

基于相位补偿的改进内窥超声合成孔径方法

李 明 陈晓冬* 李 妍 郝云霞 汪 毅 郁道银

(天津大学精密仪器与光电子工程学院光电信息技术教育部重点实验室, 天津 300072)

摘要 提出一种基于相位补偿的改进内窥超声合成孔径方法,校正因超声波衰减造成的回波相位失真,提高系统的分辨率。分析了超声回波在人体内部传播过程中产生的纵向与横向衰减,得到回波衰减与超声波中心频率及合成孔径系统横向分辨率的变化关系;采用纵向分段互相关的方法估计衰减引起的纵向回波的中心频率变化,补偿超声波波长变化造成的横向回波相位畸变;并对距离弯曲校正后的横向回波进行横向互相关,补偿距离弯曲校正后残留的距离弯曲量,改善横向匹配滤波器的脉冲压缩效果。仿真与实验结果表明,经纵向与横向二维相位补偿后,系统的横向分辨率和信噪比较未加补偿时分别提升了 0.2 mm 和 1.6 dB,证明了改进超声内窥合成孔径方法的有效性。

关键词 医用光学;超声内窥;合成孔径;相位补偿;互相关;距离弯曲校正

中图分类号 R197.39 文献标识码 A doi: 10.3788/CJL201138.1204001

An Improved Synthetic Aperture Technique Based on Phase Compensation for Endoscopic Ultrasonography

Li Ming Chen Xiaodong Li Yan Hao Yunxia Wang Yi Yu Daoyin

(Key Laboratory of Opto-Electronics Information Technology, Ministry of Education,

College of Precision Instruments and Opto-Electronics Engineering, Tianjin University, Tianjin 300072, China)

Abstract This paper describes the application of an improved synthetic aperture technique based on phase compensation. This technique corrects the phase distortion of the echoes caused by ultrasound degradation to enhance the resolution of endoscopic ultrasonography. The degradation of the echoes in lateral and axial directions is investigated to obtain the impact of center frequency and lateral resolution caused by ultrasound degradation. Two different cross correlations are implemented to compensate the phase distortion in both lateral and axial directions. One is achieved in the form of segmented cross correlation in axial direction to evaluate the instantaneous change of phase. The other one is used to compensate the remnant phase distortion after range curve correction to enhance the performance of lateral pulse compression. The results of simulation indicate that phase compensation can improve the resolution and signal-to-noise ratio (SNR) of ultrasound images. The increases are 0.2 mm and 1.6 dB in resolution and SNR, respectively, compared with the uncompensated images. It can be concluded that phase compensation has the potential to enhance the resolution and SNR.

Key words medical optics; endoscopic ultrasonography; synthetic aperture; phase compensation; cross correlation; range curve correction

OCIS codes 170.7170; 110.7170; 170.3890; 170.2150; 120.3890

1 引 言

超声波在人体组织中传播时,主瓣波束在远场

将发生扩散,波束指向性变差,导致横向分辨率与信噪比随传播距离的增加而逐渐恶化。故体外超声成

收稿日期: 2011-07-15; 收到修改稿日期: 2011-08-31

基金项目: 国家自然科学基金(60827005)资助课题。

作者简介: 李 明(1985—),男,博士研究生,主要从事医学内窥超声成像技术的研究。E-mail: franklee@tju.edu.cn

导师简介: 郁道银(1945—),男,教授,博士生导师,主要从事光电医学仪器、医学图像处理及生物光子学等方面的研究。

E-mail: dyyu@tju.edu.cn

* 通信联系人。E-mail: xdchen@tju.edu.cn

像中常采用多换能器阵元探头,利用合成孔径和波束合成技术实现分辨率与信噪比的改善^[1~4]。内窥超声成像采用单换能器阵元探头,要求探头的不可弯曲长度小于 14 mm,直径小于 2.2 mm^[5,6]。内窥超声合成孔径技术通过探头的旋转扫描,记录在旋转的不同位置接收到的超声回波,等效合成较大的孔径,实现分辨率与信噪比的改善^[7,8]。

