



**T.C.
SAĞLIK BAKANLIĞI
SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ
ANKARA NUMUNE EĞİTİM VE ARAŞTIRMA HASTANESİ
GÖZ KLİNİĞİ**

**Eğitim ve İdari Sorumlusu
Prof.Dr.Özlem EVREN KEMER**

**DEJENERATİF VE YÜKSEK MİYOP HASTALARDA
MERKEZİ FOVEA VE SUBFOVEAL KOROİD
KALINLIKLARININ CİRRUS HD-OKT, DRI HD-OKT
ANGİO TRİTON SS VE ANGİOVUE HD-OKT ANGİO
CİHAZLARINDA KARŞILAŞTIRILMASI**

Dr. Nigar ALİMOVA

UZMANLIK TEZİ

**ANKARA
2017**



T.C.
SAĞLIK BAKANLIĞI
SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ
ANKARA NUMUNE EĞİTİM VE ARAŞTIRMA HASTANESİ
GÖZ KLİNİĞİ

**DEJENERATİF VE YÜKSEK MİYOP HASTALARDA
MERKEZİ FOVEA VE SUBFOVEAL KOROİD
KALINLIKLARININ CİRRUS HD-OKT, DRI HD-OKT
ANGİO TRİTON SS VE ANGİOVUE HD-OKT ANGİO
CİHAZLARINDA KARŞILAŞTIRILMASI**

Dr. Nigar ALİMOVA

UZMANLIK TEZİ

**Tez Danışmanı
Prof. Dr. Zeliha YAZAR**

**ANKARA
2017**

TEŞEKKÜR

İhtisasım süresince bilgi ve deneyimleri ile yetişmemde büyük emeği geçen, eğitimim boyunca iyi bir göz hekimi olarak yetişmem için gayret gösteren, her türlü imkanı sağlayan, bilgi ve tecrübelerini sürekli aktaran değerli hocam ve tez danışmanım Prof.Dr. Zeliha Yazar'a, uzmanlık eğitimimizde ve göz cerrahisini öğrenmemizde büyük katkıları olan, göz cerrahisi ile ilgili son gelişmeleri takip edip kliniğimizde başarı ile uygulayan, bizlerle paylasan ve öğreten değerli hocamız Prof.Dr. Özlem Evren Kemer'e, eğitimim boyunca bilgi ve tecrübelerinden faydalandığım, her zaman desteklerini yanımda hissettiğim, bilgi ve deneyimlerini içtenlikle paylaşan uzmanlarımıza, pek çok anıyı paylaştığımız, beraberce uzmanlık eğitimi yapmaktan mutluluk duyduğum sevgili asistan arkadaşlarıma, kliniğimizde çalışan hemşirelere ve personellerimize teşekkürlerimi sunarım.

Tüm eğitim ve öğrenim hayatımda yanımda hissettiğim, bana her türlü desteği veren sevgili anneme, babama, kardeşime sonsuz minnet ve sevgilerimi sunarım.

Memleketden uzakta bu kutsal görevi yorulmadan yapmakta yardımcı olan, her türlü maddi ve manavi desteğini esirgemiyen değerli Nurullah Tokere teşekkürlerimi sunarım.

En değerli varlığım olan sevgili oğluma hayatımda olduğu için teşekkür ederim.

Dr. Nigar ALİMOVA

İÇİNDEKİLER

Sayfa No:

TEŞEKKÜR	i
İÇİNDEKİLER	ii
KISALTMALAR	iv
TABLolar DİZİNİ	v
GRAFİKLER DİZİNİ	vi
ŞEKİLLERİN DİZİNİ.....	vii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	2
Gözün Optik Sistemi	2
Gözün Refraktif Durumları	2
Refraksiyon (Kırma) Kusurları	3
Miyopi	4
Gözün Arka Segmenti.....	11
Nörosensoryal Retina.....	11
Retina Pigment Epiteli (RPE)	13
Bruch Zarı	15
Koroid	15
Sklera	16
Optik Koherens Tomografi	16
Optik Koherens Tomografi Sistemleri.....	21
Fourier-Domain (Spektral OKT, SD-OCT).....	21
Swept Source OKT	23
OKT Oftalmoskop (OKT/SLO)	25
Spektralis (HRA/OKT)	26
Optik Koherens Tomografi Kullanımı.....	26
Tarama Paternleri.....	28
Maküler Küp Tarama	30
En Face Görüntü, OKT Fundus Görüntüsü	30
3. GEREÇ VE YÖNTEM	32

İstatiksel Analiz	44
4. BULGULAR	45
5. TARTIŞMA	56
Santral Fovea Kalınlığı	56
Subfoveal Koroid Kalınlığı	59
6. SONUÇLAR	63
ÖZET.....	65
ABSTRACT	67
KAYNAKLAR	69



KISALTMALAR

SFK	: Santral (merkezi) fovea kalınlığı
SKK	: Subfoveal koroid kalınlığı
OKT (OCT)	: Optik koherens tomografi
AXL	: Aksiyel uzunluk
DEİGK	: Düzeltilmiş en iyi görme keskinliği
EDİ	: Enhanced depth imaging (artırılmış derinlikli görüntüleme)
CSI	: Koroido-skleral bileşke
BM	: Bazal membran
TD	: Time domain
SD	: Spektral domain
SD±	: Ortalama sapma
µm	: Mikron
SS	: Swept source
İCC	: Intraclass correlation

TABLolar DİZİNİ

Sayfa No:

Tablo 4.1:	Gruplar	45
Tablo 4.2:	Grupların demografik özellikleri 1	46
Tablo 4.3:	Grupların Demografik özellikleri 2	46
Tablo 4.4:	Grupların özellikleri.....	47
Tablo 4.5:	Dejeneratif ve yüksek miyop gruplarının özellikleri.	48
Tablo 4.6:	Dejeneratif grupta arka stafilom varlığıyla görme keskinliği arasındaki ilişki.	48
Tablo 4.7:	Grupların santral fovea kalınlık ölçümleri.....	49
Tablo 4.8:	Grupların subfoveal koroid kalınlık ölçümleri	51
Tablo 4.9:	Santral fovea kalınlık ölçümlerinde cihazlar arasındaki ilişki	52
Tablo 4.10:	Santral fovea kalınlık ölçümlerinde cihazlar arasındaki farklar	52
Tablo 4.11:	Subfoveal koroid kalınlık ölçümlerinde cihazlar arasındaki ilişki	53
Tablo 4.12:	Subfoveal koroid kalınlık ölçümlerinde cihazlar arasındaki farklar	54

GRAFİKLER DİZİNİ

Sayfa No:

Grafik 4.1: Dejeneratif grupta AXL / SKK ilişkisi.	54
Grafik 4.2: Yüksek miyoplarda AXL / SKK ilişkisi.	55
Grafik 4.3: Kontrol grupta AXL / SKK ilişkisi.....	55



ŞEKİLLERİN DİZİNİ

Sayfa No:

Şekil 2.1:	Akomodasyon gevşediğinde emetropi hali.....	3
Şekil 2.2:	Akomodasyon yapmayan gözde miyopi.....	4
Şekil 2.3:	Yüksek miyopik fundus resmi (Kliniğimizden alınan orijinal resim).	7
Şekil 2.4:	Dejeneratif miyop hastada arka stafilom varlığı (Kliniğimizden alınan orijinal resim).....	9
Şekil 2.5:	Dejeneratif miyop hastada Fuch's lekesi (Kliniğimizden alınan orijinal resim).....	10
Şekil 2.6:	Dejeneratif miyop hastada Laquers cracks (Kliniğimizden alınan orijinal resim).....	10
Şekil 2.7:	Dejeneratif miyop hastada miyopik konus (Kliniğimizden alınan orijinal resim).....	11
Şekil 2.8:	Makulanın anatomisi.....	12
Şekil 2.9:	Retina katmanları.....	13
Şekil 2.10:	Retina Pigment Epiteli.....	14
Şekil 2.11:	Retina ve koroidin Optik Koherans tomografisi.....	16
Şekil 2.12:	OKT de gri skalada 'beyaz üstüsiyah' görüntüsü.	19
Şekil 2.13:	OKT'de gri skalada'siyah üstübeyaz 'görüntüsü.....	19
Şekil 2.14:	OKT 'derenkli skala.....	20
Şekil 2.15:	Kliniğimizde kullanılan Cirrus HD-OKT 500model cihazı.....	22
Şekil 2.16:	Kliniğimizde kullanılan Angiovue HD –OKT Angio cihazı	23
Şekil 2.17:	Kliniğimizde kullanılan DRI HD-OKT Angio TritonSS cihazı	24
Şekil 2.18:	OKT Oftalmoskop (OKT/SLO)çalışma sistemi.	25
Şekil 2.19:	Heidelberg Spectralis OKT cihazı.	26
Şekil 3.1:	Emetrop kişide Cirrus HD-OKT 500 cihazında yapılan makula analizi.....	34
Şekil 3.2:	Yüksek miyop gözde Cirrus HD-OKT 500 cihazında makula analizi.....	35

Şekil 3.4:	Dejeneratif miyop hastada DRI HD-OKT SS cihazında yapılan maküla analizi.	36
Şekil 3.5:	Angiovue HD-OKT cihazında emetrop hastanın maküla analizi.	37
Şekil 3.6:	Angiovue HD-OKT cihazında yüksek miyop hastanın maküla analizi.....	38
Şekil 3.7:	Emetrop kişide Angiovue HD-OKT cihazında manuel olarak ölçülen subfoveal koroid kalınlığı.	39
Şekil 3.8:	Dejeneratif miyop gözde Cirrus HD-OKT 500 cihazında manuel yolla ölçülen subfoveal koroid kalınlığı.....	40
Şekil 3.9:	Emetrop kişide DRI HD-OCT cihazında otomatik ve manuel yolla ölçülen subfoveal koroid kalınlığı.	41
Şekil 3.10:	Dejeneratif gözde DRI HD-OKT Triton SS ile yapılan otomatik ve manuel subfoveal koroid kalınlık ölçümü.....	41
Şekil 3.11:	Emetrop kişide Angiovue HD-OKT cihazında manuel yolla ölçülen subfoveal koroid kalınlığı.	42
Şekil 3.12:	Dejeneratif miyop hastada Angiovue HD-OKT cihazında manuel olarak ölçülen subfoveal koroid kalınlığı.....	43

1. GİRİŞ

Günümüzde dünya çapında sık rastlanmakta olan fizyolojik miyopi dışında, patolojik miyopi kavramı oftalmolojinin önemli antitelerinden biridir. Patolojik miyopi, göz küresinin 26,5 mm'den uzun veya refraksiyon değerinin -6 diyoptriden (D) büyük olması ile fizyolojik miyopiden ayrılır (1). Daha önceleri malign miyopi, dejeneratif miyopi gibi isimlerle anılan patolojik miyopide; miyopiye bağlı sklera, koroid ve retina pigment epitelinde oluşan dejeneratif bozukluklar sonucunda gözde kalıcı hasar oluşabilmektedir. Bunların arasında vitreus likefaksiyonu, arka vitre dekolmanları, peripapiller atrofiye yol açan kresent oluşumları, korioretinal atrofi, posterior stafilmom, '*Fuchs* lekesi' ve '*Lacquer* çatlakları'sayılabılır. Bunların dışında optik disk şekil bozuklukları da sık rastlanmaktadır (2).

Bu grup hastalarda normal popülasyona göre retina ve merkezi koroid kalınlığı daha incedir, foveoskizis, dejeneratif maküla delikleri ve koroidal neovasküler membran gibi komplikasyonların gelişme oranı daha fazladır (3). Bu tür komplikasyonların zamanında saptanması için hastaların retina ve koroidlerinin detaylı incelenmesi gerekmektedir; bunun içinde oftalmolojide bir çok cihaz geniş kullanılmaktadır. Bu cihazlardan popülerite kazananlar arasında OKT ve fundus kameraları sayılabilir. Farklı OKT cihazlarının farklı dalga boyu ve çözünürlüğü olduğundan retina ve koroid ölçümleri farklı olabilmektedir (4).

Böylece farklı sonuçlar hastaların takip ve tedavisinde farklı yönelmelere neden olabilmektedir. Bunu öngörerek, kliniğimizde kullanılan 3 farklı OKT cihazında patolojik miyop hastalarda yapılan retina ve koroid kalınlık ölçümlerini karşılaştırdık. Ayrıca patolojik miyop ve kontrol grubu olan emetrop kişilerin ölçümlerini de kendi arasında karşılaştırmış olduk.

2. GENEL BİLGİLER

Gözün Optik Sistemi

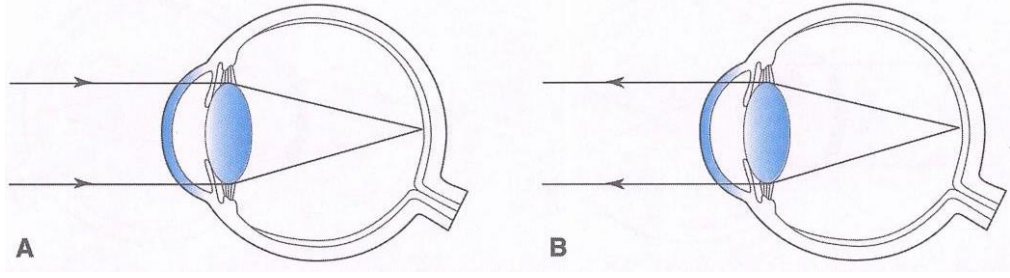
Göz bir mercekler sisteminden oluşur. Diyoptrik sistem olarak şematik gözün toplam kırma indeksi 1,33; kurvatürü 5,75 mm; kırıcılığı +60D ve ön-arka uzunluğu da 24,4 mm olarak kabul edilir. Gözün toplam kırıcılığının yaklaşık %70'i kornea tarafından oluşturulur. Toplam kırma gücü (santral 3 mm'lik kısım) +43,0 D olan kornea ön yüzünün eğrilik yarıçapı 7,8 mm ve kırıcılığı +48,8 D, arka yüzünün eğrilik yarıçapı 6,5 mm ve kırma gücü -5,8 D olup gözün en önemli kırıcı ortamıdır. Gözün geri kalan kırma gücünü sağlayan lensin her iki yüzü de konveks yapıda olup, kırma indeksi havadan daha fazla olan hümör aközle çevrili olduğundan, kırma gücü korneadan daha azdır ve uyum (akomodasyon) yapmayan gözde yaklaşık +19-20 D dir. Maksimum akomodasyonla lensin kırma gücü 14-15 D daha arttırılabilir (5).

Gözün Refraktif Durumları

Refraktif durum karmaşık bir sistem olup, kornea ve lensin optik gücü ve gözün ön ve arka uzunluğu arasındaki denge tarafından belirlenir (6).

Herhangi bir akomodasyon ihtiyacı olmayan bir gözün optik eksenine paralel olarak gelen ışınların retina üzerinde odaklanmasına emetropik yani normal göz, retina üzerinde odaklanmaması durumuna ise ametropik göz denir (6).

Emetropi hiçbir refraktif kusuru olmayan gözdür, böyle bir gözde birbirine paralel olarak gelen ışınlar hiçbir uyuma gerek duymaksızın gözün kırıcı ortamlarında kırılarak fovea üzerinde odak oluştururlar ve görüntü nettir. Bu nedenle emetrop gözde uzak nokta sonsuzda yer almaktadır (6) (Şekil 2.1).



Şekil 2.1: Akomodasyon gevşediğinde emetropi hali.

A. Sonsuzdan gelen paralel ışınlar retinadaki bir noktada odaklanır. **B.** Benzer olarak retinadaki bir noktadan çıkan ışınlar optik sonsuzlukta gözün uzak noktasında odaklanır.

Refraksiyon (Kırma) Kusurları

Kırma kusurları popülasyonda düzeltilebilir görme bozukluğu ve körlüğün başlıca nedenidir. Düzeltilmemiş kırma kusurları dünyada önde gelen körlük sebeplerindendir. Kırma kusurlarının prevalansı birçok faktörden etkilenir. Kırma kusurları gözün odak uzunluğu ve aksiyel uzunluğu arasında bir uyumsuzluk sonucu ortaya çıkmaktadır. Bu duruma ametropi denilir. Ametropide uzak nokta sonsuzla göz arasında ya da göz arkasında, yani sonsuz hariç herhangi bir yerdedir ve görüntü net değildir (6,7).

Ametropi sebepleri 2 gruba ayrılır:

1- Aksiyel Ametropi: Gözün ön-arka aks uzunluğunun anormal olmasıyla ilişkilidir, aksiyel uzunluk fazla ise miyopi, az ise hipermetropi oluşacaktır. Genel kural +4,0 ile -6,0 D üzerindeki refraksiyon kusurlarında aksiyel uzunluk tek faktör olarak karşımıza çıkmaktadır. Emetrop gözlerin ortalama 24 mm olan ön-arka aksiyel uzunluğu 22-27 mm arasında değişmektedir (6,8).

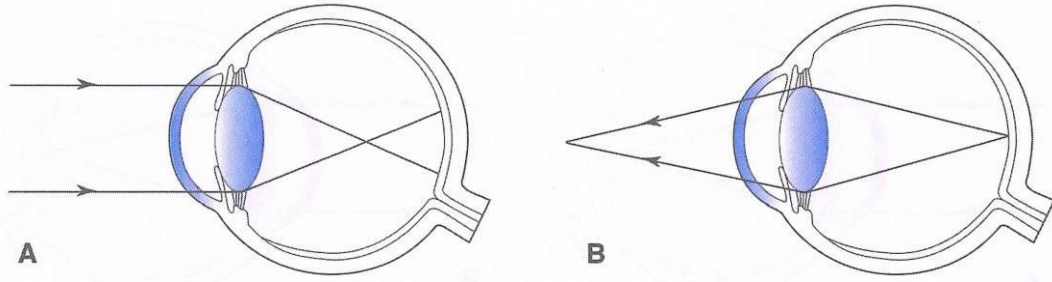
2- Refraktif Ametropi: Toplam kırma gücünün anormal olması sonucu ortaya çıkan ametropidir, yani aksiyel uzunluk normal olmasına rağmen kornea ve lensin kırma indeksindeki değişikliklerden meydana gelir.

Ametropi göze paralel gelen ışınların oluşturduğu odağın retina düzlemine olan konumuna göre 3'e ayrılır ve bunlar kırma kusurları olarak bilinir:

1. Miyopi
2. Hipermetropi
3. Astigmatizma

2.3.1. Miyopi

Göze paralel gelen ışınların retina önünde odak oluşturmasıdır. Uzak nokta düzlemi sonsuzla göz arasındadır (Şekil 2). Miyopinin derecesi bu uzak nokta yerinin dioptrik eşdeğeridir (1).



Şekil 2.2: Akomodasyon yapmayan gözde miyopi.

A. Sonsuzdan gelen paralel ışınlar retina önünde odaklanarak retina üzerinde bulanık görüntü oluştururlar. **B.** Retina üzerindeki bir noktadan çıkan ışınlar, gözün önünde, kornea ile optik sonsuzluk arasındaki gözün uzak noktasında odaklanırlar.

Miyopinin prevalansı %7 ile %70 arasında olup, incelenen nüfus yaşına, eğitim durumuna ve mesleğine bağlı olarak değişmektedir. Sarı ırkta daha sık görülmektedir. Japonya, İsrail ve Çin’de daha sıktır (9). Ülkemizde tüm refraksiyon kusurlarından en çok görülenidir (6).

Miyopi terimi eski Yunanca’daki myein (kapalı) ve ops (göz) kelimelerinin birleştirilmesi ile türetilmiş bir sözcüktür. Bu terim, miyopik kişinin göz kapaklarını kısip pinhol etkisinden yararlanarak daha net görmeye çalışmasından esinlenmektedir (6).

Gallen tarafından kırılma kusuru ve gözdeki sıvıların içeriğindeki anormallik olarak tanımlanmıştır. Kepler 17.yüzyılda gözdeki kırılmanın tarifini yapmış ve miyopik göze gelen paralel ışınların kırıldıktan sonra retina önünde odaklandığını bildirmiştir. Miyop gözün normalden uzun olduğu 18.yüzyılda saptanmıştır. Göz muayene aletlerinin gelişmesi ile konu hakkındaki bilgilerimiz 19. ve 20.yüzyıllarda modern şeklini almıştır (10).

Miyopi nedenleri:

a- Aksiyel Miyopi: Aksiyel uzunluk 24 mm’den daha fazladır. Kornea ve lens eğrilikleri, lensin anatomik pozisyonu normaldir.

b- Eğrilik (Kurvatur) Miyopisi: Sıklıkla patolojik sebepler sonucu ortaya çıkar. Aksiyel uzunluk normal olup, korneanın dik olduğu keratokonus gibi olgularda, lensin sferofakideki gibi yuvarlak veya lentikonustaki gibi ön-arka çapının arttığı olgularda görülür.

c- İndeks Miyopisi: Lensin içeriğindeki yapısal değişikliklere bağlı olarak kırıcılık indeksi değişir. Nukleer skleroz ve katarakt, bazı diyabetik kişilerde görülen miyopi buna örnektir.

d- İatrojenik Miyopi: Açlık kan şekerinin yükselmesi veya bazı ilaçların (topiramet, sulfonamid türevleri, sulfasalazin, hidroklorotiazid vs.) kullanılması ile ortaya çıkan sekonder, geçici miyopidir (10).

Miyopi Tipleri

A. Doğumsal Miyopi

B. Edinsel Miyopi:

- Basit miyopi

a- düşük dereceli miyopi

b- orta dereceli miyopi

- Ara tip miyopi

- Dejeneratif miyopi

Doğumsal miyopi:

Daha nadirdir, özellikle tek taraflı olgularda nedeni tam belli değildir. İki taraflı olgular 2-3 yaş civarında fark edilebilirken, tek taraflı olgular bazen şaşılık gelişene kadar fark edilmeyebilir. Yakın nokta göze çok yaklaştığı için şaşılık çoğunlukla esotropya şeklindedir. Miyopi genellikle 8-10 D'ye kadar olabilir ve her zaman ilerleyici değildir. Katarakt, aniridi, megalokornea, Marfan sendromu ve homosistinüri ile birlikte olabilir. Yakını da net görebilmeleri için hafif düşük düzeltme yapmak gerekebilir (11).

Edinsel miyopi:

Ortalama 4 yaşından sonra ortaya çıkar. Nedeni aksiyel uzunluğun fazla olmasıdır. Artmış kornea ve lens kurvatürü, lensin artmış kırma gücü ve lensin öne doğru yer yerleşimi de sebepleri arasındadır. Paralel gelen ışınlar retina önünde odaklanırken, diverjan gelen ışınlar retina üzerinde odaklanabilmektedir. Yakın görme sıkıntıları yoktur. Genellikle gözlerini kısarak bakarlar ve göz kapaklarını kısarak pupillalarını küçülttüğünde, pinhol (iğne deliği) etkisinden yararlanarak uzağı daha net görebilmektedirler. Miyopların büyük kısmını 2 D ve altındaki miyoplar oluşturur, hatta bu tip miyopiye fizyolojik ya da okul miyopisi adı verilir. Miyoplar yakını görebilmek için akomodasyona pek ihtiyaç duymazlar. Bu nedenle konverjans da reddedildiğinden bunlarda dışa kaymaların daha sık görülmesi beklenir. Ancak bu durum, genellikle düşük ve orta dereceli miyopi için geçerlidir (11).

Curtin'e göre edinsel miyopi basit, ara ve dejeneratif olarak üç gruba ayrılmıştır (12). Strenstrom'a göre ise 25,5 mm altındaki gözler basit, 25,5-32,5 mm arasındakiler ara ve 32 mm üzerindekiiler dejeneratif olarak kabul edilmiştir (13). Strenstrom yaptığı çalışmada toplumun %29'unda düşük miyopi (3 D ve altı), %7'sinde orta miyopi (3-6 D), %2,5'inde yüksek miyopi (6 D fazla) bulmuştur. Duke Elder ise 6 D'ye kadar olan kırılma kusurlarını basit olarak kabul etmiştir (13).

Basit miyopi:

Kırılma kusuru – 5,0-6,0 D'ye kadardır. Okul çağı miyopisi, fizyolojik miyopi, benign miyopi gibi isimlendirilir. Gözün aksiyel uzunluğu 26 mm'den kısadır. Adolesan çağından sonra genellikle ilerlemediği kabul edilmekle beraber son zamanlarda uzun süreli ve aşırı yakın çalışmanın gözün refraktif durumunda miyopi yönünde değişmelere yol açtığı kabul görmüştür (11). Hızlı artış 7 ile 13 yaş arası görülmekte ve tüm miyopik artışın %63 'unu kapsamaktadır. 13 yaşından sonra senelik artış 0,25-0,50 D ilerleme ile 20 yaşında zirve yapar. Bu yaşdan sonra sabit kalabilmektedir (14). Hafif ve orta tipe ayrılmıştır:

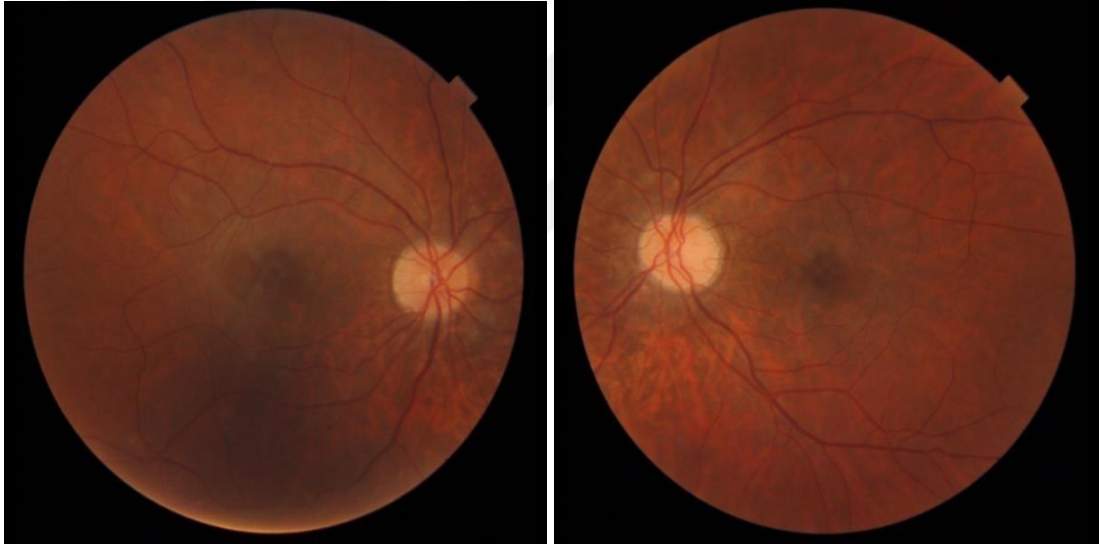
Hafif tip 0-3 D arasındaki kırılma kusuru ile karakterizedir ve göz dibinde patolojik değişim yoktur.

