

一种眼底图象的三维重建方法

傅晓焯 田景成 庞云阶

(吉林大学计算机系, 长春 130023)

摘要 将图象处理技术与真实感图形绘制技术相结合, 提出了一种眼底图象的三维重建方法。着重阐述了二维图象的三维信息恢复, 再利用三维信息及真实感绘制技术来实现三维眼底图象。

关键词 眼底图象, 三维重建, 真实感绘制

1 引言

目前, 可视化技术在医学领域的应用越来越广泛。许多人进行了用计算机产生三维眼模型的研究工作。对于眼底部分, 常采用真实感图形的绘制技术来实现^[1]。但是, 在国内外, 目前还没有关于眼底图象的三维重建系统。本文的工作是与白求恩医科大学联合研制的“眼底图象三维重建系统”的一部分。该系统包括三个方面的内容: (1) 二维眼底图象处理; (2) 眼底图象三维信息恢复; (3) 三维眼底图象的重建。本文工作的特点是将图象处理技术与真实感图形绘制技术相结合。在真实感图形绘制过程中, 采用模拟绘画和面向对象技术, 而不是采用通常的多边形表示法, 从而极大提高了速度, 达到了使用要求。

眼底主要涉及视网膜, 视乳头, 黄斑和视网膜血管。本文采用面向对象的方式, 将眼底的每一部分看成是一个单独对象, 分别对其操作。以视网膜血管为例, 讨论了三维重建的方法。而根据正常眼底情况, 对视网膜, 黄斑, 视乳头采用真实感图形技术分别绘制, 提供基础模型。如果需要, 可采用与血管同样的方法实现这几个对象的三维信息恢复。

2 眼底图象三维信息恢复

对正常眼底, 实质上我们只需处理视网膜血管。

如果对二维图象中血管上每一点都进行三维信息的恢复, 工作量太大。所以我们引入血管关键点和半径的概念。所谓关键点, 是指依据这些点能正确勾勒出血管的骨架, 即由它们决定血管的走向, 分支处, 分支角度, 波动状况等。而某一点处血管半径反映了该点处血管的粗细。首先, 我们对二维眼底图象进行二值化, 细化, 连接等预处理。采用的细化方法是逐次剥去血管边界上的象素点, 最后只保留血管的中轴线, 即血管骨架。细化后的血管可能出现不应有的断裂现象, 通过连接操作来恢复其原来的形状。经过上述预处理的眼底图象只保留血管部分, 且是单象素宽二值图象, 每一血管都被细化成一单线条。然后在每一单线条上, 以可调节步长找出所有关键点。将关键点转换成三维数据, 与该点处血管半径一起存储, 以后与血管有关的各种操作都可直接针对存储数据进行。

2.1 识别血管起始点

以下, 将正被处理的象素 P 编号为 0, 与其相邻的 8 个象素编号如下图:

4	3	2
5	0	1
6	7	8

图1 象素编号图

Fig. 1 The pixel coding pattern

引入数组 $n[8]$, 对 $0 \leq i \leq 7$

* 本文获得国家自然科学基金(项目号 69673013)资助

$$n[i] = \begin{cases} 1 & \text{若编号 } i+1 \text{ 处象素值等于 } 255 \\ 0 & \text{若编号 } i+1 \text{ 处象素值等于 } 0 \end{cases}$$

由于视网膜血管都是从视乳头进入眼底的,然后不断分支,越分越细,所以,血管的起始点都存在于视乳头范围内。

血管的起始点应是细化后图象中的端点,即它的8个相邻点中,只有一点的象素值等于255,其余各点都是背景点。这样,如果设 $K = \sum_{k=0}^7 n[k]$,若 P 是端点, K 值应为1。

2.2 判断一点是否是分支点

从起始点开始,按图1编号1~8的顺序搜索下一点。除起始点外,在没有分支的一般情况下,每一象素 P 应有一前邻点 P_0 和一后邻点 P_1 。由 P_0 寻找到 P ,再由 P 找到 P_1 。而若 P 为分支点,则它至少有两个不相邻的后邻点。

设数组 $k[9]$,

for($i = 0; i < 8; i++$) $k[i] = n[i]$;

$k[8] = n[0]$;

设置 nrn 的初值为0;

for($i = 0; i < 8; i++$)

$nrn = nrn + \text{abs}(k[i] - k[i+1])$;

$nrn = nrn / 2$;用 nrn_p 表示 P 象素的 nrn 值。

可以证明如下两点:

(1) 若 P 点不是分支点,满足 $nrn_p \leq 2$;

(2) 若 $nrn_p \leq 2$,则可将 P 不作为分支点处理;

