

BÖLÜM 15

RETİNADA KULLANILAN GÜNCEL LAZER UYGULAMALARI

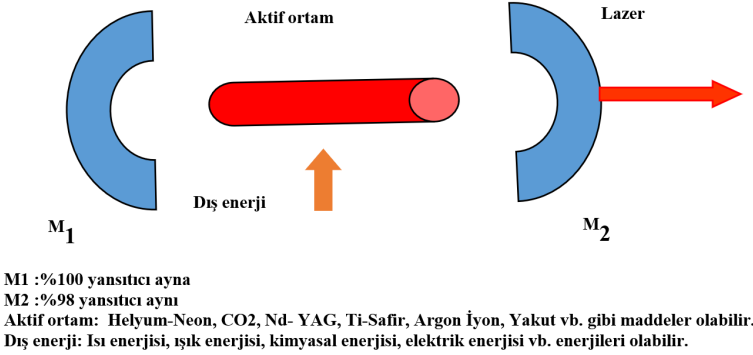
Kemal BAYRAKÇEKEN¹

LAZERİN TANIMI VE ÖZELLİKLERİ

Öncelikle lazerin tanımına bakacak olursak; lazer sözcüğü İngilizce “Light Amplification by the Stimulated Emission of Radiation” yani uyarılmış radyasyon salınımı ile ışığın güçlendirilmesi sözcüklerinin ilk harfleri ile elde edilmiştir. 1959 yılında ilk olarak Gordon Gould tarafından tanımlanmıştır (1).

Lazer sistemleri Şekil 1’de de görüldüğü gibi ya saydam bir kristal çubuk (solid state laser) veya bir gaz ya da sıvı dolu kavite (gaz ve sıvı lazerler) içeren(lazer aktif maddesini içeren rezonans odası) ve farklı iki ucunda bir tam reflektif(yanıtıcı) ve bir de yarı reflektif iki ayna bulunan yapılardır. Lazerlerin aktif maddesi lazer enerjisinin kaynağıdır. İçindeki lazer aktif maddesine göre lazer ismini alır (Örneğin; CO₂ nd yag). Çubuk ya da kaviteyi çevreleyen ve çubuk yada kavite içerisinde bulunan atomların enerji düzeyini artırıp, onları stabil olmayan düzeye taşıyan bir optik veya elektriksel enerji kaynağı bulunur (pompalama sistemi). Bu girişim popülasyonun ters çevirilmesi olarak adlandırılır. Uyarılmış atomların geri eski enerji düzeylerine spontan olarak dönüşümü ile ortamda biriken fazla enerji ışık formunda açığa çıkar. Bu sonuçta kısmen reflektif aynanın olduğu uçtan kaviteyi terk eden yoğun bir ışık kaynağına dönüşür. Oluşan ışık demetinde tüm ışık dalgaları birbirleriyle aynı fazda (kohorent) ve aynı dalga boyundadır (monokromatik) (2).

¹ Dr. Öğr. Üyesi, Erzincan Binali Yıldırım Üniversitesi Tıp Fakültesi Göz Hastalıkları AD.,
kbayrakceken2006@hotmail.com



Şekil 1. Lazer sistemlerinin çalışma prensibi

Lazer ışığının özellikleri

- 1) Koherent olması; Lazer ışığı, radyo dalgaları ve ses dalgalarında olduğu gibi yapıcı ve bozucu enterferans potansiyeline sahiptir. Elektromanyetik dalga teorisine göre; ışık dalgası, değişik genlik, dalga boyu ve frekansa sahip fotonların dağılmasından ibarettir (inkohorent özellik). Gelişigüzel zaman aralıklarında enerji yayarlar. Lazer ise genliği, frekansı (tek frekans-tek renk) ve zamansal dağılımı aynı olan bir ışık dalgasıdır. Bu da lazerin kohorentlik özelliğini gösterir.
- 2) Lazer ışıkları monokromatiktir, yani tek renkli ve tek dalga boyludur. Bu özellik ona dalga boyu seçme özelliği kazandırır. Belirli frekans bandında sadece tek renkli lazer ışığı oluşturulabilir.
- 3) Lazer ışığı dağılmadan düz gider, tamamen düzdür ve ışıkları birbirine paraleldir. Doğal ışık her yöne lazer sadece bir yöne yayılır. Lazerin tek bir çizgi gibi dağılmadan gitmesi sayesinde başka aletlerle, uzaktan erişilmesi güç olan yerlere erişilmesi mümkündür.
- 4) Dalga özelliği; tüm periyodik dalgalar sinüs dalgalarının toplamından elde edilebildiğinden lazer ışığı da bir sinüs dalgası olarak kabul edilebilir. Bu dalga'nın frekansı lazer ışığının rengini, genliği ve şiddetini ifade eder.

Bu özellikler lazer enerjisinin çok küçük spot büyüklüklerinde yüksek enerji yoğunluğuna ulaşabilmesini mümkün kılar. Bu özelliklerine bakılarak lazer ile ışığın farklarına bakacak olursak; lazer uyarılmış yayılım, monokromatik olması, yüksek enerjili ve paralellik özelliğine sahip olması, koherens, keskin odaklanmaya sahipken; ışık ışınları spontan yayılım, polikromatiklik, zayıf enerjililik, yüksek dağılıma uğrama, koherens yokluğu, keskin odaklanmanın olmayışına sahiptir (3).

Lazerler aktif ortamlarındaki maddeye göre sınıflandırılırlar: solid state (ruby,nd.Yag, erbium), dye (kiton red,DCM,rhodamine), gaz(argon, krypton, CO2) excimer (argon fluoride,krypton flüoride) metal buharı(cu,altın), diyot (gallium aluminum arsenide) şeklinde olmak üzere.

