

DOI:10.19651/j.cnki.emt.2518232

压力相似度模型的人体侧翻状态估计^{*}

孙超越¹ 潘国新² 刘甜¹ 王书涵¹ 苏鹏¹

(1. 北京信息科技大学机电工程学院 北京 100192; 2. 国家康复辅具研究中心北京市老年功能障碍康复辅助技术重点实验室民政部神经功能信息与康复工程重点实验室 北京 100176)

摘要: 侧翻是失能人群护理的重要环节,由装置自主执行侧翻流程已成为无人护理发展的重要任务之一。为提升侧翻类装置的安全性与智能性,以人体侧翻过程中必然会产生压力信息作为核心指标,构建相关模型估计人体侧翻状态并指导控制系统执行。采用分析力学由人体侧翻过程中肩部与臀部七个压力点构造矩阵函数,依据解剖学原理将身高与体重作为可变参数,实现模型的主动适应。通过余弦相似度与皮尔逊相关系数共同评估实际压力与理论压力,最小相似度能够达到 0.826 9,提升模型抗干扰能力,实现人体侧翻状态的估计。构建的人体侧翻状态估计模型进一步分析了失能人群的侧翻动作,对康复辅具智能化、健康状态评估以及居家常态化照护等方面具有重要意义。

关键词: 分析力学;压力特征;余弦相似度;压疮预防;行为分析

中图分类号: TN98 文献标识码: A 国家标准学科分类代码: 460.99

Estimation of human lateral roll state based on pressure similarity model

Sun Chaoyue¹ Pan Guoxin² Liu Tian¹ Wang Shuhan¹ Su Peng¹

(1. School of Electromechanical Engineering, Beijing Information Science and Technology University, Beijing 100192, China;

2. Beijing Key Laboratory of Rehabilitation Technical Aids for Old-Age Disability and Key Laboratory of Neuro-functional Information and Rehabilitation Engineering of the Ministry of Civil Affairs, National Research Center for Rehabilitation Technical Aids, Beijing 100176, China)

Abstract: Lateral turning is a critical aspect of nursing care for individuals with disabilities, and the autonomous execution of the lateral turning process by devices has become one of the key tasks in the development of unmanned nursing care. To enhance the safety and intelligence of lateral turning devices, pressure information, which is inevitably generated during the human lateral turning process, is utilized as a core indicator to construct a model for estimating the human lateral turning state and guiding the control system's execution. Analytical mechanics is employed to construct a matrix function from seven pressure points at the shoulders and hips during the lateral turning process. Based on anatomical principles, height and weight are incorporated as variable parameters to achieve active adaptation of the model. Cosine similarity and Pearson correlation coefficient are employed to jointly assess actual and theoretical pressure, yielding a minimum similarity of 0.826 9, thereby improving the model's robustness and enabling human rollover state estimation. The constructed human lateral turning state estimation model further analyzes the lateral turning movements of individuals with disabilities, which holds significant implications for the intelligentization of rehabilitation aids, health status assessment, and routine home care.

Keywords: analytical mechanics; pressure characteristics; cosine similarity; pressure ulcer prevention; behavioral analysis

0 引言

失能率大幅增长是人口老龄化伴随的重要问题之一,

也是全球各国飞速发展无法避免的关键问题^[1]。失能人群需要专业的长期护理,仅采用人工护理会消耗大量的人力与物力,对本就匮乏的护理行业带来了极大的负担^[2]。辅

收稿日期:2025-03-03

* 基金项目:民政部重点实验室及工程技术研究中心开放课题(102118170090010009004)、国家自然科学基金青年科学基金(52005045)项目资助

助翻身是失能人群护理环节中最主要也是最频繁的动作,定期翻身能够缓解失能人群局部压力,防止压疮的产生^[3]。压疮主要出现在臀部以及肩部,这是因为人体在卧姿状态下的压力主要集中在臀部与肩部,因此臀部与肩部也包含了更多的人体躺卧信息^[4]。通过相似度分析人体躯干压力特征对压疮预防、康复辅具智能化以及人体健康指标检测等领域具有极大的意义。

人体力学特性一般通过人体解剖学、运动生理学以及分析力学等方式建立抽象的人体模型,进而结合仿真与实验验证确定可靠的理论模型^[5]。Pecolt 等^[6]采用分析力学方法建立了 14 段人体模型,通过对不同段施加载荷的方法,分析各个关节所承受的载荷,能够模拟出多种康复环境的关节载荷。但此模型以固定人体的参数进行分析,更换实验对象后模型的预测结果会有所降低。Serbest 等^[7]采用具有数据可变性的人工神经网络,搭建出能够预测不同个体关节扭矩的网络模型,借助人工智能的学习能力有效规避了复杂的数学计算。这种方法虽弥补了个体差异,但其采用肌电信号间接估计关节力矩,对数据来源提出了较高的要求。以理论模型为基础,搭建可靠的装置系统是关节力矩估计的主要目标之一。林如海等^[8]建立具有 12 个自由度的航天服下肢关节系统,并采用经典的 D-H 分析法与拉格朗日动力学分析不同状态下的髋关节、膝关节和踝关节的力矩变化,以此评价航天服的质量。装置的人机关系一般通过最大载荷来评价,而人体状态需要通过搭建的力学关系反向估计。将相关人体模型与具体动作相结合,建立针对某一动作较为准确的运动学模型,进而反向推断人体在不同受力情况下的真实状态。Su 等^[9]从解剖学角度入手,将光学运动捕捉与刚体建模相结合,获取肩部与臀部在侧翻动作过程中的轨迹信息,提升装置的人机相容性,为侧翻力模型打下基础。Bedolla-Martinez 等^[10]对比多种不同关节旋转角度的估计方法,在此基础上提出一种基于高斯过程的实时人体逆运动学方法,指导外骨骼装置自主优化轨迹,提升装置的可控性。贾海海等^[11]分析人体复合训练设备的结构特点,根据逆运动学提出的人体过载值以及过载瞬间的人体状态,以此指导控制系统的执行。在现有研究基础上,通过分析失能人群侧翻过程的压力模型,评估人体侧翻状态并指导装置的执行,有效避免了失能人群无法直接表述使用感受所带来的潜在危险。

