



T.C.

**MERSİN ÜNİVERSİTESİ**

**TIP FAKÜLTESİ**

**GÖZ HASTALIKLARI ANABİLİM DALI**

**PUPİLLA ÇAPININ OPTİK DİSK OPTİK KOHERENS  
TOMOĞRAFİ VE MAKULA OPTİK KOHERENS TOMOĞRAFİ  
ÖLÇÜMLERİNE ETKİSİNİN ARAŞTIRILMASI**

**DR. HÜSEYİN COŞAR**

**UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN**

**PROF. DR. ÖZLEM YILDIRIM**

**MERSİN 2015**

## TEŐEKKÜR

Asistanlık eğitimim boyunca, bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım çok değerli hocalarım sayın Prof. Dr. Özlem YILDIRIM, Prof.Dr Ayça YILMAZ, Prof. Dr. Mehmet Atila ARGİN, Prof. Dr. Ufuk ADIGÜZEL, Doç. Dr. Ayça SARI ve Yrd. Doç. Dr. Erdem DİNÇ'e teşekkürlerimi ve saygılarımı sunarım.

Tezimin oluşumu, yapımı ve yazımı aşamasında yanımda olan; değerli zamanından fedakarlık etmekten kaçınmayan, eğitimimin her safhasında büyük katkıları olan tez hocam sayın Prof. Dr. Özlem YILDIRIM'a, hayatımın hiçbir döneminde beni yalnız bırakmayan, bugünlere gelmemde en büyük pay sahibi olan sevgili aileme ve eşime tüm kalbimle ve içtenlikle minnet ve sevgilerimi sunarım.

Dr. Hüseyin COŞAR

## İÇİNDEKİLER

	Sayfa no
ÖZET	4
İNGİLİZCE ÖZET	5
GİRİŞ VE AMAÇ	6
GENEL BİLGİLER	7
Pupilla anatomisi ve fizyolojisi	7
Anormal pupiller reaksiyonlar	11
Optik koherens tomografi	13
GEREÇ VE YÖNTEMLER	19
BULGULAR	21
TARTIŞMA	22
KAYNAKLAR	24

## ÖZET

Pupilla irisin ortasında bulunan, hümör aközün arka kamaradan ön kamaraya geçişini sağlayan açıklıktır. Ayrıca göze giren ışık miktarını ayarlayarak odaklanma derinliğini arttırırken sferik ve kromatik aberasyonları önler. Normal pupillanın çapı 2-6 mm olup normal ışıklandırılmış bir odada ortalama 3 mm'dir. İnfantlarda pupilla daha küçük olup 7-8 yaşlarında normal çapına ulaşır, yaşlılarda ise daha küçük olmaya meyillidir.

Optik koherens tomografi(OKT), biyolojik doku katmanlarını, mikron düzeyinde yüksek çözünürlükte tomografik kesitler olarak görüntüleyen, yeni bir tıbbi görüntüleme-tanı yöntemidir. Dokulara gönderilen ve farklı doku katmanlarından geri yansıyan ~800 nm dalga boyundaki infrared ışığın yansıma gecikme zamanını ve şiddetini ölçerek, dokuların ve patolojilerinin B-scan ultrasonografiye benzer bir şekilde ama ondan çok daha yüksek çözünürlükte (1-15 mikron ( $\mu\text{m}$ )) kesit görüntülerinin alınmasına olanak tanır.

Bu çalışmada pupil çapının, spektral domain OKT ile yapılan retina sinir lifi tabakası kalınlığı (RSLT), santral foveal kalınlık (SFK), maküler hacim (MH) ve sinyal gücü (SG) ölçümleri üzerindeki etkisini değerlendirmeyi amaçladık. 27 sağlıklı bireyin 54 gözünden pupilla dilatasyonu öncesinde ve %1'lik tropikamid ile yapılan pupilla dilatasyonundan 30 dakika sonra RSTL, SFK, MH ve SG ölçümleri spektral domain OKT ile alındı. Pupilla çapı dilatasyon öncesi ve sonrasında otomatik perimetri ile ölçüldü. Pupilla dilatasyonu öncesi ve sonrasında alınan ortalama RSLT kalınlığı ( $93.94\mu \pm 9.6\mu$  ve  $94.70\mu \pm 10.2\mu$ ), SFK ( $254.91\mu \pm 20.9\mu$  ve  $255.39\mu \pm 26.17\mu$ ), MH ( $10.12\pm 0.45\text{mm}^3$  ve  $10.21\pm 0.47\text{mm}^3$ ), ve SG ( $0.60\pm 0.097$  ve  $0.662\pm 0.091$ ) ölçümlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark yoktu. RSLT kalınlığı, SFK, MH ve SG ölçümleri pupilla çapı tarafından etkilenmemektedir.

**Anahtar Kelimeler:** Pupilla, optik koherens tomografi, optik koherens tomografi parametreleri

## ABSTRACT

### Investigation to The Effect of Pupil Diameter of Measure Optic Disc Optical Coherence Tomography and Macula Optical Coherence Tomography

Pupil is the opening that allows the passage of the aqueous humor of the posterior chamber into the anterior chamber. In addition, by adjusting the amount of light entering the eye focuses on increasing the depth prevents the spherical and chromatic aberration. Normal pupil diameter is approximately 2-6 mm and it is 3 mm in a normal lighted room. Infants pupil is smaller than the normal diameter. Pupil reaches the normal diameter of 7-8 years. Pupil is smaller in the elderly population.

Optical coherence tomography (OCT) displays biological tissue layers with taking tomographic sections, on micron-level high-resolution. Tissue sent and reflected back 800 nm infrared light reflection delay time in the neck and measure the violence. in a similar way to the B-scan ultrasonography and pathology of tissues but it is much higher resolution (1-15 microns( $\mu\text{m}$ )) allows images to be taken of sections. OCT shows tissue and pathology higher resolution than usg.

We aimed to evaluate the effect of pupil size on retinal nerve fiber layer (RNFL) thickness, central foveal thickness (CFT), macular volume (MV) and signal strength (SS) measurements with spectral domain OCT. Fifty four eyes of 27 healthy individuals (16 male, 11 female) underwent RNFL, CFT, MV and SS measurements with spectral domain OCT before and 30 minutes after pupil dilatation with topical tropicamide 1%. Pupil size was measured by automated perimetry before and after pupil dilatation. Mean age of study group was  $29.5 \pm 6.3$  years old. There were no statistically significant difference between mean RNFL thickness ( $93.94\mu \pm 9.6\mu$  vs.  $94.70\mu \pm 10.2\mu$ ), CFT ( $254.91\mu \pm 20.9\mu$  vs.  $255.39\mu \pm 26.17\mu$ ), MV ( $10.12 \pm 0.45\text{mm}^3$  vs.  $10.21 \pm 0.47\text{mm}^3$ ) and SS ( $0.60 \pm 0.097$  vs.  $0.662 \pm 0.091$ ) measurements obtained before and after pupil dilatation respectively. RNLF thickness, CFT, MV and SS measurements were not affected by pupil size.

