

一种动力型髌离断假肢控制系统研究

邓志鹏^{1,2} 李新伟^{1,2} 肖艺璇^{1,2} 何秉泽^{1,2} 段崇群^{1,2} 喻洪流^{1,2,3}¹上海理工大学康复工程与技术研究所,上海 200093; ²上海康复器械工程技术研究中心,上海 200093; ³民政部神经功能信息与康复工程重点实验室,上海 200093

通信作者:喻洪流,Email:yhl98@hotmail.com

【摘要】 目的 探讨一种动力型髌离断假肢控制方法提升佩戴者步态对称性的可行性。**方法** 通过九轴姿态传感器采集健康人体下肢步态运动学信息,使用 BP 神经网络建立穿戴髌离断假肢截肢者健侧-假肢侧运动学映射模型,将截肢者健侧腿的运动学信息实时传入该映射模型,生成髌离断假肢运动的目标轨迹,结合下肢假肢动力学模型,通过 PID 算法控制髌离断假肢电机运动,实现截肢者的实时步态分析和假肢的实时控制。记录截肢者穿戴动力髌离断假肢行走实验中的步长、步频及最大髌关节角度等数据,并结合步态对称性指标 S_L 、 R_L 、 R_R 对假肢控制效果进行评估。**结果** BP 神经网络建立的截肢者健侧和假肢侧的运动学映射模型,综合关联度达到 98.7%。相对于传统髌离断假肢,动力髌离断假肢髌关节的最大屈曲角度提升了 105.5%,截肢者的步态对称性指标 S_L 和 R_R 分别提升了 74.2% 和 72.2%。**结论** 动力型髌离断假肢控制系统能提高假肢穿戴者的步态对称性。

【关键词】 下肢假肢; 步态对称; 动力髌离断假肢; BP 神经网络; 动力学模型**基金项目:**国家重点研发计划项目(2018YFB1307303);国家自然科学基金(61473193);上海市科委平台建设项目(15DZ2251700)**Funding:** National Key Research and Development Program (2018YFB1307303); National Natural Science Foundation Project (61473193); Shanghai Science and Technology Commission Platform Construction Project (15DZ2251700)

DOI:10.3760/cma.j.issn.0254-1424.2021.05.018

部分患者因外周动脉疾病、骨肿瘤、交通事故等导致髌部截肢,安装髌离断假肢是下肢髌部截肢者恢复行走的有效手段。研究表明,患者对髌离断假肢的接受度较低,造成这种情况的原因是这种假体具有局限性,长时间佩戴会导致截肢者步态对称性不佳、活动能力下降^[1]。针对髌离断假肢的研究较少,且主要为被动式髌离断假肢^[2]。

当前的髌离断假肢研究,大多是 20 世纪 50 年代由麦克劳林提出的加拿大式髌离断假肢的衍生研究^[3]。现存的加拿大式髌离断假肢,依据关节结构的不同,主要分为 3 大类:单中心、多中心、球窝关节。大多数单中心髌离断假肢通过具有辅助扩展功能的弹性元件,保持在站立相的稳定性,如 Otto 7E7、

Otto 7E5 等。奥托博克公司研发的 Helix^{3D}髌关节假体,由空间四轴机构产生三维的髌关节运动来补偿骨盆旋转,液压系统实现对站立相和摆动相的控制^[1]。奥索公司研发的 Össur HJ 是一款动力型假肢髌关节,缺陷是其旋转中心固定在盆腔(接受腔)侧面,导致承受体重的能力较弱。奥罗斯科设计了一款多中心髌离断假肢,该假肢通过气动液压提供阻尼,瞬时转动中心可以位于任意弯曲位置的前后连杆中心线的交点上,使髌关节产生 $-17^\circ \sim +30^\circ$ 的矢状面运动^[4]。

传统的髌离断假肢有两个显著的缺点:①如图 1 所示,髌离断假肢的旋转中心位于接受腔的前下方,与人体正常的髌关节旋转中心不重合。同健康人体相比,截肢者行走时假肢侧和

