



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109528232 A

(43)申请公布日 2019.03.29

(21)申请号 201811567309.3

(22)申请日 2018.12.19

(71)申请人 盐城市第三人民医院

地址 224000 江苏省盐城市剧场路75号盐城市新都路606号

(72)发明人 常景建 戴真煜 董璟 周兢 应丹青 蒋立忠 倪雪君

(74)专利代理机构 北京冠和权律师事务所 11399

代理人 朱健 张国香

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

G06T 7/00(2017.01)

G06T 5/00(2006.01)

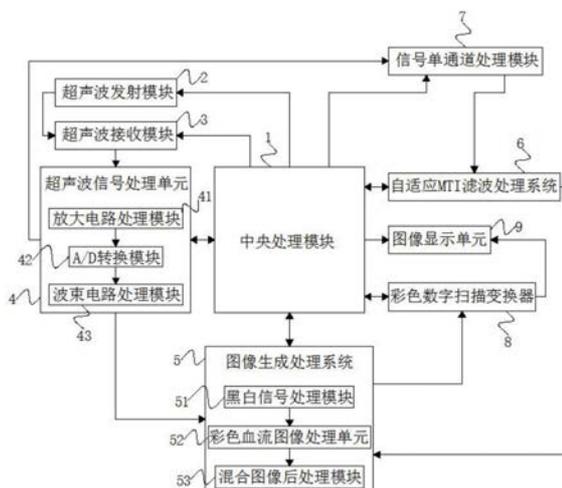
权利要求书1页 说明书7页 附图4页

(54)发明名称

一种超声波诊断设备用图像处理系统

(57)摘要

本发明公开了一种超声波诊断设备用图像处理系统,包括中央处理模块、超声波发射模块和超声波接收模块,中央处理模块的输出端分别与超声波发射模块和超声波接收模块的输入端连接,超声波发射模块的输出端与超声波接收模块的输入端连接,本发明涉及图像处理技术领域。该超声波诊断设备用图像处理系统,可大大增强滤波去噪效果,扩大了适用范围,实现了彻底避免彩色图像的“黑洞”及“孤立点”的现象发生,实现了通过采用自使用滤波系统来使整个系统根据实际滤波系数完成自动滤波去噪,很好的达到了采用将黑白图像与彩色图像之间进行混合处理,来防止出现图像出现“黑洞”及“孤立点”的目的,从而保证人们的正常超声波诊断。



1. 一种超声波诊断设备用图像处理系统,包括中央处理模块(1)、超声波发射模块(2)和超声波接收模块(3),所述中央处理模块(1)的输出端分别与超声波发射模块(2)和超声波接收模块(3)的输入端连接,且超声波发射模块(2)的输出端与超声波接收模块(3)的输入端连接,其特征在于:所述中央处理模块(1)与超声波信号处理单元(4)实现双向连接,且超声波信号处理单元(4)的输入端与超声波接收模块(3)的输出端连接,所述超声波信号处理单元(4)包括放大电路处理模块(41)、A/D转换模块(42)和波束电路处理模块(43),所述放大电路处理模块(41)的输出端与A/D转换模块(42)的输入端连接,且A/D转换模块(42)的输出端与波束电路处理模块(43)的输入端连接,所述超声波信号处理单元(4)的输出端与图像生成处理系统(5)的输入端连接,且图像生成处理系统(5)的输入端与自适应MTI滤波处理系统(6)的输出端连接。

2. 根据权利要求1所述的一种超声波诊断设备用图像处理系统,其特征在于:所述自适应MTI滤波处理系统(6)与中央处理模块(1)实现双向连接,且中央处理模块(1)与图像生成处理系统(5)实现双向连接。

3. 根据权利要求1所述的一种超声波诊断设备用图像处理系统,其特征在于:所述图像生成处理系统(5)包括黑白信号处理模块(51)、彩色血流图像处理单元(52)和混合图像后处理模块(53),所述黑白信号处理模块(51)的输出端与彩色血流图像处理单元(52)的输入端连接,且彩色血流图像处理单元(52)的输出端与混合图像后处理模块(53)的输入端连接。

4. 根据权利要求3所述的一种超声波诊断设备用图像处理系统,其特征在于:所述彩色血流图像处理单元(52)包括血流速度图像处理模块(521)、血流方差图像处理模块(522)和血流能量图像处理模块(523)。

5. 根据权利要求1所述的一种超声波诊断设备用图像处理系统,其特征在于:所述自适应MTI滤波处理系统(6)包括输入信号处理模块(61)、有限脉冲响应结构生成模块(62)、误差信号处理模块(63)、滤波系数修正因子生成模块(64)和自适应滤波模块(65),所述输入信号处理模块(61)的输出端与有限脉冲响应结构生成模块(62)的输入端连接,且有限脉冲响应结构生成模块(62)的输出端与误差信号处理模块(63)的输入端连接。

6. 根据权利要求5所述的一种超声波诊断设备用图像处理系统,其特征在于:所述误差信号处理模块(63)的输出端与滤波系数修正因子生成模块(64)的输入端连接,且滤波系数修正因子生成模块(64)的输出端与自适应滤波模块(65)的输入端连接。

