

# 人体上肢在水平面上运动时的轨迹重构\*

李醒飞<sup>1</sup>, 张国雄<sup>1</sup>, 裘祖荣<sup>1</sup>, 张明<sup>2</sup>

(1. 天津大学测试计量技术及仪器国家重点实验室, 天津 300072; 2. 香港理工大学复康工程中心, 香港)

**摘要:** 研究的目的是能否通过使用计算机仿真方法去重构人体上肢在水平面上做快速运动时的轨迹, 通过与实验结果比较, 进而探讨人体上肢在水平面上做快速运动时的控制策略. 首先建立了人体上肢在水平面上运动的生物力学模型, 应用时间最优判据对上肢在水平面上做点到点快速运动时的轨迹进行了重构, 并通过实验对重构结果进行了评估. 评估结果表明: 时间最优判据能够重构人体上肢在水平面上做快速运动时的手的轨迹, 可以认为此判据是人体对手臂在快速运动情况下的一种控制策略的模拟.

**关键词:** 轨迹重构; 最优控制; 神经肌肉骨骼模型

中图分类号: Q 811. 211

文献标识码: A

文章编号: 0493-2137(2002)05-0601-05

人体上肢的运动存在3种冗余性问题:

1) 运动轨迹的不唯一性问题, 比如人体上肢在水平面上做点到点的运动, 当指定了起始点、中间通过点、目标点以及运动时间后, 会有很多种可能的轨迹满足这些条件.

2) 具有冗余自由度的多关节的逆向运动学问题, 例如, 人体上肢(考虑腕关节, 肘关节和肩关节)在水平面上运动, 即使知道了随时间变化的手的运动轨迹, 也不能唯一确定3个关节随时间变化的运动轨迹.

3) 逆向动力学问题, 考虑有一对肌肉作用在一个关节上, 当关节随时间变化的运动轨迹确定后, 不能唯一确定每块肌肉作用在关节上的力和力矩, 只要作用在关节上的合力矩保持恒定, 会有无穷条肌肉对力的变化曲线让关节实现相同的运动.

神经系统如何控制人体的运动, 一直是人们探讨的问题<sup>[1~4]</sup>.

最优化方法是解决冗余性问题的有效方法. 尽管人体运动存在上述这些不确定性问题, 可人体运动轨迹具有相对一致性, 这就使人们用最优化方法去研究人体运动轨迹的形成问题并重构这些轨迹成为可能. 作者基于所建立的人体上肢的生物力学模型, 在时间最优判据下, 对人体上肢在水平面上做快速运动的轨迹进行了重构, 并通过实验对重构的轨迹与实际轨迹进行了比较. 为了使比较具有说服力和科学性, 比较了两个参数: 重构的轨迹与实际轨迹的均方差, 重构轨

迹的偏差与实际轨迹的偏差的相关系数. 如果重构的轨迹与实际的轨迹一致, 均方差应小, 且相关系数大.

## 1 上肢肌肉骨骼系统的生物力学模型

如图1所示, 3对肌肉对包括: 肩关节肌对、肘关节肌对和双关节肌. 假定肌肉力臂是常数, 肩关节和肘关节是铰链. 手到肘关节称前臂, 肘关节到肩关节称上臂. 上肢肌肉骨骼系统的生物力学模型包括两个关节和6块肌肉, 其中两块肌肉作用在肩关节(肩关节屈伸肌), 两块肌肉作用在肘关节(肘关节屈伸), 两块肌

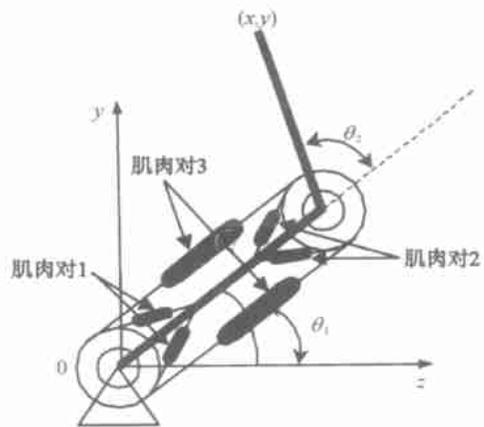


图1 两关节上肢模型的几何表达

Fig. 1 Two joint arm model geometry expression

\* 收稿日期: 2001-09-19

作者简介: 李醒飞(1966—)男, 博士, 副教授

肉同时作用在肩关节和肘关节(双关节屈伸肌). 上肢的力学模型结构如图2所示, 肌肉被神经信号  $n_i$  激励, 它们产生肌肉力并按照几何原理产生作用在关节上的力矩  $\tau$ . 前向动力学模块是当前力矩  $\tau$ , 角度  $\theta$  和角速度  $\omega$  的函数, 并由此得出关节的角加速度  $\alpha$ . 加速度被积分得到新的角速度  $\omega$  角度  $\theta$ . 前向运动学将角度坐标转换成端点的笛卡尔直角坐标  $x, y$ .

