

外骨骼机器人人体姿态解算算法研究

王凯源, 周力, 杨建军

(中国船舶重工集团公司第七一三研究所, 郑州 450000)

摘要: 外骨骼机器人的人机协同控制因其自身特点, 具有较大难度; 目前, 虚拟力矩控制是一种较为常见的控制方式, 但其基于物理特性以及运动学参数预测人机作用力的原理决定了该方法必须依靠极其精确的惯性系参数预测才能实现(假设系统关节处无摩擦), 大量的系统动力学方程运算也给控制器带来了较大负担; 针对该问题提出了一种基于位置随动的控制算法, 通过在人机接触点直接引入激光流式间距传感器测量人机(外骨骼)间距信息, 结合外骨骼姿态信息计算由人体各关节角度构成的人体姿态, 作为外骨骼随动的目标值, 进而计算人体末端位置, 最终解算出能达到同样末端位置的外骨骼姿态; 该方法具有运算量下、稳定性好、控制精度高等特点。

关键词: 外骨骼姿态; 激光流式间距传感器; 人体姿态解算

Study on Human Posture Algorithm of Exoskeleton Robot

Wang Kaiyuan, Zhou Li, Yang Jianjun

(713th Research Institute, China Shipbuilding Industry Corporation, Zhengzhou 450000, China)

Abstract: Virtual-force control is based on estimating human-machine forces through mass properties and kinematic parameters. A drawback of this method is that it relies on the accuracy of the inertial estimation, assumes a system with frictionless joints, and that the dynamic system equations require a large amount of computations. The introduction of laser flow spacing sensor between the human and the exoskeleton can solve some of these issues. This paper proposes a position servo control algorithm, by introducing the laser directly in the man-machine contact streaming man-machine information (exoskeleton) spacing distance sensor measurement, combined with the exoskeleton posture information calculated by the human body each joint angle in the composition of the human body posture, as the target of exoskeletons follow-up, terminal position and then calculate the human body, calculated finally able to achieve the same position at the end of the exoskeleton. This method has the characteristics of high performance, stable stability and high control precision.

Keywords: exoskeleton posture; laser flow spacing sensor; human posture calculating

0 引言

外骨骼机器人是一种强耦合的人机系统,“人在回路中(Man in loop)”是外骨骼机器人区别于其他机器人的典型特点^[1-3]。人是整个机电液一体化系统的控制核心,外骨骼行走的方向、速度都由人来掌握。外骨骼中的传感器实时监测运动信息,通过相应算法预测人体运动意图,因此准确判断人的运动姿态对于外骨骼的控制非常关键。目前比较主流的控制算法是加州大学伯克利分校 BLEEX 外骨骼所使用的虚拟力矩控制算法^[4]。该算法不需要在人机之间安装传感器,仅仅依靠外骨骼物理特性以及动力学和运动学参数的解算就能得到人机之间的作用力^[5]。但是外骨骼是多刚体、非线性系统,欲建立其精确的动力学模型非常困难^[6]。并且此控制系统是一种正反馈系统,动力学模型任何程度的不精确都会导致整个系统的不稳定^[7-9]。针对这一问题,本文提出了一种利用激光流式间距传感器结合外骨骼关节姿态解算人体各个关节姿态的方法。利用遍布全身的传感器可以精确的得知当前外骨骼的姿态信息和人体某些特征点与外骨骼相应位置的间距信息,通过外骨骼姿态和人体与外骨骼的间距就可以计算出人体当前姿态,进而经过外推及控制算法处理,生成外骨骼各关节的控制信号,使外骨骼各关节跟随人体对应关节运动,完成外骨骼的随动控制。其中,还考虑了针对末端位置偏差的修正和踝关节压力跟随的

修正。

1 人体姿态提取方式比较

目前外骨骼主要采用的人体姿态提取方式可归纳为足底感知技术、肢体感知技术、混合感知技术 3 种。

1) 足底感知技术。

足底感知技术是通过传感器检测足部人机作用力或地面反力来判断不同步态。负重外骨骼助力机器人 XOS、PLL04、BE 等是在足底安装六维力/力矩传感器,通过感知足底的人机作用力、力矩的大小和方向对步态进行检测和判定。HULC 是通过不同位置的压力鞋垫进行步态识别,即在两层柔性金属导电布中间有多孔泡沫,当被挤压时两层导电布的电阻减少,以此检测压力值,对步态处于支撑还是摆动进行判定,其中传感器布置方式为脚跟一个、脚掌一个。

