

牙本质各向异性光扩散属性

陈庆光¹ 徐 英¹ 朱海华² 林 斌³ 陈 晖²

¹杭州电子科技大学生命信息与仪器工程学院, 浙江 杭州 310018

²浙江大学医学院附属口腔医院, 浙江 杭州 310027

³浙江大学现代光学仪器国家重点实验室国家光学仪器工程技术研究中心, 浙江 杭州 310027

摘要 以牙本质为研究对象,提出一种各向异性生物组织光学散射特性的求解方法。从能量传输角度,引入扩散张量描述扩散方程,理论推导并结合各向同性立方体组织模型的光扩散规律,提出利用点光源入射规则切片产生的前向散射光能量分布的等高线椭圆长短轴之比来表示各向异性介质扩散张量的方法。实验测试了直径 10 μm 的点光源从两方向入射牙本质正方体切片前向散射光的能量分布图像,通过数据处理与分析,获得牙本质样本的扩散张量分量比值为 $D_{yy}:D_{zz}:D_{xx}=7.49:1.3:1$ 。最后,利用有限元数值方法求解正交各向异性扩散方程,获得前向散射光的能量分布,并与实验结果相对比,验证了结果的正确性。研究结果有助于加深对牙本质光学散射属性的了解,对基于光散射理论早期诊断龋病具有借鉴意义。

关键词 散射;牙本质;各向异性;扩散张量;能量等高线

中图分类号 R318.51 **文献标识码** A **doi:** 10.3788/CJL201340.0204001

Anisotropic Light Diffusion Property of Dentin

Chen Qingguang¹ Xu Ying¹ Zhu Haihua² Lin Bin³ Chen Hui²

¹ College of Life Information Science and Instrument Engineering, Hangzhou Dianzi University, Hangzhou, Zhejiang 310018, China

² Department of Oral Medicine, Affiliated Hospital of Stomatology, School of Medicine, Zhejiang University, Hangzhou, Zhejiang 310027, China

³ State Key Laboratory of Modern Optical Instrumentation, National Research Center of Engineering and Technology for Optical Instrument, Zhejiang University, Hangzhou, Zhejiang 310027, China

Abstract Taking the dentine as the research object, a method to solve the light diffusion properties of anisotropic biological tissue is proposed. The diffusion tensor is introduced into the diffusion equation to describe the light propagation inside the tissue. Through theoretical derivation and considering light diffusion results of isotropic cubic tissue models, it is proposed that the ratio of diffusion tensor component can be expressed by ratio of long and short axes of forescattering contour ellipse incident by point light source. The experiment is performed to measure the forescattering light intensity distribution of dentine slice from two different directions incident by point light source of 10 μm diameter. The experiment result reveals that the ratio of diffusion tensor component of dentine is $D_{yy}:D_{zz}:D_{xx}=7.49:1.3:1$. The orthogonal anisotropic diffusion equation is solved by finite element analysis method using ANSYS software by setting parameters as the obtained results. The simulated results are compared with the experimental data, and the correctness is confirmed. The study can deepen the understanding of scattering properties of dental dentine and gives the reference for the early detection of dental caries based on scattering effect.

Key words scattering; dentin; anisotropic; diffusion tensor; diffusion intensity contour

