Proceedings of the 11<sup>th</sup> International Forum of Automotive Traffic Safety, 2014, pp 326-333 No. ATS.2014.314

## Development and Validation of a Human Neck Muscles FE Model in Low-speed Vehicle Collisions

#### Cao Yingchun, Li Fan, Hu Wei, Su Sicheng

State Key Laboratory of Advanced Design and Manufacturing for Vehicle Body, Hunan University, Changsha, China, 410082 Email:caoyingyoyo@163.com

**Abstract:** Base on the human head-neck FEM developed in Hunan University, this paper presented a neck-muscles 3D finite element model, which evaluated modeling of cervical muscle using a combination of passive viscoelastic solid elements and active spring Hill elements. The whole model was validated through the volunteer tests in frontal impact tests. Simulation results showed that the active muscle response had a great effect on head-neck dynamic responses; furthermore, the head-neck model had a good biofidelity, which will contribute to the numerical research. **Keywords:** FE model; active muscle response; frontal impact; kinematics response

## 汽车低速碰撞中乘员颈部肌肉有限元模型的建立和验证

#### 曹迎春,李凡,胡伟,粟思橙

湖南大学汽车车身先进设计制造国家重点实验室,长沙,中国,410082 Email:caoyingyoyo@163.com

**摘 要:**在已有的由湖南大学开发和验证的人体头颈部有限元模型的基础上,建立了一个人体颈部肌肉三维有限元模型。该模型包括肌肉被动与主动响应,用六面体实体单元和梁单元进行模拟,其材料分别定义为粘弹性和弹性。头颈整体模型用前碰撞志愿者实验数据进行了验证。验证结果表明颈部肌肉主动响应对头颈动力学响 应的影响较大,该头颈有限元模型具有较好的生物逼真度,可应用于前碰撞环境中的数值研究。

关键词: 有限元模型; 肌肉主动力; 前碰撞; 动力学响应

#### 1 引言

颈部损伤是交通事故中最为常见的一种乘员损伤形式,往往会给伤者带来严重的伤害或者长期性的痛苦, 给社会与个人造成巨大的经济负担和精神损失。多年来研究者们进行了大量的实验与数值研究,但由于其复杂 的解剖学结构和生物力学特性,人们仍然无法深入地认识颈部的损伤机理。

随着数值计算技术的发展,数值模型得到了广泛应用。近年来国内外建立了多个用于动力学分析的颈部有限元模型,Pontius 与 Liu 等人采用头颈部多体模型研究了肌肉主动响应对后碰撞环境中乘员动力学响应的影响<sup>[1]</sup>; De Jager、Van der Horst 与 Wittek 等人相继建立了以 Hill 骨骼肌本构模型为基础的头颈多体及有限元模型<sup>[2,3,4]</sup>; Frechede 与 Meyer 分别以实体单元建立了头颈部模型<sup>[5,6]</sup>; Ejima 建立了颈部主要肌肉的详细几何模型,首次在有限元模型中考虑颈部肌肉的几何外形与解剖学位置对头颈响应的影响<sup>[7]</sup>; Hedenstierna 建立了具有真实肌肉几何特征以及肌肉主动响应的头颈有限元模型<sup>[8]</sup>。

本文是在已有的湖南大学头颈部有限元模型的基础上,建立了一个基于人体解剖学结构的颈部肌肉三维有限元模型,并将其进行匹配。经过前碰撞验证的模型具有较高的生物逼真度,能够满足头颈部动力学响应研究

和损伤机理研究。

### 2 方法和材料

建立了一个 50 百分位成年男性的颈部肌肉的三维有限元模型,然后与头颈基础模型进行匹配<sup>19</sup>,并对头颈基础模型进行适当的调整。完整的头颈有限元模型应用美国海军生物力学实验室的前碰撞志愿者实验结果进行了验证。

