DERLEME REVIEW

Optik Koherens Tomografi

Optical Coherence Tomography

Mehmet ÇITIRIK*, Çağrı İLHAN**, Mehmet Yasin TEKE*
* Doçent Doktor, SB Ankara Ulucanlar Göz Eğitim ve Araştırma Hastanesi
**Asistan Doktor, SB Ankara Ulucanlar Göz Eğitim ve Araştırma Hastanesi

Geliş Tarihi/Received: 30.11.2016 Kabul Tarihi/Accepted: 05.12.2016
Yazışma Adresi/Address for Correspondence: Mehmet ÇITIRIK / SB Ankara Ulucanlar Göz Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Ulucanlar Cad. No:59 06230 Altındağ/Ankara Tel./Phone: +90 312 362 3222 Faks/Fax: +90 312 312 4827 E-posta/E-mail: mcitirik@hotmail.com

ÖZET

Optik koherens tomografi, retinal hastalıkların tanısında oldukça yararlı bir görüntüleme yöntemidir. Bu yöntem sayesinde, retina tabakalarının değerlendirilmesi ve kantitatif analizleri yapılarak çok değerli bilgiler elde edilmektedir. Son zamanlarda optik koherens tomografi, retinal hastalıkların tanı, takip ve ayırıcı tanısında en önemli muayene yöntemleri arasına girmiştir. Bu derlemede, optik koherens tomografi görüntüleme yöntemi ele alınmıştır.

Anahtar Kelimeler: Optik koherens tomografi, retina, retina görüntüleme.

ABSTRACT

Optical coherence tomography is a very useful imaging method in the diagnosis of retinal diseases. This modality provides knowledge to the underlying retinal layers and helps to quantitative analyses of retinal layers that yield very useful information. Recently, optical coherence tomography has become the most important tool of diagnosis, following and differential diagnosis of retinal diseases. This review mentions about the optical coherence tomography imaging techniques.

Key Words: Optical coherence tomography, retina, retinal imaging.

GİRİŞ

Optik Koherens Tomografi (OCT); makülanın sanal optik biyopsisini sağlamasından dolayı retinal hastalıkların tanısında, tedavisinde ve takibinde en kullanışlı görüntüleme testi olmuştur.[1] Bu noninvaziv görüntüleme tekniği, retina, koroid, ön segment, optik sinir başı ve retina sinir lifi tabakasının yüksek çözünürlüklü kesitsel görüntüsünü oluşturmaktadır. OCT, yakın-infrared ışığın düşük kohorens inferometrisini kullanarak histolojik kesitlere benzeyen görüntüler sağlamaktadır.[1]

TARİHÇE

OCT, ilk olarak Huang ve arkadaşları tarafından Massachusetts Teknoloji enstitüsünde geliştirilmiş ve 1991 yılında yayınlanarak bildirimi yapılmıştır.[2] O dönemde, Fujimoto femtosaniye lazerler üzerine çalışmaktadır. Bu lazerler çok kısa sürede enerji yaymakta ve interferometri ile dokulardan yansıyan ışıktaki gecikmeyi ölçerek, mikron düzeyinde duyarlılıkla ölçümler yapabilmektedir.[3] Femtosaniye lazerler klinik kullanım için çok büyük ve pahalı olduğundan, Huang aynı duyarlıkta ölçüm yapabilen, daha ucuz ve kompakt yapıda olan diyot lazerle çalışan interferometre üzerinde araştırma yapmıştır.[2] Huang, optik koherens domain interferometri olarak isimlendirilen bu tekniğin, retina ve diğer dokularda mikron düzeylerinde çözünürlükte, girişimsel olmayan yeni bir görüntüleme tekniği olduğunu ifade etmiştir.[2] Bu teknik; dokulardan yansıyan ışığın koherensini ölçüp, kesit görüntüler aldığı için optik koherens tomografi olarak isimlendirilmiştir. Zaman içinde görüntüleme hızını arttırmak için, fiber optik OCT sistemi geliştirilmiştir.[3]

2002 yılında klinik kullanıma giren Time Domain-OCT'lerle (TD-OCT) saniyede 400 kesit ve 10 mikronluk rezolüsyon sağlanmıştır.[4] 2004'ten bu yana daha yüksek rezolüsyonlu Spectral domain-OCT'ler (SD-OCT) klinik pratiğimize girmiş ve bu sayede daha kısa sürede daha yüksek rezolüsyonlu görüntüler elde edilmiştir. Ayrıca bu ileri OCT sistemleri daha hızlı tarama yöntemine sahiptir ve tüm maküla bölgesinin 3 boyutlu yapılanmasını da göstermektedir.[4] 2010 yılında ise Swept source OCT'ler (SS-OCT) kullanıma başlanmıştır.[5]

FİZİK PRENSİPLERİ VE TEKNİK

OCT nin çalışma prensibi ultrasonografiye benzer. Ultrasonografide ses dalgaları (1500 m/sn) ile dokunun akustik geri yansıma özellikleri kullanılırken, OCT 'de ışık dalgaları (300 000 km/sn) ile dokuların optik geri yansıma özellikleri kullanılmaktadır. Işığın dalga boyu ultrasondaki ses dalgalarından daha kısa olduğundan uzaysal çözünürlüğü daha fazladır. Ultrason ile görüntülemeden farklı olarak, ışık hava-doku ara yüzeyini geçebildiği için probun dokuya teması veya immersiyon sıvısı gerekmemektedir.[6]

Klinik kullanımdaki OCT cihazlarında kızıl ötesine yakın yüksek aydınlatmalı (süperlüminesan) 840nm diod lazer kul-

lanılmaktadır. Bu lazerler uzun ömürlü, ekonomik ve kompakt yapıdadır. Işık hızının çok yüksek olması nedeniyle dokulardan yansıyan gecikmeyi doğrudan ölçmek mümkün değildir. Bu nedenle ışığın yansırken olan gecikme süresi, bilinen bir örnek ile karşılaştırılarak ölçülür. Cihazda, görüntü elde etmek için ışık kullanarak yüksek çözünürlükte zaman ve uzaklık ölçümü yapabilen düşük koherensli Michelson interferometre mevcuttur.[2] İnterferometrede; örnek, referans, ışık kaynağı ve alıcı kolu vardır. Lazer ışını ışın ayıracı ile ikiye ayrılır. İlk demet oküler ortama girer ve farklı katmanlardan geri yansır. İkinci demet ise referans ışınıdır ve bilinen değişken bir mesafedeki referans aynadan geri yansır. Aynı yol boyunca geri yansıyan ışınlar birbiriyle karşılaştığında interferans sinyali ortaya çıkar ve bu alıcı tarafından tespit edilir. Referans ışın yolu üzerindeki referans aynanın yer değiştirmesi ile farklı derinliklerdeki yapıların analizi mümkün hale gelir.[6] Referans ayna hareket ederken algılayıcıdaki sinyallerin boyutu ölçülerek, uzunlamasına 500 ayrı noktanın optik yansıtıcılıklarının dokudaki uzaklıklarına karşılık gelecek şekilde işaretlenmesi ile A-tarama görüntü, 2,5 saniyede ardışık 100 A-tarama görüntüsü birleştirilerek B-tarama görüntü elde edilir.[6] Başka bir ifadeyle, OCT de ışık kaynağından gönderilen ışınların bir kısmı referans aynasına diğer kısmı göze gönderilir. Farklı mesafelerdeki farklı göz içi yapılardan yansıyan ışıkla referans aynadan yansıyan ışık arasındaki zamansal farklılıklar ölçülür. Elde edilen kesitsel görüntüleme aksiyel ve transvers taramalarla iki boyutlu veri serisine çevrilir.[1]

OCT TEKNOLOJİSİNDEKİ GELİŞMELER

İlk OCT sistemlerinde (OCT 1,2,3) zaman değişkenine göre işlem yapılmakta olup, "time domain" adı verilen teknoloji kullanılmaktadır. Bu teknolojide dokulara ait derinlik bilgisi (reflektans sinyal) referans koldaki aynanın mekanik hareketi ile elde edilmektedir. Bu nedenle B-tarama görüntüsünün elde edilmesi zaman almakta ve göz hareketlerinden doğan artefaktlar oluşmaktadır.[6] Optik koherens tomografi 1 ve 2 sistemlerinde bir saniyede 100 A-tarama görüntüsü elde edilmektedir. OCT 2, OCT 1 cihazı üzerinde yapılan software değişikliği ile oluşmuştur. Ana bellek ve ışık kaynağı aynıdır. Her iki cihazda da aksiyel çözünürlük 12-16 mikron, transvers çözünürlük 20 mikrondur. Elde edilen görüntülerin kalitesi, görüntüyü alan kişi ve hastaya bağlı faktörlerle ilişkilidir. Bir B-tarama görüntüsü 2,5 saniyede elde edilmektedir, göz hareketleri, ortam kesifliği ve pupilla çapı ölçümleri görüntü kalitesini etkilemektedir.[6] OCT 3 (Stratus OCT) 2002 yılında kullanım alanına girmiştir. Saniyede 400 A-tarama görüntüsü elde edilerek OCT 1'den 4 kat daha hızlı görüntü alınmaktadır. Aksiyel çözünürlük 9-10 mikrondur. Lineer taramalarla maküla kalınlık haritaları oluşturulmaktadır. Maküla taraması, merkezi foveadan geçen, 30 derecelik aralıklarla birbirini kesen 6 mm uzunluğunda 6 lineer taramadan oluşmaktadır. Kalınlık tespiti için bu altı radyal taramanın segmentasyonu yapılıp 9 bölgeden oluşan renkli topografi haritası oluşturmaktadır. Elde edilen kalınlık değerleri normal verilerle karşılaştırılarak renk kodlarına göre değerlendirilmektedir. Santral fiksasyonu olmayan hastalarda foveada santralizasyonunun sağlanamaması önemli bir problemdir. Ayrıca görüntü elde etme hızının kısmen düşük olması, göz hareketlerine bağlı görüntü artefaktlarına neden olabilmektedir. Bu da maküla kalınlık haritalarının güvenilirliğini etkileyebilmektedir.[6]

