



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108420457 A

(43)申请公布日 2018.08.21

(21)申请号 201711207924.9

(22)申请日 2017.11.27

(71)申请人 苏州掌声医疗科技有限公司

地址 215107 江苏省苏州市吴中区东山镇
洞庭路15号

(72)发明人 吴哲 王权泳

(74)专利代理机构 北京众元弘策知识产权代理
事务所(普通合伙) 11462

代理人 孙东风

(51)Int.Cl.

A61B 8/06(2006.01)

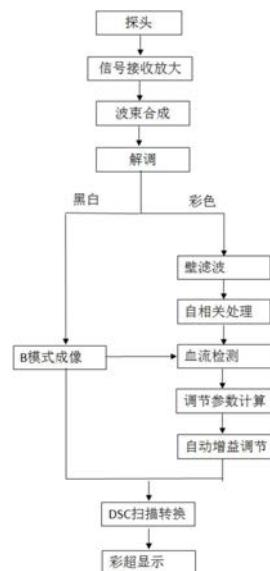
权利要求书1页 说明书4页 附图2页

(54)发明名称

一种多普勒超声血流增益调节的装置

(57)摘要

本发明公开了一种多普勒超声血流增益调节的装置，包括解调器、壁滤波器、自相关处理模块、B模式图像处理模块、血流检测模块、自动增益模块。所述自动增益模块与所述血流检测模块连接，用于对血流检测模块传递的信号进行自动调节增益；所述自动增益模块包括信号增益单元、数据存储单元、阈值预设单元、阈值判定单元。本发明能够自动调节增益，减少了人工费时，同时因为从低增益少溢出状态开始操作，有效地避免了信号过饱和溢出和噪声干扰，从而在保证血流灵敏度的同时提高了检测准确度。



1. 一种多普勒超声血流增益调节的装置,其特征在于,包括:
解调器;所述解调器将波束合成后的信号正交解调后形成超声血流数据;
壁滤波器;所述壁滤波器与所述解调器连接,用于去除低速运动的组织信号以及由探头移动所造成的运动伪像信号;
自相关处理模块;所述自相关处理模块与所述壁滤波器连接,用于根据壁滤波处理后的信息,计算出血流速度和血流能量信息;
B模式图像处理模块;所述B模式图像处理模块对B模式图像信息进行处理;所述B模式图像处理模块与血流检测模块连接,提供所述血流检测模块B模式图像的包络数据;
所述血流检测模块;所述血流检测模块与所述自相关处理模块连接,用于排除非血流点信息。
自动增益模块;所述自动增益模块与所述血流检测模块连接,用于对血流检测模块传递的信号进行自动调节增益;所述自动增益模块包括信号增益单元、数据存储单元、阈值预设单元、阈值判定单元;所述数据存储单元用于信号数据的存储;所述阈值预设单元用于预设调整阈值数据;所述阈值判定单元用于将数据与预设的阈值数据进行对比判定,并将判定信息传递至信号增益单元。
2. 根据权利要求1所述的多普勒超声血流增益调节的装置,其特征在于,还包括DSC扫描转换模块;所述DSC扫描转换模块与自动增益模块连接,用于将直角坐标系的超声血流信号转换为极坐标系的信号用于显示。
3. 根据权利要求2所述的多普勒超声血流增益调节的装置,其特征在于,还包括显示模块;所述显示模块为显示器,用于显示彩超二维图像。

一种多普勒超声血流增益调节的装置

技术领域

[0001] 本发明涉及超声医疗检测领域,特别涉及一种多普勒超声血流增益调节的装置。

背景技术

[0002] 超声诊断作为一种无创、实时、高性价比的常规检测方法,已成为医院科室乃至社区诊所的必备检测手段。而利用多普勒原理进行血流显像的技术,则进一步提高了超声诊断的适用范围和重要性。彩色多普勒超声一般是用自相关技术处理并获得血流信号,经彩色编码后实时地叠加在二维图像上,即形成彩色多普勒超声血流图像。因此既具有二维超声结构图像的优点,又同时提供了血流动力学的丰富信息,它在医学临床诊断中被广泛用于心脏、血管、血流和胎儿心率的诊断等,受到了广泛的重视和欢迎。

