

文章编号: 1004-7220(2022)04-0657-06

肾脏钝性撞击损伤影响因素的有限元研究

崔世海^{1,2}, 吴飞宏^{1,2}, 李海岩^{1,2}, 贺丽娟^{1,2}, 吕文乐^{1,2}

(1. 天津科技大学 机械工程学院, 天津 300222; 2. 现代汽车安全技术天津市国际联合研究中心, 天津 300222)

摘要: **目的** 采用有限元方法研究肾脏钝性撞击损伤的影响因素。**方法** 基于肾脏 CT 图像构建不同年龄人群肾脏有限元模型, 重构肾脏钝性撞击实验, 分析肾脏材料本构参数、肾脏组织结构、肾脏大小、撞击位置和撞击速度等参数对肾脏损伤的影响。**结果** 相同撞击工况下, 肾皮质应力随肾脏质量的增加有所减少, 随撞锤撞击速度的增加而增加; 肾包膜具有一定的吸能效果, 从而降低肾脏的应力; 肾脏受到撞击时, 侧面撞击的肾皮质应力明显高于正面撞击。**结论** 相比黏弹性本构模型, Mooney Rivlin 材料本构模型更适合用于肾脏损伤的有限元评价; 肾脏损伤随肾脏质量的增加有所减少; 撞锤撞击速度的增加会加剧肾脏损伤; 肾包膜会一定程度上减轻肾脏损伤, 故在进行肾脏有限元建模时, 必须考虑肾包膜结构的存在; 相比正面和背面撞击, 肾脏侧面受到撞击时损伤相对更严重。

关键词: 肾脏材料本构模型; 钝性撞击损伤; 肾脏质量; 肾包膜结构

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2022.04.013

Influencing Factors of Renal Blunt Impact Injury: A Finite Element Study

CUI Shihai^{1,2}, WU Feihong^{1,2}, LI Haiyan^{1,2}, HE Lijuan^{1,2}, LÜ Wenle^{1,2}

(1. College of Mechanical Engineering, Tianjin University of Science and Technology, Tianjin 300222, China; 2. International Research Association on Emerging Automotive Safety Technology, Tianjin 300222, China)

Abstract: **Objective** To study influencing factors of renal blunt impact injury by using finite element (FE) method. **Methods** Based on CT images of the kidney, the kidney FE models for different age groups were constructed. The renal blunt impact test was reconstructed, and the influence of kidney material constitutive parameters, kidney tissue structure, kidney size, impact position and impact velocity on injury severity were analyzed. **Results** Under the same impact condition, the stress of renal cortex decreased with the kidney mass increasing, and increased with the impact velocity of the hammer increasing. The renal capsule had a certain energy absorption effect, so as to reduce the kidney stress. When the kidney was impacted, the stress of renal cortex under side impact was significantly higher than that under frontal impact. **Conclusions** Compared with viscoelastic constitutive model, Mooney Rivlin material constitutive model is more suitable for FE evaluation on renal injury severity. The renal injury decreases with the kidney mass increasing. The increase of impact velocity will intensify the renal injury severity. Renal capsule will reduce renal injury to a certain extent, so the existence of renal capsule structure must be considered in FE modeling of the kidney. Compared with frontal and rear impact, the renal injury severity is greater when the kidney is impacted from the lateral side.

Key words: constitutive model of renal material; blunt impact injury; kidney mass; renal capsule structure

收稿日期: 2021-10-31; 修回日期: 2021-12-22

基金项目: 国家重点研发计划项目(2018YFC0807203), 国家自然科学基金项目(81371360, 81471274)

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

肾脏位于腰部脊柱两侧后腹膜间隙内,位置较深且有脂肪囊和周围组织结构的保护,受伤机会较少。但随着汽车交通事故数量的增加,乘员肾脏创伤的发生率也越来越受到关注。为研究肾脏钝性伤的生物力学响应和损伤机制,直接进行尸体实验是最有效的方法。但因伦理等原因,尸体样本获取困难,从而使得实验难以开展。因此,利用人体有限元模型进行仿真是研究人体损伤生物力学的一种行之有效的办法^[1]。

