

基于数字手臂的冲击力扩散机制建模与分析

张敏¹, 张露¹, 杨梅¹, 张英¹, 杨济宁^{1,2,3}, 秦雨萍^{1,2,3}

1. 内江师范学院人工智能学院, 四川 内江 641100; 2. 内江师范学院智慧医疗工程应用实验室, 四川 内江 641100; 3. 内江师范学院内师-容天智慧医疗工程应用联合实验室, 四川 内江 641100

【摘要】目的:分析在爆炸冲击与侧向瞬时倾倒时,人体手臂内部的损伤效应。**方法:**以中国数字人中肩部到指尖的727张影像数据作为数据基础,经过组织分割、三维建模以及逆抄数的方式获得组织结构几何实体,在COMSOL Multiphysics 5.5有限元仿真软件中建立人体前臂损伤机制模型,通过在载荷面加载 $1.4 \times 10^6 \text{ N/m}^2$ 的冲击力,响应时间 $2 \times 10^{-5} \text{ s}$,以此分析前臂受到应力时的冲击力扩散机制。**结果:**通过建模分析发现,由于皮肤、脂肪、肌肉是粘弹性组织,当机体受到应力冲击时,应力会通过变形的方式将能量释放出来,在应力冲击下这些组织损伤并不明显。然而,由于骨骼是刚性组织,外界施加的能量在此处没法转化成位移消散,从而导致在骨骼处会有大量能量蓄积,骨骼处的应力张量最大。当应力张量超过骨骼最大承受值时,就会引起骨折来进行能量转移。**结论:**在应力冲击中,由于粘弹性组织可以将应力能量转化成位移来实现能量消散,而刚性组织无法实现,从而导致在应力冲击中,骨骼的损伤是非常明显的。

【关键词】人体前臂;应力损伤;有限元模型;粘弹性组织;刚性组织

【中图分类号】R318;Q42;Q64

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2023)02-0226-06

Modeling and analysis of the diffusion mechanism of impact force on digital forearm

ZHANG Min¹, ZHANG Lu¹, YANG Mei¹, ZHANG Ying¹, YANG Jining^{1,2,3}, QIN Yuping^{1,2,3}

1. School of Artificial Intelligence, Neijiang Normal University, Neijiang 641100, China; 2. Smart Medical Engineering Applications Laboratory, Neijiang Normal University, Neijiang 641100, China; 3. NJNU-OMNISKY Smart Medical Engineering Applications Joint Laboratory, Neijiang Normal University, Neijiang 641100, China

Abstract: Objective To analyze the damage effect inside human arm when suffering from explosion impact and lateral instantaneous toppling. **Methods** Taking the 727 images from the shoulder to the fingertip of the Chinese Digital Human as the data basis, the geometric entity of the tissues was obtained through tissue segmentation, 3D modeling, and reverse engineering. Subsequently, the injury mechanism model of stress on human forearm was established using the finite element simulation software COMSOL Multiphysics 5.5. The diffusion mechanism of impact force on human forearm was analyzed by loading the impact force of $1.4 \times 10^6 \text{ N/m}^2$ on the surface, with the response time of $2 \times 10^{-5} \text{ s}$. **Results** Through modeling and analysis, it was found that because of the viscoelastic properties of skin, fat and muscle, when the body was subjected to stress impact, the generated energy could be released by deformation, so that the body would not be seriously damaged, and that the damage of stress impact to these tissues was not obvious. However, the bone is a kind of rigid tissue, and the energy exerted externally could not be converted into displacement and dissipated here, which caused a large amount of energy accumulated at the bone, so that the stress tensor at the bone was the largest. When the stress tensor exceeded the maximum bearing value of the bone, it would lead to fractures for energy transfer. **Conclusion** Under stress impact, the viscoelastic tissue can convert stress energy into displacement for energy dissipation, while rigid tissue cannot. Therefore, the damage of stress impact to the bone is very obvious.

