

基于谱域 OCT 图像的人眼前节生物学参数自动测量

陈思思 朱德喜 马庆凯 沈梅晓

325027 温州医科大学眼视光学院

通信作者:沈梅晓,Email:shenmxiao7@hotmail.com

DOI:10.3760/cma.j.issn.2095-0160.2016.04.012

【摘要】 背景 超长扫描深度 OCT 可应用于人眼前节的完整成像,但是如何快速、精确地从 OCT 图像中测量得到眼前节结构的生物学参数是目前亟待解决的难题,目前尚无精确自动处理频域 OCT 图像的理想软件系统。目的 研究自行研制的软件自动测量基于超长扫描深度 OCT 图像的人眼前节生物学参数,评估软件自动化算法的精确度和重复性。方法 于 2013 年 6—7 月在温州医科大学附属眼视光医院纳入 10 名健康受检者,共 20 眼,利用自主研发的超长扫描深度 OCT 获取人眼前节图像,编写自动探测软件对原始图像进行边界分割、图像配准和光学矫正等处理,其中边界分割算法基于图像的轴向亮度梯度信息,并利用最短路径搜索原理优化边界的准确探测。利用该自动化算法获取受检者中央角膜厚度(CCT)、前房深度(ACD)、瞳孔直径(PD)、晶状体厚度(LT)、晶状体前表面曲率半径(LAC)和后表面曲率半径(LPC),通过比较自动和手动测量眼前节各参数的差异以及重复测量值,评估自动化算法的精度和重复性。结果 自动测量与手动测量的 CCT、ACD、PD、LT、LAC 和 LPC 值比较差异均无统计学意义($P=0.205, 0.167, 0.285, 0.127, 0.102, 0.074$),自动测量与手动测量各眼前节生物学参数值均有较好的一致性(均 $ICC>0.75$)。自动测量和手动测量测得的 CCT、ACD 和 LT 的重复测量值显示 $ICC>0.75$,自动测量的 PD 和 LAC 重复性($ICC=0.793, 0.872$; $COR=2.90, 5.79$)优于手动测量($ICC=0.631, 0.579$; $COR=5.62, 10.46$),但 LPC 自动测量的重复性($ICC=0.663$; $COR=6.17$)稍差于手动测量($ICC=0.794$; $COR=4.79$)。结论 本研究组研制的图像测量软件算法自动测量的眼前节生物学参数具有精确度高、重复性好和运行速度快等特点,在实时探测眼前节形态学动态变化的研究中具有重要的应用价值。

【关键词】 生物学测量/方法; 光学相干断层扫描/方法; 自动数据处理; 眼前节/解剖和组织; 重复性

基金项目: 浙江省自然科学基金项目(LY14H180007、LY13H180014)

Automated biometry of human ocular anterior segment based on spectral domain optical coherence tomography Chen Sisi, Zhu Dexi, Ma Qingkai, Shen Meixiao

School of Ophthalmology & Optometry, Wenzhou Medical University, Wenzhou 325027, China

Corresponding author: Shen Meixiao, Email: shenmxiao7@hotmail.com

[Abstract] **Background** Ultra-long scan depth OCT can achieve imaging of full range of human ocular anterior segment. However, the measurement of the dimension of anterior segment from the OCT image with high speed and precision is a challenge at present. The software of automatic data processing is still lack in analyzing spectral domain OCT. **Objective** This study was to perform the automatic biometry and data processing of human ocular anterior segment OCT image by using self-developed automatic detection software and evaluate the accuracy and repeatability of this method. **Methods** Twenty eyes of 10 normal subjects were included in Eye Hospital of Wenzhou Medical University from June to July 2013. The OCT image of anterior eye segments were obtained with custom-made ultra-long scan depth OCT under the informed consent. An automatic software algorithm was developed for the biometric measurement on these OCT images, including boundary segmentation, image registration and optical correction of OCT images. The boundary segmentation algorithm utilized the axial gradient information of OCT images and the shortest path search principal based on the dynamic programming to optimize edge finding. Central corneal thickness (CCT), anterior chamber depth (ACD), pupil diameter (PD), lens thickness (LT), radius of lens anterior curvatures (LAC) and radius of lens of posterior curvatures (LPC) were automatically and manually measured, and the validity of automatic detection algorithm was assessed by calculating the intraclass correlation coefficient (ICC) between the automatic and manual measurements, and the repeatability was validated by calculating the coefficient of repeatability (COR) between repeated measurement. This study was approved by the Ethic Committee of Wenzhou Medical University and informed consent was obtained from all subjects. **Results** There were no significant

