

DERLEME REVIEW

Vitrektomide Güncel Gelişmeler: Hipersonik Vitrektomi ve 3-Boyutlu (3D) Vitrektomi Cerrahisi

Current Developments in Vitrectomy: Hypersonic Vitrectomy and 3-Dimensional (3D) Vitrectomy Surgery

Mimbay YAŞAR* / ORCID No: 0000-0002-0582-7061, Harun ÇAKMAK** / ORCID No: 0000-0003-3728-6009

* Op.Dr Bingöl Devlet Hastanesi, Göz Hastalıkları, Bingöl, Türkiye

** Doç.Dr Aydın Adnan Menderes Üniversitesi Tıp Fakültesi, Göz Hastalıkları, Aydın, Türkiye

Geliş Tarihi/Received: 14.06.2020 Kabul Tarihi/Accepted: 20.12.2020

Yazışma Adresi/Address for Correspondence: Mimbay YAŞAR, Hastane caddesi, No:60, Bingöl Devlet Hastanesi, 1200 Bingöl/Türkiye

Tel./Phone: +90 545 634 6151, E-posta/E-mail: mimbayyasar@gmail.com

ÖZ

Vitrektomi cerrahisinde gelişen teknolojiyle beraber devrimsel değişiklikler yaşanmıştır. Görüntüleme ve vitrektomi sistemlerindeki gelişmeler, ameliyat sürecinin daha pratik ve konforlu olmasını sağlamakla birlikte ameliyat sonrasında önemli başarılar elde edilmesini sağlamıştır. 2008 yılında oftalmoloji pratiğine giren 3D görüntüleme sistemleri ve 2017 yılında yeni bir teknoloji olarak oftalmoloji pratiğine girmeye başlayan hipersonik vitrektomi sistemleri, vitrektomi cerrahisinde yeni bakış açıları kazandırmıştır.

Anahtar Kelimeler: 3-D Mikroskop, Heads-Up Cerrahi, Hipersonik, Vitreoretinal Cerrahi

ABSTRACT

With the advancing technology in vitrectomy surgery, revolutionary changes have occurred. Improvements in the imaging and vitrectomy systems have made the operation process more practical and comfortable, and have led to significant success in the postoperative period. 3D imaging systems, which entered into ophthalmology practice in 2008, and hypersonic vitrectomy systems, which started to practice ophthalmology as a new technology in 2017, have gained new perspectives in vitrectomy surgery.

Keywords: 3-D Microscope, Heads-Up Surgery, Hypersonic, Vitreoretinal Surgery

Giriş

Vitreus patolojilerine yönelik cerrahi yaklaşımlar, on yıllarca süredir merak uyandıran ve gelişim gösteren bir ilgi alanı olmuştur. İlk vitrektomi cerrahisi, 1955'te Japon bir hastada persistan vitreus heomorajisini uzaklaştırmak için diyapupiller rezeksiyon olarak adlandırılan, parsiyel vitreus uzaklaştırmasını içeren, hava veya açık 'open sky' vitrektomi tekniği kullanılarak Tsugio Dodo tarafından gerçekleştirilmiştir.^[1] Vitreusun tamamına yakın çıkarılması ise Kasner tarafından 1968 yılında, amiloidozlu bir gözde 'open-sky' teknik ile gerçekleştirilmiştir.^[2] Conor O'Malley ve Ralph Heintz göz içi basıncının (GİB) kontrol edilmesini sağlayan, sıvı-hava değişimi için hava pompasıyla birlikte endoillüminasyon, infüzyon ve aspirasyonu ayıran tekrar kullanılabilir, üç portlu 20-Gauge (0,9mm kes) PPV sistemi olan Ocutome 800 konsolünü (Berkley Bioengineering, 1972) geliştirdiler.^[3] 1985 yılında Machemer ve Dyson Hickingbotham, iatrojenik retina yaralanması riskini azaltmak için cerrahide daha ergonomik olan trokar/kanül sistemini geliştirdiler.^[4] 2002 yılında Gildo Fujii, transkonjunktival sütürsüz vitrektomi sistemini, 2005 yılında Claus Eckardt

alternatif olarak 23-G vitrektomi sistemini geliştirmiştir.^[5, 6] Bu sistemler uzun yıllar boyunca yaygın olarak kullanılmıştır. 2010 yılında Yusuke Oshima, 27-G vitrektomi sistemini tanıtmıştır.^[7] Son olarak 2017 yılında, Vitesse hipersonik vitrektomi sistemi (Bausch + Lomb Retina, St. Louis, MO) tanıtılmıştır.

Vitrektomi sistemlerindeki bu devrimsel gelişmeler, cerrahi görüntüleme sistemleriyle paralellik göstermiştir. Ameliyat mikroskoplarındaki optik ve aydınlatmadaki gelişmeler cerrahin görüşünün optimizasyonuna katkı sağlamış, 1954'te Littmann'ın, sabit bir çalışma mesafesi ve paraksiyal aydınlatma ile büyütme-yi değiştirme kabiliyetine sahip modern çalışma mikroskopunu üretmesi bunu takip etmiştir.^[8] Paraksiyal aydınlatma, cerrahlar için daha iyi derinlik algısı sağlamış ve 1970'lerde Parel ve Machemer tarafından geliştirilen, mikroskobu x ve y ekseninde hareket ettirme ve bir ayak pedalından bu hareketleri kontrol etme yeteneği, görselleştirmeyi geliştiren önemli ilerlemeler olmuştur. Mikroskopta asistan gözlemi için ek okülerlerde koaksiyal görüntüleme sağlanması ilave önemli ilerlemelerden biriydi.^[9] Teknolojik ilerlemelerle birlikte önemli ivme kaydeden görüntüleme sistemleri vitrektomi cerrahisinde büyük avantajlar sağlamıştır.

