

DERLEME

REVIEW

Vitrektomi Cihazlarında Aydınlatma, Işık Kaynağı, Diatermi ve Endolazer

Lighting, Light Source, Diathermy, and Endolaser in Vitrectomy Devices

¹ Ecem ÖNDER TOKUÇ / ORCID No: 0000-0002-6260-6716² Müge TOPRAK / ORCID No: 0000-0002-0567-8449³ Berna ÖZKAN / ORCID No: 0000-0002-2212-4448¹ Kocaeli Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi, Göz Hastalıkları Anabilim Dalı, Kocaeli, Türkiye² Dünya Göz Tıp Sağlığı Merkezi, Göz Hastalıkları Kliniği, İstanbul, Türkiye³ Acıbadem Mehmet Ali Aydınlar Üniversitesi, Göz Hastalıkları Anabilim Dalı, İstanbul, Türkiye**Geliş Tarihi/Received:** 31/05/2023 **Kabul Tarihi/Accepted:** 31/08/2023 **DOI:** 10.37783/CRJ-0417**Yazışma Adresi/Address for Correspondence:** Kocaeli Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi, Umuttepe Yerleşkesi 41001, İzmit/KOCAELİ **Tel./Phone:** +90 (545) 790 2848, **E-posta/E-mail:** drecem@yandex.com

ÖZ

Machemer'in 1971'de pars plana vitrektomi (PPV) tekniklerini ortaya koymasından bu yana vitreoretinal cerrahide çok sayıda gelişme olmuştur. Aydınlatma sistemleri ve daha geniş görüntüleme imkânı sağlayan ışık kaynaklarının gösterdiği gelişim dikkat çekicidir. Geniş açılı görüntüleme sağlayan farklı tipte ışık problemlerinin geliştirilmesi ve fototoksiteyi engellemek için filtrelerin kullanılması daha iyi bir görüntüleme ile birlikte daha güvenli cerrahi imkânı sunmaktadır. Ayrıca farklı tipte ve çok işlevli endolazer problemlerin kullanıma girmesi, periferik retinaya ulaşımı kolaylaştırarak daha hızlı ve güvenli bir cerrahi uygulaması sağlamaktadır. Bu derlemede, aydınlatma sistemleri ve ışık kaynaklarındaki gelişmelerin yanı sıra, diatermi ve endolazer kullanımı ve güncel yaklaşımlar değerlendirilecektir.

Anahtar kelimeler: Vitrektomi, diatermi, ışık kaynağı, endolazer

Abstract

Since Machemer introduced pars plana vitrectomy techniques in 1971, there have been numerous advancements in vitreoretinal surgery. The development shown by lighting systems and light sources that provide wider viewing opportunities is remarkable. The development of different types of light probes that provide wide-angle viewing and the use of filters to prevent phototoxicity provide a safer surgical opportunity along with better imaging. In addition, the use of different types of multifunctional endolaser probes facilitates faster and safer surgical applications by facilitating access to the peripheral retina. This review will evaluate the developments in lighting systems and light sources, as well as the use of diathermy and endolaser and current approaches.

Key words: Vitrectomy, diathermy, light source, endolaser

Giriş

Machemer'in kapalı sistem vitrektomiye öncülük etmesinden bu yana, cerrahi ekipmanların çapları azaltılarak sürtürsüz vitrektomiler gerçekleştirilebilmektedir.¹ Son yıllarda vitreoretinal hastalıkların tanısı ve teknolojiye yaşanan ilerlemeler ile paralel olarak vitreoretinal cerrahi enstrümanlar da gelişim göstermiştir. Küçük çaplı enstrümantasyon kullanılan transkonjonktival mikroinsizyon vitrektomi, modern pars plana vitrektomi (PPV) için standart bir cerrahi stil olarak ortaya

çıkıştır.^{2,3} Küçük çaplı vitrektomi, daha az travmatik olması ve postoperatif daha hızlı iyileşme sağlamasıyla avantaj sağlamaktadır. Bu modern cerrahi tarzın ortaya çıkmasıyla birlikte cerrahi teknolojilerde birçok yenilik olmuştur.

Kanama kontrolünü sağlamak amacıyla kullanılan diatermi sistemlerinde; monopolar sistemden bipolar sistemlere geçilmesi, istenmeyen retina hasarını en aza indirmektedir. Ayrıca çok işlevli diatermi problemlerinin kullanıma girmesi ile birlikte kanama kontrolünün daha hızlı ve etkin olması sağlanmıştır. Benzer şekilde çeşitli uçlu ve çok işlevli endolazer problemlerinin kullanılmaya başlanması ile periferik retinaya ulaşım kolaylaşmış ve bimanuel kullanıma izin vermesiyle avantaj sağlamıştır.

