



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110522468 A

(43)申请公布日 2019. 12. 03

(21)申请号 201910727637.3

(22)申请日 2019.07.28

(71)申请人 聊城市光明医院

地址 252000 山东省聊城市东昌府区昌润北路89号

(72)发明人 张伟 张月强

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

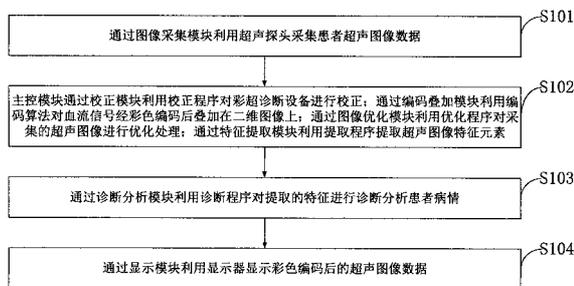
权利要求书3页 说明书7页 附图1页

(54)发明名称

一种超声科组合式检测诊断彩超系统检测方法

(57)摘要

本发明属于彩超技术领域,公开了一种超声科组合式检测诊断彩超系统及检测方法,利用超声探头采集患者超声图像数据;利用校正程序对彩超诊断设备进行校正;利用编码算法对血流信号经彩色编码后叠加在二维图像上;利用优化程序对采集的超声图像进行优化处理;利用提取程序提取超声图像特征元素;利用诊断程序对提取的特征进行诊断分析;利用显示器显示彩色编码后的超声图像数据。本发明通过校正模块可有效解决目前在用检测设备的诸多弊端,可有效缩短检测时间,降低检测要求,拓展检测项目,提高机动性。同时,通过图像优化模块可以降低超声图像的信号位数,以适合显示器的显示要求,图像处理的失真小,获得优秀质量的超声图像。



1. 一种超声科组合式检测诊断彩超系统,其特征在于,所述超声科组合式检测诊断彩超系统包括:

图像采集模块,与主控模块连接,用于通过超声探头采集患者超声图像数据;

主控模块,与图像采集模块、校正模块、编码叠加模块、图像优化模块、特征提取模块、诊断分析模块、显示模块连接,用于通过单片机控制各个模块正常工作;

校正模块,与主控模块连接,用于通过校正程序对彩超诊断设备进行校正;

编码叠加模块,与主控模块连接,用于通过编码算法对血流信号经彩色编码后叠加在二维图像上;

图像优化模块,与主控模块连接,用于通过优化程序对采集的超声图像进行优化处理;

特征提取模块,与主控模块连接,用于通过提取程序提取超声图像特征元素;

诊断分析模块,与主控模块连接,用于通过诊断程序对提取的特征进行诊断分析患者病情;显示模块,与主控模块连接,用于通过显示器显示彩色编码后的超声图像数据。

2. 一种搭载权利要求1所述超声科组合式检测诊断彩超系统的彩超检测终端。

3. 一种如权利要求1所述超声科组合式检测诊断彩超系统的超声科组合式检测方法,其特征在于,所述超声科组合式检测方法包括:

步骤一,通过图像采集模块利用超声探头采集患者超声图像数据;

步骤二,主控模块通过校正模块利用校正程序对彩超诊断设备进行校正;通过编码叠加模块利用编码算法对血流信号经彩色编码后叠加在二维图像上;通过图像优化模块利用优化程序对采集的超声图像进行优化处理;通过特征提取模块利用提取程序提取超声图像特征元素;

步骤三,通过诊断分析模块利用诊断程序对提取的特征进行诊断分析;

步骤四,通过显示模块利用显示器显示彩色编码后的超声图像数据。

4. 如权利要求3所述超声科组合式检测方法,其特征在于,所述校正模块校正方法包括:

(1) 通过检测电路通过圆周泵带动仿血液在循环系统中以一定流速运动,整个循环系统通过圆周泵对管路的挤压,使仿血液从储液罐出发通过圆周泵、缓冲罐、电子流量计、仿体膜最终回到储液罐中;

(2) 在通过流量计时电子流量计将采集的流速信息反馈回控制系统,系统将根据预先设置的流速与电子流量计采集的流速进行对比,控制系统根据对比结果调整圆周泵的转速,使循环系统中流速稳定在一个定值上;

(3) 在整个流速调整的过程中,系统将瞬时值通过曲线记录下来,并在液晶显示屏中显示出来;

(4) 当整体闭合循环系统中流速稳定在预设的数值上,仿血液就以一定的流速在仿体膜中长时间稳定流动,对彩色超声多普勒检测仪进行校正。

5. 如权利要求3所述超声科组合式检测方法,其特征在于,所述图像优化模块优化方法包括:

1) 通过图像优化程序获得图像信号,解析得到R、G、B数据信号,并产生R、G、B数据信号相应的灰度图像;

