DOI:10.3724/SP.J.1008.2012.00974

・论 著・

# 胆囊三维有限元力学模型的构建

**郭 艳**光<sup>1</sup>, **B** 毅<sup>1,2\*</sup>, 缪 骥<sup>2</sup>, 雷 鹏<sup>2</sup>, 李 建辉<sup>1</sup>, **G** 锋<sup>1</sup> 1. 西安交通大学先进外科技术与工程研究所计算模拟室, 西安 710049 2. 西安交通大学第一附属医院肝胆外科, 西安 710061

[摘要] **印** 建立人胆囊三维有限元力学模型,用于胆囊的非侵害性生物力学研究和手术模拟。*<sup>6</sup>* 法 根据胆囊的 解剖学数据,在参数化 CAD 软件 PRO/E 中建立胆囊的三维交互式 CAD 模型,以 IGES 格式导入到通用有限元分析软件 ANSYS中,以 20 节点 SOLID95 单元划分几何模型并赋材料属性建立有限元模型。模拟胆囊底受钳夹的工况,分析胆囊在位 移载荷下的形变和应力分布。结果 成功建立了具有几何相似性和物理相似性的三维胆囊有限元模型,包含了胆囊底、体、 颈结构,共 14 520 个单元,82 524 个节点。模拟胆囊底受钳夹工况时,形变集中在胆囊底顶部区域,而应力集中在胆囊床边缘 和胆囊颈与胆囊管部。结论 有限元法可模拟胆囊在手术中的力学响应,可用于胆囊的生物力学研究。

[关键词] 胆囊;有限元分析;力学;应力分析

[中图分类号] R 322.48; R 318.01 [文献标志码] A [文章编号] 0258-879X(2012)09-0974-04

#### Construction of three-dimensional mechanical finite element model of gallbladder

GUO Yan-guang<sup>1</sup>, LÜ Yi<sup>1,2\*</sup>, MIAO Ji<sup>2</sup>, LEI Peng<sup>2</sup>, LI Jian-hui<sup>1</sup>, MA Feng<sup>1</sup>

 Department of Computer Simulation, Research Institute of Advanced Surgical Technology and Engineering, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049, Shaanxi, China

2. Department of Hepatobiliary Surgery, the First Affiliated Hospital, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710061, Shaanxi, China

[Abstract] Objective To construct a three-dimensional mechanical finite element model (FEM) of human gallbladder for non-invasive biomechanical research of gallbladder and operation simulation. Methods An interactive CAD model of gallbladder was developed by parametric design software PRO/E using anatomical data, and was transferred into the finite element analysis software ANSYS in IGES format. Subsequently, the geometric model was meshed with 3D 20-node hexahedral structural solid elements and endued with material attributes to build the FEM. The procedure of clampping the gallbladder fundus was simulated with the established FEM, and the deformation and Von Mises Stress was analyzed under displacement loads. **Results** 

A 3D FEM of gallbaldder was successfully established, including the fundus, body and neck of gallbladder. The model consisted of 14 520 elements and 82 524 nodes. It was found that the Von Mises Stress concentration areas were at the periphery of the gallbladder bed and junction of gallbladder neck and cystic duct, and the deformation was centered at the head of gallbladder fundus. **Conclusion** FEM can simulate the mechanical response in gallbladder operation, and the gallbladder FEM can be used for biomechanical research of the gallbladder.

[Key words] gallbladder; finite element analysis; mechanics; stress analysis

[Acad J Sec Mil Med Univ, 2012, 33(9):974-977]

胆囊位于肝脏脏面,主要功能是浓缩和储存胆 汁。腹部手术常涉及到胆囊的钳夹、牵拉和剥离,因 此有必要建立胆囊的生物力学模型,分析其在手术 器械作用下的力学特征变化。这对于手术仿真和训 练系统、腹腔机器人的计算机模拟实验也具有重要 意义<sup>[1-2]</sup>。但胆囊属于软组织,与硬组织相比其形态 多变,建立逼真的胆囊几何模型较为困难。

有限元法(finite element method,FEM)已成为 解决具有复杂几何形状和材料非线性的连续体力学 问题的标准方法,尤其是在非线性状态下<sup>[3]</sup>,基于 FEM 的生物力学仿真结果已被证明是准确和可信 的<sup>[4-6]</sup>。但软组织器官有限元力学分析的报道相对

<sup>[</sup>收稿日期] 2012-03-19 [接受日期] 2012-07-05

<sup>[</sup>基金项目] 国家自然科学基金科学仪器项目(81127005/H0322). Supported by the Scientific Apparatus Project of the National Natural Science Foundation of China(81127005/H0322).

