

压缩载荷作用下皮肤的生物力学特性

王志超, 赵恒义, 杨黎明*

(宁波大学 机械工程与力学学院, 浙江 宁波 315211)

摘要: 对皮肤组织在压缩载荷作用下的力学性能进行研究, 可为各类事故中对人体伤害的评估以及防护装置的设计提供一定的参考数据, 也可作为皮肤替代品的研发提供重要的理论依据。选用猪背部皮肤为实验材料, 分别进行低应变率压缩实验研究和霍普金森压杆实验研究, 得到皮肤组织低应变率压缩应力应变关系、压缩—松弛曲线以及高应变率下的应力—应变曲线。结果表明: 皮肤组织有很明显的粘弹性特征, 尤其在很宽的应变率范围内, 应变率效应特别明显; 并通过超弹性模型与 Maxwell 粘弹性模型相结合的方式建立了皮肤的生物力学模型。

关键词: 皮肤; 霍普金森压杆; 粘弹性; 超弹性; 应变率

中图分类号: R318.0

文献标志码: A

文章编号: 1001-5132 (2015) 04-0064-06

交通事故中的汽车碰撞、体育运动中的相互踩踏以及军事行动中的爆炸冲击等事件给人体带来了极大的伤害, 更有可能导致生命危险。皮肤组织作为人体主要的组织器官, 覆盖在人体表面, 当人体受到外力伤害时, 最先受到伤害的就是皮肤组织。对皮肤组织生物力学特性的研究, 尤其是高速冲击下的动态力学研究, 显得特别重要。

在大多数情况下, 皮肤组织都处于受压状态, 如脚跟垫以及当人拿捏东西时的手掌。皮肤压缩状态下的力学行为是粘弹性的^[1-2]。目前有大量关于皮肤拉伸或压缩状态下的实验数据的报道, 但是大多都为准静态状态下的实验研究, 且都集中在一定的加载速率范围内, 而在高应变率状态下皮肤力学特性的研究特别少。

因此, 笔者针对已有研究的不足, 对皮肤组织进行了不同加载速率下的低应变率压缩实验; 考虑到皮肤组织为粘弹性材料, 又做了压缩松弛实验, 发现皮肤的松弛现象特别明显; 对皮肤组织做霍普金森压杆实验, 将低应变率实验结果与动态试验结果对比分析, 发现在很宽的应变率范围内, 皮肤组织有很明显的应变率效应, 并对此现象做出可能的解释。另外通过超弹性模型与 Maxwell 粘

弹性模型相结合的方式建立了皮肤的生物力学模型, 用皮肤生物力学模型对实验数据拟合, 最终确定模型参数。

1 试样和实验方法

1.1 试样的制取和保存

猪皮和人类皮肤在结构和功能方面有高度的相似性, 因此笔者选用猪皮肤作为实验对象。且由于猪的体型较大, 因此对于同只猪的同部位可以进行多次重复试验, 这样就能够显著减小实验结果的波动性。且猪后背皮很厚, 所以笔者选用猪后背皮肤作为实验试样。猪皮试样来自于宁波大学附近猪肉市场, 为猪屠宰后的 2 h 内, 切去猪后背和脊柱平行的, 深至肌肉组织的皮肤试样。

为了试样在运输过程中不受破坏, 将试样用保鲜袋密封好, 在 3~5 °C 的环境中冷藏 10 h 带回。医学上因为皮肤组织移植的需要, 或者因为一些基础研究周期较长, 常常需要对组织器官进行冷冻保存处理, 以供日后提取使用。且一些文献研究表明, 将韧带、肌腱、皮肤等软组织冰冻保存后再融化, 力学性能几乎不受影响^[3-5]。

样本带回实验室后进行处理, 用内径为 9 mm

收稿日期: 2014-10-27.

宁波大学学报(理工版) 网址: <http://journalg.nbu.edu.cn/>

基金项目: 国家自然科学基金 (11032001) .

