



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101190135 B

(45) 授权公告日 2012. 05. 02

(21) 申请号 200610163533. 7

[0034]-[0036] 段、附图 2, 4-6.

(22) 申请日 2006. 11. 29

审查员 陈响

(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区科技南十二路迈瑞大厦

(72) 发明人 蒋勇 胡勤军 董剑

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
72002

代理人 夏青

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

G06T 5/00 (2006. 01)

G06T 7/60 (2006. 01)

G01S 7/52 (2006. 01)

(56) 对比文件

US 2006/0030775 A1, 2006. 02. 09, 说明书第

权利要求书 2 页 说明书 6 页 附图 2 页

(54) 发明名称

在超声成像系统中用于优化超声图像的灰度值的方法

(57) 摘要

本发明涉及一种在超声成像系统中用于优化超声图像的灰度值的方法, 包括: 获得响应于预定时间增益补偿参数产生的超声图像; 从该超声图像中选择不同深度下代表均匀软组织的子区域; 分析这些代表均匀软组织的子区域的灰度沿深度的变化; 以及基于该分析的结果计算该超声图像的优化灰度值。通过本发明的实施, 超声成像系统将获得更好的图像均衡效果。



1. 一种在超声成像系统中用于优化超声图像的灰度值的方法,包括以下步骤:  
获得响应于预定时间增益补偿参数产生的超声图像;  
从该超声图像中选择不同深度下代表均匀软组织的子区域;  
分析这些代表均匀软组织的子区域的灰度沿深度的变化;以及  
基于该分析的结果计算该超声图像的优化灰度值;  
其中,所述选择步骤包括:  
将该超声图像分成若干行;  
设定每一行内的子区域的大小;以及  
在每一行内采用动态搜寻的方式确定每一行内代表均匀软组织的子区域。
2. 根据权利要求1的方法,其中,所述确定步骤包括:  
当以下三个条件满足时,判断子区域是代表均匀软组织的子区域:  
子区域的灰度均值大于相同行的噪声水平的预定倍;  
子区域的灰度方差小于一个设定的方差值;以及  
子区域的灰度均值小于整幅图像的灰度最大值的预定倍。
3. 根据权利要求2的方法,其中,所述确定步骤还包括:  
当子区域的灰度均值小于相同行的噪声水平的预定倍时,判断该子区域为噪声子区域;以及  
当子区域既非均匀软组织子区域,又非噪声子区域,则判断该子区域为结构子区域。
4. 根据权利要求2的方法,其中,所述噪声水平的预定倍数是根据该超声成像系统的探头和检查模式的不同而设定。
5. 根据权利要求2的方法,其中,所述噪声水平的预定倍数是1.1。
6. 根据权利要求2的方法,其中,所述整幅图像的灰度最大值的预定倍数是0.8。
7. 根据权利要求1的方法,还包括:  
根据该超声图像中的每一行内的灰度分布确定每一行所指示的内容是以均匀软组织、或组织边缘、或噪声为主,从而将以均匀软组织为主的行定义为有效行,将以组织边缘为主的行定义为结构行,将以噪声为主的行定义为噪声行。
8. 根据权利要求7的方法,所述计算步骤包括:  
计算每一行的灰度值;  
其中,对于有效行,该灰度值为所有代表均匀软组织的子区域的灰度均值;对于噪声行和结构行,灰度值是根据相邻有效行的灰度值进行插值而获得的;以及  
获得该超声图像的灰度变化曲线。
9. 根据权利要求8的方法,所述计算步骤还包括:  
计算灰度变化曲线与灰度均值的差值;  
利用所计算的差值,进行反动态范围变换和反对数变换;  
对所确定的噪声行的图像数据执行灰度抑制处理;以及  
获得该超声图像的数字时间增益补偿参数。
10. 根据权利要求1的方法,还包括:  
由该超声成像系统采集多帧噪声图像;  
将每一帧噪声图像分成若干行;

