



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103300887 B

(45) 授权公告日 2014. 06. 04

(21) 申请号 201310119857. 0

(22) 申请日 2013. 04. 01

(73) 专利权人 北京天惠华数字技术有限公司

地址 100085 北京市海淀区永捷北路 2 号天
惠华大厦 4 层

(72) 发明人 周强 袁蕴 孙爱民

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

G01S 7/52(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 101953695 A, 2011. 01. 26,

CN 101427926 A, 2009. 05. 13,

CN 101219063 A, 2008. 07. 16,

WO 2006028718 A1, 2006. 03. 16,

审查员 桂林

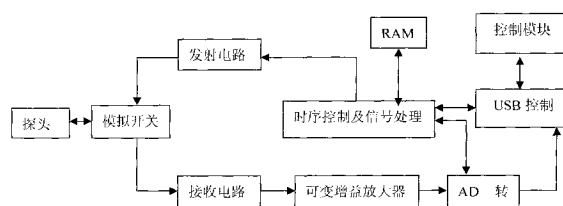
权利要求书1页 说明书3页 附图1页

(54) 发明名称

超声系统接收信号一致性误差自适应补偿方
法

(57) 摘要

本发明公开了一种超声系统接收信号一致性误差自适应补偿方法,通过对接收到的图像数据进行求和平均以及加权相关计算,得到增益误差补偿值,进而对接收通道间的各种一致性误差进行补偿,使接收到的图像数据得到很好的还原,精度得到大幅提高,从而获得更加清晰的图像。



1. 一种超声系统信号一致性误差自适应补偿方法,该方法包括如下步骤:

(1) 在超声系统空载时,发射电路连续发射多次触发脉冲;

(2) 接收电路接收回波信号,接收到的回波信号通过延时叠加形成图像数据,得到 K 帧图像数据,并存储在随机存储器中,每帧图像数据包括 N 条扫描线,每条扫描线上包括 M 个点;

(3) 将保存在随机存储器中的 K 帧图像数据读取出来,对其中的每一帧图像数据上相同位置的点 $X(m, n)$ 的数值进行加权平均计算,其中 $1 \leq n \leq N, 1 \leq m \leq M$, 得到所述 K 帧图像数据的每个点的增益误差校准基值 $X_g(m, n)$, 所有点的增益误差校准基值构成一帧增益误差校准基值图像;

(4) 将上述增益误差校准基值图像中每条扫描线上的每个点的数值与相邻扫描线上的每个点的数值做加权平均计算,之后再对每条扫描线进行分段时间增益放大处理,最终得到图像数据增益误差补偿值 $X_c(m, n)$, 将该增益误差补偿值保存在非易失存储器,其中所述分段时间增益放大处理步骤为:

$$X_c(m, n) = \begin{cases} X_g(m, n) - T(m, n), & X_g(m, n) > T(m, n) \\ 0, & X_g(m, n) \leq T(m, n) \end{cases},$$

其中

$$T(m, n) = \begin{cases} (m-64)+10, & m < 64 \\ (m-64)/20+10, & m \geq 64 \end{cases}, T(m, n) \text{ 是分段时间增益调整量};$$

(5) 在超声系统工作时,系统扫描接收回波信号后,从非易失存储器内读出上述增益误差补偿值 $X_c(m, n)$, 对回波信号进行补偿增益,然后再进行图像处理和显示。

2. 如权利要求 1 所述的超声系统信号一致性误差自适应补偿方法,其特征是接收到的回波信号经可变增益放大器和模数转换器的放大和转换后存入随机存储器。

3. 如权利要求 1 所述的超声系统信号一致性误差自适应补偿方法,其特征是非易失存储器设置在控制模块内。

超声系统接收信号一致性误差自适应补偿方法

【技术领域】

【0001】 本发明涉及一种超声系统的接收信号一致性误差自适应补偿方法。

【背景技术】

【0002】 一些超声系统,如医用超声影像系统利用超声换能器(即探头)向人体内部发射超声相干脉冲串,超声脉冲遇到人体组织器官时会反射或散射脉冲信号,即脉冲回声信号,这些回声信号被超声换能器接收后,转换成电信号后放大,然后进行 AD 转换和数字波束合成形成需要的回波信号,经调整后的回波信号经过信号处理形成图像数据,上述图像数据经过扫描变换后传送给显示器显示。

