

文章编号: 1001-1455(2010)01-0033-06

猪后腿肌肉的冲击压缩特性实验^{*}

王宝珍, 胡时胜

(中国科学技术大学中国科学院材料力学行为和 Design 重点实验室, 安徽 合肥 230026)

摘要: 波形整形技术使试样满足应力均匀条件和恒定应变率加载, 石英片检测试样两端的应力均匀性, 获得微弱的透射信号。对开始加载阶段径向惯性效应带来的轴向应力附加值给予了计算修正, 得到了肌肉在不同加载方向和不同应变率下的应力应变曲线。结果发现: 肌肉材料的应力应变曲线呈现粘弹性材料所具有的凹向上特征, 由最小显著差数法进行统计分析, 发现猪后腿肌肉的力学性能对应变率和加载方向都敏感。沿纤维方向压缩时肌纤维易发生压缩失稳, 强度比垂直纤维方向低。

关键词: 固体力学; 动态力学性能; SHPB; 软组织; 应变率; 纤维方向

中图分类号: O347; Q66 **国标学科代码:** 130 · 1575 **文献标志码:** A

1 引言

外部载荷的冲击如汽车碰撞、坠落等常给人体软组织带来极大的危害, 甚至导致生命危险。目前, 有不少关于软组织类生物材料低应变率下力学性能的研究^[1-4], 而关于生物软组织在高应变率下的动态力学性能的研究却很少。J. McElhaney^[5]采用压缩空气驱动的冲击装置(类似高压气体推进的落锤装置)得到了牛肉在应变率高达 $1\ 000\ \text{s}^{-1}$ 时的应力应变曲线。但这种直接撞击装置不能保证试样均匀受力和变形状态, 因而得到的结果并不可靠。

分离式 Hopkinson 压杆(SHPB)技术^[6]被广泛应用于材料动态力学性能测试, 可得到完整的应力应变曲线。但常规的 SHPB 技术存在透射信号弱、试样在加载时间内应力和应变很难达到均匀等不足。为解决这些问题, 近年来有了许多新的改进方法, 如采用低阻抗透射杆^[7-8]、高灵敏度传感器^[9]、合理的波形整形技术^[10]等。尽管软材料 SHPB 实验技术有了一定的发展, 但是推广到生物软组织中的研究还比较少。C. Van Slightenhorst 等^[11]为了获得高信噪比的透射信号, 采用高聚物 Hopkinson 压杆对牛肉进行了动态力学性能实验, 但高聚物杆的力学性能易受环境的影响, 且需进行弥散修正, 比较复杂。宋博等^[12]对猪肉也进行了 SHPB 实验, 发现对于超软材料, 径向惯性效应带来的影响不可忽略, 提出了用环形试样替代传统的圆柱形试样^[13]减小惯性效应的方法。但是当试样尺寸较小时, 制作环形试样比较困难, 对试样整体性也会有一定的损害。而且半导体应变片的信号用来计算应力时, 发现信噪比较大, 通过 FFT 光滑处理可能会使一部分信号失真。

鉴于以上情况, 本文中对 SHPB 装置进行改进, 采用波形整形技术, 获得均匀的应力状态和基本恒定的应变率, 用石英片检测应力均匀状态和获得高信噪比的透射信号。同时, 由于软组织材料在实验中并不处于一维应力状态, 径向惯性效应带来的轴向应力附加值不可忽略, 采用计算修正的方法, 扣除试样径向惯性力的影响, 得到猪后腿肌肉在不同应变率下沿纤维方向和垂直于纤维方向的应力应变曲线。

2 实验方案

2.1 试样准备

实验用猪为年龄约 150 d 的生猪。宰后约 2 h 取下猪后腿肌肉, 用 Electric Universal Slicer (Metal)

* 收稿日期: 2008-09-19; 修回日期: 2009-02-22

基金项目: 国家自然科学基金项目(10772170)

