



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 107320131 B

(45)授权公告日 2020.06.26

(21)申请号 201710717595.6

(22)申请日 2017.08.21

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 107320131 A

(43)申请公布日 2017.11.07

(73)专利权人 青岛海信医疗设备股份有限公司
地址 266100 山东省青岛市崂山区松岭路
169号软件园外包中心三层北侧

(72)发明人 王琦

(74)专利代理机构 北京博思佳知识产权代理有
限公司 11415

代理人 陈蕾

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

(56)对比文件

US 6186950 B1,2001.02.13,
CN 101623204 A,2010.01.13,
US 6095980 A,2000.08.01,
CN 107205722 A,2017.09.26,
CN 1903132 A,2007.01.31,
US 6454714 B1,2002.09.24,

审查员 卢晓萍

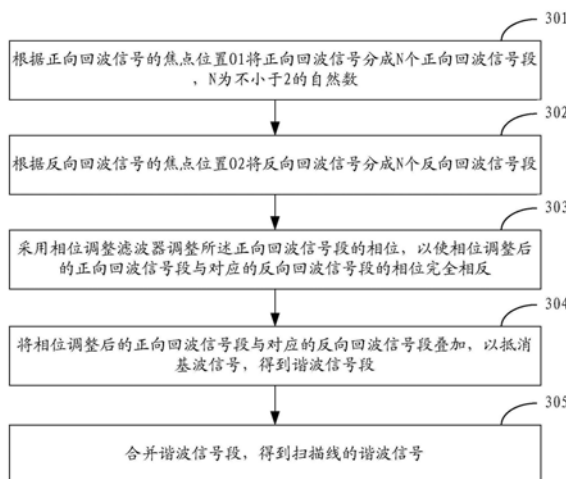
权利要求书2页 说明书9页 附图4页

(54)发明名称

基波谐波分离方法及装置

(57)摘要

本申请提供一种基波谐波分离方法及装置,所述方法包括:根据正向回波信号的焦点位置 O_1 将所述正向回波信号分成 N 个正向回波信号段, N 为不小于2的自然数;根据反向回波信号的焦点位置 O_2 将所述反向回波信号分成 N 个反向回波信号段,其中,所述正向回波信号与所述反向回波信号对应同一扫描线;采用相位调整滤波器调整所述正向回波信号段的相位,以使相位调整后的正向回波信号段与对应的反向回波信号段的相位完全相反;将所述相位调整后的正向回波信号段与所述对应的反向回波信号段叠加,以抵消基波信号,得到谐波信号段;合并所述谐波信号段,得到所述扫描线的谐波信号。应用该方法,可实现从超声探头接收到的回波信号中提取出高质量的谐波信号。



1. 一种基波谐波分离方法,其特征在于,所述方法包括:

根据正向回波信号的焦点位置 O_1 将所述正向回波信号分成 N 个正向回波信号段,所述 N 为不小于2的自然数;

根据反向回波信号的焦点位置 O_2 将所述反向回波信号分成 N 个反向回波信号段,其中,所述正向回波信号与所述反向回波信号对应同一扫描线;

采用相位调整滤波器调整所述正向回波信号段的相位,以使相位调整后的正向回波信号段与对应的反向回波信号段的相位完全相反;

将所述相位调整后的正向回波信号段与所述对应的反向回波信号段叠加,以抵消基波信号,得到谐波信号段;

合并所述谐波信号段,得到所述扫描线的谐波信号;

所述根据正向回波信号的焦点位置 O_1 将所述正向回波信号分成 N 个正向回波信号段,包括:

将所述正向回波信号位于所述焦点位置 O_1 之前的部分分成 A 段正向回波信号段,并将所述正向回波信号位于所述焦点位置 O_1 之后的部分分成 B 段正向回波信号段,其中,所述 A 和 B 均为不小于1的自然数;

相应的,所述根据反向回波信号的焦点位置 O_2 将所述反向回波信号分成 N 个反向回波信号段,包括:

将所述反向回波信号位于所述焦点位置 O_2 之前的部分分成 A 段反向回波信号段,并将所述反向回波信号位于所述焦点位置 O_2 之后的部分分成 B 段反向回波信号段。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,在所述采用相位调整滤波器调整所述正向回波信号段的相位之前,还包括:

对所述正向回波信号段取反;

采用设定的用于相位调整的自适应滤波器对取反后的正向回波信号段滤波,得到第一正向滤波信号;

若所述第一正向滤波信号与所述对应的反向回波信号段的相位不一致,则修改所述自适应滤波器的滤波系数。

3. 根据权利要求2所述的方法,其特征在于,所述修改所述自适应滤波器的滤波系数,包括:

根据设定算法修改所述自适应滤波器的滤波系数;

采用设定的低通滤波器与修改后的自适应滤波器对所述取反后的正向回波信号段滤波,得到第二正向滤波信号;

采用所述低通滤波器对所述对应的反向回波信号段滤波,得到反向滤波信号;

根据所述反向滤波信号与所述第二正向滤波信号得到误差信号;

若所述误差信号的模超过设定误差值,则继续根据所述设定算法修改所述自适应滤波器的滤波系数,直至所述误差信号的模不超过所述设定误差值。

4. 根据权利要求3所述的方法,其特征在于,所述自适应滤波器的滤波系数的初始值为前一正向回波信号段对应的相位调整滤波器的滤波系数。

5. 一种基波谐波分离装置,其特征在于,所述装置包括:

第一分段模块,用于根据正向回波信号的焦点位置 O_1 将所述正向回波信号分成 N 个正向

回波信号段,所述N为不小于2的自然数;

第二分段模块,用于根据反向回波信号的焦点位置 O_2 将所述反向回波信号分成N个反向回波信号段,其中,所述正向回波信号与所述反向回波信号对应同一扫描线;

相位调整模块,用于采用相位调整滤波器调整所述正向回波信号段的相位,以使相位调整后的正向回波信号段与对应的反向回波信号段的相位完全相反;

信号叠加模块,用于将所述相位调整后的正向回波信号段与所述对应的反向回波信号段叠加,以抵消基波信号,得到谐波信号段;

信号合并模块,用于合并所述谐波信号段,得到所述扫描线的谐波信号;

所述第一分段模块具体用于:将所述正向回波信号位于所述焦点位置 O_1 之前的部分分成A段正向回波信号段,并将所述正向回波信号位于所述焦点位置 O_1 之后的部分分成B段正向回波信号段,其中,所述A和B均为不小于1的自然数;

