引用格式：王宁浩，徐杰，韩志乐，等. 编码发射技术在医学高频超声成像中的研究进展[J]. 声学技术, 2020, **39**(5): 517-524. [WANG Ninghao, XU Jie, HAN Zhile, et al. Advances in encoding transmission techniques in medical high frequency ultrasound imaging[J]. Technical Acoustics, **39**(5): 517-524.] **DOI**: 10.16300/j.cnki.1000-3630.2020.05.001

编码发射技术在医学高频超声成像中的研究进展

王宁浩[1,2]，徐 杰[1]，韩志乐[1]，崔崤峣[1]，简小华[1]
(1. 中国科学院苏州生物医学工程技术研究所，江苏苏州 215163；2. 中国科学技术大学，安徽合肥 230026)

摘要：高频超声成像以其高分辨和实时性好等优势成为近年来医学超声成像领域研究的热点。但由于超声的衰减随频率增加呈指数级升高，导致高频超声信号幅值小，图像信噪比低。为了增强高频超声成像的信噪比，近年来编码发射(又称编码激励)技术得到了越来越多的研究和应用。文章对近几年国内外编码发射技术在医学高频超声成像方面的应用和研究进展进行了综述，重点分析了 Chirp 码、巴克(Barker)码和格雷(Golay)码 3 种主要编码发射技术在高频超声成像方面应用的优缺点，并综合对比了各种编码发射技术在高频成像方面的应用前景。

关键词：高频超声成像；编码发射；Chirp 码；巴克(Barker)码；格雷(Golay)码
中图分类号：TB559 **文献标识码：**A **文章编号：**1000-3630(2020)-05-0517-08

Advances in encoding transmission techniques in medical high frequency ultrasound imaging

WANG Ninghao[1,2], XU Jie[1], HAN Zhile[1], CUI Yaoyao[1], JIAN Xiaohua[1]
(1. *Suzhou Institute of Biomedical Engineering and Technology, Chinese Academy of Sciences, Suzhou* 215163, *Jiangsu, China*;
2. *University of Science and Technology of China, Hefei* 230026, *Anhui, China*)

Abstract: High frequency ultrasound imaging is a hotspot in medical ultrasound imaging due to its high resolution and good real-time performance. However, the attenuation of ultrasound increases exponentially with the frequency, the amplitude of high-frequency ultrasonic signal is usually small and the signal-to-noise ratio of image is low. In order to enhance the signal-to-noise ratio (SNR) of high frequency ultrasound imaging, in recent years, the encoding transmission techniques have been increasingly studied and applied. In this paper, the encoding transmission techniques in the applications of high frequency ultrasound imaging are summarized. By reviewing the recent research progress of different encoding transmission techniques both at home and abroad, three main techniques with Chirp code, Barker code and Golay code in high frequency ultrasound imaging are emphatically analyzed. Also, the application prospects of various encoding transmission techniques in medical high frequency imaging are compared.

Key words: high-frequency ultrasound imaging; coded emission; Chirp code, Barker code; Golay code

0 引 言

频率大于 15 MHz 的高频超声(High Frequency Ultrasound, HFUS)是获取高分辨率的生物组织图像的有效手段[1]，具有无创、无辐射、分辨率高、实时性好以及检查费用低等优点，其在眼科、消化、呼吸、神经、皮肤和血管内等方面的临床应用日益普及和广泛[2-5]。然而，由于组织中超声波的衰减随频率增加而呈指数级升高，且一般 HFUS 换能器阵列尺寸较小，具有短波长和低 F 数(相对孔径的倒数)的特点，从而导致 HFUS 成像在组织中较深区域时衰减严重，回波信号幅值弱，极易淹没在噪声中，导致 HFUS 景深(Depth of Field, DOF)有限且信噪比(Signal to Noise Ratio, SNR)低，严重限制了 HFUS 的成像质量及其在临床的应用推广。

为解决这些问题，国内外研究人员开展了大量的研究工作。针对 DOF 受限方面，研究发现采用高频超声环形阵列进行成像可以有效地增加 DOF[6]，但该方法需要使用特制的超声探头，无法兼容现有的常规线阵、凸阵和相控阵探头，限制了其使用范围和能力。针对高频超声波的衰减问题，研究表明编码发射技术利用有限峰值幅度的长串编码脉冲，可在保持 HFUS 空间分辨率的同时能显著提高图像的 SNR。编码发射技术无须改变现有系统硬件和探头配置，仅通过调制激励脉冲和解码

收稿日期：2019-06-02; **修回日期：**2019-07-10
基金项目：科技部重点研发计划项目(2018YFC0116201)，中科院科研仪器设备研制项目(YJKYYQ20180031)，江苏省自然科学基金资助(BK20161235)
作者简介：王宁浩(1995－)，男，山东诸城人，硕士研究生，研究方向为医学高频成像。
通讯作者：简小华，E-mail: jianxh@sibet.ac.cn

方式即可得到实时的高质量的图像，具有良好的技术兼容性和适用性，因此在弹性成像[7-9]、多普勒成像[10-12]以及谐波成像[13-14]等多个HFUS领域得到了越来越多的研究和应用。编码方式对成像质量有着重要影响，同时，激励脉冲以及回波信号的质量以及信号处理方式等也是决定成像质量的重要因素，为此超声系统的设计[15]、波形发生器[16-17]和滤波器[18]等硬件的改良和实现也是国内外学者越来越重视的方面。

目前，已有相关文献[19]对编码发射技术的研究进展进行了综述，但是就最近几年高频成像领域的编码发射技术，以及针对各种编码组合的新技术的总结尚且不多。因此，本文对最近几年医学高频超声成像中编码发射技术的发展状况进行综述，包括编码发射技术在高频超声成像中的多种应用以及国内外学者针对不同编码发射技术的不足之处提出的改进方法，对其后续的研究进行展望，为从事相关研究工作的人员提供参考和借鉴。

1 高频超声成像中的编码发射技术

编码发射技术的基本流程框图如图1所示，其与传统脉冲回波成像的主要区别在于发射电路和接收电路的功能上，编码发射技术的发射电路需要发射编码激励，必要时还需要对其进行调制处理。同时，为得到与单脉冲激励宽度相近、但幅度远远提高的信号，接收电路需要对回波信号进行脉冲压缩。传统脉冲回波成像方式和编码激励成像方式的基本工作原理如图2[20]所示。

