

面向牙齿钻削手术仿真的体建模方法^①

于 歌^② 王党校^③ 张玉茹

(北京航空航天大学虚拟现实技术与系统国家重点实验室 北京 100191)

摘 要 通过分析虚拟牙齿钻削手术对模型的要求,建立了基于线性表的均匀立方体体素网格模型,设计了材料去除与模型重构算法,实时模拟钻削中模型的拓扑结构变化,并采用点绘制方法进行图形显示。采用 0.1mm 的剖分粒度进行实验,证明牙齿体素模型的实时性可以满足 1kHz 的力觉反馈和 30Hz 的图形显示要求,设计的模型重构算法可以较精确地实现多种不同尺寸工具的钻削仿真。

关键词 虚拟牙科手术, 仿真, 钻削, 体素, 重构

0 引 言

牙齿钻削是虚拟牙科手术系统中需要表现的真实动作之一,它对牙科医生的手术技能和经验都提出了非常高的要求。随着虚拟现实技术和触觉人机交互技术的发展,虚拟现实触觉人机交互系统(手术仿真系统)为牙科医生手术培训提供了新的思路,它具有模拟手术类型丰富、无需材料消耗等优点,并且可以模拟各种临床中少见的病例或重复训练某种典型操作,以满足牙齿手术培训的特点和需要^[1-3]。

手术仿真中的被操作物体的建模有很多方法,建立的模型主要分为面模型和体模型两类。前者主要采用三角片网格模型表达,以最短对角线、波前扩展等方法获得物体的三角片网格模型^[4,5]。体模型主要以四面体和六面体模型表达为主^[6],每种模型又可分为均匀剖分和非均匀剖分。根据手术对象,虚拟手术系统大致可以分为以软组织等弹性对象为目标和以骨骼等刚性对象为目标两类。其中,前者的研究通常集中于对器官、组织的弹性变形和剪切、穿刺等操作的物理模拟;后者则更多关注对钻削、切割等操作的物理模拟。因此在模型构建方面,前者一般以面模型与体模型共存为主要方式,而后者则以体模型为主要方式^[7]。体模型的构建叫做体建模。牙齿钻削仿真属于后者,本文主要关注以牙齿等刚性对象为目标的虚拟手术领域的研究。

1 相关研究

从事仿真技术研究的意大利撒丁学科间先进研究开发中心 CRS4 (Center for Advanced Studies, Research and Development in Sardinia) 的 Agus 等人在触觉交互设备 Phantom 的基础上,采用体绘制和粒子系统实现的视觉效果,构建了一个用于颞骨手术训练的骨骼切削模拟系统^[8]。系统采用可解析表达的类球状工具头。斯坦福大学的 Morris 等人设计了用于骨骼手术培训与评价的虚拟仿真系统。它根据 CT 数据源点不同的灰度值构建了粒度为 0.5mm 的正立方体体素模型,并在预处理步骤中由均匀剖分的体素数据生成面模型,系统运行时采用了面与体两套模型作为输入,其中面网格模型用于视觉显示而体模型用于力觉交互^[9]。台湾中原大学的蔡明达等人设计了应用于整形外科手术的骨骼钻削触觉交互系统^[10],将一组 CT/MRI 点数据直接转换成体元模型并采用灰色阈值的方法界定实体边界,系统对钻削过程做了详细的力学分析并进行钻削模拟。Petersik^[11,12]等人设计了用于中耳骨骼手术培训系统 VOXEL-MAN,其采用高分辨率的耳骨 CT 数据建立了非均匀剖分的体素模型,并对工具进行体素化,基于工具表面体素嵌入数目和方向计算反馈力,实现了手术模拟。体素模型也直接用于图形显示。

在牙科手术模拟中,牙齿模型的剖分粒度与实时性是一对突出矛盾。力反馈需要 1kHz 的计算频

① 863 计划(2007AA01Z310)资助项目。

② 女,1982 年生,博士生;研究方向:触觉人机交互技术;E-mail: yuge@aspe.huaa.edu.cn

③ 通讯作者, E-mail: hapticwang@huaa.edu.cn

(收稿日期:2009-02-06)

