

文章编号:1004-7220(2015)04-0355-06

在线调整对到达运动中人体上肢刚性特性的影响

王帅杰, 左国坤

(中科院宁波工业技术研究院 先进制造技术研究所, 宁波 315201)

摘要: **目的** 研究在线调整与运动中人体上肢刚性值之间的关系,提高人体刚性值测量的精度以及评判在线调整能力。**方法** 设计5类不同类型的上肢平面到达运动,通过施加快速扰动的方法,对运动过程的前期、前中期、中期、中后期和后期共5个位置的刚性值进行测量,探讨刚性值在受到在线调整影响时的变化规律,以及刚性幅值与运动精度之间的关系。**结果** 运动过程中刚性一直变化,而且刚性值的变化影响了最终的运动误差。运动过程中在线调整的发生会引起刚性幅值的改变,尤其是运动后期的刚性幅值,但是目前没有发现这一变化与在线调整发生的时间或者内容存在密切的联系。**结论** 在线调整在到达运动中扮演了重要的角色。考虑到在线调整的发生会引起刚性幅值的变化,在临床上,通过对患者在特定实验中刚性幅值的测量,结合其他医学诊断方法,可以更精确地表明患者当前在线调整功能的状况。

关键词: 刚性; 到达运动; 在线调整; 上肢

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.3871/j.1004-7220.2015.04.355

The effect of on-line correction on stiffness of human upper limb during goal-directed movement

WANG Shuai-jie, ZUO Guo-kun (*Institute of Advanced Manufacturing Technology, Ningbo Institute of Industrial Technology, Chinese Academy of Sciences, Ningbo 315201, Zhejiang, China*)

Abstract: **Objective** To study the relationship between on-line correction and stiffness of the upper limb during human movements, so as to improve the measurement accuracy of stiffness and to assess the on-line correction capability. **Methods** Five kinds of upper limb goal-directed movements in a horizontal plane were designed. The stiffness values at 5 different positions, i. e. in the early period, early to mid period, mid period, mid to late period and late period separately during the movements with sudden perturbation were measured to investigate the regular pattern of human hand stiffness influenced by such on-line correction, as well as the relationship between the movement accuracy and hand stiffness. **Results** The stiffness was always varying during the movements, and the variation of the stiffness would influence the movement error. On-line correction during the movements could induce an increase in the value of stiffness amplitude, especially at the position in late period of the movement. However, no significant linkage was found between the change of stiffness and the occurrence time or content of on-line correction. **Conclusions** On-line correction plays an important role in goal-directed movements. Considering that on-line correction may cause a change in the amplitude of the stiffness, the on-line correction function of patients can be more accurately assessed by measuring stiffness value in specific experiments, combined with other medical diagnosis methods in clinic.

Key words: Stiffness; Goal-directed movement; On-line correction; Upper limbs

收稿日期:2014-08-29; 修回日期:2014-10-20

基金项目:国家科技支撑计划课题(2012BAI33B01)。

通信作者:左国坤, 研究员, 博士研究生导师, E-mail: moonstone@nimte.ac.cn。

人体肢体的动力学特性可以用机械阻抗的形式来描述。机械阻抗是一种从机械角度出发描述肢体特性的方法,它一般包括3个部分:刚性、黏性以及惯性^[1],人的神经系统通过同时激活拮抗肌群可以自由地调节肢体的机械阻抗值^[2]。肢体的机械阻抗特性,尤其是刚性特性与肢体的运动息息相关^[3];在不稳定的环境中保持某个姿势或者进行到达运动时,在干扰较强的方向上,刚性幅值会相应地增大,以抵抗环境中的不稳定性^[4-5]。通过行为学研究发现,人体机械阻抗和运动精度也存在密切的关系,在运动精度要求较高的方向上,人体机械阻抗的幅值也相对较大^[6-8]。上肢的机械阻抗会根据运动方向的不同而进行相应的调节,以保证实际运动轨迹最大程度地与理想轨迹相吻合^[9-10]。以上研究结果都与平衡点假说(equilibrium-point hypothesis)较为一致。该假说认为,在执行到达运动任务时,神经系统可以利用肢体的机械阻抗特性,使得实际的运动轨迹能够满足任务的要求^[11-13]。

