



## 骨骼肌肌外膜细观力学特性研究 Study on Micromechanical Properties of Skeletal Muscle Epimysium

满喜<sup>1,2</sup>, 云国宏<sup>1,2</sup>, 那日苏<sup>1</sup>, 郑松玲<sup>1</sup>  
MAN Xi<sup>1,2</sup>, YUN Guohong<sup>2</sup>, NA Risu<sup>2</sup>, ZHENG Songling<sup>1</sup>

**摘要:**为了获得骨骼肌肌外膜在外荷载作用下的宏观应力-应变关系及其随增龄过程的变化规律。根据胶原纤维在基质中的实际分布状况建立骨骼肌肌外膜细观力学模型,用此模型模拟分析骨骼肌肌外膜的细观力学特性。研究表明:1)在拉伸作用下,应力-伸长比曲线表现出准线性。2)增龄过程使结缔组织的刚度增加。3)讨论了同一重复单元中胶原纤维的多个周期分布对肌外膜宏观性能的影响。通过分析曲线可以得到随着胶原纤维周期的增大,肌外膜的弹性模量降低,刚度变小的结果。

**关键词:**骨骼肌;肌外膜;细观力学;应力-应变关系

**中图分类号:** G 804.6 **文章编号:** 1009-783X(2012)05-0472-06 **文献标志码:** A

**Abstract:** In order to obtain the stress-strain relationship of skeletal muscle epimysium under the external loads and its variation with the aging process, a micromechanical model was established based on the actual distribution of collagen fibers in the ground substance in this study, by which the micromechanical property of the skeletal muscle epimysium was modeled and analyzed. The results show that 1) the stress-stretch ratio relationship is nearly linear in all the stretch ratio values; 2) the aging process increase the crosslinking between collagen fibers and thus increase the stiffness of connective tissues; 3) the elastic modulus of the unit cell of skeletal muscle epimysium is decreases with the increasing period of fibers in unit length.

**Key words:** skeletal muscle; epimysium; micromechanics; stress-strain relationship

骨骼肌的力学性质十分复杂,它与组成骨骼肌的各种成分的力学特性有关。骨骼肌的基本构造单位是肌纤维和细胞外基质(extracellular matrix)。骨骼肌的机械功能取决于细胞外基质的力学性质,它对肌肉的抗张能力<sup>[1]</sup>、肌肉中力的分配<sup>[2]</sup>及力的传递<sup>[3-4]</sup>起着非常重要的作用。细胞外基质被认为是决定肌肉收缩功能的基本元素<sup>[5]</sup>,也是肌肉被动弹性的主要贡献者。细胞外基质的超微结构决定它的机械功能。胶原是细胞外基质的最重要成分,因此,胶原纤维在细胞外基质中的排列决定细胞外基质的机械功能。为了描述生物软组织的力学特性,近年来许多学者对其进行了大量研究<sup>[6-13]</sup>,其中研究较多的为平行纤维胶原组织。1991年 Belkoff 和 Haut<sup>[14]</sup>提出生物

软组织微结构模型,他们用归一化的高斯分布函数  $R(x)$  来描述胶原纤维的矫直,结果与实验观测符合得很好;但模型未考虑胶原纤维在外荷载作用下空间排列的变化。后来, Hurschler<sup>[15-16]</sup>发展了概率微结构模型,用来描述结缔组织的应力-应变关系,此模型引用了三参数韦布尔概率函数去描述胶原纤维在结缔组织中的分布,并用其成功地预测了在外力作用下波浪形胶原纤维逐渐变直及结缔组织的非线性应力-应变关系特性;但此模型中假设胶原纤维没拉直前不承受任何荷载,即胶原纤维的变形为线性变形,并忽略了胶原纤维与基质的相互作用。Ault 和 Hoffman<sup>[17-18]</sup>提出了结缔组织复合细观力学模型,此模型认为结缔组织是许多分离单元的集合体,即认为结缔组织由基质中同向分布的胶原纤维集合而成。用此模型成功地预测了随着结缔组织伸长,轴向刚度增加是由于胶原纤维在受力方向上平行分布所导致;但此模型把所有胶原纤维都看成直线,未考虑胶原纤维的波浪形几何结构。Purslow<sup>[19]</sup>在等体积假设的基础上提出了一维几何模型,此模型假定 2 组胶原纤维在基质中与肌纤维方向夹角分布,并用混合率计算了胶原纤维与基质的模量,但此模型未考虑胶原纤维的弯曲效应。

基于上述模型, Yingxin Gao<sup>[20-21]</sup>在 2008 年提出骨骼肌外膜细观力学模型,此模型假设胶原纤维在基质中沿不同方向分布,并假设所有的胶原纤维都有相同的正弦波形,将 2 个相互平行的胶原纤维作为一个重复单元,即单胞。肌外膜是许多单

收稿日期:2011-11-28

基金项目:内蒙古自治区高等学校科学研究项目(NJZY11039)。

作者简介:满喜(1978—),男,内蒙古通辽市人,在读博士研究生,讲师,研究方向为生物力学;云国宏(1961—),男,内蒙古呼和浩特市人,博士,教授,研究方向为理论物理;那日苏(1981—),男,内蒙古通辽市人,博士,副教授,研究方向为凝聚态物理;郑松玲(1978—),女,内蒙古通辽市人,硕士,讲师,研究方向为运动人体科学。

作者单位:1. 内蒙古师范大学体育学院 人体科学教研室,内蒙古呼和浩特 010022;2. 内蒙古大学 物理科学与技术学院,内蒙古呼和浩特 010021

1. School of Physical Education, Inner Mongolia Normal University, Huhhot 010021, China; 2. School of Science and Technology, Inner Mongolia University, Hohhot 010021, China.



