

卧式下肢康复机器人动力学建模及控制研究^①

孙洪颖^② 张立勋^③ 王 岚

(哈尔滨工程大学机电工程学院 哈尔滨 150001)

摘 要 为掌握人体下肢在康复训练过程中的力学特性,对卧式下肢康复机器人进行了动力学建模和仿真研究。考虑到机器人利用机构牵引人体下肢,辅助患者实现对髋、膝、踝关节的康复训练,将人体下肢和机构作为一个整体,应用闭环矢量法和牛顿-欧拉法建立了机器人的运动学及动力学模型,并以动力学模型为基础,基于计算力矩法设计了控制器,以轨迹跟踪为目标进行了仿真研究。仿真结果表明,该控制方案对康复训练是有效的,并且动力学模型能快速、有效地给治疗师和患者提供训练参数,为制定有效的康复训练策略和进行动态性能分析提供理论依据。

关键词 卧式下肢康复机器人, 动力学建模, 牛顿-欧拉法, 计算力矩法, 轨迹跟踪

0 引 言

临床实践证明,由于意外事故、疾病和机体老化等因素造成功能障碍或残疾的患者及早介入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。但是传统的治疗方式既不能保证患者的康复效果,也不能满足社会需求,因此将康复医学与机器人结合起来的康复机器人技术正逐渐成为国内外研究的热点^[1,2]。

近年来,在欧美国家,许多科研工作者和医疗机构都开展了康复机器人的相关研究工作,取得了一些有价值的成果^[3-6]。而在国内,清华大学、上海交通大学和哈尔滨工程大学分别对下肢康复机器人进行了研究,也取得了一些有价值的成果^[7-9]。由于康复机器人不同于传统工业机器人,需要与人体密切接触,与人在同一个作业空间带动患肢做康复训练。所以,在训练过程中,机器人的控制不能只考虑位置精确度,还要考虑患肢关节的受力情况,以保证患者的安全性和舒适性。此外,在训练过程中,大部分患者会经历软瘫期、痉挛期和恢复期三个阶段,并在不同的阶段,患肢会产生分离运动和协同运动等多种运动模式^[10],需要对患者恢复过程中肢体的受力变化进行了解,以避免或者破坏肢体的痉挛状态,让患者获得正常的行走功能。为此,本文应用牛顿-欧拉

法对卧式下肢康复机器人进行了动力学分析,并利用牛顿-欧拉方程与机器人的运动约束方程构建了该机器人的约束矩阵方程,获得了患肢和机器人的动力学参数。而且基于计算力矩法设计了控制器,并通过仿真验证了控制方案的可行性。

1 机器人机构模型

由于人体下肢各个关节在训练过程中的动力学参数在实际测量中不易获取,因而需要借助于人体模型进行计算来获得运动链中各关节力(矩)数据。因此,卧式下肢康复机器人设计原理主要是采用二连杆机构模拟人体下肢结构,使机器人与患者的下肢一起构成曲柄滑块机构。通过给定机器人两个关节的输入量,就可得到患者髋、膝、踝关节的运动和各个关节所受到的力(矩),从而实现利用机器人辅助患肢进行康复训练的目的。同时,对二连杆末端即踝关节轨迹的规划,可辅助患肢实现不同训练轨迹,这些规划轨迹为机器人针对患肢障碍肌群的高效训练提供了必要基础。

如图 1 所示,卧式下肢康复机器人有两套机构,包括左腿机构和右腿机构,同时用传动带约束了左右腿机构的滑块,因此该机器人具有三个自由度。一个自由度是通过电机驱动传动带控制左右腿的往复运动,另两个自由度是利用电机驱动左右脚踏板

① 国家自然科学基金(60575053)资助项目。

② 女,1976年生,博士生,讲师;研究方向:康复机器人;E-mail:shy_ing@163.com

③ 通讯作者;E-mail:lixunzhang2002@yahoo.com.cn

(收稿日期:2009-12-14)

