

文章编号: 0258-7025(2009)10-2557-04

超声内窥镜数字成像技术

陈晓冬 李明 俞 锋 李伟锋 郁道银

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

摘要 超声内窥镜系统将微型超声探头通过电子内窥镜的活检通道插入消化道器官, 既可通过内窥镜直接观察粘膜表面的病变形态, 又可进行超声扫描成像, 获得消化器官管壁各个断层的组织学特征。利用编码激励技术, 以 4 位 Barker 编码的方式激励换能器, 在不增加峰值负声压的前提下, 显著提高超声换能器的发射功率, 增大系统探测深度以及成像的信噪比; 用数字下变频技术实现超声回波的中频采样、编码信号的脉冲压缩以及信号包络的提取; 采用装有超声耦合液的玻璃烧杯作为实验样品, 对其进行旋转扫描, 得到 256 级灰度的超声图像, 轴向分辨率达 0.4 mm, 验证了系统原理的正确性。

关键词 医学光学与生物技术; 超声成像; 内窥镜; 超声探头; 编码激励; 数字下变频

中图分类号 R616.2 **文献标识码** A **doi:** 10.3788/CJL20093610.2557

Technology of Digital Endoscopic Ultrasonic Imaging

Chen Xiaodong Li Ming Yu Feng Li Weifeng Yu Daoyin

(College of Precision Instrument and Opto-electronic Engineering, Tianjin University,

Opto-electronic Information Science and Technology Laboratory, Ministry of Education, Tianjin 300072, China)

Abstract By sending a micro-ultrasonic probe into coelom through biopsy channel of electronic endoscope, ultrasonic endoscope system can not only acquire pictures of the alimentary canal mucosal surface by direct observing, but also get images of the full histology of the digestive organs by ultrasonic scanning. In this paper, we introduced the coded excitation technique into the ultrasonic imaging system, which uses a 4-bit Barker coded pulse to excite the ultrasonic transducer resulting that the detecting depth and imaging quality of the medical ultrasonic endoscope be increased greatly with the peak negative acoustic pressure unchanged. Then we utilized the digital down conversion technique to realize medium frequency sampling, pulse compression and envelope extraction of the ultrasonic echo. Finally, using a glass beaker with ultrasonic coupling liquid as experimental sample, achieved a 256 gray-scale ultrasound image with the axial resolution of 0.4 mm, so the results proved the validity of system principle.

Key words medical optics and biotechnology; ultrasonic imaging; endoscope; ultrasonic probe; coded excitation; digital down conversion

1 引 言

医学超声内窥镜是电子内窥镜技术与超声传感技术、微机电技术、现代计算机技术等高新技术不断发展、融合的产物, 是当前应用前景非常广阔的医疗仪器。超声内窥镜将微型超声旋转扫描探头通过电子内窥镜的活检通道送入人体, 既可以通过内窥镜直接观察粘膜表面的病变形态, 又可以进行超声扫描, 获取消化器官管壁各个断层的组织学特征, 扩大

了内窥镜的诊断范围, 提高了内窥镜的诊断能力。

目前, 医学超声内窥镜^[1,2]市场主要被日本的 Fujinon, Olympus, Pentax 等公司垄断, 但这些公司的产品均采用电机后置方式驱动探头旋转, 即超声探头和体外电机之间由一根长约 1.5 m 的细软钢丝柔性连接, 电机带动软钢丝旋转, 进而驱动另一端的超声探头旋转。由于在探头旋转过程中, 软钢丝承受的扭转力矩较大, 极易损坏, 因此导致仪器的使

收稿日期: 2009-07-09; 收到修改稿日期: 2009-08-24

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: 陈晓冬(1975—), 男, 博士, 副教授, 主要从事光电医学仪器、医学图像处理及生物光学等方面的研究。

E-mail: xdchen@tju.edu.cn(中国光学学会会员号: S040420589S)

使用寿命很短,不超过 50 h。针对以上缺点,本文提出微型电机前置驱动超声换能器旋转扫描成像的方案,以延长探头的使用寿命。目前,国外相关研究主要集中在超声电机的结构与材料优化上^[3]。为提高微型超声换能器的发射功率,本文进一步提出编码激励技术,并采用数字下变频技术实现超声回波的数字化处理,以提高系统的探测深度以及成像的信噪比。

