



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110811693 A

(43)申请公布日 2020.02.21

(21)申请号 201911235879.7

(22)申请日 2019.12.05

(71)申请人 中国医学科学院生物医学工程研究所

地址 300192 天津市南开区白堤路236号

(72)发明人 王晓春 周盛 杨军 计建军 王延群

(74)专利代理机构 广州骏思知识产权代理有限公司 44425

代理人 龙婷

(51)Int.Cl.

A61B 8/10(2006.01)

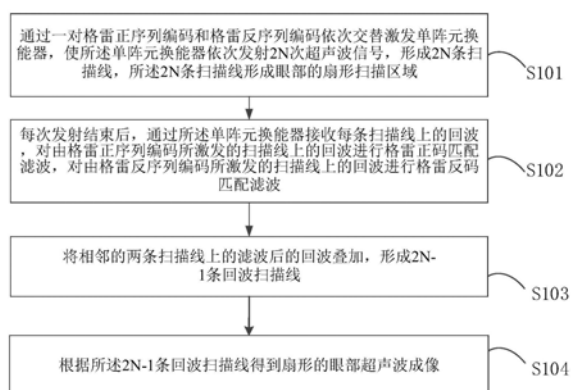
权利要求书2页 说明书11页 附图5页

(54)发明名称

20MHz眼科超声波成像方法、装置及设备

(57)摘要

本发明提供一种20MHz眼科超声波成像方法、装置及设备,包括:通过一对格雷正序列编码和格雷反序列编码依次交替激发单阵元换能器,使所述单阵元换能器依次发射2N次超声波信号,形成2N条扫描线;每次发射结束后,通过所述单阵元换能器接收每条扫描线上的回波,对由格雷正序列编码所激发的扫描线上的回波进行格雷正码匹配滤波,对由格雷反序列编码所激发的扫描线上的回波进行格雷反码匹配滤波;将相邻的两条扫描线上的滤波后的回波叠加,形成2N-1条回波扫描线;根据所述2N-1条回波扫描线得到扇形的眼部超声波成像。相对于现有技术,实现了格雷互补序列在眼科成像中的应用,提高了眼科超声成像的信噪比和探测深度。



1. 一种20MHz眼科超声波成像方法,其特征在于,包括步骤:

通过一对格雷正序列编码和格雷反序列编码依次交替激发单阵元换能器,使所述单阵元换能器依次发射 $2N$ 次超声波信号,形成 $2N$ 条扫描线,所述 $2N$ 条扫描线形成眼部的扇形扫描区域;

每次发射结束后,通过所述单阵元换能器接收每条扫描线上的回波,对由格雷正序列编码所激发的扫描线上的回波进行格雷正码匹配滤波,对由格雷反序列编码所激发的扫描线上的回波进行格雷反码匹配滤波;

将相邻的两条扫描线上的滤波后的回波叠加,形成 $2N-1$ 条回波扫描线;

根据所述 $2N-1$ 条回波扫描线得到扇形的眼部超声波成像。

2. 根据权利要求1所述的20MHz眼科超声波成像方法,其特征在于,所述将相邻的两条扫描线上的滤波后的回波叠加,形成 $2N-1$ 条回波扫描线,包括步骤:

每隔固定周期,根据预设读写控制信号,将一组相邻的两条扫描线上的滤波后的回波分别输入至两个缓存器中,其中,所述缓存器为先进先出缓存器;

每隔固定周期,分别从所述两个缓存器中读取滤波后的回波并叠加,形成一条回波扫描线。

3. 根据权利要求1所述的20MHz眼科超声波成像方法,其特征在于,所述每次发射结束后,通过所述单阵元换能器接收每条扫描线上的回波,对由格雷正序列编码所激发的扫描线上的回波进行格雷正码匹配滤波,对由格雷反序列编码所激发的扫描线上的回波进行格雷反码匹配滤波,包括步骤:

每次发射结束后,对由格雷正序列编码所激发的扫描线上的回波进行放大和补偿处理;

对处理后的由格雷正序列编码所激发的扫描线上的回波进行格雷正码匹配滤波;

每次发射结束后,对由格雷反序列编码所激发的扫描线上的回波进行放大和补偿处理;

对处理后的由格雷反序列编码所激发的扫描线上的回波进行格雷反码匹配滤波。

4. 根据权利要求1所述的20MHz眼科超声波成像方法,其特征在于:

所述格雷正序列编码为4位格雷正序列编码,所述格雷反序列编码为4位格雷反序列编码。

5. 一种20MHz眼科超声波成像装置,其特征在于,包括:

超声波发射单元,用于通过一对格雷正序列编码和格雷反序列编码依次交替激发单阵元换能器,使所述单阵元换能器依次发射 $2N$ 次超声波信号,形成 $2N$ 条扫描线,所述 $2N$ 条扫描线形成眼部的扇形扫描区域;

正码匹配滤波单元,用于每次发射结束后,通过所述单阵元换能器接收每条扫描线上的回波,对由格雷正序列编码所激发的扫描线上的回波进行格雷正码匹配滤波;

反码匹配滤波单元,用于每次发射结束后,通过所述单阵元换能器接收每条扫描线上的回波,对由格雷反序列编码所激发的扫描线上的回波进行格雷反码匹配滤波;

叠加单元,用于将相邻的两条扫描线上的滤波后的回波叠加,形成 $2N-1$ 条回波扫描线;

成像单元,用于根据所述 $2N-1$ 条回波扫描线得到扇形的眼部超声波成像。

6. 根据权利要求5所述的20MHz眼科超声波成像装置,其特征在于,所述叠加单元包括:

输入控制单元,用于每隔固定周期,根据预设读写控制信号,将一组相邻的两条扫描线上的滤波后的回波分别输入至两个缓存器中,其中,所述缓存器为先进先出缓存器;

输出处理单元,用于每隔固定周期,分别从所述两个缓存器中读取滤波后的回波并叠加,形成一条回波扫描线。

7. 根据权利要求5所述的20MHz眼科超声波成像装置,其特征在于,所述正码匹配滤波单元和反码匹配滤波单元均包括:

前置耦合放大单元,用于对由格雷正序列编码所激发的扫描线上的回波和由格雷反序列编码所激发的扫描线上的回波进行放大和补偿处理;

时间增益补偿单元,用于对由格雷正序列编码所激发的扫描线上的回波和由格雷反序列编码所激发的扫描线上的回波进行时间增益补偿处理。

8. 根据权利要求7所述的20MHz眼科超声成像装置,其特征在于,还包括:

模数转换单元,用于将所述处理后的由格雷正序列编码所激发的扫描线上的回波转化为数字化信号,再进行格雷正码匹配滤波,将所述处理后的由格雷反序列编码所激发的扫描线上的回波转化为数字化信号,再进行格雷反码匹配滤波。

9. 一种20MHz眼科超声波成像设备,包括存储器、处理器以及存储在所述存储器中并可在所述处理器上运行的计算机程序,其特征在于,所述处理器执行所述计算机程序时实现如权利要求1至4任一项所述方法的步骤。

10. 一种计算机可读存储介质,所述计算机可读存储介质存储有计算机程序,其特征在于,所述计算机程序被处理器执行时实现如权利要求1至4任一项所述方法的步骤。

20MHz眼科超声波成像方法、装置及设备

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗超声成像技术领域,特别是涉及一种针对20MHz眼科超声波成像方法、装置及设备。

背景技术

[0002] 眼科超声成像技术是目前临床上广为应用的一种诊断方式,相对于传统应用的10MHz超声波,20MHz超声波对于眼球壁的细微结构以及白内障晶体的成像有着更高图像分辨效果。但是,由于其频率较高,衰减速度快,对于深部眼眶病变组织的成像受到了限制。因此,如何提高20MHz眼科超声图像的信噪比和探测深度成为难题。

[0003] 数字编码激励技术在医学超声诊断中,对于获取人体组织微小信号,提高图像质量,降低超声的空化效应与热效应,都有着重要的研究意义。其中,格雷互补序列理论上可完全消除距离旁瓣,提高眼科超声图像的信噪比和探测深度。但其最大的缺陷在于格雷互补序列需要发射两次才可以完成脉冲压缩,对后续成像的帧频有很大限制。并且,由于目前没有10MHz以上频段范围内使用的阵列式眼科扇形扫描探头,所以仍需采用机械传动结构控制单阵元换能器的方式实现眼部的扇形扫描,因而无法任意的选择发射超声波的位置和发射超声波的次数,克服对成像帧频的限制。