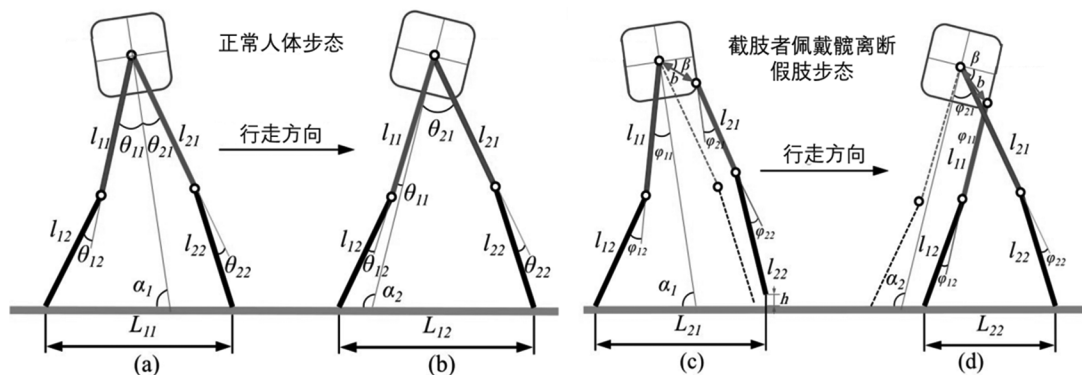


图 1 人体下肢简化图

健侧腿长不相等,步长不等长($L_{22} < L_{21}$, 正常人的步长 $L_{12} \approx L_{11}$), 导致行走步态对称性不佳;②被动髌离断假肢不能提供人体行走摆动期的主动力矩,截肢者佩戴髌离断假肢行走时为了避免运动障碍造成的摆动时脚趾的拖动,以不对称的代偿步态行走,包括环绕(假肢向外呈弧形摆动)、跳跃(在未受影响的健侧腿上抬起脚跟)或臀部代偿(在受影响一侧提起骨盆)^[5],会导致行走能量消耗的增加。有研究者指出,长时间的步态不对称可能会导致负面影响,如肌肉骨骼损伤和下肢关节脱位、股骨颈骨密度降低、整体活动水平下降^[6]。

为了改善髌离断假肢穿戴者的步态对称性,降低行走能量消耗,本研究在课题组前期已完成结构优化设计的动力型髌离断假肢基础上,提出一种动力型髌离断假肢实时步态分析控制方法。通过九轴姿态传感器采集健康人体下肢步态运动学信息,生成假肢侧运动的目标轨迹,结合建立的下肢假肢动力学模型控制推杆电机运动,提升髌离断假肢佩戴者假肢侧与健侧的步态对称性。

动力型髌离断假肢结构设计

本研究团队提出了一种基于远程中心机构的动力髌离断假肢^[7],其结构如图 2b 所示。动力髌离断假肢由 3 个部分组成,分别为远程中心机构、驱动机构、站立支撑板。远程中心机构是指通过对两组平行四连杆结构进行平面耦合,可以实现整体机构围绕 1 个虚拟中心位置的旋转,而这个虚拟中心位置就是截肢者的髌臼位置,膝关节 K 围绕髌关节 H 以恒定的长度 f 旋转,远程中心机构解决了假肢侧腿和健侧腿运动中心不对称及腿长不等长的问题。驱动机构由推杆电机及驱动连杆组成,推杆电机的一端安装有压力传感器并与驱动连杆连接。通过控制推杆电机的行程长度,控制角 α 的大小及远程中心机构受到的力,从而控制髌离断假肢的运动。压力传感器选用艾利逊科技生产的 1041 型,量程为 0~3 kN。所选推杆电机为力纳克公司生产的 L20 型,最大推力为 2.5 kN,行程长度为 20~300 mm。站立支撑板提供行走时站立相的人体重量支撑。假肢髌关节的旋转范围为 $-20^\circ \sim 90^\circ$,包括 $-20^\circ \sim 50^\circ$ 的摆动阶段和 90° 的坐姿。截肢者佩戴动力髌离断假肢时,所佩戴的接受

腔与假肢刚性连接,如图 2a 所示。动力髌离断假肢的实验样机如图 2c 所示,远程中心机构上安装了角度传感器和扭矩传感器,以测量假肢的动态参数。

系统功能设计与实现

一、控制系统总体设计

动力髌离断假肢的总体控制框图如图 3 所示,截肢者健侧腿佩戴的姿态传感器可以实时检测行走时健侧腿的髌关节角度 θ_l 、角速度 $\dot{\theta}_l$ 、角加速度 $\ddot{\theta}_l$ 等运动学参数。通过映射模型得到动力髌离断假肢的目标运动学参数 θ_h 、 $\dot{\theta}_h$ 、 $\ddot{\theta}_h$ 。膝关节假肢内置的角度传感器实时检测膝关节角度 θ_k ,将 θ_k 对时间微分可得到 $\dot{\theta}_k$ 和 $\ddot{\theta}_k$ 。将髌离断假肢目标运动学参数 θ_h 、 $\dot{\theta}_h$ 、 $\ddot{\theta}_h$ 及膝关节假肢实时运动学参数 θ_k 、 $\dot{\theta}_k$ 、 $\ddot{\theta}_k$ 输入建立的髌离断假肢动力学模型,可以求得假肢髌关节的目标力矩 M_{des} 。假肢上安装的角度传感器、扭矩传感器和压力传感器获取假肢的动态参数并提供给主控制器。如图 2b 所示,假肢的动态参数包括远程中心机构与假肢大腿杆 HK 的夹角 α ,髌关节力矩 M ,推杆电机的推力 F 。

髌关节角度 θ 的计算公式为:

$$\theta = \frac{\pi}{2} - \cos^{-1} \left(\frac{(P-T)^2 + g^2 - e^2}{2g(P-T)} \right) + u \quad (1)$$

其中 T 为电机推杆的行程长度, P 为 JK 的长度, g 为曲柄 JG 的长度, e 为驱动连杆 WG 的长度。

髌关节力矩 M 与推杆电机推力 F 之间的关系式为:

$$M = Fg(\sin\alpha + \frac{\lambda}{2}\sin 2\alpha) \quad (2)$$

其中,

$$\lambda = \frac{\sin y}{\sin \alpha} \quad (3)$$

主控制器根据髌关节的目标角度 θ_d ,目标力矩 M_{des} ,实时角度 θ ,实时力矩 M 采用比例-积分-微分(proportion-integral-derivative, PID)闭环控制算法输出推杆电机的控制量,实现髌离断假肢髌关节角度、力矩的闭环控制。主控制器芯片采用 STM32F7671GT6 型单片机,该单片机采用高性能的 ARM Cortex-M7 内核,工作频率高达 216 MHz,支持双浮点单元(DPFP)运算精度,能够满足本系统的控制要求^[8]。