2 数字超声内窥成像系统

数字超声内窥成像系统的原理如图 1 所示,主要由电子内窥镜和微型超声探测系统组成。微型超声探测系统主要由可 360° 旋转的微型超声扫描探头、超声信号处理电路和计算机组成。当超声内窥镜工作时,微型超声扫描探头通过电子内窥镜的活检通道送入人体腔,利用探头内的微型电机驱动超声换能器旋转。在换能器旋转的同时,超声编码激励电路输出高压编码脉冲,激励换能器发射编码超声信号。超声信号经不同深度的组织反射后形成一个超声回波序列,由原超声换能器接收并转换成电信号。该电信号由超声信号处理电路接收、处理并形成 B 型超声图像,最后经通用串行接口(USB) 2.0 输入计算机保存及显示。

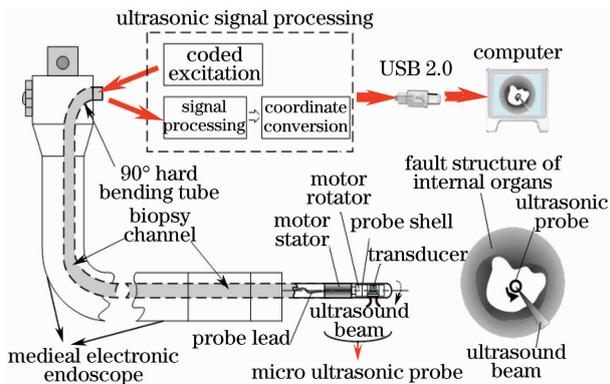


图 1 医学超声内窥镜成像系统原理图

Fig. 1 Schematic of medical ultrasonic endoscope imaging system

为了使超声探头能够顺利地通过电子内窥镜的活检通道进入人体,要求探头在封装后的最大外径不超过 2.2 mm,不可弯曲长度不超过 14 mm。根据这一要求,采用弯曲振动模态超声电机作为前置驱动电机,相比于传统的电磁电机具有体积小、扭转力矩大、无噪声干扰、可控性好以及能自锁等优良特性^[4,5]。超声电机由电机定子和电机转子组成,将具有高机电耦合系数的超声换能器固定在电机转子

上,即可完成微型超声扫描探头的设计。

由于受超声探头尺寸的限制,超声换能器的发射功率很小,激发的超声波能量小、信噪比低,影响系统的探测深度和成像质量。因此,将编码激励技术引入超声内窥镜成像系统,以增加超声信号的信噪比,并采用数字下变频技术对回波信号进行数字化处理,以提高系统的微弱信号检测能力。

3 编码激励技术

与传统的单脉冲激励不同,编码激励采用长编码脉冲激励换能器^[6~9],激发的超声波信号为一个长脉冲。由于编码激励信号的持续时间远长于换能器的脉冲响应时间,因而可以增加超声信号携带的能量。编码激励的反射回波也是一个长脉冲,这会降低系统的纵向分辨率,因此需对其进行脉冲压缩,获得与单脉冲激励相同的纵向分辨率,同时提高超声回波信号的信噪比。

超声内窥镜主要用于人体胃部病变的检查,人体胃壁各层平均厚度约为 0.8 mm,为了保证胃壁组织相邻界面层之间的回波彼此独立、不混叠,编码激励的脉冲不能过长。根据超声波在人体软组织中的传播速度 1540 m/s 和超声换能器的中心频率 5 MHz,采用 4 位 Barker(+1+1+1-1)码作为编码激励脉冲。为了获得较高的发射效率,应使编码信号的频谱尽可能地落在超声换能器的带宽范围内。因此对激励码的子脉冲进行调制^[10~14],以正负脉冲构成编码信号的单位码元,码元长度为换能器中心频率 f_0 的倒数。如图 2 所示,前三组正负脉冲构成 4 位 Barker 码的前三位,最后一组负正脉冲构成 4 位 Barker 码的最后一位。