在线调整功能是人执行各种运动时必不可少的一项能力。对于上肢运动来说,它的实现依赖于当前手部位置信息的实时反馈,通过对比反馈信息与基于运动指令预测出的理想位置信息,可以得到当前的误差信息,并用于调整当前的运动指令^[14-15]。在线调整和到达运动同样密切相关,Tseng等^[16]实验表明,对于缺失在线调整能力的患者,他们很难精确地实现到达运动;这类患者在执行到达运动时,运动周期均存在较大的误差,而且运动轨迹存在明显的震荡。除此之外,有研究认为在线调整不仅仅发生在运动的后期,它可以贯穿整个运动过程^[17]。

依照平衡点假说可以推断:当在线调整发生时,肢体的机械阻抗特性也会相应地发生变化,而且机械阻抗的改变和反馈的误差信息存在一定关联。考虑到目前针对人体机械阻抗特性的研究多是和运动行为直接相关,而且很少考虑在线调整功能的影响,本课题组针对在线调整对到达运动中上肢刚性特性的影响展开实验研究,分析在线调整的发生对上肢刚性值的影响,以及上肢刚性值变化与反馈的误差信息之间的关联性。鉴于目前的测量方法都较少考虑到在线调整的影响,本文将人体刚性特性作为在线调整能力评判指标开展初步研究,研究结果可用于提高刚性测量方法的精度。

1 对象和方法

1.1 测试者

参照以往的实验研究^[5,8,18-19],招募5名男性测试者(依次称为S1~S5)参与本次实验,年龄20~30岁,身高1.7~1.8 m,体质指数(BMI)21.8~23.6。所有测试者均身体健康,且不存在脑神经疾病病史。由于本研究中忽略了阻抗测量过程中(扰动时)前臂和大臂重心相对位置的变化,考虑到重度肥胖者的这些重心位置在扰动时会发生明显变化,故未选取任何一名重度肥胖者参与实验。

1.2 实验装置

如图1所示,实验装置主要由直线电机、力传感器和计算机组成。直线电机主要用于测量测试者手部当前的位置,以及产生一个用于测量人体机械阻抗的扰动力(行程:300 mm,分辨率:2 μm)。力传感器(ATI Industrial Automation Inc.,美国)用于采集运动过程的力信息(力分辨率: x,y 轴为1/24 N, z 轴为1/8 N;力矩分辨率: x,y 轴为1/660 $\text{N}\cdot\text{m}$, z 轴为1/1 320 $\text{N}\cdot\text{m}$)。计算机主要用于数据处理、实时运动控制以及生成虚拟环境,计算机通过NI-6251板卡对力传感器和编码器采集的信息进行模数转换(A/D)并采样,最终转换成有效的力信息和位置信息。由于直线电机本身存在一定的摩擦力,而且定子的质量较大,为了降低机械装置对测试者的影响,对直线电机采用了闭环力控制的方法。另外,计算机还负责生成一个简单的虚拟运动环境,该虚拟环境在测试者前方的显示器中显示,主要显示手部的当前位置、目标区域的位置以及运动完成所消耗的时间。

