



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106691505 A

(43)申请公布日 2017.05.24

(21)申请号 201611231457.9

(22)申请日 2016.12.27

(71)申请人 深圳先进技术研究院

地址 518055 广东省深圳市南山区西丽大学城学苑大道1068号

(72)发明人 邱维宝 刘荣 夏静静 郑海荣

(74)专利代理机构 深圳中一专利商标事务所
44237

代理人 彭海民

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006.01)

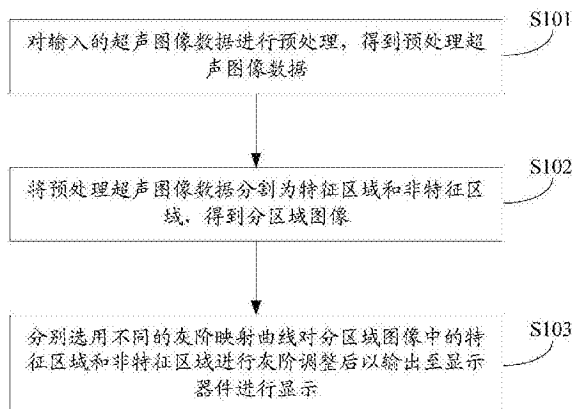
权利要求书2页 说明书10页 附图5页

(54)发明名称

一种处理超声影像均匀性和对比度的方法和装置

(57)摘要

本发明属于医学成像领域,提供了一种处理超声影像均匀性和对比度的方法和装置,以提高超声影像的成像质量,满足医疗成像的要求。所述方法包括:对输入的超声图像数据进行预处理,得到预处理超声图像数据;将所述预处理超声图像数据分割为特征区域和非特征区域,得到分区域图像;分别选用不同的灰阶映射曲线对所述分区域图像中的特征区域和非特征区域进行灰阶调整后以输出至显示器件进行显示。与现有技术相比,本发明提供的技术方案可以更有效地分割图像并提升特征信息的对比度,同时由于灰度映射曲线组的对称性,能够完美融合特征区域的对比度与非特征区域的均匀性,对图像分割的依赖程度较小的前提下,同样获得较好的图像效果。



1. 一种处理超声影像均匀性和对比度的方法,其特征在于,所述方法包括:
对输入的超声图像数据进行预处理,得到预处理超声图像数据;
将所述预处理超声图像数据分割为特征区域和非特征区域,得到分区域图像;
分别选用不同的灰阶映射曲线对所述分区域图像中的特征区域和非特征区域进行灰阶调整后以输出至显示器件进行显示。

2. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,所述将所述预处理超声图像数据分割为特征区域和非特征区域,得到分区域图像,包括:

采取梯度分割提取所述预处理超声图像数据中变化较大的强边界以得到梯度分割的图像分割结果;

采取方差分割提取所述预处理超声图像数据中变化不明显的弱边界以得到方差分割的图像分割结果;

融合所述梯度分割和方差分割的图像分割结果后对融合结果进行区域调整,以得到最终的分区域图像。

3. 如权利要求2所述的方法,其特征在于,所述采取梯度分割提取所述预处理超声图像数据中变化较大的强边界以得到梯度分割的图像分割结果,包括:获取所述预处理超声图像数据每个像素的梯度幅值及其梯度幅值直方图,统计所述梯度幅值直方图中梯度幅值大于0的总像素数目Num,将所述预处理超声图像数据的像素中梯度幅值大于Grad_th的像素确定为所述特征区域的像素,所述Grad_th为 G_1 的倍数,所述 G_1 是使所述预处理超声图像数据中对应梯度大于 G_1 的数目等于Num的一半的一个像素的梯度幅值;

所述采取方差分割提取所述预处理超声图像数据中变化不明显的弱边界以得到方差分割的图像分割结果,包括:利用第一窗函数遍历第一窗口内的像素点以获取方差Var,利用第二窗函数遍历所述预处理超声图像数据以求取遍历过程中的方差Var的均值Var_mean和标准方差Var_std,将方差Var大于第一预设值和第二预设值的像素确定为所述特征区域的像素,所述第二预设值与所述均值Var_mean和标准方差Var_std相关。

4. 如权利要求2所述的方法,其特征在于,所述融合所述梯度分割和方差分割的图像分割结果后对融合结果进行区域调整,以得到最终的分区域图像,包括:

对所述梯度分割和方差分割的图像分割结果进行取“或”操作得到所述融合结果;

将所述融合结果进行区域连通去除小结构、断痕连接和去除边界毛刺操作,以得到所述最终的分区域图像。

5. 如权利要求1至4任意一项所述的方法,其特征在于,所述分别选用不同的灰阶映射曲线对所述分区域图像中的特征区域和非特征区域进行灰阶调整后以输出至显示器件进行显示,包括:

选用灰阶映射曲线组合中的S型曲线对所述特征区域中的像素进行查表映射;以及

选用灰阶映射曲线组合中的反S型曲线对所述非特征区域中的像素进行查表映射。

6. 一种处理超声影像均匀性和对比度的装置,其特征在于,所述装置包括:

预处理模块,用于对输入的超声图像数据进行预处理,得到预处理超声图像数据;

分割模块,用于将所述预处理超声图像数据分割为特征区域和非特征区域,得到分区域图像;

灰阶调整模块,用于分别选用不同的灰阶映射曲线对所述分区域图像中的特征区域和

非特征区域进行灰阶调整后以输出至显示器件进行显示。

7. 如权利要求6所述的装置,其特征在於,所述分割模块包括:

梯度分割单元,用于采取梯度分割提取所述预处理超声图像数据中变化较大的强边界以得到梯度分割的图像分割结果;

方差分割单元,用于采取方差分割提取所述预处理超声图像数据中变化不明显的弱边界以得到方差分割的图像分割结果;

区域调整单元,用于融合所述梯度分割和方差分割的图像分割结果后对融合结果进行区域调整,以得到最终的分区域图像。

8. 如权利要求7所述的装置,其特征在於,所述梯度分割单元包括第一获取单元、统计单元和第一确定单元,所述方差分割单元包括第二获取单元、求取单元和第二确定单元;

所述第一获取单元,用于获取所述预处理超声图像数据每个像素的梯度幅值及其梯度幅值直方图;

所述统计单元,用于统计所述梯度幅值直方图中梯度幅值大于0的总像素数目Num;

所述第一确定单元,用于将所述预处理超声图像数据的像素中梯度幅值大于Grad_th的像素确定为所述特征区域的像素,所述Grad_th为 G_1 的倍数,所述 G_1 是使所述预处理超声图像数据中对应梯度大于 G_1 的数目等于Num的一半的一个像素的梯度幅值;

所述第二获取单元,用于利用第一窗函数遍历第一窗口内的像素点以获取方差Var;

所述求取单元,用于利用第二窗函数遍历所述预处理超声图像数据以求取遍历过程中的方差Var的均值Var_mean和标准方差Var_std;

所述第二确定单元,用于将方差Var大于第一预设值和第二预设值的像素确定为所述特征区域的像素,所述第二预设值与所述均值Var_mean和标准方差Var_std相关。

9. 如权利要求7所述的装置,其特征在於,所述区域调整单元包括:

融合单元,用于对所述梯度分割和方差分割的图像分割结果进行取“或”操作得到所述融合结果;

后处理单元,用于将所述融合结果进行区域连通去除小结构、断痕连接和去除边界毛刺操作,以得到所述最终的分区域图像。

10. 如权利要求6至9任意一项所述的装置,其特征在於,所述灰阶调整模块,包括:

第一映射单元,用于选用灰阶映射曲线组合中的S型曲线对所述特征区域中的像素进行查表映射;