7. 根据权利要求1所述的一种超声波诊断设备用图像处理系统,其特征在于:所述超声波信号处理单元(4)的输出端与信号单通道处理模块(7)的输入端连接,且中央处理模块(1)的输出端与信号单通道处理模块(7)的输出端连接,所述信号单通道处理模块(7)的输出端与自适应MTI滤波处理系统(6)的输入端连接。

8. 根据权利要求1所述的一种超声波诊断设备用图像处理系统,其特征在于:所述图像生成处理系统(5)的输出端与彩色数字扫描变换器(8)的输入端连接,且彩色数字扫描变换器(8)与中央处理模块(1)实现双向连接。

9. 根据权利要求1所述的一种超声波诊断设备用图像处理系统,其特征在于:所述中央处理模块(1)的输出端与图像显示单元(9)的输入端连接,且图像显示单元(9)的输入端与彩色数字扫描变换器(8)的输出端连接。

## 一种超声波诊断设备用图像处理系统

### 技术领域

[0001] 本发明涉及图像处理技术领域,具体为一种超声波诊断设备用图像处理系统。

### 背景技术

[0002] 超声波诊断装置广泛地用于进行生物体的血流的观察或诊断,超声波诊断装置通过基于多普勒(Doppler)效应的多普勒法,根据超声波的反射波进行血流信息的生成以及显示,作为通过超声波诊断装置生成显示的血流信息,存在彩色多普勒图像或多普勒波形(多普勒频谱)等,彩色多普勒图像是通过彩色血流图法进行摄像的超声波图像,在CFM法中,在多条扫描线上进行多次超声波的发送接收,并且,在CFM法中,通过对同一位置的数据串应用MTI滤波器,来抑制来自静止的组织、或者活动慢的组织的信号(杂波信号),提取来自血流的信号,并且,在CFM法中,例如,根据该血流信号推定血流的速度、血流的方差、血流的能量等血流信息,显示二维地对推定结果的分布进行彩色显示的超声波图像(彩色多普勒图像),通常作为MTI滤波器,使用巴特沃斯型的滤波器或多项式回归滤波器的固定系数的滤波器。

[0003] 目前在对在由超声波诊断装置获得的超声波图像中,由于与超声波的波长相比非常小的生物体组织内的反射体群反射的散射波以各种相位产生并干涉,从而出现该斑点噪声,而现有技术大多是单一的采用固定系数的滤波器对接收的超声波进行滤波去噪处理,这样的滤波去噪方式去噪效果较差,且适用范围较小,不能完全避免彩色图像的“黑洞”及“孤立点”的现象发生,不能实现通过采用自使用滤波系统来使整个系统根据实际滤波系数完成自动滤波去噪,无法达到采用将黑白图像与彩色图像之间进行混合处理,来防止出现图像出现“黑洞”及“孤立点”的目的,从而给人们的正常超声波诊断带来了极大的不便。

### 发明内容

[0004] (一)解决的技术问题

[0005] 针对现有技术的不足,本发明提供了一种超声波诊断设备用图像处理系统,解决了现有的滤波去噪方式去噪效果较差,且适用范围较小,不能完全避免彩色图像的“黑洞”及“孤立点”的现象发生,不能实现通过采用自使用滤波系统来使整个系统根据实际滤波系数完成自动滤波去噪,无法达到采用将黑白图像与彩色图像之间进行混合处理,来防止出现图像出现“黑洞”及“孤立点”目的的问题。

[0006] (二)技术方案

[0007] 为实现以上目的,本发明通过以下技术方案予以实现:一种超声波诊断设备用图像处理系统,包括中央处理模块、超声波发射模块和超声波接收模块,所述中央处理模块的输出端分别与超声波发射模块和超声波接收模块的输入端连接,且超声波发射模块的输出端与超声波接收模块的输入端连接,所述中央处理模块与超声波信号处理单元实现双向连接,且超声波信号处理单元的输入端与超声波接收模块的输出端连接,所述超声波信号处理单元包括放大电路处理模块、A/D转换模块和波束电路处理模块,所述放大电路处理模块

的输出端与A/D转换模块的输入端连接,且A/D转换模块的输出端与波束电路处理模块的输入端连接,所述超声波信号处理单元的输出端与图像生成处理系统的输入端连接,且图像生成处理系统的输入端与自适应MTI滤波处理系统的输出端连接。

[0008] 优选的,所述自适应MTI滤波处理系统与中央处理模块实现双向连接,且中央处理模块与图像生成处理系统实现双向连接。

[0009] 优选的,所述图像生成处理系统包括黑白信号处理模块、彩色血流图像处理单元和混合图像后处理模块,所述黑白信号处理模块的输出端与彩色血流图像处理单元的输入端连接,且彩色血流图像处理单元的输出端与混合图像后处理模块的输入端连接。

[0010] 优选的,所述彩色血流图像处理单元包括血流速度图像处理模块、血流方差图像处理模块和血流能量图像处理模块。

[0011] 优选的,所述自适应MTI滤波处理系统包括输入信号处理模块、有限脉冲响应结构生成模块、误差信号处理模块、滤波系数修正因子生成模块和自适应滤波模块,所述输入信号处理模块的输出端与有限脉冲响应结构生成模块的输入端连接,且有限脉冲响应结构生成模块的输出端与误差信号处理模块的输入端连接。

