



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108962385 A

(43)申请公布日 2018.12.07

(21)申请号 201810997046.3

(22)申请日 2018.08.29

(71)申请人 高路

地址 450000 河南省郑州市金水区龙湖中环路1号

(72)发明人 高路

(74)专利代理机构 北京修典盛世知识产权代理事务所(特殊普通合伙) 11424

代理人 杨方成

(51)Int.Cl.

G16H 50/20(2018.01)

G16H 20/40(2018.01)

A61B 5/02(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

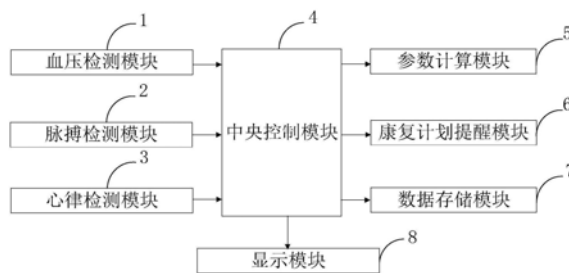
权利要求书3页 说明书9页 附图2页

(54)发明名称

一种基于物联网的心血管内科康复中交互系统及方法

(57)摘要

本发明属于医疗技术领域,公开了一种基于物联网的心血管内科康复中交互系统及方法,中央控制模块将求得的参数代入相位噪声幂律模型中,进而得到被测信号的相位噪声测量结果,进行调度参数计算模块;参数计算模块分析所述动脉压波形数据,从而确定所述用户是否正在经历非正常状态,确定用户心血管准确参数。本发明通过康复计划提醒模块通过将医护人员制定的康复计划与已存储的康复计划进行比较,在未发生冲突的情况下存储所述康复计划且设置预设提醒时间,有助于保证康复计划的制定的准确性,相比于现有技术中通过人工通知及提醒,可以提高康复计划的执行效率和准确性;从而提升用户康复效果。



1. 一种基于物联网的心血管内科康复中交互方法,其特征在于,所述基于物联网的心血管内科康复中交互方法包括:

中央控制模块通过振荡器信号的功率谱模型,利用信号功率谱测量数据,采用非线性最小二乘法进行曲线拟合,得到功率谱模型中的参数初值,并编写正则方程组对参数进行修正,最终得到满足既定要求的参数;再根据信号功率谱与其相位噪声幂律模型的关系,将求得的参数代入相位噪声幂律模型中,进而得到被测信号的相位噪声测量结果,进行调度参数计算模块;

参数计算模块分析所述动脉压波形数据,从而确定所述用户是否正在经历非正常状态,确定用户心血管准确参数;

通过康复计划提醒模块从医护终端接收康复计划,制定康复计划并提醒用户进行实施康复计划;

通过数据存储模块存储检测的数据信息及康复计划内容后显示检测数据及康复计划内容。

2. 如权利要求1所述基于物联网的心血管内科康复中交互方法,其特征在于,采用非线性最小二乘法确定参数初值的方法具体包括:

依据式 $S_f(f) = \sum_{\beta=0}^4 v_0^2 h_{2-\beta} f^{-\beta}$, 采用非线性最小二乘法,确定参数的初值,取 $a_\beta = v_0^2 h_{2-\beta}$,

($\beta=0,1,2,3,4$),即需要选择 a_β 的初值,将式 $S_f(f) = \sum_{\beta=0}^4 v_0^2 h_{2-\beta} f^{-\beta}$ 表示为如下的矩阵形式:

$FA=S$;

其中:

$$F = \begin{bmatrix} 1 & f_1^{-1} & f_1^{-2} & f_1^{-3} & f_1^{-4} \\ 1 & f_2^{-1} & f_2^{-2} & f_2^{-3} & f_2^{-4} \\ 1 & f_3^{-1} & f_3^{-2} & f_3^{-3} & f_3^{-4} \\ 1 & f_4^{-1} & f_4^{-2} & f_4^{-3} & f_4^{-4} \\ 1 & f_5^{-1} & f_5^{-2} & f_5^{-3} & f_5^{-4} \end{bmatrix}_{5 \times 5} ;$$

$A = [a_0 \ a_1 \ \cdots \ a_4]^T$ $S = [S_0 \ S_1 \ \cdots \ S_4]^T$;

矩阵F中所要用的数据点是从N个 $\{(f_i, S_i)\}$ $i=1,2,\dots,N$ 中选取五个频率点,选取的数值应保证矩阵F是满秩可逆;

由此得表示参数 a_β 初值的矩阵A的初值为:

$$A^{(0)} = [a_0^{(0)} \ a_1^{(0)} \ \cdots \ a_4^{(0)}]^T = F^{-1}S ;$$

以 $A^{(0)} = [a_0^{(0)} \ a_1^{(0)} \ \cdots \ a_4^{(0)}]^T$ 为初始值进行迭代对矩阵A的值进行估计, l 表示迭代次数,此时 $l=0$ 。

3. 如权利要求1所述基于物联网的心血管内科康复中交互方法,其特征在于,

参数估计的误差 $\Delta_\beta^{(l)}$ $\beta=0,1,\dots,4$, $\Delta_\beta^{(l)}$ 由以下方程估算:

$$\begin{aligned} b_{00}^{(l)}\Delta_0^{(l)} + b_{01}^{(l)}\Delta_1^{(l)} + b_{02}^{(l)}\Delta_2^{(l)} + b_{03}^{(l)}\Delta_3^{(l)} + b_{04}^{(l)}\Delta_4^{(l)} &= B_0^{(l)} \\ b_{10}^{(l)}\Delta_0^{(l)} + b_{11}^{(l)}\Delta_1^{(l)} + b_{12}^{(l)}\Delta_2^{(l)} + b_{13}^{(l)}\Delta_3^{(l)} + b_{14}^{(l)}\Delta_4^{(l)} &= B_1^{(l)} \\ b_{20}^{(l)}\Delta_0^{(l)} + b_{21}^{(l)}\Delta_1^{(l)} + b_{22}^{(l)}\Delta_2^{(l)} + b_{23}^{(l)}\Delta_3^{(l)} + b_{24}^{(l)}\Delta_4^{(l)} &= B_2^{(l)} \\ b_{30}^{(l)}\Delta_0^{(l)} + b_{31}^{(l)}\Delta_1^{(l)} + b_{32}^{(l)}\Delta_2^{(l)} + b_{33}^{(l)}\Delta_3^{(l)} + b_{34}^{(l)}\Delta_4^{(l)} &= B_3^{(l)} \\ b_{40}^{(l)}\Delta_0^{(l)} + b_{41}^{(l)}\Delta_1^{(l)} + b_{42}^{(l)}\Delta_2^{(l)} + b_{43}^{(l)}\Delta_3^{(l)} + b_{44}^{(l)}\Delta_4^{(l)} &= B_4^{(l)} \end{aligned} ;$$