differences in the results of CCT,ACD,PD,LT,LAC and LPC between the automatic and manual measurements ($P=0.205, 0.167, 0.285, 0.127, 0.102, 0.074$). The results were consistent between automatic and manual measurements (all at $ICC>0.75$). The repeated measurement values were consistent in CCT,ACD and LT in both automatic and manual modes (all at $ICC>0.75$). The reproducibilities of automatic biometry in PD and LAC ($ICC=0.793, 0.872; COR=2.90, 5.79$) were better than those of manual mode ($ICC=0.631, 0.579; COR=5.62, 10.46$); while the reproducibility of automatic biometry in LPC ($ICC=0.663; COR=6.17$) was lower than that of manual mode ($ICC=0.794, COR=4.79$). **Conclusions** Self-developed automatic detection software appears to be accurate and repeatable in measuring dimension of spectral domain OCT images. This automatic software algorithm can be used for the biometry and monitor of human ocular anterior segment.

[Key words] Biometry/methods; Tomography, optical coherence/methods; Automatic data processing; Anterior eye segment/anatomy&histology; Reproducibility

Fund program: Zhejiang Provincial Natural Science Foundation (LY14H180007, LY13H180014)

精确测量人眼晶状体形状和厚度、眼内主要屈光界面之间的距离及其动态变化是研究人眼调节发生机制的重要途径^[1]。目前已报道的可用于人眼前节成像和形态参数测量的技术有 Scheimpflug 摄影、超声生物显微镜和 OCT^[2-9], 其中 OCT 技术具有高分辨率、高成像速度和高灵敏度等特点, 在人眼生物学测量和调节机制的研究中具有更好的应用前景。近年来, 谱域 OCT 技术在增加扫描深度方面取得较大的进展, 可获取从人眼角膜到晶状体后表面的完整眼前节图像。但是, 相关的图像处理软件却远远落后于测量硬件的发展, 从而限制了超长扫描深度谱域 OCT 在眼科临床和科研领域的进一步应用。最新基于图论和动态规划算法已经能够实现对角膜和视网膜 OCT 图像进行自动边界探测^[10-12], 但是晶状体 OCT 图像的相关处理和量化仍是难题。本课题组开发的基于图论和动态规划算法的图像处理软件可用于自动探测由自行研发的谱域 OCT (扫描深度为 12 mm) 获取的人眼前节图像的测量, 以获取包含晶状体在内的眼前节生物学参数, 为深入研究调节机制奠定基础。

1 资料与方法

1.1 一般资料

纳入 2013 年 6—7 月在温州医科大学附属眼视光医院就诊的 10 名健康受试者, 共 20 眼, 其中男 4 人 8 眼, 女 6 人 12 眼; 平均年龄 (25.7 ± 2.6) 岁。本研究通过温州医科大学伦理委员会批准, 并遵守赫尔辛基宣言原则, 所有受试者入选前均被告知实验目的并签署知情同意书。

1.2 方法

1.2.1 图像采集 本研究使用自行研发的超长扫描深度谱域 OCT 系统进行眼前节图像采集。采用中心波长 840 nm 的超辐射发光二极管 (superluminescent diode, SLD) (美国 InPhenix 公司) 为光源, 光谱带宽为

