



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106821420 A

(43)申请公布日 2017.06.13

(21)申请号 201710159512.6

(22)申请日 2017.03.17

(71)申请人 武汉中旗生物医疗电子有限公司

地址 430000 湖北省武汉市东湖新技术开
发区高新二路380号

(72)发明人 刘王峰

(74)专利代理机构 北京超凡志成知识产权代理
事务所(普通合伙) 11371

代理人 唐维虎

(51)Int.Cl.

A61B 8/02(2006.01)

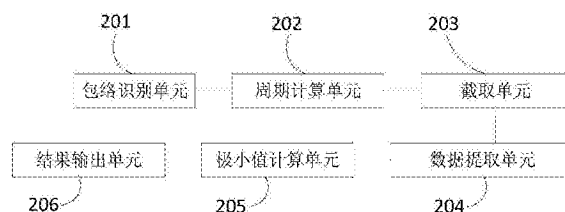
权利要求书2页 说明书8页 附图3页

(54)发明名称

基于超声功率谱进行心率周期标定的装置
与方法

(57)摘要

本发明提供了基于超声功率谱进行心率周期标定的装置与方法,涉及临床诊断领域。该基于超声功率谱进行心率周期标定的装置与方法通过截取所述多普勒包络曲线的一个心动周期的曲线段,提取出截取的心动周期的曲线段的多个候选极大值及多个候选极小值,依据所述多个候选极大值以及多个候选极小值中计算真实极大值,从而剔除了由于噪声或外界原因导致的信号不稳定生成的多个候选极大值及候选极小值,提高了周期计算的精确性,并且可根据真实极大值和真实极小值对一个周期内的多普勒包络曲线的起始点、结束点进行标定,使得医生对多普勒包络曲线的观察更加直观,从而得出的结论更加有效。



1. 一种基于超声功率谱进行心率周期标定的装置,其特征在于,所述基于超声功率谱进行心率周期标定的装置包括:

包络识别单元,用于识别出输入的超声功率谱的多普勒包络曲线;

周期计算单元,用于依据所述多普勒包络曲线计算心动周期;

截取单元,用于截取所述多普勒包络曲线的一个心动周期的曲线段;

数据提取单元,用于提取出截取的心动周期的曲线段的多个候选极大值及多个候选极小值;

极小值计算单元,用于依据所述多个候选极大值以及多个候选极小值中计算真实极小值;

结果输出单元,用于将所述真实极小值输出。

2. 根据权利要求1所述的基于超声功率谱进行心率周期标定的装置,其特征在于,所述极小值计算单元包括:

参考阈值计算子单元,用于依据算式 $TH1 = \maxVal - (\maxVal - \minVal) / K1$ 计算出极大值比对阈值,依据算式 $TH2 = \maxVal + (\maxVal - \minVal) / K2$ 计算出极小值比对阈值,其中, $\maxVal$ 为当前功率最大值, $\minVal$ 为当前功率最小值, $K1, K2$ 分别为预设定的经验值, $TH1$ 为极大值比对阈值, $TH2$ 为极小值比对阈值;

判断子单元,判断每个候选极大值两侧的 N 个功率值是否均小于该候选极大值且该候选极大值是否大于所述极大值比对阈值,每个候选极大值两侧的 N 个功率值是否均大于该候选极小值,且该候选极小值是否小于所述极小值比对阈值;

候选列表建立单元,用于若其中一个候选极大值两侧的 N 个功率值均小于该候选极大值且该候选极大值大于所述极大值比对阈值时,将该候选极大值加入到极大值候选列表中,若其中一个候选极小值两侧的 N 个功率值均大于该候选极小值且该候选极小值小于所述极小值比对阈值时,将该候选极小值加入到极小值候选列表中;

极值标定单元,用于从极大值候选列表中找到一个最大的极大值标定为真实极大值,分别计算极小值候选列表中每个极小值与真实极大值之间连线的斜率,将斜率值最小的连线对应的极小值标定为真实极小值。

3. 根据权利要求1所述的基于超声功率谱进行心率周期标定的装置,其特征在于,所述周期计算单元用于计算所述多普勒包络曲线的自相关函数,再计算自相关函数的累计方差函数,将累计方差函数距离零点的第一个极大值点对应的时间点作为周期。

4. 根据权利要求1所述的基于超声功率谱进行心率周期标定的装置,其特征在于,所述周期计算单元用于计算所述多普勒包络曲线的自相关函数,再计算自相关函数的梯度函数,将梯度函数距离零点的第一个极大值点对应的时间点作为周期。

5. 根据权利要求1所述的基于超声功率谱进行心率周期标定的装置,其特征在于,所述包络识别单元用于依据百分比算法或几何算法或改进几何算法或阈值算法或小波变换算法或动态规划算法识别出输入的超声功率谱的多普勒包络曲线。

6. 一种基于超声功率谱进行心率周期标定的方法,其特征在于,所述基于超声功率谱进行心率周期标定的方法包括:

识别出输入的超声功率谱的多普勒包络曲线;

依据所述多普勒包络曲线计算心动周期;

截取所述多普勒包络曲线的一个心动周期的曲线段；
提取出截取的心动周期的曲线段的多个候选极大值及多个候选极小值；
依据所述多个候选极大值以及多个候选极小值计算真实极大值；
将所述真实极小值输出。

7. 根据权利要求6所述的基于超声功率谱进行心率周期标定的方法，其特征在于，所述在所述多个候选极大值以及多个候选极小值中筛选出真实极大值及真实极小值的步骤包括：

依据算式 $TH1 = \maxVal - (\maxVal - \minVal) / K1$ 计算出极大值比对阈值，依据算式 $TH2 = \maxVal + (\maxVal - \minVal) / K2$ 计算出极小值比对阈值，其中， $\maxVal$ 为当前功率最大值， $\minVal$ 为当前功率最小值， $K1, K2$ 分别为预设定的经验值， $TH1$ 为极大值比对阈值， $TH2$ 为极小值比对阈值；