[0003] 通常的彩色多普勒超声成像的处理流程是把波束合成后的信号传输给数据处理系统然后在终端显示。首先将信号正交解调后形成超声血流数据 (IQ_Data) 后,将其送入壁滤波器。来自人体的回波信号主要由组织和血管壁产生的壁回波信号以及血流的血流回波信号组成。而壁滤波器是一个高通滤波器,它将去除低速运动的组织信号以及由探头移动所造成的运动伪像。壁滤波结束后,将进行自相关处理。自相关处理是在每一个超声扫查的空间位置,使用壁滤波后的数据来估算平均血流速度 (v) 和血流能量 (P)。在取得这两个关键的超声血流相关参数后,数据会送入血流检测模块,该模块会使用血流相关参数以及B模式图像的包络数据来区分该位置是血流还是组织。B模式的黑白图像提供的对照信息是亮度 (E)。该模块将决定哪些点是血流点,哪些点是组织点或者血管壁。做完血流检测的速度信号会再进行扫描转换处理,将直角坐标系的超声血流信号转换为极坐标系的信号用于显示。最后的显示模块将彩色和黑白信号在重叠在一帧图像中显示,如果是血流则根据血流速度显示彩色信号,如果是组织则根据B模式亮度显示黑白信号。从而得出最终的彩超二维图像。

[0004] 血流检测的常规基本步骤如下:自相关得到的速度和功率平均值将和分别对应的阈值做比较,如果都大于对应的阈值,则进入下一步;B模式的数据在此步骤中用亮度 E 来进行对照,也有一个阈值,当亮度值低于此阈值,则被确认血流,从而排除掉那些亮度较高的血管壁和组织。检测完成后,如果不进行增益调整,只有这些通过判断的血流点将被最终显示为彩色。

[0005] 正如黑白超一样,彩超也需要彩色增益来调节血流的信号检测灵敏度。如果信号功率太低,增益增加会帮助信号进入正确的显示范围,从而得到饱满的图像,一些本来未能正确显示的血流也可以得到显示。但是随着增益的提高,一些本来隐藏在血流信号中的组织信号和噪声,也会被放大并被误认为是血流而被显示出来。这些信号是我们在前边壁滤波和去噪时未能除掉的信号,通常是因为它们的参数值太过接近血流信号,或者我们设置截止频率的时候把一些非血流信号一起包括了进来。如图1所示,理想的壁滤波截止频率如 w_1 所示;更高的截止频率 w_3 虽然可以更好地滤掉组织,但是会使得血流信号流失,从而降低了血液检测灵敏度;当血液速度较低时,血液的信号和组织信号速度功率上会有重叠,而我

们为了不漏掉一些细微的血液信息,不得不将截止频率设得较低,如w2所示,这样得到的信号必然就有一部分非血流信号无法被血流检测模块排除,从而被误显示出来。当增益较低时,这部分只会零星地显示出来,并不会干扰到我们的检测,但当增益提高,靠近血管血液的部位很容易出现大块溢出,在组织或血栓区域也容易大量出现噪声干扰或者信号溢出。这样就使得结果不够准确。通常我们是用手动调整增益的办法来避免过饱和溢出及噪声的过度显示,但是医生每个人的经验不同,对溢出和噪声的判断也会有差异,同时手动调整也需要更多的时间,如果能把工作由系统来完成大部分,医生可以直接使用或者只需微调,将会给临床带来极大的方便。

发明内容

[0006] 为解决上述技术问题,本发明提供了一种多普勒超声血流增益调节的装置,通过自动调节增益,同时有效避免血流信号过饱和溢出和噪声干扰,解决了彩超需要调节彩色增益来提高血流的信号检测灵敏度,而手动调整增益不仅时间长、速度慢,而且准确性差的问题。

[0007] 为达到上述目的,本发明的技术方案如下:一种多普勒超声血流增益调节的装置,包括:

[0008] 解调器;所述解调器将波束合成后的信号正交解调后形成超声血流数据;

[0009] 壁滤波器;所述壁滤波器与所述解调器连接,用于去除低速运动的组织信号以及由探头移动所造成的运动伪像信号;

[0010] 自相关处理模块;所述自相关处理模块与所述壁滤波器连接,用于根据壁滤波处理后的信息,计算出血流速度和血流能量信息;

[0011] B模式图像处理模块;所述B模式图像处理模块对B模式图像信息进行处理;所述B模式图像处理模块与血流检测模块连接,提供所述血流检测模块B模式图像的包络数据;