50 nm。干涉信号经全息光栅型分光光谱仪分光后, 由 4 096 像素的线阵 CMOS 相机 (Sprint SPL4096-140k, 德国 Basler 公司) 进行数据采集, 实测轴向组织深度为 10.4 μm 。OCT 系统利用 2 个不同光程差参考臂光路的快速切换技术, 分别获取角膜和晶状体后表面的清晰图像, 并通过图像叠加实现 11.9 mm 的超长深度扫描成像。参照文献 [13] 中描述的方法, 设置 E 字固视光路, 通过 45° 放置的热镜与 OCT 探测臂光路耦合, 以调整眼在测试时的角度。采用自行研发的超长扫描深度谱域 OCT 系统采集 20 眼的眼前节图像, 每眼重复拍摄 2 次。

1.2.2 图像处理 由于探测光路中光谱仪分辨率的限制, 谱域 OCT 的缺点是图像信噪比随着远离零光程差面 (optical path difference, OPD) 而逐渐降低。本 OCT 系统采用参考臂光路快速切换技术, 获取 2 帧具有不同零 OPD 位置的 OCT 图像 (图 1)。编写程序自动提取 2 帧图中各屈光界面的边界, 并利用共有的组织结构, 如虹膜进行图像配准, 实现全部 11.9 mm 深度范围内的高信噪比成像。最后基于斯涅耳光学原理, 根据已经提取的各光学折射界面数据, 校正眼前节 OCT 图像中由于入射平行光在组织界面上发生折射而引起的图像失真^[3, 6, 14-16]。

1.2.2.1 预处理 原始 OCT 图像首先经中频滤波器降低背景噪声; 再计算噪声区域内的平均值和标准偏差, 得到强度偏移量, 通过强度信息相减进一步增强界

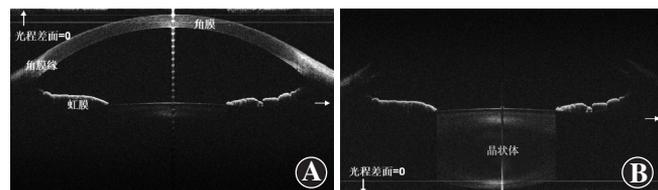


图 1 超长扫描深度谱域 OCT 的眼前节成像 A:角膜 OCT 图像 光程差面位于角膜附近 (箭头) B:晶状体后表面 OCT 图像 光程差面位于晶状体后表面附近 (箭头)

面信息,提高图像对比度,并消除因角膜顶点反光引起的水平亮线,得到优化的 OCT 图像(图 2A,B)。

1.2.2.2 边界分割 基于动态规划优化算法,并利用图像的亮度梯度信息和最短路径搜索原理实现图像的边界分割。第 1 步,获取轴向信号的强度梯度图。计算梯度时,采用从高亮度到低亮度和从低亮度到高亮度的双向计算,从而准确提取边界。第 2 步,构建基于各节点(图像上的各像素)代价分布的图样。该节点代价函数是轴向梯度值和其他信息,如图像强度的线性组合,表达公式(1):

$$C(i,j) = w_1 \cdot Axial(i,j) + w_2 \cdot Others(i,j) \dots\dots (1)$$

其中 $C(i,j)$ 为节点代价分布值; i,j 分别表示 X、Y 方向的像素坐标索引,最大值分别为 m 和 n ; w_1 和 w_2 为相应权重。 $Axial(i,j)$ 表示轴向信号强度梯度值, $Others(i,j)$ 是原始图像的强度值。然后通过动态规划,找到起始节点到终端节点的最小权重路径。对于 $m \times n$ 像素的图像,利用动态规划定义目标函数,进而搜索最短路径的算法如公式(2)^[17]:

$$d_j(i) = \min_{i=2\dots m-1} \left\{ \begin{matrix} d_{j-1}(i-1) + C(i-1,j-1) \\ d_{j-1}(i) + C(i,j-1) \\ d_{j-1}(i+1) + C(i+1,j-1) \end{matrix} \right\}, j=2,3,\dots,n \dots (2)$$

