

文章编号:1004-7220(2012)06-0027-05

有限元分析中软组织力学参数的设定及验证

孙培栋¹, 陈春^{1,3}, 吴长福¹, 赵卫东¹, 张明², 欧阳钧¹

(1. 南方医科大学人体解剖学教研室, 广东省医学生物力学重点实验室, 广州 510515;

2. 香港理工大学医疗科技及资讯学系, 香港; 3. 温州市中西医结合医院 骨科, 温州 325000)

摘要: 目的 提供软组织超弹性材料参数并探讨优化方法,为有限元分析(finite element analysis, FEA)冲击研究中软组织显式求解的准确模拟提供参考。方法 测定6具足底软组织标本抗压性能,以实验数据计算FEA材料参数,利用泊松比对材料参数进行优化。设置与体外实验相同工况的FEA模型进行模拟。利用实验及文献报道数据对模拟结果进行验证。结果 软组织体外实验中力-位移曲线呈指数增长。FEA模拟与实验结果相比,压缩率 $\leq 45\%$ 时,结果相一致;在压缩率 $>45\%$ 时,材料泊松比愈接近0.5,FEA模拟的准确性越高。泊松比为0.497时,FEA模拟与体外实验结果有较强线性相关关系($R^2=0.9923$)。结论 本研究中材料参数模拟效果良好。在较低压缩率下,计算结果与体外实验的结果相一致;在较高压缩率下,提高材料泊松比可增加FEA模拟准确性。

关键词: 软组织; 超弹性; 材料参数; 抗压性能; 有限元分析

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

Assignment and verification on mechanical parameters of soft tissue in finite element analysis

SUN Pei-dong¹, CHEN Chun^{1,3}, WU Chang-fu¹, ZHAO Wei-dong¹, ZHANG Ming², OUYANG Jun¹ (1. Department of Anatomy, Southern Medical University, Guangdong Provincial Medical Biomechanical Key Laboratory, Guangzhou 510515, China; 2. Department of Health Technology and Informatics, the Hong Kong Polytechnic University, Hong Kong, China; 3. Department of Orthopaedics, Wenzhou Hospital of Integrated Traditional and Western Medicine, Wenzhou 325000, China)

Abstract: Objective To obtain an optimized method of providing hyperelastic parameters of soft tissue, and to promote the simulation accuracy in explicit solution of finite element analysis (FEA) on soft tissue impact test.

Methods Compressive properties of soft tissue from six fresh planta were measured. The experimental data were used to calculate the FEA material properties, which were then optimized by Poisson's ratio. With the same loading and boundary conditions as the experiment, the FEA model was conducted for simulation. The simulation results were verified by both the experimental data and literature data. **Results** The force-displacement curve of soft tissue presented an exponential growth trend in the *in vitro* biomechanical experiment. When the compression ratio was under 45%, the FEA simulation result was consistent with the experimental data. When the compression ratio was above 45%, the closer the Poisson's ratio up to 0.5, the higher the accuracy of FEA simulation result. However, there was a strong linear correlation between the FEA simulation results and experimental data ($R^2=0.9923$) when the Poisson's ratio was 0.497. **Conclusions** The simulation result of material parameters in FEA model is preferable in this study. With a lower compression ratio, the simulation results from FEA model are in consistency with the experimental data. Increasing the Poisson's ratio can promote the simulation accuracy of the FEA model when the compression ratio is high.

Key words: Soft tissue; Hyperelasticity; Material parameters; Compressive properties; Finite element analysis

收稿日期:2011-05-28; 修回日期:2011-07-22

基金项目:广东省科技攻关项目(2006A36001003)。

通讯作者:欧阳钧,教授,博士研究生导师,E-mail:jouyang@126.com。

有限元分析(finite element analysis, FEA)在生物力学研究中的应用越来越广泛,用于模拟冲击、碰撞等较短时间内动态过程的显式求解方法也越来越受到重视。目前此种求解方法主要应用于膝关节的瞬时冲击^[14]、交通工具对人体不同部位的撞击^[5-6]、跌倒瞬间股骨近端^[6-8]和骨盆等所受冲击以及运动中足部结构所受冲击^[9]等方面,对理解动态过程中各部位的受力状态及致伤机制有重要作用^[10]。

