

**T.C.
EGE ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ**



BEYİN VE SİNİR CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

**ARTTIRILMIŞ GERÇEKLİK (AR) TABANLI NÖRONAVİGASYON TEKNİĞİ
GELİŞTİRİLMESİ VE BU TEKNİĞİN OPTİK İZLEME TABANLI
NÖRONAVİGASYON TEKNİĞİ İLE KARŞILAŞTIRILMASI**

UZMANLIK TEZİ

Dr. GÖRKEM YAVAŞ

**TEZ DANIŞMANI
PROF. DR. MEHMET SEDAT ÇAĞLI**

**İZMİR
2021**

**T.C.
EGE ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ**

BEYİN VE SİNİR CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

**ARTTIRILMIŞ GERÇEKLİK (AR) TABANLI NÖRONAVİGASYON TEKNİĞİ
GELİŞTİRİLMESİ VE BU TEKNİĞİN OPTİK İZLEME TABANLI
NÖRONAVİGASYON TEKNİĞİ İLE KARŞILAŞTIRILMASI**

UZMANLIK TEZİ

Dr. GÖRKEM YAVAŞ

**TEZ DANIŞMANI
PROF. DR. MEHMET SEDAT ÇAĞLI**

İZMİR

2021

ÖN SÖZ

Üniversite ve asistanlık hayatımda bilgisayar teknolojileri, yeni geliştirilen teknolojik cihazlar ilgimi çekmişti. Üniversite yıllarımda başladığım sinirbilim doktora eğitimim sırasında öğrendiğim optogenetik gibi yeni yöntemlerin fizik ve biyolojiyi bir araya getirmesi beni çok etkilemişti. Sinir sisteminin yapısı, hala mevcut olan bilinmezlikleri ve potansiyel gücü beni Beyin ve Sinir Cerrahisine yönlendirmiş, bu sayede yenilikleri, bir parçası olarak takip edebilme, bilime küçük de olsa katkı sağlayabilme düşüncesi beni heyecanlandırmıştı. Asistanlık yıllarımda ise cerrahi planlama, nöronavigasyon sistemleri oldukça ilgimi çekmiş, ilgi alanıma girdiği için bu alanda daha da bilgi sahibi olmuştum. Bu sistemleri yeni geliştirilen sanal gerçeklik, artırılmış gerçeklik ve sonrasında karma gerçeklik ile birleştirebilme fikri beni bu araştırmaya yönlendirdi. Bu çalışma ile genişletilmiş gerçeklik teknolojileri çalışmaları ile ilgili tecrübe edinmiş bulunmakta ve gelecekte bu tür çalışmalar için istek ve heyecan taşımaktayım.

Bu çalışmanın oluşumunda, geliştirilmesinde ve tüm basamaklarda katkılarını ve desteklerini esirgemeyen ve asistanlık eğitim hayatımda daima desteğini gördüğüm tez yürütücüsü değerli hocam Prof. Dr. Mehmet Sedat Çağlı'ya, asistanlık sürecimde çok şey öğrendiğim Prof. Dr. Taşkın Yurtseven, Prof. Dr. Mehmet Zileli, Doç. Dr. Erkin Özgiray, Doç. Dr. Hüseyin Biçeroğlu'na, bu çalışmanın her aşamasında katkılarını esirgemeyen Uzm. Dr. Kadri Emre Çalışkan'a, çok şey öğrendiğim ve beraber çalışma fırsatı bulduğum Uzm. Dr. Elif Bolat'a, Uzm. Dr. Nevhis Akıntürk'e, Uzm. Dr. Serdar Bölük'e, kliniğimizde görev yapan tüm çalışma ve doktor arkadaşlarıma, hemşire ve personellere içtenlikle teşekkürlerimi borç bilirim.

Son olarak hayatımda her zaman desteğini, sevgisini hissettiğim, her daim yanımda olan biricik eşime; beni bugünlere sonsuz emek ve sevgisi getiren anneme, babama, ablama; eşsiz dostluklarıyla yanımda olan Şerbet ve Muffin'e teşekkürlerimi borç bilirim.

Dr. Görkem Yavaş

İzmir

Mayıs 2021

ÖZET

İntrakranial patolojilerin (primer veya sekonder beyin tümörleri, vasküler patolojiler, hidrosefali, epileptik odak vb.) cerrahisinde preoperatif ve peroperatif, patolojinin yerinin milimetrik boyutlarda tayin edilmesi, kitle boyutlarının ve üç boyutlu (3B) yapısının ortaya konulması, önemli yapılarla komşuluklarının belirlenmesi hastanın sağkalım süresi, kitlenin tam olarak çıkartılması, postoperatif dönemde hastanın nörolojik kaybının olmaması açısından oldukça önemlidir. Bu anlamda son 30 senedir kitlenin boyutu, şekli ve yerinin tam olarak ortaya konması için nöronavigasyon terimi ortaya konulmuş ve gün geçtikçe önem kazanmıştır. Beyin patolojilerinin cerrahisinde, 19. Yüzyılın sonlarında stereotaktik çerçeve ile başlayan bu arayış, 20. yüzyılda bilgisayar ve yazılım teknolojilerindeki hızlı ilerleme ile bilgisayar tabanlı cerrahi planlamaya doğru evrilmiştir. Günümüzde, kafatasında veya yüzeysel cilt anatomisinde önemli landmarklar baz alınarak cerrahi planlama yapılmaktadır. 2000’li yılların başında teknolojiye hızlı ilerleme ile kızılötesi kamera kullanılarak geliştirilen nöronavigasyon, yurtdışında ve yurtiçinde beyin ve sinir cerrahisi ameliyatlarında rutin olarak kullanılmaktadır. Ancak bu sistemler, yüksek maliyetli, kurulumu zaman alan ve belirli ameliyat pozisyonlarında kullanımının zor ve yüksek sapma değerlerinin olması, ameliyat sahasından uzak başka bir ekrana bakma zorunluluğu gibi bazı fiziksel sınırlılıkları olan sistemlerdir.

Bu çalışmada son yıllarda geliştirilen arttırılmış gerçeklik (*Augmented Reality, AR*) mobil cihazlar ile gerçek görüntü üzerine preoperatif rutin olarak hastaya yapılan 3B bilgisayarlı tomografi (BT) ve/veya manyetik rezonans (MR) görüntülerinin yansıtması, insan kafatasında ve yüzünde yer alan landmarklar ile otomatik entegrasyonu ve hizalanması ile cerrahın gözünün önünde cerrahi uygulanacak patolojinin, operasyon sırasında öneme sahip anatomik yapıların segmentasyon teknikleri kullanılarak renkli, yüksek doğruluk ve kolaylıkla cilt insizyonundan itibaren operasyonun tüm aşamalarında görülmesi hedeflenmiştir. Geliştirilen yeni nöronavigasyon tekniği sayesinde yüksek maliyetli nöronavigasyon sistemlerine bağımlılığın azalacağı, operasyon öncesi hazırlık süresinin kısılacağı ve nöronavigasyonun operasyon sırasında daha verimli hale geleceği, postoperatif erken ve geç dönem komplikasyonların azalacağı ve hastaların sağkalım süresinin artacağı öngörülmüştür.

Anahtar sözcükler: arttırılmış gerçeklik, nöronavigasyon, karma gerçeklik, sanal gerçeklik, cerrahi planlama

ABSTRACT

Intraoperative image guidance has been a necessity in neurosurgical operations for past two decades for localizing the pathology. Preoperative and intraoperative determination of localization, size of the intracranial pathologies (primary or secondary tumors, vascular pathologies, hydrocephalus, epileptic focus etc.) and its 3-dimensional structure gives significant advantage for resection of pathology without any insult to adjacent important structures in order to prevent any neurological deficit and improve patient pathology-based survival. In this sense, the term, neuronavigation, has been introduced to fully reveal the size, shape and location of the mass for the last 30 years and has gained importance with the help of investments on technology. Neuronavigation in the surgery of intracranial pathologies started with the stereotactic frame-based surgery at the end of 19th century and has evolved into computer-based surgical planning with the progress of software and hardware developments in the 20th century. Surgical planning is made based on important landmarks in the skull or superficial skin anatomy in the current clinical routine and surgical training. Commercially available neuronavigation systems with infrared cameras are essential tools in neurosurgery operations all over the world. However, these systems are high-cost, time-consuming and have some physical limitations (difficult to use in prone, lateral positions, long registration period, the necessity to follow another screen away from the operation field).

In this study, we developed new method with Augmented Reality and mobile devices that can recognize the specific target on the patient's skull. This provides 3D image fixation on the patient's head and can show real pathology real time with the adjacent important structures in 3D. 3D printed, and registered Augmented Reality pathology can be shown on skin surface and in operation with high accuracy and ease, at all stages of the operation by using 3D segmentation techniques. In this way, dependence on high cost neuronavigation systems will decrease and preoperative registration of images can be shortened. The AR neuronavigation can become more efficient during the operation, and postoperative early and late complications can decrease, and survival of patients can increase by the help of total excision of pathology without any injury to adjacent vascular and neural structures.

Keywords: augmented reality, neuronavigation, mixed reality, virtual reality, surgical planning

İÇİNDEKİLER

ÖZET	2
ABSTRACT	3
TABLolar LİSTESİ	6
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	7
KISALTMALAR LİSTESİ.....	9
GİRİŞ.....	1
GENEL BİLGİLER.....	2
Nöronavigasyon ve Cerrahi Planlama	2
Tarihçe.....	2
Genel Özellikler	4
Nöronavigasyon Teknikleri.....	6
Çerçeve Tabanlı Cerrahi Planlama (Frame-based)	6
Optik Tabanlı Sistemler ile Cerrahi Planlama.....	7
Ultrason ile Cerrahi Planlama	12
Elektromanyetik Dalgalarla ile Cerrahi Planlama.....	13
Sanal, Arttırılmış ve Karma Gerçeklik ile Cerrahi Planlama.....	13
GEREÇ VE YÖNTEM	17
Hasta Seçimi.....	18
İşaretleyicilerin Tasarlanması ve 3 Boyutlu Yazıcı ile Üretilmesi.....	19

Segmentasyon.....	22
Segmentasyonların İşaretleyici ile Eşleştirilmesi.....	24
Mobil Cihaz İşletim Sistemi Tabanlı Program Yazılımı.....	25
İntraoperatif Kullanım.....	26
İstatistik	26
BULGULAR	27
Olgu Sunumları	34
TARTIŞMA.....	41
SONUÇ VE ÖNERİLER	47
KAYNAKLAR.....	48

TABLÖLAR LİSTESİ

Tablo 1. Olguların demografik özellikleri, tümör yerleşimi ve tümörlerin histopatolojik tanıları.....28

Tablo 2. İntrakranial tümör yerleşim yeri, histopatolojik tanıları, AR nöronavigasyon ile OTS tabanlı nöronavigasyon sistemi karşılaştırmalı sapma miktarı (mm.) ve pre-operatif AR ile nöronavigasyon cerrahi planlama süresi (dk.).....29



ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1. Russell Brown'un N-lokalize edici navigasyon çerçevesi.....	7
Şekil 2. Rutin kullanımda olan Optik Tabanlı Nöronavigasyon Sistemi.....	9
Şekil 3. Preoperatif MR, 3B olarak oluşturulmuş sağ frontal kitlenin görünümü	10
Şekil 4. Optik tabanlı nöronavigasyon sisteminin ameliyathanede kullanımı	11
Şekil 5. İntraoperatif USG nöronavigasyon görüntüsü.....	12
Şekil 6 Genişletilmiş gerçeklik ve diğer gerçeklik teknolojileri ile ilişkisi	14
Şekil 7. AR için üretilen işaretleyicilerin stereolitografik görüntüsü	20
Şekil 8. 3B yazıcı ile üretilen, MR ve BT için kontrast madde içeren işaretleyiciler ve hastanın cildine sabitlenen çerçeve	20
Şekil 9. AR ile uyumlu, 3B yazıcı ile üretilen işaretleyiciler	21
Şekil 10. BT'de kemik ve cilt yapılarının segmentasyonu.	22
Şekil 11. MR'da tümör ve çevre dokuların segmentasyonu	24
Şekil 12. 3D Slicer programında cilt üzerinde bulunan işaretleyici ile AR ile uyumlu işaretleyicinin registrasyonu	25
Şekil 13. Kliniğimize başvuru anında olguların şikayetleri.....	27
Şekil 14. AR ile Nöronavigasyon yapılan olguların patolojilerinin intrakranial yerleşim yeri.	30
Şekil 15. AR ile nöronavigasyon yapılan olguların patolojilerinin histopatolojik tanıları.	31
Şekil 16. Preoperatif AR hazırlık, perioperatif AR kurulum süresi ve perioperatif OTS nöronavigasyon kurulum süresi (dk.)	32

Şekil 17. AR nöronavigasyonda sapma miktarının (mm.), intrakranial tümör yerleşimine göre kutu grafiği	33
Şekil 18. AR nöronavigasyonda sapma miktarının (mm.), cerrahi pozisyon ile kıyaslanması, kutu grafiği	33
Şekil 19. Sol frontal yerleşimli 1x1 cm boyutlarında kavernom olgusu.....	35
Şekil 20. Sağ frontal yerleşimli kolon adenokarsinom metastaz olgusu	36
Şekil 21. Sağ frontal süperior lobta gliomatozis zemininde 2 adet yüksek dereceli glial tümör olgusu	37
Şekil 22. Sağ frontal parafalksin meningiom olgusu	38
Şekil 23. Bilateral oksipital lob yerleşimli atrial miksoma olgusu	39
Şekil 24. Bilateral oksipital lobta yerleşimli atrial miksoma olgusunun intraoperatif AR nöronavigasyon görüntüsü	40
Şekil 25. İntraoperatif AR nöronavigasyon ve OTS tabanlı nöronavigasyonun kullanımı	41

KISALTMALAR LİSTESİ

BT: Bilgisayarlı tomografi

MR: Manyetik rezonans

EVD: Ekstraventriküler drenaj

AR: Arttırılmış gerçeklik (Augmented reality)

VR: Sanal gerçeklik (Virtual reality)

LED: Işık yayan diot (Light emitting diode)

OTS: Optik takip sistemi (optic tracking system)

DICOM: Dosya formatı (digital imaging and communications in medicine)

3B: Üç boyutlu

2B: İki boyutlu

BOS: Beyin Omurilik Sıvısı

iOS: iPhone Operating System

IGT: Image guided therapy

RMS: Root mean square (karekök ortalama)

FPS: Frame per second (saniye başına görüntü)

FDA: Food & Drug Administration

dk: dakika

mm: milimetre

FDM: Fused Deposition Modelling

LIDAR: Light Detection and Ranging

GİRİŞ

Nöronavigasyon teknikleri son yıllarda beyin ve sinir cerrahisinde oldukça sık olarak kullanılmakta, bu sayede hastaya daha az zarar veren ve daha yüksek doğrulukta (daha az rezidü patoloji, daha az postoperatif defisit) minimal invazif cerrahiler ile hastanın postoperatif sağkalımı artmakta, postoperatif erken ve geç dönem komplikasyonları azalmaktadır. Bu amaçla rutinde kullanılan nöronavigasyon teknikleri yüksek maliyetli, kullanımı zaman alan ve bazı kısıtlamalar (pron pozisyonunda uygulama güçlüğü, lezyonun gösterilmesinde yüksek sapma, çivili başlık kullanma zorunluluğu vb.) içeren tekniklerdir. Bu nedenle mevcut nöronavigasyon tekniklerine ek olarak daha hızlı, cerrah için daha konforlu ve daha yüksek doğrulukta patolojiyi ortaya koyacak yeni bir nöronavigasyon sistemi ihtiyacı mevcuttur. Yaptığımız bu çalışmada arttırılmış gerçeklik teknolojisine sahip mobil cihazlar (telefon, tablet vb.) kullanılarak bu cihazlar üzerinde bulunan LiDAR (Light Detection and Ranging) ve iki boyutlu (2B) kameralar ile fotometri yapılabilen, gerçek görüntü ile sanal oluşturulan üç boyutlu (3B) hastaya özel BT ve/veya MR görüntülerinin otomatik olarak hizalanmasını mümkün kılan bir sistem oluşturulması amaçlanmıştır. Bu eşleştirilen görüntülerde patolojinin yeri, şekli, önemli komşu yapılar ile birlikteliği ortaya konabilecektir.

