

➤基于肌肉骨骼系统的人体动作仿真
---基于生理特征的人体动作转换

Komura, T., Shinagawa, Y., Ebisuzaki, T.
RIKEN Symposium 2000

➤滑雪运动生物力学仿真分析
大连理工大学博士论文

人体的建模和仿真已成为人类工程学，计算机图形学，人工生命和生物力学研究中最活跃的课题之一

人体动作仿真的两种方法：

➤**运动学方法：**由末端器官的位置推算出其它的关节角度（逆运动学）。

- 优点：简单，易实现，动作变化较小时仿真较真实。
- 缺点：仿真动作不易随实际动作变化，容易失真

➤**动力学方法：**在编辑动作时，考虑动力学因素

- 优点：由于遵循物理学法则，仿真动作要比运动学方法真实
- 缺点：由于未考虑人体内部结构，易出现生理学不真实。例如：很难对人体在疲劳状态下的动作进行模拟

研究内容

基于时空约束法，将骨骼肌肉模型和逆动力学模型相结合，对人体在疲劳状态下的踢腿和步行动作进行了仿真。

肌肉骨骼模型

➤从Delp的研究中获得下肢部分的肌肉骨骼系统数据。数据包括：

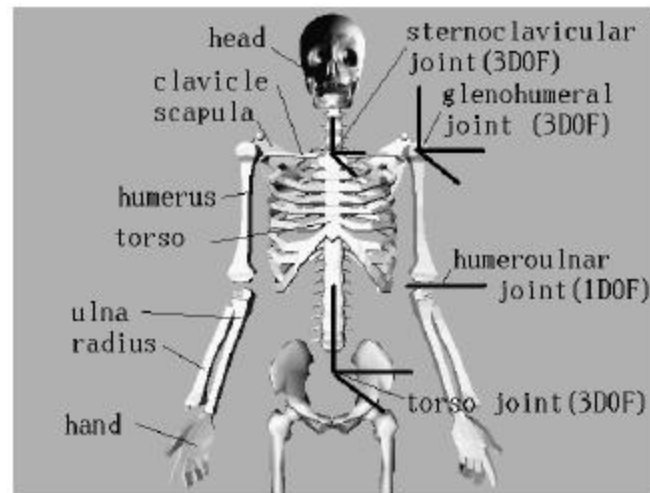
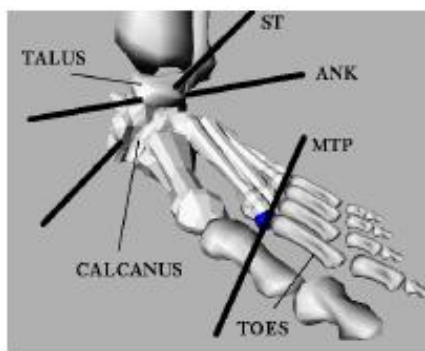
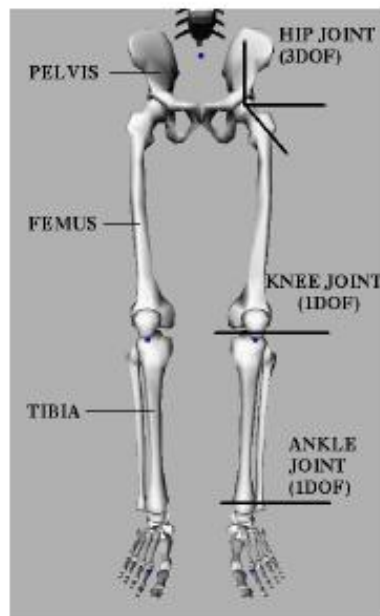
1. 肌肉附着的位置，肌腱长度和关节角度范围
2. 下肢的关节角度假定是三个自由度（髋关节）和一个自由度（膝盖，脚踝）
3. 共43块肌肉

➤从Veeger, Van Der Helm的研究中获得上半身，肩膀和上肢的数据，

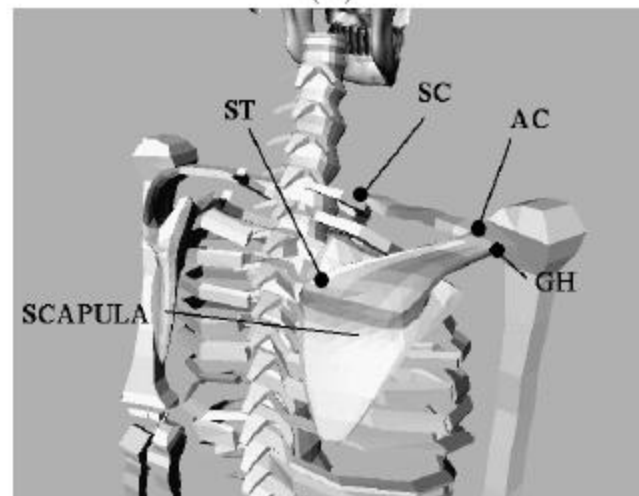
1. 躯干，胸骨锁骨关节假定为三个自由度，锁骨关节为2个自由度
2. 每一上肢有20块肌肉