OCIS codes 170.1850; 170.3660; 170.4580

收稿日期: 2012-09-07; **收到修改稿日期:** 2012-10-15

基金项目: 国家自然科学基金(61205200)、浙江省教育厅科研基金(Y201223924)和浙江省自然科学基金(LY12F01005)资助课题。

作者简介: 陈庆光(1984—),男,讲师,主要从事生物医学光学领域方面的研究。E-mail: optichen@hdu.edu.cn

1 引 言

生物组织的光学属性是光学方法应用于疾病早期诊断的基础,生物组织物质结构的改变将影响其光学参数,生物组织光学参数的探测可实现组织结构特性或功能属性的表征,进而达到疾病早期无损诊断的目的。生物组织为强散射介质,光在组织内部的传输与介质的散射属性有关。牙体组织在结构上由釉柱和牙本质小管构成,其分子具有特定的空间排布,呈现明显的各向异性属性^[1]。目前口腔医学主要是从力学角度对牙体的各向异性分布进行研究。在组织光学领域主要利用偏振光研究各向异性生物组织的结构与功能特性^[2,3],并探讨用于疾病诊断的可能性^[4,5]。目前发展的基于偏振光的龋病早期诊断技术包括偏振敏感光学相干层析术(PS-OCT)^[6]和偏振拉曼光谱技术(PRS)^[7],均是利用健康组织和龋损组织对偏振光的偏振态改变的差异,实现对龋病的早期诊断。研究发现点光源入射牙本质规则切片后,透射光能主要从邻接面出射^[8],这是由于牙本质小管对光的各向异性散射所致。目前主要集中于牙体组织光散射现象的实验测试,却较少涉及牙本质光学散射属性的研究。本文从能量传输角度对牙本质的光散射特性进行研究,根据扩散方程,理论推导并实验计算了牙本质切片的扩散张量比值。

2 各向异性扩散方程

基于辐射传输理论的扩散方程用于求解光在组织内的传输与分布,稳态情况下的各向异性扩散方程可表示为^[9]

$$\nabla \cdot \mathbf{D}(r) \nabla \Phi(r) + \mu_a(r) \Phi(r) = Q(r), \quad (1)$$

式中 $\mathbf{D}(r)$ 为扩散张量, $\mathbf{D} = \frac{1}{3} \frac{1}{(\mu_a + \mu_s) \mathbf{I} - \mu_s \mathbf{S}}$, $\Phi(r)$ 为光子密度分布, $\mu_a(r)$ 为吸收系数, $Q(r)$ 为光源的空间分布, 矩阵 \mathbf{I}, \mathbf{S} 分别为

$$\mathbf{I} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}, \quad \mathbf{S} = \begin{pmatrix} g_x & 0 & 0 \\ 0 & g_y & 0 \\ 0 & 0 & g_z \end{pmatrix}, \quad (2)$$

即扩散系数表示为张量形式。对于生物组织而言, 散射系数 μ_s 远大于吸收系数, μ_a 可近似为 0, 此时(1)式左边为

$$\nabla \cdot (\mathbf{D} \cdot \nabla \Phi) = D_{xx} \frac{\partial^2 \Phi}{\partial x^2} + D_{yy} \frac{\partial^2 \Phi}{\partial y^2} + D_{zz} \frac{\partial^2 \Phi}{\partial z^2} + 2D_{xy} \frac{\partial^2 \Phi}{\partial x \partial y} + 2D_{xz} \frac{\partial^2 \Phi}{\partial x \partial z} + 2D_{yz} \frac{\partial^2 \Phi}{\partial y \partial z}. \quad (3)$$

若生物组织的分子结构排布沿上述某一坐标轴方向时, 扩散张量的交叉项为 0, 此时(3)式可简化为

$$\nabla \cdot (\mathbf{D} \cdot \nabla \Phi) = D_{xx} \frac{\partial^2 \Phi}{\partial x^2} + D_{yy} \frac{\partial^2 \Phi}{\partial y^2} + D_{zz} \frac{\partial^2 \Phi}{\partial z^2}. \quad (4)$$

进行坐标变换

$$\begin{aligned} x' &= \sqrt{\frac{D_{yy}}{D_{xx}}} x, & y' &= y + e_y, \\ z' &= \sqrt{\frac{D_{yy}}{D_{zz}}} (z + e_z), \end{aligned} \quad (5)$$

式中 $e_y = 2D_y \frac{1+R_f}{1-R_f}, e_z = 2D_z \frac{1+R_f}{1-R_f}, D_y = \{3[\mu_a + (1-g_y)\mu_s]\}^{-1}, D_z = \{3[\mu_a + (1-g_z)\mu_s]\}^{-1}, e_y, e_z$ 为介质模型在 y 轴和 z 轴方向上的外延边界大小, $R_f \approx -1.4399n^{-2} + 0.7099n^{-1} + 0.6681 + 0.0636n$ 为相对折射率。

在新坐标系下, 可以将(4)式转化为^[10]

$$D_{yy} \nabla^2 \Phi(x', y', z') = D_{yy} \left(\frac{\partial^2 \Phi}{\partial x'^2} + \frac{\partial^2 \Phi}{\partial y'^2} + \frac{\partial^2 \Phi}{\partial z'^2} \right). \quad (6)$$

