

冠心病介入治疗虚拟仿真系统关键技术*

谭珂¹, 潘新华¹, 熊岳山², 王彦臻², 徐凯²

(1. 解放军总医院教育技术中心, 北京 100853;

2. 国防科技大学计算机学院, 湖南长沙 410073)

摘要:冠心病介入治疗虚拟仿真系统是训练介入医生手术技能的有效工具, 为满足实际需求, 对系统开发过程中涉及的几何建模、心跳模拟、流体仿真、柔性器械运动处理等关键技术进行了探讨, 提出了基于NURBS曲面的血管模型和组合弹簧振子联动的心跳模型, 并利用粒子系统和多叉树方法实现了造影剂注射和柔性器械运动的仿真, 为冠心病介入治疗训练提供了虚拟教学平台和技术支撑。

关键词:介入治疗; 冠心病; 虚拟手术仿真; 心跳模型; 流体仿真

中图分类号: TP391.9 **文献标志码:** A **文章编号:** 1001-2486(2012)01-0160-05

Key techniques for percutaneous coronary intervention virtual simulation system about coronary heart disease

TAN Ke¹, PAN Xinhua¹, XIONG Yueshan², WANG Yanzhen², XU Kai²

(1. Educational Technology Center, The PLA General Hospital, Beijing 100853, China;

2. College of Computer, National University of Defense Technology, Changsha 410073, China)

Abstract: The percutaneous coronary intervention virtual simulation system about coronary heart disease is one of the important tools for medical intervention training. To satisfy the clinical training needs, the key techniques about geometry modeling, heartbeat simulation, liquid simulation and flexible instrument movement processing in system development were discussed. A blood vessel model based on NURBS surface and a heartbeat model based on a combined mass-spring were proposed. Contrast media injection and flexible instrument movement were realized by the particle system and the multi-branch tree method. A simulation platform and technology support was supplied for percutaneous coronary intervention training.

Key words: percutaneous coronary intervention; coronary heart disease; virtual surgery simulation; heartbeat model; liquid simulation

冠心病是一种多发病和常见病, 目前我国每年冠心病新增患者 200 万名。冠心病的介入治疗是一种新技术和治疗的有效手段, 因具有创口小、痛苦少、术后恢复快等特点, 而深受医生和患者的青睐。其具体方法是: 将一个特制的导管经患者皮肤表面穿刺入股动脉, 在基于 X 射线的血管造影机(DSA)引导下经血管到达冠状动脉病变处, 注射造影剂显影并采用球囊扩充和支架等方法将栓塞挤压、撑开, 让血液流动保持畅通, 从而达到治疗目的^[1]。但由于该治疗操作复杂、要求精度高, 医生需要相当的训练才能保证手术的成功率^[2], 迫切需要进行训练、培养。采用仿真系统进行训练, 可以使学习者脱离辐射环境进行培训, 并使术者的训练脱离真实患者, 避免实习手术的风险, 降低训练费用和周期。冠心病介入治疗仿

真与传统意义上的手术仿真还具有一定的差别, 由于治疗对象是心血管系统, 需涉及心脏跳动和变形仿真, 以及考虑血液循环的流体力学计算, 且治疗中使用的器械是具有柔性的导管和导丝, 需解决沿血管路径的运动问题等。Felipini^[3]等采用液体压力设备仿真了心血管系统的血液流体力学特性, 是一种全实物仿真, 其模型对象的可变性和可控性较弱。张秋葵^[4]等设计了一种有限元模型实时仿真了介入导丝的运动, 根据节点位移的弹性多项式函数计算导丝的形变, 该方法形变效果好, 但运算开销大。Nealen^[5]设计了单一弹簧振子模型来模拟人体软组织的形变, 但该模型对计算复杂的多腔体心脏跳动变形行为存在一定困难。

本文针对目前研究的不足, 对冠心病介入治

* 收稿日期: 2011-06-01

基金项目: 国家自然科学基金资助项目(60371036, 60873067)

作者简介: 谭珂(1973—), 男, 湖南长沙人, 高级工程师, 硕士, E-mail: tanke123@sina.com

疗仿真系统的关键技术进行了探讨,在建模方面利用 Delaunay 三角化方法建立了三维心脏几何模型,为解决相连血管模型的灵活性和可变性问题,提出了基于 NURBS 曲面的血管模型;综合采用组合弹簧振子联动的心跳模型模拟了包含四个腔体(心房、心室)运动的心跳形变,获得的腔体联动特性好、形变效果逼真;利用粒子系统和多叉树方法实现了造影剂注射和柔性器械运动的仿真,液体扩散和器械运动计算开销小、实时性好,最终完成了一个虚拟仿真系统,其结果表明研究成果能够满足冠心病介入治疗仿真的需求。