率,剖分粒度过小,难以达到此要求。剖分粒度过大,模型显示和力反馈效果不逼真。因此,逼真的图形显示与高效的材料去除与模型重构算法是实现牙科手术钻削仿真的关键技术之一。

当前虚拟骨骼或牙科手术钻削仿真系统大都采用体素模型作为触觉交互模型,以面绘制、体绘制或点绘制方法用于图形显示。面绘制方法图形显示效果较好,但是钻削过程需要持续进行重构面模型,单机运行条件下,力觉反馈的实时性难以保证。体绘制一般来说耗时较长,较少采用,加之采样效应导致图形显示光照不均匀,边界不连续,容易导致不均匀切削。点绘制方法中,表面点直接取为表面体素中心点,钻削时容易实现触觉交互模型与显示模型同步更新,但是由于没有面模型的法线信息,点绘制方法下显示的物体立体感不够,光顺效果较差,因此需要设计一种点法线计算方法,以获得接近面绘制方法的图形显示效果。此外,当前系统大都基于 CT 数据源设计,不能直接用于处理只有表面轮廓的数据模型,例如用激光扫描方法得到的物体三维点源数据。为了获得持续的力觉反馈,需要对表面轮廓数据模型进行内部填充来完成物体模型的构建。

为解决上述问题,本文从牙齿表面数据出发构建面模型,进行空间均匀立方体剖分和内部体素填充,获得基于线性表的牙齿体模型,并以此为基础设计了一种点法线计算方法,用于基于点绘制的图形显示。同时设计了钻削过程的材料去除与模型重构算法,最后给出了实验数据,对系统实时性和适用性等方面加以验证。

2 钻削手术对模型的要求

为了显示医生各种精细操作后的牙体的形变,剖分粒度要足够细致,而作为碰撞检测和力觉反馈的基本模型,剖分过细将使数据量剧增从而导致算法远不能支持 1kHz 的力觉计算频率,因此模型剖分粒度成为首要考虑的一个问题。

牙齿齿面“凹”“凸”区域并存,很多的微小隆凸和凹陷区如牙嵴、牙尖或者沟、窝、点隙,最小的直径只有 180 ~ 250 μm 左右^[13],牙齿模型要能够准确地表达这些微小的几何特性。

剖分粒度对力觉反馈计算时间的影响更为重要。研究发现力信息应以不低于 1kHz 的频率发送给力觉设备,以便操作者感受到连续的逼真的力效果^[14],因此力觉反馈计算时间要至少小于 1ms。力

觉反馈计算时间是与钻削工具完全嵌入牙体的体素数目密切相关的,同样完全嵌入的情况下,剖分粒度越小,体素数目越多,则力觉反馈时间则越长。与此同时,材料去除与模型重构还要以不低于 30Hz 的频率运行与视觉图形显示同步。若在同一台主机上处理,要满足各自的实时性更加困难。例如,在剖分粒度为 0.095mm 的情况下,即便取最小型号的车针,则完全嵌入时牙齿的体素数目大约为 11500 个,力觉计算平均时间为 0.99ms,那么模型重构运算时间至多不能超过 330 μs ,而这基本上是不可能达到的。

此外,系统应该尽可能多地模拟包括球钻、圆柱形钻在内的多种形状和尺寸的钻削工具,并实现几类临床常用的窝洞制备^[13]。

综合考虑以上因素,通过计算和大量比对实验,本文选择 0.1mm 的剖分粒度进行牙齿体建模,并基于此需要设计材料去除与模型重构算法以保证满足 1kHz 的力觉反馈频率和 30Hz 的模型重构及图形显示频率,并能够模拟球形、柱形等工具的钻削操作。