人体臀部和肩部特定位置具有更多的压力特征,根据人体的生物力学分析以及压力云图,对 7 个位置的压力建立矩阵函数,并依据人体解剖学将身高与体重作为矩阵函数中的参数,实现矩阵模型的主动调整。采用薄膜压力传感器获取实际压力数值,结合压力函数矩阵反向求解人体的理论侧翻状态。通过余弦相似度与皮尔逊相关系数共同评估实际压力数值与理论压力数值的相似性,依据实验设定相似度评判准则,为装备的智能化打下基础。

1 方 法

1.1 人体侧翻支撑力矩阵模型

躺卧状态下,人体会对床面不同位置产生不同的压力,而在侧翻过程中,人体并不是所有部位都接触床面的,因此选择持续有效的压力位置点对分析人体侧翻状态至关重要。人体卧姿压力主要集中在躯干部分,相关研究通过压力性损伤易发部位的人体侧翻实验,说明了肩胛骨、脊骨、髋骨、骶骨附近的肌肉为更易于产生压疮,因此选择左右肩胛骨、两侧肩胛骨中点、两侧髋骨内外侧为首要分析位置^[12]。基于生物力学,相关研究发现由肩部侧翻支链及臀部侧翻支链构成的仰卧位侧翻康复辅助机器人具有良好的辅助翻身效果^[13]。其中肩部侧翻支链由两个小支链块和一个大支链块构成,对应人体肩胛骨及其骨突的几个主要受力点,臀部侧翻支链由 4 个小支链块构成,对应臀部压疮易发位置。通过 7 个关键位置的压力数值,能够反向推断出人体的侧翻角度以及支链状态,而当压力数值出现较大偏差时,可以依靠数据推断出人体侧翻过程出现特殊情况。

侧翻支链在理论运动过程中保持平稳运行,不会出现角度骤增的情况,静力学对分析装置在特定角度下的受力情况具有较佳的效果。静力学方程包括 3 个方向上的力平衡方程以及力矩平衡方程,最多求解 6 个空间力,通过实验增加特殊条件能够求解更多的力关系^[14]。侧翻支链具有特殊的运动特性,所有支链按照固定的运动顺序运动,能够通过运动分析获得任意角度装置上任意点的位置。以肩部侧翻支链左侧翻为例,运动开始时最右侧的末端支链绕自身左侧铰接位置翻转 20°,随后与其相邻的中间侧翻支链开始翻转 20°,其余支链按照此规律继续翻转。臀部支链与肩部支链运动方式相似,不同的是臀部支链具有 4 个支链块,在臀部支链运动过程中,两侧的末端支链块与肩部支链同时启停,中间两个支链块支撑高度与肩部支链中间的支链块最右侧相同,其运动方式如图 1 所示。

以侧翻支链为分析对象,在侧翻支链辅助人体翻转的过程中,人体对支链产生垂直于支链平面向下的压力,同时支链受到床面的支撑力以及柔性绳拉动支链所产生的扭转会,整个过程分析较为复杂。以人体为分析对象时,人体受到重力以及侧翻支链的平衡力,这些力在瞬时保持平衡,受力分析较为简单。左右侧翻运动具有相似性,以左侧翻为例进行分析。在侧翻过程中,人体与支链块的接触面积是随机的,为方便分析,假定人体对侧翻支链产生较为均匀的压力,并且压力面为支链固定端与侧翻端连线所形成的平面。

整个侧翻阶段的因变量为 7 个侧翻支链的转动角度,难以建立统一的坐标系,而人体的翻身角度是最直接也是最统一的变化量。因此以人体为分析对象,采用几何计算的方式将支链侧翻角度转换为人体侧翻角度。人体是紧密接触侧翻支链的,以支链末端与始端的连线表示人体冠状

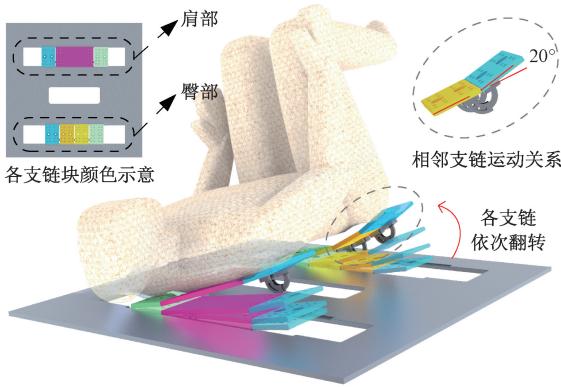


图 1 侧翻支链按顺序相继翻转

Fig. 1 Sequential rollover of the lateral chain

面,将此线段与 y 轴的夹角作为人体侧翻角度。依据几何数学分析,肩部支链与臀部支链的末端点坐标分别为:

$$\begin{cases} m_z = \sum_{i=1}^n l_i \sin\left(\sum_{j=1}^i \theta_j\right) \\ m_y = \sum_{i=1}^n l_i \cos\left(\sum_{j=1}^i \theta_j\right) \end{cases} \quad (1)$$

式中: l_i 表示对应支链的长度, $n = 3$ 时表示肩部侧翻支链的末端点位置, $n = 4$ 时表示臀部侧翻支链的末端点位置。因此人体侧翻角度可以表示为:

$$\theta_h = \tan^{-1}(m_z/m_y) \quad (2)$$

式(1)、(2)将 7 个支链的侧翻角度转换至人体侧翻角度上,从而统一因变量并建立对应的位置关系,为支撑力矩阵模型的建立打下基础。

以人体为分析对象,将支链块对人体产生垂直于支链块平面的力命名为 F_i ,每个支撑力都对应一个摩擦力 f_i ,同时支链块在转动时以一侧的铰接块为圆心进行旋转,其转动的角度设为 θ_i 。将肩部侧翻支链的最左侧铰接点设定为原点,沿支链从最左侧铰接点向右作为 y 轴正方向,以垂直于支链平面向上的为 z 轴正方向,按照右手法则建立笛卡尔坐标系 O_1 。在此基础上,在 O_1 坐标系的 x 轴上建立人体质心坐标系 O 以及臀部支链坐标系 O_2 ,其中人体质心坐标系的 y 轴方向指向人体质心^[15], O_2 坐标系的 y 轴方向指向臀部右侧。将肩部侧翻支链从左至右分别命名为支链 1~3,臀部支链从左至右分别命名为支链 4~7。小支链块的长度为 $l_s = 70$ mm,长支链块的长度为 $l_b = 180$ mm。臀部支链沿着 y 轴正方向偏移 20 mm,使得肩部支链与臀部支链的中心在一个 x 方向上,建立的坐标系及力系如图 2 所示。

