

人体冲击响应的物质点法数值模拟技术研究

(申请清华大学工学博士学位论文)

培 养 单 位 : 航天航空学院

学 科 : 航空宇航科学与技术

研 究 生 : 周 双 珍

指 导 教 师 : 张 雄 教 授

二〇一二年十月

Numerical Modeling of Response of Human Body to Impact Loading Using the Material Point Method

Dissertation Submitted to

Tsinghua University

in partial fulfillment of the requirement

for the degree of

Doctor of Philosophy

in

Aeronautical and Astronautical Science and

Technology

by

Zhou Shuangzhen

Dissertation Supervisor : Professor Zhang Xiong

October, 2012

关于学位论文使用授权的说明

本人完全了解清华大学有关保留、使用学位论文的规定，即：

清华大学拥有在著作权法规定范围内学位论文的使用权，其中包括：（1）已获学位的研究生必须按学校规定提交学位论文，学校可以采用影印、缩印或其他复制手段保存研究生上交的学位论文；

（2）为教学和科研目的，学校可以将公开的学位论文作为资料在图书馆、资料室等场所供校内师生阅读，或在校园网上供校内师生浏览部分内容；（3）根据《中华人民共和国学位条例暂行实施办法》，向国家图书馆报送可以公开的学位论文。

本人保证遵守上述规定。

（保密的论文在解密后应遵守此规定）

作者签名：_____

导师签名：_____

日 期：_____

日 期：_____

摘 要

人体冲击响应问题的研究，在国民经济和生命科学技术领域有着广泛而重要的应用，数值模拟是研究此类问题的有效方法。由于人体冲击响应问题涉及肌体的大变形和损伤，并且人体几何形状复杂，给传统的有限元法带来了巨大挑战。物质点法结合了拉格朗日法和欧拉法的优点，避免了拉格朗日有限元法中的单元畸变问题，采用质点和背景网格双重离散，可以有效模拟碰撞问题和高能炸药爆炸问题，包括大变形及多相问题。本文主要针对有限元方法在研究涉及大变形和构建人体几何模型方面的局限性，基于物质点法研究人体冲击响应的数值模拟技术。

构建真实的人体几何模型是研究人体在冲击载荷下动态响应的基础，而人体解剖结构非常复杂，并且组织曲面不规则，具有任意性，设计真实的人体几何结构模型非常困难。针对目前还没有基于真实人体几何模型构建的三维物质点模型，本文提出了基于人体CT扫描图片构建三维物质点模型的方法，以构建人体骨骼三维物质点模型为例介绍了该方法，并成功构建了人体骨骼系统、头部肌肉和脑组织的三维物质点模型。

针对人体冲击问题中人体头部损伤的发病率高且致残、致死率高这一突出问题，将粘弹性材料本构模型引入物质点法，定义了材料失效处理方式，用于脑组织的损伤模拟，并在物质点法中定义了弹性材料的失效处理方式，用于头部肌肉、头骨及膜层的损伤失效模拟，实现了基于物质点法的人体头部碰撞问题的数值模拟。研究了头部肌肉及边界条件对头部碰撞响应的影响，分析了头部损伤机制。研究成果可为临床诊断提供参考。

针对人体冲击问题中载人航天飞行器由高空返回地面时产生的着陆冲击载荷对人体存在安全隐患及人体长期在太空生活骨密度丢失后的冲击响应问题，构建了不同着陆角度及不同骨密度的人体脊椎着陆冲击模型，用数值模拟的方法研究了人体纵轴与冲击方向的夹角改变时受到加速度冲击载荷下的动态响应及人体骨密度降低后受到加速度冲击载荷下的动态响应，并分析了最佳的着陆角度、应该重点防护的部位及人体骨密度降低后应注意的事项。研究成果可为着陆冲击的防护和控制设计提供指导。

关键词：物质点法；头部碰撞；着陆冲击；数值模拟；动态响应

Abstract

The response of human body to impact loading have broad and important applications in the national economy and life science technology, and numerical simulation is an effective approach for such problems. This kind of problems involve large deformation, body injury, and complex geometry, so they are tremendous challenge for traditional finite element method (FEM). The material point method (MPM) combines the advantages of the Lagrangian method and Eulerian method, and eliminates the difficulties associated with element distortion completely. The MPM discretizes the material domain by a set of Lagrangian particles and calculate the momentum equation and spatial time derivatives by the background grid, so it is well suited to simulate collision and high-energy explosive problems, including large deformation and multiphase problem. In this thesis, in order to eliminate the difficulties associated with large deformation and complex geometry of the human body in FEM, we study the numerical simulation technology of human body response to impact loading based on MPM.

Building a real geometric model of the human body is essential to numerical simulation of the response of human body to impact loading. While the geometry of the human body is very complex and the surface of the tissue is irregular and arbitrary, it is very difficult to generate a real geometric model of the human body by CAD technology. We propose a method to construct the three dimensional material point model of human body from computer tomography images, and the method is illustrated by taking the constructing process of the three dimensional material point model of the human body's bone as an example. The three dimensional material point model of bone, muscle of the head, brain are constructed successfully with the method.

On account of the high incidence of the human head injury, disability and high mortality rate due to impact loading, the viscoelastic material model and failure model incorporated into our 3D explicit MPM code, MPM3D. The viscoelastic material model is used to simulate the brain injury, and the failure of the elastic material is used to simulate the injury of muscle, skull and membrane of the human head. The response of head to impact loading is numerically investigated with MPM, and the effects of muscle and boundary conditions of head models on response of head to impact loadind are studied. The results of the study can provide a reference for clinical diagnosis.

To take account the security risk to human health when the human body under landing impact which produced by manned spacecraft returned from the high ground and especially when the human body's bone mineral density loss after long live in space, the different landing angles and bone density of human spine landing impact models are constructed. The dynamic response of human spine at different landing angles and with different bone density are numeriacally simulated with MPM respectively. With the numerical simulation result, we give the best landing angle and the parts which should be taken more protection , and point out the matters needing attention after bone density decrease. The results of the study can provide guidance for the security and control of landing impact design.

Key words: material point method; human head impact; landing impact; numerical simulation; dynamic response

目 录

第 1 章 引言	1
1.1 研究背景、方法和意义	1
1.1.1 研究背景	1
1.1.2 研究方法	2
1.1.3 研究的意义	3
1.2 人体冲击响应的物质点法数值模拟技术研究现状	4
1.2.1 数字化可视人研究现状	5
1.2.2 数字化物理人的研究现状	6
1.2.3 物质点法的研究现状	11
1.3 本文主要内容	15
第 2 章 物质点法基本理论	17
2.1 物质点法控制方程和离散	17
2.1.1 控制方程	17
2.1.2 离散方程	20
2.2 时间积分	23
2.3 求解格式	24
2.4 人工体积粘性	27
2.5 应力更新、材料模型和状态方程	28
2.5.1 应力更新	28
2.5.2 材料模型	30
2.5.3 Mie-Grüneisen 状态方程	32
2.5.4 材料损伤及质点失效	33
2.6 物质点法用于人体冲击问题的改进及验证	34
2.6.1 体加速度的获取	34
2.6.2 粘弹性材料模型的验证	35
2.6.3 模型以不同尺度离散计算验证	38
2.7 小结	42

第 3 章 医用CT影片分析及人体三维物质点模型的构建	43
3.1 医用CT成像原理及DICOM医学图像格式.....	43
3.1.1 CT技术发展概述及成像原理.....	43
3.1.2 CT图像特点	44
3.1.3 DICOM医学图像文件格式	45
3.2 人体CT扫描图像处理.....	47
3.2.1 图像分割.....	47
3.2.2 图像特征提取	54
3.3 人体三维物质点模型的构建	55
3.3.1 人体骨骼的几何模型	55
3.3.2 人体骨骼系统的三维物质点模型	57
3.4 小结	58
第 4 章 基于物质点法模拟人体头部碰撞响应	60
4.1 人体头部碰撞问题	60
4.2 人体头部三维物质点模型	61
4.3 人体头部碰撞响应数值模拟	63
4.3.1 三种头部模型的碰撞响应数值模拟	63
4.3.2 头部加速伤损伤数值模拟	66
4.3.3 头部减速伤损伤数值模拟	69
4.3.4 头部碰撞损伤的比较分析	74
4.4 小结	78
第 5 章 人体脊柱着陆冲击响应的物质点法数值模拟	80
5.1 人体着陆冲击问题	80
5.2 人体脊柱着陆冲击模型.....	81
5.3 不同着陆体位角下人体脊柱的着陆冲击响应.....	83
5.3.1 人体各部位的加速度响应	84
5.3.2 分析对抗着陆冲击的最佳着陆体位角	87
5.4 不同骨密度下人体脊柱着陆冲击响应	90
5.4.1 不同骨密度的人体脊柱着陆冲击模型	90
5.4.2 不同骨密度的人体脊柱着陆冲击响应模拟结果	91
5.4.3 不同骨密度的人体脊柱着陆冲击响应结果分析	93
5.5 小结	94

第 6 章 全文总结	95
6.1 研究成果	95
6.2 需进一步开展的工作	96
参考文献	97
致 谢	107
声 明	108
个人简历、在学期间发表的学术论文与研究成果	109

主要符号对照表

MPM	物质点法 (Material Point Method)
FEM	有限元法 (Finite Element Method)
ρ	密度
K	体积模量
G	剪切模量
E	弹性模量
μ	泊松比
σ_{ij}	柯西应力张量
s_{ij}	偏应力张量
ε_{ij}	柯西应变张量
e	比内能
p	压力
D_{ij}	变形率张量
ω_{ij}	旋率张量
Δt	时间步长
ε^p	塑性应变
CT	计算机断层扫描摄像 (Computer Tomography)
DICOM	医学信息通信和数据格式的国际标准 (Digital Imaging and Communications in Medicine)
G	重力加速度 9.81m/s^2

第1章 引言

1.1 研究背景、方法和意义

1.1.1 研究背景

人体在受到直接或间接撞击、着陆冲击、钝碰撞、爆炸波等冲击载荷的作用下肌体会产生变形,如果变形量超过了人体组织所能承受的极限,人体的组织结构和生理功能将受到损害,即人体组织中出现了损伤或创伤。在冲击动力学问题中,通常根据冲击速度的不同将冲击分为低速、中速和高速三种,冲击速度低于500m/s的称为低速冲击,冲击速度高于2000m/s的称为超高速冲击,而冲击速度处于500m/s-2000m/s之间的则为中速冲击^[1]。对于低速冲击,介质的变形量不大,主要以时效现象为主。对于中速冲击,介质发生有限的弹塑性变形,时效、热与机械功的耦合现象比较明显,需要考虑体积可压缩性。对于超高速冲击,体积变形和热的耦合特征为主要的考虑因素,与材料强度有关的诸属性则退居其次,介质变形可按可压缩流体处理,其变形行为可使用各种高压状态方程来描述。人体受到的冲击载荷主要包括机械碰撞载荷、爆炸载荷及其他强动载荷等,它们的强度一般至少都足以引起人体的皮肤破损,载荷持续的时间从纳秒、毫秒至秒的量级。在冲击载荷作用下人体有多种损伤破坏形式,如局部肿胀、皮肤破损流血、骨骼断裂、局部充血、内组织破坏等等。冲击载荷下人体动态响应问题涉及到材料和结构的非线性、大变形、材料的损伤破坏、非线性波传播、摩擦、多相介质和高应变率效应等一系列复杂的物理过程。

冲击载荷下人体动态响应的研究,在国民经济和生命科学技术领域有着广泛而重要的应用。现代社会,随着生活节奏的加快,交通工具的增多,经常会出现头部损伤病例^[2],研究头部在外载荷下的动态响应,推断颅骨断裂、硬膜下血肿及脑组织的撞击损伤的产生机理,并提出相应的防护措施(如汽车内部结构的安全设计,气囊以及安全带的安全性能设计,安全头盔的设计等等),可以有效减少头部损伤的出现率,降低因头部损伤带来的死亡率和致残率,并提高伤后治愈率。在航天领域,航天员在飞船起飞和降落的过程中都会受到冲击载荷,需要研究冲击载荷对人体的影响,以便准确评估飞船起飞和降落速度及加速度是否适合载人飞行。尤其是,在长期空间生活后,人体的骨骼材料属性有一定变化,在返回地面时,考虑着陆冲击对人体脊椎的影响,对整个飞行任务

的圆满完成有非常重要的意义。在航空领域,飞行员在飞机应急着陆时会受到强烈的冲击载荷,有效可靠的人体冲击响应数据能够给飞机载运工程领域的科研工作者们提供可参考的设计参数,使其在设计过程中优化飞行中的安全保护措施,对人体实施有效保护从而减少人体损伤^[3]。在电梯下坠、矿井墩罐等事故中^[4],人体常常以站立的姿态随着失控的容器急速下坠,这时人体会承受巨大的墩撞冲击载荷,掌握这些冲击条件下人体的响应对于预防人体损伤有积极的作用。在国防领域,需要研究子弹、爆炸波等对人体造成损伤的基本规律和作用原理^[5-7],以便有效的指导装甲防护方式的设计,对人体进行有效防护。

人体冲击响应问题有着复杂性和特殊性。冲击载荷下人体的响应问题中,由于人体几何结构的特殊性,除了要考虑结构动力学的惯性效应、材料界面、冲击波效应、应变率效应、材料与破坏模式等复杂的冲击动力学问题外,还需要考虑人体几何模型的构建,建立合理的人体力学模型至关重要。人体冲击响应问题的数值模拟技术研究借助医学CT图像构建几何模型,以连续介质力学、数值计算方法、冲击波理论、材料动态本构模型和状态方程等为理论基础可进行各种人体冲击响应问题的研究。

1.1.2 研究方法

对人体冲击响应问题的研究有实验研究、理论研究和数值模拟三种研究方法。

(1) 实验研究

早在1939年,Lissmer工程师和Gurdjian医生合作开展了冲击生物力学的实验研究^[8]。实验研究是了解冲击载荷下人体动态响应过程中的物理现象,认识其中规律,开展基础研究以及工程应用研究的基本研究手段。然而,因为人的特殊性,将人作为研究对象,进行实验研究,有很大的局限性,尤其是进行冲击载荷下的实验研究,这种会对人体造成危险损伤的实验从人类道德伦理上来说不适宜将人作为实验对象,实验研究多以物理模型^[9,10]、动物^[11-15]、假人^[16,17]或尸体^[18,19]作为研究对象。物理模型成本一般较低,在实验过程中可以观察到结构受冲击载荷时的物理现象,但是物理模型在生物逼真度、材料参数及材料模型的选用等方面具有一定的局限性,而且利用物理模型进行实验不能观察到真实生物体的生理病理上的变化。动物实验可以观察到肌体结构组织承受冲击载荷时引起的生理病理学上的变化和组织破坏,但是,从动物实验所得到的数据不足以推出人体响应的数据。假人和尸体模型实验能在一定程度上说明人体的冲击响应趋势,但是,尸体模型一般是单个样本不能代表全部样本且不可重复

实验，尸体实验同样不能观测到肌体受到载荷时引起的生理病理学上的变化，而假人实验在一定程度上与真人存在差异^[16]，因此，也有一定程度的局限性。

（2）理论研究

理论研究有经验方法和解析方法两种。其中经验方法是在大量实验数据的基础上，把特征物理量的无量纲量联系起来，建立经验公式。如Carter等人^[20,21]推导出弹性模量与表观密度的3次方及应变率的0.06次方成正比；Rho等人^[22]通过大量人体骨骼样本数据拟合了不同骨骼的弹性模量与骨骼密度及CT值的对应关系式，这些理论公式对各自研究的样本是合理的，由于人体本身的复杂性和多样性，目前还没有统一的理论公式可以完全适用于各个研究对象，但是，这些经验公式也给研究者们提供了参考，为后续研究提供帮助。对于解析方法，需要考虑假设和近似，难以分析复杂问题，还没见有文献报道用于人体冲击动力学问题的解析方法。

（3）数值模拟

数值模拟方法是将实际的物理模型转化为数学模型，使用数值方法重新构造和求解问题，并根据分析问题的需要用模拟的方法揭示问题的物理现象。

对人体冲击响应问题的数值模拟研究方法，根据所构建的模型类型主要有集中参数动力学模型方法^[23,24]、经典力学模型方法^[25,26]、有限元模型方法^[27,28]、物质点法^[29]以及自然单元法^[30,31]。

集中参数动力学模型将被求解的人体描述为弹簧-阻尼-质量等结构参数，其描述人体的参数与解剖及生理参数不具有等同性。经典力学模型方法是基于牛顿力学基础理论，构建人体的机械模型或人体的解剖模型进行数值模拟计算的方法。有限元模型方法是将求解域划分成有限个单元的形式，然后在单元的基础上构造插值函数，根据人体材料参数及材料的力学行为，分析人体在冲击载荷下的应力应变响应。物质点模型将求解域离散成质点的形式，质点携带所有物质信息，如速度、质量、应力、应变等，求解系统的运动和变形，可用于冲击、爆炸等大变形问题的数值模拟^[32,33]。自然单元法基于 α -shape构建模型，不仅可以适当确定边界也能自动提取区域外形而不需要象传统CAD那样需要明确的定义区域。在构造形函数的过程中继承了无网格法的思想，而插值方法与无网格法不同，其采用相邻节点插值^[34,35]。

1.1.3 研究的意义

随着计算机技术的不断发展，对冲击载荷下人体动态响应的研究方式主要依靠于数值模拟。数值模拟方法有其独特的优势，与理论方法相比它更适宜于

复杂问题的求解。数值模拟技术不需要对问题做太多假设，根据所求解的问题构建合理的数学模型，使用合适的算法即可在计算机上得出问题的解。与实验相比，数值模拟给出的解的信息更完整，因为对于冲击动力学问题，实验过程都是在极短时间内完成，实验测试记录往往只是记录某几个时刻及某几个部位的物理量信息，而数值模拟结果可以记录整个动态变形的过程及所有部位的物理量时程信息。另外，用数值模拟方法研究冲击载荷下人体动态响应不需要实验现场、实验对象，可节省大量的实验费用和实验时间，并且完全避免了实验给实验对象造成的伤害，以及实验中可能出现的危险。

目前，国内外学者利用数值模拟方法对冲击载荷下人体动态响应展开了多项研究，使用较多的有：集中参数动力学模型方法、经典力学模型方法、有限元模型方法。这些方法在用于研究冲击载荷下人体动态响应问题时都有各自的适用范围，都存在各自的局限性。拿有限元方法来说，构建理想的人体模型充满挑战，要构建真实的骨骼、肌肉和软组织有限元模型非常困难，需要做大量简化，模型的精度和结构有待进一步细化和完善。另外，有限元方法依赖于几何模型所离散的有限单元，所有的单元由节点连接，位移和力通过节点传递，如果物体变形或失效，网格需要重新划分。与有限元法不同的是，由Sulsky等人^[36]于1994年提出的物质点法（MPM）结合了拉格朗日法和欧拉法的优点，可以很好地模拟碰撞问题和高能炸药爆炸问题，包括大变形及多相问题。它具有两个基本特点，首先，物质点法采用物质点积分，质点被作为积分点；另外，物质点法的背景网格只在每个时间步内与物体固连，在时间步结束时丢弃已变形的网格并为下一时间步生成新的背景网格，因此，完全避免了有限元中拉格朗日法的单元畸变问题。

本研究的意义在于尝试基于物质点法研究人体冲击载荷下的动态响应，提高建模效率及模型的生物逼真度，并用物质点法进行仿真计算，解决因为网格畸变而使有限元法计算效率变低、结果精度降低等问题。为后续研究提供可参考的数值模拟研究方法，并通过仿真计算结果为工程实践提供指导。

1.2 人体冲击响应的物质点法数值模拟技术研究现状

冲击载荷下人体响应的数值模拟研究主要包括：数字化可视人、数字化物理人及数值模拟方法三个方面的研究。数字化可视人是从人体的几何形状方面定量的描述人体结构，是研究人体冲击响应问题的基础；数字化物理人是在数字化可视人的基础上，将人体组织的力学特性加入人体几何模型，借助于数值模拟方法研究人体的形变等物理特征；数值模拟方法则在算法方面为研究的问

题提供计算平台保障。

1.2.1 数字化可视人研究现状

真实的人体几何模型是人体冲击动态响应研究工作的基础。人体解剖结构非常复杂，并且组织曲面不规则，具有任意性，最高端的CAD软件也无法设计出真实的人体几何结构模型。目前主要通过数字化人获取人体几何结构模型，对数字化可视人的研究包括人体数据采集及三维重构等关键技术。

数字化虚拟人体研究材料的获取方法一般有CT、MRI断层数据和机械切削组织切片3种。要将复杂的人体数字化，首先要有人体结构数据库，对可视化人（VHP）的研究首先由美国国立图书馆（NLM）策划提出，并于1994年获得男性人体数据集、1995年获得女性人体数据集，此后国际上数字化人的应用开始蓬勃发展。国内外有许多基于断层数据的骨骼模型报道，大部分是使用美国的VHP数据集^[37]及韩国VKH数据集^[38]。2001年我国召开了主题为“中国数字化虚拟人体的科技问题”第174次香山科学会议，此次会议标志着我国的数字化人体工作的正式启动，此次会议后，我国相关专业领域的科学家在图形图像处理技术、网络技术与数据共享技术等医学、图像、计算机等相关领域进行了大量的研究工作，早在2002年即有报道称我国已成功研制出“数字化可视人”^[39]。至2004年初，已有7个人体整体数据集见诸报道。并开发出了多个局部高精度的骨骼模型，如手部和下颌骨^[40-42]。

有了人体结构数据库，还需要进行三维重构并显示。图像的三维重构是数字化人可视化的一个必不可少的研究环节。图像分割技术是图像三维重构的关键技术，图像分割的准确性对构建正确的三维人体器官组织至关重要。

国内多所大学对医学图像的分割及三维可视化技术做了较为系统的研究^[43-49]。在这些研究中各有特色，其中，高蕾娜^[43]基于VC和IDL软件平台在普通PC机上，完成了读取DICOM格式的医学CT图像、调节窗位/窗宽、修正空间域灰度、增强图像、分割图像及三维重构等工作，该研究中使用的面绘制算法不适用于对亮度变化小、形状不明显的软组织、血管等组织的三维显示。李博文^[44]在研究中基于MR图像的数字化脑图谱的设计，数据采集和预处理、提取、标记及三维表面重建等工作，提出了一个构建数字化脑图谱的方法。但是，该研究中人工完成了大部分提取操作，既费时费力又不能很好的保证精确性。黄云奇^[45]运用Microsoft Visual C++6.0和中科院自动化所的MITK算法平台开发了一套二维影像处理及三维重建系统(3DReConstruction)，该系统具有图像读入、预处理(过滤、增强、锐化等)、除噪、图像分割、提取及三维重构等功能，能较

好地完成二维图片处理及三维重构工作。但是,在图像分割、图像配准、虚拟切割等方面,该系统仍存在完善的空间。王树秀^[47]提出了一种基于区域生长和模糊连接度结合各向异性滤波和Canny算子边缘检测的医学图像分割方法,对医学图像进行了分割和提取。通过C++编程语言编程实现了基于MarchingCubes算法的三维面绘制及基于光线投射算法的体绘制,取得了较好的三维重建效果。结合VTK、ITK两个开源类库,设计并实现了一套具备图像分割、图像配准、图像三维可视化以及虚拟切割等常用功能的医学图像处理系统。

目前国内外有多款软件(如VOXEL-MAN 3D-Navigator、mimics、microview、USIS等)可进行人体二维图像数据的读取、图像分割、提取及三维重建和立体显示。VOXEL-MAN的最大特点是:视觉选择不受限制,可从内镜立体的观察组织和器官,可以模拟组织和器官的图像切割、融合和重组,允许对人体进行自由切割,也可模拟手术和穿刺。Mimics是Materialise公司的交互式的医学影像控制系统,即为Materialise's interactive medical image control system。它是模块化结构的软件,可以根据用户的不同需求搭配不同的模块。基础模块有图像导入、图像分割、图像可视化、三维重构等。输出格式包括:ASC II STL、Binay STL、DXF、VRML2.0、PointClouds。Microview软件,可通过二维图片构建三维视图并量化,输入输出文件格式包括:Dicom, Raw, Analyze, Vtk, HFH, MINC, JPEG, TIFF, BMP, PNG和Pixmap。USIS^[50]是浙江大学计算机科学与技术学院自主开发的新一代计算机辅助医疗通用外科手术集成系统,能直接读取DICOM3标准的CT/MRI图像,并可进行多种手术环境的模拟。系统包含三维分割与重建、虚拟解剖与测量、辅助模型设计工具及生物力学有限元网格划分器。

综上,目前对数字化可视人的研究较多,已经有可使用的技术,细节问题上可进一步完善。

1.2.2 数字化物理人的研究现状

数字化可视人的研究只能获得人体的几何形状结构。这个几何形状结构还不具有物理学性能。要用数值模拟的方法研究人体在冲击载荷下的动态响应,还需要将人体材料的物理学有关参数赋予到这个人体几何框架上,使其具有物理性能,然后将物理模型转化为数学模型,研究人体的受力、变形等物理特征。

人体是一个复杂的系统,包括骨骼、肌肉、软组织、血液、气体等等。

人体的骨骼起着支撑身体的作用,是人体运动系统的一部分。成人有206块

骨骼。骨骼与骨骼之间一般用关节和韧带连接起来。骨骼包括头骨、颈椎、锁骨、胸骨柄、肋骨、肋软骨、胸椎、腰椎、椎间盘、骶骨、尾骨、耻骨联合、髌骨、肩关节、肩胛骨、肱骨、肘关节、尺骨、桡骨、腕骨、掌骨、指骨、股骨、膝关节、髌骨、胫骨、腓骨、跟骨、跗骨、趾骨，等等。

软组织包括肌腱、韧带、血管、皮肤及关节软骨等。肌腱是肌肉与骨之间的纽带，用来保持骨架的稳定性，肌腱的牵引作用使得肌肉的收缩带动不同骨的运动；韧带是骨与骨之间的纽带，可以限制骨骼的相对运动。血管可以保护由软组织所构成的器官适应脉冲响应波。皮肤是最大的单一器官，它是身体的屏障，具有保护体内各组织和器官的作用。关节软骨是1-5毫米厚的结缔组织，用于分散关节的负载，并尽量减少关节的接触应力和摩擦，人体的软结缔组织是复合纤维增强复合材料结构，它们的力学行为受诸如胶原、弹性蛋白等成分的含量及排列结构的影响。

对人体骨骼方面的研究，国内外研究报道较多^[51-59]，文献[28,60,61]基于头部有限元模型研究了头部受撞击的动力学响应，头骨使用弹性材料模型。文献[62]通过使用包括C4-C5-C6颈椎3块椎骨、2个互连的椎间盘和前后韧带组成的颈椎单元三维有限元模型，研究了材料属性变化对颈椎响应的影响。椎骨、椎间盘及韧带的材料特性均认为是线性、均匀和各向同性，颈椎皮质骨的弹性模量取为8000MPa-16000MPa，松质骨的弹性模量为50MPa-200MPa，泊松比均为0.29，其结果表明颈椎不同组件材料特性的变化对颈椎响应的影响不同，相比于硬组织结构来说软组织结构的材料特性的变化对颈椎响应结果的影响更大。文献[63]构建了人体颈椎C3-C7段的有限元模型，椎骨采用弹性材料模型；文献[64]通过人体颈椎C5-C6的有限元模型，研究了钩接过程和卢施卡接头对下部颈椎的耦合运动的影响，椎骨采用弹性材料模型。文献[65]基于商业的人体胸腔几何数据划分模型网格，并在DYNA3D中添加新的材料模型模拟胸腔生物组织的力学行为。肋骨骨骼采用DYNA3D中19号材料模型，杨氏模量和极限强度均与率相关。胸腔肋骨包括松质骨和皮质骨，为了反映肋骨的结构组成，有必要使用细网格将松质骨和皮质骨分开，分别赋予材料特性。但是，要考虑整个胸腔肋骨，为了缓解计算压力使用粗网格，不再区分松质骨和皮质骨。松质骨的密度 $100 - 1300\text{kg/m}^3$ ；皮质骨的密度 $1300 - 1800\text{kg/m}^3$ 。在应变率为 0.1s^{-1} 时，皮质骨的杨氏模量24GPa，松质骨的杨氏模量0.24GPa，两者合在一起杨氏模量26GPa；皮质骨的屈服应力200MPa，松质骨的屈服应力2MPa，两者合在一起屈服应力110MPa；皮质骨在塑性区域内的模量为2.2GPa，松质骨在塑性区域内的模量为0.022GPa，两者合在一起在塑性区域内的模量为2GPa；皮质骨的极限

应力220MPa, 松质骨的极限应力2.2MPa, 两者合在一起极限应力125MPa。可以看出, 将松质骨和皮质骨合在一起考虑的材料特性参数不在其分别考虑的参数之间, 主要是因为两者合在一起时使用单点积分的积分点比单独考虑皮质骨时更接近截面的中心。胸腔椎骨采用圆柱形刚体模型, 椎间盘是通过旋转接头柔性连接, 转动刚度和阻尼基于文献[66]的测试数据获得。Rohlmann等人^[67]在比较生物机械对脊柱移植稳定化处理的影响时, 构建了三维非线性有限元模型模拟腰椎, 椎体骨骼的网格基于Smit^[68]的博士研究课题中创建的腰椎L4模型, 并采用弹性材料模型模拟腰椎, 椎体皮质骨弹性模量为5000MPa, 泊松比0.3; 椎体松质骨弹性模量为500MPa, 泊松比为0.2; 后部骨单元弹性模量为3500MPa, 泊松比0.25。Noailly等人^[69]使用腰椎L3-L5段三维非线性有限元模型分析腰椎段受机械载荷作用下的应力响应, 并采用弹性材料模型模拟腰椎骨骼, 分别给出椎体皮质骨xx、yy、zz方向的弹性模量为8000MPa、8000MPa、12000MPa, xy、yz、zx方向的泊松比分别为0.4、0.3、0.3; 分别给出椎体松质骨xx、yy、zz方向的弹性模量为140MPa、140MPa、250MPa, xy、yz、zx方向的泊松比分别为0.1、0.3、0.3; 后部骨单元弹性模量为3500MPa, 泊松比为0.25。谭军等人^[70]于1997年采用QCT扫描人体L1椎体, 在此基础上构建L1椎体的三维有限元模型, 各单元根据表观密度的不同而采用不同的弹性模量, 弹性模量最低0.01MPa, 最高25000MPa, 并应用三维有限元法分析人体的腰椎应力分布。文献[71-73]利用骨盆的有限元模型进行了研究, 骨骼采用各向同性的弹性材料, 皮质骨的弹性模量和泊松比分别为17GPa和0.3; 松质骨的弹性模量和泊松比分别为70MPa和0.2; 软骨的弹性模量和泊松比分别为2GPa和0.3。郑琦等人^[74]采用三维有限元方法对内固定装置固定髋髌关节骨折脱位的力学性能进行了分析, 髋骨、髌骨、终板、耻骨间盘均采用弹性材料模型, 材料属性参数引用前人文献中的参数。Wirtz等人^[75]对已知的用于有限元模拟的股骨近端的材料属性进行了评价, 研究分析了股骨的杨氏模量、压缩强度、拉伸强度、扭转强度、剪切模量、泊松比、粘弹性行为, 研究认为: 杨氏模量是密度的函数, 皮质骨的拉伸强度和扭转强度与密度无关, 拉伸强度150MPa, 扭转强度49MPa-68MPa, 松质骨的拉伸强度与表观密度成线性关系; 皮质骨的剪切模量2840MPa-4040MPa, 松质骨的剪切模量与表观密度有关, 当表观密度在 0.1g/cm^3 - 0.8g/cm^3 时, 剪切模量在8MPa-40MPa范围内; 皮质骨的泊松比在0.2-0.5范围内, 松质骨的泊松比在0.01-0.35范围内。文献[76]基于有限元模型使用Cowper-Symonds材料模型来实现应变率对骨骼动力学响应的影响, 研究了人体胫骨在高强度轴向力冲击下的力学响应, 失效准则使用最大应变和Von

Mises 应力。

Rho等人^[22]研究了人体骨骼密度与CT值关系，不同部位的骨骼密度与CT值的关系式均可表达为： $\rho = a * H + b$ 的形式，式中 ρ 为骨骼密度， a, b 为常数， H 为CT值。研究表明，皮质骨法向的或圆周方向的模量不能通过S-I方向的模量推测出来，而松质骨可以。Austman等人^[77]研究了骨骼弹性模量与密度的关系，在研究中用到了六种不同的密度-模量关系式^[75,78-81]，研究表明骨骼弹性模量与密度的关系式与所使用的样本相关。其中，Morgan等人^[82]和Carter与Hayes^[21]给出的密度-模量关系式与实验结果更接近，两者给出的关系式均为： $E = a\rho^\beta$ 的形式，式中 ρ 为骨骼密度， a, β 为常数， E 为材料的弹性模量。两者采用的 a, β 值不同，Morgan等人的方程式与低密度段的密质骨曲线吻合更好，而Carter和Hayes的方程与高密度段的密质骨曲线吻合更好。

在有限元研究骨组织时通常忽略骨髓，然而骨髓的存在会影响骨骼对高应变率载荷的响应。在Cattaneo等人^[83]的研究中把骨髓处理成弹性材料，密度 1000kg/m^3 ，弹性模量 200MPa ，泊松比 0.35 。

对于软组织方面的研究，文献^[84-87]对人体主要器官软组织的力学性能和生化数据做了研究，其研究的参数列于表1.1。

表 1.1 人体主要器官软组织的力学性能和生化数据

组织	极限拉伸强度 (MPa)	极限拉伸应变(%)	胶原含量(%)	弹性蛋白含量(%)
肌腱	50-100	10-15	75-85	<3
韧带	50-100	10-15	70-80	10-15
主动脉	0.3-0.8	50-100	25-35	40-50
皮肤	1-20	30-70	60-80	5-10
关节软骨	9-40	60-120	40-70	

Gilchrist等人^[60]采用二维平面应变头部有限元模型对头部前碰撞损伤进行了研究，二维脑组织有限元模型采用弹性材料模型，脑组织弹性模量 0.558MPa ，密度为 $1.04 \times 10^3\text{kg/m}^3$ ，泊松比 0.485 。WILLINGER等人^[88]用三维有限元头部模型（ULP）进行碰撞数值模拟研究并与尸体碰撞实验进行验证比对，三维脑组织有限元模型采用粘弹性材料模型，脑组织体积模量为 2190MPa ，剪切模量为 538kPa ，损耗模量为 168kPa ，损耗因子为 35s^{-1} ，密度为 $1.14 \times 10^3\text{kg/m}^3$ 。Charalambopoulos等人^[89]用数学的方法分析了人体头骨-脑组织系统的动力学特征，假设脑组织为线弹性各向同性材料，材料参数选用Hickling等人^[90]于1973年给出的参数，脑组织的体积模量为 2.102975GPa ，密度为 $1.007 \times 10^3\text{kg/m}^3$ ，弹性模量为 252.357MPa ，泊松比为 0.48 。Deng等人^[65]在

做人体胸腔三维有限元模型碰撞损伤研究时,对胸腔内的软组织,如心脏、肺及主要血管进行了建模,采用McCulloch等人^[91]于1991提出的应变能方程来模拟心肌,材料参数采用Guccione等人^[92]于1991年报道的材料常数。对肺的建模吸收了Fung等人^[93]和Vawter^[94]的研究成果,肺的弹性性能采用应变能方程建模并考虑了表面与空气的相互作用,整个肺的模型包括两项:应变能和表面能,材料参数采用文献[94]中列出的材料常数。大动脉和主要的静脉血管采用弹性材料模型,材料参数采用Abe等人^[95]主编的《活细胞、组织、器官的力学性能手册》中的参数,弹性模量为5MPa,泊松比为0.4。Guilkey等人^[96]用物质点法对血管以及周边组织进行多质点的大规模模拟,采用非耦合可压缩新胡克超弹性本构模型和应变能模拟胶原蛋白及血管的材料。文献[97]总结了各种生物软组织力学行为模型的特点,并最早提出一种非线性粘弹性模型,此模型能反映软组织在平面盘装置中受线性剪切谐波和受非线性恒定剪切率作用下的线性和非线性的粘弹性响应情况。文献[29]利用物质点法模拟了软组织的破坏,使用超弹性本构模型来表示各向异性的软组织,软组织看成是由纤维和基质组成的复合材料,使用Green-Lagrange最大剪应变来判断基质是否损伤,使用纤维应变来判断纤维是否损伤,当两者都满足损伤条件时,则表示软组织损伤。此研究缺少实验数据来验证失效准则,没有考虑邻近的血管损伤及肿胀等情况。

对于血液的研究,在文献[65]中Deng等人用弹性流体材料模型模拟心脏中的血液,杨氏模量为1.32MPa,泊松比为0.4999,体积模量为2200MPa,密度为 $1 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$ 。

综上,目前对人体骨骼的材料特性及材料参数方面的研究较多,而对软组织、肌肉、血管、血液等方面的研究较少,可以看出,文献中对于骨骼一般采用弹性材料模型,脑组织一般采用粘弹性材料本构,心肌和肺的材料则采用应变能方程建模,而血液则采用弹性流体材料模型。人体各组织的材料繁杂,所使用的材料模型和材料参数没有统一的标准,一般都根据研究的目的和研究问题的侧重点的不同选用不同的材料特性参数及材料本构模型。

