

DERLEMELER

Optik Koherens Tomografi Prensipleri ve Uygulamadaki Yenilikler

Tarkan Mumcuoglu (*), Cüneyt Erdurman (*), A. Hakan Durukan (*)

ÖZET

Son yıllarda, optik koherens tomografi (OKT) özellikle retina hastalıkları ve glaukoma önemli bir tanısal görüntüleme teknolojisi olarak öne çıkmaktadır. Bu teknoloji, retinada funduskopi ile zor fark edilen patolojileri, yüksek çözünürlüklü görüntülerle gösterebilmektedir. Bununla birlikte sonuçlar tekrar edilebilirdir ve kantitatif veriler vermektedir. OKT sonuçlarının bu gibi özelliklerinden dolayı, dünyada yaygın kullanılmaktadır. Tüm diğer görüntüleme yöntemlerinde olduğu gibi bazı artefaktların görülmesi mümkündür. Klinik kullanım için, bu teknolojinin görüntü elde etme ve veri işleme ile ilgili basit fizik prensiplerini bilmek önemli bir konudur. Klinik uygulamada, bu yeni görüntüleme yönteminin bazı kısıtlılıkları olduğu bilinmelidir. Retina görüntülemesindeki duyarlılık ve görüntüleme hızı artışı için önemli ilerlemeler yapılmaktadır. Bu teknolojinin yakın gelecekte, retina hastalıkları ve glaukoma tanısı ve tedavisindeki rolü daha da artacak gibi görünmektedir.

Anahtar Kelimeler: Optik koherens tomografi, Glaukoma, Fourier domain

SUMMARY

Principles and Novel Clinical Applications of Optical Coherence Tomography

In the recent years, optical coherence tomography (OCT) has become one of the important diagnostic technologies in the ophthalmology, especially in retinal diseases and glaucoma. This technology provides high resolution cross-sectional images for detecting retinal pathologies even though the microscopic retinal abnormalities are easily noticeable. Additionally, the results are reproducible and exceedingly quantitative. Because of the properties of the OCT results, this technology is in use worldwide. However, as in any other imaging technique, some artifacts are expected to occur. Understanding of the basic physical principles in image acquisition and data processing of this technology is very important issue for clinical use of OCT. Clinicians have to be aware of some limitations of this new imaging device. Significant progress in the field of OCT retinal imaging has been made to improve the sensitivity and imaging speed. It is quite likely that the role of this technology as a method for diagnosis and management of retinal diseases and glaucoma will be further defined in the near future.

Key Words: Optical coherence tomography, Glaucoma, Fourier domain

(*) Gülhane Askeri Tıp Akademisi, Göz Hastalıkları Ana Bilim Dalı, Ankara
Yazışma adresi: Yard. Doç. Dr. Tarkan Mumcuoglu, Gülhane Askeri Tıp Akademisi,
Göz Hastalıkları Ana Bilim Dalı, Ankara E-posta: tarkanmumcuoglu@yahoo.com

Mecmuaya Geliş Tarihi: 11.01.2008
Düzeltilmeden Geliş Tarihi: 13.02.2008
Kabul Tarihi: 28.03.2008

Optik koherens tomografi (OKT), biyolojik dokularda yüksek çözünürlüklü kesitsel görüntüleme sağlayan yeni bir yöntemdir. OKT, oftalmolojide retinanın görüntülenmesi yanında başka dokuların incelenmesinde de kullanılmaktadır (1). Brezinski ve ark. vasküler patolojilerde OKT ile görüntü elde etmişlerdir (2). OKT cihazıyla retina ve ön segmentin gerçek zamanlı, non-kontakt kesit görüntülerinin elde edilmesinden dolayı, bu teknoloji oftalmolojide etkin olarak kullanılmaktadır. OKT, retinada optik disk ve maküla gibi anatomik yerlerin görüntülenmesinin yanında; retina sinir lifi, fotoreseptörler ve retina pigment epitel gibi intraretinal yapıların incelenmesini de sağlar. Ayrıca OKT görüntülemesi ile retinanın morfolojik veya kantitatif ölçümleri elde edildiğinden, hastalıkların tanısı ve takibinde önemli bir tanı yöntemi.

OKT, ilk olarak Huang ve arkadaşları tarafından Massachusetts Teknoloji enstitüsünde geliştirilmiş ve 1991 yılında yayımlanmıştır (3). O dönemde, Fujimoto femtosekond lazerler üzerine çalışılmaktadır. Bu lazerler kısa sürede enerji yaymakta ve interferometri ile dokulardan yansıyan ışıkta gecikmeyi ölçerek, mikron düzeyinde duyarlılıkla ölçümler yapabilmektedir. Bu lazerler klinik kullanım için çok büyük ve pahalı olduğu için, Huang aynı duyarlılıkta ölçüm yapabilen, daha ucuz ve kompakt yapıda olan diyot lazerle çalışan interferometre üzerinde araştırma yaptı. Optik koherens domain interferometri olarak isimlendirilen bu tekniğin, retina ve diğer dokularda mikron düzeylerinde çözünürlükte, girişimsel olmayan yeni bir görüntüleme tekniği olduğunu buldu (3). Bu teknik; dokulardan yansıyan ışığın koherensini ölçüp, kesit görüntüleri için OKT olarak isimlendirilmiştir. Görüntüleme hızını arttırmak için, fiber optik OKT sistemi geliştirilmiştir (4). 1990'ların ortasında, daha sonra Carl Zeiss tarafından satın alınan Humphrey firmasının bu teknoloji piyasaya sürülmüştür. Halen en son Carl Zeiss tarafından geliştirilen, üçüncü jenerasyon Stratus OKT cihazı birçok göz hekimince kullanılmaktadır.