发明内容

[0004] 为克服相关技术中存在的问题,本发明实施例提供了一种20MHz眼科超声波成像方法、装置及设备。

[0005] 根据本发明实施例的第一方面,提供一种20MHz眼科超声波成像方法,包括如下步骤:通过一对格雷正序列编码和格雷反序列编码依次交替激发单阵元换能器,使所述单阵元换能器依次发射 $2N$ 次超声波信号,形成 $2N$ 条扫描线,所述 $2N$ 条扫描线形成眼部的扇形扫描区域;

[0006] 每次发射结束后,通过所述单阵元换能器接收每条扫描线上的回波,对由格雷正序列编码所激发的扫描线上的回波进行格雷正码匹配滤波,对由格雷反序列编码所激发的扫描线上的回波进行格雷反码匹配滤波;

[0007] 将相邻的两条扫描线上的滤波后的回波叠加,形成 $2N-1$ 条回波扫描线;

[0008] 根据所述 $2N-1$ 条回波扫描线得到扇形的眼部超声波成像。

[0009] 可选的,每隔固定周期,根据预设读写控制信号,将一组相邻的两条扫描线上的滤波后的回波分别输入至两个缓存器中,其中,所述缓存器为先进先出缓存器;每隔固定周期,分别从所述两个缓存器中读取滤波后的回波并叠加,形成一条回波扫描线。

[0010] 通过在读写控制信号的作用下,将一组相邻的两条扫描线上的滤波后的回波分别输入至两个缓存器中,再分别从两个缓存器中读取回波并叠加,实现了扫描线上回波的复用。

[0011] 可选的,每次发射结束后,对由格雷正序列编码所激发的扫描线上的回波进行放

大和补偿处理;对处理后的由格雷正序列编码所激发的扫描线上的回波进行格雷正码匹配滤波;每次发射结束后,对由格雷反序列编码所激发的扫描线上的回波进行放大和补偿处理;对处理后的由格雷反序列编码所激发的扫描线上的回波进行格雷反码匹配滤波。

[0012] 通过对回波进行放大和补偿处理,弥补在传输过程中的信号损失,提高成像的分辨率。

[0013] 可选的,所述格雷正序列编码为4位格雷正序列编码,所述格雷反序列编码为4位格雷反序列编码。

[0014] 4位格雷正序列编码和格雷反序列编码有利于协调系统功耗、硬件资源占用率以及高速信号数据量、图像实时性等因素,能够提高方法的整体性能。

[0015] 根据本发明实施例的第二方面,提供一种20MHz眼科超声波成像装置,包括:超声波发射单元,用于通过一对格雷正序列编码和格雷反序列编码依次交替激发单阵元换能器,使所述单阵元换能器依次发射2N次超声波信号,形成2N条扫描线,所述2N条扫描线形成眼部的扇形扫描区域;

[0016] 正码匹配滤波单元,用于每次发射结束后,通过所述单阵元换能器接收每条扫描线上的回波,对由格雷正序列编码所激发的扫描线上的回波进行格雷正码匹配滤波;

[0017] 反码匹配滤波单元,用于每次发射结束后,通过所述单阵元换能器接收每条扫描线上的回波,对由格雷反序列编码所激发的扫描线上的回波进行格雷反码匹配滤波;

[0018] 叠加单元,用于将相邻的两条扫描线上的滤波后的回波叠加,形成2N-1条回波扫描线;

[0019] 成像单元,用于根据所述2N-1条回波扫描线得到扇形的眼部超声波成像。

[0020] 根据本发明实施例的第三方面,提供一种20MHz眼科超声波成像设备,包括存储器、处理器以及存储在所述存储器中并可在所述处理器上运行的计算机程序,其特征在于,所述处理器执行所述计算机程序时实现如上述第一方面所述的20MHz眼科超声波成像方法的步骤。

[0021] 根据本发明实施例的第四方面,提供了一种计算机可读存储介质,所述计算机可读存储介质存储有计算机程序,所述计算机程序被处理器执行时实现如上述第一方面所述的20MHz眼科超声波成像方法的步骤。

[0022] 本申请实施例中,基于超声波信号密集、相邻超声波空间距离小以及眼部组织多为静态组织的特点,采用格雷正序列编码和格雷反序列编码交替激发单阵元换能器,使单阵元换能器在旋转移动的过程中,交替地向眼部发射2N次超声波信号,并在接收超声波回波之后,将相邻的两条扫描线上的滤波后的回波进行叠加复用,从而实现在单阵元换能器旋转移动的过程中,对每个眼部位置仅发射一次超声波的情况下,也能够完成超声波回波的脉冲压缩,得到超声波成像,且不会降低成像的帧频,解决了格雷互补序列在每个眼部位置都需要发射两次超声波,才能完成脉冲压缩得到回波扫描线的技术问题,实现了格雷互补序列在眼科成像中的应用,提高了眼科超声图像的信噪比和探测深度。

[0023] 应当理解的是,以上的一般描述和后文的细节描述仅是示例性和解释性的,并不能限制本发明。

[0024] 为了更好地理解和实施,下面结合附图详细说明本发明。

附图说明

- [0025] 图1为本发明一个示例性实施例提供的20MHz眼科超声波成像方法的流程示意图；
- [0026] 图2为本发明一个示例性实施例提供的2N条扫描线形成的眼部扇形扫描区域的示意图；
- [0027] 图3为本发明一个示例性实施例提供的格雷正码匹配滤波的流程示意图；
- [0028] 图4为本发明一个示例性实施例提供的相邻扫描线上的回波叠加的示意图；
- [0029] 图5为本发明另一个示例性实施例提供的20MHz眼科超声波成像方法的流程示意图；
- [0030] 图6为本发明另一个示例性实施例提供的相邻两条扫描线上的滤波后的回波实现叠加的流程示意图；
- [0031] 图7为本发明另一个示例性实施例提供的的缓存器读写时序图；
- [0032] 图8为本发明另一个示例性实施例提供的传统单脉冲反射成像方法与20MHz眼科超声波成像方法的结果对比图；
- [0033] 图9为本发明一个示例性实施例提供的20MHz眼科超声波成像装置的结构示意图；
- [0034] 图10为本发明一个示例性实施例提供的20MHz眼科超声波成像设备的结构示意图。

具体实施方式

[0035] 为使本发明的目的、技术方案和优点更加清楚，下面将结合附图对本申请实施方式作一步地详细描述。

[0036] 应当明确，所描述的实施例仅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作出创造性劳动前提下所获得的所有其它实施例，都属于本发明保护的范围。

[0037] 下面的描述涉及附图时，除非另有表示，不同附图中的相同数字表示相同或相似的要素。以下示例性实施例中所描述的实施方式并不代表与本发明相一致的所有实施方式。相反，它们仅是与如所附权利要求书中所详述的、本发明的一些方面相一致的装置和方法的例子。

[0038] 在本发明使用的术语是仅仅出于描述特定实施例的目的，而非旨在限制本发明。在本发明和所附权利要求书中所使用的单数形式的“一种”、“所述”和“该”也旨在包括多数形式，除非上下文清楚地表示其他含义。还应当理解，本文中使用的术语“和/或”是指并包含一个或多个相关联的列出项目的任何或所有可能组合。

[0039] 应当理解，尽管在本发明可能采用术语第一、第二、第三等来描述各种信息，但这些信息不应限于这些术语。这些术语仅用来将同一类型的信息彼此区分开。例如，在不脱离本发明范围的情况下，第一信息也可以被称为第二信息，类似地，第二信息也可以被称为第一信息。取决于语境，如在此所使用的词语“如果”/“若”可以被解释成为“在……时”或“当……时”或“响应于确定”。

[0040] 请参阅图1，图1为本发明一个示例性实施例提供的20MHz眼科超声波成像方法的流程示意图。所述方法由眼科成像设备执行，包括如下步骤：

[0041] S101：通过一对格雷正序列编码和格雷反序列编码依次交替激发单阵元换能器，

使所述单阵元换能器依次发射 $2N$ 次超声波信号,形成 $2N$ 条扫描线,所述 $2N$ 条扫描线形成眼部的扇形扫描区域。

[0042] 换能器是指实现电能、机械能或声能从一种形式的能量转换为另一种形式的能量的装置,也称为有源传感器,是超声波设备的核心器件。换能器的种类包括单阵元换能器和阵列式换能器。单阵元换能器仅包括一个阵元,其在一个周期内能够进行一个超声波发射和接收;阵列式换能器包括多个阵元,能够任意选择发射超声波的阵元和发射次数。本发明的实施例中所采用的换能器为单阵元换能器,通过单阵元换能器与机械传动结构结合实现眼部的扇形扫描。