所述第二分段模块具体用于:

将所述反向回波信号位于所述焦点位置 O_2 之前的部分分成A段反向回波信号段,并将所述反向回波信号位于所述焦点位置 O_2 之后的部分分成B段反向回波信号段。

6. 根据权利要求5所述的装置,其特征在于,所述装置还包括:

取反模块,用于对所述正向回波信号段取反;

滤波模块,用于采用设定的用于相位调整的自适应滤波器对取反后的正向回波信号段滤波,得到第一正向滤波信号;

修改模块,用于若所述第一正向滤波信号与所述对应的反向回波信号段的相位不一致,则修改所述自适应滤波器的滤波系数。

7. 根据权利要求6所述的装置,其特征在于,所述修改模块包括:

系数修改子模块,用于若所述第一正向滤波信号与所述对应的反向回波信号段的相位不一致,则根据设定算法修改所述自适应滤波器的滤波系数;

第一滤波子模块,用于采用设定的低通滤波器与修改后的自适应滤波器对所述取反后的正向回波信号段滤波,得到第二正向滤波信号;

第二滤波子模块,用于采用所述低通滤波器对所述对应的反向回波信号段滤波,得到反向滤波信号;

误差确定子模块,用于根据所述反向滤波信号与所述第二正向滤波信号得到误差信号;

处理子模块,用于若所述误差信号的模超过设定误差值,则继续根据所述设定算法修改所述自适应滤波器的滤波系数,直至所述误差信号的模不超过所述设定误差值。

8. 根据权利要求7所述的装置,其特征在于,所述自适应滤波器的滤波系数的初始值为前一正向回波信号段对应的相位调整滤波器的滤波系数。

基波谐波分离方法及装置

技术领域

[0001] 本申请涉及超声波成像技术领域,尤其涉及一种基波谐波分离方法及装置。

背景技术

[0002] 对超声系统而言,人体是一个复杂的介质,人体中的不同器官与组织有不同的声阻抗和衰减特性,从而当超声进入人体内,由表面到深部经过不同的器官与组织时声波将出现不同的反射与衰减,这种不同的反射与衰减就是构成超声图像的基础。同时,由于人体的不同组织与器官均是非刚性的介质,因此,在反射声波时,自身也将由于声波的振荡、激励而出现谐振,产生较高频率的谐波,从而,超声探头接收到的回波信号中将同时存在基波与人体产生的谐波。研究表明,谐波成像同普通的基波成像相比,具有成像频率高,分辨力高,噪声干扰少,固有图像信噪比高等优点,尤其是使用二次谐波进行谐波成像,对于某些疾病的早期诊断或术后治疗监测,具有很好的生物医学应用前景,由此可见,将谐波从上述回波信号中提取出来具有重要意义。

[0003] 相关技术中,利用反向脉冲法,即超声探头相继发射两组相位相反的超声波,之后,超声探头将接收到两组相位相反的回波信号,对该两组相位相反的回波信号进行叠加,可以使得其中的基波因相位相反而抵消,而谐波则不会抵消,甚至得到增强,基于此,可以将谐波从回波信号中提取出来。

[0004] 然而,由于超声探头与人体之间的相对运动,会导致超声探头接收到的两组回波信号的相位并无法严格相反,从而通过上述叠加并无法使得基波完全抵消,也即无法从回波信号中提取出高质量的谐波。

发明内容

[0005] 有鉴于此,本申请提供一种谐波成像方法及装置,以实现从超声探头接收到的回波信号中提取出高质量的谐波信号。

[0006] 具体地,本申请是通过如下技术方案实现的:

[0007] 根据本申请实施例的第一方面,提供一种谐波成像方法,该方法包括:

[0008] 根据正向回波信号的焦点位置 O_1 将所述正向回波信号分成 N 个正向回波信号段,所述 N 为不小于2的自然数;

[0009] 根据反向回波信号的焦点位置 O_2 将所述反向回波信号分成 N 个反向回波信号段,其中,所述正向回波信号与所述反向回波信号对应同一扫描线;

[0010] 采用相位调整滤波器调整所述正向回波信号段的相位,以使相位调整后的正向回波信号段与对应的反向回波信号段的相位完全相反;

[0011] 将所述相位调整后的正向回波信号段与所述对应的反向回波信号段叠加,以抵消基波信号,得到谐波信号段;

[0012] 合并所述谐波信号段,得到所述扫描线的谐波信号。

[0013] 根据本申请实施例的第二方面,提供一种基波谐波分离装置,该装置包括:

[0014] 第一分段模块,用于根据正向回波信号的焦点位置 O_1 将所述正向回波信号分成N个正向回波信号段,所述N为不小于2的自然数;

[0015] 第二分段模块,用于根据反向回波信号的焦点位置 O_2 将所述反向回波信号分成N个反向回波信号段,其中,所述正向回波信号与所述反向回波信号对应同一扫描线;

[0016] 相位调整模块,用于采用相位调整滤波器调整所述正向回波信号段的相位,以使相位调整后的正向回波信号段与对应的反向回波信号段的相位完全相反;

[0017] 信号叠加模块,用于将所述相位调整后的正向回波信号段与所述对应的反向回波信号段叠加,以抵消基波信号,得到谐波信号段;

[0018] 信号合并模块,用于合并所述谐波信号段,得到所述扫描线的谐波信号。

[0019] 由上述实施例可见,通过对正向回波信号与反向回波信号进行分段,得到正向回波信号段与反向回波信号段,以正向回波信号段与对应的反向回波信号段为单位进行相位调整,使得每一正向回波信号段与对应的反向回波信号段的相位完全相反,以实现后续进行叠加后,使得基波信号因相位相反而完成消除,得到高质量的谐波信号段,最后再对所得到的谐波信号段进行合并,即可得到完整的高质量谐波信号,由此可见,本申请可以实现从超声探头接收到的回波信号中提取出高质量的谐波信号。

附图说明

[0020] 图1为相关技术中反向脉冲系统的结构示意图;

[0021] 图2所示的超声波发射/接收流程示意图;

[0022] 图3为本申请基波谐波分离方法的一个实施例流程图;

[0023] 图4为聚焦波波面形状示意图;

[0024] 图5为调整自适应滤波器的滤波系数的一示例性流程图;

[0025] 图6为实现本申请实施例提供的基波谐波分离方法的系统架构;

