

DOI:10.11784/tdxbz202308017

基于混合拓扑填充球模型的子宫软组织形变模拟方法

姜 杉¹, 宋雨菲¹, 杨志永¹, 曾 静²

(1. 天津大学机械工程学院, 天津 300350; 2. 天津市中心妇产科医院妇瘤科, 天津 300071)

摘要: 软组织形变模拟是虚拟手术领域中最为核心的研究内容之一。对于子宫等具有复杂生理结构的人体器官而言, 实现其形变建模并达到模拟的实时性要求是目前存在的挑战。为了解决上述问题, 本文提出了一种具有混合拓扑结构的填充球形变理论, 构建了面向子宫等复杂生理结构器官的形变建模方法, 实现了子宫肌瘤剔除手术背景下的子宫形变模拟。首先, 提出了改进的填充球模型, 针对器官部位几何表面的差异性, 不同于以往单一拓扑的连接方式, 设计了包含四面体拓扑和依据中轴线拓扑的混合填充球结构, 并综合考虑子宫生理特性与手术特点, 进行了形变模型区域性与软组织特性的细节化设计。在此基础上, 提出了一种基于度量张量剖分方法的四面体拓扑填充球结构的建模方法, 结合中轴线的提取, 分别建立了相应子宫部位的拓扑结构, 从而构建出完整的子宫填充球模型。通过 OpenGL 编写了子宫形变的虚拟环境, 并结合 3D Systems 公司的 Touch 力反馈设备搭建子宫形变模拟平台, 实现了子宫软组织的模拟变形。最后, 设计与开展验证实验, 测试子宫形变模拟的效果及实时性; 另一方面, 搭建了一套测量真实软组织形变数据的实验平台, 对本研究实现的虚拟形变与真实软组织形变进行对比。实验结果表明: 虚拟子宫形变的画面刷新频率集中在 40~60 Hz 范围内, 满足了手术训练的实时性要求; 在软组织所受作用力小于 3 N 的情况下, 两者形变位移的最大差异为 0.117 mm, 同时形变模拟效果符合真实软组织在外力作用下的整体变形趋势。

关键词: 虚拟手术; 软组织形变; 填充球模型

中图分类号: TP391.9

文献标志码: A

文章编号: 0493-2137(2024)11-1152-09

Simulation Method for Uterus Soft-Tissue Deformation Based on Filled-Sphere Model with Hybrid Topology

Jiang Shan¹, Song Yufei¹, Yang Zhiyong¹, Zeng Jing²

(1. School of Mechanical Engineering, Tianjin University, Tianjin 300350, China;

2. Department of Gynecologic Oncology, Tianjin Central Hospital of Gynecology Obstetrics, Tianjin 300071, China)

Abstract: The simulation of soft-tissue deformation is an important area of research in the field of virtual surgery. For organs with complex physiological structures such as the uterus, realizing deformation modeling and real-time simulation poses a challenge. In response, this paper proposed a filled-sphere model with a hybrid topology. This method was tailored for modeling complex physiological structures, exemplified through its application in simulating uterine deformation during hysteromyomectomy procedures. First, an improved filled-sphere model was proposed, which was designed to accommodate the variability inherent in the geometric surfaces of organs. This model diverged from traditional single topology connection mode by integrating a hybrid filled-sphere structure that involves tetrahedral and central axis topologies. Further, considering uterine physiological properties and surgical operation characteristics, regional and soft-tissue characteristics were incorporated into the deformation model. On this basis, we introduced a

收稿日期: 2023-08-25; 修回日期: 2023-11-01.

作者简介: 姜 杉 (1973—), 女, 博士, 教授.

通信作者: 姜 杉, shanjmri@tju.edu.cn.

基金项目: 国家重点研发计划资助项目 (2022YFB4702600); 国家自然科学基金资助项目 (81871457); 天津市卫生健康科研项目 (ZC20111).

Supported by the National Key Research and Development Program of China (No. 2022YFB4702600), the National Natural Science Foundation of China (No. 81871457), the Tianjin Health Research Project (No. ZC20111).

modeling method with a filled-sphere structure and tetrahedral topology, leveraging the metric tensor partition method. By extracting the central axis of geometric model, we simulated topological structures of different uterine parts, resulting in a complete filled-sphere model of the uterus. We developed a virtual environment for uterine deformation using OpenGL. Moreover, using Touch from 3D Systems, a uterine-deformation simulation platform was established. Subsequently, experiments were performed to validate the effectiveness and real-time performance of our simulation. In addition, an experimental platform for measuring real soft-tissue deformation was developed to compare the virtual deformation determined through simulations against actual soft-tissue deformation. Results show that the updating frequency of virtual uterine deformation is concentrated in the range of 40—60 Hz, meeting the real-time monitoring requirements of surgical training. The maximum difference between virtual and actual deformations is 0.117 mm when a force less than 3 N is applied. This indicates that the deformation simulation is consistent with the overall deformation trend of real soft-tissue under external forces.

Keywords: virtual surgery; soft-tissue deformation; filled-sphere model

随着虚拟现实技术的飞速发展,基于虚拟现实环境下的手术训练成为提高新手医师操作技能的有效方式^[1-3],能够保证医疗患者安全性的同时,在手术训练成本、培训内容完备性及评估学员表现等方面均优于传统的临床培训手段^[4-6].对于虚拟现实手术训练而言,提供真实、贴合实际的交互性反馈是保证手术训练效果的关键因素^[7],其中最为普遍的内容在于人体器官受到手术器械作用时所产生的视觉变化^[8],即软组织器官的形变模拟.