作者简介: 王宝珍(1980—), 女, 博士研究生。

8838 切肉机(功率为 100 W)沿着纤维方向和垂直纤维方向切成薄片,再用不同口径的六六视觉角膜环钻在薄片上钻取圆柱形试样。试样尺寸分为 2 种:直径 8 mm、厚 2.5 mm 的试样用于动态压缩实验(应变率为 1 100、2 000 和 3 000 s^{-1}),直径 10 mm、厚 5 mm 的试样用于准静态压缩实验(应变率为 0.008 和 0.08 s^{-1})。每种应变率有效试样数为 7 个。待用试样用保鲜膜覆盖,定时向试样喷洒事先配置好的 kreb 溶液^[12](按 136 mmol NaCl、4 mmol KCl、2.35 mmol CaCl_2 、1 mmol NaH_2PO_4 、0.85 mmol MgCl_2 、12 mmol NaHCO_3 和 5 mmol 葡萄糖配比, $\text{pH}=7.4$,再冲入由 O_2 ($\varphi_{\text{O}_2}=0.95$) 和 CO_2 ($\varphi_{\text{CO}_2}=0.05$) 混合的气体),并置于温度为 37 $^\circ\text{C}$ 的恒温箱中。

2.2 SHPB 实验装置

SHPB 实验建立在 2 个基本假定基础上,即一维假定和均匀性假定。常规的 SHPB 装置主要由子弹、入射杆和透射杆组成,试样置于入射杆和透射杆之间。子弹以一定速度撞击入射杆,产生压缩应力波,当波传到试样时,一部分波反射为拉伸波传回入射杆,一部分作用于试样后传入透射杆。用粘贴在杆上的应变片记录脉冲信号,根据假定 $\epsilon_1 = \epsilon_R + \epsilon_T$,可得到试样的应变率、应变和应力分别为

$$\dot{\epsilon} = -\frac{2c_0}{l_s} \epsilon_R(t) \quad (1)$$

$$\epsilon(t) = -\frac{2c_0}{l_s} \int_0^t \epsilon_R(t) dt \quad (2)$$

$$\sigma(t) = E \frac{A}{A_s} \epsilon_T(t) \quad (3)$$

式中: E 、 A 和 c_0 分别为杆的杨氏模量、截面积和弹性波速, l_s 、 A_s 分别为试样的长度和截面积, ϵ_R 、 ϵ_T 分别为反射应变和透射应变。

当对质地十分柔软的肌肉进行实验时,传统的 SHPB 装置存在诸多限制,为得到准确可靠的结果,需进行相应的改进,改进后的装置如图 1 所示。(1)肌肉软组织波阻抗很低,透射信号很弱,常规的电阻应变片检测技术甚至更高灵敏度的半导体应变片检测技术,都很难获得高信噪比的透

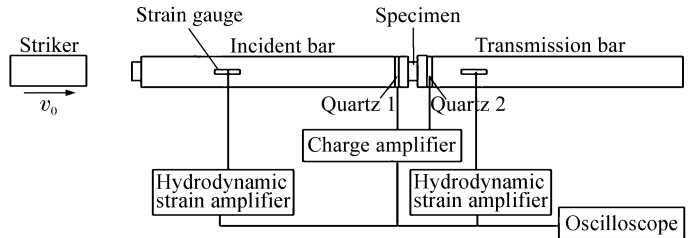


图 1 改进的 SHPB 实验装置简图

Fig. 1 A schematic of the modified SHPB

射信号。石英压电晶体因具有更高灵敏度和性能稳定等优点,在软材料的 SHPB 实验中已经得到应用^[9]。本文中采用石英晶体代替应变片技术,得到了高信噪比的透射信号,用于计算试样应力。(2)采用常规的 SHPB 实验方法,软材料存在受力和变形难以达到均匀的问题^[10],实验中通过减小试样的厚度减少应力波传播一次的时间,再利用橡皮膏作为整形器,通过控制橡皮膏的厚度控制加载波形,使试样提早达到应力均匀,并获得恒定的应变率,从而保证均匀性假定。并在试样两端嵌入石英片,实时检测试样两端的应力是否均匀。(3)常规实验通常试样最佳长径比为 $h/r = \sqrt{3}/2$,此时可以忽略径向惯性效应的影响,认为试样处于一维应力状态,但对软材料为了减少应力均匀所需的时间,会选择薄试样,径向惯性效应带来的轴向应力附加与本身的力学性能几乎在同一量级,不可忽略,试样的一维应力假定不成立,需要进行修正。(4)为避免对质地柔软的试样预加作用力,放置试样时采用厚薄规限制两端面的间距。(5)肌肉材料具有导电性,为防止前后石英片连通漏电而出现信号异常,用绝缘胶布对贴近试样的两端面绝缘,胶布厚度仅 0.06 mm,很快就达到应力均匀,对结果几乎没有影响。同时透射杆仍贴上半导体片,虽然测得的信号不用于计算试样应力,但仍可用作检验石英片信号的正确性,因为半导体应变片的信号不会受肌肉与杆端面之间导电性的影响,而且根据波传播理论,两者测得的信号换算为应力应相同。

