

## 基于 MITK 的血管三维重建

吴焕焕, 汪友生, 李冠宇, 董路

(北京工业大学 电子信息与控制工程学院, 北京 100124)

**摘要:** 利用二维血管内超声图像序列重建三维血管模型, 并对三维模型进行虚拟剖切, 可以方便地看到内部组织, 便于观察和诊断。针对血管内超声图像亮度变化小、形状特征不明显和图像分割效果不好等问题, 基于 MITK 平台, 采用光线投射算法对二维超声图像序列进行体绘制三维重建。对重建模型进行旋转、缩放和任意平面裁剪等交互操作, 裁剪掉一部分无关体素, 有助于医生观察血管的内部结构和细节信息。此外, 通过调节体素的阳光度值, 可以得到层次清晰的三维血管模型。

**关键词:** 血管内超声; MITK; 三维重建; 体绘制; 光线投射算法

中图分类号: TP391.41

文献标识码: A

文章编号: 1674-7720(2013)04-0039-03

### Three-dimensional reconstruction of vessel based on MITK

Wu Huanhuan, Wang Yousheng, Li Guanyu, Dong Lu

(College of Electronic Information and Control Engineering, Beijing University of Technology, Beijing 100124, China)

**Abstract:** Virtual slitting the three-dimensional vascular pattern reconstructed from IVUS image sequence is helpful to observe the internal tissue of vessel and diagnose patient's condition accurately. As IVUS image doesn't have obvious brightness change and contour, and segmentation of IVUS image is difficult, ray casting algorithm of volume rendering is used to three-dimensional reconstruction of IVUS slice images on MITK platform. Interactive operation, such as rotation, scaling, plane slice in any place or any angle, can remove partial irrelevant voxel to help doctor observe the internal structure and details of vessel conveniently. Besides, adjusting the opacity of three-dimensional image can obtain clear three-dimensional model of vessel.

**Key words:** IVUS; MITK; three-dimensional reconstruction; volume rendering; ray casting

每一帧血管内超声图像能够显示当前位置血管的平面图, 详细描述血管壁、内腔和斑块的组织成分<sup>[1]</sup>。但临床中, 对于某段血管的血管内超声 IVUS (Intravascular Ultrasound) 图像序列, 常常不仅限于单独观察每一帧图像, 而需要构造出血管的三维视图, 以便帮助理解血管及病变的空间毗邻关系, 从而有助于对患者病情做出客观准确的判断。

早期的血管三维重建是基于 X 射线的血管造影图像, 能为医生提供形象、直观的三维血管形状, 并且可以对血管的有关参数 (如血管长度、曲率和挠率等) 进行定量测量<sup>[2]</sup>。但是 X 射线血管造影是投影成像, 无法显示管腔横截面的具体形状, 因而无法判断斑块的具体形态和位置, 而且在重建过程中一般假设管腔横截面为圆或椭圆, 重建出的血管腔并不是血管的真实形态。参考文献 [3] 基于 X 射线血管造影和 IVUS 图像融合的血管三维重建, 将由 IVUS 图像序列获得的血管横截面信息和由造影图像获得的血管及超声导管的空间几何信息结

合起来, 可克服分别独立采用二者重建血管时的不足<sup>[3]</sup>。但是冠状动脉的融合数据来源于两次不同的操作过程, 首先是未注射造影剂时导引丝的冠脉造影和血管内超声图像, 其次是注射造影剂后血管骨架的造影图像。由于获取数据的时间不同, 因此需要结合 ECG 选取心动周期同相位处进行分析, 研究过程比较复杂, 成本消耗也比较大, 距临床应用还有一段距离<sup>[4]</sup>。最早由 BIRGELENC V<sup>[5]</sup> 提出的基于 IVUS 图像序列的血管三维重建, 采用面绘制或者体绘制的方法获得三维可视化效果。这种方法简单易行而且能重构出血管的三维表面, 但是该方法重建的血管腔与真实的血管形态存在较大差异, 只能为临床上医生对病情的分析及诊断提供一定的参考。本文在 MITK 平台<sup>[6]</sup> 的基础上, 采用光线体绘制算法实现了血管三维重建, 并对重建模型进行旋转、缩放和任意平面裁剪等交互操作, 帮助医生直观、定量地对血管内部结构进行察看。另外, 对不同体素赋予不同的透明度, 可以得到层次清晰的三维立体图像。

