

皮下脂肪组织本构模型及其生物力学性能研究进展

崔世海, 段海彤, 李海岩, 贺丽娟, 吕文乐, 阮世捷

(天津科技大学 机械工程学院, 天津 300222)

摘要: 脂肪组织的本构模型和力学性能对研究肥胖人群的碰撞损伤具有重要意义, 但往往不同文献中得到的研究结果并不一致, 因此, 脂肪组织生物力学性能及材料属性仍有待深入研究。从脂肪组织的压痕试验、拉伸与压缩试验、剪切试验等力学试验方面综述了脂肪组织生物力学性能的研究成果, 并进一步介绍了有限元分析中常用的脂肪组织材料本构模型, 分析了脂肪组织生物力学性能研究所面临的问题及今后的发展方向, 为脂肪组织生物力学研究提供了参考。

关键词: 皮下脂肪组织; 力学性能; 生物力学; 本构模型; 有限元分析

中图分类号: U461.91; R318.01 文献标识码: A DOI: 10.3969/j.issn.2095-1469.2019.04.06

Research Progress of Adipose Tissue Constitutive Model and Its Biomechanical Properties

CUI Shihai, DUAN Haitong, LI Haiyan, HE Lijuan, LYU Wenle, RUAN Shijie

(College of Mechanical Engineering, Tianjin University of Science and Technology, Tianjin 300222, China)

Abstract: The constitutive model and biomechanical properties of adipose tissue are of great significance to study the impact injury of obese populations, but often the results obtained in different literatures are not consistent. Therefore, further studies are needed to identify the biomechanical and material properties of adipose tissue. In this paper, the biomechanical properties of adipose tissue are reviewed in terms of indentation experiments, tensile-compression experiments, and shear experiments. Also, the constitutive models of adipose tissue materials commonly used in finite element analysis are introduced. The challenges in the field of adipose tissue biomechanics are analyzed and its future development is suggested, which can provide a reference for future research in adipose tissue biomechanics.

Keywords: subcutaneous adipose tissue; mechanical properties; biomechanics; constitutive model; finite element analysis

在汽车安全领域, 汽车碰撞安全法规中采用的乘员碰撞损伤准则及乘员保护装置主要是基于 50 百分位假人模型制定的, 由于肥胖乘员体型的不同,

现有基于标准体型的乘员损伤准则和保护装置是否适合肥胖乘员是值得探讨的问题。目前尚未开发出肥胖系列假人, 相关尸体试验也十分匮乏, 而有限

收稿日期: 2018-07-23 改稿日期: 2018-08-03

基金项目: 国家自然科学基金 (81471247, 81371360)

参考文献引用格式:

崔世海, 段海彤, 李海岩, 等. 皮下脂肪组织本构模型及其生物力学性能研究进展 [J]. 汽车工程学报, 2019, 9(4): 277-284.

CUI Shihai, DUAN Haitong, LI Haiyan, et al. Research Progress of Adipose Tissue Constitutive Model and Its Biomechanical Properties [J]. Chinese Journal of Automotive Engineering, 2019, 9(4): 277-284. (in Chinese)

元模型在研究肥胖乘员损伤机理方面有着独到的优势,有限元模型不仅可以显示碰撞过程中的力学响应情况,而且更易于控制变量,可将混淆的影响因素独立开来,便于探究肥胖乘员的损伤机理。对于肥胖人体有限元模型而言,其增加的大量皮下脂肪组织是影响其力学响应及损伤机理的重要因素,因此皮下脂肪材料本构模型的选择及参数的确定是决定其有限元模型生物仿真度的关键因素。

