



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107704661 A

(43)申请公布日 2018.02.16

(21)申请号 201710821714.2

(22)申请日 2017.09.13

(71)申请人 南方医科大学南方医院

地址 510515 广东省广州市白云区广州大道北1838号

(72)发明人 李国新 陈韬 蒋振刚 师为礼
阮楚茵

(74)专利代理机构 广州三环专利商标代理有限公司 44202

代理人 刘宇峰

(51)Int.Cl.

G06F 17/50(2006.01)

A61B 34/20(2016.01)

G06T 17/00(2006.01)

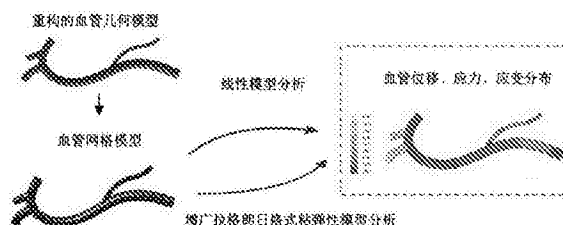
权利要求书1页 说明书4页 附图1页

(54)发明名称

用于胃癌腔镜手术实时导航系统的混合有限元形变模型的构建方法

(57)摘要

本发明涉及一种用于胃癌腔镜手术实时导航系统的混合有限元形变模型的构建方法。所述方法包括以下步骤：数据采集：采集术前腹部增强期薄层CT图像；原始三维模型的构建；混合有限元形变模型构建：采用增量形式的有限元模型对形变过程进行仿真，建立有限元方程；在小变形条件下，采用线性有限元组织形变仿真算法分析；在大变形条件下，采用半定规划增广拉格朗日格式粘弹性模型分析；利用光学跟踪设备将所述混合有限元形变模型在胃癌腔镜手术的术中腹腔镜影像中注册，实时提供普通腹腔镜手术无法展现的血管的走行信息。本发明能有效克服形变组织的匹配难题，提高导航的精确性，精确地指引手术进程，提高手术成功率，有利于腹腔镜胃肠手术的应用推广。



1. 一种用于胃癌腹腔镜手术实时导航系统的混合有限元形变模型的构建方法,其特征在于,包括以下步骤:

A. 数据采集:采集术前腹部增强期薄层CT图像;

B. 原始三维模型的构建:将术前CT图像分割、标识、建模得到虚拟血管组织形变模型;

C. 混合有限元形变模型构建:采用增量形式的有限元模型对形变过程进行仿真,在一系列离散的时间点,根据虚拟手术器具所输入的外载荷,计算处于平衡状态的组织的位移、速度、应力和应变,建立有限元方程;在小变形条件下,采用线性有限元组织形变仿真算法分析,有限元方程为线性方程;在大变形条件下,采用半定规划增广拉格朗日格式粘弹性模型分析;

D. 利用光学跟踪设备将所述混合有限元形变模型在胃癌腹腔镜手术的术中腹腔镜影像中注册,实时提供普通腹腔镜手术无法展现的血管的走行信息。

2. 根据权利要求1所述的混合有限元形变模型的构建方法,其特征在于:在小变形条件下,采用线性有限元组织形变仿真算法,此时使用Boltzmann线性粘弹性模型,系统刚度矩阵 K_n 与应变无关,当时间步长和材料参数确定后, K_n 随之确定,有限元方程为线性方程,即采用线性模型分析。

3. 根据权利要求1所述的混合有限元形变模型的构建方法,其特征在于:在大变形条件下,采用半定规划增广拉格朗日格式粘弹性有限元组织形变仿真算法,对大变形条件下的软组织进行高精度形变仿真,并仿真组织的蠕变和松弛过程,即采用半定规划增广拉格朗日格式粘弹性模型分析。

4. 根据权利要求1所述的混合有限元形变模型的构建方法,其特征在于:还利用GPU加速血管模型的形变计算,保证大、小形变条件下高精度仿真血管形变,并且仿真血管的蠕变和松弛过程。

用于胃癌腹腔镜手术实时导航系统的混合有限元形变模型的构建方法

技术领域

[0001] 本发明属于有微创外科学、有限元分析、流体力学、影像学等领域,涉及一种用于胃癌腹腔镜手术实时导航系统的混合有限元形变模型的构建方法。

背景技术

[0002] 胃癌是我国常见的肿瘤之一,根治性切除是其主要的治疗手段。腹腔镜技术因其创伤少、且有助于术后恢复等特点,在胃肠外科领域上的应用越来越多。然而腹腔镜存在管状视野、缺少触觉及纵深感等自身特有的局限性,而且胃周血管走行复杂,解剖变异较多,术中淋巴结清扫引起的血管损伤是腹腔镜胃癌手术严重并发症之一,也是导致非计划二次手术的重要原因,使得这项技术的推广受到了一定的限制。

