

引文格式:

谭清源, 马腾, 王丛知, 等. 基于内窥超声环阵换能器的快速成像方法研究 [J]. 集成技术, 2020, 9(3): 44-55.

Tan QY, Wang CZ, Xiao Y, et al. Ultrafast imaging method with endoscopic ultrasonic circular array [J]. Journal of Integration Technology, 2020, 9(3): 44-55.

基于内窥超声环阵换能器的快速成像方法研究

谭清源^{1,2} 马腾² 王丛知² 肖杨² 夏桂松^{1,3}

¹(武汉大学 测绘遥感信息工程国家重点实验室 武汉 430079)

²(中国科学院深圳先进技术研究院 劳特伯生物医学成像研究中心 深圳 518055)

³(武汉大学 计算机学院 武汉 430072)

摘 要 随着超声快速成像技术的发展, 诞生了一系列新型超声成像模态, 大大提高了病变诊断的准确性和特异性。但这些新技术都需要较高的成像帧率来实现对组织瞬时变化的精确追踪。然而目前已有的几种快速成像算法都是基于线阵、凸阵以及平面阵的, 还没有完全应用到内窥环阵换能器上, 导致这些新技术还无法很好地应用到内窥成像中。为此, 该文研究了 3 种基于内窥超声环阵换能器的快速成像方法, 并进行了图像重建的理论推导以及仿真实验验证。结果表明, 3 种快速成像算法都可以将成像帧率提高到 1 kHz 以上, 同时将横向分辨率限制在 2 mm 以内。

关键词 快速成像, 环阵换能器, 内窥超声成像

中图分类号 R 445.1 文献标志码 A doi: 10.12146/j.issn.2095-3135.20200408001

Ultrafast Imaging Method with Endoscopic Ultrasonic Circular Array

TAN Qingyuan^{1,2} MA Teng² WANG Congzhi² XIAO Yang² XIA Guisong^{1,3}

¹(The State Key Laboratory of LIESMARS, Wuhan University, Wuhan 430079, China)

²(Paul C. Lauterbur Research Center for Biomedical Imaging, Shenzhen Institutes of Advanced Technology, Chinese Academy of Sciences, Shenzhen 518055, China)

³(School of Computer Science, Wuhan University, Wuhan 430072, China)

Abstract Rapid development of ultrafast ultrasound imaging method has led to novel ultrasound imaging modalities. These novel imaging modalities significantly improve the accuracy and specificity on disease diagnosis and they all need high imaging frame rate to enable accurate tracking of transient tissue variation.

收稿日期: 2020-04-08 修回日期: 2020-05-06

基金项目: 中国科学院科学仪器基金项目(YJKYYQ20190077); 国家自然科学基金项目(81827807); 超声成像与治疗深圳重点实验室(ZDSYS20180206180631473)

作者简介: 谭清源, 硕士研究生, 研究方向为医学超声成像; 马腾(通讯作者), 博士, 研究员, 研究方向为医用超声换能器研发、医学超声成像、高分辨率弹性成像以及多模态声光融合内窥成像系统, E-mail: teng.ma@siat.ac.cn; 王丛知, 博士, 副研究员, 研究方向为超声弹性成像、超声压缩感知成像、超声经颅多点动态聚焦方法、超声内镜成像等; 肖杨, 博士, 副研究员, 研究方向为超声生物力学成像及临床应用、医学超声影像组学、深度学习、图像处理等; 夏桂松, 博士, 教授, 研究方向为计算机视觉、模式识别、机器学习及其应用。

However, current ultrafast imaging methods are all based on linear array, convex array or planar array, they haven't been fully used on endoscopic ultrasonic (EUS) circular array. Therefore, it is still difficult to implant these methods on EUS. To solve this problem, three kinds of ultrafast imaging methods with EUS circular array were studied. The theoretical analysis on image reconstruction and simulation experiments were implemented. The results show that all the methods can improve the imaging frame to nearly 1 kHz with lateral resolution not wider than 2 mm.

Keywords ultrafast imaging; circular array; endoscopic ultrasonography

1 引言

与其他常用的医学诊断成像技术相比, 超声成像技术的一大优势在于成像的实时性。传统的聚焦扫描成像模式可以达到每秒数十帧的成像帧率。然而, 通过这种技术得到的 B 模式图像只能反映出成像组织的结构信息, 医生也只能根据超声图像中回声信号强度分布的特定形态等特征来进行诊断, 这依赖于医生的主观经验, 且具有较大的观察者间差异。为实现更加量化和客观的高效诊断, 需要获得更多的组织功能信息, 如机械力学信息、分子信息以及微血流信息。基于此, 近年诸多新型超声成像模态得以发展。目前有两种较具代表性的超声成像模态: 一种是剪切波弹性成像^[1], 另一种是超分辨微血流成像^[2]。其中, 剪切波弹性成像先通过追踪剪切波在组织内的传播过程, 然后从射频回波信号中来估计剪切波的传播速度, 再换算成杨氏弹性模量值。超分辨微血流成像则通过追踪微泡在血管中的流动来估计血流速度和方向, 并且可以实现微米级的成像分辨率。而追踪剪切波在组织内的传播以及微泡在血管内的传播都需要更高的成像帧率来精确地捕捉生物组织结构的瞬时变化。此外, 一些新兴超声成像模态, 如三维超声成像^[3]以及对比增强成像^[4]也需要更快的成像速度。因此, 近二十年来, 超声快速成像算法得到了快速发展和广泛研究。

随着计算机存储和处理数据能力的迅猛发展, 对超声信号储存和处理所需要的时间远小于信号发射和采集过程所花费的时间。因此, 为了提高成像速度, 需要减少信号发射和采集的次数。一种直接的思路是使用多个子孔径分别同时发射多个聚焦声束, 因此可以同时多个区域进行图像重建, 从而减少了声束扫描的次数^[5]。尽管这种方法已被提出来将近三十年, 但一直没有受到太多关注。一个主要的原因是多个聚焦声束之间存在串扰, 影响了成像质量。近年来, 一些研究人员将这种方法与最小方差波束合成^[6]、自适应孔径变迹^[7]以及编码激励^[8]等技术相结合, 尽可能地降低声束间串扰对图像质量造成的影响。除此之外, 另外一种思路是在成像区域内发射非聚焦声束, 通过一次信号发射和接收过程就可以进行整个区域图像的重建^[9]。但由于发射声束未进行聚焦, 获得的超声图像质量会受到影响, 因此需要多次非聚焦波图像的复合来提高图像质量。以这种思路出发, 目前主要有两种得到广泛研究和应用的快速成像方法: 一种是平面波/发散波相干复合成像方法, 另一种是合成孔径成像方法。平面波成像算法最早由 Sandrin 等^[1]提出, 通过阵列发射平面波扫查整个成像区域, 从而通过一次信号发射与接收过程就可以进行整个图像的重建。随后 Montaldo 等^[10]提出平面波复合成像方法, 采用阵列多次发射不同倾斜角度的平面波, 随后将每次平面波发射得到的图像进行

