



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105595974 B

(45)授权公告日 2018.08.28

(21)申请号 201610067885.6

A61B 5/1455(2006.01)

(22)申请日 2016.01.29

A61B 5/00(2006.01)

(65)同一申请的已公布的文献号

审查员 高瑞玲

申请公布号 CN 105595974 A

(43)申请公布日 2016.05.25

(73)专利权人 深圳职业技术学院

地址 518000 广东省深圳市南山区西丽湖
镇西丽湖畔

(72)发明人 余菲

(74)专利代理机构 深圳市科吉华烽知识产权事
务所(普通合伙) 44248

代理人 温玉珍

(51)Int.Cl.

A61B 5/02(2006.01)

A61B 5/021(2006.01)

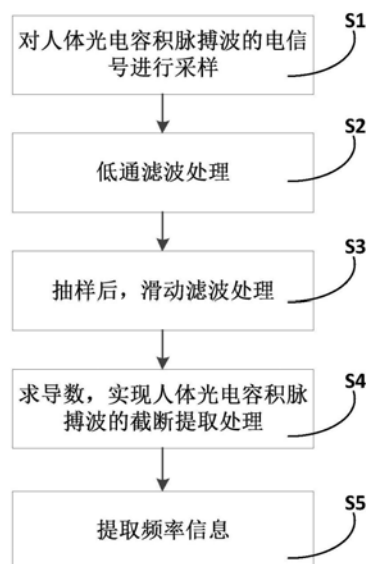
权利要求书2页 说明书6页 附图3页

(54)发明名称

一种人体光电容积脉搏波频谱特征的快速
提取方法

(57)摘要

本发明提供一种人体光电容积脉搏波频谱特征的快速提取方法,包括以下步骤:步骤S1,对人体光电容积脉搏波的电信号进行采样,得到第一采样数据序列;步骤S2,对第一采样数据序列进行低通滤波处理,得到第二采样序列;步骤S3,对第二采样序列进行抽样,然后进行滑动滤波,得到滤波后的第三序列;步骤S4,对第三序列进行求导数,得到第二采样序列的起点位置和结束点位置,实现人体光电容积脉搏波的截断提取处理;步骤S5,对截断后的人体光电容积脉搏波的信号序列进行频率信息提取。本发明所述人体光电容积脉搏波频谱特征的快速提取方法采用了抽样插值和查表的方法,耗时极低。



1. 一种人体光电容积脉搏波频谱特征的快速提取方法,其特征在于,包括以下步骤:
 步骤S1,对人体光电容积脉搏波的电信号进行采样,得到第一采样数据序列;
 步骤S2,对第一采样数据序列进行低通滤波处理,得到第二采样序列;
 步骤S3,对第二采样序列进行抽样,然后进行滑动滤波,得到滤波后的第三序列;
 步骤S4,对第三序列进行求导数,得到第二采样序列的起点位置和结束点位置,实现人体光电容积脉搏波的截断提取处理;
 步骤S5,对截断后的人体光电容积脉搏波的信号序列进行频率信息提取;
 其中,先通过所述步骤S1至步骤S4从采样数据中截取出人体光电容积脉搏波的波形函数;然后在所述步骤S5中,对截断后的人体光电容积脉搏波的信号序列进行三角函数运算处理,生成包括正弦函数查找表及其对应的余弦函数查找表的三角函数值查找表格;再通过抽样插值算法生成一个匹配所述三角函数值查找表格的人体光电容积脉搏波的波形序列函数,以最终完成频率分量的提取运算。
2. 根据权利要求1所述的人体光电容积脉搏波频谱特征的快速提取方法,其特征在于,所述步骤S1中,通过AD采样对人体光电容积脉搏波的电信号进行采样,得到第一采样数据序列 $\{S_x\}$ 。
3. 根据权利要求2所述的人体光电容积脉搏波频谱特征的快速提取方法,其特征在于,所述步骤S2中,通过低通数字滤波对第一采样数据序列进行低通预处理,剔除高频毛刺成分后得到第二采样序列 $\{F_x\}$ 。
4. 根据权利要求3所述的人体光电容积脉搏波频谱特征的快速提取方法,其特征在于,所述步骤S3中,当所述AD采样的采样频率为 f 时,通过 $\{C_{x'}\} = \{F_1, F_a, F_{2a}, F_{3a} \dots\}$ 对第二采样序列 $\{F_x\}$ 进行抽样,其中, $a = \frac{0.3f}{100}$ 。
5. 根据权利要求4所述的人体光电容积脉搏波频谱特征的快速提取方法,其特征在于,所述步骤S3中,对 $\{C_{x'}\}$ 进行滑动滤波,设定滤波窗口大小为70个点,得到滤波后的第三序列 $P_{x''} = \frac{1}{20} \sum_{k=0}^{19} C_{x'+k'}$;其中, k' 表示的是自然数; $C_{x'+k'}$ 表示的是第 $x'+k'$ 项的序列抽样值。
6. 根据权利要求5所述的人体光电容积脉搏波频谱特征的快速提取方法,其特征在于,所述步骤S4中,对第三序列 $P_{x''}$ 进行求导数,其极值点对应一个人体光电容积脉搏波的起点位置和结束点位置在序列中的所在区域。
7. 根据权利要求6所述的人体光电容积脉搏波频谱特征的快速提取方法,其特征在于,设对第三序列 $P_{x''}$ 求导数的两个极值点的 n 值分别为 p 和 q ,根据 $\frac{0.3f}{100} * 70$ 的范围内搜索最小值,进而得到第二采样序列 $\{F_x\}$ 中人体光电容积脉搏波的起点位置和结束点的位置,得到截断后的人体光电容积脉搏波的信号序列 $f_{(x)}$; n 为极值点在序列中的位置,极值点对应人体光电容积脉搏波的起点位置和结束点位置在序列中的所在区域。
8. 根据权利要求7所述的人体光电容积脉搏波频谱特征的快速提取方法,其特征在于,所述步骤S5中,设信号序列 $f_{(x)}$ 的长度为1,对截断后的人体光电容积脉搏波的信号序列 $f_{(x)}$ 进行300个数据点的三角函数运算处理。
9. 根据权利要求8所述的人体光电容积脉搏波频谱特征的快速提取方法,其特征在于,

