



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107798678 A

(43)申请公布日 2018.03.13

(21)申请号 201711310168.2

(22)申请日 2017.12.11

(71)申请人 成都优途科技有限公司

地址 610000 四川省成都市高新区科技孵化园8号楼03层04号

(72)发明人 吴哲 李俊威 王权泳 王文平

(74)专利代理机构 北京天盾知识产权代理有限公司 11421

代理人 葛宏

(51)Int.Cl.

G06T 7/00(2017.01)

G06T 5/00(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

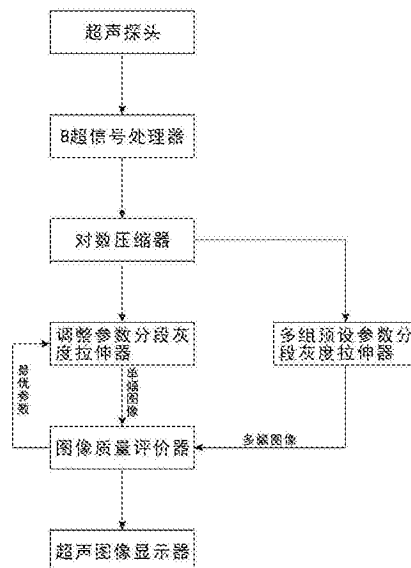
权利要求书2页 说明书6页 附图2页

(54)发明名称

B型超声图像最佳视觉效果自动优化系统及控制方法

(57)摘要

本发明公开了B型超声图像最佳视觉效果自动优化系统,包括超声探头、B超信号处理器、对数压缩器、超声图像显示器、调整参数分段灰度拉伸器、多组预设参数分段灰度拉伸器和图像质量评价器。其控制方法包括以下步骤:S1,获取回波信号的IQ数据幅值;S2,对回波信号的对数压缩;S3,获取B型超声图像;S4,对B型超声图像进行质量评估;S5,确定合格B型超声图像的最优参数。本发明能够判定获得的B型超声图像的质量是否合格,并根据个体差异获取合格B型超声图像对应的最优分段线性变换参数,用于在以后获取单幅B型超声图像,有效提高了B超检查的准确性和适用范围。



1. B型超声图像最佳视觉效果自动优化系统,包括

超声探头:用于向人体发射超声波信号并接收回波信号;

B超信号处理器:用于接收超声探头获取的回波信号,并对回波信号依次进行数据放大、时间增益补偿、模拟数字信号转换、正交解调形成IQ数据和求取IQ数据幅值的处理;

对数压缩器:用于接收B超信号处理器处理完成的数据,降低回波信号中的强回声的IQ数据幅值,以拉近强回声和弱回声之间的距离;

超声图像显示器:用于显示最终处理完成的B型超声图像;

其特征在于,还包括

调整参数分段灰度拉伸器:用于接收对数压缩器处理完成的数据,根据优化分段线性变换参数获取单幅B型超声图像;

多组预设参数分段灰度拉伸器:用于接收对数压缩器处理完成的数据,根据多组预设分段线性变换参数获取多幅视觉效果有所差异的B型超声图像;

图像质量评价器:用于评估所有B型超声图像的质量是否合格,便于调整参数分段灰度拉伸器确定是否继续优化分段线性变换参数,以获取合格的B型超声图像及其对应的最优分段线性变换参数。

2. 根据权利要求1所述B型超声图像最佳视觉效果自动优化系统的控制方法,包括以下步骤,

S1,获取回波信号的IQ数据幅值:通过超声探头向人体发射超声波信号并接收回波信号;B超信号处理器接收超声探头获取的回波信号,并对回波信号依次进行数据放大、时间增益补偿、模拟数字信号转换、正交解调形成IQ数据和求取IQ数据幅值的处理;

S2,对回波信号的对数压缩:用于接收B超信号处理器处理完成的数据,降低回波信号中的强回声的IQ数据幅值,以拉近强回声和弱回声之间的距离;

其特征在于,还包括以下步骤,

S3,获取B型超声图像:调整参数分段灰度拉伸器接收对数压缩器处理完成的数据,根据优化分段线性变换参数获取单幅B型超声图像;多组预设参数分段灰度拉伸器接收对数压缩器处理完成的数据,根据多组预设参数获取多幅视觉效果有所差异的B型超声图像;