目前,针对体外和内窥超声成像,国内外研究主要集中在合成孔径算法的改进与成像理论的创新等方面:Holfort 等^[9~11]提出了基于功率谱估计的最小方差算法;Kortbek 等^[12]提出了基于单个凹面换能器的“虚拟源”成像思想;Andresen 等^[13]提出了单换能器探头螺旋扫描的三维合成孔径聚焦方法。以上方法在理论上均可提高超声图像的分辨率与信噪比,但并未考虑实际应用中超声波衰减对算法的影响,使实际实验结果与理论值有较大差距。本文在超声内窥合成孔径算法的基础上^[7,8],提出一种基于相位补偿的改进内窥超声合成孔径方法,补偿因超声波衰减而产生的分辨率与信噪比的退化。

2 超声回波衰减影响

超声波在人体组织中的幅度衰减包括两部分,即传播深度相关衰减和超声波频率相关衰减,总体呈线性关系,如人体软组织中的衰减系数为 0.7 dB/(MHz·cm)^[14]。在相同传播距离的条件下,高频声波的衰减要大于低频声波,故接收到的回波信号频谱将发生中心频率下移。

超声内窥合成孔径技术采用雷达成像中常用的匹配滤波法^[15],设计纵向与横向匹配滤波器实现纵

向与横向回波的脉冲压缩。设内窥超声系统采用中心频率为 f_0 ,调频率为 K 的 Chirp 码激励换能器,微型超声探头以线速度 v 进行旋转扫描,则纵向匹配滤波器 $h_A(t)$ 与横向匹配滤波器 $h_L(t)$ 分别为

$$h_A(t) = \text{rect}\left(\frac{t}{T_A}\right) \exp(j2\pi f_0 t) \exp(-j\pi K t^2), \quad (1)$$

$$h_L(t) = \text{rect}\left(\frac{t}{T_L}\right) \exp[-j2\pi v^2 t^2 / (\lambda R)], \quad (2)$$

式中 λ 为预设的超声波中心波长, T_A 为编码调制时间, T_L 为合成孔径时间, R 为探测深度。超声回波信号的中心频率因衰减而下降后,将使信号中心波长增大,这样在纵向与横向脉冲压缩过程中,均会导致匹配滤波器的失配。此时的纵向回波信号和横向回波信号分别为

$$s_A(t) = A \exp[j2\pi(f_0 - \Delta f)t] \exp(j\pi K t^2) = A \exp[j(2\pi f_0 t - \Delta\varphi_A)] \exp(j\pi K t^2), \quad (3)$$

$$s_L(t) = A \exp\left[j2\pi \frac{v^2 t^2}{(\lambda + \Delta\lambda)R}\right] = A \exp\left[j\left(2\pi \frac{v^2 t^2}{\lambda R} - \Delta\varphi_L\right)\right], \quad (4)$$

式中 Δf 为中心频率下移量, λ 为未出现衰减时的回波中心波长, $\Delta\lambda$ 为出现衰减后增加的波长, $\Delta\varphi_A$ 为随时间变化的纵向相位偏差, $\Delta\varphi_L$ 为中心频率下移衍生的随时间变化的横向相位偏差。

对中心频率 8 MHz, 40% 相对带宽, 编码调频时间 1 μ s 的超声信号进行仿真。设其中心频率变化量分别为 0.32 MHz 和 1.60 MHz, 横向脉冲压缩的结果如图 1, 2 所示。

