

文章编号:1004-7220(2016)06-0513-07

# 基于希尔伯特-黄变换人步行状态 髋关节角度信号的分析方法

张春新, 张文光, 马亚坤, 孙晓文

(上海交通大学 机械系统与振动国家重点实验室, 上海 200240)

**摘要:** **目的** 提出一种基于希尔伯特-黄变换(Hilbert-Huang transform, HHT)分析人步行状态髋关节角度信号的方法,并验证其可行性。**方法** 首先,利用加速度传感器与陀螺仪组成的髋关节角度测量平台,测量健康人步行状态髋关节角度。其次,对此信号进行集合经验模态分解(ensemble empirical mode decomposition, EEMD),得到各本征模态函数(intrinsic mode functions, IMF),再对不同尺度的模态函数进行分析与组合。最后,对原信号进行 Hilbert 谱分析。**结果** 得到反映运动模式的特征信号以及髋关节旋转轨迹所表示的步态特征。Hilbert 谱显示出主运动模式内的波内频率调制现象与步频特征。**结论** 此方法适用于步态疾病患者的康复与治疗,可以有效地将髋关节角度信号不同频率尺度的特征信号进行分解,实现中心修正与滤波,达到自适应分析患者步态信号的目的。

**关键词:** 希尔伯特-黄变换; 髋关节角度; 本征模态函数; 旋转轨迹; Hilbert 谱

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.3871/j.1004-7220.2016.06.513

## Method for analyzing the signal of hip joint angles during human walking using Hilbert-Huang transform

ZHANG Chun-xin, ZHANG Wen-guang, MA Ya-kun, SUN Xiao-wen (*State Key Laboratory of Mechanical System and Vibration, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200240, China*)

**Abstract:** **Objective** To propose a method for analyzing the hip joint signals during human walking based on Hilbert-Huang transform (HHT) method and verify its feasibility. **Methods** First, the hip joint angles of one healthy subject were measured by using the hip joint measuring platform composed of acceleration sensors and gyroscopes. Second, all intrinsic mode functions (IMFs) at different scales, which could be further analyzed and combined, were obtained by applying the ensemble empirical mode decomposition (EEMD) to original signals. Finally, the Hilbert spectrum of original signals were plotted and analyzed. **Results** The signals representing different motion modes as well as gait characteristics indicated by rotating track of the hip joint were obtained. The Hilbert spectrum could show the intra-wave frequency modulation in the main motion mode and the characteristics of walking frequencies. **Conclusions** This method can be used in rehabilitation and treatment of patients with gait diseases. By using this method, the characteristic signals of the hip joints at different frequency scales can be effectively decomposed, and the post-processing signals can be filtered and centrally corrected, so as to adaptively analyze gait signals of the patients.

**Key words:** Hilbert-Huang transform (HHT); Hip joint angle; Intrinsic mode functions (IMF); Rotating track; Hilbert spectrum

收稿日期:2015-12-04; 修回日期:2016-01-24

基金项目:国家自然科学基金项目(51175334)。

通信作者:张文光,副教授, Tel: (021)34204851; E-mail: zhwg@sjtu.edu.cn。

移动医疗的发展为远程、高效地进行疾病诊断与健康管理提供了条件<sup>[1]</sup>。在运动及康复领域,量化评价人体步态是移动医疗的发展需求。例如:在偏瘫康复领域,对运动康复治疗效果的评价,当前多采用 Barthel 指数或 Fugl-Meyer 运动评估等主观评价量表<sup>[2]</sup>,需要结合医生经验进行实施,无法自动检测判断。因此,测量患者在康复过程中的肢体运动参数,量化评价患者的康复训练效果,对偏瘫患者的康复治疗意义重大。

