

文章编号:1004-7220(2022)06-1083-05

基于脊柱矢状面曲线建立腰椎 L4~5 力学简化模型及其有效性验证

徐玉玲, 严荣国, 郭田雨, 颜丽琴, 许任兴, 张瀚文
(上海理工大学 健康工程与科学学院, 上海 200093)

摘要:目的 根据人体脊柱矢状面曲线建立腰椎 L4~5 活动节段力学简化模型,对该模型结构进行有效性验证与分析。方法 采用基于飞行时间测距原理的体外测量装置获取人体脊柱矢状面曲线,基于该曲线构建腰椎 L4~5 机械简化模型,并从关节活动度(range of motion, ROM)、椎间盘应力(intervertebral disc pressure, IDP)分布及小关节力(facet joint force, FJF)方面对模型有效性进行验证。结果 在 0.2、0.4、0.6、0.8、1 kN 随动载荷(follower load, FL)下模型最大 IDP 分别为 0.23、0.46、0.69、0.92、1.15 MPa,纯扭矩下模型屈曲、后伸、侧屈及轴向扭转时 ROM 分别为 6.61°、4.03°、3.30°、2.03°,在 FL 和扭矩共同作用下屈曲、后伸、侧屈及轴向扭转时 IDP 分别为 1.80、1.00、1.36、0.80 MPa,后伸、侧屈及轴向扭转时 FJF 分别为 79.60、29.49、96.64 N。结论 基于人体脊柱矢状面曲线构建的力学简化模型可用于脊柱矢状面曲线变化的脊柱力学分析。

关键词: 飞行时间测距; 腰椎; 机械模型; 随动载荷

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2022.06.017

Construction and Validation of Simplified Mechanical Model of L4-5 Lumbar Based on Sagittal Spinal Curve

XU Yuling, YAN Rongguo, GUO Tianyu, YAN Liqin, XU Renxing, ZHANG Hanwen
(School of Health Science and Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China)

Abstract: Objective To establish a simplified mechanical model of L4-5 movable lumbar segment according to the sagittal curve of human spine, and to verify and analyze validity of the model structure. **Methods** An *in vitro* measurement device based on the time-of-flight (ToF) distance measurement principle was used to obtain the sagittal curve of human spine. Based on the curve, the simplified mechanical model of L4-5 lumbar segment was constructed, and validity of the model was verified from the aspects of range of motion (ROM), intervertebral disc pressure (IDP) and facet joint force (FJF). **Results** The maximum IDP under 0.2, 0.4, 0.6, 0.8 and 1 kN follower load (FL) was 0.23, 0.46, 0.69, 0.92 and 1.15 MPa, respectively. The ROM of models during flexion, extension, lateral flexion and axial torsion under pure moment were 6.61°, 4.03°, 3.30° and 2.03°, respectively. The IDPs of models during flexion, extension, lateral flexion and axial torsion under the combined load of FL and moment were 1.80, 1.00, 1.36, 0.80 MPa, respectively. The FJFs of models during extension, lateral bending and axial rotation were 79.60, 29.49, 96.64 N, respectively. **Conclusions** The simplified mechanical model based on sagittal curve of human spine can be used for spinal mechanical analysis on changes in sagittal curve of the spine.

Key words: time of flight (ToF) distance measurement; lumbar vertebrae; mechanical model; follower load

收稿日期:2021-08-16; 修回日期:2021-10-27

基金项目:上海介入医疗器械工程技术研究中心资助项目(18DZ2250900)

通信作者:严荣国,副教授,硕士生导师,E-mail: yanrongguo@usst.edu.cn

脊柱在人体中占据着非常重要的地位,堪称人体的“第二生命线”。脊柱矢状面曲线改变(如颈腰椎生理曲度变直、胸椎前弯过大、曲度消失或畸形)会产生显著的负面后果,故早期干预和治疗对临床和公众健康具有重要意义。由于发病率较高,且存在年轻化趋势,脊柱及其相关疾病一直是医学领域研究热点^[1]。