第二映射单元,用于选用灰阶映射曲线组合中的反S型曲线对所述非特征区域中的像素进行查表映射。

一种处理超声影像均匀性和对比度的方法和装置

技术领域

[0001] 本发明属于医学成像领域,尤其涉及一种处理超声影像均匀性和对比度的方法和装置。

背景技术

[0002] 由于特定的成像原理,超声成像(Ultrasound)输出的影像受到不同程度噪声的干扰,造成影像整体不均匀且对比度不高。超声影像中的不均匀区域将会掩盖超声影像中的一些有用信息,容易对医生的诊断造成干扰,因此,提高超声影像的均匀性是保证超声影像质量的重要内容之一,而超声影像的低对比度容易造成超声影像整体灰度单一,无法突出医生所关注的细节(例如病变区域、组织边界等),因此,提高超声影像的对比度也是保证超声影像质量的一项重要内容。

[0003] 现有的超声影像的成像过程包括:探头向目标发射聚焦于同一深度的超声波,经过一定延时后,接收波束合成器接收从目标发射回来的超声波,并将该模拟信号通过延时聚焦、加权求和转换为一线或多线数字扫描信号,所有的数字扫描信号经过数字处理器、压缩器(例如对数压缩曲线)后,输入至数字扫描变换器(Scan Converter)完成坐标转换得到匹配于显示器的视频数据(被称为原始图像像素灰度值),这些匹配于显示器的视频数据经过一对一的灰阶映射后送往显示器进行显示。

[0004] 由于现有的超声影像的成像过程中,其灰阶映射是采用一对一的单映射曲线,因此导致特征区域对比度不够高、组织区域均匀性不够均匀等缺陷,既降低了超声影像质量,又不能满足于医疗领域对超声影像的特征区域对比度高、组织区域均匀性好的需求。

发明内容

[0005] 本发明的目的在于提供一种处理超声影像均匀性和对比度的方法和装置,以提高超声影像的成像质量,满足医疗成像的要求。

[0006] 本发明第一方面提供一种处理超声影像均匀性和对比度的方法,所述方法包括:

[0007] 对输入的超声图像数据进行预处理,得到预处理超声图像数据;

[0008] 将所述预处理超声图像数据分割为特征区域和非特征区域,得到分区域图像;

[0009] 分别选用不同的灰阶映射曲线对所述分区域图像中的特征区域和非特征区域进行灰阶调整后以输出至显示器件进行显示。

[0010] 本发明第二方面提供一种处理超声影像均匀性和对比度的装置,所述装置包括:

[0011] 预处理模块,用于对输入的超声图像数据进行预处理,得到预处理超声图像数据;

[0012] 分割模块,用于将所述预处理超声图像数据分割为特征区域和非特征区域,得到分区域图像;

[0013] 灰阶调整模块,用于分别选用不同的灰阶映射曲线对所述分区域图像中的特征区域和非特征区域进行灰阶调整后以输出至显示器件进行显示。

[0014] 从上述本发明技术方案可知,由于将预处理超声图像数据进行了特征区域和非特

征区域的分割,并分别选用不同的灰阶映射曲线对特征区域和非特征区域进行灰阶调整,因此,与现有技术相比,本发明提供的技术方案可以更有效地分割图像并提升特征信息的对比度,同时由于灰度映射曲线组的对称性,能够完美融合特征区域的对比度与非特征区域的均匀性,对图像分割的依赖程度较小的前提下,同样获得较好的图像效果。

附图说明

- [0015] 图1是本发明实施例一提供的处理超声影像均匀性和对比度的方法的实现流程示意图;
- [0016] 图2是本发明实施例二提供的断痕连接示意图;
- [0017] 图3是本发明实施例三提供的灰阶映射曲线组合示意图;
- [0018] 图4是本发明实施例四提供的处理超声影像均匀性和对比度的装置的结构示意图;
- [0019] 图5是本发明实施例五提供的处理超声影像均匀性和对比度的装置的结构示意图;
- [0020] 图6是本发明实施例六提供的处理超声影像均匀性和对比度的装置的结构示意图;
- [0021] 图7是本发明实施例七提供的处理超声影像均匀性和对比度的装置的结构示意图;
- [0022] 图8-a是本发明实施例八提供的处理超声影像均匀性和对比度的装置的结构示意图;
- [0023] 图8-b是本发明实施例九提供的处理超声影像均匀性和对比度的装置的结构示意图;
- [0024] 图8-c是本发明实施例十提供的处理超声影像均匀性和对比度的装置的结构示意图;
- [0025] 图8-d是本发明实施例十一提供的处理超声影像均匀性和对比度的装置的结构示意图。

具体实施方式

[0026] 为了使本发明的目的、技术方案及有益效果更加清楚明白,以下结合附图及实施例,对本发明进行进一步详细说明。应当理解,此处所描述的具体实施例仅仅用以解释本发明,并不用于限定本发明。

[0027] 本发明实施例提供一种处理超声影像均匀性和对比度的方法,所述方法包括:对输入的超声图像数据进行预处理,得到预处理超声图像数据;将所述预处理超声图像数据分割为特征区域和非特征区域,得到分区域图像;分别选用不同的灰阶映射曲线对所述分区域图像中的特征区域和非特征区域进行灰阶调整后以输出至显示器件进行显示。本发明实施例还提供相应的处理超声影像均匀性和对比度的装置。以下分别进行详细说明。

[0028] 请参阅附图1,是本发明实施例一提供的处理超声影像均匀性和对比度的方法的实现流程示意图,主要包括以下步骤S101至步骤S103,详细说明如下:

[0029] S101,对输入的超声图像数据进行预处理,得到预处理超声图像数据。

[0030] 在本发明实施例中,对输入的超声图像数据进行预处理可以是对输入的超声图像数据进行平滑操作,得到预处理超声图像数据。

[0031] S102,将预处理超声图像数据分割为特征区域和非特征区域,得到分区域图像。

[0032] 作为本发明一个实施例,将预处理超声图像数据分割为特征区域和非特征区域,得到分区域图像可以通过如下步骤S1021至S1023实现:

[0033] S1021,采取梯度分割提取预处理超声图像数据中变化较大的强边界以得到梯度分割的图像分割结果。

[0034] 具体地,采取梯度分割提取预处理超声图像数据中变化较大的强边界以得到梯度分割的图像分割结果可通过如下步骤Sa1至Sa3来实现,详细说明如下:

[0035] Sa1,获取预处理超声图像数据每个像素的梯度幅值及其梯度幅值直方图。

[0036] 具体地,分别求取每个像素的水平方向梯度 G_x 和垂直方向梯度 G_y ,考虑到平方和平方根需要大量的计算开销,在本发明实施例中,将每个像素水平方向梯度 G_x 的绝对值与垂直方向梯度 G_y 的绝对值之和作为每个像素的梯度幅值Grad,即 $Grad = |G_x| + |G_y|$ 。至于梯度幅值直方图,在本发明实施例中,具体可以将大于零的梯度幅值从小到大排列作为横坐标,梯度幅值对应的像素数目作为纵坐标,绘制梯度幅值直方图。

[0037] Sa2,统计梯度幅值直方图中梯度幅值大于0的总像素数目Num。

[0038] Sa3,将预处理超声图像数据的像素中梯度幅值大于Grad_th的像素确定为特征区域的像素。

[0039] 具体地,可以求取一个梯度幅值 G_1 ,使预处理超声图像数据中对应梯度大于 G_1 的数目等于所述Num的一半即 $50\% * Num$,将阈值Grad_th设置为 G_1 的倍数,例如1.5倍,梯度分割结果即包括梯度幅值Grad大于阈值Grad_th的像素,即,将预处理超声图像数据的像素中梯度幅值Grad大于Grad_th的像素确定为特征区域的像素,这样的像素构成预处理超声图像数据中的特征区域。

[0040] S1022,采取方差分割提取预处理超声图像数据中变化不明显的弱边界以得到方差分割的图像分割结果。

[0041] 需要说明的是,由于方差分割提取的是变化不明显的边界,因此在方差分割之前,对预处理超声图像数据进行多次平滑,以去除多余噪声的同时保证图像整体边界的均一性。

[0042] 作为本发明一个实施例,采取方差分割提取预处理超声图像数据中变化不明显的弱边界以得到方差分割的图像分割结果可通过如下步骤Sb1至Sb3来实现,详细说明如下:

[0043] Sb1,利用第一窗函数遍历第一窗口内的像素点以获取方差Var。

[0044] 例如,对于输入的图像 $I(i, j)$,遍历 $3*3$ 窗口内的像素点获取方差Var(i, j)的计算公式如下:

$$[0045] \quad Var(i, j) = 81 * var(i, j) = 9 * (E(I(i, j)^2 * 9) - (9 * E(I(i, j)))^2) = 9 * \sum_{s=-1}^1 I(i-s, j-s)^2 - \left[\sum_{s=-1}^1 I(i-s, j-s) \right]^2$$

[0046] Sb2,利用第二窗函数遍历预处理超声图像数据以求取遍历过程中的方差Var的均值Var_mean和标准方差Var_std。

[0047] 以窗口大小为 $11*11$ 的窗函数为例(当然,不限于这个窗口大小),利用第二窗函数遍历预处理超声图像数据以求取遍历过程中的方差Var的均值Var_mean和标准方差Var_std的计算式如下:

$$[0048] \quad Var_mean = \left[\sum_{i=-5}^5 Var(i-s, j-s) \right] / (11*11),$$

$$[0049] \quad Var_std(i, j) = \sum_{i=-5}^5 Var(i-s, j-s)^2 / (11*11) - Var_mean(i, j) * Var_mean(i, j)。$$

[0050] Sb3,将方差Var大于第一预设值和第二预设值的像素确定为特征区域的像素,其中,第二预设值与均值Var_mean和标准方差Var_std相关。

[0051] 显然,输入的超声图像数据应该大于0是像素确定为特征区域的像素的先决条件。

在本发明实施例中,第一预设值是固定值,例如可以是 $5*81$,至于第二预设值,其与均值 Var_mean 和标准方差 Var_std 相关,是一个变动值,例如,第二预设值可以是方差 Var 的均值 Var_mean 与标准方差 Var_std 之和。

[0052] S1023,融合梯度分割和方差分割的图像分割结果后对融合结果进行区域调整,以得到最终的分区域图像。

[0053] 作为本发明一个实施例,融合梯度分割和方差分割的图像分割结果后对融合结果进行区域调整,以得到最终的分区域图像可以通过如下步骤 $Sc1$ 和 $Sc2$ 来实现,详细说明如下:

[0054] $Sc1$,对梯度分割和方差分割的图像分割结果进行取“或”操作得到融合结果。

[0055] 所谓对梯度分割和方差分割的图像分割结果进行取“或”操作,也就是说,只要像素是满足梯度分割的图像分割结果即梯度幅值大于 $Grad_th$,或者,满足方差分割的图像分割结果即方差 Var 大于第一预设值和第二预设值,则该像素就是特征区域的像素或属于特征区域。

[0056] $Sc2$,将经步骤 $Sc1$ 得到的融合结果进行区域连通去除小结构、断痕连接和去除边界毛刺操作,以得到最终的分区域图像。

[0057] 其中,融合结果进行区域连通去除小结构可以是四连通去除小结构,将统计连通区域的像素数目小于一定阈值的区域从特征区域中去除,具体过程包括如下1)至6):

[0058] 1) 对融合结果,将特征区域的像素标记为标记值“1”,其余标记为标记值“0”;

[0059] 2) 左上角开始往下再往右逐线扫描所有标记,扫描到的第一个非零像素,取其标记值为1,其后每扫描到一个非零像素,标记值设为前一标记值加,重复过程直到扫描结束;

[0060] 3) 从右下角开始往上再往左逐线扫描标记图,对每一个非零像素,用其周围的上下左右四个点中最大的标记值代替该像素的标记值,重复此过程直至扫描结束;

[0061] 4) 从左上角开始往下再往右逐线扫描标记图,对每一个非零像素,用其周围上下左右四个点中最大的标记值代替该像素的标记值。重复过程直到扫描结束;

[0062] 5) 重复3)、4)过程一定次数(例如2次)后,结束本次操作,具有相同标记值的像素构成一个连通区域;

[0063] 6) 具有相同标记值(≥ 1)的像素构成一个连通区域,若某一连通区域的像素数目小于预定阈值(例如:10),则将该标记值的像素初始边界值从1变为0。

[0064] 断痕连接是将融合结果中存在的一些断裂的边缘线采用一种基于“边缘模式”的连接算法得到连续边缘,在 $3*3$ 窗口,边缘的存在形式有16种连接方式,如附图2所示,具体过程包括如下1)和2):

[0065] 1) 逐一扫描输入初始边界中的每个像素,若为边界像素点,则在梯度图像 $Grad$ 中找到附图2示例的16种边缘模式,计算该点对应的16种边界模式下的三个像素的梯度幅值之和(例如为 $M1、M2、\dots、M16$),如果最大值 M_max (例如 $M_max = \max \{M1、M2、\dots、M16\}$)大于一定阈值,那么 M_max 对应的边界模式中的三个像素为边缘点,否则不是边缘点;

[0066] 2) 重复1)一定的次数(例如5),结束本过程。

[0067] 去除边界毛刺的操作是将初始边界的毛刺修正平滑,具体过程包括如下1)至3):

[0068] 1) 扫描所有的像素,若某个像素周围一定窗口(例如 $3*3$)内边界点(值为1的像素)的个数大于一定阈值(例如4),则该像素被判定为边界点;

[0069] 2) 若该像素周围的一定窗口(例如3*3)内非边界点(值为0的点)的个数小于一定阈值(例如2),则该像素被判定为非边界点;

[0070] 3) 重复1)、2)一定次数,结束本过程。

[0071] S103,分别选用不同的灰阶映射曲线对分区域图像中的特征区域和非特征区域进行灰阶调整后以输出至显示器件进行显示。

[0072] 考虑到特征区域中包含具有一定灰度变化的区域,既包含灰度值较大的边界(例如肝包膜、血管边界等),同时也有灰度值较小的边界(例如血管内部、肾椎体等),S型曲线能将灰度值较小的区域压缩到更黑,将灰度值较大的区域提升得更亮,随之对比度得到提升,非特征区域中包含灰度变化迟缓的区域,同时该部分的亮度一般较中等偏下,反S型曲线将该部分灰度值进行了灰度均一性处理,即进一步提升图像非特征区域的均匀性,因此,在本发明实施例中,分别选用不同的灰阶映射曲线对分区域图像中的特征区域和非特征区域进行灰阶调整后以输出至显示器件进行显示可以是:选用灰阶映射曲线组合中的S型曲线对特征区域中的像素进行查表映射;以及,选用灰阶映射曲线组合中的反S型曲线对非特征区域中的像素进行查表映射。

[0073] 本发明实施例所用的灰阶映射曲线组合如附图3所示,一般有16条灰阶映射曲线,其中一条直线,8条S型曲线,7条反S型曲线。现有技术是通过查表获取灰阶映射值,本发明实施例是通过计算特征区域与非特征区域的信号统计特征,自动选取不同的灰阶映射曲线,以达到均匀性与对比度的优化。在特征区域与非特征区域灰度区别不大的情况下,需要提高图像的对比度,将两者间的差距相对应地提升,反之亦然,具体过程包括如下a)至c):

[0074] a) 计算特征区域与非特征区域的灰度平均值分别为 Fea_mean 与 Bac_mean ;

[0075] b) 计算特征区域与非特征区域的灰度平均值之间的偏差

[0076] $D = |Fea_mean - (Fea_mean + Bac_mean) / 2|$;

[0077] c) 判断公式如下:

[0078] 1) 若 $D/Bac_mean < 0.2$,则选取灰阶映射曲线组合7,对特征区域利用组合7中的S型曲线对特征区域点进行查表映射,对非特征区域利用组合7中的反S型曲线对非特征区域进行查表映射;

[0079] 2) $0.2 \leq D/Bac_mean < 0.3$,选取灰阶映射曲线组合6,对特征区域利用组合6中的S型曲线对特征区域点进行查表映射,对非特征区域利用组合6中的反S型曲线对非特征区域进行查表映射;