[0026] 图7为本申请基波谐波分离装置的一个实施例框图。

具体实施方式

[0027] 这里将详细地对示例性实施例进行说明,其示例表示在附图中。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申请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、本申请的一些方面相一致的装置和方法的例子。

[0028] 在本申请使用的术语是仅仅出于描述特定实施例的目的,而非旨在限制本申请。在本申请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。

[0029] 应当理解,尽管在本申请可能采用术语第一、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,在不脱离本申请范围的情况下,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”可以被解释成为“在……时”或“当……时”或“响应于确定”。

[0030] 由于人体的不同组织与器官均是非刚性的介质,因此,其在反射声波时,自身也将由于声波的振荡、激励而出现谐振,产生较高频率的谐波。研究表明,谐波相较于基波而言,幅值较小,衰减较快;谐波成像相较于基波成像而言,可以提高信噪比和组织边缘的清晰度,突出细节分辨率,因此,谐波成像,尤其是二次谐波成像对于某些疾病的早期诊断或术后治疗监测,具有很好的生物医学应用前景。

[0031] 在对人体组织进行超声扫描时,人体组织反射的基波以及产生的谐波都将被超声探头接收,因此,需要将基波谐波进行分离,才能实现高质量的谐波成像。由于谐波同基波相比,频率较高,例如,基波频率为 F_0 ,谐波频率为 $2F_0$,理论上可使用简单的高通滤波器实现基波谐波分离,例如,将超声探头接收到的回波信号通过高通滤波器,可以滤除掉频率为 F_0 的基波信号,保留频率为 $2F_0$ 的谐波信号,以此实现基波谐波分离。然而,由于人体是一个复杂的介质,对发射频谱控制要求较高,从而上述简单的高通滤波器在实际上难以实现基波谐波分离。

[0032] 相关技术中,提出了反向脉冲法,如图1所示,为相关技术中反向脉冲系统的结构示意图。在图1所示例的反向脉冲系统100中,发射模块110控制超声探头120依次沿每条扫描线方向相继发射两组相位相反的超声波,例如,沿“1号”扫描线方向发射一组正向超声波,紧接着再发射一组反向超声波,之后,沿“2号”扫描线方向发射一组正向超声波,紧接着再发射一组反向超声波……,本领域技术人员可以理解的是,上述所说的正向超声波和反向超声波是相对而言的。以一次发射为例,例如以沿“1号”扫描线方向发射两组相位相反的超声波之后,超声探头120也将接收到两组相位相反的回波信号(可以将上述正向超声波对应的回波信号称为正向回波信号,将上述反向超声波对应的回波信号称为反向回波信号);该两组相位相反的回波信号依次经过接收模块130、波束合成模块140,到达基波分离模块150;基波谐波分离模块150中包括叠加模块151,以及两个存储器,分别为存储器152、存储器153,假定存储器152用于存储正向回波信号,存储器153用于存储反向回波信号,那么上述正向回波信号将进入存储器152,上述反向回波信号将进入存储器153;后续该两个存储器各自将存储的回波信号传输至叠加模块151,由叠加模块151对上述正向回波信号与反向回波信号进行叠加,使得其中的基波因相位相反而抵消,但谐波则不会抵消,甚至得到增强,以实现基波谐波的分离;后续,基波谐波分离模块150将分离得到的谐波信号传输至谐波包络变换模块160,谐波包络变换模块160通过I/Q解调或者希尔伯特变换等方法对该谐波信号进行包络变换,得到最终“1号”扫描线的谐波信号。

[0033] 然而,由于超声探头与人体之间的相对运动,会导致超声探头接收到的两组回波信号的相位并无法严格相反,从而通过上述叠加并无法使得基波完全抵消,也即无法从回波信号中提取出高质量的谐波;同时,在上述过程中,超声探头通过沿一条扫描线连续两次发射超声波,才可以得到该一条扫描线的谐波信号,因此导致超声成像系统的帧率降低。

[0034] 基于此,本申请提供一种基波谐波分离方法,在该方法中,首先为了解决相关技术中超声探头通过沿一条扫描线连续两次发射超声波,才可以得到该一条扫描线的谐波信号,导致超声成像系统帧率降低的问题,可以在一次发射之后同时接收多条扫描线的回波信号,例如,如图2所示的超声波发射/接收流程示意图,沿A线方向,以 F_0 频率发射正向超声波,之后沿A-1线、A线,以及A+1线方向分别接收正向回波信号;沿A+1线方向,以 F_0 频率发射反向超声波,之后沿A线、A+1线,以及A+2线方向分别接收反向回波信号;沿A+2线方向,以 F_0

频率发射正向超声波,之后沿A+1线、A+2线,以及A+3线方向分别接收正向回波信号。由此可见,通过分别沿3条扫描线进行3次发射,每次发射均接收以发射位置为中心的多条扫描线上的回波信号,可以实现最多得到3条扫描线各自的谐波信号,从而解决了相关技术中帧率降低的问题。

[0035] 以A+1线上接收到的3次回波信号为例,由于三次发射所沿的扫描线不一致,从而A+1线上接收到的3次回波信号中正向回波信号与反向回波信号的相位也并不完全相反,从而,可以应用本申请提出的基波谐波分离方法,通过对A+1线上的正向回波信号或反向回波信号进行相位调整,使得A+1线上的正向回波信号与反向回波信号的相位完全相反,之后,再进行叠加,则可以使得基波因相位相反而完全抵消,从而实现从超声探头接收到的回波信号中提取出高质量的谐波信号。

[0036] 如下,结合图2的示例,列举下述实施例对本申请提供的基波谐波分离方法进行详细说明。

[0037] 请参见图3,为本申请基波谐波分离方法的一个实施例流程图,以对同一扫描线的正向回波信号与反向回波信号进行处理为例,该方法包括以下步骤:

[0038] 步骤301:根据正向回波信号的焦点位置 O_1 将正向回波信号分成N个正向回波信号段,N为不小于2的自然数。

[0039] 步骤302:根据反向回波信号的焦点位置 O_2 将反向回波信号分成N个反向回波信号段。

[0040] 如下,对上述步骤301与步骤302进行说明:

[0041] 当发生的超声波为聚焦波时,由于聚集波的波面在焦点前/后并不一致,例如,参见图4,为聚焦波波面形状示意图,因此,在对回波信号进行相位调整时,针对焦点前/后的回波信号调整方向则不一致,基于此,本申请实施例提出了根据焦点位置对回波信号进行分段,以便于后续对分段得到的每一回波信号段分别进行相位调整,以提高相位调整的准确性。