2) 对各灰度图像通过误差扩散算法计算、颜色量化处理后,产生降低图像信号位数的

图像数据。

6. 如权利要求5所述超声科组合式检测方法,其特征在于,所述误差扩散算法计算是将灰度图像的当前像素点的像素值与一个阈值T相比较,得到一个二值输出;

然后将输入与输出的像素误差值以一定的规律扩散到未经处理的区域;

每个像素的误差扩散过程包括:将原灰度图像在此像素点的像素值与之前被扩散到此像素点的误差相加,得到当前像素点的输出值;将当前像素点的输出值与阈值T相比较得到一个二值输出;将当前像素点的输入与输出的像素误差值按照一定的规律扩散到未经处理的区域。

7. 如权利要求3所述超声科组合式检测方法,其特征在于,利用诊断程序对提取的特征进行诊断分析中,需对超声图像特征进行分割;具体包括:

1) 输入大小为 $X \times Y$ 的待分割超声图像I和 $x$ 个形状先验;

2) 人工或者自动地初始化演化曲线,并用水平集函数编码为 $\phi_0$ ;

3) 用基于矩的方法将 $n$ 个形状先验对齐;

4) 将对齐的形状先验用水平集函数编码,得到 $\{\phi_1, \dots, \phi_n\}$ ;

5) 将形状先验的水平集函数按列展开成列向量 $\phi_i \in R^{X \times Y}, i=1, \dots, X$ ,构成形状先验矩阵  
 $D=[\phi_1, \dots, \phi_x]$ ;

6) 用独立成分分析对形状先验矩阵D进行降维:对形状先验矩阵预处理;对预处理后的形状先验矩阵,进行ICA降维;

7) 将当前水平集函数 $\phi_t$ 按列展开成向量,用6)中得到的投影矩阵将其映射到低维空间;

8) 在低维空间估计形状先验的概率分布,构造形状驱动能量项,并和基于区域的数据驱动能量项结合,构成总的能量函数;

9) 最小化能量函数,驱动曲线演化,得到分割结果。

8. 如权利要求7所述超声科组合式检测方法,其特征在于,所述对形状先验矩阵预处理的方法包括:

第一步,数据中心化:形状先验矩阵D减去均值,得到中心化后的形状先验矩阵:

$$D_1=[\hat{\phi}_1, \dots, \hat{\phi}_x]=[\phi_1 - \bar{\phi}, \dots, \phi_n - \bar{\phi}];$$

第二步,对中心化的形状先验矩阵 $D_1$ 进行主成分分析:首先求 $D_1$ 的协方差矩阵, $C=D_1 D_1^T$ ,

其中 $D_1^T$ 为矩阵 $D_1$ 的转置,对协方差矩阵C进行特征值分解, $C=U \Lambda U^T$ ,其中 $\Lambda = \begin{bmatrix} \lambda_1 & & \\ & \ddots & \\ & & \lambda_{x \times y} \end{bmatrix}$

为C的特征值构成的对角矩阵, $U=[u_1, \dots, u_{x \times y}]$ 为C的特征向量;

第三步,对中心化的形状先验矩阵 $D_1$ 进行白化处理:计算白化矩阵 $W = \text{inv}(\text{sqrt}(\Lambda)) U^T$ ,得到白化后的矩阵 $\tilde{D} = W D_1 = [\tilde{\phi}_1, \dots, \tilde{\phi}_x]$ ,满足每个特征维度上的方差为1,并且不同特征维度之间不相关;

所述对预处理后的形状先验矩阵,用FastICA算法进行ICA处理的步骤如下:

第一步,设定要提取的独立成分的数量,即降维之后的特征数 $k$ ;

第二步,假设映射矩阵为  $F = \begin{bmatrix} f_1^T \\ \vdots \\ f_k^T \end{bmatrix}$ , 其中,列向量  $f_i \in \mathbb{R}^{X \times Y}$ ,  $i = 1, \dots, k$ , 则降维后的形

状先验特征向量为  $\psi_i = f_i^T \tilde{\phi}_i$ , 构成矩阵  $\Psi = [\psi_1, \dots, \psi_k]$ ;

第三步,用峰度  $\mathbf{kurt}(f_i^T \tilde{D}) = E[(f_i^T \tilde{D})^4]$  度量降维后形状先验特征向量  $\psi_i$ ,  $i = 1, \dots, X$  的非高斯性;

第四步,用固定点迭代算法求解使得峰度最大的方向  $\{f_1^T, \dots, f_X^T\}$ ;

第五步,得到映射矩阵  $F$  和降维之后的形状先验矩阵  $\Psi = F\tilde{D}$ ;

所述将向量化的当前水平集函数  $\phi_i$  降维的步骤包括:

第一步,数据中心化(去均值),  $\hat{\phi}_i = \phi_i - \bar{\phi}$ ;

