



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110868938 A

(43)申请公布日 2020.03.06

(21)申请号 201880045434.X

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(22)申请日 2018.07.09

代理人 刘兆君

(30)优先权数据

17305885.0 2017.07.07 EP

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

G01S 15/89(2006.01)

2020.01.07

G01S 7/52(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2018/068478 2018.07.09

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2019/008187 EN 2019.01.10

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 T·N·于 黄圣文

F·G·G·M·维尼翁 O·绍姆蓬

汪世英

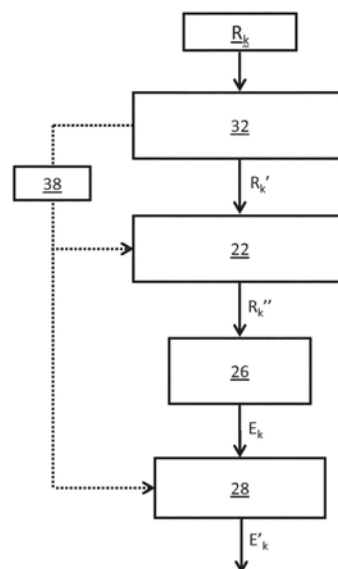
权利要求书2页 说明书20页 附图7页

(54)发明名称

用于处理超声信号数据的方法和设备

(57)摘要

本发明提供了一种用于在生成超声图像之前对信号数据进行预处理的超声数据处理方法。所述方法试图通过将相干持续性应用于一系列原始超声信号表示来降低噪声,所述一系列原始超声信号表示表示通过身体但在不同的连续时间时的相同路径或部分。在应用持续性之前,将包括幅度峰值配准和相位对准的运动补偿流程应用于原始回波信号数据,以便使所述信号相干并由此限制运动引起的伪影的引入。



1. 一种用于在生成超声图像时使用的处理超声信号数据的方法,包括:

接收原始回波信号的一系列数据表示,每个数据表示表示通过身体但在不同的连续时间时的相同轨迹、部分或体积;

将运动补偿流程应用于所述数据表示,所述流程包括:将由所述数据表示所表示的所述原始信号的幅度峰值彼此配准,并且将所述原始信号的相位彼此对准;并且

将平均化技术应用于经运动补偿的信号表示的一个或多个子集,从而导出一个或多个经平均化的原始回波信号表示。

2. 如权利要求1所述的方法,其中,所述运动补偿流程包括两步过程,所述两步过程包括:首先将由所述数据表示所表示的所述原始信号的幅度峰值彼此配准,并且随后应用相位校正流程以将所述原始回波信号的相位彼此对准。

3. 如权利要求1或2所述的方法,其中,通过所述平均化方法来生成多个经平均化的原始回波信号表示,并且其中,所述方法还包括:

处理所述多个经平均化的表示以生成对应的多个经平均化的包络信号表示或超声图像,并且

将另外的平均化技术应用于所述多个经平均化的包络信号表示或超声图像。

4. 如权利要求1-3中的任一项所述的方法,其中,所述运动补偿流程包括:将所述数据表示中的一个数据表示指定为参考表示;并且将其余的数据表示的信号中的每个信号的幅度峰值配准到所述参考表示的一个或多个信号的峰值,并且其中,

所述表示不是同时接收的,并且所述参考表示被指定为最新近接收的表示,或者所述参考表示被指定为最新近接收的表示与最久远接收的表示之间的中途表示。

5. 如权利要求4所述的方法,其中,所述参考表示被指定为在最新近接收的表示与最久远接收的表示之间的中途表示,并且其中,在导出所述一个或多个经平均化的原始回波信号表示之后,运动补偿流程被应用于所述经平均化的原始回波信号表示,所述应用至少包括将所述一个或多个经平均化的表示的幅度峰值配准到所述最新近接收的数据表示的幅度峰值。

6. 如权利要求2-5中的任一项所述的方法,其中,所述运动补偿流程包括:

处理所述一系列数据表示以导出对应的一系列包络信号表示;

确定所述包络信号表示之间的偏差;

基于所导出的所述包络信号之间的偏差来对所述原始回波信号数据表示执行调整,以便使不同的原始回波信号的幅度峰值彼此配准;并且

将所述相位校正流程应用于经幅度配准的回波信号表示,以便将所述信号表示的所述相位彼此配准。

7. 如权利要求6所述的方法,其中,所述确定所述包络信号表示之间的偏差包括:

确定时间连续对之间的偏差,所述时间连续对是所述一系列包络表示的至少子集,所述子集包括被指定为参考表示的一个表示;

向所述连续偏差中的每个连续偏差加上直到所述参考表示为止的所有先前确定的或随后确定的偏差的总和,以便针对每个包络表示导出相对于所述参考信号表示的累计偏差;并且

基于针对所述包络信号所确定的累计偏差来调整所述一系列原始回波信号表示,从而

实现对所述原始回波信号的幅度峰值的配准。

8. 如权利要求1所述的方法,其中,所述运动补偿流程包括:

确定所述原始回波信号表示的信号峰值之间的偏差;

基于所述导出的偏差对所述原始回波信号数据表示执行调整,以便实现不同的原始回波信号的幅度峰值的彼此配准以及所述信号表示的所述相位的彼此对准。

9. 如任一前述权利要求所述的方法,其中,所述相位校正流程包括:

确定所述一系列数据表示的至少子集的原始信号与参考表示之间的相移;并且

根据所确定的相移来调整所述回波信号中的每个回波信号的相位;

并且,任选地,其中,基于以下表达式来确定针对每个给定的数据表示 f_i 的相移:

$$\alpha = \angle(K \otimes (f_0 \cdot f_i^*))$$

其中, α 是一组相移, K 是卷积内核,并且 f_0 是所述参考数据表示。

10. 如任一前述权利要求所述的方法,还包括:

在所述运动补偿流程之后,确定所述原始回波信号表示之间的相似性度量;并且

基于所述相似性度量来确定要被包括在要应用所述平均化技术的所述一个或多个子集中的每个子集中的信号表示的总数;

并且,任选地,其中,被包括在要应用所述平均化技术的所述一个或多个子集中的每个子集中的信号表示的所述总数与所述确定的相似性度量正相关。

11. 如任一前述权利要求所述的方法,其中,所述平均化技术包括确定所述经运动补偿的信号表示的信号的加权平均值,并且其中,所述方法还包括:

在应用所述运动补偿流程之后,确定每个信号表示与所述参考信号表示之间的相似性度量;并且

基于所确定的针对每个信号表示的相似性度量来确定针对所述表示的加权因子,所述加权因子用于在确定所述一系列表示的所述加权平均值时使用;

并且,任选地,其中,所述加权因子是二元加权因子,其中,在每个表示的相对于所述参考的相似性度量高于特定阈值的情况下,所述每个表示仅被包括而作为所述经平均化的信号表示的部分。

12. 如任一前述权利要求所述的方法,其中,每个数据表示包括对应于多个个体回波信号的数据,并且,任选地,其中,所述多个个体回波信号表示通过所述身体的一组相邻路径,以便形成通过所述身体的部分或体积的表示。

13. 如任一前述权利要求所述的方法,还包括处理所述经平均化的数据表示以形成一幅或多幅超声图像。

14. 一种超声信号处理单元(56),适于执行如权利要求1-13中的任一项所述的方法。

15. 一种超声诊断成像系统,包括:

超声换能器阵列;以及

如权利要求14所述的超声处理单元,其与所述换能器阵列能操作地耦合并且适于接收由所述换能器阵列捕获的回波信号的数据表示。

用于处理超声信号数据的方法和设备

技术领域

[0001] 本发明涉及用于处理超声信号数据以生成超声图像的方法及其设备。

背景技术

[0002] 持续性是在超声数据处理中用于降低信号噪声并提高所得到的超声图像的质量的技术。持续性(以其最简单的形式)是对多个连续帧进行时间平均化以减弱噪声伪影的过程。从许多常规的超声扫描器中已知将持续性应用于B模式图像或彩色流图像。在这样的示例中被提供给持续性过程的输入是包络检测后(提取的幅度)的或颜色处理后的信号数据。当将持续性应用于这样的数据时,将使得信号帧发生非相干平均化。

[0003] 当将这样的非相干持续性应用于B模式成像时,这样的非相干持续性能够抑制超声数据中的噪声,但是其在改善信噪比(SNR)方面的有效性相对较差。

[0004] 因此,需要能够实现信噪比的更大提高的改进的信号处理流程。

发明内容

[0005] 本发明由权利要求来限定。

[0006] 代替上述方法,可以将持续性应用于原始超声回波数据(例如,RF数据或IQ数据)。这是相干平均化的示例,并且已经发现这在SNR提高方面实现了显著改善的结果。然而,通常不会考虑这种方法,因为在对原始信号进行求和时,因发生相消干涉而在所得到的平均值中极易受到运动引起的伪影的影响。这意味着,要么在捕获数据时换能器探头必须被保持极度静止,以免在帧之间引入运动移位(这可能是不切实际的);要么必须使用非常小的持续性内核(也就是说,被包括在平均值中的帧的数量必须被保持得非常小)。

[0007] 本发明的实施例试图提供基于相干持续性的信号处理方法,但是在该方法中减少了运动伪影。

[0008] 根据本发明的一个方面的示例,提供了一种用于在生成超声图像时使用的处理超声信号数据的方法,所述方法包括:接收原始回波信号的一系列数据表示,每个数据表示表示通过身体但在不同的连续时间时的相同轨迹、部分或体积;将运动补偿流程应用于所述数据表示,所述流程包括:将由所述数据表示所表示的所述原始信号的幅度峰值彼此配准,并且将所述原始信号的相位彼此对准;并且将平均化技术应用于经运动补偿的信号表示的一个或多个子集,从而导出一个或多个经平均化的原始回波信号表示。

[0009] 本发明的实施例基于以下构思:对原始(非包络提取的)超声信号数据应用持续性,但是其中,该数据已经用运动补偿流程进行了预处理。特别地,运动补偿流程包括将时间连续超声信号的幅度彼此配准以及将超声信号的相位彼此对准。已经发现,仅仅执行标准的“帧”配准(仅涉及对准信号幅度)将导致所得到的信号集合非相干,这意味着信号的后续平均化仍会产生相消干涉(在最终绘制的超声图像中表现为黑色条纹和裂缝)。因此,本发明的实施例提出还要对准相位,这使得所得到的信号集合是相干的,使得可以应用持续性而不会引入运动伪影。根据某些示例,例如可以使用(富相)超声数据的互相关在单个步

骤中一起执行幅度峰值配准和相位对准。然而,在优选示例中,它们可以作为两个不同的步骤来执行。

[0010] 特别地,根据一个或多个实施例,所述运动补偿流程包括两步过程,所述两步过程包括:首先将由所述数据表示所表示的所述原始信号的幅度峰值彼此配准,并且随后应用相位校正流程以将所述原始回波信号的相位彼此对准。

[0011] 这里,基本上以两个阶段来调整帧之间的运动:一个阶段是校正幅度峰值,第二阶段是校正相位。这种方法远比例如使用互相关有效,使用互相关在计算上要昂贵得多,而且很费时间。因此,除了计算效率更高以外,将运动补偿执行为两阶段处理(非相位处理,然后是相位处理)还会更快,从而使其在例如实时数据处理应用中(即,在收集超声数据时实时执行数据处理)更加实用和高效。

[0012] 以下注释适用于本发明的所有实施例,包括上文所述的单步运动补偿选项和两步运动补偿选项。在本文的背景中,运动补偿是指补偿路径或部分所穿过的身体或超声信号以其他方式所捕获或表示的身体与(一个或多个)超声换能器之间的相对运动。例如,在信号被投影通过人体或动物体的部分的情况下,运动补偿可以是补偿位于被成像身体内的一个或多个解剖特征或结构的移动。

[0013] 实施例包括彼此配准“幅度峰值”。这意味着对准由数据表示所表示的原始信号的信号峰值(即,对应于每个信号振荡的幅度的峰值)。原始数据中的这些峰值将被称为幅度峰值。

[0014] “原始回波信号”仅仅意指未经处理以提取包络信号的回波信号。该术语可以包括多种形式的非包络提取数据,例如,RF数据或IQ数据。原始回波信号可以被完全采样或者可以被下采样。

[0015] 出于本公开内容的目的,为简洁起见,原始回波信号经常被简称为RF信号或RF数据。然而,这些术语不应被解释为对本发明的任何描述的示例或应用的限制;对RF数据或RF信号的任何使用都应被视为完全可以由例如对IQ数据或基带IQ数据或表示原始的、非包络提取的回波信号的任何数据形式的使用来代替。本发明的功能并不取决于所使用的原始信号数据的特定形式。

[0016] 数据表示中的每个数据表示可以包括对应于表示通过身体的单条路径的单个原始回波信号的数据,或者可以包括对应于被发射通过多条路径的多个回波信号的数据。在后一种情况下,路径可以是通过所述身体的相邻路径,使得每个数据表示提供通过身体的部分(即,横截面或平面)或身体内的体积的表示。

