



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 111631722 B

(45) 授权公告日 2021. 11. 09

(21) 申请号 202010420743.X

G16H 50/30 (2018.01)

(22) 申请日 2020.05.18

G16H 40/67 (2018.01)

(65) 同一申请的已公布的文献号

G16H 10/60 (2018.01)

申请公布号 CN 111631722 A

G16H 10/20 (2018.01)

G16H 30/20 (2018.01)

(43) 申请公布日 2020.09.08

H04L 29/08 (2006.01)

(73) 专利权人 北京航空航天大学

审查员 王婷婷

地址 100191 北京市海淀区学院路37号

(72) 发明人 余霞 安东来 陈旭 唐舟卓

李文卓 夏心悦

(74) 专利代理机构 北京海虹嘉诚知识产权代理

有限公司 11129

代理人 吴小灿 张涛

(51) Int. Cl.

A61B 5/11 (2006.01)

A61B 5/00 (2006.01)

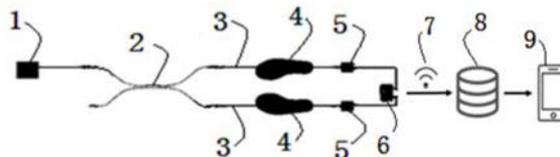
权利要求书3页 说明书8页 附图10页

(54) 发明名称

基于光纤微弯压力传感的帕金森病人步态分析系统及方法

(57) 摘要

基于光纤微弯压力传感的帕金森病人步态分析系统和方法,包括鞋垫,其跟部下有变形器;光纤微弯压力传感器,用于采集足底压力数据;Arduino yun板,用于对足底压力数据进行处理和无线远程传输;服务器,接收来自Arduino yun板处理后的数据,并进一步通过步态相关的处理分析后将数据传输到手机APP软件界面显示。手机APP软件,用于显示步态分析信息。此外,提供了一种时域与频域相结合的步态处理方法,完成了一种用于显示病患步态分析信息的面向医师用户群体的APP设计。本发明具有输出不受射频干扰与电磁干扰,灵敏度高,可拆卸,方便维修,使用舒适,无线传输,方便查看步态信息等优点。



1. 一种时域与频域相结合的步态处理方法,其特征在于,包括利用基于光纤微弯压力传感的帕金森病人步态分析的系统执行以下步骤:

步骤1,数据预处理,利用Butterworth低通滤波器对原始压力数据进行低通滤波以去除噪点的干扰;

步骤2,找出波形的最高峰值序列 $f_{\text{datamax}}(i)$ 及其对应的时间序列 $f_{\text{timemax}}(i)$ 和最低谷值序列 $f_{\text{datamin}}(i)$ 及其对应的时间序列 $f_{\text{timemin}}(i)$, i 是正整数;

步骤3,提取具体的时域步态特征参数,包括左右脚的压力峰值、步频、支撑相时间、摆动相时间和步态周期比例的参数序列;

步骤4,滤除信号中的直流分量,避免直流分量对后续功率谱峰值的提取产生影响;

步骤5,采用将加窗处理与平均处理相结合的韦尔奇Welch法估算原始数据序列的功率谱密度值;

步骤6,提取功率谱的主导频率值,即功率谱曲线峰值处对应的频率值;

所述步骤5包括:

(1) 功率谱密度公式定义如下:

$$P(w) = \int_{-\infty}^{\infty} \lim_{T \rightarrow \infty} \left\{ \frac{1}{T} F(w)^2 \right\} dw$$

式中, $F(w)$ 是原始序列的傅里叶变换函数, T 表示原始序列的周期,在功率谱曲线的实际计算中用已观测的一组数据估计信号的功率谱;

(2) 对采集的数据序列进行分段,把长度为 N 的信号序号 $x(n)$ 分为 L 段,每段序列长度为 M ,之后对每段分别计算功率谱后取平均以减小随机起伏现象;

(3) 选择合适的窗函数与分段后的数据序列相乘,通过使用窗函数减小信号截断两端的突变;

(4) 分别计算步骤5得到的各段数据的功率谱,对每一段经过加窗处理的数据 $x(n)$, $n=1,2,\dots,M$, n 为正整数, M 为每一段序列的长度,利用其离散傅里叶变换估计其功率谱,计算公式为:

$$P(i) = \frac{1}{M} \left| \sum_{n=1}^M x(n) e^{-jwn} \right|^2$$

式中 $x(n)$ 为经加窗处理后的数据序列, M 为序列长度, $P(i)$ 为第 i 段序列的功率谱估计值, i 为正整数;

(5) 对求出的 L 段数据的功率谱进行平均,得到数据最终的功率谱值,即

$$\hat{P} = \frac{1}{L} \sum_{i=1}^L P(i)$$

式中 i 是正整数, $i=1,2,\dots,L$, L 为原数据序列所分的段数, \hat{P} 为最终的功率谱值。

2. 根据权利要求1所述的时域与频域相结合的步态处理方法,其特征在于,所述基于光纤微弯压力传感的帕金森病人步态分析的系统,包括柔性压力装置,所述柔性压力装置包括左脚鞋垫和右脚鞋垫,所述左脚鞋垫的跟部下方设置有左变形器,所述右脚鞋垫的跟部下方设置有右变形器,所述左变形器内设置有左脚微弯压力传感光纤,所述右变形器内设

置有右脚微弯压力传感光纤,所述左脚微弯压力传感光纤的一端和所述右脚微弯压力传感光纤的一端分别通过分光器连接激光器,所述左脚微弯压力传感光纤的另一端通过左探测器连接中央处理器的第一信号输入管脚,所述右脚微弯压力传感光纤的另一端通过右探测器连接所述中央处理器的第二信号输入管脚,所述中央处理器连接服务器,所述服务器连接手机APP软件客户端;

所述中央处理器采用Arduino yun板,所述Arduino yun板上的A0管脚为所述第一信号输入管脚,所述Arduino yun板上的A1管脚为所述第二信号输入管脚,所述Arduino yun板对探测器传送过来的足底压力数据进行处理和无线远程传输,所述服务器对所述Arduino yun板处理后的足底压力数据进行步态分析后将步态分析结果信息传输给所述手机APP软件客户端以在所述手机APP软件界面上显示;

所述激光器与所述分光器之间采用耦合器连接,所述左变形器和右变形器均包括上下锯齿咬合结构,微弯压力传感光纤位于所述上下锯齿咬合结构的咬合面上,当变形器受到压力时,光纤因受到挤压而发生相应的微弯,造成光纤光信号的微弯损耗,由所述探测器将微弯损耗的光纤光信号转换为电信号传送给所述Arduino yun板;所述左变形器和右变形器均包括燕尾槽与燕尾体相嵌合的可拆卸结构,所述变形器的材料为复模工艺制作的邵氏硬度为70度的软胶。

3. 根据权利要求1所述的时域与频域相结合的步态处理方法,其特征在于,所述步骤1包括Butterworth低通滤波器通过抑制高频成分实现去除噪声的功能,其变换函数的平方函数为:

$$|H(w)|^2 = \frac{1}{1 + (\frac{W}{W_c})^{2n}}$$

式中n是Butterworth低通滤波器的阶数,阶数越高,滤波器在阻频带振幅衰减速度越快, W_c 是截止频率,即振幅下降3分贝时的频率, W 为变换函数的自变量,表示频率值;所述步骤1包括将采集的原始数据序列 $x(n)$, n 为正整数, $n=1,2,\dots,L$, L 为采集的数据长度,进行离散傅里叶变换,得 $F(w) = \sum_{n=1}^L x(n)e^{-jwn}$, $F(w)$ 为离散傅里叶变换函数, j 为虚数单位,将其乘以Butterworth低通滤波器的变换函数 $H(w)$,得 $G(w) = F(w) * H(w)$, $G(w)$ 为去噪后数据序列的傅里叶变换函数,原始数据中的高频成分得到抑制从而实现去噪平滑的功能,再将 $G(w)$ 进行傅里叶逆变换得到去噪后的数据序列 $g(x)$, $x=1,2,\dots,L$, L 为最终的序列长度。

