



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101690671 A

(43) 申请公布日 2010.04.07

(21) 申请号 200910190768.9

(22) 申请日 2009.09.29

(71) 申请人 深圳市蓝韵实业有限公司

地址 518034 广东省深圳市福田区景田路碧
景园 E 栋 408-413 室

(72) 发明人 兰海 欧镇进 李春彬 奚进华

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006.01)

A61B 8/06(2006.01)

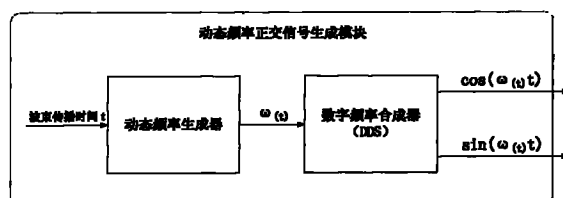
权利要求书 1 页 说明书 4 页 附图 2 页

(54) 发明名称

一种多普勒超声成像系统动态解调装置

(57) 摘要

本发明公开了一种多普勒超声成像系统动态解调装置,包括数字波束合成模块和正交解调模块,所述数字波束合成模块与所述正交解调模块相连,还包括动态频率正交信号生成模块,所述动态频率正交信号生成模块与所述正交解调模块相连,所述动态频率正交信号生成模块用于生成频率随波束传播时间变化的余弦本振信号和正弦本振信号并发送到所述正交解调模块。本发明多普勒超声成像系统动态解调装置,可以补偿超声回波信号在人体组织中的衰减,从而减小多普勒频移信号的误差。



1. 一种多普勒超声成像系统动态解调装置，包括数字波束合成模块和正交解调模块，所述数字波束合成模块与所述正交解调模块相连，其特征在于：还包括动态频率正交信号生成模块，所述动态频率正交信号生成模块与所述正交解调模块相连，所述动态频率正交信号生成模块用于生成频率随波束传播时间变化的余弦本振信号和正弦本振信号并发送到所述正交解调模块。

2. 根据权利要求 1 所述的多普勒超声成像系统动态解调装置，其特征在于：所述余弦本振信号和正弦本振信号的随波束传播时间 t 变化的频率 $f_{c(t)}$ 根据如下公式计算：

$$f_{c(t)} = f_0 - 2 * (\alpha_{dB} / 8.6886) * (c_0 * t) * (B / 2.36)^2,$$

其中： f_0 是多普勒超声成像系统发射信号的中心频率，

$$\alpha_{dB} = 0.7 \text{ dB} / [\text{MHz} \cdot \text{cm}],$$

$$c_0 = 1540 \text{ m/s},$$

B 为多普勒超声成像系统发射信号的带宽。

3. 根据权利要求 2 所述的多普勒超声成像系统动态解调装置，其特征在于：还包括数字时间增益控制 TGC 模块，所述数字波束合成模块与所述数字时间增益控制 TGC 模块相连，所述数字时间增益控制 TGC 模块与所述正交解调模块相连。

4. 根据权利要求 3 所述的多普勒超声成像系统动态解调装置，其特征在于：所述动态频率正交信号生成模块包括动态频率生成器和数字频率合成器，所述动态频率生成器与所述数字频率合成器相连，所述动态频率生成器用于生成随波束传播时间变化的频率，所述数字频率合成器用于生成随所述频率以及波束传播时间变化的相应余弦本振信号和相应正弦本振信号。

5. 根据权利要求 4 所述的多普勒超声成像系统动态解调装置，其特征在于：所述动态频率生成器设为现场可编程逻辑门阵列 FPGA。

6. 根据权利要求 5 所述的多普勒超声成像系统动态解调装置，其特征在于：根据多普勒超声成像系统脉冲重复时间计算相应的所述频率并存储于所述动态频率生成器中。

7. 根据权利要求 6 所述的多普勒超声成像系统动态解调装置，其特征在于：所述数字频率合成器设为现场可编程逻辑门阵列 FPGA。

8. 根据权利要求 7 所述的多普勒超声成像系统动态解调装置，其特征在于：在所述数字频率合成器中设置查找表，根据所述频率以及不同时刻的相位值，从所述查找表中查找所述相位值对应的余弦值和正弦值。