[0017] 数据表示可以是任何合适的数据表示,包括但不限于数据阵列。在这种情况下,在数据表示包含仅与单个原始信号相关的数据的情况下,这可以是一维数据阵列,单个行的条目(即,数据元素)提供在每个采样时间间隔处的信号强度值。这些数据元素或条目中的每个都可以被简单地称为相关信号的“样本”。在数据表示包含与多个信号相关的数据的情况下,该阵列可以包括对应的多个行。

[0018] 一系列数据表示有效地表示了一系列(RF)信号时间“帧”,从这个意义上讲,它们各自对应于通过被成像身体但在连续时间(或时间段/间隔)时的基本相同的路径或部分。在本公开内容中,为简洁起见,术语“RF帧”常常被用来指代该系列的数据表示之一。因此,这些术语可以被理解为是同义的。每个RF帧对应于通过要被成像的身体单在不同的时间时

的相同路径或部分(或体积)。每个RF帧都可以包含与单个RF信号(对于单条路径)或多个信号(对于多条路径)相关的数据样本(优选由此定义部分或平面或体积)。

[0019] 虽然数据表示被称为对应于相同的但在不同的时间时的路径或部分,但是实际上这可能意味着不同的时间段,因为对于单个信号的数据样本的收集不是瞬时的,而是随时间延长的。因此,不同的帧(不同的数据表示)将各自对应于连续的时间段。

[0020] 根据至少一组实施例,通过所述数据处理方法的所述平均化方法来生成多个经平均化的原始回波信号表示,并且其中,所述方法还包括:

[0021] 处理所述多个经平均化的表示以生成对应的多个经平均化的包络信号表示或超声图像,并且

[0022] 将另外的平均化技术应用于所述多个经平均化的包络信号表示或超声图像。

[0023] 根据该示例,应用了混合方法,其中,执行了相干平均化和非相干平均化两者。首先将运动补偿和持续性应用于原始回波信号表示,使得产生多个经平均化的原始信号表示。然后,对这些经平均化的表示进行处理以提取包络信号数据(即,提取对应于包络信号的数据,该数据表示每个经平均化的原始信号的幅度变化)。然后,对包络信号表示本身进行平均化(非相干平均化)。其结果是能够实现比基本相干持续性方法更好的信噪比提高的混合相干-非相干持续性流程。

[0024] 这种混合方法需要初始(相干)平均化技术来产生多个相干平均化的原始信号表示,使得随后能够对这些原始信号表示进行非相干平均化。在示例中,这能够通过将初始的一系列原始回波信号表示划分成多个表示子集来实现,每个子集使用平均化技术独立地进行平均化。因此,产生了多个(相干)平均化的表示。

[0025] 根据一个或多个实施例,所述运动补偿流程可以包括:将所述数据表示中的一个数据表示指定为参考表示;并且将其余的数据表示的信号中的每个信号的幅度峰值配准到所述参考表示的一个或多个信号的峰值,并且其中,

[0026] 所述表示不是同时接收的,并且所述参考表示被指定为最新近接收的表示,或者所述参考表示被指定为最新近接收的表示与最久远接收的表示之间的中途表示。

[0027] 当相互配准RF信号表示时,可以选择如何完成。优选地,将所有信号表示独立地配准为单个表示,即,针对从该系列内选择的一个特定表示来调整该系列的每个信号表示的幅度峰值,或者将该系列的每个信号表示的幅度峰值对准到从该系列内选择的一个特定表示。这可以被称为“参考表示”。

[0028] 可以选择将哪个表示作为参考表示。根据一个或多个示例,在不同时间时接收信号数据表示的情况下(例如当执行实时数据处理时),可以选择最新近接收的表示作为参考表示。这是有利的,因为它可以最大程度地减少根据经处理的数据生成的后续超声图像中的明显“时间滞后”:其中,在将信号平均化之前,将信号与最新近接收的信号对准,由此产生的任何图像表示在该最新近的时间时的身体的外观(而不是过去的时间时的多个“帧”)。

[0029] 然而,运动补偿在时间上分开较大的帧之间执行时通常不太准确。在以最新近的帧为参考的情况下,最大跳跃距离等于平均内核的整个大小。

[0030] 因此,根据一组替代示例,参考表示可以被替代地指定为该系列中的最新近的表示与该系列中的最久远的表示之间的中途表示。

[0031] 中途是指时间上的中途。中途是指大致或粗略的中途。例如,这可以在该系列的中

央的60%的部分内,或者在中央的50%的部分内(即,沿着路线距该系列的端部20%的点之间的部分或该路线上距该系列的端部25%的点之间的部分)。

[0032] 在这些示例中,以几秒的延迟为代价,减少了经运动补偿的帧之间的时间位移,因此提高了运动补偿准确度。

[0033] 将参考表示选择为该系列的中间处或中间附近意味着需要对较少的移动进行补偿,因此通过调整原始信号来补偿运动可能需要较少的信号失真。

[0034] 根据上述内容的另外的变型,其中,所述参考表示被指定为在最新近接收的表示与最久远接收的表示之间的中途表示,在导出所述一个或多个经平均化的原始回波信号表示之后,运动补偿流程可以被应用于所述经平均化的原始回波信号表示,所述应用至少包括将所述一个或多个经平均化的表示的幅度峰值配准到所述最新近接收的数据表示的幅度峰值。

[0035] 通过针对最新近的帧调整所得到的经相干平均化的帧,应当完全消除了引发的延迟,同时维持了更鲁棒的运动补偿的益处。

[0036] 根据至少一组实施例,所述运动补偿流程可以包括:处理所述一系列数据表示以导出对应的一系列包络信号表示,所述对应的一系列包络信号表示表示所述回波信号的幅度变化;确定所述包络信号表示之间的偏差;基于所述导出的偏差来对所述原始回波信号数据表示执行调整,以便使不同的原始回波信号的幅度峰值彼此配准;并且将所述相位校正流程应用于经幅度配准的回波信号表示,以便将所述信号表示的所述相位彼此配准。根据该组实施例,基于对对应的包络提取数据执行的运动跟踪来执行对原始信号的幅度峰值的配准。为了确定信号偏差,可以获取原始数据的副本,以便保留一个副本,而对第二个副本进行包络提取。

[0037] 包络信号表示之间的“偏差”可以意指表示之间的位移或未对准,例如,两个包络信号迹线的时域中的位移或未对准。这例如可以是包络信号迹线中的峰或谷或信号的任何其他特征或部分的未对准或移位。

[0038] 根据至少一组示例的确定所述包络信号表示之间的偏差可以包括:确定时间连续对之间的偏差,所述时间连续对是所述一系列包络表示的至少子集,所述子集包括被指定为参考表示的一个表示;向所述连续偏差中的每个连续偏差加上直到所述参考表示为止的所有先前确定的或随后确定的偏差的总和,以便针对每个包络表示导出相对于所述参考信号表示的累计偏差;并且基于针对所述包络信号所确定的累计偏差来调整所述一系列原始回波信号表示,从而实现所述原始回波信号的幅度峰值的配准。

[0039] 在这些示例中,计算每个表示的(一个或多个)信号与参考表示的(一个或多个)信号之间的偏差。这是基于以下操作来完成的:首先计算相邻的信号表示的每个连续对之间的偏差,然后将这些偏差连续相加(即,确定累计和)。这样做的原因是:针对实时信号分析具体优化了所得到的算法,这是因为将每个新信号表示添加到系列中仅需要确定针对新添加的表示的一个额外偏差并简单地重新求和以确定新累计偏差即可。

[0040] 如上所述,根据一组示例,所述方法可以包括周期性地接收要被增补到所述一系列表示中的额外原始回波信号表示,并且其中,在增补每个新采集的表示时重新执行至少上面概述的用于确定包络信号之间的偏差的示例步骤。这使得能够进行实时数据采集和处理。

[0041] 根据一组或多组另外的实施例,所述运动补偿流程可以包括:确定所述原始回波信号表示的信号峰值之间的偏差;并且基于所述导出的偏差对所述原始回波信号数据表示执行调整,以便实现不同的原始回波信号的幅度峰值的彼此配准以及所述信号表示的所述相位的彼此对准。

[0042] 根据这些实施例,直接确定原始回波信号表示之间的偏差。这例如可以使用互相关、多普勒处理、散斑跟踪或绝对差之和的算法来完成。也可以使用任何其他合适的算法。

[0043] 根据一个或多个实施例,所述相位校正流程可以包括:确定所述一系列数据表示的至少子集的所述原始回波信号相对于参考表示的相移;并且根据所确定的相移来调整所述回波信号中的每个回波信号的相位。

[0044] 任选地,可以基于以下表达式来确定针对每个给定的数据表示 f_i 的相移:

$$[0045] \quad \alpha = \angle(K \otimes (f_0 \cdot f_i^*))$$

[0046] 其中, α 是一组相移, K 是卷积内核,并且 f_0 是所述参考数据表示。

[0047] 上式中的数据表示 f_i 可以是经幅度配准的数据表示。注意, f_i^* 表示复共轭。

[0048] 根据本发明的任何实施例,数据表示可以各自表示从一个或多个换能器接收的完全采样的回波信号数据(而不是下采样的数据)。

[0049] 这可以提高不同的数据表示的RF信号之间的相位相干性,因为保留了在下采样期间会丢失的相位信息。

[0050] 根据本发明的任何实施例,所述方法还可以包括:在所述运动补偿流程之后,确定所述原始回波信号表示之间的相似性度量;并且基于所述相似性度量来确定要被包括在要应用所述平均化技术的所述一个或多个子集中的每个子集中的信号表示的总数。

[0051] 优选地,被包括在要应用所述平均化技术的所述一个或多个子集中的每个子集中的信号表示的所述总数可以与所述确定的相似性度量正相关。

[0052] 根据这些示例,可以确定“置信度度量”(相似性度量),其表示信号表示(或“帧”)彼此正确配准的程度。基于该置信度度量,确定平均内核的大小/长度(即,要被包括在平均值中的信号表示的数量)。低置信度度量(低相似性度量)指示成功配准的程度相对较低,因此可能引起平均值中的信号表示的数量相对较少(以便最大程度地减少在平均化信号表示中生成的运动伪影的数量)。在信号表示得到良好配准的情况下,置信度度量会很高,并且平均值中会包括大量信号表示,因为在这种情况下,运动伪影的可能性较小,因此较大的平均值是可能的。平均内核越大,获得的信噪比就提高地越大,因此期望高质量的信号配准,以便能够实现这一点。

[0053] 根据一组实施例,与所描述的任何其他实施例的特征相兼容,所述平均化技术包括确定所述经运动补偿的信号表示的信号的加权平均值,并且其中,所述方法还包括:在应用所述运动补偿流程之后,确定每个信号表示与所述参考信号表示之间的相似性度量;并且基于所确定的针对每个信号表示的相似性度量来确定针对所述表示的加权因子,所述加权因子用于在确定所述一系列表示的所述加权平均值时使用。

[0054] 有效的是:为每个信号表示确定置信度度量,所述置信度度量指示信号表示与参考表示的配准的良好程度;并且基于此来确定针对该表示的加权因子,所述加权因子在用于确定平均化信号表示时使用。如果信号表示与参考帧的相关性不佳,则加权因子会较低,

以便最大程度地降低该表示可能导致引入运动伪影的程度。

[0055] 任选地,所述加权因子可以是二元加权因子,其中,在每个表示的所确定的相对于所述参考的相似性度量高于特定阈值的情况下,所述每个表示仅被包括而作为所述经平均化的信号表示的部分。

[0056] 根据本发明的任何实施例,所述方法还可以包括处理所述经平均化的数据表示以形成一幅或多幅超声图像。

[0057] 根据本发明的另外的方面的示例提供了一种处理单元,所述处理单元适于执行根据本公开内容中描述的任何实施例或示例的或在本申请的权利要求中限定的超声数据处理方法。

[0058] 根据本发明的另外的方面的示例提供了一种超声诊断成像系统,包括:超声换能器阵列;以及如上所述的超声处理单元,其与所述换能器阵列能操作地耦合并且适于接收由所述换能器阵列捕获的回波信号的数据表示。

附图说明

[0059] 现在将参考附图详细描述本发明的示例,在附图中:

[0060] 图1示出了针对相干持续性和非相干持续性的相对信噪比提高;

[0061] 图2示出了图示在没有运动补偿的情况下的示例性相干持续性过程的框图;

[0062] 图3示出了图示在没有运动补偿的情况下的示例性相干持续性过程的流程图;

[0063] 图4示出了根据本发明的实施例的示例性方法,其中,应用了相干持续性与非相干持续性的组合;

[0064] 图5-7以流程图形式示意性地图示了并入到本发明的一个或多个实施例内的示例性运动补偿算法;

[0065] 图8示意性地图示了根据本发明的实施例的示例性信号处理方法;

[0066] 图9示意性地图示了根据本发明的示例性信号处理方法,其中,基于确定相似性度量来计算加权平均值;