**Keywords:** pupil, optical coherence tomography, optical coherence tomography parameters

## GİRİŞ ve AMAÇ

Optik Koherens Tomografisi(OKT), 820 nm dalga boyundaki kızılötesi ışın yardımı ile dokuların yüksek çözünürlükte kesitlerini alarak incelemeyi sağlayan noninvazif, yeni bir tanı yöntemi olup günümüzde yaşa bağlı makula dejeneresansı, diabetik retinopati gibi makula hastalıkları, vitreomaküler çekintiler, glokom gibi optik disk hastalıklarının tanı ve tedavisinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Retina yapılarının yansıtıcılık derecelerine göre farklı renklendirilmiş tomografi kesitlerinin 10 mikron kalınlığında değerlendirilmesini sağlar.

OKT, retinada optik disk ve makula gibi anatomik bölgelerin görüntülenmesinin yanında; retina sinir lifi, fotoreseptörler ve retina pigment epiteli gibi intraretinal yapıların incelenmesini de sağlar.

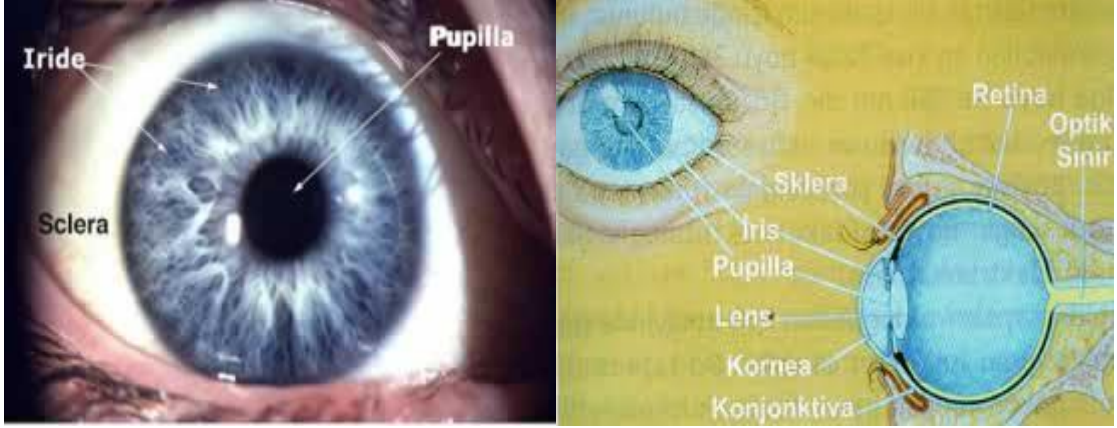
Oküler aberasyonlar ve pupilla genişliğinden dolayı derinlemesine çözünürlüğü 300 mikrondur. Ancak tüm diğer görüntüleme yöntemlerinde olduğu gibi OKT ölçümlerinde de bazı artefaktlar olabilir. Katarakt varlığı veya pupilla çapı artefakta sebep olarak sonuçları etkileyebilir. Takip gerektiren hastaların OKT çekimlerinin bazıları pupilla dilatasyonu yapılmadan, bazı çekimleri ise pupilla dilatasyonu sonrası yapılabilmektedir.

Bu çalışmada amacımız, pupilla dilatasyonunun OKT ile yapılan makula ve optik disk ölçümlerinin kalitesine ve sonuçlarına etkisini değerlendirmektir.

## GENEL BİLGİLER

### Pupilla Anatomisi ve Fizyolojisi

Pupilla irisin ortasında bulunan, hümör aközün arka kamaradan ön kamaraya geçişini sağlayan açıklıktır (Şekil 1). Ayrıca göze giren ışık miktarını ayarlayarak odaklanma derinliğini artırırken sferik ve kromatik aberasyonları önler.



**Şekil 1.** Pupilla anatomisi

Normal pupillanın çapı 2-6 mm olup normal ışıklandırılmış bir odada ortalama 3 mm'dir (1). İnfantlarda pupilla daha küçük olup 7-8 yaşlarında normal çapına ulaşır, yaşlılarda ise daha küçük olmaya meyillidir. Normal kişilerin yaklaşık %20' sinde pupilla çaplarının farklı olduğu unutulmamalıdır. Buna fizyolojik anizokori denir.

Pupillanın ışık ve akomodasyon reflekslerin değerlendirilmesi görme yollarındaki lezyonların lokalizasyonunda büyük önem taşır.

### Pupilla Işık Refleksi

Bu refleks yayı, ışık uyarısını fark edip ileten bir getirici yol ve iris kaslarını besleyen bir götürücü yoldan oluşur. Oküler otonom sinir sisteminin bütünlüğünü göstermek için ya denervasyon aşırı duyarlılığını gösteren farmakolojik testler ya da pupilla siklus zamanı gibi pupiller refleks arkının bütünlüğünü gösteren ölçüm yöntemi kullanılabilir (2,3). Diabetes mellituslu hastalarda kardiovasküler otonom nöropatinin sıkça görüldüğü ve bunun oküler otonom nöropati ile ilişkisi gösterilmiştir (2,4). Pupilla siklus zamanı pratikte pupilla ışık refleksinin afferent, efferent yolları ve iris bütünlüğü hakkında bilgi vermektedir (5,6). Pupilla ışık refleksi dört nöron içeren bir arktır (Şekil 2).





girdikten sonra pupilla ışık refleksini getiren lifler sinirden ayrılarak alt oblik kasa giden inferior dal ile ganglion siliyareye ulaşırlar (1).

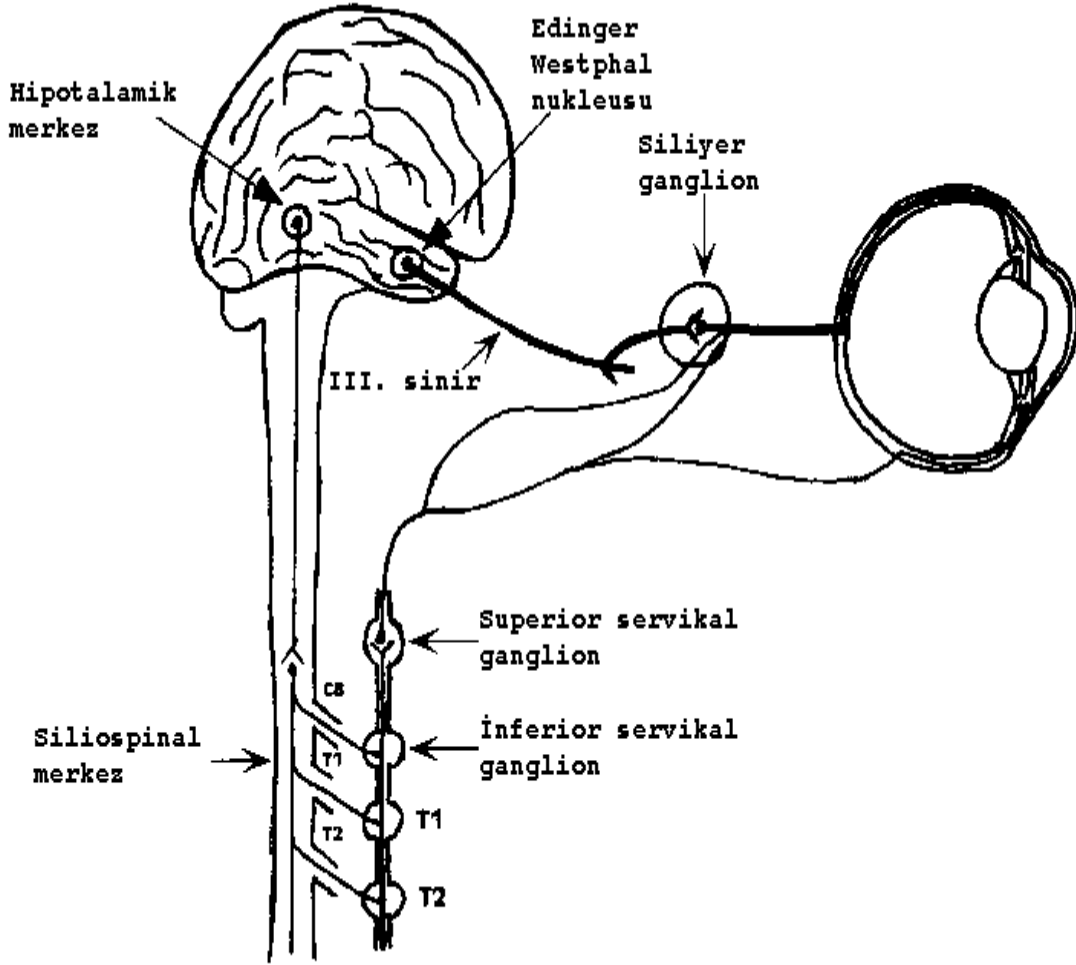
**Dördüncü nöronu** ise kısa siliyer sinirdir. Ganglion siliyareden sonra, pupillanın ışık reaksiyonunun eferent lifleri bu sinirle irisin sifinkter pupilla kasına gelir. Ganglion siliyare orbitada ekstraoküler kas konusu içinde ve globun hemen arkasında yer alır. Burada sadece pupillanın ışık reaksiyonunu getiren lifler sinaps yaparlar. Diğer sinir lifleri ise sinaps yapmadan geçerler.