Bu derlemede vitreoretinal cerrahide aydınlatma, ışık kaynağı, diatermi ve endolazer sistemlerindeki gelişmeler ve kullanım alanlarından bahsedilecektir.

1. Aydınlatma ve Işık Kaynakları Kullanımı

Vitreoretinal cerrahide harici aydınlatma sistemlerinin ilk kullanımı 1970'lerin başına uzanmaktadır.¹ Vitreus boşluğuna yerleştirilen bir optik fiberin kullanıldığı mevcut endoillüminasyon tarzı ilk olarak 1976'da 20 gauge üç portlu vitrektomi ile Gholam A. Peyman tarafından tanıtılmıştır.⁴ Daha sonra, geniş açılı endoillüminasyon sunan farklı tipte ışık problemleri, geniş açılı fundus görüntüleme sistemleriyle kullanılmak üzere tasarlanmıştır.^{5,6} Bu ışık problemleri şu anda PPV sırasında endoillüminasyon için standart olarak kullanılmaktadır. Günümüzde de aydınlatma, 3 portlu sistem ile ve bazen ek olarak avize ışıklarla yapılmaktadır.

Birinci nesil aydınlatma sistemleri halojen, civa buharı ve metal halojenür kaynakları kullanmaktaydı.⁷ Ancak halojen aydınlatıcılar 20 gauge sistemler içinde parlaklıklarının neredeyse %50'sini kaybetmekteydiler. Daha ince gauge sistemlere geçildiğinde artık yeterli aydınlatma sağlamak mümkün değildi. Günümüzde vitrektomi cihazları ksenon veya LED (light emitting diode) ışık kaynakları kullanmaktadır.⁷ Bu ışık kaynakları hem ayarlanabilir şiddette parlaklık vermektedir hem de uzun ömürlüdür. LED ışık kaynakları, 10.000 saatte fazla dayanabilirler ve ışık çıkışı bozulmadan 40 lümene kadar aydınlatma yapabilirler. Ayrıca mavi ışık spektrumunda dalga boyu olan ışın içermediklerinden makula ışık toksisitesi riskleri de daha düşüktür. Ksenon ışık kaynakları geniş bir ışık spektrumunu kapsadıkları ve daha fazla parlaklık sağladıkları için fototoksikite riskleri mevcuttur. Bu nedenle mavi ve ultraviyole (UV) ışıkları engelleyen filtreler ile kullanılırlar.

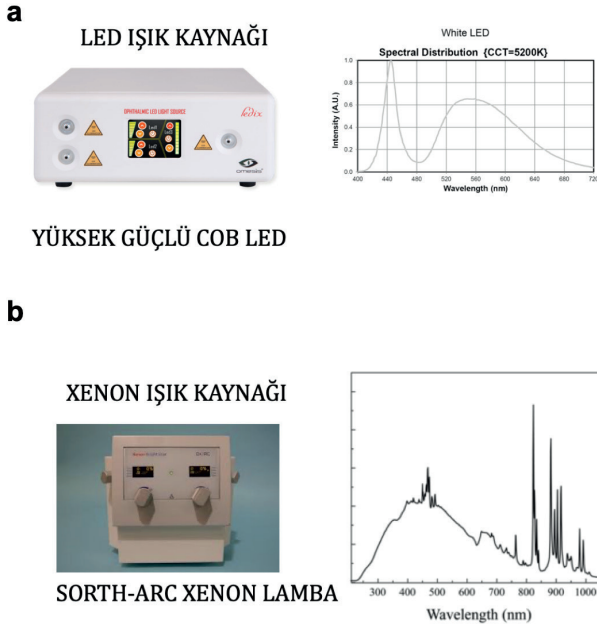
Vitreoretinal cerrahide ideal ışık kaynağı aydınlatılmak istenen bölgenin özelliğine göre maksimum aydınlatma sağlamalı, bunu yaparken fototoksik etki göstermemelidir. Fototoksikiteye bağlı hasar nadir olarak bildirilse de göz ardı edilmemelidir. Işık kaynaklı hasar 3 farklı mekanizma ile gerçekleşir: fotomekanik, fototermal veya fotokimyasal.^{7,8} Fotomekanik hasar, yoğun atımlı lazer radyasyonu retinal dokunun buharlaşmasına, parçalanmasına veya bozulmasına neden olduğunda meydana gelir.⁷ Termal yaralanma, doku sıcaklığı normalin 10°C üzerine çıktığında ortaya çıkar. Vitreoretinal cerrahi sırasında genellikle fotomekanik veya fototermal türde hasar oluşturacak enerji seviyelerine ulaşılmaz. Fotokimyasal hasar ise yüksek foton enerjilerinin moleküler kimyasal bağları kırarak serbest radikal oluşumuna neden olması ve oksidatif stres seviyelerini yükselttiğinden meydana gelir.⁷ Fototoksikite ile en yaygın