现有的数值模拟研究多是基于有限元技术,研究的对象都是人体局部性的组织。基于医学图像数据,对数据进行处理并重建有限元模型,是一件繁琐复杂的事情,要耗费大量的时间^[98]。据统计,基于医学图像数据的前处理及建立有限元模型要占分析流程80%的时间^[99]。快速建立更为精确的人体三维有限元模型很有必要。对于人体冲击响应的数值模拟研究,有限元技术在构建人体复杂几何结构有限元模型及模拟大变形、肌体损伤等问题方面尚有一定的局限性,有必要摸索新的数值研究方法。

1.2.3 物质点法的研究现状

物质点法属于质点类无网格法，由Sulsky等人^[36]于上世纪九十年代中期提出，其思想可追溯到上世纪五十年代末由Las Alamos National实验室的Harlow及其工作组人员所提出的PIC（particle-in-cell）方法。PIC方法是为了求解复杂的流体力学问题而提出的，它采用一组拉格朗日质点离散材料区域，同时用欧拉背景网格计算相应的物理量。质点携带质量和位置信息可以方便地跟踪材料界面，欧拉背景网格信息与质点信息的交互通过插值函数来完成。由于PIC方法的独特优点，该方法得到了充分的发展和广泛的应用。但是，由于质点仅携带质量和位置信息，该方法具有较高的数值耗散。为此，Brackbill等人^[100,101]于上世纪八十年代末在PIC方法的基础上发展了FLIP（fluid implicit PIC）方法。在FLIP方法中，质点携带更多的物理量，如能量和动量等，而本构方程仍然在背景网格上进行计算，该方法可以减小数值耗散。

为了将FLIP应用于固体力学问题，Sulsky等人于上世纪九十年代中期对FLIP方法进行了以下三点改进，成为现在的物质点法（material point method, MPM）。

- （1）质点携带所有的物理量，且本构方程在质点上计算而非背景网格上，以方便处理与历史相关的物理量；
- （2）利用等效积分弱形式，重新推导动量方程的离散格式及求解格式；
- （3）采用显式时间积分。

MPM采用物质点离散物质区域，物质点携带物质的所有信息，包括位置、速度、应力应变状态、能量及其他的历史变量等等，这些物质点在欧拉背景网格内运动，背景网格可以固定布置也可以自由布置。物质点携带的物理量表征了物质区域的运动与变形状态，欧拉背景网格则用于计算空间导数并更新物质点信息，从而实现了相邻物质点之间的相互作用和联系。

利用MPM进行计算时，在每一个时间步中，首先将物质点与背景网格固连，通过背景网格形函数将物质点的物理信息映射到背景网格上；然后，在背景网格上求解动量方程的弱形式，并将计算结果映射回物质点上以更新质点的速度和位置，更新后的质点的物理量作为下一时刻物质点所携带的物理信息；最后将已经发生变形的背景网格丢弃。因此，MPM中物质点和网格结点一同变形，没有相对运动不需要处理对流项，也没有网格畸变的问题，它结合了拉格朗日法和欧拉法各自的优势，并避免了各自的缺点。Sulsky等人首次采用该方法计算了刚体的大转动和弹性体的碰撞问题，此后，MPM受到广泛关注，经过不断研究和发展，在接触、冲击、流固耦合等涉及材料破坏和大变形的问题中展

现了优势，得到了较多应用。下面从算法和应用两个方面来阐述MPM的研究现状。

MPM在算法方面进行了不断的研究和改进，主要有：抑制数值噪音、隐式物质点算法、质量阵形式、接触算法、物质点与其他算法耦合、并行算法及自适应算法。

（1）抑制数值噪音研究

Sulsky在最初提出MPM时，采用FEM的标准形函数作为背景网格形函数以实现背景网格与物质点之间的信息交互。由于FEM的标准形函数的导数在背景网格结点处不连续，使得物质点穿越背景网格单元边界时会产生数值噪音。对于这一问题，Bardenhagen等人^[102]采用彼得洛夫-伽辽金法对MPM进行推广，提出了广义插值物质点法(generalized interpolation material point method, GIMP)，建立了具有C1连续性的形函数，有效地减少了数值噪音。GIMP中，需要实时计算物质点的形状以判断其影响范围，物质点不仅影响其所在的背景网格单元的结点，还影响其相邻的单元结点，增加了计算量。为了避免实时计算物质点的形状，Wallstedt和Guilkey^[103]提出uGIMP方法，假定物质点的形状不变，通过其初始形状大小和现时位置判断其具体影响范围。Zhang和Ma^[104]于2011年提出了一种新的形函数导数计算方式，用来避免物质点穿越网格引起的噪音。该方法不需要实时计算物质点的形状，物质点仅影响其所在的单元结点。

（2）隐式物质点算法研究

最初的MPM方法中利用显示积分算法，为了计算结构动力学和准静态问题，Guilkey和Weiss^[105]于2003年提出了需要使用显式组装切线刚度矩阵的迭代方法，将有限元法中成熟的隐式积分算法引入到MPM中。Sulsky和Kaul^[106]于2004年又给出了MPM的隐式积分算法，对动量方程的求解采用迭代方法，不需显式组装切线刚度矩阵，节省了计算量。

（3）质量阵形式研究

在MPM中，需要建立背景网格单元的质量阵，既可采用集中质量阵，也可采用协调质量阵。Tan和Nairn^[107]以及Love和Sulsky^[108]的研究表明协调质量阵能够获得更好的能量守恒性，但在实际应用时，为了提高计算效率MPM中主要采用集中质量阵。

（4）接触算法研究

在MPM中，背景网格和物质点之间采用单值映射函数，自然地满足了物体间非穿透的条件。对于固定接触，MPM不需采取额外的处理；而对于滑移接触的问题，则需要考虑建立相应的接触算法。

York等人^[109]于1999年在利用MPM模拟薄膜问题时提出了一种接触算法：物体发生接触时按正常单值速度场计算，当物体发生分离时采用物体各自独立的速度场进行计算，该算法未考虑接触物体之间的摩擦作用。Bardenhagen等人^[110]于2000年借鉴FEM中接触算法的思想，建立了考虑摩擦的接触算法，模拟了物体间的接触、滑移和分离过程，并于2001年对接触判断条件进行了改进^[111]。Huang等人^[112]针对Bardenhagen等人^[110]接触算法中法向量计算不共线的问题于2011年提出了一种新的接触界面法向量计算方法，用于中低速冲击侵彻问题，解决了MPM中粘着接触导致的侵彻阻力过大的问题，保证了计算过程中动量守恒。Hu和Chen^[113]从多重背景网格的思路建立了MPM的接触算法。Ma等人^[114]在他们的研究基础上建立了局部多重背景网格接触算法，使内存的使用量降低、接触算法的效率提高，并增加了物体之间相邻最近点距离的计算公式，改进了MPM中的接触判断方法。

（5）物质点与其他算法耦合的研究

在与其他算法耦合的研究方面，Zhang等人^[115]提出了显式物质点有限元法来避免有限元网格畸变问题，该算法采用有限元离散所有的物质区域，并在可能发生物质大变形的区域布置背景网格，物体一旦进入该网格，则将有限元结点强制转化为物质点来求解。Guilkey等人^[116]建立了多物质欧拉法和MPM的耦合方法模拟流固耦合问题，采用多物质欧拉法模拟流体，用MPM模拟固体。廉艳平^[117]在课题研究中，利用MPM模拟钢筋混凝土结构时，建立了杂交物质点有限元法，采用杆单元离散钢筋，用物质点离散混凝土，很好地解决了用现有MPM离散模型规模过于庞大这一困难。针对MPM在模拟小变形物体时精度和效率比有限元法低这一问题，提出了采用有限元法离散小变形物体用MPM离散大变形物体的方法，并采用该算法模拟了侵彻和流固耦合问题，计算结果与实验结果及其他数值解吻合的较好。

（6）并行算法研究

在并行算法方面，Parker等人^[118,119]基于背景网格区域分解和消息传递模型（MPI）研究了并行的物质点算法，开发了Untah程序。Ma等人^[120]基于SAMRAI并程序开发平台建立了GIMP的并行算法。黄鹏等人^[121-123]提出了基于信息共享模型（OpenMP）的物质点并行算法，Zhang等人^[124]建立了基于OpenMP的区域信息交错更新的物质点并行算法，避免了并行算法中数据竞争的问题。

（7）自适应算法研究

Tan和Nairn^[107]以及Ma等人^[33]开展了自适应物质点算法研究。廉艳平^[117]提

出了自适应物质点有限元法,采用有限元离散整个求解区域,在求解过程中自动将畸变或破坏的单元转化为物质点。

MPM经过不断的研究、发展和开发,在爆炸、冲击侵彻、材料破坏、裂纹扩展与材料失效、超高速碰撞、生物力学等方面的应用中显示了优势,下面介绍MPM在各方面的应用现状。

(1) 爆炸问题

Hu和Chen^[125]利用MPM模拟了爆炸对混凝土墙的破坏。Ma和Zhang等人^[33,126]将MPM应用于高能炸药爆轰问题;王宇新等人^[127,128]采用MPM研究了滑移爆轰问题、多项介质爆炸问题,并于2011年^[129]对利用MPM模拟爆炸焊接问题进行了报道。

(2) 冲击侵彻问题

Sulsky等人^[130,131]利用MPM模拟了金属成形、Taylor杆问题和钢球侵彻铝靶体的问题。黄鹏^[122]利用接触物质点算法模拟了中低速的冲击侵彻问题。Zhang等人^[104,132]利用MPM模拟了弹体侵彻金属靶体的问题。

(3) 裂纹扩展与材料失效问题

MPM适于分析断裂形成的间断面,在裂纹扩展问题方面得到了较多应用。Nairn的研究组采用MPM做了大量工作^[107,133-136],开发了CRAMP算法,模拟了二维、三维的裂纹扩展问题,计算各种裂尖参数,材料断裂过程中的能量释放率等。Wang等人^[137]采用非规则的背景网格MPM计算了二维混合型裂纹动态扩展问题。Daphalapurkar等人^[138]在GIMP中添加了聚力模型(cohesive zone model),模拟了延性和脆性材料中II型裂纹动态扩展的问题;Gilabert等人^[139]采用MPM模拟了陶瓷材料中裂纹的产生和扩展过程。

在材料失效问题方面,Chen等人做了大量工作^[125,140-143],采用MPM模拟了冲击载荷下脆性材料的破碎问题、材料的脱层失效问题等。Schreyer和Sulsky^[144,145]采用脱粘本构模型在MPM中研究了复合材料的脱层失效问题。Shen^[146]采用MPM模拟了冲击载荷作用下玻璃的破碎失效问题。Li等人^[147]于2011年基于MPM研究了冲击载荷作用下脆性材料的失效问题。

(4) 其他问题

MPM在超高速碰撞问题方面的应用目前还较少,马上等人^[148,149]采用MPM研究了弹丸超高速碰撞薄板和厚板等问题。Huang等人^[121]用并行的MPM模拟了超高速碰撞问题中的碎片云问题。

在生物力学方面,Guilkey等人^[96]用MPM对血管以及周边组织进行多质点的大规模模拟。Ionescu等人^[29]利用MPM模拟了软组织的破坏,但是文中使用的软

组织的几何模型没有基于生物几何模型。此外,MPM在泡沫铝材料高速冲击压缩问题^[150,151]、碳纳米管增强型复合材料问题^[152]和多孔材料及颗粒介质^[153]等问题中也有应用。

综上所述,近年来MPM在算法上有较多的研究和改进,在应用领域上也在不断尝试用于新问题,有较好的可扩展性,可以用于模拟分析涉及材料破坏和大变形的问题,易于跟踪物质界面,适合处理复杂几何体问题。

1.3 本文主要内容

本文的主要研究内容有以下几方面:

(1) 针对构建人体有限元模型耗时,模型生物逼真度差以及有限元在研究大变形、肌体损伤问题方面的局限性,提出了在人体CT图像的基础上构建人体三维物质点模型的方法,并构建了人体的骨骼系统、脑组织及肌肉等的三维物质点模型。

(2) 针对脑组织的粘弹性材料行为,将粘弹性材料本构模型引入到物质点法中,并定义了材料失效处理方式。通过简单模型的LS-DYNA与MPM的计算结果比较,验证了物质点算法及头部组织材料模型的正确性。构建简单的自由头部模型、带肌肉的自由头部模型和带肌肉肩部固定的头部模型,使用MPM对三种人体头部模型在受到冲击载荷时的响应进行了模拟计算,分析了头部肌肉及肩部固定边界条件对头部碰撞响应的影响。然后,以简单的自由头部模型为基础,模拟了人体头部加速伤损伤和减速伤损伤的过程,并对头部加速伤和减速伤的损伤进行了比较,分析了头部损伤机制。

(3) 针对航天任务中人体的着陆冲击问题,构建了适于数值模拟研究的人体脊柱着陆冲击模型。模拟计算了人体以不同体位角着陆的动态响应,分析了人体着陆的最佳体位角及应加强防护的部位。针对载人航天长期飞行中人体骨骼密度减小材料属性变化的问题,构建了不同骨密度的人体骨骼模型,模拟计算了不同骨密度的人体脊柱在受着陆冲击时的动态响应,分析了骨密度减小后返回着陆时应注意的情况。

主要研究工作的流程如下图1.1所示。

本文共分六章,各章内容如下:

第一章即本章,介绍了本文的研究背景、方法和意义,人体冲击响应的物质点法数值模拟技术研究现状,重点综述了数字化可视人的研究现状、数字物理人体的模型材料及采用的参数以及物质点法的研究现状,对MPM的算法改进研究和应用情况进行了总结。

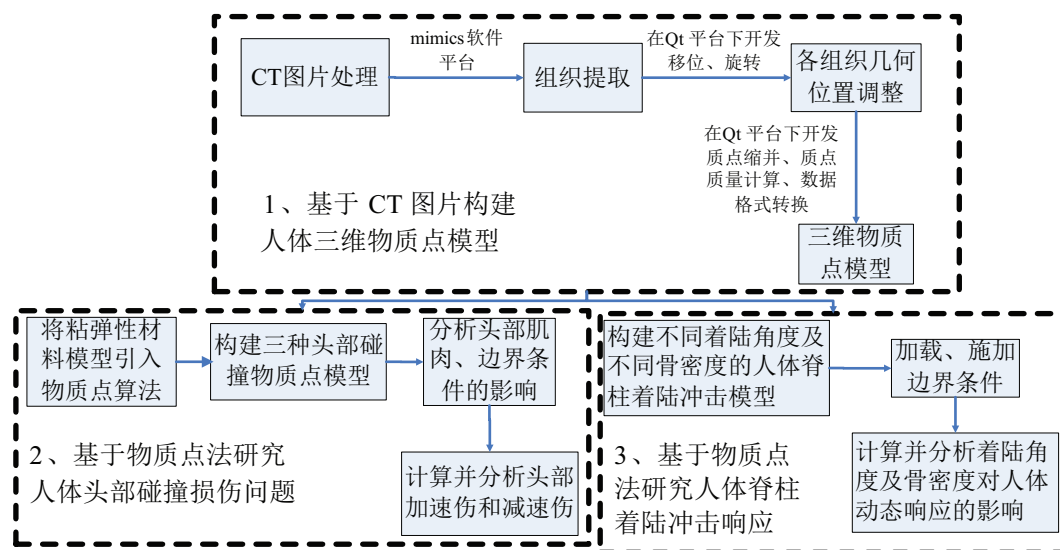


图 1.1 本文主要研究工作的流程图

第二章对物质点法的基本理论进行了介绍，阐述了物质点法的控制方程、离散方程、时间积分、求解格式、人工体积粘性、应力更新等，介绍了本研究所用到的物质点法程序中的材料模型、状态方程，并将粘弹性材料本构模型引入物质点算法，介绍了材料失效模型及质点失效处理方法。最后，介绍了物质点法用于人体冲击响应研究的扩展改进，并对算法、材料模型及质点离散等方面进行了算例验证。

第三章以人体骨骼三维物质点模型的构建为例介绍了基于人体CT扫描图片构建三维物质点模型的方法。利用三维重建软件对人体组织进行分割、提取并输出数据文件，针对物质点法对模型数据格式的要求，计算质点质量、将数据文件格式转换为三维物质点模型数据格式、进行质点缩并，构建了人体骨骼的三维物质点模型。

第四章构建了三种物质点头部碰撞模型，进行了模拟计算，分析了头部肌肉及肩部固定边界条件对头部碰撞响应的影响，并基于简单的头部模型模拟计算了头部加速伤和减速伤的损伤情况，对头部加速伤和减速伤的损伤进行了比较，分析了头部碰撞损伤的机制。

第五章构建了不同着陆角度和不同骨密度的人体脊柱着陆冲击模型，利用物质点法对各种人体脊柱模型在着陆冲击载荷下的响应进行了数值模拟计算，分析了人体着陆的最佳体位角及应加强防护的部位以及人体在太空中长期生活骨丢失后返回着陆时应注意的情况。

第六章为全文总结，对需进一步开展的工作进行了展望。

第2章 物质点法基本理论

物质点法（MPM）由Sulsky等人^[36]于1994年提出，它采用物质点和背景网格双重离散物质区域。物质点具有拉格朗日属性，它携带所有的物质信息，包括：质量、位置、速度、应变、应力等等。质点在外力和内力的作用下在背景网格内运动，它的运动代表了物质的运动和变形。物质点法中的背景网格具有欧拉属性，它用于动量方程的求解和空间导数的计算，可以固定布置也可以自由布置，是各物质之间相互联系和作用的桥梁。物体的离散示意图如图2.1所示，图中(a)、(b)和(c)分别表示一维、二维和三维物体的离散情况。

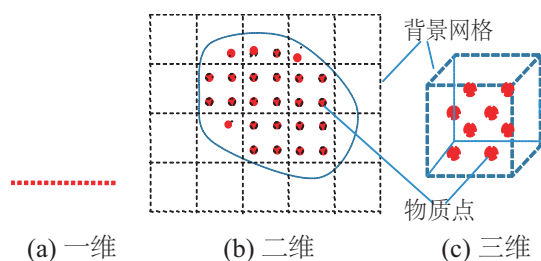


图 2.1 物体离散示意图

本章先介绍基于更新拉格朗日格式的控制方程和离散，然后介绍时间积分，进而介绍物质点法的几种求解格式、人工体积粘性、应力更新、材料模型与状态方程、材料损伤与失效处理，最后介绍物质点法用于人体冲击问题的改进及验证。

除特殊说明以外，采用笛卡尔直角坐标系表示物理量和方程。

2.1 物质点法控制方程和离散

2.1.1 控制方程

物质点法中，物体被离散为一系列质点，可看做是质点的连续集合。各质点在不同时刻占据的空间位置不同，在 $t = 0$ 时刻所占据的空间区域 V_0 为初始构形，边界记作 Γ_0 ；在当前时刻所占据的空间区域 V 为现时构形，边界记作 Γ 。物体的运动可用图2.2表示。

质点在现时构形中的位置矢量可表示为：

$$x = x_i e_i, \quad i = 1, 2, 3$$

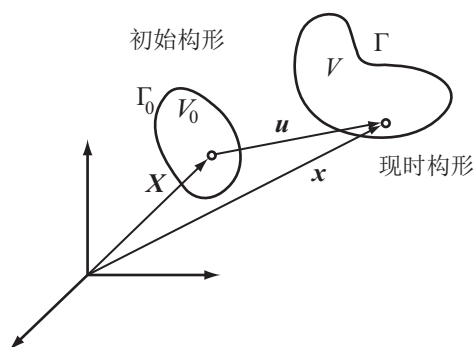


图 2.2 物体运动初始构形和现时构形

式中 x_i 为质点的坐标， x_i 给出了质点在空间中的位置。

质点的运动方程可表示为

$$x_i = x_i(\mathbf{X}, t) \quad (2-1)$$

式中 $\mathbf{X}$ 为拉格朗日坐标，表示质点不随时间 t 变化； $\mathbf{x}$ 为欧拉坐标，表示质点 $\mathbf{X}$ 在空间所占的位置。

式(2-1)表示物体从初始构形到现时构形的映射。若物体内部所有质点的运动方程都是已知的，则整个物体的运动和变形就是已知的。

研究物体运动主要有两种方法：拉格朗日方法和欧拉方法。

拉格朗日方法是研究给定质点上各物理量随时间的变化。物理量 ϕ 是拉格朗日质点 $\mathbf{X}$ 和时间 t 的函数，有

$$\phi = F(\mathbf{X}, t) \quad (2-2)$$

$\mathbf{X}$ 给定的情况下，物理量 ϕ 对时间 t 的导数为

$$\frac{d\phi}{dt} = \frac{\partial F(\mathbf{X}, t)}{\partial t} \Big|_{\mathbf{X}} \quad (2-3)$$

欧拉法是研究不同时刻在给定空间点处质点的物理量随时间的变化。物理量 ψ 是空间点 $\mathbf{x}$ 和时间 t 的函数，有

$$\psi = f(\mathbf{x}, t) \quad (2-4)$$

将质点运动方程式(2-1)代入方程式(2-4)中，有

$$\psi = f(x(\mathbf{X}, t), t)$$

物理量 ψ 对时间 t 的导数为

$$\frac{d\psi}{dt} = \frac{\partial f(x, t)}{\partial t} + \frac{\partial f(x, t)}{\partial x_i} \frac{\partial x_i(\mathbf{X}, t)}{\partial t} = \frac{\partial f(x, t)}{\partial t} + \frac{\partial f(x, t)}{\partial x_i} v_i \quad (2-5)$$

式中右端第二项是对流项。 $f(x, t)$ 描述的是时刻 t 空间点 x 处的物理量， $\frac{\partial f(x, t)}{\partial t}$ 表示空间点 x 处物理量的变化率， v_i 为质点 X 的速度。

拉格朗日法可以采用更新拉格朗日格式（Updated Lagrangian formulation, UL）和完全拉格朗日格式（Total Lagrangian formulation, TL）^[110]来描述。在完全拉格朗日格式中，参考构形取为初始构形，物理量对质点坐标 X_i 求导，而在更新拉格朗日格式中，参考构形取为现时构形，物理量对空间坐标 x_i 求导。在完全拉格朗日格式中采用全应变的形式，在更新拉格朗日格式中，用应变率的形式，本构方程使用率形式。一般，对于涉及材料大变形、率的问题，宜采用更新拉格朗日格式。

物质点法中，物体的运动和变形必须满足质量守恒、动量守恒和能量守恒。下面着重介绍更新拉格朗日格式描述的物质点法控制方程。

质量守恒方程：

$$\rho(\mathbf{X}, t)J(\mathbf{X}, t) = \rho_0(\mathbf{X}) \quad (2-6)$$

动量守恒方程：

$$\frac{\partial \sigma_{ij}}{\partial x_j} + \rho b_i = \rho \ddot{u}_i \quad (2-7)$$

能量守恒方程：

$$\rho \dot{w}^{\text{int}} = D_{ij} \sigma_{ij} \quad (2-8)$$

给定面力和速度的边界条件可分别表示为：

$$n_j \sigma_{ji} |_{\Gamma_t} = \bar{t}_i \quad (2-9)$$

$$v_i |_{\Gamma_v} = \bar{v}_i \quad (2-10)$$

速度和位移初始条件可分别表示为：

$$\dot{\mathbf{u}}(\mathbf{X}, 0) = \dot{\mathbf{u}}_0(\mathbf{X}) \quad (2-11)$$

$$\mathbf{u}(\mathbf{X}, 0) = \mathbf{u}(\mathbf{X}) \quad (2-12)$$

式中，下标 i 和 j 为空间坐标分量，遵守Einstein求和约定，下标0表示在 $t = 0$ 时刻的物理量， $\dot{\cdot}$ 表示对时间求导数。 ρ 为当前时刻的密度， J 为变形梯度的行列式， b_i 为体力， $\mathbf{u}$ 为位移， w^{int} 为单位质量的内能， σ_{ij} 为Cauchy应力， $D_{ij} = \frac{1}{2}(\frac{\partial v_i}{\partial x_j} + \frac{\partial v_j}{\partial x_i})$ 为变形率。 n_j 为物质边界的单位外法线方向。 Γ_t 和 Γ_v 分别为现时构形

中指定面力边界和速度边界, $\bar{t}_i$ 和 $\bar{v}_i$ 分别为面力边界上的面力和速度边界上的速度。

在求解冲击侵彻问题时, 柯西应力一般用偏应力 s_{ij} 和压力 p 来表达

$$\sigma_{ij} = s_{ij} - p\delta_{ij} \quad (2-13)$$

其中, δ_{ij} 为Kronecker符号, $p = -\frac{1}{3}\sigma_{kk}$ 。因此, 能量方程式(2-8)可改写为

$$\rho \dot{w}^{\text{int}} = \dot{\epsilon}_{ij}s_{ij} - \dot{\epsilon}_{kk}p \quad (2-14)$$

2.1.2 离散方程

物质点法中, 物体质量分散于每个物质点上, 由于每个质点携带的质量固定, 质量守恒方程式(2-6)自动满足。连续体的密度可近似为

$$\rho(x_i) = \sum_{p=1}^{n_p} m_p \delta(x_i - x_{ip}) \quad (2-15)$$

式中 n_p 为物质点总个数, m_p 是物质点的质量, x_{ip} 是物质点 p 的坐标, δ 是 Dirac 函数。

直接求解动量方程的微分形式(2-7)非常困难, 甚至不能求解。为了解决这个问题, 数值方法一般从微分方程的弱形式着手, 只要求动量方程在某种平均意义下满足即可。取虚速度作为权函数, 利用加权余量法, 有

$$\int_V \delta v_i (\sigma_{ij,j} + \rho b_i - \rho \ddot{u}_i) dV = 0 \quad (2-16)$$

利用分部积分和边界条件(2-9)、(2-10), 又由于 $\delta v_i|_{\Gamma_v} = 0$, 上式(2-16)中第一项可写为

$$\int_V \delta v_i \sigma_{ij,j} dV = \int_{\Gamma_t} \delta v_i \bar{t}_i d\Gamma - \int_V \delta v_{i,j} \sigma_{ij} dV \quad (2-17)$$

将式(2-17)代入式(2-16), 得

$$\int_V \delta v_i \rho \ddot{u}_i dV + \int_V \delta v_{i,j} \sigma_{ij} dV - \int_V \delta v_i \rho b_i dV - \int_{\Gamma_t} \delta v_i \bar{t}_i d\Gamma = 0 \quad (2-18)$$

式(2-18)为虚功率方程。

动量方程的求解是在背景网格上对动量方程的弱形式进行积分, 对于二维问题, 多采用4节点四边形背景网格; 对于三维问题, 多采用8节点六面体背景网格。

求解过程中, 物质点和背景网格完全固连在一起, 物质点随背景网格一起运动, 可通过建立背景网格节点上的形函数来实现物质点和背景网格之间的物

理量信息映射。将现时构形中背景网格节点 I 的坐标记为 x_{iI} ，物质点 p 在任意时刻的空间坐标 $x_{ip}(t)$ 可近似表示为

$$x_{ip}(t) = \sum_{I=1}^{n_g} N_I(\mathbf{x}_p) x_{iI}(t) \quad (2-19)$$

式中 n_g 表示背景网格节点的总数， $N_I(\mathbf{x}_p)$ 为背景网格结点 I 在质点 p 处的形函数值。若采用8节点六面体网格，一个单元有8个节点，形函数可表达为

$$N_I(\xi, \eta, \zeta) = \frac{1}{8}(1 + \xi_I \xi)(1 + \eta_I \eta)(1 + \zeta_I \zeta) \quad (2-20)$$

式中， ξ, η, ζ 分别为插值点的自然坐标， ξ_I, η_I, ζ_I 分别为背景网格节点 I 的自然坐标，取值为1或-1。

将初时构形中背景网格节点 I 的坐标记为 X_{iI} ， t 时刻其位移为

$$u_{iI}(t) = x_{iI}(t) - X_{iI} \quad (2-21)$$

背景网格内物质点 p 的位移可用背景网格节点位移近似表示为

$$u_{ip} = \sum_{I=1}^{n_g} N_{Ip} u_{iI}(t) \quad (2-22)$$

将式(2-22)分别对时间求一阶导数和二阶导数，得到物质点的速度和加速度

$$\dot{u}_{ip} = \sum_{I=1}^{n_g} N_{Ip} \dot{u}_{iI}(t) \quad (2-23)$$

$$\ddot{u}_{ip} = \sum_{I=1}^{n_g} N_{Ip} \ddot{u}_{iI} \quad (2-24)$$

将式(2-23)对坐标求偏导，得

$$\dot{u}_{ip,j} = \sum_{I=1}^{n_g} N_{Ip,j} \dot{u}_{iI}(t) \quad (2-25)$$

虚速度可近似表示为

$$\delta v_i = \sum_{I=1}^{n_g} N_{Ip} \delta \dot{u}_{iI}(t) \quad (2-26)$$

其中， $\delta \dot{u}_{iI}$ 表示背景网格结点 I 的虚速度。将式(2-24)、(2-25)和(2-26)代入式(2-18)，得

$$\delta \dot{u}_{iI} \left(\int_V N_{Ip,j} \sigma_{ij} dV - \int_V N_{Ip} \rho b_i dV - \int_{\Gamma_t} N_{Ip} \bar{t}_i d\Gamma + \int_V N_{Ip} \rho N_J \ddot{u}_{iJ} dV \right) = 0 \quad (2-27)$$

在给定的速度边界上 $\delta\dot{u}_{iI} = 0$ ，而在其它所有结点上的虚速度是任意的，因此有

$$\int_V N_{Ip,j} \sigma_{ij} dV - \int_V N_{Ip} \rho b_i dV - \int_{\Gamma_t} N_{Ip} \bar{t}_i d\Gamma + \int_V N_{Ip} \rho N_J \ddot{u}_{iJ} dV = 0 \quad \forall I \notin \Gamma_t \quad (2-28)$$

式中等号左端的第一项为结点内力 f_{iI}^{int} ，第二项和第三项结点外力 f_{iI}^{ext} 的负值，第四项为惯性力 f_{iI}^{kin} ，有

$$f_{iI}^{\text{int}} = \int N_{Ip,j} \sigma_{ij} dV \quad (2-29)$$

$$f_{iI}^{\text{ext}} = \int_V N_{Ip} \rho b_i dV + \int_{\Gamma_t} N_{Ip} \bar{t}_i d\Gamma \quad (2-30)$$

$$f_{iI}^{\text{kin}} = M_{IJ} \ddot{u}_{iJ} \quad (2-31)$$

其中，

$$M_{IJ} = \int_V N_{Ip} \rho N_{Jp} dV \quad (2-32)$$

为系统的质量阵。将式(2-29)、(2-30)和(2-31)代入式(2-28)中，得

$$M_{IJ} \ddot{u}_{iJ} = f_{iI}^{\text{ext}} - f_{iI}^{\text{int}} \quad \forall I \notin \Gamma_t \quad (2-33)$$

定义 $\sigma_{ij}^* = \frac{\sigma_{ij}}{\rho}$ ， $\bar{t}_i^* = \frac{\bar{t}_i}{\rho}$ 。则式(2-29)和(2-30)可分别改写为

$$f_{iI}^{\text{int}} = \int_V \rho N_{Ip,j} \sigma_{ij}^* dV \quad (2-34)$$

$$f_{iI}^{\text{ext}} = \int_V N_{Ip} \rho b_i dV + \int_{\Gamma_t} \rho N_{Ip} \bar{t}_i^* d\Gamma \quad (2-35)$$

将式(2-15)代入式(2-32)、(2-34)和(2-35)，可将在边界上及体积域内的积分转换为物质点求和的形式，有

$$f_{iI}^{\text{int}} = \sum_{p=1}^{n_p} m_p N_{Ip,j} \sigma_{ijp}^* = \sum_{p=1}^{n_p} N_{Ip,j} \sigma_{ijp} \frac{m_p}{\rho_p} \quad (2-36)$$

$$f_{iI}^{\text{ext}} = \sum_{p=1}^{n_p} m_p N_{Ip} b_i + \sum_{p=1}^{n_p} m_p N_{Ip} h^{-1} \bar{t}_i^* = \sum_{p=1}^{n_p} m_p N_{Ip} b_i + \sum_{p=1}^{n_p} N_{Ip} h^{-1} \bar{t}_i \frac{m_p}{\rho_p} \quad (2-37)$$

$$f_{iI}^{\text{kin}} = \sum_{p=1}^{n_p} m_p N_{Ip} \ddot{u}_{iI} \quad (2-38)$$

式(2-37)中 h 是为了将式(2-35)中边界积分转化为体积分而引入的边界层厚度。

对于固定布置的背景网格，质量矩阵 M_{IJ} 和时间相关，在每一步计算中都需要进行重新计算。为了减少计算量，一般采用集中质量矩阵，有

$$M_I = \sum_{J=1}^{n_g} M_{IJ} = \sum_{p=1}^{n_p} m_p N_{Ip} \quad (2-39)$$

因此，式(2-33)可改写为

$$\dot{p}_{iI} = f_{iI}^{\text{ext}} - f_{iI}^{\text{int}} \quad \forall I \notin \Gamma_t \quad (2-40)$$

其中 $p_{iI} = M_I \dot{u}_{iI} = M_I v_{iI}$ 为背景网格结点 I 的动量。背景网格结点 I 的速度 v_{iI} 由质点动量映射到背景网格上获得，有

$$v_{iI} = \frac{\sum_{p=1}^{n_p} m_p v_{ip} N_{Ip}}{M_I} \quad (2-41)$$

式(2-40)为背景网格节点上的动量方程。

2.2 时间积分

在物质点法中，时间积分用于计算背景网格节点的动量方程和物质点的速度及位置。物质点法多用于冲击爆炸类问题，此类问题载荷作用时间短，变化快，且需要考虑应力波的作用，宜采用显式时间积分求解。

采用变步长的中心差分法求解动量方程式(2-40)，在 $t^{n+1/2}$ 时刻背景网格结点的动量求解式为

$$p_{iI}^{n+1/2} = p_{iI}^{n-1/2} + (f_{iI}^{n,\text{ext}} - f_{iI}^{n,\text{int}}) \Delta t^n \quad (2-42)$$

式中，上标 $n, n+1/2, n-1/2$ 分别表示 $t^n, t^{n+1/2}, t^{n-1/2}$ 时刻的值。 $t^{n+1/2} = (t^{n+1} + t^n)/2$ ， $\Delta t^{n+1/2} = t^{n+1} - t^n$ ， $\Delta t^n = t^{n+1/2} - t^{n-1/2} = \frac{1}{2}(\Delta t^{n+1/2} + \Delta t^{n-1/2})$ ，如图2.3所示。

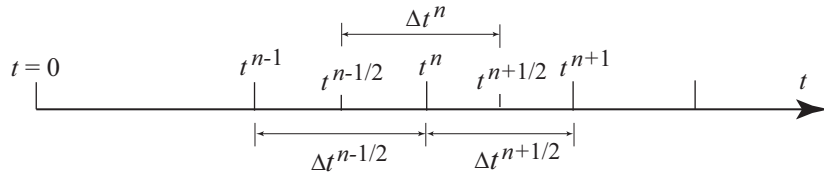


图 2.3 变步长中心差分法时间轴示意图

利用背景网格的加速度场和速度场求解物质点在下一时刻的速度和位置，有

$$v_{ip}^{n+1/2} = v_{ip}^{n-1/2} + \sum_{J=1}^{n_g} N_{Ip} (f_{iI}^{n,\text{int}} - f_{iI}^{n,\text{ext}}) \Delta t^n / M_I \quad (2-43)$$

$$x_{ip}^{n+1} = x_{ip}^n + \sum_{J=1}^{n_g} N_{Ip} p_{il}^{n+1/2} \Delta t^{n+1/2} / M_I \quad (2-44)$$

中心差分法是条件稳定的，根据CFL（Courant-Friedrichs-Lewy）条件，要保证数值积分的稳定性，中心差分法的时间步长必须小于临界时间步长。临界时间步长的物理含义为：在一个时间步内，任何信息的传播距离不能超过一个背景网格单元的特征尺寸。物质点法中，在确定临界时间步长时，除了要考虑声速还需要考虑质点的速度^[154]。临界时间步长 Δt_{cr} 的计算为

$$\Delta t_{cr} = \min_p \frac{l_e}{c + |v|} \quad (2-45)$$

其中， l_e 为背景网格单元的特征尺寸，对于8节点六面体单元， l_e 等于单元体积与单元六个面中最大表面积之比；对于规则背景网格， l_e 为背景网格节点间距。 c 为材料当前的声速，对于弹性材料 $c = \sqrt{E(1-\nu)/[(1+\nu)(1-2\nu)\rho]}$ ；对于其他材料，材料的声速需要考虑状态方程，根据压力和密度之间的关系计算。 $|v|$ 为质点的最大绝对速度。

在实际求解问题的过程中，质点的速度一般是未知量，很难由式(2-45)得到时间步长。一般采用固定的时间步长

$$\Delta t = \alpha \min_p \frac{l_e}{c} \quad (2-46)$$

式中 α 为时间步长因子，根据不同问题在0与1之间取值。

2.3 求解格式

物质点法有三种求解格式，分别为USF（update stress first）格式、USL（update stress last）格式和MUSL（modify update stress last）格式。USL格式中物质点应力更新采用动量方程更新前的背景网格速度场，USF格式中物质点应力更新采用动量方程更新后的背景网格速度场。MUSL格式^[130]对USL格式进行了改进，将更新后的物质点动量映射回背景网格来计算网格节点速度。

