

文章编号: 1004-7220(2024)01-0055-07

脑组织压缩力学性能和本构模型

蔡志华, 刘春平, 常利军

(湖南科技大学 机械设备健康维护湖南省重点实验室, 湖南 湘潭 411201)

摘要: **目的** 研究脑组织在不同应变率下的压缩力学性能和本构模型。**方法** 使用电子万能试验机对猪脑组织白质和灰质开展准静态压缩和中速压缩试验, 获得脑组织不同应变率下的应力-应变曲线。采用 Ogden 本构模型对试验曲线进行拟合, 确定本构模型参数, 并在有限元软件中进行仿真验证。**结果** 脑组织应力-应变曲线呈现非线性特征, 具有较强的应变率相关性和敏感性。压缩至 0.6 应变时, 在 $5 \times 10^{-4} \sim 5 \times 10^{-2} \text{ s}^{-1}$ 应变率下, 白质和灰质的应力分别增加 102% 和 129%, 在 $1 \sim 1.5 \text{ s}^{-1}$ 应变率下则分别增加 50.7% 和 54.6%; 1.5 s^{-1} 应变率下白质、灰质应力比 $5 \times 10^{-4} \text{ s}^{-1}$ 应变率下分别增加 347%、413%。Ogden 模型拟合下的 $R^2 > 0.99$, 仿真结果与试验结果误差在 15% 以内, 验证了模型的有效性。**结论** 研究结果有助于实现对脑组织变形的预测, 为建立更加科学合理的人体模拟靶标以及在设计和改进颅脑防护装备上提供准确的理论依据。

关键词: 脑组织; 压缩性能; Ogden 本构模型; 数值仿真

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2024.01.008

Compressive Mechanical Properties and Constitutive Model of Brain Tissues

CAI Zhihua, LIU Chunping, CHANG Lijun

(Hunan Provincial Key Laboratory of Health Maintenance for Mechanical Equipment, Hunan University of Science and Technology, Xiangtan 411201, Hunan, China)

Abstract: **Objective** To study the compressive mechanical properties and constitutive models of brain tissue at different strain rates. **Methods** Quasi-static and medium-velocity compression tests were carried out on the white and gray matter of pig brain tissue using an electronic universal testing machine, and stress-strain curves of pig brain tissue at different strain rates were obtained. The Ogden constitutive model was used to fit the test curve, the parameters of the constitutive model were determined, and the simulation was verified using finite element software. **Results** The brain tissue stress-strain curves showed nonlinear characteristics, with a strong strain rate correlation and sensitivity. When tissues were compressed to 0.6 strain, the stress of white and gray matter increased by 102% and 129%, respectively, at a strain rate of $5 \times 10^{-4} \sim 5 \times 10^{-2} \text{ s}^{-1}$, and by 50.7% and 54.6%, respectively, at a strain rate of $1 \sim 1.5 \text{ s}^{-1}$. At a strain rate of 1.5 s^{-1} , the stress in the white and gray matter increased by 347% and 413%, respectively, compared with that at $5 \times 10^{-4} \text{ s}^{-1}$ strain rate. The R^2 value of the Ogden model was greater than 0.99, and the error between the simulation and experimental results was within 15%, thereby verifying the validity of the model. **Conclusions** This study is helpful for the prediction of brain

收稿日期: 2023-05-29; 修回日期: 2023-06-21

基金项目: 国家自然科学基金项目(11972158), 军委科技委基础加强计划技术领域基金项目(2020-JCJQ-JJ-356), 湖南省研究生科研创新项目(CX20221044)

通信作者: 蔡志华, 副教授, 博士生导师, E-mail: caizhuhua003@163.com

tissue deformation and provides an accurate scientific theoretical basis for the establishment of scientific and reasonable human simulation targets as well as the design and improvement of brain-protective equipment.

