



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101972152 B

(45) 授权公告日 2012. 04. 18

(21) 申请号 201010568067. 7

WO 2006/095287 A1, 2006. 09. 14, 全文.

(22) 申请日 2010. 12. 01

审查员 伍新中

(73) 专利权人 深圳市蓝韵实业有限公司

地址 518000 广东省深圳市福田区景田北路
81 号碧景园 E 栋 601

(72) 发明人 张羽

(74) 专利代理机构 深圳市百瑞专利商标事务所

(普通合伙) 44240

代理人 金辉

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

(56) 对比文件

CN 101219063 A, 2008. 07. 16, 全文.

US 2003/0187353 A1, 2003. 10. 02, 全文.

CN 101448460 A, 2009. 06. 03, 说明书第

【0046】-【0179】段、附图 1, 1A-1C, 3, 3A, 3B.

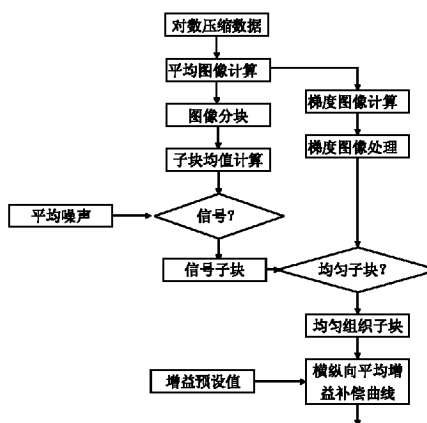
权利要求书 2 页 说明书 5 页 附图 1 页

(54) 发明名称

一种 B 型图像增益参数自动优化方法

(57) 摘要

本发明是一种 B 型图像增益参数自动优化方法, 使超声设备呈现出亮度均匀一致的图像, 方便医生的诊断。医生诊断过程中需根据需要来调整图像整体亮度、图像亮度均匀性等参数, 以达到一个最优显示来获取诊断信息。本发明通过在包络数据或者对数压缩数据后, 一路信号用于 B 型成像, 同时分出一路数据进行增益优化参数计算, 处理过程主要包括分块处理、梯度图计算、均匀组织子块判断、横纵向增益补偿曲线计算等主要环节, 在启动优化后, 将优化好的增益补偿曲线用于增益和均匀性的调整, 从而获得图像增益合适, 整场均匀的 B 型图像。



1. 一种 B 型图像增益参数自动优化方法,其特征在於:

A. 在 B 型成像的对数压缩环节后或包络提取环节后分出一路数据进行图像增益参数优化,图像增益参数优化包括以下步骤:

1) 对分出的一路信号图像进行分块,计算每个子块信号均值,并用平均噪声进行阈值的判断,如果均值大于平均噪声的预先设定的倍数,则为信号,否则为噪声;

2) 对分出的一路信号图像计算梯度,对每个点的梯度值进行判断,梯度值大于预先设定的阈值,判断为结构组织像素点,否则为非结构组织像素点;

3) 对于判断为信号的子块,计算子块内结构组织像素点所占的数目,如果超过预先设定的百分比阈值,则判断该子块为结构组织子块,否则为均匀性组织子块;

4) 根据均匀组织子块的信号均值计算增益补偿曲线,所述增益补偿曲线至少包含纵向和横向两个方向的其中一个方向的增益补偿曲线;

5) 在启动优化后,根据所述增益补偿曲线进行增益补偿,使图像达到均匀,同时根据事先预设的亮度目标值调整图像的平均增益;

B. 在启动优化后,将优化好的参数用于 B 型成像的增益调节环节,实现 B 型成像的图像增益自动优化成像。

2. 根据权利要求 1 所述一种 B 型图像增益参数自动优化方法,其特征在於:所述图像增益参数优化包括纵向优化和横向优化,所述纵向优化是深度方向增益优化,所述横向优化是扫描线之间的增益优化。

3. 根据权利要求 1 所述的一种 B 型图像增益参数自动优化方法,其特征在於:在进行图像分块和计算梯度前,对图像在时间域上进行帧相关计算,以提高算法的稳定性。

4. 根据权利要求 1 所述的一种 B 型图像增益参数自动优化方法,其特征在於:所述步骤 2) 中,在计算梯度图像前对图像进行横向和纵向的平滑,然后分别在横向和纵向进行降采样,对降采样后的小图像进行两个方向的梯度计算,得到两幅梯度图像 G_{imgX} , G_{imgY} ,按下式计算最终的梯度图:

$$G_{img} = \sqrt{G_{imgX}^2 + G_{imgY}^2}$$

再进行梯度图二值化,即对梯度图上的每一个点,与预先给定的阈值 G_{Thr} 进行对比,如果大于 G_{Thr} ,则为结构组织像素点,对应值置为 1,否则为非结构像素点,对应值置为 0。