#### 2.1 基础模型

本研究中采用的基础模型包含两部分,头颈部和胸部有限元模型。头颈有限元模型是由杨济匡等人基于 LS-DYNA有限元软件开发的 HBM-Head-Neck FE Model II 50 百分位头颈部模型<sup>[9-11]</sup>,该模型应用美国海军生物 力学实验室前碰撞志愿者实验<sup>[12]</sup>及查尔摩斯大学后碰撞滑车实验<sup>[13]</sup>数据进行了验证;胸部模型采用王方<sup>[14,15]</sup>等 人建立、验证的与头颈基础模型匹配的胸部有限元模型的胸腔骨骼部分,作为颈部肌肉下端连接与固定的基础, 该模型按照若干实验数据<sup>[16-19]</sup>进行了模拟验证。除去以梁单元模拟的肌肉之后,基础模型如图1所示。



Figure 1. HBM-Head-Neck FE Model 图1. HBM头颈基础有限元模型

#### 2.2 颈部肌肉建模

颈部主要肌肉的几何模型是基于志愿者颈部的 MRI 影像资料建立的,并利用克里格插值方法将该几何模型 匹配至已有的头颈基础模型上,然后建立了相应的颈部肌肉有限元模型。

根据解剖学等效原则,志愿者颈部所有肌肉被划分为以下 12 对分别进行重建:舌骨下肌群、颈前肌、肩 胛提肌、头最长肌、颈最长肌、小棱形肌、胸锁乳突肌、横突棘肌、头半棘肌、头夹肌、斜角肌以及斜方肌。 其中,斜方肌仅重建了 T5 到颅底的部分:多裂肌、回旋肌、颈半棘肌整体重建为横突棘肌;前、中、后斜角 肌整体重建为斜角肌;颈长肌和头长肌共同重建为颈前肌。头直肌和头斜肌由于尺寸较小,形状简单,并没有 重建,而是直接以一维梁单元模拟。

在建模过程中,首先使用 8 节点和 6 节点的实体单元来描述颈部肌肉的肌腹部分。然后采用梁单元代替肌 腱部分以简化连接并且肌腹实体单元两端覆有壳单元以分散载荷。此外肌肉网格外表面还覆有一层壳单元用于

基金项目:国家自然科学基金项目(51205117);湖南省科技计划项目(2014SK3213)

INFATS Conference in Chongqing, November 13-14, 2014

定义接触。如图 2 所示,在肌肉的实体单元内部分布有串联的梁单元以模拟肌肉的主动响应,两者以共节点方 式连接。



Figure 2. Neck-muscles element: a combination of viscoelastic solid elements and spring Hill elements attached at coincident nodes 图 2. 实体单元肌肉组织以及内附的梁单元

#### 2.3 材料参数

本构关系

在头颈模型中,颈部肌肉的被动响应由实体单元构造,采用 Ogden 超弹性橡胶模型进行模拟,模型的材料参数是在 Matlab 软件中基于最小二乘法对 Myers 测定的工程应力曲线拟合获得,确定的模型参数如表 1 所示。

# Table 1. The Ogden constitutive model 表 1. Ogden 本构模型参数 密度/(kg/m³) 泊松比 弹性响应 µ;(Mpa)=0.01148 G;(Mpa)

粘性响应



Figure 3. Curve: length and velocity of Hill element 图 3. Hill 模型的长度曲线与速度曲线

颈部肌肉的主动响应采用 LS-DYNA 中的 Hill 本构模型 MAT\_156 实现,模型中所用长度曲线与速度曲线如 图 3 所示,其中 Csh 为长度曲线的形状参数,针对 Myers 实验数据拟合而得 Csh 为 0.45<sup>[20-21]</sup>。

由于不同肌肉之间长度与 PCSA 等几何特征并不相同,因此最大等长收缩力 F<sub>max</sub> 与最大收缩速度 V<sub>max</sub> 需要 针对各肌肉分别定义。F<sub>max</sub> 与 V<sub>max</sub> 分别由公式(1)与(2)定义:

$$F_{max} = \sigma_{max} \cdot PCSA \tag{1}$$
$$V_{max} = 10 l_{opt} \tag{2}$$

其中σ<sub>max</sub> 是最大等长收缩应力, PCSA 是肌肉的等效生理横截面积, l<sub>opt</sub> 是肌肉产生最大等长收缩力的长度。相关研究中,σ<sub>max</sub>的平均估计值在 0.2~1Mpa 之间,本文采用 Winters 与 Stark 建议的 0.5Mpa<sup>[22-23]</sup>。l<sub>opt</sub>在 不同研究中取值在 0.9~1.4 之间,文中采用 Zajac 建议的 1.05<sup>[24]</sup>。公式(1)中 PCSA 使用的是头颈模型中各肌肉的 实测值。公式(2)则是 Zajac 对骨骼肌所对应的 V<sub>max</sub> 的一个平均估计。同时,单个肌肉中主动响应是由多个相互