一种多普勒超声成像系统动态解调装置

技术领域

[0001] 本发明涉及超声成像设备技术领域，具体涉及多普勒超声成像系统动态解调装置。

背景技术

[0002] 在多普勒超声成像系统中，探头发射一系列的超声相干脉冲串，这些超声脉冲在人体中的传播过程中会发生反射和衰减。探头同时接收人体组织和血流发射的超声回波，转变为电信号后放大，然后进行 AD 转换和数字波束合成 (beamforming)。波束合成后的信号一路用来做 B 模式成像，生成二维组织图像；另一路进行多普勒的相关处理，生成血流图像。而生成血流成像的数据，首先要进行正交解调处理。

[0003] 如图 1 所示，将波束合成后的回波信号同两个正交的本振信号 ($\cos(\omega_0 t)$ 和 $\sin(\omega_0 t)$) 相乘后，得到 I 和 Q 两路解调信号。解调的目的是从回波信号中提取出人体内组织或血流移动而产生的多普勒频移信号；而使用正交解调的目的是区分多普勒信号是正向频移还是负向频移。

[0004] 在多普勒超声成像系统中，解调所使用的正交本振信号的频率通常和超声发射激励的频率 ω_0 相同。但是，由于人体组织对超声信号的衰减其实是和超声频率相关的，组织中的衰减系数同频率的变化关系可以用幂函数来描述，工程上可以简化为 $\alpha_{dB} = 0.7\text{dB}/[\text{MHz} \cdot \text{cm}]$ 。所以当以 ω_0 为中心频率的发生脉冲串在人体内传播时，由于高频部分会比低频部分有更大的衰减系数，所以其中心频率会发生变化。即深度越深，中心频率越低。在 B 模式成像中，通常会对波束合成后的回波信号使用动态滤波的技术来补偿频率的变化。

发明内容

[0005] 本发明要解决的技术问题是提供一种多普勒超声成像系统动态解调装置，克服现有技术正交解调时无法补偿超声回波信号在人体组织中的衰减，从而造成多普勒频移信号误差过大的缺陷。

[0006] 本发明为解决上述技术问题所采用的技术方案为：

[0007] 一种多普勒超声成像系统动态解调装置，包括数字波束合成模块和正交解调模块，所述数字波束合成模块与所述正交解调模块相连，还包括动态频率正交信号生成模块，所述动态频率正交信号生成模块与所述正交解调模块相连，所述动态频率正交信号生成模块用于生成频率随波束传播时间变化的余弦本振信号和正弦本振信号并发送到所述正交解调模块。

[0008] 所述的多普勒超声成像系统动态解调装置，其中所述余弦本振信号和正弦本振信号的随波束传播时间 t 变化的频率 $f_{c(t)}$ 根据如下公式计算：

[0009] $f_{c(t)} = f_0 - 2 * (\alpha_{dB} / 8.6886) * (c_0 * t) * (B / 2.36)^2$,

[0010] 其中： f_0 是多普勒超声成像系统发射信号的中心频率，

[0011] $\alpha_{dB} = 0.7\text{dB}/[\text{MHz} \cdot \text{cm}]$,

[0012] $c_0 = 1540\text{m/s}$,

[0013] B 为多普勒超声成像系统发射信号的带宽。

[0014] 所述的多普勒超声成像系统动态解调装置, 其中还包括数字时间增益控制 TGC 模块, 所述数字波束合成模块与所述数字时间增益控制 TGC 模块相连, 所述数字时间增益控制 TGC 模块与所述正交解调模块相连。

