

基于裂隙扫描图像的角膜表面三维重建

诸葛斌¹ 赵 聪¹ 周荷琴¹ 王博亮² 冯焕清³

¹(中国科学技术大学自动化系,合肥 230027)

²(厦门大学计算机科学系,厦门 510515)

³(中国科学技术大学生物医学工程研究所,合肥 230026)

摘要:角膜是人眼的重要组成部分,眼外科中对角膜表面检查一般采用基于 Placido 盘的角膜地形图法和裂隙扫描角膜地形图法,但这两种方法的结果都未能获得直观的角膜表面三维模型。本研究设计的一种基于裂隙扫描图像的角膜表面三维重建算法,实现了对角膜前后表面的重建,并能快速地计算出角膜前后表面的几何参数以及转换成传统的等高线图和地形图,方便了医生的诊断。该算法首先采集角膜的裂隙扫描图像序列,然后在图像集中提取出每层角膜的轮廓,进而采用轮廓线重构算法得到角膜表面模型。在对裂隙图像提取闭合轮廓线时,根据角膜区域的颜色差异,采用了色彩分割的算法;针对角膜轮廓线是凹的特点,对轮廓线重构算法做了改进,以便能构造出正确的角膜表面三角形网格。

关键词:裂隙扫描;边缘提取;轮廓线重构;角膜表面

A New Approach to the Surface Reconstruction of Corneal Based on Slit-lamp Imaging

ZHUGE Bin¹ ZHAO Cong¹ ZHOU He-Qin¹ WANG Bo-Liang² FENG Huan-Qing³

¹(Department of Automation, University of Science & Technology of China, Hefei 230027)

²(Department of Computer, Xiamen University, Xiamen 361005)

³(Institute of Biomedical Engineering, University of Science & Technology of China, Hefei 230026)

Abstract: Cornea is an important part of eyeball. There are two clinical methods that are commonly used in measuring corneal shape. One is Placido-based corneal topography, and the other is Orbscan corneal topography. By using both technologies, 3D corneal surface model can not be obtained. In this paper, a new approach to the surface reconstruction of corneal based on slit-lamp imaging was proposed, which realize visualization for 3D structure of corneal anterior and posterior surface and gain the geometric parameters of its shape fast. At the meantime the results can be transferred the hypsographic map and the topography map to diagnose easily. The algorithm firstly acquires an image series using slit-lamp, secondly extracts the contour of the corneal, at last the corneal surface model is produced using algorithm of contour reconstruction. In abstracting the contour, we adopt color segmentation method according to the difference of the corneal zone. Against the concave characteristics of corneal contour, we improve the algorithm of contour reconstruction to increase the robust of algorithm and obtain the triangle mesh of corneal surface.

Key words: slit-lamp; edge extract; contours reconstruction; corneal surface

中图分类号 TP 391.41 文献标识码 A 文章编号 0258-8021(2005)03-0353-04

引言

角膜位于人眼的前端,对人的视觉十分重要。

由于它的屈光量占到眼球总屈光量的 80%^[1],其上微小的病变都会对视力产生极大的影响,因此角膜的几何特征对于眼科疾病的诊断和治疗有着非常重

收稿日期:2004-07-01,修回日期:2005-04-21。

基金项目:国家自然科学基金(60371012),福建省科技重点项目(2002Y021)和面向 21 世纪教育振兴行动计划项目的支持。

要的作用。如准分子激光角膜原位磨镶术(LASIK)是目前流行的治疗屈光不正的手术方案,它通过激光作用于角膜,改变角膜的形状,来校正屈光不正。在这类手术的术前和术后,准确获取患者角膜的几何信息对治疗具有重要意义。又如青光眼是致盲的重要原因之一,但至今仍无特效治疗手段,在青光眼发展到威胁视力之前会有眼内压升高的症状,导致角膜曲率变化,利用角膜表面三维信息可以对该疾病进行早期诊断。在临床上,为了检测角膜的病变情况,需要两种信息:全局性信息和局部性信息,而这两种信息都是和角膜几何形状相关的信息。全局性信息是通过角膜形状的最佳近似椭球来求取的几何参数,如椭球各向曲率半径;而局部性信息是对角膜上局部隆起、溃疡的判定。