三维有限元法是目前国内外对脊柱生物力学研究的一种有效手段,大多采用 CT 扫描图三维重建的方法,对脊柱有限元模型受力和运动工况进行分析。该方法通常用于对某一特定疾病(如腰椎间盘突出、脊柱退行性改变、脊柱侧凸等)的研究,适用于单个个体研究。国内外采用力学方法建立脊柱有限元模型的应用较少,主要根据脊柱椎体结构的尺寸数据,通过三维建模软件构建脊柱模型。该方法多用于研究脊柱曲线畸形和脊柱手术前后的力学响应。例如:蔡芳芳等^[2]采用脊柱力学模型分析特发性青少年脊柱侧凸的变形趋势;Nikkhoo 等^[3]基于 X 线图定制的个性化腰椎段力学模型,研究腰椎椎间融合术前腰椎前凸角变化对腰椎生物力学的影响。这些脊柱力学模型的成果为医学

研究提供了一种实用、临床适用的方法,与 CT 成像图三维重建法相比,其建模周期短且易于修改。

本文通过基于飞行时间(time of flight, ToF)测距方法获取由人体外部测量的脊柱矢状面曲线,建立腰椎 L4~5 活动节段力学简化模型,并从关节活动度(range of motion, ROM)、小关节力(facet joint force, FJF)以及椎间盘应力(intervertebral disc pressure, IDP)对该模型可行性进行验证和分析。

1 研究方法

1.1 研究对象及曲线采集

选取 1 位无脊柱病变异常情况男性志愿者(年龄 24 岁,身高 173 cm,体重 69 kg)作为研究对象。采用基于 ToF 测距原理测量人体脊柱矢状面曲线的方法,通过人体外部测量装置获取该名志愿者脊柱矢状面曲线数据^[4]。测量时,志愿者背部靠向装置的可移动杆件使其水平位移形成脊柱冠状面曲线,位于杆件后方的装有 ToF 传感器的滑块由上至下滑动,经传感器获取每根杆件的缩进数据。所获数据在 Matlab 中用最小二乘法进行拟合,从而获得脊柱矢状面曲线(见图 1)。

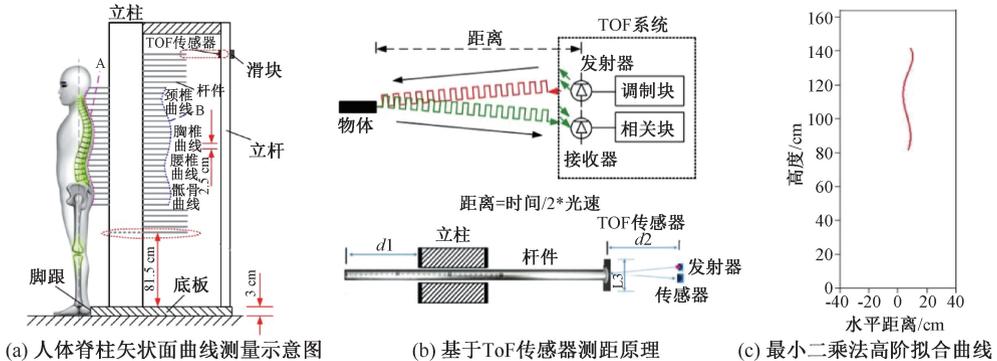


图 1 基于 ToF 测距原理测量人体脊柱冠状面曲线方法

Fig. 1 Method for measuring the sagittal curve of human spine based on ToF distance measurement principle (a) Schematic diagram of measuring the sagittal curve of human spine, (b) Principle of distance measurement via a ToF sensor, (c) High order fitting curve of least squares method

1.2 三维简化模型建立

在工程三维设计软件 Solid Edge 中导入上述脊柱矢状面曲线,基于该曲线建立腰椎 L4~5 力学简化模型。腰椎椎体横断面呈肾形,参考腰椎解剖文献^[5-7]中椎体上下终板冠状径(EPW_u 、 EPW_l)、上下终板矢状径(EPD_u 、 EPD_l)及椎体中高(VBH_m),以近似肾形的闭合曲线为上下底面,脊柱矢状面曲