1 几何模型

1.1 心脏模型构建

冠心病介入治疗仿真系统的交互对象是心脏模型和血管模型,几何建模的数据来源是医学影像检查数据序列(CT、MRI),针对心脏的几何模型构建需先进行图像滤波处理,对处理后的彩色图像进行量化分级和图像分割,在分割的基础上进行二维心脏区域的轮廓线提取,从一系列的影像中将得到心脏边缘轮廓线序列,对该序列进行 Delaunay 三角化处理 and 三维空间面片生成,将模型读入编辑器软件后,在医学专家的指导下进行模型修改和优化,如图 1 所示为本文构建完成的心脏几何模型。

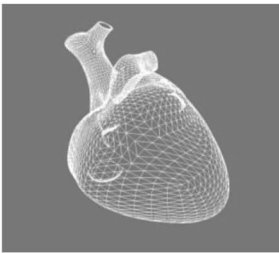


图 1 构建完成的心脏模型
Fig. 1 Constructed heart model

1.2 血管模型构建

采用 NURBS (非均匀有理 B 样条, Non-Uniform Rational B-Spline) 曲面进行血管模型构建,比传统 B 样条优越的是它能很好地表示二次曲面^[6],同时可通过对控制顶点、节点矢量和权因子参数的调整来改变血管走向和形状。利用 NURBS 方法进行血管模型构建的关键是获取 NURBS 曲面(血管面)的控制点。可作如下假设,血管中心线方程为

$$L: x = f(z), z \in R \quad (1)$$

血管控制点到中心线的距离为

$$r = R(z, \theta) \quad (2)$$

$$\theta \in [0, 2\pi), z \in R$$

则血管面控制点的坐标为

$$\begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} f(z) + R(z, \theta) \sin\theta \frac{1}{\sqrt{1 + (f'(z))^2}} \\ R(z, \theta) \cos\theta \\ z - R(z, \theta) \sin\theta \frac{f'(z)}{\sqrt{1 + (f'(z))^2}} \end{bmatrix} \quad (3)$$

在固定的 z 值处,设计从 0 到 2π 范围内的 θ 取均匀离散值得到 N 个点,当 z 值按设置参数进行步进后,产生 $P_{ij} (i=0, 1, \dots, M; j=0, 1, \dots, N)$ 的控制点列来描述特征网格,定义 $P_{i0} = P_{iN}, i=0, 1, \dots, M$,保证了血管曲面的闭合。依据血管形态对节点矢量和权因子参数进行调整,可获得基于 NURBS 曲面造型的血管段。

对不同曲线确定的血管段之间拼接时采用基于 B 样条曲面的一种拼接方法,对于已有的两段血管曲面 $Q_1: S(u, v)$ 和 $Q_2: S(u, v)$,可通过调整一段靠近另一段的两组控制点来完成连续拼接。同时,对血管中轴曲线方程参数进行调整,可满足血管模型的灵活性和可变性。

2 心跳模拟仿真

针对冠心病介入治疗仿真流程的实际,根据心脏的解剖结构和跳动的基本规律,将其外表面和四个腔体:左心房、右心房、左心室、右心室考虑逆向动力学技术结合起来,模拟其扩张和收缩的跳动变形过程。

2.1 模型设计

建立的心脏几何模型的解剖结构主要应包括心脏外表面、左右心房和心室,这些外表面和解剖腔体在心脏跳动时是一起联动的,所以传统的简单弹簧振子模型难以很好地体现心脏跳动的变形行为^[7]。经过对心跳运动中各心室和心房的收缩和舒张运动方式、次序等规律进行分析,我们设计了一种组合弹簧振子联动模型,采用了三类不同的弹簧振子进行组合联动仿真。第一类弹簧振子是一般通用模型,该模型连接心脏模型中每个三角网格的边。具体描述是:定义第 i 个和第 j 个质点之间是通过结构弹簧振子连接的,质点 i 通过这两个质点间的弹簧受到的力遵从以下公式:

$$f_{ij} = k_s (|X_{ij}| - l_{ij}) \frac{X_{ij}}{|X_{ij}|} + k_d (V_j - V_i) \quad (4)$$