其中系数 $b_{j\beta}^{(l)}(j, \beta = 0, 1, \dots, 4)$ 和 $B_\beta^{(l)}$ 为:

$$b_{j\beta}^{(l)} = \sum_{k=1}^5 \frac{\partial S_k^{(l)}}{\partial a_j} \cdot \frac{\partial S_k^{(l)}}{\partial a_\beta} ;$$

$$B_\beta^{(l)} = \sum_{k=1}^5 \frac{\partial S_k^{(l)}}{\partial a_\beta} (S_k - S_k^{(l)}) ;$$

其中 S_k 表示频率 f_k 处的功率谱测量值, $S_k^{(l)}$ 表示频率 f_k 处对应的功率谱的第 l 次迭代值, 即:

$$S_k^{(l)} = S_f(f_k, a_0^{(l)}, a_1^{(l)}, \dots, a_4^{(l)}) = \sum_{\beta=0}^4 a_\beta^{(l)} f_k^{-\beta} ;$$

$$\frac{\partial S_k^{(l)}}{\partial a_\beta} = \left. \frac{\partial \left[\sum_{\beta=0}^4 a_\beta f^{-\beta} \right]}{\partial a_\beta} \right|_{\substack{f = f_k \\ a_\beta = a_\beta^{(l)}}} ;$$

噪声模型参数估计的判断方法为:

判断 $|\Delta_\beta^{(l)}|$, 如不满足误差要求, 令:

$$a_\beta^{(l+1)} = a_\beta^{(l)} + \Delta_\beta^{(l)} ;$$

$$l = l + 1 ;$$

并将修正后的 $a_\beta^{(l)}$ 和对应的功率谱测量数据 $S_k^{(l)}$ 代入正则方程组进行求解, 得到各参数的修正值 $\Delta_\beta^{(l)}$, $\beta=0, 1, \dots, 4$, 重新判断 $|\Delta_\beta^{(l)}|$, 直至误差 $|\Delta_\beta^{(l)}|$ 满足测量要求或达到设定的迭代次数。

满足误差要求, 则将参数值 $a_\beta^{(l)}$ 作为 $a_\beta = v_0^2 h_{2-\beta}$, ($\beta = 0, 1, 2, 3, 4$) 的值代入式

$$L(f) = \frac{1}{2} S_\varphi(f) = \begin{cases} \frac{1}{2} v_0^2 \sum_{\beta=0}^4 h_{2-\beta} f^{-\beta} & \text{当 } 0 < f < f_h \text{ 中, 即得到被测信号的相位噪声, 并由此绘} \\ 0 & \text{当 } f > f_h \end{cases}$$

制相位噪声曲线。

4. 如权利要求1所述基于物联网的心血管内科康复中交互方法, 其特征在于, 参数计算模块计算方法包括:

首先, 提供来自用户的动脉压波形数据;

然后, 分析所述动脉压波形数据, 从而确定所述用户是否正在经历非正常状态;

最后, 如果所述用户被确定为正在经历所述非正常状态, 那么将第二多元统计模型应用于所述动脉压波形数据, 从而确定所述用户的心血管参数; 如果所述用户未被确定为在

经历所述非正常状态,将第三多元统计模型应用于所述动脉压波形数据,确定所述用户的心血管参数;

所述确定所述用户是否正在经历非正常状态包含将第一多元统计模型应用于所述动脉压波形数据,从而确定所述用户是否正在经历所述非正常状态,所述第一多元统计模型是根据来自正在经历所述非正常状态的第一组测试用户的第一组动脉压波形数据和来自未在经历所述非正常状态的第二组测试用户的第二组动脉压波形数据来建立的,所述第一多元统计模型提供对应于所述第一组动脉压波形数据的动脉压波形第一值和所述第二组动脉压波形数据的动脉压波形第二值的输出值,其中如果所述输出值大于所述第一值和第二值之间的阈值时,那么所述用户被确定为正在经历所述非正常状态。

5.如权利要求1所述基于物联网的心血管内科康复中交互方法,其特征在于,康复计划提醒模块计划方法包括:

首先,从医护终端接收康复计划,所述康复计划包括用户信息、待执行项目、每个待执行项目对应的开始时间、执行时长以及执行地点;

然后,将所述康复计划与已存储的康复计划进行比较,如果未发生冲突,则存储所述康复计划且设置预设提醒时间,其中,冲突指的是执行时间、执行地点以及执行人中的一项或多项的冲突;

最后,如果当前时间到达所述预设提醒时间,则向所述用户信息对应的用户终端发送警示信息;其中,所述预设提醒时间早于所述开始时间。

6.一种实现权利要求1~5任意一项所述基于物联网的心血管内科康复中交互方法的计算机程序。

7.一种实现权利要求1~5任意一项所述基于物联网的心血管内科康复中交互方法的信息数据处理终端。

8.一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1-5任意一项所述的基于物联网的心血管内科康复中交互方法。

9.一种实现权利要求1所述基于物联网的心血管内科康复中交互方法的基于物联网的心血管内科康复中交互系统,其特征在于,所述基于物联网的心血管内科康复中交互系统包括:

血压检测模块,与中央控制模块连接,用于检测用户的血压数据信息;

脉搏检测模块,与中央控制模块连接,用于检测用户的脉搏数据信息;

心律检测模块,与中央控制模块连接,用于检测用户的心律数据信息;

中央控制模块,与血压检测模块、脉搏检测模块、心律检测模块、参数计算模块、康复计划提醒模块、数据存储模块、显示模块连接,用于控制各个模块正常工作;

参数计算模块,与中央控制模块连接,用于确定用户心血管准确参数;

康复计划提醒模块,与中央控制模块连接,用于制定康复计划并提醒用户进行实施康复计划;

数据存储模块,与中央控制模块连接,用于存储检测的数据信息及康复计划内容;

显示模块,与中央控制模块连接,用于通过触控显示屏显示检测数据及康复计划内容。

10.一种安装有权利要求9所述基于物联网的心血管内科康复中交互系统的心血管内科康复中交互装置。

一种基于物联网的心血管内科康复中交互系统及方法

技术领域

[0001] 本发明属于医疗技术领域,尤其涉及一种基于物联网的心血管内科康复中交互系统及方法。

背景技术

[0002] 目前,业内常用的现有技术是这样的:

[0003] 心脏是一个中空的肌性器官,位于胸腔的中部,由一间隔分为左右两个腔室,每个腔室又分为位于上部的心房和下部的心室两部分。心房收集入心血液,心室射血出心。心室的进口和出口都有瓣膜,保证血液单向流动。人体在不同的生理状况下,各器官组织的代谢水平不同,对血流量的需要也不同。心血管活动能在机体的神经和体液调解下,改变心排血量和外周阻力,协调各器官组织之间的血流分配,以满足各器官组织对血流量的需要。然而,现有获取的用户心血管参数不准确,不利于对用户准确的诊断;同时,用户康复效果差。

[0004] 相位噪声处理在现代电子控制技术中具有重要的应用,已成为当前电子处理领域的研究热点之一。根据相位噪声信号的不同提取方法,当前的相位噪声处理方法主要分为直接频谱仪处理法、时间差处理法、鉴频法、鉴相法等方法。直接频谱仪法是简单易行的一种相位噪声处理方法,它将待测源信号直接输入到频谱仪的输入端,调谐频谱分析仪的载波频率,通过处理被测信号的频谱,由噪声功率与载波功率的比值并进行必要的修正来计算被测信号的相位噪声。频谱仪处理法在应用中受到以下因素的制约:处理结果受频谱仪本振源相位噪声的制约、不能区分相位噪声和幅度噪声、不易处理近载波处的相位噪声。时间差处理法将被测源和参考源信号通过分频器分频后送入时间差计数器用于处理两个信号过零点之间的时间差,用处理的时间差序列计算被测源相对参考源的相位噪声。该方法中利用分频器降低了被测源和参考源的信号频率,提高了时间间隔计数器处理时间差的分辨率。该方法的主要优点是系统构建成本低、易于实现;其局限性是该方法受到系统带宽的限制,时间间隔计数器内部本振的相位噪声限制了处理效果,另外还必须注意电缆的长度和阻抗匹配。鉴频处理法又称无参考源法,它将待测源的频率起伏 Δf 由某种微波鉴频器变换为电压起伏 Δv ,再用基带频谱分析仪处理该电压的起伏量,从而实现相位噪声处理。常用的鉴频器有延迟线/混频式鉴频器、RF桥/延迟线鉴频器、腔体鉴频器、双延迟线鉴频器等。其工作原理如下:被测源信号经功分器分两路,一路经宽带延迟线时延 τ_d ,将频率起伏变为相位起伏 $\Delta\phi = 2\pi f_0\tau_d$,另一路信号经带宽可变移相器,调节移相器使两输入信号正交,送入鉴相器进行正交鉴相,由鉴相器将相位噪声转换为电压噪声,经A/D转换为数字信号后进行FFT和功率谱估计等信号处理,测得被测信号的相位噪声功率谱 $S_\phi(f)$ 和单边带相位噪声 $L(f)$ 。鉴频处理法的主要优点是不需要参考信号源、对相位波动较大的被测源具有很好的处理效果;缺点是针对不同频率的被测源需要对鉴频器进行调整、不易处理近载波处的相位噪声。鉴相处理法也称为双源处理方法或锁相环处理方法。这种方法是將一只双平衡混频器作为鉴相器,将被测信号与一个同频率且正交的高稳定度的

参考源信号作为鉴相器的两个输入信号,鉴相器输出为与被测信号的相位起伏成比例的低频噪声电压,经过低通滤波器和低噪声放大器,加到频谱仪上测出不同 f_m 处的噪声电平,计算得出被测信号源的 $S_\phi(f)$,或将经过低通滤波和低噪声放大后的鉴相器输出信号采样后变换到数字域,利用数字信号处理的方法求得被测信号的单边带功率谱。鉴相法的主要优点是处理灵敏度高、频率分辨率高、输出频率范围宽、对幅度噪声具有较好的抑制能力;缺点是参考源信号必须和被测信号频率相等。上述的相位噪声处理方法有一个共同的特点是利用专门的硬件电路提取被测源信号的相位信息,并以此分析被测源的单边带相位噪声。

[0005] 综上所述,现有技术存在的问题是:

[0006] 现有获取的用户心血管参数不准确,不利于对用户准确的诊断;同时,现有用户康复效果差。

[0007] 现有控制系统的相位噪声处理方法采用相位提取电路的频率响应存在的处理结果准确度较低的问题。

[0008] 现有的相位噪声处理方法都是利用专门的硬件电路提取被测信号源的相位信息,并以此分析被测信号源的单边带相位噪声,这样相位提取电路的提取性能在很大程度上决定了相位噪声处理的性能,而且相位提取电路的频率响应也会对处理结果造成影响。

发明内容

[0009] 针对现有技术存在的问题,本发明提供了一种基于物联网的心血管内科康复中交互系统及方法。

[0010] 本发明是这样实现的,一种基于物联网的心血管内科康复中交互方法,包括:

[0011] 中央控制模块通过振荡器信号的功率谱模型,利用信号功率谱测量数据,采用非线性最小二乘法进行曲线拟合,得到功率谱模型中的参数初值,并编写正则方程组对参数进行修正,最终得到满足既定要求的参数;再根据信号功率谱与其相位噪声幂律模型的关系,将求得的参数代入相位噪声幂律模型中,进而得到被测信号的相位噪声测量结果,进行调度参数计算模块;

[0012] 参数计算模块分析所述动脉压波形数据,从而确定所述用户是否正在经历非正常状态,确定用户心血管准确参数;

[0013] 通过康复计划提醒模块从医护终端接收康复计划,制定康复计划并提醒用户进行实施康复计划;

[0014] 通过数据存储模块存储检测的数据信息及康复计划内容后显示检测数据及康复计划内容。

[0015] 进一步,采用非线性最小二乘法确定参数初值的方法具体包括:

[0016] 依据式 $S_f(f) = \sum_{\beta=0}^4 v_0^2 h_{2-\beta} f^{-\beta}$, 采用非线性最小二乘法,确定参数的初值,取

$a_\beta = v_0^2 h_{2-\beta}$, ($\beta = 0, 1, 2, 3, 4$), 即需要选择 a_β 的初值,将式 $S_f(f) = \sum_{\beta=0}^4 v_0^2 h_{2-\beta} f^{-\beta}$ 表示为如下的

矩阵形式:

[0017] $FA = S$;

[0018] 其中：

$$[0019] \quad F = \begin{bmatrix} 1 & f_1^{-1} & f_1^{-2} & f_1^{-3} & f_1^{-4} \\ 1 & f_2^{-1} & f_2^{-2} & f_2^{-3} & f_2^{-4} \\ 1 & f_3^{-1} & f_3^{-2} & f_3^{-3} & f_3^{-4} \\ 1 & f_4^{-1} & f_4^{-2} & f_4^{-3} & f_4^{-4} \\ 1 & f_5^{-1} & f_5^{-2} & f_5^{-3} & f_5^{-4} \end{bmatrix}_{5 \times 5} ;$$

[0020] $A = [a_0 \ a_1 \ \cdots \ a_4]^T$ $S = [S_0 \ S_1 \ \cdots \ S_4]^T$;

[0021] 矩阵F中所要用的数据点是从N个 $\{(f_i, S_i)\} i=1, 2, \dots, N$ 中选取五个频率点，选取的数值应保证矩阵F是满秩可逆；

[0022] 由此得表示参数 a_β 初值的矩阵A的初值为：

$$[0023] \quad A^{(0)} = [a_0^{(0)} \ a_1^{(0)} \ \cdots \ a_4^{(0)}]^T = F^{-1}S ;$$

[0024] 以 $A^{(0)} = [a_0^{(0)} \ a_1^{(0)} \ \cdots \ a_4^{(0)}]^T$ 为初始值进行迭代对矩阵A的值进行估计，l表示迭代次数，此时 $l=0$ 。

[0025] 进一步，参数估计的误差 $\Delta_\beta^{(l)} \quad \beta=0, 1, \dots, 4$ ， $\Delta_\beta^{(l)}$ 由以下方程估算：

$$[0026] \quad \begin{aligned} b_{00}^{(l)} \Delta_0^{(l)} + b_{01}^{(l)} \Delta_1^{(l)} + b_{02}^{(l)} \Delta_2^{(l)} + b_{03}^{(l)} \Delta_3^{(l)} + b_{04}^{(l)} \Delta_4^{(l)} &= B_0^{(l)} \\ b_{10}^{(l)} \Delta_0^{(l)} + b_{11}^{(l)} \Delta_1^{(l)} + b_{12}^{(l)} \Delta_2^{(l)} + b_{13}^{(l)} \Delta_3^{(l)} + b_{14}^{(l)} \Delta_4^{(l)} &= B_1^{(l)} \\ b_{20}^{(l)} \Delta_0^{(l)} + b_{21}^{(l)} \Delta_1^{(l)} + b_{22}^{(l)} \Delta_2^{(l)} + b_{23}^{(l)} \Delta_3^{(l)} + b_{24}^{(l)} \Delta_4^{(l)} &= B_2^{(l)} \\ b_{30}^{(l)} \Delta_0^{(l)} + b_{31}^{(l)} \Delta_1^{(l)} + b_{32}^{(l)} \Delta_2^{(l)} + b_{33}^{(l)} \Delta_3^{(l)} + b_{34}^{(l)} \Delta_4^{(l)} &= B_3^{(l)} \\ b_{40}^{(l)} \Delta_0^{(l)} + b_{41}^{(l)} \Delta_1^{(l)} + b_{42}^{(l)} \Delta_2^{(l)} + b_{43}^{(l)} \Delta_3^{(l)} + b_{44}^{(l)} \Delta_4^{(l)} &= B_4^{(l)} \end{aligned} ;$$

[0027] 其中系数 $b_{j\beta}^{(l)} (j, \beta=0, 1, \dots, 4)$ 和 $B_\beta^{(l)}$ 为：

$$[0028] \quad b_{j\beta}^{(l)} = \sum_{k=1}^5 \frac{\partial S_k^{(l)}}{\partial a_j} \cdot \frac{\partial S_k^{(l)}}{\partial a_\beta} ;$$

$$[0029] \quad B_\beta^{(l)} = \sum_{k=1}^5 \frac{\partial S_k^{(l)}}{\partial a_\beta} (S_k - S_k^{(l)}) ;$$

[0030] 其中 S_k 表示频率 f_k 处的功率谱测量值， $S_k^{(l)}$ 表示频率 f_k 处对应的功率谱的第l次迭代值，即：

$$[0031] \quad S_k^{(l)} = S_f(f_k, a_0^{(l)}, a_1^{(l)}, \dots, a_4^{(l)}) = \sum_{\beta=0}^4 a_\beta^{(l)} f_k^{-\beta} ;$$

$$[0032] \quad \frac{\partial S_k^{(l)}}{\partial a_\beta} = \left. \frac{\partial \left[\sum_{\beta=0}^4 a_\beta f^{-\beta} \right]}{\partial a_\beta} \right|_{\substack{f=f_k \\ a_\beta = a_\beta^{(l)}}} ;$$

[0033] 噪声模型参数估计的判断方法为：

[0034] 判断 $|\Delta_\beta^{(l)}|$ ，如不满足误差要求，令：

$$[0035] \quad a_\beta^{(l+1)} = a_\beta^{(l)} + \Delta_\beta^{(l)} ;$$

[0036] $l = l+1$ ；

[0037] 并将修正后的 $a_{\beta}^{(i)}$ 和对应的功率谱测量数据 $S_k^{(i)}$ 代入正则方程组进行求解, 得到各参数的修正值 $\Delta_{\beta}^{(i)}$, $\beta=0,1,\dots,4$, 重新判断 $|\Delta_{\beta}^{(i)}|$, 直至误差 $|\Delta_{\beta}^{(i)}|$ 满足测量要求或达到设定的迭代次数。

[0038] 满足误差要求, 则将参数值 $a_{\beta}^{(i)}$ 作为 $a_{\beta} = v_0^2 h_{2-\beta}$, ($\beta=0,1,2,3,4$) 的值代入式

$$L(f) = \frac{1}{2} S_{\varphi}(f) = \begin{cases} \frac{1}{2} v_0^2 \sum_{\beta=0}^4 h_{2-\beta} f^{-\beta} & \text{当 } 0 < f < f_h \\ 0 & \text{当 } f > f_h \end{cases}$$

中, 即得到被测信号的相位噪声, 并由 此绘

制相位噪声曲线。

[0039] 进一步, 参数计算模块计算方法包括:

[0040] 首先, 提供来自用户的动脉压波形数据;

[0041] 然后, 分析所述动脉压波形数据, 从而确定所述用户是否正在经历非正常 状态;