胞的集合体；此模型在非线弹性理论的基础上引入了应变能，并充分考虑了胶原纤维与基质在外荷载作用下的应变能的改变，较成功地描述了肌外膜的非线性应力-应变关系，但从胶原纤维在基质中的实际分布看，其形状并非相同周期的正弦波形。本文在 Gao 模型的基础上，创建了不同周期胶原纤维的骨骼肌肌外膜细观力学模型，并用半正弦平行胶原纤维与基质作为单元体，研究了骨骼肌肌外膜宏观力学性能；并将模型的预测结果与已有的实验及理论结果进行比较，证实本细观力学模型的可行性与有效性。研究结论为生物软组织生物力学基础研究和临床应用提供理论指导和判断依据。

1 模型的创建

用电子显微镜(SEM)观察胶原纤维在骨骼肌肌外膜中的分布,发现胶原网状结构由随机排列的波浪形胶原纤维组成<sup>[19,22]</sup>,如图 1 所示。本研究根据胶原纤维在肌外膜中的分布状况,创建了骨骼肌肌外膜细观力学模型。此模型假定肌外膜为宏观、均匀同向材料并且胶原纤维在基质中沿同一个方向分布,即胶原纤维方向与肌纤维方向一致,基质中的胶原纤维被模拟为不同周期的正弦波,如图 1 所示。

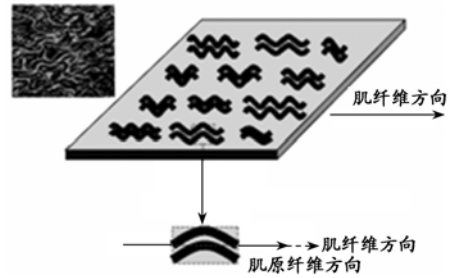


图 1 胶原纤维在细胞外基质中的波浪结构<sup>[14]</sup>及肌外膜

1.1 单胞

根据所建立的模型,对骨骼肌外膜的力学特性进行研究。因其结构的周期性,可以取出一个代表体元(单胞)进行分析,如图 2(a)所示。单胞由嵌入在基质中的 2 个波浪形的平行胶原纤维与基质构成。胶原纤维与基质间无空隙,即胶原纤维完全贴在基质上。假定单胞的初始状态为  $w_0$  ( $w$  表示  $z$  方向的位移),  $w_0 = D_0 \sin(\pi x/l_0)$ 。其中  $l_0$  为单胞的初始长度,  $D_0$  为胶原纤维的初始振幅。当单胞在外荷载  $\Delta p$  的作用下伸长为  $l$ ,则相应的伸长比被定义为  $\lambda = l/l_0$ 。

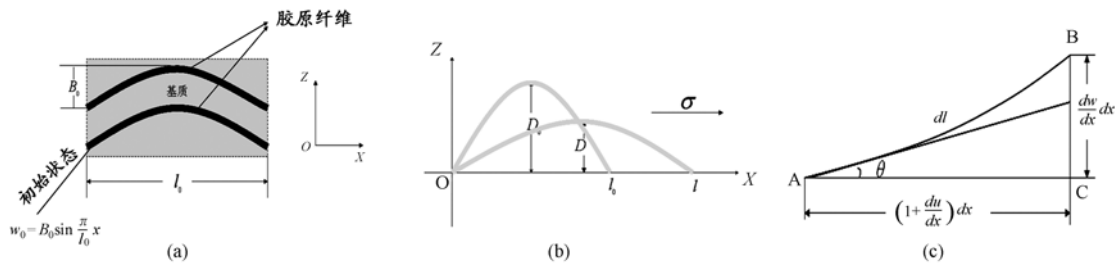


图 2 (a)单胞;(b)胶原纤维变形;(c)将胶原纤维模拟为平面梁

1.2 胶原纤维的弯曲率

胶原纤维在外荷载作用下产生形变,正弦形式的波浪形胶原纤维的振幅逐渐变小,长度变长,如图 2(b)所示。将胶原纤维模拟成平面梁,则胶原纤维的几何形状,如图 2(c)所示。令  $u_1 = u(x)$ ,  $u_2 = w(x)$ , 分别表示胶原纤维轴向与横向位移。假定胶原纤维轴向初始线元长为  $dx$ , 变形后其长度为  $dl'$ , 根据弹性理论,  $dx$  与  $dl'$  的关系为

$$dl'^2 = dx^2(1 + 2\epsilon_{xx}) \quad (1)$$

其中  $\epsilon_{xx}$  为  $x$  方向的总应变

$$\epsilon_{xx} = u' + 1/2 u'^2 + 1/2 w'^2 \quad (2)$$

从图 2(c)可以看出

$$\sin\theta = \frac{w'dx}{AD} = \frac{w'dx}{[(1 + u')^2 + w'^2]^{1/2}} = \frac{w'}{(1 + 2\epsilon_{xx})^{1/2}} \quad (3)$$

