

文章编号: 1004-7220(2023)06-1146-08

基于 OpenSim 的轻度青少年特发性脊柱侧凸 个性化建模与分析

马晓宇¹, 任君², 周鑫², 伍子豪¹, 王冬梅^{1*}, 孔令军^{2*}

(1. 上海交通大学机械与动力工程学院, 上海 200240; 2. 上海中医药大学附属岳阳中西医结合医院推拿科, 上海 200437)

摘要:目的 建立青少年特发性脊柱侧凸患者的个性化脊柱运动学和动力学建模方法并验证其准确性, 为脊柱侧凸的非手术矫形治疗提供治疗机制分析与效果评估的工具。**方法** 基于患者影像学数据计算并调整 Schmid 开发的 OpenSim 青少年脊柱模型的骨骼与肌肉参数, 使模型与特定患者相匹配; 基于文献数据添加椎间刚度并在侧凸段进行修正, 使模型符合脊柱侧凸患者椎关节力学特征, 进而建立患者侧凸脊柱的个性化运动学和动力学仿真分析模型; 基于运动捕捉数据计算逆运动学, 并使用静态优化计算肌肉激活度, 将计算结果与影像学及肌电 (electromyogram, EMG) 数据进行对比验证。**结果** 站立状态逆运动学计算得到的各椎骨冠状面角度平均误差为 0.164° , 符合运动学误差要求; 站立状态胸椎段与腰椎段竖脊肌凸侧与凹侧肌肉激活度比值分别为 0.489 与 0.631, 与 EMG 数据吻合; 侧屈运动中对椎间刚度进行修正后的模型与未修正模型相比, 肌肉激活更接近 EMG 数据。**结论** 本文方法建立的模型满足运动学与肌肉力的准确性要求。

关键词: 青少年特发性脊柱侧凸; 个性化建模; 肌肉激活度; 椎间刚度; 逆运动学; 动力学分析

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2023.06.014

Personalized Modeling and Analysis of Mild Adolescent Idiopathic Scoliosis Based on OpenSim

MA Xiaoyu¹, REN Jun², ZHOU Xin², WU Zihao¹, WANG Dongmei^{1*}, KONG Lingjun^{2*}

(1. School of Mechanical Engineering, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200240, China; 2. Tuina Department, Yueyang Hospital of Integrated Traditional Chinese and Western Medicine, Shanghai University of Traditional Chinese Medicine, Shanghai 200437, China)

Abstract: Objective To develop a method for modeling spinal kinematics and dynamics of patients with adolescent idiopathic scoliosis (AIS) and verify its accuracy, so as to provide a tool for analyzing the mechanism and evaluating the effect of non-surgical orthopaedic treatment on scoliosis. **Methods** The skeletal and muscular parameters of the OpenSim adolescent spinal model developed by Schmid were calculated and adjusted based on imaging data to match the model with specific patients. Based on the literature data, the intervertebral stiffness was added in each vertebral joint, and modified in the scoliosis segments to make the model conform to mechanical characteristics of the vertebral joints in patients with scoliosis, and then a personalized kinematics and

收稿日期: 2022-11-14; 修回日期: 2022-12-04

基金项目: 国家自然科学基金项目 (82374607), 上海市卫生健康委员会卫生行业临床研究专项 (202340157), 上海市"科技创新行动计划"医学创新研究专项 (23Y11920600)

通信作者: 王冬梅, 副教授, E-mail: dmwang@sjtu.edu.cn; 孔令军, 副研究员, E-mail: chunyang01@163.com

*为共同通信作者

dynamics simulation analysis spinal model for patients with scoliosis was established. Inverse kinematics was used based on motion capture data and muscle activation was calculated using static optimization method. The calculated results were compared with imaging and electromyogram (EMG) data. **Results** The average angle error for the coronal plane of each vertebra was 0.164° , which met the kinematic error requirements. The ratios of muscle activation rates for convex and concave paraspinal muscles of thoracic and lumbar segments in standing state were 0.489 and 0.631, respectively, which were consistent with the EMG data. Muscle activation was closer to EMG data in the modified model for intervertebral stiffness during lateral flexion than that in the unmodified model. **Conclusions** The model established by the method in this study meets the accuracy requirements of kinematics and muscle force.