【0003】 超声换能器件是用压电晶体材料制成的压电元件,在其内部有多个压电元件,因此发射和接收电路都是多通道的。超声系统中发射电路与探头阵元一一对应,通过控制探头阵元发射脉冲间的延时可以控制发射声束的方向及聚焦位置;同样的,接收电路通过开关选择电路也与探头阵元一一对应,用于接收各个阵元返回的信号,通过设置不同通道间接收信号的延时,对于组织内同一点返回的信号,不同接收通道的数据可以实现同向叠加。

【0004】 由于接收电路中电子元件和集成电路性能的离散性,接收电路会对信号产生一定的衰减而导致增益误差,而且各通道的增益会有误差,这些增益的误差会使系统接收到的信号与实际信号在幅度上产生误差,从而使系统的信噪比降低并导致图像质量下降。

【0005】 对于接收通道间实际增益的不一致,通常的做法是在接收电路中的增益补偿环节增加电位器等可调元件,通过测试手段将各个接收通道的增益调成一致。但是这种方法实际可操作性很差,对于每个独立的系统都必须手工进行调试,这种调试方法非常繁琐,调整精度也较低。

【发明内容】

【0006】 本发明的主要目的是:提供一种超声系统信号一致性误差自适应补偿方法,该方法包括如下步骤:

【0007】 (1) 在超声系统空载时,发射电路连续发射多次触发脉冲;

【0008】 (2) 接收电路接收回波信号,接收到的回波信号通过延时叠加形成图像数据,得到 K 帧图像数据,并存储在随机存储器中,每帧图像数据包括 N 条扫描线,每条扫描线上包括 M 个点;

【0009】 (3) 将保存在随机存储器中的 K 帧图像数据读取出来,对其中的每一帧图像数据上相同位置的点 $X(m, n)$ 的数值进行加权平均计算,其中 $1 < n < N, 1 < m < M$, 得到所述 K 帧图像数据的每个点的增益误差校准基值 $X_b(m, n)$, 所有点的增益误差校准基值构成一帧增益误差校准基值图像;

【0010】 (4) 将上述增益误差校准基值图像中每条扫描线上的每个点的数值与相邻扫描线上的每个点的数值做加权平均计算,之后再对每条扫描线进行分段时间增益放大处理,最终得到图像数据增益误差补偿值 $X_c(m, n)$, 将该增益误差补偿值保存在非易失存储器,其中

所述分段时间增益放大处理步骤为：

$$[0011] \quad X_c(m,n) = \begin{cases} X_c(m,n) - T(m,n), & X_c(m,n) > T(m,n) \\ 0, & X_c(m,n) \leq T(m,n) \end{cases},$$

[0012] 其中

$$[0013] \quad T(m,n) = \begin{cases} (m-64)+10, & m < 64 \\ (m-64)/20+10, & m \geq 64 \end{cases}, \quad T(m,n) \text{ 是分段时间增益调整量};$$

[0014] (5) 在超声系统工作时,系统扫描接收回波信号后,从非易失存储器内读出上述增益误差补偿值 $X_c(m,n)$,对回波信号进行补偿增益,然后再进行图像处理和显示。

[0015] 本发明进一步包括,接收到的回波信号经可变增益放大器和模数转换器的放大和转换后存入随机存储器。

[0016] 本发明进一步包括,上述每帧图像数据包括 128 条扫描线数,每条扫描线上有 512 个像素点。

【附图说明】

[0017] 图 1 是实现本发明实施例的原理框图；

【具体实施方式】

[0018] 下面通过具体的实施例并结合附图对本发明作进一步详细的描述。

[0019] 请参考图 1,为本例的系统原理框图,本例适用于医用超声影像系统。该超声系统包括探头、模拟开关、发射电路、接收电路、可变增益放大器、AD 转换器、时序控制及信号处理器、USB 控制器、随机存储器 (RAM) 和控制模块,在控制模块内还包括非易失存储器。探头是超声换能器,探头内部的换能器件是用压电晶体材料制成的压电元件。由于探头中的阵元通常都是收发共用的,因此需要发射 / 接收模拟开关隔离发射和接收电路并提供接收电路选择的作用。

[0020] 发射电路的功能是产生激励探头阵元的超声脉冲。在超声系统空载时,发射电路连续发射多次触发脉冲;接收电路接收回波信号,接收到的回波信号通过延时叠加形成图像数据,得到 K 帧图像数据,并存储在随机存储器中,该回波信号需要经过可变增益放大器和模数转换器的放大和转换,每帧图像数据包括 N 条扫描线,每条扫描线上包括 M 个点。