[0012] 优选的,所述误差信号处理模块的输出端与滤波系数修正因子生成模块的输入端连接,且滤波系数修正因子生成模块的输出端与自适应滤波模块的输入端连接。

[0013] 优选的,所述超声波信号处理单元的输出端与信号单通道处理模块的输入端连接,且中央处理模块的输出端与信号单通道处理模块的输出端连接,所述信号单通道处理模块的输出端与自适应MTI滤波处理系统的输入端连接。

[0014] 优选的,所述图像生成处理系统的输出端与彩色数字扫描变换器的输入端连接,且彩色数字扫描变换器与中央处理模块实现双向连接。

[0015] 优选的,所述中央处理模块的输出端与图像显示单元的输入端连接,且图像显示单元的输入端与彩色数字扫描变换器的输出端连接。

[0016] (三)有益效果

[0017] 本发明提供了一种超声波诊断设备用图像处理系统。与现有技术相比具备以下有益效果:

[0018] (1)、该超声波诊断设备用图像处理系统,通过在中央处理模块的输出端分别与超声波发射模块和超声波接收模块的输入端连接,且超声波发射模块的输出端与超声波接收模块的输入端连接,再分别通过超声波信号处理单元、放大电路处理模块、A/D转换模块、波束电路处理模块、图像生成处理系统、自适应MTI滤波处理系统、黑白信号处理模块、彩色血流图像处理单元、混合图像后处理模块、血流速度图像处理模块、血流方差图像处理模块、血流能量图像处理模块、输入信号处理模块、有限脉冲响应结构生成模块、误差信号处理模块、滤波系数修正因子生成模块和自适应滤波模块的配合设置,可大大增强滤波去噪效果,扩大了适用范围,实现了彻底避免彩色图像的“黑洞”及“孤立点”的现象发生,实现了通过采用自使用滤波系统来使整个系统根据实际滤波系数完成自动滤波去噪,很好的达到了采用将黑白图像与彩色图像之间进行混合处理,来防止出现图像出现“黑洞”及“孤立点”的目的,从而保证了人们的正常超声波诊断。

[0019] (2)、该超声波诊断设备用图像处理系统,通过在超声波信号处理单元的输出端与信号单通道处理模块的输入端连接,且中央处理模块的输出端与信号单通道处理模块的输

出端连接,再通过信号单通道处理模块的输出端与自适应MTI滤波处理系统的输入端连接,可实现对接收的超声波信号滤波处理前先进行单通道算法处理,使数据信号能够进行分通道处理,从而大大缩短了滤波处理时间。

[0020] (3)、该超声波诊断设备用图像处理系统,通过在图像生成处理系统的输出端与彩色数字扫描变换器的输入端连接,且彩色数字扫描变换器与中央处理模块实现双向连接,再通过中央处理模块的输出端与图像显示单元的输入端连接,且图像显示单元的输入端与彩色数字扫描变换器的输出端连接,可实现对混合后的图像进行彩色扫描处理,即可得到超声波彩色图像。

## 附图说明

[0021] 图1为本发明系统的结构原理框图;

[0022] 图2为本发明自适应MTI滤波处理系统的结构原理框图;

[0023] 图3为本发明彩色血流图像处理单元的结构原理框图;

[0024] 图4为本发明自适应MTI滤波处理系统的算法原理图;

[0025] 图5为本发明自适应MTI滤波处理系统内输入信号的计算公式图;

[0026] 图6为本发明自适应MTI滤波处理系统内有限脉冲响应结构的计算公式图;

[0027] 图7为本发明自适应MTI滤波处理系统内代价函数的计算公式图;

[0028] 图8为本发明自适应MTI滤波处理系统内输入信号与脉冲响应作卷积估计的计算公式图;

[0029] 图9为本发明自适应MTI滤波处理系统内滤波系数修正因子迭代计算的计算公式图。

[0030] 图中,1中央处理模块、2超声波发射模块、3超声波接收模块、4超声波信号处理单元、41放大电路处理模块、42A/D转换模块、43波束电路处理模块、5图像生成处理系统、51黑白信号处理模块、52彩色血流图像处理单元、521血流速度图像处理模块、522血流方差图像处理模块、523血流能量图像处理模块、53混合图像后处理模块、6自适应MTI滤波处理系统、61输入信号处理模块、62有限脉冲响应结构生成模块、63误差信号处理模块、64滤波系数修正因子生成模块、65自适应滤波模块、7信号单通道处理模块、8彩色数字扫描变换器、9图像显示单元。

## 具体实施方式

[0031] 下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0032] 请参阅图1-9,本发明实施例提供一种技术方案:一种超声波诊断设备用图像处理系统,包括中央处理模块1、超声波发射模块2和超声波接收模块3,中央处理模块1的输出端分别与超声波发射模块2和超声波接收模块3的输入端连接,超声波发射模块2发射出超声波进入诊断者体内,经过人体组织和血流的反射,被同一超声探头内的超声波接收模块3接收,且超声波发射模块2的输出端与超声波接收模块3的输入端连接,中央处理模块1与超声

