



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107713988 A

(43)申请公布日 2018.02.23

(21)申请号 201710936363.X

(22)申请日 2017.10.10

(71)申请人 天津大学

地址 300072 天津市南开区卫津路92号

(72)发明人 何峰 孟桂芳 明东 张力新

许敏鹏 蒋晟龙 周伊婕

(74)专利代理机构 天津市北洋有限责任专利代

理事务所 12201

代理人 李林娟

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/04(2006.01)

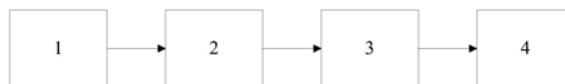
权利要求书1页 说明书5页 附图2页

(54)发明名称

一种基于胃电特征提取的肥胖程度检测装置

(57)摘要

一种基于胃电特征提取的肥胖程度检测装置,所述肥胖程度检测装置包括:采集与经验模态分解模块,用于采集进食前、后的胃电信号,运用经验模态分解重构信号,滤除胃电信号中混有的心电和呼吸干扰;第一计算模块,用于对滤除干扰后的胃电信号进行频域分析—希尔伯特变换,得到希尔伯特谱;第二计算模块,用于计算胃电信号的主频、主频变异系数、主功率、主功率百分比、餐后餐前主功率比、正常慢波节律百分比、胃动过缓节律百分比、胃动过速节律百分比特征;模式识别模块,用于将上述参数作为模式识别的输入,进行肥胖程度检测。本发明可以准确、客观的进行肥胖程度检测,可有效地提高肥胖检测的准确性和简便性,并获得可观的社会效益和经济效益。



1. 一种基于胃电特征提取的肥胖程度检测装置,其特征在于,所述肥胖程度检测装置包括:

采集与经验模态分解模块,用于采集进食前、后的胃电信号,运用经验模态分解重构,滤除胃电信号中混有的心电和呼吸干扰;

第一计算模块,用于对滤除干扰后的胃电信号进行频域分析—希尔伯特变换,得到希尔伯特谱;

第二计算模块,用于计算胃电信号的主频、主频变异系数、主功率、主功率百分比、餐后餐前主功率比、正常慢波节律百分比、胃动过缓节律百分比、胃动过速节律百分比特征;

模式识别模块,用于将上述参数作为模式识别的输入,进行肥胖程度检测。

2. 根据权利要求1所述的一种基于胃电特征提取的肥胖程度检测装置,其特征在于,所述主频大于3.7cpm为胃动过速,所述主频小于2.4cpm为胃动过缓。

3. 根据权利要求1所述的一种基于胃电特征提取的肥胖程度检测装置,其特征在于,所述正常慢波节律百分比为频率范围在2.4~3.7cpm内的慢波所占的百分比。

4. 根据权利要求1所述的一种基于胃电特征提取的肥胖程度检测装置,其特征在于,所述胃动过缓节律百分比为频率范围 $<2.4\text{cpm}$ 的慢波所占的百分比。

5. 根据权利要求1所述的一种基于胃电特征提取的肥胖程度检测装置,其特征在于,所述胃动过速节律百分比为频率范围 $>3.7\text{cpm}$ 的慢波所占的百分比。

一种基于胃电特征提取的肥胖程度检测装置

技术领域

[0001] 本发明涉及检测装置领域,尤其涉及一种基于胃电特征提取的肥胖程度检测装置。

背景技术

[0002] 由于现代人生活习惯的改变,以及生活环境的日益恶劣,罹患肥胖症的人越来越多,无论是单纯性肥胖症还是疾病引起的继发性肥胖症都潜移默化的影响着人们的生活品质,为身体各方面的健康埋下隐患。肥胖症是渐进性的,属于慢性疾病,治疗或减重的过程也是非常缓慢的,但对身体各部分造成的影响是深远的。进行肥胖程度检测为肥胖症诊断流程提供理论依据,更为临床制定更科学有效的减肥方式治疗肥胖症提供了一种可靠的量化指标。

[0003] 胃肠道的电活动主要包括:静息电位、慢电位和峰电位,可由放置在黏膜或浆膜的电极记录到,也可以采用微电极对单个细胞的膜电位进行测量。平滑机电在腹部体表的投影,即通常所说的体表胃电图。

