



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 107468221 B

(45)授权公告日 2020.05.01

(21)申请号 201710817152.4

A61B 5/00(2006.01)

(22)申请日 2017.09.12

审查员 张梅梅

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 107468221 A

(43)申请公布日 2017.12.15

(73)专利权人 济南大学

地址 250022 山东省济南市市中区南辛庄
西路336号

(72)发明人 张智超 庄须婕 梅贞 张远

金伟 罗贝尼

(74)专利代理机构 济南圣达知识产权代理有限

公司 37221

代理人 黄海丽

(51)Int.Cl.

A61B 5/02(2006.01)

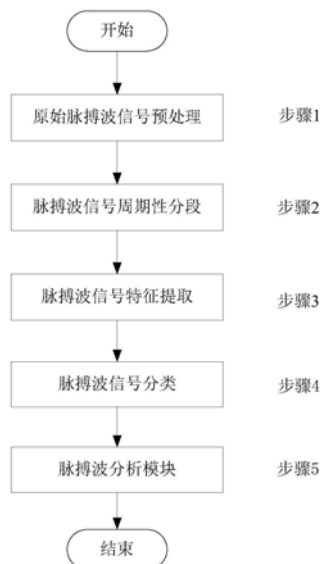
权利要求书3页 说明书10页 附图7页

(54)发明名称

基于金氏脉学的脉搏波信号处理方法及肺癌检测系统

(57)摘要

本发明公开了基于金氏脉学的脉搏波信号处理方法及肺癌检测系统,包括:原始脉搏波信号预处理,利用金氏脉学脉诊仪采集手腕桡动脉处原始脉搏波信号,将采集到的信号在时域和频域上进行处理和数据分析,然后利用高斯滤波器来去除信号的高频噪声部分。脉搏波信号周期性分段,将处理后的脉搏波信号利用迭代滑动窗口算法去除基线漂移,并将连续周期性脉搏波信号分段成单周期脉搏波信号。脉搏波信号特征提取,基于金氏脉学从得到的单周期脉搏波信号中提取出脉搏波特征。脉搏波信号分类,以CSVM作为分类器,基于提取出的脉搏波特征区分出正常、异常或者无效的脉搏波信号。本发明中的ISW算法有利于CSVM分类器的分类,提高了分类的准确率。



1. 基于金氏脉学的脉搏波信号处理装置,其特征是,包括:存储器、处理器以及存储在存储器上并在处理器上运行的计算机指令,计算机指令在处理器上运行时执行以下步骤:

步骤(1):原始脉搏波信号预处理:利用基于金氏脉学的脉诊仪采集手腕桡动脉处原始脉搏波信号,将采集到的原始脉搏波信号在时域和频域上进行处理和数据分析,得到原始信号中高频噪声和基线漂移,然后利用高斯滤波器来去除信号的高频噪声部分;

步骤(2):脉搏波信号周期性分段:将步骤(1)处理后的脉搏波信号利用迭代滑动窗口算法去除基线漂移,并将连续周期性脉搏波信号分段成单周期脉搏波信号;

步骤(3):脉搏波信号特征提取:基于金氏脉学从步骤(2)后得到的单周期脉搏波信号中提取出脉搏波特征;

步骤(4):脉搏波信号分类:以cubic支持向量机CSVM作为分类器,基于步骤(3)提取出的脉搏波特征区分出正常、异常和无效脉搏波信号。

2. 如权利要求1所述的基于金氏脉学的脉搏波信号处理装置,其特征是,所述步骤(1)将采集到的原始信号在时域和频域上进行处理和数据分析的步骤为:

根据Nyquist定理,收集到的原始信号频域范围为0-400Hz,经过频域分析,脉搏波信号集中在20Hz以下;将20Hz以下的原始信号在时域进行局部放大,得到原始信号中高频噪声和基线漂移,然后利用高斯滤波器来去除信号的高频噪声部分。

3. 如权利要求1所述的基于金氏脉学的脉搏波信号处理装置,其特征是,所述步骤(3)的步骤为:

基于金氏脉学对步骤(2)得到的单周期信号从频域和时域两方面进行特征提取,单周期信号的振幅最大值处到单周期的结束处作一条直线 d ;根据金氏脉学,单周期脉搏波的上升支对应心脏泵血的快速射血期,下降支的前段对应减慢射血期,下降支的后段对应舒张期;快速射血期又分为前期 a_1 、中期 a_2 和后期 a_3 ,减慢射血期又分为前期 b_1 、中期 b_2 和后期 b_3 ,舒张期又分为等容舒张期 c_1 和心室充盈期 c_2 ,共8个部分;

(31) 将单周期信号长度 len_period 作为区分有效脉搏波信号以及无效信号的特征之一,特征 $location$ 用于记录在腕部采集脉搏波信号时的三个部位的对应位置;

(32) 特征 $value_range$ 、 p_max 以及 $pmax_index$ 反映射血强度,其中 $value_range$ 表示最大振幅与最小振幅之间的取值范围, p_max 表示单周期最大振幅值, $pmax_index$ 表示单周期最大振幅处的坐标;

(33) 利用基于金氏脉学的脉诊仪探头下降的深度代替医生脉诊时的手指触压力,因此将压力 $pressure$ 作为特征之一;

(34) 不同压力下的不同波段反映相应器官的健康状况,因此将步骤(2)最终拟合出的基线 $baseline$ 的平均值 ave_single 作为特征之一;

(35) a_1 至 a_3 部分是心脏快速射血期CREP, a_1 、 a_2 和 a_3 分别占快速射血期的 $1/3$;作为有效脉搏波信号, a_1 和 a_3 段都是递增的,因此将 a_1 段平均斜率 $ave_pstslope$ 以及 a_3 段平均频率 $ave_a3slope$ 分别作为特征之一;

(36) 特征 $zero_a3slope$ 以及 $ezero_a3slope$ 用于检查斜率的趋势;其中特征 $zero_a3slope$ 用于检测后 $\frac{1}{2}$ CREP是否存在小于0的斜率,特征 $ezero_a3slope$ 用于检测 a_2 后半段是否存在峰值;

(37) b1至c2部分是慢速射血期HSFBP,在b1至c2段脉搏波信号的趋势是显著下降的;有效脉搏波信号在b1至c2段的脉搏波信号斜率是缓慢变化的,无效信号在b1至c2段的脉搏波信号斜率是崎岖变化的;对于一个正常的单周期脉搏波信号,在b1至c2段出现峰值的频次在设定范围内;特征‘range_slope’,‘max_slope’,‘slope_ver’,‘min_psub’,‘value_peaks’,‘sum_slope’以及‘std_all’被用于反映手腕周期脉搏波信号的变化特点;并且计算出慢速射血期HSFBP每段的平均值,ave_b1表示在b1段脉搏波信号的平均值,ave_b2表示在b2段脉搏波信号的平均值,ave_b3表示在b3段脉搏波信号的平均值,ave_c1表示在c1段脉搏波信号的平均值,ave_c2表示在c2段脉搏波信号的平均值;其中特征max_slope表示HSFBP的脉搏波信号与直线d的最远距离,特征range_slope用于表示HSFBP的斜率,特征slope_ver表示HSFBP与直线d之间的方差,特征min_psub表示HSFBP段相邻峰值之间的距离的最小值,特征value_peaks表示相邻峰值差的绝对值的最大值,特征sum_slope表示HSFBP脉搏波信号平均斜率的绝对值,特征std_all表示相邻最大值与最小值之间的距离;

(38) 健康者的血液获得动能时其单周期脉搏波信号长度超过0.9,用符合最大值-最小值大于等于0.9的点的数量num_09来代表动能的持续时间,并且利用特征empty_peak20来记录8Hz以内是否有极值点来描述脉搏波信号的稳定性;

(39) 特征num_c2zero表示c2段脉搏波信号值小于0的点的数量;

步骤(3)结束后,提取出脉搏波特征,以用于步骤(4)脉搏波信号分类。

4.如权利要求1所述的基于金氏脉学的脉搏波信号处理装置,其特征是,所述步骤(4)的步骤为:

以cubic支持向量机CSVM作为分类器,以步骤(2)后得到的所有单周期脉搏波信号作为训练样本,基于步骤(3)提取出的脉搏波特征区分出正常、异常或者无效的脉搏波信号。

5.一种计算机存储介质,其特征是,其上存储有计算机指令,所述计算机指令在处理器上运行时执行以下步骤:

步骤(1):原始脉搏波信号预处理:利用基于金氏脉学的脉诊仪采集手腕桡动脉处原始脉搏波信号,将采集到的原始脉搏波信号在时域和频域上进行处理和数据分析,得到原始信号中高频噪声和基线漂移,然后利用高斯滤波器来去除信号的高频噪声部分;

步骤(2):脉搏波信号周期性分段:将步骤(1)处理后的脉搏波信号利用迭代滑动窗口算法去除基线漂移,并将连续周期性脉搏波信号分段成单周期脉搏波信号;