### **Sempatik Yol**

**Birinci nöron** Posterior hipotalamustan köken almaktadır. Lifler aşağı doğru çaprazlaşmadan inerken mezensefalon ve ponsa çok sayıda sinaps yapar ve spinal kordda C8-T12 ( Budge siliyospinal merkezi ) seviyesinde sonlanırlar (1).

**İkinci nöron** Pupillomotor lifler özellikle T1 seviyesinde olmak üzere spinal korddan çıkarak inferior servikal ganglion seviyesinde servikal sempatik zincire katılarak superior servikal ganglionda sinaps yaparlar.

**Üçüncü nöron** internal karotid arterle birlikte kranyuma girer, sinus kavernoza trigeminal sinir oftalmik dalı ile birleşir. Sempatik lifler, nazosiliyer sinir ve uzun siliyer sinirler yoluyla, siliyer cisim ve dilatatör pupilla kasına ulaşırlar (Şekil 3).



**Şekil 3.** Pupillanın sempatik ve parasempatik innervasyonu

### Yakın Refleks

Perlia çekirdeği ve Edinger-Westphal çekirdeği yakın refleksinden sorumludur. Yakın refleks üç komponentten oluşur.

1. Akomodasyon
2. Konverjans
3. Miyozis

Pupilla yakın refleksi orijininin kalkarin fissür üst ucunda (peristriyat korteks- 19 alan ) olduğu düşünülmektedir. Konverjans refleksinin iç rektuslarda bulunan proprioseptörlerden başlayarak 5. sinirin mezensefalonda bulunan köküne ve oradan da Edinger-Westphal

nükleusuna geldiği düşünölmektedir. Akomodasyon refleksi ise aynı ışık refleksi gibi retinanın fotoreseptör hücrelerinden başlayarak kiyazma, optik traktus, ve radyasyon yolu ile oksipital lobtaki görme merkezine ulaşır.

Efferent yol ise nervus okülomatoryustur. Bu sinirle orbitaya gelen lifler ganglion siliyareye ulaşrlar. Buradan üç postganglionik dal ayrılarak bir tanesi akomodasyon için siliyer kasa, bir tanesi konverjans için iç rektus kasına, diğer dal da myozis için kısa siliyer sinirle irisin sifinkter pupiller kasına gelir (1).

## **Anormal Pupiller Reaksiyonlar**

### **Afferent Pupilla Defekti (Marcus Gunn Testi)**

Sağlam göze ışık tutulduğunda her iki pupilla daralır ancak ışık kaynağı normal gözden hasta göze kaydırıldığı zaman pupillanın paradoksik dilatasyonu rölatif afferent pupiller defekt (Marcus Gunn) olup sallanan fener testi ile değerlendirilebilir. Rölatif afferent defekt (RAPD) varlığında defektli pupilla stimüle edildiğinde her iki pupilla cevabı tembeldir. RAPD tek taraflı optik sinir hastalıklarında önemli bir bulgudur. Ayrıca yaygın retina ve maküla lezyonlarında da görölebilmektedir (1).

### **Orta Beyin Lezyonları**

Okülomotor nükleus veya okülomotor sinir fasiküllerini içeren lezyonlar efferent pupiller defektlere neden olurlar. Pupilla middilata, ışık ve yakın cevabı zayıftır. Oküler motilite bozukluğu ve ptozis sıklıkla mevcuttur. Optik traktus ve Edinger-Westpal nükleus arasında pupillomotor lifleri etkileyen lezyonlarda afferent pupiller defekt meydana gelir (1).

### **Argyll Robertson Pupillası**

Pupillalar ufak, irregüler olup ışığa reaksiyon vermezken yakın refleksi sağlamdır. Sıklıkla iris atrofi mevcuttur. Midriyatiklere zayıf cevap verirler. Argyll Robertson pupillasının nörosifilizin internöral nöronu etkilemesine bağlı olduğu düşünölmektedir (1).

### **Parinaud Sendromu**

Pupiller liflerin optik trakttan ayrılmasından sonra pretektumda afferent pupiller lifleri etkileyen lezyonlara bağlıdır. Pupillalar dilate olup ışık reaksiyonu zayıf, yakın cevabı normaldir. En sık neden pineal tümörler olmakla birlikte hidrosefalus ve multipl sklerozda da görölmektedir (1).

### **Parasempatik Sistem Lezyonları**

### **Üçüncü Sinir Paralizi**

Üçüncü sinir paralizi ptozis ve göz hareketlerinde kısıtlılığa neden olur. Pupilla dilate olup anizokori aydınlıkta daha belirgindir.

### **Travmatik Midriyazis**

Göze gelen künt travmalarda pupilla sfinkter harabiyetine bağlı midriyazis meydana gelebilir.

### **Farmakolojik Midriyazis**

Midriyatik damlalar pupillada dilatasyon, ışık ve yakın cevaplarında zayıflamaya neden olurlar.

### **Tonik Pupilla-Adie Pupillası**

Genellikle 30-40 yaşlarında kadınlarda görülür. Viral bir infeksiyondan sonra tendon reflekslerinin bozulmasıyla birlikte. Lezyonun kısa posterior siliyer sinirler veya siliyer ganglionda olduğu düşünülmektedir. Hasta pupilla, sağlam pupillaya göre daha geniştir. Işık reaksiyonu ya çok yavaştır ya da tamamen kaybolmuştur (1).

