

LAZERİN TARİHİ

Dr. Mustafa Ataş, Dr. Ayşe Çiçek

Lazerler 20. Yüzyılın önemli buluşlarından biri olup, hayatın birçok alanında kullanılmaktadırlar. Evlerimizde CD ve DVD okuyucularında, lazer yazıcılarında, marketlerdeki barkod okuyucularında, tıpta, endüstride, eğlence sektöründe, iletişimde, meteoroloji ve savunma sanayi gibi birçok alanda lazerler başarı ile kullanılmaktadır.

Lazer, uyarılmış ışınım yayılımı ile ışık yükseltilmesi anlamına gelen “Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation” ifadesinin baş harfleri alınarak türetilmiş bir kısaltmadır. Basitçe uyarılmış ışımaya ile ışığın güçlendirilmesi anlamını taşır.

Lazer ışığı, her şeyden önce bir ışık türüdür. Lazerin icadını incelediğimizde ışık özelliklerini ve karakterini anlamak için yüzyıllardır süregelen uğraşların sonucunda olduğunu görürüz. Bu konuda, Descartes, Fermat, Snell, Newton, Huygens, Young, Fresnel ve daha birçok bilim adamının katkıları olmuştur. Bu bölümde lazerin keşfine giden yolu oluşturan gelişmelerden ve lazerin gelişim basamaklarından tarihsel akış içerisinde bahsetmeye çalışacağız.

Hollandalı bir fizikçi ve matematikçi olan Christiaan Huygens (1629-1695) ışığın bazı özelliklerini fark ederek ışığın dalgalardan oluştuğunu, İngiliz matematikçi ve fizikçi Sir Isaac Newton (1643-1727) ise ışığın parçacıklardan oluştuğunu öne sürmüştür.

19. yüzyılın sonlarına doğru James Clerk Maxwell (1831-1879) tarafından modern elektromanyetik kuramın keşfi önemli dönüm noktalarından biridir. Bu kuram ile, elektrik ve manyetik alanların arasındaki bağlantıyı açıklamıştır. Bu kuramın en başarılı öngörülerinden bir

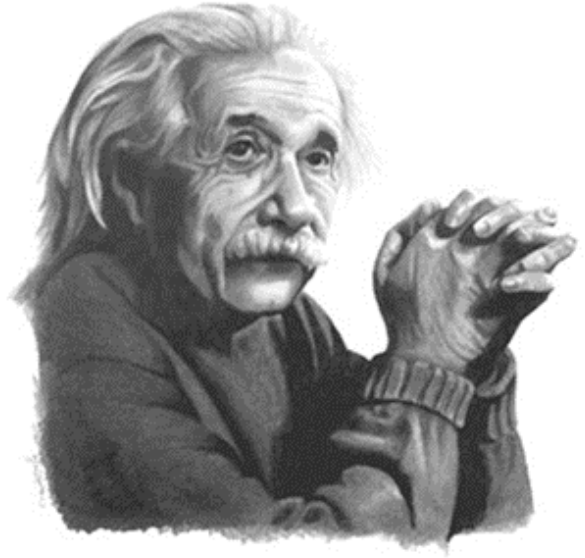
tanesi, elektromanyetik dalgaların boşlukta ışık hızında ilerlediklerinin ve buna bağlı olarak, ışığın da bir elektromanyetik dalga türü olduğunun keşfidir. Maxwell'in bu önemli keşfinin ardından, Heinrich Hertz (1857-1894) 1888 yılında elektromanyetik dalgaların üretimini ilk kez deneysel olarak göstermiş ve ardında da Marconi, Braun gibi öncülerin çalışmaları sonucunda radyo dalgaları ile iletişim çağı başlamış ve hiç ivme kaybetmeden günümüze kadar ilerlemiştir.

Max Planck; Kuantum teorisi: Bilim insanlarının, ışığı ikili yapıda bir olgu olarak algılamayı öğrenmesi ve bu sorunu çözmesi 20. Yüzyılda mümkün olmuştur. Işığın bir elektromanyetik radyasyon şeklinde yayıldığı anlaşılmadan lazerin icadı mümkün olmayacaktı. Planck'ın kuantum teorisi ile keşfedilmiş olan kuantum mekaniği bilimi, ışığın hem parçacık hem de dalga boyu özelliklerinin kavranması ile doğal ışığın yapısı başarılı şekilde açıklamıştır. **Max Planck** (1858- 1947), 1900 yılında karanlık cisim ışınımını açıklamak için geliştirdiği kuantum kuramında, ışık enerjisinin bölünemeyen temel enerji paketlerinden oluştuğunu ve her bir enerji paketinin içerdiği enerjinin $E = hf$ bağlantısı ile verildiği hipotezini ortaya atmıştır. Burada f ışığın frekansı, h ise Planck sabitidir. Planck, enerjinin elektromanyetik ışımaya şeklinde yayınlanabilen (veya soğurulabilen) en küçük miktarına **kuantum** adını vermiştir. Planck, temel enerji parçacığı olarak kuantumu keşfinden dolayı 1918 yılında Nobel fizik ödülünü almıştır. (Şekil 1).



Şekil 1. Max Planck.

Lazerin Fikir Babası Albert Einstein; Lazerlerin ana fikri Alman asıllı Amerikalı fizikçi **Albert Einstein** ile başlar. (Şekil 2). Einstein 1917 yılında, “ışımın kuantum kuramı” başlığını taşıyan ve **uyarılmış salınım** olayını ilk kez açıklayan bir makale yayımladı ve bu çalışması ile 1921’de Nobel Fizik ödülünü almıştır. Bu makalede ışık-madde etkileşimlerini Planck’ın kuantum kuramı ile ilk kez ele alarak lazerin çalışma ilkelerini ortaya koymuş ve burada gözlenen, kendiliğinden ışıma (spontaneous emission), soğurma (absorption) ve uyarılı ışıma (stimulated emission) gibi önemli fiziksel etkilerin kuramını geliştirmiştir. Elektronlar uyarıldığında belirli bir dalga boyunda ışık yaydığını öne sürmüştür. Işığın foton olarak adlandırılan, küçük parçacık kümeleri şeklinde enerji yaydığını öne sürdü. Işık ile ilgili gözlemlerin ancak her iki özelliğin de (parçacık ve dalga) bir arada olduğu modellerle açıklanabileceği kısa zamanda anlaşıldı ve bu da kuantum mekaniğinin doğuşuna giden yolu açmış oldu. Bugün bile, ışığın gizemli yapısının gerçekten neye dayandığı konusunda hem kuramsal hem de deneysel çalışmalar yoğun bir şekilde sürmektedir. Einstein bu



Şekil 2. Albert Einstein.

makalesinde uygulamaya yönelik bir şeyden bahsetmiyordu. Çalışmalarının pratik uygulamaları olabileceğini akıllara getirememişti. Einstein’ın ışık-madde kuramının ardından lazerin icadına kadar 40 yıldan fazla bir sürenin geçtiğini görüyoruz.

Lazerin Öncüsü; MASER (microwave amplification by stimulated emission of radiation): 1950’li yılların sonuna doğru, uyarılı ışımayla kazanç, önce elektromanyetik spektrumun mikrodalga frekanslarında deneysel olarak gösterilmiştir. Eğer lazerin dalga boyu mikrodalga aralığında ise ona maser deniyor. Lazer ışınının dalga boyu infrared, ultraviyole veya başka bir ışının dalga boyuna eşit olduğunda, bunların tümüne lazer deniyor.

Lazer ile aynı temel ilkeye dayalı olarak çalışan ancak, mikrodalga bölümünde uyarılmış salınımı güçlendiren bir aygıt geliştirme çalışmalarından dolayı Amerika’dan Charles H. Townes (1915-2015), Rusya’dan Nicolay G. Basov (1922-2001) ve Aleksandr M. Prokhorov (1916-2002) 1964’te Nobel Fizik ödülüne layık görüldüler. (Şekil 3).

1954 yılında Columbia Üniversitesinde Townes, birlikte çalıştığı Herbert J. Zeiger, James P. Gordon ve Artur Schawlow ile birlikte ilk MASER’i (microwave amplification by stimulated emission of radiation) yaptığını ilan etti. Bu amonyum maser, Einstein’ın öngördüğü uyarılmış salınım ile elektromanyetik dalgaların oluşması ve yükseltilmesini sağlayan ilk cihazdı. Bu maser 1 cm’den biraz büyük dalga boyunda ışıma yapıyordu ve oluştur-

IŞIK NEDİR ?

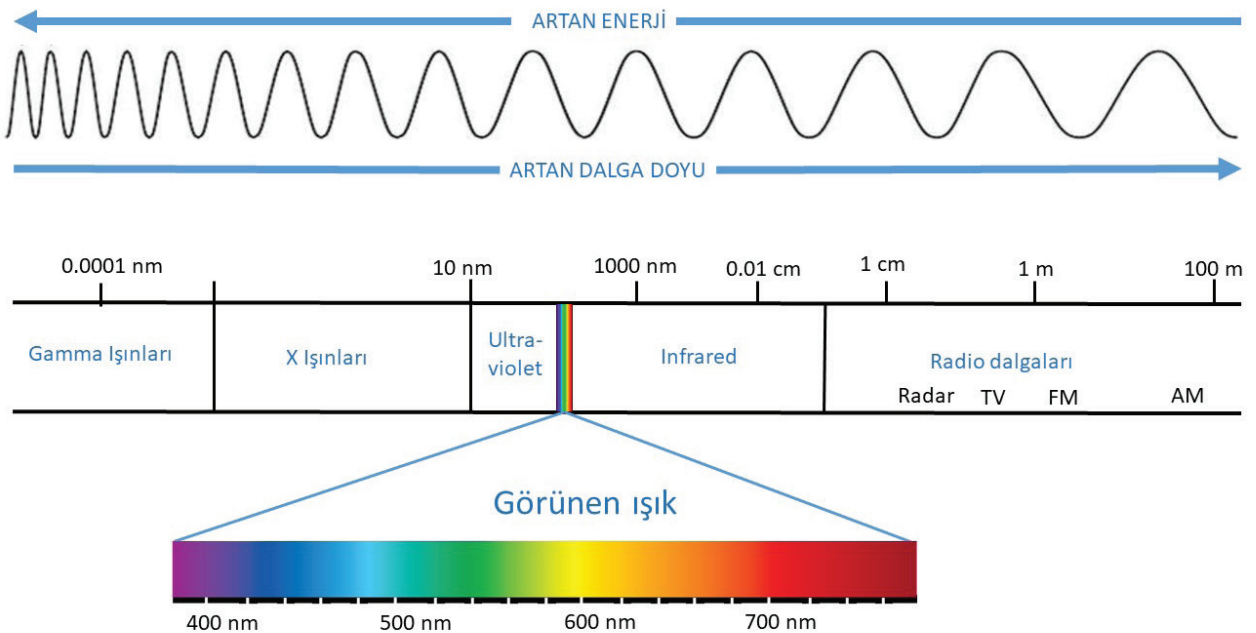
Işık, elektromanyetik yelpazenin belirli bir aralığında olup insan gözünde görme duyusunu uyaran elektromanyetik radyasyonun ismidir (Şekil 1).¹ Bu bölüm, ışık hakkında temel kavramları özetlemeyi amaçlamakta, ışık ile maddenin, ortamın veya gözün karmaşık denklemlerine girmeyi hedeflememektedir.

“Işık” kelimesi genellikle, daha uzun dalga boyları olan kızılötesi ve daha kısa dalga boyları olan ultraviyole

ışık arasında olan ve 400–700 nanometre (nm) (yani, 4.00×10^{-7} - 7.00×10^{-7} m arası) dalga boyu olan “görülebilir ışık” anlamına gelir.^{2,3}

Işığın Çiftli (Dual) Doğası

Işık enerjisi uzayda yol alırken bir dalga formunda da davranabilir, emilebilen veya salınabilen, belirli bir miktar enerjisi (kuantum) bulunan bir kesikli (yani, devamlı olmayan) parçacık olarak da davranabilir. Bu durum, ışığın dual doğası olarak adlandırılır.



Şekil 1. Elektromanyetik yelpaze

Işığın **parçacık teorisi** 1675’de Newton tarafından, **dalga teorisi** ise 1678’de Huygens tarafından öne sürülmüştür. 1862’de Maxwell ışığın bir çeşit elektromanyetik radyasyon olduğunu ilk defa ortaya koymuştur. 1900 yılında Max Plank tarafından öne sürülen **kuantum teorisi** ile ışığın taşıdığı enerji açıklanmıştır. Einstein 1905 yılında, Planck’in teorilerini ispatlayarak, ışığın enerji paketleri olarak tanımlayabileceğimiz **fotonların** enerjilerinin ışığın frekansı ile doğru orantılı olduğunu gösterdi. Buna göre, belirli uzaysal nokta ve zamanda var olan bir elektromanyetik dalganın frekansı ve yoğunluğu, bu enerjinin bir dalga ile parçacık arasında transfer olma olasılığını verir. 1924 yılında Broglie, ışığın hem dalga hem parçacık yapısında hareket ettiğini kabul eden **ikililik (dualite) teorisini** ortaya attı. Einstein madde ile dalga özelliklerini birleştirdiğinden beri, **dalga-parçacık ikililik (dualite) teorisi** kabul görmektedir. Madde, son derece sıkıştırılmış bir enerji formudur. $E=mc^2$ formülü her 2 yöne doğru çalışabilir. Çok yüksek miktarlardaki enerji çok küçük madde şekline dönüştürülebilir. Kütsüz enerji paketleri olan fotonlar, bazı zamanlarda çok yüksek hızla hareket eden ve kütsüz olan parçacıklara dönüşebilirler.

Işığın Parçacık Teorisi

Işığın parçacık benzeri doğası, **fotonlar** ile modellenir. Bir fotonun hiçbir kütsüzü veya hiçbir yükü yoktur; ancak, belirli bir elektromanyetik enerji taşıyıcısıdır ve elektronlar, atomlar gibi diğer kesikli parçacıklar ile etkileşime girebilir. Bir ışık demeti, her biri dalga boyuna bağımlı olan belirli bir miktar enerji taşıyan fotonlar akım olarak düşünülebilir. Bir fotonun taşıdığı enerji de, $E = hc/\lambda$ formülü ile hesaplanmaktadır ($E = \text{Jul biriminden enerji}$, $h = \text{Planck sabiti} = 6.625 \cdot 10^{-34} \text{ J}\cdot\text{s}$, $c = \text{Işık hızı} = 2.998 \times 10^8 \text{ m/s}$ ve $\lambda = \text{Işığın metre cinsinden dalga boyu}$). Işığın parçacık teoremi, burada detayları anlatılmayacak olan “foto-elektrik etkisi”ni açıklamış ve ışığın dalga teorisinin eksik kaldığı noktaları aydınlatmıştır.

Özetle **fotonik bilimi**, ışık enerjisi ve bilgisinin oluşumu, manipülasyonu, taşınması, saptanması ve kullanımını içerir. Işığın kuantum birimine ise **foton** denir. Işığın parçacık teorisi, kırılım (refraksiyon) ve yansıma (refleksiyon) özelliklerini açıklayabilmektedir.

Işığın Dalga Teorisi

Işığın parçacık teorisi, merceklerden geçen veya aynalardan yansıyan ışık ışınlarının davranışlarını açıklasa da, küçük açıklıklardan veya keskin kenarlardan geçen ışık

ışınlarının gösterdiği interferans veya difraksiyon gibi davranışları açıklamada yetersiz kalır. Işık, yoğunluğundan veya dalga boyundan bağımsız bir hızda enerjiyi – kütle olmadan - bir yerden bir yere taşıyarak hareket eder. Işığın dalga yapısı, fiziksel optiğin temelidir ve ışığın geçtiği ortamlar ile etkileşimini açıklamada daha yeterlidir.

Işık dalgaları bir-boyutlu dalgalar değil, birbirine dik açıda elektrik ve manyetik alan ve bu iki alana dik açıda hareket eden dalga formundan oluşur (**Şekil 2**). Yani bir elektromanyetik dalga, sırayla kuvvetlenen ve zayıflayan bir elektrik alan ve bir manyetik alandan oluşmaktadır. Bu alanların yönleri, dalganın hareket ettiği yöne ve birbirine dik açıdadır. Bir dalganın maksimum yer değiştirme değerine **genlik** (amplitüd, A) denir. Her bir döngünün tamamlandığı mesafeye **dalga boyu** (λ) denir. Dalga boyları, ışıkların renkleri hakkında belirleyicidir. Dalganın frekansı (Hertz, Hz cinsinden), dalganın belirli bir ortamdaki hızının dalga boyuna bölünmesi ile hesaplanabilir ($f = v/\lambda$).

Elektromanyetik dalgalar temelde elektrik alanın periyodik değişimleri ve buna mukabil manyetik alandaki periyodik değişimlerdir. Elektrik alan da, manyetik alan da dalganın ilerleme yönüne dik açıda oluştuğu için “**enine dalga**”lardır. Bu dalga, kendisi ile birlikte ışık enerjisini taşır. Bu hareketin yönüne dik bir birim alanda, her bir saniyede akan enerji miktarına dalganın **akım yoğunluğu** (“irradiance”) denir.

Elektromanyetik yelpazedeki (**Şekil 1**) ışınmaların dalga boylarına özgü özellikleri vardır. Görülebilir ışık dalga boylarındaki enerji, hücrelere zarar vermeden emilebilirken; uzun dalga boyundaki ışınmalar (ör., radyo dalgaları) dalga şeklinde davranır, biyolojik maddeler tarafından emilmezler. Kısa dalga boyundaki (yani, yüksek frekanslı ışınmalar ise) partikül benzeri davranabilir, özellikle suya ait atomları hareketlendirebilir ve ısı üretebilir. Hatta en kısa dalga boyuna ait x-ışınları ve kozmik ışınlar atomu ve bazı molekülleri parçalayabilir.

Elektromanyetik dalgalar, her türdeki dalga hareketinin 6 özelliğini de taşırlar. Bunlar:

1. Polarizasyon
2. Superpozisyon
3. Refleksiyon (yansıma)
4. Refraksiyon (kırılım)
5. Difraksiyon (kırınım)
6. İnterferans

Işığın 3 önemli özelliği, **parlaklık**, **renk** ve ısıdır.

GÖZÜN OPTİK ÖZELLİKLERİ

Dr. Canan Aslı Utine

BİR KAMERA OLARAK GÖZ

Gözün optik yapısı fotoğraf makinasına benzetilebilir. Göze giren ışık miktarı gözbebeği ile kontrol edilir ve bu yapı fotoğraf makinasındaki objektif açıklığına denk gelir. Fotoğraf makinasındaki mercek sisteminin gözdeki karşılığı kornea ve lens, fotoğraf filminin karşılığı ise ağ tabakadır (retina).

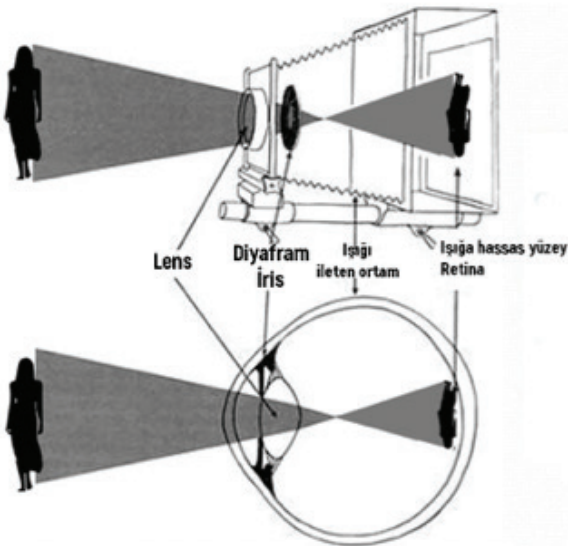
GÖZÜN OPTİK BİLEŞENLERİ

Optik açıdan göz, ışığı foto-kimyasal bir biyosensör olan retinaya odaklayan, çift pozitif, değişken yarıçapa sahip ve refraktif indeksi radyal bir gradiente sahip çoklu lens sistemi olarak tanımlanabilir.

Işık ışınlarının göz içindeki refraksiyonu, **Snell kanunu** ile belirlenmiş refraksiyon kurallarına göre gerçekleşir. Gözün kırıcı ortamları kornea ve lens olup, kornea toplam kırıcılığın yaklaşık 2/3'ünü, lens ise 1/3'ünü oluşturur. Akomodasyon yapmamış normal erişkin boyutlardaki gözün toplam refraktif gücü ortalama +60 D'dir ve bunun yaklaşık +40-43 D'si korneadan kaynaklanır.

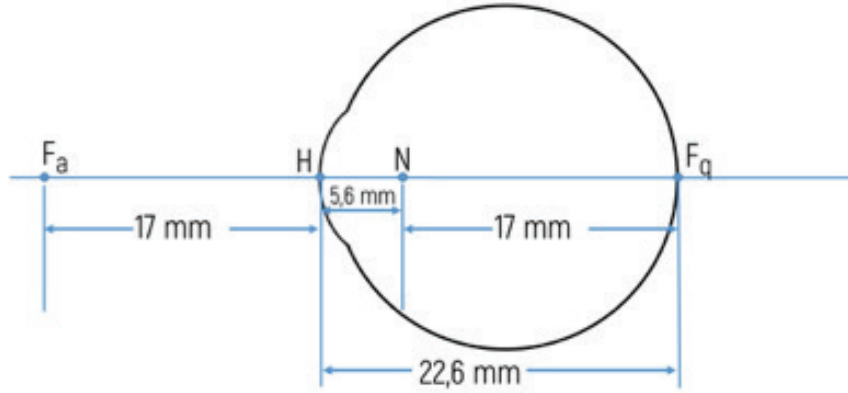
Kornea ve lens optik sistemi, bir çift pozitif (konveks) şekilli optiktir, görevi sabit uzaklıktaki retina tabakası üzerine görüntüyü odaklamaktır. Bu sistemin obje odağı (f_o) yaklaşık olarak ön kornea yüzeyinin 15.6 mm anteriorunda, imaj odağı ise (f_i) 24.3 mm posteriorundadır. Göz içinde refraktif indeks, $n_{iç}$, şeffaf lens varlığında, dokular arasında benzerdir ve sabit kabul edilebilir. Bu nedenle kornea-lens optik sistemi, kornea ön yüzey yarıçapı = 7.5 mm ve $n_{iç} = 1.3$ olan tek bir lens sistemi şeklinde de ele alınabilir. Bu tek lens sistemi, lensin posterior yüzeyine denk gelen düzlemde, retinanın 17.0 mm anteriorunda yer alır. Gözü 4 optik düzleme indirilmiş, paraksiyel optik varsayımlarına dayanan bu optik sistem, **indirgenmiş göz** adı verilir.¹

Gözün optik sistem açısından önemli elemanlarını sırasıyla inceleyelim:



Şekil 1. Bir kamera olarak göz

Yatay kesitte gözün optik anatomisi



Şekil 2. Gullstrand'ın indirgenmiş gözünün anatomisi

Kornea

Kornea gözün optik sisteminin ilk ve en güçlü refraktif bileşenidir. Korneanın optik kalitesini etkileyen 2 parametre, kollajen fibrillerin oryantasyonu ve birbirine uzaklığı ile oluşan stroma şeffaflığı (yani, 400-900 nm arası dalga-boyunda yaklaşık %95 transmisyon)² ve asferik şeklidir.

Göze gelen ışığın kırılımının en büyük kısmı, hava-kornea ön yüzü arayüzeyinde oluşur. Korneanın refraktif indeksi, $n_{\text{kornea}} = 1.376$ 'dır. Bu değer suyun refraktif indeksi, $n_{\text{su}} = 1.33$ 'e yakındır. Havanın refraktif indeksi ise $n_{\text{hava}} = 1$ 'dir. Bu nedenle hava ortamında kornea ön yüzeyi gözün en yüksek kırıcılık gücüne sahip iken, suyun altında gözlerimizi açtığımızda ilk ve en önemli ışık kırılımı yeterince gerçekleşemez ve görüntümüz bulanıklaşır. Diğer taraftan kornea ön yüzeyini kaplayan gözyaşı film tabakasının düzenliliğinin de gözün optik özelliklerine ve görüntü kalitesine önemli katkıda bulunduğunu hatırlamak gerekir.³

Bu noktada korneanın posterior yüzeyinin refraktif etkisi hakkında bir not eklemek de yerinde olur. Yakın zamana kadar korneanın posterior yüzeyinin, toplam kornea kırıcılık gücüne önemi göz ardı ediliyordu. Koch ve ark, posterior korneal astigmatizmanın da toplumda sağlıklı bireylerde anlamlı değişiklik gösterdiğini ve korneanın toplam kırıcılık gücüne ve torisitesine anlamlı katkı yaptığını gösterdiler.⁴ Kornea kaynaklı astigmatizmanın lens düzeyinde düzeltilmesi amacıyla uygulanan torik göziçi lensi uygulamalarındaki biyometrik hesaplamalar, bu saptamadan sonra belirgin derecede iyileştirilmiştir.⁵

Kornea gibi konik kesitlerin şeklini kantitatif olarak tanımlanması için gerekli iki parametre, apikal yarıçap ve eksantrisite değeridir. **Eksantrisite**, merkezden periferik doğru kornea kurvatüründeki değişkenliği, yani periferik kurvatürün apikal yarıçaptan ayrılma miktarını tanımlar. Q değeri ise, korneanın asferisite katsayısıdır. Kornea yüzeyinin bir küreden ayrılma derecesini ve korneaya en iyi uyan konik şekli ifade eder. Diğer parametreler olan konik parametre (p) ve asferisite indisi (e2), bu iki parametreden matematiksel olarak hesaplanabilir.⁶ **Asferisite**, lineer olmayan davranış gösteren bağımlı bir parametredir ve paraksiyel kurvatür ile birlikte değerlendirilmez ise hiçbir fiziksel anlamı yoktur. Dolayısıyla asferisite tanımlarının basit aritmetiksel toplamaları, farkları üzerinden yorum yapmak hatalı sonuçlar çıkarılmasına neden olabilir. Daire, hiperbol, parabol, prolat ve oblat elipslerin farklı eksantrisite değerleri vardır.⁷ İnsan korneasının ortalama Q değeri $-0,26 \pm 0,18$ olarak hesaplanmıştır.⁸ Bu değer, longitudinal sferik aberasyonu yarıya indirir. Sferik aberasyonun gözde sıfır olacağı kabul edilen Q değeri, $-0,46$ 'dır.⁹

İris

Bir kameranın iris diyaframı gibi, göz içine giren ışık miktarını ayarlayıcı pupil görevi yapar. Midriazis ve miyozis hareketleri ile gözün odak mesafesini yaklaşık f/3 ile f/8 arasında ayarlamaya yardımcı olur. Pupillanın miyozis ve midriazis fonksiyonu, kristalin lensin akomodasyon görevine yardımcı olacak şekilde oluşur.