当胶原纤维的应变很小,即  $|\epsilon_{xx}| \ll 1$  时,  $(1 + 2\epsilon_{xx})^{1/2} \cong 1 + \epsilon_{xx}$ , 则(3)式可以简化为  $\sin\theta \cong w'/(1 + \epsilon_{xx})$  根据平面梁的曲率表达式  $\kappa = 1/\rho = d\theta/dl'$  获得

$$\kappa = \frac{1}{(1 + 2\epsilon_{xx})^{1/2}} \frac{d\theta}{dx} \quad (4)$$

当  $|\epsilon_{xx}| \ll 1$  时

$$\kappa = \frac{1}{(1 + 2\epsilon_{xx})^{1/2}} \frac{d\theta}{dx} \cong \frac{1}{1 + \epsilon_{xx}} \frac{d\theta}{dx} \quad (5)$$

其中  $d\theta/dx$  的值是由(3)式的积分获得。就此小应变条件下的胶原纤维的曲率为

$$\kappa \cong \frac{w''}{(1 + \epsilon_{xx})^2} \quad (6)$$

1.3 胶原纤维的伸长量

胶原纤维的伸长量( $\Delta l$ )可以通过下式求得

$$\Delta l = \int_0^{l_0} u' dx \quad (7)$$

将(2)式代入(7)式中就得

$$\Delta l = \int_0^{l_0} (\epsilon_{xx} - \frac{1}{2} w'^2) dx \quad (8)$$

1.4 胶原纤维应变能的变化

1.4.1 胶原纤维弯曲应变能的变化

在求胶原纤维应变能的变化时用了增量定律,即假定在某平衡状态附近微小的荷载增量与应变增量  $\Delta p$  之间呈线性相

关。也就是说每一个荷载增量与胶原纤维的变形相对应。假定胶原纤维当前的状态为  $w_i$ , 其之前的胶原纤维状态为  $w_{i-1}$ 。同样假定胶原纤维当前的应变为  $\epsilon'_{xx}$ , 其之前的应变为  $\epsilon^{i-1}_{xx}$ , 则胶原纤维弯曲应变能的变化量  $\Delta U_{f\_bending}$  为

$$\Delta U_{f\_bending} = \frac{E_f I_f}{2} \int_0^{l_{i-1}} \left( \frac{1}{\rho_i} - \frac{1}{\rho_{i-1}} \right)^2 dx \quad (9)$$

其中  $E_f$  为胶原纤维的伸长模量, 即杨氏模量;  $I_f$  为胶原纤维的转动惯量。将(6)式带入(9)式中, 就得胶原纤维弯曲应变能

$$\Delta U_{f\_bending} = \frac{E_f I_f}{2} \int_0^{l_{i-1}} \left( \frac{w''_i}{(1 + \epsilon_{xx}^{(i)})^2} - \frac{w''_{i-1}}{(1 + \epsilon_{xx}^{(i-1)})^2} \right)^2 dx \quad (10)$$

#### 1.4.2 胶原纤维轴向应变能的变化

假定胶原纤维在轴向上的应力增量 ( $\Delta \sigma_{xx}$ ) 与应变增量 ( $\Delta \epsilon_{xx}$ ) 之间存在线性关系, 即  $\Delta \sigma_{xx} = E_f \Delta \epsilon_{xx}$ , 则胶原纤维在外荷载  $\Delta p$  作用下的轴向应变能改变量  $\Delta U_{f\_axial}$  由下式计算

$$\Delta U_{f\_axial} = \frac{1}{2} \int_0^{l_{i-1}} \Delta \sigma_{xx} \Delta \epsilon_{xx} dx = \frac{1}{2} \int_0^{l_{i-1}} E_f (\Delta \epsilon_{xx})^2 dx \quad (11)$$

其中  $\Delta \epsilon_{xx} = \Delta p / E_f A_f$ ;  $A_f$  为胶原纤维的横截面积。

#### 1.5 基质应变能的变化

基质与胶原纤维相比较软, 因此, 对基质来说, 剪切应力的作用占主导地位。根据弹性力学理论, 基质的剪切应变应为

$$\gamma_{xz}^m = \frac{\partial u_m}{\partial z} + \frac{\partial w_m}{\partial x} \quad (12)$$

其中  $u_m$ 、 $w_m$  分别表示基质在  $x$ 、 $z$  方向上的位移。

此模型假定 2 个平行的胶原纤维有相同形变, 胶原纤维在轴方向上的位移由  $u_f = -z \cdot \partial w / \partial x$  确定, 其中  $z$  为胶原纤维横截面积中心为原点的坐标 (如图 3 所示)。则上胶原纤维下表面的位移  $u_i$  和下胶原纤维上表面的位移  $u_b$  分别表示为  $u_i = h_f / 2 \cdot \partial w / \partial x$  和  $u_b = -h_f / 2 \cdot \partial w / \partial x$ 。其中  $h_f$  为胶原纤维的直径。