[0067] 图10示意性地描绘了本发明的一个或多个实施例的变型;并且

[0068] 图11示意性地描绘了示例性超声诊断成像系统。

具体实施方式

[0069] 本发明提供了用于在生成超声图像之前对信号数据进行预处理的超声数据处理方法。该方法试图通过将相干持续性应用于一系列原始超声信号表示来降低噪声,该一系列原始超声信号表示表示通过身体但在不同的连续时间时的相同路径或部分。在应用持续性之前,将包括幅度峰值配准和相位对准的运动补偿流程应用于原始回波信号数据,以便使信号相干并由此限制运动引起的伪影的引入。

[0070] 本发明的实施例可以例如被实施在超声成像系统的信号处理单元内。这样的信号处理单元可以优选被配置为:直接且实时地从超声探头的超声换能器(或者从相关联的信号预处理单元)接收超声回波信号,并且处理接收的信号数据以供输出到例如图像处理单元。替代地,该方法可以与超声成像装置本身隔离地“离线”实施,例如在已经发生了数据捕获之后的稍后时间进行应用。

[0071] 如技术人员所公知的,可以将超声信号应用到要被成像的身体,通常在任意一个时间例如通过被耦合到超声探头的换能器阵列将超声信号沿着穿过身体的单条“线”或路径进行引导。所应用的超声刺激在信号穿过身体时在遇到的每个边界处部分地向后反射,从而使得在换能器阵列处接收到一系列向后反射的、从体内的不同深度接收的回波。回波信号中的不同峰值之间的时间间隔可以用于确定身体中不同介质边界之间的相对距离,最终可以从中构造出身体的视觉表示。虽然最初应用的超声脉冲信号的持续时间可能相对较短,但是所得到的回波信号通常会在时间上更大地扩展,因为它将包含从被成像身体内的多个不同深度以及在取决于该深度的不同时间时接收的回波脉冲。

[0072] 如技术人员将意识到的,在换能器阵列处接收的响应于超声刺激的施加而返回的回波信号在本领域中通常被称为RF信号或RF数据。因此,RF信号是本领域的术语,并且不应与射频信号的字面概念相混淆。在本公开内容中可以使用该术语来指代原始超声信号数据。

[0073] 本发明的实施例是基于对原始状态的超声回波信号数据应用持续性,也就是说,在进行任何包络提取之前应用持续性。这样的数据可以是原始RF信号数据,但是也可以是信号数据和/或基带IQ数据的复数IQ表示。具体地,对RF数据的任何引用都不应被解释为限制,并且应被理解为可被任何其他形式的原始信号数据(例如,IQ数据)所替换,而不影响所描述的实施例的功能。原始数据也可以是完全采样的或下采样的原始信号数据。

[0074] 本发明的实施例基于将相干平均化(相干持续性)应用于对应于在一系列的连续时间时穿过身体的相同路径或部分的RF回波信号。为简洁起见,在本公开内容中,这种在连续时间时的相同路径/部分的RF信号将被称为“RF帧”。因此,单个RF帧是指表示在基本上单个时间(或时间间隔)时通过身体的单条路径或部分(即,平面)或体积的一个或多个RF回波信号的数据表示。在帧表示部分或体积的情况下,数据表示可以包含对应于形成所述部分的多个个体相邻路径的信号数据。

[0075] 对应于在多个连续时间(间隔)时的相同路径或部分的一系列回波信号表示可以被称为一系列RF帧。在本文的背景中,术语“帧”仅仅旨在捕获回波信号的时间连续性质,并且不应与“图像帧”的概念相混淆,“图像帧”是指经处理以例如形成视觉或图形图像的数据。

[0076] 在本文的背景中,相干平均化或持续性意指应用于原始信号数据或帧的平均化或持续性。本公开内容中的非相干平均化或持续性是指应用于包络提取的数据或超声图像的平均化或持续性。此外,在本公开内容中,术语基于图像的或基于包络的(非相干的)持续性用于指代对包络数据进行操作持续性和在对数压缩后对数据进行操作持续性这两者。无论持续性实际上使用的是RF数据、IQ数据还是基带IQ数据,术语基于RF的持续性针对相干持续性都可以互换使用。本公开内容中描述的结果主要是从以5MHz采样的基带IQ数据获得的。

[0077] 如上文所讨论的,相干持续性(适用于原始信号数据)比非相干持续性(适用于包络数据或图像)实现了更好的信噪比(SNR)提高。

[0078] 为了定量比较相干和非相干的持续性或平均化的SNR增益之间的差异,将简要讨论一个简单的信号模型而使得能够计算SNR。令 $s_k = S + n_k$,其表示RF帧k的(受到噪声破坏的)RF信号,其中,S是表示真实信号的常数,并且 n_k 是单位功率的复数零均值高斯噪声。在不失

一般性的前提下,S被假定为实数。因此,单帧功率SNR为 S^2 。平均化K个RF帧后的功率SNR为:

$$[0079] \quad SNR_{RF,K} \stackrel{\text{def}}{=} \frac{\text{信号功率}}{\text{总功率} - \text{信号功率}} = \frac{S^2}{E \left\{ \left| \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K (S + n_k) \right|^2 \right\} - S^2}$$

$$[0080] \quad = \frac{S^2}{\left[S^2 + \frac{1}{K^2} E \{ |\sum_{k=1}^K n_k|^2 \} \right] - S^2} = \frac{S^2}{\left[S^2 + \frac{1}{K^2} K \right] - S^2} = KS^2$$

[0080] 其中,E是期望算子。

[0081] 注意,在上述分母中,由于 n_k 是单位功率的随机噪声,因此其在K个帧上的总和相加为 \sqrt{K} 。因此, $E \{ |\sum_{k=1}^K n_k|^2 \} = |\sqrt{K}|^2 = K$ 。

[0082] 在这种情况下,由平均化得到的SNR提高为K。使用众所周知的公式 $SNR = 10 \log_{10} (SNR)$ dB转换为分贝,则SNR增益等于 $10 \log_{10} K$ dB。

[0083] 在K个包络帧上进行平均化(即,非相干平均化)的情况下,功率SNR由下式给出:

$$[0084] \quad SNR_{\text{包络},K} \stackrel{\text{def}}{=} \frac{\text{信号功率}}{\text{总功率} - \text{信号功率}} = \frac{S^2}{E \left\{ \left(\frac{1}{K} \sum_{k=1}^K |S + n_k| \right)^2 \right\} - S^2}$$

[0085] 图1(a)和图1(c)示出了在针对每个经平均化的帧的数量(x轴)的结果SNR(y轴; dB)方面比较相干持续性和非相干持续性的数值结果的标绘图,其中,每个单帧的SNR在图1(a)中为3dB并且在图1(c)中为20dB。每幅标绘图中的上曲线对应于针对相干(RF帧)持续性的SNR变化,而下曲线示出针对非相干(包络帧)持续性的SNR变化。图1(b)和图1(d)示出了分别针对图1(a)和图1(c)的标绘图中的每幅标绘图的针对每个经平均化的帧的数量(x轴)的相干平均化和非相干平均化之间的结果SNR(y轴; dB)的差异。

[0086] 曲线表明:与基于包络的持续性相比,基于RF的持续性具有显著提高SNR的表现。这种差异的一个来源可以是以下事实:在包络帧上进行平均化无法降低噪声引入的取决于信号水平的幅度偏差,因此,与基于RF的平均化相比,它不能有效地揭示真实的信号幅度。

[0087] 上面的模型和示例结果表明,与基于非相干(包络信号)的持续性相比,相干(基于原始或RF信号)的持续性或平均化可以显著提高SNR。

[0088] 上述通过数据的相干求和对SNR的提高假定:所收集的信号表示维持要被平均化的RF帧之间的空间相干性。然而,当在体内而不是在静态体模中对组织进行成像时,超声换能器与被成像身体之间的相对运动(如果管理不当的话)会降低空间相干性并导致性能劣化。运动的影响与持续性操作中经平均化的帧的数量有关。这意味着:对于相干平均化,通常只能使用非常小的平均内核,以便避免经平均化的RF帧之间的空间相干性的显著下降,从而导致SNR提高的劣化。

[0089] 然而,为了避免这种情况并实现更大的平均内核,根据本发明的实施例,在应用持续性之前,首先用运动补偿流程对原始RF信号帧进行预处理,以便减轻因被成像身体的相对运动而引入的任何空间非相干性。这确保在作为相干持续性的部分在多个帧上进行平均化时避免了由(因对未对准的RF信号进行平均化而引起的)相消干涉引入的运动伪影。

[0090] 任选地,可以使用经运动补偿的RF持续性和随后应用的标准非相干持续性的组合。

[0091] 在继续说明相干持续性在本发明的实施例中的应用之前,现在将描述相干持续性的简单示的例性实施方式。

[0092] 对于相干持续性,当在K个帧上进行平均化时,当K较小时,针对每个经平均化的额外帧的SNR的增量增益最为明显。这在图1(a)和图1(c)中非常明显。图1(a)和图1(c)示出了累计SNR与经平均化的帧的数量之间的对数式关系。这表明:在持续性过程的一开始就可以从相干持续性中获得最显著的SNR增益。出于这个原因,期望至少在最初的几个RF帧上(即使不是在所有帧上)都应用相干持续性,使得能够容易地实现几dB的SNR增益。

[0093] 基于RF的持续性的最简单形式之一是直接低通滤波,例如直接低通滤波将应用于多个“帧”上的波束求和(即,波束形成)的RF信号数据,即,对表示不同时间或不同时间段的一系列信号进行滤波(或进行在本领域中常常提到的“以慢时间”滤波)。

[0094] 低通滤波器可以例如简单地作为移动平均滤波器。在图2(a)中示出了包含这种持续性的示例性过程,其中,在步骤22中,使K个RF帧 R_k 通过低通滤波器,从而产生经滤波的RF帧。然后在步骤24中例如通过包络提取和/或图像生成来对经滤波的RF帧进行后处理。

[0095] 在更复杂的示例中,简单的相干持续性22之后可以是基于图像的持续性的后续步骤。图2(b)示出了这样的示例,其中,在步骤22中首先使K个RF帧 R_k 通过移动平均滤波器以产生K个经滤波的RF帧。然后在步骤26中利用频率复合来处理帧。

[0096] 频率复合是本领域中众所周知的流程。简而言之,频率复合包括以下步骤。对原始RF数据进行M次独立滤波,每次滤波使用不同的带通滤波器。带通滤波器的带宽和中心频率不同。这些M个单独的滤波过程会产生一组M个包络数据集或图像,每个包络数据集或图像都会略有不同,特别是在其散斑方面,因为这与频率有关。然后将那些M个包络数据集或图像非相干地组合(即,平均化)。

[0097] 由于预计原始数据内的不同RF频率会引起散斑的不同实现方式,因此对M个经不同滤波的数据集进行非相干平均化的过程具有对散斑进行平均化的效果,从而降低了散斑差异并提高了图像质量。

[0098] 频率复合对于本发明并不是必需的,并且仅仅表示可以应用于K个经滤波的RF帧的流程的一个示例。

[0099] 此后,处理数据以形成一幅或多幅图像,并且在步骤28中应用基于图像的(非相干)持续性。因此,这是“混合”方法的示例,在“混合”方法中,同时使用相干持续性和非相干持续性。

[0100] 虽然在图2(b)的示例中示出了频率复合,但是这仅是说明性的并且对本发明的实施例中使用的任何持续性过程并不是必需的。

[0101] 图3以示意性流程图的形式示出了图2(b)中所应用的流程。该流程应用于初始输入系列的五个RF信号帧 R_n 。持续性过程的应用包括(经由移动平均滤波器进行的)移动平均计算流程的应用。如图所示,这引起根据五个输入RF帧生成三个经平均化的帧 R'_n ,每个经平均化的帧 R'_n 均由输入帧中的三个输入帧的平均值形成。例如,将 R_1 、 R_2 和 R_3 各自乘以 $1/3$,然后相加以形成 R'_1 。

[0102] 然后,利用频率复合(在图3中被缩写为FC)来处理三个经平均化的RF帧中的每个

经平均化的RF帧。此后,对RF信号帧进行处理以形成包络帧或图像帧 I_1 、 I_2 、 I_3 ,然后对包络帧或图像帧应用持续性过程以实现平均包络或图像帧 I'_1 和 I'_2 。在图3所示的示例中,基于图像的持续性过程仅仅包括移动平均流程的应用,其中,经平均化的图像帧 I'_1 和 I'_2 中的每个均包括频率复合图像帧 I_1 、 I_2 、 I_3 中的两个的平均值。

[0103] 上面的讨论已经说明了一些简单的相关持续性的示例,这些示例可以被包括而作为本发明的实施例的部分。

[0104] 然而,单独应用的这样的方法将依赖于超声成像探头的操作者使探头保持极度静止,以便以手动方式最大程度地减小运动伪影。单独使用上述流程可能适用于在非常短的一系列信号帧(所谓的“弱”持续性)上提高SNR,因为在这种情况下,在帧之间的被成像身体内的移动的风险较小。然而,即使在这种情况下(在身体内存在生理特征或结构的局部运动)下,甚至也可能难以维持直接连续帧之间的相干性。

[0105] 为了允许更大的RF持续性内核(即,更大系列的平均化RF帧)并增强抵抗生理运动的鲁棒性,根据本发明的实施例,结合了运动补偿以在平均化之前使RF帧相对于彼此进行配准或对准。

