



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106618632 A

(43)申请公布日 2017.05.10

(21)申请号 201611154486.X

(22)申请日 2016.12.14

(71)申请人 无锡祥生医学影像有限责任公司
地址 214028 江苏省无锡市新吴区新区硕放工业园五期51、53号地块长江东路228号

(72)发明人 王勇 汤天一 莫若理

(74)专利代理机构 无锡市大为专利商标事务所
(普通合伙) 32104

代理人 曹祖良 刘海

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

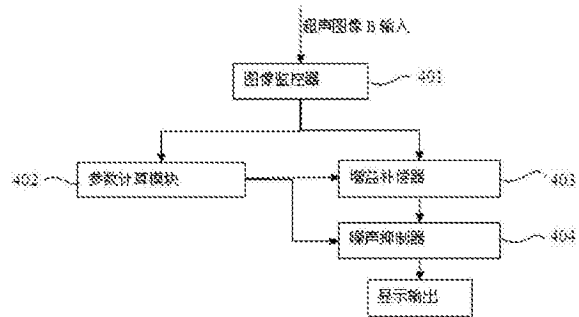
权利要求书3页 说明书5页 附图3页

(54)发明名称

自动优化的超声成像系统及方法

(57)摘要

本发明涉及一种自动优化的超声成像系统及方法,其特征是:包括:探头;将探头接收的超声波超声回波信号进波束合成形成信号线数据的波束合成模块;对信号线数据进行信号处理得到超声图像的信号处理模块;对超声图像进行优化处理的自动优化模块;扫描变换模块;图像处理模块;以及,显示器;所述自动优化模块包括:图像监控器,实时分析当前帧超声图像与前一帧超声图像的差异;参数计算模块,进行成像参数的计算得到后续成像的参数;增益补偿器,根据参数计算模块的输出结果,计算增益补偿图像;以及,噪声抑制器,根据参数计算模块的输出结果,计算噪声抑制图像。本发明能够在成像过程中实时监测成像状态的变化,实现图像的自动优化。



1. 一种自动优化的超声成像系统,其特征是:包括:

发射接收超声波信号的探头(100);将探头(100)接收的超声波超声回波信号进波束合成形成信号数据的波束合成模块(200);对信号数据进行信号处理得到超声图像B的信号处理模块(300);对超声图像B进行优化处理的自动优化模块(400);扫描变换模块(500);图像处理模块(600);以及,显示器(700);

所述自动优化模块(400)包括:

图像监控器(401),实时分析当前帧超声图像与前一帧超声图像的差异,并输出触发信号至参数计算模块(402);

参数计算模块(402),进行成像参数的计算得到后续成像的参数;

增益补偿器(403),根据参数计算模块(402)的输出结果,计算增益补偿图像;以及,

噪声抑制器(404),根据参数计算模块(402)的输出结果,计算噪声抑制图像。

2. 如权利要求1所述的自动优化的超声成像系统,其特征是:所述图像监控器(401)包括:

状态存储器(4011),用于保存前一帧图像的成像状态;

特征计算器(4012),计算超声图像特征值;

状态比较器(4013),获得特征计算器(4012)输入的超声图像的特征值并与状态存储器(4011)中的当前值进行比较;以及,

优化参数计算触发器(4014),用于触发参数计算模块(402)。

3. 如权利要求1所述的自动优化的超声成像系统,其特征是:所述参数计算模块(402)包括:

像素统计器(4021),将当前的超声图像进行统计得到像素信息;

像素分类器(4022),将像素信息进行分类;以及,

图像分析器(4023),利用分类的结果进行图像区域分析,将分析结果输出至增益补偿器(403)和噪声抑制器(404)。

4. 如权利要求1所述的自动优化的超声成像系统,其特征是:所述探头(100)连接波束合成模块(200),波束合成模块(200)的输出端连接信号处理模块(300),信号处理模块(300)的输出端连接自动优化模块(400),自动优化模块(400)的输出端连接扫描变换模块(500),扫描变换模块(500)的输出端连接图像处理模块(600),图像处理模块(600)的输出端连接显示器(700)。

5. 如权利要求1所述的自动优化的超声成像系统,其特征是:所述探头(100)连接波束合成模块(200),波束合成模块(200)的输出端连接信号处理模块(300),信号处理模块(300)的输出端连接扫描变换模块(500),扫描变换模块(500)的输出端连接自动优化模块(400),自动优化模块(400)的输出端连接图像处理模块(600),图像处理模块(600)的输出端连接显示器(700)。

6. 如权利要求1所述的自动优化的超声成像系统,其特征是:所述增益补偿器(403)计算增益补偿图像,以及噪声抑制器(404)计算噪声抑制图像的计算方法如下:

$$\text{GainCompl}(i, j) = \text{TValue-Mean1}(i, j), \text{NoiseSupl}(i, j) = \begin{cases} 1, & RI(i, j) \neq 1 \\ \text{SupressFactor}, & RI(i, j) = 1 \end{cases}; \text{ 其}$$