2.3 应力均匀性和恒定应变率

图 2 给出了猪后腿肌肉在高应变率下的典型波形。将 2 个石英片信号换算成力信号,如图 3,前一石英片在开始加载阶段比后一石英片信号大很多,但这并不能说明试样不处于均匀应力状态。因为前一石英片信号并不完全代表试样前端面受到的力,在试样两端面嵌入石英片时,为了保护石英片及接线方便,会在石英片两端贴上与杆材相同的金属垫片,前一石英片采集的信号还包含很大一部分由于垫片加速度引起的力信号^[13]。而后一石英片虽然也包含惯性成分,但是由于透射信号很弱,加速度带来的惯性力相比真实的力信号可以忽略。

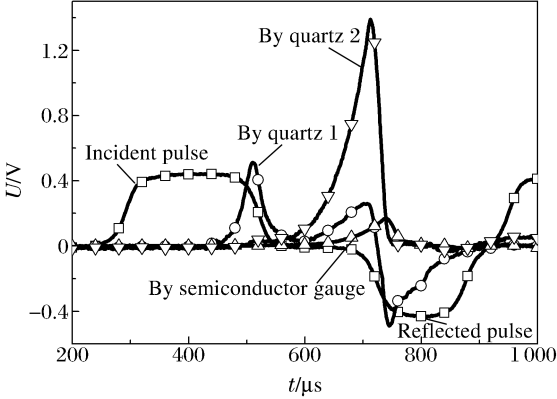


图 2 SHPB 实验典型波形

Fig. 2 Typical waves obtained from a SHPB experiment

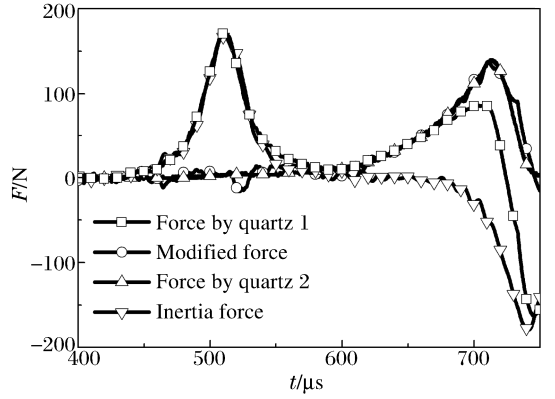


图 3 石英片测得力信号及应力均匀性检测

Fig. 3 Force signals measured by two quartz plates and stress equilibrium detection

如图 4,前一石英片及垫片的加速度为 a_1 ,由牛顿第二定律

$$F_Q - F_S = m_e a_1 \tag{4}$$

$$m_e = m_p + m_g / 2 \tag{5}$$

式中: m_p 、 m_g 分别为垫片的质量和石英片的质量。石英片加速度均匀分布时,应力则沿其长度方向线性分布,石英片测得的力可认为作用在石英片中点处,因而有效质量取垫片的质量加石英片质量的一半。加速度可以通过入射杆上的应变片测得的信号计算求得,速度为

$$v_1 = c_0 (\epsilon_1 - \epsilon_R) \tag{6}$$

对于特别软的生物软组织材料,透射信号与入射信号相比,几乎可以忽略,即假定垫块与试样接触的端面为自由面。所有的入射波经自由面全部反射回来,则

$$v_1(t) = c_0 (\epsilon_1 - \epsilon_R) = 2c_0 \epsilon_1 \tag{7}$$

$$a_1(t) = dv_1(t) / dt \tag{8}$$

从图 3 可以看出,修正后 2 个石英片的信号在大部分时间重合很好,即试样处于应力均匀状态。图 5 给出了试样中的应变率和应变历史,说明实验过程中,试样基本在 $3\ 200\ s^{-1}$ 应变率下均匀变形。