[0012] 所述血流检测模块;所述血流检测模块与所述自相关处理模块连接,用于排除非血流点信息;

[0013] 自动增益模块;所述自动增益模块与所述血流检测模块连接,用于对血流检测模块传递的信号进行自动调节增益;所述自动增益模块包括信号增益单元、数据存储单元、阈值预设单元、阈值判定单元;所述数据存储单元用于信号数据的存储;所述阈值预设单元用于预设调整阈值数据;所述阈值判定单元用于将数据与预设的阈值数据进行对比判定,并将判定信息传递至信号增益单元。

[0014] 作为本发明的一种优选方案,还包括DSC扫描转换模块;所述DSC 扫描转换模块与自动增益模块连接,用于将直角坐标系的超声血流信号转换为极坐标系的信号用于显示。

[0015] 作为本发明的一种优选方案,还包括显示模块;所述显示模块为显示器,用于显示彩超二维图像。

[0016] 通过上述技术方案,本发明技术方案的有益效果是:本发明能够自动调节增益,减少了人工费时,同时因为从低增益少溢出状态开始操作,有效地避免了信号过饱和溢出和噪声干扰,从而在保证血流灵敏度的同时提高了检测准确度。

附图说明

[0017] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本发明的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0018] 图1为设置了不同壁滤波器截止频率后的超声功率谱图。

[0019] 图2为本发明的原理框图。

具体实施方式

[0020] 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作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。

[0021] 实施例

[0022] 结合图1、图2,本发明公开了一种多普勒超声血流增益调节的装置,包括:

[0023] 解调器;所述解调器将波束合成后的信号正交解调后形成超声血流数据;

[0024] 壁滤波器;所述壁滤波器与所述解调器连接,用于去除低速运动的组织信号以及由探头移动所造成的运动伪像信号;

[0025] 自相关处理模块;所述自相关处理模块与所述壁滤波器连接,用于根据壁滤波处理后的信息,计算出血流速度和血流能量信息;

[0026] B模式图像处理模块;所述B模式图像处理模块对B模式图像信息进行处理;所述B模式图像处理模块与血流检测模块连接,提供所述血流检测模块B模式图像的包络数据;

[0027] 所述血流检测模块;所述血流检测模块与所述自相关处理模块连接,用于排除非血流点信息;

[0028] 自动增益模块;所述自动增益模块与所述血流检测模块连接,用于对血流检测模块传递的信号进行自动调节增益;所述自动增益模块包括信号增益单元、数据存储单元、阈值预设单元、阈值判定单元;所述数据存储单元用于信号数据的存储;所述阈值预设单元用于预设调整阈值数据;所述阈值判定单元用于将数据与预设的阈值数据进行对比判定,并将判定信息传递至信号增益单元;

[0029] DSC扫描转换模块;所述DSC扫描转换模块与自动增益模块连接,用于将直角坐标系的超声血流信号转换为极坐标系的信号用于显示;

[0030] 显示模块;所述显示模块为显示器,用于显示彩超二维图像。

[0031] 如图2所示,在所述自动增益模块进行自动增益优化时。自动增益模块将自动从低到高一步步增加增益,直到达到比较满意的效果为止。最理想的效果不是完全没有溢出和噪声,那样必然意味着一部分血液信号同时无法显示,期望的理想效果是绝大部分血液信号都可以正确显示,同时溢出和噪声在可接受程度。

[0032] 定义:B模式是指黑白模式,C模式是指彩色模式,P是power代表功率,v是velocity代表速度,E代表亮度。

[0033] N表示数目,N_{noise}表示新增噪声点数目,N_{over}表示新增溢出点数目,N_{blood}表示新增有效血流点数目.c代表新增有效血流点占新增总血流点的比率,公式是c=N_{blood}/ (N_{blood}+N_{noise}+N_{over})

$N_{over}+N_{noise}$)。

[0034] 涉及到以下截止阈值：

[0035] 血流检测模块中用来判断血流信号的v,P和E的阈值

[0036] 自动增益优化模块中用来判断溢出点的v和E的阈值 (v_o 和 E_o) ; 用来判断噪声点的P和v的阈值 (P_n 和 v_n) ; 以及用来判断增益升档后新增点中血流点比例的阈值 (c_0) 。