OKT'de temel fizik prensipleri

Kesitsel retina morfolojisini incelemek için birçok görüntüleme teknikleri geliştirilmiştir. Konfokal tarayıcı lazer oftalmoskopi, lateral ve longitudinal yansılardan retina görüntüleri elde etmektedir. Topografik ve tomografik ölçümler için birçok farklı retina görüntüsü elde edilmektedir. Buna rağmen oküler aberasyonlar ve pupil genişliğinden dolayı, derinlemesine çözünürlüğü yaklaşık 300 mikrondur (5). Kesitsel görüntüleme, ayrıca retina kalınlık ölçeri (Retinal Thickness Analyzer, RTA) ile elde edilmektedir. Bu cihaz ile de yaklaşık 20-30 mikronluk kesitler alınabilmektedir. Cihaz 543 nm

dalgaboylu He-Ne lazer ışığı kullanmakta ve vitreoretinal ile koryoretinal yüzeylerden gelen yansımalar arasındaki mesafeyi ölçmektedir. Son gelişmeler sonucunda, hızlı şekilde birden çok görüntü ile retina haritaları elde edilse de, 2x2 mm boyutunda maküler alan görüntüsü ve sınırlı kantitatif veriler elde edilmektedir.

OKT, yansıyan ışığın görüntülenmesine dayanmaktadır. Fakat, bir kamera gibi yalnızca iki boyutlu görüntü değil, derinlik boyutunu da elde etmektedir. OKT'nin aksiyel çözünürlüğü, 8-10 mikron gibi oldukça yüksek bir değerdir. Bunun sayesinde dokuya zarar vermeden, mikroskop altındaki görüntüye benzer kesit görüntüleri elde edilir. Bu nedenle, OKT invaziv olmayan doku biyopsisi olarak da tanımlanır.

OKT, dokunun farklı katlarından yansıyan ışıkta gecikmeyi hesaplar. Dokunun derin katlarından yansıyan ışık, yüzeyden yansıyana göre daha uzun bir gecikme süresi gösterecektir. Yansıyan ışığın amplitüdlerinin bu gecikme zamanına göre dağılımı aksiyel A mod tarama olarak gösterilir. OKT örnek boyunca tarama yaparak birçok A mod tarama elde edilir ve bunlar sinyal amplitüdlerini gösteren gri veya renkli skalalarla gösterilebilir.

Ultrason ve RADAR sistemleri de reflektometriye dayanan görüntüleme sistemleridir. OKT, ışık kullandığı için üstünlüğü vardır. Işığın dalgaboyu (~0.001mm), ultrason (~0.1 mm) ve radyo dalgalarından (>10 mm) daha kısadır. Bu nedenle uzaysal çözünürlüğü çok daha yüksektir. Ultrason ile görüntülemekten farklı olarak, ışık hava-doku ara yüzeyini geçebildiği için probun dokuya teması veya immersiyon süresi gerekmemektedir.

İşık hızının çok yüksek olmasından dolayı direkt olarak gecikmeyi ölçmek pek mümkün değildir. Bu nedenle ışığın yansıyan olan gecikme süresi, bilinen bir örnek ile karşılaştırılarak ölçülür. İnterferometride; incelenen örnek, referans, ışık kaynağı ve detektör kolu vardır. Referans kolundaki ayna sabittir.

Tüm klinik olarak uygulanan OKT sistemlerinde, ışık kaynağı olarak yüksek aydınlıklı diyot (superluminescent diode, SLD) lazer kullanılmaktadır. Bu lazerler ekonomik, uzun ömürlü ve kompakt yapıdadır. İlk OKT sistemleri, tipik olarak merkezi 820 nm'de olan 20 nm genişliğinde ışık yaymaktadır (4,6). Bu da aksiyel çözünürlüğü havada yaklaşık 15 mikron, dokuda 11 mikron olarak kısıtlamaktadır. Stratus OKT'nin dokudaki çözünürlüğü 8-10 mikrondur.

Tüm görüntüleme tekniklerinde olduğu gibi görüntüleri kalite ve artefaktlar yönünden değerlendirilmelidir. Kaliteli görüntü elde etme, kantitatif ve kantitatif analizlerin doğru olarak değerlendirilmesi için gerekmektedir.

çık olarak görüntünün kalitesi için sinyal gücüne bakılmalı ve iyi bir görüntü için 1 ile 10 arasında olan bu değerin 6'nın üstünde olması aranmalıdır. OKT görüntülerinin santralize olması ve yazılımın retina sınırlarını belirlerken hatasız olması gerekmektedir. OKT cihazı, güvenilir ölçümler yapılabilmesi için de en az yılda bir kere kalibre edilmelidir.

Klinik uygulamada OKT

Optik koherens tomografide görüntü, retina katlarının optik olarak farklı yansıtıcılıkta olması ile elde edilmektedir. Dokulardan geri yansıyan ışığın yoğunluğuna göre gri veya renkli skala kullanılarak kesit görüntüleri oluşturulmaktadır. Retina sinir lifi tabakasında aksonal uzantıların çok olması nedeniyle yüksek yansıtıcılık özelliği vardır. Retina pigment epitelindeki yüksek melanin pigment seviyesi ve koryokapillarıdaki hemoglobin düzeyinden dolayı bu yapıların optik yansıtıcılığı yüksektir.