Spektral-Domain (Fourier-Domain) OCT, bu eksikleri gidermek için geliştirilen alternatif bir görüntüleme yöntemidir.[7] Bu teknolojide tek ışın alıcısı yerine, örnek ve referans yansımaların arasındaki interferans ile oluşturulan spektral modülasyonları ölçen spektrometre kullanılmaktadır. Referans aynanın fiziksel taraması gerekmemekte ve dokulardan olan yansımalar aynı anda saptanmaktadır. Derinlik bilgisi spektrometre ile elde edilmekte ve "Fast Fourier Transformation" ile analiz edilmektedir. Bu şekilde görüntü kazanım süresi kısalmakta, hareket artefaktları azalmakta, kısa sürede çok sayıda B-tarama görüntüleri elde edilmektedir. Saniyede 40 000 A-tarama yapılabilmektedir. B-taramalarla tüm alan taramaları ve bu alanda noktasal incelemeler ile gerçek zamanlı (real-time) görüntüleme yapılmaktadır.[6] Spektral OCT'nin veri kazanım hızı yüksek iken daha detaylı ve parlak görüntü elde edilmektedir. Görüntü çözünürlüğü 5-6 mikron düzeyinde olmaktadır ve bu sayede retina içi tabakaların detaylı analizi yapılabilmektedir. Düşük sinyal-gürültü oranı kazanımı nedeniyle daha doğru ölçümler elde edilebilmektedir. Cihazın hızı 100 kat daha fazladır. Bu sayede; hasta daha rahattır, kardiak siklus sırasında damarların pulsasyonu izlenebilmektedir, hareket artefaktı yoktur ve retina pigment epitel tabakasında dalgalanma olmadığı için tabakaların yüzey konturları bozulmamakta ve tanıda yanılgı azalmaktadır. Ayrıca retina düzlemine paralel kesitler elde edilerek C-taramalar gerçekleştirilebilmektedir. Küçük lezyonların saptanmasında ve koroid ve vitreoretinal arakesitte C-taramalar daha yararlıdır. Bunun yanı sıra 3 boyutlu görüntüler elde edilmekte ve bunlarla fundus görüntüsü oluşturulabilmektedir. Gerek 3 boyutlu, gerekse standart görüntülerde tabakaların segmentasyonu yapılabilmektedir.[6]

Çok yüksek çözünürlüklü OCT sistemleri de geliştirilmiş olup bu sistemde femtosaniye titanyum safir lazerden elde edilen geniş bant lazer kullanılmaktadır. Görüntü çözünürlüğü insanda 3 mikron, hayvanda yaklaşık 1 mikron düzeyine inmiştir. Bu şekilde gangliyon hücresi, fotoreseptörler, retina pigment epiteli gibi retina içi tabakalar çok daha ayrıntılı olarak görüntülenebilmektedir. Ancak, yüksek lazer ışık kaynağı maliyeti ve çok büyük olmaları nedeniyle laboratuvarlarda araştırma amaçlı kullanılmaktadır.[6,8]

OCT oftalmoloji dünyasına tanıtıldıktan kısa bir süre sonra x-y düzleminde elde edilen hızlı görüntülerle birlikte Z aksında da (derinlik) taramaların yapılabildiği OCT Oftalmoskop (OCT/SLO) geliştirilmiştir. Bu sistemde yüksek çözünürlüklü OCT görüntüleri yüzey tarayıcı özelliği olan tarayıcı lazer oftalmoskop ile birleştirilmiştir.[6,9] Bu kombine cihazın en önemli avan-tajı, taranan anatomik bölgeyi daha iyi tanımlayan ve tekrarlanabilirliği diğer cihazlardan daha iyi olan ikili görüntü elde edilmesidir. Ayrıca tarayıcı lazer oftalmoskop ve OCT görüntüleri eşzamanlı ve aynı hızda oluşturulmakta ve piksel-piksele uyumluluk göstermektedir.[7,10] Bu şekilde tarayıcı lazer oftalmoskop ile taranan alanın yüzey detayları değerlendirilirken, OCT ile iç detayları değerlendirilmektedir. Sistemde bant genişliği 20 nm olan diod lazer kullanılmaktadır. Günümüzde klinik kullanımda SD-OCT ile floresein-indosiyanin anjiyografinin tek bir cihazda birleştirildiği teknolojiler geliştirilmiştir. Bu cihazlarda eş zamanlı olarak referans tarama ve kesit taramanın yapıldığı dual lazer tarayıcı sistemi mevcuttur. Referans

tarama görüntüleri, elde edilen kesit taramanın lokalize edildiği referans noktalarını içeren floresein, indosiyanin anjiyografi, infrared, fundus otoflöresans veya red-free görüntülerdir. OCT görüntüleri saniyede 40 000 A-tarama olacak şekilde çok hızlı elde edilir. Aksiyel çözünürlük 7 mikron, transvers çözünürlük 14 mikron düzeyindedir. Yüksek hızlı tarama ile göz hareketlerine bağlı artefaktlar ortadan kalkmakta, ayrıca sistemdeki "Gürültü Azaltma Teknolojisi" ile de görüntü çözünürlüğü daha da iyileştirilmektedir. Cihazın en önemli özelliklerinden biri, göz hareketlerinden etkilenmeden her B-taramanın eşzamanlı referans görüntüleme ile eşleştiği "Eye Tracking" sistemini içermesidir. Tekrarlanan muayenelerde elde edilen görüntüler birbirleri üzerine birebir yerleştirilebilir. OCT görüntüsü ile birlikte referans tarama ile elde edilen 5 farklı görüntüleme modu sayesinde, farklı dalga boyları ile farklı anatomik özelliklerin belirlenmesi mümkün olmaktadır.[6]

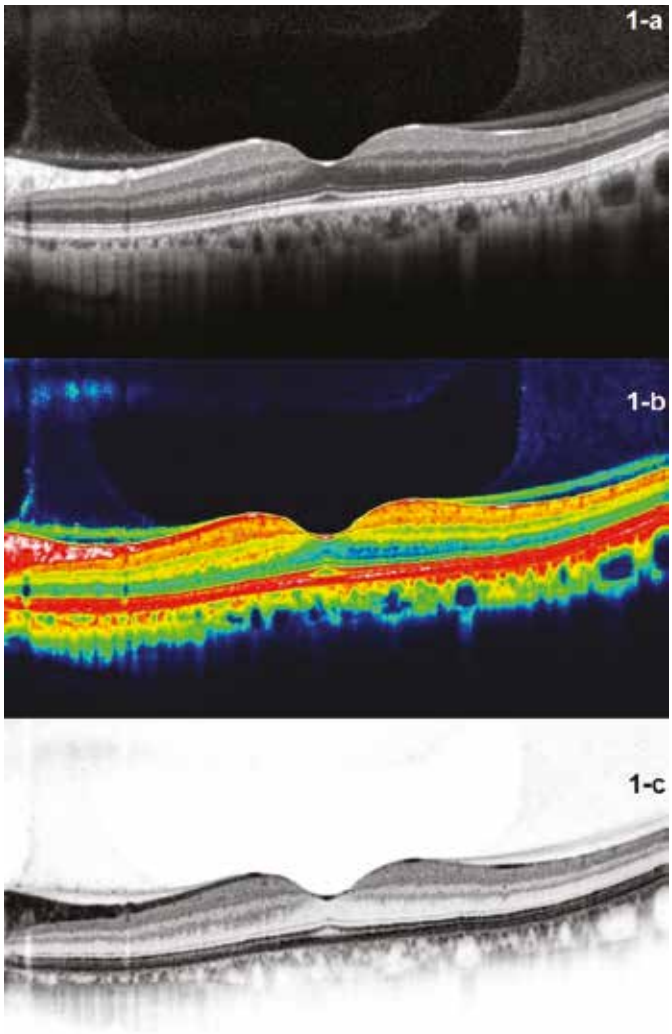
Buna ek olarak, arttırılmış derinlik görüntüleme (Enhanced Depth Imaging- EDI-OCT) modu, SD-OCT'den elde edilen ters görüntünün, artmış alan derinliği ile görüntüleme avantajını kullanmaktadır. Koroidin bu yüksek çözünürlüklü görüntülemeleri koroidin anatomisi ve kalınlığının daha iyi değerlendirilmesini sağlamıştır.[11]

Yeni bir teknoloji olan Swept Source OCT, 1050 nm dalga boyuna sahiptir ve saniyede 100 000 A-tarama hızı ile kısa sürede ve hızlıca vitreus, retina, koroid ve skleraya nüfuz eder. Daha yüksek tarama hızları, daha yoğun örnekleme ve daha iyi kayıt sağlamaktadır. SD-OCT ile karşılaştırıldığında, tarama derinliğinde daha yüksek duyarlılık ve daha düşük sinyal-gürültü oranları olan tarama kaynağına sahiptir. SS-OCT'nin, normal hastalarda koroido-skleral ara yüzün görüntülenmesinde, patolojik miyopide arka stafilom görüntüsünün analizinde, derin retinal ve koroidal yapıların değerlendirilmesinde daha yüksek sinyal-gürültü oranından kaynaklanan yüksek çözünürlülük özelliği ve daha derin retinal nüfuz etme kabiliyetinden dolayı SD-OCT'den daha üstün olduğu bildirilmiştir.[12] 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.[12]

OCT İLE NORMAL RETİNANIN DEĞERLENDİRİLMESİ

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 (Resim 1-a). 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 koriokapillaristeki hemoglobin düzeyinden ötürü bu yapıların da optik yansıtıcılığı yüksektir.[4]

Retina sinir lifleri yatay yerleşimleri nedeniyle OCT' 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 OCT 'de düşük yansıma özelliği gösterir. Dış ve iç pleksiform tabaka ise yerleşim özelliği nedeniyle OCT'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 (Resim 1-b).[6] OCT cihazlarında isteğe göre siyah üstü beyaz gri skala, beyaz üstü siyah gri skala



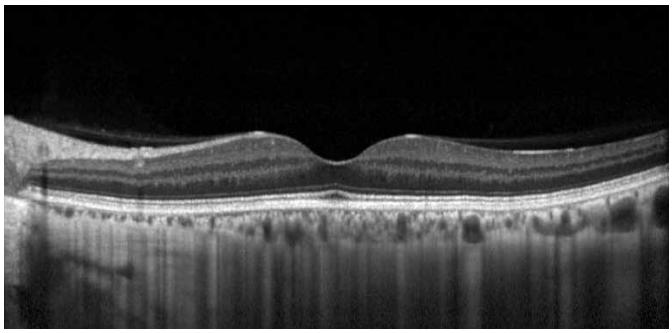
Resim 1: Spektral-Domain OCT retina görüntüleri (a- siyah üstü beyaz gri skala, b-renkli skala, c-beyaz üstü siyah gri skala)

ve renkli skala görüntüleri alınabilmektedir (Resim 1-a,b,c).

