

文章编号:1004-7220(2019)01-0027-08

基于 OpenSim 的腰部肌骨系统在体前屈状态下生物力学分析

詹晓彤, 陈强, 李志勇

(东南大学 生物科学与医学工程学院, 生物力学实验室, 南京 210096)

摘要:目的 基于 OpenSim 软件建立完善的腰部肌骨系统模型, 深入了解体前屈状态下腰部肌群的受力情况。方法 在软件现有腰部肌骨模型基础上, 通过修改椎间约束, 将腰椎还原为六自由度模型。同时, 根据 Thelen 模型对肌肉参数进行修改, 建立 30 岁成年人和 70 岁老年人肌肉模型, 并添加椎间刚度矩阵和等效集中力表征的腹压模型。针对体前屈状态, 探究手臂摆动、运动快慢、腹压改变、肌肉老化等因素对腰部九大肌群受力的影响。结果 建立了包含九大腰部肌群的多刚体肌骨系统模型。基于前屈 $0^{\circ} \sim 70^{\circ}$ 的计算发现, 手臂的摆动会明显减少腰大肌和腹外斜肌的受力, 在完成前屈 70° 并恢复直立时, 运动时间从 5 s 减小至 2.5 s 会明显增加腰大肌、腹外斜肌、腹直肌和竖脊肌的受力; 其中, 在 5 s 运动情况下, 增加腹压能减少腰大肌的受力, 而相应的腹外斜肌、腹内斜肌和腹横肌受力则有所增加。在 2.5 s 运动情况下对比不同状态下 30、70 岁两种肌肉模型的计算结果, 没有发现明显区别。结论 所建模型有效地分析了腰部肌群的受力情况, 随着基本理论的更加完善, 其在运动力学和康复治疗的应用前景十分广阔。

关键词:肌骨模型; 腹压; 逆向动力学; 前屈; 肌肉力

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2019.01.005

OpenSim-Based Biomechanical Analysis of Lumbar Musculoskeletal System under Forward Flexion

ZHAN Xiaotong, CHEN Qiang, LI Zhiyong

(Biomechanics Laboratory, School of Biological Sciences & Medical Engineering, Southeast University, Nanjing 210096, China)

Abstract: Objective Based on OpenSim platform, an improved musculoskeletal model was developed to analyze the force of lumbar muscle groups under forward flexion. **Methods** The existing lumbar musculoskeletal model was improved via modifying constraints of lumbar vertebrae to restore them into 6 degrees of freedom (DOF). The 30 year-old and 70 year-old muscle models were established respectively by adjusting muscle parameters according to Thelen's model, adding stiffness matrixes and abdominal pressure (AP) characterized by concentrated force to investigate the effects of arm swing, movement velocity, varying AP and muscle aging on the force distribution of 9 lumbar muscle groups during forward flexion. **Results** A multi-body musculoskeletal model with 9 lumbar muscle groups was developed. Based on the computations of $0^{\circ} \sim 70^{\circ}$ flexion, the results showed that arm swing reduced the force of psoas and external oblique abdominis, while under the movement of forward flexing to 70° and returning up-right, the force of psoas, erector spinae, rectus and external oblique abdominis obviously in-

收稿日期:2018-01-18;修改日期:2018-03-11

基金项目:国家自然科学基金项目(11422222, 11772093)

通信作者:李志勇,教授,博士研究生导师,E-mail: zylicam@gmail.com

creased, when the time of flexing-returning process was reduced from 5 s to 2.5 s, and in the 5 s case, increasing AP reduced the force of psoas but increased the force of transversus, internal and external oblique abdominis. In the 2.5 s case, there was no obvious difference between the 30 year-old and 70 year-old muscle models under different conditions. **Conclusions** The developed model provides an effective method to analyze the force of lumbar spine and muscles, and it certainly shows a potential application in the fields of kinematic mechanics and rehabilitation engineering with further development of basic theory.

Key words: musculoskeletal model; abdominal pressure; inverse dynamics; forward flexion; muscle force

腰痛是人们日常工作和生活中的常见病。腰部肌肉或椎骨生物力学特性的改变,是导致该病的重要原因之一。然而受到人体系统复杂性以及伦理的限制,现有实验手段均难以良好获取腰部的受力情况。当前关于人体肌肉力学研究的计算机软件主要有 ANSYS 和 AnyBody。ANSYS 基于传统的有限元方法,有足够的精确性,但限于肌肉材料的特殊属性,难以与实际情况结合;AnyBody 多用于工业实验室,对人体的模拟相对粗糙,尤其是对肌肉参数的描述不够精确^[1]。因此,寻找一种能够有效研究人体肌骨系统的方法显得尤为重要。

OpenSim 是美国斯坦福大学开发的一个开源软件平台^[2],能够对人体运动进行仿真模拟。Christophy 等^[3]基于该平台建立了较为细致的腰部肌骨多刚体模型,其最初包含了骨盆、骶骨、5 节腰椎、胸椎和胸廓以及八大腰部肌群。然而,该模型存在一些不足,例如:缺少椎间软组织和腹压的建模、肌肉相关参数设置不合理等。