步骤(3):脉搏波信号特征提取:基于金氏脉学从步骤(2)后得到的单周期脉搏波信号中提取出脉搏波特征;

步骤(4):脉搏波信号分类:以cubic支持向量机CSVM作为分类器,基于步骤(3)提取出的脉搏波特征区分出正常、异常和无效脉搏波信号。

6.基于金氏脉学的肺癌检测系统,其特征是,包括:存储器、处理器以及存储在存储器上并在处理器上运行的计算机指令,所述计算机指令在处理器上运行时执行以下步骤:

步骤(1):原始脉搏波信号预处理:利用基于金氏脉学的脉诊仪采集手腕桡动脉处原始脉搏波信号,将采集到的原始脉搏波信号在时域和频域上进行处理和数据分析,得到原始信号中高频噪声和基线漂移,然后利用高斯滤波器来去除信号的高频噪声部分;

步骤(2):脉搏波信号周期性分段:将步骤(1)处理后的脉搏波信号利用迭代滑动窗口算法去除基线漂移,并将连续周期性脉搏波信号分段成单周期脉搏波信号;

步骤(3):脉搏波信号特征提取:基于金氏脉学从步骤(2)后得到的单周期脉搏波信号中提取出脉搏波特征;

步骤(4):脉搏波信号分类:以cubic支持向量机CSVM作为分类器,基于步骤(3)提取出的脉搏波特征区分出正常、异常和无效脉搏波信号;

步骤(5):脉搏波分析模块:执行完步骤(4)之后,收集用户的所有正常脉搏波信号、异常脉搏波信号来分析该用户是否具有患某种疾病的属性。

7.如权利要求6所述的系统,其特征是,所述步骤(5)的步骤为:

$$P(i) = \begin{cases} -1, & n_{1,i} > n_{2,i} \\ 1, & n_{1,i} \leq n_{2,i} \end{cases}$$

最终诊断结果 $P(i)$ 的取值为-1或1,其中-1表示用户 i 是健康者,1表示用户 i 具有患某种疾病的属性,公式中 $n_{1,i}$ 表示用户 i 的正常脉搏波信号的数量, $n_{2,i}$ 表示用户 i 的异常脉搏波信号的数量;当正常脉搏波信号的数量大于异常脉搏波信号的数量,用户 i 是健康者;反之,用户 i 具有患某种疾病的属性。

基于金氏脉学的脉搏波信号处理方法及肺癌检测系统

技术领域

[0001] 本发明涉及生物医学信号处理与数据分析领域,特别是涉及基于金氏脉学的脉搏波信号处理方法及肺癌检测系统。

背景技术

[0002] 脉诊是中医的主要检测手段之一,医生依靠手指感觉脉搏的搏动来诊断病人的身体状况,它特别方便并且没有任何的副作用。然而,诊断结果完全依赖于医生长期的实践经验及其脉诊技术。随着科技的进步,现代脉搏诊断技术是利用传感器对病人的脉搏波信号进行采集,再对脉搏波信号进行处理与分析。

[0003] 金氏脉学是由具有30多年临床经验的金伟先生于1990年所提出的,该理论被大量临床案例所证实,是一个非常有效的疾病诊断方法。金氏脉学是以现代医学理论为基础,以脉诊为手段,以数学为量化工具,吸收了传统中医整体观、辩证观的理论思想,以唯物辩证法为指导,综合了当代有关的科学成果,按照血流动力学和血液流变学的基本规律建立发展起来的一种无损伤诊断理论。金氏脉学理论建立了无损伤的定性、定位、定量的综合诊断理论和诊断技术,提出了一系列临床诊断方法和经验公式,真正做到了简便、高效、低成本甚或无成本的无损伤诊断,对无损伤诊断理论与方法作出了重要的发展和创新。

[0004] 但是,通常情况下,根据金氏脉学采集到的原始脉搏波信号存在相当多的无效信号以及受噪声干扰的信号,现有技术去噪技术不够细致,难以将噪声信号和真实脉搏波信号进行准确区分,因而导致正常脉搏波信号与异常脉搏信号的分类精确度不高。

[0005] 在此之前,已有少量关于脉搏波信号处理的专利和文献。

[0006] 比如,已有专利提出一种基于提升小波的脉搏波信号处理方法,该方法通过脉搏波预处理、波形聚类优选得到其中至少包含5个波形样本的最优波形,对最优波形做多层小波分解,再对小波分解的高频、低频系数的阈值量化处理,最终得到脉搏波形的特征向量 W 。该专利通过上述处理方法虽然能够获得脉搏波形的过零点、极值点、突变点等信息组成的特征向量。但是,该方法中特征量较少,不利于信号的区分,并且波形样本的个数不多,不利于特征的提取,更不利于后期的特征分类。

[0007] 已有文献针对冠心病提出了一种脉诊信号分析方法。该方法研究冠心病患者、心血管疾病患者和正常人的脉搏波信号差异,并且利用重要脉搏参数来计算分类识别率。该方法利用ZBOX-I数字脉冲分析系统分别收集三组群体的原始脉搏波信号并获取时域参数,进而将原始时域数据转换为频域数据并计算相关的频域参数,比较三组之间的参数差异,最后利用Fisher线性判别(FLD)来验证重要参数的准确性。该方法未考虑到原始信号中存在的高频噪声部分以及基线漂移,所以其分类结果也是不够精确的。

[0008] 综上所述,现有技术存在的缺陷是:

[0009] 1、现有技术无法将正常脉搏波信号、异常脉搏波信号和无效信号区分开来,即对正常脉搏波信号、异常脉搏信号和无效信号的分类精确度不高;

[0010] 2、现有技术缺乏基于脉搏波信号分类结果搭建的肺癌检测系统。

发明内容

[0011] 为了解决现有技术的不足,本发明提供了基于金氏脉学的脉搏波信号处理方法,利用迭代滑动窗口算法(Iterative Slide Window,ISW)去除基线漂移,将连续周期性脉搏波信号分段成单周期信号,进而基于金氏脉学提取对应疾病脉搏波特征,实现正常脉搏波信号、异常脉搏波信号和无效信号的精确区分;

[0012] 基于金氏脉学的脉搏波信号处理方法,包括:

[0013] 步骤(1):原始脉搏波信号预处理:利用基于金氏脉学的脉诊仪采集手腕桡动脉处原始脉搏波信号,将采集到的原始脉搏波信号在时域和频域上进行处理和数据分析,得到原始信号中高频噪声和基线漂移,然后利用高斯滤波器来去除信号的高频噪声部分;

[0014] 步骤(2):脉搏波信号周期性分段:将步骤(1)处理后的脉搏波信号利用迭代滑动窗口算法去除基线漂移,并将连续周期性脉搏波信号分段成单周期脉搏波信号;

[0015] 步骤(3):脉搏波信号特征提取:基于金氏脉学从步骤(2)后得到的单周期脉搏波信号中提取出脉搏波特征;

[0016] 步骤(4):脉搏波信号分类:以cubic支持向量机CSVM作为分类器,基于步骤(3)提取出的脉搏波特征区分出正常、异常和无效脉搏波信号。

[0017] 所述步骤(1)将采集到的原始信号在时域和频域上进行处理和数据分析的步骤为:

[0018] 根据Nyquist定理,收集到的原始信号频域范围为0-400HZ,经过频域分析,脉搏波信号集中在20HZ以下;将20HZ以下的原始信号在时域进行局部放大,得到原始信号中高频噪声和基线漂移,然后利用高斯滤波器来去除信号的高频噪声部分。

[0019] 所述步骤(2)的步骤为:

[0020] 步骤(2-1):初始化n和count的值为0,并且建立一个宽度size为 $0.5*1/f$ 的窗口。其中n是一个整数,count用于记录波谷不变的次数,f表示步骤(1)之后得到的脉搏波信号signal的主频,宽度size为 $0.5*1/f$ 的窗口使得半个周期内至少存在一个波谷;

[0021] 步骤(2-2):滑动步骤(2-1)所述的窗口并将窗口中的最小值作为窗口波谷,所述窗口波谷记为y,窗口波谷对应的横坐标记为x,进而得到所有的窗口波谷;

[0022] 步骤(2-3):利用三次样条函数将所有的窗口波谷进行基线拟合,并将拟合出的值存放于数组baseline中;

[0023] 步骤(2-4):将在垂直方向上符合 $baseline-signal>0$ 的点的个数记为num,若n等于num,则count等于count+1,否则count不变;

[0024] 步骤(2-5):在signal中分离出步骤(2-4)中符合 $baseline-signal>0$ 的点,在所述符合 $baseline-signal>0$ 的点中寻找到的波谷是伪波谷,在分离出的点中找到振幅值最小的点m,并在窗口波谷y中找出符合 $\min(|baseline-y|)$ 的点,用m的振幅值替换掉y的值;