[0042] 在一实施例中,以A线上的正向回波信号与反向回波信号为例,可以根据该正向回波信号的焦点位置 O_1 ,将该正向回波信号分成N(N为不小于2的自然数)段,为了描述方便,将所得到的分段称为正向回波信号段;相应的,根据该反向回波信号的焦点位置 O_2 ,将该反向回波信号也分成N段,为了描述方便,将所得到的分段称为反向回波信号段。

[0043] 在一个可选的实现方式中,若N为2,那么,则是以焦点位置 O_1 为分割点,将正向回波信号分成2个正向回波信号段;相应的,以焦点位置 O_2 为分割点,将反向回波信号分成2个反向回波信号段。

[0044] 在另一个可选的实现方式中,若N大于2,则可以首先从正向回波信号的焦点位置 O_1 处,将正向回波信号分为两段,后续再将位于焦点位置 O_1 之前的部分分成A(A为大于1的自然数)段正向回波信号段,将位于焦点位置 O_1 之后的部分分成B(B为大于1的自然数)段正向回波信号段。相应的,从反向回波信号的焦点位置 O_2 处,将反向回波信号分为两部分,后续再将位于焦点位置 O_2 之前的部分分成A段反向回波信号段,将位于焦点位置 O_2 之后的部分分成B段反向回波信号段。

[0045] 需要说明的是,在对同一扫描线上的正向回波信号和反向回波信号进行分段时,分段方式保持一致,这里所说的分段方式保持一致包括:所得到分段的数量相同,并且,位

于焦点位置前/后的分段数量也分别相同。

[0046] 另外,本申请中对正向回波信号段/反向回波信号段的长度不作限制,对同一正向回波信号进行分段得到的正向回波信号段的长度可以相同,也可以不同;同样的,对同一反向回波信号进行分段得到的反向回波信号段的长度可以相同,也可以不同,本申请对此不作限制。

[0047] 步骤303:采用相位调整滤波器调整所述正向回波信号段的相位,以使相位调整后的正向回波信号段与对应的反向回波信号段的相位完全相反。

[0048] 首先说明,假设步骤301中得到的正向回波信号段包括 Y_1 和 Y_2 ,步骤302中得到的反向回波信号段包括 D_1 和 D_2 ,那么, Y_1 与 D_1 相对应, Y_2 与 D_2 相对应。

[0049] 在本步骤中,可以采用相位调整滤波器对正向回波信号段进行调整,以使相位调整后的正向回波信号段的相位与对应的反向回波信号段的相位完全相反,这里所说的“完全相反”是指相位差值为180度。

[0050] 在一实施例中,上述相位调整滤波器的滤波系数可以为本领域技术人员通过往常经验所设定的。

[0051] 在一实施例中,上述相位调整滤波器可以通过自适应算法,调整自适应滤波器的滤波系数所得到的,如下,重点描述调整自适应滤波器的滤波系数的过程:

[0052] 如图5所示,为调整自适应滤波器的滤波系数的一示例性流程图,包括以下步骤:

[0053] 步骤501:对正向回波信号段进行取反。

[0054] 在本申请实施例中,为了后续步骤可以实现准确、快速的对正向回波信号段进行相位调整,首先对正向回波信号段进行取反。例如,假设正向回波信号段的数据为“0、20、63、42、-27、-55”,那么取反后的回波信号段的数据则为“0、-20、-63、-42、27、55”。为了描述方便,可以将对正向回波信号段 Y_1 取反后所得到的正向回波信号段记为 X_1 ,那么, X_1 与 D_1 相对应,本申请实施例中对其他相对应的取反后的正向回波信号段与反向回波信号段不再一一描述。

[0055] 步骤502:采用设定的用于相位调整的自适应滤波器对取反后的正向回波信号段滤波,得到第一正向滤波信号,若第一正向滤波信号与对应的反向回波信号段的相位不一致,则执行后续步骤503。

[0056] 在本步骤中,可以采用设定的用于相位调整的自适应滤波器 W_1 对上述 X_1 进行滤波,得到滤波后的正向回波信号段,为了描述方便,可以将该滤波后的正向回波信号段称为第一正向滤波信号,具体的,第一正向滤波信号= $X_1 * W_1$ 。若第一正向滤波信号与对应的反向回波信号段,例如 D_1 的相位不一致,则可以认为上述自适应滤波器 W_1 的滤波系数并不合适,此时,继续执行下述步骤503。

[0057] 步骤503:根据设定算法修改自适应滤波器的滤波系数。

[0058] 在本申请实施例中,设定算法可以为 $W_{1-NEW} = W_1 + 2 * E_1 * X_1$ 。

[0059] 其中, W_{1-NEW} 则为修改后的自适应滤波器的滤波系数。

[0060] 步骤504:采用设定的低通滤波器与修改后的自适应滤波器对取反后的正向回波信号段滤波,得到第二正向滤波信号。

[0061] 在本步骤中,采用设定低通滤波器 L_1 与当前的自适应滤波器 W_1 对上述 X_1 进行滤波,得到滤波后的正向回波信号段,为了描述方便,将该滤波后的正向回波信号段称为第二正

向滤波信号并记为 Z_1 ,具体的, $Z_1=X_1*W_1*L_1$ 。

[0062] 需要说明的是,上述低通滤波器 L_1 的截止频率为基波频率 F_0 ,并且,在实际应用中,也可以不是严格的 F_0 ,可以在 F_0 附近范围内上下浮动。

[0063] 步骤505:采用低通滤波器对对应的反向回波信号段滤波,得到反向滤波信号。

[0064] 在步骤中,采用低通滤波器 L_1 对对应的反向回波信号段 D_1 进行滤波,得到滤波后的反向回波信号段,为了描述方便,将该滤波后的反向回波信号段称为反向滤波信号并记为 P_1 ,具体的, $P_1=D_1*L_1$ 。

[0065] 步骤506:根据反向滤波信号与第二正向滤波信号得到误差信号,若所述误差信号的模超过设定误差值,则返回执行步骤503;若所述误差信号的模不超过设定误差值,则结束流程。