[0106] 根据一些示例,能够在运动补偿期间导出的置信度度量来自适应地确定要被包括在每个平均内核中(即,要被包括在每个经平均化的信号中)的RF帧的数量。

[0107] 图4图示了根据本发明的实施例的方法的一个示例。

[0108] 接收一系列的 K 个RF帧 R_k ,并且首先在步骤32中根据运动估计和补偿流程对这些RF帧 R_k 进行处理,以便减少运动引起的该系列中的各个帧之间的偏差或位移,从而将RF帧彼此配准。还应用了相位校正流程。此后,将相干持续性流程22应用于所得到的经运动补偿的帧 R'_k 。持续性流程可以例如仅仅包括帧的移动平均值(在图3的示例中)或者可以包括加权平均值。可以基于每个帧与所有其他帧的对准或空间相干性的估计程度来导出加权。这将在下面更详细地描述。

[0109] 相干持续性或平均化流程22得到一组经运动补偿的平均化RF帧 R''_k 。然后可以在步骤26中利用频率复合处理这些帧 R''_k ,以实现包括包络提取的超声信号数据的 K 个等效包络帧 E_k 。此后,可以在步骤28中以非相干持续性来处理包络帧,其中,将平均化流程应用于包络帧,从而得到一组经平均化的包络帧 E'_k 。

[0110] 任选地,在运动跟踪期间,可以执行额外的步骤38以导出关于在步骤32中对不同RF帧之间的配准执行的良好程度的置信度度量。用于该置信度度量的候选者可以是经配准的RF帧 R'_k 之间的互相关系数。基于置信度度量,能够确定最优RF持续性内核大小(即,要被平均化的帧的最优数量)。配准结果还能够用于确定随后执行的基于包络的持续性操作的内核大小。在置信度度量较低的情况下(这意味着RF帧未正确对准),可以选择的平均内核的大小较小,以便最大程度地降低经平均化的帧 R''_k 和/或 E'_k 中的因运动引起的伪影的风险。

[0111] 虽然在图4的示例中,运动估计和补偿步骤32和相干RF持续性步骤22被示出为单独的步骤,但是在替代示例中,它们可以被耦合或者被集成为一个单个操作或方法步骤。

[0112] 在步骤32中,对原始RF帧执行运动估计和补偿。存在许多用于估计运动的合适算法,包括标准多普勒处理(1D)、RF帧之间的散斑跟踪、互相关或绝对差流程之和(2D或3D)。散斑跟踪是本领域中众所周知的方法,并且技术人员将知晓用于应用它的手段。还可以基

于梯度下降或光流来确定帧之间的移动的跟踪。

[0113] 梯度下降和光流是迭代优化技术,其旨在找到RF帧之间的、最大程度地减小参考帧与针对参考帧进行扭曲的帧之间的强度值差异的变形或位移场。参见例如O.Somphone的“Fast Myocardial Motion and Strain Estimation in 3D Cardiac Ultrasound”(2013年)。

[0114] 利用较高维度数据跟踪运动也是一种选择。例如,在2D成像的情况下,能够通过利用3D(2D空间加上1D时间)数据进行2D跟踪来实现对噪声或干涉的较好的鲁棒性(特别是在身体内的较深的成像深度处,在这里信噪比通常开始时较低)。还能够执行具有四维数据的运动跟踪(即,3D空间加上1D时间)。

[0115] 作为针对将RF帧彼此直接配准的一种替代方法,一种有效的方法是改为应用两步方法,该两步方法包括:首先确定针对帧的对应包络信号之间的偏差或位移,然后将这些确定的偏差应用于最初的原始RF帧,以便使帧针对彼此进行扭曲并实现配准。包络信号之间的位移估计是超声成像中众所周知的任务。实现该任务的一种特别快速高效的算法是“Spare Demons”跟踪算法,其在实时信号分析和成像的情况下特别有效。例如,在O.Somphone的“Fast Myocardial Motion and Strain Estimation in 3D Cardiac Ultrasound”(2013年)中对此进行了详细描述。

[0116] 该算法将至少两个RF信号帧 R_0 、 R_1 的对应的包络信号表示/帧 E_0 、 E_1 作为输入。例如,通过采用RF信号帧的副本并然后应用流程以提取包络数据(根据该包络数据可以构造出对应的包络帧),可以导出该对应的包络信号表示/帧 E_0 、 E_1 。包络信号帧 E_0 中的一个包络信号帧被表示为“参考”帧,而另一个包络信号帧 E_1 被表示为“模板”帧。

[0117] 确定参考帧 E_0 与模板帧 E_1 之间的估计位移(或位移“场”)。该位移对应于在连续帧之间被成像身体的运动。

[0118] 一旦计算出参考包络帧与模板包络帧之间的位移场,就可以将该位移场添加到或以其他方式应用于对应的最初的RF模板帧,以便将RF模板帧配准到RF参考帧。该过程被称为将模板帧“扭曲”到参考帧。

[0119] 一旦模板帧已经针对参考帧进行了配准或扭曲,就该实施例而言,模板帧的相位必须被补偿以与参考帧的相位对准。计算两个帧之间的剩余相位,并且相应地调整模板帧的相位。

[0120] 该过程可以用以下公式来表示。考虑将两个RF信号帧 R_0 、 R_1 彼此配准。首先,提取对应的包络信号表示或帧 E_0 、 E_1 (表示RF信号的幅度的变化)。

[0121] 任务是将 R_1 配准到 R_0 。

[0122] 首先在包络帧 E_0 与 E_1 之间执行位移估计。位移估计的问题是找到使下式最小化的运动场 $u(x)$:

$$[0123] \quad E\{|E_0(x) - E_1(x+u(x))|^2\}$$

[0124] 可以执行任何适当的技术来找到位移场 $u(x)$,包括例如光流、梯度下降或任何其他技术。注意,到目前为止仅使用了包络。

[0125] 基于位移场 $u(x)$,必须针对参考RF帧 R_0 扭曲RF帧 R_1 。

[0126] 通过内插帧 R_1 ,以如下公式对RF数据执行扭曲:

$$[0127] \quad R_{1\text{扭曲}}(x) = R_1(x+u(x))$$

[0128] 注意,该操作适用于RF (即,原始) 数据。

[0129] 此后,补偿 R_0 与 R_1 之间的剩余相位。剩余相位 $\alpha(x)$ 可以以下式确定:

$$[0130] \quad \alpha(x) = \text{angle} (E \{R_0(x) R_{1\text{扭曲}}(x)^*\})$$

[0131] 然后可以以下式执行对 R_1 的相位补偿以匹配 R_0 :

$$[0132] \quad R_{1\text{扭曲_相位补偿}}(x) = R_{1\text{扭曲}}(x) e^{i\alpha(x)}$$

[0133] 现在,能够将 R_0 与 $R_{1\text{扭曲_相位补偿}}$ 进行相加(相干求和),随后导出相干平均值(相干持续性)。它们的结构将对准(基于利用 $u(x)$ 的扭曲)并且它们的相位将对准(基于相位补偿)。

[0134] 现在将详细描述用于减小整个一系列RF帧之间的偏差(即,配准一系列RF帧)的流程的示例。

[0135] 本发明的实施例基于在应用运动补偿之后对连续的一系列回波信号帧应用持续性的构思。在将运动补偿应用于这样的一系列帧时,期望所有帧都应当彼此对准(或配准)。实现此目的的一种有效方法是将系列中的单个帧指定为参考帧,并就某些特征或特性确定每一个其他帧与该参考帧之间的偏差。然后根据每个帧与参考帧的各自确定的偏差对每个帧进行扭曲或调整,以便消除该偏差并使每个帧与参考帧更好地对准或相干。已经发现根据与相同的单个参考帧的偏差而不是例如相对于相邻帧的偏差来扭曲每个帧会更准确,因为对于时间上更离散的帧,该偏差趋向于更大,因此帧确定的误差容限趋向于更小。

[0136] 虽然在优选示例中,每个帧与参考帧之间的偏差是最终确定的,但是根据一个或多个示例,这可以通过基于确定连续帧之间的偏差并然后对这些偏差进行适当求和以确定每个帧与参考帧之间的偏差的算法来导出。

[0137] 图5和图6图示了这种方法的示例。在该示例中,如在上述示例中的那样,通过首先针对一系列RF帧确定对应的包络信号帧之间的偏差并然后根据这些确定的包络帧偏差调整RF帧来执行配准。图5和图6图示了确定对应于一系列原始RF帧的包络信号帧 E_n 之间的偏差的过程。这些附图示出了一系列包络帧 E_n 、连续帧之间的帧间偏差 D 以及帧中的每个帧与被指定为参考帧的一个帧之间的累计偏差 CD 。

[0138] 根据图5所示的第一种方法,参考帧可以被指定为该系列中的在时间上的第一包络信号帧。在所图示的情况下,这是包络信号帧 E_{N-3} 。确定连续的每对包络信号帧之间的偏差 D_n 。此后,对这些偏差进行连续求和,以便为除了参考帧 E_{N-3} 以外的每个信号帧提供相应的累计偏差 CD_n 。这些指示每个帧 E_n 与参考帧之间的总偏差。

[0139] 如图所示,针对帧 E_{N-2} 的第一累计偏差 CD_{N-2} 仅仅包括帧间偏差 D_{N-2} 。针对帧 E_{N-1} 的累计偏差 CD_{N-1} 等于帧间偏差 D_{N-2} 与 D_{N-1} 的总和。针对帧 E_N (该系列中在时间上最新近的帧)的累计偏差 CD_N 等于三个帧间偏差 D_{N-2} 、 D_{N-1} 和 D_N 的总和。

[0140] 在确定包络信号帧 E_{N-2} 、 E_{N-1} 、 E_N 中的每个包络信号帧与指定参考帧(时间上的第一包络信号帧 E_{N-3})之间的累计偏差之后,使用这些累计偏差以针对对应的参考RF帧 R_{N-3} 扭曲最初的原始RF信号帧 R_{N-2} 、 R_{N-1} 、 R_N (未示出)中的每个最初的原始RF信号帧,以便消除偏差。可以根据上面概述的流程来实现扭曲,其中,每个RF帧基于其相应的累计偏差或位移而被内插。换句话说, $R_{n\text{扭曲}}(x) = R_n(x + CD_n(x))$,其中, $CD_n(x)$ 是用于扭曲RF帧的累计偏差场,并且 x 是采样点的网格(例如,对于原始RF信号,这可以是时间维度,即, t)。

[0141] 根据在图6中示意性描绘的第二示例,在时间上最新近的包络信号帧(在所图示的情况下为 E_N)被指定为参考帧。如在图5的示例中,确定连续的每对包络信号帧之间的帧间

偏差 D_{N-1} 、 D_{N-2} 、 D_{N-3} 。此后，计算一组累计偏差 CD_N ，此时是从最新近的帧 E_N 开始的，并且向后工作到第一信号帧 E_{N-3} 。因此，累计偏差 CD_N 中的每个给出了针对帧 E_{N-1} 、 E_{N-2} 、 E_{N-3} 中的每个帧与参考帧 E_N 之间的总偏差。

[0142] 再次地，一旦计算出累计偏差，就可以以上述方式基于包络偏差，针对指定的参考RF帧 R_N 扭曲对应的最初的原始RF帧 R_{N-1} 、 R_{N-2} 和 R_{N-3} 中的每个最初的原始RF帧。

[0143] 根据上述方法(图5或图6)中的任一种方法，可以例如在收集了要被包括在该系列中的所有帧之后一次全部执行对帧间偏差 D_{n+1} 和/或累计偏差 CD_n 的计算。替代地，可以“实时”确定帧间偏差和累计偏差，使得每当将新的信号帧添加到该系列时，就增补和/或更新这些偏差。

[0144] 根据图5的示例，这将要求在增补每个新帧RF帧 R_n 之后，确定对应的包络帧 E_n ，然后计算所述包络帧与紧邻在前的包络帧 E_{n-1} 之间的帧内偏差。然后，将需要计算所增补的包络帧相对于参考包络帧(在这种情况下为 E_{N-3})的累计偏差。这仅仅需要将新确定的帧间偏差 D_{n+1} 添加到先前的三个帧间偏差，或者等效地，将新确定的帧间偏差 D_{n+1} 添加到紧邻在前的累计偏差 CD_n 。对于被增补到该系列的每个新帧，将重复该过程。然后可以将新近更新的偏差重新应用于对应的一系列最初的原始RF帧，以实现运动补偿。

[0145] 根据图6的示例，对偏差的“实时”计算将更加复杂，需要更新所有先前计算出的累计偏差。这是因为在图6的示例中，参考帧被指定为最新近的帧。因此，如果添加了新帧，则参考帧就会改变并且先前计算的累计偏差就不再准确。然而，虽然可能会略微增加计算成本，但是图6的示例还是优选的，因为它减少了后续生成的图像中的明显的“时间滞后”。由于所有RF帧都被扭曲为在时间上最新近的帧，因此所得到的平均值提供了在最新近捕获的信号时(而不是在过去的两个或三个帧时)的时间时的被成像对象的表示。