影响有限元方法评价肾脏钝性撞击损伤精度的因素主要包括建模时是否尽可能考虑其解剖学结构和肾脏材料组织参数^[2]。现有的肾脏有限元模型大多将肾脏作为一个整体进行建模^[2-4]。实际上,肾脏外面包围着一层薄而坚韧的纤维结缔组织,称为肾包膜。在肾脏受到冲击时,肾包膜会对肾脏产生一定的保护作用^[5]。肾脏作为一种软组织,其力学性能随应变和应变率的变化而变化,并具有明显的非线性时间依赖性。因此,如何通过本构模型准确表征其力学性能,具有一定的挑战性。Farshad等^[6]基于肾脏组织的单轴压缩实验结合有限元仿真研究,得到肾脏采用非线性 Blatz 模型和线性黏弹性模型进行表征时的相关参数。Umale等^[7]通过肾皮质的静态压缩实验证实肾皮质的应变硬化效应,并提出采用既涵盖小应变也涵盖大应变的非线性超弹性模型表征肾脏的力学性能。该研究发现,采用二阶 Mooney-Rivlin 模型的仿真数据与肾皮质的实验数据具有很高的相关性,并反求其本构参数。Umale等^[8]进一步对20个新鲜猪肾进行动态冲击实验,结果发现,基于 Mooney-Rivlin 的材料本构能够很好再现肾脏的裂伤,且与撞锤加速度有较好的相关性。在几何特征方面,肾脏大小与身高呈正相关,同时体重、体表面积对肾脏大小也有较大的影响。统计数据表明,成年男性肾脏平均长度为 9.93~11.35 cm,女性肾脏为 9.71~10.39 cm^[9]。作为处于生长发育时期的儿童,其肾脏较小。因此,研究相同撞击条件时不同年龄人群的肾脏损伤机制具有重要意义。

本文构建了3、6岁儿童和成人的肾脏有限元模型,探讨采用 Mooney-Rivlin 本构模型和黏弹性本构模型表征肾脏力学性能的适用性,进而研究肾包膜、肾脏质量、撞击速度以及撞击位置等因素对肾脏受到钝性撞击损伤的影响。

1 钝性撞击实验重构

1.1 不同年龄人群肾脏有限元模型构建

基于3、6岁儿童和成人肾脏 CT 数据,通过 Mimics 20.0 软件提取其肾脏几何模型,之后导入 Geomagic 12.0 进行光滑处理,最后使用 HyperMesh 14.0 进行网格划分,得到肾脏有限元模型(见图1)。肾脏结构主要由肾脏表层的包膜和内部皮质组成,3、6岁儿童和成人肾脏模型的质量分别 28、65、135 g,体积为 25、59 和 135 cm³。

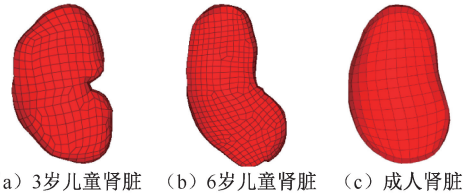


图1 不同年龄人群肾脏有限元模型

Fig. 1 Finite element model of the kidney for different age groups

(a) 3-year-old child kidney, (b) 6-year-old child kidney, (c) Adult kidney

1.2 肾脏力学性能参数

一般认为,肾脏等软组织的力学性能参数与年龄没有相关性^[10]。因此,本研究中3个年龄段的模型采用相同的力学性能参数。肾脏组织由肾皮质和肾包膜两部分组成。Umale等^[8]研究认为,肾包膜的力学本构模型可以采用 LsDyna 中的 MAT-123 弹塑性材料进行表征。肾皮质力学性能多采用超弹性本构或黏弹性本构模型进行表征。本研究采用超弹性中的 Mooney Rivlin 本构对肾皮质力学性能进行表征。仿真中所采用材料本构模型的材料参数如表1所示。

