

Vitrektomi Cihazı, Parametreler ve Çalışma Prensipleri

Vitrektomy Machine, Parameters and Working Principles

Mehmet ÇITIRIK¹, Kemal TEKİN², Veysel CANKURTARAN², Mert ŞİMŞEK²

ÖZ

Vitrektomi, vitreus veya retina patolojilerini içeren birçok hastalık için yapılan temel bir ameliyattır. Dünya genelinde her yıl 500.000'den fazla vitrektomi ameliyatı gerçekleştirilmektedir. Vitrektomi, ameliyat sırasında ve sonrasında komplikasyonlara neden olabilen özellikli bir ameliyattır. Machemer'in 1970'de kendi geliştirdiği aspirasyon, kesme ve infüzyon fonksiyonlarını bir arada gerçekleştiren (vitreus-infusion-suction-cutter, VISK) cihazının keşfinden sonra vitrektomi cihazlarında geliştirme sürecine girilmiştir. Bu yazıda vitrektomi cihazı ana üniteleri ve çalışma prensiplerinden bahsedilecektir.

Anahtar Kelimeler: Vitrektomi, vitrektomi cihazı, vitrektomi cihazının çalışma prensipleri.

ABSTRACT

Vitrektomy is a main surgery done for many diseases containing vitreus or retina pathologies. More than 500.000 vitrectomy procedures are performed every year around the world. Vitrectomy is a special surgery which may cause intraoperative and postoperative complications. Machemer's invented equipment performing infusion-suction-cutter (VISK) which was done aspiration, cutting and infusion all together in 1970. Then, vitrectomy machines entered in a process of development. This article mentions about main units and working principles of vitrectomy machine.

Key Words: Vitrectomy, vitrectomy machine, working principles of vitrectomy machine.

- 1- M.D. Associate Professor, Ulucanlar Eye Training and Research Hospital, Ankara/TURKEY
CITIRIK M., mcitirik@hotmail.com
- 2- M.D. Asistant, Ulucanlar Eye Training and Research Hospital, Ankara/TURKEY
TEKIN K.,
CANKURTARAN V.,
SIMSEK M.

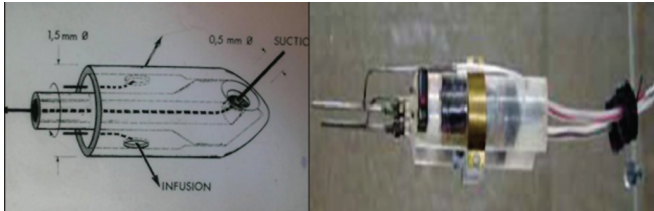
Geliş Tarihi - Received: 12.05.2015
Kabul Tarihi - Accepted: 27.05.2015
Ret-Vit 2015;23:97-105

Yazışma Adresi/Correspondence Address: M.D., Associate Professor, Mehmet CITIRIK
Ulucanlar Eye Training and Research Hospital, Ulucanlar Cad. No:59 06230
Altındağ-Ankara/TURKEY

Phone: +90 312 362 32 22
E-mail: mcitirik@hotmail.com

GİRİŞ

Cibis, Freeman ve Kasner vitreoretinal cerrahi ile ilgili çalışmaların başlamasına öncülük etmiş olsalar da modern vitrektominin öncülüğünü 1970'de Robert Machemer yapmıştır.¹ Machemer'in 1970'de kendi geliştirdiği cihaz aspirasyon, kesme ve infüzyon fonksiyonlarını bir arada gerçekleştiriyordu (vitreus-infusion-suction-cutter, VISC). Bu dönemde geliştirilen vitreus kesicisi kendi eksenini etrafında dönerek (rotatuar) çalışmaktaydı. Dış kalınlığı 17 Gauge (G) yani 1,50 mm çapında olan ucunda açıklık bulunan sabit bir tüp ve içinde aynı yönde dönen kenarları oldukça keskin ikinci bir tüp bulunmaktaydı. Bu sistemde, tüpteki açıklık dışarda asistan elinde var olan bir enjektör sistemi ile ilişkilendirilmiş ve emme kontrolü asistan tarafından sağlanmıştı.² Daha yukarıda bulunan diğer küçük iki açıklık ise infüzyonla ilişkilendirilmişti (Resim 1). Böylelikle manuel olarak tüp içerisine çekilen vitreus, dönen kesici sistem tarafından parçalanmaktaydı. Machemer, ilk vitrektomunu (VISC) tanıttıktan kısa bir süre sonra cihazına fiber optik aydınlatmayı da ilave etmiştir. Ancak bu sistemde, hep aynı yönde dönen iç kısımda yer alan tüpün kesici kısımları küntleştirilince vitreus kesilememekte, iç ve dış silindireler arasında vitreus sarılmakta ve bu da vitreus traksiyonuna ve iyatrojenik retina yırtıklarına neden olmaktadır.



Resim 1: Machemer'in VISC (vitreus-infusion-suction-cutter) cihazı şematik resmi ile birlikte görülmektedir. VISC irrigasyon, kesme ve aspirasyon işlemlerini bir arada gerçekleştirilmekteydi.

1977'de O'Malley bu sorunu aşmak için giyotin kesicili vitrektomi probunu ve bugünkü anlamdaki pars plana vitrektomi sistemini tarif etmiştir.³ Sistemin standardı 20 G (0.91 mm) çaplı vitrektomi probu, ışık kaynağı ve infüzyon kanülünden oluşmuştur. Bunlar bağımsız üç ayrı yerden global girmektedir. Öncelikle konjonktiva kesisi yapılmakta sonra sklerotomi yapılarak glob içine girilmekte ve infüzyon kanülü skleraya suture edilmektedir. Bu sistemde de vitrektomi probu iç içe geçmiş iki metal tüpten oluşmaktadır, dış tüpün ucundaki açıklıktan içeri alınan vitreus iç metal tüpün ileri geri hareketleriyle vitreusu kesmektedir. Vitrektomi tamamlandıktan sonra sklerotomi ve konjonktiva suture edilerek kapatılmaktadır.

2001'de Fujii ve ark.,⁴ 25 G (0.51 mm) transkonjonktival sutureless vitrektomi sistemini tanıtmıştır. Bu sistemle vitrektomi probunun, ışık kaynağının ve infüzyon kanülünün çapı neredeyse yarıya yakın küçültülmüştür. Bir diğer yenilik ise sisteme keskin trokarlar ve kanüller ilave edilmiş, böylelikle konjonktiva ve sklera katları tek bir hamlede geçilerek vitrektomi sonrası trokarlar çıkarılarak sklerotomi yerlerine suture konulmasının gerekmediği gösterilmiştir. Ancak çapın küçülmesiyle vitrektomi probundan aspire edilen miktarın azaldığı ve işlemin normalden uzun sürdüğü görülmüştür. 25 G sisteminde, 20 G sistemine oranla aspirasyon debisi yaklaşık 4 kat daha azdır. Ayrıca tanıtılan 25 G sisteminde incelenmiş olan probalarda esnemenin daha fazla olduğu ve dayanıklılığın azaldığı gözlenmiştir.

