



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110123380 A
(43)申请公布日 2019.08.16

(21)申请号 201910376289.X

(22)申请日 2019.05.07

(71)申请人 东软医疗系统股份有限公司
地址 110167 辽宁省沈阳市浑南新区创新
路177-1号

(72)发明人 牛阳

(74)专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限
公司 11227
代理人 赵晓荣 王宝筠

(51) Int. Cl.
A61B 8/14(2006.01)
A61B 8/00(2006.01)

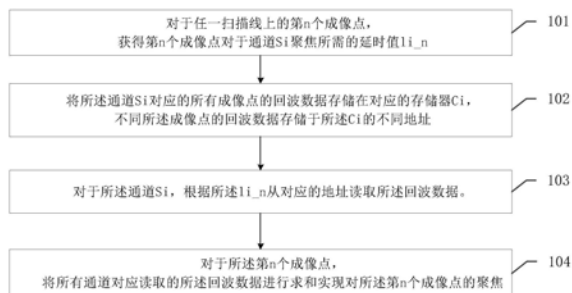
权利要求书2页 说明书11页 附图7页

(54)发明名称

一种超声成像逐点动态聚焦方法、装置及超
声成像设备

(57)摘要

本发明公开了一种超声成像逐点动态聚焦方法、装置及超声成像设备,对于任一扫描线上的任意一个需要聚焦的成像点均适用。对于某一成像点聚焦时,获取该成像点对于各个通道聚焦所需的延时值,并将各个通道对应的所有成像点的回波数据存储在对应的存储器中,对于每一个通道,根据该成像点对于该通道的延时值,能够从该通道对应的存储器中准确地读取到该成像点的回波数据。最终将所有通道读取到的该成像点的回波数据进行叠加求和,叠加的回波数据能量在该成像点得到最大化,从而实现对该成像点的聚焦。相比于现有技术,应用该方法对所有采样点逐一进行动态聚焦,显著提高超声图像中各成像点聚焦效果的均衡性,使超声图像质量得以均衡提高。



1. 一种超声成像逐点动态聚焦方法,其特征在于,包括:

对于任一扫扫线上的第n个成像点,获得所述第n个成像点对于通道 S_i 聚焦所需的延时值 l_{i_n} ;所述 $n=1, \dots, k$;所述k为每条扫描线上的成像点数目;所述 $i=1, \dots, m$;所述m为超声系统的通道数目;

将所述通道 S_i 对应的所有成像点的回波数据存储在对应的存储器 C_i ,不同所述成像点的回波数据存储于所述 C_i 的不同地址;

对于所述通道 S_i ,根据所述 l_{i_n} 从对应的地址读取所述回波数据;

对于所述第n个成像点,将所有通道对应读取的所述回波数据进行求和实现对所述第n个成像点的聚焦。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述获得所述第n个成像点对于通道 S_i 聚焦所需的延时值 l_{i_n} ,具体包括:

根据所述扫描线相对换能器表面法线的偏转角度、所述通道 S_i 与参考线的距离以及所述n获得所述第n个成像点对于通道 S_i 聚焦所需的延时值 l_{i_n} 。

3. 根据权利要求2所述的方法,其特征在于,根据以下公式获得所述第n个成像点对于通道 S_i 聚焦所需的延时值 l_{i_n} ;

$$l_{i_n} = \sqrt{\left(\frac{n}{2}\right)^2 + x_{i_n}^2 - n \cdot x_{i_n} \cdot \sin \varphi} - \frac{n}{2};$$

其中,所述 φ 为所述扫描线相对换能器表面法线的偏转角度;所述 x_{i_n} 为所述通道 S_i 与参考线的距离。

4. 根据权利要求1-3任一项所述的方法,其特征在于,在所述将所有通道对应读取的所述回波数据进行求和之前,所述方法还包括:

根据所述延时值 l_{i_n} 对读取的所述回波数据进行插值,获得插值后的回波数据;

所述将所有通道对应读取的所述回波数据进行求和,具体为:

将所有通道对应的所述插值后的回波数据进行求和。

5. 一种超声成像逐点动态聚焦装置,其特征在于,应用于超声成像设备,所述聚焦装置包括:FPGA和模数转换器;

所述FPGA,用于对于任一扫扫线上的第n个成像点,获得所述第n个成像点对于通道 S_i 的延时值 l_{i_n} ;所述 $n=1, \dots, k$;所述k为每条扫描线上的成像点数目;所述 $i=1, \dots, m$;所述m为超声系统的通道数目;

所述模数转换器,用于采集所述通道 S_i 对应的所有聚焦点的回波数据发送给所述FPGA内部对应的存储器 C_i ,不同所述成像点的回波数据存储于所述 C_i 的不同地址;

所述FPGA,还用于对于所述通道 S_i ,根据所述 l_{i_n} 从对应的地址读取所述回波数据;对于所述第n个成像点,将所有通道对应读取的所述回波数据进行求和实现对所述第n个成像点的聚焦。

6. 根据权利要求5所述的聚焦装置,其特征在于,所述FPGA包括FPGA IP核;

所述FPGA IP核,用于根据所述扫描线相对换能器表面法线的偏转角度、所述通道 S_i 与参考线的距离以及所述n获得所述第n个成像点对于通道 S_i 聚焦所需的延时值 l_{i_n} 。

7. 根据权利要求5或6所述的聚焦装置,其特征在于,所述FPGA包括插值电路和求和电

路；

所述插值电路，用于根据延时参数对读取的所述回波数据进行插值；

所述求和电路，用于将所有通道对应的插值后的所述回波数据进行求和。

8. 根据权利要求5或6所述的聚焦装置，其特征在于，所述存储器为双口RAM，每个所述通道对应一个所述双口RAM。

9. 根据权利要求5或6所述的聚焦装置，其特征在于，多个所述通道共用一个所述模数转换器。

10. 一种超声成像设备，其特征在于，包括控制器、换能器和权利要求5-9任一项所述的聚焦装置；

所述控制器，用于利用所述聚焦装置的聚焦结果进行超声成像。

一种超声成像逐点动态聚焦方法、装置及超声成像设备

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗成像技术领域,尤其涉及一种超声成像逐点动态聚焦方法、装置及超声成像设备。

背景技术

[0002] 在人体内部,不同组织器官对于声波具有不同的反射衰减特性。在医疗成像领域,利用人体内部各组织器官对声波的反射衰减特性来获得组织内部图像的成像方式,称为超声成像。超声成像系统可以采用多种方式进行扫描,例如线扫描方式。采用线扫描方式,超声波换能器(又称超声探头)向被测组织或器官发射超声波信号,超声波信号经过反射将携带被测组织或器官的信息,反射回的超声波信号再由超声波换能器接收并转换成电信号。

[0003] 超声波换能器通常包含多个通道。在进行超声成像时,超声波换能器的各个通道的电信号经过波束合成形成超声图像中的一条扫描线。通过反复多次的波束合成形成多条扫描线,最终得到完整的超声图像。

[0004] 超声成像的准确性和分辨率受波束合成操作的影响,波束合成操作中较为重要的一个环节是聚焦。目前在超声成像领域常用的聚焦方法有定点聚焦和分段聚焦等,但是这些聚焦方法存在局限性:超声图像中仅焦点位置附近成像质量较高,而原理焦点位置的区域成像质量较差。因此应用这些方法聚焦后,获得的超声图像质量并不均衡,部分区域准确性和分辨率高,而部分区域准确性和分辨率较差。

[0005] 由于聚焦效果影响超声成像的准确性和分辨率,因此,如何改进聚焦方法,进而均衡地提高超声图像质量,已成为本领域急需解决的技术问题。

发明内容

[0006] 基于上述问题,本申请提供一种超声成像逐点动态聚焦方法、装置及超声成像设备,以均衡地提高超声图像质量。

[0007] 第一方面,本申请提供一种超声成像逐点动态聚焦方法,包括:

[0008] 对于任一扫扫线上的第 n 个成像点,获得所述第 n 个成像点对于通道 S_i 聚焦所需的延时值 l_{i_n} ;所述 $n=1, \dots, k$;所述 k 为每条扫描线上的成像点数目;所述 $i=1, \dots, m$;所述 m 为超声系统的通道数目;

[0009] 将所述通道 S_i 对应的所有成像点的回波数据存储于对应的存储器 C_i ,不同所述成像点的回波数据存储于所述 C_i 的不同地址;

[0010] 对于所述通道 S_i ,根据所述 l_{i_n} 从对应的地址读取所述回波数据;

[0011] 对于所述第 n 个成像点,将所有通道对应读取的所述回波数据进行求和实现所述第 n 个成像点的聚焦。

[0012] 可选地,所述获得所述第 n 个成像点对于通道 S_i 聚焦所需的延时值 l_{i_n} ,具体包括:

[0013] 根据所述扫描线相对换能器表面法线的偏转角度、所述通道 S_i 与参考线的距离以及所述 n 获得所述第 n 个成像点对于通道 S_i 聚焦所需的延时值 l_{i_n} 。