Oftalmoloji bilimi, hasta tedavisinde lazeri ilk kullanan tıp dalı olmanın yanı sıra halen daha diğer bilimlere kıyasla lazer girişimlerinin en fazla kullanıldığı tıp alanını oluşturmaktadır. Oftalmik lazerlerin temel kullanım amacını çeşitli intraoküler patolojilerin tedavileri oluşturmaktadır. Gözün optik ortamının saydam olması, endoskopi kullanım zorunluluğu olmaksızın lazer ışığının intraoküler dokularda istenilen bölgede kullanımına imkan sağlamaktadır.Tablo 1'de lazerlerin doku etkileşim şekilleri ve kullanım uygulamaları görülmektedir.

Tablo 1. Lazerlerin oftalmolojide kullanım amaçları

OFTALMİK DOKU ETKİLEŞİMLERİ	KULLANILAN LAZER	KLİNİK UYGULAMALAR
FOTOKOAGÜLASYON	Argon Kripton Nd:YAG Diyot	Retinal fotokoagülasyon İridektomi Trabeküloplasti Vitreoretinal cerrahi Koroidal/retinal tümörler
FOTOEVOPORASYON	CO2	Doku insizyonu Blefaroplasti Kapak tümörlerinin eksizyonu
FOTOPARÇALAMA	Nd:YAG	Kapsülotomi İridektomi
FOTODEKOMPOZİSYON	Excimer	PRK PTK LASEK LASİK

Retinal Lazer Fotokoagülasyon

Lazer fotokoagülasyon, katarakt cerrahisinden sonra 2. en sık yapılan göz işlemidir. 30 yılı aşkın süredir non-invaziv ve etkili olması nedeniyle iskemik ve neovasküler retina hastalıklarında altın standarttır. DRS, ETDRS, VOS, ETROP gibi büyük çalışmalarda lazer fotokoagülasyon tedavisinin etkisi gösterilmiştir (4-8).

Lazer fotokoagülasyon ile amaç oksijen tüketen retinal pigment epitel ve fotoreseptör hücrelerinin yıkılarak retinanın hipoksik durumunun azaltılmasıdır. Tedavide enerjinin çoğu, retina pigment epiteldeki melaninler ve koroidal melanositler tarafından absorbe edilir ve ısıya dönüştürülür. Bu ısı vucut sıcaklığından yaklaşık 20-30 derece yüksektir, bu nedenle retinada skar oluşmaktadır. Isının ilk yükseldiği yerde oluşan koagülasyon nekrozu sonucu grimsi beyaz nokta oluşmakta ve daha sonra ısı çevre dokulara yayılmaktadır. Lazer fotokoagülasyonda retinada; retinal oksijenizasyon sağlamayı(iç retinanın),metabolik aktiviteyi azaltmayı(fotoreseptörlerin metabolik aktivitesi azalır total oksijen tüketimi dış retinanın %20 azalarak), anjiyogenezisi inhibe etmeyi, anti-anjiyogenik faktörleri aktive etmeyi, adezyon oluşturmayı (retinal yırtıkta), oklüziv etki(mikroanevrizmalarda) oluşturmayı amaçlamaktayız. Lazer fotokoagülasyon ile kapiller sızıntıda ve anjiyogenezisde çoğu önemli moleküllerin ifadesinin düzenlendiği görülmüştür. VEGF, IGF-1, PDGF, FGF, HGF gibi anjiyogenezisde büyük rol oynayan moleküllerin aktivitesi azalırken, SDF-1, PEDF, TGF-beta gibi anti-anjiyogenik moleküllerin aktivitesi artmaktadır (9).

Lazer fotokoagülasyonda hücresel düzeydeki etkilerde; hücre nekrozu, kabarcık oluşumu ve hipertermiyi görmekteyiz. 10msn devamlı lazere maruz kalındığında primer retinal hasar mekanizmasında dokunun ısı denatürasyonu ile hasarlandığı gösterilmiştir. Böyleyken mikrosaniyeden nanosaniyeye varan maruz kalma sürelerinde RPE'nin hasarı hücre içi mikro kabarcıklar aracılığıyla oluşmaktadır. Mikro kabarcıklar RPE hücresinde parçalanmaya ve hücre membranında bozulmaya yol açmaktadır. Nanosaniyenin altındaki maruziyetlerde şok dalgaları aracılığıyla ve lazerin indüklediği bozulma görülmektedir (10,11).

Isı artışının ve etkisinin derecesi, hem lazerin özelliklerine hem de oküler dokuların özelliklerine bağlıdır. Retinal fotokoagülasyonun parametreleri argon lazerin ilk tanımlandığı 1970'lerden beri sabit kalmış değişmemiştir. Lazer değişkenleri: süre(0,1-0,2sn), güç(200-500mikroW), dalga boyu, spot büyüklüğü(200-500mikron) dür. Bu değişkenler birbirleriyle iç içedir. Örneğin spot büyüklüğü ne kadar küçük olursa kullanılması gereken enerji o kadar büyük olmaktadır. 10-50 ms arasındaki atım sürelerinde ağrının daha az olduğu görülmüştür. Yanıkların ve seansların sayısı bazal patolojiye bağlı neovaskülarizasyonun regresyonunu başarma ihtiyacına bağlıdır.Güç miktarı, her hastanın oküler medya durumuna, arka kutubun pigmentasyon miktarı ve dağılımına göre değişmektedir. Dokunun değişkenleri ise: geçirgenlik, pigmentasyon, su içeriğidir.Spektrumun mor ötesi bölgesinde absorbsiyon, dokunun protein içeriğine bağlı iken, kızılötesi bölgesinde dokunun su içeriği önemli olmaktadır (12).