并联的 Hill 梁单元串联实现的,所以公式(1)确定的 F<sub>max</sub> 应该平均分配至每个 Hill 梁单元串上,头颈有限元模型 中各肌肉的 F<sub>max</sub> 由表 2 给出。

	PCSA(mm <sup>2</sup> )	<i>F</i> (N)	Hill 单元个数	V(m/s)	<i>F</i> /M(N)
AF 1 1 1 1 1 1 1	100/1(1111)	$I \max(1\mathbf{V})$	加中九十数	, max(110.5)	$I max^{\prime} WI(IV)$
舌骨下肌群	133.6	66.8	6	0.99	11.1
颈前肌	184.9	92.4	4	1.68	23.1
肩胛提肌	308.8	154.4	8	1.27	19.3
头最长肌	73.9	36.9	4	0.98	9.2
颈最长肌	63.4	31.7	1	1.76	31.7
胸锁乳突肌	558.4	279.2	10	1.71	27.9
横突棘肌	1281.1	640.5	6	0.95	106.8
头半棘肌	246.9	123.4	10	0.94	12.3
头夹肌	252.0	126.0	8	1.23	15.8
斜角肌	281.0	140.5	16	1.10	8.8
斜方肌	1236.5	618.3	40	1.62	15.5

Table 2. The cervical muscles;number of Hill element in serial and peak isometric force F<sub>max</sub> 表 2 颈部肌肉模型中 Hill 梁单元串个数以及最大收缩力 F<sub>max</sub>

肌肉模型两端的肌腱部分以杨氏模量 1.2Gpa, 泊松比为 0.3 的线弹性材料模型进行模拟<sup>[25]</sup>。

匹配完成的颈部肌肉网格模型参考相关解剖学文献,以并联的梁单元连接到头颈基础模型的相关位置上。 由于基础模型中没有舌骨结构,舌骨下肌群上端肌腱的末端刚性连接至 C3 椎体上。同时,模型中没有肌膜、 筋膜等包裹肌肉的致密结蹄组织,因而以刚度较低的弹性梁单元连接肌肉与颈椎以稳定肌肉在冲击环境中的位 置,完整的头颈有限元模型如图4所示。



#### 2.4 载荷及边界条件

模型使用 Ewing 等人<sup>[12]</sup>给出的实验数据进行了验证,该实验是 Ewing 等人于 1978 年在美国海军生物力学 实验室进行的,强度为 15g 的前碰撞志愿者实验。实验记录了碰撞过程中头部相对于 T1 胸椎的动力学响应参数。图 5 所示为碰撞过程中记录的 T1 水平加速度曲线以及转动曲线。

在仿真模拟时将头部与胸部按照动力学等效的原则转换为刚体,对颈部肌肉的主动收缩单元定义适当的激

INFATS Conference in Chongqing, November 13-14, 2014

活曲线并按照满足动力学响应的原则进行调整。将 T1 胸椎的水平加速度曲线与角位移曲线作为输入载荷条件 施加于 T1 椎体最前最上端点。头颈模型定义在常规重力场中。约束胸部除水平方向平动以及矢状面内转动以 外的所有自由度。其他所有结构为自由边界条件,定义肌肉之间、肌肉与骨骼之间、骨骼相互之间的接触作 用。仿真时间历程 250ms。