Gri skalada görüntü dokuların yansıtıcılıklarına göre beyazdan siyaha doğru kodlanarak elde edilir. Vitreus ve aköz gibi düşük yansıtıcılığı olan yapılar siyah, retina pigment epiteli ve sinir lifi tabakası gibi yüksek yansıtıcılığı olan yapılar beyaz renkle gösterilir. Fotoreseptör gibi orta yansıtıcılıkta olan yapılar ise gri renktedir. Görüntülerin daha iyi yorumlanması için gri skala görüntüleri bilgisayar yazılımı kullanılarak renklendirilir. Böylece beyaz alanlar sarı ve kırmızı renkle, gri alanlar mavi renkle ve siyah alanlar lacivert-siyah renkle gösterilir.

Retina:

OKT birçok koryoretinal hastalığın tanısı ve tedavi takiplerinde önemli bir seçenek haline gelmiştir. Ayrıca, zamanla gelişebilen morfolojik retina değişikliklerini takip etme imkanı sağlamaktadır. Son zamanlarda maküla hastalıklarında intravitreal ilaç ve alternatif laser tedavilerinin güncelleşmesi sonucunda, bu tedavilerin takibinde kantitatif değişimleri göstermesinden dolayı OKT'nin önemi artmıştır.

Makülada retina kalınlık analizi yapılırken önemli olan, altı lineer taramanın foveada santralizasyonu (Resim 1). Görme keskinliği iyi olan olgularda bu kolaydır ve internal fiksasyon ışığına olgunun fikse olması yeterlidir. Ancak, koryoretinal hastalığı olan kişilerde görme keskinliği düşük olabilmekte ve makülanın normal yapısı bozulduğu için foveal santralizasyon bazen zor olmaktadır.

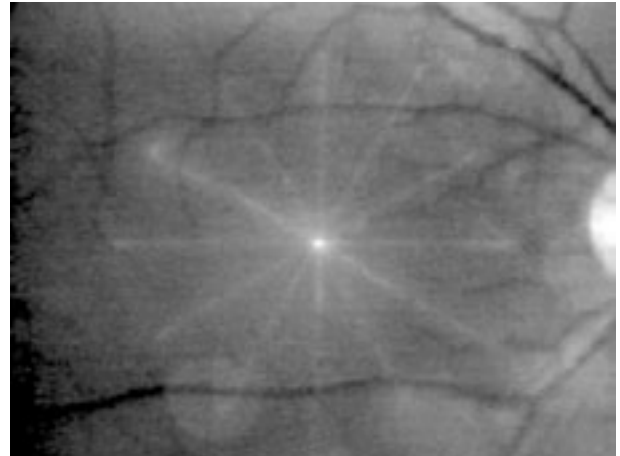
Elde edilen görüntünün kalitesi kontrol edilmelidir. Makülanın hem standart (512 A tarama/görüntü) hem de hızlı modundaki (128 A tarama/görüntü) retina haritası

olufturmadan önce, lineer 6 taramada da retina sınırlarının belirlenmesinde bir problem olup olmadığı kontrol edilmelidir. Bu kontrolden sonra foveal santralizasyon da sayısal veriler ile kontrol edilmelidir. OKT yazılımı, otomatik olarak retina haritası veya kalınlık/hacim analizi protokolünde ortalama foveal kalınlık ve standart sapmasını hesaplamaktadır. Teorik olarak tüm altı taramanın aynı noktada santralize olması halinde, kalınlık ölçümü aynı olacaktır. Standart sapmanın sıfır olması beklenir. Bu standart sapmanın 30 mikrondan fazla olması en azından bir taramanın doğru olarak santralize olmadığını göstermektedir, bu nedenle test yeniden yapılmalıdır. Saniyede 400 A mod tarama hızı ile 1-2 saniyede retina görüntüleri elde edilmektedir. Bu nedenle hızlı maküla modunda göz hareketleri önemli bir sorun yaratmamaktadır.

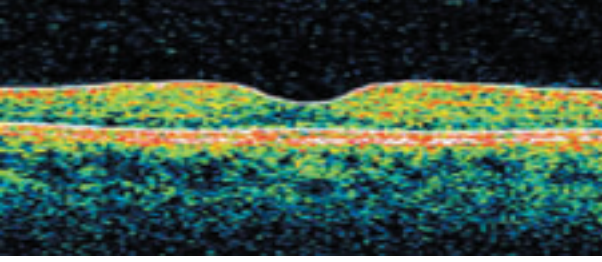
OKT yazılımı, retina kalınlığını hesaplarken her bir A mod taramada rölatif olarak yüksek reflektivitesi olan iki nokta arasında mesafeyi hesaplar. Ç retina sınırı olarak vitreoretinal ara yüzeyi ve diğer retina sınırı olarak da retina pigment epiteli-fotoreseptör katını belirler ve mesafeyi ölçer (Resim 2). Diğer retina sınırı oluşturan yüksek reflektif tabaka iç ve dış olmak üzere iki kısımdan oluşur. Daha ince olan iç kısım fotoreseptörlerin iç ve dış segment bileşkesi, dış kısım ise fotoreseptör koryokapiller komplekstir ve daha kalın bir alandır. Huang ve ark., yaptıkları deneysel çalışmalarında yüksek reflektiviteli alanın histolojik olarak fotoreseptörlerin iç ve dış segmentleri, retina pigment epiteli ve ön koroidal kısımlar olduğunu göstermişler ve diğer retina-koroid kompleksi olarak adlandırmışlardır (7).