Key words: adolescent idiopathic scoliosis (AIS); personalized model; muscle activation; intervertebral stiffness; inverse kinematics; dynamics analysis

青少年特发性脊柱侧凸 (adolescent idiopathic scoliosis, AIS) 是一种常见的脊柱疾病, 主要指脊柱在冠状面上 1 个或多个节段偏离身体中线向侧方形成弯曲; 其在青少年中发病率为 2% ~ 3%, 且女性发病率明显高于男性^[1]。脊柱侧凸会严重影响患者的生理和心理健康, 如不及早干预, 病情极易迅速加重。AIS 患者的脊柱 Cobb 角大多小于 40° , 适合采用非手术治疗。针对非手术治疗的研究需要分析脊柱运动、肌肉激活模式等难以准确测量的值。应用肌肉骨骼模型可以有效地对上述数据进行分析计算, 使得对非手术治疗的研究成为可能^[2]。

OpenSim 是斯坦福大学于 2007 年建立的开源软件平台, 可用于创建人体肌骨模型并进行生物力学分析^[3]。Christophy 等^[4]基于 OpenSim 建立了 1 个详细的腰椎模型, 包括 5 个腰椎及 8 个主要的肌群; Bruno 等^[5]开发了 1 个完全铰接的胸腰椎躯干模型, 并利用 CT 图像对胸腰段的部分肌群进行校正。

目前基于 OpenSim 的脊柱侧凸模型相对较少。Overbergh 等^[6]通过 CT 扫描并基于 OpenSim 平台建立成年脊柱侧凸患者的肌骨模型, 但该模型肌肉骨骼属性均基于成年人数据建立, 其对儿童和青少年是否适用仍有待验证。Schmid 等^[7]基于 Bruno 等^[5]开发的胸腰椎模型, 基于文献数据建立了 6~18 岁儿童和青少年的肌肉骨骼全身模型, 并通过与在体测量数据对比验证了该模型的准确性。Schmid 等^[8]进一步根据患者双平面 X 线影像调整脊柱骨骼, 建立脊柱侧凸儿童和青少年的个性化模型, 但该研究并未调整肌肉参数及修正椎间刚度, 也未将模型与相应患者的实验数据进行对比, 模型

准确性同样有待验证。

因此, 针对目前脊柱侧凸模型无法满足研究需要的问题, 有必要开发精确的患者个性化肌肉骨骼模型。本文模型基于 Schmid 等^[7]开发的健康儿童与青少年模型建立, 基于患者的影像学数据调整骨骼位姿和肌肉参数, 根据 Zhang 等^[9]的研究结果添加椎间刚度并对其进行修正。利用建立的患者个性化模型, 基于运动捕捉数据进行逆运动学计算, 并基于逆运动学结果计算肌肉力, 与患者肌电 (electromyogram, EMG) 进行对比以验证模型的准确性。

1 材料与方法

1.1 研究对象与材料

招募 1 名在上海中医药大学附属岳阳中西医结合医院门诊就诊的 AIS 患者 (女性, 16 周岁, 身高 172 cm, 体质量 46 kg), Cobb 角 25° , 胸腰弯, 向右侧凸, 无脊柱手术史, 无其他累及脊柱和椎旁肌肉的疾病。实验前已向志愿者及其监护人详细解释了实验流程及注意事项, 并签署知情同意书。

获取患者在医院就诊时拍摄的冠状面与矢状面 X 线影像, 以测量椎骨空间姿态。为测量竖脊肌横截面积及椎骨在横截面的旋转, 采用 T1 同反相位对患者进行核磁共振 (magnetic resonance, MR) 扫描 (Magnetom Verio 3.0 T, Siemens 公司, 德国), 扫描范围为骨盆与侧凸段脊柱的横截面, 层距为 5 mm。