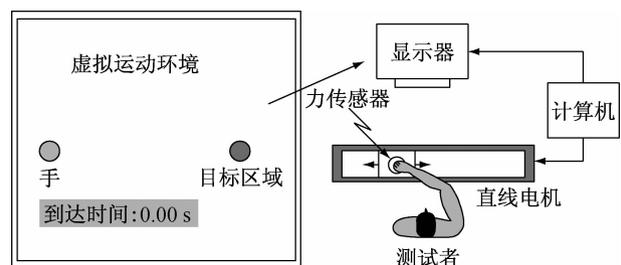


图1 虚拟环境及实验装置示意图

Fig. 1 Schematic diagram of the virtual environment and experimental apparatus

测试者在执行实验任务时,要求正坐在实验装置前方,并面对显示器。测试者的腕部会被一个夹板固定,以避免其手腕产生相对运动;而测试者的大臂被悬吊装置吊起,用于帮助测试者克服手臂自身的重力,同时保证测试者的手臂始终处于水平面内,这是因为本研究暂时不考虑 z 轴方向上的机械阻抗特性。

1.3 实验内容

实验设计主要参照文献[18,20]的相关研究,划分为实验A和B两组:

(1) 第1组是正常的到达运动,目标点不变(实验A)。当测试者执行该运动时,目标点的位置恒定(230 mm),同样,手部初始位置也是恒定的(0 mm)。该任务要求:当表示手的圆圈颜色发生变化时,立即开始运动,而且测试者被要求尽量在规定时间内(900 ~ 1 100 ms)精确地停留在目标点内。该组实验分为A1和A2两种,A1代表目标点在运动开始后立即消失,A2代表目标点不消失。

(2) 第2组是目标点可变的到达运动(实验B),该实验与实验A2基本一致,只是在运动过程执行到某个位置时,目标点的位置会突然发生跳动,跳动后的目标点将位于230 mm处。为了避免测试者直接往此处运动,目标点跳动的现象是随机出现的,出现概率为60%。该组实验分为B1、B2和B3三种;B1代表在运动至60 mm时刻目标点向前跳动20 mm,B2代表在运动至60 mm时刻目标点向后跳动20 mm,B3代表在运动至115 mm时刻目标点向后跳动20 mm(见表1)。

不管是何种实验,单次的到达运动都包含了3个阶段:首先是准备阶段,测试者观察运动环境中目标点和手的位置,在随机的1~3 s后,运动环境中手的颜色由红色变为绿色,提示测试者开始运动,进入第2个阶段,即运动阶段;在该阶段中,测试者被要求在规定时间内进入目标区域,一旦测试者的运动速度小于阈值,手的颜色又再次变回红色,同时装置的阻力也突然增大,以防止测试者对手的位置进行再次调整;最后是返回阶段,测试者的手被直线电机带回最初的位置,并再次进入准备阶段。

在两组实验中,都将对测试者在运动过程中的刚性阻抗进行测量,测量的位置有5处(5、60、115、170和200 mm处)。为了降低扰动对测试者的影

表1 实验内容

Tab. 1 Experimental contents

实验类别	实验方法	实验目的
实验 A	A1 目标点位于 230 mm 处, 运动开始后消失	无精度要求运动中的刚性特性
	A2 目标点位于 230 mm 处, 始终可见	有精度要求运动中的刚性特性
实验 B	B1 运动至 60 mm 时,目标点从 250 mm 跳至 230 mm 处	有在线调整运动中的刚性特性
	B2 运动至 60 mm 时,目标点从 210 mm 跳至 230 mm 处	在线调整内容不同的刚性特性
	B3 运动至 115 mm 时,目标点从 210 mm 跳至 230 mm 处	在线调整时刻不同的刚性特性

响,并不是在每次运动中都进行阻抗测量,扰动随机发生,概率为50%;扰动发生的位置也是随机的,而且单次运动中最多只允许发生一次扰动。

整个实验的过程分为两个阶段,共6组实验,包含了300次运动。其中,熟悉阶段包含10次实验A1,在此阶段无扰动发生;而实验阶段包含A1、A2、B1、B2和B3五类任务,实验次数分别为40、40、70、70和70次,并伴随扰动发生。每组实验之间都会有1~2 min休息时间。