2004 yılında Eckardt⁵ 23 G (0.65 mm) transkonjonktival sutureless vitrektomi sistemini tarif etmiştir. Bu sistem, ilaveten Pressure Plate ve açılı 23 G'lik MVR (myringo-vitreoretinal) bıçağını içermektedir. Plate ile konjonktiva sabitlenmiş ve açılı 23 G'lik MVR ile konjonktiva ve sklera tünel kesisi yapılarak geçilmiş ve künt uçlu trokar kanüller yerleştirilmiştir.⁶ Bu teknikte sklerotomiler 25 G vitrektomide yapılan dik kesi yerinden farklı olarak eğik (oblik) kesi yerleri şeklinde olduğu için giriş yerlerinin kendiliğinden kapanması sağlanmıştır. Vitrektomi tamamlandıktan sonra kanüller çekilerek eğik açılmış skleral tünellerde valv mekanizması ile sızdırmazlık sağlamış ve çoğunlukla sutureasyona gerek duyulmadan işlem tamamlanmıştır. Bu yeni teknikte aletler daha kalın ve daha dayanıklı olduğu için cerrahi endikasyon alanı daha da genişlemiştir. Ayrıca 25 G ile karşılaştırıldığında göreceli olarak daha kalın 23 G vitrektomi enstrümanları ile retina daha iyi aydınlatılmış ve daha yüksek aspirasyon debisi ile ameliyat daha kısa sürede tamamlanmıştır.⁶

2010 yılına gelindiğinde Oshima ve ark.,⁷ 27 G (0.41 mm) sistemini tanıtmışlardır.⁷ Bu sistem ayrıca mikroinsizyonel vitrektomi cerrahisi olarak da bilinmektedir. Özellikle traksiyonel retina dekolmanları ve proliferatif vitreoretinopati gibi çok ince membranların temizlenmesi gereken vakalarda 27 G sisteminin uygun ve güvenli olduğu ve çok ince manipülasyonlara izin verdiği gözlenmiştir. Bu sistemde konjonktival kanama ve skarlaşma minimal olduğundan özellikle kontrolsüz diyabetik retinopatisi mevcut olan ve birden fazla vitreoretinal cerrahi geçirebileceği öngörülen hastalarda avantaj sağlayabileceği öngörülmüştür. 25 G ve 23 G sistemi ile karşılaştırıldığında 27 G sistemi akış dinamikleri, kesim hızları ve ameliyat süresi açısından dezavantajlı olsa da seçilmiş komplike vakalarda uygulanabilir ve sızdırmazlıkla ilgili endişeleri azaltabilir olarak düşünülmektedir.⁷

Dünya genelinde her yıl 500.000'den fazla vitrektomi prosedürü gerçekleştiriliyor olsa da vitrektomi hala ameliyat esnasında komplikasyonlara neden olabilen özellikli bir ameliyat olarak kabul edilmektedir. Teknolojideki gelişmelerle ameliyat esnasında komplikasyon oranını azaltan, güvenliliği artıran ve daha hızlı vitrektomi gerçekleştirilmesine imkân veren yeni modern gelişmiş vitrektomi cihazları geliştirilmiştir.⁸

Temelde vitrektomi cihazından beklenen; göz içerisinde basınç dalgaları oluşturmaması, iyi bir aydınlatma sistemi olması, hem santral hem periferik vitreusta güvenli modlarda çalışmasına izin vermesi ve vitreusun oldukça küçük parçalar halinde aspire edilmesine olanak tanıyan bir sisteme sahip olmasıdır.⁸ Bu basit görünen ancak oldukça komplike sistemin anlaşılabilmesi için öncelikle vitrektomi cihazının ünitelerinin anlaşılması gerekir.

1. VİTREKTOMİ ANA ÜNİTE

Cihazın ana ünitesidir, fonksiyonlar ve çalışma biçiminin kontrolünü sağlar. Kesme hızı, vakum düzeyi, pompa fonksiyonu, hava basıncı, göz içi basınç kontrol istemi, lazer ve diatermi gibi fonksiyonları vitrektomi ana üniteden kontrol edilir. İstenilen değerler buradan değiştirilir. Bir fonksiyondan diğerine hızlı ve kolay geçiş birçok cihazda olduğu gibi genellikle ayak pedali kullanılarak mümkün olmaktadır. Teknolojinin gelişmesiyle birlikte kesme hızı, vakum düzeyi ve akım özellikleri gibi parametreleri sofistike bir şekilde koordine ederek kapalı bir ortamda daha hızlı ve daha güvenli cerrahi prosedür sağlayan vitrektomi cihazları geliştirilmiştir.⁹ Ayrıca bu cihazlarda geleneksel vitrektomi cihazlarından farklı olarak göz içi basınç kontrol sistemi ile göz içi basıncını dengede tutma konusunda çok büyük yenilikler getirilmiş, vitrektomi sırasında göz içi basınç dalgalanmaları azaltılmış; böylece artık cerrahlar şişe seviyesini ayarlama endişesinden kurtulmuşlardır.¹⁰

2. POMPA

Vitrektomi cihazlarında ventüri veya perilstatik pompa kullanılmaktadır. Ventüri pompa vakum tabanlı bir pompadır, perilstatik pompa ise akış tabanlıdır. Ventüri pompa kor vitrektomi gibi retinadan uzak çalışılan hızlı vitreus temizliği istediğimiz durumlarda tercih edilirken; vitreus periferinde, dekole retinalarda ve membran temizliği gibi retinaya yaklaşıldığı durumlarda akış kontrollü perilstatik pompa tercih edilir.¹¹ Ventüri pompalarla ilgili temel sorun, pompanın kendisinin ürettiği aspirasyon akışını etkileyen vakumun kontrolünden kaynaklanmaktadır. Yani, ventüri pompa sabit bir vakum seviyesini muhafaza ettiği için vitreus kesici içine girerken akış yavaşlar, ancak bu noktada BSS (Balanced salt solution - Dengeli tuz çözümü) gibi daha düşük viskoziteye sahip

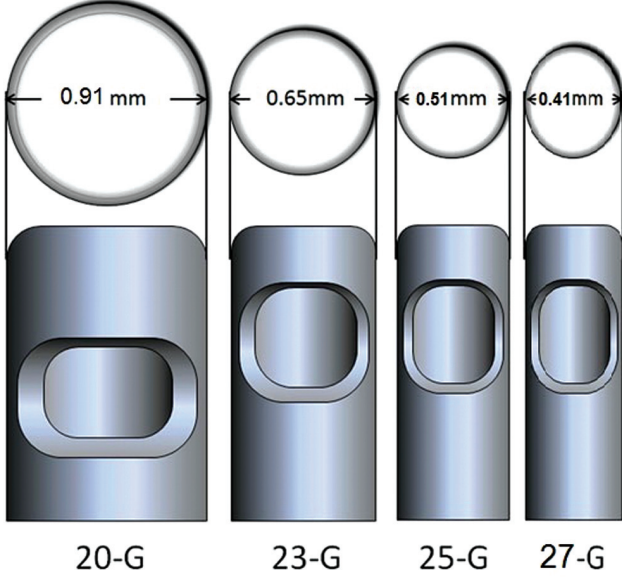
bir akışkan aspire edilecek olursa akış aniden hızlanır. Bu nedenle periferik vitreusta çalışılırken güvenliğini yitirmektedir.¹² Periferik retinada çalışılırken, kesicinin dakikadaki kesim hızı artırılarak ve aspirasyon hızı azaltılarak ventüri pompanın başarısızlık riski azaltılmaktadır.^{13,14} Perilstatik sistemde ise akış hızı akışkanın viskozitesinden bağımsız olarak sabit kalır. Perilstatik pompa ile akış, kesme hızı ile değişmemekte ve kesme hızı ve görev döngüsü akış üzerinde hiçbir etki olmaksızın değiştirilebilmektedir.¹³ EVRS (European VitreoRetinal Society) retina dekolmanı çalışması, ventüri pompa ile birlikte yüksek hız kombinasyonunun kesme sıklığı ne olursa olsun hala perilstatik pompaya göre güvenirliliğinin az olduğunu kanıtlamıştır.¹¹ Şunu da hatırlatmak gerekir ki, her ne kadar peristaltik pompa ventüri pompaya oranla güvenilir görünse de 2010 yılından beri ventüri pompa kullanan cihazlardaki gelişmeler ve kesici hızı ileri düzeyde olan vitrektomi problemlerinin bu cihazlarda kullanılmasıyla daha güvenli olarak ventüri pompaların kullanımını yaygınlaştırmıştır. Bu iki pompayı güncel modern vitrektomi cihazları ile karşılaştıran çalışmalara ihtiyaç vardır. Sonuç olarak vitrektomi cihazından beklenen, santral ve periferde güvenli çalışma imkânını sağlama ve her iki pompa sistemini de bulundurmasıdır.