Keywords: human forearm; stress damage; finite element model; viscoelastic tissue; rigid tissue

【收稿日期】2022-12-07

【基金项目】四川省“大学生创新创业训练计划”项目(X2022053);成都医学院四川应用心理学研究中心资助项目(CSXL-21103)

【作者简介】张敏,讲师,主要研究方向:生物建模,E-mail: 10001428@njtc.edu.cn

【通信作者】秦雨萍,副教授,主要研究方向:生物建模,E-mail: qin_yup@yeah.net

前言

在骨伤医学中,应力损伤是非常常见的。应力损伤是一种爆炸冲击波或者侧倒瞬时冲击力作用于物体结构的力学过程,它以独特且复杂的力学特性响应过程来演变这一状态^[1-3]。当冲击波或冲击力与生物体接触时,生物体通过发生瞬时形变来释放能

量,未发生形变的刚性组织和能量存积部位在此过程中会受到损伤^[4-6]。因此生物体在应力冲击下的损伤特性研究对研究防应力损伤设备来说是非常重要的,特别是老年人防摔设备。

为了分析在爆炸冲击与侧向瞬时倾倒时,人体手臂机体内部的应力损伤效应。本研究利用数字手臂建立半精细化人体前臂应力冲击力扩散机制模型,通过在载荷面加载 $14\times10^6\text{ N/m}^2$ 的冲击力,响应时间为 $2\times10^{-5}\text{ s}$,以此分析体前臂的应力冲击力扩散机制,从而分析应力对机体的损伤情况。

表1 组织材料参数
Table 1 Material parameters of different tissues

组织	E/GPa	ν	G_0/GPa	G_∞/GPa	K/GPa	β	$\rho/\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$
皮肤	-	-	214	203	3.11	0.1	1 200
脂肪	-	-	203	197	3.01	0.1	1 200
肌肉	-	-	200	195	2.90	0.1	1 200
骨骼	9.5	0.25	-	-	-	-	-

手臂在未受到应力冲击前,机体的受迫压力主要源于运动,这个引起的形变是非常小的,可以忽略^[11-14]。通过静态力学和动力学基础,此时机体可以视为力平衡^[15-16],为此假定模型初始化状态时,模型总的应力强度设定为0。

在模型设计中,由于皮肤、脂肪、肌肉是粘弹性材料,而骨骼近似刚性组织,材料特性设计较复杂,需要控制的参数也比较多。在本研究中,为提高模型的计算效率,从而减小计算成本,对模型进行了一系列的简化,将模型中的所有组织材料定义为各向同性。对于各向同性刚性材料,只需要输入质量密度、弹性模量和泊松比参数;对于粘弹性材料采用线粘弹性材料模型^[17-21]。

该模型采用偏量特性:

$$\sigma_{ij} = 2 \int_0^t \phi(t - \tau) \left[\frac{\partial \varepsilon'(\tau)}{\partial \tau} \right] d\tau \tag{1}$$

其中, t 表示应力效应最大作用时间, τ 表示应力冲击任意瞬间。

剪切松弛模量为:

$$\phi(t) = G_\infty + (G_0 - G_\infty) e^{-\beta t} \tag{2}$$

其中, G_0 表示短期限的弹性剪切模量, G_∞ 表示长期限的弹性剪切模量, β 表示衰减常数。

该模型中,可由弹性模量 K 和体积 V 计算压力:

$$P = K \ln V \tag{3}$$

1 模型基础

根据人体解剖学,通过简化后,人体组织结构从外向内基本是由皮肤、脂肪、肌肉、骨骼这4种主要组织通过分层结构的^[4]。为了更准确地分析手臂的冲击效果,本研究利用数字人构建具有人体组织特性的数字手臂模型;为了分析在应力作用下,手臂弹性机体和刚性机体的受力与瞬态形变情况,结合应力冲击响应场景,构建具有机体弹性机制的有限元演化模型。通过文献^[7-10]查找得知,皮肤、脂肪、肌肉可以视为粘弹性材料,而骨骼近似刚性组织,这几种组织的材料参数见表1。

2 有限元模型建立

2.1 模型几何结构构建

以陆军军医大学研发的中国数字人影像数据集为重建数据基础,构建高精度数字手臂模型^[9-10]。采集样本男性尸体体长 172 cm(头部到脚趾最大伸展处),共获得 2 518 张横截面图像(切片厚度:头部为 0.10 mm 和 0.20 mm、膝关节为 0.50 mm、其他部位为 1.0 mm),切片分辨率为 6 291 456(3 072×2 048)像素。提取其中的 1 756 张影像作为数字人全身数据,采样间隔小于 1 mm。为了构建完整的、高精度的手臂模型,提取肩部开始第一张到指部最后一张共 727 张影像作为中国数字手臂三维重建的数据基础。