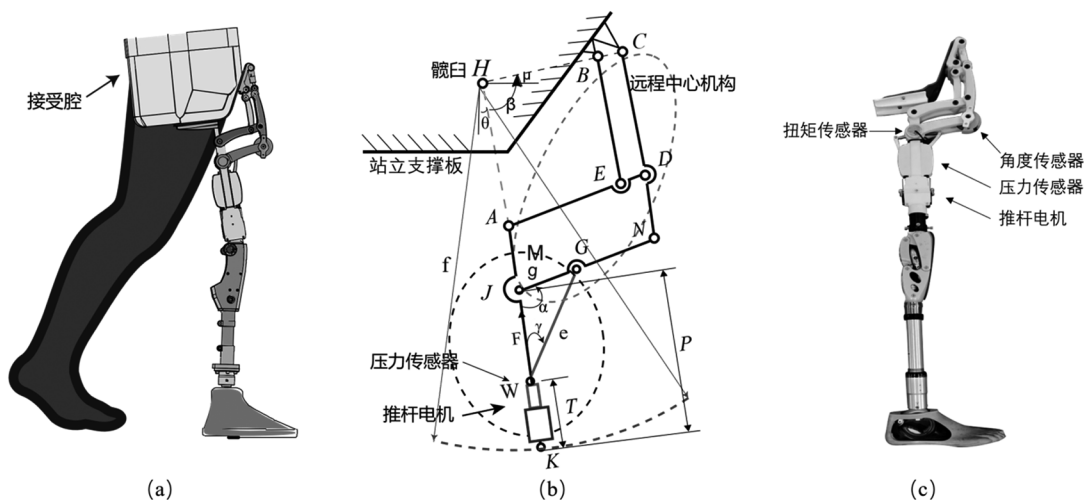


图 2 基于远程中心机构的动力髌离断假肢

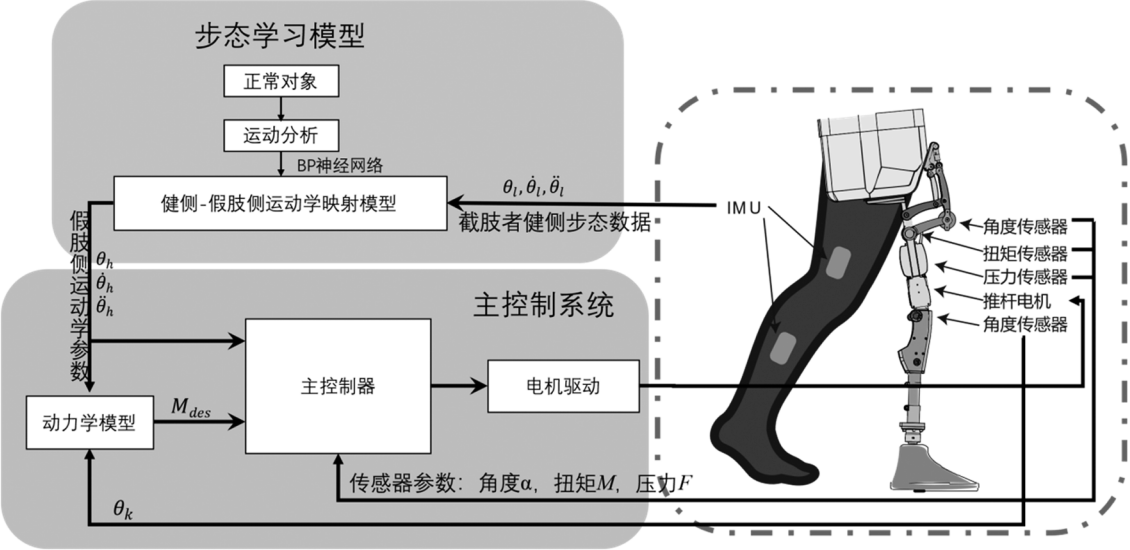


图 3 控制系统总体框图

二、健侧-假肢侧运动学映射模型的建立

人体正常步态的特点之一是运动的对称性。截肢后,破坏了行走的对称性。下肢运动具有较强的线性相关性,利用双下肢步态重建一侧步态是可行的^[9-10]。召集 25 位志愿者,采用 LPMS-ME1 型九轴姿态传感器采集志愿者在 3 km/h 速度下稳定行走的左右髋关节运动学参数,采样频率为 100 Hz。为了消除行走时人体下肢耦合振动造成的高频信号噪声,采用巴特沃斯低通滤波器^[11]对信号进行平滑滤波。如下图 4 是较有代表性的一组数据。可以看出在几个步态周期中,左右腿的髋关节角度、角速度、角加速度均呈现出较好的周期性交替性。