<sup>[</sup>作者简介] 郭艳光,硕士生. E-mail: gygemail@126.com.

<sup>\*</sup>通信作者(Corresponding author). Tel: 029-85323904, E-mail: luyi169@126.com

较少。目前仅见 Li 等<sup>[7]</sup>建立了规整椭球体状的胆 囊有限元力学模型,但该模型与真实胆囊的形态差 别较大,缺乏几何相似性。本研究利用 CAD 软件 PRO/E 的曲面造型功能,根据胆囊的解剖学数据和 临床观察,建立了逼真的交互式胆囊几何模型;再将 几何模型以 IGES 格式导入通用有限元分析软件 ANSYS 中,构建了胆囊三维有限元力学模型;并模 拟术中胆囊底受钳夹的工况,分析了胆囊在位移载 荷下的形变和应力分布。

### 1 方法和结果

1.1 几何模型的构建 本研究利用正常成年人空 腹胆囊解剖学数据与与标准化术中所见,参考 Primal 三维解剖学图库,在参数化 CAD 建模软件 PRO/E的造型模块中建立了交互式三维胆囊模型。 胆囊包括胆囊底、体、颈,长 70~100 mm,宽 30~50









图 2 拖动造型曲线上点交互式修改胆囊内腔曲面 Fig 2 Moving the points of style curves for interactively modifying luminal surface

1.2 有限元模型的构建 在有限元分析软件 AN-SYS 中,导入 CAD 模型的 IGES 格式文件,在前处 理器中建立胆囊的几何模型。冗余的线和点会增加 实体模型的生成难度,需要删除。用 ANSYS 内嵌 的编程语言 APDL 进行二次开发,在操作界面上生 成执行按钮,点击后自动删除冗余。

胆囊在压缩载荷下,应变小于 30%时,应力-应 变曲线近似于线弹性材料,压缩模量为 0.035 6 MPa<sup>[7,10]</sup>。胆囊壁泊松比设为0.45<sup>[7]</sup>。以20节点 SOLID95单元划分几何模型,胆囊壁厚度方向划分 两层单元,得有限元模型。

1.3 胆囊模型在位移载荷下的形变和应力分布分析
 1.3.1 约束条件与载荷 模拟的胆囊受力状态为
 肝脏掀起后,胆囊呈底部朝向外上方,胆囊底被胆囊
 抓钳钳夹的情况(图 3)。

模拟的对象是术中的胆囊,处于禁食状态,假设 在十二指肠迁移运动复合波(MMC)I相,胆囊内张力 性压力较低,最大值为 0.3 kPa。此时胆囊处于松弛 静止状态,不考虑胆囊肌层主动收缩产生的应力<sup>[11]</sup>。 因而在胆囊的内壁施加压力载荷为 2×10<sup>-4</sup>MPa。

为了消除模型的空间刚体位移,假设胆囊外壁 固定于胆囊床,因此对胆囊床范围的外壁节点施加 全固定约束(all dof=0)。胆囊颈延续为胆囊管,进 入肝十二指肠韧带致密结缔组织的节点,也施加全 固定约束。

选出胆囊底两侧受钳夹的外壁节点,建立局部 柱坐标系并激活,将所选节点的坐标旋转到柱坐标 系下,y轴为旋转轴,施加位移载荷(uy=4),以模拟





#### 图 3 边界约束条件与载荷示意图

Fig 3 Diagram of boundary constraints and non-pressure loads

The pink areas symbolize the connecting sites of gallbladder neck which is enwrapped by tight connective tissue of hepatoduodenal ligament and gallbladder bed. The three perpendicular arrows are at the point where a cylindrical coordinate will be created in ANSYS. The yellow arrow represents the Y axis of the cylindrical coordinate and the pivot of clamp. Red arrows indicate the action of jaws. The viewing angle is from top