本文在 Christophy 等^[3]模型的基础上,通过添加四肢和头颈刚体、修正肌肉参数以及添加椎间刚度矩阵、腹横肌和腹压等方法对模型进行完善,并对计算结果进行初步的验证,进而探究肌肉老化、运动速度、腹压改变以及手臂摆动对人体腰部前屈运动的生物力学影响。

1 材料与方法

1.1 骨骼刚体模型

为了研究上肢及头部在前屈运动或前倾姿势中的影响,基于 Christophy 等^[3]模型,首先添加四肢及头颈部的刚体模型。其中,上肢属性设置依据斯坦福大学 VA 上肢模型^[4],头颈及下肢采用 OpenSim 平台提供的 Full Body Model 进行设置。整个骨骼

刚体模型依据标准化模型(身高 170 cm, 体质量 70 kg)进行参数设置^[5]。

1.2 肌肉参数调整

希尔模型(Hill-type)是被广泛认可的肌肉-肌腱模型^[6-7],该模型包含由主动收缩单元(CE)和被动弹簧单元表示的肌肉,以及用非线性弹簧表示的肌腱, α 为羽状角[见图 1(a)]。

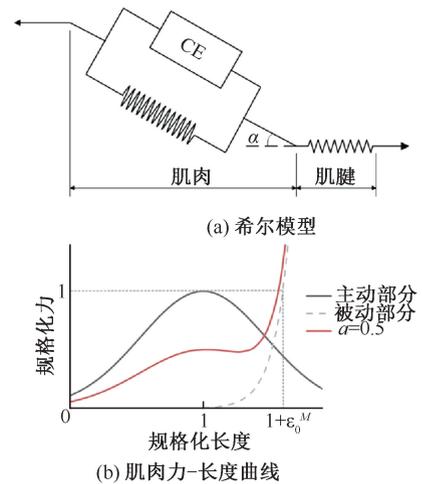


图1 肌肉模型

Fig.1 Muscle models (a) Hill-type model, (b) Force-length curve of muscle

Thelen^[8]在希尔模型上进行一定的调整,使得年龄变化、肌肉质量亏损以及强度减弱能够反映在模型中,同时他还研究了 30、70 岁人群相关肌肉参数的差异性。

Thelen^[8]将模型分为高斯部分(主动)和指数部分(被动),整个肌肉力由主动部分乘以激活度加上被动部分构成,其力-长度关系曲线($a = 0.5$)如图 1(b)所示,其中主动部分由高斯函数表示:

$$f_1 = \exp\{-[(\bar{L}^M - 1)^2]/\gamma\} \quad (1)$$

式中: f_1 为规格化肌肉力, $f_1 = F^M/F_0^M$ (F^M 为肌肉力,

F_0^M 为最大等长力); \bar{L}^M 为规格化肌肉长度; γ 为高斯形参, $\gamma = 0.45^{[9]}$ 。被动部分由指数函数表示:

$$\bar{F}^{PE} = \frac{\exp\{[k^{PE}(\bar{L}^M - 1)]/\varepsilon_0^M\} - 1}{\exp(k^{PE}) - 1} \quad (2)$$

式中: \bar{F}^{PE} 为规格化被动肌肉力; k^{PE} 为指数形参, $k^{PE} = 5^{[8]}$; ε_0^M 为肌腱在最大等长力 F_0^M 时的被动肌肉应变, $\varepsilon_0^M = 0.6$ (老化模型中 $\varepsilon_0^M = 0.5$)^[10]。

肌腱力-肌腱应变关系则由下述分段函数表示:

$$\bar{F}^T = \begin{cases} \frac{\bar{F}_{toe}^T}{\exp^{k_{toe}} - 1} \left[\exp\left(\frac{k_{toe} \varepsilon^T}{\varepsilon_{toe}^T}\right) - 1 \right], & \varepsilon^T \leq \varepsilon_{toe}^T \\ k_{lin}(\varepsilon^T - \varepsilon_{toe}^T) + \bar{F}_{toe}^T, & \varepsilon^T > \varepsilon_{toe}^T \end{cases} \quad (3)$$

式中: \bar{F}^T 为最大等长力 F_0^M 下的规格化肌腱力; ε^T 为肌腱应变; ε_{toe}^T 为函数变化的临界值; k_{toe} 为指数形参, 而 k_{lin} 为线性形参。当 $\varepsilon^T = \varepsilon_{toe}^T$ 时, $\bar{F}_{toe}^T = 0.33$, 并且依据函数的连续性可求得 $\varepsilon_{toe}^T = 0.609\varepsilon_0^T$, $k_{lin} = 1.712/\varepsilon_0^T$, 而 $\varepsilon_0^T = 0.05$ (老化模型下 $\varepsilon_0^T = 0.06$)^[11]。

在动力学仿真中, 肌肉还同时受到激活度和收缩动力学特性的影响, 理想状态下肌肉激励信号 u 与激活度 a 可由一阶非线性微分方程表示:

$$\frac{da}{dt} = \frac{u - a}{\tau_a(a, u)} \quad (4)$$

式中: $\tau_a(a, u)$ 是随激活度变化的时间常数^[10], 即

$$\tau_a(a, u) = \begin{cases} \tau_{act}(0.5 + 1.5a), & u > a \\ \frac{\tau_{deact}}{(0.5 + 1.5a)}, & u \leq a \end{cases} \quad (5)$$

