

文章编号: 1001-3806(2002)06-0419-02

一种适用于激光共焦扫描显微镜的体绘制

胡茂海 陶纯堪 杨晓春 黄琳
(南京理工大学电光学院, 南京, 210094)

摘要: 激光共聚焦扫描显微镜(LCSM)主要运用于生物医学研究,利用其采集的序列二维断层图像重构三维图形是 LCSM 系统的重要组成部分。主要研究了 LCSM 系统数据场的体绘制方法,根据其数据场特点,提出了最大值绘制算法。实验结果表明,此方法适用于 LCSM 系统,能够生成逼真的三维图形。

关键词: 激光共焦扫描显微镜;体绘制;三维重构

中图分类号: TN249;TH742.64 文献标识码: A

A volume rendering for laser confocal scanning microscope

Hu Maohai, Tao Chunkan, Yang Xiaochun, Huang Lin

(Institute of Electricity and Optics, Nanjing University of Science and Technology, Nanjing, 210094)

Abstract: Laser confocal scanning microscope is used successfully in the biological and medical research range, the three dimension reconstruction of information is an important part of laser confocal scanning microscope system using a series of two dimensional section image collected by LCSM. The paper researches the volume rendering for data sets from LCSM. According to the property of its data sets, we propose the maximum algorithm. The experimental results show that this method is the same with LCSM system and can produce vivid 3D image.

Key words: laser confocal scanning microscope; volume rendering; 3D reconstruction

引 言

激光共聚焦扫描显微镜(LCSM)主要运用于生物医学研究,作者所在单位开发研制的 LCSM 系统具有很高的横向分辨率和纵向分辨率,分别可以达到 $0.2\mu\text{m}$ 和 $0.3\mu\text{m}$ 。利用 LCSM 系统可以进行三维扫描成像,但其三维图形的再现是通过计算机三维重构来实现的,所以,利用 LCSM 系统采集的序列二维断层图像重构三维图形是该系统的重要组成部分。正是基于这种要求,着手研究了体绘制算法在 LCSM 系统中的应用。

随着 CT 技术和可视化技术的发展,利用序列二维断层图像重构三维图形在生物医学研究领域得到人们越来越多的重视。三维离散数据场的重构方法主要分成两类,即体绘制和面绘制。面绘制是在三维离散数据场中构造出中间几何图元,由传统的计算机图形学技术实现画面绘制。面绘制方法有两类,即抽取等值面算法和序列二维轮廓线重构算法。

抽取等值面算法最有代表性的是 MC^[1] (marching cubes) 算法,其次是 MT^[2] (marching tetrahedral) 算法和 DC^[3] (dividing cubes) 算法。由序列二维轮廓线重构三维形体可分为单轮廓线的重构^[4]和多轮廓线的重构^[5]。体绘制技术是将三维空间的离散数据直接转换为二维图像而不必生成中间几何图元。其实质是一个三维离散数据场的重新采样和图像合成的过程。目前,具有代表性的是图像空间扫描的光线投射算法^[6]和物体空间扫描的足迹表算法^[7]。

1 三维建模

LCSM 系统在进行扫描成像时,是沿着标本的轴向方向进行不连续断层扫描成像,系统的平面扫描范围以及每次纵向移动的距离均为预先设置,即图像的大小和断层图像间的距离已经给定。因此,可以根据这些原始数据按成像顺序来构造一个三维数组 $F(x, y, z)$ 。该数组是进行三维图形重构和任意截面图像重构的基础。 x, y 的大小为断层扫描图像的长和宽, z 为纵向扫描范围。

作者简介:胡茂海,男,1967年4月出生。博士。现从事计算机图像、图形方面的研究工作。

收稿日期:2002-04-08;收到修改稿日期:2002-06-14

2 绘制算法

体绘制首先是对三维离散数据场进行重新采样。设 $\rho(x, y, z)$ 为原始三维连续数据场的密度函数, $\sum \delta(x, y, z)$ 为采样的梳状函数, 则采样得到的三维离散数据场(图 1 所示)可以表示为:

$$\text{Digital}_{3D} = \rho(x, y, z) \times \sum \delta(x, y, z) \quad (1)$$

设 $h_v(x, y, z)$ 为重构核函数, 则重构的三维连续数据场 $\rho'(x, y, z)$ 为:

$$\rho'(x, y, z) = \text{Digital}_{3D} * h_v(x, y, z) = \iiint \rho(u, v, w) \times \sum \delta(u, v, w) \times h_v(x - u, y - v, z - w) du dv dw \quad (2)$$