脂肪组织占人体总质量的5%~60%,代表新陈代谢相关组织中最具可塑性的组织^[1-2]。皮下脂肪组织是一种位于真皮与腱膜和肌肉筋膜之间的结缔组织,与真皮结合牢固,其在吸收与分配机械载荷中起着重要的作用,可以吸收冲击和防止局部应力集中。关于脂肪组织力学性能的研究一直相对较少,且其中大量研究集中于乳腺脂肪组织^[3-5]和脚后跟脂肪组织^[6-9],SAMANI等^[10-12]使用不同的本构模型对乳腺脂肪组织进行研究,发现正常乳腺脂肪组织的平均弹性模量在3.25~3.6 kPa之间。MILLER-YOUNG等^[13]使用二阶Mooney-Rivlin本构模型确定了脚后跟脂肪垫的初始剪切模量约为0.02 kPa。ERDEMIR等^[14]采用一阶Ogden模型对脚后跟脂肪垫进行研究,提出初始剪切模量为56 kPa。WEARING等^[15]的体内试验研究指出,脚后跟脂肪的割线模量为 580 ± 145 kPa。有关皮下脂肪组织的研究一直比较匮乏,且主要以压缩试验为主,拉伸及剪切试验^[36]相对较少,这是由于脂肪组织十分柔软,在进行拉伸、剪切试验时不易固定,而无约束压缩试验条件简单,成功率高。国内一直缺少对皮下脂肪组织力学性能的研究,在不同的有关脂肪组织力学性能研究的文献中,给出的材料参数具有较大的差异。这些差异可能由样本、试验条件以及计算方法的不同而引起。在有限元分析方面,很少有针对脂肪组织力学性能研究的仿真试验,且在人体有限元模型中采用的脂肪组织材料参数及本构模型均具有较大差异。基于以上问题,本文对皮下脂肪组织的本构模型及其力学性能研究进展进行了综述。

1 脂肪组织力学试验

1.1 压痕试验

ZHENG等^[16]对8名志愿者4个部位的肢体软组织以3种身体姿势进行测试,采用手动压痕仪评估了下肢软组织的准线性粘弹性特性。从压痕试验中提取数据,对准线性粘弹性本构模型进行拟合。给出初始模量范围为0.22~58.4 kPa,非线性因子范围为21.7~547 kPa,时间常数范围为0.05~8.93 s,材料常数范围为0.029~0.277。研究显示,不同受试志愿者、不同部位以及不同姿势等会导致脂肪材料参数发生很大的变化,这可能是由于志愿者间存在个体差异,不同部位脂肪组织分布不同,以及不同姿势会使肌肉收缩程度不同。

GEFEN等^[20]从20只5~6个月大的绵羊身上采集了20组直径60 mm、厚45 mm的脂肪样本,对绵羊的白脂肪组织进行了压痕试验,得到了绵羊臀部脂肪组织的弹性模量值。相比其它研究而言,该研究中压痕试验的样本尺寸更大,加载速度更高,但研究中只给出了压缩至4 mm时的接触力,未给出0~4 mm之间的接触力值。

SIMS等^[26]基于猪皮下脂肪样本的离体压痕试验,通过使用核磁共振成像(MRI)和反向有限元法获得了脂肪组织的超弹性和粘弹性参数,认为在低、中应变下Neo-Hookean模型足以模拟压缩载荷下皮下脂肪的力学响应,并求得了代表弹性变形的初始剪切模量 μ 为 0.53 ± 0.31 kPa,代表粘弹性响应的单 Prony 级数的常数 α 为 0.39 ± 0.03 , τ 为 700 ± 255 s。同时在压痕试验中观测到皮下脂肪组织样本在卸载后具有不可恢复的变形,认为脂肪组织具有弹塑性,这与PATEL等^[17]的研究结论相一致,与GEERLIGS等^[17]的研究结果相反。该研究中未注明试验样本的具体尺寸,Neo-Hookean单参数模型最简单,但只适用于模拟低、中等应变情况下的弹性变形,在大应变下该模型缺乏非线性度^[30]。

1.2 拉伸与压缩试验

WU等^[18]提出了一种新的软组织研究方法，在测试中不需要将皮肤与皮下脂肪组织分离，从而提高了可靠性并减少了测量误差。该研究采用8个不同皮肤与皮下脂肪厚度比的猪前爪软组织进行无约束压缩测试，将获取的猪皮下脂肪组织力学响应结果与MILLER-YOUNG等^[11]公布的数据相比较，结果发现在大应变下，猪皮下脂肪组织的应力大约是人类脚后跟脂肪垫的5倍，反映了猪前爪脂肪组织与人类脚后跟脂肪垫组织力学性能的差异。该研究首次量化对比了猪前爪脂肪组织与人脚后跟脂肪垫力学性能上的具体差异，为采用猪皮下脂肪代替人体皮下脂肪研究人体脂肪组织力学性能及材料参数带来的差异提供了一定的参考。