表1 肾脏组织本构模型材料参数

Tab. 1 Material parameters for constitutive model of renal tissues

组织	本构模型	材料参数
肾皮质	Mooney Rivlin 模型 ^[8]	$\rho = 1 \text{ mg/mm}^3, \nu = 0.49999, C_{10} = 282.4 \text{ kPa}, C_{01} = 288.6 \text{ kPa}, C_{20} = 231 \text{ Pa}, C_{02} = 231 \text{ Pa}, C_{11} = 2131 \text{ Pa}$
	黏弹性模型 ^[11]	$\rho = 1.1 \text{ mg/mm}^3, K = 2.8 \text{ MPa}, G_0 = 0.23 \text{ MPa}, G_1 = 44 \text{ kPa}$
肾包膜	线塑性模型 ^[8]	$\rho = 1.1 \text{ mg/mm}^3, \nu = 0.49999, E = 50 \text{ MPa}, \varepsilon_{\text{Fail}} = 0.35$

注: ρ 为材料密度; ν 为泊松比; K 为体积模量; G_0 为短期剪切模量; G_1 为长期剪切模量; E 为弹性模量; $\varepsilon_{\text{Fail}}$ 为失效应变。

1.3 仿真试验设置

Umale 等^[8]采用动态撞击实验对猪肾脏样本的力学性能和损伤进行详细研究。本文仿真试验参照该实验进行设置(见图2)。钢制底板固定,材料属性采用 LsDyna 中 MAT-1 号弹性材料进行表征,刚性撞锤(弹性模量 210 GPa、质量 2.5 kg)以 1.9 m/s 速度沿肾脏组织轴向(Z 方向)加载。肾包膜与上、下板设置为面-面接触,静、动摩擦因数分别为 0.1、0.05。

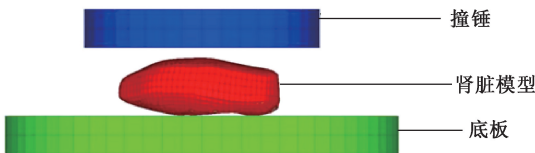


图2 肾脏动态撞击仿真试验设置

Fig. 2 Simulation setup of renal dynamic impact test

为研究解剖学结构(有无肾包膜)、肾脏组织材料本构模型、年龄等因素对肾脏损伤有限元评价方法的影响,进行如表2所设的仿真试验。

表2 肾脏钝性撞击仿真试验方案

Tab. 2 Scheme of renal blunt impact simulation

试验编号	模型	模型解剖学结构	材料本构类型
S3-1-1	3岁	有肾包膜	黏弹性
S3-1-2	3岁	有肾包膜	超弹性
S3-0-1	3岁	无肾包膜	黏弹性
S3-0-2	3岁	无肾包膜	超弹性
S6-1-1	6岁	有肾包膜	黏弹性
S6-1-2	6岁	有肾包膜	超弹性
S6-0-1	6岁	无肾包膜	黏弹性
S6-0-2	6岁	无肾包膜	超弹性
S30-1-1	成年	有肾包膜	黏弹性
S30-1-2	成年	有肾包膜	超弹性
S30-0-1	成年	无肾包膜	黏弹性
S30-0-2	成年	无肾包膜	超弹性

表3 1.9 m/s 撞击速度下采用不同本构模型的肾脏最大应力对比

Tab. 3 Comparison of the maximum stress of the kidney with different constitutive models at 1.9 m/s impact velocity

单位:MPa

肾脏模型	黏弹性本构			Mooney Rivlin 本构		
	无包膜肾皮质	有包膜肾皮质	包膜	无包膜肾皮质	有包膜肾皮质	包膜
3岁儿童	0.68	0.42	8.3	1.01	0.35	15.5
6岁儿童	0.56	0.30	7.8	0.55	0.29	9.5
成人	0.30	0.22	4.1	0.30	0.18	5.2
损伤阈值	0.088~0.144 ^[12]		6.1~11.9 ^[13]	0.088~0.144 ^[12]		6.1~11.9 ^[13]