3 牙齿体模型的构建

本论文中用到的牙齿原始数据为激光扫描得到的牙齿轮廓点云数据,由于激光扫描数据点的不规则和误差可能导致直接构建体模型时表面不封闭甚至产生空洞,因此构建牙齿体模型首先需要根据源点云数据构造牙齿表面三角片网格模型,然后根据空间均匀立方体网格与牙齿表面模型求交提取表层体素,再根据内部体素填充算法获得完整的牙齿体模型数据。定义空间体素线性表 *bounding_list* 记录包含所有源数据的最小空间包围盒的体素表示,牙体体素线性表 *tooth_list* 存储表示牙齿实体的体素(包括表层体素和内部体素),表层体素线性表 *surface_list* 用来进行牙齿图形显示,所有线性表的维数相同,数据元素都是布尔型变量。

3.1 体模型预处理

初始时读取牙齿的源点云数据,平滑处理后采用最短对角线方法建立三角片网格模型。然后以其中最大、最小值顶点为对角顶点构成一个空间包围盒。将包围盒均匀分解成边长 L 为 0.1mm 的小立方体集,每一个小立方体作为一个体素单元,所有体素单元按照 x, y, z 轴顺序存储于 *bounding_list* 中,那么每个体素在空间中的坐标与其在空间体素线性表中的序号一一对应。例如空间任一点 $P(X_P, Y_P, Z_P)$, 设沿着 x, y, z 轴分别有 $X_{\text{num}}, Y_{\text{num}}, Z_{\text{num}}$ 个体

素,则它所在的体素在 *bounding_list* 中的序号 *index* 为

$$index = \frac{Z_p}{L} \times X_{num} \times Y_{num} + \frac{Y_p}{L} \times X_{num} + \frac{X_p}{L} \quad (1)$$

反之亦可通过此式由线性表中体素序号获得体素在空间的三维坐标。这种对应关系使得根据空间中任一点获取其所在体素信息的代价近乎为零,从而避免了繁复的三角面片与包围盒交互计算,大大减轻了碰撞检测的计算负担。

3.2 表层体素提取算法

遍历所有三角面片,提取与之相交的体素并标记其在表面体素线性表 *surface_list* 中的相应位置为 true,提取算法的伪代码如下:

```
For each triangle T in triangle mesh
  Get the minimum Axis Aligned Bounding Box B enclosed T
  For each voxel V in B
    If any vertex or edge or diagonal of V intersects with T
      The V is a surface voxel
```

3.3 内部体素填充算法

Oikarinen 提出的一种三维内部填充算法采用序列搜索的策略^[15],依次搜索种子体素的 6 邻接(如果两个体素间存在一个公共面,则称两个体素是 6 邻接)体素,通过反复回溯操作判断体素是否被填充可以避免物体内部体素被重复填充,但是整个操作非常费时,占用空间很大。本文基于牙齿内部的连通性提出一种改进的内部填充算法以加快执行效率。采用先填充再入队列的方法,每次在将与种子体素仅有一个公共点的 8 个顶点体素插入队列之前先判断体素是否已被填充,若未被填充才入队列,否则不予考虑。每一个像素点只入队列一次,这样将会大大减少入队列的冗余体素。执行顺序如下:

开始:取空间包围盒的中心体素入队列;

Step1. 弹出队列头体素;

Step2. 填充这个体素,然后分别在 *X*, *Y*, *Z* 正负 6 个方向上以 1 为步长进行搜索填充,测试体素是否经过填充,若否,则填充这个体素,直到到达该方向的体素边界为止;

Step3. 取与种子体素仅有一个公共点的 8 个顶点体素,测试体素是否经过填充,若否,则将该体素推进队列中,测试完 8 个顶点体素后转 Step1,循环操作直到队列中体素为空,结束。