[0042] 最后, 如果所述用户被确定为正在经历所述非正常状态, 那么将第二多元 统计模型应用于所述动脉压波形数据, 从而确定所述用户的心血管参数; 如果 所述用户未被确定为在经历所述非正常状态, 将第三多元统计模型应用于所述 动脉压波形数据, 确定所述用户的心血管参数;

[0043] 所述确定所述用户是否正在经历非正常状态包含将第一多元统计模型应用 于所述动脉压波形数据, 从而确定所述用户是否正在经历所述非正常状态, 所 述第一多元统计模型是根据来自正在经历所述非正常状态的第一组测试用户的 第一组动脉压波形数据和来自未在经历所述非正常状态的第二组测试用户的第 二组动脉压波形数据来建立的, 所述第一多元统计模型提供对应于所述第一组 动脉压波形数据的动脉压波形第一值和所述 第二组动脉压波形数据的动脉压波 形第二值的输出值, 其中如果所述输出值大于所述第 一值和第二值之间的阈值 时, 那么所述用户被确定为正在经历所述非正常状态。

[0044] 进一步, 康复计划提醒模块计划方法包括:

[0045] 首先, 从医护终端接收康复计划, 所述康复计划包括用户信息、待执行项 目、每个 待执行项目对应的开始时间、执行时长以及执行地点;

[0046] 然后, 将所述康复计划与已存储的康复计划进行比较, 如果未发生冲突, 则存储 所述康复计划且设置预设提醒时间, 其中, 冲突指的是执行时间、执行 地点以及执行人中 的一项或多项的冲突;

[0047] 最后, 如果当前时间到达所述预设提醒时间, 则向所述用户信息对应的用 户终端 发送警示信息; 其中, 所述预设提醒时间早于所述开始时间。

[0048] 本发明另一目的在于提供一种实现所述基于物联网的心血管内科康复中交 互方 法的计算机程序。

[0049] 本发明另一目的在于提供一种实现所述基于物联网的心血管内科康复中交 互方 法的信息数据处理终端。

[0050] 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基于物联网的心血管内科康复中交互方 法。

[0051] 本发明另一目的在于提供一种实现所述基于物联网的心血管内科康复中交 互方 法的基于物联网的心血管内科康复中交互系统, 包括:

- [0052] 血压检测模块,与中央控制模块连接,用于检测用户的血压数据信息;
- [0053] 脉搏检测模块,与中央控制模块连接,用于检测用户的脉搏数据信息;
- [0054] 心律检测模块,与中央控制模块连接,用于检测用户的心律数据信息;
- [0055] 中央控制模块,与血压检测模块、脉搏检测模块、心律检测模块、参数计算模块、康复计划提醒模块、数据存储模块、显示模块连接,用于控制各个模块正常工作;
- [0056] 参数计算模块,与中央控制模块连接,用于确定用户心血管准确参数;
- [0057] 康复计划提醒模块,与中央控制模块连接,用于制定康复计划并提醒用户进行实施康复计划;
- [0058] 数据存储模块,与中央控制模块连接,用于存储检测的数据信息及康复计划内容;
- [0059] 显示模块,与中央控制模块连接,用于通过触控显示屏显示检测数据及康复计划内容。
- [0060] 本发明另一目的在于提供一种安装有所述基于物联网的心血管内科康复中交互系统的心血管内科康复中交互装置。
- [0061] 本发明的优点及积极效果为:
- [0062] 本发明提供参数计算模块可以准确的获取用户心血管准确参数,有助于医生准确的诊断;同时通过康复计划提醒模块通过将医护人员制定的康复计划与已存储的康复计划进行比较,在未发生冲突的情况下存储所述康复计划且设置预设提醒时间,有助于保证康复计划的制定的准确性,进而通过在预设提醒时间对用户进行提醒,相比于现有技术中通过人工通知及提醒,可以提高康复计划的执行效率和准确性;从而提升用户康复效果。
- [0063] 本发明的中央控制模块的控制方法不同于现有的相位噪声处理方法,本发明方法没有采用硬件相位噪声提取电路提取被测信号的相位信息,而是利用振荡器信号功率谱与其相位噪声幂律谱模型的关系,通过非线性最小二乘法实现参数计算,从而基于相位噪声数学模型实现了振荡器信号相位噪声处理。本发明的方法相对于现有相位噪声处理方法的主要优势是回避了硬件相位噪声提取电路对处理性能的影响。

附图说明

- [0064] 图1是本发明实施例提供的基于物联网的心血管内科康复中交互系统结构图。
- [0065] 图中:1、血压检测模块;2、脉搏检测模块;3、心律检测模块;4、中央控制模块;5、参数计算模块;6、康复计划提醒模块;7、数据存储模块;8、显示模块。
- [0066] 图2是本发明实施例提供的基于物联网的心血管内科康复中交互方法示意图。
- 图3是本发明实施例提供的利用频谱分析仪AV4036F测量的被测信号功率谱曲线和利用该功率谱测量数据进行非线性最小二乘法拟合的结果图。
- 图4是本发明实施例提供的测量的被测信号相位噪声与AV4036F的相位噪声测量模块测量的被测信号相位噪声的测量结果比较图。

具体实施方式

- [0067] 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

图详细说明如下。

[0068] 下如图1所示,本发明实施例提供的基于物联网的心血管内科康复中交互系统包括:血压检测模块1、脉搏检测模块2、心律检测模块3、中央控制模块4、参数计算模块5、康复计划提醒模块6、数据存储模块7、显示模块8。

[0069] 血压检测模块1,与中央控制模块4连接,用于检测用户的血压数据信息;

[0070] 脉搏检测模块2,与中央控制模块4连接,用于检测用户的脉搏数据信息;

[0071] 心律检测模块3,与中央控制模块4连接,用于检测用户的心律数据信息;

[0072] 中央控制模块4,与血压检测模块1、脉搏检测模块2、心律检测模块3、参数计算模块5、康复计划提醒模块6、数据存储模块7、显示模块8连接,用于控制各个模块正常工作;

[0073] 参数计算模块5,与中央控制模块4连接,用于确定用户心血管准确参数;

[0074] 康复计划提醒模块6,与中央控制模块4连接,用于制定康复计划并提醒用户进行实施康复计划;

[0075] 数据存储模块7,与中央控制模块4连接,用于存储检测的数据信息及康复计划内容;

