



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101779966 A

(43) 申请公布日 2010.07.21

(21) 申请号 201010113860.8

(22) 申请日 2010.02.25

(71) 申请人 上海三埃弗电子有限公司

地址 201615 上海市松江高科技园区九泾路
128 号 3 号楼

(72) 发明人 任春剑 方志强 马扬喜

(74) 专利代理机构 上海申汇专利代理有限公司
31001

代理人 翁若莹

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

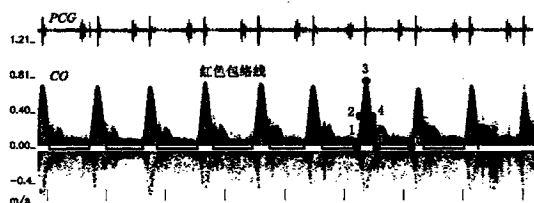
权利要求书 1 页 说明书 4 页 附图 1 页

(54) 发明名称

一种结合心音的超声频谱包络峰识别的方法

(57) 摘要

本发明提供了一种结合心音的超声频谱包络峰识别的方法,其步骤为同时采用多普勒超声探头及心音探头,在人体相关部位同步采集心排量信号和心音信号,两者信号输入到计算机做处理。计算机将心排量信号和心音信号相结合自动分析出有效峰并包络,然后计算心排量参数和心音参数。本发明能更加有效的提取真实峰,同时通过对有效包络峰的计算得出能够反映心功能的相关参数。本发明亦能够有效的得出频谱包络峰的多项参数,能够真实的反映人体心功能的基本生理状况和变化。



1. 一种结合心音的超声频谱包络峰识别的方法,其特征在于,步骤为:

步骤 1、结合心音的超声多普勒频谱分析:

步骤 1.1、在超声探头采集信号的同时采集心音信号,对于实时信号,每次从超声硬件模块得到一段新的 IQ 信号超声数据,在计算机中计算多普勒频谱,过程是先对 IQ 信号做傅立叶变换,然后计算幅值,得到一维的频谱数组;

步骤 1.2、对频谱数组做包络计算,得到当前频谱数组的包络点,为了时间域上包络的连贯性,需将当前频谱数组的包络点结合时间域上前至少 5 个包络点做平滑处理,得到新的平滑包络点;

步骤 1.3、在处理超声数据的同时处理心音数据,在频域上使用起始频率约为 180Hz 的布莱克曼窗高通滤波器将采集到的心音数据做滤波,得到心音波形;

步骤 1.4、对通过步骤 1.2 得到的至少 50 个平滑包络点作为一个点集做波峰识别,通过值比较先找到点集中的最大值点,若最大值点前的所有点使用最小二乘法直线拟合后所得直线斜率大于 1,最大值后的点使用最小二乘直线拟合所得直线斜率大于 -1,则认为识别到波峰,如未识别到波峰则返回步骤 1.2 计算下一个时间域上的频谱数组的平滑包络点的点集,如识别到波峰,则进入下一步;

步骤 1.5、对步骤 1.4 识别到的超声频谱的波峰和步骤 1.3 得到的心音波形的波峰做时间差计算,采用峰起点或峰顶点做时间差计算,若最终得到的时间差小于 0.2ms 范围,则认为该识别到的超声频谱的波峰是有效峰,否则认为是伪峰;

步骤 2、计算参数

步骤 2.1、计算血液流速:公式为:

$$v = \frac{f_d \cdot c}{2f \cdot \cos \theta};$$

其中, c 是超声在人体中的声速, f_d 是超声发射频率和接收频率的频移, f 是发射频率, θ 为探头与血管的角度;

步骤 2.2、计算心搏距离:心搏距离由步骤 1.5 得到的超声频谱的有效峰的积分面积(速度时间积分)得到,公式为:

$$s = \int_{t_1}^{t_2} v(t) dt;$$

其中, s 为心搏距离, t_1 为波峰起始时刻, t_2 为波峰结束时刻, $v(t)$ 为速度随时间变化函数,在图像上反映即为包络;