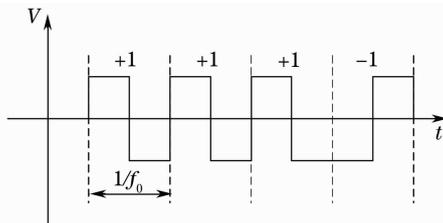


图 2 Barker 码(4 位)激励的码型

Fig. 2 Code pattern of 4-bit Barker code

调制后的编码信号,其能量主要集中在换能器中心频率附近的频带内。对带宽为 4 MHz,中心频率为 5 MHz 的超声换能器和调制编码信号进行仿真,如图 3 所示,其中虚线为换能器的频谱,实线为编码信号的频谱,换能器的频谱基本落在编码信号的频谱内,符合编码调制的要求。

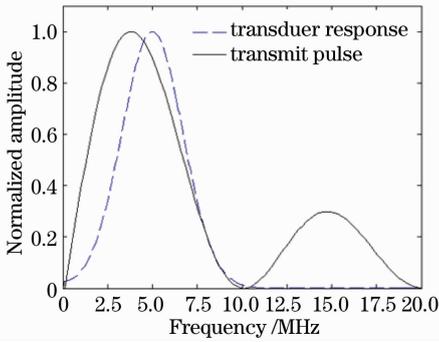


图3 调制后编码激励信号的频谱

Fig. 3 Spectrum of coded excitation signal modulated

4 数字下变频技术

B型超声成像利用超声信号的幅度(包络)调制显示的亮度。采用数字下变频技术实现信号幅度信息的提取^[15],其原理如图4所示。系统将模/数(A/D)转换电路调整到正交解调的前面,在中频段实现回波信号的数字化,然后利用数字技术对信号进行混频、滤波、采样率变换等处理,以实现去除载波,提取基带信号的目的,实现信号的数字下变频。

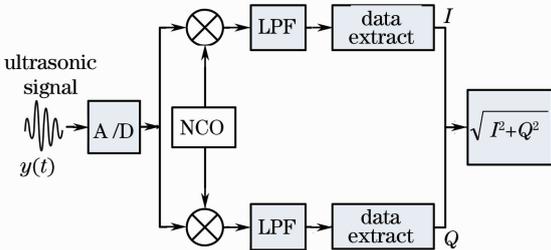


图4 “数字下变频”技术原理图

Fig. 4 Schematic of digital down conversion technique

图4中的超声信号表示为

$$y(t) = a(t) \cos[\omega_0 t + \theta], \quad (1)$$

式中 $a(t)$ 为超声信号的瞬时幅度, ω_0 为超声载波频率, θ 为信号的初始相位。当超声信号经 A/D 转换器采样后,转换成数字信号为

$$x(n) = a(n) \cos[\omega_0 n T_s + \varphi(n)], \quad (2)$$

式中 $T_s = 1/f_s$, f_s 为 A/D 转换器采样频率。数字信号 $x(n)$ 分别与数控振荡器(NCO)输出的频率为 ω_0 的正余弦信号相乘,得到两路相互正交的信号

$$x_1(n) = \frac{1}{2} a(n) \{ \cos[2\omega_0 n T_s + \varphi(n)] + \cos[\varphi(n)] \}, \quad (3)$$

$$x_2(n) = \frac{1}{2} a(n) \{ \cos[2\omega_0 n T_s + \varphi(n)] - \sin[\varphi(n)] \}, \quad (4)$$

将这两路信号分别通过低通滤波器(LPF),滤除

$2\omega_0$ 频率分量,得到两路正交的基带信号

$$I(n) = \frac{1}{2} a(n) \cos[\varphi(n)], \quad (5)$$

$$Q(n) = \frac{1}{2} a(n) \sin[\varphi(n)]. \quad (6)$$

滤波获取的基带信号的最高频率较低,而采样率依然为 A/D 转换器的采样频率,如果直接进行信号处理,电路的运算量非常大,因此需要进行数据抽取,降低采样频率,减小后续电路的运算量。数据抽取后的两路正交基带信号为

$$I(m) = \frac{1}{2} a(m) \cos[\varphi(m)], \quad (7)$$

$$Q(m) = \frac{1}{2} a(m) \sin[\varphi(m)], \quad (8)$$

可获得的超声信号的幅度信息(基带信号)为

$$a(m) = \sqrt{I^2(m) + Q^2(m)}. \quad (9)$$

5 实验结果及分析

基于超声内窥镜成像原理,搭建了如图5所示的超声内窥镜实验系统,探测的目标物体为一个装满超声耦合液的玻璃杯。实验中,超声换能器的中心频率为 5 MHz,带宽为 1 MHz, A/D 采样电路和现场可编程门阵列(FPGA)信号处理电路由同一个 20 MHz 的时钟驱动。系统以 5 r/s 的速度对玻璃杯壁进行扫描,获取的超声扫描图像以 8 Mb/s 的速度从 USB 2.0 接口进入计算机进行实时显示。