2) 肢体感知技术。

肢体感知技术就是利用传感器检测下肢或者躯干的运动意图,有以下 3 种。

基于角度传感器的感知技术: Rewalk 连续行走时的步态是通过躯干的角度传感器进行判定;新加坡南洋理工大学外骨骼有内外两套外骨骼,其中内侧外骨骼上的编码器用于实时测量人体关节角度变化从而判断人体步态。

基于肌电传感器的感知技术: 韩国汉阳大学外骨骼、HAL-5、PAS 等是通过安装在大小腿肌肉上的肌电传感器来检测肌肉的活动信号,从而对步态处于支撑还是摆动进行判定。

基于脑机接口(BCI)的感知技术: Mind Walker 分了 9

收稿日期: 2017-09-13; 修回日期: 2017-10-23。

作者简介: 王凯源(1991-),男,河南安阳人,硕士研究生,主要从事外骨骼机器人人机协同控制相关技术方向的研究。

种步态：双腿站立、重心移向左腿等，步态转换是通过脑电图 (EGG) 传感器来检测和判定。

3) 混合感知技术。

混合感知技术就是利用两种及以上类型的传感器对人体步态进行耦合识别和判定，其中 MIT 外骨骼通过检测关节角度 (关节电位计)、地面反力 (小腿力传感器)、人一机作用力 (人一机间的力传感器) 耦合分析和判定步态。X1 通过躯干角度传感器判定人体摆动态，足底压力传感器判定支撑态。eLEGS 通过智能拐杖的压力传感器判定摆动态，足底压力传感器判定支撑态；Austin、ABLE 等也采用了类似的检测方法。EXPOS 通过大腿绑带处的压力传感器判定摆动态，足底压力传感器判定支撑态。Indego 通过躯干的加速度计、关节的电位计综合确定人一外骨骼系统的压力中心位置，然后根据压力中心的位置来判定步态。由于 Soft Exosuit 与常规的刚性外骨骼不同，不适合用编码器或电位计来检测关节角度，所以设计了一种新型的传感测试系统，通过整合力传感器、陀螺仪、IMU 位移传感器对比确定关节角度来判定步态。

综上所述，负重外骨骼助力机器人多采用足底感知或混合感知技术检测人体姿态。脑电信号和肌电信号控制目前均有其各自缺陷，脑电信号控制方式易受到外界环境的干扰，并可能会对人脑的意图产生误判，目前世界先进水平的脑电波正确识别率仅在 70% 左右，远未达到外骨骼使用要求；肌肉电信号控制方式对肌肉电传感器安装要求高，穿戴不方便而且容易脱落。基于运动力学信号的控制方式信号采集简易且控制起来相对精准，使用成熟，实现难度较小。

本论文拟采用混合感知技术，对人体足底压力信号、及腿部三处特征位置 (小腿下、大腿下和大腿上) 的位移信号进行检测，计算人体肢体与外骨骼之间的作用力、相对位置、相对速度，进而跟随人体肢体运动。

2 传感器的选择

1) 激光流式间距传感器。

目前用在外骨骼上的运动学传感器主要有拉线式滑变传感器、激光光栅传感器、反射式激光传感器和激光流式传感器。

拉线式滑变传感器是接触式测量，阻力较大，容易干扰人体动作，其精度也较低，不利于提高外骨骼动作精度。后面三种激光传感器都属于非接触式测量，无阻力，精度都足够高。其中光栅传感器和反射式激光传感器都存在结构尺寸大、成本高昂的缺点。激光流式传感器通过 DSP 进行图像采集，可通过对运动体表面的图像变化计算两个正交方向上的位移，具有精度高、成本低、结构小巧、可靠性高等特点。

本论文拟采用 ANDS-9800 激光流式传感器，分辨率小于 3.5 微米，最大帧频 12000 fps，结构尺寸与人指甲盖大小相仿，价格约 50 RMB/通道。将传感器安装到人体相应特征点上，获取外骨骼与其间距信息，通过相应人体姿态解算算法即可推出人体各关节角度，从而把获取的人体姿态作为外骨骼随动控制的跟随目标。