Retinal fotokoagülasyonda kullanılan dalga boyları 400-800 nm aralığındadır. Bu aralık görülebilir elektromanyetik spektrumun (mor 380nm – kırmızı 750nm) ve kızıl ötesi spektrumun(750-1000nm) bir kısmını kapsamaktadır. İdeal dalga boyunun belirlenmesinde, oküler medyadan en iyi şekilde penetrasyon ve hedef dokuda maksimum absorpsiyon kriterleri ön plana çıkmaktadır. Kısa dalga boyları daha kolay saçılmaktadır; bu yüzden kırmızı ışık (620-750nm) mavi ışığa göre (450-495) daha iyi penetre olmaktadır. Saçılma(dağılım); diğer dokuların hedef dokudan daha fazla radyasyon emilimine bağlı gelişmektedir ve anteriordan retinaya kadar her yerde olabilmektedir. Bu yüzden dağılımın derecesi; kataraktın matüritesi ve vitreus hemorajisi gibi durumlarda artmaktadır. Böyle durumlar uzun dalga boyu, artmış lazer süresi ve yüksek enerji kullanımına neden olmaktadır.

Şimdiki lazerlerde bir dalga boyu aralığına bağlı olarak tercih edilmektedir. En yaygın kullanım 532 nm yeşil, 561 nm veya 577 nm sarı, 660 veya 670 nm kırmızı, 810 nm kızıl ötesidir. Bir dalga boyunun diğerlerine göre daha üstün olduğu ispatlanmamıştır. Bazı doktorlar çoklu dalga boyları ile lazer kullanırken, diğerleri tek dalga boyu ile kullanmaktadırlar. Çünkü çoklu dalga boyu daha çok yer kaplar ve daha pahalıdır. Bazı dalga boyları bazı durumlarda daha avantajlıdır. Örneğin kırmızı lazerler, vitreus hemorajisinde daha etkilidir. Çünkü hemoglobin tarafından en az absorbe edilir. Sarı lazerler, maküler lezyonlarda daha avantajlıdır. Yeşil lazerler, en popüler ve uygulamalarda en çok tercih edilen lazerlerdir ve melanin tarafından yüksek derecede absorbe edilirler.

Yeşil dalga boyu, ksantofil tarafından minimal emilmesi ve melanine, hemoglobine güçlü afinite duyması nedeniyle diğerlerine nazaran üstündür. Bu yüzden periferde kullanıldığı gibi maküler bölgede de kullanılabilir. Yeşil lazer, iki sistemde kullanılmaktadır: argon lazer ve Nd:YAG lazer (532nm).

Sarı lazerler, uzun dalga boyu sayesinde yeşil lazerlerden daha az dağılırlar ve böylece daha az enerji harcarlar. Ayrıca maküler lezyonların tedavisinde altın standarttır. Hemoglobin tarafından emilimi yeşilin iki katı olduğu için onu vasküler yapılar için daha etkin kılar. Vasküler lezyonların tedavisinde en iyi dalga boyu olarak düşünülmese rağmen kullanımı sınırlıdır. (pahalı ve kripton sarı lazerlerin hacimli olmasından dolayı)

Kırmızı lazerler, hemoglobin tarafından minimal absorbe edilirler ve daha yüksek dalga boyu ile oküler medya patolojilerinde avantaj sağlarlar.

Kızıl ötesi lazerler, hemoglobin tarafından absorbe edilmezler, melaninden minimum absorbe edilirler ve skleradan geçişe izin verirler.

Lazer absorpsiyon miktarı hedef dokudaki pigment birleşimine de bağlıdır. 3 büyük oküler pigment vardır. Melanin, ksantofil, ve hemoglobin olmak üzere.

Melanin, görünürden kızıl ötesine kadarki ışık spektrumunun çoğunu absorbe eder. En etkili ışık absorpsiyonu yapan melanin, başlıca RPE'de ve koroidde bulunmaktadır.

Ksantofil, başlıca mavi ışığı maksimum absorbe etmekte ve en çok maküлада bulunmaktadır.

Hemoglobin, kırmızıyı zayıf: mavi,sarı, ve yeşil ışığı maksimum absorbe etmektedir. Farklı absorpsiyon bilgisi farklı göz dokularında uygun lazer dalgasını bulmada önemlidir.

Retinal fotokoagülasyonda günümüzde başlıca 3 çeşit lazer kullanılmaktadır:Argon lazer(488-515nm), diode lazer(780-950nm), Nd:YAG lazer olmak üzere.

Argon lazer (488-515nm) : mavi-yeşil lazer (%70 mavi 488nm, %30 yeşil 514nm) Yıllardır en çok kullanılan lazer olmuştur. Ekstrafoveal KNVM (Yaşa Bağlı Makula Dejenerasyonunda), Panretinal fotokoagülasyonda (Diyabetik Retinopati) ve yırtıklı retina dekolmanında kullanılmaktadır. Ancak çeşitli dezavantajları nedeniyle gözden düşmektedir. Kısa dalga boyu nedeniyle diğer renklerden daha çok dağılmakta ve bu nedenle yeterli koagülasyon yapmak için daha yüksek güç gerektirmektedir. Dağılan ışınlar, çevre dokularda fotokoagülasyon oluşturmak için yeterli değilken fotokimyasal hasara neden olabilmektedir. Makülanın fotokimyasal hasara uğramasına ikincil santral kör noktaların oluşması mümkündür. Lenste dağılım olması nükleer sklerozlu hastalarda katarakt gelişimini hızlandırmaktadır. Argon lazer, suda az absorbe olur ve üst epidermal tabakaların hasar görmesini engellemekte ve derin dokularda etkili değildir.