WAVEFRONT (ÖNCÜLDALGA) ANALİZİ

Dr. Canan Aslı Utine

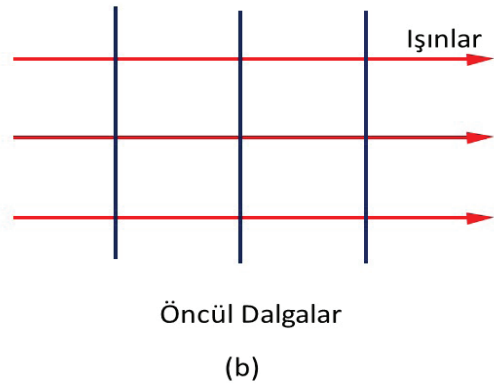
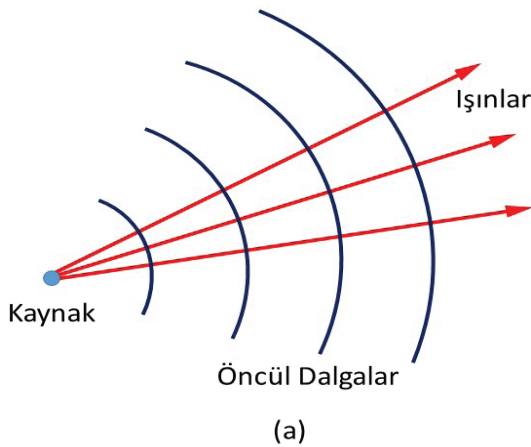
WAVEFRONT (ÖNCÜLDALGA) NEDİR?

Işığın dalga teorisi, vakum veya başka bir homojen ortamda ışık ışınlarının bir düz çizgi halinde ilerlediği varsayımına dayanır. Bir ışın, çok ince bir ışık demetinin yolunu gösteren bir düz çizgidir. **Işın diyagramları**, ışık ışınlarının yollarını göstermek için kullanılır. Işın diyagramları, ışığın sınırlarda nasıl davrandığını (yansıma ve kırınım) ve bir mercekle veya aynada görüntünün ne şekilde ve nerede oluştuğunun gösterilmesinde işe yarar (**Şekil 1a,b**).

Öncüldalgalar, sabit dalga fazı taşıyan yüzeyler olarak tanımlanabilir. Bir öncüldalga, ilerleyen ışık dalgalarının tepe veya çukur noktalarını gösteriyor olabilir ve her zaman ilerleyen ışına diktir. Örneğin, bir noktasal

kaynaktan çıkan öncüldalga, küresel (sferik) olarak ilerler. Bu küresel olarak yayılan öncüldalgaların üzerindeki tüm noktalar ya ışık dalgalarının en tepe noktasında, ya en çukur noktasında, ya da aynı fazda bulunan tepe ile çukur arasındaki sabit bir noktadadır (**Şekil 2a,b**).

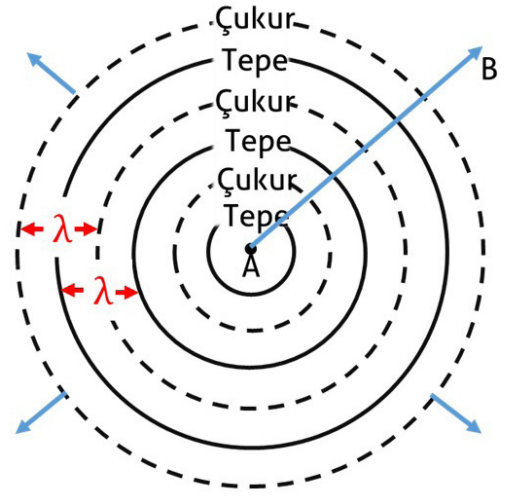
Sonsuzdaki bir kaynaktan gelen öncüldalgalar ise düzlemsel dalgalardır (**Şekil 3**). Aberasyona neden olan bir optik sistemden geçen öncüldalgalar (**Şekil 4**), istenilen optik düzlemde veya tek bir odak halinde odaklanamaz (**Şekil 5**). Aberasyona neden olan bir optik sistemden geçen ışık ışınları ise aberasyonlu bir öncüldalga oluşturur (**Şekil 6**). İdeal sferik/düzlemsel öncül dalga ile sapmış bir öncüldalga arasındaki farka **dalga aberasyonu** denir (**Şekil 7**). Dalga aberasyonlarını tanımlamak için sıklıkla Zernike polinomiyal açılımlarından faydalanılır.¹



Şekil 1a,b. Noktasal ve sonsuzdaki bir kaynaktan yola çıkan ışın diyagramları ve öncül dalgalar



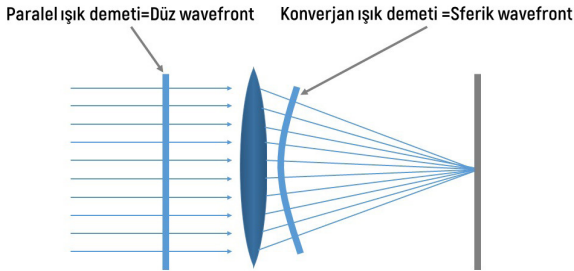
(a) Su dalgaları



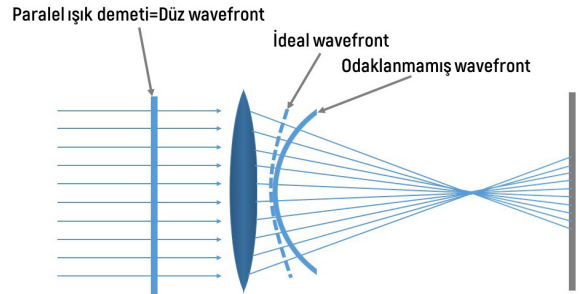
(b) Wavefront

Şekil 2a,b. Noktasal kaynaktan çıkan su dalgalarında ve şematik çizimle öncü dalgalar

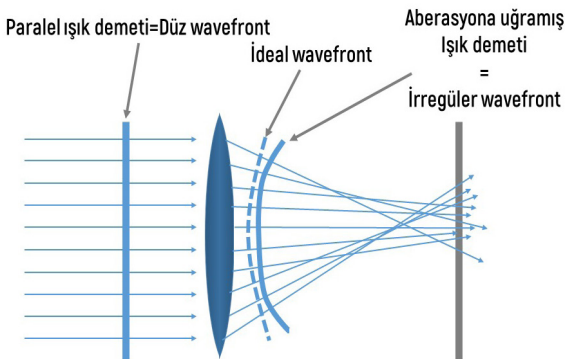
Wavefront nedir?



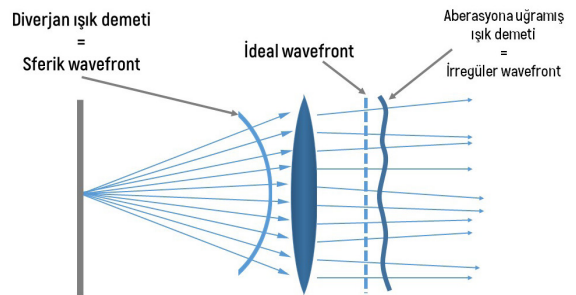
Şekil 3. İdeal öncü dalga



Şekil 4. Sonsuzdaki kaynaktan düzlemsel olarak yola çıkan, defokusa uğradıktan sonra odaklanan öncü dalga



Şekil 5. Sonsuzdaki kaynaktan düzlemsel olarak yola çıkan, aberasyonlu optikten geçtikten sonra odaklanan öncü dalga



Şekil 6. Noktasal kaynaktan yola çıkan, aberasyonlu optikten geçtikten sonra oluşan öncü dalga

KORNEA TOPOGRAFİSİ

Dr. Züleyha Yalnız Akkaya, Dr. Koray Budak

TARİHÇE

Korneadan gelen yansıma 1619'da Christoph Scheiner tarafından gözlemlenmiştir. 1808'de de David Brewster tarafından mum alevinin korneadaki yansıması klinik test olarak kullanılmıştır.

İlk keratoskobun Antonio Placido mu yoksa Emile Javal tarafından mı icat edildiğiyle ilgili anlaşmazlık olsa da ilk keratoskobu 1880'de Antonio Placido'nun geliştirdiği kabul edilmektedir.¹ Cambridge Üniversitesi ilk keratoskobun 1847'de Cambridge Üniversitesinde Henry Good tarafından geliştirildiğini keratoskobun mucidi olarak kabul edilen Antonio Placido'nun ise 1880'de bağımsız olarak bir keratoskop geliştirdiğini savunmaktadır.² Javal ve Schitz yansıyan görüntüyü büyütmüşlerdir. 1896'da Gulstrand yansıyan görüntüleri ilk defa kantitatif olarak analiz etmiştir.

Keratoskobun merkezindeki deliğe fotoğraf makinesi yerleştirilip fotoğraf çekildiğinde keratoskobun adına **foto-keratoskop** denir, Javal 1984'te Klyce tarafından keratoskobun merkezindeki deliğe video kamera yerleştirildiğinde ise keratoskobun adı Placido temelli **video-keratoskop (topografi)** olur.³ Korneadan yansıyan imajlar toplanır, analiz edilir ve sonuçlar topografi haritaları olarak gösterilir.

TEMEL BİLGİLER

Topografi kelimesi Grekçe topos (yer) ve graphy (yazmak) kelimelerinin birleşiminden oluşmaktadır. Topografi sadece ön yüzeyin analiz edilmesini kapsar. Bu nedenle korneanın arka yüzeyini ve lense kadar daha derin dokuları analiz eden sistemlere **tomografi** denmesi gerektiği savunulmaktadır (Galilei, Pentacam ve Orbscan gibi)

Keratometre: Kornea apeksi merkez kabul edildiğinde 3 mm çaplı daire üstündeki 4 noktada korneanın eğimini ölçen cihaz

Oftalmometre: Helmholtz'un keratometreye verdiği isimdir.

Keratoskop: Placido halkaları olarak bilinen genelde siyah zeminde beyaz halkaları bulunan alettir. Korneadan beyaz halkaların yansıması kantitatif olarak değerlendirilerek korneanın şekliyle ilgili yorum yapılmasına olanak sağlar.

Foto-keratoskop: Merkezindeki deliğe fotoğraf kamerası yerleştirilmiş keratoskobun adıdır.

Video-keratoskop = Topografi: Merkezindeki deliğe video kamera yerleştirilmiş keratoskobun adı. Modern topografinin bir örneğidir. Modern topografiler objelerin yansıtılması temeline değil objelerin projeksiyonu temeline dayanır. Genelde Placido disk ve kon bulunur. Kornea üzerine projekte olan halkaların görüntüsü bilgisayar tarafından toplanır, kaydedilir, analiz edilir ve kantitatif veriler elde edilir.

TOPOGRAFINİN KULLANIM AMAÇLARI

Bir olgu aynı cihazda yapılan çekimlerle takip edilmelidir, farklı cihazlarda çekilen haritaları karşılaştırmak hatalı yorumlara neden olabilmektedir.

- Keratokonus, pellüsid marjinal dejenerasyon, refraktif cerrahi sonrası ektazilerin tanınmasında, takibinde ve cerrahi endikasyonunun belirlenmesinde.
- Refraktif cerrahi öncesi keratokonus veya keratokonus şüphesi olanların ayırt edilmesinde
- Kontakt lens kullanımına bağlı oluşan düzensizliklerin tanınmasında
- Çapraz bağlama tedavisinin etkinliğinin ve tekrar cerrahi gerekliliğinin değerlendirilmesinde
- Astigmatik kesilerin yerinin ve uzunluğunun planlanması
- Pellüsid marjinal dejenrasyonda kama şeklindeki (wedge) rezeksiyon bölgesine karar verilmesi.
- Derin ön lameller keratoplasti öncesi kornea kalınlığının tespit edilmesi
- Büllöz keratopate Descemet membran endotel keratoplastisi öncesi ve sonrası kornea kalınlığındaki değişikliklerin gösterilmesi
- Yükseklik tabanlı cihazlarda ön kamara derinliği, irido-korneal açının genişliği ölçülebilir. Dar açılı olguların ön kamara açısını YAG lazer iridotomi sonrası derinleştirdiğini gösterilebilir
- Yükseklik ve Oküler Koherens Tomografi (OCT) tabanlı cihazlarda derin ön lameller keratoplasti sonrası çift ön kamara varlığının ve Descemet membran endotel keratoplastisi sonrası Descemet membranı dekolmanı varlığının gösterilmesi.
- Kataraktın yoğunluğunun sınıflandırılması
- Kontakt lens uygulamaları
- Keratoplasti sonrası astigmatizmanın değerlendirilmesi, tek tek sütüre edilmiş olgularda selektif sütün alımı öncesinde hangi sütünlerin alınacağına karar verilmesi. Kontinü sütüre edilmiş olanlarda astigmatizma regülasyonu

için sütünlerin kaydırılmasının gerekliliğine karar verilmesi.

- Keratoplasti sonrası korneadaki değişikliklerin takip edilmesi.
- Yüksek sıralı aberasyonların belirlenmesi.

TOPOGRAFI CİHAZLARININ ÇALIŞMA PRENSİPLERİ

Genel olarak eğim bilgileri Placido, led gibi yansıma bazlı sistemlerle, yükseklik bilgileri Slit tarayıcı, Scheimpflug gibi yükseklik bazlı sistemlerle veya oküler coherens tomografi (OCT) ile elde edilmektedir, elde edilen bilgiler formüllerle birbirine çevrilmektedir. İdeal sistem yansıma ve yükseklik bazlı sistemleri kombine eden sistemdir. Aksi taktirde standart dışı kornealarda hatalı sonuçlar ortaya çıkabilmektedir.

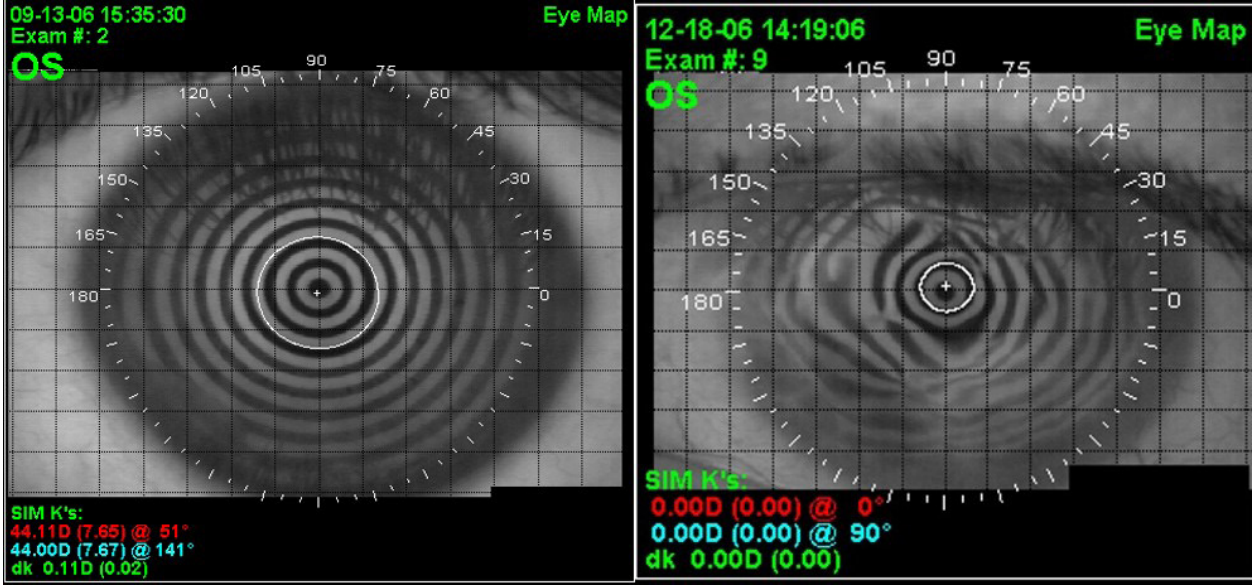
Kurvatur (Placido) temelli cihazlar: Bu sistemlerle korneanın yüzeyi ile ilgili bilgiler toplandığından bunlara **topografi** denmektedir. Bir ışık kaynağı şeklindeki bir objenin (mir) kornea yüzeyinden yansıması analiz edilir. **Şekil 1**'de EyeSys ile elde edilen görüntülerde solda regüler bir korneadaki halkaların düzgün yansıması görülürken. Sağdaki şekilde irregüler bir korneadan halkaların düzensiz yansımasını görmekteyiz.

Yükseklik temelli sistemler: Tarayıcı slit sistemi ve Scheimpflug sistemi yükseklik temelli sistemlerdir.

Tarayıcı slit (Scanning slit) sistemi: Çok sayıda slit korneaya projekte edilir. Yansıyan slit ve referans slit arasındaki açılanma ön ve arka yüzey eğimi ve kornea kalınlığının hesaplanmasında kullanılır. Orbscan cihazı bu prensiple çalışır. Arka yüzey verisinde hassasiyeti düşüktür.

Scheimpflug sistemi: Bu sistemlerle ise korneanın ön yüzeyine ilave olarak korneanın arka yüzeyi, ön kamara, lens ve ön kamara açısıyla ilgili bilgiler elde edilebildiğinden yani derin dokularla ilgili veri toplanabildiğinden **tomografi** olarak adlandırmak daha doğrudur. Pentacam, Galilei ve TMS-5 cihazları bu sistemle çalışmaktadır.

Bu sistemle çalışan Pentacam korneadan toplanan veriyi kullanarak bir referans yüzey oluşturur. Bu referans yüzeye göre korneanın ön ve arka yüzeyinin yüksekliği karşılaştırılır.



Şekil 1. Placido temelli bir cihaz olan EyeSys ile soldaki şekilde regüler korneadan sağdaki şekilde de irregüler korneadan halkaların yansıması gözükmektedir.

Ön segment OCT ve Placido temelli sistemin kombinasyonundan oluşan sistemler: Scheimpflug presnisiyle çalışan sistemler irregüler kornealarda hatalı kalınlık ve arka yüzey verisi vermektedir. Scheimpflug sisteminin bu dezavantajını ortadan kaldırmak için yükseklik verisi ön segment OCT'siyle oluşturulurken, eğim ölçümleri Placido disk yöntemiyle elde edilmektedir. Irregüler korneada daha doğru kalınlık ve arka yüzey değerlendirmesi yapar. CSO MS-39 cihazı bu sistemle çalışır.

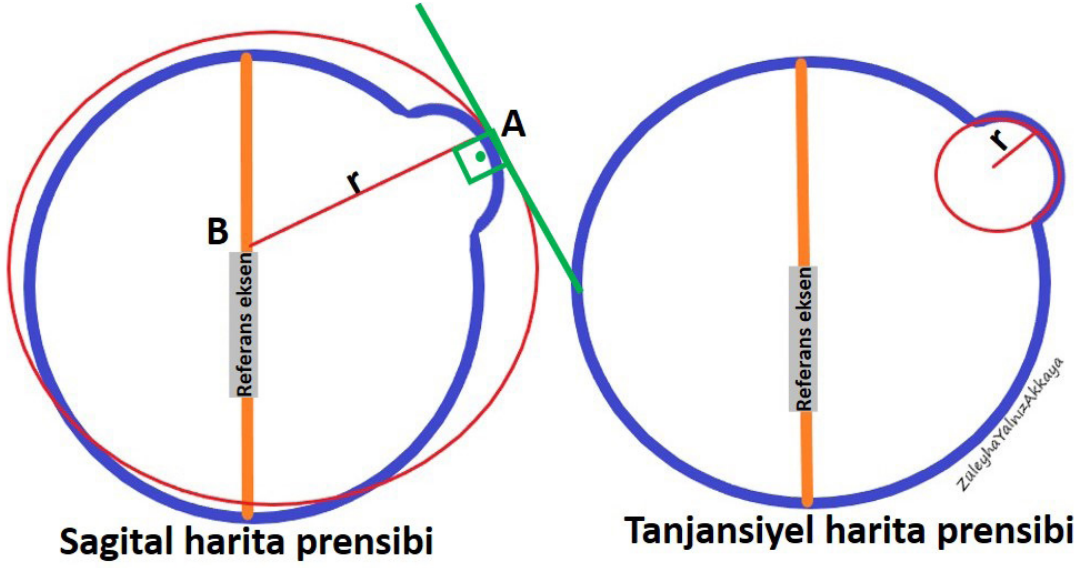
Cassini LED ışıklı sistem: Kırmızı, sarı ve yeşil LED noktalar kornea yüzeyine yansıtılır. Farklı renklerin birbirine göre uzaklığı eğim olarak ifade edilir. Bu teknoloji irregüler korneaların daha doğru haritalanmasını sağlamaktadır.

TEMEL TOPOGRAFI HARİTA ÇEŞİTLERİ

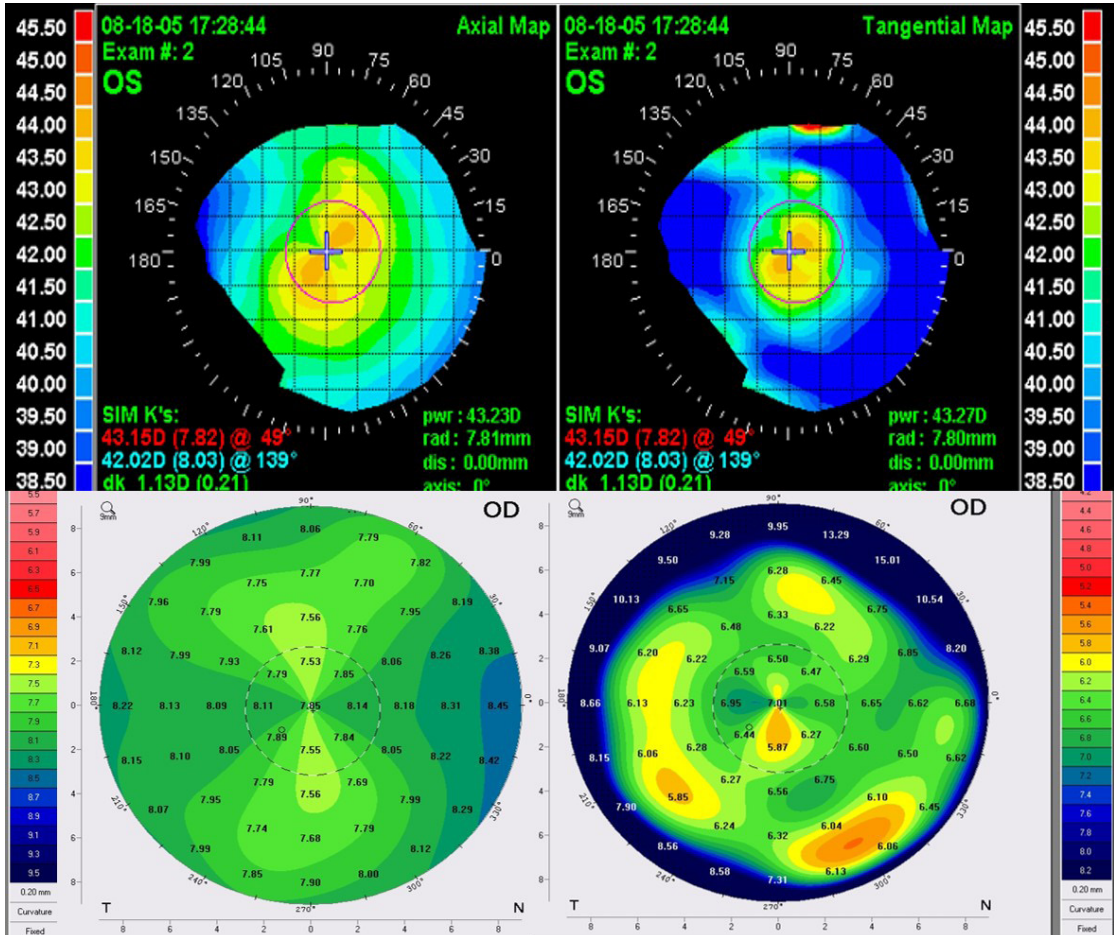
Aksiyel (Sagital) eğrilik haritası: İlk geliştirilen haritadır ve temel harita olarak kullanılır. Korneanın apeksinden geçen anatomik eksen bu haritanın gerçek eksenidir. Fakat cihazın eksenini, anatomik eksen ve görme eksenini (görülen objeyle foveolayı birleştiren eksen) çakıştırdığı varsayılarak cihazın eksenini referans eksen olarak kullanılır. Bir yüzeyin 'normal'i yüzeydeki bir noktaya teğet geçen düzleme dik olan doğrudur. Kornea yüzeyindeki ölçüle-

cek olan noktanın (A) teğeti çizilir ve bu teğetin normalinin referans eksenini kestiği nokta (B) belirlenir (Şekil 2, soldaki çizim). Normalin teğeti kestiği nokta (A) ve referans eksenini kestiği nokta (B) arasındaki mesafe o noktanın eğrilik yarıçapı olarak kabul edilir (Şekil 2, soldaki çizim). Dolayısıyla bu gerçek bir ölçüm değil göreceli bir ölçümdür. Küçük değişiklikler zor fark edilir veya fark edilmez. Artefaktlardan kaynaklanan değişikliklerin gözükmemesi ise avantajdır. Normal korneaların ve belirgin patolojilerin olduğu korneaların değerlendirilmesinde kolaylık sağlarken hafif veya sınırdaki değişiklikler fark edilemeyebilir.