3. VİTREKTOMİ PROBU

Vitrektomi problemleri; kalınlıkları, kullandıkları enerji, hareket tarzı ve kesme hızına göre sınıflandırılmaktadır.

A. Kalınlıklarına Göre: Günümüzde 20 G (0.91 mm), 23 G (0.65 mm), 25 G (0.51 mm) ve 27 G (0.41 mm) kalınlıklarda vitrektomi problemleri mevcuttur (Resim 2). Günümüzde sıklıkla 23 G ve 25 G vitrektomi tercih edilmektedir. 20 G vitrektomide vitreus diğer tekniklere göre göreceli olarak daha büyük parçalar şeklinde kesilmekte ve bu durum komplikasyonlara neden olabilmektedir. 20 G vitrektomi işleminin bitiminde sklerotomi bölgeleri genellikle absorbe olabilen vicryl sütür ile kapatılmaktadır. Bu kapatma işlemi sırasında sklerotomi bölgesine retina ve vitreus inkarserasyonu olabilmektedir.¹⁵ Özellikle infüzyon kanülünün çıkarılması esnasında göz içi basıncında değişiklikler olabilmekte, bu esnada göz içi gaz ve silikon yağının dışarı çıkabilmekte ve ameliyat sonrası dönemde yetersiz göz içi tamponadı ile karşılaşılabilir. Ayrıca sütür erozyonu, skleral nekroz ve sütür yerinde granülom gibi komplikasyonlara da rastlanabilmektedir.¹⁶ Bu nedenle 20 G vitrektomi günümüzde daha az oranda tercih edilmektedir.¹⁷ Yaygın olarak 23 G sistemi kullanılsa da çocuklarda, vitreus taban temizliğinde, traksiyonel retina dekolmanlarında, proliferatif vitreoretinopatide ve epiretinal membranlarda uygulanan vitrektomilerde 25 G ve 27 G vitrektomi tekniklerini uygulayan cerrahlar da bulunmaktadır.^{6,18,19}

Ancak her ne kadar günümüz vitrektomi cihaz ve malzemeleriyle sorun kısmen çözülsün de, çap küçüldükçe vitrektomi probundan aspire edilen vitreus miktarının azaldığı, vitrektomi süresinin uzayabileceği akılda tutulmalıdır. Ayrıca çap küçüldükçe aletlerdeki esneme artmakta ve dayanıklılık azalmaktadır.



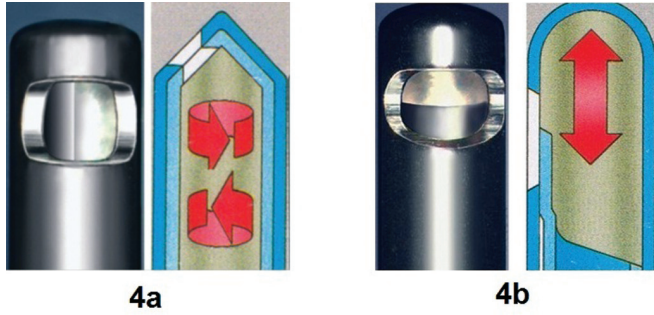
Resim 2: Farklı kalınlardaki vitrektomi problemleri ve dış çaplarını gösteren resim görülmektedir.

B. Kullandıkları Enerjiye Göre: Vitrektomi cihazlarında içteki probun hareketini sağlamak için iki sistem mevcut olup biri elektrikli sistem diğeri pnömatik sistemdir.²⁰ Günümüzde yaygın olarak pnömatik sistemli problemler kullanılmaktadır.²¹ Elektrikli sistemli problemlerde sap içinde bulunan motor sistemi, içteki metal tüpü aktif olarak iter (kesme/kapanma) ve aktif olarak çeker (aspirasyon/açılma). Pnömatik sistemde ise kesme hareketi pnömatik basınçla aktif olarak oluşturulurken; aspirasyon hareketi yay sistemi ile pasif olarak gerçekleştirilir. Pnömatik sistemde; pnömatik basınçla probun üst kısmında yer alan lastik diyafram itilir, bu itiş gücüyle içteki, ucu keskin kesici tüp yaya karşı itilir ve dış tüp açıklığından içeri giren vitreus dokusu kesilir. Daha sonra yayın sıkışmasıyla oluşan güç, kesiciyi ve diyaframı geri iter ve dış tüp ucundaki açıklıktan tekrar vitreus girer (Resim 3). Bu döngü görev döngüsü olarak adlandırılır.^{21,22} Yani görev döngüsü; her bir kesim döngüsünde dış tüp ucundaki açıklığın (port) açık kalma oranını ifade eder. Elektrikli sistemlerde görev süresi kesim hızından bağımsız olarak %50-50 iken; pnömatik sistemlerde görev süresi kesim hızı ile değişmektedir, yüksek kesim hızlarında portun açık kalma süresi kısalmakta yani görev döngüsü azalmaktadır.⁶ Elektrikli problemler pnömatik problemlere göre daha büyüktür, daha ağırdır ve yüksek kesim hızlarında ısınma problemleri oluşturabilmektedir. Pnömatik problemler hafiftir bu nedenle daha az yorgunluk oluşturur ve daha ucuzdur.²¹

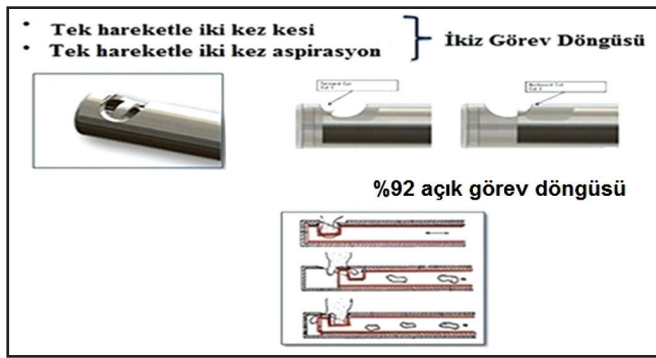


Resim 3: Vitrektomi probu kesiti.