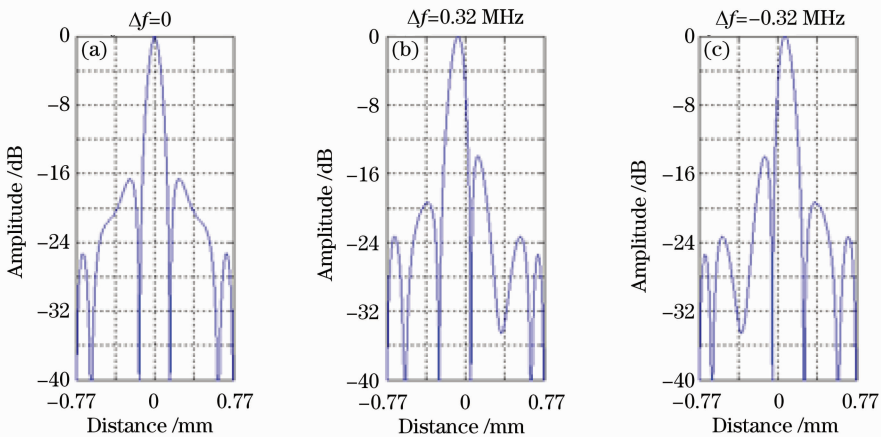


图 1 衰减回波横向脉冲压缩结果(0.32 MHz)

Fig. 1 Lateral pulse compression of degradation echoes (0.32 MHz)

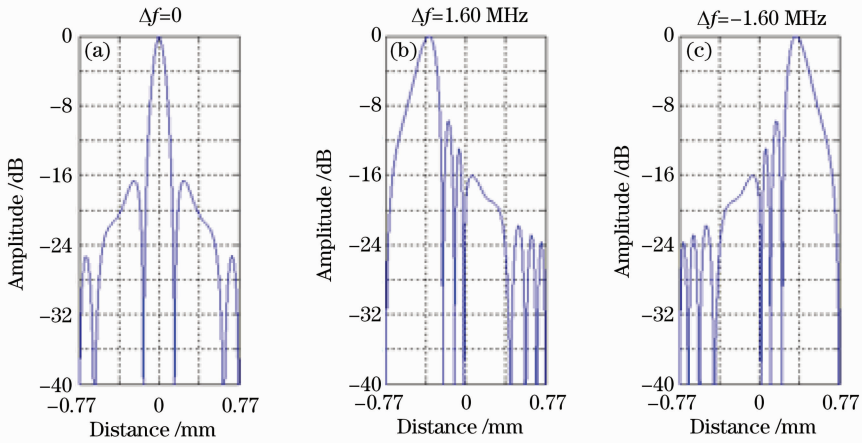


图2 衰减回波横向脉冲压缩结果(1.60 MHz)

Fig. 2 Lateral pulse compression of degradation echoes (1.60 MHz)

由图1,2可知,在匹配滤波器失配的情况下,横向分辨率产生恶化,频率差(相位差)越大,恶化越严重,且脉冲压缩后的主瓣将发生位移。 Δf 和 $\Delta\varphi_L$ 为正值时,脉冲压缩后的主瓣左移; Δf 和 $\Delta\varphi_L$ 为负值时,主瓣右移。因此,当纵向回波的中心频率发生衰减时,横向脉冲压缩后的主瓣将发生左移。

3 相位补偿方法

超声波衰减在纵向与横向分别引入了 $\Delta\varphi_A$ 和

$\Delta\varphi_L$ 的相位变化,二者都是随时间不断变化的,故在匹配滤波前,应对其进行补偿。基于相位补偿的内窥超声合成孔径算法流程如图3所示。首先,采用纵向分段互相关方法求出超声回波在深度方向各时间段内的频率变化,补偿纵向回波因衰减而产生的相位差 $\Delta\varphi_A$ 和 $\Delta\varphi_L$;再完成纵向脉冲压缩和距离弯曲校正;然后进行横向互相关,补偿距离弯曲校正后残留的距离弯曲量;最后进行横向脉冲压缩,获得合成孔径图像。