在量化评价过程中,通过对步态信号的分析可以得到步态时空参数,进而可分析步态运动学和动力学特征以及肌肉骨骼系统机能<sup>[3]</sup>。其中,对于步态信号的测量和识别,可以通过记录人体上某些标志物的位置,得到肢体位置与姿态,从而识别人体的运动特征<sup>[4-5]</sup>。但这种方法不适宜在室外对人体的运动参数进行实时测量。随着微机电系统技术的发展,基于加速度传感器和陀螺仪等惯性传感器测量人体关节角度和肢体姿态的方法发展迅速。这种技术具有便携式、可穿戴的特点,可以在非实验室环境下对人体进行长时间的监护,满足移动医疗的需求。若将加速度计单独用于人体,可以测量人体身体部位的三轴加速度值,进而得到步态参数<sup>[6-7]</sup>。单独使用陀螺仪,通过对角度值进行积分,也可以检测人体身体部位的姿态角,进而分析步态特征<sup>[8]</sup>。但是,这种方法测出的角度值,会在长时间的观测中产生累积误差,影响测量的准确性。因此,Luinge 等<sup>[9]</sup>提出利用卡尔曼滤波将加速度计和陀螺仪测出的人体身体部位的姿态值进行融合,得到修正后的人体姿态角。Zhu 等<sup>[10]</sup>将加速度计、陀螺仪和磁力计的数据进行融合,修正陀螺仪产生的姿态角在 3 个轴方向的误差,得到了更为精确的人体姿态角。

上述这些方法可用于测量下肢髋、膝、踝关节的前屈后伸、外展内收、内旋外旋的姿态角度,从而对步态进行分析,并指导相关疾病的治疗<sup>[11-13]</sup>。其中,髋关节连接骨盆与下肢,在步行状态下带动下肢做周期性的运动,在稳定步态、控制步幅和步速以及保持身体协调性方面有着重要的作用<sup>[14-15]</sup>。例如:偏瘫患者在行走中髋关节屈伸角度总体上小于正常人,为使患肢能够正常迈步,其髋关节外展、外旋,形成“划圈步态”<sup>[16]</sup>。因此,测量偏瘫患者步行状态的髋关节角度,即可量化分析其患病程度与康复治疗

效果。由此可见,测量并分析人体步行状态下的髋关节角度具有重要意义。

采用适当方法对采集到的角度信号进行分析处理,可以得到步态特征。传统分析步态信号的方法,如 Fourier 变换和小波分析,均需事先给定基函数,自适应性弱。而希尔伯特-黄变换(Hilbert-Huang transform, HHT)方法,可以在时间和频率维度上对信号进行分析,并且能够根据自身的信号特点,分解得到不同频率尺度下的模态,自适应性强。可以推测,对于不同人的步态特征,特别是正常人和相关疾病患者之间,均有较为显著的差异;而且同一个人在不同时间、运动状态下的步态特征,也会有一定的差异。在这些情况下,运用 HHT 方法可以自适应地得到不同尺度下的模态函数,进而分析步态特征。Cui 等<sup>[17]</sup>对腰部加速度传感器信号进行集合经验模态分解(ensemble empirical mode decomposition, EEMD),提出一种评价步态稳定性的指标,这表明 EEMD 方法在步态信号处理中的适用性,但其只对整体的步态指标进行评判,并未进行时频分析。Fu 等<sup>[18]</sup>通过对腰部加速度传感器信号的 EEMD 分解,得到了人体步频的一种测量方法;结果表明,分解后得到的某些本征模态函数(intrinsic mode functions, IMF)与人体步伐的特征频率模式相关,适用于行走频率的测量。

在以上方法的基础上,本文提出一种基于 HHT 人步行状态髋关节角度信号的分析方法。具体而言,将加速度传感器和陀螺仪布置于人体大腿外侧,通过卡尔曼滤波进行数据融合,得到人体步行状态的髋关节角度信号,并由此进行集合经验模态分解和 Hilbert 谱分析,得到不同特征尺度结合下的步行状态髋关节旋转运动的轨迹和频率。对于利用加速度传感器和陀螺仪组成的便携式测量平台,测得的健康人步行状态髋关节角度信号,可用此方法分析处理,得到不同人的步态特征。另外,该方法也可用于分析偏瘫患者等具有步态疾病人群的步态特征,指导相关疾病的康复治疗。

## 1 步行状态髋关节角度信号分析方法

人体在步行状态下,髋关节会进行屈伸、收展和旋转运动。这些运动由髋关节在三维空间内的角度信号表示。利用包含 EEMD 和 Hilbert 谱分析

(Hilbert spectral analysis, HSA)的 HHT 方法<sup>[19-20]</sup>,可自适应地分析髌关节角度信号。具体而言,可利用 EEMD 将原函数分解为多个不同频率尺度的 IMF,再对各 IMF 进行 Hilbert 变换,得到每个 IMF 的时频信息,从而得到原信号的 Hilbert 谱。

