

1. 浙江大学, 杭州, 310027 2. 湖北工业大学, 武汉, 430030

摘要: 针对现有人体肌肉力预测模型在计算机辅助人机工程仿真应用中存在的精度低和个性化差等不足, 从肌肉模型和优化算法等方面进行了改进研究。以解剖学知识为依据, 基于 Hill 肌肉三元素模型建立了肌肉仿真几何模型; 以最小限度总肌力为原则, 用最优化方法建立了人体肌肉力静性收缩与动性收缩的预测模型。最后, 以人体上肢为例, 通过实验验证了模型的有效性。

关键词: 肌肉模型; 肌肉力预测; 优化求解; 人机仿真

中图分类号: TP391.9 **文章编号:** 1004-132X(2008)05-0571-04

A Muscle Force Prediction Model for Ergonomics Simulation

Wu Jianfeng¹ Sun Shouqian^{1,2} Xu Meng¹ Shi Yuanwu²

1. Zhejiang University, Hangzhou, 310027

2. Hubei University of Technology, Wuhan, 430030

Abstract: A muscle force prediction model was proposed to overcome some limitations in computer-aided ergonomic simulation. Firstly, a modified muscle geometric model based on the anatomical technique was built using the Hill-type model. Secondly, the static and dynamic muscle force prediction models were discussed by the optimal control theory. And the optimal criterion was the minimum sum of total-muscle-force. At last, experimental results of the upper-limb muscles show the validity of these models.

Key words: muscle model; muscle force prediction; optimization; ergonomics simulation

0 引言

计算机辅助人机工程技术在产品概念设计阶段对产品进行仿真建模、分析与评价, 能在降低产品开发成本的同时提高产品的人机特性。目前, 该技术已被广泛应用于设计过程, 已成为检验和分析产品设计方案人机工程性能的主要方法。建立一个可以描述人体与环境交互过程中各肌肉施力情况的力学模型, 是计算机辅助人机工程技术的关键问题之一。

很多研究学者致力于人体肌肉力模型的研究, 研究内容包括肌肉力学模型、肌力与肌肉形态指标、肌肉力学特性与肌电信号、数学-力学模型分析等。目前, 肌肉力学模型的根本弱点在于: 各元素间的力和应变的分配是任意的, 通过实验确定的各元素的性质依赖于所取模型, 即依赖于一些相当任意的假设^[1]。肌肉力学特性与肌电信号研究的结果表明^[2,3], 积分肌电值(integrated electromyography, iEMG)和肌电信号均方根值等肌电时域指标与肌张力存在一定关联, 但肌张力与积分肌电值或肌电信号均方根值之间的明确

关系较难确定。因而很多学者致力于数学-力学模型的研究。然而, 由于人体肌肉系统的复杂性, 优化算法成为肌肉力预测的主要手段。Chung等^[4]和Pierce等^[5]对最优化肌肉力的求解进行了探讨, 但目前该类模型大多数集中在静态肌肉收缩力的预测问题求解上, 且无法满足个性化需求。针对上述问题, 本文对肌肉模型和优化方法进行了改进, 提出了肌肉动性收缩和静性收缩两种预测模型。

1 基于人机仿真的肌肉几何模型

肌肉是人的动力器官, 建立面向人机工程仿真评价的虚拟人肌肉的几何模型能更好满足计算机辅助人机工程设计的需要。

1.1 Hill 的肌肉三元素模型

由解剖学理论可知, 人体骨骼肌包括肌性部分和腱性部分。结合 Hill 的研究成果以及人体骨骼肌的解剖学特性, 人体骨骼肌可用如图 1 所示的三元素模型^[6]来表示, 图中, l_m 为肌腱和肌纤维的总长度, l_t 为肌腱长度, l_m 为肌纤维长度, α 为肌肉纤维束与肌腱的夹角。该模型由 3 个主要元件组成, 分别是串联弹性元(series elastic element, SE)、并联弹性元(parallel elastic element, PE)和收缩元(contractile element, CE)。

收稿日期: 2006-12-25

基金项目: 国家重点基础研究发展计划资助项目(2002CB312106); 广东省自然科学基金资助项目(033323AF020501)