对于模拟生物体在冲击状态下的受力情况研究,目前较多关注于相关骨与关节的力学分布状态^[11],而对于其周围起重要力传递作用的皮肤及皮下组织的 FEA 模拟精确性关注较少。软组织抗压机械性能模拟的准确性将直接影响整体模型 FEA 结果的准确性。因此,有必要对皮肤及皮下组织的 FEA 相关参数进行有效设定,并对其 FEA 模拟准确性进行验证。

本研究以常用的 FEA 软件 Abaqus 为工作平台,以足跟部皮肤-皮下组织复合体作为实验对象,对其抗压机械性能进行测定,并根据实验数据对软组织的 FEA 相关参数进行设定,最后结合实验数据对 FEA 模拟结果进行验证,为相关研究提供有效的软组织 FEA 参数计算方法;并介绍如何优化参数以提高计算准确度,为相关人体冲击的 FEA 研究提供参考。

1 材料与方法

1.1 足跟软组织机械性能测定

1.1.1 标本选取及制备 选取 6 具新鲜人体足部标本(由南方医科大学人体解剖学教研室提供),经肉眼观察及物理检查排除足跟部皮肤及软组织的畸形及硬化等病变。切取足跟中心部位 20 mm × 20 mm,厚度为 15 mm 的标准试件,双层塑料袋密封并置于 -20 °C 低温冰箱中保存备用。实验前将标本放置于室温下进行自然解冻,实验过程中以生理盐水湿润软组织以避免表面干燥影响抗压性能测定。

1.1.2 抗压机械性能测定 采用 ElectroForce[®] 3510 材料试验机(Bose Corporation-ElectroForce System Group, 美国)对软组织标准试件进行抗压机械性能测定(见图 1)。将软组织试件置于钢化玻璃上

并将其中心与加载头中心部位相对应。以 1 mm/s 恒定加载速度对试件进行垂直加载,并在压缩率超过 60% 时停止加载。设定计算机程序对材料试验机加载头的力-加载位移数据进行频率为 50 Hz 的采集,实验结束后输出相关数据以备后续 FEA 参数的设定以及验证。

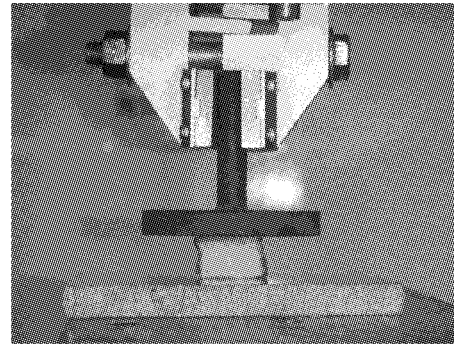


图1 足跟软组织抗压性能测定

Fig.1 Measurement of compressive properties for the heel soft tissue

1.2 软组织 FEA 相关参数的评估

1.2.1 FEA 参数计算及设定 以 Abaqus 6.9 为工作平台,根据现有报道将软组织定义为超弹性材料。根据 Abaqus 软件的定义,将所测得的软组织材料性质原始数据分别转化为名义应力(nominal stress)和名义应变(nominal strain)。在软件的材料属性定义中,在多项式(polynomial)条件下以单轴测试数据(uniaxial test data)形式进行定义,利用软件中的 Evaluate 功能对超弹性材料属性进行评估,并计算出各材料参数数值。材料参数的意义及计算方法可参照文献[9]。

1.2.2 FEA 参数分级 确定材料参数之后,将材料属性中的泊松比分别定义为 0.475, 0.495, 0.497。由下式可确定软组织超弹性材料属性中可压缩材料参数:

$$D_1 = \frac{3(1-2\nu)}{2(1+\nu)(C_{10} + C_{01})} \quad (1)$$

式中: D_1 为决定材料可压缩性质参数, ν 为材料泊松比, C_{10} 和 C_{01} 为表征材料变形的超弹性材料参数,由软件中 Evaluate 功能计算或参照相关计算方法^[9]。

1.2.3 利用分级参数进行 FEA 运算 利用 Abaqus 软件建立与软组织机械抗压性能测量相一致的

FEA 模型(见图 2),其中软组织 FEA 模型尺寸与实验标本一致,试验机载物台及加载头分别用实体和刚体进行模拟,分别以固支和位移边界条件进行约束,设置动态分析时间为 0.01 s,同时模型中各接触面之间定义为无摩擦接触属性。将 Cheung 等^[9]报道的足跟软组织超弹性材料属性参数与本研究中的材料参数进行分级后,对 FEA 模型进行分别定义并计算。设置输出结果为加载刚体的力及位移。模型各部分有限元材料属性参数见表 1。