[0021] 将保存在随机存储器中的 K 帧图像数据读取出来,对其中的每一帧图像数据上相同位置的点 $X(m,n)$ 的数值进行加权平均计算,其中 $1 < n < N, 1 < m < M$,得到所述多帧图像数据的每个点的增益误差校准基值 $X_b(m,n)$,所有点的增益误差校准基值构成一帧增益误差校准基值图像。

[0022] 将上述增益误差校准基值图像中每条扫描线上的每个点的数值与相邻扫描线上的每个点的数值做加权平均计算,之后再对每条扫描线进行分段时间增益放大处理,其中,所述分段时间增益放大处理步骤为：

$$[0023] \quad X_c(m,n) = \begin{cases} X_c(m,n) - T(m,n), & X_c(m,n) > T(m,n) \\ 0, & X_c(m,n) \leq T(m,n) \end{cases},$$

[0024] 其中,

[0025] $T(m, n) = \begin{cases} (m-64)+10, m < 64 \\ (m-64)/20+10, m \geq 64 \end{cases}$, $T(m, n)$ 是分段时间增益调整量, 得到图像数

据增益误差补偿值 $X_c(m, n)$, 将该增益误差补偿值保存在非易失存储器。

[0026] 在超声系统工作时, 由发射电路向人体内部再次发射超声脉冲, 接收电路接收回波信号, 接收到的回波信号以图像数据的形式存储在随机存储器中, 此时存储的图像数据是实时的。控制模块分别从随机存储器读取该实时图像数据, 从非易失存储器读取增益误差补偿值, 对接收到的实时图像数据进行补偿增益, 然后再进行图像处理并显示出来。

[0027] 在本发明实施例中, 在超声系统空载时, 接收电路共接收 255 帧图像数据, 在此基础上进行计算从而得到增益误差补偿值, 对本领域技术人员来说, 根据实际应用需要, 可以增加或减少用于计算的基础图像数据。

[0028] 以上内容是结合具体的优选实施方式对本发明所作的进一步详细说明, 不能认定本发明的具体实施只局限于这些说明。对于本发明所属技术领域的普通技术人员来说, 在不脱离本发明构思的前提下, 还可以做出若干简单推演或替换, 都应当视为属于本发明的保护范围。

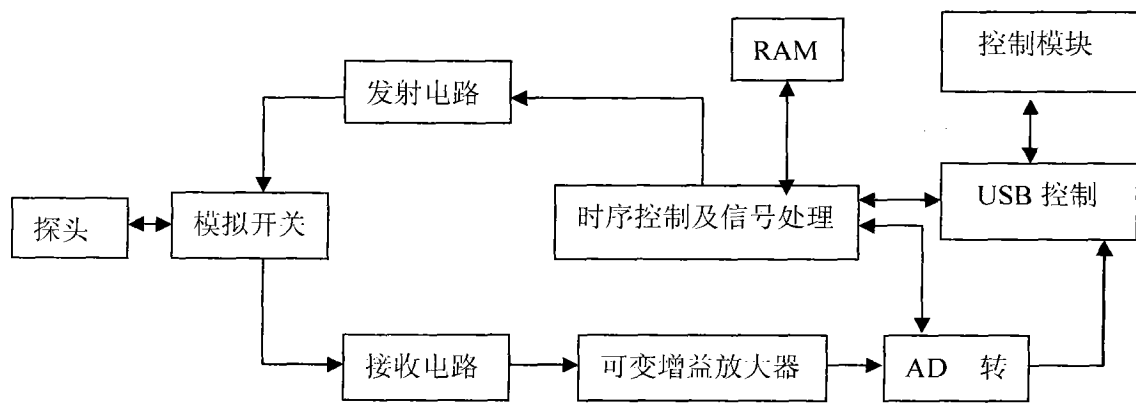


图 1

专利名称(译)	超声系统接收信号一致性误差自适应补偿方法		
公开(公告)号	CN103300887B	公开(公告)日	2014-06-04
申请号	CN201310119857.0	申请日	2013-04-01
[标]申请(专利权)人(译)	北京天惠华数字技术有限公司		
申请(专利权)人(译)	北京天惠华数字技术有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	北京天惠华数字技术有限公司		
[标]发明人	周强 袁蕴 孙爱民		
发明人	周强 袁蕴 孙爱民		
IPC分类号	A61B8/00 G01S7/52		
审查员(译)	桂林		
其他公开文献	CN103300887A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种超声系统接收信号一致性误差自适应补偿方法，通过对接收到的图像数据进行求和平均以及加权相关计算，得到增益误差补偿值，进而对接收通道间的各种一致性误差进行补偿，使接收到的图像数据得到很好的还原，精度得到大幅提高，从而获得更加清晰的图像。

