Proceedings of the 11th International Forum of Automotive Traffic Safety, 2014, pp 352-356 No. ATS.2014.317

Impact Simulation of a Child Head and the Engine Hood

CUI Shi-hai LI Xiang-nan LI Hai-Yan ZHAO Wei RUAN Shi-jie

College of Mechanical Engineering, Tianjin University of Science & Technology, Tianjin, China, 300222 Email: <u>shihaicui@tust.edu.cn</u>

Abstract: The finite element head model of a child with detailed anatomical structure was established based on CT images of a 6-year-old healthy child head. According to national standard GB/T 24550-2009, impact simulation experiments between the child head model and the simple engine hood were done. And the HIC value and the stress distribution of brain tissues were analyzed when different head parts impacted the engine hook. The results showed that brain injury mainly occurred in brainstem, parietal-occipital lobe and et al. The brain injury would be worst when the temporal part of the brain impacted the engine hood.

Keywords: six-year-old child head; finite element model; engine hood; impact simulation; brain injury

儿童头部与发动机罩的碰撞仿真研究

崔世海 李向楠 李海岩 赵玮 阮世捷

天津科技大学机械工程学院,天津,中国 300222 Email: <u>shihaicui@tust.edu.cn</u>

摘 要:本研究基于已构建的 6 岁儿童头部有限元模型,根据国标 GB/T 24550-2009 分析了儿童头部不同位置 与简化的发动机罩碰撞时的 HIC 值以及对应的脑组织应力分布,结果表明,碰撞时脑组织损伤可能发生在脑干、 大脑顶枕叶等位置,尤其是颞部与发动机罩碰撞时的脑组织损伤最严重。

关键词: 六岁儿童头部; 有限元模型; 发动机罩; 碰撞仿真; 脑损伤

1 前言

据国外流行病学研究称,大脑外伤是引起少年儿童死亡及致残的主要原因^[1]。车祸和坠落是引起少年儿童 大脑外伤的主要诱因。研究儿童头部损伤准则及耐受限度,对于研究损伤机理及致伤原因,以及开发头部保护 装置有重要意义。

但是由于涉及伦理道德,儿童尸体实验匮乏,限制了儿童颅脑损伤研究。近年来,有限元方法为儿童颅脑 损伤研究提供新途径。2007 年 Roth 等^[2]建立了包括脑、大脑镰、小脑幕、卤门、脑膜、颅骨和面骨等组织在 内的 6 个月儿童头部的有限元模型,并将其用于剧烈摇晃和外部碰撞两种不同载荷情况下儿童颅内响应的研究。 但 Roth 等所建立的有限元模型并没有区分大脑、小脑、脑干等软组织,因而无法评估局部脑组织的应力应变分 布。2012 年阮世捷等^[3]建立了包括大脑、小脑、脑干等软硬组织结构在内的 6 岁儿童头部有限元模型,验证了 模型的有效性。

本研究在阮等^[3]模型的基础上,基于实际 CT 图像进一步细分脑白质、灰质、间脑以及软硬脑膜、窦等脑组织结构,构建具有详细颅脑结构的儿童头部有限元模型,根据国标 GB/T 24550-2009 利用该模型初步研究了儿

童头部与简化的发动机罩碰撞时的头部损伤情况。

2 儿童头部有限元模型的构建

本研究基于一名健康 6 岁儿童头部 CT 扫描图像,构建了图 1 所示的包括软硬组织在内的具有详细解剖学 结构的儿童头部有限元模型,颅骨包括额骨、顶骨、颞骨、枕骨的内外骨板和未发育成熟的板障,软组织包括 大脑、小脑、间脑、脑干、脑室、胼胝体、窦沟、大脑镰、小脑幕、软脑膜、硬脑膜、脑脊液等结构,其他还 包括如面骨、上颌骨、下颌骨、头皮等,其中大脑镰、小脑幕、脑膜等软组织采用壳单元,其余结构均采用八 节点六面体单元。整个模型包括六面体单元 96128 个,壳单元 17346 个,共有 103716 个节点。本模型除眼睛和 嘴巴采用固联接触外,其余都通过共节点方法将不同部位的软硬组织连接起来。

儿童头部各组织的材料参数主要根据参考文献^[4-8]进行选取,具体参数如表1所示。根据输入的头部各组织的材料参数,计算出该儿童头部的质量约为3.4kg。



图 1 具有详细解剖学结构的儿童头部有限元模型

头部组织	密度	泊松比	杨氏模量	
	ρ/kg • $m^{\text{-}3}$		E/MPa	
脑膜	1140	0.45	31.5	
脑脊液	1040	0.49	0.012	
头皮	1200	0.42	16.7	
颅骨皮质骨	2150	0.22	9870	
颅骨松质骨	2150	0.22	3690	
颅骨骨缝	2150	0.22	1100	
脑组织	1040	G ₀ =49KPa,	$G_0=49$ KPa, $G_{\infty}=16.2$ KPa,	
		β=145s ⁻¹	K=1125MPa	

