方案. 基于傅里叶变换理论, 从方波的能量成分主要集中在基波这一特性出发, 采用单值方波对超声传感器发射信号进行加权, 用一个功率信号源和简单的电子开关网络实现了 HFR 系统中所需要的发射电路. 实验表明, 这种方案对 HFR 的成像质量几乎没有什么影响, 但大大简化了 HFR 成像系统, 这为 HFR 超声成像方法在现有 B 超声系统上的实现提供了一个可行的方法.

关键词: 超声成像, 电子开关, 功率信号源, 方波

PACS: 87.57.-s, 87.57.C-, 87.85.-d

DOI: 10.7498/aps.63.198702

1 引言

Lu 在文献 [1,2] 提出了一种高帧率 (high frame rate, HFR) 超声成像系统. 这个系统不同于传统的在时域中进行成像 [3] 的超声系统 [4,5], 它首先在角谱域中重建图像频谱, 通过频谱合成, 形成一幅完整图像的宽带频谱, 然后通过 Fourier 变换得到图像. 该系统在理论上可以给出每秒 3750 帧图像 (成像深度为 200 mm), 具有很高的时间分辨率和空间分辨率 [6,7].

众所周知, 传感器结构和波的衍射特性会影响成像质量 [8,9], 在 HFR 系统中, 传感器采用线性传感器, 测量声场常采用有限衍射波 [10], 比如阵列波 Array Beam [11]. 为了产生 Array Beam 声场, 发射电路必须采用有限衍射波 Array Beam 作为传感器阵元的权重信号. 这就意味着当超声探头有 N 个阵元时, 必须设计 N 个超声功率信号源驱动不同的

超声阵元才能最终实现有限衍射波 Array Beam 的发射. 对于现代的二维超声 B 超, N 一般在 128 个以上, 这将意味着需要 128 个功率发射电路. 因此由于发射电路系统过于臃肿, 电路功耗太大, 直接限制了这种很有希望的新型超声成像仪器的实现.

文献 [12] 提出了一种简化方案, 用两种极性相反的信号源作为发射激励信号和电子开关网络, 根据不同参数的 Array Beam 信号来确定电子开关的导通和闭合, 这样传感器阵元就只发射两种激励信号, 产生近似的 Array Beam 声场. 这种方法极大地简化了 HFR 的发射电路, 并保持了和直接发射 Array Beam 声场几乎一样的成像质量. 但这种方案需要两个功率信号源, 仍然无法在现有的只发射一种脉冲信号的 B 超系统上实现.

针对现有技术的状况, 本文提出用一个功率信号源和电子开关网络实现 HFR 系统中所需要的发射电路. 在本方案中, 我们把 HFR 中的发射信号

* 国家自然科学基金 (批准号: 60871087, 61172037) 和国家重大科学仪器设备开发专项 (批准号: 2012YQ200224, 2013YQ20060708) 资助的课题.

† 通讯作者. E-mail: ymwei2012@qq.com

源个数及其超声功率发射电路个数降低到了极限, 即一个功率信号源和简单电子开关网络就可实现 HFR 的超声发射, 而且成像质量和采用 N 个信号源的 HFR 系统的成像质量几乎没有什么区别, 同时大大简化了 HFR 成像系统, 为 HFR 超声成像方法在常规 B 超系统中的实现奠定了一个基础.

2 原理

2.1 成像模型^[13,14]

图 1 是一线性超声传感器阵列.