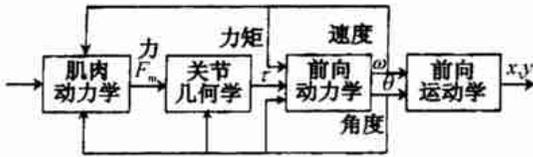


图2 上肢模型的体系结构

Fig. 2 Architecture of the arm model

### 1.1 肌肉动力学模型

肌肉动力学模型框图包括3个部分<sup>[5-7]</sup>: 1) 收缩部分, 由力产生器  $F_0$  和一并联的粘性阻力器  $B$  组成. 2) 串联部分, 是一弹性系数为  $K_s$  的弹性单元. 3) 并联部分, 由一粘性系数为  $B_p$  的阻力器构成.

在生物学的系统中, 神经输入信号  $n_i$  通过一个神经受激(或去激)过程转换成肌电信号, 这个过程描述了理想化的神经控制器与运动神经元的关系. 这个过程通常用一低通滤波器来表示.

$$S_{emg} = \frac{1}{t_{ne}}(n_i - S_{emg}) \quad (1)$$

式中:  $t_{ne}$  表示滤波器的时间常数;  $S_{emg}$  是肌电信号.

肌电信号和收缩过程间的关系, 在生物学系统中, 该过程受到小部分的肌原钙蛋白调节. 在此模型中, 这个过程将肌电信号行为转换成力  $F_0$ , 其表达式为

$$F_0 = \frac{1}{t_{ac}}(S_{emg} - F_0) \quad (2)$$

式中:  $t_{ac}$  是时间常数. 力  $F_0$  乘以常数  $F_{max}$  和常值的平均力臂  $l$  得到肌肉力矩  $\tau_0$ .

$$\tau_0 = F_0 F_{max} l \quad (3)$$

微分方程(4)描述了假想的肌肉力矩和肌肉收缩长度的关系为

$$x_0' = \frac{[K_s(x - x_0) - \tau_0]}{B} \quad (4)$$

式中:  $x$  为肌肉长度;  $x_0$  为肌肉初始长度;  $K$  为肌肉弹性系数;  $B$  为肌肉粘性系数,  $\tau_0$  为肌肉收缩力矩.

最后, 肌肉产生的力矩为

$$\tau_m = B_p x + K_s(x - x_0) \quad (5)$$

式中:  $x = f(\theta, l)$ ,  $\theta$  是关节角,  $l$  是平均力臂长度.

### 1.2 关节几何关系

人体类上肢有很多肌肉作用在单关节上. 有的肌肉跨过两个关节. 在这个上肢力学模型中, 有两块肌肉同时作用在两个关节上. 作用在每个关节的力矩通过作用在该关节的肌肉的力矩加权和得到. 假定双关节肌作用在两个关节的力矩是一固定的比率<sup>[8]</sup>(设比例分别为  $a$  和  $b$  且  $a + b = 1$ ). 式(6)和式(7)描述了肌肉力矩和关节力矩间的转换关系为

$$\tau_1 = \tau_{1-flex} - \tau_{1-ext} + a\tau_{3-flex} - a\tau_{3-ext} \quad (6)$$

$$\tau_2 = \tau_{2-flex} - \tau_{2-ext} + b\tau_{3-flex} - b\tau_{3-ext} \quad (7)$$

式中:  $\tau_i$  是在关节  $i$  的力矩;  $\tau_{j-a}$  是类型为  $a$  的  $j$  肌肉产生的力矩. 下标 flex 表示屈肌, 下标 ext 表示伸肌. 系数  $a = 0.6, b = 0.4$ .