目前，在医学超声成像中应用最广泛的编码发射技术是 Chirp 码，巴克(Barker)码和格雷(Golay)码。文献[19]已对这些编码发射技术的工作原理和优缺点进行详细的总结和比较。这些超声编码信号的分类由表1给出，其优、缺点如表2[19]中所示。

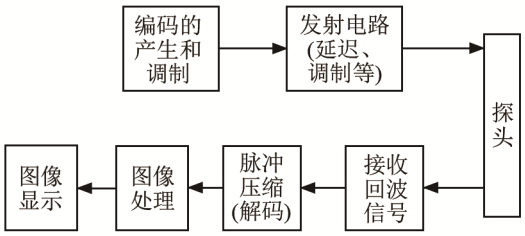


图1 编码发射技术流程框图

Fig.1 Block diagram of encoding transmission technique

就高频成像而言，当使用相位编码方式时，系统在动态成像时，由于成像对象的运动和成像系统本身的扫描，编码及信号采集时其位置或形态的变化会引起相位偏移，在傅里叶变换时这种相位偏移被误认为是位置信息，从而导致产生无法消除的距离旁瓣伪像[21]，对图像造成无法忽略的影响，同时相位编码会受到码长限制和发射机制的的影响，因此对这些方面的改进以及提高衰减频率的鲁棒性是相位编码在高频成像方面的重点和难点。

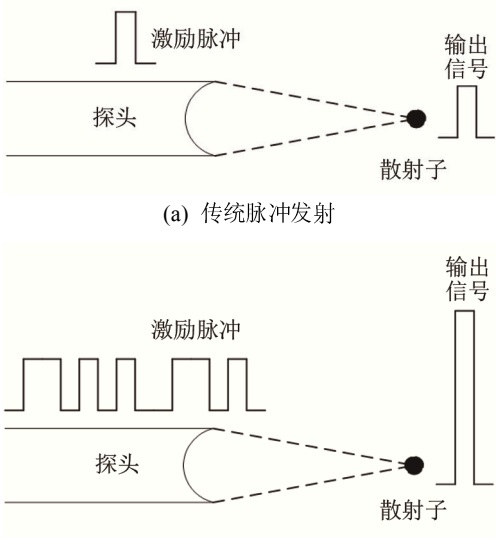


图2 脉冲回波发射和编码反射的基本工作原理[20]

Fig.2 Schematic diagram of basic working principle for normal pulse excitation and coded excitation[20]

表1 编码信号的分类

Table 1 Different coding types

发射次数	编码方式	
	相位编码	频率编码
单次发射	Barker 码、m 序列	Chirp 码
多次发射	Golay 码	–

表2 超声成像中编码方式的性能比较[19]

Table 2 Performance comparison of different coding types in ultrasound imaging[19]

编码方式	优点	缺点
Chirp 编码	单次发射；没有码长限制，可以任意增加发射能量；通过增加适当包络，可以控制距离旁瓣水平	无法根除距离旁瓣。频率编码，发射电路复杂
格雷(Golay)码	没有码长限制，可以任意增加发射能量；距离旁瓣水平为零；相位编码，发射电路简单	两次发射；帧频率会降低一倍，不利于快速运动目标的成像
巴克(Barker)码	单次发射；距离旁瓣水平为码长的倒数；相位编码，发射电路简单	最大码长只有13位，发射能量不足；距离旁瓣水平过大
m 序列(m-sequence)	单次发射；没有码长限制，可以任意增加发射能量。相位编码，发射电路简单	距离旁瓣水平稍大，但是可以控制

由表 2 可知，Chirp 码脉冲压缩效果受衰减和波束合成等非线性因素的影响相对较小，且只需要一次发射就可以完成脉冲压缩，受组织运动影响较小，对衰减的频率依赖性方面具有更强的鲁棒性。因此如何在高频成像中将其他方法与 Chirp 编码发射技术相结合，得到目标效果，是现阶段的主要研究方向[22-23]。但是由于 Chirp 码需要多幅值发射电压，对发射电压和硬件的要求较高。为使编码发射技术适用于高频成像，国内外研究人员提出了各种不同的针对性改进方法。

1.1　DF-Chirp 编码激励方法

将 Chirp 编码激励的脉冲与双频(Dual Frequency, DF)差激励的波形相结合技术被称为 DF-Chirp 编码激励方法[24]。

双频(DF)差激励技术在高频超声中用于诱导来自微泡的低频非线性散射，并通过传输两个高频正弦波，在差分频率下产生包络分量。包络分量接近微泡共振频率会提高激发效率，然而通过延长传输脉冲长度来提供足够的包络分量需要以降低轴向分辨率为代价。而 Chirp 编码属于发射线性调频(Linear Frequency Modulation, LFM)编码激励，与传统短时脉冲激励相比，在固定脉冲长度和相同声波能量的条件下，可以提供更宽的信号带宽，从而改善轴向分辨率[15]。在高频超声成像中，DF-Chirp 的发射信号是通过将 Chirp 码嵌入到 DF 差激励的包络分量中进行脉冲压缩，其波形实现如图 3 所示。双频(DF)差激励方法提高了横向分辨率，Chirp 编码激励技术则在保持声波能量的同时提高了轴向分辨率，DF-Chirp 编码激励方法结合两者的成像优势，同时提高了横向分辨率和轴向分辨率。

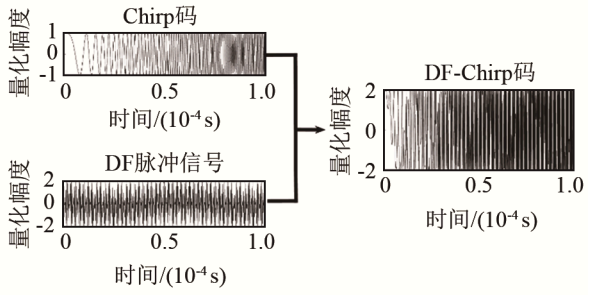


图 3　DF-Chirp 码波形形成示意图[24]