相干叠加,从而提高了图像质量。合成孔径成像方法的原理与平面波复合成像原理类似,通过依次激励每个阵元发射信号,最后将每次通过单阵元发射得到的图像进行相干叠加,也能达到提高图像质量的目的^[11]。

目前已有的快速成像算法主要应用在线阵、凸阵以及平面阵换能器上,而本文将基于一种内窥环阵换能器的设计来研究上述 3 种经典的快速成像算法。对于人体内位置较深的组织器官,传统的经腹超声成像有着明显的局限性。首先,在声波向人体内传播过程中,非常容易受到空腔器官内气体的干扰从而降低信号质量;其次,由于高频超声信号在传播过程中衰减速度更快,所以较深位置处的图像分辨率会受影响。相比于在体表发射信号的超声换能器,内窥成像的超声换能器可以更加抵近成像器官,消除空腔气体和腹部脂肪对信号的干扰,并且可以采用频率更高的超声信号来提高成像质量^[12]。故内窥超声成像在多种内脏病变,如胰腺癌的定位^[13]、诊断和分期^[14-15],以及胆总管疾病的诊断中^[16]有着广泛的应用。此外,环阵换能器具有更大的成像视角和成像范围,便于医务人员操作和实施检查^[17]。因此,如果将基于快速成像算法的多种新型成像模态应用到内窥环阵换能器上,那么可以将多种新型的成像模态,如弹性成像技术以及超分辨率成像技术引入内窥成像技术当中,从而大大提高多种内部脏器病变的诊断和分期精度,具有良好的应用前景。目前已有一些研究人员设计出应用于血管内超声成像的环阵阵列与成像算法^[18-19],这也对本文的研究带来了启发和指导。

本文首先介绍 3 种基于内窥环阵换能器的快速成像算法,并基于算法原理对信号的发射和采集过程进行了理论推导;然后,在 Verasonics 超声系统上进行成像仿真实现并展示仿真成像结果。

2 基于内窥环阵超声换能器的快速成像算法

2.1 环阵发散波相干复合成像算法

非聚焦波成像算法中,最经典的算法是应用于线阵以及平面阵的平面波成像算法。该算法通过同时激励所有阵元产生平面波,一次性对整个成像平面进行扫查。然而,通过单次平面波发射得到的图像的分辨率和对比度都比较差。为解决该问题,Montaldo 等^[10]提出了相干多角度平面波复合算法,通过多次发射不同角度的平面波,将得到的多个图像的数据进行相干叠加,最终能够得到与聚焦波成像相近的图像质量。受到基于线阵的平面波成像算法以及原理相近的发散波成像算法^[20]的启发,本文对基于环阵的发散波相干复合成像算法进行研究。

发散波成像算法通过在阵列之后设置虚拟点源,随后根据每个阵元到虚拟点源的距离来计算声波从虚拟点源传播到阵元的时间并根据此时间来激发所有阵元,从而可以得到以虚拟点源为中心发散传播的环形波阵面。与多角度平面波复合成像类似,发散波成像同样可以通过将多个不同位置的虚拟点源发射发散波得到的图像进行相干叠加,从而提高成像质量。

2.2 环阵稀疏合成孔径成像算法

另外一种常用的通过非聚焦波发射的快速成像算法是稀疏合成孔径成像算法。合成孔径算法通过依次激励每个阵元发射信号,最终将每次通过单阵元发射得到的图像进行相干叠加,获得等效于一个较大孔径的阵列发射信号得到的图像。为提高成像帧率,需要每间隔几个阵元选取一个发射阵元来实现合成孔径。由于合成孔径方法每次只选取一个阵元进行发射,因此发射能量要显著低于发散波相干复合成像算法。

2.3 多条扫描线聚焦成像算法

前两种算法都是通过发射非聚焦波来提高

每次发射的成像范围, 从而降低发射次数、提高成像帧率。多条扫描线聚焦成像算法则是为了实现聚焦扫描的同时减少发射次数, 通过先将整个阵列孔径划分为多个子孔径的同时形成多条扫描线, 然后再进行平移扫描, 从而以等同于同时形成的扫描线个数的倍数来提高成像帧率^[6]。但于是在成像区域内同时形成多条扫描线, 因此当同时形成的扫描线个数较多时, 相邻扫描线的发射和接收波束之间会互相干扰, 从而降低图像质量^[21]。与传统聚焦扫描成像方法相同, 多条扫描线聚焦成像算法每次聚焦扫描只能在一个深度完成, 故当成像深度范围较大时, 需要在多个深度进行扫描, 这样得到一张完整的图像就需要花费更多时间。

3 仿真平台以及三种快速成像算法的仿真实现

3.1 仿真平台以及基本参数

本文所使用的仿真平台是 Verasonics 超声系统, 可以通过 Matlab 软件编程来实现探头驱动、信号采集以及图像重建的仿真实验。仿真实验中的环阵换能器参数按照实验室自行设计和制作的探头参数来确定: 中心频率 8 MHz, 带宽 60%, 阵元个数 128 个, 探头半径 5.35 mm, 单个阵元高度 5.52 mm、宽度 0.22 mm, 相邻阵元间距 0.041 mm。通道信号采样率为 32 MHz, 环阵示意图如图 1 所示。目前商用的环形阵列超声内窥探头主要由 Fujinon、Olympus 以及 Penntax 等公司生产, 探头外径一般在 12 mm 左右, 中心频率一般在 5~10 MHz。阵元间距一般在一个波长长度左右。早期的环扫超声内镜通过单阵元的机械扫描完成, 但机械扫描往往会限制成像帧率^[22]。而环形阵列一方面免去了机械扫描的限制, 另一方面通过阵列孔径还可以进行动态聚焦。