τ_{act} 即为激活度增加时间常数, 而 τ_{deact} 为激活度减弱时间常数, $\tau_{deact} = 0.05$ (老化模型则为 0.06)。这种激活度的增减与钙离子的数量、释放和扩散有关^[12-14]。

肌肉-肌腱收缩动力学特性诠释了肌肉作为激活度、力、长度、速度耦合的特殊性质与弹性肌腱之间的相互作用, 其中肌纤维收缩速度被假设为如下函数:

$$V^M = (0.25 + 0.75a)V_{max}^M \frac{\bar{F}^M - af_1}{b} \quad (6)$$

式中: V_{max}^M 为肌纤维最大收缩速度, 其在成年人模型

和老化模型中分别取值 10 和 8^[15-17]; b 值取决于肌纤维是缩短 ($\bar{F}^M \leq af_1$) 还是增长 ($\bar{F}^M > af_1$),

$$b = \begin{cases} af_1 + \frac{\bar{F}^M}{A_f} \bar{F}^M \leq af_1 \\ \frac{(2 + 2/A_f)(af_1 \bar{F}_{len}^M - \bar{F}^M)}{\bar{F}_{len}^M - 1} \bar{F}^M > af_1 \end{cases} \quad (7)$$

式中: \bar{F}_{len}^M 为最大规格化肌肉力, $\bar{F}_{len}^M = 1.4$ (老化模型中取 1.8); A_f 为力-速度形参, $A_f = 0.25$ ^[10]。

随着运动及时间的变化, 利用方程(4)和(6)求得随时间变化的羽状角 α 以及肌肉长度 L^M , 同时在每个时间步, L^M 和肌肉-肌腱长度 L^{MT} 以及 α 会基于方程(1)~(3)计算 \bar{F}^T 和规格化肌腱长度 ($\bar{L}^T = \bar{L}^{MT} - \bar{L}^M \cos \alpha$)。

本文中 30 岁模型的 F_0^M 和 τ_{act} 沿用了 Christophy 等^[3]提供的的数据。研究表明, 随着年龄增长, 肌纤维数量以及强度均有所减小^[18]。Thelen^[19]指出, 肌肉的最大等长力到 70 岁左右比 30 岁会下降 20%~40%, 故在老化模型中 F_0^M 取下降 30% 后的值。在 OpenSim 的静态优化模块中, 计算肌肉力的分配时, 以激活度的平方和最小为优化目标, τ_{act} 作为表达肌肉激励信号和激活度关系的重要参数, 数据相对匮乏, 但其并不影响 OpenSim 的优化结果, 故在模型中均未调整。

1.3 肌肉路径修正

Christophy 等^[3]在综合相关解剖学文献的基础上, 在模型中添加了八大肌群, 分别为: 腰大肌 (PS)、腹直肌 (RA)、竖脊肌 (ES, 包含髂肋肌 IL 和最长肌 LT)、腰方肌 (QL)、多裂肌 (MF)、腹外斜肌 (EO)、腹内斜肌 (IO) 和背阔肌 (LD)。本文忽略肌束路径左右不对称的情况, 统一以左侧肌束路径, 镜像修改右侧肌束。Anderson 等^[20]提出了结合 CT 数据的肌骨模型优化建模方法, 其腰部肌群模型与 Christophy 等^[3]模型大体相近, 只有腹直肌 (RA) 被连接在腹部上。考虑到 Christophy 等^[3]模型在运动中会出现腹直肌穿过腹部的不合理性, 故将其手动包覆在该刚体上 [见图 2(a)、(b) 红色线]。

1.4 腹横肌添加与腹压建模

腹压被证实在维持脊柱稳定时有重要作用, 而腹横肌的功能则是用来产生人体内腹部压力^[21]。有研究认为, 不添加腹压的模型的动力学仿真结果

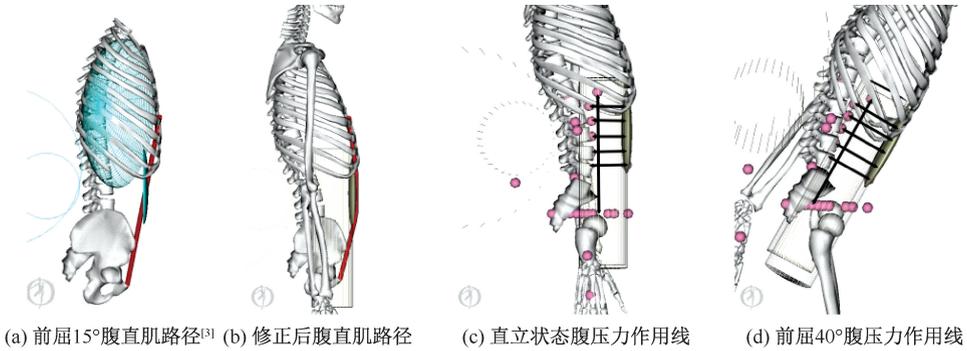


图2 腹直肌路径与腹压力作用线

Fig.2 Muscle path of rectus abdominis and action line of abdominal pressure (a) Muscle path under flexion 15°^[3], (b) Muscle path after correction, (c) Action line of abdominal pressure during up-right standing, (d) Action line of abdominal pressure during flexion 40°