[0066] 在本步骤中,根据上述反向滤波信号与上述第二正向滤波信号得到误差信号,记为 E_1 ,具体的, $E_1=P_1-Z_1$ 。

[0067] 若 E_1 的模超过设定误差值(设定误差值为常数,例如0.03),则可以认为,若将正向回波信号段 Y_1 经当前的自适应滤波器进行相位调整后,其相位仍与对应的反向回波信号段 D_1 的相位不完全相反,并且相位差值并不在可接受范围内,因此,可以进一步修改自适应滤波器的滤波系数,即返回执行上述步骤503;若误差信号 E_1 的模不超过设定误差值,则可以结束当前流程。

[0068] 至此完成图5所示实施例的描述。

[0069] 根据图5所示实施例,也可以得到其他正向回波信号段对应的相位调整滤波器,具体过程本申请不再一一描述。

[0070] 需要说明的是,在一实施例中,考虑到连续的正向回波信号段之间的相位变化也为连续性变化,并且差别不会很大,因此,在得到除第一个正向回波信号段以外的其他正向回波信号段对应的相位调整滤波器的过程中,可以使用其前一个正向回波信号段对应的相位调整滤波器的滤波系数作为当前待调整的自适应滤波器的初始滤波系数。举例来说,假设正向回波信号段 Y_1 对应的相位调整滤波器的系数为 W_{1-G} ,那么,可以将正向回波信号段 Y_2 对应的自适应滤波器的滤波系数的初始值设置为 W_{1-G} 。通过该种处理,可以加快自适应滤波器的调整速度。

[0071] 步骤304:将相位调整后的正向回波信号段与对应的反向回波信号段叠加,以抵消基波信号,得到谐波信号段。

[0072] 在本申请实施例中,由于通过执行上述步骤304,以使得正向回波信号段与反向回波信号段的相位完全相反,从而,将相位调整后的正向回波信号段与对应的反向回波信号段进行叠加,可以使得基波由于相位相反而完全抵消,从而得到谐波信号段。

[0073] 步骤305:合并谐波信号段,得到扫描线的谐波信号。

[0074] 在本申请实施例中,最后将所得到的各个谐波信号段进行合并,即可得到完整的谐波信号。

[0075] 此外,为了消除数据合并所带来的额外噪声,还可以通过设定高通滤波器对步骤305所得到的谐波信号进行滤波。

[0076] 需要说明的是,上述高通滤波器的截止频率为谐波频率 $2F_0$,并且,在实际应用中,也可以不是严格的 $2F_0$,其可以在 $2F_0$ 附近范围内上下浮动。

[0077] 由上述实施例可见,通过对正向回波信号与反向回波信号进行分段,得到正向回波信号段与反向回波信号段,以正向回波信号段与对应的反向回波信号段为单位进行相位调整,使得每一正向回波信号段与对应的反向回波信号段的相位完全相反,以实现后续叠加后,使得基波信号因相位相反而完成消除,得到高质量的谐波信号段,最后再对所得到的谐波信号段进行合并,即可得到完整的高质量谐波信号,由此可见,本申请可以实现从超声探头接收到的回波信号中提取出高质量的谐波信号。

[0078] 如下,图6示例出实现本申请实施例提供的基波谐波分离方法的系统架构,以结合该图6所示例的系统架构,对本申请实施例提供的基波谐波分离方法进行进一步说明。

[0079] 首先,通过对比图1可以发现,图6所示例的系统中增加了波束合成模块与存储器的数量,其中,波束合成模块与存储器的具体数量可以根据实际应用中一次接收到的回波信号的数量而定,且图6中仅是以3个波束合成模块与3个存储器为例,本申请对此并不作限制;图6所示例的系统中还增加了相位计算模块654与相位调整模块655,该两个模块可以共同完成回波信号的相位调整过程,具体调整过程在此不再详述;图6所示例的系统中还增加了叠加模块的数量,其中,叠加模块656与叠加模块657可分别用于对两组相位相反的回波信号进行叠加,叠加模块658则用于对叠加模块656和叠加模块657输出的回波信号进行叠加。

[0080] 后续,结合图2所示举例,以对A+1线上的回波信号进行基波谐波的分离为例进行说明。

[0081] 由图2所示,在A+1线上共接收到3组回波信号,其中包括两组正向回波信号,一组反向回波信号,可以将该3组回波信号分别存储在图6所示例的存储器651、存储器652,以及存储器653中,以存储器652存储上述反向回波信号,存储器651与存储器653分别存储上述两组正向回波信号为例,则可以将存储器651与存储器652划分为一组,记为1/2组,将存储器652与存储器653划分为另一组,记为2/3组,之后,由相位计算模块654与相位调整模块655分别对1/2组与2/3组中的正向回波信号(或反向回波信号)进行相位调整,以使每一组中的正向回波信号与反向回波信号的相位完全相反,后续,再由叠加模块656对1/2组中的正向回波信号与反向回波信号进行叠加处理,并由叠加模块657对2/3组中的正向回波信号与反向回波信号进行叠加处理,至此得到两个谐波信号,最终,再由叠加模块658对该两个谐波信号进行叠加,得到最终完整的A+1线的谐波信号。

[0082] 需要说明的是,在图6所示例系统中,还可以具有两个相位调整模块,以便同时对1/2组和2/3组中的正向回波信号与反向回波信号进行相位调整,图6所示例的系统架构仅为举例,不应被理解用于限制本申请。

[0083] 与前述基波谐波分离方法的实施例相对应,本申请还提供了基波谐波分离装置的实施例。

[0084] 请参考图6,为本申请基波谐波分离装置的一个实施例框图,该装置包括:第一分段模块71、第二分段模块72、相位调整模块73、信号叠加模块74、信号合并模块75。

[0085] 其中,第一分段模块71,用于根据正向回波信号的焦点位置 O_1 将所述正向回波信号分成N个正向回波信号段,所述N为不小于2的自然数;

[0086] 第二分段模块72,用于根据反向回波信号的焦点位置 O_2 将所述反向回波信号分成N个反向回波信号段,其中,所述正向回波信号与所述反向回波信号对应同一扫描线;

[0087] 相位调整模块73,用于采用相位调整滤波器调整所述正向回波信号段的相位,以使相位调整后的正向回波信号段与所述对应的反向回波信号段的相位完全相反;

[0088] 信号叠加模块74,用于将所述相位调整后的正向回波信号段与所述对应的反向回波信号段叠加,以抵消基波信号,得到谐波信号段;