波信号处理单元4实现双向连接,且超声波信号处理单元4的输入端与超声波接收模块3的输出端连接,超声波信号处理单元4包括放大电路处理模块41、A/D转换模块42和波束电路处理模块43,超声波信号处理单元4内的放大电路处理模块41、A/D转换模块42和波束电路处理模块43依次经放大电路、A/D转换电路和波束电路后分成两路,放大电路处理模块41的输出端与A/D转换模块42的输入端连接,且A/D转换模块42的输出端与波束电路处理模块43的输入端连接,超声波信号处理单元4的输出端与图像生成处理系统5的输入端连接,且图像生成处理系统5的输入端与自适应MTI滤波处理系统6的输出端连接,自适应MTI滤波处理系统6与中央处理模块1实现双向连接,且中央处理模块1与图像生成处理系统5实现双向连接,图像生成处理系统5包括黑白信号处理模块51、彩色血流图像处理单元52和混合图像后处理模块53,黑白信号处理模块51的输出端与彩色血流图像处理单元52的输入端连接,且彩色血流图像处理单元52的输出端与混合图像后处理模块53的输入端连接,彩色血流图像处理单元52包括血流速度图像处理模块521、血流方差图像处理模块522和血流能量图像处理模块523,图像生成处理系统5内的黑白信号处理模块51,形成对应于人体组织结构的二维黑白组织图像,另一路传送至图像生成处理系统5内的彩色血流图像处理单元52,使彩色血流图像处理单元52内的血流速度图像处理模块521、血流方差图像处理模块522和血流能量图像处理模块523分别形成二维的彩色速度图像、方差图像和能量图像,之后通过混合图像处理模块53将输出的血流图像和上述黑白组织图像完成门限判决,得以确定每个扫描像素点的图像模式标志,并使血流图像按照一定规则嵌入到黑白组织图像中,自适应MTI滤波处理系统6包括输入信号处理模块61、有限脉冲响应结构生成模块62、误差信号处理模块63、滤波系数修正因子生成模块64和自适应滤波模块65,输入信号处理模块61的输出端与有限脉冲响应结构生成模块62的输入端连接,且有限脉冲响应结构生成模块62的输出端与误差信号处理模块63的输入端连接,误差信号处理模块63的输出端与滤波系数修正因子生成模块64的输入端连接,且滤波系数修正因子生成模块64的输出端与自适应滤波模块65的输入端连接,自适应MTI滤波处理系统6内的输入信号处理模块61进行整合,在图5中 $x(n)$ 为输入信号,且输入信号是所要信号 $d(n)$ 和干扰噪声 $v(n)$ 之和,然后通过有线脉冲响应结构生成模块62建立输入信号的有线脉冲响应函数,在图6中 $W(n)$ 为可变滤波器有限脉冲响应结构,这样结构的脉冲响应等于滤波器系数,并通过误差信号处理模块63建立代价函数,在图7中 $e(n)$ 为误差信号叫作代价函数,是所要信号与估计信号之差,之后通过滤波系数修正因子生成模块64将有线脉冲响应函数和代价函数进行迭代处理,即可得到滤波系数修正因子,在图8中可变滤波器通过将输入信号与脉冲响应作卷积估计所要信号,最后通过自适应滤波模块65将修正因子添加到滤波算法即可实现自适应滤波,在图9中其中 $\Delta W_n$ 是滤波器系数的校正因子,自适应算法根据输入信号与误差信号生成这个校正因子,超声波信号处理单元4的输出端与信号单通道处理模块7的输入端连接,信号单通道处理模块7内进行单通道分离处理,且中央处理模块1的输出端与信号单通道处理模块7的输出端连接,信号单通道处理模块7的输出端与自适应MTI滤波处理系统6的输入端连接,图像生成处理系统5的输出端与彩色数字扫描变换器8的输入端连接,且彩色数字扫描变换器8与中央处理模块1实现双向连接,中央处理模块1的输出端与图像显示单元9的输入端连接,且图像显示单元9的输入端与彩色数字扫描变换器8的输出端连接,彩色数字扫描变换器8进行扫描处理后,即可在图像显示单元9上显示。

[0033] 使用时,首先将超声探头安装在诊断者的身上,然后通过中央处理模块1控制超声波发射模块2发射出超声波进入诊断者体内,经过人体组织和血流的反射,被同一超声探头内的超声波接收模块3接收,超声探头接收到的信号会传送至超声波信号处理单元4内,中央处理模块1会控制超声波信号处理单元4内的放大电路处理模块41、A/D转换模块42和波束电路处理模块43依次经放大电路、A/D转换电路和波束电路后分成两路,一路传送至图像生成处理系统5内的黑白信号处理模块51,形成对应于人体组织结构的二维黑白组织图像,另一路传送至图像生成处理系统5内的彩色血流图像处理单元52,使彩色血流图像处理单元52内的血流速度图像处理模块521、血流方差图像处理模块522和血流能量图像处理模块523分别形成二维的彩色速度图像、方差图像和能量图像,之后通过混合图像处理模块53将输出的血流图像和上述黑白组织图像完成门限判决,得以确定每个扫描像素点的图像模式标志,并使血流图像按照一定规则嵌入到黑白组织图像中,同时超声波信号处理单元4可将接收的超声信号传送至信号单通道处理模块7内进行单通道分离处理,然后传送至自适应MTI滤波处理系统6内,中央处理模块1可控制自适应MTI滤波处理系统6内的输入信号处理模块61进行整合,然后通过有线脉冲响应结构生成模块62建立输入信号的有线脉冲响应函数,并通过误差信号处理模块63建立代价函数,之后通过滤波系数修正因子生成模块64将有线脉冲响应函数和代价函数进行迭代处理,即可得到滤波系数修正因子,最后通过自适应滤波模块65将修正因子添加到滤波算法即可实现自适应滤波,之后可将得到的图像经彩色数字扫描变换器8进行扫描处理后,即可在图像显示单元9上显示。