实现对踝关节训练的调整,使训练过程中的踝关节符合人体正常活动的舒适度要求。

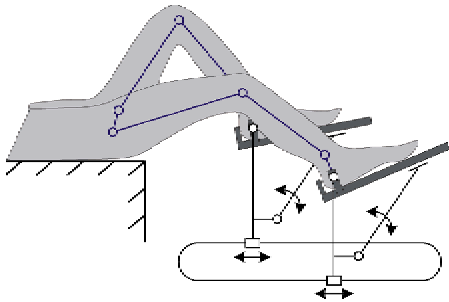


图 1 卧式下肢康复机器人简图

由于该康复机器人有左腿和右腿两套机构,两套机构关于矢状面对称,因此在人体的矢状平面上建立参考坐标系 $oxyz$, 我们只分析一套机构即可,根据位置和几何关系可确定另一套机构的参数。以右腿髋关节为固定点建立局部坐标系 $o_R x_R y_R z_R$, 选取右腿机构进行动力学分析,建立如图 2 所示的坐标系。

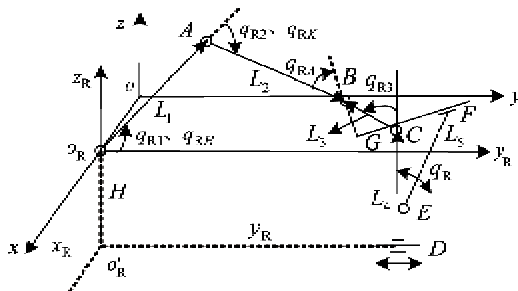


图 2 康复机器人右腿机构简图

2 动力学模型

2.1 运动约束方程

该康复机器人的右腿机构如图 2 所示,图中所示相关角度定义逆时针方向为正,局部坐标系 $o_R x_R y_R z_R$ 是在参考坐标系 $oxyz$ 上沿 x 轴正向平移得到的,坐标原点建立在右髋关节处, B 点为二连杆的末端,即踝关节是该机器人系统的末端,坐标设为 (x_{RB}, y_{RB}, z_{RB}) 。已知参数: $L_1, L_2, L_3, L_4, L_5, H$, 杆 BG 长为 L_{BG} , 杆 CG 长为 L_{CG} , 杆 CE 长为 L_{CE} 。根据人体测量学的数据,设计两脚踏板的距离为 L_H , 近似于两髋关节的距离,各参数已标于图 2 中。

由于该机器人是通过机构牵引患者的患肢在 $x_{RB} = 1/2 L_H$ 平面上进行康复训练,所以在 yoz 平面

上进行运动学和动力学分析。机构矢量环如图 2 所示,闭环矢量方程为

$$L_1 + L_2 = H + y_R + L_4 + L_3 \quad (1)$$

在 2 轴上分解矢量得 B 点的运动学方程为

$$\begin{cases} y_{RB} = y_R - L_3 s_{R3} = L_1 c_{R1} + L_2 c_{R12} \\ z_{RB} = L_4 - H + L_3 c_{R3} = L_1 s_{R1} + L_2 s_{R12} \end{cases} \quad (2)$$

式中 $\sin q_{R3} = s_{R3}, \cos q_{R3} = c_{R3}, \sin q_{R1} = s_{R1}, \cos q_{R1} = c_{R1}, \sin(q_{R1} + q_{R2}) = s_{R12}, \cos(q_{R1} + q_{R2}) = c_{R12}$ 。

将式(2)两边两次对 t 求导,得末端 B 点的加速度方程为

$$\begin{cases} a_{RBy} - a_{Ry} + L_3 c_{R3} \epsilon_{R3} = L_3 s_{R3} \omega_{R3}^2 \\ a_{RBy} + (L_1 s_{R1} + L_2 s_{R12}) \epsilon_{R1} + L_2 s_{R12} \epsilon_{R2} \\ = - (L_1 c_{R1} + L_2 c_{R12}) \omega_{R1}^2 - L_2 c_{R12} \omega_{R2}^2 \\ - 2 L_2 c_{R12} \omega_{R1} \omega_{R2} \\ a_{RBz} + L_3 s_{R3} \epsilon_{R3} = - L_3 c_{R3} \omega_{R3}^2 \\ a_{RBz} - (L_1 c_{R1} + L_2 c_{R12}) \epsilon_{R1} - L_2 c_{R12} \epsilon_{R2} \\ = - (L_1 s_{R1} + L_2 s_{R12}) \omega_{R1}^2 - L_2 s_{R12} \omega_{R2}^2 \\ - 2 L_2 s_{R12} \omega_{R1} \omega_{R2} \end{cases} \quad (3)$$