1.2 骨骼模型建立

Schmid 等^[7]为 6~18 岁儿童与青少年建立了一系列不同身高与体质量的肌肉骨骼全身模型 (见图 1)。模型具有完全铰接的胸腰椎部分, 可以通过

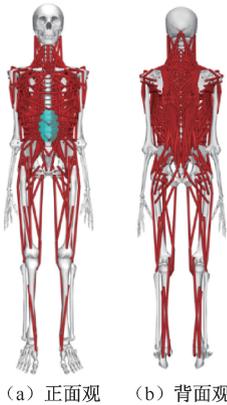


图1 基础肌肉骨骼模型

Fig. 1 The basic musculoskeletal model

(a) Anterior view, (b) Posterior view

调整各椎骨姿态角度使模型尽可能接近患者的脊柱侧弯角度。本文选择与患者身高最匹配的模型作为基础模型并进行个性化调整。通过 X 线影像

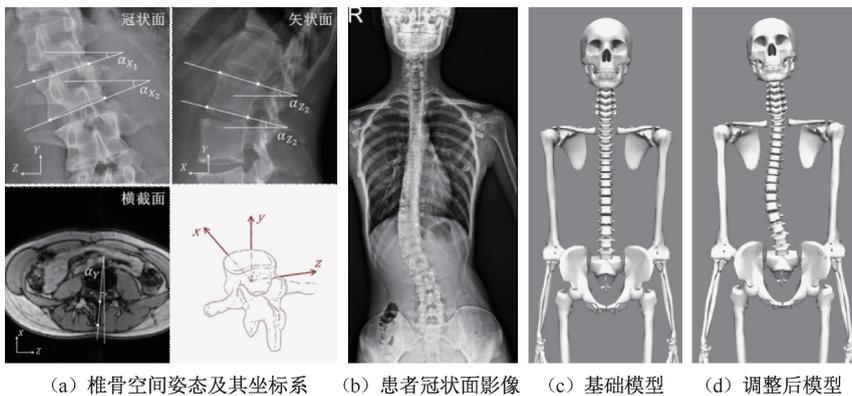


图2 骨骼模型调整

Fig. 2 Adjustment of the skeletal model (a) Spatial posture and coordinate frame of the vertebrae,

(b) Image of the patient in coronal plane, (c) The basic model, (d) The adjusted model

1.3 椎间刚度调整

椎间盘、韧带等产生的被动力可通过添加椎间刚度模拟。基础模型中未添加椎间刚度,椎关节运动时无被动力产生,会导致肌肉力的计算误差。Zhang 等^[9]给出了椎关节被动力矩与旋转角度的关系表达式,本文据此在每个旋转方向(前后屈伸、轴向旋转与横向弯曲)上添加角度相关的作用于椎关节的力矩 $M(\theta)$ 以模拟椎间刚度产生的被动力:

$$M(\theta) = C_3\theta^3 + C_2\theta^2 + C_1\theta + C_f F\theta \quad (3)$$

式中: θ 为椎骨该方向上的旋转角度; F 为脊柱负载; C_1 、 C_2 、 C_3 和 C_f 为参数,由 45 项尸体脊柱实验

测量冠状面和矢状面的椎骨角度,角度采用椎骨上下平面角度平均值。横截面椎骨角度利用 MR 图像测量,定义为棘突在横截面内与 X 轴的夹角。椎骨空间姿态测量及其坐标定义方式如图 2(a) 所示。

由冠状面和矢状面 X 线图像,可计算出椎骨 Y 轴方向向量:

$$\mathbf{y} = (\tan \alpha_z, 1, \tan \alpha_x) \quad (1)$$

式中: α_x 与 α_z 为椎骨上下平面角度的平均值。

分析可得,椎骨 X 轴在 X-Z 平面上的投影向量 $\mathbf{x}' = (1, 0, -\tan \alpha_y)$, 且 X 轴与 Y 轴垂直,故可得椎骨 X 轴方向向量为:

$$\mathbf{x} = (1, \tan \alpha_x \tan \alpha_y - \tan \alpha_z, -\tan \alpha_y) \quad (2)$$

Z 轴方向按右手坐标系计算。根据计算结果调整 OpenSim 中的参数。此外,还对模型肩部等进行调整使之与影像相符,最终获得患者个性化骨骼模型,基于影像的骨骼模型调整如图 2(b)~(d) 所示。

结果回归分析计算得到,随椎骨及其旋转方向而不同^[9]。

研究表明,脊柱侧凸患者的椎间刚度在向两侧弯曲时存在明显差异,向凸侧弯曲时刚度更大^[10]。Reutlinger 等^[10]在术中测量了侧凸段部分椎骨的柔度,凸侧的平均柔度为 $(0.18^\circ \pm 0.08^\circ) / (\text{N} \cdot \text{m})$,凹侧为 $(0.24^\circ \pm 0.11^\circ) / (\text{N} \cdot \text{m})$,即凸侧与凹侧椎间刚度比为 4:3。本文据此将侧屈的刚度表达式乘以修正系数进行修正,凸侧与凹侧侧屈的修正系数分别为 1.15 与 0.87(即使得凸侧与凹侧椎间刚度比与文献[10]相同);修正系数应用于侧凸段(T8~L5)的所有椎间关节。

OpenSim 软件提供 Expression Based Bushing Force 插件,可根据函数表达式模拟椎间刚度,本文基于此插件为所有胸腰椎关节添加刚度。