计算每一行的所有灰度数据的均值,以获得噪声水平曲线;  
将对应于每一帧噪声图像的噪声水平曲线求平均,得到最终的噪声水平曲线。

11. 根据权利要求 1 的方法,其中,该超声图像包括多帧图像,该方法还包括:  
将每一帧图像分成若干行;

确定每一行的类型,其中根据每一行内的灰度分布确定每一行所指示的内容是以均匀软组织、或组织边缘、或噪声为主,从而将以均匀软组织为主的行定义为有效行,将以组织边缘为主的行定义为结构行,将以噪声为主的行定义为噪声行;

计算每一行的灰度值;  
获得关于每一帧图像的灰度变化曲线;以及  
将所有的灰度变化曲线求平均,获得最终的灰度变化曲线。

12. 根据权利要求 1 的方法,其中,所述超声图像是三维图像,所述子区域是三维空间中的子块。

13. 根据权利要求 1 的方法,其中,所述超声图像是四维图像。

14. 一种在超声成像系统中用于优化超声图像的灰度值的设备,包括:  
获得响应于预定时间增益补偿参数产生的超声图像的装置;  
从该超声图像中选择不同深度下代表均匀软组织的子区域的装置;  
分析这些代表均匀软组织的子区域的灰度沿深度的变化的装置;以及  
基于该分析的结果计算该超声图像的优化灰度值的装置;

其中,所述从该超声图像中选择不同深度下代表均匀软组织的子区域的装置包括:将该超声图像分成若干行的装置;设定每一行内的子区域的大小的装置;以及在每一行内采用动态搜寻的方式确定每一行内代表均匀软组织的子区域的装置。

## 在超声成像系统中用于优化超声图像的灰度值的方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种在超声成像系统中用于优化超声图像的灰度值的方法。

### 背景技术

[0002] 通常在运用 B 型成像进行超声诊断时, 诊断人员需要调整 TGC( 时间增益补偿 )、Gain( 总增益 )、动态范围等, 使图像达到一个比较好的水平, 这些调整操作会导致完成诊断的时间加长。这一问题往往通过“B 型图像一键优化”技术来解决。B 型图像 ( 即黑白图像 ) 一键优化技术的目的就是简化 TGC、Gain、动态范围的调节, 用户只需要按一个键, 由超声系统自动分析出最合适的 TGC、Gain 及其他和成像相关的参数并使其生效, 图像因而达到比较好的水平, 可以有效加快诊断的效率和准确率。这种工作方式称为一键优化, 或者自动图像均衡。

[0003] 绝大多数一键优化 ( 或者图像均衡 ) 技术都是基于分析图像沿深度方向的灰度变化情况, 以此为基础计算合适的 TGC 曲线和 Gain, 例如美国专利 US 6743174B2 以及美国专利 US 5579768、US6120446 和 US 6102859。分析灰度变化的方法各不相同, 另外分析中都考虑了对噪声的抑制, 其中 US 6743174B2 还提供了一个动态范围自动优化的方法。

[0004] 专利 US 6743174B2 假定灰度沿深度是单调均匀变化的, 可以用一条直线来拟合, 很多时候这和实际情况不符, 另外它利用灰度均值和中值来调整动态范围的方式, 也不太容易达到一个好的效果 ;US 5579768 和 US 6102859 把 B 型图像沿探头径向和切向均匀地分成若干子区域, 在分析灰度变化时, 主要考虑了每一子区域的平均灰度, 可能导致灰度变化分析不够准确 ; 另外这种均匀地分隔子区域方式, 也不利于灰度变化分析。

### 发明内容

[0005] 本发明的目的是提供一种可以克服上述现有技术的缺陷并获得更好的图像均衡效果的超声成像系统和成像方法。

[0006] 本发明提供一种在超声成像系统中用于优化超声图像的灰度值的方法, 包括以下步骤 :

[0007] 获得响应于预定时间增益补偿参数产生的超声图像 ;