Key words: brain tissue; compression performance; Ogden constitutive model; numerical simulation

在现代战争、交通事故、跌倒和高空坠物等情况下,创伤性脑损伤(trumatic brain injury, TBI)发生概率较高,人体头部遭受外力撞击是引发 TBI 的主要原因。为了能准确反映脑组织在受到外物撞击时的力学响应,需要对脑组织力学性能和本构模型进行研究,揭示压缩载荷下脑组织的力学行为;为建立更加科学合理的人体模拟靶标,并将其应用于临床治疗,脑组织压缩力学性能和本构模型的研究工作也可为设计和改进颅脑防护装备提供准确的理论依据。

目前,关于脑组织力学性能的试验方法主要包括压缩、拉伸、剪切、扭转和磁共振成像技术^[1-4]。研究人员在方向^[5-6]、年龄^[7-8]、区域相关属性^[6,9-10]和死后时间^[11-12]等方面对脑组织的力学性能开展研究,但得出的结果不尽相同,目前仍存在比较大的争议。总体来说,大脑组织的力学性能尚未被深入理解。随着有限元软件的发展,越来越多的学者使用有限元模型来研究脑组织性能^[13]。建立准确的脑组织力学分析模型需要基于合适的本构模型和模型参数,故合适的本构模型以及参数的获取尤为重要。现有研究使用的本构模型不尽相同,有超弹性模型^[14]、黏弹塑性模型^[15]、黏滞超弹性模型^[16]等。因此,在众多的本构模型中,选择一个能够良好表达脑组织力学响应的模型极为关键。Budday 等^[17]研究表明,Ogden 超弹性本构模型的应力方程可以较好表达脑组织在单个应力状态下的力学响应。

由于脑组织的超软性和复杂性,使得其力学测试具有很大的挑战。目前报道的测试结果离散性和差异性很大,且多为准静态下的研究,脑组织的力学性能有待进一步深入研究。本文使用电子万能试验机对 7 月龄猪大脑区域白质和灰质分别进行准静态和中速压缩试验,分析其力学性能与应变率效应,采用能较好反映脑组织力学性能的 Ogden 模型并确定相关材料参数,结合 ABAQUS 有限元软件对试样的压缩试验过程进行模拟仿真,以期为人体的颅脑防护的研究提供理论支撑。

1 材料与方法

1.1 试样选取与制备

选用猪脑作为试验对象,为减少差异性,使用样本均来自本地屠宰场获得的 7 月龄新鲜离体猪脑组织。得到猪脑后,使用手术刀沿脑镰将大脑分离成左右两半部,再将其切制出 1 片厚度为 5 mm 等厚切片。切片过程中,在手术刀上涂抹润滑油避免材料受损。在获得的 5 mm 等厚度切片上,大脑白质和灰质区域清晰可见。然后使用在内外表面涂抹过润滑油的直径 5 mm 环钻在单个切片的白质或灰质区域上沿厚度方向压切,得到直径 5 mm、高度 5 mm 纯净白质和灰质圆柱体试样。还未取样的猪脑组织以及得到的试验样本需放入 0.9% 生理盐水中保存待用。为了消除方向对试验的影响,在制作试验样本时严格控制脑组织的取样方向。试样制备流程如图 1 所示。

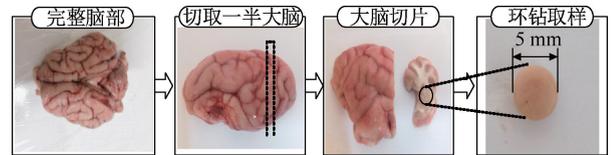


图 1 试样制备流程

Fig. 1 Sample preparation process

1.2 试验方法

制备好纯净白质和灰质试样后,使用电子万能试验机(型号 DR-602AQ,东莞市东日仪器有限公司)分别进行准静态和中速单轴压缩试验,采用量程 100 N 力学传感器测量压力载荷,该力学传感器精度为 1 mN,测试范围为 0~100 N。试验机内置位移传感器记录位移,内置位移传感器精度为 0.1 mm。准静态试验所采用的应变率分别为 5×10^{-4} 、 5×10^{-3} 、 $5 \times 10^{-2} \text{ s}^{-1}$,对应的试验机压头加载速度为 0.15、1.5、15 mm/min,为保证试验所测数据的准确性,每个应变率重复 3 次试验,取平均值作为该应变率下的试验结果。中速试验所采用的应变率分别为 1、1.25、1.5 s^{-1} ,对应加载速度为 300、