其中 $d_j(i)$ 表示到达节点 (i,j) 的最短路径目标函数。

预处理后的 OCT 图像利用中心点的轴向强度分布,初步确定角膜和晶状体表面的位置。为了减少运算时间,最短路径的有效搜索区域仅限于界面的附近区域。比如,为了确定虹膜和晶状体的前表面边界,可以仅搜索晶状体前表面周围的较小范围(图 2 C,D)。确定搜索区域后,利用动态规划方法和递归算法寻找该区域内所有像素点的最短路径,探测得到 2 帧图中的所有组织界面(图 2E~H)。

1.2.2.3 基于配准算法的图像叠加 为了获得全深度的眼前节图像,可利用角膜 OCT 图像和晶状体后表面 OCT 图像中共同显示的虹膜和晶状体前表面信息,实现对 2 帧图像的配准和叠加。提取每帧图中的虹膜和晶状体表面轮廓,并转换为一维曲线数据。为了消除 2 帧图之间的位置偏移,需要对其中一帧图进行旋转(θ)和平移(t_x, t_y)处理(忽略形变误差)。利用公式(4)计算 N 个重叠像素点坐标的均方差(sum of squared differences, SSD),用于评估配准精度。变换行列式为公式(3)和公式(4):

$$\begin{pmatrix} x \\ y \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} t_x \\ t_y \\ 1 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} \cos\theta & -\sin\theta & 0 \\ \sin\theta & \cos\theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x' \\ y' \\ 1 \end{pmatrix} \dots\dots\dots (3)$$

