



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103845077 B

(45) 授权公告日 2016. 01. 20

(21) 申请号 201210514756. 9

(22) 申请日 2012. 12. 05

(73) 专利权人 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科技南十二路迈瑞大厦

(72) 发明人 储霞 桑茂栋

(74) 专利代理机构 深圳汇智容达专利商标事务所(普通合伙) 44238

代理人 潘中毅 熊贤卿

72-75、89、91-131 段。

US 2003/0236459 A1, 2003. 12. 25, 说明书第 8、16-19、22、27-31、52-53 段、图 1-5。

CN 102499711 A, 2012. 06. 20, 全文。

US 2009/0076387 A1, 2009. 03. 19, 全文。

US 2007/0230759 A1, 2007. 10. 04, 全文。

US 5579768 A, 1996. 12. 03, 全文。

CN 101987023 A, 2011. 03. 23, 说明书第 6、72-75、89、91-131 段。

审查员 王兆雨

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

G06T 5/00(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 101987023 A, 2011. 03. 23, 说明书第 6、

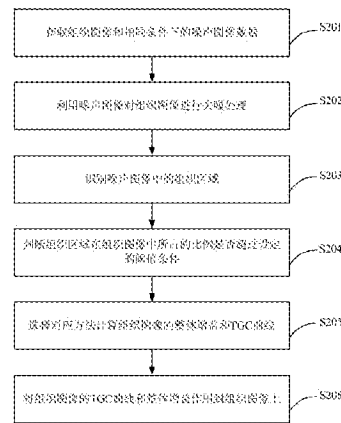
权利要求书 3 页 说明书 10 页 附图 6 页

(54) 发明名称

超声图像增益优化方法及超声成像增益自动优化装置

(57) 摘要

本发明公开了一种超声图像增益优化方法,包括:获取组织图像和相同条件下的噪声图像数据;利用噪声图像对组织图像进行去噪处理;识别组织图像中的组织区域;判断组织区域在组织图像中所占的比例是否超过设定的阈值条件;选择对应方法计算组织图像的整体增益和 TGC 曲线;TGC 曲线和整体增益作用到组织图像上。本发明提供的超声图像增益优化方法,同时适用常规 B 模式成像和造影成像下的多种类型超声图像,既保证了图像中信息的无损显示,又达到了优化后图像亮度均匀一致的要求。本发明还提供了一种超声造影成像增益优化方法和超声成像自动优化装置,与现有技术相比,使得增益优化后的不同个体的造影图像亮度基本一致,大大提高了医生的扫查效率。



1. 一种超声图像增益优化方法,其特征在于,包括以下步骤:
 - S201、获取组织图像和相同条件下的噪声图像数据;
 - S202、利用噪声图像对组织图像进行去噪处理;
 - S203、识别组织图像中的组织区域;
 - S204、判断组织区域在组织图像中所占的比例是否超过设定的阈值条件;
 - S205、根据 S204 中的判断结果,选择对应方法计算组织图像的整体增益和 TGC 曲线;
 - S206、将 S205 中计算出的组织图像的 TGC 曲线和整体增益作用到 S201 中的组织图像上;
 其中,所述 S203 具体包括以下步骤:
 - S301、将去噪后的组织图像沿横向和纵向分成若干图像子块;
 - S302、计算各图像子块的统计参数;
 - S303、根据 S302 中各图像子块的统计参数确定区域划分的自适应阈值,所述自适应阈值包括噪声阈值、标准差高阈值、均值高阈值和均值低阈值;
 - S304、将 S302 中计算得出的各图像子块的统计参数与 S303 中的自适应阈值比较,以判断每个图像子块的所属区域为噪声区域、边界区域、低回声区域或组织区域,具体地:
 - 信噪比小于噪声阈值的图像子块,为噪声块,属于噪声区域;
 - 标准差大于标准差高阈值,或均值大于均值高阈值的图像子块,为边界块,属于边界区域;
 - 均值小于均值低阈值的图像子块,为低回声块,属于低回声区域;
 - 不满足以上三个条件的图像子块,为组织块,属于组织区域。
2. 根据权利要求 1 所述的超声图像增益优化方法,其特征在于,所述组织图像为超声造影成像下代表组织信息的组织图像,或常规 B 模式成像下的基波或谐波图像。
3. 根据权利要求 1 所述的超声图像增益优化方法,其特征在于,所述 S202 包括,计算噪声图像每行的均值,再经过低通滤波得到光滑的噪声均值曲线,最后用组织图像减去噪声均值曲线,得到去噪后的组织图像。
4. 根据权利要求 1 所述的超声图像增益优化方法,其特征在于,所述自适应阈值中的噪声阈值由人工给定,根据明显噪声区域的信噪比确定;
 - 标准差高阈值 $THstdH = \text{mean}(\text{Std_Xm}) + P * \text{std}(\text{Std_Xm})$;
 - 均值高阈值 $THmeanH = \text{mean}(\text{Mean_Xm}) + P * \text{std}(\text{Mean_Xm})$;
 - 均值低阈值 $THmeanL = \text{mean}(\text{Mean_Xm}) - P * \text{std}(\text{Mean_Xm})$;
 上述表达式中,Std_Xm 表示第 m 图像子块的标准差,mean(Std_Xm) 表示所有图像子块的标准差的均值,std(Std_Xm) 表示所有图像子块的标准差的总标准差,Mean_Xm 表示第 m 图像子块的均值,mean(Mean_Xm) 表示所有图像子块均值的均值,std(Mean_Xm) 表示所有图像子块的均值的标准差,m=1~M,M 为 S301 中组织图像被分成图像子块的总块数,P 为可调整参数,根据组织图像中的信号分布范围设定。
5. 根据权利要求 4 所述的超声图像增益优化方法,其特征在于,在计算标准差高阈值、均值高阈值和均值低阈值时,忽略噪声块数据。
6. 根据权利要求 4 所述的超声图像增益优化方法,其特征在于,所述可调整参数 P 的大小与组织图像的信号分布范围成反比。

7. 根据权利要求1所述的超声图像增益优化方法,其特征在于,所述S204具体包括,统计每行图像子块中的组织块数量,组织块占该行图像子块总量的百分比值大于第一阈值的即为组织有效行,如果组织有效行占图像子块行数的百分比值大于第二阈值,则判定组织区域在组织图像中所占的比例超过设定的阈值条件,否则判定为不超过设定的阈值条件。

8. 根据权利要求7所述的超声图像增益优化方法,其特征在于,所述S205中,当组织区域在组织图像中所占的比例超过阈值条件时,组织图像的整体增益为组织目标亮度与所有组织区域的均值的差;

当组织区域在组织图像中所占的比例不超过阈值条件时,组织图像的整体增益为噪声目标亮度与组织纵向均值曲线的最小值的差,其中组织纵向均值曲线为组织图像每行的均值变化曲线。

9. 根据权利要求7所述的超声图像增益优化方法,其特征在于,所述S205中,当组织区域在组织图像中所占的比例超过阈值条件时,根据组织区域和噪声区域的分布情况计算组织图像的TGC曲线;

当组织区域在组织图像中所占的比例不超过阈值条件时,以噪声均衡的方式计算组织图像的TGC曲线。

10. 根据权利要求9所述的超声图像增益优化方法,其特征在于,当组织区域在组织图像中所占的比例超过阈值条件时,组织图像的TGC曲线的计算步骤包括:

S401、计算纵向均值曲线;

纵向均值曲线的计算方法为,纵向均值曲线在组织有效行的值为该行组织块的均值;

纵向均值曲线在噪声有效行的值为该行噪声块的均值;

如果某行既是组织有效行又是噪声有效行,则纵向均值曲线在该行的值为该行组织块的均值;

纵向均值曲线在其他行的值由已有行的均值线性插值得到;

其中,所述噪声有效行是噪声块占该行图像子块总量的百分比值大于第一阈值图像行;

S402、计算目标亮度曲线;

目标亮度曲线的计算方法为,判断每行图像的性质,组织有效行的目标亮度等于组织目标亮度,噪声有效行的目标亮度等于噪声目标亮度,其它行的目标亮度由已有行的目标亮度值插值得到;

S403、计算组织图像的TGC曲线,

组织图像的TGC曲线 = 目标亮度曲线 - 噪声均值曲线 - 纵向均值曲线;

其中,所述噪声均值曲线为噪声图像每行的均值变化曲线。

11. 根据权利要求9所述的超声图像增益优化方法,其特征在于,当组织区域在组织图像中所占的比例不超过阈值条件时,组织图像的TGC曲线的计算步骤包括:

S501、计算组织图像的衰减值,组织图像的衰减值 = 组织衰减系数 * 发射频率 * 图像深度;

S502、计算组织噪声目标亮度曲线,组织噪声目标亮度曲线为零到组织图像衰减值之间的等插值斜线;

S503、计算组织图像的TGC曲线,

组织图像的 TGC 曲线 = 组织噪声目标亮度曲线 - 噪声均值曲线，
其中，所述噪声均值曲线为噪声图像每行的均值变化曲线。

12. 一种超声造影成像增益优化方法，包括使用权利要求 1 至 11 任一项所述的方法进行组织图像增益优化，其特征在于，还包括造影图像增益优化，造影图像增益优化包括以下步骤：

S1、获取超声造影成像下的造影图像和相同条件下的噪声图像数据；

S2、计算造影图像的整体增益和 TGC 曲线，其中，所述造影图的整体增益等于造影目标亮度与组织图像的整体增益的差；

S3、将 S2 中计算出的造影图像的整体增益和 TGC 曲线作用到 S1 中的造影图像上。

13. 根据权利要求 12 所述的超声造影成像增益优化方法，其特征在于，所述 S2 中，造影图像的 TGC 曲线计算方法包括以下步骤：

S601、计算造影图像的衰减值，造影图像的衰减值 = 造影衰减系数 * 发射频率 * 图像深度；

S602、计算造影噪声目标亮度曲线，造影噪声目标亮度曲线为零到造影图像衰减值之间的等插值斜线；

S603、计算造影图像的 TGC 曲线，

造影图像的 TGC 曲线 = 造影噪声目标亮度曲线 - 噪声均值曲线，
其中，所述噪声均值曲线为噪声图像每行的均值变化曲线。

14. 一种超声成像增益自动优化装置，其特征在于，包括第一图像处理模块、第二图像处理模块、第一图像输出模块和第二图像输出模块；

第一图像处理模块用于接收图像信息，并根据权利要求 1 至 11 任一项所述的方法计算组织图像的整体增益和 TGC 曲线，然后将计算出的组织图像的整体增益和 TGC 曲线发送到第一图像输出模块，将组织图像的整体增益发送到第二图像处理模块；

第一图像输出模块用于将组织图像的整体增益和 TGC 曲线作用于组织图像，并通过输出端输出增益优化后的组织图像；

第二图像处理模块用于接收图像信息，并根据权利要求 12 或 13 所述的造影图像增益优化方法计算造影图像的整体增益和 TGC 曲线，然后将结果发送到第二图像输出模块；

第二图像输出模块用于将造影图像的整体增益和 TGC 曲线作用于造影图像，并通过输出端输出增益优化后的造影图像；

第一图像处理模块和第二图像处理模块与输入端连接，第一图像输出模块和第二图像输出模块与输出端连接，第一图像处理模块与第一图像输出模块连接，第二图像处理模块与第二图像输出模块连接，第一图像处理模块还与第二图像处理模块连接。

15. 根据权利要求 14 所述的超声成像增益自动优化装置，其特征在于，所述图像信息为常规 B 模式成像下的基波或谐波图像及对应的噪声图像，或超声造影成像下的组织图像及对应的噪声图像。

16. 一种超声成像系统，包括如权利要求 14 或 15 所述的超声成像自动优化装置，其特征在于，还包括发射控制模块、超声探头、信号接收模块、信号处理模块、后处理模块和显示模块，发射控制模块、超声探头、信号接收模块、信号处理模块、超声成像自动优化装置、后处理模块和显示模块依次连接。

超声图像增益优化方法及超声成像增益自动优化装置

技术领域

[0001] 本发明涉及超声图像优化技术,尤其涉及一种超声图像增益优化方法及超声成像增益自动优化装置。

背景技术

[0002] 增益调整一直是超声成像中比较重要的环节,一般超声成像系统内部都设置了固定增益,这个增益通常能适用于大多数个体,但是由于超声波在每个患者体中衰减程度不同,导致系统预设的固定增益并不完全适用,这时就需要用户手动调整 TGC(time gain compensation, 时间增益补偿)、LGC(later gain compensation, 侧向增益补偿)和整体增益(master gain)。用户调整不仅费时,而且不一定能调出最优的增益曲线,增益自动优化能解决这些问题。目前很多商家的超声仪都有增益自动优化功能。然而,增益自动优化大多针对超声 B 模式图像。大多增益自动优化算法都是先统计图像的亮度和噪声信息,判断比较组织区域与目标亮度的差异得到增益补偿曲线。

[0003] 造影成像是超声成像的一种革新,弥补了常规灰阶超声无法显示血流的不足,也弥补了血流成像中无法显示微小血管的不足。造影成像通过一种非线性检测技术检测注入到人体内大小与血细胞相近的微泡,进而显示了人体内血流信息及血管分布情况。为了避免声波对微泡的击破,造影成像通常在低机械指数下成像。由于机械指数较低,发射能量也低,所以造影图像的信噪比低于常规超声 B 模式图像。常规 B 模式图像的增益优化算法应用到造影图像上有一定的困难。另外,造影剂注入前、注入后以及在人体内随着微泡浓度的变化,相应造影图像的亮度不同,常规的通过统计图像亮度的增益自动优化方法不能用到造影图像上。

[0004] 现有的一些造影图像增益自动优化算法中,指出造影图像的亮度与造影剂的状态有关,当图像亮度大于一定值或造影剂量达到一定值按常规 B 模式增益自动优化算法,否则根据噪声信息调整亮度。然而,这种方法会导致同一病人会因算法启动阶段不同带来亮度的补偿不同。

[0005] 造影成像时通常生成两种不同的图像,一种代表组织信息的组织图,一种代表造影剂信息的造影图。目前这两种图都是用相同的增益曲线,但由于造影图和组织图的特性不同,按照组织图设置的增益曲线并不一定适用于造影图。最显著的是造影图亮度在微泡注入前、增强和消退是不同的,其次造影图的衰减特性与组织图也不同。因此需要根据不同图像的特性生成不同的增益曲线。

发明内容

[0006] 本发明的目的在于提供一种超声图像增益优化方法及超声成像增益自动优化装置,进一步改进超声图像的增益优化方案,使组织图像的增益优化更加符合不同的实际情况,使增益优化后不同个体间造影图像的亮度得以均匀一致。

[0007] 为了达到上述目的,本发明提供了一种超声图像增益优化方法,包括以下步骤:

- [0008] S201、获取组织图像和相同条件下的噪声图像数据；
- [0009] S202、利用噪声图像对组织图像进行去噪处理；
- [0010] S203、识别组织图像中的组织区域；
- [0011] S204、判断组织区域在组织图像中所占的比例是否超过设定的阈值条件；
- [0012] S205、根据 S204 中的判断结果，选择对应方法计算组织图像的整体增益和 TGC 曲线；
- [0013] S206、将 S205 中计算出的组织图像的 TGC 曲线和整体增益作用到 S201 中的组织图像上；
- [0014] 其中，所述 S203 具体包括以下步骤：
- [0015] S301、将去噪后的组织图像沿横向和纵向分成若干图像子块；
- [0016] S302、计算各图像子块的统计参数；
- [0017] S303、根据 S302 中各图像子块的统计参数确定区域划分的自适应阈值，所述自适应阈值包括噪声阈值、标准差高阈值、均值高阈值和均值低阈值；
- [0018] S304、将 S302 中计算得出的各图像子块的统计参数与 S303 中的自适应阈值比较，以判断每个图像子块的所属区域为噪声区域、边界区域、低回声区域或组织区域，具体地：
- [0019] 信噪比小于噪声阈值的图像子块，为噪声块，属于噪声区域；
- [0020] 标准差大于标准差高阈值，或均值大于均值高阈值的图像子块，为边界块，属于边界区域；
- [0021] 均值小于均值低阈值的图像子块，为低回声块，属于低回声区域；
- [0022] 不满足以上三个条件的图像子块，为组织块，属于组织区域。
- [0023] 本发明还提供了一种超声造影成像增益优化方法，包括使用上述方法进行组织图像增益优化，还包括造影图像增益优化，造影图像增益优化包括以下步骤：
- [0024] S1、获取超声造影成像下的造影图像和相同条件下的噪声图像数据；
- [0025] S2、计算造影图像的整体增益和 TGC 曲线，其中，所述造影图的整体增益等于造影目标亮度与组织图像的整体增益的差；
- [0026] S3、将 S2 中计算出的造影图像的整体增益和 TGC 曲线作用到 S1 中的造影图像上。
- [0027] 本发明还提供了一种超声成像增益自动优化装置，包括第一图像处理模块、第二图像处理模块、第一图像输出模块和第二图像输出模块；
- [0028] 第一图像处理模块用于接收图像信息，并根据上述超声图像增益优化方法计算组织图像的整体增益和 TGC 曲线，然后将计算出的组织图像的整体增益和 TGC 曲线发送到第一图像输出模块，将组织图像的整体增益发送到第二图像处理模块；
- [0029] 第一图像输出模块用于将组织图像的整体增益和 TGC 曲线作用于组织图像，并通过输出端输出增益优化后的组织图像；
- [0030] 第二图像处理模块用于接收图像信息，并根据上述超声造影成像增益优化方法中的造影图像增益优化方法计算造影图像的整体增益和 TGC 曲线，然后将结果发送到第二图像输出模块；
- [0031] 第二图像输出模块用于将造影图像的整体增益和 TGC 曲线作用于造影图像，并通过输出端输出增益优化后的造影图像；
- [0032] 第一图像处理模块和第二图像处理模块与输入端连接，第一图像输出模块和第二

