

# 1 310 nm 波长谱域 OCT 用于睫状肌成像的可行性探讨

李明 崔乐乐 朱德喜 沈梅晓 王建华 吕帆

**【摘要】** 目的 探测 1 310 nm 波长谱域 OCT 对人眼睫状肌成像的可行性。方法 前瞻性实验研究。本实验收集了 3 位非老视健康受检者。采用 1 310 nm 波长谱域 OCT 来测量受检者调节放松和最大调节状态下的左眼颞侧睫状肌。然后采用自行设计的软件对 OCT 图像进行矫正和数据分析。实验得到的睫状体数据信息包括巩膜突后 1 mm(CMT1)、2 mm(CMT2)和 3 mm(CMT3)处的睫状肌厚度,睫状肌最大厚度(CMTM),巩膜突后 1 mm 以内的睫状肌面积(CMA1),巩膜突后 1~2 mm 之间的睫状肌面积(CMA2)和巩膜突后 2~3 mm 之间的睫状肌面积(CMA3)。**结果** 在调节放松和最大调节状态下,1 310 nm 波长谱域 OCT 系统均能够获得睫状肌的清晰图像。从这些图像中能够很好地分辨出睫状肌的边界,并可以顺利地进行图像的矫正和数据分析。从 3 位受检者的结果看,在调节放松状态下,睫状肌的最大厚度和巩膜突后 1、2 mm 处的厚度要比最大调节状态下薄,而巩膜突后 3 mm 处的睫状肌厚度要比最大调节状态下厚。在面积方面,调节放松时 CMA1、CMA2 要比最大调节时小,而 CMA3 要比最大调节时大。**结论** 1 310 nm 波长谱域 OCT 的非接触性、非侵入性、实时和高分辨率成像特点可能在睫状肌测量方面具有良好的应用前景。

**【关键词】** 睫状肌; 体层摄影术,光学相干; 调节,眼

**The visualization of the ciliary muscle using 1 310 nm wavelength spectral domain optical coherence tomography** Li Ming\*, Cui Lele, Zhu Dexi, Shen Meixiao, Wang Jianhua, Lyu Fan.  
\* School of Ophthalmology and Optometry, Eye Hospital of Wenzhou Medical University, Wenzhou 325027, China

Corresponding author: Wang Jianhua, Email: jwang3@med.miami.edu

**【Abstract】 Objective** To demonstrate the feasibility of visualizing the ciliary muscle using 1 310 nm wavelength spectral domain optical coherence tomography (OCT). **Methods** Experimental study. Three normal presbyopic subjects were recruited. 1 310 nm spectral domain OCT was used to image the temporal ciliary muscles of the left eyes in relaxed-accommodative and maximum-accommodative states. Custom software was used to correct and process OCT images. The thicknesses of the ciliary muscle 1 mm, 2 mm and 3 mm posterior to the scleral spur (CMT1, CMT2, CMT3) and the maximum thickness of the ciliary muscle (CMTM) were measured. The area of the ciliary muscle anterior to the CMT1 line served as CMA1. Similarly, the areas of the ciliary muscle between the CMT1 and CMT2 lines and between the CMT2 and CMT3 lines were defined as CMA2 and CMA3, respectively. **Results** The high-resolution images of ciliary muscles were clearly captured in two different accommodative states. The boundaries of the ciliary muscle were easily visualized, and the custom software was feasible for the correction and analysis of the images. CMTM, CMT1 and CMT2 in the relaxed-accommodative state were thinner than in the maximum-accommodative state. In contrast, CMT3 in the relaxed-accommodative state was thicker than in the maximum-accommodative state. Similarly, CMA1 and CMA2, but not CMA3, were decreased in the relaxed-accommodative state as compared to the maximum-accommodative state. **Conclusion** 1 310 nm spectral domain OCT is a potentially promising technique for non-contact, non-invasive, real-time and high-resolution imaging of the ciliary muscle in human eyes.

