

鼻咽癌近距离放疗仿真

戴培山¹, 王博亮^{2,3}, 程明², 闵小平², 鞠颖²

(1.中南大学信息物理工程学院,长沙 410083; 2.厦门大学计算机系,厦门 361005; 3.国防科学技术大学电子科学与技术系,长沙 410073)



摘要: 近距离放疗是鼻咽癌治疗的主要手段之一。其计算机仿真可帮助医生制定详细的放疗方案,对鼻咽癌精确放疗具有显著意义。一个完整的鼻咽癌近距离放疗仿真的方案被提出。首先,对CT图像进行分割,重建三维组织模型。然后,设计了基于 Ta-chih Lee 细化算法的鼻咽腔放疗源虚拟输送路径。最后,对 ¹²⁵I 柱状放射源放射剂量分布进行了蒙特卡罗仿真。初步实现了鼻咽癌近距离放疗的计算机仿真。

关键词: 鼻咽癌近距离放疗; 放射源; 剂量分布; 放疗路径提取; 蒙特卡罗仿真

中图分类号: TP391.41 **文献标识码:** A **文章编号:** 1004-731X (2008) 20-5543-05

Computer Simulation of Nasopharyngeal Carcinoma Brachytherapy

DAI Pei-shan¹, WANG Bo-liang^{2,3}, CHENG Ming², MIN Xiao-ping², JU Ying²

(1. School of Info-physics & Geomatics Engineering, Central South University, Changsha 410083, China;

2. Department of Computer, Xiamen University, Xiamen 361005, China;

3. Department of Electronics Science and Engineering, National University of Defense Technology, Changsha 410073, China)

Abstract: Brachytherapy is one of the major means of nasopharyngeal carcinoma treatments. Computer simulation of the process is of great value to radiotherapy planning. A complete solution for computer simulation of nasopharyngeal carcinoma brachytherapy was proposed. Firstly, the CT images of the nasopharyngeal tissues were segmented and the 3D models of nasopharyngeal tissues were reconstructed. Then the 3D delivery path of radioactive source based on Ta-chih Lee's thinning algorithm was designed. Finally, the simulation of cylindrical ¹²⁵I dose distribution was realized by Monte Carlo method. A primary computer simulation of nasopharyngeal carcinoma Brachytherapy was realized.

Key words: nasopharyngeal carcinoma brachytherapy; radioactive source; dose distribution; path planning; Monte-Carlo simulation

引言

鼻咽癌是我国南部各省的高发恶性肿瘤,放射治疗是鼻咽癌治疗的主要手段。近年来提倡精确的放射治疗,鼻咽部近距离照射治疗是鼻咽癌精确放疗重要方法之一^[1]。近距离治疗的主要优点是放射源剂量强度小,正常组织受照射的剂量低。近距离治疗计划设计的关键是放射源植入路径设计和放射源植入后对其周围组织辐射的剂量分布情况。目前鼻咽癌治疗计划设计中主要是利用CT图像定位,勾画放疗路径,然后根据经验和放疗时CT图像跟踪,探索式的将仿射源送到鼻咽部(有经过鼻腔送入和咽旁间隙插植送入两种方式)。

如果能够在计算机上模拟放射源植入和放射剂量分布情况将为放疗计划的设计提供很大帮助。计算机仿真是无创的,没有危险和副作用,可以重复进行。可以帮助完成手术计划制定,实现治疗的个体化设计,应用于复杂且有一定危险性的咽旁间隙插植、蝶窦、筛窦插植等,避免大血管和神经的损伤、降低肿瘤周围正常组织,如后组颅神经的受量,减少放射治疗后的后期反应,提高治疗后患者的生活质量。

建成虚拟和仿真系统平台同时可以用于教学和人员培训。

本文提出了一种仿真鼻咽癌近距离放疗的方法,实现过程包括: 1.基于CT序列图像的鼻咽部组织的分割和重建; 2.利用虚拟内窥方法仿真柱状放射源在鼻咽部的送药过程。设计了一种基于 Ta-chih Le 细化算法的放疗路径规划方法; 3.利用蒙特卡罗方法仿真柱状放射源在组织中一点的放射剂量分布。