1.4 肌肉参数调整

基础模型包括竖脊肌、背阔肌、腹直肌、腰方肌等运动需要的所有主要肌群,这些肌肉基于健康儿童与青少年的解剖与影像资料建立。贾惊宇等^[11]研究指出,脊柱侧凸患者两侧竖脊肌横截面积会出现不对称现象,而肌肉力与肌肉横截面积(cross-sectional area, CSA)有关:

$$F_0^M = K \cdot S \quad (4)$$

式中: F_0^M 为最大等长收缩力; S 为肌肉横截面积; K 为比例系数。

根据 MR 图像可以测量椎骨 i 所在水平面上左、右侧竖脊肌群的横截面积 $S_{l,i}$ 与 $S_{r,i}$, 椎骨 i 处左右两侧肌肉最大等长收缩力的修正因子分别为:

$$\begin{aligned} k_{l,i} &= (S_{l,i}/S_{r,i})^{1/2} \\ k_{r,i} &= (S_{r,i}/S_{l,i})^{1/2} \end{aligned} \quad (5)$$

竖脊肌群包含了多个肌束,每个肌束跨过不同的椎骨。以左侧为例,可计算每一肌束修正后的最大等长收缩力为:

$$F_0^M = \left(\frac{1}{n_f - n_s + 1} \sum_{l=n_s}^{n_f} k_{l,i} \right) F_0^M \quad (6)$$

式中: n_s 为该肌束起始椎骨编号; n_f 为终止椎骨编号。计算两侧竖脊肌所有肌束的修正最大等长收缩力,调整 OpenSim 中肌肉最大等长力参数,可以获得患者的个性化肌肉模型。

1.5 验证实验

1.5.1 实验准备 将 EMG 电极粘贴于胸椎段(T8 附近)与腰椎段(L3 附近)两侧的竖脊肌上,距离脊柱棘突 2~3 cm,并粘贴反光标记点(见图 3)。利用表面肌电仪(Noraxon 公司,美国)采集 EMG 信号,采样频率为 2 kHz;反光标记点空间位置由运动捕捉系统(Vicon 公司,英国)采集,采样频率为 100 Hz。实验操作由专业医生进行。

1.5.2 最大等长收缩 受试者俯卧,固定其足部,要求受试者尽最大能力上抬躯干,检查者两手在受试对象两侧肩胛骨上施加阻力,持续 10 s。采集胸椎段与腰椎段两侧的竖脊肌 EMG 信号。

1.5.3 运动实验 竖脊肌在维持脊柱姿态及完成

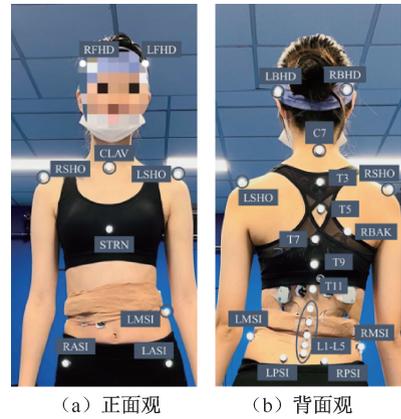


图 3 标记点放置位置示意图

Fig. 3 Schematic of marker location (a) Anterior view, (b) Posterior view

注: C7、T3、T5、T7、T9、T11、L1~L5 为相应椎骨棘突, LASI、RASI 为两侧髂前上棘, LMSI、RMSI 为两侧髂中上棘, LPSI、RPSI 为两侧髂后上棘, LSHO、RSHO 为两侧肩峰, CLAV 为锁骨, STRN 为胸骨, RBAK 为背部右侧, LFHD、RFHD 为两侧头前部, LBHD、RBHD 为两侧头后部。

侧屈等动作中具有重要作用,为探究竖脊肌不对称造成的影响,测量站立与左右侧屈时竖脊肌 EMG 信号以与模型计算结果进行对比。受试者首先站立,双脚与肩同宽,保持 3~5 s。然后以大致恒定的速度向两侧侧屈至最大位置,保持最大位置 2~3 s 后,回到初始的直立位置,左右侧屈交替进行。记录标记点位置与 EMG 数据。