当点光源入射如图 1 所示的边长为 $2L$ 的立方体介质的上表面中心点 O 时, 假设光源作用在 xz 平面, 其坐标表示为 $(0, 0, L)$, 则扩散方程的点光源分布 $Q(r)$ 可表示为

$$Q(x, y, z, l_{yy}, L) = Q_0 \delta(x) \delta(y - l_{yy}) \delta(z - L). \quad (7)$$

在新坐标系下(7)式表示为

$$Q(x', y', z', l_{yy}, L) = Q_0 \sqrt{\frac{D_{yy}}{D_{xx}}} \delta(x') \delta(y' - e_y - l_{yy}) \sqrt{\frac{D_{yy}}{D_{zz}}} \delta \left[z' - \sqrt{\frac{D_{yy}}{D_{zz}}} (e_z + L) \right]. \quad (8)$$

令 $L' = \sqrt{\frac{D_{yy}}{D_{zz}}} (e_z + L)$, 各向异性扩散方程转换为

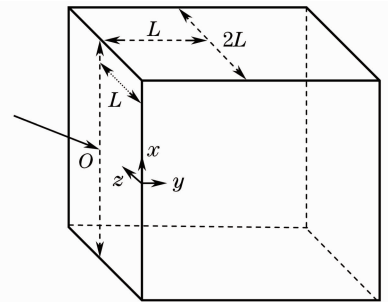


图 1 点光源入射三维组织模型图

Fig. 1 Model diagram of point source incident into 3D media

$$D' \nabla^2 \Phi(x', y', z') = Q_0 \delta(x') \delta(y' - e_y - l_{yy}) \delta(z' - L'), \quad (9)$$

式中 $D' = \sqrt{D_{xx} D_{zz}}$ 。

可见在新坐标系下,各向异性扩散方程(1)式表示为各向同性介质的(9)式。对于各向同性扩散方程,由解析解可知考察面上的扩散能量分布仅与考察点到点光源及镜像光源的距离有关^[11]。由此推断,当点光源入射立方体介质上表面中心点时,其相对透射面上的能量等高线分布为圆形,可表示为

$$x'^2 + (z' - L)^2 = C^2, \quad (10)$$

式中 C 为常数,将(5)式代入(10)式

$$\frac{x^2}{D_{xx}/D_{yy}} + \frac{(z + e_z - \sqrt{D_{zz}/D_{yy}}L)^2}{D_{zz}/D_{yy}} = C^2, \quad (11)$$

表示为椭圆形式,长短轴比为

$$r_{xz} = \sqrt{D_{xx}/D_{zz}}, \quad (12)$$

容易推导,当点光源入射在 xy 平面时,等高线椭圆的长短轴之比为

$$r_{xy} = \sqrt{D_{xx}/D_{yy}}. \quad (13)$$

在经过坐标系变换后,可以将各向异性扩散方程转化为各向同性扩散方程的表达形式,考虑前向散射光的能量等高线分布为圆形的特征,将扩散张量分量表示为前向散射光能量分布的等高线椭圆的长短轴比值形式,即散射介质的扩散张量参数可以由扩散光能量空间分布来确定。

3 实验

3.1 样本与方法

牙齿样本收集于浙江省口腔医院牙体牙髓科,采用德国 KVAO 公司的牙齿打磨机切割样本,在操作过程中保持高速旋转的打磨片单方向缓慢步进,以保证牙齿切割面平整。沿磨牙窝沟处的纵向切割

出牙本质切片,切片为 $2 \text{ mm} \times 2 \text{ mm} \times 2 \text{ mm}$ 的立方体,标记纵向为牙本质小管的方向。

为模拟理论推导过程中的点光源入射,实验采用直径为 $10 \mu\text{m}$ 的铜制小孔作为入射光阑。考虑到光在组织中的透射率,探测器的灵敏度,以及光源准直性的要求,采用 3mW 的 He-Ne 激光器作为入射光源,放置牙本质规则切片于小孔中心位置,经显微镜对透射面成像,采用电子目镜(MD300,浙江金成科技公司)采集并保存,其感光器件为互补金属氧化物半导体(CMOS),尺寸为 $1/2 \text{ inch}$ ($1 \text{ inch} = 2.54 \text{ cm}$),像素点大小为 $3.18 \mu\text{m} \times 3.18 \mu\text{m}$ 。