1 放疗源在鼻咽部输送过程的仿真

在放疗源输送的过程中,步进装置把软管推进到鼻咽部,然后放疗源沿着软管输入到鼻咽部。根据治疗计划,放疗源在不同的地方停留不同的时间,以期达到使病变部位尽量多的吸收放疗剂量,正常组织和重要组织尽量减少辐射剂量。

放疗源在鼻咽部输送过程的仿真利用虚拟内窥技术实现^[2]。虚拟内窥技术即可实现放疗源的模拟,还可以让医生沿着内窥路径对鼻咽部进行观察,熟悉鼻咽部的结构特点。实现放疗源的输送过程首先要重建咽部(鼻咽、口咽、喉咽)组织;然后要提取出放疗源输送的路径。虚拟内窥技术中识别虚拟内窥中心线的方法可以用来实现放疗源输送路径的模拟。最后实现柱状放射源在鼻咽部输送的模拟。

本仿真过程包括:生成鼻咽部组织的三维模型和三维输送路径规划以及场景的渲染。

收稿日期: 2007-05-07

修回日期: 2007-09-29

基金项目: 国家自然科学基金项目(60601025); 福建省科技重点项目(2005Y0018)。

作者简介: 戴培山(1975-),男,山东人,博士生,讲师,研究方向为医学图像处理,医学建模与仿真;王博亮(1945-),男,福建人,教授,博导,研究方向为医疗仪器,生物信息,虚拟器官。

1.1 CT 图像分割和鼻咽部组织重建

鼻咽部组织三维几何形状由福建省肿瘤医院提供的颈部二维 CT 图像数据重建而成。CT 图像上比较清晰的组织采用自动分割的方法,比较模糊的组织采用医生勾画与形态学相结合的方法进行分割。由于分割过程中会出现噪声,这里采用一个像素大小模板的形态学开操作去除噪声点。

消除二义性的移动立方体方法和轮廓拼接方法以及模型简化算法用来实现模型的重建和简化。图 1 是咽部(咽腔、口咽、鼻咽)重建的三维模型。图 2 是鼻咽周围组织的三维模型。

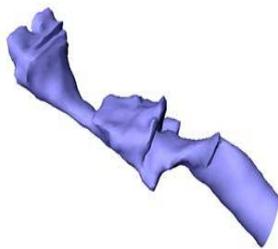


图 1 重建的咽部模型

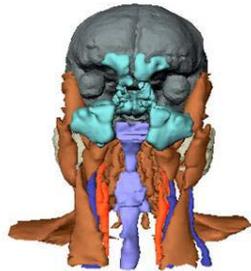


图 2 鼻咽部周围组织的三维模型

1.2 放疗源输送路径规划

在放疗源输送仿真过程中,一个重要方面是生成放疗源输送路径。这里利用虚拟内窥技术中生成内窥中心线的方法来生成放疗源输送路径。生成的放疗源输送路径必须满足虚拟内窥路径需要满足的条件^[3]:在虚拟路径上必须能得到较宽的视野范围,路径应该远离内窥的物体表面,路径应当是单体素宽度的,路径不会自相交,路径上相邻两体素必须直接相连。提取速度应该比较快。生成虚拟内窥路径需要根据组织复杂的几何外形获取能够保持其形状走向的曲线。输送过程总体是比较平稳的,不会产生剧烈的抖动。

许多人对虚拟内窥中心线的生成进行了研究^[4-7]。大多数的方法可以分为三类:

(1) 手工提取^[8]。手工提取方法是操作者手工一张一张标记每层图像上的路径经过点。这种标记方法不能保证相邻标记点的直接连接性。这种处理方法单调、耗时。并且,在二维图像中的中心并不一定是三维的中心位置,可能会因插值引起中点偏移。

(2) 拓扑细化算法^[9]。在满足拓扑不变和几何约束条件下,通过重复剥离边界点直至得到一个连通点集作为“骨架”,其最大优点是能够保证得到的骨架连续,且保持原对象的主要拓扑结构,在欧氏空间中是真正骨架的一个近似。拓扑细化的骨架算法提供了一种有效的可视化和特征分析、特征跟踪自动漫游的方法。