➤人体系统共有34个自由度

➤不同段的重量和惯量



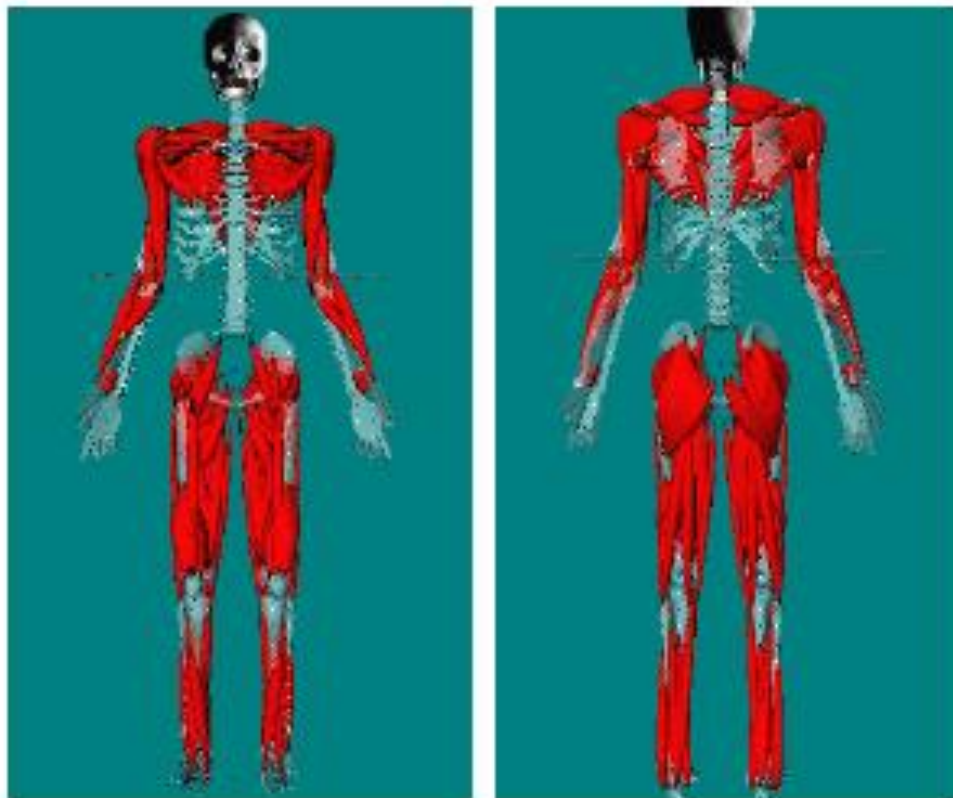
(a)

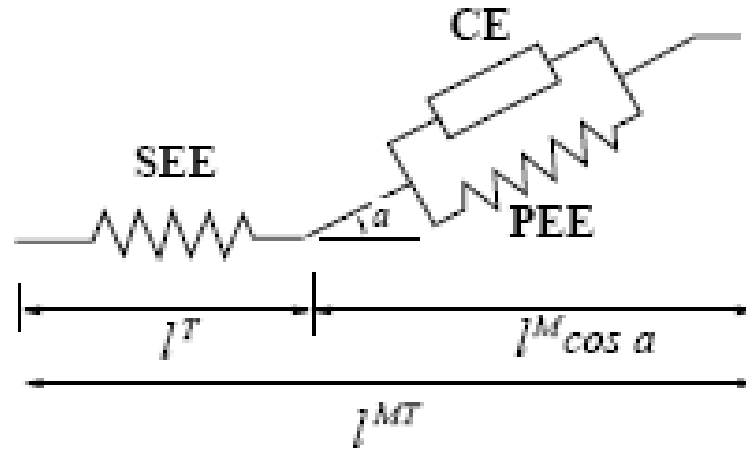


(b)

