

文章编号: 0258-7025(2010)11-2693-05

超声内窥合成孔径成像技术的研究

郁道银 李明 李妍 汪毅 陈晓冬

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

摘要 将广泛应用于雷达系统的合成孔径技术引入超声内窥成像系统, 提出一种基于单换能器探头的超声内窥镜合成孔径成像方法。利用单换能器探头的旋转效应, 在旋转的不同时刻与位置发射并接收超声回波, 等效合成较大的超声发射孔径, 以增强超声图像的信噪比与分辨率。分析了单探头合成孔径技术的原理与合成方法, 并在此基础上根据超声回波的编码与线性调频特性, 完成纵向与横向的脉冲压缩。最后采用中心频率为 8 MHz 的换能器对猪皮样本进行探测, 可分辨出尺寸为 0.8 mm×2 mm 的目标, 系统的信噪比提升了 9.38 dB。

关键词 超声内窥镜; 合成孔径; 脉冲压缩; 编码激励; 匹配滤波器

中图分类号 R197.39 文献标识码 A doi: 10.3788/CJL20103711.2693

Research on Synthetic Aperture Technique for Endoscopic Ultrasound Imaging

Yu Daoyin Li Ming Li Yan Wang Yi Chen Xiaodong

(*Opto-Electronic Information Science and Technology Laboratory, Ministry of Education,*

College of Precision Instrument & Opto-Electronic Engineering, Tianjin University, Tianjin 300072, China)

Abstract Synthetic aperture focusing, widely used in radar system, is introduced into endoscopic ultrasound imaging system in this paper. Based on the features of synthetic aperture focusing (SAF), a method of synthetic aperture imaging for ultrasonic endoscope is presented, using the rotation effect of a probe with single transducer, transmitting and receiving the echoes at different time and different locations during the rotation, synthesizing a large transmitting aperture equivalently to enhance the signal to noise ratio and the resolution of the ultrasonic images. The principle of synthetic aperture technique was analyzed, which is used for endoscopic ultrasound imaging with single transducer probe, and then the longitudinal and lateral compression were implemented according to the coded and linear frequency modulated characteristics of the echoes. Finally, an experiment was completed, using a transducer, with the center frequency of 8 MHz, to detect a pigskin sample, the target with the size of 0.8 mm×2 mm could be identified, and the signal to noise ratio had an improvement of 9.38 dB.

Key words ultrasonic endoscope; synthetic aperture; pulse compression; coded excitation; matched filter

1 引 言

超声内窥镜通过电子内窥镜的活检通道将微型超声扫描探头送入人体, 在内窥镜观察体内器官内腔粘膜表面的同时, 超声扫描探头获取人体内脏器官壁的断层图像, 发现其中的早期癌变和微小肿瘤, 是目前诊断人体内脏器官病变的最佳方法之

一^[1~3]。超声波在人体中的传播具有发散性, 随着传播深度的加深, 波束宽度增加, 导致信噪比降低, 分辨率变差。由于波束宽度及声波发散角与声波发射孔径成反比, 因此, 常采用多换能器阵元的波束合成技术, 合成出较大的孔径。通过不同时刻激励不同的换能器阵元, 使得各阵元发出的声波在目标位

收稿日期: 2010-05-14; 收到修改稿日期: 2010-07-05

基金项目: 国家 863 计划(2007AA04Z339)和国家自然科学基金(60827005)资助课题。

作者简介: 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

置干涉叠加,实现发射超声波束的偏转和聚焦;又通过延时与求和(DAS),最小方差(MV)等加权算法实现动态接收聚焦,以获得较好的分辨率与信噪比^[4~7]。但超声内窥镜对探头的尺寸有严格的要求,不可弯曲长度小于 14 mm,直径小于 2.8 mm。多换能器阵元探头尺寸较大,难以在超声内窥镜中使用,因此多用于体外超声检测,如 B 超等。目前,国内外研究主要集中在凸阵探头、线阵探头和环阵探头的波束合成方面^[8,9],关于单换能器探头旋转扫描成像的研究很少。Kortbek Jacob 等^[10]研究了单个凹面换能器旋转扫描的波束合成方法,但并未对实际样品进行实验,而且采用的是直径为 5 mm 的凹面换能器,无法用于超声内窥镜中。

