

文章编号:1004-7220(2014)01-0085-08

· 综 述 ·

脑组织本构模型及其生物力学特性分析

赵 玮, 阮世捷, 李海岩, 崔世海

(天津科技大学 损伤生物力学与车辆安全工程中心, 天津 300222)

摘要: 在交通事故中, 颅脑损伤因其高发率和高致命率成为最严重的损伤。颅脑有限元模型成为开展头部损伤研究的重要工具。模型中脑组织所应用的本构模型及材料属性是决定颅脑损伤预测结果的关键因素。本文旨在针对应用于模拟脑组织的本构模型和材料属性进行综述, 从而深入理解脑组织生物力学特性, 为颅脑损伤的有限元研究提供参考。

关键词: 本构模型; 材料属性; 脑组织; 有限元分析; 生物力学特性

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

Analysis on constitutive models and biomechanical properties of brain

ZHAO Wei, RUAN Shi-jie, LI Hai-yan, CUI Shi-hai (*Center for Injury Biomechanics and Vehicle Safety Engineering, Tianjin University of Science and Technology, Tianjin 300222, China*)

Abstract: Brain injury has become the most severe injury in traffic accident due to its high incidence and high fatality rate. The brain injury model plays a critical role in researches on brain injury. The constitutive model and the material properties used in the model are key factors in determining the accuracy of injury prediction. The present paper aims to review the application of constitutive models and material properties in brain simulation so as to better understand biomechanical properties of brain and provide references for finite element researches on brain injury.

Key words: Constitutive model; Material properties; Brain; Finite element analysis; Biomechanical properties

随着汽车工业的发展, 汽车安全性也越来越受到重视。交通事故中, 头部损伤因其较高的致残率和死亡率已经成为危害人类安全的主要社会因素。颅脑损伤也逐渐成为生物力学领域内的研究热点。面对交通事故中日益多发的头部损伤及其较高的致命性, 降低头部损伤的发生率迫在眉睫。近几年随着有限元技术的发展, 有限元模型成为开展头部损伤研究的重要工具, 基于有限元法的研究有利于在应力应变水平评估颅脑损伤, 进而深入理解颅脑损伤机理。目前, 虽然有众多版本的有限元模型被应

用于颅脑损伤研究中, 但是这些模型却应用不同剪切刚度的材料或不同的本构模型来模拟脑组织。正是有限元模型中脑组织材料本构模型及材料属性的应用决定了模型损伤预测结果的准确性。

基于对脑组织生物力学特性研究的了解, 本文针对脑组织生物力学特性及其参数测量的研究进行综述, 并归纳前人有限元研究中应用于模拟脑组织的本构模型及材料属性, 从而为颅脑损伤的有限元研究提供参考。

收稿日期: 2012-10-08; 修回日期: 2012-11-11

基金项目: 国家自然科学基金资助项目(81201015)。

通信作者: 李海岩, 教授, E-mail: lihaiyan@tust.edu.cn。

1 脑组织生物力学特性及相关参数测量试验

脑组织中含有 70% 的水, 10% ~ 12% 的脂类, 8% 的蛋白质以及无机盐、有机物和碳水化合物。其较高的含水量使得脑组织的体积模量几乎等于水的体积模量, 并且高于其剪切模量 4 ~ 5 个数量级, 故脑组织很容易产生剪切变形。Fallenstein 等^[1]测量了脑组织在 10 Hz 频率、动态剪切和挤压条件下的复剪切模量。Galford 等^[2]测量了人和猴脑组织在 34 Hz 频率下的蠕变柔量和复弹性模量。Shuck 等^[3]在动态剪切条件下测量了脑组织在 2 ~ 400 Hz 频率范围内的复剪切模量; 由于该试验在较宽的频率范围内测得脑组织的复剪切模量, 其结果适用于模拟材料在动态条件下的力学行为。但上述大部分研究由试验所得出的本构模型都假设材料的应力-应变关系是纯线性的。Estes 等^[4]在大应变和大应变率的条件下分别对脑组织的力学特性开展研究, 其对人体脑组织进行挤压试验的结果表明, 脑组织的变形程度远远超出小应变理论的条件; 随后, 这些从试验得出的数据被用来研究新的适用于大变形有限元分析的本构模型。Pamidi 等^[5]基于已发表的试验数据对不同的本构模型开展深入的研究, 并对几个较为典型的线性黏弹性本构模型和非线性黏弹性本构模型进行讨论; 这些模型中的黏弹性特性都是通过引入表示应变不变量及其变化率关系的能量散逸方程实现。