1.6 肌肉激活度计算

在 OpenSim 平台上,基于实验采集的运动数据,按标准流程对模型进行缩放与逆运动学计算;基于逆运动学结果,采用静态优化方法计算肌肉力与肌肉激活度。

计算每一椎骨平面上竖脊肌所有肌束肌肉力之和,以及该平面上竖脊肌所有肌束最大等长收缩力之和,将两者之比作为该椎骨水平的竖脊肌激活度。基于实验测得 EMG 信号,计算 EMG 信号的均方根(root mean square, RMS),计算运动实验中 EMG 的 RMS 与最大等长收缩时 EMG 的 RMS 之比,即为实验测得竖脊肌激活度。采用文献[8,12-13]中的普遍对比方法,将不同动作下模型计算与实验测得的脊柱凸侧与凹侧肌肉激活度比值进行对比,以验证模型准确性。

2 结果

2.1 EMG 信号处理

计算 EMG 信号的 RMS,最大等长收缩时为胸椎段:左侧 286.65 μV ,右侧 326.29 μV ;腰椎段:左侧 70.25 μV ,右侧 110.19 μV 。基于上述 RMS 将运动过程中 EMG 信号归一化并计算 RMS,作为该动作下的肌肉激活度(见图 4)。

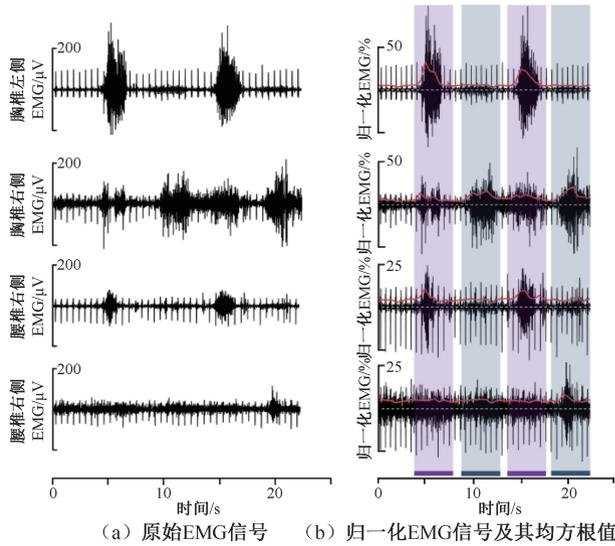


图 4 患者背部 EMG 信号

Fig. 4 EMG of back muscle (a) Original EMG signal, (b) Normalized EMG signal and its root mean square (RMS) value
注:图 4(b)中紫色和蓝色分别代表左侧屈和右侧屈,红色曲线为均方根(激活度)。

通过计算患者站立及左右侧屈时的肌肉激活度发现,在患者进行侧屈运动时,背部各处肌肉激活度均较站立时增大,而所有动作下腰椎肌肉激活度均高于同侧胸椎(见表 1)。

表 1 不同动作时背部肌肉激活度

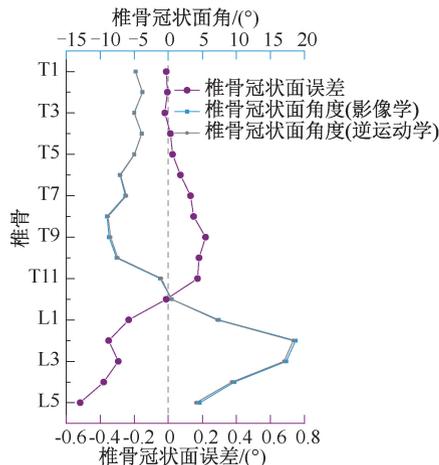
Table 1 Activation of back muscle during different movements				
单位:%				
动作	胸椎左侧	胸椎右侧	腰椎左侧	腰椎右侧
站立	5.7	4.6	18.6	14.0
左侧屈	21.0	10.3	34.9	12.9
右侧屈	5.9	12.8	18.6	14.8

2.2 逆运动学验证与分析

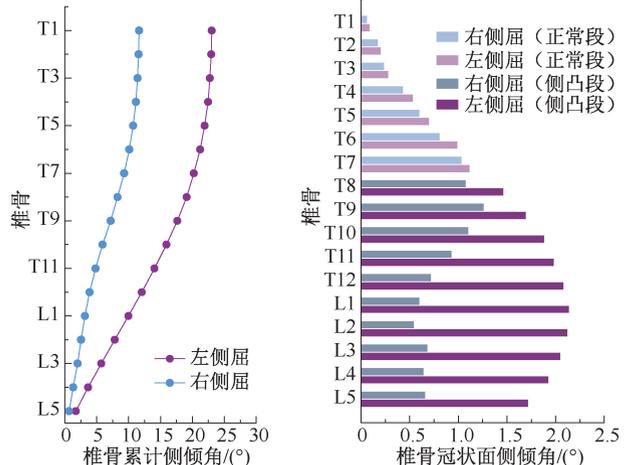
Vicon 系统采集各标记点空间位置,按标准流程进行模型缩放与逆运动学计算,分析各运动状态下椎骨冠状面角度。