为解决单换能器探头成像的分辨率与信噪比问

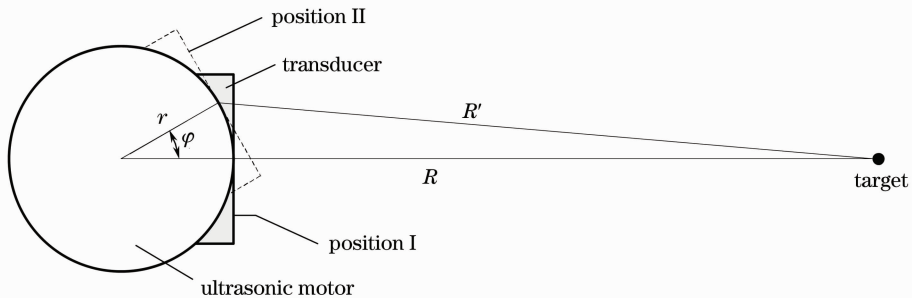


图 1 超声内窥镜成像系统旋转扫描位置关系图

Fig. 1 Diagram of rotary scanning position for endoscopic ultrasonic imaging

由于超声波在传播时具有发散特性,故当点目标的反射回波到达换能器时,会有一定的声波照射区域,因此,换能器在旋转过程中,在声波照射区域内的不同位置,可接收到同一目标的反射回波。对这些回波进行压缩处理,即可实现单换能器探头的合成孔径。合成孔径值即反射回波的声波横向照射范围。

超声波的发散程度由其半功率波束角决定,可表示为

$$\beta_{0.5} = 0.84\lambda/D, \quad \lambda/D \ll 1 \quad (1)$$

式中 λ 为超声波长, D 为换能器的发射孔径。对于单个点目标 P ,当换能器对其进行直线扫描时,如图 2 所示。点目标 P 到探头移动轨迹的垂直距离为 R ,则超声波束的横向照射区域为 $\beta_{0.5} \cdot R$ 。探头在 A 位置时,固定点目标 P 开始进入探头的照射区域,探头旋转到 B 位置时, P 开始离开探头的照射区域,当探头位于 A-B 范围之外时,由于探头发射的超声波束照射不到 P 点,故接收不到 P 点反射的回波信号。故合成孔径的孔径值 L_s 为可接收到 P 点

题,本文将广泛应用于雷达系统的合成孔径技术引入超声内窥成像系统^[11~13],提出一种基于单换能器探头的超声内窥镜合成孔径成像方法,并用尺寸为 $2 \text{ mm} \times 4 \text{ mm}$ 的单阵元换能器探头进行实验,从分辨率与信噪比两个方面对实验结果进行分析。

2 超声内窥镜合成孔径原理

体外超声成像中广泛使用的波束合成技术,是利用多个在不同位置的换能器阵元,发射和接收超声波,使等效孔径增大。根据衍射理论,该方法能够提高成像分辨率。超声内窥成像系统的换能器孔径被严格限制,但可以通过换能器的旋转,等效“合成”出较大的孔径,如图 1 所示。

信号的 A、B 间的距离,当探头做直线扫描时,其数值上等于距离 R 处的波束宽度,即

$$L_s = \beta_{0.5} \cdot R = 0.84\lambda R/D. \quad (2)$$

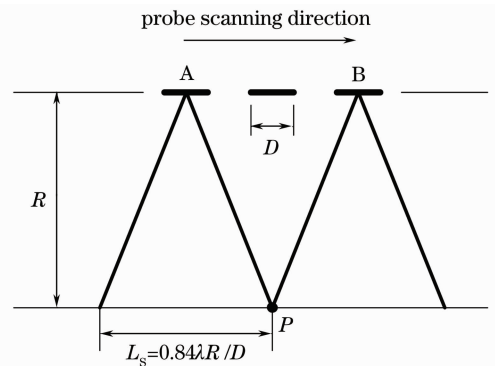


图 2 合成孔径尺寸示意图

Fig. 2 Schematic diagram of synthetic aperture size

超声内窥镜采用单换能器探头,在旋转扫描的同时发射和接收超声波。由于尺寸较小,因此需要采用编码激励技术,以增加超声波的发射功率^[14~16]。编码激励技术采用 4 位 Barker 编码脉冲

