



Nöroendoskopi – Ekipmanlar, Kullanım ve Çalışma İlkeleri

Neuroendoscopy – Equipment, Use and Operating Principles

Osman Boyalı¹*, Onur Öztürk²*, Furkan Diren¹*, Eyüp Can Savrunlu¹*,
Serdar Kabataş¹*, Erdiñ Civelek¹*, Yavuz Aras³*

¹Sağlık Bilimleri Üniversitesi, Gaziosmanpaşa Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Beyin ve Sinir Cerrahisi Kliniği, İstanbul, Türkiye.

²İstanbul Florence Nightingale Hastanesi, Beyin ve Sinir Cerrahisi Kliniği, İstanbul, Türkiye.

³İstanbul Üniversitesi, İstanbul Tıp Fakültesi, Beyin ve Sinir Cerrahisi Kliniği, İstanbul, Türkiye.

Atıf/Cite as: Boyalı O, Öztürk O, Diren F, Savrunlu EC, Kabataş S, Civelek E, Aras Y. Nöroendoskopi – ekipmanlar, kullanım ve çalışma ilkeleri. J Nervous Sys Surgery 2022;8(1):43-50.

Geliş tarihi/Received: 26.02.2022 **Kabul tarihi/Accepted:** 18.04.2022 **Yayın tarihi/Publication date:** 30.04.2022

ÖZ

“Endoskop”; içeri, içeriye anlamına gelen “endo” ve görmek, görüntülemek anlamına gelen “skope” kelimelerinin birleşmesi ile oluşan Yunanca kökenli bir kelimedir. Nöroşirürji alanında endoskop ilk olarak ventrikül içi patolojilerin ve hidrosefalinin tedavisinde kullanılmıştır. Başarısız cerrahi girişimler nedeniyle gündemden düşen nöroendoskop ilerleyen zamanlarda mikrocerrahiye yardımcı olması amacıyla yeniden kullanıma girmiştir.

Anahtar Kelimeler: Nöroendoskopi, ekipmanlar, çalışma prensipleri

ABSTRACT

“Endoscope”; It is a word of Greek origin, formed by the combination of the words “endo” meaning inside, inside and “skope” meaning seeing and viewing. In the field of neurosurgery, the endoscope was first used in the treatment of intraventricular pathologies and hydrocephalus. The neuroendoscope, which fell off the agenda due to unsuccessful surgical interventions, was later reintroduced to assist microsurgery.

Keywords: Neuroendoscopy, equipment, operating principles

Sorumlu yazar/Corresponding author: Osman Boyalı, Sağlık Bilimleri Üniversitesi, Gaziosmanpaşa Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Beyin ve Sinir Cerrahisi Kliniği, İstanbul, Türkiye. drosmamboyalı@gmail.com / 0000-0002-2500-1718

ORCID:

O. Öztürk 0000-0003-1766-1625, **F. Diren** 0000-0001-6169-9722, **E. C. Savrunlu** 0000-0001-9022-200X,
S. Kabataş 0000-0003-2691-6861, **E. Civelek** 0000-0002-3988-4064, **Y. Aras** 0000-0001-8418-2291

GİRİŞ

İki yüz yıllık tasarım sürecinden sonra endoskopi nöroşirurjikal girişimlerde intraventriküler cerrahi, kafa tabanı cerrahisi, spinal cerrahi ve diğer çeşitli uygulamalar amacıyla günümüzde yaygın olarak kullanılmaktadır.

1900'lü yılların başında başarısız cerrahi girişimler nedeniyle gündemden düşen nöroendoskop, ilerleyen zamanlarda mikrocerrahiye yardımcı olması amacıyla yeniden kullanıma girmiştir. Teknolojinin gelişmesiye etkinliği artan nöroendoskopi tamamlayıcı özelliğinden ziyade başlı başına nöroşirurji ameliyathanesinin vazgeçilmez bir ekipmanı haline gelmiştir.

Günümüzde kullanılan nöroendoskopun temel fiziksel özelliklerini ve hassas ekipmanlarını anlamak, başarılı ve güvenli bir cerrahi için kaçınılmazdır. Bu yazıda amacımız güncel nöroşirurjikal alanda kullanılan nöroendoskopinin hekimlere; çalışma ilkelerinin, kullanımı ile ilgili temel bilgilerin ve ekipmanlarının açıklanmasıdır.