OCT de ışığı geriye şiddetle yansıtan dokuya ait güçlü ışık sinyalleri; hiperreflektivite, ışığı geriye zayıf yansıtan dokulardan gelen düşük sinyaller hiporeflektivite olarak yorumlanır. Doku içinde daha yüzeyel konumdaki yüksek yansıma özelliğine sahip bir yapı veya lezyon, altındaki dokulara ışığın geçmesini engeller ve gölgelenme oluşturur. Gölgede kalan doku görülemez, gölgelenme koridorları ve noktasal gölgelenme meydana gelir. (örnek: vitreus opasiteleri, sert eksüdalar, kanamalar…). Ayrıca aşırı ışığın dış retina katmanlarına geçişini sağlayan pigmente dokuların kaybı durumunda ters gölgelenme ortaya çıkar. Retina pigment epiteli ışığı absorbe eden ana kaynaktır, bu nedenle bu hücrelerin atrofisi belirgin bir ters gölgelenmeye yol açar.[1]

OCT İLE NORMAL KOROİDİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Koroid değerlendirilmesinde kullanılan arttırılmış derinlik görüntüleme (Enhanced Depth Imaging- EDI-OCT), SD-OCT'den elde edilen ters görüntünün, artmış alan derinliği ile görüntüleme avantajını kullanmaktadır. Bu bize koroid ve koroido-skleral birleşke'nin daha iyi görüntülemesini sağlamaktadır. Koroidin bu yüksek çözünürlüklü görüntülemeleri koroidin anatomisi ve kalınlığının daha iyi değerlendirilmesini sağlamıştır (Resim 2).[11] Çoğu hekim koroidin normal kalınlığının retina kalınlığı ile benzer olduğunu varsaymaktadır. Fakat bunun böyle olmadığını gösteren birçok gösterge mevcuttur. Koroid yaşla birlikte incelmektedir. EDI-OCT 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.[11]



Resim 2: Spektral-Domain EDI-OCT görüntüsü

Koroidal kalınlık makülanın farklı bölgelerinde farklı kalınlıktadır. Özellikle santral maküla en kalın olduğu yerdir ve perifere doğru gidildikçe incelir 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.[11,13]

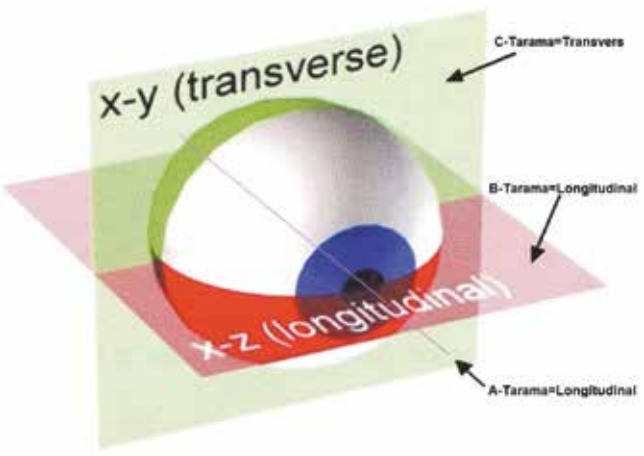
Koroidal kalınlık ölçümlerinde oluşan yüksek değişkenliğin önemli bir sebebi de koroido-skleral birleşke'nin tüm insanlarda değişken görünümde olmasıdır. Bazı kişilerde koroido-skleral birleşke keskin bir sınır gibi gözükürken bazı kişilerde geniş hiporeflektif band olarak gözükmektedir. EDI-OCT görüntüleri, histolojik kesitlerle kıyaslanıp incelendiğinde hiporeflektif bandın, lamina fuska'ya (yani suprakoroidal alana) denk geldiği gösterilmiştir. EDI-OCT görüntüleri incelediğinde 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. Yapılan çalışmalar, bu suprakoroidal efüzyonun bazı sağlıklı gözlerde var olan ozmotik kuvvetlerin (hipermetropi ile ilişkili nanoftalmus ve idiopatik üveal efüzyon gibi hastalıklarda olduğu gibi) etkisi sonucu geliştiğini düşündürmektedir.[11,13]

Koroido-skleral birleşke'nin tam olarak anlaşılması, koroidal kalınlık ölçümlerinin daha sağlıklı yapılabilmesini sağlayabilir. Koroidal kalınlık 3 arka sınıra göre ölçülebilmektedir. Büyük koroidal damarların oluşturduğu iç sınır tabakası (vasküler koroidal kalınlık), stromal koroidal kalınlığın iç sınır tabakası ve skleranın sınırı (total koroidal kalınlık). Bu üç arka sınır tanımlaması ile yapılan ölçümlerde istatiksel anlamlı olarak farklı koroidal kalınlıklar ölçülmüştür. Bu nedenle yapılacak koroidal kalınlık çalışmalarında arka sınırın açık bir şekilde belirtilmesi gerekmektedir.[11]

İncelmiş koroidal kalınlık ile seyreden patolojilerden biri yaşa bağlı koroidal atrofidir.[14] Bu hastalık Spaide tarafından, yaşlı hastaların çok az bir kısmında, üstünde var olan sağlam retina pigment epiteline rağmen koroidin ileri derecede ince olduğu fark edilerek tanımlanmıştır. Bu hastalık yaşa bağlı maküla dejenerasında izlenen coğrafik atrofiden, üzerinde var olan sağlam retina pigment epiteli ile ayrılmaktadır. Koroidal incelme ile giden diğer bir hastalık ise yüksek miyopidir. Aksiyel uzunluk, koroidal kalınlık ile ters orantılıdır. Bu nedenle uzun aksiyel uzunluğa sahip yüksek miyoplar ince koroide sahiptirler.[11]

Artmış koroidal kalınlık hastalık spektrumunun en başında santral seröz koryoretinopati yer almaktadır. Ayrıca Vogt- Koyanagi-Harada (VKH) sendromunda da koroid kalınlığı artmıştır. EDI-OCT koroidal tümörlerin sadece kalınlığını değil anatomik özelliklerini de daha doğru tanımlamamıza yarar. Mesela, vasküler kanallarla uyumlu hiporeflektif alanlar koroidal hemanjiyom tanısını koymamıza yardımcı olabilir. Tersine nevüs ve melanom olgularında daha homojenöz görüntü izlenmektedir. EDI-OCT koroidal lezyonları skleral patolojilerden ayırmamıza da yardımcı olur. Koroidal metastaz şüphesi ile gönderilen bir hastada EDI-OCT bize, multifokal lezyonların koroidde değil de sklerada olduğunu gösterebilir ve sklerokoroidal kalsifikasyon tanısına ulaşmamızı sağlayabilir.[11]

OCT'DE TARAMA PATERNLERİ



Resim 3: OCT de tarama düzlemleri

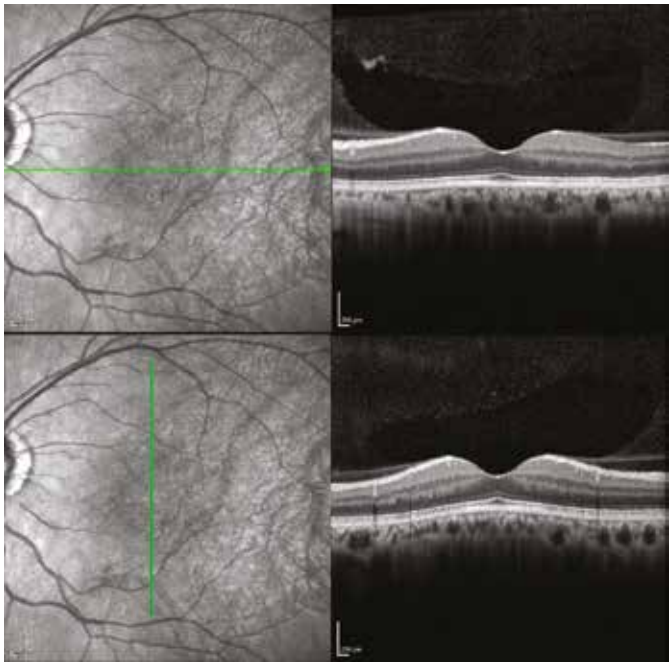
OCT de tarama düzlemleri longuitudinal ve transverse düzlemlerdir (Resim 3). Longuitudinal düzlemde alınan görün-

tüler ile A-tarama ve B-tarama görüntüler oluşturulmaktadır. Transverse düzlemde alınan görüntüler ile C-tarama görüntüler elde edilmektedir.

Piyasadaki tüm OCT cihazları kendine has tarama paternlerine sahiptir. Bununla beraber tüm cihazlarda kullanılabilen birkaç genel tarama paterni vardır.[15] 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 analoğudur.[15] SD-OCT genellikle fovea merkezli 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.[15]

1- Çizgi (Line), Çapraz Çizgi (Cross-Line) ve Raster (Kafes) Taramalar:

SD-OCTdeki 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 (Resim 4).