人体行走时的髋关节角度可以反映髋关节的位置信息,髋

关节的角速度与角加速度可以反映髋关节的力矩信息。本研究选取左、右腿髋关节的角度、角速度、角加速度为特征信息,通过反向传播神经网络,建立穿戴动力髁离断假肢截肢者的健侧-假肢侧髋关节运动学映射模型。

BP 神经网络是一种多层前馈神经网络,其主要特点是在前馈神经网络的结构上增加了误差反向传播,具有良好的拟合复杂多维函数的能力^[12]。BP 神经网络模型结构分为 3 层:输入层、隐藏层和输出层。同层的神经元之间没有连接,每层的神经元和前一层的所有神经元全连接,前一层神经元的输出为下一层神经元的输入,每个输出和输入之间都有权值^[13],如图 5 所示。将输入信号的不同特征值的元素赋值给输入层对应的神经元,然后依次前向计算每一个神经元的值。

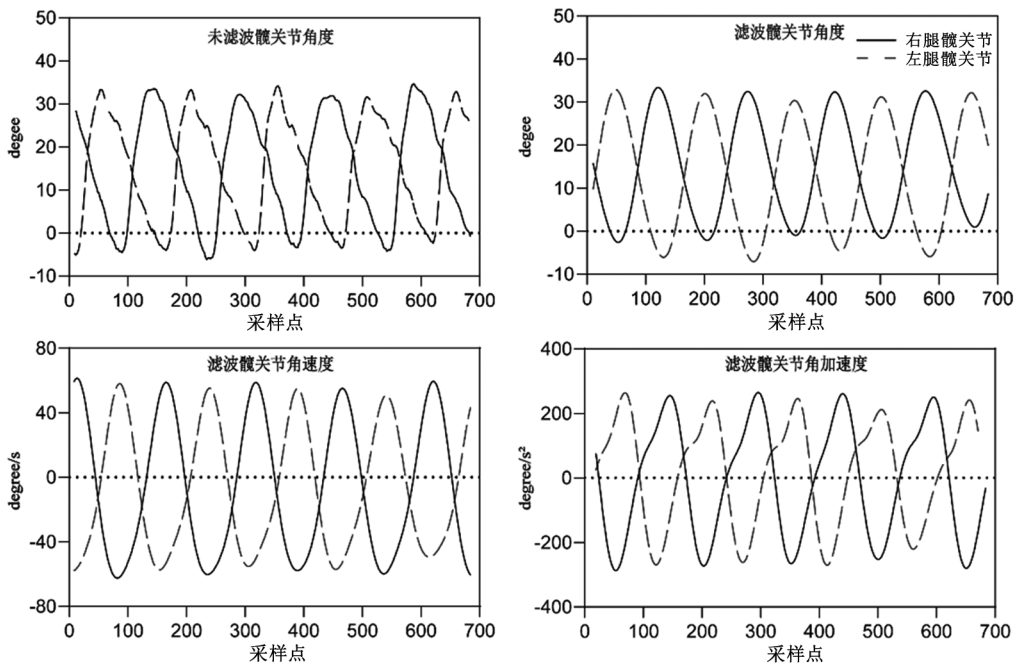


图 4 左右髋关节运动学参数曲线

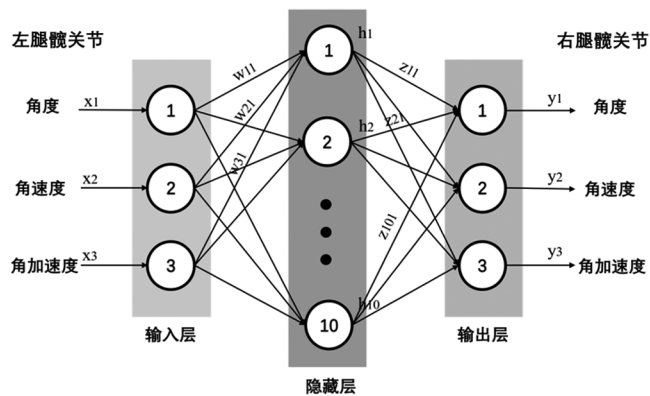


图 5 神经网络结构图

计算方法如公式 4 所示,其中 w_{11} 为 x_1 与 h_1 连接的权值, w_{21} 为 x_2 与 h_1 连接的权值, w_{31} 为 x_3 与 h_1 连接的权值, w_{10} 是节点 1 的偏置项, sigmoid 是激活函数, 激活函数可以解决分类中的线性不可分问题。根据公式 4 计算出隐藏层和输出层所有节点的值。每个节点的值都等于激活函数的输出, 而激活函数的输入为上一层所有的节点值与其对应权值的乘积之和及偏置项。输出层每个节点的值即为 BP 神经网络的实际输出。输出层的实际输出与期望输出间的差值若不符合精度要求, BP 神经网络则通过反向传播算法将误差分配给隐藏层的每一个节点, 隐藏层根据该层节点的误差, 通过随机梯度下降优化算法调整每个节点连接的权重和偏置项, 通过多次的迭代和调整, 最终会使实际输出和期望输出的差值符合精度要求。最后可以通过训练的权值和偏置项, 结合设计的神经网络结构, 构建人体健侧-假肢侧运动学映射模型。

$$h_1 = \text{sigmoid}(\vec{w}^T \cdot \vec{x}) \\ = \text{sigmoid}(w_{11}x_1 + w_{21}x_2 + w_{31}x_3 + w_{10}) \quad (4)$$