Lineer taramalardan topografik maküla haritası oluşturulur. OKT'de maküla taraması, merkezi foveadan geçen 30 derecelik aralıkla radyal tarzda birbirini

Resim 1. Hızlı maküla taramasındaki altı lineer taramanın foveada santralizasyonu



Resim 2. Normal bir gözde her bir lineer maküla taramasında OKT, retina kalınlığı hesaplar. Bunun için çizilen sınırların uygunluğu kontrol edilmelidir.



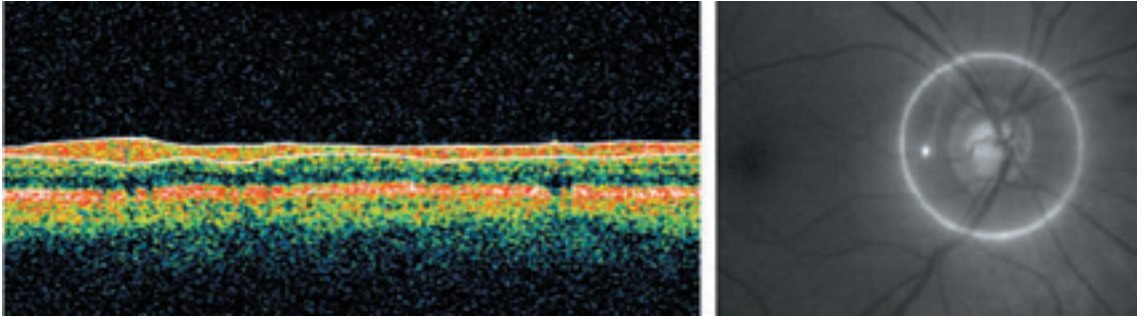
kesen 6 mm uzunluğunda 6 taramadan oluşur. Bu alt radyal tarama maküla protokolünde, 8-10 saniye süren 512 A mod taramadan veya 2 saniye süren 128 A mod taramadan oluşmaktadır. Retina kalınlığı tespiti için bu alt radyal taramanın segmentasyonu yapıp 9 bölgeden oluşan renkli topografi haritası oluşturulur. Aralardaki 30 derecelik bofluklardaki retina kalınlıkları enterpolasyon yöntemi ile hesaplanır.

Retina sinir lifi tabakası ve Optik disk

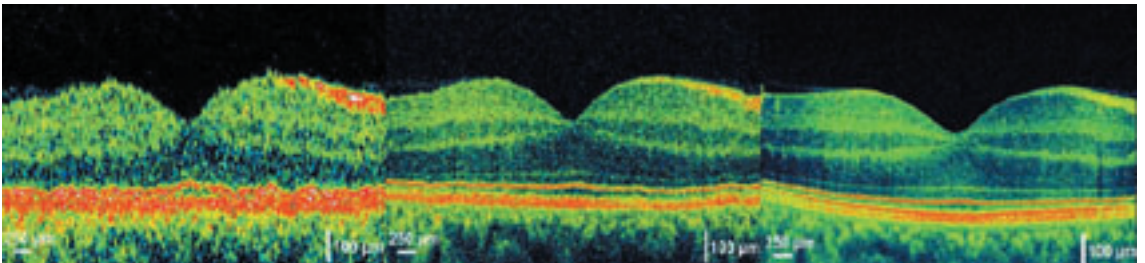
Hoyt ve Newman 1972 yılında, glokom olgularında retina sinir lifi tabakası (RSLT) hasarının, önemli bir bulgu olduğunu bildirdikten sonra, glokomda RSLT analizi ilgi çekmiştir (8). Glokom hasarı bafladığında, ganglion hücre ölümü fokal veya yaygın olabilmektedir. Yaygın atrofiyi erken dönemde tespit etmek zor iken, fokal hasar daha kolay tanımlanabilir. Böyle anormal RSLT hasarı, tedavi baflamak için yeterli olacaktır. Çünkü standart otomatik görme alanı anormalligi tespit edilemeden önce, yaklaşık %25-30 oranında retina ganglion hücre ölümü olmuştur (9). Bu nedenle RSLT kalınlığı, glokom tanısı için ilgi uyandırmaktadır (10).

RSLT ölçümü için, optik disk etrafında sabit çaplı sirküler tarama yapılmaktadır. Optik disk etrafında 3.46 mm çaplı dairesel 3 tarama yapıp bunların ortalaması alınmaktadır (Resim 3). RSLT tarama (512 A mod tarama/görüntü) ve hızlı RSLT tarama (256 A mod tarama/görüntü) protokolleri kullanılmaktadır.

Resim 3. RSLT kalınlık ölçümünde, optik diskin dairesel taramanın ortasında olması gerekmektedir. Bu nedenle santralizasyon kontrol edilmelidir. Daha sonra RSLT sınırları cihaz tarafından çizilir.



Resim 4. Sağlıklı bir gözde, maküla taramasında; aynı gözün Stratus OKT (solda), çok yüksek çözünürlüklü OKT (ortada) ve sOKT (sağda) ile elde edilen görüntüleri görülmektedir.



Schuman ve ark. tekrarlanabilirlik çabımlarında 2.9, 3.4 ve 4.5 mm çaplı dairesel taramalardan 3.4 mm olanında tekrarlanabilirliğin iyi olduğunu ve 4.5 mm çaplı taramaya göre 3.4 mm olanın daha kalın RSLT ölçümü nedeniyle hafif sinir lifi defektinde daha hassas olacağını bildirmişlerdir (11). Ayrıca, diğer çabımlarda da normal ve glokomlu olgularda bu taramanın tekrarlanabilir olduğunu bulunmuştur (12-16). Paunesco ve ark.'na göre ise 256 A mod taramalı hızlı RSLT taramanın, 512 A mod taramaya göre daha tekrarlanabilir bulunmuşlar (14). Ancak, daha yoğun taramalarda tekrarlanabilirlik sıkıntısı olurken, yoğun tarama ile tanısal hassasiyet artacak ve Leung'a göre görme alanı ile daha sıkı korelasyon gösterecektir (17).