[0076] 显示模块8,与中央控制模块4连接,用于通过触控显示屏显示检测数据及康复计划内容。

[0077] 下面结合具体分析对本发明作进一步描述。

[0078] 如图2,本发明实施例提供的基于物联网的心血管内科康复中交互方法,包括:

[0079] S101:血压检测模块检测用户的血压数据信息;脉搏检测模块检测用户的脉搏数据信息;心律检测模块检测用户的心律数据信息;

[0080] S102:中央控制模块通过振荡器信号的功率谱模型,利用信号功率谱测量数据,采用非线性最小二乘法进行曲线拟合,得到功率谱模型中的参数初值,并编写正则方程组对参数进行修正,最终得到满足既定要求的参数;再根据信号功率谱与其相位噪声幂律模型的关系,将求得的参数代入相位噪声幂律模型中,进而得到被测信号的相位噪声测量结果,进行调度参数计算模块;

[0081] S103:参数计算模块分析所述动脉压波形数据,从而确定所述用户是否正在经历非正常状态,确定用户心血管准确参数;

[0082] S104:通过康复计划提醒模块从医护终端接收康复计划,制定康复计划并提醒用户进行实施康复计划;通过数据存储模块存储检测的数据信息及康复计划内容后显示检测数据及康复计划内容。

[0083] 采用非线性最小二乘法确定参数初值的方法具体包括:

[0084] 依据式 $S_f(f) = \sum_{\beta=0}^4 v_0^2 h_{2-\beta} f^{-\beta}$, 采用非线性最小二乘法,确定参数的初值,取

$a_\beta = v_0^2 h_{2-\beta}$, ($\beta = 0, 1, 2, 3, 4$), 即需要选择 a_β 的初值, 将式 $S_f(f) = \sum_{\beta=0}^4 v_0^2 h_{2-\beta} f^{-\beta}$ 表示为如下的

矩阵形式:

[0085] $FA = S$;

[0086] 其中:

$$[0087] \quad F = \begin{bmatrix} 1 & f_1^{-1} & f_1^{-2} & f_1^{-3} & f_1^{-4} \\ 1 & f_2^{-1} & f_2^{-2} & f_2^{-3} & f_2^{-4} \\ 1 & f_3^{-1} & f_3^{-2} & f_3^{-3} & f_3^{-4} \\ 1 & f_4^{-1} & f_4^{-2} & f_4^{-3} & f_4^{-4} \\ 1 & f_5^{-1} & f_5^{-2} & f_5^{-3} & f_5^{-4} \end{bmatrix}_{5 \times 5} ;$$

$$[0088] \quad A = [a_0 \ a_1 \ \cdots \ a_4]^T \quad S = [S_0 \ S_1 \ \cdots \ S_4]^T ;$$

[0089] 矩阵F中所要用的数据点是从N个 $\{(f_i, S_i)\}$ $i=1, 2, \dots, N$ 中选取五个频率点, 选取的数值应保证矩阵F是满秩可逆;

[0090] 由此得表示参数 a_β 初值的矩阵A的初值为:

$$[0091] \quad A^{(0)} = [a_0^{(0)} \ a_1^{(0)} \ \cdots \ a_4^{(0)}]^T = F^{-1}S ;$$

[0092] 以 $A^{(0)} = [a_0^{(0)} \ a_1^{(0)} \ \cdots \ a_4^{(0)}]^T$ 为初始值进行迭代对矩阵A的值进行估计, l表示迭代次数, 此时 $l=0$ 。

[0093] 参数估计的误差 $\Delta_\beta^{(l)} \quad \beta=0, 1, \dots, 4$, $\Delta_\beta^{(l)}$ 由以下方程估算:

$$[0094] \quad \begin{aligned} b_{00}^{(l)}\Delta_0^{(l)} + b_{01}^{(l)}\Delta_1^{(l)} + b_{02}^{(l)}\Delta_2^{(l)} + b_{03}^{(l)}\Delta_3^{(l)} + b_{04}^{(l)}\Delta_4^{(l)} &= B_0^{(l)} \\ b_{10}^{(l)}\Delta_0^{(l)} + b_{11}^{(l)}\Delta_1^{(l)} + b_{12}^{(l)}\Delta_2^{(l)} + b_{13}^{(l)}\Delta_3^{(l)} + b_{14}^{(l)}\Delta_4^{(l)} &= B_1^{(l)} \\ b_{20}^{(l)}\Delta_0^{(l)} + b_{21}^{(l)}\Delta_1^{(l)} + b_{22}^{(l)}\Delta_2^{(l)} + b_{23}^{(l)}\Delta_3^{(l)} + b_{24}^{(l)}\Delta_4^{(l)} &= B_2^{(l)} \\ b_{30}^{(l)}\Delta_0^{(l)} + b_{31}^{(l)}\Delta_1^{(l)} + b_{32}^{(l)}\Delta_2^{(l)} + b_{33}^{(l)}\Delta_3^{(l)} + b_{34}^{(l)}\Delta_4^{(l)} &= B_3^{(l)} \\ b_{40}^{(l)}\Delta_0^{(l)} + b_{41}^{(l)}\Delta_1^{(l)} + b_{42}^{(l)}\Delta_2^{(l)} + b_{43}^{(l)}\Delta_3^{(l)} + b_{44}^{(l)}\Delta_4^{(l)} &= B_4^{(l)} \end{aligned} ;$$

[0095] 其中系数 $b_{j\beta}^{(l)} (j, \beta=0, 1, \dots, 4)$ 和 $B_\beta^{(l)}$ 为:

$$[0096] \quad b_{j\beta}^{(l)} = \sum_{k=1}^5 \frac{\partial S_k^{(l)}}{\partial a_j} \cdot \frac{\partial S_k^{(l)}}{\partial a_\beta} ;$$

$$[0097] \quad B_\beta^{(l)} = \sum_{k=1}^5 \frac{\partial S_k^{(l)}}{\partial a_\beta} (S_k - S_k^{(l)}) ;$$

[0098] 其中 S_k 表示频率 f_k 处的功率谱测量值, $S_k^{(l)}$ 表示频率 f_k 处对应的功率谱的第l次迭代值, 即:

$$[0099] \quad S_k^{(l)} = S_f(f_k, a_0^{(l)}, a_1^{(l)}, \dots, a_4^{(l)}) = \sum_{\beta=0}^4 a_\beta^{(l)} f_k^{-\beta} ;$$

$$[0100] \quad \frac{\partial S_k^{(l)}}{\partial a_\beta} = \frac{\partial \left[\sum_{\beta=0}^4 a_\beta f^{-\beta} \right]}{\partial a_\beta} \bigg|_{\substack{f = f_k \\ a_\beta = a_\beta^{(l)}}} ;$$