Bu çalışmanın amacı, beyin ve sinir cerrahisi ameliyatlarında kullanımda olan nöronavigasyon tekniklerine alternatif bir yöntem tanımlamak, bu yöntemlerden daha yüksek doğrulukta, daha pratik olarak cerrahi patolojinin yerini ortaya koymayı amaçlamaktır. Mevcut nöronavigasyon tekniklerinden daha hızlı kurulum yapılabilen, daha yüksek doğrulukta cerrahi patolojinin yerini gösteren ve ameliyat sırasında da kullanılabilmesi ile rezidü kitlenin lokalizasyonunu, komşu yapılar ile birlikteliğini ve yakınlığını ortaya koyabilen bu nöronavigasyon sistemi ile cerrahi patolojiye bağlı sağkalım artabilecek, hastanın postoperatif erken ve geç dönem komplikasyonları azalacak (postoperatif nörolojik defisit, postoperatif hematoma vb) ve cerrah için daha konforlu ve daha hızlı ameliyatlar yapılabilecektir.

Bu çalışmada hipotez, arttırılmış gerçeklik teknolojisine sahip mobil cihazlar (telefon, tablet vb.) ile yapılan nöronavigasyonun, beyin ve sinir cerrahisi ameliyatlarında sıklıkla kullanılan ve altın standart nöronavigasyon tekniği olan optik izleme tabanlı nöronavigasyon sistemleri ile istatistiksel olarak karşılaştırıldığında, patolojinin yerini

benzer veya daha doğru bir şekilde gösterdiği, klinik ve cerrahi olarak uygulanabilir bir nöronavigasyon sistemi olduğu, bu sayede patolojiye ait rezidünün azalmasını sağladığı, daha hızlı kurulum ile pratik bir teknik olduğu, diğer nöronavigasyon tekniklerine göre daha az maliyetli olduğu, cerrah için daha konforlu ve 3B, görsel olarak daha başarılı olduğu şeklinde belirlenmiştir.

GENEL BİLGİLER

Nöronavigasyon ve Cerrahi Planlama

Tarihçe

Beyin ve sinir cerrahi ameliyatlarında cerrahi planlama ve nöronavigasyon, patolojik yapıların komşu yüzeysel yapılar ile komşuluğu normal beyin parankiminde oluşabilecek hasarın engellenmesi ve patolojinin yerinin ortaya konması açısından oldukça önemlidir. 19. yüzyıla kadar topikal anatomi ile ilgili çalışmalardan ve anatomi ile fonksiyonel yapılar arasında bağlantılardan yoksun oluşan beyin ve sinir cerrahisi, 19. yüzyılda Broca, Wernicke, Exner ve Dejerine'nin yaptığı çalışmalarda fonksiyonel nöral anatomi ve fonksiyonel beyin haritalandırılması ile serebral korteks topikal anatomisi hakkında büyük yol kat etmiştir. W. Penfield'in 1930'larda epilepsi hastalarında yaptığı çalışmalar da bu konuda bilgileri ileriye taşımıştır (2).

İlk olarak laboratuvar fare ve sıçanlarda medulla oblongata yerleşimli neoplazmlarda H. Dittmar ve ark. tarafından 1873'te kullanılan stereotaktik çerçeve ile nöronavigasyonun temelleri atılmıştır (3). Bunu takip eden D. N. Zernov tarafından 1889 yılında yapılan çalışmada bu stereotaktik çerçeve insanlar üzerinde denenmiştir (4). Kirshner daha sonraki yıllarda stereotaktik çerçeve ile trigeminal nevralji hastalarında trigeminal ganglion termal ablasyonu yapmıştır. L. Leksell 1949 yılında kendi stereotaktik çerçevesini oluşturarak şu anda rutinde de kullanılan Leksell çerçevesini literatüre katmıştır (5).

BT ilk olarak 1972'de Oldendorf, Hounsfield ve Cormack tarafından yapılmıştır (6). Bilgisayarlı tomografinin stereotaktik çerçevede kullanılması ve fonksiyonel beyin ve sinir cerrahisinin başlaması 1976 yılında Bergström ve Greitz tarafından gerçekleştirilmiştir

(7). MR tetkiki ise ilk başta bakteri hücresinde potasyum iyon konsantrasyonunu bulmak için(8) başlasa da sonra MR görüntüleme olarak 1980 yılında klinik olarak kullanılmaya başlanmıştır (9).

Daha sonrasındaki yıllarda nöronavigasyon, elektromanyetik ve optik yöntem olarak iki farklı yönde evrimleşmiştir. İlk olarak Kato ve ark. tarafından 1992 yılında yapılan sistemle, 6 parçadan oluşan manipülatör, işaretleyici, rijit endoskop ve biyopsi iğnesi kullanılmaktaydı (10). Bu yöntemle elektromanyetik olarak beyin tümörlerine ulaşmak, çerçevesiz stereotaktik biyopsi, kafa tabanı ve klivus cerrahisi ventriküloskopik cerrahiler denenmiştir. Bu sistem nöronavigasyon manipülatörünün rijit olarak sabitlenememesi ve >2,2 mm. doğrulukta standart sapma nedeniyle fonksiyonel beyin ve sinir cerrahisinde kullanılamamıştır (11).

Bu dönemde nöronavigasyon, optik sistemler ile 1990-2000’li yıllar arasında büyük gelişme kat etti (2). Bu sistem aktif ve pasif olmak üzere iki farklı yöntemden oluşmaktadır. Aktif sistemde LED ışık veren diyotlar kullanılarak kamera ile 3B düzlemler algılanmış, bu sayede diğer LED içeren cerrahi ekipmanların nerede, hangi konumda, hangi doğrultuda ve hangi derinlikte olduğu bilgisayar ve yazılım ile ortaya gösterilmektedir. Bu LED’lerin kameraya yakın olması gerekliliği ve aktif bir sistem olması nedeniyle bu sistem pasif optik sistemlere yerini bırakmıştır. Pasif sistemde ise yansıtıcı küreler ve kızılötesi kameralar kullanılarak aynı yapılar 3B düzlemde bilgisayar ve yazılım ile koordinatlara ayrılır, yine bu yansıtıcı kürelere sahip cerrahi ekipman ile nöronavigasyon sağlanmaktadır (2). K. Roessler’in yaptığı çalışmada kranial cerrahilerde standart sapma 3,4 mm., spinal cerrahilerde 11,3 mm. olarak saptanmıştır (12). Spinal cerrahilerde sapmanın fazla olmasının nedeni olarak görüntülerin fiksasyonunun zorluğu ve değişken cilt yapıları gösterilmiştir.

Tüm bu nöronavigasyon çalışmalarında birçok yazar, nöronavigasyon ile patolojinin rezeksiyonunda artış ve rezidü oranında azalma, hastanede kalış süresinde azalma, toplam sağkalımda artma ve fonksiyonel sonuçlarda iyileşme olduğunu ortaya koymuştur (13-15).

Aktif ve pasif optik tabanlı nöronavigasyon sistemlerini karşılaştıran bir çalışmada, patolojinin yerinin doğruluğunun da benzer olduklarını (standart sapma <1,5 mm.) ve tam olarak patolojinin yerinin gerçeğe uyuşmadığını ve cerrah tarafından kontrol edilmesi

gerektiğini ortaya koymuştur (16). Her iki teknikte de optik tabanlı nöronavigasyon sistemlerinin şu kısıtlamaları vardır (2, 17):

1. Optik küre veya diyotlara en az 1 metre uzaklıkta kamera yerleşimi
2. Ayrı bir kameraya ihtiyaç duyulması, bunun ise sistemin büyüklüğünü ve hareketini kısıtlaması
3. Nöronavigasyon doğruluğunun küre veya diyotların hareketi halinde ciddi derecede bozulması
4. Küre veya diyotların kamera tarafından görülmesine engel olduğu durumlarda sistemin durması (mikroskop, hastanın örtülmesi vb.)
5. Yer kaplayan diyot veya kürelerin cerrahi steriliteye ve cerrahi alanda kısıtlamalara neden olması
6. Değişken cerrahi ekipmanlarda kullanılmasının zorluğu
7. Hastanın başının başlıkta sabitlenmesi gerekliliği

Ayrıca optik tabanlı nöronavigasyon sistemlerinde kullanılan kızılötesi takip kamerasının oksimetre kullanımını bozduğu, hastanın oksijen satürasyonlarının ölçülmesini zorlaştırdığı gösterilmiştir (18).

Genel Özellikler

20. Yüzyıl başlarında başlayan ve cerrahi çerçeve ile yapılan stereotaktik ameliyatların, bu yüzyılın sonlarında BT ve MR tetkiklerinin rutin kullanıma girmesiyle preoperatif cerrahi planlama önem kazanmıştır (1, 11, 19, 20). Bilgisayar teknolojilerindeki ilerleme ile optik takip sistemi (OTS) tabanlı nöronavigasyon sistemlerinin geliştirilmesi ile bu cihazlar rutin beyin ve sinir cerrahisi ameliyatlarında vazgeçilmez olmuştur (13, 21). Çünkü, mevcut hedeflenen patolojinin (tümör, hematom, ventrikül vb.) lokalizasyonu; cilt insizyonun planlamasından, kraniotominin yeri ve büyüklüğünün planlanmasına, kortikal insizyonun yeri ve büyüklüğüne, komşu nöral ve vasküler yapıların patolojiye olan uzaklığı ve yerine göre bu yapıların hasar görme olasılığına kadar birçok aşamada oldukça önemlidir (15). Tüm bu nedenlerden dolayı

nöronavigasyon, hastada görülen komplikasyon (hematom, enfeksiyon vb.) oranlarının azalmasına, cerrahi patolojinin total eksizyon oranına, böylelikle patolojiye bağlı sağkalım süresinin artmasına, postoperatif nörolojik kaybın azalmasına katkı sağlamaktadır (17).

Son 15 yılda, nöronavigasyon minimal invazif ve yüksek güvenli bir beyin ve sinir cerrahisi ameliyathanelerinde sıklıkla kullanılmaktadır. Ancak, mevcut kullanımda olan sistemler yeteri kadar ergonomik ve konforlu değildir (22). Cerrah, mevcut patolojinin yerini saptamak için cerrahi alandan çok uzakta başka bir ekrana bakmak zorundadır. Sonrasında, cerrah sanal ortamdaki görüntüleri gerçek cerrahi alana analitik olarak aktarmak zorundadır. Sanal gerçeklikte oluşturulan görüntüler, sanal cerrahi araçlar ve hastaya özel anatomik detaylar ile (preoperatif 3B görüntüler) oluşturulmaktadır. Arttırılmış ve sanal gerçeklik ise gerçek görüntünün üzerine sanal görüntüler üst üste getirilerek yapılmaktadır (22-24). Bu sistemlerin esas amacı, anatomik detayların sanal ortamda 3B oluşturularak, bu görüntülerin eş zamanlı gerçek cerrahi alanla eşleştirilmesidir. Gereksiz cerrahi manipülasyonun ve hasarın engellenmesi için, milimetrik alanlarda mikroskop ile çalışan cerrahın komşu nöral ve vasküler yapıları kolaylıkla tanınması oldukça önemlidir.

