

A Survey of the Viscoelastic Properties of Brain Tissues

Jun WU¹, Libo Cao¹, Xin Jing², King H. Yang²

(1. State Key Laboratory of Advanced Design and Manufacturing for Vehicle Body, Hunan University, Changsha, China 410082 ; 2. Wayne State University)

Abstract: A literature review was conducted to depict the material models and associated viscoelastic characteristics of brain tissues. Major factors that might influence experimental results were analyzed systematically through classification of different experimental protocols and specimens sizes employed in various experiments. Results indicate that brain tissues possess inhomogeneous, anisotropic, nonlinear, and viscoelastic properties. As a result, a single set of Young's and shear moduli cannot be used to represent the material properties of brain tissues. Depending on research objectives, different material models and associated parameters may need to be used to achieve the intended goals. In general, linear viscoelastic material models with its corresponding parameters should be used in the simulations of brain tissues with less than 1% of strain at low strain rate. On the other hand, nonlinear viscoelastic models and parameters are recommended when larger strain, such as during a severe car crash scenario, at high strain rate conditions are simulated.

Keywords: Brain tissue, Material properties, Viscoela

脑组织材料的粘弹性特性探讨

吴俊¹, 曹立波¹, 金鑫², 杨金海²

(1 湖南大学汽车车身先进设计制造国家重点实验室; 2 美国韦恩州立大学生物工程中心)

摘要: 本文介绍了脑组织材料的粘弹性特性及其分析模型。通过对脑组织材料特性实验方法及实验数据进行归类, 分析了影响脑组织材料特性实验结果的主要因素。结果表明, 脑组织材料具有明显的非线性粘弹性特性, 且表现出非均质和各向异性。因此, 用单一的杨氏模量和剪切模量来表示脑组织的材料参数值可能不能得到较好的仿真结果。不同的研究目的可以采用不同的分析模型和材料参数。对于应变小于 1% 的小应变及小应变速率过程可以采用线性粘弹性分析模型, 而对于汽车碰撞等大应变过程, 则需采用非线性粘弹性模型。

关键词: 脑组织 材料特性 粘弹性

1 引言

脑组织是人体最重要的组织器官之一。脑组织受伤可直接致人死亡、成为植物人或丧失正常功能。美国的统计资料表明, 美国每年有 200 多万人受到脑外伤 (TBI), 其中, 约 3 万人遭受致命的脑外伤^[1,2]。尽管汽车安全性措施及摩托车头盔等得到不断改进, 但对于 45 岁以下的成人和儿童, 脑外伤仍然是最主要的致命原因之一^[3]。在中国, 尽管全国每年的脑外伤统计资料不详, 但 2004 年仅上海市松江医院就接诊 9097 例脑外伤^[4], 其中 31 例死亡。

目前, 对脑外伤的损伤机理、损伤防护、损伤评价及损伤治疗的研究已越来越多地借助于计算机仿真技术。众所周知, 计算机仿真技术需要建立一个可靠的模型, 而材料参数的准确性是模型分析结果可靠性的关键。现有的有限元头部模型如韦恩州立大学开发的 WSUHIM 模型已经将头部的具体结构划分得很细, 包括 314,500 个单元和 281,800 个节点^[5]。然而, 模型中的材料模型仍为线性粘弹性模型, 相应的材料参数选择也是从有限的生物力学实验的文献中获取, 模型的验证缺乏充分的依据, 使其应用于各种损伤分析时受到一定限制。

近 50 多年来, 许多研究者对脑组织的材料特性进行了研究, 试图得到其应力与应变之间的本构关系, 从而为计算机仿真脑损伤研究、医疗机器人的开发及脑外伤的治疗提供理论依据。对脑组织材料性能的研究最早可追溯到 1954 年, Franke 等人利用猪脑进行了振动实验^[6]。1966 年, Koeneman 利用兔子、老鼠和猪的脑组织完成了大脑白质的松弛和震荡压缩实验^[7]; 1969 年, Galford 和 McElhaney 利用猴子及人类尸体的脑组织进行了压缩蠕变、松弛及自由振动实验^[8]; 同年, Fallenstein 等人利用人类尸体的脑组织完成了剪切震荡实验^[9]。70 年代以后, 许多研究者利用流变仪等进行扭转震荡实验研究了动物脑组织 (包括灰质、白质) 在取出大脑后和在大脑内的活性状态下的材料特性及人类尸体大脑的材料特性^[10,11,12,13]。

然而, 在已有的文献报导中, 脑组织的材料特性参数相差甚远, 如复合剪切模量 G_{complex} 值从几十帕到数万帕, 相差上千倍。致使希望利用这些参数进行建模和分析的研究人员难以进行合理选择。产生这些差别的原因很多, 包括不同实验采