所以,我们给出的判断一点是否是分支点的条件是:对任一点 P ,若 $nrn_p \leq 2$,则 P 不作为分支点处理;否则, P 作为分支点处理。

2.3 确定给定点处血管的半径

严格地讲,设 P 点是血管中轴上一点, P 点处血管的直径应该是过 P 点作垂直于血管中轴的直线,和血管壁两交点间的距离。但这样处理计算太复杂,影响实时性,我们采用了一种合适的简化方法。血管虽有粗有细,但总体而言,它们的半径值都不大,根据关键点 P ,我们在原始图象中按若干方向直接查取血管所占据象素数,然后比较,找出这些象素数中的最小值,将其除以2,所得值作为 P 点处血管半径。

2.4 获得点的空间信息

确定关键点对应的眼球面上的点,作为血管上

该点的空间位置。通过实现这些空间点的各种三维变换,来表示相应血管的三维变换。下面介绍我们使用的算法。

根据实际情况,可用一椭球来模拟眼球,眼底为椭球后半部表面,那么眼底图象就是半椭球面经一点在与之相对的一确定平面上的投影,我们将这一过程取逆,即考虑从平面到半椭球面的反投影。

用平面矩形区域 ω 表示眼底图象范围,以其中心点为原点,水平方向为 x 轴,垂直方向为 y 轴建立空间坐标系 $oxyz$,然后确定半椭球面 φ 的位置和方程。设球心为 $R(0, 0, Zr)$, φ 的方程为:

$$\frac{x^2}{a^2} + \frac{y^2}{b^2} + \frac{(z - Zr)^2}{c^2} = 1 \quad (z \geq Zr > 0)$$

对不同的人,眼球的形状、大小可能有差别,所以上述 a, b, c 是用户给出的测量值。这样, ω 与 φ 的位置均是固定的,关键要确定视点 $F(0, 0, Zf)$ 的位置。由于我们要求矩形 ω 的反投影必须落于半椭球面 φ 的整体范围内,则可设 ω 中离中心最远的点 $M(xm, ym, 0)$ 经变换后落于如下椭圆的圆周上,

$$\frac{x^2}{a^2} + \frac{y^2}{b^2} = 1 \quad (z = Zr) \quad (1)$$

设 M 的反投影点为 $N(xn, yn, Zr)$,则我们又可得到如下两等式:

$$xn = \frac{xm(Zr - Zf)}{Zf} \quad (2)$$

$$yn = \frac{ym(Zr - Zf)}{Zf} \quad (3)$$

由式(1),(2),(3)必然可求解出 Zf 。

视点 F 确定后,求矩形 ω 内任一点在半椭球面 φ 上的反投影点就非常容易了。

3 立体感血管的绘制

立体感血管的绘制是三维眼底图象生成的关键。如果采用通常的用多边形表示的三维血管模型,则计算量和数据量极大,难于实现快速绘制。本文采用模拟绘画方法生成三维血管图象,具有血管清晰,三维效果好,符合诊断要求的特点。

依据实际经验,对一管状物,若将其中间部分赋予较大光亮,两边缘部分赋予较小光亮,则在视觉效果上,该管状物具有立体感。

我们以关键点处血管的绘制为例来说明绘制方法。在关键点处以适当半径画“小圆”,如果关键点足够密集,那么这些连续的“小圆”将能正确拟合血管的形状、弧度与走向。为防止出现缝隙,“小圆”间允

许部分重叠。如果一个“小圆”中部光亮度大,边缘光亮度小,那么由“小圆”形成的血管也将有中部亮,边缘暗的效果,具有立体感。由于血管的半径不会太大,我们设定一个数据库预先存储各个半径值“小圆”的各种光照模式。在我们的实验中,对每一半径,只要为“小圆”设置4种光照模式,即使光亮度分别沿左右、上下、左下右上、左上右下4个方向减弱,就可以满足绘制需要。

我们设定当半径 $r = n$ 时,处理 $(2n+1) * (2n+1)$ 个像素。以 $r = 3$ 为例,说明4种光照模式的情形。

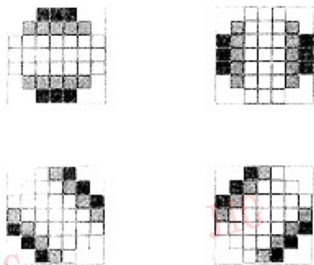


图2 半径 $r = 3$ 时,“小圆”的4种光照模式

Fig. 1 Four kinds of illuminating models for the “small circle”, when the radius equals to 3

图中不同颜色的小方格代表光亮度的不同取值,光亮度按 $\square \square \square \square \square$ 的顺序依次减弱。

实现时,如何决定采用那种模式呢?