**【Key words】** Ciliary muscle; Tomography, optical coherence; Accommodation, eye

DOI:10.3760/cma.j.issn.1674-845X.2014.12.007

基金项目:国家自然科学基金(81400374);浙江省自然科学基金(LQ14H120004、LY13H180014);浙江省医药卫生科技计划(2013KYA132);NIH Center Grant P30 EY014801

作者单位:325027 温州医科大学附属眼视光医院 眼视光学院(李明、崔乐乐、朱德喜、沈梅晓、吕帆);33136 美国佛罗里达州,迈阿密大学 Bascom Palmer 眼科研究所(王建华)

通信作者:王建华,Email:jwang3@med.miami.edu

由于人眼睫状肌与调节机制<sup>[1]</sup>和屈光不正之间<sup>[2]</sup>存在着一定的联系,使得睫状肌的形态以及调节时的参数变化成为研究热点。尽管离体研究进一步推进了人眼和灵长类动物眼的调节研究,但尸体本身的组织变化<sup>[3-4]</sup>、局部缺血<sup>[5]</sup>对研究结果细微的影响仍不得而知,因此对睫状体的形态和调节变化进行活体研究就显得很有必要。但是由于眼球虹膜和巩膜的阻挡,睫状体所在位置影响了研究人员对其形态和调节变化的活体观察。目前,UBM 和 MRI 可以用于活体观察和研究人眼睫状肌横截面参数<sup>[4,6-8]</sup>。但 UBM 是一项接触性检查,操作相对困难,并且在检查过程中要求被检查者处于仰卧位<sup>[9]</sup>,MRI 的检查精度相对不高,且仪器价格相对昂贵,在检查过程中对调节的调控难以精确把握,且被检者也需要仰卧,这些都有可能影响测量结果。

眼前节时域 OCT(AS-OCT)是一种可以测量包括睫状肌<sup>[10-13]</sup>在内的眼前节参数的新技术。这种技术在检查过程中不需要接触眼球,同时被检者可采用坐位。很多学者已将其应用于测量调节时的前房深度、晶状体厚度和房角等<sup>[14]</sup>相关参数的变化。随着技术的进步,拥有更清晰和更快成像速度的谱域 OCT 开始出现。那么谱域 OCT 是否可以用于测量睫状肌呢?本实验的目的就是初步应用 1310 nm 波长谱域 OCT 进行睫状肌成像,分析其可行性。

## 1 对象与方法

### 1.1 对象

前瞻性实验研究。此研究已获得了美国迈阿密大学伦理委员会的批准。3 位受检者在正式入选本研究之前,均听取了研究人员对本实验相关情况的详细介绍和解释,并签署了知情同意书。这项研究的整个过程都遵循赫尔辛基宣言的相关要求。这 3 位受检者在入选本实验之前经过了严格的筛查。这些筛查内容包括:全身和眼部病史询问、屈光不正和调节状态询问、UCVA 和 BCVA 检查、眼部裂隙灯显微镜检查。筛查结果显示 3 位受检者的 BCVA 均达到 5.0,并无与调节相关的全身和眼部病史,裂隙灯显微镜眼部检查并未发现异常,且调节能力正常,尚未出现老视。

### 1.2 仪器

本实验所使用的 1310 nm 谱域 OCT 系统是在 Bioptigen 公司(美国 Bioptigen 公司)出品的 OCT 原型机基础上改装搭建而成。这套 OCT 系统是根据迈克尔逊干涉原理,采集低相干干涉光对眼部进行断层扫描成像。其光源采用中心波长为 1310 nm、带

宽为 75 nm 的超发光二极管。系统通过在一台标准裂隙灯显微镜上安装了自行搭建光线传输系统,将 OCT 光线聚焦于眼前节。按照美国激光安全使用标准<sup>[15]</sup>,OCT 系统传递到眼前节的入射光能量被控制在 1.30 mW 以内。该 OCT 系统每秒能生成 12 帧的 1000 线二维图像,从理论上来说,这套系统在眼部组织的轴向分辨率为 8  $\mu\text{m}$ ,其在空气中能成像的最大宽度和深度范围为 16 mm 和 3.8 mm。

一个液晶显示屏被安装在受检者前方约 20 cm 的地方。该液晶屏以黑色为背景,在屏幕中显示一个白色的“E”视标。液晶屏可以在上下左右 4 个方向上进行移动。所以当受检者注视该视标时,其眼位可以通过对液晶屏的移动来调整。一个外置的试镜架被放置在受检者眼前约 10 cm 的地方,通过镜片的调整来补偿受检者的屈光不正,或者调整改变受检者的调节状态。