[0014] 可选地,根据以下公式获得所述第n个成像点对于通道 S_i 聚焦所需的延时值 l_{i_n} ;

$$[0015] \quad l_{i_n} = \sqrt{\left(\frac{n}{2}\right)^2 + x_{i_n}^2 - n \cdot x_{i_n} \cdot \sin \varphi} - \frac{n}{2};$$

[0016] 其中,所述 φ 为所述扫描线相对换能器表面法线的偏转角度;所述 x_{i_n} 为所述通道 S_i 与参考线的距离。

[0017] 可选地,在所述将所有通道对应读取的所述回波数据进行求和之前,所述方法还包括:

[0018] 根据所述延时值 l_{i_n} 对读取的所述回波数据进行插值,获得插值后的回波数据;

[0019] 所述将所有通道对应读取的所述回波数据进行求和,具体为:

[0020] 将所有通道对应的所述插值后的回波数据进行求和。

[0021] 第二方面,本申请提供一种超声成像逐点动态聚焦装置,应用于超声成像设备,所述聚焦装置包括:FPGA和模数转换器;

[0022] 所述FPGA,用于对于任一扫扫线上的第n个成像点,获得所述第n个成像点对于通道 S_i 的延时值 l_{i_n} ;所述 $n=1, \dots, k$;所述k为每条扫描线上的成像点数目;所述 $i=1, \dots, m$;所述m为超声系统的通道数目;

[0023] 所述模数转换器,用于采集所述通道 S_i 对应的所有聚焦点的回波数据发送给所述FPGA内部对应的存储器 C_i ,不同所述成像点的回波数据存储于所述 C_i 的不同地址;

[0024] 所述FPGA,还用于对于所述通道 S_i ,根据所述 l_{i_n} 从对应的地址读取所述回波数据;对于所述第n个成像点,将所有通道对应读取的所述回波数据进行求和实现对所述第n个成像点的聚焦。

[0025] 可选地,所述FPGA包括FPGAIP核;

[0026] 所述FPGAIP核,用于根据所述扫描线相对换能器表面法线的偏转角度、所述通道 S_i 与参考线的距离以及所述n获得所述第n个成像点对于通道 S_i 聚焦所需的延时值 l_{i_n} 。

[0027] 可选地,所述FPGA包括插值电路和求和电路;

[0028] 所述插值电路,用于根据延时参数对读取的所述回波数据进行插值;

[0029] 所述求和电路,用于将所有通道对应的插值后的所述回波数据进行求和。

[0030] 可选地,所述存储器为双口RAM,每个所述通道对应一个所述双口RAM。

[0031] 可选地,多个所述通道共用一个所述模数转换器。

[0032] 第三方面,本申请提供一种超声成像设备,包括控制器、换能器和前述第二方面提供的聚焦装置;

[0033] 所述控制器,用于利用所述聚焦装置的聚焦结果进行超声成像。

[0034] 与现有技术相比,本发明至少具有以下优点:

[0035] 本申请所提供的超声成像逐点动态聚焦方法,对于任一扫扫线上的任意一个需要聚焦的成像点均适用。成像点即为超声波反射回换能器的反射点,反射时超声波从同一成像点到换能器的各个通道的传播路径长度存在差异,相当于超声波从同一成像点到换能器的各个通道的传输时间存在差异。本申请对于某一成像点聚焦时,获取该成像点对于各个通道聚焦所需的延时值,并将各个通道对应的所有成像点的回波数据存储在对应的存储器中,对于每一个通道,根据该成像点对于该通道的延时值,能够从该通道对应的存储器中准确地读取到该成像点的回波数据。最终,将所有通道读取到的该成像点的回波数据进行叠

加求和,叠加的回波数据能量在该成像点得到最大化,从而实现对该成像点的聚焦。相比于现有技术,应用该方法对所有采样点逐一进行动态聚焦,能够显著提高超声图像中各成像点聚焦效果的均衡性,从而使超声图像质量得以均衡提高。

附图说明

[0036] 为了更清楚地说明本申请实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本申请中记载的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其它的附图。

[0037] 图1为本申请实施例提供的一种超声成像逐点动态聚焦方法的流程图;

[0038] 图2为本申请实施例提供的一种超声波反射示意图;

[0039] 图3a为本申请实施例提供的一种成像点聚焦过程的示意图;

[0040] 图3b为本申请实施例提供的不同深度的成像点对应不同通道回波数据的示意图;

[0041] 图4为本申请实施例提供的另一种超声成像逐点动态聚焦方法的流程图;

[0042] 图5为本申请实施例提供的另一种超声波反射示意图;

[0043] 图6为本申请实施例提供的又一种超声波反射示意图;

[0044] 图7a为应用现有的成像点聚焦方法获得的超声图像;

[0045] 图7b为应用本申请实施例提供的超声成像逐点动态聚焦方法获得的超声图像;

[0046] 图8为本申请实施例提供的一种超声成像逐点动态聚焦装置的结构示意图;

[0047] 图9a为本申请实施例提供的一种FPGA IP核的结构示意图;

[0048] 图9b为本申请实施例提供的一种获取延时值的运算逻辑示意图;

[0049] 图10为采用本申请实施例提供的装置实现成像点聚焦的过程示意图;

[0050] 图11为本申请实施例提供的一种超声成像设备的结构示意图。

具体实施方式

[0051] 正如前文所述,波束合成操作是超声成像中的一项重要操作,聚焦又是波束合成操作中的一个重要的环节。现有的一些聚焦方法,例如定点聚焦和分段聚焦等,难以对各个成像点均衡地进行聚焦,因此最终获得的超声图像质量并不均衡。

[0052] 针对上述问题,发明人经过研究,提供了一种超声成像逐点动态聚焦方法、装置及超声成像设备。具体地,在进行超声成像时,对于各个成像点均按照如下方式逐一进行聚焦。基于同一成像点向换能器各个通道反射超声波时存在传输时间的差异,因此,获取该成像点对于各个通道聚焦所需的延时值,以便后续准确读取各个通道该成像点对应的回波数据以进行聚焦。此外,将各个通道对应的所有成像点的回波数据存储在对应的存储器中,每一个通道对应的存储器中,不同成像点的回波数据存储在该存储器的不同地址,方便后续从相应地址中针对性地读取成像点的回波数据。最后,根据该成像点对于各个通道聚焦所需的延时值,从各个通道的存储器的相应地址读取该成像点的回波数据,再对读取到的回波数据求和,求和结果的大小反映出聚焦后该成像点的能量。通过上述聚焦操作,使该成像点的能量最大化,实现对于该成像点的聚焦。应用该方法逐点动态聚焦后,均衡地提升了超声图像的质量,有利于超声成像技术的广泛应用,并且有助于提高超声图像分析结果的准

确性。

[0053] 为了使本技术领域的人员更好地理解本发明方案,下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0054] 方法实施例一

[0055] 参见图1,该图为本申请实施例提供的一种超声成像逐点动态聚焦方法的流程图。本实施例中,以任一扫描线上的第 n 个成像点为示例,对成像点的聚焦过程进行描述。

[0056] 如图1所示,本实施例提供的超声成像逐点动态聚焦方法,包括:

[0057] 步骤101:对于任一扫描线上的第 n 个成像点,获得所述第 n 个成像点对于通道 S_i 聚焦所需的延时值 $l_{i,n}$ 。

[0058] 本步骤中, n 取从1至 k 的任意一个整数, k 为大于1的正整数,即 $n=1, \dots, k$ 。 k 表示每条扫描线上的成像点数目。 m 表示超声系统的通道数目, m 为大于1的正整数。通道 S_i 表示 m 个通道中的第 i 个通道, i 取从1至 m 的任意一个整数,即 $i=1, \dots, m$ 。

[0059] 超声系统的超声波换能器中布设了多个阵元,用于接收从成像点反射回的超声波。阵元数目与超声系统的通道数目一致,一个阵元与一个通道相互对应。在实际应用中,超声系统的每一个通道接收成像范围内所有成像点反射的声波。

[0060] 参见图2,该图为本申请实施例提供的一种超声波反射示意图。图2中, P_n 表示扫描线Line1上的第 n 个成像点, A_1 、 A_2 和 A_3 分别表示三个不同的通道所对应的阵元。 R_1 、 R_2 和 R_3 分别表示从 P_n 至 A_1 、 A_2 和 A_3 的传播路径。通过比较图2中 R_1 、 R_2 和 R_3 的长度可知,同一成像点反射的超声波到达不同通道对应的阵元的传输路径长度可能存在差异。

[0061] 在图2中, R_2 的长度小于 R_3 的长度, R_3 的长度小于 R_1 的长度,故声波从成像点 P_n 反射回 A_1 的时间最长,反射回 A_2 的时间最短。显然,当 A_2 获得成像点 P_n 的回波数据时, A_1 和 A_3 仍未获得 P_n 的回波数据;当 A_3 获得成像点 P_n 的回波数据时, A_2 已经获得 P_n 的回波数据,此时获得的是其他成像点的回波数据, A_1 仍未获得 P_n 的回波数据;当 A_1 获得成像点 P_n 的回波数据时, A_2 和 A_3 已经获得 P_n 的回波数据,此时获得的是其他成像点的回波数据。