中, GainComp1 (i, j) 为增益补偿图像, Tvalue 为均匀组织补偿目标值, Mean1 (i, j) 为像素组织亮度图像; NoiseSup1 (i, j) 为噪声抑制图像, R1 (i, j) 为标记图像, SupressFactor 为设定的抑制因子, i、j 为像素点坐标;

将上述得到的优化参数应用到后续的成像中, 参数应用方法如下:

$Opt1(i, j) = NoiseSup1(i, j) * [l(i, j) + GainComp1(i, j)]$, 其中, Opt1 (i, j) 为优化后图像, l (i, j) 为优化前图像。

7. 一种自动优化的超声成像方法, 其特征是, 包括以下步骤:

(1) 探头 (100) 接收的超声波超声回波信号经过波束合成模块 (200) 进行波束合成后形成信号数据, 信号处理模块 (300) 对信号数据进行信号处理后得到超声图像;

(2) 超声图像B经自动优化模块 (400) 处理得到优化后的超声图像B1, 具体包括以下步骤:

a、首先超声成像系统将经过信号处理模块 (300) 处理后的超声图像B输入到自动优化模块 (400), 自动优化模块 (400) 内的图像监控器 (401) 实时分析当前帧超声图像与前一帧超声图像的差异, 如果差异超过设定的阈值, 自动运行参数计算模块 (402) 进行成像参数的计算;

b、参数计算模块 (402) 计算出用于后续成像的参数;

c、根据参数计算模块 (402) 的输出结果, 增益补偿器 (403) 计算增益补偿图像, 噪声抑制器 (404) 计算噪声抑制图像; 最终, 自动优化模块 (400) 输出经过自动优化的超声图像B1;

(3) 优化后的超声图像B1通过扫描变换模块 (500) 和图像处理模块 (600) 处理, 最后传输到显示器 (700) 上进行图像显示。

8. 如权利要求7所述的自动优化的超声成像方法, 其特征是: 所述步骤 (2) a 中图像监控器 (401) 的工作过程: 状态存储器 (4011) 保存前一帧图像的成像状态, 特征计算器 (4012) 计算超声图像特征值, 状态比较器 (4013) 获得前端环节输入的超声图像的特征值并与状态存储器 (4011) 中的当前值进行比较, 如果超出设定的阈值, 则过优化参数计算触发器 (4014) 触发参数计算模块 (402)。

9. 如权利要求7所述的自动优化的超声成像方法, 其特征是: 所述步骤 (3) b 中参数计算模块 (402) 的工作过程: 将当前的超声图像输入到像素统计器 (4021) 中进行统计, 得到像素信息; 将像素信息输入到像素分类器 (4022) 中进行分类; 在进行分类后, 图像分析器 (4023) 采用分类的结果进行图像区域分析。

10. 如权利要求9所述的自动优化的超声成像方法, 其特征是: 所述图像分析器 (4023) 进行图像区域分析的方法为: 在当前像素的一个邻域内进行分析, 统计邻域内像素的分类情况, 相邻像素的邻域是部分重叠的。

11. 如权利要求9所述的自动优化的超声成像方法, 其特征是: 根据图像分析器 (4023) 的输出结果, 在增益补偿器 (403) 中计算增益补偿图像, 在噪声抑制器 (404) 计算噪声抑制图像; 计算方法如下:

$$GainComp1(i, j) = TValue - Mean1(i, j), \quad NoiseSup1(i, j) = \begin{cases} 1, & RI(i, j) \neq 1 \\ SupressFactor, & RI(i, j) = 1 \end{cases}; \quad \text{其}$$

中, GainComp1 (i, j) 为增益补偿图像, Tvalue 为均匀组织补偿目标值, Mean1 (i, j) 为像素组织亮度图像; NoiseSup1 (i, j) 为噪声抑制图像, R1 (i, j) 为标记图像, SupressFactor 为设定

的抑制因子, i 、 j 为像素点坐标;

将上述得到的优化参数应用到后续的成像中, 参数应用方法如下:

$Opt1(i, j) = NoiseSup1(i, j) * [l(i, j) + GainComp1(i, j)]$, 其中, $Opt1(i, j)$ 为优化后图像, $l(i, j)$ 为优化前图像。

自动优化的超声成像系统及方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种自动优化的超声成像系统及方法,属于超声成像技术领域。

背景技术

[0002] 超声波在人体中传播会有衰减,这种衰减随着不同的成像个体、检查部位而不同,因此医生在诊断过程中需要手动调整成像参数如时间增益补偿、全局增益、动态范围、灰阶映射曲线等来获得最佳的成像效果以完成确信的诊断。这个过程增加了医生与诊断无关的额外工作,降低了工作效率,为此在超声成像中需要对成像参数进行自动配置,快速获得较好的图像,提高诊断的准确度和效率。