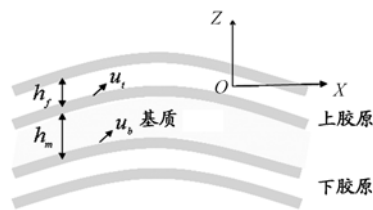


图 3 肌外膜自由体

这样将(12)式中的第 1 项近似为  $\partial u_m / \partial z = (u_i - u_b) / h_m$ , 则当  $w_m = w$  时, 基质的剪切应变为

$$\gamma_{xz}^m = \left( 1 + \frac{h_f}{h_m} \right) \frac{\partial w}{\partial x} \quad (13)$$

假定基质剪切应力增量 ( $\Delta \tau_{xz}$ ) 与应变增量 ( $\Delta \gamma_{xz}^m$ ) 之间存在线性关系, 即  $\Delta \tau_{xz} = G_m \Delta \gamma_{xz}^m$ , 则基质的应变能由下式获得

$$\Delta U_m = \frac{1}{2} \int_0^{l_{i-1}} \Delta \tau_{xz}^m \Delta \gamma_{xz}^m dx = \frac{1}{2} G_m \left( 1 + \frac{h_f}{h_m} \right)^2 \int_0^{l_{i-1}} \left[ \frac{\partial (w_i - w_{i-1})}{\partial x} \right]^2 dx \quad (14)$$

其中  $G_m$  为基质的剪切模量。

#### 1.6 由于外力引起的势能改变

单胞受到轴向荷载  $\Delta p$  的作用下, 产生形变。轴向位移从  $u(l_i)$  拉伸到  $u(l_{i-1})$ , 此过程中外力对单胞所做的功, 即单胞势能的变化量为

$$\Delta V_p = -\Delta p [u(l_i) - u(l_{i-1})] = -\Delta p \int_0^{l_{i-1}} (u' - u'_{i-1}) dx \quad (15)$$

从(8)式可知,  $u' = \epsilon_{xx} - \frac{1}{2} w'^2$  把此式代入(15)就可以得单胞势能的变化量  $\Delta V_p$

$$\Delta V_p = -\Delta p \int_0^{l_{i-1}} \left[ (\epsilon'_{xx} - \epsilon^{i-1}_{xx}) - \frac{1}{2} (w_i'^2 - w_{i-1}'^2) \right] dx \quad (16)$$

#### 1.7 单胞总势能的变化

单胞总势能改变由胶原纤维的弯曲应变能、轴向应变能的变化及基质的剪切应变能和由于外力引起的单胞势能改变组成, 因此, 单胞总势能的变化 ( $\Delta W$ ) 为

$$\begin{aligned} \Delta W &= \Delta U_{f\_bending} + \Delta U_{f\_axial} + \Delta U_m + \Delta V_p \\ &= \frac{E_f I_f}{2} \int_0^{l_{i-1}} \left( \frac{w''_i}{(1 + \epsilon_{xx}^{(i)})^2} - \frac{w''_{i-1}}{(1 + \epsilon_{xx}^{(i-1)})^2} \right)^2 dx + \frac{1}{2} \int_0^{l_{i-1}} E_f (\Delta \epsilon_{xx})^2 dx \\ &\quad + \frac{1}{2} \int_0^{l_{i-1}} G_m (\gamma_{xz}^{m(i)} - \gamma_{xz}^{m(i-1)})^2 dx + (-\Delta p) \cdot \\ &\quad \int_0^{l_{i-1}} \left[ (\epsilon'_{xx} - \epsilon^{i-1}_{xx}) - \frac{1}{2} (w_i'^2 - w_{i-1}'^2) \right] dx \quad (17) \end{aligned}$$

用变分原理, 即  $\delta W = 0$ , 求出单胞横向位移 ( $w_i$ ) 的控制方程 (主方程) 为

$$DI (i)_1 w_i'' - D_2^{(i)} w_i'' = D_3^{(i)} \sin(\beta_{i-1} x) \quad (18)$$

其中

$$\beta_{i-1} = \pi / l_{i-1} \quad (19)$$

$$D_1^{(i)} = E_f I_f / (1 + \epsilon_{xx}^{(i)})^4 \quad (20)$$

$$D_2^{(i)} = G_m A_m \left( 1 + \frac{h_f}{h_m} \right)^2 + \Delta p_i \quad (21)$$

$$\begin{aligned} D_3^{(i)} &= \frac{E_f I_f}{(1 + \epsilon_{xx}^{(i)})^2 (1 + \epsilon_{xx}^{(i-1)})^2} D_3^{(i-1)} (\beta_{i-1})^4 + \\ &\quad G_m A_m \left( 1 + \frac{h_f}{h_m} \right)^2 D_3^{(i-1)} (\beta_{i-1})^2 \quad (22) \end{aligned}$$

从(19)到(22)式中  $i$  的值从 1 开始取;  $D_3^{(i)}$  是胶原纤维的振幅, 因此,  $D_3^{(0)} = D^{(0)}$ 。通过解(18)式就可得到单胞的横向位移  $w_i$  的解析表达式, 如下

$$\begin{aligned} w_i &= C_1 (\lambda_i) + C_2 (\lambda_i) x + C_3 (\lambda_i) \sinh(\gamma_i x) + \\ &\quad C_4 (\lambda_i) \cosh(\gamma_i x) + D \sin h(\beta_{i-1} x) \quad (23) \end{aligned}$$

