

文章编号:1004-7220(2023)06-1079-07

·论 著·

坐姿下不同组织压力性损伤生物力学研究

牛 斌, 郑清丽, 赵一凡, 高 翔, 侯 添, 安美文

(太原理工大学, 生物医学工程学院, 太原 030024)

摘要:目的 探讨坐姿下臀部压力性损伤易发部位以及不同软组织的生物力学响应,为有效预防深层组织压力性损伤提供参考。方法 基于臀部 CT 扫描数据,建立坐位臀部有限元模型,包括骨骼、肌肉、脂肪和皮肤组织及坐垫模型,利用生死单元模拟组织损伤。对比实验坐垫界面压力测量数据与有限元模拟结果,验证模型有效性。模拟坐位力学状态,研究软组织的应力、应变情况,分析不同软组织中的压应力及超出极限值后可能造成的损伤情况。结果 通过对比坐垫模型仿真结果与实验界面压力测量结果,证明模型有效。坐位时坐骨结节下方软组织区域出现应力集中现象。其中,臀大肌组织中的横向压应力峰值约为 38 kPa,剪切应力峰值约为 3.4 MPa;而脂肪组织中的最大压应力与剪切应力峰值分别为 22 kPa 与 4.5 MPa,均未出现在坐骨结节正下方。结论 软组织受到一定时间和大小的压力载荷作用,可能出现深层组织损伤。当保持坐姿一定时间后,应及时变换体位,以降低压力性损伤出现的概率。研究结果为预防压力性损伤提供生物力学依据,具有重要的临床研究价值。

关键词: 压力性损伤; 深层组织损伤; 压应力; 坐姿; 有限元分析

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2023.06.004

Biomechanical Study on Pressure Injury of Different Tissues in Sitting Position

NIU Bin, ZHENG Qingli, ZHAO Yifan, GAO Xiang, HOU Tian, AN Meiwen

(College of Biomedical Engineering, Taiyuan University of Technology, Taiyuan 030024, China)

Abstract: Objective To explore the prone site of pressure injuries in buttock in sitting position and the biomechanical response of different soft tissues, so as to provide references for effective prevention of deep tissue pressure injury. **Methods** Based on CT scan data of the buttock, the finite element model of the buttock in sitting position was established, including the bone, muscle, fat, skin tissues and cushion model. Tissue injury was simulated using life-death elements. The pressure measurement data of the experimental cushion interface were compared with the finite element simulation results to verify validity of the model. The mechanical state of the sitting position was simulated, the stress and strain of soft tissues were studied, and the compressive stress in different soft tissues and the possible damage after exceeding the limit values were analyzed. **Results** By comparing the simulation results of the cushion model with the experimental interface pressure measurement results, the model was proved to be effective. Stress concentration occurred in soft tissues below the ischial tuberosity in sitting position. The peak transverse compressive stress and peak shear stress in gluteus maximus were 38 kPa and 3.4 MPa, respectively. The maximum compressive stress and peak shear stress in adipose tissues were 22 kPa and 4.5 MPa, respectively, which did not appear directly below the ischial tuberosity. **Conclusions** Deep tissue injury may occur when soft tissues are subjected to a certain magnitude of pressure load within a certain time period. When the sitting position is maintained for a certain period of time, the position

收稿日期:2023-04-04; 修回日期:2023-04-26

基金项目:国家自然科学基金项目(12272251, 12102285), 山西省青年科学研究项目(20210302124524)

通信作者:安美文,教授,博士生导师,E-mail:meiwen_an@163.com

should be changed in time to reduce the probability of pressure injury. This study provides biomechanical references for the prevention of pressure injury, and has important clinical research values.

Key words: pressure injury; deep tissue injury; compressive stress; sitting position; finite element analysis

压力性损伤,通常称为压疮,是一种皮肤和/或皮下组织的局限性损伤,通常发生在骨隆突处的软组织中,如肩胛骨、骶尾骨和跟骨等位置^[1-2]。压疮的发病原因十分复杂,其发病率与年龄呈正相关,70%压疮发生在 70 岁以上的老年人群^[3]。老年人的软组织性能因年龄增大而出现退化,并且大多数行动不便的老人借助轮椅行动,平均每日在轮椅上的时间长达 12 h,这进一步加剧了老人发生压疮的概率^[4]。因此,避免老年人发生压疮是当前临床及研究关注的重点。