[0003] 在普通的超声诊断设备中对图像增益的补偿,通常为深度方向上补偿,称为DGC (Depth Gain Compensation,深度增益补偿);在超声成像系统中会根据成像频率和检查部位的不同预先设置好DGC补偿值,但由于人体个体差异比较大,预先设置的补偿值难以适合不同个体。在超声设备的控制面板上设置了分段拨钮来补偿不同深度的灰度值,而这种拨钮的设置需要医生根据不同个体和不同检查部位来手动进行调节,这种调节不仅增加了医生的工作量,而且需要适当的技巧。然而对图像的调节显然不是医生的本职工作,只会增加负担,降低效率。因此要简化医生的工作,让医生很快就能获得确信的优质图像,需要自动增益调节功能。

[0004] 目前,市场上的超声设备使用的超声成像自动优化方法一般是先对超声图像进行分块,然后对每个图像块进行分类判断是否为软组织,对软组织进行增益补偿从而获得均匀图像。但是这样做的缺点比较明显:图像分块的大小会对计算的准确度产生影响,图像块尺寸小容易受噪声的干扰,降低了算法的鲁棒性,图像块尺寸大又会把一些组织边界等结构信息囊括进来,同样影响了计算结果;其次不同的图像块的补偿值不同,相邻图像块补偿值之间的过渡不自然最终导致补偿后的图像有可能出现马赛克现象。这些问题都会致使优化后的图像并不理想,甚至增加一些伪像,带来图像质量的劣化。

[0005] 另外目前已有的一些超声成像优化方法需要医生根据实际情况按下优化的启动键,虽然相比无此功能的机器减轻了医生的工作量,但需要医生的交互操作,还是属于半自动的功能。

发明内容

[0006] 本发明的目的是克服现有技术中存在的不足,提供一种自动优化的超声成像系统及方法,能够在成像过程中实时监测成像状态的变化,实现图像的自动优化。

[0007] 按照本发明提供的技术方案,所述自动优化的超声成像系统,其特征是:包括:

[0008] 发射接收超声波信号的探头;将探头接收的超声波超声回波信号A进波束合成形成信号线数据A1的波束合成模块;对信号线数据A1进行信号处理得到超声图像B的信号处理模块;对超声图像B进行优化处理的自动优化模块;扫描变换模块;图像处理模块;以及,显示器;

[0009] 所述自动优化模块包括：

[0010] 图像监控器，实时分析当前帧超声图像与前一帧超声图像的差异，并输出触发信号至参数计算模块；

[0011] 参数计算模块，进行成像参数的计算得到后续成像的参数；

[0012] 增益补偿器，根据参数计算模块的输出结果，计算增益补偿图像；以及，

[0013] 噪声抑制器，根据参数计算模块的输出结果，计算噪声抑制图像。

[0014] 进一步的，所述图像监控器包括：

[0015] 状态存储器，用于保存前一帧图像的成像状态；

[0016] 特征计算器，计算超声图像特征值；

[0017] 状态比较器，获得前端环节输入的超声图像的特征值并与状态存储器中的当前值进行比较；以及，

[0018] 优化参数计算触发器，用于触发参数计算模块。

[0019] 进一步的，所述参数计算模块包括：

[0020] 像素统计器，将当前的超声图像进行统计得到像素信息；

[0021] 像素分类器，将像素信息进行分类；以及，

[0022] 图像分析器，利用分类的结果进行图像区域分析，将分析结果输出至增益补偿器和噪声抑制器。

[0023] 进一步的，所述探头连接波束合成模块，波束合成模块的输出端连接信号处理模块，信号处理模块的输出端连接自动优化模块，自动优化模块的输出端连接扫描变换模块，扫描变换模块的输出端连接图像处理模块，图像处理模块的输出端连接显示器。

[0024] 进一步的，所述探头连接波束合成模块，波束合成模块的输出端连接信号处理模块，信号处理模块的输出端连接扫描变换模块，扫描变换模块的输出端连接自动优化模块，自动优化模块的输出端连接图像处理模块，图像处理模块的输出端连接显示器。

[0025] 进一步的，所述增益补偿器计算增益补偿图像，以及噪声抑制器计算噪声抑制图像的计算方法如下：

$$[0026] \quad \text{GainComp1}(i, j) = \text{TValue} - \text{Mean1}(i, j), \text{NoiseSup1}(i, j) = \begin{cases} 1, & \text{RI}(i, j) \neq 1 \\ \text{SupressFactor}, & \text{RI}(i, j) = 1 \end{cases};$$

其中，GainComp1(i, j)为增益补偿图像，Tvalue为均匀组织补偿目标值，Mean1(i, j)为像素组织亮度图像；NoiseSup1(i, j)为噪声抑制图像，R1(i, j)为标记图像，SupressFactor为设定的抑制因子，i、j为像素点坐标；