[0003] 如果能将术前CT获得的解剖信息在术中加以提示,将会给腹腔镜胃癌手术带来很大的便利。随着计算机辅助技术的发展,CT三维重建技术可作为术中导航,使术者对腹腔镜下解剖信息辨别具有重要的补充意义。但其形式属于一种“静态”导航。得益于光学跟踪技术的研发和应用,导航由“静态”向“动态”的转变成为了可能。其原理是通过光学跟踪技术捕捉固定在腹腔镜外端的标记点来计算镜头的位置和姿态,来获得手术视野在术前影像中的对应信息,在术中实时将手术场景和术前重建的三维模型进行匹配,从而达到实时导航的效果。光学跟踪具有测量精度高、范围广等优点,但其仅能实现粗略的场景匹配,而且腹腔镜胃肠手术具有组织脏器不固定且易形变等特点,光学跟踪达不到精准的配准。有限元模型能够很好的模拟人体血管的生物力学特征,且该方法较其他的仿真模型有更高的仿真精度,但该方法的复杂性也使它很难达到腹腔镜手术中虚拟血管跟随手术器械的操作实时仿真响应的要求。因此,为降低计算复杂度,有必要以混合有限元模型为基础,根据人体血管的生物力学特征对有限元方法做一定程度的优化。

发明内容

[0004] 本发明的目的在于提出一种用于胃癌腹腔镜手术实时导航系统的混合有限元形变模型的构建方法。在光学跟踪的基础上,通过构建混合有限元模型,更有效克服形变组织的匹配难题,提高导航的精确性,精确地指引手术进程,提高手术成功率,有利于腹腔镜胃肠手术的应用和推广。

[0005] 本发明所述的用于胃癌腹腔镜手术实时导航系统的混合有限元形变模型的构建方法,包括以下步骤:

[0006] A.数据采集:采集术前腹部增强期薄层CT图像;

[0007] B.原始三维模型的构建:将术前CT图像分割、标识、建模得到虚拟血管组织形变模型;

[0008] C.混合有限元形变模型构建:采用增量形式的有限元模型对形变过程进行仿真,在一系列离散的时间点,根据虚拟手术器具所输入的外载荷,计算处于平衡状态的组织的

位移、速度、应力和应变,建立有限元方程;在小变形条件下,采用线性有限元组织形变仿真算法分析,有限元方程为线性方程;在大变形条件下,采用半定规划增广拉格朗日格式粘弹性模型分析;

[0009] D.利用光学跟踪设备将所述混合有限元形变模型在胃癌腹腔镜手术的术中腹腔镜影像中注册,实时提供普通腹腔镜手术无法展现的血管的走行信息。

[0010] 优选地,在小变形条件下,采用线性有限元组织形变仿真算法,此时使用 Boltzmann 线性粘弹性模型,系统刚度矩阵 K_n 与应变无关,当时间步长和材料参数确定后, K_n 随之确定,有限元方程为线性方程,即采用线性模型分析;

[0011] 优选地,在大变形条件下,采用半定规划增广拉格朗日格式粘弹性有限元组织形变仿真算法,对大形变条件下的软组织进行高精度形变仿真,并仿真组织的蠕变和松弛过程,即采用半定规划增广拉格朗日格式粘弹性模型分析;

[0012] 优选地,还利用 GPU 加速血管模型的形变计算,保证大、小形变条件下高精度仿真血管形变,并且可以仿真血管的蠕变和松弛过程。

[0013] 本发明所述的用于胃癌腹腔镜智能手术实时导航系统的混合有限元模型的构建方法,具有以下有益效果:

[0014] (1)能有效克服组织形变的匹配问题,实时精确地指引手术进程,使得手术导航发挥出更多的功能,精确指引血管的走行,增加手术安全性,减少术中血管损伤的并发症,提高手术效率,减少手术时间。

[0015] (2)促进患者术后恢复,降低术后并发症率,缩短术后住院日,进而降低患者住院费用,减少腹腔镜胃癌手术的医疗成本。

[0016] (3)能缩短初学者的学习曲线,有利于腹腔镜胃癌手术的应用和推广。

[0017] (4)有利于实现胃癌精准化治疗,具有较高的科学价值和社会效益。

附图说明

[0018] 图1为本发明所述的混合有限元形变模型的构建过程。

[0019] 图2为本发明所述的胃癌腹腔镜手术实时导航流程。

具体实施方式

[0020] 本发明所述的混合有限元形变模型的构建过程如图1所示,详述如下:

[0021] 1.数据采集:

[0022] 制定标准,如关于病人的(a)经病理证实的原发性可完整切除的胃癌患者(b)术前临床分期:T1-4aN0-3M0(c)少于术前15天的腹部增强CT。排除其他因素对本实验的影响。

[0023] 2.原始三维模型的构建:

[0024] 将术前CT图像分割、标识、建模得到虚拟血管组织形变模型。

[0025] (1)CT扫描:

[0026] 患者空腹6小时以上,扫描前半小时口服500ml温开水充盈肠道,临扫描前5min在口服500ml温水充盈胃和十二指肠。常规平扫:采用 0.5×64 排探测器组合,层厚5mm、层间距3mm,准直螺距0.984,球管旋转一周时间0.4s,扫描视野40-50cm,矩阵 512×512 。增强扫描:采用小剂量造影剂预注射:测试剂量(Test Bolus)(4ml/s,20ml)获取动脉期小剂量预注射

时间密度曲线(TDC)。再经A管注射大剂量对比剂(1.2ml/KG,上限100ml),B管生理盐水20ml,注射速度均为4ml/s,于动脉期小剂量预注射峰值时间行动脉期扫描,门脉期和实质期分别延迟50秒及2分钟。

[0027] (2) 图像筛选:

[0028] 通过测量每组CT图像的噪声值即像素标准差对CT图像进行筛选。在每个图像组中,通过测量前腹壁皮下脂肪均匀区的区域(平均 40mm^2 ;范围,5- 8mm^2)的像素值的标准差即为图像噪声(R01)。所以测试均重复三次以保证数据的可靠性。对于不同的图像集,计算主动脉和门静脉的信噪比(CNR)。CNR的计算公式为 $\text{CNR} = (\text{R01}_{\text{目标组织}} - \text{R01}_{\text{参照组织}}) / \text{图像平均噪声值}$ 。通过比较CNR值对CT图像的质量进行评估。

[0029] (3) 三维分割:

[0030] 首先在mimics17.0软件(<http://www.materialise.com>)中运用thresholding工具进行分割,根据组织性质不同选择联合morphology operation erode工具与smart expand工具或boanboast工具优化分割结果。

[0031] 3.混合有限元模型构建

[0032] 3.1有限元方程的建立:

[0033] 采用增量形式的有限元模型对形变过程进行仿真。在一系列离散的时间点,根据虚拟手术器具所输入的外载荷,计算处于平衡状态的组织的位移、速度、应力和应变。

[0034] 3.2小变形下软组织有限元分析:

[0035] 在小变形条件下,采用线性有限元组织形变仿真算法,此时使用Boltzmann线性粘弹性模型,系统刚度矩阵 K_n 与应变无关,当时间步长和材料参数确定后, K_n 随之确定,有限元求解方程为线性方程。

[0036] 在小变形条件下,采用线性模型,是因为此时组织所发生的位形变化(位置与形状的改变)远小于组织自身的几何尺度,因此在建立平衡方程的时候无需考虑组织的位形变化,不需要区分变形前和变形后的位形。软组织的刚度较低,所以虚拟手术中软组织往往会产生较大的应变。

[0037] 1.3大变形下软组织有限元分析:

[0038] 在大变形条件下,为了提高大形变下组织形变仿真的精度,采用基于半定规划增广拉格朗日格式粘弹性有限元组织形变仿真算法,这样可以对软组织进行高精度形变仿真,并且可以仿真组织的蠕变和松弛过程,提高虚拟手术的真实度,并且更加可靠地对手术效果进行预测。因为如果建立平衡方程时忽略组织在虚拟手术过程中发生的应变变化,会产生较大的计算误差。

[0039] 同时,利用GPU加速血管模型的形变计算,保证了大、小形变条件下高精度仿真血管形变,并且可以仿真血管的蠕变和松弛过程,对于提高血管形变的真实度和实时性,具有重要的意义。主要经过以下几个步骤:首先根据人体血管的生物力学特征构建其数学模型,然后计算形变计算中的不变量并分配GPU内存,将计算的常量传递到GPU中;当检测到虚拟设备与物体相互作用时,启动循环,循环过程第一步确定受影响区域,然后计算该区域单元压力与体积乘积并保存。接着根据所保存的数据判断血管形变规模,并分别采用线性有限元组织形变仿真算法、半定规划增广拉格朗日格式粘弹性有限元组织形变仿真算法实现软组织高精度仿真,最后基于混合有限元模型构建血管形变模型。

[0040] 4.实时导航

[0041] 如图2所示,将术前CT图像分割、标识、建模得到虚拟血管组织形变模型,利用光学跟踪设备将该有限元模型在术中腹腔镜影像中注册,实时给医生提供普通腹腔镜手术无法展现的血管的走行信息。