Schuman görme alanı kaybı ile tespit edilen fonksiyonel kayıp ile OKT ölçümleri arasında yüksek korelasyon bildirmiştir (18). Ne optik disk çukurlaşması, ne de nöral rim alanının görme alanı ile ilişkisi, RSLT kalınlığı ile olan görme alanı ilişkisi kadar güçlü değildir. Özellikle alt kadran olmak üzere, RSLT kalınlığı glokomlu olgularda normallere göre anlamlı incedir. Ayrıca yaklaşma ile RSLT kalınlığında azalma da tespit edilmiştir.

OKT ile tespit edilen RSLT kalınlığının, kısa dalga boylu otomatik perimetre (KDOP) ile tespit edilen görme alanı defekti ile uyumlu olduğu bildirilmiştir (19). RSLT glokomlu olgularda, sağlıklı ve oküler hipertansiyonlu kifiilere göre belirgin olarak ince tespit edilmiştir (20). Tarayıcı laser polarimetri, OKT, KDOP, standart otomatik perimetre ve optik disk görünümü ile erken glokom hasarını tespit etme yetenekleri karşılaştırıldığında duyarlılık ve seçiciliğin en fazla OKT'de olduğunu bulunmuştur (21). Moderios; tarayıcı laser polarimetri (GDx VCC), OKT ve Heidelberg Retinal Tomografi II parametrelerinin benzer duyarlılık gösterdiğini bildirmiştir (22). Ortalama RSNT kalınlığı, glokomlu çocuklarda sağlıklılara göre daha ince bulunmuştur (23,24). Hess ve ark. hem maküla hem de RSLT kalınlığının sağlıklı çocuklara göre glokomlularda daha ince olduğunu bildirmişlerdir (24).

OKT ile ölçülen hem maküla hem de RSLT kalınlığı, glokom flideti ile anlamlı ilişki göstermektedir. Leung, glokom olgularında maküla kalınlığının anlamlı olarak incelmiş bulunmuştur (25). Bununla birlikte, RSLT kalınlığının daha güçlü tanı koydurucu özelliği vardır. Wollstein; peripapiller RSLT kalınlığının, maküla ölçümlerine göre daha duyarlı ve seçici olduğunu bildirmiştir (26).

Progresyon takibi açısından, kontrollerde taramanın hep aynı yerden olmaması sonucunda ölçümlerin standartize edilememesi bir dezavantaj olarak görülmekte-

dir. Ayrıca sonuç çabısındaki fundus fotoğrafından kontrol edilen optik disk santralizasyonu da son çekim anındaki görüntüdür. Santralizasyonun tüm çekim boyunca stabil kalacağını söylemek zordur.

Disk sıkıktan uzaklaftıkça RSLT kalınlığında bir azalma olmaktadır (27). Bu da disk büyüklüğünün RSLT kalınlık ölçümlerini etkilemesine neden olmaktadır. Savini, artan optik disk çapı ile RSLT'da kalınlık artışı olduğunu bildirmiştir, bunun da büyük disklerde disk kenarı ile taranan alan arasındaki mesafenin kısa olmasına bağlı olduğunu belirtmiştir (28).

Jones ve ark. histolojik kesitlerden elde edilen verilerle karşılaştırdıklarında, OKT'nin RNFL kalınlığını ortalama %37 oranında daha ince ölçtüğünü bildirmişlerdir (29). OKT yazılımı disk etrafındaki RNFL ölçümünde, histolojik kesitlere göre 400 mikrona kadar farklı ölçüm verdiği bildirilmiştir (30).

Üçüncü jenerasyon OKT, 10 mikronluk çözünürlüğü ile halen mevcut görüntüleme yöntemlerine göre üstündür. OKT'nin duyarlılığı ve seçiciliğini arttırmak için daha yüksek çözünürlük ve tekrarlanabilirlik gerekmektedir. Yeni jenerasyon çok yüksek çözünürlüklü OKT prototipi 2-3 mikronluk çözünürlükle daha yüksek aksiyel çözünürlüğe sahiptir (31). Buna ek olarak, reflektiviteyi elde etmek için 'Fourier domain' kullanılması ile yüksek hızla ulaşılabilecek ve göz hareketlerine bağlı sorunlar çözülmüştür (32).