其中, X_i 为 t 时刻质点 i 的位置, V_i 为 t 时刻质点 i

的速度, $X_{ij} = (X_j - X_i)$, k_s 为劲度系数, l_{ij} 为初始长度, k_d 为阻尼系数。

第二类弹簧振子仿真描述心脏肌肉表面运动, 该弹簧建立心肌外表面的质点和各心房心室之间的连接, 称为“心肌表面”弹簧。在心肌外表面质点 i 与距其最近的一个腔体(心房或心室)质心间做连线, 以获取与腔体模型表面的交点 m , 再在腔体模型表面计算距交点 m 最近的质点 k , 获取的质点 i 和 k 之间即可建立“心肌表面”弹簧, 定义质点 i 受到的“心肌表面”弹簧的力为

$$f_{ik} = k_{sw} \left(|X_{ik}| - l_{ik} \right) \frac{X_{ik}}{|X_{ik}|} + k_{dw} (V_k - V_i) \quad (5)$$

其中, $X_{ik} = (X_k - X_i)$, k_{sw} 为劲度系数, l_{ik} 为初始长度, k_{dw} 为阻尼系数。

定义的第三类弹簧振子描述质点在变形移动到新位置后与其初始位置之间弹性关联, 本类弹簧振子可使心脏网格模型能够保持原有体积并能恢复原始形状, 具体描述是: 质点 i 受到的第二类弹簧施加的力为

$$f_{ii} = k_s X_{ii} \quad (6)$$

其中, k_s 为劲度系数, $X_{ii} = (h_i - X_i)$, h_i 为质点 i 的初始位置, X_i 为 t 时刻质点 i 的位置。

2.2 心房、心室跳动仿真

成人左右心房、心室的收缩、舒张组合成心脏的跳动, 心房、心室的收缩、舒张通常被简化为一个余弦函数来描述, 根据正常心脏 0.8s 的跳动周期, 定义如下:

心房收缩、舒张的函数描述为

$$s(t) = \begin{cases} 1 + m \cdot \cos(\pi \cdot t/100), & t \in [0, 100) \\ 1 + m \cdot \cos(\pi \cdot t/700 + \frac{6}{7}\pi), & t \in [100, 800) \end{cases} \quad (7)$$

心室收缩、舒张的缩放因子函数描述为

$$s(t) = \begin{cases} 1 + m \cdot \cos(\pi \cdot t/500 + \frac{44}{25}\pi), & t \in [0, 120) \\ 1 + m \cdot \cos(\pi \cdot t/300 - \frac{2}{5}\pi), & t \in [120, 420) \\ 1 + m \cdot \cos(\pi \cdot t/500 + \frac{4}{25}\pi), & t \in [420, 800) \end{cases} \quad (8)$$

$s(t)$ 是以时间 t 为参数(单位为 ms)的缩放因子函数, m 为放大系数。

3 液体流动仿真

冠心病介入治疗仿真中的液体流动包含血液流动和注射的造影剂流动两个部分, 正常情况下, 血流随着心脏的跳动, 在收缩期和舒张期形成周期性的流动, 造影剂则根据需要通过介入导管注射到心脏中, 并随血液流动逐渐扩散而消失。

3.1 血流模型

在本系统应用中, 依据人体血液循环原理, 分析冠状动脉和主动脉之间的物理结构和血流方向、周期等规律, 采用风腔结构^[8]来模拟冠状动脉与主动脉模型, 风腔中血流基本方程如下式:

$$q_{out} + \frac{dv}{dt} = q_{in} \quad (9)$$

$$q_{out} + \frac{dv}{dt} = 0 \quad (10)$$

q_{in} 是收缩期内从血液心室流入冠状动脉与主动脉风腔的体积, q_{out} 是血液从冠状动脉与主动脉风腔进入静脉风腔的体积, dv/dt 用以描述冠状动脉与主动脉风腔体积的增大^[9]。定义在心脏收缩期内心室流入动脉血管风腔的血液体积 q_{in} 为常数, 在血液流动外周阻力 R 的作用下, 血液的血管压力下降为 Δp : $\Delta p/q = R$ (血液流量为 q), 这样可得到动脉体积随压力的变化率 $C = dv/dp$, 经 R 、 C 带入式(9)、(10)血流基本方程后进行微分方程求解, 由于 q_{in} 为常数, 所以获得血压 p 随时间 t 变化的物理方程:

$$\begin{cases} p = p_s e^{-\frac{t-T}{RC}} \\ p = \left[q_0 - \left(q_0 - \frac{P_d}{R} \right) e^{-\frac{t}{RC}} \right] R \end{cases} \quad (11)$$