Figure 5. Kinematics of Ewing's frontal-impact experiments 图 5 前碰撞验证运动输入曲线

#### 3 结果

图 6 为前碰撞验证仿真时头颈部的运动响应过程。



Figure 6. Movement of head-neck during frontal impact 图 6 前碰撞验证仿真中头颈运动响应

观察仿真动画可知,0至60ms之间整个模型几乎处于静平衡状态,从60ms时刻开始T1产生明显的水平运动,并带动C2~C7颈椎以及肌肉下端向后移动,头部由于惯性作用直到75ms都几乎没有运动,因而C2~C7颈椎发生了相对于C1及头部枕髁的向后转动。75ms至100ms之间,T1加速向后运动,并逐渐产生了明显的转动,头部在颈椎以及肌肉的牵引下加速向下并向后运动,但其转动并不明显。此时颈椎呈S形状,上端椎体略微伸展转动,下端椎体产生较明显的弯曲转动。100ms至120ms期间头部加速发生转动。颈椎的S形状运动逐渐转变为全段的弯曲转动。120ms之后头部继续向下转动,直到175ms运动到其最大转动角度,此时在重力与肌肉收缩力作用下,颈椎处于压缩-弯曲-剪切的复合载荷状态中。175ms至250ms期间头颈在肌肉的拉伸作用下逐渐回弹,并在250ms时基本恢复正常坐姿时头颈的姿态。









90 80 70 60 转动角度/ 50 40 30 20 10 0 50 200 100 150 时间/ms 响应诵道 仿真曲线 基础模型

(b) 颈部相对转动曲线



(d) 头部质心水平加速度曲线



Figure 7. The validation curve of front impact 图 7 前碰撞动力学响应验证曲线

验证曲线如图 7 所示,图中分别补充了头颈基础模型<sup>[9]</sup>以及 Panzer<sup>[26]</sup>建立的以离散单元描述肌肉主动响应 的头颈模型在相同载荷条件下的动力学参数曲线。

图 7(a)中头部转动角度曲线的趋势与响应通道一致程度较高,转角峰值以及峰值时刻也准确对应。(b)颈部转动角度曲线在 150ms 之前与响应通道符合程度较好,而峰值相对较低,峰值时刻为 155ms,较志愿者响应提前了 15ms,过早的回弹导致颈部转动在回弹过程中低于响应通道的范围。(c)头部角加速度曲线与志愿者响应的符合程度较好,基本落在响应通道内。第一个波峰出现的时刻与响应通道重合较好,峰值高出通道峰值 273rad/s2,约 12%。95ms 至 120ms 之间头部角加速度下降较快,略微超出了通道范围。(d)头部质心水平加速度曲线并没有准确的预测志愿者响者响应中98ms时刻的第一个峰值,而是在该时刻前后(94ms与110ms)分别得

到了两个加速度波峰。(e)头部质心竖直加速度曲线的前两个波峰皆高出响应通道约 5G,同时第二个波峰到达时刻相对于志愿者提前了 10ms。(f)给出了志愿者头颈转动的相对关系,从图中可以观察到在颈部转动达到峰 值之前,模型头颈转动的相对关系与志愿者响应通道符合程度较高。模型准确预测了志愿者实验中所观察到的 头部运动滞后的特征以及头部转动锁止效应。

#### 4 讨论

本文的目的在于建立一个基于人体解剖学结构的颈部肌肉有限元模型,并与头颈基础模型进行匹配,在 15G 前碰撞环境中对头颈模型的有效性进行了验证,结果表明建立的头颈模型在前碰撞环境中的动力学响应与 志愿者一致。

建立的头颈模型与 Panzer<sup>[26]</sup>模型一致程度较高,如图 7 所示,头部质心水平加速度曲线、头部质心竖直加速度曲线以及头部角加速度曲线的趋势与 Panzer 模型基本一致,仅在部分区域存在微小的差异,而且头部角加速度曲线的整体趋势比 Panzer 模型的还要好。相较于杨济匡等人<sup>[9]</sup>建立的头颈基础模型,本文建立的头颈模型 扩大了验证参数集合,提高了头颈模型的生物逼真度。如图 7 所示,头颈基础模型的验证曲线都出现了较明显的波动,与响应通道的一致程度较差,而且还存在过度回弹的现象,得到不真实的运动响应。以上缺陷限制了头颈基础模型的研究应用范围,使其有效性仅局限于前 150ms 之内。本文建立的头颈模型在一定程度上避免了头颈基础模型的缺陷,在整个前碰撞过程中与志愿者响应的一致程度较好,不存在大幅的振动。与 Hedenstierna 的头颈部有限元模型<sup>[8]</sup>相比,其肌肉模型更加的细化和规整,通过实体单元来模拟颈部韧带并建立 了气管的有限元模型。此外,该头颈模型建立了相应的舌骨结构,使得模型更加的精细,生物逼真度更高,这 也是我们下一步要开展的工作。