《微型机与应用》2013 年 第 32 卷 第 4 期

## 1 体绘制光照模型

医学图像三维重建的方法大致可以分为面绘制和体绘制两大类<sup>[7]</sup>。与面绘制相比,体绘制利用的是全部体数据,在合成三维图像之前先对各数据进行处理,保留每一个细节,清晰地将数据间的特征和层次关系表现出来,对于形状特征模糊不清的组织和器官(如软组织及血管等)进行三维显示时具有较好的效果<sup>[8]</sup>。

体绘制的基础是光照模型,为了更好地揭示体数据中的有用信息,需要有多种光照方式供选择以满足各种不同的需求。体光照模型研究的内容是光线穿过体素时的光强变化,可用体绘制积分方程进行数学表示<sup>[9]</sup>。

## 1.1 光线吸收模型

光线进入数据场后,当小粒子完全吸收射入的光线,不发生反射或者发光现象时,形成了光线吸收模型。假设体数据中的小粒子都是大小相同且半径为  $R$  的球状体,投影面积  $A=\pi R^2$ 。假设单位体积内的粒子数为  $\rho$ ,对一个剖面面积为  $E$ 、厚度为  $\Delta s$  的圆柱形薄板,则体积  $V$ 、薄板内的小粒子数  $N$  分别为:

$$V=E \times \Delta s \quad (1)$$

$$N=\rho \times V=\rho \times E \times \Delta s \quad (2)$$

当光线垂直薄板射入时,假设  $\Delta s$  很小,则粒子覆盖的可能性也很小,射线穿过薄板时覆盖粒子的总面积  $S_{\text{总}}$  为:

$$S_{\text{总}}=A \times N=A \times \rho \times E \times \Delta s=A \rho E \times \Delta s \quad (3)$$

被粒子吸收的光线占全部光线的比例为:

$$\frac{S_{\text{总}}}{E}=A \rho \times \Delta s \quad (4)$$

当  $\Delta s$  趋近于 0,薄板中粒子之间的覆盖率也趋近于 0,则有:

$$\frac{dI}{ds}=-\rho(s) \times A \times I(s)=-\tau(s)I(s) \quad (5)$$

其中,  $s$  表示光线方向上的长度,距离  $s$  处的光强度为  $I(s)$ ,衰减系数  $\tau(s)=A \rho(s)$ ,  $I_0$  是  $s=0$  处的光线强度。式(5)的解为:

$$I(s)=I_0 \exp\left(-\int_0^s \tau(t) dt\right) \quad (6)$$

光线到达  $s$  处的光线强度,也称为  $s$  处的透明度,用  $\beta(s)$  标记,式(6)可写为:

$$\beta(s)=\exp\left(-\int_0^s \tau(t) dt\right) \quad (7)$$

光线到达的不透明度  $\alpha=1-\beta(s)$ 。

当  $\tau=0$  时,  $\alpha=0$ ,表示光线完全不被吸收,即该物质是完全透明的;相反,当  $\tau=\infty$  时,  $\alpha=1$ ,则表示光线全部被吸收,则后边的物质得不到光线,全部被遮挡。

## 1.2 光线发射模型

在一般情况下,数据场中的粒子具有发射、吸收和反射等多种功能,但是,在高温气体或者火焰的可视化中,粒子发出的光线很强,被认为具有发光功能,此时形

成了光线发射模型<sup>[10]</sup>。

假设小粒子在单位面积中发射的光线强度为  $C$ ,则整个薄板发射的能量为  $e_{\text{总}}=C \rho A E \Delta s$ ,单位面积的光能量为  $e=C \rho A E \Delta s$ 。投射光线变化的微分方程可以表示为:

$$\frac{dI}{ds}=C(s) \times \rho(s) \times A=C(s) \times \tau(s)=g(s) \quad (8)$$

其中,  $g(s)$  只与光源相关,而与粒子的发射无关。式(8)的解为:

$$I(s)=I_0+\int_0^s g(t) dt \quad (9)$$

其中,  $I_0$  为初始光强值,  $l$  为沿着光线方向的长度参数。

为了更好地表示光线在三维粒子场中的变化,将光线的吸收模型与发射模型混合在一起,得到光线的吸收与发射混合模型,即:

$$\frac{dI}{ds}=g(s)-\tau(s) \times I(s) \quad (10)$$

## 2 光线投射体绘制算法

光线投射(Ray Casting)算法<sup>[11-12]</sup>是从投影平面的每一个像素点发射出一条光线,穿过三维数据场,沿着光线选择  $K$  个等距离的采样点,采用三线性插值方法计算出采样点的不透明度值和颜色值,然后采用由前到后的顺序,依据各采样点的不透明度值及其相应的颜色值进行合成,当光线完全被吸收或完全穿过数据场时结束,从而得到屏幕上该像素处的颜色值。