### 1.3 前向动力学

上臂的前向动力学定义了一个从关节力矩、角度和角速度到新的角度、角速度和角加速度的映射. 其表达式为

$$\tau_2 = \alpha_1 \left[ I_2 + \frac{m_2 l_1 l_2}{2} \cos \theta_2 + \frac{m_2 l_2^2}{4} \right] + \alpha_2 \left[ I_2 + \frac{m_2 l_2^2}{4} \right] + \frac{m_2 l_1 l_2^2}{2} \omega_1^2 \sin^2 \theta_2 \quad (8)$$

$$\tau_1 = \alpha_1 \left[ I_1 + I_2 + m_2 l_1 l_2 \cos \theta_2 + \frac{m_1 l_1^2 + m_2 l_2^2}{4} + m_2 l_1^2 \right] + \alpha_2 \left[ I_2 + \frac{m_2 l_2^2}{4} + \frac{m_2 l_1 l_2}{2} \cos \theta_2 \right] - \frac{m_2 l_1 l_2}{2} \omega_2^2 \sin \theta_2 - m_2 l_1 l_2 \omega_1 \omega_2 \sin \theta_2 \quad (9)$$

式中:  $m_1$  和  $m_2$  是两臂的质量,  $I_1$  和  $I_2$  是两臂的惯性矩; 惯性力矩与角加速度成比例, 它包括本身的惯性力矩和另外一臂产生的交叉力矩.  $l_1$  和  $l_2$  为两臂的长度.

### 1.4 前向运动学

前向运动学由下式方程表示

$$x = l_1 \cos \theta_1 + l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) \quad (10)$$

$$y = l_1 \sin \theta_1 + l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) \quad (11)$$

$x, y$  为手的笛卡尔坐标.

## 2 轨迹重构的实现

### 2.1 时间最优判据

人的上肢在水平面运动的时间最优问题通常解释为“以其可能的最短时间到达指定的位置”. 对端点有两种约束: 1) 要求到达指定的位置误差不超过容许值, 且停在该区域. 2) 要求到达指定的区间速度不超过容许值, 在轨迹重构时, 考虑了两种情况.

端点约束条件 A:

$$\begin{aligned} \theta_1(t_f) &= \text{常数} \\ \theta_2(t_f) &= \text{常数} \\ \omega_1(t_f) &= 0 \\ \omega_2(t_f) &= 0 \end{aligned} \quad (12)$$

端点约束条件 B:

$$\begin{aligned} [x(t_f) - a]^2 + [y(t_f) - b]^2 &\leq r^2 \\ x(t_f) = 0, y(t_f) &= 0 \end{aligned} \quad (13)$$

式中:  $t_f$  为到达目标的时间;  $a$  和  $b$  为目标区域(圆)的圆心. 条件 A 的物理意义为, 手臂到达指定的位置且速度为零(即停在指定位置); 条件 B 的物理意义为: 手臂到达指定的区域且停在该区域内.

### 2.2 轨迹重构

使用 C++ 语言和 MATLAB 语言混合编程技术编写了一个名为“OPTIMAL”的程序, 它被用于求解多关节上肢的最优控制问题. 其求解的最优问题形式为上肢状态方程

$$\dot{x} = h(t, x, u, \cdot), x(a) = \xi, t \in [a, b] \quad (14)$$

优化判据

$$\min_{(u, \xi) \in L^\infty[a, b] \times \mathcal{R}} \left\{ f(u, \xi) = g_0(\xi, x(b)) + \int_a^b l_0(t, x, u) dt \right\} \quad (15)$$

神经输入控制约束

$$\begin{aligned} u_{j \min}(t) &\leq u_j(t) \leq u_{j \max}(t), \\ j &= 1, \dots, m; t \in [a, b] \end{aligned} \quad (16)$$

初始条件约束

$$\xi_j \min \leq \xi_j \leq \xi_j \max \quad j = 1, \dots, n \quad (17)$$

轨迹不等式约束

$$\begin{aligned} l_{vi}(t, x(t), u(t)) &\leq 0 \\ v &= 1, \dots, q; t \in [a, b] \end{aligned} \quad (18)$$