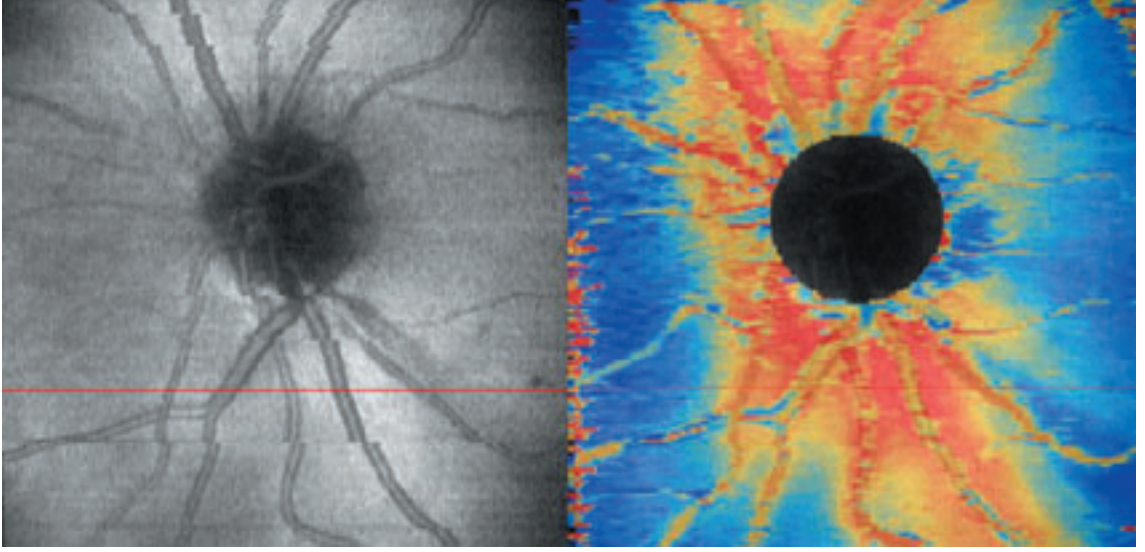
OKT ile optik disk incelenmesi için, merkezi optik diskin santralinde olan maküla taramasında olduğu gibi 6 adet radyal tarama yapılır. Her bir radyal tarama 128 A mod taramadan oluşur. Optik disk sıkıktan da, retina pigment epitel sonlanmalarını bularak tespit eder. Arada kalan boflukları enterpolasyon yöntemi ile hesaplar. Wollstein ve ark., rim alanı, vertikal ve horizontal birleflik rim alanlarının glokom tanısı için diğer optik disk parametrelerinden daha önemli olduğunu bildirmişlerdir (33). Ancak retina sinir lifi tabakası kalınlıkları için normatif veriler mevcuttur ve RSLT üç taramanın ortalama olarak, enterpolasyon yöntemi olmadan gerçek kalınlık ölçümleri ile analiz edilmektedir.

Yeni nesil OKT cihazları

Üçüncü jenerasyon OKT, Zeiss Meditec firması tarafından geliştirildiği 2002 yılından bu yana bu alanda birçok ilerlemeler göstermiştir. 2004 yılında OTI firmasınınca tarayıcı laser oftalmoskopi ile kombine OKT cihazı üretilmiştir.

Drexler tarafından 3 mikronluk çözünürlüğe sahip 'Çok Yüksek Çözünürlüklü OKT' bildirilmiştir (34). On

Resim 5. Izgara fleklinde 180 ardışık lineer tarama sonucunda sağlanan 3 boyutlu verilerden fundus görüntüsü (solda) ve renkler ile kodlanmış retina sinir lifi kalınlık haritası (sağda) elde etmek mümkündür.



mikron çözünürlüğü olan standart OKT'e göre bu sistemle daha yüksek çözünürlük elde edilmektedir. Bu sistem, femtosekond titanyum safir laserden elde edilen geniş bant ışık kullanılmaktadır. Standart OKT ile gösterilemeyen ganglion hücre katı, iç ve dış nükleer ve pleksiform katlar, fotoreseptör ve RPE gibi intraretinal tabakaların görüntülenmesini sağlamaktadır. Fakat yüksek laser ışık kaynağı maliyetinden dolayı piyasaya çıkmamıştır.

Daha sonraki gelişmeler ile yeni ışık kaynağı kullanılarak yüksek hız ve çok yüksek çözünürlüğe sahip olan spektral OKT (sOKT) cihazı geliştirilmiştir (Resim 4) (34-38). sOKT 'Yüksek Hızlı Çok Yüksek Çözünürlüklü OKT' olarak da adlandırılır. Spektral OKT 'Fourier domain' tespiti ile flimdiki OKT'den 50 kat daha hızlıdır (39). sOKT'nin gözdeki aksiyel çözünürlüğü 3.4 mikron olup saniyede 24 000 A mod tarama yapmaktadır. Maliyeti yaklaşık 5 kat daha ucuz olan geniş bant superluminesent diyot laser kullanılabilmektedir. Birkaç superluminesent diyot laser tek fiber kablo ile sisteme bağlıdır. Bu sistemle görüntü elde etme hızı da artmıştır. Standart OKT'den bir diğer fark referans aynanın sabit olmasıdır.

sOKT, yüksek hız ile retinada transvers olarak çok sayıda veriyi elde ettiginden fokal patolojilerin atlanması ihtimalini azaltır. Stratus OKT'de, görüntü elde etme hızı düşük olduğundan göz hareketleri nedeniyle görüntüde artefaktlar olufabildir. Bu nedenle de, standart OKT

sistemlerinde üç boyutlu görüntü elde etmek mümkün değildir. sOKT ile standart OKT'de elde edilen birkaç görüntü süresince üç boyutlu veri elde etmek mümkündür. Izgara fleklinde tarama ile elde edilen görüntülerde, efit aralıklarla sıralanmış lateral taramalar yapılır ve üç boyutlu veriler elde edilebilmektedir. Üç boyutlu görüntüleme ile hep aynı referans noktalardan geçen peripapiller ölçümler ile elde edilecek kantitatif veriler, standart OKT'deki progresyon takibindeki sıkıntıyı azaltacaktır. sOKT'de göz hareketine bağlı görüntü artefaktları ihmal edilebilir düzeydedir. Üç boyutlu veriler ile aksiyel yöndeki her noktanın reflektivitelerini toplayarak fundus görüntüsü elde etmek de mümkündür. Retina sinir lifi katı gibi spesifik intraretinal katları gösteren kalınlık haritaları da elde edilebilir (Resim 5).