第一作者: 王志超 (1989-), 男, 甘肃平凉人, 在读硕士研究生, 主要研究方向: 冲击动力学. E-mail: wangzc_nbu@163.com

*通信作者: 杨黎明 (1957-), 男, 福建长乐人, 教授, 主要研究方向: 冲击动力学. E-mail: yangliming@nbu.edu.cn

的角膜环钻从皮肤较硬一面切取圆柱状试样(图 1)。在钻取过程中可一边转动环钻, 一边钻取, 这样取得的试样可保证为圆柱状, 待试样切割好以后, 进行实验。为防止实验过程中猪皮肉垫的水分挥发, 在试样切割好后, 就用保鲜膜将其包裹起来(图 2)。使用保鲜膜时, 需注意不要影响肉垫在压缩时的力学特性, 然后将试样置于 $3\sim 5^{\circ}\text{C}$ 的冰箱里面, 实验时可直接取出使用。



图 1 钻取的猪皮试样



图 2 保鲜膜密封的猪皮试样

1.2 低应变率实验方法

低应变率压缩试验在 INSTRON 材料试验机上进行。试样直径 9 mm, 高约为 3 mm 的圆柱体, 具体尺寸用游标卡尺测量 3 次, 取平均值。加载沿圆柱轴向加载, 开始加载前, 先预加载 $1\sim 2\text{ N}$, 然后加载实验, 采用 5 种不同加载速率 $0.001\sim 0.1\text{ mm}\cdot\text{s}^{-1}$ 。为减小端面摩擦, 在与试样接触的 2 个金属加载圆盘表面涂上薄薄一层植物油作为润滑剂。整个实验过程在室温环境($18\sim 24^{\circ}\text{C}$)中完成, 试样可以在横向自由伸展, 每个试样在每次试验中只使用 1 次, 对每种情况都进行了 5 组有效试验, 得到的应力—应变曲线。

1.3 SHPB 实验方法

霍普金森压杆实验采用实验室已有的实验设备。但是由于皮肤组织为较软的生物材料, 其波阻抗很小, 入射波在经过试样到达透射杆时, 在透射杆上形成的透射波将极其微弱, 因此需对实验装

置稍作改变, 确定的实验装置如图 3 所示。将传统的钢杆换成铝杆, 子弹也换成铝子弹, 实验中用直径 ϕ 为 14.5 mm 的铝杆, 子弹长在 150 mm, 入射杆长 1 100 mm, 透射杆长 1 000 mm。入射信号和反射信号通过入射杆上的普通箔式应变片获得, 应变片灵敏系数为 2.14, 电阻 $120\ \Omega$ 。透射信号通过透射杆上的半导体应变片获得, 灵敏系数 110, 电阻 $120\ \Omega$ 。试样为圆柱状试样, 与低应变率实验时的试样相同, 直径为 9 mm, 厚度约为 3.6 mm。用 2 层 A4 打印纸作为整形片, 可获得理想的梯形加载波。

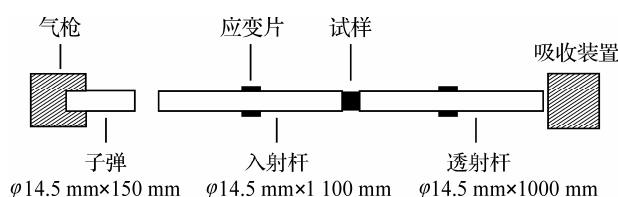


图 3 SHPB 实验装置

2 结果与讨论

2.1 低应变率压缩

猪背部皮肤低应变率压缩实验的应力—应变响应如图 4 所示。对于每种加载速率下的实验, 进行了 5 组或 6 组有效试验, 因此在数据处理时, 将对照组的 5 组实验数据统一进行二分之一插值, 再对每个点上的 5 个插值结果求均值及标准差, 以确定出误差范围, 由于篇幅需要, 对于误差棒图将不再给出。从图 4 可见, 不同加载速率下皮肤的应力—应变关系具有相似的变化趋势。应力—应变关系表现出三阶段应变强化: (1) 在小应变量下刚度较低的低刚度区域; (2) 从低刚度到高刚度的过渡区域, 过渡区域对应应变范围为 $10\%\sim 30\%$; (3) 在大应变量下的高刚度区域。对猪背部皮肤的实验研究也有类似报道^[6-7], 本文所得结果与已有文献中所公布的猪背部皮肤压缩实验结果相一致(图 5)。Wu 等^[8]发现, 过渡区在更小的应变量时出现, 从低刚度向高刚度过渡时的应变量在有侧限压缩状态下为 $4\%\sim 5\%$, 在无侧限压缩状态下为 $6\%\sim 7\%$ 。