[0004] 体表胃电的采集面临着极为恶劣的检测环境。除工频干扰等环境噪声外,位于上腹部的皮肤电极在提取胃电信号的同时,会引进心电、腹部肌电、呼吸伪迹、运动伪迹等干扰,而这些干扰的幅值往往比胃电信号本身大很多。

[0005] 大多数的生物电信号都是非线性、非平稳信号,对这类信号的分析,一直是信号处理领域的难点。而当若干非线性非平稳信号混叠在一起时,更增加了处理的难度。

发明内容

[0006] 本发明提供了一种基于胃电特征提取的肥胖程度检测装置,本发明可以准确、客观的进行肥胖程度检测,可有效地提高肥胖检测的准确性和简便性,并获得可观的社会效益和经济效益,详见下文描述:

[0007] 一种基于胃电特征提取的肥胖程度检测装置,所述肥胖程度检测装置包括:

[0008] 采集与经验模态分解模块,用于采集进食前、后的胃电信号,运用经验模态分解重构滤除胃电信号中混有的心电和呼吸干扰;

[0009] 第一计算模块,用于对滤除干扰后的胃电信号进行频域分析—希尔伯特变换,得到希尔伯特谱;

[0010] 第二计算模块,用于计算胃电信号的主频、主频变异系数、主功率、主功率百分比、餐后餐前主功率比、正常慢波节律百分比、胃动过缓节律百分比、胃动过速节律百分比特征;

[0011] 模式识别模块,用于将上述参数作为模式识别的输入,进行肥胖程度检测。

[0012] 其中,所述主频大于3.7cpm为胃动过速,所述主频小于2.4cpm为胃动过缓。

[0013] 其中,所述正常慢波节律百分比为频率范围在2.4~3.7cpm内的慢波所占的百分比。

[0014] 进一步地,所述胃动过缓节律百分比为频率范围 $<2.4\text{cpm}$ 的慢波所占的百分比。

[0015] 进一步地,所述胃动过速节律百分比为频率范围 $>3.7\text{cpm}$ 的慢波所占的百分比。

[0016] 本发明提供的技术方案的有益效果是:

[0017] 1、采用经验模态分解,有效地滤除了信号中混有的运动伪迹、基线漂移和心电、呼吸等干扰,提取出较为纯净的胃电信号;在经验模态分解的基础上,本发明引入了胃电信号的Hilbert谱和Hilbert边际谱,代替传统的功率谱分析,可以获得更高的时域和频域分辨率;

[0018] 2、提取频域信号的主频、主频变异系数、主功率、主功率百分比、餐后餐前主功率比、正常慢波节律百分比、胃动过缓节律百分比等特征参数作为后续模式识别的输入,从而准确、客观的进行肥胖程度检测;

[0019] 3、可以准确、客观的进行肥胖程度检测,可有效地提高肥胖检测的准确性和简便性,并获得可观的社会效益和经济效益;

[0020] 4、经实验证实,肥胖程度检测的准确率较高;为肥胖症疾病诊断、治疗等提供了核心理论依据和技术支持,给实际应用带来便捷,并且可应用于多种工作场景。

附图说明

[0021] 图1为一种基于胃电特征提取的肥胖程度检测装置的结构示意图;

[0022] 图2为基于胃电特征提取的肥胖程度检测流程的示意图;

[0023] 图3为经验模态分解流程图。

[0024] 附图中,各标号所代表的部件列表如下:

[0025] 1:采集与经验模态分解模块; 2:第一计算模块;

[0026] 3:第二计算模块; 4:模式识别模块。

具体实施方式

[0027] 为使本发明的目的、技术方案和优点更加清楚,下面对本发明实施方式作进一步地详细描述。

[0028] 为了解决背景技术中的问题,本发明实施例采用经验模态分解以提取较为纯净胃电信号。

[0029] 为计算胃电信号的频域特征,需要先对胃电信号进行时频变换。传统的基于傅里叶变换的频谱或功率谱,由于是全局变换,因此在频谱或功率谱中,仅能看出信号中存在哪些频率分量,以及信号在相应频率处的幅值或功率,适用于严格周期信号或平稳信号处理。短时傅里叶变换是一种将非平稳信号平稳化的方法,可以得到一个关于时间、频率、功率的三维函数结果,但是短时傅里叶变换不能同时兼顾时域和频域的分辨率。