目前常用的角膜造型方法是基于 Placido 盘的角膜地形图方法^[2],该方法应用于角膜曲率和形态的测量与分析。这种传统的角膜外形测定方法只能得到角膜前表面的几何信息,不能把实际角膜的表面重建出来,最终需要眼科医生根据等高线在自己的大脑里凭经验对角膜表面形状进行重建,而这需要丰富的临床经验。由于基于 Placido 盘的角膜地形图分析仪不能测量角膜后表面曲率和角膜厚度,后期发展起来了裂隙扫描角膜地形图和角膜测厚系统,该系统能对角膜前后表面曲率、角膜前后表面隆起度和角膜厚度作测量^[3]。在原有第一代裂隙扫描角膜地形图基础上结合 Placido 盘开发出的 Orbscan 系统,该系统能提供更综合的信息,便于理解角膜形态的综合变化^[4]。

传统的角膜检测方案虽然在临床应用中获得了广泛的应用,但都未能对角膜表面的三维模型进行直观地三维显示。采用厦门强本科技有限公司 YIFX-QB1A 裂隙灯图像分析系统扫描采集得到角膜图像数据,并通过软件来对角膜表面形状加以重建显示,突破了传统的角膜检测方案的二维测量方式,得到角膜前后表面的三维模型,让医生能直观、定量地观察角膜的表面形状,帮助医生做出正确诊断,使手术风险降至最低。

1 角膜三维重建算法

本课题组在裂隙灯图像的获取和分析方面做了大量的研究工作^[5,6],在此基础上提出了基于裂隙扫描图像的角膜表面三维重建算法。该算法利用狭缝光水平扫描眼球,得到角膜断层扫描序列,利用扫描序列就可对角膜表面进行建模。重建出的三维角膜

表面不仅便于医生的理解,还可获得角膜表面的几何参数。

在三维重建的问题上存在着两类算法^[7]:体绘制和面绘制。体绘制是直接体数据投射到视平面得到结果,该算法得到的图像质量高,但运算量巨大且不能对表面的几何参数进行计算。面绘制算法先对体数据中的等值面构造出多边形网格,然后利用显卡的硬件加速功能实现实时显示。在面绘制中也有两类算法,一类是直接基于三维等值面的 Marching Cubes 算法;另一类是基于二维轮廓线序列的轮廓线重构算法。轮廓线重构算法的缺点在于它难以处理复杂的三维形体表面,但对人体表面,角膜等简单表面的重建效果比较理想。用三角形网格对等值面建模后,除了可以进行实时的显示外,还非常容易计算等值面的几何信息。因此本研究采用轮廓线重建算法来对角膜表面来进行三维重建。

角膜重建的原始数据是裂隙扫描图像序列,先对其做图像处理,正确提取出每层的角膜轮廓,然后对提取出的轮廓进行层间配准^[6],最后利用轮廓线重构算法获取角膜表面的三维模型。本节先介绍裂隙扫描图像的获取和角膜轮廓的提取,之后论述针对角膜重建的二维轮廓线重构算法的实现。

1.1 裂隙扫描图像获取

裂隙灯是眼科医生必不可少的检查器械之一,主要用于对角膜和晶状体的检查。它利用狭缝光照射角膜,角膜被狭缝光照射到的区域产生高亮,通过显微镜观察角膜被照亮的区域,就得到了眼睛前部的剖面图像。用裂隙灯可以清楚地观察眼睑、结膜、巩膜、角膜前房、虹膜、瞳孔、晶状体及玻璃体前1/3,可确定病变的位置、性质、大小及其深度,因而裂隙灯是眼科医生作检查的重要工具。利用狭缝光水平扫描眼球,可以得到角膜断层扫描序列,如图1所示,利用这样的扫描图片序列就可以对角膜的外轮廓进行三维表面重建。

1.2 角膜轮廓线提取

对角膜裂隙图片进行图像处理,主要是从图像中提取角膜轮廓。从图1可以看出,在裂隙灯扫描的图像中,有感兴趣的角膜图像,还有虹膜的切面图像,同时狭缝光照射到眼睑和角膜上会产生亮斑,而亮斑又往往和角膜图像相接,这时很难用自动的方法加以分割。在角膜裂隙图像中,角膜表现为偏蓝色,虹膜偏红,而眼睑上亮斑和镜面反射产生的高光表现为白色。对这样的图像识别可以采用模式识别中的近邻法则,将图像中的像素分成四类,角膜,虹