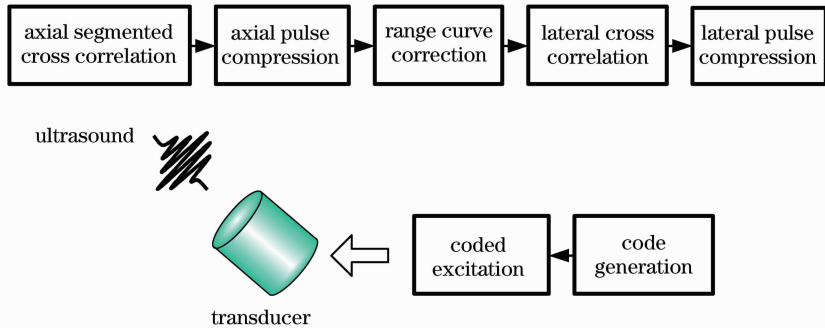


图3 基于相位补偿的内窥超声合成孔径算法流程

Fig. 3 Diagram of synthetic aperture technique based on phase compensation

3.1 纵向分段互相关

传统的分段互相关用于超声多普勒成像^[16],常采用周期性脉冲激励信号。本算法采用Chirp码激励换能器,超声回波信号带有明显的Chirp编码特征。

由于超声波衰减产生的中心频率下移是在深度方向逐渐发生的,故在深度方向将超声回波的扫描线数据拆成多个分段,针对每个分段做一维互相关,以得到瞬时频率下移量。根据超声成像原理,声波遇到声阻抗变化的界面时会发生反射与散射,只在此处存在超声回波,声阻抗均匀的其他位置无回波,

因此,分段互相关是针对有反射回波的部分进行的。互相关值可表示为

$$R_m(T_s) = \frac{1}{N-1} \sum_{n=1}^{N-1} x_m(n+1)x_m^*(n), \quad (5)$$

$$x_m(n) = I_m(n) + jQ_m(n), \quad (6)$$

式中 N 为分段长度, $x_m(n)$ 为第 m 个分段内的基带正交复信号, T_s 为采样周期, I_m 、 Q_m 为正交解调中的两路混频信号,分别表示第 m 个分段内的超声回波信号的实部和虚部。则中心频率下移量为

$$f_{md} = \frac{1}{2\pi T_s} \arg[R_m(T_s)]. \quad (7)$$

由(5)~(7)式联立,得第 m 个分段内的频移值为

$$f_{md} \approx \frac{1}{2\pi T_s} \arctan \left[\frac{\sum_{n=1}^{N-1} Q_m(n+1)I_m(n) - I_m(n+1)Q_m(n)}{\sum_{n=1}^{N-1} I_m(n+1)I_m(n) + Q_m(n+1)Q_m(n)} \right]. \quad (8)$$

由于只能对存在超声回波的位置进行分段自相关,因此,用于分段的有效数据总长度为超声信号的脉冲持续时间。

由(8)式得

$$\Delta\varphi_A(t) = \frac{t}{T_s} \arctan \left[\frac{\sum_{n=1}^{N-1} Q_m(n+1)I_m(n) - I_m(n+1)Q_m(n)}{\sum_{n=1}^{N-1} I_m(n+1)I_m(n) + Q_m(n+1)Q_m(n)} \right], \quad (9)$$

$$\Delta\varphi_L(t) = 2\pi \frac{v^2 t^2}{\lambda_m R} \cdot \frac{\Delta\lambda}{\lambda_m + \Delta\lambda}, \quad \Delta\lambda = \frac{C}{f_m - f_{md}} - \lambda_m, \quad (10)$$

式中 f_m 为 Chirp 调频信号在对应分段内未发生衰减时的中心频率, λ_m 为对应的超声波长, C 为超声波在人体组织中的传播速度, $\Delta\lambda$ 为声波衰减导致的中心频率下移所引发的波长增加量。

3.2 横向互相关

横向互相关用于补偿距离弯曲校正后残余的距离弯曲量。合成孔径技术中的距离弯曲校正用于补

偿信号接收时间差,使超声回波信号分解为纵向与横向两个相互独立的一维信号,从而使横向压缩时不再有纵向上的分量耦合^[8]。图4为根据旋转扫描过程中的几何位置计算距离弯曲量的方法:换能器距探测目标点的初始距离为 R ,换能器转过角度 φ 后,点目标距换能器距离为 R' , $\Delta T = 2(R' - R)/C$ 为要补偿的距离弯曲量。