表 1 头部模型材料参数

3 儿童头部有限元模型与发动机罩的碰撞试验仿真

国内于 2009 年发布了国标 GB/T 24550-2009 "汽车对行人的碰撞保护"^[9],在国标中规定了儿童头锤试验 所要求的头锤撞击器总质量 3.5kg,直径 165mm 错误!未找到引用源。。本研究所建立的 6 岁儿童头部模型质量 为 3.4kg,头宽为 157mm,与国标中头部冲击器的质量和尺寸近似,可用于头锤仿真试验。

3.1 儿童头部有限元模型跌落标定仿真

GB/T 24550-2009 中规定儿童头锤在进行试验前需标定。采用头部有限元模型参照头锤标定步骤进行仿真,

即头部模型从 376mm 高度坠落至刚性平面,碰撞过程中,头部前额与刚性平面接触。

仿真试验结果表明儿童头部有限元模型的合成加速度峰值为 279.16g, 满足 GB/T 24550-2009 中要求加速度 值大于 245g 小于 300g 的要求。

3.2 儿童头部有限元模型撞击发动机罩试验仿真

3.2.1 发动机罩碰撞位置的选取

仿真试验中将发动机罩尺寸简化为矩形厚壳单元,厚度为0.75mm,尺寸长1300mm,宽700mm,发动机罩 材料为DP200钢。仿真试验中将发动机罩后端两侧及前端中间位置进行全约束,前端两侧位置的Z轴方向进行 约束^[10]。儿童头锤仿真试验中不考虑风挡玻璃,把车辆发动机罩的儿童头锤测试区域划分为如2所示的12个 区域,并选取图2中的2AB区域(靠近风窗玻璃位置)作为仿真碰撞区域。仿真时,根据GB/T24550-2009要 求,头部有限元模型的不同部位以35km/h的速度冲击发动机罩顶面,过头部模型质心的速度与水平面成50度 角,头部的前额与发动机罩碰撞。



图 2 发动机罩碰撞测试区域

图 3 所示为头部不同位置与发动机罩碰撞时的加速度-时间历程曲线,其中颞部碰撞的加速度峰值最大,达到 154g,顶部碰撞的加速度峰值最小,达到 148g,可见不同碰撞位置的头部峰值加速度存在一定的差距,但仿 真试验的峰值加速度基本与头锤试验数据相吻合^[10]。根据国标中 HIC₁₅ 值计算公式得到前额碰撞的 HIC₁₅ 值为 348.48,顶部碰撞的 HIC₁₅ 值为 362.73,颞部碰撞的 HIC₁₅ 值为 363.68,枕部碰撞的 HIC₁₅ 值为 348.48。

虽然仿真试验中的峰值加速度与头锤试验数据基本吻合,但 HIC₁₅ 明显小于头锤试验结果^[10]。可能的原因 是由于仿真没有考虑发动机罩下硬点,而硬点的存在会减小发动机罩的变形,减少吸能,引起加速度和 HIC 值 的增加;同时头锤试验的加速度-时间历程曲线较仿真曲线更宽,导致相同的峰值加速度下,头锤试验中的 HIC 值较大。头锤试验的加速度-时间历程曲线较仿真曲线宽度主要与头锤结构有关,仿真试验中有限元模型的皮肤 厚度只有 2.85mm,撞击过程几乎没有缓冲作用,而头锤试验中儿童头锤外部包裹的合成皮肤厚度达到 14mm 左 右,且撞击侧曲率较有限元模型大,使得撞击过程中缓冲明显,加速持续时间较长。





无论是峰值加速度,还是 HIC 值,头部不同位置与发动机罩碰撞,都呈现出一定差距。这与头部的实际解

INFATS Conference in Chongqing, November 13-14, 2014

剖学结构有关。以颞部与发动机罩碰撞为例,由于颞部曲率较大,使颞部与发动机罩接触面较大;同时儿童颞 部骨缝的存在,会起到一定的缓冲作用。因此,其峰值加速度及 HIC 值较其他碰撞位置高。而头型冲击器由于 其自身结构的原因,无法模拟出头部不同位置与发动机罩碰撞时产生的加速度及 HIC 值的不同。

虽然可以通过头部冲击器测算 HIC 值来评估头部损伤,但其无法对颅内组织,特别是脑组织的应力或应变 进行评价。由于应力或应变才是与生物体组织损伤直接相关的重要参数^[11],而头部有限元模型的最大优势在于 可以研究碰撞过程中脑组织的应力应变分布。Willinger^[2]提出应力可作为评价儿童脑组织损伤的指标,认为当 von mises 应力达到 0.011MPa 时,脑组织损伤的概率为 50%。图 4 和图 5 所示为头部不同部位与发动机罩发生 碰撞 von mises 应力达到最大值时脑组织的应力分布,可见当头部不同部位与发动机罩碰撞时,脑组织的应力峰 值和高应力集中区域有所不同,具体见表 2。