Fig.3　The diagram of waveform formation of DF-Chirp code

文献[24]的实验结果如图 4 所示，以对比组织比(Contrast to Tissue Ratio, CTR)为图像评价标准，在 600 kPa 和 1 000 kPa 的焦点声压下，DF-Chirp 的成像效果都明显优于长 DF(DF-long)(脉冲长度为 5 μs)和短 DF(DF-short)(脉冲长度为 1 μs)：DF-long 与 DF-Chirp 成像脉冲长度相同，DF-Chirp 明显提

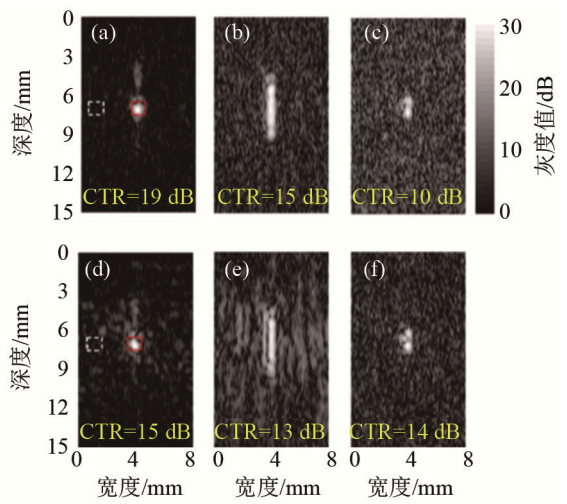


图 4　从左到右：微泡在 DF-Chirp，DF-long 和 DF-short 不同激励下的 B 模式图像 (a)～(c)中的焦点声压为 600kPa，(d)～(f)为 1 000 kPa[24]

Fig.4　Microbubble's B mode images: From left to right Figures are DF-Chirp, DF-long and DF-short, respectively. The focal acoustic pressure in (a)～(c) is 600 kPa, and (d)～(f) is 1 000 kPa[24]

高了轴向分辨率；DF-short 和 DF-Chirp 成像轴向分辨率相近，但 DF-Chirp 明显降低了背景噪声。

然而，微泡的非线性振荡会改变撞击包络分量的相位[25]，导致回波信号不能使用匹配滤波器进行充分的解码，这种不匹配会导致距离旁瓣增大，引起明显的图像伪影，从而降低图像的对比度。同时 Chirp 编码对发射电压和硬件要求较高，也是 DF-Chirp 差激励方法面临的问题。

1.2　组合脉冲反转 Chirp 编码组织谐波成像技术

组织谐波成像(Tissue Harmonic Imaging, THI)可降低旁瓣水平，获得横向分辨率和组织对比度更高的图像[14]。特别是高频成像方面，精细的成像对器官微创的诊断有重要意义，高频次谐波成像技术可获取高精度的微脉管系统图像[26]，THI 已被应用于血管内超声(Intravascular Ultrasound, IVUS)[27-28]。但 THI 动态范围小，同时受到谐波频率衰减和带宽限制等的影响，会引起空间分辨率降低[29]。

针对这个问题，研究[13]表明编码激励技术应用于 THI 可以补偿降低的信噪比，同时有研究[30]证明脉冲反转组织谐波成像(Pulse Inversion Chirp Coded Tissue Harmonic Imaging, PI-CTHI)较 THI 具有更深的穿透深度。PI-CTHI 方法是通过交替地发送幅度反转的脉冲串，然后将获得的相邻两条波束线求和，从而抵消基频上的信号。然而旁瓣水平的提高使得 PI-CTHI 不适用于 B 模式成像，文献[31]提出的一种组合脉冲反转 Chirp 编码组织谐波成像(Combined Chirp Coded Tissue Harmonic and Fun-

damental Ultrasound Imaging, CPI-CTHI)技术，该技术在 20～60 MHz 频段的成像展现了其优越性。CPI-CTHI 的发射波形是组合 Chirp 脉冲，通过用于基本 Chirp 编码激励成像(Found Chirp Coded Imaging, F-CI)的 Chirp 脉冲串与用于 PI-CTHI 的子谐波脉冲串组合，其脉冲产生如图 5[31]所示，利用匹配滤波器进行回波的脉冲压缩。这种成像技术能够降低旁瓣水平并提高回波信噪比，同时可以减少旁瓣中的 Chirp 编码成像占比，可以更为清晰地描绘具有非线性系数、不均匀分布的血管内影像。

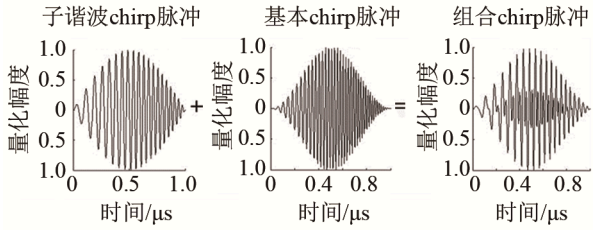


图 5 组合 Chirp 脉冲：由基本 Chirp 脉冲和谐波 Chirp 脉冲相加产生[31]

Fig.5 Generation of a combined chirped waveform [31] (Both harmonic and fundamental chirp are summed to generate the final waveform)

文献[31]给出的成像对比如图 6 所示，6(a)～6(c)分别显示了通过 CPI-CTHI、PI-CTHI 和 F-CI 获得的兔气管的横截面超声图像。为了便于对比观察，图 6(d)给出了动物的气管组织。CPI-CTHI 成像清楚地描绘了上皮层和连接处的组织，而且相较于其他两种成像方式，上皮层下的血管更加清晰。值得注意的是，假回波会导致 PI-CTHI 成像方式在软骨层外产生伪影，这种伪影会导致图像模糊，而 CPI-CTHI 成像方式中则没有出现这种问题。