EEMD 将一个非线性和非平稳信号分解成了一系列本征模态函数和趋势项。若有原函数  $X(t)$ , EEMD 分解后得到<sup>[19-20]</sup>:

$$X(t) = \sum_{j=1}^n c_j + r_n \quad (1)$$

式中: $c_1, c_2, \dots, c_n$  为  $n$  个本征模态函数; $r_n$  为趋势项。将此方法运用于人步行状态髌关节角度信号的分解,可得到不同频率尺度下的髌关节角度信号。对于高频 IMF,代表原信号中的噪声信号;对于次高频 IMF,描述原信号中的高频运动特征;对于中频 IMF,描述行走步频和步幅的特征;对于低频 IMF,代表低于步伐频率的运动特征及运动中传感器位置的微小移动。

对经过 EEMD 处理得到的 IMF 进行 Hilbert 变换,可以计算得到瞬时频率。原信号  $X(t)$  可以表示为<sup>[19-20]</sup>:

$$X(t) = \sum_{j=1}^n a_j(t) \exp\left(i \int \omega_j(t) dt\right) \quad (2)$$

式中: $a_j$  和  $\omega_j$  表示第  $j$  个 IMF 分量的振幅和频率。由此可以得到原信号的能量-频率-时间分布图,即 Hilbert 谱图。将 Hilbert 谱用于分析步行状态髌关节角度信号,可得到每一时刻能量最高点所对应的频率,即为步频数值的一半。其中,频率值在一个步行周期内的涨落变化,是波内频率调制所产生的结果。

根据以上方法,并结合步态分析的实际应用,本文提出分析人步行状态髌关节角度信号的方法为:

- (1) 将原信号进行 EEMD 分解,得到初始 IMF 分量;
- (2) 根据各 IMF 的特点,分析各分量代表的物理含义;
- (3) 利用 IMF 分量进行信号重构,得到代表不同运动特征的信号,并分析髌关节旋转轨迹;
- (4) 对原信号进行 Hilbert 谱分析,得到表征步频的波内频率调制图像。

## 2 髌关节角度测量平台的建立

髌关节角度测量平台采用加速度传感器与陀螺仪作为信号采集的传感器<sup>[11-13]</sup>,可以通过无线方式实时地测量行走中人体双侧髌关节角度的变化情况。以 1 名年龄 23 岁的健康男性(无下肢肌肉、骨骼疾病,无神经疾病及心肺疾病)在平坦地面的行走数据为例,阐述基于 HHT 的步行状态髌关节角度信号的分析方法。本研究的目的和步骤已向受试者详细解释,并征得其同意。

### 2.1 系统组成

髌关节角度测量平台由惯性传感器、微处理器、上位机组成,其组成结构如图 1 所示。其中,惯性传感器为集成了加速度传感器与陀螺仪的 MPU6050 芯片;微处理器为 STM32 芯片;上位机运行数据采集程序,得到两侧髌关节的三轴姿态角度;系统采样频率为 118.22 Hz;微处理器通过蓝牙与上位机进行通讯,实现了无线控制。此测量平台便于在人体上安装,所需的传感器体积小,具有便携性,易于在不同的复杂环境中进行信号采集。

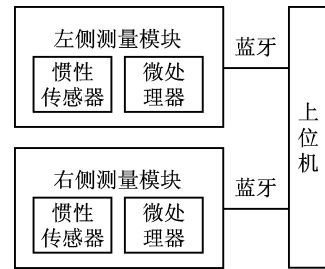


图1 髌关节角度测量平台组成结构图

Fig. 1 Composition diagram of the platform for measuring hip joint angles

### 2.2 坐标系统

惯性传感器通过绑带布置于两侧大腿外侧。传感器坐标系  $Ox_b y_b z_b$  为传感器芯片自身的坐标系,其在人初始站立姿态时的方向为: $Ox_b y_b$  平面与人体矢状面平行; $Ox_b$  轴与人体垂直轴平行,方向向下; $Oy_b$  轴与人体矢状轴平行,方向向前; $Oz_b$  轴与人体冠状轴平行,方向指向人体外侧。表征环境方位的环境坐标系为  $Ox_n y_n z_n$ ,其方向为: $Oz_n$  方向与重力方向相反; $Oy_n$  为人体前进方向; $Ox_n$  方向与  $Oz_b$  同向。