olarak ilişkilendirilen, görünür ışığa 10 saniyeden fazla maruz kalma nedeniyle oluşan fotokimyasal mekanizmadır.^{7,8} Retina hasarı kümülatiftir ve özellikle kısa dalga boyu (400–500 nm) ve ultraviyole ışık ışınları (<400 nm) ile ışık kaynağının gücü, maruz kalma süresi ve yakınlığı ile ilgilidir.^{7,8} Endoillüminasyonda fototoksikiteyi anlamak için bir diğer önemli kavram parlaklıktır, yani bir ışık kaynağının lümen cinsinden ifade edilen yoğunluğudur. Endoillüminasyonun yüksek yoğunluklu oluşu retinal foto-hasar riskini de artırır.

Vitreoretinal cerrahi esnasında ön segment cerrahisinden farklı olarak ön segment yapılarındaki doğal filtre etkisinin olmaması, foveanın doğrudan aydınlatılıyor oluşu, ışık kaynağının retinaya yakınlığı nedeni ile foveal fototoksikite riski olabilir. Her ne kadar ameliyat esnasında iyatrojenik retina hasarı vakaları az sayıda bildirilmiş olsa da özellikle retinal dejenerasyonu olan hastalarda kalıcı görme bozukluğuna neden olabilir.⁹

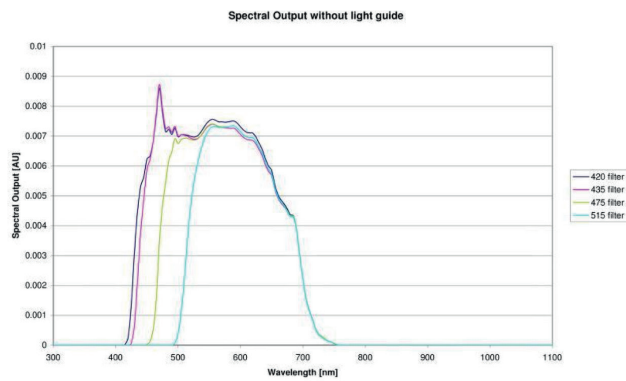
Vitreoretinal cerrahide insizyon genişlikleri ve trokar çaplarının giderek daralmasıyla endoillüminatör çapları da küçülmüştür ve artan aydınlatma ihtiyacı ve ksenon ışıklarının spektral dağılımına paralel olarak, 450 nm'nin altındaki dalga boylarından kaynaklanan retinal fototoksikite riski de artmıştır. Bu nedenle çoğu üretici, retina için en toksik olan mavi ve ultraviyole ışığı engellemek için düşük dalga boylu filtreler kullanmaya başlamıştır.¹⁰

Sezer ve ark.'nın¹¹ hücre kültürü çalışmasında, RPE-19 hücreleri halojen, ksenon ve LED ışık kaynaklarına maruz bırakılmıştır. Apoptoz, hücre canlılığı ve IL-1β, IL-6 ve TNF-α seviyelerinin değerlendirildiği çalışmada, yeni nesil ışık kaynaklarından olan xenon ve LED, RPE-19 hücreleri açısından güvenli görünmektedir. Halojen ışık, maksimum güç çıkışı ile uzun süre kullanıldığında RPE-19 hücreleri üzerinde toksik etkilere neden olabileceği bildirilmiştir. Hayvan modellerinde yapılan çalışmalara göre LED aydınlatma aynı yoğunluktaki diğer aydınlatma yöntemlerine göre daha az fototoksik görünmektedir.¹² LED ışık kaynaklarının diğer ışık kaynakları gibi ultraviyole ışık içermemesi, daha az enerji tüketimi, düşük ısı yayılımı, LED ışığın ayarlanabilir spektral çıkışı, düşük tamir ve bakım maliyeti gibi birçok avantajı bulunmaktadır. Aydın ve ark. hayvan deneylerinde LED ışık kaynağının maksimum güç ve sınırlı sürede kullanıldığında elektrofizyolojik olarak fototoksik etki göstermediğini bildirmiştir.¹³ LED ışık kaynakları 50.000 saat LED ömrü, UV ışık içermemesi ve filtre ihtiyacının olmaması ile ksenon lambalara üstünlük sağlamaktadır (Şekil-1). Ksenon lambalarda ise 400 saat lamba ömrü mevcuttur, filtre kullanımı gereklidir. En uygun lamba ve aydınlatma fiberinin seçimi, aydınlatma sisteminin yoğunluğuna ve spektral dağılımına bağlıdır. Parlaklık açısından ksenon ve LED lamba nispeten zararsızdır, ancak yine de panelde maksimum ışık şiddetinden kaçınılmalıdır.



Şekil 1: LED (a) ve ksenon (b) ışık kaynakları görülmektedir.