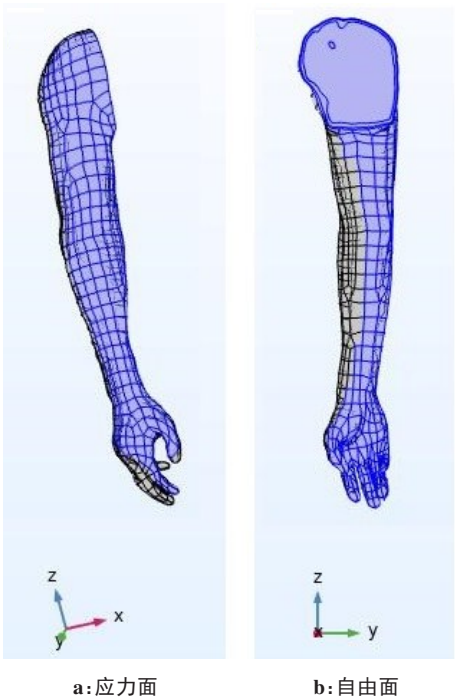
将经过量化的组织切片图像导入图像分割软件(Mimics 15.0),以组织的灰度值作为阈值,实施分割。为了保证为后续组织建模提供组织的几何实体建模的收敛性,需预先去除因组织分割引入的尖锐部分和奇点。在重建过程中,先将获得的组织云点导入几何实体重建软件(Geomagic Studio2020),通过逆抄数的方式获得构建的组织部分空腔,去除尖锐部分和奇点后,再由空腔模型建立实体模型,获得组织的几何实体。最后在 comsol 实施几何建模(图1)。考虑到组织重塑时,皮肤、脂肪部分会出现厚度小于 1 mm 的情况,在组织重建时,对皮肤层进行 1 mm 的加厚处理,防止内部组织暴露的情况。



图1 手臂结构模型建立
Figure 1 Geometric modeling of the arm

2.2 边界设定

考虑到在计算时,需要给模型赋值应力面和自由面,假定模型人体正面收到持续冲击力冲击,设定正面为应力面(图2a),其背面为自由面(图2b)。



a: 应力面 b: 自由面
图2 计算边界设定
Figure 2 Calculation boundary setting

2.3 网格划分

模型计算前,需对模型几何结构实施网格化剖

分。在剖分参数设置上,在保证模型计算的鲁棒性的同时,还要考虑计算机硬件所能提供的最大计算资源。剖分时,选用自由四面体网格类型对手臂模型实施划分,网格序列类型选用户控制,单元格大小使用较细化实施剖分。剖分完成后,得到域单元数893 031,边界元数213 151,边单元数36 774。网格划分完成后效果图如图3所示。



图3 网格剖分效果图
Figure 3 Mesh generation

2.4 模型计算参数设定

通过文献[18-20]得知,在爆炸冲击与侧向瞬时倾倒时,人体手臂应力面约受到 $1.4 \times 10^6 \text{ N/m}^2$ 冲击力,因此在模型的应力面施加一个 $1.4 \times 10^6 \text{ N/m}^2$ 的冲击载荷作为载荷源。考虑到冲击响应时间非常短,因此设置瞬态时长为 $2 \times 10^{-5} \text{ s}$,在瞬态模式下分析机体受力与形变情况。

3 结果及分析

完成模型的边界条件设定与网格化剖分后,在多物理场仿真软件(COMSOL Multiphysics 5.5)中进行计算。计算机参数包括CPU: Intel(R) Core(TM) i7-8750H CPU @ 3.70 GHz;内存: 128.0 GB;系统: 64位 windows 10^[9-10]。用时113 s得出模式计算结果见图4~6。

图4展示了 $2 \times 10^{-5} \text{ s}$ 时刻手臂受力产生的形变,其中蓝色表示组织向内部挤压,而红色表示组织向外部突显;从图中可以看出在受力后,受到冲击力的影响,组织向内部挤压,形变。图5为机体内部应力

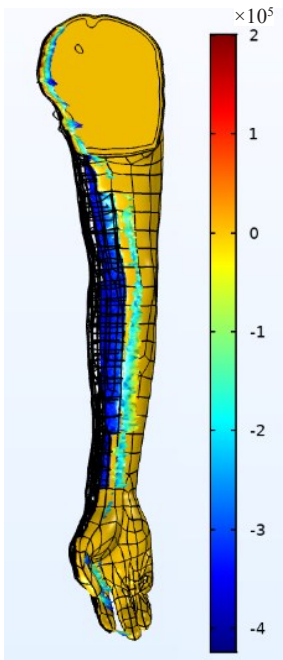


图4 2×10^{-5} s时刻手臂受力形变
Figure 4 Deformation after loading force on the arm for 2×10^{-5} s

