

胸部钝性冲击时刻对心脏损伤的影响

兰凤崇,童芳,陈吉清[†],李雄

(华南理工大学机械与汽车工程学院,广东 广州 510641)

摘要:为研究与心动周期有关的胸部冲击时刻对钝性心脏损伤的影响,开发并验证了一个精细人体心脏生物力学模型,并针对 40 例处于不同心动周期的心脏进行胸部冲击仿真.心脏模型几何来源于医学影像,包含四个心腔、瓣膜以及主动脉、肺动脉等结构.通过 Abaqus 中基于面的流体腔方法考虑冲击过程中血液与心脏的流固耦合作用.心脏的不同状态采用各心腔内压力与瓣膜的激活与否来表征.仿真结果显示:(1)建立的模型在胸部正面冲击下心内血压曲线在试验范围内,能够正确反应心脏的冲击响应.(2)乘员胸部正面冲击下,左心房的血压峰值为(164.91±17.33) kPa,明显高于右心腔,使二尖瓣损伤风险高于三尖瓣;右心心肌的应力值为(1887.07±168.74) kPa,远大于左心,导致右心更容易发生心肌破裂.(3)心脏处于心室充盈期受到冲击时,心肌应力为(1901.3±150.7) kPa 明显高于其他时刻,更容易发生心脏损伤.(4)心腔内的初始血压对碰撞中的峰值血压影响不明显,Pearson 相关系数小于 0.2;而瓣膜的开闭状态对心肌的损伤风险影响较大.研究结果有助于进一步理解钝性心脏损伤机理,为车辆安全设计提供基础.

关键词:生物力学;钝性心脏损伤;冲击时刻;心动周期;流固耦合

中图分类号:U467.14

文献标志码:A

Effect of Blunt Thoracic Impact Timing on Heart Injury

LAN Fengchong, TONG Fang, CHEN Jiqing[†], LI Xiong

(School of Mechanical & Automotive Engineering, South China University of Technology, Guangzhou 510641, China)

Abstract: To explore the effect of thoracic impact timing related with the cardiac cycle on blunt cardiac injury, a biomechanics model of the heart was developed and validated. Simulations of thoracic impact with 40 hearts in different phases of the cardiac cycle were conducted. The geometry of heart model was obtained from medical imaging, including the structures of four heart chambers, heart valves and vessels etc. The fluid-structure interaction between heart and blood was considered by the method of surface-based fluid cavities in Abaqus. The different phrases of hearts were presented by the intracardiac pressure and valve activation. The simulation results show that: (1) the established heart model can present the correct impact response of the heart under thoracic blunt from the curves of intracardiac blood pressure in the testing ranges. (2) When the passenger thoracic was under the blunt, the peak of intracardiac blood pressure in the left atrium was (164.91±17.33) kPa, which was obviously higher than that of the right heart, causing that the mitral valve is more vulnerable than the tricuspid valve; the stress on the right heart was (1887.07±168.74) kPa, which was higher than the left heart, so the heart rupture is more likely to occur on the right heart. (3) When the heart was impacted during ventricular filling period, the stress on the myocardium was (1901.3±150.7) kPa, which was higher than that during other impact periods. (4) Initial intracardiac pressure provid-

* 收稿日期:2020-09-26

基金项目:国家自然科学基金资助项目(51775193,52175267), National Natural Science Foundation of China(51775193,52175267); 国家车辆事故深度调查体系资助项目(ZL-ZHGT-2020014), National Vehicle Accident In-depth Investigation System(ZL-ZHGT-2020014)

作者简介:兰凤崇(1959—),男,吉林梨树人,华南理工大学教授,博士

[†] 通信联系人, E-mail: chjq@scut.edu.cn

ed little effect on peak pressure, and the Pearson correlation coefficient was less than 0.2; while the state of the atrioventricular valves, open or closed, affects the myocardial injury a lot. This study is helpful to further understand the mechanism of blunt heart injury and provide a basis for vehicle safety design.

Key words: biomechanics; blunt heart injury; impact timing; cardiac cycle; fluid-structure interaction

在交通事故中,乘员胸部极易与方向盘、安全气囊及汽车内饰发生碰撞^[1],由此引起的乘员钝性心脏损伤(Blunt cardiac injury, BCI)的死亡率极高^[2]. 数据显示,事故导致的心脏钝性损伤患者有 6.3%死于交通事故现场,即使送往医院总死亡率也高达 88.5%^[3]. 因此,心脏钝性损伤机理研究对于车辆设计中人体安全防护装置的优化,以及机械暴力事故中人体心脏的诊断和治疗具有重要意义.

胸部钝性冲击下影响 BCI 的因素有很多,冲击胸部的物体质量和冲击速度越大,会使胸腔发生越剧烈的变形,增加了 BCI 的风险^[4-5]. 由人种、性别、年龄等因素引起的胸壁顺应性差别在钝性胸部冲击下会对心脏造成不同程度的压迫^[2,6]. 老年人群肋骨断裂的极限应力应变较低,在碰撞过程中更容易发生肋骨骨折,增加心脏破裂的可能性^[7]. 不仅如此,心脏是一个充满血液的四腔室结构,心肌在心电刺激下持续地有节律的收缩,实现了血液的体循环和肺循环^[8]. 在这个过程中,心肌的形态以及心腔内的血流动力学均处于动态变化,心动周期内不同胸部冲击时刻对心脏损伤产生的影响不可忽略^[9-10]. 许多研究者利用活体动物实验来研究胸部冲击时刻对钝性心脏损伤的影响. Link 等^[11]利用 18 只幼猪做不同心动周期时刻的胸部冲击试验,发现心室纤颤的发生与否与胸部的撞击时刻有关. 刘维永等^[12]利用 78 只麻醉后的家兔做心室前壁的撞击实验,结果显示在舒张末期心脏破裂的几率较高. Stein 等人以及 Life 等人^[13-14]通过对狗的胸部冲击试验发现,心脏收缩期时心室更容易受伤,而在心脏舒张期时心房更容易受伤. 然而,人与动物的生理和解剖学上存在差异,动物试验不能完全真实地反应人体的响应^[15]. 在这种情形下,基于人体解剖结构建立的生物力学模型已成为分析人体损伤机理的重要方法之一.

目前的损伤生物力学模型如福特的整人模型^[16]、丰田的安全人体模型(Total Human Model for Safety, THUMS)^[17]、华南理工大学的中国人体模型(Chinese Human Body Model, CHUBM)^[18]、全球人体联盟模型

(Global Human Body Models Consortium, GHBM)等,在人体碰撞损伤研究方面都取得了重要进展. 然而,目前人体生物力学模型的建立基本不包含心脏的精细化建模,对心脏的钝性冲击损伤的研究较少. Jiang 等^[20]以及 Iwamoto 等^[17]建立的人体胸部有限元模型中,心脏被看作一个均质的实体,主要通过胸部压缩量及肋骨断裂情况研究胸腔整体的响应. 兰凤崇等^[21]建立的胸部模型中,基于网格划分情况将心脏分出两个腔室,但对心房心室轮廓描述较为粗糙. 方红荣等^[22]采用尸体的心脏断层图像数据建立了心脏有限元模型,研究了血压作用下心肌的应力分布. 但其中血压采用恒定的均布压力载荷来模拟,对于血压的动态变化模拟不足,无法反映血液与心肌的相互作用.