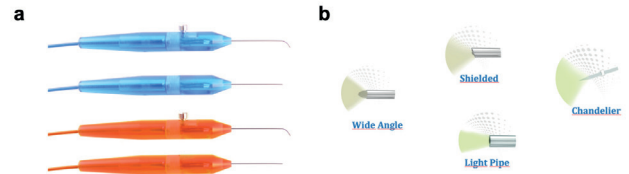
Günümüzde birçok aydınlatma sistemi kısa dalga boyun-daki ışıkları engellemek için farklı türlerde sarı filtreler kullanılır (Şekil-2). Bu filtreler ışığın parlaklığını ve görüntünün kontrastını azaltsa da dokuların görüntülenmesini engellemezler.^{14,15} Işık kaynağının mesafesi ile ilgili yapılan bir çalışmada prob ile retina arasındaki mesafeyi 4 mm'den 8 mm'ye çıkarmanın toksisiteyi 3 kat azalttığı gösterilmiştir.⁹ Ameliyatta kullandığımız doku boyaları da ayrıca retinayı fotosensitif hale getirerek ışığın neden olduğu hasarı artırabilir.



Şekil 2: Işık kaynağı filtreleri ve dalga boyları görülmektedir.

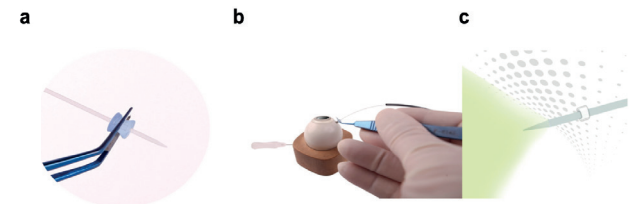
Vitreoretinal cerrahide aydınlatma; elde tutulan ışık problemleri, avize ışık kaynakları veya aydınlatma eklenmiş vitreoretinal cerrahi aletleri ile sağlanabilir. Elde tutulan ışık problemleri uçlarının şekline göre farklı şekillerde aydınlatma sağlar. Uçları düz kesilmiş ışık problemleri dar bir açıyı aydınlatır ancak vitreusu iyi gösterir. Mermi uçlu ışık problemleri geniş bir alanı aydınlatır. Bu ışık problemleri de aydınlatılan geniş retina yüzeyinden ışığın yansımaya neden olarak parlamaya neden

olabilirler. Bu nedenle küçük bir alanda çalışılırken ayrıntıların seçilmesi zor olabilir. Siperli ışık problemleri yukarı doğru olan yansımayı engeller ve bunun yanında düz kesilmiş ışık problemleri gibi periferik vitreusun iyi görünmesini sağlar. Kesik ucunu aşağı çevirip periferden tutulduklarında geniş bir alanı aydınlatırlar, retinaya yaklaştırdıklarında da küçük bir alanı başarılı bir şekilde aydınlatabilirler. Bu esnada üst taraflarındaki siper parlamayı azaltır (Şekil-3).



Şekil 3: Farklı uçlu ışık problemleri ve aydınlatma dereceleri görülmektedir.

Avize ışık aydınlatmaları bimanuel cerrahiyi yapabilmek için geliştirilmiştir. Bu aydınlatmalar skleraya yerleştirilir ve geniş bir alanı aydınlatır. İlk olarak Eckardt tarafından 25 gauge iki ayrı fiberden (Twin-light/İkiz ışık) oluşan bir sistem şeklinde tasarlanmıştır.¹⁶⁻¹⁸ Işık iki ayrı odaktan geldiğinden aletlerin oluşturduğu gölgeyi en aza indirir ve ameliyat sırasında ışık kaynağının yerini değiştirmek genellikle gerekmez. Sklera bir iğne yardımı ile delinir ve fiber deliğin içine, doğrudan skleraya yerleştirilir (Şekil-4). Standart kullanımda saat 1 ve 11'e yerleştirilirler. Ama ihtiyaca göre farklı lokasyonlara da yerleştirmek mümkündür. Twin-light günümüzde 27 gauge inceltirilmiş olarak kullanımdadır.



Şekil 4: Avize ışık aydınlatması (a), şematik yerleştirilmesi (b) ve aydınlatma alanı (c) izlenmektedir.

İki fiberli avize sistemlerini kullanırken büyük çaplı fiberler kullanmamız gerekmez. Çünkü her bir fiberden gelen toplam ışık yeterli parlaklık elde etmemizi sağlar. Çiftli sistemde fazladan bir giriş yeri açmamız gerekir, ancak bu giriş yerleri daha küçük olduğundan daha kolaylıkla kapanır. Şu anda kalınlığı 30 gauge kadar indirilmiş fiberler kullanılabilmektedir. Twin-light'dan kısa bir süre sonra tekli avize ışıklar tasarlanmıştır. Bunların ilk örnekleri 25 gauge Tornambe Torpedo (Insight instruments, Stuart, FL) ve Awh 25 gauge chandelier (Synergetics Inc., St Charles, MO) ışık kaynaklarıdır.