目前对压疮的生物力学研究大多集中于坐位或仰卧位下人体的应力、应变分布和支撑垫的变形。Linder-Ganz 等^[5]建立坐位臀部冠状面切片模型,描述负重时坐骨结节向坐面下垂的特征,并对不同受试者的有限元模型进行分析;结果表明,最大应力、应变均出现在臀部肌肉组织中。Macron 等^[6]建立了简化的三维臀部模型,研究内部软组织在受压时的力学响应;结果表明,应力是引发深层组织损伤的关键原因。部分研究使用简化的切片或三维模型,没有对不同软组织进行区分。软组织性质不同将影响其生物力学响应,不同软组织对力学载荷的承载能力不同,损伤阈值也存在差异。分离不同软组织并赋予相应的力学性质,将有助于模拟真实人体组织的生物力学状态。本文建立人体臀部在坐位状态的三维有限元模型,模型区分了肌肉、脂肪和皮肤组织,分析臀部内部不同软组织的应力、应变情况,并研究软组织承受应力超过极限值后可能出现的损伤情况。

1 材料与方法

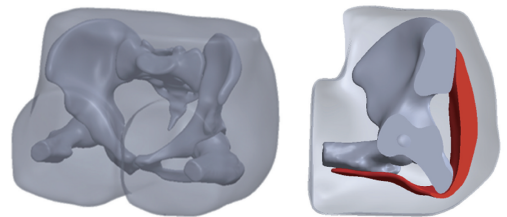
1.1 模型建立

1.1.1 三维模型构建 从医学影像数据库中,选取 1 名身体健康、骨骼形态正常,且软组织无损伤的成年男性,获取其 DICOM 格式的计算机断层(computed tomography,CT)扫描图像。将 DICOM 文件导入 Mimics 19.0 软件,首先分离臀部及大腿根部的骨骼,将提取修整后得到的骨骼三维模型保存

为 STL 格式文件,并导入 Geomagic Studio 软件中对模型进行局部修复、修补孔洞、移除尖锐及光滑表面等优化处理^[7]。

其次,通过阈值分割方式从 CT 扫描图像中分离臀部不同软组织,包括皮肤、脂肪和肌肉组织。由于坐位时人体内部高度弯曲的骨性特征在自身重力作用下对包裹骨骼的软组织施加压缩^[8],而且坐位下可能出现的深层组织损伤大多起源于骨-肌接触或邻近处的肌肉组织,故肌肉组织分割提取是重点。臀部有众多肌肉组织,其中臀大肌为臀部最大的肌肉,并且在坐位状态下包裹坐骨结节,更容易受到力学载荷损伤。根据 Al-Dirini 等^[9]建立并验证的坐姿人体臀部有限元模型,同时参考人体解剖结构,选择臀大肌进行分割。分割臀部皮肤时,皮肤厚度统一设置为 1.5 mm。将 DICOM 文件导入 Mimics 软件,对分割完成的肌肉及皮肤模型进行修复,并对表面进行光滑处理^[7]。

将优化处理后的骶骨、左/右侧髌骨、左/右侧股骨节段、左/右侧臀大肌和皮肤模型导入 SolidWorks 2019 软件,参考人体坐位髌关节屈曲状态,对股骨头围绕髌臼进行旋转平移操作,完成坐位臀部骨骼模型装配,臀大肌模型按照骨肌位置与连接关系进行拉伸弯曲。在皮肤模型内部进行填充操作及布尔运算,去除骨骼与肌肉模型部分后得到的模型假定为脂肪组织,且能有效保证各个模型之间良好的配合关系(见图 1)。



(a) 臀部骨骼及皮肤模型 (b) 臀部骨骼、臀大肌及皮肤剖面
图 1 坐位臀部三维模型

Fig. 1 Three-dimensional model of the buttock in sitting position (a) Bone and skin models of the buttock, (b) Section view of bone, gluteus maximus and skin of the buttock

将完整三维臀部模型导入 HyperMesh 14.0 软件中,对各个模型部件依次划分面网格与体网格。臀部骨骼及软组织模型均包含不规则几何特征,形状复杂,故模型均采用四面体网格,以此保证模型在计算结果中的有效性。臀部有限元模型参数见表 1。坐垫模型使用常见的工作椅尺寸,设定为 360 mm×360 mm×10 mm。坐垫的网格单元尺寸统一为 5 mm。将划分好网格的臀部及坐垫模型导入有限元软件 ABAQUS。