人体上半部和下半部的骨骼系统模型

人体骨骼肌肉系统模型





$$l^{MT} = l^M \cos \alpha + l^T$$

CE：肌纤维

SEE：肌腱

PEE：肌纤维束的连接组织

α ：羽状角，肌肉和肌腱之间的角度随着肌纤维的长度而改变

$$\alpha(t) = \sin^{-1} \left(\frac{l_0^M \sin \alpha_0}{l^M} \right)$$

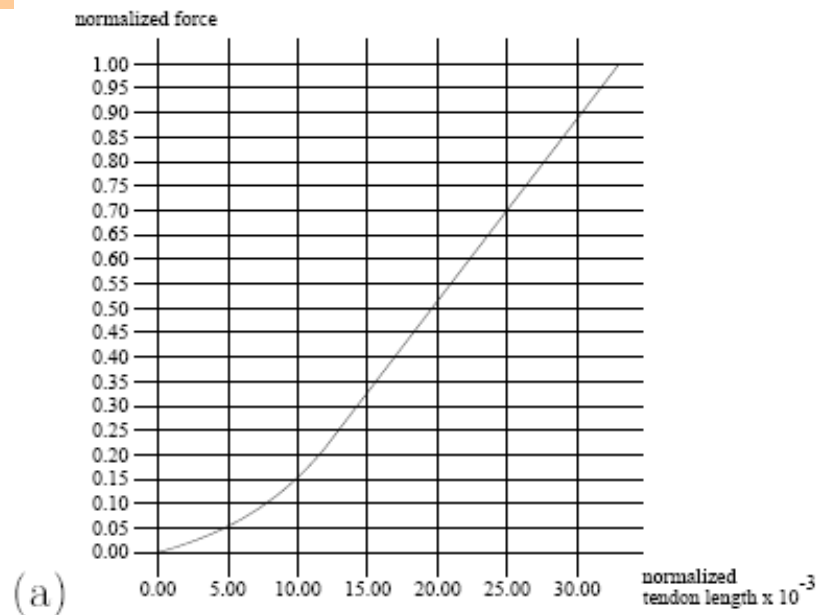
串联肌腱力和肌腱应变的关系

只有当肌腱长度大于松弛长度时，串联的被动元件才会动作

$$f_{FT}\left(\frac{l^t - l_s^t}{l_s^t}\right) = \begin{cases} a_0 + \sum_{i=1}^3 a_i \left(\frac{l^t - l_s^t}{l_s^t}\right)^i & 0 \leq \frac{l^t - l_s^t}{l_s^t} \leq 0.033 \\ b_0 + b_1 \frac{l^t - l_s^t}{l_s^t} & 0.033 \leq \frac{l^t - l_s^t}{l_s^t} < 0.092 \\ 0 & \frac{l^t - l_s^t}{l_s^t} \geq 0.092 \end{cases}$$

$$a_0 = 0.0038 \quad a_1 = 2.498 \quad a_2 = 1482.59$$

$$a_3 = -19795.11 \quad b_0 = -0.39 \quad b_1 = 41.74$$



肌肉收缩力-长度特性曲线

$$f_{Fl}\left(\frac{l^m}{l_0^m}\right) = \begin{cases} a_0 + \sum_{i=1}^6 a_i \left(\frac{l^m}{l_0^m}\right)^i & 0.5l_0^m \leq l^m \leq 1.5l_0^m \\ 0 & \text{else} \end{cases}$$

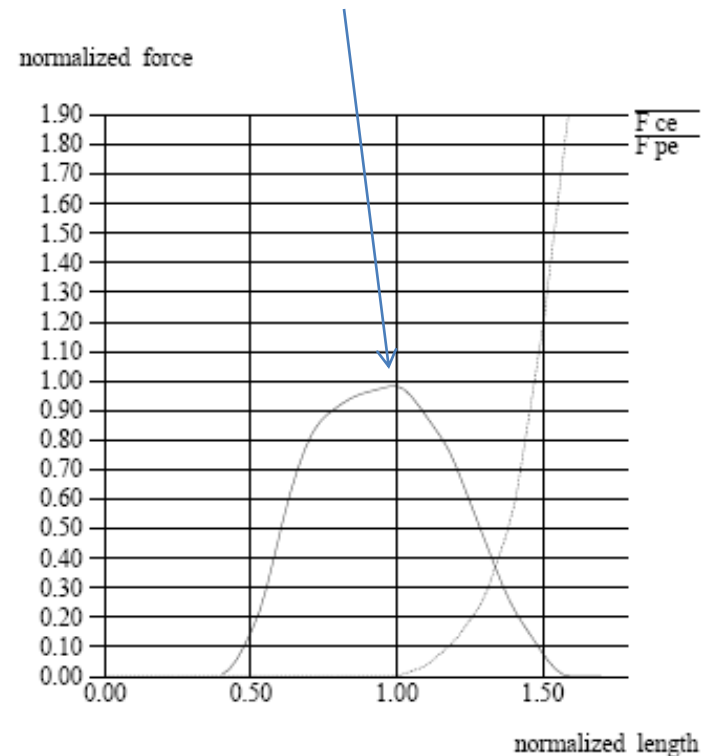
$$\begin{aligned} a_0 &= -48.9 & a_1 &= 302.5 & a_2 &= -766.3 \\ a_3 &= 1026.3 & a_4 &= -761.1 & a_5 &= 295.4 \\ a_6 &= -46.9 \end{aligned}$$

CE 在自然长度时收缩力最大

平行弹性收缩力-长度特性曲线

$$f_{PE}\left(\frac{l^m}{l_0^m}\right) = \begin{cases} a_0 + \sum_{i=1}^4 a_i \left(\frac{l^m}{l_0^m}\right)^i & l^m \geq l_0^m \\ 0 & \text{else} \end{cases}$$

$$\begin{aligned} a_0 &= -63.4 & a_1 &= 220.9 & a_2 &= 287.5 \\ a_3 &= -166.7 & a_4 &= 36.5 \end{aligned}$$