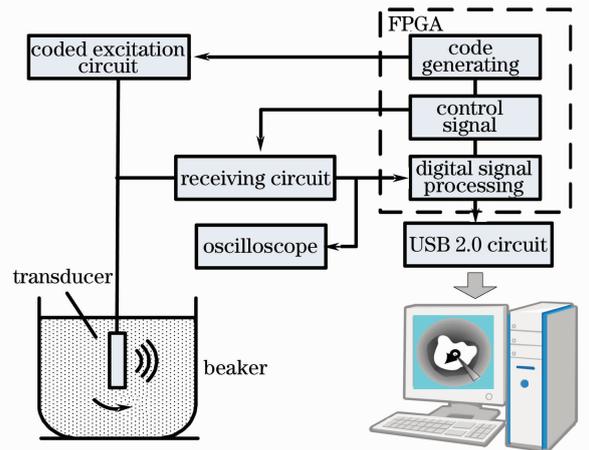


图5 超声内窥镜实验系统

Fig. 5 Experimental system of ultrasonic endoscope

实验过程中,由逻辑分析仪采集的超声回波如图6所示,横坐标代表时间,纵坐标代表信号幅度。由图6可知,回波信号带有明显的4位Barker编码特征,其中Barker码的前三位“+1”码包含在回波信号的前三个余弦脉冲内,最后一位“-1”码由于其

激励码元与前三位“+1”码相位相反,因此其包含在最后一个周期相对较长的余弦脉冲内。其中,第一个余弦脉冲距离换能器发射起始时间为 $30 \mu\text{s}$,在图6中的起始时刻为0时刻前290 ns。

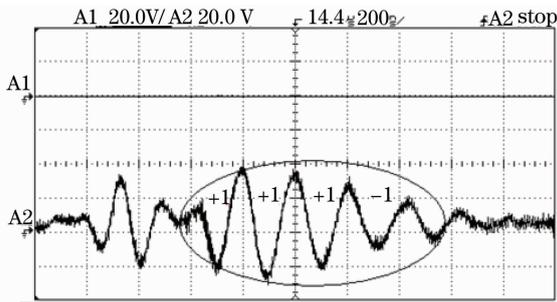


图6 编码激励的超声回波信号

Fig. 6 Ultrasonic echo signal of coded excitation

图7为超声内窥镜实验系统采集到的玻璃杯壁的超声旋转扫描图像,白色圆环表示玻璃杯壁,直径 $d=48 \text{ mm}$,与玻璃杯内径的实际尺寸相符,黑色圆点表示超声换能器在玻璃杯中的位置,到图像边缘的距离为 35 mm ,代表实验系统的探测深度,用 r 表示。由于换能器并未置于烧杯的中心,因此不同位置的杯壁反射的超声回波能量不同,体现在图像上显示的幅度也不同。经实验验证,系统的信噪比较传统的单脉冲激励增加了 1.85 dB ,轴向分辨率可达 0.4 mm 。

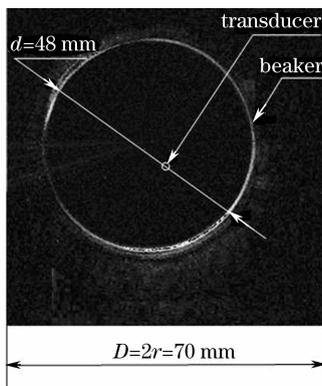


图7 玻璃杯壁的超声扫描图像

Fig. 7 Ultrasonic scanning image of the beaker

6 结 论

研究了超声内窥镜系统的数字式成像技术,并采用微型超声电机实现了前置驱动超声换能器进行旋转扫描的目的,在获得清晰的超声扫描图像的同时,大大提高了超声内窥镜的使用寿命。为了提高微型超声换能器的发射功率,采用了编码激励技术,在不提高峰值负声压的情况下显著提高了换能器的发射功率,增加了系统的探测深度和超声成像的信噪比;采用数字下变频技术实现超声回波信号的提取以及超声图像的实时显示。