张量瞬时变化情况,机体在感受瞬时冲击力初期,机体表面表现出刚性效应,受力载体主要在皮肤层,形变量较小(图5a);随着受力时间的持续,机体的力效应逐步转化成形变(图5b、c);当机体形变达到最大时,机体无法继续将冲击力转换为形变,所受到的力将持续在机体内部累积,引起机体组织损伤(图5d)。

由于皮肤、脂肪、肌肉为粘弹性材料,当这些组织受到应力效应时会随应力的产生响应的形变;而骨骼近似刚性组织,在外力作用下几乎不会产生形变。由图6可以发现,产生位移的能量效应主要集中在应力面的皮肤、脂肪、肌肉这些粘弹性组织中,而骨骼处由于不会产生形变,从而引发能量累积,引起损伤。

此外在机体的形变分析上,形变主要发生在应力面,因此当机体收到正面冲击时,正面的皮肤、脂肪将发生较大瞬时位移(图7),而自由面由于不是应力的正面冲击面,几乎也不会产生形变。这就充分论证了在侧向瞬时倾倒时,软组织通常损伤不严重(形变缓冲),而手臂骨折现象却十分明显。

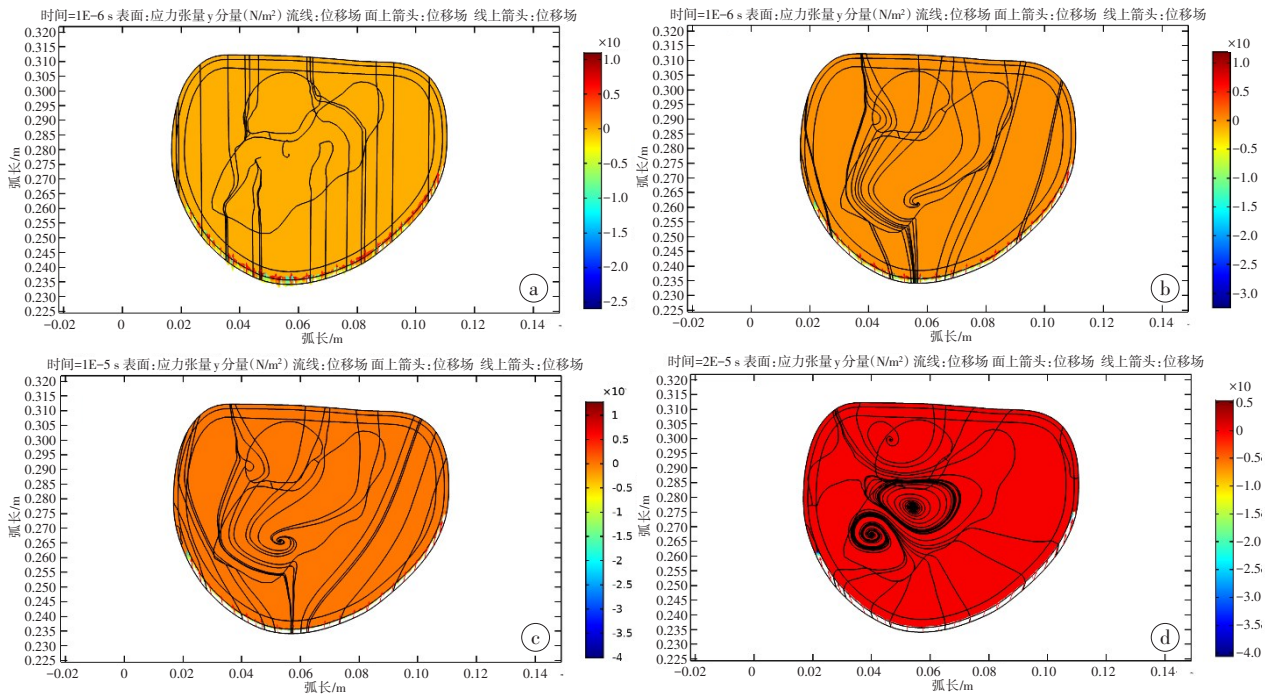


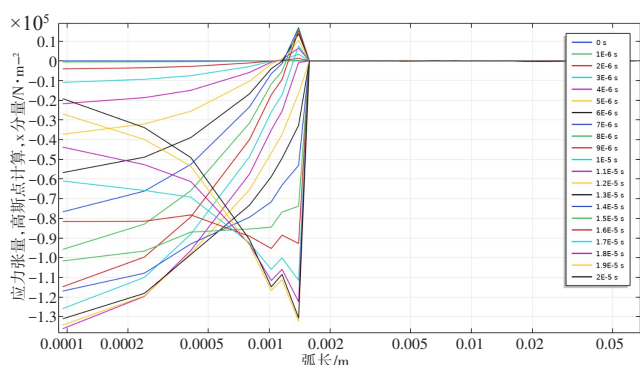
图5 应力张量瞬时图
Figure 5 Instantaneous stress tensor diagrams
a: $t=1\text{e-}6$ s时刻手臂截面瞬时张量; b: $t=8\text{e-}6$ s时刻手臂截面瞬时张量; c: $t=1\text{e-}5$ s时刻手臂截面瞬时张量; d: $t=2\text{e-}5$ s时刻手臂截面瞬时张量

综合图6、图7发现,在粘弹性组织中,应力在这些组织中所蓄积的能量将会转化成位移,从而让能量逐渐消散,但是由于骨骼是刚性组织,外界施加的能量在此处没法转化成变形消散,从而导致在骨骼处会存在大量能量蓄积,在骨骼处的应力累积最大。当应力张量超过骨骼最大承受值时,就会引起骨折