假设人在行走过程中躯干姿态基本不变,则通过固连在人体大腿的传感器姿态的变化,可以得到髋关节三轴姿态角度的变化。采用欧拉角表示传感器坐标系相对于环境坐标系的姿态变化。欧拉角定义为首先按照  $z$  轴旋转,得到 yaw 角;再按照  $x$  轴旋转,得到 pitch 角;最后按照  $y$  轴旋转,得到 roll 角。其中,yaw 角表示髋关节的内旋外旋运动;pitch 角表示髋关节的前屈后伸运动;roll 角表示髋关节的内收外展运动。

通过惯性传感器计算传感器姿态角的过程如下:①通过加速度传感器识别重力方向计算传感器姿态角;②通过陀螺仪测得的角速度计算传感器的姿态角。将两者测得的数据通过卡尔曼滤波进行融合,可以有效地解决在测量屈伸和收展运动时陀螺仪产生的累积误差,以及通过加速度传感器测量时由于传感器自身加速度存在所引起的误差。

### 3 髋关节角度 EEMD 分析

图2所示为受试者在平坦地面上的一组髋关节屈伸角度数据。其中,纵坐标为步行状态髋关节前屈后伸的角度,以前屈方向为正方向。角度值随着步行的频率上下波动,波动的幅值时大时小,且波动的均值随着观测时间逐渐变化,推测波动均值的变化是由于运动过程中传感器与腿部微小的位移所引起的定位误差。

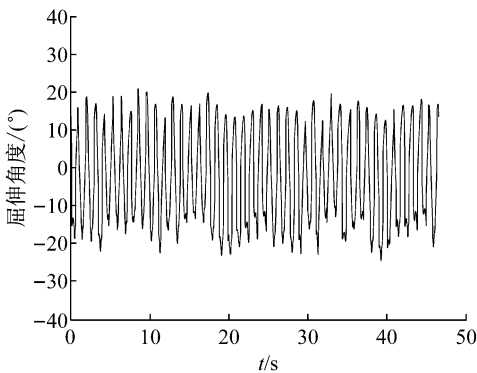


图2 受试者步行状态髋关节前屈后伸角度  
Fig.2 Flexion/extension angles of the hip joint for the subject during walking

对图2所示信号进行 EEMD 分解,可得到不同频率尺度的 IMF。其中, $c_3 \sim c_6$  的数据图像在图3中予以表示。对于包括  $c_1$  和  $c_2$  在内的高频本征模

态函数,表征的是信号采集过程中的高频噪声信号以及信号突变特征;对于包含  $c_3$  和  $c_4$  在内的次高频信号,表征的是步态周期内的高频运动特征;对于包含  $c_5$  和  $c_6$  在内的中频信号,表征的是腿摆动频率下的运动特征;更高次的本征模态函数,则代表了低于步伐频率的运动特征以及运动中传感器位置的微小移动。通过 EEMD 分解,能够明显地将不同频率尺度的特征信号分类,并可据此进行下一步的分析处理。