第二步,将  $\hat{\phi}_i$  投影到低维空间,  $\phi_i^p = F\hat{\phi}_i$ 。

9. 一种实现权利要求3-8任意一项所述超声科组合式检测方法的信息数据处理终端。

10. 一种计算机可读存储介质,包括指令,当其在计算机上运行时,使得计算机执行如权利要求3-7任意一项所述的超声科组合式检测方法。

## 一种超声科组合式检测诊断彩超系统检测方法

### 技术领域

[0001] 本发明属于彩超技术领域,尤其涉及一种超声科组合式检测诊断彩超系统及检测方法。

### 背景技术

[0002] 彩超通常由探头(相控阵、线阵、凸阵、机械扇扫、三维探头、内窥镜探头等)、超声波发射/接收电路、信号处理和图像显示等部分组成。利用超声多普勒技术和超声回波原理,同时进行采集血流运动、组织运动信息和人体器官组织成像的设备。用于超声成像、测量与血流运动信息采集供临床超声诊断检查使用。其中探头可经食道、血管内、术中经人体内部组织,和/或用于超声导航等领域。然而,现有超声科组合式检测诊断彩超系统检测时间不长。准确性差。抗干扰性差。同时,超声图像处理过程中一般采用直接丢掉低位的办法来达到显示器件输入信号宽度的要求,而由此带来的信号失真也很明显,图像质量不尽人意,直接会影响医生的诊断。

[0003] 综上所述,现有技术存在的问题是:

[0004] 现有超声科组合式检测诊断彩超系统检测时间不长。准确性差。抗干扰性差。

[0005] 超声图像处理过程中一般采用直接丢掉低位的办法来达到显示器件输入信号宽度的要求,而由此带来的信号失真也很明显,图像质量不尽人意,直接会影响医生的诊断。

### 发明内容

[0006] 针对现有技术存在的问题,本发明提供了一种超声科组合式检测诊断彩超系统及检测方法。

[0007] 本发明是这样实现的,一种超声科组合式检测诊断彩超系统包括:

[0008] 图像采集模块、主控模块、校正模块、编码叠加模块、图像优化模块、特征提取模块、诊断分析模块、显示模块。

[0009] 图像采集模块,与主控模块连接,用于通过超声探头采集患者超声图像数据。

[0010] 主控模块,与图像采集模块、校正模块、编码叠加模块、图像优化模块、特征提取模块、诊断分析模块、显示模块连接,用于通过单片机控制各个模块正常工作。

[0011] 校正模块,与主控模块连接,用于通过校正程序对彩超诊断设备进行校正。

[0012] 编码叠加模块,与主控模块连接,用于通过编码算法对血流信号经彩色编码后叠加在二维图像上。

[0013] 图像优化模块,与主控模块连接,用于通过优化程序对采集的超声图像进行优化处理。

[0014] 特征提取模块,与主控模块连接,用于通过提取程序提取超声图像特征元素。

[0015] 诊断分析模块,与主控模块连接,用于通过诊断程序对提取的特征进行诊断分析患者病情。

[0016] 显示模块,与主控模块连接,用于通过显示器显示彩色编码后的超声图像数据。

[0017] 本发明的另一目的在于提供一种搭载所述超声科组合式检测诊断彩超系统的彩超检测终端。

[0018] 本发明的另一目的在于提供一种超声科组合式检测方法包括：

[0019] 步骤一，通过图像采集模块利用超声探头采集患者超声图像数据。

[0020] 步骤二，主控模块通过校正模块利用校正程序对彩超诊断设备进行校正。通过编码叠加模块利用编码算法对血流信号经彩色编码后叠加在二维图像上。通过图像优化模块利用优化程序对采集的超声图像进行优化处理。通过特征提取模块利用提取程序提取超声图像特征元素。

[0021] 步骤三，通过诊断分析模块利用诊断程序对提取的特征进行诊断分析。

[0022] 步骤四，通过显示模块利用显示器显示彩色编码后的超声图像数据。

[0023] 进一步，所述校正模块校正方法包括：

[0024] (1) 通过检测电路通过圆周泵带动仿血液在循环系统中以一定流速运动，整个循环系统通过圆周泵对管路的挤压，使仿血液从储液罐出发通过圆周泵、缓冲罐、电子流量计、仿体膜最终回到储液罐中。

[0025] (2) 在通过流量计时电子流量计将采集的流速信息反馈回控制系统，系统将根据预先设置的流速与电子流量计采集的流速进行对比，控制系统根据对比结果调整圆周泵的转速，使循环系统中流速稳定在一个定值上。