式中 $\epsilon_{R1}, \epsilon_{R2}, \epsilon_{R3}$ 和 $\omega_{R1}, \omega_{R2}, \omega_{R3}$ 分别为关节 1、2、3 的角加速度和角速度, a_{RBy}, a_{RBz} 为 B 点的加速度坐标分量, a_{Ry} 为滑块的加速度。

在图 2 中根据几何关系可解得

$$q_{R3} = \pi - p - \arcsin\left(L_5 \frac{s_R}{\sqrt{l^2 - 2 L_{CE} L_5 c_R}}\right) \quad (4)$$

式中有 $p = \arctan(L_{BG}/L_{CG}), l^2 = L_{CE}^2 + L_5^2, \sin q_R = s_R, \cos q_R = c_R$ 。

将式(4)两边两次对 t 求导得

$$k_1 \epsilon_{R3} + k_2 \epsilon_R = k_3 \omega_{R3}^2 + k_4 \omega_R \omega_{R3} + k_5 \omega_R^2 \quad (5)$$

式中 ϵ_R, ω_R 分别为关节 5 的角加速度和角速度,且有

$$\begin{cases} k_1 = c(q_{R3} + p)(l^2 - 2 L_{CE} L_5 c_R) \\ k_2 = s(q_{R3} + p) L_{CE} L_5 s_R - L_5 c_R \\ \sqrt{l^2 - 2 L_{CE} L_5 c_R} \\ k_3 = s(q_{R3} + p)(l^2 - 2 L_{CE} L_5 c_R) \\ k_4 = - 3 c(q_{R3} + p) L_{CE} L_5 s_R \\ k_5 = \frac{3 L_{CE} L_5^2 s_R c_R - l^2 L_5 s_R}{\sqrt{l^2 - 2 L_{CE} L_5 c_R}} \\ - s(q_{R3} + p) L_{CE} L_5 c_R \end{cases}$$

设杆 1、2、3、4 和杆 5 的质量分别为 m_1, m_2, m_3, m_4, m_5 , 质心位于杆件上距离关节 O, A, C, D, E 分别为 $r_{1C}, r_{2C}, r_{3C}, r_{4C}, r_{5C}$, 则各个杆件的质心位置

方程分别为

$$\begin{cases} y_{R1C} = r_{1C}c_{R1} \\ z_{R1C} = r_{1C}s_{R1} \end{cases} \quad (6)$$

$$\begin{cases} y_{R2C} = L_1c_{R1} + r_{2C}c_{R12} \\ z_{R2C} = L_1s_{R1} + r_{2C}s_{R12} \end{cases} \quad (7)$$

$$\begin{cases} y_{R3C} = y_R - r_{3C}s_{R3} \\ z_{R3C} = L_4 - H + r_{3C}c_{R3} \end{cases} \quad (8)$$

$$\begin{cases} y_{R4C} = y_R \\ z_{R4C} = r_{4C} - H \end{cases} \quad (9)$$

$$\begin{cases} y_{R5C} = y_R + r_{5C}s_R \\ z_{R5C} = L_4 - L_{CE} + r_{5C}c_R - H \end{cases} \quad (10)$$

式中 y_{R1C} 、 z_{R1C} 、 y_{R2C} 、 z_{R2C} 、 y_{R3C} 、 z_{R3C} 、 y_{R4C} 、 z_{R4C} 、 y_{R5C} 、 z_{R5C} 分别为杆 1、2、3、4、5 的质心坐标。