这时所有内部体素在 *tooth_list* 中对应位置已被填充为 true,再将 *surface_list* 在 *tooth_list* 中的对应位置进行填充,牙体体素线性表 *tooth_list* 构建完成。如图 1 所示,体素 1 为当前弹出体素,然后将沿着 2、3、4、5 号体素方向进行测试并填充,随后将 9、8、7、6 号体素从队列尾部插入,接着弹出体素 9 依次循环操作直至队列中体素为空则结束。预处理后牙齿体模型如图 2 所示。

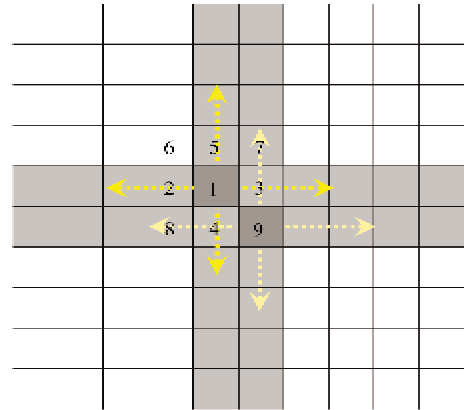


图 1 内部体素填充算法平面示意图

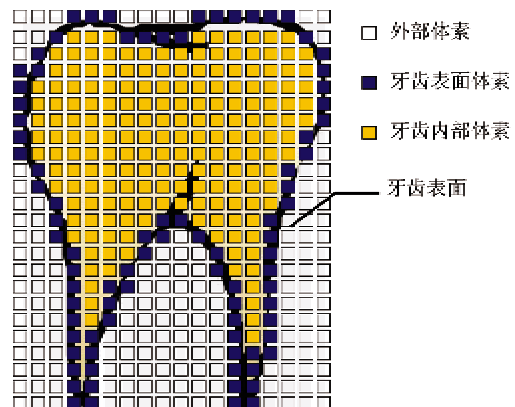


图 2 牙齿体素化平面示意图

4 基于点绘制的图形显示

为了提高绘制速度,得到更好的显示效果,采用绘制体模型中表面体素中心点的方法进行图形显示,其中主要内容是要获取体模型中表面体素中心点的法线信息。有多种方法可以选择,但效果因情况而异。采用 Hoppe^[16]处理三维散乱点重绘表面的方法如图 3(a)所示,光顺等效果不甚理想。本文设计的方法是对每一个表面体素的中心点,首先计算该点在与它相关联的三角面片上的投影点,设三角面片 3 个顶点的法线分别为 $\vec{V}_1, \vec{V}_2, \vec{V}_3$, 然后分别计算该投影点到三角片 3 个顶点的距离 d_1, d_2, d_3 , 以

到3个顶点的距离为系数对3个顶点的法线进行加权,计算表面体素中心点的法线 $\vec{N}$:

$$\vec{N} = e^{-10d_1}\vec{V}_1 + e^{-10d_2}\vec{V}_2 + e^{-10d_3}\vec{V}_3 \tag{2}$$

牙齿的点绘制效果如图3(b)所示。

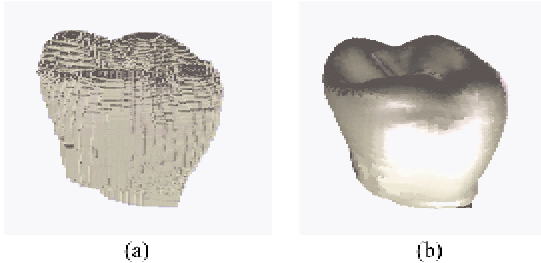


图3 牙齿点绘制效果

5 材料去除与模型重构

材料去除与模型重构的目标是去除工具与牙齿交互部分的体素,对牙齿局部的数据结构进行更新并生成新的切削断面。

5.1 材料去除

通过工具与牙齿的碰撞检测计算将二者交互部分的体素索引存入去除体素列表 *RemovalVoxelList* 中。如果体素的所有6邻接体素都同在 *RemovalVoxelList* 中,则该体素为内部的,否则为边缘。然后将所有边缘体素索引存入去除体素表面列表 *RemovalVoxelContourList* 中。