[0008] 从该超声图像中选择不同深度下代表均匀软组织的子区域 ;

[0009] 分析这些代表均匀软组织的子区域的灰度沿深度的变化 ; 以及

[0010] 基于该分析的结果计算该超声图像的优化灰度值。

[0011] 本发明还提供一种可优化超声图像的灰度值的超声成像系统, 包括 :

[0012] 获得响应于预定时间增益补偿参数产生的超声图像的装置 ; 从该超声图像中选择不同深度下代表均匀软组织的子区域的装置 ; 分析这些代表均匀软组织的子区域的灰度沿深度的变化的装置 ; 以及基于该分析的结果计算该超声图像的优化灰度值的装置。

### 附图说明

- [0013] 图 1 是本发明的超声成像系统的实施例的结构方框图；
- [0014] 图 2 是本发明的在超声成像系统中用于优化超声图像的灰度值的方法的实施例的流程图；
- [0015] 图 3 是在根据本发明的实施例中分析灰度变化的流程图；
- [0016] 图 4 是在根据本发明的实施例中子区域移动方法的示意图；和
- [0017] 图 5 是在根据本发明的实施例中图像均衡参数的计算流程示意图。

### 具体实施方式

[0018] 图 1 是本发明的可实现自动图像均衡的超声成像系统的实施例的结构方框图（其中由于发射部分和本发明无太大关系，因此未示出发射部分）。

[0019] 一个常规的 B 型成像流程为：探头发射出脉冲，参与接收的各阵元接收到回波，经过放大，A/D 转换，在波束合成器以不同的延时量相加得到射频数据。射频数据经过检包络和降采样，DTGC(Digital time gain compensation)，对数压缩，动态范围变化，数据进入电影回放存储器，以使用户可以回放数据，同时进入 DSC(数字扫描转换)，DSC 结果显示在屏幕上，即 B 型图像。上述过程中，DTGC 是指给输入的数据沿深度（即时间）给予不同的增益，目的是使显示在屏幕上的图像亮度比较均匀，一般说来是用户根据显示在屏幕上的图像，拨动键盘上的电位器（一般有六到八个，对应不同深度的增益补偿值）对图像不同的深度部分调亮或者变暗，或者旋转键盘上的 Gain 旋钮使图像整体变暗 / 亮，主控 CPU 读取这些电位器和 Gain 旋钮的状态，换算成对应 DTGC 参数值（一般会经过插值），并将该值写到 DTGC 模块，DTGC 模块用写入的 DTGC 参数值和解调后的结果相乘。

[0020] 以一个具体的系统为例，假定键盘上有八个电位器，八个电位器数值对应  $dtgc\_po[i]$ ,  $i = 0 \sim 7$ , Gain 旋钮对应数值  $gain$ , 检波降采样后的一条扫描线数据为  $x[k]$ ,  $k = 0 \sim 511$ , DTGC 模块的工作方式为：

[0021] 1) 主控 CPU 读入电位器的数值  $dtgc\_po[i]$ ,  $i = 0 \sim 7$ , 对这 8 个数进行线性插值，变成长度为 128 的  $DTGC1[i]$ ,  $i = 0 \sim 127$ 。

[0022] 2) 主控 CPU 读入 Gain 旋钮数值  $gain$ , 将  $DTGC1$  和 Gain 旋钮对应数值  $gain$  相加（或者相乘，不同系统略有区别），得到长度为 128 的  $PDM[i]$ ,  $i = 0 \sim 127$ , 并将 PDM 的值提供给 DTGC 模块。其中，PDM 是数字增益补偿参数 (Parameter for DTGC Module)。

[0023] DTGC 模块将输入的降采样结果  $x[k]$ ,  $k = 0 \sim 511$  和  $PDM[i]$ ,  $i = 0 \sim 127$  相乘，假定输出的数据为  $y[k]$ ,  $k = 0 \sim 511$ 。