5. 根据权利要求 4 所述 B 型图像增益参数自动优化方法,其特征在於:最终梯度图计算方法为两个方向梯度的绝对值之和:

$$G_{img} = |G_{imgX}| + |G_{imgY}|。$$

6. 根据权利要求 4 所述的 B 型图像增益参数自动优化方法,其特征在於:所述梯度图二值化,进一步做数学形态学处理,依次进行膨胀和腐蚀计算,使组织边界信息得到很好保留的同时消除弱边界及噪声产生的孤立的边界信息,得到组织结构图。

7. 根据权利要求 1 所述的 B 型图像增益参数自动优化方法,其特征在於:所述增益补偿曲线计算方法,依次包含下述步骤:

1) 统计同一深度或扫描区域均匀组织子块所占的百分比,如果百分比小于预先给定的阈值 $ValidThr$,则判断该深度行为无效行或列,否则为有效行或列,计算有效行或列的平均信号,并对无效行或列的信号值用相邻的有效行或列进行插值,

计算同一深度有效行均匀子块平均信号：

$$AMeanB(k) = \frac{\sum_j Mean(j, k) * TisMatrix(j, k)}{\sum_j TisMatrix(j, k)}, \text{当 } \frac{\sum_j TisMatrix(j, k)}{J} \geq ValidThr$$

对无效行均匀子块平均信号用相邻有效行插值算出，

用同样的方法计算出同一扫描区域有效列均匀子块的平均信号 LMeanB(j)，其中 $j \in [0, J)$ ， $k \in [0, K)$ ，并对无效列均匀子块平均信号用相邻有效列插值算出；

2) 在行或列的平均信号基础上，计算增益补偿曲线，纵向增益补偿曲线为：

$Ts - AMeanB(k)$ ，其中 Ts 为预设的目标增益，

横向增益补偿曲线为：

$MLMeanB - LMeanB(j)$ ，

其中 $MLMeanB$ 为同一深度均匀组织子块平均信号值：

$MLMeanB_i = \sum LMeanB_i(j)$ ，

3) 对纵向增益补偿曲线进行 Q 倍升采样，对横向增益曲线进行 P 倍升采样，得到最终优化好的横纵向增益补偿曲线。

一种 B 型图像增益参数自动优化方法

技术领域

[0001] 本发明提供一种超声图像增益优化方法,尤其涉及一种 B 型图像增益参数自动优化方法。

背景技术

[0002] 在医学超声 B 型成像中,由于声波能量随深度衰减、模拟及数字增益在深度上的设置等原因,导致图像在深度上亮度不均匀,另外由于孔径和探头指向性的差异,图像在扫描方向上的亮度也会出现不均匀,这些都会导致同一种组织由于所处成像平面位置不同表现出不同的回声强度,影响医生的诊断。一般在深度方向上医生可以通过控制面板上的拨钮对均匀性进行调整,而在扫描方向上目前的成像设备一般不具有调节的功能。对不同病人以及不同的诊断部位,拨钮需要调整到不同位置才能使深度上达到一个较好的均匀性。

[0003] B 型图像的均匀性一般通过所谓“一键优化”的技术来实现,即用户启动优化按键,系统通过对图像数据的分析,计算出随深度方向变化的增益曲线,然后用该曲线对图像进行补偿,使图像达到深度上的均匀,有的方法认为亮度在深度上是单调变化的,并用直线来拟合这种变化,作为增益补偿曲线;有的方法将图像均匀分割若干子块,计算子块的平均灰度,并以此为基础计算补偿曲线;有的方法根据各个子区域的平均灰度方差、噪声等进行子区域的分类,以此基础上计算不同深度下的增益补偿值,得到一条增益补偿曲线进行补偿;这些方法都能一定程度上调整深度方向上的灰度均匀性,改善成像质量。