将 *RemovalVoxelList* 中的所有体素从牙体模型中去除,同时更新牙体体素线性表 *tooth_list* 和表层体素线性表 *surface_list* 中对应位置的值。

5.2 模型重建

判断每一个 *RemovalVoxelContourList* 中体素的26邻接体素(如果两个体素间存在一个公共顶点、一条边或者一个公共面,则称两个体素是26邻接)若是实体体素,则将其重新定义为表面体素,新表面体素中心点的法线也需要重新计算以刷新图形显示。工具头部为球型时,法线取为该点到球心的矢量;当工具头部为圆柱型时,首先定义过圆柱体中心点并平行于工具手柄方向的直线为工具轴向,则法线取为该点指向到工具轴向的垂足的矢量。图4(a)中的箭头表示表面体素中心点的法线方向,当工具与牙齿体素模型发生嵌入时,重绘的新表面体素中心点法线如图4(b)所示。

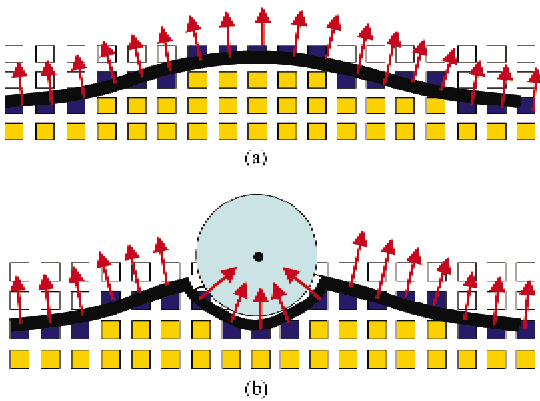


图4 模型重构时新表面体素的法线计算方法

6 实验与分析

系统在 Microsoft Visual C++ 6.0 下开发,图形显示基于 OpenGL 开发设计,运行环境为: Inter Core2 Duo CPU, 4GHz; 2GB RAM; ATI Radeon X1550,所用的触觉反馈设备为 Phantom Desktop 系列。对牙齿体素模型的建立以及材料去除和模型重构算法进行验证并给出评价指标,图5为实验平台全局图。



图5 实验平台全局图

6.1 不同粒度体素模型的生成时间比较

如表1所示,边长为0.5mm时的体素模型生成

表1 体素模型初始化数据

体素边长(mm)	空间体素数目	数据文件大小	生成时间
0.5	26970	65K	< 0.1s
0.1	内部体素 539572	Total: 10012K	< 2min
	表面体素 212510		
0.08	内部体素 1064837	Total: 19758K	> 9min
	表面体素 390654		

时间较快,但是由于粒度较大,与源牙齿数据拟合度不够高,限制了手术仿真可实现的精准程度。当边长为 0.08mm 时,过长的预备时间显然也不是医生所需要的,所以从体素模型生成时间角度考虑,选择粒度 0.1mm 进行体素剖分也是比较合适的。

6.2 几种典型窝洞制备

窝洞制备的原则之一是洞缘必须扩展到健康的牙体组织并且断面要光滑,以减少应力集中,也利于材料的填充^[7]。通过本文的体素建模方法、材料去除与模型重构算法以及点绘制方法,两种基本洞型制备后的效果如图 6 所示。