侧翻支链的这种运动方式相当于每条支链同时只有一个翻转铰接位置在运动,因此每个支链都可以看作两个刚体铰接运动,将刚体上所有方向的力简化至特定位置,分析力的数量能够减少至 4 个。以臀部支链块的运动顺序为准,将整个侧翻运动划分为 4 个阶段,每个阶段均将一条支

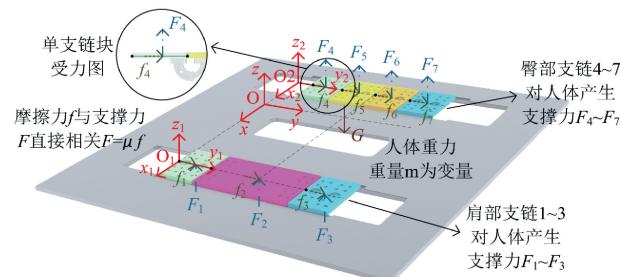


图 2 侧翻支链对人体产生的作用力

Fig. 2 Impact forces on the human body caused by the lateral rollover chain

链看作两个刚体的铰接运动。第 1 阶段肩部侧翻支链 3 与臀部侧翻支链 7 共同翻转至 20°,第 2 个侧翻阶段臀部侧翻支链 6 翻转 20°,同时保持人体肩部与臀部侧翻角度相同的前提下驱动肩部支链 2,第 3 阶段肩部支链 2 与臀部支链 5 翻转至 20°,第 4 个阶段肩部支链 1 与臀部支链 4 侧翻至 20°。每个阶段均有不同的合力形式,其中第 2 个阶段包括了所有可能的分析形式。

在第 2 个侧翻动作中,肩部支链块 1 为一个静止的刚体,支链块 2 与支链块 3 为另一个的刚体,并绕着支链块 1 的刚体旋转。臀部支链块 4 与支链块 5 为一个刚体,支链块 6 与支链块 7 为另一个刚体,并绕着支链块 4 与支链块 5 构成的刚体旋转。将同一个刚体上的力简化为一个合力,并将力的作用点平移至合成刚体首尾相接线的中心位置, F_2 与 F_3 合成合力 F_{2H1} 与合力矩 M_{2H1} , F_4 与 F_5 合成合力 F_{2H2} 与合力矩 M_{2H2} , F_6 与 F_7 合成合力 F_{2H3} 与合力矩 M_{2H3} 。简化力系如图 3 所示。

此阶段的合力存在关系 $F_{2H1} = F_2 + F_3 \cos 20^\circ$, $F_{2H2} = F_4 + F_5 + F_6$, $F_{2H3} = F_6 + F_7 \cos 20^\circ$ 。合力矩与位置相关,依据几何关系能够分析出 F_i 在对应支链坐标系中的坐标位置为 $[x_i, y_i]$,其计算公式如下:

$$l_{2H1} = \sqrt{l_{2H1a}^2 + l_{2H1b}^2} \quad (3)$$

$$l_{2H1a} = l_b \cos \theta_2 + l_s \cos(\theta_2 + 20^\circ) \quad (4)$$

$$l_{2H1b} = l_b \sin \theta_2 + l_s \sin(\theta_2 + 20^\circ) \quad (5)$$

$$\theta_{2H1} = \tan^{-1}(l_{2H1b}/l_{2H1a}) \quad (6)$$

$$l_{2H2} = 2l_s, \theta_{2H2} = 0^\circ \quad (7)$$

$$l_{2H3} = l_s \sqrt{l_{2H3a}^2 + l_{2H3b}^2} \quad (8)$$

$$l_{2H3a} = \cos \theta_6 + \cos(\theta_6 + 20^\circ) \quad (9)$$

$$l_{2H3b} = \sin \theta_6 + \sin(\theta_6 + 20^\circ) \quad (10)$$

$$\theta_{2H3} = \tan^{-1}(l_{2H3b}/l_{2H3a}) \quad (11)$$

$$\begin{cases} x_{2H1} = l_s + (l_{2H1} \cos \theta_{2H1})/2 \\ y_{2H1} = (l_{2H1} \sin \theta_{2H1})/2 \end{cases} \quad (12)$$

$$\begin{cases} x_{2H2} = 0.02 + l_s \\ y_{2H2} = 0 \end{cases} \quad (13)$$

$$\begin{cases} x_{2H3} = 0.02 + 2l_s + (l_{2H3} \cos \theta_{2H3})/2 \\ y_{2H3} = (l_{2H3} \sin \theta_{2H3})/2 \end{cases} \quad (14)$$

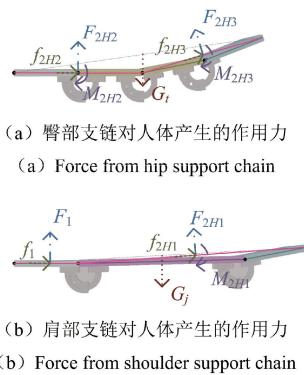


图 3 第 2 阶段合力效果图

Fig. 3 Resultant force diagram during the second phase

通过人体侧翻实验,已经获得了人体侧翻过程中质心位置的变化以及肩部支链和臀部支链末端的侧翻力大小,这些分析结果对于支链静力学分析至关重要^[16]。依据实验所得肩部支链与臀部支链侧翻力的比例,能够将人体重力简化至肩部支链与臀部支链上,从而有效地将人体受力系统简化为独立的两个刚体系统。依据人体重心在 y 轴上的坐标值,确定独立力系中人体重心的位置,此时力系中的力转化为支链对人体的支撑力以及人体对支链的压力。肩部与臀部侧翻支链辅助力的比例是变化的,在不同的角度下肩部支链和臀部支链所承受的重力比例不同,因此肩部支链与臀部支链所承担的压力也是非线性变化的,假设肩部支链所承受的压力为 G_j ,臀部支链所承受的压力为 G_t ,则存在关系 $G_j/G_t = F_{fz}/F_{ft}$ 。肩部与臀部支链的静力学分析如下:

$$\begin{cases} \mu F_1 + (\mu \cos\theta_2 - \sin\theta_2) F_{2H1} = 0 \\ F_1 + (\mu \sin\theta_2 - \cos\theta_2) F_{2H1} = G_j \\ 0.035 F_{1H1} + c_{1H1} F_{2H1} = G_j y_g \end{cases} \quad (15)$$

$$c_{1H1} = 0.07(\mu \sin\theta_2 + \cos\theta_2) + 0.125 \quad (16)$$

$$\begin{cases} \mu F_{2H2} + (\mu \cos\theta_6 - \sin\theta_6) F_{2H3} = 0 \\ F_{2H2} + (\mu \sin\theta_6 - \cos\theta_6) F_{2H3} = G_t \\ 0.09 F_{1H1} + c_{2H2} = G_t y_g \end{cases} \quad (17)$$

$$c_{2H2} = (0.6 \mu \sin\theta_6 + 0.16 \cos\theta_6) F_{2H3} + 0.07 \quad (18)$$

式中: y_g 表示质心位置在人体质心坐标系中的 y 轴位置,依据人体侧翻质心轨迹实验获得。

在肩部以及臀部支链独立分析的基础上,将其视为一个系统分析两条支链对人体产生的支撑力。静力学方程如下:

$$\begin{cases} \sum f_a \cos\theta_a - \sum F_a \sin\theta_a = 0 \\ \sum f_a \sin\theta_a - \sum F_a \cos\theta_a = G \\ F_{jy} \cos\theta_a - F_{ty} L_t = G x_G \\ \sum (f_a \cos\theta_a - F_a \sin\theta_a) L_{ax} + \\ \sum (F_a \cos\theta_a - f_a \sin\theta_a) L_{ay} = -G y_g \end{cases} \quad (19)$$

式中: a 为 1、2H1、2H2、2H3, x_G 为人体质心在质心坐标

系的 x 坐标, F_{jy} 为肩部支链上 y 轴方向的全部力分量, F_{ty} 为肩部支链上 y 轴方向的全部力分量, f_a 和 F_a 分别为力系中的所有摩擦力与支撑力, L_{ax} 与 L_{ay} 分别为力的作用点在对应坐标系中的 x 与 y 坐标, L_j 为人体质心到肩部支链在 x 轴方向上的距离, L_t 为人体质心到臀部支链在 x 轴方向上的距离, H 为个体的身高。

$$F_{jy} = \sum F_j \cos\theta_j + \sum f_j \sin\theta_j \quad (20)$$

式中: j 为 1、2H1。

$$F_{ty} = \sum F_t \cos\theta_t + \sum f_t \sin\theta_t \quad (21)$$

式中: t 为 2H2、2H3。

式(14)、(15)涉及身高,通过中国人平均身高与肢体参数的关系,能够确定标准人体身高与质心的关系^[17]。依此将公式中的参数设定为 $L_j = 0.306H$, $L_t = 0.122H$, 为方程引入第 2 个可变参量。侧翻阶段三包含了所有的合力类型,其分析方法能够应用在其余侧翻阶段中,通过由人体质心决定的侧翻力位置,将完整支链侧翻角度与人体所受支撑力联系在一起。联立单独支链的非齐次线性方程组,将静力学方程转化为简洁的矩阵形式,依靠增广矩阵的秩确定方程解的个数。模型中虽然包含体重 m 以及身高 H ,但是仅依靠理论模型作为标准会导致整个系统准确度要求过高,采用相似度进行状态的评估会使得整个系统更加稳定。

1.2 支撑力相似度评估

侧翻力矩阵模型中涉及到人体身高体重等参数,这些参数能够通过平躺状态下的压力图像分析获得,进而准确预测出任意侧翻角度下的理论力^[18]。目前通过压力云图估计参与者体重以及身高的结果并不完善,采用唯一值对应的方式建立估计模型很可能导致系统的失效。因此以理论力模型为基础,基于曲线相似度分析合理的安全域对整个预测模型尤为重要。

除了个体身体参数估计错误外,还存在设备运行导致的数据波动及位移等情况。辅助侧翻装备在侧翻过程中由一个伺服电机驱动,传动过程中涉及到柔性绳牵引、锥齿轮传动和键连接等。运行过程中可能出现的意外情况包括但不限于侧翻支链震动造成的侧翻力数值波动情况,由齿轮断裂或人体运动带来的侧翻力骤变,初始预测人体身体参数不准确导致的数据上下偏移以及信息传输引起的数据滞后等情况。

采用 MD30-60 薄膜压力传感器与 NOKOV 动态捕捉系统共同搭建侧翻力检测与侧翻异常模拟实验,模拟真实侧翻情况下的七个实际力,并按照力合成关系将其合成为侧翻力矩阵函数中的求解力。薄膜压力传感器的量程为 0~50 kg,采样频率为 10 Hz。动态捕捉系统的摄像头具有 1 200 万像素的分辨率,镜头频率达到 240 fps/Hz。将动态捕捉系统的反光点分别粘贴在志愿者的头部、肩膀、手部以及腰部等位置,采用 6 个摄像头捕捉志愿者身上的反光点位置,分析人体侧翻角度。将压力传感器布置在侧翻支链

块上能够覆盖所有压疮易发位置,为矩阵模型提供有力依据。其中大支链块位于肩胛骨中间,分配两个压力传感器精准捕捉肩胛骨位置压力变化,臀部支链的四个小支链分别设置有一个压力传感器,这种布置方式能够保证关键压力数据的连续性,保证采集数据的完整性。通过传感器作用面积与支链面积关系修正实验数据,实验对象的体重涵盖 50~70 kg,身高范围为 165~180 cm。实验开始时,志愿者分别完成理想情况、突然主动施力、外力抖动侧翻支链以及附加外部载荷情况下的侧翻动作,每组进行 5 次,一位实验对象能够获取 20 组侧翻力数据,具体实验场景如图 4 所示。