三种格式的具体求解过程为：

（1）定义背景网格

将物质点的质量和动量映射到背景网格上，计算背景网格的质量和动量

$$m_I^n = \sum_{p=1}^{n_p} m_p N_{Ip}^n \quad (2-47)$$

$$p_{il}^{n-1/2} = \sum_{p=1}^{n_p} m_p v_{ip}^{n-1/2} N_{Ip}^n \quad (2-48)$$

(2) 施加边界条件

对背景网格节点动量施加边界条件。对于固定边界条件，令 $\mathbf{p}_I^{n-1/2} = 0$ 。

(3) 对物质点进行应力和密度更新（仅适用于USF格式）

(a) 计算背景网格节点的速度

$$v_{il}^{n-1/2} = p_{il}^{n-1/2} / m_I^n = \sum_{p=1}^{n_p} m_p v_{ip}^{n-1/2} N_{Ip}^n / m_I^n \quad (2-49)$$

(b) 计算各物质点的应变增量 $\Delta \varepsilon_{ijp}^{n-1/2}$ 和旋量增量 $\Delta \Omega_{ijp}^{n-1/2}$ ，有

$$\Delta \varepsilon_{ijp}^{n-1/2} = \frac{1}{2} \sum_{l=1}^{n_g} (N_{Ip,j}^n v_{il}^{n-1/2} + N_{Ip,i}^n v_{jl}^{n-1/2}) \Delta t \quad (2-50)$$

$$\Delta \Omega_{ijp}^{n-1/2} = \frac{1}{2} \sum_{l=1}^{n_g} (N_{Ip,j}^n v_{il}^{n-1/2} - N_{Ip,i}^n v_{jl}^{n-1/2}) \Delta t \quad (2-51)$$

(c) 更新质点密度

$$\rho_p^{n+1} = \rho_p^n / (1 + \Delta \varepsilon_{ijp}^{n-1/2}) \quad (2-52)$$

(d) 利用应变增量 $\Delta \varepsilon_{ijp}^{n-1/2}$ 和旋量增量 $\Delta \Omega_{ijp}^{n-1/2}$ ，更新物质点的应力，详见应力更新2.5节的内容。

(4) 计算背景网格节点力

背景网格节点的节点内力为

$$f_{il}^{\text{int},n} = \sum_{p=1}^{n_p} \frac{m_p}{\rho_p} N_{Ip,j}^n \sigma_{ijp} \quad (2-53)$$

背景网格节点的节点外力为

$$f_{il}^{\text{ext},n} = \sum_{p=1}^{n_p} m_p f_{ip}^n N_{Ip}^n + \sum_{p=1}^{n_p} \frac{m_p}{\rho_p} \bar{t}_{ip}^n h^{-1} N_{Ip}^n \quad (2-54)$$

背景网格节点的节点力为

$$f_{il}^n = f_{il}^{\text{ext},n} - f_{il}^{\text{int},n} \quad (2-55)$$

对于USF格式，式中的 $\sigma_{ijp} = \sigma_{ijp}^{n+1}$ ， $\rho_p = \rho_p^{n+1}$ ；对于USL格式和MUSL格式 $\sigma_{ijp} = \sigma_{ijp}^n$ ， $\rho_p = \rho_p^n$ 。

若背景网格节点 I 在 i 方向上固定，则节点力 $f_{il}^n = 0$ 。

(5) 在背景网格上积分动量方程

遍历背景网格上所有节点，更新节点的动量

$$p_{il}^{n+1/2} = p_{il}^{n-1/2} - f_{il}^n \Delta t^n \quad (2-56)$$

(6) 更新物质点的位置和速度

用背景网格节点的速度场更新物质点的位置

$$x_{ip}^{n+1} = x_{ip}^n + \sum_{l=1}^{n_g} N_{lp}^n \frac{p_{il}^{n+1/2}}{m_l^n} \Delta t^{n+1/2} \quad (2-57)$$

用背景网格节点的加速度场更新物质点的速度

$$v_{ip}^{n+1/2} = v_{ip}^{n-1/2} + \sum_{l=1}^{n_g} N_{lp}^n \frac{f_{il}^{n+1/2}}{m_l^n} \Delta t^n \quad (2-58)$$

(7) 对物质点进行应力和密度更新（仅适用于MUSL格式）

(a) 计算背景网格节点的速度

$$v_{il}^{n+1/2} = p_{il}^{n+1/2} / m_l^n \quad (2-59)$$

(b) 计算各物质点的应变增量 $\Delta \varepsilon_{ijp}^{n+1/2}$ 和旋量增量 $\Delta \Omega_{ijp}^{n+1/2}$

$$\Delta \varepsilon_{ijp}^{n+1/2} = \frac{1}{2} \sum_{l=1}^{n_g} (N_{lp,j}^n v_{il}^{n+1/2} + N_{lp,i}^n v_{jl}^{n+1/2}) \Delta t^{n+1/2} \quad (2-60)$$

$$\Delta \Omega_{ijp}^{n+1/2} = \frac{1}{2} \sum_{l=1}^{n_g} (N_{lp,j}^n v_{il}^{n+1/2} - N_{lp,i}^n v_{jl}^{n+1/2}) \Delta t^{n+1/2} \quad (2-61)$$

(c) 更新质点密度

$$\rho_p^{n+1} = \rho_p^n / (1 + \Delta \varepsilon_{ijp}^{n+1/2}) \quad (2-62)$$

(d) 利用应变增量 $\Delta \varepsilon_{ijp}^{n+1/2}$ 和旋量增量 $\Delta \Omega_{ijp}^{n+1/2}$ ，更新物质点的应力，详见应力更新2.5节的内容。

(8) 经过以上过程，所有物质点的信息已存储到物质点上，此时可丢弃已变形的网格，在下一时间步中采用新的规则背景网格，从第(1)步开始循环以上过程。

文献[133,155]对三种求解格式进行了研究，结果表明，USL格式具有不稳定性 and 较强的数值耗散，USF格式的能量守恒性较好。MUSL格式与USF格式基本一样，具有较好的能量守恒性，主要区别是形函数不同，USF格式采用 N_{lp}^{n+1} ，MUSL格式采用 N_{lp}^n 。

2.4 人工体积粘性

人工体积粘性由Von Neumann和 Richtmyer于1950年提出，用于克服冲击波造成的压力、质点速度、密度及能量等在波阵面前后发生突变而给运动微分方程的求解带来的困难。人工体积粘性的基本思想是在压力项中加上人工体积粘性项 q ，以便把应力波的强间断面变成一个在相当狭窄的过渡区域内连续变化的波阵面。应力间断面的过渡区应控制在较小的空间范围内，并且不应在计算过程中逐步扩大。人工体积粘性项只起到光滑应力波间断面的作用，而基本上不影响过渡区以外的其他区域的计算结果。

人工体积粘性项可采用二次形式的人工粘性阻尼也可采用线性形式的粘性阻尼。

二次形式的人工粘性阻尼

$$q = \begin{cases} c_0 \rho l_e^2 (\dot{\epsilon}_{ii})^2 & \dot{\epsilon}_{ii} < 0 \\ 0 & \dot{\epsilon}_{ii} \geq 0 \end{cases} \quad (2-63)$$

线性形式的人工粘性阻尼

$$q = \begin{cases} -c_1 \rho l_e c \dot{\epsilon}_{ii} & \dot{\epsilon}_{ii} < 0 \\ 0 & \dot{\epsilon}_{ii} \geq 0 \end{cases} \quad (2-64)$$

式中 c_0, c_1 为无量纲常数，缺省值为1.5和0.06， l_e 为背景网格单元特征长度， ρ 为现时构形中的质量密度， $\dot{\epsilon}_{ii} = \dot{\epsilon}_{11} + \dot{\epsilon}_{22} + \dot{\epsilon}_{33}$ 为体积应变率， $c = [\frac{4G}{3\rho} + \frac{\partial p}{\partial \rho}|_S]^{1/2}$ 为声速，其中下标“S”表示等熵。也可将二次形式和线性形式粘性阻尼组合，即

$$q = \begin{cases} c_0 \rho l_e^2 (\dot{\epsilon}_{ii})^2 - c_1 \rho l_e c \dot{\epsilon}_{ii} & \dot{\epsilon}_{ii} < 0 \\ 0 & \dot{\epsilon}_{ii} \geq 0 \end{cases} \quad (2-65)$$

引入人工体积粘性项后，相当于在系统中加入了阻尼，阻尼比为

$$\xi = -\frac{q}{\rho l_e c \dot{\epsilon}_{kk}} = \frac{Q}{c} \quad (2-66)$$

式中

$$Q = \begin{cases} c_0 c - c_1 \rho l_e c \dot{\epsilon}_{kk} & \dot{\epsilon}_{kk} < 0 \\ 0 & \dot{\epsilon}_{kk} \geq 0 \end{cases}$$

引入人工体积粘性后，时间步长修正为

$$\Delta t_e = \alpha \min_p \frac{l_e}{Q + (Q^2 + c^2)^{1/2}} \quad (2-67)$$

引入人工体积粘性项后，压力的求解公式可改写为

$$p = -\frac{1}{3}\sigma_{ii} - q \quad (2-68)$$

2.5 应力更新、材料模型和状态方程

2.5.1 应力更新

在物质点法中，应力更新采用积分率形式本构方程的数值算法， $t + dt$ 时刻物质点 p 的应力的更新形式为

$$\sigma_{ijp}(t + dt) = \sigma_{ijp}(t) + \dot{\sigma}_{ijp} dt \quad (2-69)$$

式中 $\dot{\sigma}_{ijp}$ 为柯西应力率， i 和 j 表示应力分量。由于柯西应力张量 σ_{ijp} 不是客观张量，它会受到刚体转动的影响，因此，在本构关系中采用焦曼应力率 σ_{ijp}^{∇} ，柯西应力率与焦曼应力率的关系为

$$\dot{\sigma}_{ijp} = \sigma_{ijp}^{\nabla} + \sigma_{ikp}\Omega_{jkp} + \sigma_{jkp}\Omega_{ikp} \quad (2-70)$$

其中 Ω_{ikp} 表示质点 p 的旋率张量，是速度梯度的反对称部分，表征了质点 p 领域内物质的刚体转动，有

$$\Omega_{ij} = \frac{1}{2}(v_{i,j} - v_{j,i}) \quad (2-71)$$

σ_{ijp}^{∇} 可根据本构关系由变形率张量 $\dot{\epsilon}_{ijp}$ 求得，即

$$\sigma_{ijp}^{\nabla} = C_{ijkl}\dot{\epsilon}_{klp} \quad (2-72)$$

其中， C_{ijkl} 表示材料的本构张量。

在物质点法中，采用中心差分算法，程序仅存储 t^n 时刻的柯西应力 σ_{ijp}^n 和 $t^{n+1/2}$ 时刻的旋率张量 $\Omega_{ik}^{n+1/2}$ 。 $t^{n+1/2}$ 时刻柯西应力率可由它们来求解得到

$$\dot{\sigma}_{ijp}^{n+1/2} = \sigma_{ijp}^{\nabla n+1/2} + \sigma_{ikp}^n \Omega_{jkp}^{n+1/2} + \sigma_{jkp}^n \Omega_{ikp}^{n+1/2} \quad (2-73)$$

将式(2-73)代入式(2-69)，得

$$\sigma_{ijp}^{n+1} = \sigma_{ijp}^n + \dot{\sigma}_{ijp}^{n+1/2} \Delta t^{n+1/2} = \sigma_{ijp}^n + r_{ijp}^n + \Delta \sigma_{ijp}^{n+1/2} \quad (2-74)$$

其中，

$$r_{ijp}^n = [\sigma_{ikp}^n \Omega_{jkp}^{n+1/2} + \sigma_{jkp}^n \Omega_{ikp}^{n+1/2}] \Delta t^{n+1/2} \quad (2-75)$$

$$\Delta\sigma_{ijp}^{n+1/2} = S_{ijkl}\dot{\varepsilon}_{klp}^{n+1/2}\Delta t^{n+1/2} \quad (2-76)$$

柯西应力一般分解为偏应力和压力的形式，偏应力张量的更新格式为

$$s_{ijp}^{n+1} = \sigma_{ijp}^n + r_{ijp}^n + S_{ijkl}\dot{\varepsilon}_{kl}^{n+1/2}\Delta t^{n+1/2} + p_p^n\delta_{ij} \quad (2-77)$$

式中 $\dot{\varepsilon}_{kl}'$ 是偏应变率张量，有

$$\dot{\varepsilon}_{kl}' = D_{ij} - \frac{1}{3}D_{kk}\delta_{ij} \quad (2-78)$$

压力由状态方程更新，一般由能量 e 与体积 V 或温度 T 与体积 V 来计算，即

$$p = p(V, e) = p(V, T) \quad (2-79)$$

因此，计算 t^{n+1} 时刻的压力 p 前，先对能量方程式(2-14)进行积分。 t^{n+1} 时刻，物质点的内能为

$$e^{n+1} = e^n + V^{n+1/2}s_{ij}^{n+1/2}\Delta\varepsilon_{ij}^{n+1/2} - V^{n+1/2}(p^{n+1/2} + q^{n+1/2})\Delta\varepsilon_{kk}^{n+1/2} \quad (2-80)$$

考虑到

$$V^{n+1/2} = \frac{1}{2}(V^n + V^{n+1}) \quad (2-81)$$

$$s_{ij}^{n+1/2} = \frac{1}{2}(s_{ij}^n + s_{ij}^{n+1}) \quad (2-82)$$

$$p^{n+1/2} = \frac{1}{2}(p^n + p^{n+1}) \quad (2-83)$$

$$q^{n+1/2} = \frac{1}{2}(q^n + q^{n+1}) \quad (2-84)$$

不考虑二阶小量，有

$$V^{n+1/2}\Delta\varepsilon_{kk}^{n+1/2} = \Delta V \quad (2-85)$$

则式(2-80)可改写为

$$e^{n+1} = e^{*n+1} - \frac{1}{2}p^{n+1}\Delta V \quad (2-86)$$

其中， e^{*n+1} 为 t^{n+1} 时刻物质点的内能估计值，有

$$e^{*n+1} = e^n + V^{n+1/2}s_{ij}^{n+1/2}\Delta\varepsilon_{ij}^{n+1/2} - \frac{1}{2}\Delta V p^n - \Delta V q^{n+1/2} \quad (2-87)$$

如果状态方程是线性的，则有

$$p^{n+1} = A^{n+1} + B^{n+1} E^{n+1} \quad (2-88)$$

式中 $E^{n+1} = \frac{e^{n+1}}{V_0}$ 为质点单位初始构形体积内能。

联立式(2-88)和(2-86)，可得物质点 t^{n+1} 时刻的压力计算式，有

$$p^{n+1} = (A^{n+1} + B^{n+1} e^{*n+1}/V_0)/(1 + B^{n+1} \Delta V_0/(2V_0)) \quad (2-89)$$

求出 t^{n+1} 时刻的压力 p^{n+1} 后，再由式(2-86)可求出 t^{n+1} 时刻的内能。

如果状态方程是非线性的，可先对状态方程进行一次迭代得到压力的近似值，

$$p^{*n+1} = p(V^{n+1}, e^{*n+1}) \quad (2-90)$$

再将近似压力 p^{*n+1} 代入式(2-86)更新质点 t^{n+1} 时刻的内能， t^{n+1} 时刻的压力可由下式计算得到 $p^{n+1} = p(V^{n+1}, e^{n+1})$ 。

2.5.2 材料模型

本文只介绍在研究中用到的几种材料模型。

2.5.2.1 弹性材料模型

对于弹性材料模型，偏应力的焦曼应力率为

$$s_{ij}^{\nabla} = 2G\dot{\varepsilon}'_{ij} \quad (2-91)$$

式中， G 为剪切模量， $\dot{\varepsilon}'_{ij}$ 为偏应变率张量，可表示为 $\dot{\varepsilon}'_{ij} = \dot{\varepsilon}_{ij} - \frac{1}{3}\dot{\varepsilon}_{kk}\delta_{ij}$ 。偏应力的更新格式为

$$s_{ij}^{n+1} = s_{ij}^n + r_{ij}^n + 2G\dot{\varepsilon}'_{ij} \quad (2-92)$$

压力为

$$p = -K \ln V \quad (2-93)$$

式中 $K = E/3(1 - 2\nu)$ 为体积模量。

压力的增量更新格式为

$$p^{n+1} = p^n - K \Delta \varepsilon_{kk} \quad (2-94)$$

2.5.2.2 粘弹性材料模型

对于粘弹性材料模型，偏应力为

$$s_{ij} = 2 \int_0^t G(t-\tau) \dot{\varepsilon}'_{ij} d\tau \quad (2-95)$$

其中： $G(t) = G_\infty + (G_0 - G_\infty)e^{-\beta t}$ ； $\dot{\varepsilon}'_{ij}$ 为偏应变率。

式(2-95)可进一步写为

$$\begin{aligned} s_{ij}(t) &= 2 \int_0^t [G_\infty + (G_0 - G_\infty)e^{-\beta(t-\tau)}] \dot{\varepsilon}'_{ij}(\tau) d\tau \\ &= 2 \int_0^t G_\infty \dot{\varepsilon}'_{ij}(\tau) d\tau + 2 \int_0^t (G_0 - G_\infty) e^{-\beta(t-\tau)} \dot{\varepsilon}'_{ij}(\tau) d\tau \\ &= 2G_\infty \varepsilon'_{ij}(t) + 2 \int_0^t (G_0 - G_\infty) e^{-\beta(t-\tau)} \dot{\varepsilon}'_{ij}(\tau) d\tau \end{aligned}$$

令 $\int_0^t e^{-\beta(t-\tau)} \dot{\varepsilon}'_{ij}(\tau) d\tau = E_{ij}$ ，则可得 t^n 时刻和 t^{n+1} 时刻的偏应力分别为

$$s_{ij}^n(t) = 2G_\infty \varepsilon'_{ij}{}^n(t) + 2(G_0 - G_\infty) E_{ij}^n \quad (2-96)$$

$$s_{ij}^{n+1}(t) = 2G_\infty \varepsilon'_{ij}{}^{n+1}(t) + 2(G_0 - G_\infty) E_{ij}^{n+1} \quad (2-97)$$

由式(2-97)与式(2-96)可得偏应力的增量

$$\Delta s_{ij}^{n+1}(t) = 2G_\infty (\varepsilon'_{ij}{}^{n+1}(t) - \varepsilon'_{ij}{}^n(t)) + 2(G_0 - G_\infty) (E_{ij}^{n+1} - E_{ij}^n)$$

则偏应力更新公式

$$s_{ij}^{n+1}(t) = s_{ij}^n(t) + r_{ij}^n + 2G_\infty (\varepsilon'_{ij}{}^{n+1}(t) - \varepsilon'_{ij}{}^n(t)) + 2(G_0 - G_\infty) (E_{ij}^{n+1} - E_{ij}^n) \quad (2-98)$$

其中 $r_{ij}^n = [\sigma_{ik}^n \Omega_{jk}^{n+1/2} + \sigma_{jk}^n \Omega_{ik}^{n+1/2}] \Delta t^{n+1/2}$

$$\begin{aligned} E_{ij}^{n+1} &= \int_0^{t+\Delta t} e^{-\beta(t+\Delta t-\tau)} \dot{\varepsilon}'_{ij}(\tau) d\tau \\ &= \int_0^t e^{-\beta(t+\Delta t-\tau)} \dot{\varepsilon}'_{ij}(\tau) d\tau + \int_t^{t+\Delta t} e^{-\beta(t+\Delta t-\tau)} \dot{\varepsilon}'_{ij}(\tau) d\tau \\ &= e^{-\beta\Delta t} E_{ij}^n + \dot{\varepsilon}'_{ij}(\tau) \int_t^{t+\Delta t} e^{-\beta(t+\Delta t-\tau)} d\tau \\ &= e^{-\beta\Delta t} E_{ij}^n + \frac{\dot{\varepsilon}'_{ij}(\tau)}{\beta} (1 - e^{-\beta\Delta t}) \end{aligned}$$

压力的更新计算由式(2-94)计算。

2.5.2.3 Johnson-Cook材料模型

大部分金属材料在冲击载荷下的动态屈服应力随应变率的增加而增加，随温度的增加而减小，Johnson-Cook材料模型考虑了材料在强动载荷下的热效应和应变率效应，能较好的表达这些特征。Johnson-Cook 材料模型的屈服应力可表示为下式

$$\sigma_y = (A + B\varepsilon^{pn})(1 + C\ln\dot{\varepsilon}^*)(1 - T^{*m}) \quad (2-99)$$

式中 ε^p 是塑性应变， $\dot{\varepsilon}^*$ 是等效塑性应变率， $\dot{\varepsilon}^* = \dot{\varepsilon}^p / \dot{\varepsilon}_0$ ，其中 $\dot{\varepsilon}^p$ 是塑性应变率， $\dot{\varepsilon}_0$ 是参考应变率， T^* 是无量纲温度， $T^* = \frac{T - T_r}{T_m - T_r} \in [0, 1]$ 是无量纲温度，其中 T_r 为室温， T_m 为材料的熔点温度。 A 、 B 、 C 、 n 和 m 是材料常数，可通过实验确定。

屈服应力 σ_y 是等效塑性应变 ε^p 的非线性函数，在求解过程中，为避免迭代，将 σ_y 对时间 t 做线性Taylor展开，直接求解 σ_y 。

2.5.3 Mie-Grüneisen状态方程

材料的状态方程用于描述压力、密度和内能之间的关系，它考虑了材料的压缩效应和非可逆过程，可表达为

$$p = p(\rho, E) = p(v, E) = p(\mu, E) \quad (2-100)$$

式中 v 为比容， $v = 1/\rho$ ， $\mu = \frac{v_0 - v}{v} = \frac{\rho - \rho_0}{\rho_0}$ 为材料的压缩系数， E 为单位初始体积的内能。

Mie-Grüneisen状态方程是由热力学和统计力学的方法得到，大多数金属固体材料在冲击载荷作用下的热力学行为可以使用Mie-Grüneisen状态方程进行描述。Mie-Grüneisen状态方程可表达为

$$p = p_H + \frac{\Gamma}{v}(e - e_H) \quad (2-101)$$

式中 p_H 和 e_H 为Hugoniot曲线上的点的压力和单位质量内能，Hugoniot曲线可从实验得到， Γ 是Grüneisen系数，有

$$\Gamma = \frac{\rho_0}{\rho}\Gamma_0 = \frac{v}{v_0}\Gamma_0 = \frac{1}{1 + \mu}\Gamma_0 \quad (2-102)$$

Γ_0 是Grüneisen系数。

Hugoniot曲线上压力 p_H 的解析表达式为

$$p_H = p_0 + \frac{\rho_0 c_0^2 (1 - v/v_0)}{[1 - S_1(1 - v/v_0)]^2} \quad (2-103)$$

式中 c_0 为压力为零时材料中的声速， S_1 是冲击波速度和质点速度线性关系式的斜率，可由实验拟合得到。

通常压力 $p_H \gg p_0$ ，式(2-103)中可忽略 p_0 项，得

$$p_H = \frac{\rho_0 c_0^2 (1 - \nu/\nu_0)}{[1 - S_1(1 - \nu/\nu_0)]^2} = \frac{\rho_0 c_0^2 \mu (1 + \mu)}{[1 - (S_1 - 1)\mu]^2} \quad (2-104)$$

Hugoniot曲线上内能 e_H 的表达式

$$e_H = e_0 + \frac{1}{2}(p_H + p_0)(\nu_0 - \nu) \quad (2-105)$$

取 $p_0 = 0$ ， $e_0 = 0$ ，式(2-105)可表达为

$$e_H = \frac{1}{2}p_H(\nu_0 - \nu) = \frac{p_H}{2\rho_0} \left(\frac{\mu}{1 + \mu} \right) \quad (2-106)$$

将式(2-104)和式(2-106)代入式(2-101)中，可得Grüneisen状态方程的表达式

$$p = p_H \left(1 - \frac{\Gamma\mu}{2} \right) + \Gamma\rho e \quad (2-107)$$

将式(2-104)和(2-102)代入式(2-107)中，得

$$p = \frac{\rho_0 c_0^2 \mu [1 + (1 - \Gamma_0/2)\mu]}{[1 - (S_1 - 1)\mu]^2} + \Gamma_0 \rho_0 e \quad (2-108)$$

对于材料出现膨胀的情况

$$p = \rho_0 c_0^2 \mu + \Gamma_0 \rho_0 e \quad (2-109)$$

2.5.4 材料损伤及质点失效

在研究冲击动力学问题时，材料的损伤和破坏是一个不可避免同时又非常复杂的问题。由于载荷作用方式的不同和材料性质的不同，材料发生破坏的模式及失效后的状态也不相同，需要根据具体问题采用适合的损伤失效模型。材料损伤失效以后，其承载能力降低，甚至不能够承载。物质点法中，材料的物理量均由质点携带，因此，材料损伤失效是通过质点失效来体现。

物质点法中常用的损伤失效模型有以下几种：

(1) 最大等效塑性应变失效模型

指定材料失效时的等效塑性应变值 $\varepsilon_{\text{fail}}$ ，当质点等效塑性应变 ε^p 大于给定的值时，即当 $\varepsilon^p > \varepsilon_{\text{fail}}$ 时，则判断质点失效，做失效处理。

(2) 最大静水拉力失效模型

指定材料的最大静水拉力值 $p_{\min}$ （必须小于零），当质点压力 p （压取正，拉取负）小于此指定的最大静水拉力值时，即当 $p < p_{\min}$ 时，则判断质点失效，做失效处理。

（3）最大主应力/剪应力失效模型

指定材料的最大拉主应力 $\sigma_1^{\max}$ （必须大于零），最小主应力 $\sigma_3^{\min}$ （必须小于零，表示受压），最大剪应力 $\tau^{\max}$ （必须大于零）。当质点最大拉主应力 σ_1 大于指定的最大拉主应力或质点最小主应力 σ_3 小于指定的最小主应力值或质点剪应力 τ 大于指定的最大剪应力，三个条件中有一项满足，则认为质点失效，做失效处理。

（4）最大主应变/剪应变失效模型

指定材料的最大拉主应变 $\varepsilon_1^{\max}$ （必须大于零），最小主应变 $\varepsilon_3^{\min}$ （必须小于零，表示受压），最大剪应变 $\gamma^{\max}$ （必须大于零）。当质点最大拉主应变 ε_1 大于指定的最大拉主应变或质点最小主应变 ε_3 小于指定的最小主应变值或质点剪应变 γ 大于指定的最大剪应变，三个条件中有一项满足，则认为质点失效，做失效处理。

物质点法中，当质点失效后将质点的偏应力置为零，同时不再对其人工体积粘性的声速及压力进行修正，其压力的处理方式有以下几种方式可供选择：

- （1）质点失效后能承受压力，但不能承受拉力。
- （2）质点失效后既不能承受拉力也不能承受压力。
- （3）质点失效后能承受一定压力，也能承受一定的拉力，需设定承压阈值范围。

物质点法处理质点失效的模型相对简单，在工程中处理一些简单的动力学现象非常实用。本研究均采用最大主应变/剪应变失效模型，质点失效后既不能承受拉力也不能承受压力。

2.6 物质点法用于人体冲击问题的改进及验证

本研究利用三维物质点法数值仿真软件MPM3D对人体冲击响应问题进行数值模拟研究。MPM3D软件是由本课题组研发的基于物质点法的三维数值仿真软件，已经过大量的算例验证^[32,33,156]，可用于碰撞冲击问题的研究。本研究在现有的软件平台上进行了一些改进，使其更适合用于人体冲击问题的数值模拟。

2.6.1 体加速度的获取

由于加速度是人体冲击响应问题的重要衡量指标，需要在MPM3D程序中增

加计算体加速度的功能，并将体加速度在数据输出文件中进行输出，以便数据结果处理。

体加速度的计算按牛顿第二运动定律进行，先计算三个方向上的体加速度。

$$a_x = \sum_{p=1}^{n_p} F_{xp} / \sum_{p=1}^{n_p} m_p \quad (2-110)$$

$$a_y = \sum_{p=1}^{n_p} F_{yp} / \sum_{p=1}^{n_p} m_p \quad (2-111)$$

$$a_z = \sum_{p=1}^{n_p} F_{zp} / \sum_{p=1}^{n_p} m_p \quad (2-112)$$

然后再计算体的合加速度

$$a = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2}$$

计算出的加速度均为正值，定义加速度方向与速度方向一致时，加速度取正，否则取负值。

2.6.2 粘弹性材料模型的验证

人体软组织的材料特性具有粘弹性，本研究在物质点法中引入了粘弹性材料本构模型，粘弹性材料的本构如式(2-95)。为了验证物质点法及弹性材料模型、粘弹性材料模型，并且摸索物质点法是否可用于人体头部模型的计算以及头部质量及几何尺寸对碰撞响应的影响，本文构建了两个球碰撞模型。两个球模型均是外部一空心球内包一实心球，它们在几何尺寸和质量上不同（简称大球模型和小球模型），两个模型分别受到速度为6.4m/s的铅锤的撞击，如图2.4所示。大球模型中空心球的壁厚8mm，外径102mm，实心球的外径94mm。小球模型中空心球的壁厚8mm，外径60mm，实心球的外径52mm。两种球模型中，空心球和实心球分别用于模拟人体头部的头骨和脑组织，所使用的材料本构模型和材料参数也与人体头部的头骨和脑组织一致。空心球采用弹性材料本构模型，弹性模量为6.5GPa，泊松比为0.21，密度为 $2.1 \times 10^3 \text{kg/m}^3$ ，脑组织体积模量为2.19GPa，剪切模量为538kPa，损耗模量为168kPa，损耗因子为 35s^{-1} 密度为 $1.14 \times 10^3 \text{kg/m}^3$ 。

大球碰撞模型分别使用MPM3D和LS-DYNA进行计算。

计算结果如图2.5-2.7示。图中虚线表示MPM3D计算所得结果，蓝色实线表示LS-DYNA计算所得结果。

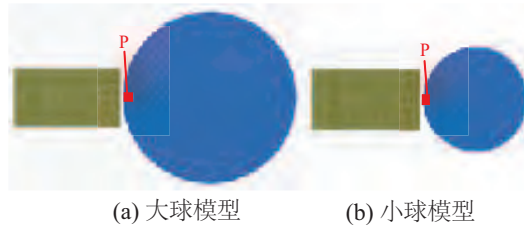


图 2.4 球碰撞模型

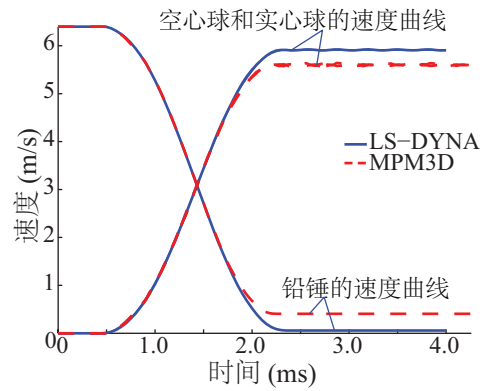


图 2.5 球碰撞过程中各个体的质心速度时程曲线

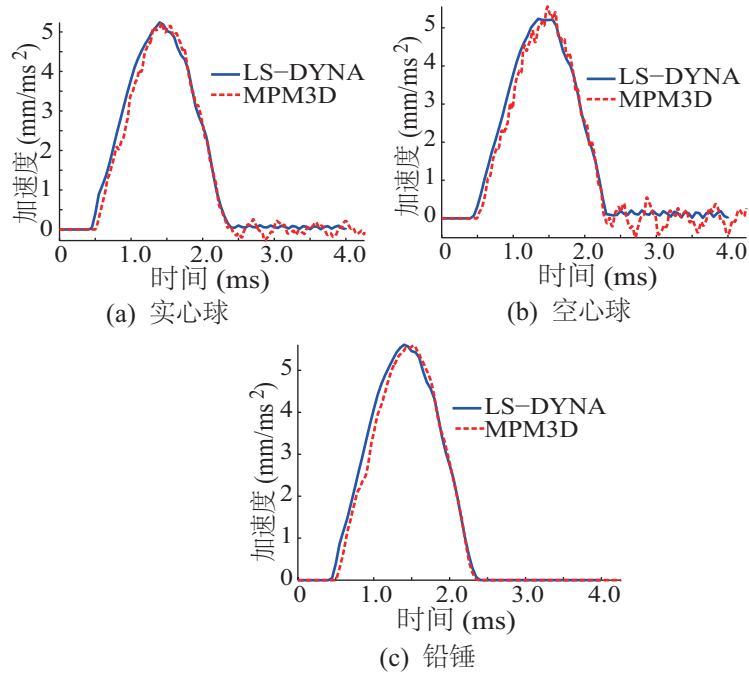


图 2.6 球碰撞过程中各体质心加速度时程曲线

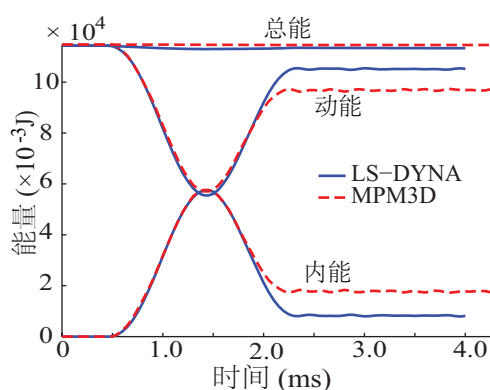


图 2.7 球碰撞过程中的能量曲线

由图2.5可看出，MPM3D计算所得球的剩余速度稍低于LS-DYNA计算所得球的剩余速度，而MPM3D计算所得铅锤的剩余速度稍高于LS-DYNA计算所得铅锤的剩余速度。MPM3D中所使用的接触算法在计算中引起加速度的高频振荡，本文通过MATLAB中的过滤器功能函数对加速度振荡进行了滤波处理。这些振荡会引起动能的损失，导致MPM3D计算所得的剩余动能略低于LS-DYNA计算所得的剩余动能，而MPM3D计算所得的剩余内能略高于LS-DYNA计算所得的剩余内能。尽管在小变形问题上，物质点法的计算精度低于有限元方法的计算精度，对于本研究，由MPM3D计算所得的数值解与由LS-DYNA计算所得的数值解的差别小于6%。说明MPM3D算法和所用的材料模型是可行的。

为了摸索头部质量及几何尺寸对碰撞响应的影响，由MPM3D对大球模型和小球模型分别进行了计算，大球模型和小球模型球体质心加速度的时程曲线和碰撞处的压力时程曲线分别见图 2.8。

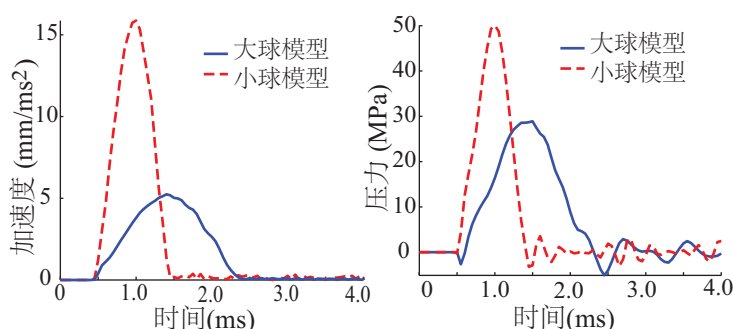


图 2.8 大球模型和小球模型球体质心加速度的时程曲线和碰撞处的压力时程曲线

图2.8给出的结果表明球的质量和几何尺寸对球的碰撞响应有很大影响。小球模型的质心加速度峰值是大球模型的3倍多，而响应时间却是大球模型的1/2左右。小球模型的压力峰值是大球模型的1.5倍多。

2.6.3 模型以不同尺度离散计算验证

理论上，若网格尺寸一定，网格内粒子点数越多计算精度越高，但是计算效率越低；若网格内粒子点数一定，网格尺寸越小计算精度越高，但是计算效率越低。由于人体物质点模型的规模比较大且形状不规则，如果质点离散间距及背景网格尺寸太大会使几何形状变形失真影响计算结果精度，而质点离散间距太小背景网格尺寸太小又会影响计算效率，为此，构建了一个简单模型，以三种不同尺度离散采用两种不同的网格尺寸，分别为intv1、intv2、intv3、intv4，用于探讨物质点离散间距及背景网格尺寸对计算精度的影响，以便找出合适的质点离散方式，既能保证计算精度又能使计算效率提高。

模型包括6个体：Y、H、C、T、L和P，Y体为长方体， $60 \times 10 \times 220$ ，起点坐标（0，0，0）；H体为空心球体，球体外半径为30mm，内半径为20mm，球体中心坐标（30，40，40）；C体为长方体， $10 \times 10 \times 30$ ，起点坐标（25，35，70）；T体为长方体， $50 \times 40 \times 50$ ，起点坐标（5，10，100）；L体为长方体， $10 \times 10 \times 30$ ，起点坐标（25，20，150）；P体为长方体， $40 \times 20 \times 20$ ，起点坐标（10，10，180）。如图2.9所示。