[0025] 步骤(2-6):将x,y,size作为输入值,输入到迭代滑动窗口算法ISW算法的用于去除滑动窗口造成的错误波谷的Get_Valley函数中,并将步骤(2-4)中的num赋值给Get_Valley函数中的n,输出值为x',y'。其中size表示滑动窗口的宽度,Get_Valley函数中输入值y是窗口波谷,输入值x是输入值y对应的横坐标,Get_Valley函数的输出结果(x',y')即为新的窗口波谷坐标;

[0026] 步骤(2-7):判断count小于10还是等于10,若count小于10,重复执行步骤(2-3)至

步骤(2-6),若count等于10,循环结束,进入步骤(2-8);

[0027] 步骤(2-8):根据横坐标x将脉搏波信号进行分段,得到正常、异常以及无效的单周期脉搏波信号,得到分段结果。

[0028] 所述步骤(2-6)中的Get_Valley是一个函数,其目的是识别并去除由滑动窗口造成的错误的波谷。寻找波谷出错时会出现半个周期内存在两个波谷的情形,称对应x值大的波谷为右侧波谷,对应x值小的波谷为左侧波谷。当半个周期内只有一个波谷时,也称该波谷为右侧波谷。半个周期内,错误波谷对应的x值如果小于真实波谷对应的x值,错误波谷位于真实波谷的左侧;如果大于真实波谷对应的x值,则错误波谷位于真实波谷的右侧;

[0029] 该函数若检测到半个周期内有两个波谷,则首先建立一个三行n列的二维数组,并将其初始化为1,将步骤(2-5)结束得到的x、y复制到该数组的第一行。其次基于第一行的x、y寻找半个周期内存在两个波谷的情形,若该情形存在且前半周期(称滑动窗口的逆方向为前)的右侧波谷的标记为1时,则记本半个周期的左侧波谷为0,右侧波谷不变仍为1,其余情形均不变,并将标记的值存入第二行,目的是去除半个周期内位于真实波谷左侧的错误波谷。继续寻找半个周期内存在两个波谷的情形,若该情形存在且前半周期的右侧波谷的标记为0时(此时不包括只有一个波谷的前半个周期,因该类周期内的右侧波谷标记为1),则记本半个周期的右侧波谷为0,左侧波谷不变仍为1,其余情形均不变,并将标记的值存入第三行,目的是去除半个周期内位于真实波谷右侧的错误波谷。最后将第三行中标记为1的波谷坐标(x',y')输出。

[0030] 迭代滑动窗口算法ISW算法的迭代步骤用于寻找更加准确的窗口波谷。

[0031] 本发明采用迭代滑动窗口算法ISW去除基线漂移,而没有采用其他方式是因为,通过将滑动窗口固定为半个周期,可以唯一获取最真实的窗口波谷,从而有效地去除伪窗口波谷,同时并未增加复杂度。若存在个别寻找出错的窗口波谷,则对所有窗口波谷进一步迭代处理,得到更加准确的结果。为防止出现无限循环,所有窗口波谷在10次迭代之后仍保持不变时迭代结束,由此最终拟合出的基线相比较其他方法会更加准确。

[0032] 所述步骤(3)的步骤为:

[0033] 基于金氏脉学对步骤(2)得到的单周期信号从频域和时域两方面进行特征提取,单周期信号的振幅最大值处到单周期的结束处作一条直线d;根据金氏脉学,单周期脉搏波的上升支对应心脏泵血的快速射血期,下降支的前段对应减慢射血期,下降支的后段对应舒张期;快速射血期又分为前期a1、中期a2和后期a3,减慢射血期又分为前期b1、中期b2和后期b3,舒张期又分为等容舒张期c1和心室充盈期c2,共8个部分;

[0034] (31)将单周期信号长度len_period作为区分有效脉搏波信号以及无效信号的特征之一,特征location用于记录在腕部采集脉搏波信号时的三个部位的对应位置;

[0035] (32)特征value_range、p_max以及pmax_index反映射血强度,其中value_range表示最大振幅与最小振幅之间的取值范围,p_max表示单周期最大振幅值,pmax_index表示单周期最大振幅处的坐标;

[0036] (33)利用基于金氏脉学的脉诊仪探头下降的深度代替医生脉诊时的手指触压力,因此将压力pressure作为特征之一;

[0037] (34)不同压力下的不同波段反映相应器官的健康状况,因此将步骤(2)最终拟合出的基线baseline的平均值ave_single作为特征之一;

[0038] (35) a1至a3部分是心脏快速射血期CREP, a1、a2和a3分别占快速射血期的1/3;作为有效脉搏波信号, a1和a3段都是递增的, 因此将a1段平均斜率ave_pstslope以及a3段平均频率ave_a3slope分别作为特征之一;

[0039] (36) 特征zero_a3slope以及ezero_a3slope用于检查斜率的趋势;其中特征zero_a3slope用于检测后 $\frac{1}{2}$ CREP是否存在小于0的斜率, 特征ezero_a3slope用于检测a2后半段是否存在峰值。

[0040] (37) b1至c2部分是慢速射血期HSFBP, 在b1至c2段脉搏波信号的趋势是显著下降的;有效脉搏波信号在b1至c2段的脉搏波信号斜率是缓慢变化的, 无效信号在b1至c2段的脉搏波信号斜率是崎岖变化的;对于一个正常的单周期脉搏波信号, 在b1至c2段出现峰值的频次在设定范围内;特征‘range_slope’, ‘max_slope’, ‘slope_ver’, ‘min_psub’, ‘value_peaks’, ‘sum_slope’以及‘std_all’被用于反映手腕周期脉搏波信号的变化特点。并且计算出慢速射血期HSFBP每段的平均值, ave_b1表示在b1段脉搏波信号的平均值, ave_b2表示在b2段脉搏波信号的平均值, ave_b3表示在b3段脉搏波信号的平均值, ave_c1表示在c1段脉搏波信号的平均值, ave_c2表示在c2段脉搏波信号的平均值。其中特征max_slope表示HSFBP的脉搏波信号与直线d的最远距离, 特征range_slope用于表示HSFBP的斜率, 特征slope_ver表示HSFBP与直线d之间的方差, 特征min_psub表示HSFBP段相邻峰值之间的距离的最小值, 特征value_peaks表示相邻峰值差的绝对值的最大值, 特征sum_slope表示HSFBP脉搏波信号平均斜率的绝对值, 特征std_all表示相邻最大值与最小值之间的距离;

[0041] (38) 健康者的血液获得动能时其单周期脉搏波信号长度超过0.9, 用符合最大值-最小值大于等于0.9的点的数量num_09来代表动能的持续时间, 并且利用特征empty_peak20来记录8Hz以内是否有极值点来描述脉搏波信号的稳定性;

[0042] (39) 特征num_c2zero表示c2段脉搏波信号值小于0的点的数量;

[0043] 步骤(3)结束后, 提取出脉搏波特征, 以用于步骤(4)脉搏波信号分类。

[0044] 本步骤之所以依据金氏脉学提取脉搏波特征, 而不采用其他传统脉学理论, 是因为金氏脉学摆脱了传统脉学理论和脉诊技术的不确定性与模糊性, 从本质上突破了传统脉学的局限性, 成为诊断疾病的主要依据。金氏脉学建立了脉病之间的198种关联, 即198种病理脉形, 对病理脉形特征进行了分析与定义, 这是对传统脉学理论的突破性创新。因此, 本方法是从脉搏波信号数据分析角度对金氏脉学肺癌病理脉形的进一步定义和拓展。

[0045] 所述步骤(4)的步骤为:

[0046] 以cubic支持向量机CSVM作为分类器, 以步骤(2)后得到的该用户所有单周期脉搏波信号作为训练样本, 基于步骤(3)提取出的脉搏波特征区分出正常、异常或者无效的脉搏波信号。

[0047] 本步骤之所以采用cubic支持向量机CSVM分类器, 而不采用其他分类器, 是考虑到针对肺癌检测相对于其他分类器CSVM具有更好的分类效果, 分类结果更加准确、可行。

[0048] 为了解决现有技术的不足, 本发明提供了第二种技术方案:

[0049] 基于金氏脉学的脉搏波信号处理装置, 包括: 存储器、处理器以及存储在存储器上并在处理器上运行的计算机指令, 所述计算机指令在处理器上运行时执行以下步骤:

[0050] 步骤(1): 原始脉搏波信号预处理: 利用基于金氏脉学的脉诊仪采集手腕桡动脉处

原始脉搏波信号,将采集到的原始脉搏波信号在时域和频域上进行处理和数据分析,得到原始信号中高频噪声和基线漂移,然后利用高斯滤波器来去除信号的高频噪声部分;

[0051] 步骤(2):脉搏波信号周期性分段:将步骤(1)处理后的脉搏波信号利用迭代滑动窗口算法去除基线漂移,并将连续周期性脉搏波信号分段成单周期脉搏波信号;