[0030] 小波变换是一种局部平稳的变换方法,通过伸缩和平移可以实现多分辨率分析,但是由于各个尺度的分辨率是不一样的,因此组合在一起后总体的分辨率不够理想。本发明实施例选取希尔伯特变换方法做胃电信号频谱分析。与基于短时傅里叶变换的功率谱以及小波谱相比,希尔伯特谱基于瞬时频率,同时具有极高的时间和空间分辨率,势必能够提高肥胖程度检测的准确度。

[0031] 实施例1

[0032] 一种基于胃电特征提取的肥胖程度检测装置,参见图1和图2,该肥胖程度检测装置包括:

[0033] 采集与经验模态分解模块1,用于采集进食前、后的胃电信号(EGG),运用经验模态分解(EMD)重构算法滤除胃电信号中混有的心电和呼吸干扰;

[0034] 第一计算模块2,用于对滤除干扰后的胃电信号进行频域分析—希尔伯特(Hilber)变换,得到希尔伯特谱;

[0035] 第二计算模块3,用于计算胃电信号的主频、主频变异系数、主功率、主功率百分比、餐后餐前主功率比、正常慢波节律百分比、胃动过缓节律百分比、以及胃动过速节律百分比等特征;

[0036] 模式识别模块4,用于将上述参数作为模式识别的输入,进行肥胖程度检测。

[0037] 综上所述,本发明实施例通过上述模块可以准确、客观的进行肥胖程度检测,可有效地提高肥胖检测的准确性和简便性,并获得可观的社会效益和经济效益。

[0038] 实施例2

[0039] 下面结合图3、具体的计算公式对实施例1中的装置进行进一步地介绍,详见下文描述:

[0040] 一、采集与经验模态分解模块1

[0041] 胃电信号包含大量的生理信息,经过分析处理后可以用来检测肥胖程度。分别在餐前和餐后半小时采集30分钟时长的仰卧姿势下的胃电信号,采集时要求仰卧并保持呼吸平稳,不要有大幅度动作,如翻身或咳嗽的干扰,不允许进食、饮水等。

[0042] 经验模态分解(Empirical Mode Decomposition,EMD)是由美国NASA的黄锬博士于1998年提出的一种信号分析方法。与建立在谐波基函数基础上的傅里叶分解和建立在小波基函数基础上的小波分解不同,EMD不需要基函数,仅依靠数据自身的时间尺度特征来进行信号分解,在处理非线性非平稳信号时,具有非常明显的优势。

[0043] EMD分解的核心思想,是将信号分解为一系列本征模态函数之和。所谓“本征模态函数”,是满足以下两个条件的函数:

[0044] (1)在整个数据段内,其极值点和过零点数目相等或最多相差一个;

[0045] (2)在任意时刻,由局部最大值点形成的上包络线和由局部最小值点形成的下包络线的平均值为0,即上下包络线相对于时间轴局部对称。

[0046] 本征模态函数为单分量信号,即每一时刻均有单一的频率成分。而且可以是调频的和调幅的,每一时刻的瞬时幅值和瞬时频率都与信号本身的特征有关。

[0047] 本发明采用的EMD分解流程如图2所示。最终得到的一系列本征模态函数,具有正交性和完备性。

[0048] 二、第一计算模块2

[0049] 设有一实的非平稳信号 $x(t)$,定义其Hilbert变换为:

$$[0050] \quad \hat{x}(t) = H[x(t)] = \int_{-\infty}^{\infty} \frac{x(\tau)}{t-\tau} d\tau \quad (1)$$