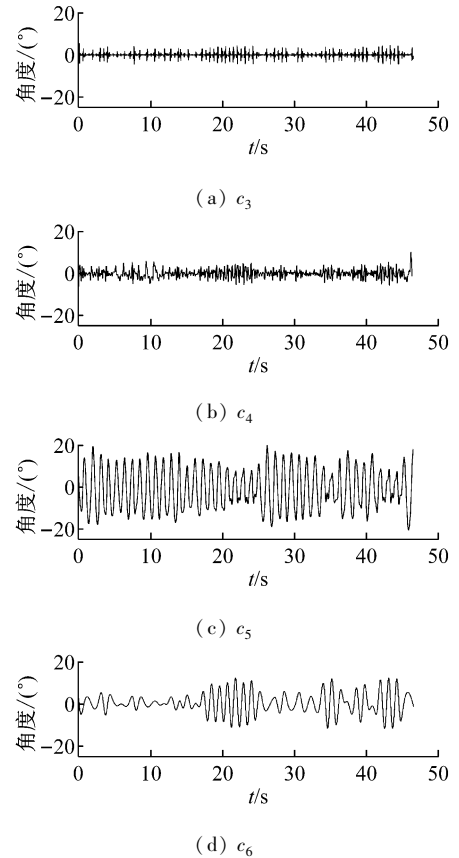


图3 原信号 EEMD 分解后的部分 IMF

Fig.3 IMFs after applying EEMD to the original signal

将  $c_5$  与  $c_6$  相加,可得滤波后的表征步态频率的模式信号。图4所示为滤波后信号与原信号的比较曲线。滤波后信号与原信号的频率一致,但是去除了高频噪声、高频步态特征信号和低频漂移,只保留表征步态频率的模式信号。对于偏离零点中心线的信号段,EEMD 分解将其移位到零点中心线上下。滤波后信号与原信号相比,第1个波峰未移动,第2~4个波峰向上移动,其均为使波形向靠近零点中心线的一侧移动。另外,滤波后信号是振荡频率随

着时间变化的波形,体现了步态频率的发展变化规律。同时,在此信号处理过程中,无需事先指定基函数,表明该方法具有自适应的特点。

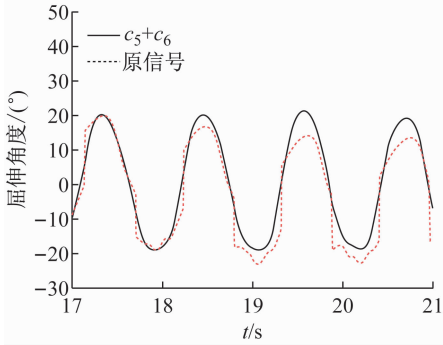


图4  $c_5$  与  $c_6$  相加后信号与原信号的比较曲线  
 Fig. 4 Comparing curves between the original signal and the added signal of  $c_5$  and  $c_6$

将髌关节的屈伸、收展角度绘制在二维图像中,即表示髌关节在人体水平面内的旋转轨迹。髌关节屈伸、收展角度与人体股骨长度相乘,即为膝关节的

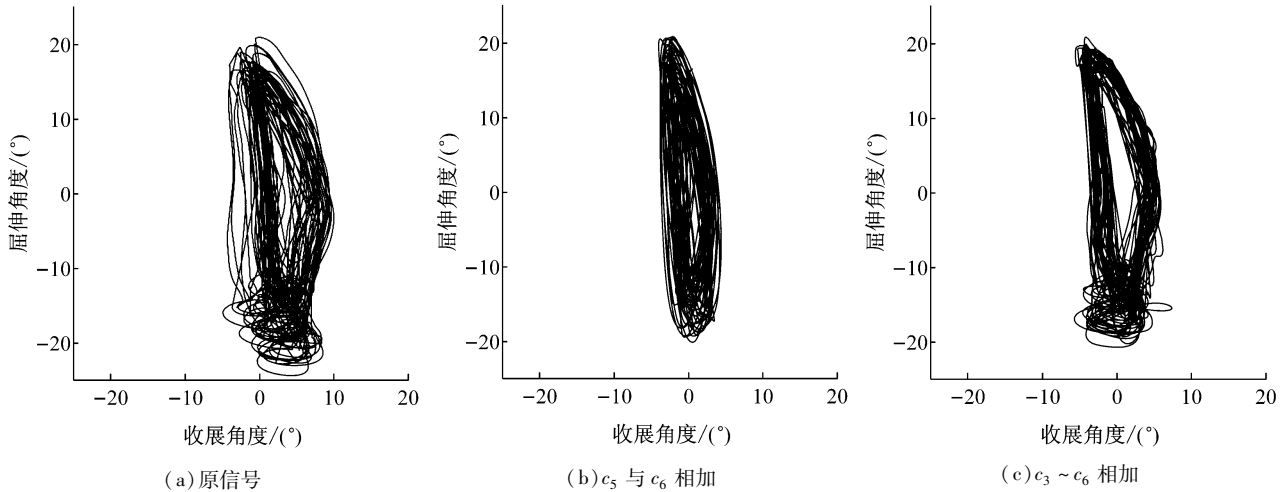


图5 髌关节旋转轨迹曲线  
 Fig. 5 Rotating track curves of the hip joint (a) Original signal, (b) Sum from  $c_5$  to  $c_6$ , (c) Sum from  $c_3$  to  $c_6$