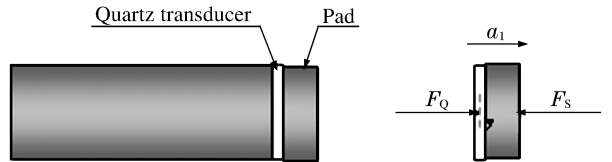


图 4 前端面石英片惯性力分析

Fig. 4 Analysis of inertia force for the quartz plates at the front end

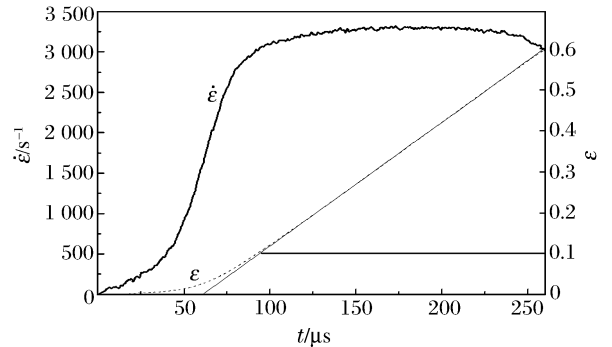


图 5 应变率和应变历史

Fig. 5 Strain rate and strain histories

2.4 试样径向惯性效应修正

H. Kolsky^[6]对试样的横向惯性效应进行了分析,基于能量守恒原理,认为横向惯性效应将引起轴向应力附加值为

$$\sigma_{zz} = \frac{1}{8} \rho v^2 b^2 \ddot{\epsilon} \quad (9)$$

宋博等^[14]在进行超软材料 SHPB 实验时发现:透射波有一个显著的尖峰现象,经过分析,认为尖峰信号并非材料特性的体现,而是试样横向惯性效应造成的。为减小径向惯性效应的影响,提出了圆环试样代替传统的圆柱形试样的方法。但是肌肉材料试样的制作比较困难,如果圆形试样本身直径比较小,制作环形试样时试样很容易破坏。本文中,仍采用圆柱形试样。虽然采用了整形技术,延缓了波形上升时间,大大降低了应变加速度 $\ddot{\epsilon}$,但得到的应力信号开始阶段还是有凸起的部分。特别是在应变率较低时,径向惯性引起的轴向应力附加值与反映真实材料力学性能的应力值几乎在同一个数量级,必须进行修正消除。

由式(9)修正惯性效应时,需测每个试样的密度和泊松比,比较麻烦。若假定

$$k = \frac{1}{8} \rho v^2 b^2 \quad (10)$$

则

$$\sigma_{zz} = k \ddot{\epsilon} \quad (11)$$

$\ddot{\epsilon}$ 可通过对应变率微分得到。通过石英片可以计算出实测的应力信号,如图6所示。对于生物软组织材料,开始阶段属于正常生理工作阶段,应力值很小,可假定开始一段时间内,测得的应力信号完全是由径向惯性效应引起的,即 $\sigma(\Delta t) = \sigma_{zz}(\Delta t)$,对比透射应力信号 $\sigma(\Delta t)$ 与应变加速度信号 $\ddot{\epsilon}$ 便可求得 k 。修正前和修正后的应力历史如图6。

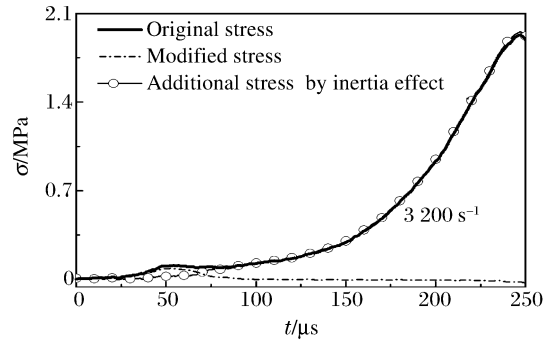


图6 实验信号和修正了径向惯性效应的应力信号

Fig. 6 Stress measured and stress after radial inertia correction

3 实验结果

采用以上方法,对猪后腿肌肉进行了动态冲击压缩实验。为了对比,在岛津材料试验机上也进行了准静态的实验。实验结果如图7所示。图中每条曲线都由7次重复实验平均得到,并用统计学方差分析法,给出了标准误差线。由图可知,猪后腿肌肉材料的应力应变曲线呈现凹向上非线性特征,开始时应力较小,通常在组织正常工作的生理区间^[1],应变增加到一定值后,去除了试样中的一些水分等,试样被压实,应力快速增加。