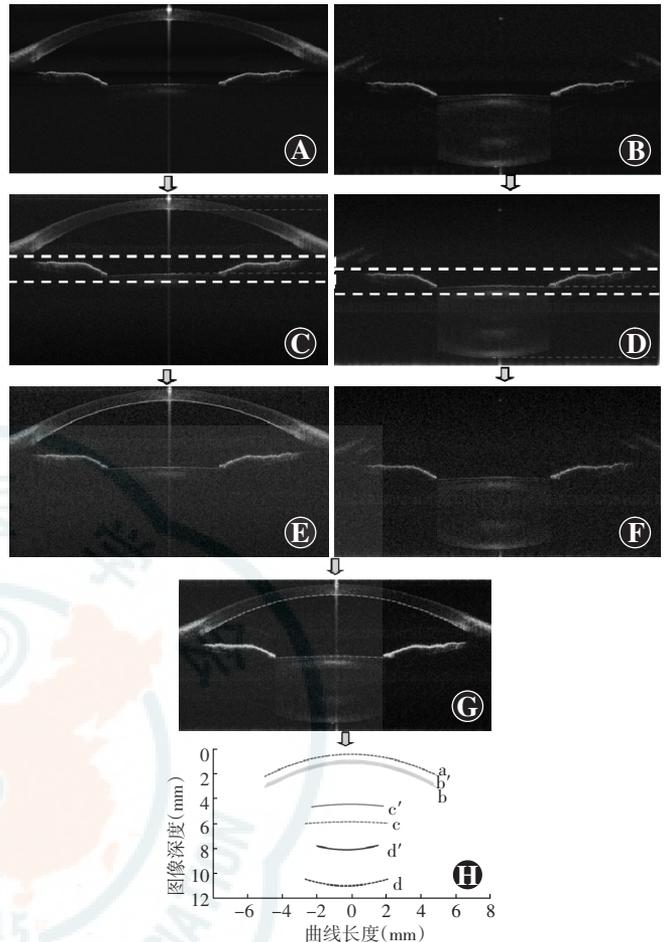


图 2 眼前节生物参数自动探测的图像处理流程 A:原始 OCT 图像经预处理去除背景噪声 B:预处理后消除因角膜顶点反光引起的水平亮线 C:利用眼前节 OCT 图像中顶点位置的轴向强度确定角膜、虹膜和晶状体前表面(虚线区域为探测虹膜和晶状体前表面时的搜索区域) D:晶状体表面的位置 确定虹膜和晶状体位置(虚线区域为探测虹膜和晶状体前表面时的搜索区域) E:图像的边界分割处理,分别探测出角膜前后表面、虹膜前表面和晶状体前表面 F:显示虹膜前表面和晶状体前后表面 G:配准、叠加后的完整眼前节图像 H:图像尺寸矫正 a、b、c、d 为矫正前的各屈光界面轮廓,a'、b'、c'、d' 为对应界面矫正后的轮廓

$$SSD = \frac{1}{N} \sum_i |A(i) - B(i)|^2 \dots\dots\dots (4)$$

公式(3)中 x', y' 和 x, y 分别是原始像素点和目标像素点的坐标值,公式(4)中 $A(i)$ 和 $B(i)$ 分别是其中原图 2 和经公式(3)转换后的重叠特征点的坐标值。当 SSD 低于预设值或达到最大的迭代次数时,表明图像配准完成。图 3A 和图 3B 分别为角膜 OCT 图像和晶状体后表面 OCT 图像的虹膜和晶状体前表面轮廓,图像转换前,2 帧图中的虹膜和晶状体前表面轮廓不匹配(图 3C)。通过优化 SSD 参数,找到最佳的旋转角度和平移量,使 2 条表面轮廓线基本重合(图 3D)。以重合的轮廓线作为特征标识,就可以对 2 帧图像进行准确配准和叠加,从而实现从角膜前表面到晶状体后表面完整清晰的图像。

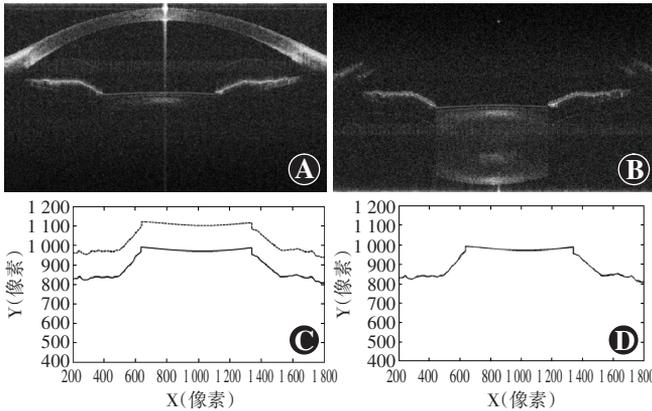


图 3 OCT 图像配准过程 A、B:角膜 OCT 图像和晶状体后表面 OCT 图像的虹膜和晶状体前表面边界探测(实线) C:未配准的角膜 OCT 图像(虚线)和晶状体后表面 OCT 图像(实线)的虹膜和晶状体前表面边界轮廓线 D:配准、叠加后的虹膜和晶状体前表面边界轮廓线

1.2.2.4 图像光学矫正 为了矫正探测光在弯曲界面上折射而产生的图像失真,我们开发了一套基于斯涅耳原理的矫正算法。该算法已经在模型眼(OEMI-7,美国Ocular® Instruments公司)的OCT成像中得到验证^[3,6]。矫正算法中本研究使用依据文献^[18]中人眼各组织在840 nm波长下的折射率角膜为1.387、房水为1.342和晶状体为1.415的参数。

1.2.3 眼前节生物学参数的计算 基于以上图像处理测量得到眼前节的所有形态学参数,包括中央角膜厚度(central corneal thickness, CCT)、前房深度(anterior chamber depth, ACD)、瞳孔直径(pupil diameter, PD)、晶状体水平截面的前表面曲率半径(radius of lens anterior curvatures, LAC)、后表面曲率半径(radius of lens of posterior curvatures LPC)和晶状体厚度(lens thickness, LT)。使用自动探测算法得到眼前节生物学参数,同时采用专业软件J-OCT^[6,9]对OCT图形进行矫正,手动测量眼前节生物学参数。任意取10眼行OCT重复扫描,测试各测量方法的重复性。