可能会出现错误,但该研究并未对腹压进行建模^[20,22]。

本文在腹横肌建模时,采用与孟祥杰^[23]同样的理论方法,添加了由5根肌束表示的腹横肌。而腹部作为一个腔体,在腹压建模中,其等效力通常是由腹腔内压强与作用面积的乘积求得。Stokes等^[24]采用等效力分别作用在胸椎T12前方、骨盆以及腹壁上的方法来表征腹压;孟祥杰^[23]在OpenSim平台中采用6个等效集中力表征直立状态下的腹压。考虑到本模型为左右高度对称的多刚体模型,且OpenSim对力的设置具有一定局限性,即一旦定义了力的作用点,在运动仿真中,该力的作用点由于无法调整而出现不合理的腹压简化,本文结合Han等^[25]在模型中添加随姿势变化的腹压值,并基于孟祥杰^[23]对直立状态下等效集中力的添加,对不同姿势的等效力作用线进行修正[见图2(c)、(d)黑色线],以保证5个横向力(分别与5个腰椎质心相连)的平行和1个竖向力(起始于胸椎T12前方)的垂直,数值上进行等比例增长,对比Schultz等^[26]的测量数据,保证其增长趋势的同时不失合理性(见表1)。

1.5 椎间刚度矩阵添加

在Christophy等^[3]模型中,5节腰椎采用三自由度球铰链式连接,缺少椎间软组织这一影响姿势平衡的重要因素。Panjab等^[27]研究认为,椎间关节运动存在显著的平转耦合特性,使用6×6刚度矩阵可以代替椎间软组织方便地表征不同姿势。

表1 不同姿势下横、向腹压力

Tab.1 Horizontal and vertical abdominal pressure under different postures

前屈角度/(°)	横向腹压力/N	竖向腹压力/N
0	6.76	27.6
10	13.52	55.2
20	20.29	82.8
30	27.05	110.4
40	33.81	138.0
50	40.57	165.6
60	47.33	193.2
70	54.10	220.8
最大腹压	179.87	734.16

Garnder-Morse等^[28]进一步对含有36个元素的刚度矩阵进行简化,使其仅需12个独立元素,其中 k_{56} 与零无异:

$$K = \begin{bmatrix} k_{11} & k_{12} & 0 & 0 & 0 & k_{16} \\ & k_{22} & 0 & 0 & 0 & k_{26} \\ & & k_{33} & k_{34} & k_{35} & 0 \\ & & & k_{44} & 0 & 0 \\ \text{对称} & & & & k_{55} & k_{56} \\ & & & & & k_{66} \end{bmatrix} \quad (8)$$

前屈运动主要为绕Z轴(模型左右向)旋转,故孟祥杰^[23]针对 k_{33} 作了优化,本文采用其优化后的5个刚度矩阵。OpenSim平台提供的expression based bushing元件可以建立作用于两个刚体上的力和力矩与刚体间的平移转动之间的关系,其函数关系如下:

$$\begin{bmatrix} M_X \\ M_Y \\ M_Z \\ F_X \\ F_Y \\ F_Z \end{bmatrix} = K_e D = \begin{bmatrix} f_{M_X}(\theta_X, \theta_Y, \theta_Z, \delta_X, \delta_Y, \delta_Z) \\ f_{M_Y}(\theta_X, \theta_Y, \theta_Z, \delta_X, \delta_Y, \delta_Z) \\ f_{M_Z}(\theta_X, \theta_Y, \theta_Z, \delta_X, \delta_Y, \delta_Z) \\ f_{F_X}(\theta_X, \theta_Y, \theta_Z, \delta_X, \delta_Y, \delta_Z) \\ f_{F_Y}(\theta_X, \theta_Y, \theta_Z, \delta_X, \delta_Y, \delta_Z) \\ f_{F_Z}(\theta_X, \theta_Y, \theta_Z, \delta_X, \delta_Y, \delta_Z) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \theta_X \\ \theta_Y \\ \theta_Z \\ \delta_X \\ \delta_Y \\ \delta_Z \end{bmatrix} \quad (9)$$

本文首先将 5 节腰椎还原成六自由度模型, 孟祥杰^[23]将元件的作用点选为刚体质心, 在代入该元件进行逆向动力学计算后, 发现模型产生了较大或不合理的力矩, 使得静态优化不可解。因此, 本文结合 Anderson 等^[20]提供的椎间关节数据, 将刚度矩阵作用点调整为腰椎上顶面的形心位置。

1.6 姿势、动作设置

限于实验条件, 本研究未通过手动编辑 motion 文件来描述运动或姿势。手臂部分作为刚体, 刚性连接在躯干上, 并进行角度匹配, 故手臂运动不再需要额外的力和力矩, 而是作为影响刚体质心的一个重要参数, 从而影响腰部肌肉力的计算。

在不同姿势和运动中, 仅考虑腰椎部分的前屈, 骨盆和骶骨则被固定, L1~5 姿势关节角依据 Wong 等^[29]在前屈 22° 时所测比例进行分配, 分别为 25.5%、23.1%、20.4%、18.5%、12.5%, 使用范围为前屈 0°~70°。