C. Hareket Tarzına Göre: Torsiyonel (bükülme), osilatuar (sağa-sola) ve aksiyel (ileri-geri) sistemler mevcuttur. Torsiyonel sistemi Machemer tarif etmiştir. Bu sistemde iç içe geçen iki tüpten dıştaki tüp sabittir ve ucunda silindir şeklinde bir açıklığı vardır. İçteki tüp ise dıştaki tüp içinde aynı yönde 360 derece dönerek hareketler yapmakta ve keskin kenarı ile aspire edilen vitreusu kesmektedir; ancak bu hareket vitreus traksiyonuna ve iyatrojenik yırtıklara neden olabilmektedir.²⁰ Osilatuar sistemler torsiyonel sisteme benzemekle birlikte buradaki rotasyonel hareket Machemer'in VISC sisteminden farklı olarak 360 derece değildir. İçteki tüpün dış tüp etrafında rotasyonu 180 derece ve iki yönlüdür bu nedenle vitreus traksiyonu riski daha düşüktür (Resim 4a).⁶ Daha yaygın kullanılan aksiyel osilasyonlu problemler ise giyotin tarzında kesi yapmaktadır. Benzer şekilde iç içe geçen iki tüpten dıştaki tüp sabittir ve ucunda silindir şeklinde bir açıklığı vardır, içteki tüpün uç kısmı keskin olup dıştaki tüp içinde ileri geri hareketler yaparak aspire edilen vitreusu kesmektedir (Resim 4b).^{20,6} Günümüzde yeni bir sistem olan ve son teknoloji vitrektomi cihazlarına eklenen ikiz görev döngüsü sistemi ile çalışan vitrektomi problemleri geliştirilmiştir (Twin Duty Cycle Vitrectomy).^{22,24} Bu problemlerde daha büyük bir silindirik açıklık içinde iki keskin kesici kenara sahip olan ve hem kapanma hem de açılma aşamalarında vitreusu keserek vitrektomi zamanını kısaltan bir iç kesici tüp sistemi kullanılmaktadır (Resim 5).



Resim 4a-b: Alternasyon göstererek rotasyonel hareket yapan torsiyonel ossilasyonlu vitrektomi probu görülmektedir (a). Giyotin tarzında kesi yapan aksiyal ossilasyonlu vitrektomi probu görülmektedir (b).



Resim 5: Son teknoloji vitrektomi cihazlarında bulunan ikiz görev döngüsü sisteminin çalışma prensibi görülmektedir.

D. Kesme Hızına Göre: Kesebildiği en yüksek hıza göre problemler; düşük, orta ve yüksek hızlı olarak sınıflandırılabilir. Düşük hızlılar dakikada 600 kesime kadar ulaşabilirler ve bunlar ön vitreus için tercih edilirler. Orta hızlılar dakikada 600-1200 kesim, yüksek hızlılar ise dakikada 1200'den fazla kesim yapabilmektedir.⁶ Günümüzdeki tüm cihazlar yüksek hızlı sistem ile çalışmaktadır.

İlk vitrektomi cihazlarında vitrektomun ucundaki vitreus kesen giyotin şeklindeki bıçağın açılıp kapanma hızı dakikada 600'dü. Bu yüksek bir hız gibi görünse de vitreus taban temizliği aşamasında retina yüzeyine yapışık vitreusun kesilmesi sırasında retina da hareket etmekte ve vitrektomun ucuna doğru sürüklenebilmekte ve özellikle retina yüzeyine yakın vitreusun temizlenmesi sırasında iyatrojenik retina yırtıkları oluşabilmekteydi. Vitrektomide güvenli ve traksiyonsuz kesim için özellikle vitreus tabanında ve dekolere retinada çalışılırken vitreustan olabildiğince küçük parçalar kesmek önemlidir. Traksiyonu azaltıp ameliyatı güvenilir hale getirmek ve iyatrojenik yırtık riskini ortadan kaldırmak için günümüzde standart problemlerde dakikada 6000, ikiz görev döngüsü sistemi döngüsü kullanan problemlerde ise dakikada 16000'e kadar kesimler yapılabilmektedir.²⁵ Ayrıca bu yüksek kesim hızları ventüri pompa kullanan sistemlerde güvenilirliği arttırmakta ve ameliyat süresini kısaltmaktadır.²⁶

4. VAKUM

Ventüri pompada kesicinin ucunda doğrusal bir vakum meydana gelir. Fakat kesicinin ucundaki vitreus bittiği zaman, daha fazla yıkama çözeltisi aspire edilir. Peristaltik pompada ise akış hızı her zaman aynı kalır.^{12,13} Vakum aralığı klasik olarak 100-150 mmHg arasındadır; yeni cihazlarda bu değer 650 mmHg'ya kadar çıkmaktadır.²⁷ Yeni cihazlarda vakumdaki bu aralıklar çok küçük steplerle değiştirilebilmekte ve bu da cerraha istenilen düzeyde emme kuvveti uygulayarak traksiyonsuz güvenli bir cerrahiye olanak sağlamaktadır.²⁸ Ayrıca reflü teknolojisi olarak bilinen ve yeni cihazlarda bulunan bir özellik de vitrektominin güvenliğini arttırmaktadır. Bu teknolojiye, ameliyat esnasında iyatrojenik yaralanma riskine karşı geliştirilmiş yanlışlıkla tutulan bir dokunun aniden geri bırakılabilme özelliği vardır. Bu fonksiyonu devreye geçirmek için pedalin ani bırakılması yeterlidir.²⁷ Cerrahın sağ veya sol ayağının önüne konulacak pedalla vitreus kesicisinin kontrolü sağlanabilmektedir. Bu pedalla vitreus kesicisine sadece vakum veya kesme veya her ikisi birden yaptırılabilir.

5. İNFÜZYON

Modern vitrektomide infüzyon ayrı bir porttan ve genellikle yerçekimi ilkelerine göre çalıştırılır. İrrigasyon şişe yüksekliği ayarlanarak göz içerisinde istenilen düzeylerde basınçlar elde edilebilir. Şişe yüksekliği göz seviyesinden 35-40 cm yüksekte tutulursa; göz içi basıncı 25-30 mmHg seviyelerinde tutulabilir. Yüksek vakum güçlerinde çalışılıyorsa şişe seviyeleri yükseltilebilir.²⁹ İnfüzyon şişesinin göz seviyesinden olan yüksekliği ile göz içi basıncı arasındaki ilişki şu basit formülle hesaplanabilir.²⁹ Göz içi basıncı (mmHg)=şişe yüksekliği(cm)x0.74.

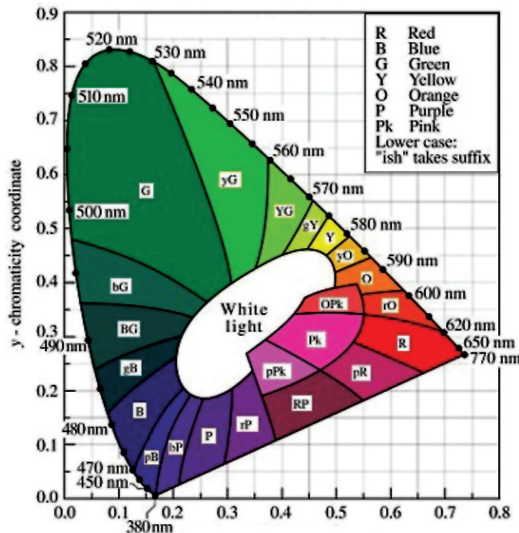
Günümüzde kullanılan yeni vitrektomi cihazları vakum ve kesme hızı seviyelerine göre sabit bir göz içi basıncı oluşturmaya çalışmakta ve göz içi basınç dalgalanmalarını en aza indirmeye çalışmaktadır.³⁰ Göz içi basınç kontrol sistemi olarak bilinen bu sistemle cerrahın şişe yüksekliği ayarlama problemi ortadan kalkmıştır. Göz içi basınç kontrol sisteminde şişe içerisine ayrı bir özel kanül ile girilerek cihazdan kontrol edilebilen basınçta hava verilir. Böylece hava pompasından ayarlanan basınç düzeyleri, şişe seviyesini hiç değiştirmeden şişe içerisinde oluşturulmuş olacak ve bu da direkt infüzyona yansacaktır. İnfüzyondan yüksek basınç istenirse de aynı şekilde hava pompasında basınç değerinin yükseltilmesi yeterli olacaktır.^{30,31}