[0027] 将上述得到的优化参数应用到后续的成像中，参数应用方法如下：

[0028] $\text{Opt1}(i, j) = \text{NoiseSup1}(i, j) * [1(i, j) + \text{GainComp1}(i, j)]$ ，其中，Opt1(i, j)为优化后图像，1(i, j)为优化前图像。

[0029] 所述自动优化的超声成像方法，其特征是，包括以下步骤：

[0030] (1) 探头接收的超声波超声回波信号A经过波束合成模块进行波束合成后形成信号线数据A1，信号处理模块对信号线数据A1进行信号处理后得到超声图像B；

[0031] (2) 超声图像B经自动优化模块处理得到优化后的超声图像B1，具体包括以下步骤：

[0032] a、首先超声成像系统将经过信号处理模块处理后的超声图像B输入到自动优化模

块,自动优化模块内的图像监控器实时分析当前帧超声图像与前一帧超声图像的差异,如果差异超过设定的阈值,自动运行参数计算模块进行成像参数的计算;

[0033] b、参数计算模块计算出用于后续成像的参数;

[0034] c、根据参数计算模块的输出结果,增益补偿器计算增益补偿图像,噪声抑制器计算噪声抑制图像;最终,自动优化模块输出经过自动优化的超声图像B1;

[0035] (3) 优化后的超声图像B1通过扫描变换模块和图像处理模块处理,最后传输到显示器上进行图像显示。

[0036] 进一步的,所述步骤(2) a中图像监控器的工作过程:状态存储器保存前一帧图像的成像状态,特征计算器计算超声图像特征值,状态比较器获得前端环节输入的超声图像的特征值并与状态存储器中的当前值进行比较,如果超出设定的阈值,则过优化参数计算触发器触发参数计算模块。

[0037] 进一步的,所述步骤(3) b中参数计算模块的工作过程:将当前的超声图像输入到像素统计器中进行统计,得到像素信息;将像素信息输入到像素分类器中进行分类;在进行分类后,图像分析器采用分类的结果进行图像区域分析。

[0038] 进一步的,所述图像分析器进行图像区域分析的方法为:在当前像素的一个邻域内进行分析,统计邻域内像素的分类情况,相邻像素的邻域是部分重叠的。

[0039] 进一步的,根据图像分析器的输出结果,在增益补偿器中计算增益补偿图像,在噪声抑制器计算噪声抑制图像;计算方法如下:

[0040] $GainComp1(i, j) = TValue - Mean1(i, j)$, $NoiseSup1(i, j) = \begin{cases} 1, RI(i, j) \neq 1 \\ SuppressFactor, RI(i, j) = 1 \end{cases}$;

其中,GainComp1(i, j)为增益补偿图像,Tvalue为均匀组织补偿目标值,Mean1(i, j)为像素组织亮度图像;NoiseSup1(i, j)为噪声抑制图像,R1(i, j)为标记图像,SuppressFactor为设定的抑制因子,i、j为像素点坐标;

[0041] 将上述得到的优化参数应用到后续的成像中,参数应用方法如下:

[0042] $Opt1(i, j) = NoiseSup1(i, j) * [l(i, j) + GainComp1(i, j)]$,其中,Opt1(i, j)为优化后图像,l(i, j)为优化前图像。

[0043] 本发明所述自动优化的超声成像系统及方法,其能够在成像过程中实时监测成像状态的变化,根据图像的变化自动计算成像参数,对图像像素进行分类,在此基础上计算增益补偿图像和噪声抑制图像,从而实现图像的自动优化。不需要医生经常按下优化功能按钮。在启动优化后,通过灰度值的统计量来划分为不同组织类别,细化补偿值计算,从而得到一个亮度均匀的超声图像。

附图说明

[0044] 图1为本发明所述自动优化的超声成像系统的示意图。

[0045] 图2为像素分类器采用的统计直方图。

[0046] 图3为所述自动优化模块的示意图。

[0047] 图4为所述图像监控器的示意图。

[0048] 图5为所述参数计算模块的示意图。

[0049] 图6为传统的图像分区方法示意图。

[0050] 图7为本发明图像分区方法示意图。

[0051] 图8为本发明所述自动优化的超声成像系统的另一种实施例示意图。

具体实施方式

[0052] 下面结合具体附图对本发明作进一步说明。

[0053] 如图1所示,在本发明实施例中,超声主机通过控制探头100进行超声波信号的发射接收,探头100接收的超声波超声回波信号A经过波束合成模块200进行波束合成后形成信号线数据A1,信号处理模块300对信号线数据A1进行滤波、包络检测、对数压缩等信号处理后得到超声图像B,超声图像B经过自动优化模块400处理后得到优化后的超声图像B1,优化后的超声图像B1通过扫描变换模块500和图像处理模块600处理,最后传输到显示器700上进行图像显示。

