

基于可行方向法的脂肪组织本构模型参数反求优化

崔世海^{1,2}, 王恒宽¹, 李海岩^{1,2}, 贺丽娟^{1,2}, 吕文乐^{1,2}

(1. 天津科技大学 机械工程学院, 天津 300222; 2. 天津市现代汽车安全技术国际联合研究中心, 天津 300222)

摘要:目的 研究脂肪组织在中等应变率下本构模型及其参数反求。方法 基于脂肪组织力学性能实验,通过有限元方法重构脂肪组织压缩实验,并对常见表征脂肪组织的本构模型进行参数筛选。结合最优化方法中的可行方向法(method of feasible direction, MFD),进行中应变率下脂肪组织本构模型相关参数的反求。结果 中应变率(260 s^{-1})下黏弹性本构模型相比Ogden本构模型更适合表征脂肪组织的力学响应,并反求得到适用于仿真的本构模型参数。结论 中等应变率下黏弹性本构模型更适合表征脂肪组织力学响应。研究结果为汽车碰撞有限元仿真中探究人体脂肪组织对人体损伤的影响提供参考。

关键词:脂肪组织;力学性能;可行方向法;本构模型;参数反演

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2021.05.011

Reverse and Optimization for Constitutive Parameters of Adipose Tissues Based on Feasible Direction Method

CUI Shihai^{1,2}, WANG Hengkuan¹, LI Haiyan^{1,2}, HE Lijuan^{1,2}, LÜ Wenle^{1,2}

(1. College of Mechanical Engineering, Tianjin University of Science and Technology, Tianjin 300222, China;
2. International Research Association on Emerging Automotive Safety Technology, Tianjin 300222, China)

Abstract; Objective To study the constitutive model of adipose tissue at medium strain rate and its parameter inversion. **Methods** Based on experiments of adipose tissue mechanical properties, the compression experiment of adipose tissues was reconstructed by finite element method, and the parameters for characterizing constitutive models of adipose tissues were screened. Combined with the method of feasible direction (MFD) in optimization method, the reverse calculation for parameters of fat tissue constitutive model at medium strain rate was conducted. **Results** Compared with Ogden constitutive model, the viscoelastic constitutive model was more suitable for characterizing the mechanical response at medium strain rate (260 s^{-1}). The parameters of the constitutive model suitable for simulation were obtained using the reverse method. **Conclusions** The viscoelastic constitutive model was more suitable for characterizing the mechanical response at medium strain rate. The results provide references for studying the influence of human adipose tissues on body injury in finite element simulation of vehicle collisions.

Key words: adipose tissues; mechanical properties; method of feasible direction (MFD); constitutive model; parameter inversion

有限元仿真是研究汽车碰撞过程中人体损伤的主要手段。其中,人体有限元模型的材料参数是否准确是影响有限元仿真结果可靠性的重要因素。在全球肥胖人群不断增长的趋势下,肥胖乘员的乘车安全越来越受到关注^[1-2]。本课题组通过总结相关文献后指出,肥胖乘员的碰撞损伤机制主要包括泡沫效应假说、躯干几何形状变化假说和质量效应假说^[3]。由此可见,大量堆积的脂肪组织在碰撞过程中究竟是作为缓冲降低人体损伤,还是由于肥胖人群体型几何特征导致安全系统不能起到有效保护作用从而增加人体损伤,仍存在争议。但肥胖会对碰撞中的人体安全产生影响,故研究脂肪组织力学性能参数和本构模型对有限元仿真结果的准确度具有重要意义。脂肪组织生物力学性能参数主要通过力学实验获得。由于尸体实验受到法律、道德伦理、实验样本数量和种类的限制,目前用动物脂肪组织代替人体脂肪组织进行力学性能实验,成为获取脂肪组织材料参数的重要方法^[4-7]。国内针对皮下脂肪组织力学性能的相关研究较少,并且相关文献中给出的材料参数具有较大差异。本课题组先前针对摩擦力对脂肪组织无约束压缩实验结果影响的不确定性,考察脂肪组织压缩实验中摩擦因数对结果的影响,并建立适用于模拟脂肪组织生物力学响应的材料本构模型^[8]。