S4,对B型超声图像进行质量评估:图像质量评价器评估所有B型超声图像的质量是否合格;在所有B型超声图像都不合格时,调整参数分段灰度拉伸器确定一个新的优化分段线性变换参数,以获取单幅新的B型超声图像,图像质量评价器评估该单幅新的B型超声图像质量是否合格,直到获得的B型超声图像合格为止;

S5,确定合格B型超声图像的最优参数:调整参数分段灰度拉伸器将图像质量评价器判定合格的B型超声图像对应的参数,确定为最优分段线性变换参数,调整参数分段灰度拉伸器在以后获取单幅优化B型超声图像时采用该最优分段线性变换参数。

3. 根据权利要求2所述B型超声图像最佳视觉效果自动优化系统的控制方法,其特征在于,所述步骤S3获取单幅和多幅B型超声图像中,调整参数分段灰度拉伸器和多组预设参数分段灰度拉伸器中预设的处理方法

设定分段线性变换具有K-1段变换直线,对应K个控制点,对应的第K-1段变换直线方程 T_{k-1} 可以表示为:

$$T_{k-1}(x) = \frac{y_k - y_{k-1}}{x_k - x_{k-1}}(x - x_{k-1}) + y_{k-1}$$

其中 x 表示输入灰度级, y 表示为输出灰度级,而 x,y 下标表示了对应的控制点序号;
多组预设参数分段灰度拉伸器中预设有多组分段线性变换参数 $(x_1, y_1, x_2, y_2, \dots, x_K, y_K)$ 。

4. 根据权利要求2所述B型超声图像最佳视觉效果自动优化系统的控制方法,其特征在于,所述调整参数分段灰度拉伸器获取优化分段线性变换参数的方法:

$$\min (-\text{ImageVal}(x_1, y_1, x_2, y_2, \dots, x_K, y_K))$$

$$\text{s. t } F_1(x_1, y_1) \geq 0, G_1(x_1, y_1) \leq 0$$

$$F_2(x_2, y_2) \geq 0, G_2(x_2, y_2) \leq 0$$

.....

$$F_n(x_n, y_n) \geq 0, G_n(x_n, y_n) \leq 0$$

5. 根据权利要求2所述B型超声图像最佳视觉效果自动优化系统的控制方法,其特征在于,所述步骤S4对单幅B型超声图像进行质量评估预设的处理方法:

采用基于方向熵标准差 σ 的参考评价指标,方向熵标准差 σ 定义为

$$\sigma(t) = \sqrt{\sum_{s=1}^S (\mu_t - \bar{R}(t, \theta_s))^2 / S}$$

S 为预定义方向数目, θ_s 表示对应的某一个角度, t 为某图像, μ_t 表示某图像对应的方向熵均值, $\bar{R}(t, \theta_s)$ 表示某图像对应某角度下的方向熵,而方向熵 $\bar{R}(t, \theta_s)$ 计算为

$$\bar{R}(t, \theta_s) = \sum_n^N \left(-\frac{1}{2} \log \left(\sum_{k=1}^K \bar{P}_n^3[k] \right) \right) / M$$

$\bar{P}_n^3[k]$ 为图像中某像素 n 某频率 k 对应的某方向下的归一化直方图,而这个直方图计算选取在某一个自定义窗口 $2M$ 中,则某像素对应某方向下的窗口 W 对应的未归一化频率直方图为 $p(n, k) = \text{DFT}(I(x+M) I^*(x-M))$ 。

B型超声图像最佳视觉效果自动优化系统及控制方法

技术领域

[0001] 本发明具体涉及B型超声图像最佳视觉效果自动优化系统及控制方法。

背景技术

[0002] 超声成像已成为最常见的医疗成像模式,经常用于临床医学专业和生物医学研究的许多领域,以超声作为基础的临床应用数量正与日俱增。超声成像由于具有安全、非入侵检查、便携、易用和设备与检查费用相对低廉以及可实时显示等特点。超声成像可分为多种成像模式,常见的B型超声又称为亮度超声,简称B超,是临床上应用最广泛的一种超声成像模式。B超采用的数据处理方式是对经IQ解调后的超声回波信号求取幅值,并通过一系列图像处理手段获取灰度图像。B超图像灰度值与超声的回声高低成正相关,因此由于人体内部不同组织具有不同的结构和声学特性,我们能够通过B超图像观察人体内部的组织差异,并结合经验获得对组织器官健康状况的判断。通过选择合适的超声探头和探头工作频率,我们利用B超成像模式可获得人体各种组织、器官的断面图像。