Hipersonik Vitrektomi

Robert Machemer ve arkadaşlarının tanıttığı ilk vitreus kesicilerden (VISC) beri vitrektomi sistemlerinde büyük gelişmeler yaşanmıştır. ^[10] 1990'lı yıllardan sonra 23-G sistemlerde yayla çalışan pnömatik giyotin tabanlı kesicilerle 2500 c.p.m kesi hızlarına ulaşmak mümkündür. Maksimum kesi hızlarında bıçak başlangıç pozisyonuna dönemediği için kesme döngüsünün büyük bir kısmı portun kapalı kalmasına yol açıyordu. 'Duty cycle' görev döngüsü, vitreoretinal cerrahisi sırasında port açıkken gerçekleştirilen kesi döngüsü oranını gösterir. Şu an yeni jenerasyon kesiciler 5000-7500 c.p.m hızlarına ulaşabilmektedir; ancak geleneksel yayla çalışan pnömatik kesicilerde kesi hızı arttıkça 'duty cycle' düşmektedir. Bu problemi çözmek için bıçağı ileri itmek ve geri çekmek için gaz kullanan dual-pnömatik yaylı kesiciler ve iki boyutlu kesiciler (two-dimensional cutter -TDC) geliştirilmiştir. ^[11, 12] Yapılan çalışmalarda, 7500 c.p.m dual-pnömatik ve 1600 c.p.m TDC kesicilerin geleneksel kesicilere göre vitrektomi zamanı %50'ye varan oranlarda azalttığı gösterilmiştir. ^[13, 14]

Geleneksel pnömatik giyotin kesiciler, kauçuk bir diyafram üzerinde etkili olan bir pnömatik darbe ile güçlendirilir. Diyafram kesiciyi geri çekme yayına doğru iter, bağlantı noktasını kapatır ve kesilen doku port içine çekilir. Hava darbesi kaldırıldığında, geri tepme yayı diyaframı geri iter, böylece kesici port noktasını tekrar açar. Bu sekansın tekrarlanma oranı kesme hızını tanımlar. Vitreus kesici hızları ve görev döngüsünde mekanik etkilere bağlı bir takım sınırlılıklar mevcuttur. Bununla birlikte port açıklığının her döngüde açılıp kapanmasına bağlı türbülans etkisi oluşmakta, ayrıca kısmen kesilmiş vitreus materyali bıçak ve port kenarında sıkışabilmektedir. Buna bağlı olarak mikro traksiyonlar oluşabilmektedir. Kesme işlemi için, dış iğne deliğinin makul miktarda dokunun girmesine izin verecek büyüklükte olması gerekmektedir. Viskoz materyalin kesilmeden önce dış iğnenin ucundaki deliğe çekilmesi gerektiğinden, cerrahın aktif kesme bölgesini retinaya ne kadar yaklaştırabileceğinin doğal bir sınırı vardır. Tüm bunlar giyotin tabanlı kesicilerdeki dezavantajlar olarak görünmektedir. ^[12, 15]

Şu anda yaygın olarak kullanılan vitrektomi sistemleri; Constellation (Alcon, 2008), EVA (EVA, DORC, Zuidland, Hollanda, 2015) ve Stellaris PC / Stellaris Elite'den (Bausch + Lomb, Bridgewater, NJ, ABD, 2010/2017) oluşmaktadır.

İnfrasonik terimi, yaklaşık 20 Hz'lik insan bant genişliğinin altındaki duyulamaz frekans aralığı olarak tanımlanır. Kendi ses algımızı oluşturan 20Hz- 20.000Hz frekans aralığı sonik olarak tanımlanır. 20.000 Hz'nin üzerindeki insanın duyulabilir aralığının ötesindeki spektrum ultrasonik olarak tanımlanır. Ultrason, daha küçük dalga boyları nedeniyle çok yönlü dalga formlarını korur ve materyaller tarafından çok kolay emilir, bu da diğer frekans bant genişliklerinden daha büyük bir kullanım alanına izin verir. Hipersonik, basitçe ultrasonun odaklanması olarak ifade edilebilir. Bir lazere odaklanan ışığa benzer şekilde, hipersonik ses benzer bir ilke altında çalışır. Medikal ve cerrahi uygulamalarda kullanılan titreşim-vibrasyon enerjisinin iki temel prensibi vardır. Bunlar düşük güçlü yüksek frekanslı ve yüksek güçlü düşük frekanslı ultrasondur. Ultrasonik tanısal görüntüleme cihazları, düşük güçlü yüksek frekanslı titreşimli enerji (1 ± 20 MHz) kullanırken, ultrasonik cerrahi nispeten yüksek güçlü düşük frekanslı (20 ± 60 kHz) titreşimli enerji kullanır. ^[16, 17] Bu temellere dayanan ultrasonik vitrektomi yaklaşık 40 yıl önce Girard ve arkadaşları tarafından daha kısa vitreus uzaklaştırma zamanlarına ulaşabilmek için yeni bir yöntem olarak kavramsallaştırılmıştır. ^[18] Hipersonik vitrektörler, vitreoretinal cerrahilerde, ultrason tabanlı çalışan ilk cerrahi enstrümanlardır.

Vitesse hipersonik vitrektomi sistemi (Bausch + Lomb Retina, St. Louis, MO) Stellaris Elite çift fonksiyonlu katarakt ve vitrektomi platformuna özeldir ve 33 milimetre (mm) uzunluğunda paslanmaz çelik üzerine titanyum nitrür kaplama 23-gauge vitrektomi probundan oluşur. (Resim 1 ve 2) Dış çap 0.64 mm'dir ve ucunda 175 ila 255 mikrometre (μ m) ölçülerinde bir port bulunmaktadır. Hipersonik vitrektomi (HV) sisteminde iki iğne yerine tek bir iğne bulunur, bu nedenle port kenarı ve iğne arasında vitreus dokusunun sıkışma şansı yoktur. Hipersonik vitrektomi, portun kenarında vitrözü sıvılaştıran ve daha sonra aspire eden, piezoelektrik ultrason transdüsüne dayanır. ^[15] HV, diğer ultrasonik cerrahi cihazlarının aksine, 28.5 kHz civarında sabit bir ultrason frekansında ve 10 μ m ila 50 μ m arasında bir tepe-tepe genliğinde, düşük güç ultrason harmonikleri ile çalışır. Hipersonik vitrektör ucu dakikada 1.7 milyon kez titreşir ve yüksek ve sabit akış hızlarına izin veren % 100 açık port vitrektomi sistemine sahiptir. Tek iğneyle çalışan ve bunun sonucunda tamamen açık port dizaynına sahip HV'ler aynı nominal boyuttaki giyotin vitrektörlerden (GV) daha büyük bir iç çapa sahiptir. Bu nedenle, HV'leri kullanırken önemli ölçüde akış direncini ve infüzyon basınçlarını düşürür. Ayrıca, port her zaman açık olduğundan HV'lerin görev döngüsü ile ilgili herhangi bir sınırlanma beklenmemektedir. ^[19, 20]