目前,存在多种表征脂肪组织力学特性的本构模型^[5-7,9-10]。现有研究普遍认为,Ogden超弹性材料本构模型在准静态和低应变率下具有较高的生物仿真度^[5-7,10]。本课题组参考Comely等^[5]脂肪组织力学实验,在应变率 20 s^{-1} 下对Ogden本构模型利用自适应响应面法进行参数反求,从而得到1组参数^[11]。但针对汽车碰撞工况,人体脂肪组织在碰撞过程中多处于中、高应变率工况,故如何表征中、高应变率下的脂肪组织本构关系及参数对采用有限元方法研究汽车碰撞中的人体损伤具有重要意义。

在汽车法规规定的碰撞速度下,脂肪组织处于中应变率范围,故本文对常用于模拟人体软组织材料的Mooney-Rivlin超弹性本构模型、Ogden超弹性本构模型、黏弹性本构模型和软组织本构模型在中应变率范围的适用性进行探讨。本文参考Comely等^[5]脂肪组织压缩实验,采用有限元方法进行实验

重构,基于可行方向法(method of feasible direction, MFD)优化算法,实现不同本构模型脂肪组织材料参数的反求;对比仿真和实际实验结果,获取适于描述中应变率下脂肪组织力学响应的本构模型,并给出相关参数。

1 材料与方法

1.1 应变率确定

脂肪组织材料随着应变率的不同,其力学性能也不同,本构模型构建必须考虑应变率的影响。应变率的计算公式为:

$$\dot{\varepsilon}^* = \frac{d\varepsilon}{dt} = \frac{1}{L_0} \frac{dL}{dt} = \frac{v}{L_0} \quad (1)$$

式中: $\dot{\varepsilon}^*$ 为应变率; ε 为应变; t 为时间; L_0 为样本初始长度; v 为压缩速度。

在汽车碰撞过程中,乘员胸腹部运动受到安全带的约束。根据乘员和车的运动学响应,计算安全带与人体胸腹部的最大相对速度,再获得胸腹部脂肪组织的厚度,即可以计算碰撞时脂肪的应变率。参考美国高速公路交通安全管理局(NHTSA)对2005 Toyota Corolla 乘用车的100%正碰实验数据可知,碰撞速度为 56.5 km/h 时,根据车体与假人胸腹部瞬时速度差,计算得到安全带与腹部最大相对速度为 18.71 km/h 。Kanehisa等^[12]对194名日本人腹部脂肪组织的厚度进行统计,结果显示年轻男性(BMI = 23.0 kg/m^2)及女性(BMI = 20.9 kg/m^2)的样本脂肪组织厚度为 $20\sim 30\text{ mm}$ 。基于以上数据,根据式(1)计算得到相对速度为 18.71 km/h 时胸腹部脂肪组织应变率范围为 $173\sim 260\text{ s}^{-1}$ 。

1.2 脂肪组织压缩实验有限元模型构建

Comely等^[5]使用新鲜猪背部的中层脂肪组织样本,采用拉伸试验机和霍普金森压杆进行力学压缩试验,获取低应变率($<2\text{ s}^{-1}$)、中应变率($20\sim 260\text{ s}^{-1}$)和高应变率($>1\ 000\text{ s}^{-1}$)时脂肪组织的力学性能。根据上述确定的脂肪应变率变化范围,本文选取中应变率为 260 s^{-1} 时的压缩试验进行有限元重构。运用LS-Prepost软件重构脂肪组织与压板的几何模型,实验中脂肪样本直径为 10 mm ,厚度为 8 mm 。图1所示为根据相关尺寸构建的脂肪组织与压板的有限元模型。脂肪组织与压板均采用8节点六面体单元进行模拟。



图1 应变率为 260 s^{-1} 时脂肪组织压缩试验的有限元重构
Fig.1 Finite element reconstruction of adipose tissue compression test at the strain rate of 260 s^{-1}

1.3 仿真设置

参照压缩实验设置,将下压板固定,上压板沿脂肪组织轴向加载。设置上、下压板与脂肪之间为面-面接触,脂肪组织与上、下压板间静摩擦因数为0.1,动摩擦因数为0.05^[8]。仿真中上、下压板材料参数设为刚体材料,仿真求解在LS-DYNA软件中进行。