图像输出模块与输出端连接,第一图像处理模块与第一图像输出模块连接,第二图像处理模块与第二图像输出模块连接,第一图像处理模块还与第二图像处理模块连接。

[0033] 最后,本发明还提供了一种超声成像系统,包括所述超声成像自动优化装置,还包括发射控制模块、超声探头、信号接收模块、信号处理模块、后处理模块和显示模块,发射控制模块、超声探头、信号接收模块、信号处理模块、超声成像自动优化装置、后处理模块和显示模块依次连接。

[0034] 本发明提供的超声图像增益优化方法,根据图像信息自适应地确定不同区域的阈值,自动将图像分成边界、组织、低回声和噪声四个区域,区域划分更加准确且更多地考虑到了不同图像阈值的差异化,同时适用常规B模式成像和造影成像下的多种类型超声图像。同时,根据组织区域在组织图像中占有的比例决定增益优化方案,既保证了图像中信息的无损显示,又达到了优化后图像亮度均匀一致的要求。

[0035] 本发明提供的超声造影成像增益优化方法和超声成像增益自动优化装置,利用组织图像的增益调节参数对造影图像的调节参数进行进一步修正,与现有技术相比,使得增益优化后的不同个体造影图像亮度基本一致,大大提高了医生的扫查效率。

附图说明

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

[0037] 图1为本发明第一实施例的超声图像增益优化方法的流程示意图。

[0038] 图2为图1中步骤S203的流程示意图。

[0039] 图3为图1中步骤S205的一种流程示意图。

[0040] 图4为图1中步骤S205的另一种流程示意图。

[0041] 图5为本发明第二实施例的超声造影成像增益优化方法中的造影图像增益优化方法流程示意图。

[0042] 图6为图5中步骤S2的流程示意图。

[0043] 图7为本发明的第三实施例的超声成像自动优化装置功能模块示意图。

[0044] 图8为本发明的第四实施例的超声成像系统的结构示意图。

具体实施方式

[0045] 下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0046] 增益调整一直是超声成像中比较重要的环节,通常在超声成像中增益控制环节有,整体增益(master gain)控制图像的整体亮度,LGC(later gain compensation,侧向增益补偿)使图像水平方向亮度均衡,TGC(time gain compensation,时间增益补偿)用来补偿信号传播过程中深度方向的衰减,也叫DGC(depth gain compensation,深度增益

补偿)。TGC 也包括 ATGC (analog time gain compensation, 前端模拟信号增益补偿) 和 DTGC (digital time gain compensation, 后端数字域增益补偿)。本发明提供的多个实施例涉及到的增益调节主要是数字域的增益, 主要包括整体增益和 TGC 中的 DTGC。

[0047] 如图 1 所示, 本发明的第一实施例提供了一种超声图像增益优化方法, 具体包括以下步骤:

[0048] S201、获取组织图像和相同条件下的噪声图像数据;

[0049] S202、利用噪声图像对组织图像进行去噪处理;

[0050] S203、识别组织图像中的组织区域;

[0051] S204、判断组织区域在组织图像中所占的比例是否超过设定的阈值条件;

[0052] S205、根据 S204 中的判断结果, 选择对应方法计算组织图像的整体增益和 TGC 曲线;

[0053] S206、将 S205 中计算出的组织图像的 TGC 曲线和整体增益作用到 S201 中的组织图像上。

[0054] 具体地, 在 S201 中, 获取的所述组织图像可以是超声造影成像下代表组织信息的组织图像, 也可以是常规 B 模式成像下的基波或谐波图像。所述噪声图像是在组织图像相同成像条件下停发射采集到的。造影成像时的组织图像和常规 B 成像下的组织图像差别是二者的机械指数不同。造影成像时为了避免造影微泡被声压击破, 一般都采用较低的机械指数成像。机械指数不同, 发射能量不同, 图像的信噪比也不同。本发明实施例的超声图像增益优化方法能同时适用于这两种超声图像。

[0055] 在 S202 中, 去噪处理的具体步骤是计算噪声图像每行的均值得到噪声纵向均值曲线, 再经过低通滤波得到光滑的噪声均值曲线, 最后用组织图像减去噪声均值曲线, 得到去噪后的组织图像。

[0056] 这里的噪声指的是电子噪声或热噪声。一般超声系统中用 ATGC、DTGC 来补偿信号沿传播方向的信号衰减, 如果没有 ATGC 和 DTGC 的作用, 探头空打时的噪声是近似为白噪声, 加上了 ATGC 和 DTGC 的影响后, 噪声均值曲线是随深度递增的曲线。ATGC 和 DTGC 对远场噪声值抬高, 也同样对图像信号抬高, 为了得到信号真实的大小, 组织图像减去噪声均值曲线不仅仅是去噪, 也消除了 ATGC 和 DTGC 对信号的影响。

[0057] 在 S203 的组织区域识别过程中, 涉及到组织图像区域的分类问题。本发明实施例将组织图像分为噪声区域、边界区域、低回声区域和组织区域, 相对于现有技术, 增加了低回声区域。低回声区域本质属于组织, 但是均值比组织低, 介于组织和噪声之间, 低回声区域往往是由于声波衰减、探头未接触好或前方遮挡引起亮度较暗的区域。然而在现有的超声图像增益优化方法中, 仅将图像区域分为噪声区域、边界区域和组织区域, 原本属于低回声区域的图像子块被定义为其他区域, 容易在计算过程中产生较大误差, 影响增益优化效果。

[0058] 如图 2 所示, S203 具体包括以下步骤:

[0059] S301、将去噪后的组织图像沿横向和纵向分成若干图像子块;

[0060] S302、计算各图像子块的统计参数;

[0061] S303、根据 S302 中各图像子块的统计参数确定区域划分的自适应阈值;

[0062] S304、将 S302 中计算得出的各图像子块的统计参数与 S303 中的自适应阈值比较,

以判断每个图像子块的所属区域为噪声区域、边界区域、低回声区域或组织区域。

[0063] S301 中分块统计的目的主要是为了增加计算速度和统计的鲁棒性。图像子块的大小讲究，分块数太多会造成统计数据不稳定，太少则有可能无效块过多，无法形成有用信息。分块时可根据待优化的组织图像的具体情况，选择合适的分块数量进行分块。

[0064] 图像分成不同的区域可以根据亮度、方差和信噪比确定，因此，S302 中所述的统计参数可以包括每个图像子块的均值、方差和信噪比。其中，每个参数的计算公式如下：

[0065] 均值： $\text{Mean_Xm} = (x_1 + x_2 + \dots + x_n) / n$ ，即每个子块内所有像素的均值；

[0066] 标准差： $\text{Std_Xm} = \{[(x_1 - \text{Mean_Xm})^2 + (x_2 - \text{Mean_Xm})^2 + \dots + (x_n - \text{Mean_Xm})^2] / n\}^{1/2}$ ；

[0067] 信噪比： $\text{SNR} = 20 * \log_{10}(\text{signal} / \text{noise}) = 20 * \log_{10}(\text{signal}) - 20 * \log_{10}(\text{noise})$ 。

[0068] 上述公式中， x_i 是图像子块里每个像素点的值， $i=1 \sim n$ ， n 是每个图像子块包含的点数， Mean_Xm 是第 m 图像子块的均值， Std_Xm 表示第 m 图像子块的标准差， $m=1 \sim M$ ， M 为 S301 中组织图像被分成图像子块的总块数， signal 是指组织图像曲线， noise 是指对应的噪声图像曲线。