判断每个候选极大值两侧的 N 个功率值是否均小于该候选极大值且该候选极大值是否大于所述极大值比对阈值，每个候选极大值两侧的 N 个功率值是否均大于该候选极小值，且该候选极小值是否小于所述极小值比对阈值；

若其中一个候选极大值两侧的 N 个功率值均小于该候选极大值且该候选极大值大于所述极大值比对阈值时，将该候选极大值加入到极大值候选列表中，若其中一个候选极小值两侧的 N 个功率值均大于该候选极小值且该候选极小值小于所述极小值比对阈值时，将该候选极小值加入到极小值候选列表中；

从极大值候选列表中找到一个最大的极大值标定为真实极大值，分别计算极小值候选列表中每个极小值与真实极大值之间连线的斜率，将斜率值最小的连线对应的极小值标定为真实极小值。

8. 根据权利要求6所述的基于超声功率谱进行心率周期标定的方法，其特征在于，所述依据所述多普勒包络曲线计算心动周期的步骤包括：

计算所述多普勒包络曲线的自相关函数，再计算自相关函数的累计方差函数，将累计方差函数距离零点的第一个极大值点对应的时间点作为周期。

9. 根据权利要求6所述的基于超声功率谱进行心率周期标定的方法，其特征在于，所述周期计算单元用于计算所述多普勒包络曲线的自相关函数，再计算自相关函数的梯度函数，将梯度函数距离零点的第一个极大值点对应的时间点作为周期。

10. 根据权利要求6所述的基于超声功率谱进行心率周期标定的方法，其特征在于，所述识别出输入的超声功率谱的多普勒包络曲线的步骤包括：

依据百分比算法或几何算法或改进几何算法或阈值算法或小波变换算法或动态规划算法识别出输入的超声功率谱的多普勒包络曲线。

基于超声功率谱进行心率周期标定的装置与方法

技术领域

[0001] 本发明涉及临床诊断领域,具体而言,涉及一种基于超声功率谱进行心率周期标定的装置与方法。

背景技术

[0002] 目前,心率检测在临床诊断中有着重要意义,对孕妇围产期胎心率的检测对提高胎儿分娩质量,可以降低胎儿死亡率和畸形率。超声多普勒血流测量中,心率值以及心率周期的标定对于血管疾病的诊断有着重要意义。超声多普勒检测由于具有无损和高灵敏度的特点,得到了非常广泛的应用。通过将探头放在人体的器官组织(比如心脏、颈动脉)上,按照多普勒原理,反射界面的移动会导致回波的频率较源信号的频率发生改变。超声信号遇到移动的器官组织,则会产生多普勒频移,而那些相对稳定的器官组织则不会。另外,由于超声多普勒血流测量中,不仅需要计算出心率值,而且需要在多普勒包络曲线(最大频率曲线)中标定出每个心动周期,方便医生查看,以利用医生更有线精确的清楚被检测者具体情况。

[0003] 现有技术中,在对超声功率谱进行周期检测时,由于噪声等因素影响,容易出现误差,例如,出现周期减半或者加倍的问题。同时,由于利用现有技术方式检测时对于信号幅值的变化过于敏感,由于噪声或外界原因导致的偶尔信号突变导致信号不稳定,很容易出现计算错误的问题,另外目前还没有标定心动周期的方法,医生根据超声功率谱对人体的具体情况的判断不够直观。

发明内容

[0004] 有鉴于此,本发明实施例的目的在于提供一种基于超声功率谱进行心率周期标定的装置与方法。

[0005] 第一方面,本发明实施例提供了一种基于超声功率谱进行心率周期标定的装置,所述基于超声功率谱进行心率周期标定的装置包括:

[0006] 包络识别单元,用于识别出输入的超声功率谱的多普勒包络曲线;

[0007] 周期计算单元,用于依据所述多普勒包络曲线计算心动周期;

[0008] 截取单元,用于截取所述多普勒包络曲线的一个心动周期的曲线段;

[0009] 数据提取单元,用于提取出截取的心动周期的曲线段的多个候选极大值及多个候选极小值;

[0010] 极小值计算单元,用于依据所述多个候选极大值以及多个候选极小值中计算真实极小值;

[0011] 结果输出单元,用于将所述真实极小值输出。

[0012] 第二方面,本发明实施例还提供了一种基于超声功率谱进行心率周期标定的方法,所述基于超声功率谱进行心率周期标定的方法包括:

[0013] 识别出输入的超声功率谱的多普勒包络曲线;

- [0014] 依据所述多普勒包络曲线计算心动周期；
- [0015] 截取所述多普勒包络曲线的一个心动周期的曲线段；
- [0016] 提取出截取的心动周期的曲线段的多个候选极大值及多个候选极小值；
- [0017] 在依据所述多个候选极大值以及多个候选极小值中计算真实极小值；
- [0018] 将所述真实极小值输出。
- [0019] 与现有技术相比，本发明提供的基于超声功率谱进行心率周期标定的装置与方法，通过截取所述多普勒包络曲线的一个心动周期的曲线段，提取出截取的心动周期的曲线段的多个候选极大值及多个候选极小值，依据所述多个候选极大值以及多个候选极小值中计算真实极小值，从而剔除了由于噪声或外界原因导致的信号不稳定生成的多个候选极大值及候选极小值，提高了周期计算的精确性，并且可根据真实极大值和真实极小值对一个周期内的多普勒包络曲线的起始点、结束点进行标定，使得医生对多普勒包络曲线的观察更加直观，从而得出的结论更加有效。
- [0020] 为使本发明的上述目的、特征和优点能更明显易懂，下文特举较佳实施例，并配合所附附图，作详细说明如下。