用的样本来源及尺寸的不同、样本处理方式不同、实验方法不同等。本文介绍了各种脑组织材料特性分析模型，对产生实验数据差别的原因进行了综合分析，提出了合理的选择方案。

2 脑组织材料的粘弹性特性

60~80 年代对脑组织材料的模拟基本上都是基于线性弹性或线性粘弹性特性^[10,12]。90 年代后，随着粘弹性力学理论的重要发展，在生物力学领域越来越多地使用准线性粘弹性特性和非线性粘弹性特性来描述生物材料性能^[14,15,16]。

2.1 线性粘弹性

材料的线性粘弹性模型将材料的松弛或蠕变特性表示为时间的函数，该函数曲线不随应变或应力大小发生变化。即：

$$\begin{aligned}\sigma(t) &= \int_0^t E(t-\tau) \frac{d\varepsilon(\tau)}{d\tau} d\tau \\ \varepsilon(t) &= \int_0^t J(t-\tau) \frac{d\sigma(\tau)}{d\tau} d\tau\end{aligned}\quad (1)$$

式 (1) 中， $E(t-\tau)$ 及 $J(t-\tau)$ 分别为材料的松弛函数和蠕变函数，其曲线通常表示为时间的指数函数形式。同时，应变速率或应力速率对应力或应变的影响也已包括在积分中。将式(1)中的应力和应变视为广义应力和广义应变，则该式同样适宜于剪切变形。例如，在线性粘弹性模型中，脑组织材料的剪切模量通常用以下关系式表示：

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

式 (2) 中， G_{inf} 是长期剪切模量， G_0 是瞬间剪切模量（对应 $t=0$ 时刻）， β 是衰减系数， t 为时间。

Estes 等人的实验表明，脑组织材料在常应变速率的加载过程中，其应力的自然对数与时间的自然对数存在线性关系^[12]，即：

$$\ln(\sigma / \varepsilon) = a + b \ln(t) \quad (3)$$

$$\text{或} \quad \sigma = e^a t^b \varepsilon \quad (4)$$

式 (3)、(4) 中， a 、 b 为常数， ε 是应变速率。

在脑组织的线性粘弹性模型中，脑组织材料通常被假设为均质、各向同性。为简化计算，在某些研究中，脑组织的压缩和拉伸特性定义为弹性，而剪切特性定义为线性粘弹性^[17]。

2.2 非线性粘弹性

材料的非线性粘弹性模型将材料的松弛特性表示为时间和应变的函数，而蠕变特性则表示为时间和应力的函数。即松弛函数及蠕变函数值不仅随时间发生变化，而且也随应变或应力大小发生变化，其变化包括幅值的变化和曲线形状的变化。如式 (5) 所示：

$$\begin{aligned}\sigma(t) &= \int_0^t E(t-\tau, \varepsilon(\tau)) \frac{d\varepsilon(\tau)}{d\tau} d\tau \\ \varepsilon(t) &= \int_0^t J(t-\tau, \sigma(\tau)) \frac{d\sigma(\tau)}{d\tau} d\tau\end{aligned}\quad (5)$$

同样，式 (5) 中的应力和应变也可以视为广义应力和广义应变。

90 年代后期，Donnelly 等人建立了脑组织材料单方向（剪切）的非线性粘弹性特性模型^[18]。该模型用应力与应变的关系表示为：

$$\sigma(t) = [\psi \dot{\varepsilon}_0 (1 - e^{-at}) + q_0 \dot{\varepsilon}_0 t]^b \quad (6)$$

式 (6) 中： $\psi = q_1 - p_1 q_0$, $a = 1/p_1$, $q_0 = 2\alpha_1 \alpha_2 / (\alpha_1 + \alpha_2)$, $q_1 = 2\alpha_1 \xi / (\alpha_1 + \alpha_2)$, $p_1 = \xi / (\alpha_1 + \alpha_2)$

$\dot{\varepsilon}_0$ 为剪应变速率， α_1 为独立弹性剪切常数， α_2 为组合弹性剪切常数， ξ 为粘性剪切常数， b 为非线性指数。

本世纪初以来，Bilston、Brands 等人推导并提出了三维非线性粘弹性脑组织模型^[15,16]。在这些模型中，通常将脑组织材料中存在的应力分为三个部分，即由于体积变化或静水压力产生的体积应力、由于形状变化产生的形变应力和由于加载过程

产生的松弛应力。由于通常认为脑组织材料不可压缩，故体积应变可不考虑。形变应力通常被处理为线性弹性应力，并利用Mooney-Rivlin橡胶模型或Ogden超弹性橡胶模型推导得到其应力与应变的关系。松弛应力则被认为具有典型的非线性粘弹性特性。例如，在Bilston等人建立的脑组织材料三维模型中，柯西应力 \mathbf{S} 表示为：

$$\begin{aligned} \mathbf{S} &= -p\mathbf{I} + \mathbf{S}_E + \mathbf{S}_V \\ \mathbf{S}_E &= f(I_1, I_2) \frac{G_E}{1+\alpha} (\mathbf{B} - a\mathbf{B}^{-1}) \\ \mathbf{S}_V &= f(I_1, I_2) \sum_j \mathbf{S}^{(j)} \end{aligned} \quad (7)$$