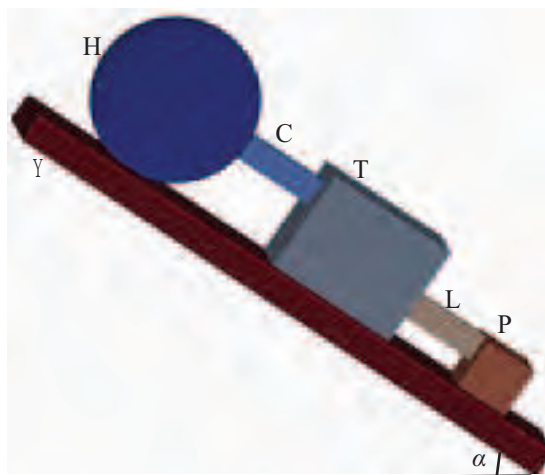


图 2.9 不同尺度模型

冲击载荷以加速度载荷施加于Y体上， α 为 40° ，加速度载荷的时程曲线见图2.10。

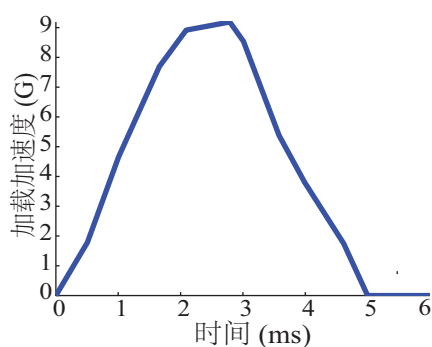


图 2.10 Y体加载加速度曲线

四种模型的参数列于表2。

表 2.1 四种模型数据

	intv1	intv2	intv3	intv4
H体质点间距	$0.5 \times 0.5 \times 0.5$	$0.75 \times 0.75 \times 0.75$	$1 \times 1 \times 1$	$0.5 \times 0.5 \times 0.5$
C体质点间距	$0.5 \times 0.5 \times 0.5$	$0.5 \times 0.5 \times 0.5$	$1 \times 1 \times 1$	$0.5 \times 0.5 \times 0.5$
T体质点间距	$0.5 \times 0.5 \times 0.5$	$0.75 \times 0.75 \times 0.75$	$1 \times 1 \times 1$	$0.5 \times 0.5 \times 0.5$
L体质点间距	$0.5 \times 0.5 \times 0.5$	$0.5 \times 0.5 \times 0.5$	$1 \times 1 \times 1$	$0.5 \times 0.5 \times 0.5$
P体质点间距	$0.5 \times 0.5 \times 0.5$	$1 \times 1 \times 1$	$1 \times 1 \times 1$	$0.5 \times 0.5 \times 0.5$
Y体质点间距	$0.5 \times 0.5 \times 0.5$	$2 \times 2 \times 2$	$1 \times 1 \times 1$	$0.5 \times 0.5 \times 0.5$
网格尺寸	$2 \times 2 \times 2$	$4 \times 4 \times 4$	$2 \times 2 \times 2$	$4 \times 4 \times 4$

模型中各体均采用弹性材料模型，材料参数列于表2.2。

表 2.2 模型中各体的材料参数

	$E(\text{MPa})$	ν	$\rho(\text{kg/m}^3)$
H体	6.5×10^3	0.21	2.11×10^3
C体	5.37×10^3	0.29	1.88×10^3
T体	3.26×10^3	0.29	1.399×10^3
L体	4.2×10^3	0.29	1.625×10^3
P体	4.2×10^3	0.29	1.685×10^3
Y体	4.2	0.4	1×10^3

各体之间采用固定连接的方式。用MPM3D程序进行模拟计算，得到各体的速度时程曲线及加速度时程曲线如图2.11所示。

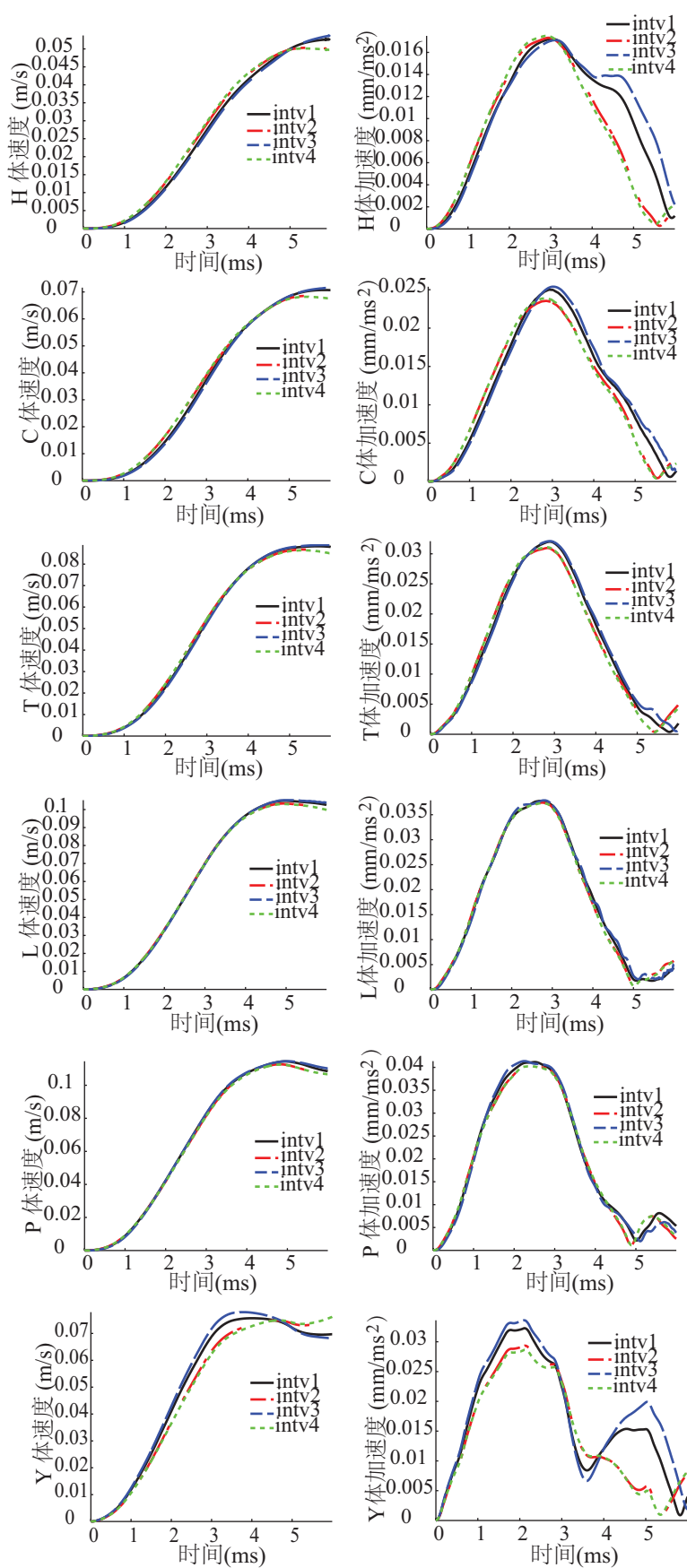


图 2.11 四种模型各体速度和加速度比较

从图中可看出, *intv1*和*intv3*的计算结果基本一致, *intv2*和*intv4*的计算结果基本一致。在加速度增大的过程中, 四种模型中各个体的速度及加速度吻合较好。而在加速度减小的过程中, *H*体及*Y*体的速度及加速度在*intv1*和*intv4*模型中的计算结果出现差别, 其差别的出现可能是由于*H*体和*Y*体中相对于体的整体尺寸存在薄壁, 整体刚度小, 在受冲击载荷后出现高阶振型, 由于网格尺寸变大后, 薄壁上的网格太少, 计算精度变差。

四种模型计算时间比较列于表2.3。

表 2.3 四种模型计算时间比较

	<i>intv1</i>	<i>intv2</i>	<i>intv3</i>	<i>intv4</i>
物质点数	2668864	506929	333552	2668864
时间步数	10265	5124	10265	5120
计算时间 (s)	223191	14556	31123	75628

通过对*intv1*和*intv3*模型的计算时间和体的速度、加速度结果的比较, 说明当网格尺寸相同时, 网格内质点数越多计算效率越低, 即同一个体离散的质点数越多计算效率越低; 而网格内质点数增多对计算精度的影响不大, 对于比较规则的体, 计算结果基本一致, 而对于存在薄壁的体, 相互间计算结果的最大差别小于15%。

通过对*intv1*和*intv4*模型的计算时间和体的速度、加速度结果的比较, 说明当体的离散质点数相同时, 网格尺寸越小计算效率越低, *intv1*模型的计算时间是*intv4*模型计算时间的2.9倍, 而*intv1*模型的计算精度更高。对于比较规则的体, 计算结果的相对差别小于5%, 而对于存在薄壁的体, 在加速度减小阶段, 相互间计算结果差别较大, 主要是由于网格间距太大不能精确的计算体的高频响应。

通过对*intv2*和*intv4*模型的计算时间和体的速度、加速度结果的比较, 说明当网格尺寸相同时, 体离散的质点数越少, 计算效率越高, 同一个算例中, 不同体离散成不同间距的质点对计算结果的精度影响不大, 相互间计算结果的最大差别小于3%。

通过对不同尺度模型的计算结果的比较, 说明: 计算结果的精度主要受网格尺寸的影响, 而网格中粒子数对结果精度影响不大; 网格间距越小计算精度越高, 但是计算效率越低; 模型中不同的体以不同尺度建模不影响计算精度。

2.7 小结

本章对物质点法的基本理论进行了介绍，阐述了物质点法的控制方程、离散方程、时间积分、求解格式、人工体积粘性、应力更新等，并介绍了本研究所用到的物质点法程序中的材料模型、状态方程。针对人体脑组织的材料特性，在物质点法中实现了粘弹性材料模型；并针对人体在冲击载荷下的损伤问题，定义了弹性材料及粘弹性材料的失效处理方式。最后，介绍了物质点法中常用的几种材料失效模型、质点失效处理方法。并对物质点用于人体冲击问题进行了算法、材料模型及质点离散等方面的算例验证。

第3章 医用CT影片分析及人体三维物质点模型的构建

3.1 医用CT成像原理及DICOM医学图像格式

3.1.1 CT技术发展概述及成像原理

CT即Computer Tomography的英文缩写，它是利用计算机技术对被检测的物体进行断层扫描摄像，所显示的是物体的断面解剖图像，它是图像重建技术的基础。根据构成图像的参数来源和性质的不同，CT可分为：X-CT、磁共振CT（MRI-CT）、放射性核素发射型计算机断层摄影（ECT）、超声计算机断层摄影（U-CT）等。本文主要介绍X-CT。

从1972年英国制成第一台X-CT机并用于临床脑组织检查以来，先后出现了头部CT、心脏CT、全身CT、螺旋CT，CT技术成为放射医疗诊断中的重要检查手段。CT技术的发展主要是在增加扫描方式、提高扫描速度、改善图像质量、降低X射线曝射量、提高机器性能以及开发更多功能等方面进行的。上个世纪八十年代末和九十年代初，扇形螺旋扫描机在提高扫描速度、改善图像质量方面，尤其是在减少运动造成的伪影和开发新功能等方面取得了巨大的进步。目前，随着工艺水平及计算机技术的发展，CT技术也得到了快速发展。医用CT断层扫描摄像技术是利用高度准直X射线束对人体检查部位进行扫描，扫描过程中一部分X射线光子被检查部位的组织器官吸收，X射线强度因而有所衰减，未被吸收的X射线光子透过人体后，由探测器接收，并将其转变为可见光，然后由光电转换器将光信号转变为电信号，再经模拟/数字转换器将电信号转为数字信号，输入计算机进行处理，求解出衰减系数值在人体某剖面上的二维分布矩阵，再用电子技术把衰减系数二维分布矩阵转变为图像画面上人眼能看到的灰度分布，从而实现断层图像的成像技术。CT扫描成像设备主要由三个系统组成：图像输入系统、计算机系统、图像输出系统，如图3.1所示。其中图像输入系统包括X线管、探测器和扫描架，完成物体信息采集、转换的工作，将由探头测得的模拟信号转换成数字信号后送至计算机系统进行处理。计算机系统完成数据运算、处理和数/模转换等操作，将从图像输入系统接收到的数字信号，通过数学的方法重建断层扫描的影像。图像输出系统将物体的断层影像显示在显示器的荧光屏上，并通过照相机照到X光胶片上。

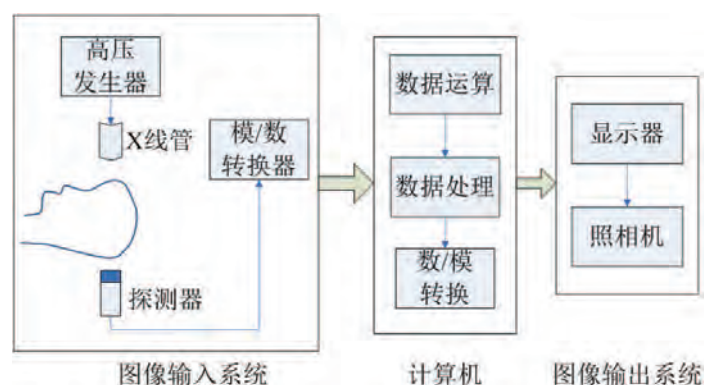


图 3.1 CT扫描系统组成示意图

在CT成像中，物体对X射线的吸收起主要作用，在一均匀物体中，X线的衰减服从指数规律：

$$I = I_0 e^{-\mu d} \quad (3-1)$$

式中 I_0 是X射线的入射强度， d 是划分好的体素厚度， I 是X射线的透射强度， μ 是体素内均匀介质的线性衰减系数或吸收系数，可反映CT图像中像素所对应的物质对X射线线性平均衰减量。对人体进行CT扫描时，X射线穿透人体器官或组织，由于构成人体器官或组织的物质成分不同密度不同，所以人体中各点对X射线的吸收系数也不同，要想获得各点的X射线线性吸收系数，CT成像装置需要从不同方向上进行多次扫描，CT每扫描一次，即可得到一个方程，经过若干次扫描后，即得到一组联立方程组。经过计算机傅立叶变换、反投影法等运算可以求解这一组联立方程组，从而求出每个体素（沿着X线束通过的物体分割成的小单元体）的X射线线性吸收系数，将其排列成数字矩阵，数字矩阵经过数/模转换器（D/A）把其中的每个数字转变为不同灰度的小方块，即像素。像素也按矩阵排列，即构成了CT图像。

重建CT图像必须要解决2个问题：一是要从体素上测得成像的特征参数(如体素的线性吸收系数 μ)，并用特征参数去控制其所对应的像素的灰度；第二是要获得和确定体层及体层内体素的空间位置，包括体层在受检测的人体上的位置和体素在体层上的位置。

3.1.2 CT图像特点

人体CT图像以不同的灰度来表示，图像反映了器官和组织对X线的吸收程度。CT图像与X线图像所显示的黑白影像一样，黑色区域表示低吸收区，即低密度区，如含气体多的肺部；白色区域表示高吸收区，即高密度区，如

骨骼。但是CT图像与X线图像相比，CT图像的密度分辨力更高，有高的密度分辨力，尽管人体软组织的密度差别非常小，吸收系数一般多接近于水，也能通过CT成像形成对比而成像，这是CT成像的突出优点。所以，CT图像相比于X线可以更好地显示由软组织构成的器官，如脑组织、脊髓、纵隔、心脏、肺、肝、胆、胰以及盆部器官等，并且可在良好的解剖图像背景上显示出病变区的影像。CT图像是层面图像，常用的是横断面，为了显示整个器官，需要多个连续的层面图像。通过CT设备上使用的图像重建程序，可重建组织或器官的冠状面和矢状面的层面图像。不同CT装置所获得的图像的像素大小及数目不同，像素大小可以是 $1.0\text{mm} \times 1.0\text{mm}$ ，或 $0.5\text{mm} \times 0.5\text{mm}$ 不等；数目可以是 64×64 ，或 512×512 ，或 1024×1024 个不等。像素越小，数目越多，构成的图像越细致，即空间分辨力越高。

CT图像通过组织或器官对X线的吸收系数说明其密度高低的程度。实际工作中，可用CT值对组织或器官密度进行量化表示，人体组织各点的CT值由该点的组织衰减系数相对水的衰减系数的差值与水的衰减系数之比计算获得，计算式如式(3-2)，单位为Hu（Hounsfieldunit）。人体中各种组织的CT值居于-1000Hu到+1000Hu的2000个分度之间。

$$CT_{\text{val}} = \frac{\mu - \mu_w}{\mu_w} \times 1000 \quad (3-2)$$

式中 μ 是组织衰减系数， μ_w 是水的衰减系数。

得到CT值后，按CT值的定义把各个像素的CT值转换成图像画面上对应像素的灰度，就得到图像画面上的灰度分布，以灰度分布的形式显示各组织或器官。

3.1.3 DICOM医学图像文件格式

DICOM文件是按DICOM标准存储的医学图像文件。DICOM(Digital Imaging and Communications in Medicine)标准是由美国放射学会(American College of Radiology, ACR)和美国电器制造商协会(National Electrical Manufacturers Association, NEMA)成立联合委员会制定的医学数字图像通信标准，该标准自制定以来逐渐被各医疗设备制造厂商采用，成为医学信息通信和数据格式的国际标准。使用DICOM标准有诸多优势：（1）由于DICOM标准在各种医疗设备中的应用，可以相互传输和交换使用由不同厂家的数字成像设备获得的影像资料，不必去研究每一台设备的图像存储结构。（2）以此标准为基础的图像归档与通信系统(PACS)可以数字化存储与传输影像设备资料，实现资料数据的网络化和

无胶片化管理，既保持了资料的原始性，又使得调用方便，节省存储空间并节约成本，还可以实现远程传输与远程医疗。

DICOM图像文件一般由一个文件头、前缀和一个数据集合组成。在DICOM标准的说明中要求DICOM文件中包含有文件头，但实际使用中不包含文件头的DICOM图像文件同样也能被DICOM应用软件识别。当没有文件头时，文件的开始就直接是DICOM数据集合。

DICOM图像文件的文件头包含了用于标识数据集合的相应信息，文件头的最开始一般是文件识别信息，由128字节的导言部分组成，可以用于特定操作的定义或应用协议及文件的相关说明，导言使得DICOM图像文件中提供的图像和其他数据更容易被访问处理。如果导言部分不表达任何信息，则用十六进制的00来填充这128个字节。

DICOM文件的前缀是一个长度为4字节的字符串“DICM”，可以根据该值来判断一个文件是不是DICOM文件。

DICOM文件不同于其它的图像文件，DICOM文件里不仅包含图像数据，还包含许多其它与图像有关的信息，如病人姓名、出生日期、检查日期、病人编号、检查部位等等，有字符信息，也有数字信息。为了表达这些信息，DICOM标准定义了多组数据元素(Data Element)，DICOM的数据集合就是由一些按照需要选取的数据元素按照一定的顺序排列组成。数据元素是DICOM文件的基本单位，在数据存储和传输中，每个DICOM数据元素具有统一的风格和内容。每个数据元素包括4个部分：标签号(TAG)、数据类型(VR, Value Represent)、数据长度(Value Length)以及数据体(Value Field)。每个数据元素都有自己的标签号用于区别其他的数据元素，数据元素标签由四个字节表示，前两个字节表示组号，后两个字节表示元素号。数据类型描述数据元素表示的信息对象属性的类型和格式，用两个字符标记，数据类型表述的存在与否取决于传输格式是大端还是小端。数据长度以字节表示数据体的长度，其值为偶数。数据体用于存放真正的数据。DICOM文件的格式结构示意图如图3.2所示。

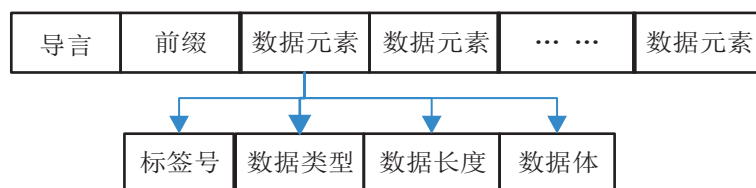


图 3.2 DICOM文件格式示意图

3.2 人体CT扫描图像处理

本研究使用的人体CT扫描图像是由南方医科大学提供的，通过对一名成年男性志愿者进行CT扫描获得。人体CT扫描图像以DICOM文件格式存储。

图像处理包括图像预处理、图像分析和图像理解三个层次。图像预处理是为了改善视觉效果或图像的表现形式，为图像分析打基础，一般包括：图像增强、图像平滑、图像锐化、图像复原、图像变换、图像编码、图像计算（对像素点进行算术或逻辑计算）等。图像分析包括：图像分割、图像特征（几何形状特征、边界描述、纹理特征）提取等，图像分析后输出一组描述目标图像特点和性质的数据。图像理解是在图像分析的基础上，理解图像所表现的内容，分析图像间的相互联系。

目前对人体CT扫描图像处理方面的研究较多，且已有多款软件（如Mimics, VolView, 等）可用于读取DICOM图片，并可方便的在软件平台上进行图像处理工作，本章直接借助Mimics软件平台，对人体CT扫描图像进行处理，下面主要以人体骨骼的分割和图像特征提取为例来着重讨论图像分割和图像特征提取。

3.2.1 图像分割

对CT图像的分割是把CT图像分成若干个特定的、具有独特性质的或是感兴趣的区域，图像分割是图像分析的关键步骤，像素之间的相似性和跳变性是图像分割的基础。相似性是指在某个区域内像素具有的某种特性相似，如灰度一样，纹理相同等；跳变性是指某种特性不连续有较大变化，如灰度值突变等。已有的图像分割方法主要有：基于阈值的分割方法、基于区域的分割方法、基于边缘的分割方法、基于特定理论的分割方法、基于小波变换的分割方法以及基于神经网络的分割方法等。目前使用的分割算法大都是针对具体问题提出的，没有一种适合于所有图像的通用的分割算法，都存在各自的优点和局限性。如常用的阈值分割法的优点是计算简单、效率较高、运算速度快，但是分割结果依赖于阈值的选择。基于区域的分割方法中，区域生长法的优点是计算简单，对于较均匀的连通目标有较好的分割效果，它的缺点是需要人为确定种子点，对噪声敏感，可能导致区域内有空洞；另外，当分割目标较大时，分割速度慢。分裂合并法对复杂图像的分割效果较好，但算法较复杂，计算量大，分裂还可能破坏区域的边界。边缘分割方法是基于边缘处有结构上或灰度级的突变，通过对图像灰度值求导数检测不连续的灰度值从而确定边缘，由于边缘和噪声都是灰度不连续点，在频域均为高频分量，会有噪声影响，边缘分割方

法的分割效果与使用的微分算子有关。

本文使用基于灰度值阈值分割的方式对各组织进行分割，它实际上是按式(3-3)的关系将图像 $f(i, j)$ 输出到图像 $g(i, j)$ ：

$$g(i, j) = \begin{cases} 1 & T_0 \leq f(i, j) \leq T_1 \\ 0 & f(i, j) < T_0 \\ 0 & f(i, j) > T_1 \end{cases} \quad (3-3)$$

式中， T_0 、 T_1 为阈值，对于需要提取的组织的图像元素 $g(i, j) = 1$ ，对于不提取的组织的图像元素 $g(i, j) = 0$ 。

阈值确定后，将阈值与像素点的灰度值比较并提取相应的像素，直接给出提取组织的图像区域。由此可见，阈值分割算法的关键是各组织的灰度阈值的选择，如果确定的阈值合适就可直接准确地将各组织的图像分割出来。如果阈值范围过大则会在分割的组织中出现很多多余物，如果阈值范围过小则会对组织提取不全。本研究参考由mimics软件提供的灰度值范围如表3.1所示，并根据软件中实际测得各组织的灰度值给定组织分割阈值。

表 3.1 人体各组织灰度值参考值

组织	灰度值	组织	灰度值
骨骼	226-3071	松质骨（儿童）	156-585
软组织	-700-225	肌肉（成人）	-5-135
釉质骨（成人）	1553-2850	肌肉（儿童）	-25-139
釉质骨（儿童）	2042-3071	脂肪组织（成人）	-205- -51
密质骨（成人）	662-1988	脂肪组织（儿童）	-212- -72
密质骨（儿童）	586-2198	皮肤（成人）	-718- -177
松质骨（成人）	148-661	皮肤（儿童）	-766- -202

本研究使用的CT图像沿人体头盆向有7部分，分段扫描并分别存储：头颈部（包括头部和颈部颈椎C1-C3段）CT图像的像素是 $0.4414\text{mm} \times 0.4414\text{mm}$ 扫描层厚1mm、颈胸部（包括颈部颈椎C4-C7段、胸部胸椎T1-T10段、肩部、上臂上部）CT图像的像素是 $0.9648\text{mm} \times 0.9648\text{mm}$ 扫描层厚1mm、胸腰部（包括胸部胸椎T11-T12段、腰部腰椎L1-L5段、上臂下部、肘关节部、小臂上部）CT图像的像素是 $0.9766\text{mm} \times 0.9766\text{mm}$ 扫描层厚1mm、臀部（包括腰部腰椎L5下部分、臀部、大腿上部、小臂下部、手腕、手掌及手指上部）CT图像的像素是 $0.9766\text{mm} \times 0.9766\text{mm}$ 扫描层厚1mm、大腿部（包括大腿中部、手指端部）CT图像的像素是 $0.9766\text{mm} \times 0.9766\text{mm}$ 扫描层厚1mm、膝关节部（包括

大腿下部分、膝关节、小腿上部分) CT图像的像素是 $0.9766\text{mm} \times 0.9766\text{mm}$ 扫描层厚 1mm 及小腿足部(包括小腿下部分及足部) CT图像的像素是 $0.9766\text{mm} \times 0.9766\text{mm}$ 扫描层厚 1mm 。为了节约研究成本, 本研究使用的mimics软件功能不全, 没有将各段合并的功能, 只能将各段分别读入计算机处理, 下面介绍人体骨骼系统分段读入及分割的情况。

(1) 首先将头颈部CT图片导入三维重构软件, 头颈部原始灰度断层图片如图3.3示。

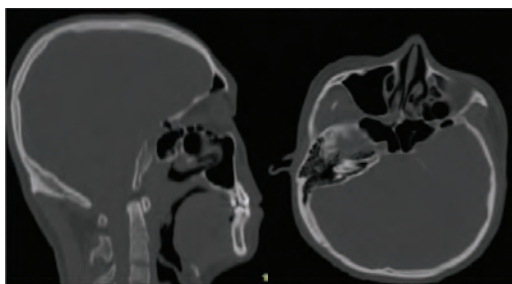
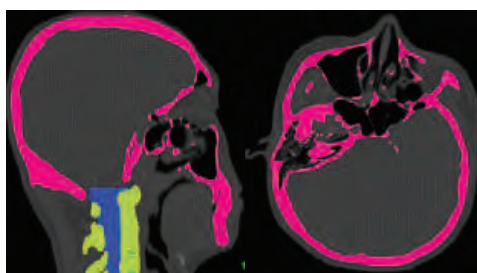


图 3.3 头颈部CT灰度图

将头颈部头骨、面骨、颈椎等通过灰度阈值分割, 并存放于不同的蒙层中, 然后, 编辑各蒙层, 修补缺少的部分并去除不需要的部分。如图3.4示。图中紫色部分是头骨及面骨、黄绿色部分是颈椎。图中灰色部分是没有进行分割的肌肉、皮肤及软组织部分, 头部内部的黑色部分是鼻腔、口腔等空气腔。



(a) 侧视图

(b) 俯视图

图 3.4 头颈部骨骼分割图

(2) 然后, 将颈胸部CT图片导入三维重构软件, 颈胸部原始灰度断层图片如图3.5示。

同样, 通过灰度阈值分割将颈胸部C4-C7段颈椎、T1-T10段胸椎、肋骨、胸骨、肩胛骨、肱骨、关节盂等分割并存放于不同的蒙层中, 然后编辑各个蒙层, 修补缺少的部分并去除不需要的部分。如图3.6示。图中粉色部分是颈椎、暗紫色部分是胸椎、肋骨、胸骨和肱骨, 淡兰色部分是脊髓, 灰色部分是没有

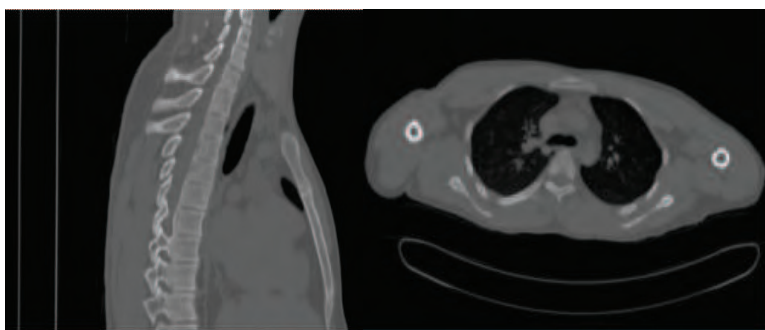


图 3.5 颈胸部CT灰度图

进行分割的肌肉、皮肤及软组织部分。身体内部的黑色部分是肺部及肺部空气腔。

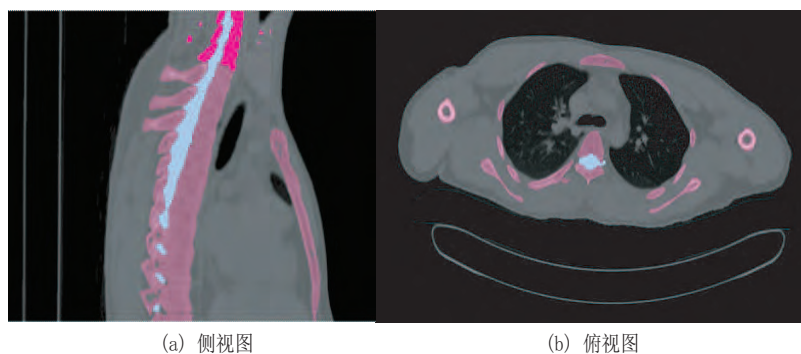


图 3.6 颈胸部骨骼组织分割图

(3) 将胸腰部CT图片导入三维重构软件，胸腰部原始灰度断层图片如图3.7示。

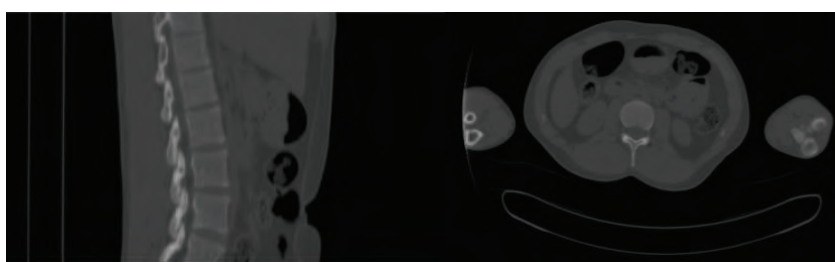


图 3.7 胸腰部CT灰度图

通过灰度阈值分割将胸腰部T11-T12段胸椎、L1-L5段腰椎、肋骨、脊髓、椎间盘等分割并存放于不同的蒙层中，然后编辑各个蒙层，修补缺少的部分并去除不需要的部分。如图3.8示。图中淡兰色部分是脊髓、紫色部分是胸椎、黄绿色部分是腰椎、亮黄色部分是椎间盘，灰色部分是没有进行分割的肌肉、皮肤及软组织部分。身体内部的黑色部分是腹部的空气腔。

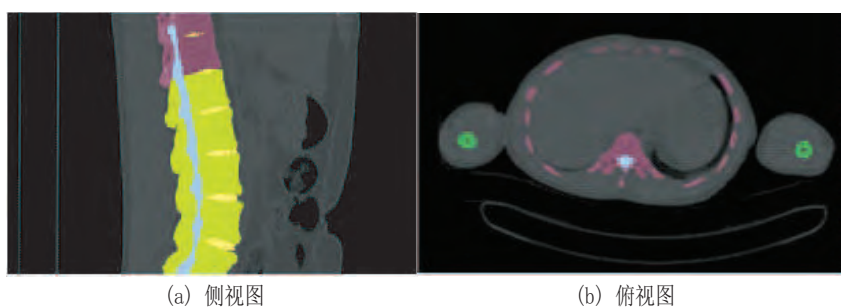


图 3.8 胸腰部骨骼组织分割图

(4) 将臀部CT图片导入三维重构软件，臀部原始灰度断层图片如图3.9示。

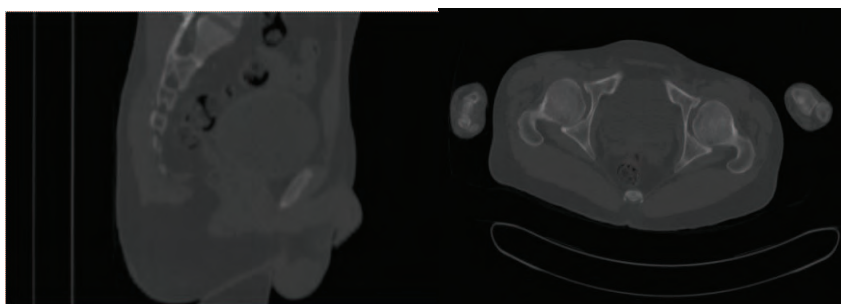


图 3.9 臀部CT灰度图

通过灰度阈值分割将臀部骨盆、尾椎、L5腰椎下部分、骨髓等分割并存放于不同的蒙层中，然后，编辑各个蒙层，修补缺少的部分并去除不需要的部分。如图3.10示。图中兰绿色部分是股骨和尺骨、桡骨，蓝色部分是尾椎和骨盆，黄色部分是L5腰椎下部分，灰色部分是没有进行分割的肌肉、皮肤及软组织部分。身体内部的黑色部分是下腹部空气腔。

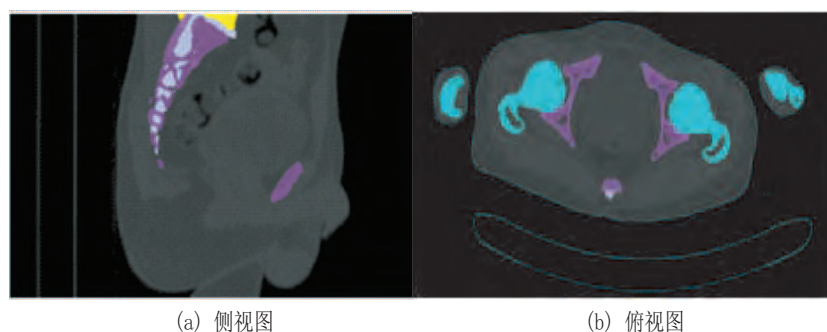


图 3.10 臀部骨骼组织分割图

(5) 将大腿部CT图片导入三维重构软件，大腿部原始灰度断层图片如图3.11示。

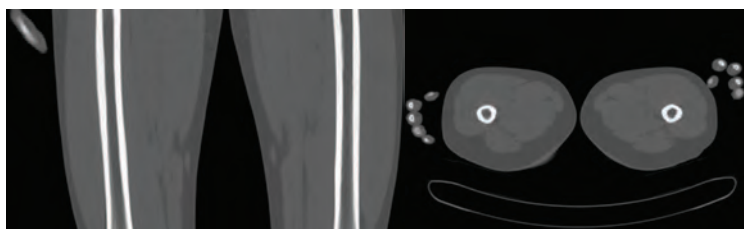


图 3.11 大腿部CT灰度图

通过灰度阈值分割将大腿部骨骼、手指端部骨骼等分割并存放于不同的蒙层中，然后，编辑各个蒙层，修补缺少的部分并去除不需要的部分。如图3.12示。图中红色部分是股骨、指骨，灰色部分是没有进行分割的肌肉、皮肤组织部分。

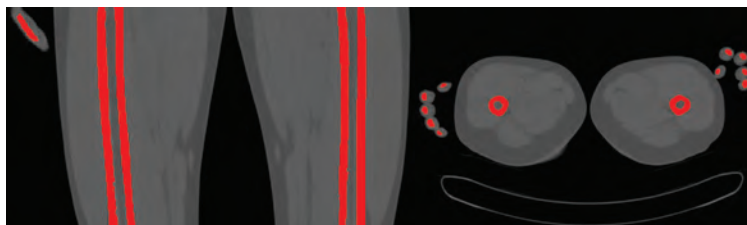


图 3.12 大腿部骨骼组织分割图

(6) 将膝关节部CT图片导入三维重构软件，膝关节部原始灰度断层图片如图3.13示。

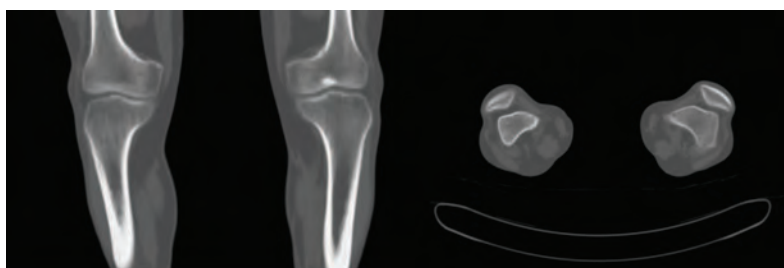


图 3.13 膝关节部CT灰度图

通过灰度阈值分割将大腿部骨骼、膝盖骨、小腿骨等分割并存放于不同的蒙层中，然后，编辑各个蒙层，修补缺少的部分并去除不需要的部分。如图3.14示。图中绿色部分是股骨、髌骨、腓骨、胫骨，灰色部分是没有进行分割的肌肉、皮肤组织部分。