模型的输入为左腿髋关节角度、角速度、角加速度数据, 输出为右腿髋关节角度、角速度、角加速度数据。若截肢者的左腿为健侧腿, 将健侧腿运动学参数输入健侧假肢侧运动学映射模型, 输出即为目标步态中假肢侧腿的运动学参数。

三、髋离断假肢动力学模型的建立

动力髋离断假肢的摆动相可以看作刚体二连杆模型, 如图 6 所示, L_1 、 L_2 分别为人体下肢大腿和小腿连杆的长度, 大腿和小腿刚体连杆质心距离关节中心的距离分别为 L_{c1} 、 L_{c2} 。 m_1 、 m_2 表示大腿和小腿连杆质量, 采用髋关节、膝关节角度 θ_1 、 θ_2 为广义坐标变量, 满足右手法则。

采用欧拉-拉格朗日方程建立下肢假肢动力学模型, 该方程采用系统动能 K 和势能 P 之差, 构造拉格朗日算子 L ; 通过拉格朗日算子对系统的广义坐标变量进行求导, 建立系统外力输入和广义坐标变换之间的数学关系。欧拉-拉格朗日方法不考虑内作用力、摩擦损耗, 简单有效^[16]。

系统动力学模型为

$$M_h = \frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_1} - \frac{\partial L}{\partial \theta_1} = (m_1 L_{c1}^2 + m_2 L_{c2}^2 + m_2 L_1^2 + 2m_2 L_1 L_{c2} \cos \theta_2) \ddot{\theta}_1 + (m_2 L_{c2}^2 + m_2 L_1 L_{c2} \cos \theta_2) \ddot{\theta}_2 + (-2m_2 L_1 L_{c2} \sin \theta_2) \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 + (-m_2 L_1 L_{c2} \sin \theta_2) \dot{\theta}_2^2 + (m_1 L_{c1} + m_2 L_1) g \sin \theta_1 + m_2 L_{c2} g \sin(\theta_1 + \theta_2) \quad (5)$$

公式 5 描述了髋关节力矩和关节角度、角速度、角加速度之间的数学关系, 式中 M_h 为髋关节主动力矩。

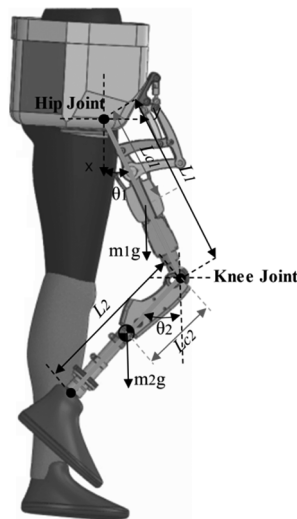


图 6 动力髋离断假肢的刚体二连杆模型

实验与讨论

一、人体健侧-假肢侧运动学映射模型训练实验

对于 BP 神经网络建立人体健侧-假肢侧运动学映射模型, 本研究采集了 25 位志愿者在 3 km/h 速度下稳定行走的右侧髋关节角度、角速度、角加速度数据, 作为输入数据 (集) 矩阵, 左侧髋关节角度、角速度、角加速度作为输出数据矩阵。其中输入数据矩阵和输出数据矩阵各 6125 条, 随机选取其中的 5618 条样本数据作为训练集, 507 条样本数据作为测试集。BP 神经网络训练模型的输入层和输出层均有 3 个神经元。为了易于在主控单元模块中实现 BP 神经网络, 并达到令人满意的效果, 最终确定隐藏层为 1 层, 有 10 个神经元。训练精度要求为 0.008, 均方差要求为 10^{-7} , 最大迭代次数为 3000 次。经过 34 s、2465 次迭代后, 达到训练目标, 训练精度为 0.0079999, 输出与目标之间的综合关联度 R 为 0.98764。将测试数据输入 BP 神经网络训练的人体健侧-假肢侧运动学映射模型, 得到模型预测数据, 如图 7 所示。其中左侧髋关节运动学参数曲线为测试数据曲线, BPNN 预测的动力学参数曲线为目标步态的假肢侧运动学数据曲线, 右侧髋关节动力学参数曲线与 BPNN 预测的动力学参数曲线互为对照曲线, 由图 7 可得, 两条曲线具有极高的吻合度。

二、动力髋离断假肢步态对称性实验

为了验证截肢者穿戴动力髋离断假肢行走的步态对称性, 本文进行了截肢者佩戴动力髋离断假肢行走实验, 如图 8 所示。动力髋离断假肢的髋关节为基于远程中心机构的假肢髋关节样机。实验已告知截肢者实验内容及可能存在的风险, 并得到截肢者的同意。

截肢者的步态运动信息数据通过 LPMS-ME1 模块获取, 并通过蓝牙通讯将数据信息发送到主控模块, 实现步态的同步采集和分析。实验采用德国 Zebris 公司生产的 Zebris FDM 步态分析系统, 该系统可以捕捉截肢者佩戴髋离断假肢时的步幅、步频、足底压力等信息。步态分析系统跑台的速度设置为 3 km/h。