其中

$$\gamma_i^{(i)} = \sqrt{D_2^{(i)} / D_1^{(i)}}, \quad D = D_3^{(i)} / (D_1^{(i)} \beta_{i-1}^4 + D_2^{(i)} \beta_{i-1}^2) \quad (24)$$

从(23)式可以看出单胞横向位移  $w_i$  是伸长比  $\lambda_i$  和  $x$  的函

数。解析式中的系数  $C_1$ 、 $C_2$ 、 $C_3$ 、 $C_4$  由伸长比  $\lambda_i$  和边界条件确定。

考虑单胞在受轴向载荷的作用时,两端的横向位移始终为零,因此,对单胞用两端固定边界条件:

$$\frac{E_f I_f}{(1 + \epsilon_{xx}^i)^2} \left( \frac{\omega''_i}{(1 + \epsilon_{xx}^i)^2} - \frac{\omega''_{i-1}}{(1 + \epsilon_{xx}^{i-1})^2} \right) = 0 (x = 0) \quad (25a)$$

$$\frac{E_f I_f}{(1 + \epsilon_{xx}^i)^2} \left( \frac{\omega''_i}{(1 + \epsilon_{xx}^i)^2} - \frac{\omega''_{i-1}}{(1 + \epsilon_{xx}^{i-1})^2} \right) = 0 (x = l_{i-1}) \quad (25b)$$

其中伸长比  $\lambda_i$  由下式确定:

$$\frac{\Delta p_i}{A_f E_f} = \frac{l_{(i) \_ fiber}(\lambda_i) - l_{(i-1) \_ fiber}(\lambda_{i-1})}{l_{(i-1) \_ fiber}(\lambda_{i-1})} \quad (26)$$

### 1.8 肌外膜的宏观力学特性

为了描述骨骼肌肌外膜的力学特性,假设微小应变增量的应力-应变关系为线性关系,因此,肌外膜在每个微小应变增量上的拉伸模量为  $E_1^{(i)} = \Delta \sigma^{(i)} / \Delta \epsilon^{(i)}$ 。其他模量通过下述混合率<sup>[23]</sup>计算:

$$E_2^{(i)} = E_{2f}^{(i)} / V_f + E_m / (1 - V_f), G_{12} = G_f / V_f + G_m / (1 - V_f), \nu_{12} = \nu_f V_f + \nu_m (1 - V_f) \quad (27)$$

则肌外膜的刚度矩阵  $C^{(i)}$  由下式获得

$$C^{(i)} = (S^{(i)})^{-1} = \begin{bmatrix} E_1^{(i)} / (E_1^{(i)} - \nu_{12}^2 E_2^{(i)}) & \nu_{12} E_1^{(i)} E_2^{(i)} / E_1^{(i)} & 0 \\ \nu_{12} E_1^{(i)} E_2^{(i)} / E_1^{(i)} & E_1^{(i)} E_2^{(i)} / (E_1^{(i)} - \nu_{12}^2 E_2^{(i)}) & 0 \\ 0 & 0 & 1/G_{12} \end{bmatrix} \quad (28)$$

因此,骨骼肌肌外膜的应力-应变关系由下式确定

$$[\Delta \sigma^{(i)}] = [C^{(i)}][\Delta \epsilon^{(i)}] \quad (29)$$

## 2 数值结果与讨论

### 2.1 模型参数的选取

本模型中所用的参数均来自于文献<sup>[20-21]</sup>的实验结果及研究成果。其中胶原纤维的初始振幅  $D_0 = 2.5 \mu m$ ,其初始长度为  $l_0 = 20 \mu m$ 。对于幼老鼠(Young Rat, YR),杨氏模量选取为  $E_f = 1100 \text{ MPa}$ ,剪切模量选取为  $G_m = 0.5 \text{ MPa}$ 。对于老老鼠(Old Rat, OR)  $E_f$  选取为  $2000 \text{ MPa}$ ,剪切模量  $G_m$  选取为  $1 \text{ MPa}$ 。体组分比  $V_f = 0.22$ ;泊松比  $\nu_m = \nu_f = 0.3$ 。模型中的其他参数,如胶原纤维的转动惯量  $I_f$ ,横截面积  $A_f$  及胶原纤维的横向拉伸模量及其剪切模量虽在文献<sup>[24]</sup>中提到很小,但没给确切值,因此,为了拟合实验取了最佳参数。