式(7)中， p 是静水压力， \mathbf{I} 是单位矩阵， \mathbf{S}_E 是长期弹性应力， \mathbf{S}_V 是粘性应力。 I_1 、 I_2 是应变张量常量， G_E 是长期弹性模量， a 是常数， \mathbf{B} 是应变张量， f 是 I_1 、 I_2 的函数， \mathbf{S}_0 满足以下上随体Maxwell模型。

$$\begin{aligned} \mathbf{S}^{(j)} + \lambda_j(I_1, I_2) \left\{ \frac{d\mathbf{S}^{(j)}}{dt} - \nabla \mathbf{V}^T \mathbf{S}^{(j)} - \mathbf{S}^{(j)} \nabla \mathbf{V} \right\} \\ = 2\eta_j \mathbf{D} \end{aligned} \quad (8)$$

式(8)中， $\nabla \mathbf{V}$ 是速度梯度， \mathbf{D} 是应变率张量，上标 T 表示矩阵转置， λ_j 是与应变相关的函数。

三维非线性粘弹性脑组织模型为更加全面、准确地分析脑组织的受力和变形状态提供了可能。然而，这些模型通常很复杂，难以直接应用到目前广泛使用的有限元分析软件，如LS-DYNA中，需要专门定义材料模型。同时，模型在对加载松弛过程中的应力预测方面存在30%左右的误差^[15]。

2.3 准线性粘弹性

准线性粘弹性模型是对非线性粘弹性模型的简化。材料的准线性粘弹性模型将材料的松弛或蠕变特性也表示为时间和应变或时间和应力的函数，即应力或应变的表达式与非线性粘弹性特性相同。但是，在准线性粘弹性模型中，松弛函数可以表示为时间的函数与应变的函数之积，蠕变函数可以表示为时间的函数与应力的函数之积，即应力或应变大小只改变松弛函数或蠕变函数曲线的幅值，不改变曲线的形状。松弛函数及蠕变函数的表达式如式(9)所示：

$$\begin{aligned} E(t, \varepsilon) &= E_i(t)g(\varepsilon) \\ J(t, \sigma) &= J_i(t)h(\sigma) \end{aligned} \quad (9)$$

在LS-DYNA中，MAT176即为准线性粘弹性材料模型。该模型被用来模拟生物软组织如脑组织、皮肤、肾、肝、脾等的性能。在LS-DYNA中还没有用于模拟脑组织材料的非线性粘弹性模型。

3 脑组织材料特性实验

由于在实际分析过程中，脑组织材料可能存在着多方向及多种变形状态下的应力，计算这些应力所需的材料参数难以由一种实验获取，因此，通常需要采用多种实验来获取脑组织材料特性参数。

对脑组织材料的实验主要包括压缩（拉伸）及其松弛实验、剪切及其松弛实验及扫频震荡实验三种。压缩（拉伸）实验和剪切实验主要用来获取脑组织材料的长期弹性模量和剪切模量，两者对应的松弛实验通常被用来验证模型。

由于在加载过程中就必然存在应力松弛，因此，直接通过压缩或剪切实验无法获得材料的松弛特性曲线。目前，为了获取脑组织材料的时域松弛函数曲线，通常是利用不同频率的扫频震荡实验获得脑组织材料的频域特性，再通过傅立叶变换得到其时域函数。当然，这个实验是基于脑组织材料为线性粘弹性材料的假设。实验结果通常用复合剪切模量 G_{complex} 、储存模量 G' 、损耗模量 G'' 及相位角 δ 给出，它们之间的关系是：

$$\begin{aligned} G_{\text{complex}} &= G' + iG'' \\ G' &= (\tau/\gamma)\cos(\delta) \\ G'' &= (\tau/\gamma)\sin(\delta) \end{aligned} \quad (10)$$

式(10)中， τ 为剪应力幅值， γ 为剪应变幅值。

储存模量 G' 、损耗模量 G'' 与长期剪切模量 G_{inf} 、瞬间剪切模量 G_0 、衰减系数 β 之间的关系是：

$$G' = G_{\text{inf}} + (G_0 - G_{\text{inf}})\omega^2 / (\omega^2 + \beta^2)$$

$$G'' = (G_0 - G_{inf}) \beta \omega (\omega^2 + \beta^2) \quad (11)$$

式(11)中, ω 为对应于 G' 、 G'' 的实验频率。

对部分脑组织材料特性实验的相关数据进行归纳,可以得到表1~表3。其中,真应变 ε_{true} 与工程应变(应力与初始面积之比) ε_{eng} 的关系为:

$$\varepsilon_{true} = \int_{h_0}^h \frac{dh}{h} = \ln\left(\frac{h}{h_0}\right) = \ln(\lambda) = \ln(1 + \varepsilon_{eng}) \quad (12)$$