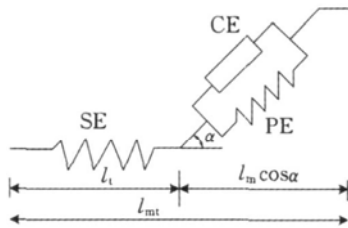


图 1 基于 Hill 的三元素肌肉模型

1.2 肌肉几何建模的实现

求解肌肉力时,肌肉形态的逼真度并不重要。因而在肌肉力分析中常采用肌肉力作用线法来对人体骨骼肌进行几何建模,目前常用的方法有直线段法、质心线段法及轮廓线法。然而无论哪种方法,都用肌肉作用线来表示作用在肌肉横截面上力的方向,这条作用线上的肌肉不产生力矩。这样就无法对某些附着面很宽的肌肉和分别附着在不同骨骼上的特殊肌肉建模。

本文融合使用上述 3 种方法,并针对不同类型肌肉的特点进行改进,将全身骨骼肌分为 4 类进行建模:对短肌(如小圆肌)采用直线段法,用从肌肉起点到止点的一条线段表示;对长肌(如桡侧腕屈肌)采用轮廓线法,用从肌肉起点到止点的多条线段表示;对多头肌(如股四头肌)用从多个起点到同一止点的线段表示,采用轮廓线法;对阔肌(如背阔肌)用多个起点到多个止点的线段表示,采用轮廓线法。图 2 所示为包含肌肉几何模型的虚拟人体模型,除了手、脚、头部外,对全身 50 块主要骨骼肌(其中颈部肌肉 4 块、背肌 1 块、胸肌 2 块、上肢肌 19 块、髋肌 10 块、下肢肌 14 块)进行了建模。

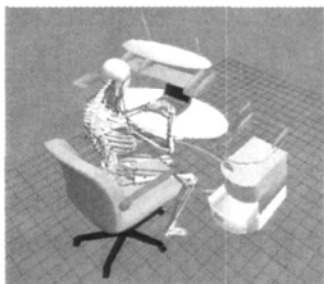


图 2 人体全身骨骼肌模型

2 基于约束优化的肌肉力预测模型

人与机器的交互过程是复杂的,一般分为动态和静态两种,为提高模型的有效性,必须分别建立静性收缩和动性收缩两种肌肉力预测模型。我们采用最小限度总肌力(人体全部肌肉所发挥的肌肉拉力之和)原则,通过建立系统平衡约束、肌肉自身约束和最优化方程,采用最优化方法来预测肌肉力。基于约束最优化方法求解的一般方程如下:

$$\min J(x_k)$$

$$\text{s. t. } h_i(x) = 0 \quad i = 1, 2, \dots, I$$

$$x_{kL} \leq x_k \leq x_{kU} \quad k = 1, 2, \dots, n$$

式中, $J(x_k)$ 为目标函数; $h_i(x)$ 为等式约束; I 为等式约束个数; x_{kL} 、 x_{kU} 分别表示第 k 变量的下界和上界; n 为目标函数中变量的个数。

2.1 等式约束方程

等式约束就是人体系统平衡方程。肌肉静性收缩时,人体处于静止状态,此时系统平衡方程通过牛顿第一定律来建立。肌肉动性收缩时,则将人体近似为多刚体系统,以多刚体系统动力学为依据,结合逆向运动学的方法来建立系统平衡方程。因拉格朗日方程法只需速度参数而不必考虑系统内的作用力,因此采用以角速度分量为转动变量的伪速度形式的系统动力学方程。

2.2 不等式约束方程

不等式约束主要指肌肉力的最大最小值问题。根据 Hill 肌肉模型,只有收缩元是制动元件,串联弹性元和并联弹性元的弹性远强于阻尼性,施加在弹性元的力可以视为是以弹性元长度为唯一自变量的函数。这里着重讨论收缩元的求解。Lee 等^[7]通过实验表明,肌肉在等长收缩时,肌肉所能产生的最大肌肉力与肌肉生理横截面面积(physiological cross-sectional area, PCSA)成正比。设 $f_{m,0}$ 为肌肉等长收缩时产生的最大收缩力,即 $f_{m,0} = A_{PCSA} \sigma_{max}$, σ_{max} 为肌肉的最大应力。当人体处于运动状态时,肌肉的收缩成分在神经脉冲影响下为激活状态,它的强度是由该瞬时收缩成分所发挥的力的大小决定的。整个激活过程分为活动开始、激活性高峰和激活性下降三个阶段。Delp^[8] 据此提出动态肌肉力函数:

$$f_{CE} = f(l_{CE}, v_{CE}, a)$$

式中, l_{CE} 为 CE 的长度; v_{CE} 为肌肉收缩速度; a 为肌肉激活度。

通常假定当 $a = 0$ 时肌力最小,当 $a = 1$ 时肌力取最大值。

2.3 优化目标函数

根据肌肉激活性遵循最优化原则的假说,结合解剖学知识,以单位生理横截面上的肌肉力量为最优化原则,以肌肉应力平方和最小为目标函数,即

$$J = \min \sum_i \left(\frac{f_{m,i}}{A_{PCSA,i}} \right)^2$$

式中, $f_{m,i}$ 为第 i 块肌肉的肌肉力; $A_{PCSA,i}$ 为第 i 块肌肉的生理横截面面积。

3 试验验证

本文采用与肌电数据对比的方法对肌肉力预

测模型进行验证。

3.1 试验设计

如图 3 所示,被试者、电脑桌、电脑椅和笔记本电脑组成人机仿真平台。规定各被试者在试验平台完成相同文章的录入工作,同时利用 Motion Analysis 公司的运动捕获设备(运动捕获数据用 EvaRT 软件进行处理)和 Thought Technology 公司的 BioGraph infinity 表面肌电信号收集系统



图 3 肌电及运动捕获同步实验

系统进行同步记录。目标肌肉由桡侧腕屈肌、尺侧腕屈肌、桡侧腕长伸肌、尺侧腕长肌、前三角肌、上斜方肌组成。通过本文提出的肌肉力预测模型计算被试者在试验过程中各肌肉的肌肉力数值,将其与肌电数据进行对比,来验证肌肉力预测模型的有效性。

试验分为两部分:

(1) 最大自主收缩(maximal voluntary contraction, MVC) 试验。桡侧腕屈肌、尺侧腕屈肌 MVC 测试时的姿势为受试者在标准坐姿下(上身无靠背,直立),右手在支撑架上方且掌心朝上。前三角肌和上斜方肌 MVC 测试时的姿势为标准坐姿下,右前臂放在支持架上方。桡侧腕长伸肌和尺侧腕伸肌 MVC 测试时,上身保持标准坐姿,将右手掌心朝下放到支撑架上。在测量时,要求被试者用尽全力,并连续记录肌电图 5~ 10s。在每次 MVC 测试之后,给被试者 5min 的休息时间,每组肌肉的 MVC 测试重复两次,且在每次测量 MVC 的同时用肌力测量器记录最大肌力值。

(2) 文章录入试验。MVC 测量完毕,休息 5min 后,开始文章录入试验,试验时间为 30min。在文章录入同时,利用运动捕获设备和肌电设备进行同步记录。4 名被试者平均年龄为 25.25 岁。试验进行前,避免长时间的上肢剧烈运动。表 1 给出了 4 名被测试者的基本生理数据。

表 1 4 名被试者的基本生理数据

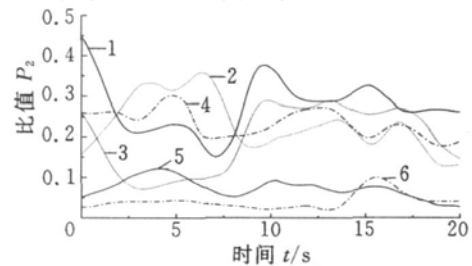
编号	年龄	体重 (kg)	身高 (cm)	颈 (cm)	腹 (cm)	上臂 (cm)	前臂 (cm)	大腿 (cm)	小腿 (cm)
1	24	80	182	10	20	34	28	51.0	44
2	23	75	180	8	20	34	26	52.0	40
3	26	81	183	10	20	34	27	55.5	41
4	28	77	180	9	18	32	26	55.0	40