NÖROENDOSKOPİNİN PARÇALARI

a-Optik Komponentler

Fiberoptik Skoplar

Fiberoptik skoplar, prizma iç duvarlarından ışığın yansımaları prensibi ile çalışan bükülebilir silika-cam liflerinden oluşur. Her silika-cam lifi kırıcılık indeksine kıyasla çok düşük olan bir kaplama materyali kullanılır (kırıcılık indeks oranı yaklaşık 1,65). Bu şekilde iki fiberoptik lif arasında ışık geçişini engellenir ⁽⁶⁾.

Fiberoptik desteler iki ayrı dizilişte planlanır. Koherent diziliş distal uçtan proksimal uca görüntünün gözlemciye ulaşmasını sağlar.

İnkoherent diziliş ise ışık kaynağından çıkan ışığı cerrahi sahaya taşır. Fiberoptik skoplar, 2500 ile 30000 koherent fiberden oluşabilir fakat çoğu modern fiberoptik skop 6000 ile 10000 arasında koherent fiber içerir ⁽⁴⁾.

Optik fiber sayısı ve fiberoptik skopun çapı görüntü kalitesi ile doğrudan ilişkilidir. Yüksek kalite 1mm çaplı fiberoptik skop 10000 piksel içerir. Yüksek görüntü kalitesi elde etmek için görüntünün ekranda pikseller arasında boşluk oluşturmayacak kadar büyütülmesi gerekmektedir. 10000 piksel fiberskopta en fazla 20 cm'e (8 inç) kadar görüntü büyütülebilir. Günümüz şartlarında fiberskop ile daha iyi görüntü kalitesi mümkün değildir ⁽⁶⁾. Her kullanımdan önce fiberskopun görüntü kalitesi kontrol edilmelidir. Optik fiberler travmaya karşı çok hassas olduğundan operasyon sırasında kolayca kırılabilir ve kırılan optik fiberler monitörde siyah nokta olarak görüntü verir. Ayrıca video sistemi ve lens arasında yer alan "coupler" görüntü kalitesi açısından fiberskoplarda önemli yere sahiptir ⁽⁶⁾. 1960'lı yıllardan önce tıpkı eski tip mikroskoplarda olduğu gibi endoskoplarda da ışık kaynağı olarak sıcak ışık yayan küçük tungsten ampuller kullanılmaktaydı. Bu durum ameliyat esnasında iki tür dezavantaj ortaya çıkarmaktaydı. Birincisi, ışık kaynağından yayılan ısı cerrahi sahadaki dokulara zarar vermekteydi. İkinci olarak da tungsten ampuller mavi ışık dalgası yayımlamadığı için çalışılan sahayı kırmızı renk ağırlıklı bir görüntü ile ortaya koymaktaydı ⁽⁹⁾.

1956 yılında Gastroenterolog olan Dr. Basil Hirschowitz'in ilk fiberoptik endoskopu kullanmasıyla endoskopi alanında yeni ufuk açıldı. Fiberoptik endoskopun kullanıma girmesiyle hem daha doğal bir ışık kaynağı ile çalışma imkanı doğdu hem de ısı nedeniyle ortaya çıkan doku yaralanmasının önüne geçildi.

Bir optik lif; silika (cam) yada plastikten yapılan, bükülebilir, saydam, insan saç telinden de ince bir materyaldir. Fiberoptik sistem, koherent ve inkoherent yolaktan oluşmaktadır. Koherent yolak cerrahi sırasında görüntüleme, inkoherent yolak ise cerrahi sahayı aydınlatma görevini yapmaktadır ⁽⁹⁾. Fiberoptik endoskoplarda çözünürlük piksel olarak ölçülmektedir. Koherent lif sayısı arttıkça piksel sayısı ve dolayısıyla çözünürlük de arttırmaktadır. Çoğu fiberoptik endoskop 2.500 ile 30.000 piksel içermektedir. Endoskopun çapı piksel sayısına doğrudan etki etmektedir. Çap arttıkça piksel sayısında artış olası hale gelmektedir. Bu da, diğer taraftan, ekipman giderlerini arttırmaktadır. İyi kalite 1 mm çapında bir nöroendoskop 10.000 piksel içerir ve yüksek çözünürlüklü görüntü sağlar. 1 mm'den 3 mm'ye kadar olan daha büyük endoskoplarda 30.000 piksele kadar çözünürlük imkânı sunar ⁽⁶⁾. Fakat fiberoptik endoskoplarda kullanımı esnasında yapılan manevralar nedeniyle optik liflerin kırılması piksel kaybına neden olur ve böylece zamanla görüntü kalitesi bozulur.