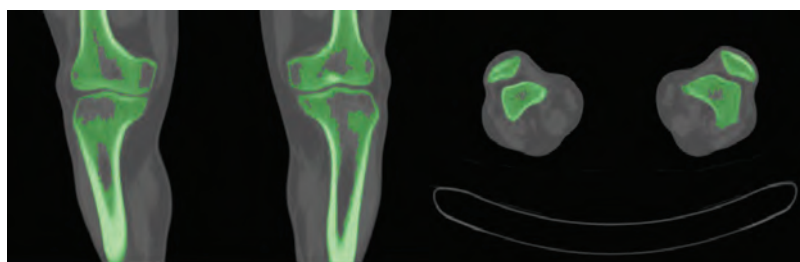


图 3.14 膝关节部骨骼组织分割图

(7) 将小腿足部CT图片导入三维重构软件，小腿足部原始灰度断层图片如图3.15示。



图 3.15 小腿足部CT灰度图

通过灰度阈值分割将小腿部骨骼、足部骨骼等分割并存放于不同的蒙层中，然后，编辑各个蒙层，修补缺少的部分并去除不需要的部分。如图3.16示。图中绿色部分是腓骨、胫骨、跗骨、蹠骨和趾骨，灰色部分是没有进行分割的肌肉、皮肤组织部分。

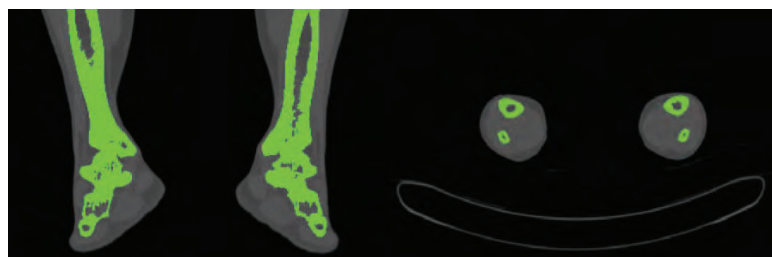


图 3.16 小腿足部骨骼组织分割图

人体的软组织、肌肉、膜层、韧带等组织同样可通过灰度阈值进行分割，由于软组织与肌肉的灰度值很接近，在利用灰度阈值进行分割后，经常会将软组织和肌肉分割到同一个蒙层中，这时组织的分割还需要用到形态学操作、布尔操作及多层编辑分割。本文用此方法对头部肌肉及脑组织等做了分割，如图3.17所示，图中绿色部分是头骨及面骨、白色部分是颈椎、橙色部分是肌肉、黄色部分是脑组织、红色部分是膜层。

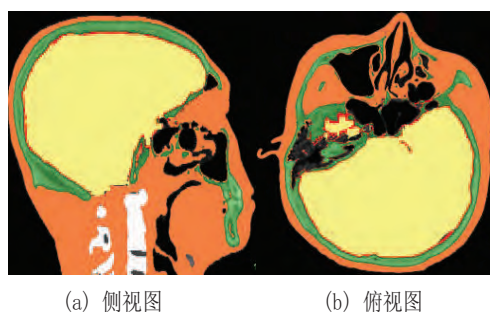


图 3.17 头颈部各组织分割图

3.2.2 图像特征提取

图像特征提取是在图像分割的基础上将待研究的人体组织和器官的几何形状特征、灰度值等信息提取并输出，以便进行图像三维重建。

在本章的研究中，图像特征提取是将头颈部、颈胸部、胸腰部、臀部、大腿部、膝关节部、小腿足部各段的骨骼，及头部肌肉、脑组织、膜层分别进行了提取，以灰度值的数据格式进行了图像特征输出，骨骼输出数据通过paraview三维显示，如图3.18示。

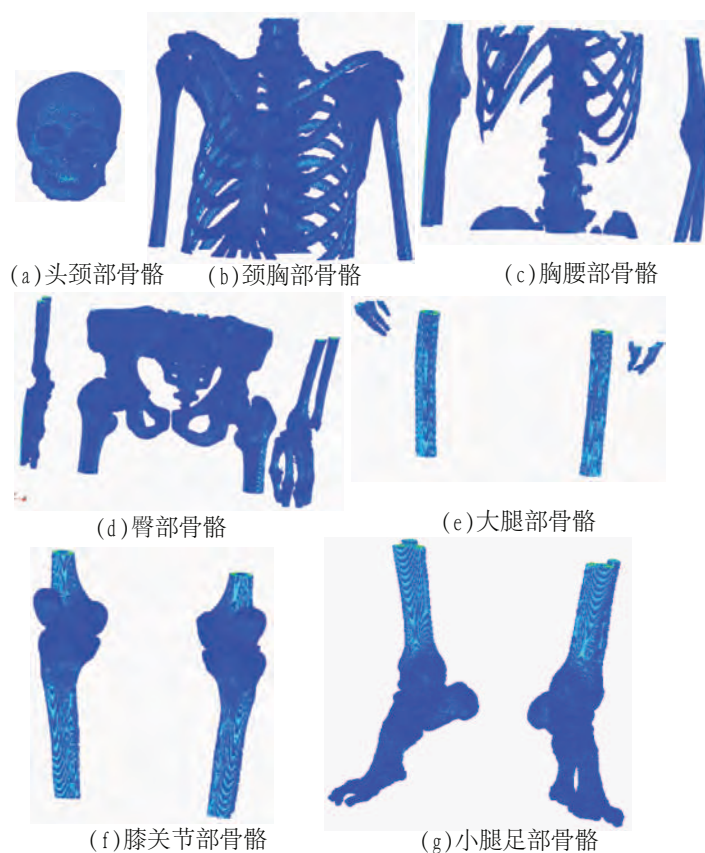


图 3.18 人体分段骨骼提取图

3.3 人体三维物质点模型的构建

本章以人体骨骼三维物质点模型的构建为例来说明构建人体三维物质点模型的方法。

要构建人体骨骼的三维物质点模型，首先要进行人体骨骼的几何模型的构建，然后，在正确的几何模型的基础上构建三维物质点模型。

3.3.1 人体骨骼的几何模型

由于本研究使用的Mimics重构软件不能同时将整个人体分段扫描存储的文件同时导入，各段只能分别导入3D重构软件，分别进行分割、存储、导出。将通过图像特征提取的各段骨骼合并输出，发现各段有错位、旋转，不能构建正确的人体几何外形，如图3.19示。这说明人体在进行分段扫描的过程中中心点有变化，体位有旋转。

要构建完整的人体几何模型，需要对人体各段做几何位置调整，将各段进行平移、旋转等处理。先要对人体各段的形状、边界进行测量，从而得出该段的几何模型方面的重要信息。然后确定平移和旋转的基准体以及平移的前后、上下、左右距离，旋转的角度。

人体左右向为X轴方向，向左为正向；人体胸背向为Y轴方向，向后为正向；人体头盆向为Z轴方向，向上为正向。本文以头颈部为基准，以调整颈胸部的几何位置为例来介绍几何位置调整的方法。

以头颈部段为基准，提取头颈部下端人体冠状面上X坐标的最大值 $X_{1\max}$ 对应的点的坐标 $(X_{1\max}, Y_{1\max})$ 和最小值 $X_{1\min}$ 对应的点的坐标 $(X_{1\min}, Y_{1\min})$ 、人体矢状面上Y坐标的最大值 $Y_{1\max}$ 对应的点的坐标 $(X_{1y\max}, Y_{1\max})$ 和最小值 $Y_{1\min}$ 对应的点的坐标 $(X_{1y\min}, Y_{1\min})$ ，提取颈胸部上端面人体冠状面上X坐标的最大值 $X_{2\max}$ 对应的点的坐标 $(X_{2\max}, Y_{2\max})$ 和最小值 $X_{2\min}$ 对应的点的坐标 $(X_{2\min}, Y_{2\min})$ 、人体矢状面上Y的最大值 $Y_{2\max}$ 对应的点的坐标 $(X_{2y\max}, Y_{2\max})$ 和最小值 $Y_{2\min}$ 对应的点的坐标 $(X_{2y\min}, Y_{2\min})$ 。颈胸部水平左右移动的距离为 $X_{2\max} - X_{1\max}$ ，值若大于0则右移，值若小于0则左移；前后移动的距离为 $Y_{2\max} - Y_{1\max}$ ，值若大于0则前移，值若小于0则后移；颈胸部绕Z轴水平旋转的角度为 $(\arctan \frac{Y_{2\max} - Y_{2\min}}{X_{2\max} - X_{2\min}} - \arctan \frac{Y_{1\max} - Y_{1\min}}{X_{1\max} - X_{1\min}})$ ，值若大于0则顺时针方向旋转，值若小于0则逆时针方向旋转。其他各段的移动及旋转操作也可按此方法进行。由于人体数据量比较大，本研究利用Qt软件平台开发了计算程序来实现这一算法。

以头部为基准，其他各段的几何位置调整情况为：颈胸段水平向右移动146.6mm，向前移动134.5mm；胸腰部水平向右移动154.2mm，向前移



图 3.19 人体各段未经几何位置调整的整体图

动137.8mm，向上移动2mm；臀部水平向右移动153mm，向前移动138mm，向上移动2mm；大腿部向右移动146.5mm，向前移动144mm，向下移动2755mm，同时绕Z轴逆时针旋转5.5°；膝关节部位及小腿足部部位与大腿部位的平移及旋转参数一致。

3.3.2 人体骨骼系统的三维物质点模型

三维物质点模型的数据包含质点质量、X坐标、Y坐标、Z坐标。要构建符合物质点算法的人体的三维物质点数据模型，需要计算质点质量、进行质点缩并、将CT图片的输出数据格式转换为三维物质点模型数据格式等操作。

首先将一个像素作为一个质点处理，可借助密度与灰度值的关系式(3-4)来计算质点密度

$$\rho_p = a * H_p + b \quad (3-4)$$

式中 H_p 为质点灰度值，a、b为常数，根据组织的整体密度确定。

质点质量则由式(3-5)来计算

$$m_p = \rho_p * V_p \quad (3-5)$$

式中 ρ_p 为质点密度， V_p 为质点体积，由扫描像素确定。

质点缩并是按构建模型尺度的要求，预先确定所构建模型的质点间距，以该间距为边长在物质空间布满立方体格子，将所有在同一个格子里的质点合并为一个质点。合并后质点的质量是所有格子内质点质量的总和，合并后质点的X、Y、Z坐标值是格子的质心位置坐标。如果同一个格子中的质点数太少，则将格子中的质点合并到与其相邻的格子中去。

本研究利用Qt软件平台开发了计算程序来实现这一算法。程序中实现了数据格式转换、计算质点质量、质点缩并、计算整体质量、计算整体密度、数据输出等。算法的具体实现过程如下：

- (1) 读入由图像特征提取得到的数据文件，该数据文件包括像素的X、Y、Z坐标值及灰度值。
- (2) 设置所构建模型的质点间距。
- (3) 将一个像素作为一个质点处理，设定a、b值利用式(3-4)计算质点密度。
- (4) 利用式(3-5)根据质点密度及一个像素所代表的图像区域的大小计算质点质量。

(5) 进行质点缩并的操作, 重新确定缩并后质点质量及空间坐标位置。

(6) 将所有质点质量累加, 计算整体质量 m 。

(7) 将所有质点的体积累加计算整体体积 v , 根据密度计算式 $\rho = m/v$ 来计算整体密度。若整体密度与给定的参考值不符, 则返回第(3)步, 调整 a 、 b 值。

(8) 进行数据格式转换, 将质点质量存放于数据文件中第一列、质点 X 坐标值存放于第二列、质点 Y 坐标值存放于第三列、质点 Z 坐标值存放于第四列。

(9) 输出数据文件。

通过几何位置调整及数据格式转换、质点缩并等操作构建的人体骨骼三维物质点模型如图3.20示。

3.4 小结

本章首先介绍了医用CT成像原理及DICOM医学图像格式, 然后, 通过描述构建人体骨骼系统三维物质点模型的过程阐述了由人体CT扫描图片构建三维物质点模型的方法, 使用该方法分割人体的骨骼组织并提取骨骼组织, 将骨骼组织以灰度值的格式输出成数据文件, 并对输出的各段数据进行平移、旋转处理, 构建人体骨骼的几何模型, 然后, 针对物质点数据模型的格式要求, 计算质点质量, 将人体骨骼组织数据转换成质点质量和 X 、 Y 、 Z 坐标的格式存放成物质点数据模型文件, 缩并质点, 成功的构建了所提取的人体骨骼组织的三维物质点模型。

本章主要是为了介绍从CT图片构建人体三维物质点法模型的方法, 在对骨骼组织分割和提取的过程中没有将骨骼按解剖结构分开提取, 在实际操作过程中可根据需要在组织分割与特征提取的过程中只分割和提取需要的部位。

人体的肌肉、脑组织、肺、心脏等组织均可按此方法构建三维物质点模型。此方法同样可用于其他复杂物体由CT图片构建三维物质点模型。

若人体扫描过程中没有移位或旋转, 则在构建人体三维物质点模型的过程中不需要本章提及的几何位置调整, 从本章的论述过程可以发现从CT图片构建人体三维物质点模型的方法非常简单快捷, 并且模型有非常好的生物逼真度, 这正是构建人体三维物质点模型的优势所在。



图 3.20 人体骨骼三维物质点模型图

第4章 基于物质点法模拟人体头部碰撞响应

4.1 人体头部碰撞问题

头部损伤的发病率高，是伤后致残、致死的重要原因。日常生活中，交通事故、摔倒和跌落等情况均可引起颅脑损伤。全球15%的交通事故发生在中国^[157]。随着现代化进程的加快，未来几年中国的交通损伤存在着有增无减的趋势。机动车、自行车、行人之间的相互碰撞将会不可避免地频繁出现，引发的头部损伤也必然会不断增加。因此，研究和探讨头部损伤中的生物力学问题，研究头部损伤的损伤机理，对于制定相应的防护措施、降低伤害的发生率以及提高损伤的治愈率有着非常重要的意义。

头部损伤生物力学的研究范畴是头部在外载荷下的动态响应，头部损伤的原发性原因是由于外力载荷超出了头部组织所能承受的损伤阈值。损伤的分布位置与撞击力、头部结构以及材料等因素直接相关。近年来，头部损伤生物力学的研究多基于计算机数值模拟仿真分析，其中使用较多的方法是有限元法。上世纪七十年代以来，国外学者利用有限元技术构建了多个头部有限元模型，并用于数值模拟研究。Hardy和Marcal^[158]于1973年首次利用有限元方法构建了人体头部有限元模型，此模型中头骨使用双层的曲面和任意的三角形壳单元。Shugar^[159]于1975年构建了更精确的人体头部模型，头骨用了3层8节点实体单元。Hosey和Liu^[160]于1980构建了一个由637个实体单元和149个壳单元构成的头部有限元模型，该模型的颅骨、脑脊液、脑组织、膜结构均选用线弹性材料。Gilchrist和O'Donoghue^[60]于2000年构建了一个二维平面应变头部有限元模型，并对此模型进行了研究，给出了头部正面碰撞的计算模拟结果并预测了脑组织的侧面突击伤。AOMURA等人^[61]于2003年基于MRI和CT数据构建了一个三维有限元头部模型，包括皮肤、头骨、脑脊液和颈部，并进行了碰撞测试，研究指出头骨与脑脊液之间固定连接比滑动连接好。赵玮等人^[157]于2011年对应用于头部碰撞损伤研究的三维有限元头部模型做了综述，比较全面的总结了近些年来三维有限元头部模型的特点，并指出目前对于头部碰撞研究还没有理想的有限元模型。由于头部本身结构、材料的复杂性和数值模拟技术上的困难，至今还没有一种非常成熟而完整的理论从数值模拟技术上来研究头部损伤生物力学问题。

临床上，大多数头部损伤是由于外力作用于头颅而导致的直接损伤，头部

损伤有加速性、减速性和挤压性三种损伤方式^[161]。现实生活中，头部的三种损伤方式中减速伤的发生率比加速伤、挤压伤高，对于预测疾病的可能病程和结局最差的重型头部损伤中减速伤占大多数^[162]。头部减速伤是由于头部在运动中突然被一静止的障碍物所阻止而突然停止，迫使其由动态瞬间转为静态所产生的损伤，常见于交通伤和跌落伤^[163]。以往有学者认为头部的加速与减速运动仅仅是方向有别而损伤机制相同^[164]，但有学者研究认为，头部减速伤与头部加速伤在损伤生物力学机制方面有所不同，头部的损伤特点也不相同^[165-167]。目前对头部减速伤的生物力学机制还不是十分清楚。

基于上述原因，本文使用物质点法对人体头部碰撞动力学响应问题的研究从以下三方面进行：

（1）探索头部肌肉及边界条件对头部碰撞响应的影响

通过头部CT扫描图片构建三种不同的人体头部三维物质点模型，并用于研究人体头部在受到速度为6.4m/s的物体的撞击下的动态响应问题。三种人体头部三维物质点碰撞模型，第一种为简化的自由头部模型（SHFr），包括头骨、膜层、脑组织；第二种为带肌肉的自由头部模型(MHFr)，包括头部肌肉、头骨、膜层、脑组织；第三种为带肌肉的肩部固定模型(MHSFi)，包括头部肌肉、头骨、膜层、脑组织、肩部肌肉、肩颈部骨骼，肩部下缘固定。

（2）模拟头部加速伤损伤

基于一种头部模型，研究人体头部在受到速度分别为6.4m/s、12.8m/s、19.2m/s的铅锤的撞击下的动态响应。

（3）模拟头部减速伤损伤

基于一种头部模型，研究人体头部在运动速度分别为6.4m/s、12.8m/s、19.2m/s的情况下，突然遇到静止的障碍物撞击下的动态响应。

4.2 人体头部三维物质点模型

人体头部的三维物质点模型的构建使用第3章中描述的方法，基于人体CT扫描图像进行构建。模型包括头骨、头部肌肉、膜层、脑组织、肩颈部肌肉及肩颈部骨骼等部分。根据4.1节对人体头部碰撞动力学响应问题的研究内容，本章构建了三种人体头部三维物质点模型，第一种为简化的自由头部模型（SHFr），包括头骨、膜层、脑组织；头部三维物质点模型的总粒子数为2339038个，总质量3159.762g；第二种为带肌肉的自由头部模型(MHFr)，包括头部肌肉、头骨、膜层、脑组织；总粒子数为2947721个，总质量5257.932g；第三种为带肌肉的肩部固定的模型(MHSFi)，包括头部肌肉、头骨、膜层、脑

组织、肩部肌肉、肩颈部骨骼，肩部下缘固定；总粒子数为3080216个，总质量6664.115g。肌肉、头骨和膜层的应力更新使用弹性本构模型，而脑组织的应力更新采用粘弹性本构模型。头骨组织的失效基于最大应变和剪切应变。三种头部模型，粒子尺寸、数量和各部分质量列于表(4.1)。

表 4.1 头部物质点模型数据

	粒子间距 (mm×mm×mm)	粒子数	质量(g)
头骨	1×1×1	661117	1359.94
脑组织	1×1×1	1399670	1506.5
膜层	1×1×1	278251	293.322
头部肌肉	1.5×1.5×1.5	546982	2015.97
颈椎骨	1×1×1	61701	82.2
肩部肌肉	3×3×3	41977	1275.58
肩颈部骨骼	1×1×1	90518	130.603

铅锤采用简化的Johnson-Cook模型和Gruneisen状态方程，材料参数如表(4.2)所示。铅锤的失效模型采用最大静水拉力失效模型，当粒子的静水拉力低于静水拉力阈值 $P_{\min}$ 时粒子压力被置为0。

表 4.2 锤的材料参数

	材料	Pb
弹性常数	$\rho(\times 10^3 \text{kg/m}^3)$	11.35
	$E(\text{GPa})$	22.4
	ν	0.42
强化模型	$A(\text{MPa})$	12
	$B(\text{MPa})$	125
	$C(\text{MPa})$	0
	n	1.0
状态方程	$c_0(\text{m/s})$	2092
	S_1	1.45
	Γ_0	2.0
失效模型	$P_{\min}(\text{MPa})$	-1500

头骨、膜层、颈椎骨、颈肩部骨骼、颈肩部肌肉和头部肌肉都采用线弹性材料本构，弹性模量、泊松比及密度列于表(4.3)，这些参数基于CT图片上的灰度值计算获得并根据文献[89,168]数据进行了调整。脑组织采用粘弹性材料本构，材料参数基于CT图片上的灰度值计算获得并根据文献数据^[28]进行了调整，脑组织体积模量为2190MPa，剪切模量为538kPa，损耗模量为168kPa，损耗因子

为 35s^{-1} ，密度为 $1.14 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$ 。

表 4.3 人体头部模型的材料特性

	$E(\text{MPa})$	ν	$\rho(\times 10^3 \text{ kg/m}^3)$
头骨	6.5×10^3	0.21	2.1
膜层	31.5	0.45	1.05146
头部肌肉	1	0.45	1.07
颈椎骨	1×10^4	0.29	1.8
肩部肌肉	1	0.45	1.05
肩颈部骨骼	1×10^4	0.29	1.63

头骨、膜层、头部肌肉及颈椎的失效基于最大主应变/剪应变失效模型，设定最大主应变、最小主应变和最大剪应变阈值，当粒子的应变达到三个值中的任何一个就认为粒子失效。本研究中，头骨和膜层的最大主拉应变设为0.07，最小主应变设为-0.07，剪应变设为0.07。颈椎骨和头部肌肉的最大主拉应变设为0.1，最小主应变设为-0.1，剪应变设为0.1。粒子失效后即不能承受压力也不能承受拉力。

4.3 人体头部碰撞响应数值模拟

4.3.1 三种头部模型的碰撞响应数值模拟

将4.2节所构建的三种人体头部物质点模型用于研究人体头部额头在受到初速度为 6.4m/s 的铅锤的垂直撞击下的动态响应问题。三种人体头部三维物质点碰撞模型如图4.1所示。

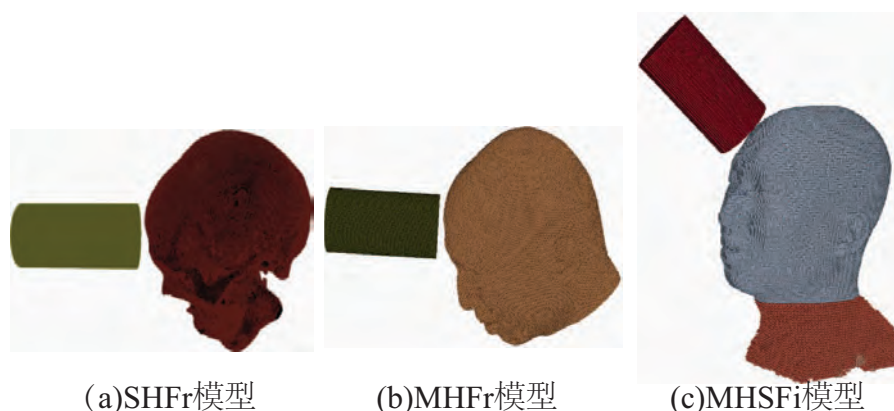


图 4.1 人体头部碰撞三维物质点模型

对于SHFr模型，头骨的碰撞后速度为 6.36m/s ，铅锤的碰撞后速度为 2.82m/s 。对于MHFr模型，头骨的剩余速度为 4.9m/s ，铅锤的碰撞后速度

为1.63m/s。对于MHSFi模型，头骨的碰撞后速度为4.28m/s，铅锤的碰撞后速度为1.24m/s。

根据1972 NHTSA 制定的头部损伤标准^[169]，HIC的计算公式如下：

$$HIC = \left[\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a dt \right]^{2.5} (t_2 - t_1) \quad (4-1)$$

式中： a 是头部质心处的加速度，单位为G； t_1, t_2 为碰撞过程中的两个时刻，其取值使HIC最大。三种头部模型头部质心加速度曲线如图4.2所示。

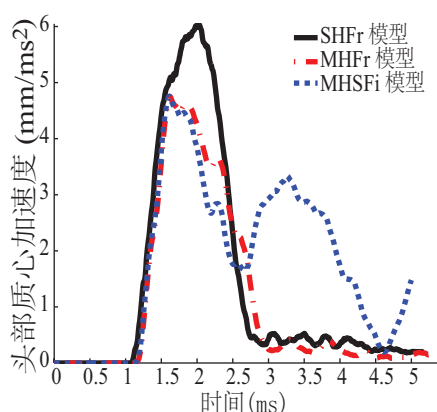


图 4.2 三种头部碰撞模型头部质心加速度曲线

图4.2中SHFr模型的头部质心加速度峰值略高于MHSFi模型和MHFr模型的头部质心加速度峰值，三种头部碰撞模型的碰撞动态响应时间基本一致。MHSFi模型的加速度曲线出现多个峰值，结合该模型的碰撞物理现象，可以看出：由于肩部固定，铅锤在第一次碰撞头部后滑落的过程中又对头部进行了多次碰撞。对于SHFr模型， $HIC=706$ 。对于MHFr模型， $HIC=692$ 。对于MHSFi模型，由于头部和铅锤之间的多次碰撞，使HIC值远远大于其他两种模型的HIC值，取第一次碰撞的头部加速度值进行计算（2.5ms之前）， $HIC=566$ 。

从头部质心加速度曲线图及HIC值中我们发现头部肌肉会使头部质心加速度的峰值减小约20%左右，且会使头部碰撞的HIC值减小，说明肌肉对头部有保护作用，可减少碰撞损伤几率；而肩部固定（MHSFi模型）与头部自由（MHFr模型）两种碰撞模型的结果比较说明，在完成第一次碰撞前（本研究从碰撞开始到碰撞结束时间小于2ms），头部设为自由边界条件对头部碰撞响应的影响不大。这个结果与Ruan等^[170]于1994年及Willinger等^[171]于1995年提出的结论不完全一致，他们认为对于冲击时间少于6ms的情况，颈部连接处可设置为自由边界条件。头部设为自由边界条件是否影响头部碰撞的响应结果与碰撞持续的时

间及完成一次碰撞所需的时间有关，碰撞持续的时间长于完成第一次碰撞所需时间则有影响，否则无影响。完成第一次碰撞所需的时间与头部模型及锤的几何尺寸、质量、撞击速度、材料密度、弹性模量、泊松比等参数有关。

1.2ms时头骨及脑组织上的压力波云图如图4.3所示。

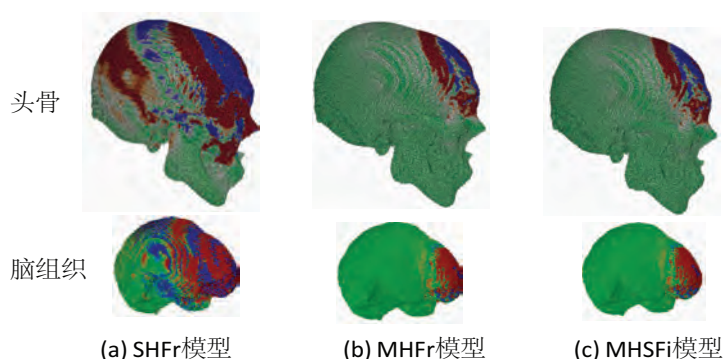


图 4.3 三种头部碰撞模型头骨和脑组织在1.2ms时压力云图

图4.3中，MHSFi模型和MHFr模型的压力波传播基本一致，SHFr模型的压力波传播在1.2ms时出现了多个波峰，可能是由于铅锤接触头骨较早造成。撞击点处是压缩波，其周围出现拉伸波，头骨和脑组织的压缩波沿着头骨及脑组织由撞击点向后传播。

从头骨和脑组织的压力云图，我们发现MHSFi模型和MHFr模型的压力波在头骨和脑组织中的分布及峰值基本一致，进一步说明在第一次碰撞结束前头部设为自由边界条件对头部碰撞响应的影响不大。SHFr模型的压力波波峰出现的较早，是由于在SHFr模型中铅锤接触头骨较早造成的。

头部加速度达到峰值时头部损伤云图如图4.4所示。

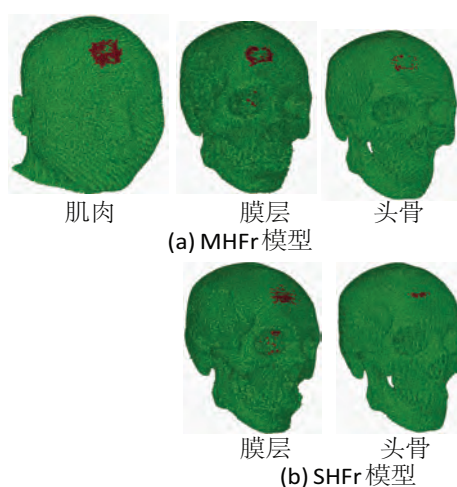


图 4.4 头部加速度达峰值时三种头部模型头部损伤云图

MHSFi模型和MHFr模型的损伤云图基本一致，图4.4给出了头部加速度达到峰值时MHFr模型的头部肌肉、膜层、头骨的损伤云图和SHFr模型的膜层及头骨的损伤云图，图中红色部分是损伤失效部分。MHFr模型和MHSFi模型的损伤云图中损伤失效部分的面积较SHFr模型的损伤云图中损伤失效部分的面积大，但是失效质点的分布比较分散，形成一个空心的圈，说明头部肌肉对撞击力有分散作用，从而减小受伤。三种模型的失效质点均分布在撞击处和膜层的眼眶处，说明在头部前额受到垂直撞击的情况下头部碰撞接触处及眼眶处是比较容易受伤的部位。

本研究的结果说明：头部肌肉对头部碰撞的损伤程度有影响，由于头部肌肉的存在会分散头部的受力分布，头部受力面积扩大，受伤程度减小，但不会改变受伤位置。对于短时间的碰撞（本研究小于2ms）头部自由和肩部固定的边界条件对头部碰撞过程中头部动态响应没有影响。但是对于更长时间的碰撞，由于肩部固定导致头部没有及时离开铅锤而产生连续多次碰撞，从而导致头部损伤与头部自由状态下的头部损伤不同，头部质心的加速度曲线也不同。在做头部碰撞数值模拟研究时，应根据所研究的问题建立合理的模型。

4.3.2 头部加速伤损伤数值模拟

头部加速伤是头部受到运动的物体碰撞打击而产生加速度而产生的损伤。本文对于头部加速伤的研究基于简化的自由头部模型（SHFr），研究人体头部在受到速度分别为6.4m/s、12.8m/s、19.2m/s的铅锤的撞击下的动态响应问题。头部碰撞模型如图4.5所示。



图 4.5 头部加速伤碰撞模型

对于铅锤初始速度为6.4m/s的碰撞，头骨的碰撞后速度为6.36m/s，铅锤的碰撞后速度为2.82m/s。对于铅锤初始速度为12.8m/s的碰撞，头骨的剩余速度为11.8m/s，铅锤的碰撞后速度为6.21m/s。对于铅锤初始速度为19.2m/s的碰撞，头骨的碰撞后速度为16.2m/s，铅锤的碰撞后速度为10.2m/s。

三种碰撞速度下，头部质心加速度曲线如图 4.6所示，图中分别用v6、v12、v20表示初速度为6.4m/s、12.8m/s、19.2m/s的情况，下文中除特殊说明，均沿用此表示方法。

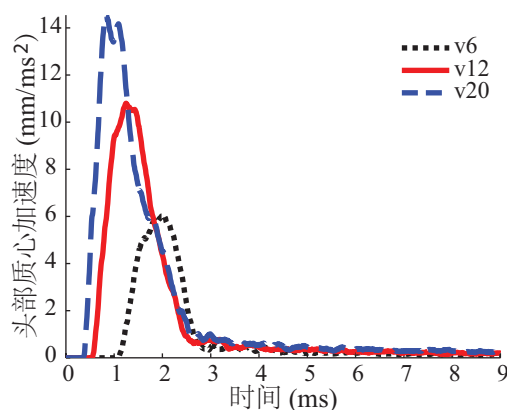


图 4.6 加速伤三种碰撞速度下头部质心加速度曲线

图4.6中铅锤碰撞初始速度为6.4m/s时，头部质心加速度峰值6.037mm/ms²，从碰撞开始至碰撞结束持续时间约为1.7ms；铅锤碰撞初始速度为12.8m/s时，头部质心加速度峰值10.76mm/ms²，从碰撞开始至碰撞结束持续时间约为2.13ms；铅锤碰撞初始速度为19.2m/s时，头部质心加速度峰值14.51mm/ms²，从碰撞开始至碰撞结束持续时间约为2.26ms。铅锤碰撞初始速度为19.2m/s时，加速度曲线出现两个峰值，可能是由于铅锤在第一次碰撞头部后有过轻微的反弹过程。头部质心加速度曲线与文献[88]利用ULP头部有限元模型模拟头部碰撞问题的头部加速度曲线变化趋势一致，但是碰撞初速度为6.4m/s时，本研究的头部加速度峰值比文献中的高，碰撞开始至碰撞结束持续时间比文献中的短。由第2章2.6.2小节粘弹性材料模型的验证结果，可以认为这种差别是由于所使用的头部模型不同造成的，ULP模型是根据法国人的头部数据构建的，质量为4.7kg^[172]，而本研究的头部模型是根据中国人的头部数据构建的，质量为3.2kg。

根据头部损伤标准HIC的计算公式，碰撞初始速度为6.4m/s时， $HIC = 706$ 。碰撞初始速度为12.8m/s时， $HIC = 2897.7$ 。碰撞初始速度为19.2m/s时， $HIC = 5899.4$ 。

结果说明，头部加速度峰值及HIC值均受碰撞初速的影响，碰撞初速度越大加速度峰值越高，HIC值越大，因此，碰撞初速度越大，头部受伤的几率越高，损伤越严重。

由于铅锤初始速度不同，其接触头部的时间也不同，在做结果分析时，统

一考虑将铅锤接触头部开始作为时间的起点，距离此时间为 Xms 的点称为碰撞后 Xms ，下文中除特殊说明均采用这种说法。

铅锤与头部碰撞后 $0.2ms$ 时，三种碰撞速度下头骨及脑组织的压力波云图如图4.7所示。

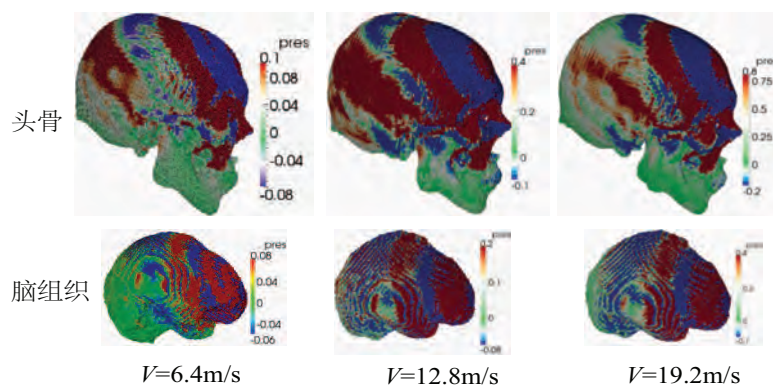


图 4.7 加速伤三种碰撞速度下头骨和脑组织压力云图

从头骨和脑组织的压力云图4.7中可以看出，三种碰撞速度下压力波传播规律基本一致，在碰撞后 $0.2ms$ 时出现了多个波峰，碰撞初速度越高压力越大。撞击点处是压缩波，其周围出现拉伸波，头骨和脑组织的压缩波沿着头骨及脑组织由撞击点向后传播，传播方向基本与受碰撞的方向一致。

头部加速度达到峰值时头部损伤云图如图4.8所示。

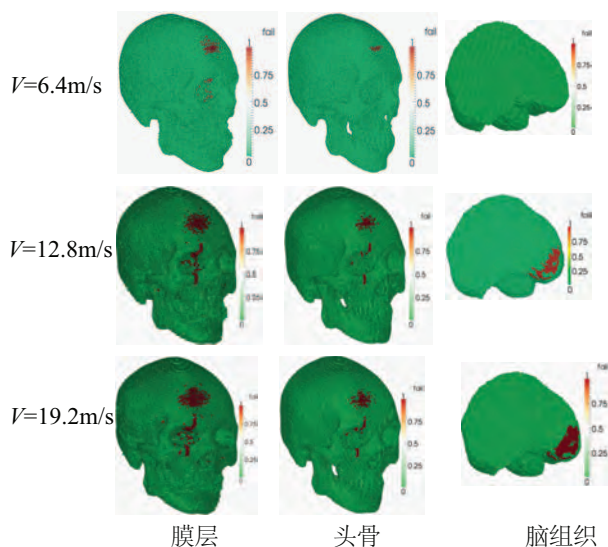


图 4.8 加速伤三种碰撞速度下头部损伤云图

图4.8给出了头部加速度达到峰值时头部膜层、头骨及脑组织剖面的损伤云图，图中红色部分是损伤失效部分。碰撞初速度越高头部损伤越严重，碰撞初

速为6.4m/s时，头部加速度达最大值时，膜层的撞击处及眼眶处有损伤，头骨的撞击处有损伤，脑组织没有损伤；碰撞初速度为12.8m/s和19.2m/s时，头部加速度达最大值时，膜层和头骨的撞击处及眼眶处有损伤，脑组织撞击端有损伤，且碰撞初速度越大时，损伤面积也越大。三种碰撞速度下，膜层的损伤失效质点均分布在撞击处和眼眶处，说明头部额头受垂直碰撞的情况下碰撞接触处及眼眶处是比较容易受伤的部位。脑组织在碰撞端先受损伤。

4.3.3 头部减速伤损伤数值模拟

头部减速伤是运动的头部受到物体碰撞打击而产生的损伤。本章对于头部减速伤的研究基于简化的自由头部模型（SHFr），研究人体头部在运动速度分别为6.4m/s、12.8m/s、19.2m/s的情况下，突然遇到静止的障碍物撞击下的动态响应问题。构建了两种碰撞模型，模型A是头部前额与铅锤轴向垂直碰撞，模型A的各参数与头部加速伤模型的参数一致，唯一的区别就是一个是静止的头部受运动的铅锤碰撞一个是运动的头部与静止的铅锤碰撞，构建模型A主要是为了与头部加速伤的情况进行对比。模型B是运动的头部与静止的刚性墙碰撞，主要模拟人体跌倒碰撞或急刹车碰撞等头部受伤情况，同时可与模型A进行比较，以便了解头部不同部位受到碰撞，头部的损伤情况。两种头部碰撞模型如图4.9所示。