2 结果

2.1 肾脏有限元模型有效性验证

本文通过构建肾脏有限元模型,对 Umale 等^[8]开展的肾脏样本撞击试验进行重构,将仿真实验的撞锤加速度与真实实验结果进行对比(见图3)。相比于 Umale 等^[8]的仿真结果,本仿真试验的撞锤加速度历程曲线基本处于样本试验结果通道内,仿真与实验结果具有良好的一致性,证明了所构建肾脏有限元模型的有效性。仿真曲线在 0~4 ms 的撞锤加速度过大,推测原因是肾脏存在个体差异,在初始撞击过程中,受撞面与撞锤的接触面积不同造成。

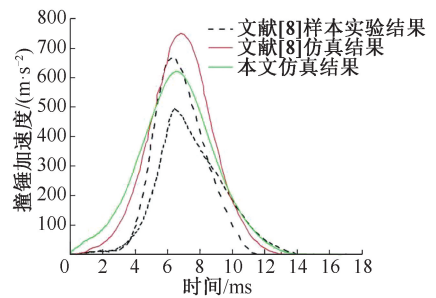


图3 撞击速度 1.9 m/s 时撞锤的加速度时间历程曲线

Fig. 3 Acceleration-time curve of hammer at impact velocity of 1.9 m/s

2.2 肾脏组织材料本构对肾脏损伤评估的影响

表3对比了 1.9 m/s 撞击速度下不同年龄人群肾脏采用两种力学本构表征时的最大 von Mises 应力。可以看出,力学本构模型的不同对肾脏最大应力具有明显的影响。在肾包膜材料参数相同条件下,3、6岁儿童和成人肾脏的肾皮质使用黏弹性本构模型时的最大应力略大于 Mooney Rivlin 本构下的肾皮质最大应力,而外层肾包膜的最大应力却小于采用 Mooney Rivlin 本构的包膜应力。

2.3 不同年龄人群的肾脏质量对钝性撞击损伤的影响

不同体型、年龄人群在撞击过程出现的肾脏损伤也不相同。图4所示为1.9 m/s 撞击速度下撞锤的加速度历程曲线。以不含包膜的肾脏为例,3、6岁儿童和成人肾脏最大 von Mises 应力分别为1.01、0.55、0.30 MPa,撞锤峰值加速度分别为606、428、316 m/s²。肾皮质的最大应力和最大加速度都随着肾脏质量的增加而降低。

表4对比了不同年龄人群肾脏受到撞击时肾脏的变形量、变形率及最大主应变。结果显示,无论有无包膜,随着肾脏质量的增加,虽然变形增加,

表4 不同年龄人群肾脏受到撞击时肾脏变形量、变形率及最大主应变对比

Tab. 4 Comparison of deformation, deformation rate and maximum principal strain of the kidney under impact for different age groups

肾脏模型	有包膜			无包膜		
	变形量/mm	变形率/%	最大主应变	变形量/mm	变形率/%	最大主应变
3岁儿童	8.6	39.1	0.49	12.0	54.5	0.80
6岁儿童	11.0	30.8	0.44	16.4	46.0	0.64
成人	10.0	22.7	0.30	15.7	35.7	0.43
损伤阈值	—	—	0.35 ^[14]	—	—	0.35 ^[14]

图5所示为1.9 m/s 速度撞击不同年龄人群肾脏最大主应变云图。Melvin 等^[14]研究认为,肾脏的最大主应变损伤阈值为35%,以该阈值作为标尺最

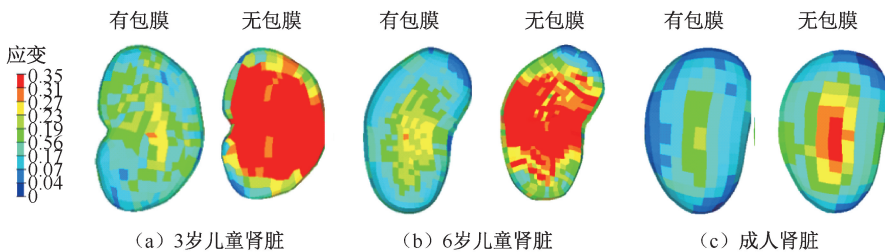


图5 1.9 m/s 速度撞击不同年龄人群肾脏最大主应变云图

Fig. 5 Maximum principal strain contour of the kidney at impact velocity of 1.9 m/s for different age groups (a) 3-year-old child kidney, (b) 6-year-old child kidney, (c) Adult kidney