附图说明

[0021] 为使本发明实施例的目的、技术方案和优点更加清楚，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，所描述的实施例是本发明一部分实施例，而不是全部的实施例。通常在此处附图中描述和示出的本发明实施例的组件可以以各种不同的配置来布置和设计。因此，以下对在附图中提供的本发明的实施例的详细描述并非旨在限制要求保护的本发明的范围，而是仅仅表示本发明的选定实施例。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。

- [0022] 图1为本发明实施例提供的服务器的结构框图；
- [0023] 图2为本发明实施例提供的基于超声功率谱进行心率周期标定的装置的功能单元示意图；
- [0024] 图3为本发明实施例提供的梯度函数的示意图；
- [0025] 图4为本发明实施例提供的累计方差函数的示意图；
- [0026] 图5为本发明实施例提供的对多普勒包络曲线的一个周期的起始点和结束点进行标定的示意图；
- [0027] 图6为本发明实施例提供的基于超声功率谱进行心率周期标定的方法的流程图。
- [0028] 图标：100-基于超声功率谱进行心率周期标定的装置；101-处理器；102-存储器；103-存储控制器；104-外设接口；200-服务器；201-包络识别单元；202-周期计算单元；203-截取单元；204-数据提取单元；205-极小值计算单元；206-结果输出单元。

具体实施方式

[0029] 下面将结合本发明实施例中附图，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。通常在此处附图中描述和示出的本发明实施例的组件可以以各种不同的配置来布置和设计。因

此,以下对在附图中提供的本发明的实施例的详细描述并非旨在限制要求保护的本发明的范围,而是仅仅表示本发明的选定实施例。基于本发明的实施例,本领域技术人员在没有做出创造性劳动的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。

[0030] 本发明较佳实施例所提供的基于超声功率谱进行心率周期标定的装置与方法可应用于服务器。该服务器可以是,但不限于,网络服务器、数据库服务器、云端服务器等等。

[0031] 图1示出了一种可应用于本发明实施例中的服务器200的结构框图。所述服务端包括基于超声功率谱进行心率周期标定的装置100、处理器101、存储器102、存储控制器103及外设接口104。

[0032] 所述存储器102、存储控制器103及处理器101,各元件相互之间直接或间接地电性连接,以实现数据的传输或交互。例如,这些元件相互之间可通过一条或多条通讯总线或信号线实现电性连接。所述基于超声功率谱进行心率周期标定的装置100包括至少一个可以软件或固件(firmware)的形式存储于所述存储器102中或固化在所述客户端100的操作系统(operating system,OS)中的软件功能模块。所述处理器101用于执行存储器102中存储的可执行模块,例如,所述基于超声功率谱进行心率周期标定的装置100包括的软件功能模块或计算机程序。

[0033] 其中,存储器102可以是,但不限于,随机存取存储器(Random Access Memory, RAM),只读存储器(Read Only Memory,ROM),可编程只读存储器(Programmable Read-Only Memory,PROM),可擦除只读存储器(Erasable Programmable Read-Only Memory,EPR0M),电可擦除只读存储器(Electric Erasable Programmable Read-Only Memory,EEPROM)等。其中,存储器102用于存储程序,所述处理器101在接收到执行指令后,执行所述程序,前述本发明实施例任一实施例揭示的流过程定义的服务端所执行的方法可以应用于处理器101中,或者由处理器101实现。

[0034] 处理器101可能是一种集成电路芯片,具有信号的处理能力。上述的处理器101可以是通用处理器,包括中央处理器(Central Processing Unit,简称CPU)、网络处理器(Network Processor,简称NP)等;还可以是数字信号处理器(DSP)、专用集成电路(ASIC)、现成可编程门阵列(FPGA)或者其他可编程逻辑器件、分立门或者晶体管逻辑器件、分立硬件组件。可以实现或者执行本发明实施例中的公开的各方法、步骤及逻辑框图。通用处理器可以是微处理器或者该处理器101也可以是任何常规的处理101等。

[0035] 外设接口104将各种输入/输出装置耦合至处理器101以及存储器102。在一些实施例中,外设接口104、处理器101以及存储控制器103可以在单个芯片中实现。在其他一些实施例中,他们可以分别由独立的芯片实现。

[0036] 可以理解,图1所示的结构仅为示意,服务器200还可包括比图1中所示更多或者更少的组件,或者具有与图1所示不同的配置。图1中所示的各组件可以采用硬件、软件或其组合实现。

[0037] 请参阅图2,本发明实施例提供的一种基于超声功率谱进行心率周期标定的装置,所述基于超声功率谱进行心率周期标定的装置包括包络识别单元201、周期计算单元202、截取单元203、数据提取单元204、极小值计算单元205以及结果输出单元206。

[0038] 所述包络识别单元201用于识别出输入的超声功率谱的多普勒包络曲线。

[0039] 本实施例中,超声功率谱为心电周期性连续信号 $x(t)$ 的频谱,可表示为离散的非

周期序列 $P(f)$ ，它的幅度频谱的平方 $|P(f)|^2$ 所排成的序列，就被称之为该周期信号的“功率谱”；超声功率谱的幅度是按低频调制信号变化的，把超声功率谱的峰点连接起来，就可以得到一个与低频调制信号相对应的曲线，这条曲线就是多普勒包络曲线。具体地，所述包络识别单元201用于依据百分比算法或几何算法或改进几何算法或阈值算法或小波变换算法或动态规划算法识别出输入的超声功率谱的多普勒包络曲线。例如，小波变换算法(wavelet transform, WT)是一种新的信号变换分析方法，利用短时傅立叶变换局部化的思想，能够提供一个随频率改变的“时间-频率”窗口，是进行信号时频分析和处理的理想工具。当然地，识别出输入的超声功率谱的多普勒包络曲线的方式仅仅可以利用上述的算法，在此仅仅是举例说明。