### **Sempatik Sistem Lezyonları**

#### **Horner Sendromu (Okülosempatik Paralizi)**

Sempatik yol üzerindeki lezyonlar Horner sendromuna neden olurlar. Tek taraflı miyozis, ptozis, enoftalmus ve alt göz kapağında hafif elavasyon ile karakterizedir. Anizokori loş ışıkta daha belirgindir. Pupilla ışık ve yakın reaksiyonları normaldir. Lezyonun superior servikal ganglionunun altında olduğu olgularda ipsilateral boyun ve yüzde terleme azalması, konjenital olgularda ise heterokromi görülür (1). Horner sendromu tanısında çeşitli farmakolojik testler kullanılmaktadır:

**1.Kokain Testi :** Kokain (%4'lük) kas sinir kavşağında norepinefrin reseptörlerini bloke ederek semptomimetik etki ile normal pupillada genişlemeye neden olurken okülosempatik parezi olan taraf miyotik kalır. Kokain damlatılmasını takiben gelişen anizokori 0,8 mm ise Horner tanısı konabilir. 0,3 mm'den az ise Horner tanısı düşünülmemelidir.

**2.Hidroksiamfetamin Testi :** Horner sendromunda lezyon yerini lokalize etmek için uygulanır. Hidroksiamfetamin presinaptik sempatik nöronun norepinefrin salınımına neden olarak normal pupillayı genişletir. Preganglionik lezyonda pupilla genişlerken postganglionik lezyonda dilatasyon çok az veya yoktur.

Horner sendromuna neden olan lezyonun lokalizasyonu önemlidir.

Santral sinir sistemi lezyonları, apikal akciğer tümörleri (Pancoast tümörü), torasik aort anevrizmaları ve brakial pleksus travması preganglionik Horner sendromu nedenleriyken, karotid arter spontan disseksiyonu, cluster baş ağrısı, Reader'ın paratrigeminal nevralsisi, kavernöz sinüs-superior orbital fissür lezyonları postganglionik Horner sendromu nedenleridir (1).

### **Optik Koherens Tomografi**

OKT, biyolojik doku katmanlarını, mikron düzeyinde yüksek çözünürlükte tomografik kesitler olarak görüntüleyen, yeni bir tıbbi görüntüleme-tanı yöntemidir. Dokulara gönderilen ve farklı doku katmanlarından geri yansıyan ~800 nm dalga boyundaki infrared ışığın yansıma gecikme zamanını ve şiddetini ölçerek, dokuların ve patolojilerinin B-scan ultrasonografiye benzer bir şekilde ama ondan çok daha yüksek çözünürlükte (1-15 mikron ( $\mu\text{m}$ )) kesit görüntülerinin alınmasına olanak tanır(7). (Şekil 4)



**Şekil 4.** OKT cihazı

OKT tekniği ilk olarak, Massachusetts Teknoloji Enstitüsü'nde (MIT) fizik profesörü Dr. Fujimoto ve ekibi tarafından tanımlanmıştır (8). Oftalmolojide ilk kullanımı ise Boston Tufts Üniversitesi New England Göz Merkezinde (NEEC) cihazın bir biomikroskop üzerine monte edilmesi ile yapılan prototip OKT'nin Dr. Puliafito ve Dr. Schuman tarafından ön segment, retina hastalıkları ve glokomda uygulanmasıyla gerçekleştirilmiştir (9). Bu çalışmalarda kullanılan teknik ilk olarak Carl Zeiss firmasının Humphrey bölümü tarafından (artık Zeiss Humphrey Systems, Inc olarak biliniyor) ticari OKT olarak üretilmiştir. Son yıllarda

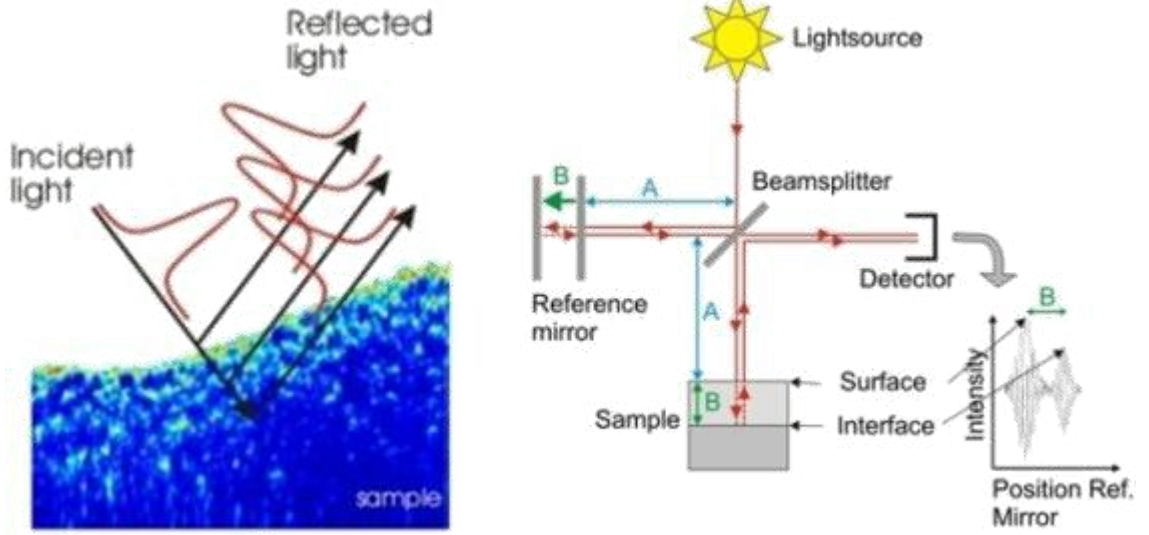
ultra yüksek çözünürlüklü olarak bilinen fourier domain OKT cihazları da kullanıma girmiştir. Bu cihazlar makula hastalıkları ve glokom tanı ve takibinde, stratus OKT cihazları ile birlikte yaygın olarak kullanım alanı bulmaktadır.