[0080] 3) $0.3 \leq D/Bac_mean < 0.4$,选取灰阶映射曲线组合5,对特征区域利用组合5中的S型曲线对特征区域点进行查表映射,对非特征区域利用组合5中的反S型曲线对非特征区域进行查表映射;

[0081] 4) $0.4 \leq D/Bac_mean < 0.5$,选取灰阶映射曲线组合4,对特征区域利用组合4中的S型曲线对特征区域点进行查表映射,对非特征区域利用组合4中的反S型曲线对非特征区域进行查表映射;

[0082] 5) $0.5 \leq D/Bac_mean < 0.6$,选取灰阶映射曲线组合3,对特征区域利用组合3中的S型曲线对特征区域点进行查表映射,对非特征区域利用组合3中的反S型曲线对非特征区域进行查表映射;

[0083] 6) $0.6 \leq D/Bac_mean < 0.7$,选取灰阶映射曲线组合2,对特征区域利用组合2中的S

型曲线对特征区域点进行查表映射,对非特征区域利用组合2中的反S型曲线对非特征区域进行查表映射;

[0084] 7) $D/Bac_mean \geq 0.8$,选取灰阶映射曲线组合1,对特征区域利用组合1中的S型曲线对特征区域点进行查表映射,对非特征区域利用组合1中的反S型曲线对非特征区域进行查表映射。

[0085] 从上述附图1示例的处理超声影像均匀性和对比度的方法可知,由于将预处理超声图像数据进行了特征区域和非特征区域的分割,并分别选用不同的灰阶映射曲线对特征区域和非特征区域进行灰阶调整,因此,与现有技术相比,本发明提供的技术方案可以更有效地分割图像并提升特征信息的对比度,同时由于灰度映射曲线组的对称性,能够完美融合特征区域的对比度与非特征区域的均匀性,对图像分割的依赖程度较小的前提下,同样获得较好的图像效果。

[0086] 请参阅附图4,是本发明实施例四提供的处理超声影像均匀性和对比度的装置的结构示意图。为了便于说明,附图4仅示出了与本发明实施例相关的部分。附图4示例的处理超声影像均匀性和对比度的装置可以是附图1示例的处理超声影像均匀性和对比度的方法的执行主体。附图4示例的处理超声影像均匀性和对比度的装置主要包括预处理模块401、分割模块402和灰阶调整模块403,其中:

[0087] 预处理模块401,用于对输入的超声图像数据进行预处理,得到预处理超声图像数据。

[0088] 在本发明实施例中,预处理模块401对输入的超声图像数据进行预处理可以是预处理模块401对输入的超声图像数据进行平滑操作,得到预处理超声图像数据。

[0089] 分割模块402,用于将预处理超声图像数据分割为特征区域和非特征区域,得到分区域图像。

[0090] 灰阶调整模块403,用于分别选用不同的灰阶映射曲线对分区域图像中的特征区域和非特征区域进行灰阶调整后以输出至显示器件进行显示。

[0091] 需要说明的是,以上附图4示例的处理超声影像均匀性和对比度的装置的实施方式中,各功能模块的划分仅是举例说明,实际应用中可以根据需要,例如相应硬件的配置要求或者软件的实现的便利考虑,而将上述功能分配由不同的功能模块完成,即将所述处理超声影像均匀性和对比度的装置的内部结构划分成不同的功能模块,以完成以上描述的全部或者部分功能。而且,实际应用中,本实施例中的相应的功能模块可以由相应的硬件实现,也可以由相应的硬件执行相应的软件完成,例如,前述的预处理模块,可以是具有执行前述对输入的超声图像数据进行预处理,得到预处理超声图像数据的硬件,例如预处理器,也可以是能够执行相应计算机程序从而完成前述功能的一般处理器或者其他硬件设备;再如前述的灰阶调整模块,可以是执行分别选用不同的灰阶映射曲线对分区域图像中的特征区域和非特征区域进行灰阶调整后以输出至显示器件进行显示的硬件,例如灰阶调整器,也可以是能够执行相应计算机程序从而完成前述功能的一般处理器或者其他硬件设备(本说明书提供的各个实施例都可应用上述描述原则)。

[0092] 附图4示例的分割模块402可以包括梯度分割单元501、方差分割单元502和区域调整单元503,如附图5所示本发明实施例五提供的处理超声影像均匀性和对比度的装置,其中:

[0093] 梯度分割单元501,用于采取梯度分割提取预处理超声图像数据中变化较大的强边界以得到梯度分割的图像分割结果。

[0094] 方差分割单元502,用于采取方差分割提取预处理超声图像数据中变化不明显的弱边界以得到方差分割的图像分割结果。

[0095] 需要说明的是,由于方差分割提取的是变化不明显的边界,因此在方差分割单元502进行方差分割之前,对预处理超声图像数据进行多次平滑,以去除多余噪声的同时保证图像整体边界的均一性。

[0096] 区域调整单元503,用于融合梯度分割和方差分割的图像分割结果后对融合结果进行区域调整,以得到最终的分区域图像。

[0097] 附图5示例的梯度分割单元501可以包括第一获取单元601、统计单元602和第一确定单元603,方差分割单元502可以包括第二获取单元604、求取单元605和第二确定单元606,如附图6所示本发明实施例六提供的处理超声影像均匀性和对比度的装置,其中:

[0098] 第一获取单元601,用于获取预处理超声图像数据每个像素的梯度幅值及其梯度幅值直方图。

[0099] 具体地,第一获取单元601分别求取每个像素的水平方向梯度 G_x 和竖直方向梯度 G_y ,考虑到平方和平方根需要大量的计算开销,在本发明实施例中,第一获取单元601将每个像素水平方向梯度 G_x 的绝对值与竖直方向梯度 G_y 的绝对值之和作为每个像素的梯度幅值 $Grad$,即 $Grad = |G_x| + |G_y|$ 。至于梯度幅值直方图,在本发明实施例中,第一获取单元601具体可以将大于零的梯度幅值从小到大排列作为横坐标,梯度幅值对应的像素数目作为纵坐标,绘制梯度幅值直方图。

[0100] 统计单元602,用于统计梯度幅值直方图中梯度幅值大于0的总像素数目 Num 。

[0101] 第一确定单元603,用于将预处理超声图像数据的像素中梯度幅值大于 $Grad_th$ 的像素确定为特征区域的像素,其中, $Grad_th$ 为 G_1 的倍数, G_1 是使预处理超声图像数据中对应梯度大于 G_1 的数目等于 Num 的一半的一个像素的梯度幅值。

[0102] 具体地,第一确定单元603可以求取一个梯度幅值 G_1 ,使预处理超声图像数据中对应梯度大于 G_1 的数目等于所述 Num 的一半即 $50\% * Num$,将阈值 $Grad_th$ 设置为 G_1 的倍数,例如1.5倍,梯度分割结果即包括梯度幅值 $Grad$ 大于阈值 $Grad_th$ 的像素,即,将预处理超声图像数据的像素中梯度幅值 $Grad$ 大于 $Grad_th$ 的像素确定为特征区域的像素,这样的像素构成预处理超声图像数据中的特征区域。

[0103] 第二获取单元604,用于利用第一窗函数遍历第一窗口内的像素点以获取方差 Var 。

[0104] 例如,对于输入的图像 $I(i, j)$,第二获取单元604遍历 $3*3$ 窗口内的像素点获取方差 $Var(i, j)$ 的计算公式如下:

$$[0105] \quad Var(i, j) = 81 * var(i, j) - 9 * (E(I(i, j))^2 * 9) - (9 * E(I(i, j)))^2 = 9 * \sum_{s=1}^1 I(i-s, j-s)^2 - \left[\sum_{s=1}^1 I(i-s, j-s) \right]^2。$$