以颞部与发动机罩碰撞为例,该试验仿真中脑组织应力峰值及高应力区域即损伤风险区域均较其他碰撞位 置更大,这与颞部碰撞时的 HIC 值最大相对应。同时在大脑顶枕叶及中脑位置都出现了损伤风险,且两个风险 区域的应力值均超过 0.015MPa,损伤风险较大。尤其是大脑顶枕叶处,不仅皮质出现损伤风险,还累及大脑白 质,导致轴索损伤。这与 Gennarelli^[12]和 Maxwell^[13]对成人脑组织损伤的研究结果相一致。

碰撞位置	损伤风险区域 、	Von mises 峰值(出现位
		置)
前额碰撞	脑干、胼胝体、对冲处	0.013MPa (脑干)
顶部碰撞	脑干、胼胝体	0.032MPa (脑干)
颞部碰撞	脑干、对冲处、中脑、顶	
	枕叶皮质及白质	0.038MPa (脑干)
枕部碰撞	脑干、对冲处	0.032MPa (脑干)

表 2 脑组织损伤风险区域及应力峰值

头部不同部位与发动机罩碰撞时最大应力均出现在脑干处,表明儿童脑干在碰撞中的损伤风险比较大,这 与 Edburg 关于成人的脑组织损伤研究结果类似^[14]。由于脑干外部分布着大量神经纤维,内部包含重要的神经核, 如一般躯体运动核、一般内脏运动核等。一旦承受较大的载荷,必然导致神经调节障碍,对身体产生影响甚至 危及生命。

头部不同部位与发动机罩碰撞的结果表明,无论碰撞发生在何种位置,都会导致脑组织发生损伤风险,所 以必须加强对儿童行人头部的防护。



INFATS Conference in Chongqing, November 13-14, 2014



4 结论

本研究构建了一个包括脑白质、灰质、间脑等细分脑组织及软硬脑膜、窦等在内的具有完整颅脑结构的儿 童头部有限元模型;利用该模型,根据国标 GB/T 24550-2009 要求,研究了头部与简化的发动机罩在不同位置 碰撞时的 HIC 值,结果表明靠近风窗玻璃前缘的发动机罩 2AB 区域的 HIC 值较大。在该区域进一步进行的头 部不同位置的碰撞仿真试验结果表明,脑干较脑组织其他部分更容易出现损伤风险,颞部碰撞的脑组织损伤风 险区域最大且应力峰值最高。研究结果还表明,在 HIC 值较小的情况下,儿童脑组织可能已经出现损伤,因此 儿童颅脑损伤评估必须考虑脑组织的应力情况。

参考文献

- D Viano, H VonHolst, E Gordon. Serious brain injury from traffic related causes: priorities for primary intervention[J]. Accid. Anal.1997, Prev29:811-816
- Sébastien Roth, Jean-Sébastien Raul, Rémy Willinger, et al. Finite element analysis of impact and shaking inflicted to a child[J]. Int J LegalMed, 2006,121(3):223-228
- [3] 阮世捷,李盼东等.6岁儿童头部有限元模型的构建与验证[J]. 中国生物医学工程学报,2012,8(31):502-506
- [4] C Zhou, T.B.Kahlil, L.J.Dragovic. Head injury assessment of a real world crash by finite element modeling[J]. Proceedings of the AGARD Conference, 1996.
- [5] R.willingre, L.Tableb. Modal temporal analysis of head mathematical models[J].J.Neurotrauma, 1995(4):743-754
- [6] Matthew T.Davis, Andre M.Loyd, et al. The mechanical and morphological properties of 6 year-old cranial bone[J]. Journal of Biomechanics, 2012(45): 2493–2498
- [7] K.L.Thibault,S.S.Margulies, Age dependent material properties of the porcine cerebrum:effect on paediatric inertial head injury criteria[J].J.Biomech.,1998,31(12):1119-1126
- [8] Michael T.Prange, Jason F.Luck, et al. Mechanical Properties and Anthropometry of the Human Infant Head[J].Stapp Car Crash Journal, 2004, 10(48):1-21
- [9] GB/T 24550-2009.汽车对行人的碰撞保护, 2009
- [10] 李向荣,王凯等.汽车发动机罩儿童行人保护安全性仿真研究[J].汽车工程,2010,1(32):56-59
- [11] Fung Y.C.. The application of biomechanics to the understanding of injury and healing. Accidental Injury-Biomechanics and prevention[M].2nd Edition,Ed.A.M.Nahum and J.W.Melvin.Springer-Verlag New York Inc.2002:1-11
- [12] Gennarelli, T.A., Thibault, L., Adams, J., Graham, D., Thompson, C., and Marcincin, R.. Diffusd degeneration of the cerebral white matter in severe dementia following head injury[J]. Ann. Neurol., 1982, 12(6):564-574
- [13] Maxwell, W. L., Watt, C., Graham, D. I., and Gennarelli, T. A.. Ultra-structural evidence of axonal shearing as a result of lateral acceleration of the head in non-human primates[J]. Acta Neuropathol., 1993,86(2):136-144
- [14] Edbery, S., Rieker, J., Angrist, A., Study of impact pressure and acceleration in plastic skull model[J]. Lab. invest., 1963, 12(12):1305-1311