为了考虑碰撞过程中血液与心肌的耦合作用,并进一步分析与心动周期有关的碰撞时刻对心脏损伤的影响,本文首先基于成年男性胸部的增强 CT 影像构建了心脏的有限元模型,在 Abaqus 仿真软件中对心房心室进行血液流体的填充. 将血液-心脏流固耦合模型装配到团队前期开发的中国 50 百分位男性模型胸腔内,并利用尸体胸部的碰撞试验进行了模型有效性的验证. 随后,对心动周期内 40 个不同状态的模型进行胸部正面碰撞的仿真,得到了心脏舒张、收缩期胸部碰撞下心肌的应力应变分布以及四个心腔内的血压变化. 分析了四个腔室在胸部正面碰撞下的损伤风险,碰撞时刻对心肌应力、血压的影响,以及瓣膜开闭状态对 BCI 的影响.

1 模型与方法

1.1 乘员心脏有限元模型的建立

根据《中国成年人人体尺寸(GB/T 10000-1988)》,18-60 岁的中国男性平均身高为 167.8 cm,体重为 59 kg. 据此,选择身高 170 cm,体重 60 kg 的 30 岁健康男性志愿者,对其注射造影剂后进行增强 CT 扫描. 将获得的影像数据导入 Mimics 软件中进

行心肌及血管组织的点云处理.利用阈值调整、区域增长、3D 编辑等功能配合手动调整蒙罩部分区域分别获取心室、心房、主动脉、心肌外轮廓的点云数据.提取血管的中心线,辅助调整血管与组织的局部干涉.将提取的点云导入 Geomagic Studio 软件中进行几何重建,生成的几何模型通过 Hypermesh 软件进行网格划分,得到心脏及血管的有限元模型如图 1 所示.

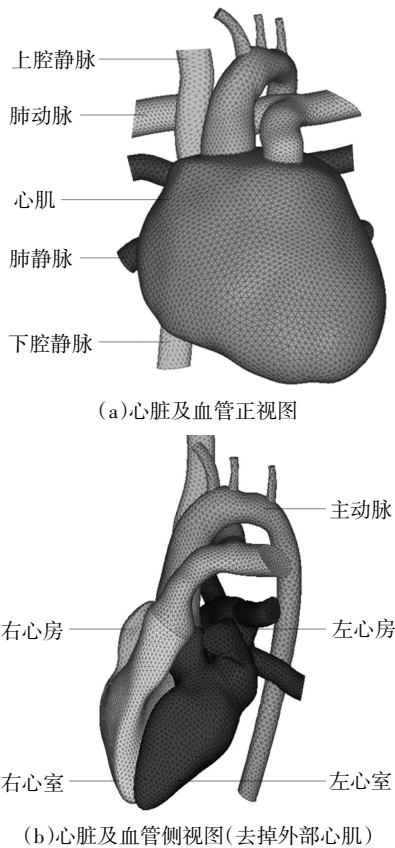


图 1 乘员心脏及主要血管的有限元模型
Fig.1 FE model of occupant heart and vessels

建立的心脏模型包括心包膜、心肌、左心房、左心室、右心房、右心室、主动脉、肺动脉、肺静脉、上下腔静脉等.心包膜和心内膜采用三角形壳单元模拟,厚度为 0.5 mm^[23];血管用三角形壳单元模拟,厚度为 1.5 mm^[24];心肌因形状复杂采用四面体单元划分.最终建立的模型具有 154 202 个单元和 34 149 个节点.网格质量显示所有单元雅各比大于 0.8,翘曲度小于 4.7°且扭曲都小于 37°.心肌采用粘弹性材料模拟,如公式(1)所示:

$$G(t) = G_{\infty} + (G_0 - G_{\infty})e^{-\beta t} \quad (1)$$

式中: G_0 是短效剪切模量, G_{∞} 是长效剪切模量,用于控制粘弹性响应, β 为延迟系数.在心肌材料中剪切模量分别取 0.44 以及 0.15^[16].

血管采用线弹性材料模拟,更多部分的材料参

数见表 1.其中 ρ 表示材料密度, E 表示弹性模量, γ 表示材料泊松比, H 表示壳单元的厚度.

表 1 心脏及血管的材料特性^[16]

Tab.1 Material properties of the heart FE model						
组织	单元	材料	$\rho/(g \cdot m^{-3})$	E/MPa	γ	H/mm
心包膜	壳单元	粘弹性	1 000	1.26	0.42	0.5
心肌	体单元	粘弹性	1 000	1.26	0.42	-
心内膜	壳单元	粘弹性	1 000	1.26	0.42	0.5
瓣膜	壳单元	弹性	1 200	4	0.45	0.6
血管	壳单元	弹性	1 200	2.7	0.45	1.5

1.2 血液流体单元的填充

心脏是一个充满血液的四腔室结构.软件 Abaqus 中基于面的流体腔算法能够模拟在一个充满流体的结构中流体与结构的相互作用.对腔体内的流体,用两种模型来表达其性质:基于理想气体方程的气动模型与表示不可压缩或近似不可压缩流体的水力模型.血液是一种近似不可压缩流体,故本研究选用水力模型来模拟血液的性质.在 Abaqus 的显示计算中,流体的压力是根据腔体的体积来计算的.通过设置流体的体积模量来定义其压缩性,本研究中血液的体积模量为 2 200 MPa.

腔体的体积等于组成腔体的每一个流体单元的体积总和.单个流体单元是由腔体边界的面单元与腔内的参考点构成.图 2 以右心室为例展示了一个流体腔以及内部的流体单元. P 作为右心室内部的参考点,用于计算腔体体积以及输出流体的压力等性质;三角形 ABC 是组成右心室内部边界的面单元;四面体 $P-ABC$ 构成一个流体单元.

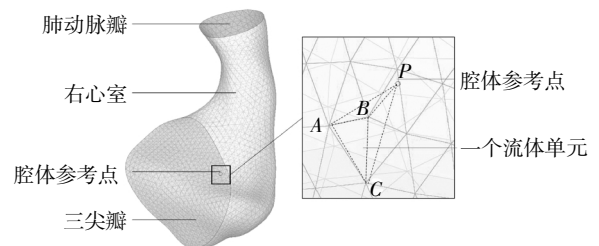


图 2 流体腔(右心室)及内部流体单元
Fig.2 Fluid cavity (right ventricle) and fluid element

建立的血液-心脏流固耦合模型中,血液填充的四个腔室分别为左心房、左心室、右心房和右心室.后续可根据心脏的状态分别在四个心腔的参考点定义腔体初始压力以及瓣膜的激活状态.