通过此方程组即可描述冠心病介入治疗仿真中血流的物理行为, 其中 C 为动脉血管的顺应性, 表示动脉管体积随压力的变化率, R 为血液流动的外周阻力, q_0 为初始流量, p_s 为收缩压, p_d 为舒张压, T 为心动周期。

3.2 造影剂流动模型

注射在血管中的造影剂流体主要包括: 产生、流动、扩散和消隐几个步骤, 且其主要依据血管内壁轮廓进行运动, 该特性适合采用粒子系统模型来描述其物理表现, 构造基于体素的粒子集合, 可为每个粒子定义属性, 具体实现技术方法如下:

(1) 在介入导管模型顶端造影剂的注射口定义粒子源, 以构造新粒子集合。

(2) 对已构造的粒子更新其物理属性。速度 v 通过血流风腔模型中血压 p 由下式计算给出。

$$v = p/k \tag{12}$$

其中 k 为从血压 p 到速度 v 的转换系数。粒子的位置信息计算更新:

$$\begin{cases} x = x + v_x \cdot \Delta t \\ y = y + v_y \cdot \Delta t \\ z = z + v_z \cdot \Delta t \end{cases} \tag{13}$$

(3)基于纹理的粒子绘制。以粒子源产生粒子位置信息点为顶点绘制极小的三角形面片,并对处于同一个血管截面的粒子,沿其直径方向 x 坐标值递增 1;对于在同一动脉中轴线方向上的不同截面粒子,在 z 坐标值递增 1。将基于粒子位置绘制的面片动态生成网格,进行造影剂纹理映射,以完成动态效果绘制。

(4)最后依据心动周期对造影剂粒子系统进行扩散和消隐。

4 柔性器械运动仿真

对于导丝、导管等柔性器械在血管中探查的治疗操作动作,主要应计算运动轨迹^[10],仿真其在血管内部运动至冠状动脉病灶处操作的过程。需以血管中心线作为运动轨迹,同时根据实时操作,计算空间定位系统传送的器械位置,以绘制其运动过程。

在造影机下显影的整个血管模型网络是一个不可分割的整体,基于完成的血管几何模型按照不同的血管段以作辅助线的方法获得中心线顶点,最后完成以冠状动脉为主形成的血管网络分布信息。我们采用多叉树结构来映射其血管网络,具体形态结构如图 2 所示。

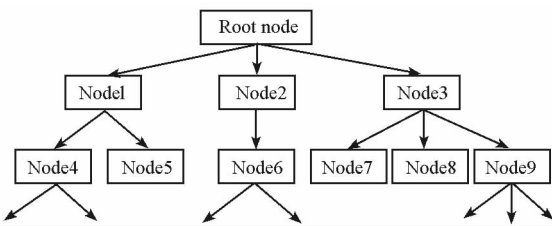


图2 多叉树结构示意图

Fig.2 Sketch map of multi-branch tree construction

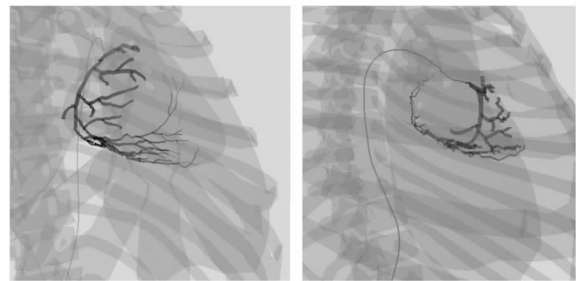
按照如下规则进行映射:

多叉树的每个结点表示一根血管,层次之间表示血管间的父子关系。因为我们研究的介入手术中导丝是从股动脉穿刺进入血管网络的,所以树的根结点是股动脉,将中心线和节点信息存入 .ctr 文件,根据获得的器械位置信息,对照读取 .ctr 文件即可准确绘制出导管等柔性器械的运动轨迹。

5 仿真系统实现

完成的仿真系统运行在 PC 机上,其主要配置为: Intel P4 双核,主频 2.8GHz;2GB 内存; NVidia GeForce 8500 GT 显示卡,128MB 显存;操作系统为 Windows XP Professional (Service Pack 2)。仿真系统程序在 Microsoft Visual C++ 6.0 (Service Pack 5) 集成环境下开发。图形显示使用 OpenGL 类库,空间定位检测采用的是 6DOF 的电磁跟踪设备 FASTRAK。