[0003] 超声探头发发出超声脉冲信号进入人体组织,人体组织对超声波部分吸收、散射,但也有部分超声信号反射回到超声探头当中被传感器接收。传感器接收到的超声回波信号经过接收放大、时间增益补偿(TGC)、模拟数字信号转换获取的数据,经正交解调形成了IQ数据。对于IQ数据,B型超声的处理方法是对其求取幅值。此时获取的幅值信号即是对探测区域回声信号能量强弱的反映。考虑到通用显示设备对灰度的量化能力有限,因此,还须对该信号求对数以压缩动态范围来适应显示设备的灰度量级。之后,由于特定组织的回声强度不同和可视化目标的差异,B型超声的图像处理还需进行分段线性变换,对部分区域灰度范围进行压缩(或拉伸),以获取更好的显示目标对比度。

[0004] 分段线性变换算法的实施影响到了图像对比度,从而直接影响特定目标图像的视觉效果,分段线性变换实际上是将输入像素灰度按照分段的线性变换函数映射到输出灰度上的一种全局图像灰度变换方法。一般地,假定分段线性变换具有K-1段变换直线,那么K-1段变换线段则对应K个控制点,而对应的第K-1段变换直线方程 T_{k-1} 可以表示为

$$[0005] \quad T_{k-1}(x) = \frac{y_k - y_{k-1}}{x_k - x_{k-1}}(x - x_{k-1}) + y_{k-1}$$

[0006] 其中 x 表示输入灰度级, y 表示为输出灰度级,而 x, y 下标表示了对应的控制点序号。图2给出了分段线段数为3的一种线性变换折线。显然有 $y_0 = x_0 = 0, y_3 = x_3 = 255$ 。从这里我们可以看出,分段线性变换需要用户设置变换参数从而来定义折线形态,且自定义参数随控制点个数增加而增加。

[0007] 在实际进行超声B模式扫描的过程中,受制于分段线性变换的自定义调整参数过多,自然不可能要求用户对分段线性变换参数进行实时调整。在B型超声影像产品中,各大超声生产厂商往往采用一种折衷办法进行分段线性变换参数调整:由厂商工程师在出厂时针对人体组织各个部位调整一个较为合适的分段线性变换参数并预置到产品当中;而用户在使用时,仅需针对不同的扫描部位和应用场景,直接选取对应的预置参数进行分段线性

变换从而进行图像采集,但探头获取的超声回波强弱往往存在个体差异。因此,预置的分段线性变换参数无论在试验和从前使用时表现的何等优秀,也仍然有可能由于个体差异使获取的图像表现出不佳的视觉效果,而视觉效果不佳的图像则可能存在影响检查结果的风险。其次,由于人体中存在丰富的器官和不同组织,从原理上讲,需要在超声成像设备开发时针对每一个器官和组织都开发一套合适的分段线性变换参数。但过多的器官组织选项不利于用户的便捷使用,因此,分段线性变换功能的开发往往仅针对几个临床需求较为旺盛的部位。但B型超声影像检查作为一种普适的检查方法,仅开发用于特定部位的几组分段线性变换参数是不够妥当的。另外,为得到特定部位良好的B型超声图像显示效果,在产品功能研发过程中需要工程师首先获取庞大的图像数据,然后对其中的所有图像应用一组分段线性变换参数并不断的更新调整这些参数,直到多数图像能够在该参数下表现出良好的视觉效果。这一过程往往需要投入大量的人力和时间成本,且对于参与工作的工程师而言这一过程也是枯燥乏味的。

发明内容

[0008] 本发明的目的在于克服现有技术的缺点,提供B型超声图像最佳视觉效果自动优化系统及控制方法,能够对获取的B型超声图像进行质量评估,以针对个体差异获取最优分段线性变换参数。

[0009] 为实现上述目的,本发明所采取的技术方案是:

[0010] 一方面,提供B型超声图像最佳视觉效果自动优化系统,包括

[0011] 超声探头:用于向人体发射超声波信号并接收回波信号;

[0012] B超信号处理器:用于接收超声探头获取的回波信号,并对回波信号依次进行数据放大、时间增益补偿、模拟数字信号转换、正交解调形成IQ数据和求取IQ数据幅值的处理;

[0013] 对数压缩器:用于接收B超信号处理器处理完成的数据,降低回波信号中的强回声的IQ数据幅值,以拉近强回声和弱回声之间的距离;

[0014] 超声图像显示器:用于显示最终处理完成的B型超声图像;

[0015] 调整参数分段灰度拉伸器:用于接收对数压缩器处理完成的数据,根据优化分段线性变换参数获取单幅B型超声图像;