1.4 数据处理

采用施加外部扰动的方法对运动过程中上肢的刚性进行测量,施加的扰动为持续60 ms的方波,其中前30 ms是幅值为20 N的正向扰动,接下来30 ms是幅值为-20 N的反向扰动。但是由于机械结构带来的影响,实际作用到手臂的扰动力会发生较大变化。扰动过程中前50 ms采集的位置和力信息,用于估算当前的机械阻抗值。

由于上肢在笛卡尔坐标系下的动力学特性可以等价为一个二阶微分方程^[4]:

$$M(t) \ddot{X}(t) + B(t) \dot{X}(t) + K(t)(X(t) - X_v(t)) = -F(t) \quad (1)$$

式中: X 为手部的位置; \dot{X} 的一阶和二阶导数分别为手部的速度和加速度, X_v 为手部当前的平衡点位置, F 为手与把手之间的相互作用力; M 、 B 、 K 分别为手部的惯性阻抗、黏性阻抗和刚性阻抗。

考虑到扰动的过程非常短暂,认为在此过程中,上肢的机械阻抗值保持不变。根据式(1),扰动过

程中的二阶动力学方程应为:

$$M\ddot{X}(t) + B\dot{X}(t) + K(X(t) - X_v(t)) = -F_1(t) \quad (2)$$

假设这 50 ms 内没有扰动发生,则这种情况下的动力学方程应为:

$$M\ddot{Y}(t) + B\dot{Y}(t) + K(Y(t) - Y_v(t)) = -F_2(t) \quad (3)$$

式中: Y 和 F_2 分别对应没有扰动发生时的 X 和 F_1 。实际上,不管有无扰动发生,平衡点的位置是不发生改变的($X_v = Y_v$),尽管无法求出平衡点位置,但是将式(2)和式(3)相减后,可以消去这一变量:

$$Md\ddot{X}(t) + Bd\dot{X}(t) + KdX(t) = -dF(t) \quad (4)$$

尽管没有扰动发生情况下的运动轨迹 Y 和力轨迹 F_2 也无法直接测量(因为这种情况是假想的),但是通过对扰动发生前的数据进行预测运算,依然可以准确地估计出这两组轨迹^[8]。因此,式(4)中位置信息和力信息都可视为已知量,通过最小二乘法进行拟合运算,最终可估算出当前时刻的机械阻抗值。本文测得的刚性值实际上只是运动方向上的刚性值,由于在其他方向上的运动受限,故对其他方向上的刚性值不予考虑。

实验数据的统计分析采用 t 检验和相关性分

表2 测试者在不同位置上的刚性值比较

Tab. 2 Comparison of stiffness for subjects in different positions

测试者	刚性值/(N·m ⁻¹)				
	位置/mm				
	5	60	115	170	200
S1	365.9 ± 8.2	387.8 ± 18.3	311.4 ± 13.5	331.4 ± 25.1	379.4 ± 37.2
S2	368.2 ± 11.3	395.6 ± 20.3	300.1 ± 11.8	338.6 ± 28.1	362.7 ± 25.3
S3	352.5 ± 7.2	365.9 ± 17.5	322.2 ± 14.3	334.1 ± 32.5	330.5 ± 27.2
S4	315.6 ± 12.5	312.8 ± 22.7	278.7 ± 25.3	318.2 ± 34.1	311.7 ± 34.2
S5	352.0 ± 13.7	365.1 ± 15.0	309.7 ± 14.1	333.3 ± 24.2	320.5 ± 22.0

由表2可见,在运动前期(5、60 mm处),刚性值在不同实验中并没有明显的变化;而在运动后期(170、200 mm处),刚性值变化较为显著。因此,本文将重点对运动后期的刚性值,尤其是200 mm处的刚性值进行对比分析。

