



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101785684 A

(43) 申请公布日 2010.07.28

(21) 申请号 201010101410.7

(22) 申请日 2010.01.27

(71) 申请人 天津大学

地址 300072 天津市南开区卫津路 92 号

(72) 发明人 郁道银 陈晓冬 李明 汪毅

俞锋 李妍

(74) 专利代理机构 天津佳盟知识产权代理有限公司 12002

代理人 侯力

(51) Int. Cl.

A61B 8/12(2006.01)

A61B 1/00(2006.01)

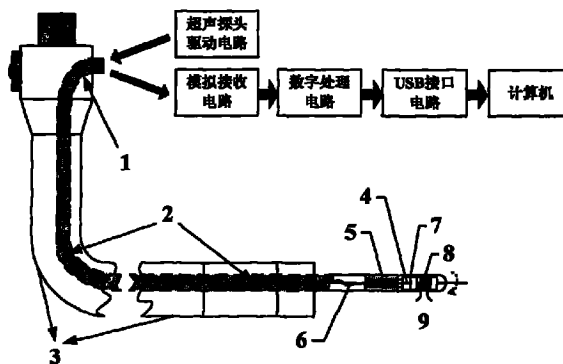
权利要求书 3 页 说明书 10 页 附图 4 页

(54) 发明名称

超声内窥镜合成孔径成像系统及较大孔径的合成方法

(57) 摘要

超声内窥镜合成孔径成像系统及较大孔径的合成方法。本发明超声内窥镜合成孔径成像系统包括,微型超声探头、超声探头驱动电路、模拟接收电路、数字处理电路、USB 接口电路和计算机图像显示系统。获得较大孔径的合成方法采用编码激励技术、波束合成算法、正交解调技术和 Cordic 数字扫描变换算法实现,具体包括:设计并生成编码信号,波束合成(包括纵向匹配滤波、距离徙动校正和横向的匹配滤波),正交解调和数字扫描变换四个部分。本发明区别于多阵元的线阵、凸阵扫描技术,采用单换能器阵元的微型超声探头,经内窥镜活检钳道送入人体,在体内进行旋转扫描的同时,利用探头的旋转特性,等效“合成”出较大的孔径,大幅提高了系统的信噪比与横向分辨率。



1. 一种基于单换能器阵元的超声内窥镜合成孔径成像系统,其特征在于该系统包括:
微型超声探头:采用收发一体的单换能器阵元作为超声波发射源,同时用来接收超声反射回波,并由微型超声电机前置驱动换能器在人体内进行旋转扫描;

超声探头驱动电路:通过探头引线 with 微型超声探头连接,采用编码激励技术对微型超声探头中的单换能器阵元进行驱动,提高发射功率,增强回波能量;

模拟接收电路:依次由隔离电路、放大电路和滤波电路三部分组成,通过探头引线 with 微型超声探头连接;其中,隔离电路采用开关二极管并联限幅的方法,利用其开关特性和在非线性工作区的工作特性,对发射脉冲的幅度进行限制,起到对放大电路输入端的保护作用;放大电路共完成两方面任务,一是将接收到的微弱超声信号放大,便于后续电路处理,二是对超声信号进行增益补偿;滤波电路,采用传统的 RC 电路完成模拟带通滤波器的设计,实现高频噪声的去除及抗混叠滤波;

数字处理电路:由高速 A/D 转换电路、FPGA 数字处理电路和 SRAM 存储电路组成,通过数据线与模拟接收电路连接,完成超声信号数字处理和扫描变换功能;

USB 接口电路:通过数据线分别与数字处理电路和计算机图像显示系统连接,用于传输图像数据;

计算机图像显示系统:用来实现超声图像的实时显示。

2. 根据权利要求 1 所述的成像系统,其特征在于所述的超声探头驱动电路包括编码激励电路和匹配电路,其中编码激励电路由两组超声专用芯片 MD1211 和 TC6320 组成,第一组 (U1、U2), MD1211 根据 FPGA 输出的编码信号,输出相同编码的驱动信号,驱动 TC6320 输出高压方波编码激励信号,实现编码信号的功率放大;第二组 (U3、U4),用来使输出的编码信号的最后一位迅速稳定于 0 电位;匹配电路由串联电阻 R、并联电感 L 构成,串联电阻实现编码激励电路和换能器之间的阻抗匹配,并联电感实现换能器的并联调谐;编码激励电路输出的高压编码信号经匹配电路匹配后,激励换能器发出具有编码特性的超声波。

3. 根据权利要求 1 所述的成像系统,其特征在于所述的模拟接收电路中的放大电路采用两片可变增益放大器 AD8331 级联的方式实现超声信号的前置放大和增益补偿,前一片采用固定的 30dB 增益,完成前置放大功能,后一片采用可变增益,按公式 (1) 的信号幅度曲线完成增益补偿功能,增益范围 0 ~ 15.5dB:

$$S(t) = R(x) I_0 e^{-2\alpha x} = R(x) I_0 e^{-2\alpha ct} \quad (1)$$

其中, S(t) 为回波信号, R(x) 表示在 x 处的反射系数, α 表示平均衰减系数, c 为超声波在人体组织中的传输速度, t 为超声波从波源传播到 x 处的时间, I_0 为入射波声强。

4. 一种采用权利要求 1 所述的成像系统获得较大孔径的合成方法,其特征在于该方法包括:

第 1、设计并生成编码信号,使换能器发出的超声波具有编码特征;

第 2、根据第 1 步设计的编码信号特点,设计纵向匹配滤波器,在时域完成回波信号的纵向聚焦处理;

第 3、根据单换能器阵元的微型超声探头的旋转扫描特点,在时域完成距离徙动校正,以去除横向与纵向的二维信号耦合;

第 4、将第 3 步距离徙动校正后的信号沿横向变换至频率域,通过横向的匹配滤波器,在频率域完成横向聚焦处理;

第 5、将第 4 步横向聚焦处理后的信号变换回时域,进行正交解调,得到反映人体组织特征的极坐标图像,极坐标图像的横坐标表示极径,纵坐标表示极角;

第 6、采用硬件 Cordic 算法完成极坐标图像至直角坐标图像的数字扫描变换,以便于人眼观察。

5. 根据权利要求 4 所述的方法,其特征在于第 1 步所述的编码信号采用 4 位 Barker 码作为激励编码,以正负脉冲构成激励编码中的子脉冲,即单位码元,码元长度为单换能器阵元发出的超声波中心频率的倒数 $1/f_0$,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。

6. 根据权利要求 4 所述的方法,其特征在于第 2 步所述的纵向匹配滤波器是一系列的特征参数,与超声回波信号对应,其参数是超声回波信号的复共轭;采用纵向匹配滤波器聚焦实际上是在时域使超声回波信号与其复共轭做卷积的过程;在数字处理电路中,信号依次与纵向匹配滤波器的参数相乘求和,每次前进 τ ,即 $1/f_0$, f_0 为超声波的中心频率,最后得到匹配滤波的结果。

7. 根据权利要求 4 所述的方法,其特征在于第 3 步所述的距离徙动校正的方法如下:

在采集到的极坐标图像上,对任一条扫描线,其上的点都可理解为是探测的目标点;设定一条扫描线上的某点与单换能器阵元的旋转中心的距离为 x ,其值为该点在扫描线上的横坐标值与单换能器阵元的旋转半径的和,其中横坐标值代表单换能器阵元的发射面正对该点时的距离;单换能器阵元偏转 φ 角度后,该点到单换能器阵元的发射面的距离为 x' , x 、 r 、 x' 成为一个三角形三条边,由余弦定理,得到:

$$x' = \sqrt{x^2 + r^2 - 2xr \cos \varphi} \quad (2)$$

r 为换能器的旋转半径, x' 即为偏转 φ 角度后,该点在扫描线上的横坐标值,因此,距离徙动校正要补偿的距离徙动量为:

$$\Delta x = x' - x \quad (3)$$

以此建立查找关系,根据旋转角度量即可得到相应的距离徙动量,实现距离徙动校正,将位于不同距离的信号调整到同一距离上。

8. 根据权利要求 4 所述的方法,其特征在于第 4 步所述的横向匹配滤波器为:

$$h(t) = \exp\left\{j2\pi\left[f_{dc}t - \frac{1}{2}f_{dr}t^2\right]\right\} \quad \left(-\frac{T_s}{2} < t < \frac{T_s}{2}\right) \quad (4)$$

f_{dc} 为多普勒中心频率, f_{dr} 为多普勒调频率。

9. 根据权利要求 4 所述的方法,其特征在于第 5 步所述的正交解调的方法如下:

将权利要求 4 第 4 步横向聚焦处理后的信号变换回时域,则超声信号表示为:

$$y(t) = a(t) \cos[\omega_0 t + \theta] \quad (5)$$

其中, $a(t)$ 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;超声信号经 ADC 采样后,转换成如下式所示的数字信号,以一个序列表示, n 为正整数:

$$x(n) = a(n) \cos[\omega_0 n T_s + \varphi(n)] \quad (6)$$

其中, $T_s = 1/f_s$, f_s 为 ADC 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:

$$x_1(n) = \frac{1}{2} a(n) [\cos(2\omega_0 n T_s + \varphi(n)) + \cos(\varphi(n))] \quad (7)$$

$$x_2(n) = \frac{1}{2} a(n) [\cos(2\omega_0 n T_s + \varphi(n)) - \sin(\varphi(n))] \quad (8)$$

将这两路信号分别通过数字低通滤波器, 滤除 $2\omega_0$ 频率分量, 以得到 I、Q 两路正交的基带信号:

$$I(n) = \frac{1}{2} a(n) \times \cos(\varphi(n)) \quad (9)$$

$$Q(n) = \frac{1}{2} a(n) \times \sin(\varphi(n)) \quad (10)$$

滤波获取的基带信号的最高频率受换能器带宽的限制, 一般较低, 而采样率依然为 ADC 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, 以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:

$$I(m) = \frac{1}{2} a(m) \times \cos(\varphi(m)) \quad (11)$$

$$Q(m) = \frac{1}{2} a(m) \times \sin(\varphi(m)) \quad (12)$$

其中, m 为抽取后的序列号, 求其均方根, 即可获得超声信号的幅度信息即基带信号:

$$a(m) = \sqrt{I^2(m) + Q^2(m)} \quad (13)$$

10. 根据权利要求 4 所述的方法, 其特征在于第 6 步所述的由极坐标图像至直角坐标图像的数字扫描变换的方法如下:

采用硬件 Cordic 算法完成数字扫描变换, Cordic 算法是一种循环迭代算法, 通过对一系列固定的与运算基数有关的角度不断偏摆, 迭代逼近所需要旋转到的位置, 最终转过角度的矢量和即极坐标中的极角; 为了将极坐标与直角坐标相互映射, 规定 Cordic 算法的目标向量, 即迭代逼近的最终位置为直角坐标系的 X 轴, 极径和极角的迭代公式如式 (14)、(15)、(16),

$$x_{i+1} = \cos(\theta_i) (x_i - y_i \tan(\theta_i)) \quad (14)$$

$$y_{i+1} = \cos(\theta_i) (y_i - x_i \tan(\theta_i)) \quad (15)$$

$$\theta = \sum_{i=1}^{n-1} \theta_i \quad (16)$$

通过多次偏摆迭代, 使目标向量 $V_1(x_1, y_1)$ 旋转到 X 轴上, 即迭代公式中的 y_{i+1} 为零时, 迭代结束, 此时的 x_{i+1} 即为极径值, θ 为极角值;

利用 FPGA 的加减和移位运算完成 Cordic 算法中的数学运算, 首先由 FPGA 产生需要显示在直角坐标系下的图像中各像素一一对应的直角坐标 (X_i, Y_i) , FPGA 利用自身的加法器和移位寄存器完成 Cordic 算法的迭代运算和校正, 并在 FPGA 的控制下得到对应的极坐标信息 (ρ, θ) , 将得到的极坐标信息转换成各像素点在 SRAM 中存储的地址; FPGA 根据该地址读取 SRAM 中的数据, 即对应像素的灰度值, 进而形成一幅直角坐标图像。

超声内窥镜合成孔径成像系统及较大孔径的合成方法

[0001] 【技术领域】：本发明属于超声内窥镜成像技术领域，尤其涉及超声接收孔径的波束合成技术。

[0002] 【背景技术】：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。超声波在人体中传播时具有发散效应，随着传播深度的加深，波束宽度增加，导致信噪比降低，横向分辨率变差。由于波束宽度及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合成孔径技术，合成出较大的孔径，通过不同时刻激励换能器阵元使得各阵元发出的声波干涉叠加，实现发射声束的偏转和聚焦；又通过对各换能器的回波电信号加以动态延迟或相位补偿实现动态接收聚焦，以获得较好的横向分辨率。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 14mm，直径小于 2.8mm，多换能器阵元探头的设计面临诸多困难，由于尺寸较大，难以在内窥镜中使用，多用于体外超声检测。

[0003] 【发明内容】：本发明的目的是解决现有技术中的上述问题，提供一种采用单换能器阵元的超声内窥镜合成孔径成像系统及较大孔径合成方法，以便得到与体外超声多换能器阵元扫描相同的横向分辨率与信噪比。

[0004] 本发明提供的基于单换能器阵元的超声内窥镜合成孔径成像系统包括：

[0005] 微型超声探头：采用收发一体的单换能器阵元作为超声波发射源，同时用来接收超声反射回波，并由微型超声电机前置驱动换能器在人体内进行旋转扫描。

[0006] 超声探头驱动电路：通过探头引线与微型超声探头连接，采用编码激励技术对微型超声探头中的单换能器阵元进行驱动，提高发射功率，增强回波能量。

[0007] 所述的超声探头驱动电路包括编码激励电路和匹配电路，其中编码激励电路由两组超声专用芯片 MD1211 和 TC6320 组成，第一组 (U1、U2)，MD1211 根据 FPGA 输出的编码信号，输出相同编码的驱动信号，驱动 TC6320 输出高压方波编码激励信号，实现编码信号的功率放大；第二组 (U3、U4)，用来使输出的编码信号的最后一位迅速稳定于 0 电位；匹配电路由串联电阻 R、并联电感 L 构成，串联电阻实现编码激励电路和换能器之间的阻抗匹配，并联电感实现换能器的并联调谐；编码激励电路输出的高压编码信号经匹配电路匹配后，激励换能器发出具有编码特性的超声波。