Resim 1 Vitesse hipersonik vitrektomi sistemi Stellaris Elite (Fotoğraf <https://www.stellariselite.com/retina/>)



Resim 2 Vitesse hipersonik vitrektomi probu (Fotoğraf <https://www.stellariselite.com/retina/>)

Ultrason enerjisi, doku kesme, çıkarma ve ablasyon gibi cerrahi ve medikal cihazlarda birçok uygulama alanına sahiptir. Buna karşın ultrason enerjisini kullanırken oluşabilecek doku hasarının mekanizmasında net bir görüş bulunmamaktadır. Göz hastalıkları düşünüldüğünde oluşabilecek doku hasarı özel bir önem arz etmektedir. ^[16]

Pastor-Idoate ve arkadaşları tarafından yapılan, histopatolojik değişiklikleri karşılaştıran çalışmada, GV veya HV ile PPV olan domuz ve insan kadavra gözleri arasındaki karşılaştırmada, PPV sonrası retina, vitreus ve kristalin lensde benzer morfolojik değişiklikler görüldüğü; NFL ve GCL'de bir dereceye kadar vakuolizasyon ve parçalanma, ILM'da ayrılma olmak üzere, esas olarak iç retina tabakalarında histopatolojik bulgular saptanmıştır. Aynı çalışmada elektron mikroskop incelemeleri, HV grubunda vitreus kollajenlerinin daha kısa olduğunu ve sonuç olarak giyotin kesicilere göre vitreusu daha iyi uzaklaştırdığı düşünülmüştür. ^[21]

Ch'ng, Soon Wai ve arkadaşlarının yaptığı devam niteliğindeki domuz gözlerindeki 30 gün sonraki iyileşmeyi inceleyen çalışmada, HV ile ameliyat edilen gözler ile GV ile ameliyat edilenler arasında histolojik bulgularda anlamlı bir fark olmadığını, hipersonik enerjiye atfedilebilen akut veya gecikmiş yan etkiler olmadığı ortaya koyulmuştur. Çalışmadaki ilginç detaylardan biri ise, subjektif verimlilik derecelendirmesi gerçekleştirilmiş ve cerrahın uyum süresi, hipersonik vitrektomi teknolojisiyle ilgili optimize edilmiş ayarların iyi anlaşılması durumların göz ardı edildiği varsayıldığında; çalışma sırasında toplanan performans süreleri HV'nin kore vitrektomi veya tam bir PPV prosedürü için etkili olamayabileceğinin düşünülebileceği sonucu çıkarılmıştır. ^[22] Mevcut çalışmalar HV'de kullanılan ultrason enerjisinin göz cerrahisinde güvenli olabileceğinin ipuçlarını taşımakta; ancak daha geniş deneysel ve klinik çalışmalar bu konudaki endişeleri giderebilir.

Stanga ve arkadaşları tarafından yapılan, mevcut pnömatik GV sistemlerine kıyasla yeni bir prototip HV sisteminde domuz gözlerinde vitreus ve sıvı akış hızlarını karşılaştıran çalışmada; 25-G sistemlerinde giyotin ve hipersonik vitrektomiler arasında sıvı akış hızlarında bir fark saptanmamış. 23-G sistemlerinde giyotin vitrektörler, 23-G sistemte hipersonik vitrektörün port açıklığı 0.0055 inç olduğu gruba göre daha düşük bulunmuş ancak port açıklığı arttıkça arada anlamlı bir fark bulunmamıştır. 25-G sistemlerinde vitreus akış hızında giyotin vitrektörlerin daha etkili olduğu, 23-G sistemlerde etkinliğin benzer olduğu sonucuna varılmış. HV'deki vitreus akışı vakum seviyelerine, port büyüklüğüne ve ultrasonik güce bağlı olduğu, sıvı akışının iğne kalibresinden veya duvar kalınlığından çok az etkilendiği gösterilmiştir. ^[15]

Stocchino ve arkadaşları tarafından yapılan, 23-G HV ve çeşitli kalibre ve geometrideki GV'lerde (23G, 25G ve 27G- tek bıçak, çift bıçak) BSS ve yapay vitreusta sıvı akışkanlıkları deneysel olarak değerlendirilmiş. Çalışmada, kapalı sistemde genel dolaşımdan daha çok prob çevresindeki sıvı hareketleri simule edilerek değerlendirilmiş. GV'ler BSS'te akış alanı eksenel olarak simetrik bulunmuş, yapay vitreusta akış alanı uç bağlantı noktasında sınırlı bulunmuştur. GV tarafından üretilen akım, kesme sıklığına bağlı zamansal dalgalanmalar göstermiş. HV ile düzensiz ve kararsız bir akış elde edilmiş. Yüksek ultrason enerjilerde bile kavitasyon oluşumu gözlemlenmemiş. Cihaz verimliliği için; akış hızı ve ortalama sıvı ivmelenmesi parametrelerine bakılmış. Akış hızı ve ivmelenme sıvı pompalanma basıncıyla lineer olarak bağımlı bulunmuş. Sıvı akış hızı, BSS ve yapay vitreusta ultrason gücünden bağımsız bulunmuş ancak ivmelenme ultrason gücüyle ciddi şekilde ilişkili bulunmuş, 20-40 µm'lerde pik yaptığı görülmüş. İvmelenme GV'lerde 4000 ila 5000 c.p.m kesme hızında zirve yap-