真应力(作用力与瞬时面积之比) σ_{true} 与工程应力(作用力与初始面积之比) σ_{eng} 的关系为:

$$\sigma_{true} = (1 + \varepsilon_{eng}) \sigma_{eng} \quad (13)$$

当变形为压缩时, ε_{eng} 取负值。

由于脑组织材料的粘弹性特性,其应力应变曲线中无明显的直线段可供计算具有实际应用意义的杨氏模量。为了方便比较,表1中对于某些特殊应变点的 E 值进行了计算:

$$E = \sigma_{true} / \varepsilon_{true} \quad (14)$$

4 影响脑组织材料特性的主要因素

影响脑组织材料特性的因素很多,主要可以归纳为以下几个方面。

4.1 实验样本采集

在不同的实验中,实验样本的形状主要有圆柱形和方形两种。样本的尺寸大小相差较大,尤其是样本厚度,有些只有1~2mm,而另外一些则有20~30mm。由于脑组织材料极易变形,因此,要得到较理想的样本形状和尺寸是很困难的。通常,样本的形状及尺寸误差都在10%甚至更大。

不同部位采集的实验样本具有明显的材料特性差别。例如,Arbogast等人利用实验对比了人体脑干部分和大脑部分的脑组织材料参数,得到脑干部分的材料参数明显大于大脑部分的结论^[19]。Coats等人则通过实验说明胼胝体和冠状辐射区的脑白质具有明显的材料性能差异,而灰质却具有较强的一致性^[14]。

从不同年龄的人体或动物中取出的实验样本存在材料参数的差异。Thibault等人的实验表明,从婴儿到成人,脑组织材料参数的大小是增加的^[20]。

许多研究中都假设脑组织材料参数是各向同性的。然而,由于在实际脑组织中,脑白质主要是由神经纤维组成,其结构组成在沿纤维方向和垂直纤维方向变化明显,因此,其性能参数也会有明显差异。例如,Arbogast等人的实验结果表明,脑干的白质在与其纤维平行的平面内沿与纤维垂直的方向剪切具有与其他两个方向明显不同的性能,而其他两个方向的剪切实验数据没有明显差异^[19]。脑灰质主要由神经细胞组成,其性能随方向变化相对较小。Prange等人也用实验数据说明了脑白质存在明显的各向异性,而脑灰质没有明显的方向差异^[21]。但是,Shuck等人通过实验认为脑白质在工程分析中可以认为是各向同性的,而脑灰质则在各个方向具有明显差异^[10]。这可能是由于其取样及实验方向是按照头部定义三个坐标方向,而不是按照纤维的方向。

4.2 实验样本来源

不同的实验中采用的实验样本的来源不同。这些实验样本主要来自人类尸体、猪、牛、猴、兔子、老鼠、猫等。由于各种动物的脑组织大小存在较大差异,其结构和功能也有所不同,从而决定了其材料参数存在明显差异。例如,Prange等人对比分析了人脑与猪脑灰质的剪切模量,得到人脑剪切模量明显大于猪脑的结论^[21]。然而,McElhaney的实验数据表明,人脑与猴脑的材料性能参数无明显差异^[22]。

4.3 实验设置

实验时的加载速度直接影响到材料的应变速率,对实验结果影响较大。随着应变速率的增加,脑组织材料的 E 、 G 值均增大^[22,23]。

关于实验样本在实验前所经历的时间对实验结果的影响,不同研究者得到不同的结论。Fitzgerald等人的研究证明,死亡5小时时,生物组织材料的储存模量(Storage Modulus) G' 会增加50%^[24],然后将保持在这个水平。然而,McElhaney等人

通过对猴子头部的生物组织如头皮、头骨、大脑和硬脑膜的实验，得出实验样本在死亡 15 小时时仍没有明显变化^[22]。

为了保持实验样本的新鲜，通常需要将实验样本浸泡在人造脑脊液或生理盐水中并冷藏。脑组织材料冷冻后可以方便取，然而，Fallenstein等人研究了冰冻对脑组织材料的影响，结果表明，冰冻会使储存模量 G' 下降一个数量级，使损耗模量(Loss Modulus) G'' 下降 3 倍^[9]。

4.4 实验环境

Thibault、Arbogast等人的研究表明，在 5°C 到 25°C 的温度范围内，低频(0.16~16Hz)扫频震荡实验测量得到的材料特性参数随温度变化不明显，但是，样本失水后材料模量会增加^[20,25]。然而，其它一些研究实验表明温度对脑组织的特性参数有明显影响，且利用温度变化来扩展扫频震荡实验的频率范围^[26]。产生不同结论的原因应该是Thibault、Arbogast等人的实验频率较低、频率范围较小的缘故（文献中没有介绍应变大小）。因此，大多数实验均采用了温湿箱来控制温度和湿度，也有部分实验未采用温湿箱，如表 1~表 3 所示。

