



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 110046406 B

(45) 授权公告日 2022.07.05

(21) 申请号 201910244828.4

(22) 申请日 2019.03.28

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 110046406 A

(43) 申请公布日 2019.07.23

(73) 专利权人 天津大学
地址 300072 天津市南开区卫津路92号

(72) 发明人 段玉萍 闫梦园 吴华明

(74) 专利代理机构 天津市三利专利商标代理有限公司 12107
专利代理师 韩新城

(51) Int. Cl.
G06F 30/20 (2020.01)
G06T 7/10 (2017.01)
G06T 15/00 (2011.01)
G06T 17/00 (2006.01)
G06F 119/14 (2020.01)

(56) 对比文件
CN 107992672 A, 2018.05.04

CN 107590851 A, 2018.01.16

CN 109344500 A, 2019.02.15

CN 109492250 A, 2019.03.19

US 2005046629 A1, 2005.03.03

孟军等.基于弹簧质点与有限元混合模型的建模研究.《全国第19届计算机技术与应用(CACIS)学术会议论文集(上册)》.2008,

刘凯等.新型三角形弹簧质点模型及弹簧参数确定.《计算机辅助设计与图形学学报》.2014,第26卷(第1期),

Yuping Duan et al.Volume Preserved Mass-Spring Model with Novel Constraints for Soft Tissue Deformation.《IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics》.2014,第20卷(第1期),

鲍春波.生物软组织建模仿真方法研究.《中国优秀硕士学位论文全文数据库(电子期刊)信息科技辑》.2008,

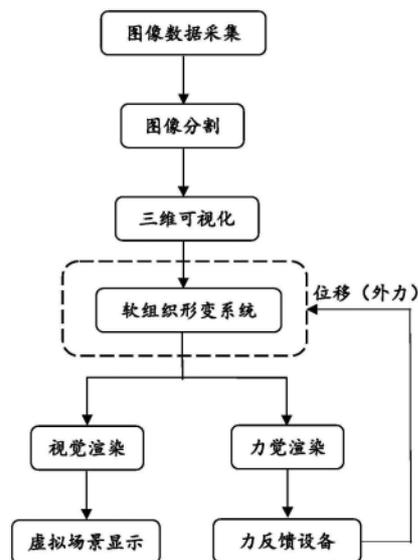
审查员 许莹云

权利要求书2页 说明书7页 附图4页

(54) 发明名称
解剖教学系统中一种带有力反馈结构的软组织仿真方法

(57) 摘要

本发明公开一种带有力反馈结构的软组织仿真方法,包括步骤:利用CT/MRI数据和人体解剖图像实现器官和组织的分割,进行三维曲面的三角形网格剖分,然后进行三维可视化操作,形成三维可视化图形模型;将三角形网格的点作为质点、边作为弹簧,建立位移驱动的质点-弹簧模型,形成软组织形变系统;通过视觉渲染,实现虚拟场景显示,通过力觉渲染,利用力反馈设备施加位移力,使软组织形变系统发生形变,然后输出质点位置,计算反馈力,由力反馈设备将反馈力传递给用户。本发明通过弹性形变过程能展示各器官的力学特性和器官之间的联系,使用户体验更真实的解剖教学虚拟现实环境。



CN 110046406 B

[接上页]

(56) 对比文件

Yanni Zou et al. A New Deformation Model of Biological Tissue for Surgery Simulation.《IEEE Transactions on

Cybernetics》.2016,第47卷(第11期),

赵成龙.虚拟手术中软组织建模与力反馈算法研究.《中国优秀博硕士学位论文全文数据库(电子期刊) 信息科技辑》.2014,

1. 一种带有力反馈结构的软组织仿真方法,其特征在于,包括以下步骤:

利用CT/MRI数据和人体解剖图像实现器官和组织的分割,并进行三维曲面的三角形网格剖分,然后进行三维可视化操作,形成三维可视化图形模型;

将所述三角形网格的点作为质点、边作为弹簧,建立位移驱动的质点-弹簧模型,形成软组织形变系统;

通过视觉渲染,实现虚拟场景显示,并通过力觉渲染,利用力反馈设备施加位移力,使所述软组织形变系统发生形变,输出质点位置并计算反馈力,并由力反馈设备将反馈力传递给用户;

所述质点受力为外力和内力的合力,外力包括质点重力,由弹簧衍生出来的力为内力,包括弹力、弹簧阻尼力、挠曲弹力;所述反馈力为所述内力;

所述挠曲弹力通过以下公式计算:

$$f_{ij}^f = k_{(i,j)}^f \frac{\vartheta_{ij}}{|x_j - x_i|} \frac{d_{ij}}{|d_{ij}|}$$

