

心腔动态重建的迭代替换算法

黄迎松, 吴剑

清华大学深圳研究生院生物医学工程研究所, 广东 深圳 518055

【摘要】目的:提出一种迭代替换算法,可以在消融手术过程中利用导管在心内膜上逐次采集得到的点集实时动态绘制出心腔结构。**方法:**重建算法依托Delaunay结构,用三角面片组成的封闭有向多边形表示重建表面。算法采用迭代的方式逐次将采样点插入Delaunay图中,然后更新插入点邻域内的表面结构。算法保证在重建过程中每步迭代得到的表面均为二维流型结构。此外,如果手术过程中采样点相对稀疏,为了更好显示效果可以对重建后的表面基于Loop方法进行网格细分达到平滑的效果。**结果:**实验模拟房颤治疗手术对心内膜的标测过程,重建时每次迭代耗时约为15 ms,采样点达100时重建表面误差精度在1.2 mm内。**结论:**算法重建结果误差精度符合临床条件,且相对于已有标测系统中的建模过程,本算法操作便宜,不需要预先的心腔分区,适应性强。

【关键词】心脏;心内膜;迭代替换重建;Delaunay图;二维流形

【中图分类号】TP391

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2017)01-0070-06

Iterative replacement method for the dynamic reconstruction of cardiac chambers

HUANG Yingsong, WU Jian

Research Center of Biomedical Engineering, Graduate School at Shenzhen, Tsinghua University, Shenzhen 518055, China

Abstract: Objective To introduce an iterative replacement algorithm for real-time dynamically reconstructing cardiac chambers based on the points sequentially obtained from endocardium using the catheter during ablation. **Methods** The reconstruction algorithm was based on Delaunay triangulation, and the reconstructed surface was represented by a closed oriented polygon which was composed of triangles. The algorithm successively inserted sample points into Delaunay diagram and updated surface structure in the small neighborhood field of inserted points. The reconstructed surface was guaranteed to be two-dimensional manifold at each step of iteration. In addition, if sample points cloud was relatively sparse during ablation, reconstructed surface mesh was subdivided based on Loop method for a better display. **Results** The cardiac mapping procedure in atrial fibrillation surgery was simulated. The update time of the algorithm was about 40 ms at each step of iteration, and the error of reconstruction results was within 1.2 mm when the number of sample points reached 100. **Conclusion** The error of the reconstruction result meets the clinical requirements. Compared with other reconstruction methods in existing endocardial mapping system, the method is well-adapted and easy to manipulate without beforehand partition.

Keywords: heart; endocardium; iterative replacement reconstruction; Delaunay diagram; two-dimensional manifold

前言

目前心脏电生理三维标测系统已成为治疗心律失常的有效手段,其中心内腔三维解剖结构的可视

【收稿日期】2016-07-21

【基金项目】深圳市基础研究项目(JCY20140408153331811);深圳市技术攻关项目(CXZZ20150430145240870)

【作者简介】黄迎松,男,硕士研究生,主要从事计算几何研究,E-mail: yingsong_huang@163.com

【通信作者】吴剑,男,博士,副教授,博士生导师,主要从事微创介入治疗技术和手术导航技术研究,E-mail: wuj@sz.tsinghua.edu.cn

化技术使治疗效果得到了较大的改善,而心内腔表面的快速动态重建是可视化技术的关键。基于散乱点的三维重建在逆向工程和医学仿生模拟上具有较广泛的应用,一直都是计算几何和计算机图形学中的重要研究内容。其中基于Delaunay图的静态表面重建技术近年有较大的进步和发展,并且奠定了较为稳固的理论基础^[1-4]。而心腔三维重建是散乱点三维重建中的一个具体应用,并且要求重建过程是一个渐进过程,目前基于Delaunay图的重建方法均要求点云数据一次性输入,故不能用于心腔的术中实