相对肌肉收缩力---相对肌肉收缩速度关系

$$f_{Fv}\left(\frac{l^m}{l_0^m}\right) = \begin{cases} a_0 + \sum_{i=1}^4 a_i \left(\frac{v^m}{v_{\max}^m l_0^m} \right)^i & 0 < \frac{v^m}{v_{\max}^m l_0^m} \leq 1 \\ b_0 + \sum_{i=1}^6 b_i \left(\frac{v^m}{v_{\max}^m l_0^m} \right)^i & -1 < \frac{v^m}{v_{\max}^m l_0^m} \end{cases}$$

$$a_0 = 0.99 \quad a_1 = -1.85 \quad a_2 = 1.31$$

$$a_4 = 0.09 \quad b_0 = 1.03 \quad b_1 = -1.65$$

$$b_2 = -4.53 \quad b_3 = -6.44 \quad b_4 = -4.83$$

$$b_5 = -1.81 \quad b_6 = -0.27$$

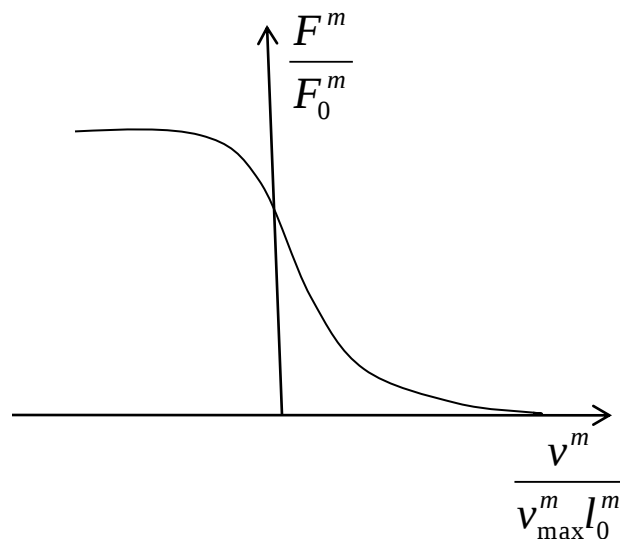
肌肉的最大收缩速度 $v_{\max}^m$ 是 10m/s

神经刺激-肌肉激活

一阶微分方程

$$\dot{a} = \frac{u^2 - ua}{\tau_{\text{rise}}} + \frac{u - a}{\tau_{\text{fall}}}$$

$\dot{a}$ 肌肉激活程度 0-1，受中枢神经控制（CNS）



肌肉主动收缩力

$$F^{CE} = f(u, l^m, v^m) \quad (1)$$

u 神经刺激, 表示从神经系统发出的刺激
 l^m 肌肉长度
 v^m 肌肉收缩速度 $v^m = \frac{l^m - l_{prev}^m}{\Delta t}$

$$F^{CE} = f(u, l^m, v^m) = a F_0^m f_{FL}(l^m) f_{Fv}(v^m) \quad (2)$$

a 肌肉被激活的程度
 F_0^m 肌肉最大等长收缩张力
 $f_{FL}(l^m)$ 相对肌肉收缩力---相对长度关系
 $f_{Fv}(l^m)$ 相对肌肉收缩力---相对肌肉收缩速度关系

总肌肉肌腱力

$$F^T = (F^{CE} + F^{PE}) \cos \alpha \quad (3)$$

$$\frac{l^t - l_s^t}{l_s^t} = \frac{(l^{mt} - l^m \cos \alpha) - l_s^t}{l_s^t} \quad (4) \quad l_s^t \text{ 肌肉松弛长度}$$

$$F^T = F_0^m f_{FT}(l^{mt}, l^m) \quad (5)$$

$$F^{PE} = F_0^m f_{PE}(l^m) \quad (6)$$

由(2)-(6)可以得到

$$f_{FT}(l^{mt}, l^m) - \{a f_{Fl}(l^m) f_{Fv}(l^m) + f_{PE}(l^m)\} \cos \alpha = 0 \quad (7)$$

当神经激活程度为已知时，(7) 式是一个关于肌肉长度 l^m 的关系式，可以通过迭代法使式 (7) 收敛，从而得到肌肉长度，进而得到总肌肉肌腱力 F^T
总肌肉肌腱力的范围

$$F^{\min}(a=0) \leq F^T \leq F^{\max}(a=1)$$

肌肉的疲劳

当肌肉施加一个较大的力时，肌肉内的pH值会下降，从而引起压缩元件所产生的最大力下降，这称为疲劳阶段，而当这一肌肉不作用时，它的pH水平又会增加，所施加的力也会增加

$$pH^F(t) = c_1 - c_2 \tanh[c_3(t - c_4)]$$

$$pH^R(t) = d_1 + d_2 \tanh[d_3(t - d_4)]$$

$$f_{pH}(pH) = d_5[1 - e^{d_6(pH - d_7)}].$$

疲劳时的pH水平
恢复期的pH水平
输出的力与pH的关系

$$f_{pH}^N(pH) = \frac{f_{pH}(pH(t))}{f_{pH}(pH(t_0))}$$

归一化公式

$$F^{CE} = f(u, l^m, v^m) f_{pH}^N$$

加入疲劳影响时压缩元

件所输出的力

人体运动的逆动力学求解

➤将人体的运动轨迹作为已知，运用商用软件，由角度，角速度以及角加速度计算出关节力矩。

$$\theta_i = \sum_j c_i^j B^j \leftarrow \text{由人体轨迹获得关节角度}$$

c_i^j 系数 B_i^j B样条函数

$$\tau = f_1(\theta, \dot{\theta}, \ddot{\theta}) \leftarrow \text{由逆动力学求关节力矩}$$

➤在计算时对不同的动作的稳定性进行评价
利用ZMP（zero moment point）评价动作稳定性

1. 当人体由单腿支撑时，ZMP在支撑腿上
2. 当人体双腿支撑时，ZMP在一个支撑区域内

$$s(\theta, \dot{\theta}, \ddot{\theta}) = \begin{cases} 0 \\ \tau_+ \end{cases}$$