Bu anlamda nöronavigasyon teknikleri temel olarak 5'e ayrılır (2, 20);

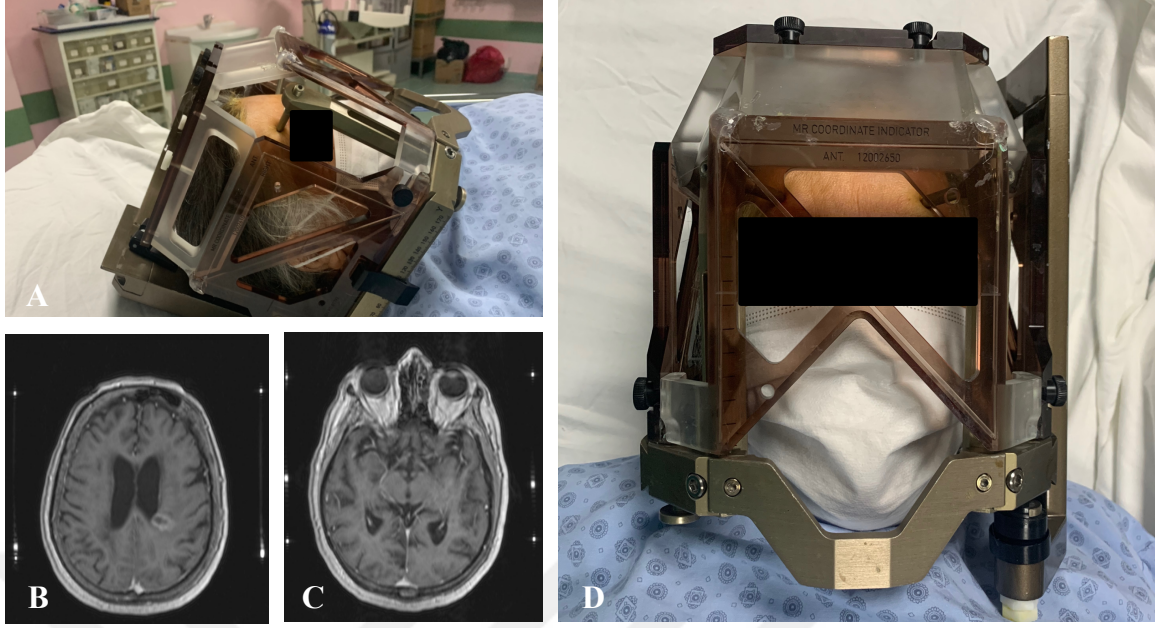
- 1) Çerçeve tabanlı cerrahi planlama
- 2) Optik tabanlı cerrahi planlama
- 3) Ultrason ile cerrahi planlama
- 4) Elektromanyetik dalgalarla cerrahi planlama
- 5) Giyilebilir teknolojiler ve mobil cihazlar ile cerrahi planlama

Nöronavigasyon Teknikleri

Çerçeve Tabanlı Cerrahi Planlama

Cerrahi planlamada ilk olarak kullanılmaya başlanan bu teknikte, hastanın başına sabitlenen bir çerçeve sistemi ve bu sistemle yapılan tetkiklerde (BT, MR vb.) koordinatların belirlenerek kafaya sabit çerçevede bu değerler kullanılarak giriş doğrultusu, açısı ve X-Y-Z düzlemlerinde patolojinin yeri belirlenir.

1970'lerde bilgisayarlı tomografinin, 1980'lerde MR görüntülemelerin rutinde kullanıma girmesi ile stereotaktik cerrahi büyük gelişme kaydetmiştir(6, 9). Lars Leksell'in C kollu stereotaktik çerçeveyi 1949'da üretmesi (5) ve bu çerçevenin Bergström ve Greitz tarafından 1976'da BT'de kullanılması önemli mihenk taşlarından biridir. Leksell'in çerçevesi BT tarayıcı bağlı bir yapıdır ve direkt olarak tarayıcıdan çerçeveye koordinatların aktarımı sağlanır. Stereotaktik hedeflere yüksek doğruluk ile başka bir hesaplama gerektirilmeksizin ulaşılır. 1979'da tıp fakültesi öğrencisi Russell Brown güvenli N lokalize edici ile tarayıcıya bağlı olmadan çerçeveye koordinatların aktarımını başarmıştır (19). Russell ve Leksell'in stereotaktik biyopsi için kullanıkları çerçevenin günümüzdeki kullanımı Şekil 1'de gösterilmiştir. Böylelikle herhangi bir BT ve MR cihazında çekilen görüntülerden koordinatlar, Leksell'in özel dizayn edilmiş BT cihazı ve çerçeve ile yapılan stereotaksisinin aksine, ayrı bir çerçeveye aktarılabilmektedir.



Şekil 1. Russell Brown'un N-lokale edici navigasyon çerçevesi. A) Stereotaktik çerçevenin lateral görünümü; B) Sol lateral ventriküle komşu parietal lezyon aksiyel MR görüntüsü; C) Lezyonun mezensefalona uzanımı D) Stereotaktik çerçevenin anteriordan görünümü. Bu halka, çerçeveye bağlı 6 vertikal ve 3 diagonal işarete sahiptir. Diagonal ve vertikal işaretlerden olan uzaklık hesaplanarak BT veya MR ile x, y, z koordinatı hesaplanır ve hedef lokalizasyona ulaşılır (1).

Optik Tabanlı Sistemler ile Cerrahi Planlama

1980'de bilgisayarların gelişmesi ile optik tabanlı sistemler yeni bir çağa girmiştir. Bilgisayarlar sayesinde BT ve MR görüntülerinden 3B volümetrik rekonstrüksiyonlar yapılabilir hale gelmiştir. 1986'da David Roberts ve John Strohbehn tarafından çerçevesiz stereotaksi cerrahisi yapılmıştır. Hastanın saçlı derisine sabitlenen 3 adet radyoopak referans işaretleri ile çekilen BT görüntülerinde preoperatif planlama ile cerrahi hedef belirlenmiştir. Mikroskopa bağlı bir cihaz yardımıyla ses dalgaları oluşturulmuş, referans noktalarına sabitlenen mikrofonlar ile gecikme zamanı hesaplanmıştır. Bu gecikme zamanına göre mikroskobun oryantasyonu ve pozisyonu hesaplanabilmiştir (25). Mikroskoptaki ve referans noktalarındaki veriler ile BT koordinatları ve gerçek koordinatlar bilgisayarda matris üzerinde eşleştirilecek cerrahi alan üzerinde doğru bir şekilde nöronavigasyon sağlanabilmiştir. Mikroskop her hareket ettiğinde, mikroskop ses dalgalarındaki boşlukları kullanarak BT üzerinde pozisyonunu

ve koordinatlarını anlayabilmektedir. Ancak bu hareket verilerin işlenmesi yaklaşık olarak 20 saniye almaktadır.

1990'lı yıllarda Rich Bucholz isminde beyin ve sinir cerrahı tarafından çerçevesiz, gerçek zamanlı nöronavigasyon sistemi geliştirilmiştir. Daha önce bulunan akustik takip sistemini optik takip sistemi ile birleştirmiştir (26). Saçlı deri üzerinde LED diyotlar yerleştirmiş ve bu sistemi çivili başlığa entegre etmiştir. Böylelikle LED'lerden gelen ışığı ve gecikmeyi hesaplayan kameraya sahip optik bilgisayar sistemi ile pozisyon ve oryantasyon bilgisayar ortamında belirlenebilmiştir. Bu sistem aktif optik tabanlı sistem olarak daha sonrasında LED'siz optik tabanlı sistemlerden olan Medtronic, StealthStation ve BrainLab gibi sistemlere öncülük etmiştir (Şekil 2).

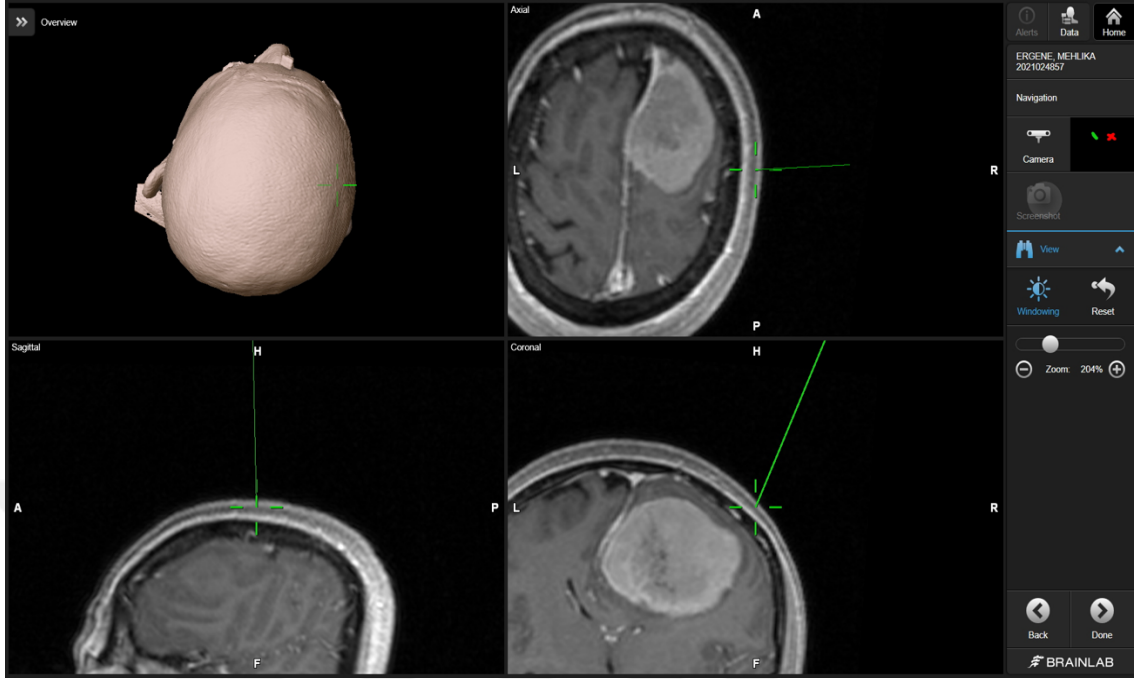
Mevcut beyin ve sinir cerrahisi ameliyatlarında 2000'li yıllarında kullanılmaya başlanan pasif optik takip sistemi tabanlı nöronavigasyonda, hastaların preoperatif yapılan ince kesit BT ve MR görüntüleri 3B olarak işlenmektedir. Bu görüntüler bir bilgisayar sistemine DICOM dosyası formatında yüklenmektedir. OTS adlı özel kızılötesi kamera ile yüz üzerindeki landmarklar kullanılarak 100'den fazla nokta 3B sanal yüz görüntüsü ile eşleştirilmektedir. Yüz üzerinde landmarkların hareketli olabilmesi nedeniyle bu sistemin doğruluğu 3-7 mm. olarak sınırlıdır. Bu doğruluk oranı, daha fazla noktanın işlenmesi ve diğer BT ve MR işaretleyicileri ile artırılabilir. Bu işlem yapılmadan önce hastanın başının Mayfield çivili başlık ile sabitlenmesi ve referans arkının da bu çivili başlığa sabitlenmesi gerekmektedir. Ameliyat sırasında, bu 3 yapının (hastanın başı, çivili başlık ve referans arkı) sabit kalması gerekmektedir, herhangi bir hareket durumunda ciddi hatalara ve nöronavigasyonun çalışmamasına neden olabilir. Bu nedenle hastanın optik takip sisteminde yüz tanıma ve kaydının yapılması sonrasında çeşitli aşamalarda landmarklar üzerinden nöronavigasyonun kontrolünün yapılması gerekmektedir (burun, eksternal akustik meatus vb.).

Ameliyat sırasında, referans arkının OTS tarafından görünebilir olması gerekmektedir. 3 kollu referans arkında bulunan LED veya pasif işaretler ile X, Y, Z eksenlerinde ayrı bir LED veya pasif işaret taşıyan özel cerrahi ekipman ile bu ekipmanın uç kısmını sanal ortamda bilgisayar yazılımı ile hasta görüntüleri üzerinde göstermektedir. Böylelikle ameliyat sahasında özel cerrahi ekipmanın uç kısmının BT veya MR görüntülerde aksiyel, sagittal ve koronal kesitlerde nerede olduğu, hangi pozisyonda ve lokalizasyonda olduğu ayrı bir bilgisayar ekranında görülebilmektedir

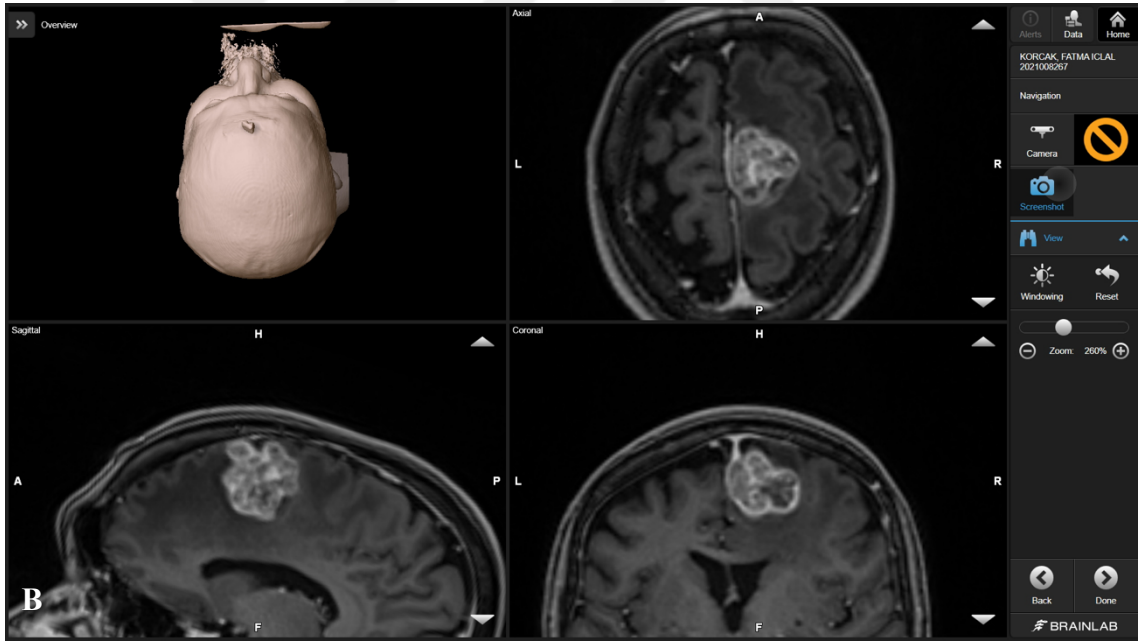
(Şekil 3). Ancak ayrı bir ekrandan takip etmek, cerrah için 3B görüntünün yorumlanması için zorluk oluşturmaktadır (Şekil 4).



Şekil 2. Rutin kullanımda olan Optik Tabanlı Nöronavigasyon Sistemi. Sağda dokunmatik ekrana sahip monitör ve solda kızılötesi kameraya sahip optik takip sistemi (OTS).



Şekil 3. Preoperatif MR, 3B olarak oluşturulmuş sağ frontal kitlenin görünümü. Bu görüntüler nöronavigasyon sistemi ekranında görülmekte, prob ile hasta ile eşleştirilen görüntülerde probun MR'daki yeri gösterilmektedir (1).