其中, f_{ij}^f 表示质点i和质点j之间的挠曲弹簧施加给质点i的挠曲弹力, $k_{(i,j)}^f$ 是质点i和质点j之间的挠曲弹簧的弹性系数, ϑ_{ij} 是质点i和质点j之间的挠曲弹簧的夹角, d_{ij} 是质点i和质点j之间的挠曲弹簧的弹簧力的方向; x_i 、 x_j 表示质点i、质点j的位置矢量;

其中,有力反馈的软组织形变仿真算法如下:

Step1. 输入质点i的初始位置 x_i^0 , 初始速度 v_i^0 , 质量 m_i 以及给定的最大迭代次数N和时间间隔 Δt ;

Step2. 对系统初始化, 令 $x_i = x_i^0$, $v_i = v_i^0$, v_i 表示质点i的速度;

Step3. 进行碰撞检测, 包括检测手术工具和软组织之间、软组织自身之间是否发生碰撞, 若发生碰撞则执行Step4; 若未发生则执行Step11;

Step4. 更新碰撞质点位置;

Step5. 判断迭代次数是否达到最大迭代次数, 若达到则执行Step6; 若未达到则执行Step10;

Step6. 计算所有质点i所受的内力 $f_i^{int} = \sum_{j \in N_i} f_{ij}^s + f_{ij}^d + f_{ij}^f$, 其中, N_i 为与质点i之间有弹簧连接的质点编号集合, f_{ij}^s 是表示连接质点i和质点j的结构体弹簧产生的作用在质点i上的弹力, f_{ij}^d 为弹簧阻尼力, 是表示质点i和质点j之间的阻尼弹簧施加给质点i的力;

Step7. 根据 $f^g(x_i) = m_i g$ 计算质点i所受重力, 再结合计算得到的内力, 计算质点i所受合力 $f_i = f_i^{ext} + f_i^{int}$, f_i^{ext} 为质点i所受的外力, $g = 9.8 \text{N/kg}$, 是标准重力加速度, $f^g(x_i)$ 表示质点i所受重力;

Step8. 根据下式更新未发生碰撞的质点位置:

$$p_i = x_i + v_i \Delta t + \frac{f_i \Delta t^2}{m_i},$$

Step9. 根据下式更新未发生碰撞的质点速度:

$$v_i = \frac{(p_i - x_i)}{\Delta t},$$

Step10. 输出所有质点位置和反馈力并返回Step3;

Step11. 结束整个流程。

2. 如权利要求1所述带有力反馈结构的软组织仿真方法, 其特征在于, 所述反馈力是通过分析质点-弹簧模型的质点受力来获得的。

3. 如权利要求1所述带有力反馈结构的软组织仿真方法, 其特征在于, 所述弹簧包括设在器官组织内部的体弹簧以及设在不同器官组织之间的排斥弹簧, 所述体弹簧包括产生弹力的结构弹簧, 形成弹簧阻尼力的阻尼弹簧以及形成挠曲弹力的挠曲弹簧, 所述排斥弹簧在外力作用下会产生器官与器官连接表面之间的接触力, 该接触力是排斥弹簧的弹力、挠曲弹力和阻尼力的合力。

4. 如权利要求1所述带有力反馈结构的软组织仿真方法, 其特征在于, 所述的弹力通过以下公式计算:

$$f_{ij}^s = k_{(i,j)}^s (|x_j - x_i| - l_{(i,j)}^0) \frac{x_j - x_i}{|x_j - x_i|},$$

$$k_{(i,j)}^s = \sum_{t \in \Lambda_{(i,j)}} \frac{2\sqrt{2}}{25} l_t E,$$

$$l_t = \left(V_t \frac{12}{\sqrt{2}} \right)^{\frac{1}{3}}$$

其中, $l_{(i,j)}^0$ 是质点i和质点j之间的结构体弹簧剩余长度, $k_{(i,j)}^s$ 是质点i和质点j之间的结构体弹簧的刚度, $\Lambda_{(i,j)}$ 是包含质点i和质点j之间的结构体弹簧的四面体集, l_t 是根据四面体t的体积 V_t 计算的等效边长, E为杨氏模。

5. 如权利要求1所述带有力反馈结构的软组织仿真方法, 其特征在于, 所述弹簧阻尼力采用以下公式计算:

$$f_{ij}^d = k_{(i,j)}^d \left(\frac{(v_j - v_i)(x_j - x_i)}{|x_j - x_i|} \right) \frac{x_j - x_i}{|x_j - x_i|}.$$

$$k_{(i,j)}^d = \frac{2 \sqrt{k_{(i,j)}^{sd} (m_i + m_j)}}{l_0}$$

其中, $k_{(i,j)}^d$ 是质点i和质点j之间的阻尼弹簧的阻尼常数, v_j 表示质点j的速度, l_0 为质点i和质点j之间阻尼弹簧的静止长度, m_j 表示质点j的质量。