[0054] 如图3所示,本发明在传统超声成像系统中增加了自动优化模块,自动优化模块模块对实时超声图像进行监测,自动完成参数的调整并进行图像的自动优化,从而获得优质的诊断图像。自动优化模块400包括有:图像监控器401、参数计算模块402、增益补偿器403、噪声抑制器404等。首先超声成像系统将经过信号处理模块300处理后的超声图像B输入到自动优化模块400,自动优化模块400内的图像监控器401实时分析当前帧超声图像B与前帧超声图像B'的差异,如果差异超过设定的阈值,说明成像对象已经发生了改变,这种改变可能是检查部位的变化,也有可能是患者改变了,在这种情况下,不需要医生手动调整成像参数或者启动自动优化功能,超声成像系统自动运行参数计算模块402进行成像参数的计算。参数计算模块402计算出用于后续成像的参数,如增益补偿图像参数和噪声抑制图像参数,参数计算模块402将这些参数应用到未处理的超声图像B上,最终自动优化模块400输出经过自动优化的超声图像B1。

[0055] 当超声成像系统自动开启自动优化模块400功能后,图像监控器401对超声图像进行分析,从而确定优化参数。图像监控器401由状态存储器4011、特征计算器4012、状态比较器4013和优化参数计算触发器4014等组成,状态存储器4011保存前一帧图像的成像状态,这种成像状态可以是图像特征值,如平均亮度、信噪比、均匀组织占比等,也可以是超声图像数据;特征计算器4012计算输入的超声图像特征值,如平均亮度、信噪比、均匀组织占比等;状态比较器4013获得前端环节输入的超声图像的特征值并与状态存储器4011中的当前值进行比较,如果超出设定的阈值,则认为成像状态发生改变,通过优化参数计算触发器4014触发参数计算。

[0056] $TSignal = Compare(CurStatus, CurImageFV) > Threshold ? 1 : 0$,其中,TSignal为触发信号,CurStatus为当前帧图像的成像状态,CurImageFV为输入图像的特征向量.Compare为比较算法函数,可以是特征相似性计算如特征之间的欧拉距离,也可以是特征差异绝对值之和,这样的简易运算。如果状态比较器4013比较结果在设定阈值之内,则不触发参数计算模块402,否则触发参数计算模块402。

[0057] 当参数计算模块402被触发后,参数计算模块402进行新优化参数的计算,将当前的超声图像输入到像素统计器4021中进行统计,统计量可以是时间域的像素的亮度、周边梯度等信息,也可以是频率域的频谱信息;将像素信息输入到像素分类器4022中进行分类,将像素分为均匀组织像素、结构像素、噪声像素等三种类型,分类的方法可以用设定的统计

量阈值来分类,也可以按照统计直方图一定的比例值来进行。本发明的实施例以统计直方图的比例来分类,如对于腹部肝脏成像,大部分像素为肝组织像素,则设定直方图峰值给定范围内的像素为组织像素,区域外的像素为噪声像素或结构像素。如图2所示,亮度值统计直方图峰值为Summit,设定低于LowThr的像素为噪声,高于UpThr的像素为结构像素,在LowThr和UpThr之间的为均匀组织像素,其中均匀组织占有所有像素的比例的大部分,这个比例可以通过对大量图像数据的分析来离线确定。像素分类器4022可以设置如下:

$$[0058] \quad I(i, j) \in \begin{cases} \text{NoiseSet}, I(i, j) < \text{LowThr} \\ \text{TissueSet}, I(i, j) \in [\text{LowThr}, \text{UpThr}] \\ \text{StructureSet}, I(i, j) \geq \text{UpThr} \end{cases} \quad \text{其中, } l(i, j) \text{ 为当前帧图像像素, } i, j$$

为像素坐标点,NoiseSet, $l(i, j)$ 为噪声,TissueSet, $l(i, j)$ 为均匀组织像素,StructureSet, $l(i, j)$ 为结构像素。

[0059] 当然,上述仅仅是一个像素分类器的例子,在实现本发明时,可以包括多个分类器的综合分类。

[0060] 在进行图像像素级别的分类后,我们用分类的结果进行图像区域分析,图像的分区方法也可以有很多种,如传统的分区方法在扫描线深度上多行分为一个区域,或者在扫描方向上多条扫描先划分为一个区域,也可以是将图像划分为多个区块,如图6所示。

[0061] 本发明图像分析器4023采用一种像素级的区域分析方法,在当前像素的一个邻域内进行分析,统计邻域内像素的分类情况,如果邻域内像素中超过设定比例像素属于结构像素,则当前像素标记为3,否则如果邻域内像素中噪声像素占有比例超过设定值,则当前像素标记为1,否则标记为2;对于标记为2的情况该像素组织亮度值为邻域内组织像素的平均值,对于标记为1或3的情况,邻域组织亮度值为该像素周围像素组织亮度的均值。如图7,可见相邻像素的邻域是部分重叠的,因此计算的结果不会像传统分区方法带来突变和不连续的现象。