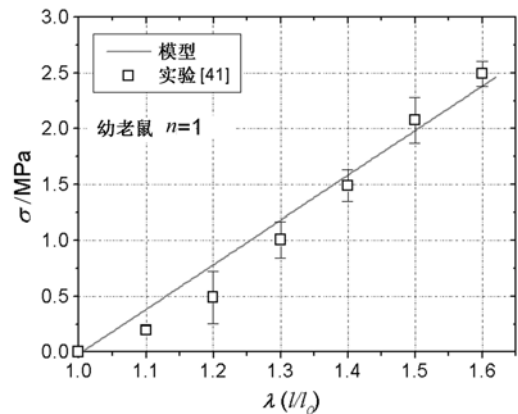
### 2.2 应力-伸长比关系

生物软组织如动脉、皮肤、肌肉等在力学性质方面有许多相似之处,它们一般都会呈现滞后、松弛、蠕变、各向异性及非线性应力-应变关系<sup>[25]</sup>。

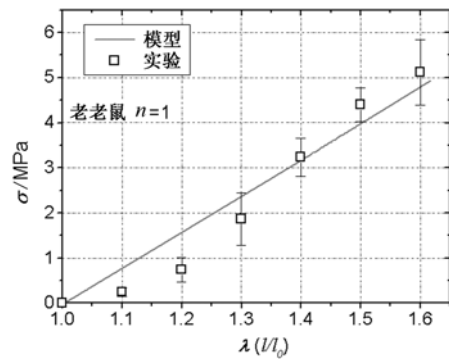
首先,利用本章发展的均匀同向细观力学模型,针对幼老鼠和老老鼠计算研究骨骼肌外膜的应力-伸长比关系,如图 4

(a)-(b)所示。由图可以看出,本章给出的应力-伸长比关系在实验误差范围内与近期实验结果较吻合,证明了所建立的模型的可行性与有效性。

图 4(a)-(b)为施加拉应变时幼老鼠与老老鼠肌外膜的应力与伸长比的关系图。横坐标是伸长比,即变形后长度与肌外膜初始长度的比值。纵坐标为载荷。从图 4 可以看出,当伸长比从 0 增加到 1.6 时,其应力-伸长比关系几乎是线性关系。随着载荷的增大,应变也随之增加。这主要是因为基质的弹性模量相比于胶原纤维的弹性模量很小,单胞的力学特性几乎决定于胶原纤维的形变行为。目前,多数学者都认为只有基质的剪切形变对生物组织的力学特性产生影响,然而,从单胞的结果来看剪切形变的影响也可以忽略不计。



(a) 幼老鼠肌外膜  $\sigma$ - $\lambda$  曲线



(b) 老老鼠肌外膜  $\sigma$ - $\lambda$  曲线

图 4 施加拉应变时老鼠肌外膜  $\sigma$ - $\lambda$  曲线

进一步研究单位长度胶原纤维分布不同对肌外膜的宏观性能的影响,得到了图 5 的应力-伸长比曲线。从图 5 可以看出随着周期的增大,肌外膜的弹性模量降低,刚度变小。这是模型的构造所导致,因为在模型中,假定胶原纤维都沿肌纤维方向分布。这种理想分布使胶原纤维在轴向产生较低的拉伸模量。

从图 5 也可以看出,随着同一重复单元中的胶原纤维的周期增加其应力-应变曲线更能接近于实验结果,这在一定程度上说明了胶原纤维在基质中的实际分布状况。

最后研究了增龄过程对骨骼肌肌外膜宏观性能的影响。从图 6 可以看出,随着施加应变的增大,OR 与 YR 肌外膜的水

平方向的应力都增大,而且两者之间的差值也逐渐增大。图线表明在拉伸作用下,OR 承受应力的能力比 YR 强。这时因为

增龄过程影响胶原组织的物理与生物学特性<sup>[26-28]</sup>,使胶原纤维之间的交联数量增加,导致结缔组织的刚度增加<sup>[29-30]</sup>。