[0062] 根据以上分析,可以理解的是,由于同一成像点反射的超声波到达不同通道对应的阵元的传输路径长度可能存在差异,同一成像点反射的超声波到达不同通道对应的阵元的传输时间可能存在差异,因此,为获取不同通道中同一成像点的回波数据,需要按照相应的延时值具体进行数据读取。

[0063] 对于本领域技术人员而言,获取同一成像点对于某一通道的延时值属于比较成熟的技术,因此,对于延时值的具体求取方式不加以赘述。

[0064] 步骤102:将所述通道 S_i 对应的所有成像点的回波数据存储在对应的存储器 C_i ,不同所述成像点的回波数据存储于所述 C_i 的不同地址。

[0065] 为便于后续聚焦时能够即时读取任一成像点的回波数据,本申请实施例中,将不同通道的回波数据存储于各个通道对应的存储器中。并且,在每个存储器中,不同的成像点的回波数据存储于存储器内的不同地址。从而,在任意一个存储器中,各个成像点的回波数据与存储地址为一一对应的关系,方便对数据的管理和使用。

[0066] 作为一种可能的实现方式,对于通道 S_i 对应的存储器 C_i ,如果某一成像点对于通道

S_i 聚焦所需的延时值越大,该成像点对应的回波数据在 C_i 的存储地址越靠后;如果某一成像点对于通道 S_i 聚焦所需的延时值越小,该成像点对应的回波数据在 C_i 的存储地址越靠前。

[0067] 当然,在实际应用中,还可依据延时值将各个成像点对应的回波数据按照其他存储顺序存储于通道对应的存储器中的不同地址。因此,本实施例中对于具体存储方式,以及存储地址与延时值的具体对应关系不加以限定。

[0068] 步骤103:对于所述通道 S_i ,根据所述 l_{i_n} 从对应的地址读取所述回波数据。

[0069] 由于通道 S_i 对应的所有成像点的回波数据分别存储于存储器 C_i 的不同地址,不同成像点对于通道 S_i 聚焦所需的延时值,因此,依据延时值能够从对应的地址读取成像点的回波数据。例如,扫描线Line1上第 n 个成像点 P_n 对于通道 S_i 聚焦所需的延时值为 l_{i_n} ,将 P_n 的回波数据存储于存储器 C_i 的地址00253,则在需要读取 P_n 的回波数据时,依据延时值 l_{i_n} 可以从 C_i 的地址00253获取 P_n 的回波数据。

[0070] 步骤104:对于所述第 n 个成像点,将所有通道对应读取的所述回波数据进行求和实现对所述第 n 个成像点的聚焦。

[0071] 为便于理解,本步骤将结合图3a进行描述。

[0072] 参见图3a,该图为本申请实施例提供的一种成像点聚焦过程的示意图。图3a中以7个通道 $S_1 \sim S_7$ 为例进行示意, $A_1 \sim A_7$ 分别为通道 $S_1 \sim S_7$ 各自对应的阵元,阵元 $A_1 \sim A_7$ 左侧7组波形分别表示通道 $S_1 \sim S_7$ 对应的成像点 P_n 的回波数据。从图3a可以发现,需要按照不同的延时值读取各个通道中成像点 P_n 对应的回波数据。从各个通道对应读取出的 P_n 的回波数据如图3a中阵元 $A_1 \sim A_7$ 右侧7组波形所示。

[0073] 由于阵元 $A_1 \sim A_7$ 右侧的7组波形分别代表7个通道 $S_1 \sim S_7$ 对应的 P_n 的回波数据,为实现成像点 P_n 的聚焦,本实施例中可以将各通道对应的 P_n 的回波数据相加,获得图3a中 Σ 符号右侧所示的波形。该波形表示聚焦后成像点 P_n 的回波数据。通过比较 Σ 符号左侧几组波形以及 Σ 符号右侧的波形,可以发现,回波数据的幅值增大,能量增大,从而体现在最终超声图像中成像点 P_n 的灰度值增大,实现聚焦效果。

[0074] 需要说明的是,在实际应用中,对于不同深度的成像点进行聚焦时,使用的回波数据可能相同。对于任意一条扫描线上的多个成像点,距离换能器表面越远的成像点,深度越大。为便于理解,可参见图3b,该图为本申请实施例提供的不同深度的成像点对应不同通道回波数据的示意图。

[0075] L 、 M 和 N 分别为同一扫描线上深度不同的成像点,其中, L 深度最小, N 深度最大。图3b中,深度增大方向如箭头所示。弧线 E_L 上各个深色区域代表各个通道中成像点 L 的回波数据,弧线 E_M 上各个深色区域代表各个通道中成像点 M 的回波数据,弧线 E_N 上各个深色区域代表各个通道中成像点 N 的回波数据。从图3b中可知,弧线 E_M 和 E_N 上具有重合的两处回波数据,即 K 和 T ,这表示,当需要对 M 点进行聚焦时,需要应用回波数据 K 和 T ;当需要对 N 点进行聚焦时,同样需要应用回波数据 K 和 T ,故在图3b中用更深的颜色标识出了重复使用的回波数据 K 和 T 。由此可见,同一回波数据可能在超声成像逐点动态聚焦中多次使用。

[0076] 以上,即为本申请所提供的超声成像逐点动态聚焦方法,该方法对于任一扫描线上的任意一个需要聚焦的成像点均适用。成像点即为超声波反射回换能器的反射点,反射时超声波从同一成像点到换能器的各个通道的传播路径长度存在差异,相当于超声波从同一成像点到换能器的各个通道的传输时间存在差异。本申请对于某一成像点聚焦时,获取

该成像点对于各个通道聚焦所需的延时值,并将各个通道对应的所有成像点的回波数据存储在对应的存储器中,对于每一个通道,根据该成像点对于该通道的延时值,能够从该通道对应的存储器中准确地读取到该成像点的回波数据。最终,将所有通道读取到的该成像点的回波数据进行叠加求和,叠加的回波数据能量在该成像点得到最大化,从而实现对该成像点的聚焦。相比于现有技术,应用该方法对所有采样点逐一进行动态聚焦,能够显著提高超声图像中各成像点聚焦效果的均衡性,从而使超声图像质量得以均衡提高。

[0077] 可以理解的是,在实际应用中,可以通过离散化的方式简化延时值的获取操作,进而也提高延时值的计算效率。但是,这种获取方式相应地有可能降低所获取的回波数据的准确性,从而影响聚焦效果。为避免该问题,本申请还进一步提供了另一种超声成像逐点动态聚焦方法。下面结合实施例和附图对该方法的具体实现进行详细描述。

[0078] 方法实施例二

[0079] 参见图4,该图为本申请实施例提供的另一种超声成像逐点动态聚焦方法的流程图。

[0080] 如图4所示,本申请实施例提供的另一种超声成像逐点动态聚焦方法,包括:

[0081] 步骤401:对于任一扫描线上的第n个成像点,根据所述扫描线相对换能器表面法线的偏转角度、所述通道 S_i 与参考线的距离以及所述n获得所述第n个成像点对于通道 S_i 聚焦所需的延时值 l_{i_n} 。

[0082] 本步骤中,n取从1至k的任意一个整数,k为大于1的正整数,即 $n=1, \dots, k$ 。k表示每条扫描线上的成像点数目。m表示超声系统的通道数目,m为大于1的正整数。通道 S_i 表示m个通道中的第i个通道,i取从1至m的任意一个整数,即 $i=1, \dots, m$ 。本实施例中,参考线可以为任意一条包含前述第n个成像点的扫描线。

[0083] 为便于理解,下面以参考线为第n个成像点所在的扫描线Line2为例,结合图5对本步骤进行详细描述。

[0084] 参见图5,该图为本申请实施例提供的另一种超声波反射示意图。图5中, Q_n 表示扫描线Line2上的第n个成像点, A_i 和 A_c 分别表示第i个通道和扫描线Line2所在通道对应的阵元。本实施例中将Line2作为参考线。阵元 A_c 的中心点是参考线与换能器表面的交点。 x_{i_n} 表示阵元 A_i 的中心点与 A_c 的中心点的距离,即通道 S_i 与参考线(即扫描线Line2)的距离。图5中,虚线表示换能器表面法线,扫描线Line2相对于法线的偏转角为 φ 。

[0085] r 表示声波从 Q_n 至 A_c 的传播路径长度, $l_{i_n}+r$ 表示声波从 Q_n 至 A_i 的传播路径长度。可见声波从 Q_n 分别传播至 A_i 以及 A_c 的传播路径长度之差为 l_{i_n} 。 l_{i_n} 可由以下公式(1)计算得到。

$$[0086] \quad l_{i_n} = \sqrt{r^2 + x_{i_n}^2 - 2r \cdot x_{i_n} \cdot \cos\left(\frac{\pi}{2} + \varphi\right)} - r \quad \text{公式(1)}$$