COMLEY等^[21-23]基于猪的皮下脂肪组织进行大范围应变率（ $10^{-4} \sim 5\,000\text{ s}^{-1}$ ）的力学性能试验。低应变率试验样本直径为10 mm，厚度为8 mm，中、高应变率试验样本直径为10 mm，厚度为3 mm。采用霍普金森压杆（SHPB）装置进行脂肪组织的高应变率（ $1\,000 \sim 5\,700\text{ s}^{-1}$ ）单轴压缩试验。根据准静态条件下应变为25%的拉伸压缩循环加载试验结果，提出脂肪组织在拉伸压缩时具有对称的力学响应。该研究发现在准静态到高应变率的应变率范围内，应力的大小随应变率增加而增加，但应力-应变曲线的形状是不变的，仅其弹性模量的缩放因子有所不同。同时，当应变率低于 10 s^{-1} 时，脂肪组织对应变率响应不灵敏，弹性模量值约1 kPa。通过对比Ogden本构模型曲线与3组典型的脂肪组织应力-应变曲线，指出Ogden应变能密度模型可以充分描述各个应变率试验中的数据。根据脂肪组织表现出的不可压缩性与非线性行为，该研究认为在任何给定的应变率下，单项Ogden本构模型都能够体现脂肪组织的应力-应变关系。基于试验数据拟合得到Ogden系数范围为20~23，给出 $0 \sim 5\,700\text{ s}^{-1}$ 内脂肪组织的剪切模量。此外，该研究还提出脂肪组织密度为 920 kg/m^3 ，体积模量为0.5 GPa，这与

SARAF等^[24]在动态载荷下所测量的人体胃、心脏、肝、肺等软组织体积模量结果相一致。

随后，COMLEY等^[25]对脂肪组织微观结构进行了研究，建立了一个脂肪组织弹性模量的微观力学模型。利用电子扫描显微镜对脂肪组织细胞微观结构进行观察，测得脂肪细胞密度与胶原小叶间隔相对密度分别为0.1与 3×10^{-4} 。指出脂肪组织的模量由脂肪细胞周围的胶原网格决定，在 $37\text{ }^\circ\text{C}$ 下可将其理想化为不可压缩的无粘性流体。提出低应变率下脂肪组织的弹性模量约为1 kPa。通过试验并参考相关研究，认为增强基底膜在宏观模量中占主导地位，整体有效模量由增强基底膜和隔膜纤维的模量累加，进而建立了一个脂肪组织弹性模量的微观力学模型，用以确定微观结构与宏观模量之间的关系。该研究基于微观结构，从生物解剖学角度阐述了脂肪组织表现出的几乎不可压缩性，并构建了微观力学模型。

ALKHOULI等^[29]研究并比较了具有不同生理功能的人体皮下脂肪组织与网膜组织的力学性能。脂肪样本来自于44名接受手术的患者，长 $8 \sim 17\text{ mm}$ ，宽 $3 \sim 6.5\text{ mm}$ ，厚度 $1.5 \sim 3.5\text{ mm}$ ，测得拉伸与应力松弛试验数据，并提出当应变高于30%时脂肪组织出现撕裂的风险很高。在人体脂肪组织的拉伸试验中观测到的非线性应力-应变行为与COMLEY等^[19,21,28]及GEFEN等^[18]的研究结果类似。该研究基于人体皮下脂肪，对脂肪组织损伤容限的确定具有极大参考价值。

CALVO-GALLEG0等^[33]采用单轴压缩应力松弛试验，研究了人体腹部脂肪组织的粘弹性力学性能。使用准线性粘弹性模型和内部变量粘弹性模型来拟合试验数据，每一个粘弹性模型都分别用4种不同的超弹性应变能密度函数表征弹性响应，5项多项式函数、一阶Ogden函数、各向同性Gasser-Ogden-Holzapfel函数以及Neo-Hookean与指数函数的组合，提出内部变量粘弹性模型与Ogden函数是拟合试验数据的最佳组合。在模拟脂肪组织的本构模型中，CHAGNON等^[35]的研究指出Neo-Hookean模型适用于小应变。

1.3 剪切试验

PATEL 等^[17] 基于流变剪切试验与恢复试验, 对人体腹部脂肪组织力学性能进行了研究, 该研究样本来自女性腹部真皮组织下方 2 ~ 4 mm。通过流变试验测量脂肪组织的粘度、弹性模量和粘性模量, 发现脂肪组织随剪切速率增大粘度不断降低, 呈现剪切稀化特性。利用压痕仪在不同应变率下测量脂肪组织变形的可恢复性能, 发现即使在脂肪组织发生最小的变形卸载后, 其变形也不能恢复。此外, 在加载力不断增大时脂肪组织会发生失效损坏。