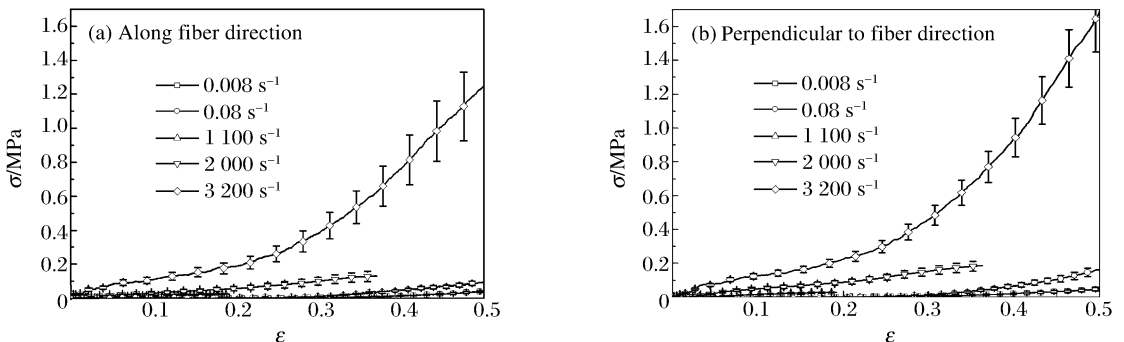


图7 猪后腿肌肉的应力应变曲线

Fig. 7 Stress strain curves of muscle

从图7还可看到,与低应变率相比,肌肉材料在高应变率时强度高:应变为0.35时,应变率从 0.008 s^{-1} 提高到 $3\,200\text{ s}^{-1}$,沿着纤维方向流动应力从 $(7.70\pm 1.08)\text{ kPa}$ 提高到 $(553.01\pm 99.54)\text{ kPa}$,垂直于纤维方向从 $(13.19\pm 2.80)\text{ kPa}$ 提高到 $(678.17\pm 81.07)\text{ kPa}$ 。根据最小显著差数法进行统计分析,发现应变率不同,流动应力显著不同(概率 $P<0.05$)。随着应变率的提高,流动应力显著提高。这正体现了肌肉作为粘弹性材料所应有的力学特性。

肌肉材料是各向异性材料,不同加载方向力学性能不同,与顺着纤维方向加载相比,肌肉在垂直纤维方向加载时强度大(应变率为 $2\,000\text{ s}^{-1}$ 、应变为0.35时,顺着纤维方向的流动应力为 $(126.06\pm 28.99)\text{ kPa}$,而垂直与纤维方向时流动应力为 $(184.30\pm 28.72)\text{ kPa}$),由最小显著差数法统计分析,发现相同应变率下,垂直纤维方向加载与沿着纤维方向加载,流动应力明显不同($P<0.05$),垂直方向流动应力更高。这与文献[4]从准静态实验得到的结论一致,纤维方向加载的试样相比其他方向加载的试样,应设计更小的长径比来消除屈曲的影响。但这种短试样设计只是消除了试样作为整体结构而发生屈曲的影响,即使是其他方向加载的试样,采用长试样压缩也是容易发生屈曲的。实际上肌肉是由许多较小的肌纤维所组成的,肌纤维为长约几厘米,直径为约几百微米的圆柱状结构,因而单个肌纤维的长径比很大,易屈曲失稳,它能够承受一定的拉力,但却不能承受压力。肌纤维间是细胞间隙,有血管、结缔组织等,占总体积的约20%^[1],肌纤维间组织也比较柔软,对肌纤维的侧向支持作用较弱,因而沿纤维方向加压时,很小的力就可以使得肌纤维发生屈曲失稳,产生较大的变形。而在垂直方向受压时,肌纤维径向尺寸相比长度方向很小,不易失稳。结缔组织使肌纤维间结合在一起,这些平行排列的肌纤维共同承受压力的作用,因而压缩强度较高。

与宋博等^[14]的实验结果比较发现,尽管由于取材不同,存在一定的差异,但结果比较接近。文献[14]的应力应变曲线出现多段硬化现象,而本文中动态实验曲线与准静态实验曲线都是非线性凹向上的,更能体现肌肉作为粘弹性材料所应具有的特征。

4 结 论

采用改进的SHPB实验技术对猪后腿肌肉进行了动态力学性能的研究。波形整形技术用来取得应力均匀和应变均匀的实验条件,石英晶体用来检测试样的应力均匀性,并获得高信噪比的透射信号。用计算修正的方法修正了径向惯性效应对实验结果的影响,获得了反映材料真实性能的应力应变曲线。猪肉材料的应力应变曲线呈现粘超弹性材料所具有的凹向上的非线性特征,并表现出明显的应变率效应。猪肉材料属于各向异性材料,不同加载方向压缩强度不同,垂直纤维方向的强度比顺着纤维方向的强度大,这是因为沿纤维方向加载,单个肌纤维长径比很大,而肌纤维间的组织对肌纤维的侧向支持太弱,导致肌纤维极易发生失稳。与现有文献结果相比,尽管由于材料来源的不同造成了一定的差异,但比较接近,并且得到的应力应变曲线形状更符合粘弹性材料的特征。