(3) 距离变换算法^[10]。该算法利用距离曲面形成的脊线来建立骨架。主要特点是骨架位置准确,外形顺滑,速度较快。缺点在于容易受边缘噪声的干扰,且难以保证骨架的连续性,并且所生成的路径有贴近器官壁而不是沿着中线的趋

势。它在保持模型的拓扑结构方面不如拓扑细化的方法。

无论采取何种路径抽取算法,其目的在于快速、准确地规划出一条指导医生检查的路径,保证获得一个最佳观察位置进行器官的内部及表面的检查,使器官表面细节能够被路径上虚拟相机完全看到。

送药过程基本是沿着腔体界面的中心点输送的,因此,可以采用咽部解剖组织细化的算法实现放疗源输送路径的提取。这里提出了一种放疗源输送路径提取的方法。首先,基于 Ta-chih Lee^[11]细化算法的拓扑细化方法生成鼻咽部组织的骨架。然后,骨架上的毛刺被去除。Dijkstra 最短路径搜索方法用来生成单一的放疗仿真路径。Catmull-Rom 样条插值用来生成光滑的输送路径。

1.2.1 Ta-chih Lee 细化算法

在欧几里德空间中,一个几何形状的骨架可以表示为这个几何物体在腔体内各处可以通过的最大内接球的球心点的连线构成的。Ta-chih Lee 和 Rangasami L. Kashyap 提出了一种提取有效的三维物体骨架的细化算法^[11]。在该算法中,欧拉数和连通性用来保证拓扑结构的不变性。几何状态用来保证希望的细化骨架。

Ta-chih Lee's 细化算法是:

设 T_{leek} 表示细化操作, S 表示物体上的点。 T_{leek} 不断的删除满足下列条件的 S 上的边界点:

$$(C1) \delta G(S \cap N(v)) = 0;$$

$$(C2) O(S \cap N(v)) = 1;$$

(C3) $O(\{R \cap N(v)\} \cup \{Q \cap N(v)\}) = 1$, R 是满足(C1)和(C2)的几何物体的边界点,这里的 $Q=S-R$

(C4) (i) v 不符合边界点条件; 或者(ii) $|Q \cap N(v)| \geq 2$, 这里 $|Q \cap N(v)|$ 是 $\{Q \cap N(v)\}$ 所包含的点数。直到生成单像素的骨架线为止。

图 3 中的红线是咽部细化结果,背景为咽部的三维结构。

1.2.2 传输路径噪声平滑和最短路径搜索

由细化算法产生的三维骨架有许多分支和噪声点,并不能直接用来做放疗源输送路径。去除毛刺噪声点的方法有:1.对要细化的图像首先进行平滑处理,2.生成骨架以后去除不想要的分支,3.在细化操作的过程中去除不希望保留的分支点。这里用第二种方法来去除分支。

放射源输送路径理想情况下是一个通过咽部中心的 3D 曲线。这里 Dijkstra 最短路径搜索算法用来实现单一中心线。

Dijkstra 算法是经典的解决最短路径问题的算法,它可以找出指定节点到其他各个节点间的最短路径。其主要思想是首先从源点求出长度最短的一条路径,然后通过对路径长度迭代得到从源点到其他各目标节点的最短路径。

设 w_j 是从源点 s 到节点 j 的最短路径长度; P_j 是从 s 到的最短路径中 j 点的前一节点。 S 是标识集合; T 是未标识集合; M 是节点集合。 d_{ij} 是节点 i 到节点 j 的距离(i 与 j 直接相连,否

则 $d_{ij}=\infty$ 。算法步骤如下^[12]:

Step: $S=\{s\}$; $T=M-S$; $w_j=d_{sj}(j \in T, s \text{ 与 } j \text{ 直接相连})$ 或 $w_j=\infty(j \in T, s \text{ 与 } j \text{ 不直接相连})$ 。

Step1: 在 T 中找到节点 i , 使 s 到 i 的距离最小, 并将 i 划归到 S 。(可从与 s 直接相连的 j 中考虑)

若 $d_{si} = \min_{j \in T} d_{sj}$, j 与 s 直接相连, 则将 i 划归到 S 中, 即 $S=\{s, i\}$, $T=T-\{i\}$; $p_i=s$ 。