随着计算机技术的发展, 头部有限元模型成为研究头部损伤更为高效的工具。其中最具代表性的有美国韦恩州立大学构建的 WSU 模型^[7-8]、法国斯特拉斯堡大学构建的 ULP 模型^[9]、瑞典皇家理工学院构建的 KTH 模型^[10]、荷兰埃因霍温科技大学构建的 TUE 模型^[12]、爱尔兰都柏林大学构建的 UCD 模型^[13]以及天津科技大学构建的 TUST 模型^[15-16]等。然而, 这些有限元模型使用的脑组织材料的本构模型却不尽相同, 有的使用线弹性模型^[12], 有的使用黏弹性模型^[7-9], 还有的使用黏滞超弹性模型^[10-11, 13-14, 16]。

如今, 有限元法已成为脑组织力学性能测试及参数测量的重要手段。Estes 等^[4]应用圆柱形的人体脑组织样本进行材料挤压试验, 他们认为脑组织具有不可压缩性, 并且脑组织的刚度与其加载速度有关; 试验中使用的速度分别为 0.508、5.08、50.8

和 254.0 mm/s, 所对应的脑组织样本伸长率分别为 0.08、0.8、8 和 40/s。Mendis 等^[17]应用圆柱体三维有限元模型和 ABAQUS 软件提供的材料模型对该试验进行重构, 以确定本构方程的参数, 他们认为加载速度为 0.508 mm/s 组试验的加载时间远远超过发生头部损伤时头部受到载荷的持续时间, 故把 0.508 mm/s 的加载速度看作是准静态条件, 并在重构的过程中使用能够描述脑组织准静态变形行为的、考虑黏弹性的 Mooney-Rivlin 应变能方程^[18]。随后, Miller 等^[19]应用与 Estes 等^[4]试验中相同的试验方法, 分别采用 0.005、5 和 500 mm/min 的加载速度对圆柱形的猪脑组织样本进行挤压试验, 并应用与 Mendis 等^[17]研究中相同的应变能方程^[18], 借助 ABAQUS 软件重构该试验来确定本构模型中的参数^[20](见图 1)。

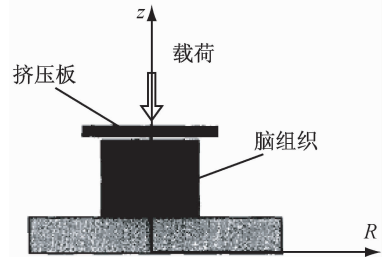


图 1 脑组织挤压试验装置示意图^[19]

Fig. 1 Schematic diagram of the experimental apparatus in the tissue test

同样, 该试验结果也表明脑组织的刚度与加载速度有很强的依赖关系, 脑组织的刚度随加载速度的升高而增大。但是, 由于 Miller 等^[19]试验中的加载速度明显小于 Estes 等^[4]试验中的加载速度, 故前者研究所测得的脑组织刚度参数小于 Mendis 等^[17]研究中所得到的参数, 而且该参数也只能应用于加载速度非常低的条件下。Miller 等^[19]认为 Estes 等^[4]试验中的加载速度相对于真正的准静态条件则偏高, Mendis 等^[17]借助有限元法重构试验得到的结果会产生误导。但是, Mendis 等^[17]研究中重构的是人体脑组织试验, 而 Miller 等^[20]应用的是猪脑组织进行试验, 用不同生物体脑组织得出的力学参数可能会产生较大差异。另外, Miller 等^[19-20]所进行的研究是针对医学手术仿真的开展, 试验中的加载速度不能像 Estes 等^[4]试验中的加载速度那样大。

随着对头部有限元模型精度要求的不断提升,对脑组织生物力学特性的研究方法也不断被更新。Miller 等^[21]应用被麻醉的猪作为试验样本,将其部分颅骨剔除,使其裸露部分脑组织,对该裸露的脑组织在 1 mm/s 的加载速度下进行挤压试验(见图 2),结果表明脑组织表现出很强的非线性特性。在该研究中,作者构建了该试验样本头部的有限元模型,分别应用线性黏弹性本构模型和黏滞超弹性本构模型来描述脑组织,并重构了该试验;通过对比发现,应用前者得出的力-位移曲线与试验曲线相差非常大,而使用后者得出的力-位移曲线与试验曲线具有良好的吻合性,由此可知线性黏弹性模型并不适用于模拟脑组织。

