

基于斜床减重式下肢康复训练的人体关节受力分析

王正源,徐秀林

上海理工大学医疗器械与食品学院, 上海 200093

【摘要】基于斜床减重式下肢康复训练,对人体下肢屈伸运动过程的关节进行运动与受力分析,将人体简化为7刚体模型,采用Lagrange方法进行动力学建模与分析,并在Matlab中对数学模型仿真,获得人体在斜床不同倾角下训练时关节所受力矩。关节力矩随着斜床倾角的增大而增大;随着人体大、小腿之间夹角的减小而增大。在ADAMS中根据人体参数建立几何模型进行仿真分析,计算两种模型结果间的相关系数,结果显示两种方法获得的关节力矩组间相关系数接近于1,验证了Lagrange方法建立的数学模型的合理性。本研究结果对制定个性化下肢康复训练方案提供良好的参考依据,并对下肢训练康复器械的开发具有指导意义。

【关键词】斜床减重式;下肢康复训练;关节;动力学建模;Lagrange法;数学模型;Matlab仿真

【中图分类号】R318

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2018)01-0114-06

Analysis of human joint force during lower limb rehabilitation training based on bed partial weight support

WANG Zhengyuan, XU Xiulin

School of Medical Instrument and Food Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China

Abstract: During the lower limb rehabilitation training based on bed partial weight support, the movement and force of the joints of the lower limb in the process of flexion and extension were analyzed. Here, the body is simplified into a 7 rigid body model, and we apply Lagrange method for dynamic modeling and analyzing. The mathematical model is simulated in Matlab to obtain the joint torque when the bed has different inclinations. The joint torque increases with the larger inclination of the bed, and increases with the smaller angle between the thigh and the lower leg. In ADAMS, the geometric model is established according to the human body parameters. The correlation coefficients between the two models are calculated, and the results show that the correlation coefficient between the two methods is close to 1, which verifies the rationality of the mathematical model established by Lagrange method. The research provides a good reference for the development of personalized lower limb rehabilitation training program, and some guidance for the development of lower limb training and rehabilitation equipment.

Keywords: bed partial weight support; lower limb rehabilitation training; joint; dynamic modeling; Lagrange method; mathematical model; Matlab simulation

前言

脑卒中常发病于中老年人,因年龄的增长,发病率逐年升高,男性发病率较女性高。随着人口老龄化的发展,脑卒中的发病率和死亡率都大大增加,且我国是世界人口的第一大国,死亡率是欧美国家的4~5倍。除了高发病率、高死亡率外,脑卒中的致残

率也极高,是成人的第一大致残原因,严重威胁着患者的生存质量^[1]。临床实践证明,因脑卒中导致的运动功能障碍的患者尽早进行康复训练能最大程度地恢复或补偿失去的功能,提高生活质量^[2]。但是传统的治疗方式常不能保证患者的康复效果,还可能因训练不当而造成二次伤害,因此将临床康复医学与外骨骼训练技术相结合正逐渐成为国内外研究的热点^[3-4]。

近些年,对康复工程技术在临床康复中的应用,国内外取得了显著性的成果^[5-6]。LOKOMAT步行康复训练机器人是瑞士HOCOMA医疗器械公司与瑞士苏黎士Balgrist医学院康复中心合作研制出的产品,实现了在医用跑步台上辅助下肢运动障碍患者

【收稿日期】2017-08-17

【基金项目】上海市科学技术委员会科研计划项目(14441905100)

【作者简介】王正源,男,硕士研究生,研究方向:康复医疗器械,E-mail: 1396726079@qq.com

【通信作者】徐秀林,教授,研究方向:医疗仪器的开发及医疗器械检测技术,E-mail: xxlin100@163.com

进行减重步行训练^[7]。围绕LOKOMAT进行的广泛临床应用研究表明,该产品对于康复有步态障碍的神经科患者有着显著疗效^[8-12]。其中,Mirbagheri等^[8]在研究LOKOMAT机器人辅助运动训练对不完全性脊髓损伤患者痉挛状态的神经肌肉异常的影响中,表明训练在减少反射和内在僵硬(不完全性脊髓损伤异常增加)方面是有效的,并改善了脚踝运动范围内反射的异常调节。郭素梅等^[11-12]探讨了Loklmat全自动机器人步态训练与评定系统在改善不完全性脊髓损伤患者步行功能方面的作用,并表明机器人自动步态训练能够有助于改善不完全性脊髓损伤患者的步行能力。国内哈尔滨工程大学围绕采用踏板机构的下肢康复训练机器人进行了相关的探索研究^[13]。上海理工大学于2014年根据AlterG推出的M300系列反重力跑步机^[14]研制了一款基于气囊式减重原理的下肢康复训练机器人^[15]。机器人在训练过程中,除了在控制上考虑训练设备的运动位置精度,还要考虑患者在关节处的受力情况,以保证患者康复过程中的安全性。