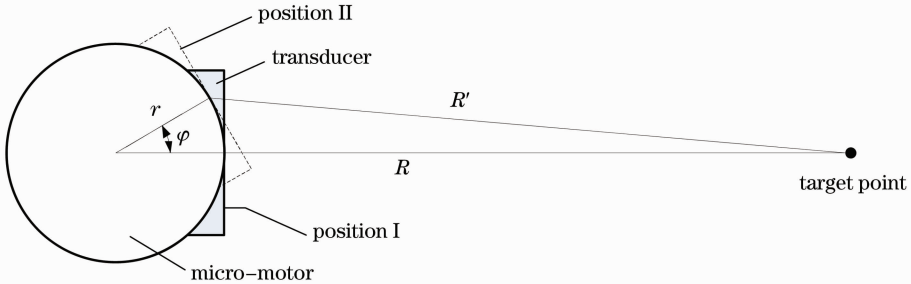


图4 探头旋转几何位置

Fig. 4 Geometrical position during the rotation of ultrasonic probe

实际应用中,微型超声探头旋转时的抖动和转速的不均匀,将使相邻扫描线的信号与预设值之间存在一定的相位差,而距离弯曲校正无法补偿这部分误差。沿横向对相邻的两条扫描线求互相关,可求出两条扫描线间的相位差,从而转化为时间差进行补偿。设 $Z(n), Z(n+1)$ 为两条相邻的扫描线的离散信号,将其表示为正交分量的形式:

$$\begin{cases} Z(n) = I(n) + jQ(n) \\ Z(n+1) = I(n+1) + jQ(n+1) \end{cases}, \quad (11)$$

则这两条扫描线间的相位差可表示为

$$\varphi_{n,n+1} \approx \arctan \left[\frac{Q(n+1)I(n) - I(n+1)Q(n)}{I(n+1)I(n) + Q(n+1)Q(n)} \right], \quad (12)$$

式中 $I(n), Q(n)$ 为第 n 条扫描线的两路正交混频信号。

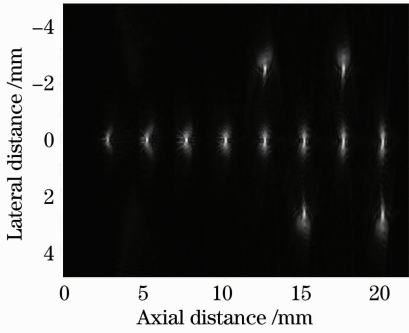
4 实验结果与讨论

4.1 仿 真

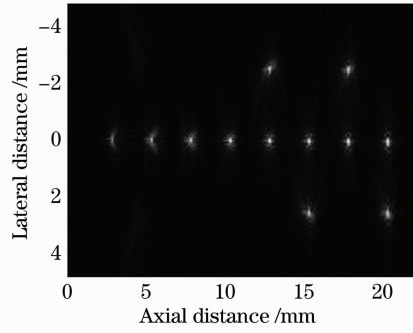
建立合成孔径仿真模型,在 $10 \text{ mm} \times 25 \text{ mm}$ 的声场范围内放置 12 个点目标。仿真参数为:超声中心频率 8 MHz,带宽 4.8 MHz,发射孔径 1 mm,采样频率 100 MHz。仿真结果如图 5 所示。对于传统合成孔径方法,考虑超声回波的衰减后,随着传播深度的加深,中心频率的下移量不断增加,匹配滤波器的失配程度越来越严重,故横向分辨率越来越差,20 mm 深度处横向分辨率为 1.1 mm,信噪比为 18.9 dB。在

近场区(小于等于 5 mm),由于声波衰减不明显且声强较强,相位补偿后的结果与传统合成孔径方法一致;在远场区,经相位补偿后,各深度与横向位置的

分辨率均得到了改善,使各深度处的横向分辨率趋于一致。较相位补偿前,横向分辨率提升 0.2 mm,信噪比提升 1.6 dB。



(a) conventional synthetic aperture technique



(b) synthetic aperture technique based on phase compensation

图5 仿真结果

Fig. 5 Simulation results

4.2 超声成像实验

在仿真的基础上,搭建超声内窥镜实验系统,如图 6 所示。在直径为 40 mm 的烧杯中装满超声耦合液,垂直放入 4 根直径为 1 mm 的尼龙绳作为待探测的点目标,其距换能器的距离分别为 5, 9, 10.5, 12 mm;采用单阵元换能器探头,将其垂直伸入烧杯中,在烧杯中心以 5 r/s 的速度进行旋转扫描。