4. 根据权利要求1所述的时域与频域相结合的步态处理方法,其特征在于,所述步骤2包括:利用findpeaks函数找出波形的最高峰值序列 $f_{\text{datamax}}(i)$ 及其对应的时间序列 $f_{\text{timemax}}(i)$ 和最低谷值序列 $f_{\text{datamin}}(i)$ 及其对应的时间序列 $f_{\text{timemin}}(i)$, i 是正整数, $i=1,2,\dots,n$, n 为波峰序列或波谷序列的长度,即每个步态周期中最高点和最低点的压力幅值及其对应的时刻;为过滤掉因曲线的微小波动而被错误统计的峰值,设置一个波峰突起幅度的阈值,该阈值被设置为所有波峰与其相邻波谷幅度差值的平均值,即 $\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n [f_{\text{datamax}}(i) - f_{\text{datamin}}(i)]$, n 为波峰序列或波谷序列的长度,低于该阈值的波峰忽略不计。

5. 根据权利要求1所述的时域与频域相结合的步态处理方法,其特征在于,所述步骤4包括滤除直流分量,利用最小二乘法原理,设 x_1, x_2, \dots, x_n 是任一待测量的各次测得值, n 为

所测序列的长度,假设待测量的最可信赖值是 x_0 ,则应满足条件:

$$\sum_{i=1}^n (x_i - x_0)^2 = \text{极小},$$

设 \bar{x} 是 x_1, x_2, \dots, x_n 的算数平均值,则有

$$\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 = 0,$$

又因为 $\sum_{i=1}^n (x_i - x_0)^2 = \sum_{i=1}^n [(x_i - \bar{x}) + (\bar{x} - x_0)]^2 \approx \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 + n(\bar{x} - x_0)^2$

所以当 $x_0 = \bar{x}$ 时上式最小,即测量的最佳值就是各次测量值的算术平均值,近似认为直流分量等于测量值的算数平均值,将原始压力数据减去其平均值即滤去信号的直流分量。

6. 根据权利要求1所述的时域与频域相结合的步态处理方法,其特征在于,

所述步骤3包括压力峰值、步频P、支撑相时间ST、摆动相时间WT和步态周期比例,所述压力峰值表示单个步态周期中压力序列的极大值,单位N,表达式即为步骤2中得到的最高峰值序列 $f_{\text{datamax}}(i)$;所述步频P表示单位时间内走过的步数,单位step/s,表达式: $P = \text{num}(f_{\text{datamax}}(i)) / t$,式中 $\text{num}(f_{\text{datamax}}(i))$ 是一次实验中得到的峰值个数即步数,t是实验时长;所述支撑相时间ST表示单个步态周期中脚与地面接触时间,单位s,即为相邻两最低波谷对应的时刻之差,表达式: $ST(i) = f_{\text{timemin}}(i+1) - f_{\text{timemin}}(i)$, $i=1, 2, \dots, n-1$,n为波谷序列的长度;所述摆动相时间WT表示单个步态周期中脚不与地面接触时间,单位s,即为相邻两最高峰值对应的时刻之差,表达式: $WT(i) = f_{\text{timemax}}(i+1) - f_{\text{timemax}}(i)$, $i=1, 2, \dots, n-1$,n为波峰序列的长度;所述步态周期比例表示单个步态周期中支撑相和摆动相各自占的比例,表达式:

支撑相时间占比 $P_{ST} = \frac{\sum_{i=1}^{n-1} ST(i)}{\sum_{i=1}^{n-1} ST(i) + \sum_{i=1}^{n-1} WT(i)}$; 摆动相时间占比 $P_{WT} = \frac{\sum_{i=1}^{n-1} WT(i)}{\sum_{i=1}^{n-1} ST(i) + \sum_{i=1}^{n-1} WT(i)}$, 式中

$\sum_{i=1}^{n-1} ST(i)$ 是一次实验中支撑相时间之和, $\sum_{i=1}^{n-1} WT(i)$ 是一次实验中摆动相时间之和。

7. 一种用于显示病患步态分析信息的面向医师用户群体的APP,其特征在于,包括执行如权利要求1至6之一所述的一种时域与频域相结合的步态处理方法而搭建的如下模块组合:用户登录模块、病患管理模块、病患信息菜单模块、病患基本信息模块、分析数据展示模块、病症评分模块、以及数据可视化模块。

基于光纤微弯压力传感的帕金森病人步态分析系统及方法

技术领域

[0001] 本发明涉及康复检测领域,特别是涉及一种基于光纤微弯压力传感的帕金森病人步态分析系统和方法。

背景技术

[0002] 步态是反映下肢运动能力最直观的因素,客观准确的步态分析可为多种引起异常步态的疾病提供定量评定。在这其中,帕金森患者肢体的僵直和震颤会导致典型帕金森步态,如慌张步态、冻结步态、凝滞步态等,给患者日常生活带来极大不便。因此,研究步态特征,对于帕金森病理的理解以及对帕金森患者的病情判断有着很大的帮助。

[0003] 而足底压力传感器通过采集患者行走时足底压力的数据,来实现基本的步态数据处理与分析。传统的足底压力传感器的主要为压电式或者压阻式的传感器,主要为金属器件,易受射频干扰与电磁干扰,且质地坚硬,与人体接触时并不舒适。此外,传统的足底压力传感器系统只针对时域进行分析处理,而忽略了频域的信息。再者,一般的足底压力传感器系统没有考虑到使用者查看信息的便利性。由此,我们设计了一种基于光纤微弯压力传感的帕金森病人步态分析系统及方法来应对上述问题。

发明内容

[0004] 本发明针对现有技术中存在的缺陷或不足,提供一种基于光纤微弯压力传感的帕金森病人步态分析系统及方法。

[0005] 本发明的技术方案如下:

[0006] 基于光纤微弯压力传感的帕金森病人步态分析的系统,其特征在于,包括柔性压力装置,所述柔性压力装置包括左脚鞋垫和右脚鞋垫,所述左脚鞋垫的跟部下方设置有左变形器,所述右脚鞋垫的跟部下方设置有右变形器,所述左变形器内设置有左脚微弯压力传感光纤,所述右变形器内设置有右脚微弯压力传感光纤,所述左脚微弯压力传感光纤的一端和所述右脚微弯压力传感光纤的一端分别通过分光器连接激光器,所述左脚微弯压力传感光纤的另一端通过左探测器连接中央处理器的第一信号输入管脚,所述右脚微弯压力传感光纤的另一端通过右探测器连接所述中央处理器的第二信号输入管脚,所述中央处理器连接服务器,所述服务器连接手机APP软件客户端。

[0007] 所述中央处理器采用Arduino yun板,所述Arduino yun板上的A0管脚为所述第一信号输入管脚,所述Arduino yun板上的A1管脚为所述第二信号输入管脚,所述Arduino yun板对探测器传送过来的足底压力数据进行处理和无线远程传输,所述服务器对所述Arduino yun板处理后的足底压力数据进行步态分析后将步态分析结果信息传输给所述手机APP软件客户端以在所述手机APP软件界面上显示。

[0008] 所述激光器与所述分光器之间采用耦合器连接,所述左变形器和右变形器均包括上下锯齿咬合结构,微弯压力传感光纤位于所述上下锯齿咬合结构的咬合面上,当变形器受到压力时,光纤因受到挤压而发生相应的微弯,造成光纤光信号的微弯损耗,由所述探测

器将微弯损耗的光纤光信号转换为电信号传送给所述Arduino yun板;所述左变形器和右变形器均包括燕尾槽与燕尾体相嵌合的可拆卸结构,所述变形器的材料为复模工艺制作的邵氏硬度为70度的软胶。

[0009] 一种时域与频域相结合的步态处理方法,其特征在于,包括以下步骤:

[0010] 步骤1,数据预处理,利用Butterworth低通滤波器对原始压力数据进行低通滤波以去除噪点的干扰;

[0011] 步骤2,找出波形的最高峰值序列 $f_{\text{datamax}}(i)$ 及其对应的时间序列 $f_{\text{timemax}}(i)$ 和最低谷值序列 $f_{\text{datamin}}(i)$ 及其对应的时间序列 $f_{\text{timemin}}(i)$, i 是正整数;