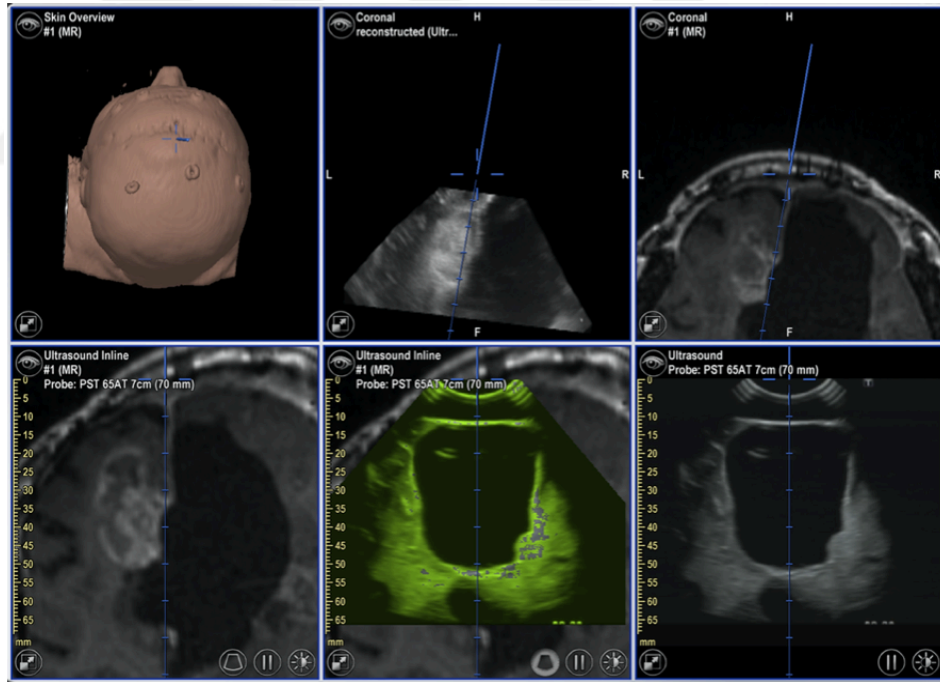


Şekil 4. Optik tabanlı nöronavigasyon sisteminin ameliyathanede kullanımı. A) Cerrahi planlama aşamasında AR nöronavigasyon ve OTS nöronavigasyonun kurulumu; B) OTS nöronavigasyon monitöründe kitlenin yerleşimi. Kızılötesi kameralar ile Mayfield başlığa sabitlenmiş ışınları yansıtan küreler ile kurulumun yapılması, prob ile cerrahi nöronavigasyonun yapılması.

Ultrason ile Cerrahi Planlama

İntraoperatif ultrason, kraniotomi sonrasında gerçek zamanlı olarak dinamik görüntüleme imkanı sunması, radyasyon içermemesi, hareket edebilir hastanın pozisyonunun değiştirilmesine gerek kalmaması nedeniyle oldukça kullanışlı bir yöntemdir. Beyin cerrahisi ameliyatlarında, beyin dokusu; yerçekimi kuvveti, intraoperatif beyin deformasyonu, kitle eksizyonu sonrası değişiklikler, serebral ödem, BOS (beyin omurilik sıvısı) azalmasına bağlı olarak ortalama 11 mm., en fazla 25 mm. yer değiştirmektedir (27).

Bu nedenle son yıllarda gelişen ultrason teknolojileri ile 3B ve yüksek frekanslı ultrasonlar beyin cerrahisi ameliyatlarında kullanılmaya başlandı. Rutinde kullanılan optik izleme sistemi tabanlı nöronavigasyon sistemlerine entegre olabilen ve cilt yüzeyinin eşleştirilmesi ile ultrason nöronavigasyon amaçlı dinamik görüntülemeye kullanılabilmektedir. Preoperatif BT veya MR görüntüleri ile ultrason görüntülerinin eşleştirilmesi için algoritmalar denenmektedir. Ancak beyin dokusunda kaymanın



Şekil 5. İntraoperatif USG nöronavigasyon görüntüsü. Mevcut optik tabanlı nöronavigasyon sistemleri ile entegre olarak çalışabilmektedir. Bu sayede hastanın Preoperatif MR görüntüleri ile gerçek zamanlı USG görüntüleri eşleşmektedir. Değiştirilmiş olan görüntülemeler, prosedür sırasında beyinde kayma ve ödem bulgularını doğru bir şekilde yansıtabilmektedir (1).

hesaplanması ve işlenmesi ile ilgili ultrasonun kullanılabilirliği hala kısıtlıdır (28). Ultrason ile 3B modelleme, mevcut optik takip sistemi tabanlı nöronavigasyon sistemlerine entegrasyonu çalışma aşamasındadır (Şekil 5) (1, 29).

Elektromanyetik Dalgalarla ile Cerrahi Planlama

1991 yılında A. Kato ve arkadaşları tarafından ilk olarak elektromanyetik nöronavigasyon terimi ortaya atılmıştır. Bu sistemde cerrahi ekipmanın elektromanyetik alanda hareketi ve yeri elektromanyetik sensörler ile 4 mm. doğruluk payı ile ölçülmektedir. 1992 yılında kullanıma uygun olarak patent alan bu yöntem ile nöronavigasyon yapılabilmektedir. Ancak bu sistem yüksek hata payı (>2.2 mm.) nedeniyle çok fazla kullanılmamaktadır.

Doğru veya alternatif akım jeneratörü yardımıyla hastanın başının çevresinde sabit bir elektromanyetik alan oluşturulur. Referans noktası ve cerrahi ekipman üzerinde elektromanyetik sensör yer almaktadır. Bu sayede, uzaysal olarak koordinat düzlemi ve elektromanyetik alanda bu sistem cerrahi ekipmanın koordinatlarını BT ve MR üzerinde gösterebilmektedir. Bu sistemin en büyük avantajı endoskopik cerrahiler, by-pass cerrahileri veya uyanık kraniotomi cerrahinde olduğu gibi hastanın başının sabitlenmesine gerek duymamasıdır. Ancak doğruluğu diğer optik takip sistemi tabanlı sistemlere göre daha düşüktür.

Sanal, Arttırılmış ve Karma Gerçeklik ile Cerrahi Planlama

Son 15 yıl içerisinde nöronavigasyon beyin cerrahisi ameliyatlarında minimal invazif cerrahiler ve güvenli cerrahiler için olmazsa olmaz olmuştur. Ancak bu sistemler hala ergonomik değildir. Cerrah, cerrahi alandan uzakta başka bir ekrana bakmak zorundadır. Bu ekranda gördüğü sanal görüntüyü, gerçek cerrahi görüntü üzerinde yorumlaması gerekmektedir. Arttırılmış gerçeklik, direkt olarak gerçek çevre ile sanal görüntüyü üst üste getirmektedir. Bu doğrultuda cerrahi planlamada, gelecekte kullanılabilecek oldukça yararlı bir teknolojidir. Esas amaç, anatomik detayların olduğu hastaya özel 3B sanal modelin gerçek cerrahi alanla eşleştirmektir. Böylelikle gerçek cerrahi görüntüyü, her türlü zenginleştirmektedir.

Beyin cerrahisinde bu sistemin ihtiyacın diğer cerrahilere göre daha fazladır. Cerrahi alan çok küçüktür ve cerrahi alan yüksek derinlik taşımaktadır. Bu derinlikten dolayı

gereksiz müdahale, ekartasyon vasküler veya nöronal hasara yol açabilir. Bu amaçla minimal invazif beyin cerrahisi terimi ortaya çıkmış ve gün geçtikçe önem kazanmıştır.

Genişletilmiş gerçeklik (extended reality), gerçek görüntüler ile sanal görüntülerin birbirine üzerine getirilmesi ve bu yaratılan gerçeklik ile kullanıcının iletişime geçmesini olanaklı kılar. Bu teknolojiler ilk olarak sanal gerçeklik ile 1965 yılında Sutherland ile başladı (30, 31). İlk yapılan çalışmalarda bir ekrandan kamera üzerindeki görüntüye basit 3B çizimler yansıtılmış ve kullanıcının hareketi ile pozisyonunun değişimi sağlanmıştır. Bu sistem daha sonrasında Morton Heilig tarafından Sensorama adını almıştır (32). Philco ve ark. ilk olarak giyilebilir başa sabitlenen gözlükler ile VR yapmayı başarmışlardır (The Sword of Damocles) (33). Teknolojinin ilerlemesi ile ABD Hava Kuvvetleri ve NASA'nın çalışmalarının da etkisi ile gözlük üzerinde 3B, stereoskopik baş hareketi algılayıcılar ve el-vücut hareket algılayıcılar ile şu anki mevcut halini almıştır. 2018'de 27 milyar dolar olan pazar payı, 2020'de 209 milyar dolara çıkmıştır.

Genişletilmiş gerçeklik sanal, arttırılmış ve karma gerçeklik olarak 3'e ayrılmaktadır (Şekil 6). Sanal gerçeklik teknolojisi, ilk olarak ortaya çıkan, kullanıcının gerçek dünyadan tamamen soyutlanarak sanal 3B, etkileşime giren dünyadan oluşmaktadır. Arttırılmış gerçeklikte ise gerçek görüntülerin üzerine sanal 3B görüntülerin yerleştirilmesi ve sabitlenmesi sağlanmaktadır. Bu sayede kullanıcı, sanal ile gerçek görüntüyü aynı anda görebilmektedir. Karma gerçeklikte ise giyilebilir bir cihaz ile gerçek görüntünün üzerine sanal görüntü yerleştirilir ve bu dünya ile kullanıcı etkileşime girebilmektedir.



Şekil 6 Genişletilmiş gerçeklik ve diğer gerçeklik teknolojileri ile ilişkisi. Sanal, karma ve arttırılmış gerçeklik olmak üzere 3'e ayrılır.

Arttırılmış gerçeklik ile ilgili çalışmalar çeşitlilik göstermektedir. Gerçek cerrahi alanın görüntülenmesi mikroskop, endoskopik, elle tutulan veya cerrahın başına sabitlenen kameralarla yapılmaktadır. Çalışmaların genelinde mikroskop ile AR çalışılmıştır ve bu sistemler nöronavigasyon sistemleri ile hız kazanmıştır. Mevcut kliniklerde kullanılan optik takip sistemi tabanlı nöronavigasyon sistemlerinin mikroskoplar ile entegrasyonu sayesinde cerrah mikroskop öykülerinden cerrahi alanda sanal 3B patolojiyi veya BT, MR görüntülerini görebilmektedir ve yapılan çalışmalarda bu teknolojilerin cerrah açısından faydalı olduğu görülmüştür. Tümör cerrahisinde, AR'ın yüzeysel lezyonların insizyon planlanmasında, kraniotominin yeri, büyüklüğünde ve tümörün rezeksiyonunda faydalı olduğu gösterilmiştir (22). AR için mobil telefonlar, tabletler, başa sabitlenen cihazlar ve mikroskoplar kullanılmıştır. Bir çalışmada, projektör yardımıyla hastanın kafasına yansıtılan görüntü ile tümör sınırları 1,2 mm. hata payı ile gösterilmiştir (34). Sina (Intraoperative Neurosurgical Assistant Application) isminde bir uygulama ile basitçe hastaya ait preoperatif BT ve MR görüntüleri semitransparan şekilde hastanın kafası üzerine tablet veya mobil telefon ile bakılarak tümör sınırları ve yeri doğrulukla bulunabilmektedir (35). Bu teknikler, konvansiyonel nöronavigasyon teknikleri uygun olmadığında kullanılabilir ve yapılan bir çalışmada 4.4 mm. standart sapma ile doğrulukla kullanılabilir (36). Bu sistemin dezavantajı, hastanın preoperatif 2B görüntüleri hastanın kafası ile manuel olarak eşleştirilmesi, mobil cihazın hastaya dik olarak tutulması gerekmesi, görüntünün sabitlenmesinin mümkün olmaması ve 3B olarak kullanılmasının mümkün olmamasıdır (37). Bu anlamda oldukça ilkindir (22). AR ve karma gerçeklik teknolojiler ile bu limitasyonlar aşılabılır (38). Bu yaklaşım ile cerrahın kullandığı mobil telefon veya tablet ile preoperatif BT ve MR görüntüleri gerçek görüntüdeki hastanın kafası ile eşleşmekte ve bu sayede cerrah kendi görüş açısından eşleşen ve zenginleşen, tümörün yerini, büyüklüğünü, derinliğini ve boyutunu görülebilmektedir (22). Yapılan bir 25 hasta içeren çalışmada, Microsoft Hololens kullanılarak manuel eşleştirme ile standart nöronavigasyon teknikleri ile karşılaştırıldığında 4,4 mm. ortalama hata ile tümör lokalizasyonu doğrulukla gösterilebilmiştir (36). Hololens ile preoperatif cerrahi planlama süresi 5 dakika (dk.), 20 saniye olarak hesaplanmış, bu sayı standart nöronavigasyon tekniklerinde 4 dk. 25 saniye olarak hesaplanmıştır (23). Kamera tabanlı hareket yakalama sistemi ile preoperatif BT ve MR görüntüleri otomatik olarak eşleştirilebilmektedir ve cerrahın bakış açısı ve yönü ile otomatik olarak hareket etmekte ve dönmektedir, böylelikle bu görüntülerin

oryantasyonu ve gerçekte temsil ettiği yer değişmemektedir. Bu yöntem ile bir çalışmada, intrakranial yapıların 1 mm. standart sapma ile görüldüğü gösterilmiştir (39). Optik büyütmenin veya sınırlı görüş açısından cerrahi mikroskop kullanılması gerekmektedir. Bu nedenle mikroskop ihtiyacı sırasında mikroskop ve AR teknolojileri beraber kullanılabilir (40). Transsfenoidal mikroskopik cerrahide işaret ile eşleştirme yapılan bir çalışmada 2,33 mm. standart sapma ile tümör lokalizasyonu sağlanmıştır. Otomatik eşleştirme ile başka bir çalışmada bu oran 0,83 mm.'ye kadar düşürülebilmektedir (41). AR özellikle atipik anatomiye sahip ve reoperasyon nedeniyle landmarkların olmaması durumunda daha faydalıdır (42). Mikroskop ile AR teknolojisinin en büyük dezavantajı beyinde orta hat kayması nedeniyle hassas eşleştirmenin kaybolmasıdır.