1.3 血液-心脏流固耦合模型的装配及验证

本团队前期已开发了中国 50 百分位成年男性乘员的生物力学模型, 并对比文献中的冲击器试验以及台车试验分别进行了头、颈、胸腹、上下肢等的局部和整体仿真^[25-28], 验证了模型的可靠性. 将建立的心脏模型与整人模型进行装配, 如图 3 所示. 微调肺、肝脏等与心脏的相对位置符合解剖学结构. 肺动脉、肺静脉等与肺的连接方式采用共节点以提升计算的稳定性.

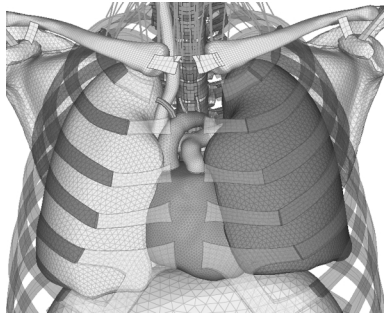


图 3 心脏模型与人体模型胸腔的装配

Fig.3 Assembly of heart model and thoracic model

在 Kroell^[29]的研究中, 采用 23 具不同年龄性别的尸体样本进行正面胸部钝性冲击试验, 研究胸部及心脏在此过程中的动态响应. 为了模拟体内的血压状态, 在实验前给心脏和主动脉填充生理盐水并缝合, 记录实验过程中各腔室的时间压力变化曲线. 实验中, 样本上肢被胶带固定在一个 5 cm 宽的平面上(碰撞前撕开), 用一个半径为 15.24 cm 的圆柱(内附加不同质量)以不同的速度撞击胸部第四根肋骨的位置, 如图 4 所示. 研究中, 有 9 例试验记录了血压变化, 同时无背部约束及死后僵直现象. 按照冲击器质量和冲击速度将这 9 例试验分为 2 组, 分别对模型在不同工况下的仿真响应进行验证见表 2, 其中 m 代表冲击器质量, v 代表冲击速度.

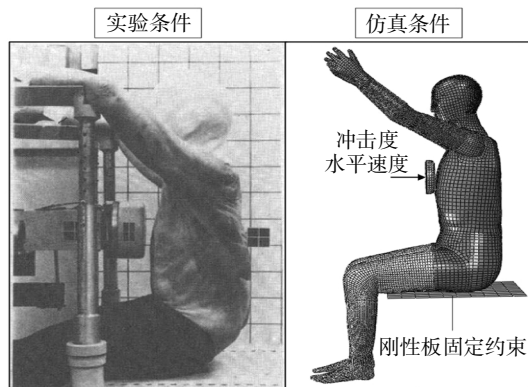


图 4 胸部正面冲击的实验与仿真约束

Fig.4 Test and simulation conditions under thoracic impact

表 2 实验与仿真工况的条件

Tab.2 Test and simulation cases

分组	实验编号	样本编号	m/kg	$v/(\text{m}\cdot\text{s}^{-1})$
第一组	171	42FM	22.86	4.87
	177	45FM	23.00	5.05
	189	53FM	22.95	5.23
	200	60FM	22.95	4.34
验证仿真 1	—	—	22.86	4.87
第二组	96	34FM	18.96	8.32
	99	36FM	18.96	7.20
	178	46FM	19.28	7.33
	190	54FF	19.55	6.71
	191	55FF	19.55	9.92
	验证仿真 2	—	—	18.96

本文建立了与尸体实验相同的边界条件来模拟胸部的钝性冲击过程. 将装配有流固耦合心脏模型的整人模型调整姿势到与实验一致. 人体模型坐于刚性板上, 上肢举起约 45° 角. 约束冲击器除水平移动方向的其他 5 个自由度, 保证其不发生翻转.

1.4 不同胸部冲击时刻的碰撞仿真

一个心动周期由四个阶段组成, 分别是等容收缩期、射血期、等容舒张期和心室充盈期, 在每个阶段选取 10 个心脏的瞬时状态来进行碰撞模拟. 心脏的瞬时状态用各心房心室的血压以及瓣膜的开闭情况来表征. 当心脏处于等容收缩期、射血期和等容舒张期时, 房室瓣膜处于关闭状态, 此时激活瓣膜与血液的接触作用(图 5(a)), 阻止血液在房室间流动; 当心脏处于心室充盈期时, 取消瓣膜与血液的接触作用(图 5(b)), 使得心房和心室连通. 不同时刻的心腔内血压来源于文献记录, 如图 6 所示^[8]. 例如, 在射血期的仿真 a 根据图 6 分别赋予四个心腔碰撞时的初始压力 15.8 kPa (LV), 0.11 kPa (LA), 3.16 kPa (RV) 以及 0.08 kPa (RV), 并激活瓣膜与血液的接触. 将 40 个不同状态的心脏放入整人模型中, 建立如图 4 中仿真的约束条件, 冲击器质量为 18.98 kg, 冲击速度为 7.2 m/s. 记录不同状态的心脏在胸部碰撞过程中心肌应力应变分布及心房心室的血压输出曲线.

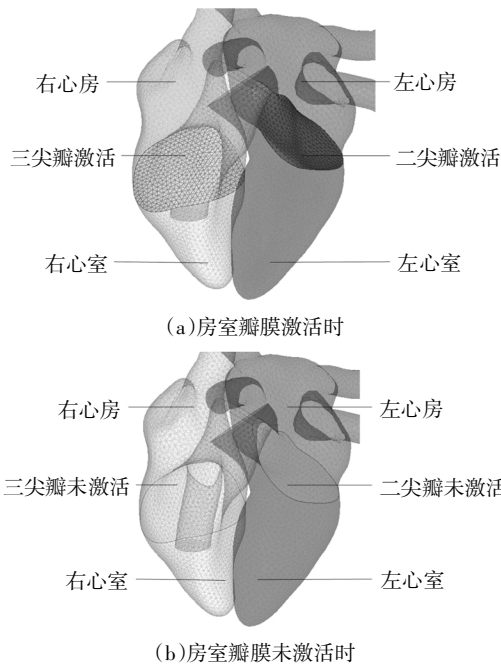


图 5 瓣膜不同状态的设置
Fig.5 Valve settings in different heart states

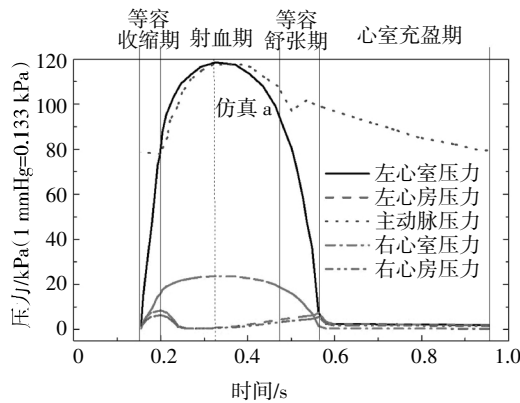
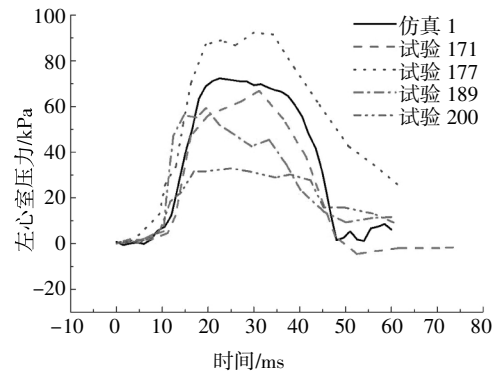