Step2: 修改 T 中 j 节点的 w_j 值:

$w_j = \min_{i \in S} (w_j, w_i + d_{ij})$; 若 w_j 值改变, 则 $p_i=i$ 。

Step3: 选定所有的 w_j 最小值, 并将其规划到 S 中:

$w_j = \min_{j \in T} w_j$; $S=S \cup \{j\}$; $T=T-\{j\}$;

若 $|S|=n$, 所有节点已标识, 则算法终止, 否则, 转入 Step2。

传输路径上的点的坐标是三维的, 可以用向量 $1, 2, \dots, n$ 来表示。1 代表起始向量, n 代表末端向量。三维向量点之间的欧拉距离作为 Dijkstra 算法中两点间的权值 w_j 。给定了起始点和终点, 就可以用 Dijkstra 最短路径方法得到提取出的最短路径。细化算法产生的节点共有 445 个, 经过最短路径搜索后剩下 141 个点。图 4 路径规划中的红线就是骨架进行了最短路径搜索后的结果。

1.2.3 传输路径的插值与平滑

搜索出的最短路径上的点数为 141 个, 比较少, 并且不平滑, 需要进行插值平滑处理才能作为放疗源的输送路径。这里采用 Catmull-Rom splines^[13]插值平滑所获得的三维路径。

Catmull-Rom 样条插值不同于 Hermite 样条插值之处在于这种样条曲线不必给出节点上的方向。Catmull-Rom 样条具有控制曲线穿过控制节点, 仿射不变性, 全局平滑和利用 B 样条实施局部控制等优点。

Catmull-Rom 样条是三次插值样条的一种, 在每两个相邻节点区间 $(\mathbf{p}_{i+1}-\mathbf{p}_{i-1})$ 上的一点 \mathbf{p}_i , 其向量为 $\tau(\mathbf{p}_{i+1}-\mathbf{p}_{i-1})$ 。则有公式

$$\mathbf{p}(s) = \begin{bmatrix} 1 & u & u^2 & u \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\tau & 0 & \tau & 0 \\ 2\tau & \tau-3 & 3-2\tau & -\tau \\ -\tau & 2-\tau & \tau & \tau \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \mathbf{p}_{i-2} \\ \mathbf{p}_{i-1} \\ \mathbf{p}_i \\ \mathbf{p}_{i+1} \end{bmatrix} \quad (1)$$

如果 u 在 0 和 1 之间, 则 \mathbf{p}_{i-1} 为函数在 $u=0$ 时的点, \mathbf{p}_i 为函数在 $u=1$ 的值。这种曲线的另一个优点是 \mathbf{P} 的切向量平行于连接 \mathbf{P} 的相邻两节点的连线。参数 τ 是张弛系数, 它可以用来控制在控制点处曲线的弯曲程度。这里设 $\tau=1/2$, 那么公式变为:

$$\mathbf{p}(s) = 0.5 \times \begin{bmatrix} 1 & u & u^2 & u \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 0 & 2 & 0 & 0 \\ -1 & 0 & 1 & 0 \\ 2 & -5 & 4 & -1 \\ -1 & 3 & -3 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \mathbf{p}_{i-2} \\ \mathbf{p}_{i-1} \\ \mathbf{p}_i \\ \mathbf{p}_{i+1} \end{bmatrix} \quad (2)$$

这里插值点数可以任意控制, 实现在腔体内部漫游速度的快慢控制。图 5 中的蓝线是放疗源输送路径经过插值和平滑后的图像。图 4 路径规划中的蓝色线为细化算法生成的骨架, 红线为最短路径搜索后的单一线条, 黑线为插值和平滑后的结果。