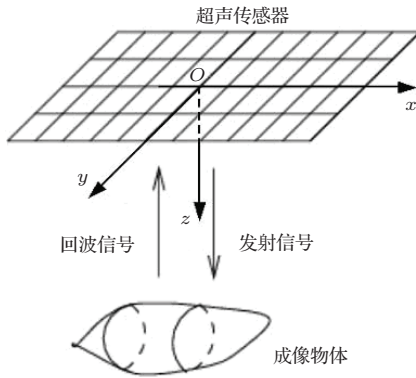


图 1 线性传感器阵列

当传感器发射参数为 k_x^t , k_y^t 和 k_z^t 的 Array Beam 时, 声场的分布为

$$p(x, y, z; k) = A(k) e^{ik_x^t x + ik_y^t y + ik_z^t z}, \quad (1)$$

这里 $p(x, y, z, k)$ 表示的是在位置 (x, y, z) 声压, $A(k)$ 是激励信号 $a(t)$ 的频谱在波数 k 上的表示, 频率 ω 与波数 k 之间的关系是 $k = \omega/c$, c 是声速. k_x^t , k_y^t , k_z^t 和 k 之间的关系是

$$k_z^t = \sqrt{k^2 - (k_x^t)^2 - (k_y^t)^2}. \quad (2)$$

如果在 $z = z'$ 的平面上有若干散射点, 这些散射点反射的声压为

$$s(x, y, z_i, k) = f(x, y, z_i) p(x, y, z_i, k), \quad (3)$$

这里 $f(x, y, z_i)$ 是散射点的反射系数函数, 通过二维 Fourier 变换^[15], 我们能够得到方程 (3) 在角谱域 (k_x, k_y) ^[16,17] 中的表达式为

$$\begin{aligned} & S(k_x, k_y, k, z_i) \\ &= \iint_{x,y} s(x, y, z_i, k) e^{ik_x x + ik_y y} dx dy \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} &= \iint_{x,y} f(x, y, z_i) A(k) e^{ik_x^t x + ik_y^t y + ik_z^t z_i} \\ &\quad \times e^{ik_x x + ik_y y} dx dy. \end{aligned} \quad (4)$$

由于散射点的反射, 由方程 (3) 或方程 (4) 表示的反射信号将反向传播到传感器的表面. 当传感器位于平面 $z = 0$, 根据角谱传播原理很容易得到接收的信号为

$$\begin{aligned} & R(k_x, k_y, k, z_i) \\ &= T(k) S(k_x, k_y, k, z_i) e^{i\sqrt{k^2 - k_x^2 - k_y^2} z}, \end{aligned} \quad (5)$$

这里 $T(k)$ 是传感器的频率响应在波数 k 上的表示. 为简单计, 我们设

$$k_z = \sqrt{k^2 - k_x^2 - k_y^2}. \quad (6)$$

方程 (5) 的物理意义是指位置在平面 $z = 0$ 的传感器所接收的信号来自于在平面 $z = z_i$ 上的散射点反射的回波. 实际上被接收的信号来自声场中许多平面, 所以它应当是 $R(k_x, k_y, k; z_i)$ 在不同平面的总和, 即

$$\begin{aligned} & R'(k_x, k_y, k) \\ &= \int_z R(k_x, k_y, k, z) dz \\ &= \iiint_V f(x, y, z) A(k) T(k) \\ &\quad \times e^{ik_x' x + ik_y' y + ik_z' z} dx dy dz, \end{aligned} \quad (7)$$

这里参数 k_x', k_y', k_z' 为

$$\begin{aligned} k_x' &= k_x^t + k_x, \\ k_y' &= k_y^t + k_y, \\ k_z' &= k_z^t + k_z. \end{aligned} \quad (8)$$

V 为成像空间域. 设

$$F_{BL}(k_x', k_y', k_z') = R'(k_x, k_y, k), \quad (9)$$

这里下标 BL 表示有限带宽. 被测物体就可以通过频谱 $F_{BL}(k_x, k_y, k_z')$ 的 Fourier 逆变换来近似获得

$$f_{BL}(x, y, z) = F^{-1}(F_{BL}(k_x', k_y', k_z')), \quad (10)$$

$F^{-1}\{\cdot\}$ 是 Fourier 逆变换. 在 k 是无限大时, 如果 $T(k)A(k)$ 始终等于 1, 这时 $f_{BL}(x, y, z)$ 就是物体的反射系数函数 $f(x, y, z)$. 通常, $T(k)$ 和 $A(k)$ 的带宽是有限的, 所以 $f_{BL}(x, y, z)$ 只能是 $f(x, y, z)$ 的一个近似.