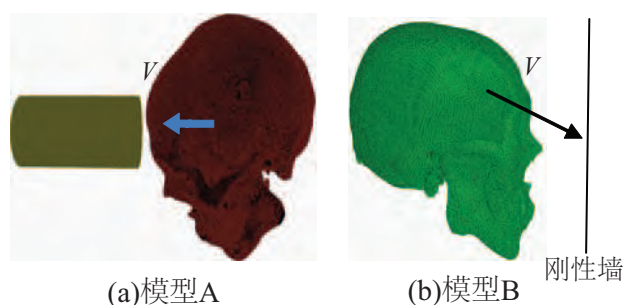


图 4.9 头部减速伤碰撞模型

4.3.3.1 模型A的计算结果

对于头部初始速度为6.4m/s的碰撞，头骨的碰撞后速度为0.2589m/s，铅锤的碰撞后速度为3.5788m/s。对于头部初始速度为12.8m/s的碰撞，头骨的剩余速度为1.5064m/s，铅锤的碰撞后速度为6.5101m/s。对于头部初始速度为19.2m/s的碰撞，头骨的碰撞后速度为3.3297m/s，铅锤的碰撞后速度为9.2031m/s。

三种碰撞速度下，头部质心加速度曲线如图4.10所示。

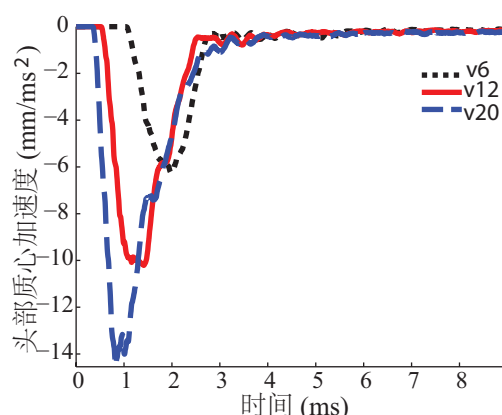


图 4.10 减速伤模型A三种碰撞速度下头部质心加速度曲线

图4.10中 铅 锤 碰 撞 初 始 速 度 为 6.4m/s 时，头 部 质 心 加 速 度 峰 值 -6.24mm/ms^2 ，从碰撞开始至碰撞结束持续时间约为 1.76ms ；铅锤碰撞初始速度为 12.8m/s 时，头部质心加速度峰值 -10.2mm/ms^2 ，从碰撞开始至碰撞结束持续时间约为 2.03ms ；铅锤碰撞初始速度为 19.2m/s 时，头部质心加速度峰值 -14.48mm/ms^2 ，从碰撞开始至碰撞结束持续时间约为 2.27ms 。铅锤碰撞初始速度为 19.2m/s 时，加速度曲线出现两个峰值，可能是由于铅锤在第一次碰撞头部后有轻微的反弹过程。

根据头部损伤标准 HIC 的计算公式，碰撞初始速度为 6.4m/s 时， $HIC = 670.6$ 。碰撞初始速度为 12.8m/s 时， $HIC = 2608.8$ 。碰撞初始速度为 19.2m/s 时， $HIC = 5678.3$ 。

从头部质心加速度曲线图中我们发现头部加速度峰值及 HIC 值均受碰撞初速的影响，碰撞初速度越大加速度峰值越高， HIC 值越大，说明碰撞初速度越大，头部受伤的几率越高。

铅锤与头部碰撞后 0.2ms 时，三种碰撞速度下头骨及脑组织的压力波云图如图4.11所示。与图(4.7)相比，三种碰撞速度下压力波传播与加速伤模型的压力波传播规律基本一致，减速伤模型A的头骨压力峰值在头部后端的分布面积更大。撞击点处是压缩波，其周围出现拉伸波，头骨和脑组织的压缩波沿着头骨及脑组织由撞击点向后传播，传播的方向与碰撞速度方向的反向基本一致。波的传播显示出非线性的状态，这与头骨及脑组织的非线性结构有关。

头部加速度达到峰值时头部损伤云图如图4.12所示。

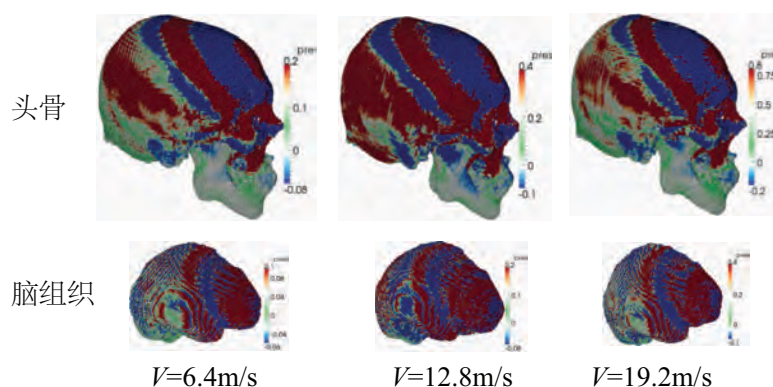


图 4.11 减速伤模型A三种碰撞速度下头骨和脑组织压力云图

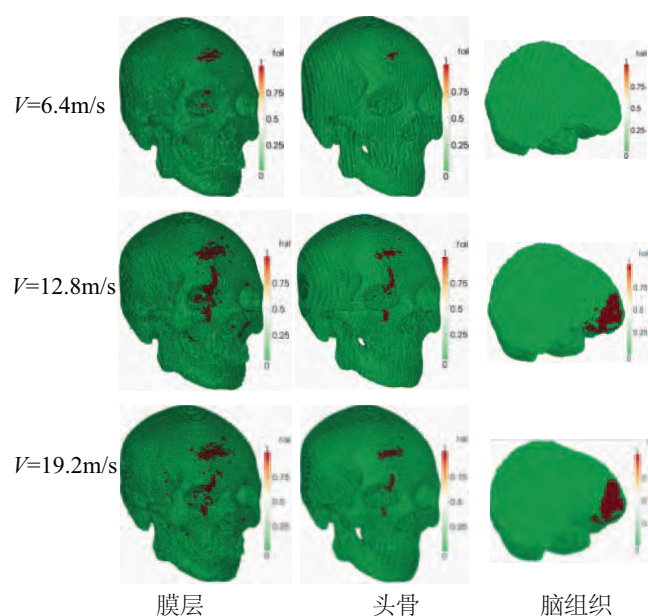


图 4.12 减速伤模型A三种碰撞速度下头部损伤云图

图中给出了头部加速度达到峰值时头部膜层、头骨及脑组织的损伤云图，图中红色部分是损伤失效部分。碰撞初速度为6.4m/s时，头部加速度达最大值时，膜层的撞击处及眼眶处有损伤，头骨的撞击处有损伤，脑组织没有损伤；碰撞初速度为12.8m/s和19.2m/s时，头部加速度达最大值时，膜层和头骨的撞击处及眼眶处有损伤，脑组织撞击端有损伤，且碰撞初速度越大，损伤面积也越大，因此，高速运动的人体在碰撞外物时更容易受伤，且人体运动速度越高碰撞造成的损伤越严重。

4.3.3.2 模型B的计算结果

头部初始速度为6.4m/s的碰撞，头骨的碰撞后速度为4.7904m/s。头部初始速度为12.8m/s的碰撞，头骨的剩余速度为9.2637m/s。头部初始速度为19.2m/s的碰

撞，头骨的碰撞后速度为13.606m/s。

三种碰撞速度下，头部质心加速度曲线如图 4.13所示。

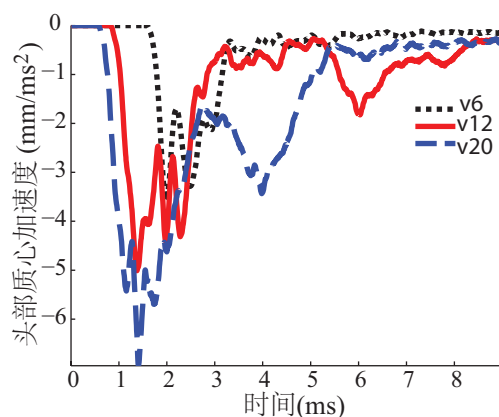


图 4.13 减速伤模型B三种碰撞速度下头部质心加速度曲线

图4.13中碰撞初始速度为6.4m/s，头部质心加速度峰值 -3.473mm/ms^2 ，从碰撞开始至碰撞结束持续时间约为2.35ms；碰撞初始速度为12.8m/s，头部质心加速度峰值 -4.986mm/ms^2 ，从碰撞开始至碰撞结束持续时间约为7.64ms；碰撞初始速度为19.2m/s，头部质心加速度峰值 -6.901mm/ms^2 ，从碰撞开始至碰撞结束持续时间约为6.24ms。三种碰撞初始速度下，加速度曲线都出现多个峰值，初始碰撞速度越高加速度的下一个峰值出现的越早，可能是由于在第一次碰撞后头部有反弹，进行了多次连续碰撞。

根据头部损伤标准HIC的计算公式，碰撞初始速度为6.4m/s时， $HIC = 196.7$ 。碰撞初始速度为12.8m/s时， $HIC = 1291.6$ 。碰撞初始速度为19.2m/s时， $HIC = 3518.0$ 。

从头部质心加速度曲线图中我们发现头部加速度峰值及HIC值受碰撞初速的影响，碰撞初速度越大加速度峰值越高，HIC值越大，说明碰撞初速度越大，头部受伤的几率越高。

碰撞初始速度为6.4m/s时，在碰撞后不同时刻，头骨及脑组织压力波云图如图4.14所示。

从头骨和脑组织的压力云图4.14中可以看出，头骨上压力波的传播方向是由碰撞处沿碰撞方向的反向传播，波的传播在头骨上显示非线性，这与头骨的非线性有关。撞击点处是压缩波，其周围出现拉伸波。脑组织的压缩波由下向上传播，波的传播在脑组织上显示较强的非线性，这与脑组织结构的非线性有关。

头部加速度达到峰值时头部损伤云图如图4.15所示。

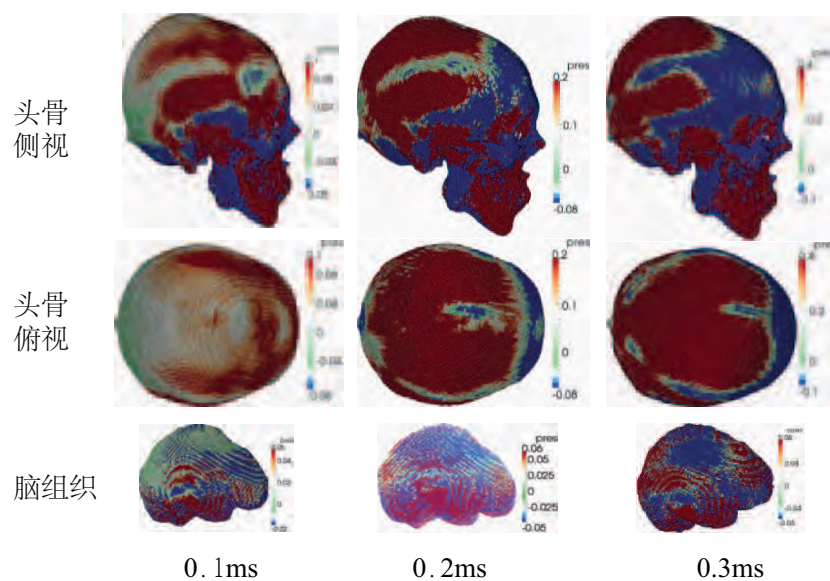


图 4.14 减速伤模型B头骨及脑组织压力波云图(a)碰撞后0.1ms; (b)碰撞后0.2ms; (c) 碰撞后0.3ms。

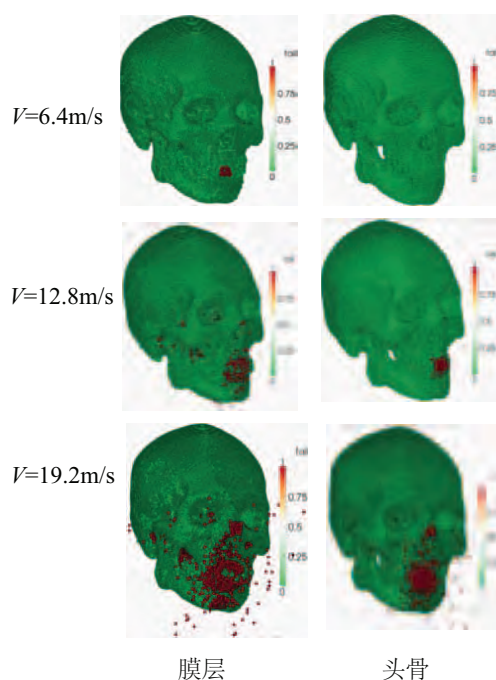


图 4.15 减速伤模型B三种碰撞速度下头部损伤云图

图4.15给出了头部加速度达到峰值时头部膜层、头骨的损伤云图，图中红色部分是损伤失效部分。三种碰撞初始速度下，头部加速度达最大值时，脑组织没有损伤。碰撞初速度为6.4m/s时，头部加速度达最大值时，膜层的撞击处有损伤，头骨没有损伤；碰撞初速度为12.8m/s和19.2m/s时，头部加速度达最大值时，膜层的撞击处及眼眶处有损伤；碰撞初速度为12.8m/s时，头骨的撞击处有损伤，眼眶处没有损伤，而碰撞初速度为19.2m/s时，头骨的撞击处和眼眶处均有损伤。三种碰撞速度下，失效质点均分布在撞击处，说明碰撞接触处是容易受伤的部位，当碰撞速度增大时，眼眶处也会损伤，说明眼眶处是比较容易受伤的部位。碰撞初速度越大时，损伤面积越大，进一步说明了碰撞初速度越高头部损伤越严重，因此，人体从越高的地方跌落及高速运动的汽车等交通工具的碰撞，更容易造成人体的严重受伤。

4.3.4 头部碰撞损伤的比较分析

由于头部加速伤模拟所使用的头部碰撞模型与头部减速伤模拟所使用的模型A的参数完全一致，唯一的区别就是头部加速伤模型是运动的铅锤碰撞静止的头部，而模型A是运动的头部碰撞静止的铅锤，所以，可通过比较二者的头部损伤情况来说明加速伤与减速伤的不同，从而分析头部加速伤的受伤机制和头部减速伤的受伤机制。头部减速伤模型A与模型B都是运动的头部碰撞静止的物体，不同之处在于头部碰撞的位置不同，且碰撞物不同，可通过比较二者的头部损伤情况来说明头部碰撞位置及碰撞物对头部损伤的影响。

4.3.4.1 头部加速伤与减速伤模型A的比较

头部质量比铅锤轻，对于相同的碰撞初始速度，减速伤模型A的初始碰撞能量比加速伤的初始碰撞动能低，能量时程曲线比较如图4.16示。图中红色点划线是加速伤的能量时程曲线，蓝色实线是减速伤模型A的能量时程曲线。图中可以看出，在相同的初始碰撞速度下，加速伤和减速伤模型A的内能基本一致，只有初速为12.8m/s的加速伤碰撞内能略小于减速伤模型A的内能。内能主要反映的是变形能，说明在初始碰撞速度及碰撞物相同的情况下，头部加速伤与减速伤整体变形基本一致。

将减速伤模型A的头部质心加速度取负号后，与加速伤的头部质心加速度进行比较，如图4.17，图中红色点划线是加速伤模型在三种碰撞初速度下的头部质心加速度时程曲线，蓝色实线是减速伤模型A在三种碰撞初速度下的头部质心加速度时程曲线。图中可以看出，在碰撞初速度相同的情况下，加速伤的头部质

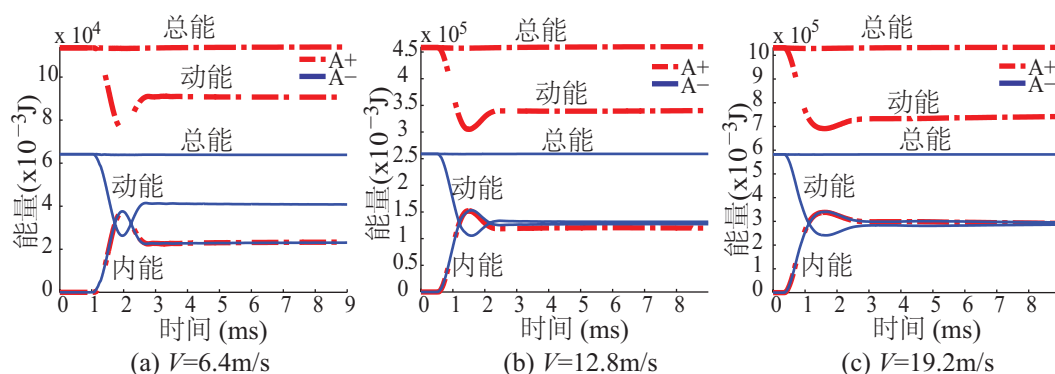


图 4.16 三种碰撞速度下加速伤与减速伤模型A能量比较

心加速度基本与减速伤模型A的头部质心加速度一致，只有初速为12.8m/s的加速伤碰撞头部质心加速度峰值略高于减速伤模型A的头部质心加速度峰值。头部质心加速度值主要反映的是头部的整体受力，说明在相同的初始碰撞速度下头部整体受力基本一致。

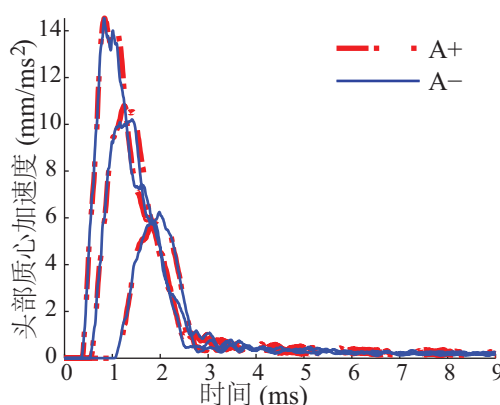


图 4.17 三种碰撞速度下加速伤与减速伤模型A头部质心加速度比较

比较图4.8和图4.12的头部损伤云图可以看出，在头部质心加速度达峰值时，减速伤模型A的头部损伤较加速伤稍严重一些。这说明，头部做减速运动更容易受伤，即运动的头部比静止的头部在受到碰撞时更容易受伤。

下面再比较碰撞更长时间后，头部加速伤和减速伤模型A的脑组织损伤情况，图4.18中给出了碰撞后1ms时三种碰撞速度下脑组织的损伤云图及碰撞后2ms时碰撞初速度为19.2m/s的脑组织的损伤云图。

从图4.18中可以看出，对于头部额头受垂直碰撞的情况，脑组织的损伤位置首先出现在碰撞端，然后出现在脑干处。对于加速伤，脑组织的碰撞端的损伤面积较减速伤的小，而脑干处的损伤深度比减速伤的大。随着碰撞接触后时间的增长，脑组织的损伤会越来越严重。

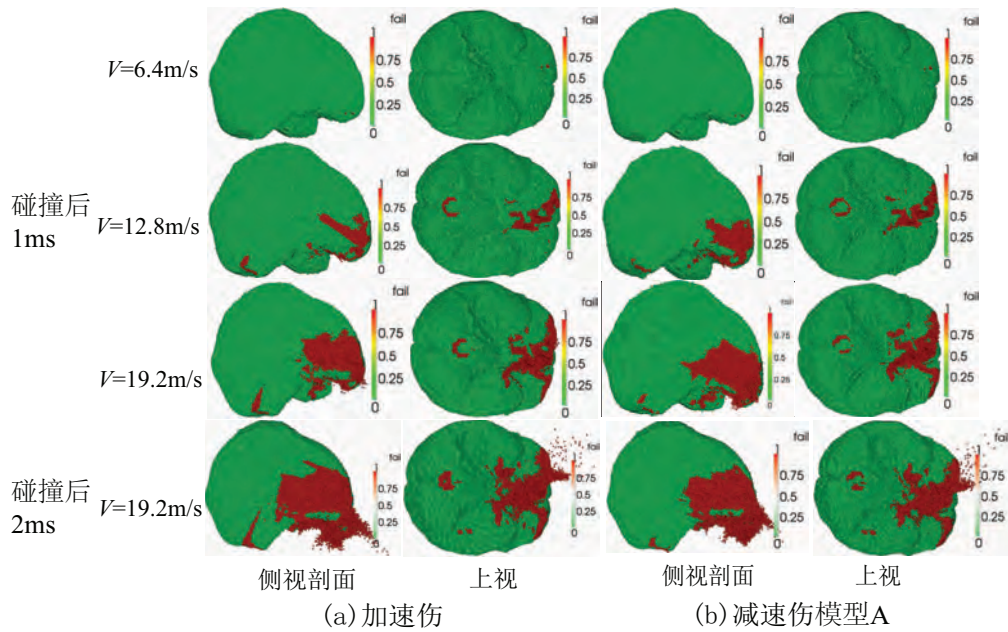


图 4.18 头部加速伤和减速伤模型A的脑组织损伤云图

4.3.4.2 头部减速伤模型A和模型B的比较

头部减速伤模型A和模型B所使用的头部模型完全一致，对于相同的碰撞初始速度，减速伤模型A的初始碰撞能量与模型B的一致，碰撞能量的时程曲线比较如图4.19示。图中红色点划线是减速伤模型B的能量时程曲线，蓝色实线是减速伤模型A的能量时程曲线。图中可以看出，在相同的初始碰撞速度下，减速伤模型A和模型B的初始动能基本一致，而在头部发生碰撞后，模型A的动能减少量比模型B的多，模型A的内能增加量比模型B的多，说明模型B碰撞动能损失较少。内能主要反映的是变形能，说明在相同的初始碰撞速度下，模型A的头部整体变形比模型B的严重。

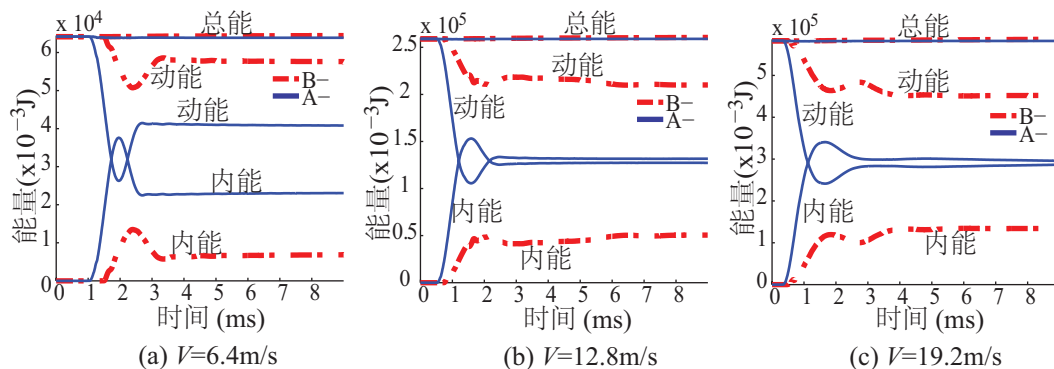


图 4.19 三种碰撞速度下减速伤模型A与模型B能量比较

对比图4.10和图4.13可以发现，减速伤模型A与模型B的头部质心加速度时程

曲线有较大不同,说明两种碰撞头部质心的受力有很大差别,模型B的头部受力要比模型A的小,但模型B会有多次反弹受力,主要是因为刚性墙固定,头部没有及时离开碰撞物造成。

头部减速伤模型A和模型B的脑组织损伤情况如图4.20所示,图中给出了碰撞后1ms时三种碰撞速度下脑组织的损伤云图及碰撞后2ms时碰撞初速度为19.2m/s的脑组织的损伤云图。

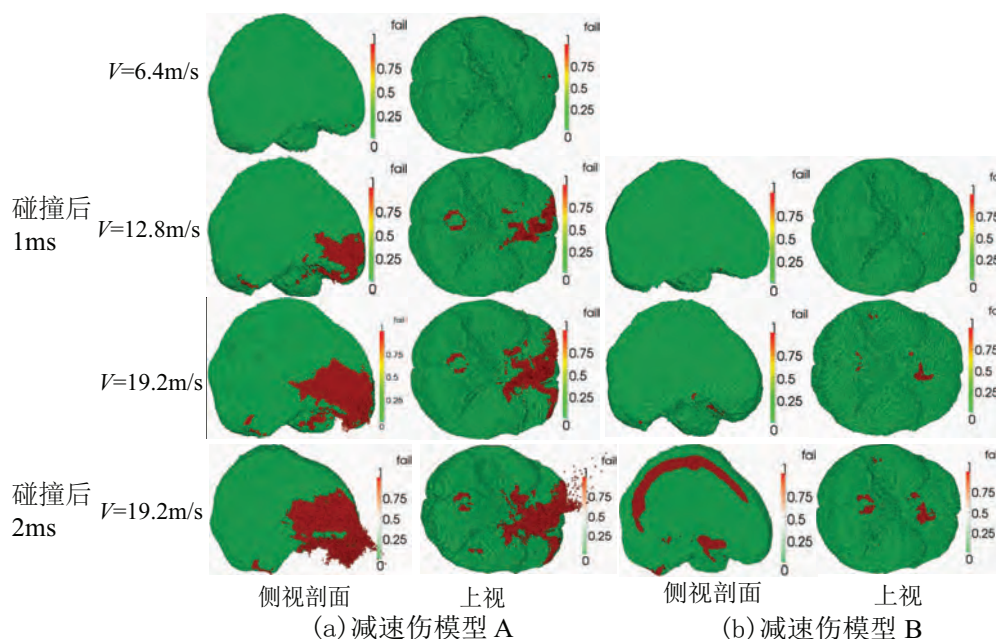


图 4.20 头部减速伤模型A和B的脑组织损伤云图

从图4.20中可看出,模型A在三种碰撞初速下,碰撞后1ms时脑组织的损伤均比模型B严重。模型B在碰撞初速为6.4m/s的情况下,碰撞后1ms时脑组织没有损伤;在碰撞初速为12.8m/s和19.2m/s的情况下,碰撞后1ms时脑组织只有轻微的损伤。而在碰撞后2ms模型B脑组织的大脑层、脑干及脑垂体区附近出现较严重的损伤,模型A与B的脑组织损伤出现的位置有较大差别,可能与头部碰撞位置及头部受力方向有关。

4.3.4.3 分析

头部损伤是一个复杂的问题,通过数值模拟来探讨头部损伤问题是一个非常好的方式,可以在避免给人体带来真正的损伤的同时看到损伤的整个物理过程。但是,模拟的物理过程是否正确则依赖于所构建的力学模型是否真实有效。本章所构建的头部几何模型有较好的生物逼真度,材料模型及材料参数均参考文献提供的数据,文献中的数据与实验进行过比对验证,研究结果具有可

参考性。

本章模拟了头部额头受铅锤垂直碰撞及嘴部碰撞刚性墙的情况。对于头部额头受铅锤垂直碰撞的情况，脑组织的损伤位置首先出现在碰撞端，然后出现在脑干处，其中脑组织在静止的头部受碰撞时碰撞端损伤面积比运动的头部受碰撞时碰撞端损伤面积稍小，而静止的头部受碰撞时脑干处损伤深度比运动的头部受碰撞时脑干处损伤深度大。说明头部额头受铅锤垂直碰撞时，脑组织的应力集中在头部碰撞端和脑干处，脑干处是碰撞的对冲位置。初始静止的头部受碰撞时应力容易传递至对冲端，而初始运动的头部，应力容易集中在碰撞端。嘴部碰撞刚性墙的头部受力较头部额头以同样速度碰撞铅锤的受力小，并且由于嘴部离脑组织较额头远，嘴部碰撞刚性墙在短时间内脑干及脑垂体处出现轻微损伤，但是由于刚性墙固定，头部没能及时离开碰撞物，头部会反弹受力，多次碰撞使脑组织出现较大损伤，脑组织的大脑层、脑干及脑垂体区附近出现较严重的损伤。

从力学的角度来看，头部加速伤和头部减速伤造成的头部受伤都是因为头部在受外载荷作用下肌体产生的变形超出了肌体所能承受的变形范围造成的，而头部肌体的变形又与肌体所受应力有关，应力的分布及应力波的传播方向不仅与受力位置、受力方向及脑组织的几何形状、材料属性等因素相关，还与受力物体的初始状态有关，因此，在加速伤及减速伤模型A中脑组织损伤的位置基本一致而各位置的损伤程度不同，而在减速伤模型A与模型B中脑组织损伤的位置及损伤程度均不同。临床上可根据头部碰撞的部位、碰撞物及碰撞前人体的状态等情况对头部损伤进行初步诊断。

4.4 小结

本文通过头部CT扫描图片快捷地构建了简化的自由头部碰撞物质点模型、带肌肉的自由头部碰撞物质点模型和带肌肉的肩部固定头部碰撞物质点模型，利用三维物质点法对三种头部碰撞模型进行了模拟计算，并对头部加速伤及减速伤进行了模拟计算，得出以下几条主要结论：

(1) 头部受伤的原因主要是由于头部受到的外力载荷使头部组织产生的变形过大而造成的，损伤的位置及损伤程度不仅与受力大小、受力持续的时间及受力位置有关，还与受力前头部的运动状态有关。本研究的结果可为临床头部碰撞损伤诊断提供参考。

(2) 头部肌肉对头部碰撞的损伤机理有影响，由于头部肌肉的存在会分散头部的受力分布，头部受力面积扩大，受伤程度减小，但不会改变受伤的部

位。

(3) 对于短时间的碰撞（本研究小于2ms）头部自由和肩部固定的边界条件对头部碰撞过程中头部动态响应没有影响。但是对于更长时间的碰撞，由于肩部固定导致头部没有及时离开铅锤而产生连续多次碰撞，从而导致头部损伤与头部自由状态下的头部损伤不同，头部质心的加速度曲线也不同。在做头部碰撞数值模拟研究时，应根据所研究的问题建立合理的模型。

(4) 高速碰撞更容易造成头部严重损伤，头部碰撞接触处及眼眶处是容易受伤的部位，日常运动中应多注意防护。

(5) 头部受到碰撞后应及时让头部离开碰撞物避免再次碰撞，并及时治疗。

第5章 人体脊柱着陆冲击响应的物质点法数值模拟

5.1 人体着陆冲击问题

飞行器以一定的速度由高空返回地面时会撞击地面而产生一种冲击载荷，简称着陆冲击。着陆冲击载荷的特点是冲击载荷强度大且作用时间短促，高强度载荷作用于人体，可引起人体组织和器官的损伤或撕裂性破坏，从而危及人的生命安全，影响飞行任务的圆满完成。

由于飞船返回段是事故高发段，关于着陆冲击对人体的影响及防护措施方面的研究一直受到国内外的普遍关注。美国学者Stapp^[173]于1951年利用火箭车做过+Gx载荷下人体的冲击实验，测试人体对冲击载荷的耐受情况。并于1964年和Taylor^[174]利用霍洛曼基地滑车，选用多名志愿者做了多次多工况的实验，研究Apollo飞船返回舱着陆。Weis^[175]于1967年用X线对人体坐姿状态下内脏器官的位移情况进行了研究。Brown^[176]于1966年利用Daisy线性减速器模拟着陆冲击，选用多名受试者，模拟了多种体位，通过冲击实验研究Apollo舱着陆时可能遇到的应急着陆情况。国内，王玉兰等人^[177]于1992年用冲击塔进行了人体+Gx着陆冲击实验，结果表明束缚系统对人体冲击响应的影响较大，良好的束缚系统有利于减少人体的着陆冲击响应；成自龙等人^[178]于1997年进行了坐姿+Gz着陆冲击实验，试验对象为50只猕猴和86名歼击机飞行员，试验得出了人体+Gz冲击的耐受区间。刘炳坤等人^[179]用冲击塔进行了人体半仰卧位着陆冲击实验，探讨了不同冲击强度不同冲击姿态下人体动态响应特性。刘炳坤等人^[180]于2001年用冲击塔改变人体纵轴与冲击方向进行了人体半仰卧位着陆冲击实验，探讨了着陆冲击的最佳体位。马红磊等人^[17]在水刹车冲击塔上对SZM510和Hybrid III型假人进行冲击测试，进行不同量级的复合冲击实验，测定在使用固定支撑和使用缓冲器支撑的情况下两种假人的冲击响应。

今后载人航天的重点在于长期飞行，而长期飞行的失重环境对人体的骨骼系统有很大影响，会引起骨密度丢失、可能会有骨质疏松等问题。面对我国即将开展的空间站任务，研究人体骨密度丢失后在受到着陆冲击载荷下的响应，对整个系统的设计的安全性方面的考虑有积极的作用。

近四十年来冲击着陆载荷对人体的影响方面的研究都是基于实验研究，实验研究的对象有：动物、假人和试验志愿者。人体实验研究存在四个大的问题：一是实验对人体存在损害的危险，从伦理道德上来说不应该用人或其他动

物进行对其肌体有损伤的危险实验；二是实验费用昂贵，且人体个体差异性较大，个别人体实验不足以得出普遍性的结论；三是体内有些部位不便于测试；四是人体骨骼参数改变的着陆冲击响应实验难以在地面实施。数值模拟是比较适合于人体冲击响应研究的工具，但是，由于人体几何结构的复杂性，在构建人体整体有限元模型方面存在很大困难；另外，由于人体模型数据量大，将人体作为整体进行数值模拟研究对计算机硬件和计算算法有一定要求。目前还没有将人体整体构建力学模型进行着陆冲击响应问题的数值模拟研究的报道。

本章通过人体CT扫描图像按第3章叙述的方法构建了人体头骨、颈椎、胸椎、腰椎、尾椎、盆骨、韧带等的三维物质点模型，意在用数值模拟的方法研究载人飞行器返回地面时人体的动态响应特点，为着陆冲击的防护设计提供一种可行的数值模拟方法，以便解决实验费用昂贵及实验对人体存在危害等问题。基于上述原因，本章对人体脊柱着陆冲击响应问题的研究主要从以下两方面进行：

(1) 研究人体纵轴与冲击方向的夹角改变时，在受到加速度冲击载荷下的动态响应。

(2) 研究人体骨密度改变后，受到加速度冲击载荷下的动态响应。

5.2 人体脊柱着陆冲击模型

人体骨骼通过骨关节连接构成骨骼系统，是人体的支架，有承重、维持体形和保护内脏等功能，人体受冲击载荷时，载荷一般集中在人体骨骼上，由于冲击作用经常会造成骨骼折断，折断端对内脏器官的切割、戳刺是引起休克、内出血等危及生命的危险，又由于航天器着陆时人体一般是卧姿，因此，本章在研究人体脊柱着陆冲击响应时，所构建的模型主要包括人体上半身的骨骼系统和椅背，模拟人体躺卧时脊椎的冲击响应情况，模型如图5.1所示。

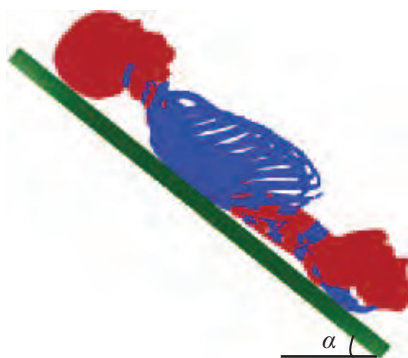


图 5.1 人体脊柱着陆冲击模型

模型包括头骨、颈椎、胸椎、肋骨、肩胛骨、腰椎、尾椎、骨盆、韧带和椎间盘。椅背为长方体， $349 \times 849 \times 30$ ，起点坐标 $(-69, 228.5, -1341)$ 。人体骨骼与椅背固定连接。

针对人体数据量大几何形状复杂的特性，将人体不同部位采用不同的质点离散间距来进行离散，对于细节较多的结构，质点间距尽量小一些，而对于结构比较规则、细节较少的结构，质点间距可适当大一些，以便既保证计算精度又能提高计算效率。人体脊柱着陆冲击物质点模型数据见表5.1。

表 5.1 人体脊柱着陆冲击物质点模型数据

	粒子间距 (mm×mm×mm)	粒子数	质量(g)
头骨	$1.5 \times 1.5 \times 1.5$	222409	1576.33
颈椎	$1 \times 1 \times 1$	107134	201.69
胸椎和肋骨	$1.5 \times 1.5 \times 1.5$	301233	1420.39
腰椎	$1 \times 1 \times 1$	275160	436.603
骨盆和尾椎	$2 \times 2 \times 2$	97972	1154.03
韧带	$1 \times 1 \times 1$	150715	177.898
椎间盘	$1 \times 1 \times 1$	29346	48.72
椅背	$4 \times 4 \times 4$	147552	8889.03

头骨、颈椎、胸椎、腰椎、尾椎、盆骨、韧带及椅背都采用线弹性材料本构，弹性模量、泊松比及密度列于表5.2，这些参数基于CT图片上的灰度值计算获得，并根据文献[65,70–73,181]数据及骨骼弹性模量计算式(5-1)进行了调整。

$$E = a\rho^\beta \quad (5-1)$$

式中 ρ 为骨骼密度， g/cm^3 ； E 为材料的弹性模量，MPa； a 取值1904， β 取值1.64。

表 5.2 人体脊柱着陆冲击模型的材料特性

	$E(\text{MPa})$	ν	$\rho(\times 10^3 \text{kg/m}^3)$
头骨	6.5×10^3	0.21	2.1
颈椎	5.37×10^3	0.29	1.88
胸椎和肋骨	3.26×10^3	0.29	1.40
腰椎	4.2×10^3	0.29	1.62
骨盆和尾椎	4.2×10^3	0.29	1.68
韧带	11.4	0.4	1.18
椅背	1×10^{-3}	0.4	1