析。对于数据差异分析, $P < 0.1$ 为差异具有统计学意义;对于相关性分析, $P < 0.1$ 为显著相关。

2 结果和分析

2.1 总体刚性特性

测试者1在5类实验中的总体刚性特性如图2所示。在每类实验中,该测试者的刚性都表现出类似的变化规律,在运动初期保持较大的刚性值,在运动中期刚性值下降,在运动后期刚性值又再次变大。

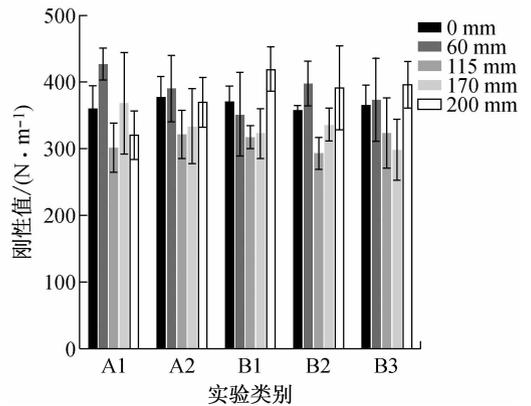


图2 测试者1在不同实验中的刚性值

Fig. 2 Stiffness in different kinds of tasks for subject NO. 1

为对比其他测试者的刚性特性,表2列出了所有测试者在5处测试位置上的刚性值比较结果。

2.2 200 mm 处的刚性特性

由于实验A2对精度要求的提高,其平均刚性值(k)相对实验A1有了较为明显的增加($P < 0.1$),其中 $k_{A1} = 312.9$ N/m, $k_{A2} = 342.5$ N/m。对比目标点会发生跳动的3类实验($k_{B1} = 353.1$ N/m,

$k_{B2} = 342.8 \text{ N/m}$, $k_{B3} = 353.4 \text{ N/m}$), 可以发现 3 类实验中的刚性值并没有显著的变化 ($P > 0.1$), 只是 B1 中刚性值的变化范围较大, 变化幅度达到了 137.6 N/m , 而其他 4 类实验中的变化幅度均小于 100 N/m 。对比 A2 和 B 组的实验可以看出, B 组中的刚性值在整体上相对 A2 有一定增加, 但这种变化趋势并不显著 ($P > 0.1$, 见图 2)。

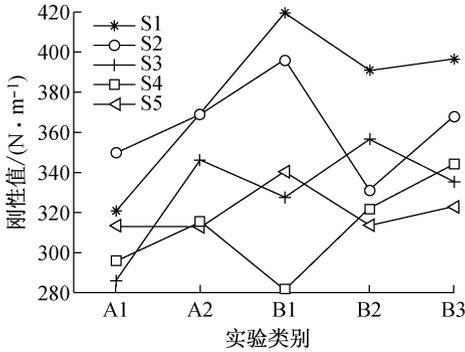


图 3 不同实验中不同测试者在 200 mm 处的刚性值
 Fig. 3 Stiffness in different kinds of tasks for all subjects at 200 mm distance

2.3 170 mm 处的刚性特性

在 170 mm 处的刚性值变化规律较为不明显 (见图 4), 5 名测试者刚性值的变化趋势都不完全一致。而且与图 3 中不同的是, 实验 A1、A2 和 B3 中的刚性值总体上差异并不显著 ($P > 0.1$), 其中 $k_{A1} = 334.5 \text{ N/m}$, $k_{A2} = 340.1 \text{ N/m}$, $k_{B3} = 325.2 \text{ N/m}$ 。另外, 实验 B2 中的刚性值 ($k_{B2} = 322.8 \text{ N/m}$) 相对于 A2 在整体上有较为明显的下降 ($P < 0.1$)。