[0016] 多组预设参数分段灰度拉伸器:用于接收对数压缩器处理完成的数据,根据多组预设分段线性变换参数获取多幅视觉效果有所差异的B型超声图像;

[0017] 图像质量评价器:用于评估所有B型超声图像的质量是否合格,便于调整参数分段灰度拉伸器确定是否继续优化分段线性变换参数,以获取合格的B型超声图像及其对应的最优分段线性变换参数。

[0018] 另一方面,提供B型超声图像最佳视觉效果自动优化系统的控制方法,包括以下步骤,

[0019] S1,获取回波信号的IQ数据幅值:通过超声探头向人体发射超声波信号并接收回波信号;B超信号处理器接收超声探头获取的回波信号,并对回波信号依次进行数据放大、时间增益补偿、模拟数字信号转换、正交解调形成IQ数据和求取IQ数据幅值的处理;

[0020] S2,对回波信号的对数压缩:用于接收B超信号处理器处理完成的数据,降低回波信号中的强回声的IQ数据幅值,以拉近强回声和弱回声之间的距离;

[0021] S3,获取B型超声图像:调整参数分段灰度拉伸器接收对数压缩器处理完成的数据,根据优化分段线性变换参数获取单幅B型超声图像;多组预设参数分段灰度拉伸器接收对数压缩器处理完成的数据,根据多组预设参数获取多幅视觉效果有所差异的B型超声图像;

[0022] S4,对B型超声图像进行质量评估:图像质量评价器评估所有B型超声图像的质量是否合格;在所有B型超声图像都不合格时,调整参数分段灰度拉伸器确定一个新的优化分段线性变换参数,以获取单幅新的B型超声图像,图像质量评价器评估该单幅新的B型超声图像质量是否合格,直到获得的B型超声图像合格为止;

[0023] S5,确定合格B型超声图像的最优参数:调整参数分段灰度拉伸器将图像质量评价器判定合格的B型超声图像对应的参数,确定为最优分段线性变换参数,调整参数分段灰度拉伸器在以后获取单幅优化B型超声图像时采用该最优分段线性变换参数。

[0024] 作为优选,所述步骤S3获取单幅和多幅B型超声图像中,调整参数分段灰度拉伸器和多组预设参数分段灰度拉伸器中预设的处理方法:

[0025] 设定分段线性变换具有K-1段变换直线,对应K个控制点,对应的第K-1段变换直线方程 T_{k-1} 可以表示为

$$[0026] \quad T_{k-1}(x) = \frac{y_k - y_{k-1}}{x_k - x_{k-1}}(x - x_{k-1}) + y_{k-1}$$

[0027] 其中x表示输入灰度级,y表示为输出灰度级,而x,y下标表示了对应的控制点序号;

[0028] 多组预设参数分段灰度拉伸器中预设有多组分段线性变换参数 $(x_1, y_1, x_2, y_2, \dots, x_K, y_K)$ 。

[0029] 作为优选,所述调整参数分段灰度拉伸器获取优化分段线性变换参数的方法:

$$[0030] \quad \min(-\text{ImageVal}(x_1, y_1, x_2, y_2, \dots, x_K, y_K))$$

$$[0031] \quad \text{s.t. } F_1(x_1, y_1) \geq 0, G_1(x_1, y_1) \leq 0$$

$$[0032] \quad F_2(x_2, y_2) \geq 0, G_2(x_2, y_2) \leq 0$$

[0033]

$$[0034] \quad F_n(x_n, y_n) \geq 0, G_n(x_n, y_n) \leq 0$$

[0035] 作为优选,所述步骤S4对单幅B型超声图像进行质量评估预设的处理方法:

[0036] 采用基于方向熵标准差 σ 的参考评价指标,方向熵标准差 σ 定义为

$$[0037] \quad \sigma(t) = \sqrt{\sum_{s=1}^S (\mu_t - \bar{R}(t, \theta_s))^2 / S}$$

[0038] S为预定义方向数目, θ_s 表示对应的某一个角度,t为某图像, μ_t 表示某图像对应的方向熵均值, $\bar{R}(t, \theta_s)$ 表示某图像对应某角度下的方向熵,而方向熵 $\bar{R}(t, \theta_s)$ 计算为

$$[0039] \quad \bar{R}(t, \theta_s) = \sum_n^N \left(-\frac{1}{2} \log(\sum_{k=1}^K \bar{P}_n^3[k]) \right) / M$$