[0034] 在另一个实施例中,在该超声波诊断系统中,彩色血流图像处理是核心功能。本发明提供了彩色血流图像处理单元(52)的另一种实现方式。彩色血流图像处理单元的主要功能包括四个部分:图像预处理、血流速度图像处理、血流方差图像处理、血流能量图像处理。下面就这四个部分给出实施方法。

[0035] 彩色血流图像处理的第一部分是图像预处理。在硬件设备获得图像数据后要经过一些图像平滑处理,因为原始的图像会出现毛刺及大色度落差情况。图像平滑处理针对的数据是图像的帧,图像帧是系统处理的图像单元,一秒钟有多帧图像,例如一秒钟内有24帧,正常情况下显示出的图像会很连贯,肉眼觉察不出停顿与间隔。在该系统中采用的图像平滑处理的方法是采用二维高斯法,基本思路是根据高斯分布及当前图像的像素值进行图像滤波操作,公式是

$$[0036] \quad f(x,y) = \sum_{m=-a}^a \sum_{n=-b}^b w(m,n)h(x,y)f(x+m,y+n),$$

[0037] 这里 $f(x,y)$ 是在二维坐标 $x$ 与 $y$ 位置对应的像素值。参数 $a$ 与 $b$ 是取相邻像素的范围,在该系统中可以根据实际情况调整,例如取 $a=5, b=5$ 。 $w(m,n)$ 表示权重矩阵,这个矩阵是 $(2a+1) \times (2b+1)$ 矩阵,为了进行有效平滑,此矩阵采用对角线为2,其余为1的设置方法。在以上公式中用到了高斯平滑方法,具体而言就是函数 $h(x,y)$ 的使用,其定义如下

$$[0038] \quad h(x,y) = \left( \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} \exp\left(-\frac{x^2}{2\sigma^2}\right) \right) \cdot \left( \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} \exp\left(-\frac{y^2}{2\sigma^2}\right) \right),$$

[0039] 这里的 $x,y$ 是图片像素的二维坐标值, $\sigma$ 表示整个图片的像素值的标准差。以上混合高斯过滤方法既可以平滑图像,也可以消除图像中对象的模糊边界,增强了显示效果。

[0040] 图像预处理中也需要边界检测。边界检测有一些成熟的方法,在该系统中使用一般化的梯度边界增强方法,具体方法是求图像在 $x$ 与 $y$ 方向上的偏导,并合并形成梯度,公式

如下

$$[0041] \quad (\nabla f)^2 = \frac{\partial^2 f}{\partial x \partial x} + \frac{\partial^2 f}{\partial x \partial y},$$

[0042] 在这里定义x与y方向上的偏导函数为

$$[0043] \quad \frac{\partial f}{\partial x} = f(x, y) - f(x - 1, y),$$

$$[0044] \quad \frac{\partial f}{\partial y} = f(x, y) - f(x, y - 1),$$

[0045] 其中f(x, y)是二维图像在坐标(x, y)处经过平滑处理得到的像素值。

[0046] 接着是图像相干斑抑制。相干斑抑制需要一定时间范围内的多张图像,具体公式如下

$$[0047] \quad \frac{\partial f}{\partial t} = \gamma \cdot \nabla \cdot (D(|\nabla f|)\nabla f) + \beta s,$$

[0048] f(x, y, t)表示图像在t时刻的扩散过程,初始条件f(x, y, 0),表示初始的带有噪音的图像。是其中 $\gamma$ 是一个常数,由该系统设置定义,一般取值为1.0到2.0之间的实数, $\nabla$ 是梯度运算符, $\beta$ 是一个常数,由系统设定,一般取值为0.1到1.0之间。公式中的s是一个函数常数,通常由梯度函数确定。D()的定义为高斯函数, $D(s) = \exp\left(-\left(\frac{s}{k}\right)^2\right)$ ,其中k是常数。

。 $|\nabla f|$ 的计算方法与前面论述方法一致:

$$[0049] \quad |\nabla f| = \sqrt{\frac{\partial^2 f}{\partial x \partial x} + \frac{\partial^2 f}{\partial x \partial y}}$$

[0050] 在这里定义偏导函数为

$$\frac{\partial f}{\partial x} = f(x, y) - f(x - 1, y), \quad \frac{\partial f}{\partial y} = f(x, y) - f(x, y - 1),$$

其中f(x, y)是二维图像在坐标(x, y)处经过平滑处理得到的像素值。这个过程经过几次迭代最终得到处理后的图片。

[0051] 彩色血流图像处理的第二部分是血流速度图像处理。多普勒超声图像处理的重要目标是检测在身体中的血流并度量血流速度。多普勒效应是当声源相对于观察者移动时声频的变化。该测量的控制方程是

$$[0052] \quad f_D = \Delta f = f_0 \cdot \left[\frac{2v}{c_0} \cos\theta\right],$$