mış. HV'ler içinde 255 µm port açıklığına sahip problemlerde (teardrop) 225 µm port açıklığına sahip problemlere göre ultrason gücünden bağımsız olarak daha yüksek akışlar elde edilmiş. HV'lerde 60 µm ultrason gücünde 5 dk devamlı kullanımdan sonra 2.5°C ısı artışı tespit edilmiş. HV prob başında maksimum 40°C'ye varan sıcaklık elde edilmiş, infüzyon hattının kapalı olması ve vakum ayarlarının sıfır olmasının bu değerleri etkileyebileceği ve gerçek cerrahide sorun oluşturmayacağı düşünülmüş. ^[23]

İlk insan vakaları Hindistan'da gerçekleştirilmiştir. Stanga ve arkadaşları tarafından yapılan 20 hastanın 20 gözünün opere edildiği çalışmada, cihaz optimal ayarları, cerrahın cihaz performansı ile ilgili subjektif yeterliliği, vitrektomi sırasında HV'nin yeterliliği ve GV'ye gereksinim yüzdesi değerlendirilmiş. Vakalar tek cerrah tarafından 23-G PPV sistemiyle, 255 µm (teardrop), 225 µm (yuvarlak) ve 175 µm (yuvarlak) port açıklığına sahip problemlerle gerçekleştirilmiş. Çalışmada tüm hastalarda başarılı kore vitrektomi gerçekleştirilmiş. Hastaların %50'sinde postop 3 aylık periyod içinde patolojik bir OCT bulgusu saptanmış. 3 aylık dönem sonrasında patolojik OCT bulguları gerilemiş ve 5 hastada HV ile ilişkili olmadığı düşünülen OCT bulguları saptanmış. FFA bulgularına bakıldığında 4 hastada HV ile ilişkili olduğu düşünülen ciddi yan etki (2'si retinal yırtığın eşlik ettiği retina dekolmanı, biri maküler deliğin genişlemesi ve subretinal sıvı) bildirilmiş. Çalışmada 2 hastada 175 µm port açıklığı olan HV kullanılmış; ancak port açıklığının efektif vitrektomi sağlamadığı düşünüldüğünden 255 µm port açıklığı olan HV'ye geçilmiş. Gene 2 hastada 225 µm port açıklığı olan HV kullanılmış bu hastaların birinde cerrahi sonlarına doğru 255 µm port açıklığı olan 'teardrop' HV'ye geçilmiş. 175 µm port açıklığı olan HV'nin likefaksiyon ve aspirasyon arasında yeterli denge sağlamadığı düşünülmüş. Cerrahlar, ameliyatın tüm yönleri için 255 µm portu tercih etmişler ve 'teardrop' konfigürasyonunun aynı vakum ayarında daha fazla akışa izin verdiğini, daha iyi aspirasyon verimliliği ve efektif vitrektomi sağladığını bildirilmiş. Ayrıca çalışmada, aksiyal miyopisi olan hastalarda mevcut HV probunun optik diske erişemeyeceği, vitreus likefaksiyonunun bazen yavaş ve aralıklı olduğu bunun sonucunda port ağzının vitreus lifleriyle tıkanmaya neden olduğu belirtilmiş. Vakaların çoğunda HV port açıklığına uzanan vitreus lifleri gözlemlenmiş, düşük aspirasyon hızlarında likefaksiyon için yeterli zaman tanındığından bu fenomenin daha az gözlemlenmiş. Çalışma sonrasında cerrah vakaların %85 oranında önceki GV deneyimine benzer veya daha iyi derecelendirildiğini göstermiştir. ^[24]

Blinder ve arkadaşları tarafından Amerika'da gerçekleştirilen ilk HV vaka serisinde ise, 64 hasta HV, 20 hasta kontrol grubunu oluşturmak üzere GV ile 23-G PPV operasyonuna alınmış. Cerrahlar belirlenmiş eğitim programını geçtikten sonra, pnömatik giyotin tarzı bir kesiciye kıyasla kullanışlılık, kullanım sorunları, komplikasyonlar ve avantaj / dezavantajlar konusunda ankete tabi tutulmuş. İki hastada (%3) intraoperatif-postoperatif komplikasyon (iatrojenik retinal yırtık ve arka kapsülotomi sırasında IOL'de çentiklenme) gözlemlenmiş. Dokuz hastada (%13) vitreus inkarserasyon ya da vitreoretinal traksiyon gözlemlenmiş ancak vakum değerleri düşürüldükten sonra bu sorun ortadan kalkmış. Dokuz hastada (%13) GV, traksiyoner membranlar, sıkı arka hyaloid, yoğun vitre hemorajisi ve aktif kanama nedeniyle HV'ye üstün bulunmuş. Cerrahlar 37 hastada (%52) HV'yi, periferik vitrektomi, silikon uzaklaştırması ve yoğun nükleus uzaklaştırması bakımından GV'ye göre üstün bulmuş. 25 hastada (%35) GV, PVD indüksiyonu, yoğun vitreus hemorajisi, kan içinde traşlama ve kalın (camsı) vitreus uzaklaştırmasında HV'ye göre üstün bulunmuş. Vakum/Darbe ayarlarının ayak pedaliyle ayarlanmasının öğrenme eşliğinde en

zorlu süreçlerden biri olduğu, yoğun nükleus ve silikon yağının aynı problemleri uzaklaştırılabilmesinin HV'nin büyük bir avantaj sağlayabileceği belirtilmiştir.^[25]

Mevcut sınırlı sayıdaki çalışmalar göz önüne alındığında vitrektomi cerrahisindeki yeni HV teknolojisinin göz cerrahisinde yerini alacağı kaçınılmaz olarak görülmektedir. Port açıklığının büyüklüğü, infüzyon basıncı, vakum ve ultrason enerjisi cerrahi performansı etkileyen önemli parametreler olarak görünmekte ve bu parametrelerin cerrahi sırasında dinamik bir şekilde cerrah tarafından kontrol edilmesi gerekmektedir. Bu yeni platformun optimal ayarlarının şekillenmesi ve cihaz güvenilirliğinin gösterilmesi için daha fazla klinik ve deneysel çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır.