Orta tip ise 3-6 D arasında olup göz dibinde optik sinir kenarının 1/3'ünü geçmeyecek şekilde miyopik kresent görülmeye başlar, %40'ında periferik retinada

dejenerasyonlar görülür (*tigre retina*). Toplumdaki mevcut miyopların %90 oluşturur (9). Basit miyopi tiplerinde görme düzeltmeyle tama çıkar (8).

Ara Tip Miyopi (Yüksek miyopi):

1967’de Otsuka tarafından tarif edilmiştir (15). Erken yaşlarda başlar ve yılda 1 D gibi, değerlerde hızlı bir artış gösterir. Görme genelde düzeltmeyle tama çıkmaz. Göz dibi değişikliklerinden miyopik kresent, dönük disk ve koryoretinal atrofi sık görülmektedir (*Şekil 2.3*), -6 ile -12 D arasında seyreder. Otuz yaş civarında ilerlemesinde duraklama olur. Tüm miyoplar içinde görülme sıklığı Matsumara’ya göre %5-6, Mc Carthy’ye göre %2-3,2, Elçioğlu’ya göre ise %8,3 olarak bulunmuştur (16-18).



Şekil 2.3: Yüksek miyopik fundus resmi (Kliniğimizden alınan orijinal resim).

Dejeneratif Miyopi (Patolojik Aksiyel Miyopi)

Hemen daima ilerleyici tarzda göz aksiyel uzunluğunun artması ile karakterize ve retinada dejeneratif değişikliklerle seyreden miyopi türüdür. Refraktif değişiklikler çocuklukta, genellikle 5-10 yaşları arasında başlar, 25 ve bazen daha ileri yaşlara kadar artar. Sonuçta optik kusur -15 ile -25 D arası veya daha üzerine kadar ulaşır. Popülasyonda %2-3 oranında olduğu tahmin edilmektedir. Miyop kişiler

arasında -6,0 D'den yüksek refraksiyon kusurunun %30'a varan oranlarda görüldüğü bilinmektedir ki, bunlarda büyük ihtimalle dejeneratif değişiklikler de mevcuttur.

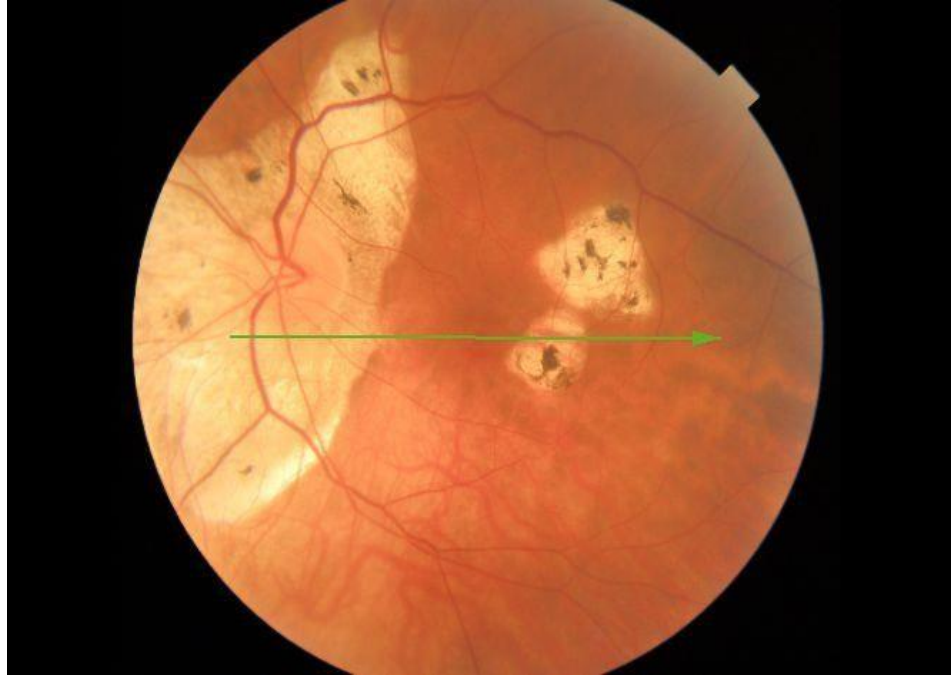
Dejeneratif miyopi diyebilmek için retina ve koroidin dejeneratif bulguları olması gerekmektedir. Belirli rakamsal değerin olmamasına rağmen diyoptrik değeri arttıkça görülme ihtimalide artmaktadır. Patolojik terimi ise bunlarda artmış retina dekolmanı ve glokom gelişme riski nedeniyle kullanılır. Küçük diyoptrili kusurlarda dejeneratif fundus değişiklikleri görülebildiği gibi, fundus tamamen normal olan yüksek diyoptrili kusurlardada görülebilmektedir (19).

Dejeneratif miyopide genellikle otomozal geçiş söz konusudur. Bu nedenle iki dejeneratif miyopun çocukları ve akraba evliliklerinde görülme riski daha fazla olmaktadır. Kadınlarda daha yaygın olup ırksal eğilim gösterir (12). Özellikle Japonlar ve Yahudilerde olmak üzere Çinli ve Araplarda da sık olarak görülmektedir. Merkezi ve doğu avrupada kuzey avrupaya göre daha sık görülmektedir. Afrikalı ve zencilerde ise daha az görülür. Genellikle iki taraflı olup, nadiren tek taraflı olabilir (6,9).

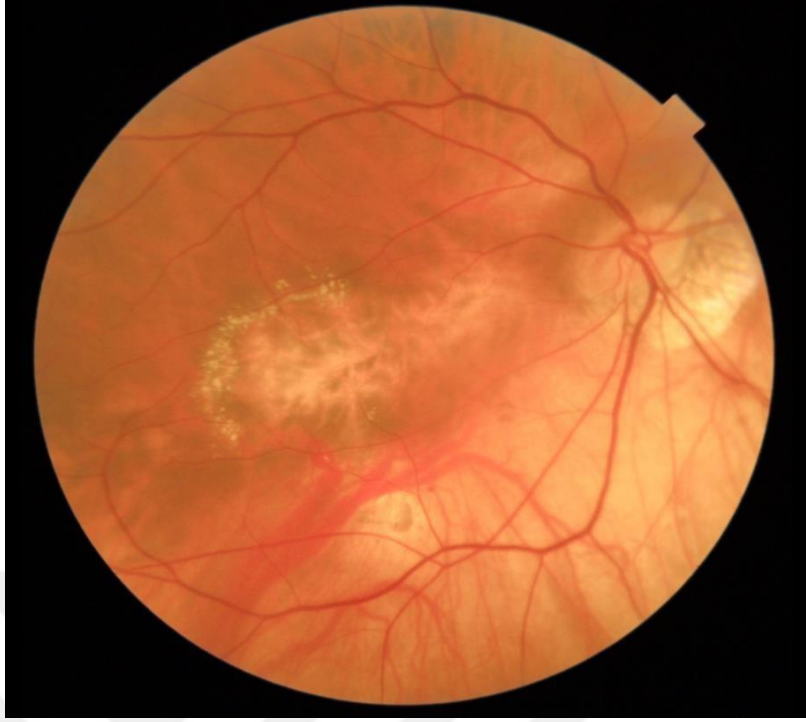
Dejeneratif miyopide göz küresi yumurta biçiminde uzamıştır. Bu uzama arka kutup bölgesinde belirgindir ve sklera özellikle arka kutupta olmak üzere incelmıştır. Yüksek diyoptrilerde sklera arka kutupta geriye doğru çıkıntı yaparak *arka stafilom* (Şekil 2.4) formu oluşturabilmektedir (20). Burada anormal büyük ön-arka aks uzunluğu nedeniyle göz büyük ve öne doğru çıkık (proptotik gibi) görünür. Koryopakillarisde atrofi vardır. Bu durum retinanın koroidden beslenmesini bozduğundan retina değişikliklerine yol açar. Retina pigment epiteli dejenerasyonuna bağlı olarak pigment artışı, kümelenmesi ve pigment epitelyum atrofisi olur ve 30-50 yaşlar arasında fovea santralis bölgesinde pigment proliferasyonu sonucu *Fuchs Noktası* (Şekil 2.5) oluşur ve görme keskinliğinde anormal azalma ile beraberdir. Bruch's membranı ve retina pigment epitelindeki defektler sonucu *Lacquer cracks* (Şekil 2.6) adı verilen çatlaklar oluşur buna bağlıda subretinal neovaskülarizasyon oluşabilmektedir. Benzer dejeneratif değişiklikler fundus periferinde de görülebilmekte ve retina dekolmanı oluşmasına yol açabilmektedir. Retinoskizis, katarakt ve glokom riski artmışken, yaşa bağlı makula dejenerasyonu azalmıştır (11).

Benzer değişiklikler optik disk ve peripapiller bölgede de görölmektedir: papilla geniş ve incedir, papilla etrafındaki bölgede sadece retinanın iç tabakaları vardır, retina dış tabakaları, pigment epiteli ve koroid bulunmadığından bu bölgede direkt olarak sklera görünmektedir, buna *miyopik konus* (Şekil 2.7) denir ve bu bölge görmediğinden görme alanında kör nokta büyümüştür. Görme alanında genel bir depresyon vardır, santral ve periferik skotomlar olabilmektedir. Kornea düzdür, ön kamara derindir, pupilla normalden daha geniştir ve pupillanın ışık reaksiyonları tembeldir. Vitreusdaki dejeneratif değişiklikler nedeniyle vitreus normal jel yapısını kaybetmiş, yer yer kondansasyonlar göstermektedir. Vitreusun bu kondansasyonları kişi tarafından görme alanında yüzen, uçan (floater) görölmesi şikayetlerine yol açar (12).

Optik kusurun tam olarak düzeltilmesine rağmen görme keskinliğı hiçbir zaman tam değıldir. Çoğı zaman hastalar legal olarak kör sayılabilecek düzeyde bir görmeye sahiptirler. Yüksek diyoptrili gözlük camlarına bağılı olarak magnifikasyon, distorsiyon ve astigmatizma gibi aberasyonlar sıktır ve düzeltmede kontakt lens tercih edilebilir (6,21).



Şekil 2.4: Dejeneratif miyop hastada arka stafilmom varlığı (Kliniğimizden alınan orijinal resim).



Şekil 2.5: Dejeneratif miyop hastada Fuch's lekesi (Kliniğimizden alınan orijinal resim).



Şekil 2.6: Dejeneratif miyop hastada Laquers cracks (Kliniğimizden alınan orijinal resim).



Şekil 2.7: Dejeneratif miyop hastada miyopik konus (Kliniğimizden alınan orijinal resim).

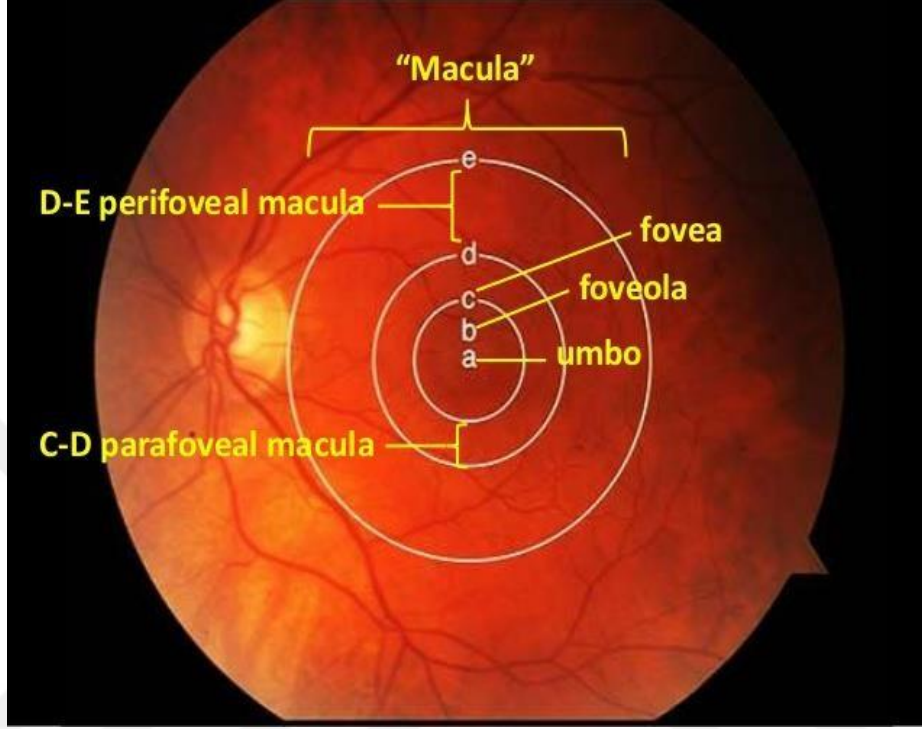
Gözün Arka Segmenti

Nörosensoryal Retina

Anatomistler tarafından maküla lütea veya sarı nokta olarak tanımlanan alan (Şekil 2.11), retinanın ksantofil içeren kısmıdır. Makülanın histolojik olarak tanımlanan sınırları 5-6 mm çapında, iki veya daha fazla gangliyon hücre tabakasından oluşan ve temporal damar yayları arasında dikey olarak yerleşmiş alandır. Oksijenlenmiş karotinoidler, özellikle lütein ve zeaksantin, merkezi maküla içinde birikir ve sarı rengi oluşturur. Bunlar antioksidan etkiye sahip olup, mavi ışığı süzerler ve floresein anjiografide hipofloresansa neden olurlar (1).

Makülanın merkezi 1,5 mm'lik kısmında fovea (veya fovea santralis) bulunur. Fotoreseptör içeriği en zengin olan bölgedir. Foveanın içinde damarların bulunmadığı foveal avasküler zon (FAZ) yerleşmektedir, aynı zaman bu nokta fiksasyon noktası olarak da bilinmektedir. Fovea içinde ise foveola adlandırılan, 0,35 mm çaplı, kon hücrelerin ince ve yoğun olarak bulunduğu küçük bir çukurluk bulunur. Foveola içinde umbo olarak bilinen küçük bir çukurlaşma vardır. Foveayı çevreleyen 0,5 mm

genişliğinde parafoveal alan olarak adlandırılan, ganglion hücre ve dış pleksiform tabakaların en kalın olduğu alan bulunur. Bu alanın çevresinde, perifoveal alan olarak adlandırılan yaklaşık 1,5 mm çaplı bir halka bulunur (1) (Şekil 2.11).



Şekil 2.8. Makulanın anatomisi.

(American Academy of Ophthalmology. Retina and Vitreous. Basic and Clinical Science Course;2015-2016)

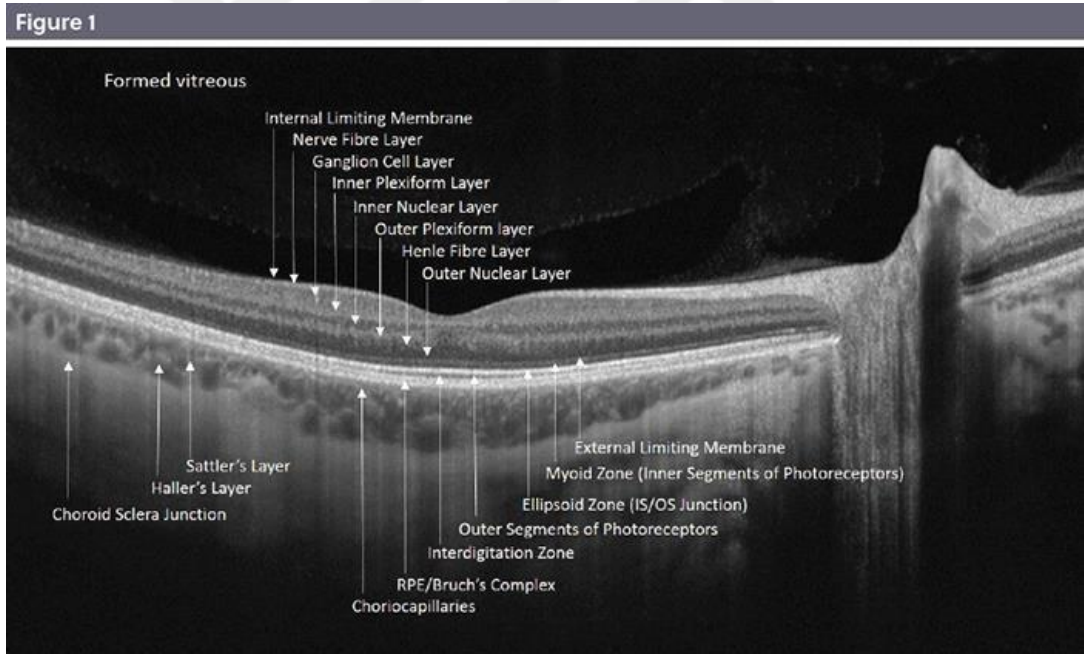
Maküla dışındaki retina birkaç genel alana bölünebilir. Ekvator çevresindeki retina, ekvatoryal retina, bu alanın önündeki retina ön veya çevresel (periferal) retina olarak adlandırılır. Perifer retinanın en uç kısmında, retina ve pars plana arasındaki alan ise ora serratadır (testere dişi benzeri alan). Retina dokusunun pars planaya doğru uzanımlar göstermesi dentat prosesler (dişsi çıkıntılar) olarak adlandırılır ve nazal kısımda daha belirgindirler. Ora koyuları (bölümlü alan) ise pars plananın retinaya doğru ilerleyen kısımlarına verilen isimdir. Meridyonel katlantı ise, retina dokusunun ışınal şekilde pars planaya doğru uzanan belirgin kalınlaşmalarıdır.

Retinanın katmanları (1)

İçten dışa sıralanacak şekilde:

1. İç sınırlayıcı zar, internal limitan membran (İLM)

2. Sinir lifi tabakası (NFL/SLT, ganglion hücre tabakasının aksonları)
3. Ganglion hücreleri tabakası (GCL)
4. İç pleksiform tabaka (İPL)
5. İç çekirdek (nükleer) tabaka (İNL)
6. Orta sınırlayıcı zar (middle limiting membran, MLM)
7. Dış pleksiform tabaka (OPL)
8. Henle zarı (Henle fiber membrane, HFL)
9. Dış çekirdek tabaka (fotoreseptörlerin çekirdekleri), (ONL)
10. Myoid zon (Fotoreseptörlerin iç segmentleri)
11. Dış sınırlayıcı zar (XLM)
12. Rod ve kon hücrelerinin iç ve dış kısımları (IS/OS bant, Elipsoid Zone)



Şekil 2.9: Retina katmanları

(International Nomenclature for Optical Coherence Tomography Panel. Ophthalmology, 2014-Elsevier)

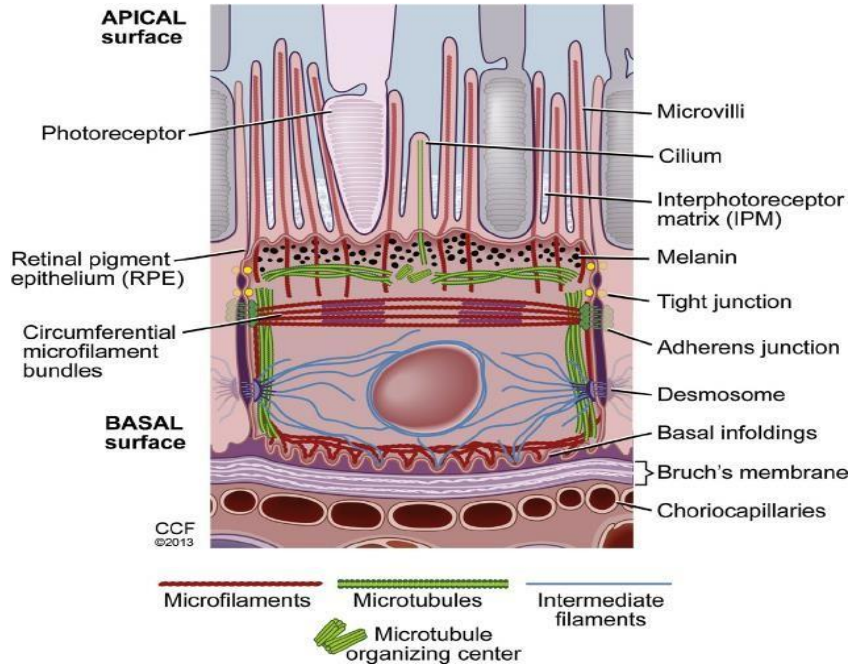
Retina Pigment Epiteli (RPE)

RPE, Bruch zarı ile retina arasında bulunan, nöroektodermal kökenli, tek katlı, altıgen şekilde küboidal hücre tabakasıdır. Bu tabaka optik disk sınırından ora serrataya

kadar uzanır ve siliyer cismin pigment epiteli ile devamlılık gösterir. RPE'nin apikal kısmı, fotoreseptör hücre tabakasına komşu ve sıkıca ilişkili şekilde bulunur. Her bir RPE hücresinin apikal kısmındaki villöz çıkıntılar, fotoreseptör hücrelerin dış kısımlarını sarar. RPE hücreleri alçak ve yaklaşık 10-14 µm çaplı küboidal hücrelerdir. Makülada hücreler çevre alanlarındaki hücrelere göre daha uzun ve yoğunlurlar. Komşu hücrelerin dış yüzeyleri yakın temastadır ve apikal kısma yakın olan sıkı bağlantı yapıları (zonula okludensler) ile birbirlerine bağlanmışlardır. Bu sıkı bağlantı yapıları dış kan-retina bariyerini oluşturur. Hücrelerin taban yüzeyleri plazma zarında yoğun bir içe katlanma oluşturur (1) (Şekil 2.13).

RPE retina işlevlerine birkaç şekilde katkı sağlar:

1. Işığın absorbe eder
2. Retina altı boşluğu devam ettirir
3. Rod ve kon hücrelerinin dış kısımlarını fagosite eder
4. Retinal ve çoklu doymamış yağ asidi metabolizmasına katılır
5. Dış kan-göz bariyerini oluşturur
6. İyileştirir ve skar dokusu oluşturur



Şekil 2.10: Retina Pigment Epiteli

(Retina pigment epithelium. Cytoskeleton in vivo and in vitro. Literature Review, 2013).

Bruch Zarı

RPE'nin taban kısmı, beş tabakadan oluşan Bruch zarına yapışmıştır. En içten başlayarak katlar şu şekildedir:

1. RPE bazal zarı (membranı)
2. İç gevşek kolajen alan
3. Esnek liflerin oluşturduğu orta tabaka
4. Dış gevşek kolajen alan
5. Koryokapillaris endotelinin bazal zarı

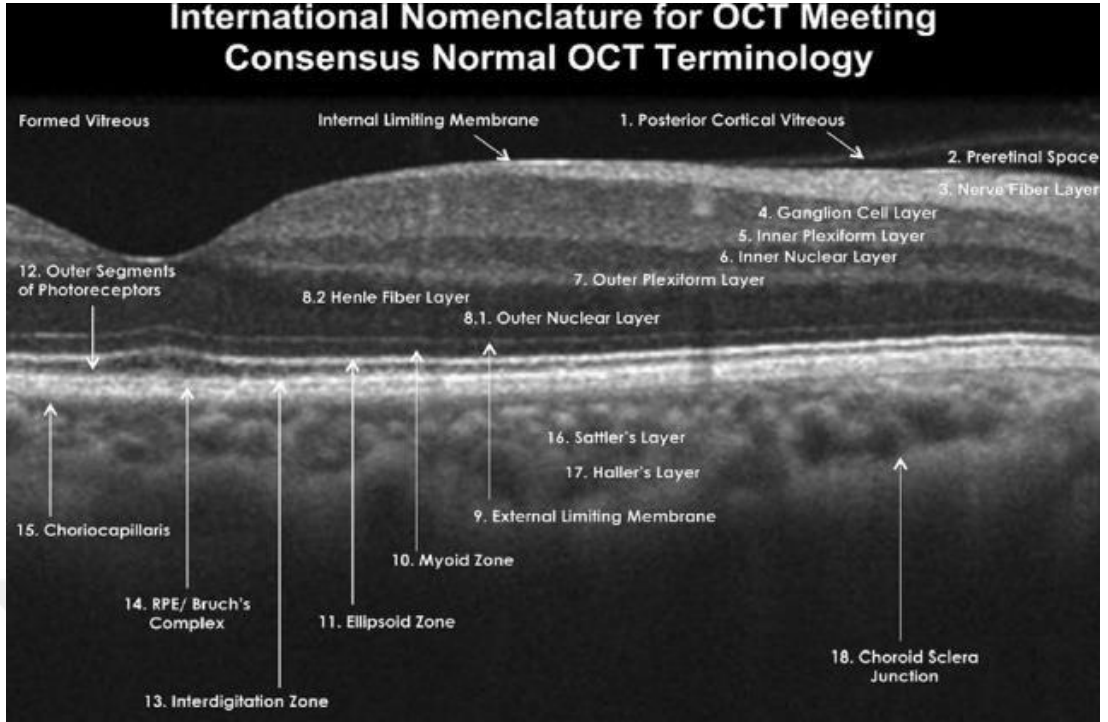
Yaşam boyunca, yağlar ve oksidatif olarak harap edilen maddelerin biriktiği yerdir Bruch zarı (1).