三角函数运算处理中,首先生成的正弦函数查找表及其对应的余弦函数查找表分别为 $T_{(n)} = \sin\left(\frac{2 * (n \% 300) \pi}{300}\right)$ 以及 $T_{(n+75)} = \cos\left(\frac{2 * (n \% 300) \pi}{300}\right)$, 其中, $n \in 0$ 或 N ; 然后对 $f_{(x)}$ 进行变换,生成固定300点的人体光电容积脉搏波的波形序列函数 $V_{(x)}$, $V_{(x)}$ 的抽样插值算法为 $V_{(x)} = [f(b) - f(a)] * \left[\frac{299}{x}(l-1) + 1 - a\right] + f(a)$; 其中, $a = \lfloor \frac{299}{x}(l-1) + 1 \rfloor$, $b = \lceil \frac{299}{x}(l-1) + 1 \rceil$, $\lfloor \cdot \rfloor$ 为向下取整符号,而 $\lceil \cdot \rceil$ 为向上取整符号, x 为波形序列函数的函数自变量, $f(a)$ 和 $f(b)$ 均为抽样插值算法中所使用的信号序列值; N 为自然数的英文缩写。

10. 根据权利要求9所述的人体光电容积脉搏波频谱特征的快速提取方法,其特征在于,设第 k 次谐波分量的功率分量为 $P_{(k)}$, 则

$$\begin{aligned} P_{(k)}^2 &= \left(\frac{1}{\pi} \int_0^l f_{(x)} * \sin \frac{2\pi * k * x}{l} \right)^2 + \left(\frac{1}{\pi} \int_0^l f_{(x)} * \cos \frac{2\pi * k * x}{l} \right)^2 \\ &= \left(\frac{1}{\pi} \sum_{x=1}^{x=300} V_{(x)} * \int_{x-1}^x \sin \frac{2\pi * k * x}{300} \right)^2 + \left(\frac{1}{\pi} \sum_{x=1}^{x=300} V_{(x)} * \int_{x-1}^x \cos \frac{2\pi * k * x}{300} \right)^2 ; \\ &= \left(\frac{1}{k\pi} \sum_{x=1}^{x=300} V_{(x)} * \left(\cos \frac{2\pi * k * (x-1)}{300} - \cos \frac{2\pi * k * x}{300} \right) \right)^2 + \left(\frac{1}{k\pi} \sum_{x=1}^{x=300} V_{(x)} * \left(\sin \frac{2\pi * k * x}{300} - \sin \frac{2\pi * k * (x-1)}{300} \right) \right)^2 \end{aligned}$$

根据所述正弦函数查找表及其对应的余弦函数查找表求取三角函数值,进而得到所述快速提取方法的最终表达式为

$$P_{(k)}^2 = \left(\frac{1}{k\pi} \sum_{x=1}^{x=300} V_{(x)} * (T_{(k*(x-1)+75)} - T_{(k*x+75)}) \right)^2 + \left(\frac{1}{k\pi} \sum_{x=1}^{x=300} V_{(x)} * (T_{kx} - T_{kx-k}) \right)^2。$$

一种人体光电容积脉搏波频谱特征的快速提取方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种脉搏波频谱特征提取方法,尤其涉及一种人体光电容积脉搏波频谱特征的快速提取方法。