2.4 肾脏解剖学结构对钝性撞击损伤的影响

现有人体模型在进行肾脏损伤评估时往往忽略了包膜对肾脏受到撞击时的保护效果。由表3、4可知,相比建模时不考虑肾包膜保护效果的肾脏,有包膜保护的肾脏在受到撞击后,肾脏上的应力和应变都有明显降低。3岁儿童肾皮质应力由1.01 MPa降低到0.35 MPa,最大主应变由0.80降到

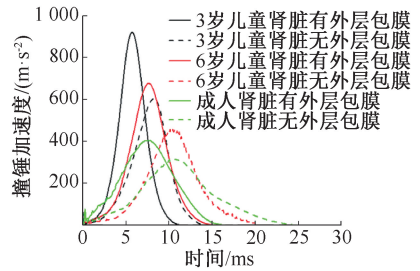


图4 撞锤以1.9 m/s速度撞击不同年龄人群肾脏时撞锤加速度历程曲线

Fig. 4 Acceleration-time curve of the kidney impacted by hammer at velocity of 1.9 m/s for different age groups

但变形率(肾脏变形量/肾脏厚度)却逐渐减少,最大主应变也逐渐减少。

大值绘制不同年龄人群肾脏受到撞击时的最大主应变云图,可以看出超过损伤阈值的区域(红色区域)面积随肾脏质量的增大而变小。

0.49;6岁儿童肾皮质应力由0.55 MPa降低到0.29 MPa,最大主应变由0.64降到0.44;成人肾皮质应力由0.30 MPa降低到0.18 MPa,最大主应变由0.43降到0.30。肾包膜能有效降低肾皮质的最大应力和最大应变,故在建模时必须考虑肾包膜的存在。

2.5 撞击速度对肾脏损伤的影响

Umale 等^[8]进行肾脏钝性撞击实验的速度范围

为 1.5~1.9 m/s。因此,本文对 1.9、1.7、1.5、1.3、1.1、0.8 m/s 加载速度下肾脏损伤进行有限元仿真。表 5 对比了不同撞击速度下不同年龄人群肾脏最大 von Mises 应力。撞击速度为 0.8 m/s 时,3、6 岁儿童肾皮质应力略大于损伤阈值,而成人肾脏

在此速度下的最大应力并未达到损伤阈值。撞击速度为 1.1、1.3 m/s 时,3、6 岁儿童肾皮质应力均大于损伤阈值,成人肾皮质应力处于阈值区间,即有可能发生损伤。撞击速度为 1.5、1.7、1.9 m/s 时,3、6 岁儿童和成人肾脏均大于损伤阈值。

表 5 不同撞击速度下不同年龄人群肾脏最大应力对比

Tab. 5 Comparison of the maximum stress of the kidney at different impact velocity for different age groups

单位:MPa

速度/(m·s ⁻¹)	肾脏			包膜		
	3 岁儿童	6 岁儿童	成人	3 岁儿童	6 岁儿童	成人
1.9	0.35	0.30	0.18	15.5	9.5	5.2
1.7	0.32	0.27	0.17	13.7	8.8	4.6
1.5	0.28	0.25	0.15	11.9	7.8	4.0
1.3	0.25	0.22	0.13	10.1	6.7	3.4
1.1	0.22	0.20	0.12	8.2	5.6	2.9
0.8	0.17	0.16	0.09	6.4	4.2	2.3
损伤阈值	0.088~0.144 ^[12]			6.1~11.9 ^[13]		