对不同情形下的运动状态,需要建立相应的人体多刚体模型。对于步行、跑步、下蹲站起、骑自行车等不同的动作,建立的刚体模型也不相同。著名的Hanavan模型将人体划分成15段刚体,各段之间用球铰连接,以更好地进行人体运动仿真研究^[16]。Zhou等^[17]为寻找一种方法,以减小跌倒时所造成的伤害,将人体简化一个12自由度6刚体模型,分析和模拟步行时人碰到障碍物跌倒的过程。在人机工程中,Ayoub^[18]则利用一个5刚体模型,评估和研究抓举重物对人体伤害的影响。本研究基于斜床减重式下肢康复训练方法,对人体下肢屈伸运动过程的关节进行运动与受力分析,在Hanavan^[16]所提出的15刚体数学模型基础上,忽略上肢和头部运动,将人体简化为7刚体模型,利用Lagrange方法对下肢屈伸训练过程进行动力学建模分析,并用Matlab对该数学模型进行仿真分析,获得人体在斜床不同倾角的情况下训练时人体下肢的动力学参数,并通过与ADAMS方法中根据人体参数建立的几何模型仿真结果比较,验证Lagrange数学模型的合理性。

1 结构模型分析

1.1 斜床减重式下肢康复训练仪的原理

斜床减重式下肢康复训练仪设计原理主要是采用二连杆机构模拟人体大小腿结构。在被动训练过程中,训练仪的外骨骼与患者下肢一起构成曲柄滑块机构,给定训练仪脚踏板下的直线电机提供驱动

力,通过角度传感器测得大腿与小腿间的角度后,就可以得到病人踝、膝、髋关节的运动参数和各关节所受到的力(力矩),从而实现利用下肢辅助装置对患者进行康复训练的目的。在主动训练过程中,由于大多数脑卒中患者平衡能力严重不足,不依靠外部辅助设备很难独立完成下肢屈伸动作,因此本设计让患者倚靠在斜床上完成下蹲站起动作,并且可根据患者的不同患病程度调整斜床的倾角,实现与其匹配的训练强度,使患者在最佳的条件下个性化地完成下肢屈伸动作训练。斜床式下肢康复训练仪如图1所示。



图1 斜床式下肢康复训练仪

Fig.1 Instrument for lower limb rehabilitation training based on bed partial weight support

1.2 人体下肢屈伸过程的简化模型

在本研究的人体下肢屈伸运动中,头部和上肢的运动对研究过程无影响,故忽略其运动,并将人体的头部、上肢和上躯干合并为一个刚体,将人体简化为7刚体模型。根据人体的基本平面和基本轴,人体对称于矢状面,故在本研究中只需分析人体单侧的运动情况。各部分分别等效成一个杆件,同时参照GB/T17245-2004中成年人人体惯性参数^[19],建立矢状面上的4刚体杆状模型,本研究采用的是表中的男性数据。

2 人体双腿屈伸的运动学分析

为了求得人体在斜床减重状态下,完成下肢屈伸动作时大小腿的位置及其对应的质心坐标,根据人体简化后的刚体模型,对下肢屈伸过程进行运动学分析。

将4刚体模型的上躯干部分与倾角为 α 的斜床相结合,建立如图2所示的数学模型坐标系,AC段位置为人体躯干所在的位置(即斜床的床面位置),AC、AB、OB、DO段分别人体的上肢总体、大腿、小腿和足部。大腿、小腿和上肢总体的对应长度分别为 l_1 、 l_2 、 l_3 。大腿和小腿之间的角度为 θ (由角度传感器测