图 6 心动周期内各心腔压力的变化
Fig.6 Pressure-time histories in four heart chambers during a cardiac cycle

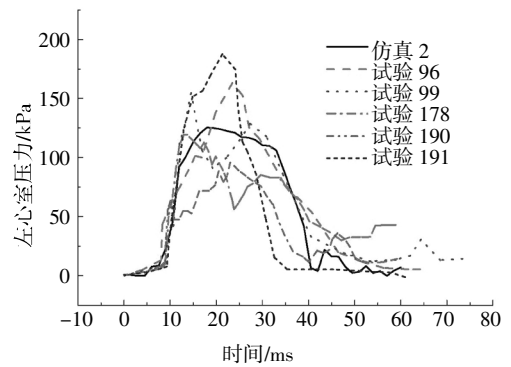
2 结果

2.1 心脏模型的验证

两组不同工况的胸部冲击试验及对应仿真中,左心室血压随时间的变化曲线如图 7 所示,右心房血压随时间的变化曲线如图 8 所示.针对左心室的压力,实验和仿真曲线在开始的 10 ms 变化不大,随后 10-20 ms 迅速增大.达到峰值后的约 25 ms 在高压范围内波动,随后压力逐渐减小至 30 kPa 以下.仿真 1 中的峰值血压为 72.4 kPa,仿真 2 中的峰值血压为 125.5 kPa,均在实验数据范围内,符合实验结果.



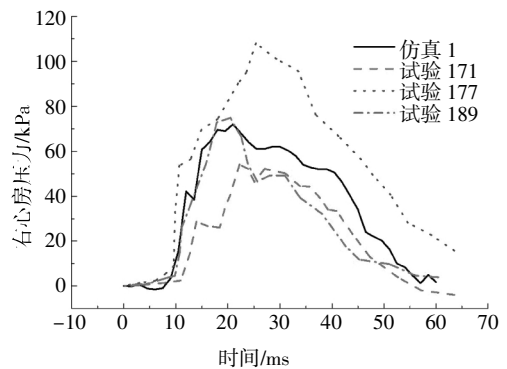
(a)第一组试验及对应仿真 1 的结果



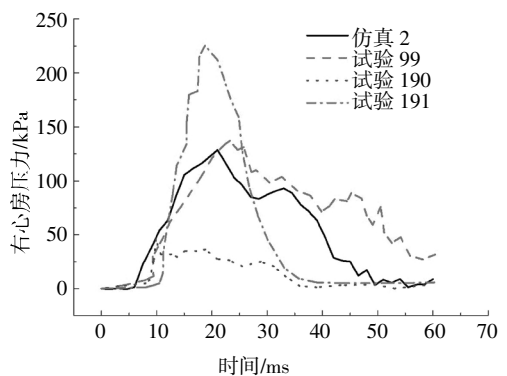
(b)第二组试验及对应仿真 2 的结果

图 7 左心室血压随时间的变化

Fig.7 Pressure-time histories in left ventricle



(a)第一组试验及对应仿真 1 的结果



(b)第二组试验及对应仿真 2 的结果

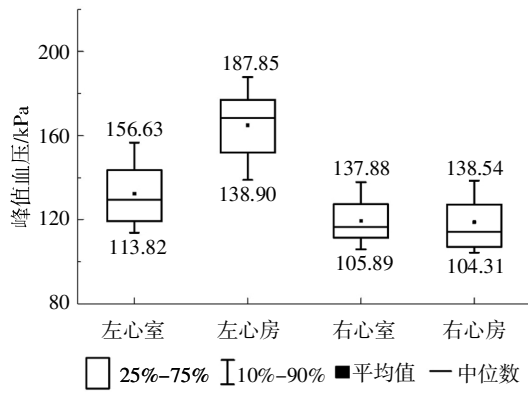
图 8 右心房血压随时间的变化

Fig.8 Pressure-time histories in right atrium

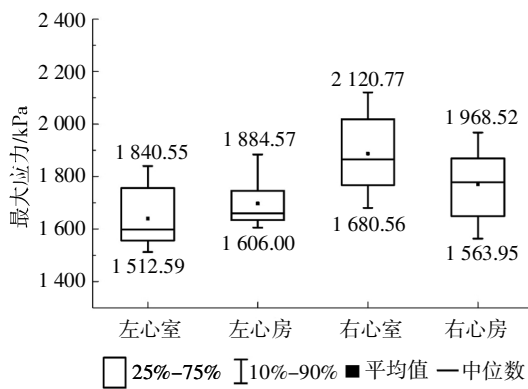
图 8 所示右心房压力曲线, 经过 10 ms 的胸廓挤压阶段(此时心脏未被压缩)后, 有波动的上升. 压力达到最大之后即开始缓慢下降, 在 50 - 60 ms 间几乎恢复到初始值. 仿真 1 的右心房压力峰值为 72.1 kPa, 仿真 2 中右心房压力峰值为 128.6 kPa, 均在实验数据范围内, 符合实验结果.

2.2 胸部正面冲击下心肌及血压的整体响应

首先分析 40 个不同心动周期的心脏受到冲击时的整体响应, 如图 9 所示. 由图可见不论心脏处于什么状态, 胸壁的正面冲击都大大增加了心内血压及心肌的应力. 在碰撞过程中, 左心的血压明显高于右心的血压, 其中左心房的血压最大达到 (164.91 ± 17.33) kPa. 对于心肌应力而言, 右心的心肌比左心的心肌承受了更大的应力. 右心室的心肌上应力最大, 达到 (1887.07 ± 168.74) kPa.