Çözünürlüğün çok yüksek olması, segmentasyon ve diğer görüntü yazılımlarının performansını arttırmaktadır. Optik disk başının 3 boyutlu kantitatif topografik verileri de elde edilir. Üç boyutlu veriler, volümetrik bilgiler de vermektedir.

Yine araştırma aşamasında olan, OKT çekimleri sırasında göz hareketlerinin etkisini azaltmak için göz hareketlerini takip etme (tracking) fonksiyonu olan OKT cihazları denenmektedir (40). Yine görünür ışığın, karanlığa adapte olmufl gözde olufturduğu hücresele değişikliklerin olufturabileceği, OKT'deki reflektivite değişikliklerine göre hücresele fonksiyonu araştırmaya yönelik fonksiyonel OKT çabaları devam etmektedir.

OKT teknolojisi ile her geçen gün daha detaylı bilgiler elde edilmekte ve hastalıkların tan› ve takiplerinde invaziv olmayan bu yöntemle yeni gelişmeler beklemek mümkün görünmektedir.

KAYNAKLAR

- Fujimoto JG, Pitris C, Boppart SA, Brezinski ME. Optical coherence tomography: an emerging technology for biomedical imaging and optical biopsy. *Neoplasia*, 2000; 2:9-25.
- Brezinski ME, Tearny GJ, Bouma BE, Izatt JA, Hee MR, Swanson EA, Southern JF, Fujimoto JG. Optical coherence tomography for optical biopsy. Properties and demonstration of vascular pathology. *Circulation*, 1996; 93: 1206-1213.
- Huang D, Swanson EA, Lin CP, Schuman JS, Stinson WG, Chang W, Hee MR, Flotte T, Gregory K, Puliafito CA, et al.: Optical coherence tomography. *Science* 1991;254:1178-1181.
- Swanson EA, Izatt JA, Hee HA. In vivo retinal imaging by optical coherence tomography. *Opt. Lett.* 1993; 18: 1864-1866.
- Bartsch DU, Freeman WR. Axial intensity distribution analysis of the human retina with a confocal scanning laser tomograph. *Exp. Eye Res.* 1994; 58: 161-173.
- Hee MR, Izatt JA, Swanson EA, Huang D, Schuman JS, Lin CP, Puliafito CA, Fujimoto JG. Optical coherence tomography of the human retina. *Arch Ophthalmol* 1995; 113:325-332.
- Huang Y, Cideciyan AV, Papastergiou GI, Banin E, Semple-Rowland SL, Milam AH, Jacobson SG. Relation of optical coherence tomography to microanatomy in normal and rd chickens. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1998;39:2405-2416.
- Hoyt WF, Newman NM. The earliest observable defect in glaucoma? *Lancet* 1972;1:692-693.
- Kerrigan-Baumrind LA, Quigley HA, Pease ME, Kerrigan DF, Mitchell RS. Number of ganglion cells in glaucoma eyes compared with threshold visual field tests in the same persons. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2000;41:741-748.
- Utine CA, Eren H, Perente ‹, Bayraktar fi, Y›lmaz ÖF. Primer ‹k ‹k› glokom olgular›nda g›rme alan› defekt skorlamas›na g›re optik koherens tomografi ölçümlerinin değerlendirilmesi. *Glokem-Katarakt* 2006; 1: 165-170.
- Schuman JS, Pedut-Kloizman T, Hertzmark E, Hee MR, Wilkins JR, Coker JG, Puliafito CA, Fujimoto JG, Swanson EA. Reproducibility of nerve fiber layer thickness measurements using optical coherence tomography. *Ophthalmology* 1996;103:1889-1898.
- Blumenthal EZ, Williams JM, Weinreb RN, Girkin CA, Berry CC, Zangwill LM. Reproducibility of nerve fiber layer thickness measurements by use of optical coherence tomography. *Ophthalmology* 2000;107:2278-2282.
- Carpinetto P, Ciancaglini M, Zuppari E, Falconio G, Doronzo E, Mastropasqua L. Reliability of nerve fiber layer thickness measurements using optical coherence tomography in normal and glaucomatous eyes. *Ophthalmology* 2003;110:190-195.
- Paunescu LA, Schuman JS, Price LL, Stark PC, Beaton S, Ishikawa H, Wollstein G, Fujimoto JG. Reproducibility of nerve fiber thickness, macular thickness, and optic nerve head measurements using stratusoct. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2004;45:1716-1724.
- Budenz DL, Chang RT, Huang X, Knighton RW, Tielsch JM. Reproducibility of retinal nerve fiber thickness measurements using the stratus oct in normal and glaucomatous eyes. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2005;46:2440-2443.
- Bayraktar fi, Türker G. Erken glokom ve glokom flüphesi olgular›nda optik koherens tomografi ile elde edilen retina sinir lifi kal›nl›ğ› ölçümlerinin tekrarlanabilirliđi. *T. Oft. Gaz.* 2000; 30: 404-408.
- Leung CK, Yung WH, Ng AC, Woo J, Tsang MK, Tse KK. Evaluation of scanning resolution on retinal nerve fiber layer measurement using optical coherence tomography in normal and glaucomatous eyes. *J Glaucoma* 2004;13:479-485.
- Schuman JS, Hee MR, Puliafito CA, Wong C, Pedut-Kloizman T, Lin CP, Hertzmark E, Izatt JA, Swanson EA, Fujimoto JG. Quantification of nerve fiber layer thickness in normal and glaucomatous eyes using optical coherence tomography. *Arch Ophthalmol* 1995;113:586-596.
- Sanchez-Galeana CA, Bowd C, Zangwill LM, Sample PA, Weinreb RN. Short-wavelength automated perimetry results are correlated with optical coherence tomography retinal nerve fiber layer thickness measurements in glaucomatous eyes. *Ophthalmology* 2004;111:1866-1872.
- Bowd C, Weinreb RN, Williams JM, Zangwill LM. The retinal nerve fiber layer thickness in ocular hypertensive, normal, and glaucomatous eyes with optical coherence tomography. *Arch Ophthalmol* 2000;118:22-26.
- Bowd C, Zangwill LM, Berry CC, Blumenthal EZ, Vasile C, Sanchez-Galeana C, Bosworth CF, Sample PA, Weinreb RN. Detecting early glaucoma by assessment of retinal nerve fiber layer thickness and visual function. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2001;42:1993-2003.
- Medeiros FA, Zangwill LM, Bowd C, Weinreb RN. Comparison of the GDx VCC scanning laser polarimeter, HRT II confocal scanning laser ophthalmoscope, and stratus oct optical coherence tomograph for the detection of glaucoma. *Arch Ophthalmol* 2004;122:827-837.
- Mrugacz M, Bakunowicz-Lazarczyk A. Optical coherence tomography measurement of the retinal nerve fiber layer in normal and juvenile glaucomatous eyes. *Ophthalmologica* 2005;219:80-85.
- Hess DB, Asrani SG, Bhide MG, Enyedi LB, Stinnett SS, Freedman SF. Macular and retinal nerve fiber layer analysis of normal and glaucomatous eyes in children using optical coherence tomography. *Am J Ophthalmol* 2005;139:509-517.
- Leung CK, Chan WM, Yung WH, Ng AC, Woo J, Tsang MK, Tse RK. Comparison of macular and peripapillary

