

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

H04B 11/00 (2006.01)



# [12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200710124419.8

[43] 公开日 2009 年 5 月 13 日

[11] 公开号 CN 101427926A

[22] 申请日 2007.11.9

[21] 申请号 200710124419.8

[71] 申请人 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司

地址 518057 广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦

[72] 发明人 陈筱勇 黄海涛

[74] 专利代理机构 深圳创友专利商标代理有限公司

代理人 陈俊斌

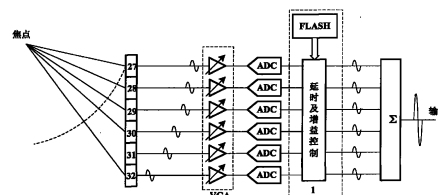
权利要求书 2 页 说明书 5 页 附图 3 页

## [54] 发明名称

电子系统接收模块及其接收信号一致性误差补偿方法

## [57] 摘要

本发明公开了一种电子系统接收模块及其接收信号一致性误差补偿方法，接收模块包括二个或二个以上接收通道、一致性误差补偿控制电路、运算器；一致性误差补偿控制电路根据预先存储的各个通道接收数据的误差补偿数据，对接收通道所接收的数据进行补偿调整后，输出至运算器进行运算。本发明的电子系统接收模块及方法，可以预置补偿数据，对接收通道间的各种一致性误差进行补偿，使接收数据得到很好的还原，精度得到大幅提高。当本发明应用于医用超声影像系统时，可补偿接收通道之间的增益误差，提高接收电路的信噪比，改善图像的均一性；可补偿接收通道之间的延时误差，可以提高接收聚焦的精度，提高图像的清晰度。



1. 一种电子系统接收模块, 包括二个或二个以上接收通道、一致性误差补偿控制电路、运算器, 所述接收通道、一致性误差补偿控制电路、运算器顺序连接; 所述一致性误差补偿控制电路根据预先存储于存储器的各个通道接收数据的误差补偿数据, 对所述接收通道所接收的数据进行补偿调整后, 输出至运算器进行运算处理。
2. 如权利要求 1 所述的电子系统接收模块, 其特征是: 所述接收通道包括探头阵元、增益放大器、模数转换器, 三者顺序连接。
3. 如权利要求 1 或 2 所述的电子系统接收模块, 其特征是: 所述一致性误差补偿控制电路包括延时及增益控制电路、存储器; 所述延时及增益控制电路根据预先存储的各个通道接收数据的延时及增益误差补偿数据, 对每个通道的增益误差、延时进行补偿调整, 再输出至累加器进行累加。
4. 如权利要求 3 所述的电子系统接收模块, 其特征是: 所述接收通道接收数据的延时包括: 由于系统硬件电路设计制造的限制、电子元件和集成电路性能的离散性导致的各通道间固有延时误差。
5. 电子系统接收信号一致性误差补偿方法, 包括如下步骤: A) 测量出系统各接收通道之间的误差, 计算出各通道的补偿数据并将补偿数据储存于存储器内; B) 系统扫描接收数据之后由一致性误差补偿控制电路从该存储器内读出补偿数据, 对接收数据进行补偿调整; C) 输出到运算器进行运算处理。
6. 如权利要求 5 所述的电子系统接收信号一致性误差补偿方法, 其特征是: 所述步骤 A) 中所述补偿数据包括每个接收通道的增益误差补偿数据, 在所述步骤 B) 中, 由一致性误差补偿控制电路中的延时及增益控制电路将所述接收数据的增益误差予以补偿调整, 从而获得接收数据准确的幅度信息。
7. 如权利要求 5 或 6 所述的电子系统接收信号一致性误差补偿方法, 其特征是: 所述步骤 A) 中所述补偿数据包括各通道间延时误差补偿数据, 所述步骤 B) 中, 一致性误差补偿控制电路从存储器中读出延时补偿数据并与各接收通道物理距离差异导致的理论延时数据相加, 补偿接收电路的延时一致性误差。
8. 如权利要求 6 所述的电子系统接收信号一致性误差补偿方法, 其特征

是：所述步骤 A) 中测试各通道增益误差的过程包括：首先通过开关选择某一接收通道并设定接收通道的增益为定值，用信号发生器产生特定频率  $f$  及幅度  $V_i$  的周期性正弦信号从输入端输入，将 ADC 采集到的信号幅度  $V_s$  与输入信号幅度  $V_i$  进行比较，计算  $V_s/V_i$  的值作为该接收通道的增益补偿系数。