[0052] 步骤(3):脉搏波信号特征提取:基于金氏脉学从步骤(2)后得到的单周期脉搏波信号中提取出脉搏波特征;

[0053] 步骤(4):脉搏波信号分类:以cubic支持向量机CSVM作为分类器,基于步骤(3)提取出的脉搏波特征区分出正常、异常和无效脉搏波信号。

[0054] 第二种方案的步骤(1)-(4)的具体步骤与第一种方案的步骤(1)-(4)具体步骤一致,这里不再赘述。

[0055] 为了解决现有技术的不足,本发明提供了第三种技术方案:

[0056] 一种计算机存储介质,其上存储有计算机指令,所述计算机指令在处理器上运行时执行以下步骤:

[0057] 步骤(1):原始脉搏波信号预处理:利用基于金氏脉学的脉诊仪采集手腕桡动脉处原始脉搏波信号,将采集到的原始脉搏波信号在时域和频域上进行处理和数据分析,得到原始信号中高频噪声和基线漂移,然后利用高斯滤波器来去除信号的高频噪声部分;

[0058] 步骤(2):脉搏波信号周期性分段:将步骤(1)处理后的脉搏波信号利用迭代滑动窗口算法去除基线漂移,并将连续周期性脉搏波信号分段成单周期脉搏波信号;

[0059] 步骤(3):脉搏波信号特征提取:基于金氏脉学从步骤(2)后得到的单周期脉搏波信号中提取出脉搏波特征;

[0060] 步骤(4):脉搏波信号分类:以cubic支持向量机CSVM作为分类器,基于步骤(3)提取出的脉搏波特征区分出正常、异常和无效脉搏波信号。

[0061] 第三种方案的步骤(1)-(4)的具体步骤与第一种方案的步骤(1)-(4)具体步骤一致,这里不再赘述。

[0062] 为了解决现有技术的不足,本发明提供了第四种技术方案:

[0063] 基于金氏脉学的肺癌检测系统,依据金氏脉学,对脉搏波信号进行处理,检测出用户是否具有患某种疾病如肺癌的属性。该系统对脉搏波信号处理及肺癌检测非常有效,具有计算复杂度低、实现简单,准确率高,具有理论依据等优点,并丰富和发展了金氏脉学。

[0064] 基于金氏脉学的肺癌检测系统,包括:存储器、处理器以及存储在存储器上并在处理器上运行的计算机指令,所述计算机指令在处理器上运行时执行以下步骤:

[0065] 步骤(1):原始脉搏波信号预处理:利用基于金氏脉学的脉诊仪采集手腕桡动脉处原始脉搏波信号,将采集到的原始脉搏波信号在时域和频域上进行处理和数据分析,得到原始信号中高频噪声和基线漂移,然后利用高斯滤波器来去除信号的高频噪声部分;

[0066] 步骤(2):脉搏波信号周期性分段:将步骤(1)处理后的脉搏波信号利用迭代滑动窗口算法去除基线漂移,并将连续周期性脉搏波信号分段成单周期脉搏波信号;

[0067] 步骤(3):脉搏波信号特征提取:基于金氏脉学从步骤(2)后得到的单周期脉搏波信号中提取出脉搏波特征;

[0068] 步骤(4):脉搏波信号分类:以cubic支持向量机CSVM作为分类器,基于步骤(3)提取出的脉搏波特征区分出正常、异常和无效脉搏波信号。

[0069] 步骤(5):脉搏波分析模块:执行完步骤(4)之后,收集用户的所有正常脉搏波信号、异常脉搏波信号来分析该用户是否具有患某种疾病的属性。

[0070] 第四种方案的步骤(1)-(4)的具体步骤与第一种方案的步骤(1)-(4)具体步骤一致,这里不再赘述。

[0071] 所述步骤(5)的步骤为:

$$[0072] \quad P(i) = \begin{cases} -1, & n_{1,i} > n_{2,i} \\ 1, & n_{1,i} \leq n_{2,i} \end{cases}$$

[0073] 最终诊断结果P(i)的取值为-1或1,其中-1表示用户i是健康者,1表示用户i具有患某种疾病的属性,公式中 $n_{1,i}$ 表示用户i的正常脉搏波信号的数量, $n_{2,i}$ 表示用户i的异常脉搏波信号的数量;当正常脉搏波信号的数量大于异常脉搏波信号的数量,用户i是健康者;反之,用户i具有患某种疾病的属性。

[0074] 所述某种疾病,例如:肺癌。

[0075] 与现有技术相比,本发明的有益效果是:

[0076] 1本发明第一种技术方案提出的基于金氏脉学的脉搏波信号处理方法的ISW算法能够将去噪后的脉搏波信号进行处理以去除基线漂移并得到单周期脉搏波信号;本发明中的ISW算法使得特征提取更加准确,有利于CSVM分类器的分类,提高了分类的准确率;

[0077] 2本发明第四种技术方案提出的基于金氏脉学的肺癌检测系统,通过提取对应疾病脉搏波特征,可以区分出正常、具有肺癌特征或者无效脉搏波信号,利于信号分类,使得分类结果更准确,异常特征可以用于辅助判断用户是否具有患肺癌的属性。

附图说明

[0078] 构成本申请的一部分的说明书附图用来提供对本申请的进一步理解,本申请的示意性实施例及其说明用于解释本申请,并不构成对本申请的不当限定。

[0079] 图1是本发明的主流程图;

[0080] 图2是本发明步骤2的处理流程;

[0081] 图3是本发明步骤1原始脉搏波信号的一种实例;

[0082] 图4a-4b是执行本发明步骤1脉搏波信号预处理的一种实例;

[0083] 图5是执行本发明步骤2-2滑动窗口的一种实施方式的原理示意图;

[0084] 图6a-6b是执行本发明步骤2迭代滑动窗口算法的一种实例;

[0085] 图7a-7c是执行本发明步骤3特征提取的一种实施方式的原理示意图;

[0086] 图8a-8c是利用本发明系统检测一名健康者时的主要实验信号结果图;

[0087] 图9a-9c是利用本发明系统检测一名肺癌患者时的主要实验信号结果图。

具体实施方式

[0088] 应该指出,以下详细说明都是例示性的,旨在对本申请提供进一步的说明。除非另有指明,本文使用的所有技术和科学术语具有与本申请所属技术领域的普通技术人员通常理解的含义。

[0089] 需要注意的是,这里所使用的术语仅是为了描述具体实施方式,而非意图限制根据本申请的示例性实施方式。如在这里所使用的,除非上下文另外明确指出,否则单数形式

也意图包括复数形式,此外,还应当理解的是,当在本说明书中使用术语“包含”和/或“包括”时,其指明存在特征、步骤、操作、器件、组件和/或它们的组合。

[0090] 如图1所示,本发明关于第一种技术方案基于金氏脉学的脉搏波信号处理方法提出的第一种实施例:

[0091] 步骤1:原始脉搏波信号预处理

[0092] 利用金氏脉学脉诊仪采集手腕桡动脉处的原始脉搏波信号如图3所示,将采集到的原始信号在时域和频域上进行处理和数据分析;

[0093] 采集到原始信号的振幅会出现不同的层次分布,如图4a所示。为了更加仔细地分析脉搏波信号,将原始信号在时域进行局部放大,比如将图4a中矩形方框区域放大得到如图4b所示信号,在图4b中可以很明显地看到原始信号中的毛刺,即高频噪声成分以及存在的基线漂移。将健康者的原始信号0-9秒部分进行放大,如图8a所示,放大之后得到共11个周期。从图8a中很明显地看到原始信号中的高频噪声成分以及存在的基线漂移。

[0094] 利用高斯滤波器去除如图8a所示的原始信号中高频噪声成分,使原始信号变成光滑曲线状,如图6a和如图8b中的实曲线所示,得到去噪后的信号;

[0095] 如图2所示,步骤2:脉搏波信号周期性分段

[0096] 步骤2-1:初始化 n 和 $count$ 的值为0,并且建立一个宽度 $size=0.5*1/1.2172$ 的窗口。 $signal$ 作为ISW算法的数据输入是以一维数组的形式来存储的,本实例中该一维数组共7259列;

[0097] 步骤2-2:如图5所示,滑动步骤2-1所述的窗口并将窗口中的最小值作为窗口波谷,所述窗口波谷记为 y ,窗口波谷对应的横坐标记为 x ,进而得到所有的窗口波谷,如图6a和图8b中空圈所示,即为经过步骤2最终得到的所有窗口波谷;

[0098] 步骤2-3:如图7a和图8b中虚曲线所示,利用三次样条函数将所有的窗口波谷进行基线拟合,并将拟合出的值存放于数组 $baseline$ 中;

[0099] 步骤2-4:将在垂直方向上符合 $baseline-signal>0$ 的点的个数记为 num ,若 n 等于 num ,则 $count$ 等于 $count+1$,否则 $count$ 不变,本实例第一次经过步骤2-4得到 num 等于347,此时 n 等于0, num 不等于 n ,因此 $count$ 不变;