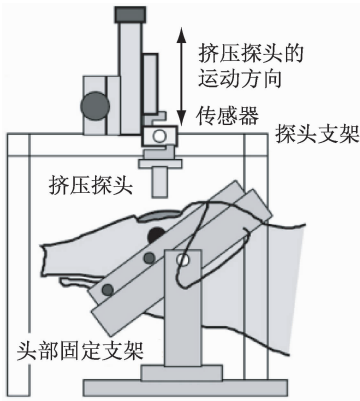


图 2 脑组织体内试验装置示意图^[19]
 Fig.2 Schematic diagram of the experimental apparatus in the *in vivo* experiment

尽管有学者^[19-24]进行了一系列脑组织材料挤压试验,探索脑组织的本构模型和材料参数,并认为黏滞超弹性本构模型能够相对准确地模拟脑组织大变形和其应变率依赖特性,但是这些研究的目的是探索应用于医疗手术仿真中的脑组织材料参数,而非针对头部的动态高速撞击,其研究结果是在低速载荷作用下获得的,而该载荷并不足以引起创伤性颅脑损伤。

Tamura 等^[25]于 2007 年进行第 1 例在高速载荷下脑组织材料的挤压试验,获得脑组织的剪切松弛方程,但该试验使用的仍然是猪脑组织样本;试验中采用的加载速度分别为 12、120 和 600 mm/s,其所对应的应变率分别为 1、10 和 50/s。研究表明脑组织在应变高于 0.2、应变率高于 10^[26-28] ~ 40/s^[28] 的

范围时会发生创伤性脑损伤。因此,该试验可以认为是在发生脑损伤的速度条件下进行的。试验结果同样表明脑组织具有很强的非线性和应变率依赖性。尽管也测量了脑组织在不同加载速度下的初始弹性模量,但是却没有借助有限元方法研究其本构模型。

目前,国内张昭^[29]应用基于 Mooney-Rivlin 应变能方程的黏滞超弹性本构模型研究脑组织在受到冲击载荷时的变形行为,但是研究中只应用了一个理想球状有限元模型而非人体头部的有限元模型。李海岩等^[16]在中国人头部有限元模型中应用黏滞超弹性 Mooney-Rivlin 本构模型模拟脑组织进行颅-脑相对位移的有限元评估,但是该研究中的材料是从 Mendis 等^[17]试验中所测得的参数换算得出,缺乏一定的真实性。在高速载荷下对人体脑组织进行生物力学试验,并结合有限元法对试验进行重构,一方面可以用于模拟脑组织的材料本构模型,另一方面可以确定本构模型中的材料参数,从而使其可以应用到头部碰撞损伤研究中。表 1 列出了本文中所介绍的脑组织生物力学性能试验。

2 材料类型

2.1 线弹性材料

线弹性材料的参数可以通过波传递理论确定,其纵波波速为:

$$c_l = \sqrt{\frac{K + 4G/3}{\rho}} = \sqrt{\frac{E(1 - \nu)}{\rho(1 + \nu)(1 - 2\nu)}} \quad (1)$$

其横波波速为:

$$c_t = \sqrt{\frac{G}{\rho}} = \sqrt{\frac{E}{2\rho(1 + \nu)}} \quad (2)$$

当材料的密度 ρ 已知时,材料的体积模量 K 和剪切模量 G 就可以通过测量波速并借助式(1)、(2)计算得出。

2.2 线性黏弹性材料

黏弹性是材料在承受变形时同时体现黏性和弹性的一种特性。其中,弹性是化学键沿着固体晶面的伸长的表现,黏性则是非晶体固体内原子或分子分布的决定的性质。生物力学研究中常用到的线性黏弹性本构模型是 Zener 模型,它由一个 Maxwell 模型和一个弹性体并联而成(见图 3)。