Nörovasküler cerrahide, AR teknolojileri ile vasküler yapıların görüntülenerek kraniotominin yerini, pozisyonunu ve büyüklüğünü planlamak mümkündür. AR ile hematomun yeri doğrulukla bulunabilir ve bu sayede minimal invaziv endoskopik hematom boşaltılması operasyonu yapılabilir. Ekstrakranialden intrakranial olarak yapılan by-pass cerrahisinde, AR uygun damarın lokalizasyonu ve disseksiyonunda, kraniotominin planlanmasında, donör damarın tespitinde faydalı bulunmuştur (43). AR ile bazı çalışmalarda damarların akım dinamikleri de çalışılmıştır (44). Karmonik ve ark. yaptığı bir çalışmada 4 boyutlu faz kontrast MR görüntüleri Hololens'e aktarılmış ve bu sayede kan akış hızı, akım paterni ameliyat öncesinde ve sırasında görülebilmektedir.

Stereotaktik cerrahide ise AR, derin yerleşimli lezyonlardan özellikle biyopsi için istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Cerrahi hedef ve biyopsi doğrultusunun hesaplanmasında AR faydalıdır (45).

Eksternal ventriküler drenaj takılması, beyin cerrahisinde sıklıkla hidrosefali, intraventriküler kanama nedeniyle yapılan bir ameliyattır. Bu işlem anatomik landmarklar kullanılarak kateterin serbest olarak el yardımıyla yerleştirilmesi ile yapılır (46). Hastaya ait anatomik varyasyonlar ve orta hatta kayma bu işlemi oldukça zorlaştırmaktadır. Yapılan bir çalışmada Sina (Intraoperative Neurosurgical Assist Application) EVD yerleştirilmesi için faydalı olarak görülmüştür. Cerrahin yanında Sina ile mobil cihazda takip eden asistan, cerrahı daha doğru bir şekilde yönlendirmiştir (46). Bu çalışma ve yöntem, manuel olarak mobil cihazın aynı oryantasyonda taşınması gerekliliği nedeniyle sınırlıdır. Hololens ile yapılan bir çalışmada, AR ile EVD takılması, serbest olarak el ile takılmasından daha üstün olarak bulunmuştur (47). HoloLens ile 1,07

deneme ile EVD başarılı bir şekilde ventrikül içerisine gönderilirken, serbest el ile bu oran ortalama 2,33 denemedir. Hedefteki sapma HoloLens ile 4,34 mm. iken serbest el ile 11,26 mm. olarak hesaplanmıştır. Sinusitoz cerrahisinde ise derin anatomik yapıların lokalizasyonunun bilinmesi ve osteotomi yerlerinin planlanmasında faydalı olduğu gösterilmiştir (48).

Karma gerçeklik teknolojisinde, giyilebilir gözlük gibi cihazlar ile gerçek çevre ve cerrahi alanı analiz edilip sanal objeler gerçek görüntü üzerine yerleştirilebilir. Karma gerçeklik 2010'dan sonra giyilebilir teknolojilerle ortaya çıkmış, Microsoft, Google, Magic Leap ve Apple gibi bazı büyük firmalar tarafından geliştirilmektedir. Ancak bu gözlükler ve bu teknoloji yüksek maliyetli ve görüntü işleme kapasiteleri cerrahi kullanım için henüz yeterli değildir (40). Ayrıca bu cihazlar sadece geliştiriciler tarafından temin edilebilir olup bireysel kullanımları ve ulaşımı zorludur.

GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmanın örneklemini Aralık 2020-Mayıs 2021 arasında Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Beyin ve Sinir Cerrahisinde intrakranial tümör (primer veya sekonder), intraserebral hematoma ameliyatı geçiren hastalar oluşturmaktadır. Çalışma Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Etik Kurulundan onay almıştır (04.09.2019/19-9T/28 karar no).

On sekiz yaşından küçük olgular, acil cerrahi ihtiyacı olan hastalar, preoperatif MR veya BT çekilmesi mümkün olmayan hastalar örneklemden dışlanmıştır. Çalışma prospektif tanımlayıcı araştırma türünde olup hasta AR ile nöronavigasyonun doğruluğu ve keskinliği, altın standart olan ve rutin kullanılan optik takip sistemi tabanlı nöronavigasyon teknikleri ile karşılaştırılmıştır. Nöronavigasyonun hazırlanma süresi (dk.), doğruluk ve keskinlik (mm.), hastaların demografik bilgileri, patolojinin cinsi, yeri, derinliği (mm.), önemli nöral veya vasküler dokulara komşuluğu ile ilgili veri tabanı oluşturulmuştur.

Çalışmaya dahil edilen hastaların epikriz bilgilerinden elde edilen demografik özellikleri (yaş, cinsiyet), patolojinin cinsi (tümör, vasküler, hematoma, hidrocefali), yeri (frontal, parietal, oksipital, temporal, bazal ganglion, talamus, serebellar, intraventriküler,

beyin sapı), önemli nöral yapılara komşuluğu (motor korteks, Broca, Wernicke alanı, talamus, beyin sapı), derinliği (mm.), AR ile nöronavigasyonun preoperatif hazırlık süresi (dk.), ameliyat sırasında kurulum süresi (dk.), optik takip sistemi tabanlı nöronavigasyonun kurulum süresi (dk.), patolojinin gerçek yeri ile sapma miktarı (mm.), patolojinin optik tabanlı nöronavigasyon ile yeri ile sapma miktarı (mm.), registrasyon sayısı (n) incelendi.

Hastaların operasyondan öncesi MR ve BT görüntülemelerinin DICOM dosya formatında kaydedilip sonrasında işlenebilmesi için Sectra Workstation IDS7 Sürüm 20.2.9.3362 ®2018 (Sectra AB, Linköping, İsveç) programı kullanılmıştır.

Bu çalışmanın hipotezi, arttırılmış gerçeklik teknolojisine sahip mobil cihazlar (telefon, tablet vb.) ile yapılan nöronavigasyonun, beyin ve sinir cerrahisi ameliyatlarında yaygın olarak kullanılan ve altın standart kabul edilen nöronavigasyon tekniği olan optik izleme tabanlı nöronavigasyon sistemleri ile istatistiksel olarak karşılaştırıldığında, patolojinin yerini benzer veya daha doğru bir şekilde gösterdiği, klinik ve cerrahi olarak uygulanabilir bir nöronavigasyon sistemi olduğu, bu sayede patolojiye ait rezidünün azalmasını sağladığı, daha hızlı kurulum ile pratik bir teknik olduğu, diğer nöronavigasyon tekniklerine göre daha az maliyetli olduğu, cerrah için daha konforlu ve 3B, görsel olarak daha başarılı olduğu şeklinde belirtilmiştir.

Hasta Seçimi

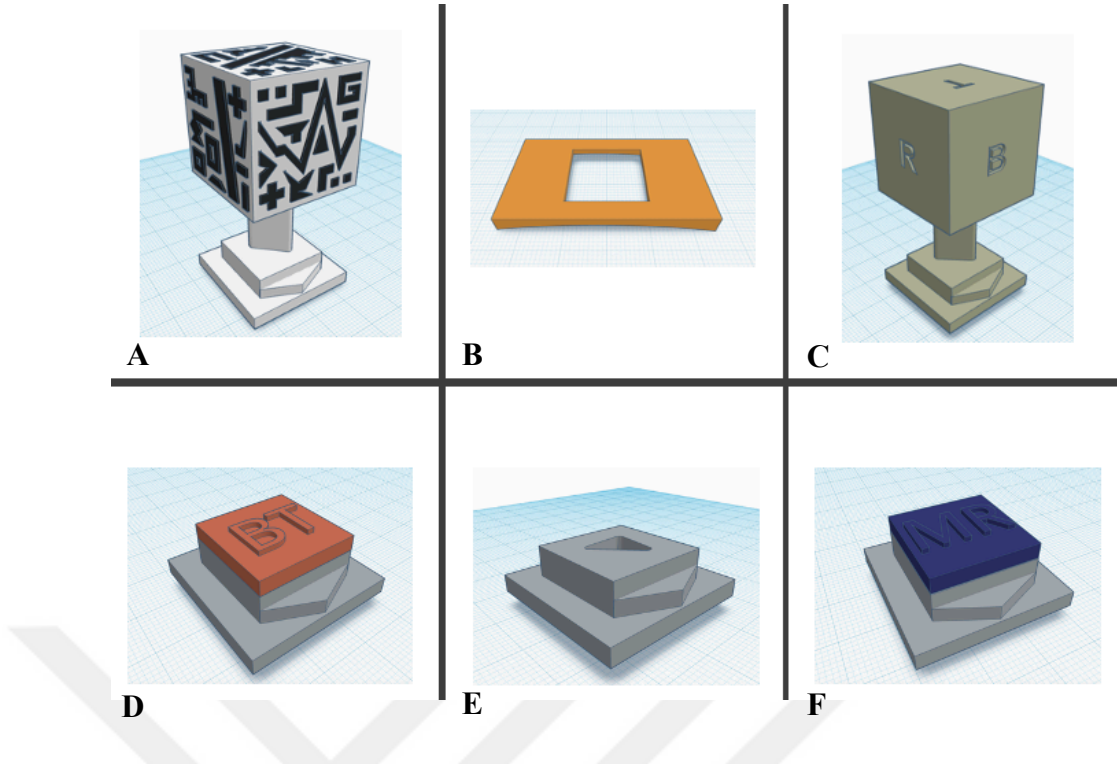
Bu çalışmanın örneklemini Aralık 2020-Mayıs 2021 tarihleri arasında Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Beyin ve Sinir Cerrahisi kliniğine başvuran primer veya sekonder intrakranial tümör tanılı, nöronavigasyon ihtiyacı olan hastalar oluşturmaktadır. Çalışma EÜTFH etik kurulundan onay almıştır (13.10.2020/20-1T/50 karar no). Bu çalışmaya nöronavigasyon ihtiyacı olan, önemli vasküler veya nöral dokulara komşuluğu olan (motor korteks, premotor korteks, Broca alanı, Wernicke alanı, talamik vb.) patolojilere sahip 20 erişkin hasta alınmıştır. Çalışmaya alınan hastaların, rutin preoperatif değerlendirme için yapılan BT ve MR tetkikleri, Ege Üniversitesi Radyoloji A.D. onayı alınarak dahil edilmiştir.

İşaretleyicilerin Tasarlanması ve 3 Boyutlu Yazıcı ile Üretilmesi

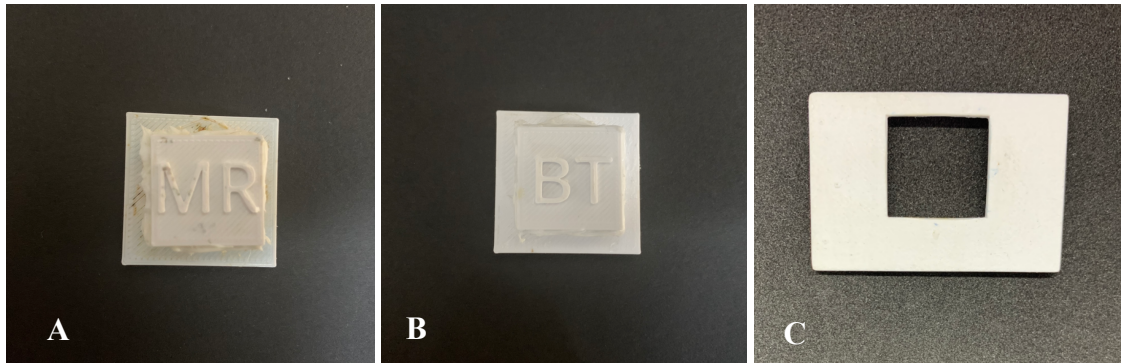
Hastalarda işaretleyici olarak kullanılacak olan materyal, Unity Vuforia Engine (PTC inc, 2020, versiyon 8.5.9, Unity Technologies, San Francisco, CA, ABD.) için Model Target Generator kullanılarak küboid olarak 30x30x30 mm. olarak Fusion 360 (Autodesk Inc, 2021®, San Rafael, CA, ABD.) programında tasarlandı. Fusion 360 programı, bulut tabanlı 3B obje tasarlamak ve düzenlemek için kullanılan CAD programıdır. Bu tasarlanan 3B obje stereolitografi (.stl) dosya formatında aktarıldı (Şekil 7). Bu küboid obje Vuforia Model Target Generator (PTC inc, versiyon 9.6.3, 2020®) ile 5 yüzünde ayrı, fotometrik olarak tanınan resimler kullanılarak tanıtıldı. Küboid objenin alt kısmına Fusion 360 programı ile üçgen prizma şeklinde destek yerleştirildi ve bu destek bir çerçeveye sabitlendi (Şekil 8). Bu obje ameliyat sırasında işaretleyici olarak kullanılmak üzere PLA (polilaktik asit) materyali ile FDM (Fused Deposition Modelling) 3B yazıcı (Crealty Ender 3 Pro®, Shen zhen Creality 3D Technology Şirketi, LTD, 2020) ile basıldı. Basılan bu objenin 5 yüzüne daha önce tanıtılan fotometrik resimler eklendi (Şekil 9). Bu obje, ameliyat öncesi hedef işaret olarak kullandı (Şekil 7).

AR nöronavigasyon için intraoperatif kullanılmak üzere 3B yazıcıda 2 renkli bir işaretleyici daha kullanıldı (Şekil 9). Bu işaretleyicinin yüzeylerinde ayrı motifler, mobil cihaz üzerindeki kameralarla Vuforia tabanlı programlanan uygulama ile tanınabilmektedir. Bu sayede işaretleyicinin pozisyonuna göre hastaya ait 3B segmentasyonlar mobil cihaz ekranında görülebilmektedir. Bu işaretleyici üzerine sonradan eklenen resimler olmadığı için steril olarak kullanılabilir. Bu işaretleyici üzerine sonradan eklenen resimler olmadığı için steril olarak kullanılabilir.