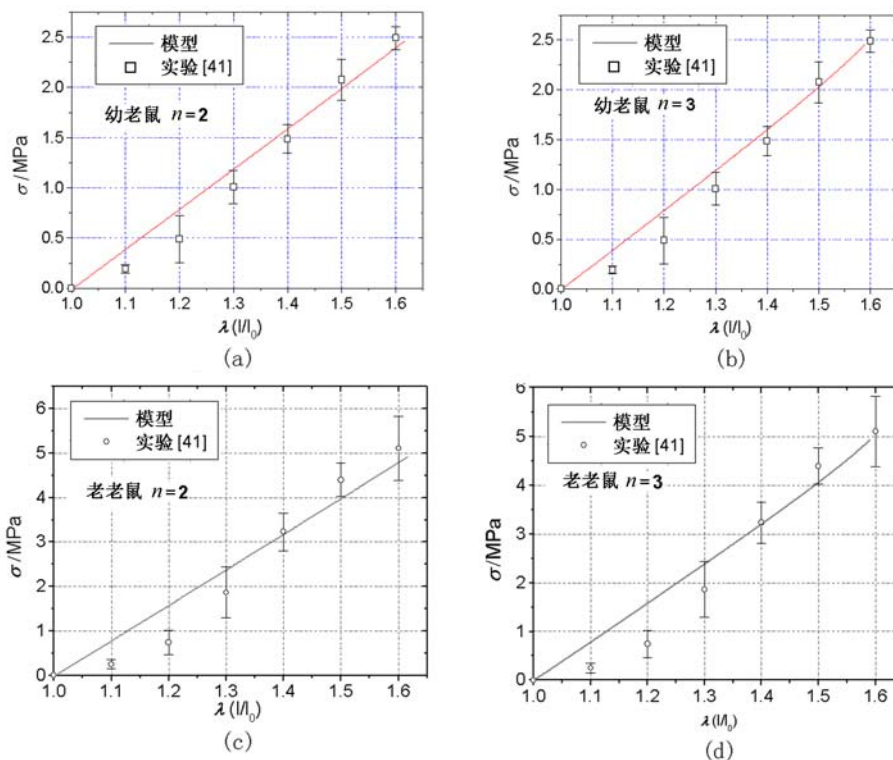


图 5 相同单胞中胶原纤维的周期不同时幼老鼠与老老鼠  $\sigma$ - $\lambda$  曲线

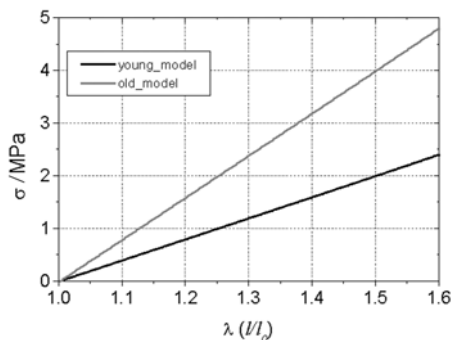


图 6 施加拉应变时幼老鼠与老老鼠骨骼肌肌外膜曲线  $\sigma$ - $\lambda$  比较

### 3 小结

1) 根据骨骼肌肌外膜细观力学结构建立了骨骼肌肌外膜细观力学模型,用此模型分析了肌外膜的宏观拟弹性性能,导出肌外膜的应力-伸长比曲线。通过分析应力-伸长比关系曲线可以得到:在拉伸作用下,应力-伸长比曲线表现出非线性。

2) 研究讨论增龄过程对骨骼肌肌外膜宏观性能的影响。研究发现增龄过程使结缔组织的刚度增加。

3) 讨论了同一重复单元中胶原纤维的多个周期分布对肌外膜宏观性能的影响。通过分析曲线可以得到随着周期的增大,肌外膜的弹性模量降低,刚度变小。

### 参考文献:

[1] B R Jewell, D R Wilkie. An analysis of the mechanical component in

frogs striated muscle[J]. J Physiol, 1968(143): 515.

[2] R W Field. Mechanical properties of the frog sarcolemma[J]. J Biophys, 1970(10): 462-479.

[3] P A Huijing. Muscle as a collagen fiber reinforced composite; a review of force transmission in muscle and whole limb[J]. Journal of Biomechanics, 1999, 32(4): 329-345.

[4] S F Street. Lateral transmission of tension in frog myofibers; a myofibrillar network and transverse cytoskeletal connections are possible transmitters[J]. J Cell Physiol, 1983(114): 346-348.

[5] E Otten. Concepts and models of functional architecture in skeletal muscle[J]. Exerc Sports Sci Rev, 1988(16): 89-137.

[6] Giampaolo Martufi, T. Christian Gasser. A constitutive model for vascular tissue that integrates fibril, fiber and continuum levels with application to the isotropic and passive properties of the infrarenal aorta[J]. Journal of Biomechanics, 2011(44): 2544-2550.

[7] Shawn P Reese, Steve A Maas, Jeffrey A Weiss. Micromechanical models of helical superstructures in ligament and tendon fibers predict large Poisson's ratios[J]. Journal of Biomechanics, 2010(43): 1394-1400.

[8] Bahar Sharafi, Silvia S Blemker. A mathematical model of force transmission from intrafascicularly terminating muscle fibers[J]. Journal of Biomechanics, 2011(44): 2031-2039.

[9] Claudio Vergari, Philippe Pourcelot, et al. True stress and Poisson's ratio of tendons during loading[J]. Journal of Biomechanics, 2011(44): 719-724.