[0043] 编码激励技术能够激励换能器产生超声波,其主要采用的编码方式有白噪编码、伪随机码和格雷互补编码(Golay)等。其与传统脉冲回波成像技术的不同之处在于:(1)利用编码激励换能器发射超声波;(2)接收到的回波信号还需要进行脉冲压缩,即需要进行匹配滤波操作。该脉冲压缩是指将接收到的回波信号与一个参考信号做相关运算,以得到近似于传统脉冲激励系统的脉冲响应。

[0044] 其中,格雷互补编码是一对由两种元素构成的等长、有限序列,且在任何给定间隔下,一个序列中的相同元素对的个数等于另一个序列中相异元素对的个数。例如,格雷正序列编码 $1,1,1,-1$ 与格雷反序列编码 $1,1,-1,1$ 即为一对4位的格雷互补编码。

[0045] 本发明的实施例中,眼科成像设备通过一对格雷正序列编码和格雷反序列编码依次交替激发单阵元换能器,使换能器依次发射 $2N$ 次超声波信号,形成 $2N$ 条扫描线,所述 $2N$ 条扫描线形成眼部的扇形扫描区域。

[0046] 请参阅图2,图2为本发明一个示例性实施例提供的 $2N$ 条扫描线形成的眼部扇形扫描区域的示意图。在图2中, $X_1, X_2, X_3 \dots X_n$ 表示采用格雷正序列编码激发单阵元换能器发射的 N 次超声波信号所形成的 N 条扫描线, $Y_1, Y_2, Y_3 \dots Y_n$ 表示采用格雷反序列编码激发单阵元换能器发射的 N 次超声波信号所形成的 N 条扫描线。由于格雷正序列编码和格雷反序列编码依次交替激发单阵元换能器,所以形成的扫描线交替排列,构成眼部的扇形扫描区域。

[0047] 在一个可选的实施例中,所述格雷正序列编码为4位格雷正序列编码,所述格雷反序列编码为4位格雷反序列编码。4位格雷正序列编码和格雷反序列编码有利于协调系统功耗、硬件资源占用率以及高速信号数据量、图像实时性等因素,能够提高方法的整体性能。

[0048] S102:每次发射结束后,通过所述单阵元换能器接收每条扫描线上的回波,对由格雷正序列编码所激发的扫描线上的回波进行格雷正码匹配滤波,对由格雷反序列编码所激发的扫描线上的回波进行格雷反码匹配滤波。

[0049] 在本发明实施例中,眼科成像设备每次发射结束后,通过单阵元换能器接收每条扫描线上的回波。

[0050] 具体地,单阵元换能器发射一个超声波后,该超声波不断向眼部深处运动,每碰到一个障碍物后会形成一个回波返回至单阵元换能器。由于在一条扫描线上眼底障碍物位置的远近距离不同,因而单阵元换能器接收到一条扫描线上的多个回波的时间也不同,将一条扫描线上的多个回波按照时间顺序依次存入缓存中。

[0051] 眼科成像设备将缓存中的回波读出,对由格雷正序列编码所激发的扫描线上的回波进行格雷正码匹配滤波,对由格雷反序列编码所激发的扫描线上的回波进行格雷反码匹配滤波。其中,匹配滤波(又称为脉冲压缩)是将接收到的回波信号与一个参考信号做相关

运算,以得到近似于传统脉冲激励系统的脉冲响应。该参考信号是通过将格雷正序列编码或格雷反序列编码倒置得到的。

[0052] 请参阅图3,图3为本发明一个示例性实施例提供的格雷正码匹配滤波的流程示意图。在该图中回波信号为一格雷正序列编码1,1,1,-1,参考信号将1,1,1,-1顺序倒置为-1,1,1,1,经过压缩运算,得到滤波后的回波。格雷反码匹配滤波的流程与格雷正码匹配滤波相同。

[0053] S103:将相邻的两条扫描线上的滤波后的回波叠加,形成 $2N-1$ 条回波扫描线。

[0054] 眼科成像设备将相邻的两条扫描线上的滤波后的回波叠加,形成 $2N-1$ 条回波扫描线。具体地,眼科成像设备从各个缓存器中读出回波,将相邻的两条扫描线上的滤波后的回波叠加,形成 $2N-1$ 条回波扫描线。每条回波扫描线上载有多个按接收顺序排列的叠加后的回波信号。

[0055] 请参阅图4,图4为本发明一个示例性实施例提供的相邻扫描线上的回波叠加的示意图。在图4中, X_1 、 X_2 、 X_3 ... X_n 以及 Y_1 、 Y_2 、 Y_3 ... Y_n 先输入缓存,再将从缓存中读出的回波分别进行正码匹配滤波或反码匹配滤波,最后相邻的两条扫描线上的滤波后的回波叠加,形成 $2N-1$ 条回波扫描线 Z_1 ~ Z_{2n-1} 。

[0056] S104:根据所述 $2N-1$ 条回波扫描线得到扇形的眼部超声波成像。

[0057] 眼科成像设备根据每条回波扫描线上载有的多个按接收顺序排列的叠加后的回波信号的振幅,将振幅调制成光点亮度,以一定的灰阶级表示超声波探测结果,得到扇形的眼部超声波成像。

[0058] 在本发明实施例中,格雷互补编码激发换能器发射超声波能够提高平均发射功率,在保证分辨率不变的情况,提高探测深度。但是,由于需要分别采用格雷反序列编码和格雷正序列编码交替激发换能器产生超声波,再将得到两个回波结果叠加才能形成一条回波扫描线,因而使得最终成像的帧频会降低一半,该帧频是指每秒钟形成的扫描图像的数量。在本发明实施例中,每帧图像包含735条扫描线。并且,20MHz超声波的频段范围没有能够使用的阵列式眼科扇形扫描探头,故无法通过提升发射频率直接提高帧频(缩短发射周期能提高帧频,但是提升发射频率只能提高图像的分辨率,无法提高帧频),克服格雷互补序列在眼科成像中的限制。而在本申请的实施例中,综合考虑了超声波信号密集、相邻超声波空间距离小以及眼部组织多为静态组织的特点,采用了格雷正序列编码和格雷反序列编码交替激发单阵元换能器,使单阵元换能器在旋转移动的过程中,交替地向眼部发射 $2N$ 次超声波信号,并在接收超声波回波之后,将相邻的两条扫描线上的滤波后的回波进行叠加复用,从而实现在单阵元换能器旋转移动的过程中,对每个眼部位置仅发射一次超声波的情况下,也能够完成超声波回波的脉冲压缩,得到超声波成像。解决了格雷互补序列在每个眼部位置都需要发射两次超声波,才能完成脉冲压缩得到回波扫描线的技术问题,实现了格雷互补序列在眼科成像中的应用,提高了眼科超声图像的信噪比和探测深度。

[0059] 请参阅图5,图5为本发明第二个实施例提供的20MHz眼科超声波成像方法的流程示意图,所述方法由眼科成像设备执行,包括如下步骤:

[0060] S201:通过一对格雷正序列编码和格雷反序列编码依次交替激发单阵元换能器,使所述单阵元换能器依次发射 $2N$ 次超声波信号,形成 $2N$ 条扫描线,所述 $2N$ 条扫描线形成眼部的扇形扫描区域。

[0061] S202:每次发射结束后,对由格雷正序列编码所激发的扫描线上的回波进行放大和补偿处理。

[0062] S203:对处理后的由格雷正序列编码所激发的扫描线上的回波进行格雷正码匹配滤波。

[0063] S204:每次发射结束后,对由格雷反序列编码所激发的扫描线上的回波进行放大和补偿处理。

[0064] S205:对处理后的由格雷反序列编码所激发的扫描线上的回波进行格雷反码匹配滤波。

[0065] S206:每隔固定周期,根据预设读写控制信号,将一组相邻的两条扫描线上的滤波后的回波分别输入至两个缓存器中,其中,所述缓存器为先进先出缓存器。

[0066] S207:每隔固定周期,分别从所述两个缓存器中读取滤波后的回波并叠加,形成一条回波扫描线。

[0067] S208:根据所述 $2N-1$ 条回波扫描线得到扇形的眼部超声波成像。

[0068] 本实施例与一个示例性实施例不同之处在于步骤S202~S207,步骤S201和S208请参阅步骤S101和S104的相关描述,此处不再赘述,S202~S207具体如下:

[0069] S202:每次发射结束后,对由格雷正序列编码所激发的扫描线上的回波进行放大和补偿处理。

[0070] 在本发明实施例中,眼科成像设备每次发射结束后,通过单阵原换能器接收每条扫描线上的回波,并将回波按照时间顺序依次存入缓存中。之后,眼科成像设备将缓存中的回波读出,将由格雷正序列编码所激发的扫描线上的回波输入前置耦合器和时间增益放大器,完成回波信号的放大和补偿处理。

[0071] 在一个可选的实施例中,可利用高速ADC将放大和补偿后的回波从模拟信号转化为数字信号,完成信号的数字化转化。

[0072] S203:对处理后的由格雷正序列编码所激发的扫描线上的回波进行格雷正码匹配滤波。

[0073] 眼科成像设备对处理后的由格雷正序列编码所激发的扫描线上的回波进行格雷正码匹配滤波。具体地,该格雷正码匹配滤波与步骤S102中的格雷正码匹配滤波的方式相同,在此不再赘述。

[0074] S204:每次发射结束后,对由格雷反序列编码所激发的扫描线上的回波进行放大和补偿处理。

[0075] 在本发明实施例中,眼科成像设备每次发射结束后,通过单阵原换能器接收每条扫描线上的回波,并将回波按照时间顺序依次存入缓存中。之后,眼科成像设备将缓存中的回波读出,将由格雷反序列编码所激发的扫描线上的回波输入前置耦合器和时间增益放大器,完成回波信号的放大和补偿处理。

[0076] 在一个可选的实施例中,可利用高速ADC将放大和补偿后的回波从模拟信号转化为数字信号,完成信号的数字化转化。

[0077] S205:对处理后的由格雷反序列编码所激发的扫描线上的回波进行格雷反码匹配滤波。

[0078] 眼科成像设备对处理后的由格雷反序列编码所激发的扫描线上的回波进行格雷

反码匹配滤波。具体地,该格雷反码匹配滤波与步骤S102中的格雷反码匹配滤波的方式相同,在此不再赘述。

[0079] 通过将回波进行放大和补偿处理后在进行匹配滤波,能够进一步提高成像的信噪比。

[0080] S206:每隔固定周期,根据预设读写控制信号,将一组相邻的两条扫描线上的滤波后的回波分别输入至两个缓存器中,其中,所述缓存器为先进先出缓存器。

[0081] 眼科成像设备每隔固定周期,在预设读写控制信号的控制下,通过选择器读取一组相邻的两条扫描线上的滤波后的回波输入至两个缓存器中,其中,所述缓存器为先进先出缓存器。请参阅图2,本实施例中一组相邻的两条扫描线可以表示为 $X_1Y_1, Y_1X_2, X_2Y_2 \cdots X_nY_n$ 。

[0082] 具体地,眼科成像设备每隔固定周期,将一组相邻的两条扫描线上的滤波后的回波输入至缓存1和缓存2中,例如:第1个周期,在预设读写控制信号的控制下,选择器读取扫描线 X_1 上的滤波后的回波存入缓存器1,读取扫描线 Y_1 上的滤波后的回波存入缓存器2;第2个周期,在预设读写控制信号的控制下,选择器读取扫描线 Y_1 上的滤波后的回波存入缓存器1,读取扫描线 X_2 上的滤波后的回波存入缓存器2;之后,不断按照上述方式,在读写控制信号的作用下,将所有相邻扫描线上的滤波后的回波存入两个缓存器中。

[0083] 由于该缓存器为先进先出缓存器,因而能够保证缓存器在每隔固定周期所输出的回波,即为两个相邻的两条扫描线上的滤波后的回波,进而直接叠加即能得到一条回波扫描线。

[0084] S207:每隔固定周期,分别从所述两个缓存器中读取滤波后的回波并叠加,形成一条回波扫描线。

[0085] 眼科成像设备每隔固定周期,分别从所述两个缓存器中读取滤波后的回波并叠加,形成一条回波扫描线。当扫描线一共为 $2N$ 条时,得到的回波扫描线为 $2N-1$ 条。

[0086] 在一个优选的实施例中,缓存器的数量为4个,分别为缓存器1、缓存器2、缓存器3和缓存器4。请同时参阅图2、图6和图7,图6为本发明另一个示例性实施例提供的相邻两条扫描线上的滤波后的回波实现叠加的流程示意图,图7为本发明另一个示例性实施例提供的缓存器读写时序图。其中, i 的数值表示当前为第几个周期,第 i 个周期写入表示当前写入该缓存器的为格雷正序列编码激发的超声波形成的扫描线上的滤波后的回波, $i=0 \dots n$; j 的数值也表示当前为第几个周期,第 j 个周期写入表示当前写入该缓存器的为格雷反序列编码激发的超声波形成的扫描线上的滤波后的回波, $j=0 \dots n$,其中, $i=j$ 。

[0087] 例如: $i=j=1$ 时,即第一个周期,在预设读写控制信号的控制下,选择器读取扫描线 X_1 上的滤波后的回波存入缓存器1,并读取扫描线 Y_1 上的滤波后的回波存入缓存器2和缓存器3;之后,在第一个周期内,从缓存器1和缓存器2中分别读出扫描线 X_1 上的滤波后的回波和扫描线 Y_1 上的滤波后的回波并叠加,形成一条回波扫描线 Z_1 。第二个周期,在预设读写控制信号的控制下,选择器读取扫描线 X_2 上的滤波后的回波存入缓存器4和缓存器1;之后,在第二个周期内,从缓存器3和缓存器4中分别读取扫描线 Y_1 上的滤波后的回波和扫描线 X_2 上的滤波后的回波并叠加,形成扫描线 Z_2 。最终,按照上述方式,形成 $2N-1$ 条回波扫描线。相较于仅有2个缓存器的实施方式,能够更快速的得到 $2N-1$ 条回波扫描线,得到眼部超声成像。

[0088] 请参阅图8,图8为本发明实施例提供的传统单脉冲反射成像方法与20MHz眼科超

声波成像方法的结果对比图。由图可知,左侧图片呈现的本发明实施例的20MHz眼科超声波成像背景噪声明显下降,探测深度也有显著提升,一些微弱的信息被呈现出来。

[0089] 请参阅图9,图9为本发明一个示例性实施例提供的20MHz眼科超声波成像装置的结构示意图。包括的各单元用于执行图1和图5对应的实施例中的各步骤,具体请参阅图1和图5各自对应的实施例中的相关描述。为了便于说明,仅示出了与本实施例相关的部分。参见图9,20MHz眼科超声波成像装置3包括:

[0090] 超声波发射单元31,用于通过一对格雷正序列编码和格雷反序列编码依次交替激发单阵元换能器,使所述单阵元换能器依次发射2N次超声波信号,形成2N条扫描线,所述2N条扫描线形成眼部的扇形扫描区域;

[0091] 正码匹配滤波单元32,用于每次发射结束后,通过所述单阵元换能器接收每条扫描线上的回波,对由格雷正序列编码所激发的扫描线上的回波进行格雷正码匹配滤波;

[0092] 反码匹配滤波单元33,用于每次发射结束后,通过所述单阵元换能器接收每条扫描线上的回波,对由格雷反序列编码所激发的扫描线上的回波进行格雷反码匹配滤波;

[0093] 叠加单元34,用于将相邻的两条扫描线上的滤波后的回波叠加,形成2N-1条回波扫描线;

[0094] 成像单元35,用于根据所述2N-1条回波扫描线得到扇形的眼部超声波成像。

[0095] 可选的,叠加单元34包括:

[0096] 输入控制单元341,用于每隔固定周期,根据预设读写控制信号,将一组相邻的两条扫描线上的滤波后的回波分别输入至两个缓存器中,其中,所述缓存器为先进先出缓存器;

[0097] 输出处理单元342,用于每隔固定周期,分别从所述两个缓存器中读取滤波后的回波并叠加,形成一条回波扫描线。

[0098] 可选的,正码匹配滤波单元32和反码匹配滤波单元33均包括:

[0099] 前置耦合放大单元321,用于对由格雷正序列编码所激发的扫描线上的回波和由格雷反序列编码所激发的扫描线上的回波进行放大和补偿处理;

[0100] 时间增益补偿单元322,用于对由格雷正序列编码所激发的扫描线上的回波和由格雷反序列编码所激发的扫描线上的回波进行时间增益补偿处理。

[0101] 可选的,20MHz眼科超声波成像装置3还包括:

[0102] 模数转换单元36,用于将所述处理后的由格雷正序列编码所激发的扫描线上的回波转化为数字化信号,再进行格雷正码匹配滤波,将所述处理后的由格雷反序列编码所激发的扫描线上的回波转化为数字化信号,再进行格雷反码匹配滤波。

[0103] 请参阅图10,图10为本发明一个示例性实施例提供的20MHz眼科超声波成像设备的示意图。如图10所示,该实施例的20MHz眼科超声波成像设备4包括:处理器40、存储器41以及存储在所述存储器41中并可在所述处理器40上运行的计算机程序42,例如20MHz眼科超声波成像程序。所述处理器40执行所述计算机程序42时实现上述各个20MHz眼科超声波成像方法实施例中的步骤,例如图1所示的步骤S101至S104。或者,所述处理器40执行所述计算机程序42时实现上述各装置实施例中各模块/单元的功能,例如图9所示单元31至35的功能。

[0104] 示例性的,所述计算机程序42可以被分割成一个或多个模块/单元,所述一个或者

多个模块/单元被存储在所述存储器41中,并由所述处理器40执行,以完成本发明。所述一个或多个模块/单元可以是能够完成特定功能的一系列计算机程序指令段,该指令段用于描述所述计算机程序42在所述20MHz眼科超声波成像设备4中的执行过程。例如,所述计算机程序42可以被分割成超声波发射单元、正码匹配滤波单元、反码匹配滤波单元、叠加单元和成像单元,各单元具体功能如下:

[0105] 超声波发射单元,用于通过一对格雷正序列编码和格雷反序列编码依次交替激发单阵元换能器,使所述单阵元换能器依次发射2N次超声波信号,形成2N条扫描线,所述2N条扫描线形成眼部的扇形扫描区域;

[0106] 正码匹配滤波单元,用于每次发射结束后,通过所述单阵元换能器接收每条扫描线上的回波,对由格雷正序列编码所激发的扫描线上的回波进行格雷正码匹配滤波;

[0107] 反码匹配滤波单元,用于每次发射结束后,通过所述单阵元换能器接收每条扫描线上的回波,对由格雷反序列编码所激发的扫描线上的回波进行格雷反码匹配滤波;

[0108] 叠加单元,用于将相邻的两条扫描线上的滤波后的回波叠加,形成2N-1条回波扫描线;

[0109] 成像单元,用于根据所述2N-1条回波扫描线得到扇形的眼部超声波成像。

[0110] 可选的,叠加单元包括:

[0111] 输入控制单元,用于每隔固定周期,根据预设读写控制信号,将一组相邻的两条扫描线上的滤波后的回波分别输入至两个缓存器中,其中,所述缓存器为先进先出缓存器;

[0112] 输出处理单元,用于每隔固定周期,分别从所述两个缓存器中读取滤波后的回波并叠加,形成一条回波扫描线。

[0113] 可选的,正码匹配滤波单元和反码匹配滤波单元均包括:

[0114] 前置耦合放大单元,用于对由格雷正序列编码所激发的扫描线上的回波和由格雷反序列编码所激发的扫描线上的回波进行放大和补偿处理;

[0115] 时间增益补偿单元,用于对由格雷正序列编码所激发的扫描线上的回波和由格雷反序列编码所激发的扫描线上的回波进行时间增益补偿处理。

[0116] 可选的,20MHz眼科超声波成像装置还包括:

[0117] 模数转换单元,用于将所述处理后的由格雷正序列编码所激发的扫描线上的回波转化为数字化信号,再进行格雷正码匹配滤波,将所述处理后的由格雷反序列编码所激发的扫描线上的回波转化为数字化信号,再进行格雷反码匹配滤波。

[0118] 所述20MHz眼科超声波成像4可包括,但不限于,处理器40、存储器41。本领域技术人员可以理解,图10仅仅是20MHz眼科超声波成像设备4的示例,并不构成对20MHz眼科超声波成像设备4的限定,可以包括比图示更多或更少的部件,或者组合某些部件,或者不同的部件,例如所述20MHz眼科超声波成像设备4还可以包括输入输出设备、网络接入设备、总线等。

[0119] 所称处理器40可以是中央处理单元(Central Processing Unit,CPU),还可以是其他通用处理器、数字信号处理器(Digital Signal Processor,DSP)、专用集成电路(Application Specific Integrated Circuit,ASIC)、现成可编程门阵列(Field-Programmable Gate Array,FPGA)或者其他可编程逻辑器件、分立门或者晶体管逻辑器件、分立硬件组件等。通用处理器可以是微处理器或者该处理器也可以是任何常规的处理

等。

[0120] 所述存储器41可以是所述20MHz眼科超声波成像设备4的内部存储单元,例如20MHz眼科超声波成像设备4的硬盘或内存。所述存储器41也可以是所述20MHz眼科超声波成像设备4的外部存储设备,例如所述20MHz眼科超声波成像设备4上配备的插接式硬盘,智能存储卡(Smart Media Card,SMC),安全数字(Secure Digital,SD)卡,闪存卡(Flash Card)等。进一步地,所述存储器41还可以既包括所20MHz眼科超声波成像设备4的内部存储单元也包括外部存储设备。所述存储器41用于存储所述计算机程序以及所述20MHz眼科超声波成像设备所需的其他程序和数据。所述存储器41还可以用于暂时地存储已经输出或者将要输出的数据。

[0121] 所属领域的技术人员可以清楚地了解到,为了描述的方便和简洁,仅以上述各功能单元、模块的划分进行举例说明,实际应用中,可以根据需要而将上述功能分配由不同的功能单元、模块完成,即将所述装置的内部结构划分成不同的功能单元或模块,以完成以上描述的全部或者部分功能。实施例中的各功能单元、模块可以集成在一个处理单元中,也可以是各个单元单独物理存在,也可以两个或两个以上单元集成在一个单元中,上述集成的单元既可以采用硬件的形式实现,也可以采用软件功能单元的形式实现。另外,各功能单元、模块的具体名称也只是为了便于相互区分,并不用于限制本申请的保护范围。上述系统中单元、模块的具体工作过程,可以参考前述方法实施例中的对应过程,在此不再赘述。

[0122] 在上述实施例中,对各个实施例的描述都各有侧重,某个实施例中沒有详述或记载的部分,可以参见其它实施例的相关描述。

[0123] 本领域普通技术人员可以意识到,结合本文中所公开的实施例描述的各示例的单元及算法步骤,能够以电子硬件、或者计算机软件和电子硬件的结合来实现。这些功能究竟以硬件还是软件方式来执行,取决于技术方案的特定应用和设计约束条件。专业技术人员可以对每个特定的应用来使用不同方法来实现所描述的功能,但是这种实现不应认为超出本发明的范围。

[0124] 在本发明所提供的实施例中,应该理解到,所揭露的装置/终端设备和方法,可以通过其它的方式实现。例如,以上所描述的装置/终端设备实施例仅仅是示意性的,例如,所述模块或单元的划分,仅仅为一种逻辑功能划分,实际实现时可以有另外的划分方式,例如多个单元或组件可以结合或者可以集成到另一个系统,或一些特征可以忽略,或不执行。另一点,所显示或讨论的相互之间的耦合或直接耦合或通讯连接可以是通过一些接口,装置或单元的间接耦合或通讯连接,可以是电性,机械或其它的形式。

[0125] 所述作为分离部件说明的单元可以是或者也可以不是物理上分开的,作为单元显示的部件可以是或者也可以不是物理单元,即可以位于一个地方,或者也可以分布到多个网络单元上。可以根据实际的需要选择其中的部分或者全部单元来实现本实施例方案的目的。

[0126] 另外,在本发明各个实施例中的各功能单元可以集成在一个处理单元中,也可以是各个单元单独物理存在,也可以两个或两个以上单元集成在一个单元中。上述集成的单元既可以采用硬件的形式实现,也可以采用软件功能单元的形式实现。