6. IŞIK KAYNAĞI

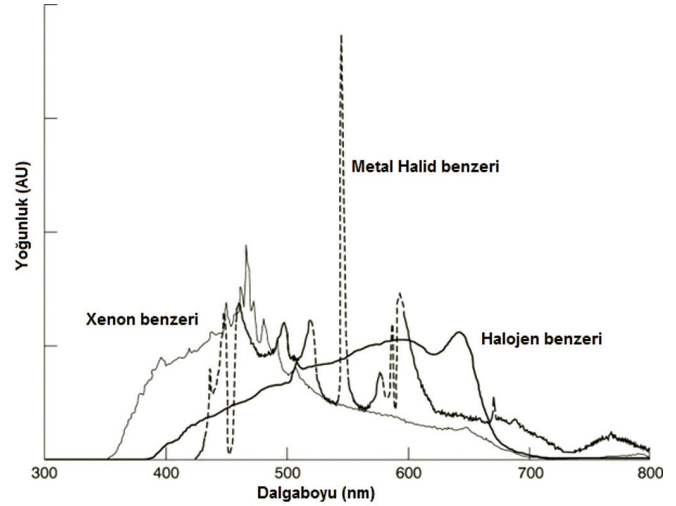
Vitreoretinal cerrahide göz içi aydınlatma eksternal veya internal yolla sağlanabilir.⁹ Eksternal aydınlatmada biyomikroskop ışığı kullanılır ve kontakt ve nonkontakt lenslerle görüntüleme sağlanır.

Eksternal görüntülemelerde retina fototoksikite riski daha azdır; ayrıca cerrahın boşta kalan elini ikinci bir mikrocerrahi alet için kullanmasına fırsat doğmaktadır; ancak periferik aydınlatma internal sistemlere göre daha zayıftır.³² 2002 yılında Horuguchi ve ark.,³³ tarafından tanımlanan biyomikroskoba monte edilen 40 diyoptrilik bir asferik nonkontakt lens ve görüntüyü düzleştirmek için kullanılan prizmatik bir optik sistemi içeren (OFFISS-Optical Fiber Free Intravitreal Surgery System) özel bir sistem, eksternal aydınlatmada kullanılmakta ve bu şekilde özellikle traksiyonel retina dekolmanları ve proliferatif vitreoretinopati gibi komplike vakalarda bimanuel cerrahiye fırsat doğmaktadır. Küçük pupilladan bile stereoskopik görüntü sağlayabilen OFFISS ile geniş bir çalışma mesafesi elde edilir.³⁴

Vitrektomi cihazlarında internal aydınlatmada Metal halide, Halogen, Xenon ve LED (light emitting diod) ışık kaynakları kullanılmaktadır.³⁵ Bunlar arasındaki temel farklılık spektral çıktıdır (Resim 6). Her bir ışık kaynağı farklı tipte renk karması içerdiği için farklı sıcaklıklara sahiptir ve bu durum güvenliğin yanı sıra ışık kaynağının parlaklığını da etkilemektedir.³⁶ Mavi ve kızılötesi ışıklar diğer renkler kadar güvenli olmasalar da ışık filtreleri ile kontrol edilebilirler.³⁷ Güvenlik ile bağlantılı olarak, kullanılan ışığın spektral çıktı eğrisi fotokimyasal tehlike eğrisi ile mümkün olduğu kadar az çakışıyor olmalıdır.³⁶ Retinal fototoksikitenin azaltılması için düşük dalga boylarında daha fazla spektral enerjiye sahip olunmalıdır (Resim 7).



Resim 6: Kromatik Çizelge. Beyaz renk merkezde monokromatik renkler periferde yer almaktadır.



Resim 7: Vitrektomi cihazlarında kullanılan ışıkların yoğunluk ve dalga boyları.

İlk vitrektomi cihazları halogen ve metal halide ışık kaynakları kullanılmaktaydı. Hatta 23 G ve 25 G vitrektomi çalışmaları bu ışık kaynakları ile başlatıldı, avize ve aydınlatmalı enstrümanlar bu ışık kaynaklarına adapte edildi. Halogen ve metal halide ışık kaynakları aydınlatma güçlerinin çok yüksek olmaması ve uzun süreli aydınlatmalarda retina toksisitesi yaratabildiklerinin gösterilmesi üzerine terk edildi.³⁶

Küçük çaplı xenon ışık kaynakları çok keskin bir şekilde odaklanabilme özelliğine sahip olduğu için kullanılmaktadır. Xenon ışığının daha geniş bir platoda yer alan spektral çıktısı vardır ve düşük dalga boyları kesilebilir; ancak bunlar yine de eğrinin altında kalan mavi açısından büyük bir yer kaplamaktadır ve bu alan güvenliğin artırılması için ışık filtrelerinin kullanıldığı yerdir.³⁷ Xenon ışık kaynaklarında hala önemli miktarda mavi ışık kalmıştır ve ışık kaynağının uzun bir zaman boyunca retina yakın tutulması fototoksikite oluşturabilmektedir.³⁷ Xenon ışık, en azından 420 nm ve altında filtre edilerek kullanılmalıdır.³⁷ Haritoglou ve ark.,³⁸ 10 insan donör gözü üzerinde yapmış olduğu çalışmada xenon ışık kaynağının, halojen ışık kaynağından daha az oranda retina yapısal değişikliğe neden olduğunu ve xenon ışık kaynağı kullanımı ile retina yüzey fototoksik etkinin azaltılabileceğini bildirmektedir.

LED (light emitting diod) ana maddesi yarı iletken silikondur ve üzerinden akım geçirilirse foton enerjisi yayar. Bu foton kırmızı, yeşil ve mavi dalga boyları yayar ve bunların bir arada kullanılması ile beyaz ışık elde edilir. LED oldukça parlak görüntü vermektedir ve tavşan gözlerinde endoillüminasyonda maksimum güçte kullanıldığında bile LED ışıkların fototoksik etkileri görülmemiştir.³⁹ Ayrıca LED ampuller çok sağlamdır ve uzun ömürlüdür.

10.000-20.000 saat arası dayanırlar. Bu durum, bakım ve maliyet açısından önemli bir avantaj sağlar.⁴⁰ Yeni cihazlarda kullanılan filtresiz LEDStar ışığı hassas beyaz ışık kullanır ve onun eğrilerinden biri gözün spektral duyarlılığı içerisinde yer alır, gözün fotoksisite eğrisi ile çok az çakışan bir beyaz ışık verir.⁴⁰ LED ve Xenon ışığın aydınlatmalarının yeterliliği ve fotoksisite açısından güvenirliliği nedeniyle yeni modern vitrektomi cihazlarında tercih edilmektedir.