[0051] 上式中,符号H表示Hilbert变换, $\hat{x}(t)$ 即为变换后的结果。信号经过Hilbert变换后,信号频谱的幅值不变,仅做了相移。将原信号与其Hilbert变换一起组成复信号 $z(t)$:

$$[0052] \quad z(t) = x(t) + j\hat{x}(t) = a(t)e^{j\phi(t)} \quad (2)$$

[0053] $z(t)$ 称为与 $x(t)$ 相关的解析信号。上式中, j 表示虚数单位, $a(t)$ 和 $\phi(t)$ 均为关于时间 t 的函数, 分别表示信号的瞬时幅值和瞬时相位。对瞬时相位求导, 即可得到信号的瞬时频率 $\omega(t)$:

$$[0054] \quad \omega(t) = \frac{1}{2\pi} \frac{d\phi(t)}{dt} \quad (3)$$

[0055] 上一步骤中对胃电信号进行 EMD 分解后, 可得到若干本征模态函数, 挑选其中 n 个有用的本征模态函数进行 Hilbert 变换, 分别求出其各自对应的解析信号。最后将所有解析信号相加, 即可得到 Hilbert 谱, 如下式所示:

$$[0056] \quad H(\omega, t) = \text{Real}(\sum_{i=1}^n a_i(t) e^{j \int \omega_i(t) dt}) \quad (4)$$

[0057] 式中 Real 表示取实部, $a_i(t)$ 表示第 i 个瞬时幅值, $\omega_i(t)$ 表示第 i 个瞬时频率。由 Hilbert 谱可以看出非平稳信号随时间和频率变化的情况, 具有很好的时间、空间分辨率。将 $H(\omega, t)$ 对时间 t 进行积分, 即可求出 Hilbert 边际谱。

[0058] 三、第二计算模块3

[0059] 根据 Hilbert 边际谱可以计算用于模式识别的胃电特征参数, 主要的参数包括:

[0060] 1) 主频 (Dominant Frequency, DF): 功率谱中功率最大值所在处的频率, 代表胃电慢波的节律。

[0061] 正常主频为 $2.4 \sim 3.7$ cpm。主频大于 3.7 cpm 为胃动过速 (Tachygastria, TG), 主频小于 2.4 cpm 为胃动过缓 (Bradygastria, BG)。

[0062] 2) 主频变异系数 (Dominant Frequency Instability Coefficient, DFIC): 平均主频的标准差与平均主频之比, 用以评价胃电图主频的稳定性。

[0063] 3) 主功率 (Dominant Power, DP): DF 所对应的功率。

[0064] 4) 主功率变异系数 (Dominant Power Instability Coefficient, DPIC): 平均主功率的标准差与平均主功率之比, 用以评价胃电图主功率的稳定性。

[0065] 5) 主功率百分比 (Dominant Power Proportion, DPP): 主功率占总功率的百分比。

[0066] 6) 餐餐后餐前的主功率比 (Dominant Power Ratio, DPR): 正常情况下, 餐后由于胃收缩活动增加, 主功率总是增大。

[0067] 7) 正常慢波节律百分比 (N%): 频率范围在 $2.4 \sim 3.7$ cpm 内的慢波所占的百分比。

[0068] 8) 胃动过缓节律百分比 (B%): 频率范围 < 2.4 cpm 的慢波所占的百分比。

[0069] 9) 胃动过速节律百分比 (T%): 频率范围 > 3.7 cpm 的慢波所占的百分比。

[0070] 以上除 DPR 外, 其它参数均需检测餐前和餐后两组数据。本发明实施例中, 主功率和主频指 Hilbert 边际谱中最大功率的值和相应的频率。对 Hilbert 边际谱进行积分, 即可得到总的功率。

[0071] 即, 分别对 $0 \sim 2.4$ cpm、 $2.4 \sim 3.7$ cpm 和 $3.7 \sim fs/2$ 段的 Hilbert 边际谱进行积分, 再除以总功率分别得到 B%、N% 和 T%。

[0072] 四、模式识别模块4

[0073] 由于样本数据集偏小, 特征提取后, 使用支持向量机 (Support Vector Machine, SVM) 分类器对特征进行识别, 进行肥胖程度检测。