2 结果与讨论

2.1 模型验证

在静态姿势中, 模型直立状态下 L2~3 椎间压力为 261 N, 当前屈 30° 时, 这一压力上升至 804 N, 相同条件下 L4~5 椎间压力则从 313 N 上升至 740 N。结合 Schultz 等^[26]测量的 L2~3 椎间压力和 Wilke 等^[30]测量的 L4~5 椎间压力, 以及 Han 等^[25]基于躯干模型的模拟数据, 椎间压力基于直立状态下的百分比对比如图 3 所示。

Schultz 等^[26]采用针型传感器植入 L3~4 椎间盘进行实验测量, Wilke 等^[30]则通过背外侧椎间孔法利用压强传感器植入 L4~5 椎间盘正中央对被试者进行测试。Han 等^[25]利用 AnyBody 平台进行与本文类似的模拟计算, 但在肌群构成、参数设置、腹压模型、椎间刚度矩阵等方面均存在差异。

人体椎间压力在实验上难以直接测量。虽然

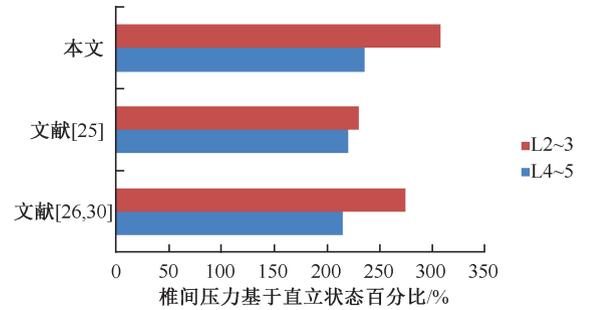


图 3 前屈 30° 椎间压力基于直立状态下百分比对比

Fig.3 Comparison of intervertebral pressures under flexion 30° in percentage normalized to flexion 0°

已有相关椎间压强测量数据, 但椎间压力是由椎间压强和其有效横截面积共同决定, 不同的测量方法和被试者的测量结果必然存在差异。而在模拟计算中, 不同的模型和计算方法也会对结果产生影响。通过图 3 可以发现, 基于 OpenSim 的初步模拟结果相对可靠。

此外, Schultz 等^[26]还测量了不同姿势下竖脊肌的表面肌电, 本文计算的竖脊肌肌群力变化与其变化趋势基本相符(见表 2)。

表 2 不同姿势下竖脊肌的表面肌电和肌群力

Tab.2 Surface EMG and muscle force of erector spinae under different postures

姿势	Schultz 等 ^[26] 表面肌电/ μ V	本文计算 肌群力/N
正直站立	10.5	57.9
正直站立, 手臂内收, 手各握 4 kg	16.0	87.1
正直站立, 手臂外展	14.5	38.8
前屈 30°, 手臂外展	45.5	122.4
前屈 30°, 手臂外展, 手各握 4 kg	70.0	181.1

2.2 静态结果

静态研究针对腰部前屈 0°~70° 每 10° 作为一个独立姿势进行静态优化, 具体结果对比如图 4 所示。显然, 肌肉老化并没有明显改变肌肉力的分布。手臂静止时, 70 岁老年化模型在完成前屈大于 50° 时, 部分肌群力超出合理范围, 静态优化不可解[见图 4(a)]; 当手臂摆动后, 腰大肌、腹外斜肌的受力明显减少, 和手臂静止模型不同, 该模型可用于前屈大于 50° 的静态优化[见图 4(b)]。整体而言, 手臂摆动使得肌群力的分布有一定改变: 腹直肌、腹横肌的受力增大, 同时腰大肌和腹外斜肌的受力则显著减少, 其中腹直肌和腹横肌的收缩(或