#### 4 髌关节角度的 Hilbert 谱分析

髌关节屈伸运动的角度信号经 EEMD 分解后,得到多个 IMF,对其进行 Hilbert 变换,可得到每个时刻的瞬时频率,进而可得到原信号的 Hilbert 谱[见图 6(a)]。对于行走中髌关节屈伸的角度信号,能量最大的运动应为单侧腿摆动信号,故在此频

率处应存在能量集中。根据髌关节角度信号采集时间内的峰值数量,计算得到单侧腿摆动频率平均值为 1.033 Hz。可以明显看出,在 0.7 ~ 1.3 Hz 频率处存在上下波动的能量集中曲线。

平面运动距离,故髌关节的旋转轨迹也能表征膝关节在人体水平面内的运动轨迹。通过观察髌关节旋转轨迹,可分析行走步态的特点和 EEMD 分解的效果。图 5 所示为左侧髌关节旋转轨迹图。其中,图 5(a) 为根据原信号绘制的曲线,可见原信号中存在较多的突变信号与噪声信号,且旋转中心也在随着时间发生漂移,难以观察运动特征与轨迹。图 5(b) 为  $c_5$  与  $c_6$  相加的信号,可以看到这个频率尺度的信号显示了行走中髌关节前屈后伸的特征,其曲线紧凑光滑,并修正了测量过程中的中心漂移与高频噪声。图 5(c) 为在图 5(b) 所示信号的基础上,叠加  $c_3$  与  $c_4$  的分量信号,更加明显地表示了步态周期中的细节特征。其中在一个转动周期中,较为笔直的一条线表示此侧腿在步行支撑期的髌关节角度变化,曲线一侧表示摆动期髌关节由于重心向支撑腿偏移,而导致摆动侧髌关节内收而产生的弧线。在支撑相末期与摆动相初期,受试者的抬腿动作会使髌关节在水平面内的旋转运动形成一个圆圈,其图像也在图 5(c) 中予以呈现。

率处应存在能量集中。根据髌关节角度信号采集时间内的峰值数量,计算得到单侧腿摆动频率平均值为 1.033 Hz。可以明显看出,在 0.7 ~ 1.3 Hz 频率处存在上下波动的能量集中曲线。

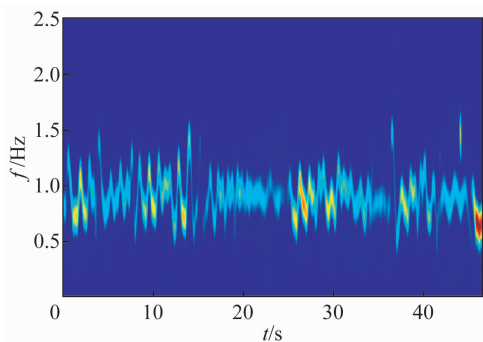
不同时刻能量集中点频率的上下波动表明了角度信号的波内频率调制。作为对比,绘制出含波内频率调制的模式波的 Hilbert 谱[见图 6(b)]。这个

模式波为<sup>[19-20]</sup>:

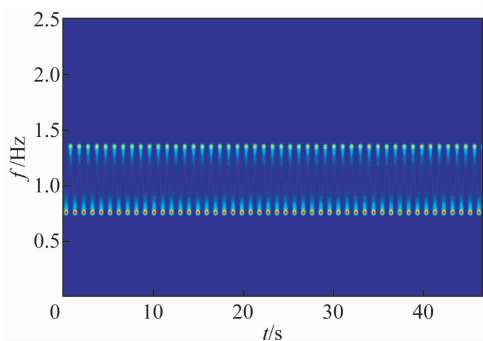
$$X(t) = \cos(2\pi ft + \varepsilon \sin(2\pi ft)) \quad (3)$$