1.3 统计学方法

采用 Microsoft Excel 2013 统计学软件(美国 Microsoft 公司)进行统计分析。本研究中测量的眼前节生物学参数经 W 检验呈正态分布,以 $\bar{x} \pm s$ 表示。自动测量与手动测量眼前节各生物学参数的差异比较采用配对 t 检验。计算自动和手动探测结果的组内相关系数(intraclass correlation coefficient, ICC)、平均差值及 95% 可信区间(confidence interval, CI); ICC < 0.45 表示测量信度较差, ICC > 0.75 表示测量信度好;计算并比较自动和手动重复测量值的平均重复性系数(coefficient of repeatability, COR)。P < 0.05 为差异有

统计学意义。

2 结果

2.1 自动测量与手动测量各眼前节生物学参数的一致性

自动测量和手动测量各眼前节生物学参数的比较,差异均无统计学意义(均 P > 0.05)。自动测量和手动测量的 CCT、ACD、LT、PD、LAC 和 LPC 的最大差值和 95% CI 见表 1,自动测量和手动测量测得各参数的 ICC 均 > 0.75(表 1)。

表 1 眼前节生物学参数的自动测量和手动测量结果比较

测量参数	眼数	自动测量 ($\bar{x} \pm s, \mu\text{m}$)	手动测量 ($\bar{x} \pm s, \mu\text{m}$)	差值 ($\bar{x} \pm s, \mu\text{m}$)	P	95% CI (μm)	ICC
CCT	20	518 ± 30	526 ± 33	-8 ± 9	0.205	-26- 9	0.962
ACD	20	3 401 ± 224	3 343 ± 234	57 ± 36	0.167	-14- 129	0.979
LT	20	3 709 ± 153	3 687 ± 124	22 ± 61	0.127	-63- 177	0.946
PD	20	5 042 ± 294	4 948 ± 346	93 ± 219	0.285	-335- 522	0.854
LAC	20	11 128 ± 1 527	10 925 ± 1 507	203 ± 527	0.102	-831- 1 236	0.983
LPC	20	5 289 ± 461	5 115 ± 392	173 ± 350	0.074	-513- 860	0.929

注:CCT:中央角膜厚度;ACD:前房深度;LT:晶状体厚度;PD:瞳孔直径;LAC:晶状体前表面曲率半径;LPC:晶状体后表面曲率半径;CI:可信区间;ICC:组内相关系数

2.2 自动测量与手动测量各眼前节生物学参数的重复性

各测量方法的重复测量值之间差异均无统计学意义(均 P < 0.05), CCT、ACD 和 LT 自动测量的重复性与手动测量相似, ICC 值均 > 0.75, CORs 为 0.90% ~ 2.14%。自动测量 PD 值的 ICC 和 COR 分别为 0.793 和 2.90, 分别优于手动测量的 0.631 和 5.62; 自动测量 LAC 值的 ICC 高于手动测量, 而 COR 明显低于手动测量, 此外, 各测量方法的比较结果显示自动测量和手动测量均具有较好稳定性(表 2)。

表 2 眼前节生物学参数的自动测量和手动测量重复性统计数据

测量参数	样本量	自动测量重复性				手动测量重复性			
		ICC	COR	差值 ($\bar{x} \pm s, \mu\text{m}$)	P	ICC	COR	差值 ($\bar{x} \pm s, \mu\text{m}$)	P
CCT	10	0.985	1.07	-1 ± 8	0.729	0.987	0.90	-5 ± 6	0.045
ACD	10	0.990	1.06	-14 ± 47	0.385	0.989	1.04	-3 ± 54	0.870
LT	10	0.831	2.14	-40 ± 118	0.312	0.809	1.66	-29 ± 102	0.398
PD	10	0.793	2.90	-86 ± 246	0.295	0.631	5.62	-86 ± 370	0.482
LAC	10	0.872	5.79	26 ± 1 099	0.942	0.579	10.46	77 ± 1 721	0.890
LPC	10	0.663	6.17	211 ± 449	0.170	0.794	4.79	-122 ± 324	0.265