为评估 3 种快速成像算法的图像质量, 本文

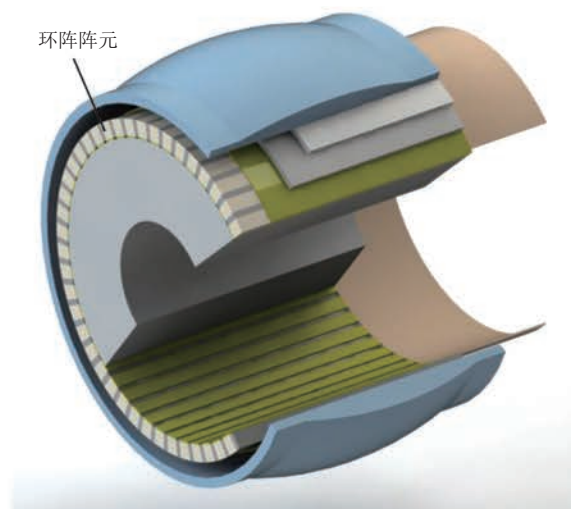


图 1 环阵换能器设计图

Fig. 1 Designed schematic of the circular array

对每种快速成像算法重建得到的点扩散函数图像进行仿真。四个散射子分别设置在成像深度(从探头表面开始计算) 10 mm、20 mm、30 mm 和 40 mm 处的位置。除此之外, 本文还对空腔仿体进行了仿真成像, 空腔仿体由 4 个方向、半径 4 mm、中心深度(从探头表面开始计算)分别为 10 mm、20 mm、30 mm 和 40 mm 的空腔构成, 空腔周围为随机分布的散射子。在得到回波信号之后, 经过波束合成、希尔伯特变换和包络检波过程后进行对数压缩得到灰度图像。为了便于解释说明算法的详细内容, 本文在标注图内位置时采用了以环阵中心为原点的极坐标, 极轴沿水平方向。

3.2 环阵发散波相干复合成像算法实现

为评估不同虚拟点源个数对成像质量的影响, 分别选取 4 个、8 个、16 个、32 个虚拟点源, 均匀分布在以环阵中心为圆心、半径为 0.5 倍环阵半径的圆上。图 2(a)为第 m 个虚拟点源 S_m 激发阵元延时的示意图, 其中虚拟点源 S_m 的极坐标为 $(0.5R, \alpha_m)$ 。第 i 个阵元 e_i 的极坐标为 $(R, i\Delta\theta)$, 其激发延时为:

$$\tau_{\text{td}}(\alpha_m, i) = \left| (R, i\Delta\theta) - (0.5R, \alpha_m) \right| / c \quad (1)$$

其中, c 为介质中的声速。

图 2(b)为发散波传播和接收示意图。发散波

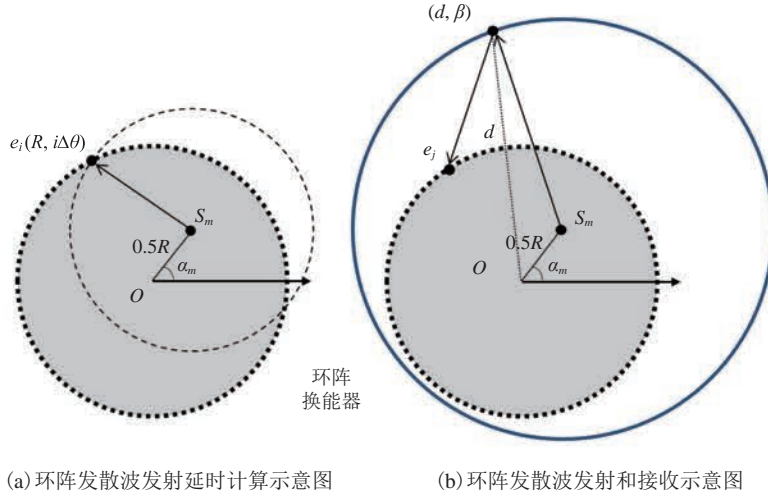


图 2 环阵发散波成像示意图

Fig. 2 Schematic of diverging wave imaging method with circular array

从虚拟点源 S_m 传播到点 (d, β) 的时间为:

$$\tau_{tr}(d, \beta, \alpha_m) = |(d, \beta) - (0.5R, \alpha_m)|/c \quad (2)$$

反射回波从点 (d, β) 传播到第 j 个阵元 e_j 所需时间为:

$$\tau_{re}(j, d, \beta) = |(R, j\Delta\theta) - (d, \beta)|/c \quad (3)$$

因此, 发散波的双向传播时间为:

$$\tau(j, \alpha_m, d, \beta) = \tau_{tr} + \tau_{re} \quad (4)$$

设第 j 个阵元 e_j 接收到的回波信号为 $RF(j, t)$, 则由信号的传播时间可以叠加得到点 (d, β) 处的回波信号强度为:

$$s(d, \beta, \alpha_m) = \sum_{k=j_1}^{j_n} RF[k, \tau(k, \alpha_m, d, \beta)] \quad (5)$$

其中, 阵元序列 j_1, j_2, \dots, j_n 代表参与动态接收聚焦的阵元序列。

所有虚拟点源依次发射完毕后, 将多张图像的射频数据进行相干叠加, 得到点 (d, β) 处的回波信号强度为:

$$I(d, \beta) = \sum_{m=1}^{N_v} \sum_{k=j_1}^{j_n} RF[k, \tau(k, \alpha_m, d, \beta)] \quad (6)$$

其中, N_v 表示虚拟点源的总个数。

3.3 环阵稀疏合成孔径成像算法实现

为评估不同发射次数对成像质量的影响, 分别选取 4 个、8 个、16 个、32 个阵元单独发射

进行合成孔径成像。其中, 所有被选取的阵元等距均匀分布。由于单个阵元的信号只能向有限的方向传播, 因此在接收时只选取以发射阵元位置为中心、两侧各 31 个阵元进行接收。如图 3 所示, 信号由第 i 个发射阵元 e_i 发出传播到点 (d, β) 的时间为:

$$\tau_{sarr}(i, d, \beta) = |(R, i\Delta\theta) - (d, \beta)|/c \quad (7)$$

反射回波从点 (d, β) 传播到第 j 个阵元 e_j 所需时间为:

$$\tau_{sare}(j, d, \beta) = |(R, j\Delta\theta) - (d, \beta)|/c \quad (8)$$

因此, 声波的双向传播时间为:

$$\tau_{sa}(i, j, d, \beta) = \tau_{sarr} + \tau_{sare} \quad (9)$$

设第 j 个阵元 e_j 接收到的回波信号为 $RF(j, t)$, 则由信号的传播时间可以叠加得到点 (d, β) 处的回波信号强度为:

$$s_{sa}(i, d, \beta) = \sum_{k=j_1}^{j_n} RF[k, \tau_{sa}(i, k, d, \beta)] \quad (10)$$