GEERLIGS 等^[19] 测量和描述了皮下脂肪组织小应变情况下的线性粘弹性行为。利用猪背部中层皮下脂肪组织进行剪切试验, 样本直径为 8 mm, 厚度为 1.5 ~ 2 mm。研究发现在线性粘弹性状态下, 0.1% 应变内, 储能模量与耗能模量对频率及温度具有依赖性行为, 且在 37°C 时 10 rad/s 加载下脂肪组织剪切模量为 7.5 kPa, 并引入幂函数模型来描述恒温下的脂肪组织频率相关行为与应力松弛行为。该研究还分析了脂肪样本快速冷冻保存方法的效果, 指出组织学检查显示冷冻后可能出现组织损伤, 但机械性质没有改变。而后 GEERLIGS 等^[27] 基于剪切试验, 研究了白脂肪的触变性和抗触变性, 并提出如果样本卸载后给予足够的恢复时间, 其能够完全恢复形变。

SOMMER 等^[34] 首次通过双轴拉伸和三轴剪切试验对人体腹部脂肪组织进行力学性能研究, 并采用超弹性模型表征准静态下脂肪组织的多轴力学行为。提出在准静态和动态多轴加载下的人体腹部脂肪组织表现为非线性、各向异性的粘弹性软生物材料, 认为在组织学研究中观察到的胶原隔膜导致了组织的各向异性。

2 脂肪组织本构模型

2.1 线性粘弹性材料本构

该材料模型由一个弹性元件与 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。线性粘弹性材料本构模型中, 假定偏应力张量具有线性粘弹性特性。

$$s_{ij} = 2 \int_0^t \varphi(t-\tau) \frac{\partial \varepsilon'_{ij}}{\partial \tau} d\tau \quad (1)$$

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式 (2) 表示:

$$\varphi(t) = G_\infty + (G_0 - G_\infty) e^{-\beta t} \quad (2)$$

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:

$$p = K \ln V \quad (3)$$

式中: p 为压力, 逐步积分累加。

2.2 Mooney-Rivlin 超弹性材料本构

该材料模型最初是为了模拟橡胶材料的大变形而开发的, 后经变形已经成功用于生物力学研究, 用来模拟各种软组织, 包括脑组织、血管组织和脚后跟脂肪垫等, 还可用来表征具有不可压缩、大变形的材料。Mooney-Rivlin 材料模型基于应变能密度函数, 其方程式为:

$$W = A(I_1 - 3) + B(I_2 - 3) + C[1/(I_3^2) - 1] + D(I_3 - 1)^2 \quad (4)$$

式中: C 、 D 可由 A 、 B 、 ν 表示:

$$C = \frac{1}{2} A + B \quad (5)$$

$$D = \frac{A(5\nu - 2) + B(11\nu - 5)}{2(1 - 2\nu)} \quad (6)$$

式中: W 为应变能; A 、 B 为 Mooney-Rivlin 材料常数; I_1 、 I_2 、 I_3 分别为右柯西 - 格林应变张量; ν 为泊松比, 该方程假定组织是各向同性和不可压缩的, 即 $I_3=1$ 。通过应变能函数相对于柯西 - 格林应变张量的偏导数得到第二皮奥拉 - 克希霍夫应力:

$$S_{ij} = \frac{\partial W}{\partial E_{ij}} \quad (7)$$

式中: S_{ij} 为第二皮奥拉 - 克希霍夫应力; E_{ij} 为柯西 - 格林应变张量。

2.3 Ogden 超弹性材料本构

Ogden 材料本构模型是接近不可压缩的超弹性模型, 许多研究表明, 该材料本构模型在模拟脂肪

组织力学性能上表现良好，其应变能密度函数为：

$$W = \sum_{i=1}^3 \sum_{j=1}^n \frac{\mu_j}{\alpha_j} (\lambda_i^{\alpha_j} - 1) + K(J - 1 - \ln J) \quad (8)$$