参 考 文 献

- 1 A. R. Cysewska-Sobusiak, A. Sowier, P. Skrzywanek. Application of combined methods of imaging in minimally invasive surgery [C]. *Proc. 25 Annual International Conference IEEE-EMBS, Ed. Ron S. Leder*, 2003, **2**: 1043~1046
- 2 A. R. Cysewska-Sobusiak, A. Sowier, P. Skrzywanek. Utilization of miniprobes in modern endoscopic ultrasonography [J]. *IEEE Sensors Journal*, 2006, **6**(5): 1323~1330
- 3 Asumi Kazumasa, Fukunaga Ryouichi, Fujimura Takeshi *et al.*. High speed, high resolution ultrasonic linear motor using v-shape two bolt-clamped langevin-type transducers [J]. *Acoustical Science and Technology*, 2009, **30**(3): 180~186
- 4 S. Ueha, Y. Tomikawa. *Ultrasonic Motors: Theory and Application*[M]. Oxford: Clarendon Press, 1993. 5~7
- 5 Zhang Kai, Zhou Tiejing. The principle and study on three kinds of bending vibration ultrasonic motors [J]. *Piezoelectrics & Acoustooptics*, 2002, **24**(3): 191~195
张 凯, 周铁英. 三种弯曲旋转超声电机的原理及研究[J]. *压电与声光*, 2002, **24**(3): 191~195
- 6 Xiaodong Chen, Hao Zhou, Shijie Wen *et al.*. Increasing average power in medical ultrasonic endoscope imaging system by coded excitation[C]. *SPIE*, 2008, **7156**: 71562H-1~71562H-8
- 7 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
- 8 R. Y. Chiao, Xiaohui Hao. Coded excitation for diagnostic ultrasound; a system developer's perspective[J]. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Contr.*, 2005, **52**(2): 160~170
- 9 T. Misaridis, J. A. Jensen. Use of modulated excitation signals in medical ultrasound. Part I: Basic concepts and expected benefits[J]. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Contr.*, 2005, **52**(2): 177~190
- 10 Yang Mo Yoo, Woo-Yul Lee, Tai-Kyong Song. A low voltage portable system using modified Golay [J]. *IEEE Ultrasonics Symposium*, 2001, **2**: 1469~1472.
- 11 Y. Wang, K. Metzger, D. N. Stephens *et al.*. Coded excitation with spectrum inversion (CEXSI) for ultrasound array imaging [J]. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Contr.*, 2003, **50**(7): 805~823
- 12 Fan Yangyu, Bai Bo, Huang Aiping *et al.*. Pulse-position-width modulation scheme in wireless optical communication system[J]. *Chinese J. Lasers*, 2008, **35**(12): 1883~1887
樊养余, 白 勃, 黄爱萍 等. 无线光通信中的脉冲位置宽度调制技术[J]. *中国激光*, 2008, **35**(12): 1883~1887
- 13 Wang Zefeng, Hu Yongming, Meng Zhou *et al.*. Physical mechanism and solution of aliasing in phase generated carrier modulation-demodulation of interferometric fiber-optic hydrophone [J]. *Acta Optica Sinica*, 2008, **28**(1): 92~98
王泽锋, 胡永明, 孟 洲 等. 干涉型光纤水听器相位载波调制一解调中信号混叠产生的机理及解决方案[J]. *光学学报*, 2008, **28**(1): 92~98
- 14 Pan Weiqing, Lu Wei, Hu Wei. Signal design for wireless communication based space modulation[J]. *Chinese J. Lasers*, 2008, **35**(6): 867~873
潘卫清, 鲁 伟, 胡 炜. 空间调制无线光通信的信号设计[J]. *中国激光*, 2008, **35**(6): 867~873
- 15 Li Zhijun, An Jianping, Sun Lei. Digital down converter (DDC) in radio monitoring receivers [J]. *J. Beijing Institute of Technology*, 2008, **28**(10): 906~909
李志军, 安建平, 孙 磊. 无线电监测接收机中的 DDC 研究[J]. *北京理工大学学报*, 2008, **28**(10): 906~909