加载速率对猪背部皮肤的应力—应变关系有一定的影响, 当加载速率较小时, 曲线的过渡区域较长, 曲线较慢的进入高强度区域; 随着加载速率的不断增大, 曲线上升越快, 相对应曲线的过渡区域在不断地减小, 曲线较快的进入高强度区域。这

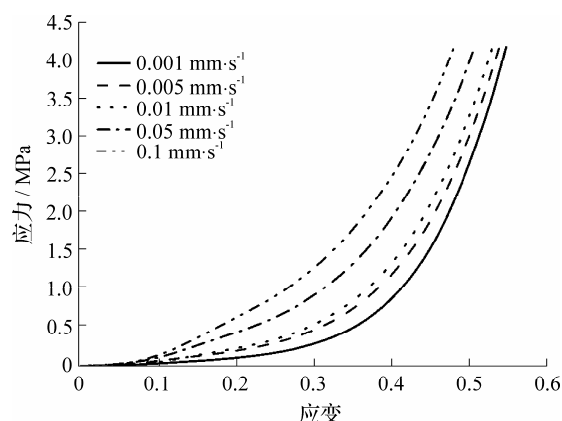
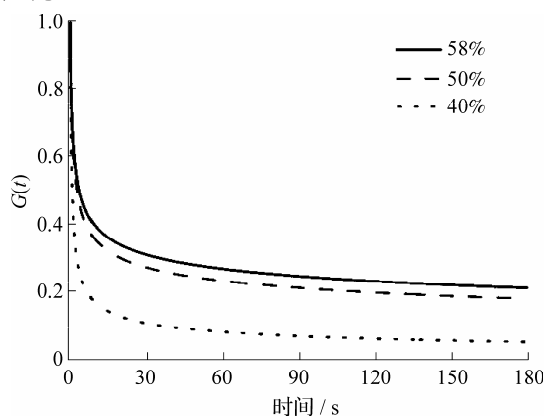


图4 不同加载速率下猪背部皮肤的压缩应力—应变关系

说明皮肤组织在压缩载荷下存在一定的应变率效应,但是由于实验误差等原因,皮肤组织在较小应变率范围内存在应变率效应这一结论不具有很强的说服力。

2.2 压缩松弛

图6为应变率 0.13 s^{-1} 时的压缩松弛曲线。试样被快速压缩到某个应变状态,分别为40%、50%、58%,此时将位移恒定。 $G(t)$ 定义为 $G(t) = \sigma / \sigma_{\max}$,其中, σ 和 $\sigma_{\max}$ 分别表示松弛过程中的应力和最大应力。

图6 应变率为 0.13 s^{-1} 时的压缩松弛曲线

从图6可见,在不同的初应力状态下,要达到相同松弛结果所需时间是不同的,这表明在不同应变状态下,组织内部结构也发生了变化。由于皮肤中超过90%的成分是水,在加载过程中,高的初应变状态意味着更多的水被压缩出来,以及在松弛过程中又进行了再水合化。并且,此过程中胶原与基质之间的相互作用对结果也有重要的影响。

2.3 动态冲击

按照以上的实验装置及方法,对猪皮肤组织

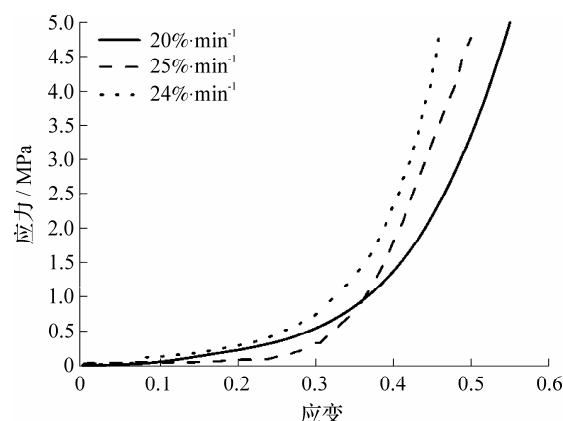


图5 与已有文献中的压缩性能对比

进行了高应变率下的动态冲击实验,当然此实验方法也可用于其他的软材料动态冲击试验研究。

图7为3种不同应变率下的应力—应变关系曲线。从图中可见,当应变率在 $1700 \sim 2000 \text{ s}^{-1}$ 时,皮肤的应力应变响应比较接近,规律性不是很明显,由于试样较软,在动态实验中误差的影响较大。因此,从图8可以明显发现,在动态冲击下的皮肤组织强度要高于在低应变率状态下的皮肤组织强度;并且从准静态到动态,皮肤组织的单轴压缩力学特性具有很明显的应变率效应。