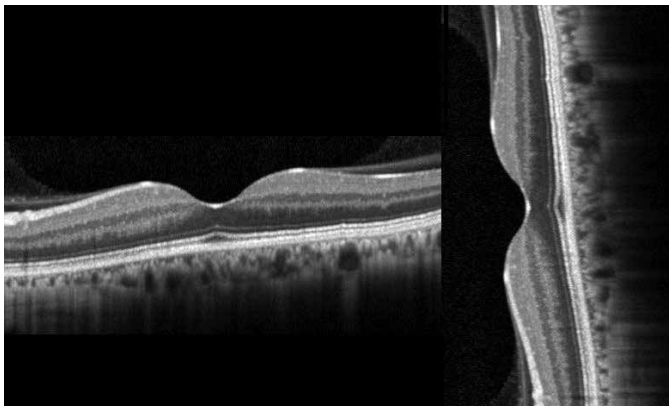


Resim 4: Tek çizgi yatay ve dikey tarama OCT görüntüsü

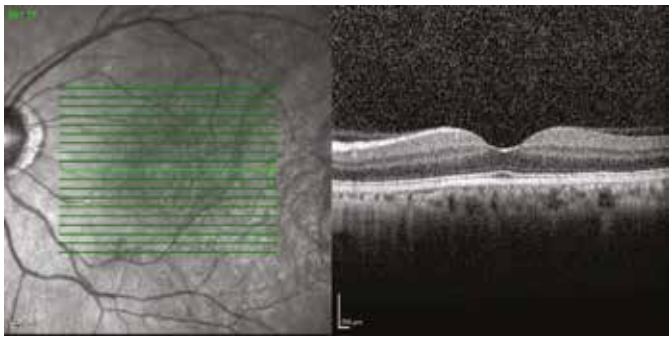
Çapraz çizgi (cross-line) taraması, yatay ve dikey çizgi taramasından ibarettir (Resim 5).

Hızlı tarama (fast scan), birden çok çizgisel tarama yapar. Görüntü kalitesi orta düzeydedir. Kısa sürede hızlı çekim yapıldığı için zaman tasarrufu sağlamaktadır. (Resim 6).

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

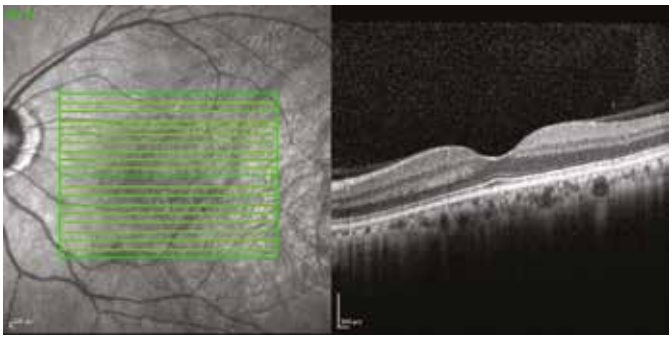


Resim 5: Çapraz çizgi (cross-line) tarama OCT görüntüsü



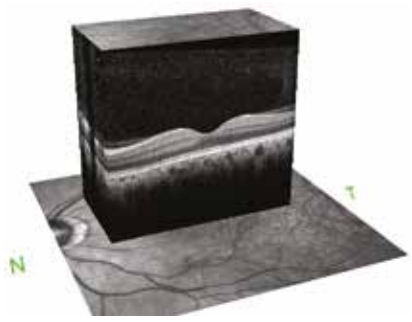
Resim 6: Hızlı tarama (fast scan) OCT görüntüsü

Raster tarama (raster scan), patoloji bulunan dikdörtgen şeklinde bir alanda multiple ince kesitler alır (Resim 7). Bu taramaların sayısı arttırılıp 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.[15]



Resim 7: Raster tarama (raster scan) OCT görüntüsü

3 boyutlu tarama, SD-OCT lerin kullanıma girmesiyle 3 boyutlu görüntüler elde edilmekte ve bunlarla fundus görüntüsü oluşturulabilmektedir (Resim 8). Gerek 3 boyutlu, gerekse standart görüntülerde tabakaların segmentasyonu yapılabilmektedir.[6]



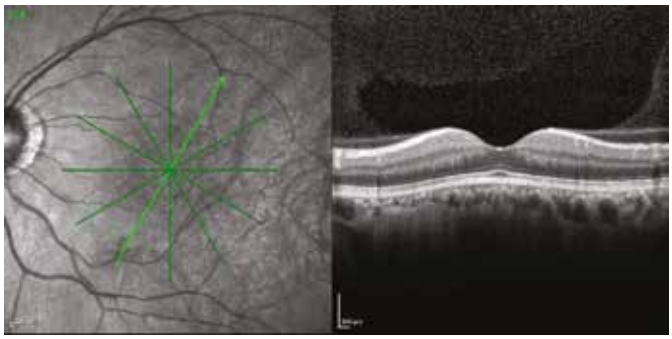
Resim 8: Üç boyutlu tarama OCT görüntüsü

2- Maküler Küp Tarama (macular cube scan): Küp taramalar BT ve MR ile kazanılan volümetrik 3

boyutlu görüntülerin analoğudur. SD-OCT genellikle fovea merkezli 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. Hacim taraması yapan raster tarama ile hızlı (fast) moduyla 512 a-taramadan oluşan 25 b-tarama görüntüyü kullanır veya yoğun (dense) moduyla 1024X49 çalışır.[15]

Raster Tarama: Maküler küp tarama yöntemidir. Dikdörtgen şeklinde bir alanda birbirine yakın ve eşit boşluklarla imaj yakalamayı sağlar. Böylece tek tip örnekleme sağlanır (Resim 7).[15]

Radyal Tarama: Tamamı foveadan geçen radyal oryantasyonlu 6-12 adet yüksek çözünürlüklü çizgi taraması yapar (Resim 9). Bu sistemin dezavantajı maküla kalınlık haritaları çıkarılırken hata payının yüksek olmasıdır özellikle de çizgilerin birbirlerinden uzaklaştığı bölgelerde risk artar.[15] Fakat özellikle vitreomaküler ara yüzey hastalıklarının gösterilmesinde çizgi ve raster taramaya üstün olduğu bildirilmiştir.[16]

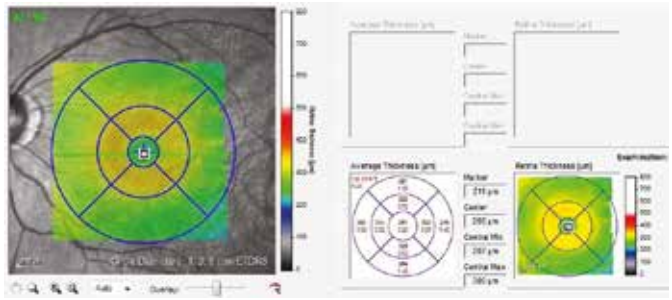


Resim 9: Radyal Tarama OCT görüntüsü

Mesh (Ağ-Izgara) Tarama: İlgili bölgenin dikey ve yatay b-tarama görüntülerini alan bu tarama şekli bazı cihazlarda vardır.[15]

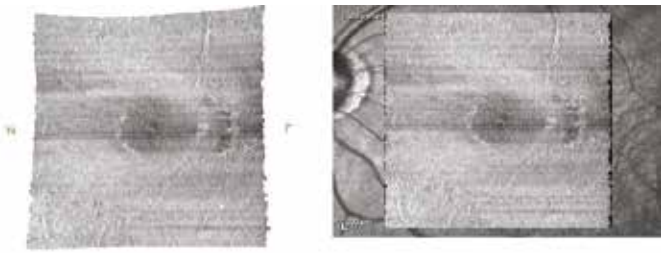
3- EDİ-OCT: EDI-OCT protokolü, koroid görüntüsünün daha yüksek çözünürlülüğü elde etmek için SD-OCT sıfır gecikme çizgisini koroide yaklaştırarak elde edilen görüntülerin ortalamasını alır (Resim 2). EDI-OCT esas olarak koroid kalınlığının artabileceği hastalıkların tanısında ve sklerokoroidal bileşkenin görüntülenmesinde değerlidir.[15]

4- Maküler Haritalar: Makülaya bağımlı olarak küp tarama veya radyal taramalardan çıkan görüntülerden türetilir. İki şekilde olur. Biri, ilgilenilen alandaki retina kalınlığının ortalamasını gösteren sayısal veriler sunar. Diğeri, normatif datalarla kıyaslama imkânı sunan renk kodlu görüntüler verir (Resim 10).[14]



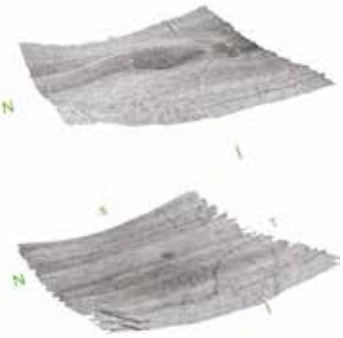
Resim 10: Maküler Harita OCT görüntüsü

5- C-Taramalar (En Face Görüntü), OCT Fundus Görüntüsü (Rendered Fundus Image): B- tarama sonuçlarından elde edilen bu görüntü red-free görüntüye benzer. Retina düzlemine paralel kesitler ve transverse düzlemde alınan görüntüler ile C-tarama görüntüler elde edilebilmektedir. C-tarama ile elde edilen En-face OCT, OCT teknolojisindeki teknik ilerlemelerin sonucu olarak ortaya çıkmıştır. En-face OCT sistemleri, OCT görüntülerinin yardımcı programlar aracılığıyla tekrar oluşturulması esasına dayanır. En-face OCT klinik kullanımında raster, kübik tarama elde edildikten sonra, yazılım aracılığıyla OCT görüntüleri bileştirilerek C- tarama imajlar oluşturulmaktadır (Resim 11). Bu amaçla toplanmış voxel projeksiyondan (summed voxel projection-SVP) yararlanılmaktadır. Küçük lezyonların saptanmasında, koroid ve vitreoretinal arakesitte C-taramalar daha yararlıdır. Hemen hemen tüm SD-OCT cihazlarında vardır.[15]



