



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101987023 A

(43) 申请公布日 2011. 03. 23

(21) 申请号 200910109156. 2

(22) 申请日 2009. 07. 31

(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 黄勇

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

A61B 8/08 (2006. 01)

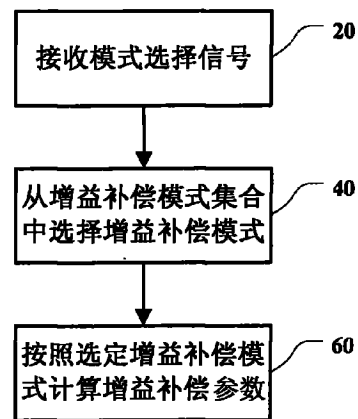
权利要求书 2 页 说明书 13 页 附图 5 页

(54) 发明名称

一种超声成像增益补偿及图像优化方法及其装置和系统

(57) 摘要

本发明公开了一种超声成像的增益补偿方法及图像优化方法及其装置和超声成像系统,包括:接收模式选择信号;按照模式选择信号从增益补偿模式集合中选择至少一个增益补偿模式为选定的增益补偿模式,所述增益补偿模式集合包括至少两个不同的增益补偿模式,其中每个增益补偿模式都可以用以计算增益补偿参数;用所述选定的增益补偿模式计算增益补偿参数;用所述增益补偿参数对输入的超声图像数据进行增益补偿。本发明根据不同的应用环境或工作模式下不同的增益补偿目标,可灵活选择对图像的增益补偿模式,针对性的对图像进行补偿,满足各种不同情况下的图像增益补偿的需求。



1. 一种用于超声成像的增益补偿方法,其特征在于,包括:
接收模式选择信号;
按照模式选择信号从增益补偿模式集合中选择至少一个增益补偿模式为选定的增益补偿模式,所述增益补偿模式集合包括至少两个不同的增益补偿模式,每个增益补偿模式均可以计算用于对输入的超声图像数据进行增益补偿的增益补偿参数;
用所述选定的增益补偿模式计算增益补偿参数;
用所述增益补偿参数对输入的超声图像数据进行增益补偿。
2. 如权利要求1所述的增益补偿方法,其特征在于,所述增益补偿模式集合包括:组织增益补偿模式,噪声增益补偿模式,边界增益补偿模式。
3. 如权利要求1或2所述的增益补偿方法,其特征在于,用所述选定的增益补偿模式计算增益补偿参数包括步骤:
将图像数据分块;
对图像分块获得的图像子块,计算图像子块的统计参数;
判断图像子块的统计参数是否满足所述选定的增益补偿模式的设定条件,标记满足所述选定的增益补偿模式的设定条件的图像子块为所述选定增益补偿模式的有效子块;
标记图像子区域内有效子块的数量大于第一阈值的图像子区域为所述选定的增益补偿模式的有效子区域;
用有效子区域中的图像子块计算所述选定的增益补偿模式的增益补偿参数。
4. 如权利要求3所述的增益补偿方法,其特征在于,所述计算图像子块的统计参数包括:计算所述选定的增益补偿模式使用的统计参数,或者,计算所述的增益补偿模式集合中所有增益补偿模式使用的统计参数。
5. 如权利要求3所述的增益补偿方法,其特征在于,进一步包括:统计所述选定的增益补偿模式的有效子区域的数量,如果有效子区域的数量小于第二阈值,则判断所述选定的增益补偿模式补偿失败,使用默认的增益补偿参数为所述选定的增益补偿模式的增益补偿参数。
6. 如权利要求3所述的增益补偿方法,其特征在于,所述用有效子区域中的图像子块计算所述选定的增益补偿模式的增益补偿参数包括:
计算所述选定的增益补偿模式的有效子区域中所有图像子块的均值,或者,计算所述选定的增益补偿模式的有效子区域中有效子块的均值;
将所述均值与增益补偿的目标值比较,计算所述有效子区域的增益补偿值;
对有效子区域的增益补偿值进行插值拟合,生成所述选定的增益补偿模式的增益补偿参数。
7. 如权利要求3所述的增益补偿方法,其特征在于,所述用有效子区域中的图像子块计算所述选定的增益补偿模式的增益补偿参数包括:
计算所述选定的增益补偿模式的有效子区域中所有图像子块的均值,或者,所述计算所述选定的增益补偿模式的有效子区域中有效子块的均值;
对所述均值进行插值,获得插值后的均值序列;
所述插值后的均值序列与增益补偿的目标值比较,计算所述选定的增益补偿模式的增益补偿参数。

8. 如权利要求 1 至 7 中任意一项所述的增益补偿方法,其特征在于:模式选择信号从增益补偿模式集合中选择至少两个增益补偿模式为选定的增益补偿模式。

9. 如权利要求 8 所述的增益补偿方法,其特征在于,进一步包括:综合所述选定的至少两个增益补偿模式的增益补偿参数,生成合成的增益补偿参数。

10. 如权利要求 6 或 7 所述的增益补偿方法,其特征在于,进一步包括:用当前增益补偿后的超声图像数据更新所述增益补偿的目标值。

11. 一种用于超声成像的图像优化方法,其特征在于:包括权利要求 1 至 10 中任意一项所述的增益补偿方法。

12. 一种用于超声成像的增益补偿装置,其特征在于,包括:

接收模块,接收模式选择信号;

增益补偿模式集合模块,包括至少两个增益补偿子模块,每个增益补偿子模块实现至少一种增益补偿模式,不同增益补偿子模块实现的增益补偿模式不同,每个增益补偿模式均可以计算用于对输入的超声图像数据进行增益补偿的增益补偿参数;

参数控制模块,按照模式选择信号从所述增益补偿模式集合模块中选择至少一个增益补偿模式为选定的增益补偿模式;

计算模块,调用所述增益补偿模式集合模块中实现所述选定的增益补偿模式的增益补偿子模块,计算增益补偿参数;

补偿模块,用所述增益补偿参数对输入的超声图像数据进行增益补偿。

13. 如权利要求 12 所述的增益补偿装置,其特征在于,所述增益补偿子模块包括:组织增益补偿子模块,噪声增益补偿子模块,边界增益补偿子模块。

14. 如权利要求 12 或 13 所述的增益补偿装置,其特征在于,所述增益补偿子模块包括:统计参数计算器,检测器,增益补偿参数计算器,

所述统计参数计算器将图像数据分块,并计算图像子块的统计参数;

所述检测器接收统计参数计算器计算的统计参数,标记所述选定的增益补偿模式的有效子块,并检测选定的增益补偿模式的有效子区域;

所述增益补偿参数计算器计算所述选定增益补偿模式的增益补偿参数。

15. 一种包括增益补偿装置的超声成像系统,其特征在于,包括权利要求 12 至 14 中任意一项所述的增益补偿装置。

一种超声成像增益补偿及图像优化方法及其装置和系统

技术领域

[0001] 本发明涉及医学超声成像图像处理方法及其装置和超声成像系统,尤其涉及增益补偿以优化图像以提高二维图像质量的方法及系统。

背景技术

[0002] 超声二维图像(B mode)是利用组织回波特性成像的。超声系统发射具有特定频率特性的超声信号至需要检查的人体组织。超声波在组织中传播时,会发生反射或背向散射(backscatter),形成回波信号。当人体结构发生异常变化例如有结石或囊肿时,即会在组织中形成异常的反射边界和背向散射值。通常边界反射回波强度较大,散射回波强度相对较小并且不同散射值对应于不同的组织散射系数,利用超声波在组织中传播的这种特性,检测回波信号的强度并以灰度形式显示出来,即形成具有诊断意见的二维超声(B)图像。

[0003] 超声信号传播时,除了上述反射与散射特性,同时还有衰减特性,其衰减与组织的成分及发射信号的中心频率相关,不同人体的个体差异亦会有所差别。为了弥补这种衰减,超声设备通常会对信号幅度进行增益补偿,以提高图像的质量。

[0004] 目前通常的自动增益优化方法是以软组织显示的灰度适当(例如在0-255显示系统中,以64灰度显示)作为增益优化的标准,通过将图像分区并检测软组织区,并调节增益曲线将软组织区域设置到目标灰度,从而实现图像整体和局部增益的优化。这种方法是建立在准确判断组织区域的基础上的。但是在有些情况下,例如扫描小腿肌肉层、颈动脉、以及心脏四心腔切面等的时候,要准确判断组织区域是比较困难的。当组织判断存在不准确时,可能会使图像向更坏的方向优化,例如将边界部分补偿至饱和而对低回声部分补偿不足。

[0005] 另外,对于不同的应用环境或工作模式,医生关注的对象不同,比如在扫描颈动脉的模式下可能更关注对比度和噪声抑制,而在扫描甲状腺的模式下则更关注组织的对比分辨率等等,因此需要针对不同的应用情况采取针对性的增益补偿。