[0012] 步骤3,提取具体的时域步态特征参数,如左右脚的压力峰值、步频、支撑相时间、摆动相时间、步态周期比例等参数序列;

[0013] 步骤4,滤除信号中的直流分量,避免直流分量对后续功率谱峰值的提取产生影响;

[0014] 步骤5,采用将加窗处理与平均处理相结合的韦尔奇(Welch)法估算原始数据序列的功率谱密度值;

[0015] 步骤6,提取功率谱的主导频率值,即功率谱曲线峰值处对应的频率值。

[0016] 所述步骤1包括Butterworth低通滤波器通过抑制高频成分实现去除噪声的功能,其变换函数 $H(w)$ 的平方函数为:

$$[0017] \quad |H(w)|^2 = \frac{1}{1 + (\frac{W}{W_c})^{2n}}$$

[0018] 式中 n 是Butterworth低通滤波器的阶数,阶数越高,滤波器在阻频带振幅衰减速度越快, W_c 是截止频率,即振幅下降3分贝时的频率, W 为变换函数的自变量,表示频率值;所述步骤1包括将采集的原始数据序列 $x(n)$, n 为正整数, $n=1,2,\dots,L$ (L 为采集的数据长度),进行离散傅里叶变换,得 $F(w) = \sum_{n=1}^L x(n)e^{-jwn}$, $F(w)$ 为离散傅里叶变换函数, j 为虚数单位,将其乘以Butterworth低通滤波器的变换函数 $H(w)$,得 $G(w) = F(w) * H(w)$, $G(w)$ 为去噪后数据序列的傅里叶变换函数,原始数据中的高频成分得到抑制从而实现去噪平滑的功能,再将 $G(w)$ 进行傅里叶逆变换得到去噪后的数据序列 $g(x)$, $x=1,2,\dots,L$, L 为最终的序列长度。

[0019] 所述步骤2包括:利用findpeaks函数找出波形的最高峰值序列 $f_{\text{datamax}}(i)$ 及其对应的时间序列 $f_{\text{timemax}}(i)$ 和最低谷值序列 $f_{\text{datamin}}(i)$ 及其对应的时间序列 $f_{\text{timemin}}(i)$, i 是正整数, $i=1,2,\dots,n$, n 为波峰序列(或波谷序列)的长度,即每个步态周期中最高点和最低点的压力幅值及其对应的时刻;为过滤掉因曲线的微小波动而被错误统计的峰值,设置一个波峰突起幅度的阈值,该阈值被设置为所有波峰与其相邻波谷幅度差值的平均值,即

$\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n [f_{\text{datamax}}(i) - f_{\text{datamin}}(i)]$, n 为波峰序列(或波谷序列)的长度,低于该阈值的波峰忽略不计。

[0020] 所述步骤3包括压力峰值、步频 P 、支撑相时间 ST 、摆动相时间 WT 和步态周期比例,所述压力峰值表示单个步态周期中压力序列的极大值,单位 N ,表达式即为步骤2中得到的最高峰值序列 $f_{\text{datamax}}(i)$;所述步频 P 表示单位时间内走过的步数,单位 step/s ,表达式: $P=$

num($f_{\text{datamax}}(i)$)/t, 式中num($f_{\text{datamax}}(i)$)是一次实验中得到的峰值个数(即步数), t是实验时长; 所述支撑相时间ST表示单个步态周期中脚与地面接触时间, 单位s, 即为相邻两最低波谷对应的时刻之差, 表达式: $ST(i) = f_{\text{timemin}}(i+1) - f_{\text{timemin}}(i)$, $i=1, 2, \dots, n-1$, n为波谷序列的长度; 所述摆动相时间WT表示单个步态周期中脚不与地面接触时间, 单位s, 即为相邻两最高峰值对应的时刻之差, 表达式: $WT(i) = f_{\text{timemax}}(i+1) - f_{\text{timemax}}(i)$, $i=1, 2, \dots, n-1$, n为波峰序列的长度; 所述步态周期比例表示单个步态周期中支撑相和摆动相各自占的比例, 表达式: 支撑相时间占比 $P_{ST} = \frac{\sum_{i=1}^{n-1} ST(i)}{\sum_{i=1}^{n-1} ST(i) + \sum_{i=1}^{n-1} WT(i)}$; 摆动相时间占比 $P_{WT} = \frac{\sum_{i=1}^{n-1} WT(i)}{\sum_{i=1}^{n-1} ST(i) + \sum_{i=1}^{n-1} WT(i)}$, 式中 $\sum_{i=1}^{n-1} ST(i)$ 是一次实验中支撑相时间之和, $\sum_{i=1}^{n-1} WT(i)$ 是一次实验中摆动相时间之和。

[0021] 所述步骤4包括滤除直流分量, 利用最小二乘法原理, 设 x_1, x_2, \dots, x_n 是任一待测量的各次测得值, n为所测序列的长度, 假设待测量的最可信赖值是 x_0 , 则应满足条件:

$$[0022] \quad \sum_{i=1}^n (x_i - x_0)^2 = \text{极小},$$

[0023] 设 \bar{x} 是 x_1, x_2, \dots, x_n 的算数平均值, 则有

$$[0024] \quad \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 = 0,$$

$$[0025] \quad \text{又因为} \sum_{i=1}^n (x_i - x_0)^2 = \sum_{i=1}^n [(x_i - \bar{x}) + (\bar{x} - x_0)]^2 \approx \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 + n(\bar{x} - x_0)^2$$

所以当 $x_0 = \bar{x}$ 时上式最小, 即测量的最佳值就是各次测量值的算术平均值, 近似认为直流分量等于测量值的算数平均值, 将原始压力数据减去其平均值即滤去信号的直流分量。

[0026] 所述步骤5包括:

[0027] (1) 功率谱密度公式定义如下:

$$[0028] \quad P(w) = \int_{-\infty}^{\infty} \lim_{T \rightarrow \infty} \left\{ \frac{1}{T} F(w)^2 \right\} dw$$

[0029] 式中, F(w)是原始序列的傅里叶变换函数, T表示原始序列的周期, 在功率谱曲线的实际计算中用已观测的一组数据估计信号的功率谱;

[0030] (2) 对采集的数据序列进行分段, 把长度为N的信号序号x(n)分为L段, 每段序列长度为M, 之后对每段分别计算功率谱后取平均以减小随机起伏现象;

[0031] (3) 选择合适的窗函数与分段后的数据序列相乘, 通过使用窗函数减小信号截断两端的突变;

[0032] (4) 分别计算步骤5得到的各段数据的功率谱, 对每一段经过加窗处理的数据x(n), $n=1, 2, \dots, M$, n为正整数, M为每一段序列的长度, 利用其离散傅里叶变换估计其功率谱, 计算公式为:

$$[0033] \quad P(i) = \frac{1}{M} \left| \sum_{n=1}^M x(n) e^{-jwn} \right|^2$$

[0034] 式中x(n)为经加窗处理后的数据序列, M为序列长度, P(i)为第i段序列的功率谱估计值, i为正整数。

[0035] (5) 对求出的L段数据的功率谱进行平均,得到数据最终的功率谱值,即

$$[0036] \quad \hat{P} = \frac{1}{L} \sum_{i=1}^L P(i)$$

[0037] 式中i是正整数, $i=1,2,\dots,L$,L为原数据序列所分的段数, \bar{P} 为最终的功率谱值。

[0038] 一种用于显示病患步态分析信息的面向医师用户群体的APP设计,其特征在于:包括用户登录模块、病患管理模块、病患信息菜单模块、病患基本信息模块、分析数据展示模块、病症评分模块、以及数据可视化模块。

[0039] 本发明的技术效果如下:1、本发明的光纤微弯压力传感器基于光纤微弯损耗原理,具有输出不受射频干扰与电磁干扰,灵敏度高,可拆卸,方便维修等优点;使用柔性的变形器,提高了人体接触舒适性;Arduino yun板包含Wi-Fi模块,可进行无线远程传输。2、本发明采用时域与频域相结合的步态分析处理方法兼顾了时域直观便捷地描述步态特征和频域从更深程度的病理学研究步态的优势。3、完成了一种用于显示病患步态分析信息的面向医师用户群体的APP设计,具有用户容量大,可对多对象的管理,开发成本较低,提供多种病情分析的专业角度等优点