3.2 试验结果及分析

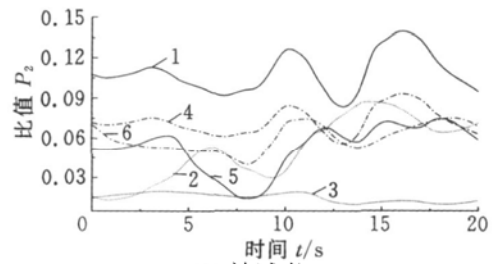
表面肌电信号的均方根值为

$$RMS = \sqrt{1/T \int_0^T EMG^2(t) dt}$$

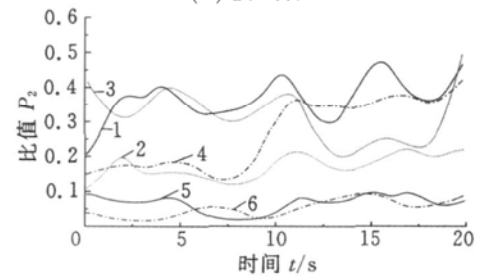
其中,EMG 为肌电图中肌肉表面电流的幅值,代表肌肉表面放电有效值,其大小决定于肌电幅值变化,所以本文选择表面肌电信号的均方根值作为评价动态肌肉活动过程的参数。利用该值检验本文提出的动态肌肉力预测模型。以被试者的基本生理数据为基础,调整人体骨骼几何模型。输入运动捕获数据,利用上面提及的肌肉力求解模型,对 4 位被试者在文章录入试验过程中 6 块肌肉的肌肉力进行动态预测。将 4 个被试者原始肌电信号的均方根值与 MVC 测试值的比值 P_2 以及肌肉力计算值与最大肌力的比值 P_1 ,经过 MATLAB 软件拟合处理,绘制成图。图 4 图 5 给出了 4 个被试者在试验过程中某 20s 时间内的值。