式中, * 为卷积运算。

由此可见, 体绘制就是利用上式求解三重积分, 重构三维连续数据场, 再根据给定的观察方向对 $\rho'(x, y, z)$ 进行重新采样, 观察变

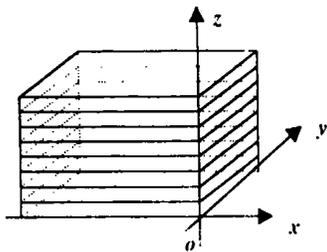


Fig. 1 Diagram of 3D data sets

换, 投影变换, 视区变换, 最后进行图像合成。但实际上很难求解三重积分, 因此, 常用插值技术实现体绘制的重新采样。足迹表算法是基于物体空间扫描的一种体绘制方法, 其重采样是一个发散过程, 即计算三维离散数据场每一个数据点对像平面上对应所有像素点的贡献系数。作者结合 LCSM 系统荧光图像特点提出了基于图像空间扫描的最大值绘制算法。与足

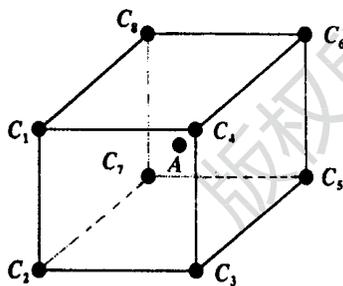


Fig. 2 The diagram of resampling

图 2 所示, 设三维离散数据场的数值分别为 $C_1, C_2, C_3, C_4, C_5, C_6, C_7, C_8$, 则重新采样点的值为:

$$A(i, j) = \sum_{i=1}^8 \alpha_i C_i \quad (3)$$

式中, α_i 为系数, 其与采样点到各数据点的距离有关。

体绘制另一重要步骤是图像合成。基于三维连

续数据场的光学模型(光学吸收模型, 光学发射模型, 混合模型), 三维离散数据场体绘制有两种图像

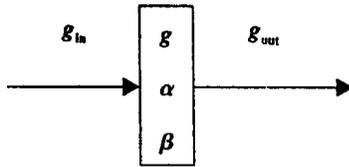


Fig. 3 The diagram of image composition

合成算法, 即由前向后图像合成算法, 和由后向前图像合成算法。如图 3 所示, 设采样点的灰度值为 g , 为其赋予透明度 α , 则其不透明度 $\beta = 1 - \alpha$, 射入的光强度为 g_{in} , 射出的光强度为 g_{out} , 则:

$$g_{out} = g_{in} \times \alpha + g \times \beta \quad (4)$$

作者在体绘制图像合成的基础上提出了最大值图像合成方法, 即: $A(i, j) = \text{Max}\{A_z(i, j)\}$ (5)

式中, $z = z_{\min} \dots z_{\max}$, $A(i, j)$ 为像平面上第 i 行、第 j 列像素值。 $A_z(i, j)$ 为垂直于像平面所有重采样点的值。 Max 为取最大值运算。

3 LCSM 系统三维重构过程

LCSM 系统三维重构过程如图 4 所示。即首先利用 LCSM 系统对生物标本进行图像采集。根据序列图像建立三维离散数据场, 对三维离散数据场进行观察投影变换。在像空间进行逐行、逐列扫描, 同时进行重新采样, 最后根据采样结果进行图像合成和显示。

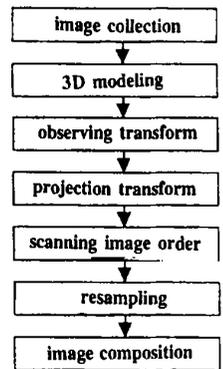


Fig. 4 Flowchart of 3D reconstruction

4 实验结果

实践证明, 本文中提出的最大值体绘制算法运用于 LCSM 系统的三维数据场是一种快速, 优良的方法, 能够生成逼真的三维图形。图 5 为 LCSM 系统采集的序列纤维断层绿色荧光图像的一部分(断层间距 0.4mm, 共 100 层, 激光波长 488nm)。图 6 为运用最大值体绘制算法重构的三维图形。



Fig. 5 Section image

(下转第 431 页)

$$\begin{bmatrix} 1 & \frac{D(D-1)E\alpha}{CDE\alpha + (A-1)(F\alpha - E)} & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (19)$$

由此可知, 失调矩阵一般有 9 种分解式, 但在 $C=0$ 或 $A=1$ 时, 上述增加的 3 种分解式失效。若 $A=1$, 当 $B' \neq 0, C \neq 0, DE' \neq E' + B'F$ 时, M 矩阵有 6 种分解式; 当 $B' \neq 0, C \neq 0, DE' = E' + B'F$ 时, M 矩阵有 5 种分解式; 当 $B' \neq 0, C=0, DE' \neq E' + B'F$, M 矩阵有 5 种分解式; 当 $B' \neq 0, C=0, DE' = E' + B'F$, M 矩阵有 4 种分解式。