端点不等式约束

$$g_{va}(\xi, x(b)) \leq 0, \quad v = 1, \dots, q \quad (19)$$

端点等式约束

$$g_{vee}(\xi, x(b)) = 0, \quad v = 1, \dots, q \quad (20)$$

式中:  $x(t) \in \mathcal{R}$  是状态变量;  $u(t) \in \mathcal{R}$  是控制输入变量;  $g_0, l_0$  是权函数.  $g \in \mathcal{R}, l \in \mathcal{R}h \in \rightarrow \mathcal{R}$ ;  $L^\infty[a, b]$  是 Lebesgue 可测空间, 且  $[a, b] \rightarrow \mathcal{R}$ . 目标函数中的一些参数将由键盘输入. 函数  $g(\cdot, \cdot)$  和  $l(\cdot, \cdot, \cdot)$  中下标 0、ti、ei 和 ee 分别表示“目标函数”、“轨迹约束”、“端点不等式约束”和“端点等式约束”. 该程序是为求解固定时间区间的最优控制问题而写. 尽管如此, 只需增加两个状态变量(对自治系统只需增加一个)就可求解自由终点时间问题. 最优时间问题

就是权函数  $l_0 = 1$  的自由终点时间问题.

## 3 实验评估

### 3.1 实验方法

受试者被要求坐于特殊设计的椅子上, 其躯干和肩膀用带子固定在椅子的靠背上, 工作平面调到能支撑上肢且与肩齐平. 受试者的腕部被带上套子以免其运动, 这样, 上肢的运动限于肘关节和肩关节的两个自由度的运动. 受试者的肘部限于手的运动平面, 因为肩关节的外展/内收由工作面板限制.

受试者用他们的右手完成所有的试验. 手的位置由三维分析系统测得, 两个测角传感器安放在肘关节和肩关节上(其信息用做参考). 系统的硬件包括: 两个摄像头和直接附带的发光系统, 两个可按帧回放和记录的视频磁带记录仪, 两个监视器, 一块图像采集卡和一台个人计算机系统. 该系统被用于跟踪可反光的标记, 此标记安放在手臂上. 受试者的任务是在一定时间限制内(450 ~ 500 ms)从起始点到停止点间移动他们的手臂, 起始点和停止点相距 0.4 m, 随机选择且做上标记. 坐标系统定义如下: 外展/内收运动轴定义为前-后方向(笛卡儿  $y$  轴坐标, 如图 3), 此轴在手臂的运动面内. 屈/伸轴垂直上肢的工作面为  $z$ , 肱骨的旋转轴与屈/伸相互垂直.

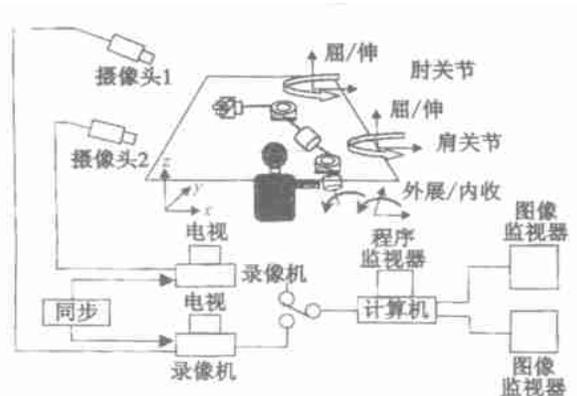


图 3 三维运动测量和分析系统及水平工作面

Fig. 3 3-D motion analysis and horizontal workspace

### 3.2 数据处理

原始信号的谱分析显示位置数据的频率集中在 5 Hz 以下. 因此, 位置数据用一个截止频率为 5 Hz 的六阶巴特沃兹滤波器进行滤波. 位置微分使用 3 点局部多项式近似.

对点到点的运动, 如果受试者在运动中对轨迹作了修正或者在终点的速度大于最高容许速度的 5% 时, 此次实验被认为失败, 其数据被舍弃. 如果运动的

速度偏离平均速度两倍以上, 该轨迹被认为是奇异轨迹, 不予分析.

### 3.3 偏差 (Deviation) 的定义

图 4 中阴影部分的面积定义为“偏差”, 它是运动轨迹与  $x$  所围的面积和起始点与终止点连线和  $x$  轴所围的面积差. 从起始点到目标点, 如果阴影在其左边, 偏差定义为正; 在右面, 偏差定义为负.