### **OKT'nin Çalışma Prensibi**

OKT teknolojik olarak bir parsiyel koherens interferometredir (low coherence interferometry). Koherent ışık terimi lazer ışığı gibi tek dalga boyundaki ışığı tanımlamaktadır. Parsiyel koherent ışık ise kısa bir aralıkta farklı dalga boyundaki ışın demetini içermektedir. OKT'de kullanılan parsiyel koherent ışık, superluminesent diod lazer (SLD) cihazından sağlanan ~800 nm dalga boyundaki kızılötesi lazer ışığıdır (çeşitli firmalar tarafından üretilen OKT cihazlarında kullanılan kızılötesi ışığın dalga boyu 800 ile 840 nm arasında değişmektedir). SLD 35 cihazından gönderilen ~800 nm dalga boyundaki ışık göze yönlendirilmekte, bu sırada ışık, ışın ayırıcı (beamsplitter) olarak adlandırılan yarısaydam bir aynadan geçmektedir. Bu aynada ışın demeti ikiye ayrılarak yarısı dedektöre mesafesi bilinen ve bu mesafe değiştirilebilen bir referans aynasına, diğer yarısı ise göze gönderilmektedir. Göze giden ölçüm ışığı, gözde ilerlerken geçtiği doku katmanlarının yapısına bağlı olarak farklı şiddette ve gecikme zamanıyla dalgalara ayrılarak geriye döner. Referans aynasına giden ışık ise bilinen bir mesafeden bilinen bir gecikme zamanıyla tek bir dalga olarak dedektöre ulaşır. Dokulardan gelen ve doku katmanlarının sayısı kadar yansıma içeren ışık sinyali; referans aynasından gelen, yansıma mesafesi ve gecikme zamanı bilinen tek referans ışık sinyali ile interferometrede birleştirilir(7). Referans aynasının mesafesi değiştirilerek dokudan yansıyan ışığın yapısı değerlendirilir, bir yazılım programı aracılığıyla yansıma gecikmeleri mesafe birimlerine dönüştürülür. Dokuların reflektivitesi ise yansıyan ışığın şiddetini belirler. Böylece ultrasonun A dalgasına benzeyen bir görüntü elde edilir. Dairesel veya düz çizgi şeklinde dokuya gönderilen 128-512 arasında değişen sayıda ölçüm ışığı ile elde edilen A scan çizgiler yan yana getirilerek B scan ultrason görüntüsüne benzer bir kesit görüntüsü elde edilir. OKT'de göz dokularında aksiyel çözünürlük ilk ticari formlar olan OKT-1 ve 2'de 12-15 µm iken, OKT-3 'te 8-10 µm olmuştur (10)

OKT cihazı kızıl ötesi dalga boyuna yakın düşük koherensli diod lazer kullanmaktadır (11). OKT cihazının temel parçaları ışık kaynağı, ışık algılayıcısı, ışık ayırıcı ve hareketli bir aynadır. OKT cihazları Michelson interferometrisi prensibine dayanarak çalışırlar (12). Michelson interferometresinde hareketli bir aynadan (tarayıcı) yansımış ışın (referans ışını) cisimden gelen (örneğin retina) ışınla ışık algılayıcısı tarafından algılanarak karşılaştırılır ve hareketli aynanın yerine karşılık gelen cisim düzeyi dışında kalan bütün

ışınları iptal edeceği ilkesine dayanır yani aynanın ışık ayırıcıya uzaklığı kadar olan mesafedeki cisimden yansıyan ışınlar ölçülürken diğerleri ışık algılayıcısı tarafından algılanmayacaktır (12,13). (Şekil 5)



**Şekil 5.** OKT çalışma mekanizması

Son dönemlerde piyasa çıkan fourier-domain OCT cihazlarında ise (ileri derecede yüksek (ultrahigh) çözünürlüklü OKT (UHR-OKT)) çözünürlük 5  $\mu\text{m}$  düzeyine düşürülmüştür. Time-domain ( zaman zeminli ) OKT' yi Fourier-domain ( spektral zeminli ) OKT' den ayıran iki parametre hız ve çözünürlüktür. Time-domain OKT sistemleri, retinanın farklı tabakalarının yansımalarını ölçmek için referans aynanın mekanik hareketine bağlı olarak çalışır. Bu nedenle saniyede sadece 400 A-tarama yapabilir. Buna karşın Fourier – Domain OKT, sabit bir referans aynası ve retinanın tüm tabakalarından eş zamanlı görüntü bilgisi almak için yüksek kapasiteli bir spektrometre kullanır. Bu da saniyede 26 000 A- taramaya eşdeğer bir görüntü elde edilmesini sağlar.

Fourier-Domain OKT'nin Time-Domain OKT'ye ikinci üstünlüğü, oluşturduğu görüntülerin çözünürlüğüdür. İki sistemde süperluminesan diod ışık kaynağı kullanır. Ancak Fourier-Domain OKT' nin daha geniş spektral bandı, Time-Domain OKT cihazları ile elde edilenden iki kat daha detaylı kesitsel görüntü sağlar. Ultra yüksek 36 çözünürlü OKT, her bir retinal tabakanın, fotoreseptörlerin detayına kadar görüntülenmesine olanak sağlar.

Spektral veya Fourier değişkenli OKT gelişimi, cihazların hem optik çözünürlüğünü hem de çalışma zamanını iyileştirmiştir (14,15). Spektral domain OKT teknolojisinin geliştirilmesi ile OKT'nin tekrarlanabilirliği, sensitivitesi ve spesifitesi daha da

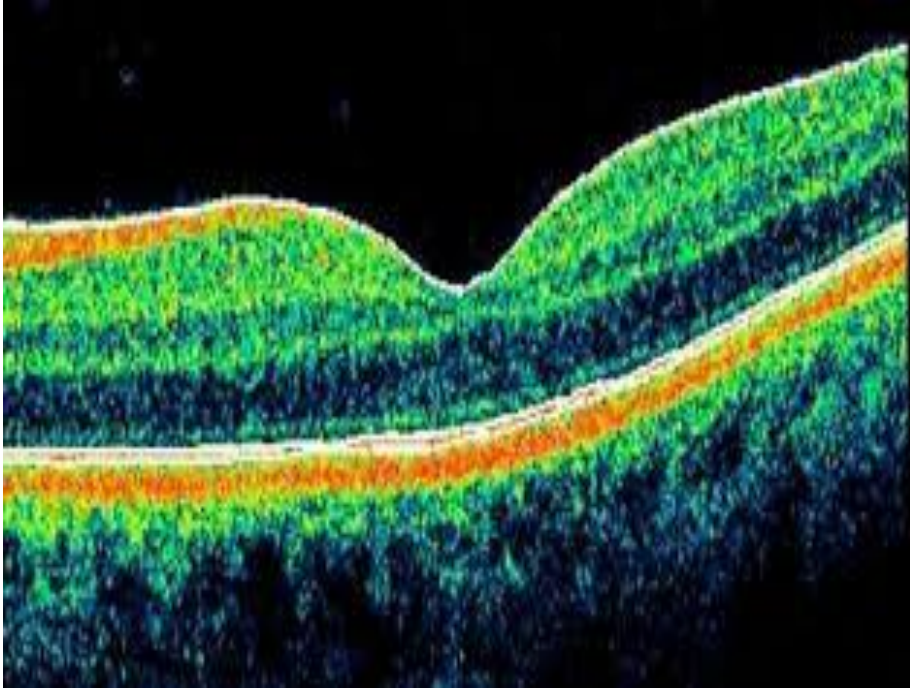
artmıştır (16,17). Fourier-Domain OKT'nin yüksek tarama hızı, Time-Domain OKT sistemlerinde görüntü bozulmalarına neden olan hareket artefaktların çoğunu ortadan kaldırır. Zira göz hareketlerinden daha hızlı bir tarama hızı, bu kalitenin ortaya çıkmasında önemlidir. Tarama hızının artması görüntünün, göz hareketlerinden en az etkilenmesi yani artefaktların oluşmaması açısından en önemli avantajlarından biridir.

Yüksek hızlı çekim yapabilmek, 3D görüntülemenin de önünü açmıştır. Hastaların pupillalarının büyütülmeden çekim yapılması da avantaj sağlamaktadır. Bu sistem ile çalışan cihazlarda bir ilk olarak irksal normal hasta veritabanı da bulunmaktadır. Bu sayede farklı irksal değişimlerdeki hata payı azaltılmıştır.