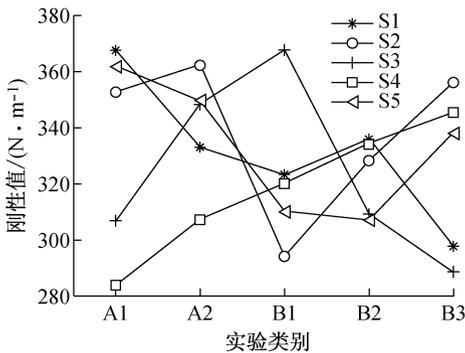


图 4 不同实验中不同测试者在 170 mm 处的刚性值
 Fig. 4 Stiffness in different kinds of tasks for all subjects at 170 mm distance

2.4 精度与刚性值的相关性

以往研究发现, 在线调整功能受损的患者在执行到达运动时, 其运动精度不同程度地低于正常人^[16], 故对运动误差和刚性值进行相关性分析。图 5 所示为不同测试者在所有实验中的平均误差。实验者 3 的表现最突出 (平均误差 $E = 5.3 \text{ mm}$), 而实验者 2 的表现较差 ($E = 10.7 \text{ mm}$), 在 B 组实验 (B1 ~ B3) 中的误差甚至比在实验 A1 中的还要大。通过统计学分析发现, 实验 A1 和 B1 ~ B3 中刚性值的变化量与误差的变化量总体呈负相关关系 ($r = -0.49$, $P < 0.1$)。

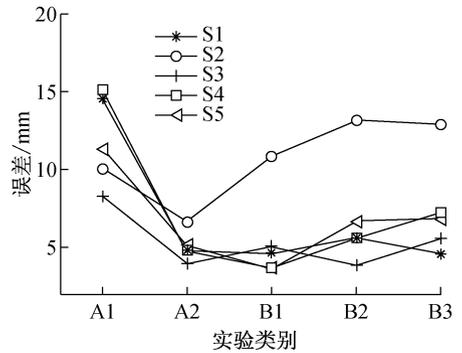


图 5 不同实验中不同测试者的位置误差
 Fig. 5 Position errors in different kinds of tasks for all subjects

3 讨论

对于实验 A1, 由于在运动过程中目标点不可见, 考虑到视觉反馈对在线调整功能的重要作用, 在该实验中, 在线调整几乎没有发生^[21]; 而在实验 A2 中, 由于对精度有较高的要求, 在线调整非常有可能发生, 而在线调整是否发生取决于实时反馈的误差信息^[20]。在 B 组实验中, 由于目标点会发生跳动, 如果不进行在线调整, 实验者很难达到实验要求, 故在线调整一定会发生, 除非实验者忽视了实验要求^[20, 22]。实验结果表明, 运动末端 200 mm 处刚性值变化与预期结果较为一致: 相对于没有在线调整发生的实验 (A1), 在有在线调整发生的实验中, 刚性的幅值有明显的增加; 而在实验 B2、B3 中, 刚性的幅值在总体上相对于实验 A2 也略有增加。与预期结果不同的是, 在线调整发生的时期 (B1 和 B3), 以及目标点跳动的方向 (B1 和 B2) 对刚性幅值没有

产生明显的影响,这部分内容还需要进一步的实验进行验证,例如增加目标点跳动的幅度等。

在B组实验中,刚性值的变化量与位置误差的变化量呈负相关关系。考虑到位置误差代表了测试者的运动精度,而且测试者的运动精度和在线调整功能之间同样也存在相关性^[16,22],故推测刚性值的变化和在线调整密切相关。

除此之外,人体在运动过程中刚性值是不断调节的。与Gomi等^[12]的结论类似,本研究发现在运动初期处于一个较大的值,运动中期刚性值会相对减小,在运动后期又再次变大,充分说明人体的刚性特性在运动过程中是不断被调节的,这与平衡点假说的观点高度一致。