表1 本文中脑组织生物力学性能试验汇总

Tab.1 Summary of the biomechanical properties test of brain tissue in this paper

参考文献	年份	样本	试验条件	主要发现
[1]	1969	人脑组织	10 Hz, 剪切和挤压	测得复剪切模量
[2]	1970	人、猴脑组织	34 Hz, 挤压	测得蠕变柔量和复弹性模量
[4]	1970	人、猴脑组织	不同加载速度下挤压	脑组织应用大变形理论处理
[3]	1972	人脑组织	2~400 Hz, 剪切	复剪切模量
[19]	1997	猪脑组织	不同加载速度下挤压	结合有限元法测得材料参数
[20]	1999	猪脑组织	不同加载速度下挤压	测得应用于手术模拟的材料参数
[21]	2000	猪脑组织	对颅内脑组织挤压	脑组织的非线性特性
[23]	2001	猪脑组织	不同加载速度下单轴拉伸	样本缩颈现象及伸长与应变之比
[24]	2002	猪脑组织	不同加载速度下单轴拉伸	测得脑组织的黏滞超弹性参数
[25]	2007	猪脑组织	高速挤压	测得剪切松弛模量

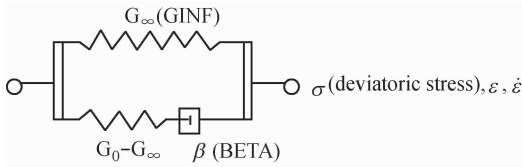


图3 线性黏弹性模型示意图

Fig.3 Schematic diagram of the linear viscoelastic model

由于脑组织具有迟滞、松弛和蠕变的特点^[30], 其应力 σ 与应变历程 $\varepsilon(t)$ 有关:

$$\sigma(\varepsilon, t) = \int_{\tau=-\infty}^t G(t-\tau) \frac{d\varepsilon(\tau)}{d\tau} d\tau \quad (3)$$

式中: $G(t)$ 为材料的剪切松弛模量。在材料的应力松弛试验中, 若在 $t=t_0$ 时刻承受阶跃应变 ε_0 , 则式(3)可以简化为:

$$\sigma(\varepsilon, t) = \varepsilon_0 G(t) t \geq t_0 \quad (4)$$

在材料的蠕变试验中, 若在 $t=t_0$ 时刻承受阶跃应力 σ_0 , 则应变 ε_0 为:

$$\varepsilon(\sigma, t) = \sigma_0 J(t) t \geq t_0 \quad (5)$$

当线性黏弹性材料承受如下式简谐变化的应变时,

$$\varepsilon(\omega, t) = \varepsilon_0 \sin \omega t \quad (6)$$

材料的应力响应为:

$$\sigma(\omega, t) = \sigma_0 \sin(\omega t + \delta(t)) \quad (7)$$

式(7)中的相位偏移参数 $\delta(t)$ 是由于材料的黏弹性特性而导致在加载过程中产生能量散逸而引入的。若将式(6)、(7)代入式(3)可得

$$\sigma(\omega, t) =$$

$$\varepsilon_0 [G'(\omega) \sin \omega t + G''(\omega) \cos \omega t] \quad (8)$$

式中: G' 表示储能剪切模量, 用来描述材料的弹性变形; G'' 表示耗能剪切模量, 用来描述材料的黏性行为。 G' 和 G'' 可以分别定义为:

$$G'(\omega) = G_\infty + \omega \int_{t=0}^{\infty} (G(t) - G_\infty) \sin(\omega t) dt = \frac{\sigma_0}{\varepsilon_0} \cos(\delta(\omega)) \quad (9)$$

$$G''(\omega) = \omega \int_{t=0}^{\infty} (G(t) - G_\infty) \cos(\omega t) dt = \frac{\sigma_0}{\varepsilon_0} \sin(\delta(\omega)) \quad (10)$$

式中: G_∞ 表示材料的长效剪切模量。将 G' 和 G'' 用复合动态剪切模量 G^* 表示^[31]:

$$G^*(\omega) = G'(\omega) + iG''(\omega) \quad (11)$$

将式(9)、(10)代入式(11)可得

$$G^*(\omega) = \frac{\sigma_0}{\varepsilon_0} e^{i\delta(\omega)} \quad (12)$$

2.3 准线性黏弹性材料

为了准确描述脑组织在较大应变率范围内的生物力学特性, Fung 等^[30] 提出了由一系列开尔文体组合而成的准线性黏弹性本构模型, 其特征时间跨越很宽的范围。该方程将材料的生物力学特性分为两个部分来描述, 它们分别为材料伸长比 λ 的非线性函数 $T^*(\lambda)$ 和材料应变的正则函数 $G(t)$ 。其应力松弛方程为^[30]:

$$\sigma(t) = \int_{\tau=-\infty}^t G(t-\tau) \frac{\partial T^e(\lambda)}{\partial \lambda} \frac{d\lambda(\tau)}{d\tau} d\tau \quad (13)$$