表 1 臀部有限元模型参数

Tab. 1 Finite element model parameters of the buttock

材料	单元数/个	节点数/个	最小单元尺寸/mm
骶骨	17 541	4 582	2.0
髌骨(左)	23 480	2 446	2.0
髌骨(右)	23 678	2 453	2.0
股骨节段(左)	10 242	5 983	2.0
股骨节段(右)	10 287	6 018	2.0
臀大肌(左)	37 384	8 924	2.0
臀大肌(右)	37 565	8 963	2.0
脂肪组织	533 848	108 034	1.0
皮肤组织	107 662	36 060	1.0

1.1.2 材料属性设置 为了能够真实模拟人体组织生物力学性质,需要不同组织材料属性的参数设置尽可能贴近在体环境^[10]。本文将全部骨骼简化为皮质骨,并设定为刚体;设置皮肤模型为线弹性材料,脂肪模型为超弹性各向同性材料;肌肉组织视为正交各向异性^[11];臀大肌为超弹性各向异性材料,原因是考虑到肌肉组织的性质与肌纤维方向有关,沿肌纤维方向可以承受较大的拉伸载荷,垂直于肌纤维方向只能承受有限的横向压应力,而坐位时骨骼对软组织的压力符合横向压应力的特征。肌肉和脂肪模型设置生死单元,用于模拟压应力超过极限值后可能造成组织损伤情况。根据文献[12]中的研究,在不考虑载荷施加时间的前提下,设定臀大肌所能承受的横向压应力极限值为 15 kPa,脂肪组织所能承受的压应力极限值为 20 kPa。各组织的参数设置见表 2。坐垫模型的材料属性参数与工作椅保持一致,工作椅为无海绵的硬板。

1.1.3 边界条件设置 坐位臀部模型的边界条件主要包括两部分:①臀部内部组织的接触与连接关系,其中肌肉与脂肪、脂肪与皮肤之间均设置表面与表面接触,在接触关系中考虑摩擦力与剪切力

表 2 臀部模型各组织的材料属性

Tab. 2 Material properties of the buttock model

结构	材料模型	参数	$\rho/$ ($\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$)
骨骼	刚体	—	2 000
肌肉 ^[13]	Holzappel 超弹性	$C_{10}=0.6\text{ kPa}, k_1=0.4\text{ kPa},$ $k_2=35, \kappa=0.28$	1 600
脂肪 ^[9]	Ogden 超弹性	$\mu_1=1\ 166.7\text{ Pa}, \alpha_1=16.2$	1 000
皮肤 ^[14]	弹性	$E=0.15\text{ MPa}, \nu=0.46$	1 100

的影响,参考人体解剖结构,臀大肌始端与髌骨和骶骨分别设置节点连接,臀大肌末端与股骨节段同样设置节点绑定连接^[9];②当臀部模型与坐垫模型之间存在接触时,定义摩擦滑动,摩擦因数设置为 0.4^[6]。

1.1.4 坐位力学加载设置 坐位状态下,人体上半身体重主要通过左/右侧髌骨传递力至两侧的坐骨结节,进而传递至坐骨结节下方的软组织,最终在臀部与坐垫接触界面的压力中体现。本文假设坐骨结节平均受力为体重的 60%,并平均分配到两侧坐骨结节上,以此计算坐骨结节的承载力^[15],即体质量为 80 kg 的男性,其骨盆支撑的负荷约为 480 N (单侧坐骨结节承受 240 N)。

1.2 模型验证

对人体坐位时臀部与坐垫的接触压力进行实验测量,选择 1 名符合实验要求的受试者,健康男性,年龄 25 岁,身高 180 cm,体质量 80 kg,实验前受试者已填写知情同意书。界面压力分布测量实验使用 TACTILUS 压力分布测量系统(见图 2)。该系统置于办公椅上,在感知到受试者臀部压力后,通过改变其内部传感器电阻阻值能获得界面压力的分布情况、压力大小和位置以及压力与时间关系曲线,可实现界面压力的实时采集,并完成界面压力分布图像测绘。验证的有限元模型通过对臀部和坐垫模型