Diode lazerler aluminium yada indium, gallium ve arsenic birleşimleri kullanılarak yarı iletken kristallerden yapılmışlardır. Diode lazer ilk sunulduğunda infrared dalga boyunda sunulmuştur. (780-840nm) görünür dalga boylarıyla karşılaştırıldığında infrared ışık daha az saçılmaktadır. Bu nedenle özellikle kataraktı ve vitreus hemorajisi olan ayrıca retinal ve koroidal tümörü olan hastalarda daha uygundur. Bununla birlikte RPE'deki %20'lik absorpsiyon oranı ile %95'lik mavi dalga boyu ile karşılaştırıldığında onun kadar etkili değildir. Bu yüzden aynı fotokoagülasyon etkileri için yüksek maruziyet ve yüksek enerji düzeyleri gerektirirler. Buna bağlı olarak hastanın duyduğu ağrı artabilir.2008' de daha kompakt ve uygun maliyetli katı hal diode sarı lazer (577nm) klinik pratikte kullanılmaya başlanmış ve bu nedenle diode lazer çeşitli görülebilir dalga boyları ile daha kullanışlı hale getirilmiştir.Bu taşınabilir ve ekonomik lazerler oftalmoljide favori olma yolunda hızla ilerlemektedir.

Nd: YAG lazerin ışınları, 1064nm' de kızıl ötesine yakındır. Bununla birlikte potasyum titanyum fosfat kristal yarımları tarafından frekansın ikiye katlanması ile dalga boyu yeşille sonlanmıştır.

Retinal fotokoagülasyonda, cihaz parametreleri günümüzde büyük çoğunlukla devamlı modda uygulanmaktadır. Mevcut lazerlerin devamlı uygulama modları ile panretinal fotokoagülasyon uygulamaları etkili olmasına rağmen hastalar için konforlu değildir ve önemli yan etkileri vardır. Bunlar; görme keskinliğinde azalma, görme alanında daralma, renkli görmede azalma, gece görüşünde azalma, ağrı, KNVM oluşumu ve hemorajilerdir. Bu yan etkilerin çoğu orjinal yanıktan yayılan enerjinin komşu dokuları hasarlandırması sonucu oluşan inflamatuvar sitokinlerin üretimine bağlıdır.

Lazer ışınları aktif uygulanan zaman süresince sürekli enerji seviyesinde uygulanmaktadır (çoğunlukla 100-200msnde). Devamlı moddaki lazerde en büyük endişe, hedeften yayılan pasif termal etkinin sonucu olarak bitişik retinal dokularda oluşan hasardır. Gerçekten devamlı modda kullanılarak maküler grid lazer yapılırken orijinal lazer spotunun %300'üne kadar gecikmiş lazer skar genişlemesi ki eğer bu foveayı içeriyorsa ciddi zararlı etkilere neden olabilmektedir. Devamlı dalgalı lazerler 100-200 msn yanık süresi ile her uygulamada tek atım yaparlar. Bu da hastalar ve doktorlar için zorluklar doğurmaktadır.

Peki nasıl retinal yıkımı azaltabiliriz? Dalga boyunu azaltarak: dalga boyunun artışı melaninin ışık absorpsiyonunu azaltır. Kısa dalga boyları ile RPE'de daha büyük ve yüzeysel ısı enerjisi elde edilir ve böylece görülebilir spotlar üretilebilir. Yine spot büyüklüğünü azaltarak ve retinal ışınımı azaltarak: böylece atım süresi azaltılarak ve tekrarlayan atımlar kullanılarak uygulayabiliriz. Atım süresini azaltarak da retinal hasarı önleyebiliriz.

Fovea dostu lazer; mikropulse lazer

Mikropulse lazerin, retina fotokoagülasyonunda kullanılmasındaki amaç hipokratında dediği gibi önce zarar verme prensibine dayanmaktadır. Mikropulse lazer ilk kez 1990'ların son dönemlerinde Thomas Friberg tarafından uygulanmıştır ¹³.

810 nm 'lik diod lazerlerin kullanımı ile iyatrojenik retinal hasarları minimize etmek mümkündür. Isı yükselmesini kontrol eden bir teknoloji olarak; Devamlı lazer ışınıni tekrarlayan mikrosaniyelik atım zincirleri halinde bölerek hedef dokuya ulaşmasını sağlar. Hedef dokunun atımlar arasında soğumasına izin vererek ısı birikimini azaltır. Lazer fotokoagülasyonda devamlı , mikropulse ve pattern olmak üzere başlıca 3 atım modu kullanılmaktadır. Diğer lazerlerde devamlı atım modunda uygun parametreler seçildikten sonra enerji tek seferde ve yüksek olarak dokuya iletilir bu nedenle ısı devamlı yüksek seviyededir, dokunun

soğumasına izin vermez. Mikropulse modda ise enerji tekrarlayan kısa atım zincirleri halinde dokuya iletilir. Bu sayede ısı artışı belli seviyede tutulur ve dokunun soğumasına olanak sağlanır ve bu durumda dokuya daha az zarar verilmektedir. Mikropulse modda tekrarlayan kısa atımlar (herbirinin süresi 100-300mikrosaniye), devamlı atım modda ise tek atımlar kullanılır (0,1-0,5sn).Mikropulse modda etkiler RPE'de lokalize edilerek, nöral ve derin retinal dokular üzerindeki negatif termal etkiler minimalize edilir. Mikropulse, retinal lazer hasarını lokalize eder çünkü ısıyı RPE'de hapseder ve nöral retinaya yayılması için çok kısa süre sağlar. Son zamanlarda kısa atım sürelerine(200nsn-1,7mikrosn) daha çok ilgi vardır. Rpe'yi sadece sublethal uyarmak anjiyogenik growth faktör azalması için yeterlidir (14,15).