步骤 2.3、计算心排量,公式为:

$$co = s \cdot hr \cdot xsa;$$

其中, hr 为心率,由 60 秒和单个心音波形的波峰的时间比值得到, xsa 是人体动脉血管的截面积, co 为输出的心排量。

2. 如权利要求 1 所述的一种结合心音的超声频谱包络峰识别的方法,其特征在于,步骤 1.5 中若采用峰顶点做时间差计算,则对心音波形的波峰需要采用与对超声频谱的波峰相同的方法进行包络计算。

一种结合心音的超声频谱包络峰识别的方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种多普勒超声频谱的分析和计算方法,包括了多普勒频谱的自动包络、在心音指导下的准确有效包络峰的识别和提取、有效峰的心功能参数的计算,属于医学信号与图像处理技术领域。

背景技术

[0002] 超声多普勒心排量检测技术是监测心输出量的无创方法,这种方法与已有技术(Swan-Ganz 导管、PiCCO 连续心排量监测)相比,具有直观、准确、无创、灵敏及重复性好等特点。采用相关技术的现有设备包括心功能彩超、黑白超、小型便携超声检测设备。

[0003] 超声多普勒心排量检测技术实时地以动态图像显示心排量的变化,具有直观的效果。并且超声多普勒是一项无创检测技术,对人体副作用很小。超声多普勒检测技术已比较成熟,准确度得到国际广泛认可。其灵敏度也相当高,可观察到药物作用对心排量的变化。

[0004] 心音信号是人体最重要的生理信号之一,它含有关于心脏各个部分如心房、心室及各个瓣膜功能状态的大量的生理病理信息,在评价心血管系统功能和疾病方面具有重要的实用价值。心音还可以用来做信号同步,例如国内外部分动脉硬化检测仪加入了心音信号,给人体四肢脉搏信号作参考。心音信号无论是自身的多项参数还是为超声心功能信号作同步都具有重要意义。

[0005] 目前还没有一种方法将心音信号与超声多普勒心排量检测技术结合进行分析和计算的方法。

发明内容

[0006] 本发明的目的是提供一种将心音信号与超声多普勒心排量检测技术结合来识别超声频谱包络峰的方法。

[0007] 为了达到上述目的,本发明的技术方案是提供了一种结合心音的超声频谱包络峰识别的方法,其特征在于,步骤为:

[0008] 步骤 1、结合心音的超声多普勒频谱分析:

[0009] 步骤 1.1、在超声探头采集信号的同时采集心音信号,对于实时信号,每次从超声硬件模块得到一段新的 IQ 信号超声数据,在计算机中计算多普勒频谱,过程是先对 IQ 信号做傅立叶变换,然后计算幅值,得到一维的频谱数组;

[0010] 步骤 1.2、对频谱数组做包络计算,得到当前频谱数组的包络点,为了时间域上包络的连贯性,需将当前频谱数组的包络点结合时间域上前 5 个包络点做平滑处理,得到新的平滑包络点;

[0011] 步骤 1.3、在处理超声数据的同时处理心音数据,在频域上使用起始频率约为 180Hz 的布莱克曼窗高通滤波器将采集到的心音数据做滤波,得到心音波形;

[0012] 步骤 1.4、对通过步骤 1.2 得到的至少 50 个平滑包络点作为一个点集做波峰识别,通过值比较先找到点集中的最大值点,若最大值点前的所有点使用最小二乘法直线拟合后

所得直线斜率大于 1, 最大值后的点使用最小二乘直线拟合所得直线斜率大于 -1, 则认为识别到波峰, 如未识别到波峰则返回步骤 1.2 计算下一个时间域上的频谱数组的平滑包络点的点集, 如识别到波峰, 则进入下一步;

[0013] 步骤 1.5、对步骤 1.4 识别到的超声频谱的波峰和步骤 1.3 得到的心音波形的波峰做时间差计算, 采用峰起点做时间差计算, 或采用峰顶点做时间差计算, 若最终得到的时间差小于 0.2ms 范围, 则认为该识别到的超声频谱的波峰是有效峰, 否则认为是伪峰;