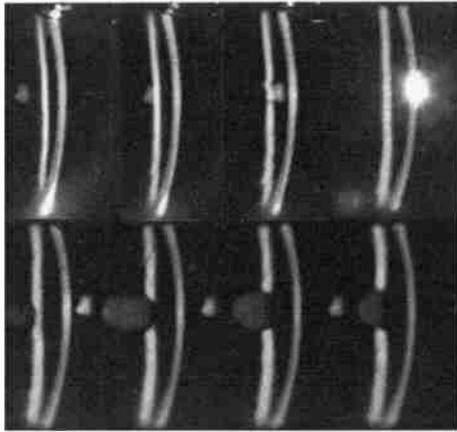


图1 裂隙灯扫描图像序列

膜,光斑和背景,取类别标志样本 $\mathbf{X} = \{ X_C, X_I, X_S, X_B \}$ 代表这四类物质,定义如下:

$$X_C = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix}, X_I = \begin{pmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix}, X_S = \begin{pmatrix} 1 \\ 1 \\ 1 \end{pmatrix}, X_B = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix};$$

对于图像中的每个像素样本 $X = (r, g, b)^T$,取其判别函数

$$g_C(X) = X - X_C; g_I(X) = X - X_I; \\ g_S(X) = X - X_S; g_B(X) = X - X_B.$$

其中 \cdot 运算符表示取模运算,判断四个判别函数的大小,把像素归类到函数值最小的类中。通过该算法可以准确的对物质进行分类,将角膜区域从裂隙扫描图像中分离出来,跟踪角膜区域得到其二维轮廓线。

1.3 角膜高光的剔除

角膜表面十分光滑,在使用裂隙灯照射时,角膜上会出现一块特别亮的区域,即所谓的“高光”。根据反射定律,对于理想镜面,入射角等于出射角,故这个高光只有在特定方向才能看到。角膜并非理想镜面,得到的高光在出射角附近都可以观察到,且亮度满足如下关系: $I = I_p K_s (\cos \theta)^n$, 其中 I_p 代表入射光的亮度, K_s 是一个反射系数,表征了角膜对入射光镜面反射的反射程度, θ 便是出射光方向和观察方向的夹角。由于角膜裂隙扫描是为了观察角膜上被裂隙光照亮的区域,相当于入射光照射到角膜的位置,所以在出射光直射观察者时,光源的像和入射光的位置共同位于出射光及其延长线上,此时高光将出现在角膜切片上,如图 2 左图所示;若观测者在出射角附近,此时高光将不在角膜裂隙切片上,如图 2 右图所示。

对于图 2 右边的情况,只要把高光辨别出来,直

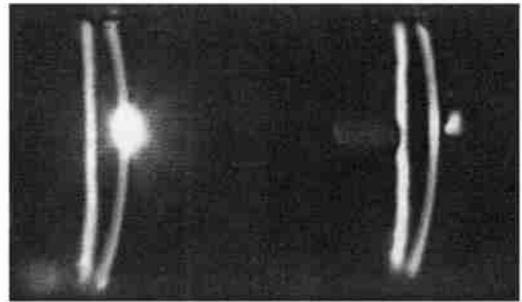


图2 角膜高光图像

接剔除即可。左边的情况则复杂得多,裂隙扫描图像中光源高亮镜像与角膜区域重叠给角膜轮廓的正确提取带来了极大的困难。通过使用样条插值的方法成功地解决了该问题,步骤如下:

1. 利用色彩分割法提取角膜区域的轮廓,包括高光区域,如图 3 左图所示。
2. 辨别高光的位置,将其所在的轮廓从角膜轮廓线中剔除。
3. 在其余的轮廓线中寻找插值点。
4. 在原高光位置利用得到的插值点进行样条插值计算,用插值出的样条曲线来代替因高光而变形的角膜轮廓,如图 3 右图所示。