[0087] 公式(1)中, $\sqrt{r^2 + x_{i_n}^2 - 2r \cdot x_{i_n} \cdot \cos\left(\frac{\pi}{2} + \varphi\right)}$ 表示声波从 Q_n 至 A_i 的传播路径长度,可由图5中的几何关系计算得到。

[0088] 对于公式(1),可将其按照公式(2)离散化处理。

$$[0089] \quad r = v \cdot n \cdot T_s / 2 \quad \text{公式(2)}$$

[0090] 公式(2)中, r 表示声波的传播速度, n 表示第 n 个采样点, T_s 为采样频率。将公式(2)化简可得到公式(3)。

[0091] $r=n/2$ 公式(3)

[0092] 将公式(3)代入公式(1)可以获得离散化后延时值 l_{i_n} 的计算公式(4)。

$$[0093] \quad l_{i_n} = \sqrt{\left(\frac{n}{2}\right)^2 + x_{i_n}^2} - n \cdot x_{i_n} \cdot \sin \varphi - \frac{n}{2} \quad \text{公式(4)}$$

[0094] 公式(4)中,所述 φ 为所述扫描线相对换能器表面法线的偏转角度;所述 x_{i_n} 为所述通道 S_i 与第 n 个成像点所在的扫描线的距离,即图5中 A_i 与 A_c 之间的距离。根据公式(4)可知,扫描线上第 n 个成像点对于通道 S_i 聚焦所需的延时值 l_{i_n} ,与扫描线相对换能器表面法线的偏转角度、所述通道 S_i 与参考线的距离以及所述 n 相关。

[0095] 可以理解的是,对于同一条扫描线上的所有成像点,扫描线相对换能器表面法线的偏转角度、通道 S_i 与成像点所在的扫描线的距离均是不变的,因此,应用公式(4)计算同一条扫描线上的不同成像点对于通道 S_i 聚焦所需的延时值时,仅 n 值发生变化。

[0096] 需要说明的是,上述公式(1)-(4)以及图5所示意的求取延时值的方式仅为示例。在实际应用中,还可采用其它方式求取延时值,参见图6,该图为本申请实施例提供的又一种超声波反射示意图。在图6中,参考线为从第 n 个成像点向换能器表面所作的垂线。存在图6中示意的可能的情况,即垂线恰好位于两个阵元之间,并未与任何阵元相交。扫描线Line2相对于法线的偏转角度为 φ ,参考线与法线相互平行。可以将距离参考线最近的阵元作为参考线对应的参考阵元,以通道 S_i (即阵元 A_i)与参考阵元的距离作为通道 S_i 与参考线的距离。图6中,由于参考线位于阵元 A_q 和 A_p 之间,因此 A_q 和 A_p 为与参考线最近的两个阵元,阵元 A_q 和 A_p 均可作为参考阵元。 $1 \leq q < p \leq m$, $p = q + 1$,且 q 和 p 均为整数。因此,本实施例中,对于步骤401的具体实现方式不进行限定。

[0097] 步骤402:将所述通道 S_i 对应的所有成像点的回波数据存储在对应的存储器 C_i ,不同所述成像点的回波数据存储于所述 C_i 的不同地址。

[0098] 步骤403:对于所述通道 S_i ,根据所述 l_{i_n} 从对应的地址读取所述回波数据。

[0099] 本实施例中步骤402至403的实现方式与前述实施例中步骤102至103的实现方式相同。关于本实施例步骤402至403的相关描述,可参见前述实施例,此处不再赘述。

[0100] 可以理解的是,通过执行上述步骤401至403读取到的回波数据仅为离散化的延时值对应的回波数据,例如延时值为 a 纳秒、 b 纳秒、 c 纳秒($a < b < c$,且 a 、 b 和 c 均为正数)等对应的回波数据,但是,延时值 d 纳秒($a < d < b$)或 e 纳秒($b < e < c$)对应的回波数据是没有存储记录的。

[0101] 为提高回波数据的精确度,本实施例执行下述步骤404,即采用插值的方式对从每个通道对应的存储器中读出的数据进行插值。

[0102] 步骤404:对于所述第 n 个成像点,根据所述延时值 l_{i_n} 对读取的所述回波数据进行插值,获得插值后的回波数据。

[0103] 步骤405:将所有通道对应的所述插值后的回波数据进行求和实现对所述第 n 个成像点的聚焦。

[0104] 由于步骤404执行后获得了更为准确的回波数据,因此,本步骤通过各通道插值后

的回波数据进行加和,能够提高第n个成像点的聚焦准确性,进而提升超声成像质量。

[0105] 参见图7a和图7b,其中,图7a为应用现有的成像点聚焦方法获得的超声图像;图7b为应用本申请实施例提供的超声成像逐点动态聚焦方法获得的超声图像。通过比对图7a和图7b可以发现,图7b的聚焦效果显然优于图7a,从而较好地改善了超声图像的成像质量。进一步地,应用该方法有助于提高超声图像分析结果的准确性。

[0106] 基于前述实施例提供的超声成像逐点动态聚焦方法,相应地,本申请还提供一种超声成像逐点动态聚焦装置。下面结合实施例和附图对该装置的具体实现进行描述。

[0107] 装置实施例

[0108] 参见图8,该图为本申请实施例提供的超声成像逐点动态聚焦装置的结构示意图。该装置可应用于超声成像,对任一扫扫线上任意成像点进行聚焦。本实施例中,以任一扫扫线上的第n个成像点为示例,对该装置中各组成部分在成像点聚焦过程的功能作用进行描述。

[0109] 如图8所示,本实施例提供的超声成像逐点动态聚焦装置,包括:现场可编程门阵列(Field Programmable Gate Array,FPGA) 801和模数转换器ADC。

[0110] 其中,FPGA801用于对于任一扫扫线上的第n个成像点,获得所述第n个成像点对于通道 S_i 的延时值 l_{i_n} ;所述 $n=1, \dots, k$;所述k为每条扫描线上的成像点数目;所述 $i=1, \dots, m$;所述m为超声系统的通道数目。

[0111] FPGA801内部包括存储器8011,所述存储器8011具体包括各个通道对应的存储器,例如通道 S_i 对应的存储器表示为 C_i 。

[0112] 所述模数转换器ADC,用于采集所述通道 S_i 对应的所有聚焦点的回波数据发送给FPGA801内部对应的存储器 C_i ,不同所述成像点的回波数据存储于所述 C_i 的不同地址。

[0113] FPGA801还用于对于所述通道 S_i ,根据所述 l_{i_n} 从对应的地址读取所述回波数据;对于所述第n个成像点,将所有通道对应读取的所述回波数据进行求和实现对所述第n个成像点的聚焦。

[0114] 以上,即为本申请所提供的超声成像逐点动态聚焦装置,该装置对于任一扫扫线上的任意一个需要聚焦的成像点均适用。成像点即为超声波反射回换能器的反射点,反射时超声波从同一成像点到换能器的各个通道的传播路径长度存在差异,相当于超声波从同一成像点到换能器的各个通道的传输时间存在差异。本申请对于某一成像点聚焦时,获取该成像点对于各个通道聚焦所需的延时值,并将各个通道对应的所有成像点的回波数据存储在对应的存储器中,对于每一个通道,根据该成像点对于该通道的延时值,能够从该通道对应的存储器中准确地读取到该成像点的回波数据。最终,将所有通道读取到的该成像点的回波数据进行叠加求和,叠加的回波数据能量在该成像点得到最大化,从而实现对该成像点的聚焦。相比于现有技术,应用该装置对所有采样点逐一进行动态聚焦,能够显著提高超声图像中各成像点聚焦效果的均衡性,从而使超声图像质量得以均衡提高。

[0115] 基于FPGA实现成像点聚焦,可以将每个通道的延时值存储在存储器中,聚焦时读取不同通道的成像点的延时值进行叠加。但是在实际应用中,由于逐点动态聚焦时,对于每一个成像点都要进行一次聚焦操作,随着成像点深度的增加,存储器需要存储的延时值量级也将十分巨大。本申请实施例提供的超声成像逐点动态聚焦装置无需大量存储延时值,每次对成像点进行聚焦时,成像点对于各个通道聚焦所需的延时值均是实时计算得到的,

从而不需要对延时值进行存储,减轻了存储器的存储负担。

[0116] 作为一种可能的实现方式,前述实施例提供的超声成像逐点动态聚焦装置中,FPGA具体可以包括FPGAIP核。IP核的含义是知识产权核。IP核能够实现一些复杂的功能。在本申请实施例中,FPGAIP核可用于根据所述扫描线相对换能器表面法线的偏转角度、所述通道 S_i 与参考线的距离以及所述 n 获得所述第 n 个成像点对于通道 S_i 聚焦所需的延时值 $l_{i,n}$ 。FPGA IP核获取延时值 $l_{i,n}$,具体可以采用前述的公式(4)计算。