附图说明

[0040] 图1是本发明的系统结构图。

[0041] 图2是本发明的硬件装置示意图。

[0042] 图3是本发明的连接结构细节示意图。

[0043] 图4是本发明的鞋垫与变形器示意。

[0044] 图5是本发明的变形器示意图。

[0045] 图6是本发明的Arduino yun板示意图。

[0046] 图7是本发明的时域频域相结合进行步态数据处理的整体步骤流程图。

[0047] 图8是本发明的韦尔奇法估计数据功率谱密度的流程图。

[0048] 图9是本发明的原始压力曲线图和经去噪平滑后的压力曲线图对比。

[0049] 图10是本发明实施例中实验人员左右脚各步态时域特征参数的对比图。

[0050] 图11是本发明实施例中实验人员左右脚功率谱曲线对比图。

[0051] 图12是本发明APP的功能模块图。

[0052] 图13是本发明的用户登录模块图。

[0053] 图14是本发明的病患管理模块。

[0054] 图15是本发明的病患信息菜单模块图。

[0055] 图16是本发明的病患基本信息模块图。

[0056] 图17是本发明的病症评分模块图。

[0057] 图18是本发明的数据可视化模块。

[0058] 附图标记列示如下:1-激光器;11-耦合器;2-分光器;3-光纤;4-柔性压力装置(变形器和鞋垫的组合体);41-鞋垫(用于左脚的为左鞋垫,用于右脚的为右鞋垫);42-变形器(用于左脚的为左变形器,用于右脚的为右变形器);5-探测器((用于左脚的为左探测器,用于右脚的为右探测器));421-上下锯齿咬合结构;422-燕尾槽与燕尾体相嵌合的可拆卸结构;6-中央处理器(例如Arduino yun板,Arduino是一款开源电子原型平台,包含各种型号

的Arduino硬件板如Arduino Uno板、Arduino yun板等,本发明有时用Arduino yun板指代中央处理器,即6也同时是Arduino yun板的附图标记);7-Wi-Fi无线连接;8-服务器;9-手机APP软件客户端。

具体实施方式

[0059] 下面结合附图(图1-图18)对本发明进行说明。

[0060] 参考图1至图6,基于光纤微弯压力传感的帕金森病人步态分析的系统,包括柔性压力装置4,所述柔性压力装置4包括左脚鞋垫(图4左侧鞋垫41)和右脚鞋垫(图4右侧鞋垫41),所述左脚鞋垫的跟部下方设置有左变形器(图4左侧变形器42),所述右脚鞋垫的跟部下方设置有右变形器(图4右侧变形器42),所述左变形器内设置有左脚微弯压力传感光纤(即光纤3),所述右变形器内设置有右脚微弯压力传感光纤,所述左脚微弯压力传感光纤的一端和所述右脚微弯压力传感光纤的一端分别通过分光器2连接激光器1,所述左脚微弯压力传感光纤的另一端通过左探测器(图5下方探测器5)连接中央处理器的第一信号输入管脚,所述右脚微弯压力传感光纤的另一端通过右探测器(图5上方探测器5)连接所述中央处理器6的第二信号输入管脚,所述中央处理器6连接服务器8(例如,通过Wi-Fi无线连接7),所述服务器8连接手机APP软件客户端9。所述中央处理器6采用Arduino yun板,所述Arduino yun板上的A0管脚为所述第一信号输入管脚,所述Arduino yun板上的A1管脚为所述第二信号输入管脚,所述Arduino yun板对探测器5传送过来的足底压力数据进行处理和无线远程传输,所述服务器8对所述Arduino yun板处理后的足底压力数据进行步态分析后将步态分析结果信息传输给所述手机APP软件客户端9以在所述手机APP软件界面上显示。所述激光器1与所述分光器2之间采用耦合器11连接,所述左变形器和右变形器均包括上下锯齿咬合结构421,微弯压力传感光纤位于所述上下锯齿咬合结构421的咬合面上,当变形器42受到压力时,光纤3因受到挤压而发生相应的微弯,造成光纤光信号的微弯损耗,由所述探测器5将微弯损耗的光纤光信号转换为电信号传送给所述Arduino yun板;所述左变形器和右变形器均包括燕尾槽与燕尾体相嵌合的可拆卸结构422,所述变形器42的材料为复模工艺制作的邵氏硬度为70度的软胶。

[0061] 如图1所示,是本发明的步态分析系统的整体设计图,系统包括:鞋垫,和患者足部直接接触,在跟部下方附有变形器;光纤微弯压力传感器,用于采集足底压力数据;Arduino yun板,用于对足底压力数据进行处理和无线远程传输;服务器,接收来自Arduino yun板处理后的数据,并进一步通过步态相关的处理分析后将数据传输到手机APP软件界面显示;手机APP软件,用于显示步态分析信息。作为本发明一实施例,将鞋垫连同变形器放置于鞋子内,让患者穿上鞋进行行走。在患者行走过程中,光纤微弯压力传感器就会采集到随时间变化的足底压力信息,将信息传输给Arduino yun板,Arduino yun板对信息进行预处理后通过Wi-Fi无线远程传输给服务器,在服务器中进行步态分析与处理,并将数据传输给手机APP软件,使用者便可在APP软件中查看到相应的步态分析信息,从而作为判断患者病情的相关依据。

[0062] 如图2所示,是本发明硬件装置示意图。作为本发明一实施例,激光器1输出光信号,并与分光器2输入端相连接,分光器输出端分别与光纤3相连接,光纤分别通向左右脚的鞋垫与变形器4。作为本发明一实施例,光纤3通过变形器42后与探测器5相连接,探测器5将

光信号转换为电信号。作为本发明一实施例,探测器5与Arduino yun板6相连接,将电信号传输给Arduino yun板6处理。

[0063] 如图3所示,是本发明激光器与分光器连接结构示意图。作为本发明一实施例,激光器1与分光器2之间采用耦合器11连接。如图4所示,是本发明鞋垫与变形器示意图。作为本发明一实施例,变形器42放置于鞋垫41跟部下方。作为本发明一实施例,光纤3方向按照垂直于变形器42中锯齿的方向布置,且位于变形器42的中间处,当变形器42受到相应压力时,挤压光纤3使其发生相应的微弯,造成光纤3的微弯损耗。如图5所示,是本发明的变形器示意图。作为本发明一实施例,变形器42包括上下两部分,外观形状均为正方形,锯齿421形状为梯形,锯齿421周期长度,齿数经过理论分析进行了相应设计,提高灵敏度,以达到压力的精确测量的目的。作为本发明一实施例,变形器42结构上使用凹槽422固定上下两部分,以达到可拆卸的目的。作为本发明一实施例,变形器42的材料为复模工艺制作的邵氏硬度为70度的软胶,以提高与人体接触的舒适性。如图6所示,是本发明使用的Arduino yun板示意图。作为本发明一实施例,Arduino yun板包含Wi-Fi模块,可通过Wi-Fi无线远程向服务器传送数据。

[0064] 如图7所示,为用于帕金森步态数据处理的整体步骤流程图,包括以下步骤:

[0065] 步骤1:数据预处理,利用Butterworth低通滤波器对原始压力数据进行低通滤波以去除噪声的干扰。Butterworth低通滤波器通过抑制高频成分实现去除噪声的功能,其变换函数 $H(w)$ 的平方函数为:

$$[0066] \quad |H(w)|^2 = \frac{1}{1 + (\frac{W}{W_c})^{2n}}$$

[0067] 式中 n 是Butterworth低通滤波器的阶数,阶数越高,滤波器在阻频带振幅衰减速度越快, W_c 是截止频率,即振幅下降3分贝时的频率, W 为变换函数的自变量,表示频率值。

[0068] 将原始数据序列 $x(n)$, n 为正整数, $n=1,2,\dots,L$ (L 为采集的数据长度),进行离散傅里叶变换后乘以变换函数 $H(w)$,原始数据中的高频成分得到抑制从而实现去噪平滑的功能。