[0146] 对于图6的示例，在增补新采集的RF帧 R_{N+1} 时，提取新包络帧 E_{N+1} 。然后计算该帧与紧邻在前的帧 E_N 之间的帧间偏差 D_N 。此后，必须通过对先前计算的累计偏差 CD_{N-3} 、 CD_{N-2} 和 CD_{N-1} 中的每个加上新计算的帧间偏差 D_{N+1} 来更新先前计算的累计偏差 CD_{N-3} 、 CD_{N-2} 和 CD_{N-1} 中的每个。这实际上更新了所有累计偏差，使得它们各自提供了各个包络帧中的每个包络帧与新添加的包络帧 E_{N+1} 之间的总偏差。最后，必须对帧 E_N (其现在不再是参考帧)添加新的累计偏差，该新的累计偏差简单地等于新帧 E_{N+1} 与紧邻在前的帧 E_N 之间的新帧间偏差 D_N 。图7示出了结果得到的更新的帧结构。

[0147] 上述过程实现了RF帧彼此的有效配准，以便对准幅度峰值并降低运动伪影的风险。然而，如上所述，即使当RF帧已经被扭曲或调整而使得它们各自的包络的特征匹配时，所述帧所包括的RF信号也不一定彼此相干。在发生运动时对这些RF信号进行求和通常会因相消干涉而产生黑色条纹和裂纹。

[0148] 为了消除这些伪影，还必须执行相位调整流程。

[0149] 在相位调整流程中，首先估计每个扭曲的RF帧 f_i 的(每个RF信号的)每一个样本处相对于指定的参考帧 f_0 的对应样本的局部相移。然后例如通过使用合适的卷积内核 K 来校正相移。这例如类似于多普勒估计并且能够例如对下采样的IQ数据进行执行。

[0150] 为了估计针对每个RF帧的每一个RF信号的局部相移，可以使用下面的估计表达式：

$$[0151] \quad \alpha = \angle(K \otimes (f_0 \cdot f_i^*)) \quad (1)$$

[0152] 其中, f_0 和 f_i 分别是参考RF帧和扭曲的RF帧的复数表示。

[0153] 将根据(1)导出的量加到扭曲的模板的相位中确保了与参考的相长干涉,从而减轻或消除了因相位非相干引起的运动伪影:

$$[0154] \quad f_i' = f_i \cdot e^{i\alpha} \quad (2)$$

[0155] 由于该流程旨在使用相位调整来补救两个相应RF帧的两条线或焦平面之间的空间位移,因此该流程仅在空间位移小于单个脉冲波长的长度的情况下有意义,并且其理想情况是空间位移在轴向方向上小于脉冲波长的四分之一(波长的往返行程的一半)并且在横向维度上小于一个(A线)路径宽度。

[0156] 虽然经扭曲的模板和参考并不一定总是满足这些条件,但是当RF数据被绘制到图像中时,所得到的平均值看起来仍然比较清晰且在特定帧间距离内没有缺陷。

[0157] 帧扭曲(幅度峰值调整)和相位调整可以被视为对准流程的两个部分,这两个部分以不同的尺度或精度水平进行操作。帧扭曲使包络峰对准,但是在信号对准中留下大约1/4波长的误差。相位调整可以补救这些残留的小尺度的未对准。

[0158] 图8示意性地概述了根据本发明的实施例的用于处理一系列RF帧的完整流程。如上所述,本公开内容中的术语RF帧以简写方式表示一个或多个原始(RF)回波信号的数据表示,该数据表示表示在特定时间时穿过被成像身体的给定路径或部分。该系列的RF帧表示在一系列相应的时间点时穿过身体的所述相同路径或部分。每个RF帧可以包括表示形成穿过身体的部分的多条相邻路径(或多条“线”)的数据。

[0159] 在图8的示例性处理方法中,首先利用运动补偿流程(阶段(a)-(d))来应用一系列的四个RF帧 R_n (如(b)处所示),然后进行相位校正流程(阶段(e)),最后进行求和平均化流程(阶段(f))。

[0160] 根据第一阶段(a),处理每个RF帧 R_n 以提取对应的包络信号 E_n 。如在上面参考图5-7所描述的运动跟踪流程中的那样,一旦已经提取了包络数据,则(在步骤32a中)计算每对相邻的包络帧对 E_n 之间的连续的帧间偏差 D_n 。

[0161] RF帧 R_n 中的一个RF帧(和对应的包络帧 E_n)被指定为参考帧。在这种情况下,参考帧被指定为 R_N (和 E_N)(图8中示出的最上面的帧)。一旦确定了连续的帧间偏差,则(在步骤(c)中)计算累计偏差 CD_n ,从而给出每个包络帧 E_n 与参考包络帧 E_N 之间的总偏差。通过对先前计算的、从 D_{N-1} 开始并连续向下至 D_{N-3} 的连续帧间偏差 D_n 进行连续求和来生成这些偏差(如步骤(c)所示)。其结果是一组三个累计偏差 CD_{N-1} 、 CD_{N-2} 和 CD_{N-3} ,它们分别对应于包络帧 E_{N-1} 、 E_{N-2} 和 E_{N-3} 中的每个包络帧与参考包络帧 E_N 之间的总偏差。

[0162] 在计算了累计偏差 CD_n 之后,在步骤(d)中,基于包络帧 E_n 之间的计算出的累计偏差,针对参考帧来扭曲或调整最初的原始RF帧 R_n (不包括参考帧 R_N)中的每个最初的原始RF帧。这种扭曲(或调整)流程在步骤32b中示出,并且生成对应于RF帧 R_{N-1} 、 R_{N-2} 和 R_{N-3} 中的每个RF帧的、针对参考帧 R_N 进行扭曲的一组经扭曲的RF帧 R'_n 作为输出,以随后消除计算出的偏差 CD_n 。

[0163] 在生成经扭曲的RF帧 R'_n 之后,在阶段(e)中,然后应用相位校正流程36(例如,如上面更详细地概述的那样),以便调整经扭曲的RF帧中的每个经扭曲的RF帧的相位,从而与参考帧 R_N 的相位对准。相位校正流程36的输出是一组三个经完全运动补偿的RF帧 R''_n 。

[0164] 最后,在阶段(f)中,将经运动补偿的RF帧 R''_n 各自添加到参考帧,以形成参考帧的

相干和 J_n 。可以简单地通过在求和之前将相关的加权因子应用于经运动补偿的帧 R'_n 中的每个经运动补偿的帧来导出相干平均值。

[0165] 优选地,逐步进行上述过程,其中,在移至下一帧并重复该过程之前,针对给定的帧执行该过程的每一个阶段((a)-(f))。有利地,这允许将新帧添加到系列中,并且可以轻松更新过程以容纳新帧。对于被执行过程(阶段(a)-(f))的每个帧,将所得到的经运动补偿的帧 R'_n 添加到运行中的部分和 J_n ,该运行中的部分和 J_n 表示到目前为止已经计算(或者实际上已经收到)的所有经补偿的帧的和。

[0166] 在遵循这种逐步方法的情况下,优选地,在相位校正阶段(e)中,相对于部分和 J_n 的相位,而不是相对于参考帧 R_N ,间接地执行对每个经扭曲的帧 R'_n 的相位调整。这样可以确保在流程的所有阶段都保持相干性。然而,也可以替代地执行相对于参考帧的直接相位调整。

[0167] 类似地,也可以针对相干的运行中的平均值 J_n 而不是特定的参考帧来执行对每个连续的RF帧 R_n 的帧扭曲。在这种情况下,计算每个帧与最新近的部分和 J_n 之间的累计偏差。

[0168] 在图8的上述流程中,首先计算帧间偏差 D_n ,然后再计算(每个帧与参考帧之间的)累计偏差 CD_n ,其优点是:所得到的算法对于在额外的新RF帧被重复增补到系列的情况下应用于实时数据处理更为有效。举例来说,对于被添加到系列中的每个新帧 R_{n+1} ,可以执行以下步骤以更新经运动补偿和相位补偿的帧中的每个经补偿的帧并更新平均和 J_n 。

[0169] 接收新的RF帧 R_{N+1} 。

[0170] 该帧被指定为新的参考帧。

[0171] 处理该帧以提取包络信号,从而形成对应的包络信号帧 E_{N+1} 。

[0172] 计算新的包络帧 E_{N+1} 与包络帧 E_N 之间的帧间位移 D_N 。

[0173] 将该新的帧间位移 D_N 添加到每一个现有的累计位移 CD_n (即, CD_{N-1} 、 CD_{N-2} 和 CD_{N-3} 中的每个)。结果是一组新的累计位移,该新的累计位移给出了每个帧与新帧 R_{N+1} 之间的位移。基于更新的累计偏差,针对新的参考帧 R_{N+1} 扭曲32b帧 R_N 至 R_{N-3} 中的每个帧。

[0174] 分别重新处理36经扭曲的帧以校正相对于新添加的帧的任何相位差。

[0175] 通过对每个新的经扭曲的、经相位调整的帧进行求和来重新计算相干和 J_n 。

[0176] 不管相干和或平均值 J_n 中包括多少帧,都需要角度校正(相位调整)36,以便有效地减少运动伪影。如上所述,为了在求和(阶段(f))的每一个阶段保持相干性,优选地,相对于部分求和 J_n 的相位而不是直接相对于参考帧应用角度校正36。然而,这不是必需的,也可以使用替代方案。

[0177] 假设(正被成像的身体的)横向速度大致为2cm/s并且帧速率为每秒捕获85个帧,则上述方法能够实现多达5帧持续性(即,长度为5帧的平均内核)。这对应于大致7dB的理论信噪比(SNR)增量。

[0178] 根据一个或多个实施例,可以执行混合的相干-非相干持续性方法,其中,对多个子系列的RF帧中的每个执行图8的上述流程,从而生成多个经相干平均化的RF帧。然后可以处理这多个经平均化的帧以提取对应的包络帧,然后对这些包络进行(非相干)平均化,从而导出最终的混合的经相干-非相干平均化的信号帧。

[0179] 根据当前要求保护的数据处理方法的一个或多个实施例,可以根据一个或多个因子来动态地调节针对持续性过程的平均内核的长度(即,平均值中包括的RF帧的数量)以

(如下文所概述地)改善结果。

[0180] 根据用于部分抵消运动在持续性中的影响的现有方法(未应用真实运动补偿),首先(例如通过检查帧之间的互相关值)评估运动对所获得的信号数据的影响,然后相应地缩短持续性(平均化)内核的长度。例如,在确定出信号帧之间的相关性低的情况下,可以减小平均内核的大小,以便减轻引入运动伪影的风险。这有助于确保没有伪影的图像,同时仍可实现相对较高的SNR以供稳定观察。(当然,这是以降低持续性过程对非稳定观察的噪声进行降低的有效性为代价的)。

[0181] 可以有利地将该方法结合到本发明的实施例中(在该实施例中执行真实运动补偿),以便减少因仍不完美的运动补偿所引起的运动伪影的风险。这里,能够测量每个经扭曲的帧(在以下讨论中被称为“模板帧”)与参考帧之间的相似性,只有在相似性足够大的情况下,才可以将经扭曲的帧添加到相干平均值。

[0182] 替代地,所测量的相似性可以用于确定用于在最终平均值内应用模板帧的加权因子。例如,关联性差的经扭曲的模板将被赋予低权重。可以类似地确定权重并将该权重应用于被添加到平均值的每一个帧,以实现最大程度地减小运动伪影的结果平均值。

[0183] 在图9中以框图形式示意性地图示了这种处理的示例。这里,首先将相对于参考帧 R_0 的运动跟踪和补偿32应用于模板帧以实现经扭曲的帧 R'_1 ,此后,相对于参考帧 R_0 执行相位调整36以实现经完全运动补偿的帧 R''_1 。然后,应用相似性运算 \hat{X} 来确定 R_0 与 R'_1 之间的相似性度量 σ 。基于该相似性度量,导出加权 W 以供与帧 R''_1 相乘,从而导出加权帧 $R^{(3)}_1$ 。然后将加权帧添加到最终总和。通过将这个过程应用于要被加到总和的每个帧,可以实现减少运动伪影的良好结果,因为不相关的帧在平均值内的影响被强烈削弱了。

[0184] 注意,即使互相关相对较低,在大多数情况下,仅包括两个连续帧的简单的(经运动补偿的)平均值也不大可能导致任何显著的运动伪影。因此,为了提高计算效率,根据示例,可以忽略要被平均化的任何系列中的前两个帧之间的相似性。仅对第二帧忽略此量度不应劣化结果得到的图像。相比之下,将低权重值应用于第二帧(相似性度量较低的位置)实际上会导致所实现的SNR改善的明显下降。

[0185] 除了运动以外,信号噪声也会导致较差的帧相关性。噪声水平通常随着被成像组织的深度而增加。因此,根据一个或多个示例,可以在计算权重 W 之前根据成像深度对用于实现两个帧之间的相似性的互相关矩阵进行标准化。