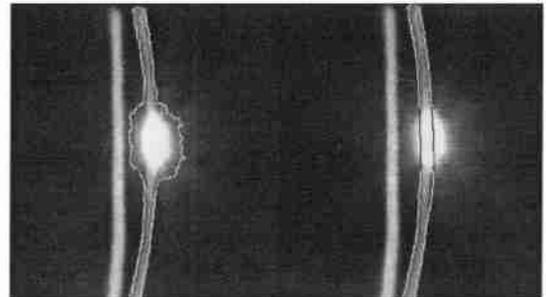


图3 角膜轮廓线提取

裂隙扫描图像中结膜处高光位于角膜的边缘;角膜边缘部分的信息对诊断意义不大,故在这里对结膜产生的高光直接剔除,不会影响角膜中心部分的图像质量。图 3 是高光与角膜区域重合时直接色彩分割得到的角膜轮廓和插值后的角膜轮廓。

1.4 三维表面模型建立

对角膜表面的三维重建采用了轮廓线重构算法^[8,9],轮廓线重构还没有能适合各类情况的通用算法。一般采用最短对角线法来构造局部最优的三角形网格,但对于一些特殊的情况会失效,需要根据重构对象的特点,对轮廓线重构算法加以改进。在角膜重建中采集到的图像层间距离较大,所以相邻两层的轮廓线的几何中心距离较远,使用简单的最短对角线法不能得到正确的结果。针对这种情况,在

构造三角网格之前需要将一条轮廓线平行移动:先为每条轮廓线生成最小外切正方形,移动上下两个轮廓的相对位置,使外切正方形的中心点相互对齐,然后再进行三角面的重建。为了保证避免变形,其后还要反变换,将各轮廓线恢复到原来的位置。

角膜表面轮廓是凹轮廓线,在进行平移后,需把闭合轮廓线分成两部分:角膜前轮廓线和角膜后轮廓线,分别得到两个闭合的凸轮廓线,这样就把单个凹轮廓线的重构问题变成多凸轮廓线的重构问题。在对两个轮廓线分别进行三维重建后,将得到角膜前后两个曲面。最后将这两个曲面合并,就得到了正确的角膜表面重建结果。

角膜轮廓序列的层片数较少,层间间距较大,使得相邻轮廓重合少,为重建带来了诸多不便。本研究针对角膜轮廓线的特点对轮廓线重构算法进行了改进,获得了正确的角膜表面三维重建结果,一组17层的裂隙扫描图像的重建结果如图4和图5所示。

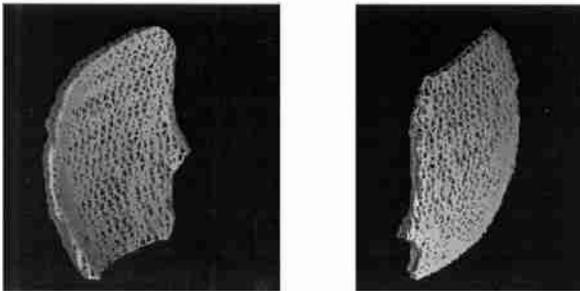


图4 角膜三角形网格模型

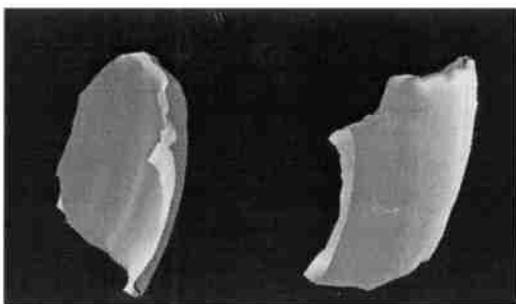


图5 角膜三维表面模型

图4是角膜前后表面的三角形网格显示效果,该网格共由1433个三角形面片构成,图5是角膜前后表面三维实体显示效果。利用显卡的硬件加速功能,可以在普通微机上对三维角膜表面进行实时的旋转,能从任意方向观察角膜表面。医生除了可以直观的对角膜表面的三维形态进行观察,还可以对角膜的前后曲面进行定量的几何参数测量。

在三维重建的基础上还可以将角膜三维表面用等高线图、地形图等传统的角膜表面表示方法来描

述角膜前后两个表面。图6是对图5中角膜前表面作的等高线图和地形图,通过如此转换显示,可以方便医生建立三维模型和等高线图及地形图的感性联系,用以往的知识来对患者做出正确的诊断。