Gerekli enerjiyi tek seferde yüksek güç atımı şeklinde göndermek yerine tekrarlayan düşük enerjili atımlar kullanılır. Bu uygulama ile termal difüzyonun, RPE'den 300 mikron uzaklıktaki derin koroidal duysal nöronlara daha az ilerlemesi sağlanarak daha az ağrı oluşması sağlanır. Buna **seçici retinal tedavi** denmektedir. Rpe'de seçilmiş hasara yol açan enerjilerle yapılan tedavilerde oftalmoskopik olarak görünür retinal lezyonlar hemen oluşmaz. Böylece tekrarlayan tedavilere izin verir (14,15).

Genel olarak komplikasyonları önlemek için ısının üretilme zamanı (lazere maruz kalınan süre) ısının yayılma zamanından (lazere maruz kalınmayan süre) kısa olmalıdır. Daha az yakıcı lazer ile daha fazla kar/zarar oranı yüksek tedavi ile hastalıkların erken aşamada stabilizasyonu mümkündür veya görme fonksiyonu korunabilir. Mikropulse lazer, RPE ye daha spesifik ve iç retinaya daha az zarar verir. Bu sayede görme alanını ve kontrast duyarlılığını korur (16).

RPE zararını devamlı moddaki lazerlerle izole etmek mümkün değildir. Bu sadece lazere maruz kalma süresini 1msn'nin altına indirerek mümkün olabilir ki bu şekilde hasar sadece RPE/koroid melanin granüllerinde sınırlı olsun. Devamlı moddaki lazer (herhangi bir dalga boyunda) düşük enerjide kullanılarak eşik altı uygulanabilir. Fakat bu enerjiyi mikropulse'lar halinde bölerek uygulama ile aynı şey değildir. Mikropulse halinde bölünmüş lazer enerjisi ile total enerji aynı bile olsa doku ısınması daha azdır. Mikropulse lazer enerjisini kesik bir şekilde atım zinciri halinde uygular. Geleneksel devamlı moddaki lazerde retinadaki final yanık boyutu lazer spot boyutundan her zaman daha büyüktür.

Mikropulse lazerdeki termal hasar aksiyal ve lateral olarak sınırlanır, RPE'de sınırlı kalır ve lazer spot büyüklüğü kadardır. Geçerli anjiyografik ve görüntüleme teknikleriyle post-op tedavi etkileri ve tedavi dozunun titre edilmesi sağlanabilir.

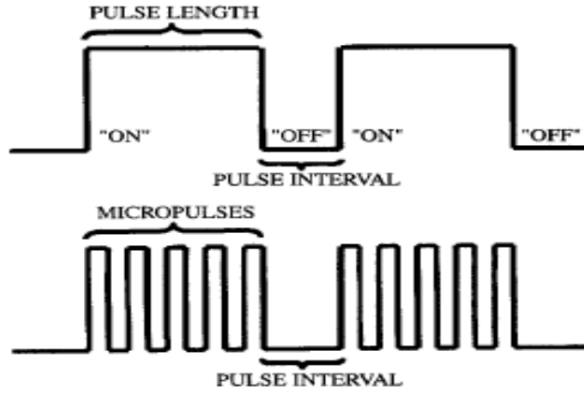
Mikropulse lazer, ışını kısa zincirler halinde tekrarlayan atımlara böler. Her atım zincirinde on-time (herbir mplnin atım süresi=100mikron-300m) ve off-ti-

me (interval) 1700-1900mikron) mevcuttur. Bu off zamanı dokuların soğumasına, RPE'nin kendini toparlmasına izin verirken yan etkileri de azaltır (Şekil-2) Bu off süresi, ısının dağılmasına izin verir, yan etkileri azaltır ve tedavinin RPE'de sınırlı kalmasını sağlar.

Şekil 2'de de görüldüğü üzere, mikropulse atım döngüsü olan Duty cycle % = on/on+off (period), izolasyon veya her bir tek mikropulsenin ısı yükselme toplanırlığını gösterir. Period hiçbir zaman 2 msn den kısa olmamalı, off süresi 1.7 msn'den kısa olmamalıdır, duty cycle %15 den uzun olmamalıdır (17).

Retinal hasarda gösterildi ki hasar sadece düşük duty cycle atım zincirleri kullanılarak RPE'ye lokalize edilebiliyor. Bununla birlikte göreceli olarak yüksek duty faktörlü (%15den fazla uygulamalar) önemli ısı yükselmelerine ve retinal hasarlara neden olabilmektedir. Isı yükselmelerinin izolasyonu uzun off ve düşük tekrarlama oranı gerektirir.

Devamlı dalgalı lazerde buna zıt olarak hedef doku aynı büyüklükteki enerjiye bütün siklus boyunca maruz kalır. (0,1-0,5sn) mikropulse ile hedef sadece RPE dir (17).