目前国内外常用于模拟脂肪软组织的力学模型有黏弹性材料本构模型、软组织本构模型、Mooney-Rivlin超弹性材料本构模型和Ogden超弹性材料本构模型。本文拟在应变率 260 s^{-1} 工况下对上述4个本构模型进行参数反求,选定最适合表征碰撞工况时脂肪组织的本构模型。由于软组织本构模型、Mooney-Rivlin超弹性材料本构模型在反求过程中出现极值依赖现象,反求参数失真,因此重点对黏弹性材料本构模型及Ogden超弹性材料本构模型进行参数反求研究。

2006版LS-DYNA材料库中黏弹性本构模型为6号材料,由1个弹性元件与Maxwell模型并联而成,常用于模拟人体软组织,包括肌肉、脂肪、心脏、肺等。该模型中,假定偏应力张量具有线性黏弹性特性,则

$$s_{ij} = 2 \int_0^t \varphi(t - \tau) \frac{\partial \varepsilon'_{ij}}{\partial \tau} d\tau \quad (2)$$

式中: s_{ij} 为应力偏量速率; ε'_{ij} 为应变率偏量。由体积弹性模量与剪切松弛模量定义力学特性,其中剪切松弛行为由下式表示:

$$\varphi(t) = G_{\infty} + (G_0 - G_{\infty}) e^{-\beta t} \quad (3)$$

式中: G_0 为短效剪切模量; G_{∞} 为长效剪切模量; β 为衰减常数。用递归公式从 t^n 时刻计算 t^{n+1} 时刻的遗传积分新值。体积弹性行为假定为:

$$p = K \ln V \quad (4)$$

式中: p 为压力,逐步积分累加; K 为体积模量; V 为体积。

Ogden材料本构模型是接近不可压缩的超弹性模型,LS-DYNA材料库中Ogden超弹性材料为77号材料,其应变能密度函数为:

$$W = \sum_{i=1}^3 \sum_{j=1}^n \frac{\mu_j}{\alpha_j} (\lambda_i^{\alpha_j} - 1) + K(J - 1 - \ln J) \quad (5)$$

式中: μ 为剪切模量; α 为Ogden系数; K 为体积模量; J 为相对体积。

该模型中黏弹性响应表达式为:

$$S_{ij} = \int_0^t G_{ijkl}(t - \tau) \frac{\partial E_{kl}}{\partial \tau} d\tau \quad (6)$$

式中: G_{ijkl} 为松弛函数。将该黏弹性应力加到由应变能密度函数得到的应力中。考虑脂肪组织的应变率依赖性,引入由Prony级数中的6个项表示松弛函数,实际上是由阻尼器和弹簧串联组成的Maxwell模型,其方程为:

$$g_i(t) = \sum_{i=1}^n G_i e^{-\beta_i t} \quad (7)$$

式中: G_i 为剪切模量; β_i 为衰减常数。

1.4 材料参数筛选试验设计

反演参数的数量对优化效果影响很大。数量越多,优化问题越复杂,所消耗的时间也就越长。考虑到材料本构中各项参数对目标响应的影响程度不同,本文对黏弹性材料本构的各项参数进行筛选试验设计,确定各项参数对力学响应的影响程度,忽略对力学响应影响很小的材料参数,仅对力学响应影响较大的材料参数进行反求,以保证在反求结果具有较高精确度下提高计算效率,降低计算成本。以本构参数为变量,最大接触力为响应,使用Hyperstudy软件调用LS-DYNA求解器求解运算。已有研究对Ogden材料本构模型进行过参数筛选试验,认为剪切松弛模量 G_i 和Ogden系数 α 均与目标响应呈高度敏感^[11]。因此,本文直接将这两个参数确定为反求参数。

黏弹性本构模型的材料参数包括体积模量 K 、初始剪切模量 G_0 、长效剪切模量 G_1 和衰减常数 β 因子,各个因子水平设计见表1。

应用Hyperstudy对黏弹性本构模型的各个因子进行筛选试验。Comley等^[5]的压缩实验给出了应

表1 黏弹性本构模型各个因子水平设计

Tab.1 Level design of each factor in viscoelastic constitutive model

因子	水平		
	1	2	3
K/GPa	4.95	5.50	5.55
G_0/kPa	45	50	55
G_1/kPa	9	10	11
$\beta/(\text{s}^{-1})$	90	100	110