对式(6) - (10)两次求导,可得各个杆件质心加速度方程为

$$\begin{cases} a_{R1Cy} + r_{1C}s_{R1}\epsilon_{R1} = -r_{1C}c_{R1}\omega_{R1}^2 \\ a_{R1Cz} - r_{1C}c_{R1}\epsilon_{R1} = -r_{1C}s_{R1}\omega_{R1}^2 \end{cases} \quad (11)$$

$$\begin{cases} a_{R2Cy} + (L_1s_{R1} + r_{2C}s_{R12})\epsilon_{R1} + r_{2C}s_{R12}\epsilon_{R2} \\ = -L_1c_{R1}\omega_{R1}^2 - r_{2C}c_{R12}(\omega_{R1} + \omega_{R2})^2 \\ a_{R2Cz} - (L_1c_{R1} + r_{2C}c_{R12})\epsilon_{R1} - r_{2C}c_{R12}\epsilon_{R2} \\ = -L_1s_{R1}\omega_{R1}^2 - r_{2C}s_{R12}(\omega_{R1} + \omega_{R2})^2 \end{cases} \quad (12)$$

$$\begin{cases} a_{R3Cy} - a_{Ry} + r_{3C}c_{R3}\epsilon_{R3} = r_{3C}s_{R3}\omega_{R3}^2 \\ a_{R3Cz} + r_{3C}s_{R3}\epsilon_{R3} = -r_{3C}c_{R3}\omega_{R3}^2 \end{cases} \quad (13)$$

$$\begin{cases} a_{R4Cy} - a_{Ry} = 0 \\ a_{R4Cz} = 0 \end{cases} \quad (14)$$

$$\begin{cases} a_{R5Cy} - a_{Ry} - r_{5C}c_R\epsilon_R = -r_{5C}s_R\omega_R^2 \\ a_{R5Cz} + r_{5C}s_R\epsilon_R = -r_{5C}c_R\omega_R^2 \end{cases} \quad (15)$$

式中 a_{R1Cy} 、 a_{R1Cz} 、 a_{R2Cy} 、 a_{R2Cz} 、 a_{R3Cy} 、 a_{R3Cz} 、 a_{R4Cy} 、 a_{R4Cz} 、 a_{R5Cy} 、 a_{R5Cz} 分别为杆 1、2、3、4、5 质心加速度的坐标分量。

式(3)、(5)、(11) - (15)共 14 个方程为康复机器人的运动约束方程(其中 $a_{R4Cz} = 0$)。

2.2 牛顿-欧拉方程

将机器人的每个杆件分离,进行受力分析,并应用牛顿定律列写动力学方程,从而构成牛顿-欧拉方程组。已知 I_1 、 I_2 、 I_3 、 I_4 、 I_5 分别为杆 1、2、3、4 和杆 5 围绕各自质心的转动惯量,机器人受力分析简图如图 3 所示。图 3(a)为杆 1 即大腿的受力简图,杆 1 受重力 m_1g 、髋关节约束力 F_{R01y} 、 F_{R01z} 和膝关节的约束力 F_{R21y} 、 F_{R21z} ,则根据牛顿定律可列出杆 1 的

动力学方程为

$$\begin{cases} F_{R01y} + F_{R21y} = m_1a_{R1Cy} \\ F_{R01z} + F_{R21z} - m_1g = m_1a_{R1Cz} \\ -F_{R21y}L_1s_{R1} + F_{R21z}L_1c_{R1} - m_1gr_{1C}c_{R1} = I_1\epsilon_{R1} \end{cases} \quad (16)$$