[0127] 所述集成的模块/单元如果以软件功能单元的形式实现并作为独立的产品销售或使用,可以存储在一个计算机可读取存储介质中。基于这样的理解,本发明实现上述实施

例方法中的全部或部分流程,也可以通过计算机程序来指令相关的硬件来完成,所述的计算机程序可存储于一计算机可读存储介质中,该计算机程序在被处理器执行时,可实现上述各个方法实施例的步骤。其中,所述计算机程序包括计算机程序代码,所述计算机程序代码可以为源代码形式、对象代码形式、可执行文件或某些中间形式等。所述计算机可读介质可以包括:能够携带所述计算机程序代码的任何实体或装置、记录介质、U盘、移动硬盘、磁碟、光盘、计算机存储器、只读存储器(ROM,Read-Only Memory)、随机存取存储器(RAM,Random Access Memory)、电载波信号、电信号以及软件分发介质等。需要说明的是,所述计算机可读介质包含的内容可以根据司法管辖区内立法和专利实践的要求进行适当的增减,例如在某些司法管辖区,根据立法和专利实践,计算机可读介质不包括电载波信号和电信号。本发明并不局限于上述实施方式,如果对本发明的各种改动或变形不脱离本发明的精神和范围,倘若这些改动和变形属于本发明的权利要求和等同技术范围之内,则本发明也意图包含这些改动和变形。