[0014] 步骤 2、计算参数

[0015] 步骤 2.1、计算血液流速: 公式为:

$$[0016] \quad v = \frac{f_d \cdot c}{2f \cdot \cos \theta};$$

[0017] 其中, c 是超声在人体中的声速, f_d 是超声发射频率和接收频率的频移, f 是发射频率, θ 为探头与血管的角度;

[0018] 步骤 2.2、计算心搏距离: 心搏距离由步骤 1.5 得到的超声频谱的有效峰的积分面积 (速度时间积分) 得到, 公式为:

$$[0019] \quad s = \int_{t_1}^{t_2} v(t) dt;$$

[0020] 其中, s 为心搏距离, t_1 为波峰起始时刻, t_2 为波峰结束时刻, $v(t)$ 为速度随时间变化函数, 在图像上反映即为包络;

[0021] 步骤 2.3、计算心排量, 公式为:

$$[0022] \quad co = s \cdot hr \cdot xsa;$$

[0023] 其中, hr 为心率, 由 60 秒和单个心音波形的波峰的时间比值得到, xsa 是人体动脉血管的截面积, co 为输出的心排量。

[0024] 同时采用多普勒超声探头, 及心音探头, 在人体相关部位同步采集心排量信号和心音信号, 两者信号输入到计算节点做处理。计算节点将心排量信号和心音信号相结合自动分析出有效峰并包络, 然后计算相关心排量参数和心音参数。

[0025] 与现有技术相比, 本发明具有以下优点:

[0026] 1、超声多普勒信号与心音信号同步采集, 通过在时间轴上峰位置的比较, 可以有效提取心排量频谱峰, 滤除因探头摩擦或人体运动引起的伪峰, 提高包络识别和心排量参数计算的准确度;

[0027] 2、通过在时间轴上比较超声多普勒频谱峰和心音波峰的时差分析, 可以有效地判别超声探头放置位置的正确与否, 并可以根据医学仪器屏幕上反映出的时差变化来轻微调整探头的方向, 该方法直观清晰, 结合超声仪器常用的声音判别方向法一起使用, 更好地指导使用者对心排量检测的操作;

[0028] 3、心音在心血管、心房、心室、大血管及各个瓣膜功能状态方面具有重要的参考价值, 结合心音与心排量的参数来综合分析人体心脏功能具有相当重要的医学价值;

[0029] 4、多普勒超声和心音同样都是无创检测方法, 正常的检测对人体基本无副作用, 并且操作简单方便, 亦可做监护使用。

附图说明

[0030] 图 1 为识别到有效波峰时所显示的多普勒频谱及包络图像;

- [0031] 图 2 为未识别到有效波峰时的图像；
 [0032] 图 3a 为频谱数组的值变化图；
 [0033] 图 3b 为频谱数组值做累积和之后得到的图。

具体实施方式

[0034] 以下结合实施例来具体说明本发明。

[0035] 实施例

[0036] 本发明提供的一种结合心音的超声频谱包络峰识别的方法，其步骤为：

[0037] 步骤 1、结合心音的超声多普勒频谱分析：

[0038] 步骤 1.1、在超声探头采集信号的同时采集心音信号。对于实时信号，每次从超声硬件模块得到一段新的 IQ 信号超声数据，在计算机中计算多普勒频谱，过程是先对 IQ 信号做傅立叶变换，然后计算幅值，得到一维的频谱数组。在该步骤中调试设备的过程为：将心音探头放置人体左胸心脏上方位置，观察仪器屏幕心音信号的波形（如图 2 上方波形所示），待心音波形趋于稳定状态时，固定心音探头位置，具体可采用沙包压住心音探头的方法来固定。将多普勒超声探头置于人体脖子下方锁骨间的下凹处，中医称之为天突穴。观察超声多普勒频谱，根据包络线形状调整超声探头的位置，同时关注扬声器发出的由超声血流信号转换的声音，直至出现清晰且稳定的声音。此处观察频谱图像的波峰及包络线，直至出现稳定的频谱波峰和包络线，如图 1 所示。