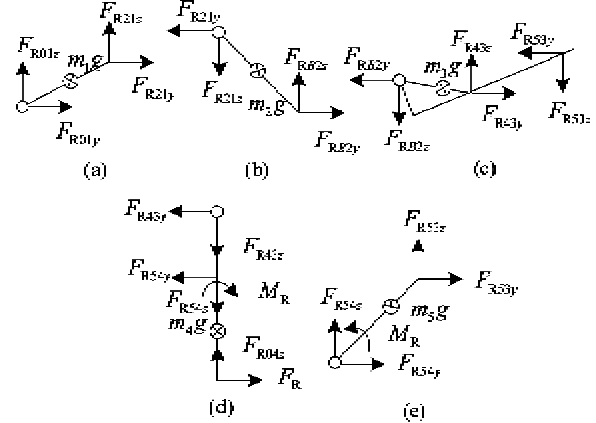


图 3 机器人各杆件受力分析简图

图 3(b)为杆 2 的受力简图,有重力 m_2g 、膝关节的约束力 F_{R21y} 、 F_{R21z} 和踝关节的约束力 F_{RB2y} 、 F_{RB2z} ,根据牛顿定律可列出杆 2 的动力学方程为

$$\begin{cases} -F_{R21y} + F_{RB2y} = m_2a_{R2Cy} \\ -F_{R21z} + F_{RB2z} - m_2g = m_2a_{R2Cz} \\ -F_{R21y}r_{2C}s_{R12} + F_{R21z}r_{2C}c_{R12} - F_{RB2y}(L_2 - r_{2C})s_{R12} + F_{RB2z}(L_2 - r_{2C})c_{R12} = I_2\epsilon_{R2} \end{cases} \quad (17)$$

图 3(c)为杆 3 的受力简图,有重力 m_3g 、踝关节的约束力 F_{RB2y} 、 F_{RB2z} ,关节 3 的约束力 F_{R43y} 、 F_{R43z} 和关节 6 的约束力 F_{R53y} 、 F_{R53z} ,根据牛顿定律可列出杆 3 的动力学方程为

$$\begin{cases} -F_{RB2y} + F_{R43y} - F_{R53y} = m_3a_{R3Cy} \\ -F_{RB2z} + F_{R43z} - F_{R53z} - m_3g = m_3a_{R3Cz} \\ F_{RB2y}(L_3 - r_{3C})c_{R3} + F_{RB2z}(L_3 - r_{3C})s_{R3} + F_{R43y}r_{3C}c_{R3} + F_{R43z}r_{3C}s_{R3} + F_{R53y}(L_5c_R - L_{CE} - r_{3C}c_{R3}) - F_{R53z}(L_5s_R + r_{3C}s_{R3}) = I_3\epsilon_{R3} \end{cases} \quad (18)$$

图 3(d)为杆 4 的受力简图,有重力 m_4g 、关节 3 的约束力 F_{R43y} 、 F_{R43z} ,关节 4 的约束力 F_{R04y} 和关节 5 的约束力 F_{R54y} 、 F_{R54z} ,还受到主动力 F_R 和力矩 M_R 的作用,根据牛顿定律可列出杆 4 的动力学方程为

$$\begin{cases} F_R - F_{R43y} - F_{R54y} = m_4 a_{R4Cy} \\ F_{R04z} - F_{R43z} - F_{R54z} - m_4 g = 0 \\ F_{R43y}(L_4 - r_{4C}) + F_{R54y}(L_4 - L_{CE} - r_{4C}) \\ \quad + F_{R44C} = M_R \end{cases} \quad (19)$$

图 3(e)为杆 5 的受力简图,有重力 m_5g 、关节 5 的约束力 F_{R54y} 、 F_{R54z} 和关节 6 的约束力 F_{R53y} 、 F_{R53z} , 还有主动力矩 M_R 的作用,根据牛顿定律可列出杆 5 的动力学方程为

$$\begin{cases} F_{R54y} + F_{R53y} = m_5 a_{R5Cy} \\ F_{R54z} + F_{R53z} - m_5 g = m_5 a_{R5Cz} \\ M_R - F_{R53y}(L_5 - r_{5C})c_R + F_{R53z}(L_5 - r_{5C})s_R \\ \quad - m_5 g r_{5C}s_R = I_5 \epsilon_R \end{cases} \quad (20)$$

式(16) - (20)共 15 个方程为康复机器人的动力学方程。

2.3 动力学建模

定义 X 为各关节加速度和约束反力列向量, 有

[illegible]