[0037] 以上阈值都由阈值预设单元进行预设并可以调整, 具体数值和被扫描的人体部位以及采用的超声设备有关。

[0038] 如图3所示, 经过血流检测模块之后, 部分被扫描区域的点被判定为血流点, 也就是说系统认定它们是血流。信号增益单元从比较低的增益开始起步, 不同人体部位可以设置不同的增益起始档位。如果增益是从0到 100的范围, 我们建议每5%位一档, 以减少计算量, 此间隔可以调整。

[0039] 在血流整体速度较低时, 为获得低速血流信号降低了壁滤波的截止频率, 从而使得部分组织信号被混在血液信号中, 这些信号的特点是速度较低, 但是亮度较大。在提高一档的增益之后, 如果有混进来的组织信号, 利用 $v < v_o \& E > E_o$ 可以找出这些点并累加 N_{over} 计数。

[0040] 同时, 噪声是无法完全滤掉的, 所以有部分噪声也会在增益提高的时候显现出来, 通常噪声点不靠近血管, 且分散存在。他们的特点是速度较大, 但是功率极低。利用 $P < P_n \& v > v_n$ 可以找出来这些点并累加 N_{noise} 计数。剩下的点就是有效血流点, 我们用 N_{blood} 累加计数。这三个数值设初始值为0然后开始累加。

[0041] 当增益调高一档的时候, 有一些新的血流点显示出来是必然的, 如图3所示, 把两组图像点在两个不同存储模块中保存下来并加以对比。保存的数据包括二维黑白数据, 二维彩色数据, 速度, 能量数值及图表等。通过存储模块1和存储模块2的逐点对比得到新增血流点的数据。

[0042] 接下来逐点分析, 根据流程图逻辑分别找出 N_{blood} , N_{over} , N_{noise} 数值, 其结果用 $c = N_{blood} / (N_{blood} + N_{over} + N_{noise})$ 公式得出新增血流点中有效血流点的比率。

[0043] 用该比率和设定阈值比较, 如果增益太低, 离理想的增益值尚远, 那么增益的增加不会误带入大量的溢出点和噪声点, 当增益接近理想的增益时, 也就是说那些处于阈值边界容易混淆的点开始被包含进来时, 就开始带入了较多的溢出点和噪声点。这个时候的比率c将会大幅下降, 当低于限定阈值 $c < c_0$ 时, 我们即认为已经到了临界点, 自动调节增益完成。如果做完本增益档位的运算, 比率依然高于限定值, 那进入下一循环, 用存储模块2中的数据代替存储模块1, 再次升档并重复以上过程。

[0044] 通过上述具体实施例, 本发明的有益效果是: 本发明能够自动调节增益, 减少了人工费时, 同时因为从低增益少溢出状态开始操作, 有效地避免了信号过饱和溢出和噪声干扰, 从而在保证血流灵敏度的同时提高了检测准确度。

[0045] 对所公开的实施例的上述说明, 使本领域专业技术人员能够实现或使用本发明。对这些实施例的多种修改对本领域的专业技术人员来说将是显而易见的, 本文中所定义的一般原理可以在不脱离本发明的精神或范围的情况下, 在其它实施例中实现。因此, 本发明将不会被限制于本文所示的这些实施例, 而是要符合与本文所公开的原理和新颖特点相一致的最宽的范围。