[0100] 步骤2-5:在 $signal$ 中分离出步骤(2-4)中符合 $baseline-signal>0$ 的点,在所述符合 $baseline-signal>0$ 的点中寻找到的波谷是伪波谷,在分离出的这些点中找到振幅值最小的点 m ,并在窗口波谷 y 中找出符合 $\min(|baseline-y|)$ 的点,用 m 的振幅值替换掉 y 的值;

[0101] 步骤2-6:将 $x,y,size$ 作为输入值,输入到 Get_Valley 函数中,并将步骤(2-4)中的 num 赋值给 Get_Valley 函数中的 n ,输出值为 x',y' ,输出结果 (x',y') 即为新的窗口波谷坐标;

[0102] 步骤2-7:判断 $count$ 小于10还是等于10,若 $count$ 小于10,重复执行步骤2-3至步骤2-6,此时 $count$ 等于0,因此需要重复执行步骤2-3至步骤2-6,当 $count$ 等于10时结束循环,进入步骤2-8。由于循环量大,仅对第一次循环进行数据表述。如图8b所示,实曲线表示去噪后的ISW算法输入信号,空心圆圈表示最终得到的所有窗口波谷,虚曲线表示最终拟合出的基线;

[0103] 步骤2-8:根据横坐标 x 将脉搏波信号进行分段,得到正常、具有肺癌特征以及无效的单周期脉搏波信号,本实例分段结果如图6b或图8c所示得到很好的分段结果;

[0104] 如图1所示,步骤3:脉搏波信号特征提取

[0105] 步骤2得到的单周期脉搏波信号与金氏脉学中的脉搏波信号波形一致,因此,可基于金氏脉学对步骤2得到的单周期信号从频域和时域两方面进行特征提取。

[0106] 如图7a-7c所示,单周期的最大值处到单周期的结束处作一条直线d。根据金氏脉学,单周期脉搏波信号被分为8部分,分别为a1、a2、a3、b1、b2、b3、c1和c2。其中图7a表示分段之后健康者的单周期信号,图7b表示分段之后肺癌患者的单周期信号,图7c表示分段之后无效的单周期信号。

[0107] (31) 将单周期信号长度len_period作为区分有效脉搏波信号以及无效信号的特征之一,特征location用于记录在腕部采集脉搏波信号时的三个部位的对应位置;

[0108] (32) 特征value_range、p_max以及pmax_index反映射血强度,其中value_range表示最大振幅与最小振幅之间的取值范围,p_max表示单周期最大振幅值,pmax_index表示单周期最大振幅处的坐标;

[0109] (33) 利用基于金氏脉学的脉诊仪探头下降的深度代替医生脉诊时的手指触压力,因此将压力pressure作为特征之一;

[0110] (34) 不同压力下的不同波段反映相应器官的健康状况,因此将步骤(2)最终拟合出的基线baseline的平均值ave_single作为特征之一;

[0111] (35) a1至a3部分是心脏快速射血期CREP,a1、a2和a3分别占快速射血期的1/3;作为有效脉搏波信号,a1和a3段都是递增的,因此将a1段平均斜率ave_pstslope以及a3段平均频率ave_a3slope分别作为特征之一;

[0112] (36) 特征zero_a3slope以及ezero_a3slope用于检查斜率的趋势;其中特征zero_a3slope用于检测后 $\frac{1}{2}$ CREP是否存在小于0的斜率,特征ezero_a3slope用于检测a2后半段是否存在峰值。

[0113] (37) b1至c2部分是慢速射血期HSFBP,在b1至c2段脉搏波信号的趋势是显著下降的;有效脉搏波信号在b1至c2段的脉搏波信号斜率是缓慢变化的,无效信号在b1至c2段的脉搏波信号斜率是崎岖变化的;对于一个正常的单周期脉搏波信号,在b1至c2段出现峰值的频次在设定范围内;特征'range_slope','max_slope','slope_ver','min_psub','value_peaks','sum_slope'以及'std_all'被用于反映手腕周期脉搏波信号的变化特点。并且计算出慢速射血期HSFBP每段的平均值,ave_b1表示在b1段脉搏波信号的平均值,ave_b2表示在b2段脉搏波信号的平均值,ave_b3表示在b3段脉搏波信号的平均值,ave_c1表示在c1段脉搏波信号的平均值,ave_c2表示在c2段脉搏波信号的平均值。其中特征max_slope表示HSFBP的脉搏波信号与直线d的最远距离,特征range_slope用于表示HSFBP的斜率,特征slope_ver表示HSFBP与直线d之间的方差,特征min_psub表示HSFBP段相邻峰值之间的距离的最小值,特征value_peaks表示相邻峰值差的绝对值的最大值,特征sum_slope表示HSFBP脉搏波信号平均斜率的绝对值,特征std_all表示相邻最大值与最小值之间的距离;

[0114] (38) 健康者的血液获得动能时其单周期脉搏波信号长度超过0.9,用符合最大值-最小值大于等于0.9的点的数量num_09来代表动能的持续时间,并且利用特征empty_peak20来记录8Hz以内是否有极值点来描述脉搏波信号的稳定性;

[0115] (39) 特征num_c2zero表示c2段脉搏波信号值小于0的点的数量;

[0116] 经过对本实例的分析我们得到11个周期的脉搏波特征值,以用于步骤4的脉搏波信号分类。

[0117] 如图1所示,步骤4:脉搏波信号分类

[0118] 以cubic支持向量机CSVM作为分类器,以步骤2后得到的该用户所有单周期脉搏波信号作为训练样本,基于步骤3提取出的脉搏波特征区分出正常、异常特征或者无效的脉搏波信号。

[0119] 关于本发明的第四种技术方案,本发明提供的实施例:

[0120] 基于金氏脉学的肺癌检测系统,包括:存储器、处理器以及存储在存储器上并在处理器上运行的计算机指令,所述计算机指令在处理器上运行时执行以下步骤:

[0121] 如图1所示,步骤1:原始脉搏波信号预处理

[0122] 利用金氏脉学脉诊仪采集手腕桡动脉处的原始脉搏波信号,将采集到的原始信号在时域和频域上进行处理和数据分析。

[0123] 采集到原始信号的振幅会出现不同的层次分布,为了更加仔细地分析脉搏波信号,将肺癌患者的原始信号0-9秒部分进行放大,如图9a所示,放大之后得到共11个周期。从图9a中很明显地看到原始信号中的高频噪声成分以及存在的基线漂移。

[0124] 利用高斯滤波器去除如图9a所示的原始信号中高频噪声成分,使原始信号变成光滑曲线状,如图9b中的实曲线所示,得到去噪后的信号;

[0125] 如图2所示,步骤2:脉搏波信号周期性分段

[0126] 步骤2-1:初始化n和count的值为0,并且建立一个宽度size=0.5*1/1.2260的窗口。signal作为ISW算法的数据输入是以一维数组的形式来存储的,本实例中该一维数组共7120列;

[0127] 步骤2-2:滑动步骤2-1所述的窗口并将窗口中的最小值作为窗口波谷,所述窗口波谷记为y,窗口波谷对应的横坐标记为x,进而得到所有的窗口波谷,如图9b中空心圆圈所示,即为经过步骤2最终得到的所有窗口波谷;

[0128] 步骤2-3:如图9b中虚曲线所示,利用三次样条函数将所有的窗口波谷进行基线拟合,并将拟合出的值存放于数组baseline中;

[0129] 步骤2-4:将在垂直方向上符合baseline-signal>0的点的个数记为num,若n等于num,则count等于count+1,否则count不变,本实例第一次经过步骤2-4得到num等于35,此时n等于0,num不等于n,因此count不变;

[0130] 步骤2-5:在signal中分离出步骤(2-4)中符合baseline-signal>0的点,在所述符合baseline-signal>0的点中寻找到的波谷是伪波谷,在分离出的这些点中找到振幅值最小的点m,并在窗口波谷y中找出符合 $\min(|baseline-y|)$ 的点,用m的振幅值替换掉y的值;

[0131] 步骤2-6:将x,y,size作为输入值,输入到Get_Valley函数中,并将步骤(2-4)中的num赋值给Get_Valley函数中的n,输出值为x',y',输出结果(x',y')即为新的窗口波谷坐标;

[0132] 步骤2-7:判断count小于10还是等于10,若count小于10,重复执行步骤2-3至步骤2-6,此时count等于0,因此需要重复执行步骤2-3至步骤2-6,当count等于10时结束循环,进入步骤2-8。由于循环量大,仅对第一次循环进行数据表述。如图9b所示,实曲线表示去噪后的ISW算法输入信号,空心圆圈表示最终得到的所有波谷,虚曲线表示最终拟合出的基

线;

[0133] 步骤2-8:根据横坐标x将脉搏波信号进行分段,得到正常、具有肺癌特征以及无效的单周期脉搏波信号,本实例分段结果如图9c所示得到很好的分段结果;