图 4 人体侧翻角度及压力数据采集试验台
Fig. 4 Test bench for measuring human body rollover angles and pressure data

余弦相似度通过衡量两条曲线之间的夹角,评价两条曲线整体的相似性,以此设定数据趋势偏移的夹角范围与模型的安全域。以原点为起点,将实际曲线和理论曲线上点作为终点,能够产生两个不断变化的向量,通过两个向量的夹角变化量评判实际数据与理论数据的关系。进一步通过求导分析夹角的变化程度,当两条曲线的夹角保持恒定值时导数为 0。依据实验结果分析正常情况下的导数范围,从而对数据相似性完成初步评价。

通过两条曲线的夹角设定模型的安全域,需要保证第一个实际数据点与理论数据点对齐,并且不能存在数据缺失的情况。皮尔逊相关系数以存在的点进行分析,能够评价实际数据在理论数据周围的分布情况。以皮尔逊相关系数分析实验数据与理论模型的相似度,依据相似度结果设定由皮尔逊相关系数评价的安全域范围。皮尔逊相关系数进一步补充评价实际曲线与理论曲线的差距,与余弦相似度共同构建相似度评估模型,从而构建完整的人体侧翻状态估计模型。

2 结果与分析

正常情况下各支链的极限侧翻角度为 20°,在理论模型的基础上拓展翻转角度,提供更多的数据保证整体数据连续。其中支链块的角度由光学运动捕捉系统贴点捕捉,并由支链末端的一个反光点与台面上的固定反光点推算,人体侧翻角度由人身上的反光点间接推算。以末端支链的侧翻角度为横坐标,肩部侧翻支链与臀部侧翻支链对应的人体侧翻角度如图 5 所示。

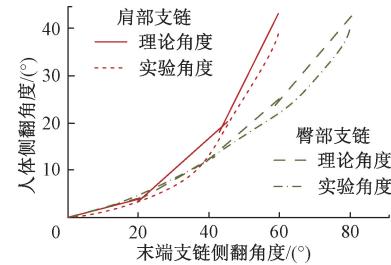


图 5 侧翻支链与人体侧翻角度的关系

Fig. 5 Relationship between the lateral rollover chain and the human body rollover angle

图 5 每个支链增加 3° 的翻转范围,从而将翻转角度修改 -3°~23°,同时将其与动态捕捉系统捕捉到的人体侧翻角度进行对比。其中直线和点线分别代表肩部支链的理论角度与实验角度,虚线与点划线分别代表臀部支链的理论角度与实验角度。人体侧翻角度的实验曲线略低于理论曲线,这是因为侧翻支链为柔性控制,有载荷的状态下会下压支链,导致支链会延迟到达理论位置。但整体变化趋势与理论模型趋势相似,能够实现支链角度与人体侧翻角度的转化。

压力矩阵函数中的参数包括摩擦系数、人体体重与身高,其中摩擦系数与运行环境相关,并且无法通过系统自动判断。医用床单、铝金属以及钢的摩擦系数分别为 0.15、0.17 和 0.33,同时人体与衣物的摩擦系数与衣物材料直接相关,常用的取值范围为 0.58~1.24^[19-20],理论模型首先假定摩擦系数为 1.1。人体的体重可以通过人体平躺在床上的压力云图分析获得,身高分析依靠阵列式压力传感器类型确定,通过两端极限位置感受到的压力即可简单分析出身高参数。压力矩阵函数输入 $m=65 \text{ kg}$, $H=1.75 \text{ m}$,理想状态下模型侧翻力如图 6 所示。

侧翻过程中每个支链有两个刚体铰接,将两个刚体分别命名为第一刚体与第二刚体,第一刚体靠近固定端,第二刚体靠近翻转端。图 6 中圆形点线与三角形点线代表肩部第一刚体与第二刚体,方形点线与星形点线代表臀部第一刚体与第二刚体。肩部支链与臀部支链第二刚体的合力在 4 个侧翻过程中均呈减小趋势,同时第一支链基本呈现增加的趋势,这是因为翻身过程中人体的全部重量逐渐压在支链固定端。在第 2 阶段与第 3 阶段中为保证末端高

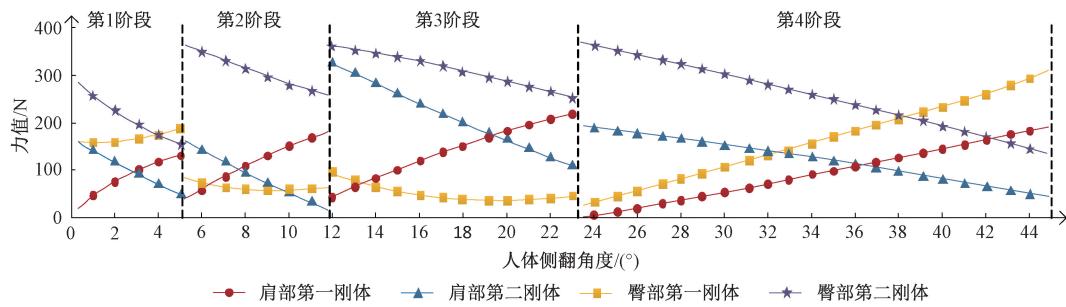


图 6 侧翻支链与人体侧翻角度的关系

Fig. 6 Correlation between the lateral rollover chain and the human body rollover angle

度一致,两条支链独立的侧翻角度有所差异,因此固定端的刚体会承受更多的力。

试验台共设置有 8 个薄膜压力传感器,分别记录正常侧翻与异常侧翻动作产生的压力。所有志愿者的压力数据在正常侧翻过程中具有相近的趋势,以身高和体重更符合中国人群的志愿者数据为例,正常侧翻过程中的 8 个薄膜压力传感器数值变化如图 7 所示。