2) 压力膜式传感器。

可以被用在外骨骼上的运动学传感器主要有纽扣式力传感器、应变片式传感器和压力膜式传感器。

纽扣式和应变片式传感器都需要为其搭配特定的机械结构，占用空间、尺寸较大。压力膜式传感器具有结构尺寸小、

易于布置的优点。HULC 是通过不同位置的压力膜鞋垫进行步态识别，即在两层柔性金属导电布中间有多孔泡沫，当被挤压时两层导电布的电阻减少，以此检测压力值，对步态处于支撑还是摆动进行判定，其中传感器布置方式为脚跟一个、脚掌一个。

本论文拟采用压力膜式传感器，通过成熟的压力膜传感器组合构成压力测量鞋垫检测足底压力。

3 姿态解算符号及坐标系

建立图 1 所示的外骨骼坐标系指向示意图、图 2 所示的外骨骼坐标系原点示意图。图 1 中右腿上坐标系 1 与坐标系 3 的原点及 Z 轴重合，原点在右腿活动面上，与右踝关节转轴重合；Z₁ 和 Z₃ 与右踝关节转轴重合，指向外侧；X₁ 与右脚底板平行，指向右脚尖；X₃ 指向右膝关节转轴；Y₁, Y₃ 由右手定则确定。

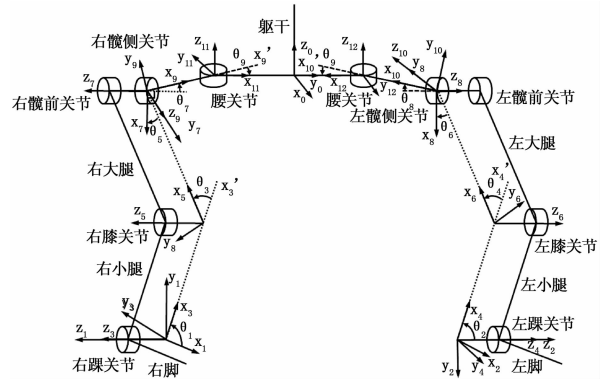


图 1 外骨骼坐标系指向示意图

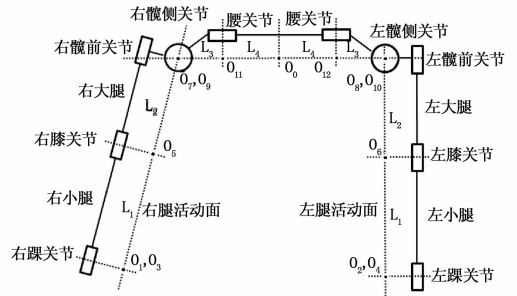


图 2 外骨骼坐标系原点示意图

坐标系 5 的原点在右腿活动面上，与右膝关节转轴重合；Z₅ 与右膝关节转轴重合，指向外侧；X₅ 指向右髋前关节转轴；Y₅ 由右手定则确定。

坐标系 7 与坐标系 9 的原点重合，原点在右腿活动面上，与右髋前关节转轴重合；Z₇ 与右髋侧关节转轴重合，指向前方；X₇ 指向右腰关节转轴；Y₇ 由右手定则确定。Z₉ 与右髋前关节转轴重合，指向外侧；X₉ 与 X₇, Y₇ 共面，指向下方；Y₉ 由右手定则确定。

坐标系 11 的原点在人体冠状面上，与右腰转轴重合；Z₁₁ 与右腰关节转轴重合，指向上侧；X₁₁ 指向人体纵轴；Y₁₁ 由右手定则确定。

图 1 中左腿上坐标系 2 与坐标系 4 的原点及 Z 轴重合，原点在左腿活动面上，与左踝关节转轴重合；Z₂ 和 Z₄ 与左踝关

节转轴重合,指向外侧; X_2 与左脚底板平行,指向左脚尖; X_4 指向左膝关节转轴; Y_2, Y_4 由右手定则确定。

坐标系6的原点在左腿活动面上,与左膝关节转轴重合; Z_6 与左膝关节转轴重合,指向外侧; X_6 指向左髌前关节转轴; Y_6 由右手定则确定。

坐标系8与坐标系10的原点重合,原点在左腿活动面上,与左髌前关节转轴重合; Z_{10} 与左髌侧关节转轴重合,指向后方; X_{10} 与左腰关节转轴垂直; Y_{10} 由右手定则确定。 Z_8 与左髌前关节转轴重合,指向外侧; X_8 与 X_{10}, Y_{10} 共面,指向下方; Y_8 由右手定则确定。