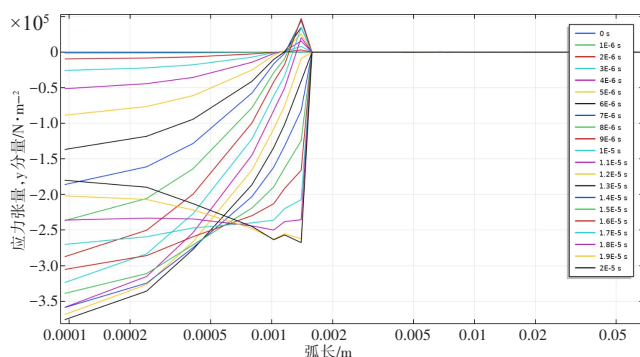
来进行能量转移。

4 讨论

本研究虽然充分考虑了人体组织结构的分布特性与材料属性,但是为了验证和计算的方便作了一系列的简化,这必然会与真实值存在差异:(1)人体



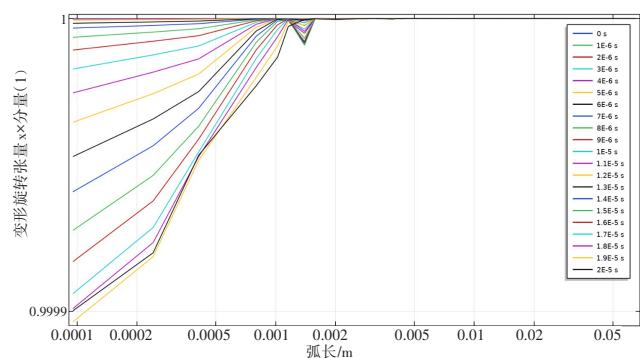
a:任意时刻高斯点计算x方向应力张量



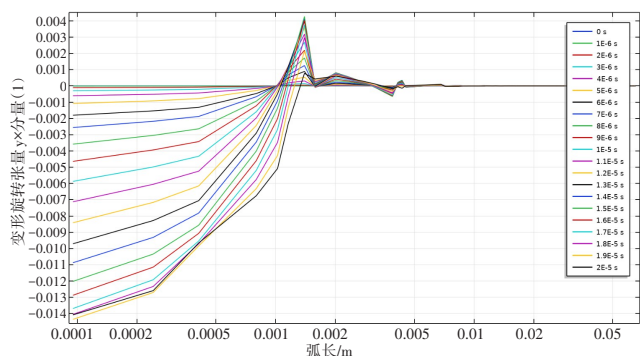
b:任意时刻y方向应力张量

图6 机体内部瞬时应力张量分布

Figure 6 Instantaneous stress tensor distributions inside the body



a:任意时刻x方向变形旋转张量



b:任意时刻y方向变形旋转张量

图7 机体内部瞬时变形旋转张量分布

Figure 7 Rotation tensor distribution of instantaneous deformation inside body

组织分布并不是完全均匀的,所在描述层除了组织层外,还存在液体(体液、血液)以及网状物等,这些都将改变组织的力学属性,本研究并未对此进行分析^[11, 17-18, 22]; (2)本研究只分析了机体在应力作用下机体内部的力效应,对于机械效应并未分析,而机械效应是影响骨骼断裂的主要因素,在进一步研究中将对此进行重点分析^[23-25]; (3)应力冲击会导致部分血管破裂,这也会伤害机体,在下一步研究中将结合流体动力学加以研究^[26]。

5 结论

本研究以人体前臂为研究对象,分析在应力冲击力作用下,人体内部组织的变形情况与应力张量分布情况。本研究选用中国数字人的727张手臂数字影像为建模基础数据,通过mimics软件对图像组织实施分割,获得组织云点。在获得云点数据集后,再通过逆抄数的方式完成数字手臂组织结构模型的建立。为了更加真实地反映手臂受冲击力的响应情况。分别将皮肤、脂肪、肌肉设定为粘弹性组织,而骨骼设定为刚性组织,通过对手臂载荷面加载一个 $1.4 \times 10^6 \text{ N/m}^2$ 的冲击力来分析手臂内部各种组织的形变与损伤情况。通过建模分析发现,粘弹性组织由于能通过瞬时形变来缓冲冲击力,冲击力对粘弹性组织的损伤较小;而刚性组织在受到瞬时冲击力时,由于材料的刚性属性,无法用形变来抵消冲击力,因此在应力冲击中,骨骼的损伤是非常明显的。

【参考文献】

- [1] Hoenig T, Ackerman KE, Beck BR. et al. Bone stress injuries[J]. Nat Rev Dis Primers, 2022, 8: 26.
