



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102955889 B

(45) 授权公告日 2015. 12. 16

(21) 申请号 201110250129. 4

CN 101156771 A, 2008. 04. 09, 全文.

(22) 申请日 2011. 08. 29

齐淑敏. 脉搏信号时频特征提取方法研究及信息处理系统设计. 《中国优秀硕士学位论文全文数据库信息科技辑》. 中国学术期刊(光盘版)电子杂志社, 2011, 10-14, 36-42, 65-67.

(73) 专利权人 中国科学院力学研究所
地址 100190 北京市海淀区北四环西路 15 号

审查员 熊茵

(72) 发明人 虞钢 李明霞 郑彩云 何秀丽 宁伟健

(74) 专利代理机构 北京和信华成知识产权代理事务所(普通合伙) 11390
代理人 胡剑辉

(51) Int. Cl.
G06F 19/00(2011. 01)
A61B 5/02(2006. 01)

(56) 对比文件
US 2003/0225337 A1, 2003. 12. 04, 全文.

权利要求书1页 说明书3页 附图3页

(54) 发明名称

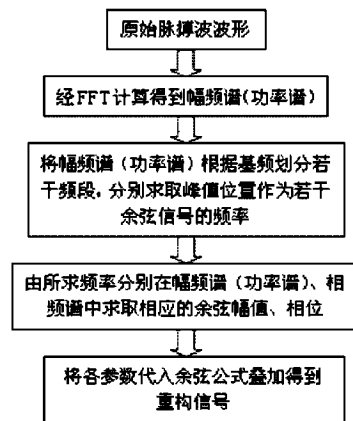
一种用于提取时域特征点的脉搏波重构方法

(57) 摘要

本发明公开了一种用于提取时域特征点的脉搏波重构方法包括,如下步骤:a)采用脉搏波信号测量装置记录下人体体表脉搏波信号,并转换为数字信号;b)通过快速傅里叶变换将所述数字信号转换为功率谱图;c)计算基频大小,即最高峰值所对应的频率值 F_0 ;d)以此频率值为间隔大小,频率范围划分为 $0.5-1.5F_0$ 、 $1.5-2.5F_0$... $6.5-7.5F_0$ 7个区域,在每个区域内分别求最大值 a_i 及相应的频率值 f_i , i 为从1~7的自然数;e)在相频图中,分别计算频率 f_i 对应的相位值 θ_i ;

f)把 a_i , f_i , θ_i 代入公式 $x = \sum_{i=1}^7 a_i (2\pi f_i t + \theta_i)$

即得到原信号等长度的重构信号;其中 $t = 0:1/fs:4000/fs$ 。本发明重构的波形与原波形在时域上相似度很高。



1. 一种用于提取时域特征点的脉搏波重构方法,包括如下步骤:
 - a) 采用脉搏波信号测量装置记录下人体体表脉搏波信号,并转换为数字信号;
 - b) 通过快速傅里叶变换将所述数字信号转换为功率谱图;
 - c) 计算基频大小,即最高峰值所对应的频率值 F_0 ;
 - d) 以此频率值为间隔大小,频率范围划分为 $0.5\text{---}1.5F_0$ 、 $1.5\text{---}2.5F_0$ 、 \dots 、 $6.5\text{---}7.5F_0$ 7 个区域,在每个区域内分别求最大值 a_i 及相应的频率值 f_i , i 为从 1 ~ 7 的自然数;
 - e) 在相频图中,分别计算频率 f_i 对应的相位值 θ_i ;
 - f) 把 a_i, f_i, θ_i 代入公式 $x = \sum_{i=1}^7 a_i (2\pi f_i t + \theta_i)$, 即得到原信号等长度的重构信号;其中 $t = 0:1/fs:4000/fs$ 。

一种用于提取时域特征点的脉搏波重构方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种针对人体脉搏波以及其他周期性生物学信号的处理方法。