解剖教学系统中一种带有力反馈结构的软组织仿真方法

技术领域

[0001] 本发明涉及解剖教学技术领域,特别是涉及一种带有力反馈结构的软组织仿真方法。

背景技术

[0002] 解剖学是一门形态学科学,直观性强,是重要的基础医学课程。学习解剖学的目的在于理解和掌握各系统器官形态结构的基本知识。因此在传统的学习过程中要充分的利用各种标本,模型图片等直观道具,通过多看、多想、多记来加深对形态知识的掌握。随着现代医学的迅速发展,解剖学教学的弊端相继暴露出来:①二维图谱不能多角度展示解剖结构;②解剖学教材文字内容抽象;③人体标本资源非常稀缺,保存不易且成本极高。

[0003] 随着计算机硬件和软件技术的发展,基于虚拟现实的人体解剖教学系统已经被应用到医学教学中。和传统方法相比,3D的学习环境更有助于用户理解器官组织的复杂结构和空间关系。然而,目前的数字解剖教学系统只停留在用户和人体器官三维模型的简单交互阶段,比如选择、旋转、缩放、平移、拆分、拖拽以及断层显示、半透明显示和高亮显示的命令阶段,用户仍然无法在虚拟现实世界中感受解剖结构的力学特性,即真实尸体解剖中的触感。

[0004] 传统解剖教学中,用户只能通过标本上感知解剖结构的真实面貌和触感,而标本资源非常稀缺且是易耗品。随着虚拟现实技术的发展,人们利用计算机建立虚拟3D环境以及可交互的操作平台来协助教学。但是由于缺乏有效的方法对器官的软组织力学特性进行建模和估计反馈力,用户不能看到器官的受力形变和感受器官在外力下的运动感和力感。

发明内容

[0005] 本发明的目的是针对现有技术中存在的技术缺陷,而提供一种带有力反馈结构的软组织仿真方法,通过建立质点-弹簧模型以估计人体器官和组织在受到外力时发生的形变和计算反馈力,并通过力反馈设备将反作用力传递给用户,从而让用户感受到不同器官给予的触觉,可以为用户提供带有触觉的沉浸式教学环境。

[0006] 为实现本发明的目的所采用的技术方案是:

[0007] 一种带有力反馈结构的软组织仿真方法,包括以下步骤:

[0008] 利用CT/MRI数据和人体解剖图像实现器官和组织的分割,并进行三维曲面的三角形网格剖分,然后进行三维可视化操作,形成三维可视化图形模型;

[0009] 将所述三角形网格的点作为质点、边作为弹簧,建立位移驱动的质点-弹簧模型,形成软组织形变系统;

[0010] 通过视觉渲染,实现虚拟场景显示,并通过力觉渲染,利用力反馈设备施加位移力,使所述软组织形变系统发生形变,输出质点位置并计算反馈力,并由力反馈设备将反馈力传递给用户。

[0011] 所述反馈力是通过分析质点-弹簧模型的质点受力来获得的。

[0012] 所述质点受力为外力和内力的合力,其中外力包括质点重力,由弹簧衍生出来的力为内力,包括弹力、弹簧阻尼力、挠曲弹力;所述反馈力为所述的内力。

[0013] 所述弹簧包括设在器官组织内部的体弹簧以及设在不同器官组织之间的排斥弹簧,所述体弹簧包括产生弹力的结构弹簧,形成弹簧阻尼力的阻尼弹簧以及形成挠曲弹力的挠曲弹簧,所述排斥弹簧在外力作用下会产生器官与器官连接表面之间的接触力,该接触力是排斥弹簧的弹力、挠曲弹力和阻尼力的合力。

[0014] 所述的弹力通过以下公式计算:

$$[0015] \quad f_{ij}^s = k_{(i,j)}^s (|x_j - x_i| - l_{(i,j)}^0) \frac{x_j - x_i}{|x_j - x_i|},$$

$$[0016] \quad k_{(i,j)}^s = \sum_{t \in \Lambda_{(i,j)}} \frac{2\sqrt{2}}{25} l_t E,$$

$$[0017] \quad l_t = \left(V_t \frac{12}{\sqrt{2}} \right)^{\frac{1}{3}}$$

[0018] 其中, f_{ij}^s 是表示连接质点 i 和 j 的弹簧产生的作用在质点 i 上的弹力, x_j, x_i 分别表示两个质点 j, i 的位置矢量, $l_{(i,j)}^0$ 是弹簧 (i, j) 剩余长度, $k_{(i,j)}^s$ 是弹簧 (i, j) 的刚度, $\Lambda_{(i,j)}$ 是包含弹簧 (i, j) 的四面体集, l_t 是根据四面体 t 的体积 V_t 计算的等效边长, E 为杨氏模。