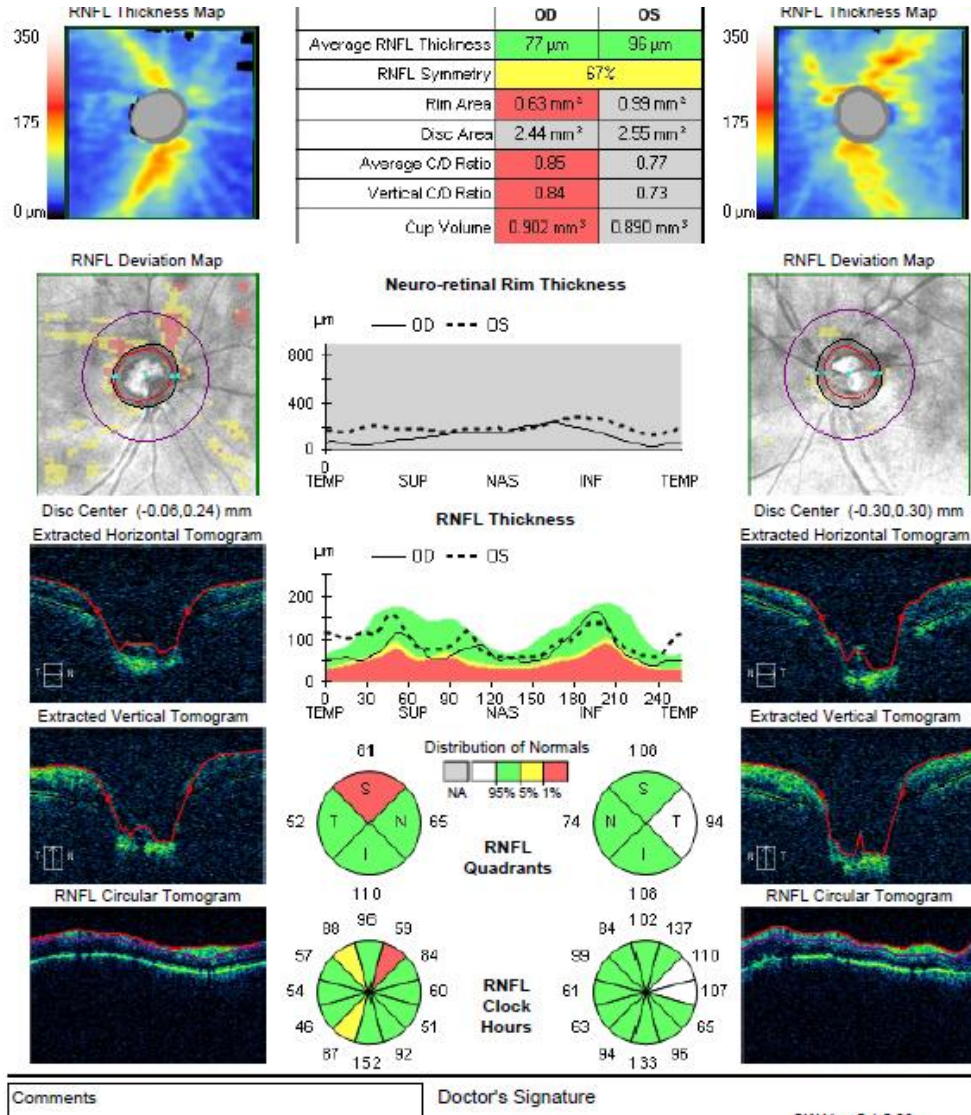
Ultrasonografide görüntünün ekosundan bahsedilirken, OKT'de reflektivite söz konusudur. Işığı geriye güçlü bir biçimde yansıtan dokular OKT'de güçlü ışık sinyali verirler ve hiperreflektif olarak değerlendirilirler (retina pigment epiteli gibi). Işığı geriye yansıtma özelliği düşük olan vitreus gibi dokular ise hiporeflektif olarak değerlendirilirler. Retina sinir lif tabakası da hiperreflektiviteye sahip olduğu için OKT'de sınırları ve kalınlığı güvenilir bir şekilde saptanabilmektedir. OKT'de görüntüler B mod ultrasonda olduğu gibi gri tonlarında elde edilebildiği gibi, maviden kırmızıya gökkuşağı tonlarında yalancı bir renklendirme yapılarak da verilebilir. Yalancı renklendirme ile doku katmanları birbirinden daha iyi ayırt edilebilmektedir. Burada hiperreflektif dokular (retina sinir lifi tabakası, retina pigment epiteli, fotoreseptör tabakası gibi) kırmızı ile hiporeflektif (vitreus, retina dış nükleer tabakası gibi) veya ışığı absorbe eden dokular (kan damarları, hemoraji gibi) ise mavi-siyah renk tonları ile yansıtılmakta, reflektivitesi bu iki uç nokta arasında yer alan doku katmanları ise kırmızı ile mavi arasındaki diğer gökkuşağı renkleriyle ifade edilmektedirler.

OKT'de görüntü kalitesi ilk çıkan cihazlarda sinyal/ gürültü (signal to noise), fourier domain sistemlerde ise sinyal gücü göstergesi (signal strength indicator-SSI) terimiyle gösterilmektedir. OKT ile elde edilen görüntülerin ve ölçümlerin güvenilir olduğunu kabul edebilmek için bu oranın 30 veya üzerinde olması gerekmektedir (Maksimum 100 üzerinden değerlendirilmektedir). Yapılan çalışmalarda OKT ile retina sinir lifi tabakası kalınlık ölçümlerinin katarakt (18,19), pupilla boyutu (20,21), korneal kuruluk (22), gibi çeşitli anatomik özelliklerden etkilenebildiği gösterilmiştir (Şekil 6,7).





**Şekil 6.** Makula OKT görüntüsü.



Şekil 7. Optik disk OKT görüntüsü

## GEREÇ VE YÖNTEM

Mersin Üniversitesi Tıp Fakültesi Göz Hastalıkları Anabilim Dalı Polikliniği'ne Mayıs 2015- Haziran 2015 tarihleri arasında başvuran, sistemik hastalığı olmayan, glokom ve üveit tanısı almayan, refraksiyon muayenesi ile görme keskinlikleri 10/10'a çıkan, oftalmolojik muayenesinde ön ve arka segment muayene bulguları doğal olan 16'sı erkek ve 11'i kadın 27 olgu çalışmaya alındı.

### **Araştırmaya Dahil Edilme Kriterleri;**

- 1-20-40 yaş aralığında olma
- 2-Refraksiyon muayenesi ile görme keskinliklerinin 10/10'a çıkması
- 3- Oftalmolojik muayenesinde ön ve arka segment muayene bulgularının doğal olması
- 4- Glokom ve üveit tanısı almaması
- 5- Sistemik hastalığı olmaması
- 6-Refraksiyon kusurunun +/- 4.00 diyoptri sınırı içinde olması

Çalışmaya Mersin Üniversitesi Klinik Araştırma ve Etik Kurulu'nun 16.04.2015 tarih ve 115 sayılı kararı ile onay alındı. Çalışmaya dahil edilen olgular bir tanık gözleminde çalışmaya katılmaya istekli olduklarını belirttiler ve bunu bilgilendirilmiş onam formu imzalayarak beyan ettiler.

Olguların yaşı, cinsiyeti, tanısı, refraksiyon kusuru kayıt altına alındı.