[0026] (3) 在整个流速调整的过程中，系统将瞬时值通过曲线记录下来，并在液晶显示屏中显示出来。

[0027] (4) 当整体闭合循环系统中流速稳定在预设的数值上，仿血液就以一定的流速在仿体膜中长时间稳定流动，对彩色超声多普勒检测仪进行校正。

[0028] 进一步，所述图像优化模块优化方法包括：

[0029] 1) 通过图像优化程序获得图像信号，解析得到R、G、B数据信号，并产生R、G、B数据信号相应的灰度图像。

[0030] 2) 对各灰度图像通过误差扩散算法计算、颜色量化处理后，产生降低图像信号位数的图像数据。

[0031] 进一步，所述误差扩散算法计算是将灰度图像的当前像素点的像素值与一个阈值T相比较，得到一个二值输出。

[0032] 然后将输入与输出的像素误差值以一定的规律扩散到未经处理的区域。

[0033] 每个像素的误差扩散过程包括：将原灰度图像在此像素点的像素值与之前被扩散到此像素点的误差相加，得到当前像素点的输出值。将当前像素点的输出值与阈值T相比较得到一个二值输出。将当前像素点的输入与输出的像素误差值按照一定的规律扩散到未经处理的区域。

[0034] 进一步，利用诊断程序对提取的特征进行诊断分析中，需对超声图像特征进行分割。具体包括：

[0035] 1) 输入大小为 $X \times Y$ 的待分割超声图像I和 $x$ 个形状先验。

[0036] 2) 人工或者自动地初始化演化曲线，并用水平集函数编码为 $\phi_0$ 。

[0037] 3) 用基于矩的方法将 $n$ 个形状先验对齐。

[0038] 4) 将对齐的形状先验用水平集函数编码，得到 $\{\phi_1, \dots, \phi_n\}$ 。

[0039] 5) 将形状先验的水平集函数按列展开成列向量  $\phi_i \in R^{X \times Y}$ ,  $i = 1, \dots, X$ , 构成形状先验矩阵  $D = [\phi_1, \dots, \phi_X]$ 。

[0040] 6) 用独立成分分析对形状先验矩阵D进行降维:对形状先验矩阵预处理;对预处理后的形状先验矩阵,进行ICA降维。

[0041] 7) 将当前水平集函数  $\phi_t$ 按列展开成向量,用6)中得到的投影矩阵将其映射到低维空间。

[0042] 8) 在低维空间估计形状先验的概率分布,构造形状驱动能量项,并和基于区域的数据驱动能量项结合,构成总的能量函数。

[0043] 9) 最小化能量函数,驱动曲线演化,得到分割结果。

[0044] 进一步,所述对形状先验矩阵预处理的方法包括:

[0045] 第一步,数据中心化:形状先验矩阵D减去均值,得到中心化后的形状先验矩阵:

$$D_1 = [\hat{\phi}_1, \dots, \hat{\phi}_X] = [\phi_1 - \bar{\phi}, \dots, \phi_X - \bar{\phi}]。$$

[0046] 第二步,对中心化的形状先验矩阵D<sub>1</sub>进行主成分分析:首先求D<sub>1</sub>的协方差矩阵,C=

$$D_1 D_1^T, \text{其中} D_1^T \text{为矩阵} D_1 \text{的转置,对协方差矩阵} C \text{进行特征值分解,} C = U \Lambda U^T, \text{其中} \Lambda = \begin{bmatrix} \lambda_1 & & \\ & \ddots & \\ & & \lambda_{X \times Y} \end{bmatrix}$$

为C的特征值构成的对角矩阵,U=[u<sub>1</sub>, ..., u<sub>X×Y</sub>]为C的特征向量。

[0047] 第三步,对中心化的形状先验矩阵D<sub>1</sub>进行白化处理:计算白化矩阵W=inv(sqrt(Λ))U<sup>T</sup>,得到白化后的矩阵 $\tilde{D} = W D_1 = [\tilde{\phi}_1, \dots, \tilde{\phi}_X]$ ,满足每个特征维度上的方差为1,并且不同特征维度之间不相关。

[0048] 进一步,所述对预处理后的形状先验矩阵,用FastICA算法进行ICA处理的步骤如下:

[0049] 第一步,设定要提取的独立成分的数量,即降维之后的特征数k。

[0050] 第二步,假设映射矩阵为 $F = \begin{bmatrix} f_1^T \\ \vdots \\ f_k^T \end{bmatrix}$ ,其中,列向量 $f_i \in R^{X \times Y}$ ,  $i = 1, \dots, k$ ,则降维后

的形状先验特征向量为 $\psi_i = f_i^T \tilde{\phi}_i$ ,构成矩阵 $\Psi = [\psi_1, \dots, \psi_X]$ 。

[0051] 第三步,用峰度 $\text{kurt}(f_i^T \tilde{D}) = E[(f_i^T \tilde{D})^4]$ 度量降维后形状先验特征向量 $\psi_i$ ,  $i = 1, \dots, X$ 的非高斯性。