3 Boyutlu (3D) Vitrektomi Cerrahisi

Üç boyutlu (3D) görüntüleme, geleneksel mikroskop oküleriyle görüntülemeye alternatif olarak ortaya çıktığından beri oldukça büyük ilgi gördü. Oftalmolojik alanda ilk kullanım 2008 yılında Weinstock ve arkadaşları tarafından katarakt cerrahisi için gerçekleştirilmiştir, vitrektomi cerrahisi için ise ilk olarak 2010 yılında Riemann tarafından kullanıldığı bildirilmiştir.^[26, 27]

İlk dönemler daha çok ön segment cerrahisinde tercih edilen bu yöntem, deneysel ve klinik çalışmalar sonrasında, 3D cerrahinin teknik olarak sadece ön segment değil aynı zamanda arka segment hastalıkları için de kullanılabileceği gösterilmiştir.^[28, 29]

3D görüntüleme sistemi, merkezi bir işlemciye sinyal gönderen ve daha sonra görüntüyü geniş ekran yüksek çözünürlüklü monitöre ileten operasyon mikroskobuna yerleştirilmiş iki kameradan oluşmaktadır. TrueVision (Santa Barbara, CA), geleneksel analog cerrahi mikroskoba fiziksel olarak bağlanan ve görüntüleri doğrudan yüksek çözünürlüklü geniş ekranlı monitörlere gönderen bir video kamera ünitesinden oluşur. TrueVision daha sonra Alcon ile işbirliği yapmış ve dijital olarak desteklenen vitreoretinal cerrahi için ilk platform olan Ngeunity 3D (Alcon) görüntüleme sistemini geliştirmiştir. (Resim 3) Ngeunity, canlı videoyu organik ışık yayan diyot 3D ekranda görüntüleyen HDR kamera kullanmaktadır. Cerrahi salondakilerin monitörden stereoskopik bir görüntü sağlamak için pasif 3D polarize gözlük kullanmaları gerekmektedir.

Sony (Sony Electronics Inc., Tokyo, Japonya) 2012 yılında ekranı cerraha daha yakın hale getirmek ve dijital videoyu kafa üstü bir sisteme dahil etmek üzere Kafaya Monte Sistem HMS-3000 MT'yi geliştirmiştir. (Resim 4) Daha sonra üretimden kaldırılan bu cihaz, video yakalama sistemini cerrahi mikroskoba bağlar ve görüntüyü modern dolaylı indirekt oftalmoskoplara benzer şekilde görünen başa monte bir ekrana iletir. Görüntülenen video, sağ ve sol göz için ayrı ayrı ışık yayan diyot ekranlarına farklı görüntüler ileterek stereopsi sağlar.

Geleneksel 3D sistemler, aktif veya pasif sistemler olarak sınıflandırılır. Aktif sistemlerde, 3D görüntü sağ ve sol gözler için yüksek hızlı ardışık görüntüler göstererek elde edilirken, özel bir elektronik gözlük çifti diğer gözdeki görüntüyü aktif olarak bastırır, pasif 3D sistemlerde üç boyutlu görüntü iki görüntünün yatay olarak karıştırılması ve daha sonra polarize 3D gözlükler kullanılarak pasif olarak ayrılmasıyla elde edilir. Bu geleneksel 3D sistemlerle karşılaştırıldığında, başa takılan ekran, her bir göz için bir tane olmak üzere iki eşzamanlı görüntü gösterir ve bir sonraki görüntü üretilirken bir görüntü bir görüntü olarak kaldığında oluşan aktif 3D sistemlerinde görüntülerin karışmasından kaynaklanan gölgelenme görüntü efektini azaltmaktadır.^[30]

Romano ve arkadaşlarının, 20 gönüllü cerrahla yaptığı çalışmada 3D ve geleneksel görüntüleme sistemleri karşılaştırılmış. Bu



Resim 3 Ngeunity 3D görüntüleme sistemi

(Fotoğraf <https://professional.myalcon.com/vitreoretinal-surgery/visualization/ngenuity-3d-system/>)



Resim 4 Sony HMS-3000 MT 3D görüntüleme sistemi (Fotoğraf https://pro.sony/tr_TR/products/surgical-monitors/hms-3000mt)

yeni teknolojinin ergonomik olarak kullanışlılığı tüm cerrahlar tarafından teyit edilmiş. Operasyon mikroskobuna monte edilen kameranın diyafram açıklığının derinlik algısı üzerine etkisinin oldukça az olduğu görülmüş. Işık yoğunluğu %20'ye düşürülerek yoğun vitreus hemorajisi simüle edilmiş, sinyal amplifikasyonu ile şaşırtıcı bir aydınlatma sağlanmış. Ancak sinyal amplifikasyonu görüntü parazitlerinde artışa neden olmuş, bu durumun yoğun bir vitreus hemorajisinde karanlık bir görüntüye tecih edilebilir olduğu vurgulanmış. Ayrıca bunun ışık kaynağının daha ekonomik kullanılmasına imkan sağladığı ama fototoksite için yeterli seviyeler olmadığı belirtilmiş. Çalışmada daha önce mikrocerrahi dene-

yimi olmayan cerrahların %62'si 3D görüntülemenin manipülasyon için daha kolay olduğunu belirtmiş. Bu da 3D mikrocerrahide eğitim değerinin yüksek olduğunu göstermektedir.^[31]