Tanjansiyel (Instantaneous – Lokal) eğrilik haritası: Korneanın değerlendirilen noktasına teğet daireleri çizilir ve bu dairelerin yarıçapları o noktanın eğrilik yarıçapı olarak kabul edilir. (Şekil 2, sağdaki şekil). Irregüler kornealarda karmaşık bir harita ortaya çıkarken. Küçük farklar daha kolay tespit edilebildiğinden takiplerde ortaya çıkan ufak değişikliklerin fark edilmesi daha kolaydır. Ayrıca refraktif cerrahi sonrası ektazi başlangıcı veya keratokonus başlangıcı daha kolay fark edilir. Bu avantajları nedeniyle aksiyel haritayla birlikte değerlendirildiğinde faydalı bilgiler verir. Şekil 3'te kurvatür (EyeSys) ve yükseklik (Pentacam) temelli cihazlarla elde edilen normal kornealara ait sagittal ve tanjansiyel harita örnekleri vardır. Sol alt ve üstte yer alan sagittal haritalar daha düzenli gözükürken, sağ alt ve üstte yer alan tanjansiyel haritalar daha karmaşık gözükmektedir.



Şekil 2. Sagittal (sol) ve tanjansiyel (sağ) haritaların oluşturulma prensipleri. Sagittal haritada korneadaki değerlendirilen tüm noktaların eğimi aynı referans eksene göre belirlenir (soldaki şekil). Tanjansiyel haritadaysa korneanın değerlendirilen noktasının eğrilik yarıçapı o noktadan geçen teğet dairenin eğrilik yarıçapı olarak kabul edilir (sağdaki şekil).



Şekil 3. Üstte EyeSys ile çekilen aynı hastanın sagittal (solda) ve tanjansiyel (sağda) haritaları. Altta Pentacam ile çekilen farklı bir hastanın sagittal (solda) ve tanjansiyel (sağda) haritaları.

LAZER FİZİĞİ

Dr. Gökhan Arslan

Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation kelimelerinin akronimi olan lazer kısaltması bu işlemin çalışma prensibinin ipuçlarını barındırır. Bir lazerin nasıl çalıştığını açıklayabilmek için bazı temel fizik bilgileri anımsamak gerekir. Bir atom veya moleküldeki elektronlar kararlı hallerinden daha düşük veya yüksek enerjili hallere geçebilirler ve buna “quantum geçişi” adı verilir. Daha düşük enerji (E1) seviyelerine geçiş için atomlar enerji yayımı yaparken; daha yüksek enerji (E2) seviyelerine ulaşmak için ise enerji emilimi yapmaları gerekir. Atomların daha yüksek enerjili (E2) hali bazal haline (E0) kıyasla daha kararsızdır. Bu nedenle elektronlar aradaki enerji farkı kadar enerji yayımı yaparak tekrar kararlı hale dönme eğilimindedir.

Bir fotonun emisyonu kendiliğinden (spontan) veya uyarılma ile olabilir.

Spontanemisyon

Herhangi bir dış uyarı olmaksızın atomların yüksek enerjili (E2) halinden bazal hale (E0) geçişidir. Bu geçiş anlık randomize olarak meydana gelir. Yayılan fotonun yönü ve kutuplaşması da randomizedir.

Uyarılmış emisyon

Bir atom E2 seviyesindeyken, buna neden olan aynı fotonun tetiklemeyle tekrar E0 haline geçişi indüklenebilir. Bu durum enerji ve bir foton yayımına neden olur. Bu enerjinin miktarı E2-E0 kadar, yönü ve polarizasyonu da aynı doğrultudadır. Bundan dolayı eğer çok sayıda atom uyarılmış hale gelirse (E2), yüksek olasılıkla uyarılmış emisyon meydana gelecek ve atomun E2 seviyesinde kal-

ma süresi kısılacaktır. Buna yükseltme (ampfikasyon) adı verilir ve bir lazer elde etmek için kritik aşamadır. Lazer elde etmek için E2 halindeki atomun ortamda E0 halindeki atomlardan daha fazla olması gerekir. Bu durum popülasyon inversiyonu olarak adlandırılır. E2 halinde atomların sayısını artırmak için ortama enerji pompalanması akla yatkındır. Böylelikle doğru dalgaboyunda spontanemisyon ile oluşmuş rastgele bir foton, bir dizi uyarılmış emisyon zincirini başlatmak için yeterli olacaktır.

LAZER IŞIĞI ÖZELLİKLERİ

Uyumluluk (Coherence)

Uyumluluk ışık ışınlarının elektromanyetik dalgalarının hem uzaysal hem de zamansal olarak aynı fazda olmasıdır. Lazer ışınlarının uyumluluğu ise hem emilen hem de yayılan fotonun tam olarak aynı fazda oluşunu ifade etmektedir. Bu sayede odaklanma karakteri artırılmış olur. Zamansal ve uzaysal olmak üzere iki tür uyumluluk vardır; uzaysal uyumluluk ışık dalgasının tepe ve dip noktalarının ışınlara dik uzanan bir çizgi oluşturmasıdır. Zamansal uyumluluk ise frekans, dalga boyu ve hızının yayılım süresince sabit olmasıdır. Uyumluluk lazer ışınlarının en özgül özelliğidir ve diğer kaynaklardan ayrışmasını sağlar.

Parlaklık-Yoğunluk

Lazer ışınının bu özelliği paralelleşmesi ile ilişkilidir ve bu sayede boşlukta konsantrasyonunu koruyarak uzun

mesafeler alabilir. Parlaklık, lazer spotu küçük alanlara odaklandıkça daha yüksek enerji transferi sağlar. Tıbbi uygulamalarda bir lazerin etkinliğinin en önemli belirteci yoğunluğudur.

Monokromatisite

Bu özellik lazer ışınını oluşturan tüm fotonların aynı dalga boyuna sahip olmasıdır. Her bir lazer kendine özgü bir dalga boyunda ışımaya yapar. Tipik akkor ışık spektrumunda ultraviyole ile kızılötesi arasındaki görülebilir banttaki tüm dalga boylarını içerirken, lazer ışın demetleri bu özelliği ile fark yaratır. Yine bu sayede beyaz ışıktan daha küçük noktalara odaklanma sağlanabilir.

Yönlendirilebilme

Lazer ışınları çıktığı kaynaktan, hedef dokuya hiç sapmadan uzun mesafeler kat edebilir. Ayrıca bu özellik sayesinde çok küçük bir noktaya mercekler vasıtasıyla keskin odaklama sağlanabilir.

LAZER CİHAZININ ORTAMI VE YAPISI

Lazer cihazı ortamı biri tamamen, bir kısmen yansıtıcı iki ayna arasına yerleşir. Fotonlar ileri-geri sekerek daha fazla atomun foton yaymasını uyarırlar. Böylelikle hızlıca yoğunluğu artırılır ve ortamı kısmen yansıtıcı aynadan geçerek terk eder. Eğer enerji sürekli olarak pompalanırsa, - Argon lazerde olduğu gibi- sürekli bir lazer dalgası elde edilir. Bu lazerlerin güç birimi Watt ile ifade edilir. Enerji ortama aralıklarla pompalanırsa -Nd YAG lazerde olduğu gibi- keskin atımlı (pulsed) lazer elde edilir ve ortama uygulanan enerji Joule biriminde belirtilir.

LAZER CİHAZLARININ UNSURLARI

Pek çok lazer cihazının 3 temel bileşeni vardır (Şekil-1).

1. Aktif Ortam: Lazer ortamındaki temel bileşen maddede, o lazerin hem dalga boyunu hem de adını belirler. Aktif ortamdaki atom veya moleküller katı, sıvı, gaz veya plazma halinde olabilir.
2. Pompalama Kaynağı: Popülasyon inversiyonunun gerçekleştirilmesi ve atomun yüksek enerji seviyesinde devamlılığını sağlamak için lazer ortamına enerji pompalayan bir kaynağa ihtiyaç vardır. Farklı tür lazerler için elektrik, lazer veya ışık kaynağı gibi değişken enerji kaynakları kullanılabilir.

3. Optik Rezonatör: Bu bölüm iki aynadan oluşur. Birinci ayna kullanılan aktif maddenin oluşturduğu dalga boyu için tam yansıtıcıdır. Diğeri ise kısmi yansıtıcıdır ve tercihe bağlı olarak fotonları yansıtabilir veya baskılayabilir.

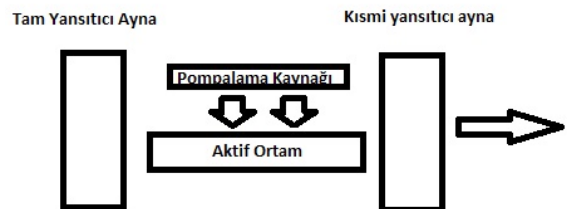
LAZER MODLARI

Sürekli (Continuous) Mod: Eğer lazer cihazındaki pompalama kaynağı tersine popülasyonu devam ettirecek kesintisiz enerji sağlarsa, lazer cihazı sürekli ışımaya yapabilir. Retinalfotokoagülasyonda kullanılan Argon lazerler bu şekilde ışımaya yapar.

Kesintili (Chopped) Mod: Sürekli modda çalışan bir lazerde, aynaların arasına yerleştirilen hareketli bir engel sayesinde küçük atımlar elde edilmesi prensibine dayanır. Elde edilen maksimum enerji sürekli mod ile eşittir.

Darbeli (Pulsed) Mod: Bir vana veya elektronik atımlar vasıtasıyla, atım sıklığının modifiye edilmesi ile oluşur. Bu yöntemle sürekli moda kıyasla daha yüksek maksimum güç seviyeleri elde edilir. CO₂ lazer gibi gaz lazerlerde bu mod kullanılır.

Q-Anahtarlı (Q-Switched) Mod: Q-anahtar sayesinde çok daha kısa ve yoğun atımlar elde edilebilir. Optik rezonatördeki boşluğa bir perde ekleyerek aktif ortamdaki enerji seviyesi çok yüksek seviyelere ulaştıktan sonra perdenin çok hızlıca kaldırılmasıyla ışınların boşluğu geçerek birikmiş enerjinin çok kısa sürelerde aktarımını sağlar. Nd-YAG lazerler bu modu kullanarak ışımaya yapar.

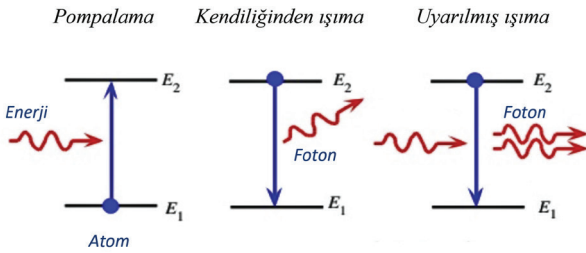


Şekil 1. Lazer cihazı komponentleri

GAZ LAZERLER

Günümüzde her alanda en yaygın ve çeşitli olarak kullanılan lazerler gaz lazerleridir. Bu sistemlerde aktif ortam gazlardan oluşmaktadır. Aktif ortam, bir enerji kaynağının etkisiyle elektronları daha yüksek bir enerji düzeyine (uyarılmış durum) getirilebilecek atomlardan oluşan mekanizmadır. Ancak uyarılmış halde bulunan atomlar çevreleriyle ısıl dengede olmadıklarından bir foton yayınlarken düşük enerji düzeyine (temel durum) geçiş yapmaktadır. Bu durum bir dış elektromanyetik alan yokluğunda kendiliğinden geliştiğinde yayınlanan fotonun yönü gelişigüzel olmaktadır, buna “kendiliğinden ışınım” denir. Ancak bir elektromanyetik ortam varlığında atom ışımaya zorlanıp, sistemden gelen bir fotonla etkileşip foton salındığında, yayınlanan fotonun frekans ve dalga boyu gelen fotonunkine eşit olacaktır. Enerjileri aynı olan bu foton çifti de ortamdaki diğer atomların

foton yayınlamasına imkan tanır. Bu geçiş biçimine ise “uyarılmış ışınım” denilmekte ve bu işlem her bir atom için yapıldığında aynı fazda, aynı frekansta ve aynı yönde olan milyonlarca foton paralel ışınlar halinde yayılmaktadır (Şekil 1). Sistemde birbirine paralel yerleşen aynalar arasında gidip gelen bu ışınlar yarı iletken olan aynadan geçerek monokromatik, tek yönlü ve kohorent lazer ışığını oluştururlar. Lazerin devamlılığı için temel duruma geçen atomların enerji düzeylerinin yükseltilip tekrar uyarılmış duruma getirilmeleri gerekmektedir. Bu durum “populasyonun dönüşümü” olarak adlandırılıp, sisteme enerji verip atomları yüksek enerji seviyesine çıkaran etken “pompalama sistemi”dir (Şekil 2). Aktif ortamın gazlardan oluştuğu gaz lazerlerinde ortama enerji sağlamak için sıklıkla elektriksel deşarjlar kullanılmakta birlikte bazı tasarımlar radyofrekans dalgaları veya fotonları kullanmaktadır.



Şekil 1: Kendiliğinden ışınım ve uyarılmış ışınımın şematik çizimi (E: Enerji düzeyi, $E_2 > E_1$)



Şekil 2: Gaz lazer sisteminin şematik gösterimi

Helyum-Neon Lazeri

Helyum-Neon (He-Ne) lazeri icat edilen ilk sürekli dalga lazeridir. Bu gaz lazeri, neon atomlarını harekete geçirmek için helyum atomlarını kullanır. Elektrik deşarjı sonrası elektron akımı helyum atomlarını harekete geçirir ve enerji düzeylerini arttırır. Yüksek enerji düzeyine ulaşan He atomları kazandıkları bu enerjiyi Ne atomlarına aktarırlar. Neon atomları tekrar düşük enerji düzeylerine döndüklerinde ısı ve 632.8 nm'de kırmızı ışık yayarlar (Şekil 3).

He-Ne lazerleri göreceli düşük maliyetli, küçük ve emniyetlidir. Yüksek güçte lazer ışığı kaynağı değildirler, genellikle birkaç ila on miliwatt (mW) güç üretirler. Bu lazerlerin en önemli özelliklerinden biri, dalga boyu ve çıkış ışıklarının yoğunluğu açısından son derece kararlı olmasıdır. He-Ne lazerleri bu nedenlerle, diğer lazerleri stabilize etmek için kullanılmaktadır.

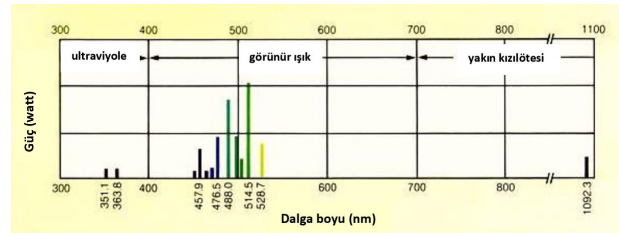
Düşük enerjili He-Ne lazeri 15 mm'lik bir dokuya penetre olarak, lokal vasküler dilatasyon ve kan akımında artışa neden olabilmektedir. Bu nedenle inflamasyonu engelleyip, ödem oluşumunu önleyici bir etkiye sahiptir ve fonksiyonel iyileşmeye yardımcı olur.¹ Buna ek olarak, makrofajların fagositozunu güçlendirip, inflamasyonun absorpsiyonunu kolaylaştırdığı bildirilmiştir.² İyileşme üzerine olumlu etkileri saptanan bu lazer sistemi oftalmoloji alanında sıklıkla diğer lazer sistemleriyle entegre koaksiyel hedef ışığı olarak kullanılmaktadır.

Argon İyon Lazerleri

Bu lazerlerde ışık, He-Ne lazerlerinden farklı olarak nötr bir atom yerine, iyonize atomun (iyon) uyarılması sonucu oluşmaktadır. Lazer sistemindeki elektronlar enerjiyi argon atomlarına (Ar) aktararak atomu uyarır, onu iyonize eder ve yüksek enerji seviyelerine çıkarır. Uyarılmış iyonize bir atomun temel haline dönüşünden, uyarılmış nötr

atomun temel haline dönüşüne göre daha fazla enerji elde edilebilir. Dolayısıyla, iki (Ar^{++}) ve bir iyonize (Ar^{+}) argon atomları, nötr Ar atomundan 334 nm'ye kadar olmak üzere, daha kısa dalga boylarında ışık oluşturabilir. Ayrıca, bu lazerler He-Ne lazerlerinden çok daha fazla güç üretebilir. Argon lazerleri 7 Watt'a (W) kadar olan çıkış gücüyle ultraviyole (333-354 nm), 25 W ve üzeri çıkış gücüyle ise görünebilir ışık aralığında (454-515 nm) olmak üzere farklı dalga boylarında ışık verebilir. Bu özellik lazer sisteminde yer alan bir prizmanın döndürülmesi ile sağlanır. Prizma olmadığında, argon lazeri, çeşitli dalga boylarında eş zamanlı ışık üretir. Ancak en iyi, 488 nm (mavi) ve 514.5 nm (yeşil) dalga boyunda en verimli geçişleri ile bilinirler (Şekil 4).

Argon lazerler sistemleri yüksek güçlü su soğutmalı ve düşük güçlü gaz soğutmalı sistemler olmak üzere iki farklı sınıftan oluşmaktadır. Her ikisinde de sistemin temel bileşenleri aynı olmakla birlikte oftalmolojide gaz soğutmalı sistemler kullanılmaktadır. Yüksek güçte ve farklı spektrumlarda ışık vermesi nedeniyle argon lazer oftalmolojide en yaygın kullanılan lazerlerdendir. İlk kez 1968 yılında L'Esperance argon lazeri diyabetik retinopati tedavisinde kullanarak o yıllardan günümüze kadar devam eden bir süreci başlatmıştır.³ Little ve ark. ise daha sonrasında argon lazeri biyomikroskop ve eklem kolu



Şekil 4: 4 watt'lık bir argon lazerinin oluşturduğu farklı dalga boyları ve güç seviyeleri



Şekil 3: Bir Helyum-Neon lazeri (sol) ve lazerin şematik çizimi (sağ)

KATI LAZERLER

Dr. Melike Balıkoğlu Yılmaz

YAKUT (RUBBY), YAG, Tİ-SAFİR
LAZERLER

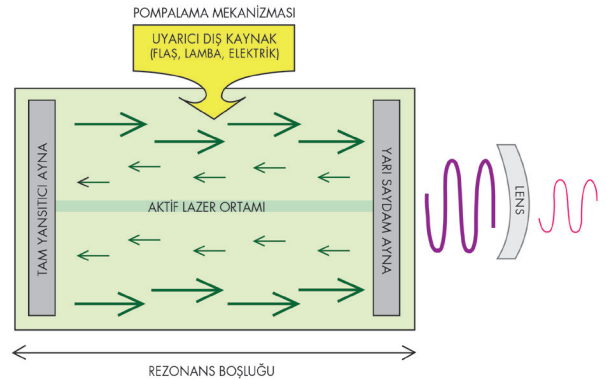
Lazerler diğer jeneratörlerde (alev, elektrik lambaları, neon ve fluoresein ışıklar, x-ray jeneratörler gibi insan yapımı ve güneş, aurora borealis (kutup ışıkları ya da kutup aurorası), şimşek, ateşböcekleri ve fotofluoresan balıklar gibi doğal jeneratörler) olduğu gibi aynı temel elektrik ve manyetizma kuvvetlerini kullanan elektromanyetik dalga jeneratörleridir. "Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation"un ilk harflerinden oluşan "LASER" kelimesinin Türkçe anlamı "Uyarılmış Işığın Yayınımı ile Işık Yükseltilmesi"dir.¹

Aktif lazer ortamı - dış etki ile elektronları daha yüksek enerji düzeyine uyarabilecek olan atomlardan oluşan yapıdır. Aktif ortam tipi genellikle lazere adını verir ve tıbbi uygulamalar için gazlar (Argon, CO₂ vb.), katı kristal malzemeler (Erbiyum, Yakut vb.), yarı iletken malzemeler ve sıvı boya çözeltileri içerir. Uyarma mekanizması ise aktif ortama enerji temin etmek amacı ile kullanılan kimyasal, elektriksel ya da optik bileşenlerdir. Katı lazerler için uyarıcı kaynak flaş lambadır. Tam yansıtıcı ve yarı saydam aynalar ise optik rezonatörler olarak adlandırılırlar. Tam yansıtıcı ayna, lazer ışığının tamamını yansıtırken yarı saydam ayna lazer ışığının bir kısmının içerisinden geçmesine izin verir. Lazer ortamında uyarılan atomlar yüksek enerji seviyelerine gelir, bu atomlardan açığa çıkan fotonlar sürekli artarak ve güçlenerek lazer ışını oluşturur. Bu aynalar aktif ortam sayesinde, aktif boşluk içerisindeki ışığı ileri geri yönde hareketlen-

dirir. Her gidiş ve geliş ışığın enerjisini yükseltir ve aktif ortam doygun düzeye ulaştığında, ışık lazer ışını olarak yarı saydam aynadan geçebilmeyi başarır (Şekil 1). Tüm bu bileşenler lazer cihazının içerisinde yer alan aktif boşluk içerisinde bulunmaktadır.²

Katı hal lazerleri katı olan aktif bir ortam kullanır. Yarı iletken bazlı lazerler de katı haldedir, ancak genellikle katı hal lazerlerden ayrı bir sınıf olarak kabul edilir. Genel olarak, katı hal lazerinin aktif ortamı, neodmium, krom, erbiyum veya diğer iyonlarla katkılı bir cam veya kristal materyalden (örneğin, safir, yakut) oluşur. Bunlar yakut kristali (ruby), Nd:YAG, Nd:YLF, Er:YAG, THC:-YAG ve Ti:sapphire lazerdir.

Bu tip lazerler darbeli veya yarı-sürekli-dalga operasyonu (quasi-continuous-wave operation) modunda çalışabilmektedir.³



Şekil 1. Lazer cihazının genel bileşenleri. Aktif boşluk içerisinde gaz ya da katı kristal olan lazerlerin çalışma prensibi.

Darbeli lazerler: Kısa süreli darbeler şeklinde enerji yayar. Böylece sürekli-dalga lazerleri gibi aşırı doku ısınmasına yol açmazlar. Bu lazerlerin güç çıkışı, megawatt-gigawatt aralığındadır, hedefi o kadar hızlı ısıtır ki, doku mekanik olarak şok dalgaları tarafından kesilir. Uzun darbeli lazerler kilovat aralığında en yüksek güçleri üreterek, kollateral dokuya minimum düzeyde zarar verir.

Farklı darbe üretme yöntemleri sayesinde değişken süreli, enerjili ve tekrarlama hızlı darbeler üretilir ve Q anahtarı, kazanç (gain) anahtarı ve mod kitleme içerir.