Koroid

Koroid ilk olarak 17. yüzyılda histolojik olarak incelenen, daha sonra günümüze kadar çeşitli yöntemlerle görüntülenmeye çalışılan, vaskülarize ve pigmente bir dokudur. Ön tarafta ora serratadan, arka tarafta optik sinir başına kadar uzanır. Histopatolojik incelemelere göre ön tarafta ortalama 0,15 mm, arka tarafta ise ortalama 0,22 mm kalınlığa sahip olan koroid dokusu, anatomik olarak önde iris ve ortada siliyer cisim ile devamlılık gösteren uveal traktusun arka kısmını oluşturur. Koroid retinadan skleraya doğru sırası ile Bruch membranı, koryokapillaris, orta büyüklükte koroid damarları olan Sattler tabakası ve büyük koroid damarlarından oluşan Haller tabakasından ibarettir (1).

Retina, ağırlığına göre metabolizma oranı en yoğun dokulardandır ve vücuttaki en yoğun kan akımına sahip olan koroid tarafından beslenir.

Kan koryokapillerise varınca, ampullalara dönüşen venüller içinde toplanır, bu ampullalar da vorteks venlere ulaşan toplama kanalı işlevi görür. Çoğu gözde, gözü ekvatorundan terk eden 4 ve 5 vorteks veni bulunur. Vorteks venler üst oftalmik vene boşalır.



Şekil 2.11. Retina ve koroidin Optik Koherans tomografisi

(International Nomenclature for Optical Coherence Tomography Panel. Ophthalmology; 2014-Elsevier)

Sklera

Sklera, çeşitli proteoglikanların içine yerleşmiş kolajen ve esnek liflerden oluşur. Korneaya kıyasla daha fazla su içerir ve lifler daha az düzenli yerleşmişlerdir. Optik sinire yakın kısımlarda en kalın, ekvatora yakın kısımlarda da en ince durumdadır. Gözdeki sıvıların sklera aracılığı ile gözü terk ettiği düşünülür (1).

Optik Koherens Tomografi

Optik koherens tomografi (OKT), biyolojik dokularda yüksek çözünürlükte kesitler almayı sağlayan görüntüleme yöntemidir. Dokulara gönderilen kızıl ötesi ışığın farklı dokularda oluşan, farklı yansıma gecikme zamanlarını ve şiddetini ölçerek görüntüleyen bir tekniktir (22).

OKT, ilk olarak Huang ve arkadaşları tarafından 1991 yılında Massachusetts Teknoloji Enstitüsü'nde geliştirilmiştir. OKT teknolojisinin geliştirilmesinde femtosaniye laserler ve interferometreler belirleyici rol oynamıştır. OKT'yi geliştiren

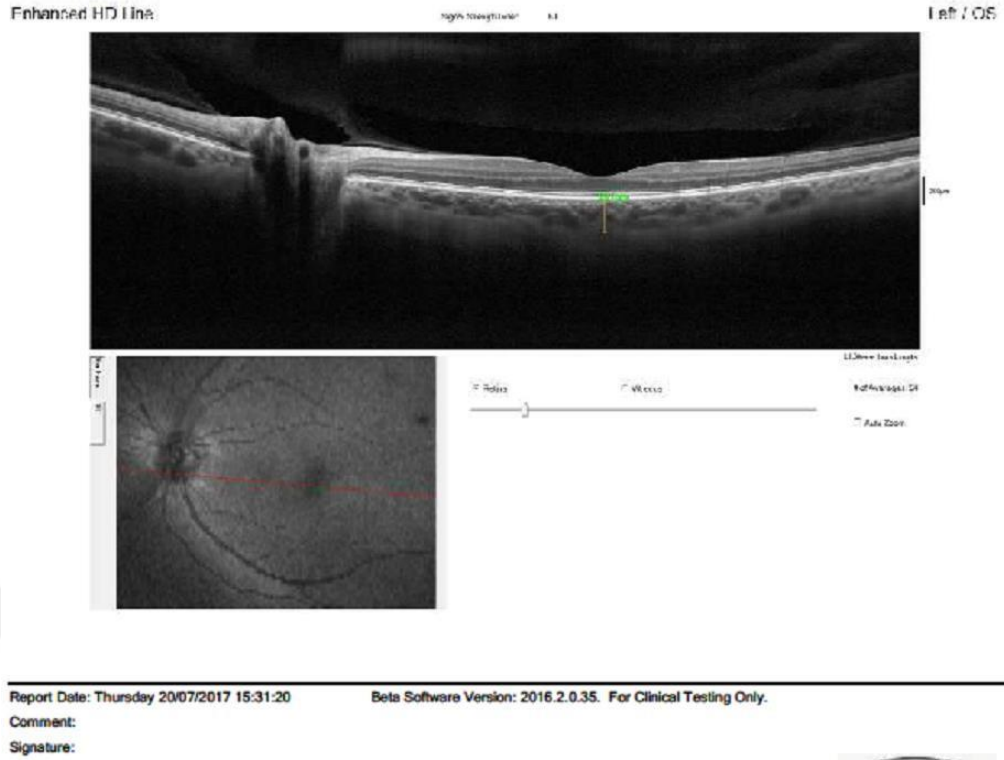
ekibin önemli bir parçası olan Profesör Fujimoto'nun çok kısa sürede enerji yayabilen femtosaniye laser teknolojisi ile yaptığı deneyler cihazın geliştirilmesi açısından belirleyici olmuştur. Farklı seviyelerdeki dokulara gönderilen ışıktan meydana gelen yansımaların zamansal farklılıklarını ölçen cihazlar olan interferometreler OKT'nin icat edilmesine ön ayak olmuşlardır (22). Huang ve Fujimoto, femtosaniye laser kaynağından çıkan ışığın interferometre ile dokudan yansıyan ışıktaki gecikmeyi o güne kadar ölçülemeyecek hassasiyette (mikron cinsinden) ölçülebildiğini fark etmemişlerdir (23). Ancak klinik kullanım için çok büyük ve pahalı olan bu sistemi kullanamayacağını anlamış ve daha ucuz ve kompakt yapıda diod laserle çalışan interferometre üzerinde yoğunlaşarak optik koherens domain interferometri olarak isimlendirilen tekniği geliştirilmişlerdir. Bu tetkik dokulardan yansıyan ışığın koherensini ölçüp, kesit görüntüler oluşturduğu için 'optik koherens tomografi' olarak isimlendirilmiştir. Görüntüleme hızını arttırmak için, özel bir fiber optik sistem geliştirilerek OKT cihazının ilk versiyonu üretilmiştir (24). 1990'ların ortasında, daha sonra Carl Zeiss tarafından satın alınan Humphrey şirketince bu teknoloji piyasaya sürülmüş ve ilk OKT makinası, Time-Domain sistemiyle çalışan OKT-1 olarak isimlendirilmiştir (24). Daha sonra 2004'ü yıllarda çözünürlüğü daha da arttıran OKT-2 ve son olarak OKT-3 (Stratus OKT olarak da isimlendirilmektedir) geliştirilmiştir (24).

İlk 3 cihazın kullandığı teknoloji time-domain OKT'dir. Bu terim özellikle 2000'li yılların başında spektral domain OKT teknolojisinin kullanıma girmesi ile birlikte farkın anlaşılması açısından daha yaygın bir şekilde kullanılmıştır. OKT-3 üretilen son time-domain teknolojisine sahip cihazdır. OKT-1 ve OKT-2'ye göre anlamlı bir çözünürlük artışı sağladığı için bu cihazın OKT tarihinde önemli bir yeri olduğu düşünülür. Bu cihazın kullanıma girmesi ile OKT çalışmaları büyük bir ivme kazanmış ve birçok maküla patolojisinde yeni bulgular tanımlanmıştır. Satışta olmamasına rağmen halen gerek pratik uygulamada, gerekse de klinik çalışmalarda son time domain OKT cihazı olan OKT-3 kullanılmaktadır. 2010 yılında ise daha yüksek dalga boyuna sahip olan swept source sistemiyle çalışan OKT-SS'ler kullanıma başlamıştır (25).

Günümüzde üretilen tüm OKT cihazları spektral domain OKT teknolojisine sahip cihazlardır.

OKT'nin görüntü elde etme mekanizmasını basit bir şekilde, dokudan yansıyan ışığın görüntüye çevrilmesi şeklinde tanımlamak mümkündür (26). OKT'de bir kamera gibi yalnızca iki boyutlu görüntü değil, derinlik boyutunu da gösteren üç boyutlu görüntüler elde edilmektedir. B-mod ultrasonografiye benzer bir yöntemle çalışan OKT'de B-mod ultrasonografiden farklı olarak ses dalgası yerine 800-840 nm arasında değişen diod laser ışık kaynağı kullanılmaktadır. Standart oftalmik ultrasonun çözünürlüğünün 1500 m/sn olduğu bilinirken, OKT'de yaklaşık 30000 km/sn kesit görüntüler elde edilebilmektedir. Ayrıca ses dalgasından farklı olarak ışık hava-doku ara yüzeyini geçebilmektedir (25). Bunun sayesinde dokuya temas dahi etmeden, mikroskop altındaki görüntüye benzer kesit görüntüler elde edilir. Bu nedenle OKT, invaziv olmayan doku biopsisi olarak da tanımlanabilir (26,27).

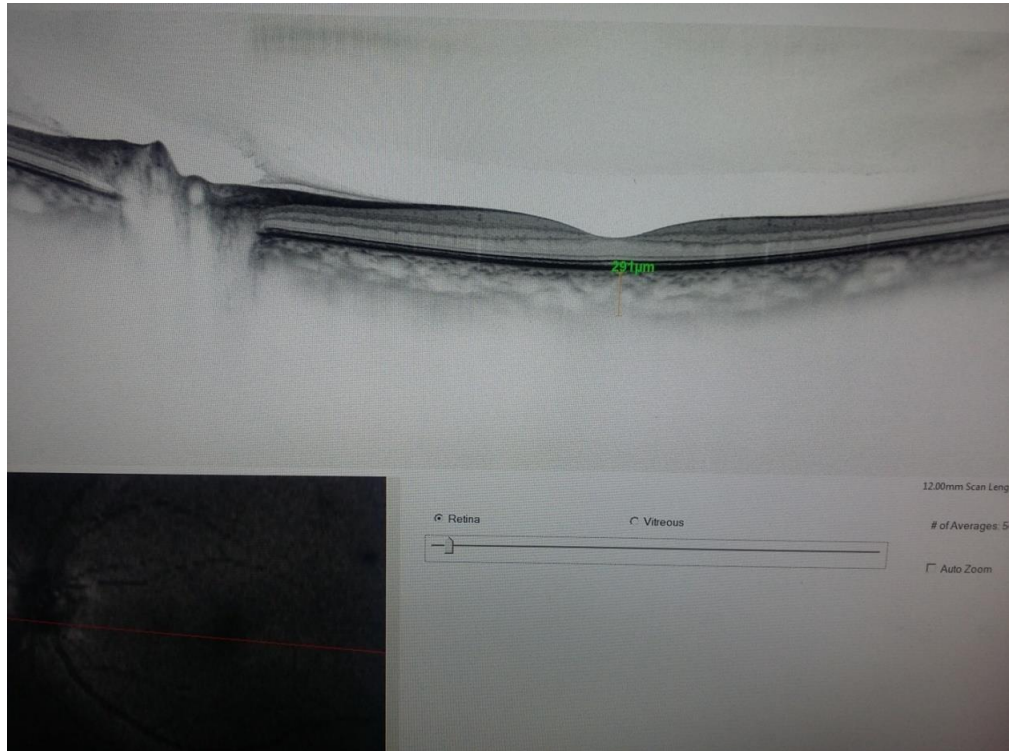
Dokunun derin katlarından yansıyan ışık, yüzeyden yansıyana göre daha uzun bir gecikme süresi gösterecektir. Yansıyan ışığın şiddetinin bu gecikme zamanına göre dağılması aksiyel A mod tarama olarak gösterilir. Örnek boyunca tarama yaparak birçok A mod tarama elde edilir ve bunlar sinyal şiddetlerini gösteren gri veya renkli skalalara dönüştürülür (26). İlk elde edilen orijinal skala siyah, beyaz ve bunların tonlarından oluşan gri skaladır (26). Zemin rengine göre 'beyaz üstü siyah' ya da 'siyah üstü beyaz' OKT görüntüleri elde edilebilir (Şekil 2.15, 2.16). Gri skaladaki tonlar yalancı renklendirme olarak adlandırılan bir işlemde geçirilerek renkli skala görüntüleri elde edilir (Şekil 2.17). Renkli skaladaki beyaza yakın renkler (yani sarı ve kırmızı tonları) yüksek yansıtıcılığı gösterir.



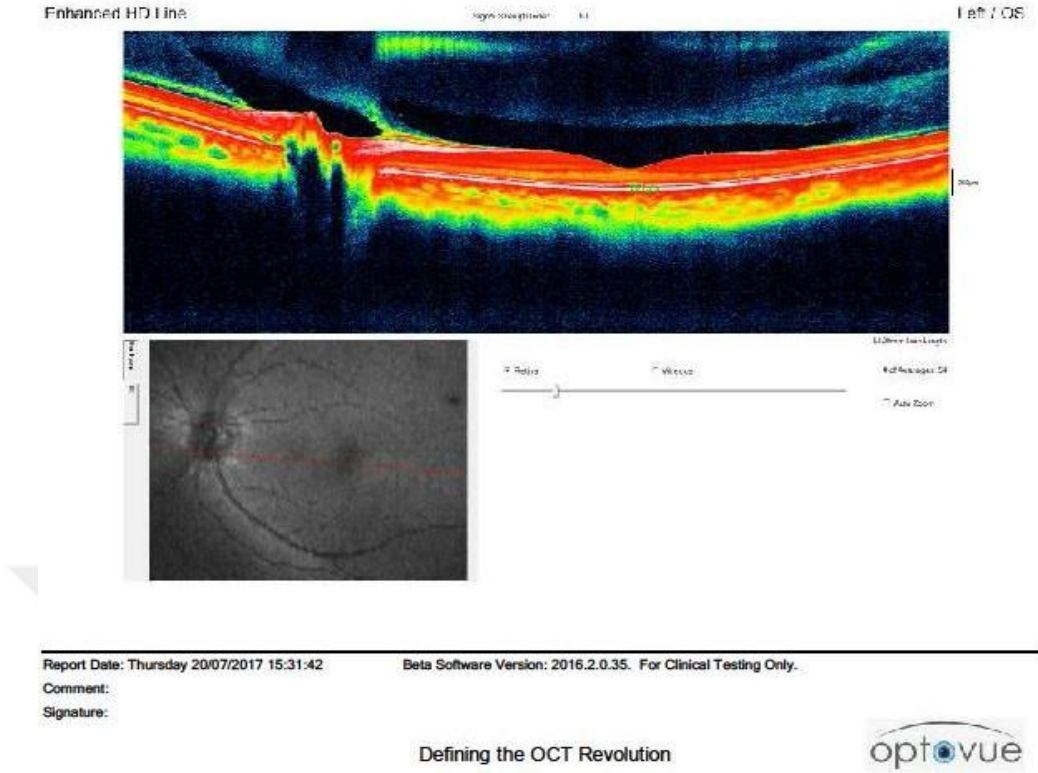
Defining the OCT Revolution

optovue

Şekil 2.12: OKT de gri skalada ‘beyaz üstü siyah’ görüntüsü.



Şekil 2.13: OKT’de gri skalada ‘siyah üstü beyaz’ görüntüsü



Şekil 2.14: OKT’de renkli skala.

Çekim sırasında OKT cihazından göze ve referans olarak kabul edilen cihazdaki yansıma sağlayan ortama (aynaya) ışık gönderilir ve yansımalar arasındaki zamansal fark referans aynası verilerine bakılarak ölçülür. Time domain OKT’lerde referans aynası hareketlidir. Çekim yapılırken makine içinden gelen seslerin bir kısmı bu aynanın hareketine bağlıdır. Ayrıca zaman içinde referans aynasında tozlanma olabilmekte ve aynanın temizlenmesi ile tekrar istenilen kalitelerde görüntü alınabilmektedir. Hareketli ayna sistemi OKT görüntü hızını sınırlayan bir faktördür. Spektral-Domain (Fourier-Domain) OKT, bu eksikleri gidermek için geliştirilen alternatif bir görüntüleme yöntemi olmuştur (28). Spektral domain OKT sistemlerinde ayna sabittir ve görüntü daha nettir.

OKT teknolojisi klinik kullanıma girdiği günden beri üretilen tüm OKT sistemlerinde, ışık kaynağı olarak yüksek aydınlatmalı diod (super luminescent diode, SLD) laser kullanılmıştır. Bu laserler ekonomik, uzun ömürlü ve kompakt yapıdadır. İlk OKT sistemleri, merkezi 840 nm’de olan 20 nm genişliğinde ışık yaymaktadırlar. Bu da aksiyel çözünürlüğü havada yaklaşık 15 mikron, dokuda 11 mikron olarak kısıtlamıştı. OKT-3’ün dokudaki çözünürlüğü 8-10 mikrondur (26).

Optik Koherens Tomografi Sistemleri

1996 yılında klinik kullanıma girmesinden sonra, gelişen teknoloji ile korele olarak yaklaşık 20 yıllık süreçle birlikte OKT'ler de çok değişim göstermiştir. Günümüzde çok yüksek çözünürlüklü ve çok daha hızlı cihazların üretimi mümkün olmuştur. OKT sistemleri genel olarak şu şekilde sıralanabilmektedir:

- Zaman bağımlı Standart OKT (Time Domain, TD-OCT)

OKT 1/Sistem 2000

OKT 2/Sistem 2010

OKT 3/Stratus OKT

- Fourier-Domain (Çok yüksek hızlı OKT) (Spektral OKT, SD-OCT)

- Swept Source OKT

- OKT oftalmoskop (OKT/SLO)

- Spectralis (HRA OKT)

Fourier-Domain (Spektral OKT, SD-OCT)

Spektral Domain (SD) OKT 2007 yılında klinik kullanıma girmiştir. 840 nm dalga boyunda ışık kullanan sistemde referans ayna sabittir. Dokudan ve aynadan yansıyan ışık demetleri spektrometride toplanır ve birbirlerine göre gecikme paternleri Fourier formülleri kullanılarak çözülür. Sistemin çalışma prensibi ayna hareketine bağlı olmadığı için çok daha hızlı tarama yapabilir (saniyede 27000-70000A tarama). Ayrıca retina düzlemine paralel kesitlerde edilerek C-taramalar gerçekleştirilebilmektedir. Küçük lezyonların saptanmasında, koroid ve vitreoretinal ara kesitte C-taramalar daha yararlıdır. Bunun yanı sıra 3 boyutlu görüntülerde edilmekte ve bunlarla fundus görüntüsü oluşturulabilmektedir. Gerek 3 boyutlu, gerekse standart görüntülerde tabakaların segmentasyonu yapılabilmektedir. SD OKT teknolojisi ile elde edilen görüntüler yüksek resolüsyona sahiptir (5 µm aksiyel resolüsyon) (26).

SD OKT teknolojisindeki gelişmeler sayesinde OKT'nin glokomdaki kullanım alanı genişlemiştir. Bu sistem RSLT kalınlık ölçümlerine ilaveten makula

kalınlık analizleri ve optik disk parametreler için progresyon analizi yaparak hastaların takiplerinin de daha hassas bir şekilde yapılmasını sağlar. Bu gün kullanımda olan pek çok SD OKT cihazı geliştirdikleri farklı programlar sayesinde kullanıcıya tanı ve takipte farklı avantajlar sağlamaya çalışmaktadırlar.

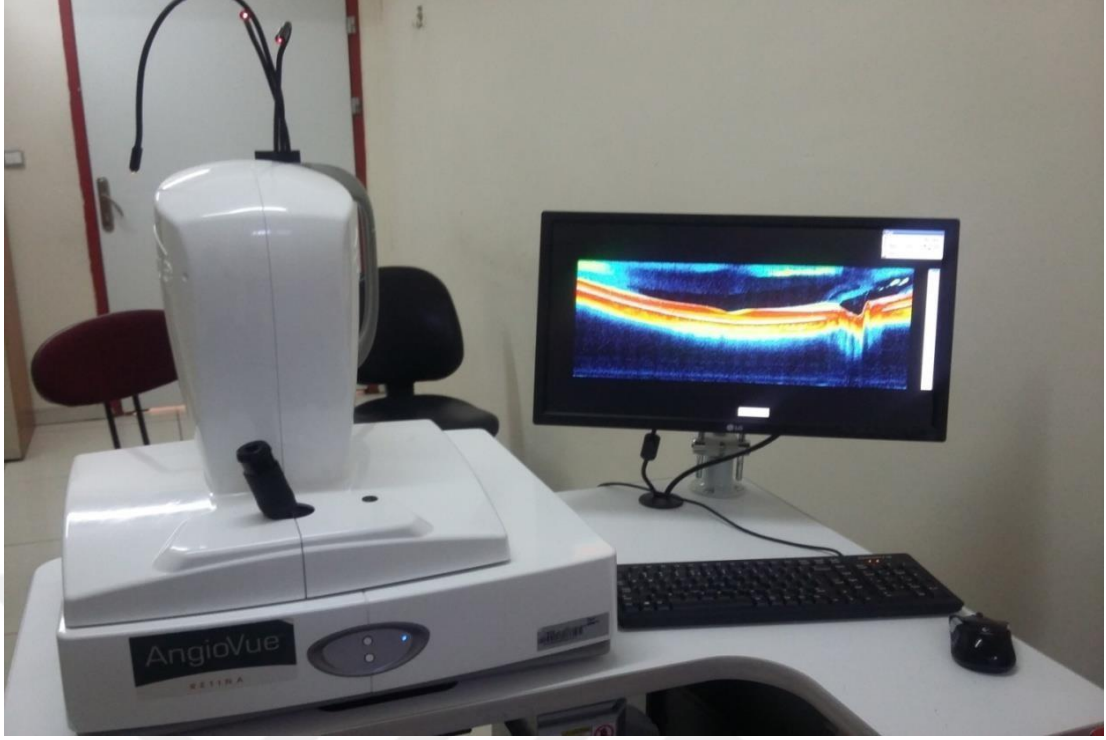
SD OKT'nin TD OKT'lere en büyük avantajı taramanın çok daha hızlı yapılmasıdır (200 kat ve daha üstünde).

SD-OKT cihazlarından Cirrus HD-OKT 500 model (Carl Zeiss Meditec AG, Ger.) (Şekil 2.17), OKT-Angio çekimleri yapan Angiovue HD-OKT Angio (Optovue corp. USA) (Şekil 2.18) cihazları kliniğimizde geniş olarak kullanılmaktadır.



Şekil 2.15: Kliniğimizde kullanılan Cirrus HD-OKT 500 model

(Carl Zeiss Meditec AG, Gerç) cihazı.



Şekil 2.16: Kliniğimizde kullanılan Angiovue HD –OKT Angio (Optovue corp. Japan) cihazı.

Swept Source OKT

SD OKT'lerden sonra 2010 yılında kullanıma giren Swept Source (SS) OKT teknolojisi 1050 nm uzunluğunda, merkezinde geniş bir dalga boyu spektrumu tarayan tek ve ayarlanabilir bir lazer ışığı kullanır. Bu dalga boyu SD OKT'kullanan ışıktan çok daha iyi bir doku penetrasyonuna sahiptir. Bu sayede derin dokularda SD OKT'lerde görülen sinyal kaybı, SS OKT'de minimaldir (25).

Konvansiyonel SD OKT teknolojisi ile lamina kribrozanın (LC'nın) ancak ön kısmı görüntülenebilir. LC'nın posterioru SD OKT ile görüntülenemediği için kalınlık ölçümleri yapabilmek mümkün değildir. SS OKT teknolojisinin glom açılarından SD OKT'lere en büyük üstünlüğü, LC'nın tam kat görüntülenebilmesi, kalınlık ve şekil ölçümlerinin yapılmasına imkan sağlamasıdır. SS OKT sistemindeki fotodetektör SD OKT'lere göre çok daha hızlıdır. Böylece saniyede 100000 aksiyal tarama yapabilir ve göz hareketlerinin neden olduğu görüntü distorsiyonundan minimal etkilenir. SS OKT'lerin bir başka üstünlüğü de aynı görüntüde hem vitreus hemde sklerayı yüksek çözünürlükle görüntüleyebilmesidir.

SS-OKT'nin, normal hastalarda koroido-skleral ara yüzeyin görüntülenmesinde, patolojik miyopide arka stafilom görüntüsünün analizinde, derin retinal ve koroidal yapıların değerlendirilmesinde daha yüksek sinyal-gürültü oranından kaynaklanan yüksek çözünürlük özelliği ve daha derin retinal nüfuz etme kabiliyetinden dolayı SD-OKT'den daha üstün olduğu bildirilmiştir (29). Ayrıca, 1050 nm dalga boyu kullanan HP-OCT'nin (High Penetration OCT) koroidal değerlendirmede kullanımının daha kolay olduğu ve bu cihaz ile çözünürlüğün 2 mikron düzeyine kadar düştüğü ifade edilmiştir (29).

SS OKT sistemiyle tüm retina ve koroid katmanlarının analizi, RSLT ve ön segment analizi yapılmaktadır (30,31). Bu özelliklere sahip olan Topcon firmasına ait DRI HD-OKT Angio Triton SS cihazı kliniğimizde ön ve arka segment OKT çekimlerinde geniş kullanılmaktadır (Şekil 2.19).