Şekil 2. Mikropulse lazer atımının döngüsü

Mikropulse lazerler bugün 810 nanometre, 532 ve 577 nm olarak uygulanmaktadır. Mikropulse modu içeren bazı cihazlar Şekil 3'de görüldüğü üzere: Oculight Slx (iridex), IQ810(iridex), IQ577(iridex),IQ532(iridex),Fast pulse (optos), Tx-Cell Scanning Laser Delivery System(IQ532/IQ577)(iridex)



Şekil 3. Mikropulse mod içeren bazı cihazlar

Mikropulse lazerin avantajları; minimal fonksiyonel yan etkiler(görme alanı kaybı, azalmış renkli ve gece görmesi) ve azalmış ağrı (azalmış koroidal ısı difüzyonu) dır. Dezavantajları ise; uygulamada ana zorluk yanıkların tedavi anında ve hemen sonrasında klinik olarak görülmemesidir.. Bu da tedaviyi titre etmede zorluk çıkarmaktadır. Buna dikkat edilmeli ve önceki yanığın üzerine denk getirilmemelidir.Aksi takdirde koroidal neovasküler membran riski artmaktadır. Daha sonra ilave tedavi gerekirse FFA ile önceki yanıklara dikkat edilir. Başlangıçta görünür yanıkların olmaması biraz endişe yaratmış olsada, tedaviye anatomik ve görsel yanıtların iyi olması ile bu endişe kaybolmuştur. (3-6 hafta sonra)

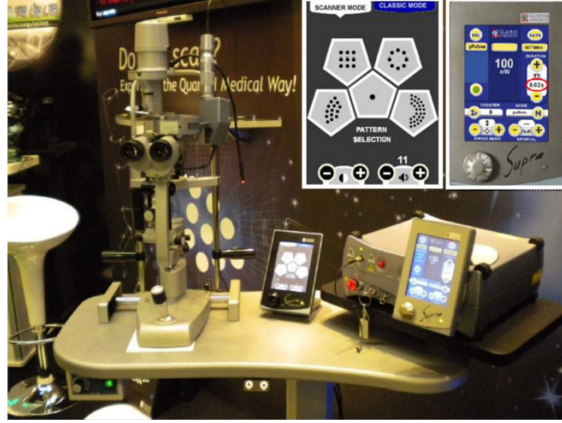
Patten scan lazer (PASCAL)

Pascalda önceden belirlenmiş paternler, pedala tek basışta hızlı, ağrısız ve daha düzenli bir şekilde retinauya uygulanmaktadır. Atım süresi kısa olduğu için dokunun ısı düzeyi belli seviyede tutulmaktadır (18).

Blumenkranz ve arkadaşları tarafından 532 nm dalga boyunda nd:yağ lazer ile 56 noktaya kadar patern sergileyen, pedala tek basışta 0,5 sn den daha az sürede uygulama yapan bu lazer modunda, pulse süresi 50 msn azalmaktadır.Pascal yarı otomatik bir fotokoagülatördür. Sistem 10-30msn lik kısa atım süreleri kullanır, yüksek güç ile birliktedir. 2005 yılında FDA tarafından onaylanarak, kullanılmaya başlanmıştır. Parametreleri; güç 0-2000mw, pulse süresi 0,01-1sn, spot büyüklüğü 60/100/300/400 mikrondur (18).

Pascalda her bir patern belirli patolojilerde kullanılabilir; retinal yırtıklarda circles patern, panretinal fotokoagülasyonda triple arc patern, 2*2, 3*3, 4*4, 5*5 square patern kullanılmaktadır.Diffüz maküler ödemde maküler grid patern kullanılmaktadır.

Şekil 4'de de görüldüğü üzere dokunmatik ekran aracılığı ile kullanıcı, lazer parametreleri olan; spot büyüklüğü, lazer gücü, pulse süresi ve pulse geometrisini ayarlayabilir.



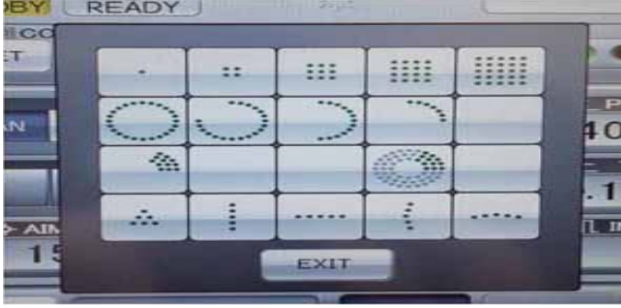
Şekil 4. Pascal cihaz ekranları ve paternler

Topcon geleneksel 532nm yeşil dalga boylu pascal sistemini üretmeye devam ederken, ayrıca son zamanlarda 577 nm dalga boylu sarı lazer üretmiştir. Quantel medikal halen multispot lazer sisteminin lideri konumundadır. 532nm lazer sisteminin (vitra multispot lazer) dışında 577nm dalga boylu suprascan lazer sistemini üretmiştir.

Carl zeiss meditek firması diğer 532nm lazer sistemi Visulas 532s VITE yi piyasaya sürmüştür. MC-500 Vixi (Nidex) çok renkli, çok spotlu pascal lazerdir. 532 nm ve 577 nm'ye ilaveten 647 nm ile birlikte tek cihazda buluşturmuştur. 647 nm kırmızı lazer vitreus hemorajisinde de avantaj sağlar. Çünkü hemoglobin tarafından zayıf emilir ve bu sayede kandan geçer. MC-500 ile doktorlar tek dalga boyunda veya herhangi 2-3 dalga boyunda fotokoagülasyon yapabilir. Sarı dalga boyu oküler medyayı geçerken daha az saçılır, dahası lens ve korneal opasifikasyonlardan daha kolay geçer ve ksantofillerden daha az absorbe olur. Bu özellikler onu özellikle diyabetik maküler ödemde olmak üzere maküler lezyonlarda daha güvenli kılar.