不同于其他应用领域中仅对虚拟物体的变形精度较为看重,由于训练过程需要实现手术模拟环境与训练者之间即时的信息传递,实时性也是手术形变模拟方法的重要考量因素之一.软组织器官形变模拟研究所面临的关键问题即为如何平衡地构建出精确性与实时性良好的形变方法^[9].此外,由于真实软组织的生物力学特性复杂,具有黏弹性、准不可压缩性、非均质性等特点^[10],形变方法如何体现上述软组织特性也是研究中亟待解决的问题.

依据形变实现的机理,面向虚拟手术的形变模拟算法可划分为两类:基于几何特征的形变模型方法与基于物理意义的形变模型方法.前一类方法通过控制虚拟模型的点、线等几何元素实现外形的改变,其中具有代表性的方法包括了 Sederberg 等^[11]提出的自由式形变方法、Gibson^[12]提出的 ChainMail 方法.后一类方法则是根据运动学和动力学原理来模拟物体受力后的形变情况,相较于几何方法能够更加真实地描述软组织的虚拟变形,在当下手术训练系统中更为常见.基于物理的形变方法种类繁多,质点弹簧模型(mass-spring model, MSM)与有限元模型(finite element model, FEM)是目前应用最为广泛的两种形变模型方法,改进方法及其他理论大多都基于或借鉴了以上两种方法的思想.例如 Duan 等^[13]构建了一种引

入新的位置约束的质点弹簧模型来模拟具有不可压缩性的软组织变形;张小瑞等^[14]提出了等节距圆锥形螺旋弹簧模型实现虚拟腹腔镜手术软组织按压的仿真;Strbac 等^[15]通过 CUDA 建立了一种高效率的软组织有限元模拟方法;Cotin 等^[16]基于 FEM 提出了张量-质量模型来模拟具有复杂解剖结构的软组织变形;Bender 等^[17]设计了基于位置动力学的物体形变方法.

填充球模型同样是基于 MSM 思想的一种改进算法,继承了 MSM 实时性优良特点的同时,通过球体对物体内部的填充,弥补了传统方法中缺失物体内部属性的不足,提高了软组织的形变精度.此外,填充球模型结构灵活,其构建形式与方法具有多样化的特点.例如, Suzuki 等^[18]基于六面体拓扑填充球结构模拟了软组织器官变形. Pan 等^[19]通过球树工具包构建了肝脏填充球模型,并据此实现肝脏手术的软组织形变模拟. Zhang 等^[20]根据血管的弯曲特征实现填充球方法的形变.然而,填充球方法存在着一定的局限性,其不能够对具有复杂几何表面的物体进行描述,实现复杂结构人体器官的填充球建模与形变存在着困难.进一步而言,生理结构复杂的器官会导致形变计算过程中的数据量显著增大,造成形变方法实时性方面的挑战.因此,复杂生理结构器官的形变模拟也是目前虚拟手术形变研究中存在的一项难题.

基于此,本研究面向子宫这一具有复杂生理结构的软组织器官提出了一种具有混合拓扑结构的填充球模型,以实现子宫相关手术虚拟训练中的软组织形变.该方法在充分体现软组织重要生物力学特性与子宫特点的同时,有效地控制了模型整体的数据量,实现了形变模型对实时性与真实性的兼顾.本文以腹腔镜子宫肌瘤剔除术为手术背景,对病态下的子宫器官构建了适应性的建模技术路线,实现了子宫器官

的软组织变形. 并且, 针对模型结构、形变实时性与真实性 3 个方面, 进一步地对本文提出的形变方法进行了结果对比与实验验证.

1 方法

1.1 填充球模型的形变实现

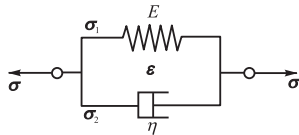
填充球模型由若干按照既定规则排列的球体填充物体内部空间而构成. 填充球的描述参数为参考位置 p 、质量 m 与半径 r , 球体间以弹性链接的方式相连, 进而形成内部填充球骨架. 填充球骨架是接收外界作用与驱动整个模型产生运动的核心结构, 通过物体几何模型构建质点网络并实现表面质点与填充球体的映射后, 填充球即可带动动物体表面运动, 实现形变模拟.

本研究采用 Voigt 黏弹性模型作为填充球模型内各节点的连接与作用方式, 以此令形变方法具有软组织的黏弹性特征.

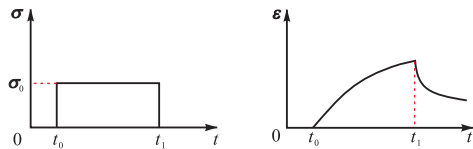
Voigt 模型为弹簧元件与阻尼器元件并联而成, 结构如图 1(a) 所示. 在两个模型节点产生作用时, 弹簧与阻尼器发生的应变 ϵ 始终相同, 易知, 总应力 σ 为

$$\sigma = \sigma_1 + \sigma_2 \quad (1)$$

式中 σ_1 和 σ_2 分别为弹簧与阻尼元件所受应力.



(a) 模型结构



(b) 力学特征曲线

图 1 Voigt 模型
Fig.1 Voigt model

Voigt 模型的应力-应变关系为

$$\sigma = E\epsilon + \eta\dot{\epsilon} \quad (2)$$

式中: E 为弹簧弹性模量; η 为阻尼器黏度系数.

因此, 其力学特征曲线表现为图 1(b) 的形式. 受到恒定的应力作用时, 模型应变按上述规律产生逐渐性的变化, 随时间增加而增大.