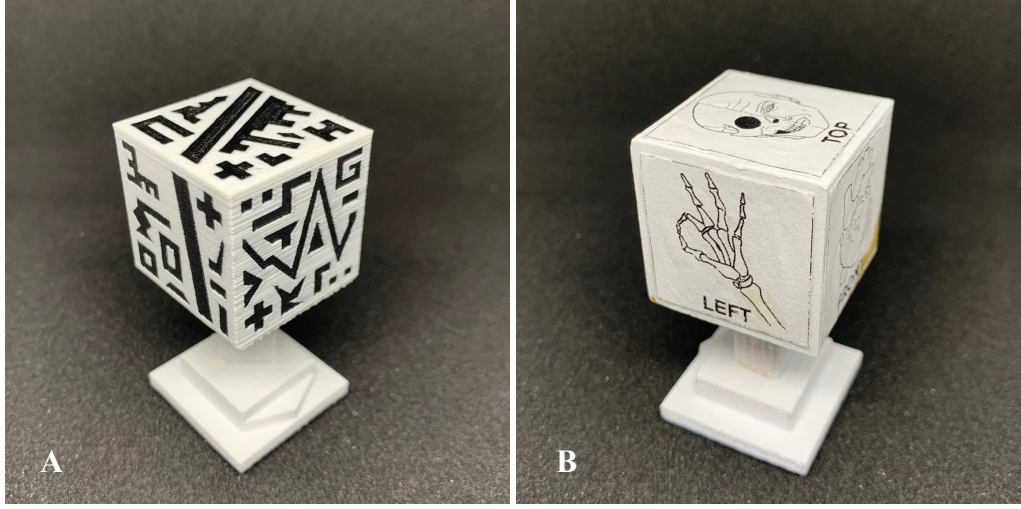
Hastalara, işaretli MR ve BT çekilmesi için daha önce basılan çerçeveye uyumlu, aynı üçgen prizma boyutunda ve şeklinde içi boş olan ayrı bir obje tasarlandı ve FDM 3B yazıcı ile üretildi. Bu objenin içine MR'da T1 hiperintens olan stereotaktik çerçevede kullanılan bakır sülfat konuldu (49)(Şekil 8). Bu işaretleyici hastanın alın bölgesinde saçsız deriye sabitlenerek MR tetkiki yapıldı. Aynı obje boyutunda başka bir içi boş obje 3B yazıcı üretilerek (Şekil 8), parçanın içerisine BT kontrast maddesi olan iohexsol (50) konuldu ve hastalara yine cilde yerleştirilen çerçeve ile BT tetkiki yapıldı.



Şekil 8. AR için üretilen işaretleyicilerin stereolitografik görüntüsü. A) 2 renkli (siyah-beyaz) 3D yazıcı için tasarlanan intraoperatif kullanılan işaretleyici; B) İşaretleyiciler için tasarlanan sabit çerçeve; C) Tek renkli, üzerine fotometrik resimlerin sabitlendiği 3B preoperatif planlama için tasarlanan işaretleyici; D) BT için tasarlanan içerisi E'deki gibi boş olan ioheksol içeren işaretleyici; E) İçi boş olarak tasarlanan ve kontrast madde konulan görüntülemeler için işaretleyici; F) MR için tasarlanan içerisi E'deki gibi boş olan bakır sülfat içeren işaretleyici.



Şekil 7. 3B yazıcı ile üretilen, MR ve BT için kontrast madde içeren işaretleyiciler ve hastanın cildine sabitlenen çerçeve. A) MR için tasarlanan kontrast madde içeren işaretleyici; B) BT için tasarlanan kontrast madde içeren işaretleyici; C) İşaretleyicilerin yerinin belirlenmesinde kullanılan cilde sabitlenen çerçeve.

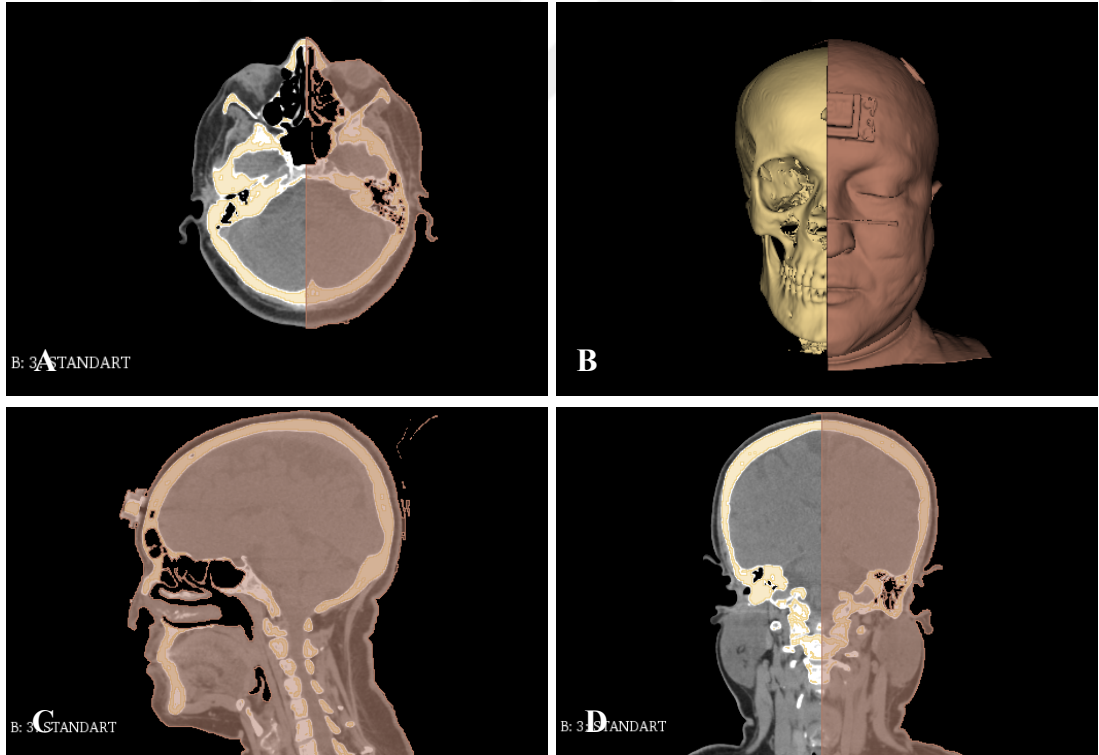


Şekil 9. AR ile uyumlu, 3B yazıcı ile üretilen işaretleyiciler. A) Preoperatif cerrahi planlama için steril olmayan 5 farklı resimden oluşan fotometrik işaretleyici; B) 2 renkli yazıcıda üretilen intraoperatif kullanılan steril edilebilen işaretleyici.



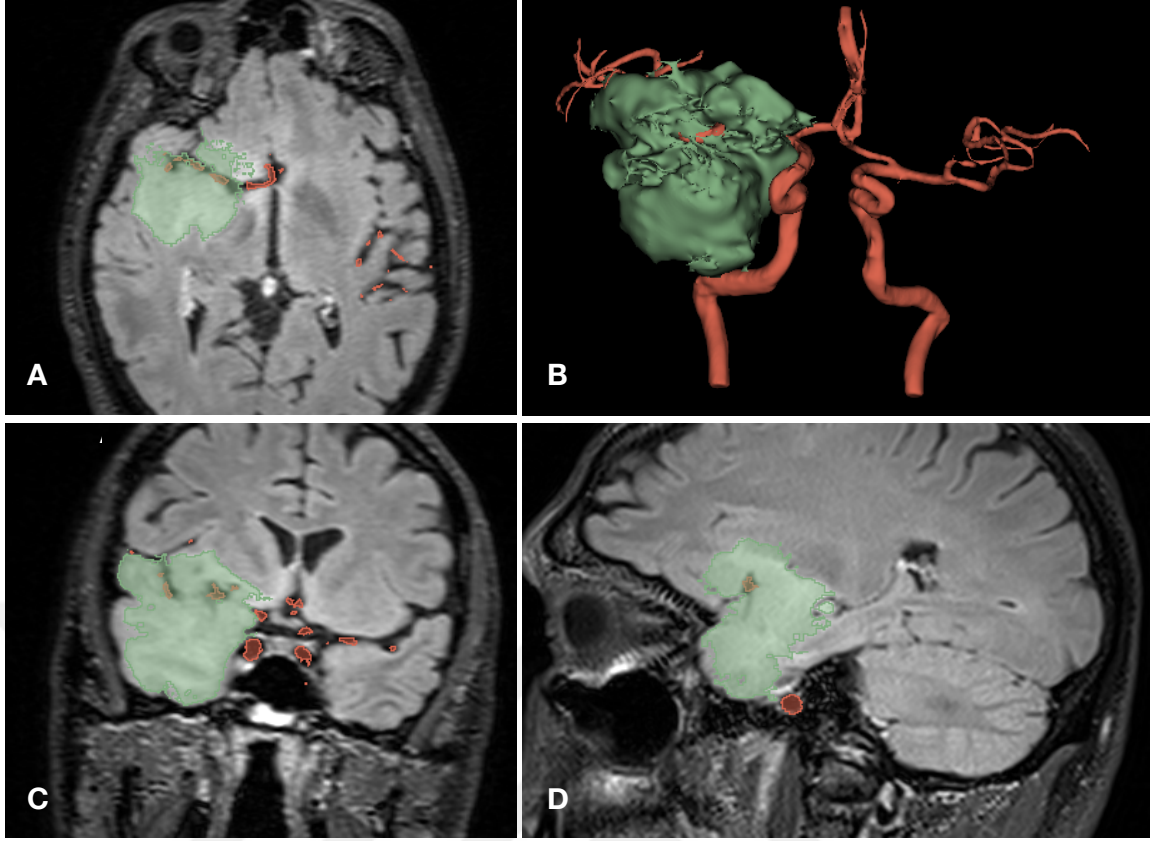
Segmentasyon

Segmentasyon, DICOM formatında 2B görüntülerden, 3B sınırları belirli anatomik yapıların, lezyonların ve diğer objelerin oluşturulmasıdır. Bu teknik medikal görüntü işlemede çok sık kullanılan bir prosedür olup yapıların görselleştirilmesinde, bazı ölçümlerin yapılmasında (hacim, yüzey, şekil özellikleri), 3B basılabilir model üretilmesinde ve analitik uzamsal 3B cerrahi planlamada kullanılır (51, 52). Segmentasyon ilk zamanlarda manüel olarak görüntünün kontürünü ve içeriğini seçerek yapılırken, teknolojinin ilerlemesi ile şu an yarı-otomatik veya otomatik yapılmaktadır. Segment tek yapının oluşturulmuş 3B görüntüsünü ifade eder. Her segment ad, renk, içerik gibi bazı özelliklere sahiptir ve bu özellikler değiştirilebilir. Segment uzaysal olarak üst üste gelebilmektedir. Her segment farklı şekillerde ifade edilebilir, ikili işaretlenmiş haritalama ile 2B oluşturulabildiği gibi, yüzey örgüsü ile 3B kapalı yüzey olarak da ifade edilebilir. Segmentlerin üst üste gelmesi durumunda katman ismi verilen ve her katmanın ayrı segmentleri içermesi ile segmentler görünür hale getirilebilir (51).



Şekil 10. BT’de kemik ve cilt yapılarının segmentasyonu (kemik sarı, cilt kırmızı). A) Aksiyel BT; B) 3B BT rekonstrüksiyonu; C) Sagittal BT; D) Koronal BT görünümü. 3D Slicer programı ile BT DICOM görüntüleri, eşik değeri kullanılarak cilt ve kemik için ayrı olarak segmente edilmiştir. Alın bölgesinde işaretleyicinin BT’de görünümü izlenmektedir.

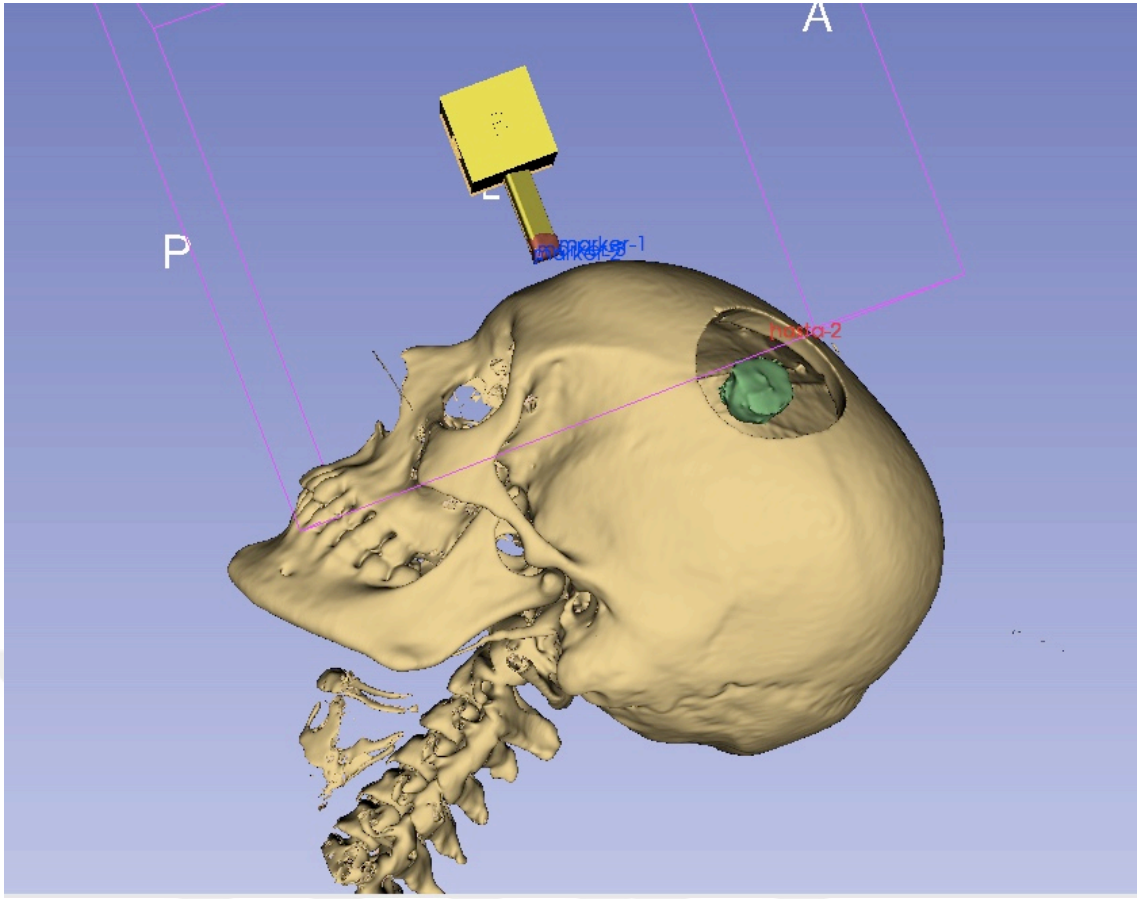
Çalışmaya dahil edilen hastaların preoperatif rutin olarak yapılan, hastanın alnında sabitlenmiş FDM 3B yazıcı ile üretilen işaretleyicileri içeren kranial BT ve/veya MR görüntüleri, Sectra Workstation IDS7 Sürüm 20.2.9.3362 ®2018 programı yardımıyla DICOM olarak saklandı. 3D Slicer (versiyon 4.11.20200930) ile hastanın DICOM formatın BT ve/veya MR görüntüleri içe aktarıldı ve Segment Editor eklentisi ile BT’de Hounsfield ünitesi eşik değeri seçilerek kranial kemikler, cilt ve BT anjiyografi görüntülerinde vasküler yapılar segmente edildi (Şekil 10). Yine MR DICOM dosyalarının Segment Editor eklentisi ile intensite eşik değeri yardımıyla ve patolojinin (tümör, ventrikül vb.) çevre dokulardan maskeleme ayrımı ile patolojiye ait 3B segmentasyon gerçekleştirildi (Şekil 11) (51). Bu 3B görüntülerde patoloji, segmentasyon yapılarak farklı doku ve renkte boyandı. Yapılacak olan kraniotomi preoperatif 3B görüntülerde belirlenerek farklı bir katman olarak bu verilere işlendi. Böylelikle farklı yapılarda ve renklerde cerrahi hedef doku, çevresindeki vasküler yapılar, kemik ve cilt ile katmanlara işlendi. BT veya MR kontrast maddesi içeren üçgen prizma şeklinde görüntüler, ayrı bir renkte segmente edildi.