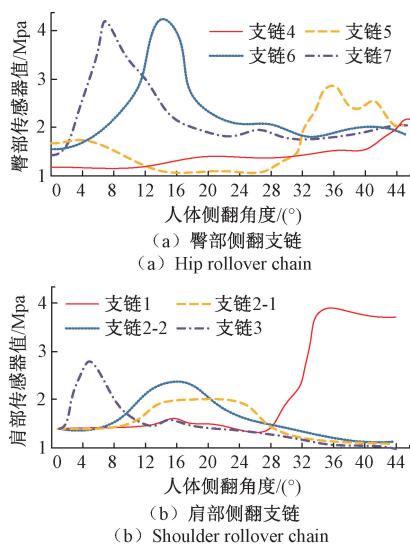


图 7 侧翻过程中 8 个薄膜压力传感器数值

Fig. 7 Pressure values recorded by eight thin-film sensors during the rollover process

图 7(a)与(b)分别表示人体侧翻运动过程中,肩部与臀部 4 个传感器的实际值。图 7(a)中臀部侧翻支链 4~7 分别由实线、虚线、点线以及点划线表示,图 7(b)中肩部侧翻支链 1~3 以同样的线型顺序表示。正常侧翻过程中,会产生力偏移的情况,末端的支链首先承受较大的载荷,当末端支链达到一定角度后支撑力将减少,并叠加至相邻的支链,这一现象在肩部支链的支链 2-1 与 2-2 上有较为明显的体现。

为了更直观地展示这一现象,各支链上传感器数据的热力图如图 8 所示。

图 8 分别表示了臀部支链和肩部支链在侧翻过程中压

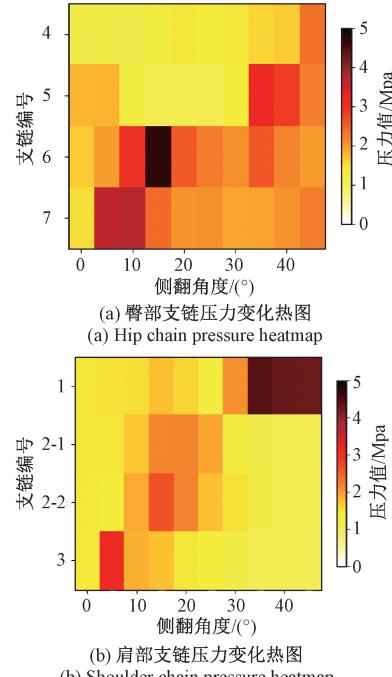


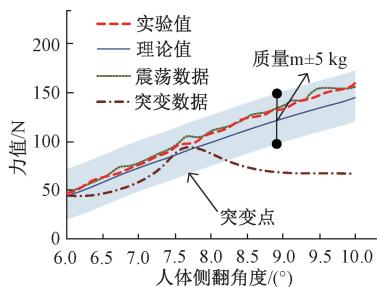
图 8 传感器数值热力图

Fig. 8 Heatmap of sensor data values

力传感器数据变化的热力图,两张图的横坐标均为侧翻角度,范围以 5°为间隔范围设定在 0°~45°,纵坐标轴为各支链编号。两张图均以 0~5 MPa 为热力色带的范围,增强两张图片的可读性。从图中可以清晰看出,在侧翻过程中,压强峰值从支链抬升的一侧逐渐偏移至侧翻固定侧。

以实验结果为基础,将其按照力矩矩阵模型中的合力进行合成,从而形成实验对照组。其中,阶段二的 F_{2H2} 实验力与理论力如图 9 所示。

图 9 中虚线为薄膜压力传感器合成的力,实线为矩阵函数按照参与者体重与身高预测的力变化曲线,点线为实验过程中依靠外力摇晃支链至参与者出现不适感对应的震荡数据,点划线为外力拖动支链变化所产生的突变数据。经过模拟,当外力使得支链抖动幅度达到 2 cm 时会产生轻微不适,3 cm 时所有志愿者均出现不适反应。为保证安全性,产生振动数据的外力抖动赋值规定为 2.2 cm。突变数

图 9 合力 F_{2H2} 的实验力与理论力Fig. 9 Experimental and theoretical forces of the F_{2H2}

据通过施 2 kg 的重物而产生,实验前在支链下方固定好挂钩,但人体侧翻至一定角度后快速挂上重物,模拟突变数据。重力的实验值与理论值保持线性关系,改变输入质量会导致数据整体上下偏移,但总体不会发生太大变化。因此矩阵函数模型能够较好地模拟真实侧翻过程中的支撑力变化情况。

震荡数据和突变数据属于装置在运行过程中可能出现的特殊情况,其中震荡函数已经导致参与者产生不适感。采用余弦相似度分析上述数据所得结果如图 10 所示。

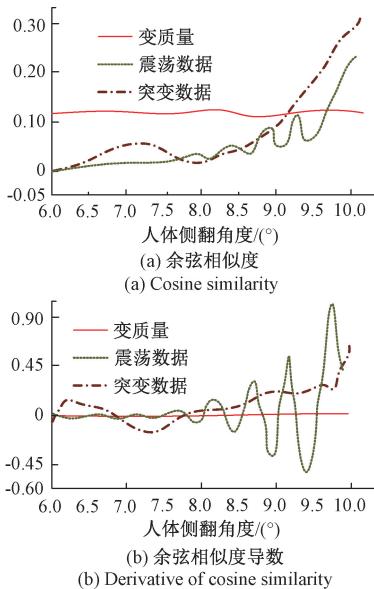


图 10 数据样本的余弦相似度

Fig. 10 Cosine similarity of the data samples

图 10(a)与(b)分别代表 3 种不同数据样本在余弦相似度下的取值,纵坐标为标量。其中红色实线表示改变质量之后的数据样本,绿色点线表示震荡数据样本,棕色点划线表示突变数据样本。以余弦相似度为标准时难以确定准确的安全域,但将余弦相似度对横坐标求导后,数据围绕 0 进行波动。其中变质量数据样本导致的变化最小,震荡数据同样围绕着 0 进行波动,但会导致突变函数也减少了影响。仅采用余弦相似度的导数时,首先以 1.05 为安全域,在此基础上观察皮尔逊相关系数的变化。