[0040] $\bar{P}_n^3[k]$ 为图像中某像素n某频率k对应的某方向下的归一化直方图,而这个直方图计算选取在某一个自定义窗口2M中,则某像素对应某方向下的窗口W对应的未归一化频率

直方图为 $p(n, k) = \text{DFT}(I(x+M) I^*(x-M))$ 。

[0041] 本发明的有益效果为：

[0042] 1. 本发明能够判定获得的B型超声图像的质量是否合格, 并根据个体差异获取合格B型超声图像对应的最优分段线性变换参数, 用于在以后获取单幅B型超声图像, 有效提高了B超检查的准确性和适用范围; 工程师在获取特定部位良好的B型超声图像显示效果的过程中, 也不需要获取庞大的图像数据, 能够有效提高工作效率。

附图说明

[0043] 图1为B型超声图像最佳视觉效果自动优化系统的原理框图;

[0044] 图2为分段线段数为3的一种线性变换折线示意图。

具体实施方式

[0045] 为使本发明的目的、技术方案和优点更加清楚, 下面将结合本发明具体实施例及相应的附图对本发明技术方案进行清楚、完整地描述。

[0046] 实施例1,

[0047] 本发明所采取的技术方案是:

[0048] 一方面, 提供B型超声图像最佳视觉效果自动优化系统, 包括

[0049] 超声探头: 用于向人体发射超声波信号并接收回波信号;

[0050] B超信号处理器: 用于接收超声探头获取的回波信号, 并对回波信号依次进行数据放大、时间增益补偿、模拟数字信号转换、正交解调形成IQ数据和求取IQ数据幅值的处理;

[0051] 对数压缩器: 用于接收B超信号处理器处理完成的数据, 降低回波信号中的强回声的IQ数据幅值, 以拉近强回声和弱回声之间的距离;

[0052] 超声图像显示器: 用于显示最终处理完成的B型超声图像;

[0053] 调整参数分段灰度拉伸器: 用于接收对数压缩器处理完成的数据, 根据优化分段线性变换参数获取单幅B型超声图像;

[0054] 多组预设参数分段灰度拉伸器: 用于接收对数压缩器处理完成的数据, 根据多组预设分段线性变换参数获取多幅视觉效果有所差异的B型超声图像;

[0055] 图像质量评价器: 用于评估所有B型超声图像的质量是否合格, 便于调整参数分段灰度拉伸器确定是否继续优化分段线性变换参数, 以获取合格的B型超声图像及其对应的最优分段线性变换参数。

[0056] 另一方面, 提供B型超声图像最佳视觉效果自动优化系统的控制方法, 包括以下步骤,

[0057] S1, 获取回波信号的IQ数据幅值: 通过超声探头向人体发射超声波信号并接收回波信号; B超信号处理器接收超声探头获取的回波信号, 并对回波信号依次进行数据放大、时间增益补偿、模拟数字信号转换、正交解调形成IQ数据和求取IQ数据幅值的处理;

[0058] S2, 对回波信号的对数压缩: 用于接收B超信号处理器处理完成的数据, 降低回波信号中的强回声的IQ数据幅值, 以拉近强回声和弱回声之间的距离;

[0059] S3, 获取B型超声图像: 调整参数分段灰度拉伸器接收对数压缩器处理完成的数据, 根据优化分段线性变换参数获取单幅B型超声图像; 多组预设参数分段灰度拉伸器接收

对数压缩器处理完成的数据,根据多组预设参数获取多幅视觉效果有所差异的B型超声图像;

[0060] S4,对B型超声图像进行质量评估:图像质量评价器评估所有B型超声图像的质量是否合格;在所有B型超声图像都不合格时,调整参数分段灰度拉伸器确定一个新的优化分段线性变换参数,以获取单幅新的B型超声图像,图像质量评价器评估该单幅新的B型超声图像质量是否合格,直到获得的B型超声图像合格为止;

[0061] S5,确定合格B型超声图像的最优参数:调整参数分段灰度拉伸器将图像质量评价器判定合格的B型超声图像对应的参数,确定为最优分段线性变换参数,调整参数分段灰度拉伸器在以后获取单幅优化B型超声图像时采用该最优分段线性变换参数。

[0062] 所述步骤S3获取单幅和多幅B型超声图像中,调整参数分段灰度拉伸器和多组预设参数分段灰度拉伸器中预设的处理方法:

[0063] 设定分段线性变换具有K-1段变换直线,对应K个控制点,对应的第K-1段变换直线方程 T_{k-1} 可以表示为

$$[0064] \quad T_{k-1}(x) = \frac{y_k - y_{k-1}}{x_k - x_{k-1}}(x - x_{k-1}) + y_{k-1}$$

[0065] 其中x表示输入灰度级,y表示为输出灰度级,而x,y下标表示了对应的控制点序号;

[0066] 多组预设参数分段灰度拉伸器中预设有多组分段线性变换参数 $(x_1, y_1, x_2, y_2, \dots, x_K, y_K)$ 。

[0067] 所述调整参数分段灰度拉伸器获取优化分段线性变换参数的方法:

$$[0068] \quad \min(-\text{ImageVal}(x_1, y_1, x_2, y_2, \dots, x_K, y_K))$$

$$[0069] \quad \text{s.t. } F_1(x_1, y_1) \geq 0, G_1(x_1, y_1) \leq 0$$

$$[0070] \quad F_2(x_2, y_2) \geq 0, G_2(x_2, y_2) \leq 0$$

[0071]

$$[0072] \quad F_n(x_n, y_n) \geq 0, G_n(x_n, y_n) \leq 0$$

[0073] 所述步骤S4对单幅B型超声图像进行质量评估预设的处理方法:

[0074] 采用基于方向熵标准差 σ 的参考评价指标,方向熵标准差 σ 定义为

$$[0075] \quad \sigma(t) = \sqrt{\sum_{s=1}^S (\mu_t - \bar{R}(t, \theta_s))^2 / S}$$

[0076] S为预定义方向数目, θ_s 表示对应的某一个角度,t为某图像, μ_t 表示某图像对应的方向熵均值, $\bar{R}(t, \theta_s)$ 表示某图像对应某角度下的方向熵,而方向熵 $\bar{R}(t, \theta_s)$ 计算为

$$[0077] \quad \bar{R}(t, \theta_s) = \sum_n^N \left(-\frac{1}{2} \log(\sum_{k=1}^K \bar{P}_n^3[k]) \right) / M$$

[0078] $\bar{P}_n^3[k]$ 为图像中某像素n某频率k对应的某方向下的归一化直方图,而这个直方图计算选取在某一个自定义窗口2M中,则某像素对应某方向下的窗口W对应的未归一化频率直方图为 $p(n, k) = \text{DFT}(I(x+M)I^*(x-M))$ 。

[0079] 对实施例1的说明,

[0080] 本发明论述中只给出了一种图像质量评价参数指标,但不代表只能使用该种图像质量评价参数。其他图像质量评价参数,诸如峰值信噪比,亦可用于该方法当中,甚至可将多参数进行组合来合成新的评价向量完成图像参数评价。

[0081] 本发明需经验性地给出分段线性变换拟设定的变换线段数量 $K-1$,并根据该数量预设多组分段线性变换参数 $(x_1, y_1, x_2, y_2, \dots, x_K, y_K)$,但不要求这些参数对应的图像具有良好的视觉效果。在输入对数压缩数据之后,多组预设参数分段灰度拉伸器根据预设的分段线性变换参数获取多幅视觉效果有所差异的B型超声图像,图像质量评价器对B型超声图像的视觉效果进行评价。

[0082] 针对目前的多幅图像我们已经获得了较为可靠的图像质量评价参数,接下来则需要利用最优化算法完成算法的求解。注意到该最优化问题为一个整数优化问题,而给出的多幅图像评价的参数可以作为最优化算法迭代的起始点。对于这样的整数优化,其目标函数为图像质量评价指标ImageVal,目标函数显然与多组分段线性变换参数 $(x_1, y_1, x_2, y_2, \dots, x_K, y_K)$ 有关联。但变量与目标函数的关联受制于目标函数的形式,当目标函数的形式可以用变量的解析表达式表示时,目标函数的求解实际上就是一个典型的整数优化问题,即

$$[0083] \quad \min (-\text{ImageVal}(x_1, y_1, x_2, y_2, \dots, x_K, y_K))$$

$$[0084] \quad \text{s. t } F_1(x_1, y_1) \geq 0, G_1(x_1, y_1) \leq 0$$

$$[0085] \quad F_2(x_2, y_2) \geq 0, G_2(x_2, y_2) \leq 0$$

$$[0086] \quad \dots\dots$$

$$[0087] \quad F_n(x_n, y_n) \geq 0, G_n(x_n, y_n) \leq 0$$

[0088] 求解上述整数优化问题,即可采用分支定界法等经典整数规划求解算法,但当目标函数形式难以被参数刻画时,常规求解方法在这样的优化问题面前会显得力不从心。针对该情况,神经网络算法等现代智能算法表现出较好的求解效率。如果能够充分利用分段线性变换给出的先验信息,则可在算法求解中加入一些启发式策略,加快算法求解速度。从本质上来看,利用最优化算法求解上述问题的过程实际上可以抽象为“调整分段线性变换参数”和“图像获取评价”的循环迭代过程。