ZMP在支撑区域时

ZMP在支撑区域外时

τ_+ 施加于支撑腿上的最小外部力矩以获得某一姿势的平衡

人体动作仿真的可行性计算(静态优化过程)

评价每一时刻肌肉能否完成这一动作

$$\begin{aligned} \min_{\mathbf{f}, \boldsymbol{\tau}_{\text{ext}}} \|\boldsymbol{\tau}_{\text{ext}}\|^2 & \leftarrow \text{目标函数} \\ \text{subject to } \begin{cases} \boldsymbol{\tau} = \mathbf{A}\mathbf{f} - \boldsymbol{\tau}_{\text{ext}} \\ \mathbf{f}^{\min} \leq \mathbf{f} \leq \mathbf{f}^{\max} \end{cases} & \leftarrow \text{约束函数} \end{aligned}$$

$\mathbf{A}$ $\leftarrow$ 将肌肉力转换成关节力矩的矩阵
 $\boldsymbol{\tau}$ $\leftarrow$ 关节力矩
 $\boldsymbol{\tau}_{\text{ext}}$ $\leftarrow$ 当某一动作不能由某一肌肉完成时所施加的补偿力矩

$\mathbf{f} = (f_1^T, \dots, f_{nm}^T)$ $\leftarrow$ 肌肉力
 $\mathbf{f}^{\max} = (f_1^{\max}, \dots, f_{nm}^{\max})$
 $\mathbf{f}^{\min} = (f_1^{\min}, \dots, f_{nm}^{\max})$ $\leftarrow$ 生理范围内的最大最小肌肉力

动作可行性参数的定义

$$J = \int_{t_0}^{t_f} \left\| \tau_{ext} \right\|^2 + \left\| s(\theta, \dot{\theta}, \ddot{\theta}) \right\|^2 dt$$

优化变量 $\mathbf{x}$ 是基函数系数和时间的系数

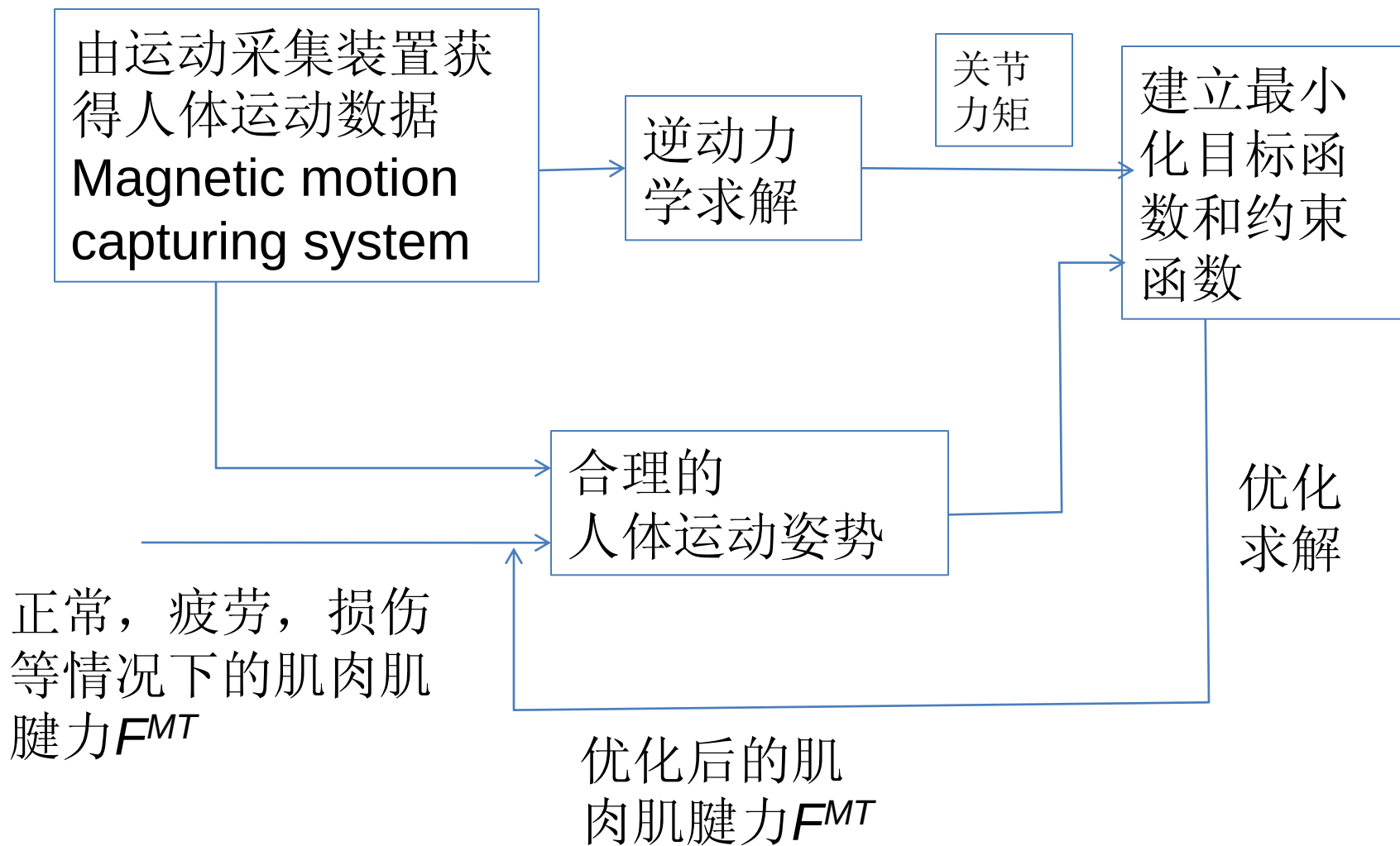
$$\mathbf{x} = (c_0^0, \dots, c_m^0, \dots, c_0^{n_c}, \dots, c_m^{n_c}, t_f)$$