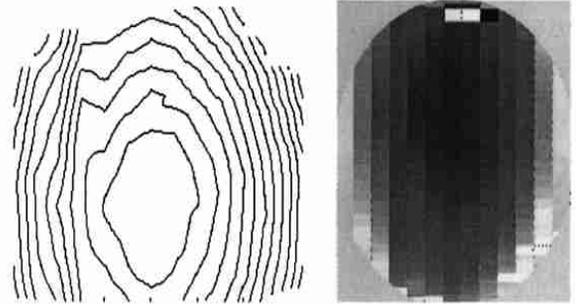


图6 角膜等高线图和地形图

2 结论

本研究结合图像处理和三维重建提出了一种基于裂隙扫描图像序列的角膜表面三维建模和显示的算法,实现了快速地获取角膜表面模型,并能直观地从任意角度显示角膜表面。该方案克服了Placido盘结果不直观的缺点,同时该方案能获得角膜前后两层表面的形状信息和几何参数,并能方便的转换成传统的等高线图和地形图。

针对角膜裂隙图像序列的重建算法目前已经得到了一个初步的实验结果,到最终的临床应用还需在以下几个方面进行改进:1. 高光问题是影响角膜重建精度的重要因素,将对裂隙灯图像采集过程作进一步改进,减少或者避免高光产生;2. 进一步提高图像序列获取的速度,避免患者在检查过程中眼球可能的运动带来的误差;3. 在一次扫描的过程中能够得到更多的图像,减小层片的间距。

参考文献

- [1] Vos FM, Spoelder HW. Visualization in corneal topography [C]. Proc. IEEE Visualization '98 Conf. Raleigh, NC, USA, ACM Press, 1998, 427 - 430.
- [2] Peter Fedor. Corneal Topography and Imaging. <http://www.emedicine.com/oph/topic711.htm> 2002.
- [3] Liu Z, Huang AJ, Flügelder SC. Evaluation of corneal thickness and topography in normal eyes using the Orbscan corneal topography system[J]. Br J Ophthalmol, 1999, 83(7): 774 - 778.
- [4] 倪海龙综述, 王勤美, 瞿佳审校. 裂隙扫描角膜地形图角膜测厚系统的临床与科研应用[J]. 眼科新进展, 2002, 22(4): 279 - 282.
- [5] 谢杰镇. 眼前节图像采集、分析、归档系统的研究与实现[D]. 厦门大学硕士论文, 2002, 16 - 34.

(下转 380 页)

- [4] Wilson BS, Finley CC, Lawson DT, *et al.* Design and evaluation of continuous interleaved sampling (CIS) processing strategy for multichannel cochlear implants [J]. *J. of Rehab. and Research and Development*, 1993, **30**:110.
- [5] Zierhofer CM, Hochmair J, Hochmair ES. Electronic design of a cochlear implant for multichannel high-rate pulsatile stimulation strategies [J]. *IEEE Trans on Reha Eng*, 1995, **3**:112.
- [6] McDermott HJ, Vandali AE, van Hoesel RJ, *et al.* A portable programmable digital sound processor for cochlear implant research [J]. *IEEE Trans on Reha Eng*, 1993, **1**:94.
- [7] McDermott HJ. An advanced multiple channel cochlear implant [J]. *IEEE Trans on Biomed Eng*, 1989, **36**:789.
- [8] McDermott HJ, McKay CM, Vandali AE. A new portable sound processor for the university of Melbourne/Nucleus Limited multielectrode cochlear implant [J]. *J Acoust Soc Am*, 1992, **91**(6):3367.
- [9] Morris LR, Barszczewski P. Algorithms, hardware and software for a digital signal processor microcomputer-based speech processor in a multielectrode cochlear implant system [J]. *IEEE Trans on Biomed Eng*, 1989, **36**:573.
- [10] Blaney PJ, Dowell RC, Clark GM. Acoustic parameters measured by a formant-estimating speech processor for a multiple-channel cochlear implant [J]. *J Acoust Soc Am*, 1987, **82**(1):38.
- [11] White RL. System design of a cochlear implant [J]. *IEEE engineering in medicine and biology*, 1987, **82**:42.
- [12] Loeb GE, Byers CL, Rabscher SJ, *et al.* Design and fabrication of experimental cochlear prosthesis [J]. *Med, & Biol Eng & Comput*, 1983, **21**:241.
- [13] Jolly CN, Spelman FA, Clopton BM. Quadrupolar stimulation for cochlear prostheses: modeling and experimental data [J]. *IEEE Trans on Biomed Eng*, 1996, **43**:857.
- [14] Agnew WF, *et al.* *Neural Protheses: Fundamental Studies*. Prentice Hall Press, 1990, 253.
- [15] 蓝宁, 肖志雄, 聂开宝, 等. 功能性电刺激的原理, 设计及应用 (一) [J]. *中国康复理论与实践*, 1997, **3**(4):152.
- [16] 曹克利, 王直中, 王开美. 16 通道人工耳蜗植入装置的原理和研制 [J]. *北京生物医学工程*, 1994, **13**(3):140.
- [17] Marr D. *Vision* [M]. W. H. Freeman and Company, 1982.
- [18] Nie Kaibao, Han Xianhua, Liu Ju. Implementation of CIS speech signal processing for cochlear implants by using Bark scale Frequency band partition [C]. 8th International Conference on Neural Information Processing, Shanghai China, November, 2001, 14 - 18.
- [19] 王卫东, 包尚联, 柯有安. 生物神经网络的信号采样机制的研究 [C]. 1997 年中国神经计算科学大会论文集, 南京: 人民邮电出版社, 1997 年 10 月:62.