- [2] Boyko M, Gruenbaum BF, Shelef I, et al. Traumatic brain injury-induced submissive behavior in rats: link to depression and anxiety[J]. Transl Psychiatry, 2022, 12: 239.
- [3] Carpenter RS, Marbourg JM, Brennan FH, et al. Spinal cord injury causes chronic bone marrow failure[J]. Nat Commun, 2022, 11: 3702.
- [4] 向云平. 跳跃运动中男性胫骨应力损伤部位识别仿真[J]. 计算机仿真, 2017, 34(2): 274-277.
Xiang YP. Identification and simulation of stress injury of male tibia in jumping[J]. Computer Simulation, 2017, 34(2): 274-277.
- [5] 宋升, 于晓华, 耿承军, 等. 新兵胫骨应力性损伤的高频超声与MRI观察[J]. 中国医学影像技术, 2009, 25(5): 863-865.
Song S, Yu XH, Geng CJ, et al. High-frequency ultrasonography and MRI observation of tibial stress injury in recruits[J]. Chinese Journal of Medical Imaging Technology, 2009, 25(5): 863-865.
- [6] 刘华瑞, 罗嗣频, 万业达. 踝关节运动损伤的MRI表现[J]. 国际医学放射学杂志, 2017, 40(4): 414-418.
Liu HR, Luo SP, Wan YD. Magnetic resonance imaging of ankle sports injuries[J]. International Journal of Medical Radiology, 2017, 40(4): 414-418.
- [7] Richens D, Field M, Hashim S, et al. A finite element model of blunt traumatic aortic rupture[J]. Eur J Cardio-thorac, 2004, 25: 1039-1047.
- [8] Yoganandan N, Pintar FA. Responses of side impact dummies in sled tests[J]. Accident Anal Prev, 2005, 37: 495-503.