背景技术

[0002] 人体的脉搏波含有非常丰富的人体生理信息,近年来逐渐成为医学研究的热点领域,而随着光学技术、光谱技术以及电子信息技术的发展,利用红光及红外光对人体的血管照射进行人体无损检测的技术应用越来越广。其中,光电容积描记术(Photoplethysmography, PPG),是一种有效地进行人体无损生理信号检测的方法,并可以作为人体脉搏波记录的有效办法,利用PPG记录的人体脉搏波称为人体光电容积脉搏波,简称人体PPG脉搏波。人体PPG脉搏波的检测原理是基于动脉血液对光的吸收量随动脉搏动而变化,利用红光或红外光照射手指,再利用光电转换手段记录人体的脉搏波信号。

[0003] 近年来研究发现,利用PPG记录的人体脉搏波信号能够反映很多人体的生理信息,并且利用这些信息对人体的疾病进行评估和诊断,例如:可以利用光电容积脉搏波信号测量人体的血压、评估人体的血管硬化程度、检测人体血氧饱和度以及无损检测血糖等等。在这些研究当中,对人体光电容积脉搏波特征的提取主要有两种方式,包括:形态学特征提取和频谱特征提取。研究发现,很对疾病可以影响人体光电容积脉搏波的频谱,例如甲亢、动脉硬化、缺血性脑中风、高血压等均能够影响到人体光电容积脉搏波频谱的谐波分量,因此研究人体光电容积脉搏波的频谱特征就显得非常有意义。而目前人体光电容积脉搏波频谱特征的研究几乎均采用了傅里叶变换的方法来提取人体光电容积脉搏波的频谱信息。但由于人体脉搏波的特点,采用傅里叶变换的算法运算代价过大且难于提取需要的主要特征信息,导致其无法在一般嵌入式系统上实现,且实时计算也难以在一般的处理器上实现,因此设计一套快速的人体光电容积脉搏波频谱特征提取算法就显得非常有现实意义。

发明内容

[0004] 本发明所要解决的技术问题是需要提供一种降低耗时时间的人体光电容积脉搏波频谱特征的快速提取方法。

[0005] 对此,本发明提供一种人体光电容积脉搏波频谱特征的快速提取方法,包括以下步骤:

[0006] 步骤S1,对人体光电容积脉搏波的电信号进行采样,得到第一采样数据序列;

[0007] 步骤S2,对第一采样数据序列进行低通滤波处理,得到第二采样序列;

[0008] 步骤S3,对第二采样序列进行抽样,然后进行滑动滤波,得到滤波后的第三序列;

[0009] 步骤S4,对第三序列进行求导数,得到第二采样序列的起点位置和结束点位置,实现人体光电容积脉搏波的截断提取处理;

[0010] 步骤S5,对截断后的人体光电容积脉搏波的信号序列进行频率信息提取。

[0011] 本发明的进一步改进在于,所述步骤S1中,通过AD采样对人体光电容积脉搏波的

电信号进行采样,得到第一采样数据序列 $\{S_x\}$ 。

[0012] 本发明的进一步改进在于,所述步骤S2中,通过低通数字滤波对第一采样数据序列进行低通预处理,剔除高频毛刺成分后得到第二采样序列 $\{F_x\}$ 。

[0013] 本发明的进一步改进在于,所述步骤S3中,当所述AD采样的采样频率为 f 时,通过 $\{C_{x'}\} = \{F_1, F_a, F_{2a}, F_{3a}, \dots\}$ 对第二采样序列 $\{F_x\}$ 进行抽样,其中, $a = \frac{0.3f}{100}$ 。

[0014] 本发明的进一步改进在于,所述步骤S3中,对 $\{C_{x'}\}$ 进行滑动滤波,设定滤波窗口大小为70个点,得到滤波后的第三序列 $P_{x''} = \frac{1}{20} \sum_{k=0}^{19} C_{x'+k'}$;其中, k' 表示的是自然数; $C_{x'+k'}$ 表示的是第 $x'+k'$ 项的序列抽样值。

[0015] 本发明的进一步改进在于,所述步骤S4中,对第三序列 $P_{x''}$ 进行求导数,其极值点对应一个人体光电容积脉搏波的起点位置和结束点位置在序列中的所在区域。

[0016] 本发明的进一步改进在于,设对第三序列 $P_{x''}$ 求导数的两个极值点的 n 值分别为 p 和 q ,根据 $\frac{0.3f}{100} * 70$ 的范围内搜索最小值,进而得到第二采样序列 $\{F_x\}$ 中人体光电容积脉搏波的起点位置和结束点的位置,得到截断后的人体光电容积脉搏波的信号序列 $f_{(x)}$ 。