- measurements for the detection of glaucoma: An optical coherence tomography study. *Ophthalmology* 2005; 112:391-400.
26. Wollstein G, Schuman JS, Price LL, Aydin A, Beaton SA, Stark PC, Fujimoto JG, Ishikawa H. Optical coherence tomography (OCT) macular and peripapillary retinal nerve fiber layer measurements and automated visual fields. *Am J Ophthalmol* 2004;138:218-225.
 27. Varma R, Skaf M, Barron E. Retinal nerve fiber layer thickness in normal human eyes. *Ophthalmology* 1996;103:2114-2119.
 28. Savini G, Zanini M, Carelli V, Sadun AA, Ross-Cisneros FN, Barboni P. Correlation between retinal nerve fibre layer thickness and optic nerve head size: An optical coherence tomography study. *Br J Ophthalmol* 2005;89:489-492.
 29. Jonas AL, Sheen NJ, North RV, Morgan JE. The Humphrey optical coherence tomography scanner: quantitative analysis and reproducibility study of the normal human retinal nerve fibre layer. *Br.J. Ophthalmol.* 2001; 85: 673-677.
 30. Skaf M, Bernandes AB, Cardillo JA, Costa RA, Melo LA, Castro JC, Varma R. Retinal nerve fiber layer thickness profile in normal eyes using third-generation optical coherence tomography. *Eye.* 2006; 20: 431-439.
 31. Wollstein G, Paunescu LA, Ko TH, Fujimoto JG, Kowalevich A, Hartl I, Beaton S, Ishikawa H, Mattox C, Singh O, Duker J, Drexler W, Schuman JS. Ultrahigh-resolution optical coherence tomography in glaucoma. *Ophthalmology* 2005;112:229-237.
 32. Wojtkowski M, Srinivasan V, Fujimoto JG, Ko T, Schuman JS, Kowalczyk A, Duker JS. Three-dimensional retinal imaging with high-speed ultrahigh-resolution optical coherence tomography. *Ophthalmology* 2005;112:1734-1746.
 33. Wollstein G, Ishikawa H, Wang J, Beaton SA, Schuman JS. Comparison of three optical coherence tomography scanning areas for detection of glaucomatous damage. *Am J Ophthalmol.* 2005;139: 39-43.
 34. Drexler W, Morgner U, Kartner FX, Pitris C, Boppart SA, Li XD, Ippen EP, Fujimoto JG. In vivo ultrahigh-resolution optical coherence tomography. *Opt.Lett.* 1999; 24: 1221-1223.
 35. Drexler W, Morgner U, Ghanta RK, Kartner FX, Schuman JS, Fujimoto JG. Ultrahigh-resolution ophthalmic optical coherence tomography. *Nat Med* 2001;7:502-507.
 36. Drexler W, Sattmann H, Hermann B, Ko TH, Stur M, Unterhuber A, Scholda C, Findl O, Wirtitsch M, Fujimoto JG, Fercher AF. Enhanced visualization of macular pathology with the use of ultrahigh-resolution optical coherence tomography. *Arch Ophthalmol* 2003;121:695-706.
 37. Fujimoto JG. Optical coherence tomography for ultrahigh resolution in vivo imaging. *Nat Biotechnol* 2003;21:1361-1367.
 38. 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;7:457-463.
 39. Wojtkowski M, Bajraszewski T, Targowski P, Kowalczyk A. Real-time in vivo imaging by high-speed spectral optical coherence tomography. *Opt Lett* 2003;28:1745-1747.
 40. Ishikawa H, Gabriele ML, Wollstein G, Ferguson RD, Hammer DX, Paunescu LA, Beaton SA, Schuman JS. Retinal nerve fiber layer assessment using optical coherence tomography with active optic nerve head tracking. *Invest Ophthalmol Vis.Sci.* 2006; 47: 964-967.