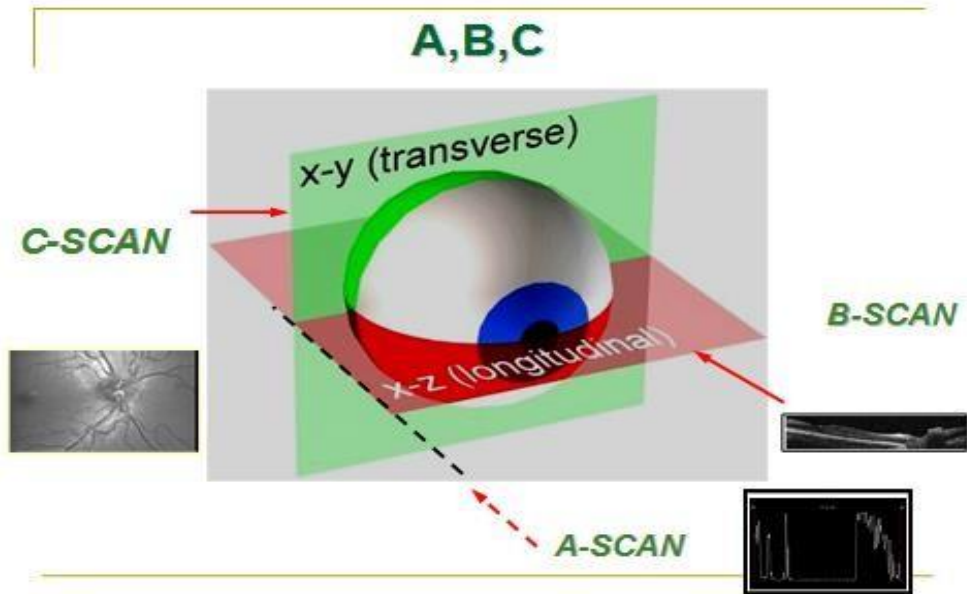


Şekil 2.17: DRI HD-OKT Angio Triton SS cihazı (Topcon corp. Japan).

OKT Oftalmoskop (OKT/SLO)

OKT oftalmoloji dünyasına tanıtıldıktan kısa bir süre sonra x-y düzleminde elde edilen hızlı görüntülerle birlikte z aksında (derinlik) taramaların yapılabildiği OKT Oftalmoskop (OCT/SLO) geliştirilmiştir (Şekil 2.20). Bu sistemde yüksek çözünürlüklü OKT görüntüleri yüzey tarayıcı özelliği olan tarayıcı lazer oftalmoskop ile birleştirilmiştir (26,32). Bu kombine cihazın en önemli avantajı, taranan anatomik bölgeyi daha iyi tanımlayan ve tekrarlanabilirliği diğer cihazlardan daha iyi olan ikili görüntü elde edilmesidir. Ayrıca tarayıcı lazer oftalmoskop ve OKT görüntüleri eşzamanlı ve aynı hızda oluşturulmakta ve piksel-piksel uyumluluk göstermektedir (28,33). Bu şekilde tarayıcı lazer oftalmoskop ile taranan alanın yüzey detayları değerlendirilirken, OKT ile iç detayları değerlendirilmektedir.

Işık kaynağı olarak bant genişliği 20 nm olan diod laser kullanılmaktadır. İki cihazın birleştirilmesi ile elde edilen ikili görüntü sayesinde ölçüm tekrarlanabilirliği sağlanmakta ve tarama yapılan bölge hakkında daha iyi anatomik tanımlama yapılabilmektedir. Kombine edilen iki cihazında görüntülerinin eş zamanlı ve piksel uyumluluğu içerisinde oluşturulabilmesi de çok büyük bir artıdır. Bu kombine cihaz sayesinde OKT ile iç detayları taranan dokunun SLO ilede yüzey detayları değerlendirilmektedir.



Şekil 2.18: OKT Oftalmoskop (OKT/SLO) çalışma sistemi.

Spektralis (HRA/OKT)

Spektral OKT ile FFA tek bir cihazda birleştirilmiştir (Şekil 2.21). Sistemde eş zamanlı olarak kesit tarama ve referans tarama imkanı sunan dual laser tarayıcı sistem mevcuttur. Kesitsel tarama ile elde edilen görüntüden belirlenen referans noktalarından, FFA, ICG, infrared görüntü, fundus otofloresans veya red-free görüntüler oluşturabilmektedir. Saniyede 40000 A-tarama yapan SD –OKT sisteme entegredir. Transvers kesitlerde çözünürlük düzeyi 14 mikron ise aksiyel kesitlerde bu değer 7 mikrondur. Referans tarama ile elde edilen beş farklı görüntüleme modu sayesinde, farklı dalga boyları ile farklı anatomik özelliklerin belirlenmesi mümkün olmaktadır.



Şekil 2.19: Heidelberg Spectralis OKT cihazı.

2.5.2. Optik Koherens Tomografi Kullanımı

OKT temel olarak retina içi yapıların görüntülenmesi için geliştirilmiş bir yöntemidir. Optik koherens tomografide görüntü, retina tabakalarının farklı optik

yansıtıcılık özelliklerine bağlı olarak elde edilmektedir. Dokulardan geri yansıyan ışığın yoğunluğuna göre beyazdan siyaha doğru değişen gri skala ile görüntü oluşturulmaktadır (Şekil 2.16-2.17). Bu şekilde ince detaylar ve yansıma değişiklikleri daha iyi değerlendirilmektedir. Vitreus ve aköz gibi düşük yansıtıcılığı olan yapılar siyah olarak görüntülenir. Retina sinir lifi ve retina pigment epiteli gibi yüksek yansıtıcılığı olan yapılar beyaz renkte kaydedilir. Retina pigment epitelindeki yüksek melanin pigment seviyesi ve koriokapillarisdeki hemoglobin düzeyinden ötürü bu yapıların da optik yansıtıcılığı yüksektir (24). Retina sinir lifleri yatay yerleşimleri nedeniyle OKT’de oldukça yüksek yansımaya neden olurlar. Özellikle papillaya yaklaştıkça retina sinir lifi kalınlığında ve yansıtıcılıkta artış görülür. Fotoreseptörler düşük yansıtıcılıkları nedeniyle koyu gri renktedir. İç nükleer tabakada yer alan bipolar, horizontal ve müller hücrelerinin nükleusları OKT’de düşük yansıma özelliği gösterir. Dış ve iç pleksiform tabaka ise yerleşim özelliği nedeniyle OKT’de orta-yüksek yansıma gösterecek şekilde görüntülenir. Bu şekilde değerlendirilen dokular bir bilgisayar programı yardımıyla renkli görüntülere dönüştürülür, beyaz alanlar sarı ve kırmızı, gri alanlar mavi, siyah alanlar ise lacivert-siyah renge dönüşür.

Koroid, hem daha derin lokasyonu, hem de anatomik olarak retina gibi farklı yansıma özelliğine sahip katmanlardan oluşmaması nedeniyle aslında OKT için ideal bir doku değildir. Zaten uzun yıllar time domain OKT cihazları ile RPE-koriokapillaris bandının altında kalan koroid dokusu net olarak seçilememiş ve kalınlık ölçümleri yapılamamıştır. Spektral domain OKT’lerin kullanıma girmesi ile birlikte elde edilen daha net görüntüler retina altını daha iyi görmemize yardım etmiştir. Ancak asıl gelişme Spade ve ark. tarafından geliştirilmiş ‘Image averaging’ ve ‘Enhanced depth imaging (EDI)’, yani artırılmış derinlikli görüntüleme, tekniklerinin kullanıma girmesiyle elde edilmiştir (34). Bu bize koroid ve koroidoskleral birleşkenin daha iyi görüntülenmesini sağlamaktadır. Koroidin bu yüksek çözünürlüklü görüntülemeleri koroidin anatomisi ve kalınlığının daha iyi değerlendirilmesini sağlamıştır (35). Koroidal kalınlık makülanın farklı bölgelerinde farklıdır. Özellikle santral maküla en kalın olduğu yerdir ve periferde doğru gidildikçe incilir, özellikle nazalda bu daha belirgin olarak gözlenir (Resim 2). Koroid kalınlığı aksiyel uzunluk ve refraktif değişikliklerden etkilenmektedir. Uzun ve miyopik

gözlerde koroid daha incedir. Koroid kalınlığı gün içerisinde bile değişmektedir. Özellikle sabahları daha kalın, akşamları ise daha ince olmaktadır. Koroidin peripapiller topografisinin incelenmesinde; koroidin optik diskin inferonasalinde en ince olduğu gösterilmiştir. Bu incelik embriyolojik dönemde optik fissürün kapanma lokalizasyonuna uymaktadır ve bu bilgi bize, insanların tümünde bu bölgede kolobom benzeri yapıların olabileceğini göstermiştir (35). Koroidal kalınlık ölçümlerinde oluşan yüksek değişkenliğin önemli bir sebebi de koroido-skleral birleşke'nin tüm insanlarda değişken görünümde olmasıdır. Bazı kişilerde koroido-skleral birleşke keskin bir sınır gibi gözükmürken bazı kişilerde geniş hiporeflektif band olarak gözükmektedir. EDI-OKT görüntüleri, histolojik kesitlerle kıyaslanıp incelendiğinde hiporeflektif bandın, lamina fusca'ya (yani suprakoroidal alana) denk geldiği gösterilmiştir. EDI-OKT görüntüleri incelendiğinde insanların% 44,6 sında suprakoroidal alanın gözüktüğü belirlenmiştir. Bu alanın sağlıklı insanların bir kısmında gözlenen subklinik suprakoroidal efüzyon alanına uyumlu olduğu ifade edilmiştir. Ayrıca bu alanın kalınlığı ile hipermetropik refraktif değer arasında pozitif korelasyon vardır. Koroid yaşla birlikte incelmektedir. EDI-OKT ile yapılan çalışma ışığında yaşamın her dekadında koroid kalınlığında 15 mikronluk bir incelme olduğu gösterilmiştir. Benzer yaşta kişilerde bile koroid kalınlığında ciddi anlamda değişkenlikler gözlenmiştir. Bu aslında beklenmedik bir durum değildir. Çünkü retina nöral doku iken, koroid vasküler bir dokudur.

OKT ile çeşitli ölçümlerden faydaniılmaktadır:

1. Maküla analizi
2. Koroid kalınlık analizi
3. Peripapiller retina sinir lif tabakası kalınlık ölçümü
4. Ganglion hücre kalınlığı

Tarama Paternleri

Günümüzde kullanılan tüm OKT cihazları kendine has tarama paternlerine sahiptir. Bununla beraber tüm cihazlarda kullanılabilen birkaç genel tarama paterni vardır (36). Retinal hastalıkların muayenesinde en sık kullanılan iki tarama paterni, line scan (çizgi tarama) ve macular cube scan (maküler küp tarama) dır. Tarama

paternleri makinanın piksel yoğunluğu, b-tarama yoğunluğu, hız, aşırı örnek alma yeteneği, taranan görüntünün uzunluğu gibi özelliklerine bağlı olarak ayarlanabilir. Küp taramalar BT ve MR ile kazanılan volümetrik 3 boyutlu görüntülerin analogudur (36). SD-OKT genellikle fovea merkezli aralıklı 6X6mm kare kesitler alır. Tarama zamanından kazanç elde etmek için genellikle çözünürlük düşüktür. Dolayısıyla kesitler ayrı ayrı incelendiğinde bazı detaylar gözden kaçabilir. Retinanın herhangi bir bölgesini incelemek için o bölgeye odaklama el ile yapılmaktadır (36).

Taramalar:

- Çizgi (Line)
- Çapraz Çizgi (Cross-Line)
- Raster (Kafes)

SD-OKT deki çizgi taramaları, genellikle küp taramadakinden daha fazla sayıda a taramadan oluşan tek bir b taramadır. Bu yüksek örnekleme yoğunluğu, retinanın yüksek çözünürlükte görüntülenmesini sağlar. Tek çizgi taraması yatay veya dikey olarak yapılabilir. Yatay taramada sinir lifi tabakası kalınlığı optik sinire yakın olan alanda daha kalın iken, dikey taramada sinir lifi tabakası kalınlığı her iki tarafta benzer orandadır.

Çapraz çizgi (cross-line) taraması, yatay ve dikey çizgi taramasından ibarettir.

Hızlı tarama (fast scan), birden çok çizgisel tarama yapar. Görüntü kalitesi orta düzeydedir. Kısa sürede hızlı çekim yapıldığı için zaman tasarrufu sağlamaktadır.

Yoğun-Detaylı tarama (Dens-Detail Scan), sık aralıklı birden fazla çizgisel tarama yapar. Görüntü kalitesi iyi olup zaman alıcı bir taramadır.

Raster tarama (raster scan), patoloji bulunan dikdörtgen şeklinde bir alanda multiple ince kesitler alır. Bu taramaların sayısı artırılıp azaltılabilmektedir. 5 çizgi (line) raster taramasında; her defasında 4 defa taranan 5 adet yatay 6 mm'lik çizginin ortalaması kullanılır. 7 satırlı raster taramasında maküla'nın 6mm×6mm'lik alanı taranmaktadır (36).

Radyal Tarama: Tamamı foveadan geçen radyal oryantasyonlu 6-12 adet yüksek çözünürlüklü çizgi taraması yapar. Bu sistemin dezavantajı maküla kalınlık

haritaları çıkarılırken hata payının yüksek olmasıdır özellikle de çizgilerin birbirlerinden uzaklaştığı bölgelerde risk artar. Fakat özellikle vitreomaküler ara yüzey hastalıklarının gösterilmesinde çizgi ve raster taramaya üstün olduğu bildirilmiştir (37).

Maküler Küp Tarama

Bu tarama yöntemiyle 3 boyutlu görüntüler elde edilmekte ve bunlarla fundus görüntüsü oluşturulabilmektedir.

En Face Görüntü, OKT Fundus Görüntüsü

B-tarama sonuçlarından elde edilen bu görüntü red-free görüntüye benzer. Retina düzlemine paralel kesitler ve transvers düzlemde alınan görüntüler ile C-tarama görüntüler elde edilebilmektedir. En-face OKT, OKT teknolojisindeki teknik ilerlemelerin sonucu olarak ortaya çıkmıştır. En-face OKT sistemleri, OKT görüntülerinin yardımcı programlar aracılığıyla tekrar oluşturulması esasına dayanır. En-face OKT klinik kullanımında raster, kübik tarama elde edildikten sonra, yazılım aracılığıyla OKT görüntüleri birleştirilerek C- tarama imajlar oluşturulmaktadır.

Maküla analizi: Mevcut SD-OKT sistemleri maküla taramalarının sonucunda otomatik yazılımları sayesinde foveal retinal kalınlık, maküler ortalama retinal kalınlık, ETDRS gridine göre ortalama retinal kalınlık ve maküler völüm gibi sayısal değerleri verebilmekte ve daha önceki ölçümlerle güncel ölçümü mukayese edebilmektedirler. Yazılım bu ölçümleri İnternal Limitan Membran ve RPE'yi tespit ederek yapmaktadır.

Kliniğimizde kullanılan 3 OKT cihazında benzer ve farklı paternlerde çekimler yapabilmekteyiz:

1. Carl Zeiss firmasının Cirrus HD-OKT 500 model cihazı ile makula taramaları, daha düşük çözünürlüğü olan 200x200 ve çözünürlüğü daha yüksek olan 512x128 olmak üzere iki şekilde ve yazılımındaki otomatik fovea bulucu fonksiyonu ile foveayı içine alacak şekilde yapılmaktadır.

2. Angiovue HD –OKT Angio cihazı makula ve makula dışı alanları kapsayan 10x6 mm formatta çekimler yapmaktadır. Bu cihazda tüm çizgisel taramalarla beraber en-face görüntülerde elde etmek mümkündür. Retinal topografi çekimleri yüksek çözünürlükte olup, retinanın iç ve dış katmanlarının sınırlarını daha belirgin olarak göstermektedir.
3. DRI HD-OKT Angio Triton SS cihazında alınan kesitler *swept source*, yani herhangi bir medya opasitesinden (katarakt, vitreus hemorajisi vs.) daha az etkilenmekte olan sinyal kalitesine uygun yüksek çözünürlükte yatay ve dikey kesitler oluşturmaktadır.

Yukarıda bahs ettiğimiz farklı paternlerin hepsini içermektedir.

Koroid kalınlık analizi: EDI-OKT: EDI-OKT protokolü, koroid görüntüsünü daha yüksek çözünürlükte elde etmek için, SD-OKT sıfır gecikme çizgisini koroide yaklaştırarak elde edilen görüntülerin ortalamasını alır. EDI-OKT esas olarak koroid kalınlığının artabileceği hastalıkların tanısında ve sklerokoroidal bileşkenin görüntülenmesinde değerlidir (34).

Kliniğimizde kullanılan OKT cihazlarının ikisi (Cirrus HD-OKT 500 ve Angiovue HD-OKT Angio cihazı) EDI protokolü kullanmakta olup, yüksek rezolüsyonlu çekimler yapmaktadır. Bu cihazlarda koroid kalınlık ölçümleri manuel şekilde alınmaktadır. *Swept Source* sistemiyle çalışan DRI HD-OKT Angio cihazı ise otomatik segmentasyon yaparak koroidin sınırlarını belirleme özelliğine sahiptir. Bu cihazla hem otomatik hemde manuel ölçümler alınmaktadır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Sağlık Bilimleri Üniversitesi Ankara Numune Eğitim ve Araştırma Hastanesi Göz Hastalıkları Retina kliniğinde takipte olan hastalardan yüksek miyopisi (-6,0 D ve üzeri, veya göz aksiyel uzunluğu 26 mm üstünde) olan 18 hastanın 29 gözü (çalışma grubu 1) ve dejeneratif miyopisi (-6,0 D üzeri veya göz aksiyel uzunluğu 26,5 mm üstünde, aynı zaman göz dibinde derin dejeneratif değişiklikler) olan 24 hastanın 36 gözü (çalışma grubu 2), bunlarla birlikte 31 emetrop hastanın 61 gözü (kontrol grubu) geriye dönük olarak değerlendirmeye alınmıştır.

Hastaların çalışmaya katılma kriterleri:

- -6 D ve üzeri veya aksiyel uzunluğun 26 mm üzerinde, hafif dejeneratif bulguları olması (yüksek miyop grup için),
- -6 D ve üzeri veya aksiyel uzunluğu 26,5 mm üzerinde, belirgin dejeneratif bulguları olması (dejeneratif miyop grup için),
- Herhangi bir göz içi (Refraktif/Glokom/Vitreoretinal) cerrahi geçirmemesi, bu cerrahilerden herhangi birini geçirmiş gözler çalışma dışı bırakılmıştır.
- Katarakt, glokom, diyabetik retinopati, retina dekolmanı gibi oküler patolojilerin olmaması,

Emetrop hastalarda ise:

- Tashihsiz olarak görmelerinin tam olması,
- Daha önce geçirilmiş göz içi (Refraktif/Glokom/Vitreoretinal) cerrahi öykülerinin olmaması,
- Katarakt, glokom, diyabetik retinopati, retina dekolmanı gibi oküler patolojilerin olmamaları göz önünde bulundurulmuştur.

Tüm hastalara tam bir oftalmolojik muayene yapılmıştır.

Bunlardan:

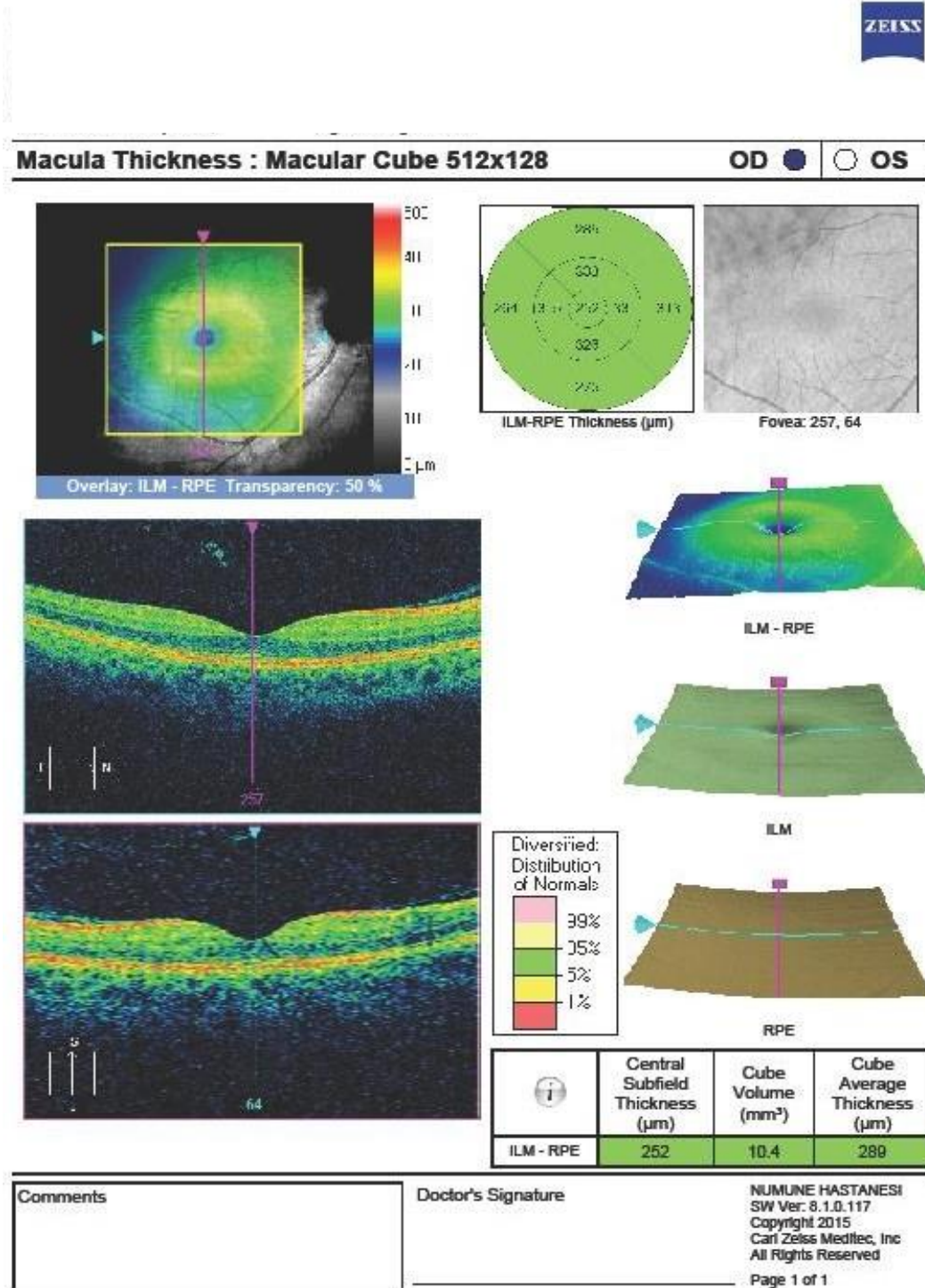
1. Sistemik ve oküler hastalıklar yönünden sorgulama
2. Manifest refraksiyon ölçümü

3. Aviso Ultrasonografi ve biometri cihazının A modunda gözün aksiyel uzunluğunun ölçülmesi
4. Snellen eşeli ile düzeltilmiş en iyi görme keskinliği (DEİGK)
5. Biyomikroskopik muayene
6. Pnömotometre ile her iki gözün göz içi basıncı (GİB) ölçümü
7. 90 D lensle detaylı fundus muayenesi
8. Cirrus HD-OKT 500 cihazında:
 - Santral fovea kalınlığı (macular cube 512x218 protocol ile) (Şekil 3.1 - 3.2)
 - Subfoveal koroid kalınlığı (HD 1 Line 100 x modunda manuel şekilde ölçülmüştür) (Şekil 3.7 - 3.8)
9. DRI HD-OKT Angio Triton SS cihazında:
 - Santral fovea kalınlığı (Maküla 2D Radyal Line protokolü ile) (Şekil 3.3- 3.4)
 - Subfoveal koroid kalınlığı (Maküla 2D Radyal Line protokolü ile otomatik ve manuel şekilde ölçülmüştür) (Şekil 3.9 -3.10)
10. Angiovue HD-OKT Angio cihazında:
 - Santral fovea kalınlığı (Retina Map modunda) (Şekil 3.5-3.6)
 - Subfoveal koroid kalınlık ölçülmesi (EDİ modunda manuel şekilde ölçülmüştür) (Şekil 3.11-3.12)

Manuel yolla yapılan subfoveal koroid kalınlık ölçümleri: Cirrus HD-OKT ve Angiovue HD-OKT cihazlarında RPE-Bruch membran bileşkesiyle büyük damarları içeren Haller tabakasının bittiğini gösteren hiperleflaktif çizgi arasından, DRI HD-OKT SS cihazında ise Bruch membranıyla (BM) koroido-skleral bileşke (CSI) arasından yapılmıştır. Daha güvenilir ölçüm yapmak amacıyla, bu katmanlar arasındaki mesafe araştırmacı tarafından yüksek ve dejeneratif miyop gruplarda 70-80° (sağ göz için) veya 100-110° (sol göz için) arasında, emetrop grupta ise tam 90° aksla düz pürüzsüz tek hat şeklinde işaretlendikten sonra manuel ölçüm yapılmıştır.