375、450 mm/min,每个应变率重复5次。准静态与中速压缩试验最大应变均为0.6。

试验开始前,在上下压头上均涂抹上润滑油以减少摩擦产生的影响。固定好上下压头后,校准力和位移输出信号使其归零。然后,将试样放置在下压头正中心,操作试验机使上压头缓缓下移,当上压头立马要接触到试样上表面且不直接与其接触时,观察力值,此时不能有力学响应,停止下移,将位移清零。设置好预设的压缩试验速度和加载位移,进行脑组织压缩试验,得到试验曲线。所有的单轴压缩试验均在室温下(23℃)进行,并且为了加强试验的可靠性,所有试验均在脑组织解剖后6h内进行。在取样和试验过程中,为防止材料失水,需要定期喷洒0.9%生理盐水使其保持活性。

1.3 本构模型拟合方法

相较于其他模型,Ogden本构模型更适用于表达脑组织的力学响应。Budday等^[17]研究表明,Ogden一阶本构模型可以良好表达脑组织在单个应力状态下的力学响应。Madireddy等^[18]研究认为,Ogden二阶和三阶本构模型可以良好表达小型猪脑部30%压缩试验的力学响应,但其对更大应变下脑组织力学响应的准确性仍需进一步研究。本文脑组织压缩试验达到了 $\varepsilon=0.6$ 大应变,故选用能良好表达脑组织力学响应的Ogden一阶超弹性本构模型对试验曲线进行拟合。对于脑组织等不可压缩材料,可得到一阶Ogden模型的应变能密度函数:

$$W = \frac{2\mu_0}{b^2}(\lambda_1^b + \lambda_2^b + \lambda_3^b - 3)$$

式中: λ_1 、 λ_2 、 λ_3 为各个方向的主要拉伸比,由于材料不可压缩,故 $\lambda_1\lambda_2\lambda_3=1$, λ_1 为沿着拉伸方向的拉伸比,和工程应变 ε 的关系 $\lambda_1=1+\varepsilon$,在压缩试验中,工程应变 ε 取负值; μ_0 为初始剪切模量; b 为硬化参数,是模型中的两个材料常数用来适应不同应变率下的试验曲线。脑组织在压缩方向上的工程应力 σ 可定义为:

$$\sigma = \frac{2\mu_0}{b}[\lambda_1^{b-1} - \lambda_1^{-(\frac{b}{2}+1)}]$$

结合试验数据,利用最小二乘法对脑组织不同应变率下的应力-应变曲线进行拟合,得到拟合曲线,并与试验曲线对比,确定Ogden本构模型在不同应变率下的模型参数。

1.4 本构模型仿真验证

为验证Ogden模型以及模型参数的有效性,利用ABAQUS有限元软件建立脑组织压缩仿真模型(见图2)。建立的三维模型为 $\varnothing 5\text{ mm}\times 5\text{ mm}$ 圆柱体,与实际试件尺寸相同,用非均匀网格划分整个几何模型。脑组织与上下压头的仿真模型之间用Tie-Contact命令连接,赋予上下压头钢的材料属性。模拟压缩试验时,将下端压头完全固定,上端压头施加与试验应变率相对应的速度,压缩进程为3 mm。对模型施加不同应变率下脑组织白质和灰质试验数据所拟合的Ogden模型的材料属性,通过数值模拟仿真计算得到相应的应力-应变关系曲线,将仿真曲线与试验曲线进行误差分析与对比,验证模型和参数的有效性。

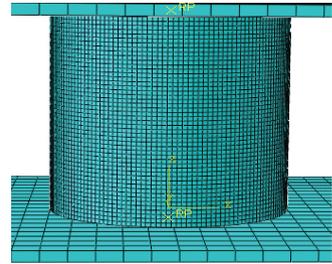


图2 仿真模型

Fig. 2 Simulation model

2 结果

2.1 压缩试验

由脑组织压缩试验应力-应变曲线可见,脑组织压缩曲线表现出很强的应变率效应,且呈现非线性特征。在同一应变下,应力随着应变率的增加而增大。压缩至 $\varepsilon=0.6$ 时,在 $5\times 10^{-4}\sim 5\times 10^{-2}\text{ s}^{-1}$ 应变率下,白质应力增长102%,灰质应力增长129%;在 $1\sim 1.5\text{ s}^{-1}$ 应变率下,白质和灰质应力则分别增长50.7%和54.6%。且随着应变的增加,材料发生硬化效应,应力也随之增大。这种特性在较高应变率下更为显著。中速压缩下脑组织的力学特性和准静态压缩下变化趋势相同,同样表现出很强的应变率敏感性, 1.5 s^{-1} 应变率下白质和灰质的应力分别比 $5\times 10^{-4}\text{ s}^{-1}$ 应变率下增加347%和413%,中速压缩下其应力要远大于准静态压缩,应变率效应更为明显(见图3)。