[0024]  $y[k] = x[k] * PDM[i] \square C i = [k/\delta]$

[0025] 上式中  $\delta$  表示每  $\delta$  个输入点和同一个 PDM 相乘，一般的， $\delta$  可以取 4。

[0026] 如果键盘上的电位器或者 Gain 旋钮状态发生了变化，重复 1) ~ 2)

[0027] 本发明的超声成像系统就是自动寻找合适的 PDM，替换由键盘上的 TGC 电位器及 Gain 决定的 PDM。参见图 1，在非一键优化状态下，主控 CPU 根据键盘的电位器及 Gain 旋钮状态按上述方法计算 PDM 并送入硬件中的 DTGC 模块；在一键优化状态下，主控 CPU 从电影回放区读取数据，通过分析这些数据，得到合适的 PDM，送入硬件中的 DTGC 模块。

[0028] 图 2 为是本发明的在超声成像系统中用于优化超声图像的灰度值的方法的实施例的流程图。当用户启动本发明的方法时，其工作流程如下：

- [0029] 1. 关闭发射 : 主控 CPU 首先使发射停止
- [0030] 2. 设置默认参数 : 然后将 DTGC 模块和动态范围变化模块的参数设为默认, DTGC 模块的默认参数为使输入增益为 1 的数, 动态范围参数使输入数据由最小到最大线性映射到 0 ~ 255
- [0031] 3. 分析噪声水平 : 从电影回放区采集一帧或者多帧数据, 由于此时发射关闭, 无回波信号, 所以电影回放区内为噪声数据。对采集到的噪声数据进行分析, 得到对应图像不同深度的噪声水平。
- [0032] 4. 打开发射 : 主控 CPU 使发射开启
- [0033] 5. 采集数据 : 从电影回放区采集一帧或者多帧数据, 由于此时发射开启, 电影回放存储器内为被扫描物反射回波经过处理的数据。
- [0034] 6. 分析使图像自动均衡的 PDM : 主控 CPU 对采集得到的数据进行分析, 得到使显示图像整场亮度均匀, 且平均亮度符合用户要求的 PDM。
- [0035] 7. 送参数 PDM 到 DTGC 模块 : 将上一步分析得到的 PDM 写到 DTGC 模块, 这时显示器中显示的自然就是亮度优化后的图像。
- [0036] 本发明的方法实施例中的相关算法可分为三步 :
- [0037] 分析噪声水平
- [0038] 分析图像灰度变化曲线
- [0039] 分析得到 PDM
- [0040] 以下分别介绍这三步
- [0041] 一、噪声水平的分析
- [0042] 采集到一帧的噪声数据可以看成是一个二维数组  $NoiseImg[M][N]$ ,  $M$  为纵向的点数, 一般在 360 ~ 600 之间,  $N$  为一帧数据的接收线数目, 分析噪声水平按如下步骤进行 :
- [0043] (1) 将噪声图像平均分成  $Ver\_Num$  行, 每行的数据量为  $M/Ver\_Num*N$ ;  $Ver\_Num$  的值可以根据探头, 检查模式的不同设成不同的值。
- [0044] (2) 计算每一行所有数据的均值, 得到噪声水平曲线  $Noise[i]$ ,  $i = 0 \sim Ver\_Num-1$ , 代表图像显示区域由浅到深的噪声水平 ; 噪声水平曲线的计算公式为 :
- [0045]  $Noise[i] = Mean(NoiseImg[i*M/Ver\_Num:(i+1)*M/Ver\_Num-1][0:N-1])$
- [0046] (3) 如果采集了多帧噪声图像, 可以重复 1, 2, 然后将对应于每一帧噪声图像的噪声水平曲线  $Noise[i]$  平均, 得到最终的噪声水平曲线  $Noise[i]$ 。
- [0047] 二、分析灰度变化曲线
- [0048] 图 3 为分析灰度变化的基本流程。将从电影回放区读入的图像数据定义成一二维数组  $Image[M][N]$ ,  $M$  为纵向的点数, 一般在 360 ~ 600 之间,  $N$  为一帧数据的接收线数目, 分析过程为 :
- [0049] 1、将图像平均分成  $Ver\_Num$  行, 每行的数据量为  $M/Ver\_Num*N$ ;  $Ver\_Num$  的值可以根据探头, 检查模式的不同设成不同的值。注意, 图像划分的行数应该和噪声图像划分的行数相同。
- [0050] 2、确认每一行的类型。这一步为算法中的主要部分。我们认为主要有三种类型 : 一种是以均匀软组织为主, 称为有效行 ; 一种以组织边缘为主, 称为结构行 ; 一种以噪声为主, 称为噪声行。确认每一行类型的方法如下 :