[0040] 所述周期计算单元202用于依据所述多普勒包络曲线计算心动周期。

[0041] 本实施例中，计算心动周期包括但不限于以下两种方式：

[0042] 如图4所示，第一种：所述周期计算单元202用于计算所述多普勒包络曲线的自相关函数，再计算自相关函数的累计方差函数，将累计方差函数距离零点的第一个极大值点对应的时间点作为周期。

[0043] 具体地，依据算式 $R(n) = \frac{1}{N-n} \sum_{m=0}^{N-n-1} F(m)F(m+n)$, $n=0,1,2,\dots,N-1$ 或

$R(n) = \frac{1}{N-n} \sum_{m=0}^{N-n-1} (F(m)-\mu)(F(m+n)-\mu)$, $n=0,1,2,\dots,N-1$ 计算出多普勒包络曲线的自相关函数 $R(n)$ ，其中， $R(n)$ 为自相关函数， $F(m)$ 为多普勒包络曲线， N 为最大频率曲线的数据长度， μ 为 $F(m)$ 的平均值，此时计算出的自相关函数可能存在一定的误差，需要利用累计方差函数或梯度函数对自相关函数进行修正，当采用累计方差函数对自相关函数进行修正时，具体

的方式为依据算式 $D(n) = \begin{cases} \frac{(R(n)-\mu)^2}{\sum_{i=0}^n (R(i)-\mu)^2}, & 0 < n < N \\ 1, & n=0 \end{cases}$ 计算出累计方差函数 $D(n)$ ；

[0044] 如图3所示，当采用梯度函数对自相关函数进行修正时，将自相关函数 $R(n)$ 定义为函数 $f(x,y)$ ，自相关函数 $R(n)$ 定义为函数 $f(x,y)$ 在平面区域 G 内具有一阶连续偏导数，则对于每一点 $P(x,y) \in G$ ，都可定出一个向量 $\frac{\partial f}{\partial x} \vec{i} + \frac{\partial f}{\partial y} \vec{j}$ ，该向量称为 $f(x,y)$ 在点 $P(x,y)$ 的梯度，

梯度函数记为： $gradf(x,y) = \frac{\partial f}{\partial x} \vec{i} + \frac{\partial f}{\partial y} \vec{j}$

[0045] 其中，梯度方向为 x 轴到梯度的转角的正切 $\tan \theta = \frac{\frac{\partial f}{\partial y}}{\frac{\partial f}{\partial x}}$ ，与取得最大方向导数的方向一致时，模为方向导数的最大值。

[0046] $|gradf(x,y)| = \sqrt{\left(\frac{\partial f}{\partial x}\right)^2 + \left(\frac{\partial f}{\partial y}\right)^2}$

[0047] 本发明采用梯度上升法求函数的局部最大值,算法的迭代过程是一个“上坡”的过程,每一步选择坡度变化率最大的方向往上走,这个方向就是函数在这一点梯度方向,最后随着迭代的进行,梯度还是不断减小,最后趋近与零。

[0048] 计算周期的方式可以为:在累计方差函数 $D(n)$ 上,从零点开始向X轴的正向查找第一个极大值点,该极大值点到零点的距离就被认为是周期值,即心动周期 T' ,然后再乘以超声功率谱的每条谱线之间的时间间隔即可得到心动周期 T ,另外,计算周期的方式还可以为:在梯度函数上,从零点开始向X轴的正向查找第一个极大值点,该极大值点到零点的距离就被认为是周期值,即心动周期 T' ,然后再乘以超声功率谱的每条谱线之间的时间间隔即可得到心动周期 T 。

[0049] 通过计算自相关函数的累计方差函数或梯度函数对自相关函数进行修正,得出的心动周期 T 更加精确有效。另外,通过心动周期可计算出心率,心率是指正常人安静状态下每分钟心跳的次数,也叫安静心率,一般为60~100次/分,可因年龄、性别或其他生理因素产生个体差异,由于周期的单位为秒,因此心率的具体计算方式为 $HR = \frac{60}{T}$,其中, HR 为心率。

[0050] 所述截取单元203用于截取所述多普勒包络曲线的一个心动周期的曲线段。

[0051] 较佳地,为了获得最新的超声功率谱数据,截取单元203截取所述多普勒包络曲线的最新的一个心动周期的曲线段。

[0052] 将最新一个心动周期的数据记为 $F'(f)$,其中, $F'(f) = F(t+f)$, $f \in [1, T]$, t 为起始位置偏移量。

[0053] 所述数据提取单元204用于提取出截取的心动周期的曲线段的多个候选极大值及多个候选极小值。

[0054] 由于噪声或者外界环境影响的原因导致一个心动周期的波峰或者波谷存在凹陷,从而导致提取到的错误的最大值与最小值,因此需要对错误的最大值与最小值进行剔除。

[0055] 所述极小值计算单元205用于依据所述多个候选极大值以及多个候选极小值中计算真实极小值。

[0056] 极小值计算单元305包括参考阈值计算子单元、判断子单元、候选列表建立子单元以及极值标定子单元。

[0057] 所述参考阈值计算子单元用于依据算式 $TH1 = \maxVal - (\maxVal - \minVal) / K1$ 计算出极大值比对阈值,依据算式 $TH2 = \maxVal + (\maxVal - \minVal) / K2$ 计算出极小值比对阈值,其中, $\maxVal$ 为当前功率最大值, $\minVal$ 为当前功率最小值, $K1, K2$ 分别为预设定的经验值,根据发明人试验, $K1, K2$ 的取值大于等于3较佳,例如, $K1$ 为4, $K2$ 为3, $TH1$ 为极大值比对阈值, $TH2$ 为极小值比对阈值。