Pascalda mikroişlemci aracılığıyla çeşitli ölçeklendirilebilen paternler üretilebilmektedir. Bunlar bilgisayar ekranında görüntülenebilir ve doktorlar tarafından seçilebilirler. Tek pedal basımında aynı anda birçok atım yapma olanağı sağlanır. Birçok lazer yanığı tarayıcı tarafından önceden oluşturulan dizaynda hızlı bir şekilde oluşturulabilir. Bunu yapmak için atım süresi azaltılmıştır (10-20msn). Geleneksel yöntemle göre spot yerleşiminde düzen artmış ağırlı azalmıştır (19).

Pascal ile panretinal fotokoagülasyon yaparken Şekil 5'de de görüldüğü üzere 3*3, 4*4, 5*5 gibi modeller kullanılmaktadır. 20 msn maruziyet süresi, 200 mikron spot büyüklüğü kullanılır. Pascal ile maküler fotokoagülasyonda atım süresi 10 msn olarak ayarlanır. Fokal maküler ödemde tek atımlar ve subset gridler kullanılırken, diffüz maküler ödemde full maküler grid patern kullanılmaktadır (14).



Şekil 5. Cihazın dokunmatik ekranını görmekteyiz, hastanın klinik ihtiyacına göre uygun patern seçebiliriz.

Pascalda kısa atım süreleri lazer yanıklarının yayılımını azaltır. Daha az yan etki yapar, retinal sensitiviteyi daha fazla korur. 4'den 56'ya kadar atımlardan oluşan paternler 1 sn'den az sürede oluşturulabilir. Bu sistemde retinal lezyonların final boyutlarının pulse süresi ve gücüyle çok kuvvetli ilişkisi vardır. Genellikle klinik olarak ve literatürde geçen şekliyle geleneksel lazere göre daha büyük lezyonlar oluşur. Retinal vasküler hastalıklarda neovaskülarizasyonun gerilemesi için geniş retinal alanların ilk seansda ablasyonu mümkünüdür. Bunu da Pascal iyi başarmaktadır (16).

Çevre dokulara hasar sınırlandırılır, lezyon oluşum mekanizması sadece fiziksel değil mekanik de olmuş olur. (melanozomlardaki mikro kabarcık oluşumuna bağlı) Lazer pulse süresi ve ilişkili olarak hipertermi süresi azaldıkça aynı koagülasyon boyutu için gereken ısı artmaktadır (1,5-3 kat daha fazla güç gerekir). Bununla birlikte pulse enerjisi(güç*süre) halen geleneksel lazere göre 3 kat daha azdır. Yanıklar için yüksek miktarda enerji gerektirmesine rağmen kısa atım süreleri, yanık başına düşen düşük enerji miktarına olanak sağlar. Bu yüzden yan etkilerin görülme sıklığı tedavi boyunca ve sonrasında minimal olur. Pascalda pulse süresi 20msn ayarlandığında optimal şartlar sağlanmış olur.

Daha az ağırlı ve güvenilir olup panretinal fotokoagülasyon ve maküler fotokoagülasyonda argon lazere alternatif olmuştur.Pascal daha hızlı ve konforlu olduğu için yüksek riskli PDR de tercih edilmektedir.

Retina anteriorda daha ince olduğu için küçük paternlerin (2*2,3*3) daha kolay fokuslanmasını sağlar. Böylece yüksek enerjiye bağlı istenmeyen kanamalar engellenmiş olur (19).

Pascalın avantajları; daha hızlı, daha az seansda tedavi olanağı, daha az ağrı, daha az retinal hasar, doktor ve hasta için daha konforludur. Dezavantajları; vas-küler yapılara hasar riski, fokal tedaviyi yönetmede zorluk, geniş paternleri odaklamada zorluk olarak sayabiliriz.

Yeni nesil lazerler

Yeni bir eşik altı lazer sistemi retina rejenerasyon tedavisi (ellex 2rt, ellex medical lasers atlanta) günümüzde kullanılmaktadır.532nm dalga boylu lazer, 3nsn'lik atımlar üretmektedir. Ellex 2RT tarafından üretilen atımların enerji seviyeleri mikropulse'dan daha küçüktür. Bu şu anlama gelir ki RPE' yi hasara uğratmaktan çok, yeniden şekillenmesini uyarmaktadır. Tedavide önerilen kullanımı erken aşama yaşa bağlı makula dejenerasyonunda ve diyabetik makülopatidir. Bu nanosaniyelik atımlar ile RPE melanozomları etrafında mikro kabarcıklar oluşmaktadır ve bu şekilde ısının RPE etrafından kaçışı engellenir. Bu mikro kabarcıklar, sadece hücre içi yapılara zarar verir. hücre zarına zarar vermez (20).

Diğer bir lazer sistemi Navilas (navigasyonlu lazer)(od-os,inc,teltow germany) fotokoagülasyonda canlı retina görüntüsü ile fluorescein anjiyografiyi birleştirmektedir. Doktora, retina görüntülerini çekmesine ve bilgisayar ekranında görüntülemesine, 532nm'lik lazer atımlarını hangi paternde ve nereye uygulanacağına olanak sağlamaktadır. Bilgisayar, retinadaki işaretli alanlara lazer tedavisini uyguladığı için slit lamp kullanımı ortadan kalkmıştır. Navilas ile görüntüleme ve lazer uygulaması tek bir sistemde birleştirilerek tedavinin tam bir şekilde uygulanması amaçlanmıştır. Kızıl ötesi aydınlatma sağlar ve kontakt lens gerektirmez. Fluorescein anjiyogram canlı rekli fundus görüntüsü üzerine yüklenmektedir.