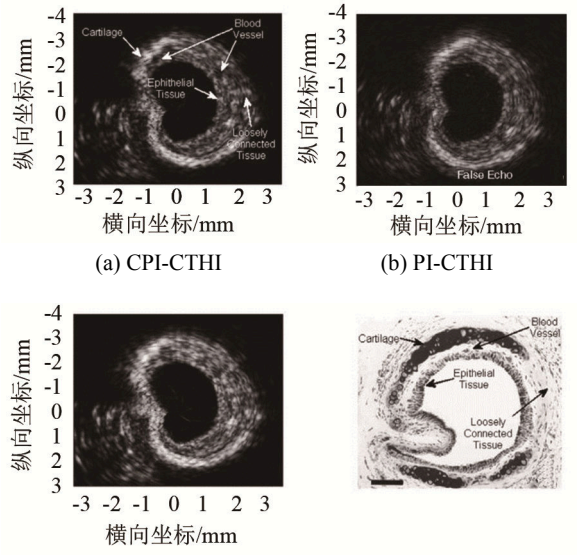


图 6 不同编码方法获得的动物气管超声图像[31]

Fig.6 Animal tracheal ultrasound images obtained by different coding methods[31]

CPI-CTHI 是结合多项前人的工作设计优化出来的一种适用于高频的 IVUS 的成像技术，解决了旁瓣水平过高、穿透深度不足等医学高频成像中常见的难题，其局限性可能还是在于 Chirp 编码的固有特点，即对发射电压和硬件的要求较高。

1.3 结合失配滤波器的 LFM-Barker 编码发射技术

LFM-Barker 编码发射技术是 LFM 代替正弦波作为 Barker 码载波的编码发射技术[32]。Barker 编码激励属于相位编码发射技术，传统的 Barker 码用正弦波的单频载波调制(Sinusoid-Barker)，与线性调频编码激励相比，具有更简单的脉冲发生器和更低的成本，但其频谱与超声换能器的频谱不一致[33]。此外，由表 1 可知，Barker 码是单次发射的双相位编码，有良好的自相关距离旁瓣水平。对于长度为 N 的 Barker 码，其自相关距离旁瓣水平为 $1/N$(正弦波的单频载波具有大约为 1 的时间带宽积 TB，Barker 编码激励的 SNR 增益只能通过其长度来实现)。理想状态下，增加 Barker 码的长度可获得更低的旁瓣水平，同时改善 SNR，但实际情况是最长的 Barker 码也仅有 13 位，因此采用 Barker 码发射成像时，获得的最小自相关距离旁瓣水平也高达 1/13。如此高的旁瓣水平将导致图像中出现不可接受的伪影现象，且该方法在传输能量方面也显得不足。

文献[34]将 Barker 编码发射技术应用于眼科高频成像，同时对比了匹配滤波器和失配滤波器的效果，表明失配滤波器的使用可得到更加理想的旁瓣水平。匹配滤波器和失配滤波器的主要区别是滤波器的长度以及幅度电平不同[35]。失配滤波器比匹配滤波器更长且具有多个幅度电平，可在保证 SNR 的同时显著降低旁瓣电平，从而提高成像水平[36]。

LFM-Barker 编码发射技术在一个 Barker 芯片中采用线性频率调制，而在 Barker 芯片间则采用 Barker 相位调制的方法，其发射信号的产生方式如图 7[37]所示。相较于传统的 Barker 编码发射技术，其频谱可灵活地响应超声换能器频谱，频移灵敏度高，对衰减频率依赖性的鲁棒性强，同时结合失配

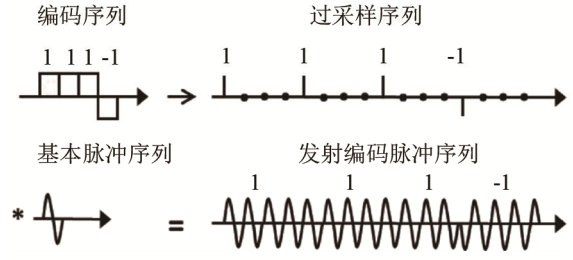


图 7 LFM-Barker 码：由过采样的 Barker 码和基本脉冲序列 Chirp 码卷积形成[37]

Fig.7 LFM-Barker: a convolution of a base pulse sequence with an oversampled Barker code sequence[37]

滤波器解码，可很好地应用于频率相关衰减的情况。

图 8[32]是文献[32]运用 Field Ⅱ进行的 B 模式成像模拟结果，图中有 4 个识别点，两两之间的距离由上往下逐渐递减。比较两种编码方式的成像结果可知，传统的 Sinusoid-Barker 编码方式不能分辨最后的两个相邻点，而 LFM-Barker 编码方式则可以做到，验证了 LFM-Barker 编码发射技术能够提高轴向分辨率这一优势。

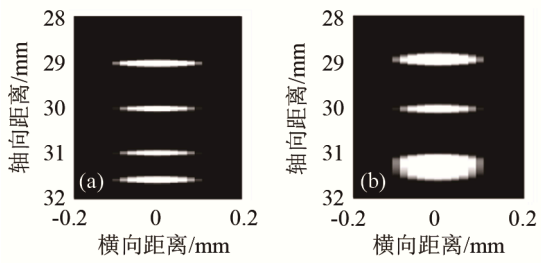


图 8　具有(a)LFM-Barker 编码激励和(b)传统 Barker 编码激励的四点目标的 B 模式图像[32]

Fig.8　B-mode images of four point targets with (a) LFM-Barker coded excitation and (b) Sinusoid-Barker[32] coded excitation

由于 LFM-Barker 编码方式引入了 LFM，Barker 码相较于 Chirp 码成本低、电路实现简单的优势将不复存在，其脉冲发生器的电路和硬件将变得复杂，同时 SNR 增益也会降低。

1.4　Barker-Golay 调制编码发射技术

Barker-Golay(Barker Sequence Modulated Golay Coded, BMG)调制编码发射技术是一种 Barker 码调制的 Golay 编码激励技术[38]。

与 Barker 码一样，Golay 码也是相位编码，其编码序列皆是由“1”和“–1”排列组合构成，进行编码发射的电路只需产生正负电压即可，因此发射电路易于实现[39]。Golay 码是成对发射的双相序列，其具有的优势是与单次发射的编码相比，两次发射在理论上可以消除距离旁瓣。编码激励技术可以在不降低轴向分辨率的情况下实现 SNR 的提高，SNR 的改善程度则是由码长决定的[40]。