[0004] 现有的方法有的过于简单,不能真实反映深度上的灰度差异,有的方法仅通过灰度统计值进行子区域的分类,结果不够准确;有的在启动优化时需要进行噪声的计算,增加了响应的时间;而且这些方法一般仅能够进行深度方向的增益补偿。

发明内容

[0005] 本发明是一种根据图像信号同时自动进行深度方向和扫描方向增益补偿的方法,使超声设备呈现出亮度均匀一致的图像,方便医生的诊断。医生诊断过程中需根据实际需要来调整图像整体亮度、图像亮度均匀性等参数,以达到一个最优显示来获取诊断信息。本发明通过对原始的包络数据或者对数压缩数据进行处理,实现对图像整体亮度、图像亮度均匀性的调整,在启动参数优化时,将优化后的参数用于成像处理。

[0006] 本发明为解决上述技术问题所采用的技术方案为:

[0007] 一种 B 型图像增益参数自动优化方法:

[0008] A. 在 B 型成像的对数压缩环节后分成两路信号,其中一路用于增益调节、动态范围变换等直至成像,另外一路进行图像增益参数优化;

[0009] B. 在启动优化后,将优化好的参数用于 B 型成像的增益调节环节,

[0010] 实现 B 型成像的图像增益自动优化成像。

[0011] 在对数压缩后分出一路信号或在 B 型成像的包络提取环节分出一路信号用于图像增益参数的优化。

[0012] 所述图像增益参数优化包括纵向优化和横向优化,所述纵向优化是深度方向增益优化,所述横向优化是扫描线之间的增益优化。

[0013] 分出的一路用于图像增益参数自动优化,包括以下步骤:

[0014] 1) 对分出的一路信号图像进行分块,计算每个子块信号均值,并用平均噪声进行阈值的判断,如果均值大于平均噪声的预先设定的倍数,则为信号,否则为噪声;

[0015] 2) 对分出的一路信号图像计算梯度,对每个点的梯度值进行判断,梯度值大于预先设定的阈值,判断为结构组织像素点,否则为非结构组织像素点;

[0016] 3) 对于判断为信号的子块,计算子块内结构组织像素点所占的数目,如果超过预先设定的百分比阈值,则判断该子块为结构组织子块,否则为均匀性组织子块;

[0017] 4) 根据均匀组织子块的信号均值计算横向和纵向的增益补偿曲线;

[0018] 5) 在启动优化后,根据横纵向增益补偿曲线进行横纵向增益补偿,使图像达到横纵向的均匀,同时根据事先预设的亮度目标值调整图像的平均增益。

[0019] 在进行图像分块和计算梯度前,对图像在时间域上进行帧相关计算,以提高算法的稳定性。

[0020] 所述步骤 2) 中,在计算梯度图像前对图像进行横向和纵向的平滑,然后分别在横向和纵向进行降采样,对降采样后的小图像进行两个方向的梯度计算,得到两幅梯度图像 $GImgX$, $GImgY$,按下式计算最终的梯度图:

$$[0021] \quad Gimg = \sqrt{GimgX^2 + GimgY^2}$$

[0022] 再进行梯度图二值化,即对梯度图上的每一个点,与预先给定的阈值 $GThr$ 进行对比,如果大于 $GThr$,则为结构组织像素点,对应值置为 1,否则为非结构像素点,对应值置为 0。

[0023] 最终梯度图计算方法为两个方向梯度的绝对值之和:

$$[0024] \quad Gimg = |GimgX| + |GimgY|。$$

[0025] 所述梯度图二值化,进一步做数学形态学处理,依次进行膨胀和腐蚀计算,使组织边界信息得到很好保留的同时消除弱边界及噪声等其他因素产生的孤立的边界信息,得到组织结构图。

[0026] 所述增益补偿曲线计算方法,依次包含下述步骤:

[0027] 1) 统计同一深度或扫描区域均匀组织子块所占的百分比,如果百分比小于预先给定的阈值 $ValidThr$,则判断该深度行为无效行或列,否则为有效行或列,计算有效行或列的平均信号,并对无效行或列的信号值用相邻的有效行或列进行插值,

[0028] 计算同一深度有效行均匀子块平均信号:

$$[0029] \quad AMeanB(k) = \frac{\sum_j Mean(j,k) * TisMatrix(j,k)}{\sum_j TisMatrix(j,k)}, \text{ 当 } \frac{\sum_j TisMatrix(j,k)}{J} \geq ValidThr$$