皮尔逊相关系数能够体现两个变量之间的关联性,因此采用皮尔逊相关系数对实验数据进行分析,测试皮尔逊相关系数对不同情况的敏感程度,分析结果如表 1 所示。

表 1 数据样本的皮尔逊相关系数

Table 1 Pearson correlation coefficient of data samples

方法	变质量	震荡	突变
余弦相似度	0.999 0	0.984 2	0.842 6
皮尔逊相关系数	0.999 4	0.981 9	0.826 9

由整体数据来看,皮尔逊相关系数对两组完整的数据具有更高的敏感性,在突变数据上的相关系数达到了 0.826 9,相较于余弦相似度低了两个百分点。对于人体侧翻压力数据而言,皮尔逊相关系数展现出优于余弦相似度的优势,但在数据量较小时容易出现误判情况。因此在低样本量时采用余弦相似度及其导数进行数据异常判断,并对正常的数据进一步分析人体侧翻角度,装置运行中期加入皮尔逊相关系数辅助判断,以此实现人体侧翻状态的全程估计。

3 讨 论

人体状态一般通过佩戴传感器获得,为避免大量传感器接触人体带来的不适感,通过设备的运行情况进行估计能够避免这一问题^[21]。特别是位置与姿态等外在的物理信息,基于生物力学与解剖学原理,通过几个关键位置的信息即可完成估计目标^[22]。合理的生物力学分析能够构建出针对人体某一位置的特定模型,从而指导医疗及制造业等相关行业的发展^[23]。对于人体侧翻状态而言,压力是必然会产生信息,并且不同身材的人以相同姿态翻身会产生具有相关性的压力数据,通过特定位置的压力数据组合能够推断出人体的翻身角度。

采用生物力学及静力学分析总结人体侧翻动作的力学模型,能够作为人体侧翻状态的估计基础。但人体是一个较为复杂的力学系统,采用力学分析需要设定部分合理前提条件,进而建立出准确度较高的函数模型^[24]。静力学模型中位置与力较为关键,这两个参数分别对应人体的身高与体重,同时身高与体重进一步对应身体质量指数。仅改变身高与体重之一的参数,并不能完全保证力学矩阵函数趋势完全一致,通过身体质量指数建立人体侧翻过程的静力学模型具有进一步研究的价值。

数据唯一会导致整个系统抗干扰能力差,从而影响控制系统的正常运行^[25]。设定安全域能够使得系统在面对微小变动时维持设备的安全运行。对于压力矩阵函数与实际压力之间的差异,采用余弦相似度与皮尔逊相关系数等方式对实验数据进行分析,进而建立安全域范围^[26]。但无论是余弦相似度还是皮尔逊相关系数,对于传输延迟等原因造成的数据滞后情况仍然不够理想。动态核相关能够计

算数据左右偏移后的相似性,从而补偿理论数据的偏移量^[27]。

通过静力学建立人体侧翻压力函数,采用余弦相似度对实际数据进行分析估计,为人体侧翻状态估计打下基础,但估计结果仍然具有进一步研究的价值。

4 结 论

人体状态估计是人机交互相关任务的重要环节,对于不能表达自身感受的失能人群而言更为关键,而定期侧翻则是失能人群日常护理任务中最常用的动作。针对柔性仰卧位侧翻康复辅助机器人,通过静力学分析人体侧翻过程中七个关键位置的压力,建立包含人体质量与身高的侧翻矩阵函数。采用相似度方法估计实际压力数据与理论压力数据的相似性,使得装置具有判断人体侧翻角度以及侧翻过程安全性的能力。侧翻矩阵函数与相似度算法共同构成人体侧翻模型,提高了医疗康复设备的智能化,对机械装置控制系统的智能化发展具有重要意义。

参考文献

- [1] 程明梅,杨华磊.中国城镇失能老年人口规模及养老服务需求预测[J].北京社会科学,2024(3): 114-128.
CHENG M M, YANG H L. The scale of disabled elderly population and the demand for elderly care services in urban China: A forecast[J]. Beijing Social Sciences, 2024(3): 114-128.
- [2] 彭希哲,艾静怡.长期护理政策的国际经验与中国探索[J].社会保障评论,2024, 8(2): 89-107.
PENG X ZH, AI J Y. International experiences in long-term care policies and China's explorations[J]. Social Security Review, 2024, 8(2): 89-107.
- [3] 张园,王伟.失能老年人口规模及其照护时间需求预测[J].人口研究,2021, 45(6): 16.
ZHANG Y, WANG W. Forecasting the population size of the disabled older people and their care time needs[J]. Population Research, 2021, 45(6): 16.
- [4] 伦庆龙,苏鹏,卢达,等.辅助仰卧位侧翻过程压疮易发部位的生物力学建模与实验研究[J].中国生物医学工程学报,2022, 41(3): 310-319.
LUN Q L, SU P, LU D, et al. Biomechanical modeling and experimental study of pressure ulcer-prone areas during assisted supine lateral turning[J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering, 2022, 41(3): 310-319.
- [5] 刘程林,郝卫亚,霍波.运动生物力学发展现状及挑战[J].力学进展,2023, 53(1): 198-238.
LIU CH L, HAO W Y, HUO B. Current development and challenges in sports biomechanics[J]. Advances in Mechanics, 2023, 53(1): 198-238.
- [6] PECOLT S, BLAZEJEWSKI A, KROLIKOWSKI T, et al. Multi-segment, spatial biomechanical model of a human body[J]. Procedia Computer Science, 2022, 207: 272-281.
- [7] SERBEST K, OZKAN T M, CILLI M. Estimation of joint torques using an artificial neural network model based on kinematic and anthropometric data [J]. Neural Computing and Applications, 2023, 35(17): 12513-12529.
- [8] 林如海,谢晓梅,李钰新,等.舱外航天服-航天员下肢系统动力学建模与分析[J].载人航天,2019, 25(1): 98-106.
LIN R H, XIE X M, LI Y X, et al. Dynamic modeling and analysis of the extravehicular spacesuit-astronaut lower limb system[J]. Manned Spaceflight, 2019, 25(1): 98-106.
- [9] SU P, ZHANG Y L, LUN Q L, et al. Design and load kinematics analysis of rollover rehabilitation mechanism fitting human motion curve [J]. Micromachines, 2022, 13(12): 2064.
- [10] BEDOLLA-MARTINEZ D, KALI Y, SAAD M, et al. Learning human inverse kinematics solutions for redundant robotic upper-limb rehabilitation [J]. Engineering Applications of Artificial Intelligence, 2023, 126(Part C): 106966.
- [11] 贾海海,周好斌,张春烨.人体复合训练设备的逆运动学分析及仿真[J].机电工程技术,2024, 53(3): 221-224.
JIA H H, ZHOU H B, ZHANG C H. Inverse kinematics analysis and simulation of human body composite training equipment [J]. Mechanical and Electrical Engineering Technology, 2024, 53 (3): 221-224.
- [12] SU P, LUN Q L, LU D, et al. Biomechanical changes on the typical sites of pressure ulcers in the process of turning over from supine position: Theoretical analysis, simulation, and experiment [J]. Annals of Biomedical Engineering, 2022, 50(6): 654-665.
- [13] 苏鹏,卢达,伦庆龙,等.基于运动轨迹图形拟合的辅助人体侧翻机构设计研究[J].图学学报,2020, 41(6): 993-1000.
SU P, LU D, LUN Q L, et al. Design of aided mechanism configuration for human body turning-over based on motion trajectory fitting [J]. Journal of Graphics, 2020, 41(6): 993-1000.
- [14] SANCHEZ J, SCHREYER H, SULSKY D, et al. Solving quasi-static equations with the material-point method [J]. International Journal for Numerical