[0074] 用支持向量机做模式识别时, 将提取的特征参数作为训练支持向量机的输入参数, 经过训练得到基于胃电的肥胖程度检测模型, 然后进行自动检测。

[0075] 综上所述,本发明实施例通过上述模块可以准确、客观的进行肥胖程度检测,可有效地提高肥胖检测的准确性和简便性,并获得可观的社会效益和经济效益。

[0076] 本发明实施例对各器件的型号除做特殊说明的以外,其他器件的型号不做限制,只要能完成上述功能的器件均可。

[0077] 本领域技术人员可以理解附图只是一个优选实施例的示意图,上述本发明实施例序号仅仅为了描述,不代表实施例的优劣。

[0078] 以上所述仅为本发明的较佳实施例,并不用以限制本发明,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。

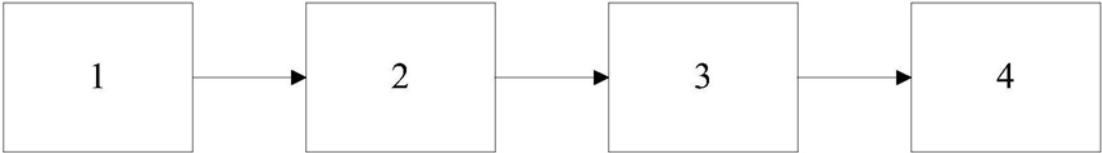


图1

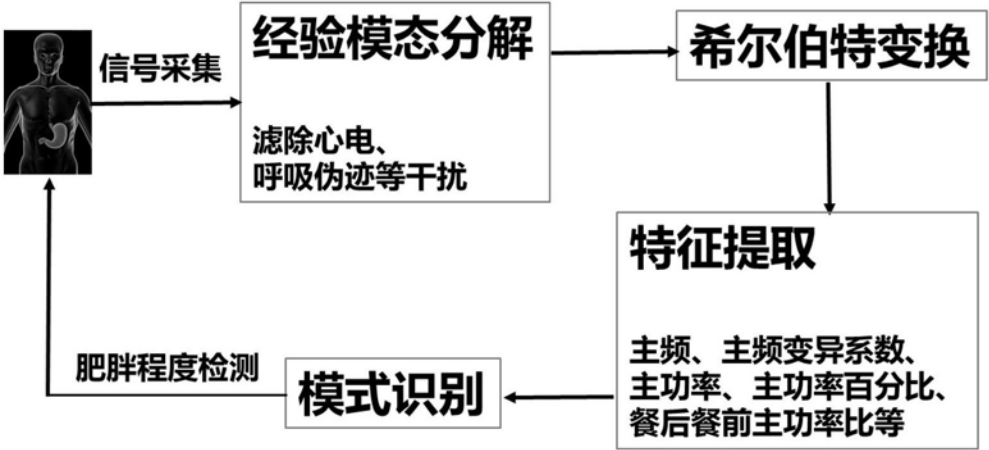


图2

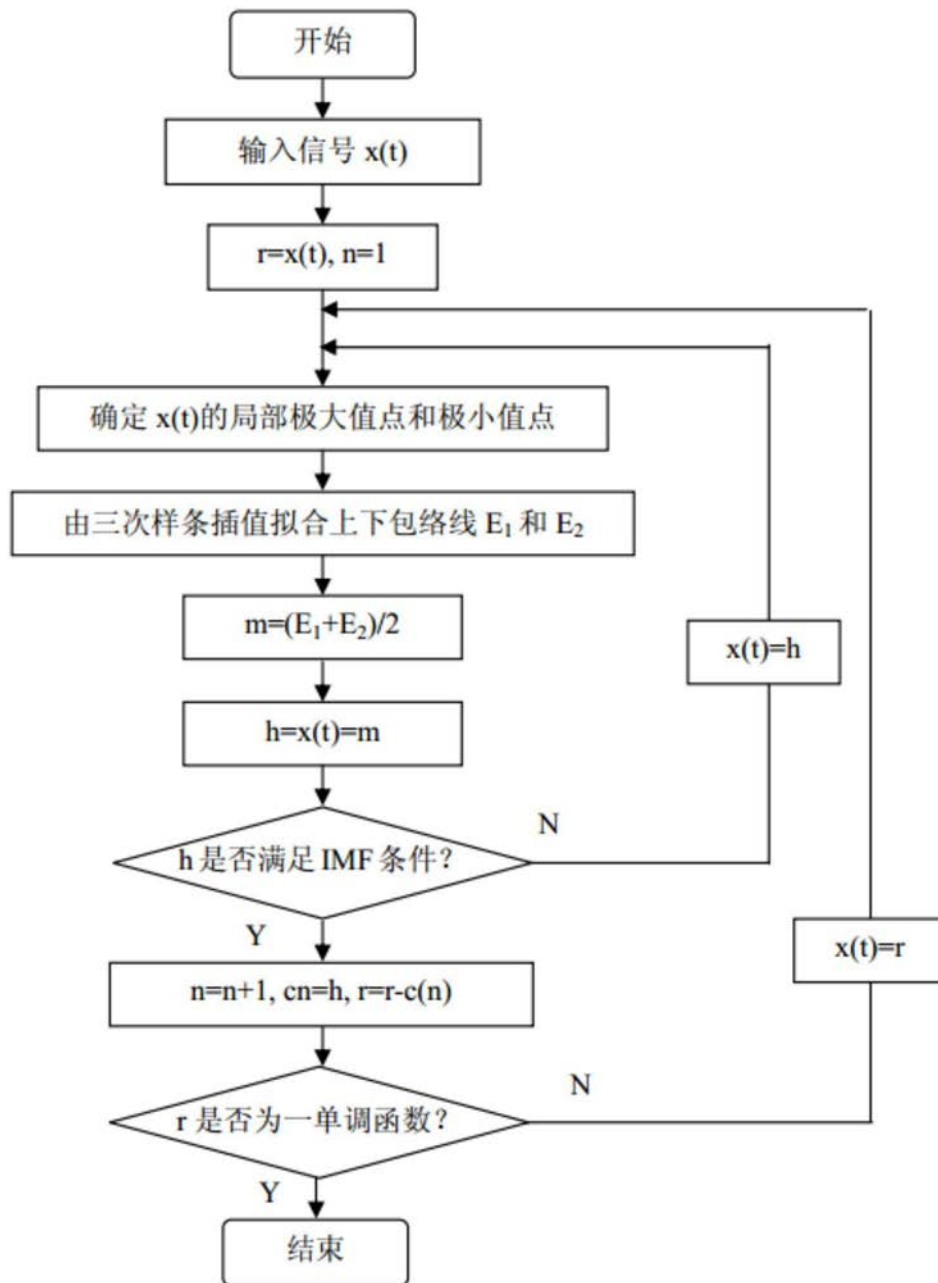


图3

专利名称(译)	一种基于胃电特征提取的肥胖程度检测装置		
公开(公告)号	CN107713988A	公开(公告)日	2018-02-23
申请号	CN2017110936363.X	申请日	2017-10-10