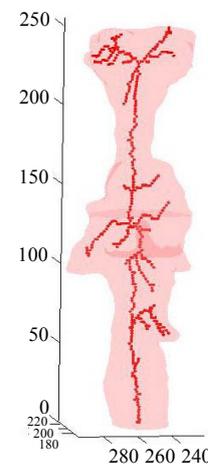


图 3 咽部细化结果

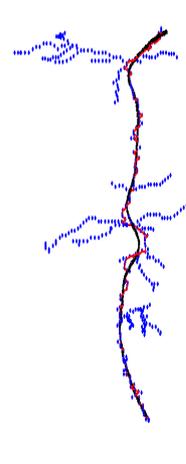


图 4 路径规划

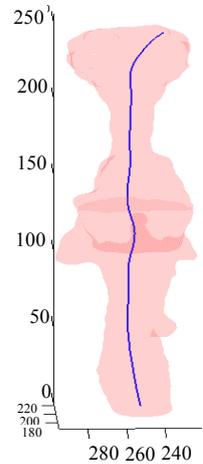


图 5 放疗源输送路径

1.2.4 放疗路径上停顿点的设计

为了得到适合的剂量分布曲线, 放疗源需要在不同的位置停留不同的时间。这里利用仿真路径上的球表示放疗源需要停留的放疗点, 球的大小表示在该处停留时间的长短。¹²⁵I 柱状放疗源($\Phi 0.5\text{cm} \times 1\text{mm}$)用尺寸为 $\Phi 0.5\text{cm} \times 1\text{mm}$ 的柱状体模拟。放疗源在大球位置停留时间较长, 在小球位置停留时间较短。

1.3 场景渲染

场景渲染模拟虚拟摄像机和柱状放疗源在鼻咽内部移动产生的效果, 根据相应的视点位置、视线方向实时显示出对应的景象, 这是实时绘制的主要任务。

这里采用 OpenGL 实现虚拟送药过程的模拟。图 6 是一个渲染效果的截面图。这里漫游腔体为咽部的三维模型, 图中的曲线表示放疗源经过路径, 路径上的小球表示放疗源需要停留的位置。圆柱体表示放疗源。



图 6 仿真放疗源输送过程

2 柱状放疗源放射剂量的蒙特卡罗模拟

蒙特卡罗(Monte-Carlo)方法^[14-17]使用随机数(或伪随机

数)来解决计算问题的方法。与它对应的是确定性算法。其基本思想是:当所求解问题是某种随机事件出现的概率,或者是某个随机变量的期望值时,通过某种“实验”的方法,以这种事件出现的频率估计这一随机事件的概率,或者得到这个随机变量的某些数字特征,并将其作为问题的解。在解决实际问题的時候应用蒙特卡罗方法主要有两部分工作:用蒙特卡罗方法模拟某一过程时,需要产生各种概率分布的随机变量。用统计方法把模型的数字特征估计出来,从而得到实际问题的数值解。

在放射性治疗(外照射或内照射)过程中,病体所受剂量及其分布是治疗过程中必须考虑的问题,剂量小会影响治疗效果,剂量大对病体造成伤害,因此,当射线进入人体后各部分受到的剂量必须要进行理论计算^[18]。

关于体内剂量场分布,主要有两个途径获得:一是基于各种测试数据和经验公式,使用近似插值方法;另一种方法是利用核物理知识和模型,进行理论计算。射线在人体内的反应机制是光子和电子偶合输运过程,非常复杂,一般数值方法难于求解。蒙特卡罗方法是解决该类问题十分有效的方法。可以精确仿真放疗分布。它通过解 Boltzmann 方程直接仿真人体组织中粒子输运的过程。蒙特卡罗方法不会因为维数的改变和复杂的几何形状而改变。

利用蒙特卡罗算法模拟放疗剂量在人体中分布情况的核心问题是粒子输运仿真。Monte-carlo 方法模拟放射粒子输运过程。粒子输运过程包括:

1. 源光子抽样:源光子抽样的目的是产生光子的初始状态 $S_0(P_0, R_0, E_0)$, 亦即从光子源中随机选出一个样本光子,确定入射到介质外表面上时的位置 P_0 、飞行方向 R_0 、能量 E_0 。光子“出生”位置和初始方向的确定与系统的几何情况有关;
2. 粒子行进方向和碰撞位置的跟踪;
3. 相互作用类型抽样。①光电效应的抽样 ②康普顿效应的抽样 ③电子对效应的抽样;
4. 电子输运过程的模拟。