本文在准静态、中速压缩下每个应变率分别重

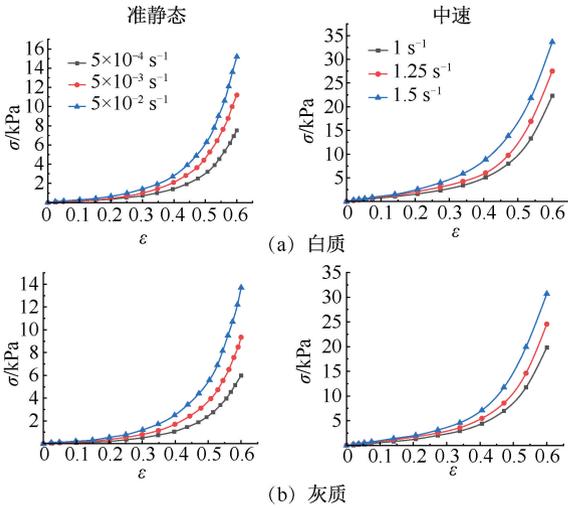


图 3 脑组织压缩应力-应变曲线
Fig. 3 Compressive stress-strain curve of brain tissues
(a) White matter, (b) Gray matter

复了 3、5 次试验。准静态压缩结果显示,在 5×10^{-4} 、 5×10^{-3} 、 $5 \times 10^{-2} \text{ s}^{-1}$ 应变率下白质的平均应力分别比灰质增加 20.5%、16.6% 和 9.9%;中速压缩结果显示,在 1、1.25、1.5 s^{-1} 应变率下白质的平均应力分别比灰质增加 11.1%、10.8% 和 8.8%。试验结果显示在相同应变率下,大脑白质的平均应力要大于大脑灰质,在 $5 \times 10^{-4} \sim 1.5 \text{ s}^{-1}$ 应变率内,白质的应力相比于灰质要增加 8.8% ~ 20.5%,提示脑组织中白质的硬度要大于灰质。

表 1 脑组织 Ogden 本构模型参数

Tab. 1 Parameters for Ogden constitutive model of brain tissues

应变率/ s^{-1}	μ_0		b		R^2	
	白质	灰质	白质	灰质	白质	灰质
5×10^{-4}	-0.562±0.011	-0.427±0.013	6.149±0.075	6.325±0.112	0.999 60	0.999 06
5×10^{-3}	-0.833±0.025	-0.649±0.011	6.195±0.115	6.353±0.065	0.998 99	0.999 71
5×10^{-2}	-1.094±0.024	-0.970±0.022	6.288±0.085	6.302±0.087	0.999 50	0.999 48
1	-2.092±0.023	-1.075±0.023	5.299±0.046	-2.434±0.043	0.999 87	0.999 71
1.25	-2.609±0.072	-2.225±0.033	5.273±0.115	5.427±0.061	0.999 15	0.999 77
1.5	-3.868±0.094	-3.121±0.136	4.535±0.117	5.047±0.189	0.999 07	0.997 66

2.3 数值仿真

对本文压缩试验下 $5 \times 10^{-4} \text{ s}^{-1}$ (最小应变率)、 1.5 s^{-1} (最大应变率) 和 $5 \times 10^{-2} \text{ s}^{-1}$ (中间应变率) 这 3 个具有代表性的应变率进行数值模拟仿真,对脑组织仿真模型施加不同应变率下白质和灰质试验数据拟合所得到的 Ogden 本构模型参数,将仿真得到的真应力-应变曲线转化为名义应力-应变曲线,