[0008] 模拟接收电路：由隔离电路、放大电路和滤波电路三部分组成，通过探头引线与微型超声探头连接；其中，隔离电路采用开关二极管并联限幅的方法，利用其开关特性和在非线性工作区的工作特性，对发射脉冲的幅度进行限制，起到对放大电路输入端的保护作用；放大电路共完成两方面任务，一是将接收到的微弱超声信号放大，便于后续电路处理，二是对超声信号进行增益补偿；滤波电路，采用传统的 RC 电路完成模拟带通滤波器的设计，实现高频噪声的去除及抗混叠滤波。其中的放大电路采用两片可变增益放大器 AD8331 级联的方式实现超声信号的前置放大和增益补偿，前一片采用固定的 30dB 增益，完成前置放大功能，后一片采用可变增益，按公式 (1) 的信号幅度曲线完成增益补偿功能，增益范围 0 ~ 15.5dB：

$$[0009] \quad S(t) = R(x) I_0 e^{-2\alpha x} = R(x) I_0 e^{-2\alpha ct} \quad (1)$$

[0010] 其中, $S(t)$ 为回波信号, $R(x)$ 表示在 x 处的反射系数, α 表示平均衰减系数, c 为超声波在人体组织中的传输速度, t 为超声波从波源传播到 x 处的时间, I_0 为入射波声强。

[0011] 数字处理电路:由高速 A/D 转换电路、FPGA 数字处理电路和 SRAM 存储电路组成,通过数据线与模拟接收电路连接,完成超声信号数字处理和扫描变换功能。

[0012] USB 接口电路:通过数据线与数字处理电路连接,

[0013] 计算机图像显示系统:用来实现超声图像的显示和对系统的操作,实现计算机对 USB 设备的识别,超声数据的读取,界面程序操作指令的发送,以及控制 USB 设备与计算机的通信。

[0014] 超声内窥镜合成孔径成像系统工作时,将微型超声扫描探头通过电子内窥镜的活检通道送入人体内腔,利用探头内的微型电机驱动单换能器阵元旋转。在单换能器阵元旋转的同时,超声探头驱动电路输出匹配后的高压编码脉冲,激励单换能器阵元发射具有编码特征的超声信号。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,由原换能器阵元接收并转换成电信号。该电信号由模拟接收电路和数字处理电路接收、处理并形成 B 型超声图像,最后经 USB 接口输入计算机保存及显示。

[0015] 本发明提供的采用上述成像系统获得较大孔径的合成方法包括:设计并生成编码信号,波束合成(包括纵向匹配滤波、距离徙动校正和横向的匹配滤波),正交解调、数字扫描变换四个部分。

[0016] 第 1、设计并生成编码信号,使换能器发出的超声波具有编码特征;

[0017] 本发明所述的编码信号采用 4 位 Barker (+1+1+1-1) 码作为激励编码,以正负脉冲构成激励编码中的子脉冲,即单位码元,码元长度为单换能器阵元发出的超声波中心频率的倒数 $1/f_0$,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。

[0018] 第 2、根据第 1 步设计的编码信号特点,设计纵向匹配滤波器,在时域完成回波信号的纵向聚焦处理;

[0019] 所述的纵向匹配滤波器是一系列的特征参数。由于超声回波信号带有编码特征,因此,纵向匹配滤波器的参数与超声回波信号对应,也带有编码特征,其参数是超声回波信号的复共轭。采用纵向匹配滤波器聚焦实际上是在时域使超声回波信号与其复共轭做卷积的过程。在数字处理电路中,信号依次与纵向匹配滤波器的参数相乘求和,每次前进 τ ,即 $1/f_0$, f_0 为超声波的中心频率,最后得到匹配滤波的结果。

[0020] 第 3、根据单换能器阵元的微型超声探头的旋转扫描特点,在时域完成距离徙动校正,以去除横向与纵向的二维信号耦合;

[0021] 所述的距离徙动校正的方法如下:

[0022] 在采集到的极坐标图像上,对任一条扫描线,其上的点都可理解为是探测的目标点。设定一条扫描线上的某点与单换能器阵元的旋转中心的距离为 x ,其值为该点在扫描线上的横坐标值(代表单换能器阵元的发射面正对该点时的距离)与单换能器阵元的旋转半径的和。单换能器阵元偏转 ϕ 角度后,该点到单换能器阵元的发射面的距离为 x' , x 、 r 、 x' 成为一个三角形三条边,由余弦定理,得到:

[0023]

$$x' = \sqrt{x^2 + r^2 - 2xr \cos \varphi} \quad (2)$$

[0024] r 为换能器的旋转半径, x' 即为偏转 φ 角度后, 该点在扫描线上的横坐标值, 因此, 距离徙动校正要补偿的距离徙动量为:

$$[0025] \quad \Delta x = x' - x \quad (3)$$

[0026] 以此建立查找关系, 根据旋转角度量即可得到相应的距离徙动量, 实现距离徙动校正, 将位于不同距离的信号调整到同一距离上。

[0027] 第 4、将第 3 步距离徙动校正后的信号沿横向变换至频率域, 通过横向的匹配滤波器, 在频率域完成横向聚焦处理;

[0028] 所述的横向匹配滤波器为:

$$[0029] \quad h(t) = \exp\left\{j2\pi\left[f_{dc}t - \frac{1}{2}f_{dr}t^2\right]\right\} \quad \left(-\frac{T_s}{2} < t < \frac{T_s}{2}\right) \quad (4)$$

[0030] f_{dc} 为多普勒中心频率, f_{dr} 为多普勒调频率。

[0031] 第 5、将第 4 步横向聚焦处理后的信号变换回时域, 进行正交解调, 得到反映人体组织特征的极坐标图像, 极坐标图像的横坐标表示极径, 纵坐标表示极角;

[0032] 所述的正交解调的方法如下:

[0033] 将上述第 4 步横向聚焦处理后的信号变换回时域, 则超声信号表示为:

$$[0034] \quad y(t) = a(t) \cos[\omega_0 t + \theta] \quad (5)$$

[0035] 其中, $a(t)$ 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; 超声信号经 ADC 采样后, 转换成如下式所示的数字信号, 以一个序列表示, n 为正整数:

[0036]

$$x(n) = a(n) \cos[\omega_0 n T_s + \varphi(n)] \quad (6)$$

[0037] 其中, $T_s = 1/f_s$, f_s 为 ADC 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:

[0038]

$$x_1(n) = \frac{1}{2} a(n) [\cos(2\omega_0 n T_s + \varphi(n)) + \cos(\varphi(n))] \quad (7)$$

[0039]

$$x_2(n) = \frac{1}{2} a(n) [\cos(2\omega_0 n T_s + \varphi(n)) - \sin(\varphi(n))] \quad (8)$$

[0040] 将这两路信号分别通过数字低通滤波器, 滤除 $2\omega_0$ 频率分量, 以得到 I、Q 两路正交的基带信号:

[0041]

$$I(n) = \frac{1}{2} a(n) \times \cos(\varphi(n)) \quad (9)$$

[0042]

$$Q(n) = \frac{1}{2} a(n) \times \sin(\varphi(n)) \quad (10)$$

[0043] 滤波获取的基带信号的最高频率受换能器带宽的限制, 一般较低, 而采样率依然为 ADC 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, 以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:

[0044]

$$I(m) = \frac{1}{2} a(m) \times \cos(\varphi(m)) \quad (11)$$

[0045]

$$Q(m) = \frac{1}{2} a(m) \times \sin(\varphi(m)) \quad (12)$$

[0046] 其中, m 为抽取后的序列号, 求其均方根, 即可获得超声信号的幅度信息即基带信号:

$$[0047] \quad a(m) = \sqrt{I^2(m) + Q^2(m)} \quad (13)。$$

[0048] 第 6、采用硬件 Cordic 算法完成极坐标图像至直角坐标图像的数字扫描变换, 以便于人眼观察。

[0049] 所述的由极坐标图像至直角坐标图像的数字扫描变换的方法如下:

[0050] 采用硬件 Cordic 算法完成数字扫描变换, Cordic 算法是一种循环迭代算法, 通过对一系列固定的与运算基数有关的角度不断偏摆, 迭代逼近所需要旋转到的位置, 最终转过的角度的矢量和即极坐标中的极角; 为了将极坐标与直角坐标相互映射, 规定 Cordic 算法的目标向量, 即迭代逼近的最终位置为直角坐标系的 X 轴, 极径和极角的迭代公式如式 (14)、(15)、(16),

$$[0051] \quad x_{i+1} = \cos(\theta_i) (x_i - y_i \tan(\theta_i)) \quad (14)$$

$$[0052] \quad y_{i+1} = \cos(\theta_i) (y_i - x_i \tan(\theta_i)) \quad (15)$$

$$[0053] \quad \theta = \sum_{i=1}^{n-1} \theta_i \quad (16)$$

[0054] 通过多次偏摆迭代, 使目标向量 $V_1(x_1, y_1)$ 旋转到 X 轴上, 即迭代公式中的 y_{i+1} 为零时, 迭代结束, 此时的 x_{i+1} 即为极径值, θ 为极角值;

[0055] 利用 FPGA 的加减和移位运算完成 Cordic 算法中的数学运算, 首先由 FPGA 产生需要显示在直角坐标系下的图像中各像素一一对应的直角坐标 (X_i, Y_i) , FPGA 利用自身的加法器和移位寄存器完成 Cordic 算法的迭代运算和校正, 并在 FPGA 的控制下得到对应的极坐标信息 (ρ, θ) , 将得到的极坐标信息转换成各像素点在 SRAM 中存储的地址; FPGA 根据该地址读取 SRAM 中的数据, 即对应像素的灰度值, 进而形成一幅直角坐标图像。

[0056] 本发明的优点和积极效果:

[0057] (1) 多重诊断。既可以通过电子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成像, 获得消化器官管壁各个断层的组织学特征。因此扩大了内窥镜的诊断范围, 提高了内窥镜的诊断能力。

[0058] (2) 使用寿命长。采用已授权专利的微型超声电机前置驱动探头转动, 无需易断的柔软连接结构, 使用寿命大大加长。

[0059] (3) 动态聚焦。由于实现了单探头合成孔径技术, 解决了探测深度与横向分辨率之间的矛盾, 使超声波在传播的各个深度上横向分辨率恒定, 可获得更为准确的诊断结果。

[0060] (4) 结构简单。与传统超声内窥镜相比, 电机的前置省掉了软钢丝与体外电机的结构, 简化了系统; 采用单换能器阵元进行旋转扫描, 探头尺寸小, 实现合成孔径的同时, 并未采用较大的线阵或凸阵的探头, 仅在成像算法上进行了改进, 使系统的升级与维护更加灵活、方便。

【附图说明】：

- [0061] 图 1 是本发明超声内窥镜合成孔径成像系统原理框图。
- [0062] 图 2 是本发明基于编码激励技术的超声探头驱动电路。
- [0063] 图 3 是本发明的模拟接收电路。
- [0064] 图 4 是本发明的超声数字处理系统。
- [0065] 图 5 是本发明的 USB 接口电路。
- [0066] 图 6 是本发明采用的换能器激励编码。
- [0067] 图 7 是本发明单换能器阵元旋转接收示意图。
- [0068] 图 8 是本发明纵向聚焦示意图。
- [0069] 图 9 是本发明正交解调原理图。
- [0070] 图 10 是本发明 Cordic 算法原理图。
- [0071] 图 11 是本发明数字扫描变换漏点插补示意图。
- [0072] 图中, 1 为 90° 硬弯曲, 2 活检通道, 3 医学电子内窥镜, 4 电机转子, 5 电机定子, 6 探头引线, 7 探头外壳, 8 换能器, 9 超声波束, 10 单换能器阵元位置 I, 11 单换能器阵元位置 II。

【具体实施方式】：

- [0073] 实施例 1、超声内窥镜合成孔径成像系统
- [0074] 如图 1 所示, 本发明提供的基于单换能器阵元的超声内窥镜合成孔径成像系统包括六个部分: 微型超声探头 (由部件 4 ~ 8 组成)、超声探头驱动电路、模拟接收电路、数字处理电路、USB 接口电路和计算机图像显示系统。
- [0075] 系统各部分详述如下:
- [0076] 1、微型超声探头
- [0077] 采用收发一体的单换能器阵元作为超声波发射源, 同时用来接收超声反射回波, 并由微型超声电机前置驱动换能器在人体内进行旋转扫描 (微型超声探头已授权发明专利, 专利号: ZL200410019745.9)。
- [0078] 2、超声探头驱动电路
- [0079] 利用 Supertex 公司的超声专用芯片 MD1211 和 TC6320, 设计了超声探头驱动电路, 如图 2 所示, 包括编码激励电路和匹配电路, 其中编码激励电路由两组超声专用芯片 MD1211 和 TC6320 组成, 如图 2 所示, 第一组 (U1、U2), MD1211 根据 FPGA 输出的编码信号, 输出相同编码的驱动信号, 驱动 TC6320 输出高压方波编码激励信号, 实现编码信号的功率放大; 在这部分电路中, U1 将 FPGA 输出的 3.3V 编码信号转换成码型反相的驱动信号。然后由这个码型反相的信号驱动 U2 芯片中的 P 沟道和 N 沟道轮流导通, 输出高压电平信号; 第二组 (U3、U4), 用来使输出的编码信号的最后一位迅速稳定于 0 电位。这部分电路中, U3 在编码信号由 U1、U2 变换完成后开始工作, 此时 U3 驱动 U4 中的 P 或 N 沟道 MOS 管导通, 将输出信号稳定在 0V, 避免对单换能器阵元的误激励。
- [0080] 单换能器阵元在谐振频率附近工作时, 对外呈现为容性, 如果直接与方波编码激励信号相连, 会引起信号波形失真, 降低超声发射效率。此外, 根据交流电路理论, 只有负载为激励源的最佳负载时, 才可以获得最大输出功率。但是, 单换能器阵元的电阻抗不同于编

码激励电路的最佳负载阻抗,因此必须进行阻抗匹配,以使换能器获得最大输出功率。匹配电路用来实现对单换能器阵元内阻的调谐匹配和与编码激励电路的阻抗匹配,由串联电阻 R、并联电感 L 构成,串联电阻实现编码激励电路和换能器之间的阻抗匹配,并联电感实现换能器的并联调谐。编码激励电路输出的高压编码信号经匹配电路匹配后,激励换能器发出具有编码特性的超声波。