填充球模型模拟形变的本质在于实现填充球节点的运动, 即构建模型节点的运动方程并完成其求

解. 在任意时刻, 填充球模型中任一球体的受力情况都满足

$$\mathbf{F}_{\text{sum}} = \mathbf{F}_{\text{in}} + \mathbf{F}_{\text{ext}} \quad (3)$$

式中 \mathbf{F}_{sum} 、 \mathbf{F}_{in} 和 \mathbf{F}_{ext} 分别为填充球所受合力、内力与外力. 由于模型中弹性链接采用了 Voigt 模型的作用形式, 因此填充球 i 所受到的内力包括了弹性力 \mathbf{F}_s 与阻尼力 \mathbf{F}_d , 即

$$\mathbf{F}_s = - \sum_{j \in P(i)} k_s^{ij} \left(\|\mathbf{x}_j - \mathbf{x}_i\| - \|\mathbf{x}_j - \mathbf{x}_i\|_0 \right) \frac{\mathbf{x}_j - \mathbf{x}_i}{\|\mathbf{x}_j - \mathbf{x}_i\|} \quad (4)$$

$$\mathbf{F}_d = - \sum_{j \in P(i)} k_d^{ij} (\mathbf{v}_j - \mathbf{v}_i) \quad (5)$$

式中: $P(i)$ 表示与填充球 i 具有拓扑连接关系的节点构成的集合; k_s^{ij} 和 k_d^{ij} 为填充球 i 、 j 之间的弹性系数与阻尼系数. 两节点的相对距离与初始距离为 $\|\mathbf{x}_j - \mathbf{x}_i\|$ 和 $\|\mathbf{x}_j - \mathbf{x}_i\|_0$. 虽然真实的软组织具有各向异性的特点, 但在极大多数的手术模拟中均将其简化为均质与各向同性. 即对于同一区域而言, k_s^{ij} 和 k_d^{ij} 可被统一为 k_s 和 k_d , 节点具有相同的质量 m . 根据运动学定律, 并将式 (4)、(5) 代入式 (3) 中, 可得

$$m\mathbf{a} = - \sum_{j \in P(i)} k_s^{ij} \left(\|\mathbf{x}_j - \mathbf{x}_i\| - \|\mathbf{x}_j - \mathbf{x}_i\|_0 \right) \frac{\mathbf{x}_j - \mathbf{x}_i}{\|\mathbf{x}_j - \mathbf{x}_i\|} - \sum_{j \in P(i)} k_d^{ij} (\mathbf{v}_j - \mathbf{v}_i) + \mathbf{F}_{\text{ext}} \quad (6)$$

式中 \mathbf{a} 为填充球的加速度. 式 (6) 即为填充球模型的动力学方程. 为实现软组织的模拟形变, 拟求解的具体物理量为各时刻的节点位置与速度. 由于式 (6) 为二阶常系数微分方程, 可进一步地将其转化为一阶常微分方程组以简化求解, 转化后不涉及到其他节点的运动参数, 将填充球 i 的位置、速度分别用 \mathbf{x} 和 \mathbf{v} 表示为

$$\begin{cases} \dot{\mathbf{x}} = \mathbf{v} \\ \dot{\mathbf{v}} = m^{-1}(-k_s \mathbf{x} - k_d \mathbf{v} + \mathbf{F}_{\text{ext}}) \end{cases} \quad (7)$$

填充球形变模型的求解有多种数学方法. 综合形变精度与效率, 本文采用了改进欧拉法实现填充球动力学方程的数值求解. 原始欧拉法求解公式与改进欧拉法公式为

$$z_{l+1} = z_l + hf(y_l, z_l) \quad (8)$$

$$z_{l+1} = z_l + \frac{h}{2} [f(y_l, z_l) + f(y_{l+1}, z_l + hf(y_l, z_l))] \quad (9)$$

基于此, 填充球形变模型方程组的数值解迭代公式为

$$\begin{cases} \mathbf{x}_{l+1} = \mathbf{x}_l + \Delta t / 2 (\mathbf{v}_l + \mathbf{v}_{l+1}) \\ \mathbf{v}_{l+1} = \mathbf{v}_l + \Delta t m^{-1} (-k_s \mathbf{x}_l - k_d \mathbf{v}_l + \mathbf{F}_{\text{ext}}^l) \end{cases} \quad (10)$$

式中 x_l 为从初始时刻开始经过 l 个时间步长 Δt 后的填充球位置. 通过改进欧拉法的数值求解, 已知节点初始时刻的状态量与所受外力, 即可获得经过固定时间步长后的节点位置与节点速度, 基于迭代计算进而模拟出软组织的动态形变.

1.2 混合拓扑结构的填充球模型

以往的填充球模型均采用了单一的拓扑结构对软组织器官进行构建, 无法满足子宫这类生理结构较为复杂器官对形变模拟方法的要求.

结合子宫各部位的几何表面特性与生理特点, 本研究设计并提出了具有以下特点的改进填充球模型.

(1) 混合的拓扑结构. 对于手术重点部位及具有一定厚度、体积的部位(子宫体、肌瘤部位、卵巢), 采用四面体拓扑结构实现填充, 增加形变精度; 对于非手术部位(卵巢韧带、输卵管), 依据结构中轴线建立拟合外表面的拓扑填充. 针对性进行形变结构建模的同时, 控制模型整体数据量.

(2) 区域性特征. 各部位区域内采用相同化的填充球体半径与力学参数, 部位间差异化参数设定. 简化形变计算的同时, 贴近真实子宫生理情况.

(3) 软组织特性的体现. 模型节点间以 Voigt 黏弹性模型实现连接, 令形变模型体现软组织的黏弹性与准不可压缩性.