式中: $f$ 为采集时间内单侧腿摆动频率的平均值, $f=1.033\text{ Hz}$ ; $\varepsilon$ 为根据原信号 Hilbert 谱振动幅度所确定的参数, $\varepsilon=0.3$ 。

对比图 6(a) 与 (b) 发现, 两图的振荡周期和幅度均较为接近, 从而表明原信号 Hilbert 谱频率值的上下波动现象, 是由于在主振荡频率的模式波内包含波内频率调制所产生的。振荡的幅度由  $\varepsilon$  确定, 振荡频率由  $f$  确定。已知人行走的步频为单侧腿摆动频率的两倍, 则根据 Hilbert 谱的频率振荡中心, 即可估计每一时刻的单侧腿摆动频率, 从而得到人行走的步频。



(a) 髋关节角度信号



(b) 含波内频率调制的模式波

图 6 髋关节角度信号与对比模式波的 Hilbert 谱

Fig. 6 Hilbert spectrum of the hip joint angle signal and the comparing mode wave (a) Hip joint angle signal, (b) Comparing mode wave

## 5 讨论

本文通过对健康受试者的髋关节角度信号利用 HHT 方法进行分析, 得到以下结果:

(1) 通过无线测量平台测量的人步行状态髋关节角度信号, 消除了陀螺仪的累积误差以及加速度传感器由于自身加速度存在所引起的测量误差, 具有较高的测量精度。测量装置可通过绑带或衣物安装在大腿外侧, 有效地实现了在不同环境下采集髋关节屈伸和收展运动角度信号的功能, 具有便携式、可穿戴的特点, 便于应用于移动医疗。

(2) 原信号 EEMD 分解后得到的各 IMF, 分别代表了原信号不同频率尺度的特征。其中, 高频分量表征的是信号噪声, 次高频分量表征的是步态周期中的高频运动特征, 中频分量表征的是腿摆动频率下的运动特征, 低频分量表征的是低于步伐频率的运动特征及运动中传感器位置的微小移动。

(3) 将不同频率尺度的 IMF 组合, 并利用髋关节旋转轨迹图, 可以得到步行状态下不同频率尺度的运动特征。通过原信号的 Hilbert 谱, 可以得到原信号的时频特征, 其中能量最高点处的频率随时间的上下波动, 表示主振荡频率的模式波内包含波内频率调制, 据此可以得到步行状态的步频特征。

传统的信号处理方法, 如小波分析和 Fourier 变换, 均需事先给定基函数。本文的髋关节角度信号分析方法, 在特征信号分解与提取的过程中, 无需事先指定某一频率范围的基函数。对于从患者身上采集到的复杂多变的髋关节角度信号, 此方法无需事先对信号进行频率和特征分析, 可以根据信号特征自适应地对原信号进行分解, 得到患病特征信号。医疗技术人员能够通过叠加了不同尺度信号的髋关节旋转轨迹图和 Hilbert 谱, 分析患者的步态与步频特征, 并与具有大量样本的步态疾病数据库进行比较, 从而指导步态疾病患者的诊断和治疗。

## 6 结语

基于未来移动医疗的发展需求, 本文提出一种基于 HHT 分析人步行状态髋关节角度信号的方法。首先利用髋关节角度测量平台采集人步行状态髋关节角度信号, 再对原信号进行 EEMD 分解, 进而对得到的 IMF 开展分析, 最后对原信号进行 Hilbert 谱分析。结果表明, 此方法无需事先指定基函数, 可以根据信号特征自适应地进行滤波及中心修正, 提取不同频率尺度的特征信号。同样的原理可以扩展到身体其他部位关节角度信号的分析。本文提出的方

法可用于健康人的步态特征分析,也可用于偏瘫等步态疾病的康复治疗,自适应地量化分析不同患病程度及患病特征患者的步态信号,提取运动特征,实现疾病检测与康复治疗的目的。