所有选取的发射阵元发射完毕后, 将多张图像的射频数据进行相干叠加, 得到点 (d, β) 处的回波强度信号为:

$$I_{sa}(d, \beta) = \sum_{p=i_1}^{i_N} \sum_{k=j_1}^{j_n} RF[k, \tau(k, \alpha_m, d, \beta)] \quad (11)$$

其中, 阵元序列 i_1, i_2, \dots, i_N 代表参与合成孔径发

射的阵元序列。

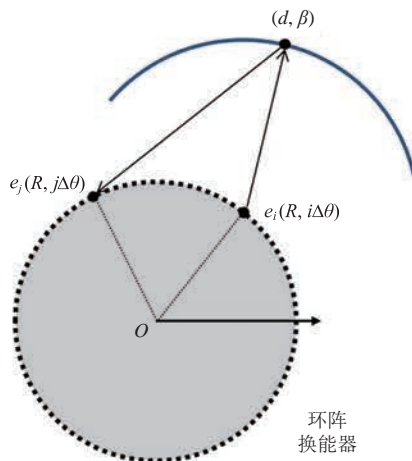


图 3 环阵合成孔径成像示意图

Fig. 3 Schematic of synthetic aperture imaging method with circular array

3.4 环阵多条扫描线聚焦成像算法实现

为评估不同聚焦子孔径对成像质量的影响, 将环阵阵列分别均匀划分为 4 个、8 个、16 个、32 个子孔径, 每个子孔径分别由 32 个、16 个、8 个、4 个阵元组成。以 4 个子孔径, 每个子孔径 32 个阵元为例。由于 4 个子孔径同时工作, 所以接收阵元孔径与发射孔径相同, 即同样是由 32 个阵元组成。如图 4 所示, 4 个子孔径可以同时成像平面内形成 4 条聚焦声束, 需要平移扫描 32 次才能完成整个成像区域的数据采集。每个子孔径的信号发射、接收以及波束合成过程与传统线扫描聚焦方法一致, 因此在这里不再赘述。

4 仿真实验结果

对于 3 种成像方法, 成像参数均为 4、8、16 和 32。其中, 对于发散波相干复合成像方法, 其成像参数的具体意义为虚拟点源的个数; 对于稀疏合成孔径成像方法, 其成像参数的具体意义为发射阵元的个数; 对于多条扫描线聚焦成像方法, 其成像参数的具体意义为聚焦子孔径的阵元个数。

采用 4 个、8 个、16 个、32 个虚拟点源进

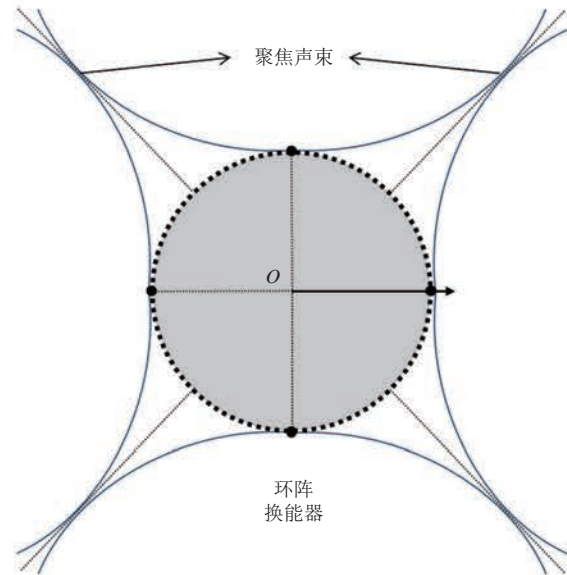
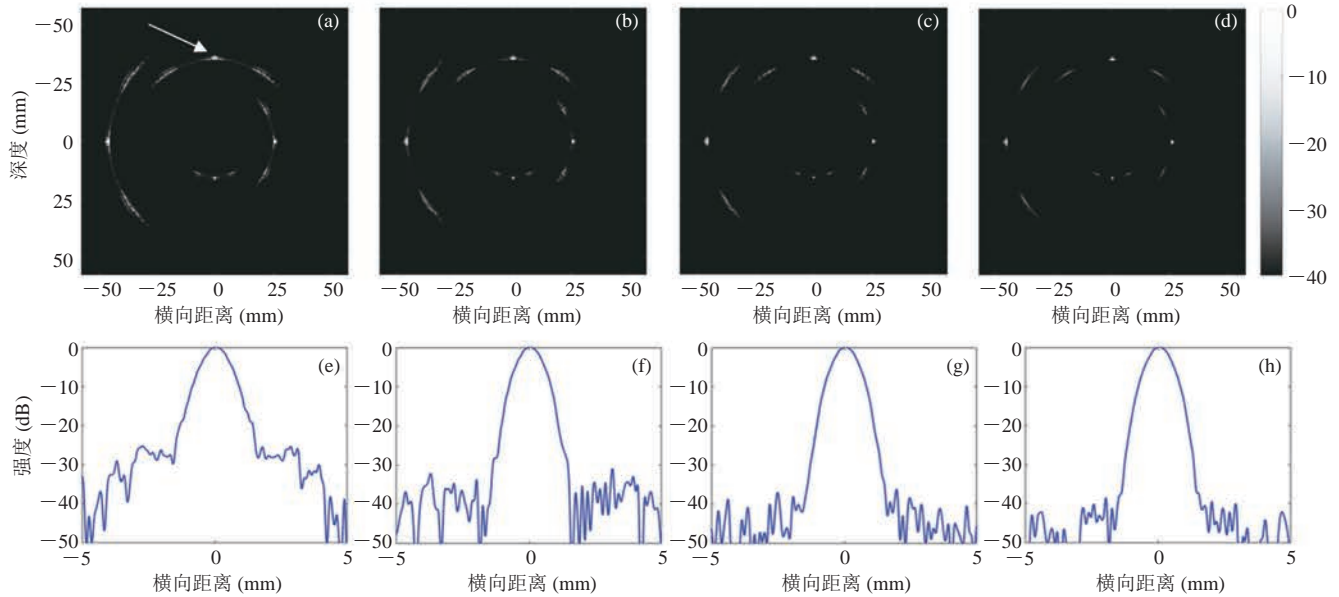