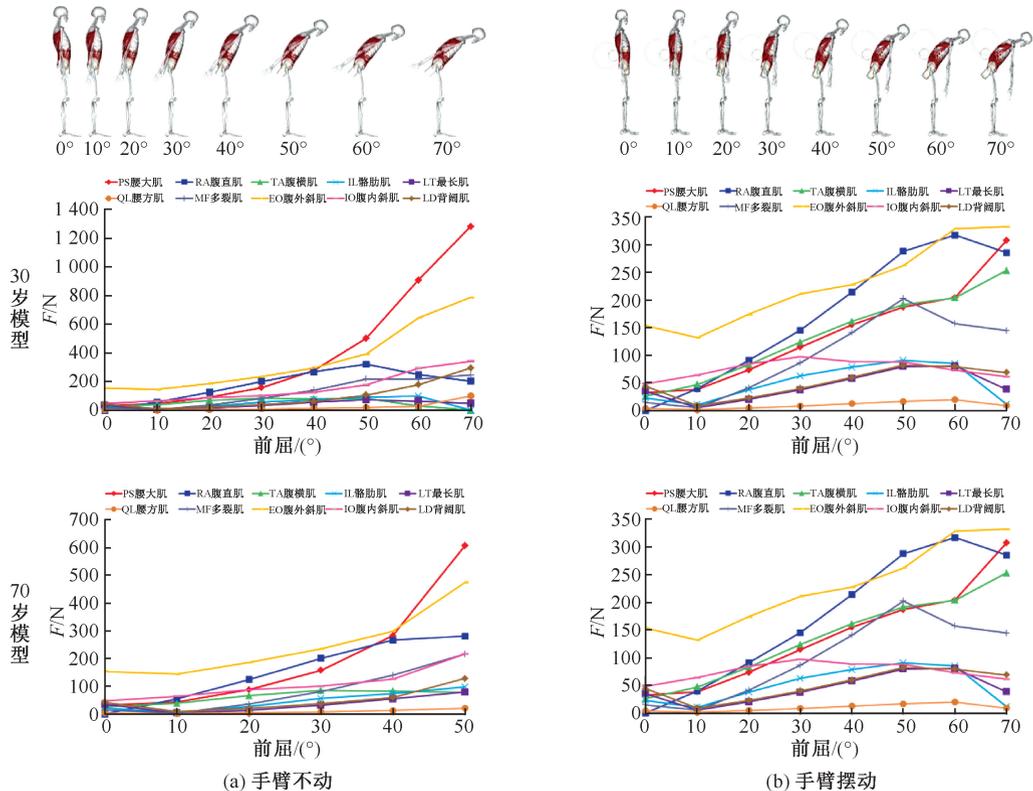


图4 不同前屈姿势角度与其肌群力的分布

Fig.4 Different degrees of flexion and force distribution of muscle groups (a) Flexion without arm swing, (b) Flexion with arm swing

受力增大)会增加腹压。Stokes 等^[24]认为,腹部肌肉收缩产生的腹压会减轻腰部荷载,故腰大肌等肌群受力的减少与其推断相符。

2.3 动态结果

由于腹压设置的局限性,在模型动态分析中,任意时刻的腹压都不够准确,故整体结果并不足够可靠,只能作为参考观察不同因素对肌群力分布的影响。

首先对30岁成年人在不同初始腹压于5 s完成前屈70°并恢复直立(手臂摆动)的运动过程进行计算(腹压值参考表1)。可以发现,在运动初期(0 s),腹压的增加会使诸多肌群的受力有所增加,当前屈度数较高时,仅有腰大肌的受力有所减弱,而腹外斜肌、腹内斜肌和腹横肌作为影响腹压的腹肌,受力均有所增加[见图5(a)~(d)]。实际上,腹压会随着前屈度数增加而上升,故高腹压-高前屈度数、低腹压-低前屈度数更具有参考价值。

当运动速度加快1倍时(即2.5 s完成前屈70°并恢复直立),运动初期(0 s)腹外斜肌、腰大肌、腹

直肌和竖脊肌所提供的力,远大于5 s完成该动作时各个肌群的力,其中腹外斜肌的初始力和增值均为最大,说明该肌群在前屈运动初期(0 s)发挥主要作用[见图5(e)]。

Morini 等^[31]在研究躯干运动时指出,脊柱屈肌和伸肌在屈伸运动逐渐变慢的过程中,其表面肌电(激活度)均逐渐减小。因此,在本研究中,屈肌(腰大肌、腹外斜肌、腹直肌)和伸肌(竖脊肌)随着运动速度的提升,肌群力增大符合Morini 等^[31]的结论。

肌肉老化后在完成相同的动作或姿势时,整体肌群力的分布无明显差异[见图5(e)~(f)],其原因有待进一步探究。针对手臂不动模型(见图6),所有肌群力分布与图4(a)所示不同姿势下力的分布规律类似。

对所有模型结果(见图4~6),在前屈度数较低时,由腹外斜肌发挥主要作用;当前屈度数较高时,腰大肌和腹直肌发挥主要作用。值得注意的是,前屈70°时,腰大肌所提供的力(约1.2 kN)远大于在运动状态下到达该度数瞬间腰大肌所提供的力(约700 N)。

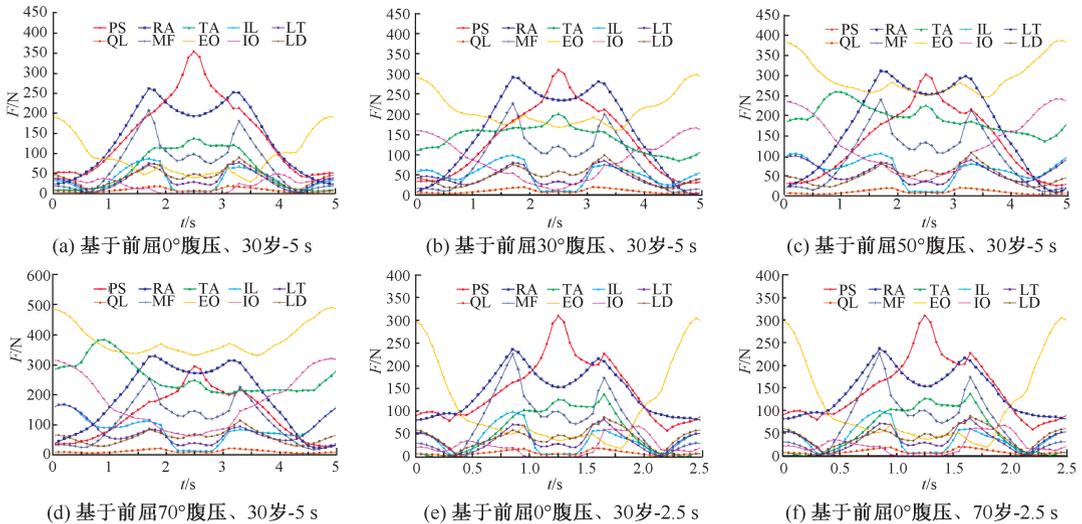


图5 不同腹压、运动速度下手臂摆动模型肌群力分布

Fig.5 Force distributions of muscle groups with arm swing under different abdominal pressures (AP) at different movement velocities