[0017] 本发明的进一步改进在于,所述步骤S5中,设信号序列 $f_{(x)}$ 的长度为 l ,对截断后的人体光电容积脉搏波的信号序列 $f_{(x)}$ 进行300个数据点的三角函数运算处理。

[0018] 本发明的进一步改进在于,三角函数运算处理中,首先生成的正弦函数查找表及其对应的余弦函数查找表分别为 $T_{(n)} = \sin\left(\frac{2 * (n \% 300) \pi}{300}\right)$ 以及 $T_{(n+75)} = \cos\left(\frac{2 * (n \% 300) \pi}{300}\right)$,其中, $n \in 0$ 或 N ;然后对 $f_{(x)}$ 进行变换,生成固定300点的人体光电容积

脉搏波的波形序列函数 $V_{(x)}$, $V_{(x)}$ 的抽样插值算法为 $V_{(x)} = [f(b) - f(a)] * \left[\frac{299}{x}(l-1) + 1 - a \right] + f(a)$;

其中, $a = \lfloor \frac{299}{x}(l-1) + 1 \rfloor$, $b = \lceil \frac{299}{x}(l-1) + 1 \rceil$, $\lfloor \cdot \rfloor$ 为向下取整符号,而 $\lceil \cdot \rceil$ 为向上取整符号, x 为波形序列函数的函数自变量, $f(a)$ 和 $f(b)$ 均为抽样插值算法中所使用的信号序列值。

[0019] 本发明的进一步改进在于,设第 k 次谐波分量的功率分量为 $P_{(k)}$,则

$$\begin{aligned}
 P_{(k)}^2 &= \left(\frac{1}{\pi} \int_0^l f_{(x)} * \sin \frac{2\pi * k * x}{l} \right)^2 + \left(\frac{1}{\pi} \int_0^l f_{(x)} * \cos \frac{2\pi * k * x}{l} \right)^2 \\
 [0020] \quad &= \left(\frac{1}{\pi} \sum_{x=1}^{x=300} V_{(x)} * \int_{x-1}^x \sin \frac{2\pi * k * x}{300} \right)^2 + \left(\frac{1}{\pi} \sum_{x=1}^{x=300} V_{(x)} * \int_{x-1}^x \cos \frac{2\pi * k * x}{300} \right)^2 ; \\
 &= \left(\frac{1}{k\pi} \sum_{x=1}^{x=300} V_{(x)} * \left(\cos \frac{2\pi * k * (x-1)}{300} - \cos \frac{2\pi * k * x}{300} \right) \right)^2 + \left(\frac{1}{k\pi} \sum_{x=1}^{x=300} V_{(x)} * \left(\sin \frac{2\pi * k * x}{300} - \sin \frac{2\pi * k * (x-1)}{300} \right) \right)^2
 \end{aligned}$$

[0021] 根据所述正弦函数查找表及其对应的余弦函数查找表求取三角函数值,进而得到所述快速提取方法的最终表达式为

$$[0022] \quad P_{(k)}^2 = \left(\frac{1}{k\pi} \sum_{x=1}^{x=300} V_{(x)} * (T_{(k*(x-1)+75)} - T_{(k*x+75)}) \right)^2 + \left(\frac{1}{k\pi} \sum_{x=1}^{x=300} V_{(x)} * (T_{kx} - T_{kx-k}) \right)^2 .$$

[0023] 与现有技术相比,本发明的有益效果在于:所述人体光电容积脉搏波频谱特征的

快速提取方法采用了抽样插值和查表的方法,耗时极低;通过实验和实验数据的理论推导,本发明所述人体光电容积脉搏波频谱特征的快速提取方法的耗时大约为现有技术中FFT(快速傅里叶变换)的210~213倍左右,为傅里叶级数运算的5倍左右。

附图说明

[0024] 图1是本发明一种实施例的工作流程示意图;

[0025] 图2是人体光电容积脉搏波功率谱示意图;

[0026] 图3是不同谐波分量的人体光电容积脉搏波的图样示意图;

[0027] 图4是不同谐波分量的人体光电容积脉搏波功率谱示意图;

[0028] 图5是本发明一种实施例对人体光电容积脉搏波进行截断提取后对最快及最慢心率的处理效果示意图。

具体实施方式

[0029] 下面结合附图,对本发明的较优的实施例作进一步的详细说明:

[0030] 如图1所示,本例提供一种人体光电容积脉搏波频谱特征的快速提取方法,包括以下步骤:

[0031] 步骤S1,对人体光电容积脉搏波电信号进行采样,得到第一采样数据序列;

[0032] 步骤S2,对第一采样数据序列进行低通滤波处理,得到第二采样序列;

[0033] 步骤S3,对第二采样序列进行抽样,然后进行滑动滤波,得到滤波后的第三序列;