背景技术

[0002] 脉诊是我国古老的医学诊断方法,但却存在着主观性强,依赖医者经验的缺点,现代医学要求把脉象的表达与分析客观化、数字化、科学化。脉搏波测量与分析技术也成为当前重要的科研领域。从人体体表测量到的脉搏波和其他周期性生物学信号,由于各种原因,往往在具有一定规律的同时,有不可避免的带有很多噪声,使得对脉搏波的进一步的分析计算存在一定的难度。

[0003] 传统的做法是采用各种方法将脉搏波在时域先进行平滑处理,常见的有中值法,直线滑动平均法,五点三次平滑法等(见张志昌《脉搏波的工程分析与临床应用》)。但這些平滑方法的对消除噪声的作用是有限的。例如,中值法和直线滑动平均法对于脉搏波的上升沿平滑效果比较好,但是对于下降沿和波谷位置,平滑后仍有很多噪音。而五点三次平滑法,平滑次数少则平滑效果不好,而平滑次数过多,则会使峰值降低,体型变宽,波形的基本形态产生较大的变动。而通常的滤波技术,例如带通和低通滤波器,仍然不能将通带附近的小功率噪音去除。

发明内容

[0004] 本专利提出了一种用于提取时域特征点的脉搏波重构方法,该方法能够很好地保留原信号的主要组成部分,同时去除低功率噪音。

[0005] 为实现以上目标,本发明的一种用于提取时域特征点的脉搏波重构方法包括如下步骤:

[0006] a) 采用脉搏波信号测量装置记录下人体体表脉搏波信号,并转换为数字信号;

[0007] b) 通过快速傅里叶变换将所述数字信号转换为功率谱图;

[0008] c) 计算基频大小,即最高峰值所对应的频率值 F_0 ;

[0009] d) 以此频率值为间隔大小,频率范围划分为 $0.5\text{---}1.5F_0$ 、 $1.5\text{---}2.5F_0$ 、 \dots 、 $6.5\text{---}7.5F_0$ 7 个区域,在每个区域内分别求最大值 a_i 及相应的频率值 f_i , i 为从 1 ~ 7 的自然数;

[0010] e) 在相频图中,分别计算频率 f_i 对应的相位值 θ_i ;

[0011] f) 把 a_i , f_i , θ_i 代入公式 $x = \sum_{i=1}^7 a_i (2\pi f_i t + \theta_i)$, 即得到原信号等长度的重构信号;

其中 $t = 0:1/f_s:4000/f_s$ 。

[0012] 本发明采用若干个余弦函数依次叠加构成,余弦信号所需的频率、幅值、相位等信息,分别从信号的幅频谱(或功率谱)与相频谱中获得;而频谱是采用快速傅里叶变换算法得到,幅值利用脉搏波的幅频谱(或功率谱)峰值间隔均等的特点,采用分区间取最大值的方法获得,频率值为峰值所对应的横坐标,相位是相频曲线中相应横坐标上的相位值,因

此,重构的波形与原波形在时域上相似度很高。

附图说明

[0013] 图 1 为本发明一种用于提取时域特征点的脉搏波重构方法的计算流程示意图。

[0014] 图 2 为基于压力的无创桡动脉脉搏波原始波形图。

[0015] 图 3 为对一段原始脉搏波信号进行 FFT 变换后取幅值平方得到的功率谱图。

[0016] 图 4 为原始脉搏波信号和重构脉搏波信号波形对比示意图之一。

[0017] 图 5 为原始脉搏波信号和重构脉搏波信号波形对比示意图之二。

[0018] 图 6 为原始脉搏波信号和重构脉搏波信号波形对比示意图之三。

[0019] 其中,1、2、3、4、5、6、7 分别为功率谱图中第 1、2、3、4、5、6、7 个谐波的波峰,5a、6a、7a 为实例中原始信号的波形,5b、6b、7b 分别为脉搏波相应的重构波形。

具体实施方式

[0020] 本发明的用于时域特征点提取的人类体表脉搏波信号重构方法,具体实现方法如下:

[0021] 用脉搏波信号测量装置记录下人体体表脉搏波信号,此种装置一般按照传感器的不同分为压阻式,压电式,和超声波信号等;按照是否侵入人体,分为有创信号和无创信号;按照所测量的位置不同,分为桡动脉信号,颈动脉信号,股动脉信号,和踝动脉信号等。

[0022] 以上所述各种脉搏波信号都可应用本发明的方法进行重构,并做进一步的计算分析。另外其他的生物体周期性信号,如脑电波,心电波等,也可应用此方法进行重构和进一步计算分析。

[0023] 记录下的一段平稳脉搏波信号,通过模数转换,放大等预处理存入计算机,就可以利用计算机中的计算程序进行计算了。本发明利用 matlab 软件中的 FFT(快速傅里叶变换)

将脉搏波信号转换到频域,其基本计算公式为: $X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n)e^{-i\frac{2\pi}{N}nk}$,其中, N 为进行快速傅

里叶变换的计算点数,由公式可知:变换到频域后,数据成为一系列长度为 N 的复数序列,所以用于分析的频谱根据不同的需要,有实频谱,虚频谱,幅频谱,相频谱。本发明因为首先分析信号的功率分布,因此先将幅频图做平方处理得到功率谱图,从功率谱图中可以看到,脉搏波的功率谱一般由肉眼可以明显辨别的、间隔均匀的 6——8 尖峰组成,如图 3 所示,其中一般第一个幅值最高,后面依次减低,6——8 尖峰过后基本不再有明显的功率分布。而由于信号的有限时长,造成不可避免的频谱泄露,所以峰值都有变宽和旁瓣,一般情况下,一个尖峰只在峰值点处包含有一个余弦信号,所以可以看做:原信号由一系列等间隔的余弦信号组成。由于脉搏波信号是由周期性的心动引起,具有一定的周期性,这也与周期信号可以按傅里叶级数进行分解的原理相吻合。

[0024] 按照功率谱的尖峰有等距排列的特点,先求出最高峰值(即第一峰值)的频率,即原始信号的频率——基频,以此值为间隔,把 1 至 7 个尖峰所在范围划分为 7 个区域,在每个区域内分别求最大值,即分别是 7 个尖峰的峰值,把峰值大小求方根即是各余弦函数的幅值,峰值对应的频率即是各余弦函数的频率,在相频谱上,求对应频点的值,即各余弦函数的初相位。由于相频曲线变化剧烈,所以频率应尽可能取得准确,在信号长度一定的前提

下,宜采用精细度高的频谱,即令变换点数 $nfft$ 尽可能大。把相应的幅值、频率、相位等参数代入公式则得到重构的信号,重构信号的绝对值具体结合原始信号的绝对值进行标定。

[0025] 本发明的重构方法由于重构信号保留率原信号中的大功率成分,所以与原信号的波形保持非常高的相似度。而由于个数有限的余弦信号叠加后,波形光滑程度非常好,所以在提取时域特征点的时候有很大的优势,是原来的光滑处理后的数据所不能比拟的。

[0026] 另外,由于本方法由频域信号提取重构参数,用简单的三角余弦函数重构波形,技术上容易实现,可以由常用的信号处理软件快速完成。适用范围广,由于不管时域波形的形状怎样变化,由于人体心脏周期性的收缩运动,脉搏总是接近周期性的,所以以上方法对于一般人体脉搏波总是适用的(严重心律不齐的状况除外)。

[0027] 作为本发明的实例,利用本实验室自行搭建的基于压力的脉搏波采集系统采集不同人的桡动脉波形,采样频率 446HZ,采样长度 4000 点,快速傅里叶变换点数取 131096,计算软件利用 matlab7.0 编写计算程序。其基本步骤如下:

[0028] 为减少频谱泄露的影响,原始信号经过加窗处理,此处为 hamming 窗。经快速傅里叶变换,得到功率谱图。

[0029] 求基频大小,即最高峰值所对应的频率值 F_0 。

[0030] 以此频率值为间隔大小,频率范围划分为 $0.5—1.5F_0$ 、 $1.5—2.5F_0$ 、..... $6.5—7.5$ 等 7 个区域,在每个区域内分别求最大值 a_i 及相应的频率值 f_i , i 为从 1—7 的自然数。