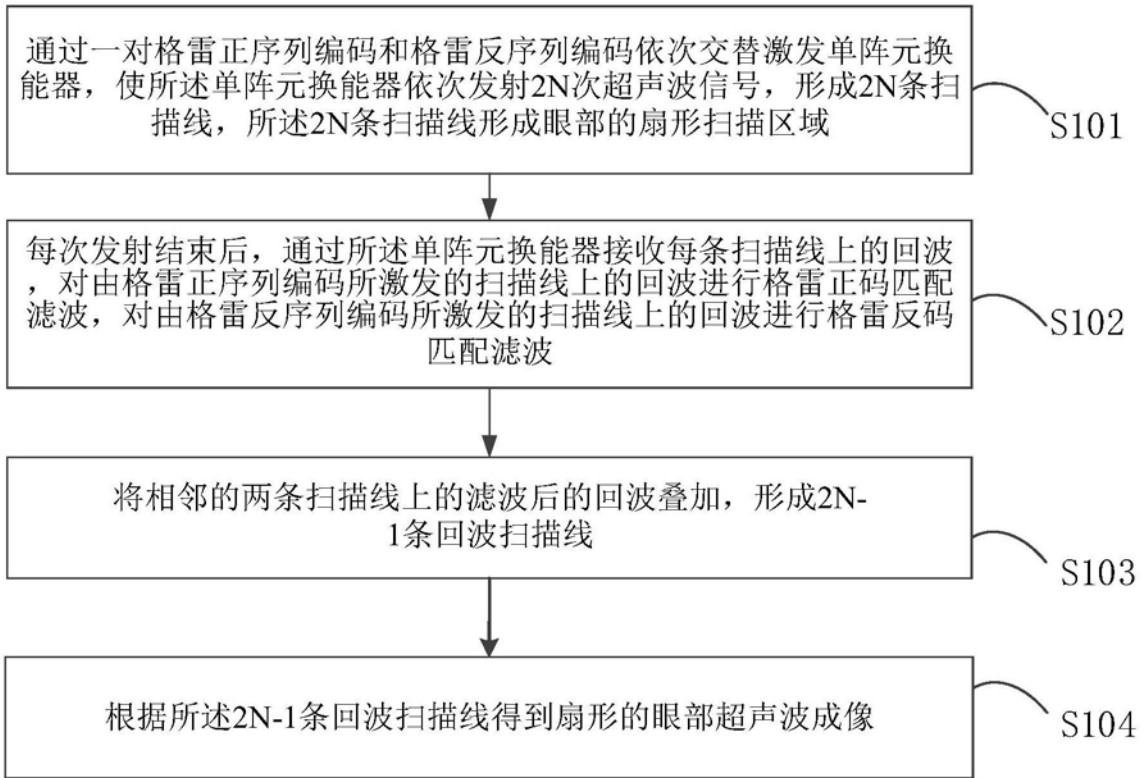


图1

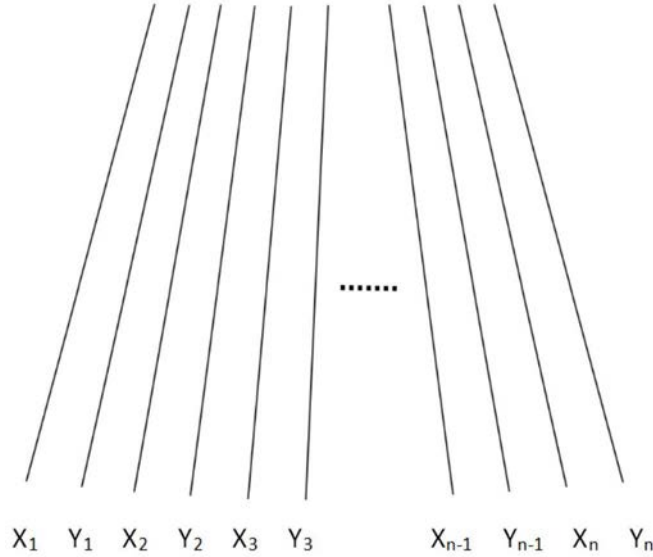


图2

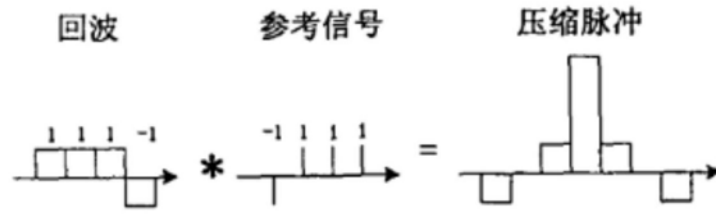


图3

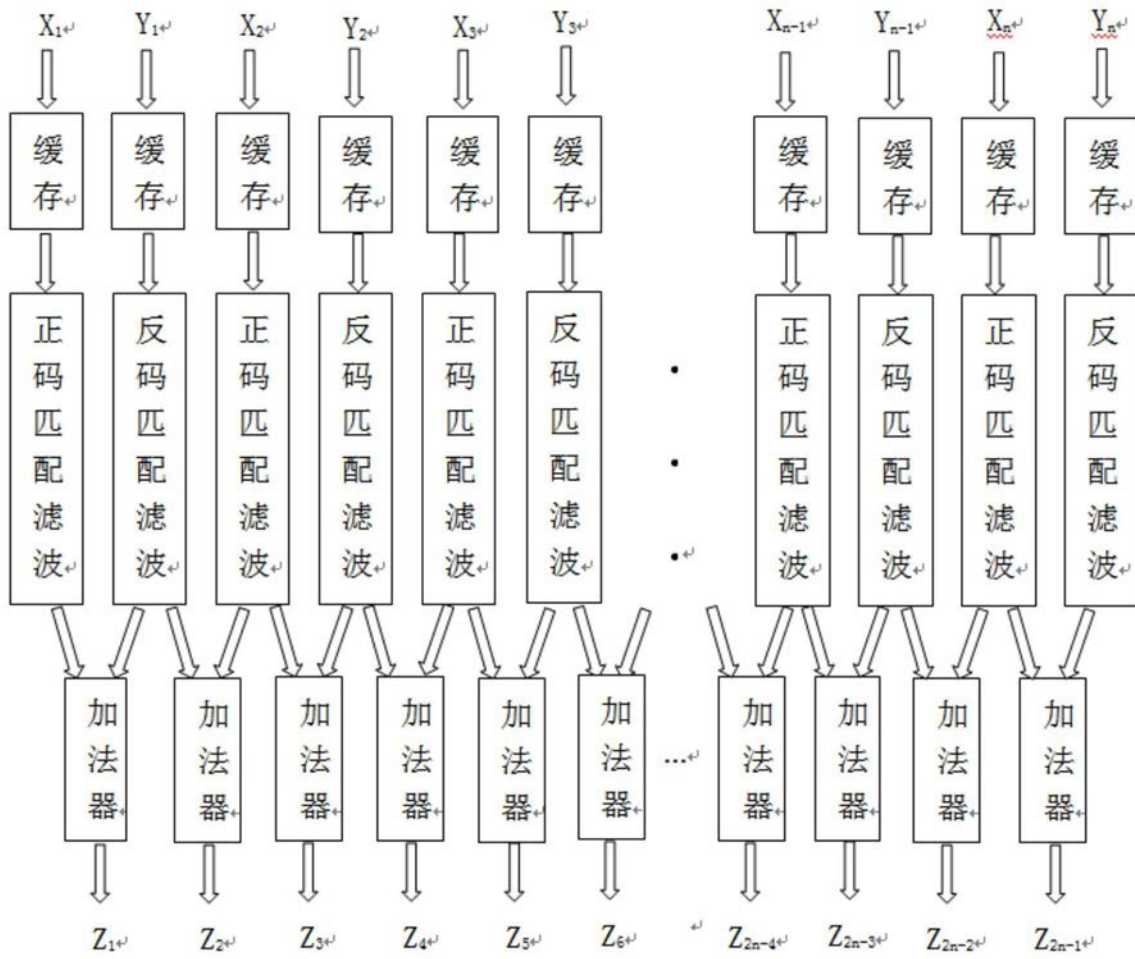


图4

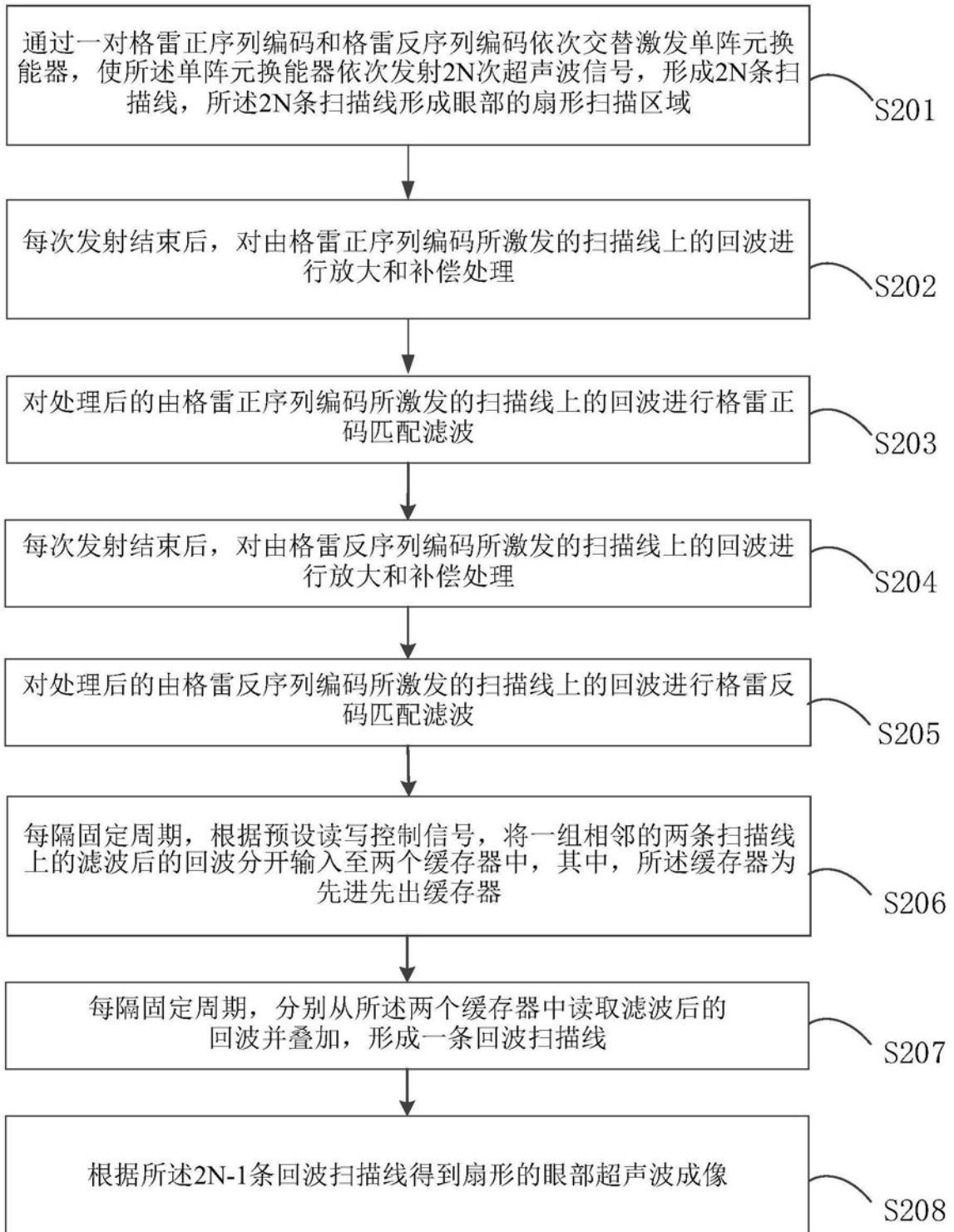


图5

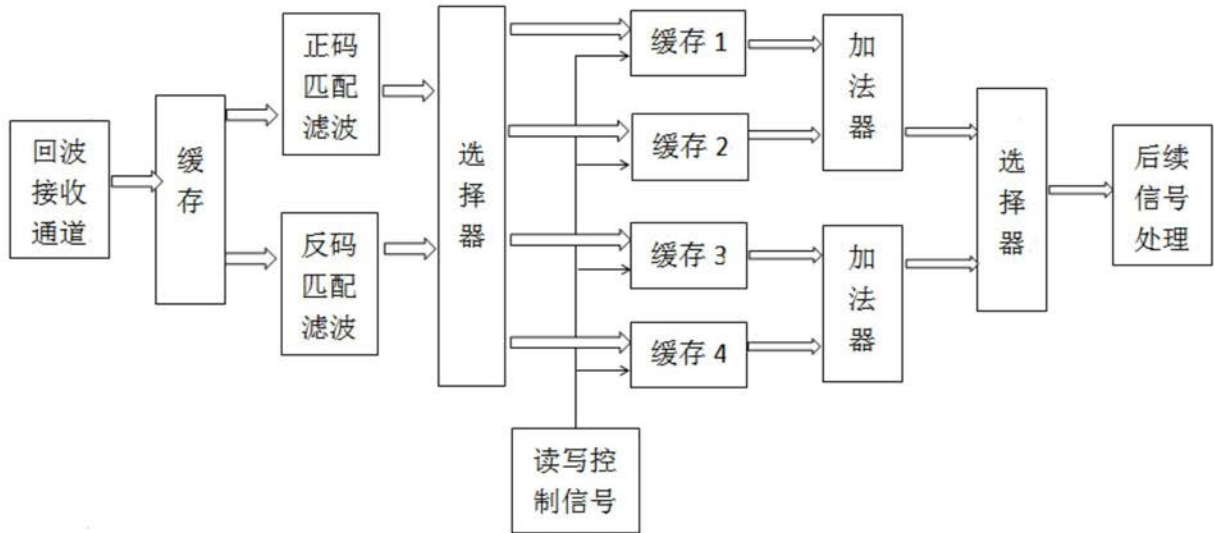


图6

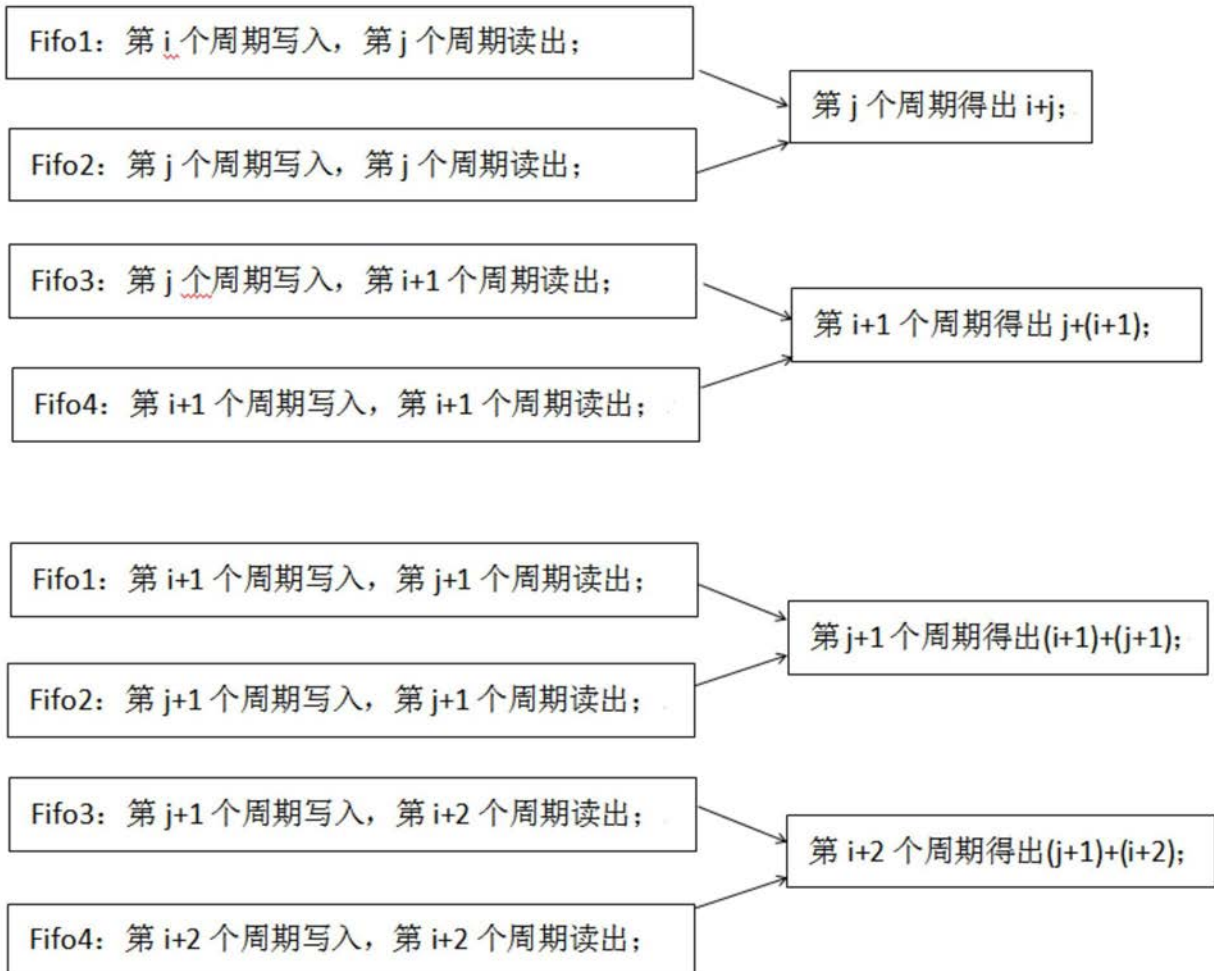


图7

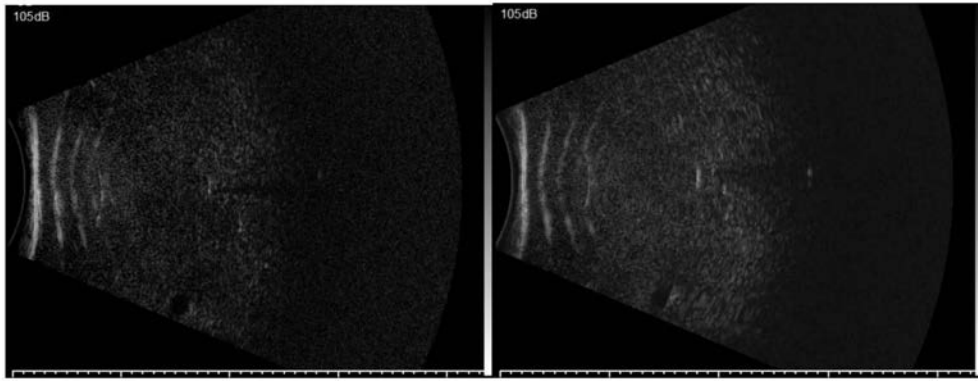


图8

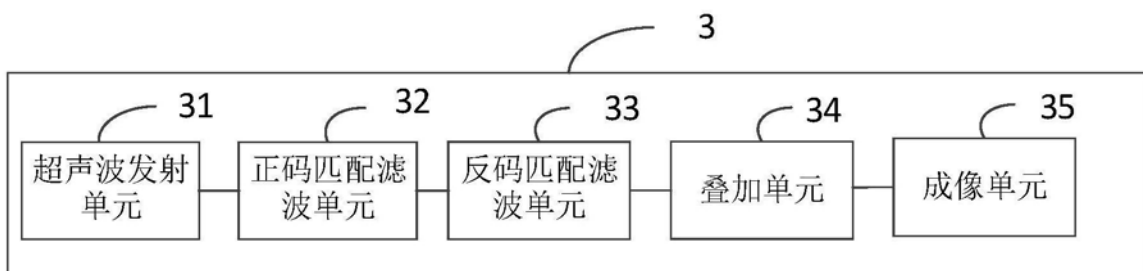


图9

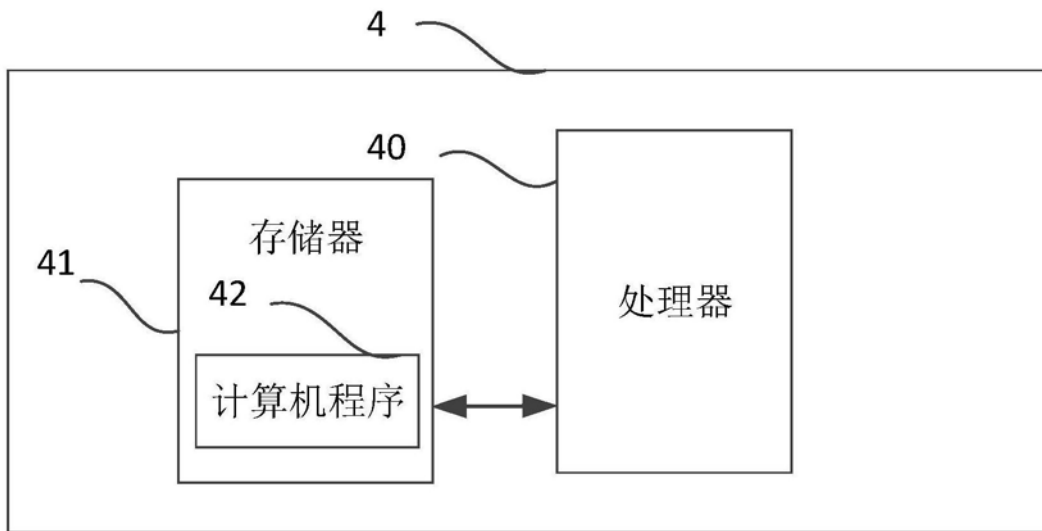


图10

专利名称(译)	20MHz眼科超声波成像方法、装置及设备		
公开(公告)号	CN110811693A	公开(公告)日	2020-02-21
申请号	CN201911235879.7	申请日	2019-12-05