[0058] 判断子单元,用于判断每个候选极大值两侧的 N 个功率值是否均小于该候选极大值且该候选极大值是否大于所述极大值比对阈值,每个候选极大值两侧的 N 个功率值是否均大于该候选极小值,且该候选极小值是否小于所述极小值比对阈值。

[0059] 例如,本实施例中, N 为整数,且 N 的取值越大,对错误的最大值的剔除力度越高,但是 N 值越大,筛选的效率越慢,因此本实施例中, N 的取值在6~12较佳。

[0060] 候选列表建立子单元,用于若其中一个候选极大值两侧的 N 个功率值均小于该候

选极大值且该候选极大值大于所述极大值比对阈值时,将该候选极大值加入到极大值候选列表中,若其中一个候选极小值两侧的N个功率值均大于该候选极小值且该候选极小值小于所述极小值比对阈值时,将该候选极小值加入到极小值候选列表中;

[0061] 极值标定子单元,用于从极大值候选列表中找到一个最大的极大值标定为真实极大值,分别计算极小值候选列表中每个极小值与真实极大值之间连线的斜率,将斜率值最小的连线对应的极小值标定为真实极小值。

[0062] 若筛选候选极大值为 $F'(P)$,判断 $F'(P)$ 是否满足算式

$$\begin{cases} F'(P-3) < F'(P-2) < F'(P-1) < F'(P) > F'(P+1) > F'(P+2) > F'(P+3) \\ F'(P) > Th1 \end{cases}$$

的条件,如果其中

一个候选极大值满足,则认为该 $F'(P)$ 为真实极大值,同理,

[0063] 判断 $F'(P)$ 是否满足算式 $\begin{cases} F'(P-3) > F'(P-2) > F'(P-1) > F'(P) < F'(P+1) < F'(P+2) < F'(P+3) \\ F'(P) < Th2 \end{cases}$,

如果其中一个候选极小值满足,则认为该 $F'(P)$ 为真实极小值。

[0064] 所述结果输出单元206用于将所述真实极小值输出。

[0065] 如图5所示,输出的真实极小值可在一智能终端的显示屏显示,为了可以使得医生更能直观的观察超声功率谱的周期及周期起始点、周期结束点,可将周期的起始位置及周期的末端位置进行标定。根据心动周期T和波谷位置 P' ,得到最新一个心动周期的第一边界位置点T1、及第二边界位置点T2,其中T1和T2都是波谷,两个相邻的波谷之间的距离即为心动周期,从而更为精确的标定了周期的大小。

[0066] 请参阅图6,本发明实施例还提供了一种基于超声功率谱进行心率周期标定的方法,需要说明的是,本实施例所提供的基于超声功率谱进行心率周期标定的方法,其基本原理及产生的技术效果和上述实施例相同,为简要描述,本实施例部分未提及之处,可参考上述的实施例中相应内容。所述基于超声功率谱进行心率周期标定的方法包括:

[0067] 步骤S601:识别出输入的超声功率谱的多普勒包络曲线。

[0068] 可以理解地,通过包络识别单元201可执行步骤S601。

[0069] 本实施例中,步骤S601具体可以为依据百分比算法或几何算法或改进几何算法或阈值算法或小波变换算法或动态规划算法识别出输入的超声功率谱的多普勒包络曲线。

[0070] 步骤S602:依据所述多普勒包络曲线计算心动周期。

[0071] 可以理解地,通过周期计算单元202可执行步骤S602。

[0072] 本实施例中,所述依据所述多普勒包络曲线计算心动周期包括但不限于以下两种方式:

[0073] 第一种:计算所述多普勒包络曲线的自相关函数,再计算自相关函数的累计方差函数,将累计方差函数距离零点的第一个极大值点对应的时间点作为周期。

[0074] 第二种:计算所述多普勒包络曲线的自相关函数,再计算自相关函数的梯度函数,将梯度函数距离零点的第一个极大值点对应的时间点作为周期。

[0075] 步骤S603:截取所述多普勒包络曲线的一个心动周期的曲线段。

[0076] 可以理解地,通过截取单元203可执行步骤S603。

[0077] 步骤S604:提取出截取的心动周期的曲线段的多个候选极大值及多个候选极小值。

[0078] 可以理解地,通过数据提取单元204可执行步骤S604。

[0079] 步骤S605:依据所述多个候选极大值以及多个候选极小值中计算真实极小值。

[0080] 可以理解地,通过极小值计算单元205可执行步骤S605。

[0081] 步骤S605的具体实施方式可以为:

[0082] 依据算式 $TH1 = \maxVal - (\maxVal - \minVal) / K1$ 计算出极大值比对阈值,依据算式 $TH2 = \maxVal + (\maxVal - \minVal) / K2$ 计算出极小值比对阈值,其中, $\maxVal$ 为当前功率最大值, $\minVal$ 为当前功率最小值, $K1, K2$ 分别为预设定的经验值, $TH1$ 为极大值比对阈值, $TH2$ 为极小值比对阈值。

[0083] 判断每个候选极大值两侧的N个功率值是否均小于该候选极大值且该候选极大值是否大于所述极大值比对阈值,每个候选极大值两侧的N个功率值是否均大于该候选极小值,且该候选极小值是否小于所述极小值比对阈值。

[0084] 若其中一个候选极大值两侧的N个功率值均小于该候选极大值且该候选极大值大于所述极大值比对阈值时,将该候选极大值加入到极大值候选列表中,若其中一个候选极小值两侧的N个功率值均大于该候选极小值且该候选极小值小于所述极小值比对阈值时,将该候选极小值加入到极小值候选列表中;

[0085] 从极大值候选列表中找到一个最大的极大值标定为真实极大值,分别计算极小值候选列表中每个极小值与真实极大值之间连线的斜率,将斜率值最小的连线对应的极小值标定为真实极小值。