坐标系12的原点在人体冠状面上,与左腰转轴重合; Z_{12} 与左腰关节转轴重合,指向上侧; X_{12} 指向人体纵轴; Y_{12} 由右手定则确定。

坐标系0的原点在水平面、正中面和冠状面上; Z_0 与躯干纵轴重合,方向向上; X_0 与正中面重合,方向向前; Y_0 由右手定则确定。

4 人体姿态解算原理

人体姿态解算算法通过位于小腿下、大腿下、大腿上及躯干的位移传感器,测量人体肢体与外骨骼之间的相对位置,通过外骨骼各关节编码器测量外骨骼的姿态,由以上信息即可求出人体姿态,进而控制器驱动外骨骼与人体保持相同姿态,达到跟随目的。人体姿态解算算法可有效避免串联累积误差的产生,不易产生各关节间的谐振。

人体姿态解算算法的任务是通过外骨骼姿态信息和人机(外骨骼)间距信息,计算由人体各关节角度构成的人体姿态,作为外骨骼随动控制的目标值。外骨骼姿态信息由外骨骼各关节角度组成,每个关节的角度由安装在该关节的旋转编码器获得。人机间距信息由分布全身各处的激光流式间距传感器读数获取,分布位置为:左右小腿上端、下端,左右大腿上端、下端和躯干上端、下端,共10处,每处给出的信息为垂直躯干(肢体)轴线的双向位置信息。虽然外骨骼全身需要安装较多传感器,但这样大大简化了计算过程,以低成本设备的复杂度增加为代价降低了更为敏感的算法复杂度,有利于外骨骼工程化实现。

人体姿态解算算法主要由两部分构成,分别为全身姿态解算算法和末端位置修正算法。全身姿态解算算法是通过外骨骼各关节角度和人机特征点间的间距计算人体支撑腿踝、膝、髌前、髌侧和腰的关节角度和摆动腿髌侧、髌前、膝的关节角度;通过人和外骨骼的足底压力信号计算双腿踝关节的驱动压力信号。末端位置修正算法是由人体各关节角度,计算人体摆动腿末端的位置,进而计算能使外骨骼达到相同末端位置的各关节姿态。

该算法的输入信息为:外骨骼双腿的踝、膝、髌前、髌侧及腰的关节角度信号;人体小腿上下、大腿上下及躯干上下处的人机间距信号;人机脚掌压力信号(以上各信号为经分控处理后信号)。

各算法处理过程如下。

1) 全身姿态解算算法。

全身姿态解算算法主要进行以下几步计算:1)在外骨骼支撑腿足坐标系下,接收外骨骼支撑腿踝、膝关节角度和人体支撑腿小腿上下、大腿上下的人机间距,计算人体支撑腿踝、

膝关节角度,支撑腿踝关节中心与外骨骼支撑腿踝关节中心在水平两个方向上的间距;2)在人体支撑腿大腿坐标系下,上述信息结合外骨骼支撑脚髌前、髌侧、腰关节角度和人体躯干上下的人机间距,计算人体支撑腿髌前和髌侧关节角度;3)在人体支撑腿大腿坐标系下,上述信息结合外骨骼摆动腿髌侧、髌前、膝关节角度和人体摆动腿小腿上下、大腿上下的人机间距,计算人体腰关节角度和摆动腿膝关节角度;4)在人体摆动腿腰坐标系下,利用上述信息计算人体摆动腿髌前、髌侧关节角度;5)利用人机足底压力信号,计算摆动腿踝关节驱动压力指令。

全身姿态解算算法计算得出上述人体关节角度后,发送给末端位置修正算法模块。

2) 末端位置修正算法。

末端位置修正算法模块接收人体关节角度后,计算人体摆动腿末端位置,进而计算可使外骨骼末端达到相同位置的外骨骼各关节角度,主要依靠摆动腿的髌侧、髌前及膝关节完成修正。