[0069] 以上统计参数计算完成后，即可根据这些信息判断每个图像子块的所属区域。判断方法确定了分区正确性，阈值的选择对分区的准确性又起更重要的作用。现有技术中，一般都采用固定的阈值与各图像子块的统计参数对比，以判断每个图像子块的所属区域。然而，固定的阈值并不适应所有的图像，某些情况下，采用固定阈值进行分区结果不准确，影响到组织图像的优化效果。本发明实施例的超声图像增益优化方法在判断图像子块的所属区域过程中引入了自适应阈值，根据图像的内容或者是像素的分布确定出了不同区域的阈值范围。

[0070] 在 S303 中，所述自适应阈值包括标准差高阈值、均值高阈值和均值低阈值，其中标准差高阈值、均值高阈值和均值低阈值都可以根据图像内容自适应确定。各自适应阈值的确定方法如下：

[0071] 所述噪声阈值由人工给定，根据明显噪声区域的信噪比确定。

[0072] 标准差高阈值： $\text{THstdH} = \text{mean}(\text{Std_Xm}) + P * \text{std}(\text{Std_Xm})$ ；

[0073] 均值高阈值： $\text{THmeanH} = \text{mean}(\text{Mean_Xm}) + P * \text{std}(\text{Mean_Xm})$ ；

[0074] 均值低阈值： $\text{THmeanL} = \text{mean}(\text{Mean_Xm}) - P * \text{std}(\text{Mean_Xm})$ ；

[0075] 上述表达式中， Std_Xm 表示第 m 图像子块的标准差， $\text{mean}(\text{Std_Xm})$ 表示所有图像子块的标准差的均值， $\text{std}(\text{Std_Xm})$ 表示所有图像子块的标准差的总标准差， Mean_Xm 表示第 m 图像子块的均值， $\text{mean}(\text{Mean_Xm})$ 表示所有图像子块均值的均值， $\text{std}(\text{Mean_Xm})$ 表示所有图像子块的均值的标准差， $m=1 \sim M$ ， M 为 S301 中组织图像被分成图像子块的总块数， P 为可调整参数，根据组织图像中的信号分布范围设定。

[0076] 需要注意的是，有些图像的远场大部分都是噪声或无内容，都属于噪声区域，噪声区域占图像比例太大会影响均值和标准差的阈值判定，为了避免这种情况，在自适应阈值计算前，先去除噪声区域，即计算标准差高阈值、均值高阈值和均值低阈值时，要忽略噪声块数据。其中，信噪比小于噪声阈值的图像子块为噪声块。

[0077] 上述自适应阈值的确定方法的根本思想是假设图像中每点值是随机变量，每块的均值和每块的标准差也都是随机变量。随机变量的分布近似为正态分布，正态分布中约 68% 数值分布在距离平均值 1 个标准差范围内，约 95% 数值分布在距平均值 2 个标准差范围，因

此可以根据平均值和标准差确定要选择的信号范围。因此,均值的阈值范围就是所有块均值的均值和所有块均值的标准差的组合, P 是可调整的参数,是选择距平均值 P 个标准差范围的信号,同理计算标准差的范围。 P 的选择和组织图像的内容或检查模式相关,需要有人工设定。比如肝脏模式,除了肝包膜强边界外,信号的分布范围较小,这时 P 值大,比如肾脏模式,信号分布范围较大, P 就设小些,即可调整参数 P 的大小与组织图像的信号分布范围成反比。

[0078] 自适应阈值确定后,即可开始判断图像子块的所述区域。所述 S304 中判断每个图像子块的所属区域的方法如下:

[0079] 信噪比小于噪声阈值的图像子块,为噪声块,属于噪声区域;

[0080] 标准差大于标准差高阈值,或均值大于均值高阈值的图像子块,为边界块,属于边界区域;

[0081] 均值小于均值低阈值的图像子块,为低回声块,属于低回声区域;

[0082] 不满足以上三个条件的图像子块,为组织块,属于组织区域。

[0083] 上述判定方法的根本思想是,首先认为均值很低的为噪声区域;其次判定标准差大或均值大的为边界区域,因为边界区域最明显的特点是标准差大,在超声成像时,边界区域就是声阻抗差异最大的地方,在超声成像中的表现就是高亮回声;接着判定均值既大于噪声又小于均值低阈值的为低回声区域,低回声区域的本质是组织区域,但均值介于组织和噪声之间;最后未在前三个区域内的都属于组织区域。

[0084] 本发明实施例中判断图像不同区域的方法不同于以往的方法,首先根据图像的内容自适应确定不同区域的判断阈值,图像内容不同时阈值也不同,阈值是判定准确性的关键,也是整个增益动优化算法的关键,实践证明,自适应阈值比固定阈值判断更准确,对应的增益优化效果也更加显著。

[0085] 本发明实施例的超声图像增益优化方法有两个输出量,一个是整体增益,用于调整图像的整体亮度;另一个是 TGC 曲线,TGC 曲线是均值为零的变量,主要作用是调整图像均匀性,具体的原理是低回声的地方抬高亮度,高回声的位置降低亮度。这两个量的计算方法都与组织块所占图像比例有关,因此在计算前先要判断组织区域在组织图像中所占的比例是否超过设定的阈值条件。

[0086] 在 S204 中,判断组织区域在组织图像中所占的比例是否超过设定的阈值条件的具体方法是:统计每行图像子块中的组织块数量,组织块占该行图像子块总量的百分比值大于第一阈值的即为组织有效行,如果所有的组织有效行占图像子块总行数的百分比值大于第二阈值,则判定组织区域在组织图像中所占的比例超过设定的阈值条件,否则判定为不超过设定的阈值条件。其中第一阈值是横向分块数的百分比值,第二阈值是纵向分块数的百分比值。所述第一阈值和第二阈值均由人工设定,可根据组织图像上的具体成像目标进行适当的设定。

[0087] 超声中组织信息最终要以灰阶图像显示,这就需要将经对数变化后的 dB 信息转化为 0~255 的灰阶信息,这个转换叫做动态范围变换(Dynamic Range)。当动态范围固定时,如果信号整体增益太大,图像中不仅噪声明显而且大信号饱和会导致信息丢失,如果增益太小,丢失了低回声信号,所以整体增益的调节对图像很重要。

[0088] 整体增益调整的目标是最大程度的显示图像中的所有信息,使噪声在动态范围变

化的最小值,这个最小值就是噪声目标亮度。如果图像中都是组织信息没有噪声,整体增益的调整就是使组织亮度为组织目标亮度。所以计算整体增益之前先要判断组织图像中组织区域所占的比例。

[0089] 在 S205 中,当组织区域在组织图像中所占的比例超过阈值条件时,组织图像的整体增益为组织目标亮度与所有组织区域的均值的差;当组织区域在组织图像中所占的比例不超过阈值条件时,组织图像的整体增益为噪声目标亮度与组织纵向均值曲线的最小值的差,其中组织纵向均值曲线为组织图像每行的均值变化曲线。

[0090] 超声图像增益优化另一个输出量 TGC 曲线的作用是使图像亮度均衡,具体地说就是使图像中所有组织块按同一亮度显示,如果图像中有足够的组织块,就直接使组织块亮度一样,但是如果图像中组织块很少,就按“噪声均衡”的方法使组织亮度近似一样。所以,TGC 曲线计算前也要判断组织所占图像的比例,当组织区域在组织图像中所占的比例超过阈值条件时,根据组织区域和噪声区域的分布情况计算组织图像的 TGC 曲线;当组织区域在组织图像中所占的比例不超过阈值条件时,以噪声均衡的方式计算组织图像的 TGC 曲线。

[0091] 如图 3 所示,具体地,在 S205 中,当组织区域在组织图像中所占的比例超过阈值条件时,组织图像的 TGC 曲线的计算步骤包括:

[0092] S401、计算纵向均值曲线;

[0093] S402、计算目标亮度曲线;

[0094] S403、计算组织图像的 TGC 曲线,

[0095] 组织图像的 TGC 曲线 = 目标亮度曲线 - 噪声均值曲线 - 纵向均值曲线;

[0096] 其中,所述噪声均值曲线为计算噪声图像每行的均值得到的纵向均值变化曲线。

[0097] S401 中,纵向均值曲线的具体计算方法为:

[0098] 纵向均值曲线在组织有效行的值为该行组织块的均值;

[0099] 纵向均值曲线在噪声有效行的值为该行噪声块的均值;