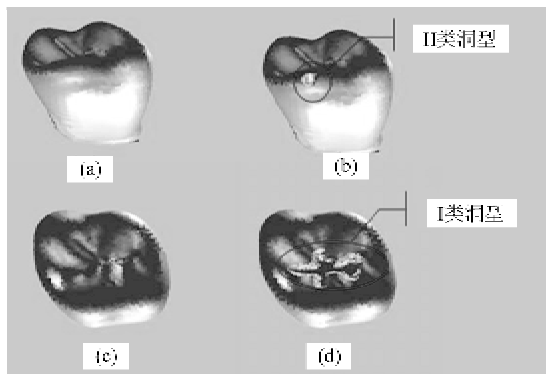


图 6 两种基本洞型的制备

临床上医生通过观察来判断被钻削牙齿的外形尺寸和形状是否满足钻削的要求,本文给出一种钻削逼真度的评价方法,逼真度 f 用式

$$f = \frac{\sum_{i=1}^{N_{\text{newsurface}}} \sqrt{(V_{\text{newsurface}} - V_{\text{standard}})^2}}{N_{\text{standard}}} \times 100\% \quad (3)$$

表示。式中, $V_{\text{newsurface}}$ 和 $N_{\text{newsurface}}$ 分别表示新生成表面体素的坐标(单位为 mm)及个数, V_{standard} 和 N_{standard} 分别表示标准洞型的表面体素及个数,统计新生成表面体素中心点与标准洞型表面体素的距离方差作为评估量, f 越小说明逼真程度越高。基本的规则洞型制备练习中,经常需要制备盒型、半圆形以及三角形等可解析表达的洞型^[17],因此 N_{standard} 是可几何求解的。当制备一些复杂洞型时, N_{standard} 将先由经验丰富的医生来完成,然后由年轻医生进行模仿练习, f 值越低表示操作者钻削手术的技能越接近熟练医生的操作水平。

6.3 算法执行效率分析

经测定,在剖分粒度为 0.1mm 时,碰撞检测和力觉反馈算法平均消耗时间为 0.91ms,即平均 1ms

内最多有 0.09ms 用来进行模型重构计算。那么为了满足在单机运行环境下 1kHz 的力觉反馈计算和 30Hz 的材料去除与模型重构计算,要求模型重构算法平均运行时间需小于 2.7ms。分别设定球形工具直径为 0.6mm、0.8mm、1.0mm、1.2mm 和 1.4mm,圆柱形工具头部直径为 0.8mm、1.0mm、1.2mm 和 1.4mm,以医生实际操作时的移动速度 0.5mm/s 进行牙齿切削操作,同时记录材料去除与模型重构算法的运行时间,如图 7 所示。从图中可以看到当钻削工具头部直径取到最大尺寸 1.4mm 时,算法运行时间仍小于 2.7ms。

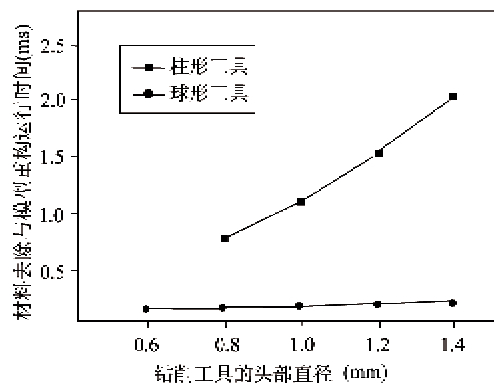


图 7 算法时间复杂度比较

7 结 论

本文根据牙齿钻削手术的要求设计了虚拟牙齿钻削手术的仿真环境,其中建立了牙齿的均匀体素网格模型,设计了一种点法线计算方法用于图形显示,并通过设计材料去除与模型重构算法模拟了钻削时牙体去除的情况。实验结果表明,基于 0.1mm 剖分粒度的牙齿体素模型可保证 1kHz 的力觉反馈频率和 30Hz 的模型重构频率,设计的点绘制方法可以达到基于三角面片的图形显示效果,实现了两种不同尺寸工具的钻削仿真。下一步将对代码进行并行化处理,尝试用图形处理器(GPU)加速图形显示以进一步提高系统实时性。

参考文献

- [1] Ranta J F, Aviles W A. The virtual reality dental training system-simulating dental procedures for the purpose of training dental students using haptics. In: Proceedings of the 4th PHANTOM Users Group Workshop, Cambridge, USA, 1999. 1-4
- [2] Chen L Y, Fujimoto H, Miwa K. A dental training system