计算静止站立时模型各椎骨冠状面姿态及其与影像学数据的误差,误差平均值为 0.164°,最大误差角度为 0.518°;误差方向大体与椎骨冠状面角度方向相反[见图 5(a)]。

此外,对左右侧屈运动进行了逆运动学计算。分析侧屈达最大时从 L1 开始每一椎骨的累计侧倾角度,可见向左(凹侧)侧屈时椎骨累计侧倾角度明显高于向右(凸侧)侧屈[见图 5(b)]。分析每一椎骨的侧倾角度,可以发现在非侧凸段,向两侧侧屈时椎骨侧倾角度大致相同,而在侧凸段,向左侧屈



(a) 站立位椎骨角度与逆运动学计算误差



(b) L5至各椎骨累计侧倾角度

(c) 各椎骨侧倾角度

图 5 椎骨逆运动学结果

Fig. 5 Inverse kinematics results of each vertebra (a) Vertebrae angle and the error of inverse kinematics results during standing, (b) Cumulative lateral bending angle of each vertebra from L5, (c) Lateral bending angle of each vertebra

时椎骨的侧倾角度大于向右侧屈,即向左侧屈时侧凸段贡献了较大的侧倾角度,而向右侧屈时恰好相反[见图 5(c)]。

2.3 肌肉激活度计算与验证

基于逆运动学计算结果,使用静态优化方法计算站立及侧屈达最大处时的肌肉力。

计算模型初始直立姿态肌肉力,并分析每一椎骨对应水平面上竖脊肌的激活度。为与 EMG 和文献结果进行对比,采用胸椎与腰椎段凸凹侧平均激活度之比作为对比验证指标。经计算,静止直立时胸椎段、腰椎段凸凹侧激活度比值分别为 0.489、0.631;实验测得胸椎段、腰椎段 EMG 分别为 0.821、0.752。Schmid 等^[8]与 Barba 等^[12]分别基于 OpenSim 与 AnyBody 开发了类似的胸腰弯脊柱侧凸模型并计算了胸椎与腰椎凸凹侧平均竖脊肌激活度之比;Kowk 等^[13]基于 EMG 测量了胸腰弯患者凸

凹侧肌肉激活度比值。将本文计算和实验结果与上述文献进行对比,Kowk 等^[13]测量的 EMG 数据表明,胸椎与腰椎段肌肉激活度均为凹侧大于凸侧,这与本文测量的 EMG 数据与模型计算结果相同;但 Schmid 等^[8]与 Barba 等^[12]计算结果均为凸侧大于凹侧,这可能与上述模型未针对患者个性化调整肌肉参数有关[见图 6(a)]。

此外,本文还计算了两侧侧屈时模型的胸椎与腰椎段两侧平均肌肉激活度,以及未对椎间刚度进行修正时模型的肌肉激活度。将其与实验测得的 EMG 数据进行对比,结果表明,模型计算结果与 EMG 数据相符;在向右(凸侧)侧屈时,修正椎间刚度使得计算结果更接近 EMG 数据;但在向左(凹侧)侧屈时,修正椎间刚度并未使模型计算结果更优[见图 6(b)、(c)]。

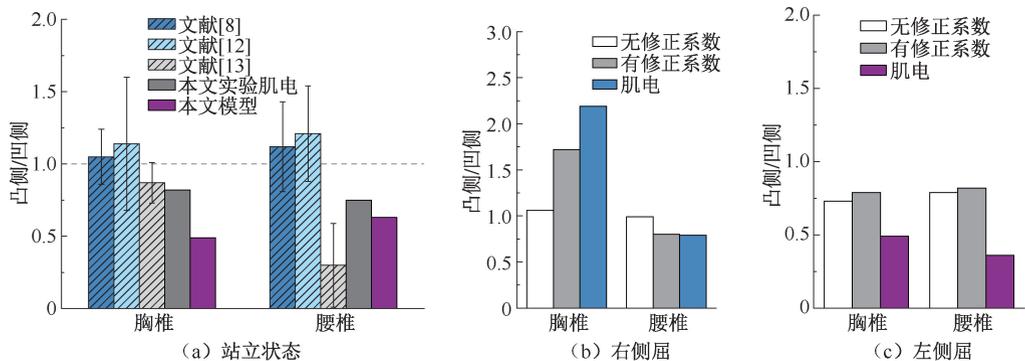


图 6 两侧竖脊肌激活度比值与实验数据和文献对比

Fig. 6 Comparison of the calculated activation ratios of erector spinal muscles and those in experimental data and literature (a) Standing, (b) Right lateral bending, (c) Left lateral bending