注:CCT:中央角膜厚度;ACD:前房深度;LT:晶状体厚度;PD:瞳孔直径;LAC:晶状体前表面曲率半径;LPC:晶状体后表面曲率半径;ICC:组内相关系数;COR:重复性系数

[20] Dai C, Zhou C, Fan S, et al. Optical coherence tomography for whole eye segment imaging [J]. Opt Express, 2012, 20 (6) : 6109-6115. DOI: 10.1364/OE.20.006109.

[21] Grukowski I, Liu JJ, Potsaid B, et al. Retinal, anterior segment and full eye imaging using ultrahigh speed swept source OCT with vertical-cavity surface emitting lasers [J]. Biomed Opt Express, 2012, 3 (11) :

2733-2751. DOI:10.1364/BOE.3.002733.

(收稿日期:2015-10-11)

(本文编辑:刘艳 张宇)

· 病例报告 ·

肾移植术后眼眶原发性多形性腺癌并文献复习

郭寅 马建民

100730 北京,北京同仁眼科中心 首都医科大学附属北京同仁医院 北京市眼科学与视觉科学重点实验室

通信作者:马建民,Email:jmma@sina.com

DOI:10.3760/cma.j.issn.2095-0160.2016.04.013

基金项目:国家自然科学基金项目(81170875);北京市卫生系统高层次卫生技术人才培养计划课题项目(2011-3-041)

患者,女,68岁,因右眼眼球突出3个月余,偶伴头痛到首都医科大学附属北京同仁医院眼科就诊,以右眼眶内肿物(恶性病变可能性大)收治入院。既往史:2007年因尿毒症行肾移植术,术后继发高血压,应用降压药物后血压控制于130~140/85~90 mmHg(1 mmHg=0.133 kPa),目前仍口服环孢素A每日60 mg,吗替麦考酚酯每日0.5 g。眼科检查:视力右眼0.15,左眼0.2;眼压右眼15 mmHg,左眼14 mmHg。双眼角膜透明,晶状体轻度混浊,眼底未见异常。右眼眼球突出,各方向运动

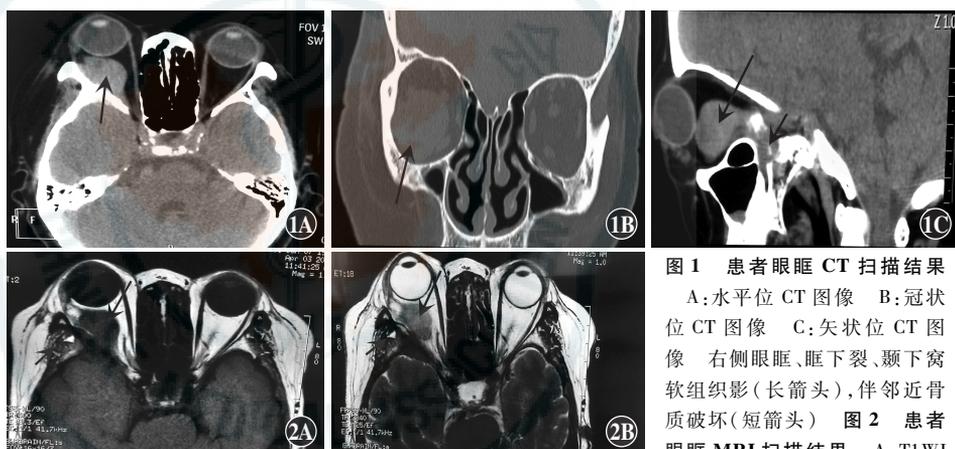


图1 患者眼眶CT扫描结果 A:水平位CT图像 B:冠状位CT图像 C:矢状位CT图像 右侧眼眶、眶下裂、颞下窝软组织影(长箭头),伴邻近骨质破坏(短箭头) 图2 患者眼眶MRI扫描结果 A:T1WI