将康复机器人的 14 个运动约束方程和 15 个动力学方程组成线性方程组,以矩阵表示构成 29 阶的约束矩阵方程为

$$\mathbf{A}\mathbf{X} = \mathbf{B} \quad (21)$$

$\mathbf{A}$ (由于篇幅所限,略)表示大型稀疏矩阵,等号右侧的矩阵定义为 $\mathbf{B}$ (由于篇幅所限,略),则有

$$\mathbf{X} = \mathbf{A}^{-1}\mathbf{B} \quad (22)$$

应用 MATLAB 语言调用 MATLAB Function 模块编写 Robot.m 函数,来求解 $A^{-1}B$, 即输出患肢和机构各关节的(角)加速度及约束反力等参数。同时,由图 2 定义右腿髋、膝、踝关节的转角为

$$\begin{cases} q_{RH} = q_{R1} \\ q_{RK} = q_{R2} \\ q_{RA} = -q_{R1} - q_{R2} + q_{R3} - \frac{\pi}{2} - \alpha \tan\left(\frac{L_{CG}}{L_{BG}}\right) \end{cases} \quad (23)$$

对于左腿机构,机构参数保持不变,推导过程相同,因此可以推导出左腿机构动力学方程,建立左腿机构的动力学模型。

3 基于动力学模型的控制仿真研究

根据牛顿-欧拉方程整理可得

$$J\ddot{\theta} + G(q) = T \quad (24)$$

式中 $J = \begin{bmatrix} m & 0 \\ 0 & I \end{bmatrix}$, $\theta = \begin{bmatrix} a_{Ry} \\ \varepsilon_R \end{bmatrix}$, $T = \begin{bmatrix} F_R \\ M_R \end{bmatrix}$ 。 m 和 J 分别为杆件的质量和转动惯量, $G(q)$ 为杆件受到的外力(重力)。设 J_m 、 B_m 分别为驱动器的等效惯量和等效阻尼系数, 则驱动器的力矩为

$$\tau = J_m \ddot{\theta} + B_m \dot{\theta} + T \quad (25)$$

由式(24)、(25)整理得

$$\tau = (J_{\text{m}} + J)\ddot{\theta} + B_{\text{m}}\dot{\theta} + G(q) \quad (26)$$

基于模型(26)式设计控制规律为

$$\tau = Mu + C\dot{\theta} + G(q) \quad (27)$$

式中有 $M = J_m + J, C = B_m$ 。

基于伺服控制规律有

$$\ddot{e} + k_t \dot{e} + k_n e = 0 \quad (28)$$

取 k_p, k_v 为对角阵, 则有控制器是全局渐进稳定的系统。因此, 采用计算力矩法进行轨迹跟踪控制, 控制方案如图 4 所示。

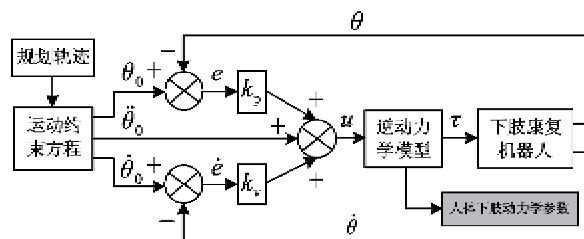


图4 基于计算力矩法的控制方案原理图

由于左右腿在康复过程中可以进行周期性训练,规划左右踝关节在 10s 内完成一个周期训练的期望轨迹,经过运动学逆分析(运动约束方程)计算后获得驱动机构期望转角 θ_0 、角速度 $\dot{\theta}_0$ 和角加速度 $\ddot{\theta}_0$,与反馈的实际转角 θ 、角速度 $\dot{\theta}$ 经过 PD 控制器补偿到期望的角加速度后,输入逆动力学模型,计算出驱动力矩驱动机器人进行康复训练。图 5 是踝