[0052] 第四步,用固定点迭代算法求解使得峰度最大的方向 $\{f_1^T, \dots, f_X^T\}$ 。

[0053] 第五步,得到映射矩阵F和降维之后的形状先验矩阵 $\Psi = F \tilde{D}$ 。

[0054] 所述将向量化的当前水平集函数 $\phi_t$ 降维的步骤包括:

[0055] 第一步,数据中心化(去均值), $\hat{\phi}_i = \phi_i - \bar{\phi}$ 。

[0056] 第二步,将 $\hat{\phi}_i$ 投影到低维空间, $\phi_i^p = F \hat{\phi}_i$ 。

[0057] 本发明另一目的在于提供一种实现所述超声科组合式检测方法的信息数据处理终端。

[0058] 本发明另一目的在于提供一种计算机可读存储介质,包括指令,当其在计算机上

运行时,使得计算机执行所述的超声科组合式检测方法。

[0059] 本发明的优点及积极效果为:

[0060] 本发明通过校正模块可有效解决目前在用检测设备的诸多弊端,可有效缩短检测时间,降低检测要求,拓展检测项目,提高机动性。同时,通过图像优化模块可以降低超声图像的信号位数,以适合显示器的显示要求,图像处理的失真小,获得优秀质量的超声图像。

[0061] 本发明利用诊断程序对提取的特征进行诊断分析中,需对超声图像特征进行分割。输入大小为 $X \times Y$ 的待分割超声图像 $I$ 和 $x$ 个形状先验。人工或者自动地初始化演化曲线,并用水平集函数编码为 $\phi_0$ 。用基于矩的方法将 $n$ 个形状先验对齐。对齐的形状先验用水平集函数编码,得到 $\{\phi_1, \dots, \phi_n\}$ 。将形状先验的水平集函数按列展开成列向量 $\phi_i \in R^{X \times Y}, i = 1, \dots, X$ ,构成形状先验矩阵 $D = [\phi_1, \dots, \phi_x]$ 。用独立成分分析对形状先验矩阵 $D$ 进行降维:对形状先验矩阵预处理。对预处理后的形状先验矩阵,进行ICA降维。将当前水平集函数 $\phi_t$ 按列展开成向量,用得到的投影矩阵将其映射到低维空间。在低维空间估计形状先验的概率分布,构造形状驱动能量项,并和基于区域的数据驱动能量项结合,构成总的能量函数。最小化能量函数,驱动曲线演化,得到分割结果。

## 附图说明

[0062] 图1是本发明实施例提供的超声科组合式检测诊断彩超系统结构框图。

[0063] 图中:1、图像采集模块。2、主控模块。3、校正模块。4、编码叠加模块。5、图像优化模块。6、特征提取模块。7、诊断分析模块。8、显示模块。

[0064] 图2是本发明实施例提供的超声科组合式检测方法流程图。

## 具体实施方式

[0065] 为能进一步了解本发明的发明内容、特点及功效,兹例举以下实施例,并配合附图详细说明包括。

[0066] 现有超声科组合式检测诊断彩超系统检测时间不长。准确性差。抗干扰性差。超声图像处理过程中一般采用直接丢掉低位的办法来达到显示器件输入信号宽度的要求,而由此带来的信号失真也很明显,图像质量不尽人意,直接会影响医生的诊断。

[0067] 为解决上述问题,下面结合附图对本发明的结构作详细的描述。

[0068] 如图1所示,本发明实施例提供的超声科组合式检测诊断彩超系统包括:图像采集模块1、主控模块2、校正模块3、编码叠加模块4、图像优化模块5、特征提取模块6、诊断分析模块7、显示模块8。

[0069] 图像采集模块1,与主控模块2连接,用于通过超声探头采集患者超声图像数据。

[0070] 主控模块2,与图像采集模块1、校正模块3、编码叠加模块4、图像优化模块5、特征提取模块6、诊断分析模块7、显示模块8连接,用于通过单片机控制各个模块正常工作。