[0069] 作为本发明一实施例,设计的Butterworth低通滤波器的阶数 $n=8$,截止频率 $W_c=1.6\text{Hz}$,由于本实验采样频率为 $F_c=32\text{Hz}$,其归一化截止频率 $W_n=2*W_c/F_c=0.1$,得到去噪平滑后的压力曲线图如图8所示。

[0070] 步骤2:找出波形的最高峰值序列 $f_{\text{datamax}}[i]$ 及其对应的时间序列 $f_{\text{timemax}}(i)$ 和最低谷值序列 $f_{\text{datamin}}[i]$ 及其对应的时间序列 $f_{\text{timemin}}[i]$, i 是正整数, $i=1,2,\dots,n$, n 为波峰序列(或波谷序列)的长度,即每个步态周期中最高点和最低点的压力幅值及其对应的时刻。同时,为过滤掉因曲线的微小波动而被错误统计的峰值,设置一个波峰突起幅度的阈值,该阈值被设置为所有波峰与其相邻波谷幅度差值的平均值,即 $\frac{1}{n}\sum_{i=1}^n [f_{\text{max}[i]}(\text{data}) - f_{\text{min}[i]}(\text{data})]$, n 为波峰序列(或波谷序列)的长度,低于该阈值的波峰忽略不计。

[0071] 步骤3:提取具体的时域步态特征参数,如左右脚的压力峰值、步频、支撑相时间、摆动相时间、步态周期比例等参数序列,计算公式如下:

[0072] (1) 压力峰值:表示单个步态周期中压力序列的最大值,单位N,表达式即为步骤2中得到的最高峰值序列 $f_{\text{datamax}}[i]$;

[0073] (2) 步频(P):表示单位时间内走过的步数,单位step/s,表达式: $P = \text{num}(f_{\text{datamax}}[i]) / t$,式中 $\text{num}(f_{\text{datamax}}[i])$ 是一次实验中得到的峰值个数(即步数), t 是实验时长;

[0074] (3) 支撑相时间(ST):表示单个步态周期中脚与地面接触时间,单位s,即为相邻两最低波谷对应的时刻之差,表达式如下:

[0075] $ST(i) = f_{\text{timemin}}(i+1) - f_{\text{timemin}}(i)$, $i = 1, 2, \dots, n-1$, n 为波谷序列的长度;

[0076] (4) 摆动相时间(WT):表示单个步态周期中脚不与地面接触时间,单位s,即为相邻两最高峰值对应的时刻之差,表达式如下:

[0077] $WT(i) = f_{\text{timemax}}(i+1) - f_{\text{timemax}}(i)$, $i = 1, 2, \dots, n-1$, n 为波峰序列的长度;

[0078] (5) 步态周期比例:表示单个步态周期中支撑相和摆动相各自占的比例,表达式:

支撑相时间占比 $P_{ST} = \frac{\sum_{i=1}^{n-1} ST(i)}{\sum_{i=1}^{n-1} ST(i) + \sum_{i=1}^{n-1} WT(i)}$, 摆动相时间占比 $P_{WT} = \frac{\sum_{i=1}^{n-1} WT(i)}{\sum_{i=1}^{n-1} ST(i) + \sum_{i=1}^{n-1} WT(i)}$, 式中

$\sum_{i=1}^{n-1} ST(i)$ 是一次实验中支撑相时间之和, $\sum_{i=1}^{n-1} WT(i)$ 是一次实验中摆动相时间之和。

[0079] 作为本发明一实施例,对实验人员15组足底压力数据进行统计学处理后得到每个步态参数的平均值,如图10所示。

[0080] 步骤4:滤除信号中的直流分量,避免直流分量对后续功率谱峰值的提取产生影响。由于信号中存在很大的直流分量,导致0Hz左右的功率谱幅值非常大,影响对其真实峰值的提取,因此需要滤除直流分量。利用最小二乘法原理,设 x_1, x_2, \dots, x_n 是任一待测量的各次测得值, n 为所测序列的长度,假设待测量的最可信赖值是 x_0 ,则应满足条件:

[0081] $\sum_{i=1}^n (x_i - x_0)^2 = \text{极小}$,

[0082] 设 \bar{x} 是 x_1, x_2, \dots, x_n 的算数平均值,则有

[0083] $\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 = 0$,

[0084] 又因为 $\sum_{i=1}^n (x_i - x_0)^2 = \sum_{i=1}^n [(x_i - \bar{x}) + (\bar{x} - x_0)]^2 \approx \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 + n(\bar{x} - x_0)^2$

所以当 $x_0 = \bar{x}$ 时上式最小,即测量的最佳值就是各次测量值的算术平均值,可以近似认为直流分量等于测量值的算数平均值,所以将原始压力数据减去其平均值即可滤去信号的直流分量。

[0085] 步骤5:采用将加窗处理与平均处理相结合的韦尔奇(Welch)法估算原始数据序列的功率谱密度值。功率谱密度表示的是单位频带内的信号功率,公式定义为:

[0086]
$$P(w) = \int_{-\infty}^{\infty} \lim_{T \rightarrow \infty} \left\{ \frac{1}{T} F(w)^2 \right\} dw$$

[0087] 式中, $F(w)$ 是原始序列的傅里叶变换函数, T 表示原始序列的周期,在功率谱曲线的实际计算中需要用已观测的一组数据估计信号的功率谱。

[0088] 作为本发明一实施例,使用的窗函数是Kaiser窗,其定义为

[0089]
$$w(n) = \frac{I_0[\beta \sqrt{1 - \left(1 - \frac{2n}{m-1}\right)^2}]}{I_0[\beta]}$$

[0090] 式中 I_0 是第一类零阶贝塞尔函数, β 是用来调整窗函数性能的参数, m 为序列长度,

n 是正整数, $n=0,1,2,\dots,m-1$ 。Kaiser窗可以同时调整主瓣宽度与旁瓣宽度,这是其他窗函数不具备的,在提高频率分辨能力和减少频谱拖尾两方面均具有良好的效果。本实施例取 $\beta=14$,并且不对数据进行分段,将Kaiser窗与原数据序列相乘后,对经过加窗处理的数据 $x(n)$, $n=1,2,\dots,M$,利用其离散傅里叶变换估计其功率谱,计算公式为:

$$[0091] \quad P = \frac{1}{M} \left| \sum_{n=1}^M x(n) e^{-j\omega n} \right|^2$$

[0092] 式中 $x(n)$ 为经加窗处理后的数据序列, M 为序列长度, $P(i)$ 为第 i 段序列的功率谱估计值, i 为正整数。

[0093] 对求出的 L 段数据的功率谱进行平均,得到数据最终的功率谱值,即

$$[0094] \quad \hat{P} = \frac{1}{L} \sum_{i=1}^L P(i)$$

[0095] 式中 i 是正整数, $i=1,2,\dots,L$, L 为原数据序列所分的段数, \bar{P} 为最终的功率谱值。

[0096] 至此,我们完成了对原始压力信号功率谱密度曲线的求取,如图11所示。

[0097] 步骤6:提取功率谱的主导频率值,即功率谱曲线峰值处对应的频率值。

[0098] 如图12所示,是本发明APP的功能模块图。

[0099] 如图13-18所示,APP具体的使用方法如下:

[0100] 步骤1:在用户登录界面中输入用户名和密码,点击“Enter”,进入App。

[0101] 步骤2:在病患管理界面中点击病患名称,进入该病患信息菜单界面。

[0102] 步骤3:在病患信息菜单界面中点击“人员基本信息”,进入病患基本信息界面,查看病患姓名、年龄、体重;

[0103] 步骤4:在病患基本信息界面中点击“智力评分”,进入智力评分问卷。填写问卷后,若点击“提交”,并返回至病患基本信息界面,即可查看智力评分分数。若点击“重置”,即可重新填写问卷。(其它三个类别的症状评分使用方法与本步骤相同)。

[0104] 步骤5:返回至用户信息菜单界面,点击“电压峰值”,进入电压峰值数据界面,查看近10次双脚电压峰值数据的折线图和数据列表。点击“查看近50次”和“查看所有”,可分别查看近50次和已有全部的双脚电压峰值数据的折线图和数据列表。(“摆动相相对时间”、“支撑相相对时间”、“频谱分析”的数据查看方法与本步骤相同)。