[0053] 其中 $f_D$ 表示多普勒频移, $c_0$ 表示介入介质中的声速, $v$ 表示物体速度, $\theta$ 表示观察角度, $f_0$ 表示测量的频率。彩色血流速度图像处理实时地显示血流速度与方向,在一定时间内的血流速度的计算公式为

$$[0054] \quad v = \frac{W_a}{W_0} \cdot \frac{s}{\cos\theta},$$

[0055] 其中 $v$ 表示血液流动速度, $W_0$ 是载波频率, $s$ 是声速, $\theta$ 是声束与血流之间的角度, $W_a$ 是接收信号的功率谱的平均角频率。通常,血液流动方向是从多普勒频移的极性获得的。

[0056] 彩色血流图像处理的第三部分是血流方差图像处理。血流方差处理与计算必须在

一定时间间隔范围内,比如T,通常需要设定其值。通过方差测量血流量的变化范围

$$\sigma^2 = \sum W^2 - W_a^2。W是多普勒设备载波频率,W_a是接多普勒载波信号的平均频率。这里的$$

$$W_a = \frac{\varphi(T)}{T}, \text{其中} \varphi(T) = \tan \frac{R(T,x)}{R(T,y)}, \text{这里定义} R(T,x) \text{为}$$

$$[0057] \quad R(T,x) = \int_{T-\delta_x}^{T+\delta_x} \exp\left(-\frac{x^2}{\delta_x^2}\right) z(t) \cdot z(t-\delta_x) \cdot z(t+\delta_x) dt,$$

[0058] 公式中的z(t)表示在t时刻系统接收到的复杂多普勒信号的数值,T表示接收信号的时间间隔, $\delta_x$ 表示在T间隔范围内获得多普勒信号x维度的标准差。

$$[0059] \quad \text{同样定义} R(T,y) = \int_{T-\delta_y}^{T+\delta_y} \exp\left(-\frac{y^2}{\delta_y^2}\right) z(t) \cdot z(t-\delta_y) \cdot z(t+\delta_y) dt, \delta_y \text{表示}$$

在T间隔范围内获得多普勒信号y维度的标准差。通过以上计算就得到了血流方差 $\sigma^2$ 。

[0060] 彩色血流图像处理的第四部分是血流能量图像处理。关于血流的能量涉及到血液流量的速度及图像表达血液的截面面积。通过彩色图像处理的血流方差计算部分已经获得

了血液流量的方差,那么能量表达可以表示为 $E = |\nabla f| \cdot \sigma$ ,其中 $|\nabla f| = \sqrt{\frac{\partial^2 f}{\partial x \partial x} + \frac{\partial^2 f}{\partial x \partial y}}$ , $\sigma$ 是

在图像处理上面步骤得到的血液流量的标准差。在这里定义离散偏导为

$$\frac{\partial f}{\partial x} = f(x,y) - f(x-1,y), \quad \frac{\partial f}{\partial y} = f(x,y) - f(x,y-1), \text{其中} f(x,y) \text{是二维图像在坐}$$

标(x,y)处经过平滑处理得到的像素值。这个过程经过几次迭代最终得到处理后的图片。

[0061] 通过以上彩色血流图像处理的超声彩色图像处理有以下益处:

[0062] 第一、实施过程适合计算机处理,信号处理环节对每帧图像处理,速度较快,显示血液流动情况流畅,是一种可行的方法,非常便于实际实施。

[0063] 第二、在具体实施过程中,各种参数可以根据实际情况调整,对不同的病人会系统会自动识别并设置参数,自动化程度高。

[0064] 需要说明的是,在本文中,诸如第一和第二等之类的关系术语仅仅用来将一个实体或者操作与另一个实体或操作区分开来,而不一定要求或者暗示这些实体或操作之间存在任何这种实际的关系或者顺序。而且,术语“包括”、“包含”或者其任何其他变体意在涵盖非排他性的包含,从而使得包括一系列要素的过程、方法、物品或者设备不仅包括那些要素,而且还包括没有明确列出的其他要素,或者是还包括为这种过程、方法、物品或者设备所固有的要素。

[0065] 尽管已经示出和描述了本发明的实施例,对于本领域的普通技术人员而言,可以理解在不脱离本发明的原理和精神的情况下可以对这些实施例进行多种变化、修改、替换和变型,本发明的范围由所附权利要求及其等同物限定。