3D görüntüleme doğası gereği kullanılan kamera teknolojisiyle ilişkili, Eckart ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada geleneksel mikroskopik görüntüye göre 2 kat daha düşük görüntü kalitesi elde etmiş, Yamashita ve arkadaşlarının kullandığı yüksek çözünürlüklü 8K kamera ile gerçek mikroskopik görüntülere eşit çözünürlükte görüntüler elde etmiştir.^[28, 32]

Matsumoto ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada, 3D görüntüleme için düşük ışık ayarlarında (Ana ışık %2; otto-flex %6) yüksek duyarlılıkta HD kamera sistemi kullanılmış. Çalışmada kullanılan sistem, nesneleri çok düşük ışıktaki pozlamada mikroskop oküler merceklerindeki gerçek görüntülerden 23 kat daha parlak görüntü elde edilmiş. Sistem, son derece düşük ışık maruziyeti ile oftalmik cerrahi sırasında iyi odak derinliği ve aynı zamanda yüksek parlaklıkta iyi kalitede bir görüntü sağladığı gösterilmiştir.^[33]

Palácios ve arkadaşlarının yaptığı, maküler delik cerrahisinde PPV ve ILM rhexis'in tamamlanma süresi geleneksel ve 3D görüntüleme sistemi kullanılarak gerçekleştirilmiş. Ergonomi, eğitim değeri, görüntü keskinliği, derinlik algısı, görüş alanı ve teknik beceriler bir ankete cevap verilerek analiz edilmiş. Cerrahi sürelerinde her iki sistem açısından istatistiksel bir fark bulunmamış ancak bunun yeni sistemin öğrenim eşiğiyle ilişkili olabileceği düşünülmüş. Anket sonuçlarıyla, ergonomi, eğitim değeri ve görüş alanı bakımından 3D, teknik beceri ve görüntü çözünürlüğü bakımından geleneksel mikroskopa görüntüleme üstün bulunmuş. Derinlik algısı her iki yöntemde de benzer olarak bulunmuş.^[34]

Kunikata ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada, minimum aydınlatma seviyelerinde (%1- yaklaşık 0.1 lm) tüm vakalar başarıyla sonlandırılmış ve tüm hastalarda başarılı görüntüleme sağlanmış.^[35] Adam ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada 3D görüntüleme platformlarının, vitreoretinal cerrahi sırasında intraoperatif endoillüminasyon seviyelerinin azalmasına ve teorik olarak azalmış retinal fototoksitite riskine izin verebileceği düşünülmüş.^[36] Bu çalışmalar göz önüne alındığında, mevcut sistemlerle düşük aydınlatma seçeneklerinde tatmin edici görüntüler elde edildiği görülmektedir ve uzun süren oftalmik cerrahiler ve makula cerrahisinde fototoksitiden kaçınmak için oldukça büyük bir fırsat sağlamaktadır.

Martínez-Toldos ve arkadaşlarının The Sony HMS-3000MT Head Mounted Display System (Sony Electronics Inc, Tokyo, Japonya) ile gerçekleştirdiği 3D oküler cerrahi deneyimlerinde (3 fakoemülsifikasyon ve lens implantasyonu, 3 makula cerrahisi, 1 silikon yağı çıkarılması ve 1 vitreus hemorajisi için PPV); 3D TrueVision Sisteminin rutin kullanımından kaynaklanabilecek çok kısa bir adaptasyon süresine ve öğrenme eğrisine ihtiyaç duyulmuş. Dokuz prosedürün hiçbirinde intraoperatif komplikasyon olmamış ve hiçbir enstrümantasyon zorluğu fark edilmemiş. Başa takılan sistemin, ameliyat sırasında ergonomik boyun duruşlarına izin verdiği belirtilmiş. Bu sistemin oftalmik cerrahi için yararlı ve ergonomik olabileceğine ve yakın gelecekte büyük bir potansiyele sahip olduğu belirtilmiş.^[30]

Kita ve arkadaşlarının, geniş açılı görüntüleme-endoskopik vitrektomiye 3D sistemi kullanarak hibrit olarak görselleştirdiği çalışmada, proliferatif vitreoretinopati ve proliferatif diyabetik retinopati hastalıklarının yönetimi için değerli ve umut verici alternatif bir yöntem gibi görünmektedir.^[37]

3D görüntüleme sistemleri oftalmoloji pratiğine girdiğinden

beri belli alanlarda geleneksel görüntülemeye göre ön plana çıkmaktadır. 3D sistemin başta getirdiği ergonomik kolaylıklar birçok yayında esas olarak ön plana çıkmakta. Yapılan çalışmalar göz cerrahilerinin %46 ile %70'nin boyun ve bel ağrısından şikayetçi olduğunu ve bu yeni teknolojilerin kas iskelet sistemi yaralanmalarını azaltabileceği, cerrahların kariyerini uzatabileceği düşünülmektedir.^[38]

Diğer önemli avantajlardan biri ise aydınlatma ve dolaylı olarak fototoksitite üzerine etkileridir. Kunikata, Matsumoto ve Adam'ın çalışmalarında %1 ile %10 gibi düşük endoöliminasyon seviyelerinde bile tüm vitrektomi vakaları başarıyla gerçekleştirilmiş. Bu da uzun süren vitrektomi ve makula cerrahilerinde fototoksitite riskinin azaltmada önemli olarak görülmektedir.^[33, 35, 36]

Ayrıca artırılmış derinlik algısı ve dijital filtreleme oldukça önemli olarak görülmekte, Aaberg ve Mura İLM soyulmasında performans kaybı olmadan dijital filtreleme ile boya konsantrasyonlarında %50 azalma sağladıklarını bildirmiştir.^[39]

3D görüntüleme sistemleri özellikle eğitim klinikleri için oldukça faydalı olarak görünmektedir. Geleneksel mikroskopik görüntülemelere kıyasla, salondaki herkesin eş zamanlı olarak vakayı takip edebilmesi, öğrenci, asistan ve hemşire eğitiminde daha somut ve katkı sağlayabilir olarak görünmektedir.