(a) 压力测试坐位图 (b) 压力分布测量系统
图 2 坐位接触压力测试

Fig. 2 Contact pressure test in sitting position

(a) Pressure test on sitting position,

(b) Pressure distribution measurement system

施加边界条件及载荷设置,进行仿真计算,最终将模拟结果中坐垫模型的表面压力分布及压力峰值与实验测量结果进行对比,验证模型的有效性。

2 结果

本文进行了三维臀部模型的有效性验证和坐位下臀部易发压疮部位的有限元仿真分析。对臀部软组织的计算结果可以体现坐位下压力对不同软组织的影响,并分析其应力、应变结果。

2.1 模型验证结果

对受试者进行坐姿接触界面压力分布测量,压

力传感器测得接触界面的最大压力为 130 kPa,其接触界面压力分布如图 3(a)所示。而对臀部与坐垫接触的仿真计算结果显示,坐垫上的最大等效应力为 130 kPa,最大压力为 150 kPa[见图 3(b)]。通过对比模拟最大压力与实验界面压力数值及分布,可以发现模拟的最大压力数值偏高[见图 3(c)],但两者接触压力分布趋势基本相同,最大压力都出现在坐骨结节下方区域。由于有限元法是理想化的研究方法,能够得出接近人体真实状态的结果,故本文所建立的三维臀部有限元模型有效,可用于坐位易发压疮部位的仿真研究。

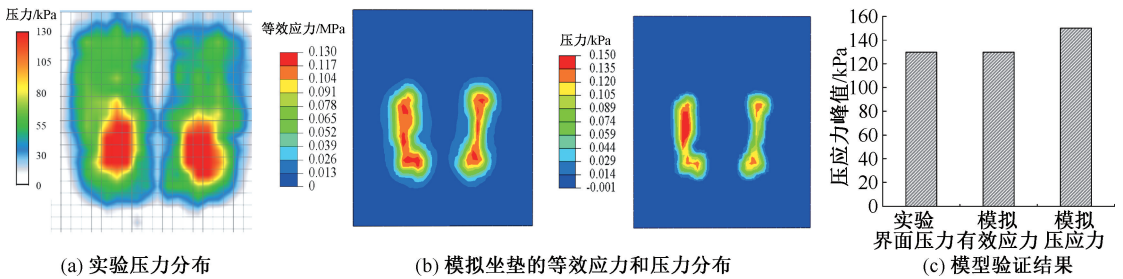


图3 实验测量与有限元分析结果

Fig. 3 Experimental measurement and finite element analysis results (a) Experimental pressure distributions, (b) Equivalent stress and pressure distributions of simulated cushion, (c) Validation results of the model

2.2 在坐位状态下的计算仿真结果

2.2.1 软组织对压应力的生物力学响应 骨盆结构主要承担上半身的体重,故坐骨结节下方的软组织会承载由髌骨传递的垂直向下的力学载荷,两侧髌骨对下方软组织的压缩基本接近。图 4(a)所示

区域为右侧髌骨及部分脂肪和臀大肌组织的压应力情况,通过放大坐骨结节下方应力集中区域,可以观察到应力集中出现在臀大肌中,且臀大肌的最大压应力可达到 38 kPa[见图 4(b)],明显大于脂肪组织中的压应力(约为 22 kPa)。皮肤的压应力峰值为

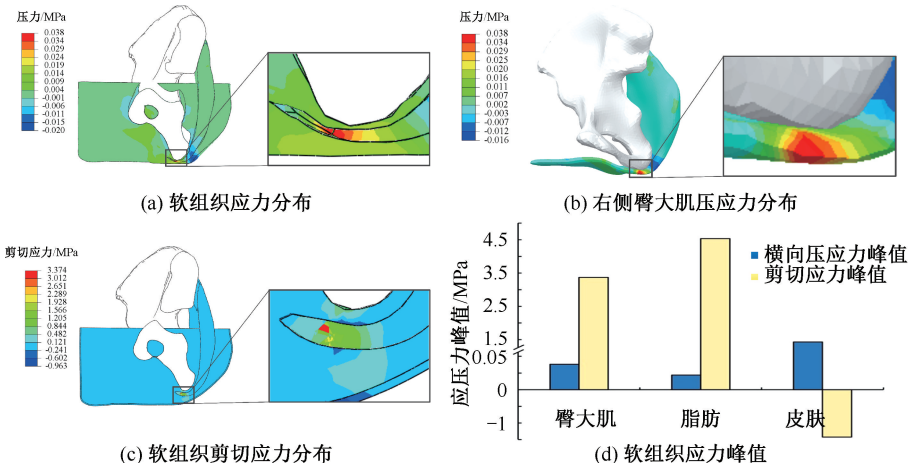


图4 软组织生物力学响应

Fig. 4 Biomechanical response of soft tissues (a) Stress distributions of soft tissues, (b) Compressive stress distributions of the right gluteus maximus muscle, (c) Shear stress distributions of soft tissues, (d) Peak stress of soft tissues