### 1.3 实验流程

整个实验都在同一个房间内完成。实验过程中,整个房间的灯光被调至昏暗,以避免光线刺激引起的受检者瞳孔收缩。整个实验操作由同一位研究人员完成。实验时,OCT 的拍摄参数被设置为 16 mm 宽度的水平子午线方向扫描,并统一选择受检者的左眼进行 OCT 图像采集。在拍摄 OCT 图像时,将搭载 OCT 探头的裂隙灯显微镜调整到受检者比较舒适的高度。受检者坐在裂隙灯显微镜前,将其下颌放在颌托上,额头靠在额托上,左眼注视前方液晶屏中的“E”视标,调整液晶屏的位置使受检者注视正前方。在试镜架中放入正镜片以补偿受检者视近时的屈光不正,从而让受检者放松调节。此时,将 OCT 的探头向受检者的颞侧移动 40°,水平扫描采集受检者的睫状肌图像信息。由于 OCT 在水平方向上扫描位置的不同,导致所获取的睫状肌平面不同,故所采集到的参数也不相同。为了让 OCT 采集的数据具有前后一致性和可比性,我们在测量时采用角膜反光点作为定位标志。在完成调节放松状态下的图像采集之后,慢慢增加试镜架中负镜片度数直到受检者感到视标持续模糊,从而使受检者处于最大调节状态,此时用 OCT 再次采集睫状肌图像信息(见图 1)。

### 1.4 图像处理

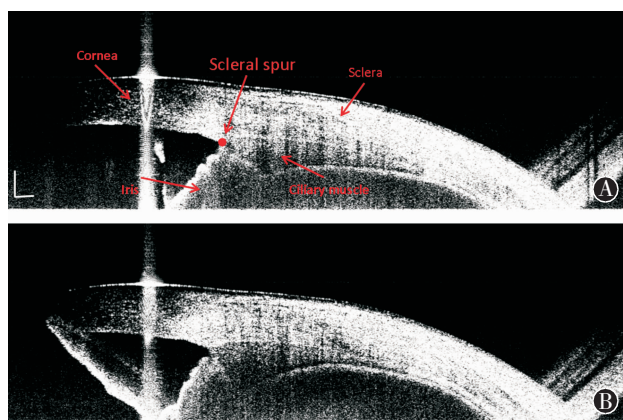
采用商业化的 Matlab 软件 7.1 版(Matlab 7.1, The MathWorks, Inc., Natick, MA, 美国)来自行编写 OCT 图像处理软件。OCT 的图像处理可分成 2 部分:图像的矫正和数据分析。由于光线在不同折射率的屈光介质中的光程与实际物理距离的错配,使得原始眼前节 OCT 图像存在光学变形。因为我们编写

了一套基于斯涅耳定律的几何光学的光线追迹方法的软件并将其用于 OCT 图像矫正。我们采用手动的方式将 OCT 图像中的角结膜与空气之间界面标记出来, 软件会根据手动标记点自动拟合形成一个表面, 然后软件会对眼前节组织结构界面进行重构而矫正误差(见图 2)。睫状肌数据的分析是建立在图像矫正的基础上。我们采用手动的方式在矫正好的睫状肌图片上标出睫状肌的边界, 这些边界包括含巩膜突的巩膜内界、睫状上皮色素层的外界以及虹膜内界。软件会根据手动标记自动计算出预先设置的睫状肌参数。在本实验中, 某一处睫状肌的厚度被定义为相应巩膜内界位置上的垂直线到睫状上皮色素层的外界或虹膜内边界的距离。我们为这项研究设置了 7 个睫状肌参数。CMT1、CMT2 和 CMT3 分别代表巩膜突后 1、2 和 3 mm 处的睫状肌厚度, CMTM 代表睫状肌的最大厚度(见图 3), CMA1 代表

巩膜突后 1 mm 以内的睫状肌面积, CMA2 代表巩膜突后 1~2 mm 之间的睫状肌面积, CMA3 代表巩膜突后 2~3 mm 之间的睫状肌面积(见图 4)。