2.2 本构模型拟合

使用 Ogden 模型对试验曲线进行拟合 (见图 4),同时得出了脑组织白质和灰质在不同应变率下的 Ogden 本构模型参数 (见表 1)。通过拟合反求所得到的本构模型参数,可为后续数值仿真提供依据。脑组织在准静态和中速压缩不同应变率下的拟合可决系数 $R^2 > 0.99$,表明拟合效果十分优秀。模型的拟合曲线与试验曲线也具有非常好的一致性,表明 Ogden 本构模型能够很好地表述脑组织白质和灰质在中、低应变率下的力学响应特性。

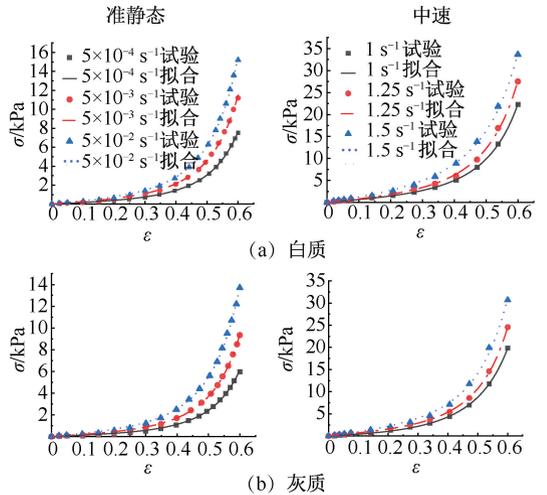


图 4 拟合曲线和试验曲线对比
Fig. 4 Comparison of fitted curves and compression experiment curves (a) White matter, (b) Gray matter

与试验得到的名义应力-应变曲线对比。结果显示,在压缩应变较小时,由于力的响应比较小,仿真曲线和试验曲线的吻合程度比较高。而随着应变的增加,应力也越来越大,仿真曲线和试验曲线的吻合程度降低。本文推测,随着应变增大,脑组织在损伤演化阶段出现了大范围的破损和大变形,在数值模拟中,则表现为试样大量删除单元,两者表现

形式不同,导致了模拟结果与试验结果有所不同。且数值仿真是一个理想化的状态,而实际在取样过程中可能会导致脑组织发生损伤,试验时脑组织暴露在空气中,尽管试验过程中不断往试样上喷洒生理盐水,脑组织还是存在脱水的可能,这些潜在的因素都可能会导致仿真结果与试验结果的差异,但是两者的力学性能和曲线形态基本一致(见图5)。

在 5×10^{-4} 、 5×10^{-2} 和 1.5 s^{-1} 应变率下,脑组织白质的试验与仿真结果差值比值分别为13.4%、13.2%和11.7%,灰质则分别为11.2%、12.4%和13.6%,误差值均在15%以内,两者数据一致性较好,说明Ogden本构模型可以良好表达脑组织白质和灰质在准静态和中速压缩不同应变率下的力学响应。