时动态重建。

在心内腔的三维重建中,目前较成熟的技术有美国圣犹达公司的 Ensite 系统和强生公司的 Carto 系统。Ensite 系统使用了基于光线投影的多腔建模方法^[5]和基于离散单元膨胀与腐蚀的方法^[6]。这两种方法虽然能较为方便地重建出表面,但重建结果极易受点云空间分布的密度和均匀度影响。Carto 系统采用的是基于椭球模型逼近变形的算法^[7]。Chiang 等^[8]对此类方法进行了改进,这种方法稳定性好,重建出的表面过渡也较为平滑,但是重建的结果依赖于初始化网格的选择。胡雅俊等^[9]提出利用 VTK 软件中的流水线机制进行三维建模。陆颖等^[10]采用分区域分别用凸包表示待重建的表面,但重建结果不是很理想。马秀丽等^[11]提出改进泊松重建算法,虽然重建结果较以往方法好,但是需要求解泊松方程并提取等值面,该方法的时间和空间复杂度都较高,且难以用于动态重建。乔海峰等^[12]提出与 Ensite 多腔建模类似的方法,只是以凸包作为单个部分的表面。付轶帆等^[13]提出一种基于圆球网格模型变形和 B 样条平滑的方法进行心内膜重建,此方法对文献^[8]进行了改进,但在重建过程中每步渐进重建的迭代速度仍然比较慢。

针对现有算法的特点及其应用局限性,本文从计算几何的角度依据 Delaunay 图,将传统表面重建中的复杂浮点数运算转化成简单的拓扑逻辑运算,大大提高了运算效率和收敛速度。方法以内外标注的方式实现迭代更新过程,并保证重建表面的二维流形结构。本算法能适应不均匀采样的条件。

1 算法

1.1 算法推导

设有待重建表面 Γ , 采样点集 $P \in \Gamma$, P 的 Delaunay 图为 DT , $\Gamma \subseteq DT$ 。若任意点 $p \in \Gamma$ 均为正则点,则称 Γ 为二维流形结构^[14]。设点集 $Q = \{p_0, p_1, p_2, \dots, p_n\}$ 是点 p 在 Γ 上按逆时针排列的 1-邻域,若 Q 在 Γ 上能组成一个简单多边形,则称 p 为正则点,否则为奇异点。 p 与 Q 所组成的三角形集合 U 称为与 p 关联的伞。

(1) 定理 1: 假设从在 k 个采样点的 Delaunay 图中已提取得到一个表面 Γ_k , 那么在此 Delaunay 结构中将一个新插入点 p 以非奇异的方式连入 Γ_k 以得到 Γ_{k+1} , 是用插入点 p 关联的一个伞 U 替换其邻域内某些相互邻接的表面三角面片集合 L 的过程。

证明: 设前 k 个点的 Delaunay 图为 DT_k , 则当插入第 $k+1$ 个点 p 时, 由逐点插入的 Delaunay 剖分定

理^[15]可知, 一些四面体将会被移除, 形成一个形如多面体的空洞, 称之为影响域, 然后由新形成的多个四面体填充这个空洞, 使 DT 仍为实心体, 且这些新的四面体是由插入点与影响域边界面上的三角面片组成。因此将插入点连入表面是用某些新形成的与插入点关联的三角面替换原表面中的某些三角面片, 而这些新形成的三角面片组成 p 的一个伞。以图 1 为例, 在 DT 中插入点 p , $\widehat{p_0p_1p_2}$ 、 $\widehat{p_0p_2p_3}$ 、 $\widehat{p_0p_3p_4}$ 为影响域内或边界上的三角面, 记其集合为 L , 且边 $\widehat{p_0p_1}$ 、 $\widehat{p_1p_2}$ 、 $\widehat{p_2p_3}$ 、 $\widehat{p_3p_4}$ 、 $\widehat{p_4p_0}$ 均在影响域的边界上, 则点 p 与这些边形成新的三角面片 $\widehat{p_0p_1p}$ 、 $\widehat{p_1p_2p}$ 、 $\widehat{p_2p_3p}$ 、 $\widehat{p_3p_4p}$ 、 $\widehat{p_4p_0p}$, 且这些三角面片的集合 U 为 p 的一个伞。用 U 替换 L 则可以保证表面的完整性, 将点 p 连入表面, 且替换后插入点 p 为非奇异点。整个动态更新过程的二维示意图如图 2 所示, 图 2b 中的插入点 C 在图 2a 中造成了一个空洞, 即 Delaunay 影响域, 如虚线包围区域所示。在影响域内的表面三角面片均被删除, 如面 \widehat{AB} 。为了保证表面的完整性, 需要新的三角面片成为表面来填补表面上的空洞。在局部更新过程中, 本算法选择 C 邻接的表面三角面片 \widehat{AC} 、 \widehat{CB} 替换 \widehat{AB} 并将点 C 连入表面。可见 \widehat{AC} 、 \widehat{CB} 形成 C 的一个伞, 替换 \widehat{AB} 后可以得到一个完整的表面。