该算法的输出为:外骨骼各关节应达到的角度。

在此以支撑腿踝关节角度为例说明解算原理。如图3所示,AB为外骨骼脚部,AC为外骨骼小腿, α 为外骨骼踝关节角度, $A'B'$ 为人体脚部, $A'C'$ 为人体小腿, β 为人体踝关节角度,点1和点2处安装激光流式间距传感器用于测量人机间距,点1和点2间距为 l_{12} ,点3和点4为激光流与人体接触点,间距为 l_{34} ,点1和点3的距离为 l_{13} ,点2和点4距离为 l_{24} , $l_{13}, l_{24}, AB, A'B'$ 互相平行。过点4作AC平行线交 l_{13} 于点5,点6为 l_{24} 延长线上一点。令 $\angle 345 = \gamma, \angle 124 = \alpha', \angle 346 = \beta$ 。

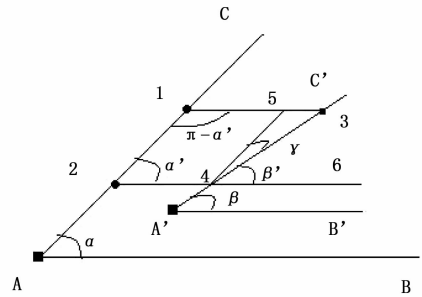


图3 支撑腿踝关节角度解算原理图

其中,外骨骼踝关节角度 α 可以通过角度编码器读数得到, $\alpha = \alpha'$,人体踝关节角度 β 为待求量, $\beta = \beta_0$ 。 l_{13}, l_{24} 可由激光流式间距传感器读数得到。 $l_{35} = l_{13} - l_{24}, l_{45} = l_{12}, \angle 354 = \pi - \alpha'$,在 Δ_{345} 中由余弦定理可得:

$$l_{34}^2 = l_{45}^2 + l_{35}^2 - 2l_{45}l_{35}\cos\angle 354 \quad (1)$$

因为 $\angle 354 = \pi - \alpha' = \pi - \alpha$,所以(1)式可变为:

$$l_{34}^2 = l_{45}^2 + l_{35}^2 - 2l_{45}l_{35}\cos(\pi - \alpha) = l_{45}^2 + l_{35}^2 + 2l_{45}l_{35}\cos\alpha \quad (2)$$

角 γ 与 l_{45}, l_{34}, l_{35} 的关系可通过如下余弦定理得到:

$$\cos\gamma = \frac{l_{45}^2 + l_{34}^2 - l_{35}^2}{2l_{45}l_{34}} \quad (3)$$

$$\gamma = \cos^{-1} \frac{l_{45}^2 + l_{34}^2 - l_{35}^2}{2l_{45}l_{34}} \quad (4)$$

$$\beta = \alpha - \gamma \quad (5)$$

即可得到支撑腿人体踝关节角度。

需要指出的是该角度是以外骨骼姿态角度为基础得到的，并不是相对大地坐标系的角速度信息，如想得到人体姿态绝对角度，需要在算法上做相应的修正。其余姿态人体关节角度可对该方法做相应调整，经过计算得到。

5 仿真实验

本实验的目的是验证人体姿态解算算法的正确性并分析传感器误差、人机间距等要素对姿态解算误差的影响，为外骨骼方案设计提供支撑，为传感器、控制器的选型提供依据。

在 SolidWorks 中构建了外骨骼及人体的几何模型，见图 4。

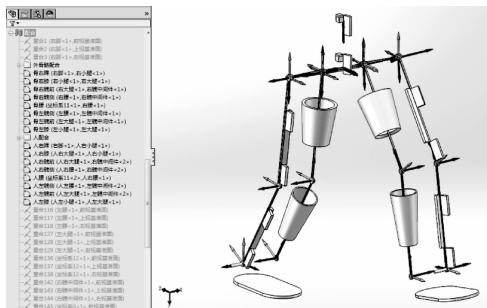


图 4 外骨骼及人体几何模型

SolidWorks 装配体中的外骨骼和人体的几何特征模型，与真实结构具有相同的几何参数和结构形式，可以真实还原外骨骼和人体的运动过程。

通过配置装配体中的配合关系，可以设定外骨骼和人体各个关节的精确角度。通过配置装配体坐标系与外骨骼或人体特定部件坐标系重合，可以很方便的测量目标点在特征坐标系下的坐标。