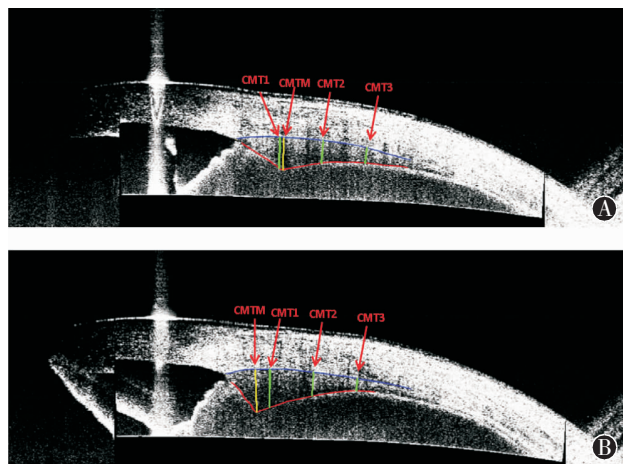
## 2 结果

在调节放松和最大调节状态下, 谱域 OCT 系统均能够获得清晰的睫状肌图像。从这些图像中能够很好地分辨出睫状肌的边界, 并可以顺利地进行图像的矫正和数据分析(见图 2-4)。睫状肌在放松和调节状态时的数据见表 1。从 3 位受检者的结果看, 在调节放松状态下, 睫状肌的最大厚度和巩膜突后 1 mm 和 2 mm 处的厚度要比最大调节状态下薄, 而巩膜突后 3 mm 处的睫状肌厚度要比最大调节状态下厚。在面积方面, 调节放松状态下的巩膜突后



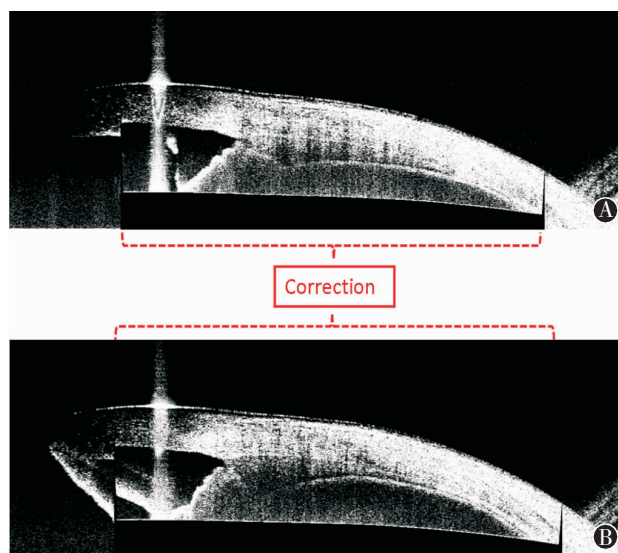
A, 最大调节状态下; B, 调节放松状态下; Cornea 示角膜; Scleral spur 示巩膜突; Sclera 示巩膜; Iris 示虹膜; Ciliary muscle 示睫状肌 (图中标尺代表 500 μm)

图 1 1 310 nm 波长谱域 OCT 采集到的睫状肌图像



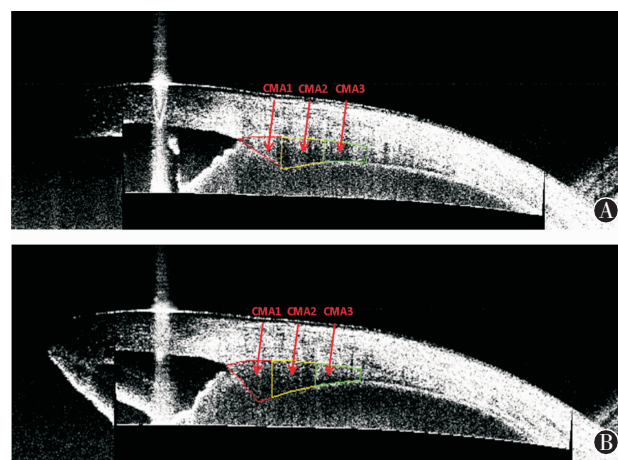
A, 最大调节状态下; B, 调节放松状态下; CMT1、CMT2 和 CMT3 分别代表巩膜突后 1、2 和 3 mm 处睫状肌厚度; CMTM 示睫状肌最大厚度