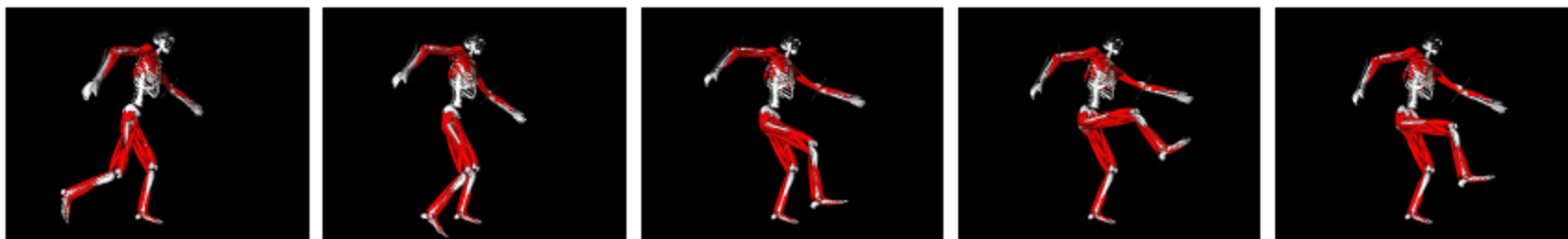
m : 控制点数 n_c : 自由度数

$$\min_{\mathbf{x}} J$$

当 J 趋于0时，状态矢量就会由肌肉骨骼系统给出一个可行的动作

基于静态优化及逆动力学 的人体动作仿真的步骤

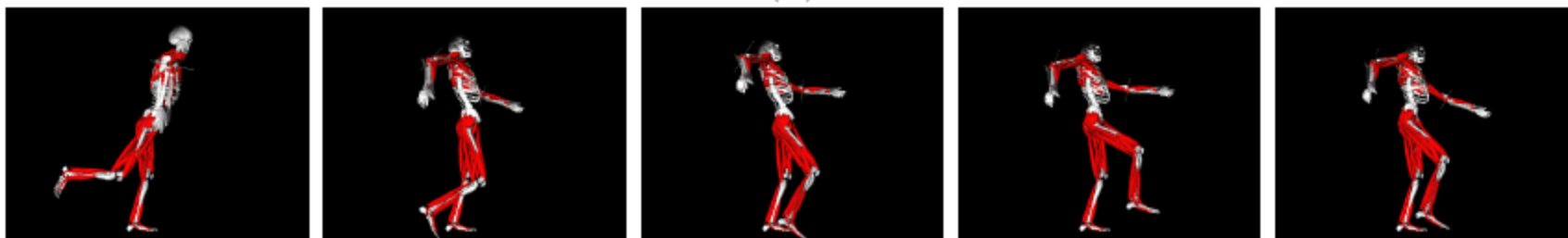




(a)



(b)