传统的 Golay 码和 Barker 码都只有有限的码长序列，因此在使用这两种编码激励技术时，面对不同的情况，只有有限的选择。BMG 的原理是将一对 Golay 码分别与 Barker 码进行卷积处理，将处理后的序列相加，通过解码得到输出信号。此方法可改善编码激励的信号强度并增加码长的灵活性。

图 9[38]为 BMG 码的生成和脉冲压缩示例，可见使用 Barker 码调制 Golay 码后可以有效增加码长，还能增加码长的选择。同时，回波信号脉冲压缩后具有更高水平的主瓣，从而提高了信号的强度。

如图 10[38]所示，文献[38]将 BMG 码发射技术与其他几种编码发射技术进行了成像对比。结果表明，相较于传统脉冲信号、Barker 码和 Golay 码，BMG 编码激励成像的 SNR 提高效果最好。通过图 10(c)～10(f)的囊肿放大图像也可以看出 BMG 码的成像水平要高于其他 3 种编码发射技术。

但是 BMG 编码方法在增强信号强度的同时也增加了距离旁瓣，同时两次发射的机制容易受组织运动的影响。并且，这种编码发射技术可能只适应于眼科等组织相对静止的高频超声成像，成像条件比较受限。

1.5　结合 PRF/4 解码的 Golay 编码发射技术

结合 PRF/4 解码的 Golay 编码发射技术是在发射 Golay 编码激励的基础上，基于 Golay 激励的主瓣和距离旁瓣分量之间的半脉冲重复频率(Pulse Repetition Frequency, PRF)f_{PR} 的多普勒频谱差异，使用截止频率为 $f_{PR}/4$ 的低通滤波器(PFR/4 解码滤波器)进行慢速解码，将所需的主瓣与旁瓣干扰分开，从而改善成像质量的一种编码发射技术[41]。

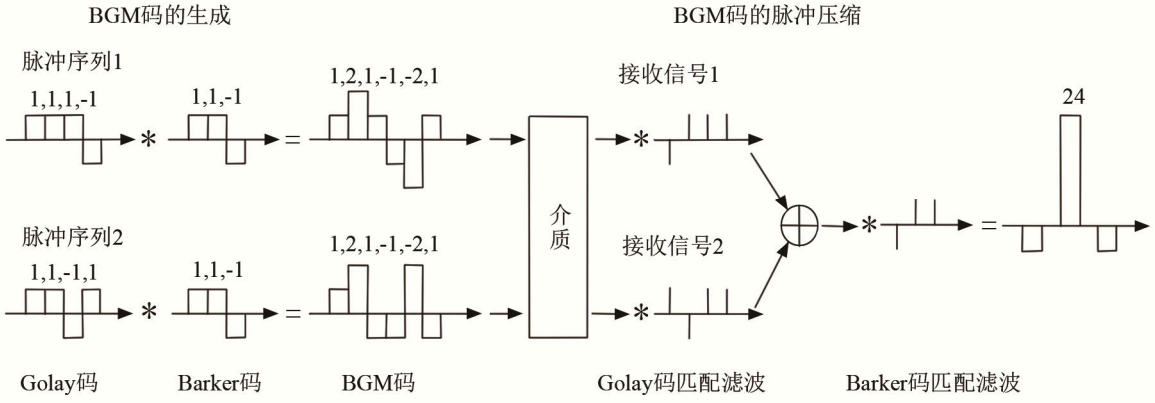


图 9　BMG 码的生成和脉冲压缩示例[38]

Fig.9　Illustration of BMG code generation and compression[38]

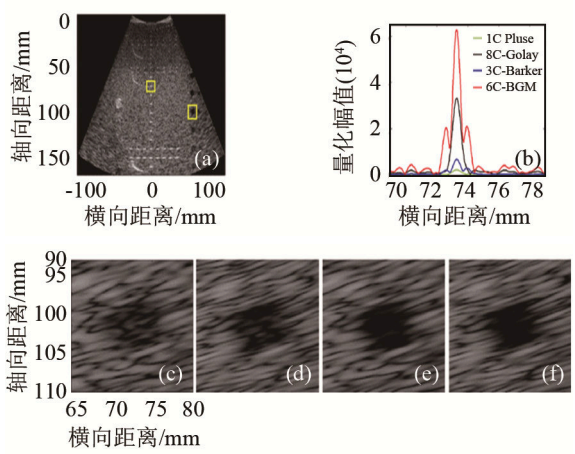


图 10 (a) 使用 BMG 编码激励的 B 模式图像，(b)点目标的轴向轮廓，(c)～(f)：不同编码激励下的囊肿的放大图像 (c)传统脉冲，(d) Barker 码，(e) Golay 码和(f) BMG 码[38]

Fig.10 (a) B-mode image by using BMG code, (b) axial profiles of the point target located. (c)～(f): Enlarged image of the cyst by different code excitation, (c) traditional pulse, (d) barker code, (e)golay code and (f) BMG code[38]

尽管相位编码较 Chirp 编码具有硬件要求低、SNR 增益高的显著优点[42]，但其在动态成像方面不可忽视的旁瓣伪影现象限制了其在高频成像方面的应用。如何抑制旁瓣是相位编码面临的主要问题。

传统的多普勒检测是通过使用同一个波形对成像对象进行重复发射，计算每次发射的回波之间的相移来检测超声换能器和成像对象之间的距离变化。Golay 互补序列两次发射的属性，要求分别解码两次回波信号来获得所需的成像信息，这就会产生严重的运动伪影。图 11[41]说明了 Golay 编码发射技术在多普勒成像中运动伪影的产生机理。

结合 PRF/4 解码滤波器的 Golay 编码发射技术，对于流速介于$-f_{PR}/4$～$f_{PR}/4$ 之间的多普勒成像，可以有效消除旁瓣伪影。为了保证 PRF/4 解码滤波器的解码性能，PRF/4 解码滤波器将±PRF/2 频率上的旁瓣置零，同时有效抑制了$-f_{PR}/2$～$-f_{PR}/4$ 及$-f_{PR}/4$～$f_{PR}/2$ 频率范围内的所有旁瓣[12]。文献[41]将这种技术应用于商业 40 MHz 的商业临床超声系统，并与传统 Golay 编码发射技术进行了成像对比，图 12[41]所示的彩色血流(Color Flow, CF)成像中，蓝色阴影的色块是由旁瓣造成的伪影，图 12(a)可以看出传统的和修改解码的 Golay 编码发射技术都受到明显的旁瓣伪影的影响，PRF/4 解码技术则能有效抑制了这些伪像以恢复准确的 CF 信息。