整体的实验装置如图 2 所示。实验中调整激光器位置,使激光垂直入射 $10 \mu\text{m}$ 的小孔,满足出射光能量最大后,放置牙齿组织切片到小孔之上,根据切片尺寸调整位置以满足点光源从切片正方形入射面的中心点垂直入射,最后,获取相对透射面的扩散光能分布,通过 USB 接口连入计算机显示并存储处理。

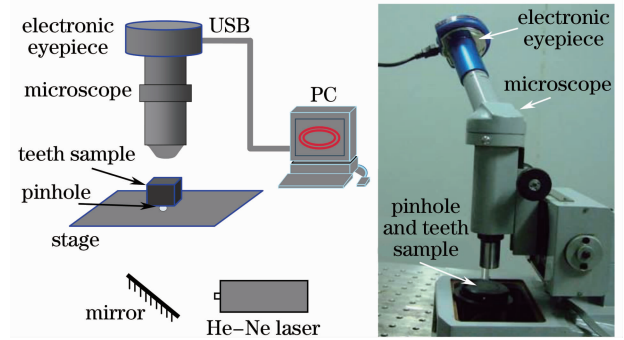


图 2 实验装置图

Fig. 2 Experimental setup

3.2 实验结果

调整牙本质切片的方向,分别获得激光入射平行和垂直于牙本质小管方向的两种透射面能量分布情况,如图 3 所示。

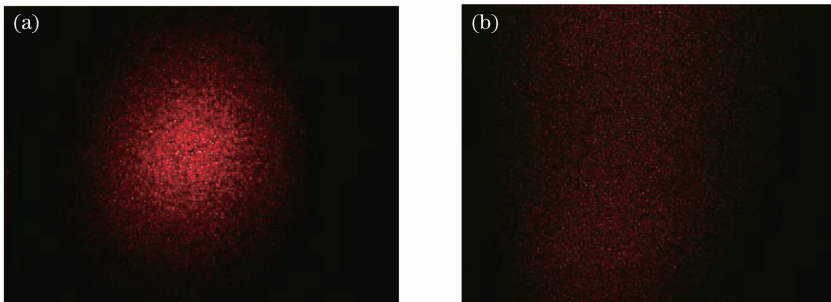


图 3 不同入射方向的光扩散分布实验结果。(a)沿牙本质小管方向;(b)垂直于牙本质小管方向

Fig. 3 Light diffusion results with different incident directions. (a) Parallel to dentin tubule; (b) perpendicular to dentin tubule

当入射光与牙本质小管平时,由于光能沿小管方向传输,在正向的出射面上,光能分布近似为圆形的弥散斑,如图 3(a)所示。但当光入射方向与牙本质小管方向相互垂直时,由于存在散射光导现象,光子在传输过程中沿牙本质小管的方向进行弥散,表现在正向透射面上,即沿牙本质小管的方向分布,出现如图 3(b)所示的情况。

3.3 实验结果处理与分析

由于光在组织中发生多重散射以及激光具有高相干性,透射面存在散斑现象。其表面的能量分布包含了组织内部的结构信息,为了分析散射能量分布,获取组织散射参数,对图像进行以下处理,如图 4 所示。