1.43 MPa。图 4(c)显示了坐骨结节下方软组织的剪切应力分布,可以发现组织交界处和不同软组织内部均有不同程度的剪切应力,臀大肌的剪切应力明显大于其他软组织,剪切应力峰值也出现在坐骨结节下方的臀大肌中。图 4(d)所示为臀部软组织的横向压应力峰值与剪切应力峰值。结果显示,臀大肌应力峰值均出现在坐骨结节下方,脂肪组织的应力峰值更多出现在脂肪-皮肤交界处,而皮肤组织的应力峰值更多出现在髌骨正下方的皮肤周围。

2.2.2 软组织压应力极限损伤情况 压力性损伤的形成需要一定程度力学载荷持续作用一段时间,才能在软组织中观察到微观层面的损伤。当力学载荷继续作用,损伤会逐步发展,造成软组织损伤,并扩散到其他软组织中。本文进行准静态的坐位状态模拟,故只考虑软组织所能承受的力学载荷极限。结果发现,皮肤组织的横向压应力峰值远大于肌肉与脂肪组织中的压应力[见图 4(d)],但皮肤力学性质决定了其能承受较高的压缩载荷,皮肤更容易受到剪切载荷的影响。

图 5 显示了有限元模拟肌肉和脂肪组织损伤的生死单元失效情况。通过使用模型设定的生死单元,可以观察到臀大肌模型上灰色部分为失效区域,即臀大肌的损伤可能出现在该区域[见图 5(a)]。结合人体解剖结构与三维模型,发现该区域处于坐骨结节正下方。将失效的脂肪模型进行移除操作,显示脂肪组织的损伤出现在臀大肌周围且处于坐骨结节附近[见图 5(b)]。

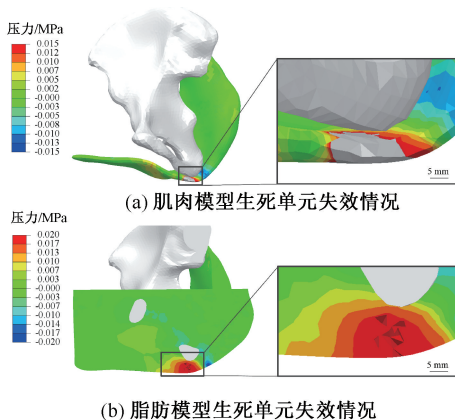


图 5 软组织损伤有限元模拟

Fig. 5 Finite element simulation of soft tissue injury (a) Failure of element life and death for the muscle model, (b) Failure of element life and death for the fat model

3 讨论

压力性损伤是由组织变形起始,逐渐出现细胞损伤或死亡,组织发炎水肿,血液循环受阻,组织因缺血而溃烂坏死的临床常见疾病,形成过程受到力学作用(压力、摩擦力和剪切力等)、界面微环境、组织性能等多重因素的共同影响^[8]。压疮给社会及患者带来沉重经济负担,已成为全球性亟待解决的医疗健康问题^[16]。研究表明,预防压力性损伤的关键是减少局部组织暴露在高应力或高压下的时间^[17]。

界面压力测量是研究压力性损伤常用的实验方法。为确保实验结果有效可靠,需要多位受试者参与,获得一定数量的实验样本,但也导致实验的经济与时间成本大幅增加。界面压力测量能获取接触压力数据,却无法评估内部软组织的力学响应,需要借助有限元模型分析内部组织应力、应变情况^[18]。但是实验测量与有限元计算结果可能存在差异,主要由以下几个方面造成:①模型的材料属性、边界条件与力学加载与人体生物力学状态和坐垫属性存在差距;②软组织模型几何形状在仿真过程中的变形与人体软组织实际坐位下的变形存在差异;③实验使用的压力测量系统可能存在误差,特别是传感器及电子系统的精度受限;④实验过程中受试者的衣着可能会对实验结果产生影响。