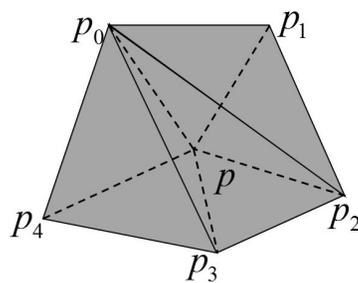
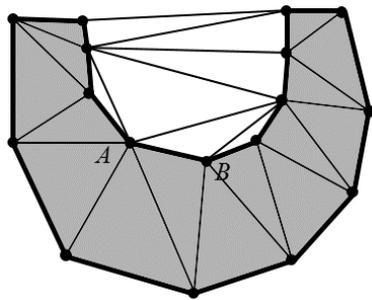


图 1 表面的局部更新替换

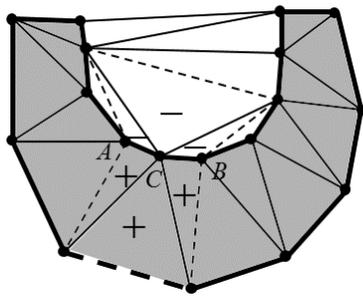
Fig.1 Local update of reconstructed surface

为了修复 p 邻域以外其它表面三角面片被删除后可能造成的空洞, 本文算法采用对影响域内的四面体进行内外标注然后提取实心体外边界的方式完成每次表面的迭代替换过程。当求得邻域替换面 U 后, 将影响域内的四面体以 U 为分界线, 将 U 向内方向的四面体标注为“+”, 向外方向的四面体标注为“-”, 最后提取被标注为“+”的四面体边界为表面。具体标注方法见图 2, 其中灰色背景部分为重建表面内部的四面体, 标注为“+”; 白色背景部分为重建表面

外部的四面体,标注为“-”。此操作可解决重建表面可能形成的空洞,但此时得到的表面可能存在奇异点而非二维流形结构。



a: Delaunay diagram and reconstructed surface before point C was inserted



b: Delaunay diagram and reconstructed surface after point C was inserted

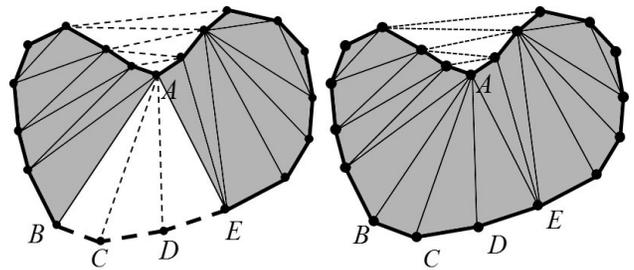
图2 插入点的动态更新二维示意图

Fig.2 Two-dimensional (2D) sketch of dynamic update of inserted points

(2)定理2: 设 DT 为采样点集 P 的 Delaunay 图, T 为 DT 中四面体的集合, $T_i \subseteq T$ 为 T 中被标注为“+”的四面体集合, T_0 为 T_i 在 T 中的补集, 则重建表面 $\Gamma = \delta T_i$ 。若有一点 $p \in \Gamma$ 为奇异点, 则可以通过在 p 的邻域内将 T_0 中的四面体移入 T_i 中的方式使 Γ 在此邻域为二维流形。我们称向 T_i 中移入四面体的操作为膨胀, 从 T_i 中移除四面体的操作为收缩。