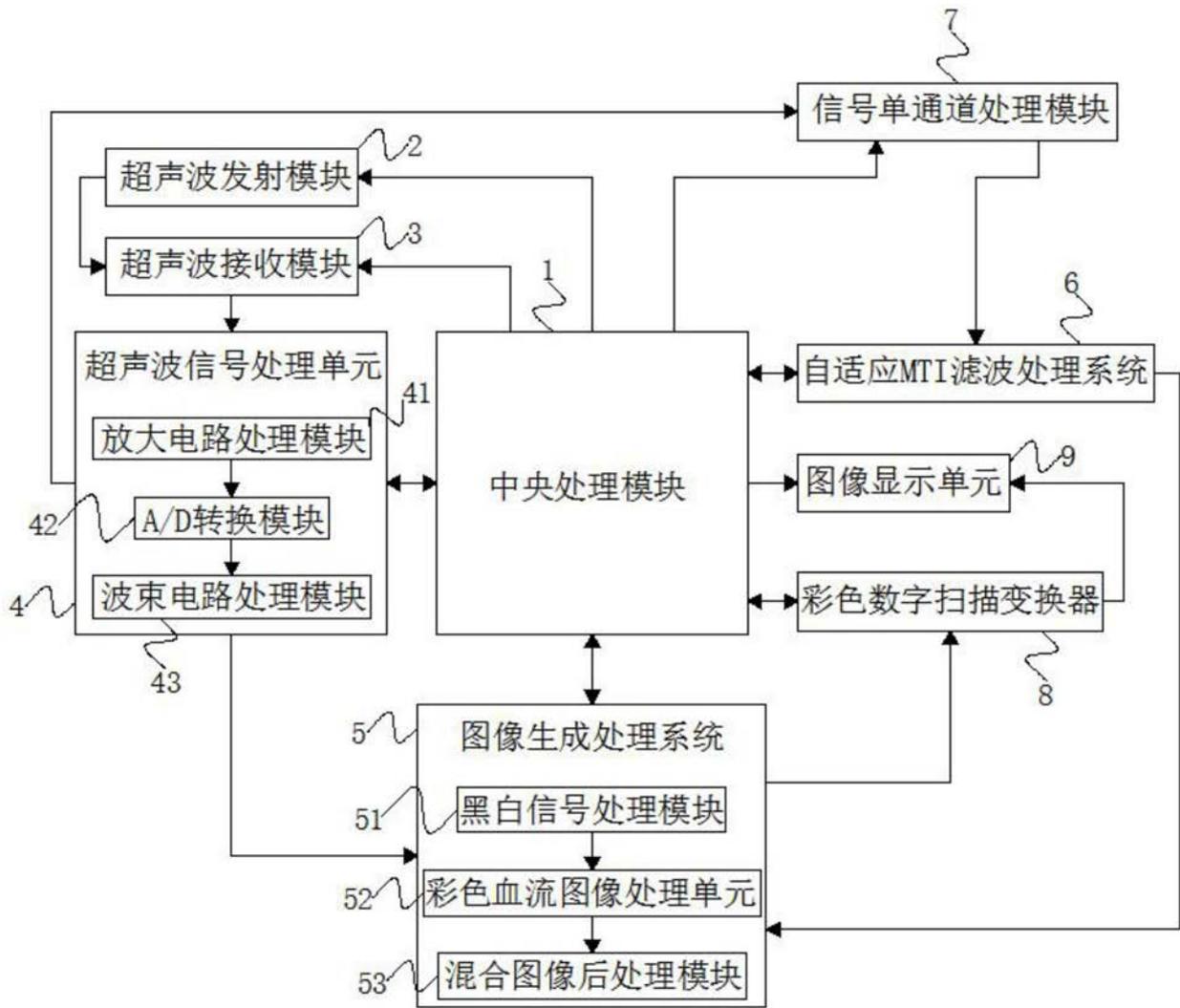


图1

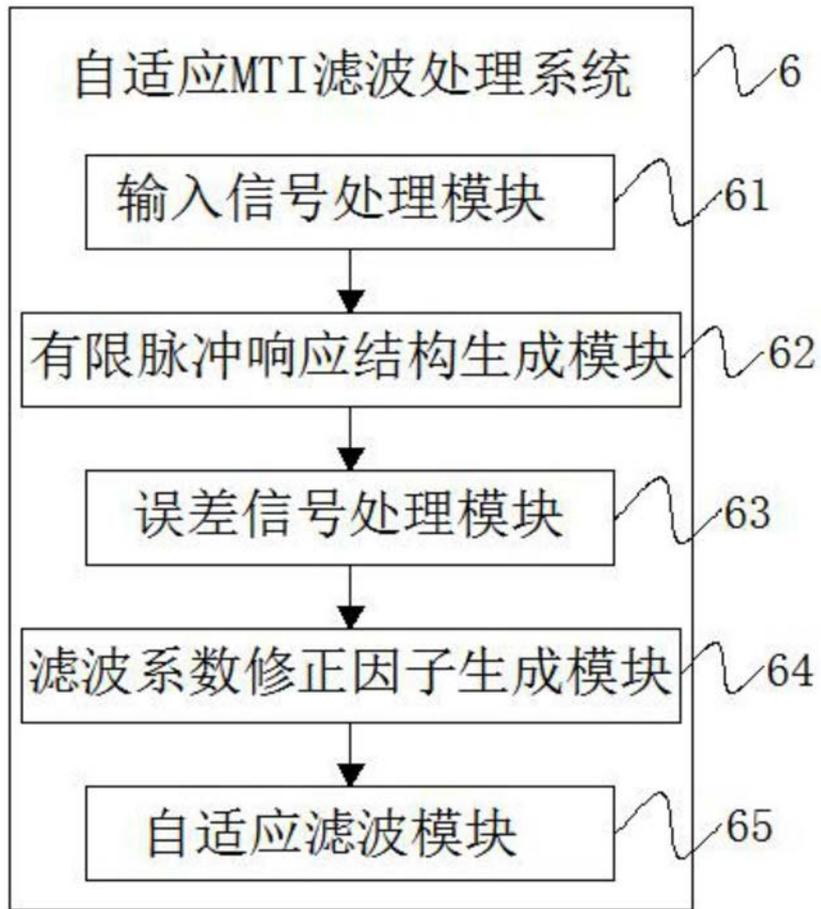


图2

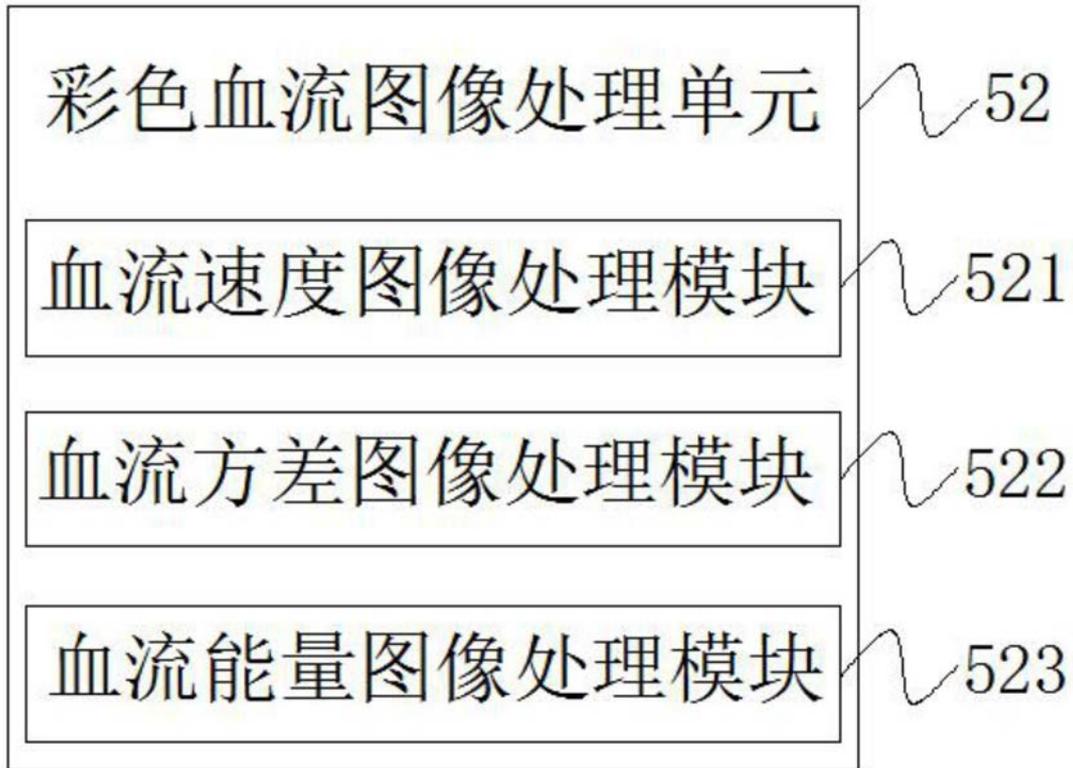


图3



图4

$$x(n) = d(n) + v(n)$$

图5

$$\mathbf{w}_n = [w_n(0), w_n(1), \dots, w_n(p)]^T$$

图6

$$e(n) = d(n) - \hat{d}(n)$$

图7

$$\hat{d}(n) = \mathbf{w}_n^T * \mathbf{x}(n)$$

图8

$$\mathbf{w}_{n+1} = \mathbf{w}_n + \Delta \mathbf{w}_n$$

图9

专利名称(译)	一种超声波诊断设备用图像处理系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN109528232A</a>	公开(公告)日	2019-03-29
申请号	CN201811567309.3	申请日	2018-12-19
[标]申请(专利权)人(译)	盐城市第三人民医院		
申请(专利权)人(译)	盐城市第三人民医院		
当前申请(专利权)人(译)	盐城市第三人民医院		
[标]发明人	戴真煜 董璟 周兢 应丹青 蒋立忠		
发明人	常景建 戴真煜 董璟 周兢 应丹青 蒋立忠 倪雪君		
IPC分类号	A61B8/00 G06T7/00 G06T5/00		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/52 G06T5/002 G06T7/0012 G06T2207/10132 G06T2207/30104		
代理人(译)	朱健 张国香		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明公开了一种超声波诊断设备用图像处理系统，包括中央处理模块、超声波发射模块和超声波接收模块，中央处理模块的输出端分别与超声波发射模块和超声波接收模块的输入端连接，超声波发射模块的输出端与超声波接收模块的输入端连接，本发明涉及图像处理技术领域。该超声波诊断设备用图像处理系统，可大大增强滤波去噪效果，扩大了适用范围，实现了彻底避免彩色图像的“黑洞”及“孤立点”的现象发生，实现了通过采用自使用滤波系统来使整个系统根据实际滤波系数完成自动滤波去噪，很好的达到了采用将黑白图像与彩色图像之间进行混合处理，来防止出现图像出现“黑洞”及“孤立点”的目的，从而保证人们的正常超声波诊断。