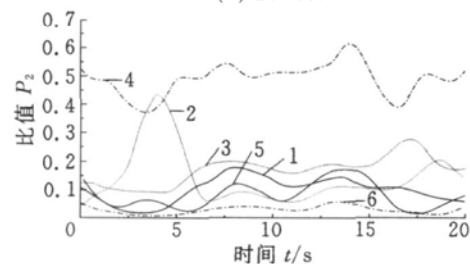
(a) 被试者 1



(b) 被试者 2



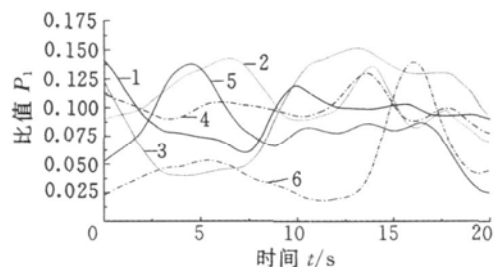
(c) 被试者 3



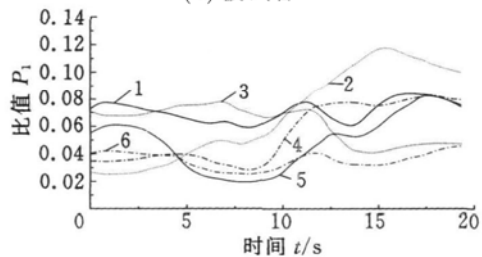
(d) 被试者 4

- 1. 前三角肌 2. 尺侧腕伸肌 3. 上斜方肌
- 4. 桡侧腕长伸肌 5. 尺侧腕曲肌 6. 桡侧腕屈肌

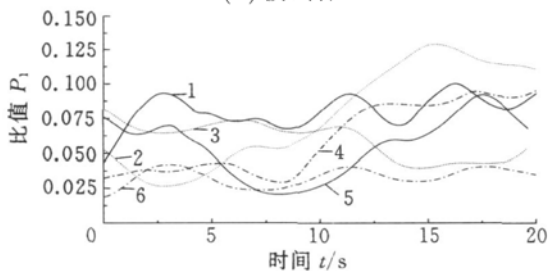
图 4 4 名被试者的肌电信号均方根值与 MVC 测试值的比值 P_2



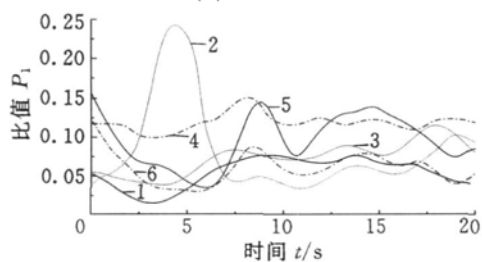
(a) 被试者 1



(b) 被试者 2



(c) 被试者 3



(d) 被试者 4

1. 前三角肌 2. 尺侧腕伸肌 3. 上斜方肌
4. 桡侧腕长伸肌 5. 尺侧腕屈肌 6. 桡侧腕屈肌

图 5 4 名被试者的肌肉力计算值与最大肌力的比值 P_1 对比各曲线变化趋势, 以每名被试者的肌肉肌电信号均方根值与 MVC 的比值和肌肉力计算值与最大肌力比值为两个变量, 利用 SPSS 软件分析其相关系数, 如表 2 所示, 其中, r 为两变量的相关系数, P 为检验概率值。综合 4 个测量结果, 在检验概率小于 5% 的条件下, 两个变量属于显著相关。数据结果表明本文提出的肌肉力预测模型是有效的。

4 结语

本文以 Hill 的肌肉三元素模型为基础, 根据人体解剖结构对人体表面骨骼肌进行了几何建模。采用最优化方法对静态和动态两种情况下的肌肉力进行了预测。通过对不等约束方程的改进, 进一步提高了模型的精度, 并以试验验证了其可靠性。

表 2 各被试肌电信号与肌肉力预测值相关分析

	1		2		3		4	
	r	P	r	P	r	P	r	P
桡侧腕屈肌	0.8741	0	0.7520	0	0.7457	0	0.5647	0.0050
尺侧腕屈肌	0.7765	0	0.7356	0.0001	0.6854	0.0003	0.6822	0.0003
桡侧腕长伸肌	0.4383	0.0284	0.8326	0	0.8342	0	0.7069	0.0002
尺侧腕伸肌	0.7155	0.0001	0.6642	0.0005	0.6688	0.0001	0.8212	0
三角肌(前)	0.8725	0	0.4696	0.0238	0.4596	0.0274	0.8919	0
斜方肌(上)	0.8980	0	0.5837	0.0035	0.5927	0.0029	0.8374	0

参考文献:

[1] 陶祖莱. 生物力学导论[M]. 天津: 天津科技出版公司, 2000.

[2] Hoozemans M J, van Dieën J H. Prediction of Handgrip Forces Using Surface EMG of Forearm Muscles[J]. Journal of Electromyography and Kinesiology, 2005, 15(4): 358-366.

[3] 王健. sEMG 信号分析及其应用研究进展[J]. 体育科学, 2000, 20(4): 56-60.

[4] Chung M K, Song Y W, Hong Y, et al. A Novel Optimization Model for Predicting Trunk Muscle Forces during Asymmetric Lifting Tasks[J]. International Journal of Industrial Ergonomics, 1999, 23(1): 41-50.

[5] Pierce J E, Guoan L. Muscle Forces Predicted Using Optimization Methods Are Coordinate System Dependent[J]. Journal of Biomechanics, 2005, 38(4): 695-702.

[6] 刁颖敏. 生物力学原理与应用[M]. 上海: 同济大学出版社, 1991.

[7] Lee W, Rim K. Maximum Finger Force Prediction Using a Planar Simulation of the Middle Finger[J]. Journal of Engineering in Medicine, 1990, 204(3): 169-178.

[8] Delp S L. Surgery Simulation: a Computer Graphics System to Analyze and Design Musculoskeletal Reconstructions of the Lower Limb[D]. Palo Alto, California: Stanford University, 1990.

(编辑 张 洋)

作者简介: 吴剑锋, 男, 1976 年生。浙江大学现代工业设计研究所博士研究生。研究方向为数字化人机工程。孙守迁, 男, 1963 年生。浙江大学现代工业设计研究所教授、博士研究生导师。徐孟, 女, 1977 年生。浙江大学现代工业设计研究所博士研究生。石元伍, 男, 1971 年生。湖北工业大学数字化艺术与设计中心副教授。