[0031] 在相频图中,分别求频率 f_i 对应的相位值 θ_i 。

[0032] 把 a_i , f_i , θ_i 代入公式 $x = \sum_{i=1}^7 a_i (2\pi f_i t + \theta_i)$ 即得到原信号等长度的重构信号其中 $t = 0:1/f_s:4000/f_s$,即得到原信号等长度的重构信号。重构后的波形图与原始波形图对比如图 4、5、6 所示,由图可以看出,重构后的波形保持与原始波形非常高的相似度。

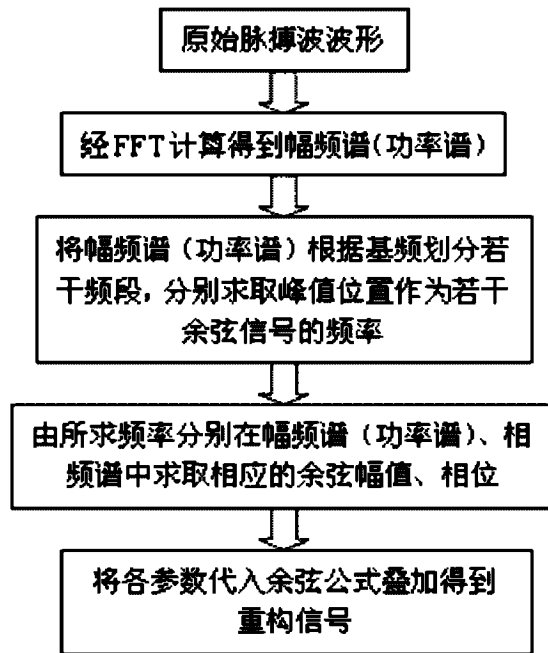


图 1

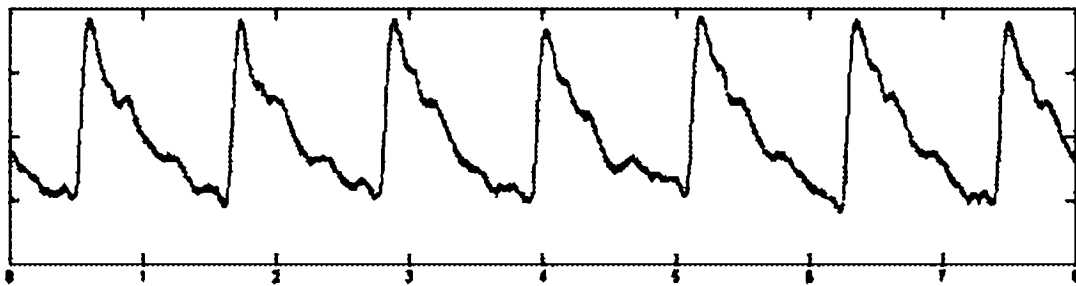


图 2