[0034] 步骤S4,对第三序列进行求导数,得到第二采样序列的起点位置和结束点位置,实现人体光电容积脉搏波的截断提取处理;

[0035] 步骤S5,对截断后的人体光电容积脉搏波的信号序列进行频率信息提取。

[0036] 人体光电容积脉搏波的测量是利用朗伯-比尔定律(Lambert-Beer law),利用发光二极管产生的单色光,照射人体,然后利用光敏二极管对反射光或者透射光进行采集,并转换为电信号再加以处理。一般地,由于透射光的相对容易处理和讨论,所以和很多研究类似,如基于光电容积脉搏波的无创血糖测量研究;本例采用透射方法进行人体光电容积脉搏波的采集,通过手指透射式实现人体光电容积脉搏波采集。

[0037] 根据人体光电容积脉搏波的定义,将人体的手指放在发光二极管和光敏二极管之间,光敏二极管采集到电压信号的交流部分即为人体光电容积脉搏波,根据朗伯比尔定律,

透光度 $A = \lg \frac{I_0}{I} = k * l * c$,其中c为样品浓度;l为光程,表示溶液的透光厚度;k为光被吸收的比例系数,由于人体组织能够吸收光的成分比较复杂,但可以认为透光度受到皮肤和骨骼肌肉等的影响是准静态不变的,而受到动脉血的影响是随着脉搏不断变化的,因此,经过光电转换的信号交流部分为人体PPG脉搏波。

[0038] 研究表明,血液成分中的“氧合血红蛋白”和“脱氧血红蛋白”分别对660nm红光和940nm的红外光吸收敏感;所以当利用上述两种光线照射手指时,随着脉搏变化透光度数值相对变化较大,光电转化的信号变化也较明显,为了研究方便,本例选取可660nm可见光作为实验用光。

[0039] 目前,现有技术中对人体光电容积脉搏波的研究主要分为两类:形态学研究和频

谱学研究;形态学研究主要是测量脉搏波的峰值以及峰宽度和K值等,而频谱学研究能发现大量的脉搏波的有用信息,清华大学的孟兆辉等人用200Hz采样频率,连续5分钟对人体脉搏波进行采集处理,并对采集的数据进行了傅立叶变换,其功率谱如图2所示。由图2可以看出人体的脉搏波的频谱特点,其功率几乎全部都集中在1-12Hz频段。本例经过进一步研究发现,人体光电容积脉搏波的主要功率都集中在了心率的整数倍频上,为了研究人体光电容积脉搏波所含有的频率信息,本例对人体光电容积脉搏波进行傅立叶级数展开,讨论人体光电容积脉搏波的心率谐波频率对脉搏波信息的影响,利用Matlab R2014a的仿真结果如图3所示。

[0040] 图3中,本例利用大约40个数据点描绘了一个标准人体光电容积脉搏波信号图样,对这个信号进行傅立叶级数展开,依次截断到基频信号分量、二次谐波分量、三次谐波分量、四次谐波分量和五次谐波分量,并利用这些信号重新合成原始信号;从图3中可以看出,当截断到基频信号第五次谐波分量的时候,几乎可以完全复原波形,如果把信号展开到18次谐波,可以看到各个谐波功率谱分量如图4所示。

[0041] 经过计算,对图3中原始波形所示的标准人体光电容积脉搏波进行傅立叶级数展开,基频与2至5次谐波频率的总功率占信号总功率的97.89%,由上述分析可知,人体光电容积脉搏波信号的主要频率成分为人体心率及其谐波,且心率与其2至5次谐波为人体光电容积脉搏波贡献了主要的功率。

[0042] 此外,人体光电容积脉搏波还有一个非常重要的特点,会对其频谱特征提取算法有较大的影响。由于人体心率,也就是一个脉搏波的周期是变化的量,而人体光电容积脉搏波的采集系统的采样频率却是恒定的,如果使用快速傅立叶变换则变换算法每个波形的变换点数会不同,这样需要每次重新计算傅立叶变换表,必然会消耗大量计算时间。

[0043] 因此,根据人体光电容积脉搏波频谱的特点,本例提出了针对人体光电容积脉搏波频谱特征的快速提取方法,对每个合格的人体光电容积脉搏波进行频率测量,然后提取其基波的频率分量,以及其2至12次谐波的分量,进而应用于人体光电容积脉搏波的信号分析。

[0044] 由于信号周期的不确定性,FFT等算法需要反复计算三角函数值,导致计算速度变慢,本例提出一种基于抽样插值和查表算法的快速谐波分量提取算法:首先从采样数据中截取出一个完整人体光电容积脉搏波的波形函数,该函数的定义域是一个自然数序列;然后生成一个定义域区间属于 $[0, 2\pi)$ 的等距离散序列,并计算该序列的三角函数值,并记录为一个查找表格。以这个表格的为基准,对人体光电容积脉搏波波形函数的定义域序列进行变换、并对缺失的自变量进行插值预算,生成一个匹配三角函数值查找表格的人体光电容积脉搏波波形函数,并最终完成频率分量的提取运算。