Rijid-lens Skoplar

İlk kullanılan skoplar geniş hava boşluklarını sınırlayan ince cam lensler içeriyordu. Kırıcılık indeksi ile endoskoptan taşınan ışık miktarının doğru orantılı olduğunu ve bunun için daha çok cam materyal kullanılmasının gerektiğini fark eden Hopkins, geniş hava boşlukları yerine cam lens, ince cam lensler yerine hava kullanarak “rijid-lens skop”ları geliştirdi ⁽⁹⁾. Hopkins'in geliştirdiği lens sistemi Nitze'nin aynı çaplı eski dizaynı ile karşılaştırıldığında Hopkins lens sistemi ışığı yaklaşık 9 kat daha iyi iletir. Hopkins, bu durumu ışık iletiminin (L), 4R (R: kırıcılık indeksi) ile orantılı olmasıyla açıklamıştır ⁽⁶⁾.

Işık iletiminde bir başka önemli konu ise “kaplama”dır. Cam lens içinden geçen ışık, her kırılma anında %5 azalır. Rod-lens sisteminde

birden fazla cam materyal olduğunu düşünürsek rod-lens sistemi için bu kayıp önem kazanır. Bunun önüne geçmek için bütün cam yüzeyler ultraince magnezyumflorid katman ile kaplanır. Bu katman kırılma anında ışık kaybını azaltır ve hem endoskop hem de kamera için optik kaliteyi artırır ^(4,5,8).

Rijid-lens skopların çözünürlüğü fiberoptik skoplarda olduğu gibi piksel ile sınırlı değildir. Rijid-lens skoplar, fiberoptik skoplara göre daha iyi çözünürlük ve odaklanma kalitesi sağlar fakat rijid-lens skopların yarıçapının daha geniş olması zorunluluğu bir dezavantajdır ⁽⁶⁾. Lens ve video sistemi arasındaki “coupler” fiberoptik skoplarda olduğunun tersine çözünürlüğe etkisi düşüktür. Fiberoptik skoplara nazaran rijid-lens skoplar daha düşük ışıkta aynı görüntü kalitesi elde edilebilir ⁽⁶⁾. Bunun yanı sıra rijid-lens skoplar, distal lensinin açısına göre 00den 1200ye kadar görüş açısı sağlar ⁽¹⁾.

1960'lı yıllara kadar kullanılan konvansiyonel cam-lens endoskoplardaki lens sistemindeki optik zincir daha küçük lensler ve daha büyük hava boşlukları ile oluşturulmaktaydı. Endoskopta ışık iletiminin kırıcılık indeksi ile doğru orantılı olduğunu fark eden Harold H. Hopkins, uzun cam-lensler ve küçük lens benzeri hava boşlukları ve nötral camlardan oluşan yeni bir lens sistemi geliştirmiştir ⁽⁹⁾.

Fiberoptik endoskoplarda karşılaştırıldığında rod-lens sistemi, ışığı doğrudan aktardığı için daha iyi ışık iletimi, daha iyi çözünürlük, daha gerçek renk ayrımı; içerdiği uzun cam-lensler ve küçük hava boşlukları sayesinde ise daha geniş görüş açısı ve daha fazla büyütme oranı sağlamaktadır ⁽⁶⁾. Rod-lens endoskoplarda rijid olarak kullanılmaktadır. Rijid endoskoplarda kullanılan skoplar 0°, 30°, 70° ve 120°'dir. Sıklıkla kullanılan skoplar ise 0° ve 30°'lik skoplardır. 0°'li skoplarda doğrudan karşıyı gördüğümüz için cerrahi olarak el-göz

oryantasyonu daha iyi sağlanmaktadır. Skop açısının artmasıyla ile görüş açısının değişmesi ve görüş alanının artması, cerrahi alana ulaşılabilirlik açısından daha geniş imkânlar sağlarken cerrahın el-göz oryantasyonunu giderek bozmaktadır. Fakat bu alanda tecrübe kazandıkça cerrahın manüplasyon yeteneği artmaktadır (6,9).