[0081] 3、模拟接收电路

[0082] 模拟接收电路由三部分组成,其结构如图 3 所示,包括:1) 隔离电路。由于超声内窥镜合成孔径成像系统采用收发一体的超声换能器,放大电路需和编码发射电路连在一起,因此为了避免高压激励信号损坏放大电路,必须在放大电路之前增加隔离电路。采用开关二极管并联限幅的方法,利用其开关特性和在非线性工作区的工作特性,将发射脉冲的幅度限制在 1V 范围内,起到对放大器输入端的保护作用。2) 放大电路。共完成两方面任务,一是将微弱超声信号放大,便于后续电路处理,二是对超声信号进行增益补偿。超声波在人体组织中传播时,其能量随着传播距离的增加而按照指数规律衰减。用 α 表示平均衰减系数,用 $R(x)$ 表示在 x 处的反射系数,则回波信号 $S(t)$ 可以表示为

$$[0083] \quad S(t) = R(x) I_0 e^{-2\alpha x} = R(x) I_0 e^{-2\alpha ct} \quad (1)$$

[0084] 其中, c 为超声波在人体组织中的传输速度, t 为超声波从波源传播到 x 处的时间; I_0 为入射波声强。本发明采用两片可变增益放大器 AD8331 级联的方案实现超声信号的前置放大和增益补偿,前一片采用固定的 30dB 增益,完成前置放大功能,后一片采用可变增益,按式 1 的信号幅度曲线完成增益补偿功能,增益范围 0 ~ 15.5dB。3) 滤波电路。采用传统的 RC 电路完成模拟带通滤波器的设计,系统采用 8MHz 的超声换能器,相对带宽 40%,因此滤波器的通带范围设定为 6.4MHz ~ 9.6MHz,实现高频噪声的去除及抗混叠滤波。

[0085] 4、数字处理电路

[0086] 数字处理电路由高速 A/D 转换电路、FPGA 数字处理电路和 SRAM 存储电路组成,完成超声信号数字处理和扫描变换功能。如图 4 所示。FPGA 是系统的核心,既负责时序控制,又负责数字信号处理。

[0087] 5、USB 接口电路

[0088] 如图 5 所示,USB 接口电路由 ISP1581 接口芯片实现,并应用增强型 51 单片机作为本地 CPU,承载固件程序,实现对接口电路的全局控制。DMA 控制器 (DMAC) 选用 CPLD 实现,负责 DMA 信号的发出和读取,并控制 DMA 方式下的 USB 数据传输。数据传输速度为 8MB/s,每秒可显示 5 幅图像。

[0089] 6、计算机图像显示系统

[0090] 图像显示系统包括界面程序、驱动程序、固件下载程序。界面程序用来实现超声图像的显示和对系统的操作,如图像的冻结,存储与打印;驱动程序实现计算机对 USB 设备的识别,超声数据的读取,以及界面程序操作指令的发送;固件下载程序在 USB 接口与计算机连接时自动从计算机下载至 USB 设备,控制 USB 设备与计算机的通信。

[0091] 实施例 2、获得较大孔径的合成方法

[0092] 本发明方法采用单换能器阵元来发射并接收超声波,利用单换能器阵元的旋转效应,在不同的时刻与位置发射并接收超声回波,等效“合成”出较大的孔径。

[0093] 用编码激励技术提高发射能量,解决单换能器阵元发射功率较小的问题;同时在

合成孔径算法中,在实现横向聚焦的同时,对深度方向的编码信号也进行聚焦处理。

[0094] 该方法具体包括:设计并生成编码信号,波束合成(包括纵向匹配滤波、距离徙动校正和横向的匹配滤波),正交解调、数字扫描变换四个部分。各部分叙述如下:

[0095] 1、设计并生成编码信号

[0096] 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,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,需对回波进行纵向的聚焦,以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。

[0097] 本发明采用4位Barker(+1+1+1-1)码作为激励编码。为了获得较高的发射效率,应使编码信号的频谱尽可能的落在超声换能器的带宽范围内。因此,本发明对激励码的子脉冲进行调制,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的倒数 $1/f_0$,使编码信号的频谱最大限度地与单换能器阵元的频谱重合,以获得最大的发射效率,调制后的编码信号如图6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。

[0098] 2、波束合成

[0099] 波束合成是孔径合成方法的核心部分。采用单换能器阵元探头合成孔径的原理如下:对于单个点目标,其后向反射的回波是发散的,因此换能器阵元在旋转扫描过程中,在一定的旋转角度内都可以接收到该点目标反射的回波。根据旋转扫描的这种特点,在可接收到点目标回波的旋转角度内,可将这种旋转特性等效成较大的孔径,其理论横向分辨率为 $D/2$,其中, D 为换能器的发射孔径。

[0100] 波束合成的具体步骤为:

[0101] 1)对具有编码特性的回波信号进行纵向聚焦。本发明采用Barker码激励换能器,因此,纵向匹配滤波器的聚焦实际上是一个时域卷积的过程,如图7所示。信号依次与匹配滤波器的参数相乘求和,每次前进 τ ,即 $1/f$, f 为超声波的中心频率,最后得到匹配滤波的结果。编码信号经纵向聚焦后可以得到和单脉冲激励时一样的结果,但其幅度和信噪比要明显好于后者,其信噪比至少提升了1.36dB。

[0102] 2)时域距离徙动校正。换能器在接收点目标的回波时,由于位置的不同,使换能器与点目标间的距离不同,因此,接收到的回波有不同的时间延迟和相位变化,如图8所示。若不进行处理,点目标得到的图像将是一个呈抛物线状的弥散斑,这是一个具有二维特征的量,在横向聚焦压缩时,会在纵向产生分量,从而影响纵向分辨率,因此,在横向压缩前要将抛物线校正为直线。根据单探头旋转特点,如图8中, R 为单换能器阵元正对探测点时探测点到换能器的距离, R' 为旋转一定角度后的距离, r 为换能器的旋转半径, R' 、 $R+r$ 、 r 构成了一个三角形的三边,求出 R' 就可得到探测点在时域的距离弯曲量。

[0103] 具体实现方法为,在采集到的极坐标图像上,对任一条扫描线,其上的点都可理解为是探测的目标点。设定一条扫描线上的某点与单换能器阵元的旋转中心的距离为 x ,其值为该点在扫描线上的横坐标值(代表单换能器阵元的发射面正对该点时的距离)与单换能器阵元的旋转半径的和。单换能器阵元偏转 ϕ 角度后,该点到单换能器阵元的发射面的距离为 x' , x 、 r 、 x' 成为一个三角形三条边,由余弦定理,得到:

[0104]

$$x' = \sqrt{x^2 + r^2 - 2xr \cos \varphi} \quad (2)$$

[0105] r 为换能器的旋转半径, x' 即为偏转 φ 角度后, 该点在扫描线上的横坐标值, 因此, 距离徙动校正要补偿的距离徙动量为:

$$[0106] \quad \Delta x = x' - x \quad (3)$$

[0107] 以此建立查找关系, 根据旋转角度量即可得到相应的距离徙动量, 实现距离徙动校正, 将位于不同距离的信号调整到同一距离上。

[0108] 3) 对距离徙动校正后的信号进行横向的聚焦。横向聚焦的匹配滤波器应与横向超声回波的性质相同, 由于换能器是在旋转过程中接收信号, 因此, 横向的回波信号具有多普勒效应, 可近似为线性调频信号。因此, 设计横向匹配滤波器如下:

$$[0109] \quad h(t) = \exp\left\{j2\pi\left[f_{dc}t - \frac{1}{2}f_{dr}t^2\right]\right\} \quad \left(-\frac{T_s}{2} < t < \frac{T_s}{2}\right) \quad (4)$$