[0062] 根据图像分析器4023的输出结果,即用1,2,3标示的标记图像以及邻域组织均值图像,来计算增益补偿图像和噪声抑制图像。其计算方法如下:

$$[0063] \quad \text{GainCompl}(i, j) = \text{Tvalue} - \text{Mean}l(i, j), \text{NoiseSupl}(i, j) = \begin{cases} 1, RI(i, j) \neq 1 \\ \text{SupressFactor}, RI(i, j) = 1 \end{cases};$$

其中,GainCompl(i, j)为增益补偿图像,Tvalue为均匀组织补偿目标值,Meanl(i, j)为像素组织亮度图像;NoiseSupl(i, j)为噪声抑制图像,RI(i, j)为标记图像,SupressFactor为设定的抑制因子, i, j 为像素点坐标。

[0064] 在计算出优化参数后,将其应用到后续的成像中,直到优化参数被重新计算。参数应用方法如下:

[0065] $\text{Opt}l(i, j) = \text{NoiseSupl}(i, j) * [l(i, j) + \text{GainCompl}(i, j)]$,其中, $\text{Opt}l(i, j)$ 为优化后图像, $l(i, j)$ 为优化前图像。

[0066] 上述公式中 $l(i, j) + \text{GainCompl}(i, j)$ 在增益补偿器403中实现,NoiseSupl(i, j) * []部分在噪声抑制器404中实现。