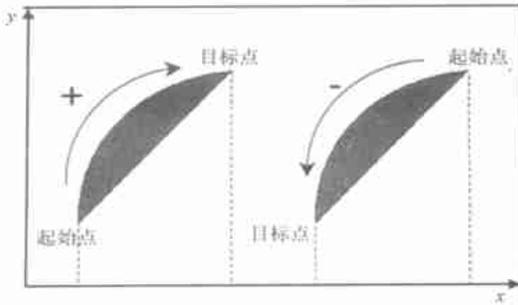


图 4 偏差的定义

Fig. 4 Definition of the deviation

### 3.4 结果的评估

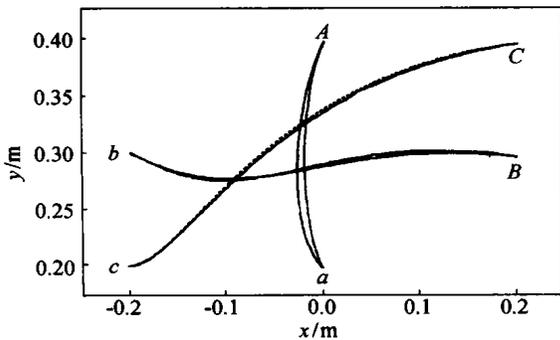
将实验所测的受试者运动轨迹与在重构的轨迹比较. 重构的约束条件根据实验给定, 比如起始点和停止点的位置等. 在起始点和停止点速度和加速度被假定为零.

从两个方面比较被测轨迹和重构轨迹. 首先, 对实验所测轨迹偏差与重构所得的轨迹偏差进行相关分析; 其次, 分析所测轨迹位置与重构的手的位置的均方差大小. 如果轨迹一致, 相关系数为 1.0, 所测轨迹位置与重构所得位置的均方差也小. 均方差的定义为

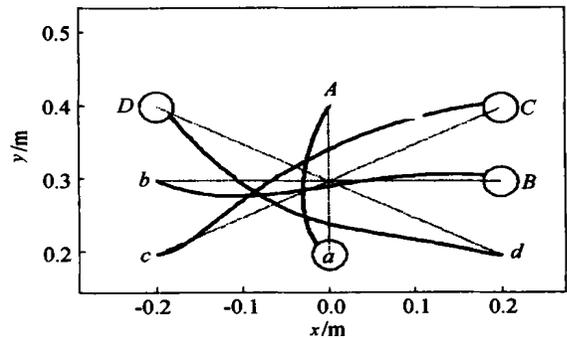
$$\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N [(x_n - x'_n)^2 + (y_n - y'_n)^2] \quad (21)$$

式中:  $n$  为采样点序号;  $(x_n, y_n)$  和  $(x'_n, y'_n)$  为实验所测的轨迹坐标和重构所得的轨迹坐标,  $N$  为总的采样点数.

图 5 给出了实测与重构手的轨迹; 图 6 给出了实测与重构手的轨迹偏差的线性拟合情况, 其主要数据见表 1.



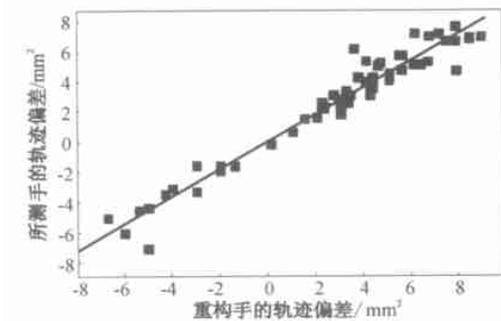
(a) 约束条件 A



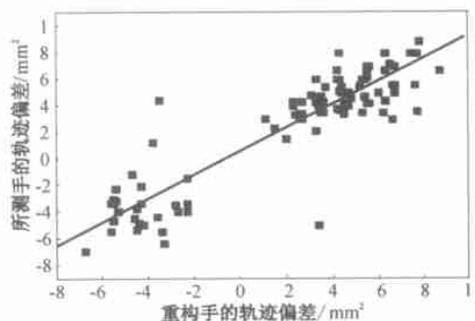
(b) 约束条件 B

图 5 实验所测手的轨迹与重构手的轨迹

Fig. 5 Hand trajectories measured and reconstructed



(a) 约束条件 A



(b) 约束条件 B

图 6 所测手的轨迹偏差与重构手的轨迹偏差的线性拟合

Fig. 6 Linear fit of measured and reconstructed hand trajectories deviations.