实验中采用的换能器的超声波发射面积为 4 mm×1.8 mm,中心频率 8 MHz,带宽 3.2 MHz;激励信号采用时长 1 μs 的 Chirp 编码信号(中心频率和带宽与换能器相同);微型电机旋转半径 1 mm;分段互相关长度 16 个采样点;模/数(A/D)采样频

率 48 MHz;系统由现场可编程门阵列(FPGA)实现数字信号处理。实验结果如图 7 所示。

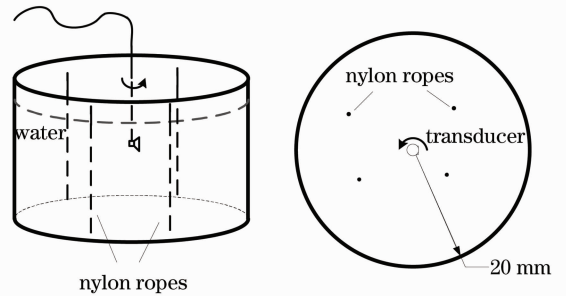
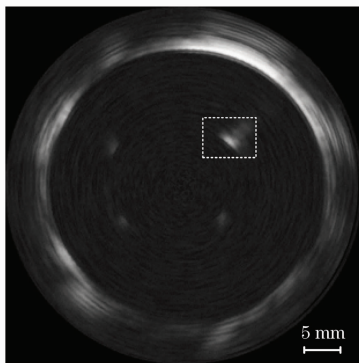
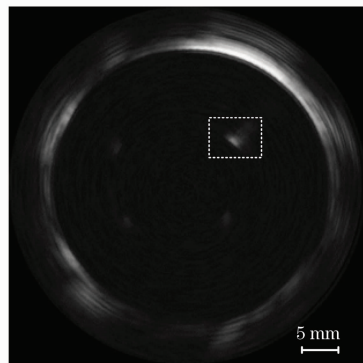


图6 超声内窥合成孔径成像系统实验模型

Fig. 6 Experiment model for endoscopic ultrasonography based on phase compensation synthetic aperture technique



(a) conventional synthetic aperture technique



(b) synthetic aperture technique based on phase compensation

图7 超声内窥成像结果

Fig. 7 Experimental results of endoscopic ultrasonography based on phase compensation synthetic aperture technique

图 7 中的白色圆环表示烧杯壁,与烧杯内径的实际尺寸相符。超声换能器位于白色圆环中心,圆环中的白色亮斑即为对 4 个点目标成像的结果。图 7(b)中虚线区域的横向分辨率得到较明显的提

升。进行相位补偿后,系统横向分辨率与信噪比均得到了提升,幅度分别为 0.14 mm 和 0.9 dB,较仿真的理论值略低。这是由于相位补偿算法在 FPGA 中实现,电路运算的精度限制了分辨率与信噪比的

进一步提升。

5 结 论

合成孔径技术是改善超声图像分辨率与信噪比的最好方法之一。但实际应用中,超声波衰减导致的信号中心频率下移,使纵向与横向脉冲压缩的匹配滤波器出现失配,导致实际成像结果与理论值相距较远。本文提出的基于相位补偿的改进内窥超声合成孔径方法,从纵向与横向分别补偿回波的相位变化,经仿真与实验确认了其有效性。由于实验结果对相位变化的敏感性,必须保证相位计算的准确性和系统补偿的精确性。但实际应用中,硬件电路计算的结果往往存在各种误差,匹配滤波器的失配现象难以避免,因此,提高算法的稳健性将是下一步研究的重点。