得),大腿和小腿与床板方向的夹角分别为 θ_1 和 θ_2 , 床体的倾斜角度为 α , 其中 $\beta = 90^\circ - \alpha$ 。

得出大腿、小腿和躯干的质心坐标 $\begin{bmatrix} x_1 \\ y_1 \end{bmatrix}$ 、 $\begin{bmatrix} x_2 \\ y_2 \end{bmatrix}$ 和 $\begin{bmatrix} x_3 \\ y_3 \end{bmatrix}$ 分别为:

$$\begin{bmatrix} x_1 \\ y_1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{l_1 \sin \theta_1}{2} \cos \beta + (\frac{l_1 \cos \theta_1}{2} + l_2 \cos \theta_2) \sin \beta \\ \frac{l_1 \sin \theta_1}{2} \sin \beta + (\frac{l_1 \cos \theta_1}{2} + l_2 \cos \theta_2) \cos \beta \end{bmatrix} \quad (1)$$

$$\begin{bmatrix} x_2 \\ y_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{l_2 \sin \theta_2}{2} \cos \beta + \frac{l_2 \cos \theta_2}{2} \sin \beta \\ \frac{l_2 \sin \theta_2}{2} \sin \beta + \frac{l_2 \cos \theta_2}{2} \cos \beta \end{bmatrix} \quad (2)$$

$$\begin{bmatrix} x_3 \\ y_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} (\frac{l_3}{2} + l_1 \cos \theta_1 + l_2 \cos \theta_2) \cos \beta \\ (\frac{l_3}{2} + l_1 \cos \theta_1 + l_2 \cos \theta_2) \sin \beta \end{bmatrix} \quad (3)$$

3 人体双腿屈伸的动力学分析

利用基于系统能量的 Lagrange 法, 求出系统的总动能和势能, 并对其中各个参数进行偏微分求解。结合图2运动学分析中大腿、小腿和躯干的位置及质心坐标, 运用 Lagrange 方法建立该系统的动力学数学模型, 求出系统的总动能 T 和总势能 V 。

$$\begin{bmatrix} T_1 \\ T_2 \\ T_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{2} m_1 v_1^2 + \frac{1}{2} I_1 \dot{\theta}_1^2 \\ \frac{1}{2} m_2 v_2^2 + \frac{1}{2} I_2 \frac{l_1^2 \cos^2 \theta_1}{l_2^2 - l_1^2 \sin^2 \theta_1} \dot{\theta}_1^2 \\ \frac{1}{2} m_3 v_3^2 \end{bmatrix} \quad (4)$$

其中, m_1 、 m_2 、 m_3 分别为大腿、小腿和上肢总体的质量; v_1 、 v_2 、 v_3 分别表示人体大腿、小腿和上肢质心的速度; I_1 、 I_2 分别为 l_1 、 l_2 相对质心的转动惯量。

$$\begin{bmatrix} V_1 \\ V_2 \\ V_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} m_1 g [\frac{l_2}{2} \sin \theta_2 \sin \beta + (l_2 \cos \theta_2 + \frac{\sqrt{l_1^2 - l_2^2 \sin^2 \theta_2}}{2}) \cos \beta] \\ m_2 g (\frac{l_2}{2} \sin \theta_2 \sin \beta + \frac{l_2}{2} \cos \theta_2 \cos \beta) \\ m_3 g \cos \beta (l_2 \cos \theta_2 + \sqrt{l_1^2 - l_2^2 \sin^2 \theta_2} + \frac{l_3}{2}) \end{bmatrix} \quad (5)$$

其中, g 表示重力加速度。

故, Lagrange 函数 $L1$ 可表示为:

$$L1 = T - V = T_1 + T_2 + T_3 - V_1 - V_2 - V_3 \quad (6)$$

可得髋关节力矩 M_1 :

$$M_1 = \frac{d}{dt} \frac{\partial L_1}{\partial \dot{\theta}_1} - \frac{\partial L_1}{\partial \theta_1} \quad (7)$$