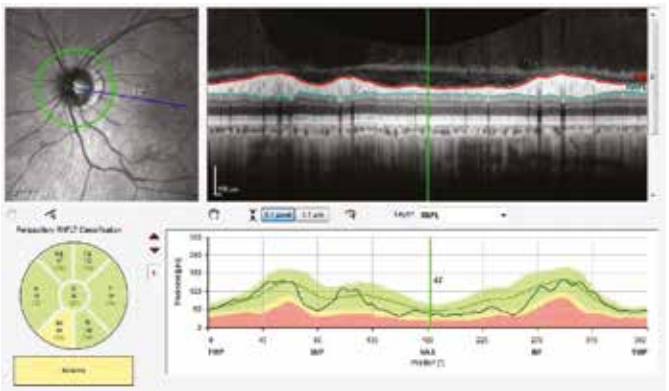
Resim 11: C-Tarama OCT görüntüsü

6- Topografik Haritalar: Retinal kalınlık bilgileri, parçalı 3 boyutlu görüntülerden elde edilerek 2 boyutlu veri oluşturmak için kullanılarak elde edilmektedir. ILM ve RPE'nin hızlı topografik görüntülerini oluşturmak için OCT fotoğraflarının üzerine eklenebilmektedir (Resim 12).[15]



Resim 12: Topografik harita OCT görüntüsü

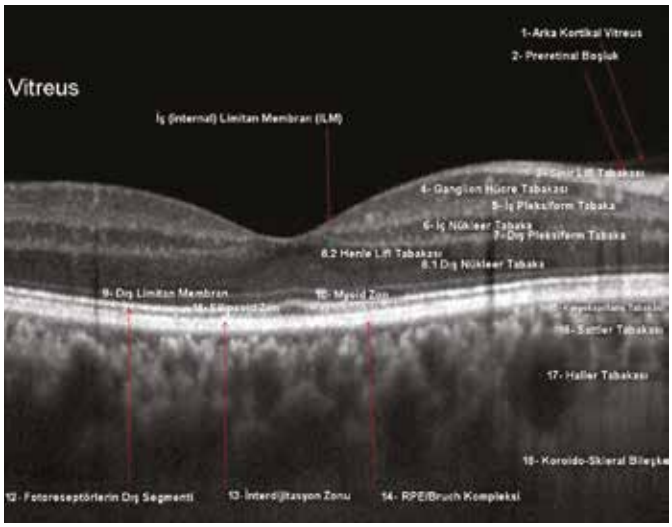
7- Sinir Lifi Tabakası Haritası: Bu analizde optik sinir başı etrafında dairesel (circle) tarama yapılarak kesit elde edilmektedir. Optik sinir üzerinden geçen parçalı 3 boyutlu görüntüler, retina sinir lifi tabakası kalınlığı elde etmek için kullanılmakta ve yaş ile eşleştirilmiş kontrol grubuyla karşılaştırmak için renk kodlarına ayrılarak hizmete sunulmaktadır (Resim 13).[15]



Resim 13: Sinir lifi tabakası haritası OCT görüntüsü

OCT TANIMLAMALARINDA YENİ ULUSLARARASI İSİMLENDİRME

OCT kullanıma girdiği yıllardan itibaren invaziv olmayan optik biyopsi olarak tanımlanmıştır. Yeni gelişmelerle birlikte görüntüler boya tutma özelliğini kullanan histopatolojik görüntülerden ziyade, ışığı yansıtma özelliğini kullanan elektron mikroskopisi görüntülerine benzemektedir. Histopatolojik incelemede dış nükleer tabaka ile dış pleksiform tabaka eş kalınlıkta görülürken OCT ile dış nükleer tabaka daha kalın bulunmaktadır. Histopatolojik incelemede nükleuslar boya tuttukları için nükleer tabakalar koyu renkli görülürken OCT'de düşük yansıtıcılık göstermektedir.[17] Ek olarak OCT ile dış nükleer tabaka dışında yeni hiperreflektif çizgiler ve tabakalar keşfedilmiştir.[18] Bu tabaka veya çizgilerin tanımlanması için 2014'de uluslararası OCT çalıştayı yapılmıştır. Bu çalıştayın ilk olma özelliği vardır ve "çizgi" ifadesi kaldırılmış onun yerine bant, zon veya tabaka terimleri kullanımı önerilmiştir. Bu nomenklatürde retina öncelikle 18 tabakaya ayrılmış ve isimlendirme konusundaki görüş farklılıkları tekrardan değerlendirilmiştir.[18] Bu tabakalar resim 14 de gösterilmektedir.



Resim 14: OCT Tanımlamalarında yeni uluslararası nomenklatür

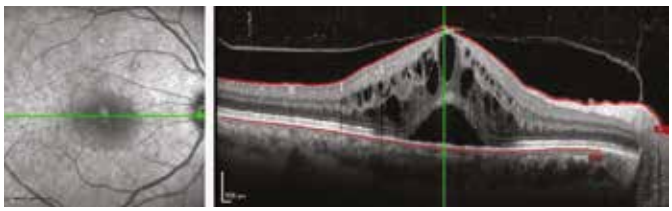
Rutin isimlendirmeyle kıyaslandığı zaman ilk farklılık dış nükleer tabakada dikkati çekmektedir. Hiporeflektif olan bu boşluk dış nükleer tabaka ve henle lifleri tabakası olarak ikiye ayrılmıştır. Henle lifleri normalde hiperreflektif olan dış pleksiform tabakanın bir parçası olmasına rağmen oblik seyrettikleri için hiporeflektan görülmekte ve dış nükleer tabaka aslında olduğundan daha kalın görünmektedir. Zaten daha önceki çalışmalardan OCT ışığının oblik tutulmasıyla Henle tabakasının hiperreflektan hale geldiği bildirilmiştir.[17,18]

Dış limitan membran altındaki hiporeflektif ve hiperreflektif alanlar Miyoid ve Elipsoid zonlar olarak tanımlanmışlardır. Miyoid zon ilk defa tanımlanmış olup dış limitan membrana yakındır. Burası golgi aparatı, ribozom, endoplazmik retikulumun bulunduğu kısımdır ve burada protein sentezi olmaktadır. Miyoid zonda mitokondrilerin paketlenme yoğunluğu düşük olduğu için yansıtıcı özelliği olmadığı ve tabaka yerine zon olarak adlandırmanın daha doğru olacağı sonucuna varılmıştır. Bugüne kadar IS-OS bandı olarak adlandırılan 0.25 mikrometrelik mikrotübüllerden oluşan fotoreseptör silyumunu işaret eden hiperreflektif bandın adı Elipsoid zon olarak değiştirilmiştir. Elipsoid zon, dış segmente yakındır, mitokondrilerin bulunduğu kısımdır ve enerji elde etme ile ATP üretimi burada gerçekleşmektedir. İnterdijitasyon zonu, fotoreseptör dış segmentinin RPE ile kenetlenmiş kısmı olup hiperreflektif bir zondur. Geçmişte verhoeff membranı olarak adlandırılmış olsa da bu ifade yanlıştır. Çünkü Verhoeff membranı RPE sıkı bağlantı komplekslerinin elektron mikroskopisindeki görüntüsüdür ve gerçek bir membran değildir. Ayrıca İnterdijitasyon zonunun RPE üzerinde yer alması sebebiyle bunun Verhoeff membranı olamayacağı da belirtilmiştir.[17,18]

RPE, RPE/Bruch kompleksi olarak tanımlanmıştır. Çünkü normalde görülmeyen Bruch membranı bazı patolojilerde görünür hale gelerek 2 tabaka gibi görülebilmektedir. Bunun altındaki hiporeflektif zonun RPE apikal sitoplazması olduğu, melanin ve endoplazmik retikulum içerdiği için düşük yansıtıcılık verdiği ve bu oluşuma rod dış segmentinin de katıldığı düşünülmüştür.[17,18]

OCT'NİN TANIMLADIĞI RETİNAL PATOLOJİLER

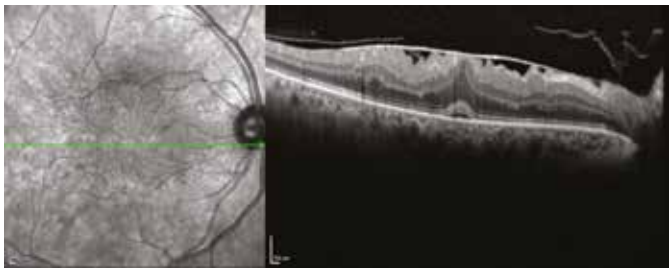
1- Seröz Maküla Dekolmanı: İlk defa diyabetik olgularda tanımlanmıştır. Foveada sınırlı üçgen ya da kubbe şekilli tek hiporeflektif boşluk oluşturan dekolman alanıdır (Resim 15). Subretinal veya submaküler sıvı ile eşanlamlı değildir. Geçmişte diyabetik maküla ödemi olarak adlandırılan olguların %30'unda seröz maküla dekolmanı olduğu belirtilmektedir.[19,20] Kistoid ödem veya diffüz ödem ile birlikte görülebilmektedir. Hatta maküla ödemi olmayan olgularda da görülebilmektedir. Diyabet dışında en çok santral retinal ven tıkanıklığında görülmektedir. Ama kanama veya retina sinir lifi ödemi nedeniyle tanımlanması daha zor olabilmektedir. Retinal ven dal tıkanıklığında ise daha kolay görülebilmektedir. Ayrıca Irvine Gass, Behçet, hipoton makulopatisi gibi durumlarda da ortaya çıkabilmektedir. İnflamasyonla ilişkisi olduğu düşünülmektedir.[19,20]



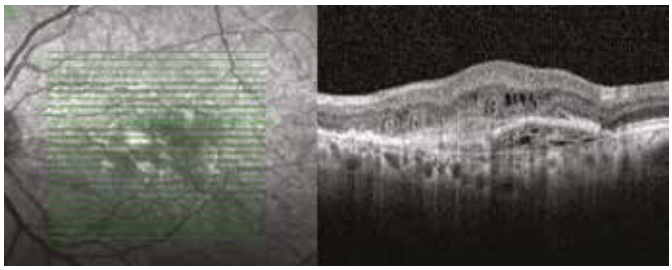
Resim 15: Seröz maküla dekolmanı OCT görüntüsü

2- Dış Retinal Defekt: Epiretinal membranı olan bazı gözlerde görülen fovea altındaki küçük retina dekolmanı veya subfoveal depozittir (Resim 16).[19,21] Erken dönemde bu bir dekole alan gibi görünürken geç dönemde bir materyal (muhtemelen lipofuscin) tarafından doldurulmaktadır. Fundus otofloresans ile hiperotofloresan olarak görülür.