Şekil 11. MR’da tümör ve çevre dokuların segmentasyonu. Sağ MCA’yı saran düşük dereceli glial tümör olgusu. T2 ağırlıklı FLAIR MR aksiyel görüntüleri ve TOF (Time of Flight) MR görüntülerinden yapılan segmentasyon. A) T2 ağırlıklı FLAIR aksiyel MR sekansı ve segmentasyon sınırları (yeşil: düşük dereceli glial tümör, kırmızı: intrakranial arteriyel yapılar); B) 3D Slicer programı ile yapılan segmentasyonun 3B görüntüsü, yeşil: tümör, kırmızı: intrakranial arteriyel yapılar; C) T2 ağırlıklı FLAIR MR koronal görüntüler ve segmentasyon sınırları; D) T2 ağırlıklı FLAIR MR sagittal görüntüler ve segmentasyon sınırları.

Segmentasyonların İşaretleyici ile Eşleştirilmesi

Hastaların MR ve BT görüntülerinden elde edilen segmentasyonlar, 3D Slicer (versiyon 4.11.2020, Slicer IGT, Fiducial Registration Modülü) programı ile 3 farklı nokta seçilerek 3B marker modeli ile eşleştirildi (53), uzaysal koordinatları diğer 3B segmentasyonlar ile (patoloji, vasküler, kemik ve cilt vb.) sabitlendi. Böylelikle MR ve BT’de saptanan ve segmente edilen yapılar, ciltte bulunan işaretleyici ile eşleştirildi (Şekil 12).



Şekil 12. 3D Slicer programında cilt üzerinde bulunan işaretleyici ile AR ile uyumlu işaretleyicinin registrasyonu. Sarı: AR ile uyumlu işaretleyici objenin stereolitografik görüntüsü, kırmızı: MR veya BT’de görünebilir kontrast içeren işaretleyicinin 3D segmentasyon modeli, yeşil: konveksite meningiomunun 3D segmentasyon modeli, kemik segmentasyonunda kraniotomi sahası planlanmış, o bölgedeki kemik segmentasyonu kaldırılmış olarak görülmektedir.

Mobil Cihaz İşletim Sistemi Tabanlı Program Yazılımı

Bir önceki aşamada, hastaya ait alındaki marker ile eşleştirilen segmentasyonlar, Unity (versiyon 2019.4.17f1, Unity Technologies, San Francisco, CA, ABD.) programında işlendi. Unity geliştirici hesabı ile Vuforia Engine (versiyon 8.5.9, Needham, MA, ABD.) kullanarak kamera tabanlı obje takibi olan AR programı oluşturuldu. Bu programda, kullanılması amaçlanan platform (iOS 14.4, Android veya bilgisayar) için ara yüz oluşturularak, XCode (Apple Inc, versiyon 12.3, Cupertino, CA, ABD.) programı ile iOS tabanlı mobil telefona ve tablete her hastaya ait ayrı bir program

olacak şekilde aktarıldı. Bilgisayarda preoperatif hazırlık süresi her hasta için ayrı olarak toplandı.

İntraoperatif Kullanım

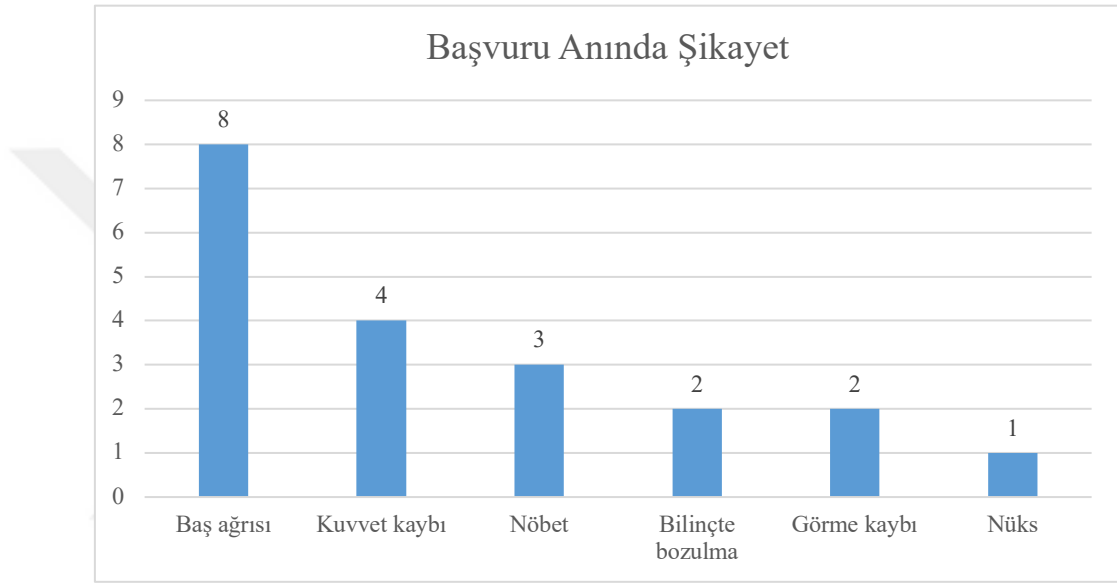
Hasta ameliyat öncesinde rutin olarak yapılan optik takip sistemi tabanlı nöronavigasyon (BrainLab, AG, Almanya) ile kurulum yapıldıktan sonra işaretleyici marker cilt üzerindeki (alın veya vertex, cerrahi pozisyona göre) çerçeveye yerleştirilerek cilt üzerine yerleştirildi. OTS nöronavigasyon sisteminin kurulum ve kullanım süresi her hasta için ayrı olarak hesaplandı. iOS tabanlı program haline getirilen, obje takibi yapılabilen segmentasyonları içeren, hastanın üzerinde bulunan 3B işaretini tanıyan AR programı mobil telefon veya tabletten çalıştırılarak, hastanın üzerindeki işaretleyici mobil cihazın kamerasının görüş açısında olacak şekilde mobil telefon veya tablet ekranı üzerinden izlendi. Hastaya ait AR programı ile patoloji cilt üzerinde işaretlendi. Optik takip sistemi tabanlı rutin olarak kullanılan nöronavigasyon ile kitle lokalizasyonu yine cilt üzerinde yapılarak ayrı olarak işaretlendi. Lateral, medial, süperior ve inferior sapma miktarı mikrokaliper ile hesaplandı ve kaydedildi.

İstatistik

Analizlerde IBM SPSS Statistics 25.0 (IBM Corp., Armonk, NY, ABD.) Programı kullanıldı. Nümerik değişkenlerin normal dağılıma uygunluğu Kolmogorov-Smirnov testiyle incelendi. Nümerik değişkenler ortalama ve standart sapma veya medyan (min-max) olarak verildi. Mikrokaliper ile ölçülen optik takip sistemi tabanlı nöronavigasyon sistemleri ve AR nöronavigasyon arasında sapma miktarları Wilcoxon işaretli sıralar testi ile karşılaştırıldı. Preoperatif cerrahi planlama süresi Student t-test ile karşılaştırıldı. Kategorik değişkenler sayı ve yüzde olarak verildi. Normal dağılıma uygunluk sağlandığında bağımsız iki örneklem t-testi, sağlanmadığında ise Mann-Whitney U testi kullanıldı. Kategorik değişkenler için Ki-kare testi uygulandı. Tüm hipotezler için anlamlılık düzeyi 0,05 kabul edilmiştir.

BULGULAR

Bu çalışmaya intrakranial beyin tümörü (primer veya sekonder) ön tanısı olan 20 olgu dahil edilmiştir. Çalışmaya dahil edilen hastaların demografik bilgileri **Tablo 1**'de belirtilmiştir. Bu olgulardan 12 hasta kadın, 8 hasta erkektir. Bu hastalardan 8 hasta (%40) baş ağrısı, 4 hasta (%20) kuvvet kaybı (hemiparezi), 3 hasta (%15) konvülsiyon, 2 hasta (%10) bilinç değişikliği, 2 hasta (%10) görme kaybı, 1 hasta (%5) aktif şikayet olmadan kontrol görüntülemelerde nüks saptanması ile başvurdu (Şekil 13). Başvuru anında ortalama yaş 58,7 ($\pm 15,05$, medyan değeri 62)'dir.



Şekil 13. Kliniğimize başvuru anında olguların şikayetleri. 8 hasta baş ağrısı, 4 hasta kuvvet kaybı, 3 hasta nöbet, 2 hasta bilinçte bozulma, 2 hasta görme kaybı ve 1 hasta yapılan kontrollerde şikayet olmaksızın lezyonda nüks ve progresyon ile başvurdu.

Çalışmaya dahil edilen olgularda cerrahi patoloji, 8 hastada (%40) frontal, 4 hastada (%20) parietal, 3 hastada (%15) temporal, 2 hastada (%10) oksipital, 2 hastada (%10) orbital ve 1 hastada (%5) serebellar bölge yerleşim göstermekteydi (Şekil 14).

Tablo 1. Olguların demografik özellikleri, tümör yerleşimi ve tümörlerin histopatolojik tanıları

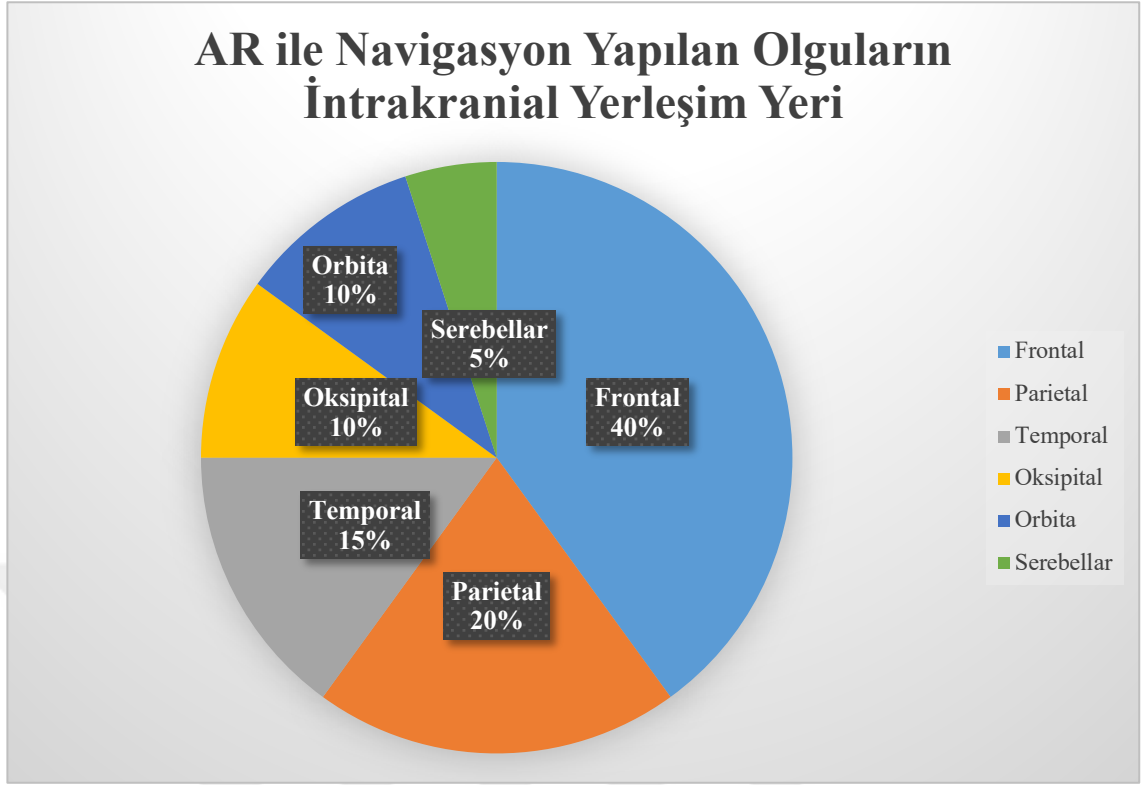
Genel Bilgiler	
Yaş (ortalama $\pm$ standart sapma)	58.75 $\pm$ 15.05
Cinsiyet (K:E)	1.3:1
Bulgular (%)	
Baş ağrısı	40 % (n=8)
Kuvvet kaybı	20 % (n=4)
Nöbet	15 % (n=3)
Bilinçte gerileme	10 % (n=2)
Görme kaybı	10 % (n=2)
Nüks	5 % (n=1)
Cerrahi pozisyon (%)	
Supin	60 % (n=12)
Lateral	20 % (n=4)
Pron	20 % (n=4)
Tümörün Yerleşimi (%)	
Frontal	40 % (n=8)
Parietal	20 % (n=4)
Temporal	15 % (n=3)
Oksipital	10 % (n=2)
Orbital	10 % (n=2)
Serebellar	5 % (n=1)
Histopatolojik tanı (%)	
Glial	40 % (n=8)
Yüksek dereceli glial	25 % (n=5)
Düşük dereceli glial	15 % (n=3)
Metastaz	25 % (n=5)
Meningiom	20 % (n=4)
Abse	10 % (n=2)
Kavernom	5 % (n=1)