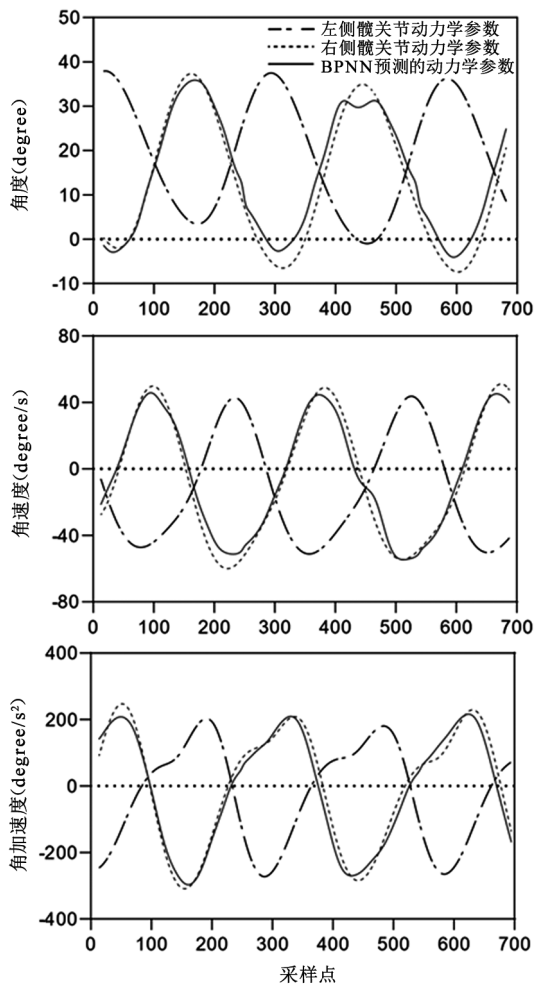


图 7 BP 神经网络预测模型训练集与预测集数据曲线图



图 8 动力髋离断假肢行走实验

参照文献^[14]中的步态对称性指标来量化截肢者穿戴下肢假肢的步态对称性,表达式如下:

$$SI = \frac{2(X_R - X_L)}{X_R + X_L} \times 100\%$$

$$R_I = \frac{X_R}{X_L}$$

$$R_{II} = \frac{X_R - X_L}{\max(X_R, X_L)} \quad (5)$$

式中 X_R 和 X_L 分别代表左右下肢的步态特征参数,当 $S_I = 0, R_I = 1, R_{II} = 0$ 时,提示具有较好的步态对称性,其中 $+/-$ 分别表示下肢的主导地位。本研究中的步态特征参数分别采用截肢者健侧腿和假肢侧腿的步长、步频和最大髋关节角度数据。

三、实验结果与讨论

根据实验结果可知,基于 BP 神经网络建立的人体健侧-假肢侧运动学映射模型具有较好的训练效果,预测数据集和训练数据集误差低至 0.0079,输出与目标之间的综合关联度达到 98.7%,代表健侧和假肢侧的输入、输出曲线具有良好的步态对称性及线性相关性。

在动力髋离断假肢步态对称性实验中,输入的截肢者健侧腿与动力髋离断假肢侧腿的运动学参数曲线如图 9 所示,动力髋离断假肢的控制具有较好的实时性和连续性。图 10 分别给出了截肢者佩戴传统髋离断假肢与动力髋离断假肢测试的髋关节角度均值方差图,相比于传统的髋离断假肢,基于实时步态分析的动力髋离断假肢佩戴者步态更接近于截肢者的健侧步态。