参 考 文 献

- Stepinski Tadeusz. An implementation of synthetic aperture focusing technique in fequency domain [J]. *IEEE Trans. Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2007, **54**(7): 1399~1408
- Trots Ihor, Nowicki Andrzej, Lewandowski Marcin. Synthetic transmit aperture in ultrasound imaging [J]. *Archives of Acoustics*, 2009, **34**(4): 685~695
- Lingvall Fredrik, Olofsson Tomas. High resolution ultrasonic array imaging using positivity constraints on the scattering amplitudes [C]. *IEEE Ultrasonics Symposium*, 2005, **1**: 548~551
- Li Qiao, Chen Xiaodong, Lei Yong *et al.*. Approximate wavenumber domain algorithm for interferometric synthetic aperture microscopy [J]. *Chinese J. Lasers*, 2010, **37**(11): 2725~2729
李 乔, 陈晓冬, 雷 湧 等. 基于近似波数域算法的干涉合成孔径显微技术[J]. *中国激光*, 2010, **37**(11): 2725~2729
- A. Cysewska-Sobusiak, A. Sowier, P. Skrzywanek. Application of combined methods of imaging in minimally invasive surgery [C]. *Proc. 25th Annual International Conference IEEE-EMBS*, 2003, **2**: 1043~1046
- A. Cysewska-Sobusiak, A. Sowier, P. Skrzywanek. Utilization of miniprobe in modern endoscopic ultrasonography [J]. *IEEE Sensors Journal*, 2006, **6**(5): 1323~1330
- Yu Daoyin, Li Ming, Li Yan *et al.*. Research on synthetic aperture technique for endoscopic ultrasound imaging [J]. *Chinese J. Lasers*, 2010, **37**(11): 2693~2697
郁道银, 李 明, 李 妍 等. 超声内窥合成孔径成像技术的研究 [J]. *中国激光*, 2010, **37**(11): 2693~2697
- Xiaodong Chen, Ming Li, Yan Li *et al.*. Synthetic aperture focusing for medical endoscopic ultrasonography [J]. *J. X-Ray Science and Technology*, 2011, **19**(1): 127~137
- Iben Kraglund Holfort, Fredrik Gran, Jorgen Arendt Jensen. Broadband minimum variance beam forming for ultrasound imaging [J]. *IEEE Trans. Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2009, **56**(2): 314~325
- Inhan-Fredrik Synnevåg, Andreas Austeng, Sverre Holm. Adaptive beamforming applied to medical ultrasound imaging [J]. *IEEE Trans. Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2007, **54**(8): 1606~1613
- Inhan-Fredrik Synnevåg, Andreas Austeng, Sverre Holm. Benefits of minimum-variance beamforming in medical ultrasound imaging [J]. *IEEE Trans. Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2009, **56**(9): 1868~1879
- Jacob Kortbek, Jrgen Arendt Jensen, Gammelmark Kim Lkke. Synthetic aperture focusing applied to imaging using a rotating single element transducer [C]. *Proceedings of IEEE Ultrasonics Symposium*, 2007: 1504~1507
- Henrik Andresen, Svetoslav Ivanov Nikolov, Jorgen Arendt Jensen. Synthetic aperture focusing for a single-element transducer undergoing helical motion [J]. *IEEE Trans. Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2011, **58**(5): 935~943
- J. A. Jensen, D. Gandhi, W. D. O'Brien *et al.*. Ultrasound fields in an attenuating medium [C]. *Proceedings of Ultrasonics Symposium*, 1993: 943~946
- Wu Jin. Matched filter in synthetic aperture ladar imaging [J]. *Acta Optica Sinica*, 2010, **30**(7): 2123~2129
吴 谨. 合成孔径激光雷达成像之匹配滤波器[J]. *光学学报*, 2010, **30**(7): 2123~2129
- Wang Peidong, Shen Yi, Wang Yan. A quadrature demodulation technique based on echo-frequency tracking in ultrasound color flow imaging [J]. *Acta Acustica*, 2008, **33**(3): 262~267
王沛东, 沈 毅, 王 艳. 彩色超声血流成像中基于回波频率跟踪的正交解调方法[J]. *声学学报*, 2008, **33**(3): 262~267

栏目编辑: 韩 峰