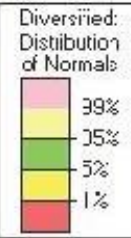
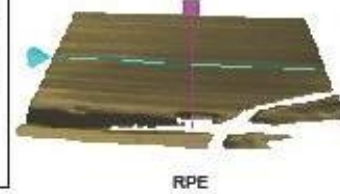
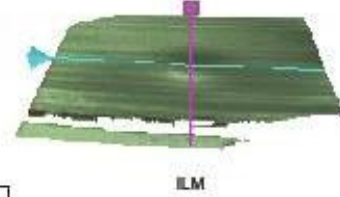
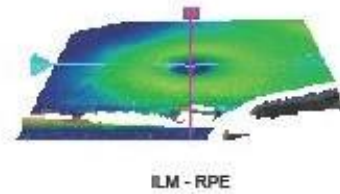
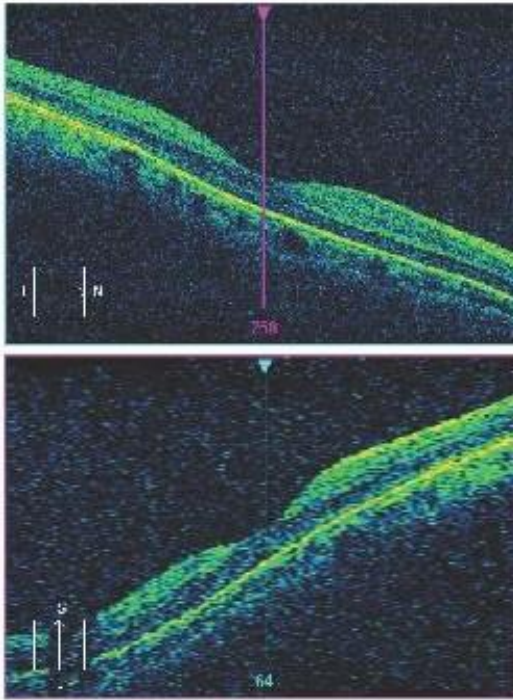
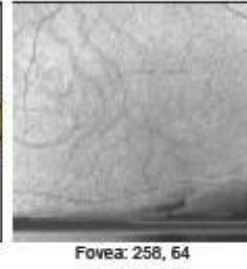
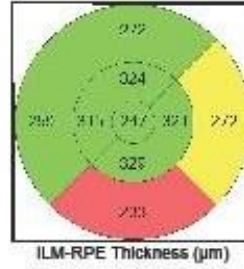
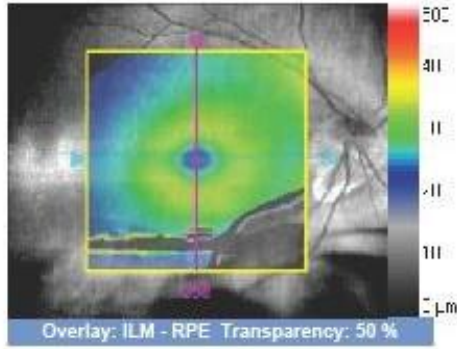
Çalışma grupları kendi aralarında ve kontrol grubu ile DEİGK, aksiyel uzunluk, OKT bulguları yönünden karşılaştırılmıştır.

Çalışma gruplarında aksiyel uzunluk ve koroid kalınlığı arasındaki ilişki incelenmiştir.



Şekil 3.1: Emetrop kişide Cirrus HD-OCT 500 cihazında yapılan makula analizi.

Macula Thickness : Macular Cube 512x128

OD ☒ OS

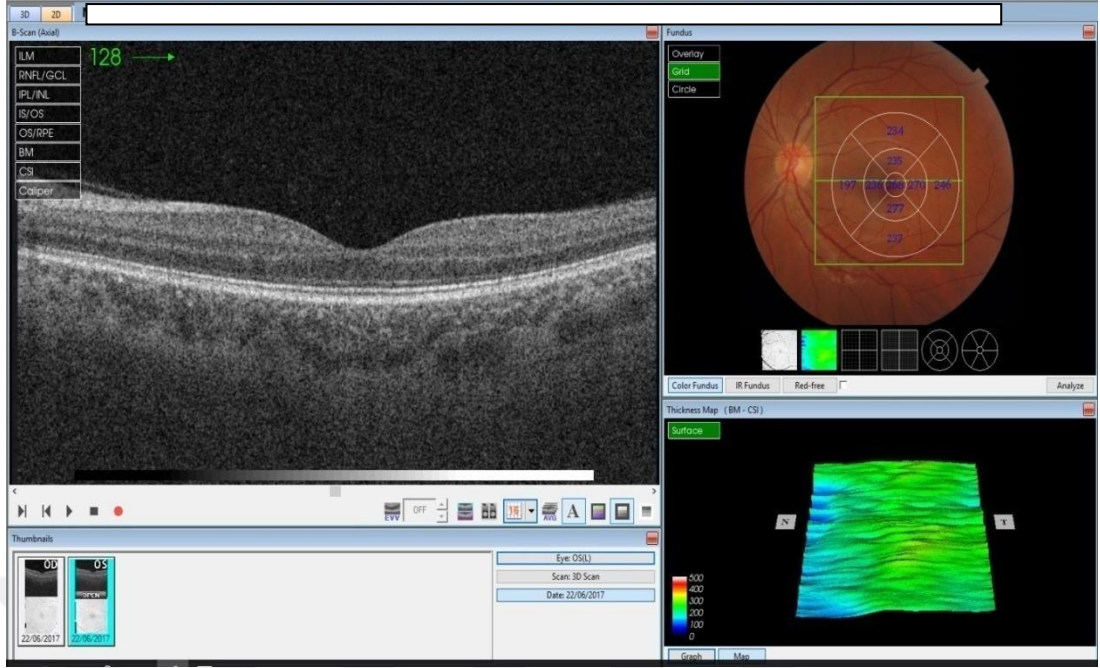
	Central Subfield Thickness (μm)	Cube Volume (mm^3)	Cube Average Thickness (μm)
ILM - RPE	247	8.8	239

Comments

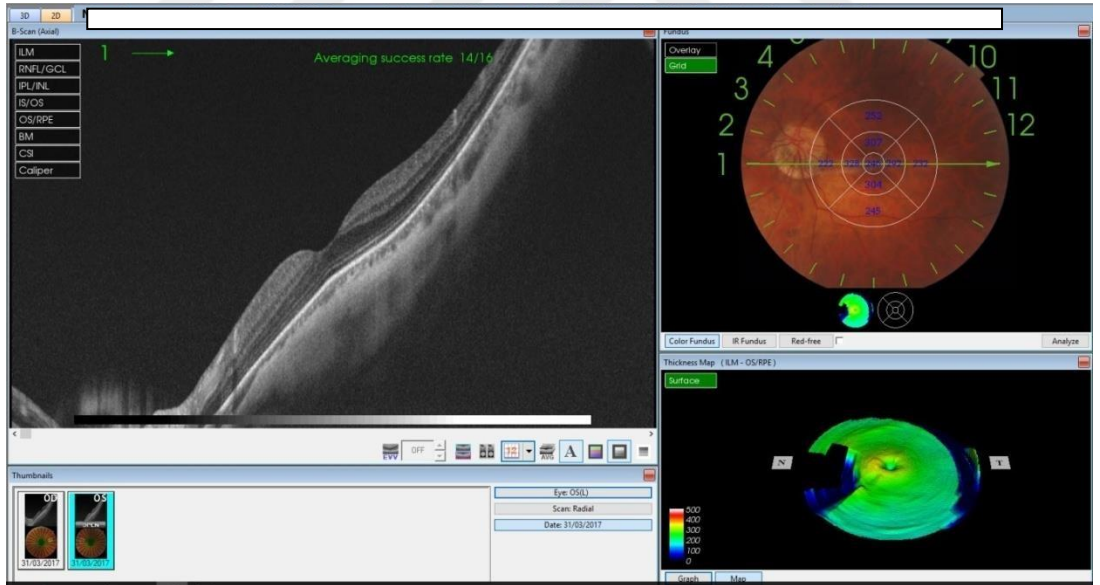
Doctor's Signature

NUMUNE HASTANESI
SW Ver: 8.1.0.117
Copyright 2015
Carl Zeiss Meditec, Inc
All Rights Reserved
Page 1 of 1

Şekil 3.2: Yüksek miyop gözde Cirrus HD-OKT 500 cihazında maküla analizi.

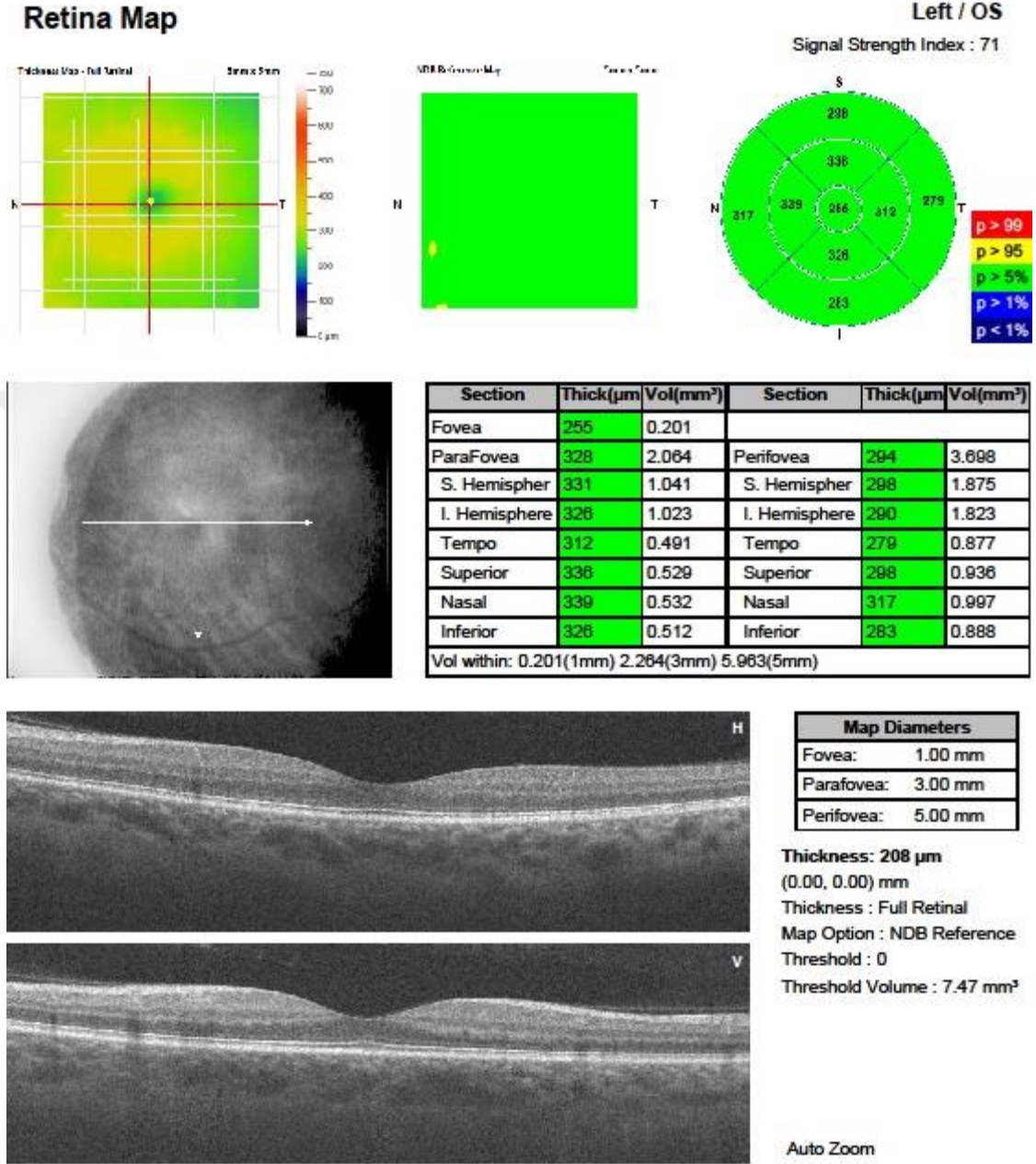


Şekil 3.3: Emetrop kişide DRI HD-OKT SS cihazında alınan maküla analizi.



Şekil 3.4: Dejeneratif miyop hastada DRI HD-OKT SS cihazında yapılan maküla analizi.

NUMUNE EAH



Report Date: Thursday 20/07/2017 15:30:43

Beta Software Version: 2016.2.0.35. For Clinical Testing Only.

Comment:

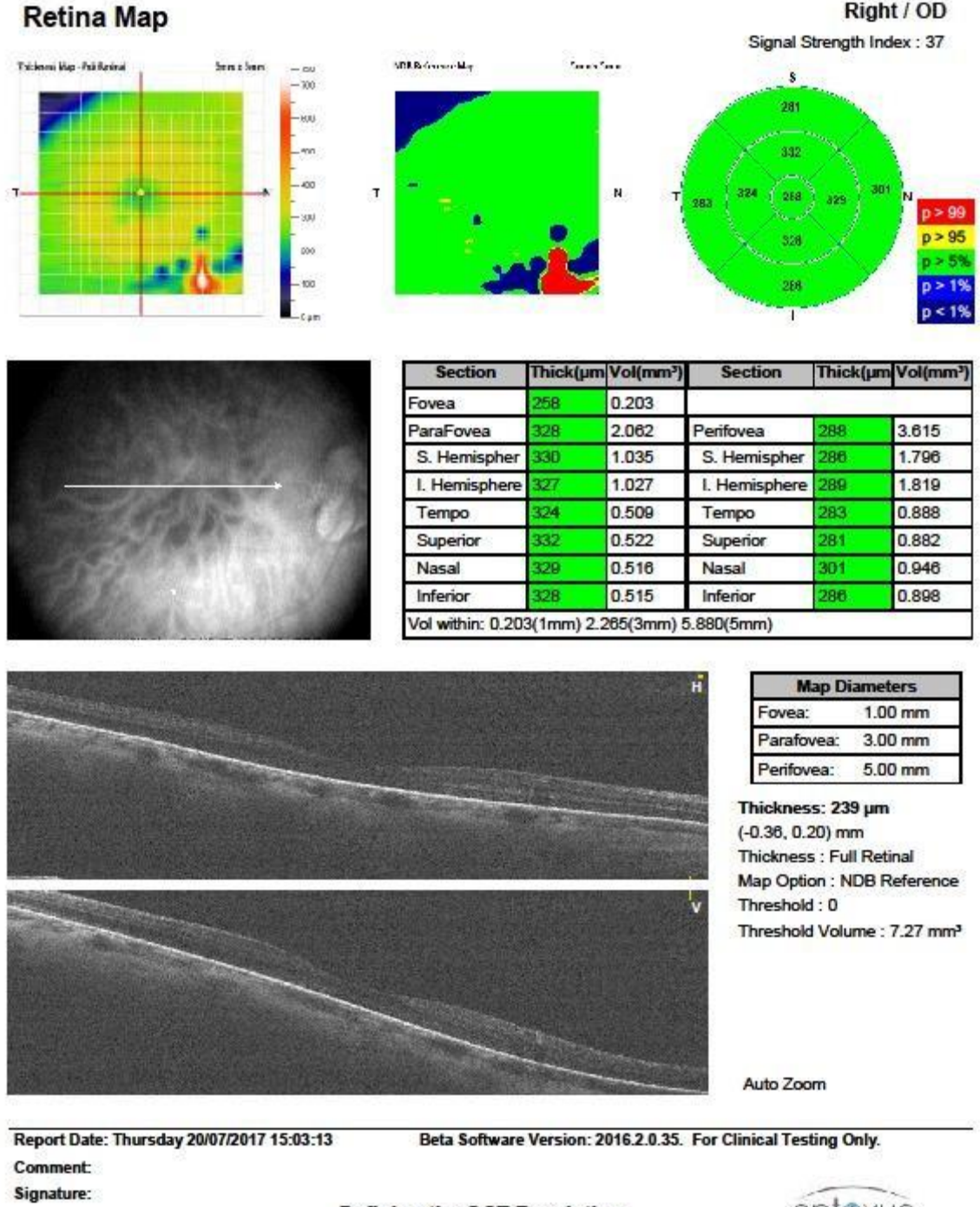
Signature:

Defining the OCT Revolution

optovue

Şekil 3.5: Angiovue HD-OKT cihazında emetrop hastanın maküla analizi.

NUMUNE EAH



Şekil 3.6: Angiovue HD-OKT cihazında yüksek miyop hastanın maküla analizi.



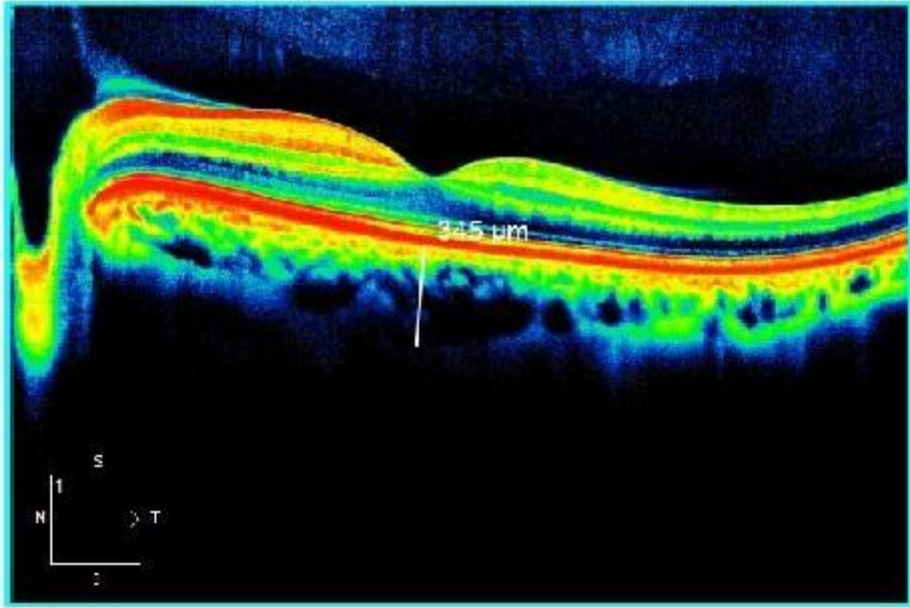
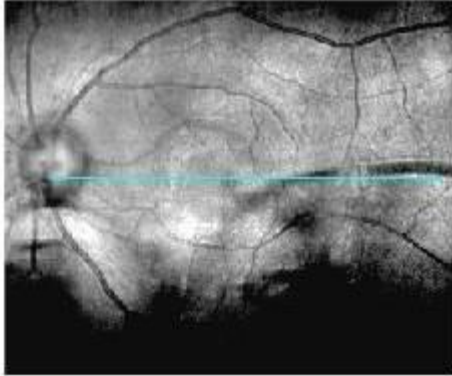
High Definition Images: HD 1 Line 100x

OD ☐ OS ☒

Scan Angle: 0°

Spacing: 0 mm

Length: 9 mm



Comments

Doctor's Signature

NUMUNE HASTANESİ
SW Ver: 8.1.0.117
Copyright 2015
Carl Zeiss Meditec, Inc
All Rights Reserved
Page 1 of 1

Analysis Edited: 7/20/2017 2:53 PM

Şekil 3.7: Emetrop kişide Angiovue HD-OKT cihazında manuel olarak ölçülen subfoveal koroid kalınlığı.



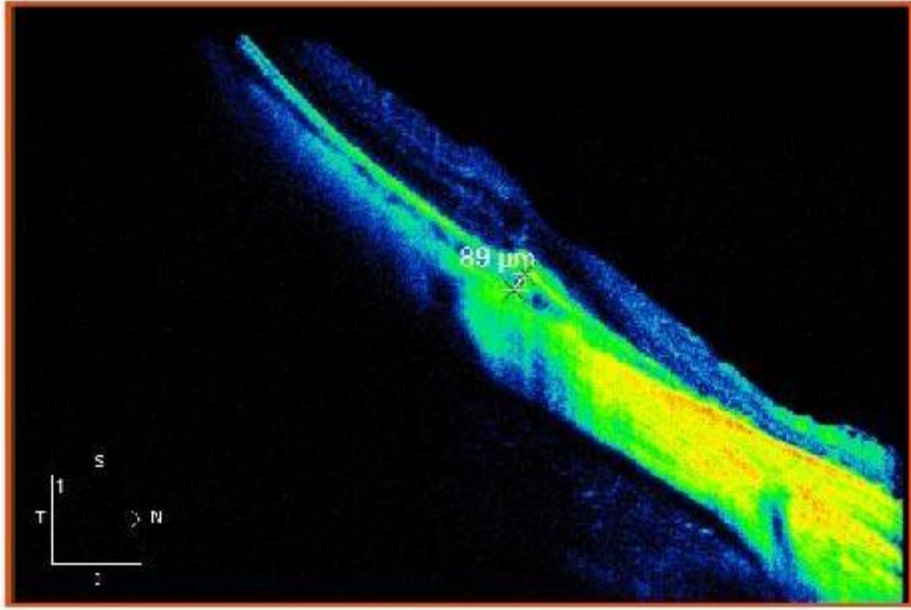
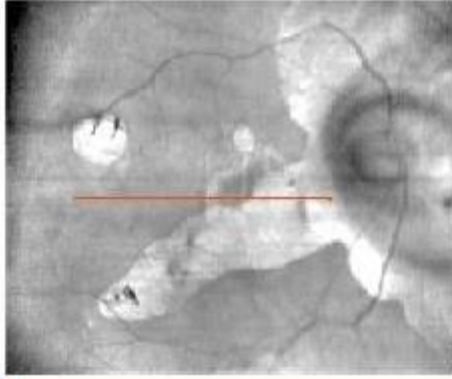
High Definition Images: HD 5 Line Raster

OD ☒ OS ☐

Scan Angle: 0°

Spacing: 0 mm

Length: 6 mm



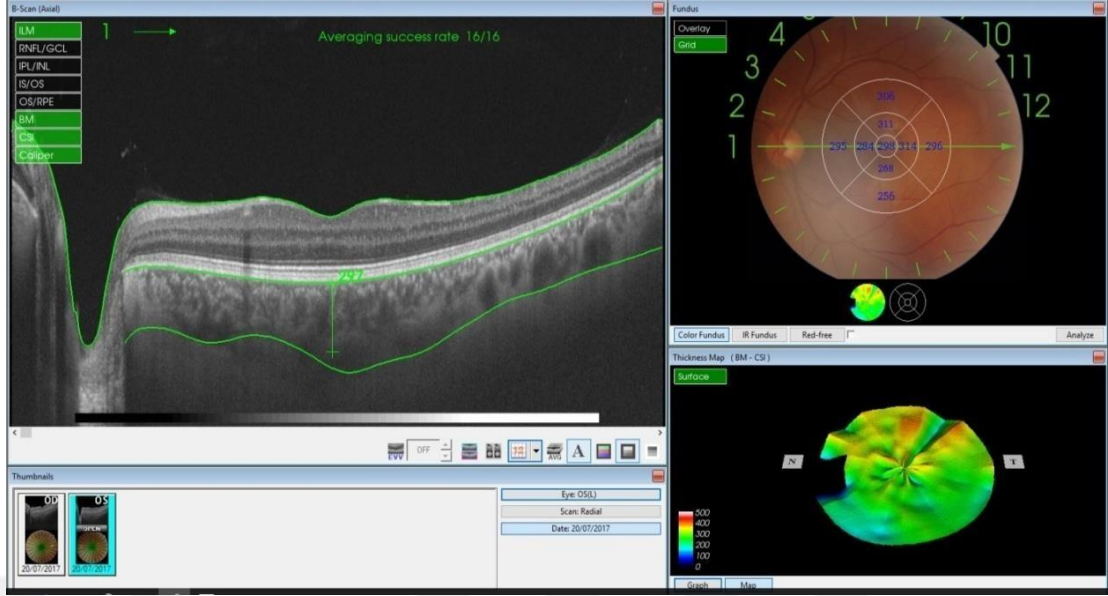
Comments
Acquired using enhanced depth mode

Analysis Edited: 7/20/2017 2:48 PM

Doctor's Signature

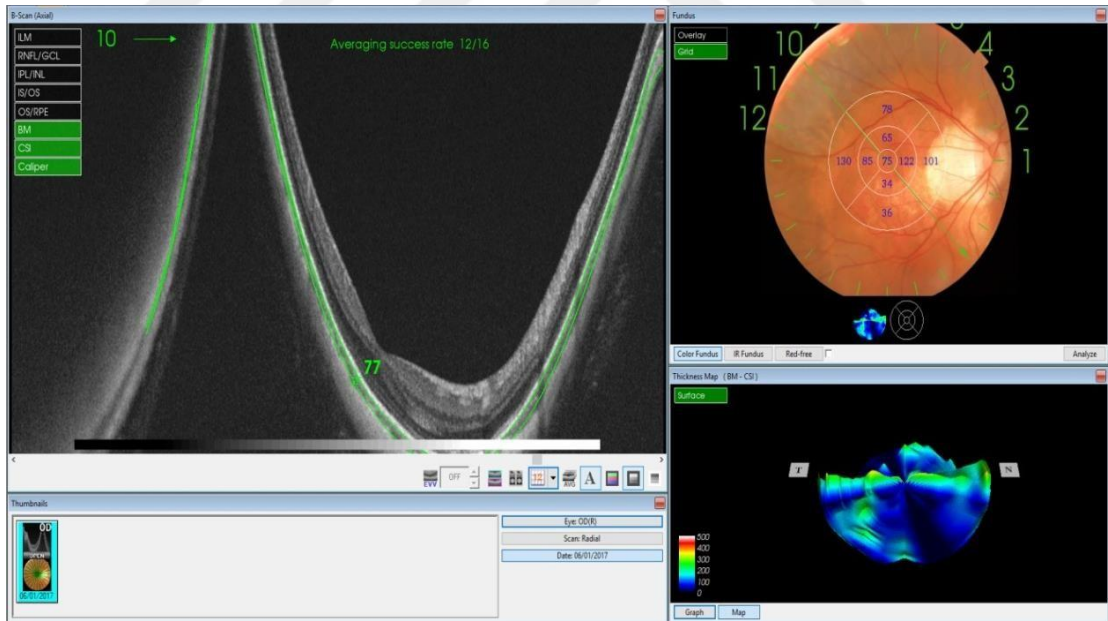
NUMUNE HASTANESI
SW Ver: 8.1.0.117
Copyright 2015
Carl Zeiss Meditec, Inc
All Rights Reserved
Page 1 of 1

Şekil 3.8: Dejeneratif miyopili gözde manuel yolla subfoveal koroid kalınlık ölçümü Cirrus HD-OKT 500 cihazıyla yapılmıştır.



Şekil 3.9: DRI HD-OKT SS cihazında emetrop hastada otomatik ve manuel yolla ölçülen subfoveal koroid kalınlığı.