[0039] 步骤 1.2、对频谱数组做包络计算，假设频谱数组的值变化如图 3a 所示，X 轴为数组点索引，Y 轴为值，将数组值做累积和得图 3b 中的曲线，则该频谱数组的包络点为图 3b 中在直线上方的曲线的拐点 A，得到当前频谱数组的包络点后，为了时间域上包络的连贯性，需将当前频谱数组的包络点结合时间域上前 5 个包络点做高斯平滑处理，得到新的平滑包络点，高斯平滑窗大小为 6，与包络点数一致；

[0040] 步骤 1.3、在处理超声数据的同时处理心音数据，在频域上使用起始频率约为 180Hz 的布莱克曼窗高通滤波器将采集到的心音数据做滤波，得到如图 1 及图 2 上方所示心音波形；

[0041] 步骤 1.4、对通过步骤 1.2 得到的至少 50 个平滑包络点作为一个点集做波峰识别，通过值比较先找到点集中的最大值点，若最大值点前的所有点使用最小二乘法直线拟合后所得直线斜率大于 1，最大值后的点使用最小二乘直线拟合所得直线斜率大于 -1，则认为识别到波峰，如未识别到波峰则返回步骤 1.2 计算下一个时间域上的频谱数组的平滑包络点的点集，如识别到波峰，则进入下一步；

[0042] 步骤 1.5、对步骤 1.4 识别到的超声频谱的波峰和步骤 1.3 得到的心音波形的波峰做时间差计算，采用峰起点或峰顶点做时间差计算，若采用峰顶点做时间差计算，则对心音波形的波峰需要采用与对超声频谱的波峰相同的方法进行包络计算，若最终得到的时间差小于 0.2ms 范围，则认为该识别到的超声频谱的波峰是有效峰，否则认为是伪峰；

[0043] 步骤 2、计算参数：

[0044] 步骤 2.1、计算血液流速：公式为：

$$[0045] \quad v = \frac{f_d \cdot c}{2f \cdot \cos \theta};$$

[0046] 其中, c 是超声在人体中的声速, f_d 是超声发射频率和接收频率的频移, f 是发射频率, θ 为探头与血管的角度;

[0047] 步骤 2.2、计算心搏距离:心搏距离由步骤 1.5 得到的超声频谱的有效峰的积分面积(速度时间积分)得到,公式为:

$$[0048] \quad s = \int_{t_1}^{t_2} v(t) dt;$$

[0049] 其中, s 为心搏距离, t_1 为波峰起始时刻, t_2 为波峰结束时刻, $v(t)$ 为速度随时间变化函数,在图像上反映即为包络;

[0050] 步骤 2.3、计算心排量,公式为:

$$[0051] \quad co = s \cdot hr \cdot xsa;$$

[0052] 其中, hr 为心率,由 60 秒和单个心音波形的波峰的时间比值得到, xsa 是人体动脉血管的截面积, co 为输出的心排量。

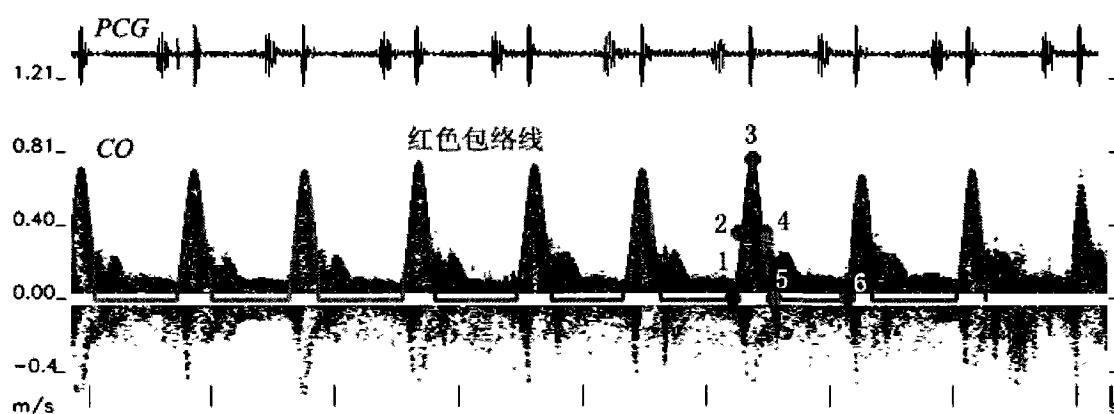


图 1

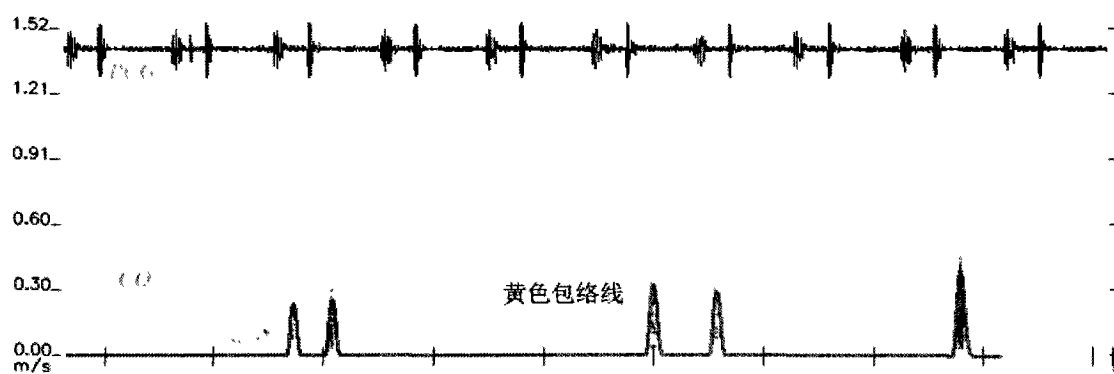


图 2

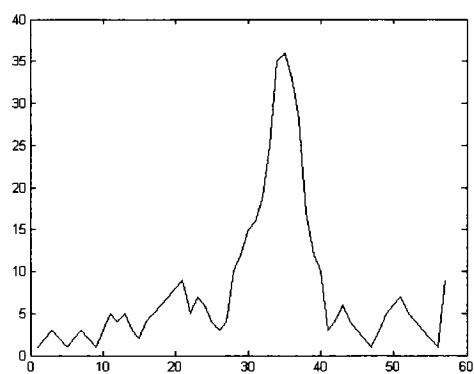


图 3a

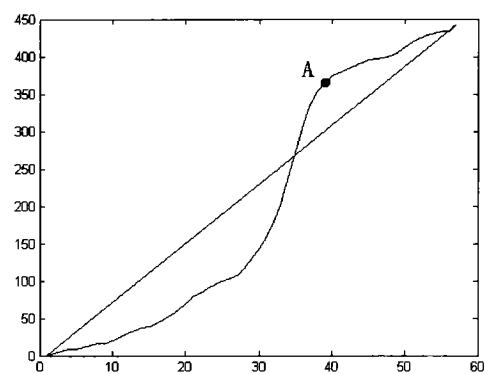


图 3b

专利名称(译)	一种结合心音的超声频谱包络峰识别的方法		
公开(公告)号	CN101779966A	公开(公告)日	2010-07-21
申请号	CN201010113860.8	申请日	2010-02-25
[标]申请(专利权)人(译)	上海三埃弗电子有限公司		
申请(专利权)人(译)	上海三埃弗电子有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	上海三埃弗电子有限公司		
[标]发明人	任春剑 方志强 马扬喜		
发明人	任春剑 方志强 马扬喜		
IPC分类号	A61B8/00		
其他公开文献	CN101779966B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种结合心音的超声频谱包络峰识别的方法，其步骤为同时采用多普勒超声探头及心音探头，在人体相关部位同步采集心排量信号和心音信号，两者信号输入到计算机做处理。计算机将心排量信号和心音信号相结合自动分析出有效峰并包络，然后计算心排量参数和心音参数。本发明能更加有效的提取真实峰，同时通过对有效包络峰的计算得出能够反映心功能的相关参数。本发明亦能够有效的得出频谱包络峰的多项参数，能够真实的反映人体心功能的基本生理状况和变化。