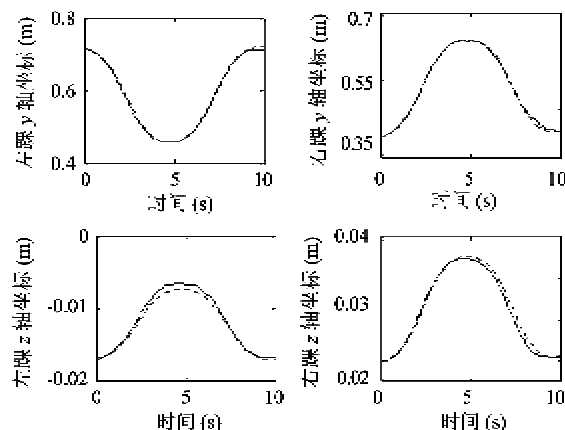


图5 左右踝关节的期望轨迹与实际轨迹

关节的轨迹,其中“—”线是规划的期望轨迹,“- -”是实际训练的轨迹。由图 5 可知训练过程中左右踝关

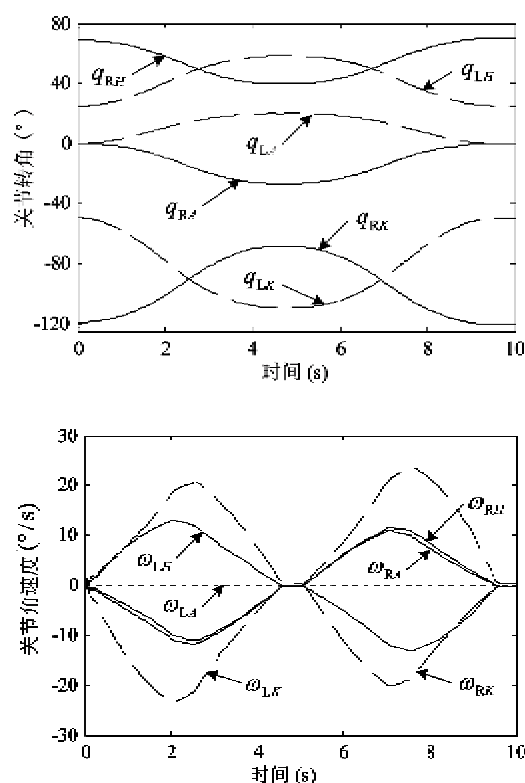


图 6 下肢各关节的转角和角速度

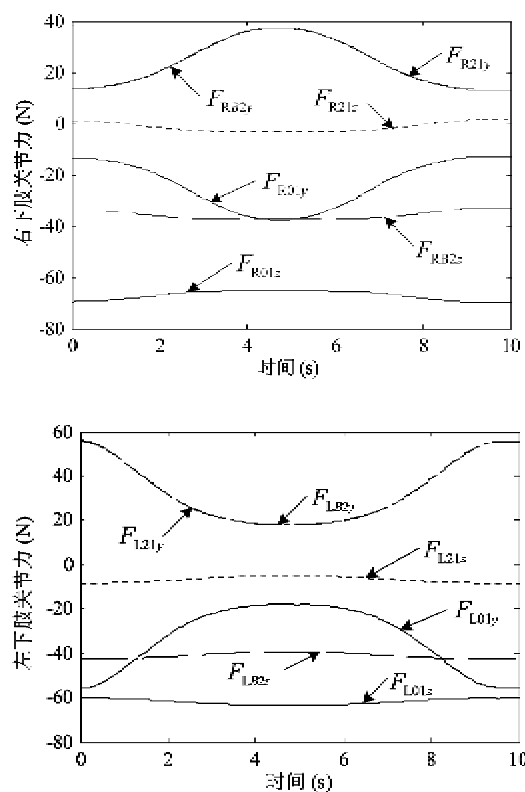


图 7 下肢各关节受到的作用力

节的实际轨迹能跟踪期望轨迹,基于计算力矩的轨迹跟踪控制方案是可行的。

动力学模型通过 MATLAB Function 模块调用 Robot.m 文件进行计算,输出患肢在康复训练过程中的运动学和动力学参数如图 6、图 7 所示。

图 6 是下肢各关节在训练过程中的转角和角速度的变化,图 7 是下肢各关节在训练过程中的受力变化。根据人机工程学和生物力学所提供的人体运动数据,获知髋、膝、踝关节的运动和受力范围满足人体正常的舒适度要求,进一步分析人体各环节上的力(矩)和角速度没有突变,反映人机合作是安全的。