[0045] 更为具体的,本例所述步骤S1中,通过AD采样对人体光电容积脉搏波电信号进行采样,得到第一采样数据序列 $\{S_x\}$;所述AD采样采用常见的AD采样即可,常见的AD采样的采样速率均高于10KHz,然后对第一采样数据序列 $\{S_x\}$ 进行基本的数字滤波运算后进行脉搏波形态匹配,即所述步骤S2中,通过低通数字滤波对第一采样数据序列进行低通预处理,剔除高频毛刺成分后得到第二采样序列 $\{F_x\}$ 。

[0046] 接下来要对第二采样序列 $\{F_x\}$ 进行处理,得到一个人体光电容积脉搏波的起点和结束点在第二采样序列 $\{F_x\}$ 中的位置,所述步骤S3中,当所述AD采样的采样频率为 f 时,而

一个人体光电容积脉搏波的周期范围为0.3s~2s之间,所以一个人体光电容积脉搏波周期内采样点的数量为0.3f~2f;为了得到人体光电容积脉搏波的起点和结束点在序列中的位置,因此,通过 $\{C_{x'}\} = \{F_1, F_a, F_{2a}, F_{3a}, \dots\}$ 对第二采样序列 $\{F_x\}$ 进行抽样,其中, $a = \frac{0.3f}{100}$ 。

[0047] 然后在所述步骤S3中,对 $\{C_{x'}\}$ 进行滑动滤波,设定滤波窗口大小为70个点,得到滤波后的第三序列 $P_{x''} = \frac{1}{20} \sum_{k=0}^{k=19} C_{x'+k'}$;其中, k' 表示的是自然数; $C_{x'+k'}$ 表示的是第 $x'+k'$ 项的序列抽样值;为滑动滤波的算法经过Matlab仿真效果如图5所示。图5所示的是原始脉搏波波形、对最快频率脉搏波和对最慢频率脉搏波进行滑动滤波后生成的波形形态,图5中对这三个波形的周期进行了归一化处理,由此可见,经过滑动滤波之后,原始脉搏波的峰值被消除,此时在所述步骤S4中,对第三序列 $P_{x''}$ 进行求导数,其极值点对应一个人体光电容积脉搏波的起点位置和结束点位置在序列中的大概位置,即其极值点对应一个人体光电容积脉搏波的起点位置和结束点位置在序列中的所在区域,设对第三序列 $P_{x''}$ 求导数的两个极值点的n值分别为p和q,其中,n为极值点在序列中的位置,然后再按照 $\frac{0.3f}{100} * 70$ 的范围内搜索最小值,就能够得到第二采样序列 $\{F_x\}$ 中人体光电容积脉搏波的起点位置和结束点位置,即最小值,也就是得到了截断后的人体光电容积脉搏波的信号序列 $f_{(x)}$ 。

[0048] 本例所述步骤S5中,设信号序列 $f_{(x)}$ 的长度为1,经过仿真测算精度,本例对截断后的人体光电容积脉搏波的信号序列 $f_{(x)}$ 进行300个数据点的三角函数运算处理,首先生成的正弦函数查找表及其对应的余弦函数查找表分别为 $T_{(n)} = \sin\left(\frac{2 * (n \% 300) \pi}{300}\right)$ 以及 $T_{(n+75)} = \cos\left(\frac{2 * (n \% 300) \pi}{300}\right)$,其中, $n \in 0$ 或 N , N 为自然数的英文缩写;然后对 $f_{(x)}$ 进行变换,生成固定300点的人体光电容积脉搏波的波形序列函数 $V_{(x)}$, $V_{(x)}$ 的抽样插值算法为 $V_{(x)} = [f(b) - f(a)] * \left[\frac{299}{x}(l-1) + 1 - a\right] + f(a)$;其中, $a = \lfloor \frac{299}{x}(l-1) + 1 \rfloor$, $b = \lceil \frac{299}{x}(l-1) + 1 \rceil$, $\lfloor \cdot \rfloor$ 为向下取整符号,而 $\lceil \cdot \rceil$ 为向上取整符号, x 为波形序列函数的函数自变量, $f(a)$ 和 $f(b)$ 均为抽样插值算法中所使用的信号序列值;设第 k 次谐波分量的功率分量为 $P_{(k)}$,则

$$P_{(k)}^2 = \left(\frac{1}{\pi} \int_0^l f_{(x)} * \sin \frac{2\pi * k * x}{l} \right)^2 + \left(\frac{1}{\pi} \int_0^l f_{(x)} * \cos \frac{2\pi * k * x}{l} \right)^2$$