(a) Normalized 0° AP, 30 year-old adult under flexion movement during 5 s, (b) Normalized 30° AP, 30 year-old adults under flexion movement during 5 s, (c) Normalized 50° AP, 30 year-old adult under flexion movement during 5 s, (d) Normalized 70° AP, 30 year-old adult under flexion movement during 5 s, (e) Normalized 0° AP, 30 year-old adult under flexion movement during 2.5 s, (f) Normalized 0° AP, 70 year-old adult under flexion movement during 2.5 s

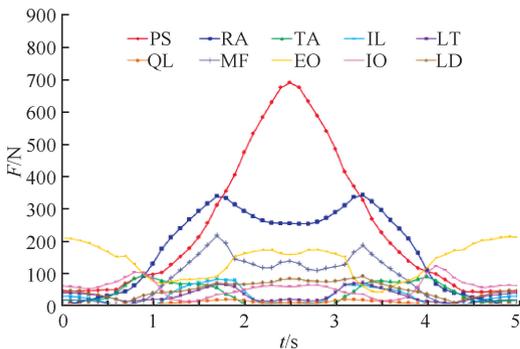


图6 基于前屈 0°腹压、30岁-5 s-手臂不动模型肌群力分布

Fig.6 Force distributions of muscle groups of 30 year-old adult under flexion movement during 5 s without arm swing

3 结论

OpenSim 提供了一个开放的平台,可以实现对人体肌骨模型进行生物力学分析。结合最新的腰部模型以及椎间软组织建模、腹内压力及肌肉-肌腱相关参数的研究,本文针对直立前屈状态进行了静态和动态运动的分析。结果表明,肌肉老化对腰部肌群力的分布没有明显影响,而随着运动速度的加快,屈肌的发力有着明显的提升。此外,腹压和手臂摆动对腰部肌群力的分布也产生重要影响。

现阶段该研究方法仍存在以下一些不足:① 缺乏标准模型下椎间相对平移的数据,而椎间相对平移

量的输入,会影响肌肉力的分配;② 椎间刚度矩阵的添加是否足够精确有待探究,虽然没有文献明确指出椎间刚度矩阵的添加存在哪些错误,但其矩阵数值的改动会明显影响肌群力的分配;③ 关于腹压建模中数值的准确性、腹压表征方式,还没有成熟的理论模型,而腹压本身对腰部肌肉力的影响十分显著。

随着越来越多肌骨模型相关研究的开展以及个体化模型的建立^[32],人们对于不同运动和姿势的生物力学认识将更加准确^[33],故其在运动学和康复医疗等领域将有十分广阔的应用前景。

参考文献:

- [1] 宋和胜, 钱竞光, 唐藩. 基于软件 OpenSim 的人体运动建模理论及其应用领域概述[J]. 医用生物力学, 2015, 30(4): 373-379. SONG HS, QIAN JG, TANG X. Summary of software OpenSim with focus on its human motion modeling theory and application field [J]. J Med Biomech, 2015, 30(4): 373-379.
- [2] DELP SL, ANDERSON FC, ARNOLD AS, et al. OpenSim: Open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement [J]. IEEE T Biomed Eng, 2007, 54(11): 1940-1950.
- [3] CHRISTOPHY M, SENAN NAF, LOTZ JC, et al. A musculo-skeletal model for the lumbar spine [J]. Biomech Model Mechan, 2012, 11(1-2): 19-34.
- [4] HOLZBAUR KRS, MURRAY WM, DELP SL. A model of the