[0105] 本发明说明书中未作详细描述的内容属于本领域专业技术人员公知的现有技术。尽管上面对本发明说明性的具体实施方式进行了描述,以便于本技术领域的技术人员理解本发明,但应该清楚,本发明不限于具体实施方式的范围,对本技术领域的普通技术人员来讲,只要各种变化在所附的权利要求限定和确定的本发明的精神和范围内,这些变化是显而易见的,一切利用本发明构思的发明创造均在保护之列。

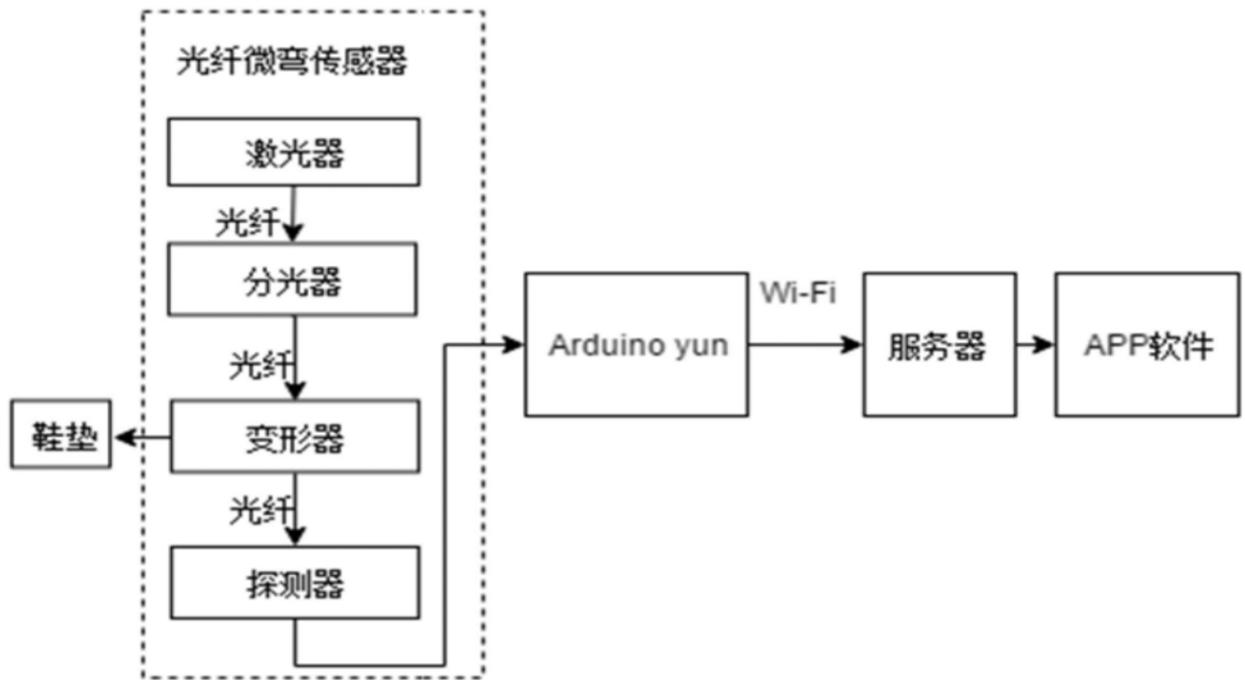


图1

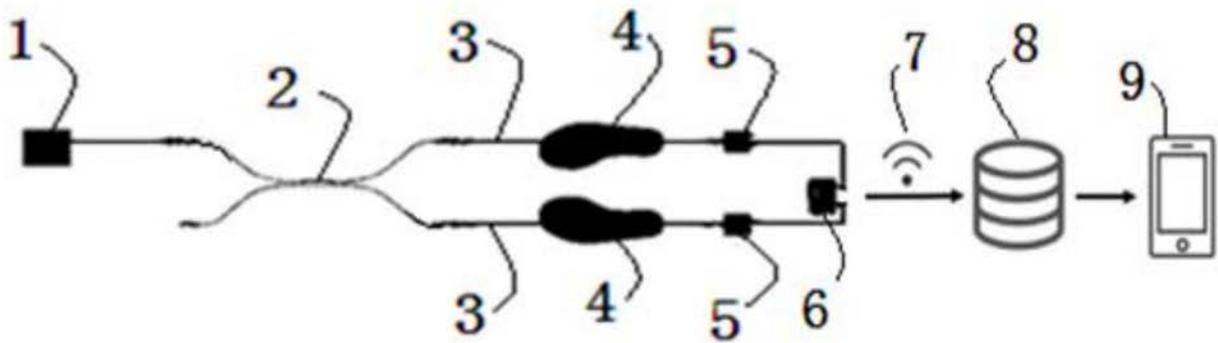


图2

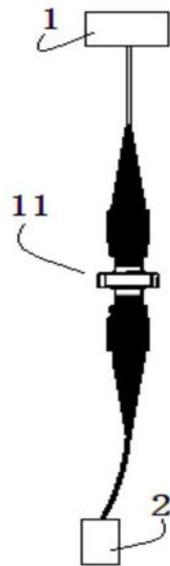


图3