- [9] 张双,徐晶,余远显,等.电针技术电化疗肌肉内血管瘤电传导机制建模与分析[J].中国医学物理学杂志,2022,39(9):1145-1150.
Zhang S, Xu J, Yu YY, et al. Modeling and analysis of electrical signal transduction mechanism in electroacupuncture-based electrochemotherapy of intramuscular hemangioma[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2022, 39(9): 1145-1150.
- [10] 杨济宁,徐晶,旷江明,等.电子镇痛仪电信号传导机制模型建立与分析[J].中国医学物理学杂志,2022,39(6):752-757.
Yang JN, Xu J, Kuang JM, et al. Modeling and analysis of electrical signal transduction mechanism of electronic analgesic apparatus[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2022, 39(6): 752-757.
- [11] 崔阳文,王显会,张宏伟,等.基于广义半正弦波激励的盆骨和腰椎损伤研究[J].南京理工大学学报,2022,46(5):544-552.
Cui YW, Wang XH, Zhang HW, et al. Research on characteristics of human pelvic and lumbar injuries based on generalized half-sine wave excitation[J]. Journal of Nanjing University of Science and Technology, 2022, 46(5): 544-552.
- [12] 罗鸣,周波,张进成,等.爆炸冲击作用时间差对盆骨和腰椎的损伤研究[J].爆炸与冲击,2021,41(1):138-149.
Luo M, Zhou YB, Zhang JC, et al. Research on time interval of explosion impact on pelvis and lumbar spine injury[J]. Explosion and Shock Waves, 2021, 41(1): 138-149.
- [13] 雷振,黄永辉,陈文梦,等.爆炸冲击荷载下扩腔体积和能耗随抵抗线的变化规律研究[J].振动与冲击,2021,40(4):66-71.
Lei Z, Huang YH, Chen WM, et al. A study on the variation of cavity volume and energy dissipation with resistance line under blast impact load[J]. Journal of Vibration and Shock, 2021, 40(4): 66-71.
- [14] Sligtenhorst CV, Cronin DS, Brodland GW. High strain rate compressive properties of bovine muscle tissue determined using a split Hopkinson bar apparatus[J]. J Biomech, 2006, 39: 1852-1858.
- [15] Saraf H, Ramesh KT, Lennon AM, et al. Mechanical properties of soft human tissues under dynamic loading[J]. J Biomech, 2007, 40: 1960-1967.
- [16] Willinger R, Kang HS, Diaw B. Three-dimensional human head finite-element model validation against two experimental impacts[J]. Ann Biomed Eng, 1999, 27(3): 403-410.
- [17] Eppinger RH, Marcus JH, Morgan MM. Development of dummy and injury index for NHSTA's thoracic side impact protection research program[C]. Proceedings of the 28th Stapp Car Crash Conference, 1984: SAE paper 840885.
- [18] Zhu J, Wang KM, Li S, et al. Modeling and analysis of visual digital impact model for a Chinese human thorax[J]. Technol Health Care, 2017, 25(2): 311-318.
- [19] Li XF, Kuang JM, Nie SB, et al. A numerical model for blast injury of human thorax based on digitized visible human[J]. Technol Health Care, 2017, 25(6): 1029-1039.
- [20] Bass CR. Brain injuries from blast[J]. Ann Biomed Eng, 2012, 40(1): 185-202.
- [21] Bass CR, Rafaels K, Salzar R. Pulmonary injury risk assessment for short-duration blasts[J]. J Trauma, 2008, 65(3): 604-615.
- [22] Axelsson H, Yelverton JT. Chest wall velocity as a predictor of non-auditory blast injury in a complex wave environment[J]. J Trauma, 1996, 40(3 Suppl): S31-37.
- [23] Robert JC, Merklea AC, Biermann PJ, et al. Computational and experimental models of the human torso for non-penetrating ballistic impact[J]. J Biomech, 2007, 40: 125-136.
- [24] Quentin G, Alexandre W, Salah N. A one-dimensional model for the propagation of transient pressure waves through the lung[J]. J Biomech, 2002, 35: 1081-1089.
- [25] Jialing LE. Numerical simulation of shock wave interaction with bodies[J]. Commun Nonlinear Sci, 1999, 4(1): 1-7.
- [26] Viano DC, Lau IV. A viscous tolerance criterion for soft tissue injury assessment[J]. J Biomech, 1988, 21: 387-399.