4.5 实验方法

不同研究中采用的实验方法也存在着比较大的差别。如Fallenstein的剪切性能实验中采用的是简单剪切^[9]，而Shuck的剪切实验采用的是扭转剪切^[10]。Hrapko采用的也是扭转剪切，但样本不是放在扭转中心^[27]。因此，在不同的实验中，样品实际的受力状况是不一样的。

在压缩和扭转实验中，样本与加载表面的连接通常有三种方式，分别为粘接^[18,23]、通过砂纸连接^[27]或光滑表面连接^[28]。各种方式对实验结果均有影响。粘接方式导致胶渗入材料，可能改变材料性能；砂纸连接方式可能使样本的水分被砂纸吸收（防水砂纸较好），从而改变材料性能。同时，对于很薄的样本，砂纸对样本接触面的破坏也是不容忽视的；光滑连接在压缩实验时适宜采用，但在剪切或张拉实验时无法采用。光滑连接与粘接或砂纸连接存在明显的边界条件差异。

5 不同使用条件下的脑组织材料模型及参数选择

由于脑组织材料既存在固体的特征也存在液体的特征，其材料特性很复杂，因此，必须根据分析目的合理选择材料模型及材料参数。

从表 1~表 3 可以发现，尽管许多实验得到的脑组织材料参数的数值相差几个数量级，如杨氏模量从 0.067KPa 到 278.8KPa，剪切模量从 0.01 到 13.25KPa，但是，这些数据对应着完全不同的实验条件。当把这些实验结果按照实验条件分类后，其差别就不是太大了。例如，当真应变为 1.0 及应变速率为 0.08S^{-1} 及 0.1S^{-1} 时，Estes, McElhaney 得到的脑白质 E 值均为 60~61KPa；而当真应变为 0.3 及应变速率为 $0.64\sim 1.0\text{S}^{-1}$ 时，Estes, McElhaney, Miller 得到的脑白质 E 值为 20.5~27.3Kpa，如图 1 所示。图中，每组曲线由下往上对应于应变速率增加。又例如，尽管Donnelly和Bilston的实验样本相差较大，但在Donnelly的准静态剪切实验和Bilston的低速剪切实验中，剪切模量 G 值差别也是在 10 倍左右。

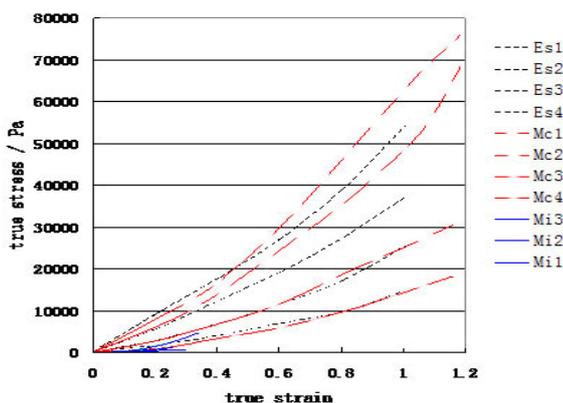


图 1 部分压缩实验数据对比

实验表明，脑组织材料的线性特性存在于应变小于 1%~3.5% 的范围内（与应变速率有关）^[10,15,26]。因此，对于部分小应变及小应变速率过程的外科手术等计算机仿真分析，可用线性粘弹性模型及相应的实验参数。对于汽车碰撞过程的计算机仿真分析，由于乘员的脑组织材料的应变可以达到甚至超过 15%~20%，因此，采用非线性粘弹性模型及相应的实验参数才能达到较好的效果。

由表 2 可知，Bilston和Hrapko等人对猪脑白质的震荡实验的应变幅值小于 1%，处于线性范围内。因此，根据式 (11) 可以求出相应的 G_0 、 G_{mr} 和 β 值如表 4 所示。

表4 G_0 、 G_{inf} 和 β 值的计算依据及结果

震荡频率	Bilston		Hrapko	
	0.1Hz	10Hz	0.1Hz	1.0Hz
G' KPa	2.1	4.2	0.22	0.37
G'' KPa	0.82	0.6	0.1	0.18
G_0 KPa	25.21		1.353	
G_{inf} KPa	2.07		0.211	
β S^{-1}	17.7		7.117	

目前,在各主要基于线性粘弹性脑组织材料特性的有限元模型中,大脑白质的 G_0 的取值范围为10~49KPa, G_{inf} 的取值范围为2~17.3KPa, β 的取值范围为35~500 S^{-1} ; 大脑灰质的 G_0 的取值范围为12.5~33KPa, G_{inf} 的取值范围为2.5~6KPa, β 的取值范围为80~500 S^{-1} ; 脑干的 G_0 取值为22.5KPa, G_{inf} 的取值为4.5KPa, β 的取值为80 S^{-1} [5]。