[0134] 如图1所示,步骤3:脉搏波信号特征提取

[0135] 步骤2得到的单周期脉搏波信号与金氏脉学中的脉搏波信号波形一致,因此,可基于金氏脉学对步骤2得到的单周期信号从频域和时域两方面进行特征提取。

[0136] 经过对本实例的分析我们得到11个周期的肺癌脉搏波特征值,以用于步骤4脉搏波信号分类;

[0137] 如图1所示,步骤4:脉搏波信号分类

[0138] 以cubic支持向量机CSVM作为分类器,以步骤2后得到的该用户所有单周期脉搏波信号作为训练样本,基于步骤3提取出的脉搏波特征区分出正常、异常或者无效的脉搏波信号。实验中,训练样本被分别标记为-1,1,0,其中,-1代表正常的有效样本,1代表异常的有效样本,0代表无效样本,按此将该用户所有单周期脉搏波信号分为三类;

[0139] 如图1所示,步骤5:脉搏波分析模块

[0140] 根据步骤4得到的分类结果,收集用户的所有有效脉搏波信号来分析该用户是否具有患肺癌的属性。本实例最终实验结果为:

[0141] -1的数量为3,1的数量为7,即正常脉搏波信号样本的数量为3,异常脉搏波信号样本的数量为7,因此得到的患肺癌概率为 $7/(7+3)*100\%=70\%$,结果大于50%,因此判断该用户具有患肺癌的属性,实际诊断结果与此判断相符,从而验证了本发明的有效性。

[0142] 综上所述,本发明的系统对健康人和肺癌患者检测的结果都与事实相符,从而验证了本发明系统的正确性和有效性。

[0143] 以上所述仅为本申请的优选实施例而已,并不用于限制本申请,对于本领域的技术人员来说,本申请可以有各种更改和变化。凡在本申请的精神和原则之内,所作的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本申请的保护范围之内。