如果假设材料在 $t=0$ 时刻开始发生变形, $\sigma(t < 0) = 0$, 且 $T^e(\lambda)$ 和 $G(t)$ 相对于时间的导数连续, 则式(13)可以写作

$$\sigma(t) = T^e(\lambda(t)) + \int_{\tau=0}^t T^e(\lambda(t-\tau)) \frac{\partial G(\tau)}{\partial \lambda} d\tau \quad (14)$$

2.4 黏滞超弹性材料

超弹性模型是一种应用于应力-应变关系、由应变能方程决定的理想弹性材料的本构模型。该模型适用于模拟具有非线性、高不可压缩性以及应变率有关材料中, 脑组织是最为典型的例子。应变能方程可以非常有效地模拟生物组织的弹性行为^[30], 但是生物组织都是具有黏性的, 如果在超弹性材料中不含有黏性因子, 则它还是不能模拟生物组织的黏弹性行为。Pamidi 等^[5] 将散逸能变化率引入超弹性模型中来模拟脑组织的黏弹性行为。对于不可压缩材料, 由于其泊松比为 0.5 或无限接近 0.5, 且具有较高的体积模量, 很小的体积变化会引起很大的静水压力^[39], 传统有限元方法在处理不可压缩材料的问题上或导致过高的应力和产生剪切闭锁现象; 因此, 为了解决这一问题, 通常在算法中引入用分离差值计算压力的方法来代替从位移场中计算压力的压力-位移有限元方程。常用来模拟脑组织生物力学特性的本构模型有 Mooney-Rivlin 本构模型和 Ogden 本构模型。

2.4.1 Mooney-Rivlin 超弹性材料 超弹性材料的功独立于载荷路径, 并且具有完全可回复性^[44], 其应力可以通过应变能方程计算得出。由于其相对于其初始无应力的状态是各项同性的, 故材料在变形时储存的应变能可以用 3 个应变不变量来表示, 即

$$W = W(I_1, I_2, I_3) \quad (15)$$

由于脑组织具有高度不可压缩性^[12], 则 $I_3 = 1$, 其应变能方程为:

$$W(J_1, J_2, J) = C_{10}(J_1 - 3) + C_{01}(J_2 - 3) + W_H(J) \quad (16)$$

$$J = I_1 J^{-\frac{2}{3}} \quad (17)$$

$$J_2 = I_2 J^{-\frac{2}{3}} \quad (18)$$

式中: C_{10} 和 C_{01} 均为 Mooney-Rivlin 系数; I_1 和 I_2 分别为右柯西-格林应变张量的第 1 和第 2 不变量; J 为弹性变形梯度的行列式。

用应变能密度来表示应力张量, 得到

$$S_{ij} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial W}{\partial E_{ij}} + \frac{\partial W}{\partial E_{ji}} \right) \quad (19)$$

式中: W 为应变能, S_{ij} 为第二皮奥拉-克希霍夫应力, E_{ij} 为格林应变张量。由于脑组织具有应变率依赖特性^[13], 因此, 需要在式(2) ~ (15) 中引入黏弹性因子, 得到如下卷积形式:

$$S_{ij}^v = \int_0^t G_{ijkl}(t-\tau) \frac{\partial E_{kl}}{\partial \tau} d\tau \quad (20)$$

式中: G_{ijkl} 为应力松弛方程, E_{ij} 为格林应变张量。应力松弛方程 G_{ijkl} 由式(21) 确定:

$$G(t) = \sum_{i=1}^n G_i e^{-\beta_i t} \quad (21)$$

式中: G_i 为剪切模量; β_i 为延迟系数。

2.4.2 Ogden 超弹性材料 Ogden 超弹性材料应用通过材料主伸长比来定义其应变能方程。其应变能方程为:

$$W = \sum_N \frac{2\mu_N}{\alpha_N} (\lambda_1^{\alpha_N} + \lambda_2^{\alpha_N} + \lambda_3^{\alpha_N} - 3) \quad (22)$$

式中: μ 为材料的剪切模量; α 为 Ogden 系数。

由于脑组织具有应变率依赖特性, 则需在式(22) 中引入黏性因子, 其卷积积分形式为:

$W =$

$$\frac{2}{\alpha^2} \int_0^t \left[\mu(t-\tau) \frac{d}{d\tau} (\lambda_1^\alpha + \lambda_2^\alpha + \lambda_3^\alpha - 3) \right] d\tau \quad (23)$$

其中, 剪切松弛模量

$$\mu = \mu_0 \left[1 - \sum_{k=1}^n g_k (1 - e^{-t/\tau_k}) \right] \quad (24)$$

式中: μ_0 为材料的瞬时剪切模量; τ_k 为时间常数。

表 2 列出了应用于颅脑损伤有限元研究中模拟脑组织的材料类型及其属性。

3 结语与展望

通过分析应用于模拟脑组织生物力学特性的本构模型及其材料属性, 以期能为从事脑组织材料力学研究和颅脑损伤生物力学研究的学者提供参考和帮

表 2 脑组织材料类型及其属性汇总

Tab. 2 Summary of brain material properties in the application of biomechanical study

参考文献			E/kPa	G_0/kPa	G_∞/kPa	β/s^{-1}
[32]	1991	线弹性	66.7			
[12]	1997		1 000			
[3]	1972			34(灰质)	6.3(灰质)	700
				41(白质)	7.6(白质)	
[35]	1977			49	16.2	145
[36]	1991	线性		34.474	17.23	100
[33]	1994	黏弹性		528	168	35
[34]	2001			10(灰质与小脑)	2(灰质与小脑)	80
				12.5(白质)	2.5(白质)	
				22.5(脑干)	4.5(脑干)	
[37]	2003			1.662	0.928	16.95
[38]	2003			10.3	5	100

			C_{10}/Pa	C_{01}/Pa	C_{02}/Pa	C_{20}/Pa	G_1/Pa	G_2/Pa	$\beta_1/(\text{s}^{-1})$	$\beta_2/(\text{s}^{-1})$
[17]	1995	Mooney	620.5	689.4			8 149	4 657	125	6.7
[19]	1999	-Rivlin	263	263	491	491	0.450	0.365	2	20
[39]	2001	黏滞	62	69			814	465	125	6.7
[40]	2009	超弹性	124	138			1 624	930	125	6.7

准线性黏弹性				Ogden 黏滞超弹性			
[37]		[41]		[42]		[43]	
G_1/kPa	400	μ_1/kPa	60	μ_1/Pa	53.8	μ_1/Pa	15.8
G_2/kPa	410	μ_2/kPa	0.56	μ_2/kPa	-0.120 4	μ_2/kPa	-0.106 8
G_3/kPa	190	μ_3/Pa	1.25	μ_3/kPa	0	μ_3/kPa	0
β_1	0	α_1	0.045 1	α_1	10.1	α_1	28.1
β_2	17.08	α_2	-3.9	α_2	-12.9	α_2	-29.5
β_3	1.05	α_3	16.3	α_3	0	α_3	0
C_1/kPa	0.985	G_0/kPa	320	G_0/kPa	320	G_0/kPa	484
C_2/kPa	0	G_1/kPa	78	G_1/kPa	78	G_1/kPa	117
C_3/kPa	39.58	G_2/kPa	6.2	G_2/kPa	6.2	G_2/kPa	9.3
		G_3/kPa	8	G_3/kPa	8	G_3/kPa	12
		G_4/kPa	0.1	G_4/kPa	0.1	G_4/kPa	1.61
		G_5/kPa	3	G_5/kPa	3	G_5/kPa	4.44
		β_0	10^6	β_0	10^6	β_0	10^6
		β_1	10^5	β_1	10^5	β_1	10^5
		β_2	10^4	β_2	10^4	β_2	10^4
		β_3	10^3	β_3	10^3	β_3	10^3
		β_4	10^2	β_4	10^2	β_4	10^2
		β_5	10^1	β_5	10^1	β_5	10^1

助。对于脑组织本构模型及材料属性的研究,今后可以从以下方面开展:

(1) 在较高的加载速度下分别进行体外人脑组织样本和体内人脑组织的生物力学试验,结合有限元法,确定有限元软件中所提供材料模型的相关参数,并将其应用到人体头部有限元模型中。

(2) 大脑从外到内主要由脑灰质、脑白质和间脑灰质团组成。其次,脑白质由无数的神经纤维束构成,这些神经纤维束使得脑白质较脑灰质具有更高的刚度且平行于轴索生长方向的脑白质神经纤维剪切刚度较垂直于该方向的剪切刚度更高^[34-35],但是这种不同方向的剪切刚度差异却未在模型中体现。因此,在测量脑组织生物力学参数时,需分别选取沿神经生长方向的和垂直于神经生长方向的脑组织进行测量。