图像 B:T2WI图像 右侧眼眶外下象限占位性病变(长箭头),累及眶外壁及颞下窝(短箭头),提示恶性病变的可能性大

均受限,眼睑及结膜充血、水肿,内眦部球结膜可见一红色肿物,大小约5 mm×10 mm,表面光滑,活动度差。眼眶CT扫描显示,右侧眼眶、眶下裂、颞下窝软组织影,伴邻近骨质破坏,考虑为原发性恶性肿瘤(图1)。眼眶MRI扫描显示,右侧眼眶外下象限占位性病变,累及眶外壁及颞下窝,提示恶性病变的可能性大,建议结合全身检查和临床征象排除转移瘤(图2)。全身PET-CT检查显示:(1)右侧眼球后方软组织密度结节影,代谢增高,提示恶性病变的可能性大;(2)两侧甲状腺多发低密度结节影,无代谢增高,提示良性结节的可能性大;(3)右侧叶间胸膜旁小结节影,无代谢增高,提示良性结节的可能性大,两肺多发索条影,两侧肺门多发淋巴结影,代谢增高,提示反应性增生的可能性大;(4)肾移植术后改变,盆腔内巨大囊样低密度影,代谢缺少,提示卵巢囊肿的可能性大;(5)脑部PET/CT像未发现明显异常高代谢征象。入院诊断:右眼眶内肿物(恶性病变可能性大);双眼年龄相关性白内障;肾移植术后;继发性高血压。患者入院后全身麻醉下行右眼眶内肿物切除术。术中见肿物呈暗红色鱼肉样外观,边界不清,与下直肌、外直肌等周围组织粘连紧密。术后给予抗炎、止血、镇痛治疗,切口愈合好,术后7 d拆线,出院后根据患者具体情况,建议进一步行放射治

疗。病理组织学检查结果证实,右眼眶内肿物的形态符合多形性低度恶性腺癌(polymorphous low-grade adenocarcinoma, PLGA)表现;免疫组织化学检测结果显示CK部分(+),CAM5.2部分(+),EMA部分(+),Vimentin(+),癌胚抗原(carcino embryonic antigen,CEA)(-),血管内皮中CD34(+),血管内皮中CD31(+),血管内皮中因子Ⅷ(+),AAT部分(+),CD68少许(+),S-100(-),Bcl-2(-),p53少许(+),Ki-67指数约为10%,血管中平滑肌肌动蛋白(smooth muscle actin,SMA)(+),34βE12(-),Calponin(-),GFAP(-),p63少量(+),Galectin-3部分(+),糖原染色(schiff periodic acid shiff,PAS)部分(+)

讨论:PLGA也称小叶性或终末导管癌,是一种罕见的涎腺肿瘤,多发于小涎腺^[1-2],腭部也为好发部位,腮腺少见^[3],其他部位,如扁桃腺^[4]、上颌窦^[5]及鼻咽部^[6]PLGA也曾有个案报道。PLGA多无包膜,呈浸润性生长,组织病理学特点是细胞形态较单一,肿瘤细胞体积小至中等,有深染、均一的核,核分裂象和坏死不常见。PLGA的组织结构具有多样性,典型特点如下:(1)实性团块,周围有纤维性间质包绕;(2)筛状区域;(3)细胞排列成条索或束状,有时呈同心圆状,围绕小的神经纤维或血管排列,也可形成实性漩涡;(4)导管样结构;(5)乳头