[标]申请(专利权)人(译)	中国医学科学院生物医学工程研究所		
申请(专利权)人(译)	中国医学科学院生物医学工程研究所		
当前申请(专利权)人(译)	中国医学科学院生物医学工程研究所		
[标]发明人	王晓春 周盛 杨军 计建军 王延群		
发明人	王晓春 周盛 杨军 计建军 王延群		
IPC分类号	A61B8/10		
CPC分类号	A61B8/10 A61B8/4411 A61B8/4488 A61B8/5207 A61B8/5269		
代理人(译)	龙婷		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种20MHz眼科超声波成像方法、装置及设备，包括：通过一对格雷正序列编码和格雷反序列编码依次交替激发单阵元换能器，使所述单阵元换能器依次发射2N次超声波信号，形成2N条扫描线；每次发射结束后，通过所述单阵元换能器接收每条扫描线上的回波，对由格雷正序列编码所激发的扫描线上的回波进行格雷正码匹配滤波，对由格雷反序列编码所激发的扫描线上的回波进行格雷反码匹配滤波；将相邻的两条扫描线上的滤波后的回波叠加，形成2N-1条回波扫描线；根据所述2N-1条回波扫描线得到扇形的眼部超声波成像。相对于现有技术，实现了格雷互补序列在眼科成像中的应用，提高了眼科超声成像的信噪比和探测深度。