图 3 睫状肌的厚度参数



A, 最大调节状态下; B, 调节放松状态下

图 2 矫正后的睫状肌图像



A, 最大调节状态下; B, 调节放松状态下; CMA1 示巩膜突后 1 mm 以内的睫状肌面积; CMA2 示巩膜突后 1~2 mm 之间的睫状肌面积; CMA3 示巩膜突后 2~3 mm 之间的睫状肌面积

图 4 睫状肌的面积参数



2 mm 内的睫状肌面积要小于最大调节状态时,而巩膜突 2~3 mm 处的睫状肌面积要比最大调节状态时大。

### 3 讨论

UBM 的高频传感器能产生 50~100 MHz 的声波,这种声波能很好地穿透眼部组织,进而获得包括人眼睫状肌在内的诸多眼前节横截面图像<sup>[7,16]</sup>。这些图像的轴向和横向分辨率能达到 25  $\mu\text{m}$  和 50  $\mu\text{m}$ <sup>[17]</sup>。Fincham<sup>[18]</sup>发现人眼调节时,向下方注视时的前房深度变化比向前注视时要大,表明晶状体在向下注视时向角膜方向移动。Croft 等<sup>[19]</sup>也发现往正前方注视时,调节时的晶状体向下移动。这些都说明体位对晶状体的位置存在影响,而这种位置的变化有可能会通过悬韧带反过来影响睫状肌,因此 UBM 检查时的仰卧位可能会对测量结果产生一定的影响。其次,UBM 在检查时,其高频传感器探头需要浸润在与眼球直接接触的水杯中,这增加操作的难度。虽然最新开发的 UBM (美国 Paradigm Medical Industries 公司)在手持探头周围整合了水浴,可以让受检者在被检查时处于直立位,但仍然需要在探头和眼球之间使用耦合凝胶,故无法排除仪器与眼球接触可能造成的组织压迫对测量结果的影响。

与 UBM 一样,MRI 的检查也要求受检者处于仰卧位。此外,Strenk 等的研究结果显示 MRI 的分辨率是 0.156 mm<sup>[4,8]</sup>,而既往采用 UBM 和 OCT 测量研究结果显示睫状肌的变化是非常细微的,高分辨的检查仪器能提供关于睫状肌形态和调节变化时更为精确的信息。此外,MRI 的测量速度较慢,很难在成像过程中精确控制眼位和调节幅度<sup>[8]</sup>。

眼前节时域 OCT 采用 1310 nm 红外超发光二极管光源,其轴向分辨率为 10~20  $\mu\text{m}$  左右,可以非接触地、快速活体测量眼前节相关组织,如角膜、前房、自然晶状体和人工晶状体、房角等<sup>[4]</sup>。在 OCT 测量的过程中,受检者处于正常的直立坐位。随着 OCT 对非透明组织如巩膜的穿透力增强,现在已将

其用于睫状肌的成像<sup>[10-13]</sup>。这些研究表明 OCT 可能在研究睫状肌方面是一种非常有前景的技术。但现今时域 OCT 的扫描速度为每秒 2000 线,图像采集时间较长,故生成的图像中可能会伴随更多的伪影,因而在一定程度上限制了其在测量睫状肌动态变化方面的应用。在本实验中,谱域 OCT 的扫描速度可以达到每秒 10 000 线以上,轴向分辨率也达到 8  $\mu\text{m}$ ,这些都有助于图像的采集和分析。

在本实验中,调节刺激直接作用于被检眼,同时在整个实验过程中,睫状肌的测量是通过 OCT 探头的移动来实现的,受检者的眼位始终处于正视前方的第一眼位。在以往 UBM 与眼前节时域 OCT 测量人眼睫状肌时,都要求受检者的眼球而不是仪器本身侧方转向 40°~50°。尽管这种眼球的转动对于睫状肌是否存在影响尚不得而知,但既往的研究已经表明眼外肌张力的改变可能会影响角膜形态<sup>[20]</sup>。此外,既往对眼调节相关参数的测量都是通过刺激一只眼,检测对侧眼的方式进行的。这种方法是建立在假设双眼调节反应相同的基础上,但是否所有人的双眼调节反应都是相同尚不得而知。此外也有研究发现,屈光参差患者的双眼调节反应并不相同。因此这样的测量方式可能会造成一定程度上的误差。