## 参考文献:

- [1] 魏春岚, 王园园, 刘砚燕, 等. 移动医疗领域智能手机健康管理的研究进展[J]. 护理学报, 2014, 21(12): 8-11.
- [2] 张通, 赵军. 脑卒中康复临床路径[J]. 中国康复理论与实践, 2014, 20(3): 285-288.
- [3] TAO W, LIU T, ZHENG R, *et al.* Gait analysis using wearable sensors [J]. *Sensors*, 2012, 12(2): 2255-2283.
- [4] 郝卫亚. 人体运动的生物力学建模与计算机仿真进展[J]. 医用生物力学, 2011, 26(2): 97-104.  
HAO WY. Advances in biomechanical modeling and computer simulation of human movement [J]. *J Med Biomech*, 2011, 26(2): 97-104.
- [5] 耿艳利, 杨鹏, 刘作军, 等. 下肢运动信息采集与运动仿真[J]. 医用生物力学, 2013, 28(2): 154-159.  
GENG YL, YANG P, LIU ZL, *et al.* Data acquisition and motion simulation of lower limb [J]. *J Med Biomech*, 2013, 28(2): 154-159.
- [6] 王犇, 袁涛, 梁灿. 基于加速度特征点提取的步态身份认证[J]. 清华大学学报(自然科学版), 2009, 49(10): 1601-1604.
- [7] LIU R, ZHOU JZ, LIU M, *et al.* A wearable acceleration sensor system for gait recognition [C]//Proceedings of 2nd IEEE Conference on Industrial Electronics and Applications. Harbin: IEEE, 2007: 2654-2659.
- [8] FORMENTO PC, ACEVEDO R, GHOUSSAYNI S, *et al.* Gait event detection during stair walking using a rate gyroscope [J]. *Sensors*, 2014, 14(3): 5470-5485.
- [9] LUINGE HJ, VELTINK PH. Measuring orientation of human body segments using miniature gyroscopes and accelerometers [J]. *Med Biol Eng Comput*, 2005, 43(2): 273-282.
- [10] ZHU R, ZHOU Z. A real-time articulated human motion tracking using tri-axis inertial/magnetic sensors package [J]. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 2004, 12(2): 295-302.
- [11] GUO Y, WU D, LIU G, *et al.* A low-cost body inertial-sensing network for practical gait discrimination of hemiplegia patients [J]. *Telemed E Health*, 2012, 18(10): 748-754.
- [12] MOTOI K, TANIGUCHI S, BAEK M, *et al.* Development of a wearable gait monitoring system for evaluating efficacy of walking training in rehabilitation [J]. *Sensor Mater*, 2012, 24(6): 359-373.
- [13] BYTYQI D, SHABANI B, LUSTIG S, *et al.* Gait knee kinematic alterations in medial osteoarthritis: Three dimensional assessment [J]. *Int Orthop*, 2014, 38(6): 1191-1198.
- [14] 赵凌燕, 刘秉昊, 张立勋, 等. 正常步态下髋关节运动数学模型[J]. 哈尔滨工程大学学报, 2011, 32(4): 481-485.
- [15] 唐刚, 王建革, 罗红霞. 髋关节置换前后不同步态下股骨应力分布[J]. 医用生物力学, 2015, 30(2): 143-147.  
TANG G, WANG JG, LUO HX. Stress distributions on the femur under different gaits before and after hip joint replacement [J]. *J Med Biomech*, 2015, 30(2): 143-147.
- [16] 胡雪艳, 恽晓平, 王广志, 等. 偏瘫步态髋关节角度研究[J]. 中国康复理论与实践, 2007, 13(10): 924-925.
- [17] CUI X, PENG CK, COSTA MD, *et al.* Development of a new approach to quantifying stepping stability using ensemble empirical mode decomposition [J]. *Gait Posture*, 2014, 39(1): 495-500.
- [18] FU MJ, ZHUANG JJ, HOU FZ, *et al.* A method for extracting human gait series from accelerometer signals based on the ensemble empirical mode decomposition [J]. *Chin Phys B*, 2010, 19(5): 592-601.
- [19] HUANG NE, SHEN Z, LONG SR, *et al.* The empirical mode decomposition and the Hilbert spectrum for nonlinear and non-stationary time series analysis [J]. *Proc Roy Soc Lond*, 1998, 454(1971): 903-995.
- [20] WU Z, HUANG NE. Ensemble empirical mode decomposition: A noise-assisted data analysis method [J]. *Adv Adapt Data Anal*, 2009, 1(1): 1-41.