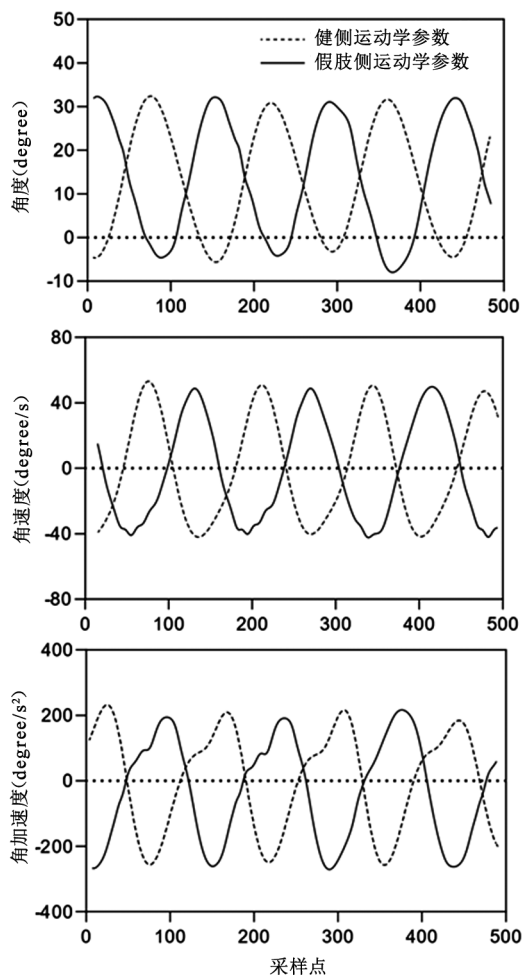


图 9 截肢者健侧与动力髋离断假肢侧运动学参数图

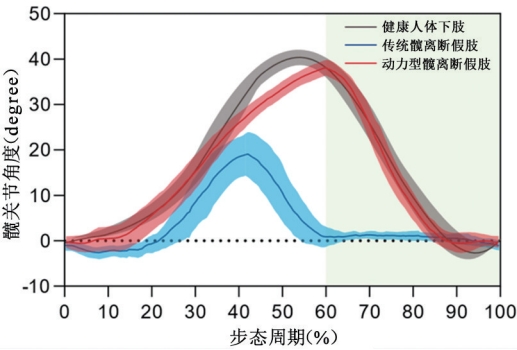


图 10 假肢髋关节角度均值方差图

图 11 是 Zebris FDM 系统及传感器 LPMS-ME1 根据生成的不同步态特征参数所绘制的均值方差柱状图。由此可得到步态对称性指标的量化数据,如表 1 所示。由表 1 可知,针对步长的对称性量化指标,动力髋离断假肢相对于传统髋离断假肢, S_L 由 31.8% 下降到 8.2%, R_{II} 由 27.4% 下降到 7.6%,表明截肢者穿戴动力髋离断假肢相比于传统髋离断假肢,双侧步长的差异明显减小。此外, R_L 的数值反映了下肢在特征参数中的主导地位,步长 R_L 的数值 >1 ,步频 R_I 的数值 <1 ,提示假肢侧的步长要大于健侧,截肢者为了防止行走时假肢侧腿脚趾的拖动,需要健侧腿抬起脚后跟和假肢侧提起盆骨。最大髋关节角度 R_L 的数值 <1 ,表明健侧的最大髋关节角度 $>$ 假肢侧,这与实际情况相符合。针对最大髋关节角度的对称性量化指标,传统髋离断假肢的 S_L 和 R_{II} 偏差达到 27.5%,动力髋离断假肢的 S_L 和 R_{II} 偏差仅 2.5%,表明截肢者穿戴传统髋离断假肢行走时,双侧最大髋关节角度数值的差异较大。与传统髋离断假肢相比,动力髋离断假肢的 R_L 由 0.45 提升到 0.93,更接近于 1; R_{II} 由 -54.8% 提升到 -7.31%,趋近于 0。

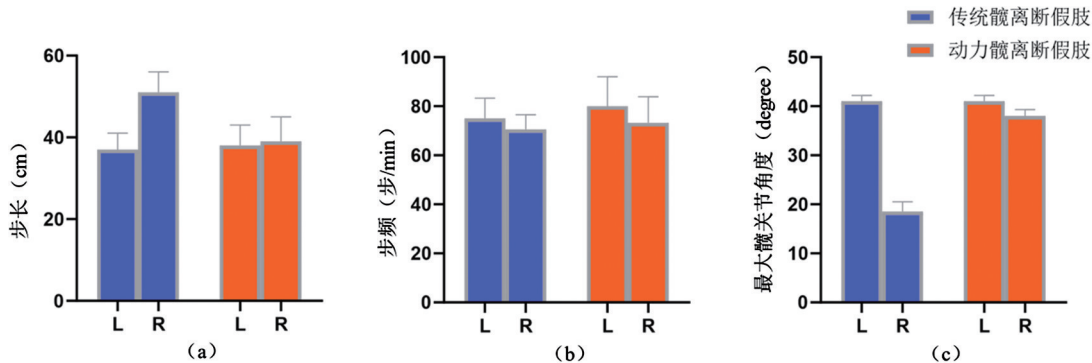


图 11 步态特征参数均值方差柱状图

表 1 步态对称性指标量化表

步态特征参数	传统髋离断假肢			动力髋离断假肢		
	S_L	R_L	R_{II}	S_L	R_L	R_{II}
步长	31.8%	1.38	27.4%	8.2%	1.08	7.6%
步频	-6.2%	0.94	6.1%	-8.9%	0.92	-8.5%
最大髋关节角度	-75.6%	0.45	-54.8%	-7.5%	0.93	-7.3%

总结与展望

本研究提出了一种基于实时步态分析的动力髋离断假肢控制方法,通过采集健康人体下肢步态运动学信息,建立髋离断假肢侧动力学模型。实时采集截肢者健侧腿的髋关节角度、角速度、角加速度信息,通过健侧-假肢侧的运动学映射关系,生成假肢侧运动的参考轨迹,结合所建立的下肢假肢动力学模型控制髋关节电机运动,使髋离断假肢侧与截肢者的健侧实现运动同步。与传统髋离断假肢相比,截肢者佩戴基于实时步态分析的动力髋离断假肢的步态对称性更好。本研究仅探讨了在平地行走时动力髋离断假肢的控制策略,在上下楼梯及坡道等较为复杂情况下的具体参数,尚需在后续的工作中陆续开展,以实现各类情况下的自适应控制。

参考文献

[1] Ludwigs E, Bellmann M, Schmalz T, et al. Biomechanical differences between two exoprosthetic hip joint systems during level walking[J]. Prosthet Orthot Int, 2010, 34(4): 449-460. DOI: 10.3109/03093646.2010.499551.

[2] 赵正全,苏强,汪平,等. 髋关节离断智能型假肢的装配[J].中华物理医学与康复杂志, 2004, 26(7): 418-420.