2.6 撞击位置对肾脏钝性撞击损伤的影响

肾脏虽然受到腹部器官的保护,但在交通事故中正面撞击和侧面撞击时会对肾脏不同部位产生挤压。本文基于图 2 中的试验设置,将肾脏分别旋转 90°和 180°,进行相同条件下的碰撞仿真。根据肾脏在人体内的解剖学位置,3 种位置分别对应正面、侧面和背面撞击时的肾脏撞击位置,以探究不

同撞击位置对肾脏生物力学响应的影响。表 6 对比了撞击速度为 1.9 m/s 时肾脏不同位置受到撞击时的最大 von Mises 应力。3 岁儿童肾脏正面、侧面撞击中的包膜应力均达到损伤阈值的上限值,肾皮质应力则从 0.35 MPa 上升为 0.72 MPa;而 6 岁儿童、成人肾脏在受到正面、侧面撞击时,包膜应力均处于阈值区间或未达达到损伤阈值。

表 6 撞锤以 1.9 m/s 速度撞击不同位置时肾脏最大应力对比

Tab. 6 Comparison of the maximum stress of the kidney impacted at different positions by hammer at velocity of 1.9 m/s

单位:MPa

撞击	肾脏			包膜		
	3 岁儿童	6 岁儿童	成人	3 岁儿童	6 岁儿童	成人
正面	0.35	0.30	0.18	15.5	9.5	5.19
侧面	0.72	0.39	0.27	20.7	9.5	8.03
背面	0.33	0.30	0.18	14.2	10.0	5.29
损伤阈值	0.088~0.144 ^[12]			6.1~11.9 ^[13]		

3 讨论

本文参考文献[8]探讨了仿真时黏弹性和二阶 Mooney Rivlin 等肾皮质本构模型对肾脏损伤的影响。文献[8]中给出的 G4 组猪肾质量为 65 g,试验中肾脏皮质出现血肿,包膜发生撕裂和粉碎。本文仿真试验采用的 6 岁儿童肾脏质量(64 g)与文献[8]报道相近,故选取 6 岁组的仿真试验结果与文献[8]的试验结果进行对比。Snedeker 等^[12-13]研究认为,基于最大 von Mises 应力的肾脏损伤阈值为 0.088~0.144 MPa,包膜的损伤阈值为 6.1~11.9 MPa。根据仿真结果,采用两种肾脏本构模型

仿真得到的肾脏皮质最大 von Mises 应力都远远超出其损伤阈值,产生严重损伤(见表 3)。当肾皮质采用黏弹性本构模型时,仿真得到的肾脏包膜最大 von Mises 应力为 7.8 MPa,而肾皮质采用 Mooney Rivlin 本构模型仿真得到的肾脏包膜最大 von Mises 应力为 9.5 MPa。由此可见,采用两种本构模型仿真得到的肾包膜应力均处于损伤阈值区间内,都有一定概率发生损伤,两种模型都能满足仿真要求。但相比于黏弹性本构模型,肾皮质采用 Mooney Rivlin 本构模型仿真得到的肾脏包膜最大应力(9.5 MPa)较大,对比文献[8]中肾包膜损伤严重,故本文选用具有较大损失风险的 Mooney Rivlin 本

构模型进行仿真试验。

本文结果表明,无论肾脏建模时是否包含包膜,肾脏最大应力和最大加速度都随着质量的增加而降低(见表3、图4)。肾脏质量越大,在撞击过程能吸收更多的冲击能,即相同撞击条件下,质量越大的肾脏受到的损伤越小。由此可见,相同撞击条件下大质量的肾脏确实能够吸收更多的能量,从而在一定程度上降低损伤。

本文发现,无包膜保护的肾脏达到损伤阈值的区域(红色区域)明显大于有包膜保护的肾脏(见图5)。此外,肾包膜对不同大小肾脏受到撞击时的保护效果不同。随着肾脏质量的增加,肾包膜的保护效果降低。因为在相同的撞击强度下,小质量肾脏的肾皮质吸收能量较少,肾包膜吸收了大部分能量,而大质量肾脏由肾皮质和肾包膜同时吸收能量。综上所述,肾包膜对肾脏有保护作用。因此,在对肾脏钝性撞击损伤进行有限元评估时,必须考虑肾包膜的影响。