$$[0049] = \left(\frac{1}{\pi} \sum_{x=1}^{x=300} V_{(x)} * \int_{x-1}^x \sin \frac{2\pi * k * x}{300} \right)^2 + \left(\frac{1}{\pi} \sum_{x=1}^{x=300} V_{(x)} * \int_{x-1}^x \cos \frac{2\pi * k * x}{300} \right)^2 ;$$

$$= \left(\frac{1}{k\pi} \sum_{x=1}^{x=300} V_{(x)} * \left(\cos \frac{2\pi * k * (x-1)}{300} - \cos \frac{2\pi * k * x}{300} \right) \right)^2 + \left(\frac{1}{k\pi} \sum_{x=1}^{x=300} V_{(x)} * \left(\sin \frac{2\pi * k * x}{300} - \sin \frac{2\pi * k * (x-1)}{300} \right) \right)^2$$

[0050] 其中, k 为谐波分量次数,如 k 为2时, $P_{(k)}$ 表示的是二次谐波分量的功率分量;根据所述正弦函数查找表及其对应的余弦函数查找表求取三角函数值,进而得到所述快速提取方法的最终表达式为

$$P_{(k)}^2 = \left(\frac{1}{k\pi} \sum_{x=1}^{x=300} V_{(x)} * (T_{(k*(x-1)+75)} - T_{(k*x+75)}) \right)^2 + \left(\frac{1}{k\pi} \sum_{x=1}^{x=300} V_{(x)} * (T_{kx} - T_{kx-k}) \right)^2。$$

[0051] 本例所述人体光电容积脉搏波频谱特征的快速提取方法在采用了抽样插值和查表的方法之后,耗时极低;通过实验和实验数据的理论推导,本发明所述人体光电容积脉搏波频谱特征的快速提取方法的耗时大约为现有技术中FFT(快速傅里叶变换)的210~213倍左右,为傅里叶级数运算的5倍左右。

[0052] 以上内容是结合具体的优选实施方式对本发明所作的进一步详细说明,不能认定本发明的具体实施只局限于这些说明。对于本发明所属技术领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明构思的前提下,还可以做出若干简单推演或替换,都应当视为属于本发明的保护范围。