证明: 逐个将 Γ 表面外在奇异点 p 邻域内且与 Γ 邻接的四面体加入 Γ 内使 Γ 膨胀, 直到 Γ 为二维流形, 或者 Γ 在奇异点(包括在膨胀过程中可能产生的奇异点)邻域的表面外没有剩余的四面体。首先, 因为 Γ 外面只有有限个四面体, 所以此膨胀过程肯定会结束。其次, Γ 膨胀后已经为二维流形结构, 则定理2自然成立; 否则 Γ 在奇异点邻域内的四面体都被移入表面内部, 此时邻域内的表面膨胀到采样点的凸壳, 而凸壳是二维流形结构, 所以定理2仍然成立, 故可以通过对重建表面膨胀的方式消除奇异点。在二维情况下如图3所示, 灰色阴影背景为重建表面内部的区域, 白色背景为重建表面外部的区域。在图

3a 中点 A 为奇异点, 其邻域的点不能与 A 形成一个伞形结构。利用膨胀方式将表面外的三角形 ABC 、 ADE 入表面内可以得到图3b, 可见图3b为二维流形结构。



a: Point A was singular

b: Reconstructed surface become manifold after inflating

图3 膨胀消除奇异点

Fig.3 Removing singularity by inflating

1.2 算法步骤

实现重建算法的流程如下: 先进行初始化, 然后插入采样点, 以迭代的方式更新 Delaunay 图和重建的表面, 更新过程依赖于 Delaunay 单元的拓扑逻辑运算。具体流程见图4, 算法的二维示意图见图5。

具体步骤如下: 步骤一: 初始化。以4个不共面的采样点和一个虚拟的无限远点构建 Delaunay 图, 以采样点形成的四面体向内表面作为初始表面 Γ_0 , 以 Γ_0 为界对剖分后的四面体进行标注, Γ_0 以外的四面体标注为“-”, 以内的四面体标注为“+”。步骤二: 插入点 V 更新 Delaunay 图。对插入点影响的点重新剖分维护 Delaunay 图的完整性。步骤三: 求插入点 V 的最近邻表面三角面片。从一组备选表面三角面片中选择 V 的最近邻表面三角面片, 备选表面三角面片包含: (1) 在插入点 Delaunay 影响域内及边界上的表面三角面片; (2) 包含插入点 K 个最近邻点 (K -Nearest Neighbor, KNN) 的表面三角面片, 此处一般令 K 为5。在选择最近邻表面三角面片之前, 通过对 V 邻域内的表面进行膨胀和收缩移除狭长表面三角面片使邻域内表面三角面片之间的过渡平滑, 表面光滑度以相邻表面三角面片二面角的角度衡量, 此步骤膨胀和收缩过程允许产生孤立点。当备选表面三角面片 Δ_0 在几何结构上距离 V 最近, 则称 Δ_0 为 V 最近邻表面三角面片。步骤四: 求 Δ_0 邻域内被替换的表面。以 Δ_0 为基础, 基于广度优先原则搜索邻域内可能被新形成三角面片替换掉的原表面三角面片, 记这些表面三角面片集合为 L , 称 L 为邻域被替换面。此过程中, L 在拓扑上应该是不含有奇异点的正则二维单纯复形的图, 而且 L 中表面三角面片