Işık Kaynağı

İnsan gözü, güneş ışığına adaptedir ve dünya atmosferi içinde deniz seviyesinde hissedilen ışığa “iyi ışık” denir. Güneş, gün içerisinde tepe noktasındayken ışık sıcaklığı yaklaşık 6000 K olarak kabul edilir. (Light and light sources Peter G. Sf 17-18) Endoskopta kullanılan ışık kaynağı hem operatöre “iyi ışık” altında çalışma imkanı sağlamalıdır hem de ışığı sağlarken oluşturduğu ısı, cerrahi sahadaki dokuya zarar vermemelidir. 1963 yılında ilk kez Storz tarafından üretilen ve isimlendirilen soğuk ışık kaynağı, diğer ışık kaynaklarına göre ısı yayılımı daha düşüktür. Isı yalıtımına rağmen yüksek ışık enerjisi nedeniyle endoskopun uç kısmı yine de dokulara zarar verebilir (2,7).

Son yıllarda soğuk ışık kaynağı olarak, ışık sıcaklığı 5600-6400 K arası olan Xenon lambalar kullanılmaya başlanmıştır (3). 300W ile 500W arasında olan bu ışık kaynağı üstün resim kalitesini sağlamaktadır (9). Uygun ışık kaynağına rağmen, ışık kaynağındaki ve optik sistem içerisinde ışık iletimi sırasında kayıplar günümüzde hala çözüm bekleyen bir problemdir. Özellikle fiberoptik skoplarda inkoherent ve koherent demetler arasında uygunsuz geçişler, kullanılan kaplama materyalinin ışığı absorbe etmesi ve daha geniş olan ışık kaynağı kabloları ile daha ince olan nöroendoskop arasındaki bağlantı yolları arasında olan kayıplar nedeniyle ışık kaynağından sağlanan ışığın değeri %30’a kadar azalabilmektedir (4,9).

1-Işık Kaynağı

Endoskopik cerrahi operasyonlarda 60’lı yılların ortalarına kadar sıcak ışık kaynağı kullanılmaktaydı. Enerjinin %90’ını ısıya, sadece %10’u ışığa dönüşmekteydi. Dolayısı ile bu sistem istenmeyen yanık ve sonuçta nekrozlara neden oluyordu. 1962’de Karl Storz ışığı ileterek görüntü elde etmek amacıyla cam fiberlerin kullanılabilmesini keşfetti. Artık günümüzde rod lens optik sistemleri ve fiberoptik eksternal soğuk ışık iletimi Storz’un lisanslı fikri olarak endoskop aydınlatma sistemlerinde standart olarak kullanılmaktadır (Resim 1).



Resim 1. Soğuk ışık kaynağı “LP 5124 XENON 180W” (Richard Wolf, Knittlingen, Almanya)

Kamera

Kamera, endoskopi sisteminin en önemli parçası olarak düşünülebilir. Uygun kamera seçiminin video zinciri ve aksesuarları, endoskop tipi ve yayın ekipmanları seçildikten sonra yapılması daha faydalıdır (6).

Günümüzde daha yaygın olarak kullanılan kamera tipi, “chip” kamera ya da “charged-couple device” kameradır. “Single-chip” ve “three-chip” olarak iki tipi mevcuttur. (Constantini) CCD kameranın çalışma prensibi, mikroişlemci teknolojisi ile aynıdır. CCD üzerinde horizontal ve vertikal olarak yerleştirilmiş pikseller bulunmaktadır. Pikselin üzerine ışık düştüğünde ışığın şiddetine göre elektrik akımı oluşur. Her pikselin oluşturduğu farklı voltajdaki elektrik akımları bir matriks gerilim olarak okunur ve bu matriks gerilim analog-dijital çevirici (ADC) ve işlemci ile senkronize edilir ve dijital resim

olarak depolanır ^(6,9). CCD kameraların kullanıma başlanması nöroendoskopi için bir dönüm noktası olmasına rağmen SD (standart definition) three-chip CCD kameraların sağladığı görüntü kalitesi dahi arzu edilen ideal görüntü kalitesine yaklaşmamıştır. Son yıllarda kullanıma giren HD (high definition) three-chip CCD kameralar; hem SD three-chip CCD kameralara göre 5 kat daha yüksek çözünürlük (HD 1920x1080=2.073.600, SD 720x576=414.720), hem de 16:9 görüntü genişliği ile SD kameraların sağladığı 4:3 ekran genişliğine göre daha geniş görüş alanı sağlamakta. Ayrıca SD three-chip CCD kameranın sağladığı resim hızı 25 fps (frame per second) iken HD three-chip CCD kamerada resim hızı 50 fps'dir. Bu nedenle görüntü netliği açısından da HD three-chip CCD kameraların SD three-chip CCD kameralara göre tartışmasız üstünlüğü vardır. Bununla birlikte HD kameraların SD kameralara göre daha ağır olması cerrah açısından bir dezavantaj olarak kabul edilebilir.