[0117] 目前现有的一些延时值计算方法,需要采取一系列的量化操作,引入误差,从而导致计算得到的延时值的精度下降。此外,还可能使用时分复用计算多个通道的延时值,但是当使用较高的声波频率,例如声波频率为7.5MHz,通道个数为32,则计算延时值的时钟频率需要高达 $7.5\text{MHz} \times 32$ 即240MHz,而显然低端FPGA难以满足该要求,无疑增加了成像点聚焦的成本。而本申请实施例中,采用FPGA IP核计算延时值,计算过程不会受到超声波信号频率的限制,并且不会引入量化操作,从而保证延时值的计算精度较高。

[0118] 结合公式(4),本申请实施例提供了一种FPGAIP核的具体实现结构和获取延时值的运算逻辑。参见图9a和图9b,其中,图9a为本申请实施例提供的一种FPGA IP核的结构示意图;图9b为本申请实施例提供的一种获取延时值的运算逻辑示意图。

[0119] FPGAIP核包括:第一平方模块91、第二平方模块92、乘法器模块93、加法器模块94和平方根模块95。FPGA还包括:采样累加模块96和参数控制模块97,其中,采样累加模块96用于获取需要进行聚焦的成像点在扫描线上的 n 值;参数控制模块97用于获得扫描线相对换能器表面法线的偏转角度的正弦值,即公式(4)中的 $\sin \varphi$,以及通道 S_i 与第 n 个成像点所在的扫描线的距离 $x_{i,n}$ 。

[0120] 从图9b可知,采样累加模块96将 n 输入FPGAIP核的第一平方模块91和乘法器模块93中,参数控制模块97将 $\sin \varphi$ 输入乘法器中,并将 $x_{i,n}$ 分别输入乘法器模块93和第二平方模块92中。第一平方模块91、第二平方模块92以及乘法器模块93将计算结果输入加法器模块94中后,加法器模块94再将计算结果输入平方根模块95中,最终平方根模块95输出的计算结果即为扫描线上第 n 个成像点对于通道 S_i 聚焦所需的延时值 $l_{i,n}$ 。

[0121] 可以理解的是,在实际应用中,可以通过离散化的方式简化延时值的获取操作,进而也提高延时值的计算效率。但是,这种获取方式相应地有可能降低所获取的回波数据的准确性,从而影响聚焦效果。为避免该问题,在前述实施例提供的超声成像逐点动态聚焦装置中,还可进一步包括:插值电路和求和电路;

[0122] 所述插值电路,用于根据延时参数对读取的所述回波数据进行插值;

[0123] 所述求和电路,用于将所有通道对应的插值后的所述回波数据进行求和。

[0124] 通过插值和求和能够获得更为准确的回波数据,因此,能够相应提高第 n 个成像点的聚焦准确性,进而提升超声成像质量。

[0125] 可选的,前述实施例中,存储器 C_i 具体可以为双口RAM,即每个通道对应一个双口RAM。

[0126] 参见图10,该图为采用本申请实施例提供的装置实现成像点聚焦的过程示意图。

[0127] 在图10中,以超声系统共有4个通道 S_1 、 S_2 、 S_3 和 S_4 为示例。通道 S_1 、 S_2 、 S_3 和 S_4 对应的存储器分别为双口RAM C_1 、 C_2 、 C_3 和 C_4 。通道 S_1 、 S_2 、 S_3 和 S_4 中所有成像点的回波数据被模数转换器ADC采集并发送到各个通道对应的存储器中,由各个存储器相应存储。作为一种可能的

实现方式,各个通道可以共用一个模数转换器ADC,即通道 S_1 、 S_2 、 S_3 和 S_4 中所有成像点的回波数据被同一个模数转换器ADC采集并发送到各个通道对应的存储器。

[0128] FPGAIP核计算扫描线上第 n 个成像点对于通道 S_1 、 S_2 、 S_3 和 S_4 聚焦所需的延时值,即 l_{1_n} 、 l_{2_n} 、 l_{3_n} 和 l_{4_n} 。当FPGA需要读取第 n 个成像点的回波数据时,对于各个通道,从通道对应的存储器的对应地址中读取所述回波数据。例如,对于通道 S_1 ,FPGA从 C_1 中读取延时值 l_{1_n} 相应的存储地址中第 n 个成像点的回波数据。

[0129] 需要说明的是,对于每一个通道对应的存储器中读出的回波数据,均需经过插值电路进行插值,如图10中所示,插值1即表示插值电路对从 C_1 中读取的第 n 个成像点的回波数据进行插值,插值2、插值3和插值4各自表示插值电路对从 C_2 、 C_3 和 C_4 中读取的第 n 个成像点的回波数据分别进行插值。

[0130] 最终,求和电路将所有通道对应的插值后的所述回波数据进行求和,实现扫描线上第 n 个成像点的回波数据的聚焦输出。

[0131] 基于前述实施例提供的超声成像逐点动态聚焦装置,相应地,本申请还提供一种超声成像设备。下面结合实施例和附图对该成像设备进行详细描述。

[0132] 设备实施例

[0133] 参见图11,该图为本申请实施例提供的一种超声成像设备的结构示意图。

[0134] 如图11所示,本申请实施例提供的超声成像设备,包括:控制器111、换能器112和超声成像逐点动态聚焦装置113;超声成像逐点动态聚焦装置113具体可以为前述装置实施例中提供的聚焦装置。

[0135] 该超声成像设备中,控制器111可用于控制换能器112启动工作,向被测人体发送超声波;

[0136] 所述换能器112还能够接收人体反射回的超声波,即回波数据;

[0137] 所述超声成像逐点动态聚焦装置113根据换能器112中采集的回波数据进行逐点动态聚焦,并获得聚焦结果;

[0138] 所述控制器111,还用于利用所述超声成像逐点动态聚焦装置113的聚焦结果进行超声成像。

[0139] 以上,即为本申请所提供的超声成像设备。成像点即为超声波反射回换能器的反射点,反射时超声波从同一成像点到换能器的各个通道的传播路径长度存在差异,相当于超声波从同一成像点到换能器的各个通道的传输时间存在差异。本申请中聚焦设备对于某一成像点聚焦时,获取该成像点对于各个通道聚焦所需的延时值,并将各个通道对应的所有成像点的回波数据存储在对应的存储器中,对于每一个通道,根据该成像点对于该通道的延时值,能够从该通道对应的存储器中准确地读取到该成像点的回波数据。最终,将所有通道读取到的该成像点的回波数据进行叠加求和,叠加的回波数据能量在该成像点得到最大化,从而实现对该成像点的聚焦。相比于现有技术,应用该装置对所有采样点逐一进行动态聚焦,能够显著提高超声图像中各成像点聚焦效果的均衡性,从而使超声图像质量得以均衡提高。本申请提供的超声成像设备能够根据超声成像逐点动态聚焦装置获得的每一个成像点的聚焦结果进行超声成像,从而获得质量均衡性更高的超声图像,以便提高对于超声图像分析的准确性。

[0140] 以上所述,仅是本发明的较佳实施例而已,并非对本发明作任何形式上的限制。虽

然本发明已以较佳实施例揭露如上,然而并非用以限定本发明。任何熟悉本领域的技术人员,在不脱离本发明技术方案范围情况下,都可利用上述揭示的方法和技术内容对本发明技术方案做出许多可能的变动和修饰,或修改为等同变化的等效实施例。因此,凡是未脱离本发明技术方案的内容,依据本发明的技术实质对以上实施例所做的任何简单修改、等同变化及修饰,均仍属于本发明技术方案保护的范围内。