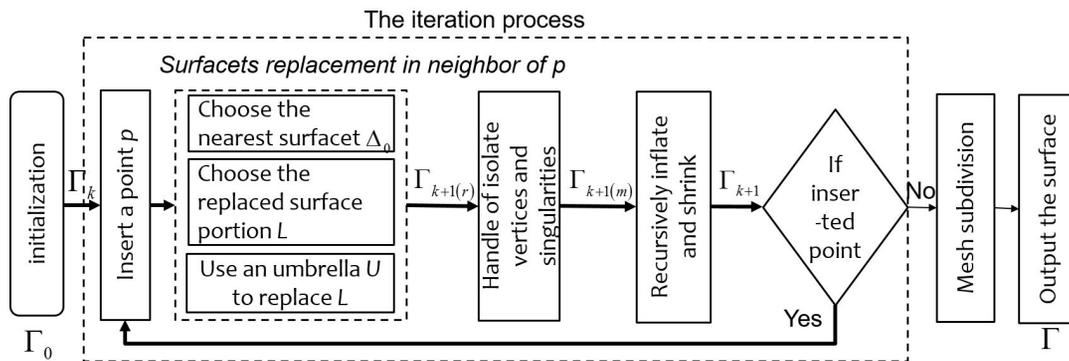


图4 算法流程图

Fig.4 Flow chart of the algorithm

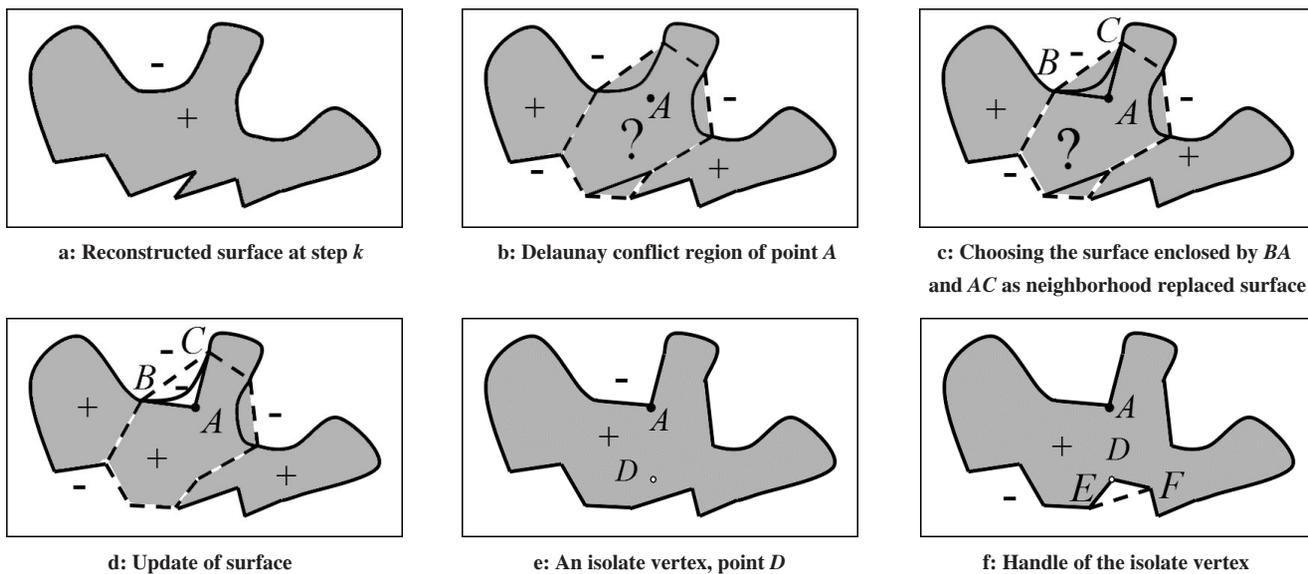


图5 算法流程二维示意图

Fig.5 2D sketch of the algorithm process

的选择应该使替换后的表面尽量光滑。邻域被替换面的搜索方式如下：设插入点 V 某一步向外扩张到边 \widehat{AB} 并且搜索到一个表面三角面片 \widehat{ABC} ，如果 \widehat{ABC} 在 Delaunay 影响域内部；或者 \widehat{ABC} 在 Delaunay 影响域边界上，当 V 在表面外且 \widehat{VBC} 、 \widehat{VCA} 的最小外接球不包含点 V 时或当 V 在表面内且 \widehat{ABC} 、 \widehat{VAC} 、 \widehat{VBC} 的最小外接球均不包含点 V ，则将 \widehat{ABC} 记为邻域被替换面并沿 \widehat{ABC} 的边继续搜索。否则，将 \widehat{ABC} 记为非邻域被替换面，并停止此条路径的搜索。步骤五：对 Delaunay 影响域内的四面体标注，更新表面。以 L 边界上的点与插入点形成的三角面片集合 U 分界线对 Delaunay 影响域内的四面体进行标注，称 U 为邻域替换面，如定理 1 中的方法。步骤六：处理孤立点和奇异点。将孤立点重新连入表面，此步骤与插入 V 点的方式类似，只是不需要重新剖分。奇异点用膨胀的方法消除，如定理 2。此步可以

消除由求最近邻时造成的拓扑连接错误。步骤七：进一步膨胀与收缩。在保持表面为二维流形结构的基础上，迭代加入或移除与表面邻接的四面体，滤除狭长表面三角面片使表面平滑。步骤八：用 B 样条插值的方法对表面网格细分。在重建表面过程中，本文采用 Loop 细分的方法^[16]。