这里利用 EGSnrc 进行蒙特卡罗仿真。EGSnrc/DOSXYZnrc 程序是加拿大国家研究中心合作组在 OMEGA 项目中开发的一种通用蒙特卡罗吸收剂量计算程序。EGSnrc 的模型输入数据包括放射源的几何模型数据、物质的密度和元素组成。输入相关信息后,EGSnrc 模拟粒子的输运过程,通过计算粒子在介质中的运动的情况的跟踪来模拟射线在鼻咽部周围组织的剂量分布。粒子的运动情况的模拟与粒子所经过的介质的密度有直接关系。传统的蒙特卡罗剂量计算软件多数都是基于人为构造的结构化介质,而真实人体各部位都是组织密度不均匀的,如果仍按照均匀组织进行计算,组织的不均匀性导致的剂量误差可达 11%~32%^[19]。因此建立符合人体情况的组织密度模型是蒙特卡罗仿真的重要基础。RP Parker^[20],韩滨^[21]和刘

艳梅^[22]等讨论了利用 CT 数转换方法生成物质密度分布的方法。CT 图像的 CT 数反映组织对 X 射线吸收值(衰减系数 μ)。它与组织的密度近似成线性关系,与组织元素的组成成分的关系比较复杂。Schneider 和 Bortfeld^[23]对人体 40 种主要组织的 CT 数与组织密度和元素的关系进行了分析。为了提高蒙特卡罗仿真的速度,这里鼻咽部组织被简单分为水,软组织,骨头和空气四种物质。图 7 是一副鼻咽部组织的 CT 图像,把组织按 CT 数转换的密度图如图 8 所示。由于密度和 CT 值有线性关系,因此我们在密度图上仍然可以看到基本的组织结构,只是图像显的层次更少,边界变粗糙了。

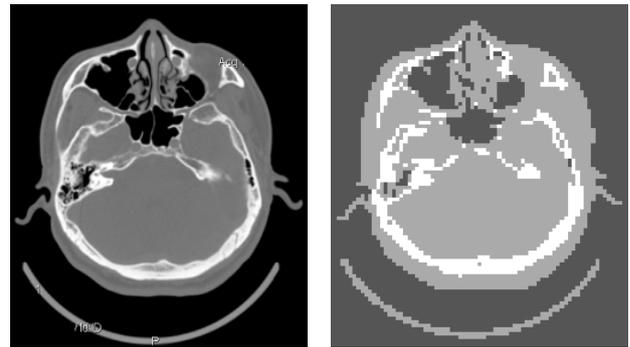


图 7 鼻咽部组织的 CT 图像 图 8 图 9 中 CT 图像转换的密度图

由于 EGSnrc 没有显示功能,并且得到的剂量分布要体现在鼻咽癌近距离治疗仿真系统中,OpenGL 被用来将 EGSnrc 输出的剂量分布数据可视化。

这里 $^{125}\text{I}(\Phi 0.5\text{cm} \times 1\text{mm})$ 柱状放疗源在鼻咽部一个点的剂量分布情况用蒙特卡罗方法模拟出来。图 9 是柱状 ^{125}I 放疗源放疗剂量分布的蒙特卡罗仿真结果。图 10 是该放疗源在头颈部的位置。

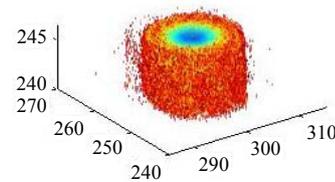


图 9 柱状 ^{125}I 放疗源放疗剂量分布的蒙特卡罗仿真

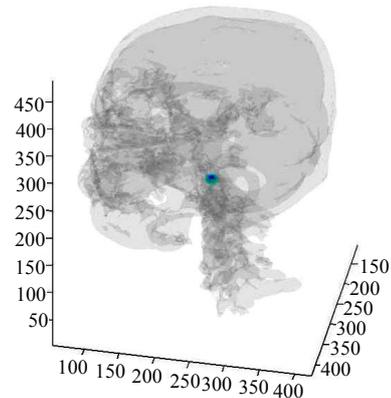


图 10 柱状 ^{125}I 放疗源所在位置的显示

3 结论

利用 CT 图像, 经过二维图像分割、三维图像重建、路径规划、场景渲染和蒙特卡罗方法仿真放疗源放射剂量分布, 实现了一个鼻咽癌近距离治疗的虚拟仿真方法。初步实现了鼻咽癌近距离放疗的计算机仿真。