3- Retinal Tübülasyon: Retinanın tabanına yakın, içi hipo, cidarı hiperreflektif, oval, üniter yapılardır (Resim 17).[19,22] Bu yapıda, fotoreseptörler segment şeklinde kopup rozet şeklinde bir araya gelirler. Dejeneratif hastalıkların (Yaşa bağlı maküla dejenerasyonu, anjiyoid streaks vs.) son dönemlerinde görülmektedirler. En sık anjiyoid streakste görülmektedir. Klinikte kistoid maküla ödeminden ayırımı önemlidir.[19,22]



Resim 16: Dış retinal defekt OCT görüntüsü

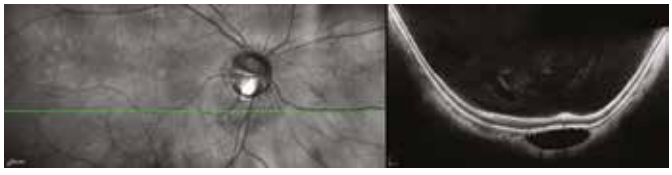


Resim 17: Retinal tübülasyon OCT görüntüsü

4- Koroidal Ekskavasyon: Koroidde görülen lokalize küçük çöküklüktür (Resim 18).[19,23] Posterior stafilomda sklera zayıf iken burada koroid zayıftır. Önce hiporeflektif boşluk şeklinde görülüp zamanla boşluk dolarsa vitelliform fokal koroidal ekskavasyon adını almaktadır.[19,23]

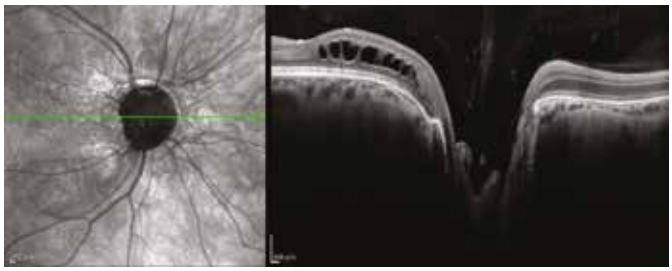
Resim 18: Koroidal ekskavasyon OCT görüntüsü

5- İntrakoroidal Kavitasyon: Yüksek miyoplarda inferior peripapiller bölgede izlenen koroid içi boşluktur (Resim 19). Genellikle inferiorda görülür fakat makülaya ilerlemez.[19,24] İlk olarak peripapiller dekolman olarak tanımlanmıştır. İntrakoroidal kavitasyon tanımı bu lezyon için daha doğru bir ifadedir. Çünkü OCT, normal RPE düzleminin altında koroid içinde hiporeflektif bir alan olduğunu ve RPE dekolmanı olmadığını göstermiştir. Yüksek miyop gözlerde peripapiller alana bitişik sarı-turuncu yamalı lezyonlar intrakoroidal kavitasyonu ya da koroidal skizisi gösterebilir. Vitreus içinden sızan sıvının, bu görünümü oluşturabileceği ve kaynağın vitreus olabileceği de düşünülmektedir.[19,24]



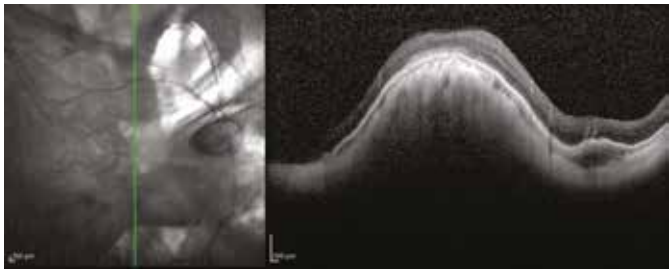
Resim 19: İntrakoroidal kavitasyon OCT görüntüsü

6- Peripapiller Retinoskizis: Genellikle glokom hastalarında görülen peripapiller retinoskizisin vitre içi sıvının retinal tabakalar içine sızmasıyla oluştuğu düşünülmektedir (Resim 20).[19,25] Retinanın altına kadar ilerlemez dekolman yapmaz. Atrofi olduğu halde sinir lifi tabakasını yalancı yüksek gösterebilir.[19,25]



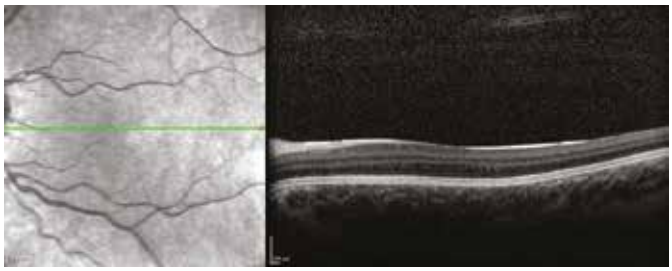
Resim 20: Peripapiller retinoskizis OCT görüntüsü

7- Kubbe Şekilli Maküla: Koryokapiller konkaviteyle birlikte makülanın öne deviasyonudur (Resim 21).[19,26] Yüksek miyoplarda görülür. Görüntüyü makülaya düşürmek için geliştirilmiş bir adaptasyon olabileceği düşünülmektedir. Açıklanamayan subretinal sıvıya neden olabilir.[19,26]



Resim 21: Kubbe şekilli maküla OCT görüntüsü

8- Fovea Plana: Retinal dokuda kalınlaşma olmaksızın OCT'deki doğal fovea çukurluğunun görülmemesidir. Normalde foveal çukurluk doğum sonrası 15-45. ayda gelişir. Albinizim, ROP, inkontinentia pigmenti vs. hastalıklarda görülebilir (Resim 22).[19,27]

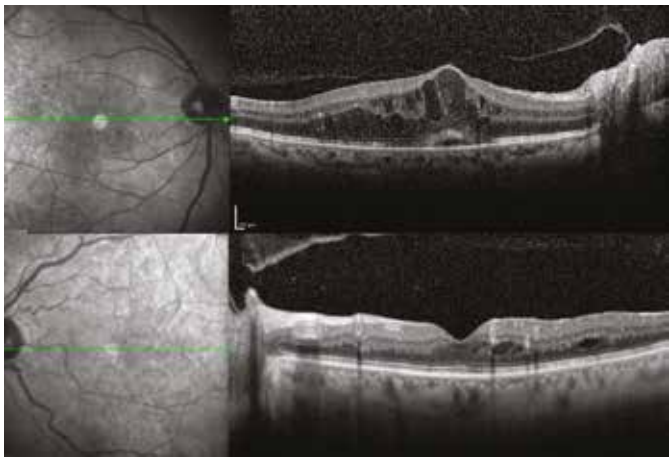


Resim 22: Fovea plana OCT görüntüsü

RETİNAL VE KOROİDAL HASTALIKLARDA OCT

OCT'nin, yüksek çözünürlüklü kesitlerinde retina kalınlığı, retinanın yapısı ve yansıtıcılık özelliklerindeki değişiklikleri göstermesi ile özellikle makülayı etkileyen birçok hastalığın tanısı, niceliksel ölçümlerin yapılması, takibi ve tedavi sonucunun objektif ve non-invaziv olarak değerlendirilmesi mümkün olmaktadır.[6]

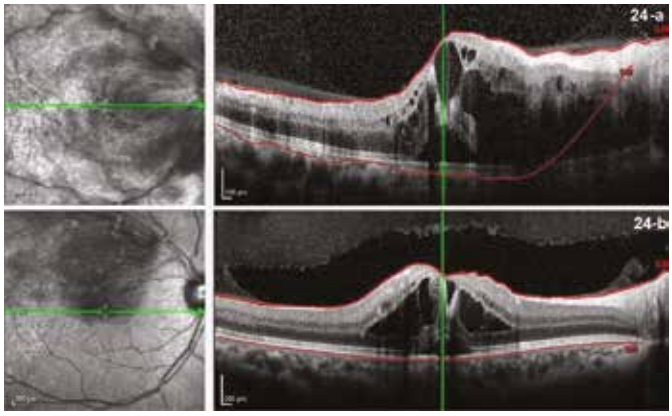
Diyabetik hastalarda, OCT biyomikroskopik muayenede dahi görülemeyen klinik anlamlı maküla ödemi de dahil olmak üzere diyabetik maküla ödemi tanısında yardımcıdır



Resim 23: Diyabetik retinopatide OCT görüntüsü

(Resim 23). Diyabetik maküla ödemi için tedavi yöntemleri gelişmekte olup; intravitreal anti-vasküler endotelyal growth faktör (VEGF) (ranibizumab, bevaciumab ve aflibercept), triamsinolon asetonid, deksametazon, flusinolon asetonid enjeksiyonlarını tek başına veya fokal lazer veya mikropulse lazer ile kombine olarak kullanılmasını içermektedir. Özellikle uzun süreli ve/veya kötü glisemik kontrolü olan diyabetik hastaları incelerken sadece maküla OCT ye güvenmemek gerekir. Böyle hastalar bazen mükemmel görme keskinliği ve OCT de diyabetik maküla ödemi bulgusu olmadan prezente olabilirler. Bunun yanı sıra, bazı hastalarda periferik neovaskülarizasyon ile birlikle proliferatif diyabetik retinopati olmasına rağmen maküla OCT'si normal olabilmektedir. Eğer hastalar dilate edilip tam muayene yapılmazsa ve periferik retina incelenmez ise, floresein anjiyografi ve tercihen geniş alan veya ultra-geniş alan floresein anjiyografi ile kombine edilmez ise bu durum gözden kaçabilmektedir. Proliferatif diyabetik retinopatili böyle hastalarda, panretinal fotokoagulasyon önerilmektedir ve retina uzmanı tarafından yakın takibi gereklidir.[1]