由于脑组织材料参数的非线性粘弹性模型尚不够成熟,本文不再做详细介绍。

6 结束语

对脑组织材料特性的研究工作虽然已经持续了半个多世纪,但由于其结构的复杂性及材料特性本身的复杂性,使得相关研究结果仍远未能达到满足工程实际需要的程度。脑组织材料具有明显的非线性粘弹性特性,且表现出非均质和各向异性。因此,采用单一的杨氏模量和剪切模量来表示脑组织的材料参数值可能难以得到较好的分析结果,需要用适宜的模型来综合表示。借助于精确的实验样品准备、严格控制的实验条件、先进的实验手段等,更多的相关研究工作需要进一步开展。

参考文献

- [1] Sosin, D., Sacks, J., and Smith, S., Head Injury Associated Deaths in the United States From 1979–1986, *J. Am. Med. Assoc.*, 262, pp. 2251–2255, 1989.
- [2] Sosin, D., Sniezek, J., and Waxweiler, R., Trends in Death Associated With Traumatic Brain Injury, 1979 Through 1992: Success and Failure, *J. Am. Med. Assoc.*, 273, pp. 1778–1780, 1995.
- [3] Allison C. Bain, David F. Meaney, Tissue-Level Thresholds for Axonal Damage in an Experimental Model of Central Nervous System White Matter Injury, *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 122, pp. 615–622, 2000.
- [4] 夏辉娟. 各种脑外伤相关因素分析及临床意义. *中华现代外科学杂志*, 2005年第2卷第15期, P1430~1431
- [5] King H. Yang, Jingwen Hu, Nicholas A. White, and Albert I. King, Development of Numerical Models for Injury Biomechanics Research: A Review of 50 Years of Publications in the Stapp Car Crash Conference. *Stapp Car Crash Journal*, Vol. 50, pp. 2006.
- [6] Franke, E. K., 1954, "The Response of the Human Skull to Mechanical Vibration," Wright Patterson Air Development Center Technical Report No. 54-24, Ohio.
- [7] Koeneman, J.B. Viscoelastic properties of brain tissue. M.S. thesis. Case Institute of Technology. 1966.
- [8] Galford, J.E. and McElhaney J.H. Some viscoelastic properties of scalp, brain and dura. *American Society of Mechanical Engineers Paper No. 69-BHF-7*. 1969.
- [9] Fallenstein, G.T., Hulse, V.D. and Melvin, J.W. Dynamic mechanical properties of human brain tissue. *J. Biomechanics* 2: 217–226. 1969.
- [10] Shuck, L.Z. and Advani, S.H. Rheological response of human brain tissue in shear. *J. Basic Engineering, Transactions of the American Society of Mechanical Engineers*, (December): 905–911. 1972.
- [11] Wang, H.C. and Wineman, A.S. A mathematical model for the determination of viscoelastic behavior of brain in vivo - I. Oscillatory response. *J. Biomechanics* 5: 431–446. 1972.
- [12] Estes, M.S. and McElhaney, J.H. Response of brain tissue of compressive loading. *American Society of Mechanical Engineers. Paper No. 70-BHF-13*. 1970.