子宫几何模型是混合拓扑结构填充球模型构建所需的原始数据, 根据真实子宫肌瘤患者的 CT 图像进行三维重建获得, 如图 2 所示.



图 2 子宫几何模型

Fig.2 Geometric model of the uterus

首先, 通过对几何模型的解耦与拆分, 获得子宫各个部位的几何表面数据, 将其作为填充球拓扑结构建立的基础. 进一步地, 构建子宫部位的四面体拓扑填充与依据中轴线的填充, 前者是其中较为关键的部分. 与传统方法不同, 本文基于度量张量实现填充球模型的四面体拓扑结构, 该方法能够构建出较为均匀的四面体单元, 以此实现参数对形变模型运动更加精准的控制. 依据中轴线的拓扑填充结构则根据 Au 等^[21]提出的算法实现子宫部位中轴线的提取, 进而建立起相应的填充球子模型.

混合拓扑结构填充球模型的建模流程如图 3 所示.

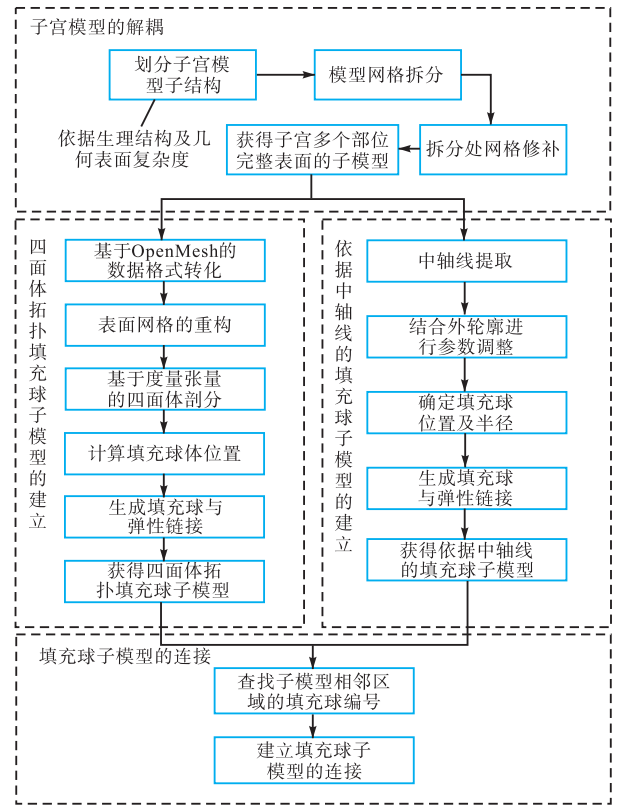


图 3 混合拓扑结构填充球模型的建模流程

Fig.3 Development of the filled-sphere model with hybrid topology

1.3 基于度量张量的四面体拓扑结构

构建四面体拓扑结构的实质为进行几何模型的四面体划分. 控制几何模型网格单元均匀性的因素为网格单元大小、形状与方向. 对于给定的封闭域(即子宫部位的几何表面), 可以指定一个度量张量 $M(x)$ 来表示在该区域某点上生成四面体网格单元的相关参数, $M(x)$ 是一个 3×3 的对称正定矩阵. 用 K 表示网格单元, 其体积 V 的表达式为

$$V = \int_K \sqrt{\det(M(x))} dx = |K| \sqrt{\det(M_m)} \quad (11)$$

式中 M_m 是 $M(x)$ 在网格单元上的平均值. 根据度量张量的含义, 网格边 e 的长度(即黎曼距离)被定义为

$$l(e) = \int_0^1 \sqrt{e' M(e) e} dt \quad (12)$$

由于 $M(x)$ 为对称正定矩阵, 故子宫部位区域某点 p 的度量张量为

$$M_p = P A P^T = \begin{bmatrix} \lambda_1 & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_2 & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_3 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} e_1 & e_2 & e_3 \end{bmatrix}^T \quad (13)$$

式中: \mathbf{P} 为特征向量 \mathbf{e}_n 组成的矩阵; \mathbf{A} 为对应特征值 $\lambda_n = h_n^{-1}$ 的对角矩阵, 其中 h_n 为特征方向的尺寸. 因此, 度量张量中的 \mathbf{P} 与 \mathbf{A} 分别规定了网格单元的方向、形状与大小.

在四面体拓扑结构的生成过程中, 仅控制子宫部位网格的边长是无法满足要求的. 由于四面体为三维空间结构, 剖分中可能存在体积为 0 的元素. 基于度量张量, 引入一项网格质量标准以限制上述问题的出现, 即

$$Q(K) = \alpha \frac{\left(\sum_{i=1}^K \langle \mathbf{e}_i, \mathbf{M}_m \mathbf{e}_i \rangle \right)^3}{|K| \sqrt{\det(\mathbf{M}_m)}} \quad (14)$$

式中: \mathbf{e}_i 为网格单元的边; α 为标准化系数. 理想状态下剖分得到的网格单元其 $Q(K)=1$, 网格质量标准的数值越趋近于 1, 所生成的网格质量越好.