2.2 阵列波发射方案

目前医学超声成像为B-mode方式, 它本质上是二维成像, 所用传感器为一维阵列. 只要令 $k_y = 0$, y 为常数(可取0), 上述成像模型即为B-mode方式. 下面我们仅讨论B-mode方式下阵列波发射方案.

对于一维超声线性探头, 令 $k_y = 0$, 对于(1)式, 发射参数为 k_x^t 的 Array Beam 的表达式是

$$p(x, z) = A(k) e^{j(k_x^t x + k_z^t z)}. \quad (11)$$

设传感器在 $z = 0$ 的 (x, y) 平面上, 如果直接采用(11)式发射信号, 则每个传感器阵元施加的激励信号为 $A(k) e^{jk_x^t x}$, x 为传感器阵元的坐标, 这就意味着要对发射信号沿传感器方向进行复数加权处理, 这在实际电路中是几乎无法实现的.

为了解决复函数声场下的成像, 考虑到 $e^{jk_x^t x} = \cos k_x^t x + j \sin k_x^t x$, 我们可以先发射信号 $A(k) \cos k_x^t x$, 再发射 $A(k) \sin k_x^t x$, 把第二次发射的回波信号乘以 j 并和第一次发射的回波信号相加即可得到阵列波声场下的回波信号. 这里 x 是超声传感器阵元的坐标位置. 由于每个阵元所需的激励信号不同, 对于有 N 个阵元的超声传感器来说, 将需要 N 个功率信号放大器(源), 这又使发射电路变得非常复杂.

为了简化发射电路, 考虑到方波的主要能量成分集中在基波, 因此采用方波代替正弦函数可以产生一个近似阵列波的声场. 为此构造两种单值的脉冲信号 $f_1(k_x^t x)$ 和 $f_2(k_x^t x)$ 来代替 $\cos k_x^t x$ 和 $\sin k_x^t x$.

$f_1(k_x^t x)$ 取值如下:

$$\begin{aligned} f_1(k_x^t x) &= 1, \cos k_x^t x > 0, \\ f_1(k_x^t x) &= 0, \cos k_x^t x \leq 0; \end{aligned} \quad (12a)$$

$f_2(k_x^t x)$ 取值如下:

$$\begin{aligned} f_2(k_x^t x) &= 1, \sin k_x^t x > 0, \\ f_2(k_x^t x) &= 0, \sin k_x^t x \leq 0. \end{aligned} \quad (12b)$$

显然, 这实际上是把加权处理中的乘法器转变了简单的开关电路. 对于有 N 个阵元的超声传感器来说, 需要一个功率信号放大器(源)和简单的开关电路即可(如图2所示).

在成像过程中发射信号主要分如下两步, 首先图2中的所有开关全部闭合, 这时发射的信号为

沿 z 轴传播的脉冲平面波. 超声信号在被测物体传播并被器官界面反射, 反射信号为 $y_0(x, t)$, x 是超声线性探头单元中超声阵元的坐标. 然后 k_x^t 取非0值, (12a)或(12b)式产生开关控制信号控制相应开关的闭合与断开. 这样超声源 $a(t)$ 或 $A(k)$ 产生的功率信号有选择地与超声传感器阵元连接. 被激励的阵元发射超声信号, 这样就分别得到了由 $f_1(k_x^t x)$ 和 $f_2(k_x^t x)$ 控制开关的回波信号 $y_{\cos}(x, t)$ 和 $y_{\sin}(x, t)$.