- [13] Metz, H., McElhaney, J. and Ommaya, A.K. A comparison of the elasticity of live, dead and fixed brain tissue. *J. Biomechanics* 3: 453-458. 1970.
- [14] B. Coats and S.S. Margulies. Material properties of porcine parietal cortex. *J. Biomechanics* 3: 1-5. 2005
- [15] D.W.A. Brands, G.W.M. Peters and P.H.M. Bovendeerd. Design and numerical implementation of a 3-D non-linear viscoelastic constitutive model for brain tissue during impact. *J. Biomechanics* 37: 127-134. 2004.
- [16] Bilston, L. E., Liu, Z. Z., and Phan-Thien, N., 2001, Large Strain Behaviour of Brain Tissue in Shear: Some Experimental Data and Differential Constitutive Model, *J. Biorheology*, 38, pp. 335–345.
- [17] Zhou, C., Khalil, T. B., and King, A. I. A new model comparing impact responses of the homogeneous and inhomogeneous human brain. Proceedings of the 39th Stapp Car Crash Conference, Warrendale, PA. SAE Paper 952714, 121-129, 1995
- [18] B. R. Donnelly, J. Medige. Shear Properties of Human Brain Tissue. *J. of Biomechanical Engineering*, Vol. 119, 423-432. 1997.
- [19] K. B. Arbogast, S. S. Margulies, Material characterization of the brainstem from oscillatory shear tests. *Journal of Biomechanics*, Vol. 31, 801~807. 1998
- [20] K.L. Thibault and S.S. Margulies, Age-dependent material properties of the porcine cerebrum: effect on pediatric inertial head injury criteria. *J. Biomechanics* Vol. 31: 1119-1126. 1998.
- [21] M. T. Prange, S. S. Margulies, Regional, Directional, and Age-Dependent Properties of the Brain Undergoing Large Deformation. *J. of Biomechanical Engineering*, Vol. 124, 244-252. 2002.
- [22] J. H. McElhaney, J. W. Melvin, V. L. Roberts. Dynamic Characteristics of the Tissue of the Head. *Perspectives in Biomedical Engineering*, Kenedi, R. M., ed., Baltimore MD, University Park Press, 215-228, 1973.
- [23] K. Miller and K. Chinzei, Mechanical properties of brain tissue in tension. *J. Biomechanics* Vol. 35: 483-490. 2002.
- [24] Fitzgerald E.R., Freeland A.E.. Viscoelastic response of intervertebral discs at audio frequencies. *Medical and Biological Engineering* Vol. 9, 459-478. 1970.
- [25] Arbogast, K.B., Thibault, K.L. et al., A high-frequency shear device for testing soft biological tissues. *Journal of Biomechanics*. Vol. 30(7), 757-759. 1997.
- [26] F. Shen, T. E. Tay, J. Z. Li, S. Nigen, P. V. S. Lee, H. K. Chan. Modified Bilston Nonlinear Viscoelastic Model for Finite Element Head Injury Studies. *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 128, 797-801, 2006
- [27] M. Hrapko, J.A.W. van Dommelen, G.W.M. Peters, J.S.H.M. Wismans. The mechanical behavior of brain tissue: Large strain response and constitutive modeling. *Biorheology* Vol. 43: 623–636, 2006
- [28] K. Miller and K. Chinzei, Constitutive Modeling of Brain Tissue: Experiment and Theory. *J. Biomechanics* Vol30: 1115-1121. 1997

表 1 压缩与拉伸实验

	Estes 1970	Estes 1970	McElhaney 1973	McElhaney 1973	Miller 1997	Miller 2002
样本形状	圆柱	圆柱	圆柱	圆柱	圆柱	圆柱
尺寸 mm 直径×高	12.7*6.4	12.7*6.4	12.7*6.4	12.7*6.4	~30*~13	~30*~10
样本位置	放射冠	灰质和白质	中脑白质	白质或灰质与 白质的混合体	每个脑半球的侧 裂区带有脑室和 蛛网膜	每个脑半球的 侧裂区带有脑 室和蛛网膜
年龄	52~84 岁	4~7 岁			6 个月	6 个月
样本种类	人	猴子	人	猴子	猪	猪
应变速率 S ⁻¹	0.08,0.8,8,40	0.08,0.8,8,40	0.1,1,10,65	0.1,1,10,65	0.64,0.64e-2, 0.64e-5	0.64 0.64e-2
最大工程应变	0.65	0.65	约 0.7	约 0.7	约 0.35	直到损坏
实验前历时	7~12 小时	立即	6~10 小时	立即	~12 小时	~12 小时
实验环境	37°C 吹热风	37°C 吹热风	在圆柱形容 器中保持体 温	在圆柱形容 器中保持体 温	22°C 用湿木质素围 住	22°C 用湿木质素围 住
样本处理	浸泡在 37°C 的等张盐 水中	浸泡在 37°C 的等张盐 水中	冷冻在等张 盐水中	冷冻在等张 盐水中	浸泡在 5°C 的 生理盐水中	浸泡在 5°C 的 生理盐水中
实验方法	单轴压缩	单轴压缩	使用活塞及 缸体进行单 轴压缩	使用活塞及 缸体进行单 轴压缩	单轴压缩	单轴拉伸
在真应变为 1.0 时 对应于不同应变 速率的 E 值 KPa	0.08 60.6 0.8 106 8 151.5 40 227.3	0.08 69.7 0.8 109.1 8 184.8 40 233.3	0.1 60.4 1.0 112.5 10 187.9 65 278.8	与人脑无明显 差别		
在真应变为 0.3 时 对应于不同应变 速率的 E 值 KPa	0.8 25.0		1.0 20.5		0.64 27.3 0.64e-2 3.795 0.64e-5 1.384	0.64 0.725 0.64e-2 0.067