发明内容

[0006] 本发明的实施例公开了一种超声成像增益补偿及图像优化方法及其装置和超声成像系统,其包括多种增益补偿模式,各增益补偿模式不限于针对组织信息进行增益补偿,可以针对不同的应用环境或工作模式,灵活选择增益补偿模式,针对性的对图像进行补偿,更好的满足使用者的需要,并可减少仅针对组织信息进行优化导致的增益补偿补偿过饱和或补偿不足的问题。

[0007] 本发明实施例公开的技术方案包括:

[0008] 提供一种用于超声成像的增益补偿方法,其特征在于,包括:

[0009] 接收模式选择信号;

[0010] 按照模式选择信号从增益补偿模式集合中选择至少一个增益补偿模式为选定的增益补偿模式,所述增益补偿模式集合包括至少两个不同的增益补偿模式,每个增益补偿

模式均可以计算用于对输入的超声图像数据进行增益补偿的增益补偿参数；

[0011] 用所述选定的增益补偿模式计算增益补偿参数；

[0012] 用所述增益补偿参数对输入的超声图像数据进行增益补偿。

[0013] 本发明的实施例中还提供一种用于超声成像的包括上述的增益补偿方法的图像优化方法。

[0014] 针对上述方法,本发明的实施例中还提供一种用于超声成像的增益补偿装置,包括:

[0015] 接收模块,接收模式选择信号;

[0016] 增益补偿模式集合模块,包括至少两个增益补偿子模块,每个增益补偿子模块实现至少一种增益补偿模式,不同增益补偿子模块实现的增益补偿模式不同,每个增益补偿模式均可以计算用于对输入的超声图像数据进行增益补偿的增益补偿参数;

[0017] 参数控制模块,按照模式选择信号从所述增益补偿集合模块中选择至少一个增益补偿模式为选定的增益补偿模式;

[0018] 计算模块,调用所述增益补偿集合模块中实现所述选定的增益补偿模式的增益补偿子模块,计算增益补偿参数;

[0019] 补偿模块,用所述增益补偿参数对输入的超声图像数据进行增益补偿。

[0020] 本发明实施例中还公开了一种包括前述增益补偿装置的超声成像系统。

[0021] 本发明实施例中的增益补偿及图像优化方法及其装置和超声成像系统包括多种增益补偿模式,各增益补偿模式不限于针对组织信息进行补偿,而是针对各种图像特征信息进行补偿,因此,可以针对不同的应用环境或工作模式,根据各自的需要,灵活选择增益补偿模式,有针对性的对图像进行补偿,这样,可以满足多种应用环境或工作模式下对增益补偿结果的要求,达到不同的增益补偿效果,并可减少仅针对组织信息进行优化导致的增益补偿补偿过饱和或补偿不足的问题。

附图说明

[0022] 图 1 是本发明一实施例的超声成像系统的结构框图;

[0023] 图 2 是本发明一实施例的增益补偿方法的流程图;

[0024] 图 3 是本发明一实施例的根据选定的增益补偿模式优化图像的流程图;

[0025] 图 4 是本发明一实施例的图像分块示意图;

[0026] 图 5 是本发明一实施例的从统计参数计算后到生成增益补偿参数的流程图;

[0027] 图 6 是本发明另一实施例的根据选定的增益补偿模式优化图像的流程图;

[0028] 图 7 是本发明一实施例的超声成像系统中增益补偿装置的结构框图;

[0029] 图 8 是本发明一实施例的超声成像系统中增益补偿子模块的结构框图;

[0030] 图 9 是本发明实施例 C 的增益补偿方法流程图;

具体实施方式

[0031] 图 1 所示为本发明一个实施例的超声成像系统的框图。如图所示,此实施例的超声成像系统包括换能器 2、发射/接收选择开关 3、发射电路 4、接收电路 5、模/数(A/D)转换模块 6、波束合成模块 7、信号处理模块 8、图像处理模块 9、显示器 10、增益补偿装置 15。

发射电路 4 将具有特定频率信号的电信号通过发射 / 接收选择开关 3, 激励到换能器 2, 换能器 2 将电信号转换成超声信号, 发射到目标区域 1, 返回的带有组织信息的超声信号经过换能器 2 重新转换为电信号。接收电路 5 接收这些电信号。同时, 由于超声波在组织中的衰减特性, 回波信号随深度 (对应于传播返回时间) 会逐步衰减, 因此接收电路 5 还完成随深度变化的增益补偿, 以使经过补偿的 RF (射频) 信号在有效测量范围内信号幅度相当。经过补偿的 RF 信号经过 A/D 转换模块 6 完成模拟信号到数字信号的转换, 波束合成模块 7 则通过进行多通道数据的聚焦, 实现多通道的波束合成。合成的回波信号经过信号处理模块 8 完成检波 (或称解调) 后, 经过图像处理模块 9 进行对数压缩、动态范围调整、map 变换、坐标转换形成二维超声图像后, 即可送到显示器 10 中显示。增益补偿装置 15 接收信号处理模块 8 解调后的信号, 根据接收的信号计算增益补偿参数, 对图像数据进行增益补偿。

[0032] 如图 7 所示, 增益补偿装置 15 包括接收模块 11、参数控制模块 12、增益补偿模式集合模块 16、计算模块 13、补偿模块 14, 接收模块 11 接收一个模式选择信号, 此模式选择信号指出当前的增益补偿处理按照哪种增益补偿模式进行, 此模式选择信号根据当前系统状态信息 (当前应用环境、工作模式等) 确定。此模式选择信号可以是系统根据当前系统状态信息 (当前应用环境、工作模式等) 生成, 也可以是直接根据输入的使用者的手动选择生成, 或者二者结合生成。接收模式选择信号后, 参数控制模块 12 从增益补偿模式集合模块 16 中选择一个或多个增益补偿模式, 并将相应的控制参数发送给计算模块 13 和增益补偿模式集合模块 16。增益补偿模式集合模块 16 包含能够实现前述增益补偿模式集合中的增益补偿模式的多个 (至少两个) 增益补偿子模块, 每个增益补偿子模块可以实现一个或多个增益补偿模式。计算模块 13 从信号处理模块 8 获得解调后的信号, 并根据参数控制模块 12 确定的增益补偿模式以及提供的参数, 调用增益补偿模式集合模块 16 中能够实现选定的增益补偿模式的增益补偿子模块, 计算增益补偿参数 (如增益补偿曲线等), 生成的增益补偿参数输出到补偿模块 14, 补偿模块 14 使用此增益补偿参数对输入的图像数据进行增益补偿。

[0033] 在优化图像时, 需要优化的因素较多, 比如提高图像对比度、抑制噪声、提高图像的均匀度、提高图像的对比分辨力、突出组织信息、突出边界信息等等。如果在优化图像时, 对所有的图像都用相同的增益补偿方式进行补偿的话, 可能并不能达到预期的效果。因为通常在不同的应用环境或者工作模式下, 对增益补偿的要求是不同的, 有不同的侧重点。比如在扫描成像颈动脉时, 医生可能更关注对比度和噪声抑制, 因此在优化图像的时候需要重点提高图像的对比度, 突出边界, 并抑制噪声; 而在扫描成像甲状腺时, 医生更关注组织的对比分辨力, 因此在这种情况下, 在优化图像时需要重点提高组织的对比分辨力; 等等。如果超声系统对这些成像情况都采用同一种固定的补偿方法, 则无法针对特定的情况, 达到此情况下医生或者使用者需要的最优的优化效果。

[0034] 本发明的一个实施例中, 将图像的补偿方法分成多个增益补偿模式, 形成一增益补偿模式集合, 每个增益补偿模式对应一个或多个侧重的优化目标, 比如侧重提高图像的对比度、或者侧重提高图像的对比分辨力、或者侧重提高图像的均匀度、或者侧重噪声抑制、或者侧重突出组织信息、或者侧重突出边界信息, 等等。如图 2 所示, 本发明的一个实施例中, 包括步骤 20、40、60。在进行增益补偿时, 在步骤 20, 接收模式选择信号。不同的应用环境或者工作模式下, 使用者或医生重点关注的优化目标并不相同。例如, 如果当前是在执

行颈动脉的扫描成像,则当前图像优化的目标可能是提高图像的对比度,突出边界,抑制噪声;如果当前是在进行甲状腺扫描成像,则当前图像优化的目标可能是提高图像的对比分辨率;如果当前是在进行肝脏扫描成像,则当前图像扫描成像的目标可能是突出组织和边界的信息。本领域技术人员熟知,根据不同的应用环境、扫描对象或工作模式等因素,优化图像时医生关注的侧重点千差万别,在实际应用时可以根据实际情况的需要灵活选择,不限于前述说明的几种情况。这些根据当前应用环境或工作模式等信息生成的模式选择信号指出了当前的增益补偿处理按照哪种增益补偿模式进行。