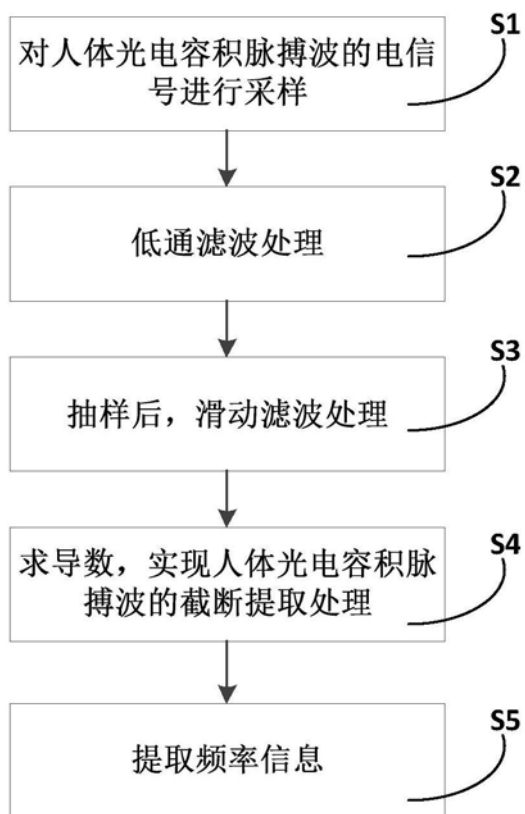


图1

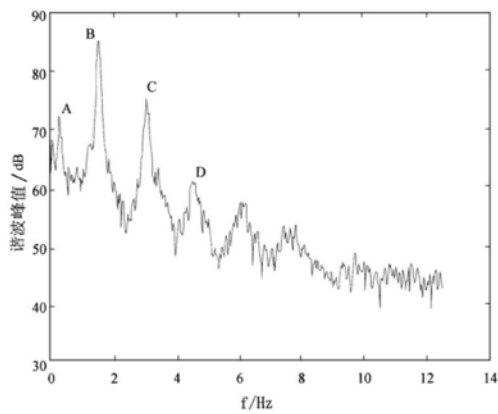


图2

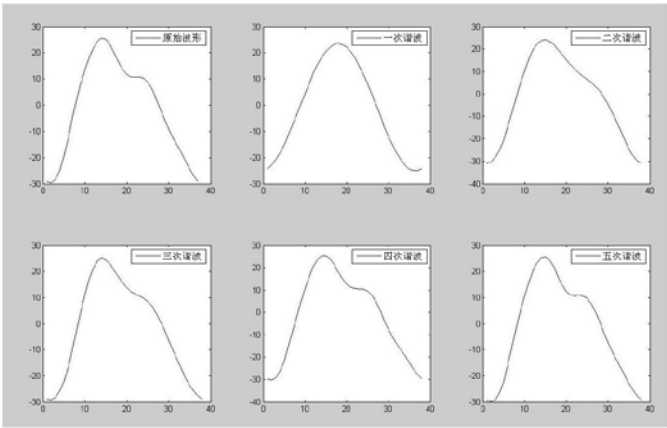


图3

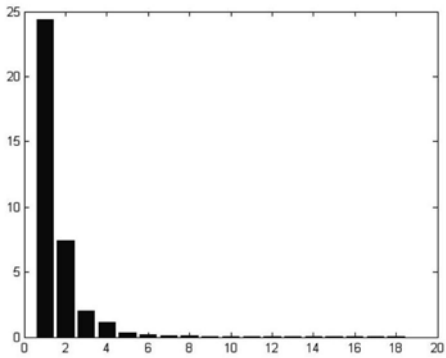


图4

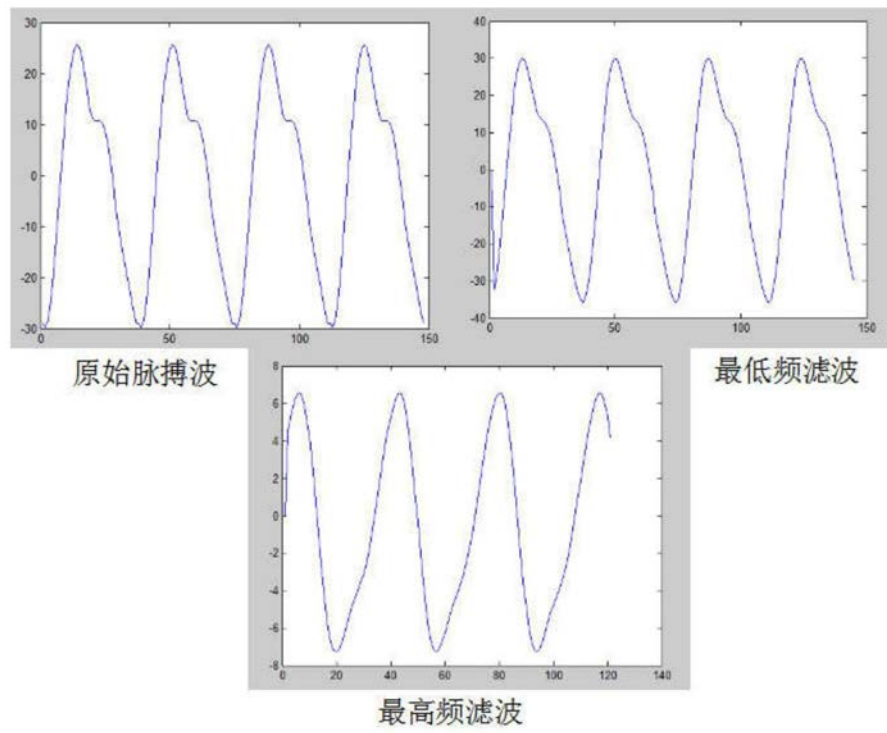


图5

专利名称(译)	一种人体光电容积脉搏波频谱特征的快速提取方法		
公开(公告)号	CN105595974B	公开(公告)日	2018-08-28
申请号	CN201610067885.6	申请日	2016-01-29
[标]申请(专利权)人(译)	深圳职业技术学院		
申请(专利权)人(译)	深圳职业技术学院		
当前申请(专利权)人(译)	深圳职业技术学院		
[标]发明人	余菲		
发明人	余菲		
IPC分类号	A61B5/02 A61B5/021 A61B5/1455 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0064 A61B5/02007 A61B5/02108 A61B5/14532 A61B5/1455 A61B5/14551		
代理人(译)	温玉珍		
其他公开文献	CN105595974A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种人体光电容积脉搏波频谱特征的快速提取方法，包括以下步骤：步骤S1，对人体光电容积脉搏波的电信号进行采样，得到第一采样数据序列；步骤S2，对第一采样数据序列进行低通滤波处理，得到第二采样序列；步骤S3，对第二采样序列进行抽样，然后进行滑动滤波，得到滤波后的第三序列；步骤S4，对第三序列进行求导数，得到第二采样序列的起点位置和结束点位置，实现人体光电容积脉搏波的截断提取处理；步骤S5，对截断后的人体光电容积脉搏波的信号序列进行频率信息提取。本发明所述人体光电容积脉搏波频谱特征的快速提取方法采用了抽样插值和查表的方法，耗时极低。