激励换能器,激发的超声波信号是一个具有编码特征的长脉冲,因此,在超声波的传播方向上,即纵向方向上,超声反射回波也是一个 4 位 Barker 编码脉冲。

在超声探头扫描方向,即横向上,设探头旋转扫描的线速度为 v ,则探头接收到的回波信号的瞬时相位可表示为

$$\varphi(t) = 2\pi \cdot 2R(t)/\lambda = 2\pi \cdot v^2 t^2 / (\lambda R) + C, \quad (3)$$

式中 $R(t)$ 是换能器与目标点的瞬时距离, C 为常数。横向上回波信号是时间的二次函数,由于扫描过程中回波信号的相位是滞后的,因此,回波信号在横向的频率为

$$f(t) = -\frac{1}{2\pi} \frac{d\varphi}{dt} = -\frac{2v^2 t}{\lambda R}, \quad (4)$$

可见,横向回波信号的频率是时间的一次函数,即是一个线性调频信号。

在旋转扫描条件下,相对于单个点目标,系统的扫描速度 v ,发射孔径 D ,在数值上分别等于探头旋转的线速度和换能器发射宽度在目标平面上的投影,因此,随着探头的旋转, v, D 的值会不断变化,故横向回波不再是线性调频信号。而且,合成孔径值,如(2)式所示,在探头旋转扫描时不成立。如图 3 所示,探头旋转的线速度与扫描速度间的夹角决定了扫描速度 v 与发射孔径 D 的变化。设定旋转扫描近似条件,当扫描速度 v 大于等于探头旋转线速度的 0.99 倍时,近似认为二者是相等的,可得 α 的临界值为 17° 。因此,在 17° 的范围内,探头可等效为做直线扫描,扫描速度 v 和发射孔径 D 是恒定的,因此,横向的超声回波是线性调频的,且(2)式成立。设超声探头的半径为 r ,则旋转扫描系统合成孔径的最大值为

$$L_{\max} = (17\pi/180) \cdot (R + r). \quad (5)$$

3 超声内窥镜合成孔径算法

超声回波在纵向具有 4 位 Barker 编码特征,在横向具有线性调频特征,设超声反射回波序列为 $e(t)$,探头的冲击响应为 $p(t)$,声场中的声波反射分布函数为 $u(t)$,脉冲压缩所用滤波器的冲击响应函数为 $e'(t)$,则经过脉冲压缩后的超声回波信号为

$$r(t) = e(t) * u(t) * p(t) * e'(t) = [e(t) * e'(t)] * u(t) * p(t), \quad (6)$$

为得到最佳的压缩效果,应使 $e(t) * e'(t) = \delta(t)$, $e'(t)$ 即为匹配滤波器,"*"为卷积运算符号。因

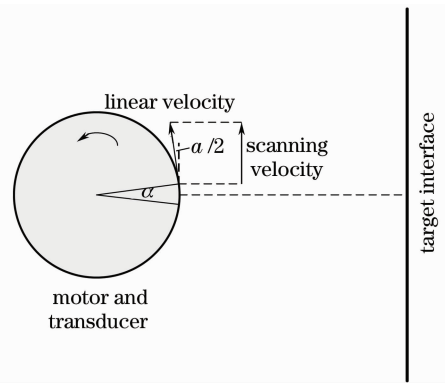


图 3 旋转扫描系统参数

Fig. 3 Parameters of rotary scanning system

此,脉冲压缩的过程即进行纵向与横向匹配滤波的过程。

超声信号纵向匹配滤波器的脉冲响应与该信号时间倒置的共轭成正比,设超声发射序列为 $s_i(n)$,由于发射声波具有 4 位 Barker 编码特性,因此, $s_i(n)$ 可表示为超声编码序列,则纵向匹配滤波器的脉冲响应序列为

$$h(n) = Gs_i^*(\tau - n), \quad (7)$$

式中 G 为滤波器的增益分量, τ 为发射接收过程中的延时。

超声探头在旋转过程中,由于接收的位置不同,来自同一目标的回波的相位也不同,故在横向上目标将发生弥散,需要对变化的相位进行补偿。横向回波具有线性调频特性,由其瞬时相位,如(3)式所示,可得横向匹配滤波器的脉冲响应为

$$h(t) = \exp[-j\varphi(t)] = \exp[-j2\pi \cdot v^2 t^2 / (\lambda R)] \cdot \exp(-j \cdot C), \quad (8)$$