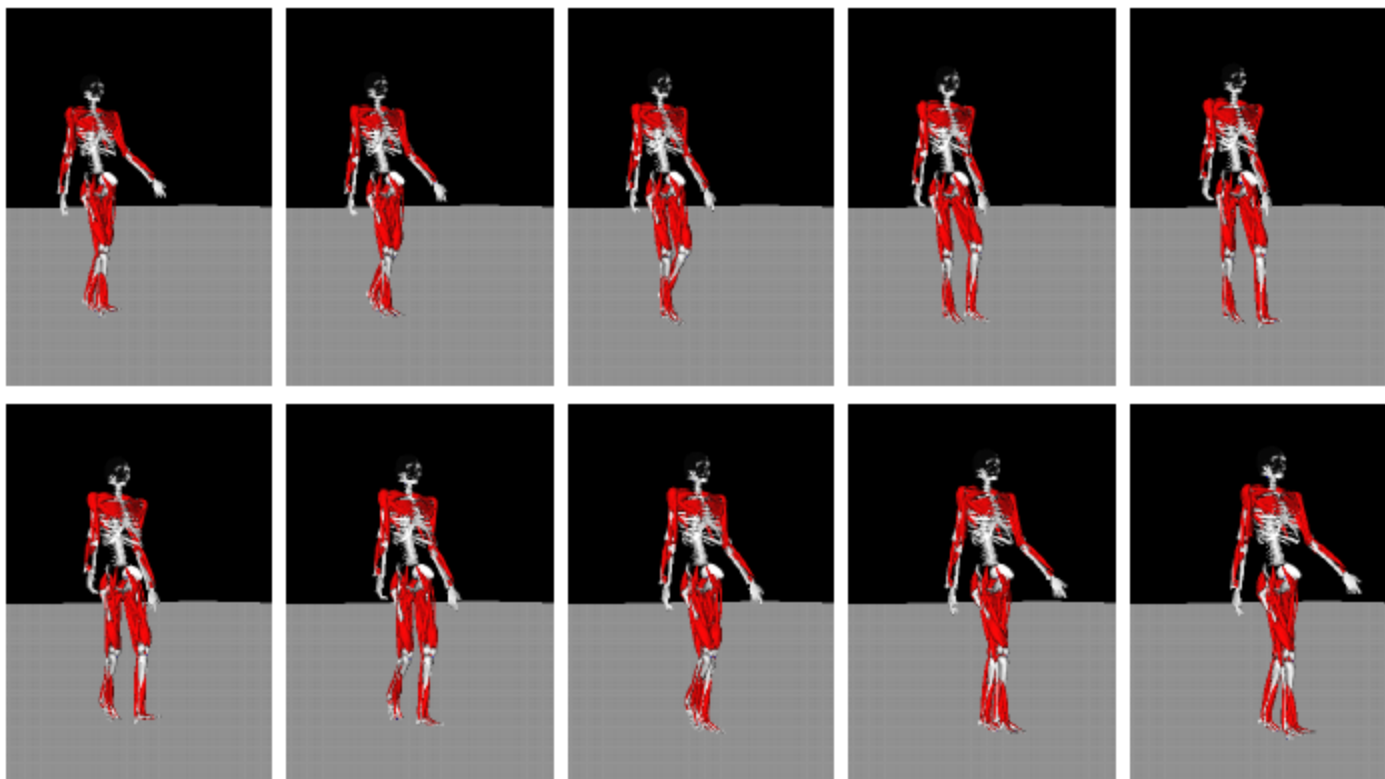


(c)