[0110] f_{dc} 为多普勒中心频率, f_{dr} 为多普勒调频率。 $h(t)$ 的指数是 t 的二次函数, 代表了横向信号是一个线性调频信号, 利用其来描述横向信号的特征。由于横向匹配滤波器的参数较多, 在时域处理运算量较大, 难以保证实时性, 因此, 首先将信号沿横向变换到频域, 然后进行横向的匹配滤波, 最后再变换为时域, 得到波束合成的最后结果。

[0111] 3、正交解调

[0112] 超声内窥镜合成孔径成像系统采用 B 型超声成像模式, 利用超声信号的幅度 (包络) 调制图像显示的亮度, 本发明采用数字下变频技术实现信号幅度信息的提取, 其原理如图 9 所示。系统将 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。

[0113] 图 9 中波束合成后的超声信号表示为:

$$[0114] \quad y(t) = a(t) \cos[\omega_0 t + \theta] \quad (5)$$

[0115] 其中, $a(t)$ 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。超声信号经 ADC 采样后, 转换成如下式所示的数字信号:

[0116]

$$x(n) = a(n) \cos[\omega_0 n T_s + \varphi(n)] \quad (6)$$

[0117] 其中, $T_s = 1/f_s$, f_s 为 ADC 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:

[0118]

$$x_1(n) = \frac{1}{2} a(n) [\cos(2\omega_0 n T_s + \varphi(n)) + \cos(\varphi(n))] \quad (7)$$

[0119]

$$x_2(n) = \frac{1}{2} a(n) [\cos(2\omega_0 n T_s + \varphi(n)) - \sin(\varphi(n))] \quad (8)$$

[0120] 将这两路信号分别通过数字低通滤波器, 滤除 $2\omega_0$ 频率分量, 以得到 I、Q 两路正交的基带信号:

[0121]

$$I(n) = \frac{1}{2} a(n) \times \cos(\varphi(n)) \quad (9)$$

[0122]

$$Q(n) = \frac{1}{2} a(n) \times \sin(\varphi(n)) \quad (10)$$

[0123] 滤波获取的基带信号的最高频率受换能器带宽的限制,一般较低,而采样率依然为 ADC 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,以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:

[0124]

$$I(m) = \frac{1}{2} a(m) \times \cos(\varphi(m)) \quad (11)$$

[0125]

$$Q(m) = \frac{1}{2} a(m) \times \sin(\varphi(m)) \quad (12)$$

[0126] 求其均方根,即可获得超声信号的幅度信息(基带信号):

$$a(m) = \sqrt{I^2(m) + Q^2(m)} \quad (13)$$

[0128] 4、数字扫描变换

[0129] 超声内窥镜合成孔径成像系统采用 B 型成像模式,即超声探头以扇形扫描的方式获取目标物体的断层灰度图像。在这种扫描方式下,各个角度的回波信号是以极坐标形式存储的,不利于人眼观察,因此,必须对扫描图像进行坐标扫描变换,使其按直角坐标的格式显示。为了满足图像实时显示的要求,本发明采用硬件 Cordic 算法完成数字扫描变换。

[0130] Cordic 算法是一种循环迭代算法,通过对一系列固定的与运算基数有关的角度不断偏摆,迭代逼近所需要旋转到的位置,最终转过的角度的矢量和即极坐标中的极角;为了将极坐标与直角坐标相互映射,规定 Cordic 算法的目标向量,即迭代逼近的最终位置为直角坐标系的 X 轴,极径和极角的迭代公式如式 (14)、(15)、(16),

$$[0131] \quad x_{i+1} = \cos(\theta_i) (x_i - y_i \tan(\theta_i)) \quad (14)$$

$$[0132] \quad y_{i+1} = \cos(\theta_i) (y_i - x_i \tan(\theta_i)) \quad (15)$$

$$[0133] \quad \theta = \sum_{i=1}^{n-1} \theta_i \quad (16)$$

[0134] 通过多次偏摆迭代,使原始向量 $V_1(x_1, y_1)$ 旋转到 X 轴上,即迭代公式中的 y_{i+1} 为零时,迭代结束,此时的 x_{i+1} 即为极径值, θ 为极角值。本发明利用 FPGA 的加减和移位运算完成 Cordic 算法中的乘法、三角函数等复杂的数学运算,并利用 FPGA 的存储器实现流水线操作。从而在硬件中完成数字扫描变换。首先由 FPGA 产生需要显示在直角坐标系下的图像中各像素一一对应的直角坐标 (X_i, Y_i) , FPGA 利用自身的加法器和移位寄存器完成 Cordic 算法的迭代运算和校正,并在 FPGA 的控制下得到对应的极坐标信息 (ρ, θ) ,将得到的极坐标信息转换成各像素点在 SRAM 中存储的地址。FPGA 根据该地址读取 SRAM 中的数据,即对应像素的灰度值,进而形成一幅直角坐标图像。

[0135] 经过扫描变换得到的直角坐标图像在半径方向的采样数据比较密集,但沿角度方向上的采样数据间存在较大距离,尤其是在远场。因此,需对扫描变换后的图像进行漏点插补。本发明算法只进行远场角度方向的插补,即远场圆插补。如图 11 所示, $P(i, j)$ 、 $P(i, j+1)$ 为相邻扫描线上具有相同半径的两个点,按线性插补原则在它们所在的圆周上求出它

们之间若干点的插补数据。把最邻近的四个点 $P(i, j)$ 、 $P(i, j+1)$ 、 $P(i+1, j)$ 、 $P(i+1, j+1)$ 组成的扇区分成四个均匀的小扇区 a、b、c、d。显示像素落在哪个小扇区中,就取该小扇区左上方的插补数据值作为其显示的灰度值,此法避免了只进行径向一维插补情况下造成的角度方向失真以及进行二维插补需要的复杂运算,却能达到近似于二维插补的效果。

[0136] 具体应用实例 1

[0137] 微型超声探头经电子内窥镜的活检钳道进入人体,对食道进行旋转扫描检测,单换能器阵元固定在探头内的超声电机上,其中单换能器阵元的尺寸为 $2\text{mm} \times 4\text{mm}$ 。对食道进行检测,在获得其表面图像的同时,还可得到其内部组织断层图像。通过单换能器阵元探头的旋转效应“合成”的孔径,使系统成像的信噪比提升 5.65dB ,横向分辨率为 2.2mm 。其中,信噪比的提升分为两部分,纵向匹配滤波提升了 1.36dB ,横向匹配滤波提升了 4.29dB ;点目标在图像的远场形成的弥散斑弧长可达 15mm ,经过合成孔径处理,可将其压缩至 2.2mm ,大幅提高了横向分辨率。

[0138] 具体应用实例 2

[0139] 对胃壁进行旋转扫描。可通过电子内窥镜的控制手柄控制超声探头在胃中的位置与偏转角度,实现对胃壁的全面检测。由于单探头合成孔径技术实现了超声波的动态聚焦,即使超声探头距离某一个方向的胃壁较远,也可获得相同的横向分辨率,可达 2.2mm ,并且随着探测深度的增加横向分辨率不变,不必担心图像的失真。

[0140] 具体应用实例 3

[0141] 如图 1 所示为超声合成孔径系统结构,可根据对系统成像与处理的实时性能、探测目标处理的难易程度的要求动态改变其中的合成孔径算法的参数,包括根据编码长度、旋转扫描速度修改深度方向和横向方向的匹配滤波器参数,以实现聚焦性能的统一。本发明提供数据缓存功能,可在图像冻结的同时保留孔径合成前的原始数据,便于对固定位置的图像进行更精确的合成孔径处理。