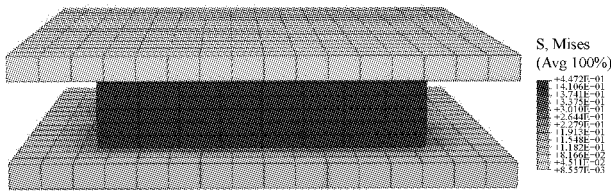


图 2 软组织 FEA 模型的应力分布
 Fig.2 Stress distribution of FEA model for soft tissue

表 1 模型各部分有限元材料属性
 Tab.1 Material properties of each part of FEA model

模型	弹性模量/ GPa	密度/ (g · cm ⁻³)	节点数	单元数	单元类型
加载头	刚性体	7.9	-	-	-
软组织	超弹性	1.1	2 061	384	二阶六面体杂交单元(C3D20H)
载物台	200	7.9	1 955	256	二阶六面体单元(C3D20)

1.3 统计学分析

利用体外生物力学测量所获得足跟软组织抗压性能数据,绘制其力-位移曲线。利用 SPSS 13.0 统计学软件包进行曲线拟合,计算各组数据点的预测值 95% 可信区间作为验证 FEA 模拟数据与实验数据是否一致的判断标准。采用相关性分析对体外生物力学测量数据与 FEA 计算数据进行统计学分析,以 $P < 0.05$ 为差异具有显著性。

2 结果

2.1 软组织抗压机械性能测定

对软组织进行单纯抗压性能测试,输出力-加载位移数据并进行绝对值化,拟合曲线如图 3 所示。力-加载位移增加呈指数增长关系,曲线方程为: $y = 0.1682e^{0.8789x}$ ($R^2 = 0.9949$)。

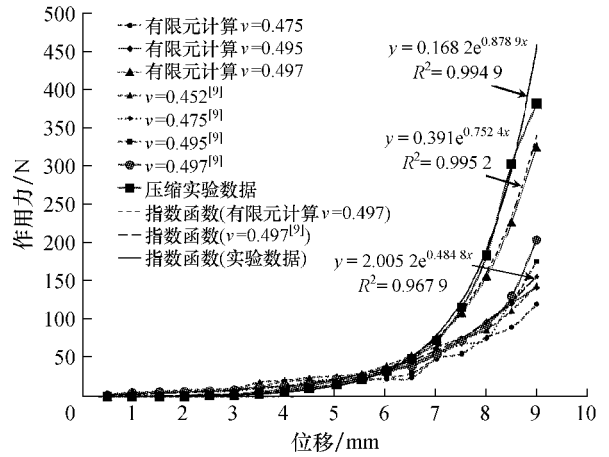


图 3 体外实验与 FEA 模拟所获取压缩载荷下作用力-位移曲线
 Fig.3 Force-displacement curve under compression loading obtained from experimental data and FEA simulation

2.2 软组织 FEA 参数

利用软件中的 Evaluate 功能计算超弹性材料属性参数,对体外实验中所获取的数据进行参数化。根据式(1)计算材料可压缩性相关参数 D_1 。同时对 Cheung 等^[9]报道的软组织超弹性材料属性参数根据不同可压缩性进行 FEA 模拟计算,以作为研究对比,如表 2 所示。

2.3 软组织 FEA 测量及验证

利用 FEA 方法获取的作用力-加载位移曲线(见图 3),均显示与体外实验相类似的趋势(作用力随加载位移增加呈指数增加)。FEA 获得作用力数据在压缩率到达 45% 之前与体外实验所获取数据相吻合,材料泊松比 ν 对其影响不大。 ν 设置为 0.497 时,本研究中材料参数进行 FEA 模拟所获取的输出数值均位于实验数据的 95% 可信区间内(见图 4),可认为此种软组织材料属性与真实实验状态下相一致。比较加载位移最大值时所对应的作用力数据,FEA 模拟数据较之体外实验数据降低;介于 14.78% ~ 68.47%,说明有限元模拟中软组织刚度较低。

体外实验与 FEA 模拟所获取的数据具有较强的线性相关关系,以 $\nu = 0.497$ 条件下的材料参数所获取数据为例,相关系数分别为 $R^2 = 0.992 3$ ($P = 0.000$) 和 $R^2 = 0.974 9$ ($P < 0.001$)。