对于四面体网格单元的剖分过程, Delaunay 方法通过对网格进行增量式的插点来实现网格单元的构建. 该过程可被表述为

$$T_{i+1} = T_i - C(q) + B(q) \quad (15)$$

式中 T_i 和 T_{i+1} 分别为当前与插点后的剖分结果. 插入点 Q 后, $C(q)$ 为打破原有单元形成的空腔, $B(q)$ 为生成新单元的集合. 打破原有单元的判断条件为

$$\beta(q, K) = \frac{\|\mathbf{O}_q\|}{r_k} < 1 \quad (16)$$

式中: $\|\mathbf{O}_q\|$ 是单元 K 的外接球球心与点 Q 间的距离; r_k 为单元的外接球半径. 在度量张量的控制下, 该准则中的距离被替换为与度量张量 \mathbf{M}_q 相关的黎曼距离, 即

$$\beta_M(q, K) = \frac{\|\mathbf{O}_q\|_{\mathbf{M}_q}}{(r_k)_{\mathbf{M}_q}} < 1 \quad (17)$$

给定子宫部位一个度量张量场, 通过对网格的迭代插点使其逐渐满足给定的度量张量条件, 以此获得该区域的均匀性网格. 对子宫部位设定一个填充球半径即可计算出相应的度量张量. 实现基于度量张量的四面体剖分后, 根据网格的连接关系建立出填充球与弹性链接, 进而完成四面体拓扑结构填充球子模型的构建.

2 实验与结果

2.1 子宫填充球形变模型的结果与对比

根据本文所提出的形变模型方法与建模实现路线, 构建了针对虚拟子宫肌瘤剔除手术的子宫填充球

形变模型.

基于度量张量的四面体剖分结果(以核心手术部位子宫体为例)如图 4 所示. 该结果包含了 517 个网格节点与 478 个表面三角网格, 内部包含了 2 243 个四面体单元, 其中有 97.9% 的单元其网格质量标准位于区间[1, 3], 实现了相对均匀的四面体拓扑结构的建立, 并具有较好的单元质量.

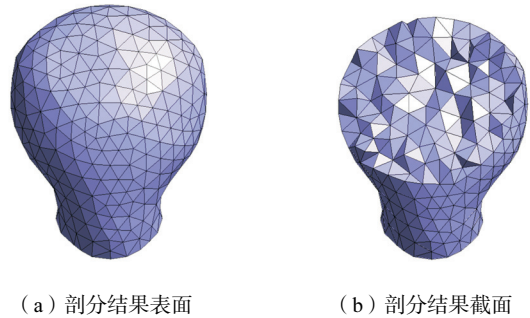


图 4 子宫体的四面体剖分结果
Fig.4 Partial simulation results of the uterine body based on tetrahedral topology

基于本文提出的方法, 所构建的子宫填充球形变模型如图 5 所示, 表 1 为该模型的各项数据.

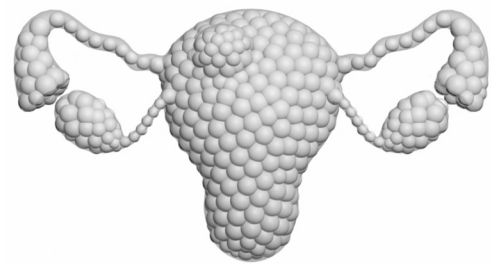


图 5 基于本文方法的子宫填充球模型
Fig.5 Simulation results of the uterus obtained using the proposed filled-sphere model

表 1 填充球模型各部位参数

Tab.1 Parameters of the filled-sphere model

子宫部位	拓扑结构	填充球半径/cm	节点数量
子宫体	四面体	0.50	517
肌瘤部位	四面体	0.30	39
卵巢	四面体	0.40	29
卵巢韧带	依据中轴线	0.25	9
输卵管	依据中轴线	0.33	31

此外, 面向子宫构建了基于传统方法下的填充球模型, 以实现模型之间的对比. 本文通过球树工具包进行了传统方法的模型建模, 不同填充球方法的结构对比如图 6 所示(n 为模型的填充球节点数量). 进一步测试了上述模型在仿真模拟平台下的生成时间, 表 2 为测试结果. 通过对比可以看出, 采用六面体拓扑填充无法较好地描述具有复杂生理结构的器官, 只能

通过减小球径来提高对物体表面的拟合程度,导致数据量急剧增大. 球节点数目为 22 941 时,六面体拓扑子宫填充球模型才能达到较为平滑的表面效果. 非等径球体填充的方法其优势体现于数据量上,但存在的问题为:球体间产生过多的重叠部分;节点位置与半径参数的规律性较差,设定形变模型参数面临困难. 混合拓扑结构下的子宫填充球模型避免了上述局限性,共含有 694 个填充球节点,并且具有良好的表面拟合程度,能够实现形变模型的区域性特征. 基于上述分析,本文方法在形变精度与效率方面具有综合性的优势.

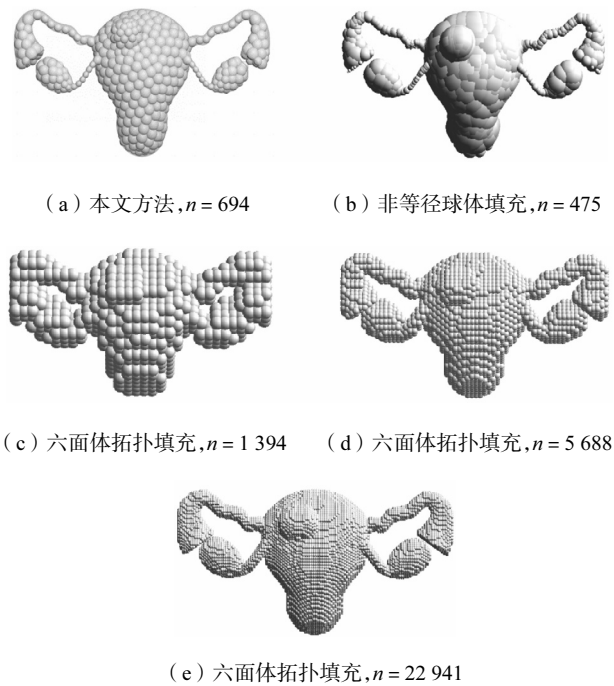


图 6 不同填充球方法的结构对比

Fig.6 Comparison of structures simulated using different filled-sphere models

表 2 仿真模拟平台下填充球模型的生成时间

Tab.2 Generation time of filled-sphere models on the simulation platform

填充球方法	模型生成时间/s
本文方法	0.425
非等径球体填充	0.297
六面体拓扑填充 (n = 1 394)	0.786
六面体拓扑填充 (n = 5 688)	4.173
六面体拓扑填充 (n = 22 941)	19.309

2.2 子宫形变效果验证实验

本文采用 C++程序语言实现仿真模拟平台的开发,集成开发环境为 Visual Studio 2019,基于 OpenGL 进行虚拟场景的渲染.