2 应用例

2.1 失调薄透镜($B=0$)

失调薄透镜的变换矩阵为 $M =$

$$\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ -\frac{1}{f} & 1 & \frac{\varepsilon}{f} \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, M \text{ 矩阵可按式(20)进行分解:}$$

$$M = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & \frac{\varepsilon}{f} \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ -\frac{1}{f} & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \text{ 或}$$

$$M = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ -\frac{1}{f} & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & \frac{\varepsilon}{f} \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (20)$$

上述分解表明, 失调薄透镜的变换可以等效为通过二个基本光学元件: 焦距为 f 的薄透镜和一失调角为 $\varepsilon/2f$ 的平面反射镜或焦距为 f 的薄透镜和一个折射率为 n 、顶角为 $\frac{\varepsilon}{(n-1)f}$ 的薄棱镜的变换。

2.2 失调厚透镜($B \neq 0$)

按前述分解方法, 可以得到 6 种分解式:

$$M = \delta(\delta_2) \hat{\alpha}(\alpha_2) \beta(\beta) \hat{\alpha}(\alpha_1) \delta(\delta_1) \quad (21)$$

$$M = \delta(\delta_2) \beta(\beta_2) \hat{\alpha}(\alpha) \beta(\beta_1) \delta(\delta_1) \quad (22)$$

$$M = \beta(\beta_2) \delta(\delta_2) \hat{\alpha}(\alpha) \beta(\beta_1) \delta(\delta_1) \quad (23)$$

$$M = \delta(\delta_2) \beta(\beta_2) \hat{\alpha}(\alpha) \delta(\delta_1) \beta(\beta_1) \quad (24)$$

$$M = \beta(\beta_2) \delta(\delta_2) \hat{\alpha}(\alpha) \delta(\delta_1) \beta(\beta_1) \quad (25)$$

$$M = \beta(\beta_2) \hat{\alpha}(\alpha_2) \delta(\delta) \hat{\alpha}(\alpha_1) \beta(\beta_1) \quad (26)$$

以上各分解式的物理意义是十分明显的, 限于篇幅此地从略。

3 结论

基于矩阵光学方法, 对各种可能情况下失调光学系统的增广矩阵的分解问题作了全面的计算分析。研究表明, 失调光学系统的增广矩阵可用 3 个基本矩阵 $\hat{\alpha}, \beta, \delta$ 的有序乘积来表示。并以失调薄透镜和厚透镜为例说明 $B=0$ 和 $B \neq 0$ 情况下分解式的应用。当(1)式不满足时, 可按文献[2]采用归一化变换矩阵使之满足(1)式, 或者再引入 $\hat{\gamma}$ 矩阵^[1], 但后者使分解变得较为复杂。研究结果对光学系统的设计或激光光束通过失调光学系统的变换有实际意义。

参 考 文 献

- [1] Casperson L W. Appl Opt, 1981, 20(13): 2243~ 2249.
- [2] Gerrad A, Burch J M. Introduction to matrix methods in optics. New York: John Wiley and Sons, 1975.
- [3] Tovor A A, Casperson L W. J O S A, 1995, A12(7): 1522~ 1533.
- [4] Tovor A A, Casperson L W. J O S A, 1996, A13(1): 90~ 96.
- [5] Tovor A A, Casperson L W. J O S A, 1996, A13(11): 2239~ 2246.
- [6] Tovor A A, Casperson L W. J O S A, 1997, A14(4): 882~ 893.

(上接第 420 页)



Fig. 6 3D image

参 考 文 献

- [1] Lorenson W E, Cline H E. Computer Graphics, 1987, 21(4): 163~ 169.
- [2] Doi A, Koide A. IEICE Transactions, 1991, E74(1): 214~ 224.
- [3] Cline H E, Lorenson W E. Medical Physics, 1998, 15(3): 320~ 327.
- [4] Fuchs, Kedem Z M, Uselton S P. Communication of the ACM, 1977, 20(10): 693~ 702.
- [5] Meyers W, Skinner S. ACM Transaction on Graphics, 1992, 11(3): 228~ 258.
- [6] Levoy M. IEEE Computer Graphics and Application, 1988, 8(3): 29~ 37.
- [7] Westover L. Computer Graphics, 1990, 24(4): 367~ 376.