[0106] 求取单元605,用于利用第二窗函数遍历预处理超声图像数据以求取遍历过程中的方差 Var 的均值 Var_mean 和标准方差 Var_std 。

[0107] 以窗口大小为 $11*11$ 的窗函数为例(当然,不限于这个窗口大小),求取单元605利用第二窗函数遍历预处理超声图像数据以求取遍历过程中的方差 Var 的均值 Var_mean 和标

准方差Var_std的计算式如下：

$$[0108] \quad Var_mean = \left[\sum_{i=-5}^5 Var(i-s, j-s) \right] / (11*11),$$

$$[0109] \quad Var_std(i, j) = \sqrt{\sum_{i=-5}^5 Var(i-s, j-s)^2 / (11*11) - Var_mean(i, j) * Var_mean(i, j)}。$$

[0110] 第二确定单元606,用于将方差Var大于第一预设值和第二预设值的像素确定为特征区域的像素,第二预设值与均值Var_mean和标准方差Var_std相关。

[0111] 显然,输入的超声图像数据应该大于0是像素确定为特征区域的像素的先决条件。在本发明实施例中,第一预设值是固定值,例如可以是5*81,至于第二预设值,其与均值Var_mean和标准方差Var_std相关,是一个变动值,例如,第二预设值可以是方差Var的均值Var_mean与标准方差Var_std之和。

[0112] 附图5示例的区域调整单元503可以包括融合单元701和后处理单元702,如附图7所示本发明实施例七提供的处理超声影像均匀性和对比度的装置,其中:

[0113] 融合单元701,用于对梯度分割和方差分割的图像分割结果进行取“或”操作得到融合结果。

[0114] 所谓融合单元701对梯度分割和方差分割的图像分割结果进行取“或”操作,也就是说,只要像素是满足梯度分割的图像分割结果即梯度幅值大于Grad_th,或者,满足方差分割的图像分割结果即方差Var大于第一预设值和第二预设值,则该像素就是特征区域的像素或属于特征区域。

[0115] 后处理单元702,用于将融合结果进行区域连通去除小结构、断痕连接和去除边界毛刺操作,以得到最终的分区域图像。

[0116] 其中,融合结果进行区域连通去除小结构可以是四连通去除小结构,将统计连通区域的像素数目小于一定阈值的区域从特征区域中去除,具体过程包括如下1)至6):

[0117] 1) 对融合结果,将特征区域的像素标记为标记值“1”,其余标记为标记值“0”;

[0118] 2) 左上角开始往下再往右逐线扫描所有标记,扫描到的第一个非零像素,取其标记值为1,其后每扫描到一个非零像素,标记值设为前一标记值加,重复过程直到扫描结束;

[0119] 3) 从右下角开始往上再往左逐线扫描标记图,对每一个非零像素,用其周围的上下左右四个点中最大的标记值代替该像素的标记值,重复此过程直至扫描结束;

[0120] 4) 从左上角开始往下再往右逐线扫描标记图,对每一个非零像素,用其周围上下左右四个点中最大的标记值代替该像素的标记值。重复过程直到扫描结束;

[0121] 5) 重复3)、4)过程一定次数(例如2次)后,结束本次操作,具有相同标记值的像素构成一个连通区域;

[0122] 6) 具有相同标记值(≥ 1)的像素构成一个连通区域,若某一连通区域的像素数目小于预定阈值(例如:10),则将该标记值的像素初始边界值从1变为0。

[0123] 断痕连接是将融合结果中存在的一些断裂的边缘线采用一种基于“边缘模式”的连接算法得到连续边缘,在3*3窗口,边缘的存在形式有16种连接方式,如附图2所示,具体过程包括如下1)和2):

[0124] 1) 逐一扫描输入初始边界中的每个像素,若为边界像素点,则在梯度图像Grad中找到附图2示例的16种边缘模式,计算该点对应的16种边界模式下的三个像素的梯度幅值之和(例如为M1、M2、...、M16),如果最大值M_max(例如M_max = max {M1、M2、...、M16})大于

一定阈值,那么M_{max}对应的边界模式中的三个像素为边缘点,否则不是边缘点;

[0125] 2) 重复1) 一定的次数(例如5),结束本过程。

[0126] 去除边界毛刺的操作是将初始边界的毛刺修正平滑,具体过程包括如下1) 至3):

[0127] 1) 扫描所有的像素,若某个像素周围一定窗口(例如3*3)内边界点(值为1的像素)的个数大于一定阈值(例如4),则该像素被判定为边界点;

[0128] 2) 若该像素周围的一定窗口(例如3*3)内非边界点(值为0的点)的个数小于一定阈值(例如2),则该像素被判定为非边界点;

[0129] 3) 重复1)、2) 一定次数,结束本过程。

[0130] 附图4至7任一示例的灰阶调整模块403可以包括第一映射单元801和第二映射单元802,如附图8-a至8-d所示本发明实施例八至十一提供的处理超声影像均匀性和对比度的装置,其中:

[0131] 第一映射单元801,用于选用灰阶映射曲线组合中的S型曲线对特征区域中的像素进行查表映射;

[0132] 第二映射单元802,用于选用灰阶映射曲线组合中的反S型曲线对非特征区域中的像素进行查表映射。

[0133] 考虑到特征区域中包含具有一定灰度变化的区域,既包含灰度值较大的边界(例如肝包膜、血管边界等),同时也有灰度值较小的边界(例如血管内部、肾椎体等),S型曲线能将灰度值较小的区域压缩到更黑,将灰度值较大的区域提升得更亮,随之对比度得到提升,非特征区域中包含灰度变化迟缓的区域,同时该部分的亮度一般较中等偏下,反S型曲线将该部分灰度值进行了灰度均一性处理,即进一步提升图像非特征区域的均匀性,因此,在本发明实施例中,灰阶调整模块403分别选用不同的灰阶映射曲线对分区域图像中的特征区域和非特征区域进行灰阶调整后以输出至显示器件进行显示可以是:第一映射单元801选用灰阶映射曲线组合中的S型曲线对特征区域中的像素进行查表映射,以及第二映射单元802选用灰阶映射曲线组合中的反S型曲线对非特征区域中的像素进行查表映射。

[0134] 本发明实施例所用的灰阶映射曲线组合如附图3所示,一般有16条灰阶映射曲线,其中一条直线,8条S型曲线,7条反S型曲线。现有技术是通过查表获取灰阶映射值,本发明实施例是通过计算特征区域与非特征区域的信号统计特征,自动选取不同的灰阶映射曲线,以达到均匀性与对比度的优化。在特征区域与非特征区域灰度区别不大的情况下,需要提高图像的对比度,将两者间的差距相对应地提升,反之亦然,具体过程包括如下a) 至c):

[0135] a) 计算特征区域与非特征区域的灰度平均值分别为Fea_{mean}与Bac_{mean};

[0136] b) 计算特征区域与非特征区域的灰度平均值之间的偏差

[0137] $D = |\text{Fea}_{\text{mean}} - (\text{Fea}_{\text{mean}} + \text{Bac}_{\text{mean}}) / 2|$;

[0138] c) 判断公式如下:

[0139] 1) 若 $D / \text{Bac}_{\text{mean}} < 0.2$,则选取灰阶映射曲线组合7,对特征区域利用组合7中的S型曲线对特征区域点进行查表映射,对非特征区域利用组合7中的反S型曲线对非特征区域进行查表映射;

[0140] 2) $0.2 \leq D / \text{Bac}_{\text{mean}} < 0.3$,选取灰阶映射曲线组合6,对特征区域利用组合6中的S型曲线对特征区域点进行查表映射,对非特征区域利用组合6中的反S型曲线对非特征区域进行查表映射;

[0141] 3) $0.3 \leq D/Bac_mean < 0.4$, 选取灰阶映射曲线组合5, 对特征区域利用组合5中的S型曲线对特征区域点进行查表映射, 对非特征区域利用组合5中的反S型曲线对非特征区域进行查表映射;

[0142] 4) $0.4 \leq D/Bac_mean < 0.5$, 选取灰阶映射曲线组合4, 对特征区域利用组合4中的S型曲线对特征区域点进行查表映射, 对非特征区域利用组合4中的反S型曲线对非特征区域进行查表映射;