投射光线上采样点处坐标是用像空间坐标表示的,而体数据是用物空间坐标表示的,因此计算采样点的颜色值和不透明度值时涉及空间坐标变换<sup>[13]</sup>,可以通过平移和旋转等坐标变换方法实现。设  $M$  为平移矩阵,  $R$  为旋转矩阵,  $R=R_x R_y R_z$  表示在  $X$ 、 $Y$ 、 $Z$  轴方向上的旋转,转换矩阵为:

$$T=MR \quad (11)$$

其中,

$$M=\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & t_x \\ 0 & 1 & 0 & t_y \\ 0 & 0 & 0 & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad R_x=\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\theta_x & \sin\theta_x & 0 \\ 0 & -\sin\theta_x & \cos\theta_x & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$R_y=\begin{bmatrix} \cos\theta_y & 0 & -\sin\theta_y & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ \sin\theta_y & 0 & \cos\theta_y & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad R_z=\begin{bmatrix} \cos\theta_z & 0 & 0 & 0 \\ -\sin\theta_z & \cos\theta_z & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

在图像由前向后的合成过程中,不透明度值  $\alpha$  不断增大,当  $\alpha$  值趋近于 1 时,该体素后面的体素点不会再对该光线上的图像像素有所贡献,就此结束对该条光线光强的计算,省去了无效的计算,提高了计算速度。则经过第  $i$  个体素后的颜色值和透明度值为:

$$C_{\text{out}}\alpha_{\text{out}}=C_{\text{in}}\alpha_{\text{in}}+C_{\text{new}}\alpha_{\text{new}}(1-\alpha_{\text{in}}) \quad (12)$$

$$\alpha_{\text{out}}=\alpha_{\text{in}}+\alpha_{\text{new}}(1-\alpha_{\text{in}})$$

其中,  $C_{\text{out}}$ 、 $\alpha_{\text{out}}$  为经过第  $i$  个体素后的颜色值和透明度

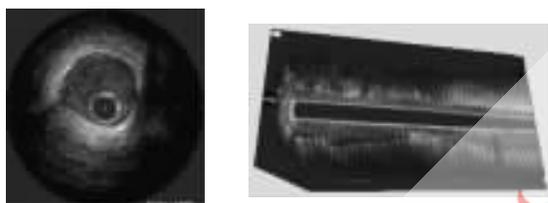
## 图形、图像与多媒体

Image Processing and Multimedia Technology

值,  $C_{i_{\text{new}}}$ 、 $\alpha_{i_{\text{new}}}$  为第  $i$  个体素的颜色值和不透明度值,  $C_{i_{\text{in}}}$ 、 $\alpha_{i_{\text{in}}}$  为已合成的前  $i-1$  个体素的颜色值和不透明度值。

## 3 体绘制结果

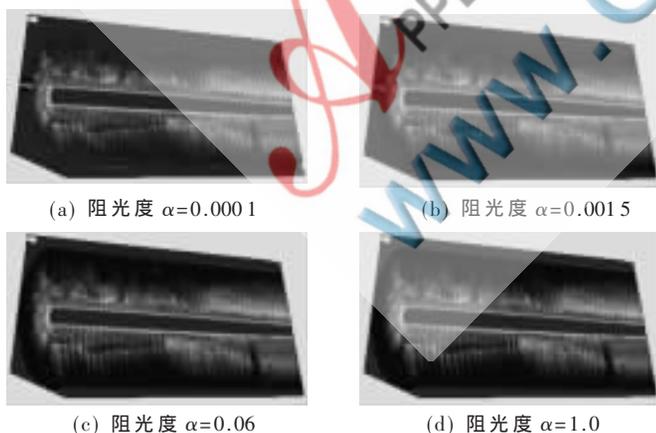
本文利用 IVUS 成像设备, 以 0.5 mm/s 的速度匀速回拉导管, 获得图像分辨率大小为 480×480 的 IVUS 横断面图像序列, 如图 1(a) 所示。取彼此相邻的 1 098 帧图像作为实验图像, 基于 MITK 平台实现三维重建以及对重建模型的交互剖切, 效果如图 1(b) 所示。由绘制结果可以看出, 医学三维数据场中包含了丰富的体数据信息, 运用三维重建技术重建得到的三维模型能够显示血管的三维形态。利用交互剖切技术能够裁剪掉一部分无关体素而显示感兴趣的区域, 同时可以实时地对感兴趣部分进行旋转, 便于多角度清晰直观地观察血管的内部结构。