此外,通过获取人体下肢动力学参数,还能预防和解决康复过程中患肢出现的异常情况。同时,由仿真模型还能方便地获得机器人的其它动力学参数。

4 结 论

本文针对卧式下肢康复机器人在训练过程中要满足患者安全性和舒适性的要求,对人机系统进行了动力学建模,同时基于动力学模型设计了轨迹跟踪控制器,并进行仿真分析,结果表明:

(1)利用该动力学模型可方便地获得机器人和人体下肢在训练过程中的运动学和动力学参数,既为治疗师制定有效的康复策略提供了参考依据,也为机器人的进一步完善和改进奠定了基础。

(2)基于计算力矩法的轨迹控制器方案是可行的。但是由于人体是一个十分复杂的生物体系统,在康复过程中有很多不确定性因素,因此,下一步需要考虑增加系统的自适应性能。

本文的研究对其它下肢康复机器人人机系统的设计具有一定的启发意义,也在下肢康复方面有一定的实用价值。

参考文献

- [1] 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. 哈尔滨工业大学学报, 2004, 36(9): 1224-1227
- [2] 胡宇川,季林红. 从医学角度探讨偏瘫上肢康复训练机器人的设计. 中国临床康复, 2004, 8(34): 7754-7756
- [3] Bradley D, Acosta-Marquez C, Hawley M, et al. NeXOS: The design, development and evaluation of a rehabilitation system for the lower limbs. *Mechatronics*, 2009, 19(2): 247-257

- [4] Simon A M, Brent-Gillespie R, Ferris D P. Symmetry-based resistance as a novel means of lower limb rehabilitation. *Journal of Biomechanics*, 2007, 40(6): 1286-1292
- [5] Metrailler P, Blanchard V, Perrin I, et al. Improvement of rehabilitation possibilities with the MotionMaker. In: Proceedings of the 1st IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, Pisa, Italy, 2006. 359-364
- [6] Seddiki L, Guelton K, Leteneur S, et al. Concept and simulation of "Sys-Reeduc": Closed Muscular Chain Lower Limbs Rehabilitation Device. In: Proceedings of the IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics, Noordwijk, Netherlands, 2007. 543-549
- [7] <http://www.pim.tsinghua.edu.cn/units/shejisuo/REC/index.htm> (清华大学康复工程研究中心)
- [8] 夏昊昕. 下肢康复训练机器人的研究:[硕士学位论文]. 哈尔滨:哈尔滨工程大学机电工程学院, 2003. 11-18
- [9] 朱建瓴, 刘成良. 人体下肢康复机构设计及运动学仿真. 计算机仿真, 2007, 24(3): 145-148
- [10] 陆敏, 彭军, 尤春景等. 脑卒中患者肢体痉挛的发生率及其与功能的关系. 中国康复, 2005, 20(5): 281-282

Dynamics modeling and control of horizontal lower limbs rehabilitation robot

Sun Hongying, Zhang Lixun, Wang Lan

(College of Mechanical and Electrical Engineering, Harbin Engineering University, Harbin 150001)

Abstract

To realize the dynamic characteristics of lower limbs during rehabilitation training, the dynamic modeling and the simulation research on horizontal lower limbs rehabilitation robots were done. Considering the robots use a mechanism to pull lower limbs to assist the rehabilitation training of pelvis, knees and ankles, the authors took the lower limbs and the link mechanism as a whole, and established the kinematics constraint equations and the dynamics equations using the closed loop vector method and the Newton-Euler method. The controller was designed using the account moment method based on the dynamics model, and the simulation of trajectory tracking control was done. The simulation result shows that the control method is effective in rehabilitation training, which can provide training parameters for the therapists and the patients instantly and provide a theoretical basis for establishing the effective rehabilitation training tactics.

Key words: horizontal lower limbs rehabilitative robot, dynamics modeling, Newton-Euler method, account moment method, contrail tail