进一步整理得:

$$\begin{aligned} M_1 = & \left[\left(\frac{1}{3} m_1 + m_3 \sin^2 \theta_1 \right) l_1^2 + \frac{(m_1 + 2m_3) l_1^3 \sin^2 \theta_1 \cos \theta_1}{\sqrt{l_2^2 - l_1^2 \sin^2 \theta_1}} \right] \ddot{\theta}_1 + \\ & \frac{[(m_1 + m_3) l_1^2 \sin^2 \theta_1 + \frac{1}{3} m_2 l_2^2 l_1^2 \cos^2 \theta_1]}{l_2^2 - l_1^2 \sin^2 \theta_1} \ddot{\theta}_1 + \\ & \frac{(\frac{1}{2} m_1 + m_3) l_1^3 [l_2^2 \sin \theta_1 (1 + 3 \cos 2\theta_1) - 2 l_1^2 \sin^3 \theta_1 \cos 2\theta_1]}{2(l_2^2 - l_1^2 \sin^2 \theta_1)^{\frac{3}{2}}} \dot{\theta}_1^2 + \\ & \frac{m_2 l_1^2 l_2^2 ((l_2^2 - l_1^2) \sin 2\theta_1)}{6(l_2^2 - l_1^2 \sin^2 \theta_1)^2} \dot{\theta}_1^2 + \\ & \frac{(m_1 + m_3) l_1^4 (\frac{1}{2} l_2^2 \sin 4\theta_1 + 2 l_1^2 \sin^5 \theta_1) \cos \theta_1}{2(l_2^2 - l_1^2 \sin^2 \theta_1)^2} \dot{\theta}_1^2 + \\ & m_3 l_1^2 \sin \theta_1 \cos \theta_1 \dot{\theta}_1^2 - \\ & \frac{\left(m_1 + \frac{1}{2} m_2 + m_3 \right) g l_1^2 \sin \theta_1 \cos \theta_1}{\sqrt{l_2^2 - l_1^2 \sin^2 \theta_1}} \cos \beta - \\ & \left(\frac{1}{2} m_1 + m_3 \right) g l_1 \sin \theta_1 \cos \beta + \frac{1}{2} (m_1 + m_2) l_1 \cos \theta_1 \sin \beta \end{aligned} \quad (8)$$

同理, 选取广义坐标 θ_2 , 可求得该系统的 Lagrange 函数 L_2 , 以及与之对应膝关节力矩 M_2 :

$$\begin{aligned} L_2 = T - V = & \frac{\left(\frac{1}{2} m_1 + m_3 \right) l_2^2 \sin^2 \theta_2 \cos \theta_2}{\sqrt{l_1^2 - l_2^2 \sin^2 \theta_2}} \dot{\theta}_2^2 + \\ & \left(\frac{1}{6} m_1 l_1^2 + \frac{1}{2} m_3 l_2^2 \sin^2 \theta_2 \right) \frac{l_2^2 \cos^2 \theta_2}{l_1^2 - l_2^2 \sin^2 \theta_2} \dot{\theta}_2^2 + \\ & \left[\frac{1}{2} (m_1 + m_3) \sin^2 \theta_2 + \frac{1}{6} m_2 \right] l_2^2 \dot{\theta}_2^2 - \frac{1}{2} m_3 g l_3 \cos \beta - \\ & \left(\frac{1}{2} m_1 + m_3 \right) g \sqrt{l_1^2 - l_2^2 \sin^2 \theta_2} \cos \beta - \\ & \left(m_1 + \frac{1}{2} m_2 + m_3 \right) g l_2 \cos \theta_2 \cos \beta - \\ & \frac{1}{2} (m_1 + m_3) g l_2 \sin \theta_2 \sin \beta \\ M_2 = & \frac{(m_1 + 2m_3) l_2^3 \sin^2 \theta_2 \cos \theta_2}{\sqrt{l_1^2 - l_2^2 \sin^2 \theta_2}} \ddot{\theta}_2 + [(m_1 + m_3) \sin^2 \theta_2 + \\ & \frac{1}{3} m_2 l_1^2 \ddot{\theta}_2 + \frac{(m_3 l_2^2 \sin^2 \theta_2 + \frac{1}{3} m_1 l_1^2) l_1^2 \cos^2 \theta_1}{l_1^2 - l_2^2 \sin^2 \theta_2} \ddot{\theta}_2 + \\ & \frac{(\frac{1}{2} m_1 + m_3) l_2^3 [l_1^2 \sin \theta_2 (1 + 3 \cos 2\theta_2) - 2 l_2^2 \sin^3 \theta_2 \cos 2\theta_2]}{2(l_1^2 - l_2^2 \sin^2 \theta_2)^{\frac{3}{2}}} \dot{\theta}_2^2 + \\ & \frac{m_1 l_1^2 l_2^2 ((l_2^2 - l_1^2) \sin 2\theta_2)}{6(l_1^2 - l_2^2 \sin^2 \theta_2)^2} \dot{\theta}_2^2 + \\ & \frac{m_3 l_2^4 (\frac{1}{2} l_1^2 \sin 4\theta_2 + 2 l_2^2 \sin^5 \theta_2 \cos \theta_2)}{2(l_1^2 - l_2^2 \sin^2 \theta_2)^2} \dot{\theta}_2^2 + \\ & (m_1 + m_3) l_2^2 \sin \theta_2 \cos \theta_2 \dot{\theta}_2^2 - \\ & \frac{\left(\frac{1}{2} m_1 + m_3 \right) g l_2^2 \sin \theta_2 \cos \theta_2}{\sqrt{l_1^2 - l_2^2 \sin^2 \theta_2}} \cos \beta - \\ & \left(m_1 + \frac{1}{2} m_2 + m_3 \right) g l_2 \sin \theta_2 \cos \beta + \frac{1}{2} (m_1 + m_2) l_2 \cos \theta_2 \sin \beta \end{aligned} \quad (10)$$