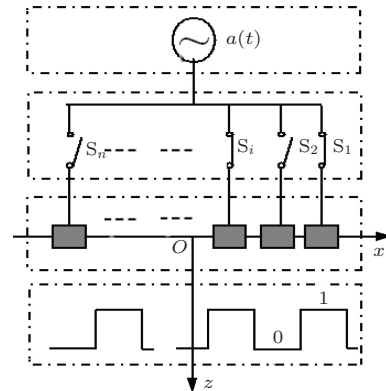


图2 简化的发射系统

在图像重建过程中, 首先对数据进行预处理. 即

$$\begin{aligned} y'_{\cos}(x, t) &= y_{\cos}(x, t) - 0.5y_0(x, t), \\ y'_{\sin}(x, t) &= y_{\sin}(x, t) - 0.5y_0(x, t). \end{aligned} \quad (13)$$

此过程是减去 $y_{\cos}(x, t)$ 和 $y_{\sin}(x, t)$ 中的分量 $y_0(x, t)$.

然后构成复数函数:

$$r_{k_x^t}(x, t) = y'_{\cos}(x, t) + iy'_{\sin}(x, t), \quad (14a)$$

$$r_{-k_x^t}(x, t) = y'_{\cos}(x, t) - iy'_{\sin}(x, t). \quad (14b)$$

对(14a)和(14b)式做Fourier变换, 并利用(8), (9)式即可得出图像的频谱 $R_{k_x^t}(k'_x, k'_z)$ 和 $R_{-k_x^t}(k'_x, k'_z)$.

也可以选择不同的发射参数为 k_x^t , 得到若干次图像的频谱, 最后合成具有一定成像质量的图像频谱:

$$R(k'_x, k'_z) = \sum_i [R_{k_x^t}^i(k'_x, k'_z) + R_{-k_x^t}^i(k'_x, k'_z)]. \quad (15)$$

$R_{k_x^t}(k'_x, k'_z)$, $R_{-k_x^t}(k'_x, k'_z)$ 表示第 i 次发射得到的图像的频谱.

进行二维Fourier反变换输出超声成像

$$y(x, z) = F^{-1}[R(k'_x, k'_z)], \quad (16)$$

这里 $F^{-1}(\cdot)$ 表示 Fourier 反变换.

3 实验

为了验证上述方法, 我们采用了 O'Dongna 领导的超声小组提供的试验数据. 该数据是在 acuson 体模上测量的, 数据的文件名为 acuson17. 测量所用的超声传感器上的阵元是 128 个, 阵元间距是 0.22 mm, A/D 采样率是 13.8889 MHz, 采样位数为 12 bit. 其测量过程是每次一个阵元发射, 所有阵元接收, 直至最后一个阵元发射和对应此发射的所有阵元加收, 因此 acuson17 数据是一个完备集数据, 在认可测量系统是线性的前提下, 它可以组合任意发射声场下的回波信号.