3 讨论

本文提出了一种基于影像数据调整骨骼姿态与肌肉参数进行个性化建模的方法。该方法建立的模型允许临床分析患者的脊柱运动学,进而评估侧凸对患者运动能力的影响。此外,该模型能够分析不同运动下的肌肉力,可辅助评估非手术疗法(运动、推拿等)对患者作用效果,进而改进临床治疗方案。

本文使用光学运动捕捉系统采集脊柱运动学数据并进行逆运动学计算。光学动捕对于正常脊柱的运动捕捉可靠性较好^[14]。但由于脊柱侧凸患

者椎骨棘突会朝向凹侧扭转,在棘突上放置标记点进行表面跟踪会低估椎体冠状面曲率,Herzenberg 等^[15]也通过放射学分析证明了上述结果。本文基于 MR 影像准确调整了椎骨的轴向扭转,显著降低了逆运动学误差,直立状态时椎骨冠状面平均误差仅为 0.164° 。但由于缺乏影像数据,侧屈等运动过程中椎骨的逆运动学误差仍有待研究。

基于动捕数据对侧屈运动进行逆运动学分析发现,向两侧侧屈时非侧凸段椎骨旋转差异较小。但在向凸侧侧屈时侧凸段椎骨转角明显比向凹侧侧屈时小,即向凸侧侧屈时侧凸段椎关节表现得更僵硬,这也证明了对侧凸段椎间刚度进行修正的必要性。

本文计算了不同动作时竖脊肌激活度。结果显示,站立时胸、腰椎段竖脊肌激活度均为凹侧大于凸侧,这与实验结果一致。在左右侧屈时,凸侧与凹侧激活度相对大小关系也与实验结果一致,且在对椎间刚度进行修正后,使得向右侧屈时计算结果更优;但向左侧屈时计算结果并未更优,这是由于模型中涉及的肌肉骨骼和椎间刚度等无法完全个性化,且 AIS 患者神经肌肉控制方式可能发生改变,表明模型中仍存在很多不准确因素有待后续研究。

在建模与验证方面,由于数据缺乏及测量方法限制等客观原因,还存在一定的不足之处。模型椎间刚度的添加基于已发表的数据,但该数据并非专门针对青少年提出,其可能与青少年真实的椎间刚度值存在一定的差异,故有待后续专门针对青少年椎间刚度解剖数据的发表,以对模型进行更精确的建模。对椎间刚度的修正是根据一项针对 AIS 患者的术中测量结果而进行^[10],但由于缺少更多类似的研究,报道结果可能存在一定的局限性。此外,在验证实验中使用表面电极测量了竖脊肌 EMG 信号,由于竖脊肌并非表层肌肉,EMG 信号可能受其他浅层肌肉的干扰,造成结果的不准确,故有待后续研究排除其他肌肉信号干扰的方法。

模型计算结果与实验测量间仍存在一定差异,除模型参数准确性限制与实验测量误差外,可能还与模型的部分简化有关。本文模型的椎关节均为 3 自由度铰接,而实际椎关节还存在 3 个平移自由度;此外,模型并未对腹压进行建模,而腹压对于脊柱动力学及肌肉力的计算存在较大影响^[5]。Wang 等^[16]开发了具有 6 自由度的脊柱模型,且推导了 6 个方向上与椎间压力等相关的刚度表达式;孟祥杰^[17]与詹晓彤等^[18]开发了添加腹压的肌肉骨骼模型,并对其进行了动力学分析。后续研究可基于上述文献结果对模型进行改进。

由于样本量的限制,本文仅针对轻度胸腰弯脊柱侧凸患者进行了建模与验证,后续需分析更多的样本,以对模型的普适性做进一步验证。对于严重(Cobb 角大于 40°)及其他类型的脊柱侧凸患者,模型准确性有待进一步分析。

4 结论

本文提出了一种基于 OpenSim 平台建立 AIS

患者个性化肌肉骨骼模型的方法。基于患者影像学数据调整骨骼与肌肉参数使模型与患者相匹配,基于文献数据添加椎间刚度并在侧凸段进行修正,以使模型符合脊柱侧凸患者椎关节力学特征。基于运动捕捉数据计算逆运动学,并使用静态优化计算肌肉激活,将计算结果与影像学及 EMG 数据进行对比,验证了模型逆运动学与肌肉力计算的准确性。