(上接 352 页)

然而, 即使磁场均匀的情况下, EPI 成像过程中, 仍然会因涡流而产生 Ghost 伪影。因此, 所提出的方法在 EPI 成像技术中能有效地改善成像的质量。

4 结论

基于最小二乘法多项式拟合的二维抑制 Ghost 伪影的方法在平滑噪声的基础上能更有效地消除 EPI 成像过程中由于涡流引起的伪影。缺点是该方法会引起图像信息强度的变化及造成图像高频信息的衰减。但由于 Ghost 伪影与主图像区的密度相比较弱, 因此该方法对主图像区信号的改变不会影响对病灶的识别。

5 参考文献

- [1] Peter Kellman and Elliot R. McVeigh. Ghost Artifact Cancellation Using Phased Array Processing [J]. *Magnetic Resonance in Medicine*. 2001, **46**, 335 - 343.
- [2] Buonocore MH, Gao L. Ghost artifact reduction for each planar imaging using image phase correction [J]. *Magn. Reson. Med*, 1997, **38**, 89 - 100.
- [3] Franciszek Hennel. Image-Based Reduction of Artifacts in Multishot Echo-Planar Imaging [J]. *Journal of Magnetic Resonance*, 1998, **134**, 206 - 213.
- [4] Buonocore M H., Zhu D C. High Spatial Resolution EPI Using an Odd Number of Interleaves. *Magnetic Resonance in Medicine*, 1999, **41**, 1199 - 1205.
- [5] Bruder H, Fischer H, Reinfelder HE, *et al.* Image reconstruction for echo planar imaging with non-equidistance k-space sampling [J]. *Magnetic Resonance in Medicine*, 1992, **23**, 311 - 323.
- [6] Hu X, Lee TH. Artifact reduction in EPI with phase-encoded reference [J]. *Magn. Reson. Med*, 1996, **36**, 166 - 171.
- [7] Franciszek Hennel. Two-dimensional deghosting for EPI [J]. *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine*, 1999, **9**:134 - 137.
- [8] Zhou X, Maier JK. A new Nyquist ghost in oblique EPI [J]. *Proceedings of the ISMRM*. New York, 1996, 386.
- [9] 庄天戈. 计算机在生物医学中的应用 [M]. 科学出版社, 2001, 1.
- [8] 来元, 冯焕清, 诸葛斌. 一种用于表面重建的网络点生成算法 [J]. *计算机工程与应用*, 2002, **38**(3):83 - 84, 218.
- [9] Meyers D. Reconstruction of Surfaces from Planar Contours [D]. Ph. D. dissertation. University of Washington, 1994, 14 - 36.
- [6] 鞠颖, 王博亮, 黄晓阳, 等. 一种新的基于模型的图像配准方法及其在裂隙灯图像眼前节三维重构中的应用 [J]. *厦门大学学报(自然科学版)*, 2003, **42**(3):300 - 304.
- [7] 唐泽圣. 三维数据场可视化 [M]. 北京: 清华大学出版社, 1999, 14.

(上接 356 页)