- **Q-anahtarlı (QS) lazerler** lazer haznesinde depolanan enerjiyi kısa bir darbeye yüksek pik gücü ile serbest bırakmak için elektro-optik bir anahtar kullanır. Yakut, alexandrite ve Nd:YAG lazerleri içeren Q-anahtarlı katı hal lazerleri nanosaniye darbeli ve yüksek enerjili lazer ışınları üretilir. Excimer lazerler de nanosaniye süreli ultraviyole lazer enerjisi üretir.
- **Kazanç anahtarlı lazerler** genellikle pikosaniye cinsinden daha kısa darbeler üretir ve belirli katı hal ve boya lazerlerini pompalamak için kullanılır. Düşük enerjili nanosaniye darbeler, kazanç anahtarlı yarı iletken, fiber lazerler ile üretilir. Daha uzun darbeli lazerler (1 ila 50 milisaniye) 595 nm darbeli boya lazeri (PDL) veya alexandrite 755 nm lazeri içermektedir.
- **Mod-kilitli (ML) lazerler** yüksek tekrarlı, ancak Q anahtarlı lazerlerden daha düşük pik gücüne sahip kısa darbeler üretir. Pikosaniye darbeler mod kilitli katı hal, fiber veya yarı iletken lazerlerle üretilebilir. ML sisteminde lazer ortamındaki özel boyalardan; QS sisteminde ise polarize filtrelerden faydalanılır. ML sistemi QS sisteminden çok daha hızlıdır [Atımlar: picosn (10^{-12} sn) vs. nanosn (10^{-9} sn)]. Ancak lazer ortamının daha uzun olması ML sisteminde bir dezavantaj oluşturmaktadır (>1m vs. 8-50cm).

Yarı-süreli-dalga operasyonu (quasi-continuous-wave operation): pompa kaynağı otomatik açılıp kapanır. Lazer optik olarak sürekli-dalga-operasyonu modundadır. Potasyum titanil fosfat (KTP) lazerleri bu gruptadır. Pompa kaynağının açık olduğu zaman aralığı; toplam sürenin küçük bir yüzdesini kapsamakta olup, doku ısınmasını ve negatif termal etkileri azaltacak kadar yeterli kısıklıkta, ancak lazeri dengede tutacak kadar yeterli uzunluktadır.

Katı lazerler kristal veya cam gibi katı maddelere nadir toprak ve geçiş metalleri gibi katkı maddelerinin

eklenmesiyle meydana gelmektedir. Bu gruba en güzel örnek, ilk lazer olan Al_2O_3 kristali (yakut) içerisine Cr^{+3} atomlarının katkı malzemesi olarak yerleştirilmesiyle oluşan lazerdir. Yakut ve safir taşlarının her ikisi de neredeyse tamamen korindondan (alüminyum oksid) oluşmaktadır. Bu materyal transparan ve renksiz olup beyaz ışığın yedi bileşen renginin tümünü serbestçe iletir. Yakut ve safir taşlarının korindonu belirli renkleri emen ve diğerlerinin geçmesine izin veren küçük miktarda yabancı maddeler ile karıştırılmıştır. Yakut taşında çok az (yaklaşık 5000'de 1) alüminyum atomu krom atomları ile değiştirilir. Bu birkaç atom, yakut rengini vermektedir.

Diğer bir katı lazer $Y_3Al_5O_{12}$ kristali içine Nd^{+3} toprak metalinin katkı maddesi olarak kullanıldığı "Nd:YAIG" lazeridir. Oda sıcaklığında da çalışabilmesi ve yakut lazerin tersine 4 düzeyli olması üstün özellikleridir. Mekanik ve ısıl özellikleri çok iyi olduğu için birçok amaçla kullanılabilen ve alçak güçte sürekli çalışabildiği gibi çok yüksek güçlerde de lazer ışınları üretebilmektedir. Titreşici ve şiddet yükseltici olarak kullanılmaktadır. 40 – 100 ps (10^{-12} s)'lik darbelerle terawatt (10^{12} watt) değerinde güç oluşturabilmektedir.⁴

Nd^{+3} veya diğer nadir toprak metalleri cam maddeler içerisine katkı maddesi olarak eklenerek cam lazerleri olarak da kullanılabilirler. Camın en büyük dezavantajı ısı iletkenliğinin iyi olmaması olup, avantajları ise oda sıcaklığında ve yüksek verimde çalışabilmeleridir. Katı ve cam lazerler genellikle flaş tüpleri ile pompalanırlar. Birçok yerde dış aynalar yerine kristalin iki yüzeyi parlatılarak lazer kovuğu elde edilir.⁵

Yakut (Ruby) Lazer

Maiman 1960 yılında yakut kristalini kullanarak 200-µs darbeli, kırmızı dalga boylu (694.3 nm), çok farklı özelliklere sahip, yoğun derecede ışıldayan bir ışın olan ilk optik mazeri (veya lazer, sonunda denildiği gibi) icat etti.⁶ Bu icat olası tıbbi uygulamalarda kullanılmak üzere büyük ilgi çekti. Yine aynı yıl kurulan fotokoagülasyon metodu, xenon ark fotokoagülatörü idi. Zaret ve ark.⁷ 1961'de yakut lazerin fotokoagülatör vasıtasıyla tavşanlarda deneysel lazer fotokoagülasyonu uygulamasını bildirildi. Sonrasında etkilenen gözde neredeyse tüm görüşü yok eden ileri anjiomatozis retina tanısı olan bir hastanın retinasını fotokoagüle etmek için başarıyla kullanıldı. Bu, lazerin ilk klinik uygulamasıydı. Xenon ark kaynağı kullanılarak retinanın fotokoagülasyonu, Meyer-Schwickerath'ün⁸ öncü çalışmalarını takiben gerçekleştirilmiş bir prosedürdü.

EKZİMER LAZER

Dr. Mustafa ATAŞ, Dr Ayşe Çiçek

EKZİMER LAZERLERİN TARİHİ

Ekzimer lazer, 1970'de Rusya'da Moskova Lebedev Fizik Enstitüsü'nden Nikolai Basov ve arkadaşları tarafından geliştirildi. Daha önce elektromanyetik spektrumun mikrodalga, infrared ve görünür dalga boylarında lazerler keşfedilmişti. Sıvı Ksenon (Xe^2) gazının düşük sıcaklıkta optik olarak uyarılması 172 nm dalga boyunda *ultraviyole* (Uv) bandında foton emisyonu oluşturuyordu. Bu foton emisyonu Ultraviyole bandında yeni bir lazer olarak bilim adamları tarafından kabul edildi. Yeni bulunan lazerin kısa dalga boyuna sahip olması, daha iyi odaklanma sağlaması, çevre dokuya daha az termal etkisi ile soğuk bir lazer özelliği sunması, atım başına yüksek enerji oluşturabilmesi ve yüksek enerji verimliliğine sahip olması gibi avantajları vardı. Daha sonraları bilim adamları birçok farklı dimer kullanarak farklı dalga boylarında ekzimer lazer geliştirdiler. Kısa süre sonra kripton ve argon dimer lazerleri geliştirildi.

1975'te Stuart Searles ve G.A.Hart 282-nm dalga boyunda ilk halojenli ksenon bromür ($XeBr$) lazeri, bundan kısa süre sonra JJ. Ewing ve Charles Brau diğer üç nadir gaz ve halid lazeri; kripton floride (KrF) 259 nm, ksenonkloride ($XeCl$) 308 nm, ve ksenonfloride (XeF) 354 nm, lazerlerini geliştirdiler.

1975'de Hoffman, Hays ve Tisone 193 nm ilk argon flüoride (ArF) lazeri keşfettiler.

Bu lazerlerde ilk zamanlarda optik pompalama yöntemi ile uyarılma yapılırken, günümüzde yüksek voltajlı elektrik enerjisi pompalama için kullanılmaya başlandı.

İlk ticari ekzimer lazer 1977'de Alman firması, Lambda Physik tarafından piyasaya verildi ve ilk uygulamaları endüstriyel alanda (elektronik devrelerin işlenmesi) ve araştırmalar için kullanıldı.

Bu bölümde ekzimer lazer ile ilgili kısa bir hatırlatma ve ekzimer lazerin kornea refraktif cerrahideki gelişiminden kısaca bahsedilecektir. Tüm ekzimer lazerleri ve bunların tarihsel ve teknik gelişimini, uygulama alanlarını açıklamak bu bölümde mümkün olmayıp, bu kitabın amacı ve kapsamı dışındadır. Ekzimer lazerler hem endüstride hem de tıpta büyük uygulama alanları buldu. En güçlü olan KrF lazerler, yarı iletken fotolitografide kullanılan ilk lazerlerdir. Ayrıca tıpta cilt hastalıklarında psoriasis tedavisinde, diş hekimliğinde, kardiyolojide ateroskleroz plaklarının ablasyonu gibi alanlarda da ekzimer lazerlerin farklı dalga boyları başarı ile kullanılmaktadır. 193 nm ArF lazerler, korneada ablasyon için en uygun dalga boyunda olduklarından refraktif cerrahide yaygın olarak kullanılmaktadırlar.

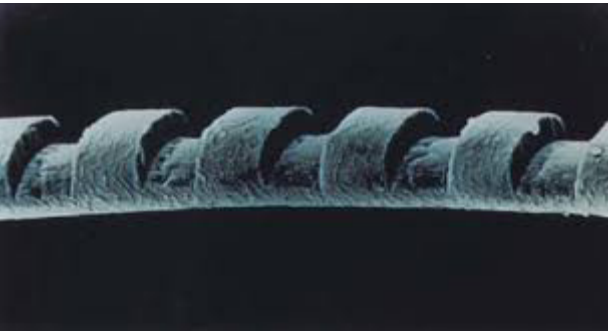
Blum ve ark. 1981 yılında ekzimer lazerin patentini almak için başvurular ve 1986 yılında medikal uygulamalar için patentlerini aldılar. Bu günümüzde kullanılan ekzimer lazerlerle temel olarak aynı düzeneği göstermekteydi. Yazarlar bu cihazdan göz hastalıkları için herhangi bir uygulamadan bahsetmemekteydiler. Bu cihazın kemikten doku alınması ve dışılıkte delme işlemleri için kullanılabileceğini önermekteydiler.

1980'de Taboada ve ark. 193 nm Argon-Floride ekzimer lazerin kornea dokusunu çevresindeki dokuda hasar yapmadan çok hassas şekilde çukurlaşma yaptığını bildir-

diler. IBM laboratuvarlarında polimerler üzerine çalışan bir kimyager olan Dr. R. Srinivasan, bir göz doktoru olan Trokel'e 193 nm ekzimer lazerle insan saçında çevre dokuda termal etki oluşturmadan, düzgün bir şekilde ablate edilebileceğini gösterdi (Şekil 1). Bu teknolojinin korneanın yeniden şekillendirilmesinde kullanılabileceği fikri geliştirdi. Trokel, Srinivasan ve Bodil Braren 1983'de sıgır korneasında ilk deneylerini yapıp, American Journal of Ophthalmology'de yayınlamaları ile birlikte ekzimer lazerin refraktif cerrahide kullanılabileceği fikri oluştu.

Kornea yüzey dokusunun ablate edilip santralinin düzleştirilmesi işlemi ile miyopinin düzeltilmesi photorefractive keratectomy (PRK) olarak adlandırıldı. 1985'te ilk klinik çalışmalar başladı. Theo Seiler görmeyen insan gözünde ilk ekzimer lazeri uyguladı. İlk uygulamalarda ekzimer lazeri, o zaman popüler olan radial keratektomide bıçak yerine daha keskin ve doğru kesi yapmak amacıyla arkuat ve radial kesiler için kullanılabileceğini düşünüyordu. Fakat bunda istenen başarı elde edilemedi. Seiler'in Almanya da ilk lazer uygulamalarından sonra, Dr. Marguerite McDonald Amerika'da görmeyen insan gözünde ilk PRK uygulamasını 1988 yılında gerçekleştirdi. Aynı yıl FDA'den izin alınarak gören gözlerde klinik çalışmalara başlandı. Klinik çalışmalardan sonra FDA 1995 yılında ekzimer lazer ile PRK uygulamasını onayladı.

1990'lı yıllarda Pallikaris, Buratto mikrokeratom denen bıçaklarla korneada flep oluşturduktan sonra, ekzimer lazeri kornea stromal yatağa direk uyguladılar. Bu işlem laser in situ keratomileusis (LASIK) olarak adlandırıldı. Bu uygulamanın ekzimer lazer sonuçlarında, hasta konforunda ve kornea iyileşmesinde önemli katkıları olmasından dolayı LASIK yöntemi yaygın olarak uygulanmaya başlandı. FDA 1996 yılında LASIK yöntemine onay verdi. FDA 2001 yılında LASIK'te femtosaniye lazer



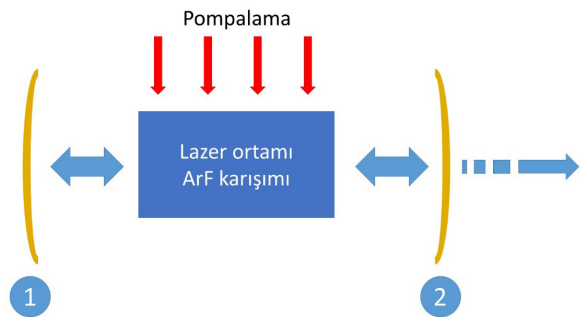
Şekil 1. Ekzimer lazerin saç telinde yaptığı ablyasyon. (VisX S4, Johnson & Johnson, sunum arşivinden alınmıştır.)

ile flep oluşturmak için "Intralase" lazere onay verdi. 2003 yılında FDA, "VISX CustomVue System" ile wavefront kılavuzluğunda bireyselleştirilmiş tedaviye onay verdi. Dünyada şimdiye kadar elli milyondan fazla kişiye ekzimer lazer ile korneada refraktif cerrahi uygulaması yapıldığı tahmin edilmektedir.

EKZİMER LAZERİN FİZİK TEMELLERİ

Ekzimer kelimesi "excited dimer" kelimesinden köken almaktadır. Excited dimer, uyarılmamış temel enerji seviyesinde iki ayrı molekül, optik veya elektriksel olarak uyarılma (excited) durumunda birbirlerine bağlı olan bir kompleks diatomik (iki atomlu) molekül oluştururlar. Bu kısa süreli uyarılmadan sonra moleküller ayrılıp normal enerji düzeylerine dönünce ortama foton salınımı olmaktadır. Dimer denilmesi için iki molekülünde aynı olması gerekmektedir. Ekzimer lazerde farklı iki molekülün uyarılması ile dimer oluştuğundan, bazı bilim adamları bu molekülün bir kompleks olduğunu düşünür ve bu lazere "Exiplex" adını verirler. Şekilde ekzimer lazerin şematik temsili görünmektedir (Şekil 2).

Ekzimer lazerler, ultraviyole ve derin-ultraviyole dalga boylarında yüksek çıkış gücü enerji sağlayan pulse (darbeli) gaz lazerlerdir. Normal koşullarda asal gazlar kolay kolay başka moleküllerle etkileşime girmezler. Ancak yüksek basınç ve yüksek voltaj elektrik ile uyarılma durumunda tepkimeye girerler. Genellikle inert olan asal gazlar bir halid olan halojenlerle tepkimeye girerek ultraviyole bandında lazer dalga boyu oluşmaktadır. Gaz kombinasyonuna bağlı olarak emisyon, 157 ila 348 nm ara-



Şekil 2. Ekzimer lazerin şematik gösterimi. Temel olarak ekzimer lazer, gaz karışımı olan kavite, yansıtıcı aynalar ve lazer ortamını pompalamak için elektrik voltajı. 193 nm ekzimer lazerde gaz ortamı ArF karışımından oluşur. Pompalama için yüksek voltajlı elektrik akımı kullanılır. 1. Ayna %100 yansıtıcı iken, 2. no'lu ayna %99 yansıtıcı olup lazer ışınının geçmesine olanak sağlar.

EKZİMER LAZER CİHAZLARI

Dr. Mustafa ATAŞ, Dr Ayşe Çiçek

İlk olarak kullanıma sunulan ekzimer lazer cihazlarının birçok kısıtlılığı mevcuttu. Geniş ışın profilli lazerlerde gözlenen hedeflenen kornea profilinin dışına çıkılması ve sapmalar oluşması, artmış ablasyon derinliği ve refraktif sonuçların öngörülebilirliğinin düşük olması bunlardan bazılarıdır. Bunlar yüksek atım enerjisi ve düşük tekrarlama frekansında (10-20 Hz) çalışan lazerlerdi. Ayrıca eski lazerlerde lazer ışığının enerji düzeyindeki varyasyonlar da refraktif sonucun öngörülebilirliğini azaltan bir faktördü. İki pulse serisi arasında %11'e varan varyasyon söz konusu olabiliyor, tedavinin sonuna kadar enerji azalarak enerji kaybı %45'e kadar çıkabiliyordu. Diğer önemli bir nokta ise lazer-doku biyolojik etkileşimi ile alakalı olarak doku iyileşmesiydi, bu durum refraktif öngörülebilirliği ve haze oluşumunu etkiliyordu. Eski lazerlerle ayrıca santral korneada dikleşmiş alan oluşumuyla alakalı olarak astigmatizma oluşumunu tanımlayan 'santral adacık' daha sık olarak gözleniyordu. Yeni geliştirilen lazerlerde bu ve benzeri durumların üstesinden gelmek, daha kısa lazer süresi, daha az ablate edilen doku miktarı ile daha az invazif refraktif lazer cerrahisi amaçlanmıştır. Yeni cihazların saniyede daha çok lazer spotu üreterek daha hızlı tedavi yapmaları amaçlanmıştır.¹⁻³ Son çıkan lazerlerin hız aralığı Wavelight EX 500'de olduğu gibi 500Hz ve Schwind Amaris'te olduğu gibi 1050Hz arasında değişir. Ortalama 500 Hz hızda çalışan bir lazer 6,5 mm optik zonda eski cihazlarda dioptr başına 7-10 saniye olan süreyi 4 saniyeye kadar düşürür.⁴ Tedavi süresini kısaltan diğer bir özellik ise yüksek ve düşük fluence seviyesinin karışımının kullanıldığı gelişmiş fluence seviyesi ayarlama sistemidir. Yüksek fluence korneal ablasyonun

%80'inde kullanılırken düşük fluence hassas düzeltmelerde kullanılarak çözünürlük artırılır ve yüksek refraktif kusurlarda tam düzeltme sağlanır. Modern refraktif cerrahideki diğer önemli bir nokta lazer tedavisinin oluşturduğu aberasyonların azaltılmasıdır. Yeni jenerasyon lazerlerde gelişmiş ablasyon profilleri kullanarak ve eski lazerlerde 0.8mm olan spot çapı Schwind Amaris'te olduğu gibi 0.54 mm ve Allegretto EyeQ'da olduğu gibi 0.68 mm'ye kadar düşürülerek aberasyonları azaltmak hedeflenmiştir. Ayrıca bu profiller Wavefront ablasyon teknolojilerini kullanarak var olan optik aberasyonları da düzeltebilirler. Bu bahsettiğimiz özellikler tam olarak doğru konumlanmış lazer spotu kullanımını gerektirmektedir. Bunun için de yüksek hızda çalışan göz takip sistemleri gerekmektedir. Eski lazer sistemlerinin göz takip sistemleri ancak 60-330Hz aralığında çalışırken yeni lazerlerde 1050Hz'e kadar hızda çalışan göz takip sistemleri mevcuttur.⁵ Konvansiyonel göz takip sistemleri yalnızca x ve y aksındaki göz hareketlerine göre uyum yaparken yeni sistemler bunun yanında siklotorsiyonel hareketleri de yakalamaktadır. Yeni yüksek tekrarlama hızındaki lazerler spotlar arasındaki süreyi azaltarak korneanın termal yükünü artırmaktadır. Bundan kaçınmak için yeni lazer sistemlerinde lazer yapılan alanın etrafındaki bölgeleri belli süre için bloke edip soğumaya zaman tanıyan akıllı termal kontrol sistemleri mevcuttur. Diğer güvenlik konularından birisi de pupil boyutunun otomatik olarak izlenmesidir. Son olarak yeni sistemlerde lazer işlemi esnasında kornea kalınlığının eş zamanlı ölçümü entegre edilmiş pakimetri ile mümkün olmuştur.¹⁻³ Bu bölümde en son piyasaya sürülmüş ve en yaygın olarak kullanılan

lazer cihazlarından detaylı olarak bahsedilecektir. Aşağıda piyasa yaygın olarak bulunan ekzimer lazer cihazlarının resimleri (Şekil 1).

VISX STAR LAZER

VISX Star S4 IR ekzimer lazer sistemi (VisX S4, Johnson & Johnson Vision, Inc., Santa Ana, CA, USA) önceki VISX ekzimer lazer sistemlerinin geliştirilmiş modelidir. Eklenen özelliklerin en öne çıkanları bir wavefront sisteminin eklenmesi ve lazer tedavisinin doğruluğunu artırmak için kullanılan göz takip sisteminin iyileştirilmesidir. Star S4 IR spot çapı 0.65-6.5 mm arasında değişebilen bir değişken spot lazer tarayıcıdır. Değişebilen lazer spot çapı ile daha hassas tedavi, yüzey ablasyonunda muhtemel azalmış haze miktarı hedeflenmektedir. Değişen spot çapı ile tek spot çapı kullanan noktasal tarayıcı lazerlere göre daha az ablasyon yapılır ve lazer süresi daha kısa olur. Son olarak değişen spot çapı ile kornea ısısı sabit tutulur. Bu önemli bir husustur.

WaveScan aberrometre (En son 2018'de FDA onayı alan yazılımı; *iDesign Advanced WaveScan Studio System*) kullanarak cerrah wavefront bilgisini kullanıp 7 mm dışında da optik zonu tedavi edebilir ve 9.5 mm'ye kadar

geçiş zonu oluşturabilir. Böylelikle postoperatif glare ve halo şikayetleri azaltılması amaçlanır. Cihaz ayrıca değişken tekrarlama hızına sahiptir; bu özellik korneada bitişik bölgelerde uygulanan lazer süresinde değişikliğe imkan tanıyarak atılan dokunun vakum tarafından daha iyi uzaklaştırılmasını sağlar.

Göz takip sistemi x ve y aksında ayarlamalara izin vererek üç boyutlu bir platform oluşturan kamera bazlı iris kayıt sistemidir. Bu göz takip sistemi dilate olmamış pupilde z aksında 2 mm'lik alanda, x-y aksında 1.5 mm'lik alana kadar göz hareketlerini yakalar. Bu sınırların dışındaki göz hareketleri 30 ms içinde yakalanır ve lazer işlemi durdurulur. Uygun fiksasyon tekrar sağlandıktan sonra takip sistemi aynı referans noktasına odaklanarak lazerin tekrar başlamasına olanak verir. İris tanıma kişiselleştirilmiş tedavi için kullanılabilir fakat konvansiyonel tedavi için kullanılamamaktadır.

Konvansiyonel tedavi 5.0 D'ye kadar astigmatizmayla beraber ya da astigmatizma olmaksızın 14.0D miyopi, artı silendir formda miyopi değeri astigmatizmadan küçük olacak şekilde 6.0D mikst astigmatizma, 3.0D'ye kadar astigmatizmayla beraber ya da astigmatizma olmaksızın sferik eşdeğeri +6.0 D'den düşük olacak şekilde 5.0D hipermetropi tedavisi için onaylanmıştır. Kişiselleş-



Şekil 1. Piyasada yaygın olarak kullanılan ekzimer lazer cihazları. Sırası ile Visx S4 (Johnson and Johnson), WaveLight EX500 (Alcon), Amaris 1050 (Schwind), Technolas 217z Zyoptix (Bausch and Lomb Technolas), NavexQuest M2 (Nidek), Mel 90 (Zeiss).

EKZİMER LAZER YÜZEY ABLASYONU

Dr. Mustafa ATAŞ, Dr Ayşe Çiçek

FOTOREFRAKTİF KERATEKTOMİ (PRK), LAZER SUBEPİTELYAL KERATOMİLOZİS (LASEK), VE EPİTELYAL LAZER İNSİTU KERATOMİLOZİS (EPİ-LASİK)

Trokel ve ark.'nın 1983'te ekzimer lazerin korneada çevre dokuda hasar yapmadan, çok hassas ve düzgün şekilde kesi yapıldığını göstermelerinden sonra bunun kornea refraktif cerrahide kullanılabileceği fikri gelişmişti. Ekzimer lazer ile korneada yüzey ablasyonu yapılarak korneanın yeniden şekillendirilmesi miyop, hipermetrop ve astigmat tedavisinde önemli bir çığır açmıştır.

Kornea epitelinin kaldırılarak bowman tabakası ve ön stromaya 193 nm argon florid ekzimer lazer ile fotoablasyon yapılması fotorefraktif keratektomi (PRK) olarak adlandırılmaktadır. 1990'lı yıllarda PRK yöntemi miyopi tedavisinde, radial keratotomiye göre daha öngörülebilir, stabil ve geniş bir tedavi aralığı sunduğu için dünyada yaygın bir yöntem olarak uygulanmaya başlanmıştır. PRK konusunda yoğun araştırmalar sonucunda hem tekniğe hem de yazılımda önemli gelişmeler kaydedilmiştir.

Lazer insitu keratomilozis (LASİK) yönteminde, keratomlar veya femtosaniye lazerler ile korneada bir flep oluşturulduktan sonra, PRK teknolojisi kullanılarak kornea stromasına lazer ablasyonu yapılmakta ve flep tekrar yerine yerleştirilmektedir.

LASEK'te kornea epitelini dilüe alkol yardımı ile bir flep şeklinde kaldırılmakta ve lazer ablasyonundan sonra flep yeniden eski yerine yerleştirilmektedir.

Epi-LASİK'te ise kornea epitelini, LASEK'teki gibi korneaya toksik olan alkol gibi bir ajan yerine mikrokera-
tomlar yardımı ile kaldırılmakta, böylece daha çok canlı epitel hücresi kalmakta ve epitelin daha iyi yapışması hedeflenmektedir.