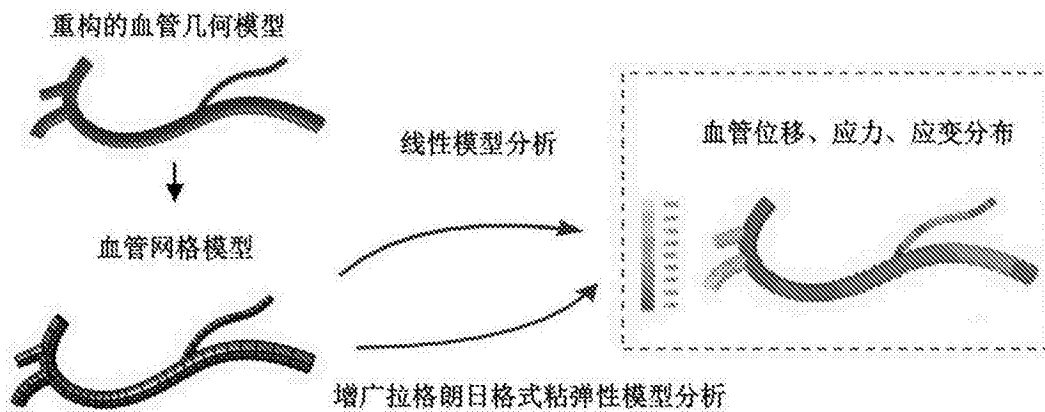


图1

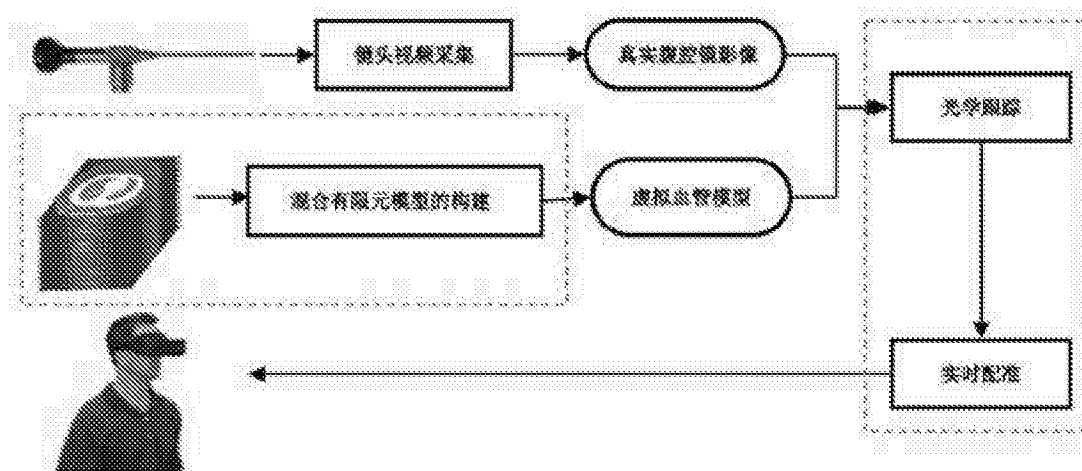


图2

专利名称(译)	用于胃癌腔镜手术实时导航系统的混合有限元形变模型的构建方法		
公开(公告)号	CN107704661A	公开(公告)日	2018-02-16
申请号	CN2017110821714.2	申请日	2017-09-13
[标]申请(专利权)人(译)	南方医科大学南方医院		
申请(专利权)人(译)	南方医科大学南方医院		
当前申请(专利权)人(译)	南方医科大学南方医院		
[标]发明人	李国新 陈韬 蒋振刚 师为礼 阮楚茵		
发明人	李国新 陈韬 蒋振刚 师为礼 阮楚茵		
IPC分类号	G06F17/50 A61B34/20 G06T17/00		
CPC分类号	A61B34/20 A61B2034/2055 G06F30/23 G06T17/00		
代理人(译)	刘宇峰		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种用于胃癌腔镜手术实时导航系统的混合有限元形变模型的构建方法。所述方法包括以下步骤：数据采集：采集术前腹部增强期薄层CT图像；原始三维模型的构建；混合有限元形变模型构建：采用增量形式的有限元模型对形变过程进行仿真，建立有限元方程；在小变形条件下，采用线性有限元组织形变仿真算法分析；在大变形条件下，采用半定规划增广拉格朗日格式粘弹性模型分析；利用光学跟踪设备将所述混合有限元形变模型在胃癌腔镜手术的术中腹腔镜影像中注册，实时提供普通腹腔镜手术无法展现的血管的走行信息。本发明能有效克服形变组织的匹配难题，提高导航的精确性，精确地指引手术进程，提高手术成功率，有利于腹腔镜胃肠手术的应用推广。