[0015] 所述的多普勒超声成像系统动态解调装置, 其中所述动态频率正交信号生成模块包括动态频率生成器和数字频率合成器, 所述动态频率生成器与所述数字频率合成器相连, 所述动态频率生成器用于生成随波束传播时间变化的频率, 所述数字频率合成器用于生成随所述频率以及波束传播时间变化的相应余弦本振信号和相应正弦本振信号。

[0016] 所述的多普勒超声成像系统动态解调装置, 其中所述动态频率生成器设为现场可编程逻辑门阵列 FPGA。

[0017] 所述的多普勒超声成像系统动态解调装置, 其中根据多普勒超声成像系统脉冲重复时间计算相应的所述频率并存储于所述动态频率生成器中。

[0018] 所述的多普勒超声成像系统动态解调装置, 其中所述数字频率合成器设为现场可编程逻辑门阵列 FPGA。

[0019] 所述的多普勒超声成像系统动态解调装置, 其中在所述数字频率合成器中设置查找表, 根据所述频率以及不同时刻的相位值, 从所述查找表中查找所述相位值对应的余弦值和正弦值。

[0020] 本发明的有益效果: 本发明多普勒超声成像系统动态解调装置, 可以补偿超声回波信号在人体组织中的衰减, 从而减小多普勒频移信号的误差。

附图说明

[0021] 本发明包括如下附图:

[0022] 图 1 为现有技术多普勒超声成像系统示意图;

[0023] 图 2 为本发明多普勒超声成像系统动态解调装置示意图;

[0024] 图 3 为本发明多普勒超声成像系统动态解调装置示意图之二;

[0025] 图 4 为本发明动态频率正交信号生成模块示意图。

具体实施方式

[0026] 下面根据附图和实施例对本发明作进一步详细说明:

[0027] 本发明基于如下原理: 当在线性条件下, 频谱包络为高斯函数的超声波在人体内传播时, 其中心频率随传播距离的关系可以由下式描述:

[0028] $f_c = f_0 - 2\alpha z \sigma^2$ 式 1

[0029] 其中 f_c 表示超声回波信号的中心频率, 单位为 MHz; f_0 是发射脉冲串的中心频率, 单位为 MHz; α 是超声波在人体的衰减系数, 单位是 Neper/(cm*MHz), 其中 Neper 是声强的单位奈培; z 表示波束传播的距离, 单位是 cm; σ^2 是发射脉冲串频谱的方差。

[0030] 频谱方差为 σ^2 的脉冲串频谱的 1/2 幅度带宽可以由下式给出:

[0031] $B = 2.36 * \sigma$ 式 2

[0032] 再考虑当超声波以速度 $c_0 = 1540\text{m/s}$ 在人体内传播时, 其时间和传播距离的关系为:

[0033] $t = z/c_0$ 式 3

[0034] 以及以 $\text{Neper}/(\text{cm} \cdot \text{MHz})$ 为单位的衰减系数 α 和 α_{dB} 的转换:

[0035] $\alpha = \alpha_{\text{dB}}/8.6886$ 式 4

[0036] 综合式 1-4, 当中心频率为 f_0 并且带宽为 B 的超声脉冲串在人体内传播时, 可以得出不同深度下的中心频率 f_c 随时间的关系为:

[0037] $f_{c(t)} = f_0 - 2 * (\alpha_{\text{dB}}/8.6886) * (c_0 * t) * (B/2.36)^2$ 式 5