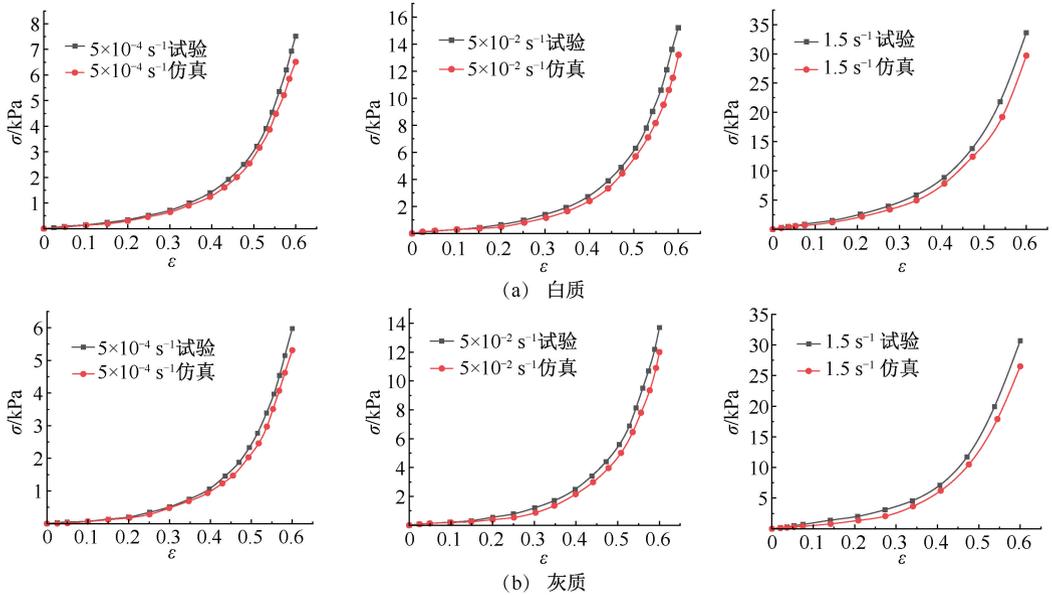


图5 不同应变率下仿真曲线和试验曲线对比

Fig. 5 Comparison of simulation curves and test curves at different strain rates (a) White matter, (b) Gray matter

3 讨论

图6(a)所示为1个典型的脑组织压缩应力-应变曲线(白质 $5 \times 10^{-4} \text{ s}^{-1}$ 应变率),对曲线求导得出曲线的斜率,根据斜率的变化以 $\varepsilon=0.25$ 和 $\varepsilon=0.5$ 为界限将曲线分为初始阶段、过渡阶段和高应变线性阶段这3个不同的阶段。为了更好地分析脑组织3个阶段的区别,引入等效弹性模量的概念,定义曲线某一点的应力值与该点应变的比值为这一应变下的等效弹性模量,图6(b)所示为3个阶段结束时刻的等效弹性模量, E_1 代表初始阶段, E_2 代表过渡阶段, E_3 代表高应变线性阶段。 $\varepsilon < 0.25$ 为初始阶段,此时脑组织的轴突纤维还是放松的状态,曲线呈现近似的线性状态,比较小的应力就会导致脑组织较大的变形。 $\varepsilon=0.25 \sim 0.50$ 为过渡阶段,此时外部载荷逐渐增加,轴突纤维开始承受载荷而慢慢展开,由褶皱状态逐渐变直^[19],脑组织开始变硬,

等效弹性模量由初始阶段的2.08 kPa增加到6.42 kPa; $\varepsilon > 0.5$ 为高应变线性阶段,此时轴突纤维基本挺直,脑组织要变硬很多,应力-应变曲线再次变为近似线性的关系,等效弹性模量会迅速增大,在 $\varepsilon=0.6$ 时达到12.53 kPa。

为了比较分析脑组织准静态和中速压缩性能,统计不同应变率下不同阶段结束时脑组织白质和灰质的等效弹性模量(见表2)。可以看出,脑组织压缩试验中,其等效弹性模量会随着应变阶段的增加而增加,脑组织随着压缩进程的增加而发生硬化效应。对比不同的应变率,发现随着应变率的增加,每一个阶段的等效弹性模量也会随着增加,在 $5 \times 10^{-4} \sim 1.5 \text{ s}^{-1}$ 应变率内,白质的等效弹性模量 E_1 、 E_2 、 E_3 分别增加546.2%、423.7%和347.2%,灰质则分别增加725.9%、462.2%和413.4%。这揭示了脑组织压缩应力-应变曲线具有应变率相关性和敏感性,1.5 s^{-1} 应变率下脑组织的等效弹性模量值

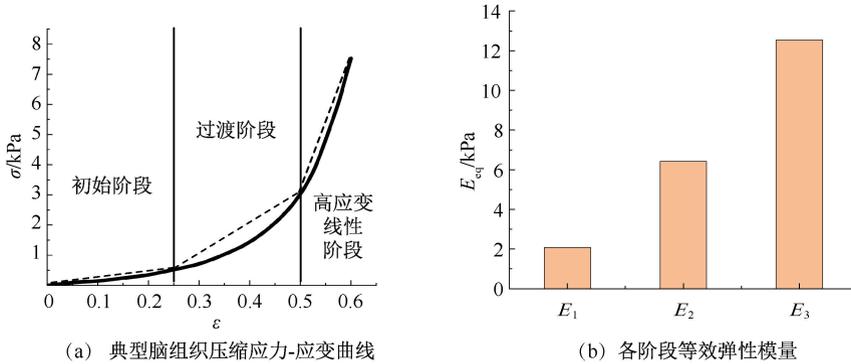


图6 典型脑组织压缩应力-应变曲线及其等效弹性模量 (E_{eq})