Mevcut sistem hali hazırda geleneksel mikroskoplara bağlanarak çalışması en önemli dezavantaj olarak görünmektedir. Sistemi kullanabilmek için geleneksel sistemle birlikte 3D sisteminin de satın alınması gerekmekte bu da maddi bir yük olarak ortaya çıkmaktadır. Sistem cerrahın ergonomisini artırmakla birlikte odada geniş bir yer kaplamakta, odada anestezi ekibinin varlığında düşünülüğünde, sistemi kullanmak için odanın yeterli büyüklükte olması gerekmektedir. Ayrıca cerrahi asistanın vaka sırasında başını sürekli olarak 90 derece çevirerek ekranın takip etmesi gerekmektedir. Üretimi sonlandırılan başa monte edilmiş sistem bu bakımdan daha avantajlı gözükmemektedir.

Gecikme, yeni ortaya çıkan görüntü tabanlı cerrahi teknolojilerde sıklıkla karşılaşılan başka bir potansiyel sorundur. 100–200 ms'nin altındaki gecikmeler genellikle intraoperatif manevralar için uygun kabul edilir. Gecikmenin etkisi prosedürlerin zorluğuyla ilişkilidir, 500 ms'den yüksek bir gecikme, cerrahi riskte gözle görülür bir artışa neden olur. 700 ms'den yüksek gecikmelerde ameliyat son derece zorlaşır ve kaçınılması gerekmektedir.^[40]

Sonuç

İlk vitrektomi cerrahisinin gerçekleştiği tarihlere bakılırsa aradan geçen 60 yılı aşkın sürede vitrektomi sistemlerinin gelişen teknolojiyle paralel olarak gerekli ivmeyi son yıllarda gerçekleştirdiği görülmektedir. Vitrektomi sistemlerindeki son gelişmeler başta yeni enstrümanlar ve görüntü sistemleri olmak üzere göz camiasında büyük heyecan yaratmıştır. 2017 yılında tanıtılan hipersonik vitrektomi sistemi, göz cerrahlarının alışık olduğu piezoelektrik ultrason enerjisi harmonikleriyle çalışan yeni bir teknolojidir. Mevcut çalışmalar bu yeni teknolojinin vitrektomi cerrahisinde alternatif olarak yerini alacağını göstermektedir.

3D görüntüleme sistemleri, geleneksel mikroskopiye göre, ergonomiyi arttırdığı, fototoksitite riskini düşürmede ve cerrahi eğitime katacağı değerlerle ön plana çıkmaktadır. Mevcut sistemin yeni teknolojilerle entegre çalışabilmesi önemli bir artı oluşturmakla birlikte, geleneksel mikroskopiye entegre olarak çalışması ilave maddi bir yük oluşturmaktadır.