## 电子系统接收模块及其接收信号一致性误差补偿方法

### 【技术领域】

本发明涉及一种具有多通道信号接收电路的电子系统，特别涉及其中的信号接收电路和信号处理方法。

### 【背景技术】

一些电子系统，具有多个接收通道，如医用超声影像系统利用超声换能器向人体内部发射超声脉冲，遇到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转换成电信号后经过信号处理形成图像。现在的超声换能器内部都有多个阵元，因此系统的接收电路也有多个通道。超声换能器发射超声波与接收回声都是有方向性的，探头的方向性使得某一特定方向的回波得到最大功率，这种接收回波的方向性通过电子聚焦来实现，而接收声束的电子聚焦则是通过控制接收电路不同通道的之间的延时来实现，超声换能器内不同阵元接收到的回声信号经过适当的延时后再进行累加形成组织内某一点的回波信号，接收通道的延时由超声影像系统中的扫描控制器进行控制。

医用超声影像系统的结构框图如图1所示，探头是超声的换能器，探头内部的换能器件是用压电晶体材料制成的压电元件。发射电路的功能是产生激励探头阵元的电脉冲。由于探头中的阵元通常是收发共用，因此需要发射/接收开关隔离发射和接收电路并提供接收通道选择的作用。探头获取的模拟信号经放大和模数转换后由波束合成电路形成需要的回波信号，回波信号经过信号处理形成B、M型图像，图像数据需经过扫描变换后送给显示器显示。

探头内有多个压电元件，因此发射和接收电路都是多通道的。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小信号，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。

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。

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设置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】

本发明的主要目的是：提供一种可减少各通道间数据接收误差，以提高信噪比，改善数据精度的电子系统及其接收信号一致性误差补偿方法。

为实现上述目的，本发明提出一种电子系统接收模块，包括二个或二个以上接收通道、一致性误差补偿控制电路、运算器，所述接收通道、一致性误差补偿控制电路、运算器顺序连接；所述一致性误差补偿控制电路根据预先存储于存储器的各个通道接收数据的误差补偿数据，对所述接收通道所接收的数据进行补偿调整后，输出至运算器进行运算处理。

上述的电子系统接收模块，所述接收通道包括探头阵元、增益放大器、模数转换器，三者顺序连接。所述一致性误差补偿控制电路包括延时及增益控制电路、存储器；所述延时及增益控制电路根据预先存储的各个通道接收数据的延时及增益误差补偿数据，对每个通道的增益误差、延时进行补偿调整，再输出至累加器进行累加。

上述的电子系统接收模块，所述接收通道接收数据的延时包括：由于系统硬件电路设计制造的限制、电子元件和集成电路性能的离散性导致的各通道间固有延时误差。

同时，本发明提出了一种电子系统接收信号一致性误差补偿方法，包括如下步骤：A) 测量出系统各接收通道之间的误差，计算出各通道的补偿数据并将补偿数据储存于存储器内；B) 系统扫描接收数据之后由一致性误差补偿控制电路从该存储器内读出补偿数据，对接收数据进行补偿调整；C) 输出到运算器进行运算处理。

上述的电子系统接收信号一致性误差补偿方法，所述步骤 A) 中所述补偿数据包括每个接收通道的增益误差补偿数据，在所述步骤 B) 中，由

一致性误差补偿控制电路中的延时及增益控制电路将所述接收数据的增益误差予以补偿调整，从而获得接收数据准确的幅度信息。

上述的电子系统接收信号一致性误差补偿方法，所述步骤 A) 中所述补偿数据包括各通道间延时误差补偿数据，所述步骤 B) 中，一致性误差补偿控制电路从存储器中读出延时补偿数据并与各接收通道物理距离差异导致的理论延时数据相加，补偿接收电路的延时一致性误差。

上述的电子系统接收信号一致性误差补偿方法，所述步骤 A) 中测试各通道增益误差的过程包括：首先通过开关选择某一接收通道并设定接收通道的增益为定值，用信号发生器产生特定频率  $f$  及幅度  $V_i$  的周期性正弦信号从输入端输入，将 ADC 采集到的信号幅度  $V_s$  与输入信号幅度  $V_i$  进行比较，计算  $V_s/V_i$  的值作为该接收通道的增益补偿系数。