27 gauge Twin-light avize ışıklar genellikle yeterli aydınlatma sağlarlar. Yine de daha parlak bir ışık sağlamak için 25 gauge tercih edilebilir. Avize ışığın arka kutbu aydınlatılması için skleradan dik olarak yerleştirilmesi gerekir. Ancak bu durum ışık çekildikten sonra yara yerinin kapanmasını zorlaştırır. Bundan kaçınmak için ışığın yerleştirileceği bir trokar sistemi kullanılabilir. Bu sayede, ameliyatta yerleştirilen 3'lü trokarlar da kullanılarak ışığın yeri değiştirilebilir. Tek bir yerden gelen ışık, aydınlatmak istediğimiz yeri her zaman doğru açı ile aydınlatamayabilir. Bu durumda avize ışığın yerini aydınlatmak istediğimiz bölgeye göre değiştirmek, iyi görerek bimanuel çalışmaya devam edebilmemizi sağlar.

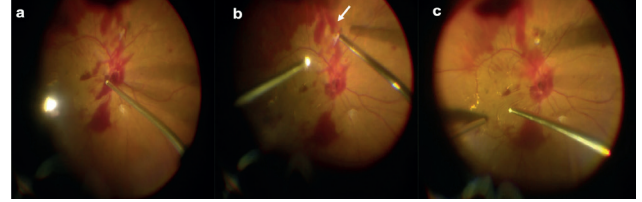
İkili de olsa tekli de olsa ışığın yönü dışarıda kalan fiberin eğimini değiştirerek ayarlanabilir. İstenilen açı ayarlandığında hastanın yüzünü kapatan oftalmik örtü üzerine yapıştırılarak sabitlenebilir. Bu sayede göz içinde istenilen bölge aydınlatılabilir. Avize ışıklar dağınık bir ışık verirler ve bunu da sabit bir noktadan verirler. Bu nedenle cerrahi planları ayrıntılı olarak görmemizi sağlayamayabilirler. Elimizde tuttuğumuz ışık problemleri ise ışığı istediğimiz açı ile tutmamızı sağlayarak daha ayrıntılı bir görüntü elde etmemizi sağlar. Yine de ameliyat sırasında gerektiğinde avize ışığın dışarıdaki fiberinin açısı değiştirilerek en uygun görüntü sağlanmaya çalışılabilir.

2. Diatermi kullanımı

Diatermi; dokuların yüksek frekanslı elektromanyetik radyasyonun, elektrik akımlarının veya ultrasonik dalgaların geçişine gösterdikleri direnç nedeniyle ısınmasıdır.^{18,19} Diatermi ile radyofrekans enerjisi ısı enerjisine dönüşür ve koagülasyon gerçekleştirilir.²⁰ Vitreoretinal cerrahide diatermi; kanama kontrolü, drenaj retinotomisi, retinal yırtıkların işaretlenmesi, retinektomi alanlarının belirlenmesi gibi durumlarda kullanılmaktadır. Bununla birlikte diaterminin temel kullanım amacı kanama kontrolüdür.

Vitreoretinal cerrahi sırasında diatermi kullanılırken dikkat edilmesi gereken bazı noktalar mevcuttur. Başlangıçta pedala sonuna kadar basılarak diatermi gücü yükseltilir, dokunmadan, yüzeyel bir şekilde kanamanın olduğu alana yaklaşılar, ısı etkisi ile biriken kanama dağılır ve kanama noktası ortaya çıkar. Retina yüzeyine yaklaştıkça diaterminin gücü ayak pedalından düşürülerek yüzeyel bir şekilde kanama alanı koterize edilir. Koterizasyon sırasında sıvı yüksekliği artırılarak intraoküler basınç yükseltilebilir. Koterizasyon sonrasında kanamanın durduğundan emin olmak için basınç düşürülerek kontrol etmek gerekir. Avize ışık kullanılıyor olması diatermi sırasında bimanuel çalışma imkânı sağlayarak kanama kontrolü sağlanmasını kolaylaştırmaktadır. Kanama devam ederken kanama noktasını görüp koagüle etmek zor olabilir, avize ışık aydınlatması altında

bimanuel çalışarak bir eldeki aktif veya pasif flüt kanüller ile kanama aspire edilirken diğer eldeki diatermi ile koagülasyon sağlanabilir. Özellikle kanama riskinin yüksek olduğu diyabetik retinopati veya diğer fibrovasküler proliferasyon ile giden hastalıklarda avize ışığı kullanarak bimanuel çalışma birçok cerrah için standart teknik haline gelmiştir (Şekil-5).