对于皮肤组织很明显的应变率效应,可以用皮肤组织在压缩过程中的失水情况来解释。皮肤中水分占皮肤总质量的90%,且从皮肤的最外层到最里层皮肤组织的含水量是逐渐增加。皮肤组织在低应变率压缩的过程中有足够时间将水分挤压排出皮肤组织,且在排出水分过程中细胞结构不一定破裂,只有当载荷较大时,细胞结构才会破裂。我们从低应变率压缩后的试样可以看到,试样周围渗出了大量水分,水分呈透明油脂状,而被压缩后的试样呈半透明较硬凝脂状。而皮肤组织在动态冲击载荷下,皮肤组织没有足够的时间让水分排出,观察压缩后的试样发现试样周围排出的水分较少,而且水分中含有碎裂的试样组织混合物,试样还保持在较软的状态,说明水分的排出是因为皮肤细胞结构破裂而引起。因此可以认为皮肤组织的应变率效应有一部分原因是皮肤组织在压缩过程中的失水情况而引起。

从图7和图8中还可以观察到,皮肤在高应变率加载时应力应变曲线不是很光滑,在刚开始时有个较明显的凸起,在应变率为 1300 s^{-1} 的时候,

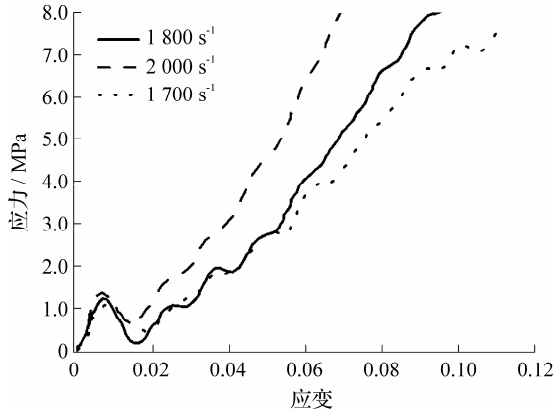


图7 猪皮肤的 SHPB 实验应力—应变关系

应力应变曲线上第1个凸起过后, 曲线较光滑. 但当应变率为 1800 s^{-1} 的时候, 凸起特别明显, 第1个凸起过后, 还有3个较小的凸起. 对于此现象, 笔者所用皮肤试样为皮肤的表皮层和真皮层部分, 可能由于皮肤可视为功能梯度材料, 其最外侧较硬, 而另一侧(内侧)较软, 从试样的最外层到另一侧的细胞组织分别为角质细胞、变迁细胞、粒细胞、棘细胞和基细胞等, 这些细胞的细胞壁依次从厚到薄, 而且细胞中所含水分依次增多. 当皮肤组织受到动态冲击载荷时, 皮肤组织没有足够时间让水分排出, 由于皮肤的失水主要由细胞破裂引起, 当皮肤在冲击载荷下的组织破坏是从皮肤试样较软一侧开始, 其中细胞破裂是逐层开始, 从而引起高应变率加载时应力应变曲线上的凸起现象. 此外, 在压缩过程中, 皮肤中的胶原质、纤维和基体的具体作用还不是很明确, 曲线上的凸起现象也有可能是胶原质变性, 也可能是纤维与基体间的交互作用引起.

3 皮肤生物力学模型

在假定皮肤组织不可压条件下, 将皮肤组织的本构模型分成2个部分, 分别为超弹性模型部分和粘弹性部分, 可用图9的三参元模型来表示.

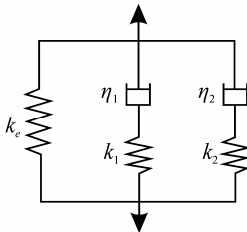


图9 本构模型

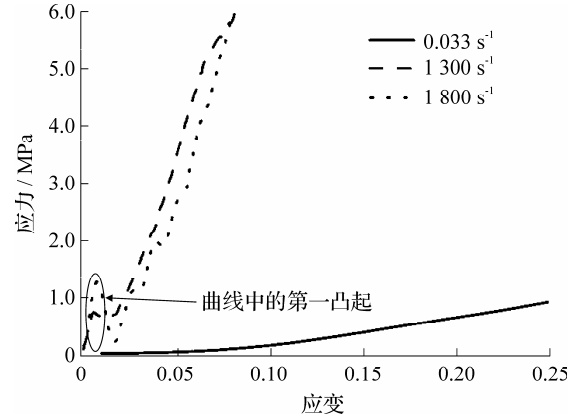


图8 猪皮肤动态冲击与准静态实验结果对比

三参元模型中 k_e 为线性弹簧, 在本文中用超弹性模型代替; η_1 和 k_1 与 η_2 和 k_2 分别构成了2个 Maxwell, 分别用来描述低应变率状态下和高应变率状态下皮肤的粘弹性特性. 那么皮肤的本构模型可表述为:

$$\sigma = \sigma_e + \sigma_v, \quad (1)$$

式中, σ_e 为三参元模型中 k_e 所受应力, σ_v 为三参元模型中右边的 Maxwell 体所受应力, 对于三参元模型中 k_e 所受应力 σ_e 用超弹性模型来代替. 所用超弹性模型是在 Mooney 模型的基础上改进而来, 表达式为:

$$U = C_{10}(I_1 - 3) + C_{20}(I_1 - 3)^2 + C_{01}(I_2 - 3)^2, \quad (2)$$

式中, C_{10} 、 C_{20} 、 C_{01} 为材料参数, I 为二阶张量不变量. 对于纯均匀的应变, 应力、应变和应变能之间存在如下关系:

$$\sigma_i = 2(\lambda_i^2 \frac{\partial U}{\partial I_1} - \frac{1}{\lambda_i^2} \frac{\partial U}{\partial I_2}) + p. \quad (3)$$

上式中取 $i=1,2,3$, 表示互相垂直的3个方向, 皮肤试样在单轴压缩过程中处于平面应变状态, 在笛卡尔坐标系下, 取一个方向为加载方向, 令 $\lambda_1 = \lambda$, 由于材料只是单方向加载, 所以 $\lambda_2 = \lambda_3$, 即:

$$\lambda_3^2 = \lambda_2^2 = \lambda^{-1}. \quad (4)$$

当(3)式中 i 取1和2时, σ_1 与 σ_2 相减可得到:

$$\frac{\sigma_1 - \sigma_2}{\lambda_1^2 - \lambda_2^2} = 2(\frac{\partial U}{\partial I_1} + \lambda_3^2 \frac{\partial U}{\partial I_2}). \quad (5)$$

轴向压缩在变形区的工程应力为: $\sigma_1 = \sigma_e$,

$\sigma_2 = \sigma_3 = 0$, 将(2)式对 I_1 和 I_2 求偏导数可以得到:

$$\frac{\partial U}{\partial I_1} = C_{10} + 2C_{20}(I_1 - 3), \quad (6)$$

$$\frac{\partial U}{\partial I_2} = 2C_{01}(I_2 - 3), \quad (7)$$

$$\lambda = 1 + \Delta L / L_0 = 1 + \varepsilon, \quad (8)$$

式中, σ_e 为工程应变, 与初始尺寸有关; λ 为伸长率; L_0 为初始长度, ε 表示工程应变. 联立(4)~(8)式可得到:

$$\begin{aligned} \sigma_e = & 2[(1 + \varepsilon)^2 - (1 + \varepsilon)^{-1}][C_{10} + 2C_{20}(1 + \varepsilon)^2 + \\ & 4C_{20}(1 + \varepsilon)^{-1} - 6C_{20} + 4C_{01} + \\ & 2C_{01}(1 + \varepsilon)^{-3} - 6C_{01}(1 + \varepsilon)^{-1}]. \end{aligned} \quad (9)$$

那么对于 Maxwell 体, 其由线性弹性元 k 和理想黏性单元 η 串联组成, 对于线性弹性元, 其应力应变关系为:

$$\sigma_v = \sigma_v(\varepsilon_1) = k\varepsilon_1, \quad (10)$$

式中, k 即为弹性模量.

对于理想黏性单元 η , 其黏性响应为:

$$\sigma_c = \eta d\varepsilon_c / dt, \quad (11)$$

式中, η 为黏性系数.