1.3 算法实现

算法的数据结构进行如下定义：Delaunay 图中的四面体和点作为基本几何单元，其它几何单元如边、三角面片均由点和四面体进行表达，且边和三角面片均是按照右手定则进行矢量定义。如图 6 为从 Delaunay 图中抽取的一部分，三角面片 \widehat{ADB} 、 \widehat{AED} 、 \widehat{AFE} 、 \widehat{EFG} 为表面。四面体的顶点按照右手定则依次存储并标号，如四面体 ADEF 的顶点存储次序可以为 A 、 B 、 C 、 D 标号分别为 0、1、2、3，矢量面 \widehat{AED} 则可以表示为 $(ADEF, 3)$ ，矢量边 \widehat{DA} 则可以表示为 $(ADEF, 1, 0)$ 。

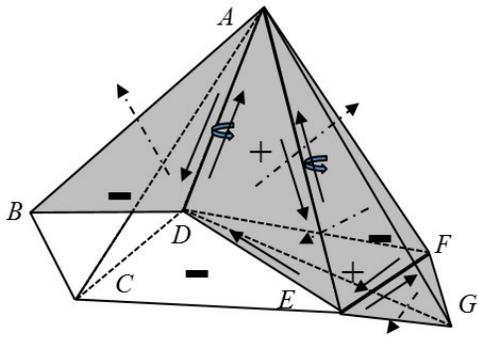


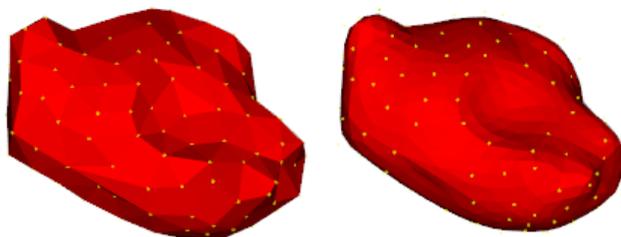
图6 几何单元描述

Fig.6 Description of geometric unit

通过建立几何单元的索引表,单独存储点和四面体单元作为索引表的主键,其它几何结构存储成点与四面体的组合表示,可提高几何单元随机访问的速度,并可实现各几何单元在常数时间内访问、创建与删除。

2 实验和结果

本算法用C++实现,运行的计算机处理器为Inter i5-4590 3.3 GHz,4 G 内存。重建数据为飞利浦 Brilliance 64 排螺旋 CT 冠状动脉造影图,心腔重建数据为从 CT 图像中手工分割出的心腔边缘。重建过程为模拟心脏消融手术过程中心内膜采点的方式,使用本算法对心内膜结构进行动态三维重建。试验中根据标准心律失常消融手术的操作,先在环肺静脉取一组点以分离肺静脉与左心房区域,然后在左心房壁上随机取点动态构建模型。依据上述实验条件,图7是通过本算法对心腔重建的结果,图8是本算法进行表面重建结果与原CT模型的融合。

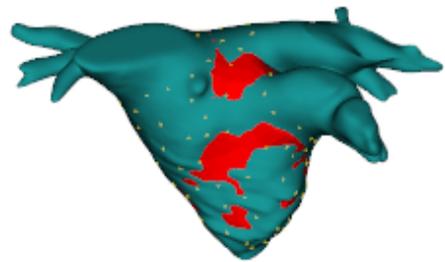


a: Output of iteration reconstruction b: Reconstructed surface after mesh subdivision

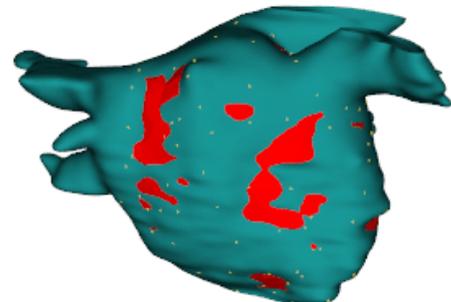
图7 左心房重建结果

Fig.7 Reconstruction of the left atrium

以模型上的点到重建表面上最近邻三角面片的距离作为重建误差,每增加10个点进行表面重建后计算一次误差。每次从模型表面上随机选取60个点进行重建误差计算,分别计算其均方误差和最大误差。当采样点数量达到100后,最大误差降到1.160 3 mm,均方误差降到0.555 1 mm,如图9所示。



a: CT model 1



b: CT model 2

图8 CT模型(蓝色)及其重建结果(红色)的融合对比图

Fig.8 Superimposed comparison of CT (blue) and reconstructed surface (red)