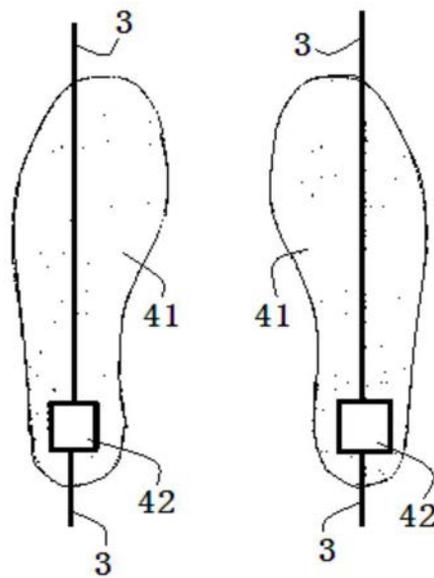


图4

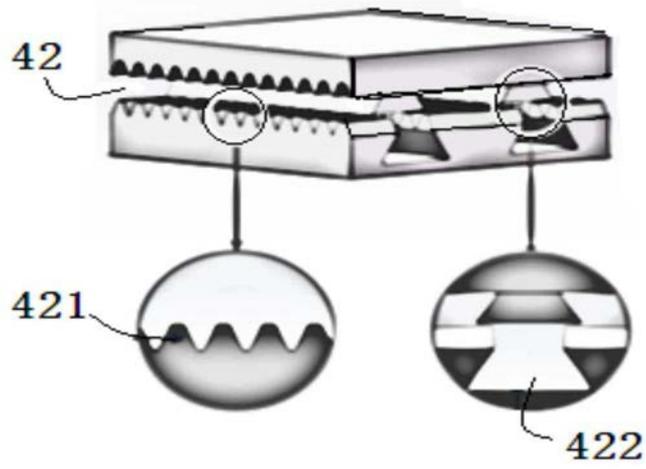


图5

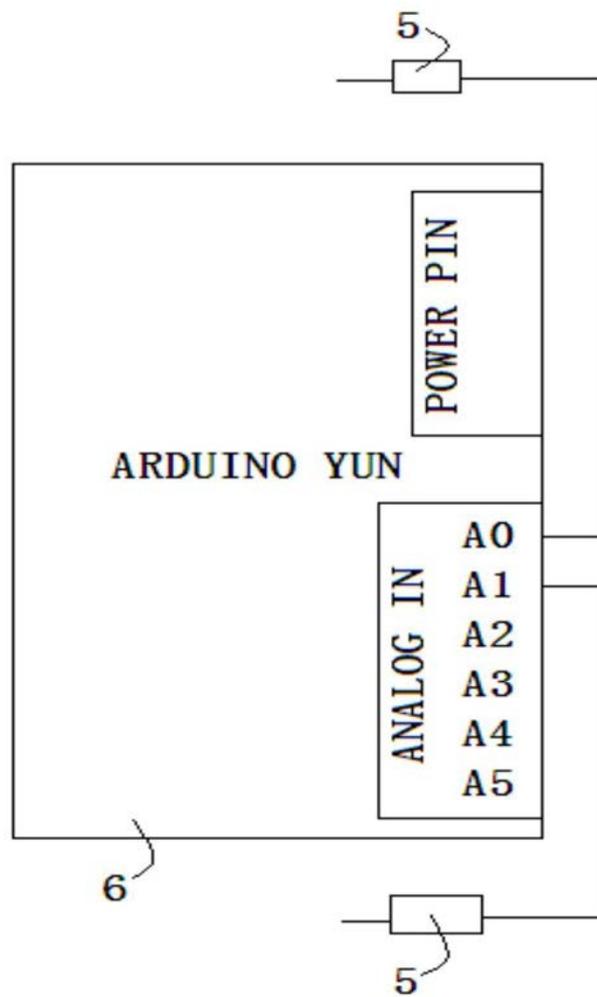


图6

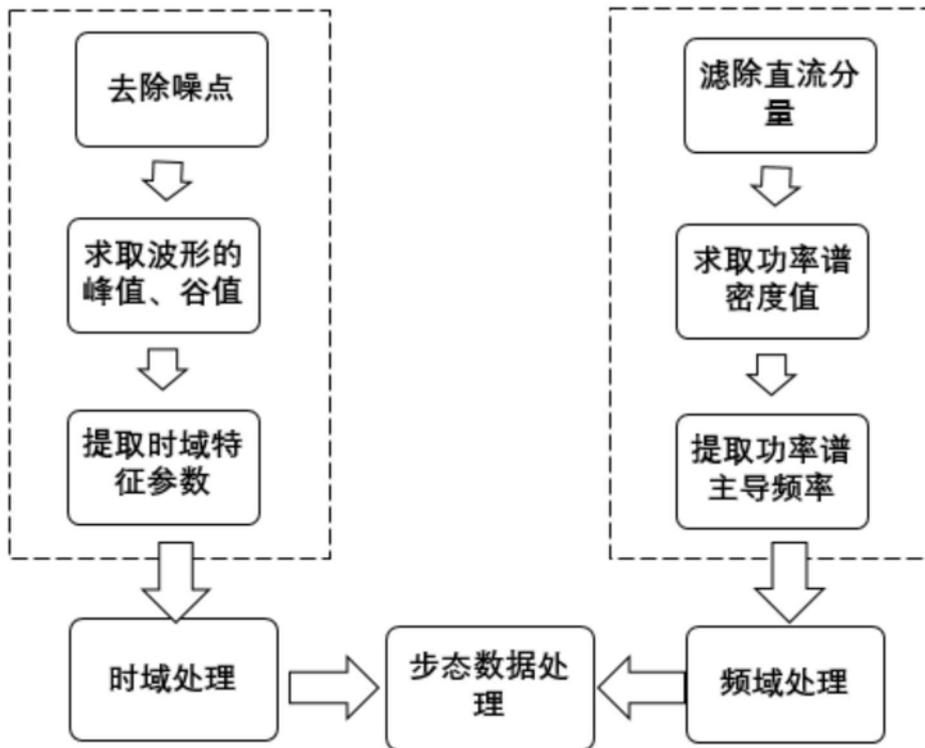


图7

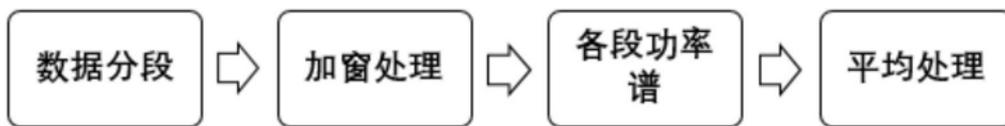


图8

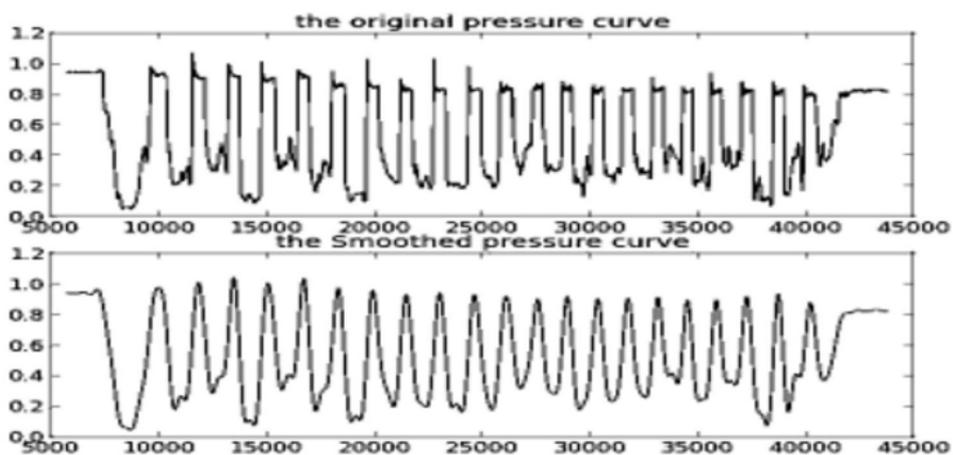


图9

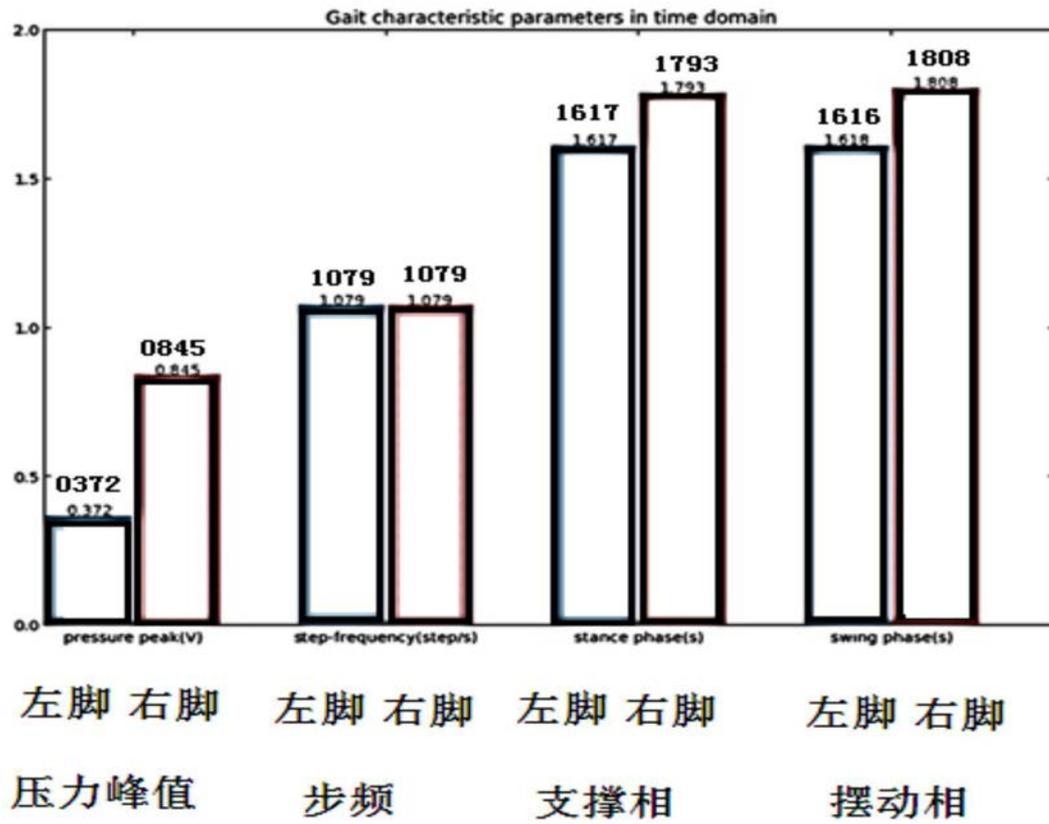


图10