由于采用了以上的方案，本发明提出的电子系统接收模块及接收信号一致性误差补偿方法，可以利用存储器内的预置的补偿数据，对接收通道间的各种一致性误差进行补偿，使接收数据得到很好的还原，精度得到大幅提高。例如，当应用于医用超声影像系统时，可补偿接收通道之间的增益误差，提高接收电路的信噪比，改善图像的均一性；可补偿接收通道之间的延时误差，可以提高接收聚焦的精度，提高图像的清晰度。

本发明的方法可以在系统扫描时实时读取补偿数据处理接收到的数据，该方法实现自动化程度高，一致性好。本发明方法已在医用超声影像系统中得以成功应用，应用该方法后可以提高图像的清晰度和均一性。

### 【附图说明】

图 1 是一种电子系统即医用超声影像系统的结构框图；

图 2 是实现本发明实施例的原理框图；

图 3 是实施例中焦点处回波信号时序关系图；

图 4 是实施例中时序调整后的回波信号时序关系图；

图 5 是实施例中多阵元信号累加输出示意图；

图 6 是实施例中补偿数据测试方法示意图。

### 【具体实施方式】

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。

请参考图 2，为本例的系统原理框图，本例适用于医用超声影像系统。该电子系统接收模块包括 6 个接收通道、一致性误差补偿控制电路 1、和数

字累加器，该一致性误差补偿控制电路包括延时及增益控制电路、存储器；每个接收通道由探头阵元、可变增益放大器VGA、模数转换器ADC组成；6个接收电路27-32与探头阵元27-32分别对应连接，以获取图2中焦点处的超声回波数据为例说明系统的工作过程，由于焦点到探头阵元27-32的物理距离有差异，因此探头阵元27-32接收到焦点处的超声回波信号相互之间存在一定的延时，如图3所示，延时及增益控制电路可以根据这种由于物理距离导致的通道间延时进行调整，使不同探头阵元返回的信号在时间上对齐从而实现同相叠加，如图4和图5所示。从图2中可以看出，探头阵元返回的信号在累加输出前要经过一系列的电路环节，由于系统硬件电路设计制造的限制以及电子元件和集成电路性能的离散性，接收电路会衰减一部分信号能量，因此各接收通道实际接收到的信号幅度与理论上仍然存在一定的偏差。但是这种误差并不是随机的，因此可以测量出系统中每个接收通道的增益误差，在延时及增益控制电路中将这此误差予以补偿，从而获得回波数据准确的幅度信息。数字累加器的输出经过处理后形成图像通过显示器显示。

接收通道间增益误差的存在，导致每个独立的医用超声影像系统都需要单独测量出其各接收通道间的增益误差数据，根据图6所示的方法可以测量出接收通道间的增益误差并获得补偿数据。首先通过开关选择某一接收通道并设定接收通道的增益为定值，用信号发生器产生特定频率 $f$ （如5MHz）及幅度 $V_i$ （如50mV）的周期性正弦信号从接收电路输入端输入，将ADC采集到的信号幅度 $V_s$ 与输入信号幅度 $V_i$ 进行比较，计算 $V_s/V_i$ 的值作为该接收通道的增益补偿系数，采用同样的方法测出所有接收通道的增益补偿系数 $\sigma_n$ （ $n$ 为通道序号）。系统中采用非易失存储器存储这些误差数据，该存储器受延时及增益控制电路控制，延时及增益控制电路从存储器中读出增益补偿系数计算出各通道的实际增益，这样就可以补偿接收电路的增益一致性误差。

医用超声影像系统中接收通道间不仅存在增益的误差，由于系统硬件电路设计制造的限制以及电子元件和集成电路性能的离散性，同理，各通道间还存在一定的固有延时的误差，根据图2所示的医用超声影像系统工作原理可知，接收通道间延时的误差会导致接收聚焦的位置发生偏移，因此还可以在非易失性存储器中储存预先测试得到的通道间延时误差补偿数

据，延时及增益控制电路从存储器中读出延时补偿数据并与由于焦点到探头阵元的物理距离差异产生的理论延时数据相加，这样就可以补偿接收电路的延时一致性误差，从而可以提高接收聚焦的精度。由此可见，本发明提出的方法可以用于补偿接收通道间的各种一致性误差，包括但不限于接收通道间增益和延时的一致性补偿。