[0019] 所述弹簧阻尼力采用以下公式计算:

$$[0020] \quad f_{ij}^d = k_{(i,j)}^d \left(\frac{(v_j - v_i)(x_j - x_i)}{|x_j - x_i|} \right) \frac{x_j - x_i}{|x_j - x_i|}.$$

$$[0021] \quad k_{(i,j)}^d = \frac{2\sqrt{k_{(i,j)}^{sd}(m_i + m_j)}}{l_0}$$

[0022] 其中, f_{ij}^d 为质点 i 和 j 之间的阻尼弹簧施加给质点 i 的力, 即弹簧阻尼力, $k_{(i,j)}^d$ 弹簧 (i, j) 的阻尼常数, v_i 表示质点 i 的速度, v_j 表示质点 j 的速度, l_0 为质点 i, j 之间连接的弹簧的静止长度, m_i, m_j 表示两个质点 i, j 的质量。

[0023] 所述的挠曲弹力通过以下公式计算:

$$[0024] \quad f_{ij}^f = k_{(i,j)}^f \frac{\vartheta_{ij}}{|x_j - x_i|} \frac{d_{ij}}{|d_{ij}|}$$

[0025] 其中, f_{ij}^f 表示质点 i 和 j 之间的弹簧施加给质点 i 的挠曲弹力, $k_{(i,j)}^f$ 是弹簧 (i, j) 的弹性系数, ϑ_{ij} 是弹簧 (i, j) 的夹角, d_{ij} 是弹簧力的方向。

[0026] 与现有技术相比,本发明的有益效果是:

[0027] 本发明在解剖教学虚拟现实系统中提出一种带有力反馈结构的软组织形变仿真方法,通过弹性形变的过程能展示各器官的力学特性和器官之间的联系,使用户体验更真

实的解剖教学虚拟现实环境,并享受带有沉浸感的学习过程。

附图说明

[0028] 图1所示为本发明的带有力反馈结构的软组织仿真方法的虚拟现实示意图;

[0029] 图2所示为发明的带有力反馈结构的软组织仿真方法的软组织形变仿真过程的流程图;

[0030] 图3是软组织质点-弹簧模型(Mass-spring model,MSM)局部示意图。

[0031] 图4是质点之间连接的弹簧单元示意图;

[0032] 图5-6所示分别为人体体腔器官的分割结果及形成的三维可视化效果图;

[0033] 图7-8所示分别为以肝脏和胆囊为例的传统解剖教学系统的3D图形模型和本发明提供的可模拟软组织特性的由质点弹簧构成的质点-弹簧系统模型;

[0034] 图9-10所示分别为本发明提供的肝脏胆囊的质点-弹簧模型的肝脏胆囊之间的排斥弹簧示意图,以及局部示意图。

具体实施方式

[0035] 以下结合附图和具体实施例对本发明作进一步详细说明。应当理解,此处所描述的具体实施例仅仅用以解释本发明,并不用于限定本发明。

[0036] 本发明是在三维网格剖分的基础上根据软组织的力学特性建立可模拟软组织形变的质点-弹簧模型,然后利用由位移驱动的质点-弹簧模型仿真软组织形变和计算反馈力的。

[0037] 如图1所示,本发明带有力反馈结构的软组织仿真方法,包括以下步骤:

[0038] 1.利用CT/MRI数据和人体解剖图像实现器官和组织的分割,进而进行三维曲面的三角形网格剖分,并利用MeshLab等软件完成三维可视化步骤。形成可视化的三维图形模型,分割和三维可视化处理,请参考图5-6所示。

[0039] 2.建立描述软组织形变的物理模型

[0040] 为了模拟虚拟组织器官的真实力学性质,本发明将人体组织分为软组织和硬组织两类,其中硬组织包括骨骼和牙齿等,而人体体腔内的其他组织器官则构成了一个软组织系统,使其在受到外力作用时会发生相应的弹性形变。人体器官的软组织特性通常表现为不均匀性、各向异性、准不可压缩性、非线性、塑性、黏弹性等材料性质,因此建立高仿真度的软组织物理模型是虚拟仿真系统的关键技术。

[0041] 具体的,在建立模型时,参考生物力学实验成果,建立组织器官的软组织受力形变模型,通过将器官的三维曲面网格结构建立为质点-弹簧模型(Mass-spring model,MSM),即将上述三角网格的点作为质点,边作为弹簧建立质点-弹簧模型,如图8所示。其中,器官和器官之间的生理连接可通过排斥弹簧实现,使人体体腔成为一个有机整体。