[0186] 根据示例,在使用(如上所述的)相干平均化和非相干平均化的混合手段的情况下,可以计算经运动补偿的RF帧之间的互相关度量并将该互相关度量用于通知关于分别应当对多少帧应用相关平均化和非相干平均化的确定结果。而且,可以单独使用不同的量度(例如,RF数据的互相关针对包络数据的互相关)来确定相干平均内核和非相干平均内核中的每个的相应长度。

[0187] 如上所述,根据本发明的实施例的运动补偿可以包括将系列中的RF帧中的每个RF帧扭曲为一个指定的参考帧。通常,该帧被指定为最新近捕获的帧或最新近接收的帧。这在图10中进行了示意性说明,图10示出所有扩展回到 R_{n-6} 的帧都已经针对最新近捕获的帧 R_n 进行了扭曲。这通常是优选的,因为在实时数据处理的情况下,针对较远的帧进行扭曲会导致在超声图像中可观察到的明显的延迟或时间滞后(如果这些超声图像是根据经扭曲的RF帧实时生成的话)。例如,仅几秒钟后,探头的故意移动或观察场景的变化才会被反映在

所生成的图像中。

[0188] 然而,当在时间相隔较大的帧之间执行运动跟踪时,运动跟踪通常不太准确。在零延迟情况下(即,最新近的帧是所有其他帧都针对其进行扭曲的参考的情况),最大跳跃距离等于平均内核的整个大小。

[0189] 因此,根据替代配置,参考帧可以替代地被指定为系列中的最新近的帧与系列中的最久远的帧之间的中途帧。这在图10中图示出。这里,参考帧 R_n 被选择为最久远的帧 R_{n-3} 与最新近的帧 R_{n+3} 之间的中途帧。

[0190] 为了交换几帧延迟(绘制的图像中的几帧时间延迟),朝向中心而不是朝向端部进行扭曲会将帧 R_{n-6} 与 R_n 之间的时间间隔减小一半,从而提高了运动补偿的质量。应当注意,该配置的计算成本不大于选择最新近的帧作为参考帧的配置的计算成本。

[0191] 对于该实施方式,假设以每秒85帧的帧速率进行2cm/s的横向运动,则针对9帧持续性在SNR提高和运动伪影减少这两方面都可以获得非常好的性能。然而,作为权衡结果,这些设置在任何生成的超声图像中的确会生成大致50ms的延迟。

[0192] 作为对上述方法的进一步改进,可以将最终步骤添加到该过程中,其中,最终针对最新近的帧扭曲所得到的针对中心帧或中间帧扭曲RF帧的相干和自身。在该示例中,步骤如下。与上面的情况一样,针对系列中的中心帧扭曲每个RF帧。然后对经扭曲的帧求和以生成经扭曲的RF帧的相干和。然后,在图10的示例中,针对最新近的帧(即, R_{n+3})扭曲该相干和自身。这将完全消除延迟,同时保留对称内核在对运动伪影的鲁棒性方面的益处。

[0193] 在所描述的本发明的所有实施例中,RF帧(或数据表示)可以表示已经被下采样或抽取的RF信号数据。该过程能够引入额外的相位去相干,并且在执行下采样时会丢失相位信息。图像扭曲通常基于数据的内插和重新采样。在已经丢失了相位信息的情况下,要恢复任何经扭曲的RF帧与参考RF帧之间的完全相干性会非常困难。

[0194] 根据本发明的一个或多个实施例,可以将完全采样的数据而不是例如下采样的数据用于每个RF帧。实验证据表明:当使用完全采样的数据时,对时间滞后相对较大的帧进行扭曲会生成较少的伪影。这意味着:在上述针对系列中的最新近的帧扭曲每个RF帧(以最大限度的减小时间滞后)的实施例中,可以执行该流程,同时在结果得到的图像中产生较少的缺陷。

[0195] 根据本发明的一个方面,提供了一种诊断成像系统,该诊断成像系统包括适于执行根据本发明的任何实施例的信号处理方法的处理单元。

[0196] 现在将参考图11来描述示例性超声诊断成像系统的总体操作,并且将重点放在该系统的信号处理功能上,因为本发明涉及对由换能器阵列测量的信号的处理。

[0197] 该系统包括阵列换能器探头40,该阵列换能器探头40具有用于发射超声波和接收回波信息的CMUT换能器阵列100。换能器阵列100可以替代地包括由诸如PZT或PVDF之类的材料形成的压电换能器。换能器阵列100是换能器110的二维阵列,其能够在2D平面中扫描或者在三维中扫描以进行3D成像。在另一示例中,换能器阵列可以是1D阵列。

[0198] 换能器阵列100被耦合到探头中的微波束形成器42,该微波束形成器42控制CMUT阵列单元或压电元件对信号的接收。如美国专利US 5997479 (Savord等人)、US 6013032 (Savord)和US 6623432 (Powers等人)中所述,微波束形成器能够对由换能器的子阵列(或“组”或“拼片”)接收的信号进行至少部分波束形成。

[0199] 注意,微波束形成器完全是任选的。下面的示例假定没有模拟波束形成。

[0200] 微波束形成器42通过探头线缆被耦合到发射/接收(T/R)开关46,当不使用微波束形成器并且由主系统波束形成器直接操作换能器阵列时,该T/R开关46在发射与接收之间切换并且保护主波束形成器50免受高能发射信号的影响。由被耦合到主发射波束形成器(未示出)且通过T/R开关46被耦合到微波束形成器的换能器控制器48指导超声波束从换能器阵列40的发射,该换能器控制器48接收来自用户接口或控制面板68的用户操作的输入。

[0201] 由换能器控制器48控制的功能之一是波束被转向和聚焦的方向。波束可以从换能器阵列笔直向前(与其垂直地)转向,或者以不同角度转向以获得更宽的视场。换能器控制器48能够被耦合为控制用于CMUT阵列的DC偏置控件75。DC偏置控件75设置被应用到CMUT单元的(一个或多个)DC偏置电压。

[0202] 在接收通道中,微波束形成器42产生部分波束形成的信号,并且该部分波束形成的信号被耦合到主接收波束形成器50,在主接收波束形成器50中,来自换能器的个体贴片的部分波束形成的信号被组合成完全波束形成的信号。例如,主波束形成器50可以具有128个通道,这些通道中的每个通道接收从数十个或数百个CMUT换能器单元或压电元件的拼片的部分波束形成的信号。以这种方式,由换能器阵列的数千个换能器接收的信号能够有效地贡献于单个波束形成的信号。

[0203] 波束形成的接收信号被耦合到信号处理单元52。这可以是根据本发明一个方面的信号处理单元。信号处理单元52能够以各种方式(例如,带通滤波、抽取、I和Q分量分离以及谐波信号分离,其作用是分离线性信号与非线性信号,从而使得能够识别从组织和微泡返回的非线性(基频的较高谐波)回波信号)处理接收到的回波信号。信号处理单元还可以执行额外的信号增强,例如,散斑减少、信号复合和噪声消除。信号处理器中的带通滤波器能够是跟踪滤波器,随着接收来自越来越深的深度处的回波信号,跟踪滤波器的通带会从较高的频带滑向较低的频带,从而拒绝来自较大深度的较高频率的噪声(在较大深度处的这些频率缺乏解剖信息)。

[0204] 信号处理单元52还适于执行本发明的处理方法的一个或多个实施例。

[0205] 用于发射的波束形成器和用于接收的波束形成器以不同的硬件来实施并且能够具有不同的功能。当然,接收器波束形成器的设计要考虑到发射波束形成器的特性。为了简化,在图11中仅示出了接收器波束形成器42、50。在完整的系统中,还将有具有发射微波束形成器和主发射波束形成器的发射链。

[0206] 微波束形成器42的功能是提供信号的初始组合,以便减少模拟信号路径的数量。这通常在模拟域中执行。

[0207] 最终的波束形成在主波束形成器50中完成,并且通常在数字化之后完成。

[0208] 发射通道和接收通道使用具有固定频带的同一换能器阵列40'。然而,发射脉冲所占用的带宽可以根据已经使用的发射波束形成而变化。接收通道能够捕获整个换能器带宽(这是经典方法),或者通过使用带通处理,它只能提取包含有用信息(例如,主谐波的谐波)的带宽。

[0209] 将经处理的信号耦合到B模式(即,亮度模式或2D成像模式)处理单元56和多普勒处理器58。B模式处理器56采用对接收到的超声信号的幅度的检测结果对身体中的结构(例如,身体中的器官组织和血管)进行成像。身体结构的B模式图像可以以谐波图像模式或基

波图像模式或这两者的组合来形成,如美国专利US 6283919 (Roundhill等人) 和美国专利US 6458083 (Jago等人) 中所述。多普勒处理器58处理因组织移动和血液流动所产生的在时间上不同的信号,以用于检测图像场中的诸如血细胞流之类的物质的运动。多普勒处理器58通常包括壁滤波器,该壁滤波器的参数可以被设置为通过和/或拒绝从身体中的选定类型的材料返回的回波。

[0210] 由B模式处理器和多普勒处理器产生的结构信号和运动信号被耦合到扫描转换器62和多平面重新格式化器74。扫描转换器62以期望的图像格式以回波信号被接收时的空间关系布置该回波信号。例如,扫描转换器可以将回波信号布置成二维(2D)扇形格式图像或金字塔形的三维(3D)图像。扫描转换器能够在图像场中的点处用与该点的多普勒估计速度相对应的颜色来叠加B模式结构图像,以产生描绘图像场中的组织运动和血液流动的彩色多普勒图像。如美国专利US 6443896 (Detmer) 所述,多平面重整格式化器将从身体的体积区域中的公共平面中的点接收的回波转换成该平面的超声图像。如美国专利US 6530885 (Entrekin等人) 所述,体积绘制器72将3D数据集的回波信号转换成如从给定的参考点所看到的投影的3D图像。

[0211] 2D图像或3D图像从扫描转换器62、多平面重新格式化器74和体积绘制器72被耦合到图像处理器60,以用于进一步增强、缓冲和临时存储,从而用于显示在图像显示器70上。除了用于成像以外,由多普勒处理器58产生的血流值和由B模式处理器56生成的组织结构信息还被耦合到量化处理器64。该量化处理器产生不同的流动条件的测量结果(例如,血流的体积速率)以及结构测量结果(例如,器官大小和孕龄)。量化处理器可以接收来自用户控制面板68的输入(例如,图像的解剖结构中要进行测量的点)。来自量化处理器的输出数据被耦合到图形处理器66,以用于在显示器70上将测量的图形和值与图像一起重现并用于从显示设备70输出音频。图形处理器66还能够生成图形叠加物以用于与超声图像一起显示。这些图形叠加物能够包含标准识别信息(例如,患者姓名)、图像的日期和时间、成像参数等。为此,图形处理器接收来自用户接口68的输入(例如,患者姓名)。用户接口还被耦合到发射控制器48以控制来自换能器阵列40'的超声信号的生成并因此控制由换能器阵列和超声系统产生的图像。控制器48的发射控制功能仅仅是所执行的功能之一。控制器48还考虑了(由用户给定的)操作模式以及在接收器模数转换器中对应所需的发射器配置和带通配置。控制器48能够是具有固定状态的状态机。

[0212] 用户接口还被耦合到多平面重新格式化器74,以用于选择和控制可以用于在MPR图像的图像场中执行量化测量的多个经多平面重新格式化(MPR)的图像的平面。如上面所讨论的,实施例利用控制器和处理单元。这些都能够用软件和/或硬件以多种方式实施,以执行所需的各种功能。处理器是采用一个或多个微处理器的控制器或处理单元的一个示例,该一个或多个微处理器可以使用软件(例如,微代码)进行编程以执行所需的功能。然而,控制器或处理单元可以在采用或不采用处理器的情况下实施,并且还可以被实施为用于执行一些功能的专用硬件与用于执行其他功能的处理器(例如,一个或多个编程的微处理器和相关联的电路)的组合。

[0213] 可以在本公开内容的各种实施例中采用的控制器或处理单元部件的示例包括但不限于常规的微处理器、专用集成电路(ASIC)和现场可编程门阵列(FPGA)。

[0214] 在各种实施方式中,处理器或控制器或处理单元可以与一个或多个存储介质(例

如,易失性计算机存储器和非易失性计算机存储器,例如,RAM、PROM、EPROM和EEPROM) 相关联。可以用一个或多个程序对存储介质进行编码,该一个或多个程序在一个或多个处理器和/或控制器和/或处理单元上被运行时执行所需的功能。各种存储介质可以被固定在处理器或控制器或处理单元内,或者可以是可转移的,使得被存储在其上的一个或多个程序能够被加载到处理器或控制器或处理单元中。

[0215] 本领域技术人员通过研究附图、公开内容以及权利要求,在实践请求保护的发明时能够理解并实现对所公开的实施例的其他变型。在权利要求中,“包括”一词不排除其他元件或步骤,并且词语“一”或“一个”不排除多个。虽然某些措施被记载在互不相同的从属权利要求中,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。权利要求中的任何附图标记都不应被解释为对范围的限制。