然而，PRF/4 解码技术在运动成像中存在的问题是，不同回波的主瓣和旁瓣可能产生混叠，这也称为旁瓣混叠现象，旁瓣混叠的存在可能导致有用的主瓣信息被滤除，如图 12(b)所示，当流速增加并超出 $f_{PR}/4$ 时，具有 $f_{PR}/4$ 解码的 CF 图像也在信道外和信道中心呈现蓝色阴影。其成像效果甚至比传统的以及修改解码的 Golay 编码发射技术更差。

因此，该方法的局限性之一在于，为了避免旁瓣混叠，需要通过仔细选择与流速匹配的 PRF，这就限制了该方法的可用范围。同时，Golay 码的增

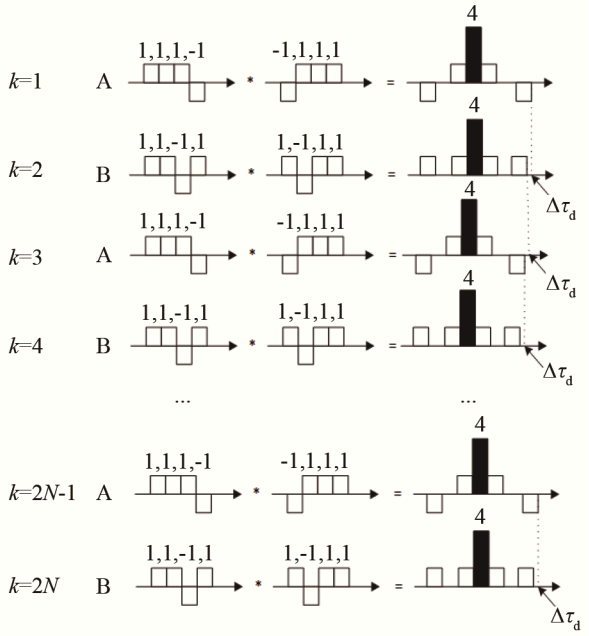
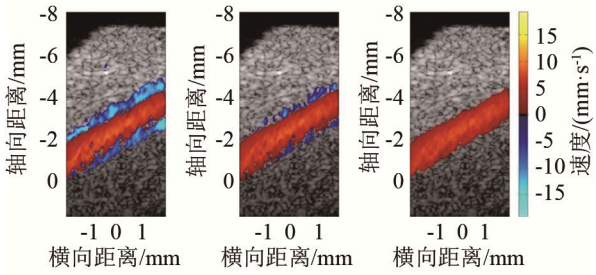
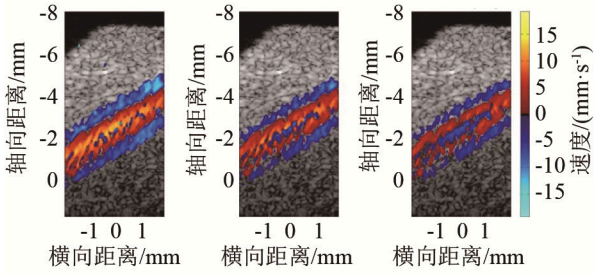


图 11 相邻 A 代码和 B 代码之间的主瓣(黑色)和旁瓣(白色)($\Delta\tau_d$表示从成像对象的运动开始的时间延迟)[41]

Fig.11 The main lobe component (black) and the side lobe component (white) between adjacent A sequence and B sequence ($\Delta\tau_d$ represents a time delay from the motion of the imaged object)[41]



(a) 平均流速对应于多普勒频率中的 $4f_{PR}/25$



(b) 平均流速对应于多普勒频率中的 $6f_{PR}/25$

图 12 不同解码方式的 CF 图像：从左到右分别是使用传统解码，修改解码和 $4f_{PR}/25$ 解码[41]

Fig.12 CF images of different decoding methods : from left to right is the use of traditional decoding, modified decoding and $4f_{PR}/25$ decoding, respectively[41]

长可以提高 SNR 增益，但也会增加旁瓣水平。因此，即使在 PRF/4 编码滤波之后，Golay 发送序列越长，残余旁瓣的伪像也越可能保留。

Golay 编码存在的另一个问题是其两次发射的机制会导致成像帧率下降，这是影响 CF 成像速度的重要问题。有相关研究已经提出利用正交 Golay 编码技术来克服这一缺点[43-44]，但目前应用到高频成像领域的研究并不多，相信随着研究的进展相关方法会得以应用。

2　总 结

高分辨图像对于临床诊断具有重要意义，高频超声成像是获得高分辨率图像的有效手段。但高频、高衰减限制了其穿透深度和成像质量，而编码激励技术已成为改进高频超声成像深度和质量的重要手段。本文对近年来多种编码发射技术在高频成像方面的改进与应用进行了总结，其优、缺点总结如表 3 所示。

对于不同的编码技术，CPI-CTHI 有效地解决了 IVUS 中穿透深度与成像质量难以同时满足的问题，对心脑血管疾病的诊断将会有着积极影响；结合 PRF/4 解码的 Golay 编码发射技术则找到了相位编码发射技术在动态成像方面的应用，对相位编码在高频成像方面的研究起到了积极作用。

各种编码激励技术的改进方法都在相关应用领域展示出了其相比传统脉冲激励成像的优势。此外，在编码类型已经得到一定发展的情况下，发射信号的质量，发射、接收电路的效率也是影响成像质量和速度的重要因素，因此超声系统的电路设计以及对波形发生器和滤波器等硬件的改良和实现都是高频超声系统发展的重要趋势。相信随着高频超声成像的日益普及和应用，这些编码发射技术将会起到越来越重要的作用。

表 3　医学高频超声成像中应用的不同编码发射技术
Table 3　Different coding techniques in medical high frequency ultrasound imaging