[0035] 在步骤 40 中,按照模式选择信号从增益补偿模式集合中选择至少一个增益补偿模式为选定增益补偿模式。此增益补偿模式集合包括至少两个增益补偿模式,这些增益补偿模式中包括对应各种优化目标的增益补偿模式,每个增益补偿模式侧重对应其中的一个或多个优化目标。比如可以包括重点对应为抑制噪声的增益补偿模式、重点为提高对比分辨率的增益补偿模式、重点为突出边界信息的增益补偿模式、重点为突出组织信息并抑制噪声的增益补偿模式等等。可以选择其中的一个模式,也可以选择其中的多个模式的组合来优化图像,或者选择其中至少两个增益补偿模式,等等,可以根据实际情况的需要而定。

[0036] 在步骤 60 中,按照选定的增益补偿模式计算增益补偿参数。

[0037] 在本发明的实施例中,参数控制模块 12 接收模式选择信号,并按照模式选择信号从增益补偿模式集合中选择至少一个增益补偿模式为选定增益补偿模式,然后将选定的增益补偿模式的相关控制参数发送给计算模块 13 和增益补偿模式集合模块 16。增益补偿模式集合模块 16 包括多个增益补偿子模块,每个增益补偿子模块可以实现一个或多个增益补偿模式的。当当前使用的增益补偿模式确定后,根据参数控制模块 12 输入的参数,计算模块 13 调用增益补偿模式集合模块 16 中相应的增益补偿子模块对图像进行补偿。

[0038] 本发明的一个实施例中,计算模块 13 调用增益补偿子模块对图像进行增益补偿处理的过程如图 3 所示。在步骤 600,将接收到的图像帧分块。如图 4 所示,其中的 302、303、304 均为一帧图像中的子块。子块的大小可以根据实际需要设置,通常不能过大或者过小,子块的大小过大,则起不到优化的作用;子块的大小过小,则子块的数据统计结果变化过快,使优化的不可靠性增加。因此子块的大小根据实际情况,可以灵活设置。例如可以设置将图像帧分为 16×16 块,即横向和纵向各划分为 16 个子块,共 256 个子块。当然,也可以按照其它方式划分。另外,还可以根据实际情况,采用不均匀分块。例如在相控阵扫描的情况下,由于相控阵的扇形特性,近场的横向距离很窄,而远场的横向距离很宽,在这种情况下,可以对近场和远场使用不同的分块方式,例如近场分的子块数少一些,远场分的子块数多一些,或者近场到远场分的子块数依次递增等。因此,本发明的实施例中,子块划分的方式并不局限于前述的划分方法,而是可以根据实际情况灵活划分。

[0039] 图像分块之后,在步骤 602,对每个子块,分别计算该子块的统计参数。这些统计参数包含了图像的信息,可以在后续步骤中用以进行分析以判定组织特性。计算的统计参数可以包括:

[0040] 均值 mean : $\text{mean} = \frac{1}{n} \sum_{i=0}^{n-1} x_i$, 其中 x_i 为子块中的数据点的数据, n 为子块中数据点的总数;

[0041] 标准差 std : $std = \left(\frac{1}{n} \sum_{i=0}^{n-1} (x_i - mean)^2 \right)^{1/2}$, 其中 x_i 为子块中的数据点的数据, n 为子块中数据点的总数;

[0042] 信噪比 SNR : $SNR = 20 \times \log(10(mean/mean(noise)))$, 其中 $mean(noise)$ 为本底噪声数据帧的均值;

[0043] 均值 / std , 即 $mean/std$;

[0044] 根据实际情况的需要, 计算的统计参数不限于前述这些参数, 只要有助于分析判定图像中的组织特性, 以便于对图像进行某方面的优化的统计参数均可以计算。例如方差、或者 $\frac{(mean)^k}{std}$ 或 $\frac{mean}{std^k}$, 其中 k 为 $[0, 1]$ 内的数, 等等。

[0045] 对于某个选定的增益补偿模式, 并不需要计算所有的统计参数, 而是计算此增益补偿模式对应的一个或多个统计参数即可。每个增益补偿模式对应的统计参数根据此增益补偿模式的优化目标等实际情况的需要确定, 以这些统计参数可以用以进行后续分析以判定此增益补偿模式关注的特性、从而有利于实现此增益补偿模式的优化目标为准。

[0046] 例如, 如果当前选定的增益补偿模式侧重关注图像中组织的信息, 则考虑到组织区域对应的图像数据的“均值 / std ”参数值是一个相对稳定的值, 因此在此增益补偿模式中, 可以计算统计参数“均值 / std ”, 作为后续分析判定的依据; 如果当前选定的增益补偿模式侧重关注图像中的边界信息, 则考虑到边界通常对应于图像连续、高亮度区域, 因此可以使用统计参数“均值”和“方差”作为后续分析判断的依据; 如果当前选定的增益补偿模式侧重关注图像中的噪声信息, 则考虑到噪声通常是低回声区, 可以使用统计参数“ SNR ”作为后续分析判断的依据, 等等。因此, 对应不同的增益补偿模式, 分别有各自的统计参数, 根据实际需要而定。另外, 每个增益补偿模式对应的统计参数也不是固定的, 也可以根据实际情况的需要而调整, 只要使用的统计参数可以用以进行分析判定此增益补偿模式关注的特性即可。比如, 对于侧重关注组织信息的增益补偿模式, 除了可以用“均值 / std ”作为后续分析判断的依据外, 也可以用“均值”和“方差”作为后续分析判断的依据。

[0047] 当然, 也可以在步骤 602 中, 将所有可能使用的统计参数都计算出来并存储, 后续步骤中根据需要调用。

[0048] 图像子块的统计参数计算之后, 在步骤 604 中, 根据计算出来的统计参数, 对图像中的子块进行分析判断, 如果当前图像子块的统计参数满足设定的条件, 则标记当前图像子块为有效子块。对于不同的增益补偿模式, 分别设定有各自的分析判断的条件, 根据各自的分析判断的条件, 判断图像子块是否属于当前增益补偿模式的有效子块。例如, 如果当前增益补偿模式侧重关注组织信息, 则判断每个图像子块的统计参数是否满足此增益补偿模式设定的条件, 如果满足此条件, 则标记当前图像子块为“组织有效子块”; 类似地, 如果当前增益补偿模式侧重关注边界信息, 则判断每个图像子块的统计参数是否满足此增益补偿模式设定的条件, 如果满足此条件, 则标记当前图像子块为“边界有效子块”。

[0049] 每个增益补偿模式的分析判断的条件根据实际情况设定, 此设定可以由系统默认或自动设定, 也可以是由医生或使用者根据需要进行和自身的经验手动设定。

[0050] 图像中所有图像子块可以分为多个图像子区域, 根据步骤 604 中标记的有效子块, 步骤 606 判断图像中图像子区域是否为有效子区域。如果当前区域中标记为有效子块

的子块在此图像子区域中所占的比例满足设定的条件,则当前子块图像子区域为有效子区域。与步骤 604 类似,对于不同的增益补偿模式,分别有各自的设定条件。对于当前选定的增益补偿模式,步骤 604 标记当前增益补偿模式的有效子区域后,步骤 606 即可根据步骤 604 标记的有效子区域,判断图像中的图像子区域是否为当前增益补偿模式的有效子区域。例如,当前选定的增益补偿模式侧重关注组织信息,步骤 604 将标记图像中满足条件的子块为“组织有效子块”,根据步骤 604 标记的“组织有效子块”,步骤 606 判断图像中的图像子区域是否为“组织有效子区域”;类似地,如果当前选定的增益补偿模式侧重关注边界信息,步骤 604 将标记图像中满足条件的子块为“边界有效子块”,根据步骤 604 标记的“边界有效子块”,步骤 606 判断图像中的图像子区域是否为“边界有效子区域”。

[0051] 步骤 606 中的图像子区域可以为一行或数行,或者是包含一列或数子块列,例如:每个图像子区域可以是包括 1 行,N 列;或者每个图像子区域可以是包括 2 行,M 列;或者每个图像子区域可以是包含 N 行 \times M 列;也可以是每个图像子区域是包含 N \times M 个图像子块;等等,可以根据实际情况需要灵活设置。图像子区域的划分可以由使用者根据需求和自身的经验手动设定,也可以由系统默认或者根据当前工作模式和环境自动选择。本发明实施例中,每个图像子区域可以设定为一图像子块行。

[0052] 步骤 606 中的判断条件根据实际情况设定,例如可以设定当有效子块在当前区域中所占比例大于一定阈值,即判定当前区域为有效子区域;或者当有效子块在当前区域中所占比例在一定范围内,即判定该当前区域为有效子区域,等等。判断条件的设定可以由系统默认或自动设定,也可以是由医生或使用者根据需求和自身的经验手动设定。