PRK, LASEK, Epi-LASİK uygulamaları yüzey ablasyonu yöntemleri olarak adlandırılmaktadır.

Ekzimer lazer korneada teröpatik amaçlı olarak fototeröpatik keratektomi (PTK) şeklinde de uygulanabilmektedir. ¹

LASİK ayrı bir bölümde anlatılacağından bu bölümde ekzimer lazerin yüzey uygulamaları anlatılacaktır.

Cerrahi Öncesi Değerlendirme ve Hasta Seçimi

Her refraktif cerrahi işlemde olduğu gibi, PRK, LASEK ve Epi-LASEK için de cerrahi öncesinde detaylı ve titiz bir değerlendirme yapılmalıdır. Ameliyat öncesi hastanın oküler ve sistemik durumu değerlendirilerek yara iyileşmesini ve sonuçları etkileyebilecek durumlar araştırılmalıdır. Böylece cerrahi öncesi tedavi edilmesi veya kontrendike olan durumlar belirlenebilir. Ayrıca hastanın refraktif durumu, stabilitesi, refraksiyonun derecesi, astigmat değerleri belirlenerek hastanın amacı ve beklentileri tespit edildikten sonra hastaya uygun olan refraktif işlem belirlenir. ² Aşağıdaki Tablolarda refraktif cerrahi öncesi hasta değerlendirme, yüzey ablasyonu için kontrendike olan sistemik ve oküler durumlar görülmektedir. ^{1,2,3} (Tablo 1, 2, 3).

Tablo 1. Refraktif cerrahi hastalarının ameliyat öncesi değerlendirilmesi

Hasta Beklentileri Hasta beklentileri değerlendirilerek gerçekçi bilgilendirme yapılmalıdır
Hikaye Sosyal hikaye; işi, hobileri, görme ihtiyaçları Medikal hikaye; Diyabet ve romatolojik hastalıklar, kullanılan sistemik ilaçlar Oküler hikaye; Kontakt lens kullanımı, geçirilmiş hastalıklar ve kullanılan ilaçlar
Oküler Muayene Tashihsiz ve tashihli uzak ve yakın görme Manifest refraksiyon Sikloplejili refraksiyon Eksternal muayene Göz Hareketleri Monovizyon planlanacak hastalarda dominant gözün belirlenmesi Pupilla muayenesi Biomikroskopik muayene; floresein boya Göz içi basıncı ölçümü Kornea topografisi Wavefront analizi Pakimetri Dilate fundus muayenesi
Aydınlatılmış Onam Bulguların tartışılması Medikal ve cerrahi alternatiflerin ve risklerin tartışılması Aydınlatılmış onam formunun okunarak imzalanması

Tablo 2. Yüzey ablasyonu (PRK, LASEK) için sistemik kontrendike durumlar

İmmünojenik Hastalıklar Otoimmün Kollajen vasküler İmmün yetmezlik; HIV
Gebelik veya Emzirme (göreceli)
Anormal yara iyileşmesi Keloid (PRK için kontrendike, LASIK için değil) Anormal skarlar
Diabetes Mellitus (kontrol altında ise göreceli kontrendike)
Sistemik ilaçlar (göreceli kontrendike) Isotretinoin, Amiodarone hydrochloride, sumatriptan, levonorgestrel, implants, colchicine

Tablo 3. Yüzey ablasyonu (PRK) için oftalmik kontrendike durumlar

	Göreceli kontrendikasyon	Mutlak kontrendikasyon
Oküler yüzey hastalıkları	Hafif kuru göz Göz yaşını etkileyen kapak bozuklukları	Şiddetli kuru göz Keratokonjunktivitis sikka Ekspozüre keratit Göz yaşını etkileyen kapak bozuklukları Nörotrofik keratit
PRK ile alevlenebilecek göz hastalıkları	Herpes zoster oftalmikus/herpetik keratit (1 yıldan fazladır aktif değilse kanıtlanmamış)	Herpes zoster oftalmikus/herpetik keratit (Özellikle son 6 aydır aktifse) Kontrol altında olmayan glokom
Kornea yüzey anomalileri	Kontakt lense bağlı yüzey değişiklikleri Hafif düzensiz astigmat	Korneal ektazi Keratokonus Pellüsid marjinal dejenerasyon Keratoglobus Yüksek düzensiz astigmat Korneada yaygın vaskülarizasyon
Diğer göz hastalıkları	Posterior korneal distrofi	Üveit Diabetik retinopati İlerleyici retina hastalıkları Katarakt Gerçekçi olmayan beklentiler Refraksiyon stabil değilse 21 yaş altı (FDA onayı yok, göreceli)

12

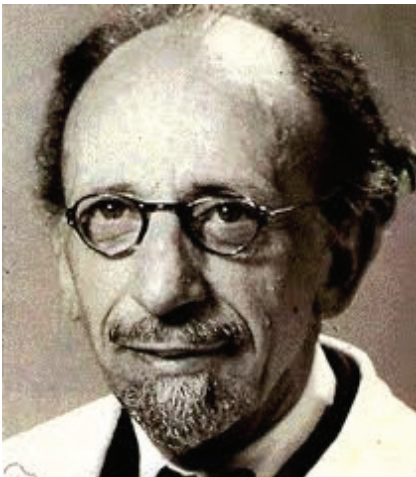
FEMTOSANIYE LAZERLERE GİRİŞ VE FEMTOSANIYE LAZER İLE LASİK CERRAHİSİ

Dr. Mehmet Gülmez, Dr. Abdulkakim Tekçe

Yüze fotoablasyon yöntemlerinden farklı olarak laser in situ keratomileusis (LASİK) tekniğini excimer laser ile fotoablasyon uygulaması öncesinde istenilen çapta ve derinlikte korneal kesisi yapan cihazlar olarak tanımlayabiliriz. Mikrokeratomlar, ilk olarak miyopik keratomileusis için korneal lamel hazırlamak amacıyla Barraquer (şekil 1) tarafından 1949'da geliştirilmiş ve manuel olarak kullanılmıştır.¹ 1983'te Ruiz'in emme halkası üzerine monte edilen, üzerinde motor yardımı ile ilerleyen otomatik mikrokeratomu (şekil 2) geliştirmesi daha düzgün yüzeyli flep oluşumuna olanak vermiştir.^{2,3}

Femtosaniye lazerler (FSL) yakın infrared dalga spektrumunda (IntraLase 1053 nm, VisuMax 1043 nm) yer alır. Bu dalga boyu lazerler saydam ortamlarda Nd YAG (1064 nm) lazerlerde de olduğu gibi fotodistrüpsi-

yon etkisi oluştururlar. Lazer ortamı Nd:glass olup, katı bir lazerdir. Enerji kaynağı olarak diod lazer pompa sistemi kullanılır. Lazer homojenizasyonu arttırmak için mod-kitleme sisteminden faydalanılır. Her bir lazer atım 600-800 femtosaniye aralığında gerçekleşir. Yani bir saniyenin 10^{15} 'te biri kadar süreli lazer atımları yapılabilir. Bu lazerler ultra hızlı lazerler olarak da bilinirler. Lazer süresinin çok kısa olması, dokuyu birbirinden ayıracak yeterli miktarda güçle, dokuda düşük miktarda enerji kullanılmasını sağlar. Saniyede 600000 adet atım yapılabilir. Spot büyüklüğü 3 mikrondan daha küçüktür. Nd YAG lazerlerde atım süresi nano saniye, enerji seviyesi mili joule ile değerlerindedir. Femtosaniye lazerde bu süre milyonda biri kadar daha kısadır. Her bir atım mikro joule seviyesine düşer. Lazer etki alanı mikron seviyesine iner. Birbirine bitişik atımlarla mikron hassasi-



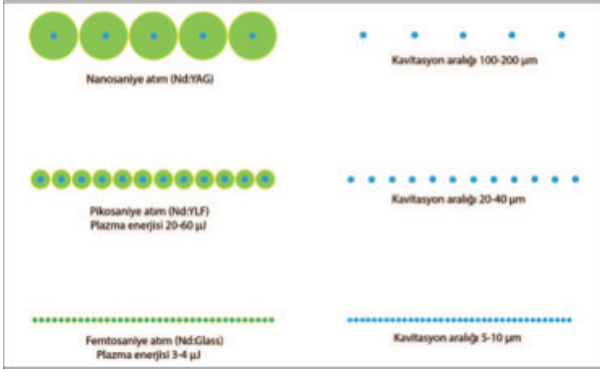
Şekil 1. Barraquer



Şekil 2. Mikrokeratom



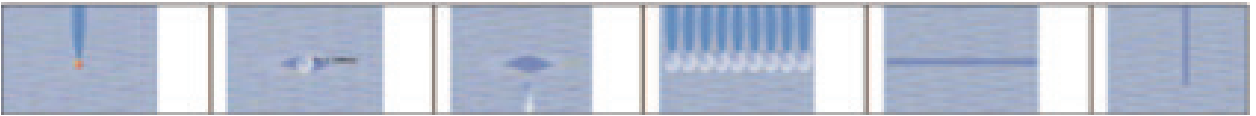
Şekil 3. SMILE lazer



Şekil 4. Farklı zamanlı lazerlerin doku etkileri: Bu lazerlerin hepsi fotodistrüpsiyon yapmaktadır. Üstte Nd YAG, ortada piko saniye, altta ise femtosaniye lazerle oluşturulan spotların etki alanları görülmektedir. Lazerin atım süre kısaltıkça etki alanı daralmakta, her bir atımda olan enerji miktarı düşmekte ve daha hassasiyetli kesi oluşturulabilmektedir. Albert J. Principles and Practice of ophtalmology. Cilt 1 sayfa 993, 3. Baskı.

yetinde kesi oluşturabilmek mümkün kılınır. Femtosaniye sistemlerde lazer, optik sistemle çok küçük bir noktaya odaklanarak, dokuda mikro plazma etkisi oluşturur. Etki edilen doku alanında gaz (CO_2) ve su açığa çıkar. Oluşan CO_2 ve su kornea lamelleri arasında ayrışma sağlar. CO_2 ve su endotel pompası tarafından uzaklaştırılır. Binlerce lazer atımı yan yana getirilerek doku ayrışması sağlanır. Lazer spot aralıkları ve enerji miktarı kullanıcı isteğine göre değiştirilebilir. Şekil 5'te femtosaniye lazer ile kesi oluşturma aşamaları gösterilmektedir. Doku ayrışması

yukardan aşağı sıralı (raster) ya da merkezden kenara doğru (spiral) yapılabilir. Kenar kesisi en son olarak yapılır. Oluşturulan flep spatül ile ayrıştırılır. Ayrıştırma aşamasında küçük bir direncin varlığı beklenir. Bu lameller arası mikro bağlantıların göstergesidir. Lazer atımların doku üzerinde sıralı gidebilmesi için kati göz hareketsizliği gerekir. Gözün sabitlenmesi vakum yapan bir sistem sayesinde sağlanır. Vakum ve aplanasyon aşamasında göz içi basıncı artacağından, sürenin kısa tutulmasına gayret edilir. Vakum sistemleri, skleral veya korneal olabilir. Skleral sistemlerin daha güçlü vakum yapmakla birlikte, göz içi basıncını daha fazla arttırmaları beklenir. Vakum sonrası aplanasyon yapılır. Aplanasyonun vakum alanı içinde uygun şekilde yapılması, flebin tekdüze oluşması için gereklidir. Lazerin odaklama sistemi aplanasyon camına göre belirlenir. Aplanasyon sistemleri farklı femtosaniye lazer üreticilerine göre düz ya da kavisli olabilir. IntraLase'de düz, VisuMax'da kavisli sistem kullanılır. IntraLase'in ilk versiyonu 15 kHz olarak çıktı, 2006 yılında 60 kHz, 2008 yılında 150 kHz versiyonları piyasaya sürüldü. Hz değeri cihazın saniyede kaç kez atış yapabileceğinin göstergesidir. 150 kHz hızında olan bir cihaz, saniyede 150000 kez atış yapabilir. Hızın artmasıyla lazer atımlarının arasındaki aralık daraltılıp, her bir atımda olan enerji de düşürülebilir. Bu sayede teorik olarak daha muntazam bir yüzey daha az enerjiyle ve daha hızlı bir şekilde elde edilebilir. Sürenin kısılmasının, hasta uyumsuzluğuna bağlı muhtemel vakum boşalma riskini azaltması ve basınç süresini azaltarak muhtemel retinal damar tıkanıklığı riskini düşürmesi de beklenir. Önemli parametrelerden biri öngörülebilirliktir. Amaç flep oluşturmak ise, flebin genişliğinin, yerleşiminin, kalınlığının, bu kalınlığın her bir ekseninde tekdüze oluşunun, hinge bölgesinin yeri ve genişliğinin, kenar kesi açısının belirlenebilmesi operasyon kalitesi artırır. FSL'in bir diğer avantajı da yetersiz ve tam olmayan bir flep oluşumunda beklemeden yeniden, yeni bir flep oluşturma imkânı vermesidir. Ekonomik olarak pahalı olan FSL, flep oluşturmadaki güvenilirliği ve az komplikasyonu nedeni ile tercih edilen bir sistem



Şekil 5. Femtosaniye lazerin kornea dokusuna etkileri: 1. karede tekli lazer atışı. 2. karede oluşan hava kabarcığı 3. karede hava kabarcığının kaybolması ve potansiyel boşluk 4. karede yan yana lazer atışları 5. karede yan yana yapılan lazer atışları sonrası oluşan yatay kesi hattı 6. karede dikey oluşturulmuş kesi hattı. Albert J. Principles and Practice of ophtalmology. Cilt 1 sayfa 993, 3. Baskı.

FEMTOSANİYE LAZER İLE SMILE LAZER VE KORNEAL HALKA İMPLANTASYONU

Dr. Mehmet Gülmez, Dr. Abdulkim Tekçe

FEMTOSANİYE LAZER İLE KERATOKONUSTA HALKA İMPLANTASYONU

Keratokonus, düzensiz astigmatizmaya ve azalmış görme keskinliğine neden olan ilerleyici kornea incelmeleri ile karakterize ektazik bir kornea hastalığıdır (şekil 1,2). Prevalans, bölgeye ve ırka bağlı olarak değişmekte olup, 100.000 Kafkas hastasında 57'yi ve 100.000 Asya hastasında 229'u etkilemektedir.¹ Başlangıç ergenlik döneminde ve genellikle stabil hale geldiğinde, yaşamın üçüncü on yılına kadar devam eder.² Bu patolojik durumun yönetimi için, gözlükler,² sert gaz geçirgen, yumuşak veya hibrit kontakt lens,³ intracorneal halka segmenti (ICRS),^{4-6,8} kollajen çapraz bağlama (CXL),⁹ fakik göz içi lensi ve lameller veya penetran keratoplasti tedavileri uygulanır.¹⁰ Bu patolojik durumun ilerlemesi tam olarak anlaşılmamıştır ve literatürde tutarlı bir şekilde tarif edilmemiştir. Son on yılda, bazı etkenler, görme keskinliği,¹¹⁻¹³ kırma

kusurunun durumu,^{14,15} topografik¹²⁻¹⁷ ve aberrometrik gibi klinik belirtileri dikkate alarak keratokonusun ilerlemesi ile ilgili çeşitli faktörler olduğunu bildirmiştir.^{14,15,18-21} Çok faktörlü bir süreçtir, ancak düzeltilmemiş ve en iyi düzeltilmiş görme keskinliğinde bir kayıp, açık kırılmadaki bir artış (küre ve silindir).^{11,13-15,23} ve iç astigmatizma (IA) artışı gibi klinik faktörler^{14,21} açıklanmıştır.

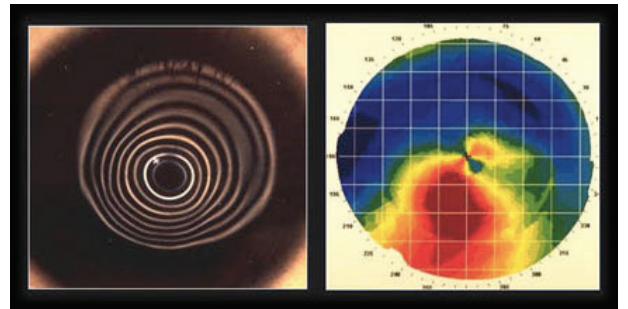
Keratokonusun ciddiyet derecesini tanımlamak için keratometri, topografi ve aberrometri gibi farklı parametreler göz önüne alınarak çeşitli sınıflandırmalar yapılmıştır. Bununla birlikte, bugüne kadar yukarıda belirtilen morfolojik parametreleri ve görme keskinliği gibi görsel işlevlerle yakından ilişkili diğer faktörleri birleştiren bir derecelendirme sistemi yoktur.

Keratokonus İlerlemesi

Keratokonus ve Ektatik Hastalıklar Küresel Konsensüsüne göre, "ektazinin ilerlemesi", aşağıdaki parametrelerden en az ikisinde tutarlı bir değişim ile tanımlanmaktadır.⁴



Şekil 1a. Normal kornea 1b. Keratokonus



Şekil 2. Keratokonusta bulgular

Amsler – Krumeich sınıflandırma sistemi

evre	Bulgular
1	Eksantrik dikleme miyopi, indüklenmiş astigmatizma veya her ikisi de <5.00 D Ortalama merkezi K değerleri <48 D
2	Miyopi, uyarılmış astigmatizma veya her ikisi de 5.00 ila 8.00 D Ortalama K merkezi okumaları <53.00 D Kornea kalınlığı olmaması > 400 µm
3	Miyopi, indüklenmiş astigmatizm veya her ikisi de 8.00 ila 10.00 D Ortalama merkezi K okumaları > 53.00 D Kornea kalınlığı yokluğu 300–400 µm
4	Kırılma ölçülemez Ortalama merkezi K değerleri > 55.00 D Merkezi kornea skarı Kornea kalınlığı <200 µm

D diyoptri, K keratometrisi

Tablo 1. Amsler-Krumeich sınıflandırma sistemi

1. Ön kornea yüzeyinin dikleştirilmesi
2. Arka kornea yüzeyinin dikleştirilmesi
3. İnceltme ve / veya kornea kalınlığı değişim oranındaki bir artış

Bununla birlikte, kornea çapraz bağlama etkinliğini inceleyen çoğu klinik çalışma **Tablo 2**'de gösterilen kriterleri kullanır.²¹

Keratokonusun ilerlemesi genellikle gözlükle düzeltilmiş en iyi görme keskinliğinin (BSCVA) bozulmasına neden olur. Bununla birlikte, hem düzeltilmemiş görme keskinliğinde hem de BSCVA'da bir azalma, keratokonusun ilerlemesini belgelemek için şart değildir. Daha genç hastalar daha kısa zaman aralıklarında muayene edilmiştir.

Klinik çalışmaların çapraz bağlanmasında keratokonus ilerlemesini sağlamak için kullanılan kriterler [21]

En dik keratometri (K_{maks})	> Başlangıçtan itibaren 1 D artış
En düz keratometri (K_{min})	> Başlangıçtan itibaren 1 D artış
Ortalama keratometri ($K_{ortalama}$)	> 0,75 D Başlangıçtan itibaren artış
Kornea apeks gücü	> Başlangıçtan itibaren 1 D artış
Manifest küresel eşdeğeri	> Taban çizgisinden > 0.5 D fark
Merkezi kornea kalınlığı	Bazal değere göre > % 2 azalma

D diyoptri

Tablo 2. Keratokonusun ilerleme parametreleri

ICRS cerrahisinin amacı, merkezi kornea eğriliğinde geometrik bir değişimi indüklemek, böylece kırılma hatasını ve ortalama keratometriyi azaltmak ve görme keskinliğini arttırmaktır. Ek olarak, korneanın yeniden şekillenmesi, korneanın optik kalitesinde bir iyileşme ile sonuçlanır ve optik sapmalarda bir azalma da beklenebilir.^{4-6,8,24-26} Bazı uzun süreli çalışmalar²⁷⁻²⁹ bu cerrahi tekniğin keratokonusun ilerlemesini durdurmak için potansiyel bir terapötik seçenek olabileceğini bildirmiştir, ancak daha önceki çalışmalarda stabil ve progresif vakalar arasında bağımsız bir analiz yapılmamıştır. Ayrıca, bu hipotezi destekleyen yayınlanmış yeterli klinik kanıt yoktur.

Keratokonus'ta Gözlükler ve Kontakt Lensler

Gözlükler erken keratokonik durumlarda kullanılabilir. Yüksek düzensiz astigmatizma ve önemli anizometri gibi çeşitli hastalık faktörlerinden dolayı tatmin edici bir gözlük vizyonu elde etmek genellikle zordur. Kontakt lensler ise, keratokonik hastalarda kırma kusurlarını ve ön kornea düzensizliklerini ele alarak tatmin edici bir görüş sunabilir.²²

Öngörülen kontak lens tipleri, keratokonusun aşamasına bağlıdır.²³ Yumuşak lensler, yumuşak torik veya özel yumuşak torik kontakt lensler hastalığın erken döneminde miyopi, düzenli astigmatizma ve hafif düzensiz astigmatizmi düzeltmek için yeterli olabilir. Hastalık ilerledikçe, sert gaz geçirgen (RGP) lensler (**şekil 3**) veya hibrit lensler (**şekil 4**), sırtlama veya skleral lensler gibi çeşitli özel lensler gerekebilir.²³

Yumuşak kontakt lensleri yeterli görme, kullanım kolaylığı ile birlikte yüksek korneal oksijenasyon ve uygun şekilde kullanıldığında düşük enfeksiyon oranları sunar. Sert gaz geçirgen kontakt lensler, daha ileri durumlarda yumuşak lenslerden daha iyi görüş sağlar, ancak genellikle rahatsızlık ve yabancı cisim hissi ile ilişkilidir, optiklerin yüksek oranda çökmüş koni apekslerinde yoğunlaşması ve bazı vakalarda merceğin düzgün bir şekilde takılması ile ilişkilidir.²⁴ Bununla birlikte, lens malzemesi ve tasarımındaki son gelişmeler bu sorunları ele almıştır. RGP intoleransı durumunda, hem sırtlama mercek kombinasyonu hem de hibrit mercekler aşınma süresini artırabilir.²⁵ Piggyback yaklaşımı, artan hasta konforunu yeterli görsel performansla birleştiren yumuşak bir silikon hidrojel lensin üzerinde bir kornea RGP lensi içerir.

Hibrit lensler, merkezi bir RGP lensi ve yumuşak çevresel bir etek lensi²⁵ içerir, böylece sert bir lensin görsel

14 FEMTOSANIYE LAZER YARDIMLI KATARAKT CERRAHISI

Dr. Kemal Özülken

Femtosaniye yardımcı katarakt ameliyatı operasyon sonuçlarının ve güvenliğin daha kusursuz olması açısından cerrahlara yeni bir seçenek sunmaktadır.¹ Femtolazer teknolojisi ilk kullanılmaya başladığı 2008 yılından beri, katarakt cerrahisindeki korneal kesi, kapsülotomi ve lens fragmentasyonu aşamalarında mükemmel sonuç elde etmek için giderek artan bir rol almaktadır.² Femtosaniye yardımcı katarakt cerrahisi yapılan olgularda daha kaliteli korneal kesi sayesinde astigmatın daha az oluştuğu, daha güvenilir ve tekrarlanabilir kapsülotomi neticesinde intraokuler lensin daha stabil olduğu ve femtosaniye ile yapılan lens fragmentasyonu ile daha az ultrason enerjisi kullanıldığı yapılan birçok çalışmada kanıtlanmıştır.³⁻⁹ Fakat bugüne kadar yapılan refraktif sonuçları ve güvenilirliği karşılaştıran prospektif çalışmalarda standart manuel cerrahiye kıyasla femtosaniye yardımcı katarakt cerrahisinin ciddi bir üstünlüğü saptanmamıştır.⁵⁻⁸ Femtosaniye lazer teknolojisinin standart cerrahiye göre çok daha pahalı olması sebebiyle yaygın olarak kullanılmaması ve bu konuda geniş çaplı çalışmaların yapılamaması dezavantaj oluşturmaktadır.¹⁰

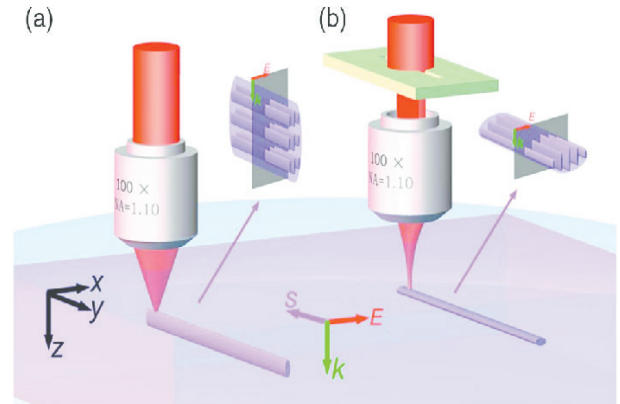
GİRİŞ

Katarakt cerrahisi dünyada en fazla uygulanan cerrahi işlemdir. Tüm dünyada 3 milyona yakını Amerika'da olmak üzere yılda ortalama 19 milyon katarakt ameliyatı gerçekleştirilmektedir.^{11,12} Femtosaniye yardımcı katarakt cerrahisi dünyada büyüyen, gelişmeye açık yeni bir teknolojidir. Femtosaniye yardımcı katarakt cerrahisi ilk defa

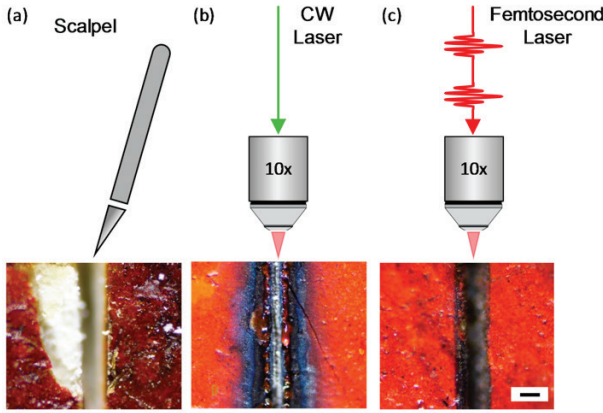
insan gözünde 2008 yılında Avrupa'da uygulanmış ve hızlıca gelişerek tüm dünyada kullanılmaya başlanmıştır.¹³

Femtosaniye lazerin dalga boyu genellikle 1053 nanometre olup ışık tayfında kızılötesi dalga boyuna yakındır. Femtosaniye lazer teknolojisinin kritik aşama ışığın gönderilim hızıdır (Şekil 1).