(a) IVUS 图像 (b) 体绘制结果

图 1 体绘制效果图

另外, 调节体素的阻光度值, 能够改变三维重建图像的透明度, 从而形成层次清晰的立体图像。如图 2 所示, 血管三维模型的透明度随着体素阻光度值的变化而变化。当阻光度  $\alpha=0.0001$  时, 即对血管外膜以外体素分配较小的不透明度值, 这样处理后的三维图像, 其外膜以外对患者病情诊断意义不大的部分在绘制图像中不可见, 而医生感兴趣的外膜以内区域则突出显示。随着  $\alpha$  不断增大, 外膜以外部分也随之变得清晰。当  $\alpha=1.0$  时, 外膜以外部分在图中突出显示, 不利于医生对感兴趣区域的观察。



(a) 阻光度  $\alpha=0.0001$

(b) 阻光度  $\alpha=0.0015$

(c) 阻光度  $\alpha=0.06$

(d) 阻光度  $\alpha=1.0$

图 2 不同阻光度值对绘制效果的影响

本文在 Visual C++6.0 编译环境下, 基于 MITK 平台实现了血管的体绘制三维重建, 显示效果较好, 克服了血管内超声图像亮度变化小、形状不明显以及图像分割效果不好的局限。通过旋转、缩放和任意平面裁剪等交

互操作, 裁剪掉一部分无关体素而显示感兴趣区域, 便于从多角度清晰直观地观察血管的内部结构。另外, 通过设置不同的阻光度值, 可以调节血管外膜以外区域的不透明度, 将外膜以内区域突出显示, 形成层次清晰的立体图像。本文是进行初步研究工作的阶段成果, 从体绘制的结果中可以看出, 重建模型没能很好地反映血管的曲率信息, 在今后的实践中还需要继续研究探索。

## 参考文献

- [1] 孙正. 应用血管内超声与 X 射线造影图像融合的血管三维重建[J]. 工程图学学报, 2010(1):116-123.
- [2] 黄家祥. 基于造影图像的冠状动脉三维重建和定量分析方法的研究[D]. 天津: 天津大学, 2004.
- [3] WAHLE A, MITCHELL S C, OLSZEWSKI M E et al. Accurate visualize quantification of coronary vasculature by 3-D/4-D fusion from angiography and intravascular ultrasound[C]. Proceedings of SPIE, 2001, 4158:144-155.
- [4] 王岭. 基于 IVUS 图像分割和 CAG 三维重建技术的数据融合研究[D]. 天津: 天津大学, 2010.
- [5] Von Birgelen C, de Very E A, MINTZ G S, et al. ECG-gated three-dimensional intravascular ultrasound feasibility and reproducibility of the automated analysis of coronary lumen and atherosclerotic plaque dimensions in humans[J]. Circulation, 1997, 96(9):2944-2952.
- [6] 田捷, 薛健, 戴亚康. 医学影像算法设计与平台构建[M]. 北京: 清华大学出版社, 2007.
- [7] 田捷, 赵明昌, 何晖光. 集成化医学影像算法平台理论与实践[M]. 北京: 清华大学出版社, 2004.
- [8] 马婧. 基于 MITK 的医学图像三维重建系统的研究与应用[J]. 医疗卫生装备, 2011, 32(5):21-23.
- [9] MAX N. Optical models for direct volume rendering[J]. IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics, 1995, 1(2):99-108.
- [10] 韩世亮, 胡静, 姚海明. 医学体数据三维重建体绘制技术研究[J]. 软件导航, 2009, 8(7):171-172.
- [11] LEVOY M. Display of surfaces from volume data[J]. IEEE Transaction on Computer Graphics and Applications, 1988, 8(3):29-37.
- [12] DREBIN R, CARPENTER L, HANRAHAN P. Volume rendering[J]. Computer Graphics, 1988, 22(4):65-74.
- [13] 孙家广. 计算机图形学[M]. 北京: 清华大学出版社, 1998.

(收稿日期: 2012-11-10)

## 作者简介:

吴焕焕, 女, 1987 年生, 硕士研究生, 主要研究方向: 图像处理与分析。

汪友生, 男, 1965 年生, 博士, 副教授, 主要研究方向: 图像处理与分析、模式识别、无损检测等。

李冠宇, 男, 1989 年生, 硕士研究生, 主要研究方向: 图像处理与分析。

《微型机与应用》2013 年 第 32 卷 第 4 期