[标]申请(专利权)人(译)	天津大学		
申请(专利权)人(译)	天津大学		
当前申请(专利权)人(译)	天津大学		
[标]发明人	何峰 孟桂芳 明东 张力新 许敏鹏 蒋晟龙 周伊婕		
发明人	何峰 孟桂芳 明东 张力新 许敏鹏 蒋晟龙 周伊婕		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/04		
CPC分类号	A61B5/04 A61B5/48 A61B5/7207 A61B5/7225		
代理人(译)	李林娟		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种基于胃电特征提取的肥胖程度检测装置，所述肥胖程度检测装置包括：采集与经验模态分解模块，用于采集进食前、后的胃电信号，运用经验模态分解重构信号，滤除胃电信号中混有的心电和呼吸干扰；第一计算模块，用于对滤除干扰后的胃电信号进行频域分析—希尔伯特变换，得到希尔伯特谱；第二计算模块，用于计算胃电信号的主频、主频变异系数、主功率、主功率百分比、餐后餐前主功率比、正常慢波节律百分比、胃动过缓节律百分比、胃动过速节律百分比特征；模式识别模块，用于将上述参数作为模式识别的输入，进行肥胖程度检测。本发明可以准确、客观的进行肥胖程度检测，可有效地提高肥胖检测的准确性和简便性，并获得可观的社会效益和经济效益。