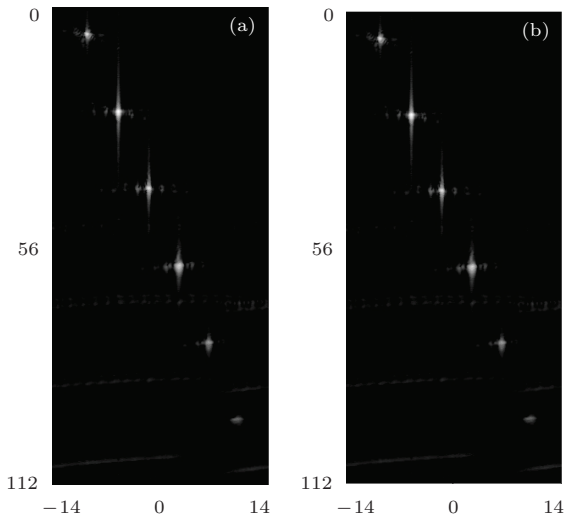


图3 实验结果 (a) 为阵列波声场下的成像结果; (b) 为近似阵列波声场下的成像结果

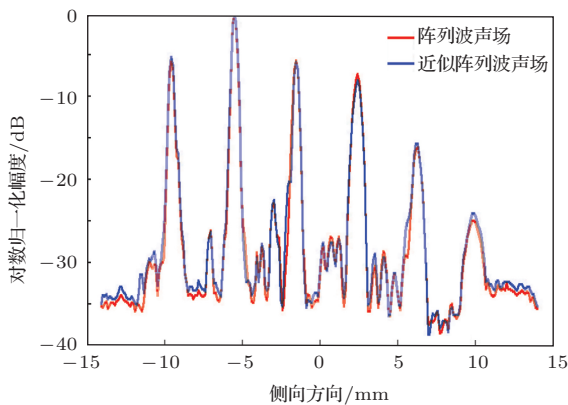


图4 (网刊彩色) 成像曲线

通过线性组合, 我们取 k_x^t 分别为 $-6, -4, -2, 0, 2, 4, 6$, 得出图像的频谱, 并利用 (15) 式对频谱进行综合, 图3为成像结果. 显示灰度为对数标度,

归一化取值为 $0 \sim -40$ dB, 成像区域为 $28 \text{ cm} \times 112 \text{ cm}$. 其中图3(a)为用发射信号为阵列波所得到的成像, 图3(b)为发射近似阵列波所得到的成像, 可以看出图像几乎完全一致.

为了进一步观察对比成像质量, 图4给出了图3(b)和图3(b)沿侧向方向 (x 方向) 的成像曲线, 这种曲线是超声成像研究中常用的观察图像旁瓣分布的方法. 对于侧向方向成像曲线, 它沿纵向 (z 方向) 取投影, 故6个散射点在成像曲线中有6个极大点. 可以看出, 发射近似阵列波的成像基本上保持了发射阵列波的成像质量.

4 结论

本文通过 Array Beam 所确定的函数构造一个单极二值周期函数, 取值为 0 或 1. 该函数是超声传感器阵元空间位置函数. 信号源是否激励传感器阵元就由此函数的值来决定. 如果函数值大于 0, 则激励信号和传感器阵元相接, 如果函数值不大于 0 时, 则激励源和传感器阵元断开. 和激励源连接的传感器阵元发射超声波. 当回波信号被接收后, 通过相关处理并通过 HFR 成像算法即可得到物体的图像.

本非衍射波发射电路的方案在 HFR 超声成像实现中具有重要意义. 第一、它仅用一个通道的功率信号源和简单的电子开关网络代替了 N 路功率信号 (源) 放大电路, 使 HFR 系统大大简化. 第二、由于功率信号源被压缩到了一个, HFR 成像仪的电路功耗将大大降低. 另外对于角谱为高频的 Array Beam 波, 由于近似只有一半的超声阵元发射信号, 而另一半不工作, 从而仪器的发射能量进一步降低. 这样将使未来的便携式医学超声诊断成像仪采用电池长时间供电成为可能. 第三、角谱为高频的 Array Beam 波, 由于相邻的阵元发射的信号相位相反, 在距离传感器较远的空间位置传播的信号由于相位近似相等而相互抵消, 因此角谱为高频的 Array Beam 波传播距离有限. 而本论文所提方法中各阵元要么不发射波, 要么发射相位相同的波, 因此声波辐射的能量可以传播得较远. 第四、现在商业上所用的超声成像仪, 大部分是把超声探头阵元和电子开关结合在一起构成发射振荡电路, 当电子开关接通时, 电路产生几个周期的衰减信号并由超声探头阵元发射出去. 显然本文所提方案可以直接在这种成熟的商用机器上实现, 再利用 HFR