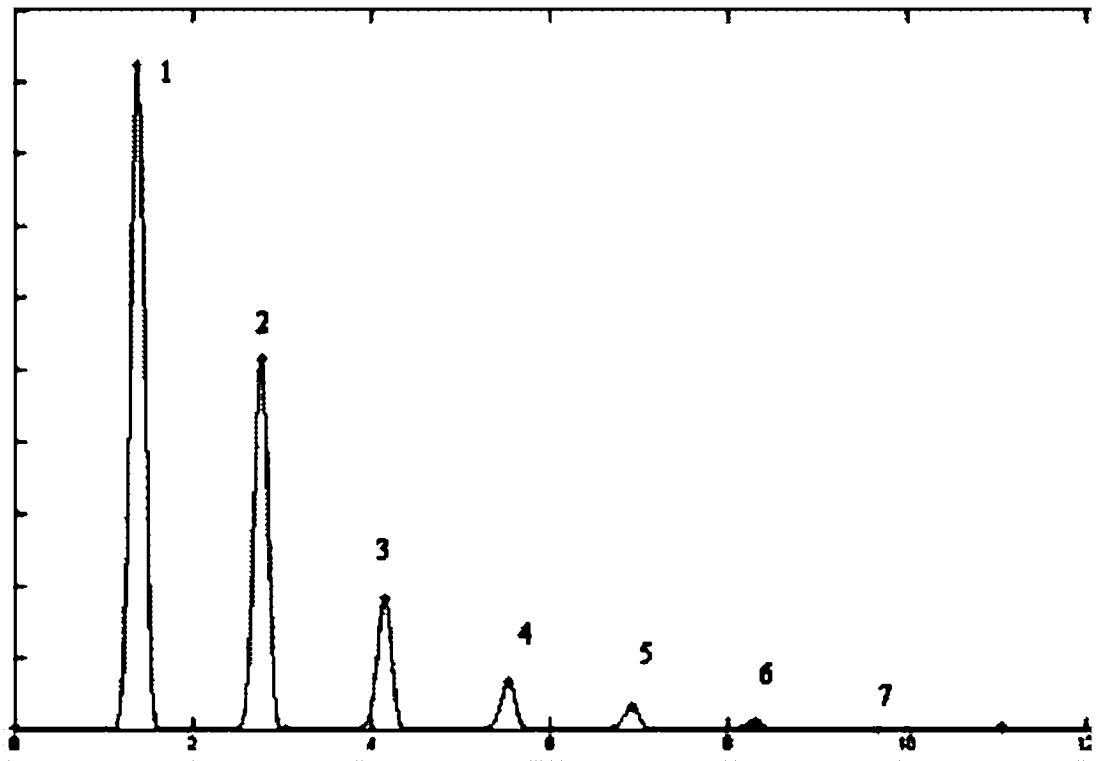


图 3

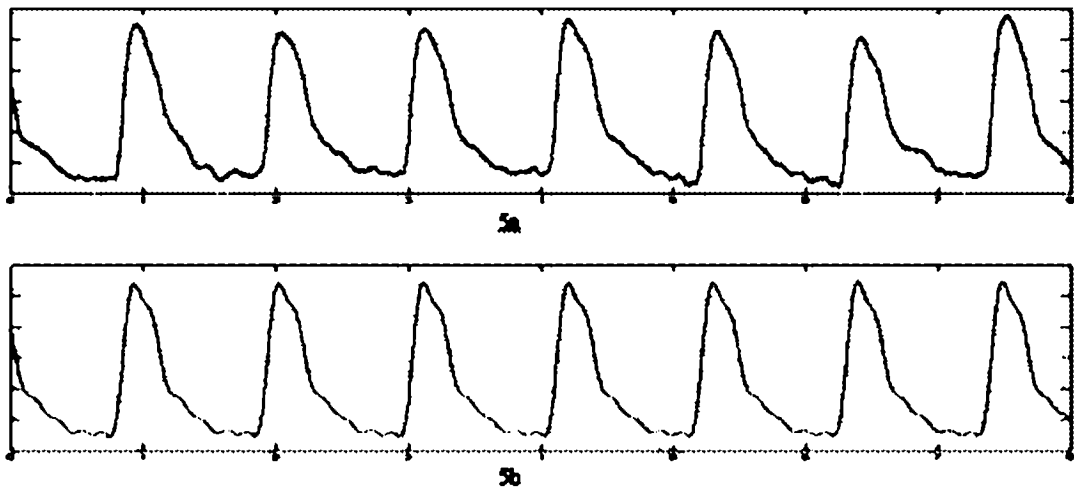


图 4

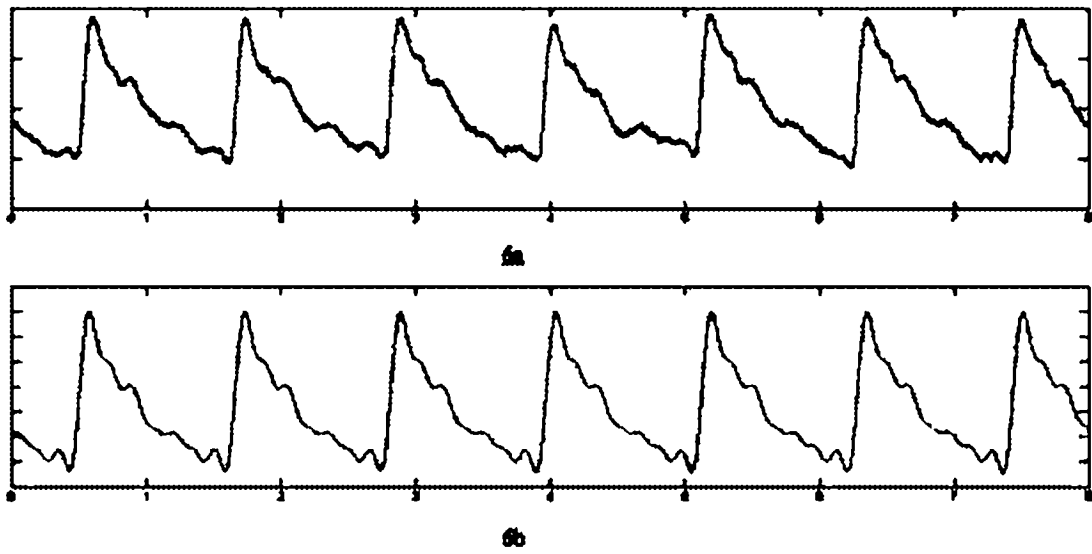


图 5

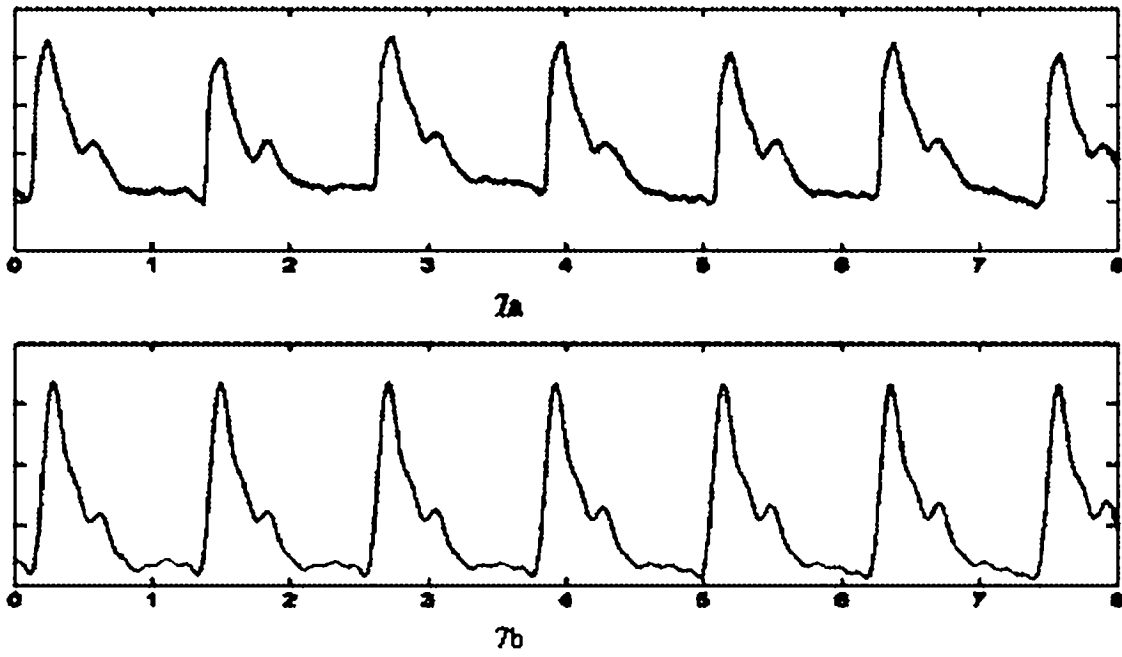


图 6