线作为拉伸路径,获得 L4 和 L5 椎体以及椎间盘的三维几何体,腰椎 L4~5 椎体结构参数(见表 1)。

表 1 腰椎 L4~5 椎体结构参数

Tab. 1 Parameters of the L4-5 vertebral body					单位: mm
椎体	EPW_u	EPW_l	EPD_u	EPD_l	VBH_m
L4	47.7	51.4	34.1	34.1	23.6
L4~5	—	—	—	—	11.2
L5	50.5	52.0	33.6	33.6	22.7

腰椎小关节由相邻椎骨上下关节突的关节面构成,属于平面关节,只能做轻微滑动。腰椎小关节在腰椎活动中对载荷的承受与传递起到十分重要的作用。研究表明,腰椎小关节可承担腰椎轴向压力的 6%~30%^[8-9]。在脊柱活动时,小关节与椎间盘和韧带共同承受轴向压力,防止脊柱过度屈曲、平移和扭转,故腰椎 L4~5 力学简化模型必须构建小关节结构。根据小关节面与椎体间角度测量数据^[5]以及腰椎关节突影像学测量数据^[7],基于椎体建立椎体后部小关节结构,将其接触面简化为与椎体冠状面和矢状面均呈一定角度倾斜的弧形。囊韧带以厚度为 0.5 mm 环形薄片替代,小关节初始间隙为 0.5 mm。将建立的椎体、椎间盘、囊韧带等结构保存为零件并装配,获得腰椎 L4~5 三维力学简化模型[见图 2(a)]。

1.3 有限元模型建立及网格划分

将腰椎 L4~5 三维力学简化模型导入 ANSYS Workbench 中建立有限元模型。在 Geometry 模块中将椎体与后部结构切割为两个部件,在 Model 模块中对模型进行网格划分、赋予材料属性及边界条件与载荷设置等前处理,最后通过求解器进行后处理。使用六面体单元划分疏质骨、椎间盘及囊韧带,四面体单元划分皮质骨和椎体后部结构,囊韧带网格单元尺寸设置为 0.3 mm,其他结构均为 1.5 mm。最终建立的有限元模型共有 310 285 个节点,119 102 个单元[见图 2(b)]。

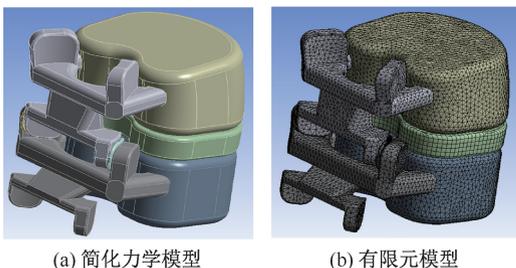


图 2 腰椎 L4~5 活动节段三维模型

Fig. 2 Three-dimensional model of the L4-5 motion segment (a) The simplified mechanical model, (b) The finite element model

1.4 材料属性

设定该有限元模型中所有结构为均质、各向同性的弹性材料,具体材料属性如表 2 所示。模型中的接触关系主要包括椎体与椎间盘、椎体与后方骨性单元、小关节与囊韧带以及上下小关节,将 L4、L5 小关

节面部分的接触设置为无摩擦,其余均设置为绑定。

表 2 腰椎 L4~5 有限元模型材料属性

Tab. 2 Material properties of the L4-5 finite element model

结构	弹性模量/MPa	泊松比
皮质骨 ^[2,10-13]	12 000	0.30
松质骨 ^[10-13]	100	0.20
纤维环 ^[10-11,13]	4.2	0.45
髓核 ^[10-11]	1	0.49
后方骨性单元 ^[10-11]	3 500	0.30
囊韧带 ^[11]	5	0.35

1.5 边界条件与载荷

跟随载荷 (follower load, FL) 是模拟生理载荷方法中最被接受的方法,载荷方向相切于脊柱生理曲线^[14]。约束 L5 椎体下表面所有节点的 6 个自由度,对 L4 椎体上表面分步施加 0.5、1、1.5、2 kN 的 FL。在 L4 椎体上表面根据右手螺旋法则施加 10 N·m 纯扭矩,模拟腰椎前屈、后伸、侧屈和轴向扭转。对 4 种工况下的模型添加不同 FL,以模拟人体椎段活动。模型在 7.5 N·m 弯矩下屈曲时施加 1 175 N 的 FL,7.5 N·m 弯矩下后伸时施加 500 N 的 FL,7.8 N·m 弯矩下侧屈时施加 700 N 的 FL,5.5 N·m 扭矩下轴向旋转时施加 720 N 的 FL,并分析轴向压缩载荷和组合力下 IDP 分布及 FJF。