表 2 震荡剪切实验

	Fallenstein 1969	Shuck 1972	Thibault 1997	Arbogast 1997	Bilston 2001	Hrapko 2006
样本形状	矩形	圆柱	圆柱	圆柱	圆柱	圆柱
尺寸 mm 长×宽×高或 直径×高	20.0×30.0× 4.0~7.0	12.7× 3.1~12.7	10.0~12.0× 1.0~2.0	11.0×1.0	20.0×2.0	7.0~10.0× 1.0~3.0
样本位置	大脑白质	放射冠和丘脑 核	前大脑	脑干	视辐射及胼胝 体区白质	放射冠白质
年龄	44~92 岁		2-3 天 和 1 年	1 年		6~12 月
样本种类	人	人	猪	猪	猪	猪
震荡频率 Hz	9~10	5~350	20~200	20~200	0.01~20	0.16, 1.6, 16
最大工程应变	0.37	100Hz 0.213 350Hz 0.052	0.025, 0.05	0.025, 0.05, 0.075	0.001	0.0001, 0.1
实验前历时	10~62 小时	几小时	~5 小时	~4 小时	~8 小时	2.5~5 小时
实验环境	37°C 加热腔中	室温腔中	25°C 湿度 100%	室温、湿度腔	外层涂石油啫 哩保湿	37°C 潮湿箱
样本处理	装在聚乙烯袋 中浸于冰水中	人造乳液中	放在冰冷的人 造脑脊液中	浸在人造脑脊 液中	浸在人造脑脊 液中	浸在冰冷的生 理盐水中 7°C
实验方法	单向剪切震荡	扭转剪切震荡	扭转剪切震荡	单向剪切震荡	扭转剪切震荡	偏心扭转剪切 震荡
对应于不同频 率的 G' KPa	0.75~1.41	5Hz, 7.6 105Hz, 21.4 350Hz, 33.9	20Hz, 0.771~1.202 100Hz, 0.925~1.424 200Hz, 1.257~1.756	20Hz, 1.24~1.71 100Hz, 1.45~1.83 200Hz, 1.80~2.2	0.1Hz, 2.1 10 Hz, 4.2	应变=0.01 0.1Hz, 0.22 1Hz, 0.37 10Hz, 0.61
对应于不同频 率的 G'' KPa	0.3~0.6	5Hz, 2.8 105Hz, 18 350Hz, 81.4	20Hz, 0.222~0.341 100Hz, 0.413~1.256 200Hz, 0.678~2.139	20Hz, 0.45~0.7 100Hz, 1.25~1.45 200Hz, 2.15~2.35	0.1 Hz, 0.82 10 Hz, 0.6	应变=0.01 0.1Hz, 0.1 1Hz, 0.18 10Hz, 0.4

表 3 单向剪切及剪切松弛实验

	Donnelly 1997		Bilston 2001			Bilston 2001	Prange 2002	Prange 2002	Coats 2005				
样本形状	圆柱		圆柱			圆柱	矩形	矩形	矩形				
尺寸 mm 长×宽×高或直径×高	12.3~19.1× 5.3~26.4		20.0×2.0			20.0×2.0	10.0×5.0×1.0	10.0×5.0×1.0	5.0×10.0×1.0				
样本位置	大脑 白质和灰质		视辐射及胼胝体区 白质			视辐射及胼胝 体区白质	颞叶皮层灰质	放射冠和胼胝体 区白质和 丘脑灰 质	顶骨皮质层区 灰质				
年龄	49~95 岁							成年, 5 天, 4 周	成年				
样本种类	人		牛			牛	人	猪	猪				
应变速率 S-1	0,30,60,90,120,1 80		0.055~0.947			0.05~0.75		0.42~8.33	1.1~5.7				
最大工程应变	1.0		部分失效 1~5 完全失效 10~20			0.0008~0.15		0.025, 0.05, 0.1, 0.2, 0.3, 0.4, 0.5	0.025, 0.05, 0.1, 0.2, 0.3, 0.4, 0.5				
实验前历时	72~120 小时		~8 小时			~8 小时	切除后 3 小时	~5 小时	~5 小时				
实验环境	室温		外圈涂石油啫哩			外圈涂石油啫 哩			加湿				
样本处理	冰在等张盐溶 液中		浸在人造脑脊液中			浸在人造脑脊 液中		浸在 4°C 的人造 脊液中	浸在冰冷的盐 溶液中				
实验方法	单向剪切		单向常应变速率剪 切			单向剪切松弛	单向剪切松弛	单向剪切松弛	单向剪切松弛				
对应于给定时间 段的不同应变或 应变速率下的剪 切模量 G KPa	应变	应变	应 变	应 变 1	应 变	时间: 0.1s~100s	时间: 0.1s~10s	时间: 0.1s~10s	时间: 0.1s~10s				
	0.2	0.4	0.4		10								
	0s-1(准静态加 载)		0.055s-1							应变 0.0008	0.27~0.11	丘脑	0.17~0.06
	3.0	3.625	0.22 5	0.12	0.01					4.1~0.8		0.22~0.08	
	30s-1		0.2335 s-1							应变 0.0125		放射冠	
	7.75	9.25	0.27 5	0.2	0.02 2					1.9~0.45		0.19~0.075	
	60s-1		0.947 s-1							应变 0.0554		胼胝体	
	9.5	11.63	0.29	0.3	0.02 8					0.61~0.21		0.14~0.06	
90s-1					应变 0.106								
10.75	13.25				0.38~0.18								