将来的工作是要仿真放疗源在多个位置停留后鼻咽部吸收剂量的情况。比较该仿真结果于真实鼻咽癌放疗中剂量的分布情况, 对仿真方法进行改进。

参考文献:

[1] J Kouvaris, G A Plataniotis, P Sandilos, *et al.* Combined teletherapy and intracavitary brachytherapy boost for the treatment of nasopharyngeal carcinoma [J]. *Radiother Oncol* (S0167-8140), 1996, 38(3): 263-267.

[2] Kim D-Y, S-M Chung, J-W Park. Automatic navigation path generation based on two-phase adaptive region-growing algorithm for virtual angiography [J]. *Medical Engineering & Physics* (S1350-4533), 2006, 28(4): 339-347.

[3] M Wan, F Dachille, A Kaufman. Distance-field based skeletons for virtual navigation [C]// *IEEE Visualization* (S0-7803-7200-X). San Diego, California: IEEE Computer Society, 2001: 239-246.

[4] 申皓, 唐泽圣, 唐龙. 分支结构中的虚拟内窥技术[J]. *系统仿真学报*, 2004, 16(11): 2456-2458.

[5] 陈勇, 王栋, 陈戈. 一种三维虚拟场景自动漫游的快速路径规划算法[J]. *系统仿真学报*, 2007, 19(11): 2507-2510.

[6] 杨金柱, 胡英, 徐心和. 虚拟内窥镜自动漫游加速方法研究[J]. *系统仿真学报*, 2007, 19(4): 790-793.

[7] 崔宁, 张彩明, 刘毅. 应用于虚拟内窥镜系统的拓扑细化算法的优化[J]. *系统仿真学报*, 2006, 18(10): 2856-2858.

[8] S Mazzeo, D Caramella, A Gennai, P Giusti1, E Neri1, L Melai1, *et al.* Multidetector CT and virtual endoscopy in the evaluation of the esophagus [J]. *Abdominal Imaging* (S0942-8925), 2004, 29(1): 2-8.

[9] Bouix S, K. Siddiqi, A Tannenbaum. Flux driven automatic centerline extraction [J]. *Medical Image Analysis* (S0895-6111), 2005, 9(3): 209-221.

[10] Ingmar Bitter, Arie E Kaufman, Mie Sato. Penalized-Distance Volumetric Skeleton Algorithm [J]. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics* (S1077-2626), 2001, 7(3): 195-206.

[11] T C Lee, R L Kashyap, C N Chu. Building skeleton models via 3-D medial surface/axis thinning algorithms [J]. *CVGIP: Graphical Models Image Process* (S1049-9652), 1994, 56(6): 462-478.

[12] 石文孝. 通信网理论基础[M]. 吉林: 吉林大学出版社, 2001.

[13] E Catmull, R Rom. A class of local interpolating Splines [C]// *Computer Aided Geometric Design*. San Francisco: Academic Press, 1974: 317-326.

[14] J J Demarco, I J Chetty, T D Solberg. A Monte Carlo tutorial and the application for radiotherapy treatment planning [J]. *Medical Dosimetry* (S0958-3947), 2002, 27(1): 43-50.

[15] 张国忠, 沈林成, 常文森. 基于蒙特卡罗模拟的景象匹配性能仿真[J]. *系统仿真学报*, 2006, 18(8): 2145-2147.

[16] 张辉, 王涌天. 一种基于蒙特卡罗法的激光引信回波信号仿真技术[J]. *系统仿真学报*, 2004, 16(8): 1624-1629.

[17] 黄健熙, 吴炳方, 曾源, 田亦陈. 基于蒙特卡罗方法的森林冠层 BRDF 模拟[J]. *系统仿真学报*, 2006, 18(6): 1671-1676.

[18] 陈卓, 刘晓平, 施灿辉, 等. 基于 MCNP 的医学仿真计算建模方法研究[J]. *系统仿真学报*, 2004, 16(10): 2153-2156.