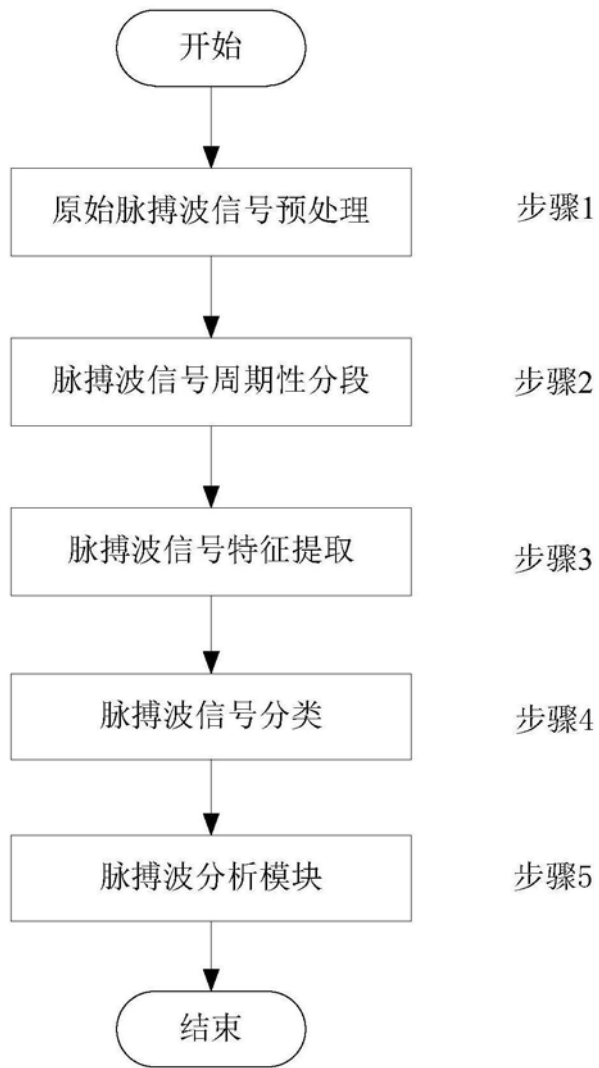


图1

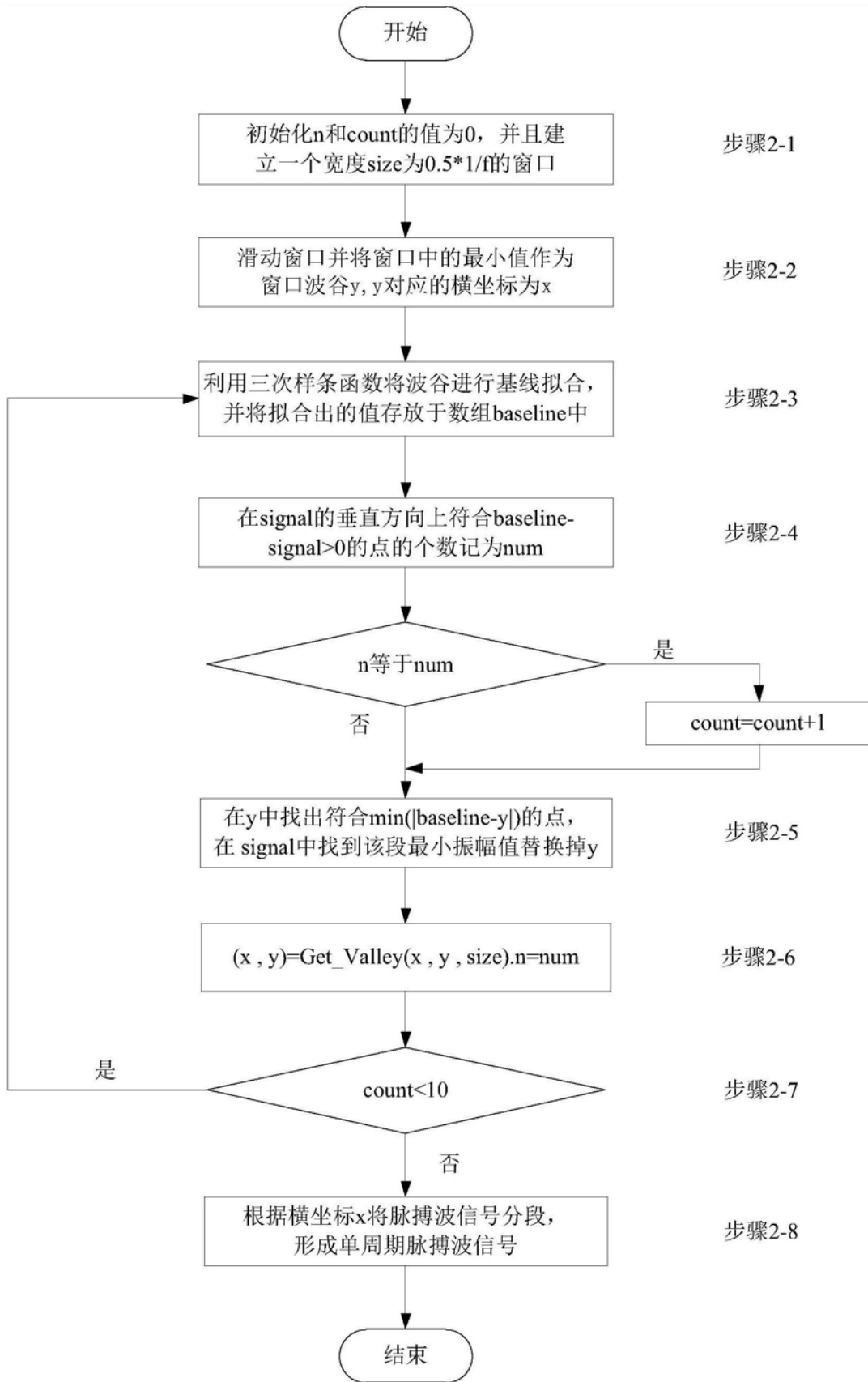


图2

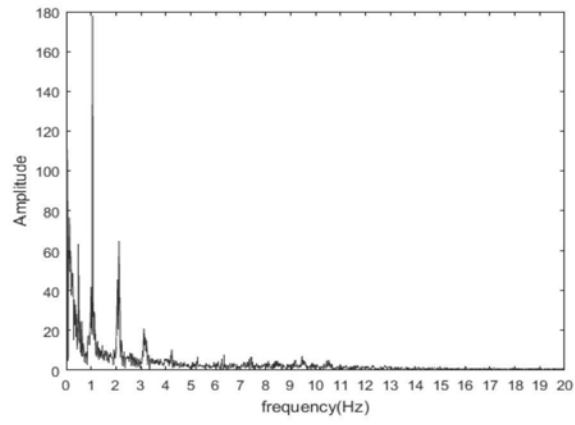


图3

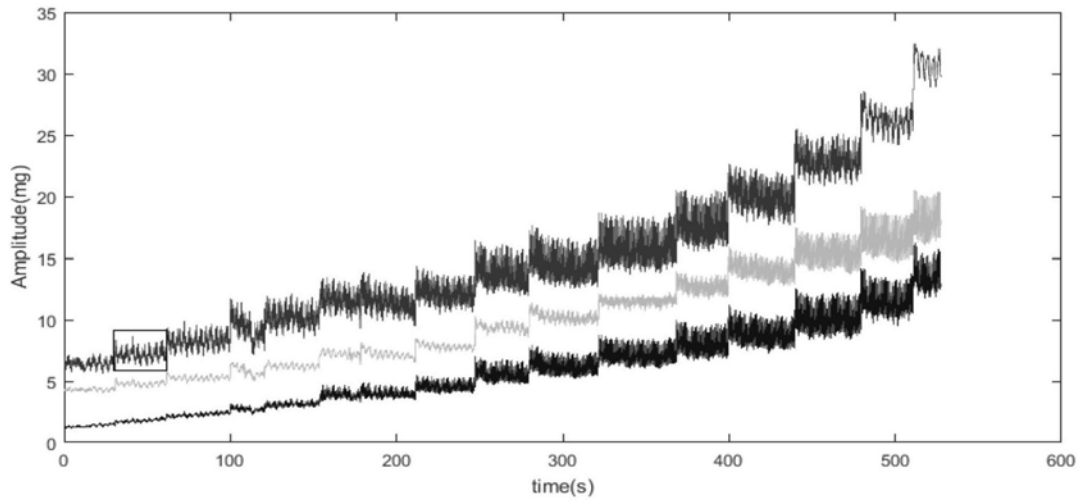


图4a

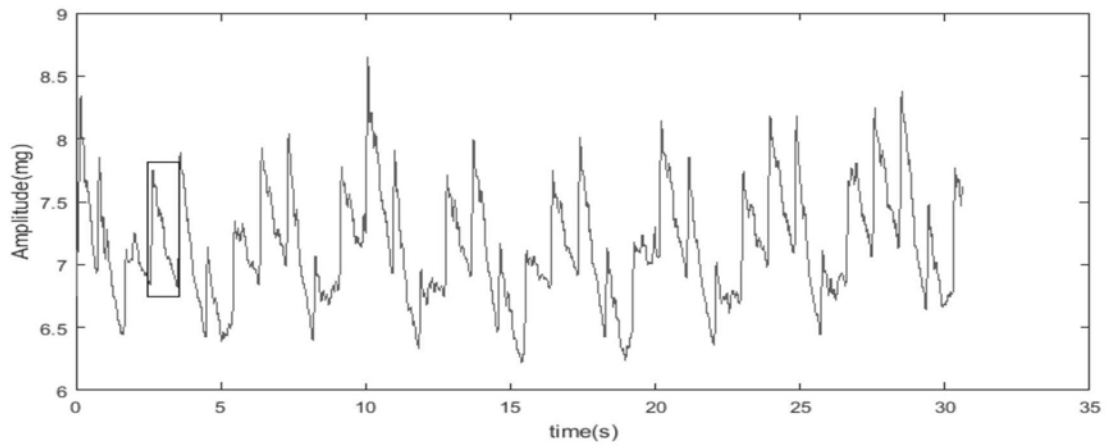


图4b

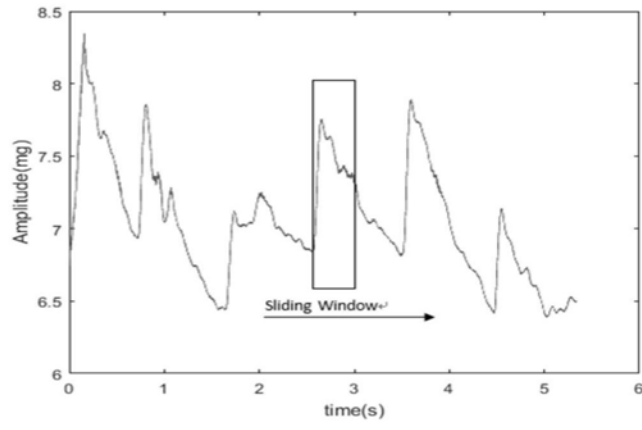


图5

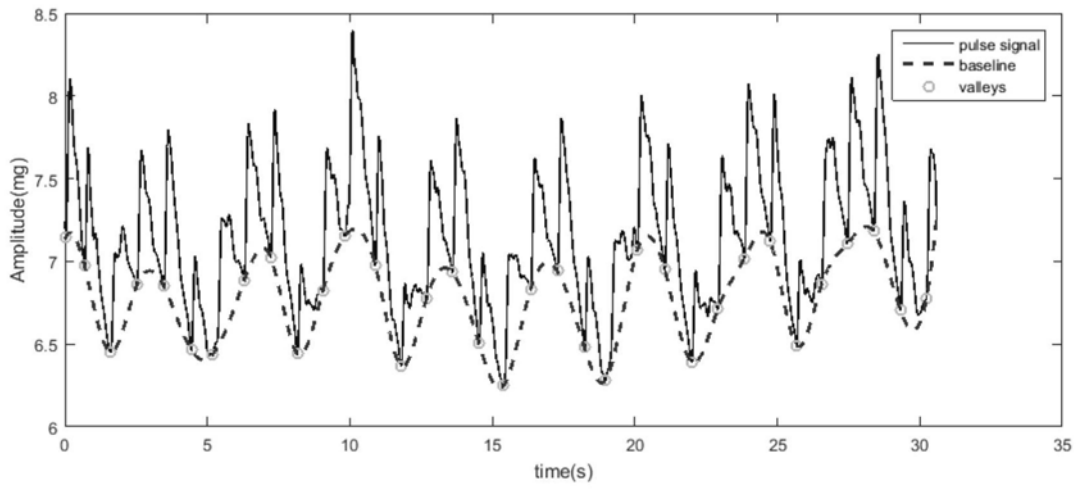


图6a

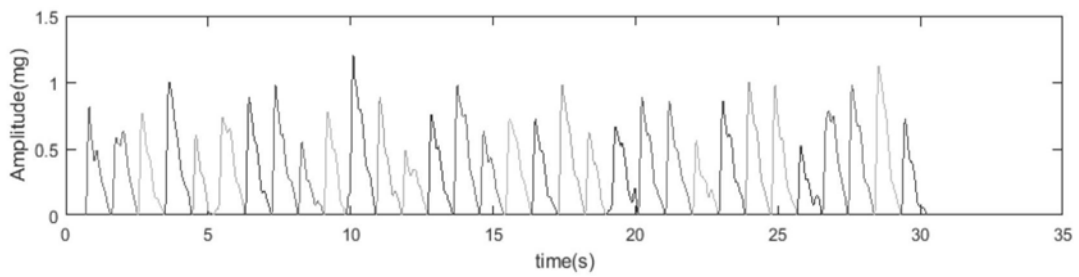


图6b

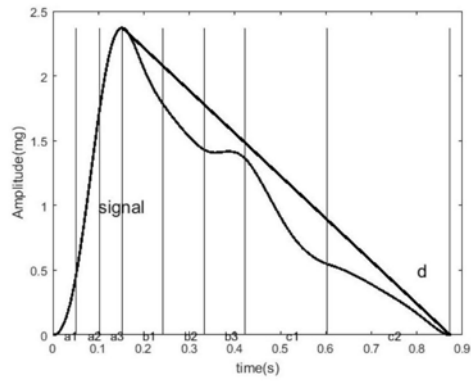


图7a

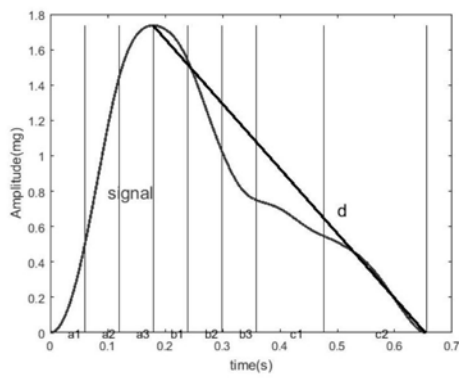


图7b

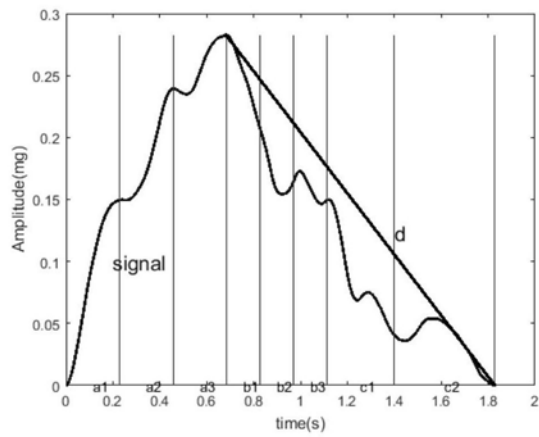


图7c

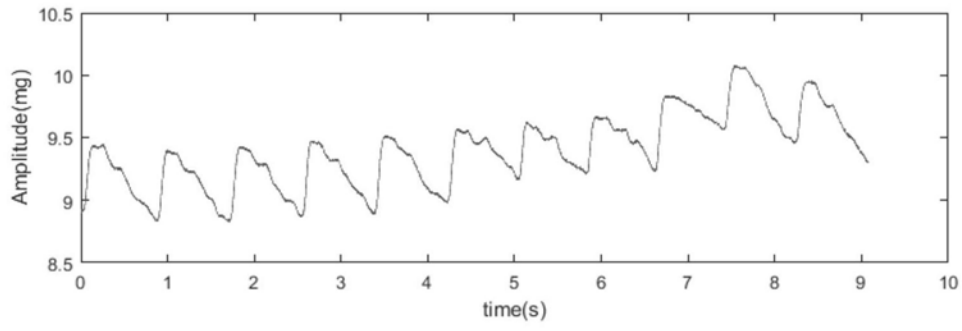


图8a

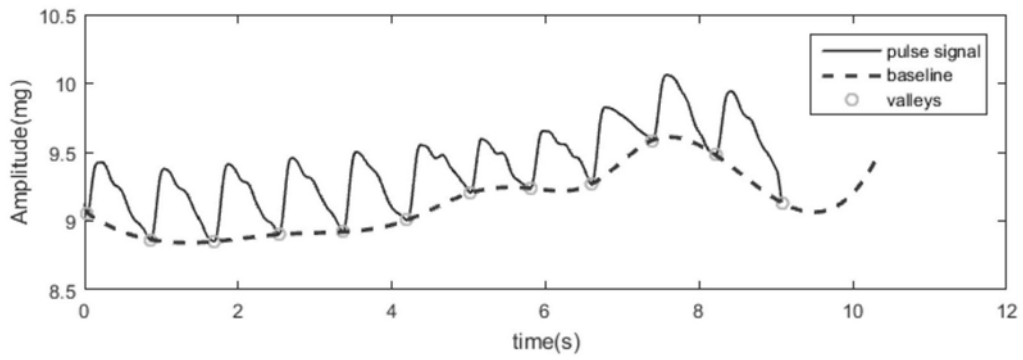


图8b

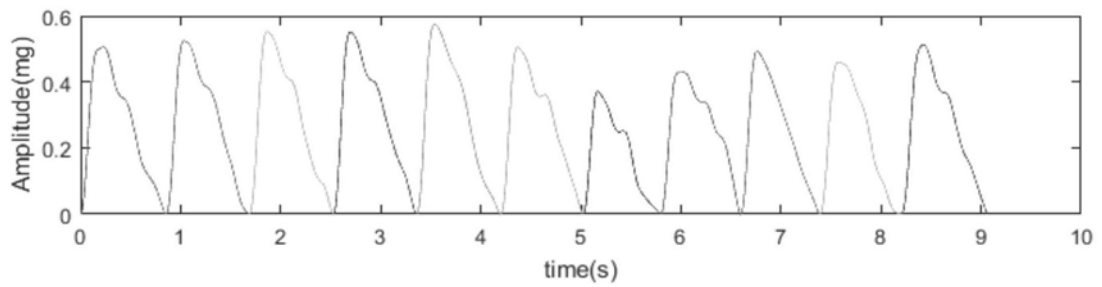


图8c

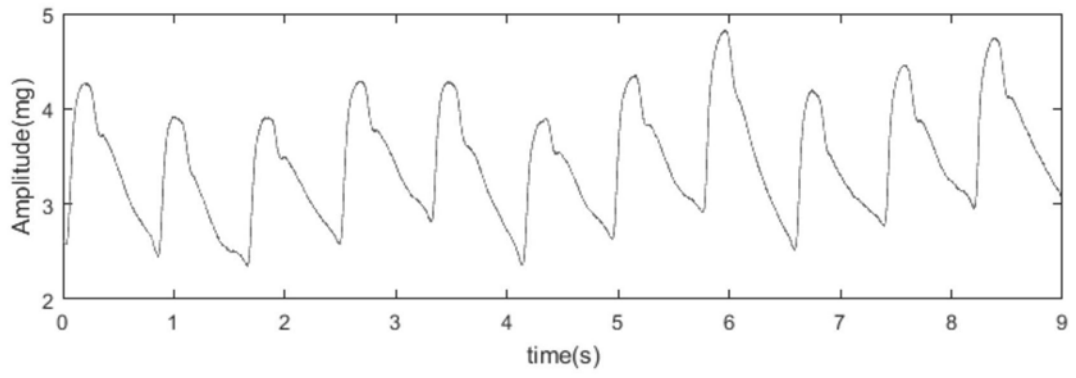


图9a

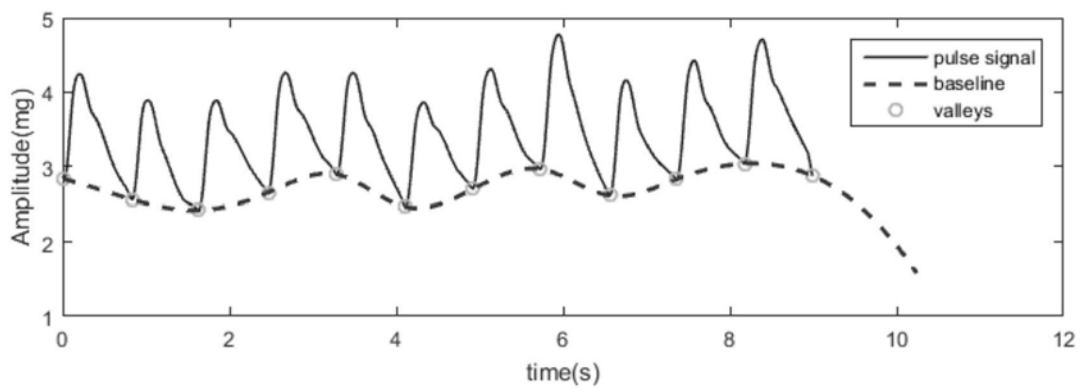


图9b