Şekil 5: Cerrahi sırasında kanama alanı (a), kanama alanına yüzeyel endokoter uygulaması (beyaz ok) (b) ve koterizasyon sonrası görünüm (c) izlenmektedir.

Diatermi kullanımı sırasında dikkat edilmesi gereken özellikli durumlar mevcuttur. Örneğin; proliferatif diyabetik retinopatili bir hastada fibrovasküler membrandan kaynaklanan kanamalarda diaterminin etkin ve en az zararla kullanılabilmesi için membran damar üzerinde güdük bırakacak şekilde kesilmeli ve diatermi bu güdükteki damarlara uygulanmalıdır. Aksi takdirde doğrudan retina damarı üzerine uygulanacak diatermi derinden gelen yoğun bir kanama ile karşılaşmak mümkündür. Bu kanamayı durdurmak için olabildiğince temastan kaçınarak yüzey diatermi yapılmalı ve diatermi gücü kontrollü artırılarak bölgede pıhtılaşma sağlanmalıdır. Makula yakın noktalarda mümkün olduğunca diatermiden kaçınılmalı, kanama kontrolü sağlamak için diatermi zorunluysa, benzer şekilde retinaya temas etmeden, yüzeyel bir şekilde ısı etkisi ile koagülasyon sağlanmalıdır. Bu bölgede neovaskülarizasyonların koterizasyonu sırasında retinaya temas edilmesi veya arka kutubun beslenmesini sağlayan damarların koterize edilmesi retina iskemisi ile sonuçlanabilecek retinal damar oklüzyonuna neden olabilir. Diaterminin bir diğer kullanım amacı, retinektomi yapılacak retina sahasını ve retina yırtığını işaretlemek ve bu alanlarda kanama kontrolü sağlamaktır.²⁰

Diatermi koroidal kanamaları kontrol altına almak için de kullanılmaktadır. Koroidal kanamayı kontrol altına alabilmek için yüksek ısıya ihtiyaç vardır. Bu nedenle öncelikle konsolda diatermi derecesinin maksimuma yakın yükseltilmesi ve koroide temas etmeden yüzeyel bir etki ile kanamayı kontrol altına almak önerilir. Koterizasyon sonrası kanamanın durduğundan emin olmak için sıvı yüksekliği azaltılarak basınç düşürülmeli ve varsa kanama noktaları tespit edilerek kontrol altına alınmalıdır. Koagülasyon sırasında ortaya çıkan istenmeyen durumlardan bir diğeri retinada delik oluşmasıdır. Retinada delik oluşmasından şüphelenildiği durumlarda kanama durduktan sonra delik etrafına endolazer uygulanabilir.

Diaterminin bir diğer kullanım alanı intraoküler yabancı cisim ile meydana gelen retina yaralanmalarında proliferatif vitreoretinopatiyi engellemek amacıyla koryoretinektomi uygulamasıdır. Kuhn ve ark. derin etkili intraoküler yabancı cisim yaralanmalarında %60 oranında PVR geliştiğini ve bunu önlemek amacıyla profilaktik koryoretinektomi uygulamanın uygun olduğunu bildirdiler.^{21,22} Bu teknikte başlangıçta diatermi gücü %100 olarak ayarlanır ve retina ve koroidin buharlaşmasını gösteren gaz kabarcıkları çıkana kadar profilaktik koryoretinektomi bölgesine yaklaşılar. Retina lezyonunu çevreleyen gerçek “halkanın” genişliği, diatermi probunun ucunun boyutuna karşılık gelir: 20 gauge cerrahide 1 mm ve 23 gauge cerrahide 0,7 mm. Daha sonra tüm alan vitrektomi probu ile vakumlanarak kalıntılar mümkün olduğu kadar giderilir, ancak retina ve koroid vitrektomi probu veya makasla kesilmez. Kuhn bu serisindeki tüm gözlere geniş bir korioretinal adhezyon alanı oluşturan, çoğunlukla bitişik 1200 noktadan oluşan 360 derece lazer serklaj uygulamıştır. Serklaj alanının arka kenarı ekvatorun posteriorunda kalacak şekilde uygulanmıştır.