肾脏撞击速度是影响肾脏损伤的重要因素。随着撞击速度的增加,包膜和肾脏应力都有明显增大。对肾脏不同位置进行撞击会影响肾脏的损伤情况。本文结果表明,3种年龄人群肾脏的最大应力均超过损伤阈值(见表6)。其中,正面、背面撞击时肾脏的应力基本相同,侧面撞击肾脏的应力远远大于正面和背面撞击。本文推测,在撞击过程中,相比于肾脏的正面和反面,肾脏侧面与撞锤的接触面积较小,导致受压过程的压强较大故侧面撞击中肾脏的接触力也越大,即肾脏的损伤较大。

4 结论

本文构建3种年龄人群的肾脏有限元模型,通过重构肾脏动态撞击实验验证模型的有效性,探讨二阶 Mooney Rivlin 材料本构与黏弹性本构在表征肾脏力学性能的适用性,并分析肾脏质量、肾包膜、撞击速度和撞击位置等对肾脏钝性损伤的影响。本文得出以下结论:

(1) 肾皮质采用黏弹性本构和二阶 Mooney Rivlin 本构模型都能可以用于肾脏动态冲击损伤仿真。对比肾脏动态撞击试验结果,相比黏弹性本构,二阶 Mooney Rivlin 材料本构更适用于表征冲击工况下肾脏的力学性能。

(2) 相同撞击工况下,小质量肾脏的应力和最大主应变都高于质量大的肾脏;肾包膜在受到冲击时能有效缓解肾脏的损伤。因此,在对肾脏钝性撞击损伤进行有限元评估时,必须考虑肾包膜的影响。

(3) 随撞击速度的增加,肾皮质应力呈明显增大趋势。

(4) 肾脏不同位置受到撞击时,正面、背面撞击时肾脏的应力基本相同,侧面撞击肾脏时肾脏损伤大于正面和背面撞击。

参考文献:

- [1] 贺雨娟,毋乃卿,阮世捷.具有详细解剖学结构的1岁学步儿童头部有限元模型构建及验证[J]. 医用生物力学, 2017, 32(4): 307-312.
HE LJ, WU NQ, RUAN SJ. Development and validation for finite element model of one-year-old toddler head with detailed anatomical structures [J]. J Med Biomech, 2017, 32(4): 307-312.
- [2] NAVA A, MAZZA E, KLEINERMANN F, *et al.* Evaluation of the mechanical properties of human liver and kidney through aspiration experiments [J]. Technol Health Care, 2004, 12(3): 269-280.
- [3] LEE JB, YANG KH. Development of a finite element model of the human abdomen [J]. Stapp Car Crash J, 2001, 45: 79-100.
- [4] ZHAO J, NARWANI G. Development of a human body finite element model for restraint system R&D applications [C]//Proceedings of the 19th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles. Washington: Highway Traffic Safety Administration, 2005.
- [5] 李叶阔. 超声造影评价腹部实质脏器闭合性损伤的研究 [D]. 重庆: 第四军医大学, 2005.
- [6] FARSHAD M, BARBEZAT M, FLÜELER P, *et al.* Material characterization of the pig kidney in relation with the biomechanical analysis of renal trauma [J]. J Biomech, 1999, 32(4): 417-425.
- [7] UMALE S, DECK C, BOURDET N, *et al.* Experimental mechanical characterization of abdominal organs: Liver, kidney & spleen [J]. J Mech Behav Biomed Mater 2013, 17: 22-33.
- [8] UMALE S, DECK C, BOURDET N, *et al.* Experimental and finite element analysis for prediction of kidney injury under blunt impact [J]. J Biomech, 2017, 52(13): 2-10.
- [9] 周明, 韩鸿玲, 张卿. 正常成年人肾脏大小估算公式初探 [J]. 中华健康管理学杂志, 2014, 8(4): 264-267.