利用附着在患者膝关节处的角度传感器测得受试者在规定时间内完成双腿屈伸过程中膝关节角度变化的数据(采样周期为 50 ms),并由图 2 中的几何关系,得出大腿与床板方向间的夹角 θ_1 和小腿与床板方向间的夹角 θ_2 对应的值,利用 Matlab 中曲线拟合,并将拟合出的方程表达式(式 11、12)代入髋关节力矩和膝关节力矩表达式 M_1 和 M_2 中,获得下蹲站起运动时髋关节和膝关节力矩随时间的变化曲线如图 3、图 4 所示。图中表明,患者在床体调整到不同倾斜角度时,其膝关节和髋关节力矩也是不相同的,随着床体倾斜角度的增大而增大。据此,可以根据患者康复的状况调整斜床倾斜角度,使其在一个合理的环境下进行个性化的下蹲站起训练。

$$\theta_1(t) = 0.3972 - 0.278 \cos(t*4.448) - 0.1105 \sin(t*4.473) \quad (11)$$

$$\theta_2(t) = 0.3846 - 0.296 \cos(t*4.443) - 0.1112 \sin(t*4.457) \quad (12)$$

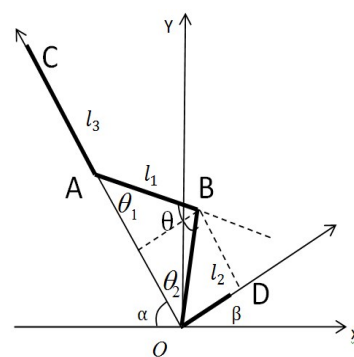


图2 下肢刚体化模型

Fig.2 Rigid-body model of lower limbs

l_1 : Length of the thigh; l_2 : Length of the lower leg; l_3 : Length of trunk, head and neck; α : Inclination angle of bed