[0067] 如图8所示,本发明也可以将自动优化模块400放在扫描变换模块500之后进行处理。

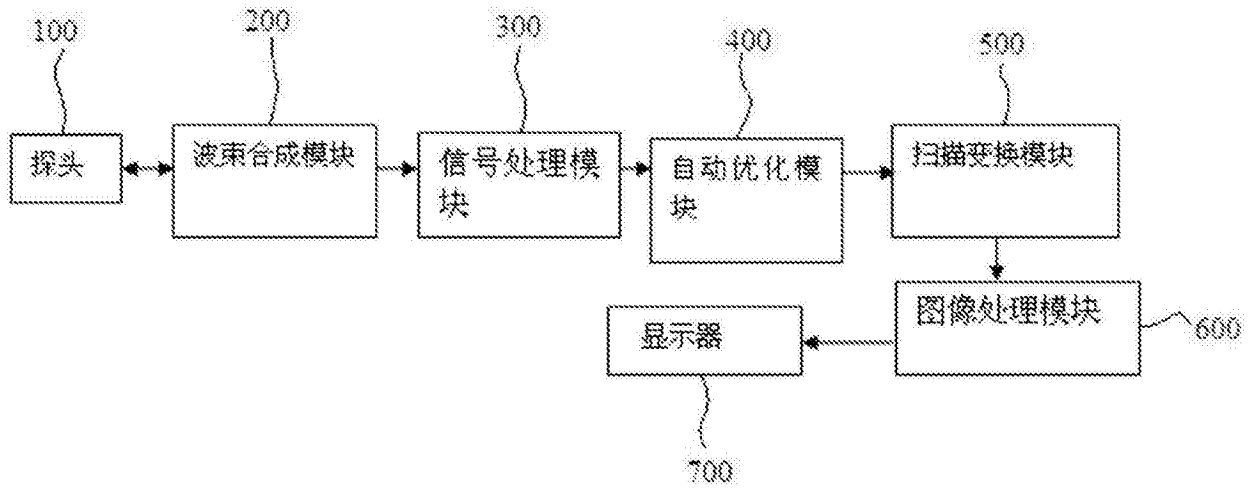


图1

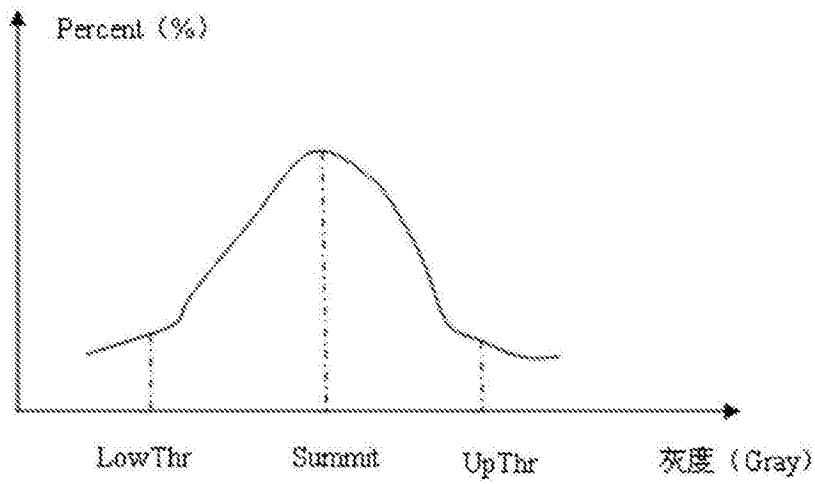


图2

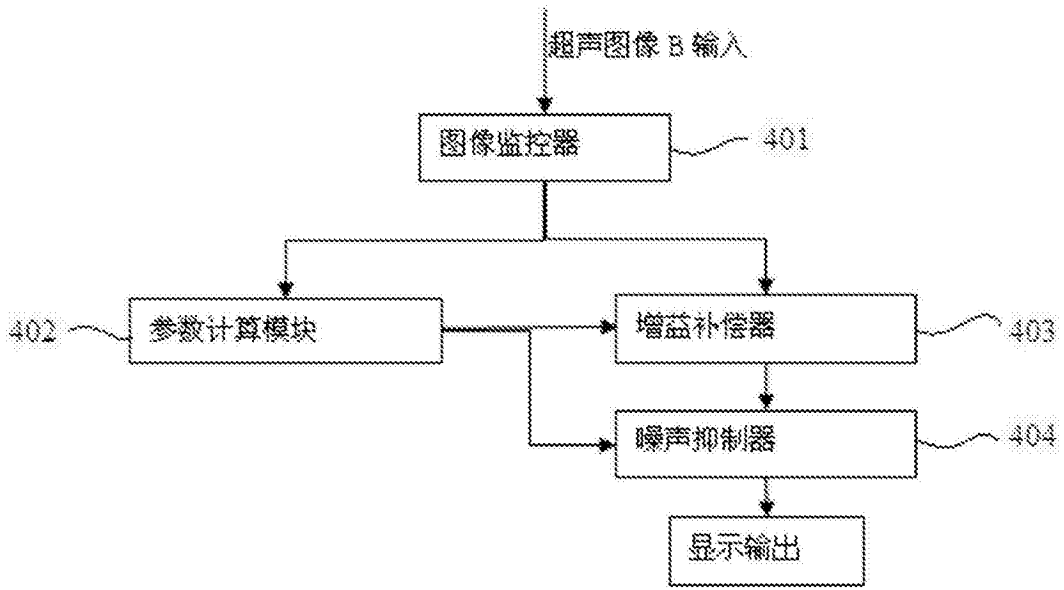


图3

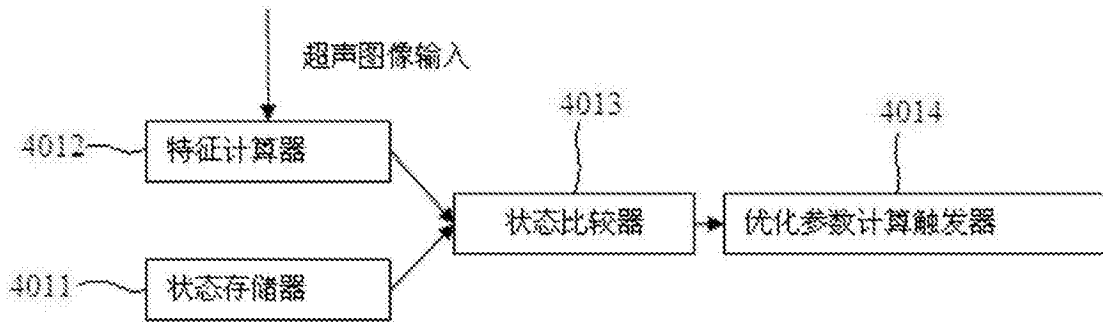


图4

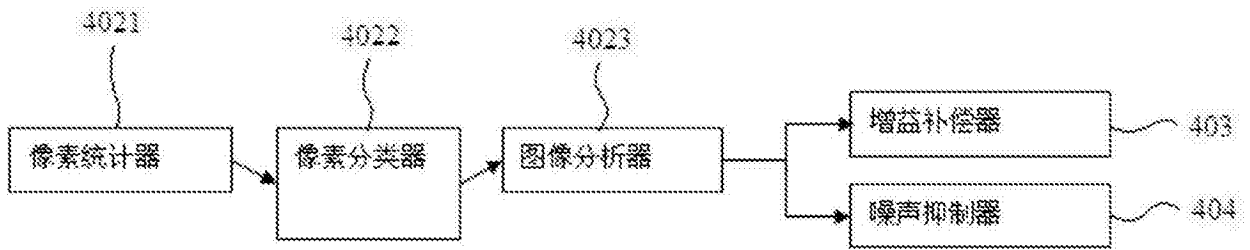


图5

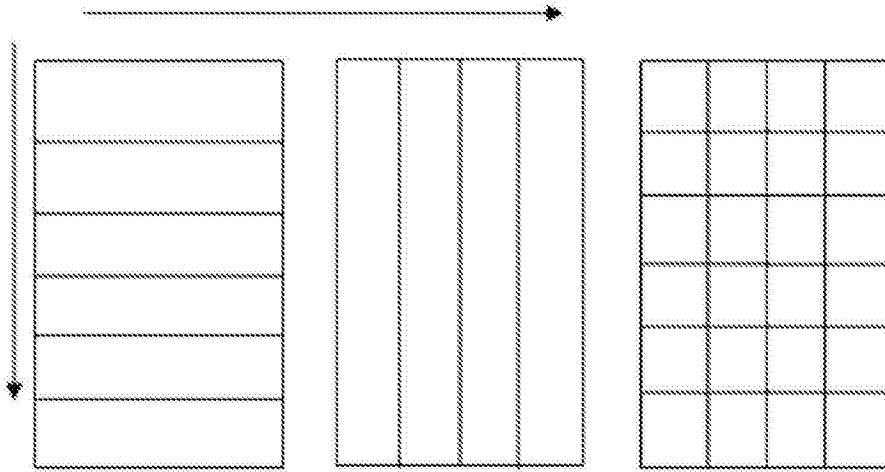


图6

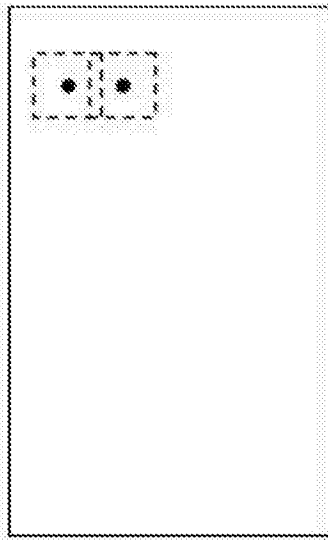


图7

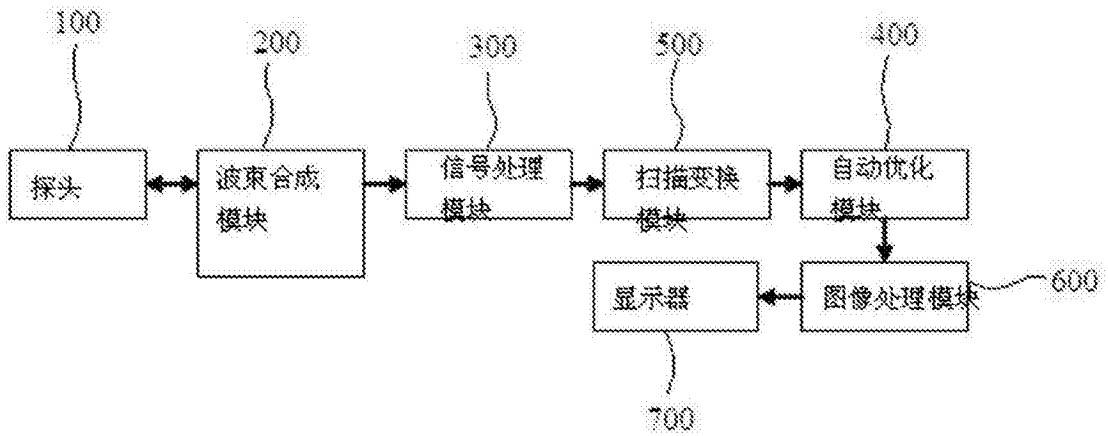


图8

专利名称(译)	自动优化的超声成像系统及方法		
公开(公告)号	CN106618632A	公开(公告)日	2017-05-10
申请号	CN201611154486.X	申请日	2016-12-14
[标]申请(专利权)人(译)	无锡祥生医学影像有限责任公司		
申请(专利权)人(译)	无锡祥生医学影像有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	无锡祥生医学影像有限责任公司		
[标]发明人	王勇 汤天一 莫若理		
发明人	王勇 汤天一 莫若理		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/52 A61B8/5269		
代理人(译)	刘海		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种自动优化的超声成像系统及方法，其特征是：包括：探头；将探头接收的超声波超声回波信号进波束合成形成信号线数据的波束合成模块；对信号线数据进行信号处理得到超声图像的信号处理模块；对超声图像进行优化处理的自动优化模块；扫描变换模块；图像处理模块；以及，显示器；所述自动优化模块包括：图像监控器，实时分析当前帧超声图像与前一帧超声图像的差异；参数计算模块，进行成像参数的计算得到后续成像的参数；增益补偿器，根据参数计算模块的输出结果，计算增益补偿图像；以及，噪声抑制器，根据参数计算模块的输出结果，计算噪声抑制图像。本发明能够在成像过程中实时监测成像状态的变化，实现图像的自动优化。