1.3.2 求解与后处理 为了求解的稳定性,分两个 载荷步。第一个载荷步只分析压力载荷,第二个载 荷步加上位移载荷。因为胆囊软体组织的几何非线 性,打开大变形开关。载荷分多个子步加载,每一个 载荷步分 25 个子步,最小值设置为 10 个子步,最大 值为 50 个子步,但是打开自动时间步长。

求解完成后,进入后处理器。绘制全域总位移 (USUM)和 Von Mises 应力节点云图。

### 2 结 果

2.1 模型建立结果 构建的交互式胆囊三维 CAD 模型较为逼真,包含了胆囊底、体、颈结构,具有较好 的几何相似性(图 4A1、A2)。构建的胆囊三维有限 元模型含 14 520 个单元,82 524 个节点,由六面体 单元构成,具有较好的物理相似性(图 4B1、B2)。

2.2 胆囊在位移载荷下形变与应力分布 有限元分析结果显示,在胆囊的内壁施加压力载荷为2×10<sup>-4</sup> MPa(图4C)的情况下,胆囊底两侧受钳夹后,最大形变发生在胆囊底顶部(图5A),与临床经验一致;而最大应力和应力集中区域位于胆囊床边缘(图5B),并出现了形变和应力分离的现象。胆囊底受力后应力传递至胆囊床结合部,可能是显露胆囊床间隙或剥离胆囊的生物力学基础。

另一应力集中区域位于胆囊颈与胆囊管部(图 5C)。若此处撕裂会造成伴行血管的损伤,在胆囊管 与肝总管平行的解剖变异类型中可能牵扯起肝总 管,从而造成肝总管的医源性损伤。



#### 图 4 胆囊 CAD 模型(A)、胆囊有限元模型(B)和在内壁施加压力载荷后的胆囊有限元模型(C)

Fig 4 CAD(A), finite element model(FEM) of gallbladder(B) and gallbladder FEM with pressure loads on the inner walls(C) A1,B1: Intact view; A2,B2: Cut-open view; C: The tenuous red arrows were shown at the nodes attached to the inner areas of gallbladder wall when "show the pres and convect as arrows" order was operated under "symbols settings"





3 讨 论

FEM 把连续的结构分割成有限多个称为单元的

小区域,在每个小区域用线性方程组求解问题,从而 将复杂问题简单化,再利用插值函数得到全域的解。 严格来讲,它所得到的是近似解,但却可以逼近精确 解。单元可以不同方式排列、联结,不受复杂外形的 制约,同时,FEM 作为计算机仿真模拟手段,完全是 无侵害的,用该法分析人体器官的固体力学与流体力 学问题具有独特的优势。我国三维有限元技术传统 应用于口腔医学和骨科学<sup>[12-13]</sup>,近年来其在软组织器 官方面的应用发展很快。随着腹部手术模拟与仿真 的兴起,建立胆囊三维有限元力学模型是必要的。

FEM 构建胆囊三维有限元模型的难点首先在 于几何建模。其次胆囊所处的位置局部解剖复杂, 且胆囊本身的结构曲率变化大,管腔转折较多,在用 有限元程序分析时,易出现应力奇点,还会导致程序 收敛困难。另外,对胆囊的边界和约束条件的设定 与简化需严格参照临床实际中胆囊的解剖位置及与 周围组织的关系。同时,针对胆囊有限元模型的几 何非线性和(或)材料非线性,有限元程序求解控制 也是一个难点。用 DICOM 数据直接建模法构建胆 囊模型,虽可降低几何建模的难度,但其他难点亦无 法避免。本研究首先根据胆囊的平均解剖学数据并 参照标准化术中所见,建立了胆囊的标准化三维 CAD 模型,基于 FEM 建立的几何模型较为逼真;同 时该模型可做交互式修改,除禁食充盈状态下的正 常胆囊外,亦可构建其他状态(正常或病理)下的胆 囊模型,以根据需要快速构建手术仿真系统的虚拟 模型。我们在构建中将造型曲线与实体一同导入到 有限元分析软件中,曲线可用来在前处理器中划分 实体面和体,辅助将几何模型划分为六面体单元。 对这些曲线上网格分段数量的控制,可使单元的疏 密程度符合胆囊的解剖形态,以提高求解精度、节约 求解时间。相对于骨骼来讲,胆囊的弹性模量较小, 易产生大变形,因此尽量划分六面体单元是必要的。