2 结果

2.1 ROM

在 10 N·m 扭矩载荷下,模型屈曲、后伸、侧屈及轴向扭转 ROM 分别为 6.61°、4.03°、3.30° 以及 2.03°,与文献[15-16]中的体外实验结果相比,各工况 ROM 趋势基本一致,模型在屈曲时变形角度最大,轴向旋转时变形角度最小(见图 3)。

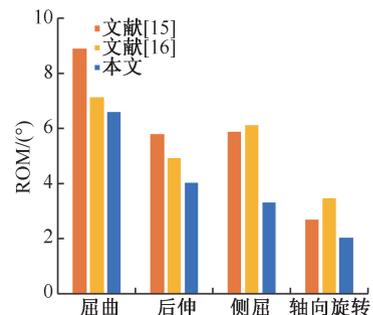


图 3 10 N·m 纯扭矩下有限元模型与体外实验 ROM 比较

Fig. 3 ROM comparison of finite element model and in vivo experiments under 10 N·m pure moment

2.2 IDP 分布

椎间盘是人体内最大的软骨结构,对脊柱的支持和负荷有重要作用。在 0.2、0.4、0.6、0.8、1KN 的 FL 下,最大 IDP 分别为 0.23、0.46、0.69、0.92、1.15 MPa[见图 4(a)],本模型结果与文献[17]的体外实验数据、文献[13,18]的有限元模型分析结果基本一致,IDP 与 FL 均呈线性增长趋势。

FL 下屈曲、后伸、侧屈和轴向旋转时 IDP 分别为 1.80、1.00、1.36、0.80 MPa,与文献[19]的体内测量结果、文献[10,20]的有限元分析结果分布趋势一致[见图 4(b)]。4 种运动工况下,腰椎屈曲运动灵活,故屈曲时 IDP 最大。

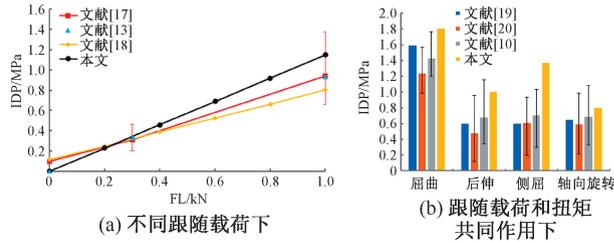


图 4 不同加载条件下椎间盘内压比较
Fig. 4 IDP comparison under different load conditions

(a) Under different follower loads, (a) Under follower load combined with pure moment

从各工况下 IDP 分布可见,前屈时应力分布于椎间盘前侧;后伸时应力分布于椎间盘后侧;右侧屈时主要集中于右侧,右轴向旋转时集中于左前侧(见图 5)。

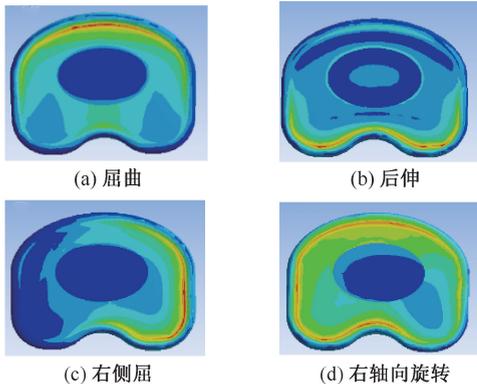


图 5 不同工况下椎间盘应力分布
Fig. 5 IDP distribution under different working conditions (a) Flexion, (b) Extension, (c) Right lateral bending, (d) Right axial rotation

2.3 FJF

在轴向压缩和扭矩组合力的作用下,模型后伸、侧屈、轴向旋转时 FJF 分别为 79.60、29.49、94.64 N,与文献[20]中 8 组有限元模型预测均值以及文献[10]中 5 组有限元模型预测结果的趋势一致。其中,轴向旋转时 FJF 最大(见图 6)。