(a) 心腔内峰值血压分布



(b) 各部分心肌的最大应力分布

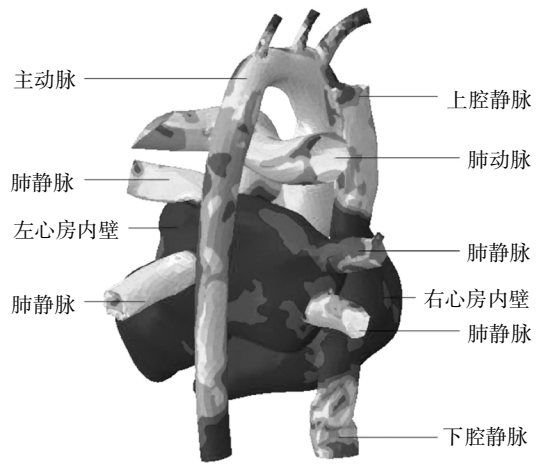
图 9 不同状态心脏在胸壁冲击下的整体响应

Fig.9 Overall responses of the heart under impact

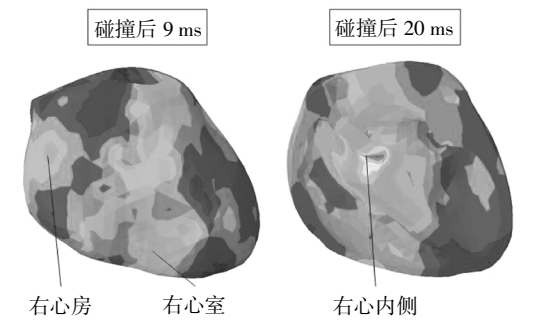
选择其中一例仿真结果(心脏处于等容收缩期时的碰撞, 心腔初始压力为左心室 6.01 kPa, 左心房 1.00 kPa, 右心室 1.20 kPa, 右心房 0.75 kPa)来分析心肌及血管的应力分布, 如图 10 所示. 当胸腔被极度压缩时(20 ms), Von Mises 应力主要集中在肺静脉与左心房血管与心房的连接处, 以及右心房与静脉

腔的连接处(图 10 (a)). 这是由于胸部在受到撞击时, 心脏与肺等其他组织产生相对运动, 导致血管在连接处产生拉扯. Turan^[2]的研究中也报道了类似的钝性心脏损伤机理: 车辆碰撞导致人体突然的减速会使血管与心房的连接处断裂.

胸部钝性碰撞过程中, 心肌的 Von Mises 应力分布如图 10(b)所示. 当胸骨开始接触心脏时(9 ms), 首先对右心产生冲击, 瞬间的作用力容易造成右心室的破裂. 载荷冲击下胸骨持续挤压心脏, 20 ms 时应力集中在左右心室间隔处以及右心的内壁, 使得右心房心室以及心室间隔容易发生损伤. Kroell^[29]利用尸体做的胸部正面冲击实验中, 试验 93 号, 94 号以及 104 号等也都产生了左右心腔间隔的破裂损伤.



(a) 血管应力分布



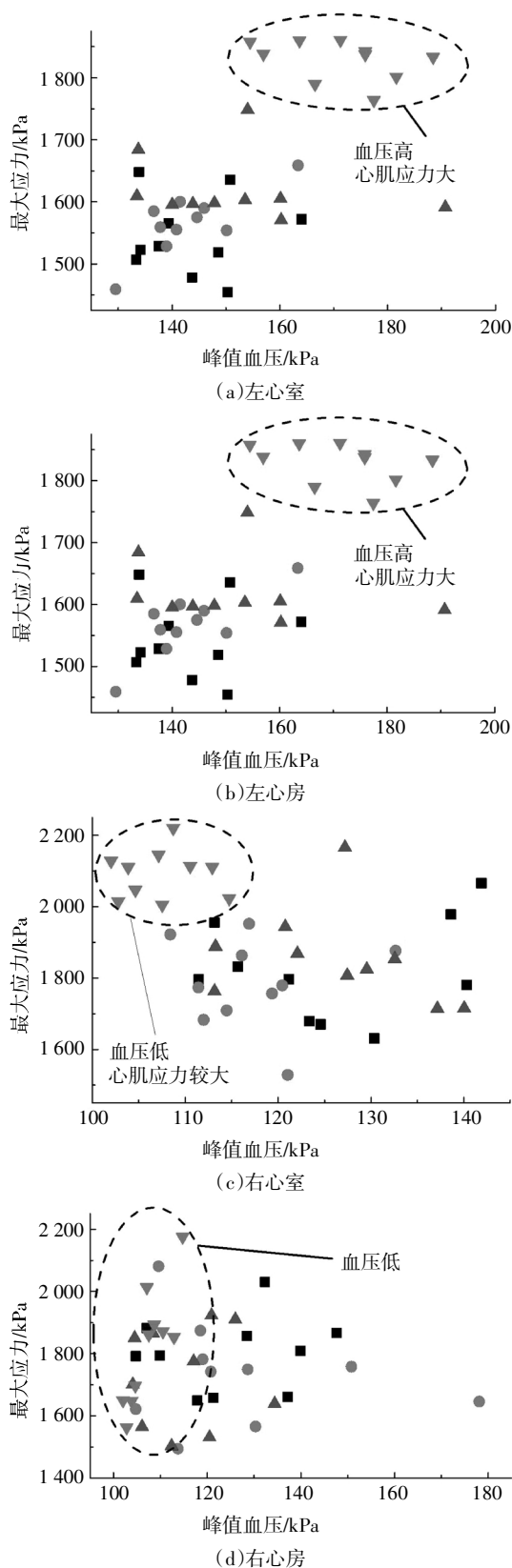
(b) 心肌应力分布

图 10 胸部正面冲击下血管及心肌的 Von Mises 应力分布

Fig.10 Distribution of stress on blood vessels and myocardium

2.3 胸部冲击时刻对钝性心脏损伤的影响

将心脏在不同状态受到冲击时的心肌最大应力与峰值血压绘制成点状图如图 11 所示. 四种不同的



图中符号说明: ■等容收缩期; ●射血期; ▲等容舒张期; ▼心室充盈期

图 11 不同胸部碰撞时刻心肌最大应力与峰值血压分布

Fig.11 Maximum stress and peak pressure of the heart under different impact timing

点标记分别代表等容收缩期、射血期、等容舒张期以及心室充盈期. 结果显示, 在心脏的四个腔室中, 不论是峰值血压还是心肌最大应力, 心脏处于心室充盈期的碰撞结果与其它三个状态的结果具有明显的差异性: 在左心室中, 心室充盈期的碰撞结果具有更高的峰值血压与更大的心肌应力; 在左心房和右心室中, 心室充盈期碰撞时产生了较低的血压峰值与较大的心肌应力; 在右心房中, 心室充盈期碰撞引起的腔内血压较低. 等容收缩期、射血期和等容舒张期碰撞时, 应力和血压结果在一定范围内的分布较为平均, 没有明显的规律.

当心脏处于等容收缩期、射血期和等容舒张期时, 房室瓣膜均处于关闭状态, 心腔内的血液压力是区分心脏状态的主要变量. 图 11 的结果表明, 心动周期内不同阶段的心腔内血压对心脏钝性损伤的影响不明显. 为了进一步探究每个心腔内的初始血压对该心腔的损伤影响, 用 Pearson 相关系数来衡量它们之间的关系如图 12 所示. 第一行的图 12 (a)-(d) 是四个心腔内初始血压与碰撞期间峰值血压的相关系数计算; 第二行的图 12(e)-(h) 是四个心腔内初始血压与心肌最大应力的相关系数计算. 从 8 组数据计算得到的 Pearson 相关系数表明, 心腔内的初始压力与胸部撞击时心内的峰值之间几乎没有线性关系; 在左心房中, 初始血压和心肌最大应力的相关性系数为 0.47, 理论上存在中等偏弱的线性相关性. 这可能是由于左心房壁厚较薄, 且在碰撞过程中直接与脊柱接触, 对血压的敏感性稍强.