[19] M Engelsman, E M Damen, P W Koken. Impact of simple tissue inhomogeneity correction algorithms on conformal radiotherapy of lung tumors [J]. *Radiat Oncol* (S0167-8140), 2001, 60(3): 299-309.

[20] R P Parker, P A Hobday, K J Cassell. The Direct Use of CT Numbers in Radiotherapy Dosage Calculations for Inhomogeneous Media [J]. *Physics in Medicine and Biology* (S0031-9155), 1979, 24(4): 802-809.

[21] 韩滨, 李君利, 王海彦, 曾志. 用于 Monte Carlo 临床剂量计算的 CT 数转换方法[J]. *清华大学学报(自然科学版)*, 2005, 45(9): 1225-1228.

[22] 刘艳梅, 薛定宇, 徐心和, 等. 基于三维 CT 数据的放射治疗剂量计算[J]. *系统仿真学报*, 2006, 18(11): 3280-3282.

[23] W Schneider, T Bortfeld, W Schlegel. Correlation between CT numbers and tissue parameters needed for Monte Carlo simulations of clinical dose distributions [J]. *Physics in Medicine and Biology* (S0031-9155), 2000, 45: 459-478.

(上接第 5542 页)

研究还表明, 对支架、驱动块、板簧的质量的适当组合可产生逆向送料现象。这对研究双向送料器很有意义。

参考文献:

[1] 李增刚. ADAMS—入门详解与实例[M]. 北京: 国防工业出版社, 2006, 4: 128-128.

[2] 郑凯, 胡仁禧, 陈鹿民, 等. ADAMS2005 机械设计高级应用实例[M]. 北京: 机械工业出版社, 2006, 2: 10-11.

[3] 陈立平, 张云清, 认卫群, 等. 机械系统动力学分析及 ADAMS 应用教程[M]. 北京: 清华大学出版社, 2005.

[4] 郑建荣. ADAMS—虚拟样机技术入门与提高[M]. 北京: 机械工业出版社, 2001.

[5] <http://www.jung-jin.cn/products2.html>.

[6] 胡海岩. 机械振动基础[M]. 北京: 北京航空航天大学出版社, 2005.

[7] 程耀东. 机械震动学(线性系统)[M]. 杭州: 浙江大学出版社, 1998.

[8] MSC Software. MSC.ADAMS FSP 基础培训教程[M]. 李军, 陶永忠译. 北京: 清华大学出版社, 2004.

[9] 熊光楞, 李伯虎, 柴旭东. 虚拟样机技术[J]. *系统仿真学报*, 2001, 13(1): 114-117. (XIONG Guang-leng, LI Bo-Hu, CHAI Xu-dong. Virtual Prototyping Technology [J]. *Journal of System Simulation* (S1004-731X), 2001, 13(1): 114-117.)

[10] 赵丽娟, 徐涛, 刘杰. 基于 ADAMS/Vibration 的轧机垂直振动模型的研究[J]. *系统仿真学报*, 2006, 18(6): 1566-1569. (ZHAO Li-juan, XU Tao, LIU Jie. Modeling and Analysis on Vertical Vibration of Mill Using ADAMS/Vibration [J]. *Journal of System Simulation* (S1004-731X), 2006, 18(6): 1566-1569.)

[11] 张建文, 郭二生, 黄治国. 空气悬架大客车操纵稳定性仿真研究[J]. *系统仿真学报*, 2006, 18(5): 1239-1242. (ZHANG Jian-wen, GUO Er-sheng, HUANG Zhi-guo. Handling Stability Simulation Research on Bus with Air Suspension [J]. *Journal of System Simulation* (S1004-731X), 2006, 18(5): 1239-1242.)

[12] 柳宁, 李俊峰, 冯庆义, 王天舒. 基于 ADAMS 的水下人体模型仿真[J]. *系统仿真学报*, 2007, 19(2): 240-243. (LIU Ning, LI Jun-feng, FENG Qing-yi, WANG Tian-shu. Underwater Human Model Simulation Based on ADAMS [J]. *Journal of System Simulation* (S1004-731X), 2007, 19(2): 240-243.)