[0143] 5) $0.5 \leq D/Bac_mean < 0.6$, 选取灰阶映射曲线组合3, 对特征区域利用组合3中的S型曲线对特征区域点进行查表映射, 对非特征区域利用组合3中的反S型曲线对非特征区域进行查表映射;

[0144] 6) $0.6 \leq D/Bac_mean < 0.7$, 选取灰阶映射曲线组合2, 对特征区域利用组合2中的S型曲线对特征区域点进行查表映射, 对非特征区域利用组合2中的反S型曲线对非特征区域进行查表映射;

[0145] 7) $D/Bac_mean \geq 0.8$, 选取灰阶映射曲线组合1, 对特征区域利用组合1中的S型曲线对特征区域点进行查表映射, 对非特征区域利用组合1中的反S型曲线对非特征区域进行查表映射。

[0146] 需要说明的是, 上述装置各模块/单元之间的信息交互、执行过程等内容, 由于与本发明方法实施例基于同一构思, 其带来的技术效果与本发明方法实施例相同, 具体内容可参见本发明方法实施例中的叙述, 此处不再赘述。

[0147] 本领域普通技术人员可以理解上述实施例的各种方法中的全部或部分步骤是可以通程序来指令相关的硬件来完成, 该程序可以存储于一计算机可读存储介质中, 存储介质可以包括: 只读存储器 (ROM, Read Only Memory)、随机存取存储器 (RAM, Random Access Memory)、磁盘或光盘等。

[0148] 以上对本发明实施例所提供的处理超声影像均匀性和对比度的方法和装置进行了详细介绍, 本文中应用了具体个例对本发明的原理及实施方式进行了阐述, 以上实施例的说明只是用于帮助理解本发明的方法及其核心思想; 同时, 对于本领域的一般技术人员, 依据本发明的思想, 在具体实施方式及应用范围上均会有改变之处, 综上所述, 本说明书内容不应理解为对本发明的限制。