当心脏处于心室充盈期时, 房室瓣膜处于开启状态. 当心脏处于等容收缩期、射血期和等容舒张期时, 房室瓣膜均处于关闭状态. 为了研究房室瓣膜开闭状态对心脏钝性损伤的影响, 将 40 个仿真结果分为两组: 第一组是瓣膜关闭状态的心脏损伤结果; 第二组是瓣膜开启状态的心脏损伤结果, 对比如图 13 所示. 房室瓣膜的开启降低了心脏冲击过程中左心房、右心房和右心室的血压, 增大了左心室的血压; 对于心肌的应力分布而言, 开启的房室瓣膜增加了四个腔室的心肌应力最大值. 从数值上看, 第二组的心肌应力最大值在左心室、左心房、右心室和右心房分别高于第一组 15.99%、13.35%、15.00% 以及 4.00%; 在血压峰值方面, 第二组的左心房 (15.59%)、右心室 (12.77%)、右心房 (12.26%) 较第一组低, 而左心室的压力高于第一组 17.19%.

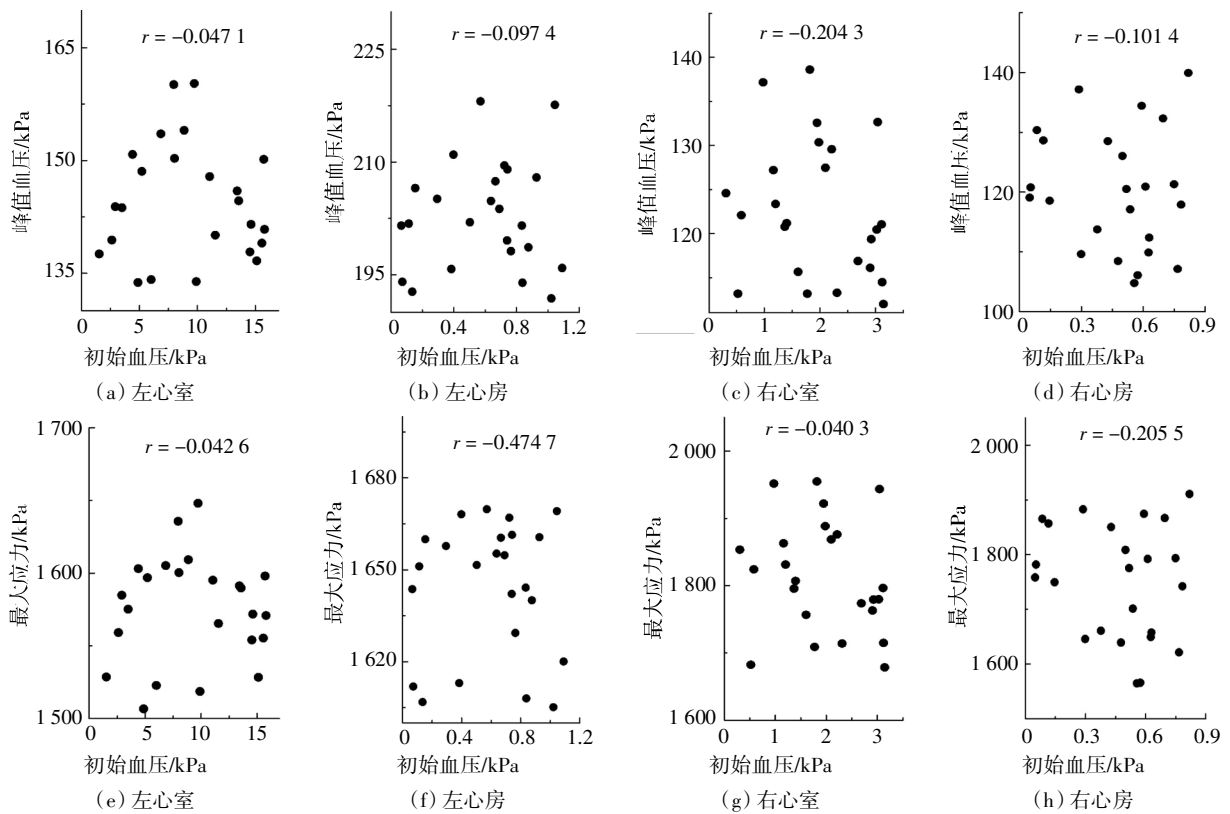


图 12 心腔内初始血压与心内峰值血压及初始血压与心肌最大应力的关系

Fig.12 The relationship between initial intracardiac pressure and blunt cardiac injury and the relationship between initial intracardiac pressure and maximum myocardial stress

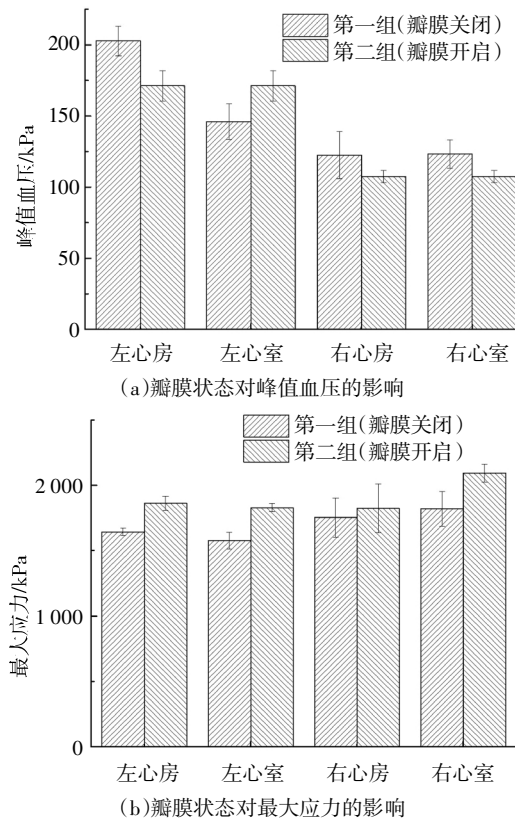


图 13 瓣膜开闭状态对钝性心脏损伤的影响

Fig.13 Effect of valve state on blunt cardiac injury

3 讨论

心脏在正常生理条件下的动态特性使得研究者们开始关注心动周期对BCI的影响,但目前的研究多是利用动物实验进行的,缺乏对人体心脏解剖学结构的反映^[19-22].本文利用CT影像建立了人体的血液-心脏流固耦合模型,与前期开发的人体模型进行装配后,利用尸体的正面胸部冲击器试验对其进行了有效性验证.通过赋予各心腔不同的血压及瓣膜的开闭状态,模拟了心动周期内40个不同状态的的心脏,并分别进行胸部钝性冲击仿真,记录了碰撞过程中各心腔的血压变化及心肌应力分布.