在左右小腿上、下端，左右大腿上、下端和躯干上下端对应位置，分别设有特征测量点及测量基准面，用以模拟人机间距传感器，可通过测量功能给出间距传感器的读数，见图 5。

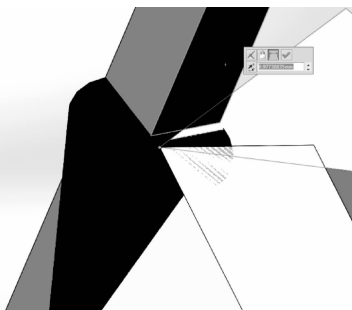


图 5 模拟间距传感器测量结果

在 SolidWorks 中，以上各配置项及测量项具有 8 位有效数字的数值精度，完全满足本实验要求。

本实验在 MATLAB 中对姿态解算算法进行了编程，利用 MATLAB 可快速完成姿态解算的计算。

仿真实验的基本流程为：首先根据需要设定外骨骼和人体几何模型姿态，即设定外骨骼和人体几何模型各关节的角度，并测量各处间距传感器的数值；再将外骨骼几何模型（以下简称外骨骼）的关节角度信息和各处间距信息作为已知量输入 MATLAB 姿态解算程序，并运行该程序求出人体几何模型

（以下简称人体）的关节角度；最后，与装配体中人体实际关节角度进行比对，分析误差。

由于实际系统中传感器测量频率、控制器计算频率都远高于人体正常行走时的动作频率，在一个周期的测量和计算中，人体移动距离可忽略不计，故通过静态仿真实验就足以对姿态解算算法进行验证。

6 实验过程及其数据分析

本论文进行了一系列外骨骼姿态解算仿真实验，主要包括：

多姿台下姿态解算算法正确性及精度验证。姿态分蹲姿、站姿和步行中迈步 30%、60% 和 90% 时的姿态，共 5 种姿态，见图 6。外骨骼的关节角度数据由前期开展的“人体步行关节运动特性实验”给出，人体的关节角度由外骨骼关节角度与一个小于 5 mrad 的随机变量叠加产生。

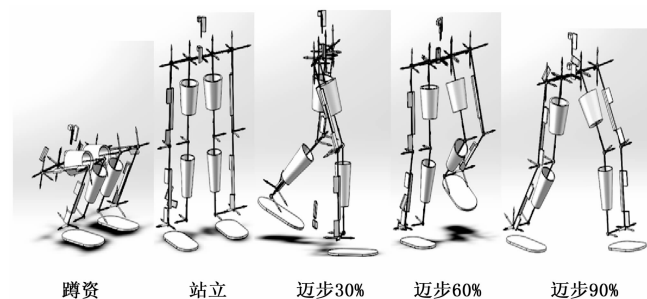


图 6 姿态解算实验

这 5 种姿态可涵盖外骨骼主要运行状态。关节角度测量误差为 0.1 mrad，约 0.05°，间距测量误差 0.01 mm。实验数据见附录中表 2~6。

对于多姿台下姿态解算算法正确性及精度，由实验数据可知，在理想的测量误差条件下，姿态解算算法在外骨骼主要运行状态各种姿态下对人体姿态的解算误差均小于 0.1 mrad，计算结果正确且实现了较好的解算精度。

在姿态解算算法误差影响因素分析中，取在姿态误差最大的迈步 90% 姿态下，针对关节角度测量误差 0.15°、0.3°；间距距离 10 mm、30 mm；间距测量误差 0.1 mm、1 mm 的不同状态，进行了多次实验。

对于姿态解算算法误差影响因素分析，由实验数据知在测量误差水平不变的条件下，间距距离对解算误差无明显影响，对于人体和外骨骼间可能随机出现的较大间距误差，解算算法具有良好的适应性。不同角度测量误差和间距测量误差影响下的解算误差见表 1。

表 1 解算误差表

角度测量误差/(°)	间距测量误差/mm	最大解算误差/mrad
0.15	0.1	0.35
0.15	1	1.21
0.3	0.1	0.62
0.3	1	2.23

由上表可见，外骨骼姿态解算算法的精度受角度测量误差和间距测量误差水平影响较大，其中间距测量误差对解算精度影响最为明显。

表 2 蹲姿姿态解算验证试验数据

	关节名称	支撑腿踝关节	支撑腿膝关节	支撑腿髋侧关节	支撑腿髋前关节	腰关节	摆动腿髋侧关节	摆动腿髋前关节	摆动腿膝关节
外骨骼关节角度	°	60	135	120	0	0	0	120	135
人体关节实际角度	°	59.7	134.6	120.1	0.2	0.1	-0.1	119.7	135.3
人体关节解算结果	°	59.6995	134.6007	120.0986	0.1991	0.1006	-0.1024	119.6985	135.3018
误差	mrاد	0.009	0.013	0.024	0.015	0.011	0.042	0.027	0.031