(3) 研究各向异性的黏滞超弹性本构模型,从而达到体现脑组织刚度各向异性的目的。

参考文献:

- [1] Fallenstein GT, Hulce VD, Melvin JW. Dynamic mechanical properties of human brain tissue [J]. *J Biomech*, 1969, 2(3): 217-226.
- [2] Galford JE, McElhaney JH. A viscoelastic study of scalp brain and dura [J]. *J Biomech*, 1970, 3(2): 211-221.
- [3] Shuck LZ, Advani SH. Rheological response of human brain tissue in shear [J]. *J Basic Eng*, 1972, 94(4): 905-911.
- [4] Estes M, McElhaney J. Response of brain tissue to compressive loading [C]//*Proceedings of 4th ASME Biomechanics Conference*. New York: American Society of Mechanical Engineers, 1970.
- [5] Pamidi MR. Constitutive properties of brain tissue [D]. Morgantown: West Virginia University, 1976.
- [6] Pamidi MR, Advani RH. Nonlinear constitutive relations for human brain tissue [J]. *J Biomech Eng*, 1978, 100(1): 44-48.
- [7] Ruan JS, Khalil TB, King AI. Dynamic response of the human head by impact by three-dimensional finite element analysis [J]. *J Biomech Eng*, 1994, 116(1): 44-50.
- [8] Zhang LY, Yang KH, King AI. Comparison of brain responses between frontal and lateral impacts by finite element modeling [J]. *J Neurotrauma*, 2001, 18(1): 21-30.
- [9] Kang HS, Willinger R, Diaw BM, *et al.* Validation of a 3D anatomic human head model and replication of head impact in motorcycle accident by finite element modeling [C]//*Proceedings of 41st Stapp Car Crash Conference*. Lake Buena Vista, USA: [s. n.], 1997: 329-338.
- [10] Kleiven S, von Holst H. Consequences of head size following trauma to the human head [J]. *J Biomech*, 2002, 35(2): 153-160.
- [11] Kleiven S. Evaluation of head injury criteria using a finite element model validated against experiments on localized brain motion, intracerebral acceleration, and intracranial pressure [J]. *Int J Crashworthiness*, 2006, 11(1): 65-79.
- [12] Claessens M. Finite element modeling of the human head under impact conditions [D]. Eindhoven: Eindhoven University of Technology, 1997.
- [13] Horgan TJ, Gilchrist MD. The creation of three-dimensional finite element models for simulating head impact biomechanics [J]. *Int J Crashworthiness*, 2003, 8(4): 353-366.
- [14] Horgan TJ, Gilchrist MD. Influence of FE model variability in predicting brain motion and intracranial pressure changes in head impact simulations [J]. *Int J Crashworthiness*, 2004, 9(4): 401-418.
- [15] Zhao W, Ruan JS, Li HY, *et al.* Development and validation of a 5th percentile human head finite element model based on the Chinese population [J]. *Int J Vehicle Safety*, 2012, 6(2): 91-109.
- [16] 李海岩, 赵玮, 阮世捷, 等. 第95百分位中国人头部颅脑相对位移的有限元评估 [J]. *医用生物力学*, 2012, 27(2): 198-206.
- [17] Li HY, Zhao W, Ruan SJ, *et al.* Finite element evaluation on skull-brain relative displacement of the 95th percentile Chinese human head [J]. *J Med Biomech*, 2012, 27(2): 198-206.
- [18] Mendis KK, Stalnaker RL, Advani RH. A Constitutive relationship for large deformation finite element modeling of brain tissue [J]. *J Biomech Eng*, 1995, 117(3): 279-285.
- [19] Mooney M. A theory of large elastic deformations [J]. *J Appl Phys*, 1940, 11(9): 582-592.
- [20] Miller K, Chinzei K. Constitutive modeling of brain tissue-experiment and theory [J]. *J Biomech*, 1997, 30(11): 1115-1121.
- [21] Miller K. Constitutive model of brain tissue suitable for finite element analysis of surgical procedures [J]. *J Biomech*, 1999, 32(5): 531-537.
- [22] Miller K, Chinzei K, Orssengo G. Mechanical properties of brain tissue in-vivo: Experiment and computer simulation [J]. *J Biomech*, 2000, 33(11): 1369-1376.