系统研究软组织类生物材料在冲击载荷下的力学性能,可为伤害的评估、保护装置的设计、人体组织的替代品的研究等提供重要的理论依据。

参考文献:

- [1] 冯元桢.生物力学:活组织的力学特征[M].戴克刚,鞠烽炽,译.长沙:湖南科学技术出版社,1983:194-224.
- [2] Best T M, Mcelhaney J, Garrett W E Jr, et al. Characterization of the passive responses of live skeletal muscle using the quasi-linear theory of viscoelasticity[J]. Journal of Biomechanics, 1994,27:413-419.
- [3] Van Loocke M, Simms C K, Lyons C G. Three dimensional passive properties of muscle tissue in compression[C] // Gilchrist M D. IUTAM Symposium on Impact Biomechanics: From Fundamental Insights to Applications. New York: Springer, 2005:313-320.
- [4] Van Loocke M, Lyons C G, Simms C K. A validated model of passive muscle in compression[J]. Journal of Biomechanics, 2006,39:2999-3009.
- [5] Mcelhaney J. Dynamic response of bone and muscle tissue[J]. Journal of Applied Physiology, 1966,21:1231-1236.

- [6] Kolsky H. An investigation of the mechanical properties of materials at very high rates of loading[J]. *Proceeding of Physical Society: B*, 1949,62(11):676-700.
- [7] Zhao H, Gray G, Klepaczko J R. On the use of a viscoplastic split Hopkinson pressure bar[J]. *International Journal of Impact Engineering*, 1997,19(4):319-330.
- [8] Chen W, Zhang B, Forrestal M J. A split Hopkinson bar technique for low-impedance materials[J]. *Experimental Mechanics*, 1999,39(1):81-85.
- [9] Chen W, Lu F, Zhou B. A quartz-crystal-embedded split Hopkinson pressure bar for soft materials[J]. *Experimental Mechanics*, 2000,40(1):1-6.
- [10] Song B, Chen W. Dynamic stress equilibration in split Hopkinson pressure tests on soft materials[J]. *Experimental Mechanics*, 2004,44:300-312.
- [11] Van Slightenhorst C, Cronin D S, Brodland G W. High strain rate compressive properties of bovine muscle tissue determined using a split Hopkinson bar apparatus[J]. *Journal of Biomechanics*, 2006,39(10):1852-1858.
- [12] SONG Bo, CHEN Wei-nong, GE Yun, et al. Dynamic and quasi-static compressive response of porcine muscle [J]. *Journal of Biomechanics*, 2007,40(13):2999-3005.
- [13] Casem D, Weerasooriya T, Moy P. Inertia effects of quartz force transducers embedded in a split Hopkinson pressure bar[J]. *Experimental Mechanics*, 2005,45:368-376.
- [14] Song B, Ge Y, Chen W W, et al. Radial inertia effects in Kolsky bar testing of extra-soft specimens[J]. *Experimental Mechanics*, 2007,47(50):659-670.

Dynamic compression experiments of porcine ham muscle*

WANG Bao-zhen, HU Shi-sheng

(CAS Key Laboratory of Mechanical Behavior and Design of Materials,
University of Science and Technology of China, Hefei 230027, Anhui, China)

Abstract: The conventional split Hopkinson pressure bar (SHPB) has some limitations when the specimen is soft tissue. The modifications are necessary to ensure the reliability of SHPB experiment which is based on one-dimensional and uniformity assumptions. Pulse shapers were used to achieve stress equilibrium in specimens and constant strain rates. The quartz crystal force transducers were introduced for checking the dynamic stress equilibrium and obtaining the stress signals. The additional axial stress induced by radial inertia effect at the beginning of the dynamic loading was subtracted with an equation. The stress strain curves for muscles were obtained at various loading directions and various strain rates. The results show that the stress strain curves is concave upward as a viscoelastic material. The least significant difference method is used to explain that mechanical properties of muscle are sensitive to strain rate and loading direction. The compressive strength along the fiber direction is weaker than that along the perpendicular direction because fibers are inclined to buckling when compression loadings are along fiber directions.

Key words: solid mechanics; dynamic mechanical properties; SHPB; soft tissue; strain rates; fiber direction

* Received 19 September 2008; Revised 22 February 2009

Supported by the National Natural Science Foundation of China (10772170)

Corresponding author: HU Shi-sheng, sshu@ustc.edu.cn