为模拟真实的介入治疗环境,在心脏模型及冠状动脉等血管系统模型外增加了低网格数的人体外轮廓模型、骨骼模型和肺脏模型,采用灰度显影方式绘制仿真血管造影机屏幕的显示,如图 3 所示,操作虚拟导管器械运动到心脏处并注射造影剂,显示了心脏周期性跳动时,造影剂的流动和对心血管的显影,其中图(a)为绘制的心脏舒张期造影成像,可见心脏模型随舒张运动发生的形变,同时胸廓和肺脏模型也有相应变化,图(b)为绘制的心脏收缩期造影成像,可见心脏模型随收缩运动发生的形变。在该硬件配置下,虚拟场景绘制速度达到 30 帧/s,能够满足视觉反馈的要求。



(a) 舒张期绘制的影像 (b) 收缩期绘制的影像

图3 介入导管和造影剂注射

Fig.3 Intervention catheter and contrast media injection

6 结论

本文针对冠心病介入治疗仿真系统的关键技术,探讨了其中几何建模、组合弹簧振子联动模型仿真心脏跳动、血液和造影剂的流体仿真、导管等柔性器械的运动操作模拟等方面的技术实现。采用 NURBS 曲面构建的血管模型较好地解决了血管形状和多段拼接问题,组合弹簧振子联动模型体现了心脏作为多腔体形变模型的特性,造影剂注射和柔性器械运动轨迹绘制效果逼真,最后构建完成的虚拟仿真系统在冠心病介入治疗训练中进行了试应用,为临床教学提供了仿真平台。下

一步我们将在多模态影像的建模、柔性器械的力反馈等方面开展进一步的研究工作,应用其相关理论和关键技术建立更为有效、实用的仿真训练系统。

参考文献 (References)

- [1] Dawson S, Cotin S, Meglan D. Designing a computer-based simulator for interventional cardiology training [J]. *Catheterization and Cardiovascular Interventions*, 2000, 51: 522 - 527.
- [2] Bertella M, Nanna M, Vanoli E. Assessing the pattern of ST-segment depression during subendocardial is chemia using a computer simulation of the ventricular electrogram[J]. *Journal of Electrocardiology*, 2009, 42(1):12 - 18.
- [3] Felipini C, De-Abdrade, A J. An electro-fluid-dynamic simulator for the cardiovascular system[J]. *Artificial Organs*, 2008, 32(4): 349 - 354.
- [4] Zhang Q K, Pascal H, Luo L M. FEM model for real-time guide wire simulation in vasculature[J]. *Journal of Southeast University*, 2008, 24(1):50 - 54.
- [5] Nealen A, Muller M. Physically based deformable models in computer graphics[C]//*Computer Graphics Forum*, 2006, 25(4): 809 - 836.
- [6] Qian X P. Full analytical sensitivities in NURBS based isogeometric shape optimization [J]. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 2010, 199(29):2059 - 2072.
- [7] 王彦臻,熊岳山,谭珂,等. 基于复合弹簧振子模型的实时心跳模拟[J]. *计算机科学与工程*, 2008, 30(1): 132 - 134.
WANG Yanzhen, XIONG Yueshan, TAN Ke, et al. Real-time heartbeat modeling based on a hybrid mass-spring model[J]. *Computer Engineering & Science*, 2008, 30(1): 132 - 134. (in Chinese)
- [8] 任巨,熊岳山. 虚拟心脏介入系统的血流模拟[J]. *国防科技大学学报*, 2006, 28(2):64 - 66.
REN Ju, XIONG Yueshan. Simulation of blood flow in virtual system of cardiac intervention [J]. *Journal of National University of Defense Technology*, 2006, 28(2):64 - 66. (in Chinese)
- [9] 陈杭,孙磊,叶树明. 基于心血管系统低阶模型的无创血压仿真与实验研究[J]. *中国医学物理学杂志*, 2008, 25(3): 670 - 672.
CHEN Hang, SUN Lei, YE Shuming. Non-invasive blood pressure simulation and research based oil low-stage model of cardiovascular system[J]. *Chinese Journal of Medical Physics*, 2008, 25(3):670 - 672. (in Chinese)
- [10] 徐从启,解旭辉,戴一帆. 新型微小管道机器人驱动特性分析[J]. *国防科技大学学报*, 2010, 32(1):152 - 158.
XU Congqi, XIE Xuhui, DAI Yifan. Analysis on driving characteristics of a novel micro in-pipe robot[J]. *Journal of National University of Defense Technology*, 2010, 32(1):152 - 158. (in Chinese)