[0086] 步骤S606:将所述真实极小值输出。

[0087] 可以理解地,通过结果输出单元206可执行步骤S606。

[0088] 综上所述,本发明提供的基于超声功率谱进行心率周期标定的装置与方法通过截取所述多普勒包络曲线的一个心动周期的曲线段,提取出截取的心动周期的曲线段的多个候选极大值及多个候选极小值依据,所述多个候选极大值以及多个候选极小值中计算真实极小值,从而剔除了由于噪声或外界原因导致的信号不稳定的生成的多个候选极大值及候选极小值,提高了周期计算的精确性,并且可根据真实极大值和真实极小值对一个周期内的多普勒包络曲线的起始点、结束点进行标定,使得医生对多普勒包络曲线的观察更加直观,从而得出的结论更加有效。

[0089] 在本申请所提供的几个实施例中,应该理解到,所揭露的装置和方法,也可以通过其它的方式实现。以上所描述的装置实施例仅仅是示意性的,例如,附图中的流程图和框图显示了根据本发明的多个实施例的装置、方法和计算机程序产品的可能实现的体系架构、功能和操作。在这点上,流程图或框图中的每个方框可以代表一个模块、程序段或代码的一部分,所述模块、程序段或代码的一部分包含一个或多个用于实现规定的逻辑功能的可执行指令。也应当注意,在有些作为替换的实现方式中,方框中所标注的功能也可以以不同于附图中所标注的顺序发生。例如,两个连续的方框实际上可以基本并行地执行,它们有时也可以按相反的顺序执行,这依所涉及的功能而定。也要注意的,框图和/或流程图中的每个方框、以及框图和/或流程图中的方框的组合,可以用执行规定的功能或动作的专用的基于硬件的系统来实现,或者可以用专用硬件与计算机指令的组合来实现。

[0090] 另外,在本发明各个实施例中的各功能模块可以集成在一起形成一个独立的部分,也可以是各个模块单独存在,也可以两个或两个以上模块集成形成一个独立的部分。

[0091] 所述功能如果以软件功能模块的形式实现并作为独立的产品销售或使用,可以存储在一个计算机可读取存储介质中。基于这样的理解,本发明的技术方案本质上或者说对现有技术做出贡献的部分或者该技术方案的部分可以以软件产品的形式体现出来,该计算机软件产品存储在一个存储介质中,包括若干指令用以使得一台计算机设备(可以是个人计算机,服务器,或者网络设备等)执行本发明各个实施例所述方法的全部或部分步骤。而前述的存储介质包括:U盘、移动硬盘、只读存储器(ROM,Read-Only Memory)、随机存取存储器(RAM,Random Access Memory)、磁碟或者光盘等各种可以存储程序代码的介质。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。在没有更多限制的情况下,由语句“包括一个……”限定的要素,并不排除在包括所述要素的过程、方法、物品或者设备中还存在另外的相同要素。

[0092] 以上所述仅为本发明的优选实施例而已,并不用于限制本发明,对于本领域的技术人员来说,本发明可以有各种更改和变化。凡在本发明的精神和原则之内,所作的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。应注意到:相似的标号和字母在下面的附图中表示类似项,因此,一旦某一项在一个附图中被定义,则在随后的附图中不需要对其进行进一步定义和解释。

[0093] 以上所述,仅为本发明的具体实施方式,但本发明的保护范围并不局限于此,任何熟悉本技术领域的技术人员在本发明揭露的技术范围内,可轻易想到变化或替换,都应涵盖在本发明的保护范围之内。因此,本发明的保护范围应所述以权利要求的保护范围为准。

[0094] 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。在没有更多限制的情况下,由语句“包括一个……”限定的要素,并不排除在包括所述要素的过程、方法、物品或者设备中还存在另外的相同要素。