(编辑:谭斯允)

(上接185页)

- [14] 高永昌,陈琳,乔飞,等.三维动脉自旋标记灌注成像在动脉瘤性蛛网膜下腔出血后迟发性脑缺血中的应用价值[J].实用放射学杂志,2019,35(1):19-22.
Gao YC, Chen L, Qiao F, et al. The application value of 3D-ASL perfusion imaging in delayed cerebral ischemia after aneurysmal subarachnoid hemorrhage[J]. Journal of Practical Radiology, 2019, 35(1): 19-22.
- [15] Kanamaru H, Suzuki H. Potential therapeutic molecular targets for blood-brain barrier disruption after subarachnoid hemorrhage[J]. Neural Regen Res, 2019, 14(7): 1138-1143.
- [16] 新梅,孙素真,陈玲,等.儿童癫痫持续状态脑电图特点及脑功能预后[J].临床儿科杂志,2020,38(3):161-165.
Jin M, Sun SZ, Chen L, et al. Electroencephalogram characteristic and brain function prognosis in children with status epilepticus[J]. Journal of Clinical Pediatrics, 2020, 38(3): 161-165.
- [17] 王洪民,杨璇,高飞.脑电图联合脑CT灌注成像评定动脉瘤性蛛网膜下腔出血患者预后的价值[J].中国实用神经疾病杂志,2021,24(12):1061-1066.
Wang QM, Yang X, Gao F. Value of EEG combined with CT perfusion imaging in prognosis of patients with aneurysmal subarachnoid hemorrhage[J]. Chinese Journal of Practical Nervous Diseases, 2021, 24(12): 1061-1066.
- [18] 王海滨,王理,周合山,等.计算机断层扫描灌注成像对aSAH后早期延迟性脑缺血的诊断价值[J].浙江医学,2018,40(12):1338-1342.
Wang HB, Wang L, Zhou HS, et al. Diagnostic value of CT perfusion imaging for early delayed cerebral ischemia after aneurysmal subarachnoid hemorrhage[J]. Zhejiang Medical Journal, 2018, 40(12): 1338-1342.
- [19] 赵宇,董立军,杨晨,等.全脑CT灌注成像在动脉瘤性蛛网膜下腔出血中的应用价值[J].中华神经外科杂志,2021,37(4):354-359.
Zhao Y, Dong LJ, Yang C, et al. Clinical application of whole-brain CT perfusion in the aneurysmal subarachnoid hemorrhage[J]. Chinese Journal of Neurosurgery, 2021, 37(4): 354-359.
- [20] 廖兴甫,但炜,孙超,等.头皮脑电图波型对动脉瘤性蛛网膜下腔出血继发癫痫的预测价值[J].第三军医大学学报,2018,40(15):1383-1388.
Liao XF, Dan W, Sun C, et al. Predictive value of scalp electroencephalogram patterns for secondary epilepsy after aneurysmal subarachnoid hemorrhage[J]. Journal of Third Military Medical University, 2018, 40(15): 1383-1388.
- [21] 张亚超,乔辉,李泽,等.脑电图、磁共振和PET-CT对继发性癫痫患者致痫灶的诊断价值[J].放射学实践,2019,34(12):1390-1393.
Zhang YC, Qiao H, Li Z, et al. The value of electroencephalogram, MRI and PET-CT in detection and localization of epileptogenic focus in patients with secondary epilepsy[J]. Radiologic Practice, 2019, 34(12): 1390-1393.
- [22] 姜红,韩洁,刘秀珍,等.癫痫患儿视频脑电图监测异常与预后的关系[J].河北医药,2019,41(19):3000-3003.
Jiang H, Han J, Liu XZ, et al. Relationship between abnormal monitoring of VEEG and prognosis of children patients with epilepsy[J]. Hebei Medical Journal, 2019, 41(19): 3000-3003.
- [23] 刘伟,陈钊,吴小波,等.视频脑电图和影像学检查对继发性癫痫患儿的诊断价值研究[J].现代生物医学进展,2018,18(7):1364-1368.
Liu W, Chen Z, Wu XB, et al. Diagnostic value of video EEG and imaging examination for children with secondary epilepsy[J]. Progress in Modern Biomedicine, 2018, 18(7): 1364-1368.
- [24] Afat S, Brockmann C, Nikoubashman O, et al. Diagnostic accuracy of simulated low-dose perfusion ct to detect cerebral perfusion impairment after aneurysmal subarachnoid hemorrhage: a retrospective analysis[J]. Radiology, 2018, 287(2): 643-650.
- [25] 练晓文,侯春艳,游恒星,等.难治性癫痫患者长程视频脑电图监测异常与预后的关系[J].实用医学杂志,2018,34(9):1420-1423.
Lian XW, Hou CY, You HX, et al. Relationship between abnormal monitoring of VEEG and prognosis in patients with refractory epilepsy[J]. The Journal of Practical Medicine, 2018, 34(9): 1420-1423.

(编辑:黄开颜)