选择正确的单元是建立有限元模型的重要环 节,正确的单元是可信分析结果的前提。根据有限 元分析软件 ANSYS 中单元对几何模型曲线边界的 适应情况,单元的输入与输出,单元解算大变形大应 变问题的能力,我们选用了 SOLID95 单元。

对于如何赋材料属性的问题,由于目前对胆囊力 学模型的研究较少,因此无法像进行骨科和口腔生物 力学研究一样,参考已有的相对统一的赋值标准。我 们对报道中与胆囊相关的实验生物力学的数据进行 筛选,构建了线弹性材料模型。材料属性参考 Rosen 等<sup>[10]</sup>所做猪胆囊在体压缩载荷试验的应力应变曲线, 由于初步手术模拟的是胆囊底受钳夹的工况,因此参 考在体压缩实验的数据较合理。

我们成功建立了具有几何相似性和物理相似性 的三维胆囊有限元模型,包含了胆囊底、体、颈结构, 共14 520个单元,82 524个节点。模拟胆囊底受钳 夹工况时,形变集中在胆囊底顶部区域,而应力集中 在胆囊床边缘和胆囊颈与胆囊管部。但是初步应力 分析的临床指导还有一定的局限性。进一步的仿真 模拟研究需采集人胆囊的拉伸模量、压缩模量、剪切 模量等力学数据。在后续的研究中,尚需在材料赋 值和三维建模方面加以改进,在大样本的基础上选 择最符合平均解剖标准的胆囊 DICOM 数据直接建 模,并结合造型曲线分割法尽量划分六面体单元,以 使胆囊三维有限元模型更加成熟和完善。

### 4 利益冲突

所有作者声明本文不涉及任何利益冲突。

## [参考文献]

- Gao Z, Desai J P. Estimating zero-strain states of very soft tissue under gravity loading using digital image correlation [J]. Med Image Anal, 2010, 14:126-137.
- [2] Nava A, Mazza E, Furrer M, Villiger P, Reinhart W H. In vivo mechanical characterization of human liver[J]. Med Image Anal, 2008, 12:203-216.
- [3] Kauer M, Vuskovic V, Dual J, Szekely G, Bajka M. Inverse finite element characterization of soft tissues[J]. Med Image Anal, 2002, 6:275-287.
- [4] Erdemir A, Guess T M, Halloran J, Tadepalli S C, Morrison T M. Considerations for reporting finite element analysis studies in biomechanics[J]. J Biomech, 2012, 45:625-633.
- [5] Mousavi S R,Khalaji I,Sadeghi Naini A,Raahemifar K,Samani A. Statistical finite element method for real-time tissue mechanics analysis[J]. Comput Methods in Biomech Biomed Engin, 2012,15:595-608.
- [6] Erdemir A, Guess T M, Halloran J, Tadepalli S C, Morrison T M. Considerations for reporting finite element analysis studies in biomechanics[J]. J Biomech, 2012, 45:625-633.
- [7] Li W G, Luo X Y, Hill N A, Ogden R W, Smythe A, Majeed A, et al. A mechanical model for CCK-Induced acalculous gallbladder pain[J]. Ann Biomed Eng, 2011, 39:786-800.
- [8] 吴伯文. 实用肝脏外科学[M]. 北京:人民军医出版社,2009: 20-21.
- [9] 黄志强.当代胆道外科学[M].上海:上海科学技术文献出版 社,1998:20-21.
- [10] Rosen J, Brown J D, De S, Sinanan M, Hannaford B. Biomechanical properties of abdominal organs *in vivo* and postmortem under compression loads[J]. J Biomech Engin, 2008, 130, 021020.
- [11] 吴培俊. 胆道系统运动功能及障碍[J]. 世界华人消化杂志, 1999,7:603-604.
- [12] 蔚一博,朱 强,曹志中. Micro-CT 技术结合逆向工程软件建 立上颌第一前磨牙的三维有限元模型[J]. 第二军医大学学报, 2011,32:745-748.
  Wei Y B, Zhu Q, Cao Z H. Micro-CT technology combined with

reverse-engineering software in establishing a three-dimensional finite element model of maxillary first premolar[J]. Acad J Sec Mil Med Univ,2011,32:745-748.

[13] 瞿东滨,钟世镇.骨科生物力学的发展及前沿领域[J].中华外 科杂志,2010,48:311-313.