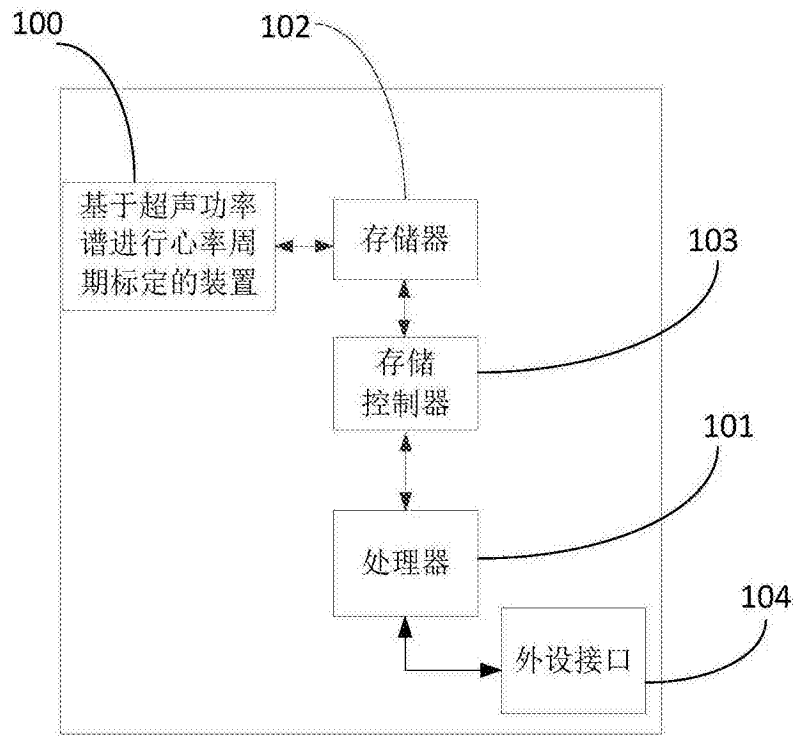


图1

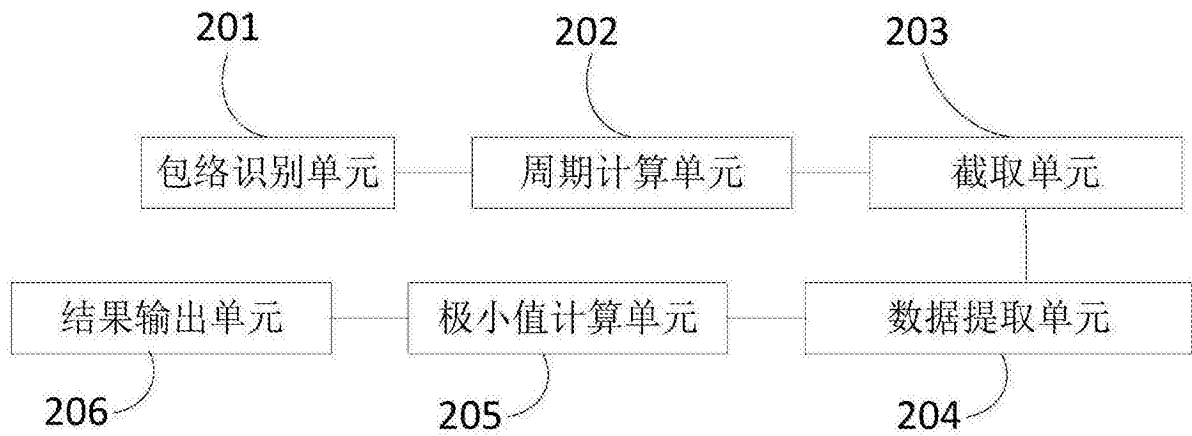


图2

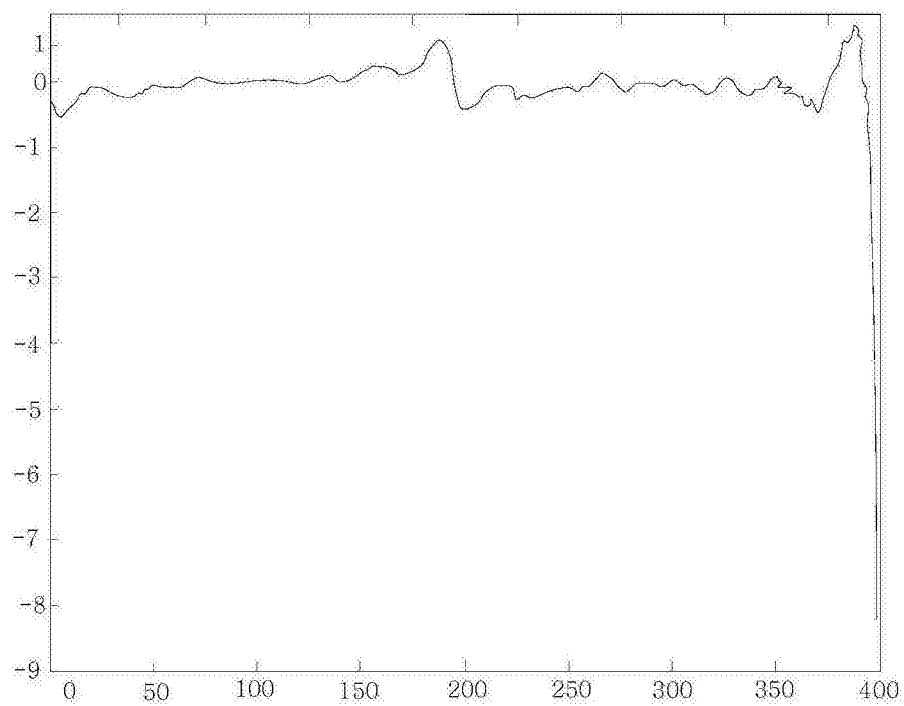


图3

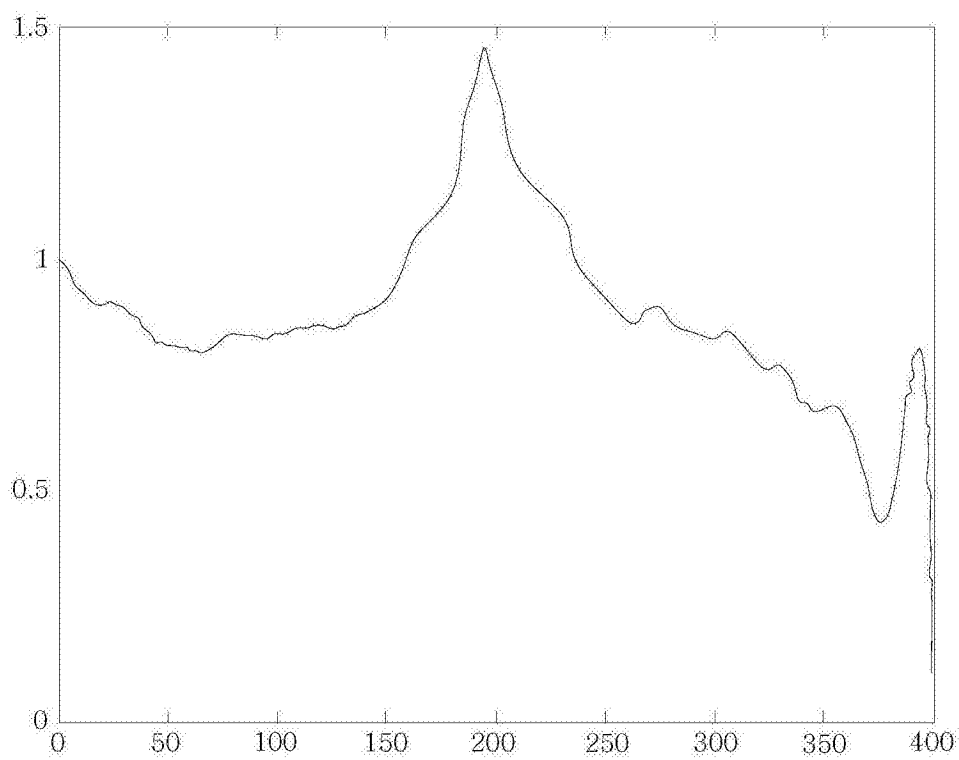


图4

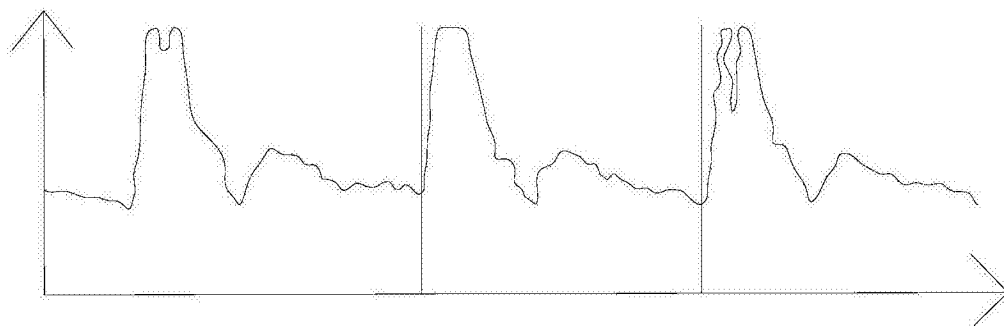


图5

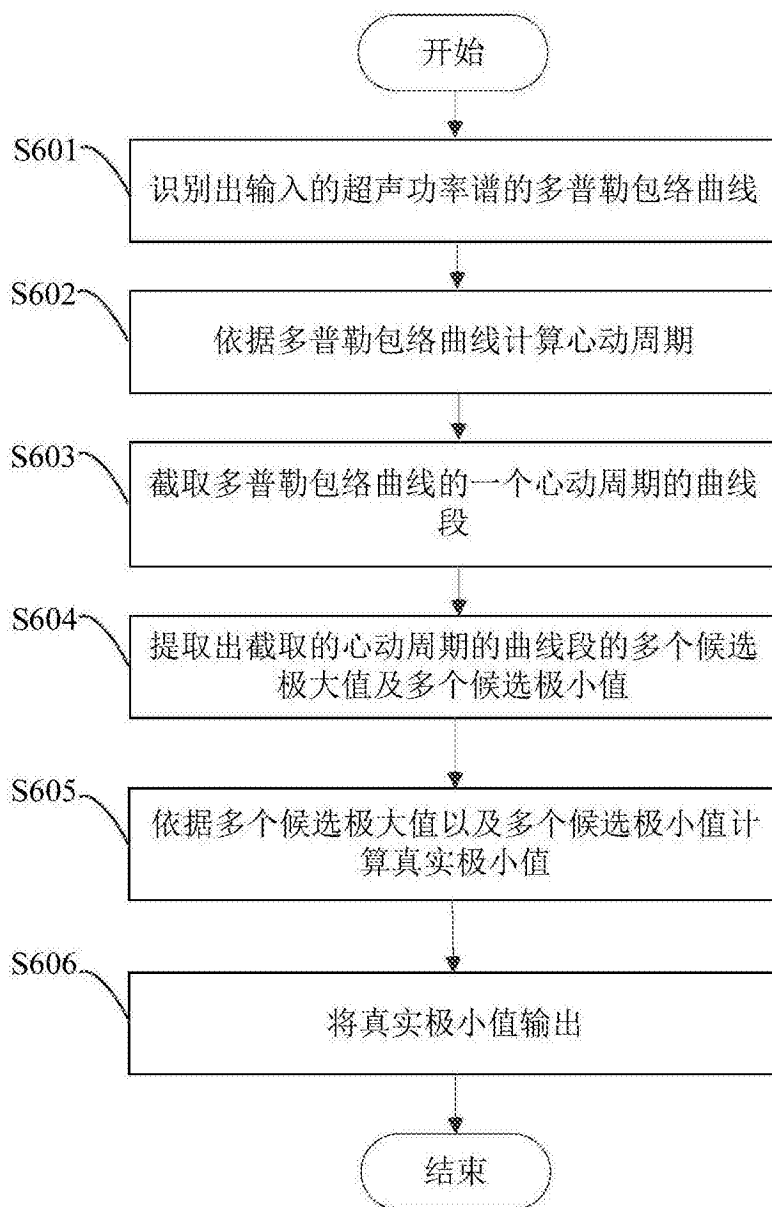


图6

专利名称(译)	基于超声功率谱进行心率周期标定的装置与方法		
公开(公告)号	CN106821420A	公开(公告)日	2017-06-13
申请号	CN201710159512.6	申请日	2017-03-17
[标]申请(专利权)人(译)	武汉中旗生物医疗电子有限公司		
申请(专利权)人(译)	武汉中旗生物医疗电子有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	武汉中旗生物医疗电子有限公司		
[标]发明人	刘王峰		
发明人	刘王峰		
IPC分类号	A61B8/02		
CPC分类号	A61B8/02 A61B8/5207		
其他公开文献	CN106821420B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了基于超声功率谱进行心率周期标定的装置与方法，涉及临床诊断领域。该基于超声功率谱进行心率周期标定的装置与方法通过截取所述多普勒包络曲线的一个心动周期的曲线段，提取出截取的心动周期的曲线段的多个候选极大值及多个候选极小值，依据所述多个候选极大值以及多个候选极小值中计算真实极大值，从而剔除了由于噪声或外界原因导致的信号不稳定生成的多个候选极大值及候选极小值，提高了周期计算的精确性，并且可根据真实极大值和真实极小值对一个周期内的多普勒包络曲线的起始点、结束点进行标定，使得医生对多普勒包络曲线的观察更加直观，从而得出的结论更加有效。