[0089] 信号合并模块75,用于合并所述谐波信号段,得到所述扫描线的谐波信号。

[0090] 在一实施例中,所述第一分段模块71,具体可以用于:将所述正向回波信号位于所述焦点位置 O_1 之前的部分分成A段正向回波信号段,并将所述正向回波信号位于所述焦点位置 O_1 之后的部分分成B段正向回波信号段,其中,所述A和B均为大于1的自然数;

[0091] 所述第二分段模块72,具体可以用于:将所述反向回波信号位于所述焦点位置 O_2 之前的部分分成A段反向回波信号段,并将所述反向回波信号位于所述焦点位置 O_2 之后的部分分成B段反向回波信号段。

[0092] 在一实施例中,所述装置还可以包括(图7中并未示出):

[0093] 取反模块,用于对所述正向回波信号段取反;

[0094] 滤波模块,用于采用设定的用于相位调整的自适应滤波器对取反后的正向回波信号段滤波,得到第一正向滤波信号;

[0095] 修改模块,用于若所述第一正向滤波信号与所述对应的反向回波信号段的相位不一致,则修改所述自适应滤波器的滤波系数。

[0096] 在一实施例中,所述修改模块包括(图7中并未示出):

[0097] 系数修改子模块,用于若所述第一正向滤波信号与所述对应的反向回波信号段的相位不一致,则根据设定算法修改所述自适应滤波器的滤波系数;

[0098] 第一滤波模块,用于采用设定的低通滤波器与修改后的自适应滤波器对所述取反后的正向回波信号段滤波,得到第二正向滤波信号;

[0099] 第二滤波模块,用于采用所述低通滤波器对所述对应的反向回波信号段滤波,得到反向滤波信号;

[0100] 误差确定子模块,用于根据所述反向滤波信号与所述第二正向滤波信号得到误差信号;

[0101] 处理子模块,用于若所述误差信号的模超过设定误差值,则继续根据所述设定算法修改所述自适应滤波器的滤波系数,直至所述误差信号的模不超过所述设定误差值。

[0102] 在一实施例中,所述自适应滤波器的滤波系数的初始值为前一正向回波信号段对应的最优的相位调整滤波器的滤波系数。

[0103] 上述装置中各个单元的功能和作用的实现过程具体详见上述方法中对应步骤的实现过程,在此不再赘述。

[0104] 对于装置实施例而言,由于其基本对应于方法实施例,所以相关之处参见方法实施例的部分说明即可。以上所描述的装置实施例仅仅是示意性的,其中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模块来实现本申请方案的目的。本领域普通技术人员在不付出创造性劳动的情况下,即可以理解并实施。