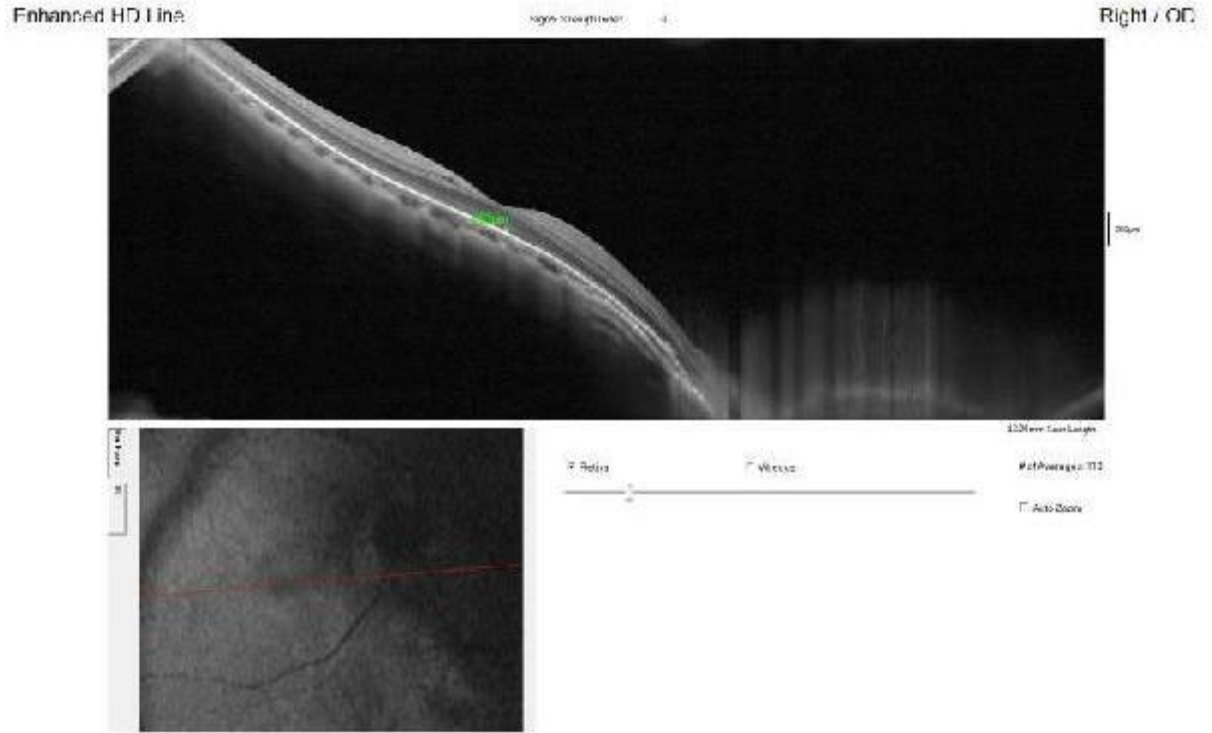
(Yeşil çizgilerle otomatik segmentasyon gösterilmektedir: BM-Bruch membranı, CSI-Koroido-skleral bileşke).



Şekil 3.10. Dejeneratif gözde DRI HD-OKT Triton SS ile yapılan otomatik ve manuel subfoveal koroid kalınlık ölçümü.



Şekil 3.11: Emetrop kişide Angiovue HD-OKT cihazında manuel yolla ölçülen subfoveal koroid kalınlığı.



Report Date: Thursday 20/07/2017 15:23:59

Beta Software Version: 2016.2.0.35. For Clinical Testing Only.

Comment:

Signature:

Defining the OCT Revolution



Şekil 3.12: Dejeneratif miyop hastada Angiovue HD-OKT cihazında manuel olarak ölçülen santral koroid kalınlığı.

3.1. İstatistiksel Analiz

Elde edilen verilerin istatistiksel değeriendirilmesi SPSS For Windows 11.5 paket programıyla yapılmıştır. Ölçümle belirtilen değışkenlerin normallik testleri Kolmogorov-Smirnov Normallik testi ile değeriendirildi.

İstatistiksel analizlerde normal dağılan değışkenlerin 3 grup arasındaki karşılaştırmasında Tek yönlü Varyans analizi ve Bonferroni Testi, normal dağılmayan değışkenler için Kruskal-Wallis Tek Yönlü Varyans analizi ve farklılık bulunduğunda ise düzeltilmiş Mann-Whitney U Testi, kategorik verilerin karşılaştırılmasında ise Ki-kare testi kullanılmıştır. Ölçümle belirtilen değışkenlerin grup içi karşılaştırılmasında Paired-T testi uygulanmıştır.

3 cihazın birbirleri ile uyumu Sınıf İçi Korelasyon (İCC) Analizi ile incelenmiştir. Ayrıca, değerieler arası ilişkiler Spearman Rank korelasyon analizi ile değeriendirilmiştir. Tanımlayıcı değeri olarak, ölçümle belirtilen değışkenler için ortalama±standart sapma ve medyan, kategorik değışkenler için sayı, yüzdeler kullanılmıştır.

İstatistiksel anlamlılık sınırı 0,05 olarak kabul edilmiştir.

4. BULGULAR

Çalışma Aralık 2016-Ağustos 2017 tarihleri arasında Sağlık Bilimleri Üniversitesi Ankara Numune Eğitim ve Araştırma Hastanesi Göz Kliniğinde 24'i dejeneratif miyop, 18'i yüksek miyop ve 31'i emetrop olmak üzere toplam 73 hastanın 126 gözü üzerinde yapılmıştır. Dejeneratif miyop grubunda 36 (%29), yüksek miyopta 29 (%23), kontrol grubunda ise 61 (%48) göz bulunmaktaydı.

Toplam 73 hastanın 126 gözü çalışmaya alınmıştır (Tablo 4.1).

Tablo 4.1: Gruplar

Gruplar	Hasta sayısı	Göz sayısı
Dejeneratif miyopi	24	36
Yüksek miyopi	18	29
Emetropi	31	61
Toplam	73	126

Olguların yaşları 18 ile 75 arasında değişmekte olup dejeneratif grupta ortalama $47,16 \pm 10,62$, yüksek miyop grupta $40,77 \pm 11,01$, kontrol (emetrop) grubunda ise $41,06 \pm 9,69$ yıl olarak saptandı. Gruplar arasında yaş farkı saptanmadı ($p=0,061$).

Her üç grupta erkek/kadın hasta sayıları eşittir ($p=0,726$) (Tablo 4.2).

Tablo 4.2: Grupların demografik özellikleri 1

		Dejeneratif miyop grubu (n) (%)	Yüksek miyop grubu (n) (%)	Kontrol grubu (n) (%)	P değeri
Cinsiyet	Erkek	9 (37,5)	5 (27,8)	11 (35,5)	,726
	Kadın	15 (62,5)	13 (72,2)	20 (64,5)	
	Toplam	24 (100)	18 (100)	31 (100)	
Yaş (yıl)	Ortalama $\pm$ SD	47,16 $\pm$ 10,62	40,77 $\pm$ 11,01	41,06 $\pm$ 9,69	,061
	Min-Max	25-64	18-60	18-62	

n: hasta sayısı, SD: standart sapma

Sistemik hastalığa göre her 3 grupta sistemik hastalığı olanların sayıları eşittir ($p=0,777$), aynı şekilde sistemik hastalığı olmayanların da sayıları eşit olarak saptanmıştır ($p=0,778$) (Tablo 4.3).

Tablo 4.3: Grupların Demografik özellikleri 2

Gruplar	Sistemik hastalık varlığı: n (%)		
	var	yok	Toplam
Dejeneratif miyop grubu	8 (33,3)	16 (66,7)	24 (100)
Yüksek miyop grubu	7 (38,9)	11 (61,1)	18 (100)
Kontrol grubu	9 (29,0)	22 (71,0)	31 (100)
P değeri	,777	,778	,482

n: hasta sayısı

Ortalama sferik ekivalanı:

- Dejeneratif miyop grubunda -17,12 $\pm$ 5,14 D
- Yüksek miyop grubunda bu değerler -8,15 $\pm$ 2,23D
- Emetrop grubunda ise sferik ekivalan -0,25 $\pm$ 0,3 D düzeyinde ölçülmüştür.

Üç grup birbirinden farklıydı ($p=0,001^*$).

Ortalama **aksiyel uzunluk**:

- Dejeneratif miyop grubunda $28,26 \pm 2,07$ mm
- Yüksek miyop grubunda $26,70 \pm 1,03$ mm
- Emetrop grubunda ise $22,85 \pm 0,66$ mm olarak ölçülmüştür.

Her üç grup arasında anlamlı fark saptanmıştır ($p=0,001^*$) (Tablo 4.3).

Ortalama **düzeltilmiş en iyi görme (DEİGK) keskinliği**:

- Dejeneratif miyop grupta 0,70 (LogMAR) düzeyindeydi
- Yüksek miyop grupta bu değer dahada yüksek olup 0,20 (LogMAR) seviyesindeydi
- Kontrol grubundaki tüm kişilerin tashihsiz görmeleri 0,00 (LogMAR) olarak ölçülmüştür.

Her üç grup arasında anlamlı fark vardır ($p=0,001^*$), (Tablo 4.4).

Tablo 4.4: Grupların özellikleri.

$\pm$ SD	Dejeneratif miyop grubu (n=36)	Yüksek Miyop grubu (n=29)	Kontrol grubu (n=61)	P değeri
Refraksiyon (D)	$-17 \pm 10,2$	$-8,15 \pm 2,51$	$0,00 \pm 0,75$	,001*
AXL (mm)	$28,26 \pm 2,07$	$26,70 \pm 1,03$	$23,85 \pm 0,66$	,001*
DEİGK (LogMAR)	0,70	0,20	0,00	,001*

öz sayısı, SD-ortalama sapma,AXL-gözün aksiyel uzunluğu,DEİGK-düzeltilmiş en iyi görme keskinliği

Lens durumuna bakacak olursak:

- Dejeneratif miyop grupta 23 (%63,9) hasta fakik, 13 (%36,1) göz psö dofaktır.

- Yüksek miyop grubunda psödo fak gözlerin sayısı daha az saptanmıştır (5 göz %17,2)
- Kontrol grubundaki gözlerin hepsi fakiktir.

Dejeneratif ve yüksek miyop gruplarda **görme keskinliği ile lens durumunun** ilişkisine baktığımızda, fakik ve psödo fak gözlerin görmeleri arasında anlamlı fark saptanmamıştır (Tablo 4.5).

Tablo 4.5: Dejeneratif ve yüksek miyop gruplarının özellikleri.

	Lens Durumu (%)	DEİGK (LogMar)	P değeri
Dejeneratif miyop grubu (n=36)	PSÖDOFAK 13 (36,1)	0,40	,074
	FAKİK 23 (63,9)	0,80	
Yüksek miyop grubu (n=29)	PSÖDOFAK 5 (17,2)	0,00	,291
	FAKİK 24 (82,8)	0,20	

n-göz sayısı, DEİGK-düzeltilmiş en iyi görme keskinliği

Dejeneratif miyop grubunun **fundus** bulgularını incelediğimizde 36 gözün 19'da (%52,8) **arka stafilom** varlığı saptanmıştır. Arka stafilomu olan ve olmayan gözlerin görmeleri arasında anlamlı fark saptanmadı (p=0,086) (Tablo 4.6).

Tablo 4.6: Dejeneratif grubta arka stafilom varlığıyla görme keskinliği arasındaki ilişki.

	Arka stafilom varlığı	n (%)	DEİGK	P değeri
Dejeneratif miyop grubu	Var	19 (52,8)	0,80	,086
	Yok	17 (47,2)	0,40	

öz sayısı, DEİGK-düzeltilmiş en iyi görme keskinliği

Santral fovea kalınlık ölçümleri (SFK)

1. Dejeneratif grupta ortalama santral fovea kalınlığı (SFK):

- Cirrus HD-OKT 500 cihazında (SFK 1) $246,80 \pm 23,30 \mu\text{m}$,
- Angiovue HD-OKT Angio cihazında (SFK 2) $240,97 \pm 28,35 \mu\text{m}$,
- DRI HD-OKT Angio Triton SS cihazında (SFK 3) $243,30 \pm 29,85 \mu\text{m}$,

2. Yüksek miyop hastalarda ortalama SFK:

- Cirrus HD-OKT 500 cihazında (SFK 1) $247,31 \pm 30,11 \mu\text{m}$,
- Angiovue HD-OKT Angio cihazında (SFK 2) $240,79 \pm 26,70 \mu\text{m}$,
- DRI HD-OKT Angio Triton SS cihazında (SFK 3) $244,06 \pm 22,59 \mu\text{m}$

3. Kontrol grubunda ortalama SFK:

- Cirrus HD-OKT 500 cihazında (SFK 1) $240,83 \pm 23,30 \mu\text{m}$,
- Angiovue HD-OKT Angio cihazında (SFK 2) $252,39 \pm 19,05 \mu\text{m}$,
- DRI HD-OKT Angio Triton SS cihazında (SFK 3) $237,72 \pm 24,41 \mu\text{m}$ olarak ölçülmüştür.

Gruplar arasında Cirrus HD-OKT ve DRI HD-OKT SS cihazlarında alınan santral fovea kalınlık ölçümleri arasında anlamlı fark saptanmamış olup, sadece kontrol grupta Angio HD-OKT cihazında $20,15 \pm 5,3 \mu\text{m}$ farkla daha yüksek ölçümler elde edilmiştir ($p=0,023^*$) (Tablo 4.7).

Tablo 4.7: Grupların santral fovea kalınlık ölçümleri.

	Dejeneratif miyop grubu	Yüksek miyop grubu	Kontrol grubu	P değeri
SFK1 (μm)	$248,48 \pm 25,32$	$247,31 \pm 30,11$	$240,83 \pm 23,30$	,272
SFK2 (μm)	$240,97 \pm 28,35$	$240,79 \pm 26,70$	$252,39 \pm 19,05$	,028*
SFK3 (μm)	$243,30 \pm 29,85$	$244,06 \pm 22,59$	$237,72 \pm 24,41$	,433
Ortalama SFK (μm)	$244,77 \pm 29,36$	$244,9 \pm 26,46$	$243,64 \pm 66,76$	,296

SFK 1-Cirrus HD-OKT 500, SFK 2 Angiovue HD-OKT Angio, SFK 3-DRI HD-OKT Angio Triton SS cihazında alınan ortalama santral fovea kalınlığı, μm -mikron.

Subfoveal koroid kalınlık ölçümleri (SKK)

1. Dejeneratif grupta:

- Cirrus HD-OKT 500 cihazında (SKK 1) $125,66 \pm 59,45 \mu\text{m}$,
- Angiovue HD-OKT Angio cihazında (SKK 2) $121,50 \pm 63,55 \mu\text{m}$,
- DRI HD-OKT Angio Triton SS cihazında (SKK 3) $121,63 \pm 56,82 \mu\text{m}$,

2. Yüksek miyop grupta:

- Cirrus HD-OKT 500 cihazında (SKK 1) $226,68 \pm 43,58 \mu\text{m}$,
- Angiovue HD-OKT Angio cihazında (SKK 2) $227,62 \pm 60,34 \mu\text{m}$,
- DRI HD-OKT Angio Triton SS cihazında (SKK 3) $197,72 \pm 63,78 \mu\text{m}$,

3. Kontrol grupta:

- Cirrus HD-OKT 500 cihazında (SKK 1) $285,83 \pm 50,87 \mu\text{m}$,
- Angiovue HD-OKT Angio cihazında (SKK 2) $321,68 \pm 48,74 \mu\text{m}$
- DRI HD-OKT Angio Triton SS cihazında (SKK 3) $265,85 \pm 56,56 \mu\text{m}$,
olarak ölçülmüştür.

Her üç OKT cihazında alınan subfoveal koroid kalınlık ölçümlerinde 3 grup arasında anlamlı fark görülmüştür ($p=0,000^*$): en yüksek ortalama SKK kontrol grupta ($291,12 \pm 52,05 \mu\text{m}$), en düşük ortalama SKK ise dejeneratif miyop grupta ($123,97 \pm 59,26 \mu\text{m}$) saptanmıştır (Tablo 4.8). Yani dejeneratif miyop grupta ortalama SKK yüksek miyoplara göre $100 \mu\text{m}$, emetroplara göre ise $157 \mu\text{m}$ daha ince bulunmuştur.

Tablo 4.8: Grupların subfoveal koroid kalınlık ölçümleri

	Dejeneratif miyop grubu	Yüksek miyop grubu	Kontrol grubu	P değeri
SKK 1 (µm)	125,66±59,45	226,68±43,58	285,83±50,87	,000*
SKK 2 (µm)	121,50±63,54	227,62±60,34	265,85±56,56	,000*
SKK 3 (µm)	121,63±56,82	197,72±63,78	291,12 ±52,05	,000*
Ortalama SKK (µm)	123,97± 59,26	227,34± 55,91	291,12±52,05	,000*

SKK 1-Cirrus HD-OKT 500, SKK 2-Angiovue HD-OKT, SKK 3-DRI HD-OKT Angio Triton SS cihazında ölçülen ortalama subfoveal koroid kalınlığı, µm-mikron

OKT ÖLÇÜMLERİNDE CİHAZLAR ARASINDAKİ FARKLAR:

1. Santral fovea kalınlığı (SFK) için:

- Dejeneratif grupta SFK1 ile SFK 2 arasında yüksek pozitif ilişki görüldü: $r=0,508$ ($p=0,002^*$), SFK 1 ile SFK 3 arasında orta düzeyde pozitif ilişki: $r=0,363$ ($p=0,03^*$); SFK 2 ile SFK 3 arasında yüksek pozitif ilişki saptandı: $r=0,497$ ($p=0,002^*$). Cihazlar arasında Sınıf içi korelasyon testi yüksek bulundu ($İCCs=0,713$).

Bu grupta 3 cihazda bir-birine benzer ölçümler vermektedir.

- Yüksek miyop grupta SFK1 ile SFK 2 arasında yüksek pozitif ilişki: $r=0,658$ ($p=0,000^*$), SFK 1 ile SFK 3 arasında ise düşük pozitif ilişki $r=0,302$ ($p=0,112$), SFK 2 ile SFK 3 arasında düşük pozitif ilişki saptandı; $r=0,236$ ($p=0,218$). Cihazlar arasında Sınıf içi korelasyon testi yüksek bulundu ($İCCs=0,786$).

Bu grupta OKT -1 ile OKT-3 cihazı benzer ölçümler verirken, OKT-2 cihazı daha yüksek deyerlerler vermektedir.

- Kontrol grubunda SFK1 ile SFK 2 arasında orta düzeyde pozitif ilişki: $r=0,728$ ($p=0,001^*$); SFK 1 ile SFK 3 arasında da orta düzeyde ilişki: $r=0,504$ ($p=0,001^*$); SFK 2 ile SFK 3 arasında yüksek pozitif ilişki vardır:

$r=0,538$ ($p=0,001^*$). Cihazlar arasında Sınıf içi korelasyon testi yüksek bulundu ($İCCs=0,677$).

Bu grupta 3 cihazda bir-birine uyumluydu, yani bir cihaz ne kadar düşük veya yüksek ölçüm yapıyorsa, diğer cihazlarda benzer değişkenlikte ölçüm yapmaktadırlar (Tablo 4.9).

Farklara gelince, kontrol grubunda yapılan SFK ölçümlerinde Cirrus HD-OKT ile Angiovue HD-OKT cihazı arasında ve DRI HD-OKT ile Angiovue HD-OKT cihazı arasında anlamlı fark saptanmıştır ($p=0,00^*$) (Tablo 4.9). Cirrus HD-OKT ile DRI HD-OKT SS cihazı benzer ölçümler verirken, Angiovue HD-OKT cihazı diğer cihazlara göre $20,15 \pm 5,35$ μm fazla ölçmektedir (Tablo 4.10).

Tablo 4.9: Santral fovea kalınlık ölçümlerinde cihazlar arasındaki ilişki.

Gruplar	r değeri (p değeri)			İCCs
	SFK1/SFK2	SFK1/SFK3	SFK2/SFK3	
Dejeneratif miyop grubu	0,508 (0,002*)	0,363 (0,03*)	0,497 (0,002*)	0,713
Yüksek miyop grubu	0,658 (0,001*)	0,302 (0,112)	0,236 (0,218)	0,786
Kontrol grubu	0,728 (0,001*)	0,504 (0,001*)	0,538 (0,001*)	0,677

SFK1-Cirrus HD-OKT, SFK2-Angiovue HD-OKT, SFK3-DRI HD-OKT SS cihazında bakılan santral fovea kalınlıkları, r- 2 cihaz arasında korelasyon katsayısı, İCCs- 3 cihaz arasında Sınıf İçi Korelasyon katsayısı (cihazlar arasındaki uyumun derecesin göstermektedir)

Tablo 4.10: Santral fovea kalınlık ölçümlerinde cihazlar arasındaki farklar

Gruplar	P değeri		
	SFK 1-SFK 2	SFK 1-SFK 3	SFK 2-SFK 3
Dejeneratif miyop grubu	,086	,298	,635
Yüksek miyop grubu	,150	,587	,569
Kontrol grubu	,000*	,310	0,00*

2. Subfoveal koroid kalınlığı (SKK) için:

- Dejeneratif miyop grupta SKK 1 ile SKK 2 arasında yüksek pozitif ilişki saptanmıştır: $r=0,880$ ($p=0,000^*$); SKK 1 ile SKK 3 arasında yüksek pozitif ilişki saptandı: $r=0,618$ ($p=0,000^*$); SKK 2 ile SKK 3 arasında da yüksek pozitif ilişki görüldü: $r=0,641$ ($p=0,000^*$). Cihazlar arasında Sınıf içi korelasyon testi yüksek bulundu ($\text{İCCs}=0,878$).
- Yüksek miyop kişilerde SKK 1 ile SKK 2 arasında yüksek pozitif ilişki saptandı: $r=0,647$ ($p=0,001^*$), SKK 1 ile SKK 3 arasında yüksek pozitif ilişki görüldü: $r=0,524$ ($p=0,001^*$), SKK 2 ile SKK 3 arasında yüksek pozitif ilişki görüldü: $r=0,524$ ($p=0,001^*$). Cihazlar arasında Sınıf içi korelasyon testi yüksek bulundu ($\text{İCCs}=0,840$).
- Kontrol grubunda SKK 1 ile SKK 2 arasında zayıf pozitif ilişki görüldü: $r=0,394$ ($p=0,002^*$), SKK 1 ile SKK 3 arasında zayıf pozitif ilişki saptandı $r=0,394$ ($p=0,006^*$), SKK 2 ile SKK 3 arasında yüksek pozitif ilişki saptandı: $r=0,576$ ($p=0,001^*$). Cihazlar arasında Sınıf içi korelasyon testi yüksek bulundu ($\text{İCCs}=0,700$) (Tablo 4.11).

Cihazlar arasında yüksek ilişki saptanmıştır, cihazlar bir-biriyle uyumluydu.

Farklara gelince, yüksek miyop grupta OKT-1 ile OKT-2 ve OKT-2 ile OKT-3 arasında, kontrol grubta ise her 3 cihaz arasında anlamlı fark saptanmıştır ($p<0,05$). Angiovue cihazı diğer cihazlara göre daha yüksek ölçümler yapmaktadır (Tablo 4.12).

Tablo 4.11: Subfoveal koroid kalınlık ölçümlerinde cihazlar arasındaki ilişki.