图 4 环阵多条扫描线聚焦成像示意图

Fig. 4 Schematic of multi-line imaging method with circular array

行环阵发散波相干复合成像的结果如图 5(a-d) 所示, 其中成像深度 30 mm 处散射子的横向剖面曲线如图 5(e-h) 所示。 -6 dB 横向分辨率的计算结果如图 6 所示。当虚拟点源个数较少时, 相干复合的图像质量较差, 因此主瓣宽度较大, 旁瓣水平也比较高。主瓣宽度在虚拟点源个数增加到一定程度后不再降低。随着虚拟点源个数的增加, 旁瓣水平逐渐降低, 虽然成像质量越来越高, 但成像速度越来越慢。此外, 当采用 32 个虚拟点源进行环阵发散波相干复合成像时, 四个不同深度的 -6 dB 横向分辨率的计算结果如图 7 所示, 可以看出, 随着成像深度的增加, 横向分辨率逐渐降低。

采用 4 个、8 个、16 个、32 个发射阵元进行稀疏合成孔径成像的结果如图 8(a-d) 所示, 其中成像深度 30 mm 处散射子的横向剖面曲线如图 8(e-h) 所示。 -6 dB 横向分辨率的计算结果如图 6 所示。由于成像原理与发散波相干复合成像类似, 合成孔径的发射阵元个数较少时, 主瓣宽度较大; 当发射阵元个数较多时, 主瓣宽度较窄。并且随着合成孔径的发射阵元逐渐增加, 旁瓣水



(a)-(d)为分别采用4个、8个、16个和32个虚拟点源进行环阵发散波成像的结果；(e)-(h)为分别采用4个、8个、16个和32个虚拟点源进行环阵发散波成像对应的成像深度30 mm处散射子的横向剖面曲线

图5 环阵发散波成像算法的散射子成像结果

Fig. 5 Imaging results of scatterers using diverging wave imaging method with circular array

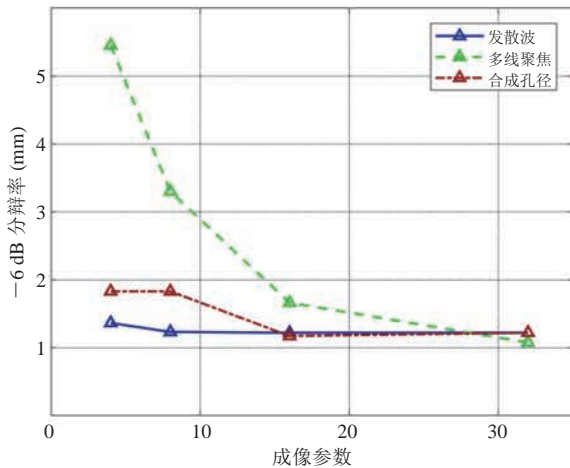


图6 三种成像算法图像中成像深度30 mm处的-6 dB横向分辨率结果

Fig. 6 -6 dB lateral resolution results of scatterers at 30 mm imaging depth using three imaging methods

平逐渐降低,此时成像质量越来越高,但成像速度也越来越慢。此外,当采用32个发射阵元进行稀疏合成孔径成像时,四个不同深度的-6 dB横向分辨率的计算结果如图7所示,可以看出,

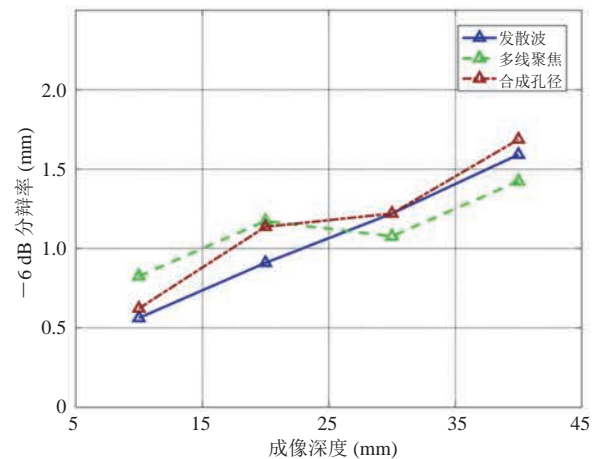


图7 三种成像算法图像中不同成像深度的-6 dB横向分辨率结果

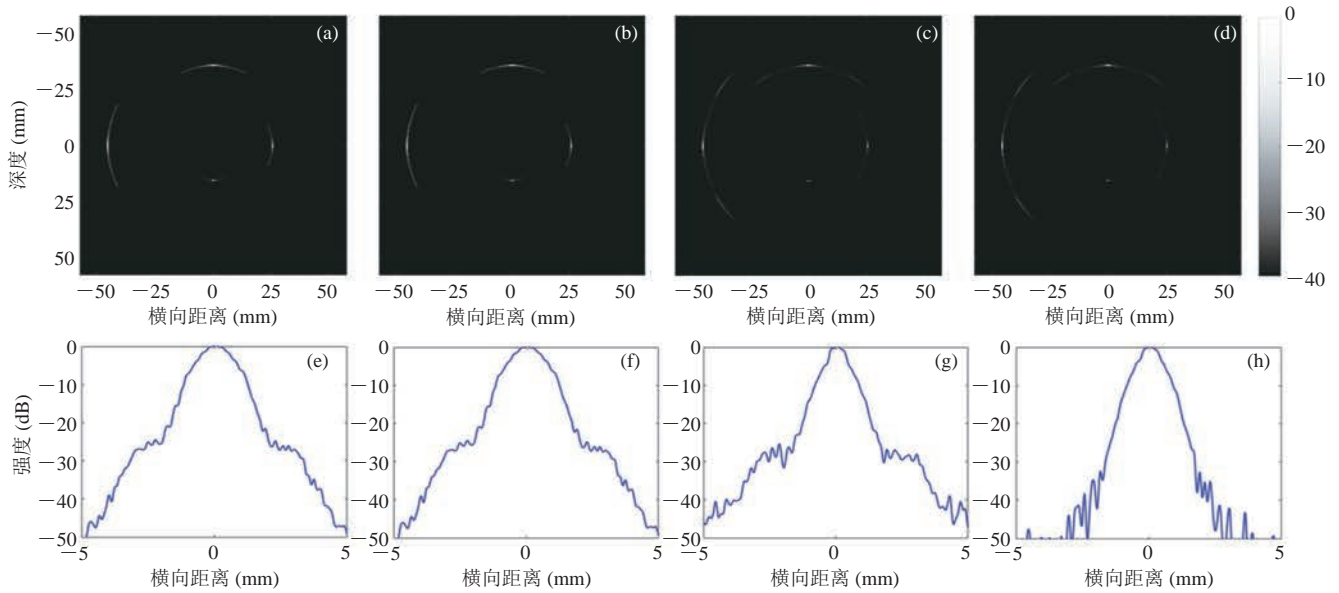
Fig. 7 -6 dB lateral resolution results of scatterers at different imaging depth using three imaging methods