Endoillüminasyonda da bimanuel cerrahiye fırsat tanımak, cerrahi dominant olmayan elindeki ışık kaynağını taşıma zahmetinden kurtarmak ve ışık kaynağını retinadan uzaklaştırarak fotoksisite riskini azaltmak için plastik kılıf içinde korunan fiberoptik bağlantılar ile ek bir sklerotomiden göz içine ışık ulaştırılmaktadır (Chandelier endoillüminasyon).⁴¹ Tek bir fiberoptik kablunun oluşturduğu aydınlatmanın yetersiz olması, göz içinin homojen aydınlatılmaması ve gölgelenmeler oluşması nedeniyle ikili fiberoptik kablo ile gerçekleştirilen aydınlatılma sistemi (twinlight) ilk kez Eckart ve ark.,⁴² tarafından tanıtılmış ve yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. Fiberoptik kablolarla gerçekleştirilen endoillüminasyon aydınlatma sistemi korneal opasiteli olgularda ön segment cerrahisi sırasında da retroillüminasyon aydınlatma yaparak kullanılmaktadır.⁴³

7. HAVA POMPASI

Vitre içine hava uygulaması; sklerotomilerde sızdırmazlığı sağlamada, dekole retinalarda hava-sıvı değişimi manevrasında ve vitre içi hemorajilerde erken dönem ameliyat sonrası kanama oluşmasını engellemek için sıklıkla kullanılmaktadır.⁴⁴ Vitrektomi cihazlarında ayak pedalıyla kontrol edilebilen hava enjeksiyonu sistemi daha çok hava-sıvı değişimi için kullanılmakla birlikte göz içi basınç sistemi için de kullanılmaktadır. Güncel vitrektomi cihazlarında 200 mmHg basınca kadar yükselebilen hava kaynağı bulunmakta ve bu da istenilen amaçlar için fazlasıyla yeterli olmaktadır.⁴⁴

8. SİLİKON POMPASI

Modern vitrektomi sistemleri ile silikon yağlarını enjeksiyonu ve çıkarılması ayak pedalıyla kontrol edilebilen bir pompaya bağlı enjektör sistemi kullanılarak gerçekleştirilmektedir.⁴⁵ Silikon yağı gibi visköz sıvıları vitreus kavitesine enjekte edebilmek için belli bir basınç gerekmektedir. Poiseuille yasasına göre bir tüp içerisindeki akışkanın akımı tüp yarıçapının dördüncü kuvveti ile doğru; tüp uzunluğu ile ters orantılıdır. Bu nedenle silikon yağlarının basınç altında daha kolay enjeksiyonu için infüzyon hattı oldukça kısa

tutulmuş büyük çaplı silikon enjeksiyon tüpleri geliştirilmiştir (Resim 8).⁴⁶ Farklı yoğunluk ve viskozitelerdeki silikon enjeksiyonu için yeterli güçte bir pompa bulunması işlemi daha hızlı ve güvenli kılmaktadır. Silikon enjeksiyonu için entegre veya lineer basınçla kontrol edilen pnömatik bir visköz sıvı enjeksiyon sistemi mevcuttur. Bu pnömatik sistemle belli bir basınç aralığı sağlanmaktadır. Silikon enjeksiyonu sırasında kullanılan silikonun viskozitesine göre değişmekle birlikte basınç, maksimum 80 mmHg olacak şekilde sağlanır.⁴⁷ Silikon enjeksiyonu ile ilgili hatırlanması gereken bir diğer nokta da sütürsüz transkonjonktival bir vitreoretinal cerrahi sistemi sonrası tamponad olarak silikon kullanılmışsa, trokarlar çıkarıldıktan sonra silikon kaçağına bağlı perioküler komplikasyonların önlenmesi için sklerotomi alanlarının kontrolü ve gerekirse sütüre edilmesinin gerekliliğidir.¹⁶



Resim 8: Silikon enjeksiyon seti. İnfüzyon hattının vitrektomi cihazına bağlantısıyla aktif silikon enjeksiyonu gerçekleştirilir.

9. DİATERMİ

Diatermi; vücut dokularının yüksek frekanslı elektromanyetik radyasyonun, elektrik akımlarının veya ultrasonik dalgaların geçişine gösterdikleri direnç nedeniyle ısınmasıdır. Yani diatermiyle radyofrekans enerjisi ısıya dönüştürülür ve böylece protein koagülasyonu gerçekleştirilir.⁴⁸ Vitreoretinal cerrahi sırasında diatermi; kanama kontrolü, fibrovasküler dokunun kontrakte edilmesi ve drenaj retinotomisi açılması gibi durumlarda kullanılabilse de primer kullanım amacı hemostazdır.⁴⁹ Bütün modern vitrektomi cihazları entegre bir diatermi sistemi içermektedir. Diatermi, eksternal veya internal olarak uygulanabilir. Geçmişte eksternal diatermi seçilmiş vakalarda kullanılmış olsa da skleral incelleme ve buna bağlı ameliyat sonrasında skleral rüptür, apse ve endoftalmi gibi komplikasyonlara neden olabilme riskleri nedeniyle günümüzde çok tercih edilmemektedir.⁵⁰ Diatermi, unipolar (monopolar) veya bipolar sistem kullanılarak uygulanabilir. Günümüzde bipolar diatermi sistemi tercih edilmektedir. Bipolar sistemde radyofrekans enerjisi göz içerisindeki iki ayrı elektrot arasından geçerken; unipolar sistemde göz içerisindeki bir elektrotla hastanın altına konulan bir plaka arasından geçiş sağlanmaktadır. Unipolar sistem kullanıldığında radyofrekans enerjisi optik sinir

üzerinden yayılarak optik atrofi gibi komplikasyonlara neden olabilmektedir. Bu açıdan da bipolar sistem daha güvenlidir.⁵¹ Yine geçmişte kullanılan bipolar bimanuel diatermi sisteminde elektrotlar ayrı göz içi enstrümanlara bağlanmıştı ve bu enstrümanların ucu fibrovasküler dokuyu koagüle etmek için elektrot işlevi görmekteydi ancak günümüzde popüler olan ve en çok tercih edilen yöntem bipolar tek el kullanılan sistemdir.⁵² Koaksiyal bipolar diatermi olarak da bilinen bu sistem de tek bir prob, birbirinden yeterince yalıtılmış iki ayrı elektrot içermektedir. Ayrıca modern cihazlarda koaksiyal bipolar diatermi problemlerinin aspirasyon ve endoilluminasyon ile kombine edilmesi ameliyat sırasında cerraha kanamayı aspire edebilme ve kanayan damarı daha iyi görerek koagüle etme imkânı sunmuştur.⁵³ Bu entegre sistem özellikle proliferatif diyabetik retinopati vakalarında fibrovasküler proliferasyonlarla uğraşanlar için önemli bir yardımcıdır.⁵⁴ Koaksiyal radyofrekans diatermi, vitreoretinal cerrahi dışında katarakt ve glokom cerrahilerinde de hemostaz amacıyla kullanılmaktadır.⁵⁵