由于光线在从空气进入巩膜时的光程不同于实际物理距离,从而导致原始眼前节 OCT 图像存在光学变形。而在测量不同的眼组织部位时,对于一般波长的光和声波,其屈光介质折射率亦不相同,引起的图像变形也不相同。所以原始 OCT 图像的数据并不能代表真实的组织生理参数。Sheppard 和 Davies<sup>[12-13]</sup>用 OCT 研究了调节状态和放松状态下的睫状肌图像以及睫状肌随着年龄的增长而出现的变化。但是他们并没有对图像进行矫正,而是将以原始图像采集的数据直接除以折射率。由于图像中的睫状肌相关参数并不一定是沿着图像的 Y 轴方向,所以这种方法得到的睫状肌参数与真实的生理值存在偏差。还有研究<sup>[10-11]</sup>则是直接用 1.0 的介质折射率来计算睫状肌的相关参数,但实际上眼各组织的折射率肯

表 1 3 例受检者在调节放松和最大调节时的睫状肌数据( $\mu\text{m}$ )

受检者	状态	CMTM	CMT1	CMT2	CMT3	CMA1	CMA2	CMA3
ID1	调节	706.07	633.62	397.14	204.77	458.67	505.13	291.87
	放松	543.70	519.77	377.24	255.68	268.72	457.63	311.84
ID2	调节	731.76	723.64	510.77	267.77	458.20	623.87	375.85
	放松	614.03	578.00	475.68	291.11	369.53	552.44	372.87
ID3	调节	922.04	865.72	493.36	257.32	551.18	643.80	369.08
	放松	783.29	779.57	496.20	257.41	437.46	620.65	377.96

注:ID1、ID2、ID3 代表 3 位受检者。CMTM 示睫状肌最大厚度;CMT1、CMT2 和 CMT3 分别为巩膜突后 1、2 和 3 mm 处睫状肌厚度;CMA1 示巩膜突后 1 mm 以内的睫状肌面积;CMA2 示巩膜突后 1~2 mm 之间的睫状肌面积;CMA3 示巩膜突后 2~3 mm 之间的睫状肌面积

定大于 1.0, 所以会导致他们的数据比真实生理值偏大。除了 OCT 系统, UBM 的声波在各种眼组织中的传播速度也是不一致的, 但很少有学者提及在测量睫状肌时, 是否对相应的屈光介质进行了匹配或者矫正<sup>[2,16]</sup>。但是, 这种情况带来的测量数据与真实生理值之间的差异确实存在。

在眼前节时域 OCT 和 UBM 测量睫状肌时, 并没有明确的定位系统, 这样有可能造成多次测量之间因为测量位置的不同所带来的睫状肌数据的差异。在本项实验研究中, 我们采用了参照眼前节成像的方法, 将角膜反光点作为定位标志。由于在测量的过程中始终要求被检眼注视液晶屏上的“E”视标, 使得在测量过程中眼球与视标间的距离和角度保持不变, 所以可以认为 OCT 上的角膜反光点代表了睫状肌同一水平面。虽然这样的定位系统并不能代表 OCT 是从垂直于眼球表面的水平方向上去测量睫状肌, 但在一定程度上保证了多次测量之间位置的一致性, 从而有助于睫状肌数据的稳定。

就我们目前所知, 这是世界上第一台成功采集到睫状肌高分辨图像的谱域 OCT。从前期的 3 位受检者在调节放松和最大调节状态下所获得实验图像和数据可以看到, 谱域 OCT 系统均能够获得睫状肌的清晰图像。从这些图像中也能够很好地对睫状肌做出辨认, 而从软件分析所得到的睫状肌数据也在以往研究的范围内<sup>[10]</sup>。这些说明 1 310 nm 波长谱域 OCT 系统具备较好的测量睫状肌的能力。

在本实验中也存在一些局限性。首先, 在进行睫状肌图像处理和数据分析时, 手动标记角结膜和睫状肌的表面可能会带来人为误差。今后对软件进行改进, 使其能自动探测相应边界将有助于解决这问题。其次, 在屈光补偿和调节放松诱导时是采用等效球镜的方式进行的, 但缓慢增加正或负镜片度数直到受检者出现持续模糊, 也能起到改变调节状态的作用。其他如 OCT 系统定位问题等已经在文中进行了描述。