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。

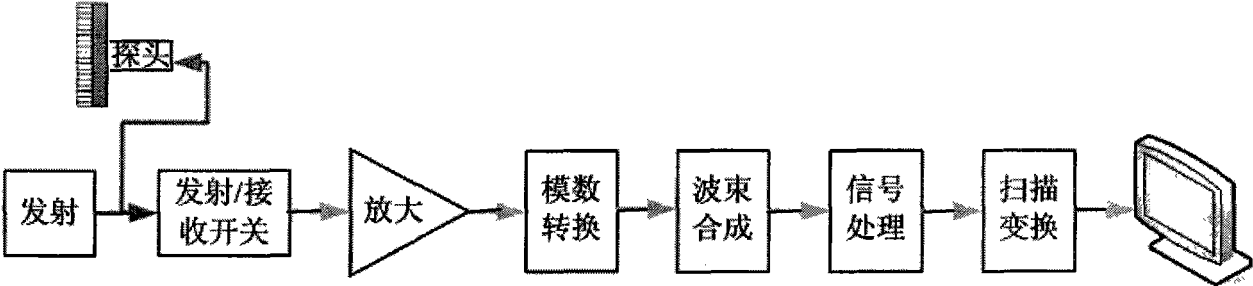


图 1

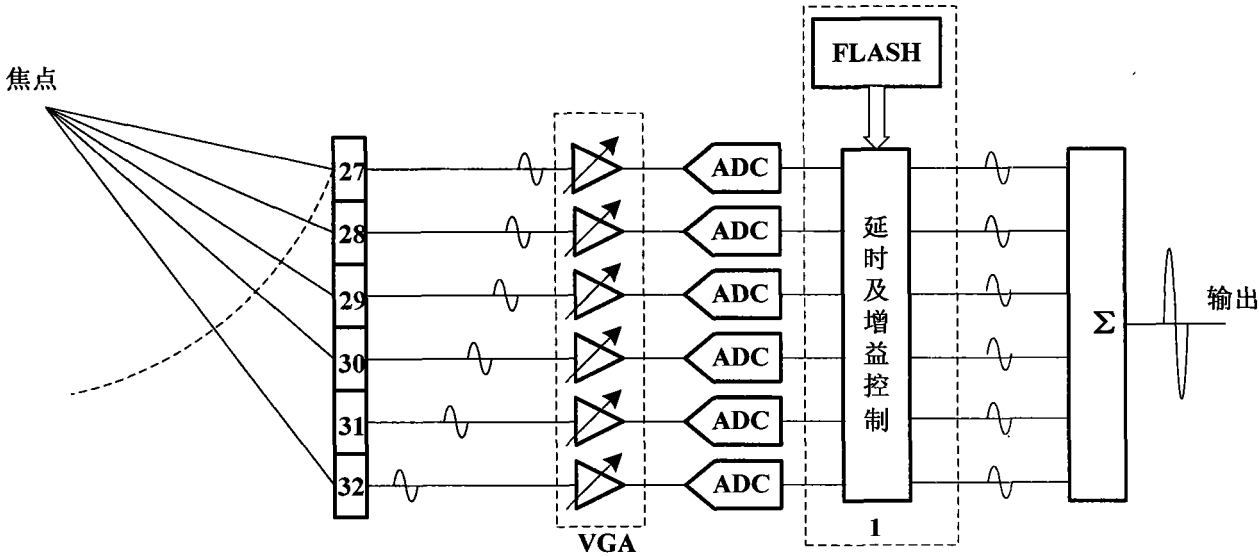


图 2

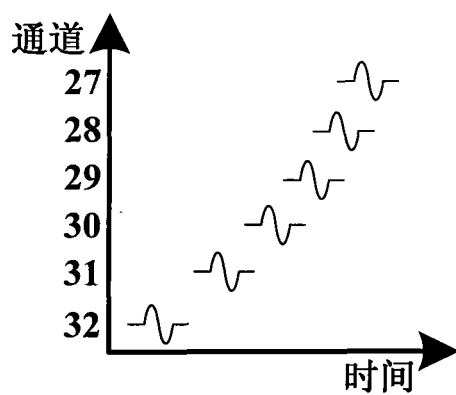


图 3

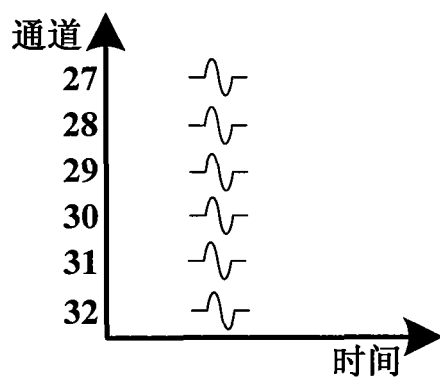


图 4

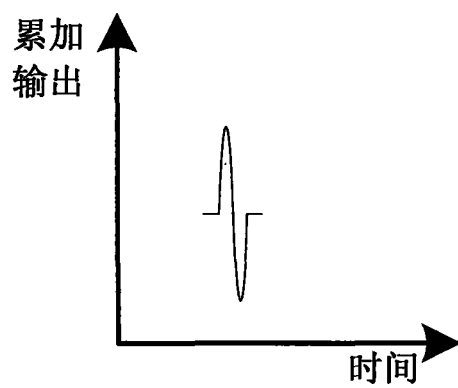


图 5

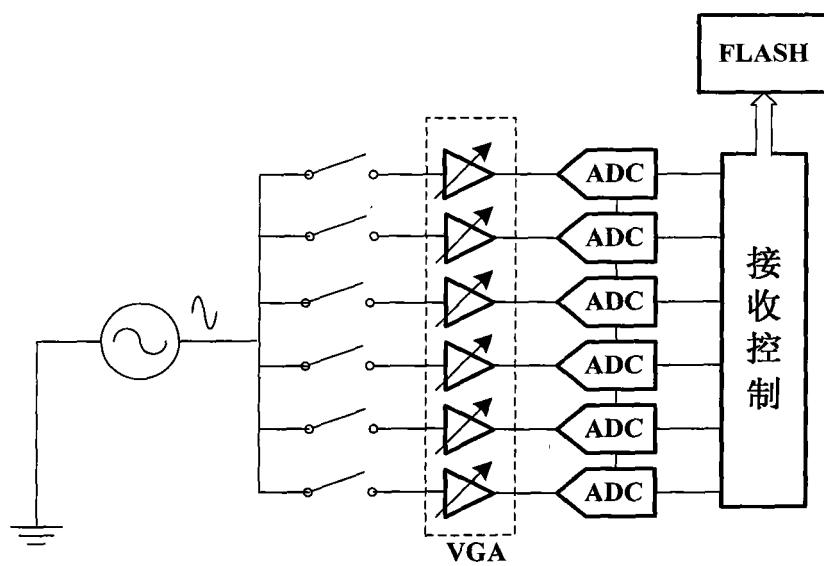


图 6

|                |                                                |         |            |
|----------------|------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 电子系统接收模块及其接收信号一致性误差补偿方法                        |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">CN101427926A</a>                   | 公开(公告)日 | 2009-05-13 |
| 申请号            | CN200710124419.8                               | 申请日     | 2007-11-09 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司                               |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司                               |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司                               |         |            |
| [标]发明人         | 陈筱勇<br>黄海涛                                     |         |            |
| 发明人            | 陈筱勇<br>黄海涛                                     |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/00 H04B11/00                             |         |            |
| 代理人(译)         | 陈俊斌                                            |         |            |
| 其他公开文献         | CN101427926B                                   |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a> |         |            |

#### 摘要(译)

本发明公开了一种电子系统接收模块及其接收信号一致性误差补偿方法，接收模块包括二个或二个以上接收通道、一致性误差补偿控制电路、运算器；一致性误差补偿控制电路根据预先存储的各个通道接收数据的误差补偿数据，对接收通道所接收的数据进行补偿调整后，输出至运算器进行运算。本发明的电子系统接收模块及方法，可以预置补偿数据，对接收通道间的各种一致性误差进行补偿，使接收数据得到很好的还原，精度得到大幅提高。当本发明应用于医用超声影像系统时，可补偿接收通道之间的增益误差，提高接收电路的信噪比，改善图像的均一性；可补偿接收通道之间的延时误差，可以提高接收聚焦的精度，提高图像的清晰度。