10. ENDOLAZER

Vitreoretinal cerrahide endofotokoagülasyon; retina-daki yırtıkların etrafının kapatılmasında, diyabetik retinopatide, iskemik venöz tıkanıklıklarda iskemik dokunun ablate edilmesinde, hemoglobinopati ve retinal telenjektazilerde anormal vasküler yapının regrese edilmesinde ve cerrahi sırasında kanamanın durdurulmasında kullanılmaktadır.⁵⁶ Steve Charles⁵⁶ tarafından geliştirilen ilk endolazer sistemi taşınabilir bir xenon ark koagülatörüne entegre edilmiş ayak pedalı tarafından aktive edilen fiberoptik bir probdan oluşmaktaydı. Daha sonra Landers, Fleischman ve Charles'ın devam eden araştırmalarıyla argon lazer kaynağı kullanan bağımsız endofotokoagülasyon sistemi geliştirilmiştir.^{57,58} Argon lazer mavi-yeşil (488 nm) veya yalnızca yeşil (514 nm) ışık yayar. Argon lazer; hemoglobin ve melanin tarafından iyi absorbe edilir, hemoglobin tarafından iyi tutulma özelliğiyle hemorajik retinopati alanlarını tahrip eder. Ancak lens veya vitreus opasitesi gibi durumlarda enerji iletiminde kayıplar görülebilir.⁵⁹ Nd:YAG lazerin 1064 nm dalga boyundaki ışını lineer olmayan bir kristalden geçirilerek frekansı ikiye katlanabilmekte, 532 nm dalga boyunda yeşil ışık elde edilebilmekte ve tedavi amaçlı lazerler arasında kullanılabilir.⁶⁰ Puliafito ve arkadaşları diod lazeri endofotokoagülasyon amacıyla kullanmayı önermişlerdir.⁶¹ Diod lazer uyarıldığında kızılötesine yakın 790-950 nm dalga boyu aralığında radyasyon üreten yarı iletken galyum, alüminyum ve arsenik kristal içerir. Diod lazer kırmızı renkte bir kılavuz ışık içerir, opasitelerden geçerken enerjisini kaybetmez, hemorajinin içerisinden geçerek koagülasyon yapabilir ve daha derin yanıklar oluşturabilir.⁶² Günümüzde son teknoloji

vitrektomi cihazlarında argon lazer gibi davranan ancak diod lazerin avantajlarını taşıyan entegre 532 nm yeşil diod lazer sistemi kullanılmaktadır.⁶³ Yeşil diod lazer argon lazere göre hemoglobin ve melanin tarafından daha iyi absorbe edilir ve yeşil ışık yaymasına rağmen kırmızı renkte bir kılavuz ışık içermektedir.

11. FAKO MODÜLÜ VE FAKOFRAGMATOM

Modern vitrektomi cihazları fakoemülsifikasyon ile katarakt cerrahisi yapabilme özelliğine sahip olmalıdır. Çünkü vitrektomi ile kombine fako cerrahisi artık sıklıkla uygulanmaktadır. Fakofragmatom, vitre içine lens parçası düşmesi durumunda arka segmentteki sert nükleus parçalarını parçalamak ve aspire etmek için kullanılır.⁶⁴ Arka segmentte kullanılan nükleus parçalama işleminde, kılıfı çıkartılmış çıplak standart fako ucu kullanılmaktadır. Ama bu uç standart uca göre biraz daha uzun olup iç lümen çapı daha dardır.⁶⁴

KAYNAKLAR/REFERENCES

1. Macheimer R, Buettner H, Norton EW, et al. Vitrectomy: a pars plana approach. *Trans Am Acad Ophthalmol Otolaryngol.* 1971;75:813.
2. Macheimer R: The development of pars plana vitrectomy: a personal account. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol.* 1995;233:453-68.
3. O'Malley C, Tripp RM. Plugs and stiletto: entry incisions for a 20-gauge instrument system. *Ophthalmic Surg.* 1977;8:76-81.
4. Fujii GY, De Juan E Jr, Humayun MS, et al. A new 25-gauge instrument system for transconjunctival sutureless vitrectomy surgery. *Ophthalmology.* 2002;109:1807-12.
5. Eckardt C. Transconjunctival sutureless 23-gauge vitrectomy. *Retina.* 2005;25:208-11.
6. Elçiöglü M. Vitrektomi Aletleri. *Ret-Vit 2007*;15: Özel Sayı:1-4.
7. Oshima Y, Wakabayashi T, Sato T, et al. A 27-gauge instrument system for transconjunctival sutureless microincision vitrectomy surgery. *Ophthalmology.* 2010;117:93-102.
8. Augustin AJ. Historical overview of microincision surgery. In: Rizzo S, Patelli F, Chow DR: *Vitreoretinal surgery progress III.* Springer, Germany. 2009;1-8.
9. Spandau U, Heimann H. Equipment. In Spandau U, Heimann H: *Practical Handbook for Small-Gauge Vitrectomy.* Springer, Berlin. 2012;7-31.
10. Sugiura Y, Okamoto F, Okamoto Y, et al. Intraocular pressure fluctuation during microincision vitrectomy with constellation vision system. *Am J Ophthalmol.* 2013;156:941-7.
11. Michalewska Z, Ducournau D, Adelman RA. EVRS RD Study Group. How do vitrectomy parameters influence the results of rhegmatogenous retinal detachments repair? EVRS RD Study No. 3. *Acta Ophthalmol.* 2014;92:416-7.
12. Rossi T, Querzoli G, Angelini G, et al. Fluid dynamics of vitrectomy probes. *Retina.* 2014;34:558-67.
13. Rossi T, Querzoli G, Angelini G, et al. Introducing new vitreous cutter blade shapes: a fluid dynamics study. *Retina.* 2014;34:1896-1904.
14. Steel DH, Charles S. Vitrectomy fluidics. *Ophthalmologica.* 2011;226:27-35.
15. Çıtırık M, Batman C, Özalp S, et al. 25 Gauge transkonjonktival sutureless pars plana vitrektomi. *Ret-Vit 2006*;14:185-8.
16. Çıtırık M, Batman C, Biçer T, et al. 23-Gauge transkonjonktival sutureless pars plana vitrektomi. *Ret-Vit 2008*;16:51-4.
17. Neuhann IM, Hilgers RD, Bartz-Schmidt KU. Intraoperative retinal break formation in 23-/25-gauge vitrectomy versus 20-gauge vitrectomy. *Ophthalmologica.* 2013;229:50-3.
18. Mino A, Mitamura Y, Katome T, et al. Case of adult-onset Coats' disease with epiretinal membrane treated with 25-gauge pars plana vitrectomy. *J Med Invest.* 2015;62:85-8.