式中 $\exp(-j \cdot C)$ 为匹配滤波器的初始相位补偿信号,时间变量 t 的范围为 $-T_s/2 < t < T_s/2$, T_s 表示合成孔径时间。对每一个目标点,在利用横向匹配滤波器压缩后,除了确定其位置的线性相位外,其他相位都会被匹配滤波器补偿掉,即将不同位置处的线性调频信号压缩至零频。

超声内窥合成孔径成像算法流程如图 4 所示。第 1 步,纵向脉冲压缩,由于发射编码序列只有 4 位,时域卷积比频域处理速度更快,因此纵向脉冲压缩在时域进行;第 2 步,横向快速傅里叶变换(FFT),将数据变换到频域进行处理;第 3 步,横向脉冲压缩,同时用旋转近似条件约束合成孔径大小;第 4 步,横向逆快速傅里叶变换(IFFT),将数据变换回时域,再经过数字解调、坐标变换等处理,即可得到合成孔径图像。

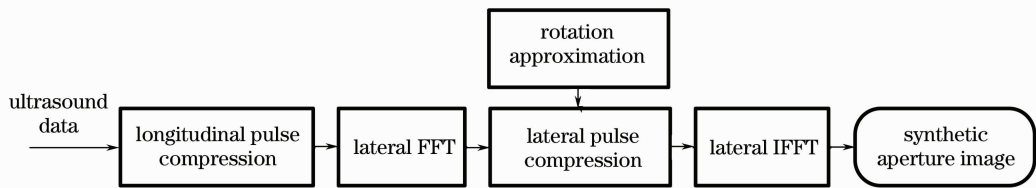


图 4 合成孔径算法流程图

Fig. 4 Flow chart of synthetic aperture algorithm

4 实验结果与讨论

基于超声内窥镜合成孔径原理,搭建了如图 5 所示的超声内窥镜实验系统。采用猪皮作为实验样品,其声阻抗为 $1.70 \times 10^6 \text{ Pa} \cdot \text{s/m}$,接近人体软组织的声阻抗值。将多块横向宽度不等的猪皮样品,以不同的横向间距固定在一个装满超声耦合液的玻璃杯中。实验中,探头以 10 r/s 的速度进行旋转扫描,超声换能器的中心频率为 8 MHz ,带宽为 1.6 MHz ,发射孔径 2 mm ,激励信号采用 4 位 Barker 编码信号“+1,+1,+1,-1”,A/D 采样频率为 32 MHz 。系统由现场可编程门阵列(FPGA)完成合成孔径信号的数字处理。

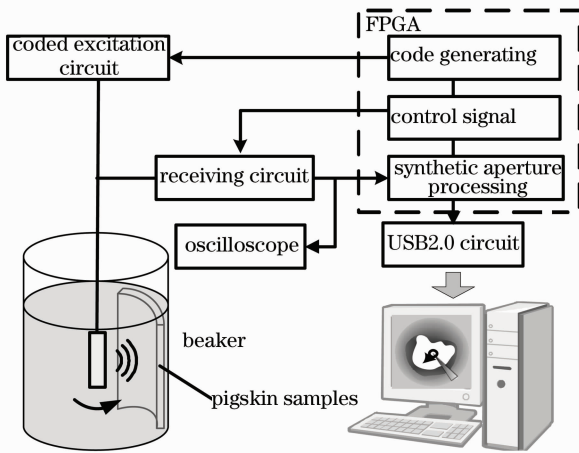


图 5 超声内窥镜实验系统

Fig. 5 Experimental system of ultrasonic endoscope

实验结果如图 6 所示,为验证合成孔径系统信噪比的改善情况,系统的放大倍率较高,因此背景噪声较大。

图 6(a)中,位于远场的白色圆环为烧杯壁成像。实验中,超声探头未置于烧杯的正中心进行旋转扫描,因此,超声波传播至烧杯壁时,只在探头旋转的部分方向是垂直入射的,而烧杯壁对于超声波是镜面反射的,因此,在非垂直入射的位置,探头可接收到的回波幅度较小,而垂直入射的位置,回波幅度较大,因此白色圆环灰度分布不均匀。同时,采用