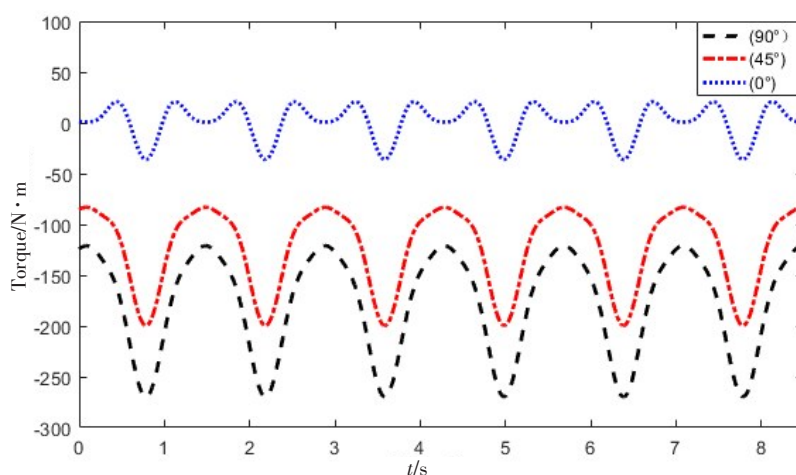


图3 Lagrange方法获得的髋关节力矩随时间的变化曲线

Fig.3 Torque of hip joint-time curve calculated with Lagrange method

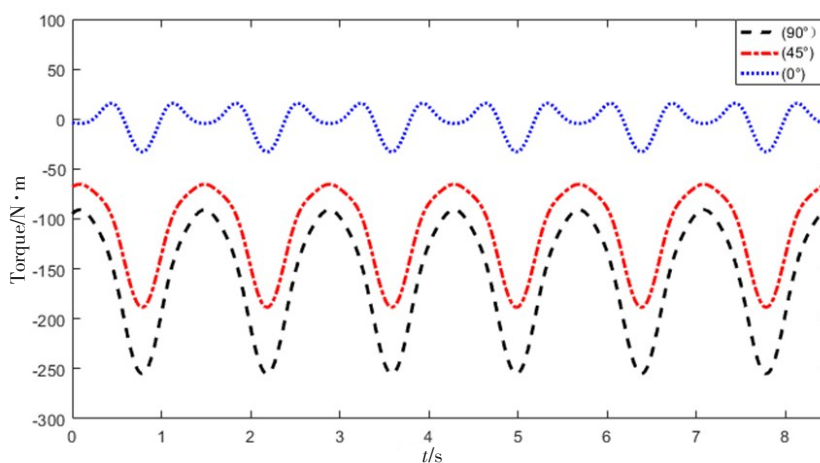


图4 Lagrange方法获得的膝关节力矩随时间的变化曲线

Fig.4 Torque of knee joint-time curve calculated with Lagrange method

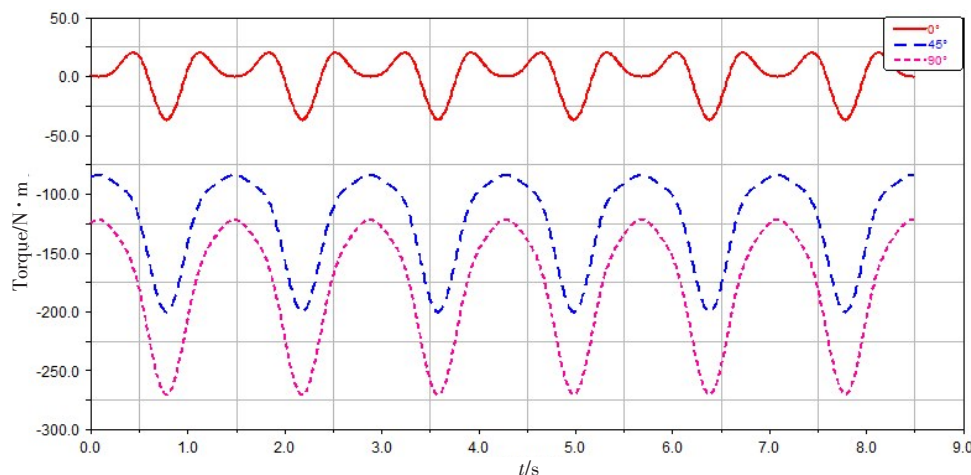


图5 ADAMS软件下髋关节力矩随时间的变化曲线

Fig.5 Torque of hip joint-time curve calculated with ADAMS software

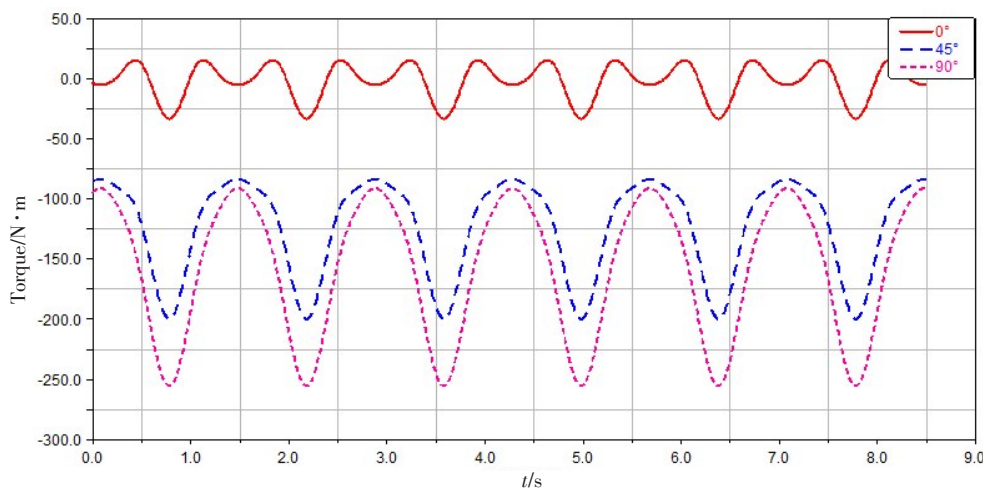


图6 ADAMS软件下膝关节力矩随时间的变化曲线

Fig.6 Torque of knee joint-time curve calculated with ADAMS software

4 ADAMS 软件下建模与仿真

根据人体各段参数设置各部分的长度和质量,添加好各杆件之间的约束,在髋关节或膝关节处添加运动,运动函数按 Matlab 中角度曲线拟合的结果来添加,并设置终止时间为 8.5 s,斜床倾斜角度为 0° 进行分析。分别得到髋关节和膝关节的力矩随时间的变化曲线,其中,图 5 为髋关节力矩随时间的变化曲线,图 6 为膝关节力矩随时间的变化曲线。

5 结果验证与分析