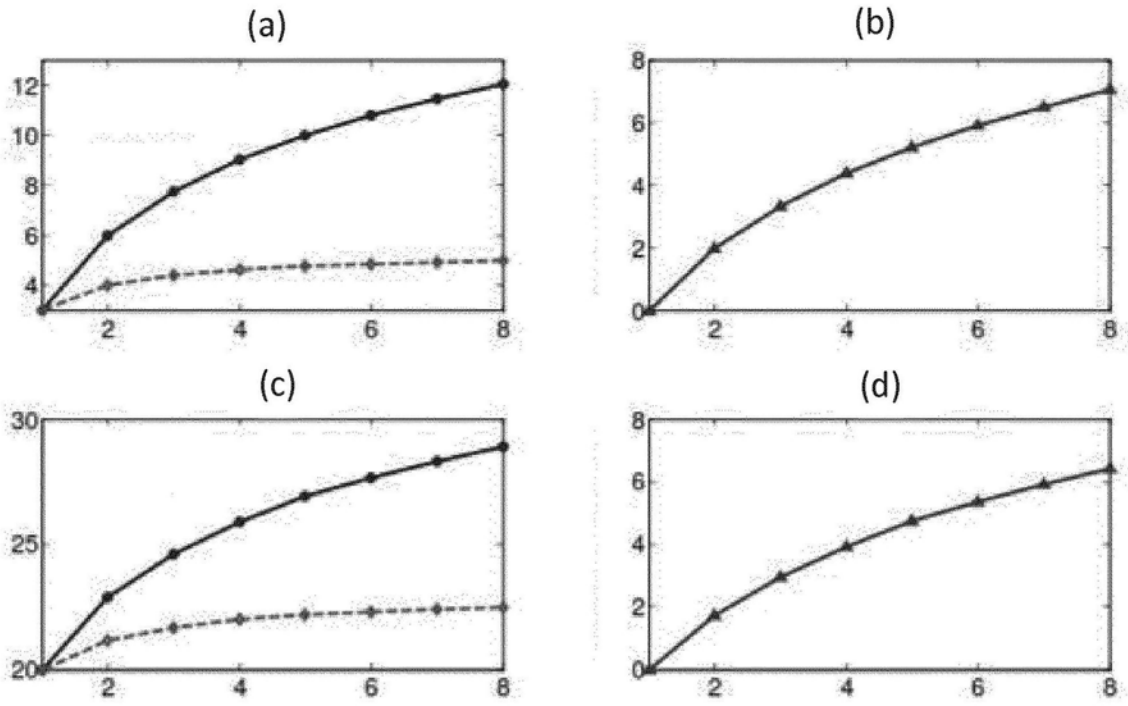


图1

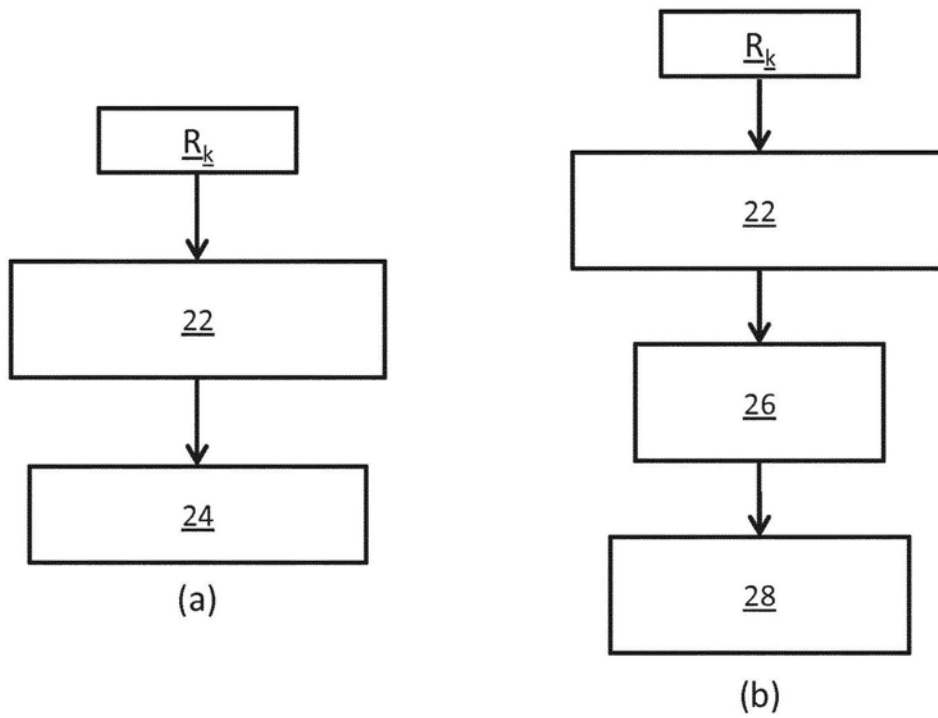


图2

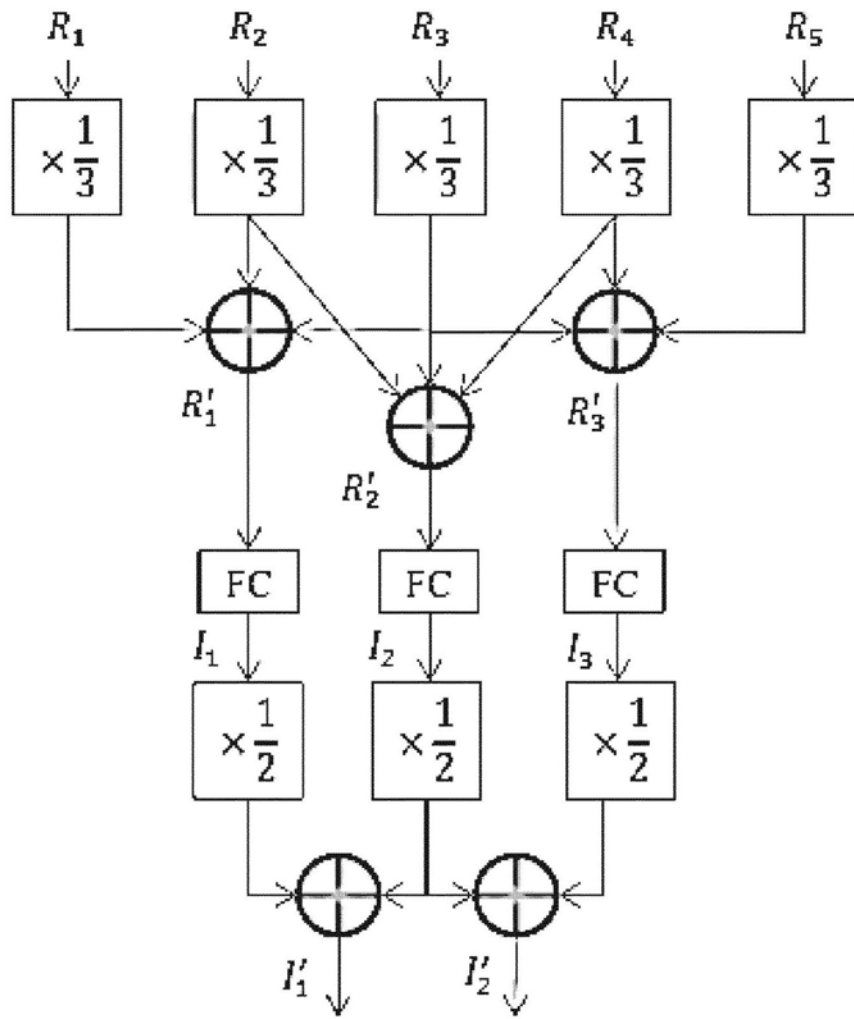


图3

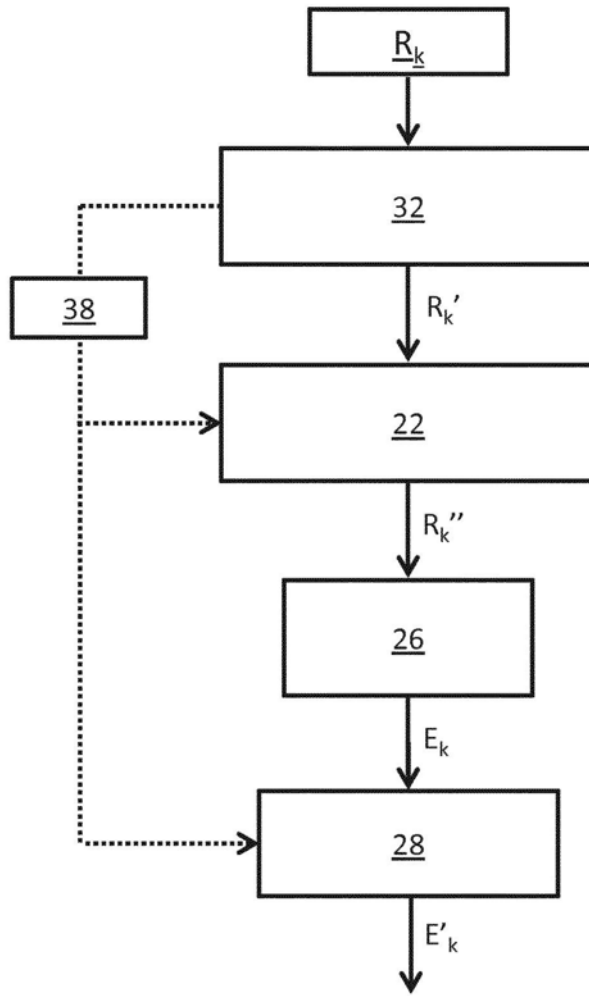


图4

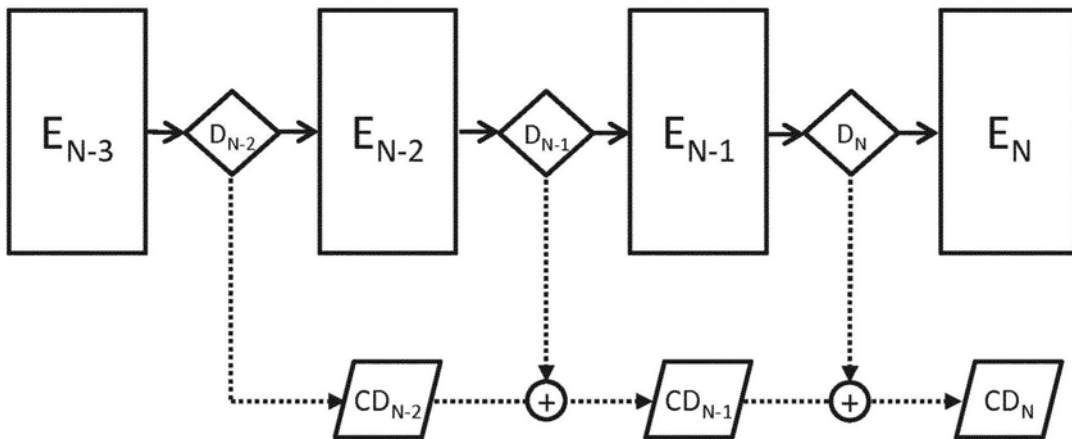


图5

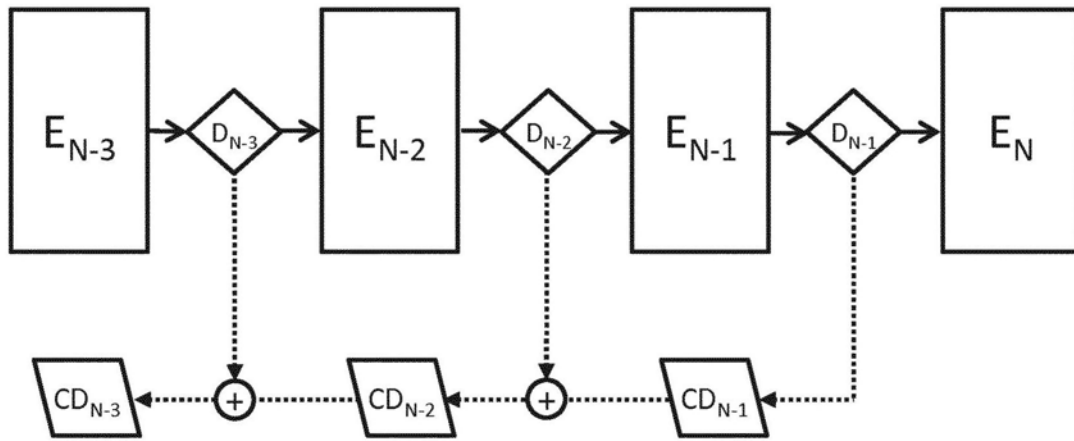


图6

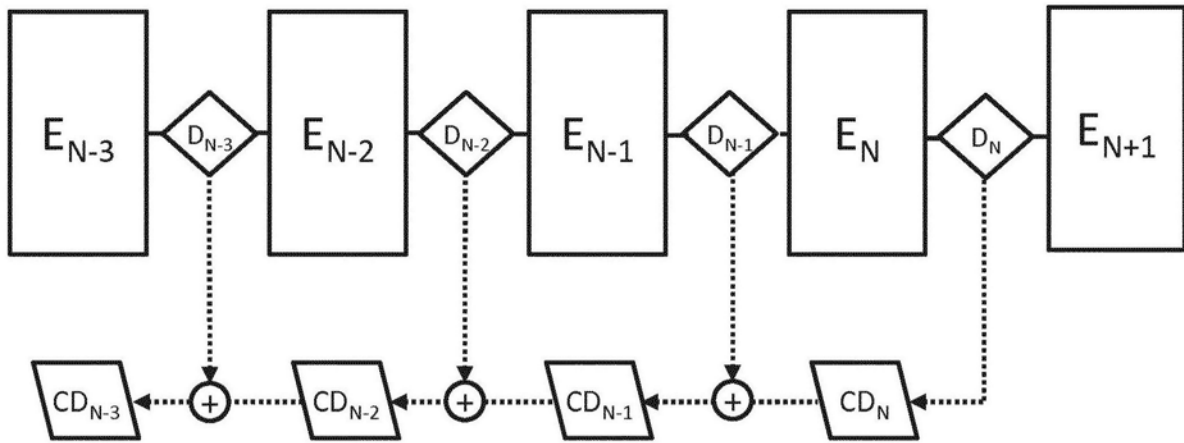


图7

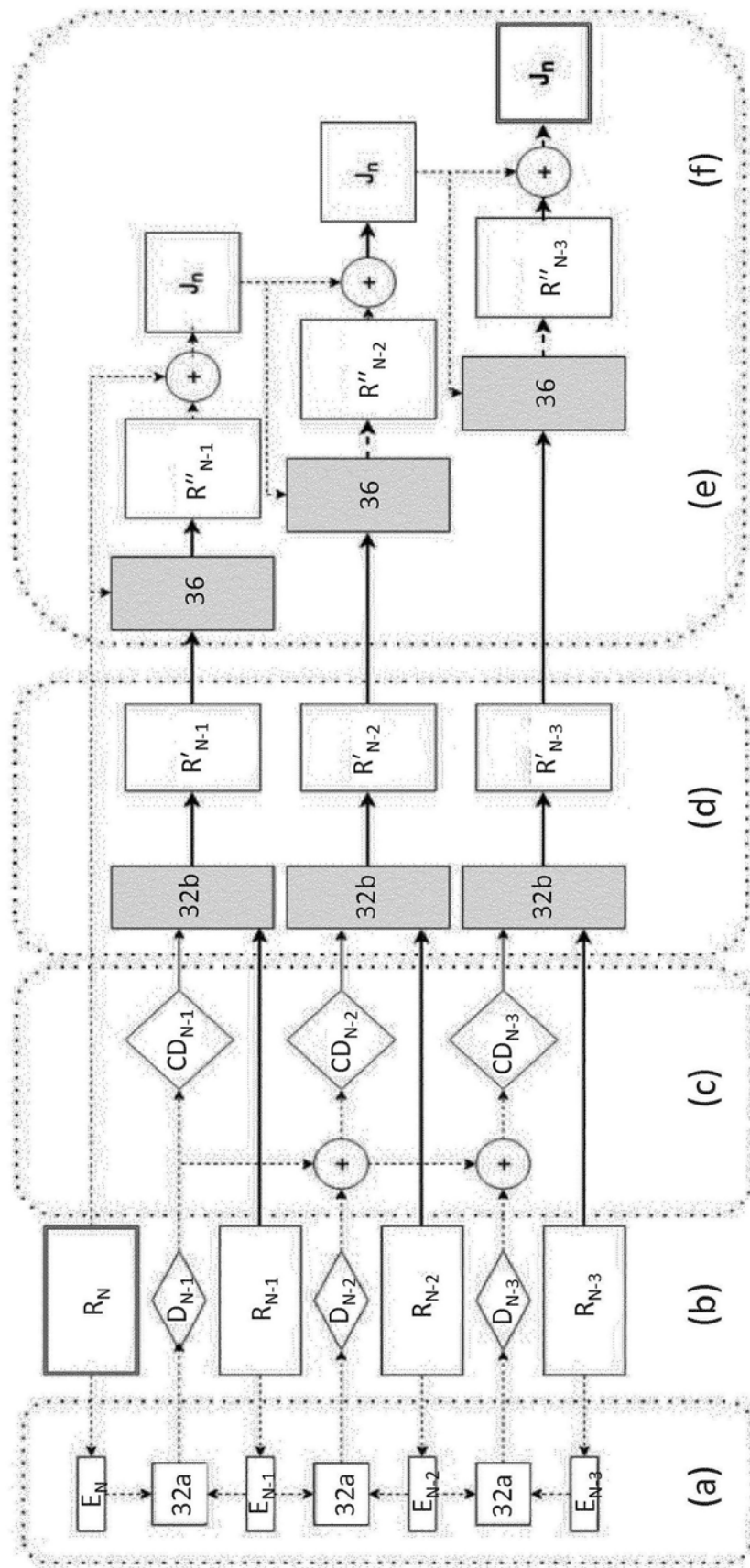


图8

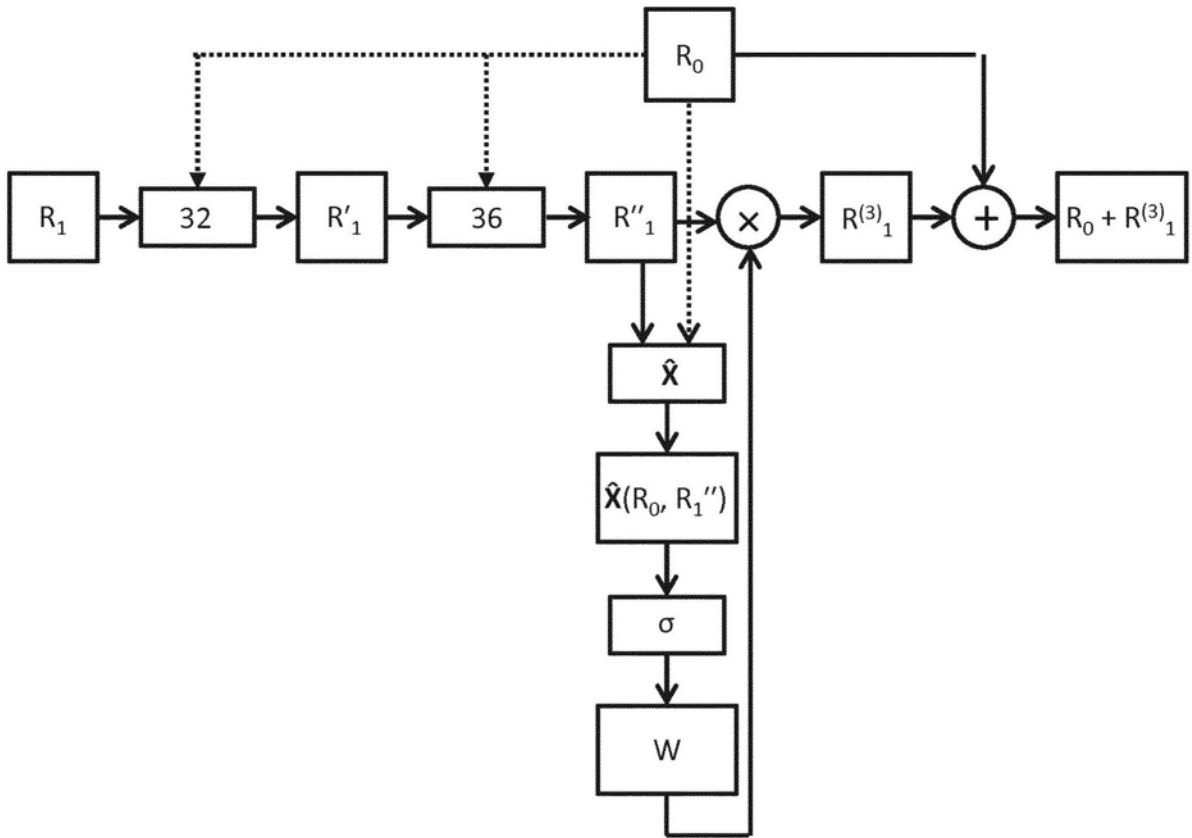


图9

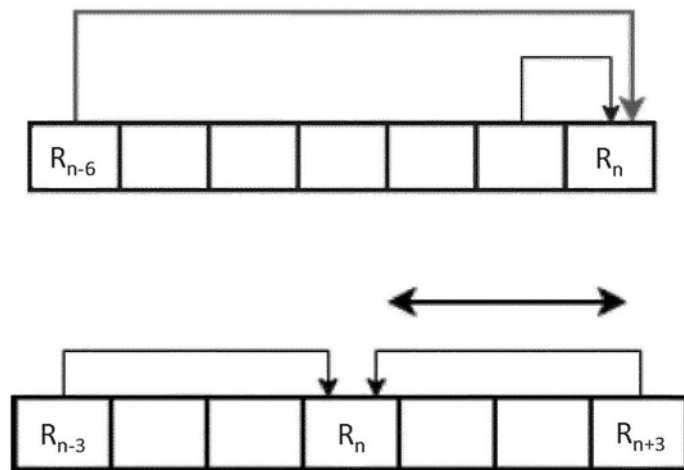


图10

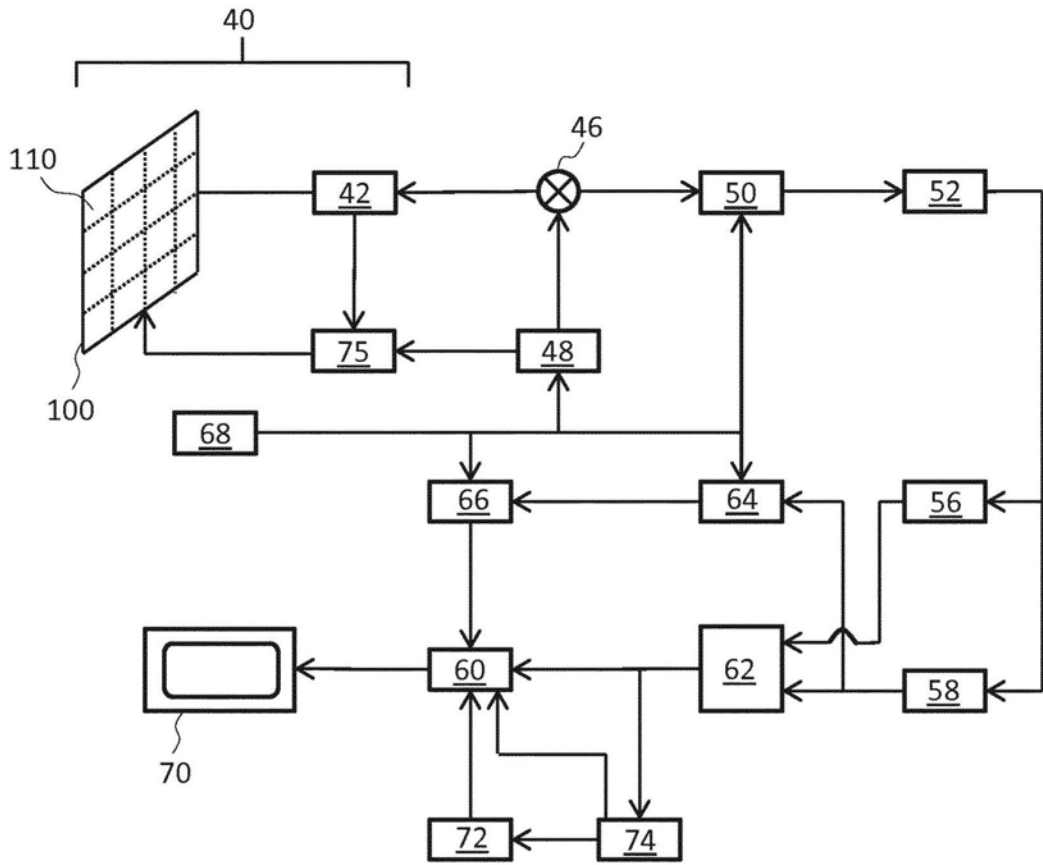


图11

专利名称(译)	用于处理超声信号数据的方法和设备		
公开(公告)号	CN110868938A	公开(公告)日	2020-03-06
申请号	CN201880045434.X	申请日	2018-07-09
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	黄圣文 FGGM维尼翁 O绍姆蓬		
发明人	T·N·于 黄圣文 F·G·G·M·维尼翁 O·绍姆蓬 汪世英		
IPC分类号	A61B8/08 G01S15/89 G01S7/52		
CPC分类号	A61B8/5207 A61B8/5276 G01S7/52026 G01S7/52046 G01S7/52077 G01S15/8977		
代理人(译)	刘兆君		
优先权	2017305885 2017-07-07 EP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种用于在生成超声图像之前对信号数据进行预处理的超声数据处理方法。所述方法试图通过将相干持续性应用于一系列原始超声信号表示来降低噪声，所述一系列原始超声信号表示表示通过身体但在不同的连续时间时的相同路径或部分。在应用持续性之前，将包括幅度峰值配准和相位对准的运动补偿流程应用于原始回波信号数据，以使所述信号相干并由此限制运动引起的伪影的引入。