随着成像深度的增加,横向分辨率逐渐降低。

采用由4个、8个、16个、32个阵元构成的子孔径进行多条扫描线聚焦成像的结果如图9(a-d)所示,其中成像深度30 mm处散射子的横向剖

面曲线如图 9(e-h)所示。-6 dB 横向分辨率的计算结果如图 6 所示。聚焦扫描的成像质量主要取

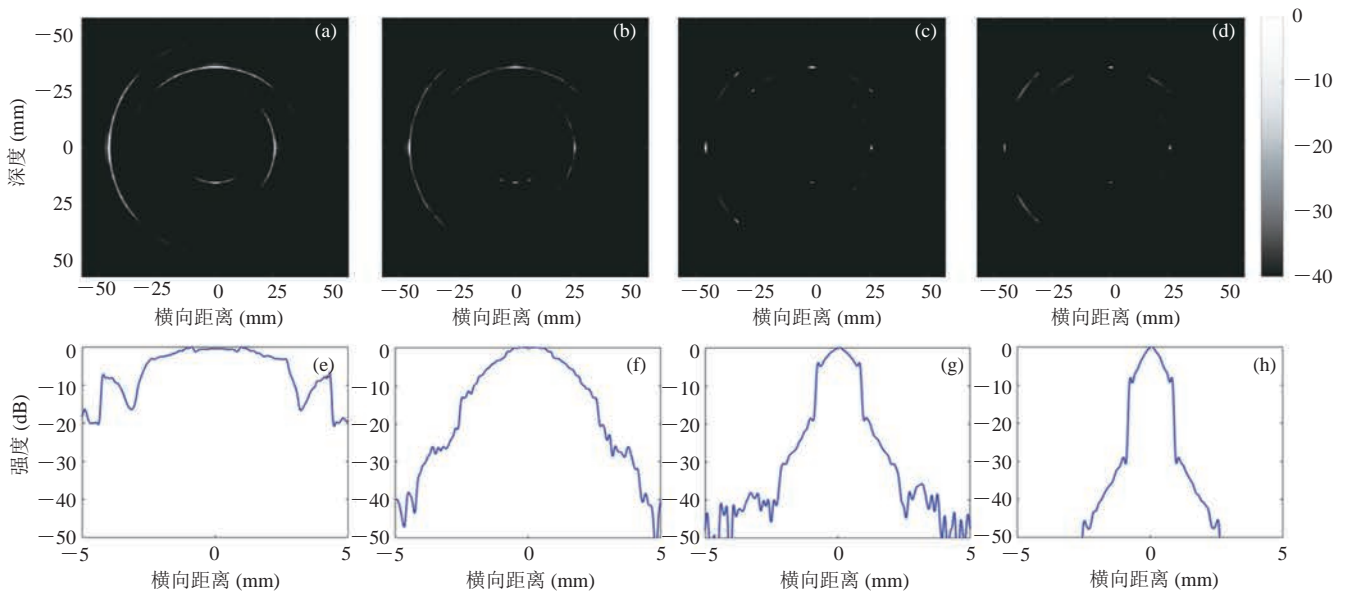
决于聚焦孔径的大小, 因此随着聚焦成像的子孔径大小的增加, 主瓣宽度逐渐变窄, 旁瓣水平逐



(a)-(d)为分别采用 4 个、8 个、16 个和 32 个发射阵元进行稀疏合成孔径成像的结果; (e)-(h)为分别采用 4 个、8 个、16 个和 32 个发射阵元进行稀疏合成孔径成像对应的成像深度 30 mm 处散射子的横向剖面曲线

图 8 环阵稀疏合成孔径成像算法的散射子成像结果

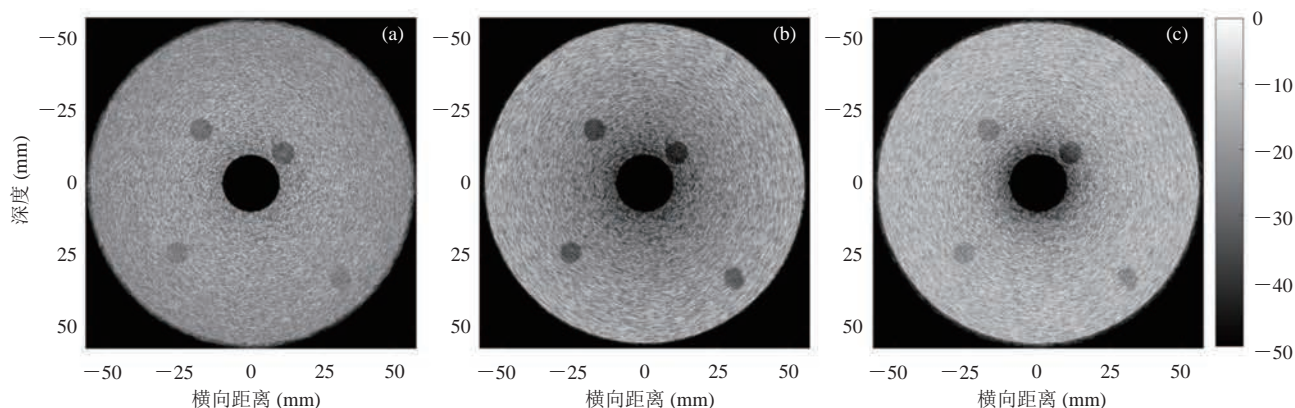
Fig. 8 Imaging results of scatterers using synthetic aperture imaging method with circular array



(a)-(d)为分别采用 4 个、8 个、16 个和 32 个阵元构成的子孔径进行多条扫描线聚焦成像的结果; (e)-(h)为分别采用 4 个、8 个、16 个和 32 个阵元构成的子孔径进行多条扫描线聚焦成像对应的成像深度 30 mm 处散射子的横向剖面曲线