- [22] Chinzei K, Miller K. Compression of swine brain tissue: Experiment in vitro [J]. J Mech Eng Lab, 1996, 50(4): 19-28.
- [23] Miller K. How to test very soft biological tissues in extension [J]. J Biomech, 2001, 34(5): 651-657.
- [24] Miller K, Chinzei K. Mechanical properties of brain tissue in tension [J]. J Biomech, 2002, 35(4): 483-490.
- [25] Tamura A, Hayashi S, Watanabe I, *et al.* Mechanical characterization of brain tissue in high-rate compression [J]. J Biomech Sci Eng, 2007, 2(3): 115-126.
- [26] Bain AC, Meany DF. Tissue-level thresholds for axonal damage in an experimental model of central nervous system white matter injury [J]. J Biomech Eng, 2000, 122(6): 615-622.
- [27] Geddes A, Cargill RS II. An in vitro model of neural trauma; Device characterization and calcium response to mechanical stretch [J]. J Biomech Eng, 2001, 123(3): 247-255.
- [28] Pfister BJ, Weihs TP, Betenbaugh M, *et al.* An in vitro uniaxial stretch model for axonal injury [J]. Ann Biomed Eng, 2003, 31(5): 589-598.
- [29] 张昭. 冲击过程中脑组织力学行为的数值模拟[J]. 中国生物医学工程学报, 2008, 27(6): 882-886.
- [30] Fung YC. A first course in continuum mechanics [M]. USA: Pearson Education, 1994; 193.
- [31] Malvern LE. Introduction to the mechanics of a continuous medium [M]. USA: Prentice-Hall, 1969; 312.
- [32] Ruan JS, Khalil TB, King AI. Human head dynamic response to side impact by finite element modeling [J]. J Biomech Eng, 1991, 113(3): 276-283.
- [33] Ruan JS. Impact biomechanics of head injury by mathematical modeling [D]. Detroit: Wayne State University, 1994.
- [34] Zhang LY, Yang KH, Dwarampudi R, *et al.* Recent advances in brain injury research; A new human head model development and validation [J]. Stapp Car Crash J, 2001, 45: 369-394.
- [35] Khalil TB, Viano DC. Impact response of a viscoelastic head model [M]. USA: General Motors Research Publication, 1977.
- [36] Dimasi F, Marcus J, Eppinger R. 3-D anatomic brain model for relating cortical strains to automobile crash loading [C]//Proceedings of 13th International Technology Conference on Experimental Safety Vehicles. Paris, France: [s. n.], 1991.
- [37] Takhounts EG, Crandall JR, Darvish KK. On the importance of nonlinearity of brain tissue under large deformations [J]. Stapp Car Crash J, 2003, 47: 79-92.
- [38] Takhounts EG, Eppinger RH, Campbell JQ, *et al.* On the development of the SIMon finite element head model [J]. Stapp Car Crash J, 2003, 47: 107-133.
- [39] Kleiven S, Hardy W. Correlation of an FE model of the human head with local brain motion-consequences for injury prediction [J]. Stapp Car Crash J, 2002, 46: 123-144.
- [40] Ho J, von Holst H, Kleiven S. Automatic generation and validation of patient-specific finite element head models suitable for crashworthiness analysis [J]. Int J Crashworthiness, 2009, 14(6): 555-563.
- [41] Nicolle S, Lounis M, Willinger R. Shear properties of brain tissue over a frequency range relevant for automotive impact situations; New experimental results [J]. Stapp Car Crash J, 2004, 48: 239-258.
- [42] Kleiven S. Predictors for traumatic brain injuries evaluated through accident reconstructions [J]. Stapp Car Crash J, 2007, 51: 1-35.
- [43] Cloots RJH, van Dommelen JAW, Nyberg T, *et al.* Traumatic brain injury at multiple length scales; Relating diffuse axonal injury to discrete axonal impairment [C]//Proceedings of IRCOBI (International Research Council on Biomechanics of Injury) Conference. Hanover, Germany: [s. n.], 2010.
- [44] 杨庆生, 郑代华. 高等计算力学 [M]. 北京: 科学出版社, 2009; 92.
- [45] Zhou C, Khalil T, King A. A new model comparing impact responses of the homogenous and inhomogeneous human brain [C]//Proceedings of 39th Stapp Car Crash Conference. San Diego, USA: [s. n.], 1995: 121-137.