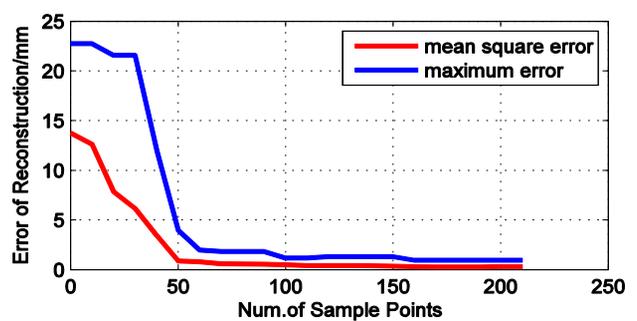


图9 重建误差精度统计

Fig.9 Statistics of reconstruction error

本文同时对算法的实时性进行评估,统计5组左心房模型重建时每次插入点更新表面所用的时间。统计结果表明,在点数超过50个之后,每次表面重建的迭代时间均在15 ms之内,并趋于稳定,整个重建过程平均每步迭代耗时为8.6 ms,如图10所示。

将上述实验结果与文献[13]中的统计结果进行比较。文献[13]中所提算法在动态重建心房模型过程中,当采样点到达100时,重建的最大误差为1.169 0 mm,重建过程的平均每步迭代时间为55.0 ms;而本算法对应的最大误差和平均迭代时间分别为1.160 3 mm和8.6 ms。本文所提算法可以在达到与已有重建算法误差精度的同时,很大程度上缩短了重建过程的迭代耗时。

3 讨论和总结

在重建结果的定性评估中,据以上结果可见算

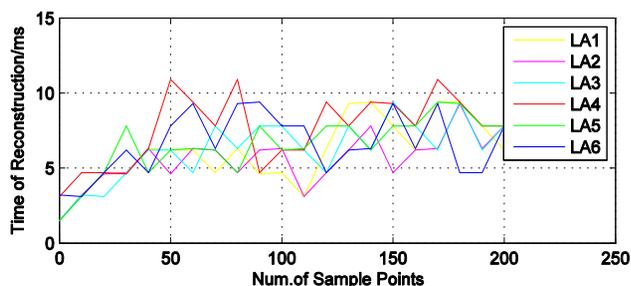


图 10 重建耗时统计

Fig.10 Statistics of reconstruction time

法能输出一个封闭的二维流型分片线性表面,且表面上凹凸部分鲜明。当采样点稀疏时,对迭代后的表面进行B样条插值表面网格顶点数成倍增加网格上的三角面片被细分,重建表面相当于被平滑,显示效果良好。在结果的误差定量评估当中,重建的误差随采样点的增加而减小,且在100点之后基本已经达到临床要求。由均方误差和最大误差曲线的对比可知,误差在不同的区域分布存在差别,这是由采样点的疏密程度不均匀造成,在采样点相对稀疏的区域误差较大而在采样点相对稠密的区域误差较小。因此,在手术过程中为了较快速得到符合条件的心内膜解剖结构,医生可以以每一步迭代得到的结果为指导,较均匀地对心内膜采样。在算法耗时的定量评估中,每一步迭代的时间都在常数范围内,且能满足实时采样点刷新重建表面的临床要求。在本文算法当中每一步的迭代过程只影响插入点邻域内表面部分,而据逐点插入剖分算法中指出,一般采用条件下插入点Delaunay影响域内的四面体应该小于某一常数,因此本算法在表面更新时是在常数时间范围内。此外,从图10可以看出,刚开始插入点重建时间有增长趋势,而后慢慢有所下降达到稳定。这是因为刚开始插入点时表面的轮廓还未形成,局部更新的地方较多,当轮廓渐进形成时,后面插入点只影响与其在拓扑结构上相邻的表面区域,此时只需要更新少量的三角面片即可。