[0071] 校正模块3,与主控模块2连接,用于通过校正程序对彩超诊断设备进行校正。

[0072] 编码叠加模块4,与主控模块2连接,用于通过编码算法对血流信号经彩色编码后叠加在二维图像上。

[0073] 图像优化模块5,与主控模块2连接,用于通过优化程序对采集的超声图像进行优化处理。

- [0074] 特征提取模块6,与主控模块2连接,用于通过提取程序提取超声图像特征元素。
- [0075] 诊断分析模块7,与主控模块2连接,用于通过诊断程序对提取的特征进行诊断分析患者病情。
- [0076] 显示模块8,与主控模块2连接,用于通过显示器显示彩色编码后的超声图像数据。
- [0077] 图2是本发明实施例提供的超声科组合式检测方法包括:
- [0078] S101,通过图像采集模块利用超声探头采集患者超声图像数据。
- [0079] S102,主控模块通过校正模块利用校正程序对彩超诊断设备进行校正。通过编码叠加模块利用编码算法对血流信号经彩色编码后叠加在二维图像上。通过图像优化模块利用优化程序对采集的超声图像进行优化处理。通过特征提取模块利用提取程序提取超声图像特征元素。
- [0080] S103,通过诊断分析模块利用诊断程序对提取的特征进行诊断分析患者病情。
- [0081] S104,通过显示模块利用显示器显示彩色编码后的超声图像数据。
- [0082] 下面结具体实施例对本发明作进一步描述。
- [0083] 实施例1
- [0084] 本发明实施例提供的校正模块3校正方法包括:
- [0085] (1)通过检测电路通过圆周泵带动仿血液在循环系统中以一定流速运动,整个循环系统通过圆周泵对管路的挤压,使仿血液从储液罐出发通过圆周泵、缓冲罐、电子流量计、仿体膜最终回到储液罐中。
- [0086] (2)在通过流量计时电子流量计将采集的流速信息反馈回控制系统,系统将根据预先设置的流速与电子流量计采集的流速进行对比,控制系统根据对比结果调整圆周泵的转速,使循环系统中流速稳定在一个定值上。
- [0087] (3)在整个流速调整的过程中,系统将瞬时值通过曲线记录下来,并在液晶显示屏中显示出来。
- [0088] (4)当整体闭合循环系统中流速稳定在预设的数值上,仿血液就以一定的流速在仿体膜中长时间稳定流动,此时就可以对彩色超声多普勒检测仪进行校正。
- [0089] 实施例2
- [0090] 本发明提供的图像优化模块5优化方法包括:
- [0091] 1)通过图像优化程序获得图像信号,解析得到R、G、B数据信号,并产生R、G、B数据信号相应的灰度图像。
- [0092] 2)对各灰度图像通过误差扩散算法计算、颜色量化处理后,产生降低图像信号位数的图像数据。
- [0093] 本发明提供的误差扩散算法计算是将灰度图像的当前像素点的像素值与一个阈值T相比较,得到一个二值输出。然后将输入与输出的像素误差值以一定的规律扩散到未经处理的区域。每个像素的误差扩散过程包括三个步骤:第一、将原灰度图像在此像素点的像素值与之前被扩散到此像素点的误差相加,得到当前像素点的输出值。第二,将当前像素点的输出值与阈值T相比较得到一个二值输出。第三,将当前像素点的输入与输出的像素误差值按照一定的规律扩散到未经处理的区域。
- [0094] 实施例3
- [0095] 本发明诊断程序对提取的特征进行诊断分析中,需对超声图像特征进行分割。具

体包括:

[0096] 1) 输入大小为 $X \times Y$ 的待分割超声图像 $I$ 和 $x$ 个形状先验。

[0097] 2) 人工或者自动地初始化演化曲线,并用水平集函数编码为 $\phi_0$ 。

[0098] 3) 用基于矩的方法将 $n$ 个形状先验对齐。

[0099] 4) 将对齐的形状先验用水平集函数编码,得到 $\{\phi_1, \dots, \phi_n\}$ 。

[0100] 5) 将形状先验的水平集函数按列展开成列向量 $\phi_i \in R^{X \times Y}, i = 1, \dots, X$ ,构成形状先验矩阵 $D = [\phi_1, \dots, \phi_X]$ 。

[0101] 6) 用独立成分分析对形状先验矩阵 $D$ 进行降维:对形状先验矩阵预处理;对预处理后的形状先验矩阵,进行ICA降维。

[0102] 7) 将当前水平集函数 $\phi_t$ 按列展开成向量,用6)中得到的投影矩阵将其映射到低维空间。

[0103] 8) 在低维空间估计形状先验的概率分布,构造形状驱动能量项,并和基于区域的数据驱动能量项结合,构成总的能量函数。

[0104] 9) 最小化能量函数,驱动曲线演化,得到分割结果。

[0105] 所述对形状先验矩阵预处理的方法包括:

[0106] 第一步,数据中心化:形状先验矩阵 $D$ 减去均值,得到中心化后的形状先验矩阵:

$$D_1 = [\hat{\phi}_1, \dots, \hat{\phi}_X] = [\phi_1 - \bar{\phi}, \dots, \phi_n - \bar{\phi}]。$$

[0107] 第二步,对中心化的形状先验矩阵 $D_1$ 进行主成分分析:首先求 $D_1$ 的协方差矩阵, $C = D_1 D_1^T$ ,

其中 $D_1^T$ 为矩阵 $D_1$ 的转置,对协方差矩阵 $C$ 进行特征值分解, $C = U \Lambda U^T$ ,其中 $\Lambda = \begin{bmatrix} \lambda_1 & & \\ & \ddots & \\ & & \lambda_{X \times Y} \end{bmatrix}$ 为