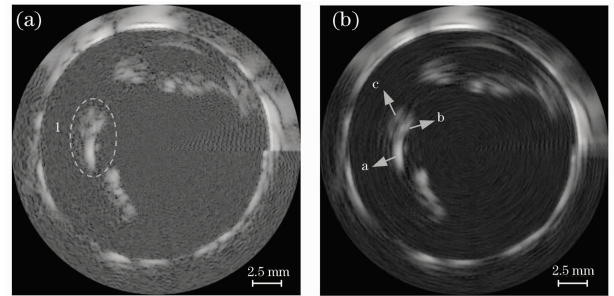


图 6 猪皮样品成像结果。(a)传统超声成像, (b)合成孔径成像

Fig. 6 Image of pigskin samples. (a) ultrasonic imaging, (b) synthetic aperture imaging

微型电机驱动换能器进行扫描,电机有轻微的晃动,使探头发生微小摆动,这也会导致灰度分布不均。圆环内部为猪皮样品成像,由于其表面为漫反射,因此不受探头位置的影响,其回波幅度只与声阻抗有关。其中 1 号回波为三个猪皮样品叠加而成,其尺寸分别为 a: $1 \text{ mm} \times 2 \text{ mm}$, b: $1 \text{ mm} \times 1 \text{ mm}$, c: $0.8 \text{ mm} \times 2 \text{ mm}$ 。a, b 的横向间距为 2 mm , b, c 的纵向间距为 0.8 mm 。可见,图 6(a)中无法分辨出三个样品。图 6(b)中可以明显地分辨出 b, c 两个样品,其图上尺寸与实际尺寸基本相同。取 a, b 所在位置的一条横向扫描线,计算其归一化幅度,如图 7 所示。可清楚地看到 a, b 两个样品的主瓣,合成孔径处理后的分辨率得到增强,但整体幅度较小, a, b 主瓣的分辨点在 -5.92 dB ,未能完全分辨。

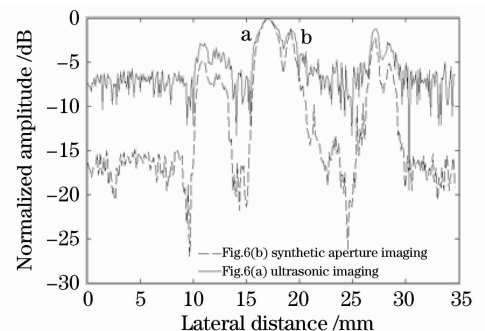


图 7 横向扫描线数据

Fig. 7 Data of a lateral scanning line

横向分辨率的提升较小,主要是受波束宽度和旋转扫描近似条件的限制,使可合成的孔径较小。对于不同的换能器,在旋转半径 r 相同的条件下,旋转扫描近似条件的限制是相同的,因此,可以通过增加波束宽度,即增加半功率波束角来提高合成孔径的尺寸。信噪比方面,横向匹配滤波器将产生频移的超声信号压缩至零频,使有效信号得到增强;而噪声是随机分布的,不具有调频特性,因此不会被压缩,从而使系统的信噪比增强。图 7 中,合成孔径处理后的噪声水平较直接成像有大幅下降,图 6(b)的信噪比较图 6(a)提高了 9.38 dB。

5 结 论

超声内窥镜由于采用微型单换能器探头而使其发射的超声功率受到限制,从而降低了成像的信噪比,而且由于超声波束在传播过程中的发散性,使系统的横向分辨率在图像远场发生恶化。将广泛应用于雷达系统的合成孔径技术引入超声内窥成像系统,研究了基于单换能器探头的超声内窥合成孔径成像方法,并根据超声回波的特点,分别在纵向与横向完成了对回波的脉冲压缩。实验结果表明,单换能器探头的合成孔径方法,由于受到波束宽度和旋转扫描近似条件的限制,横向分辨率提高较小,但是却大大提高了系统的信噪比,信噪比提高达 9.38 dB。