[0100] 如果某行既是组织有效行又是噪声有效行,则纵向均值曲线在该行的值为该行组织块的均值;

[0101] 纵向均值曲线在其他行的值由已有行的均值线性插值得到;

[0102] 最后滤波平滑曲线,升采样到图像相同点数。

[0103] 其中,所述噪声有效行是噪声块占该行图像子块总量的百分比值大于第一阈值图像行。

[0104] S402 中,目标亮度曲线的计算方法具体为:判断每行图像的性质,组织有效行的目标亮度等于组织目标亮度,噪声有效行的目标亮度等于噪声目标亮度,其他行的目标亮度由已有行的目标亮度值插值得到;最后滤波平滑曲线,升采样到图像相同点数。

[0105] 目标亮度曲线确定最终图像显示亮度,而纵向均值曲线是在去噪处理后的数据上统计得出的,TGC 曲线是作用在原始图像上。因此,计算 TGC 曲线时,目标亮度曲线应先减去噪声。于是,在 S403 中,组织图像的 TGC 曲线 = 目标亮度曲线 - 噪声均值曲线 - 纵向均值曲线;其中,所述噪声均值曲线为计算噪声图像每行的均值得到的纵向均值变化曲线。得到 TGC 曲线后再减去曲线均值,得到归一化的 TGC。

[0106] 如图 4 所示,在 S205 中,当组织区域在组织图像中所占的比例不超过阈值条件时,

组织图像的 TGC 曲线的计算步骤具体包括：

[0107] S501、计算组织图像的衰减值，组织图像的衰减值 = 组织衰减系数 * 发射频率 * 图像深度；

[0108] S502、计算组织噪声目标亮度曲线，组织噪声目标亮度曲线为零到组织图像衰减值之间的等插值斜线；

[0109] S503、计算组织图像的 TGC 曲线，组织图像的 TGC 曲线 = 组织噪声目标亮度曲线 - 噪声均值曲线，得到 TGC 曲线后再减去曲线均值，平滑滤波后得到归一化的 TGC。

[0110] 根据上述方法计算出整体增益和 TGC 曲线后，最终将计算结果作用到 S201 中未经去噪处理的组织图像上，整个增益优化过程即全部完成。

[0111] 本发明实施例提供的超声图像增益优化方法，根据图像信息自适应地确定不同区域的阈值，自动将图像分成边界、组织、低回声和噪声四个区域，区域划分更加准确且更多地考虑到了不同图像阈值的差异化，同时适用常规 B 模式成像和造影成像下的多种类型超声图像。同时，根据组织区域在组织图像中占有的比例决定增益优化方案，既保证了图像中信息的无损显示，又达到了优化后图像亮度均匀一致的要求。

[0112] 第一实施例中提供的增益优化方法适用于超声造影成像下代表组织信息的组织图像，以及常规 B 模式成像下的基波或谐波图像，其适用范围较广。然而，在超声造影成像下，除代表组织信息的组织图像外，还会生成代表造影剂信息的造影图像。造影图像最显著的特点是随着微泡的注入和消退过程图像的亮度在发生变化，未注入造影剂时造影图像大部分是无回声区域，除少许强边界外其他的部分都是黑的；造影剂灌注初期，大血管显影，图像中只有大血管是亮的；造影剂增强期，所有血管都显影，图像整体高亮；造影剂消退期，造影剂逐渐消退，图像亮度逐渐减弱，最后变成造影剂注入前一样。这说明造影图像的亮度不像组织图像那样稳定，组织图像的增益优化算法不适用造影图像。但是可以借鉴组织图像中的“噪声均衡”的方法来计算造影图像的 TGC 曲线。因为无论造影图像的亮度如何变化，它的背景噪声是固定的，调整背景噪声曲线能使造影图像亮度均衡；另外，个体差异导致衰减不同进而引起组织图像亮度不均衡的现象在造影图像上很少见，因为造影图像反映的是组织血管内微泡信息，微泡的衰减较组织小，所以按“噪声均衡”的方法优化的造影图像比较合适。

[0113] 相应的，本发明的第二实施例提供了一种超声造影成像增益优化方法。超声造影成像的增益优化包括组织图像增益优化和造影图像增益优化，在本发明实施例中，使用第一实施例中所述的方法进行组织图像增益优化，在此不再赘述。对应的造影图像增益优化方法如图 5 所示，具体包括以下步骤：

[0114] S1、获取超声造影成像下的造影图像和相同条件下的噪声图像数据；

[0115] S2、计算造影图像的整体增益和 TGC 曲线；

[0116] S3、将 S2 中计算出的造影图像的整体增益和 TGC 曲线作用到 S1 中的造影图像上。

[0117] 具体的，在 S2 中，造影图像的整体增益的计算方法为：先把系统预定的增益加在造影图像上，再根据造影模式下组织图像的整体增益修正造影图像的整体增益。即造影图的整体增益等于造影目标亮度与在组织图像增益优化过程中所得组织图像的整体增益的差，也即造影图的整体增益 = 造影目标亮度 - 组织图像的整体增益。

[0118] 造影图像的造影目标亮度是预设定的增益，目的是使所有造影图像都按相同的增

益显示。相同增益显示的弊端就是某些个体的造影图像偏亮,某些个体的造影图像偏暗。相同条件下不同人的组织图像亮暗有差异,同样,不同人的造影图像的亮度也有差异。经研究发现,不同个体的组织图像亮暗差异与造影图像亮暗差异有一定的关系,因此,本发明实施例用组织图像的整体增益对造影的整体增益进行修正,使得增益优化后不同个体的造影图像亮度一样。

[0119] 如图 6 所示,在 S2 中,造影图像的 TGC 曲线计算方法包括以下步骤:

[0120] S601、计算造影图像的衰减值,造影图像的衰减值 = 造影衰减系数 * 发射频率 * 图像深度;

[0121] S602、计算造影噪声目标亮度曲线,造影噪声目标亮度曲线为零到造影图像衰减值之间的等插值斜线;

[0122] S603、计算造影图像的 TGC 曲线,造影图像的 TGC 曲线 = 造影噪声目标亮度曲线 - 噪声均值曲线, TGC 曲线滤波平滑后再减去曲线均值,得到归一化的 TGC 曲线。

[0123] 根据上述方法计算出造影图像的整体增益和 TGC 曲线后,最终将计算结果作用到 S1 中的造影图像上,整个造影图像增益优化过程即全部完成。

[0124] 如图 7 所示,本发明的第三实施例还提供了一种超声成像增益自动优化装置,其包括第一图像处理模块、第二图像处理模块、第一图像输出模块和第二图像输出模块,其中,第一图像处理模块和第二图像处理模块与输入端连接,第一图像输出模块和第二图像输出模块与输出端连接,第一图像处理模块与第一图像输出模块连接,第二图像处理模块与第二图像输出模块连接,第一图像处理模块还与第二图像处理模块连接。

[0125] 其中,第一图像处理模块用于接收图像信息,并根据本发明第一实施例所述的方法计算组织图像的整体增益和 TGC 曲线,然后将计算出的组织图像的整体增益和 TGC 曲线发送到第一图像输出模块,将组织图像的整体增益发送到第二图像处理模块。

[0126] 第一图像输出模块用于将组织图像的整体增益和 TGC 曲线作用于组织图像,并通过输出端输出增益优化后的组织图像。

[0127] 第二图像处理模块用于接收图像信息,并根据本发明第二实施例所述的造影图像增益优化方法计算造影图像的整体增益和 TGC 曲线,然后将结果发送到第二图像输出模块。

[0128] 第二图像输出模块用于将造影图像的整体增益和 TGC 曲线作用于造影图像,并通过输出端输出增益优化后的造影图像。

[0129] 所述图像信息可以是常规 B 模式成像下的基波或谐波图像及对应的噪声图像,也可以是超声造影成像下的组织图像及对应的噪声图像。

[0130] 当本发明实施例的超声成像自动优化装置接收到的图像信息是常规 B 模式成像下的基波或谐波图像及对应的噪声图像时,仅第一图像处理模块和第一图像输出模块工作,第二图像处理模块和第二图像输出模块待机。当接收到的图像信息是超声造影成像下的组织图像、造影图像及对应的噪声图像时,第一图像处理模块和第一图像输出模块根据造影模式下的组织图像和其噪声图像进行运算处理,第二图像处理模块和第二图像输出模块根据造影图像和其噪声图像进行运算处理。