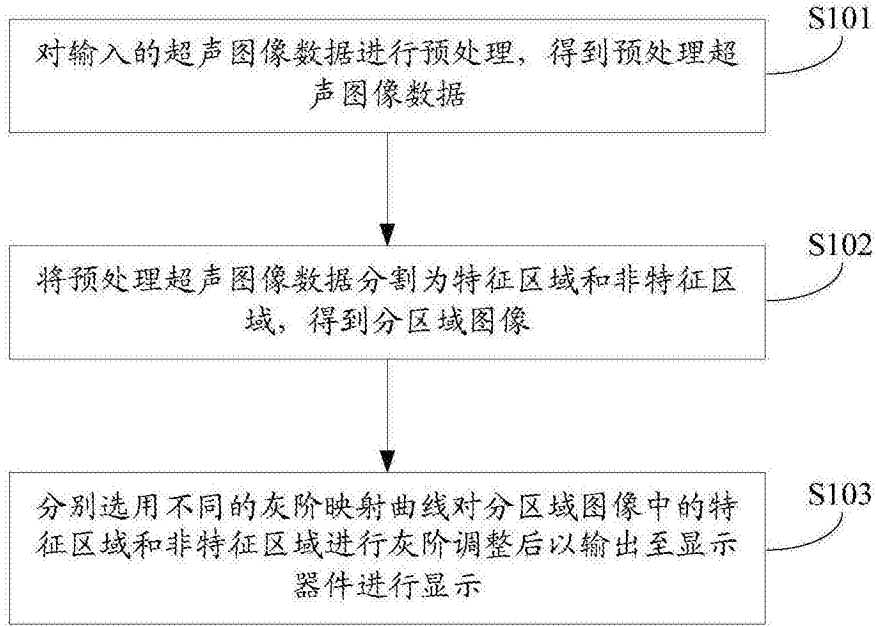


图1

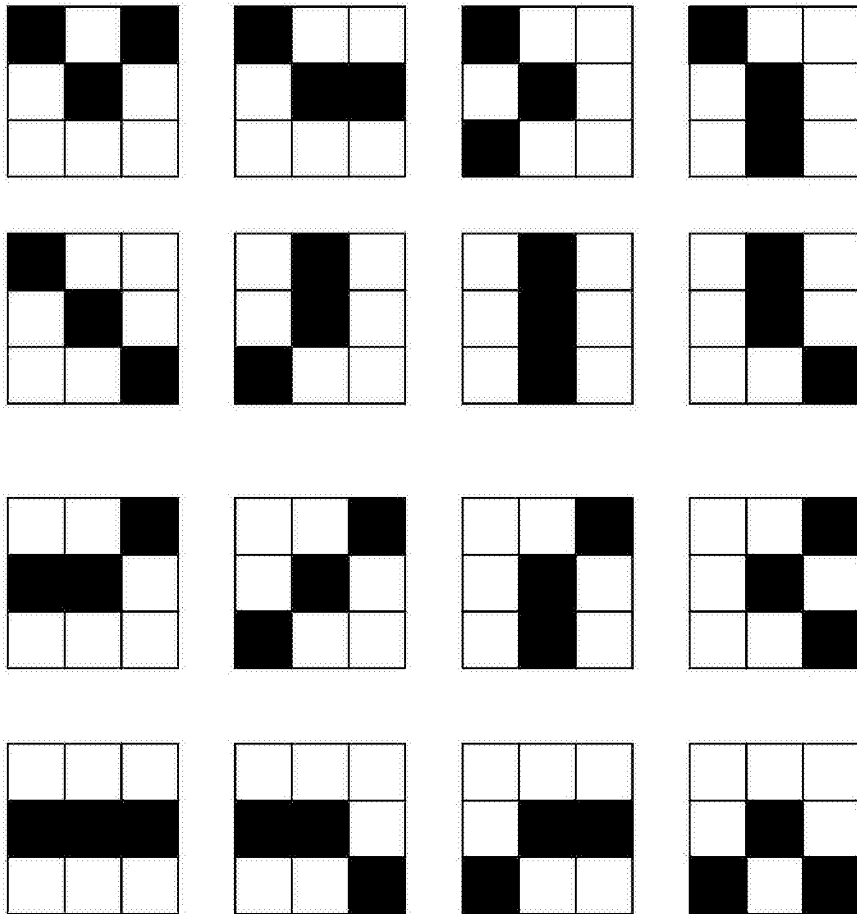


图2

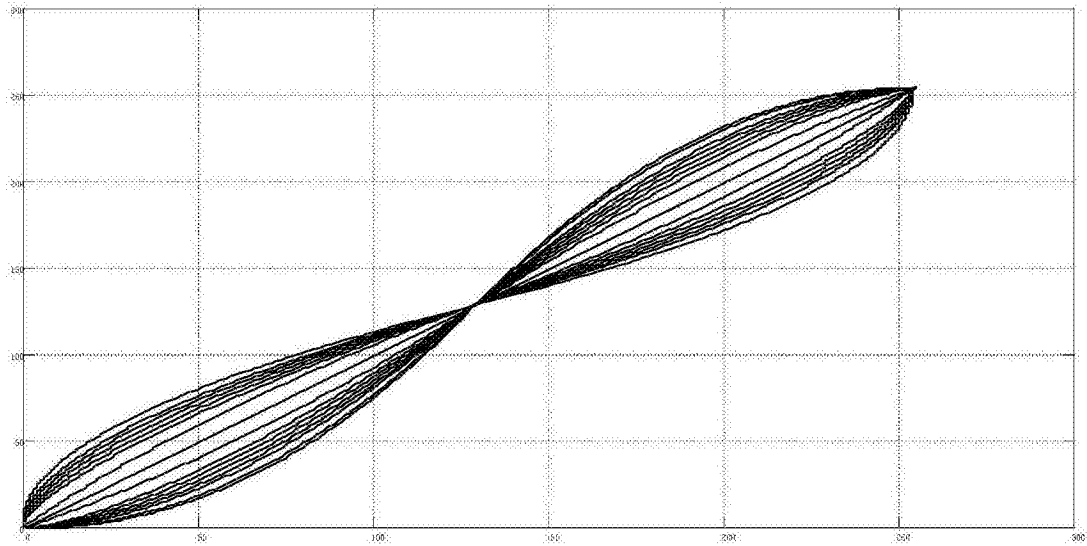


图3

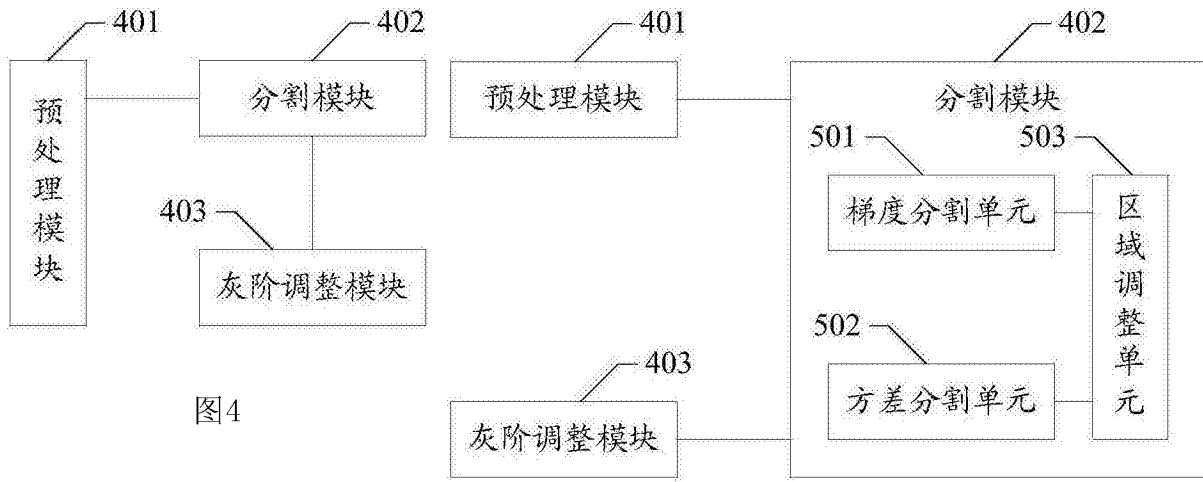


图4

图5

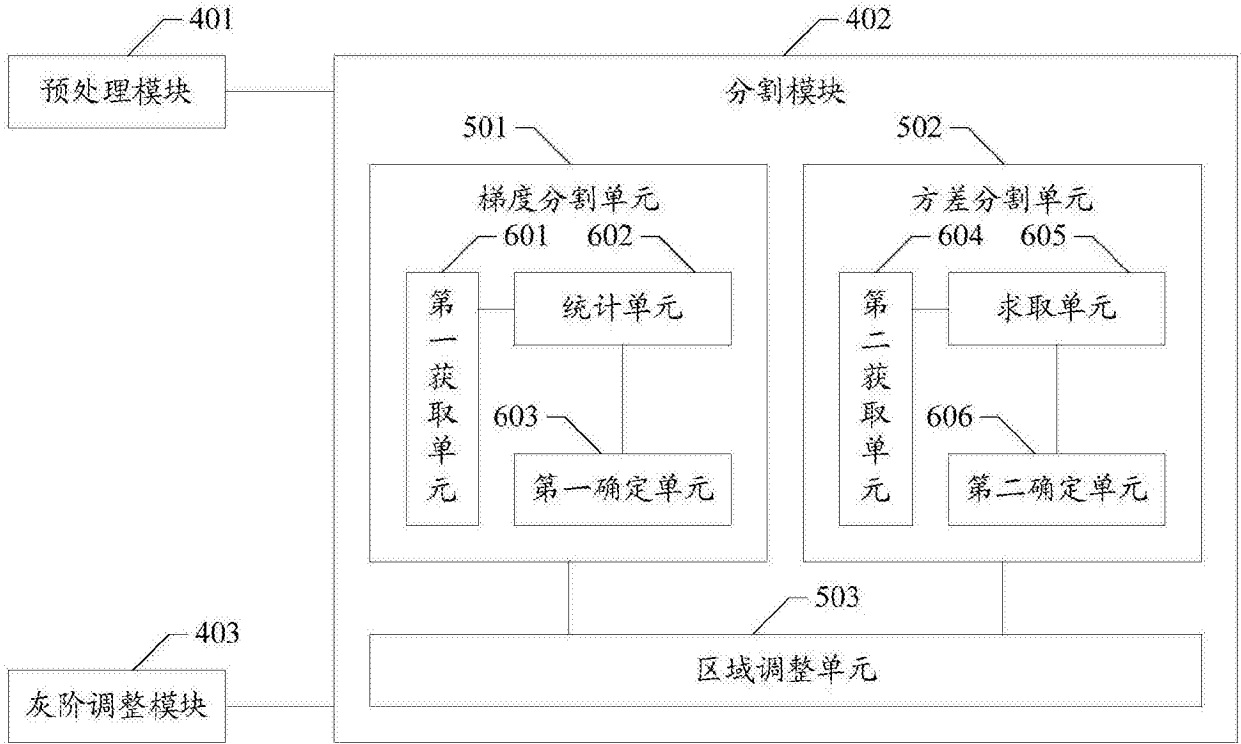


图6

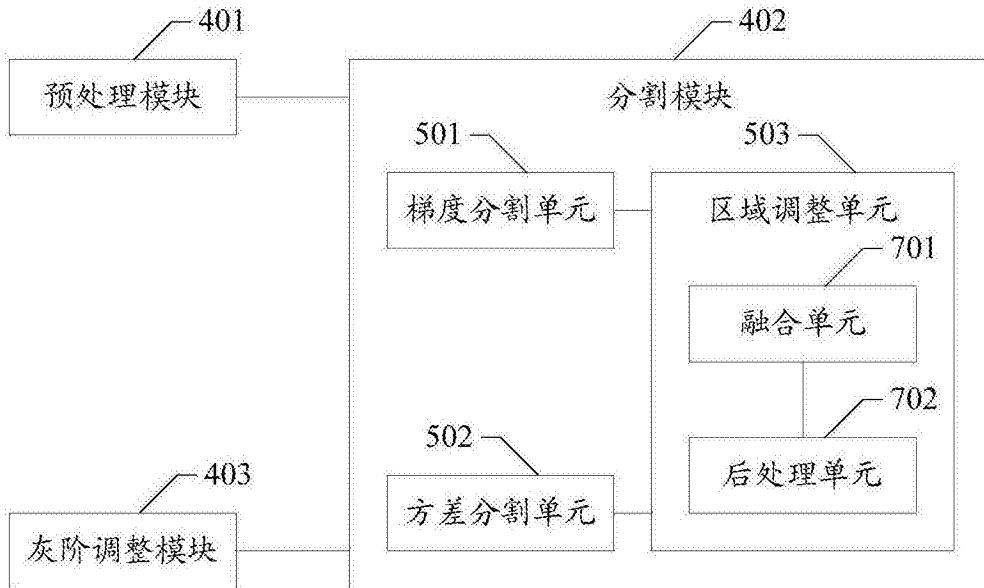


图7

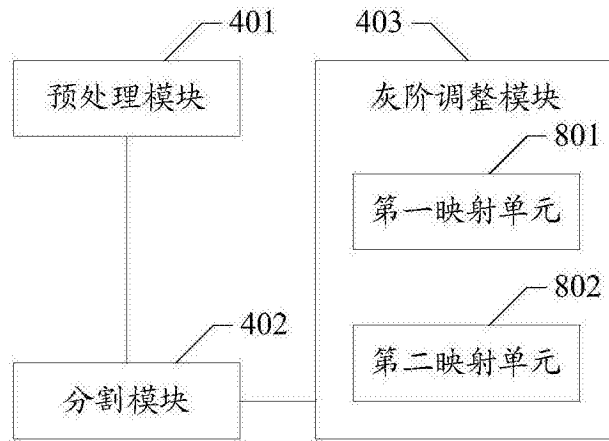


图8-a

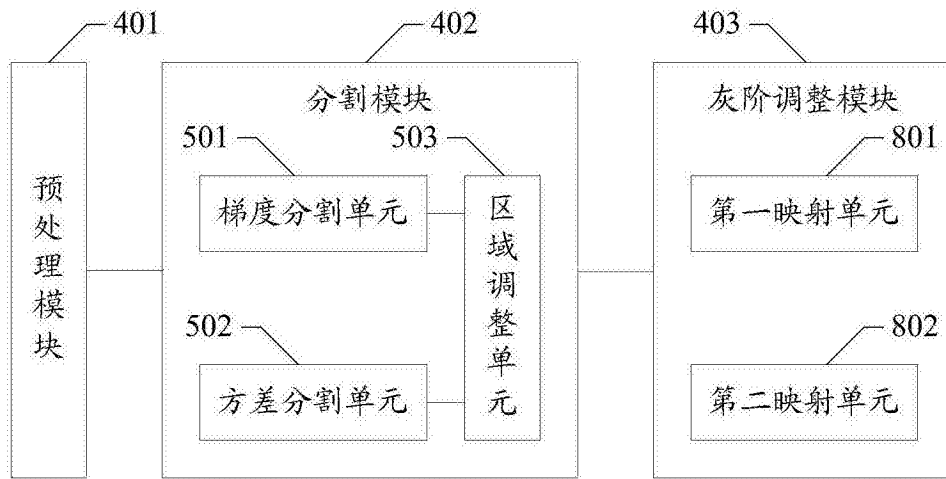


图8-b

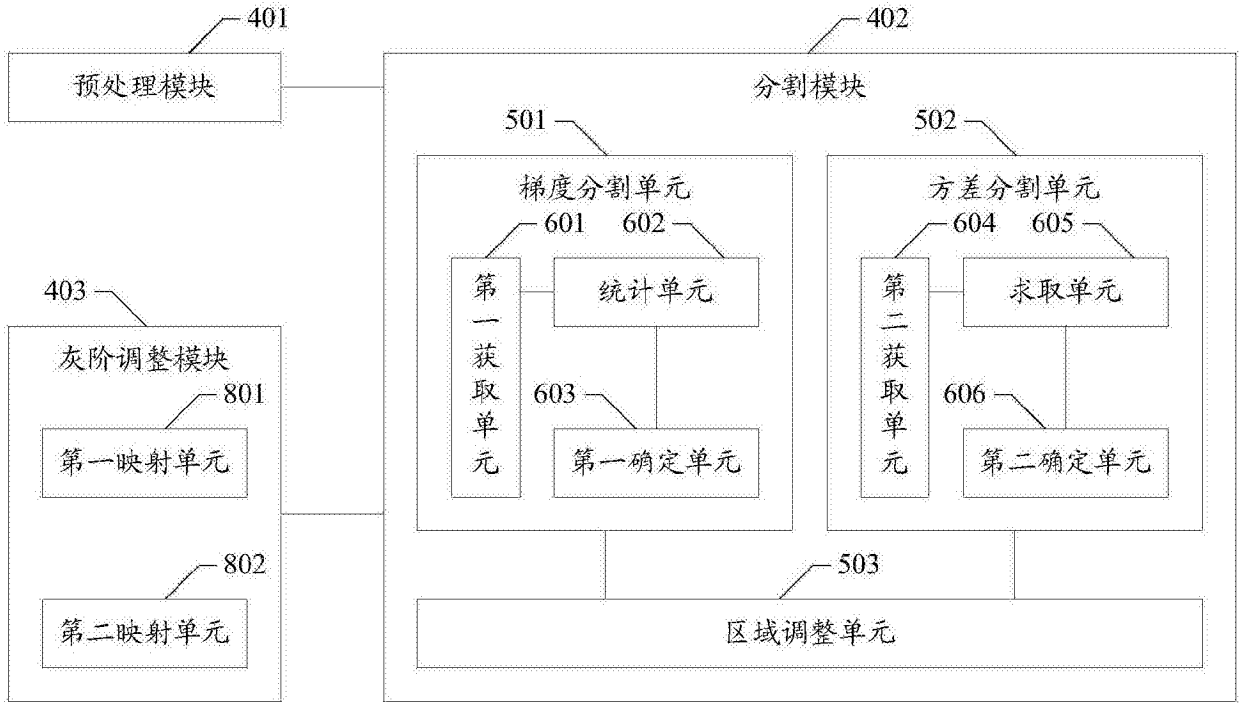


图8-c

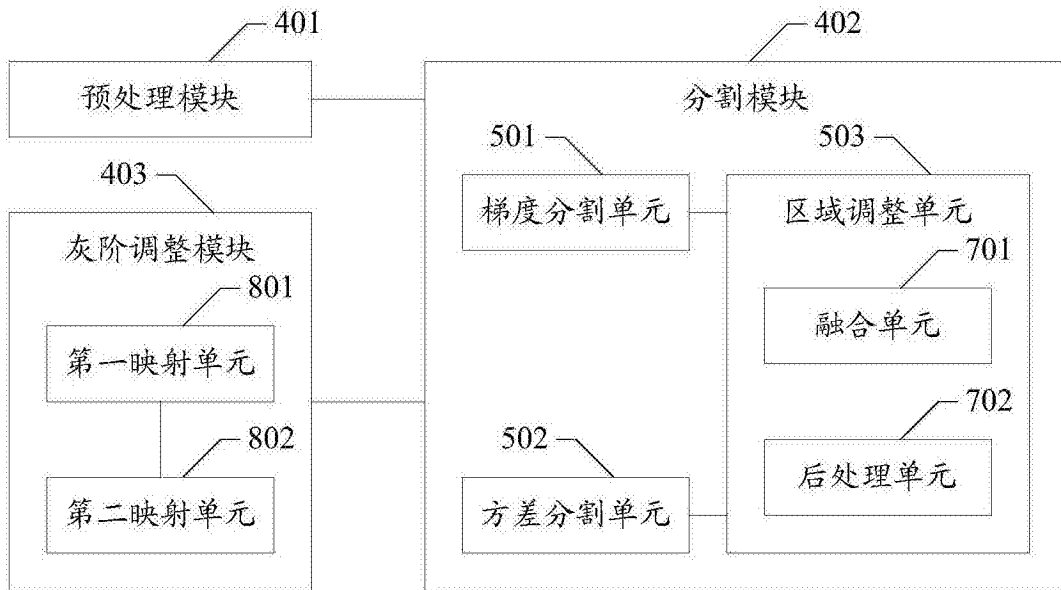


图8-d

专利名称(译)	一种处理超声影像均匀性和对比度的方法和装置		
公开(公告)号	CN106691505A	公开(公告)日	2017-05-24
申请号	CN201611231457.9	申请日	2016-12-27
[标]申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
当前申请(专利权)人(译)	深圳市德力凯医疗设备股份有限公司		
[标]发明人	邱维宝 刘荣 郑海荣		
发明人	邱维宝 刘荣 夏静静 郑海荣		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/5207 A61B8/5215 A61B8/5269		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明属于医学成像领域，提供了一种处理超声影像均匀性和对比度的方法和装置，以提高超声影像的成像质量，满足医疗成像的要求。所述方法包括：对输入的超声图像数据进行预处理，得到预处理超声图像数据；将所述预处理超声图像数据分割为特征区域和非特征区域，得到分区域图像；分别选用不同的灰阶映射曲线对所述分区域图像中的特征区域和非特征区域进行灰阶调整后以输出至显示器件进行显示。与现有技术相比，本发明提供的技术方案可以更有效地分割图像并提升特征信息的对比度，同时由于灰度映射曲线组的对称性，能够完美融合特征区域的对比度与非特征区域的均匀性，对图像分割的依赖程度较小的前提下，同样获得较好的图像效果。