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。

该模型中粘弹性响应表达形式为：

$$S_{ij} = \int_0^t G_{ijkl}(t-\tau) \frac{\partial E_{kl}}{\partial \tau} d\tau \quad (9)$$

式中： G_{ijkl} 为松弛函数。将该粘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 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：

$$g(t) = \sum_{i=1}^n G_i e^{-\beta_i t} \quad (10)$$

式中： G_i 为剪切模量； β_i 为衰减常数。

2.4 软组织材料本构

该材料本构是一种代表生物软组织的横向各向同性超弹性模型，如韧带、肌腱和筋膜等。在该模型的粘弹性选项下，会引入一个 6 项的 Prony 级数作为松弛函数。在这种情况下，超弹性应变能代表弹性响应。整体应变能 W 是“解耦的”，包括两个各向同性偏矩阵项：

$$W = C_1(\tilde{I}_1 - 3) + C_2(\tilde{I}_2 - 3) + F(\lambda) + \frac{1}{2}K[\ln J]^2 \quad (11)$$

式中： \tilde{I}_1 与 \tilde{I}_2 为右柯西变形张量的偏量； λ 为沿当前纤维方向的拉伸比； J 为体积比； C_1 、 C_2 为 Mooney-Rivlin 系数； K 为有效体积模量。

$$\frac{\partial F}{\partial \lambda} = \begin{cases} 0, & \lambda < 1; \\ \frac{C_3}{\lambda} [\exp(C_4(\lambda - 1)) - 1], & \lambda < \lambda^*; \\ \frac{1}{\lambda}(C_5\lambda + C_6), & \lambda \geq \lambda^*. \end{cases} \quad (12)$$

式中： C_i 为材料常数。将 C_3 、 C_4 设置为 0，并使 λ^* 足够大，使其表现为各向同性且对称。粘弹性特征由卷积积分表示时间依赖的第二皮奥拉 - 克希霍夫应力：

$$S(C, t) = S^e(C) + \int_0^t 2G(t-s) \frac{\partial W}{\partial C(s)} ds \quad (13)$$

式中： S^e 为由应变能求导出的第二皮奥拉 - 克希霍夫应力的弹性部分； $G(t-s)$ 为由 Prony 级数表示的松弛函数，将 Prony 级数引入式 (13) 得到：

$$S(C, t) = S^e(C) + \int_0^t 2 \left(\sum_{i=1}^6 S_i e^{\frac{t-s}{T_i}} \right) \frac{\partial W}{\partial C(s)} ds \quad (14)$$

2.5 材料本构模型在有限元分析中的应用研究

已有学者对模拟脂肪组织的不同材料本构进行了研究，ENGELBREKTSSON^[28] 在 LS-DYNA 软件中寻找潜在的可能符合白脂肪组织力学性能的材料本构模型，采用 COMLEY 等^[21] 的研究中的脂肪组织在不同应变率范围的应力 - 应变试验数据，对 Ogden、Simplified Rubber、Soft Tissue 等材料本构模型进行校核。仿真结果与试验数据的对比表明，Ogden 模型在低、中应变率下模拟脂肪材料较为合

表 1 脂肪组织力学性能试验汇总

参考文献序号	年份	样本	研究方法	主要测得参数	主要结论
[16]	1999	志愿者下肢软组织	压痕试验	测得准线性粘弹性本构材料参数	志愿者在不同地点、姿势引起的参数变化很大
[17]	2005	人腹部脂肪	剪切试验	测得脂肪组织的粘度、弹性模量、粘性模量	随剪切速率增大粘度降低，呈现剪切稀化特性，具有不可恢复变形，会发生失效损坏
[20]	2007	绵羊的白脂肪	压痕试验	测得绵羊臀部脂肪的弹性模量	短效弹性模量具有应变率依赖性，长效弹性模量不受预处理影响，与深部组织损伤最相关
[18]	2007	猪前爪软组织	压缩试验	皮下脂肪连同皮肤的应力 - 应变曲线	大应变下，猪皮下脂肪应力大约是人类脚后跟脂肪垫的 5 倍
[19]	2008	猪背部皮下脂肪	剪切试验	测得剪切模量，引入幂函数描述频率相关及应力松弛行为	储能模量与耗能模量对频率及温度具有依赖性，冷冻保存方法不会影响机械性质

续表 1:

参考文献序号	年份	样本	研究方法	主要测得参数	主要结论
[25]	2010	猪皮下脂肪	细胞微观结构	测得密度, 建立微观力学模型	模量由胶原网格决定, 可理想化为不可压缩的无粘性流体
[27]	2010	猪背部皮下脂肪	剪切试验	具有抗触变性	卸载后能够完全恢复形变, 高应变下采用 Mooney-Rivlin 本构模拟
[26]	2010	猪皮下脂肪	压痕试验	测得超弹性、粘弹性参数	具有弹塑性变形行为, Neo-Hookean 模型能够表达低中应变下的力学响应
[23]	2012	猪皮下脂肪	压缩试验	测得应力-应变曲线、密度及体积模量	不可压缩, 具有非线性行为及对称的力学响应, Ogden 超弹性模型可以体现其力学响应
[29]	2013	人皮下脂肪	拉伸应力松弛试验	获得拉伸与应力松弛试验数据	具有非线性行为, 应变高于 30% 出现撕裂风险很高
[34]	2013	人腹部脂肪	双轴拉伸、三轴剪切试验	用超弹性模型表征其准静态下的多轴力学行为	表现为非线性、各向异性, 胶原隔膜导致了组织的各向异性
[33]	2018	人腹部脂肪	压缩应力松弛试验	获得压缩应力松弛试验数据	内部变量粘弹性模型与 Ogden 函数是拟合试验数据的最佳组合

适, 简化橡胶材料模型在低应变率下表现良好, 软组织材料模型在模拟脂肪的非线性特性中表现较差。但该研究中未给出各个本构模型材料参数的来源, 没有考虑材料参数调整对仿真最终结果的影响。

MIHAI 等^[31]在定性和定量上分析了脂肪组织的力学性能, 指出通常用于模拟软组织的 Fung、Gent 模型、Neo-Hookean 和 Mooney-Rivlin 模型不适用于模拟在拉伸和剪切下的脂肪组织, 其中 Ogden 超弹性模型模拟结果与试验吻合良好, 适用于在有限元分析中模拟脂肪组织。表 1 总结了以往文献中对脂肪组织力学性能的研究情况。

3 结语与展望

通过对脂肪组织力学性能研究的分析与总结(表 1), 为脂肪组织力学性能的进一步研究, 及其在有限元建模及分析上的应用提供参考和帮助。通过回顾并总结以往国内外学者对脂肪组织进行的力学性能试验及相关研究成果, 可得到以下结论:

(1) 目前, 归纳分析以往研究, 认为脂肪组织是各向同性的, 拉伸及压缩具有对称性的, 并具有非线性力学响应及应变率依赖特性的不可压缩性软组织。

(2) Ogden 超弹性材料本构能够较好地模拟脂肪组织的力学响应特性。

(3) 脂肪组织的损伤阈值可暂定为应变为 30%。

不难发现, 与肌肉、脑组织等软组织相比, 脂肪组织力学性能的研究还远远不够。同时, 已有研究中对脂肪组织力学性能的描述存在诸多争议, 不同文献中往往得到的研究结果不一致, 而引起这些差异的因素可能是多方面的, 包括样本的尺寸及来源, 试验前样本的预处理程序及方法, 不同的试验方法等, 这些不确定性因素都有可能导致研究结果上的差异。今后开展脂肪组织力学性能研究可从以下几个方面进行:

(1) 开展脂肪组织力学试验, 基于试验数据, 运用有限元仿真与优化策略相结合的方法, 反求获取具有更高生物仿真度的材料参数。

(2) 数字图像相关技术(DIC)属于非接触式测量, 其对测量环境要求较低, 可测量全场变形, 尝试引进数字图像相关技术研究脂肪组织力学性能。

(3) 目前不同生物、不同部位引起的脂肪组织力学响应差异仍然未知, 应着手对不同生物样本和不同部位的脂肪组织给力学响应带来的不确定性进行研究。

参考文献 (References)