椎间盘采用线性粘弹性材料进行描述，体积模量为4MPa，剪切模量为2MPa，损耗模量为1.4MPa，损耗因子为 1ms^{-1} ，密度为 $1.66 \times 10^3 \text{kg/m}^3$ 。

所有骨骼的失效均基于最大主应变/剪应变失效模型，设定最大主应变、最小主应变和最大剪应变阈值，当粒子的应变达到三个值中的任何一个就认为粒子失效。本研究中，头骨和胸椎的最大主拉应变设为0.07，最小主应变设为-0.07，剪应变设为0.07。颈椎、腰椎、盆骨及韧带的最大主拉应变设为0.1，最小主应变设为-0.1，剪应变设为0.1。粒子失效后即不能承受压力也不能承受拉力。

采用在椅背上输入加速度载荷的方式施加着陆冲击载荷，加速度幅值为9.2G，作用时间50ms，加速度曲线如图5.2示。

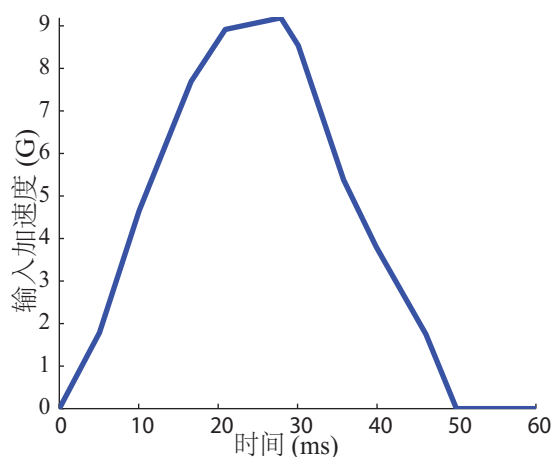


图 5.2 椅背加载加速度曲线

5.3 不同着陆体位角下人体脊柱的着陆冲击响应

本章在人体脊柱着陆冲击三维物质点模型的基础上模拟计算了人体头盆向与水平面夹角（着陆体位角）分别为 0° 、 20° 、 30° 、 40° 、 45° 、 50° 、 60° 、 70° 时，人体在受到加速度载荷下的动态响应。在进行数值模拟的过程中，通过改变加速度载荷的方向与人体脊柱着陆模型中人体的胸背向之间的夹角来模拟不同的着陆体位角的工况。

模拟计算的结果可以得出能量、各体速度、加速度、动量及各点的应力、压力、损伤情况等等物理量，由于本研究加载的加速度载荷不是太大，在加载过程中骨骼没有出现损伤问题，本章主要关注人体头部、颈椎、胸部、腰部及骨盆这几个主要部位的速度及加速度响应。

5.3.1 人体各部位的加速度响应

由于人体加速度响应是研究人体冲击响应的一个重要指标，本章在模拟计算得到各时刻人体各部位加速度值的基础上，提取各部位加速度的响应峰值，以便于后续分析。

人体头部、颈椎、胸部、腰部及骨盆随着陆体位角变化在左右向、胸背向和头盆向的加速度响应峰值列于表5.3。

表 5.3 不同着陆体位角人体各部位动态响应的加速度峰值

	加速度峰值 (G)							
	0°	20°	30°	40°	45°	50°	60°	70°
椅背	5.7720	5.7347	5.7147	5.8254	5.8575	5.8612	5.8460	5.8176
头部左右向	1.5352	1.4364	1.7185	1.2716	1.1282	1.0274	0.6155	0.3727
头部胸背向	6.7675	6.4760	6.1831	5.6424	5.3030	4.9596	4.0769	2.8748
头部头盆向	2.3282	2.5784	3.4261	4.1343	4.4374	5.0389	5.3599	5.4763
颈椎左右向	6.4161	3.6639	4.2074	3.9901	3.1221	2.5670	2.2139	1.7570
颈椎胸背向	7.1533	7.9350	6.5616	5.6961	5.4044	5.0690	4.3251	3.3922
颈椎头盆向	4.3474	4.0973	3.5415	4.2374	4.6946	4.9745	5.4628	5.5202
胸部左右向	2.7662	2.6381	2.1235	1.6827	1.4868	1.1622	1.0182	0.4084
胸部胸背向	10.0935	9.4126	8.1872	6.2905	5.8719	5.4057	4.3125	3.0568
胸部头盆向	1.7960	2.8054	3.6962	4.4482	4.4970	4.7942	5.3328	5.4818
腰椎左右向	4.0565	3.2978	3.1450	1.9671	1.8306	1.6787	1.0774	0.5719
腰椎胸背向	8.5915	7.3145	6.3080	6.0759	5.0212	4.3720	3.3404	2.5768
腰椎头盆向	2.8659	3.1155	3.7983	4.3251	4.5118	4.8177	5.3062	5.5430
骨盆左右向	1.6528	1.5121	1.6340	1.4609	1.5213	1.1147	0.9078	0.6203
骨盆胸背向	7.0982	6.3404	5.8072	5.0000	4.4544	4.0101	3.1567	1.9122
骨盆头盆向	2.3024	3.1050	3.8364	4.6287	4.7740	4.7761	5.4202	5.4970

从表5.3中看出：随着人体头盆向与水平方向夹角的增加，人体头部、颈椎、胸部和骨盆部位的头盆向加速度响应峰值均有增加的趋势，而左右向及胸背向有减小的趋势。当体位角度从0°增加到70°时，胸部的头盆向加速度响应峰值增加的幅度最大，增加了约3.69G；颈椎的头盆向加速度响应峰值增加的幅度最小，增大了约1.17G；颈椎的左右向加速度响应峰值减小的幅度最大，减小了约4.66G；骨盆的左右向加速度响应峰值减小的幅度最小，减小了约1.03G；胸部的胸背向加速度响应峰值降低的幅度最大，降低了约7.04G；颈椎的胸背向加速度响应峰值降低的幅度最小，降低了约3.76G。颈椎三个方向上的加速度响应峰值随着陆体位角的变化有较强的非线性。为了更直观的看出人体各部位随着陆角度的加速度响应的变化情况，图5.3给出了头部、颈椎、胸部、腰椎及骨盆

加速度在三个方向上的峰值随着陆角度变化的曲线。

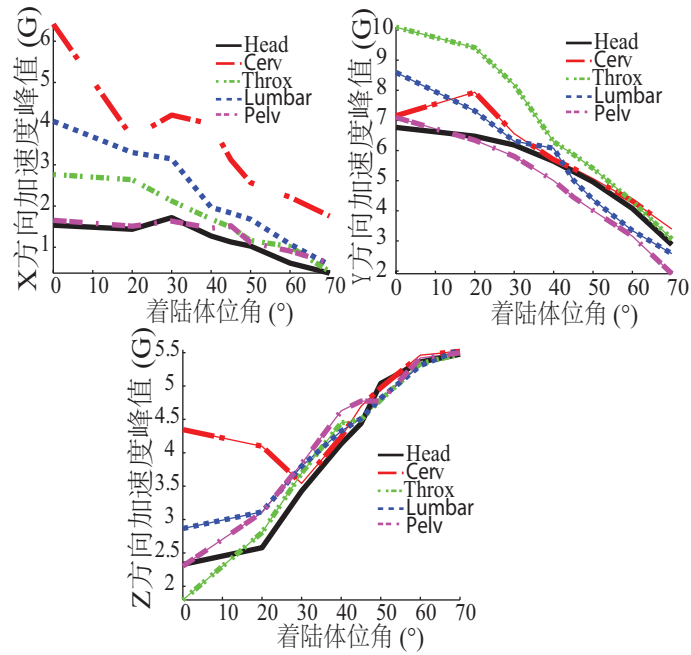
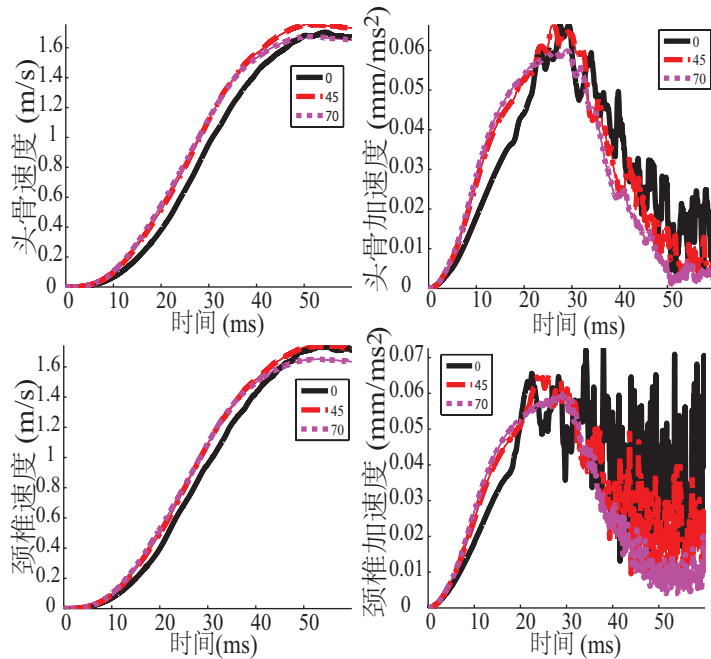


图 5.3 人体各部位在三个方向上加速度峰值随着陆角度变化曲线

为了更进一步了解人体在整个冲击载荷作用下随不同着陆体位角的响应情况，图5.4给出了人体着陆体位角分别为 0° 、 45° 、 70° 时，头部、颈椎、胸部、腰椎、骨盆的速度和加速度时程曲线。图中黑色实线为着陆体位角为 0° 的加速度时程曲线，红色点划线为着陆体位角为 45° 的加速度时程曲线，紫色虚线为着陆体位角为 70° 的加速度时程曲线。



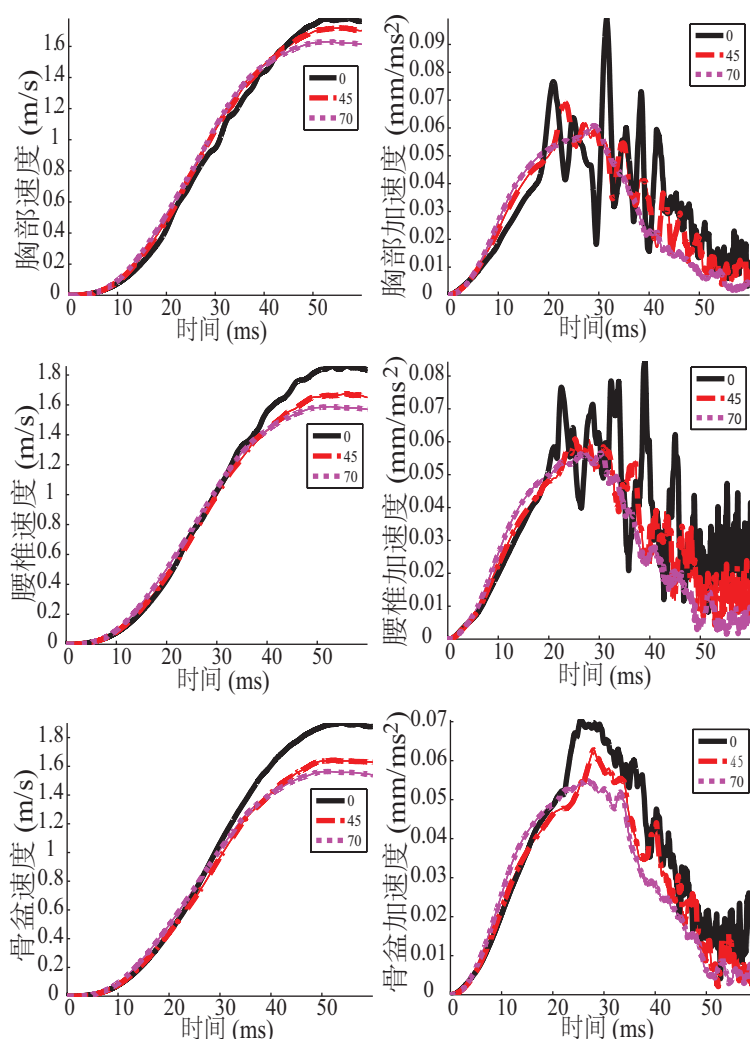


图 5.4 三种着陆体位角下人体各部位速度和加速度的时程曲线

从图5.4中可以看出，对于人体的同一个部位人体着陆体位角越小（人体平躺时为 0° ），加速度减小段人体的振荡越大；而当人体着陆体位角固定为同一值时，人体颈椎部位相对身体其他部位振荡更严重，腰椎次之。人体胸椎、腰椎和骨盆几个部位的速度变化量随着陆体位角的增大而减小。

由于颈椎和腰椎的加速度时程曲线的振荡较大，为了了解颈椎和腰椎在三个方向上的加速度响应情况，图5.5给出了人体着陆体位角分别为 0° 、 45° 、 70° 时，颈椎和腰椎的加速度在X、Y、Z方向上的时程曲线，黑色实线为X方向加速度时程曲线，红色点划线为Y方向加速度时程曲线，绿色虚线为Z方向加速度时程曲线。X方向相当于人体的左右向，由右向左为正向；Y方向相对于人体的胸背向，由胸向背为正向；Z方向相当于人体的头盆向，由骨盆向头部为正向。

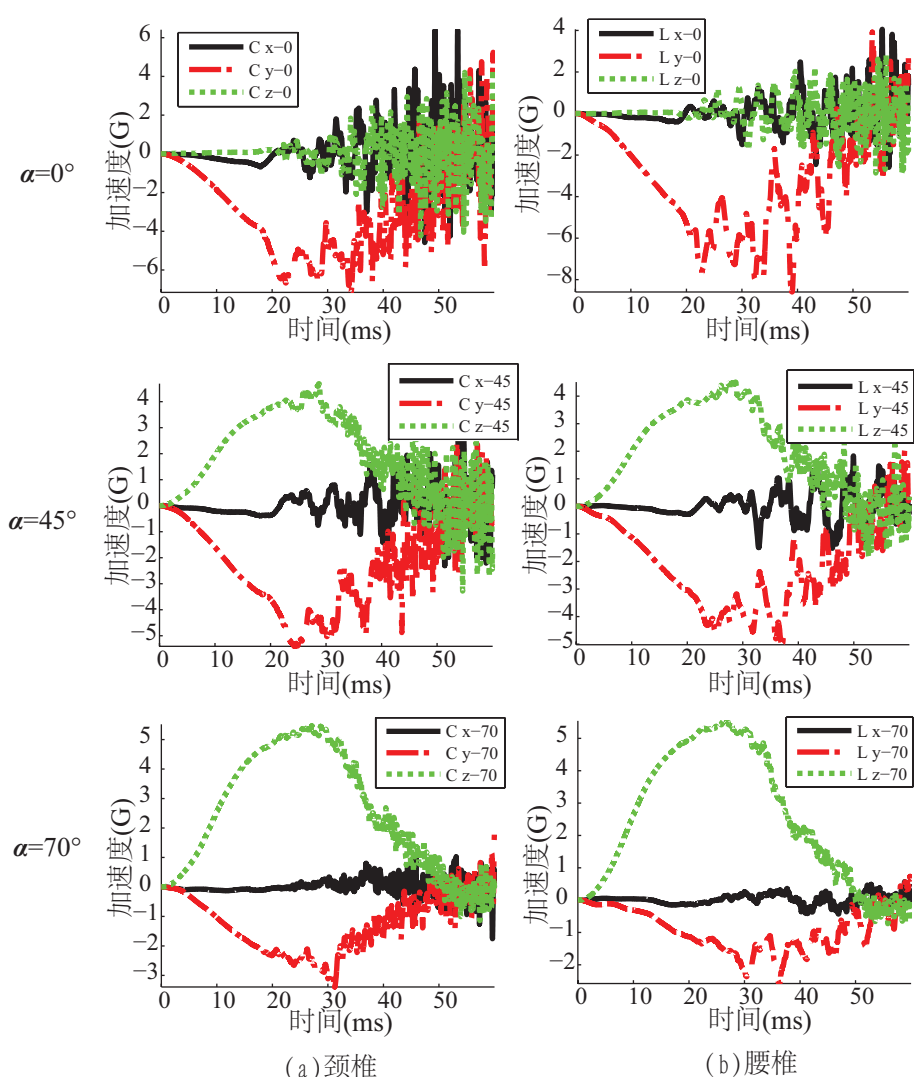


图 5.5 颈椎和腰椎在三个方向上加速度时程曲线

图5.5显示了颈椎及胸椎在X、Y、Z方向上的振动状态，三种着陆体位角下，着陆体位角越小人体的振动幅度越大，着陆体位角为 0° 时，三个方向上的加速度振动幅度均大于其他两个着陆角度的情况；而同一着陆体位角下，三个方向上的加速度振动状态基本上是Z方向振幅小于其他两个方向上的情况。人体X方向的加速度响应值完全由振荡引起，在着陆体位角为 0° 时颈椎及腰椎的X方向加速度值有较大振荡。

5.3.2 分析对抗着陆冲击的最佳着陆体位角

由5.3.1节的计算结果可以看出，人体受到相同的着陆冲击载荷时，人体各部位的加速度响应随着着陆体位角的不同而不同。当着陆体位角 α 改变时，给人体输入相同强度的着陆冲击载荷，载荷在人体头盆向和胸背向的分量也会随之变

化。当 α 增加时,胸背向载荷分量减小,而头盆向载荷分量增大。人体的动态响应不仅与载荷输入量有关,还与人体本身固有传递特性有关。随 α 角的增加,人体各部位的动态响应在左右向、胸背向及头盆向均表现出较强的非线性变化,说明人体对冲击载荷的传递是非线性的。这种响应特性可能与人体脊柱的各向异性有关。人体响应越大,冲击载荷对人体的不利影响也越大,因此,应该可以找出人体对抗着陆冲击的最佳着陆体位角,该体位角应该是对应的人体综合响应最小的角度。又由于人体头盆向、左右向和胸背向对冲击的耐受能力不同,参考文献[182]利用 γ 因子作为衡量冲击对人体损伤的客观标准。

$$\gamma = \sqrt{(G_x/G_{x\lim})^2 + (G_y/G_{y\lim})^2 + (G_z/G_{z\lim})^2} \quad (5-2)$$

其中, $G_{x\lim}$ 为人体左右向耐受限值,取 $G_{x\lim} = 17G$, $G_{y\lim}$ 为人体胸背向耐受限值,取 $G_{y\lim} = 35G$, $G_{z\lim}$ 为人体头盆向耐受限值,取 $G_{z\lim} = 18G$ 。

由式(5-2)可得出人体着陆体位角在 0° 至 70° 变化时,头部、颈椎、胸部、腰椎及骨盆部位的 γ 值,列于表5.4。

表 5.4 人体各部位随着陆体位角变化的 γ 值

	γ 值							
	0°	20°	30°	40°	45°	50°	60°	70°
头部	0.2495	0.2488	0.2787	0.2904	0.2969	0.3195	0.3218	0.3159
颈椎	0.4925	0.3869	0.3676	0.3701	0.3544	0.3466	0.3526	0.3378
胸椎	0.3458	0.3474	0.3354	0.3212	0.3134	0.3154	0.3264	0.3177
腰椎	0.3776	0.3336	0.3335	0.3182	0.3082	0.3114	0.3163	0.3184
骨盆	0.2587	0.2655	0.2867	0.3065	0.3075	0.2964	0.3188	0.3124
整体综合	1.7241	1.5822	1.6019	1.6064	1.5804	1.5893	1.6359	1.6022

从表5.4中可以看出:对于头部, 20° 体位角对应的 γ 因子最小;对于颈椎, 70° 体位角对应的 γ 因子最小;对于胸部, 45° 体位角对应的 γ 因子最小;对于腰椎, 45° 体位角对应的 γ 因子最小;对于骨盆, 20° 体位角对应的 γ 因子最小;综合头部、颈椎、胸部、腰椎、骨盆部位来看, 45° 体位角对应的人体各部位综合 γ 因子综合值最小。该结果与文献[180]利用人体实验研究得到的结果稍有不同,实验研究中没有 45° 体位角的测试,没有考虑人体左右向的响应,且所使用的耐受限值亦有所不同,并且数值模拟所使用的人体的材料参数与实际人体的材料也会不完全一致,这种差别是可以理解的。

在考虑人体对抗着陆冲击最佳体位时,应该综合考虑人体左右向、胸背向和头盆向响应的变化,选择用 γ 因子作为衡量标准是适宜的,因为 γ 因子不仅考

虑了复合加速度的影响，而且考虑了人体在不同方向上的过载耐受能力的差异。

下面从人体受力来分析着陆体位角对人体着陆冲击响应的影响。图5.6给出了人体脊柱着陆冲击模型的加载及人体受力示意图。

着陆体位角不同时，加载于椅背质心的加速度载荷大小和方向均相同，椅背首先将力传递给与其紧密接触的人体头部、胸部及骨盆，各力在人体头盆向及胸背向的分量会随着着陆体位角的变化而不同，随着着陆体位角的增大，人体头盆向的受力增大而胸背向的受力减小。

头部、胸部及骨盆在力的作用下开始运动，会使颈椎和腰椎受力，颈椎和腰椎是人体脊柱中较软的部位类似弹簧结构，当着陆体位角由小到大变化时，颈椎和腰椎在胸背向和头盆向的受力大小不同，胸背向受力更容易使颈椎和腰椎产生振动。因此，着陆体位角为 0° 时，颈椎和腰椎会产生较大振动，又由于颈椎和腰椎部位没有支撑，振动很难随着输入载荷的结束而停止，随着着陆体位角增大至 70° 时，头盆向受力逐渐增大，颈椎和腰椎产生的振动逐渐减小。

胸部是人体脊柱中相对较软的部位，胸椎的结构决定了胸背向受力更容易使胸部振动，因此，着陆体位角为 0° 时，胸部会产生较大振动，但是，由于胸部贴近椅背，椅背对胸部有支撑和限位的作用，当输入载荷结束后，胸部的振动会迅速停止。

图5.4人体颈椎、腰椎及胸部的加速度曲线较好的证实了这些部位的振动情况。在工程实践中应考虑加强颈椎及腰椎部位的防护，增加局部刚度，如可考虑使用赋形椅背及加强人体束缚的方式，减小人体自由振动。

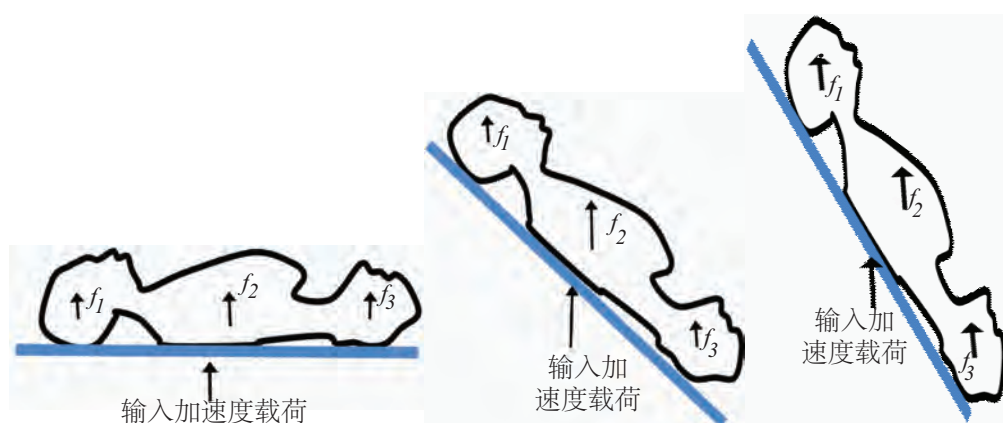


图 5.6 人体脊柱着陆冲击模型的加载及人体受力示意图

从振动理论来看，对于实际的有阻尼系统，响应系统的固有频率（ ω_A ）与输入频率（ ω_0 ）在满足 $\omega_0/\omega_A > \sqrt{2}$ 时，响应系统的振动响应整体上比 $0 <$

$\omega_0/\omega_A < \sqrt{2}$ 时小, 且随 ω_0/ω_A 的增大, 响应系统产生的振动变小; 当 $\omega_0/\omega_A = 1$ 时, 响应系统产生的振动最大; 当 $0 < \omega_0/\omega_A < 1$ 时, 响应系统产生的振动随 ω_0/ω_A 的增大而增大; 当 $1 < \omega_0/\omega_A < \sqrt{2}$ 时, 响应系统产生的振动随 ω_0/ω_A 的增大而减小^[183]。人体产生振动是由于人体脊柱着陆冲击模型的固有频率不是足够小, 在输入载荷的频率固定时, 若 $\omega_0/\omega_A > \sqrt{2}$, 人体脊柱着陆冲击模型的固有频率越大, 人体的振动会越严重; 若 $0 < \omega_0/\omega_A < 1$, 人体脊柱着陆冲击模型的固有频率越小, 人体的振动会越大; 若 $1 < \omega_0/\omega_A < \sqrt{2}$, 人体脊柱着陆冲击模型的固有频率越小, 人体的振动会越小。着陆体位角不同, 人体产生的振动不同, 说明不同的着陆体位角时, 人体脊柱着陆模型在三个方向上的刚度不同, 因此, 人体在受着陆冲击载荷时, 着陆角度的选择很重要。人体产生振动是对人体不利的因素, 在实际工程中, 人体着陆的过程中都会考虑减振, 系统应该保证满足 $\omega_0/\omega_A > \sqrt{2}$, 从减小振动的角度来看应该尽量选择冲击方向刚度小的着陆角度。

根据计算的结果, 综合考虑人体加速度峰值及振动响应等因素, 建议着陆冲击的体位角选择为人体头盆向与水平方向成 45° 夹角, 人体颈椎和腰椎部位局部增大刚度加强防护, 而系统整体刚度在冲击方向应该减小, 以便减小人体振动。

5.4 不同骨密度下人体脊柱着陆冲击响应

5.4.1 不同骨密度的人体脊柱着陆冲击模型

本章构建了骨骼密度分别降低2%、4%、6%、8%、10%的人体脊椎模型, 模型的几何形状及所使用的材料本构模型没有变化, 但是质点质量和材料弹性模量随骨密度的变化而产生变化。骨密度改变后的模型质点质量是直接将原模型质点质量分别减少2%、4%、6%、8%、10%而得到。骨骼弹性模量则按式(5-1)计算获得。人体头盆向与水平夹角 50° 。

不同骨密度人体脊柱着陆冲击物质点模型数据见表5.5。

头骨、颈椎、胸椎、腰椎、尾椎、盆骨都采用线弹性材料本构, 弹性模量、泊松比及密度列于表5.6。韧带、椅背和椎间盘的材料参数与研究人体脊柱在不同着陆角度下冲击响应的模型一致。

所有骨骼的失效均基于最大主应变/剪应变失效模型, 设定最大主应变、最小主应变和最大剪应变阈值, 当粒子的应变达到三个值中的任何一个就认为粒子失效。本研究中, 头骨和胸椎的最大主拉应变设为0.07, 最小主应变设

表 5.5 不同骨密度人体脊柱着陆冲击物质点模型数据

	粒子数	质量(g)					
		正常骨密度	减2%	减4%	减6%	减8%	减10%
头骨	222409	1576.33	1544.80	1513.28	1481.75	1450.22	1418.70
颈椎	107134	201.69	197.66	193.62	189.59	185.55	181.52
胸椎和肋骨	301233	1420.39	1391.98	1363.57	1335.17	1306.76	1278.35
腰椎	275160	436.603	427.87	419.14	410.41	401.67	392.94
骨盆和尾椎	97972	1154.03	1130.95	1107.87	1084.79	1061.71	1038.63
韧带	150715	177.90	177.90	177.90	177.90	177.90	177.90
椎间盘	29346	48.72	48.72	48.72	48.72	48.72	48.72
椅背	147552	8889.03	8889.03	8889.03	8889.03	8889.03	8889.03

为-0.07，剪应变设为0.07。颈椎、腰椎、盆骨及韧带的最大主拉应变设为0.1，最小主应变设为-0.1，剪应变设为0.1。粒子失效后即不能承受压力也不能承受拉力。

表 5.6 不同骨密度人体脊柱着陆冲击模型的材料特性

	E(MPa)						ν
	正常骨密度	减2%	减4%	减6%	减8%	减10%	
头骨	6.50×10^3	6.30×10^3	6.08×10^3	5.87×10^3	5.67×10^3	5.47×10^3	0.21
颈椎	5.37×10^3	5.20×10^3	5.02×10^3	4.86×10^3	4.68×10^3	4.52×10^3	0.29
胸椎和肋骨	3.26×10^3	3.20×10^3	3.09×10^3	2.98×10^3	2.88×10^3	2.78×10^3	0.29
腰椎	4.2×10^3	4.08×10^3	3.95×10^3	3.81×10^3	3.68×10^3	3.55×10^3	0.29
骨盆和尾椎	4.2×10^3	4.08×10^3	3.95×10^3	3.81×10^3	3.68×10^3	3.55×10^3	0.29

施加给不同骨密度的人体脊柱着陆冲击模型的载荷与研究人体脊柱在不同着陆角度下冲击响应的载荷相同，在椅背上输入加速度载荷，加速度幅值为9.2G，加速度曲线见5.2节中图5.2。人体脊柱与椅背固连。

5.4.2 不同骨密度的人体脊柱着陆冲击响应模拟结果

不同骨密度下人体头部、颈椎、胸部、腰部及骨盆随骨密度变化的加速度响应峰值列于表5.7。

表中可看出，随着人体骨密度的减小，人体头部、颈椎、胸部和骨盆部位的胸背向和头盆向加速度响应峰值均有增加的趋势，而左右向加速度响应除胸部外其他几个部位均呈非线性变化趋势。

为了更直观的了解人体各部位的加速度响应随骨密度变化的情况，图5.7给出了头部（Head）、颈椎（Cerv）、胸部（Throx）、腰椎（Lumbar）及骨盆

表 5.7 不同骨密度人体各部位动态响应的加速度峰值

	加速度峰值 (G)					
	正常骨密度	减2%	减4%	减6%	减8%	减10%
椅背	5.8612	5.8963	5.9330	5.9697	6.0075	6.0462
头部左右向	1.0274	0.9875	1.0443	0.9895	1.0225	1.0626
头部胸背向	4.9596	4.9919	5.0240	5.0540	5.0850	5.1151
头部头盆向	5.0389	5.0708	5.1132	5.1483	5.1828	5.2161
颈椎左右向	2.5670	2.9546	3.0472	2.9019	2.8772	3.0273
颈椎胸背向	5.0690	5.1016	5.1317	5.1566	5.1985	5.2602
颈椎头盆向	4.9745	5.0146	5.0766	5.1119	5.1522	5.1733
胸部左右向	1.1622	1.1935	1.2582	1.3366	1.4310	1.5308
胸部胸背向	5.4057	5.4270	5.4567	5.4818	5.5064	5.5306
胸部头盆向	4.7942	4.8401	4.8959	4.9464	4.9966	5.0475
腰椎左右向	1.6787	1.6231	1.9047	1.7442	2.0299	1.8987
腰椎胸背向	4.3720	4.3621	4.4540	4.4276	4.4573	4.5212
腰椎头盆向	4.8177	4.8364	4.8570	4.9168	4.9834	5.0460
骨盆左右向	1.1147	1.1033	1.2862	1.3170	1.3469	1.4261
骨盆胸背向	4.0101	4.0183	4.0247	4.0548	4.0634	4.0725
骨盆头盆向	4.7761	4.8253	4.8948	4.9615	5.0311	5.0995

(Pelv) 加速度的峰值随着骨密度变化的曲线。

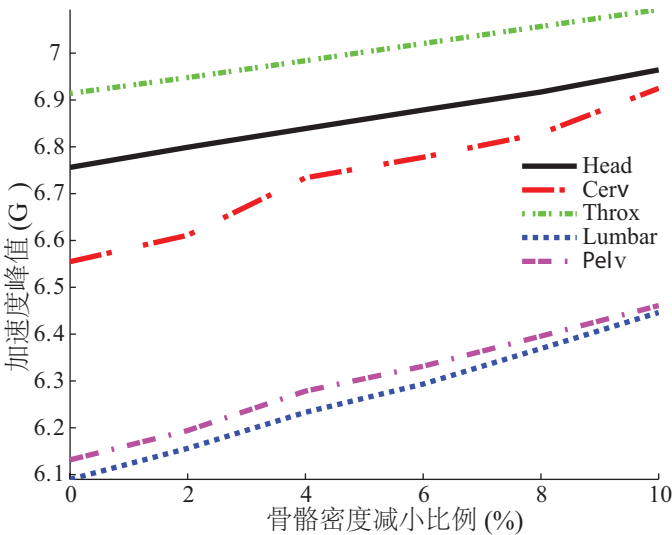


图 5.7 人体各部位加速度峰值随骨密度变化曲线

从图5.7中可看出，人体各部位的加速度响应峰值随骨密度的减小而增大，颈椎的加速度响应峰值随骨密度的减小呈非线性变化，整体上是增大的趋势。

人体各部位加速度响应峰值随骨密度变化可用最小二乘法拟合出公式，列于表5.8，表中 x 表示骨骼密度的减少比例值。由关系式可适当对骨骼密度的变化值作延伸，预测骨骼密度变化值对人体各部位加速度响应峰值的影响。

表 5.8 人体各部位加速度峰值随骨密度变化关系式

	加速度峰值与骨密度减少比例的关系式	相关系数
头骨	$a_{hp} = 2.04914x + 6.75658$	0.99909
颈椎	$a_{cp} = 23854.16667x^4 - 4596.52778x^3 + 263.0625x^2 - 0.4749x + 6.55379$	0.9967
胸部	$a_{tp} = 1.80129x + 6.91262$	0.99981
腰椎	$a_{lp} = 3.54429x + 6.08752$	0.99868
骨盆	$a_{pp} = 3.29414x + 6.13411$	0.99654

借用 γ 因子来衡量人体随骨密度变化的冲击响应情况，按公式(5-2)计算人体头部、颈椎、胸部、腰椎及骨盆随骨密度变化的 γ 值，列于表5.9。表中可看出，人体各部位的综合 γ 值随骨密度的减小而增大，但是颈椎和腰椎的 γ 值随骨密度的减小呈非线性变化。

表 5.9 人体各部位随骨密度变化的 γ 值

	γ 值					
	正常骨密度	减2%	减4%	减6%	减8%	减10%
头部	0.3195	0.3211	0.3242	0.3256	0.3281	0.3305
颈椎	0.3466	0.3593	0.3649	0.3626	0.3642	0.3700
胸椎	0.3154	0.3182	0.3221	0.3259	0.3300	0.3342
腰椎	0.3114	0.3112	0.3187	0.3180	0.3273	0.3282
骨盆	0.2964	0.2988	0.3048	0.3089	0.3129	0.3176
整体综合	1.5893	1.6086	1.6347	1.6410	1.6625	1.6805

5.4.3 不同骨密度的人体脊柱着陆冲击响应结果分析

在地面很难以实验的方式来研究人体骨密度改变的着陆冲击响应问题，用数值模拟的方法研究人体骨密度改变后的着陆冲击响应问题是一个非常好的方式，但是，模拟的物理过程是否正确则依赖于所构建的力学模型是否真实有效。本章所构建的人体脊柱几何模型有较好的生物逼真度，材料模型参考文献提供的数据，材料参数通过总结前人的研究成果进行了计算调整。从计算结果可以看出，在输入载荷相同的情况下，随着骨密度的减小人体各部位的胸背向分加速度、头盆向分加速度及合加速度响应均增大，但是人体头部、颈椎、腰椎及骨盆部位的左右向分加速度呈非线性变化，这种非线性可能是由于人体的

振动造成。随着骨密度的减小人体头部、胸部、骨盆及整体综合的 γ 因子均增大,但是颈椎和腰椎的 γ 值随骨密度的减小呈非线性变化,这种非线性可能是由于颈椎和腰椎的振动响应及人体结构的非线性引起。

人体动态响应越大,冲击载荷对人体的不利影响越大,因此,骨密度越小人体承受冲击载荷的能力越弱。考虑人体长期呆在空间站骨密度丢失的情况,建议针对长期在空间站生活的人员,在其返回着陆时,通过减振或其他方式尽量减小作用于人体的冲击载荷并增强人体的冲击防护,以免着陆冲击给人体造成伤害。

5.5 小结

为了使用数值的方法研究着陆冲击载荷对人体脊柱的影响,本章构建了不同着陆角度及不同骨密度的人体脊柱着陆冲击模型,在构建人体脊柱模型时采用不同的质点间距离散不同的体,在不影响计算精度的情况下减小模型规模,提高计算效率。本章计算了人体头盆向与水平方向夹角变化时,人体的着陆动态响应变化,并分析了着陆角度对人体脊柱动态响应的影响,给出了人体对抗着陆冲击的合适体位及应该重点防护的部位。计算了人体骨骼密度减小后,人体的着陆动态响应变化,并分析了骨骼密度对人体脊柱着陆冲击响应的影响。研究结果可为着陆冲击的防护和控制设计提供指导。

本章在构建人体脊椎着陆冲击模型时没有考虑人体肌肉及软组织,可能会增大人体的振动响应,但是由于人体骨骼相对于肌肉和软组织是主要的承力体,计算结果不会影响人体的总体响应规律。