- upper extremity for simulating musculoskeletal surgery and analyzing neuromuscular control [J]. *Ann Biomed Eng*, 2005, 33(6): 829-840.
- [5] TAFAZZOL A, ARJMAND N, SHIRAZI-ADL A, *et al.* Lumbopelvic rhythm during forward and backward sagittal trunk rotations: Combined *in vivo* measurement with inertial tracking device and biomechanical modeling [J]. *Clin Biomech*, 2014, 29(1): 7-13.
- [6] HILL AV. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle [J]. *P Roy Soc A-Math Phys*, 1938, 126(843): 136-195.
- [7] ZAJAC FE. Muscle and tendon: Properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control [J]. *Crit Rev Biomed Eng*, 1989, 17(4): 359-411.
- [8] THELEN DG. Adjustment of muscle mechanics model parameters to simulate dynamic contractions in older adults [J]. *J Biomech*, 2003, 125(1): 70-77.
- [9] GORDON AM, HUXLEY AF, JULIAN FJ. The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres [J]. *J Physiol*, 1966, 184(1): 170-192.
- [10] WINTERS JM. An improved muscle-reflex actuator for use in large-scale neuro-musculoskeletal models [J]. *Ann Biomed Eng*, 1995, 23(4): 359-374.
- [11] PROSKE U, MORGAN DL. Tendon stiffness: Methods of measurement and significance for the control of movement. A review [J]. *J Biomech*, 1987, 20(1): 75-82.
- [12] LARSSON L, SALVIATI G. Effects of age on calcium transport activity of sarcoplasmic reticulum in fast-and slow-twitch rat muscle fibres [J]. *J Physiol*, 1989, 419(1): 253-264.
- [13] NARAYANAN N, JONES DL, XU A, *et al.* Effects of aging on sarcoplasmic reticulum function and contraction duration in skeletal muscles of the rat [J]. *Am J Physiol*, 1996, 271(1): 1032-1040.
- [14] HUNTER SK, THOMPSON MW, RUELL PA, *et al.* Human skeletal sarcoplasmic reticulum Ca^{2+} uptake and muscle function with aging and strength training [J]. *J Appl Physiol*, 1999, 86(6): 1858-1865.
- [15] LARSSON L, LI X, FRONTERA WR. Effects of aging on shortening velocity and myosin isoform composition in single human skeletal muscle cells [J]. *Am J Physiol*, 1997, 272(1): 638-649.
- [16] LI X, LARSSON L. Maximum shortening velocity and myosin isoforms in single muscle fibers from young and old rats [J]. *Am J Physiol*, 1996, 270(1): 352-360.
- [17] THOMPSON LDV, BROWN M. Age-related changes in contractile properties of single skeletal fibers from the soleus muscle [J]. *J Appl Physiol*, 1999, 86(3): 881-886.
- [18] AOYAGI Y, SHEPHARD RJ. Aging and muscle function [J]. *Sports Med*, 1992, 14(6): 376-396.
- [19] DOHERTY TJ, VANDERVOORT AA, BROWN WF. Effects of ageing on the motor unit: A brief review [J]. *Can J Appl Physiol*, 1993, 18(4): 331-358.
- [20] BRUNO AG, BOUXSEIN ML, ANDERSON DE. Development and validation of a musculoskeletal model of the fully articulated thoracolumbar spine and rib cage [J]. *J Biomech*, 2015, 137(8): 081003.
- [21] CHRISTOPHY M. A detailed open-source musculoskeletal model of the human lumbar spine [D]. Berkeley: University of California, 2010.
- [22] CHOLEWICKI J, JULURU K, MCGILL SM. Intra-abdominal pressure mechanism for stabilizing the lumbar spine [J]. *J Biomech*, 1999, 32(1): 13-17.
- [23] 孟祥杰. 基于肌肉骨骼生物力学载荷的驾驶人腰部舒适性研究 [D]. 北京: 清华大学, 2015.
- [24] STOKES IA, GARDNERMORSE MG, HENRY SM. Intra-abdominal pressure and abdominal wall muscular function: Spinal unloading mechanism [J]. *Clin Biomech*, 2010, 25(9): 859-866.
- [25] HAN KS, ZANDER T, TAYLOR WR, *et al.* An enhanced and validated generic thoraco-lumbar spine model for prediction of muscle forces [J]. *Med Eng Phys*, 2012, 34(6): 709-716.
- [26] SCHULTZ A, ANDERSSON G, ORTENGREN R, *et al.* Loads on the lumbar spine. Validation of a biomechanical analysis by measurements of intradiscal pressures and myoelectric signals [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 1982, 64(5): 713-720.
- [27] PANJABI MM, BRAND RA, WHITE AA. Three-dimensional flexibility and stiffness properties of the human thoracic spine [J]. *J Biomech*, 1976, 9(4): 185-192.
- [28] GARDNER-MORSE MG, STOKES IAF. Structural behavior of human lumbar spinal motion segments [J]. *J Biomech*, 2004, 37(2): 205-212.
- [29] WONG KW, LUK KD, LEONG JC, *et al.* Continuous dynamic spinal motion analysis [J]. *Spine*, 2006, 31(4): 414-419.
- [30] WILKE HJ, NEEF P, HINZ B, *et al.* Intradiscal pressure together with anthropometric data. A data set for the validation of models [J]. *Clin Biomech*, 2001, 16 (Suppl 1): S111-S126.
- [31] MORINI S, CICCARELLI A, CERULLI C, *et al.* Functional anatomy of trunk flexion-extension in isokinetic exercise: Muscle activity in standing and seated positions [J]. *J Sport Med Phys Fit*, 2008, 48(1): 17-23.
- [32] 陈瑛贤, 王玲, 李涤尘, 等. 全膝关节置换个体化患者右转步态的骨肌多体动力学仿真[J]. *医用生物力学*, 2015, 30(5): 397-403.
- CHEN ZX, WANG L, LI DC, *et al.* Musculoskeletal multi-body dynamic simulation on patient-specific total knee replacement during right-turn gait [J]. *J Med Biomech*, 2015, 30(5): 397-403.
- [33] RAABE ME, CHAUDHARI AMW. An investigation of jogging biomechanics using the full-body lumbar spine model: Model development and validation [J]. *J Biomech*, 2016, 49(7): 1238-1243.