平台配置为处理器 Intel (R) Core (TM) i7-7500U CPU @2.70 GHz,内存 8 GB DDR-4 SDRAM,图形

Intel (R) HD Graphics 620,操作系统 Windows10 64 位.

为获得产生形变的实时交互信号,使用了 3D Systems 公司的 Touch 力反馈设备作为仿真平台的交互装置. 仿真平台如图 7 所示.



图 7 子宫形变模拟平台

Fig.7 Simulation platform used for uterus deformation

在形变模拟平台上,通过操纵力反馈设备来实现虚拟手术器械的移动,进而完成对子宫软组织部位的触碰,测试与验证子宫的形变效果. 上述过程中,采用自主实现的多层次碰撞检测算法来完成虚拟器械与器官间的碰撞检测,结合空间哈希与 AABB 层次包围盒树,对形变模型构建了适应性的检测路线. 测试所得到的子宫软组织形变模拟效果如图 8 所示.

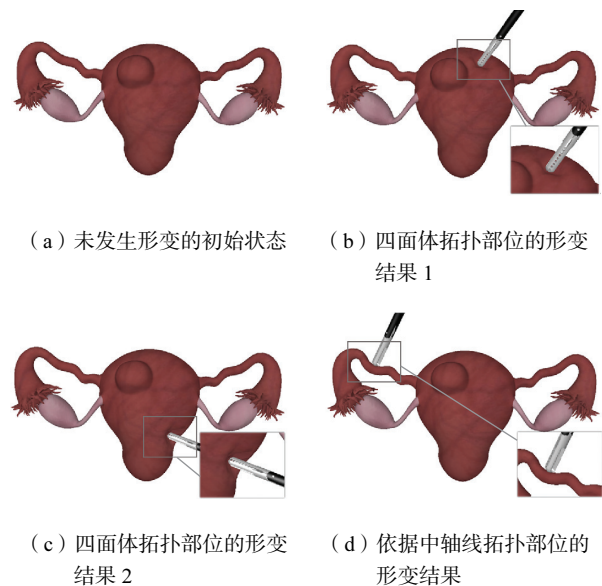


图 8 子宫的形变模拟效果

Fig.8 Deformation simulation of the uterus

对于虚拟手术中的形变模拟而言,产生良好的形变效果只是其中一方面的要求,由于手术训练系统具有交互性的特点,另一方面需要其具有较好的视觉流畅性.

形变模拟的实时性可通过虚拟画面的更新频率进行衡量. 正常情况下,人眼的可视帧数为 24 帧/s,当画面的帧率大于 24 帧/s 时,人眼观察到的即为连

续、流畅的动态视觉效果^[22]。为了验证本文形变方法的实时性,对子宫进行模拟形变测试的同时,记录仿真平台的视觉刷新频率。具体实验过程为在一定的时间内,操纵虚拟器械对子宫的各个部位进行持续性的触碰,编写相应程序输出与记录平台每秒的画面更新频率。实验测试的结果如图 9 所示。

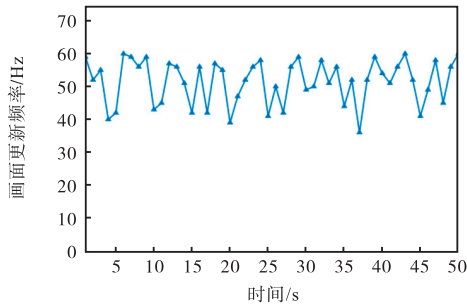


图 9 画面更新频率曲线

Fig.9 Updating frequency curve of visual image

画面的更新频率是一项动态指标,其数值与当前模拟计算的复杂度相关。某一时刻下的计算处理越困难、模拟内容越复杂,所对应的更新频率越低。实验曲线中的较低点可能由于碰撞发生或出现较大形变等因素导致。

根据测试结果,子宫形变模拟的画面更新频率最大值为 60 Hz,最小值为 36 Hz,主要集中于 40 ~ 60 Hz,并且在测试过程中未出现低于 24 Hz(即人眼分辨率)的情况,因此本文所构建的子宫虚拟形变能够呈现出良好、流畅的动态视觉形变效果。

2.3 软组织行为特性验证实验

为了进一步验证本文形变模型所实现的子宫虚拟形变是否贴合真实软组织的形变行为与形变特性,笔者搭建了一套力学实验平台以对真实软组织的形变数据进行测量。同时,仿照真实软组织的实验过程,在子宫形变模拟平台上对虚拟软组织完成相应的模拟操作并记录数据,从而实现上述两种情况的对比。

测量软组织形变数据的实验平台如图 10 所示。该平台的主要硬件组成包括:ATI 工业自动化公司的 Nano17 型号 6 轴力/力矩传感器,实现形变力的测量;安川电机公司的 42HD1403 型号步进电机与英鹏飞机公司的 K35PA14P12-22 型号步进电机,令压头与组织产生作用的同时获得形变所产生的位移;正运动技术公司的 ZMC106S 型号运动控制器,控制步进电机的运动;NI 公司的 USB-6210 型号数据采集卡,实现对传感器信号的处理。