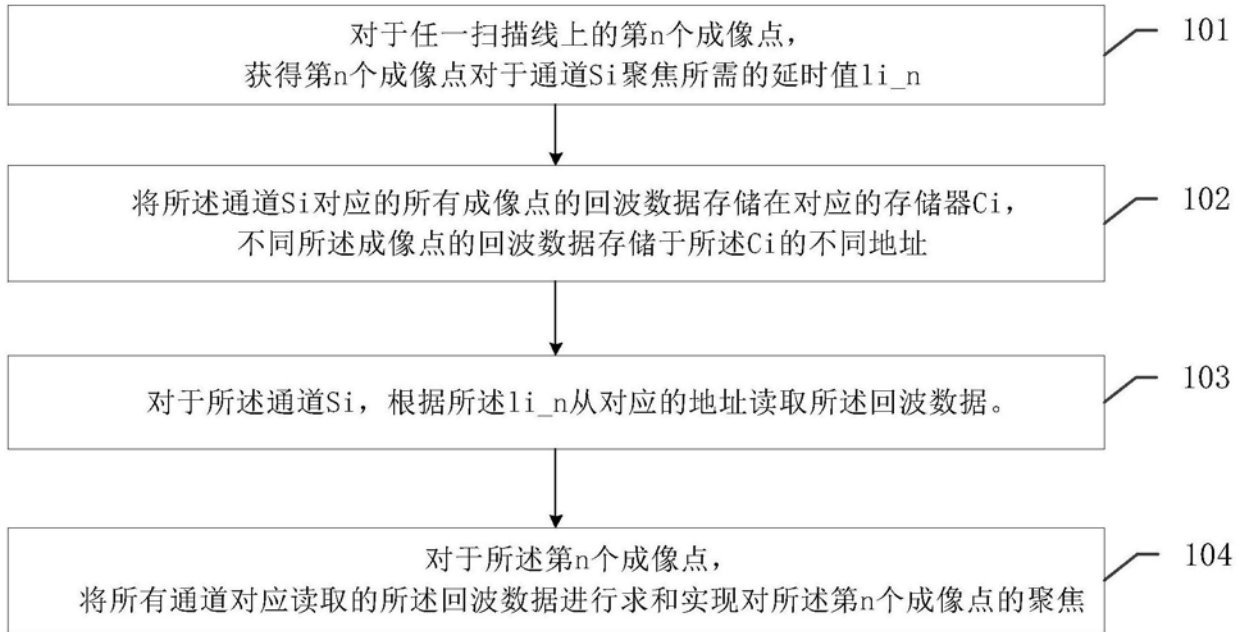


图1

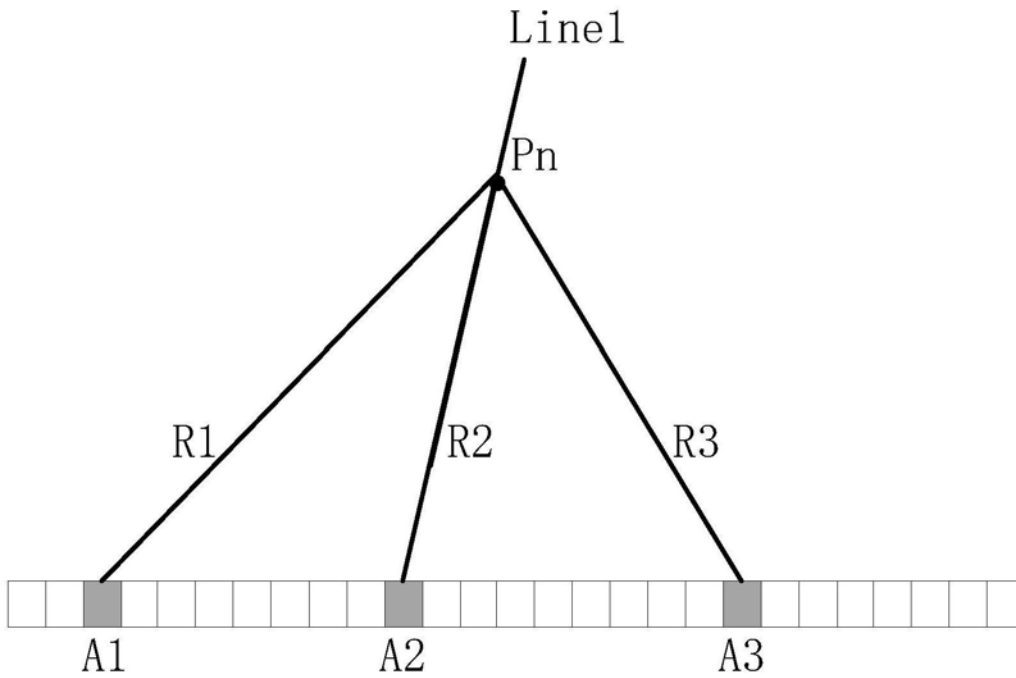


图2

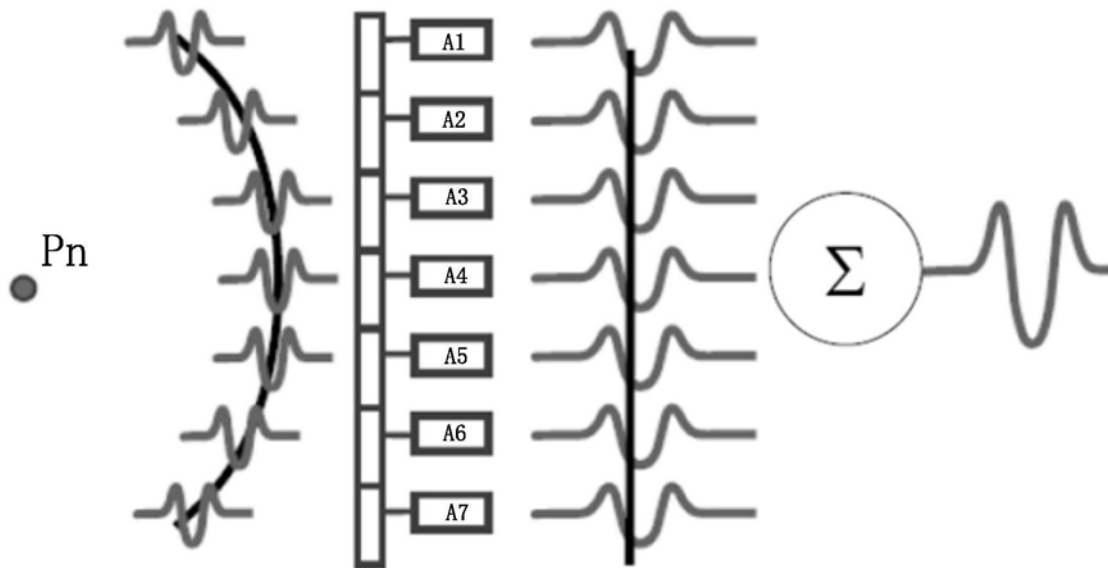


图3a

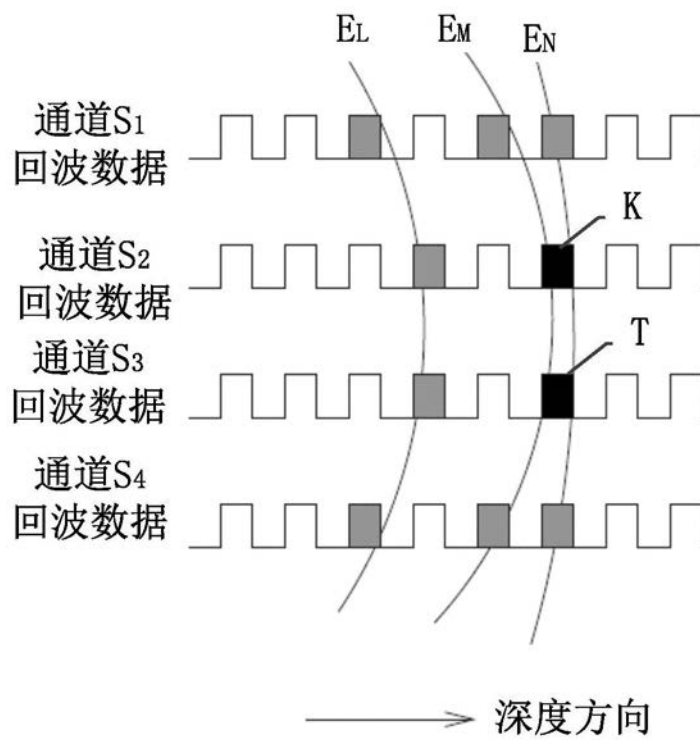


图3b

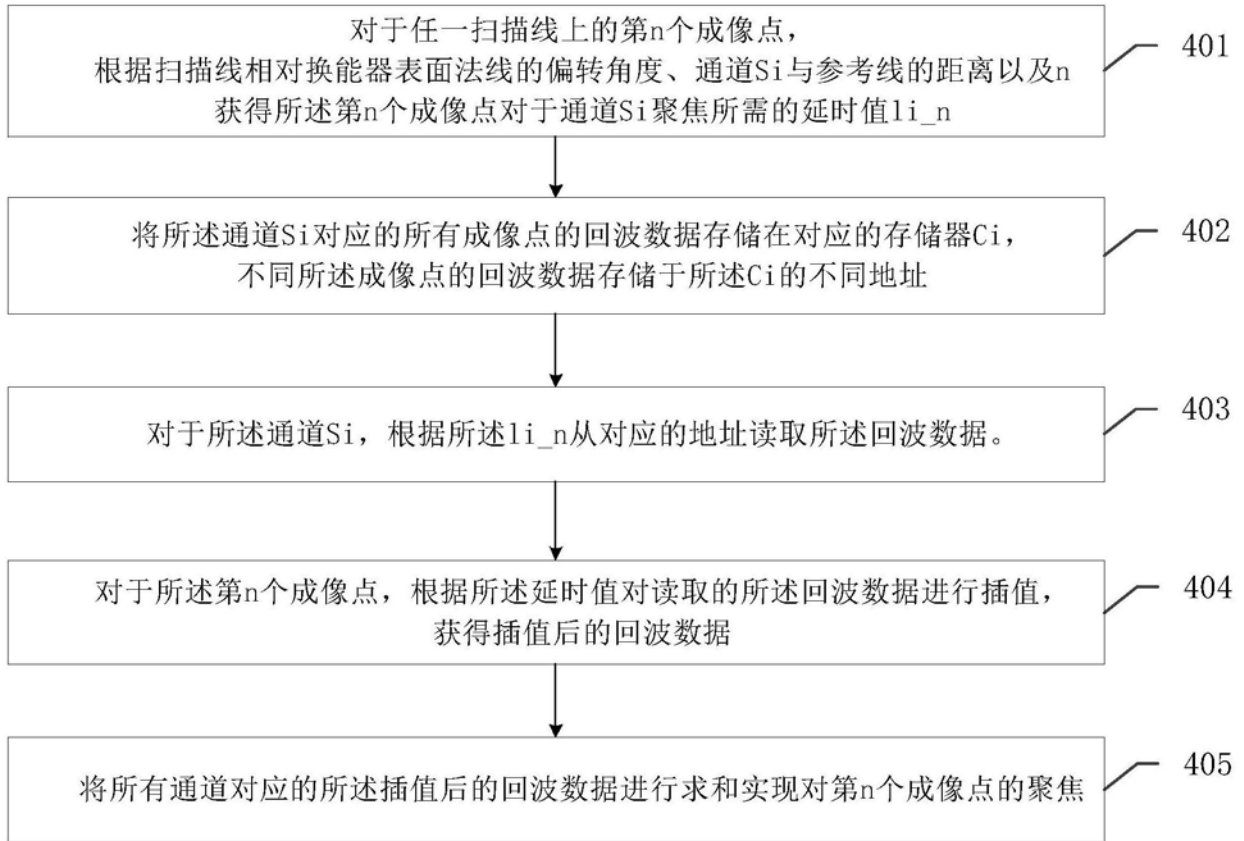


图4

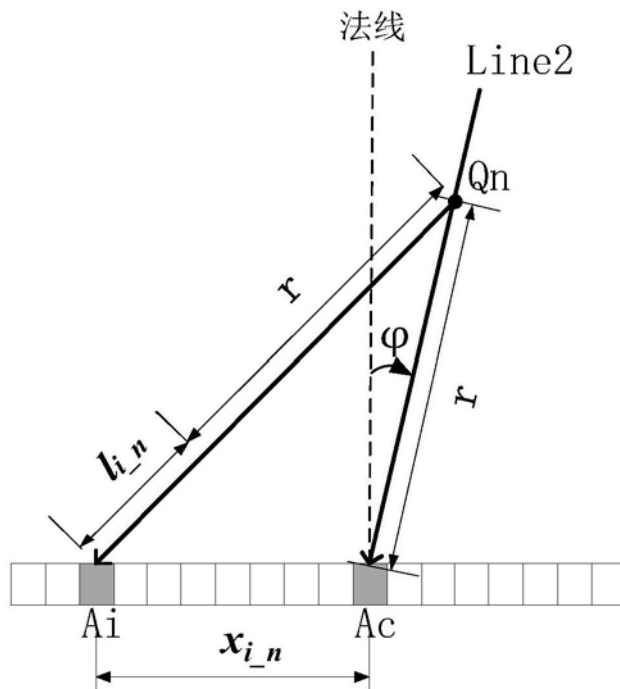


图5

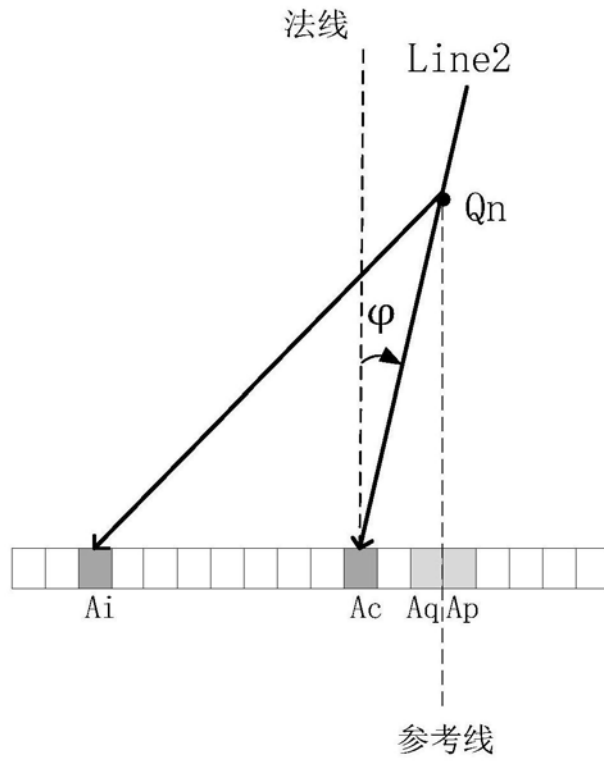


图6

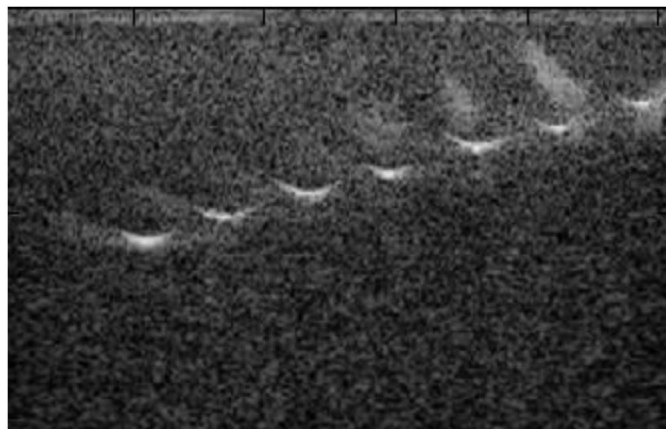


图7a

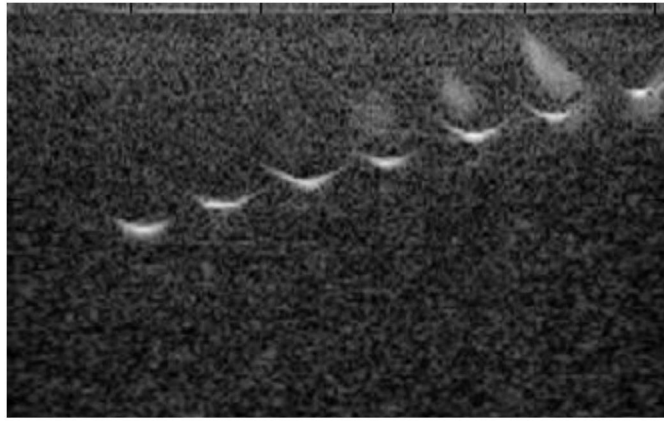