编码方式	特点	缺点	应用领域
DF-Chirp	双频差激励结合 Chirp 编码激励，同时提高了成像的轴向和横向分辨率	回波信号的不匹配性增大距离旁瓣，电路实现复杂	微泡检测
CPI-CTHI	成像质量和穿透深度都有所提高，发射能量提高的同时有效抑制旁瓣水平	发射电路和硬件的复杂性高	IVUS
LFM-Barker(结合失配滤波器)	频移灵敏度提高，对衰减频率的鲁棒性增强，旁瓣水平降低	引进了 LFM，其脉冲发生器的电路和硬件复杂，SNR 增益降低	眼科超声
BMG	改善编码激励的信号强度，同时增加了码长灵活性	未解决两次发射的运动伪影，不适用于动态成像	腹部超声便携系统
PRF/4 解码的 Golay 编码发射技术	有效抑制了一定范围内的旁瓣	Golay 码长选择受限，普适性较差；两次发射机制降低了成像帧率	CF 成像

参　考　文　献

[1] MAMOU J, KETTERLINO J A. Coded excitation and annular arrays for high-frequency ultrasound imaging[C]//2006 28th Annual International Conference of the Ieee Engineering in Medicine and Biology Society, 2006.

[2] BURK R S, SCHUBERT C M, PEPPERL A, et al. High-Frequency ultrasound description of sacral tissue characteristics in healthy adults[J]. J Wound Ostomy Cont, 2017, **44**(5): 434-439.

[3] GRAP M J, SCHUBERT C M, BURK R S, et al. High frequency ultrasound sacral images in the critically ill: Tissue characteristics versus visual evaluation[J]. Intens Crit Care Nur, 2017, **42**: 62-67.

[4] HUANG C, PAN X, HE Q, et al. Ultrasound-based carotid elastography for detection of vulnerable atherosclerotic plaques validated by magnetic resonance imaging[J]. Ultrasound in Medicine & Biology, 2016, **42**(2): 365-377.

[5] 陈为民, 姚静, 王怡, 等. 外周神经病变的高频超声检查[J]. 中国医学计算机成像杂志, 2007, **13**(1): 50-53.
CHEN Weimin, YAO Jing, WANG Yi, et al. Examination of peripheral nerve lesions with high-resolution sonography[J]. Chinese Computed Medical Imaging, 2007, **13**(1): 50-53.

[6] MAMOU J, KETTERLING J A, SILVERMAN R H. Chirp-coded excitation imaging with a high-frequency ultrasound annular array[J]. IEEE T Ultrason Ferr, 2008, **55**(2): 508-513.

[7] 张忱, 胡水平, 于晶, 等. 高频超声、弹性成像及超声造影对甲状腺良恶性结节的诊断[J]. 中国医药导报, 2014, **11**(29): 76-79.
ZHANG Chen, HU Shuiping, YU Jing, et al. Diagnosis of thyroid benign and malignant nodules by high frequency ultrasonic, elastography, ultrasound contrast[J]. China Medical Herald, 2014, **11**(29): 76-79.

[8] 田春明. 高频彩色多普勒超声、超声弹性成像在乳腺癌诊断中应用效果分析[J]. 影像技术, 2017, **29**(6): 10-12.
TIAN Chunming. Analyze the Effect of High Frequency Color Doppler Ultrasonography and Ultrasonic Elastic Imaging in Breast Cancer Diagnosis[J]. Image Technology, 2017, **29**(6): 10-12.

[9] 万明习, 李仰梅, 李俊博, 等. 血管壁高频超声弹性显微成像[J]. 声学学报, 2001, **26**(4): 355-360.
WANG Mingxi, LI Yangmei, LI Junbo, er al. Microscope elasticity imaging of vessel walls based on intravascular ultrasound[J]. Acta Acoustica, 2001, **26**(4): 355-360.

[10] GOERTZ D E, YU J L, KERBEL R S, et al. High-frequency Doppler ultrasound monitors the effects of antivascular therapy on tumor blood flow[J]. Cancer Research, 2002, **62**(22): 6371-6375.

[11] 彭鑫, 洪涛, 曹海秀. 高频彩色多普勒超声在乳腺良恶性肿块鉴别诊断中的价值[J]. 中西医结合研究, 2012, **4**(3): 131-134.

PENG Xin, HONG Tao, CAO Haixiu. Value of high frequency color Doppler ultrasound in the differential diagnosis of benign and malignant breast neoplasm[J]. Research of Integrated Traditional Chinese and Western Medicine, 2012, **4**(3): 131-134.

[12] SHEN C C, YU J G. Slow-time Golay Decoding for Doppler detection of high-velocity blood flow[C]//Medical Imaging 2012: Ultrasonic Imaging, Tomography and Therapy.

[13] SHEKHAR H, DOYLEY M M. High-frequency subharmonic emission with chirp-coded excitation: implications for imaging[C]// Medical Imaging 2012: Ultrasonic Imaging, Tomography, and Therapy, 2012.

[14] HARPUT S, ARIF M, MCLAUGHLAN J, et al. The effect of amplitude modulation on subharmonic imaging with Chirp excitation[J]. IEEE Tran Ultrason Ferr, 2013, **60**(12): 2532-2544.

[15] QIU W, WANG X, YAN C, et al. A modulated excitation imaging system for intravascular ultrasound[J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2016, **64**(8): 1935-1942.

[16] DIAO X, ZHU J, HE X, et al. An ultrasound transient elastography system with coded excitation[J]. BioMedical Engineering OnLine, 2017, **16**(1): 87-96.

[17] ZHOU J, WEI S, JINTAMETHASAWAT R, et al. High volume rate 3D ultrasound imaging based on synthetic aperture sequential beamforming[C]//IEEE International Ul-trasonics Symposium. IEEE, 2017.

[18] BASELICE F, FERRAIOLI G, PASCAZIO V, et al. Enhanced Wiener Filter for ultrasound image denoising[C]//European Medical and Biological Engineering Confernce Nordic-Baltic Conference on Biomedical Engineering and Medical Physics, 2017.