第6章 全文总结

6.1 研究成果

本文针对有限元方法在求解冲击载荷下人体动态响应问题遇到的网格畸变及构建人体模型比较耗时这些困难,借助于物质点法在研究复杂几何模型及涉及损伤变形问题方面的优势,尝试通过人体CT扫描图片构建人体的物质点模型;在物质点法中引入适用于人体软组织材料特性的材料模型;针对人体冲击损伤,定义材料的损伤失效处理;针对加速度是人体冲击响应的重要衡量指标在物质点法中进行了体的加速度计算和输出;并使用物质点法对人体头部碰撞损伤及人体脊椎在着陆冲击载荷下的响应问题进行了数值模拟研究,主要研究成果如下:

(1) 通过人体CT扫描图片分割并提取人体的不同组织,将组织以灰度值的格式输出成数据文件。针对物质点数据模型的格式要求,将人体组织数据转换成质点质量和X、Y、Z坐标的格式保存为物质点数据模型文件,并成功构建了人体骨骼组织、头部肌肉、脑组织、头部膜层等的三维物质点模型。

(2) 针对脑组织的粘弹性材料行为,在物质点程序MPM3D中引入粘弹性材料本构模型,并定义材料的失效处理方式。通过简单模型的LS-DYNA与MPM3D的计算结果比较,验证了物质点法及头部组织材料模型的正确性。构建了三种不同的头部碰撞物质点模型,分析了头部肌肉及边界条件对头部碰撞响应的影响;并模拟计算了头部加速伤和减速伤,对头部加速伤和减速伤的损伤进行了对比分析。

(3) 构建了不同体位角及骨密度的人体脊柱着陆冲击物质点模型,在构建人体脊柱模型时采用不同的质点间距离散不同的体,在不影响计算精度的情况下减少模型规模,提高计算效率。模拟计算了人体头盆向与水平方向夹角变化时,人体的着陆动态响应变化,并分析了着陆角度对人体脊柱动态响应的影响,给出了人体对抗着陆冲击的合适体位及应该重点防护的部位。模拟计算了人体骨骼密度减小后,人体的着陆动态响应变化,并分析了骨骼密度对人体脊柱动态响应的影响。

本文的工作主要有以下三个创新点:

(1) 提出了通过CT图片构建三维物质点模型的简单方法,并通过此方法构建了人体骨骼组织、头部肌肉组织及脑组织的三维物质点模型。

(2) 将粘弹性材料模型引入物质点算法, 定义了材料失效处理方式, 并用于脑组织的材料模拟, 实现了基于物质点法的人体头部在冲击载荷下的动态响应的数值模拟。

(3) 构建了不同体位角及骨密度的人体脊柱模型, 实现了基于物质点法的人体脊柱在着陆冲击载荷下的动态响应的数值模拟。

6.2 需进一步开展的工作

由于人体本身的复杂性, 人体在冲击载荷下的响应问题非常复杂, 本文在人体冲击响应方面的研究只是冰山一角, 从长远的角度考虑, 还有必要在以下几个方面进行进一步的研究工作。

(1) 人体三维物质点模型保留了人体CT扫描所得到的所有物质, 在进行CT图片处理时没有刻意对各组织做填补或删除, 虽然真实的反应了人体各组织的几何结构, 但是, 模型中有很多杂质存在, 建议在后续研究中将各组织几何模型进行优化, 既能较真实的反应人体组织的几何结构又能提高模拟计算的结果精度。

(2) 本研究的结果验证主要通过试算简单模型的结果与商业软件LS-DYNA的计算结果比较来验证, 没有现有模型的实验数据做比较, 如果有合适的实验数据可考虑进一步与实验数据比对验证。

(3) 在人体头部碰撞模型中所采用的人体各组织的材料模型均是通过文献获得, 没有构建新材料模型, 建议在后续研究中通过实验手段构建更符合人体组织的材料模型获取材料参数。

(4) 本研究在计算大规模问题时, 使用的是构建不同尺度模型的方法来解决计算效率低的问题, 在以后的大规模问题研究中可考虑结合MPI或OpenMP并行的方法来解决计算效率低的问题。

(5) 在现有模型和算法基础上还可做多方面的研究。如对头部损伤问题还可进一步研究不同撞击位置、撞击物尺寸等因素对头部损伤的影响, 可进一步做损伤防护研究。对着陆冲击问题可考虑座椅材料、几何形状、着陆速度等因素对人体的影响, 并可进一步做冲击减振等方面的研究。

参考文献

- [1] 钱伟长. 穿甲力学. 北京: 国防工业出版社, 1984.
- [2] 许伟, 杨济匡. 研究颅脑交通伤的有限元模型的建立及验证. 生物医学工程学杂志, 2008, 25:556–561.
- [3] 颜磷娟, 杨智春, 罗亨存. 坐姿人体的冲击动力学响应分析. 振动与冲击, 2010, 29:151–154,200,249.
- [4] 姜海波, 葛世荣. 人体下肢承受墩撞冲击破坏特性的模拟计算. 煤碳学报, 2008, 33:218–220.
- [5] 侯晓彬. 胸部爆炸伤致急性肺损伤的机理及其防治的初步研究[博士学位论文]. 第四军医大学, 2002.
- [6] 张治纲. 用于爆炸防护分析的人体胸部有限元模型研究[硕士学位论文]. 第三军医大学, 2008.
- [7] 张玮, 史少华. 水面舰艇舰员对水下爆炸冲击响应. 爆炸与冲击, 2011, 31:521–527.
- [8] 刘炳坤. 人体冲击动力学模型研究中的若干问题. 航天医学与医学工程, 1996, 9:381–384.
- [9] Ishikawa R, Kato K, Kubo M. Finite element analysis and experimental study on mechanism of brain injury using brain model. Proceedings of / /Dhawan AP. Annual International Conference of the IEEE Engine. New York: Institute of Electrical and Electronics Engineers, 2006.
- [10] Miyazaki Y, Tachiya H, Anata K. Measurement of pressure responses in a physical model of a human head with high shape fidelity based on CT /MRI data. International Journal of Modern Physics, 2008, 22:1718–1723.
- [11] 张均奎, 王正国, 冷华光等. 冲击波负压与肺损伤. 爆炸与冲击, 1994, 14:84–87.
- [12] 刘炳坤, 吴桂荣, 张云然. 人体和猕猴肘关节损伤耐受性比较研究. 航天医学与医学工程, 1997, 10:93–96.
- [13] 陈海斌, 王正国, 杨志焕等. 冲击波传播的三个时段模拟实验中动物肺的损伤. 爆炸与冲击, 2000, 20:264–269.
- [14] 王建民, 王正国, 朱佩芳等. 爆炸冲击波在生物体内的传播特征. 医用生物力学, 2001, 16:215–218.
- [15] Michael J K, Angoa-Pérez M, Denise I B, et al. A mouse model of human repetitive mild traumatic brain injury. Journal of Neuroscience Methods, 2012, 203:41–49.
- [16] 谈诚, 国耀宇, 杨鸿慧, et al. 30° 仰卧位不同G值冲击下真人和假人的动态响应输出. 航天医学与医学工程, 2005, 18:84–88.
- [17] 马红磊, 刘炳坤, 姜世忠等. SZM510与HyridIII假人着陆冲击响应特性的比较研究. 航天医学与医学工程, 2005, 18:344–346.

- [18] Nahum A M, Smith R W, Ward C C. Intracranial pressure dynamics during head impact. Proceedings of Proceeding of the 21st St app Car CrashConference, New Orleans, Louisiana, USA, 1977.
- [19] 王国喜. 人体跟骨冲击损伤的生物力学研究. 医用生物力学, 2004, 19:240–244.
- [20] Carter D R, Hayes W C. Bone compressive strength: the influence of density and strain rate. Science, 1976, 194:1174–1175.
- [21] Carter D R, Hayes W C. The compressive behaviour of bone as a two-phase porous structure. J. Bone Joint Surg, 1977, 59:954–962.
- [22] Rho J Y, Hobatho M C, Ashman R B. Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone. Med. Eng. Phys, 1995, 17:347–355.
- [23] Garg G P. Human body modeling under vibratory environments. Proc Nat Systems Conf Ludhiana, India, 1978. 211–225.
- [24] Benno M. The effect of muscle stiffness and damping on simulated impact force peaks during running. Journal of Biomechanics, 1999, 32:849–856.
- [25] Williams K R, Williams A D C. Impulse response of a dental implant in bone by numerical analysis. Biomaterials, 1997, 18:715–719.
- [26] 张金芝. 人体脊柱冲击动力学模型. 北京航空航天大学学报, 1998, 24:43–45.
- [27] Zong Z, Lee H P, Lu C. A three-dimensional human head finite element model and power flow in a human head subject to impact loading. Journal of Biomechanics, 2006, 39:284–292.
- [28] Gong S W, Lee H P, Lu C. Dynamic Response of a Human Head to a Foreign Object Impact. IEEE ASSP Magazine Transactions on Biomedical Engineering, 2008, 55:1226–1229.
- [29] Ionescu I, James E G, Berzins M, et al. Simulation of Soft Tissue Failure Using the Material Point Method. Journal of Biomechanical Engineering, 2006, 128:917–924.
- [30] Doweidar M H, Calvo B, Alfaro I, et al. A comparison of implicit and explicit natural element methods in large strains problems: Application to soft biological tissues modeling. Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering, 2010, 199:1691–1700.
- [31] Pen˜a E, Martı´nez M A, Calvo B, et al. Application of the natural element method to finite deformation inelastic problems in isotropic and fiber-reinforced biological soft tissues. Comput. Methods Appl. Mech. Engrg, 2008, 197:1983–1996.
- [32] Ma S, Zhang X. Material point method for impact and explosion problems. Proceedings of Proceedings of International Symposium on Computational Mechanics (ISCM) Beijing, 2007. 156–166.
- [33] Ma S, Zhang X, Lian Y P, et al. Simulation of high explosive explosion using adaptive material point method. CMES-Computer Modeling In Engineering & Sciences, 2009, 39:101–123.
- [34] Braun J, Sambridge M. A numerical method for solving partial different equations on highly irregular evolving grids. Nature, 1995, 376:655–660.
- [35] Sukumar N, Moran B, Belytschko T. The natural element method in solid mechanics. International Journal for Numerical Methods in Engineering, 1998, 43:839–887.

- [36] Sulsky D, Chen Z, Schreyer H L. A Particle Method for History-Dependent Materials. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 1994, 118:179–196.
- [37] SPitze V M, AeKerman M J, Seherzinger A L. The visible human male:a technical report. *J Am Med Inform Assoc*, 1996, 3:118–130.
- [38] Chung M S, Kim S Y. Three dimensional image and virtual dissection program of the brain made of Korean cadaver. *Yonsei Med J*, 2000, 41:299–303.
- [39] 刘亢, 黄骥. 中国“数字化可视人”诞生. http://news.xinhuanet.com/it/2002-10/24/content_606696.htm, 2002-10-24..
- [40] 柴慧臻, 罗述谦. 构建中国女虚拟人一号的初步探索. *中国医疗器械信息*, 2003, 9:18–20.
- [41] 张宇, 陈明, 唐雷. 基于“中国数字人”切片和CT数据重建下颌骨的对比研究. *中国临床解剖学杂志*, 2004, 22:384–386.
- [42] 白桂有, 张正治, 熊雁. 手掌部分解剖结构可视化的初步研究. *中国临床解剖学杂志*, 2005, 23:227–229.
- [43] 高蕾娜. 医学CT图像可视化技术的研究及实现[硕士学位论文]. 华中科技大学, 2005.
- [44] 李博文. 三维数字化人脑图谱的构建及其应用[硕士学位论文]. 上海交通大学, 2008.
- [45] 黄云奇. 医学影像二维处理及三维重建系统的研究与实践[硕士学位论文]. 广西大学, 2008.
- [46] 胡战利. 基于VTK的医学图像三维重建及交互研究[硕士学位论文]. 哈尔滨工程大学, 2008.
- [47] 王树秀. 医学图像分割与三维可视化技术研究[硕士学位论文]. 山东大学, 2009.
- [48] 王召伟. 医学图像分割与三维重建[硕士学位论文]. 电子科技大学, 2009.
- [49] 张苏萍. 脊柱MRI图像的分割与三维可视化[硕士学位论文]. 北京交通大学, 2010.
- [50] Liao S H, Tong R F, Dong J X. Anisotropic finite element modeling for patient-specific mandible. *Comput Methods Programs Biomed*, 2007, 88:197–209.
- [51] Pugh J W, Rose R M, Radin E L. A Structural Model for The Mechanical Behavior of Trabecular Bone. *Journal of Biomechanics*, 1973, 6:657–670.
- [52] Lees S. A Model For Bone Hardness. *J. Biomchmics*, 1981, 14:561–567.
- [53] Krajcinovic D, Trafimow J, Sumarac D. Simple Constitutive Model For A Cortical Bone. *J. Biomechanics*, 1987, 20:779–784.
- [54] Currey J D. Strain Rate Dependence Of The Mechanical Properties Of Reindeer Antler And The Cumulative Damage Model Of Bone Fracture. *J. Biomechanics*, 1989, 22:469–457.
- [55] Courtney A C, Hayes W C, Gibson L J. Age-related Differences In Post-yield Damage In Human Cortical Bone. *Experiment And Model. J. Biomechanics*, 1996, 29:1463–1471.
- [56] Bagge M. A model of bone adaptation as an optimization process. *Journal of Biomechanics*, 2000, 33:1349–1357.
- [57] Ramtani S, Zidi M. A theoretical model of the effect of continuum damage on a bone adaptation model. *Journal of Biomechanics*, 2001, 34:471–479.

- [58] Dagan D, Be'ery M, Gefen A. Single-trabecula building block for large-scale finite element models of cancellous bone. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 2004, 42:549–556.
- [59] Deuerling J M, Yue W M, Ori'as A A, et al. Specimen-specific multi-scale model for the anisotropic elastic constants of human cortical bone. *Journal of Biomechanics*, 2009, 42:2061–2067.
- [60] Gilchrist M D, O'Donoghue D. Simulation the development of frontal head impact injury. *Computational Mechanics*, 2000, 26:229–235.
- [61] AOMURA S, FUJIWARA S, IKOMA T. Study on the influence of Different Interface conditions on the Response of Finite Element Human Head Models under Occipital Impact Loading. *JSME International Journal*, 2003, 46:583–593.
- [62] Kumaresan S, Yoganandan N, Pintar F A. Finite element analysis of the cervical spine: a material property sensitivity study. *Clinical Biomechanics*, 1999, 14:41–53.
- [63] Maurel N, Lavaste F, Skalli W. A Three-dimensional Parameterized Finite Element Model Of The Lower Cervical Spine. Study Of The Influence Of The Posterior Articular Facets. *Journal of Biomechanics*, 1997, 30:921–931.
- [64] Clausen J D, Goel V K, Traynelis V C, et al. Uncinate Processes and Luschka Joints Influence the Biomechanics of the Cervical Spine: Quantification Using a Finite Element Model of the C5-C6 Segment. *Journal of Orthopaedic Research*, 1997, 15:342–347.
- [65] Deng Y C, Kong W, Ho H J. Development of a Finite Element Human Thorax Model for Impact Injury Studies. *SAE 1999-01-0715*, 1999. 1–7.
- [66] Panjabi M, Brand R, White A. Three Dimensional Flexibility and Stiffness Properties of the Human Thoracic Spine. *Journal of Biomechanics*, 1976, 9:185–192.
- [67] Rohlmann A, Zander T, Bergmann G. Comparison of the biomechanical effects of posterior and anterior spine-stabilizing implants. *Eur Spine J*, 2005, 14:445–453.
- [68] Smit T H. The mechanical significance of the trabecular bone architecture in a human vertebra[博士学位论文]. TU Hamburg-Harburg. Aachen, Germany, 1996.
- [69] Noailly J, Lacroix D, Planell J A. The Mechanical Significance Of The Lumbar Spine Components – A Finite Element Stress Analysis. *Proceedings of 2003 Summer Bioengineering Conference*, June 25-29, Sonesta Beach Resort in Key Biscayne, Florida, 2003.
- [70] 谭军, 万卫平, 王鸣鹏等. 应用三维有限元法分析正常人腰椎椎体的应力分布. *第二军医大学学报*, 1997, 18:566–568.
- [71] Dalstra M, Huiskes R, Van Erning L. Development and Validation of a Three-Dimensional Finite Element Model of the Pelvic Bone. *ASME J. Biomech. Eng.*, 1995, 117:272–278.
- [72] García J M, Doblaré M, Seral B, et al. Three-dimentional finite element analysis of several internal and external pelvis fixations. *J Biomech Eng*, 2000, 122:516–522.
- [73] Phillips A T M, Pankaj P, Howie C R, et al. Finite element modelling of the pelvis: inclusion of muscular and ligamentous boundary conditions. *Med Eng Phys*, 2007, 29:739–748.
- [74] 郑琦, 谌琦, 廖胜辉等. 一种新型髌髌关节内固定装置的三维仿真与对比验证. *医用生物力学*, 2010, 25:105–111.

- [75] Wirtz D C, Schiffers N, Pandorf T, et al. Critical evaluation of known bone material properties to realize anisotropic FE-simulation of the proximal femur. *Journal of Biomechanics*, 2000, 33:1325–1330.
- [76] Quenneville C E, Dunning C E. Development of a finite element model of the tibia for short-duration high-force axial impact loading. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2011, 14:205–212.
- [77] Austman R L, Milner J S, Holdsworth D W, et al. The effect of the density–modulus relationship selected to apply material properties in a finite element model of long bone. *Journal of Biomechanics*, 2008, 41:3171–3176.
- [78] Snyder S M, Schneider E. Estimation of mechanical properties of cortical bone by computed tomography. *Journal of Orthopaedic Research*, 1991, 9:422–431.
- [79] Keller T S. Predicting the compressive mechanical behavior of bone. *Journal of Biomechanics*, 1994, 27:1159–1168.
- [80] Lotz J C, Gerhart T N, Hayes W C. Mechanical properties of trabecular bone from the proximal femur: a quantitative CT study. *Journal of Computer Assisted Tomography*, 1990, 14:107–114.
- [81] Lotz J C, Gerhart T N, Hayes W C. Mechanical properties of metaphyseal bone in the proximal femur. *Journal of Biomechanics*, 1991, 24:317–329.
- [82] Morgan E F, Bayraktar H H, Keaveny T M. Trabecular bone modulus–density relationships depend on an atomicsite. *Journal of Biomechanics*, 2003, 36:897–904.
- [83] Cattaneo P M, Dalstra M, Melsen B. The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement. *J Dent Res*, 2005, 84:428–433.
- [84] Fung Y C. *Biomechanics. Mechanical Properties of Living Tissues*. Springer-Verlag, New York, 2nd edition, 1993.
- [85] Martin R B, Burr D B, Sharkey N A. *Skeletal Tissue Mechanics*. Springer-Verlag, New York, 1998.
- [86] Silver F H, Christiansen D L, Buntin C M. Mechanical properties of the aorta: A review. *Critical Reviews in Biomed. Engr*, 1989, 17:323–358.
- [87] Woo S L Y, Gomez M A, Akeson W H. Mechanical behaviors of soft tissues: Measurements, modifications, injuries and treatment. In *The Biomechanics of Trauma*. Appleton Crofts, 1985.
- [88] Willinger R, Kang H, Diaw B. Three-Dimensional Human Head Finite-Element Model Validation Against Two Experimental Impacts. *Annals of Biomedical Engineering*, 1999, 27:403–410.
- [89] Charalambopoulos A, Dassios G, Fotiadis D I, et al. Dynamic Characteristics of the Human Skull-Brain System. *Mathl. Comput. Modelling*, 1998, 27:81–101.
- [90] Hickling R, Wenner M L. Mathematical model of a head subjected to an axisymmetric impact. *J. Biomechanics*, 1973, 6:115–132.
- [91] McCulloch A D, Omens J H. Non-homogeneous Analysis of Three-dimensional Transmural Finite Deformation in Canine Ventricular Myocardium. *Journal of Biomechanics*, 1991, 24.

- [92] Guccione J M, McCulloch A D. "Finite Element Modeling of Ventricular Mechanics" in Theory of Heart. 1991.
- [93] Fung P, Patitucci P. Stress and Strain in the Lung. ASCE Journal of the Engineering Mechanics Division, 1978..
- [94] Vawter D L. A Finite Element Model for Macroscopic Deformation of the Lung. Journal of Biomechanical Engineering, 1980, 102.
- [95] Abe H, Hayashi K, Sato M, (eds.). Data Book on Mechanical Properties of Living Cells, Tissues, and Organs. Springer-Verlag, 1996.
- [96] Guilkey J E, Hoying J B, Weiss J A. Computational modeling of multicellular constructs with the material point method. Journal of Biomechanics, 2006, 39:2074–2086.
- [97] Nicolle S, Vezin P, Palierne J F. A strain-hardening bi-power law for the nonlinear behaviour of biological soft tissues. Journal of Biomechanics, 2010, 43:927–932.
- [98] 杜汇良, 黄世霖, 张金换. 医学图像三维有限元重建中的数据管理及T10~T12胸椎模型建立. 生物医学工程学杂志, 2004, 21:840–843.
- [99] 于开平, 周传月, 谭惠丰. HyperMesh从入门到精通. 北京:科学出版社, 2005.
- [100] Brackbill J U, Ruppel H M. FLIP: A method for adaptively zoned, particle-in-cell calculations of fluid flows in two dimensions. Journal of Computational Physics, 1986, 65:314–343.
- [101] Brackbill J U, Kothe D B, Ruppel H M. FLIP: A low-dissipation, particle-in-cell method for fluid flow. Computer Physics Communications, 1988, 48:25–38.
- [102] Bardenhagen S G, Kober E M. The generalized interpolation material point method. CMES-Computer Modeling in Engineering & Sciences, 2004, 5:477–495.
- [103] Wallstedt P C, Guilkey J E. An evaluation of explicit time integration schemes for use with the generalized interpolation material point method. Journal of Computational Physics, 2008, 227:9628–9642.
- [104] Zhang D Z, Ma X, Giguere P T. Material point method enhanced by modified gradient of shape function. Journal of Computational Physics, 2011, 230:6379–6398.
- [105] Guilkey J E, Weiss J A. Implicit time integration for the material point method: Quantitative and algorithm comparisons with the finite element method. International Journal for Numerical Methods in Engineering, 2003, 57:1323–1338.
- [106] Sulsky D, Kaul A. Implicit dynamic in the material-point-method. Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering, 2004, 193:1137–1170.
- [107] Tan H L, Nairn J A. Hierarchical, adaptive, material point method for dynamic energy release rate calculations. Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering, 2002, 191:2095–2109.
- [108] Love E, Sulsky D L. An unconditionally stable, energy-momentum consistent implementation of the material-point method. Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering, 2006, 195:3903–3925.
- [109] York I A R, Sulsky D, Schreyer H L. The material point method for simulation of thin membranes. International Journal for Numerical Methods in Engineering, 1999, 44:1429–1456.

- [110] Bardenhagen S G, Brackbill J U, Sulsky D. The material-point method for granular materials. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 2000, 187:529–541.
- [111] Bardenhagen S G, Guilkey J E, Roessig K M e a. An improved contact algorithm for the material point method and application to stress propagation in granular material. *CMES-Computer Modeling in Engineering & Sciences*, 2001, 2:509–522.
- [112] Huang X, Ma S, al. Contact algorithms for the material point method in impact and penetration simulation. *International Journal for Numerical Methods in Engineering*, 2011, 85:498–517.
- [113] Hu W, Chen Z. A multi-mesh MPM for simulating the meshing process of spur gears. *Computers & structures*, 2003, 81:1991–2002.
- [114] Ma Z T, Zhang X, Huang P. An Object-Oriented MPM Framework for Simulation of Large Deformation and Contact of Numerous Grains. *CMES-Computer Modeling in Engineering & Sciences*, 2010, 55:61–87.
- [115] Zhang X, Sze K Y, Ma S. An explicit material point finite element method for hyper-velocity impact. *International Journal for Numerical Methods in Engineering*, 2006, 66:689–706.
- [116] Guilkey J E, Harman T B, Banerjee B. An Eulerian-Lagrangian approach for simulating explosions of energetic devices. *Computers & structures*, 2007, 85:660–674.
- [117] 廉艳平. 自适应物质点有限元法及其在冲击侵彻问题中的应用[博士学位论文]. 清华大学, 2012.
- [118] Parker S G. A component-based architecture for parallel multi-physics PDE simulation. *Future Generation Computer Systems*, 2006, 22:204–216.
- [119] Parker S G, Guilkey J, Harman T. A component-based parallel infrastructure for simulation of fluid-structure interaction. *Engineering with Computers*, 2006, 22:277–292.
- [120] Ma J, Lu H, Wang B, et al. Multiscale simulations using generalized interpolation material point (GIMP) method and SAMRAI parallel processing. *CMES-Computer Modeling in Engineering & Sciences*, 2005, 8:135–152.
- [121] Huang P, Zhang X, Ma S, et al. Shared memory OpenMP parallelization of explicit MPM and its application to hypervelocity impact. *CMES-Computer Modeling in Engineering & Sciences*, 2008, 38:119–147.
- [122] 黄鹏. 金属及岩土冲击动力学问题的物质点法研究[博士学位论文]. 清华大学, 2010.
- [123] 黄鹏, 张雄, 马上等. 基于OpenMP的三维显式物质点法并行化研究. *计算力学学报*, 2010, 27:21–27.
- [124] Zhang Y T, Zhang X, Liu Y. An alternated grid updating parallel algorithm for material point method using OpenMP. *CMES-Computer Modeling in Engineering & Sciences*, 2010, 69:143–165.
- [125] Hu W Q, Chen Z. Model-based simulation of the synergistic effects of blast and fragmentation on a concrete wall using the MPM. *International Journal of Impact Engineering*, 2006, 32:2066–2096.
- [126] 马上, 张雄. 聚能射流形成的自适应物质点法模拟. *固体力学学报*, 2009, 30:504–508.

- [127] 王宇新, 陈震, 孙明. 滑移爆轰问题无网格MPM法数值模拟. 力学与实践, 2006, 29:20–25.
- [128] 王宇新. 多项介质爆炸冲击响应物质点法分析[博士学位论文]. 大连理工大学, 2006.
- [129] Wang Y X, Beom H G, Sun M, et al. Numerical simulation of explosive welding using the material point method. *International Journal of Impact Engineering*, 2011, 38:51–60.
- [130] Sulsky D, Zhou S L, Schreyer H L. Application of a Particle-in-cell Method to Solid Mechanics. *Computer Physics Communications*, 1995, 87:236–252.
- [131] Sulsky D, Schreyer H L. Axisymmetric form of the material point method with applications to upsetting and Taylor impact problems. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 1996, 139:409–429.
- [132] Zhang D Z, Zou Q, VanderHeyden W B, et al. Material point method applied to multiphase flows. *Journal of Computational Physics*, 2008, 227:3159–3173.
- [133] Nairn J A. Material Point Method Calculations with Explicit Cracks. *CMES-Computer Modeling in Engineering & Sciences*, 2003, 4:649–663.
- [134] Guo Y, Nairn J A. Calculation of J integration and stress intensity factors using the material point method. *CMES-Computer Modeling in Engineering & Sciences*, 2004, 6:295–308.
- [135] Guo Y J, Nairn J A. Three-dimensional dynamic fracture analysis using the material point method. *CMES-Computer Modeling in Engineering & Sciences*, 2006, 16:141–155.
- [136] Nairn J A. On the calculation of energy release rates for cracked laminates with residual stresses. *International Journal of Fracture*, 2006, 139:267–293.
- [137] Wang B, Karuppiiah V, Lu H, et al. Two-dimensional mixed mode crack simulation using the material point. *Mechanics of Advanced Materials and Structures*, 2005, 12:471–484.
- [138] Daphalapurkar N P, Lu H, Coker D, et al. Simulation of dynamic crack growth using the generalized interpolation material point (GIMP) method. *International Journal of Fracture*, 2007, 143:79–102.
- [139] Gilabert F A, Cantavella V C, Sánchez E, et al. Modelling fracture process in ceramic materials using the Material Point Method. *A Letters Journal Exploring the Frontiers of Physics*, 2011, 96:24002p1–p6.
- [140] Chen Z, Hu W, Shen L, et al. An Evaluation of the MPM for Simulating Dynamic Failure with Damage Diffusion. *Engineering Fracture Mechanics*, 2002, 69:1873–1890.
- [141] Chen Z, Feng R, Xin X, et al. A Computational Model for Impact Failure with Shear-Induced Dilatancy. *International Journal for Numerical Methods in Engineering*, 2003, 56:1979–1997.
- [142] Chen Z, Shen L M, Mai Y W, et al. A Bifurcation-based Decohesion Model for Simulating the Transition from Localization to Decohesion with the MPM. *Zeitschrift für Angewandte Mathematik und Physik (ZAMP)*, 2005, 56:908–930.
- [143] Chen Z, Gan Y, Chen J K. A coupled thermo-mechanical model for simulating the material failure evolution due to localized heating. *CMES-Computer Modeling in Engineering & Sciences*, 2008, 26:123–137.

- [144] Schreyer H L, Sulsky S J. Modeling delamination as a strong discontinuity with the material point method. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 2002, 191:2483–2507.
- [145] Sulsky H L. MPM simulation of dynamic material failure with a decohesion constitutive model. *European Journal of Mechanics A/Solids*, 2004, 23:423–445.
- [146] Shen L M. A Rate-Dependent Damage/Decohesion Model for Simulating Glass Fragmentation under Impact using the Material Point Method. *CMES-Computer Modeling in Engineering & Sciences*, 2009, 49:23–45.
- [147] Li F, Pan J Z, Sinka C. Modelling brittle impact failure of disc particles using material point method. *International Journal of Impact Engineering*, 2011, 38:653–660.
- [148] 马上. 超高速碰撞问题的三维物质点法模拟[硕士学位论文]. 清华大学, 2005.
- [149] 马上, 张雄, 邱信明. 超高速碰撞问题的三维物质点法. *爆炸与冲击*, 2006, 26:273–278.
- [150] Bardenhagen S G, Brydon A D, Guilkey J E. Insight into the physics of foam densification via numerical simulation. *Journal of the Mechanics and Physics of Solids*, 2005, 53:597–617.
- [151] Gong W W, Liu Y, Zhang X, et al. Numerical Investigation on Dynamical Response of Aluminum Foam Subject to Hypervelocity Impact With Material Point Method. *CMES: Computer Modeling in Engineering & Sciences*, 2012, 83:527–545.
- [152] Wang H K, Liu Y, Zhang X. Numerical simulation of carbon nanotube reinforced composite by material point method. *Computational Materials Science*, 2012, 57:23–29.
- [153] Zhang H W, Wang K P, Chen Z. Material point method for dynamic analysis of saturated porous media under external contact/impact of solid bodies. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 2009, 198:1456–1472.
- [154] Anderson C E J. An overview of the theory of hydrocodes. *International Journal of Impact Engineering*, 1987, 5:33–59.
- [155] Bardenhagen S G. Energy conservation error in the material point method for solid mechanics. *Journal of Computational Physics*, 2002, 180:383–403.
- [156] Lian Y P, Zhang X, Zhou X, et al. Numerical simulation of explosively driven metal by material point method. *International Journal of Impact Engineering*, 2011, 38:238–246.
- [157] 赵玮, 阮世捷, 李海岩. 应用于头部损伤生物力学研究的三维有限元模型发展概况. *中国生物医学工程学报*, 2011, 30:110–119.
- [158] Hardy C H, Marcal P V. Elastic analysis of a skull. *ASME Transaction*, 1973. 838–842.
- [159] Shugar T A. Transient structural response of the linear skull brain system. *Proceedings of Nineteenth Stapp Car Crash Conference*, 1975. 581–614.
- [160] Hosey R R, Liu Y K. A homeomorphic finite element model of impact head and neck injury. *Proceedings of International Conference on Finite Elements in Biomechanics*. Tucson: Applied Science Publishers, 1980. 851–870.
- [161] 石美鑫. 实用外科学. 北京:人民卫生出版社, 2003.
- [162] Abelson-Mitchell N. Epidemiology and prevention of head injuries: literature review. *J Clin Nurs*, 2008, 17:46–57.

- [163] Tagliaferri F, Compagnone C, Korsic M, et al. A systematic review of brain injury epidemiology in Europe. *Acta Neurochirurgica*, 2006, 148:255–268.
- [164] 王正国. 创伤学基础与临床. 武汉:湖北科学技术出版社, 2006: 1544–1700.
- [165] 王守森, 荆俊杰. 颅脑撞击性损伤的生物力学机制. *福州总医院学报*, 2002, 9:205–207.
- [166] 王千, 朱青峰, 扬婷等. 枕部减速伤致颅底面脑挫伤的解剖特点. *解剖与临床*, 2002, 7:44–45.
- [167] 沈勇. 颅脑在加速和减速冲击载荷下的动应力分析. *生物医学工程学杂志*, 2000, 17:262–265.
- [168] Kleiven S, Holst H. Consequences of head size following trauma to the human head. *Journal of Biomechanics*, 2002, 35:153–160.
- [169] Lankarani H M, Hooper S J, Mirza M G, et al. Attenuation and simplified testing procedure of HIC for Aircraft crash safety evaluation. SAE 971457, 1997..
- [170] Ruan J S, Khalil T, King A I. Dynamic response of the human head to impact by three-dimensional finite element analysis. *J. Biomech. Eng.*, 1994, 116:44–50.
- [171] Willinger R, Taleb L, Kopp C M. Modal and temporal analysis of head mathematical models. *J. Neurotrauma*, 1995. 12:N4.
- [172] Kang H S, Willinger R, Diaw B M. Validation of a 3d anatomic human head model and replication of head impact in motorcycle accident by finite element modeling. *Proceedings of Proceedings of 41st Stapp Car Crash Conference*, 1997.
- [173] Stapp J P. Human tolerance to deceleration summary of 166 Runs. *J Aviat Med*, 1951, 22:42–45.
- [174] Stapp J P, Taylor E R. Space cabin landing impact vector effects on human physiology. *Aerospace Med*, 1964, 35:1117–1132.
- [175] Weis E B, Mohr G C. Cine radio graphic analysis of human visceral responses to short duration impact. *Aerospace Med*, 1967, 38:1041–1044.
- [176] Brown W K, Rothstein T D, Foster L P. Human response to predicted Apollo landing impacts in selected boby orientations. *Aerospace Med*, 1966, 37:394–398.
- [177] 王玉兰, 成自龙, 韩延方. 人体对胸背向(+G_x)着陆冲击反应特点的研究. *航天医学与医学工程*, 1992, 5:96–100.
- [178] 成自龙, 韩延方, 曾文艺. 人体坐姿着陆冲击(+G_z)耐限区间的研究. *航天医学与医学工程*, 1997, 10:340–343.
- [179] 刘炳坤, 王宪民, 王玉兰. 人体对模拟着陆冲击动态响应特性的研究. *Proceedings of 中国航空学会人体工程、航医、救生专业分会第五届学术年会论文集*, 北京, 1998.
- [180] 刘炳坤, 王宪民, 王玉兰等. 不同体位着陆冲击时人体的动态响应. *航天医学与医学工程*, 2001, 14:120–122.
- [181] 杨济匡, 姚剑峰. 人体颈部动力学响应分析有限元模型的建立和验证. *湖南大学学报 (自然科学版)*, 2003, 30:40–46.
- [182] Jackson K E, Fasanella E L, Boitnott R L. Occupant Responses in a Full-Scale Crash Test of the Sikorsky ACAP Helicopter. NASA/TM-2002-211733 ARL-TR-2735, 2002. 1–17.
- [183] 李德葆, 陆秋海. 实验模态分析及其应用. 科学出版社, 2001.

致 谢

本课题是在导师张雄教授的悉心指导下完成。导师的言传身教将使我受益终生。值此论文完成之际，谨向辛勤培养我的恩师表示最衷心的感谢。

感谢陆明万教授、邱信明教授、刘岩博士、廉艳平博士对我的指导和帮助。

感谢计算动力学实验室的同窗们，他们的帮助使我收获良多。

本课题承蒙国家自然科学基金（10872107）和973项目（2010CB832701）资助，特此致谢。

感谢单位领导和同事给予我的鼓励与支持。

感谢家人的支持和默默付出。

声 明

本人郑重声明：所呈交的学位论文，是本人在导师指导下，独立进行研究工作所取得的成果。尽我所知，除文中已经注明引用的内容外，本学位论文的研究成果不包含任何他人享有著作权的内容。对本论文所涉及的研究工作做出贡献的其他个人和集体，均已在文中以明确方式标明。

签 名：_____ 日 期：_____

个人简历、在学期间发表的学术论文与研究成果

个人简历

1976 年 11 月出生于湖北省广水市。

1996 年 9 月考入中国石油大学（北京）机械电子工程系，2000 年 7 月本科毕业并获得工学学士学位。

2000 年 9 月考入中国石油大学（北京）化工学院化工过程机械专业攻读硕士研究生学位，2003 年 6 月毕业并获得工学硕士学位。

2009 年 9 月考入清华大学航天航空学院攻读航空宇航科学与技术专业博士学位至今。

发表的学术论文

- [1] Shuangzhen Zhou, Xiong Zhang, Honglei Ma. Numerical Simulation of Human Head Impact Using the Material Point Method. International Journal of Computational Methods, Accepted. (SCI 源刊)
- [2] 周双珍, 张雄, 马红磊. 利用物质点法研究不同头部模型对头部碰撞动态响应的影响. 医用生物力学, 已录用. (EI 源刊)