[0131] 本发明提供的超声造影成像增益优化方法和超声成像增益自动优化装置,利用造影模式下的组织图像的增益调节参数对造影图像的增益调节参数进行进一步修正,与现有

技术相比,使得增益优化后的不同个体造影图像亮度基本一致,大大提高了医生的扫查效率。

[0132] 如图 8 所示,本发明的第四实施例提供了一种超声成像系统,其包括依次连接的发射控制模块、超声探头、信号接收模块、信号处理模块、超声成像自动优化装置、后处理模块和显示模块。本发明实施例的超声成像系统可以输出显示多种增益优化后的不同类型超声图像。

[0133] 具体地,超声探头接收来自发射控制模块发出的电信号,再将电信号转化成电压信号向人体传播,声波在人体的传播过程中经过反射、折射和散射,带有人体组织特征的声波回波又传播到超声探头。超声探头接收到反馈的声波后,将其再转换成电信号传给信号接收模块。信号接收模块中接收到的电信号在信号处理模块中经过波束合成、滤波、解调、求包络等处理后得到不同类型的超声图像。所述信号处理模块可以输出常规 B 模式成像下的基波或谐波图像及对应的噪声图像,也可以输出超声造影成像下的组织图像、造影图像及对应的噪声图像。信号处理模块输出的图像将发送到本发明第三实施例中所述的超声成像自动优化装置进行自动增益优化处理,使成像既不丢失信息,又具有均匀一致的亮度。

[0134] 一般的超声系统中,得到超声图像信号后还需要进行求对数和动态范围变换等处理,使图像更接近人眼的观察习惯,这些处理就是在后处理模块中完成的。

[0135] 处理后的图像经过扫描转换,最终通过显示模块显示出来。

[0136] 最后应说明的是:以上实施例仅用以说明本发明的技术方案,而非对其限制;尽管参照前述实施例对本发明进行了详细的说明,本领域的普通技术人员应当理解:其依然可以对前述实施例所记载的技术方案进行修改,或者对其中部分技术特征进行等同替换;而这些修改或者替换,并不使相应技术方案的本质脱离本发明各实施例技术方案的精神和范围。