本文提出以一种计算几何的方法利用点云数据快速绘制出心腔轮廓。在动态的表面重建过程中,本算法不需要像一般的多腔建模方法那样预先人为对心内膜分区,避免了多个多边形的重新组合与边界裁剪,操作过程简单,且对先验知识的要求较少。相对于椭球模型逼近的方法,所提算法不需要预先依据心内膜结构构建网格模型,也不需要重建之前对模型进行配准,对重建结构的适应性强。相对于一般依托于Delaunay结构重建的计算几何方法,算法能够有效克服采样点稀疏和不均匀的条件。从实验结果看,算法可以渐进地绘制出视觉效果良好

且符合临床误差精度的心腔结构。

【参考文献】

- [1] CAZALS F, GIESEN J. Delaunay triangulation based surface reconstruction: ideas and algorithms [M]. Heidelberg: Springer, 2006: 231-273.
- [2] CHAINE R. A geometric convection approach of 3-D reconstruction [C]// Eurographics Symposium on Geometry Proceedings. 2003: 218-229.
- [3] OHRHALLINGER S, MUDUR S, WIMMER M. Minimizing edge length to connect sparsely sampled unstructured point sets [J]. Comput Graph, 2013, 37(6): 645-658.
- [4] PEETHAMBARAN J, MUTHUGANAPATHY R. Reconstruction of water-tight surfaces through delaunay sculpting [J]. Comput Aided Design, 2014, 58(8): 62-72.
- [5] STARKS D R. System and method for complex geometry modeling of anatomy using multiple surface models: US, 7988639[P]. 2011-08-02.
- [6] OLSON E S. System and method for surface reconstruction from an unstructured point set: US, 8000941[P]. 2011-08-16.
- [7] REISFELD D. Three-dimensional reconstruction of intrabody organs: US, 6226542 B1[P]. 2001-02-21.
- [8] CHIANG P, ZHENG J, MAK K H, et al. Progressive surface reconstruction for heart mapping procedure [J]. Comput Aided Design, 2012, 44(4): 289-299.
- [9] 胡雅俊, 智明, 肖文生. 基于VTK的散乱点集三角网重建算法研究 [J]. 计算机工程与科学, 2008, 30(1): 69-72.
HU Y J, ZHI M, XIAO W S. A VTK-based algorithm for the triangulation reconstruction from scattered points [J]. Computer Engineering & Science, 2008, 30(1): 69-72.
- [10] 陆颖, 奚日辉, 沈海东, 等. 心内膜几何模型的计算机三维重建技术 [J]. 微计算机信息, 2006, 22(13): 213-215.
LU Y, XI R H, SHEN H D, et al. Computer 3-D reconstruction technology of endocardial geometry [J]. Microcomputer Information, 2006, 22(13): 213-215.
- [11] 马秀丽, 李金博, 周峰, 等. 心内膜表面几何模型三维重建算法研究 [J]. 计算机应用研究, 2013, 30(8): 2530-2533.
MA X L, LI J B, ZHOU F, et al. Study on 3D surface reconstruction of endocardial [J]. Application Research of Computers, 2013, 30(8): 2530-2533.
- [12] 乔海峰, 苏智剑. 消融导管三维定位导航系统中心脏多腔模型的构建 [J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2011, 15(4): 643-647.
QIAO H F, SU Z J. Construction of a cardiac multi-chamber model in three-dimensional location and navigation system of ablation catheter [J]. Journal of Clinical Rehabilitative Tissue Engineering Research, 2011, 15(4): 643-647.
- [13] 付铁帆, 吴剑. 基于稀疏散乱数据的实时心内膜三维重建方法 [J]. 计算机应用研究, 2014, 31(8): 2516-2519.
FU Y F, WU J. Real-time 3D endocardium surface reconstruction method based on sparse and scatter data [J]. Application Research of Computers, 2014, 31(8): 2516-2519.
- [14] GOODMAN J E, ROURKE J O. Handbook of discrete and computational geometry [M]. 2nd ed. Florida: CRC Press, 2004.
- [15] BOWYER A. Computing dirichlet tessellations [J]. Comput J, 1981, 24(2): 162-166.
- [16] LOOP C T. Smooth subdivision surfaces based on triangles [D]. Salt Lake City: University of Utah, 1987.

(编辑:陈丽霞)