[0101] 噪声模型参数估计的判断方法为:

[0102] 判断 $|\Delta_\beta^{(l)}|$, 如不满足误差要求, 令:

$$[0103] \quad a_\beta^{(l+1)} = a_\beta^{(l)} + \Delta_\beta^{(l)} ;$$

$$[0104] \quad l = l + 1 ;$$

[0105] 并将修正后的 $a_{\beta}^{(i)}$ 和对应的功率谱测量数据 $S_k^{(i)}$ 代入正则方程组进行求解,得到各参数的修正值 $\Delta_{\beta}^{(i)}$, $\beta=0,1,\dots,4$,重新判断 $|\Delta_{\beta}^{(i)}|$,直至误差 $|\Delta_{\beta}^{(i)}|$ 满足测量要求或达到设定的迭代次数。

[0106] 满足误差要求,则将参数值 $a_{\beta}^{(i)}$ 作为 $a_{\beta} = v_0^2 h_{2-\beta}$, ($\beta=0,1,2,3,4$)的值代入式

$$L(f) = \frac{1}{2} S_{\varphi}(f) = \begin{cases} \frac{1}{2} v_0^2 \sum_{\beta=0}^4 h_{2-\beta} f^{-\beta} & \text{当 } 0 < f < f_h \text{ 中, 即得到被测信号的相位噪声, 并由 此绘} \\ 0 & \text{当 } f > f_h \end{cases}$$

制相位噪声曲线。

[0107] 参数计算模块计算方法包括:

[0108] 首先,提供来自用户的动脉压波形数据;

[0109] 然后,分析所述动脉压波形数据,从而确定所述用户是否正在经历非正常状态;

[0110] 最后,如果所述用户被确定为正在经历所述非正常状态,那么将第二多元统计模型应用于所述动脉压波形数据,从而确定所述用户的心血管参数;如果所述用户未被确定为在经历所述非正常状态,将第三多元统计模型应用于所述动脉压波形数据,确定所述用户的心血管参数;

[0111] 所述确定所述用户是否正在经历非正常状态包含将第一多元统计模型应用于所述动脉压波形数据,从而确定所述用户是否正在经历所述非正常状态,所述第一多元统计模型是根据来自正在经历所述非正常状态的第一组测试用户的第一组动脉压波形数据和来自未在经历所述非正常状态的第二组测试用户的第二组动脉压波形数据来建立的,所述第一多元统计模型提供对应于所述第一组动脉压波形数据的动脉压波形第一值和所述第二组动脉压波形数据的动脉压波形第二值的输出值,其中如果所述输出值大于所述第一值和第二值之间的阈值时,那么所述用户被确定为正在经历所述非正常状态。

[0112] 康复计划提醒模块计划方法包括:

[0113] 首先,从医护终端接收康复计划,所述康复计划包括用户信息、待执行项目、每个待执行项目对应的开始时间、执行时长以及执行地点;

[0114] 然后,将所述康复计划与已存储的康复计划进行比较,如果未发生冲突,则存储所述康复计划且设置预设提醒时间,其中,冲突指的是执行时间、执行地点以及执行人中的一项或多项的冲突;

[0115] 最后,如果当前时间到达所述预设提醒时间,则向所述用户信息对应的用户终端发送警示信息;其中,所述预设提醒时间早于所述开始时间。

[0116] 本发明工作时,通过血压检测模块1检测用户的血压数据信息;通过脉搏检测模块2检测用户的脉搏数据信息;通过心律检测模块3检测用户的心律数据信息;中央控制模块4调度参数计算模块5确定用户心血管准确参数;通过康复计划提醒模块6制定康复计划并提醒用户进行实施康复计划;然后,通过数据存储模块7存储检测的数据信息及康复计划内容;最后,通过显示模块8显示检测数据及康复计划内容。

[0117] 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。

[0118] 下面结合具体实验对本发明作进一步描述。

[0119] 图3给出了利用频谱分析仪AV4036F测量的被测信号功率谱曲线和利用该功率谱测量数据进行非线性最小二乘法拟合的结果。由拟合结果得到的被测信号相位噪声系数为:

$$[0120] \quad a_0 = v_0^2 h_2 = -2.45 \times 10^{-11};$$

$$[0121] \quad a_1 = v_0^2 h_1 = 2.92 \times 10^{-5};$$

$$[0122] \quad a_2 = v_0^2 h_0 = 1.28 \times 10^{-2};$$

$$[0123] \quad a_3 = v_0^2 h_{-1} = -1.90;$$

$$[0124] \quad a_4 = v_0^2 h_{-2} = 63.70;$$

[0125] 将上述拟合得到的参数值代入式(5),即可得被测信号的单边带相位噪声。

[0126] 图4给出了利用本发明方法测量的被测信号相位噪声与AV4036F的相位噪声测量模块测量的被测信号相位噪声的测量结果比较。

[0127] 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。

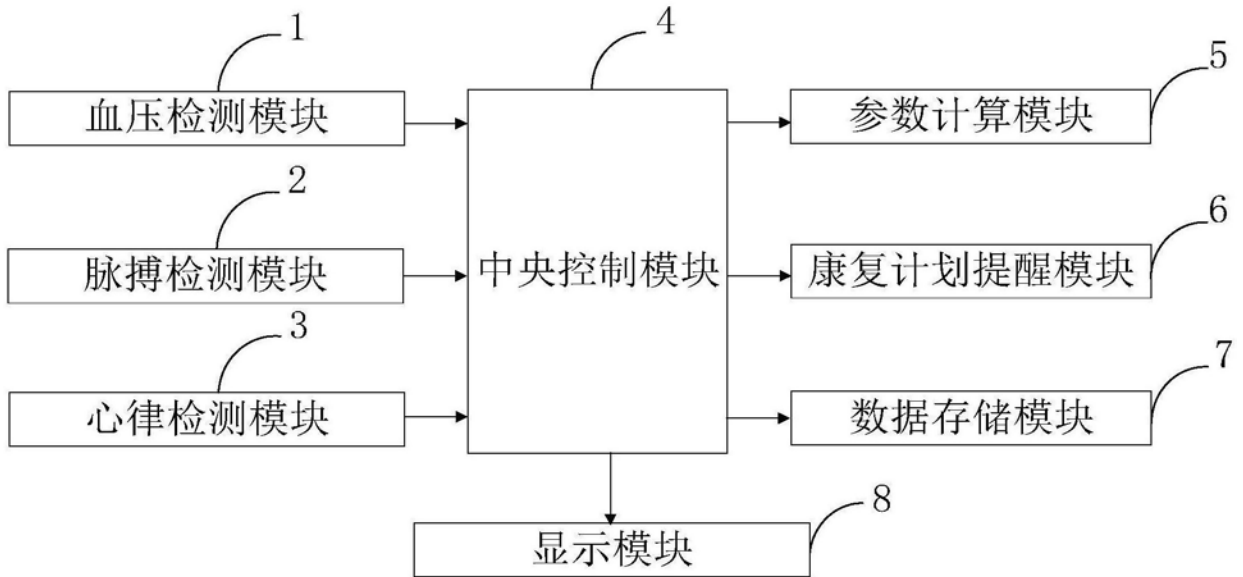


图1



图2

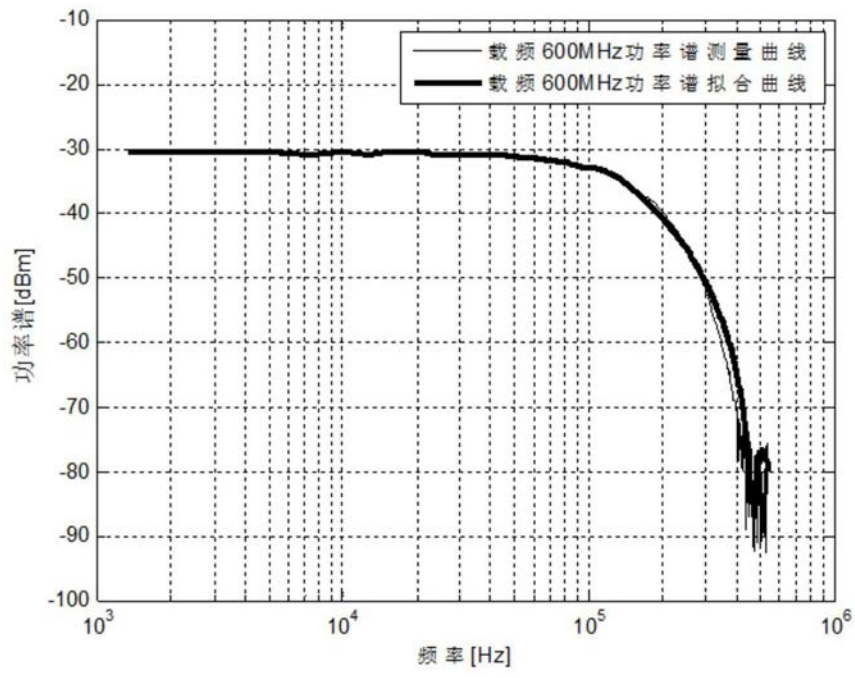


图3

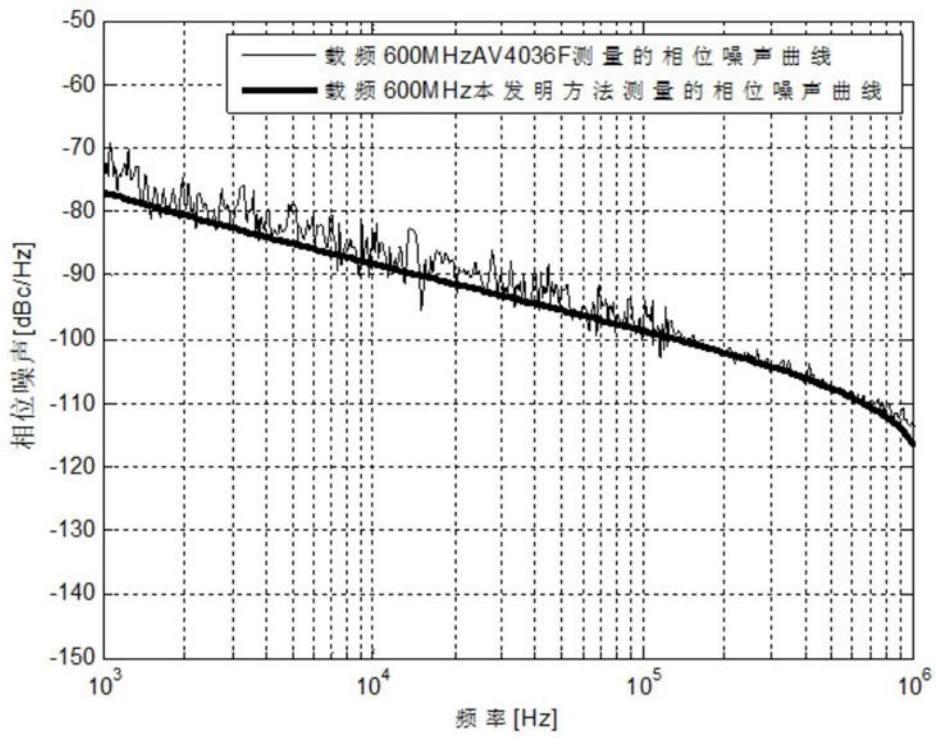


图4

专利名称(译)	一种基于物联网的心血管内科康复中交互系统及方法		
公开(公告)号	CN108962385A	公开(公告)日	2018-12-07
申请号	CN201810997046.3	申请日	2018-08-29
[标]申请(专利权)人(译)	高路		
申请(专利权)人(译)	高路		
当前申请(专利权)人(译)	高路		
[标]发明人	高路		
发明人	高路		
IPC分类号	G16H50/20 G16H20/40 A61B5/02 A61B5/00		
CPC分类号	G16H20/40 A61B5/02 A61B5/7203 A61B5/7235 G16H50/20		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明属于医疗技术领域，公开了一种基于物联网的心血管内科康复中交互系统及方法，中央控制模块将求得的参数代入相位噪声幂律模型中，进而得到被测信号的相位噪声测量结果，进行调度参数计算模块；参数计算模块分析所述动脉压波形数据，从而确定所述用户是否正在经历非正常状态，确定用户心血管准确参数。本发明通过康复计划提醒模块通过将医护人员制定的康复计划与已存储的康复计划进行比较，在未发生冲突的情况下存储所述康复计划且设置预设提醒时间，有助于保证康复计划的制定的准确性，相比于现有技术中通过人工通知及提醒，可以提高康复计划的执行效率和准确性；从而提升用户康复效果。