力-应变实验数据,而仿真中无法直接输出应力-应变数据,但其可由接触力-时间换算得到,接触力-时间曲线呈“J”型,具有非线性单一增长趋势。因此,以最大接触力为目标响应,能够有效地反映各材料参数对力学响应的影响程度。图2为仿真后得到的全因子试验设计中各个因子主效应图。其中,回归系数越大,表示该因子对目标响应的影响越大。采用黏弹性本构模型进行仿真的试验结果表明, G_0 、 G_1 的回归系数分别为0.237 4、2.349 3,均与目标响应呈正相关。其中, G_1 对最大接触力值影响最显著, G_0 对目标响应的影响基本可忽略。 K 和 β 均与最大接触力呈负相关,对最终目标响应的影响基本可忽略。

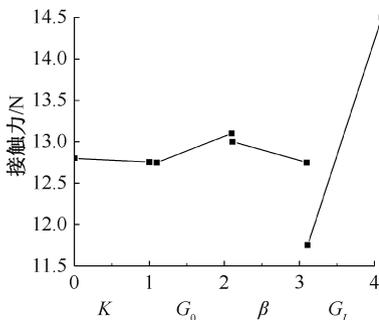


图2 各个因子主效应图

Fig.2 Main effects of each factor

2 本构模型参数反求方法

通过有限元仿真与优化算法相结合,采用MFD对相关参数进行优化求解。MFD的基本思想是从当前的可行设计点移至更优的可行设计点;目标函数在新的设计点中取值更优,且满足所有约束条件;不断调整设计变量的取值,使目标函数达到最小,并输出最终各设计变量的取值,实现材料参数的反求。

为确定搜索方向 s ,在MFD中需求解以下问题:

$$x^k = x^{(k-1)} + as$$

目标函数需满足:

$$S^T \nabla_x f < 0$$

且搜索必须在可行域中进行:

$$S^T \nabla_x g_i \leq 0$$

一旦搜索方向 s 确定,则沿该方向进行一维搜索以确定步长。MFD包含解耦的两个子问题:①搜索方向的确定,②步长的确定。用MFD对基于响应面的问题进行优化求解,自动选取最优化方法对模型近似最优值进行分析;若不收敛,则继续寻优,直至迭代收敛时停止求解。反求流程见图3。

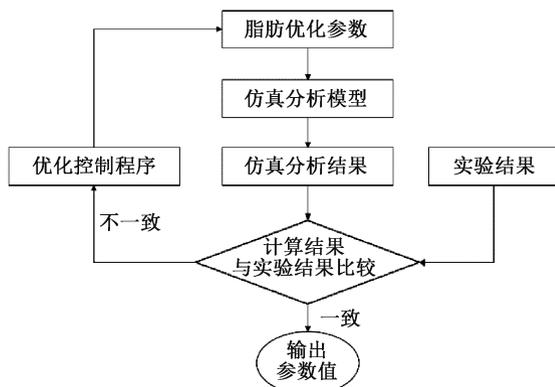


图3 脂肪组织材料参数反求流程

Fig.3 Reverse flow of adipose tissue material parameters

根据筛选试验设计结果,选择黏弹性材料本构模型的 G_0 、 G_1 和 Ogden 材料本构模型的 G_1 和 α 作为反求目标材料参数,其材料参数取值范围见表2。

表2 脂肪本构模型材料参数取值范围^[5-7,13-16]

Tab.2 Range of material parameters of adipose tissue constitutive model^[5-7,13-16]

本构模型	参数	下限	初始值	上限
黏弹性	G_0	0.005 0	0.05	0.08
	G_1	0.000 5	0.01	0.02
Ogden	α	10	16	25
	G_1	0.003	0.008	0.02

将仿真曲线与实验曲线之间所围面积的最小值定为优化目标,使仿真曲线与实验曲线尽可能地吻合,将最小化问题转换成一个普通优化问题。

$$\text{Function area_between_two_curves}(v_1x, v_2x, v_1y, v_2y)$$

$$\{ \text{newx} = \text{sync2}(v_1x, v_2x)$$

$$\text{newy}_1 = \text{lininterp}(v_1x, v_1y, \text{newx})$$

```
newy2 = lininterp(v2x, v2y, newx)
suby = newy1 - newy2
area_value = absarea(newx, suby)
return area_value}
```