设当前点 $P(x, y)$, 下一点 $P1(x1, y1)$, 求 $P1$ 相对于 P 角度的改变。

若 $x = x1$, 则 $theta = \pi / 2$;

否则 $theta = \arctg((y1 - y)/(x1 - x))$;

根据 $theta$ 值决定采用的模式,可保证血管光亮度沿着血管走向变化。

实际实现时,以血管骨架三维数据点(由对关键

点的各种变换而获得)在平面上的投影点为中心,依相应半径绘制适当模式的“小圆”,这样该方法可用于任意角度血管的绘制。如果两投影点间距离过大(由空间点的三维变换造成),以存储的相应半径值来绘制“小圆”不能弥合所有空隙,则用插值的方法在这两空间点间添加新的点,在满足填充空隙的基础上应使添加点的数目尽可能少。如果需要,很容易将添加点和原有空间点统一存储,以后统一处理。由于本绘制方法不是直接处理三维形体,而是针对三维数据在平面上的投影进行的,并且模式预先设定,可直接取用,所以有处理简单,速度快等优点。经过试验,效果较好。(彩页图版1)显示了某些试验结果。

4 结论

本工作在 windows 95 平台上用 Visual C++ 4.0 来实现。虽然医疗可视化技术发展很快,但由于要求的计算机图形技术相当复杂,一般都是在性能强大的工作站上实现。而本工作在普通的 486 以上型号系列微机上就可以实现,降低了成本,同时,节省存储空间,计算量少,实现迅速,能满足实时性的要求,且立体效果较好,所以应有很好的发展前景和很强的实用性。

参考文献

- 1 Mark A. Sagar, David Bullivant, Gordon D. Mallinson, et al. A Virtual Environment and Model of the Eye for Surgical Simulation, Computer Graphics Proceedings. Annual Conference Series, 1994.
- 2 庞云阶,王相海,余松等. 小球法生成三维真实感图象的研究. 计算机辅助设计与图形学学报, 1996, 增刊
- 3 Derek Ney and Elliot K. Fishman. Introduction to Medical Visualization.



傅晓焯, 吉林大学计算机系硕士研究生, 1994 年获该校理学学士学位。主要研究领域为计算机图形学, 医疗可视化。

(下转 514 页)



贺欣,毕业于大连理工大学,1997年获工程图学专业硕士学位。主要研究领域包括计算机图形学中的逼真显示技术和分维造型技术等。

Display of Fractal Structure with Evolution

He Xin

(Mechanical Department, Dalian Science & Engineering University, Dalian 116023)

Wei Xiaopeng

(Scientific Research Section, Dalian Science & Engineering University, Dalian 116023)

Abstract A new method for visualizing fractals in 3-D is put forward in this article. The image is generated in evolutionary manner and, by utilizing existing techniques for visualizing traditional geometric object, the realistic effects in display can be obtained.

Keywords Fractal, Initiator, Generator, Region mapping

(上接 511 页)

A Method for 3D Reconstruction of Fundus Images

Fu Xiaoye, Tian Jingcheng, Pang Yunjie

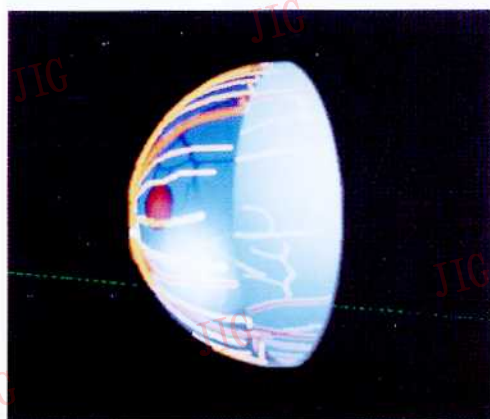
(The Computer Department of JiLin University, ChangChun 130023)

Abstract This paper combines the methods of image process with the methods of rendering realistic pictures and puts forward a new method for 3D reconstruction of fundus images. It emphatically expounds how to get 3D information from 2D fundus images and how to realize 3D reconstruction of fundus by realistic rendering technology.

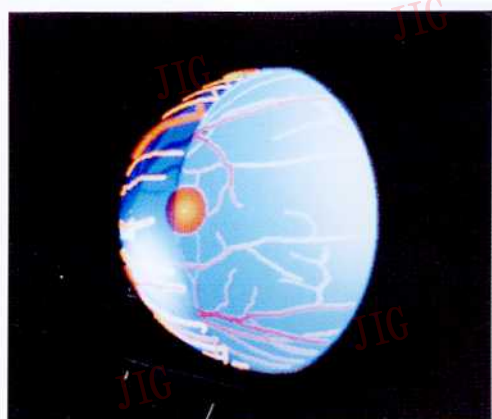
Keywords Fundus image, Reconstruction in 3D, Realistic rendering



(a) 正视图
The Positive image (1)



(b) 侧视图
The Side elevation 1.



(c) 侧视图
The Side elevation 2.

重建后的三维眼底图象

3D Reconstruction of Fundus Image