Sonzamanlarda CCD teknolojisine göre daha düşük güç tüketimi sağlayan ve geleneksel yöntemlerle üretildiği için daha düşük maliyetli olan CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) kameralar kullanılmaya başlanmıştır. CMOS kamera teknolojisinde piksel yerine her birine ayrı olarak bağlı kablolarla iletimi sağlanan transistörlerle görüntü oluşumu sağlanmaktadır. Aynı görüntü kalitesini yakalamak için CMOS kameraların CCD kameralara göre daha parlak ışığa ihtiyacı vardır. (A CMOS in-pixel Murari) Ancak CMOS kamera teknolojisinin CCD kamera teknolojisine göre daha başarısız olduğu sonucuna varılmamalıdır. Günümüzde hem CMOS hem de CCD teknolojisinde yüksek performans sağlanmaktadır ve CMOS kamera teknolojisi CCD kamera teknolojisinin aksine büyük ölçüde gelişimini tamamlamamıştır.

2-Kamera, Kamera Kontrol Birimi - Ekran ve Görüntü Kaydedici

Artık günümüzde kamera sensörü CCD (Charge Coupled Device) tiptedir. Renklerin daha iyi rezolusyonunu ve parlak olmasını sağlar. Üç adet optik prizmaya sahip olan bu kamera, görüntünün keskinliğini artırarak kontrast ayarının daha iyi olmasına olanak sağlar. Video kameralar çoğunlukla analogdur ve optik zoom vardır. Analog kameradan CPU'ye (Central processing unit) ulaşan sinyal buradan değişik kayıt cihazlarına sinyaller gönderebilir (Resim 2).

Genellikle endoskopik kamera üzerinde zoom, netlik ve beyaz ayarı için olanların dışında çok fazla buton yoktur. Fakat monitör ve video kayıt cihazı üzerinde renk, parlaklık, kontrast vb. ayarları sağlayan butonlar bulunmaktadır ve bunların ameliyatı yapacak olan cerrahi ekip ve personel tarafından iyi bilinmesi gerekmektedir (Resim 2).



Resim 2. Kamera ve kamera kontrol ünitesi

Analog sinyal işleme sistemli, üç "CCD" çipli, görüntüyü, netliğini bozmadan 21-36 mm mesafede optikal olarak büyütebilme özelliğinde olan ve PAL görüntü sistemini kullanan, "MEDICAL HD ENDOCAM 5509 PAL" Richard Wolf (Knittlingen, Almanya).

Monitörün büyüklüğü ise cerrahın işlemi yaptığı mesafeye bağlıdır. 1,5m.' ye kadar olan kısa mesafelerde 36 cm'lik küçük, 1,5m.'den daha uzak mesafelerde ise 50 cm ve üzeri boyutta monitörler kullanılması önerilmektedir (Resim 3).



Resim 3. Flat Screen Monitor

Çözünürlüğü 1280x1024 ve kontrast oranı yukarı/aşağı/sol/sağ >10:1 89°/89°/89°/89° olan 19 inch “LMD-1950MD Sony” (Japonya).

Monitör

Monitör seçiminde çözünürlük, ekran büyüklüğü ve maliyet göz önünde bulundurulması gereken üç önemli unsurdur. Görüntü kalitesi açısından yüksek çözünürlüklü monitör daha iyi görüntü kalitesi sağlar. Bu nedenle kullanılan kamerayla karşılaştırıldığında daha düşük çözünürlükte monitör kullanmak, kameranın cerraha sağlayacağı avantajları yok etmektedir. Aynı zamanda kullanılan kameranın çözünürlük kalitesinden daha yüksek çözünürlük kalitesinde monitör kullanmak da gereksizdir. Çünkü daha iyi bir monitör, kameradan aldığı görüntü kalitesini arttırmayacaktır ⁽⁹⁾.