[0142] 具体应用实例 4

[0143] 系统结构与应用实例 3 相同,为增加超声波的穿透深度,可在不出现时域波形混叠的前提下提高编码激励信号的长度,或更改激励码的码型,增强换能器的发射功率和效率。人体胃壁的平均厚度约为 3.8mm ,有 5 个性质彼此不同的界面层,各层的平均厚度约为 0.76mm ,因此,在采用 8MHz 单换能器阵元探头的情况下,编码长度最长为 8 位,由于 Barker 码的有特殊的位数要求,因此,加长编码一般取 5 位和 7 位;随着探头频率的提高,编码长度可适当加长。同时,改变合成孔径算法的深度方向匹配滤波器参数,包括参数个数和参数值,与编码长度及编码相位相同,以适应对激励信号的调整。这样既增加了探测深度,又不影响系统的分辨率。

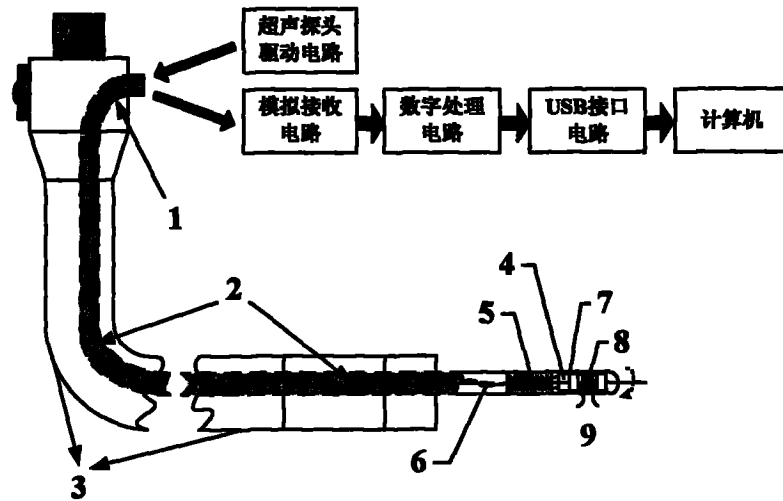


图 1

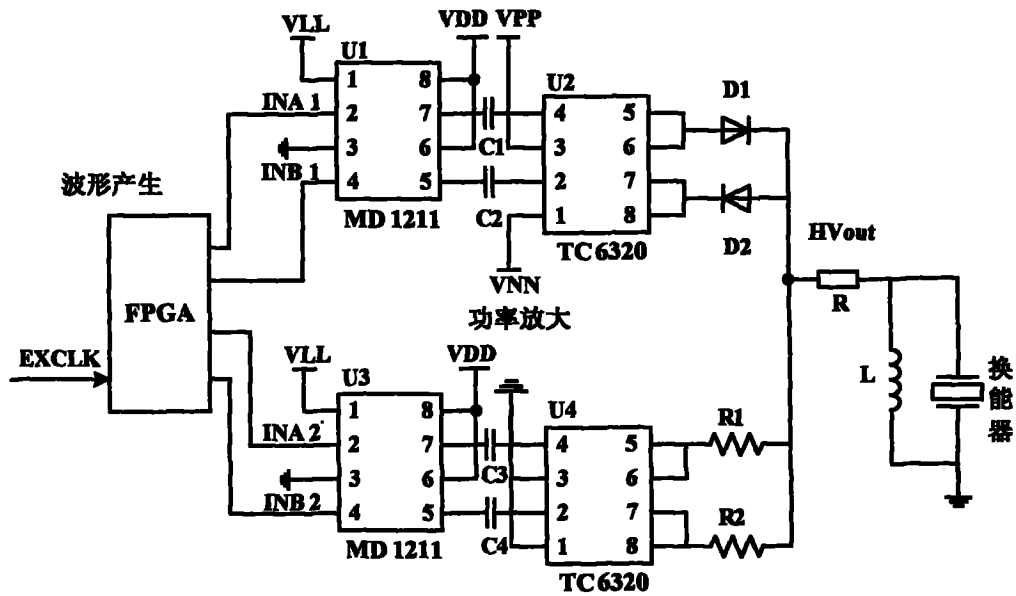


图 2

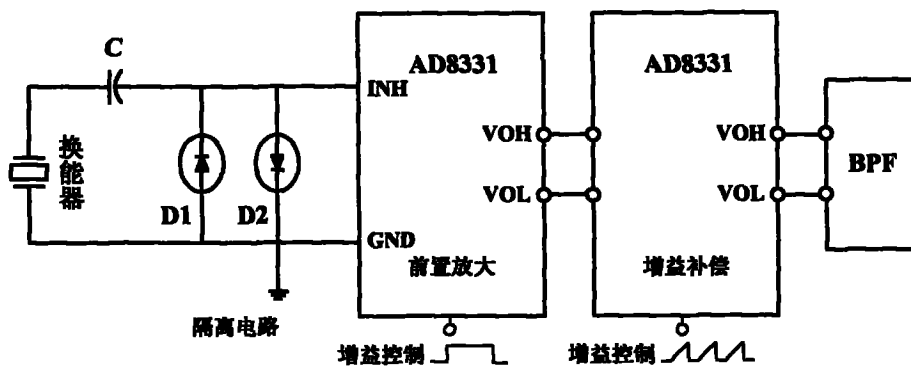


图 3

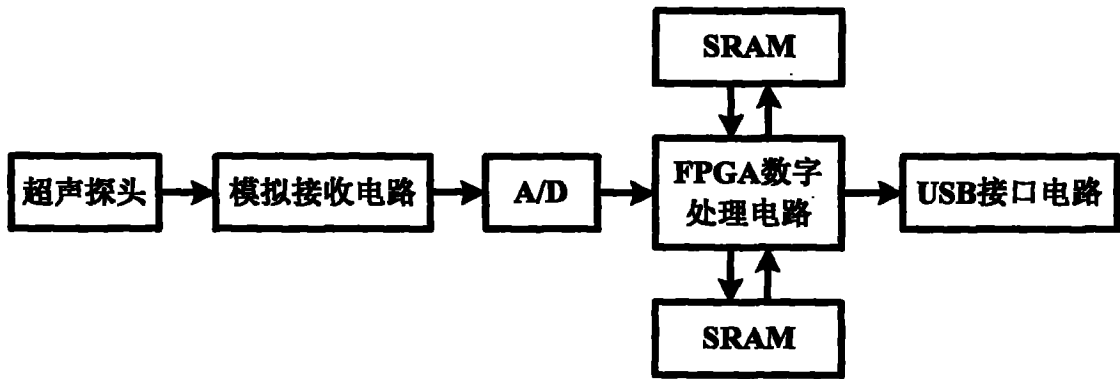


图 4

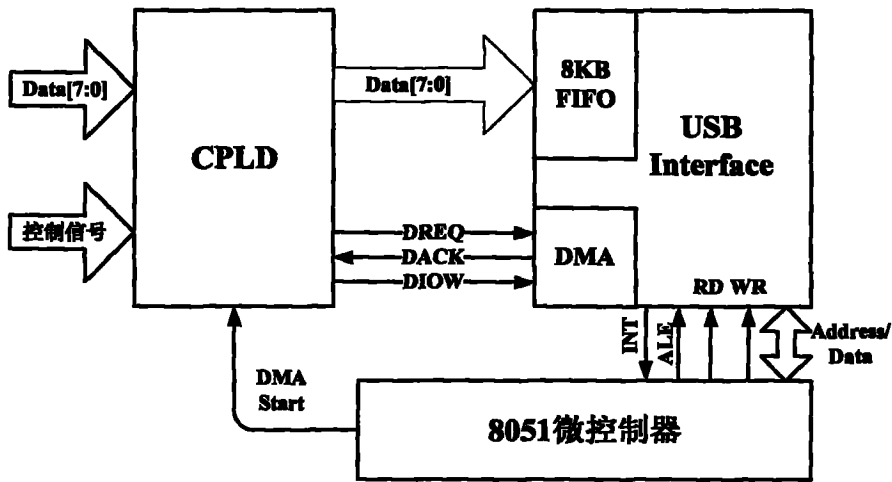


图 5

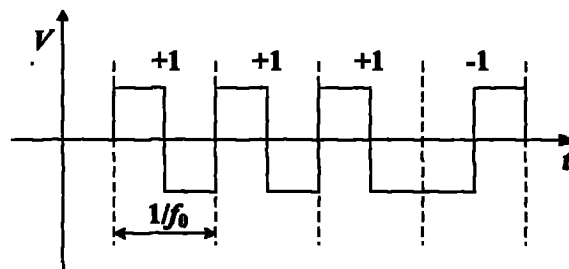


图 6

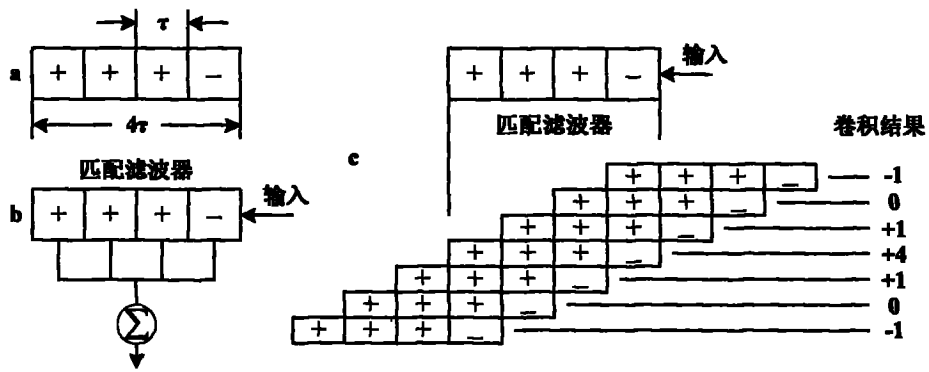


图 7

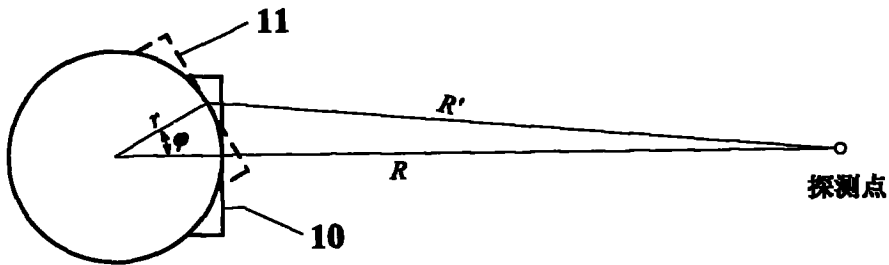


图 8

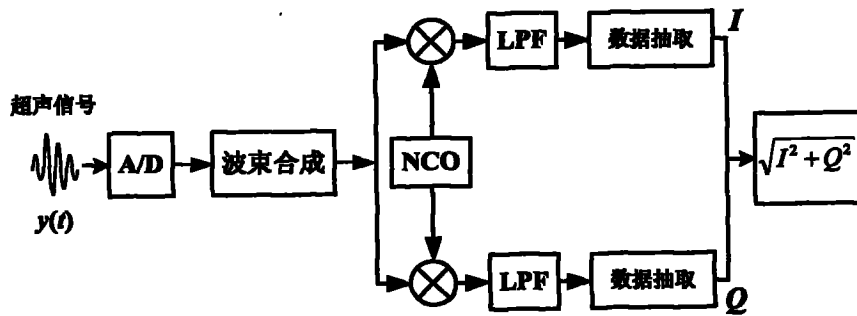


图 9

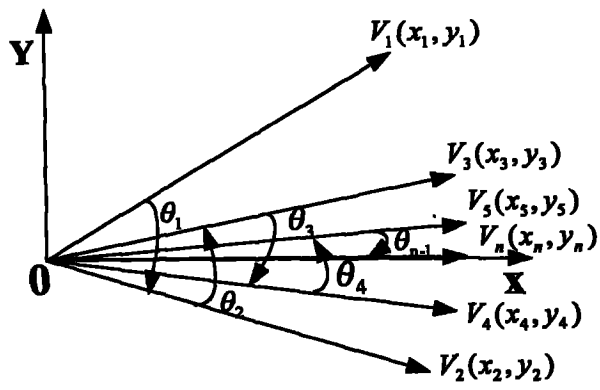


图 10

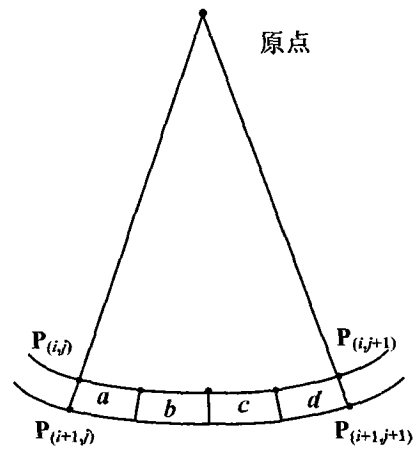