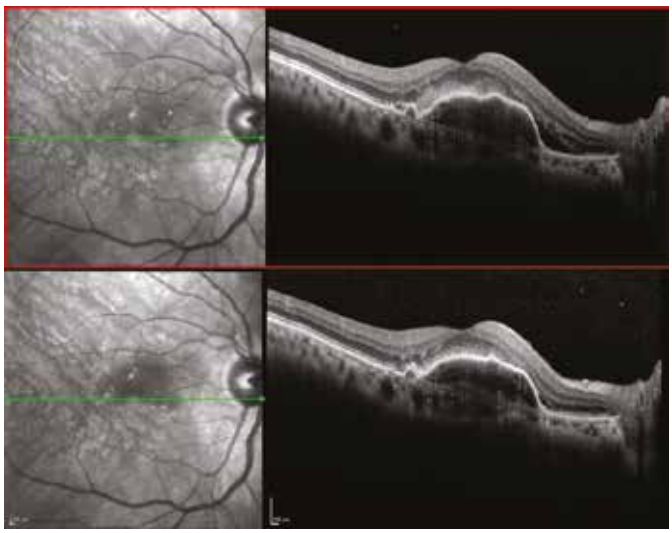
Retinal ven tıkanıklıklarında görme keskinliğinin azalması ile ilişkili en önemli komplikasyonlar foveada kanama, fovea iskemisi ve kistoid maküla ödemidir (Resim 24). Kistoid maküla ödemi bunlar içinde en sık görülenidir. Başlangıç görme keskinliği az olan hastalarda ve nonperfüze maküla ödemi olan olgularda görme prognozu kötüdür. Santral görme kaybının nedeni bazen maküla iskemisi, çoğu zaman maküla ödemidir. OCT, retinal ven tıkanıklıklarına ikincil gelişen maküla ödeminin değerlendirilmesinde sık kullanılan bir alet haline gelmiştir. Gerek santral retinal ven (Resim 24-a), gerekse ven dal tıkanıklıklarında (Resim 24-b) retina kalınlık artışı, kistik görünüm ve intraretinal reflektivite azalması OCT sayesinde tespit edilebilmektedir.[27]



Resim 24: Santral (a) ve dal (b) retinal ven tıkanıklığında OCT görüntüsü

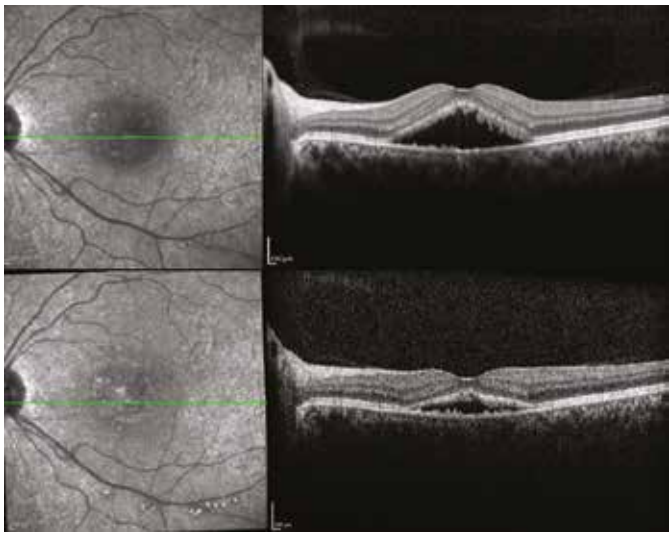
Yaşa bağlı maküla dejenerasyonuna ikincil maküla patolojileri gelişmiş ülkelerde 65 yaş ve üzeri kişilerde görülen körlüğün önde gelen sebebidir. OCT, başka görüntüleme cihazlarının yapamadığı, druzeni, cografik atrofiyi ve ellipsoid bölge bozulmasını ve olası koroid neovaskülarizasyonunu gösterip tanımlamada çok başarılıdır (Resim 25). Yaş tip YBMD'yi tedavi etmek için kullanılan anti-VEGF enjeksiyonlarının etkinliğini ve takip sürecini değerlendirmede OCT vazgeçilmez bir araç haline gelmiştir (Resim 25).

Unutulmamalıdır ki, yaşa bağlı maküla dejenerasyonu tedavisi süreğen dinamik bir süreçtir: yakın hasta takibi ister; sıklıkla kullanılan anti-VEGF ajanın tipini ve enjeksiyon aralıklarını değiştirmeyi gerektirebilir.[1]



Resim 25: Yaşa bağlı maküla dejenerasyonuna ikincil koroid neovaskülarizasyonunda tedavi öncesi ve sonrası OCT görüntüsü

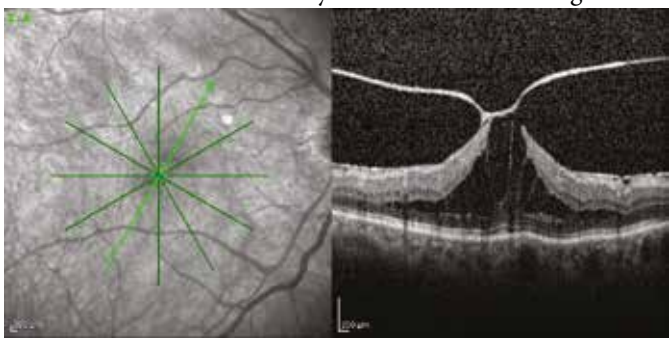
Santral seröz koryoretinopatide OCT, makülada oluşan seröz dekolmanların ve bazen eşlik eden küçük seröz PED'lerin değerlendirilmesinde yararlıdır (Resim 26). OCT, retina dokusu ile seröz sıvı arasındaki yansıtıcılık farkını, yüksek çözünürlü-



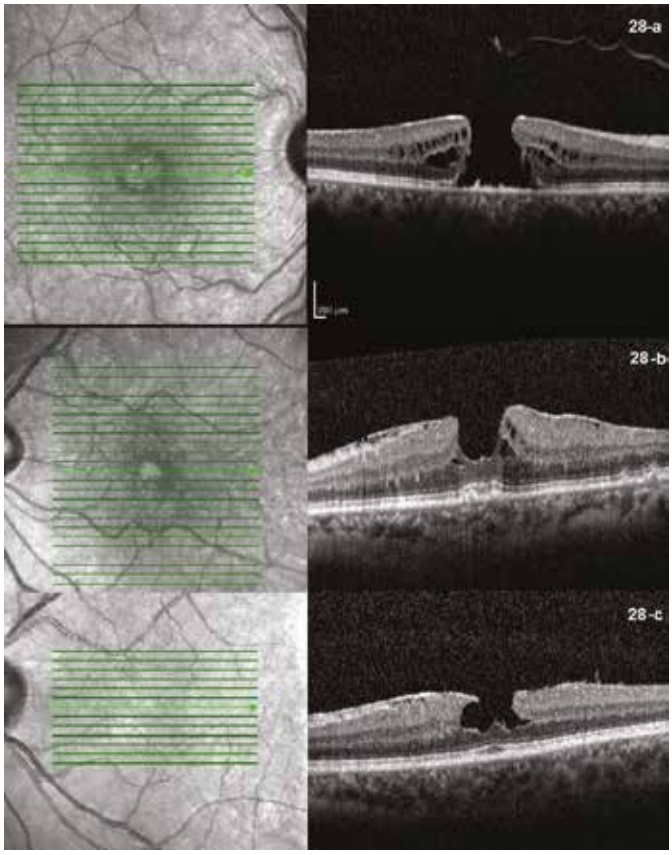
Resim 26: Santral seröz koryoretinopatide makülada oluşan seröz dekolmanların ilk tanı ve takipteki OCT görüntüsü

ğü sayesinde tespit edebildiğinden, duyu retinadaki çok küçük yükseltileri dahi gösterebilmektedir. Olguların takibinde OCT ile subretinal sıvının miktarı ölçülerek niceliksel analiz yapılabilir (Resim 26). Kronik santral seröz koryoretinopatide dekole fotoreseptörlerin dış segmentlerinin uzaması ve yüksek yansıtıcık özelliği nedeniyle tipik OCT bulgusu olarak RPE-koriokapillaris bandı yarılmış gibi görüntülenebilmektedir.[6]

OCT 'nin sağladığı retinanın kesitsel görüntüsü vitreoretinal ara yüzey hastalıklarının da tanı ve takibinde vazgeçilmez bir araç haline gelmiştir. Vitreomaküler traksiyonun gösterilmesi OCT teknolojisi sayesinde olmuştur (Resim 27). Ayrıca gerçek maküla deliğini (Resim 28-a), yalancı delik (psödo hol) (Resim 28-b) ve lameller delik ile (Resim 28-c) ayırt etmede bu teknoloji paha biçilmezdir. Lameller maküla deliğinin doğal seyri, stabil uzun dönem görme keskinliğine meyilli olduğundan bu hastalar tedavisiz takip edilebilir. Fakat tam kat maküla deliği retina uzmanına yönlendirilmeli ve pars plana vitrektomi ile internal limitan membran soyulması ile maküla deliğinin kapatılması için cerrahi müdahale açısından değerlendirilmelidir. Tam kat maküla deliğinin süresi ve genişliği cerrahi başarı oranlarını etkilediği için, bu hastalar retina uzmanına erken yönlendirmeden fayda görürler. Bu değerlendirmeye imkân veren OCT tekniği retina uzmanlarının vazgeçilmezi haline gelmiştir.[1]