[0051] a) 设定每一行内子区域的大小为  $H \times W$  ( $H$  为纵向点数,  $W$  为横向点数), 具体值可以根据探头和检查模式的不同而不同,  $H$  的值应该小于等于  $M/Ver\_Num$ , 为了方便叙述, 这里使  $H = M/Ver\_Num$ 。

[0052] b) 在一行内寻找代表软组织的子区域, 这些子区域的相互位置可以不均匀排列, 以第  $i$  行为例, 寻找方法为:

[0053] (i) 从行起始处开始寻找代表均匀软组织的子区域, 用  $SubImg[m][n]$  表示子区域的元素,  $m$  取值范围为  $[(i-1) \times M/Ver\_Num, i \times M/Ver\_Num - 1]$ ,  $n$  取值范围  $[startP, startP+W-1]$ , 对于行起始,  $startP = 0$ 。从三个方面确认是否软组织区域: 均值大于同行的噪声水平  $A$  倍 ( $A$  可以根据探头和检查模式的不同设为不同值, 一般可以取 1.1); 方差小于一个设定的方差值; 均值小于整幅图像灰度最大值  $B$  倍 ( $B$  可以取 0.8)。如果均值小于同行的噪声水平  $A$  倍, 该子区域判断为噪声子区域; 如果既非均匀软组织, 又非噪声子区域, 该子区域判断为结构子区域。

[0054] (ii) 如果该子区域被判断为均匀软组织或者噪声, 则  $startP = startP+W$  (相当于移动子区域), 重复步骤 (i), 判断下一个子区域; 如果该子区域判断为结构子区域, 则  $startP = startP + \delta W$ ,  $\delta W$  是一个小于  $W$  的数, 一般取  $W$  的  $1/3$  或者一半, 可以根据探头, 检查模式的不同设成不同的值, 重复步骤 (i), 判断该子区域的类型。这样的查找方式可以有效地避免结构区域对灰度计算的影响 (一般结构区域的平均灰度会明显比均匀组织区域亮, 引起对整行平均灰度水平的误判), 又能最大程度地利用所有代表均匀软组织的区域, 而均匀划分子区域的方式难以做到这一点。

[0055] 图 4 为在均匀组织区域和结构区域移动子区域方法的示意图。

[0056] (iii) 按照步骤 (ii) 所述方法, 将子区域由左向右移动到图像最右端, 设定两个计数器, 分别记录均匀软组织子区域的数目和噪声子区域的数目。需要说明的是, 也可以缩小子区域的面积, 让子区域在行内基于二维最寻找均匀组织子区域, 可以达到更好的效果。

[0057] (iv) 如果一行内均匀组织子区域的数目大于设定阈值  $T\_Tis$ , 该行为有效行 (以均匀软组织为主), 将用于图像的灰度分析; 如果噪声子区域的数目大于设定阈值  $T\_Noise$ , 该行为噪声行; 如果前两个条件都不成立, 该行为结构行。  $T\_Tis$  和  $T\_Noise$  可以根据探头和检查模式的不同设为不同值。