[0038] 根据式 5, 以及 $\omega_{(t)} = 2\pi f_{c(t)}$, 实现如图 2 所示的正交解调模块。与图 1 所示方案不同的是, 使用频率随时间变化的本振信号 ($\cos(\omega_{(t)}t)$ 和 $\sin(\omega_{(t)}t)$) 代替固定频率的本振信号 ($\cos(\omega_0t)$ 和 $\sin(\omega_0t)$) 来解调超声回波信号。正交解调模块由两个乘法器构成, 将回波信号分别同两个本振信号相乘, 得到 I 和 Q 两路信号, 通过 I 和 Q 之间的相位关系可以判断血流的方向。如果 I 通道的解调的输出相位滞后 Q 通道的输出相位, 则说明该多普勒频移信号是正向频移信号 (血流方向流向探头); 如果 I 通道的解调的输出相位超前 Q 通道的输出相位, 则说明该多普勒频移信号是反向频移信号 (血流方向远离探头)。而为了产生动态的本振信号, 图 2 中增加了动态频率正交信号生成模块。其作用是根据超声波在人体内传播的时间 (即在不同的深度位置), 产生不同频率的正交信号用于解调。

具体实施例:

[0039] 如图 2 所示, 数字波束合成部分是将多个 (例如 32 个) 接收通道 AD 转换后的回波信号经过不同的延时和加权后相加, 形成一条波束, 从而提高系统的信噪比。数字 TGC 其实质为一乘法器, 将波束合成后的回波信号同不同的系数相乘从而补偿不同深度下人体组织对超声信号的衰减。通常这些系数是预置的, 根据回波的深度来选择不同的系数, 深度越深, 系数值越大, 从而能补偿回波幅度的指数衰减。低通滤波器的作用是滤除相乘所得的和频信号, 而剩下的差频信号即是所需的多普勒频移信号。

[0040] 如图 4 所示, 动态解调的核心是产生动态的本振信号 ($\cos(\omega_{(t)}t)$ 和 $\sin(\omega_{(t)}t)$), 动态频率正交信号生成模块可以由现场可编程逻辑门阵列 FPGA 实现。其分为动态频率生成器和数字频率合成器两部分。

[0041] 根据式 5, f_0 为发生脉冲串的中心频率, 如 3.5MHz ; B 为发生脉冲串的频谱 $1/2$ 幅度带宽, 该参数和发射脉冲串的脉冲个数有关系。显然如果脉冲个数多那么其频谱的带宽也窄, 在组织中传播时频率的偏移也会也小; 但是脉冲个数多会导致分辨率的降低, 而且也会增加向人体的辐射的能量的增加, 可能会有安全方面的问题。所以脉冲个数应该折中考虑取各方面都可接受的值。 $\alpha_{\text{dB}} = 0.7\text{dB}/[\text{MHz} \cdot \text{cm}]$ 以及 $c_0 = 1540\text{m/s}$ 。

[0042] 由于式 5 中的参数除了超声波的传播时间是变化参数外, 其余参数在超声波发射时都已确定, 而在现场可编程逻辑门阵列 FPGA 实现中应尽量减少乘法和除法的操作, 所以动态频率生成器在现场可编程逻辑门阵列 FPGA 中可用一个动态 RAM 来实现。假设超声系统的脉冲重复时间为 $260\mu\text{s}$, 可将 $260\mu\text{s}$ 分成 128 段, 那么约每 $2\mu\text{s}$ ($260\mu\text{s}/128$) 对于一个本振频率。那么可以将每个时间段对应的本振频率预先计算出来, 并存在现场可编程逻辑门阵列 FPGA 的一个深度为 128 的动态 RAM 中。在实时处理时, 根据超声

回波信号在人体传播的时间，从动态 RAM 中查找出对应的本振频率即可。

[0043] 正交本振信号的产生是使用直接数字合成 (DDS, Direct Digital Synthesizer) 的方法来实现的。动态频率生成器中有一正余弦查找表，根据动态频率生成器产生的频率，以及不同时刻的相位值，从查找表中查找出该相位对应的余弦值和正弦值，生成不同频率的正交本振信号用于解调。

[0044] 本实例中使用的是现场可编程逻辑门阵列 FPGA 的实现方法，当然此外还可以在 DSP, MCU 等不同器件上实现本发明。除此之外，如图 3 所示，当不需要对超声回波的幅度进行补偿时，可以去掉数字时间增益控制 TGC(Time Gain Control) 模块，直接将波束合成后的回波信号进行动态解调。