选用了猪子宫作为本节实验的样本材料,如图 11 所示。为尽可能地提高实验准确性,需要保证软组

织材料的新鲜度,猪子宫通过屠宰场在实验当天进行解剖来获取,并在运输过程中保持低温。进一步对实验材料进行取样,将其制备为具有一定大小、形状规则的样本。样本制备过程中,喷洒生理盐水防止软组织丧失活性。实验组织样本为表面为 20 mm × 20 mm 且厚度为 10 mm 的立方体。

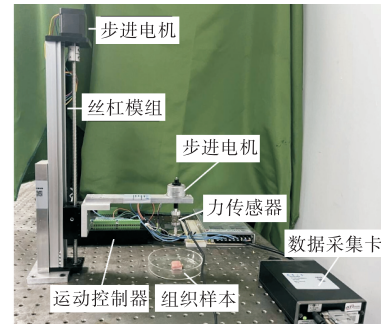


图 10 力学实验平台

Fig.10 Mechanical experimental platform

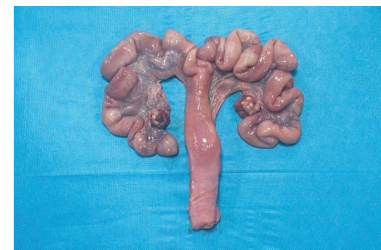


图 11 实验样本材料

Fig.11 Experimental sample

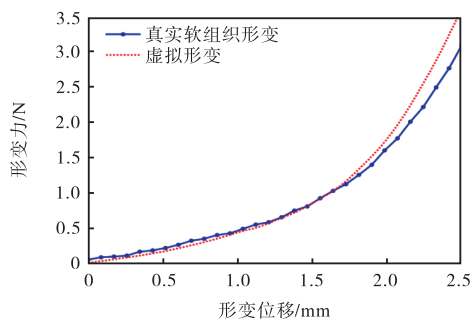
对于真实软组织形变的测量实验,通过控制实验装置上的压头进行移动,进而对组织样本产生作用力令其发生形变,根据力传感器读数与机构进给距离获取形变过程的相应数据,建立出软组织所受外力与产生形变量的关系。具体实验过程如下:①预加载,设定压头以缓慢速度下降至力传感器读数出现微小数据,将此状态作为软组织受到作用的临界状态,本文将判别该状态的数据设定为 0.05 N,当出现上述情况时,当即停止压头下降,并清零位移;②正式加载,控制压头以 5 mm/min 的固定速度进行下降,对软组织施加持续性的轴向作用,总下降位移 2.5 mm,数据的采样频率为 1 Hz。

此外,在子宫形变模拟平台上,仿照上述过程对虚拟软组织的形变进行测量。由于形变受到接触面积与组织厚度等因素的影响,因此在模拟平台的虚拟空间中,制作了该空间尺度下与真实组织样本厚度对应的立方体软组织,按照本文提出的方法进行形变建模。小形变与大形变阶段的弹性模量分别为 13.15 kPa 和 68.38 kPa,黏度系数为 10.26 Pa · s。调

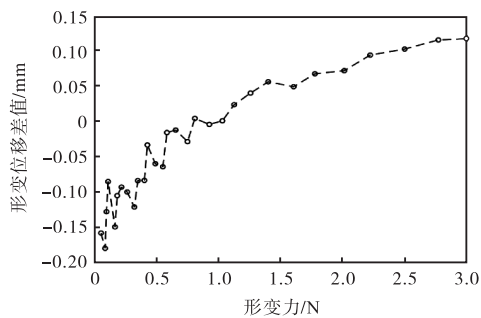
整了虚拟作用端的相关参数以匹配实际压头与组织的接触. 对虚拟软组织进行轴向的缓慢作用, 输出相应数据.

根据上述两部分实验的数据, 绘制形变力-形变位移曲线进行对比, 如图 12 所示.

当软组织所受作用力处于 0~3 N 时, 两者形变位移的最大差异为 0.117 mm. 通过实验结果可以看出, 基于本文方法的虚拟形变符合真实软组织在受到外力作用时的形变趋势, 能够较为真实地反映出软组织的形变行为与特性. 进一步而言, 通过控制填充球模型的力学参数, 即可实现贴合不同器官的软组织特性形变.



(a) 形变力-形变位移曲线



(b) 形变位移差值

图 12 形变力-形变位移曲线的对比

Fig.12 Comparison of deformation force and displacement curves

3 结 语

针对虚拟手术中复杂生理结构器官难以实现建模与形变这一问题, 本文提出了一种具有混合拓扑结构的填充球形变方法, 根据器官生理特点与表面几何特性构建出适合不同部位的拓扑结构, 并能够令模拟形变体现出软组织的黏弹性与准不可压缩性等重要特性. 根据所提出的形变模型, 面向子宫器官设计了具体的建模实现路线, 采用了基于度量张量控制下的剖分实现四面体拓扑结构的建立. 基于形变模型方法与建模实现路线, 构建了子宫软组织填充球模型,

搭建了形变模拟平台与环境, 以此实现了子宫软组织的模拟变形.

通过实验验证, 在模型结构方面, 本文提出的方法能够控制形变模型的整体数据量, 对器官构建出较为贴合的描述; 在形变模拟的实时性与真实性方面, 形变画面的视觉刷新频率集中于 40~60 Hz 范围内, 符合虚拟手术的应用要求, 形变模拟的整体效果符合真实软组织的形变趋势.