[0058] c) 对整幅图像分成的  $Ver\_Num$  行都重复 b), 得到每一行的类型。

[0059] 2. 计算每一行的灰度值  $Amp[i]$ ,  $i = 0 \sim Ver\_Num - 1$ 。对于有效行, 灰度值为所有代表均匀软组织的子区域的灰度均值, 对于其它行 (噪声行, 结构区域行), 灰阶值根据相邻有效行的值进行插值。如果无效行并未处于两有效行之间, 取最邻近的有效行的灰阶值。

[0060] 3. 如果存在多帧图像数据可供分析, 对其余帧的数据重复 1 到 3, 每一帧都得到相应的灰度变化曲线, 将所有的灰度变化曲线求平均, 为最终的灰度变化曲线  $Amp(i)$ ,  $i = 0 \sim Ver\_Num - 1$ 。

[0061] 三、计算图像均衡参数 PDM

[0062] 图像均衡除了使全场组织的亮度基本相同, 也要使亮度和理想的平均灰度值为  $MeanGray$  ( $MeanGray$  可以设在系统预置中) 接近, 在一般情况下, 用户通过调节  $Gain$  旋钮达到这种效果。因此在计算 PDM 时, 除了考虑图像的均衡, 也要考虑整体亮度和  $MeanGray$  接近。

[0063] 图 5 为根据灰度变化曲线分析 PDM 的流程示意图,计算按如下步骤进行:

[0064] 1、首先计算灰度变化曲线 Amp 和平均灰度 MeanGray 的差值 deltaGray,计算公式为:

$$[0065] \quad \text{deltaGray}(i) = \text{MeanGray} - \text{Amp}(i) \quad i = 0 \sim \text{Ver\_Num} \quad (1)$$

[0066] 很明显,将 Amp(i) 和 deltaGray(i) 相加结果是 MeanGray。设置 PDM 的目的是使检波后的数据与 PDM 相乘后,在经过对数压缩及动态范围变化后,产生大小为 deltaGray(i) 的灰度差。

[0067] 2、采集得到的电影回放数据是经过对数压缩和动态范围变换的结果,而 DTGC 模块作用在对数压缩之前。利用 deltaGray,进行反动态范围变换及反对数变换,很容易得到一组 PDM1(i),  $i = 0 \sim \text{Ver\_Num}-1$ ,将解调的数据和与其深度相对应的 PDM1(i) 相乘后,进行对数压缩及动态范围变换,得到的结果必须使整个图像代表软组织的部分灰度在 MeanGray 附近。

[0068] 3、考虑在计算灰度变化曲线时确定的噪声行,对这些行的数据应该考虑做出抑制,如果第 j 行为噪声行,和该行最近的有效行为第 i 行,则:

$$[0069] \quad \text{PDM1}(j) = \text{PDM1}(i) / (1 + \text{Sup\_K} * \text{abs}(i-j)) \quad (2)$$

[0070] Sup\_K 为一个大于 0 的数,命名为灰度抑制系数,具体数值可以根据探头和检查模式的不同设为不同值。

[0071] 如果和某一灰度抑制无效行最近的有效行有两个,公式(2)中的 DTGC(i) 可以换成两个有效行的 DTGC 对应的均值。

[0072] 前 3 步得到的 DTGC 数据长度为 Ver\_Num,一般情况下 DTGC 模块需要的参数长度不会等于 Ver\_Num,可以将 PDM1 进行线性插值,变成 DTGC 模块需要的长度。插值后的结果即 PDM 参数。

[0073] 在本发明的上述实施例中提出一种灰度曲线分析方式,其中采用了一种动态寻找均匀组织子区域的方法,并且在判断子区域类型时考虑和噪声水平的差异、方差、和最大亮度的差异;另外按图像划分成多行,判别每行为三类中哪一类:以均匀组织为主,以结构区域为主,以噪声为主。即,基于动态寻找均匀组织子区域,以此为基础判别子区域所在行的类型,并在此基础上分别灰度变化曲线。这样的方式更有利于灰度变化曲线的分析。本发明的实施例还提出了根据灰度变化曲线分析 DTGC 模块使用参数 PDM 的方法。