Gruplar	r değeri (p değeri)			İCCs
	SKK1/SKK2	SKK1/SKK3	SKK2/SKK3	
Dejeneratif miyop grubu	0,880 (0,000*)	0,618 (0,000*)	0,641 (0,000*)	0,818
Yüksek miyop grubu	0,647 (0,001*)	0,524 (0,003*)	0,769 (0,001*)	0,840
Kontrol grubu	0,394 (0,002*)	0,349 (0,006*)	0,576 (0,001*)	0,700

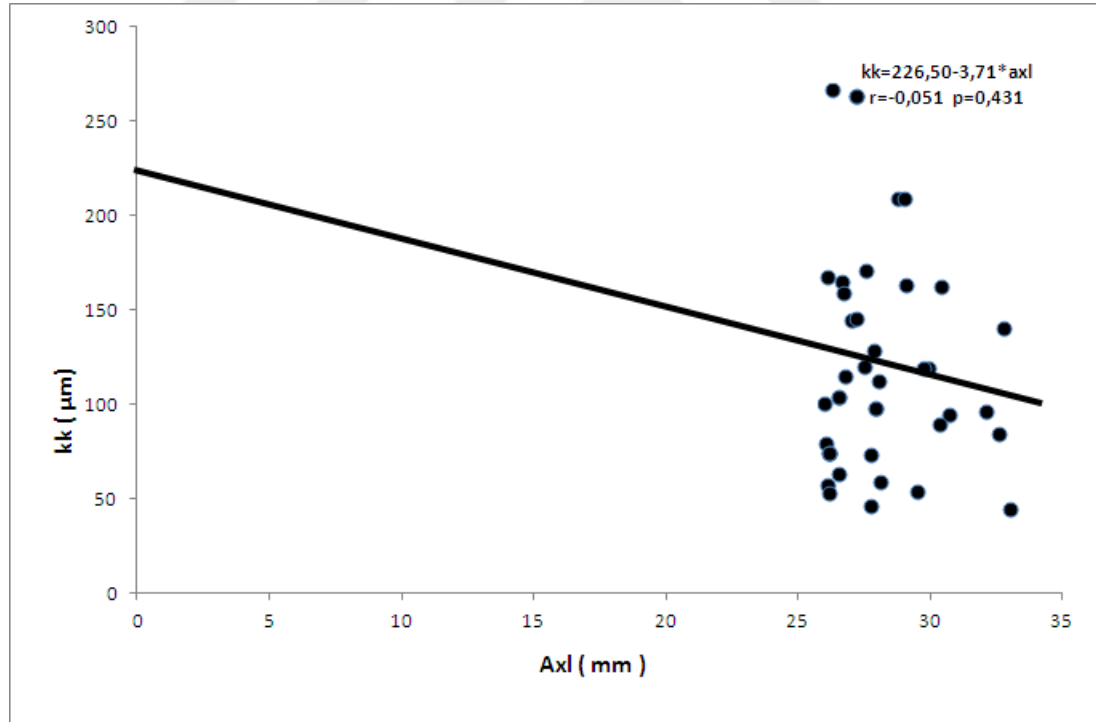
SKK1-Cirrus HD-OKT, SKK2-Angiovue HD-OKT, SKK3-DRI HD-OKT SS cihazında bakılan santral fovea kalınlıkları, r-korelasyon katsayısı, ICCs-Sınıf içi korelasyon katsayısı (cihazlar arasındaki uyumun derecesin göstermektedir)

Tablo 4.12: Subfoveal koroid kalınlık ölçümlerinde cihazlar arasındaki farklar

Gruplar	P değeri		
	SKK1-SKK 2	SKK 1-SKK 3	SKK 2-SKK 3
Dejeneratif miyop grubu	,417	,638	,987
Yüksek miyop grubu	,914	,009*	,001*
Kontrol grubu	,000*	,016*	,000*

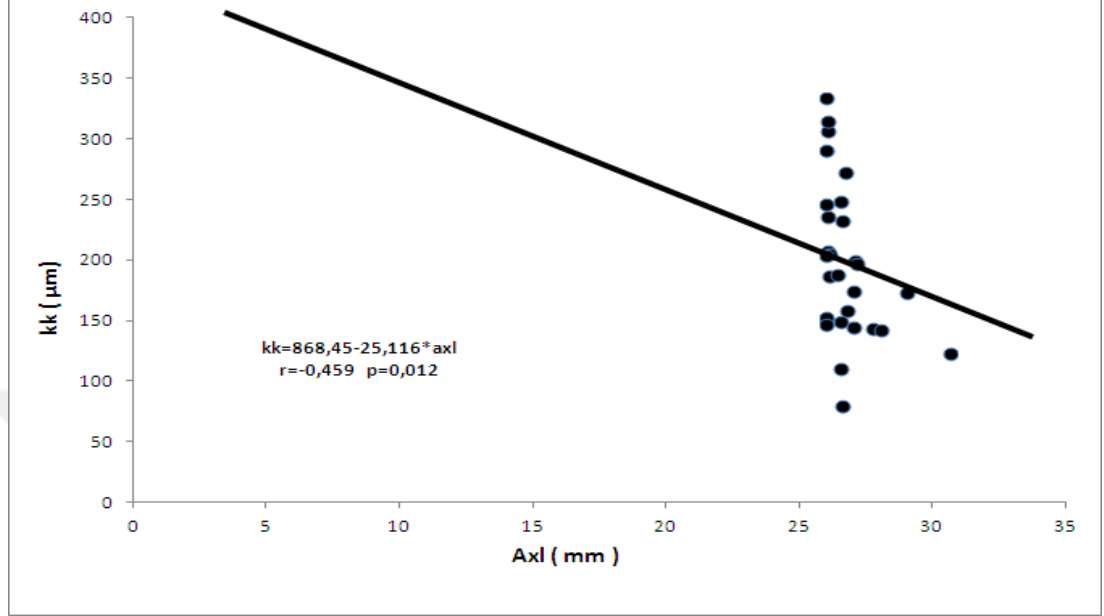
Aksiyel uzunluk (AXI) ile subfoveal koroid kalınlığı (SKK) arasında ilişkisi:

1. Dejeneratif miyoplarda AXI ile SKK arasında düşük ters ilişki saptandı ($r=-0,051$, $p=0,431$) (Grafik 4.1).



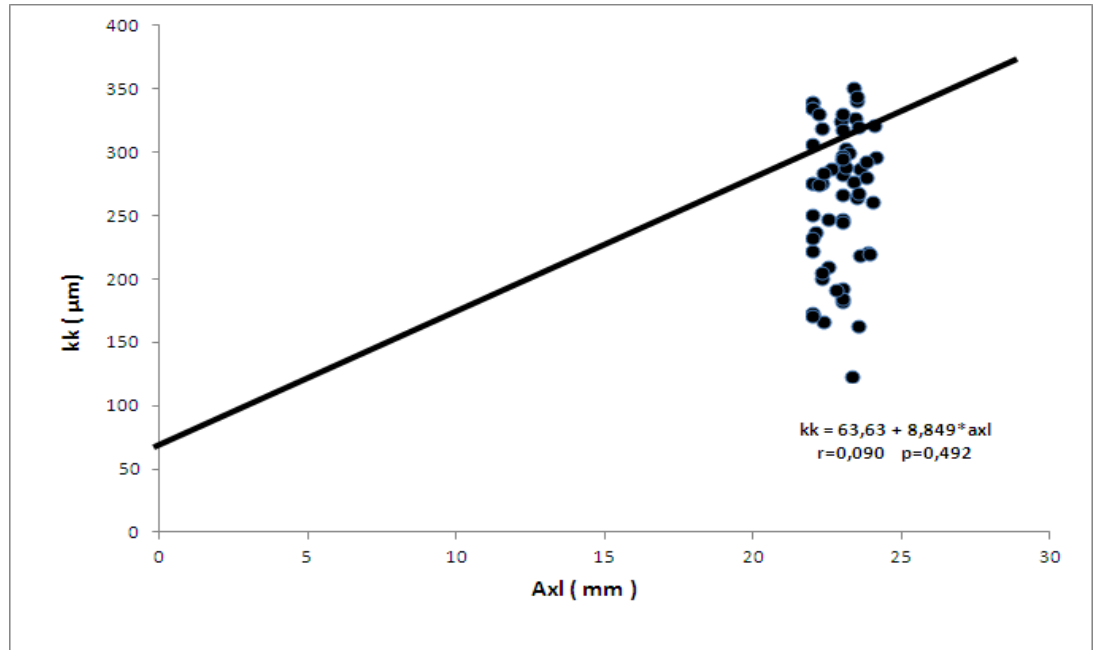
Grafik 4.1: Dejeneratif grupta AXI/SKK ilişkisi

2. Yüksek miyop kişilerde tam tersine AXI ile SKK arasında çok yüksek ters korelasyon ($r=-,459$, $p=0,012^*$) (Grafik 4.2). Böylece aksiyel uzunluk arttıkça subfoveal koroid kalınlığı azalmaktadır.



Grafik 4.2: Yüksek miyoplarda AXI/SKK ilişkisi.

3. Kontrol grubunda 3 değişken arasında anlamlı fark saptanmadı ($r=0,090$, $p=0,492$) (Grafik 4.3).



Grafik 4.3: Kontrol grupta AXI/SKK ilişkisi

5. TARTIŞMA

Optik koherens tomografi günümüzde birçok göz hastalığının teşhis ve takibi için sıkça kullanılmaktadır, özellikle retina hastalıklarında tanı yöntemlerinin olmazsa olmazı haline gelmiştir. Fundus fluorescein anjiyografi gibi muayene yöntemlerinin yanında bazı önemli retinal patolojileri saptamakta yardımcı olan OKT, hızlı ve pratik bir tanı yöntemidir. Miyopik hastaların fundus değişikliklerinin ve dejeneratif maküla delikleri, foveoskizis, koryoretinal neovasküler membran oluşumu gibi ciddi komplikasyonların zamanında teşhis edilmesi, bu hastaların ağır görme kayıplarının önlenmesine yardımcı olmaktadır.

Spektral domain OKT'lerin üretilmesinden sonra piyasaya birçok SD OKT cihazı sürülmüştür. Bunların çoğu aynı prensiple çalışmasına rağmen farklı sonuçlar verebilmektedir (38). 2015 yılının sonuna doğru klinik kullanıma giren Swept source sistemine sahip cihazların daha yüksek dalga boylu ışık kullanmalarıyla, sonuçlarda bariz farklılıklar saptanmaya başlamıştır (39-45). Bu farklılıklar birçok ülkede birçok oftalmolog tarafından fark edilmiştir. Mesela Tan ve ark. 2015 yılında sağlıklı ve hasta gözler üzerinde yaptığı çalışmada swept source OKT (SS-OKT) ile spektral OKT (SD - OKT) yi karşılaştırdığında, sağlıklı gözlerde SS-OKT ile ölçülen ortalama subfoveal koroid kalınlığı 264,3µm, SD-OKT de ise 272,4 µm bulmuştur (p=0,001); aynı zamanda subfoveal koroid kalınlığı ≤ 200 µm olan gözlerde bu fark daha az görülmüştür (39). Tan ve ark. yaptığı diğer bir çalışmada 76 sağlıklı ve 21 yüksek miyopili gözün 3 farklı OKT cihazında (DRI OCT- SS, Spectralis OCT ve Cirrus HD –OCT) ölçülen santral maküla kalınlığı için farklı değerler elde edilmiştir (p<0,001) (40). Bizde buradan yola çıkarak yüksek, dejeneratif miyopi ve emetrop gözlerde 3 farklı OKT cihazında (Cirrus HD-OKT 500 model (Carl Zeiss Meditec AG, Ger.), DRI HD-OKT Angio SS Triton (Topcon corporation, Japan) ve AngiVue HD-OKT Angio (Optovue corporation, USA)) santral fovea ve subfoveal koroid kalınlıklarını karşılaştırdık.

Santral Fovea Kalınlığı

Değişik coğrafi bölgelerde, değişik ırk, cinsiyet ve yaş gruplarında; yüksek refraktif kusurlarda makula kalınlığı farklı olabilmektedir (46). Sağlıklı emetrop

gözlerde Stratus OKT ile ölçülen santral fovea kalınlığı ortalama $197,1 \pm 16,4 \mu\text{m}$ olarak bildirilmiştir (47). Jin ve ark. çocuk popülasyonunda yaptığı çalışmada emetrop, miyop ve hipermetroplardaki santral fovea kalınlığı arasında anlamlı fark saptamamıştır (48).

Miyopide koroid atrofisi ve sensoryal retinanın histopatolojik bulguları iyi bilinmektedir, fakat fovea kalınlığı için yapılan çalışmalarda miyopik ve emetrop kişilerdeki ölçümler benzerlik göstermektedir (49).

Yüksek miyopik gözlerde makulanın farklı bölgelerindeki kalınlık değişimleri ile ilgili anlaşmazlıklar mevcuttur. Lam ve ark. Stratus OKT ile yaptıkları çalışmada makula iç segment kalınlığında gruplar (yüksek miyop, düşük-orta miyopik, miyopik olmayan gözler) arasında fark olmadığını bildirmiştir (50). Farklı olarak Wu ve ark. 3. jenerasyon OKT ile yaptıkları çalışmada yüksek miyopik grupta miyopik olmayan gruba göre makula iç ve dış segmentinin daha ince olduğunu savunmuşlardır (49).

Wu ve ark, Lam ve ark, Luo ve ark, Zhang ve ark; yüksek miyoplarda miyopinin derecesi arttıkça ortalama makula kalınlığı, makula dış segment kalınlığı ve makula hacminin azaldığını; santral fovea kalınlığının arttığını savunmuşlardır (49-52).

Makula iç segment kalınlığının ise farklı şekillerde etkilendiğini savunan yayınlar mevcuttur, örneğin Luo ve ark. ile Wu ve ark. makula iç segment kalınlığının artan miyopi derecesi ve aksiyel uzunluk ile azaldığını, Lam ve ark. Song ve ark. ise artan miyopi ve aksiyel uzunluk ile makula iç segment kalınlığının değişmediğini bildirmişlerdir (51,49,50,53).

Yüksek miyoplardaki santral fovea kalınlığındaki bu artış muhtemelen yüksek miyopik gözlerde merkezi foveanın sağlıklı fiksasyonu ve fotoreseptör tabakasının dış segmentindeki uzamaya sekonder olarak gelişmiş olabilir (54-55). Aksiyel uzunluk ile fovea kalınlığının artması fotoreseptörlerin retinomotor hareketi ile de ilişkili olabilir, buna örnek olarak tanımlayabileceğimiz deprivasyon miyopisinde (bir gözün kapatılmasıyla oluşan miyopi) hayvan modellerinde fotoreseptör dış segmentlerinin uzadığı gözlemlenmiştir (55).

Biz çalışmamızda merkezi fovea kalınlığının artan aksiyel uzunlukla değişmediğini saptadık ve bu sonuç yapılan birçok çalışmayı (49-52) desteklemektedir.

Santral fovea kalınlığı, kullanılan cihaza göre değişiklik gösterebilmektedir. Bunu ilk defa 2009 yılında Gennamo ve arkadaşları tarafından iki farklı OKT sistemi olan Time domain (TD-OKT) ve Spektral domain (SD-OKT) cihazlarında yüksek miyop hastalarda bakılan santral makula kalınlığında iki cihaz arasında anlamlı fark saptanmıştır (56). Aynı yılda benzer sonuçlar, Kiernan ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada gözlemlenmiştir (57). Bu farklılıklar, farklı sistemlerin farklı dalga boyutu ve çözünürlüğü nedeniyle ortaya çıkmıştır; çünkü time domain sistemi kullanan OKT cihazlarında ayna hareketli olduğundan sinyal kalitesi daha düşük olup artefaktlara neden olabilmektedir. Daha sonraları 2012 yılından başlayarak piyasaya birçok spektral domain cihazının sürülmesiyle beraber yeni çalışmalar yapılmaya başlanmıştır. Bunlardan Zainab ve ark. 3 farklı cihaz olarak Stratus OKT, Cirrus OKT ve 3 D-OKT 1000 cihazlarında sağlıklı kişilerde santral makula kalınlığını karşılaştırmışlardır, sonuç olarak her iki SD-OKT cihazında alınan değerler TD-OKT sistemine göre daha yüksek bulunmuştur (58). Daha geniş bir çalışma Wolf-Schnurrbusch UE ve ark. tarafından yapılmıştır. Bu çalışmada sağlıklı gözlerde ölçülen santral makula kalınlığı 6 farklı OKT cihazı ((Stratus OCT (Carl Zeiss Meditec, Inc. Dublin, CA), SOCT Copernicus (Reichert/Topopol Technology, Inc., Depew, NY), Spectral OCT/SLO (Opko/OTI, Inc., Miami, FL), RTVue-100 (Optovue Corp., Fremont, CA), Spectralis HRA+OCT (Heidelberg Engineering, Inc., Heidelberg, Germany) ve Cirrus HD-OCT (Carl Zeiss Meditec, Inc.)) karşılaştırılmıştır ve yapılan ölçümlerde cihazlar arasında anlamlı fark saptanmıştır. Bu farklar, ölçümlerin farklı tarama paternlerinde yapılmasından ileri gelmektedir (45). 2015 yılından itibaren yeni nesil OKT sistemi olan swept source OKT'nin yaygın kullanıma girmesiyle bu cihazların da güvenilirliği araştırılmaya başlamıştır. Tan ve ark. sağlıklı ve yüksek miyop gözlerde yaptıkları çalışmada üç cihazda (Spektralis OKT, Cirrus OKT ve DRI HD-OKT) ölçülen santral makula kalınlığında anlamlı fark saptanmıştır ($p < 0,001$). Ayrıca bu çalışmada DRI HD-OKT cihazının farklı modlarında (3 D line ve 2 D Radyal line) yapılan ölçümler arasında da fark görülmüştür (40).

Bizim yaptığımız çalışmada Cirrus HD-OCT 500 model (Carl Zeiss Meditec AG, Ger.), DRI HD-OCT Angio SS Triton (Topcon Corporation, Japan) ve Angiovue HD-OCT Angio (Optovue corporation, USA) cihazlarında bakılan SFK’da yüksek miyopların SFK’sı dejeneratif miyoplara göre 3-5µm, emetroplara göre ise 5-6,5 µm daha kalın bulunmuş olup bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildir. Ayrıca, OCT 1-2-3 cihazlarında bakılan SFK’da Cirrus HD-OCT cihazıyla DRI HD-OCT SS cihazları benzer sonuçlar vermiştir. Sadece kontrol grupta bakılan SFK’da Angiovue HD-OCT cihazı $20,15 \pm 5,35 \mu m$ daha yüksek değerler vermiştir ($p < 0,05$). Ortalama değerlere bakarsak, cihazlar arasında yüksek ilişki saptandı (Sınıf İçi katsayısı= 0,677- 0,786, $p < 0,05$), böylece SFK ölçümlerinde cihazlar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p > 0,05$). Yani SFK ölçümleri için her 3 cihazda İLM ile RPE arasındaki mesafeyi kullanmaktadır.

Subfoveal Koroid Kalınlığı

Koroid gözün vasküler tabakası olup, retinanın dış segmentini beslemektedir. Retina pigment epiteli-Bruch membranı bileşkesinden başlar ve koroido-skleral bileşkeyle sonlanır. Koryokapillaris, küçük damarları içeren Satler ve Büyük damarları içeren Haller tabakalarından oluşmuştur. Koryokapillarisin arkasındaki koroid tabakaları hakkında bilinenler oldukça az olup koroid kalınlığı kişiden kişiye değişmektedir. Optik koherans tomografi cihazları geliştirildikten sonra koroidin tahmini kalınlığı manuel olarak ölçülmeye başlanmıştır. Koroidin daha net görüntülenmesi için EDI-OCT (enchanced depth imaging optical coherence tomography), yani artırılmış derinlikli görüntüleme olarak bilinen teknik üretilmiş olup, koroidin invivo olarak kesitsel görüntüsünün alınmasına olanak sağlamıştır (34). EDI tekniğiyle çalışan birçok SD-OCT cihazı piyasada bulunmaktadır, onlardan ikisi olan Cirrus HD-OCT 500 (Carl Zeiss Meditec AG, Ger.) ve Angiovue HD-OCT Angio (Optovue corporation, USA) cihazları kliniğimizde sıkça kullanılmaktadır. Bu cihazlarda koroidin kalınlık ölçümleri RPE/Bruch membranı ile koroidin büyük damarlarının tahmini bitiş sınırını gösteren hiperreflektif çizgi arasından yapılmaktadır.

2015 yılının sonunda Swept Source OKT cihazları piyasaya sürüldüğünde, tüm retina katmanları, retina pigment epiteli ve Bruch membranı otomatik segmentasyon yardımıyla işaretlenerek koroid kalınlığının otomatik ölçümü mümkün olmuştur (60). Bunlardan DRI HD-OKT Angio SS Triton (Topcon Corporation, Japan) cihazı son senelerde kliniğimizde kullanılmaktadır. Cihaz swept source tekniği ile çalışmaktadır, yani medya opasitelerinden (enflamasyon, katarakt, vitreus hemorajisi) daha az etkilenmekte olup ultra derin çözünürlükte ölçümler vermektedir. 1050 nm dalga boyuna sahip olup, saniyede 100 000 aksiyel tarama yapmaktadır. Retinanın tüm katmanlarını ve koroidi, skleral bileşkeye kadar görüntüleme özelliğine sahiptir (60-61). Bu özelliğinden dolayı koroidi etkileyen birçok patolojide geniş olarak kullanılmaktadır. Bu durumlardan ikisinde (yüksek ve dejeneratif miyopi) cihazın avantajlarını biz de çalışmamızda kullandık.

Koroide gelince, koryokapillarisin yüksek perfüzyonu retinanın zayıf vaskülarizasyonunu kompanse etmektedir. Koroid kalınlığı yaş, sistemik ve oküler hastalıklar, refraksiyon durumu ve günün farklı saatlerinde değişiklik göstermektedir.

Normal popülasyon ile karşılaştırıldığında miyoplarda koroid kalınlığı daha incedir (61-62).

Aksiyel uzunluktaki 1 mm artış koroidde yaklaşık olarak 32 mikron incelmeye neden olmaktadır (62). Hoh ve ark. Yaptıkları bir çalışmada koroidin artan yaş ve miyopi derecesiyle incelendiğini göstermişlerdir (63). Benzer sonuçları Fujimara ve ark. da gözlemlemiştir (64). Yüksek miyoplarda artmış olan aksiyel uzunluk nedeniyle incelen koroid, miyoplarda görülen dejeneratif değişikliklerden de sorumlu tutulmuştur (65). Miyopik koryoretinal atrofi, fotoreseptör hücre ölümüyle sonuçlanmakta olup, bu da ilerleyici, geri dönüşümsüz görme kaybına sebep olmaktadır.

Bizim çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlara göre yüksek miyop grupta aksiyel uzunluk arttıkça subfoveal koroid kalınlığı azalmaktadır. Bu sonuç literatürdeki bir çok çalışma verileri (63-64) ile uyumludur. Ayrıca en yüksek koroid kalınlığı emetroplarda, en düşük değerler ise dejeneratif miyop grubunda saptanmış olup, istatistiksel olarak yüksek anlamlıydı ($p=0,000^*$).

Dejeneratif grupta arka stafilomu olan ve olmayan hastaların görmeleri benzerdir. Arka kutuptaki incelmış ve elevasyon yapmış sklera koroid kalınlığını ciddi şekilde azaltmaktadır, ancak burada stafilomun yeri önem kazanmaktadır. Eğer stafilom makulayı da içine alacak şekilde arka kutbu kapsıyorsa görme ileri derecede azalmaktadır. Ancak stafilom parasantral ise görmeyi önemli ölçüde etkilememektedir, stafilomu olmayan dejeneratif miyop hastaların görme derecelerine benzer görme bu hastalarda saptanmaktadır.

Daha önce yapılan çalışmalara göz attığımızda sağlıklı ve yüksek miyop gözlerde ölçülen subfoveal koroid kalınlıklarında farklı OKT cihazlarında farklı sonuçlar elde edilmiş olduğunu görüyoruz. Bunlardan Tan ve ark. tarafından 2015 yılında yapılan çalışmada sağlıklı ve hasta grupların subfoveal koroid kalınlıkları DRI-OCT-1 ve Spectralis cihazlarında karşılaştırılmıştır, 264,3 μm ile 272,4 μm ölçülmüş olup istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir ($p=0,01$) (39). Diğer bir çalışma 2016 yılında Zafar S. ve ark. tarafından yapılmıştır. Bu çalışmada ise 27 farklı retinal patolojisi olan ve 27 sağlıklı gözde subfoveal koroid kalınlığı, SD-OKT ve SS-OKT cihazlarında yapılan ölçümlerle karşılaştırılmıştır ve cihazlar arasında anlamlı ölçüm farklılığı saptanmamıştır ($p=0,132$) (41). Matsuo ve ark.'nın emetrop kişilerde yaptığı çalışmada ise SD-OKT ile SS-OKT cihazlarının ölçtüğü subfoveal koroid kalınlıkları karşılaştırılmıştır. SS-OKT cihazda alınan subfoveal koroid kalınlıkları daha ince bulunmuştur ($p<0,001$) (42). Adhi M ve ark.'nın yaptığı benzer çalışmada SD-OKT'nin EDI modunda ölçülen koroidal kalınlıklar, SS-OKT cihazında line-modunda alınan ölçümlerle karşılaştırılmıştır, sonuçlara göre iki cihaz arasında anlamlı fark saptanmamış olup, swept source sistemi koroidin görüntülemesi için daha uygun bulunmuştur (43). Kopette S.ve ark.'nın sağlıklı gözlerde yaptığı çalışmada ise santral koroid kalınlıklarında SD-OKT ile SS-OKT cihazları arasında anlamlı fark saptanmamıştır, SS-OKT cihazı koroido-skleral bileşkeyi görüntüleme için daha uygun bulunmuştur (44).

Biz çalışmamızda Cirrus HD-OKT 500, DRI HD-OKT SS, Angiovue HD-OKT cihazlarında ölçtüğümüz subfoveal koroid kalınlıklarında dejeneratif miyop grupta cihazlar arasında anlamlı fark saptanmamış olup, emetrop ve yüksek miyop grupta 3 cihaz arasında anlamlı fark saptanmıştır ($p<0,05$). Bu gruplarda Cirrus HD-OKT ve DRI HD-OKT cihazı benzer değerler verirken, Angiovue HD-OKT cihazı

daha yüksek değerler vermiştir. Bunun nedenleri farklı grupların koroid sınırlarının özellikleri, cihazların farklı dalga boylarına ve ölçüm protokollerine sahip olmaları sayılabilir. Ayrıca Cirrus HD-OKT 500 ve Angiovue HD-OKT cihazlarında koroid sınırının manuel saptanmasında da hata payı olabilir. DRI HD-OKT SS cihazında ise koroid sınırı otomatik segmentasyonla belirlenmekte olduğundan hata faktörü en aza inmektedir.

Farklı grupların koroid sınırlarına bakacak olursak, dejeneratif miyop grupta koroidin çok ince olması ve çoğu hastada arka stafilom varlığı koroidin alt sınırının daha görünür hale gelmesini sağlayarak manuel ölçümleri kolaylaştırmaktadır. Bu yüzden dejeneratif miyop grupta cihazların çözünürlüğünden bağımsız olarak farklı cihazlarda yapılan manuel ölçümlerde benzer sonuçlar elde ettik. Emetrop ve yüksek miyop grupta ise durum farklı idi, çünkü her iki grupta da koroidin alt sınırı belirsiz hayali bir çizgi olarak ölçüm yapan kişi tarafından çizildiğinden, araştırmacı tarafından yapılan manuel ölçümlerde zorluk oluşturmaktaydı, bu durumda manuel ölçüm hata paylarının olasılığı yüksektir.

Sadece SS-OKT cihazı otomatik segmentasyon yaparak Bruch membranıyla koroido-skleral bileşkeyi görüntülemektedir, bu da araştırmacı tarafından koroid kalınlığının isterse otomatik, isterse de manuel yolla daha güvenilir şekilde ölçülmesine izin vermektedir. Bu yüzden çalışmaya aldığımız gruplardan emetrop ve yüksek miyoplarda manuel ölçülen subfoveal koroid kalınlıklarında cihazlar arasında fark saptadık. Cihazlar birbirine uyumlu olsalar bile (Sınıf içi korelasyon katsayıları yüksek bulunmuştur) bazı ölçümler arasında anlamlı farklar saptanmıştır ($p<0,05$). Bu farkların ne ölçüde grupların özelliklerine ve ne kadarının cihazların özelliklerine bağlı olduğunun tespiti için ileri çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

6. SONUÇLAR

Miyopi gözün hem ön, hem de arka segmentinde değişiklikler meydana getirmektedir. Bu değişiklikler miyopinin derecesine göre değişmektedir. Ara tip sayılan yüksek miyopide bu değişiklikler başlangıç evrede olup, dejeneratif miyopide daha da ciddi duruma gelmektedir.