19. Oshima Y, Awh CC, Tano Y. Self-retaining 27-gauge transconjunctival chandelier endoillumination for panoramic viewing during vitreous surgery. *Am J Ophthalmol*. 2007;143:166-7.
20. Gupta A, Kothari A. Tools of Trade. In Narendran V, Kothari RA: Principles and Practice of Vitreoretinal Surgery. Jaypee Brothers Medical Publishers. New Delhi, India. 2014;41-52.
21. Augustin AJ. Historical overview of microincision surgery. In: Rizzo S, Patelli F, Chow DR: Vitreoretinal surgery progress III. Springer. Heidelberg, Germany. 2009;1-8.
22. Natarajan S. Minimally invasive vitreoretinal surgery: how small do we go? *Indian J Ophthalmol*. 2013;61:619-20.
23. Barnes AC, Deboer CM, Bhadri PR, et al. 25-Gauge Instrumentation: Engineering Challenges and Tradeoffs. In Rizzo S, Patelli F, Chow D: Vitro-retinal Surgery, Progress III. Springer. Heidelberg, Germany. 2009;9-30.
24. Diniz B, Fernandes RB, Ribeiro RM, et al. Analysis of a 23-gauge ultra-high-speed cutter with duty cycle control. *Retina*. 2013;33:933-8.
25. Ribeiro RM, Teixeira AG, Diniz B, et al. Performance analysis of ultra-high-speed vitreous cutter system. *Retina*. 2013;33:928-32.
26. Diniz B, Ribeiro RM, Fernandes RB, et al. Fluidics in a dual pneumatic ultra-high-speed vitreous cutter system. *Ophthalmologica*. 2013;229:15-20.
27. Teixeira A, Chong LP, Matsuoka N, et al. Vitreoretinal traction created by conventional cutters during vitrectomy. *Ophthalmology*. 2010;117:1387-92.
28. Charles S. An engineering approach to vitreoretinal surgery. *Retina*. 2004;24:435-44.
29. Martinez-Toldos JJ, Hoyos JE. Instrumentation. In Martinez-Toldos JJ, Hoyos JE: Dr Hoyos Step by Step Basic Vitrectomy. New Delhi, India. Jaypee Brothers Medical Publishers. 2006;43-101.
30. Doctor KJ, Kar D. Newer and Advanced Vitrectomy Systems. In Garg A, Alio JL: Surgical Techniques in Ophthalmology: Retina and Vitreous Surgery. New Delhi, India. Jaypee Brothers Medical Publishers 2010;382-5.
31. Charles S. Vitreoretinal Surgery Systems. In Narendran V, Kothari RA: Principles and Practice of Vitreoretinal Surgery. New Delhi, India. Jaypee Brothers Medical Publishers. 2014;53-6.
32. Ohji M, Tano Y. Vitreoretinal surgery with slit-lamp illumination combined with a wide-angle-viewing contact lens. *Am J Ophthalmol*. 2004;137:955-6.
33. Horiguchi M, Kojima Y, Shimada Y. New system for fiberoptic-free bimanual vitreous surgery. *Arch Ophthalmol*. 2002;120:491-4.
34. Shen LJ, Wang ZY, Qu J, et al. Bimanual technique in proliferative diabetic retinopathy using an optical fiber-free intravitreal surgery system: a case control study. *Eur J Ophthalmol*. 2009;19:273-9.
35. McCannel CA. Illumination considerations for vitreous surgery. In Saxena S, Meyer CH, Ohji M, Akduman L: Vitreoretinal Surgery. London. Jaypee Brothers Medical Publishers. 2012;8-14.
36. Van den Biesen PR, Berenschot T, Verdaasdonk RM, et al. Endoillumination during vitrectomy and phototoxicity thresholds. *Br J Ophthalmol*. 2000;84:1372-5.
37. Yanagi Y, Iriyama A, Jang WD, et al. Evaluation of the safety of xenon / bandpass light in vitrectomy using the A2E-laden RPE model. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol*. 2007;245:677-81.
38. Haritoglou C, Priglinger S, Gandorfer A, et al. Histology of the vitreoretinal interface after indocyanine green staining of the ILM, with illumination using a halogen and xenon light source. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 2005;46:1468-72.
39. Aydin B, Dinç E, Yilmaz SN, et al. Retinal endoilluminator toxicity of xenon and light-emitting diode (LED) light source: rabbit model. *Cutan Ocul Toxicol* 2014;33:192-6.
40. Henrich PB, Valmaggia C, Lang C, et al. The price for reduced light toxicity: Do endoilluminator spectral filters decrease color contrast during Brilliant Blue G-assisted chromovitrectomy? *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol*. 2014;252:367-74.
41. Tornambe P. Vitrectomy surgery illumination using #26 torpedo mini lights. Video presented at: The Fourth Annual Vitreous Society Film Festival; April 2-4, 2002; San Francisco, CA.
42. Eckardt C. Twin lights: a new chandelier illumination for bimanual surgery. *Retina*. 2003;23: 893-4.
43. Srinivasan S, Kiire C, Lyall D. Chandelier anterior chamber endoillumination-assisted phacoemulsification in eyes with corneal opacities. *Clin Experiment Ophthalmol*. 2013;41:515-7.
44. Gross JG, Freeman WR, Goldbaum MH, et al. An inexpensive, pressure-regulated air pump for fluid-air exchange during pars plana vitrectomy. *Arch Ophthalmol*. 1991;109:1492.
45. Parel JM, Milne P, Gaultier S, et al. Silicon oils: physicochemical properties. In: Ryan SJ, editor. *Retina*. 4th ed. St. Louis: Mosby; 2006; 2191-210.
46. Barca F, Caporossi T, Rizzo S. Silicone oil: different physical properties and clinical applications. *Biomed Res Int*. 2014;2014:502143.
47. Napgal M, Jain P. Understanding fluidics and machine parameters-Optimizing Performance. In Narendran V, Kothari RA: Principles and Practice of Vitreoretinal Surgery. New Delhi, India. Jaypee Brothers Medical Publishers. 2014; 57-67.
48. Kirk RM, Mansfield AO, Cochrane J. Operating theatres and special equipment. In Kirk RM, Mansfield AO, Cochrane J: Clinical surgery in general. London. Churchill Livingstone Publisher. 1996;191-4.
49. Parel JM, Machermer R, O'Grady GE, et al. Intraocular diathermy coagulation. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol*. 1983;221:31-4.
50. Siam AL. External diathermy treatment of proliferative diabetic retinopathy with vitreous haemorrhage. *Br J Ophthalmol*. 1986;70:118-21.
51. Ramsay JW, Shepherd NA, Butler M, et al. A comparison of bipolar and monopolar diathermy probes in experimental animals. *Urol Res*. 1985;13:99-102.
52. Parel JM, O'Grady GE, Machermer R. A bipolar coaxial microprobe for safe transvitreal diathermy. *Arch Ophthalmol*. 1981;99:494-7.
53. Awh CC, Rader RS, Walsh AC, et al. A fiberoptic pick-manipulator for vitreoretinal surgery. *Arch Ophthalmol*. 1994;112:853-4.
54. Stirpe M, Orciuolo M. Vitrectomy, scleral buckling, and peripheral diathermy treatment for severe proliferative vitreoretinopathy. *Retina*. 1987;7:219-22.
55. Savage JA, Simmons RJ. Coaxial radio frequency (RF) diathermy in anterior segment surgery. *Ophthalmic Surg*. 1985;16:333-6.
56. Charles S. Endophotocoagulation. *Retina*. 1981;1:117-20.
57. Fleischman JA, Swartz M, Dixon JA. Argon laser endophotocoagulation. An intraoperative trans-pars plana technique. *Arch Ophthalmol*. 1981;99:1610-2.
58. Rinkoff JS, Landers MB. Improved visualization of the retina during endophotocoagulation. *Am J Ophthalmol*. 1984;98:805-6.
59. Acheson RW, Capon M, Cooling RJ, et al. Intraocular argon laser photocoagulation. *Eye (Lond)*. 1987;1:97-105.
60. Mosier MA, Champion J, Liaw LH, et al. Delayed retinal effects of the frequency-doubled YAG laser (532 nm). *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 1987;28:1298-305.
61. Puliafito CA, Deutsch TF, Boll J, To K. Semiconductor laser endophotocoagulation of the retina. *Arch Ophthalmol*. 1987;105:424-7.
62. Balles MW, Puliafito CA. Semiconductor diode lasers: a new laser light source in ophthalmology. *Int Ophthalmol Clin*. 1990;30:77-83.
63. Moshfeghi AA. What's New for Vitrectomy in 2014? A look at 4 state-of-the-art systems and a comparison of features. *New Retina MD*. 2014;5:15-8.
64. Imai M, Iijima H, Takeda N. Intravitreal phacoemulsification with pars plana vitrectomy and posterior chamber intraocular lens suture fixation for dislocated crystalline lenses. *J Cataract Refract Surg*. 2001;27:1724-8.