Daha sonra olguların pupilla çapları görme alanı cihazı(Humphrey Field Analyzer, Model 750i, Carl Zeiss Meditec, AG 07745 Jena, Germany) ile ölçülerek mm cinsinden kaydedildi. Takiben olguların OKT cihazı (Cirrus HD-OCT, Model 4000, Carl Zeiss Meditec, Inc. Dublin CA, USA) ile makula ve optik disk görüntüleri alındı. Bunun için olgu, çenesini cihazın çenelik kısmına ve alnını cihazın alın yerleştirme bölümüne yasladı ve cihazın otomatik fiksasyon noktasına fikse olduktan sonra araştırmacı tarafından çekimleri yapıldı. Tüm çekimler aynı araştırmacı tarafından uygulandı. Ardından olgulara bir damla %1'lik tropikamid (tropamid) damlatıldıktan 30 dakika sonra pupilla çapı tekrar kaydedilip OKT ölçümleri yenilendi. Çekimler esnasındaki sinyal kuvveti, ölçüm sonuçlarından SFK  $\mu\text{m}$  olarak, makula hacmi  $\text{mm}^3$  olarak, RSLT kalınlığı  $\mu\text{m}$  olarak kaydedildi.

### **İstatistiksel Analiz**

Değişkenlerin normal dağılıma uygunluk kontrollerine Shapiro Wilk testi ile bakıldı. Normal dağılıma uygun gruplarda, tanımlayıcı istatistik olarak ortalama ve standart sapma, uymayan gruplarda ise medyan ve yüzdelerik değerler verildi. Kategorik değişken için ise tanımlayıcı istatistik olarak sayı ve yüzde değerleri kullanıldı. Parametrelerin pupilla dilatasyonu öncesi ve sonrası ölçümlerinin karşılaştırılmasında normal dağılıma uyan parametreler için Paired Sample t testi kullanılırken, uymayan parametreler için Wilcoxon testinden yararlanıldı.

## BULGULAR

Çalışmaya 16'sı erkek (%59.3), 11'i kadın (%40.7) 27 olgu alındı. Çalışma olgularının yaş ortalaması 29.52±6.30 yıl iken, en düşük yaş 21 yıl ve en yüksek yaş 40 yılıdır.

Çalışmaya 27 hastanın sağ ve sol gözleri olmak üzere 54 gözü dahil edildi. Olguların dilatasyon öncesi pupilla çapı 4.92±1.06 mm olup dilatasyon sonrası 7.62±0.94 mm idi (p <0.0001). Pupilla dilatasyonu öncesi ve sonrası elde edilen veriler karşılaştırıldığında ortalama RSLT kalınlığı (93.94µ ± 9.6µ vs 94.70µ ±10.2µ), SFK (254.91µ ±20.9µ vs 255.39µ ± 26.17µ), MH (10.12±0.45mm<sup>3</sup> vs 10.21±0.47mm<sup>3</sup>), ve SG (0.60±0.097 vs 0.662±0.091) ölçümlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark yoktu. RSLT kalınlığı, SFK, MH ve SG ölçümlerini pupilla çapı etkilememekteydi. Dilatasyon öncesi ve sonrasında elde edilen ölçüm sonuçları tablo-1'de özetlendi.

**Tablo 1.** Optik Koherans Tomografi ölçüm sonuçlarımız

	Dilatasyon öncesi ort±s.sapma	Dilatasyon sonrası ort±s.sapma	p
Pupil çapı (mm)	4.92±1.06	7.62±0.94	<0.0001*
Santral fovea kalınlığı (µm)	254,91±20.95	255,39±26.17	<0.851*
Makula hacmi (mm <sup>3</sup> )	10.12±0.45	10.21±0.47	<0.250*
Retina sinir lifi kalınlığı (µm)	93.94±9.63	94.70±10.20	<0.395*
Sinyal kuvveti	0.60±0.097	0.662±0.091	<0.167**

\*T-test,

\*\*Wilcoxon signed ranks test.

## TARTIŞMA

OKT, biyolojik doku katmanlarını, mikron düzeyinde yüksek çözünürlükte tomografik kesitler olarak görüntüleyen, yeni bir tıbbi görüntüleme-tanı yöntemidir. Dokulara gönderilen ve farklı doku katmanlarından geri yansıyan ~800 nm dalga boyundaki infrared ışığın yansıma gecikme zamanını ve şiddetini ölçerek, dokuların ve patolojilerinin B-scan ultrasonografiye benzer bir şekilde ama ondan çok daha yüksek çözünürlükte (1-15 mikron ( $\mu\text{m}$ )) kesit görüntülerinin alınmasına olanak tanır(7).

Oküler aberasyonlar ve pupilla genişliğinden dolayı derinlemesine çözünürlüğü 300 mikrondur. Ancak tüm diğer görüntüleme yöntemlerinde olduğu gibi OKT ölçümlerinde de bazı artefaktlar olabilir. Katarakt varlığı veya pupilla çapı artefakta sebep olarak sonuçları etkileyebilir. Takip gerektiren hastaların OKT çekimlerinin bazıları pupilla dilatasyonu yapılmadan, bazı çekimleri ise pupilla dilatasyonu sonrası yapılabilmektedir.

Çalışmamızda pupilla dilatasyonunun OKT ile yapılan makula ve optik disk ölçümlerinin kalitesine ve sonuçlarına etkisini değerlendirmeyi amaçladık.

Çalışmamızda pupilla dilatasyonunun OKT çekimlerinde SG, SFK, MH ve RSLT kalınlığını etkilemediğini saptadık. Güvenilir ve kaliteli bir çekim için 1-10 arasında olan görüntü kalitesi değerinin, yani sinyal kuvvetinin 6 veya üzerinde olması gereklidir. Ancak biz, çalışmamızda 5 ve üzerindeki sinyal kuvvetini güvenilir kabul ettik. Çalışmamızda sağ ve sol gözlerde dilatasyon öncesi ve dilatasyon sonrası ortalama SG 0,6 çıktı ve SG'nin pupilla çapından bağımsız olduğunu saptadık.

Literatürde pupilla çapının OKT ölçümüne ve çekim esnasındaki SG'ye etkisini değerlendiren çalışmalar mevcuttur. Smith ve ark (21), pupilla dilatasyonunun çekim esnasındaki SG'yi arttırdığını belirtmişlerdir. Buna karşılık, Massa ve ark (23) çalışmamıza benzer olarak pupilla çapının OKT ölçümüne ve çekim esnasındaki SG'ye etkisiz olduğunu göstermişlerdir.

Paunescu ve ark (24), 10 normal olguyu değerlendirdikleri çalışmalarında makula ölçümlerinde ve ölçüm sonuçlarının güvenilirliğinde pupilla çapının etkisiz olduğunu, ancak SFK'nın dilatasyon sonrasında istatistiksel açıdan anlamlı fark olmasa da daha fazla olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmamızda da SFK dilatasyon öncesinde 254  $\mu\text{m}$  dilatasyon sonrasında 255  $\mu\text{m}$  idi. Dilatasyon sonrasında 1  $\mu\text{m}$ 'lik artışın olduğunu fakat bunun istatistiksel olarak anlamsız olduğunu gördük. Çalışmamızda hastaların bakış pozisyonunu kaydetmedik, ancak cihazdaki dahili sabitleme ile çekim esnasında her hastanın gözünün

belli bir konumda sabit kalmasını sağladık. SFK'daki dilatasyona bağlı oluşan bu küçük artışların hastanın bakış pozisyonu ile de ilişkili olabileceğini düşündük.