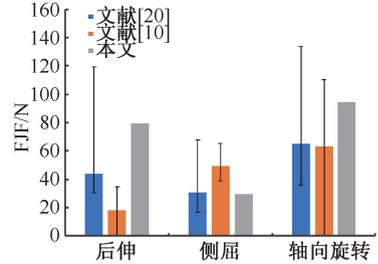


图 6 跟随载荷和扭矩共同作用下模型不同工况下小关节力比较
Fig. 6 Comparison of FJF for models under follower load combined with pure moment under different working conditions

3 讨论

目前关于脊柱的有限元研究通常采用 CT 扫描图进行三维重建方法,该方法适用于对特定个体或病症的研究,建模周期长且数据量大^[2]。本文所采用的基于 ToF 测距原理,可由身体外部快速获取人体脊柱矢状面数据,拟合出的曲线能有效反映人体脊柱矢状面曲线形态。力学建模得到的椎体与人体椎体结构具有较高的相似性,模型建立更快速且方便修改。本模型在近似椭圆形柱体的基础上,对椎体后部小关节结构进行细化设计,建立的小关节关节面与椎体冠状面和矢状面均呈现一定角度,上下小关节接触面为互相契合的弧形,其构造更贴近人体腰椎小关节结构^[5]。

所建模型的 ROM 检验结果与体外实验结论的趋势基本一致,屈曲时腰椎 ROM 最大,轴向旋转时 ROM 最小。模型后伸和侧屈时 ROM 与体外实验结果相比偏小。

本文结果表明,FL 下 IDP 与载荷呈线性增长趋势;组合力作用下模拟人体前后屈时 IDP 分布于前后侧,右侧屈时分布于左侧,右轴向旋转时集中分布于左前侧。侧屈时, IDP 略大于文献[19]的体内测量结果及文献[10,20]的有限元分析结果。

对于 FJF,由于文献[10,20]有限元预测结果表明,屈曲时 FJF 几乎为 0 N,故只比较后伸、侧屈和

轴向旋转 3 种工况下的 FJF。本文发现,3 种工况下,本模型 FJF 与文献[10,20]总体趋势一致,由于腰椎小关节面偏向矢状面,该结构约束了腰椎轴向旋转范围,故轴向旋转时的 FJF 最大。后伸时,本模型 FJF 大于文献[10]的有限元预测范围,但依然在文献[20]的预测结果范围内;侧屈时,本模型 FJF 小于文献[10]的预测结果范围,但在文献[20]的有限元预测范围内。

本模型在各工况下力学响应趋势与文献[17,19]的体外实验以及文献[10,13,18,20]的有限元模型仿真结果基本一致,不足之处在于侧屈时 ROM 和 FJF 偏小,IDP 偏大,推测原因是本模型小关节结构与实际小关节结构仍存在差异。此外,囊韧带与小关节间接接触问题也可能是影响因素。因此,建立更为准确的小关节与囊韧带结构是下一步改进方向。

利用本文的建模方法可建立多脊柱段或全脊柱段力学模型,对矢状面畸形脊柱进行受力和运动工况分析,分析结果可作为一种评估标准;也可依据 X 线或 CT 扫描图建立个性化的脊柱力学模型,应用于脊柱畸形矫正前医生对患者进行诊断评估、预测病情发展和术后不良症状(如冠状面失平衡),并制定合适的矫形治疗方案;并在矫形不同阶段对脊柱形态进行测量和恢复状态评估。此外,本模型可用于对社区和学校中无症状人群的脊柱形态进行检测分类、力学分析和脊柱疾病预测,结果可为无症状人群脊柱形态研究提供参考。脊柱的力学分析除骨性结构外,还需考虑肌肉和韧带结构的影响。因此,本文所建模型结构仍需进一步完善,后续研究将对无症状人群和脊柱畸形患者胸腰椎段模型的力学响应进行分析。

参考文献:

- [1] WISE CA, SEPICH D, USHIKI A, et al. The cartilage matrixome in adolescent idiopathic scoliosis [J]. *Bone Res*, 2020, 8(1): 1-13.
- [2] 蔡芳芳,孙东明,解京明,等. L1~L5 段腰椎简化模型的建立及其有效性验证[J]. *第二军医大学学报*, 2013, 34(12): 1384-1386.
- [3] NIKKHO M, KHOZ Z, CHENG CH, et al. Development of a novel geometrically-parametric patient-specific finite element model to investigate the effects of the lumbar lordosis angle on fusion surgery [J]. *J Biomech*, 2020, 102:109722.
- [4] YAN RG, XU YL, ZHANG HW, et al. A ToF-based system for recording human sagittal back shape [J]. *Technol Health Care*, 2021, 29(1): 193-198.
- [5] MASHARAWI Y, ROTHSCCHILD B, DAR G, et al. Facet orientation in the thoracolumbar spine: Three-dimensional anatomic and biomechanical analysis. [J]. *Spine*, 2004, 29(16): 1755-1763.
- [6] 刘俭涛,韩华,高正超,等. CT 辅助山羊腰椎解剖测量及与人腰椎的对比研究[J]. *中国骨伤*, 2018, 31(6): 543-549.
- [7] 阮彩莲. 下腰椎上关节突及椎弓峡部相关解剖结构测量[J]. *解剖学报*, 2014, 45(1): 94-97.
- [8] ADAMS MA, HUTTON WC. The effect of posture on the role of the apophysial joints in resisting intervertebral compressive forces [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 1980, 62(3): 358-362.
- [9] TAKIGAWA T, ESPINOZA ORÍAS AA, AN HS, et al. Spinal kinematics and facet load transmission after total disc replacement [J]. *Spine*, 2010, 35(22): E1160-1166.
- [10] XU M, YANG J, LIEBERMAN IH, et al. Lumbar spine finite element model for healthy subjects: Development and validation [J]. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2017, 20(1): 1-15.
- [11] 项婧,都承斐,赵美雅,等. 全腰椎有限元模态分析[J]. *医用生物力学*, 2014, 29(2): 154-160.
- [12] XIANG P, DU CF, ZHAO MY, et al. Modal analysis of human lumbar spine using finite element method [J]. *J Med Biomech*, 2014, 29(2): 154-160.
- [13] 刘慧,沈国权,张喜林,等. 肌肉加载下腰椎间盘突出的有限元研究[J]. *医用生物力学*, 2019, 34(5): 493-499.
- [14] LIU H, SHEN GQ, ZHANG XL, et al. Finite element study of lumbar disc herniation loaded with muscle force [J]. *J Med Biomech*, 2019, 34(5): 493-499.
- [15] MILLS M, SARIGUL-KLIJN N. Validation of an *in vivo* medical image-based young human lumbar spine finite element model [J]. *J Biomech Eng*, 2019, 141(3): 1-12.
- [16] 齐蔚霖,晏怡果. 脊柱跟随载荷在离体生物力学研究中的应用进展[J]. *医用生物力学*, 2019, 34(6): 662-667.
- [17] QI WL, YAN YG. Advances in application of spine follower loads in biomechanical studies *in vitro* [J]. *J Med Biomech*, 2019, 34(6): 662-667.
- [18] YAMAMOTO I, PANJABI MM, CRISCO T, et al. Three-dimensional movements of the whole lumbar spine and lumbosacral joint [J]. *Spine*, 1989, 14(11): 1256-1260.
- [19] HEUER F, SCHMIDT H, KLEZL Z, et al. Stepwise reduction of functional spinal structures increase range of motion and change lordosis angle [J]. *J Biomech*, 2007, 40(2): 271-280.
- [20] BRINCKMANN P, GROOTENBOER H. Change of disc height, radial disc bulge, and intradiscal pressure from discectomy an *in vitro* investigation on human lumbar discs [J]. *Spine*, 1991, 16(6): 641-646.
- [21] AZARI F, ARJMAND N, SHIRAZI-ADL A, et al. A combined passive and active musculoskeletal model study to estimate L4-L5 load sharing [J]. *J Biomech*, 2018, 70: 157-165.
- [22] WILKE H, 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): S111-126.
- [23] DREISCHARF M, ZANDER T, SHIRAZI-ADL A, et al. Comparison of eight published static finite element models of the intact lumbar spine: Predictive power of models improves when combined together [J]. *J Biomech*, 2014, 47(8): 1757-1766.