Odaklanmış ultra kısa salınımdaki ışınlar (10^{-15} saniye) sayesinde çevre dokularda kollateral hasar oluşmaması ve neodymium: YAG lazer tarafından ısı açığı çıkmaması sağlanmaktadır.¹⁴ Femtosaniye lazer enerjisi doku tarafından absorbe edildikten sonra hızlıca büyüyen serbest elektron plazmaları ve iyonize moleküller oluşturarak hedef dokuyu kesmeyi ve ayrıştırmayı sağlayan mikrokavitasyon kabarcıkları ve akustik şok dalgaları meydana getirirler.¹⁴ Bu sayede femtosaniye lazer ışınları hedeflenen derinliğe kusursuz bir şekilde odaklanarak dokuda kesme işlemini gerçekleştirir (Şekil



Şekil 1. Femtosaniye lazer doğrudan yazma düzenlerinin şematik gösterimleri(sağ) slit beam olmadan (b) slit beam ile beraber.



Şekil 2. Dokularda oluşturulan kesilerin şematik gösterimi (a) Cerrahi bıçak (b) 60 mW sürekli dalga lazer (c) 2 mW femtosaniye lazer

2). Lazer enerjisinin mekanik enerjiye dönüştüğü bu süreç photodisruption denilmektedir

Femtosaniye lazer teknolojisi fotodiseksiyon yardımıyla korneada LASIK flebi için doku kesitleri ve yan kesiler oluşturur.¹⁵ Fotodiseksiyon işlemi için tipik olarak üstüste çakışmayan dokular arasında küçük köprüler bırakarak yanyana atışlar olacak şekilde parametreler ayarlanmaktadır.¹⁵ Bu yüzden LASIK operasyonu sırasında

da flebi kaldırırken künt diseksiyon yapmak gerekmektedir.^{14,15} Femtosaniye lazer teknoloji sistemleri katarakt cerrahisi sırasındaki belli aşamaları yapmak için daha yakın atış ile üstüste gelen kaviteyi oluşturup, dokular arasındaki köprü oluşumunu önleyebilirler.¹⁶ Lazer tedavisi için Optik koherans tomografi (OCT) veya scheinpflug teknolojisi kullanılan görüntüleme yöntemleri kılavuz olarak kullanılır. Femtosaniye yardımcı lazer teknolojisi FDA(US Food and Drug Administration) tarafından 2010 yılında katarakt cerrahisi sırasında anahtar basamaklar olan kapsülörekis, lens fragmentasyonu ve likefaksiyonu ve arkuat korneal kesi için onay almıştır.¹⁶ Standart katarakt ameliyatı sırasında manuel olarak yapılan ve cerrahın el beceresi ile doğrudan ilişkili olan katarakt cerrahisinin kapsülörekis, korneal kesi, lens fragmentasyonu ve likefaksiyonu aşamaları femtosaniye lazer ile otomatize hale getirilerek operasyon başarısı üzerine olumlu etkilerinin olması amaçlanmaktadır.¹⁶ LenSx (Alcon Laboratories, Inc., For Worth, TX, USA), Catalys (Abbott, Chicago, IL, USA), LensAR (LensAR, Orlando, FL, USA), Victus (Bausch & Lomb, Rochester, NY, USA) ve LDV Z8 (Ziemer Ophthalmic Systems AG, Biel, Switzerland) günümüzde katarakt cerrahisi için en sık kullanılan femtosaniye lazer sistemleridir (Şekil 3), (Tablo 1).



Şekil 3. (a) LenSx (b) Catalys (c) LensAR (d) Victus (e) LDV Z8 femtosaniye lazer sistemleri

15

FEMTOSANIYE LAZERLERİN KORNEA TRANSPLANTASYONUNDAKİ UYGULAMALARI

Dr. Nilüfer Yeşilirmak

Femtosaniye lazerlerin, tam kat ve lameller kornea naklini potansiyel olarak korneanın eğriliğini takip etme yetenekleri sayesinde doğru insizyon derinlikleri ile kontrollü ve optimize yapmaya olanak sağladığı literatürdeki uygulamaları ile gösterilmiştir.

Kitabın bu bölümü femtosaniye lazerin kornea naklindeki uygulamalarını, bu uygulamaların avantajlarını ve dezavantajlarını sunmaktadır.

PENETRAN KERATOPLASTİ UYGULAMALARI

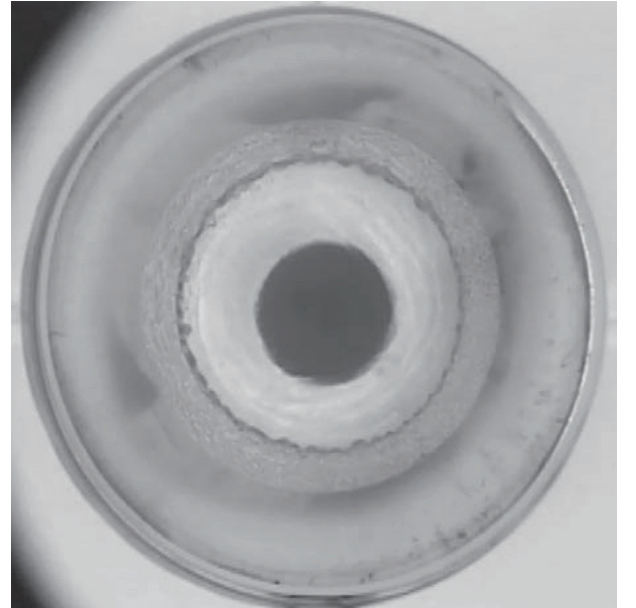
Penetran keratoplasti (PK) günümüze kadar bilinen en eski, en yaygın ve en başarılı kornea nakli yöntemi olmuştur.¹ Günümüzde lameller keratoplasti tekniklerinin çok gelişmesi ve büyük oranda tercih ediliyor olmasına rağmen, halen tüm kornea nakillerinin yaklaşık %45'nı tam kat kornea nakilleri oluşturmaktadır.¹

Postoperatif yüksek ve düzensiz astigmatizma, tam kat kornea nakillerinin en çok kaçınılan fakat en yaygın görülen komplikasyonlarından biridir. Alıcının trepanizasyon esnasındaki desantralizasyonu, birinci kardinal sütün tam olarak 180 derece ters yönde olmayan ikinci kardinal sütün ve kesi kenarlarının optimize birleşmeyip vertikal eğimin oluşması postoperatif yüksek astigmatizmanın en önde gelen nedenlerindedir.^{2,3} Bu ve daha birçok komplikasyonu önlemeleri yanında, daha iyi kesi şekli sunmaları, sızdırmaz şekilde yara kapanması sağlamaları, erken sütün alımına olanak vermeleri ve hızlı gör-

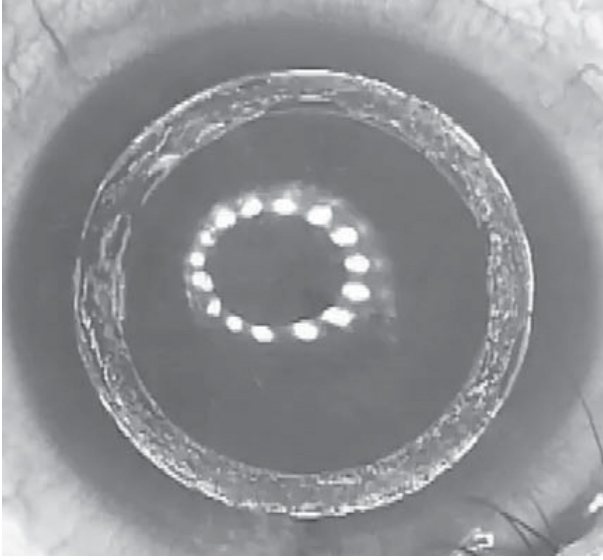
sel rehabilitasyon sağlamaları açısından femtosaniye lazerlerin tam kat kornea nakillerinde kullanımı yaygındır.⁴

Donör dokunun hazırlanması için yapay bir ön kamera kullanılır. Yapay ön kamera içine yerleştirilen doku, istenilen şekilde ve boyutta femtosaniye lazer yardımı ile kesilerek hazırlanır (Şekil-1). Daha sonra alıcı korneası için benzer parametrelerde femtoseond lazer kullanılarak kesiler gerçekleştirilir (Şekil-2).

Günümüze kadar tam kat kornea naklinde femtoseond lazerler ile birçok farklı kesi çeşidi tariflenmiştir. Bu kesi çeşitleri, avantajları ve dezavantajları şu şekildedir:



Şekil 1: Femtosaniye lazer ile donör doku kesisi



Şekil 2: Femtosaniye lazer ile alıcı doku kesisi

Standart Dairesel Model

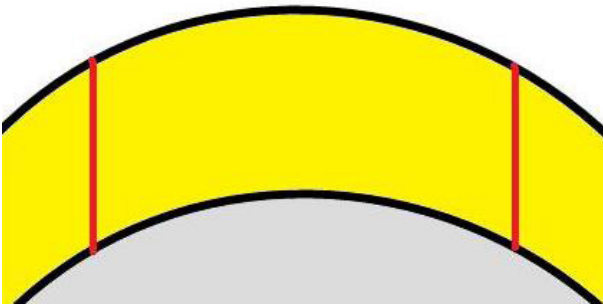
Bu model⁵ ile hem alıcı hem de donör korneasında tam kalınlıklıkta, dik, dairesel bir kesi oluşturulur (Şekil-3).

Avantajları:

- Hem alıcı hem de donör korneasında güvenilir ve tekrar edilebilir trepanizasyon sağlar, kusursuz belirlenmiş ve dik greft kenarı profilleri oluşturur.
- Bu kesi sonucu, künt veya yarı-keskin enstrüman kullanılarak dokular kolaylıkla ayrılır.

Dezavantajları:

- Daha çok zaman alır.
- Donör her zaman tamamen kesilmeyebilir; keskin aletler ile ikincil bir kesi gerekebilir.
- Işık saçılması / emilmesi nedeniyle skarlı veya ödemli kornealar için daha yüksek enerji kullanımı gerekir.



Şekil 3: Femtosaniye lazer ile standart dairesel kesi modeli

Decagonal Kesi Modeli

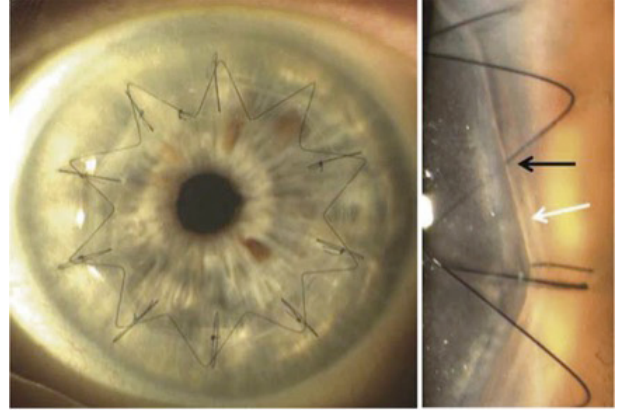
Standart dairesel modele benzer, kesi 90 derece ve tam kattır, farkı kesinin decagonal bir şekilde oluşturulmasıdır (Şekil-4).⁶

Avantajları:

- Dokular arasında daha iyi bir apozisyon sağlar, böylece dokular daha hızlı iyileşmesi oranı gösterir.
- Rotasyon veya desantrasyon görülmez.
- Sütürasyondaki dönme etkisini azaltır, böylece sütür yerleştirme oryantasyonu artırır ve gereken sütür sayısını azaltır.

Dezavantajları:

- Potansiyel olarak daha yüksek cerrahi olarak indüklenen astigmatizmaya neden olabilir.



Şekil 4: Femtosaniye lazer ile decagonal kesi modeli

Zigzag Kesi Modeli

Bu model, ön tabanları ve açıları kornea merkezine doğru yaklaşık 30 derece olan üst üste konulmuş iki koniden oluşur. Ön koni, tabanı 8 mm civarında olan daha küçük bir çapa sahiptir ve bu kesi ile kornea epitelinden stromanın 300 µm derinliğe kadar inilir, arka koni ise tabanı 9 mm civarında olan daha büyük bir çapa sahiptir ve ön kamaradan yukarıya doğru yaklaşık 280 µm kesilir (Şekil-5).⁷

Avantajları:

- Donör-alıcı temasının daha büyük yüzey alanına sahip olması insizyon bölgesinin sızdırmazlığının daha iyi olmasını, kesi yerlerindeki gerilme kuvvetinin daha iyi olmasını ve daha hızlı yara iyileşmesi sağlar.

ARKA SEGMENT LAZER UYGULAMALARI

Dr. Çağrı İlhan, Dr. Mehmet Çitirik

HAZIRLIK AŞAMASI

Lazer cerrahi bir tedavi yöntemidir ve ancak detaylı bir tıbbi öykü ve tam bir oftalmolojik değerlendirme sonrası uygulama söz konusu olabilir. Uygulama öncesi mevcut arka segment patolojisinin varlığını ve düzeyini renkli fundus fotoğrafı, floresein anjiyografi (FA) veya optik koherens tomografi (OKT) gibi objektif yöntemlerle kayıt altına almak, gerek akademik amaçla kullanımı açısından gerek medikolegal açıdan önemlidir. Kanıta dayalı tıp ışığında yeterli aydınlatma sonrası hasta ile alınacak ortak karar, doğru endikasyonda lazer uygulaması kararı için gerekli iki temel bileşendir. Arka segment lazer uygulaması için alınan bu ortak karar, mutlaka yazılı aydınlatılmış hasta rızası ile belgelendirilmelidir. Bilgilendirme aşamasında işleme dair detayların paylaşılmasının yanı sıra, şu hususlardan bahsetmek de özellikle faydalı olacaktır:

1. Tedavi için farklı günlerde birden fazla oturum ve tekrarlayan işlemler gerekebilir.
2. Tedavinin ana amacı hastalığı sınırlandırmak, görme düzeyini korumak veya görme kaybını en aza indirmektir.
3. Buna rağmen tedavi sonrası geçici veya kalıcı görme kaybı ile karşılaşılabilir.

Arka segment lazer uygulaması için gerek ve yeter şart, uygulama yapılacak alanın indirekt oftalmoskopi ile açık bir şekilde görülebilmesidir. Uygulamada kullanılan teknik ekipmanın mükemmel olduğu varsayıldığında bile, hastaya ait çeşitli faktörler lazer tedavisinin

etkinliğini ve sonuçlarını doğrudan etkileyebilmektedir. Optik ara yüzeyi oluşturan gözyaşı film tabakası, kornea, ön kamara, pupilla, lens, vitreus ve bu yapılara ait hastalıklar arka segment lazer uygulaması öncesi mutlaka değerlendirilmelidir. Tüm koşulların uygulama için elverişli olduğu hallerde de retinaya ait faktörler (ödem, pigment kümelenmesi, glial proliferasyon, membran formasyonu, kanama, atrofi vb. durumlar) göz önünde bulundurularak etkin bir tedavi stratejisi geliştirilmelidir.

Arka segment lazer uygulaması sırasında hastanın hissettiği ağrı, modern lazer cihazlarının kullanılmasına rağmen, hastanın tedaviye uyumunu azaltan önemli bir sorundur. Hastanın tedaviye uyumunu artırmak için peribulber, oral, topikal veya inhaler gibi pek çok anestezi yöntemi uygulanmakta ve hepsi de farklı oranlarda etkinlik göstermektedir.¹⁻³ Kısa lazer atım süresi (pulse duration) ve azalmış lazer gücü (power) ise kullanılan yöntemde ağrıyı azaltan en önemli iki değişkendir ki modern cihazlarda daha az ağrı ile daha yüksek hasta uyumu olmasının önemli bir nedeni de budur.⁴

Gebeliğin erken dönemlerinde (birinci ve ikinci üç aylık dönemler) arka segment lazer uygulaması ile ilgili özel bir durum bulunmamaktadır. Bununla birlikte alternatif tedavi yöntemi olarak birçok hastalıkta kullanılan intravitreal anti-vasküler endotelial growth faktör (anti-VEGF) enjeksiyonunun gebelikte kullanımı ile ilgili güvenilir veri bulunmadığından, retinal lazer güvenilir bir yöntem olarak gebelikteki retinal hastalıkların tedavisinde daha ön plana çıkmaktadır.⁵ Gebeliğin son üç aylık döneminde ise riskli gebelik ve erken doğum ihtimalleri göz önünde bulundurularda daha ihtiyatlı davranmak ve

İlgili branş uzmanının görüşüne başvurulması sonrası tedavi planlaması yapmak daha akılcı olacaktır.

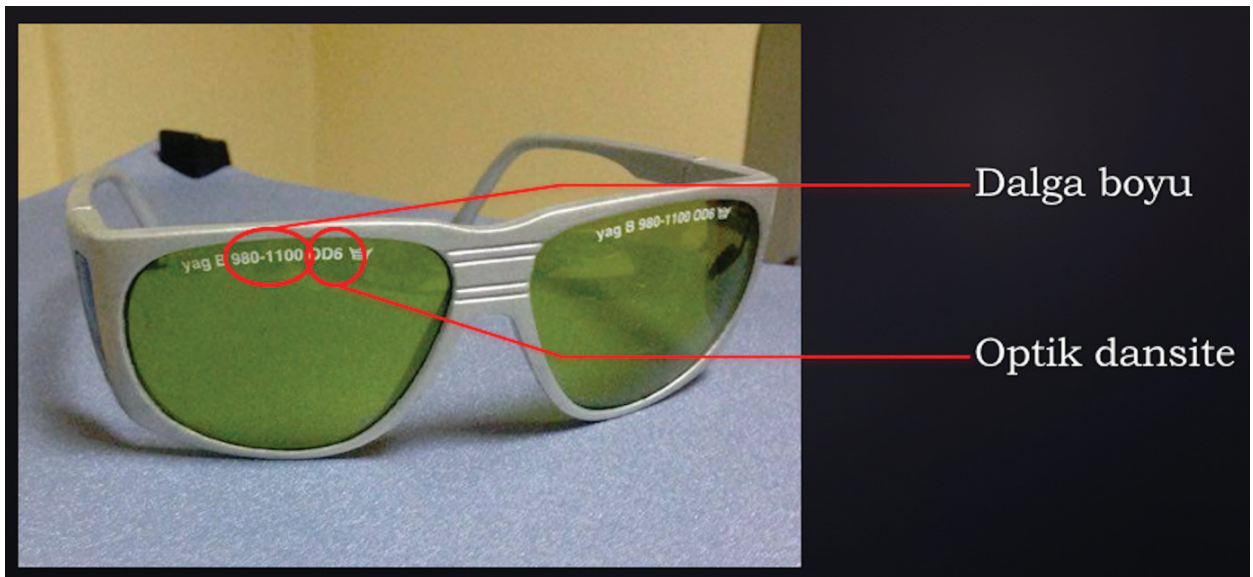
Arka segment lazer uygulaması konusundaki bir diğer önemli nokta da cerrah ve çevredeki diğer bireyler için güvenlidir. "International Electrotechnical Commission" lazer teknolojisinin kullanıldığı her ticari ürün için, o ürüne özgü bir tehlike düzeyi tanımlamıştır. Oftalmolojide kullanılan çoğu lazer cihazı sınıf 3B düzeyinde tehlike taşımaktadır ve korunma gereklidir. Cerrah lazer ışığına ameliyat mikroskopu veya biyomikroskop gibi filtreli optik araçlarla baktığı için, cerrah açısından risk yok kabul edilebilir. Buradaki esas risk 1-2 metre mesafedeki izleyiciler içindir ve onlar kontakt lens, kornea veya göze takılı metal aletlerden yansıyan ışınlar karşı duyarlıdır. En yaygın kullanılan koruyucu cihaz gözlüktür ve standartlara uygun bir gözlükte 2 temel bilgi yer almalıdır. Bunlardan birincisi gözlüğün koruyucu olduğu dalga boyu aralığı iken ikincisi optik dansite değeridir. Optik dansite, gözlüğün koruyucu kabul edildiği dalga boyu aralığındaki ışığı ne oranda geçirdiğini ifade eder. Optik dansite değerinin 3 olması ışığın 1000'de 1'ini, 5 olması 100000'de 1'ini geçirdiği anlamına gelir ki piyasadaki çoğu koruyucu gözlüğün değeri de bu aralıktadır.⁶ **Şekil 1**'de lazer koruyucu gözlük ve gözlük üzerindeki değişkenler örnek olarak verilmektedir.

LAZER TAŞIYICI SİSTEMLER VE BÜYÜTÜCÜ MERCEKLER

Arka segment lazer uygulamaları için gerekli ekipmanlar kısaca lazer taşıyıcı sistemler ve büyütücü merceklerdir. İlk geliştirilen lazer cihazında odaklanma monoküler direkt oftalmoskop aracılığıyla yapılmaktaydı ve odaklanma gücünün yanı sıra aşırı tedavi gibi ciddi olumsuz özelliklere sahipti. Güncel lazer taşıyıcı sistemler yarıklı lamba (slit lamba / biyomikroskopi), indirekt oftalmoskop veya endoskopik yolla lazer enerjisini göz içine taşıyan cihaz ve fiberoptik kablolardır. Büyütücü mercekler ve ayna sistemleri ise piyasada farklı özelliklerde birden fazla seçenek olarak sunulmaktadır ve lazer uygulanacak bölgenin net görüntüsünü sağlamanın yanı sıra lazer enerjisinin odaklamasını da yapmaktadır.

Yarıklı lamba aracılı sistem günlük pratikte en sık kullanılan sistemdir. Sistem güç (power), atım süresi (pulse duration) ve atım çapı (spot size) gibi değişkenlerin ayarlanmasına imkân sağlamaktadır. Bu değişkenlerin ayarlanmasında göz önünde bulundurulması gereken bazı durumlar şunlardır:

Tedavi edilecek retinal bölgenin topografik konumu ve uygulanacak tedavi yöntemi: Perifer retinaya pan-retinal lazer fotokoagülasyon, makulaya ya da periferik lezyona fokal lazer fotokoagülasyon veya makulaya grid lazer fotokoagülasyon uygulamalarında olduğu gibi tedavi edilecek retinal bölgeye göre tedavi prensipleri değişmektedir.



Şekil 1. Lazer koruyucu gözlük ve gözlük üzerindeki değişkenler (koruyucu dalga boyu aralığı 980-1100 nm ve optik dansite değeri 6).

GLOKOMDA LAZER TEDAVİ YÖNTEMLERİ

Dr. Kadriye Ufuk Elgin

Çok faktörlü, ilerleyici bir optik nöropati olan glokom, geri dönüşümsüz körlük nedenleri içerisinde ilk sıralarda yer almaktadır.¹ *Yüksek göz içi basıncının* (GİB), en önemli risk faktörü olarak kabul edildiği hastalık, glomatöz optik disk, retinal sinir lifi tabakası (RSLT) ve görme alanı hasarlarıyla karakterizedir.¹ Genelde ileri yaş hastalığı olarak bilirse de her yaşta ortaya çıkabilmektedir. Etyopatogeneze, epidemiyolojik özelliklere, ön ve arka segmentteki morfolojik değişikliklere ve klinik semptomlara göre çeşitli alt gruplara ayrılmaktadır.¹

Glokom tedavisinde halen geçerli en önemli yöntem GİB'ni düşürmektir.² Medikal tedavi en çok uygulanan tedavi yöntemidir. Bu yöntemin uygulanmadığı ya da hedef GİB değerlerine ulaşılmada yetersiz kaldığı durumlarda lazer ya da cerrahi tedavi yöntemlerine de gerek duyulmaktadır.² Bazı glokom tiplerinde ise, lazer tedavisi primer yöntem olarak uygulanabilmektedir.²

Tüm lazer uygulamalarında, hasta ve/veya hasta yakınlarından, imzalı bilgilendirilmiş onam formu alınmalıdır. Bu bölümde glokom tedavisinde kullanılan lazer yöntemlerinden bahsedilecektir.