Monitör seçiminde daha büyük ekran seçmek her zaman daha iyi görüntü elde edilmesi anlamına gelmeyebilir. Özellikle piksel teknolojisi ile çalışan fiberskop kullanımında ekran büyüklüğü, fiberskopun sağlayacağı en geniş görüntü boyutundan daha büyük olursa ekranda izlenen pikseller arası mesafe artacağı için görüntü kalitesi düşecektir ⁽⁶⁾. Monitörün ekran büyüklüğü

seçiminde bir başka önemli unsur ise cerrahın işlemi yaptığı mesafedir. 1,5 metreye kadar olan kısa çalışma mesafesinde 36 santimetre boyutunda; 1,5 metreden daha uzak çalışma mesafelerinde ise 50 cm ve üzeri boyutlarda monitörler kullanılması önerilmektedir.

2000’li yıllardan önce CRT (catode ray tube) monitörler kullanılırken özellikle son 10 yıllık süreçte DTV (digital television) monitörler daha yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. DTV monitörlerin çalışma prensibi, gelen dijital sinyallerin dekoder aracılığıyla çözümlenerek dijital görüntüye çevrilmesi esasına dayanır. HDTV (High-resolution digital television) monitörler, 1080x720 ya da 1920x1080 çözünürlük özelliği ile DTV monitörlere göre daha üstün görüntü kalitesi sağlar. HDTV iki farklı formatta çalışır: “interlaced” (i) ve “progressive” (p). “Interlaced” formatında ekran horizontal hatlar halinde iki ayrı parçaya bölünür. Bir parçada tek sayı ile numaralandırılmış resim yayınlanırken diğer parçada çift sayı ile numaralandırılmış bir sonraki resim yayınlanır. Geleneksel CRT televizyonlarda kullanılan bu teknoloji, daha küçük ekranlı dijital TVlerde görüntü farkı yaratmasa da, daha büyük ekranlı dijital TVlerde görüntüde titreme hissi oluşmasına neden olur. “Progressive” formatında ise ekranda tek seferde tek resim yayınlanır ve tüm resimler ardışık olarak sırasıyla ekrana gelir. Bu durum, daha fazla bant genişliği ihtiyacı doğurması ile beraber daha yumuşak resim geçişi sağlar.

Video ve Kayıt

Fiberoptik endoskoplarda, kaliteli video görüntüsü elde etmek için kamera ve aktarım cihazlarının çözünürlüğü yüksek olmadığı ve büyütme oranı iyi seçilmelidir ⁽⁶⁾. Geçmişte video kayıt cihazları kullanılırken artık günümüzde bu görevi monitör veya aktarım cihazlarının içinde bulunan hard diskler üstlenmiştir.

b-Nonoptik komponentler

İrrigasyon Pompası

1-Cerrahi irrigasyon pompası

1,5 lt/dk akış hızı ve 150 mmHg basınç kapasiteye sahip, sıvı yönetim sistemi özelliği ile kullanılan sıvının miktarını da otomatik olarak hesaplayabilen cerrahi irrigasyon pompası (Resim 4).



Resim 4. Cerrahi irrigasyon pompası

“2203 FLUID CONTROL SYSTEM” (Richard Wolf, Knittlingen, Almanya).

Bipolar Koagülatör

1-Radyofrekans cihazı

Perkutan tam endoskopik spinal cerrahi için özel olarak geliştirilmiş, 4,0 Mhz frekans kapasitesinde ve yüksek frekans kapasitesine sahip olduğundan düşük güçte bile sinir dokuları üzerinde güvenli bir koagülasyon olanağı sağlayan, monopolar ve bipolar özelliğe sahip radyofrekans cihazı (Resim 5).



Resim 5 Radyofrekans cihazı

“2343Surgitron 4,0 Mhz Dual” Richard Wolf Corporation (Ellman, NY, Amerika Birleşik Devletleri)

- Cerrahi Enstrümanlar

a- Cerrahi El Aletleri

Kranial ve spinal cerrahi için geliştirilmiş el aletleri mevcuttur. Resim 6 da spinal cerrahi için gerekli el aletleri demonstratif olarak verilmiştir.