[0053] 判定了当前增益补偿模式对应的有效子区域之后,在步骤 608 中,即可根据这些有效子区域来计算增益补偿参数。在本发明的一个实施例中,对每个有效子区域,统计该有效子区域中所有有效子块的均值,将此均值与我们希望达到的增益补偿目标值比较,即可得到对应此有效子区域的增益补偿值;或者也可以统计此有效子区域中所有子块的均值,将此均值与我们希望达到的增益补偿目标值比较,得到对应此有效子区域的增益补偿值。例如,可以以“目标值 / 有效子区域的有效子块均值”的比值作为此有效子区域的增益补偿值。对每个有效子区域都进行类似的处理,得到一系列离散的增益补偿值。对这些离散的增益补偿值进行插值及拟合,生成增益补偿参数。其中插值及拟合方法可以使用通常的插值及拟合方法,如线性插值、样条插值等等。

[0054] 上述步骤中,也可以在统计每个有效子区域的均值之后,先对离散的有效子区域的均值进行插值,插值后的均值与我们希望达到的增益补偿目标值进行比较,即可得到增益补偿参数。其中插值方法可以使用通常的插值方法,如线性插值、样条插值等等。

[0055] 生成增益补偿参数后,即可按照生成的增益补偿参数对图像进行补偿。

[0056] 如果在步骤 606 中,没有找到当前增益补偿模式对应的有效子区域,或者找到的当前增益补偿模式对应的有效子区域的数量小于设定的阈值时,则判定当前增益补偿模式失败,可以直接使用系统默认的增益补偿参数,以其作为当前增益补偿模式对应的增益补偿参数。其中的阈值可以根据子块行的数量设定。

[0057] 本发明一个实施例中,根据计算的统计参数确定有效子块、确定有效子区域、并生成增益补偿参数的流程如图 5 所示。各个增益补偿模式,均可以按照图 5 所示的类似处理过程进行,其中不同的增益补偿模式对应根据各自的判断条件、阈值、系数等参数进行处理。

[0058] 在进行优化处理时,为了达到前述步骤 20 中确定的当前增益补偿目标,选定的当前增益补偿模式可以是一个,也可以是同时使用多个增益补偿模式进行优化。在同时使用多个增益补偿模式的情况下,针对每种增益补偿模式,在步骤 606 中分别生成各自的增益补偿参数。此时,本发明的另一个实施例中,如图 6 所示,可以进一步包含步骤 610,在步骤 610 中,根据步骤 606 中生成的各个增益补偿模式对应的增益补偿参数,综合生成合成的增益补偿参数。综合生成合成的增益补偿参数的方法可以根据实际需要设定,例如,可以将各个增益补偿模式对应的增益补偿参数分别与一定的系数相乘后加权相加,得到合成的增益补偿参数。当然也可以使用其它的方法生成合成的增益补偿参数。其中使用的参数(加权系数等)可以由系统默认或自动设定,也可以是由医生或使用者根据需求和自身的经验手动设定。

[0059] 生成合成增益补偿参数后,即可按照合成的增益补偿参数对图像进行增益补偿。

[0060] 在本发明的一个实施例中,在增益补偿过程中,如果当前的优化结果效果比较好,可以触发将当前增益补偿后的超声图像数据保存,用此增益补偿后的超声图像数据更新原来的增益补偿目标值,即将当前的增益补偿结果作为新的增益补偿目标值。此时更新增益补偿目标值可以由使用者在增益补偿过程中根据其观察到的图像效果触发,比如可以是使用者按压某一按钮或者进行某种操作触发。

[0061] 在步骤 606 生成当前增益补偿模式对应的增益补偿参数后,本发明的另一实施例中,可以对生成的增益补偿参数进行增益限制,去除过优化的风险。例如,可以对增益结果设置阈值或阈值区间,对于越界的值,直接取边界值。此阈值或阈值区间根据应用环境、工作模式、探头类型等实际情况灵活设置,可以由系统默认或自动设定,也可以是由医生或使用者根据需求和自身的经验手动设定。

[0062] 按照当前增益补偿模式生成增益补偿参数后,有时可能会表现出局部噪声显示的提升,例如在某些容易显示噪声的情况下,如穿透力不足、膀胱成像等情况,如果按照侧重组织信息的优化模式进行优化,就会出现这种情况。这样尽管可以保证图像的纵向亮度均匀性,但不利于临床诊断。因此,在本发明另一个实施例中,在步骤 608 生成当前增益补偿模式对应的增益补偿参数或在步骤 610 生成合成的增益补偿参数后,可以进一步包括对生成的增益补偿参数或合成的增益补偿参数进行与 SNR 相关的噪声抑制,改善效果。在此步骤中,判断纵向信噪比是否低于设定的阈值,如果低于设定的阈值,则对参数按照设定的方式进行抑制。

[0063] 经过 SNR 抑制的信号可能存在抑制过度的问题,因此本发明另一实施例中,可以对经过 SNR 抑制的参数进一步进行增益限制,例如,可以对增益结果设置阈值或阈值区间,对于越界的值,直接取边界值。

[0064] 上述各步骤中的阈值、阈值区间、系数、目标值等参数均可以根据应用环境,工作模式等实际情况的需要灵活设置。这些参数可以是预先设定,增益补偿时调用,也可以在增益补偿触发时设定或者调整;可以由系统默认或自动设定或调整,也可以是由医生或使用者根据需求和自身的经验手动设定或调整。

[0065] 各个增益补偿模式的处理由计算模块 13 调用增益补偿模式集合模块 16 中的各个增益补偿子模块执行,每个增益补偿子模块可以对应执行一个或多个增益补偿模式。本发明的一个实施例中,一个增益补偿子模块的结构框图如图 8 所示,包括统计参数计算器

100, 检测器 102, 增益补偿参数计算器 104。统计参数计算器 100 接收图像数据并将图像数据分块, 然后计算相应的统计参数, 检测器 102 根据统计参数计算器 100 计算的统计参数, 检测相应的有效子块和有效子区域, 增益补偿参数计算器 104 根据检测器 102 的检测结果, 计算增益补偿参数并输出。

[0066] 一个增益补偿子模块可以对应设置一组上述统计参数计算器、检测器和增益补偿参数计算器, 当然, 也可以多个增益补偿子模块共用一组上述统计参数计算器、检测器和增益补偿参数计算器, 或者共用其中的部分器件, 在这种情况下, 共用的器件同时实现共用的多个优化处理子模块的相应功能。

[0067] 下面以几个具体的优化实施例进行说明。

[0068] 实施例 A :

[0069] 在增益补偿启动时, 根据当前的应用环境、工作模式等, 生成一个模式选择信号。例如, 当前应用环境和工作模式下, 医生最关注的是图像中的边界信息, 因此, 确定当前的模式选择信号是选择突出图像中的边界的增益补偿模式。或者也可以由使用者直接通过人机接口选择此突出边界的增益补偿模式, 根据使用者的操作 (按压按钮或点击菜单等) 产生模式选择信号。

[0070] 参数控制模块 12 接收此模式选择信号, 按照此模式选择信号的指示从增益补偿模式集合中选择当前用以进行增益补偿的增益补偿模式。本实施例中, 增益补偿模式集合包括根据图像中边界信息进行优化的增益补偿模式 (后续称为边界增益补偿模式)、根据图像中组织信息进行优化的增益补偿模式 (后续称为组织增益补偿模式)、以及根据图像中噪声信息进行优化的增益补偿模式 (后续称为噪声增益补偿模式)。根据模式选择信号的指示, 本实施例中选择边界增益补偿模式为当前选定的增益补偿模式。增益补偿模式选定后, 参数控制模块 12 将选定边界增益补偿模式的信息和相应的参数 (包括边界增益补偿模式需要使用的各种阈值、系数、目标值等) 发送到增益补偿模式集合模块 16 和计算模块 13。其中增益补偿模式的选择和相应的参数选择可以由参数控制模块自动选择, 也可以由使用者直接输入。

[0071] 根据参数控制模块 12 输入的参数, 计算模块 13 调用增益补偿模式集合模块 16 中的边界增益补偿子模块对图像进行增益补偿。

[0072] 首先, 对图像进行分块处理。本实施例中, 即将图像分为 16×16 的 256 个子块。考虑到图像中边界通常对应于图像连续、高亮度区域, 使用均值和标准差来判断图像中的边界。因此, 图像分块后, 对每个子块分别计算其均值 mean 和标准差 std 。均值和标准差的计算方法如前述, 在此不再赘述。

[0073] 对每个子块的均值和标准差进行判断, 如果满足 :

[0074] $\text{Mean} > \text{Th}_{\text{meanH}}$, 且 $\text{std} < \text{Th}_{\text{ms}}$

[0075] 则标记当前子块为边界有效子块。其中 Th_{meanH} 和 Th_{ms} 为阈值。均值为灰度值, Th_{meanH} 为均值的阈值, 取值范围可以在 $50 \sim 110$ 之间, 本实施例中, Th_{meanH} 取 70。 Th_{ms} 取值范围通常可以在 $0.5 \sim 1.5$ 之间, 本实施例中, Th_{ms} 取 1.5。