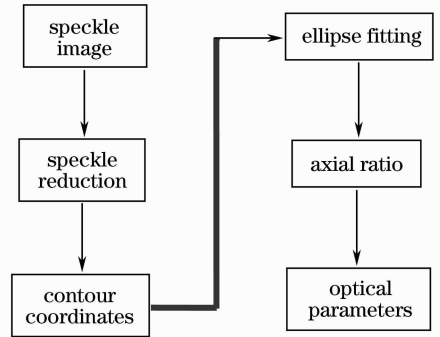


图 4 利用图像获取组织参数的处理流程

Fig. 4 Processing of tissue parameters using images

对图 3(a)所示探测结果进行低通滤波消除散斑,并绘制图像灰度为峰值的 0.2,0.4,0.6,0.8 倍 4 种情况下的等高线图形,如图 5 所示。

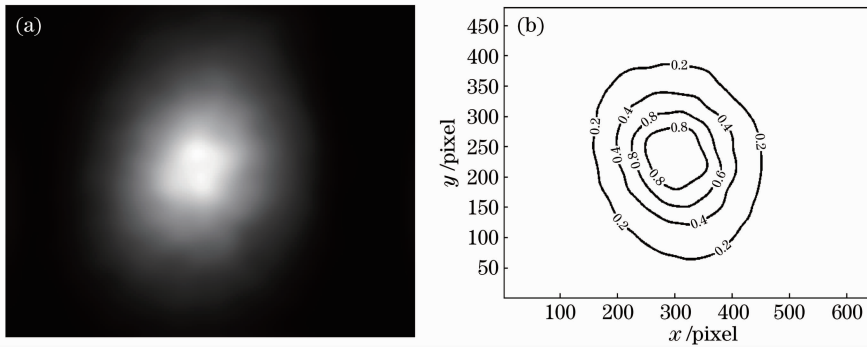


图 5 光源平行于牙本质小管的前向散射光能分布。(a)低通滤波处理结果;(b)等高线分布图

Fig. 5 Light intensity distribution of forward scattering with light source parallel to dentine tubule.

(a) Result of lowpass filtering; (b) contour distribution

在得到如图 5(b)所示等高线坐标值前提下,采用椭圆拟合算法^[12]拟合:

$$\frac{(x - X_c)^2}{A^2} + \frac{(y - Y_c)^2}{B^2} = 1. \quad (14)$$

定义牙本质小管方向为 y 轴,表 1 给出了沿 y 轴入射的 5 种等高线分布情况下的椭圆的长短轴情况。同样应用于沿 x 轴入射的情况,结果如表 2 所示。

表 1 平行于牙本质小管入射的等高线椭圆拟合参数

Table 1 Fitted elliptical parameters of contours incident parallel to dentine tubule

Contour	0.4	0.5	0.6	0.7	0.8	Average
Long axis	113.0791	96.5582	81.6694	67.1853	54.322	
Short axis	98.5014	83.5609	71.0249	59.4353	48.0909	
Long and short axis ratio	1.147995	1.155543	1.14987	1.130394	1.129569	1.142674

表 2 垂直于牙本质小管入射的等高线椭圆拟合参数

Table 2 Fitted elliptical parameters of contours incident perpendicular to dentine tubule

Contour	0.6	0.65	0.7	0.75	0.8	Average
Long axis	320.7451	300.2558	278.3975	238.1935	204.1747	
Short axis	141.7129	127.2305	111.6787	97.4317	82.5629	
Long and short axis ratio	2.263344	2.359936	2.492843	2.444723	2.472959	2.406761

结合以上实验及分析,由(12)式和(13)式可以确定

$$r_{zx} = \sqrt{D_{zz}/D_{xx}} = 1.14, \quad (15)$$

$$r_{yz} = \sqrt{D_{yy}/D_{zz}} = 2.4. \quad (16)$$

由此可确定被测牙本质切片的扩散张量的比值为 $D_{yy}:D_{zz}:D_{xx}=7.49:1.3:1$ 。

3.4 有限元数值仿真验证

为了验证采用正向散射光能分布的椭圆长短轴之比表示扩散张量的方法的正确性,在有限元数值仿真软件 ANSYS 10.0 中建立与实验样本相同的三维组织模型,在软件中设置正交各向异性的扩散

参数为 7.49,1.3,1。经过网格化,点光源中心点入射,边界设定后,数值求解正交各向异性扩散方程,考察透射面上的光散射能量分布情况。分别获得点光源从两个不同方向入射时的有限元数值求解结果、实验测试结果以及椭圆拟合结果的对比图像,如图 6 所示。

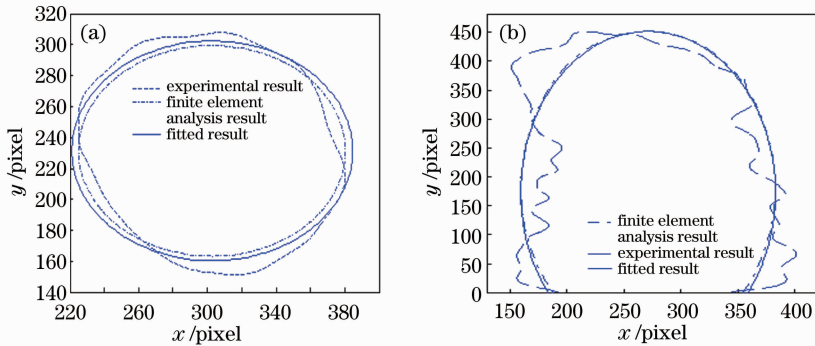


图 6 有限元数值分析结果与实验数据对比

Fig. 6 Comparison of finite element analysis result and experimental data

根据有限元结果计算等高线椭圆的长短轴比,并与实验结果比较,结果见表 3,可以发现两者基本吻合。

表 3 长短轴比的理论计算结果与实验结果对比

Table 3 Comparison of theoretical and experimental results of long and short axis