表2 软组织超弹性材料属性参数

Tab.2 Hyperelastic material properties of the soft tissue

超弹性材料属性参数						泊松比,		参数来源
C_{10}	C_{01}	C_{20}	C_{11}	C_{02}	D_1	D_2	ν	
0.008 636 89	-0.006 772 22	0.118 082 08	-0.135 453 94	0.048 095 707	27.268 83	0	0.475	计算参数
					5.380 81	0	0.495	
					3.224 17		0.497	
0.085 56 *	-0.058 41 *	0.039 *	-0.023 19 *	0.008 51 *	3.652 73 *	0	0.452	文献[9]
					1.872 83		0.475	
					0.369 56		0.495	
					0.221 45		0.497	

注: * 为文献[9]中报道数据

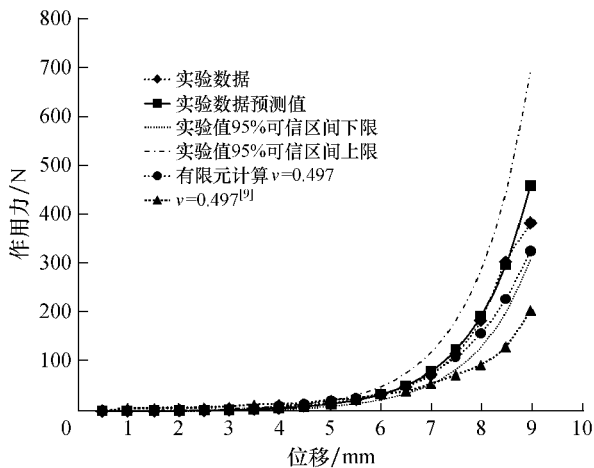


图4 实验数据预测值的95%可信区间估计

Fig.4 95% intervals of predicted values from experimental data

3 讨论

软组织中液体含量较大且近似具有不可压缩材料特性,所以将模型赋予各向同性特性超弹性材料属性是目前FEA中对软组织常用的简化方法^[4,8]。利用现有软件所定义的超弹性材料本构方程对软组织进行定义,并根据实验测量的软组织抗压性能所获取材料参数对模型进行赋值运算是当前软组织FEA模拟中的常用做法^[12-13]。此方法可获取与实验状态下具有相同行走趋势的FEA输出结果,具有较好的模拟性能,但其FEA模拟结果的准确性却有待提高。

本实验对皮肤-皮下组织复合体进行软组织单轴压缩性能测试,与橡胶等超弹性材料测试主要利用单轴和双轴拉伸实验不同,这主要与软组织的具

体性质有关。一方面,对软组织进行拉伸实验较困难;另一方面,软组织脂肪含量丰富,在压缩过程中接触面的摩擦阻力对材料性能几乎不造成影响,故本实验选择单轴压缩实验对软组织材料性质进行测试。在模拟脂肪等结缔组织的超弹性材料属性时,多用二阶的 Polynomial Form 非线性超弹性模型^[3,9]。本实验证明,利用 Abaqus 的 Evaluate 功能进行超弹性材料参数计算和曲线估计时,二阶 Polynomial 拟合曲线与实验曲线几乎完全重合,说明应用此种模型的合理性。

由于 FEA 软件中显式求解器的限制,无法模拟完全不可压缩的材料性质($\nu = 0.5$),而多数利用显式求解器求解软组织在冲击等动态过程中的力学状态时,未对此影响进行评估^[7,9]。本文利用 ν 对材料参数进行相应优化,即通过调整与 ν 相关参数 D_1 对材料的可压缩性质进行定义,从而进一步提高软组织 FEA 模拟的准确性。其中, ν 分别为 0.475(软件默认材料泊松比)、0.495(为降低输出噪点推荐的最高值)、0.497(更接近完全不可压缩材料但有输出噪点影响)。Cheung 等^[9]所报道的软组织超弹性材料参数具有较好稳定性,但未对 ν 的影响进行探讨。本研究将计算所得各组材料参数结合 Cheung 等^[9]报道的参数,对 FEA 模型进行定义并运算,结果证实与体外实验及 Cheung 等^[9]报道参数所计算的力学数据相比,压缩率在 45%(软组织表面应力 ≤ 0.125 MPa) 以下时,各组参数 FEA 模拟的力学数据具有较好一致性;但在超过 45% 压缩率(软组织表面应力 > 0.125 MPa) 的情况下,无法保