[0105] 以上所述仅为本申请的较佳实施例而已,并不用以限制本申请,凡在本申请的精

神和原则之内,所做的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本申请保护的范围之内。

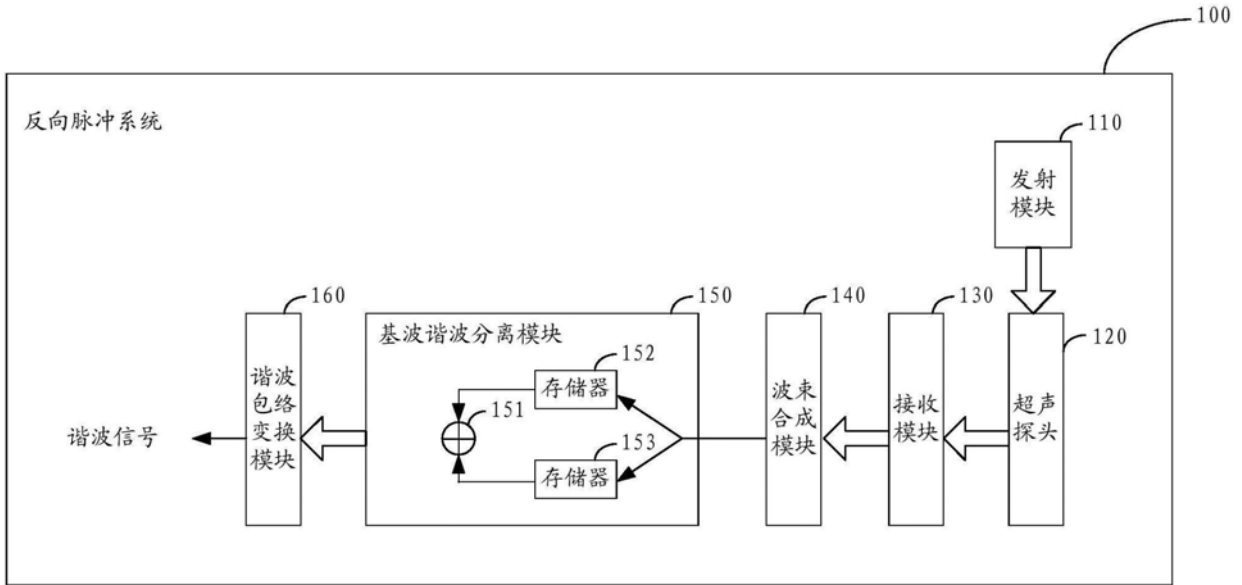


图1

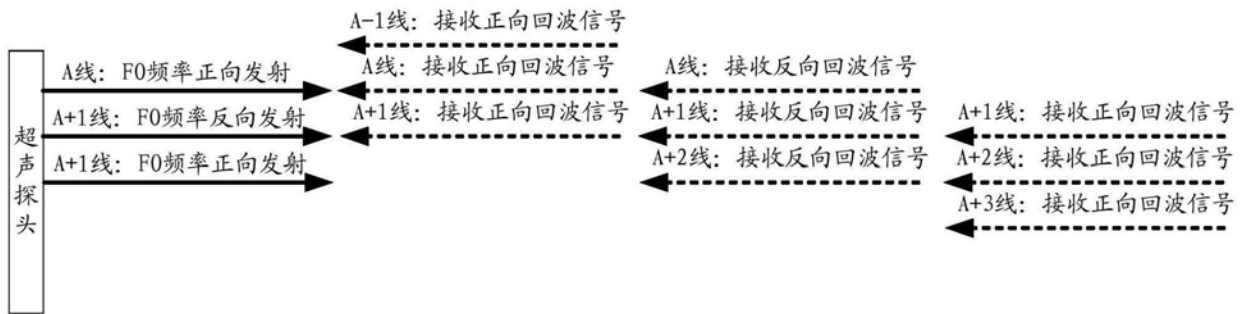


图2

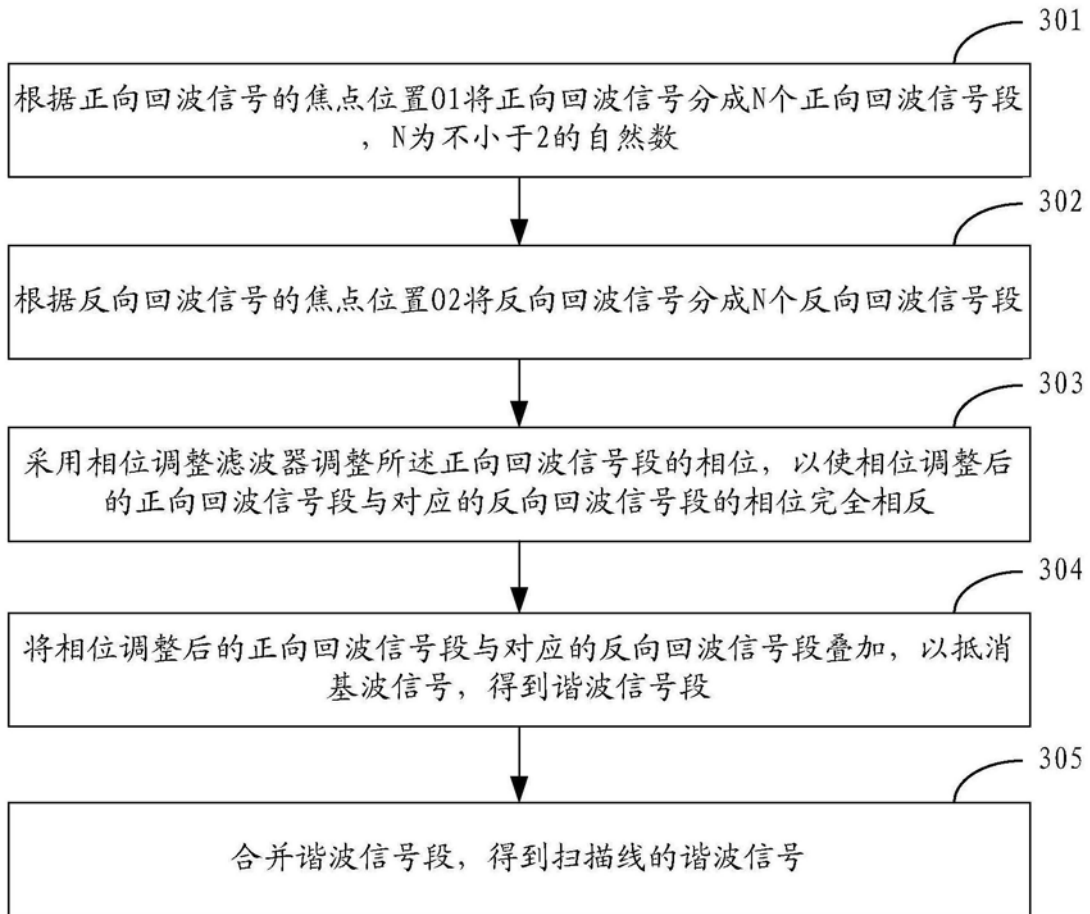


图3

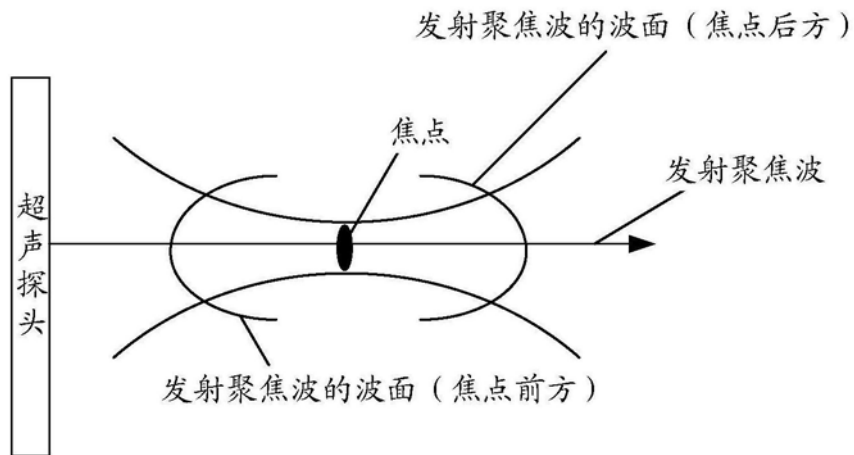


图4

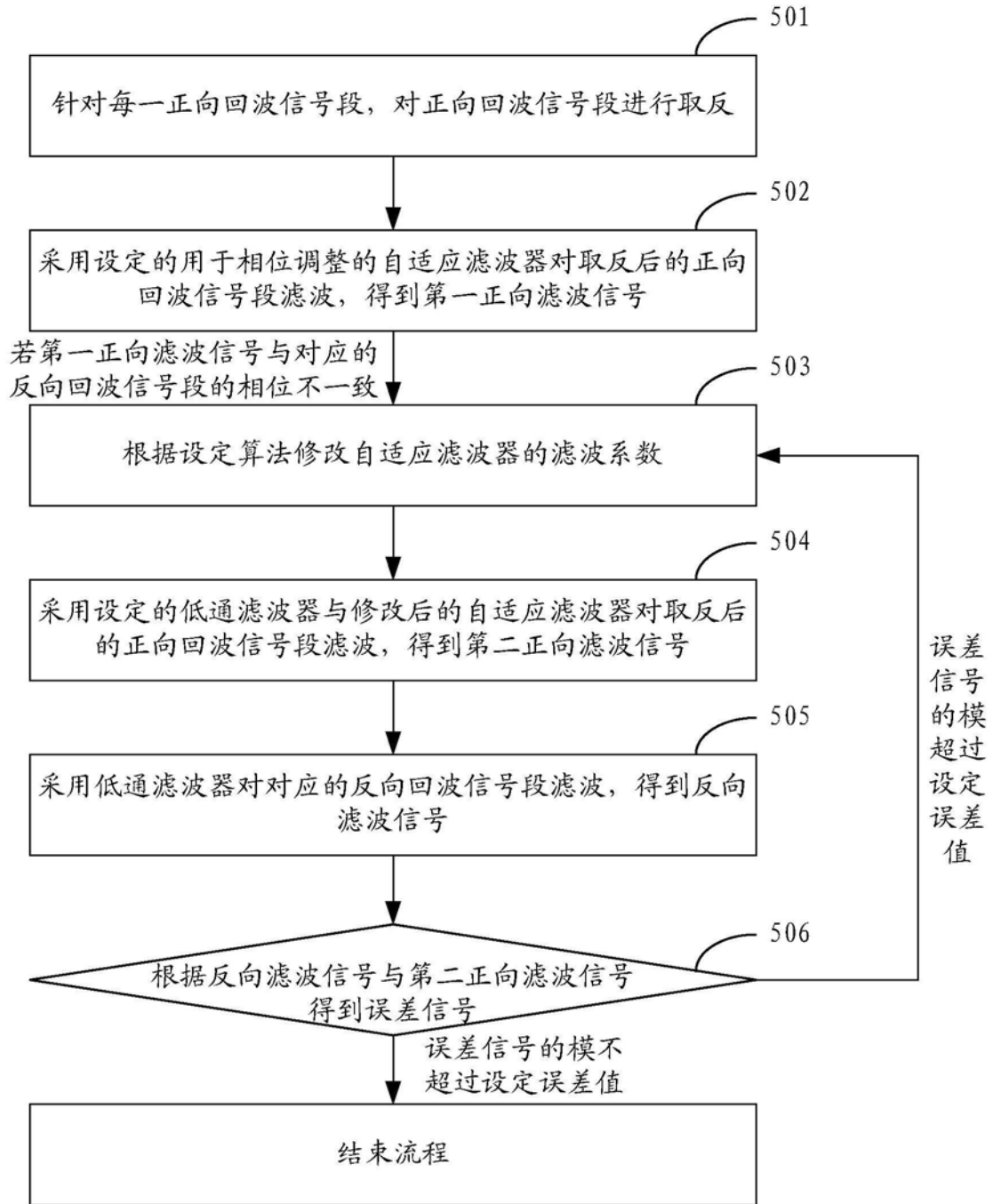


图5

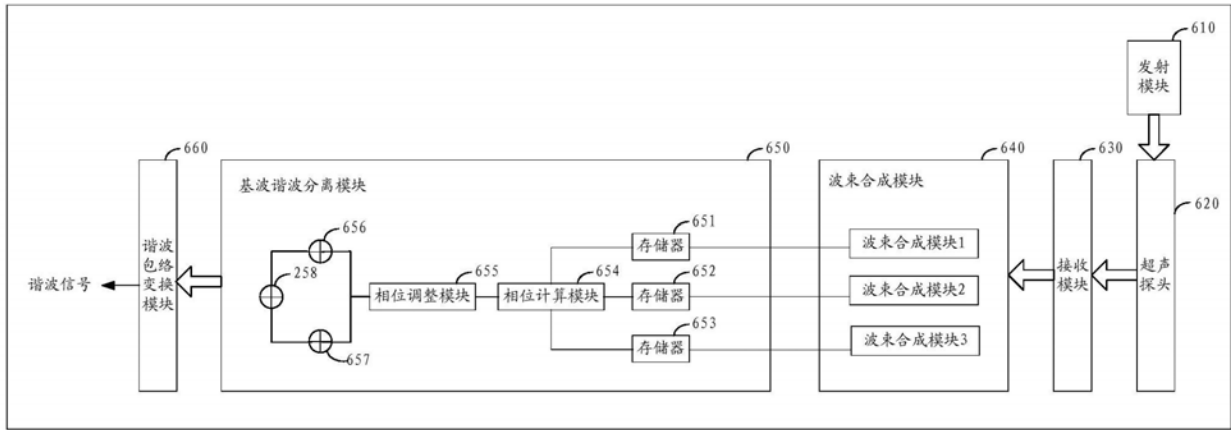


图6

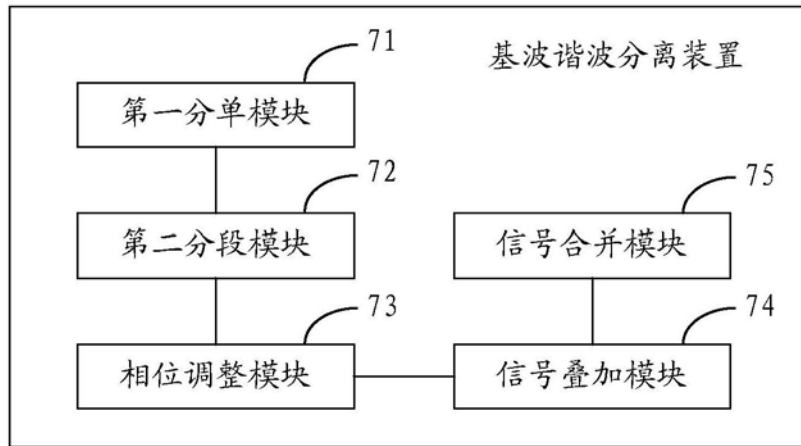


图7

| | | | |
|----------------|------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译) | 基波谐波分离方法及装置 | | |
| 公开(公告)号 | CN107320131B | 公开(公告)日 | 2020-06-26 |