a. Spinal iğne (1,25 mm genişlikte, 25 cm uzunlukta)



b. Disektör (2,5 -4,0 mm genişlikte, 35 cm uzunlukta)



c. Dilatatör (5,9 – 6,9 mm genişlikte, 7 cm uzunlukta, çift kanallı)



d. Çalışma kanülü (30°, 8 mm genişlikte, 18,5 cm uzunlukta)



e. Çalışma kanünü ataşmanı (8 mm genişlik için)



f. Mikro-rongeur (2,5 mm genişlikte, 29 cm uzunlukta)



g. Mikro-punch (2,5 mm genişlikte, 29 cm uzunlukta)



h. Mikro-rongeur (2,0 mm genişlikte, 29 cm uzunlukta)



i. Hook (2,0- 2,5 mm genişlikte, 29 cm uzunlukta)



j. 25° teleskop (4,1 mm genişlikte çalışma kanalı, 6,9 x 5,9 çaplı 16,5 – 20,7 cm uzunlukta)



k. Radyofrekans bipolar probu (2,5 mm genişlikte)



Resim 6a, b, c, d, e, f, g, h, i, j, k: Endoskopik lomber cerrahi için gerekli ekipmanlar.

SONUÇ

Teknolojik gelişmelerin etkileri Nöroşirürji pratiğine de yansımaktadır ⁽¹⁰⁾. 1900'lü yılların başında başarısız cerrahi girişimler nedeniyle gündemden düşen nöroendoskop ilerleyen zamanlarda mikrocerrahiye yardımcı olması amacıyla yeniden kullanıma girmiştir. Teknolojinin gelişmesiye etkinliği artan nöroendoskopi tamamlayıcı özelliğinden ziyade başlı başına nöroşirürji ameliyathanesinin vazgeçilmez bir ekipmanı haline gelmiştir. İki yüz yıllık tasarım sürecinden sonra endoskop

nöroşirürjikal girişimlerde yaygın olarak kullanılmaktadır. Günümüzde kullanılan nöroendoskopun temel fiziksel özelliklerini ve hassas ekipmanlarını anlamak, başarılı ve güvenli bir cerrahi için kaçınılmazdır.

Çıkar çatışması: Çalışmamızda herhangi bir çıkar çatışması bulunmamaktadır.

Finansal destek: Çalışmamızda finansal destek alınmamıştır.

Conflict of interest: There is no conflict of interest in our study.

Funding: No financial support was received in our study.

KAYNAKÇA

1. Cappabianca P, Decq P, Schroeder HW. Future of endoscopy in neurosurgery. *Surg Neurol.* 2007;67(5):496-498. <https://doi.org/10.1016/j.surneu.2006.09.039>.
2. Eggen MA, Brock-Utne JG. Fiberoptic illumination systems can serve as a source of smoldering fires. *J Clin Monit.* 1994;10(4):244-246. <https://doi.org/10.1007/BF02899509>.
3. Gaab MR. Instrumentation: endoscopes and equipment. *World Neurosurg.* 2013;79(2 Suppl):S14.e11-S14.e21. <https://doi.org/10.1016/j.wneu.2012.02.032>.
4. Hulka JF, Reich H. Light: optics and television. In: *Textbook of laparoscopy.* Philadelphia: WB Saunders; 1994. p. 9–21.
5. Kiraz M, Çevik S, Demirel A, Gergin YE, Özdemir Ö. Nanoteknoloji ve Nanonöroşirürji. *Türk Nöroşirürji Dergisi.* 2018;28(3):264-72.
6. Nobles AA: The Physics of Neuroendoscopic Systems and The Instrumentation. *Intracranial Endoscopic Neurosurgery.* AANS Publications Committee; 1998. P. 1-13.
7. Scarff JE. The treatment of nonobstructive (communicating) hydrocephalus by endoscopic cauterization of the choroid plexuses. *J Neurosurg.* 1970;33(1):1-18. <https://doi.org/10.3171/jns.1970.33.1.0001>.
8. Shiau JSC, King WA. Neuroendoscopes and instruments. In: Jimenez DF, editor. *Intracranial endoscopic neurosurgery.* Park Ridge, IL: American Association of Neurological Surgeons; 1998. p. 13–27.
9. Siomin V, Constantini S. Basic principles and equipment in neuroendoscopy. *Neurosurg Clin NAm.* 2004;15(1):19-31. [https://doi.org/10.1016/S1042-3680\(03\)00075-5](https://doi.org/10.1016/S1042-3680(03)00075-5).
10. Kiraz, M., Çevik, S., Demirel, A., Gergin, Y. E., & Özdemir, O. (2018). Nanoteknoloji ve nanonöroşirürji.