对于 Maxwell 体, 其应力与应变间的关系:

$$\begin{cases} \sigma_v = \sigma_c, \\ \varepsilon = \varepsilon_1 + \varepsilon_c. \end{cases} \quad (12)$$

由于 $\sigma_v = \sigma_c$, 则:

$$\dot{\sigma}_v + k\sigma_v / \eta = k\dot{\varepsilon}. \quad (13)$$

假设应变率 $\dot{\varepsilon}$ 为常数的情况下, 对常微分方程(13)式求解, 并积分可得到:

$$\sigma_v = \eta\dot{\varepsilon}(1 - \exp(-k\varepsilon / (\eta\dot{\varepsilon}))), \quad (14)$$

此式即为三参元模型右边 Maxwell 体所受应力表达式.

由(9)式和(14)式可得到皮肤类生物材料低应变率状态下的本构方程:

$$\begin{aligned} \sigma = & 2[(1 + \varepsilon)^2 - (1 + \varepsilon)^{-1}][C_{10} + 2C_{20}(\varepsilon + 1)^2 + \\ & 4C_{20}(\varepsilon + 1)^{-1} - 6C_{20} + 4C_{01} + 2C_{01}(\varepsilon + 1)^{-3} - \\ & 6C_{01}(\varepsilon + 1)^{-1} + \eta_1\dot{\varepsilon}(1 - \exp(-k_1\varepsilon / (\eta_1\dot{\varepsilon})))]. \end{aligned} \quad (15)$$

对于高应变率下的本构方程则为:

$$\begin{aligned} \sigma = & 2[(1 + \varepsilon)^2 - (1 + \varepsilon)^{-1}][C_{10} + 2C_{20}(\varepsilon + 1)^2 + \\ & 4C_{20}(\varepsilon + 1)^{-1} - 6C_{20} + 4C_{01} + 2C_{01} \cdot \\ & (\varepsilon + 1)^{-3} - 6C_{01}(\varepsilon + 1)^{-1} + k_1\varepsilon + \\ & \eta_2\dot{\varepsilon}(1 - \exp(-k_2\varepsilon / (\eta_2\dot{\varepsilon})))]. \end{aligned} \quad (16)$$

在以上低应变率状态和高应变率状态下的本构方程中, 应力和应变以压为正. 利用 Matlab 的非线性优化算法, 使得实验值 (σ_k, λ_k) 和模型值 $(\hat{\sigma}_k, \hat{\lambda}_k)$ 方差之和最小, 即满足(17)式. 即可得到皮肤本构方程中的各个模型参数, C_{10} 、 C_{01} 、 C_{02} 分别为 -0.0521 8 MPa、0.0654 9 MPa 和 -0.120 2 MPa,

η_1 、 k_1 、 η_2 、 k_2 分别为 48.96 MPas、4.9 MPa、0.008 947 MPas 和 87.7 MPa.

$$S = \sum_{k=1}^n \left(\frac{\sigma_k - \hat{\sigma}_k}{\sigma_k} \right)^2. \quad (17)$$

图 10 和图 11 为皮肤生物力学模型对皮肤材料的压缩实验数据的拟合结果. 由图可见, 超弹性模型对低应变率实验结果的拟合度较高. 但是用得到的皮肤生物材料的本构方程对高应变率下的实验结果拟合不是很理想, 尤其对于实验曲线中的凸起现象不能描述出来.