Kaynaklar

- Dodo T, Okuzawa Y, Baba N. Trans-pupillary resection of vitreous body opacity. *Ganka Ophthalmology*. 1969;11(1):38.
- Kasner D, Miller GR, Taylor WH, Sever R, Norton E. Surgical treatment of amyloidosis of the vitreous. *Transactions-American Academy of Ophthalmology and Otolaryngology American Academy of Ophthalmology and Otolaryngology*. 1968;72(3):410-8.
- O'Malley C, Heintz SR. Vitrectomy with an alternative instrument system. *Annals of ophthalmology*. 1975;7(4):585-8, 91-4.
- Machemer R, Hickingbotham D. The three-port microcannular system for closed vitrectomy. *American journal of ophthalmology*. 1985;100(4):590-2.
- Fujii GY, de Juan Jr E, Humayun MS, Chang TS, Pieramici DJ, Barnes A, et al. Initial experience using the transconjunctival sutureless vitrectomy system for vitreoretinal surgery. *Ophthalmology*. 2002;109(10):1814-20.
- Eckardt C. Transconjunctival sutureless 23-gauge vitrectomy. *Retina*. 2005;25(2):208-11.
- Oshima Y, Wakabayashi T, Sato T, Ohji M, Tano Y. A 27-gauge instrument system for transconjunctival sutureless microincision vitrectomy surgery. *Ophthalmology*. 2010;117(1):93-102. e2.
- Littmann H. A new surgical microscope. *Klinische Monatsblätter für Augenheilkunde und für augenärztliche Fortbildung*. 1954;124(4):473-6.
- Parel J-M, Machemer R, Aumayr W. A New Concept for Vitreous Surgery: 5. An Automated Operating Microscope. *American journal of ophthalmology*. 1974;77(2):161-8.
- Machemer R. Vitrectomy, a pars plana approach. *Trans Am Acad Ophthalmol*. 1971;75:813-20.
- Charles S. The history of vitrectomy: innovation and evolution. *Retina Today*. 2008;2008:27-9.
- De Oliveira PRC, Berger AR, Chow DR. Vitreoretinal instruments: vitrectomy cutters, endoillumination and wide-angle viewing systems. *International journal of retina and vitreous*. 2016;2(1):28.
- Mariotti C, Nicolai M, Saitta A, Orsini E, Viti F, Skrami E, et al. Standard Cut Rate 25-Gauge Vitrectomy Versus Ultrahigh-Speed 25-Gauge System in Core Vitrectomy. *Retina*. 2016;36(7):1271-4.
- Pavlidis M. Two-dimensional cutting (TDC) vitrectome: in vitro flow assessment and prospective clinical study evaluating core vitrectomy efficiency versus standard vitrectome. *Journal of ophthalmology*. 2016;2016: 3849316.
- Stanga PE, Pastor-Idoate S, Zambrano I, Carlin P, McLeod D. Performance analysis of a new hypersonic vitrector system. *PLoS one*. 2017; 12(6):e0178462.
- O'Daly BJ, Morris E, Gavin GP, O'Byrne JM, McGuinness GB. High-power low-frequency ultrasound: A review of tissue dissection and ablation in medicine and surgery. *Journal of materials processing technology*. 2008;200(1-3):38-58.
- Cimino WW. The physics of soft tissue fragmentation using ultrasonic frequency vibration of metal probes. *Clinics in plastic surgery*. 1999;26(3):447-61.
- Girard LJ, Hawkins R. Cataract extraction by ultrasonic aspiration vitrectomy by ultrasonic aspiration. *Transactions-American Academy of Ophthalmology and Otolaryngology American Academy of Ophthalmology and Otolaryngology*. 1974;78(1):OP50-9.
- Thompson JT. Advantages and limitations of small gauge vitrectomy. *Survey of ophthalmology*. 2011;56(2):162-72.
- Abulon DJK. Vitreous flow rates through dual pneumatic cutters: effects of duty cycle and cut rate. *Clinical ophthalmology (Auckland, NZ)*. 2015;9:253.
- Pastor-Idoate S, Bonshek R, Irion L, Zambrano I, Carlin P, Mironov A, et al. Ultrastructural and histopathologic findings after pars plana vitrectomy with a new hypersonic vitrector system. Qualitative preliminary assessment. *PLoS one*. 2017;12(4): e0173883.
- Ch'ng SW, Irion LD, Bonshek R, Shaw J, Papayannis A, Pastor-Idoate S, et al. Live porcine thirty days delayed recovery surgery: Qualitative findings with the hypersonic vitrectomy. *PLoS one*. 2018;13(6): e0197038.
- Stocchino A, Nepita I, Repetto R, Dodero A, Castellano M, Ferrara M, et al. Fluid Dynamic Assessment of Hypersonic and Guillotine Vitrectomy Probes in Viscoelastic Vitreous Substitutes. *Translational Vision Science & Technology*. 2020;9(6):9..
- Stanga PE, Williams JI, Shaarawy SA, Agarwal A, Venkataraman A, Kumar DA, et al. First-in-human clinical study to investigate the effectiveness and safety of pars plana vitrectomy surgery using a new hypersonic technology. *Retina*. 2020;40(1):16-23.
- Blinder KJ, Awh CC, Tewari A, Garg SJ, Srivastava SK, Kolesnitchenko V. Introduction to hypersonic vitrectomy. *Current opinion in ophthalmology*. 2019;30(3):133-7.
- Robert J. Weinstock, and Eric D. Donnenfeld. 3D visualization in ophthalmology. *Cataract and Refractive Surgery Today* [https://crstoday.com/articles/2008-may/crst0508_16-php/]. January 24, 2018;2008:62-65. .
- Riemann CD Machine vision and vitrectomy: three-dimensional high-definition video for surgical visualization in the retina OR. Poster presented at: American Academy of Ophthalmology Annual Meeting; October 17, 2010; Chicago, IL.
- Eckardt C, Paulo EB. Heads-up surgery for vitreoretinal procedures: an experimental and clinical study. *Retina*. 2016;36(1):137-47.
- Weinstock RJ, Donnenfeld ED. 3D visualization in ophthalmology. 2008:62-65. Available from: https://crstoday.com/articles/2008-may/.
- Martínez-Toldos JJ, Fernández-Martínez C, Navarro-Navarro A. Experience using a 3D head-mounted display system in ophthalmic surgery. *Retina*. 2017;37(7):1419-21.
- Romano MR, Cennamo G, Comune C, Cennamo M, Ferrara M, Rombetto L, et al. Evaluation of 3D heads-up vitrectomy: outcomes of psychometric skills testing and surgeon satisfaction. *Eye*. 2018;32(6):1093-8.
- Yamashita H, Tanioka K, Miyake G, Ota I, Noda T, Miyake K, et al. 8K ultra-high-definition microscopic camera for ophthalmic surgery. *Clinical Ophthalmology (Auckland, NZ)*. 2018;12:1823.
- Matsumoto CS, Shibuya M, Makita J, Shoji T, Ohno H, Shinoda K, et al. Heads-Up 3D Surgery under Low Light Intensity Conditions: New High-Sensitivity HD Camera for Ophthalmological Microscopes. *Journal of Ophthalmology*. 2019;2019:1-6.
- Palácios RM, Maia A, Farah ME, Maia M. Learning curve of three-dimensional heads-up vitreoretinal surgery for treating macular holes: a prospective study. *International ophthalmology*. 2019;39(10):2353-9.
- Kunikata H, Abe T, Nakazawa T. Heads-up macular surgery with a 27-gauge microincision vitrectomy system and minimal illumination. *Case reports in ophthalmology*. 2016;7(3):543-7.
- Adam MK, Thornton S, Regillo CD, Park C, Ho AC, Hsu J. Minimal endoillumination levels and display luminous emittance during three-dimensional heads-up vitreoretinal surgery. *Retina*. 2017;37(9):1746-9.
- Kita M, Mori Y, Hama S. Hybrid wide-angle viewing-endoscopic vitrectomy using a 3D visualization system. *Clinical ophthalmology (Auckland, NZ)*. 2018;12:313.
- Agranat JS, Miller JB. 3D Surgical Viewing Systems in Vitreoretinal Surgery. *International Ophthalmology Clinics*. 2020;60(1):17-23.
- Thomas M. Aaberg, Marco Mura, Christopher D. Riemann. Looking Into the Future...Today. *Insert Retina Today*; 2016;8. [http://retinatoday.com/pdfs/0816_supp.pdf]
- Perez, M., Xu, S., Chauhan, S., Tanaka, A., Simpson, K., Abdul-Muhsin, H., & Smith, R. Impact of delay on telesurgical performance: study on the robotic simulator dV-Trainer. *International journal of computer assisted radiology and surgery*. 2016; 11(4), 581-587.



Op. Dr. Mimbay YAŞAR

1989 yılında Muş'ta doğdu. Orta ve lise öğrenimi Muş'ta tamamladı. 2007 yılında Aydın Adnan Menderes Üniversitesi Tıp Fakültesini kazandı. Uzmanlık ihtisasını Ocak 2014 ve Temmuz 2018 tarihleri arasında Aydın Adnan Menderes Üniversitesi Tıp Fakültesi Göz Hastalıklarında tamamladı. 2018 yılından beri Bingöl devlet hastanesine çalışmaktadır.