$C$ 的特征值构成的对角矩阵, $U = [u_1, \dots, u_{X \times Y}]$ 为 $C$ 的特征向量。

[0108] 第三步,对中心化的形状先验矩阵 $D_1$ 进行白化处理:计算白化矩阵 $W = \text{inv}(\text{sqrt}(\Lambda)) U^T$ ,得到白化后的矩阵 $\tilde{D} = W D_1 = [\tilde{\phi}_1, \dots, \tilde{\phi}_X]$ ,满足每个特征维度上的方差为1,并且不同特征维度之间不相关。

[0109] 所述对预处理后的形状先验矩阵,用FastICA算法进行ICA处理的步骤如下:

[0110] 第一步,设定要提取的独立成分的数量,即降维之后的特征数 $k$ 。

[0111] 第二步,假设映射矩阵为 $F = \begin{bmatrix} f_1^T \\ \vdots \\ f_k^T \end{bmatrix}$ ,其中,列向量 $f_i \in R^{X \times Y}, i = 1, \dots, k$ ,则降维后

的形状先验特征向量为 $\psi_i = f_i^T \tilde{\phi}_i$ ,构成矩阵 $\Psi = [\psi_1, \dots, \psi_X]$ 。

[0112] 第三步,用峰度 $\text{kurt}(f_i^T \tilde{D}) = E[(f_i^T \tilde{D})^4]$ 度量降维后形状先验特征向量 $\psi_i, i = 1, \dots, X$ 的非高斯性。

[0113] 第四步,用固定点迭代算法求解使得峰度最大的方向 $\{f_1^T, \dots, f_X^T\}$ 。

[0114] 第五步,得到映射矩阵 $F$ 和降维之后的形状先验矩阵 $\Psi = F \tilde{D}$ 。

[0115] 所述将向量化的当前水平集函数 $\phi_t$ 降维的步骤包括:

[0116] 第一步,数据中心化(去均值), $\hat{\phi}_i = \phi_i - \bar{\phi}$ 。

[0117] 第二步,将 $\hat{\phi}_i$ 投影到低维空间, $\phi_i^p = F\hat{\phi}_i$ 。

[0118] 在上述实施例中,可以全部或部分地通过软件、硬件、固件或者其任意组合来实现。当使用全部或部分地以计算机程序产品的形式实现,所述计算机程序产品包括一个或多个计算机指令。在计算机上加载或执行所述计算机程序指令时,全部或部分地产生按照本发明实施例所述的流程或功能。所述计算机可以是通用计算机、专用计算机、计算机网络、或者其他可编程装置。所述计算机指令可以存储在计算机可读存储介质中,或者从一个计算机可读存储介质向另一个计算机可读存储介质传输,例如,所述计算机指令可以从一个网站站点、计算机、服务器或数据中心通过有线(例如同轴电缆、光纤、数字用户线(DSL)或无线(例如红外、无线、微波等)方式向另一个网站站点、计算机、服务器或数据中心进行传输)。所述计算机可读存储介质可以是计算机能够存取的任何可用介质或者是包含一个或多个可用介质集成的服务器、数据中心等数据存储设备。所述可用介质可以是磁性介质,(例如,软盘、硬盘、磁带)、光介质(例如,DVD)、或者半导体介质(例如固态硬盘Solid State Disk(SSD))等。

[0119] 以上所述仅是对本发明的较佳实施例而已,并非对本发明作任何形式上的限制,凡是依据本发明的技术实质对以上实施例所做的任何简单修改,等同变化与修饰,均属于本发明技术方案的范围。