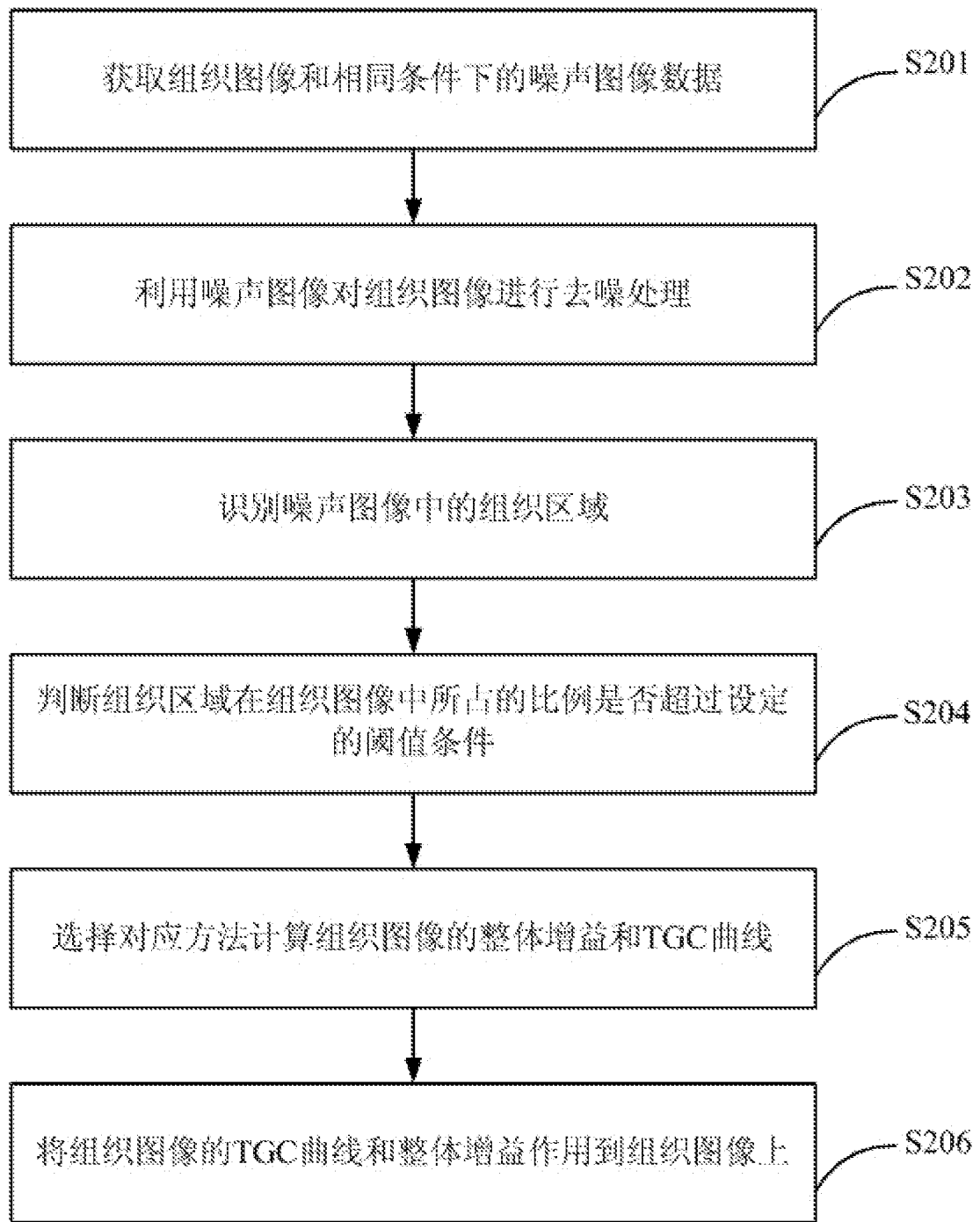


图 1

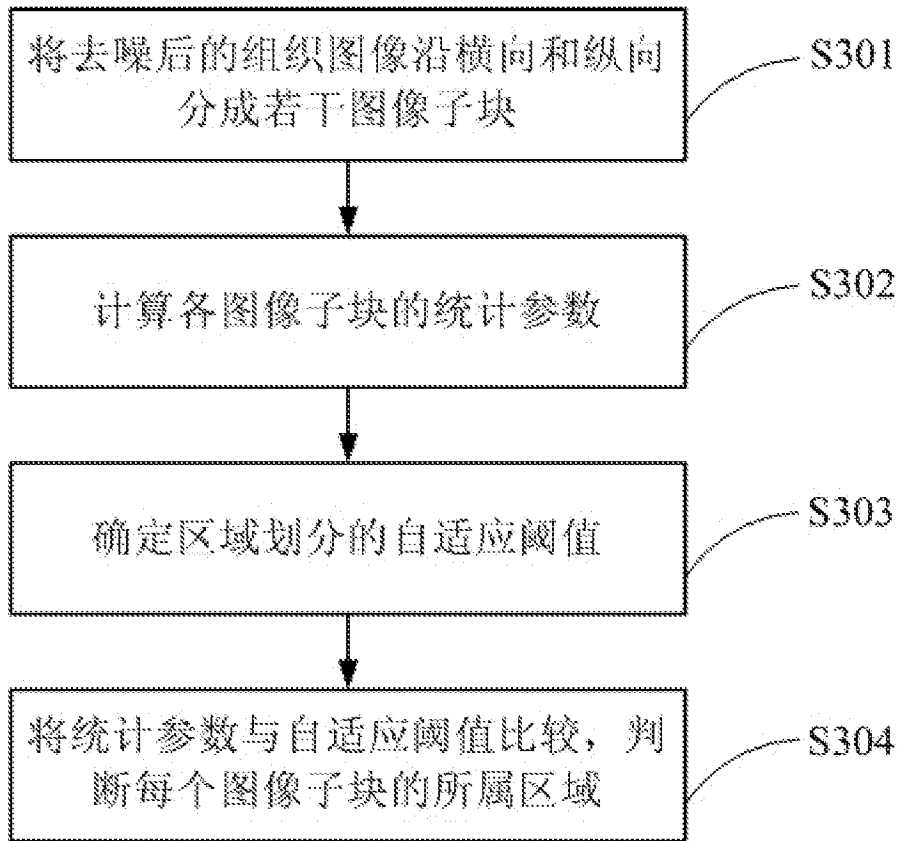


图 2

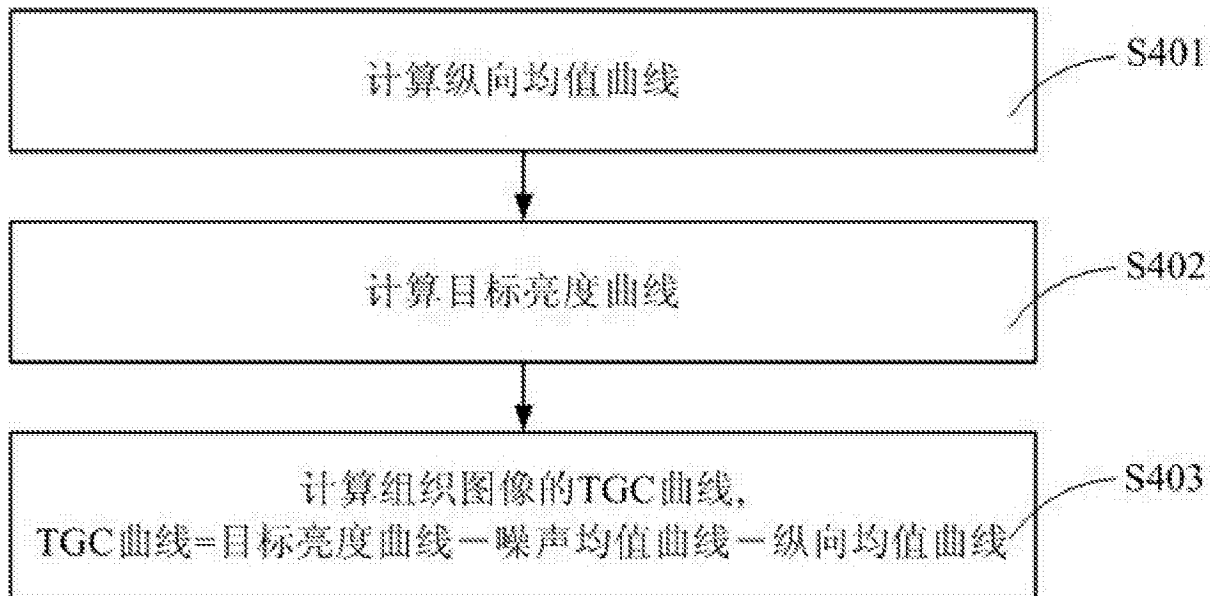


图 3

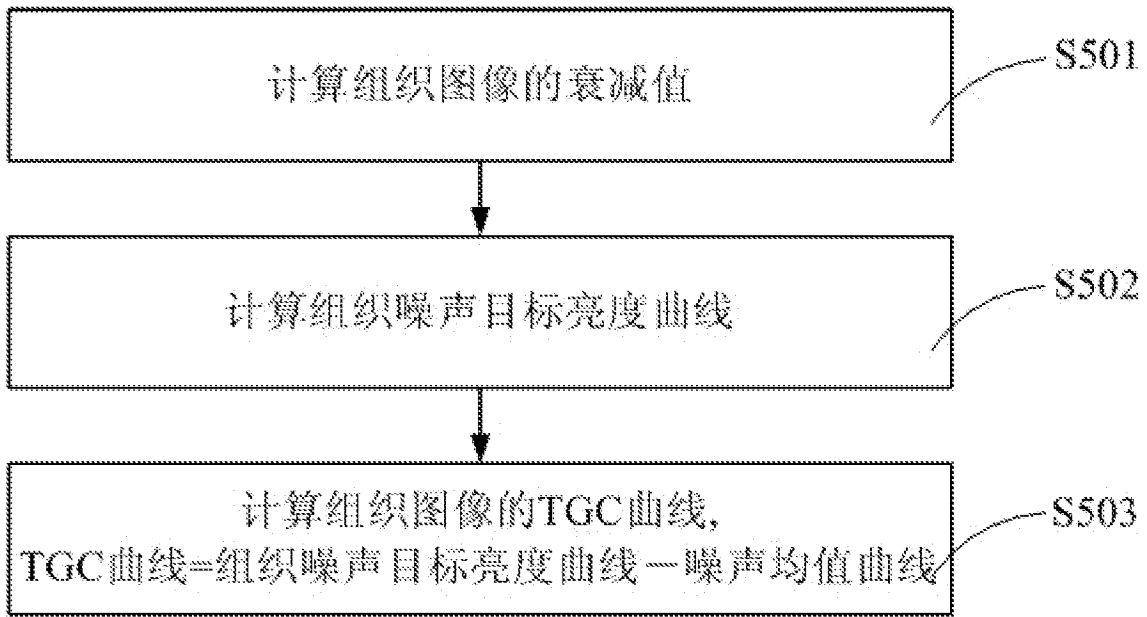


图 4

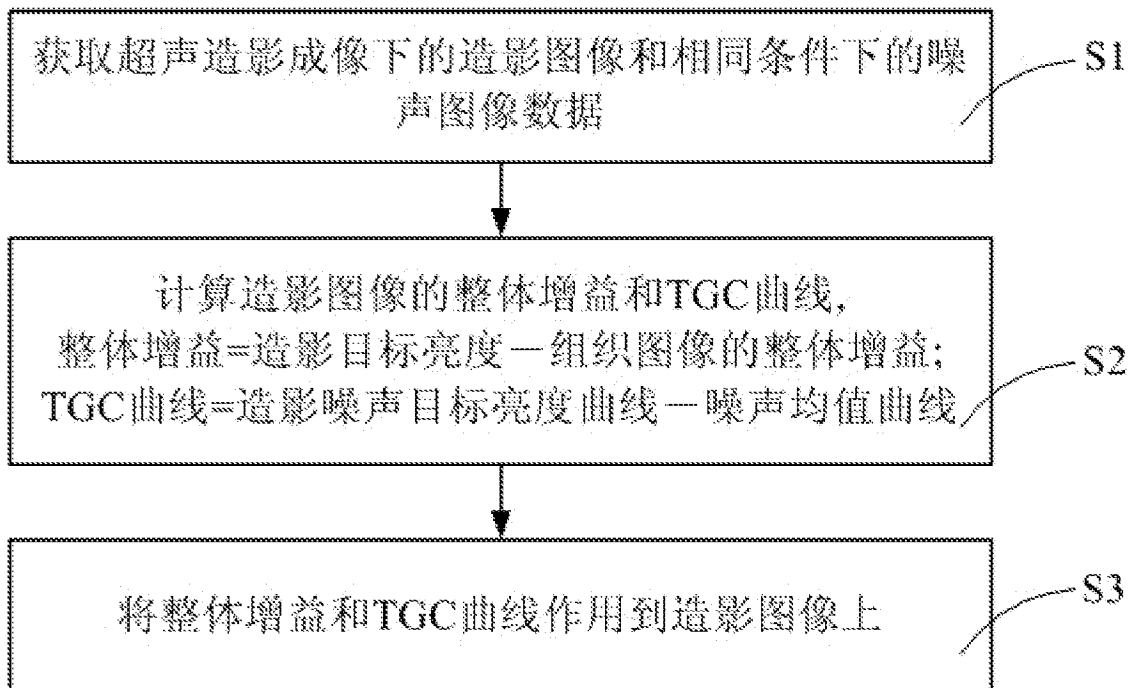


图 5

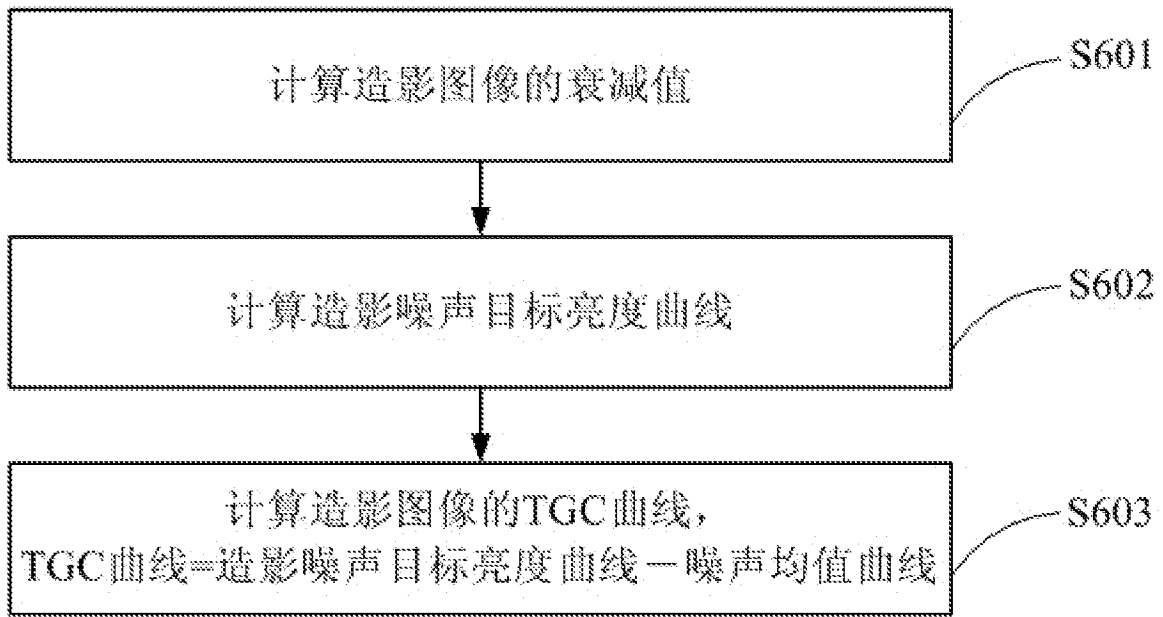


图 6

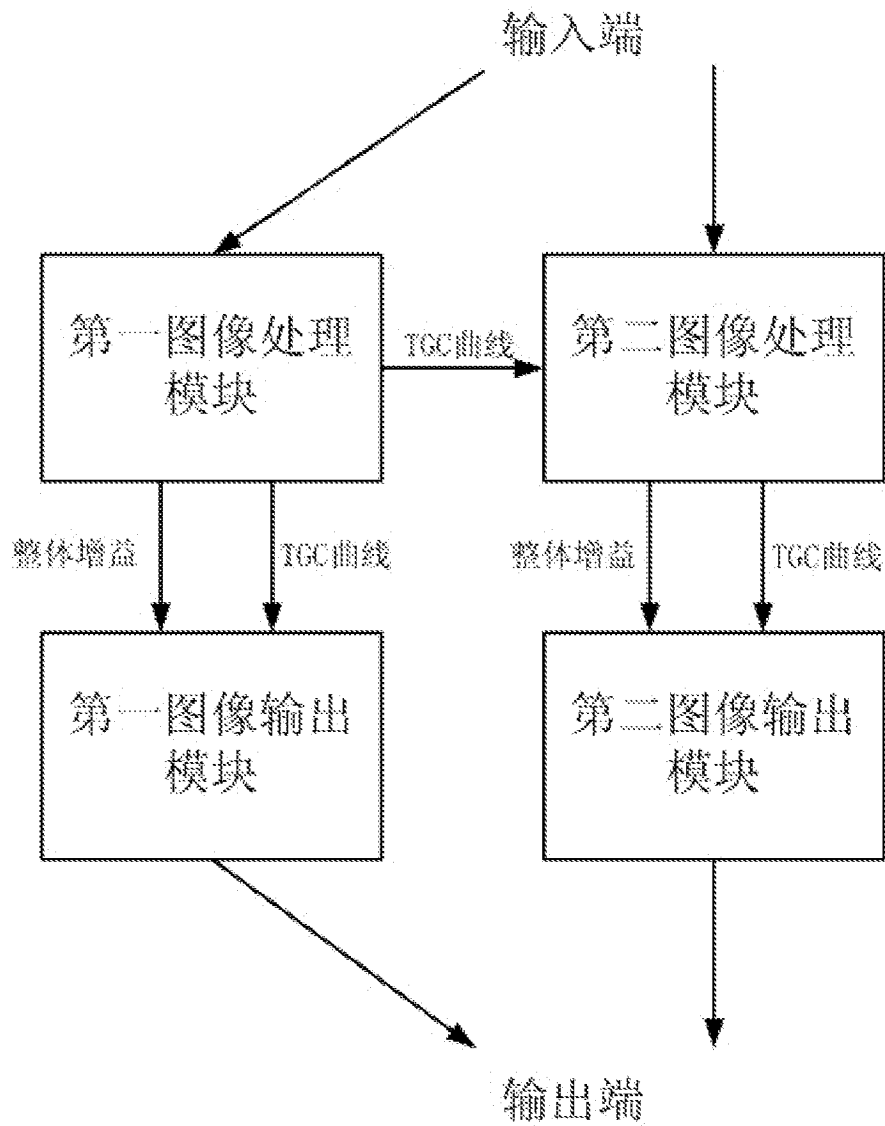


图 7

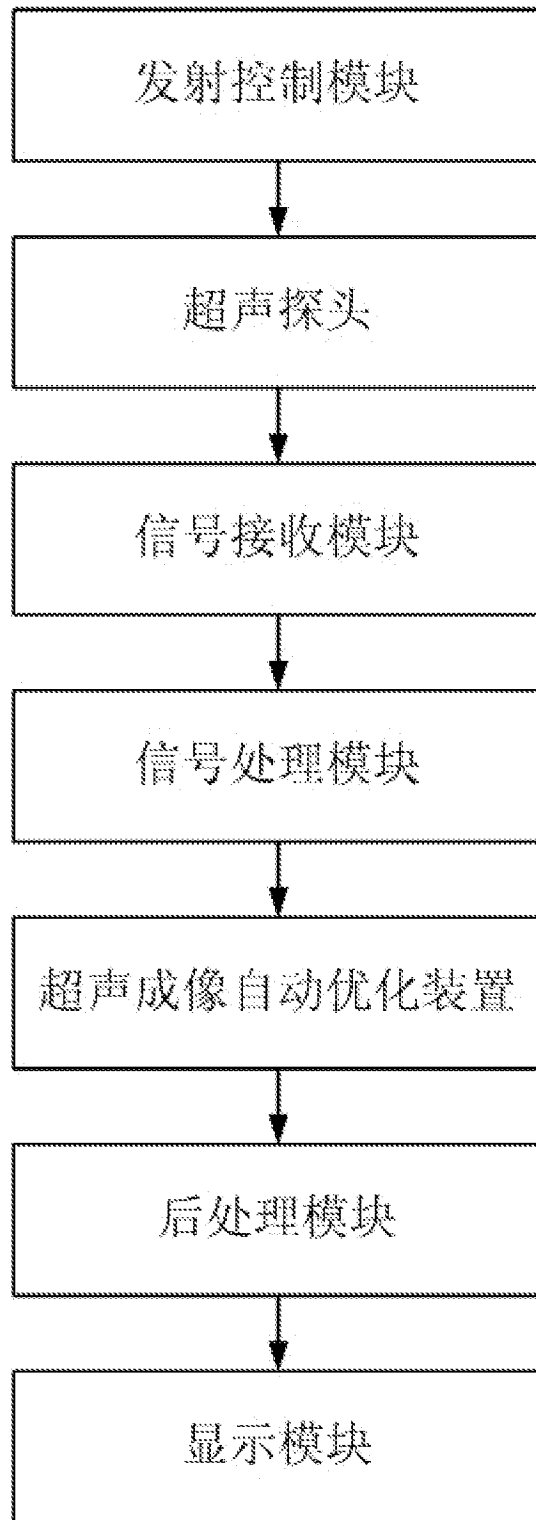


图 8

专利名称(译)	超声图像增益优化方法及超声成像增益自动优化装置		
公开(公告)号	CN103845077B	公开(公告)日	2016-01-20
申请号	CN201210514756.9	申请日	2012-12-05
[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	储霞 桑茂栋		
发明人	储霞 桑茂栋		
IPC分类号	A61B8/00 G06T5/00		
CPC分类号	A61B8/5269 A61B8/14 A61B8/461 A61B8/481 A61B8/5207 A61B8/54 G01S7/52033 G06T5/002 G06T2207/10132 G06T2207/30004		
其他公开文献	CN103845077A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种超声图像增益优化方法，包括：获取组织图像和相同条件下的噪声图像数据；利用噪声图像对组织图像进行去噪处理；识别组织图像中的组织区域；判断组织区域在组织图像中所占的比例是否超过设定的阈值条件；选择对应方法计算组织图像的整体增益和TGC曲线；TGC曲线和整体增益作用到组织图像上。本发明提供的超声图像增益优化方法，同时适用常规B模式成像和造影成像下的多种类型超声图像，既保证了图像中信息的无损显示，又达到了优化后图像亮度均匀一致的要求。本发明还提供了一种超声造影成像增益优化方法和超声成像自动优化装置，与现有技术相比，使得增益优化后的不同个体的造影图像亮度基本一致，大大提高了医生的扫查效率。