İRİSE YÖNELİK LAZER UYGULAMALARI

Lazer Periferik İridotomi

Primer açılı kapanması glokomu (PAKG), primer açık açılı glokomdan (PAAG) sonra, en sık gözlenen glokom tipidir.³⁻⁴ İridokorneal açının daralmasıyla karakterize olan hastalık, özellikle uzak doğu ırklarında daha sık gözlen-

mektedir.³⁻⁴ Lazer periferik iridotomi (LPI), oldukça sık uygulanan bir lazer tedavi yöntemidir.³⁻⁶

Endikasyonlar: PAKG, primer açık kapanması (PAK) ve primer açılı kapanması şüphesi (PAKŞ) durumlarında sıkça uygulanmaktadır. Ayrıca pupil bloğu, sekonder açılı kapanması glokomu (SAKG) ve pigmenter glokom klinik tablolarında da uygulanabilmektedir.³⁻⁶ Özellikle PAKG akut ataklarında GİB düşürmede oldukça etkili olup, PAK durumunda erken evrelerde profilaktik LPI uygulaması, glokoma progresyon riskini azaltmaktadır.³⁻⁶

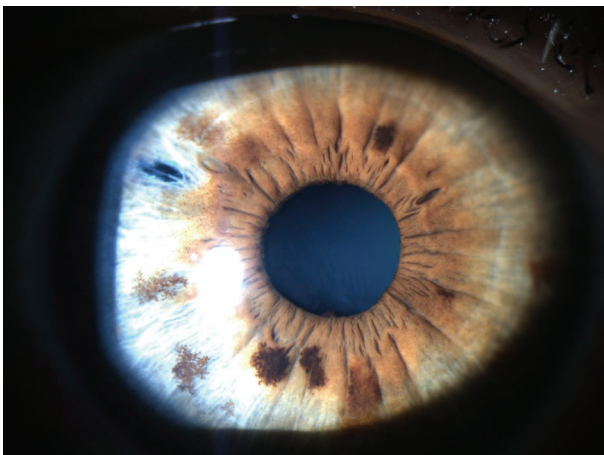
Kontraendikasyonlar: Neovasküler glokomda (NVG), iristeki kanama riski nedeniyle önerilmemektedir. Lense ya da koroidal efüzyona bağlı arkadan itme yoluyla ön kamara daralması durumunda da yeterince etkili olamamaktadır.³⁻⁶

Lazer işlemi: Hastaya gerekli ön hazırlıkların yapılması gerekmektedir. Özellikle akut atakta GİB intravenöz ve oral medikal tedavi ile hızla düşürülüp, kornea yeterince saydam hale getirilmelidir. Hasta oral antikoagülan ajan kullanıyorsa, kanama riski dikkate alınarak, gerekirse ilaç kesilmelidir. İşlemden 15 dakika önce damlatılan 1-2 damla %2 pilokarpin damla tedavi başarısını arttırmaktadır. Ayrıca lazerden 1 saat önce ve hemen sonra damlatılan 1-2 damla brimonidin damla, işleme bağlı akut GİB yükselmesini önleyecektir.⁷⁻¹⁰

LPI işleminde sıklıkla, Neodymium: yttrium-aluminum-garnet (Nd: YAG) lazer kullanılmaktadır. Bazı hekimler ise argon lazer ya da özellikle kalın iris durumunda her iki lazeri kombine olarak uygulamaktadır.⁷⁻¹⁰

Hastaya topikal anestezi damla uygulamasından sonra jel ile doldurulmuş Abraham (+66 D) ya da Blumental lens takılmaktadır. Bu şekilde lazer yapılacak bölge daha iyi görülecek, göz stabil hale gelecek ve lazer ışını odaklanabilecektir. Özellikle kapağın altında kalan üst bölgelerde (saat 10 ya da 0), irisin en ince olduğu iris kript bölgelerinin seçilmesi ve saat 12 bölgesinden kaçınılması, olası komplikasyonların önlenmesinde önemlidir. Bu şekilde monoküler diplopi ve hemoraji nedeniyle görme azalması riski azaltılmaktadır. Ayrıca argon lazer kullanımında üst nazal bölgenin seçilmesi, olası maküler hasarın önlenmesinde önemlidir.⁷⁻¹⁰

Lazer enerjisi ve şut sayısı irisin kalınlığına göre seçilmelidir. *Nd: YAG* lazer kullanımında genelde 3-9 mJ enerji, 50-70 µm spot büyüklüğü ve 2-4 atım yeterli olmaktadır. Argon lazer kullanımında ise, 500-1000 mW enerji, 50 µm spot büyüklüğü ve 0,1-0,3 sn süre yeterli olmaktadır. Her iki lazerde de enerji düşük başlanmalı ve çok yavaş olarak arttırılmalıdır. Genellikle 150-200 µm arasında bir iridotomi açıklığı yeterli olmaktadır. Argon LPI işlemi bazen iki aşamalı yapılmaktadır. Hazırlık germe aşamasında 200-600 mW enerji, 200-500 µm spot büyüklüğü ve 0,2-0,6 sn lazer; delme aşamasında ise 800-1000 mW enerji, 50 µm spot büyüklüğü ve 0.02-0.05 sn parametreler kullanılabilir. LPI işleminde bazen hem argon hem de *Nd: YAG* lazer kullanılmaktadır. Hazırlık germe aşamasında 200-500 mW enerji, 200-600 µm spot büyüklüğü ve 0,1-0,5 sn argon lazer; delme aşamasında ise 6-8 mJ enerji, 50-70 µm spot büyüklüğü ve *Nd: YAG* lazer 1-3 atım kullanılabilir.⁷⁻¹⁰ **Şekil 1**'de *Nd:*



Şekil 1: Lazer periferik iridotomi uygulanmış bir primer açı kapanması olgusu (Prof. Dr. Ufuk Elgin hasta arşivinden)

YAG lazer ile LPI uygulanmış bir primer açı kapanması glokomu olgusu görülmektedir.

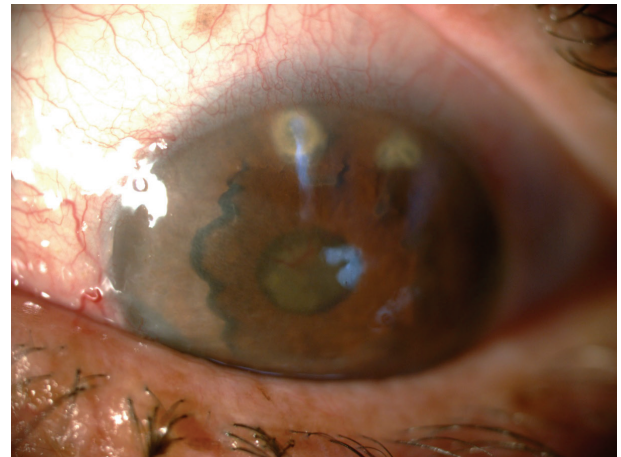
Yan etkileri: En önemli yan etkisi akut GİB yükselmesidir ve insidansı çeşitli çalışmalarda %6-40 arasında bildirilmiştir. Bunun için cerrahi sonrasında brimonidin damlaya birkaç gün devam edilmelidir. Diğer bir yan etkisi iritis olup, işlem sonrası birkaç gün hafif etkili kortikosteroid damlalar ile kolaylıkla kontrol altına alınabilmektedir. Ayrıca monoküler diplopi, geçici görme bozukluğu, hemoraji-hifema, diskromatopsi posterior sineşi gibi yan etkileri de bulunmaktadır.⁷⁻¹⁰ **Şekil 2**'de *tanıda geç kalınmış, ışık hissi olmayan ileri evre primer açı kapanması glokomu olgusunda, midperiferik iridokorneal sineşi ve LPI sonrası gelişen korneal yanık izlenmektedir.*

LPI, özellikle PAKG, PAK ve PAKŞ durumlarında oldukça önemli bir yöntemdir. Ancak özellikle PAKG'unda son yıllarda şeffaf lens cerrahisi daha ön plana çıkmaktadır.¹¹⁻¹²

Lazer Periferik İridoplasti

Argon lazer periferik iridoplasti (ALPİ), irise yönelik bir diğer lazer işlemidir.^{3-6,13-14} İris köküne yakın olacak şekilde iris periferine düşük enerjili argon lazer uygulamasıyla, hafif bir kontraksiyon ve buna bağlı çekilme ile iridokorneal açının genişlemesi ve/veya periferik anterior sineşinin (PAS) giderilmesi esasına dayanmaktadır.^{5-6,13-14}

Endikasyonlar: PAKG, primer açık kapanması PAK ve plato iris durumlarında uygulanmaktadır.^{3-6,13-14} En



Şekil 2: Geç tanı almış, ışık hissi olmayan ileri evre primer açı kapanması glokomu olgusunda, midperiferik iridokorneal sineşi ve LPI sonrası gelişen korneal yanık izlenmektedir (Prof. Dr. Ufuk Elgin hasta arşivinden).

DİĞER LAZER UYGULAMALARI; ERBİUM YAG LAZER (Er:YAG), HOLMIUM YAG LAZER (Ho:YAG) İLE LAZER TERMAL KERATOPLASTİ VE KONDÜKTİF KERATOPLASTİ, NEODYMIUM YTTRIUM-LİTHİUM-FLORİD (Nd:YLF) LAZER

Dr. Burcu Kazancı

YAG lazerler; Yttrium- Aluminium- Garnet (Y3Al5O12) kristaline dayalı katı lazerlerdir. YAG 1960'lar da popüler olmuş sentetik kristal bir materyaldir. Genelde Neodymium (Nd) katkılı kullanılmaktaysa da bu bölümde Erbium (Er) ve Holmium (Ho) katkılı değişik dalga boyunda oftalmolojinin farklı alanlarında kullanılan lazerlerden bahsedeceğiz. Yaygın kullanılan Nd:YAG lazerlerde foton kaynağı olarak sürekli yanan bir lamba kullanılırken, Ho:YAG ve Er:YAG lazerlerde ve Q-anahtarlı oftalmik Nd:YAG lazerlerde ise bir flaş lambası kullanılmaktadır.

ERBİUM YAG LAZERLER

Erbium YAG lazer 2940 nanometre (nm) dalga boyunda doku ablasyonu için oftalmolojinin yanı sıra dermatoloji ve diş hekimliğinde de kullanılan bir lazer çeşididir. Bu dalga boyu yüksek miktarda su emilim piki yaptığı için lazerin yumuşak dokuda 5-10 mikrometre (mm) derinliğe kadar ablasyonu sağlamaktadır. Erbium YAG lazerin günümüzde oftalmoloji alanında kullanıldığı farklı alanları inceledik.

Erbium YAG lazer ile Xantalezma Palpebrarum (XP) Tedavisi

Ksantelazma, kapakta medial kantusta açık sarı, yumuşak, düz kolesterol birikimli plaklardır. Hiperlipidemi, hipotiroidi ve diyabet zemininde sıkça görülür. Hiperkolesterolemi dışında eritroderma, inflamatuvar cilt hastalıkları ve alerjik kontakt dermatitler zemininde normal kolesterol değerlerinde de görülür. Tedavisinde cerrahi eksizyon

dışında krioterapi, trikloroasetik asit ile kimyasal peeling ve lazer uygulanabilir. Lazer tedavisi için CO₂ lazer, Nd:YAG lazer, argon lazer ve erbium yag lazer kullanılabilir.

Erbium lazer uygulaması sırasında lezyona 1,6 milimetre (mm) çaplı, 300 milijoule (mJ) enerjiyle, 1 Hertz (Hz) frekansında uygulanır. Alan daha geniş olduğunda çap ve enerji aynı kalmak şartıyla frekansı 5 Hz'e kadar yükseltilebilir. Lezyonun tamamını kaplayana kadar sentripetal uygulama yapılır (Şekil 1). Er: YAG lazerleri, kli-



a



b

Şekil 1. a) Er: YAG öncesi. b) Lazer tedavisinden 1 ay sonra (M. Abdelkader, S.E. Alashry Saudi Journal of Ophthalmology (2015) 29, 116-120)

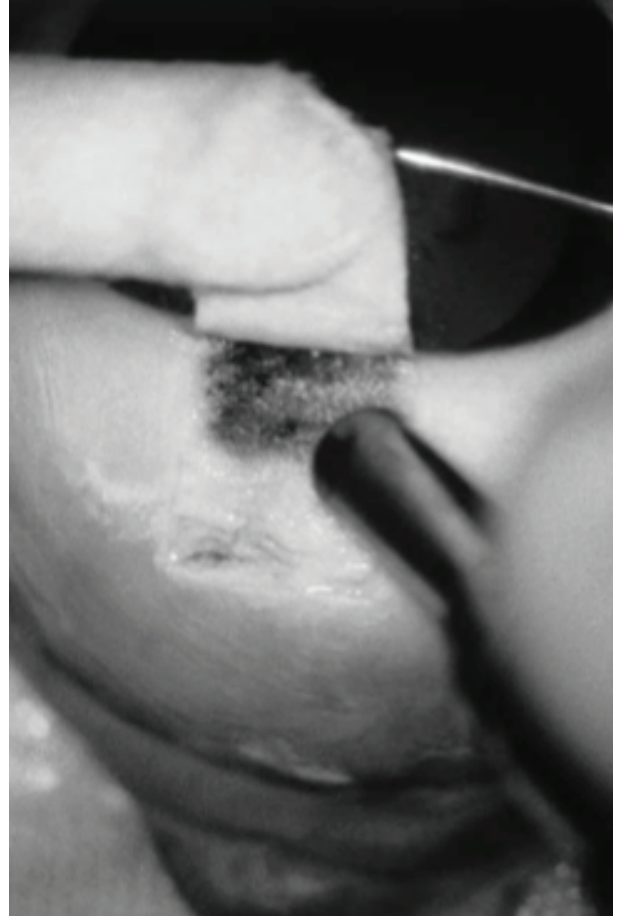
nisyenin daha kontrollü ve daha yüksek kalibreli ablasyon gerçekleştirilmesine imkan sağladığından, XP tedavisinde giderek daha fazla kullanılmaktadır. Literatürde ablatif olmayan fraksiyonel Er: YAG lazer, transepidermal olarak orta ve retiküler dermisteki (382-1379 µm) derinliğe ulaşarak herhangi bir epidermal tahribata yol açmadan fraksiyonel fototermolizis yaparak etkili olur. Tüm lazerlerde olduğu gibi skarlaşma, ektropion, ülserasyon, hipopigmentasyon, hiperpigmentasyon, nüks, sebat ve genişleme riskleri mevcuttur. Hala bu yan etkiler nedeniyle xantelazma palpebrarumun tedavisi için cerrahi uygulamamanın ya da lazerin birbirine üstünlüğü tartışmalıdır.

ErbiumYAG lazer Yardımlı Derin Sklerektomi

Derin sklerektomi Karsnov tarafından tariflenen ve Stegmann tarafından viskokanalostomi eklenerek geliştirilen bir non-penetrant filtrasyon cerrahisidir. Etkinliği standart tabekülektomiye göre halen tartışmalıdır. Bu tekniğin etkinliğini arttırmak için derin sklerektomiye ek olarak yüksek molekül ağırlıklı viskoelastik madde ile viskokanalostomi ya da kollajen drenaj implantları kullanılmıştır.

Bu prodesürde yüzeysel skleral flep kaldırıldıktan sonra en zor kısmı olan derin korneoskleral lamel kaldırırken Er: YAG kullanılmakta ve bunun daha az termal hasarla düzgün bir yüzey sağladığı ve postoperatif dönemde skarlaşmayı azalttığı öne sürülmektedir. Derin skleral flep kaldırımı sırasında oluşan tabeküloidesmetik membran rüptürü prosedürün en zor aşamalarından biridir. Trabeküloidesmetik membran rüptür oranı farklı çalışmalarda % 8-33 oranlarında bildirilmiştir. Erbium Yag lazer yardımcı derin sklerektomide ise bu kısım daha kontrollü yapılmakta ve tabaka halinde ablasyon yapıldığı için özellikle erken öğrenme döneminde daha güvenli olabileceği öne sürülmektedir (Şekil 2).

Modifiye vitrektomi el probunda kuvars fiber ucu olan bir zirkonyum florit fiberoptik ile 40-80 mJ enerji ve 5-10 Hz frekansında trabeküloidesmetik membrandan humor aköz sızıntısı olana kadar doku ablasyonu uygulanmaktadır. Lazerle yapılan ablasyonun kontrollü olması nedeniyle hem desme membran hasarına karşı koruduğunu hem de rezidü doku kalmasını önleyerek etkinliği arttırdığı savunuluyor. Pallikaris ve Verges'in bu konuda iki yıla yaklaşan takiplerinde olumlu sonuçlar bildirmişlerdir.



Şekil 2. Erbium YAG lazerle skleral ablasyon. (alıntı.Klink T. Graefe's Arch Clin Exp Ophthalmol (2000))

Lazer ACE (Laser Anterior Ciliary Exicion Procedure)

Presbiyopinin nedeni geleneksel olarak lens kapsülü ve lens materyalinin elastikiyet kaybının neden olduğu kabul edilir. Fakat Hemholtz'un silier kasın akomodasyon sırasında kasılmasıyla ön zonüllerin gevşemesini ve sonuç olarak lens kapsülünün tekrar şekillenmesiyle kırma gücününün ayarlanması teorisi ile bakış açısı değişmiştir. Günümüzdeki çalışmalar silier cisim, zonüller, ön vitreus membranı ve koroidin elastisitesi gibi extralentiküler yapıların önemini de göstermektedir. Yaşla beraber oküler rijidite azalması, silier kas yapısının değişmesi ve bunun zonüllere etkisi presbiyopiye neden olduğu kabul edilmektedir. Presbiyopinin mekanizmasını anlamak yeni tedavi seçeneklerine ışık tutacaktır. Bu da presbiyopi tedavisinde korneal, lentiküler ve skleral yaklaşımlar uygulanmasını sağlayacaktır.

LAZERİN GÖZ ESTETİĞİ CERRAHİSİNDE KULLANIMI

Dr. Sertaç Argun Kıvanç, Dr. Berna Akova

Lazer teknolojisinin kullanıldığı göz estetiği cerrahisi ve perioküler işlemler, özellikle son yıllarda gündeme gelen yüz ve cilt gençleştirme yöntemleri içerisinde giderek yaygınlaşmaktadır. Diğer yandan, benign göz kapağı lezyonlarının çeşitli lazer tipleriyle tedavi edilebilmesi de özellikle kozmetik açıdan önemli bir avantaj teşkil etmektedir.

Özellikle göz hastalıkları içinde bir üst ihtisas alanı olan oküloplastik cerrahide göz kapağı, göz çevresi ve yüzü ilgilendiren cerrahi ve kozmetik işlemler için farklı dalga boyundaki lazerlerden yararlanılır. Bu bölümde en sık kullanılan lazer uygulamalarına yer verilmesi amaçlanmıştır.

Göz çevresinde lazer uygulamaları yaklaşık 3 dekad önce blefaroplasti ameliyatında lazer kullanımı ile başlamıştır.¹ En yaygın kullanılan lazerlerden biri CO₂ lazerdir. CO₂ lazer perioküler kırışıklıkların giderilmesi, yüz gençleştirme, blefaroplastilerde insizyon için veya ilave gençleştirme işlemi için ve kapağın benign kitlelerinin tedavisinde kullanılmaktadır.²

LAZERLERİN BLEFAROPLASTİ VE CİLT GENÇLEŞTİRMEDE KULLANIMI

CO₂ lazerin kullanımı

CO₂ lazer 10600 nm dalga boyunda çalışır ve suya afinitesi vardır. Bu nedenle cilde uygulandığında belirli bir akıcılık değerinde dokuyu buharlaştırır. Kansız bir insizyon yapmakla beraber 500 µm'na kadar lateral termal hasara yol açabilir.

Blefaroplasti insizyonlarının karşılaştırıldığı bir çalışmada insizyonlar bir kapakta 8 Watt(w) gücünde 0.2 mm CO₂ elciği (Lumenis Inc, Santa Clara, CA) ve diğer kapakta 4 mHz radyo dalgasıyla gerçekleştirilmiş, her iki tarafta da estetik açıdan eşit ve kansız insizyon izlenmiştir. Ancak aktif kanamada her iki yöntemin de etkisiz olduğu belirtilmiştir.³ Başka bir çalışmada üst göz kapağı blefaroplastisine ilave olarak CO₂ lazerle kirpiklere eğim verilerek hafif orta kirpik ptosisinde belirgin düzelme sağlandığı bildirilmiştir. Kirpik çizgisinin 1-2 mm üstüne 2 sıra 200 µm spot büyüklüğünde 6 w gücünde CO₂ lazer uygulanarak kirpiklerin yukarı yönlendirilmesinde düzelme elde edilmiştir. Kirpik kaybı, skar, enfeksiyon, hiperpigmentasyon veya hipopigmentasyon izlenmemiştir.⁴

Blefaroplasti ile beraber üst göz kapağına fraksiyonel CO₂ ile cilt yenilemesi yapılabilir. Blefaroplasti yapılmadan da perioküler cilt gençleştirilmesinde de fraksiyonel CO₂ kullanılır.^{5,6} Blefaroplastiye eşlik ederken ya da blefaroplasti yapılmadan üst göz kapağına ultrapulse CO₂ uygulaması Fitzpatrick cilt tiplerinden I ve III arasına güvenle uygulanabilir (Tablo 1. Fitzpatrick Cilt Tipleri).⁷ Alt göz kapağı gençleştirme işlemi de CO₂ lazere başvurulabilir.

CO₂ ablatif ve fraksiyonel olarak uygulanabilir. Konvansiyonel olarak geçmişte sık kullanılan ve cilt yenilemede etkinliği gösterilen ablatif CO₂ lazer uzun iyileşme dönemi gerektir; akne erüpsiyonu, uzamış eritem, hiperpigmentasyon, ektropion, enfeksiyon ve skar gelişimi gibi yan etkileri mevcuttur. Bu nedenle fraksiyonel ve nonablatif yöntemler gündeme gelmiştir. Son dönemlerde fraksiyonel ablatif CO₂ lazer ile geleneksel CO₂ lazer

Tablo 1. Fitzpatrick cilt tipleri⁷

Tip	Tanım	Etkilenen grup
I	Bronzlaşma (-), yanık (+)	Beyaz ırk
II	Bronzlaşma (+), yanık (+)	Beyaz ırk
III	Bronzlaşma (+), yanık (+/-)	Beyaz ırk
IV	Bronzlaşma (+), yanık çok nadir	Beyaz ırk
V	Bronzlaşma (+), yanık (-)	Koyu renk ırklar
VI	Bronzlaşma (+), yanık (-)	Çok koyu renk ırk

ve non-ablatif lazerlere göre daha derin doku etkisi ve kontrollü doku buharlaşması sağlanmıştır. Daha fazla penetrasyonla daha fazla iyileşme görülmüştür. Selektif fototermoliz oluşturulur. Bu da histolojik çalışmalarda gösterilmiştir.⁶ Kullanılan parametreler farklı CO₂ lazerlerine göre değişebilir. Fraksiyonel CO₂ lazerde, ablatif CO₂'de olduğu gibi yüzey epiteli %100 ablate olmaz. Küçük cilt sütunları buharlaşır. Bunlar mikroablatif sütunlar olarak adlandırılır. Başka deyişle, yanıklar arasında hasarlanmamış cilt sütunları bulunur. Geleneksel lazere göre eşdeğer etki ve non-ablatif lazerlere göre daha dramatik sonuçlar elde edilebilir. Lazerin enerjisi ile mikroablatif sütunların derinliği, spot büyüklüğüyle yüzeyellik, derinlik ayarlanır. Acıclık, atım süresi, güç ve yoğunluk parametreleri dikkatle seçilir. kısa atım süreleri tercih edilir. Yoğunluk artarsa sütunlar arası mesafe azalır, eritem ve ödem artar. Gözkapığı cildi çok ince olduğundan retiküler dermisin ötesinde etki eden lazer skarlaşmaya neden olabilir; ancak retiküler dermise inmeyen tedavide de yeterince sıkılaşma sağlanmaz. CO₂ lazer kullanarak dokuyu buharlaştırmak için gerekli minimum acıclık değeri 4-5 J/cm²dir. CO₂ lazer Erbium yttrium -aluminum garnet (Er:YAG) lazere göre çevre protein ve yağlar tarafından daha fazla emilir ve lateral termal hasar ve koagülasyona neden olur. Daha iyi hemostaz sağlar. Kırışıklıklarda CO₂'nin etkinliği daha fazladır. Öte yandan, fraksiyonel CO₂ ve Er:YAG lazeri periorbital alana karşılaştırmalı olarak uygulanmış ve her ikisinin de kırışıklıkları eşit biçimde azalttığı bildirilmiştir.³

Er:YAG lazerin kullanımı

Katı ortam lazeri olup 2940 nm dalga boyunda infrared radyasyon yayar. Bu dalga boyu CO₂ lazere göre suya daha spesifiktir. CO₂ lazere göre daha az lateral termal hasara neden olur; ancak kanama riski daha fazladır. Bu nedenlerle eleve lezyonlar, skarlar ve yüzeyel cilt lezyonlarında

tercih edilir. CO₂ lazere göre daha hızlı iyileşme sağlanır. Daha az inflamasyona yol açar. Minimum acıclık değeri 0,5-1,75 J/ cm² dir. Dual mod Er:YAG lazer ve CO₂ lazer ile elde edilen sonuçlar benzerdir; Er:YAG (**Şekil 1**) daha az eritem yapar ve hipopigmentasyon oluşturma riski daha düşüktür. Bu nedenler gözkapakları, alın ve tüm yüz gençleştirmesinde Er:YAG lazeri avantajlı hale getirir.