证所有 FEA 模拟数据与体外实验的力学数据相一致(见图 3);同时在高压缩率下, ν 越接近 0.5,其 FEA 模拟结果的准确度也越高,表明 ν 对超弹性材料显式求解中的计算结果准确度有较大影响。此实验结果也提示,在进行包含软组织的 FEA 显式模拟运算中,需要对软组织所受最大应力进行估算,确定相应软组织材料泊松比,以提高模拟的准确度。

利用超弹性材料属性定义软组织时,在高压缩率情况下,软组织的有效刚度与体外实验相比偏小,这在本实验以及 Cheung 等^[9]的研究中均可观察到。简化的 FEA 模型和使用具有标准化性质的名义应力及名义应变计算材料参数可能是造成此问题的主要原因。

本研究中存在如下不足之处。(1)将具有黏弹性的皮肤及皮下组织等分层结构利用简化模型进行模拟,这种 FEA 模型可降低模型构建及运算成本,但同时也导致 FEA 模拟计算精度的下降。(2)利用超弹性材料属性来定义软组织材料是目前软组织 FEA 中常用的替代方法。虽然软组织具有近似超弹性材料的不可压缩属性,但由于其构成成分较为复杂,致使其机械性能与橡胶等超弹性材料相比有所不同,这也将影响 FEA 的结果精确性。(3)实验仅对 6 具足跟部组织块进行抗压性能测试,标本数量略显不足。同时,研究中未对其他易碰撞部位的软组织进行测定。由于足跟部与其他部位的皮下软组织相比,其构成差别较大,故在 FEA 中模拟其他部位软组织时,本研究中材料参数不适用,可能会导致计算准确度较差。

参考文献:

- [1] 姚杰,牛文鑫,王旸,等.跳伞着陆过程中膝关节损伤的有限元研究[J]. 医用生物力学, 2010, 25(4): 244-248.
Yao J, Niu WX, Wang Y, et al. Finite element study on knee injuries in the parachute landing [J]. J Med Biomech, 2010, 25(4): 244-248.
- [2] 王旸,牛文鑫,何艳,等.面向逆向动力学仿真驱动和验证的半蹲式跳伞着陆实验研究[J]. 医用生物力学, 2010, 25(4): 257-261.
Wang Y, Niu WX, He Y, et al. Experimental study on the half-squat parachute landing for driving and validating the inverse dynamic simulation [J]. J Med Biomech, 2010, 25(4): 257-261.
- [3] 王沫楠,张猛.基于有限元法人体腿部生物力学仿真研究[J]. 系统仿真学报, 2008, 20(20): 5638-5641.
- [4] Lee WC, Zhang M, Jia X, et al. Finite element modeling of the contact interface between trans-tibial residual limb and prosthetic socket [J]. Med Eng Phys, 2004, 26(8): 655-662.
- [5] 韩勇,杨济匡,李凡,等.汽车-行人碰撞中人体下肢骨折的有限元分析[J]. 吉林大学学报(工学版), 2011, 41(1): 6-11.
- [6] 苏佳灿,管华鹏,张春才,等.冲击载荷作用下骨盆三维有限元分析及其生物力学意义[J]. 中国骨伤, 2007, 20(7): 455-457.
- [7] Majumder S, Roychowdhury A, Pal S. Effects of trochanteric soft tissue thickness and hip impact velocity on hip fracture in sideways fall through 3D finite element simulations [J]. J Biomech, 2008, 41(13): 2834-2842.
- [8] Majumder S, Roychowdhury A, Pal S. Simulation of hip fracture in sideways fall using a 3D finite element model of pelvis-femur-soft tissue complex with simplified representation of whole body [J]. Med Eng Phys, 2007, 29(10): 1167-1178.
- [9] Cheung JT, Zhang M, An KN. Effect of Achilles tendon loading on plantar fascia tension in the standing foot [J]. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2006, 21(2): 194-203.
- [10] 刘阳,李鉴轶,赵卫东,等.下颌骨撞击试验与有限元分析[J]. 南方医科大学学报, 2008, 28(1): 70-72.
- [11] 薛强,张建国.人体头颈部冲击的生物力学研究及有限元模拟[J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2008, 18(48): 9557-9560.
- [12] 张建国,何培,阮世捷,等.颅脑正面碰撞的有限元模拟分析[J]. 应用力学学报, 2007, 24(4): 674-676.
- [13] 何黎民,吴建国,卢亦成.人颅脑损伤有限元模型研究进展[J]. 中华创伤杂志, 2004, 20(6): 381-384.