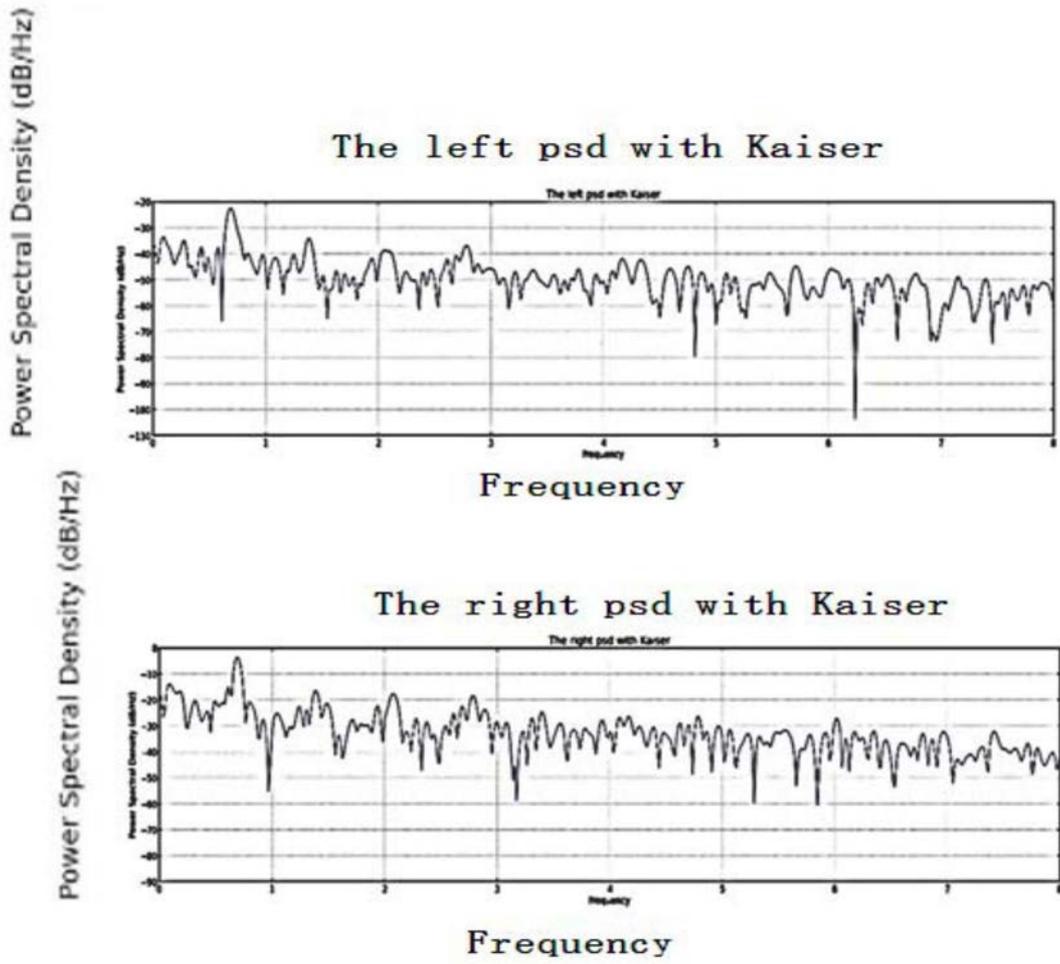


图11

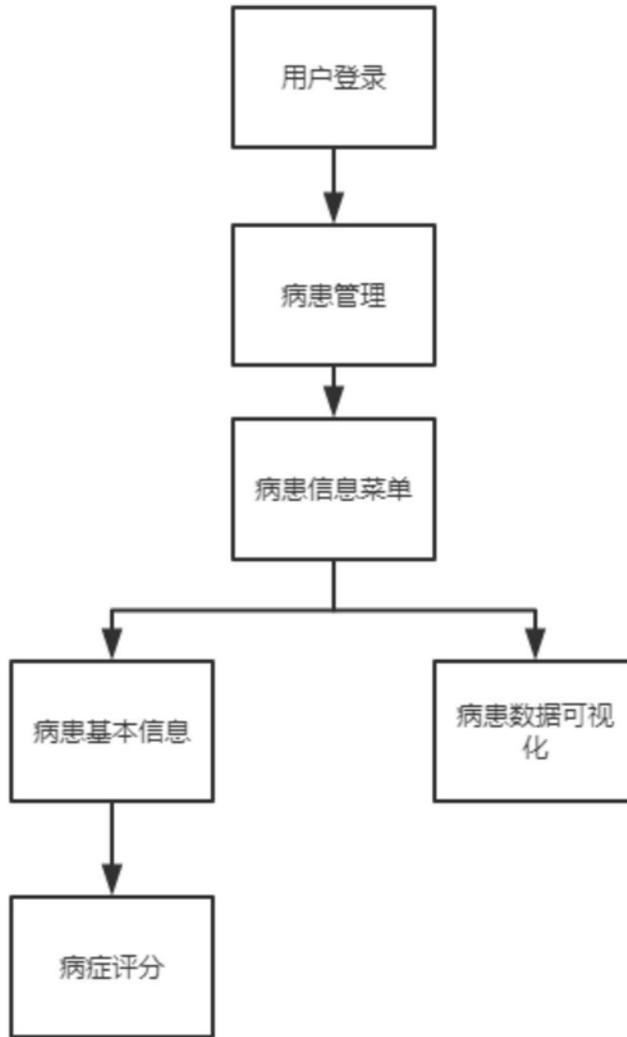


图12



图13

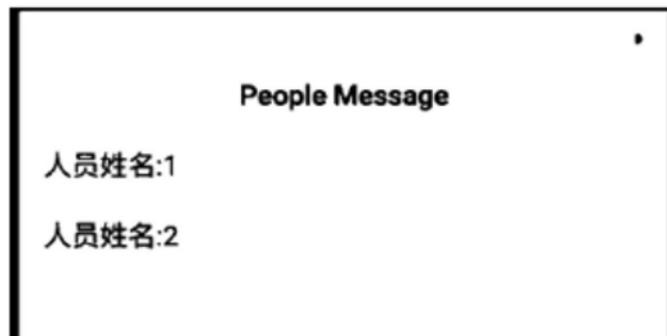


图14



图15



图16

手机顶部状态栏

请填写精神、行为和情绪测评

智力影响:
中度记忆丧失, 定向力障碍, 处理较复杂问题吃力, 日常生活中有时需别人提醒或督促

思维混乱:
经常性幻觉或妄想症, 自知力丧失, 可与日常生活混淆

抑郁:

进取性:

图17

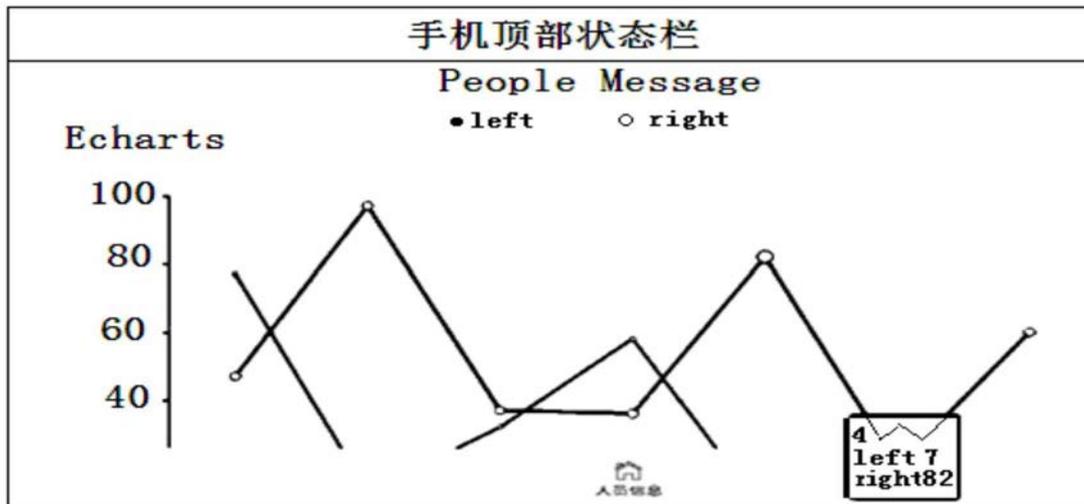


图18