Ablatif ve fraksiyonel ablatif gençleştirme amaçlı lazerler kullanılmadan önce hastanın son bir yıl içinde isotretinoin türevi ilaç kullanmamış olması, skleroderma öyküsü veya aktif enfeksiyonu olmaması gerekir. Kontakt dermatit, psoriasis, rozesea, kollajen vasküler doku hastalıkları göreceli kontrendikasyonlardır. Hamile ve emziren kadınlara uygulanmamalıdır.³

Perioküler cilt yenileme işlemi yapılmadan önce, örneğin alt periorbital bölgeye uygulanacaksa 1:100.000 adrenalinli %2'lik lidokain ve %0,75 bupivakain karışımı ile anestezi uygulanabilir. Ancak minimal ablatif sütunların derinliğini etkileyebileceğinden enjekte edilecek anestetik hacmi en aza indirgenmelidir. Her bir alt gözkapığına yaklaşık 1,5 cc verilebilir. Göze topikal anestetik damlatılır ve göz kapığına lazer uygularken gözü

**Şekil 1.** Er:YAG lazer cihazı

LAZERLERİN OFTALMİK CİHAZLARDA KULLANIMI

Dr. Mehmet Baykara

LAZER DOPPLER FLOWMETRİ (AKİMMETRİ)

Lazer Doppler flowmetri (LDF) oküler hemodinaminin değerlendirilmesinde kullanılan noninvaziv kan akım ölçüm sistemidir. LDF, çalışma prensibi Doppler kaymasını temel alır. Doppler kayması, hareket eden nesneden yansıyan ışınların frekanslarında değişim sonucunda meydana gelir. Yansıyan ışınlardaki frekans kayması miktarı hareket eden objenin hızı ile orantılıdır. Kan akımı ölçümlerinde Doppler kaymasına sebep olan hareketli obje eritrositlerdir. Optik probdan dokuya iletilen ışının bir kısmı doku tarafından emilirken, bir kısmı saçılır, büyük bir kısmı ise yansır. Geri yansıyan ışın iki kısımdan ibarettir. Bir kısım statik dokudan geri yansır ve giden ışınla aynı frekanstadır. Diğer kısım ise eritrositler gibi hareketli kan hücrelerinden geri yansır ve bu ışınların frekansında değişim meydana gelir. Bu değişim Doppler kaymasıdır. Yansıyan ışındaki frekans kayması miktarı hareket eden eritrositlerin hızı ile orantılı iken; kayma olan ışın miktarı, hareket eden eritrosit miktarı yani kan volümü ile orantılıdır.¹⁻⁴ Bu sayede LDF ile hareketli kan hücrelerinin konsantrasyonu (CMBC), hücrelerin ortalama akış hızı (velocity) ve bunların çarpımı ile kan akım

seviyesi (perfüzyon değeri) hesaplanabilir.¹ Işının yansıması ve saçılması gibi optik özellikler, doku yapısı ve vaskülarizasyonundaki varyasyonlardan etkilendiği için bu yöntemle elde edilen kan akımı perfüzyon ünitesi (PU) cinsinden rölatif olarak ifade edilir.¹⁻⁵ Bu varyasyonlar nedeniyle LDF farklı dokular ve farklı hastalarda karşılaştırma yapmak için uygun değildir.¹⁻⁴

LDF, optik sinir başı, subfoveal koroid ve iris kan akımının değerlendirilmesinde kullanılabilir.²⁻⁴ Örneklenen yani değerlendirilen dokunun ortalama derinliği özellikle optik sinir ve koroid gibi kan damarlarının dağılımı açısından homojenöz olmayan dokular değerlendirilecekse kan akımı sonucunu etkileyeceğinden önemlidir.⁶ Farklı dalga boyundaki lazerleri kullanarak ve farklı kaynak-dektör fiber ayrımlarında farklı derinlikte dokularda değerlendirme yapmak mümkündür.⁴⁻⁶ LDF, Baş ve göz hareketlerinden kaynaklanan artefaktlara çok hassastır.³ Bu nedenle hastanın fiksasyon hedefine bakması önem taşır.⁴ Elde edilen sonuçlar rölatif olduğu için LDF, daha çok oküler kan akımının fizyolojik uyarılara ve farmakolojik ajanlara olan cevabını değerlendiren araştırmalarda kullanılır.^{2,4} Sistemik kan basıncının yükseldiği izometrik egzersiz, hipoksi, hiperkapni, flicker ışık gibi uyarılarla optik sinir başı ve koroidal kan akımında değişiklik meydana geldiği LDF ile çeşitli çalışmalarda gösterilmiştir.^{2,4}

Kaynaklar

1. Karaçaylı Ü, Günaydın Y. Laser Doppler Flowmetrinin Önemi ve Kullanım Alanları. Kocatepe Tıp Dergisi 2007; 8:45-48.
2. Wei X, Balne PK, Meissner KE, Barathi VA, Schmetterer L, Agrawal R. Assessment of flow dynamics in retinal and choroidal microcirculation. Survey of Ophthalmology 2018; 63(5):646-664.
3. Grudzińska E, Modrzejewska M. Modern Diagnostic Techniques for the Assessment of Ocular Blood Flow in Myopia: Current State of Knowledge. Journal of Ophthalmology 201;4694789.
4. Riva CE, Geiser M, Petrig BL. Ocular blood flow assessment using continuous laser Doppler flowmetry. Acta Ophthalmologica 2009;88(6): 622-629.
5. Larsson M, Steenbergen W, Strömberg T. Influence of optical properties and fiber separation on laser doppler flowmetry. Journal of Biomedical Optics 2002;7(2):236.
6. Koelle JS, Riva CE, Petrig BL, Cranstoun SD. Depth of tissue sampling in the optic nerve head using laser Doppler flowmetry. Lasers in Medical Science 1993; 8(1):49-54.

LAZERDE GELECEK TEKNOLOJİLER

Dr. Melike Balıkoğlu Yılmaz

Lazerler, çeşitli oftalmik uygulamalarda dokuyu kesmek, pıhtılaştırmak veya ablate etmek için kullanılan tek, koherent dalga boylu elektromanyetik radyasyon yayan cihazlardır. Lazer sistemleri, değişken darbe süresi ve enerji seviyelerinde çeşitli dalga boyları üretir. Modern Oftalmolojide, farklı özellikleri olan lazerler çeşitli amaçlar için geniş çapta kullanılmaktadır.^{1,2} Bu bölümde terapötik klinik uygulamalardaki en son yeniliklerden ve son dönemlerdeki göz hareketlerini izleme sistemi olan lazer teknolojilerinden ve sweep source optik koherens tomografi (SS-OCT) ve optik koherens tomografi anjiyografi (OCTA) gibi yeni tanısal lazere dayalı teknolojik gelişmelerden bahsedilecektir.

REFRAKTİF VE KATARAKT CERRAHİSİ

Yüksek gücü ve düşük maruz kalma süresi sayesinde femtosaniye (FS) lazer; mekanik rüptür olmadan çok hassas bir eksizyonun eşlik ettiği plazma iyonizasyonlu elektrik alanlarını artırarak “optik parçalanma” yoluyla plazma kaynaklı ablasyona neden olur. İlgili doku hasarı azaltılmıştır, böylece daha kesin cerrahi prosedürler sağlanır.² LASIK prosedürleri için kullanılan femtosaniye lazerler (FS-LASIK); kızılötesi spektrumda yaklaşık 1000 ila 1053 nm dalga boyu değerinde çalışan, odaklanabilir, plazma fotoablatif katı lazerlerdir. FS-LASIK ile flep kesiminde; farklı geometriler kesin bir şekilde kesilir, flep derinliğinde ve genişliğinde ve menteşe genişliğinde değişiklik yapılabilir ve yan kesme açıları ile ablasyondan sonra kornea flebinin daha iyi pozisyonu sağlanabilir.³ Kornea dokusunun disseke edilmesine gerek olmadığından, aberan

flep oluştuğunda, gaz kabarcıklarının çözülmesiyle kornea dokusu önceki şekline ve netliğine geri döndüğünden FS-LASIK daha güvenlidir. En son gelişmeler arasında lazer teknolojilerinin etkinliğinin artması, daha güvenli cerrahi implantlar ve hassasiyeti artırılmış görüntüleme sistemlerinin cerrahi uygulamalara dahil edilmesi yer almaktadır. Preoperatif ve intraoperatif OCT görüntüleme-deki gelişmeler; cerrahi planlamayı, insizyonların doğruluğunu ve implantların yerleştirilmesini iyileştirebilir.

Femtosaniye lazerler ile miyopi için, excimer lazer ablasyonuna gerek duymadan, küçük insizyonlu lenticül ekstraksiyonu (small incision lenticule extraction - SMILE) ile sadece lazerle intrastromal kesi ve sonrasında lenticül ekstraksiyonuna dayanan refraktif cerrahi prosedür yapılmaktadır.⁴ Ayrıca FS lazerler ile penetran keratoplasti için birbirine kenetlenmiş greft-konak kavşağı oluşturmak, hem ön hem de arka lameller keratoplasti için donör lamellar düğmeleri oluşturmak, kornea inlay için flepler ve cepler oluşturmak ve astigmatik keratotomi insizyonları oluşturmak mümkündür.^{3,5} Gelecekte daha ince kornealı gözlerde, kollajen çapraz bağlama tedavisi ile kombine lazer ablasyon cerrahileri, güvenliğini geliştirebilir.⁶

Femtosaniye lazer yardımcı katarakt cerrahisi (FLYKC) diğer önemli bir gelişmedir. Gerçek zamanlı 3-boyutlu (3-D) SD-OCT'nin kılavuzluğunda FLYKC cerrahisinde Berger alanını intraoperatif olarak görüntülemek mümkün olmuştur. Böylece cerraha intraoküler lens implantasyonundan sonra güvenli bir şekilde arka kapsülotomi oluşturmak için gereken bilgiler sağlanmış olmaktadır.⁷ Yine gelişmiş görüntüleme ile bu teknoloji-

de pupil, sulkus ve intraoküler lens pozisyonu değerlendirilebilir. Taramalı femtosaniye lazer, entegre OCT veya scheinpflug görüntüleme ile dokularda tanımlanan lokalizasyonda ince kesim paternleri oluşturabilmektedir.^{2,8} Femtosaniye lazerlerle rezidüel astigmatizmayı azaltmak amacıyla limbal gevşetici insizyonların tam yerleştirilmesi ve prosedürün güvenliğinin iyileştirilmesi amacıyla; multiplanar kendiliğinden iyileşen katarakt insizyonları oluşturmak mümkündür.⁹ Su banyoları ve yumuşak jel arayüzleri kullanarak hem korneal distorsiyonunu hem de ışın sapmalarını azaltan, göz ile lazer arasında yerleştirilmiş kenetleme arayüz sistemlerindeki gelişmeler devam etmektedir.¹⁰ Presbiyopiye ortadan kaldırmak için fotoparçalayıcı lazerlerle yaşanan lensin elastikyetini arttırmaya yönelik yapılan klinik çalışmalar da mevcuttur.¹¹

GLOKOM

Lazer peripheral iridotomi sonrasında açığı genişliğinin anterior segment-OCT (AS-OCT) veya ultrasonik biyomikroskopi ile değerlendirilmesi önemlidir. Açığı daha net görüntüleyen cihazların geliştirilmesi ile lazer iridotominin gelecekteki başarısının artması beklenmektedir. Böylece farklı anatomik özelliklere ve altta yatan açığı kapanma mekanizmasına göre, farklı hasta alt grupları için daha uygun bir tedavi tasarlanabilir.¹²

PASCAL lazer, maruz kalma riskleriyle birlikte 5 milisaniyede trabeküler ağı yoğun bir şekilde kaplayan bilgisayar destekli paternleri kullanarak, paternize edilmiş lazer trabeküloplastide uygulanmaktadır.¹³ Multipuls lazer trabeküloplastisi (MLT) 810 nm diod lazer kullanarak, termal hasar olmadan trabeküler ağı düşük enerji ile etki gösteren yeni bir tekniktir. Bu gruptaki cihazlar OcuLight SLx and IQ810 (Iridex Corporation, Mountain View, California, USA) olup, MLT'nin selektif ve argon lazer trabeküloplastisi ile karşılaştırılabilir sonuçları olduğu bildirilmektedir.¹⁴ Diğer yeni bir gelişme titanyum safir lazer trabeküloplastisi olup, 790-nm lazer kullanmaktadır (SOLX, Inc., Waltham, Massachusetts, ABD). Flaş lamba ile pompalanan, 5–10 µs süren darbelerde, yakın kızılötesi enerji yayar. Standart selektif lazer trabeküloplastisiye alternatif olabileceği rapor edilmiştir.¹⁵

Mikropuls siklofotokoagülasyon, dinlenme süreleriyle ayrılan bir dizi tekrarlayan kısa lazer enerjili darbe kullanır.¹⁶ Endoskopik siklofotokoagülasyon (Endo Op-

tiks, Little Silver, New Jersey, USA) ise dirençli glokom tedavisinde gittikçe önem kazanmaktadır. Bu işlemde; siliyer proseslerin uçlarını doğrudan görmek ve hassas bir şekilde tedavi ederek istenilen anatomik etkiyi elde etmek için görüntü, ışık ve lazer kılavuzlarını içeren bir endoskoptan faydalanılır. Yarı iletken diyot lazer, doğrudan endoskopik görüntü altında, siliyer proseslere enerji vermek için kaynak olarak kullanılır. Ortam opasitesine, miyotik pupile veya önceki glokom ameliyatına rağmen, hemen hemen her hastaya uygulanabilir. Siliyer proseslere ulaşmak için iki ana yaklaşım; limbal veya pars plana girişidir.¹⁷ Sürekli gelişen bir teknik olup, kombine fakemülsifikasyon ve ESF'nin etkinliğini ve güvenliğini gösteren klinik çalışmaların sayısı cesaret verici sonuçlarla artmaktadır.^{18,19}

RETİNAL TEDAVİ

Darbe süresi, güç, dalga boyu ve spot büyüklüğünü içeren tedavi parametrelerindeki seçenekler, doku hasarının genişliğini ölçen Arrhenius integral modelinin tahmin ettiği gibi, koagulatif lezyonlarının yoğunluğu, derinliği ve nihai boyutu üzerinde belirli bir etkiye sahiptir.^{20,21} Bu etkiler tarama ve görüntü rehberliği özelliğine sahip olan ve olmayan, hem milisaniye hem de mikrosaniye olarak çalışan yeni nesil ticari retina lazerlerinin geliştirilmesinde temel teşkil etmiştir. Blumenkranz ve ark.²² bilgisayar destekli tarama lazeri kullanarak multipl 10 -30 ms süreli darbe paternlerini uygulayan, yeni bir fotokoagülasyon yöntemini, Pattern-Scanning Laser (PASCAL), tanımlamışlardır. Bu retinal fotokoagülatör (Topcon Medical Laser Systems, Santa Clara, California, USA) 532 nm çift frekanslı Nd:YAG multispot lazerdir.²³ Puls süresi azaldığı için, iç retina ve koroiddeki ısınma azalır. Sonuçta hastanın ağrısı azalmakla birlikte iç retinadaki hasar ve skar da azalır.^{24,25} Patern lazerde daha homojen ve kursuz lazer spotlarının oluşmasını sağladığı için görme alanı kaybı ve retinal hasar azalmakta,²⁶ zaman tasarrufu sağlanarak tedavi etkinliği de artmaktadır.²⁷ Öte yandan patern lazerlerde oluşan lazer yanıklarının daha küçük olması nedeniyle yüksek riskli proliferatif diabetik retinopati hastalarında nüksü önleme ve neovaskülarizasyon regresyonunda tek - spot argon lazerlere kıyasla daha az etkili olup,²⁸ göz kurvatür değişikliklerinde veya periferik ortam opasitelerinin varlığında aynı yoğunlukta lazer yanıkları oluşturamamaktadır. PASCAL sisteminin kullanıldığı cihazlar; Valon TT (çift frekanslı Nd:YAG

FOTOTOKSİSİTE - IŞIK HASARI

Dr. Zeliha YAZAR

Fotik yaralanma, kısa adıyla fototoksosite her türlü ışık kaynağına bağlı gözde oluşan hasar demektir. İlk kez Plato tarafından “güneş tutulması körlüğü” şeklinde tanımlanan bu kavram 1944 yılında F.C. Cordes tarafından oftalmoloji literatürüne girmiştir. Amerikan Donanması askerlerinde gözlemediği fototoksositeye bağlı değişiklikleri “foveo-makular retinit” olarak tanımlayan Cordes bu konuda bir makale yazmıştır.¹⁻² Işığa bağlı retina hasarı gelişimi ve ciddiyeti, göze ait koruma mekanizmalarına, hasar gören retina bölgesine, ışık kaynağının dalga boyuna, maruziyet süresine ve maruz kalınan enerji miktarı gibi birçok faktöre bağlıdır.

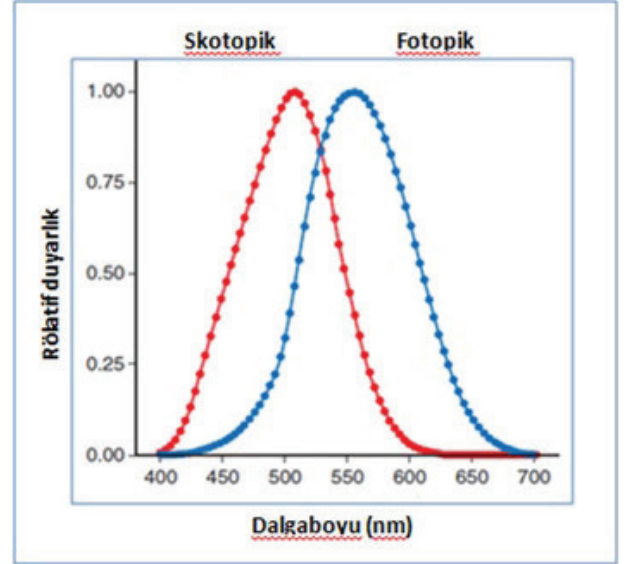
IŞIĞIN RETİNA İLE ETKİLEŞİMİ

Göz primer olarak optik spektrumda 400–760 nm dalga boylarını “görünür ışık” olarak algılar (Şekil 1). Bu bölgede radyasyon oluşturan kaynaklar güneş, yapay ışıklandırma, oftalmik cihazlar ve lazerlerdir. Optik spektrumda ışınlar ikiye ayrılır:¹⁻²

1-Kızılötesi ışınlar (İnfrared ışınlar = IR): Dalga boyu 760 nm’den büyük olan ışınlardır.

2-Mor ötesi ışınlar (Ultraviyole ışınları = UV): Dalga boyu 200–400 nm arasında olan ışınlardır. Dalga boylarına göre 3 grupta isimlendirilirler:

- UV-A ışınları:** Dalga boyu 315–400 nm’dir.
- UV-B ışınları:** Dalga boyu 280–315 nm’dir.
- UV-C ışınları:** Dalga boyu 280 nm’den küçük ışınlardır.

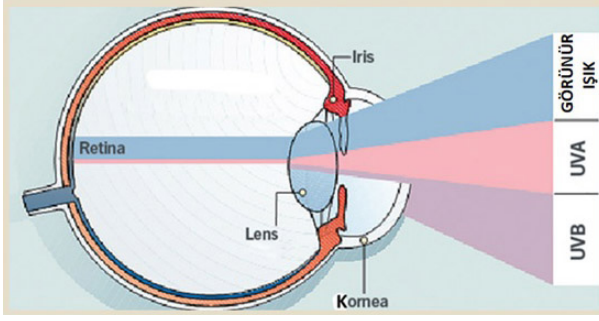


Şekil 1. Görünür ışık dalga boyları

RETİNADA IŞIK MARUZİYETİNİ AZALTAN MEKANİZMALAR

Işığın göze gelişinden itibaren gözün hemen her yapısında, retinada ışık hasarını engelleyecek veya azaltacak koruma mekanizmaları mevcuttur. Bu yapılar ve etkileri şunlardır:¹⁻³ (Şekil 2)

1-Fizyolojik koruma mekanizmaları: Kaşlar gözün üst kısmında çerçeve oluşturur. Yoğun ve/veya ani ışık maruziyetinde gözleri kısarak bakmak, göz kırpmaya refleksi ve pupillanın miyozisi doğal korunmayı sağlar.



Şekil 2. Göz yapılarından ışığın absorpsiyonu

2- **Kornea:** UV-B ve UV-C'nin hemen hemen tamamını ve bir kısım IR radyasyonu absorbe eder. Ayrıca kornea yüzeyine dik olarak gelmeyen ışınların yaklaşık %60'ını yansıtır.

3- **Lens:** UV-A ve görülen dalga boylarının büyük kısmını absorbe eder.

4- **Koroid dolaşımı:** Isı kontrolünü sağlar.

5- **Retinal ksantofiller:** UV'ye yakın ve mavi ışığı absorbe ederek fotoreseptörleri korurlar.

6- Hücreler arası serbest radikaller ve toksik moleküller detoksifikasyona uğrarlar.

Işık maruziyeti ile yaşa bağlı makula dejeneresansı (YBMD) arasında ilişki olduğu epidemiyolojik çalışma ile gösterilmiştir.⁴ Nükleer kataraktı olanlarda YBMD'nin daha az görüldüğü, buna karşılık korunmasız olarak güneşe uzun süreli maruz kalanlarda YBMD sıklığının arttığı, güneş gözlüğü ve şapka kullanımı ile yumuşak drusen prevalansı arasında ters ilişki olduğu birçok çalışmada rapor edilmiştir.^{5,6} Zaten fototoksosite sonucu, retinada YBMD benzeri lezyonlar oluşmakta, retina pigment epitel (RPE) akut hasarı ve RPE pigment düzensizlikleri ortaya çıkmaktadır.

İŞIĞA BAĞLI RETİNA HASARI MEKANİZMASI

Işığın şiddetine ve maruziyet süresine bağlı olarak retina-da 3 ayrı mekanizma ile hasar meydana gelir.¹⁻³

Fotokimyasal hasar: Düşük-orta düzeyde ışınımında saçılan ve emilen ışık dokuda hücresel düzeyde moleküler değişikliklere yol açar. Lazer maruziyet süresi saniyeler - dakikalar içindedir. Etkinlik 24-48 saat sonra gecikmiş olarak görünür. Fotodinamik tedavinin etki mekanizması

fotokimyasal hasar şeklindedir. Solar makulopati, yıldırım/ şimşek çakmasına bağlı makulopati ve kaynak ışığı-na bağlı makulopatide oluşan hasar da fotokimyasaldır.

Fototermal hasar: Aniden gelen yüksek enerji dokuda 10-20 °C'dan fazla ısı artışına yol açarak yanık oluşturur. Lazer maruziyeti süresi mikrosaniye - birkaç saniye arasındadır. Dokuda protein denatürasyonu, enzim inaktivasyonu ile fotokoagülasyon, hücre nekrozu ve hemostaz meydana gelir. Bazı göz içi tümörlerinin tedavisinde kullanılan transpupiller termoterapinin (TTT) ve retina-ya uygulanan argon lazer veya diod lazer fotokoagülasyonun etki mekanizması fototermal hasar şeklindedir.⁴ Fototermal hasarda kanama veya hol oluşumu gözlenmez. Eşik altı lazer fotokoagülasyonunda ise dokuda ısı artışı düşük olduğundan retina hasarı minimaldir, gözle görülmez.

Fotomekanik hasar: Çok kısa süreli yüksek ışınım sonik şok dalgalarına yol açarak doku hasarına neden olur. Lazer maruziyeti süresi 10⁻⁶ - 10⁻¹⁵ saniye arasındadır. Cerrahi fotomekanik etkiler fotodistrüpsiyon, fotofragmentasyon ve fotovaporizasyondur. Lens arka kapsülüne veya irise uygulanan Nd:YAG lazerin oluşturduğu fotodistrüpsiyon, eksimer lazer fotorefraktif keratektomide fotofragmentasyon, holmium lazer sklerostomide ve erbium lazer fakoliziste fotovaporizasyon, etkisini fotomekanik yolla göstermektedir.

FOTOTOKSİSİTE NEDENLERİ

Fototoksitenin potansiyel nedenleri şunlardır:^{1,2,7}

1. Güneş tutulması
2. Yıldırım retinopatisi
3. Lazerler
4. Kaynak ışığına maruz kalma
5. Oftalmik cihazlara bağlı retinal fototoksosite

FOTİK RETİNOPATİ - RETİNAL FOTOTOKSİSİTE

Işığa bağlı gelişen retina hastalığına genel anlamda fotik retinopati denir. Foveomakular retinit terimi ise fotik retinopati benzeri fovea anormalliklerini ifade etmek için kullanılan bir terimdir. Fotik retinopati retinada ışık hasarı koruyucu mekanizmalar bozulduğunda veya maksat-