[0042] 质点-弹簧模型是出现最早的较为经典的模拟软组织形变过程的物理模型,它把软组织结构的物理特性离散到各个质点和连接质点的弹簧上,然后在每个节点上建立运动方程,完成软组织形变仿真。图3是软组织质点-弹簧模型局部示意图,质点m通过刚度为k的弹性网络连接,从图3中看出软组织被离散为质点和连接质点的弹簧。当某一个或几个质点受到外力并发生运动时,产生的应力作用在周围相邻的质点上,以此将力向周围传递,带动

其他质点发生相应的运动,使软组织发生形变。质点-弹簧模型的特点在于它易于实现,能够进行动态分析实现实时交互。

[0043] 本发明提出在解剖教学系统运用质点-弹簧模型来刻画器官的软组织特性以及器官组织之间的生理特性,并通过力反馈装置将质点弹簧系统估计的合力传回用户。不同于传统的力驱动的软组织形变,本发明将运用由位移驱动的质点-弹簧模型,得到无条件稳定的软组织形变系统。

[0044] 假定一共有N个质点,分为发生碰撞的质点和内点(未发生碰撞的点),S个弹簧根据其性能分为体弹簧(器官组织内部的弹簧)和排斥弹簧(不同器官组织之间连接的弹簧)。对于任意一个质点 $x_i \in N, i=1, \dots, n$,其质量为 $m_i \in R$ 和作用在该点的合力 $f_i \in R^3$,所有质点的几何状态简化为 $x \in R^{3n}$ 和 $f \in R^{3n}$ 。

[0045] 软组织本质上是动态系统,行为受物理原理的控制。根据Newton第二定律可估计出系统受到外力时质点发生的位移和速度。Newton第二定律可以表示为下面的常微分方程

$$[0046] \quad M\ddot{x} = f,$$

[0047] 其中M是 $3n \times 3n$ 的对角质量矩阵, \ddot{x} 是位移关于时间的二阶导,为加速度。

[0048] 3.分析质点受力

[0049] 对于单个质点,上述Newton第二定律成立并且有 $f_i = f_i^{\text{ext}} + f_i^{\text{int}}$,即力为外力和内力的合力,其中外力包括质点重力,称由弹簧衍生出来的力为内力,包括弹力、挠曲弹力、弹簧阻尼力。图4展示了质点之间所连接的体弹簧示意图,结合此示意图分析质点受力的情况。

[0050] 3.1重力

[0051] 重力作用于系统中的每个质点,其定义为

$$[0052] \quad f^g(x_i) = m_i g, \quad (1)$$

[0053] 其中, $g=9.8\text{N/kg}$ 是标准重力加速度。假定四面体的质量在其顶点之间平均分配,则点i的质量被估计为:

$$[0054] \quad m_i = \sum_{\forall j \in \Lambda_i} \frac{1}{4} \rho V_j,$$

[0055] 其中, Λ_i 是包含点i的四面体集, V_j 是四面体j的初始体积, ρ 为软组织密度。

[0056] 3.2弹力

[0057] 由弹簧连接质点i和j产生的作用在i上的力与弹簧的延伸量成正比。

$$[0058] \quad f_{ij}^s = k_{(i,j)}^s (|x_j - x_i| - l_{(i,j)}^0) \frac{x_j - x_i}{|x_j - x_i|}, \quad (2)$$

[0059] 其中 $l_{(i,j)}^0$ 是弹簧(i,j)剩余长度, $k_{(i,j)}^s$ 是弹簧(i,j)的刚度。基于具有杨氏模E(Young's modulus)的各向同性弹性材料,建立正四面体弹簧刚度计算公式,对于不规则的四面体t,根据四面体t的体积 V_t 计算其等效边长 $l_t = \left(V_t \frac{12}{\sqrt{2}}\right)^{\frac{1}{3}}$,

$$[0060] \quad k_{(i,j)}^s = \sum_{t \in \Lambda_{(i,j)}} \frac{2\sqrt{2}}{25} l_t E,$$

[0061] 这里 $\Lambda_{(i,j)}$ 是包含弹簧边 (i, j) 的四面体集。

[0062] 3.3 弹簧阻尼力

[0063] 由于在变形过程中会发生能量耗散, 所以用弹簧阻尼表示粘性力, 它具有如下形式:

$$[0064] \quad f_{ij}^d = k_{(i,j)}^d (v_j - v_i),$$

[0065] 其中, f_{ij}^d 为质点 i 和 j 之间的阻尼弹簧施加给质点 i 的力, $k_{(i,j)}^d$ 弹簧 (i, j) 的阻尼常数, v_i 表示质点 i 的速度, v_j 表示质点 j 的速度。然而对于 3D 模型, 这种作用力也会阻尼旋转, 因此, 阻尼力被重新定义为

$$[0066] \quad f_{ij}^d = k_{(i,j)}^d \left(\frac{(v_j - v_i)(x_j - x_i)}{|x_j - x_i|} \right) \frac{x_j - x_i}{|x_j - x_i|}. \quad (3)$$