表1 所测手的轨迹偏差与重构的手轨迹偏差的线性关系(约束条件A)

Tab. 1 Linear relationship between measured and reconstructed deviation (constraint condition B)

参数	值	误差	<i>t</i> 值	概率 > $ A   t $
<i>A</i>	0.024 96	0.013 9	1.795 22	0.779 2
<i>B</i>	0.926 74	0.028 9	32.069 63	< 0.000 1
参数	<i>R</i>	<i>R</i> 均方	均方差根( <i>SD</i> )	个体数
值	0.947 49	0.897 74	0.087 49	59

注: 受试者在约束条件式(12) 重构的手的轨迹偏差为  $A+B \times$  所测的手的轨迹偏差。

表2 所测手的轨迹偏差与重构手的轨迹偏差线性关系(约束条件B)

Tab. 2 Linear relationship between measured and reconstructed deviation (constraint condition B)

参数	值	误差	<i>t</i> 值	概率 > $ A   t $
<i>A</i>	0.051 41	0.018 73	2.745 37	0.007 18
<i>B</i>	0.89	0.000 95	12.376 28	< 0.000 1
参数	<i>R</i>	<i>R</i> 均方	均方差根	总体数
值	0.899 62	0.809 31	0.187 25	100

注: 受试者在约束条件式(13) 重构的手的轨迹偏差为  $A+B \times$  所测的手的轨迹偏差。

## 4 分析与结论

从表1可知,在约束条件A下,所测的手的轨迹偏差与重构的手的轨迹偏差的相关系数为0.947 49,均方差0.087 49,属强相关;从表2可知,在约束条件B下,所测的手的轨迹偏差与重构的手的轨迹偏差的相关系数为0.899 62,均方差0.187 25,也属强相关,这说明了重构的手的轨迹与实验所测的手的轨迹一致。

时间最优判据适用于分析和求解现实中要求的“快速”问题,在要求上肢“快速”运动的条件下,人类

的上肢运动轨迹可在此判据下,通过数字重构,进而可分析上肢的动力学问题和运动模式.可以认为此判据是人脑体对手臂在快速运动情况下的一种控制策略的模拟。

## 参考文献:

- [1] Wolpert D M, Ghahramani Z, Jordan M I. Are arm trajectories planned in kinematic or dynamic coordinates? An adaptation study[J]. *Exp Brain Res*, 1995, 103: 460—470.
- [2] Osu R, Uno Y, Koike Y, et al. Possible explanations for trajectory curvature in multijoint arm movements[J]. *J Exp Psychol*, 1997, 23: 890—913.
- [3] Soechting J F, Flanders M. Movement planning: kinematics dynamics, both or neither[A]? Harris L R, Jenkin M. In *Vision and Action*[C], Cambridge: Cambridge University press, 1998: 332—349.
- [4] Harris C M, Wolpert D M. Signal-dependent noise determines motor planning[J]. *Nature*, 1998, 394: 780—784.
- [5] Winters J M, Stark L. Muscle models: what is gained and what is lost by varying model complexity? [J] *Biol Cybern*, 1987, 55: 403—420.
- [6] Baratta R V, Solomonow M. The dynamic performance model of skeletal muscle[J]. *CRC in Biomedical Engineering*, 1992, 19(6): 419—454.
- [7] Krylow A M, Zev Rymer W. Role of intrinsic muscle properties in producing smooth movements[J]. *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, 1997, 44(2): 165—175.
- [8] Myers J D, Massone L E. The role of the plant properties in point-to-point arm movements: a robustness study[J]. *Biol Cybern*, 1997, 76: 173—180.

## Trajectory Reconstruction of Human Upper Extremity when Moving on Horizontal Plane

Li Xing-fei<sup>1</sup>, Zhang Guo-xiong<sup>1</sup>, Qiu Zu-rong<sup>1</sup>, Zhang Ming<sup>2</sup>

(1. State Key Laboratory of Precise Measurement Technology and Instrumentation,

Tianjin University, Tianjin 300072, China;

2. Rehabilitation Engineering Center, Hong Kong Polytechnic University, Hong Kong, China)

**Abstract:** This paper studies the movement trajectory of a human hand can be reconstructed with a computer when the man moves fast on a horizontal plane. Comparing the simulation results with those obtained in experiments we study the control strategy for the human upper extremity when the man moves fast on a horizontal plane. A biomechanical model of human upper extremity was built. Based on the time optimal criteria the trajectory of a human hand was reconstructed. The reconstructed trajectory was compared with that obtained in experiments and the results show a good consistency. A conclusion is drawn that the time optimal criteria can be regarded as one of the control strategies of the hand's movement when the human upper extremity moves fast from point to point on a horizontal plane.

**Keywords:** trajectory reconstruction; optimal control; neuro-musculo-skeletal model