对于心脏整体响应而言,胸部正面冲击下右心心肌应力明显大于左心,说明在给定载荷下右心更容易受伤.这一结论与Turk等^[7,30]的研究结果一致,他们的基于尸检的统计显示BCI患者中右心破裂的数量是左心破裂数量的2-3倍.造成这一现象的原因是胸部正面冲击下,胸骨直接将碰撞力传递到右心,尤其是右心室,导致接触区域出现局部大变形.Leavitt等^[10]也描述了这一损伤机理,他认为心腔的破裂常常由于胸骨的直接冲击引起的.由于左心与脊

柱的接触面积小于右心与胸壁的接触面积,心脏受到胸壁和脊柱的挤压时,左心尤其是左心房内会产生更高的血压,增加了二尖瓣及主动脉瓣的损伤风险。

心内压力对钝性心脏损伤的影响不明显。心脏处于等容收缩期、射血期和等容舒张期发生胸部钝性冲击时,心腔内的血液压力峰值与心肌最大应力在一定范围内的分布没有明显规律。不仅如此,pearson 相关系数显示各心腔的初始压力也与相应的心腔损伤几乎没有关系。引起这种现象的一个原因可能是,在给定载荷的胸部冲击下,心内血压能够达到的峰值远远高于心脏在正常工作下的血压,所以心脏正常工作的初始血压对钝性心脏损伤的影响很小。如受到冲击时,左心室的峰值血压能够达到 130 kPa,而正常工作下峰值血压约为 15 kPa。

与心内压力不同,房室瓣膜的开闭状态显著影响了钝性心脏损伤。心脏处于心室充盈期(瓣膜开启)受到钝性冲击时,心肌应力明显高于其他时期,具有更高的损伤风险。Leavitt 等以及 Huis 等基于 BCI 病人的损伤结果分析同样认为心脏破裂更容易发生在舒张末期^[10,32]。推测由于心脏处于心室充盈期时,心腔被血液完全填满,碰撞过程中血液对心肌的作用力更大。不仅如此,开启的房室瓣膜允许血液在腔内流动,使心肌整体在碰撞力下更容易变形,对于室间隔及内壁结构的局部挤压力增加,产生更大的应力。另一方面,瓣膜的精细结构使得它比心肌更容易受到血压的影响^[31]。本文的结果表明心脏受到冲击时,开启的瓣膜在一定程度上能够平衡房室的血压差,减小房室瓣膜的损伤风险。McDonald 等人^[33]的研究也表明,房室瓣膜的损伤更容易在收缩早期发生,此时房室瓣膜处于关闭状态。

本文的研究内容也存在一定的局限性。心脏在不同心动周期时刻的差别不仅有血压、瓣膜状态,还有心脏的形态、心肌在电信号刺激下收缩力的变化。此外,本研究仅考虑了正面胸部冲击下心脏的钝性损伤,不同的外界载荷可能会使心脏呈现不同的损伤特点,这也是下一步研究的方向。

4 结论

本文基于 CT 影像建立了人体心脏有限元模型,与之前开发的整人模型进行装配后,利用尸体的胸部冲击试验验证了模型的有效性。结合流固耦合数值算法,进行了 40 例心脏处于不同心动周期的胸部

钝性冲击仿真,分别研究了胸部钝性冲击下心脏的整体响应以及心动周期对 BCI 的影响。结果表明:胸腔受到冲击时,左心腔的血压高于右心腔,使二尖瓣的损伤风险高于三尖瓣;右心的心肌应力大于左心,导致心脏的右心室、右心房比左心更容易破裂。当心脏处于心室充盈期受到冲击时,心肌应力明显高于其他时期的碰撞,更容易发生钝性心脏损伤。心腔内的血压对心肌损伤结果影响不明显,对瓣膜损伤影响较大;而瓣膜的开闭状态对心肌损伤的影响较大,开启的瓣膜使心肌受到了更大的应力,承受了较高的损伤风险。本文的研究结果为进一步理解胸部钝性冲击下的心脏损伤提供了基础,对于 BCI 的诊断和治疗具有积极作用。

参考文献

- [1] 韩勇,杨济匡,水野幸治.行人在与汽车碰撞中胸部动力学响应和损伤机理的研究[J].汽车工程,2015,37(5):516—519.
HAN Y, YANG J K, KOJI M. A study on the dynamic response and injury mechanism of human chest in vehicle-pedestrian collisions [J]. Automotive Engineering, 2015, 37 (5):516—519. (In Chinese)
- [2] TURAN A A, KARAYEL F A, AKYILDIZ E, *et al.* Cardiac injuries caused by blunt trauma: an autopsy based assessment of the injury pattern [J]. Journal of Forensic Sciences, 2010, 55(1):82—84.
- [3] TEIXEIRA P G R, INABA K, ONCEL D, *et al.* Blunt cardiac rupture: a 5-year NTDB analysis [J]. The Journal of Trauma: Injury, Infection, and Critical Care, 2009, 67(4):788—791.
- [4] 肖森,杨济匡,肖志,等.基于正面碰撞实验的胸部损伤有限元分析[J].力学学报,2017,49(1):191—201.
XIAO S, YANG J K, XIAO Z, *et al.* Analysis of chest injury in frontal impact via finite element modelling based on biomechanical experiment [J]. Chinese Journal of Theoretical and Applied Mechanics, 2017, 49(1):191—201. (In Chinese)
- [5] COOPER G J, PEARCE B P, STAINER M C, *et al.* The biomechanical response of the thorax to nonpenetrating impact with particular reference to cardiac injuries [J]. The Journal of Trauma, 1982, 22(12):994—1008.
- [6] 李沛雨.碰撞载荷下考虑人体差异的胸腔参数化建模及损伤研究[D].北京:清华大学,2017.
LI P Y. Parametric modeling and injury analysis of occupant thorax under impact conditions concerning variations among populations [D]. Beijing: Tsinghua University, 2017. (In Chinese)
- [7] 石向南.老龄和肥胖乘员有限元模型建模方法及损伤机理研究[D].长沙:湖南大学,2014.
SHI X N. The research on the modeling method of finite element model and injury mechanisms of older and obese occupant [D]. Changsha: Hunan University, 2014. (In Chinese)
- [8] GUYTON A C, HALL J E. Textbook of Medical Physiology [M]. Philadelphia: Elsevier Inc, 2006: 106—107.