其中: v_{1x} 、 v_{1y} 分别为仿真曲线 X、Y 轴数据, v_{2x} 、 v_{2y} 分别为实验曲线 X、Y 轴数据。

3 结果

由于软组织本构模型和 Mooney-Rivlin 超弹性材料本构模型在反求过程中出现极值依赖现象,反求参数失真,故本文仅对黏弹性及 Ogden 超弹性材料本构模型进行参数反求。结果表明,黏弹性材料本构模型参数反求计算迭代 38 次达到收敛。仿真中初始目标函数与实验结果相差较小,最终收敛值约是目标函数初始值 1/5,目标响应值为 0.471。Ogden 材料本构模型经过 28 次迭代收敛,目标响应值为 0.646(见表 3)。

表 3 黏弹性材料本构模型参数反求迭代历程

Tab.3 Constitutive iteration process of viscoelastic material constitutive model

G_0	G_1	系统响应	评价参考	迭代参考	条件
0.050 000	0.01	3.312 807	1	1	可行
0.049 452	5×10^{-4}	0.749 135	5	2	可行
0.049 461	6.95×10^{-4}	0.690 829	12	3	可行
0.049 475	10.12×10^{-4}	0.484 434	18	4	可行
0.049 476	9.57×10^{-4}	0.475 032	22	5	可行
0.049 474	9.45×10^{-4}	0.474 868	28	6	可行
0.049 474	9.45×10^{-4}	0.473 137	33	7	可行
0.049 474	9.42×10^{-4}	0.471 079	38	8	可行

图 4 所示为两种本构模型相关参数优化历程,其中黏弹性本构模型仿真结果更接近实验结果,表明黏弹性材料本构模型在中等应变率下反求得到的材料参数具有更高的生物仿真度。

将黏弹性模型的初始值及反求值、Ogden 模型的反求值分别输入 LS-DYNA 脂肪组织材料模型中进行仿真计算。图 5 所示为计算得到的黏弹性初始仿真曲线、黏弹性反求曲线、Ogden 模型反求曲线与 Comley 等^[5]实验曲线的对比。通过对比迭代稳定后响应值发现,反求得到的黏弹性材料作为脂肪组织本构模型与实验值更接近,此时反求得到 $G_0 = 49$ kPa, $G_1 = 0.942$ kPa。

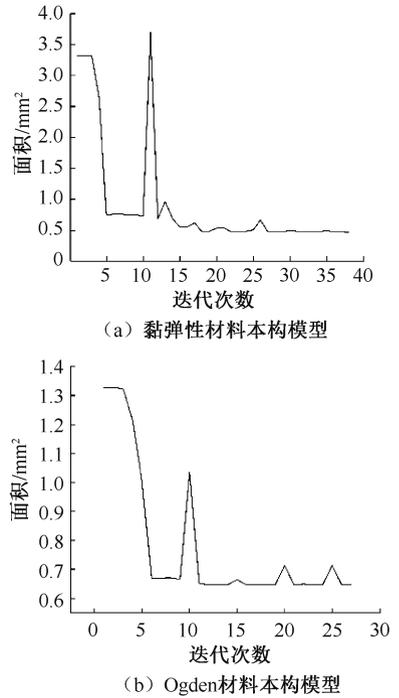


图 4 本构模型参数优化历程

Fig. 4 Parameter optimization process of constitutive model (a) Viscoelastic material constitutive model, (b) Ogden material constitutive model

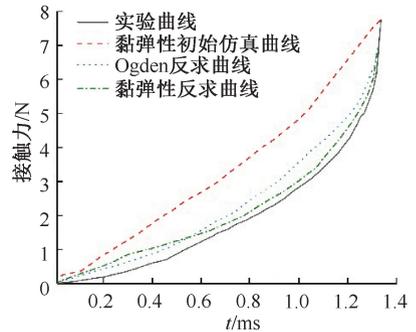


图 5 应变率为 260 s⁻¹时反求与实验结果对比

Fig.5 Comparison of reverse results and experimental results at the strain rate of 260 s⁻¹