[0030] 对无效行均匀子块平均信号用相邻有效行插值算出,

[0031] 用同样的方法计算出同一扫描区域有效列均匀子块的平均信号 $LMeanB(j)$,其中 $j \in [0, J)$, $k \in [0, K)$,并对无效列均匀子块平均信号用相邻有效列插值算出;

[0032] 2) 在行或列的平均信号基础上,计算增益补偿曲线,纵向增益补偿曲线为:

- [0033] T_s -AMeanB(k), 其中 T_s 为预设的目标增益,
- [0034] 横向增益补偿曲线为:
- [0035] $MLMeanB-LMeanB(j)$,
- [0036] 其中 $MLMeanB$ 为同一深度均匀组织子块平均信号值:
- [0037] $MLMeanB_i = \sum LMeanB_i(j)$,
- [0038] 3) 对纵向增益补偿曲线进行 Q 倍升采样, 对横向增益曲线进行 P 倍升采样, 得到最终优化好的横纵向增益补偿曲线。
- [0039] 本发明提供一种实时响应并能够在深度方向和扫描方向同时进行补偿的增益优化方法, 使最后的图像能够整场均匀, 从而获得较优的 B 型成像。

附图说明

- [0040] 图 1 为本发明实施例 B 型参数优化系统的一种结构图;
- [0041] 图 2 为本发明实施例 B 型参数优化系统的另一种结构图;
- [0042] 图 3 为本发明实施例参数优化流程图;
- [0043] 图 4 为本发明实施例图像分块示意。

具体实施方式

- [0044] 下面根据附图和实施例对本发明作进一步详细说明:
- [0045] 一般的 B 型成像, 对 RF 进行滤波, 得到超声回波信号, 然后求取包络得到回波的幅度, 经过对数压缩、增益调节、动态范围变换以及灰阶映射、DSC 等环节将幅度信息显示出来供诊断。一种图像亮度均匀性自动优化方法是在对数压缩后分出一路信号进行参数优化, 将优化后的参数用于增益及均匀性调节等, 从而获得更好的成像。本领域的研究人员很容易想到也可以对原始的包络数据进行参数优化, 然后将优化后的参数用于增益及均匀性调节, 从而可以获得等效的结果。由于两种实现方式是等效的, 下面就只以第一种实现方式为例进行详细说明。
- [0046] 为了提高稳定性, 首先在对数压缩数据上计算时间平均图像, 一种简单实现方式为一阶递归平滑滤波, 即将第一帧图像保存在平均图像存储器中, 从第二帧开始与平均帧图像进行平均计算, 用计算结果更新平均图像存储器。在启动参数优化时对平均图像进行分块, 对每个子块统计均值, 并用平均噪声进行阈值的判断, 如果均值大于平均噪声的若干倍, 则为信号, 否则为噪声; 同时对平均图像计算梯度图像 (为了降低计算量, 也可以对降采样后的平均图像计算梯度图像), 对于梯度值大于某个阈值, 判断为结构组织, 对于判断为信号的子块, 计算子块内结构组织像素点所占的数目, 如果超过一个百分比阈值, 则判断该子块为结构组织子块, 否则为均匀性组织子块, 根据均匀组织的均值计算横向和纵向的增益补偿曲线, 根据横纵向增益补偿曲线进行横纵向增益补偿, 使图像达到横纵向的均匀, 同时根据事先预设的增益目标值调整图像的平均增益。
- [0047] 计算平均图像, 即将当前图像帧与上次计算出的平均图像进行平均计算, 得到新的平均图像, 将本次计算的结果更新平均图像存储器。第一帧图像直接存入平均图像存储器, 从第二帧开始进行平均图像计算, 假设当前图像为 $X_i(m, n)$, 上次平均图像为 $\bar{X}_{i-1}(m, n)$, 则本次平均图像按下式计算:

$$[0048] \quad \bar{X}_i(m, n) = 0.5 * [X_i(m, n) + \bar{X}_{i-1}(m, n)]$$

[0049] 对于第一帧平均图像, 有 :

$$[0050] \quad \bar{X}_0(m, n) = X_0(m, n)$$

[0051] 对平均图像进行分块, 并计算均值, 如对于 M 线, 每线 N 点的图像, 分成大小为 P*Q 的小块, 将原图共分割成 J*K 块, 这些子块可以互相重叠, 如子块 A1B1C1D1 与子块 A2B2C2D2 具有重叠区域 A2B1C2D1, 同样在纵向也有重叠, 重叠的大小取决于 P、Q、J、K 的值。