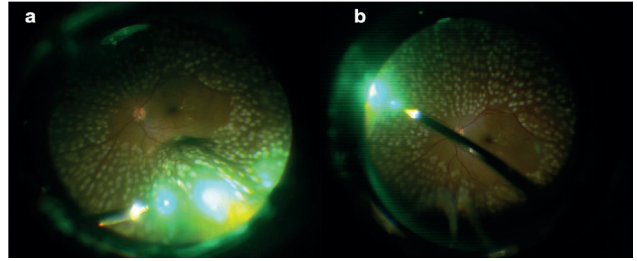
3. Endolazer Kullanımı

Endolazer, yarıklı lamba mikroskopisinde uygulanan fotokoagülasyondan bazı farklılıklar gösterir. Endolazer uygulamasında spot çapı konsol tarafından belirlenmez. Değiştirilebilen parametreler lazer gücü (miliWatt), lazer süresi (milisaniye), iki lazer atımı arasındaki süre (interval)dir.²³⁻²⁷ Spot çapı prob ucunun retinaya uzaklığı ve uygulanan güç tarafından belirlenir. Bu nedenle aynı güç ile retinaya uzaklık değişirse farklı spot çapı ve farklı koyulukta lazer yanıkları izlenebilir. Yaklaştığımızda daha küçük çaplı ve daha şiddetli bir yanık, uzaklaştığımızda daha büyük çaplı ve daha zayıf bir yanık meydana gelir. Lazer probu retinaya açılı bir şekilde konumlandırılarak kullanılırsa ovoid bir lazer paterni görülür ve lazerin etkisi azalır. Lazer probu retina yüzeyine dik olarak konumlandırılmalıdır. Düşük enerji düzeyi ile başlanarak güç kademeli olarak artırılır. 150 mw güç ve 0,1- 0,2 saniye başlanabilir ve gri renkte fotokoagülasyon spotu elde edene kadar güç ve süre artırılır. Endolazer yüksek güç ve kısa süreli uygulandığında, özellikle subretinal sıvı mevcudiyetinde, bir ‘pop’ sesi eşliğinde retinada deliğe neden olabilir.

Retinal yırtık veya retinektomi alanlarını lazerlerken yırtık kenarına bitişik lazer yapılır. Ardından ilk sıranın etrafına iki veya üç sıra aralıklı atışlar yapılır. Aralıklı atışların oluşturduğu yanıkların etrafındaki sağlam retina iyileşirken skatrize olarak yapışmayı sağlar. Sağlam retina bırakılmaz ise etkili yapışma sağlanamaz. Lazer yanığının yoğunluğu uygulama yapılan dokunun pigmentasyonundan da etkilenir. Miyop

hastalarda retina daha soluktur. Pigment az olduğundan etkin lazer yanığı oluşturmak daha güç olur. Bu hastalarda lazer şiddetini arttırmak gerekir.

Diyabetik panretinal fotokoagülasyonda veya ven tıkanıklığı olan hastalarda iskemik alanlar lazerlenirken spotlar arasında bir spot boşluk bırakılır. Damarlar üzerine lazer atışı yapılmamaya çalışılır. Bu hastalarda panretinal fotokoagülasyon yaparken geniş alanı daha kolaylıkla doldurabilmek için retina yüzeyinden uzaklaşılarak spot büyüklüğü artırılır, spot büyüklüğü arttığı için lazer yanığı etkisi zayıflayacağından güç artırılır (Şekil-6).



Şekil 6: Cerrahi sırasında diyabetik retinopatili hastaya panretinal fotokoagülasyon uygulaması (a,b) görülmektedir.

Lazer vitreoretinal cerrahide diatermi etkisi yaratarak pıhtılaşma kontrolü için de kullanılabilir. Bu amaçla kullanacağımız lazer düşük güçte ve uzun süreli bir endolazer uygulaması olmalıdır. Bu teknik, hastalarda retinal kanama noktalarında uygulanabilir. Submaküler cerrahide de koroidal kanama noktalarının kapatılması için de etkili bir yöntemdir.

Sonuç

Vitreoretinal cerrahi teknolojideki ilerlemeler ile birlikte sürekli değişim göstermektedir. Yeni aletlerin geliştirilmesine yönelik çalışmalar, cerrahi sırasındaki güvenliği arttırmakta ve daha iyi bir cerrahi performansa yol açmaktadır.

Açıklama

Yazarlar arasında çıkar çatışması bulunmamaktadır ve çalışma için finansal destek alınmamıştır.

Kaynaklar

1. Machemer R, Buettner H, Norton EW, Parel JM. Vitrectomy: a pars plana approach. *Trans Am Acad Ophthalmol Otolaryngol.* 1971;75(4):813-820.
2. Fujii GY, De Juan E Jr, Humayun MS, et al. Somerville DN. A new 25-gauge instrument system for transconjunctival sutureless vitrectomy surgery. *Ophthalmology.* 2002 Oct;109(10):1807-12; discussion 1813.