| 申请号 | CN2017110717595.6 | 申请日 | 2017-08-21 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 青岛海信医疗设备股份有限公司 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 青岛海信医疗设备股份有限公司 | | |
| 当前申请(专利权)人(译) | 青岛海信医疗设备股份有限公司 | | |
| [标]发明人 | 王琦 | | |
| 发明人 | 王琦 | | |
| IPC分类号 | A61B8/00 | | |
| 代理人(译) | 陈蕾 | | |
| 其他公开文献 | CN107320131A | | |
| 外部链接 | SIPO | | |

摘要(译)

本申请提供一种基波谐波分离方法及装置，所述方法包括：根据正向回波信号的焦点位置O1将所述正向回波信号分成N个正向回波信号段，N为不小于2的自然数；根据反向回波信号的焦点位置O2将所述反向回波信号分成N个反向回波信号段，其中，所述正向回波信号与所述反向回波信号对应同一扫描线；采用相位调整滤波器调整所述正向回波信号段的相位，以使相位调整后的正向回波信号段与对应的反向回波信号段的相位完全相反；将所述相位调整后的正向回波信号段与所述对应的反向回波信号段叠加，以抵消基波信号，得到谐波信号段；合并所述谐波信号段，得到所述扫描线的谐波信号。应用该方法，可实现从超声探头接收到的回波信号中提取出高质量的谐波信号。