[0052] 对每一个子块计算平均信号值 Mean(j, k), 对每一个深度的子块进行是否为信号的判断, 判断的依据为该子块所在深度的平均噪声的若干倍, 如预先设置的平均噪声为 Noise(k), 倍数为 a, 则 Mean(j, k) > a*Noise(k) 时为信号子块, 否则为噪声子块。

[0053] 同时, 在平均图像的基础上计算梯度图像, 在计算梯度图像前对平均图像进行横向和纵向的平滑, 然后分别在横向和纵向进行 n 倍降采样, 对降采样后的小图像进行两个方向的梯度计算, 得到两幅梯度图像 GImgX, GImgY, 按下式计算最终的梯度图 :

$$[0054] \quad Gimg = \sqrt{GimgX^2 + GimgY^2}$$

[0055] 本领域的研究人员很容易想到梯度计算的算子也可以不局限于上述算子, 比如为了简化处理采用下述公式计算梯度 :

$$[0056] \quad Gimg = |GimgX| + |GimgY|$$

[0057] 梯度图二值化, 即对梯度图上的每一个点, 与预先给定的阈值 GThr 进行对比, 如果小于 GThr, 则将该点值置为 0, 否则置为 1 :

$$[0058] \quad Gimg(i, j) = \begin{cases} 0, & Gimg(i, j) < GThr \\ 1, & Gimg(i, j) \geq GThr \end{cases}$$

[0059] 为了进一步提高结构组织判定的稳定性, 可以进一步对二值化后的图像进行数学形态学处理, 依次进行膨胀和腐蚀计算, 使组织边界信息得到很好保留的同时消除弱边界及噪声等其他因素产生的孤立的边界信息, 得到组织结构图, 对梯度图进行 n 倍升采样。用同样的分块参数 P、Q、J、K 对梯度图像进行分块 ; 也可以不进行升采样, 而只需确定信号图像像素点和梯度图像像素点之间的空间对应关系, 来对信号子块进行是否为均匀组织子块的判断, 判断方法相同, 即统计信号子块内属于结构组织的点数或者点数百分比是否小于给定阈值, 如果小于给定阈值, 则为均匀性组织子块, 否则为结构性组织子块。

[0060] 对上面判断为信号子块, 分析其对应的梯度子块, 如果梯度子块中的判断为结构组织的点数百分比 (也可以用绝对的点数) 超过给定的阈值 StructThr, 则判断该信号子块为结构性子块, 否则为均匀组织子块, 即 :

$$[0061] \quad \frac{1}{P*Q} \sum Gimg_{jk}(i, j) > StructThr \text{ 时为结构性子块, 否则为均匀组织子块。}$$

[0062] 这样就得到一幅大小为 J*K 的均匀子块分布图 TisMatrix

[0063] 分别按下述方法计算横向和纵向增益曲线 :

[0064] 统计同一深度 (或扫描区域) 均匀子块所占的百分比, 如果百分比小于预先给定的阈值 ValidThr, 则判断该深度行为无效行, 否则为有效行, 计算平均信号 AMeanB(k)。即 :

[0065]

$$A\text{MeanB}(k) = \begin{cases} \frac{\sum_j \text{Mean}(j, k) * \text{TisMatrix}(j, k)}{\sum_j \text{TisMatrix}(j, k)}, & \text{当 } \frac{\sum_j \text{TisMatrix}(j, k)}{J} \geq \text{ValidThr} \\ 0, & \text{当 } \frac{\sum_j \text{TisMatrix}(j, k)}{J} < \text{ValidThr} \end{cases}$$

[0066] 对 0 值点用相邻的非 0 值点进行插值。

[0067] 用同样的方法计算出同一扫描区域的平均信号 $L\text{MeanB}(j)$, 其中 $j \in [0, J)$, $k \in [0, K)$ 。