Aksiyel uzunluk yönünden:

Aksiyel uzunluk arttıkça:

- Retina ve koroidde dejeneratif değişiklikler artmaktadır.
- Görme keskinliği azalmaktadır.

Santral fovea kalınlığı yönünden:

- Aksiyel uzunlukla santral fovea kalınlığı arasında bir ilişki görülmemiştir. Aksiyel uzunluk arttıkça santral fovea kalınlığı değişmemektedir.
- Emetrop, yüksek miyop ve dejeneratif miyoplarda santral fovea kalınlıkları benzerdir.

Subfoveal koroid kalınlığı yönünden:

- Aksiyel uzunlukla subfoveal koroid kalınlığı arasında anlamlı ilişki mevcuttur. Aksiyel uzunluk arttıkça subfoveal koroid kalınlığı azalmaktadır.
- Subfoveal koroid kalınlığı emetrop gözlerde en kalın, dejeneratif miyoplarda en incedir.

Farklı OKT cihazlarının yaptıkları ölçümler yönünden:

- Cirrus HD-OKT 500, DRI HD-OKT SS ve Angiovue HD-OKT cihazlarında yapılan ölçümlerde, santral fovea kalınlığı ölçümleri yönünden cihazlar arasında anlamlı fark saptanmamıştır. Cihazlarlar arasında yüksek korelasyon mevcuttur.

- Santral fovea kalınlık ölçümlerinin farklı cihazlarda yapılması hasta takiplerinde farklılık göstermez; aralarında güvenilirlik yönünden fark saptanmamıştır.
- Cirrus HD-OKT 500, DRI HD-OKT SS ve Angiovue HD-OKT cihazlarında yapılan ölçümlerde, subfoveal koroid kalınlığı ölçümleri yönünden cihazlar arasında anlamlı fark saptanmıştır.
 - Dejeneratif miyop grupta yapılan ölçümlerde 3 OCT cihazı arasında anlamlı fark saptanmamıştır.
 - Ancak emetrop ve yüksek miyop gruplarda Cirrus HD-OKT ile DRI HD-OKT SS cihazları benzer değerler verirken, Angiovue HD-OKT cihazı daha yüksek değerler vermiştir.
 - Bu durumda subfoveal koroid kalınlığı ölçümleri ile yapılan çalışmalarda ve hasta takiplerinde hep aynı cihazla ölçümlerin yapılması önem kazanmaktadır.

Sonuç olarak OKT cihazlarında farklı refraksiyon kusurları olan hastalar için geliştirilmiş, koroid kalınlığı ölçümlerinde otomatik segmentasyon yapan ve nümerik değerler veren veri tabanlarının eklenmesi ile özellikle koroid kalınlığı saptanması için daha güvenilir sonuçlar elde edilebilir. Subfoveal koroid kalınlığının halen mevcut 3 farklı OCT cihazında farklı sonuçlar verebileceği unutulmamalı, hasta takiplerinde bu durum göz ardı edilmemelidir. Konuyla ilgili farklı hasta gruplarında yapılacak ileri çalışmalara gereksinim vardır.

ÖZET

Dejeneratif ve yüksek miyop hastalarda merkezi fovea ve subfoveal koroid kalınlıklarının Cirrus HD-OKT, DRI HD-OKT Angio Triton SS ve Angiovue HD-OKT Angio cihazlarında karşılaştırılması

Amaç: Dejeneratif ve yüksek miyop hastalarda alınan merkezi fovea ve subfoveal kalınlıklarının farklı cihazlarda karşılaştırılması ve bu cihazların güvenilirliklerinin araştırılması.

Gereç ve Yöntemler: Çalışma grubu kırma kusuru -6 D ve üzeri veya AxL 26,5 mm olan, hafif dejeneratif bulgular dışında herhangi bir ağır komplikasyonu olmayan 18 yüksek miyop kişinin 29 gözü ve ağır dejeneratif bulguları olan 24 dejeneratif miyop hastanın 36 gözünden oluşturuldu. Kontrol grubu olarak 31 emetrop kişinin 62 gözü çalışmaya alındı. Tüm hastalara sistemik ve oküler hastalıklar yönünden sorgulama, otorefraktometri, Snellen eşeli ile düzeltilmiş en iyi görme keskinliği ve göz içi basınç ölçümü, Aviso Ultrasonografi ve biometri cihazının A modunda gözün aksiyel uzunluğunun ölçümü, biomikroskopik muayene, detaylı fundus incelenmesi ve 3 farklı OKT cihazında (Cirrus HD-OKT 500 model (Carl Zeiss Meditec AG), DRI HD-OKT Angio SS Triton (Topcon Corporation, Japan) ve Angiovue HD-OKT Angio (Optovue corporation, USA)) santral fovea (SFK) ve subfoveal koroid kalınlık (SFKK) ölçümleri yapıldı. Manuel segmentasyonun ardından subfoveal koroid kalınlık ölçümleri için kaliper kullanıldı. Gruplar ve cihazlar arasında olan ilişkiyi değerlendirmek için Paired *t*-test ve Sınıf İçi Korelasyon katsayısı (İCCs) kullanıldı.

Bulgular: Artan miyopi derecesi ve aksiyel uzunlukla SFK arasında ilişki saptanmadı, fakat yüksek miyop grupta aksiyel uzunlukla SFKK arasında negatif korelasyon saptandı ($r=-,459$, $p<0,05$). Grupların içinde en ince SFKK dejeneratif miyoplarda ($123,97\pm59,26\mu\text{m}$) en kalın ise emetrop kişilerde ($291,12\pm52,05$) saptandı. Dejeneratif grupta arka stafilomu olan ve olmayan gözlerin DEİGK benzerdir ($p=0,086$). Tüm gruplarda bakılan SFK'da cihazlar arasında fark saptanmadı ($p>0,05$). OKT-1-2-3 için Sınıf İçi Korelasyon katsayısı $0,674-0,713-0,786$ olarak bulundu.

SFKK 3 cihazda karşılaştırıldığında, dejeneratif miyoplarda benzer ($p>0,05$), emetroplarda ve yüksek miyoplarda ise farklıydı ($p<0,05$) (Cirrus HD-OKT ve DRI HD-OKT cihazlarında benzer değerler alınırken, Angiovue HD-OKT cihazında emetrop ve yüksek miyop gözlerde $68,38\pm 8,8\mu\text{m}$ ve $45,97\pm 3,8\mu\text{m}$ farkla yüksek değerler alınmıştır, $p<0,05$). OKT-1-2-3 için Sınıf İçi Korelasyon katsayısı 0,818-0,840-0,700 olarak bulunmuştur.

Sonuç: OKT cihazlarında farklı refraksiyon kusurları olan hastalar için geliştirilmiş, koroid kalınlığı ölçümlerinde otomatik segmentasyon yapan ve nümerik değerler veren veri tabanlarının eklenmesi ile özellikle koroid kalınlığı saptanması için daha güvenilir sonuçlar elde edilebilir.

Anahtar Kelimeler: Aksiyel uzunluk, Santral fovea kalınlığı, subfoveal koroid kalınlığı, Optik koherens tomografi.

ABSTRACT

Comparison of central foveal and subfoveal choroidal thickness in high and degenerative myopia measured with DRI HD-OCT Angio Triton SS, Cirrus HD-OCT and AngioVue HD- OCT Angio optical coherence tomography devices

Purpose: Comparison of central foveal and subfoveal choroid thickness in high and degenerative myopia measured with three different optic coherence tomography devices and investigate the reliability of them.

Material and Methods: The study group included 29 high myopic eyes, which have -6 D and over refractive error or axial length above 26,5 mm, having minimal degenerative changes and 36 degenerative myopic eyes, having seriously degenerations of fundus and 61 emmetropic eyes formed the control group. All patients examined with systemic and ocular history, refraction examination, best visual acuity, axial length measurement with Aviso ultrasonography and biometry device, biomicroscopic and fundoscopic examination, central foveal (CFT) and subfoveal choroidal thickness (SFCT) measurement using Cirrus HD-OCT 500 model (Carl Zeiss Meditec AG), DRI HD-OCT Angio SS Triton (Topcon Corporation, Japan) and AngioVue HD-OCT Angio (Optovue corporation, USA). After manual segmentation, the measurements were made using the calipers embedded in each instrument. Paired *t*-tests and intraclass correlation coefficients (ICCs) were used to assess the statistically significant difference between CFT and SFCT measurements in groups and between the devices.

Results: There was not any relationship between axial length and central foveal thickness, but was inverse relationship between axial length and subfoveal choroidal thickness in high myopic eyes ($r=-,459$, $p<0,05$). In the groups the thinnest subfoveal choroidal thickness was in degenerative myopic eyes ($123,97\pm59,26$) and the thickest in emmetropic eyes ($291,12\pm52,05$). BCVA for eyes with and without posterior staphyloma was similar ($p=0,086$). CFT measured with three different OCT devices in each group was similar ($p>0,05$). Inter-device ICCs for OCT-1-2-3 were 0,647-0,713-0,786. SFCT in degenerative myopic group between devices was similar ($p>0,05$), but are different in emmetropic and high myopic eyes ($p<0,05$) (values was

measured with Cirrus HD-OCT and DRI HD-OCT devices were similar but highest for AngioVue HD-OCT device, with a mean difference of $8,8 \pm 68,38 \mu\text{m}$ and $3,8 \pm 45,97 \mu\text{m}$ for emmetropic and high myopic eyes, $p < 0,05$). Inter-device ICCs for OCT -1-2-3 were 0,818-0,840-0,700.

Conclusion: To receive the reliable subfoveal choroidal thickness measurement for different refractive errors we needs for adding an automatic segmentations and numeric data on the optic coherens tomography databases.

Key Words: Axial length, central foveal thickness, subfoveal choroid thickness, optic coherence tomography



KAYNAKLAR

1. American Academy of Ophthalmology. Retina and Vitreous. Basic and Clinical Science Course; 2015-2016 (12); 8-19.
2. Curtin BS. The myopia; Basic science and clinical management, Harper Row, Philadelphia, 1985.
3. Ziemssen F, Lagreze W, Voykov B. Secondary diseases in high myopia Ophthalmologe. 2017;114 (1):30-43. doi: 10.1007/s00347-016-0390-x.
4. Grover S, Murthy RK, Brar VS, Chalam KV. Normal gözlerde retina kalınlığının Stratus ve Spectralis OCT cihazları ile kıyaslaması. Invest Ophthalmol Vis Sci. 2010; 51 (5):2644-7. doi: 10.1167/iovs.09-4774. Epub 2009 Dec 10.
5. Yanoff M, Duker JS. Optics and refraction. Ophthalmology. Mosby, London; 1998 (2):8.2.
6. Guler C, Gozun Refraktif Durumu, Muayene Yontemleri, Bolum 4, Temel Goz Hastalıkları, 1. Baskı, Aydın P, Akova YA eds, Ankara, Guneş Kitabevi, 2001, 93-102.
7. Thall EH, Miller KM, Rosenthal P, Schechter RJ, Steinert RF, Beardsley TL, The human eye as an optical system, Chapter 3, Optics, Refraction and Contact Lenses, Section 3, Basic and Clinical Science Course, Denny M, Taylor F, eds, San Francisco, American Academy of Ophthalmology, 1999-2000, 98-115.
8. Biler Demirkılıç Elif. İnsan gözünün optiği. Aydın O'Dwyer, Çeviri Editörü. Klinik Optik. American Academy of ophthalmology;2007-2008.p.105-22.
9. Vitale S, Sperduto RD, Ferris FL: increased prevalence of myopia in the United States between 1971-1972 and 199-2004. Arch Ophthalmol. 2009;127 (12):1632-9. doi: 10.1001/archophthalmol.2009.303.

10. Ozcetin H, Sener B. Gozde kırılma kusurları ve uyum, Miyopi ve Tedavisi, Nobel Tıp Kitabevleri, Bursa;2002; (1):63-95.
11. Türkiye klinikleri. Optik Refraksiyon ve az görme. Ophthalmolgy 2017 (10):1;24-28.
12. Curtin BS. The myopia; Basic science and clinical management, Harper Row, Philadelphia, 1985.
13. Duke-Elder S: System of Ophthalmology, Vol.5; Ophthalmic Optics, Refraction, Henry Kimpton, London; 1970; 280-282.
14. Jenny M. Ip, Seang-Mei Saw, Kathryn A. Rose, Ian G. Morgan, Annette Kifley, Jie Jin Wang et al. Role of near work in myopia: Findings in a sample of Australian School children: Investigative Ophthalmology & Visual Science 2008, Vol.49, 2903-2910. doi: 10.1167/iovs.07-0804.
15. Otsuka J. Research on the etiology and treatment of myopia. Acta Soc. Ophthalmol. Spn. 1967;7: 211-212.
16. Matsumara H, Hirai H. Prevalance of myopia and refractive changes in students from 3 to 7 years of age. Surv. Ophthalmol 1998;44 (suppl.):109-115.
17. McCarty CA, Taylor HT. Myopia and vision. Amer. J. Ophthalmol. 2000, 129 (4):525-527.
18. Elcioğlu M, Elcioğlu T, Soylu T. Okul çocuklarında göz hastalıklarının taranması. 26. Ulusal Türk Oftalmoloji Kongresi Bursa 1992, 76-79.
19. Pruett RC. Pathologic Myopia In: Albert DM, Jakobiec FA, eds, Principles and practice of ophthalmology, Philadelphia: WB Saunders 1994:878-82.
20. Curtin BJ. The posterior staphyloma of pathologic myopia. Trans Am Ophthalmol Soc. 1977;75:67-86.

21. Curtin BJ, Karlin DB: Axial length measurements and fundus changes of the myopic eye. *Am J Ophthalmol*. 1971 Jan;71 (1 Pt 1):42-53.
22. Lee J, Rosen RB. Learning to read retinal OCT. *Ophthalmology Management*, 2015;19:4446-48.
23. Huang D, Swanson EA, Lin CP, Schuman JS, Stinson WG, Chang W, et al. Optical coherence tomography. *Science*. 1991; 254 (5035): 1178-81.
24. Afrashi F. Optik Koherens Tomografi (OKT): Teknik, Endikasyonlar ve Değerlendirme (Analiz). *Türkiye Klinikleri J Ophthalmol-Special Topics* 2015; 8 (2): 12-7.
25. Potsaid B, Baumann B, Huang D, Barry S, Cable AE, Schuman JS, Duker JS, Fujimoto JG. Ultrahigh speed 1050nm swept source/Fourier domain OCT retinal and anterior segment imaging at 100,000 to 400,000 axial scans per second. *Opt Express*. 2010; 18 (19): 20029-48.
26. Batioğlu F. Optik Koherens Tomografi Temel Prensipler. *Türkiye Klinikleri J Ophthalmol-Special Topics* 2010; 3 (1): 1-11
27. Mumcuoglu T, Erdurman C, Durukan AH. Optik Koherens Tomografi Prensipleri ve Uygulamadaki Yenilikler. *T. Oft. Gaz*. 2008; 38 (2): 168-175.
28. Wojtkowski M, Leitgeb R, Kowalczyk A, Bajraszewski T, Fercher AF. In vivo human retinal imaging by Fourier domain optical coherence tomography. *J Biomed Opt*. 2002; 7 (3): 457-63.
29. Ting DS, Cheung GC, Lim LS, Yeo IY. Comparison of swept source optical coherence tomography and spectral domain optical coherence tomography in polypoidal choroidal vasculopathy. *Clin Exp Ophthalmol*. 2015; 43 (9): 815-9.

30. Leite MT, Rao HL, Zangwill LM, Weinreb RN, Medeiros FA. Comparison of the diagnostic accuracies of the Spectralis, Cirrus and RTVue optical coherence tomography devices in glaucoma. *Ophthalmology*. 2011;118 (7):1334-9. doi: 10.1016/j.ophtha.2010.11.029. Epub 2011 Mar 5.
31. Vizzeri G, Weinreb RN, Gonzales-Garcia AO, Bowd C, Medeiros F A, Sample P A et al. Agreement between Spectral-domain and time-domain OCT for measuring RNFL thickness. *Br J Ophthalmol*. 2009; 93 (6): 775–781.. doi: 10.1136/bjo.2008.150698
32. Podoleanu AG, Dobre GM, Webb DJ, Jackson DA. Simultaneous en-face imaging of two layers in the human retina by low-coherence reflectometry. *Opt Lett*. 1997; 22 (13): 1039-41.
33. Podoleanu AG, Dobre GM, Cucu RG, Rosen R, Garcia P, Nieto J, et al. Combined multiplanar optical coherence tomography and confocal scanning ophthalmoscopy. *J Biomed Opt*. 2004; 9 (1): 86-93.
34. Spaide RF, Koizumi H, Pozzoni MC. Enhanced depth imaging spectral-domain optical coherence tomography: *Am J Ophthalmol*. 2008;146 (4):496-500.
35. Chhablan J, Wong I, Kozak I. Choroidal imaging: A review: *Saudi J Ophthalmol*. 2014 Apr; 28 (2): 123–128.
36. Duker JS, Waheed NK, Goldman DR. Basic Scan patterns and OCT Output. In *Handbook of Retinal OCT* Eds: Jay S. Duker, Nadia K. Waheed, Darin R. Goldmann 2014, ISBN: 978-0-323-18884-5 Elsevier/Saunders. pp: 4-7.
37. Rahimy E, Rayess N, Maguire JJ, Hsu J. Radial versus raster spectral-domain optical coherence tomography scan patterns for detection of macular pathology. *Am J Ophthalmol*. 2014; 158 (2): 345-353.e2.

38. Grover S, Murthy RK, Brar VS, Chalam KV. Comparison of retinal thickness in normal eyes using Stratus and Spectralis optical coherence tomography. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 2010 May;51 (5):2644-7. doi: 10.1167/iovs.09-4774. Epub 2009 Dec 10.
39. Tan CS, Ngo WK, Cheong KX. Comparison of choroidal thicknesses using swept source and spectral domain optical coherence tomography in diseased and normal eyes. *Br J Ophthalmol*. 2015;99 (3):354-8. doi: 10.1136/bjophthalmol-2014-305331. Epub 2014 Oct 1.
40. Tan CS, Chan JC, Cheong KX, Ngo WK, Sadda SR. Comparison of retinal thicknesses measured using swept-source and spectral-domain optical coherence tomography devices. *Ophthalmic Surg Lasers Imaging Retina*. 2015;46 (2):172-9. doi: 10.3928/23258160-20150213-23.
41. Zafar S, Siddiqui MR, Shahzad R. Comparison of choroidal thickness measurements between spectral-domain OCT and swept-source OCT in normal and diseased eyes. *Clin Ophthalmol*. 2016;10:2271-2276. eCollection 2016.
42. Wolf-Schnurrbusch UE, Ceklic L, Brinkmann CK, Iliev ME, Frey M, Rothenbuehler SP, Enzmann V, Wolf S. Macular thickness measurements in healthy eyes using six different optical coherence tomography instruments. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 2009;50 (7):3432-7. doi: 10.1167/iovs.08-2970. Epub 2009 Feb 21.
43. Matsuo Y, Sakamoto T, Yamashita T, Tomita M, Shirasawa M, Terasaki H. Comparisons of choroidal thickness of normal eyes obtained by two different spectral-domain OCT instruments and one swept-source OCT instrument. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 2013 19;54 (12):7630-6. doi: 10.1167/iovs.13-13135.

44. Adhi M, Liu JJ, Qavi AH, Grulkowski I, Lu CD, Mohler KJ et al. Choroidal analysis in healthy eyes using swept-source optical coherence tomography compared to spectral domain optical coherence tomography. *Am J Ophthalmol.* 2014;157 (6):1272-1281.e1. doi: 10.1016/j.ajo.2014.02.034. Epub 2014 Feb 18.
45. Copete S, Flores-Moreno I, Montero JA, Duker JS, Ruiz-Moreno JM.. Direct comparison of spectral-domain and swept-source OCT in the measurement of choroidal thickness in normal eyes. *Br J Ophthalmol.* 2014;98 (3):334-8. doi: 10.1136/bjophthalmol-2013-303904. Epub 2013 Nov 28.
46. Yilmaz İ, Muraf Ç, Saticı T, Özçelik F, Yazıcı A T, Demirok A. Sağlıklı gözlerde optik koherens tomografi ile maküler kalınlık ölçümü: Yaş ve cinsiyete bağlı değişimler. *Ege Tıp Dergisi* 2015;54 (1):015-018
47. Chan A, Duker JS, Ishikawa H, Ko TH, Schuman JS, Fujimoto JG. Quantification of photoreceptor layer thickness in normal eyes using optical coherence tomography. 2006;26 (6):655-660.
48. Jin P, Zou H, Zhu J, Xu X, Jin J, Chang T C, et al. Choroidal and retinal thickness in Children with different refractive Stratus measured by Swept Source Optic Coherence Tomography. *Am J Ophthalmol.* 2016;168: 164-176. <https://doi.org/10.1016/j.ajo.2016.05.008>
49. Wu PC, Chen YJ, Chen CH, Chen YH, Shin SJ, Yang HJ et al. Assessment of macular retinal thickness and volume in normal eyes and highly myopic eyes with third-generations optical coherence tomography. *Eye (Lond).* 2008 Apr;22 (4):551-5. Epub 2007 Apr 27.
50. Lam D Sh, Leung K S, Mohamed Sh, Chan W, Palanivelu M Sh, Lui Cheung C Yet al. Regional variations in the relationship between measurments in myopia. *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 2007;48: 376-382. doi: 10.1167/iovs.06-0426

51. Luo HD, Gazzard G, Fong A, Aung T, Hoh ST, Loon SC et al. Myopia, axial length, and OCT characteristics of the macular thickness in Singaporean children. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 2006;47 (7):2773-81.
52. Zhang Z, He X, Zhu J, et al. Macular measurements using optical coherence tomography in healthy Chinese school age children. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2011;52:6377-83.
53. Song AP, Wu XY, Wang JR, Liu W, Sun Y, Yu T. Measurment of retinal thickness in macular region of high myopic eyes using spectral domain OCT. *Int J Ophthalmol*. 2014; 7 (1): 122–127. doi: 10.3980/j.issn.2222-3959.2014.01.23
54. Lim MC, Hoh ST, Foster PJ, Lim TH, Chew SJ, Seah SK et al. Use of optical coherence tomography to assess variations in macular retinal thickness in myopia. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 2005;46 (3):974-8.
55. Liang H, Crewther DP, Corewther SG, et al. A role for fotoreceptor outer segments in the induction of deprivation myopia. *Vision Res* 1995;35 (9):1217-1225.
56. Forte R, Cennamo GL, Finelli ML, de Crecchio G. Comparison of time domain Stratus OCT and spectral domain SLO/OCT for assessment of macular thickness and volume. *Eye (Lond)*. 2009;23 (11):2071-8. doi: 10.1038/eye.2008.363. Epub 2008 12.
57. Kiernan DF, Hariprasad SM, Chin EK, Kiernan CL, Rago J, Mieler WF. Prospective comparison of cirrus and stratus optical coherence tomography for quantifying retinal thickness. *Am J Ophthalmol*. 2009;147 (2):267-275.e2. doi: 10.1016/j.ajo.2008.08.018. Epub 2008 Oct 17.
58. Bentaleb-Machkour Z, Jouffroy E, Rabilloud M, Grange JD, Kodjikian L. Comparison of Central Macular Thickness Measured by Three OCT Models and Study of Interoperator Variability. *ScientificWorldJournal*. 2012;2012:842795. doi: 10.1100/2012/842795. Epub 2012 Aug 22.

59. Huber R, Adler DC, Srinivascan VJ, Fujimoto JG. Fourier domain mode locking at 1050 nm for Ultra-high speed optical coherence tomography of the human retina at 236000 axial scans per second. *Opt lett.* 2017;32:2049-2051.
60. Ruiz-Medrano J, Flores-Moreno I, Pena-Garcia P, Montero JA, Duker JS, Ruiz-Moreno JM. Macular choroidal thickness profile in a healthy population measured by swept source optical coherence tomography. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 2014 May 20;55 (6):3532-42. doi: 10.1167/iovs.14-13868.
61. Fujiwara T, Imamura Y, Margolis R, Slakter JS, Spaide RF. Enhanced depth imaging optical coherence tomography of the choroid in highly myopic eyes. *Am J Ophthalmol.* 2009;148 (3):445-50. doi: 10.1016/j.ajo.2009.04.029. Epub 2009 Jul 9.
62. Ouyang Y, Heussen FM, Mookwa N, Walsh A C, Durbin M K, Keane P A et al. Spatial distribution of posterior pole choroidal thickness by spectral domain optical coherence tomography. *Investigative Ophthalmology & Visual Science.* 2011;52: 7019-7026. doi:10.1167/iovs.11-8046.
63. Hoh M, Liu DT, Lam DS. Choroidal thickness measurement in myopic eyes by enhanced depth optical coherence tomography. *Ophthalmology* 2013;120 (9):1909-14.
64. Fujiwara A, Morizane Y, Hosokawa M, Kimura S, Kumase F, Shiode Y et al. Factors Affecting Choroidal Vascular Density in Normal Eyes: Quantification using En Face Swept Source Optical Coherence Tomography. *Am J Ophthalmol.* 2016 Oct;170:1-9. doi: 10.1016/j.ajo.2016.07.006. Epub 2016 Jul 16.
65. Wong CW, Phua V, Lee SY, Wong TY, Cheung CM et al. Is Choroidal and scleral thickness related to Myopic Macular Degeneration? *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 2017 Feb 1;58 (2):907-913. doi: 10.1167/iovs.16-20742.