[0067] 对于质点 i, j 之间连接的带有静止长度为 l_0 的弹簧, 定义阻尼常数为:

$$[0068] \quad k_{(i,j)}^d = \frac{2 \sqrt{k_{(i,j)}^{sd} (m_i + m_j)}}{l_0}.$$

[0069] 3.4 挠曲弹力

[0070] 大多数生物组织可根据初始位置矢量和形变位置矢量之间的夹角来抵抗弯曲变形。本发明提出一种新的挠曲弹簧使得当施加在生物组织上的外力消失, 整个系统达到新的平衡状态时, 弹簧连接的质点尽可能的恢复到原始位置。这能够有效的提高形变精度并且质点-弹簧模型有更高的形变恢复能力。在 t 时刻, 质点 i 和 j 之间的挠曲弹簧施加给质点 i 的挠曲弹力被计算为:

$$[0071] \quad f_{ij}^f = k_{(i,j)}^f \frac{\vartheta_{ij}}{|x_j - x_i|} \frac{d_{ij}}{|d_{ij}|}, \quad (4)$$

[0072] 其中, $k_{(i,j)}^f$ 是挠曲弹簧 (i, j) 的弹性系数, ϑ_{ij} 是弹簧 (i, j) 的夹角, d_{ij} 是弹簧力的方向。

[0073] 3.5 接触力

[0074] 当有外力作用时, 器官与器官连接表面之间将产生接触力, 例如肝脏和胆囊之间的关系。可用排斥弹簧使得器官和器官之间联系起来, 并产生接触力。

[0075] 以肝脏和胆囊为例概括产生排斥弹簧的过程: 首先, 在肝脏和胆囊的接触表面。对于胆囊接触面上的每个质点, 最近距离的方法找到肝脏表面上与其连接的质点。然后, 为了防止仿真过程中器官之间相互渗透, 在这些质点对之间引入起到排斥作用的弹簧。肝脏和胆囊通过胆囊壁的外膜和肝脏外膜的部分融合紧密链接, 包括神经和淋巴管等多种的联系。通过排斥弹簧来实现这种联系, 产生的接触力看作是排斥弹簧的弹力、挠曲弹力和阻尼力的合力。可通过设定排斥弹簧的弹簧系数来更贴切地实现这种联系的生物组织弹性小,

形变量微弱等性质。一般而言,排斥弹簧的弹性系数较大,可认为是一种刚体,主要起到传递力的作用。接触力可看作是排斥弹簧的弹力和阻尼力的合力。图9-10是建立的肝脏、胆囊的质点-弹簧模型,可以看到肝脏和胆囊的生理关系由一组弹簧实现,保证了在器官发生弹性形变时,肝脏和胆囊之间存在力的传递且保证不会发生彼此穿透的现象。

[0076] 4. 计算反馈力

[0077] 根据质点-弹簧系统的特征,在虚拟工具和软组织之间发生碰撞引起碰撞质点位置信息发生变化后,产生的应力通过质点和质点之间连接的弹簧,带动其它质点发生相应的形变。当撤去载荷后,系统不再传递反馈力到力反馈装置,此时质点-弹簧系统在弹簧阻尼作用下恢复到原来的形状。

[0078] 本发明只考虑有力反馈过程的软组织形变,通过迭代实时更新软组织位置和反馈力。

[0079] 下面给出有力反馈的软组织形变仿真算法:

[0080] Step1. 输入质点初始位置 x_i^0 , 初始速度 v_i^0 , 质量 m_i 以及给定的最大迭代次数 N 和时间间隔 Δt ;

[0081] Step2. 对系统进行初始化即令 $x_i = x_i^0, v_i = v_i^0, i = 1 \dots n$;

[0082] Step3. 进行碰撞检测, 主要包括检测手术工具和软组织之间, 软组织自身之间是否发生碰撞, 若发生碰撞则执行Step4; 若未发生则执行Step11;

[0083] Step4. 更新碰撞质点位置, 由于模型是位移驱动所以该更新是直接的, 不是通过公式计算得来的;

[0084] Step5. 判断迭代次数是否达到最大迭代次数, 若达到则执行Step6; 若未达到则执行Step10;

[0085] Step6. 根据 (2) - (4) 计算所有质点 i 所受的内力 $f_i^{int} = \sum_{j \in N_i} f_{ij}^s + f_{ij}^d + f_{ij}^f$, 其中, N_i 为与质点 i 之间有弹簧连接的质点编号集合;

[0086] Step7. 根据公式 (1) 计算质点所受重力再结合Step6得到的内力, 计算质点所受合力 $f_i = f_i^{ext} + f_i^{int}, i = 1, \dots, n$;