[19] 谷金宏, 王素品, 宗瑜瑾, 等. 医学超声成像编码发射技术综述[EB/OL]. 北京: 中国科技论文在线[2008-06-25]. http://www.paper.edu.cn/releasepaper/content/200806-598.

[20] O'DONNELL M. Coded excitation system for improving the penetration of real-time phased-array imaging systems[J]. IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics & Frequency Control, 1992, **39**(3): 341.

[21] FORGET B C, RAMEZ F, ATLAN M, et al. High-contrast fast Fourier transform acousto-optical tomography of phantom tissues with a frequency-chirp modulation of the ultrasound[J]. Appl Optics, 2003, **42**(7): 1379-1383.

[22] MOHAMMADALI, FOROOZANDEH, MATHIAS, et al. Improved ultra-broadband Chirp excitation[J]. Journal of Magnetic Resonance, 2019, **302**(1): 28-33.

[23] WANG M, LEI Y, ZHOU Y. High-intensity focused ultrasound (HIFU) ablation by the frequency Chirps: Enhanced thermal field and cavitation at the focus[J]. Ultrasonics, 2019, **91**(1): 134-149.

[24] CHENG C H, SHEN C C, YEH C K. Dual-frequency Chirp imaging for contrast detection[J]. Phys Med Biol, 2011, **56**(9): 2767-2778.

[25] 韦紫君, 潘敏, 王辰, 等. 氢气微泡的制备及其超声成像研究[J]. 集成技术, 2016, **5**(4): 37-43.
WEI Zijun, PAN Min, WANG Chen, et al. Investigation on preparation and ultrasound imaging of Hydrogen-microbubbles[J]. Journal of Integration Technology, 2016, **5**(4): 37-43.

[26] SHEKHAR H, DOYLEY M M. Improving the sensitivity of high-frequency subharmonic imaging with coded excitation: A feasibility study[J]. Med Phys, 2012, **39**(4): 2049-2060.

[27] 吴凤林, 龚渭冰, 侯连兵. 间歇二次谐波成像声学造影鉴别肝肿瘤的初步研究[J]. 中华超声影像学杂志, 2000, **9**(11): 674-6.
WU Fenglin, GONG Weibing, HOU Lianbing. The primary investigation of intermittent second harmonic contrast imaging in differential diagnosis of liver tumors[J]. Chinese Journal of Ultrasound Imaging, 2000, **9**(11): 674-676.

[28] EISENBREY J R, SRIDHARAN A, DEMUINCK E D, et al. Parametric subharmonic imaging using a commercial intravascular ultrasound scanner an in vivo feasibility study[J]. J Ultrasound Med, 2012, **31**(3): 361-371.

[29] STEEN A F W V D, POULSEN J K, CHERIN E, et al. Harmonic imaging at high frequencies for IVUS[C]//Proceedings of the Ultrasonics Symposium, 2002.

[30] CHIAO R Y, HAO X. Coded excitation for diagnostic ultrasound: a system developer's perspective[J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 2005, **52**(2): 160-170.

[31] PARK J, LI X, ZHOU Q F, et al. Combined chirp coded tissue harmonic and fundamental ultrasound imaging for intravascular ultrasound: 20-60 MHz phantom and ex vivo results[J]. Ultrasonics, 2013, **53**(2): 369-376.

[32] FU J, GANG W, HUANG Q. Barker coded excitation using LFM carrier for improving axial resolution in ultrasound imaging[C]// Proceedings of the Icme International Conference on Complex Medical Engineering, 2013.

[33] HENG Z, MO L Y L, SHANGKAI G. Barker-coded ultrasound color flow imaging: theoretical and practical design considerations[J]. IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics & Frequency Control, 2007, **54**(2): 319-331.

[34] 周盛, 王晓春, 计建军, 等. Barker 编码激励在眼科高频超声成像中的应用研究[J]. 中国生物医学工程学报, 2012, **31**(5): 671-678.
ZHOU Sheng, WANG Xiaochun, JI Jianjun, et al. Ophthal mological high-frequency ultrasound imaging using Barker-coded pulse excitation[J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering, 2012, **31**(5): 671-678.

[35] ECK K, SCHWANN R, BRENNER A R, et al. Depth-dependent mismatched filtering using ultrasonic attenuation as a filter design parameter[C]//Proceedings of the Ultrasonics Symposium, 1998.

[36] HU C H, LIU R B, ZHOU Q F, et al. Coded excitation using biphase-coded pulse with mismatched filters for high-frequency ultrasound imaging [J]. Ultrasonics, 2006, **44**(3): 330-336.

[37] WANG M, CONG S, ZHANG S. Pseudo Chirp-Barker-Golay coded excitation in ultrasound imaging[C]//第 30 届中国控制与决策会议论文集, 2018.

[38] KIM P, JUNG E, BAE S, et al. Barker-Sequence-Modulated Golay Coded excitation technique for ultrasound imaging[C]//Proceedings of the Ultrasonics Symposium, 2016.

[39] SHEN C C, SHI T Y. Complementary Golay encoding for dual-frequency transmit in ultrasonic harmonic contrast detection [C]//Proceedings of the Ultrasonics Symposium, 2011.

[40] SONG X, TA D, WANG W. A base-sequence-modulated Golay code improves the excitation and measurement of ultrasonic guided waves in long bones[J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 2012, **59**(11): 2580-2583.

[41] YU J G, LIU P H, SHEN C C. SNR improvement and range side lobe suppression in Golay-encoded Doppler detection for ultrasound high-frequency swept-scan imaging system[J]. Biomed Signal Proces, 2018, **41**(1):31-39.

[42] MARESCA D, JANSEN K, RENAUD G, et al. Intravascular ultrasound Chirp imaging[J]. Applied Physics Letters, 2012, **100**(4): 1077-1079.

[43] CHIAO R Y, THOMAS L J. Synthetic transmit aperture imaging using orthogonal Golay coded excitation[C]//Proceedings of the Ultrasonics Symposium, 2000.

[44] BAE M H, LEE W Y, JEONG M K, et al. Orthogonal Golay code based ultrasonic imaging without reducing frame rate[C]// Proceedings of the Ultrasonics Symposium, 2002.