[0076] 本实施例中每个图像子区域设定为图像子块行, 边界有效子块标记完成后, 统计每行子块行 (即每个图像子区域) 中边界有效子块的数量, 如果当前子块行中边界有效子块的数量 n_s 满足 :

[0077] $n_s > N \times \text{coef}_{\text{valid}}$

[0078] 则判定当前子块行为边界有效行（即边界有效子区域）。

[0079] 其中 N 为当前子块行中子块总数量， $\text{coef}_{\text{valid}}$ 为有效系数，取值范围为 $(0, 1)$ ，本实施例中取 $\text{coef}_{\text{valid}} = 0.5$ 。

[0080] 每个子块行（即每个图像子区域）都进行判断后，统计边界有效行（边界有效子区域）的数量，如果边界有效行数量（边界有效子区域数量）为零或者小于某个阈值，则判断此边界增益补偿模式优化失败，以默认的增益补偿参数补偿图像。这里的阈值可以根据子块行的总行数（即图像子区域总数）设定，本实施例中，取此阈值为 2。

[0081] 当边界有效行（边界有效子区域）的数量大于或等于 2 时，对每个边界有效行（边界有效子区域），计算此边界有效行（边界有效子区域）中的所有边界有效子块的均值，将此均值与边界目标均值进行比较，以“边界目标值 / 当前边界有效子区域中所有边界有效子块的均值”作为当前边界有效行对应的增益补偿值。

[0082] 对每个边界有效行（边界有效子区域），分别计算其对应的增益补偿值，然后将这些离散的增益补偿值进行线性插值，生成边界增益补偿参数。

[0083] 边界增益补偿参数生成后，为了去除过优化的风险，对增益补偿参数进行增益限制，使增益结果处于 $[\text{TH}_{\text{GainSL}}, \text{TH}_{\text{GainSH}}]$ 区间内，超过区间边界的值，令其取区间的边界值。本实施例中，区间的取值取 $[-10\text{dB}, 10\text{dB}]$ 。当然，也可以根据需要取其它的值。另外，不同成像模式，区间取值可以不同，例如，对于肝脏成像，可以取 $[-6\text{dB}, 6\text{dB}]$ ，对于肾脏成像，可以取 $[-4\text{dB}, 4\text{dB}]$ ，均根据实际情况的需要而定。

[0084] 经过上述处理过程，生成了边界增益补偿参数，根据此边界增益补偿参数，即可对图像进行增益补偿处理。

[0085] 实施例 B：

[0086] 在增益补偿启动时，根据当前的应用环境、工作模式等，生成一个模式选择信号。例如，当前应用环境和工作模式下，医生最关注的是图像中的组织信息以及噪声抑制，因此，确定当前的模式选择信号是选择突出图像中的组织信息、同时抑制噪声的增益补偿模式。当然也可以由使用者直接选择。

[0087] 参数控制模块 12 接收此模式选择信号，按照此模式选择信号的指示从增益补偿模式集合中选择当前用以进行增益补偿的增益补偿模式。本实施例中，增益补偿模式集合包组织增益补偿模式、边界增益补偿模式、噪声增益补偿模式。根据模式选择信号的指示，本实施例中选择组织增益补偿模式和噪声增益补偿模式为当前选定的增益补偿模式。增益补偿模式选定后，参数控制模块 12 将选定组织增益补偿模式和噪声增益补偿模式的信息和相应的参数（包括组织增益补偿模式和噪声增益补偿模式需要使用的各种阈值、系数、目标值等）发送到增益补偿模式集合模块 16 和计算模块 13。其中增益补偿模式的选择和相应的参数选择可以由参数控制模块自动选择，也可以由使用者直接输入。

[0088] 根据参数控制模块 12 输入的参数，计算模块 13 调用增益补偿模式集合模块 16 中的组织增益补偿子模块和噪声增益补偿子模块对图像进行增益补偿处理。

[0089] 本实施例中，由于选择了噪声增益补偿模式，需要使用噪声信息来进行增益补偿，因此，首先需要采集噪声信息。此时可以关闭发射电路，并保持系统的各项参数不变，此时接收到的回波信号完全是系统的噪声或相关干扰。这样，就采集到了噪声帧。对噪声帧进

行与后续的数据帧相同的分块处理,其中分块方式与后续数据帧相同。统计每个子块的均值,得到噪声均值 $\text{mean}(\text{noise})$ 。

[0090] 噪声帧的采集可以在每次增益补偿触发时进行,也可以在探头模式切换或者更换频率或深度时进行,也可以采用预存储的方式,在生产时生成相应的噪声帧并存储在系统中,供增益补偿处理时使用。本实施例中,噪声帧的采集在每次增益补偿触发时进行。

[0091] 然后,接收图像数据,并对图像进行分块处理。本实施例中,也将图像分为 16×16 的 256 个子块(与对噪声帧的分块方式一样)。用“均值 / 标准差 (mean/std)”和“均值 (mean)”来进行图像中组织信息的判断,用“信噪比 (SNR)”来判断图像中的噪声信息。因此,图像分块后,对每个子块分别计算其均值 mean、均值 / 标准差 mean/std、以及信噪比 SNR。其计算方法如前述,在此不再赘述。

[0092] 计算完成之后,进入两个子处理模块的处理流程:组织增益补偿处理和噪声增益补偿处理。

[0093] 组织增益补偿处理:

[0094] 对每个子块的均值和均值 / 标准差进行判断,如果满足:

[0095] $\text{mean} < \text{ThmeanT}$, 且 $\text{mean}/\text{std} \in [\text{ThL}_{\text{ms}}, \text{ThH}_{\text{ms}}]$

[0096] 则标记当前子块为组织有效子块。

[0097] 其中 ThmeanT 为均值的阈值,取值范围可以在 $50 \sim 110$ 之间,对不同的成像模式,例如腹部成像、颈动脉成像等,可以取不同的值。本实施例中, ThmeanH 取 70; ThL_{ms} 取值范围通常可以在 $1 \sim 1.9$ 之间,本实施例中, ThL_{ms} 取 1.5; ThH_{ms} 取值范围通常可以在 $1.9 \sim 3$ 之间,本实施例中, ThH_{ms} 取 2.3。

[0098] 本实施例中每个图像子区域设定为图像子块行。

[0099] 组织有效子块标记完成后,统计每行子块行(即每个图像子区域)中组织有效子块的数量,如果当前子块行中组织有效子块的数量 n_t 满足:

[0100] $n_t > N \times \text{coef}_{\text{valid}}$

[0101] 则判定当前子块行为组织有效行(即组织有效子区域)。

[0102] 其中 N 为当前子块行中子块总数量, $\text{coef}_{\text{valid}}$ 为有效系数,取值范围为 $(0, 1)$, 本实施例中取 $\text{coef}_{\text{valid}} = 0.6$ 。

[0103] 每个子块行(即每个图像子区域)都进行判断后,统计组织有效行(组织有效子区域)的数量,如果组织有效行(组织有效子区域)数量为零或者小于某个阈值,则判断此组织增益补偿模式优化失败,以默认的增益补偿参数作为组织增益补偿参数输出。这里的阈值可以根据子块行的总行数(即图像子区域总数)设定,本实施例中,也取此阈值为 2。

[0104] 当组织有效行(组织有效子区域)的数量大于或等于 2 时,对每个组织有效行(组织有效子区域),计算此组织有效行(组织有效子区域)中的所有组织有效子块的均值,将此均值与组织目标均值进行比较,以“组织目标值 / 当前组织有效子区域中所有组织有效子块的均值”作为当前组织有效子区域对应的增益补偿增益节点。

[0105] 对每个组织有效行(组织有效子区域),分别计算其对应的增益补偿增益节点,然后将这些离散的增益补偿增益节点进行线性插值,生成组织增益补偿参数。

[0106] 组织增益补偿参数生成后,为了去除过优化的风险,对增益补偿参数进行增益限制,使增益结果处于 $[\text{TH}_{\text{GainTL}}, \text{TH}_{\text{GainTH}}]$ 区间内,超过区间边界的值,令其取区间的边界值。本

实施例中,区间的取值也可取 $[-10\text{dB}, 10\text{dB}]$ 。当然,也可以根据需要取其它的值。另外,不同成像模式,区间取值也可以不同,例如,对于肝脏成像,可以取 $[-6\text{dB}, 6\text{dB}]$,对于肾脏成像,可以取 $[-4\text{dB}, 4\text{dB}]$,均根据实际情况的需要而定。

[0107] 经过上述处理过程,生成了组织增益补偿参数 Gain_T 。

[0108] 噪声增益补偿处理:

[0109] 对每个子块的信噪比进行判断,如果满足:

[0110] $\text{SNR} < \text{TH}_{\text{SNR}}$

[0111] 则标记当前子块为噪声有效子块。

[0112] TH_{SNR} 可以根据不同的应用环境等实际情况取值,例如,对于膀胱或心脏内等回声比较弱的区域成像,可以取 10dB ;对于肝脏、肾脏成像,可以取 $10 \sim 15\text{dB}$ 等。本实施例中,取 TH_{SNR} 为 10dB 。

[0113] 本实施例中每个图像子区域设定为图像子块行。

[0114] 噪声有效子块标记完成后,统计每子块行(即每个图像子区域)中噪声有效子块的数量,如果当前子块行中噪声有效子块的数量 n_{SNR} 满足:

[0115] $n_{\text{SNR}} > N \times \text{coef}_{\text{valid}}$

[0116] 则判定当前子块行为噪声有效行(即噪声有效子区域)。

[0117] 其中 N 为当前子块行中子块总数量, $\text{coef}_{\text{valid}}$ 为有效系数,取值范围为 $(0, 1)$,本实施例中也取 $\text{coef}_{\text{valid}} = 0.5$ 。

[0118] 每个子块行(即每个图像子区域)都进行判断后,统计噪声有效行(噪声有效子区域)的数量,如果噪声有效行(噪声有效子区域)数量为零或者小于某个阈值,则判断此噪声增益补偿模式优化失败,以默认的增益补偿参数作为噪声增益补偿参数输出。这里的阈值可以根据子块行的总行数(即图像子区域总数)设定,本实施例中,也取此阈值为 2。

[0119] 当噪声有效行(噪声有效子区域)的数量大于或等于 2 时,对每个噪声有效行(噪声有效子区域),计算此噪声有效行(噪声有效子区域)中的所有噪声有效子块的均值,将此均值与噪声目标均值进行比较,以“噪声目标值 / 当前噪声有效子区域中所有噪声有效子块的均值”作为当前噪声有效子区域对应的增益补偿增益节点。

[0120] 对每个噪声有效行(噪声有效子区域),分别计算其对应的增益补偿增益节点,然后将这些离散的增益补偿增益节点进行线性插值,生成噪声增益补偿参数。

[0121] 噪声增益补偿参数生成后,为了去除过优化的风险,对增益补偿参数进行增益限制,使增益结果处于 $[\text{TH}_{\text{GainNL}}, \text{TH}_{\text{GainNH}}]$ 区间内,超过区间边界的值,令其取区间的边界值。本实施例中,区间的取值可取 $[-6\text{dB}, 6\text{dB}]$ 。当然,也可以根据需要取其它的值。另外,不同成像模式,区间取值可以不同,例如,对于腹部成像,可以取 $[-8\text{dB}, 8\text{dB}]$,对于颈动脉成像,可以取 $[-5\text{dB}, 5\text{dB}]$,均根据实际情况的需要而定。

[0122] 经过上述处理过程,生成了噪声增益补偿参数 Gain_N 。

[0123] 生成的组织增益补偿参数 Gain_T 和噪声增益补偿参数 Gain_N 可以按照下式进行综合:

[0124] $\text{curve} = \text{Gain}_T \cdot \text{coef}(\text{tissue}) + \text{Gain}_N \cdot \text{coef}(\text{noise})$

[0125] 其中 curve 为输出的合成增益补偿参数, $\text{coef}(\text{tissue})$ 和 $\text{coef}(\text{noise})$ 为控制系数,其取值可以根据优化的需要灵活调整,通常可以取在 $[0, 1]$ 范围内对于不同的成像模

式或探头,取值也可以不同。本实施例中,取 $\text{coef}(\text{tissue})$ 为 0.8, $\text{coef}(\text{noise})$ 为 0.2。“.”为向量逐点相乘运算符号,表示曲线与控制系数逐点相乘。

[0126] 合成增益补偿参数生成后,对生成的合成增益补偿参数进行 SNR 抑制。如果图像纵向信噪比小于阈值 TH_{SNRI} 时,按照下面的方式对合成增益补偿参数进行抑制:

[0127] $\text{coefSNR} = (\text{SNR} - \text{TH}_{\text{SNRI}})$;

[0128] $\text{curve}_{\text{SNR}} = \text{curve} \cdot 10^{(\text{coefSNR}/20)}$ 。

[0129] 其中 TH_{SNRI} 可以根据需要设定,本实施例中,可以取 TH_{SNRI} 为 12dB。“.”为向量逐点相乘运算符号,表示曲线与系数逐点相乘。

[0130] 经过 SNR 抑制的信号可能存在抑制过度的问题,因此对 SNR 抑制后的合成增益补偿参数进行二次增益限制,使增益结果在 $[\text{THGainL} \ \text{THGainH}]$ 范围内,如有越界则设为边界值。 $[\text{THGainL} \ \text{THGainH}]$ 取值范围可以为 $[-10\text{dB} \ 10\text{dB}]$ 。各个模式下 $[\text{THGainL} \ \text{THGainH}]$ 取值也可以不同,例如肝脏成像可以取为 $[-6\text{dB}, 6\text{dB}]$,肾脏成像可以取 $[-4\text{dB}, 4\text{dB}]$,等等。可以根据实际灵活调整。

[0131] 经过合成及增益限制后的增益补偿参数容易产生不连续点,若直接应用会在图像上形成亮度突变,因此,对增益限制后的增益补偿参数进行曲线平滑,生成结果增益补偿参数,根据此结果增益补偿参数,对图像进行增益补偿处理。

[0132] 实施例 C:

[0133] 为了达到使用者关注的增益补偿目标,可以选定更多个增益补偿模式为当前增益补偿模式。例如,可以选定当前增益补偿模式为组织增益补偿模式、噪声增益补偿模式、边界增益补偿模式。当然,也可以根据需要,选择其它类型的增益补偿模式进行组合。

[0134] 如图 9 所示,为本实施例增益补偿的流程图。当选定当前像增益补偿模式为组织增益补偿模式、噪声增益补偿模式、边界增益补偿模式时,计算模块 13 将调用组织增益补偿子模块、噪声增益补偿子模块、边界增益补偿子模块,分别生成组织增益补偿参数、噪声增益补偿参数、边界增益补偿参数,然后将生成的组织增益补偿参数、噪声增益补偿参数、边界增益补偿参数综合生成合成的增益补偿参数。其中各个子模块的处理过程与前述实施例中相同子模块的处理过程类似,生成合成增益补偿参数以及对合成增益补偿参数的后续处理的具体处理过程也与前述实施例类似,在此不再赘述。

[0135] 本发明前述各实施例中,以生成的一维的增益补偿参数(一维的增益曲线)为例进行了说明。而本发明的方法同样也可以用于生成二维的增益补偿参数(二维的增益曲面)。按照本发明的精神进行二维增益补偿的方法也在本发明的保护范围之内。

[0136] 本发明的各实施例中,充分考虑了不同的应用环境或工作模式下对增益补偿的不同要求,医生或使用者也可以充分发挥自身的经验,针对不同的应用环境或工作模式,可以灵活选择增益补偿模式,有针对性的对图像进行增益补偿,这样,可以满足多种应用环境或工作模式下对增益补偿结果的要求,达到不同的增益补偿效果,并可避免仅针对组织信息进行增益补偿导致的增益补偿补偿过饱和或补偿不足。

[0137] 按照本发明实施例的用于超声图增益补偿方法和装置,可以通过硬件、软件、固件、或者其组合实现在超声成像系统中,从而使得超声成像系统可以采用按照本发明实施例的增益补偿方法,或者包括按照本发明实施例的增益补偿装置。按照本发明的上述教导,这种实现对于本领域普通技术人员来说是显而易见的,在此不做详细描述。

[0138] 以上通过具体的实施例对本发明进行了说明,但本发明并不限于这些具体的实施例。本领域技术人员应该明白,还可以对本发明做各种修改、等同替换、变化等等,这些变换只要未背离本发明的精神,都应在本发明的保护范围之内。此外,以上多处所述的“一个实施例”表示不同的实施例,当然也可以将其全部或部分结合在一个实施例中。