Ratio of long and short axis	y axis incident	x axis incident
Fitted result of experiment	1.142674	2.406761
Finite element result	1.1386	2.4364

4 结 论

引入扩散张量描述扩散方程,在分子排布方向与所建坐标系的某一坐标轴方向平行时,可将扩散方程简化,通过坐标变换,将各向异性扩散方程简化为各向同性扩散方程的形式,结合正方体各向同性介质的前向散射光能量分布的圆形分布规律,推导了利用前向散射光等高线椭圆的长短轴之比表示扩散张量分量的方法。对之进行测试,对牙本质切片在直径为 $10\ \mu\text{m}$ 的点光源入射下前向透射面的散射光能量进行面阵成像探测,通过低通滤波消除散斑,得到不同的等高线数据,通过椭圆拟合计算得到不同等高线椭圆的长短轴之比。为了验证所提方法的有效性,利用有限元方法数值仿真扩散方程,将仿真结果与实验结果相对比,验证了扩散张量求解方法的正确性。

参 考 文 献

- 1 Bo Huo. An inhomogeneous and anisotropic constitutive model of human dentin[J]. *J. Biomechanics*, 2005, **38**(3): 587~594
- 2 Li Wei, Zeng Nan, Yun Tianliang *et al.*. Propagation of polarized light in anisotropic scattering medium[J]. *Chinese J. Lasers*, 2009, **36**(s1): 222~224
- 3 李伟,曾楠,云天梁等. 各向异性散射介质对偏振光传播的影响[J]. *中国激光*, 2009, **36**(s1): 222~224
- 4 Peng Bo, Ding Tianhuai, Wang Peng. Simulation and experiment of light scattering properties of textile fibers[J]. *Acta Optica Sinica*, 2012, **32**(8): 0829001
- 5 彭波,丁天怀,王鹏. 纺织纤维光散射特性的模拟与实验[J]. *光学学报*, 2012, **32**(8): 0829001
- 6 Li Dongzhi, Liao Ran, Yun Tianliang *et al.*. Polarization scattering imaging of cancerous tissue[J]. *Chinese J. Lasers*, 2011, **38**(s1): s104002
- 7 李冬至,廖然,云天梁等. 癌变组织偏振光散射成像[J]. *中国激光*, 2011, **38**(s1): s104002
- 8 Zeng Nan, Jiang Xiaoyu, Gao Qiang *et al.*. Linear polarization difference imaging and its potential applications[J]. *Appl. Opt.*, 2009, **48**(35): 6734~6739
- 9 D. Fried, J. Xie, S. Shafi *et al.*. Imaging caries lesions and lesion progression with polarization sensitive optical coherence tomography[J]. *J. Biomed. Opt.*, 2002, **7**(4): 618~627
- 10 A. C. Ko, M. Hewko, M. G. Sowa *et al.*. Early dental caries detection using a fibre-optic coupled polarization-resolved Raman spectroscopic system [J]. *Opt. Express*, 2008, **16**(9): 6274~6284
- 11 A. Kienle, R. Hibst. Light guiding in biological tissue due to scattering[J]. *Phys. Rev. Lett.*, 2006, **97**(1): 018104
- 12 J. Heino, S. Arridge, J. Sikora. Anisotropic effects in highly scattering media[J]. *Phys. Rev. E*, 2003, **68**(3): 031908
- 13 P. M. Johnson, S. Faez, A. Lagendijk. Full characterization of anisotropic diffuse light [J]. *Opt. Express*, 2008, **16**(10): 7435~7446
- 14 A. Kienle. Light diffusion through a turbid parallelepiped[J]. *J. Opt. Soc. Am. A*, 2005, **22**(9): 1883~1888
- 15 R. Halir, J. Flusser. Numerically stable direct least squares fitting of ellipses[C]. The Sixth International Conference in Central Europe on Computer Graphics and Visualization, 1998, **1**: 125~132