Fig. 6 Compressive stress-strain curve of typical brain tissues and its equivalent elastic modulus (a) Compressive stress-strain curve of typical brain tissue, (b) Equivalent elastic modulus at each stage

要比 $5 \times 10^{-4} \text{ s}^{-1}$ 应变率下大 347.2% ~ 725.9%，这是由于脑组织具有双相性质，其力学响应机制较为复杂，它们对长度、时间尺度以及边界条件具有高度敏感性。中速压缩（短时间尺度）过程中加载速度较快，脑组织不可压缩流体被困在固体基体内部，产生相应的硬化效应，测量到的应力会更高。而在准静态压缩（长时间尺度）的过程中，由于加载速度极慢，流体可以自由地从固体基质中逸出，故测量到的应力较低^[20]，加载速度更快会产生更高的应力，这种特性在生物组织材料中普遍存在。

表2 脑组织不同应变率下不同阶段等效弹性模量值

Tab. 2 Equivalent elastic modulus in different regions of brain tissues at different strain rates

应变率/ s^{-1}	白质			灰质		
	E_1	E_2	E_3	E_1	E_2	E_3
5×10^{-4}	2.08	6.42	12.53	1.39	4.82	9.97
5×10^{-3}	2.66	8.82	18.67	2.24	7.82	15.57
5×10^{-2}	3.89	12.58	25.33	3.15	11.12	22.83
1	7.92	17.70	37.22	6.52	15.50	30.07
1.25	10.36	22.04	45.87	8.12	18.84	40.92
1.5	13.44	33.62	56.03	11.48	27.10	51.13

有限元软件高速发展，有限元法成为研究颅脑损伤和力学特性方便有效的途径，而颅脑模型中脑组织本构模型的标定和模型参数的确定是一个关键的问题，本文选用能较好表达脑组织力学特性的 Ogden 模型对试验曲线进行拟合，用拟合确定的模型参数在 ABAQUS 软件中进行数值仿真，拟合曲线和仿真结果都与试验结果具有比较好的一致性，验证了 Ogden 本构模型及其参数的有效性，表明

Ogden 本构模型及其参数能够很好地表述脑组织在中、低应变率下的力学响应特性。

4 结论

本文根据脑组织压缩试验，定量分析了脑组织白质和灰质在准静态和中速压缩下的力学性能，探究脑组织在中、低应变率下的力学规律，揭示了脑组织压缩应力-应变曲线具有较强的应变率相关性和敏感性。脑组织力学试验的一个主要目的是为有限元颅脑损伤模型提供准确有效的材料参数，本文结合试验数据采用 Ogden 本构模型对试验曲线进行拟合，同时得到不同应变率下的模型参数，拟合下的 $R^2 > 0.99$ ，并利用拟合得到的参数在 ABAQUS 中进行仿真验证，仿真结果与试验结果误差在 15% 以内，验证了模型的有效性，表明 Ogden 本构模型及其参数在表述脑组织中、低应变率下的力学响应特性是有效的。该模型有助于实现人们对脑组织变形的预测，进而开发更加可靠有效的防护措施，建立更加科学合理的人体模拟靶标，并在设计和改进颅脑防护装备上提供准确的理论依据。