参考文献:

- [1] 侯树勋. 脊柱外科学 [M]. 北京: 人民军医出版社, 2005.
- [2] 宫赫, 张萌, 邹姗姗. 肌骨系统生物力学建模 2021 年研究进展 [J]. 医用生物力学, 2022, 37(1): 18-26.
GONG H, ZHANG M, ZHOU SS. Research advances in musculoskeletal biomechanical modeling in 2021 [J]. J Med Biomech, 2022, 37(1): 18-26.
- [3] DELP SL, ANDERSON FC, ARNOLD AS, et al. OpenSim: Open-source software to create and analyze dynamic Simulations of movement [J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2007, 54(11): 1940-1950.
- [4] CHRISTOPHY M, SENAN NAF, LOTZ JC, et al. A musculoskeletal model for the lumbar spine [J]. Biomech Model Mechan, 2012, 11(1-2): 19-34.
- [5] 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 Eng, 2015, 137(8): 081003.
- [6] OVERBERGH T, SEVERIJNS P, BEAUCAGE-GAUVREAU E, et al. Development and validation of a modeling workflow for the generation of image-based, subject-specific thoracolumbar models of spinal deformity [J]. J Biomech, 2020, 110: 109946.
- [7] SCHMID S, BURKHART KA, ALLAIRE BT, et al. Musculoskeletal full-body models including a detailed thoracolumbar spine for children and adolescents aged 6-18 years [J]. J Biomech, 2020, 102: 109305.
- [8] SCHMID S, BURKHART KA, ALLAIRE BT, et al. Spinal compressive forces in adolescent idiopathic scoliosis with and without carrying loads: A musculoskeletal modeling study [J]. Front Bioeng Biotechnol, 2020, 8: 159.
- [9] ZHANG CF, MANNEN EM, SIS HL, et al. Moment-rotation behavior of intervertebral joints in flexion-extension, lateral bending, and axial rotation at all levels of the human spine: A structured review and meta-regression analysis [J]. J Biomech, 2020, 100: 10.
- [10] REUTLINGER C, HASLER C, SCHEFFLER K, et al. Intraoperative determination of the load-displacement

- behavior of scoliotic spinal motion segments: Preliminary clinical results [J]. *Eur Spine J*, 2012, 21 (Suppl 6): S860-867.
- [11] 贾惊宇, 孙英伟, 张立军. 特发性脊柱侧凸患者两侧椎旁肌横截面积的 CT 测量 [J]. *中国脊柱脊髓杂志*, 2009, 19 (3): 208-211.
- [12] BARBA N, IGNASIAK D, VILLA TMT, *et al.* Assessment of trunk muscle activation and intervertebral load in adolescent idiopathic scoliosis by musculoskeletal modelling approach [J]. *J Biomech*, 2021, 114 (5): 110154.
- [13] KWOK G, YIP J, CHEUNG MC, *et al.* Evaluation of myoelectric activity of paraspinal muscles in adolescents with idiopathic scoliosis during habitual standing and sitting [J]. *Biomed Res Int*, 2015, doi: 10.1155/2015/958450.
- [14] MOUSAVI SJ, TROMP R, SWANN MC, *et al.* Between-session reliability of opto-electronic motion capture in measuring sagittal posture and 3-D ranges of motion of the thoracolumbar spine [J]. *J Biomech*, 2018, 79: 248-252.
- [15] HERZENBERG JE, WAANDERS NA, CLOSKEY RF, *et al.* Cobb angle versus spinous process angle in adolescent idiopathic scoliosis. The relationship of the anterior and posterior deformities [J]. *Spine*, 1990, 15 (9): 874-879.
- [16] WANG W, WANG D, DE GROOTE F, *et al.* Implementation of physiological functional spinal units in a rigid-body model of the thoracolumbar spine [J]. *J Biomech*, 2020, 98: 109437.
- [17] 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.
- [18] 詹晓彤, 陈强, 李志勇. 基于 OpenSim 的腰部肌骨系统在体前屈状态下生物力学分析 [J]. *医用生物力学*, 2019, 34 (1): 27-34.
- ZHAN XT, CHEN Q, LI ZY. OpenSim-based biomechanical analysis of lumbar musculoskeletal system under forward flexion [J]. *J Med Biomech*, 2019, 34(1): 27-34.