图 9 环阵多条扫描线聚焦成像算法的散射子成像结果

Fig. 9 Imaging results of scatterers using multi-line imaging method with circular array



(a)采用 32 个虚拟点源进行发散波相干复合成像的结果；(b)采用 32 个发射阵元进行稀疏合成孔径成像的结果；(c)采用 32 个阵元构成的子孔径进行多条扫描线聚焦成像的结果

图 10 三种环阵成像算法的空腔成像结果

Fig. 10 Imaging results of cysts using three imaging methods with circular array

渐降低，成像质量越来越高，但成像速度也越来越慢。除此之外，当采用 32 个阵元构成的子孔径进行多条扫描线聚焦成像时，四个不同深度的 -6 dB 横向分辨率的计算结果如图 7 所示，可以看出，随着成像深度的增加，横向分辨率逐渐降低。

综上所述，对于 3 种成像方法来说，当成像参数(虚拟点源个数/发射阵元个数/聚焦子孔径的阵元个数)越大，成像效果越好。因此，本文采用其中最大的成像参数 32 来进行空腔仿体的成像仿真，3 种成像方法的成像结果如图 10 所示。不同深度空腔对比度的计算结果如图 11 所示，可以看出，随着成像深度的增加，对比度逐渐降低。

5 讨论与分析

从仿真结果可以看出，相比于已有的线阵及凸阵成像方法只能在某个固定的方向区域内进行成像，环阵成像方法可以在更大的范围内进行成像，从而得到管腔周围全方位的完整图像，更有利于对病变进行定位^[17]。同时，与其他形态的阵元的成像结果类似，环阵的成像质量也会随着成像深度的增加而逐渐降低^[10]。此外，由于环形换

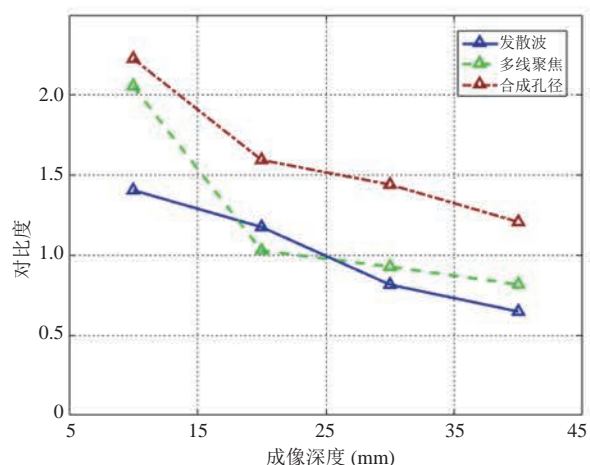


图 11 三种成像算法图像中不同成像深度的空腔对比度结果

Fig. 11 Contrast results of the cysts at different imaging depth using three imaging methods

能器阵列有着更大的曲率，相邻阵元之间的方向性差异更大，因此可能成为引入散射子两侧伪影的一个重要原因。传统的波束合成过程中采用预定义的、固定的变迹函数，如 Hanning 函数，虽可以降低旁瓣水平，但同时会使主瓣变宽。自适应的波束合成方法最早由 Capon 等^[23]提出。自适应的变迹函数与输入信号相关，可以为图像中每个点主动更新一组新的变迹权值，从而有效地提高图像的横向分辨率和对比度^[24]。针对于多条扫描线聚焦成像算法，Zurakhov 等^[7]提出了基于低

复杂度自适应波束合成的变迹函数, 在不牺牲横向分辨率的同时降低图像伪影。因此, 可以考虑在环阵成像的波束合成过程中, 通过引入线阵成像中的自适应孔径变迹方法来抑制这些伪影, 从而进一步提升环形换能器的成像质量。

虽然近年来的环阵的成像研究^[18-19]都是关于血管内超声成像(IVUS)的研究, 但对内窥环阵的成像算法设计具有指导意义。文献[19]采用合成孔径成像方法, 侧重对 IVUS 环阵的设计和制作, 并未对成像算法进行深入研究。文献[18]提及虚拟点源发散波成像算法, 主要考虑虚拟点源在环阵外的情况; 考虑到本文提及的提高成像帧率的应用需求, 将虚拟点源置于环阵外部会影响单次信号发射的成像范围, 从而降低成像帧率, 因此本文采用的是将虚拟点源设置在环阵内部的情况。

除此之外, 本文将 3 种成像方法进行了对比总结, 具体如表 1 所示。稀疏合成孔径成像算法原理与发散波相干复合成像原理类似, 都是通过发射非聚焦波进行复合成像^[25]。但合成孔径成像每次只使用一个阵元进行发射, 而虚拟点源发散波复合成像每次使用所有阵元进行发射。因此, 从横向剖面曲线可以看出, 发散波复合成像的旁瓣水平更低。而在实际应用中, 合成孔径较低的发射能量会显著影响信号的穿透深度^[10]。相比于两种非聚焦波成像算法, 当聚焦成像的子孔径足够大时, 主瓣宽度更窄且旁瓣水平更低。但聚焦成像的缺点在于每次只能聚焦在一个深度, 而非

聚焦波成像可以通过相干复合算法实现在任意成像深度的复合聚焦。对于空腔仿体成像, 由于空腔周围分布着散射子, 因此空腔的对比度受散射子成像质量的影响。从散射子的成像结果可以看出, 虽然合成孔径成像的旁瓣水平和主瓣宽度都比较差, 但散射子两侧的伪影水平相对较低, 因此空腔内部的噪声水平也比较低。而发散波复合成像以及多条扫描线聚焦成像的伪影水平相对较高, 故空腔的对比度也较差。同时, 图像对比度也同样受到成像深度的限制, 成像深度越大, 对比度则越差。

需要注意的是, 三种成像算法都应根据实际应用需要, 在成像质量与成像速度之间进行权衡。当 3 种成像算法采用相同的成像参数值(虚拟点源个数/发射阵元个数/聚焦子孔径的阵元个数)时, 成像速度相同。以发散波相干复合成像算法为例, 仿真试验中采用的最大成像深度为 50 mm, 当采用 4 个虚拟点源的发散波成像进行复合时, 认为两次发射之间的时间间隔主要由声波的传播时间决定, 数据处理的时间可以忽略不计。默认声速为 1 540 m/s, 计算得到成像帧率约为 4 kHz。而当虚拟点源个数成倍增加的同时, 成像帧率也成倍降低。