[0087] Step8. 根据公式 (5) 更新未发生碰撞的质点位置:

$$[0088] \quad p_i = x_i + v_i \Delta t + \frac{f_i \Delta t^2}{m_i} \quad (5)$$

[0089] Step9. 根据公式 (6) 更新未发生碰撞的质点速度:

$$[0090] \quad v_i = \frac{(p_i - x_i)}{\Delta t} \quad (6)$$

[0091] Step10. 输出所有质点位置和反馈力并返回Step3;

[0092] Step11. 结束整个流程。

[0093] 相对于现有基于图形模型的技术方案, 本发明充分考虑了虚拟现实教学系统中器官的软组织力学性质, 通过建立的质点-弹簧模型估计用户与虚拟现实环境交互中的反馈力, 通过引入力反馈装备实现了用户和虚拟现实环境的交互, 可以让用户感受虚拟器官的触觉特性, 为用户提供了触觉感受。

[0094] 本发明利用质点-弹簧模型实现了不同器官的软组织性质, 而质点-弹簧模型具有

计算简单,对于生物软组织的拓扑结构的适应性强,复杂程度较低等优点,可以保证实时的人机交互。

[0095] 本发明使用基于位置的质点-弹簧模型,可保证算法是无条件稳定的,避免传统显示格式和隐式格式在数值模拟上存在的缺点。

[0096] 以上所述仅是本发明的优选实施方式,应当指出的是,对于本技术领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明原理的前提下,还可以做出若干改进和润饰,这些改进和润饰也应视为本发明的保护范围。