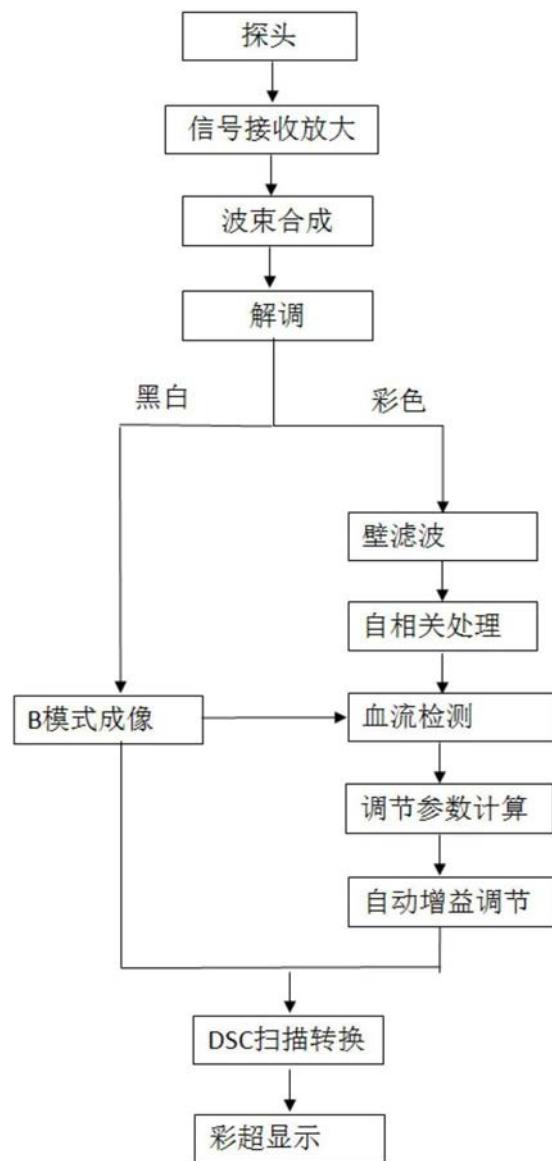


图1

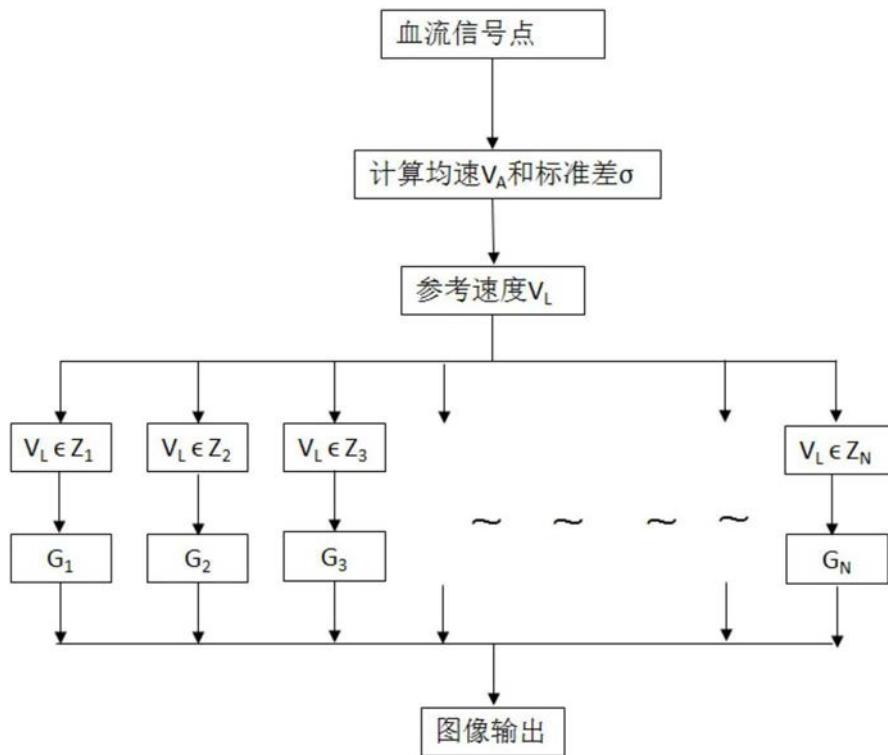


图2

专利名称(译)	一种多普勒超声血流增益调节的装置		
公开(公告)号	CN108420457A	公开(公告)日	2018-08-21
申请号	CN201711207924.9	申请日	2017-11-27
[标]发明人	吴哲 王权泳		
发明人	吴哲 王权泳		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/488 A61B8/5223		
代理人(译)	孙东风		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

本发明公开了一种多普勒超声血流增益调节的装置，包括解调器、壁滤波器、自相关处理模块、B模式图像处理模块、血流检测模块、自动增益模块。所述自动增益模块与所述血流检测模块连接，用于对血流检测模块传递的信号进行自动调节增益；所述自动增益模块包括信号增益单元、数据存储单元、阈值预设单元、阈值判定单元。本发明能够自动调节增益，减少了人工费时，同时因为从低增益少溢出状态开始操作，有效地避免了信号过饱和溢出和噪声干扰，从而在保证血流灵敏度的同时提高了检测准确度。