总之, 本研究首次采用谱域 OCT 采集获得了睫状肌图像, 所得到的图像能够清晰的显示睫状肌。我们还自行编写了软件对图像进行了矫正和分析处理, 所得到的数据与以往研究相近。这项新技术将有助于今后对睫状肌的功能和疾病研究。

#### 参考文献:

- [1] Charman WN. The eye in focus: accommodation and presbyopia [J]. *Clin Exp Optom*, 2008, 91:207-225.
- [2] Kuchem MK, Sinnott LT, Kao CY, et al. Ciliary muscle thickness in anisometropia[J]. *Optom Vis Sci*, 2013, 90:1312-1320.
- [3] Werner L, Lovisolo C, Chew J, et al. Meridional differences in internal dimensions of the anterior segment in human eyes evaluated with 2 imaging systems[J]. *J Cataract Refract Surg*, 2008, 34:1125-1132.
- [4] Strenk SA, Strenk LM, Semmlow JL, et al. Magnetic resonance imaging study of the effects of age and accommodation on the human lens cross-sectional area[J]. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 2004, 45:539-545.
- [5] Pardue MT, Sivak JG. Age-related changes in human ciliary muscle[J]. *Optom Vis Sci*, 2000, 77:204-210.
- [6] Jeon S, Lee WK, Lee K, et al. Diminished ciliary muscle movement on accommodation in myopia[J]. *Exp Eye Res*, 2012, 105:9-14.
- [7] Pavlin CJ, Sherar MD, Foster FS. Subsurface ultrasound microscopic imaging of the intact eye[J]. *Ophthalmology*, 1990, 97:244-250.
- [8] Strenk SA, Semmlow JL, Strenk IM, et al. Age-related changes in human ciliary muscle and lens: a magnetic resonance imaging study[J]. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 1999, 40:1162-1169.
- [9] Konstantopoulos A, Hossain P, Anderson DF. Recent advances in ophthalmic anterior segment imaging: a new era for ophthalmic diagnosis?[J] *Br J Ophthalmol*, 2007, 91:551-557.
- [10] Bailey MD, Sinnott LT, Mutti DO. Ciliary body thickness and refractive error in children[J]. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 2008, 49:4353-4360.
- [11] Lewis HA, Kao CY, Sinnott LT, et al. Changes in ciliary muscle thickness during accommodation in children[J]. *Optom Vis Sci*, 2012, 89:727-737.
- [12] Sheppard AL, Davies LN. In Vivo Analysis of Ciliary Muscle Morphologic Changes with Accommodation and Axial Ametropia [J]. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 2010, 51:6882-6889.
- [13] Sheppard AL, Davies LN. The effect of ageing on in vivo human ciliary muscle morphology and contractility[J]. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 2011, 52:1809-1816.
- [14] Richdale K, Bullimore MA, Zadnik K. Lens thickness with age and accommodation by optical coherence tomography [J]. *Ophthalmic Physiol Opt*, 2008, 28:441-447.
- [15] American National Standards Institute. ANSI Z136.1-2007, American National Standard for safe use of lasers. Washington: American National Standards Institute Inc.; 2007.
- [16] Park KA, Yun JH, Kee C. The effect of cataract extraction on the contractility of ciliary muscle[J]. *Am J Ophthalmol*, 2008, 146:8-14.
- [17] Nolan W. Anterior segment imaging: ultrasound biomicroscopy and anterior segment optical coherence tomography[J]. *Curr Opin Ophthalmol*, 2008, 19:115-121.
- [18] Fincham EF. The mechanism of accommodation[J]. *Br J Ophthalmol*, 1937, 8:7-80.
- [19] Croft MA, Glasser A, McDonald J, et al. The accommodative apparatus in the aging rhesus monkey[J]. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 2004, (ARVO abstract 2187).
- [20] Kwitko S, Suwasch MR, McDonnell PJ, et al. Effect of extraocular muscle surgery on corneal topography[J]. *Arch Ophthalmol*, 1991, 109:873-878.

(收稿日期:2014-10-22)

(本文编辑:毛文明)