通过与头颈基础模型以及 Panzer 的研究对比可知,建立的头颈模型的有效性相对于头颈基础模型有较大的 改善,达到同类研究的基本水平。然而出于模型结构以及参数等因素,模型的生物逼真度仍存在一定的局限 性。模型与志愿者响应的主要差异在于头部质心水平加速度曲线的双波峰,头部质心竖直加速度曲线第二个波 峰的提前与幅值偏高,以及颈部转动峰值时刻的提前与幅值的偏低三个方面。前两个差异可能是由椎间盘模拟 的简化、颈部结构间的空隙与软组织预张紧力的缺乏等因素引起的,第三个差异表明颈部转动的频率偏高,刚 度偏大。经观察,额外的刚度可能是由颈部肌肉引入的。调试激活曲线的过程中发现,增加颈部肌肉力中主动 部分的比例有利于延迟转动峰值时刻。所以颈部转动曲线的结果表明模型中肌肉被动响应的比例偏高。所有的 颈部肌肉都参照 Myers<sup>[17-18]</sup>测定的兔子 TA 的被动力学性能定义参数可能不合适,需要更多地参照相关研究对颈 部肌肉的被动响应进行适当的调整。

前碰撞验证仿真表明肌肉的主动响应对头颈动力学过程存在显著的影响。由于缺乏 15G 前碰撞过程中志愿 者颈部肌肉活动的数据,本验证过程中采用的激活曲线是按照满足动力学响应要求的原则调整获得的,即基于 建立的模型根据动力学响应对激活曲线进行反推。所以本验证仿真中肌肉的主动响应并不能准确地反映志愿者 的真实响应,仅仅是一个粗略的估计。为了提高模型的生物逼真度并加深对人体在碰撞环境中真实响应的理 解,应该针对肌肉的活动特征开展相关研究。

总的来说,建立的头颈有限元模型在前碰撞条件下具有较高的生物逼真度,能够满足头颈动力学响应与损 伤分析研究的需求。

### 参考文献(References)

- Pontius U R, Liu Y K. Neuromuscular cervical spine model for whiplash. In: Proc of Offshore Technology Conference. 1976 (SAE Spec Pub SP-412).
- [2] De Jager M K J. Mathematical head-neck models for acceleration impacts. Eindhoven Technische Universiteit Eindhoven 1996.
- [3] Wittek A. Mathematical modeling of the muscle effects on the human body responses under transient loads example of the head-neck complex: [Dissertation]. Chalmers University of Technology, 2000.
- [4] Vander Horst M J. Human head neck response in frontal, lateral and rear end impact loading: modeling and validation. Technische Universiteit

Eindhoven, 2002.

- [5] Frechede B, Bertholon N, Saillant G, et al. Finite element model of the human neck during Omni-directional impacts. Part II: relation between cervical curvature and risk of injury. Computer methods in Biomechanics and Biomedical engineering, 2006, 9(6): 379-386.
- [6] Meyer F, Bourdet N, Deck C, et al. Human Neck Finite Element Model Development and Validation against Original Experimental Data. Stapp car crash journal, 2004, 48: 177-206.
- [7] Ejima S, Ono K, Kaneoka K, et al. Development and validation of the human neck muscle model under impact loading. In: Proc of the 2005 International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impact, Held in Prague, Czech Republic, September 21-23 2005 IV-Biomechanics of Neck Injuries. 2005.
- [8] Spitzer W O. Scientific monograph of the Quebec task force on whiplash- associated disorders: redefining 'whiplash' and its management. Spine, 1995, 20: 1-73.
- [9] Xu Wei. Finite Element Modeling of Head-Neck Biomechanical Responses of Occupant in Vehicle Crashes. Master Thesis, Hunan University, 2004.