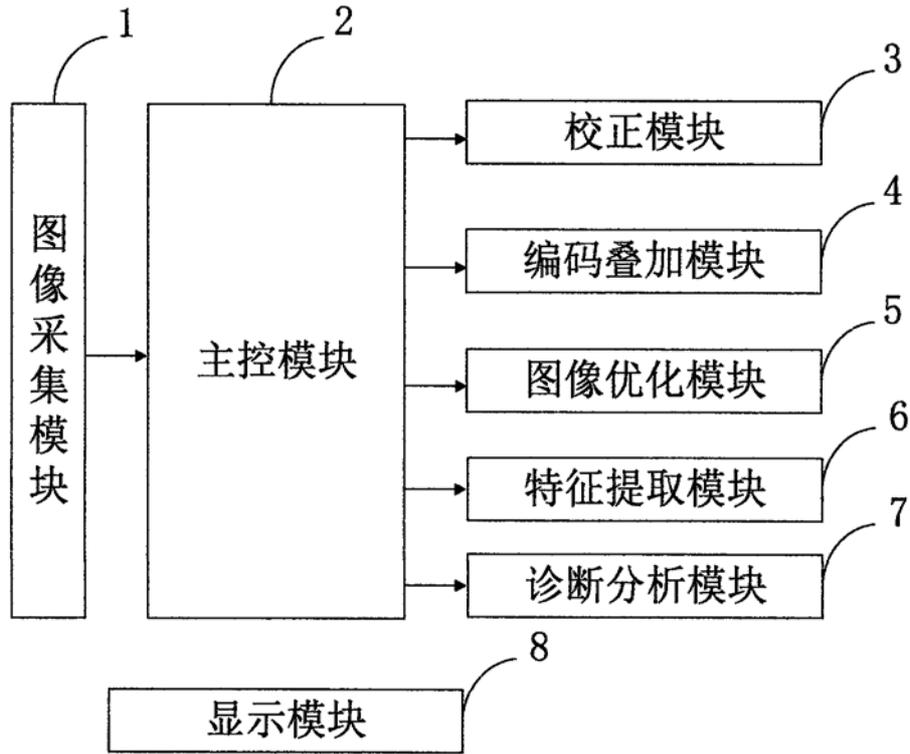


图1

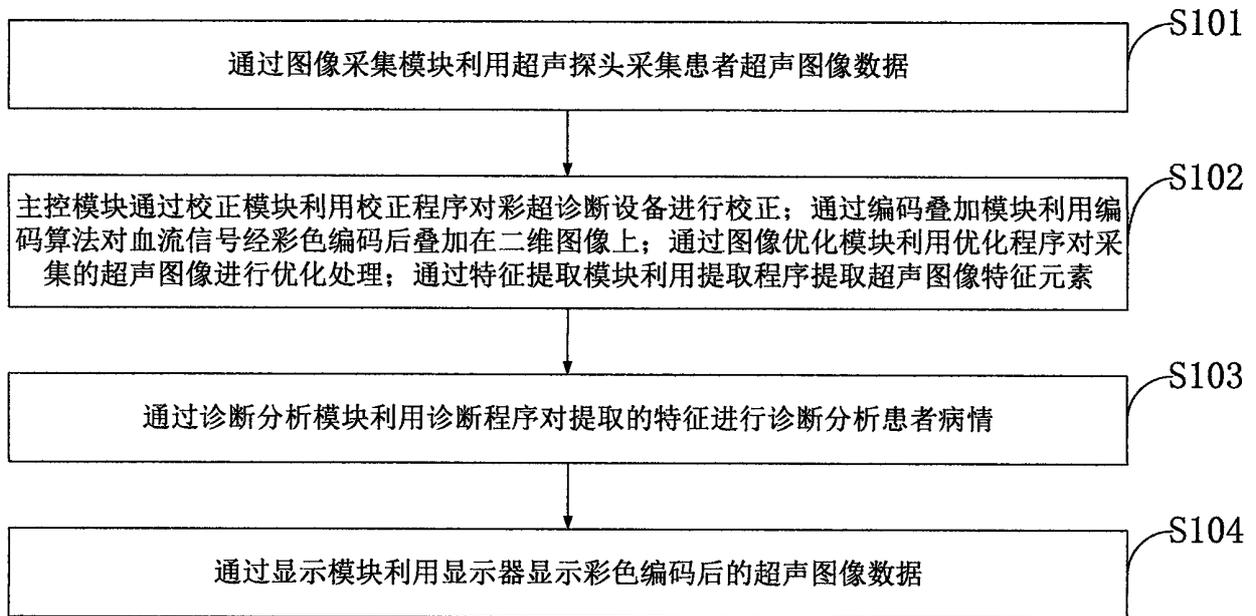


图2

专利名称(译)	一种超声科组合式检测诊断彩超系统检测方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN110522468A</a>	公开(公告)日	2019-12-03
申请号	CN201910727637.3	申请日	2019-07-28
[标]发明人	张伟 张月强		
发明人	张伟 张月强		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/463 A61B8/5238 A61B8/58		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明属于彩超技术领域，公开了一种超声科组合式检测诊断彩超系统及检测方法，利用超声探头采集患者超声图像数据；利用校正程序对彩超诊断设备进行校正；利用编码算法对血流信号经彩色编码后叠加在二维图像上；利用优化程序对采集的超声图像进行优化处理；利用提取程序提取超声图像特征元素；利用诊断程序对提取的特征进行诊断分析；利用显示器显示彩色编码后的超声图像数据。本发明通过校正模块可有效解决目前在用检测设备的诸多弊端，可有效缩短检测时间，降低检测要求，拓展检测项目，提高机动性。同时，通过图像优化模块可以降低超声图像的信号位数，以适合显示器的显示要求，图像处理的失真小，获得优秀质量的超声图像。