表 3 站姿姿态解算验证试验数据

	关节名称	支撑腿踝关节	支撑腿膝关节	支撑腿髋侧关节	支撑腿髋前关节	腰关节	摆动腿髋侧关节	摆动腿髋前关节	摆动腿膝关节
外骨骼关节角度	°	90	0	0	0	0	0	0	0
人体关节实际角度	°	90.2	0.2	0.1	-0.2	0.3	0.1	-0.3	0.2
人体关节解算结果	°	90.1997	0.2004	0.0995	-0.2006	0.3005	0.0997	-0.3007	0.2006
误差	mrاد	0.006	0.007	0.009	0.011	0.008	0.006	0.012	0.010

表 4 迈步 30% 时姿态解算验证试验数据

	关节名称	支撑腿踝关节	支撑腿膝关节	支撑腿髋侧关节	支撑腿髋前关节	腰关节	摆动腿髋侧关节	摆动腿髋前关节	摆动腿膝关节
外骨骼关节角度	°	90	20	20	1	3	2	-10	50
人体关节实际角度	°	89.8	20.2	20.1	1.2	3.3	2.1	-9.7	50.2
人体关节解算结果	°	89.7997	20.2010	20.0988	1.1978	3.3014	2.0993	-9.7024	50.2022
误差	mrاد	0.006	0.018	0.021	0.039	0.024	0.012	0.042	0.038

表 5 迈步 60% 时姿态解算验证试验数据

	关节名称	支撑腿踝关节	支撑腿膝关节	支撑腿髋侧关节	支撑腿髋前关节	腰关节	摆动腿髋侧关节	摆动腿髋前关节	摆动腿膝关节
外骨骼关节角度	°	75	15	10	4	1	2	25	70
人体关节实际角度	°	75.3	15.2	9.8	4.3	1.3	2.1	24.8	70.2
人体关节解算结果	°	75.2994	15.2007	9.7990	4.2974	1.3014	2.0990	24.7985	70.2024
误差	mrاد	0.010	0.012	0.017	0.046	0.025	0.018	0.026	0.042

表 6 迈步 90% 时姿态解算验证试验数据

	关节名称	支撑腿踝关节	支撑腿膝关节	支撑腿髋侧关节	支撑腿髋前关节	腰关节	摆动腿髋侧关节	摆动腿髋前关节	摆动腿膝关节
外骨骼关节角度	°	60	25	-5	2	3	4	35	30
人体关节实际角度	°	59.8	25.1	-4.8	2.2	3.1	3.9	35.2	30.2
人体关节解算结果	°	59.7995	25.1009	-4.7976	2.1993	3.1021	3.9035	35.1994	30.1977
误差	mrاد	0.009	0.015	0.041	0.012	0.037	0.061	0.011	0.040

7 结论

本实验通过仿真计算的方式验证了外骨骼姿态解算整体方案和姿态解算算法的正确性, 并对误差进行了理论计算。计算结果表明该算法具有较高的精度, 可以满足外骨骼控制需求。本实验还定性研究了各关键要素对解算误差的影响大小, 结果表明间距距离对解算误差基本没有影响, 间距测量误差对解算误差影响较大, 在工程中应尽量减小间距测量误差。

参考文献:

[1] Zhang Jiafan, Dong Yiming, Yang Canjun, et al. 5-Link model

based gait trajectory adaption control strategies of the gait rehabilitation exoskeleton for post-stroke patients [J]. Mechatronics, 2010, 20 (3): 368-376.

[2] Li Jianfeng, Wu Xiyao, Deng Chuhui. The configuration design and classification of the exoskeleton mechanism of human-machine movement compatible lower limb rehabilitation training [J]. Journal of Chinese biomedical engineering, 2012 (5): 720-728.

[3] Kazerooni H R, Steger L, Huang. Hybrid Control of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton [J]. The International Journal of Robotics Research, 2006 (5): 561-573.