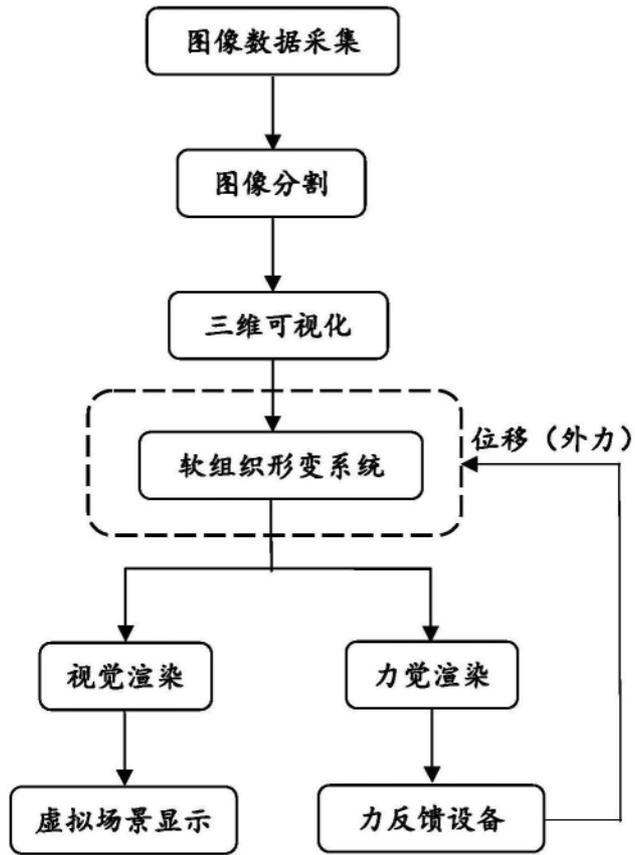


图1

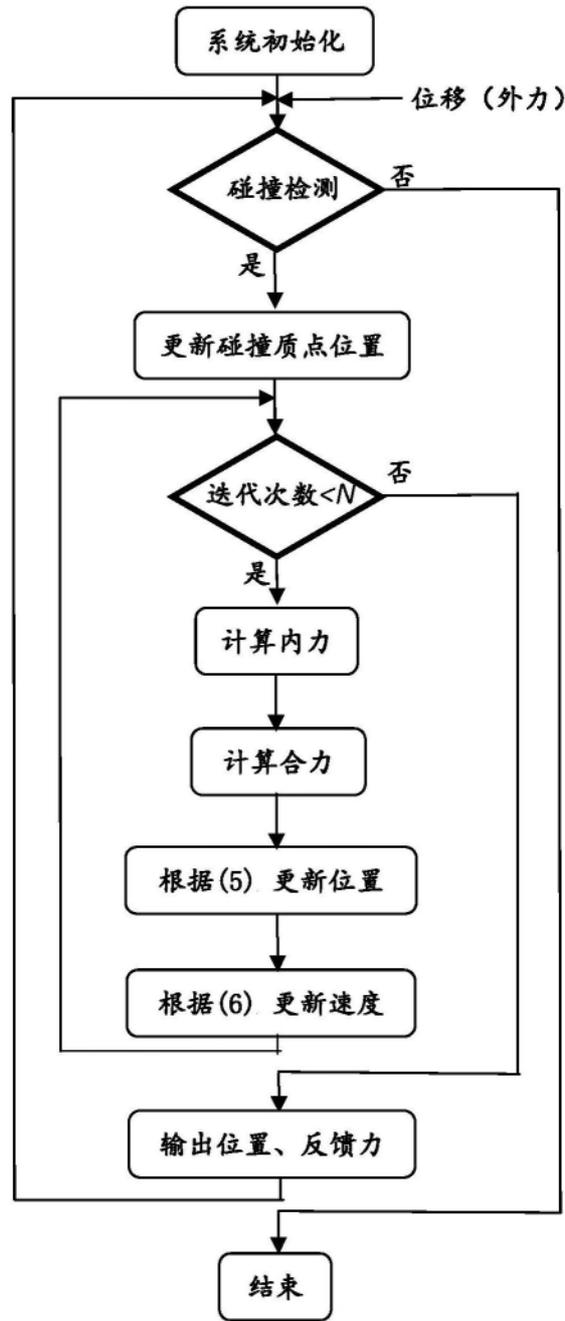


图2

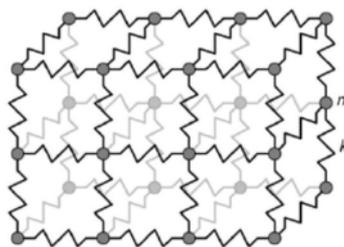


图3

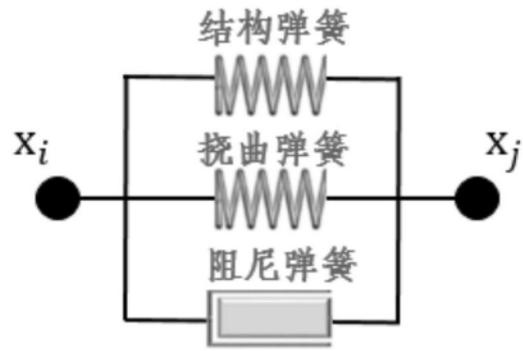


图4

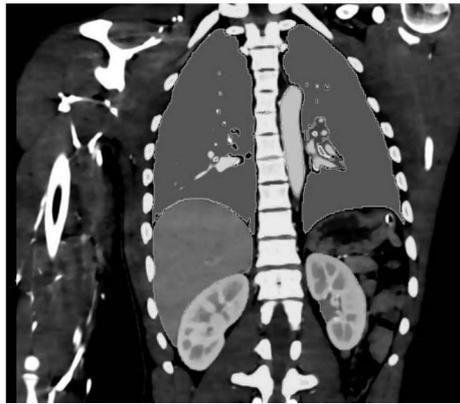


图5

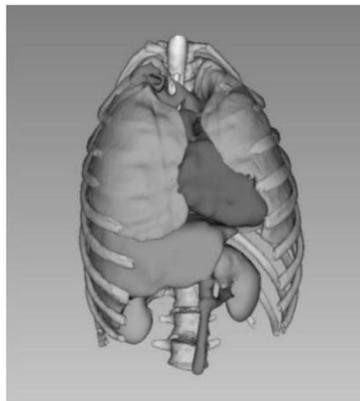


图6

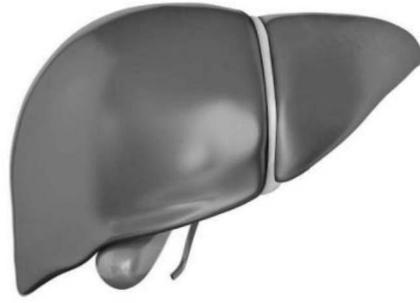


图7

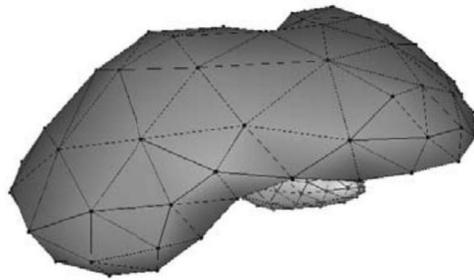


图8

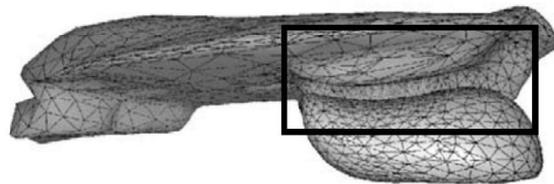


图9

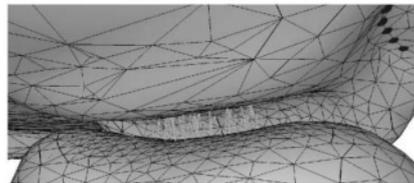


图10