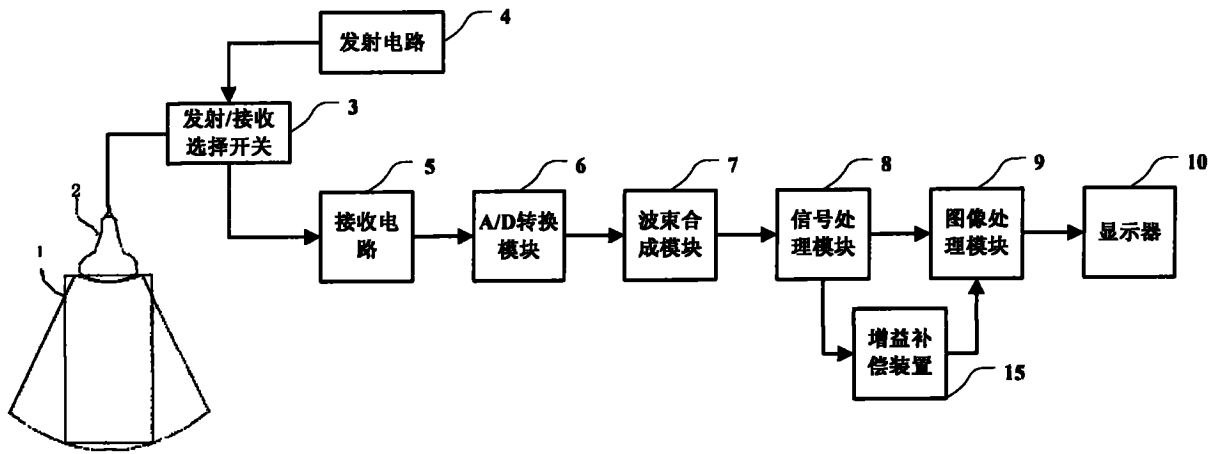


图 1

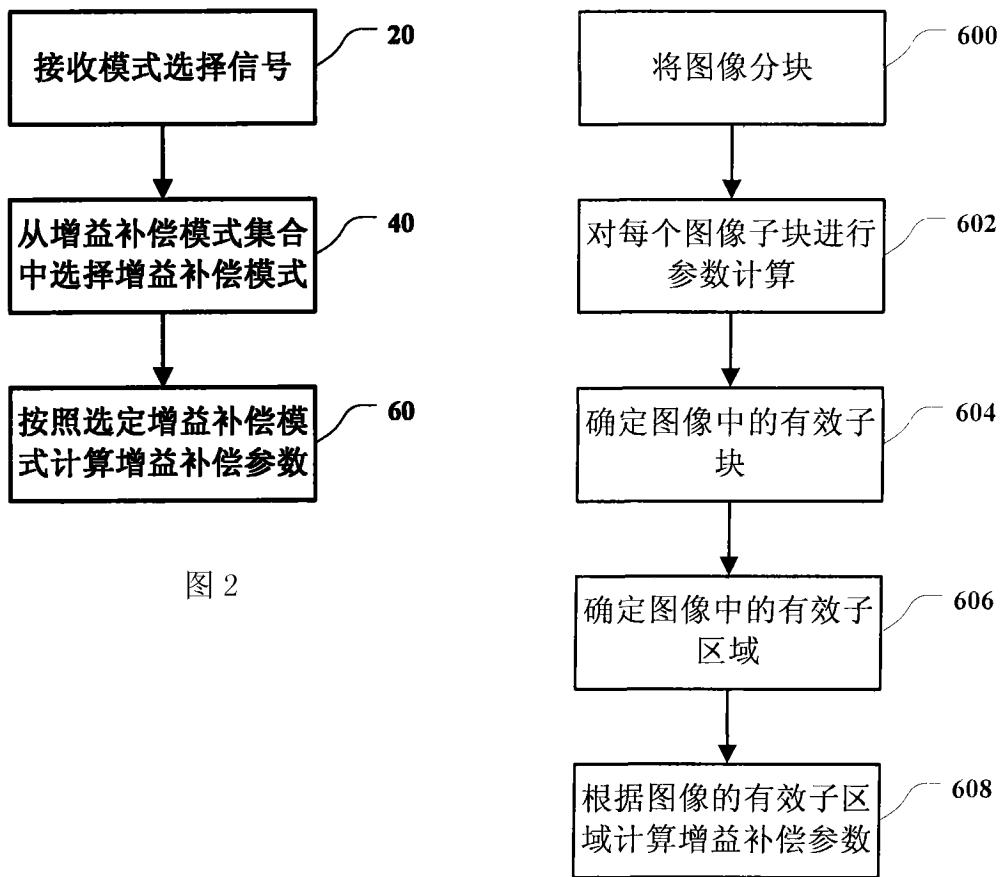


图 2

图 3

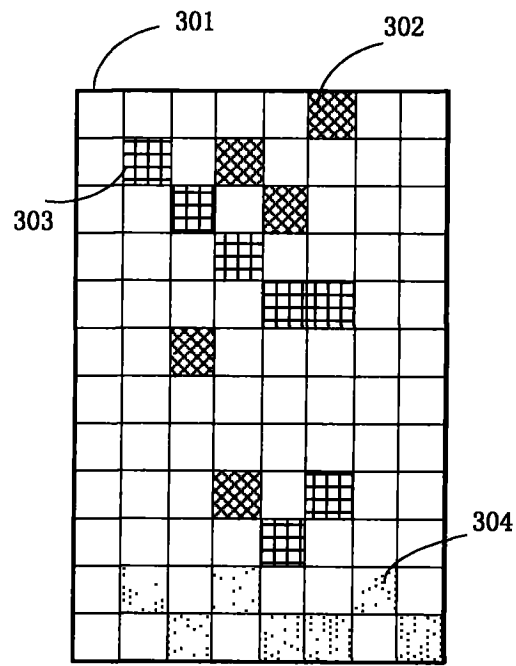


图 4

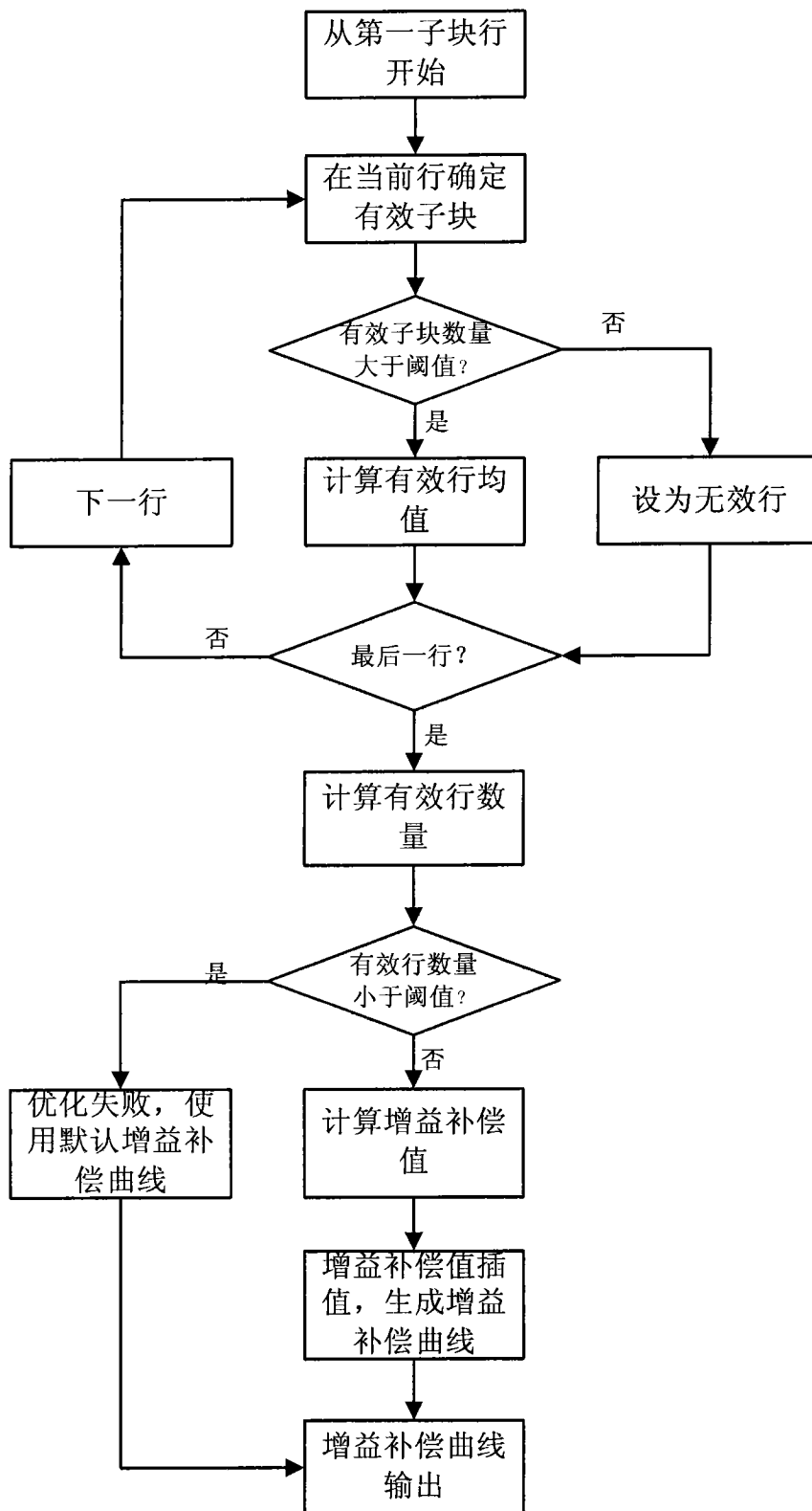


图 5

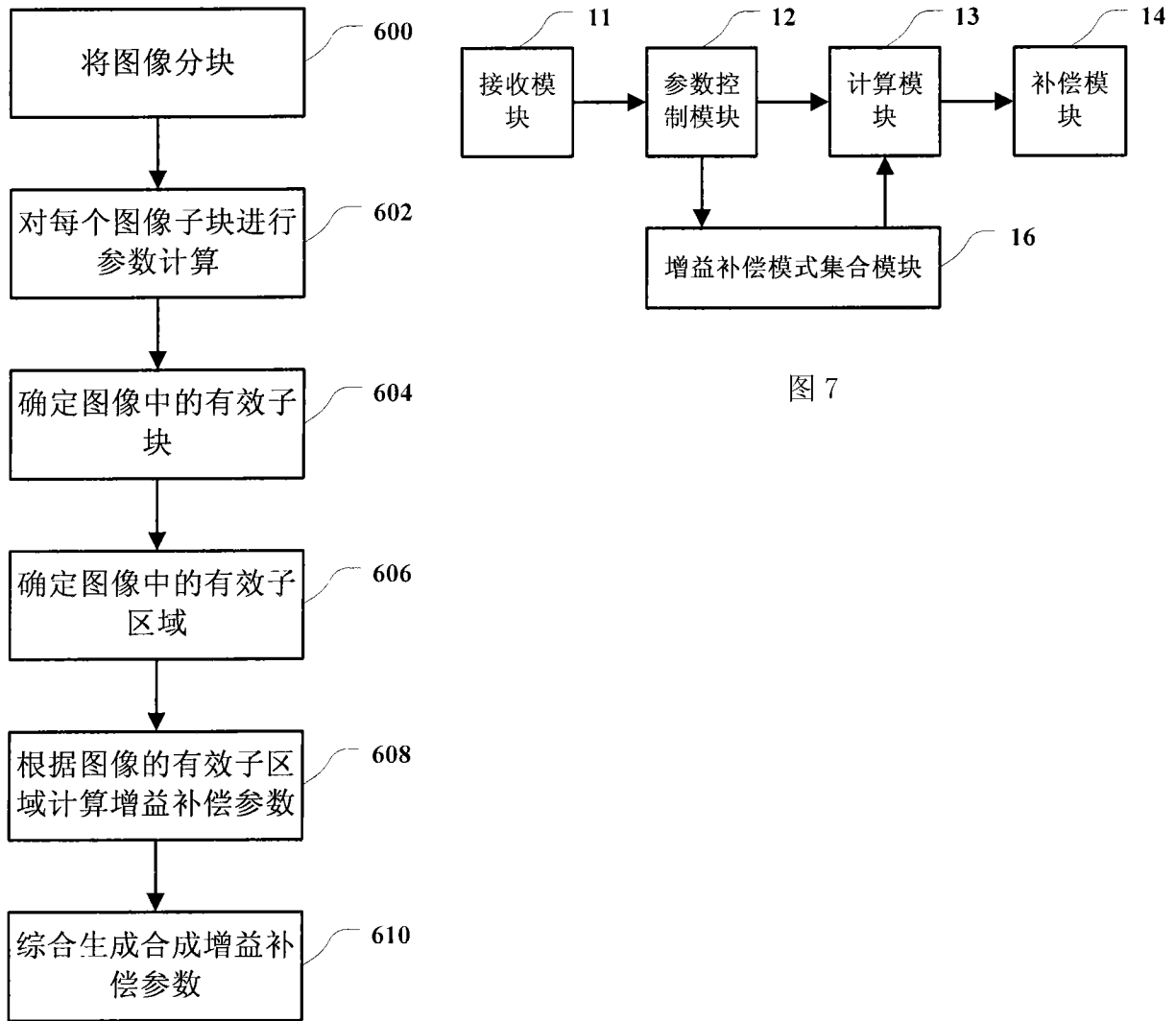


图 7

图 6

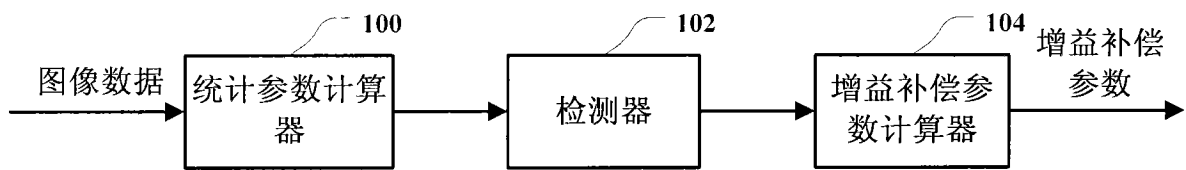


图 8

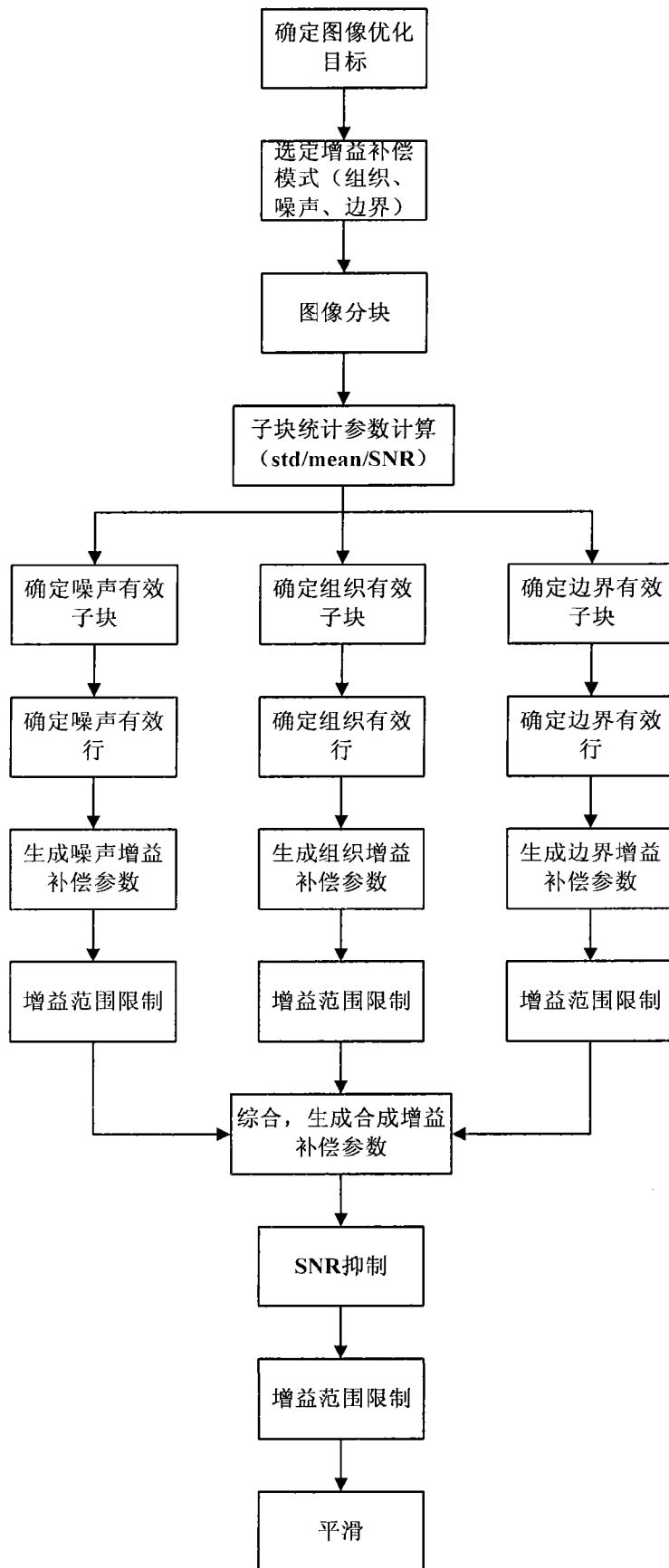


图 9

专利名称(译)	一种超声成像增益补偿及图像优化方法及其装置和系统		
公开(公告)号	CN101987023A	公开(公告)日	2011-03-23
申请号	CN200910109156.2	申请日	2009-07-31
[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	黄勇		
发明人	黄勇		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/08		
其他公开文献	CN101987023B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种超声成像的增益补偿方法及图像优化方法及其装置和超声成像系统，包括：接收模式选择信号；按照模式选择信号从增益补偿模式集合中选择至少一个增益补偿模式为选定的增益补偿模式，所述增益补偿模式集合包括至少两个不同的增益补偿模式，其中每个增益补偿模式都可以用以计算增益补偿参数；用所述选定的增益补偿模式计算增益补偿参数；用所述增益补偿参数对输入的超声图像数据进行增益补偿。本发明根据不同的应用环境或工作模式下不同的增益补偿目标，可灵活选择对图像的增益补偿模式，针对性的对图像进行补偿，满足各种不同情况下的图像增益补偿的需求。