成像算法对接收信号进行图像重建即可输出高质量的成像。

参考文献

- [1] Lu J Y 1997 *IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics, and Frequency Control* **44** 839
- [2] Lu J Y 1998 *Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics, and Frequency Control* **45** 84
- [3] Zheng CH CH, Peng H, Han ZH H 2014 *Acta Phys. Sin.* **63** 148702 (in Chinese) [郑驰超, 彭虎, 韩志会 2014 物理学报 **63** 148702]
- [4] Babak M A, Ali M 2011 *IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control* **58** 858
- [5] Babak M A, Ali M 2009 *IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control* **56** 1923
- [6] Lu J Y 2013 *IEEE International Ultrasonics Symposium Proceedings* Prague, Czech Republic, Jul 21–25, 2013 p1244
- [7] Chen H, Lu J Y 2013 *Ultrasonics* **53** 53
- [8] Zhu P P, Yuan Q X, Huang W X, Wang Y, Shu H, Wu Z Y, Xi D CH 2006 *Acta Phys. Sin.* **55** 1089 (in Chinese) [朱佩平, 袁清习, 黄万霞, 王越, 舒航, 吴白玉, 洗鼎昌 2006 物理学报 **55** 1089]
- [9] Zhao G M, Lu M Z, Wan M X, Fang L 2009 *Acta Phys. Sin.* **58** 6596 (in Chinese) [赵贵敏, 陆明珠, 万明习, 方莉 2009 物理学报 **58** 6596]
- [10] Du H W, Peng H, Jiang C H, Feng H Q 2007 *Acta Phys. Sin.* **56** 6496 (in Chinese) [杜宏伟, 彭虎, 江朝辉, 冯焕清 2007 物理学报 **56** 6496]
- [11] Peng H, Yu A N 2008 *Computers and Electrical Engineering* **34** 141
- [12] Lu J Y, Wang J 2006 *IEEE Ultrasonics Symposium Proceedings* Vancouver, British Columbia, Canada Oct 3–6 2006 p124–127
- [13] Peng H, Lu J Y, Han X M 2006 *Ultrasonics* **44** SUPPL e97
- [14] Peng H 2008 *Introduction to ultrasound imaging algorithm* (Hefei: University of Science and Technology of China Press) p89–112 [彭虎 2008 超声成像算法导论(合肥: 中国科学技术大学出版社) 第89—112页]
- [15] Liu R F, Yuan X X, Fang Y Zh, Zhang P, Zhou Yu, Gao H, Li F L 2014 *Chin. Phys. B* **23** 054202
- [16] Liu H Z, Ji Y F 2013 *Acta Phys. Sin.* **62** 114203 (in Chinese) [刘宏展, 纪越峰 2013 物理学报 **62** 114203]
- [17] Li J L, Lu B D 2007 *Acta Phys. Sin.* **56** 5778 (in Chinese) [李建龙, 吕百达 2007 物理学报 **56** 5778]

Study on the transmission system of high frame rate ultrasonic imaging based on the non-diffraction wave*

Wei Yong-Mei^{1)†} Peng Hu²⁾

1) (Department of Physics and Electronic Information Science and Technology, Fuyang Teachers College, Fuyang 236041, China)

2) (Department of Medical Engineering, Hefei University of Technology, Hefei 230026, China)

(Received 3 April 2014; revised manuscript received 2 June 2014)

Abstract

Array beam field is a necessary condition for high frame rate(HFR) ultrasonic imaging system according to the non-diffraction wave theory. However, the sine function characteristic of array beam waves makes it more difficult to weight the ultrasonic wave transmission signal so the transmission system is very complex. To solve this problem, this paper proposes an effective solution. Based on Fourier transform theory, the energy component of the square wave focuses mainly on the fundamental wave. In this paper a kind of square wave with a single value is utilized to weight the transmitted signals from an ultrasonic transducer. Thus only one power signal source and a very simple electronic switch system can be used to achieve this kind of transmission circuit in the HFR system. Experiments show that such an option has little impact on the image quality of the HFR, however it greatly simplifies the HFR ultrasound imaging system.

Keywords: ultrasound imaging, electronic switch, power signal source, square-wave

PACS: 87.57.-s, 87.57.C-, 87.85.-d

DOI: 10.7498/aps.63.198702

* Project supported by the National Natural Science Foundation of China (Grant Nos. 60871087, 61172037), and the National Major scientific equipment development special of China (Grant Nos. 2012YQ200224, 2013YQ20060708).

† Corresponding author. E-mail: ymwei2012@qq.com