[3] 蔡丽飞,曹学军,杨平,等. 双侧髋关节离断假肢的发展[J].中国康复理论与实践, 2014, 20(5): 455-457. DOI: 10.3969/j.issn.1006-9771.2014.05.015.

[4] Altamirano A, Orozco D, Francisco D. Polycentric mechanisms used to produce natural movements in a hip prosthesis[J]. IFMBE Proc, 2015, 51(1): 49. DOI: 10.1007/978-3-319-13117-7_75.

[5] Schmid S, Schweizer K, Romkes J, et al. Secondary gait deviations in patients with and without neurological involvement: a systematic review [J]. Gait Posture, 2013, 37(4): 480-493. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2012.09.006.

- [6] Patterson K, Nadkarni N, Black S. Gait symmetry and velocity differ in their relationship to age[J]. Gait Posture, 2012, 35(4):590-594. DOI:10.1016/j.gaitpost.2011.11.030.
- [7] Li X, Deng Z, Meng Q, et al. Design and optimization of a hip disarticulation prosthesis using the remote center of motion mechanism[J]. Technol Health Care, 2021, 29(2):269-281. DOI: 10.3233/THC-192088.
- [8] 沈方毅,朱蕴璞,宋成桥.基于STM32F7的无线视频监控解决方案[J].国外电子测量技术,2019,38(2):128-131. DOI:10.19652/j.cnki.emt.1801119.
- [9] 王人成,张美芹.人体步态时相对对称性评价指标的对比研究[J].中国康复医学杂志,2011,26(10):957-959. DOI:1001-1242(2011)-10-0957-03.
- [10] Wang F, Kim K, Wen S, et al. Study of gait symmetry quantification and its application to intelligent prosthetic leg development[J]. Robotics Biomim, 2017, 4(1):1361-1366.
- [11] 张廷尉,陈红,王磊.基于Matlab的巴特沃斯数字低通滤波器的设计[J].鞍山师范学院学报,2012,14(2):13-15. DOI: 10.3969/j.issn.1008-2441.2012.02.004.
- [12] Song YJ, Song BY, Zhang ZS, et al. The satellite downlink replanning problem: a BP neural network and hybrid algorithm approach for IoT internet connection[J]. IEEE Access, 2018, 6(1):39797-39806. DOI: 10.1109/ACCESS.2018.2855800.
- [13] 瞿晓娜,张腾宇,王喜太.三维步态分析检测基于BP神经网络的膝踝运动[J].中国组织工程研究,2012,16(30):5520-5523. DOI: 2095-4344(2012)30-05520-04.
- [14] Taylor S, Begg RK, Cai R, et al. Gait symmetry quantification during treadmill walking, intelligent information systems conference[J]. J Chiropr Med, 2001, 1(1):203-206. DOI: 10.1109/anziis.2001.974076.

(修回日期:2021-03-20)

(本文编辑:凌琛)

· 消息 ·

《中华物理医学与康复杂志》第三届/“瑞科苏杯”吞咽康复优秀论文评奖

经专家组的层层筛选与认真审核,评选出《中华物理医学与康复杂志》第三届/“瑞科苏杯”优秀论文获奖名单,在此公告如下,谨向各位获奖者表示热烈的祝贺,并对广州瑞科苏医疗智能科技有限公司的鼎力赞助与专家组的辛勤工作致以衷心的感谢!

优秀论文获奖名单

一等奖(1名)

改良容积粘度测试在吞咽障碍评估中的灵敏性及特异性研究(万桂芳,张耀文,史静,等)2019,41(12):900-904.

二等奖(3名)

超声波检查在脑性瘫痪儿童口咽期吞咽障碍评估中的应用(熊华春,黄姣姣,肖宁,等)2017,39(6):433-437.

急性脑梗死患者吞咽相关中枢功能重组及其偏侧性分析(周立富,王淑娟,元小冬,等)2017,39(12):908-911.

高流量气道湿化结合进食训练对气管切开合并吞咽障碍患者误吸与残留的影响(安德连,温红梅,许自阳,等)2020,42(10):882-885.

三等奖(5名)

高分辨率测压评价脑干卒中患者食管期吞咽动力学特征的研究(戴萌,王杰,卫小梅,等)2020,42(1):13-17.

鼻咽癌放疗后吞咽困难患者肌肉纤维化与舌骨位移的相关性研究(陈兆聪,曹君妍,喻勇,等)2017,39(12):903-907.

高频重复经颅磁刺激对单侧大脑半球卒中后患者吞咽障碍的影响(欧阳瑶,朱其秀,阎文静,等)2019,41(4):261-265.

改良球囊扩张治疗对脑干卒中后吞咽障碍患者皮质脑干束兴奋性的影响(卫小梅,戴萌,王玉珏,等)2017,39(12):893-898.

间歇经口至食管管饲法对脑小血管病吞咽障碍患者的影响(杨俊锋,陈亚男,高伟琪,等)2020,42(8):694-697.

优秀奖(10名):

李超 王杰 唐志明 王凌燕 赵殿兰 秦灵芝 王玉珏 刘华 陈晶 吴亚岑

《中华物理医学与康复杂志》编辑部

2021年5月