4 结语

通过对到达运动过程中上肢刚性值的测量,本研究发现,上肢的刚性特性在运动过程中是不断变化的,而且受在线调整的影响较大;尤其是对于运动后期的刚性值,运动过程中在线调整的发生会引起该刚性幅值的增加。根据实验结果,推测刚性幅值的变化量与是否进行有效的在线调整关系密切。但与预期不符的是,实验中没有发现刚性幅值的变化与在线调整发生的时间或者内容存在密切联系。总体来说,在线调整功能在运动过程中扮演了非常重要的角色^[15],通过在临床上对患者肢体刚性值的测量,可以反映出患者在线调整功能的状况。本课题组接下来的工作主要包括:增加实验样本,结合肌电信号、肢体姿态信息等综合分析不同的在线调整内容以及在线调整发生时刻对刚性值的影响,并进一步建立在线调整功能与刚性值之间的函数关系。

本文研究方法也存在一定的局限性。首先,方法的实现依赖阻抗测量装置。对于多关节运动(多于双关节),阻抗测量的精度会更低,而且算法也变得更为复杂;对于不同部位,可能还需要设计不同的测量装置,因而实用性方面还有待加强。另外,刚性值的测量存在一定的误差,导致统计分析的 P 值相对较高;而且由于实验条件的限制,选用的数据样本也相对较少。后续将继续改进实验方案,并展开更深入的实验研究。

参考文献:

- [1] Tsuji T, Morasso PG, Goto K, *et al.* Human hand impedance characteristics during maintained posture [J]. *Biol Cybern*, 1995, 72(6): 475-485.
- [2] Franklin DW, Liaw G, Milner TE, *et al.* Endpoint stiffness of the arm is directionally tuned to instability in the environment [J]. *J Neurosci*, 2007, 27(29): 7705-7716.
- [3] Frolov AA, Prokopenko RA, Dufosse M, *et al.* Adjustment of the human arm viscoelastic properties to the direction of reaching [J]. *Biol Cybern*, 2006, 94(2): 97-109.
- [4] Burdet E, Osu R, Franklin DW, *et al.* The central nervous system stabilizes unstable dynamics by learning optimal impedance [J]. *Nature*, 2001, 414(6862): 446-449.
- [5] Trumbower R, Krutky M, Yang B, *et al.* Use of self-selected postures to regulate multi-joint stiffness during unconstrained tasks [J]. *PloS One*, 2009, 4(5): e5411.
- [6] Selen LP, Beek PJ, Van Dieen JH. Impedance is modulated to meet accuracy demands during goal-directed arm movements [J]. *Exp Brain Res*, 2006, 172(1): 129-138.
- [7] Lametti DR, Houle G, Ostry DJ. Control of movement variability and the regulation of limb impedance [J]. *J Neurophysiol*, 2007, 98(6): 3516-3524.
- [8] Wong J, Wilson ET, Malfait N, *et al.* Limb stiffness is modulated with spatial accuracy requirements during movement in the absence of destabilizing forces [J]. *J Neurophysiol*, 2009, 101(3): 1542-1549.
- [9] Kistemaker DA, Van Soest AJ, Bobbert MF. Is equilibrium point control feasible for fast goal-directed single-joint movements? [J]. *J Neurophysiol*, 2006, 95(5): 2898-2912.
- [10] Darainy M, Towhidkhal F, Ostry DJ. Control of hand impedance under static conditions and during reaching movement [J]. *J Neurophysiol*, 2007, 97(4): 2676-2685.
- [11] Bizzi E, Hogan N, Mussa-Ivaldi FA, *et al.* Does the nervous system use equilibrium-point control to guide single and multiple joint movements? [J]. *Behav Brain Sci*, 1992, 15(4): 603-613.
- [12] Gomi H, Kawato M. Human arm stiffness and equilibrium-point trajectory during multi-joint movement [J]. *Biol Cybern*, 1997, 76(3): 163-171.
- [13] Kistemaker DA, Van Soest AK, Bobbert MF. Equilibrium point control cannot be refuted by experimental reconstruction of equilibrium point trajectories [J]. *J Neurophysiol*, 2007, 98(3): 1075-1082.