最终, 本文的形变方法在自主开发的虚拟妇科微创手术训练系统中实现了进一步的应用. 该方法为虚拟手术环境下复杂器官的形变模拟提供了可行性方案, 对子宫手术虚拟训练的实现具有一定的参考价值. 后续可进一步地对形变模型的结构与连接方式进行优化, 以实现更多种类复杂结构器官的针对性建模与真实化模拟.

参考文献:

- [1] Samia H, Khan S, Lawrence J, et al. Simulation and its role in training[J]. *Journal of Economic Behavior and Organization*, 2013, 25(1): 167-196.
- [2] Nassar A, Al-Manaseer F, Knowlton L, et al. Virtual reality (VR) as a simulation modality for technical skills acquisition[J]. *Annals of Medicine and Surgery*, 2021, 71: 102945.
- [3] 宋轶民, 贾殿魁, 贺志远, 等. 一种并联骨折手术机器人的安全运动控制方法[J]. *天津大学学报(自然科学与工程技术版)*, 2023, 56(3): 221-231.
Song Yimin, Jia Diankui, He Zhiyuan, et al. Safety motion control for a parallel fracture surgical robot[J]. *Journal of Tianjin University (Science and Technology)*, 2023, 56(3): 221-231 (in Chinese).
- [4] Alaker M, Wynn G R, Arulampalam T. Virtual reality training in laparoscopic surgery: A systematic review & meta-analysis[J]. *International Journal of Surgery*, 2016, 29: 85-94.
- [5] Gurusamy K, Aggarwal R, Palanivelu L, et al. Systematic review of randomized controlled trials on the effectiveness of virtual reality training for laparoscopic surgery[J]. *British Journal of Surgery*, 2008, 95(9): 1088-1097.
- [6] Kyaw B M, Saxena N, Posadzki P, et al. Virtual reality for health professions education: Systematic review and meta-analysis by the digital health education collaboration[J]. *Journal of Medical Internet Research*, 2019, 21(1): e12959.

- [7] 赵沁平. 虚拟现实综述[J]. 中国科学(F 辑: 信息科学), 2009, 39(1): 2-46.
Zhao Qiping. Review of virtual reality[J]. Science in China(Series F: Information Science), 2009, 39(1): 2-46(in Chinese).
- [8] 林雨恒, 沈国芳, 于洪波. 软组织形变建模在虚拟手术中的应用进展[J]. 中国口腔颌面外科杂志, 2017, 15(1): 86-89.
Lin Yuheng, Shen Guofang, Yu Hongbo. Progress in the application of soft tissue deformation modeling in virtual surgery[J]. China Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 2017, 15(1): 86-89(in Chinese).
- [9] Zhang J A, Zhong Y M, Gu C F. Deformable models for surgical simulation: A survey[J]. IEEE Reviews in Biomedical Engineering, 2018, 11: 143-164.
- [10] Fung Y C. Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues[M]. New York: Springer, 1993.
- [11] Sederberg T W, Parry S R. Free-form deformation of solid geometric models[C]//ACM SIGGRAPH. Dallas, USA, 1986, 20(4): 151-160.
- [12] Gibson S F. 3D chainmail: A fast algorithm for deforming volumetric objects[C]//Proceedings of the Symposium on Interactive 3D Graphics. Providence, USA, 1997: 149-154.
- [13] Duan Y P, Huang W M, Chang H B, et al. Volume preserved mass-spring model with novel constraints for soft tissue deformation[J]. IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics, 2016, 20(1): 268-280.
- [14] 张小瑞, 段佳骊, 孙伟, 等. 腹腔镜手术中软组织按压仿真[J]. 电子测量与仪器学报, 2018, 32(7): 21-28.
Zhang Xiaorui, Duan Jiali, Sun Wei, et al. Simulation of soft tissue pressing operation in laparoscopic surgery [J]. Journal of Electronic Measurement and Instrumentation, 2018, 32(7): 21-28(in Chinese).
- [15] Strbac V, Sloten J V, Famaey N. Analyzing the potential of GPGPUs for real-time explicit finite element analysis of soft tissue deformation using CUDA[J]. Finite Elements in Analysis and Design, 2015, 105(1): 79-89.
- [16] Cotin S, Delingette H, Ayache N. A hybrid elastic model for real-time cutting, deformations, and force feedback for surgery training and simulation[J]. Visual Computer, 2000, 16: 437-452.
- [17] Bender J, Müller M, Macklin M. A survey on position based dynamics[C]// Proceedings of the European Association for Computer Graphics. Lyon, France, 2017: 1-31.
- [18] Suzuki S, Suzuki N, Hattori A, et al. Sphere-filled organ model for virtual surgery system[J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2004, 23(6): 714-722.
- [19] Pan J J, Zhao C K, Zhao X, et al. Metaballs-based physical modeling and deformation of organs for virtual surgery[J]. Visual Computer, 2015, 31: 947-957.
- [20] Zhang C, Bai D M, Chen B. Design and study of virtual interventional surgical system with force feedback[J]. Transactions of Nanjing University of Aeronautics and Astronautics, 2019, 36(3): 424-431.
- [21] Au O K C, Tai C L, Chu H K, et al. Skeleton extraction by mesh contraction[J]. ACM Transactions on Graphics, 2008, 27(3): 1-10.
- [22] 周旭, 余永海. 论视觉感知特征与包装设计表现[J]. 包装世界, 2002(5): 76-79.
Zhou Xu, Yu Yonghai. On visual perception characteristics and packaging design performance[J]. Packaging World, 2002(5): 76-79(in Chinese).

(责任编辑: 王晓燕)