- [9] PEVEC W C, UDEKWU A O, PEITZMAN A B. Blunt rupture of the myocardium[J]. *The Annals Thoracic Surgery*, 1989, 48(1):139—142.
- [10] LEAVITT B J, MEYER J A, MORTON J R, *et al.* Survival following nonpenetrating traumatic rupture of cardiac chambers [J]. *The Annals of Thoracic Surgery*, 1987, 44(5):532—535.
- [11] LINK M S, WANG P J, PANDIAN N G, *et al.* An experimental model of sudden death due to low-energy chest-wall impact (commotio cordis) [J]. *New England Journal of Medicine*, 1998, 338(25):1805—1811.
- [12] 刘维永, 蔡建辉, 易定华. 心脏撞击伤生物力学致伤机制及心肌挫伤分级[J]. *第四军医大学学报*, 2000, 21(5):540—542.
- LIU W Y, CAI J H, YI D H. Experimental study on biomechanical mechanisms of blunt cardiac injury and graded criterion of myocardial contusion [J]. *Journal of the Fourth Military Medical University*, 2000, 21(5):540—542. (In Chinese)
- [13] STEIN P D, SABBABH H N, VIANO D C, *et al.* Response of the heart to nonpenetrating cardiac trauma [J]. *The Journal of Trauma*, 1982, 22(5):364—373.
- [14] LIFE J S, PINCE B W. Response of the canine heart to thoracic impact during ventricular diastole and systole [J]. *Journal of Biomechanics*, 1968, 1(3):169—173.
- [15] HUELKE D F, NUSHOLTZ G S, KAIKER P S. Use of quadruped models in thoraco-abdominal biomechanics research [J]. *Journal of Biomechanics*, 1986, 19(12):969—977.
- [16] RUAN J, EL-JAWAHRI R, CHAI L, *et al.* Prediction and analysis of human thoracic impact responses and injuries in cadaver impacts using a full human body finite element mode [C]//SAE Technical Paper Series.400 Commonwealth Drive, Warrendale, PA, United States; SAE International, 2003.
- [17] IWAMOTO M, NAKAHIRA Y, KIMPARA H. Development and validation of the total human model for safety (THUMS) toward further understanding of occupant injury mechanisms in precrash and during crash[J]. *Traffic Injury Prevention*, 2015, 16(1):36—48.
- [18] DU T Y, CHEN J Q, LAN F C. Development of the Chinese 50th percentile male human body model [C]//IRCOBI Conference Proceedings. Malaga, Spain: IRCOBI, 2016:570—572.
- [19] SCHOELL S L, WEAVER A A, URBAN J E, *et al.* Development and validation of an older occupant finite element model of a mid-sized male for investigation of age-related injury risk[J]. *Stapp Car Crash Journal*, 2015, 59(11):359—383.
- [20] JIANG B H, CAO L B, MAO H J, *et al.* Development of a 10-year-old paediatric thorax finite element model validated against cardiopulmonary resuscitation data [J]. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2014, 17(11):1185—1197.
- [21] 兰凤崇, 蔡志华, 陈吉清, 等. 汽车碰撞中胸-腹部的生物力学响应与损伤评价[J]. *华南理工大学学报(自然科学版)*, 2012, 40(12):70—78.
- LAN F C, CAI Z H, CHEN J Q, *et al.* Biomechanical responses and injury evaluation of human thorax and abdomen during vehicle collision [J]. *Journal of South China University of Technology (Natural Science Edition)*, 2012, 40(12):70—78. (In Chinese)
- [22] 方红荣, 庄苗. 用三维重建和有限元方法对人体心脏进行力学分析[J]. *医用生物力学*, 2008, 23(1):43—46.
- FANG H R, ZHUANG Z. Biomechanics analysis on human heart by establishment of three-dimension model and finite element method [J]. *Journal of Medical Biomechanics*, 2008, 23(1):43—46. (In Chinese)
- [23] SOMMER G, HASPINGER D C, ANDRÄ M, *et al.* Quantification of shear deformations and corresponding stresses in the biaxially tested human myocardium [J]. *Annals of Biomedical Engineering*, 2015, 43(10):2334—2348.
- [24] 王志超. 基于超弹模型的主动脉瓣流固耦合分析[D]. 济南: 山东大学, 2018.
- WANG Z C. Fluid structure interaction simulation of the bioprosthetic heart valve based on hyperelastic constitutive model [D]. Jinan: Shandong University, 2018. (In Chinese)
- [25] 陈吉清, 刘朝阳, 兰凤崇. 中国人体上肢碰撞损伤有限元模型的开发[J]. *华南理工大学学报(自然科学版)*, 2017, 45(8):21—27.
- CHEN J Q, LIU C Y, LAN F C. Development of finite element model of impact injury to upper limb of Chinese human body[J]. *Journal of South China University of Technology (Natural Science Edition)*, 2017, 45(8):21—27. (In Chinese)
- [26] 黄伟, 兰凤崇, 陈吉清, 等. 乘员下肢生物力学模型与KTH正面碰撞损伤分析[J]. *汽车工程学报*, 2016, 6(2):106—114.
- HUANG W, LAN F C, CHEN J Q, *et al.* Occupant lower extremity biomechanical model and KTH injury research in frontal crashes[J]. *Chinese Journal of Automotive Engineering*, 2016, 6(2):106—114. (In Chinese)
- [27] 陈吉清, 杜天亚, 兰凤崇, 等. 汽车碰撞中乘员腹部损伤机理及生物力学响应研究进展[J]. *汽车工程学报*, 2015, 5(2):79—89.
- CHEN J Q, DU T Y, LAN F C, *et al.* Research progress in injury mechanism and biomechanical response of human abdomen during a car crash [J]. *Chinese Journal of Automotive Engineering*, 2015, 5(2):79—89. (In Chinese)
- [28] 蔡志华. 汽车碰撞中胸部生物力学响应与损伤评估研究[D]. 广州: 华南理工大学, 2013.
- CAI Z H. Study on Biomechanical responses and injury assessment of human thorax in vehicle[D]. Guangzhou: South China University of Technology, 2013. (In Chinese)
- [29] KROELL C K, SCHNEIDER D C, NAHUM A M. Impact tolerance and response of the human thorax II [C]//SAE Technical Paper Series.400 Commonwealth Drive, Warrendale, PA, United States; SAE International, 1974.
- [30] TURK E E, TSANG Y W, CHAMPANERI A, *et al.* Cardiac injuries in car occupants in fatal motor vehicle collisions—-an autopsy-based study [J]. *Journal of Forensic & Legal Medicine*, 2010, 17(6):339—343.
- [31] PATHI V, JONES B, DAVIDSON K G. Mitral valve disruption following blunt trauma: case report and review of the literature[J]. *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery*, 1996, 10(9):806—808.
- [32] HUIS M A, CRAFT C A, HOOD R E. Blunt cardiac trauma review [J]. *Cardiology Clinics*, 2018, 36(1):183—191.
- [33] MCDONALD M L, ORSZULAK T A, BANNON M P, *et al.* Mitral valve injury after blunt chest trauma [J]. *The Annals of Thoracic Surgery*, 1996, 61(3):1024—1029.