[0045] 本领域技术人员不脱离本发明的实质和精神，可以有多种变形方案实现本发明，以上所述仅为本发明较佳可行的实施例而已，并非因此局限本发明的权利范围，凡运用本发明说明书及附图内容所作的等效结构变化，均包含于本发明的权利范围之内。

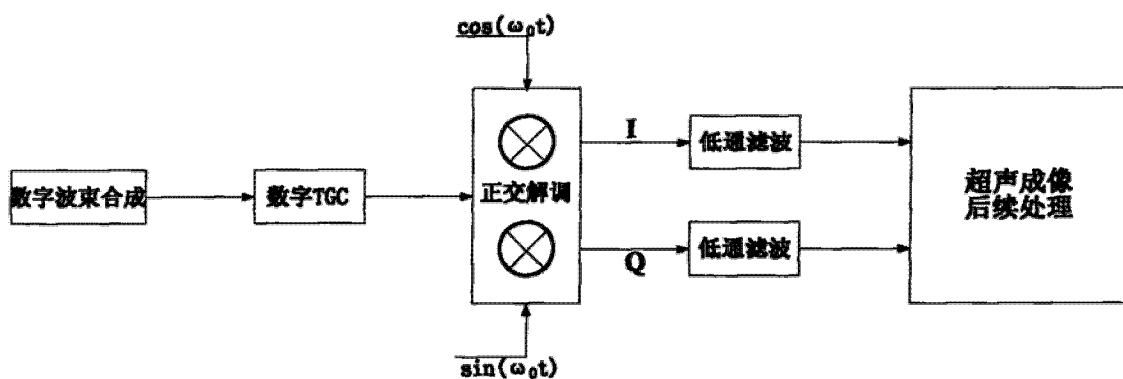


图 1

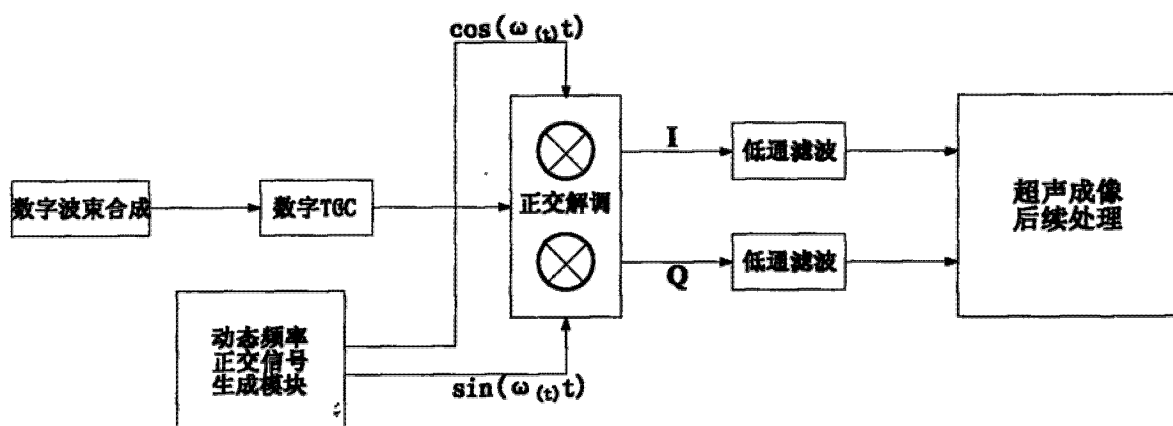


图 2

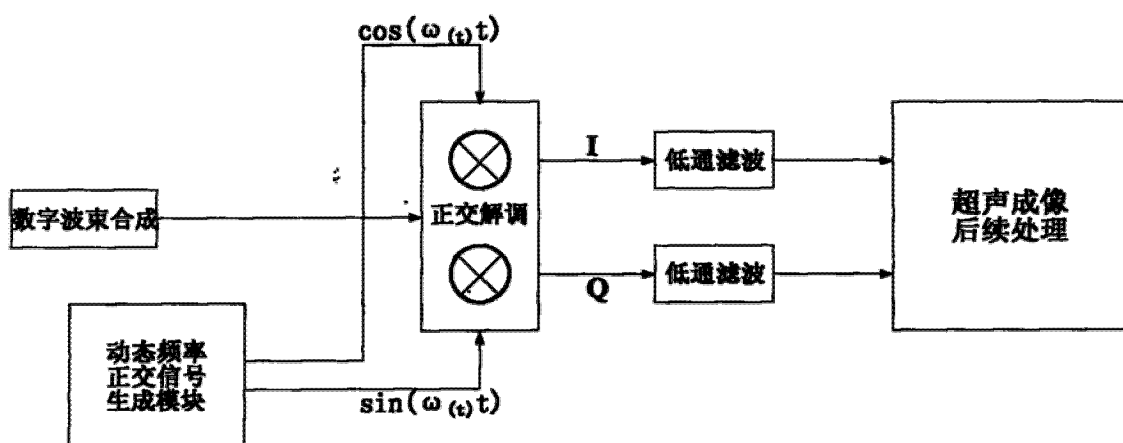


图 3

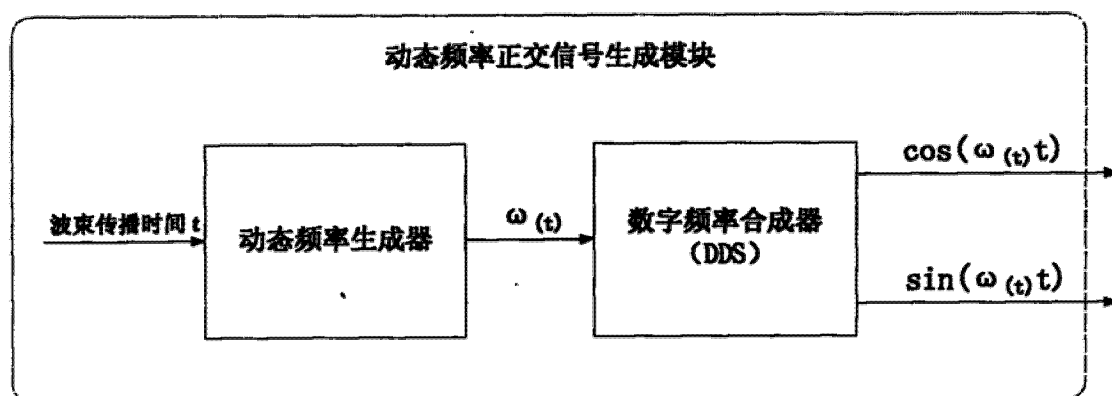


图 4

专利名称(译)	一种多普勒超声成像系统动态解调装置		
公开(公告)号	CN101690671A	公开(公告)日	2010-04-07
申请号	CN200910190768.9	申请日	2009-09-29
[标]申请(专利权)人(译)	深圳市蓝韵实业有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳市蓝韵实业有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳市蓝韵实业有限公司		
[标]发明人	兰海 欧镇进 李春彬 奚进华		
发明人	兰海 欧镇进 李春彬 奚进华		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/06		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种多普勒超声成像系统动态解调装置，包括数字波束合成模块和正交解调模块，所述数字波束合成模块与所述正交解调模块相连，还包括动态频率正交信号生成模块，所述动态频率正交信号生成模块与所述正交解调模块相连，所述动态频率正交信号生成模块用于生成频率随波束传播时间变化的余弦本振信号和正弦本振信号并发送到所述正交解调模块。本发明多普勒超声成像系统动态解调装置，可以补偿超声回波信号在人体组织中的衰减，从而减小多普勒频移信号的误差。