3. Eckardt C. Transconjunctival sutureless 23-gauge vitrectomy. *Retina*. 2005;25(2):208-211.
4. Peyman GA. Improved vitrectomy illumination system. *Am J Ophthalmol*. 1976;81(1):99-100.
5. Ryan EH Jr. Two shielded 'bullet' probes for panoramic endoillumination. *Arch Ophthalmol*. 1997;115(1):125-126.
6. Peyman GA, Canakis C, Livir-Rallatos C, Easley J. A new wide-angle endoillumination probe for use during vitrectomy. *Retina*. 2002;22(2):242.
7. Charles S. Illumination and phototoxicity issues in vitreoretinal surgery. *Retina*. 2008;28(1):1-4.
8. Miller SA, Landry RJ, Byrnes GA. Endoilluminators: evaluation of potential retinal hazards. *Appl Opt*. 2004;43(8):1648-1653.
9. Coppola M, Cicinelli MV, Rabiolo A, Querques G, Bandello F. Importance of Light Filters in Modern Vitreoretinal Surgery: An Update of the Literature. *Ophthalmic Res*. 2017;58(4):189-193.
10. Glickman RD. Phototoxicity to the retina: mechanisms of damage. *Int J Toxicol*. 2002;21(6):473-490.
11. Sezer T, Altinisik M, Guler EM, Kocyigit A, Ozdemir H, Koytak A. Evaluation of xenon, light-emitting diode (LED) and halogen light toxicity on cultured retinal pigment epithelial cells. *Cutan Ocul Toxicol*. 2019;38(2):125-130.
12. Chow D: The effect of light source filters on tissue visualization: a multicenter trial. Euretina 13th Congress; September 2013; Hamburg.
13. Aydin B, Dinç E, Yılmaz SN, et al. Retinal endoilluminator toxicity of xenon and light-emitting diode (LED) light source: rabbit model. *Cutan Ocul Toxicol*. 2014;33(3):192-196.
14. Kraushar MF, Harris MJ, Morse PH. Monochromatic endoillumination for epimacular membrane surgery. *Ophthalmic Surg*. 1989;20(7):508-510.
15. Azzolini C, Brancato R, Venturi G, Bandello F, Pece A, Santoro P. Updating on intraoperative light-induced retinal injury. *Int Ophthalmol*. 1994;18(5):269-276.
16. Eckardt C, Eckert T, Eckardt U. 27-gauge Twinlight chandelier illumination system for bimanual transconjunctival vitrectomy. *Retina*. 2008;28(3):518-519.
17. Eckardt C. Twin lights: a new chandelier illumination for bimanual surgery. *Retina*. 2003;23(6):893-894.
18. Stirpe M, Orciuolo M. Vitrectomy, scleral buckling, and peripheral diathermy treatment for severe proliferative vitreoretinopathy. *Retina*. 1987;7(4):219-222.
19. Savage JA, Simmons RJ. Coaxial radio frequency (RF) diathermy in anterior segment surgery. *Ophthalmic Surg*. 1985;16(5):333-336.
20. Çıtırık M, Tekin K, Cankurtaran V, Şimşek M. Vitrektomi Cihazı, Parametreler ve Çalışma Prensipleri. *Journal of Retina Vitreous*. 2015; 23(2):97-105
21. Machemer R, McCuen BW 2nd, de Juan E Jr. Relaxing retinotomies and retinectomies. *Am J Ophthalmol*. 1986;102(1):7-12.
22. Kuhn F, Schrader W. Prophylactic chorioretinectomy for eye injuries with high proliferative-vitreoretinopathy risk. *Clin Anat*. 2018;31(1):28-38.
23. Rinkoff JS, Landers MB 3rd. Improved visualization of the retina during endophotocoagulation. *Am J Ophthalmol*. 1984;98(6):805-806.
24. Fleischman JA, Swartz M, Dixon JA. Argon laser endophotocoagulation. An intraoperative trans-pars plana technique. *Arch Ophthalmol*. 1981;99(9):1610-1612.
25. Acheson RW, Capon M, Cooling RJ, Leaver PK, Marshall J, McLeod D. Intraocular argon laser photocoagulation. *Eye (Lond)*. 1987;1 (Pt 1):97-105.
26. Charles S. Endophotocoagulation. *Retina*. 1981;1(2):117-120.
27. Puliafito CA, Deutsch TF, Boll J, To K. Semiconductor laser endophotocoagulation of the retina. *Arch Ophthalmol*. 1987;105(3):424-427.

**Dr. Öğr. Üyesi Ecem ÖNDER TOKUÇ**

2014 yılında İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesi'nden mezun olmuştur. Uzmanlık eğitimini 2015-2020 yılları arasında Kocaeli Üniversitesi Tıp Fakültesi Göz Hastalıkları Anabilim Dalı'nda almıştır. 2020-2022 yılları arasında Kocaeli Derince Eğitim ve Araştırma Hastanesi'nde mecburi hizmetini tamamlamıştır. 2022 yılından bu yana Kocaeli Üniversitesi Tıp Fakültesi Göz Hastalıkları Anabilim Dalı'nda doktor öğretim üyesi görev yapmaktadır. Tıbbi retina ve vitreoretinal cerrahi alanlarında çalışmaktadır.