4 结论

本文采用有限元方法重构脂肪组织压缩试验,结合 MFD 优化策略对中应变率下的脂肪材料本构模型参数进行研究,发现该反求方法能够有效地提高计算效率,降低计算成本。仿真中利用 MFD 反求获得的黏弹性本构模型参数在模拟汽车碰撞工况下研究脂肪组织损伤具有较高的生物仿真度,同时这种反求方法也为其他材料参数的获取提供了新思路。

参考文献:

- [1] OGDEN CL, CARROLL MD, KIT BK, *et al.* Prevalence of childhood and adult obesity in the United States, 2011-2012 [J]. *J Am Med Assoc*, 2014, 311(8): 806-814.
- [2] 郑翠红, 李华萍, 宁晓东, 等. 城镇成年居民超重与肥胖的现状调查及分析[J]. *中国社区医师: 医学专业*, 2010, 12(24): 231-233.
- [3] 崔世海, 段海彤, 李海岩, 等. 肥胖对乘员碰撞损伤影响机制的研究进展[J]. *医用生物力学*, 2019, 34(5): 548-554. CUI SH, DUAN HT, LI HY, *et al.* Research progress about the effect of obesity on occupant impact injury mechanism [J]. *J Med Biomech*, 2019, 34(5): 548-554.
- [4] GEERLIGS M, PETERS GWM, ACKERMANS PAJ, *et al.* Linear viscoelastic behavior of subcutaneous adipose tissue [J]. *Biorheology*, 2008, 45(6): 30-32.
- [5] COMLEY K, FLECK N. The mechanical response of porcine adipose tissue [J]. *ASME J Biomech Eng*, 2009, 30(6): 71-83.
- [6] COMLEY K, FLECK N. The high strain rate response of adipose tissue[C]//Proceedings of IUTAM symposium on mechanical properties of cellular materials. Dordrecht: Springer, 2009: 27-33.
- [7] COMLEY K, FLECK N. The compressive response of porcine adipose tissue from low to high strain rate [J]. *Int J Impact Eng*, 2012, 46: 1-10.
- [8] 崔世海, 段海彤, 李海岩, 等. 脂肪组织压缩实验中摩擦系数对力学响应的影响[J]. *北京生物医学工程*, 2019, 38(4): 345-352.
- [9] SIMS AM, STAIT-GARDNER T, FONG L, *et al.* Elastic and viscoelastic properties of porcine subdermal fat using MRI and inverse FEA [J]. *Biomech Model Mechan*, 2010, 9(6): 11-18.
- [10] CALVO-GALLEGO JL, DOMÍNGUEZ J, GÓMEZ CT, *et al.* Comparison of different constitutive models to characterize the viscoelastic properties of human abdominal adipose tissue. A pilot study [J]. *J Mech Behav Biomed*, 2018, 80: 293-302.
- [11] 崔世海, 段海彤, 李海岩, 等. 基于自适应响应面法的脂肪组织材料参数反求[J]. *生物医学工程研究*, 2019, 38(2): 156-160.
- [12] KANEHISA H, MIYATANI M, AZUMA K, *et al.* Influences of age and sex on abdominal muscle and subcutaneous fat thickness [J]. *Eur J Appl Physiol*, 2004, 91(5-6): 11-15.
- [13] WU JZ, CUTLIP RG, ANDREW ME, *et al.* Simultaneous determination of the nonlinear-elastic properties of skin and subcutaneous tissue in unconfined compression tests [J]. *Skin Res Technol*, 2007, 13(1): 34-42.
- [14] SARAF H, RAMESH KT, LENNON AM, *et al.* Mechanical properties of soft human tissues under dynamic loading [J]. *J Biomech*, 2007, 40(9): 1960-1967.
- [15] VIANO D, LAU I. Thoracic impact: A viscous tolerance criterion [C]//Proceeding of 10th International Conference on Experimental Safety Vehicles. Oxford: SAE, 1985: 21-23.
- [16] MARTIN AD, DANIEL MZ, DRINKWATER DT, *et al.* Adipose tissue density, estimated adipose lipid fraction and whole body adiposity in male cadavers [J]. *Int J Obes Relat Metab Disord*, 1994, 18(2): 79-83.