本文所建三维有限元模型中,骨骼因与其余软组织力学性质差异较大,将骨骼简化为皮质骨可减少三维建模的工作量;臀部及大腿共有 28 块肌肉组织,研究表明,臀大肌承担最高的力学负荷^[9],只选择臀大肌建模既能保证研究的准确性与可靠性,又能缩短模型计算时间;对不同软组织赋予贴近其在体环境的材料属性,仿真呈现的软组织应力、应变特征及可能的损伤情况更为真实合理。

本文通过有限元仿真对坐位下易发压疮及深层组织损伤部位进行研究,分析坐骨结节下方不同软组织的应力、应变情况。仿真结果表明,坐位时坐骨结节下方不同软组织所受压力不同,坐骨结节下方区域出现应力集中现象,同一软组织中的压力分布也有所不同,横向压应力峰值出现在坐骨结节下方的臀大肌,最大压应力可达 38 kPa,该结果与 Linder-Ganz 等^[19]测量正常健康人坐骨结节下方肌

肉组织的压应力峰值范围为(32±9) kPa 相符合。本文发现,坐骨结节与软组织接触面积较小,更容易出现应力集中,并导致臀大肌压应力较大,发生深层组织损伤的可能性增大。在坐骨结节下方,剪切应力峰值位于臀大肌内部,达到3.4 MPa,远大于横向压应力峰值,可能造成肌纤维撕裂,与横向压应力结合更易导致臀大肌损伤。而由于臀大肌的失效区域,健康部位将分担相应压力,进一步加剧组织损伤,使损伤向周围软组织扩散,最终形成深层组织损伤。

当人体保持坐位一段时间后,会明显出现疲惫、酸痛等感觉,这有可能是出现损伤的前兆。研究表明,深层组织损伤起始于骨-软组织交界处^[8],但造成损伤的阈值与时间的关系仍有待研究。皮下组织出血是由于力学载荷超过毛细血管堵塞或破裂的压力阈值并持续作用一定时间后形成,而深层组织损伤更多是针对肌肉或脂肪组织的损伤。肌肉组织损伤是由于肌细胞变形导致损伤或死亡,以及肌纤维撕裂和破坏;脂肪组织由于其近似不可压缩性,损伤阈值将高于肌肉组织^[20]。本文结果表明,脂肪组织的压力相较于臀大肌分布较为分散,峰值压应力仅为22 kPa,出现损伤的区域较小。

本文基于健康人体模型,对软组织生物力学响应与损伤进行仿真计算。结果表明,所建模型可以用于压力性损伤的研究,并能为预防压力性损伤提供生物力学依据和理论基础,具有重要的临床应用价值。对比现有研究,Sonenblum 等^[21]通过磁共振成像(magnetic resonance imaging, MRI)对坐位臀部的解剖结构与变形特征进行全面分析,并证明使用多平面研究的必要性;该研究发现,坐骨结节下方的臀大肌、脂肪和结缔组织都可能受到压力性损伤。Luboz 等^[22]通过建立个性化三维臀部有限元模型,研究臀部压疮的预防,评估不同坐姿下内部软组织受力随时间的变化,证明使用压疮风险评估装置的可行性。在未来的研究中,可以聚焦老年人群,根据老年人组织性能退化与软组织几何形状变化,调整模型与材料属性,分析老年人发生压力性损伤的情况。本文只模拟了软组织超过所设定的压应力极限值后的损伤情况,今后可以赋予软组织黏弹性,研究载荷施加时间对组织损伤的影响,从而更加真实模拟压力性损伤的发生过程。

4 结论

本文对坐位下臀部软组织对压力载荷的生物力学响应及可能出现的损伤情况开展模拟研究。结果表明,坐骨结节下方出现的应力集中现象主要表现在臀大肌组织中,并且深层组织损伤可能最先出现在臀大肌组织,继而向其他软组织扩散。本文建议,当持续坐位状态一定时间后,应该及时变换体位,缓解局部压力,尽可能避免压力性损伤发生。

参考文献:

- [1] European Pressure Ulcer Advisory Panel, National Pressure Injury Advisory Panel, Pan Pacific Pressure Injury Alliance. Prevention and treatment of pressure ulcers/injuries: Quick reference guide 2019 [EB/OL]. <http://www.internationalguideline.com/guideline>.
- [2] KOTTNER J, CUDDIGAN J, CARVILLE K, *et al.* Prevention and treatment of pressure ulcers/injuries: The protocol for the second update of The international Clinical Practice Guideline 2019 [J]. *J Tissue Viability*, 2019, 28 (2): 51-58.
- [3] 张肖杰. 老年长期卧床患者压疮发生的相关因素及护理 [J]. *中国老年保健医学*, 2019, 17(3): 123-125.
- [4] SONENBLUM SE, SPRIGLE S, LOPEZ RA. Manual wheelchair use: Bouts of mobility in everyday life [J]. *Rehabil Res Pract*, 2012, 2012: 753165.
- [5] LINDER-GANZ E, SHABSHIN N, ITZCHAK Y, *et al.* Assessment of mechanical conditions in sub-dermal tissues during sitting: A combined experimental-MRI and finite element approach [J]. *J Biomech*, 2007, 40(7): 1443-1454.
- [6] MACRON A, PILLET H, DORIDAM J, *et al.* Is a simplified finite element model of the gluteus region able to capture the mechanical response of the internal soft tissues under compression? [J]. *Clin Biomech*, 2020, 71: 92-100.
- [7] LI J, LU Y, MILLER SC, *et al.* Development of a finite element musculoskeletal model with the ability to predict contractions of three-dimensional muscles [J]. *J Biomech*, 2019, 94: 230-234.
- [8] GEFEN A, BRIENZA DM, CUDDIGAN J, *et al.* Our contemporary understanding of the aetiology of pressure ulcers/pressure injuries [J]. *Int Wound J*, 2022, 19(3): 692-704.
- [9] AL-DIRINI RMA, REED MP, HU J, *et al.* Development and validation of a high anatomical fidelity FE model for the buttock and thigh of a seated individual [J]. *Ann Biomed*

- Eng, 2016, 44(9): 2805-2816.
- [10] 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.
- [11] 石跃祥, 胡维. 基于有限元方法的正交各向异性形变体仿真设计[J]. 计算机应用与软件, 2019, 36(11): 63-69.
- [12] SAVONNET L, WANG X, DUPREY S. Finite element models of the thigh-buttock complex for assessing static sitting discomfort and pressure sore risk: A literature review [J]. Comput Methods Biomech Biomed Engin, 2018, 21(4): 379-388.
- [13] 李洋, 桑建兵, 敖日汗, 等. 基于仿真和智能算法骨骼肌超弹性本构参数的反演方法研究[J]. 力学学报, 2021, 53(5): 1449-1456.
- [14] HENDRIKS FM, BROKKEN D, VAN EEMEREN J, *et al.* A numerical-experimental method to characterize the non-linear mechanical behaviour of human skin [J]. Skin Res Technol, 2003, 9(3): 274-283.
- [15] BOYLE CJ, CARPANEN D, PANDELANI T, *et al.* Lateral pressure equalisation as a principle for designing support surfaces to prevent deep tissue pressure ulcers [J]. PLoS One, 2020, 15(1): e0227064.
- [16] 季乐萍, 姚怡君, 张依, 等. 压疮预防与治疗的研究进展[J]. 医药卫生, 2022(9): 303-306.
- [17] 辜斐, 杨华, 张妍. 压疮的预防与康复研究进展[J]. 世界最新医学信息文摘, 2021, 21(11): 27-28.
- [18] 牛文鑫. 康复工程生物力学 2021 年研究进展[J]. 医用生物力学, 2022, 37(5): 789-797.
NIU WX. Research advances in biomechanics of rehabilitation engineering in 2021 [J]. J Med Biomech, 2022, 37(5): 789-797.
- [19] LINDER-GANZ E, GEFEN A. Stress analyses coupled with damage laws to determine biomechanical risk factors for deep tissue injury during sitting [J]. J Biomech Eng, 2009, 131(1): 011003.
- [20] BLACK JM, BERKE CT. Deep tissue pressure injuries: identification, treatment, and outcomes among critical care patients [J]. Crit Care Nurs Clin, 2020, 32(4): 563-572.
- [21] SONENBLUM SE, SPRIGLE SH, CATHCART JMK, *et al.* 3D anatomy and deformation of the seated buttocks [J]. J Tissue Viability, 2015, 24(2): 51-61.
- [22] LUBOZ V, BAILET M, GRIVOT CB, *et al.* Personalized modeling for real-time pressure ulcer prevention in sitting posture [J]. J Tissue Viability, 2018, 27(1): 54-58.