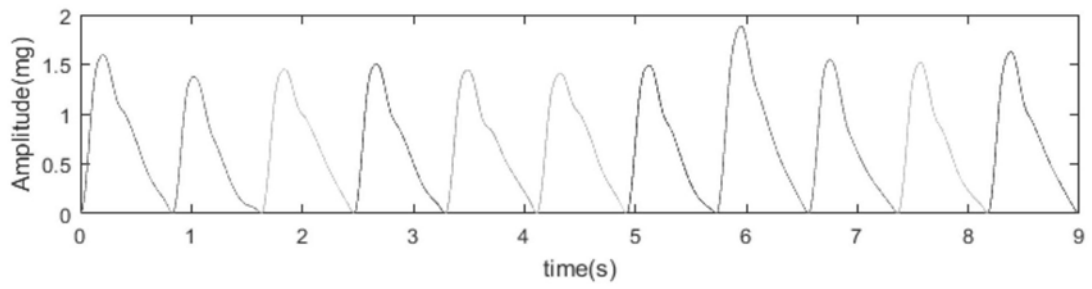


图9c

专利名称(译)	基于金氏脉学的脉搏波信号处理方法及肺癌检测系统		
公开(公告)号	CN107468221B	公开(公告)日	2020-05-01
申请号	CN2017110817152.4	申请日	2017-09-12
[标]申请(专利权)人(译)	济南大学		
申请(专利权)人(译)	济南大学		
当前申请(专利权)人(译)	济南大学		
[标]发明人	张智超 庄须婕 梅贞 张远 金伟 罗贝尼		
发明人	张智超 庄须婕 梅贞 张远 金伟 罗贝尼		
IPC分类号	A61B5/02 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02 A61B5/4854 A61B5/7203 A61B5/7235 A61B5/725 A61B5/7264		
代理人(译)	黄海丽		
审查员(译)	张梅梅		
其他公开文献	CN107468221A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了基于金氏脉学的脉搏波信号处理方法及肺癌检测系统，包括：原始脉搏波信号预处理，利用金氏脉学脉诊仪采集手腕桡动脉处原始脉搏波信号，将采集到的信号在时域和频域上进行处理和数据分析，然后利用高斯滤波器来去除信号的高频噪声部分。脉搏波信号周期性分段，将处理后的脉搏波信号利用迭代滑动窗口算法去除基线漂移，并将连续周期性脉搏波信号分段成单周期脉搏波信号。脉搏波信号特征提取，基于金氏脉学从得到的单周期脉搏波信号中提取出脉搏波特征。脉搏波信号分类，以CSVM作为分类器，基于提取出的脉搏波特征区分出正常、异常或者无效的脉搏波信号。本发明中的ISW算法有利于CSVM分类器的分类，提高了分类的准确率。