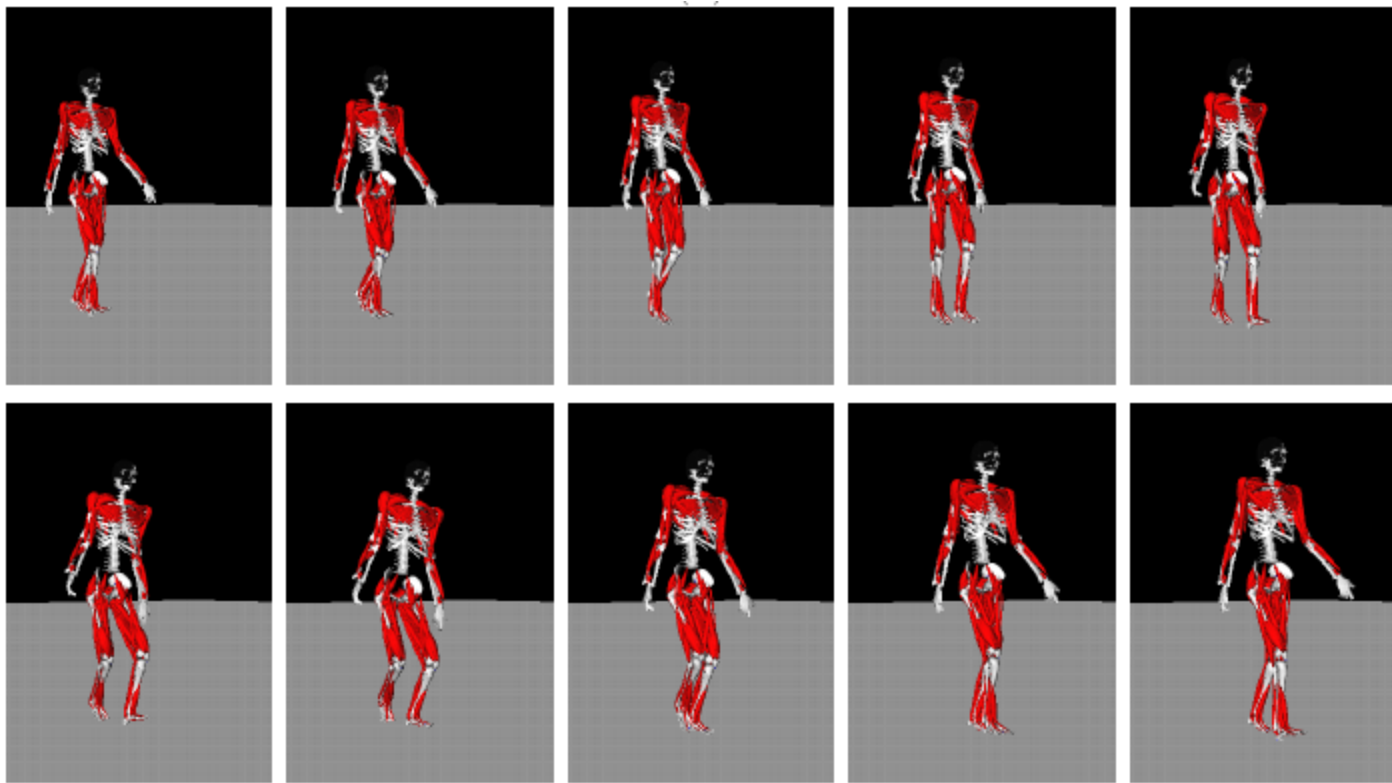
(a) 初始动作

(b) 重复踢腿20次后的动作

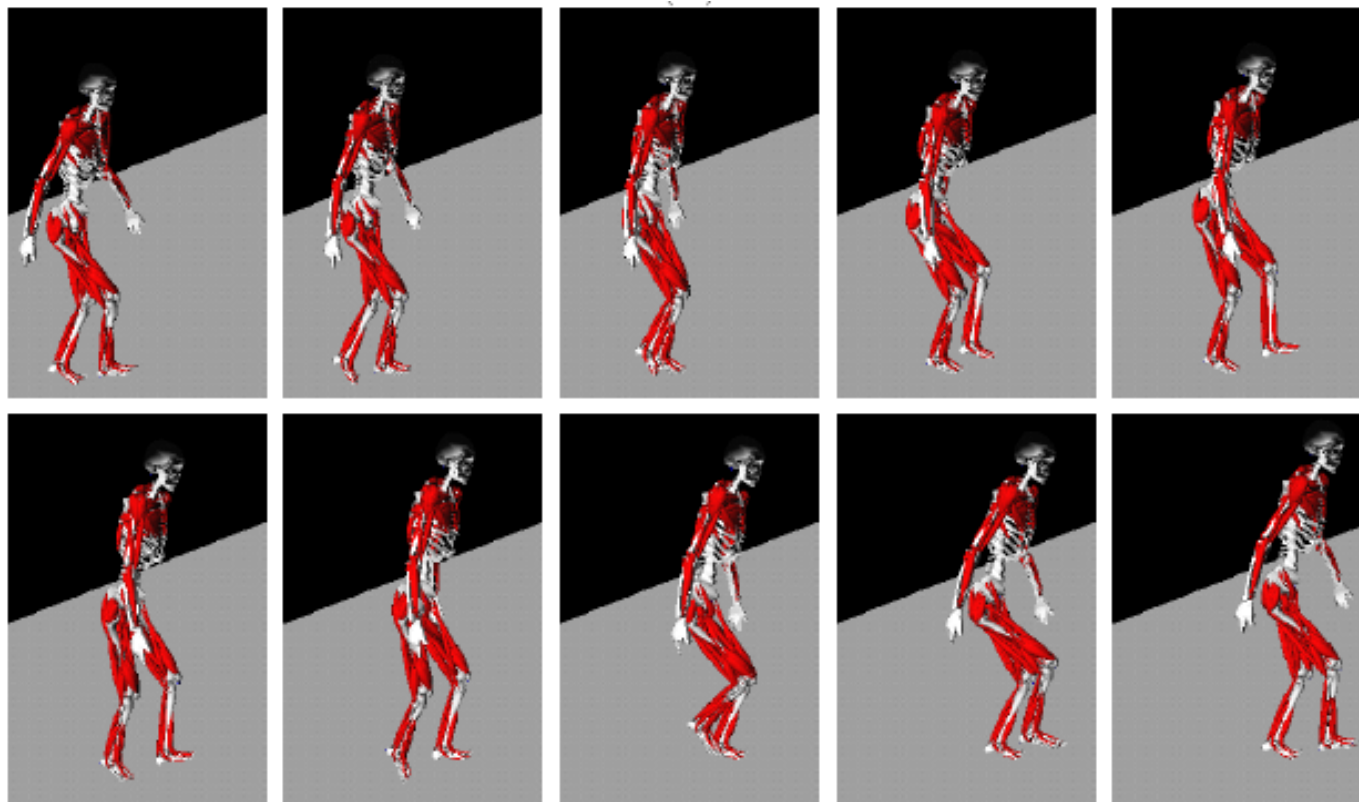
(c) 重复踢腿50次后的动作



初始行走动作



右腿肌肉力量变弱时，跛脚行走的样子



经过**30**级台阶后的行走样式