[0074] 与现有技术的方法相比,本发明采用了动态寻找代表软组织子区域的方法;并且在确认子区域类型时不仅考虑平均灰度值,还考虑与噪声水平和最大灰度的关系,以及灰度的方差;采用这样方式可以有效地避免结构子区域、噪声子区域对灰度变化曲线分析的影响,从而更准确地得到合适的 PDM 值,使图像均衡效果更好。

[0075] 本发明的实施例提出了一种基于合理地分析图像灰度变化来计算时间增益补偿(TGC)参数 PDM 的方法。该方法使用动态划分图像子区域的方式,利用图像的亮度,方差特性,选出不同深度下代表均匀软组织的子区域,(这些子区域在横向位置的间隔可能并不均匀),分析这些代表均匀软组织子区域灰度沿深度的变化,并以此为基础计算使图像整场达到均衡的 TGC 参数;同时找出主要属于噪声的区域,在计算 TGC 时对这些区域考虑加以抑制。

[0076] 本发明的实施例采用了一种动态寻找均匀组织子区域的方法,并且在判断子区域

类型时考虑和噪声水平的差异,方差,和最大亮度的差异;另外按图像划分成多行,判别每行为三类中哪一类:以均匀组织为主,以结构区域为主,以噪声为主;在分析灰度变化曲线时,只考虑均匀组织行,并对噪声行加以抑制。这样的方法相对于以往发明,可以更准确地分析同灰度变化曲线,因而得到更好的图像均衡结果。

[0077] 在本发明的上述实施例的说明中,在一行内搜寻代表均匀软组织的子区域是基于一维搜索,类似的概念可以扩展到二维,实现更准确地搜索。另外,类似的概念可以扩展到三维或者四维超声成像中,动态寻找属于均匀组织的块,用以判断空间不同位置的灰度分布,以此为基础实现三维图像的图像均衡。