Ellex, kırmızı ve yeşil dalga boylarını tek bir cihazda buluşturan İntegre duo'yu üretmiştir.

Quantel Medical tarafından 4 ayrı dalganın bulunduğu bir lazer sistemi sunulmuştur (532 yeşil, 577 sarı, 660 kırmızı, 810 infrared) Çeşitli şirketler şu anda lazer dağıtım sistemlerini çoklu dalga formatında satmaktadır.

Lumenis , Nidek, carl Zeiss Meditec, İridex 532 yeşil 810 kızıl ötesini üretmektedirler. Son zamanlarda 577 sarı ünite popüler olmuştur.

SONUÇ

Lazer teknolojisi, sürekli gelişmekte olan bir alan olarak retinal lazer tedavisinin gelişimini de tetiklemektedir. Lazer dalga boyları önemli bir değişkendir, günümüzde özellikleri ve önemi daha iyi anlaşılmıştır. Daha önce mavi dalga boyunun yerini alan yeşil dalga boyu şu anda yerini sarı dalga boyuna bırakmıştır. Şu anda yeni uygulama yöntemlerine sahibiz. Bunlar daha etkili, daha kesin, daha az yan etkiye sahip ve hatta lazer spot uygulamasının ayrıntılı ön planlamasını vaat etmektedir. Yıllardır lazer fotokoagülasyonda çeşitli retina hastalıklarının tedavisinde önemli yere sahiptir. Arzu edilen görsel sonuçlar elde etmek için ve en az yan etki ile retinal lazer fotokoagülasyon uygulamanın araştırmaları sürmektedir.

KAYNAKLAR

1. Hecht J.(2005). Beam: the race to make the laser. New York:Oxford University Press.
2. Covissar RA. (2016). Principles and Practice of Laser Dentistry. 2nd ed. St. Louis, Missouri: Elsevier Mosby Inc.
3. Gribbin JR.(2000) Q is For Quantum: an Encyclopedia of Particle Physics. New York, Touchstone.
4. Prepared by the Diabetic Retinopathy. Diabetic reti-nopathy study. Report Number 6. Design, methods,and baseline results. Report Number 7. A modification of the Airlie House classification of diabetic retinopathy. Invest Ophthalmol Vis Sci, 1981;21,1-226.
5. ETDRS. Photocoagulation for diabetic macular edema:early treatment diabetic retinopathy study reportnumber 1 early treatment diabetic retinopathy studyresearch group.Arch Ophthalmol, 1985;103, 1796-806.
6. ETDRS. Early photocoagulation for diabetic retinopathy. ETDRS report number 9. Early Treatment DiabeticRetinopathy Study Research Group.Ophthalmology, 1991;98,766-85.
7. The Central Vein Occlusion Study Group. Naturalhistory and clinical management of central retinal veinocclusion. Arch Ophthalmol, 1997;115, 486-91.
8. The Branch Vein Occlusion Study Group. Argon laserphotocoagulation for macular edema in branch veinocclusion. Am J Ophthalmol, 1984;98, 271-82.
9. Yu AK, Merrill KD, Truong SN, et al. The comparative histologic effects of subthreshold 532 - and 810-nm diode micropulse laser on the retina. Invest Ophthalmol Vis Sci, 2013;54(3), 2216-24.
10. O'Neill D, Gregson R, McHugh D. Current uses ofophthalmic lasers.BMJ, 1992;304, 1161-5
11. Wood JP, Shibeeb O, Plunkett M et al. Retinal damage profiles and neuronaleffects of laser treatment: comparison of a conventionalphotocoagulator and a novel 3-nanosecond pulse laser. Invest Ophthalmol Vis Sci, 2013;54, 2305-18.
12. Krauss JM, Puliafito CA. Lasers in ophthalmology.Lasers Surg Med1995;17: 102-59.
13. Friberg TR, Karatza EC The treatment of macular disease using a micropulsed and continuous wave 810-nm diode laser. Ophthalmology, 1997;104(12), 2030-8.
14. Jain A, Blumenkranz MS, Paulus Y et al. Effect of pulse duration on size and character of the lesion in retinal photocoagulation. Arch Ophthalmol, 2008;126(1), 78-85.
15. Moorman CM, Hamilton AM. Clinical applications of the MicroPulse diode laser. Eye (Lond), 1999;13 (Pt 2), 145-50.
16. Nagpal M, Marlecha S, Nagpal K. Comparison of laser photocoagulation for diabetic retinopathy using 532-nm standard laser versus multispot pattern scan laser. Retina, 2010;30(3), 452-8.
17. Dorin G. Subthreshold and micropulse diode laser photocoagulation. Semin Ophthalmol, 2003;18(3), 147-53.

18. Blumenkranz MS, Yellachich D, Andersen DE et al. Semiautomated patterned scanning laser for retinal photocoagulation. *Retina*, 2006;26(3), 370-376.
19. Velez-Montoya R, Guerrero-Naranjo JL, Gonzalez-Mijares CC et al. Pattern scan laser photocoagulation: safety and complications, experience after 1301 consecutive cases. *Br J Ophthalmol*, 2010;94(6), 720-4.
20. Casson RJ, Raymond G, Newland HS et al. Pilot randomized trial of a nanopulse retinal laser versus conventional photocoagulation for the treatment of diabetic macular oedema. *Clin Experiment Ophthalmol*, 2012;40, 604–10.