- using virtual reality. In: Proceedings of 2003 IEEE International Symposium on Computational Intelligence in Robotics and Automation, Kobe, Japan, 2003. 430-434
- [3] Homas G, Johnson L, Dow S, et al. The design and testing of a force feedback dental simulator. *Computer Methods Programs Biomed*, 2001, 64: 53-64
- [4] Gergory A, Lin M C, Gottschalk S. Fast and accurate collision detection for haptic interaction using a three degree-of-freedom device. *Computational Geometry*, 2000, 15: 69-89
- [5] Savchenko V, Schmitt M. Reconstructing occlusal surface of teeth using a genetic algorithm with simulated annealing type selection. In: Proceedings of the 6th Association for Computing Machinery Symposium on Solid Modeling and Applications, Ann Arbor, Michigan, USA, 2001. 39-46
- [6] Petersik A, Pflesser B, Tiede U. Haptic volume interaction with anatomic models at sub-voxel resolution. In: Proceedings of Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, Orlando, Florida, USA, 2002. 66-67
- [7] Kaufman A. Volume Graphics: State of the Art in Volume Graphics. London: Springer, 2000. 3-29
- [8] Agus M, Giachetti A, Gobbetti E. Real-time haptic and visual simulation of bone dissection. In: Proceedings of IEEE Virtual Reality Conference, Orlando, Florida, USA, 2002. 1-8
- [9] Morris D, Sewell C, Barbagli F, et al. Visuo-haptic simulation of bone surgery for training and evaluation. *IEEE Computer Graphics and Applications*, 2006, 26(6): 48-57
- [10] Tsai M D, Hsieh M S, Tsai C H. Bone drilling haptic interaction for orthopedic surgical simulator. *Computer in Biology and Medicine*, 2007, 37: 1709-1718
- [11] Petersik A, Pflesser B, Tiede U. Surgery Simulation and Soft Tissue Modeling: Realistic Haptic Interaction in Volume Sculpting for Surgery Simulation. Berlin: Springer, 2003. 194-202
- [12] Pflesser B, Petersik A, Tiede U. Volume cutting for virtual petrous bone surgery. *Computer Aided Surgery*, 2003, 7(2): 74-83
- [13] 樊明文. 牙体牙髓病学. 北京: 人民卫生出版社, 2006. 79
- [14] Minsky M, Ouh Y M, Steele O. Feeling and seeing: issues in force display. In: Proceedings of Symposium on Interactive 3D Graphics, Snowbird, Utah, USA, 1990. 243-253
- [15] Jarkko O. Using 2- and 2.5-dimensional seed filling in view lattice to accelerate volumetric rendering. *Computers and Graphics*, 1998, 22(6): 745-757
- [16] Hoppe H, DeRose T. Surface reconstruction from unorganized points. In: Proceedings of the 19th International Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques, Chicago, Illinois, USA, 1992. 71-78
- [17] 王嘉德, 董艳梅. 口腔医学实验教程. 北京: 人民卫生出版社, 2008. 202-203

Voxel-based modeling for haptic-enabled dental drilling simulation

Yu Ge, Wang Dangxiao, Zhang Yuru

(State Key Laboratory of Virtual Reality Technology and Systems, Beihang University, Beijing 100191)

Abstract

This paper establishes a linear list-based uniform cube-voxel model through the analysis of the requirements of virtual teeth drilling operation modeling. A material removal and reconstruction algorithm is designed for real-time simulation of topology update caused by drilling operation and point-based rendering is used for image processing. The experimental results show that the model decomposed by 0.1mm could well satisfy the demand of the force feedback frequency of 1kHz and the model reconstruction frequency of 30Hz. At the same time, the model reconstruction algorithm can precisely simulate various drilling tools in different sizes.

Key words: virtual dental surgery, simulation, drilling, voxel, reconstruction