[0078] 另外,本发明的超声成像系统的上述实施例主要依靠主控 CPU 来实现,但是也可以用单独的数字信号处理器 (DSP) 或者数字式硬件逻辑电路实现。

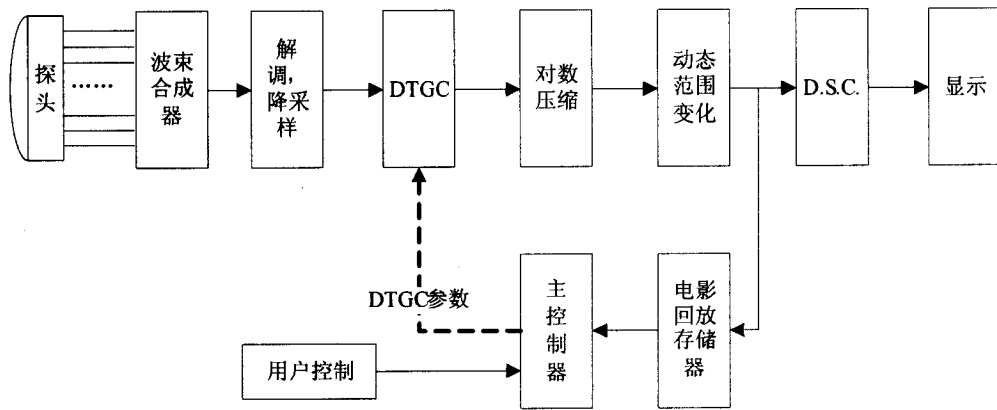


图 1

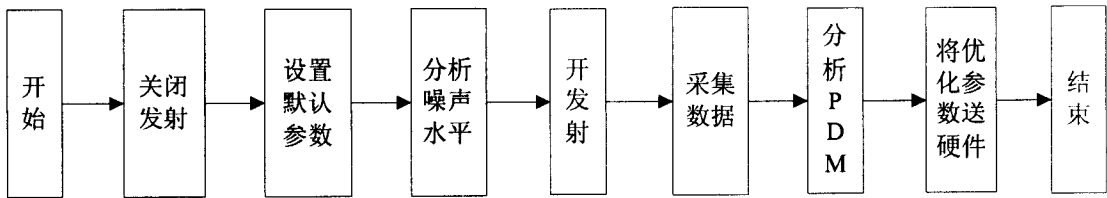


图 2

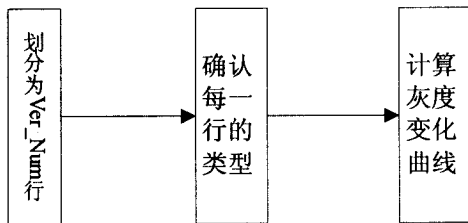


图 3

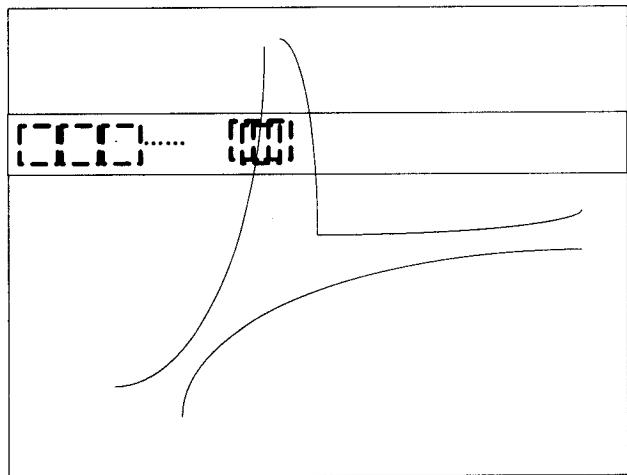


图 4

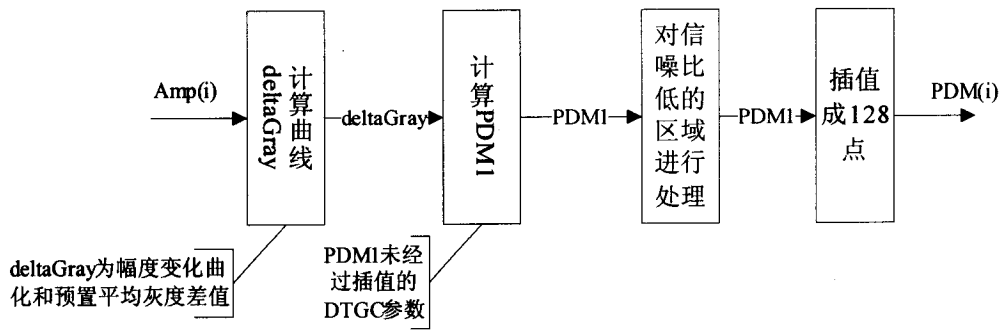


图 5

专利名称(译)	在超声成像系统中用于优化超声图像的灰度值的方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN101190135B</a>	公开(公告)日	2012-05-02
申请号	CN200610163533.7	申请日	2006-11-29
[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	蒋勇 胡勤军 董剑		
发明人	蒋勇 胡勤军 董剑		
IPC分类号	A61B8/00 G06T5/00 G06T7/60 G01S7/52		
CPC分类号	G06T2207/10136 G06T5/009 G06T5/40		
代理人(译)	夏青		
审查员(译)	陈响		
其他公开文献	CN101190135A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明涉及一种在超声成像系统中用于优化超声图像的灰度值的方法，包括：获得响应于预定时间增益补偿参数产生的超声图像；从该超声图像中选择不同深度下代表均匀软组织的子区域；分析这些代表均匀软组织的子区域的灰度沿深度的变化；以及基于该分析的结果计算该超声图像的优化灰度值。通过本发明的实施，超声成像系统将获得更好的图像均衡效果。