图 11

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 超声内窥镜合成孔径成像系统及较大孔径的合成方法 | | |
| 公开(公告)号 | CN101785684A | 公开(公告)日 | 2010-07-28 |
| 申请号 | CN201010101410.7 | 申请日 | 2010-01-27 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 天津大学 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 天津大学 | | |
| 当前申请(专利权)人(译) | 天津大学 | | |
| [标]发明人 | 郁道银 陈晓冬 李明 汪毅 俞锋 李妍 | | |
| 发明人 | 郁道银 陈晓冬 李明 汪毅 俞锋 李妍 | | |
| IPC分类号 | A61B8/12 A61B1/00 | | |
| 代理人(译) | 侯力 | | |
| 其他公开文献 | CN101785684B | | |
| 外部链接 | Espacenet SIPO | | |

摘要(译)

超声内窥镜合成孔径成像系统及较大孔径的合成方法。本发明超声内窥镜合成孔径成像系统包括：微型超声探头、超声探头驱动电路、模拟接收电路、数字处理电路、USB接口电路和计算机图像显示系统。获得较大孔径的合成方法采用编码激励技术、波束合成算法、正交解调技术和Cordic数字扫描变换算法实现，具体包括：设计并生成编码信号，波束合成(包括纵向匹配滤波、距离徙动校正和横向的匹配滤波)，正交解调和数字扫描变换四个部分。本发明区别于多阵元的线阵、凸阵扫描技术，采用单换能器阵元的微型超声探头，经内窥镜活检钳道送入人体，在体内进行旋转扫描的同时，利用探头的旋转特性，等效“合成”出较大的孔径，大幅提高了系统的信噪比与横向分辨率。