- Methods in Engineering, 2015, 103(1): 60-78.
- [15] FRANCESCO L, LUCA R, ALBERTO M, et al. Comparison of three-dimensional body centre of mass trajectories during locomotion through zero-and one-dimensional statistics [J]. Scientific Reports, 2022, 12(1):17777.
- [16] 卢达, 苏鹏, 季润, 等. 人体仰卧位侧翻的动力学仿真及实验验证[J]. 生物医学工程学杂志, 2019, 36(5): 777-784.
LU D, SU P, JI R, et al. Dynamic simulation and experimental verification of human body lateral turning in the supine position [J]. Journal of Biomedical Engineering, 2019, 36(5): 777-784.
- [17] 石金泽, 谷林. 基于智能优化的动态人体特征部位尺寸预测[J]. 纺织高校基础科学学报, 2023, 36(2): 86-92.
SHI J Z, GU L. Intelligent optimization-based dynamic human characteristic parts size prediction[J]. Basic Sciences Journal of Textile Universities, 2023, 36(2): 86-92.
- [18] 黄臻, 于随然. 基于压力传感阵列的低成本高性能睡姿监测系统[J]. 电子测量技术, 2023, 46(19): 14-20.
HUANG ZH, YU S R. Low-cost high-performance sleeping posture monitoring system based on pressure sensing array[J]. Electronic Measurement Technology, 2023, 46(19): 14-20.
- [19] 朱君, 郭语, 陈健, 等. 一种服装面料接触舒适度智能检测机器人设计[J]. 机电技术, 2015(5): 17-19.
ZHU J, GUO Y, CHEN J, et al. Design of an intelligent detection robot for contact comfort of clothing fabrics [J]. Mechanical and Electrical Technology, 2015(5): 17-19.
- [20] IRAQI A, CHAM R, Redfern M S, et al. Coefficient of friction testing parameters influence the prediction of human slips[J]. Applied Ergonomics, 2018, 70: 118-126.
- [21] 江伟雄, 王吉, 吴军, 等. 基于模糊残差收缩网络与人机协同的机械装备健康评估方法[J]. 仪器仪表学报, 2024, 45(11): 252-265.
JIANG W X, WANG J, WU J, et al. Health assessment of mechanical equipment based on fuzzy residual shrinkage network and human-machine collaboration [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2024, 45(11): 252-265.
- [22] 周丙涛, 向勉, 汪涛, 等. 基于足底压力的不规范深蹲姿势识别[J]. 仪器仪表学报, 2021, 42(12): 110-117.
ZHOU B T, XIANG M, WANG T, et al. Detection of common incorrect squats based on sensor insoles[J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2021, 42(12): 110-117.
- [23] 李冬妹, 黄素珍, 陈希聪, 等. 牵引下侧身翻身对股骨颈骨折断端生物力学影响的有限元分析[J]. 中国中医骨伤科杂志, 2021, 29(2): 19-22.
LI D M, HUANG S ZH, CHEN X C, et al. Finite element analysis of traction effect on femoral neck fracture during body-turning nursing [J]. Chinese Journal of Traditional Medical Traumatology & Orthopedics, 2021, 29(2): 19-22.
- [24] LIEBSCH C, GRAF N, WILKE H. In vitro analysis of kinematics and elastostatics of the human rib cage during thoracic spinal movement for the validation of numerical models[J]. Journal of Biomechanics, 2019, 94: 147-157.
- [25] 朱玉迪, 孟巧玲, 胡杰, 等. 基于人体动力学模型的下肢康复机器人控制方法[J]. 生物医学工程学进展, 2023, 44(3): 294-300.
ZHU Y D, MENG Q L, HU J, et al. Control method of lower limb rehabilitation robot based on human dynamics model [J]. Progress in Biomedical Engineering, 2023, 44(3): 294-300.
- [26] PATEL K G, CASTELLINI C, HAHNE M J, et al. A classification method for myoelectric control of hand prostheses inspired by muscle coordination [J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering: A Publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2018, 26(9): 1745-1755.
- [27] 翟坤, 杜文霞, 吕锋, 等. 一种改进的动态核主元分析故障检测方法[J]. 化工学报, 2019, 70(2): 716-722.
ZHAI K, DU W X, LYU F, et al. An improved fault detection method based on dynamic kernel principal component analysis[J]. Journal of Chemical Industry and Engineering, 2019, 70(2): 716-722.

作者简介

孙超越,硕士研究生,主要研究方向为康复医疗机器人相关技术。

潘国新,硕士,高级工程师,主要研究方向为康复辅具技术。

刘甜,博士后在读,主要研究方向为软体机器人、康复医疗机器人等相关技术。

王书涵,硕士研究生,主要研究方向为康复医疗机器人相关技术。

苏鹏(通信作者),博士,教授,主要研究方向为外骨骼机器人、人机交互及人机协同控制、康复机器人等相关技术。
E-mail: supeng@bistu.edu.cn