图7b

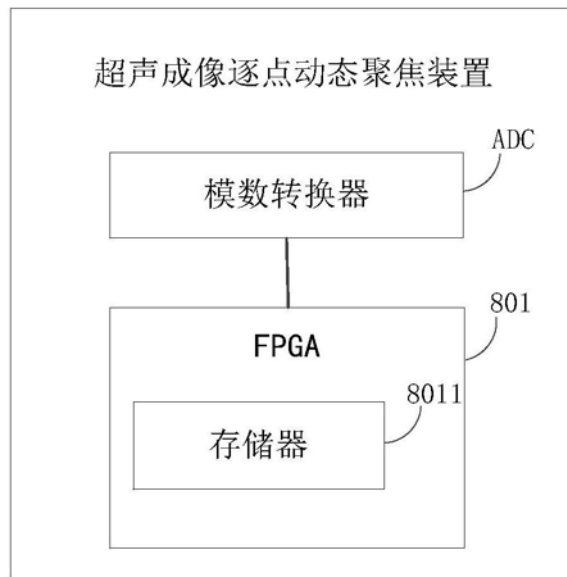


图8

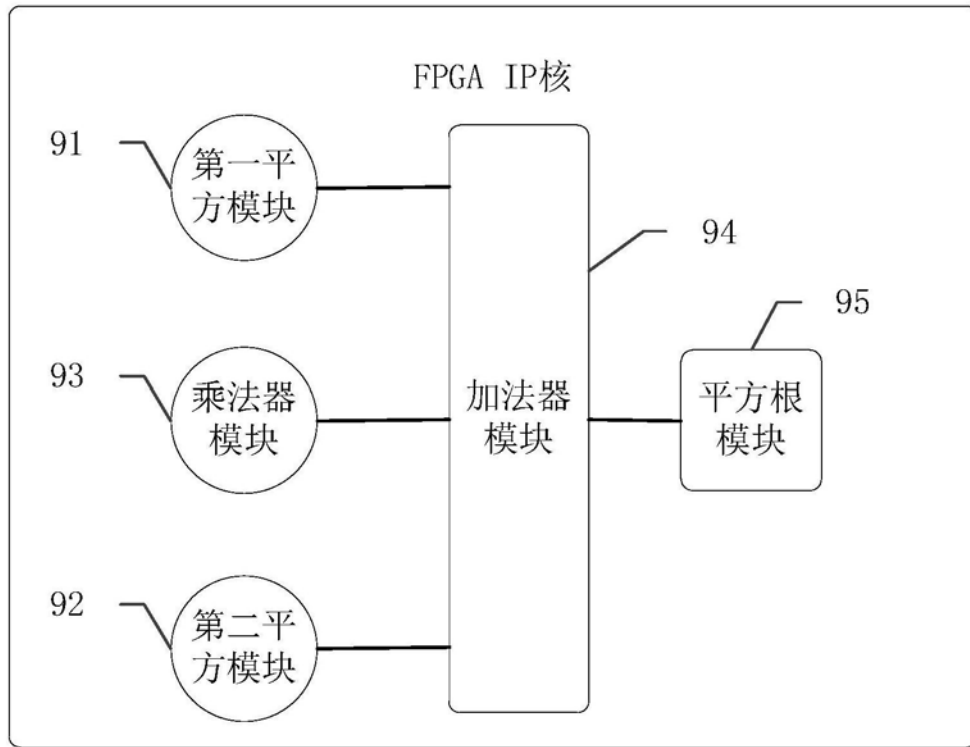


图9a

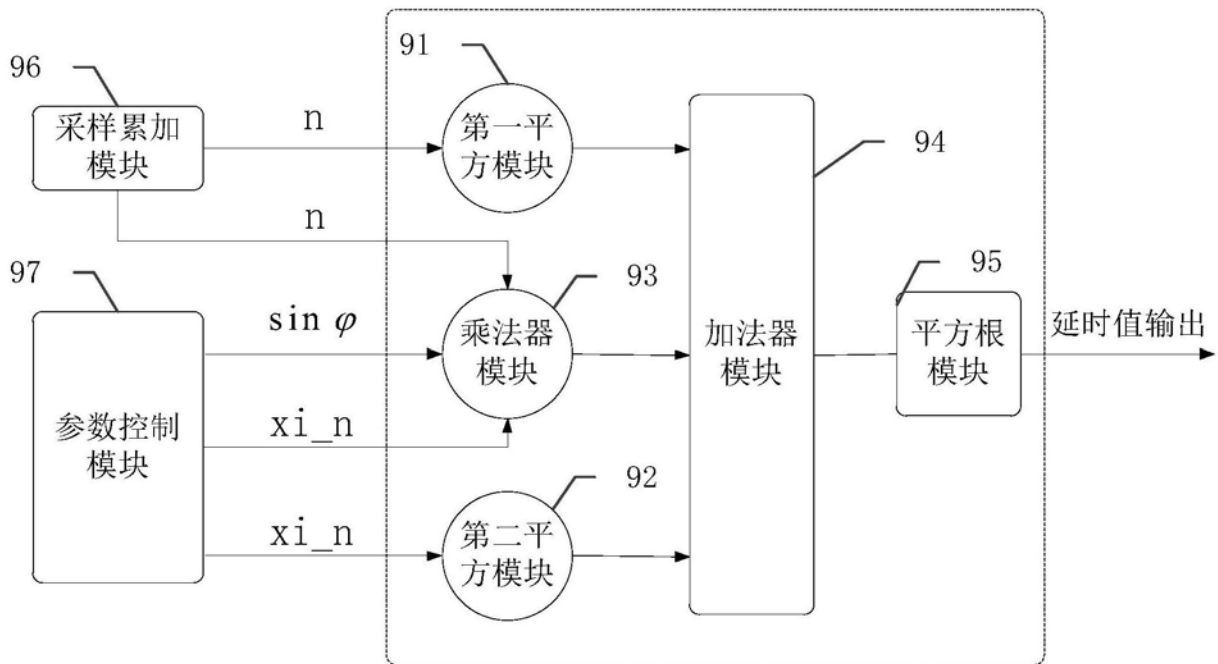


图9b

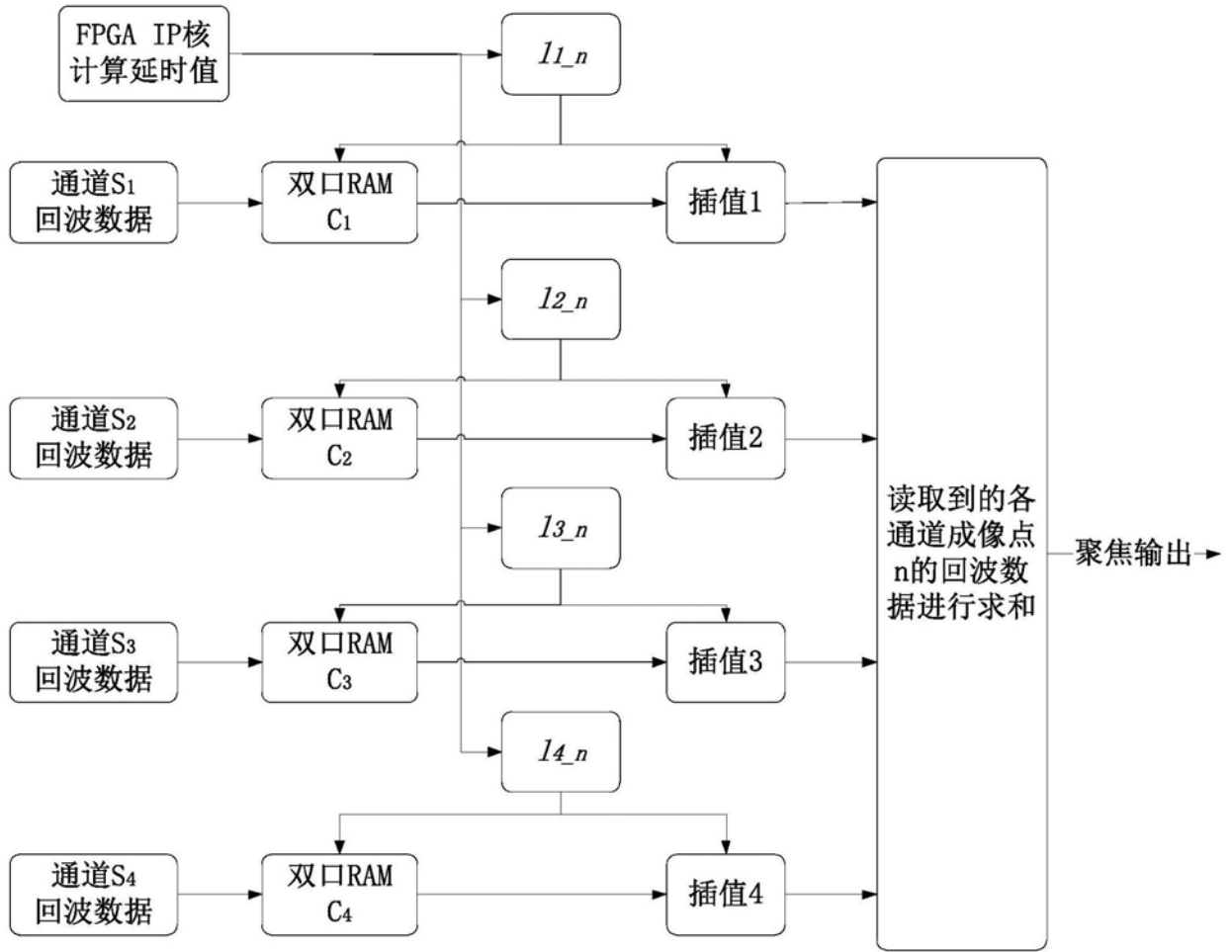


图10

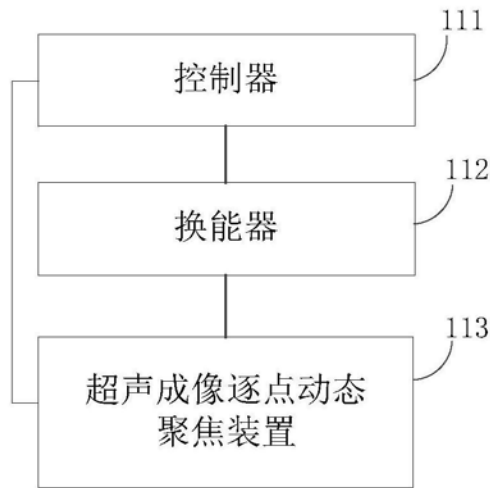


图11

专利名称(译)	一种超声成像逐点动态聚焦方法、装置及超声成像设备		
公开(公告)号	CN110123380A	公开(公告)日	2019-08-16
申请号	CN201910376289.X	申请日	2019-05-07
[标]发明人	牛阳		
发明人	牛阳		
IPC分类号	A61B8/14 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/5207		
代理人(译)	赵晓荣		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种超声成像逐点动态聚焦方法、装置及超声成像设备，对于任一扫描线上的任意一个需要聚焦的成像点均适用。对于某一成像点聚焦时，获取该成像点对于各个通道聚焦所需的延时值，并将各个通道对应的所有成像点的回波数据存储在对应的存储器中，对于每一个通道，根据该成像点对于该通道的延时值，能够从该通道对应的存储器中准确地读取到该成像点的回波数据。最终将所有通道读取到的该成像点的回波数据进行叠加求和，叠加的回波数据能量在该成像点得到最大化，从而实现对该成像点的聚焦。相比于现有技术，应用该方法对所有采样点逐一进行动态聚焦，显著提高超声图像中各成像点聚焦效果的均衡性，使超声图像质量得以均衡提高。