6 结 论

本文主要考虑快速成像对于内窥多模态成像

表 1 三种成像算法的对比

Table 1 Comparison of three imaging methods

成像方法	原理	成像参数	优势
发散波相干复合	非聚焦波复合成像	虚拟点源个数	相较于合成孔径, 单次发射孔径更大, 能量更高; 相较于聚焦成像, 可以在多个深度进行相干复合聚焦
稀疏合成孔径	非聚焦波复合成像	发射阵元个数	相较于聚焦成像, 可以在多个深度进行相干复合聚焦; 图像伪影水平相对较低
多条扫描线聚焦	聚焦波成像	聚焦子孔径的阵元个数	相较于非聚焦发射, 聚焦发射能量更高; 在子孔径尺寸较大时成像质量更高

(弹性成像, 超分辨成像等)发展的重要意义, 研究了 3 种应用在内窥环阵换能器上的快速成像算法, 包括算法的理论推导以及仿真实验, 为后续的实验验证以及算法优化奠定了理论研究基础。对不同成像参数进行仿真成像的结果表明, 3 种算法都可以实现内窥环阵上的快速成像, 但应根据实际应用需要, 在成像质量与成像速度之间进行权衡。在后续工作中, 一方面将通过优化波束合成算法来进一步改善成像质量, 另一方面将通过仿体以及离体动物组织实验来进一步验证基于内窥环阵换能器的快速成像算法的实际应用效果。

参 考 文 献

- [1] Sandrin L, Tanter M, Catheline S, et al. Shear modulus imaging with 2-D transient elastography [J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2002, 49(4): 426-435.
- [2] Errico C, Pierre J, Pezet S, et al. Ultrafast ultrasound localization microscopy for deep super-resolution vascular imaging [J]. *Nature*, 2015, 527(7579): 499-502.
- [3] Hazard CR, Lockwood GR. Theoretical assessment of a synthetic aperture beamformer for real-time 3-D imaging [J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 1999, 46(4): 972-980.
- [4] Couture O, Fink M, Tanter M. Ultrasound contrast plane wave imaging [J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2012, 59(12): 2676-2683.
- [5] Shirasaka T. Ultrasonic imaging apparatus: US, 4815043 [P]. 1989-03-21.
- [6] Rabinovich A, Feuer A, Friedman Z. Multi-line transmission combined with minimum variance beamforming in medical ultrasound imaging [J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2015, 62(5): 814-827.
- [7] Zurakhov G, Tong L, Ramalli A, et al. Multiline transmit beamforming combined with adaptive apodization [J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2018, 65(4): 535-545.
- [8] Tong L, He Q, Ortega A, et al. Coded excitation for crosstalk suppression in multi-line transmit beamforming: simulation study and experimental validation [J]. *Applied Sciences*, 2019, 9(3): 486.
- [9] Shattuck D, Weinschenker M, Smith S, et al. Explososcan: a parallel processing technique for high speed ultrasound imaging with linear phased-arrays [J]. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 1984, 75(4): 1273-1282.
- [10] Montaldo G, Tanter M, Bercoff J, et al. Coherent plane-wave compounding for very high frame rate ultrasonography and transient elastography [J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2009, 56(3): 489-506.
- [11] Lockwood GR, Talman JR, Brunke SS. Real-time 3-D ultrasound imaging using sparse synthetic aperture beamforming [J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 1998, 45(4): 980-988.
- [12] Dimagno EP, Regan PT, Clain JE, et al. Human endoscopic ultrasonography [J]. *Gastroenterology*, 1982, 83(4): 824-829.
- [13] Rösch T, Lightdale CJ, Botet JF, et al. Localization of pancreatic endocrine tumors by endoscopic ultrasonography [J]. *The New England Journal of Medicine*, 1992, 326(26): 1721-1726.
- [14] Yasuda K, Mukai H, Fujimoto S, et al. The diagnosis of pancreatic cancer by endoscopic ultrasonography [J]. *Gastrointestinal Endoscopy*, 1988, 34(1): 1-8.
- [15] Palazzo L, Roseau G, Gayet B, et al. Endoscopic ultrasonography in the diagnosis and staging of pancreatic adenocarcinoma [J]. *Endoscopy*, 1993, 25(2): 143-150.
- [16] Amouyal P, Amouyal G, Lévy P, et al. Diagnosis of choledocholithiasis by endoscopic ultrasonography [J]. *Gastroenterology*, 1994, 106(4): 1062-1067.
- [17] Jenssen C, Alvarez-Sánchez MV, Napoléon B, et al.

- Diagnostic endoscopic ultrasonography: assessment of safety and prevention of complications [J]. *World Journal of Gastroenterology*, 2012, 18(34): 4659-4676.
- [18] Li MX, Feng ZH. An optimum imaging scheme for IVUS arrays: eccentric cylinder wave compounding [J]. *Ultrasonic Imaging*, 2019, 41(3): 173-187.
- [19] Li SB, Tian J, Jiang XN. A micro-machined $\text{Pb}(\text{Mg}_{1/3}\text{Nb}_{2/3})\text{O}_3\text{-PbTiO}_3$ single crystal composite circular array for intravascular ultrasound imaging [J]. *Journal of Engineering and Science in Medical Diagnostics and Therapy*, 2019, 2(2): 021001.
- [20] Hasegawa H, Kanai H. High-frame-rate echocardiography using diverging transmit beams and parallel receive beamforming [J]. *Journal of Medical Ultrasonics*, 2011, 38(3): 129-140.
- [21] Tong L, Gao H, D'hooge J. Multi-transmit beam forming for fast cardiac imaging-a simulation study [J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2013, 60(8): 1719-1731.
- [22] Zhou D, Cheung KF, Chen Y, et al. Fabrication and performance of endoscopic ultrasound radial arrays based on PMN-PT single crystal/epoxy 1-3 composite [J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2011, 58(2): 477-484.
- [23] Holfort IK, Gran F, Jensen JA. Broadband minimum variance beamforming for ultrasound imaging [J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2009, 56(2): 314-325.
- [24] Capon J. High-resolution frequency-wavenumber spectrum analysis [J]. *Proceedings of the IEEE*, 1969, 57(8): 1408-1418.
- [25] Tanter M, Fink M. Ultrafast imaging in biomedical ultrasound [J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2014, 61(1): 102-119.