利益冲突声明：无。

作者贡献声明：蔡志华负责选题、实验设计、论文指导、修改；刘春平负责开展实验、数据处理、论文撰写；常利军负责协助实验开展、数据收集和论文修改。

参考文献：

[1] LI Z, JI C, LI D, *et al.* A comprehensive study on the

- mechanical properties of different regions of 8-week-old pediatric porcine brain under tension, shear, and compression at various strain rates [J]. *J Biomech*, 2020, 98: 109380.
- [2] 王丽珍, 殷欢, 徐鹏, 等. 旋转运动下脑组织致伤机制研究 [J]. *医用生物力学*, 2023, 38(1): 14-29.
WANG LZ, YIN H, XU P, *et al.* The mechanism of brain injury induced by rotational motion [J]. *J Med Biomech*, 2023, 38(1): 14-29.
- [3] 邱苏豪, 孔令晗, 何钊, 等. 脑组织生物力学与纤维结构的频率特征 [J]. *医用生物力学*, 2021, 36(S1): 469.
- [4] 赵玮, 阮世捷, 李海岩, 等. 脑组织本构模型及其生物力学特性分析 [J]. *医用生物力学*, 2014, 29(1): 85-92.
ZHAO W, RUAN SJ, LI HY, *et al.* Analysis on constitutive models and biomechanical properties of brain [J]. *J Med Biomech*, 2014, 29(1): 85-92.
- [5] FENG Y, OKAMOTO RJ, NAMANI R, *et al.* Measurements of mechanical anisotropy in brain tissue and implications for transversely isotropic material models of white matter [J]. *Mech Behav Biomed Mater*, 2013, 23: 117-132.
- [6] JIN X, ZHU F, MAO H, *et al.* A comprehensive experimental study on material properties of human brain tissue [J]. *J Biomech*, 2013, 46(16): 2795-2801.
- [7] GENNATAS ED, AVANTS BB, WOLF DH, *et al.* Age-related effects and sex differences in gray matter density, volume, mass, and cortical thickness from childhood to young adulthood [J]. *J Neurosci*, 2017, 37(20): 5065-5073.
- [8] CHATELIN S, VAPPOU J, ROTH S, *et al.* Towards child versus adult brain mechanical properties [J]. *Mech Behav Biomed Mater*, 2012, 6: 166-173.
- [9] FINAN JD, SUNDARESH SN, ELKIN BS, *et al.* Regional mechanical properties of human brain tissue for computational models of traumatic brain injury [J]. *Acta Biomaterialia*, 2017, 55: 333-339.
- [10] WEICKNMEIER J, DEROOIJ R, BUDDAY S, *et al.* Brain stiffness increases with myelin content [J]. *Acta Biomater*, 2016, 42: 265-272.
- [11] WEICKNMEIER J, KURT M, OZKAYA E, *et al.* Brain stiffens post mortem [J]. *Mech Behav Biomed Mater*, 2018, 84: 88-98.
- [12] GARO A, HRAPKO M, VANDOMMELEN JAW, *et al.* Towards a reliable characterisation of the mechanical behaviour of brain tissue: The effects of post-mortem time and sample preparation [J]. *Biorheology*, 2007, 44(1): 51-58.
- [13] FELFELIAN AM, NAJAR AB, NEDDOUSHAN RJ, *et al.* Determining constitutive behavior of the brain tissue using digital image correlation and finite element modeling [J]. *Biomech Model Mechanobiol*, 2019, 18: 1927-1945.
- [14] VOYIADJIS GZ, SAMADLI-DOOKI A. Hyperelastic modeling of the human brain tissue: Effects of no-slip boundary condition and compressibility on the uniaxial deformation [J]. *Mech Behav Biomed Mater*, 2018, 83: 63-78.
- [15] CALHOUN MA, BENTIL SA, ELLIOTT E, *et al.* Beyond linear elastic modulus: Viscoelastic models for brain and brain mimetic hydrogels [J]. *ACS Biomater Sci Eng*, 2019, 5(8): 3964-3973.
- [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.
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.
- [17] BUDDAY S, SOMMER G, BIRKL C, *et al.* Mechanical characterization of human brain tissue [J]. *Acta Biomaterialia*, 2017, 48: 319-340.
- [18] MADIREDDY S, SISTA B, VEMAGANTI K. Bayesian calibration of hyperelastic constitutive models of soft tissue [J]. *Biomech Model Mechanobiol*, 2016, 59: 108-127.
- [19] ESKANDARI F, SHAFIEIAN M, AGHDAM M, *et al.* Structural anisotropy vs. mechanical anisotropy: The contribution of axonal fibers to the material properties of brain white matter [J]. *Ann Biomed Eng*, 2021, 49: 991-999.
- [20] BUDDAY S, OVAERT TC, HOLZAPFEL GA, *et al.* Fifty shades of brain: A review on the mechanical testing and modeling of brain tissue [J]. *Arch Comput Methods Eng*, 2020, 27: 1187-1230.