- [1] KUDA O, ROSSMEISL M, KOPECKY J. Omega-3 Fatty Acids and Adipose Tissue Biology[J]. *Molecular Aspects of Medicine*, 2018, 64: 147-160.
- [2] LEE M J, WU Y, FRIED S K. Adipose Tissue Heterogeneity: Implication of Depot Differences in Adipose Tissue for Obesity Complications[J]. *Molecular Aspects of Medicine*, 2013, 34(1): 1-11.
- [3] VAN HOUTEN E E W, DOYLEY M M, KENNEDY F E, et al. Initial in Vivo Experience with Steady-State Subzone-Based MR Elastography of the Human Breast[J]. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 2003, 17(1): 72-85.
- [4] GEFEN A, DILMONEY B. Mechanics of the Normal Woman's Breast[J]. *Technology and Health Care*, 2007, 15(4): 259-271.
- [5] QIU Suhao, ZHAO Xuefeng, CHEN Jiayao, et al. Characterizing Viscoelastic Properties of Breast Cancer Tissue in a Mouse Model Using Indentation[J]. *Journal of Biomechanics*, 2018, 69: 81-89.
- [6] GEFEN A, MEGIDO-RAVID M, ITZCHAK Y. In Vivo Biomechanical Behavior of the Human Heel Pad During the Stance Phase of Gait[J]. *Journal of Biomechanics*, 2001, 34(12): 1661-1665.
- [7] WEAVER J B, DOYLEY M, CHEUNG Y, et al. Imaging the Shear Modulus of the Heel Fat Pads[J]. *Clinical Biomechanics*, 2005, 20(3): 312-319.
- [8] SUZUKI R, ITO K, LEE T, et al. In-Vivo Viscous Properties of the Heel Pad by Stress-Relaxation Experiment Based on a Spherical Indentation[J]. *Medical Engineering and Physics*, 2017, 50: 83-88.
- [9] AHANCHIAN N, NESTER C J, HOWARD D, et al. Estimating the Material Properties of Heel Pad Sub-Layers Using Inverse Finite Element Analysis[J]. *Medical Engineering & Physics*, 2017, 40: 11-19.
- [10] SAMANI A, PLEWES D. A Method to Measure the Hyperelastic Parameters of Ex Vivo Breast Tissue Samples[J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2004, 49(18): 4395.
- [11] SAMANI A, ZUBOVITS J, PLEWES D. Elastic Moduli of Normal and Pathological Human Breast Tissues: an Inversion-Technique-Based Investigation of 169 Samples[J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2007, 52(6): 1565-1576.
- [12] GRIGORIADIS G, NEWELL N, CARPANEN D, et al. Material Properties of the Heel Fat Pad Across Strain Rates[J]. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2017, 65: 398-407.
- [13] MILLER-YOUNG J E, DUNCAN N A, BAROUD G. Material Properties of the Human Calcaneal Fat Pad in Compression: Experiment and Theory[J]. *Journal of Biomechanics*, 2002, 35(12): 1523-1531.
- [14] ERDEMIR A, VIVEIROS M L, ULBRECHT J S, et al. An Inverse Finite-Element Model of Heel-Pad Indentation[J]. *Journal of Biomechanics*, 2006, 39(7): 1279-1286.
- [15] WEARING S C, SMEATHERS J E, YATES B, et al. Bulk Compressive Properties of the Heel Fat Pad During Walking: a Pilot Investigation in Plantar Heel Pain[J]. *Clinical Biomechanics*, 2009, 24(4): 397-402.
- [16] ZHENG Y P, MAK A F T. Extraction of Quasi-Linear Viscoelastic Parameters for Lower Limb Soft Tissues from Manual Indentation Experiment[J]. *Journal of Biomechanical Engineering*, 1999, 121(3): 330-339.
- [17] PATEL P N, SMITH C K, PATRICK C W. Rheological and Recovery Properties of Poly (Ethylene Glycol) Diacrylate Hydrogels and Human Adipose Tissue[J]. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 2005, 73(3): 313-319.
- [18] WU J Z, CUTLIP R G, ANDREW M E, et al. Simultaneous Determination of the Nonlinear-Elastic Properties of Skin and Subcutaneous Tissue in Unconfined Compression Tests[J]. *Skin Research and Technology*, 2007, 13(1): 34-42.
- [19] GEERLIGS M, PETERS G W M, ACKERMANS P A J, et al. Linear Viscoelastic Behavior of Subcutaneous Adipose Tissue[J]. *Biorheology*, 2008, 45(6): 677-688.
- [20] GEFEN A, HABERMAN E. Viscoelastic Properties of Ovine Adipose Tissue Covering the Gluteus Muscles[J]. *Journal of Biomechanical Engineering*, 2007, 129(6): 924-930.
- [21] COMLEY K, FLECK N. The Mechanical Response of Porcine Adipose Tissue[J]. *ASME Journal of Biomechanical Engineering*, 2009: 1-30.
- [22] COMLEY K, FLECK N A. The High Strain Rate Response of Adipose Tissue[C]//*Proceedings of the IUTAM Symposium on Mechanical Properties of Cellular Materials*, September 17-20, Cachan, France. Dordrecht: Springer, c2009: 27-33.