分别对图 3 与图 5 中的髋关节力矩随时间的变化曲线及图 4 与图 6 中的膝关节力矩随时间的变化曲线每隔 50 ms 进行采样,并分别将所得到的数据导入到 Matlab 中,对 Lagrange 法建立的数学模型和 ADAMS 中的模型进行比较分析,利用 Matlab 中的 corrcoef 函数可求得斜床不同倾角下,髋关节力矩的相关系数 r_1 和膝

关节力矩的相关系数 r_2 ,如表 1 所示。

可以看出两者相关系数接近 1,表明两者高度相关。人体在完成下肢屈伸的过程中,随着下肢弯曲程度的增大,人体膝关节和髋关节力矩也在增大;在站起动作中,随着下肢弯曲程度的减小,人体膝关节和髋关节力矩也随之减小。结果提示,下肢有运动功能障碍的患者应尽量少做快速的下蹲站起动作,避免造成二次伤害。

表 1 斜床不同倾角下,关节力矩相关系数表

Tab.1 Correlation coefficients of joint torque at different inclination angles of bed

| Inclination angle of bed | r_1 | r_2 |
|--------------------------|---------|---------|
| 0° | 0.989 5 | 0.991 9 |
| 45° | 0.986 8 | 0.975 9 |
| 90° | 0.993 5 | 0.994 1 |

6 结 论

本研究基于斜床减重式下肢康复训练设计方法,建立人体下肢屈伸动作过程中的简化刚体模型,利用力学分析中的Lagrange法对其进行动力学分析与仿真。结果表明在不同的斜床倾角下,人体完成下肢屈伸动作时,关节所受的力矩是不同的,关节所受力矩随着斜床倾角的增大而增大,同时关节力矩也随人体大、小腿之间夹角的减小而增大。该研究结果可以为制定个性化下肢康复训练方案提供科学的参考依据,并对设计下肢训练的康复器械具有指导意义。