Paunescu ve ark (24), makula çekimlerinin primer bakış pozisyonunda yapılması sebebi ile bakış pozisyonundan etkilenmediğini, ancak optik sinir başına ait çekimlerin daha eksantrik bir bakış pozisyonunda yapılması sebebi ile ufak göz hareketlerinden etkilendiğini belirtmişlerdir

Savini ve ark (25) retinanın OKT ile değerlendirilmesinde dilatasyon öncesinde ve sonrasında güvenilir sonuçlar elde ettiklerini belirtmişlerdir.

Zafar ve ark (26), 10 hasta üzerindeki çalışmalarında dilatasyonun RSLT ölçümlerini etkilemediğini belirtmişlerdir. Çalışmamızda RSLT kalınlığı dilatasyon öncesi 93 µm iken dilatasyon sonrası 94 µm idi. Aynı şekilde RSLT kalınlığında da dilatasyon öncesi ve sonrası istatistiksel olarak anlamlı fark saptamadık.

Sonuç olarak OKT ölçümleri, klinik uygulamada optik ortamın saydam olduğu olgularda hastalara dilatasyon öncesinde ya da sonrasında güvenle uygulanabilir.

## KAYNAKLAR

1. Kanski JJ. Pupillary reactions. In: Kanski JJ (ed). Clinical Ophthalmology. 5th Ed. New York: Elsevier, 2003:622-26.
2. Martyn CN, Ewing DJ. Pupil cycle time: a simple way of measuring an autonomic reflex. J Neurol Neurosurg Psychiatry 1986;49:771-4.
3. Clark CV. Ocular autonomic nerve function in proliferative diabetic retinopathy. Eye 1988;2:96-101.
4. Ewing DJ, Clarke BF. Diagnosis and management of diabetic autonomic neuropathy. Br Med J 1982;285:916-8.
5. Miller SD, Thompson HS. Edge- light pupil cycle time. Br J Ophthalmol 1978;62:495-500.
6. Karaçorlu MA, Sürel Z, Çakiner T et al .Pupil cycle time and early autonomic involvement in ocular leprosy. Br J Ophthalmol 1991;75:45-8.
7. Aydın A, Bilge AH Optik Koherens Tomografinin Glokomda Yeri . GlokomKatarakt Oftalmoloji Dergisi 2007, Cilt 2, Sayı 2. 077-082.
8. Huang D, Swanson EA, Lin CP, et al. Optical coherence tomography. Science. 1991;254:1178-1181.
9. Izatt JA, Hee MR, Swanson EA, et al. Micrometer-scale resolution imaging of the anterior eye in vivo with optical coherence tomography. Arch Ophthalmol. 1994;112:1584-1589.
10. Fujimoto JG, Hee MR, Huang D, et al. Principles of optical coherence tomography. In Schuman JS, Puliafito CA, Fujimoto JG: Optical coherence tomography of ocular diseases. Second edition. Thorofare,NJ: Slack Inc. 2004,3-20. 63
11. Boumal CR. Clinical applications of optical coherence tomography. Curr Opin Ophthalmol 1999; 10(3):182-188.



12. Fujimoto J, Drexler W. Introduction to Optical Coherence Tomography in: Optical Coherence Tomography Technology and Applications. Drexler W, Fujimoto JG (eds). 1st ed, Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2008:1-46
13. Zeimer R, Shahidi M, Mmi M, et al. A New Method for Rapid Mapping of the Retinal Thickness at the Posterior Pole. Invest Ophthalmol Vis Sci. 1996; 37: 1994-2001
14. Lumbroso B, Rosen R, Rispoli M. Principles and techniques of the spectral OCT in: Understanding spectral OCT. 1st ed, Italy, I.N.C. Innovation-NewsCommunication. 2007:7-8.
15. Izatt JA, Choma MA: Theory of Optical Coherence Tomography in: Optical Coherence Tomography Technology and Applications. Drexler W, Fujimoto JG (eds). 1st ed, Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2008: 47-72.
16. Aydın A. [Application of optical coherence tomography in diagnosis and management of glaucoma]. Glo-Kat. 2011;6:20-6.
17. Hsu SY, Tung IC, Sheu MM, et al. Reproducibility of peripapillary retinal nerve fiber layer and macular retinal thickness measurements using optical coherence tomography. Kaohsiung J Med Sci. 2006;22:447-51
18. Van Velthoven ME, van der Linden MH, de Smet MD, et al. Influence of cataract on optical coherence tomography image quality and retinal thickness. Br J Ophthalmol. 2006;90:1259-62.
19. Mwanza JC, Bhorade AM, Sekhon N, et al. Effect of cataract and its removal on signal strength and peripapillary retinal nerve fiber layer optical coherence tomography measurements. J Glaucoma 2011;20:37-43.
20. Savini G, Zanini M, Barboni P. Influence of pupil size and cataract on retinal nerve fiber layer thickness measurements by Stratus OCT. J Glaucoma. 2006;15:336-40.
21. Smith M, Frost A, Graham CM, et al. Effect of pupillary dilatation on glaucoma assessments using optical coherence tomography. Br J Ophthalmol. 2007;91:1686-90.
22. Stein DM, Wollstein G, Ishikawa H, et al. Effect of corneal drying on optical coherence tomography. Ophthalmology 2006;113:985-91.
23. Massa GC, Vidotti VG, Cremasco F, et al. Influence of pupil dilation on retinal nerve fiber layer measurements with spectral domain OCT. Eye 2010;24:1498-50

24. Paunescu LA, Schuman JS, Price LL, , et al. Reproducibility of nerve fiber thickness, macular thickness, and optic nerve head measurements using StratusOCT. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2004;45:1716-

25. Savini G, Carbonelli M, Parisi V, , et al. Effect of pupil dilation on retinal nerve fibre layer thickness measurements and their repeatability with Cirrus HDOCT. *Eye (Lond)*. 2010;24:1503-8.

26. Zafar S, Gurses-Ozden R, Vessani R, et al. Effect of pupillary dilation on retinal nerve fiber layer thickness measurements using optical coherence tomography. *J Glaucoma* 2004; 13: 34–7.

## SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

OKT: Optik Koherens Tomografi

RSLT: Retina Sinir Lifi Tabakası

SFK: Santral Fovea Kalınlığı

MH: Makuler Hacim

SG :Sinyal Gücü

RAPD: Rölatif Afferent Pupil Defekti

SLD: Superluminesent Diod laser

## ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekiller	Sayfa No
Şekil 1 Pupilla anatomisi	7
Şekil 2 Pupilla ışık refleksi	8
Şekil 3 Pupillanın sempatik ve parasempatik innervasyonu	10
Şekil 4 OKT cihazı	13
Şekil 5 OKT çalışma mekanizması	15
Şekil 6 Makula OKT görüntüsü	17
Şekil 7 Optik disk OKT görüntüsü	18

## TABLolar DİZİNİ

TaBLO		Sayfa No
Tablo 1	Optik Koherans Tomografi ölçüm sonuçlarımız	21