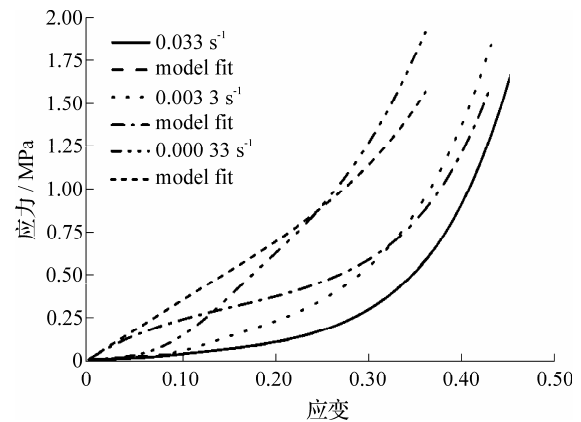


图 10 皮肤生物力学模型对准静态实验结果拟合

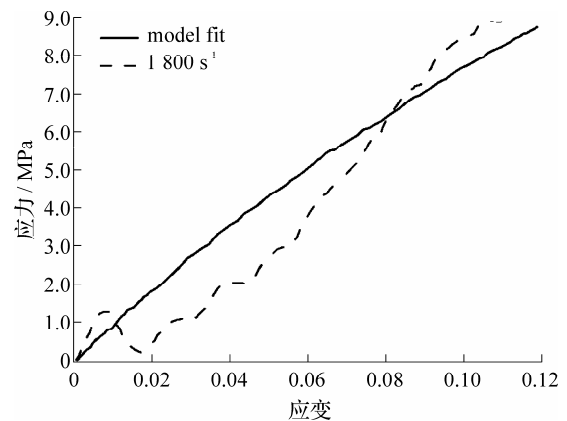


图 11 皮肤生物力学模型对 SHPB 实验结果拟合

4 结论

通过低应变率压缩实验和 SHPB 实验揭示了皮肤组织在较宽的应变率范围内具有应变率敏感性的特征, 并对存在这种特性的可能原因及机理做了初步的解释, 这种现象的产生可能是由于皮肤组织失水情况所引起的; 另外通过压缩松弛实验, 分析皮肤组织应变率敏感性可能和其松弛行为有一定的关系, 在压缩实验中, 整个压缩过程发

生在 15~1 500 s 不等, 而在这个过程中松弛行为时刻发生着, 我们可以从压缩松弛实验中看到, 松弛行为在 0~15 s 这段时间内特别明显; 在高应变率状态下, 皮肤的压缩应力应变曲线会存在凸起现象, 这主要可能是由于皮肤组织的最外侧和最里侧细胞的结构不同而引起。文中所用超弹性模型与 Maxwell 模型结合建立的本构模型能够较好地拟合低应变率状态下的实验曲线, 但是对高应变率下的实验曲线拟合精度不够高, 虽然能够反映出皮肤材料的应变率效应, 但对动态实验数据中的凸起现象不能很好地描述出来, 因此对于皮肤生物力学模型中用于描述应变率效应的粘弹性模型部分还需进一步的完善。

参考文献:

- [1] Bert J L, Reed R K. Pressure-volume relationship for rat dermis: Compression studies[J]. *Acta physiologica Scandinavica*, 1997, 160(1):89-94.
- [2] Serina E R, Mockensturm R D. A structural model of the forced compression of the fingertip pulp[J]. *Journal of biomechanics*, 1998, 31(7): 639-646.
- [3] Woo L Y, Orlando C A, Camp J F, et al. Effects of postmortem storage by freezing on ligament tensile behavior[J]. *Biomech*, 1986, 19:399-404.
- [4] Smith C W, Young I S, Kearney J N. Mechanical properties of tendons: changes with sterilization and preservation[J]. *ASME J Biomech*, 1996, 118(1):56-61.
- [5] Foutz T L, Stone E A, Abrams C F. Effects of freezing on mechanical properties of rat skin[J]. *Am J Vet Res*, 1992, 53:788-792.
- [6] 卢天健, 徐峰. 皮肤组织压缩行为与热损失的相关性[J]. *固体力学学报*, 2009, 30(5):433-443.
- [7] Dunn M G, Silver F H, Swann D A. Mechanical analysis of hypertrophic scar tissue: structural basis for apparent increased rigidity[J]. *The Journal of investigative dermatology*, 1985, 84(1):9-13.
- [8] Wu J Z, Dong R G, Smutz W P, et al. Nonlinear and viscoelastic characteristics of skin under compression: experiment and analysis[J]. *Biomedical Materials and Engineering*, 2003, 13(4):373-385.

Biomechanical Property of the Skin under Compressive Load

WANG Zhi-chao, ZHAO Heng-yi, YANG Li-ming*

(Faculty of Mechanical Engineering and Mechanics, Ningbo University, Ningbo 315211, China)

Abstract: Research on the mechanical properties of skin tissue under compression loads can provide some reference data for accidents evaluation of body injury, and thus provide useful points in designing corresponding protection devices. In addition, it can also offer the theoretical basis for the R&D of skin replacement. In this paper, pig back skin is selected to separately conduct the low strain rate compression experiment and Split Hopkinson bar experiment. The stress-strain relationship resulting from the skin tissue with low strain rate compression is obtained, and also attained is the relationship between the compression relaxation stress-strain curve and stress-strain curve in high strain rates. The viscoelastic characteristics of skin tissues are identified from observation, especially the strain rate effect. Using the hyperelastic model combining with Maxwell viscoelastic model, the biomechanical model of the skin is established.

Key words: skin; split hopkinson bar; viscoelasticity; hyperelastic; strain rate

(责任编辑 章践立)