参 考 文 献

- 1 A. Cysewska-Sobusiak, A. Sowier, P. Skrzywanek. Application of combined methods of imaging in minimally invasive surgery [C]. 25th Annual International Conference IEEE-EMBS, Ed. Ron S. Leder, 2003, **2**: 1043~1046
- 2 A. Cysewska-Sobusiak, A. Sowier, P. Skrzywanek. Utilization of miniprbes in modern endoscopic ultrasonography[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2006, **6**(5): 1323~1330
- 3 Chen Xiaodong, Li Ming, Yu Feng *et al.*. Technology of digital endoscopic ultrasonic imaging [J]. *Chinese J. Lasers*, 2009, **36**(10): 2557~2560
陈晓冬,李明,俞锋等. 超声内窥数字成像技术[J]. *中国激光*, 2009, **36**(10): 2557~2560
- 4 Synnevåg Inhan Fredrik, Austeng Andreas, Holm Sverre. Benefits of minimum-variance beamforming in medical ultrasound imaging[J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2009, **56**(9): 1868~1879
- 5 Lingvall, Fredrik, Olofsson Tomas. High resolution ultrasonic

- array imaging using positivity constraints on the scattering amplitudes [J]. *IEEE Ultrasonics Symposium*, 2005, **1**: 548~551
- 6 Iben Kraglund Holfort, Fredrik Gran, Jørgen Arendt Jensen. Minimum variance beamforming for high frame-rate ultrasound imaging[J]. *IEEE Ultrasonics Symposium*, 2007: 1541~1544
 - 7 Stepinski Tadeusz. An implementation of synthetic aperture focusing technique in fequency domain[J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2007, **54**(7): 1399~1408
 - 8 Synnevåg Inhan Fredrik, Austeng Andreas, Holm Sverre. Adaptive beamforming applied to medical ultrasound imaging[J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2007, **54**(8): 1606~1613
 - 9 Iben Kraglund Holfort, Fredrik Gran, Jorgen Arendt Jensen. Broadband minimum variance beamforming for ultrasound imaging [J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2009, **56**(2): 314~325
 - 10 Kortbek Jacob, Jensen Jrgen Arendt, Gammelmark Kim Lkke. Synthetic aperture focusing applied to imaging using a rotating single element transducer [J]. *IEEE Ultrasonics Symposium*, 2007: 1504~1507
 - 11 Liu Liren. Incoherently synthetic aperture imaging lidar: architecture and algorithm[J]. *Acta Optica Sinica*, 2010, **30**(1): 109~116
刘立人. 非相干合成孔径激光成像雷达:体系结构和算法[J]. *光学学报*, 2010, **30**(1): 109~116
 - 12 Liu Liren. Synthetic aperture imaging lidar (IV): unified operation mode and two-dimensional data collection equation[J]. *Acta Optica Sinica*, 2009, **29**(1): 1~6
刘立人. 合成孔径激光成像雷达(IV):统一工作模式和二维数据收集方程[J]. *光学学报*, 2009, **29**(1): 1~6
 - 13 Wang Wenbo, Zhang Xiaodong, Fei Pusheng *et al.*. The coherent speckle suppression method in SAR image based on Contourlet domain adaptive biva shrink model[J]. *Acta Optica Sinica*, 2009, **29**(10): 2726~2731
王文波,张晓东,费浦生等. 基于Contourlet变换的自适应SAR图像相干斑噪声抑制算法[J]. *光学学报*, 2009, **29**(10): 2726~2731
 - 14 Chen Xiaodong, Wen Shijie, Zhou Hao *et al.*. The design and implementation of coded excitation in ultrasonic endoscope system [J]. *J. Optoelectronics • Laser*, 2009, **20**(2): 279~282
陈晓冬,温世杰,周浩等. 编码激励技术在医学超声内窥镜中的实现[J]. *光电子·激光*, 2009, **20**(2): 279~282
 - 15 Wang Ling, Ding Zhihua, Wu Tong *et al.*. Swept-source optical coherence tomography for endoscopic imaging with wavelength-encoding probe [J]. *Chinese J. Lasers*, 2009, **36**(10): 2493~2497
王玲,丁志华,吴彤等. 基于波长编码的扫频光学相干内窥成像方法[J]. *中国激光*, 2009, **36**(10): 2493~2497
 - 16 Chiao, R. Y., Xiaohui Hao. Coded excitation for diagnostic ultrasound: a system developer's perspective [J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2005, **52**(2): 160~170