[0068] 则纵向增益补偿曲线为：

[0069] $T_s - A\text{MeanB}(k)$, 其中 T_s 为预设的目标增益

[0070] 横向增益补偿曲线为：

[0071] $ML\text{MeanB} - L\text{MeanB}(j)$

[0072] 其中 $ML\text{MeanB}$ 为同一深度均匀组织子块平均信号的平均值：

[0073] $ML\text{MeanB}_i = \sum L\text{MeanB}_i(j)$

[0074] 对纵向增益补偿曲线进行 Q 倍升采样, 对横向增益曲线进行 P 倍升采样。得到最终优化好的横纵向增益补偿曲线。

[0075] 在启动优化成像时, 将优化好的横纵向增益补偿曲线用于增益调节和均匀性调节, 得到优化图像。

[0076] 本领域技术人员不脱离本发明的实质和精神, 可以有多种变形方案实现本发明, 以上所述仅为本发明较佳可行的实施例而已, 并非因此局限本发明的权利范围, 凡运用本发明说明书及附图内容所作的等效结构变化, 均包含于本发明的权利范围之内。

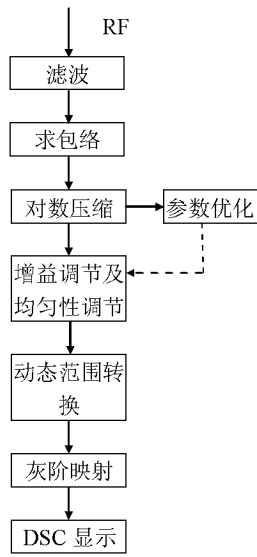


图 1

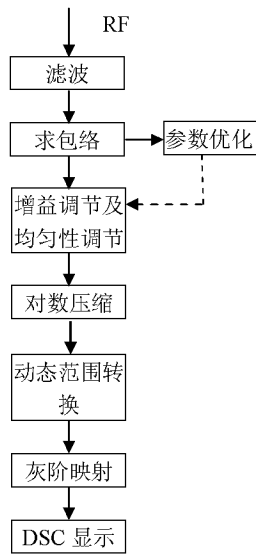


图 2

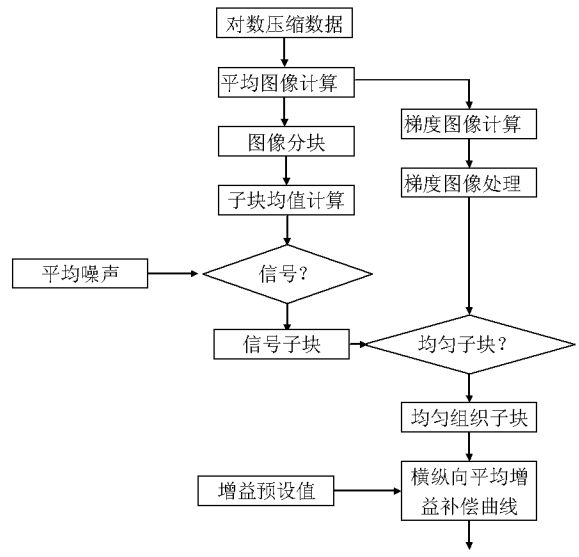


图 3

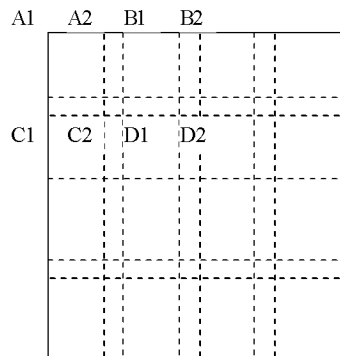


图 4

专利名称(译)	一种B型图像增益参数自动优化方法		
公开(公告)号	CN101972152B	公开(公告)日	2012-04-18
申请号	CN201010568067.7	申请日	2010-12-01
[标]申请(专利权)人(译)	深圳市蓝韵实业有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳市蓝韵实业有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳市蓝韵实业有限公司		
[标]发明人	张羽		
发明人	张羽		
IPC分类号	A61B8/00		
代理人(译)	金辉		
其他公开文献	CN101972152A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明是一种B型图像增益参数自动优化方法，使超声设备呈现出亮度均匀一致的图像，方便医生的诊断。医生诊断过程中需根据需要来调整图像整体亮度、图像亮度均匀性等参数，以达到一个最优显示来获取诊断信息。本发明通过在包络数据或者对数压缩数据后，一路信号用于B型成像，同时分出一路数据进行增益优化参数计算，处理过程主要包括分块处理、梯度图计算、均匀组织子块判断、横纵向增益补偿曲线计算等主要环节，在启动优化后，将优化好的增益补偿曲线用于增益和均匀性的调整，从而获得图像增益合适，整场均匀的B型图像。