【参考文献】

- [1] 王春燕. 中年脑卒中患者心理状况及护理体会[J]. 泰山医学院学报, 2016, 37(1): 108-109.
WANG C Y. The psychologic status of stroke patient of middle age and nursing experience [J]. Journal of Taishan Medical College, 2016, 37(1): 108-109.
- [2] 郑彭, 黄国志, 彭生辉, 等. 下肢康复机器人对改善脑卒中偏瘫患者下肢肌力及运动功能障碍的临床研究[J]. 中国康复医学杂志, 2016, 31(9): 955-959.
ZHENG P, HUANG G Z, PENG S H, et al. Effects of lower limb rehabilitation robot in improving lower limb muscle strength and motion dysfunction of stroke patients: a clinical research [J]. Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2016, 31(9): 955-959.
- [3] 黄烁精, 陈华, 陈令军, 等. 脑卒中发病的危险因素分析及干预措施研究[J]. 现代预防医学, 2011, 38(17): 3507-3508, 3511.
HUANG S J, CHEN H, CHEN L J, et al. Research on related risk factors of stroke patients and intervention measures [J]. Modern Preventive Medicine, 2011, 38(17): 3507-3508, 3511.
- [4] 吕广明, 孙立宁, 彭龙刚. 康复机器人技术发展现状及关键技术分析[J]. 哈尔滨工业大学学报, 2004, 36(9): 1224-1227.
LÜ G M, SUN L N, PENG L G. Analysis of the status quo and the key technology of the robot technology for rehabilitation [J]. Journal of Harbin Institute of Technology, 2004, 36(9): 1224-1227.
- [5] 潘志超, 徐秀林, 肖阳. 下肢康复机器人研究进展[J]. 中国康复理论与实践, 2016, 22(6): 680-683.
PAN Z C, XU X L, XIAO Y. Advance in lower limbs rehabilitative robot (review) [J]. Chinese Journal of Rehabilitation Theory and Practice, 2016, 22(6): 680-683.
- [6] 孙洪颖, 张立勋, 王岚, 等. 卧式下肢康复机器人动力学建模及控制研究[J]. 高技术通讯, 2010, 20(7): 733-738.
SUN H Y, ZHANG L X, WANG L, et al. Dynamics modeling and control of horizontal lower limbs rehabilitation robot [J]. Chinese High Technology Letters, 2010, 20(7): 733-738.
- [7] HOCOMA. Lokomat®-enhanced functional locomotion therapy with augmented performance feedback [EB/OL]. (2015-05-05) [2017-08-01]. <http://www.hocoma.com/en/products/lokomat>.
- [8] MIRBAGHERI M M, NIU X, KINDIG M, et al. The effects of locomotor training with a robotic-gait orthosis (Lokomat) on neuromuscular properties in persons with chronic SCI [J]. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2012, 2012: 3854-3857.
- [9] KREWER C, RIEß K, BERGMANN J, et al. Immediate effectiveness of single-session therapeutic interventions in pusher behaviour [J]. Gait Posture, 2013, 37(2): 246-250.
- [10] WESTLAKE K P, PATTEN C. Pilot study of Lokomat versus manual-assisted treadmill training for locomotor recovery post-stroke [J]. J Neuroeng Rehabil, 2009, 6(1): 1-11.
- [11] 郭素梅, 李建民, 吴庆文, 等. Lokomat 全自动机器人步态训练与评定系统对不完全性脊髓损伤患者步行功能的影响[J]. 中国组织工程研究, 2012, 15(13): 2324-2327.
GUO S M, LI J M, WU Q W, et al. Effect of gait training and assessment system of Lokomat automatic robot on walking ability of patients with incomplete spinal cord injury [J]. Chinese Journal of Tissue Engineering Research, 2012, 15(13): 2324-2327.
- [12] 郭素梅, 李建民, 吴庆文, 等. Lokomat 全自动机器人步态训练与评定系统的应用[J]. 中国医疗设备, 2011, 26(3): 94-96.
GUO S M, LI J M, WU Q W, et al. Clinical application of Lokomat automatic robot gait training and assessment system [J]. China Medical Devices, 2011, 26(3): 94-96.
- [13] 张晓超. 下肢康复训练机器人关键技术研究[D]. 哈尔滨: 哈尔滨工程大学, 2009.
ZHANG X C. Research on key technologies of lower limbs rehabilitation robot [D]. Harbin: Harbin Engineering University, 2009.
- [14] ALTER G. A revolution in sports rehabilitation and athlete training [EB/OL]. (2010-12-05) [2017-08-01]. <http://www.alterg.com/products/anti-gravity-treadmills/m320-f320/athletic-trainer>.
- [15] 赵俊, 邹任玲, 徐秀林, 等. 基于减重步行训练的下肢康复机器人结构设计与分析[J]. 生物医学工程学进展, 2014, 35(4): 187-190.
ZHAO J, ZOU R L, XU X L, et al. Design and analysis of body weight support based treadmill for lower limb rehabilitation training [J]. Progress in Biomedical Engineering, 2014, 35(4): 187-190.
- [16] HANAVAN E P. A mathematical model of the human body [R]. AD 608463, 1964.
- [17] ZHOU X D, DRAGANICH L F, AMIROUCHE F. A dynamic model for simulating a trip and fall during gait [J]. Med Eng Phys, 2002, 24(2): 121-127.
- [18] AYOUB M. A 2-D Simulation model for lifting activities [J]. Comput Ind Eng, 1998, 35(3-4): 619-622.
- [19] 成年人人体惯性参数: GB/T17245-2004[S]. 北京: 中国标准出版社, 2004.
Inertial Parameters of Adult Human Body: GB/T 17245-2004[S]. Beijing: Standards Press of China, 2004.

(编辑: 谭斯允)