- [23] COMLEY K, FLECK N. The Compressive Response of Porcine Adipose Tissue from Low to High Strain Rate[J]. *International Journal of Impact Engineering*, 2012, 46: 1-10.
- [24] SARAF H, RAMESH K T, LENNON A M, et al. Mechanical Properties of Soft Human Tissues Under Dynamic Loading[J]. *Journal of Biomechanics*, 2007, 40(9): 1960-1967.
- [25] COMLEY K, FLECK N A. A Micromechanical Model for the Young's Modulus of Adipose Tissue[J]. *International Journal of Solids and Structures*, 2010, 47(21): 2982-2990.
- [26] SIMS A M, STAIT-GARDNER T, FONG L, et al. Elastic and Viscoelastic Properties of Porcine Subdermal Fat Using MRI and Inverse FEA[J]. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 2010, 9(6): 703-711.
- [27] GEERLIGS M, PETERS G W M, ACKERMANS P A J, et al. Does Subcutaneous Adipose Tissue Behave as an (Anti-) Thixotropic Material?[J]. *Journal of Biomechanics*, 2010, 43(6): 1153-1159.
- [28] ENGELBREKTSSON K. Evaluation of Material Models in LS-DYNA for Impact Simulation of White Adipose Tissue[D]. Göteborg: Chalmers University of Technology, 2011.
- [29] ALKHOULI N, MANSFIELD J, GREEN E, et al. The Mechanical Properties of Human Adipose Tissues and Their Relationships to the Structure and Composition of the Extracellular Matrix[J]. *American Journal of Physiology-Endocrinology and Metabolism*, 2013, 305(12): E1427-E1435.
- [30] COMLEY K, FLECK N A. The Toughness of Adipose Tissue: Measurements and Physical Basis[J]. *Journal of Biomechanics*, 2010, 43(9): 1823-1826.
- [31] MIHAI L A, CHIN L K, JANMEY P A, et al. A Comparison of Hyperelastic Constitutive Models Applicable to Brain and Fat Tissues[J]. *Journal of The Royal Society Interface*, 2015, 12(110): 20150486.
- [32] BENÍTEZ J M, MONTÁNS F J. The Mechanical Behavior of Skin: Structures and Models for the Finite Element Analysis[J]. *Computers & Structures*, 2017, 190: 75-107.
- [33] CALVO-GALLEGO J L, DOMÍNGUEZ J, CÍA T G, et al. Comparison of Different Constitutive Models to Characterize the Viscoelastic Properties of Human Abdominal Adipose Tissue. A Pilot Study[J]. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2018, 80: 293-302.
- [34] SOMMER G, EDER M, KOVACS L, et al. Multiaxial Mechanical Properties and Constitutive Modeling of Human Adipose Tissue: a Basis for Preoperative Simulations in Plastic and Reconstructive Surgery[J]. *Acta Biomaterialia*, 2013, 9(11): 9036-9048.
- [35] CHAGNON G, REBOUAH M, FAVIER D. Hyperelastic Energy Densities for Soft Biological Tissues: a Review[J]. *Journal of Elasticity*, 2015, 120(2): 129-160.
- [36] KADHANE S, WARHATKAR H. Review of Experimental Techniques Used to Study the Mechanical Behaviour of Biological Soft Tissues[C]//Proceedings of the International Conference on Communication and Signal Processing 2016 (ICCASP 2016), December 26-27, 2016, Lonere, Raigad (MS), India. Paris: Atlantis Press, c2016: 277-283.

作者简介



责任作者: 崔世海 (1977-), 男, 山东栖霞人。博士, 教授, 主要从事汽车安全和损伤生物力学研究。

Tel: 022-60274034

E-mail: shihaicui@tust.edu.cn



通讯作者: 段海彤 (1994-), 女, 黑龙江木兰人。硕士研究生, 主要研究方向为车辆安全与损伤生物力学。

Tel: 022-60200735

E-mail: dht12017128@163.com