许伟. 汽车碰撞事故中乘员头颈部生物力学响应的有限元分析和研究[湖南大学硕士学位论文]. 长沙: 湖南大学, 2004.

- [10] Yang Jikuang and Yao Jianfeng. Development and Validation of a Human Neck FE Model in Impact Loading Condition. Journal of Hunan University (Natural Science), 2003, 30(4): 40-46.
- [11] Yang Jikuang, Xu Wei and Otte Dietmar. Brain Injury Biomechanics in Real World Vehicle Accident Using Mathematical Models. Chin J Mech Eng-En, 2008, 32 (4): 81-86.
- [12] Thunnissen J, Wismans J, Ewing C L, et al. Human volunteer head-neck response in frontal flexion: a new analysis. In: Proc of Stapp Car Crash Conference. Society of Automotive Engineers SAE, 1995, 39: 439-460.
- [13] DAVIDSSON J, DEUTSCHER C, HELL W, et al. Human volunteer kinematics in rear-end sled collisions [A]. International Research Council on the Biomechanics of Impact[C]. 1998.289-301.
- [14] Wang Fang, Yang Jikuang, Li Guibing. Finite Element Analysis on Human Thorax Responses under Quasi-static and Dynamic Loading [J]. Automotive Engineering, 2014, 36(2):189-194.

王方,杨济匡,李桂兵.准静态和动态载荷下的人体胸部响应有限元分析.汽车工程,2014,36(2):189-194.

[15] Wang Fang, Yang Jikuang, Li Guibing. Finite Element Analysis of Human Rib Fracture under Various Impact Loading Conditions, Chinese Journal of Theoretical and Applied Mechanics, 2014, 46(2): 300-307.

王方,杨济匡,李桂兵.多种冲击载荷条件下的人体肋骨骨折有限元分析,力学学报,2014,46(2):300-307.

- [16] Kemper Andrew R, McNally Craig, Kennedy Eric A, et al. Material Properties of Human Rib Cortical Bone from Dynamic Tension Coupon Testing [J]. 49th Stapp Car Crash Journal, 2005, 49:199-230.
- [17] Kallieris D, Schonpflug M, Yang J, et al. Injury Mechanisms Database [R]. Official Deliverable of HUMOS 2. Report No.3ESI-030901-E1-DB, 2004.
- [18] Li Zuoping, Kindig Matthew W, Kerrigan Jason R, et al. Rib Fractures Under Anterior-posterior Dynamic Loads: Experimental and Finite Element Study [J]. Journal of Biomechanics, 2010, 43(2): 228-324.
- [19] Patrick Lawrence M. Impact Force-Deflection of the Human Thorax [J]. 25th Stapp Car Crash Journal, 1981, 811014: 471-496.
- [20] Myers B S, Van Ee C A, Camacho D L, et al. On the structural and material properties of mammalian skeletal muscle and its relevance to human cervical impact dynamics. In: Proc of Stapp Car Crash Conference. Society of Automotive Engineers SAE, 1995, 39: 203-214.
- [21] Myers B S, Woolley C T, Slotter T L, et al. The influence of strain rate on the passive and stimulated engineering stress--large strain behavior of the rabbit tibialis anterior muscle. Journal of biomechanical engineering, 1998, 120(1): 126-132.
- [22] Winters J M, Stark L. Analysis of fundamental human movement patterns through the use of in-depth antagonistic muscle models. Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, 1985 (10): 826-839.
- [23] Winters J M, Stark L. Estimated mechanical properties of synergistic muscles involved in movements of a variety of human joints. Journal of biomechanics, 1988, 21(12): 1027-1041.
- [24] Zajac F E. Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. Critical Reviews in Biomedical Engineering, 1988, 17(4): 359-411.
- [25] Maganaris C N, Paul J P. In vivo human tendon mechanical properties. The Journal of Physiology, 1999, 521(1): 307-313.
- [26] Panzer M. Numerical modeling of the human cervical spine in frontal impact. 2006.