- [10] Bahar Sharafi, Silvia S Blemker. A micromechanical model of skeletal muscle to explore the effects of fiber and fascicle geometry [J]. *Journal of Biomechanics*, 2010(43):3207-3213.
- [11] Michael R Hill, Xinjie Duan, et al. A theoretical and non-destructive experimental approach for direct inclusion of measured collagen orientation and recruitment into mechanical models of the artery wall[J]. *Journal of Biomechanics*, 2012(45):762-771.
- [12] Paul N Watton, Yiannis Ventikos, et al. Modelling the mechanical response of elastin for arterial tissue[J]. *Journal of Biomechanics*, 2009(42):1320-1325.
- [13] P DiAchille, S Celi, et al. Anisotropic AAA: Computational comparison between four and two fiber family material models[J]. *Journal of Biomechanics*, 2011(44):2418-2426.
- [14] Belkoff S M, Haut R C. A structural model used to evaluate the changing microstructure of maturing rat skin[J]. *Journal of Biomechanics*, 1991(24):711-720.
- [15] Hurschler C, Loitz-Ramage B, Vanderby R J. A structurally based stress-stretch relationship for tendon and ligament[J]. *Journal of Biomechanical Engineering*, 1997, 119(4):392-399.
- [16] Hurschler C, Provenzano P, Vanderby R J. Application of a probabilistic microstructural model to determine reference length and toe-to-linear region transition in fibrous connective tissue[J]. *Journal of Biomechanical Engineering*, 2003, 125(3):415-422.
- [17] Ault H K, Hoffman A H. A composite micromechanical model for connective tissues: part I-theory[J]. *Journal of Biomechanical Engineering*, 1992a(114):137-141.
- [18] Ault H K, Hoffman A H. A composite micromechanical model for connective tissues: part II—application to rat tail tendon and joint capsule[J]. *Journal of Biomechanical Engineering*, 1992b(114):142-146.
- [19] P P Purslow, J A Trotter. The morphology and mechanical properties of endomysium in series-fibred muscles; variations with muscle length[J]. *J Muscle Res Cell Motil*, 1994, 15(3):299-308.
- [20] Yingxin Gao, Anthony M Waas, John A Faulkner, et al. Micromechanical modeling of the epimysium of the skeletal muscles[J]. *Journal of Biomechanics*, 2008(41):1-10.
- [21] Yingxin Gao, Tatiana Y Kostrominova, John A. Faulkner, et al. Age-Related Changes In The Mechanical Properties Of the Epimysium In Skeletal Muscles Of Rats[J]. *Journal of Biomechanics*, 2008(41):465-469.
- [22] R W D Rowe. Morphology of perimysial and endomysial connective tissue in skeletal muscle[J]. *Tissue Cell*, 1981, 13(4):681-690.
- [23] Labdayk D, Lifshitz E M. Course of theoretical physics; theory of elasticity (third edition) [M]. Moscow: Sykes J B, Reed W H, 1986:1-10.
- [24] 王家权, 蒋和洋. 放射状角膜切开术有限元法计算机数值模拟的研究[J]. *北京生物医学工程*, 1999, 18(2):65-73.
- [25] 冯元桢. 生物力学[M]. 北京: 科学出版社, 1983:128-198.
- [26] J J Butzow, G L Eichhorn. Physical chemical studies on the age changes in rat tail tendon collagen[J]. *Biochim. Biophys. Acta*, 1968, 154(1):208-219.
- [27] J Diamant, A Keller, E Baer, et al. Collagen; ultrastructure and its relation to mechanical properties as a function of ageing[J]. *Proc R Soc Lond B Biol Sci*, 1972, 180(60):293-315.
- [28] A Galeski, J Kastelic, et al. Mechanical and structural changes in rat tail tendon induced by alloxan diabetes and aging[J]. *J Biomech*, 1984(10):775-782.
- [29] S Mohan, E Radha. Age-related changes in rat muscle collagen[J]. *J Biomech*, 1980(26):61-67.
- [30] C J Rodrigues, G M Bohm. Effects of aging on muscle fibers and collagen content of the diaphragm; a comparison with the rectus abdominis muscle[J]. *Gerontology*, 1996, 42(4):18-28.

(上接第 471 页)

有关。同时, 竞技女运动员的运动焦虑也显著高于男运动员, 这与男女运动员的身心特点和传统性别角色不同有关。

3) 体能主导类项群的竞技运动员非智力因素好于技能主导类项群的运动员。这可能与不同群对运动员有不同的心理要求, 以及不同的运动专项训练也发展了运动员的不同专项心理素质有关。

4) 不同文化程度的运动员在非智力因素各个维度上虽然不存在显著性差异, 但随着学业层次的提升, 福建省竞技运动员非智力因素水平呈递增趋势。这说明非智力因素与智力因素是相辅相成的; 因此, 在训练中不仅要注重智力因素的作用, 同时也要注意非智力因素的发展, 才能提高竞技运动员的竞技实力。

5) 不同运动年限、运动等级的青少年竞技运动员非智力因素各维度的得分没有显著性差异。

6) 来自农村的运动员非智力因素除了运动好胜心低于城市运动员, 其他各维度的得分均高于来自城市运动员, 且来自农村运动员的情绪稳定性、运动焦虑显著高于来自城市的运动员。

参考文献:

- [1] 朱昆. 体育教学中非智力因素对学生的影响[J]. *武汉体育学院学报*, 2000, 34(1):62-63.
- [2] 荣敦国, 刘一民. 青少年竞技运动员非智力因素发展现状调查量表的编制与质量检测[J]. *山东体育学院学报*, 2003, 19(4):53-58.
- [3] 娄德玉, 周明华. 荣敦国. 耐力性运动项群竞技运动员非智力因素研究[J]. *体育与科学*, 2004, 25(2):59-62.
- [4] 荣敦国, 张振文. 青少年竞技运动员非智力因素发展的影响因素和培养原则[J]. *湖北体育科技*, 2005, 24(3):332-335.
- [5] 全国体育院校教材委员会. *运动训练学*[M]. 北京: 人民体育出版社, 2000:19-63.
- [6] 张力为, 毛志雄. *运动心理学*[M]. 北京: 华东师范大学出版社, 2003:17.
- [7] 王帅. 我国青年女排运动员非智力因素特征的定量分析[D]. 北京: 北京体育大学, 2007.
- [8] 隋远杰. 辽宁省青少年排球运动员非智力因素现状分析[J]. *辽宁体育科技*, 2010, 32(2):38-41.
- [9] 钱建龙. 体校学生特征性运动自信心和运动动机相关关系的研究[J]. *首都体育学院学报*, 2007, 19(5):52-54.