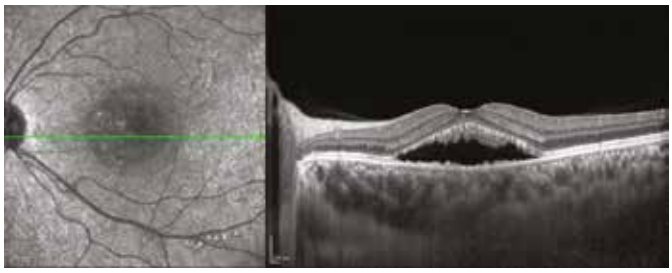


Resim 27: Vitreomaküler traksiyon OCT görüntüsü

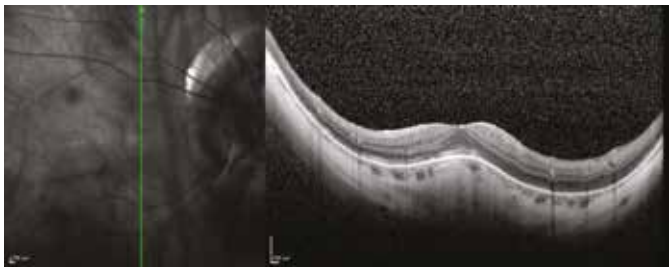


Resim 28: Gerçek maküla deliği (a), yalancı delik (psödo hol) (b) ve lameller delik (c) OCT görüntüsü

EDI-OCT yardımıyla klinik uygulamalarda koroid kalınlığı ölçümleri yapılabilmektedir. Örneğin santral seröz koryoretinopati hastalığında koroid kalınlığının arttığı (Resim 29) veya patolojik (dejeneratif) miyopide koroid kalınlığının azaldığı (Resim 30) tespit edilebilmektedir.



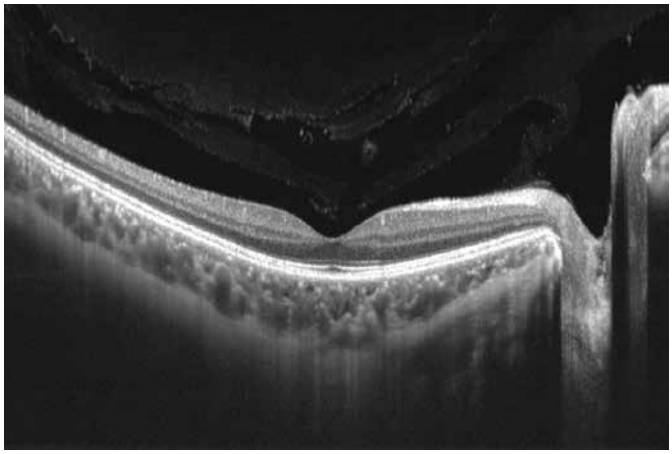
Resim 29: Santral seröz koryoretinopatide EDI-OCT ile koroid görüntüsü



Resim 30: Patolojik (dejeneratif) miyopide EDI-OCT ile koroid görüntüsü

Bunlar gibi daha birçok koroidal ve retinal hastalıkta OCT'den yararlanılmaya devam edilmektedir.

SS-OCT'nin uzun dalga boyu, retina pigment epiteli tarafından daha az ışık saçılmasına tabi tutulduğundan, koroid ve sklera gibi derin yapılar kolaylıkla görüntülenebilmektedir. Ayrıca daha az ışık dağılımı olduğundan katarakt gibi durumlarda daha iyi görüntü alınabilmektedir. SS-OCT tarama teknolojisinin bir diğer avantajı, tarama penceresinin tamamında tekdüze hassasiyet sağlaması, vitreus, retina, koroid ve skleranın ikinci bir tarama gerektirmeden tek bir taramada görselleştirilmesine olanak sağlamasıdır (Resim 31).[12]



Resim 31: Swept Source OCT ile vitreus, retina ve koroid görüntüsü

SONUÇ

OCT kullanımı, deneyimli oftalmologlar ve retina uzmanları için retina hastalıklarının tanı ve tedavisini kolaylaştırmıştır. OCT görüntülemesindeki gelişmelere rağmen, diğer görüntüleme yöntemlerinin değerini de unutmamak gereklidir. Çünkü OCT; fundus otofloresan, floresein ve indosiyanin anjiyografi ve elektrofizyoloji ile daha kapsamlı araştırmalardan fayda görebilecek komplike vakalarda yap-boz un sadece bir parçasını oluşturabilir. Ayrıca Günümüzde, OCT anjiyografideki gelişmeler OCT'yi makülanın damarsal hastalıklarının tanısında kullanımı konusunda umut vermektedir.[1]

KAYNAKLAR

1- Lee J, Bosen RB. Learning to read retinal OCT. Ophthalmology Management, 2015; 19: 4446-48.

2- Huang D, Swanson EA, Lin CP, Schuman JS, Stinson WG, Chang W, et al. Optical coherence tomography. Science. 1991; 254(5035): 1178-81.

3- Mumcuoglu T, Erdurman C, Durukan AH. Optik Koherens Tomografi Prensipleri ve Uygulamadaki Yenilikler. T. Oft. Gaz. 2008; 38(2): 168-175.

4- Afrashi F. Optik Koherens Tomografi (OKT): Teknik, Endikasyonlar ve Değerlendirme (Analiz). Turkiye Klinikleri J Ophthalmol-Special Topics 2015; 8(2): 12-7.

5- 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.

6- Batıoğlu F. Optik Koherens Tomografi Temel Prensipler. Turkiye Klinikleri J Ophthalmol-Special Topics 2010; 3(1): 1-11

7- 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.

8- Ko TH, Fujimoto JG, Schuman JS, Paunescu LA, Kowalevicz AM, Hartl I, et al. Comparison of ultrahigh- and standard-resolution optical coherence tomography for imaging macular pathology. Ophthalmology. 2005; 112(11): 1922.e1-15.

9- 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.

10- 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.

11- Yiu G. Advances in Choroidal Imaging with EDI-OCT. Retina Today 2014; September: 82-85.

12- 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.

13- Margolis R, Spaide RF. A pilot study of enhanced depth imaging optical coherence tomography of the choroid in normal eyes. Am J Ophthalmol. 2009; 147(5): 811-815.

14- Spaide RF. Age-related choroidal atrophy. Am J Ophthalmol. 2009; 147(5): 801-10.

15- Duker JS, Waheed NK, Goldman DR. Basic Scan pattens 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.

16- Rahimy E, Rayess N, Maguire JI, 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.

17- Turgut Öztürk B. OCT anatomisi, uluslararası nomenklatür? sunumu. (Basılmamış Sunum) 3. OCT kulübü & 2. Vitrektomi Kulübü. İstanbul, 15-16 Nisan 2016.

18- Staurenghi G, Sadda S, Chakravarthy U, Spaide RF; International Nomenclature for Optical Coherence Tomography (IN•OCT) Panel. Proposed lexicon for anatomic landmarks in normal posterior segment spectral-domain optical coherence tomography: the IN•OCT consensus. Ophthalmology. 2014; 121(8): 1572-8.

19- Öztürk H. OCT'nin tanımladığı retinal patolojiler. sunumu. (Basılmamış Sunum) 3. OCT kulübü & 2. Vitrektomi Kulübü. İstanbul, 15-16 Nisan 2016.

20- Kim BY, Smith SD, Kaiser PK. Optical coherence tomographic patterns of diabetic macular edema. Am J Ophthalmol. 2006; 142(3): 405-12.

21- Karacorlu M, Ozdemir H, Karacorlu SA. Focal detachment of fovea in patients with idiopathic epiretinal membrane. Retin Cases Brief Rep. 2007; 1(4): 215-6

22- Goldberg NR, Greenberg JP, Laud K, Tsang S, Freund KB. Outer retinal tubulation in degenerative retinal disorders. Retina. 2013; 33(9): 1871-6.

23- Margolis R, Mukkamala SK, Jampol LM, Spaide RF, Ober MD, Sorenson JA, et al. The expanded spectrum of focal choroidal excavation. Arch Ophthalmol. 2011; 129(10): 1320-5.

24- Toranzo J, Cohen SY, Erginay A, Gaudric A. Peripapillary intrachoroidal cavitation in myopia. Am J Ophthalmol. 2005; 140(4): 731-2.

25- Farjad H, Besada E, Frauens BJ. Peripapillary schisis with serous detachment in advanced glaucoma. Optom Vis Sci. 2010; 87(3): E205-17.

26- Gaucher D, Erginay A, Lecleire-Collet A, Haouchine B, Puech M, Cohen SY, et al. Dome-shaped macula in eyes with myopic posterior staphyloma. Am J Ophthalmol. 2008; 145(5): 909-14.

27- Marmor MF, Choi SS, Zawadzki RJ, Werner JS. Visual insignificance of the foveal pit: reassessment of foveal hypoplasia as fovea plana. Arch Ophthalmol. 2008; 126(7): 907-13.

28- Arvas S. Retina Ven Tıkanıklıklarında Optik Koherens Tomografi. Turkiye Klinikleri J Ophthalmol-Special Topics 2010; 3(1): 29-34.

Doç. Dr. Mehmet ÇITIRIK

Doç. Dr. Mehmet ÇITIRIK, Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi'nden mezun oldu. SSK Ankara Göz Hastalıkları Merkezi ve Göz Bankası'nda Asistanlık eğitimini tamamlayarak, 2002 yılında Göz Hastalıkları Uzmanı oldu. Sonrasında Erzincan Asker Hastanesi'nde vatani görevini yaptı. 2004 yılında SB Ankara Ulucanlar Göz Eğitim ve Araştırma Hastanesi'nde göreve başladı. 2012 yılında Doçent oldu ve halen eğitim görevlisi olarak göreve devam etmektedir. 100 den fazla Ulusal ve Uluslararası makalesi bulunmaktadır. Türk Oftalmoloji Derneği Tıbbi Retina, Cerrahi Retina, Oküler Travma ve Temel Eğitim ve Mesleki Planlama birim üyesidir.