[0089] 上述实施方式用来解释说明本发明,而不是对本发明进行限制,在本发明的精神和权利要求的保护范围内,对本发明做出的任何修改和改变,都落入本发明的保护范围。

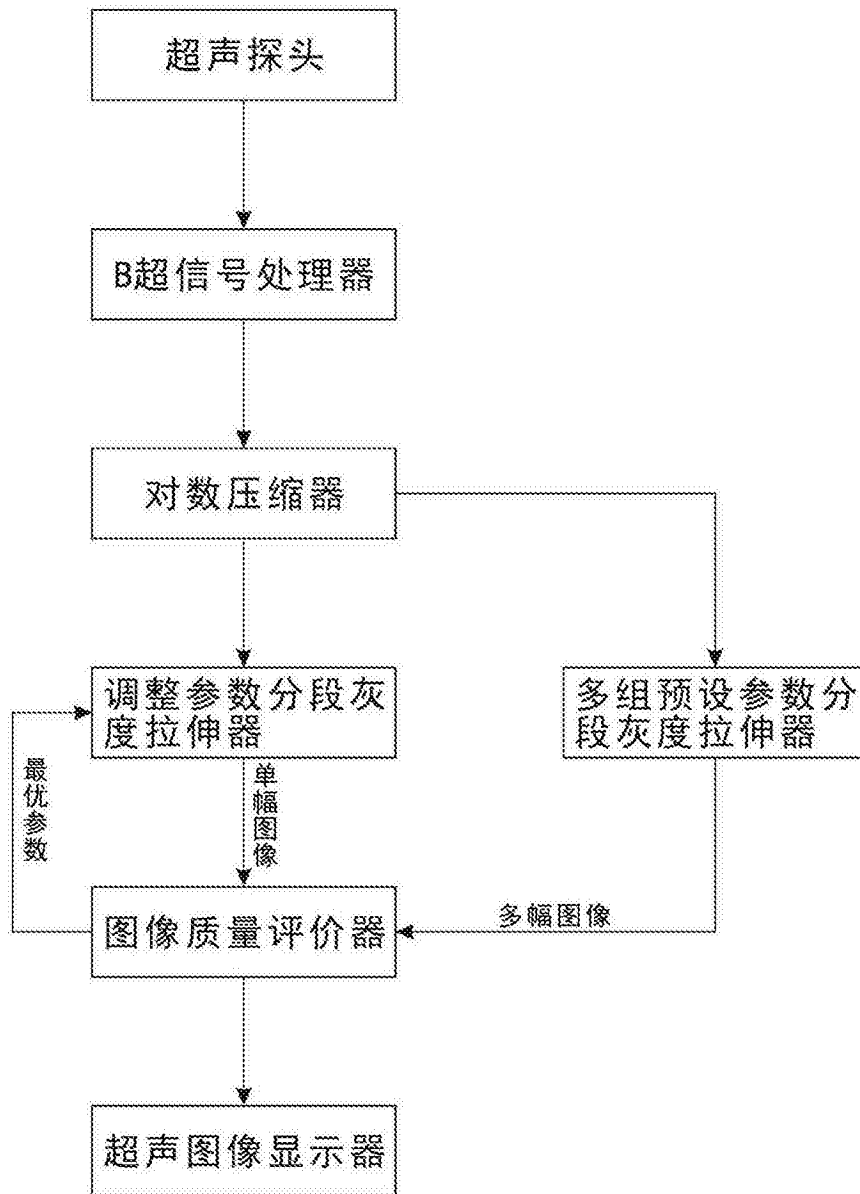


图1

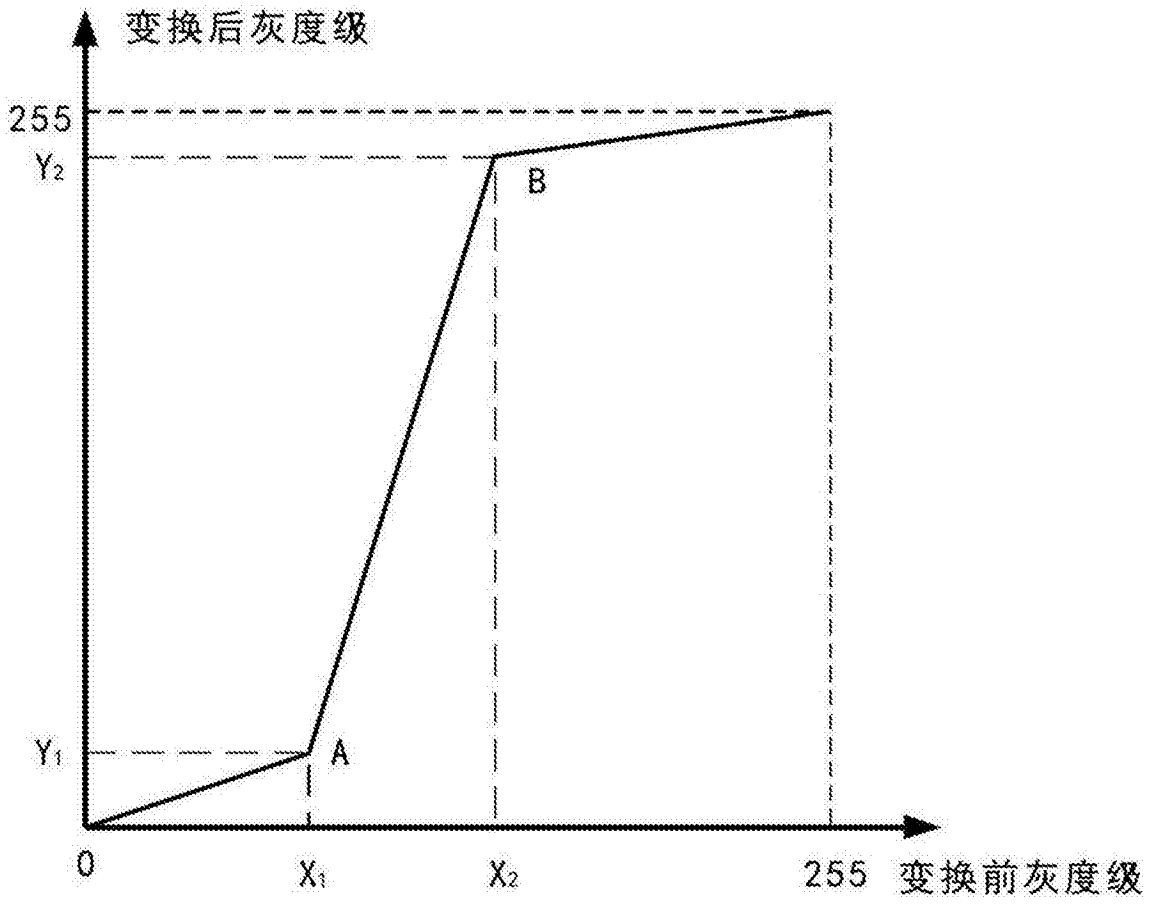


图2

专利名称(译)	B型超声图像最佳视觉效果自动优化系统及控制方法		
公开(公告)号	CN107798678A	公开(公告)日	2018-03-13
申请号	CN2017111310168.2	申请日	2017-12-11
[标]申请(专利权)人(译)	成都优途科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	成都优途科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	成都优途科技有限公司		
[标]发明人	吴哲 李俊威 王权泳 王文平		
发明人	吴哲 李俊威 王权泳 王文平		
IPC分类号	G06T7/00 G06T5/00 A61B8/08		
CPC分类号	G06T7/0002 A61B8/5215 G06T5/009 G06T2207/10132 G06T2207/30168		
代理人(译)	葛宏		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了B型超声图像最佳视觉效果自动优化系统，包括超声探头、B超信号处理器、对数压缩器、超声图像显示器、调整参数分段灰度拉伸器、多组预设参数分段灰度拉伸器和图像质量评价器。其控制方法包括以下步骤：S1，获取回波信号的IQ数据幅值；S2，对回波信号的对数压缩；S3，获取B型超声图像；S4，对B型超声图像进行质量评估；S5，确定合格B型超声图像的最优参数。本发明能够判定获得的B型超声图像的质量是否合格，并根据个体差异获取合格B型超声图像对应的最优分段线性变换参数，用于在以后获取单幅B型超声图像，有效提高了B超检查的准确性和适用范围。