Tablo 2. İntrakranial tümör yerleşim yeri, histopatolojik tanıları, AR nöronavigasyon ile OTS tabanlı nöronavigasyon sistemi karşılaştırmalı sapma miktarı (mm) ve preoperatif AR ile nöronavigasyon cerrahi planlama süresi (dk)

Olgu	Tümör Yerleşimi	Patoloji	AR ¹ Nöronavigasyon Sapma Miktarının OTS NN ² ile Karşılaştırılması (ortalama, mm)	Preoperatif AR Cerrahi Planlama Hazırlık Süresi + Preoperatif AR Nöronavigasyon Registrasyon süresi (dk)
1	Sağ frontal	Glioblastom, WHO Evre IV	2.48	43 + 1
2	Sağ temporo-orbital	Meningiom, WHO Evre II	2.75	38 + 1
3	Sol frontal	Abse, primer	1.0	40 + 1
4	Sol orbital	Metastaz, adenokarsinom	0.75	34 + 1
5	Sağ temporal	Oligodendrogliom, WHO evre II	1.90	38 + 1
6	Sol frontal	Meningiom, WHO Evre II	0.50	26 + 1
7	Sol frontoparietal	Abse, primer	1.50	38 + 1.2
8	Sağ frontal	Metastaz, adenokarsinom	1.63	28 + 1
9	Sol parietal	Glioblastom, WHO Evre IV	1.85	39 + 1
10	Sol oksipital	Metastaz, adenokarsinom	0.6	31 + 1
11	Sağ oksipital	Metastaz, adenokarsinom	0.6	31 + 1
12	Sol frontal	Meningiom, WHO Evre I	1.50	29 + 1
13	Sağ frontal	Glioblastom, WHO Evre IV	0.90	32 + 1.3
14	Sağ frontoparietal	Glioblastom, WHO Evre IV	0.80	32 + 1
15	Sağ temporoparietal	Anaplastik astrositom, WHO Evre III	5.55	23 + 1
16	Sol frontal	Kavernom	-2.0	23 + 1.1
17	Sol serebellar	Metastaz, adenokarsinom	2.62	24 + 1
18	Sağ temporal	Glioblastom, WHO Evre IV	1.85	26 + 2.1
19	Sağ parietal	Meningiom, WHO Evre I	7	22 + 1
20	Sağ parietal	Oligoastrositom, WHO Evre II	1.05	21 + 0.8
		Ortalama	1.74	30.9 + 1.07

¹AR: Augmented reality (arttırılmış gerçeklik), ²OTS NN: optik takip sistemine sahip nöronavigasyon

AR ile Navigasyon Yapılan Olguların İntrakranial Yerleşim Yeri

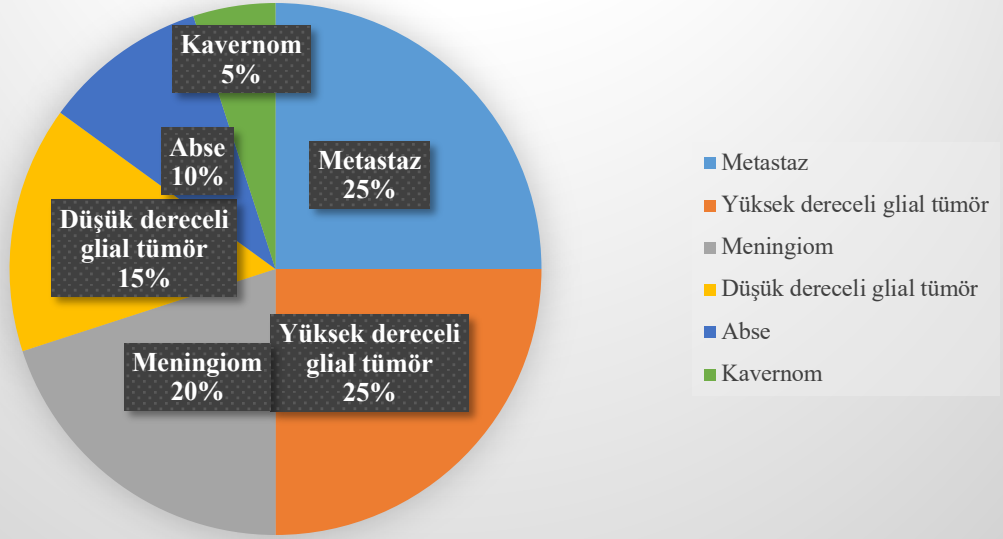


Şekil 14. AR ile Nöronavigasyon yapılan olguların patolojilerinin intrakranial yerleşim yeri.

AR nöronavigasyon ile preoperatif cerrahi planlama yapılan ve optik izleme tabanlı nöronavigasyon ile opere edilen olguların histopatolojik olarak tanıları, 8 hastada (%40) primer glial tümör (5 hasta (%25) yüksek dereceli glial tümör, 3 hasta (%15) düşük dereceli glial tümör), 5 hastada (%25) metastaz, 4 hastada (%20), 2 hastada (%10) primer beyin absesi, 1 hastada (%5) ise kavernom olarak sonuçlanmıştır (Şekil 15).

Preoperatif yapılan segmentasyon, nokta eşleştirilmesi ile 3B işaretleyici ile registrasyon, Unity ile AR ile uyumlu mobil cihazlar için uygun program yazılması ve transfer süresi preoperatif AR hazırlık süresi olarak hesaplanmıştır. Bu değer ortalaması 30,9 dk. ($\pm 6,75$ dk., medyan değeri 31 dk.)'dır. Telefon veya tablette uygulama haline getirilen ve telefon/tablet LIDAR kamerasını kullanarak işlenen bu verilerin kullanılması, perioperatif ameliyathanede işaretleyicinin önceden belirlenen yere sabitlenmesi ve bu programın çalışır hale getirilmesi ortalama 1,07 dk. yapılmıştır ($\pm 0,26$ dk., medyan değer 1 dk.). Tüm AR için preoperatif segmentasyon, registrasyon, mobil cihaz için uyumlu program oluşturulması ve ameliyathanede kullanılması toplam AR hazırlık süresi olarak

AR ile Nöronavigasyon Yapılan Olguların Histopatolojik Tanıları

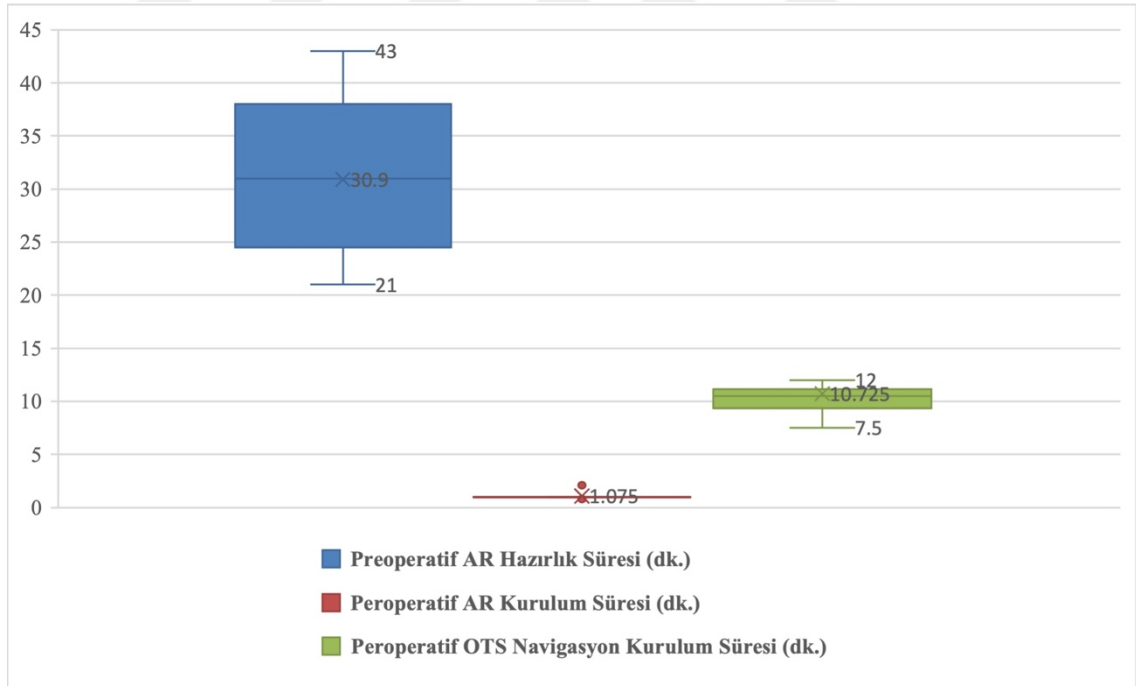


Şekil 15. AR ile nöronavigasyon yapılan olguların patolojilerinin histopatolojik tanıları.

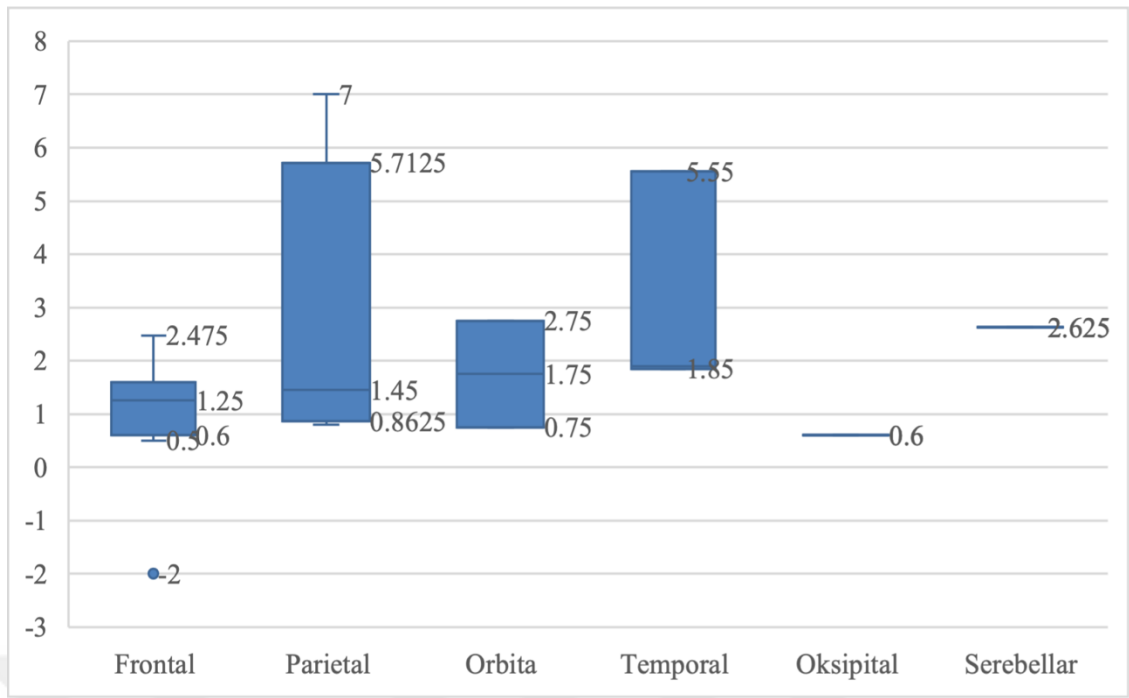
isimlendirilmiş ve ortalama 31,9 dk. ($\pm 6,75$ dk., medyan değer 32 dk.) olarak hesaplanmıştır. Rutinde kullanılan optik takip sistemine (OTS) sahip nöronavigasyon ile ameliyathanede perioperatif registrasyon ve kurulum süresi ortalama 10,72 dk. ($\pm 2,48$ dk., medyan değer 10,5 dk.) olarak ölçülmüştür. İstatistiksel olarak karşılaştırıldığında perioperatif AR hazırlık süresi, optik izleme tabanlı nöronavigasyon sistemlerinin hazırlık süresinden istatistiksel olarak anlamlı olarak daha kısadır (Mann-Whitney U testi, $p < 0,001$). Tüm AR hazırlık süresi, OTS tabanlı nöronavigasyon sistemlerinin kurulum süresi karşılaştırıldığında daha uzun bulunmuştur (Mann-Whitney U testi, $p < 0,001$) (Şekil 16). Bu anlamda preoperatif hazırlık aşaması AR ile nöronavigasyonda daha uzun olmasına karşılık perioperatif ameliyathanede anlamlı olarak daha kısa sürede kurulmakta ve kullanılabilir. Ayrıca daha önceki bir çalışmada da belirtildiği gibi AR nöronavigasyonun perioperatif hazırlık süresi zamanla kısalmaktadır, ilk 10 hastada bu süre 36,5 dk. olarak hesaplanmış olup ikinci 10 hastada bu süre 27,3 dakikadır.

AR ile nöronavigasyon, optik tabanlı sisteme sahip nöronavigasyon ile preoperatif cerrahi planlama aşamasında karşılaştırıldı. İntrakranial patolojinin yeri belirlenmek üzere Mayfield çivili başlıkta cerrahi patolojiye uygun pozisyon verildikten sonra ilk olarak altın standart olan OTS tabanlı nöronavigasyon kullanıldı. Patolojinin yeri cilt üzerinde belirlenerek işaretlendi. AR ile uyumlu cerrahi pozisyona göre, daha önce

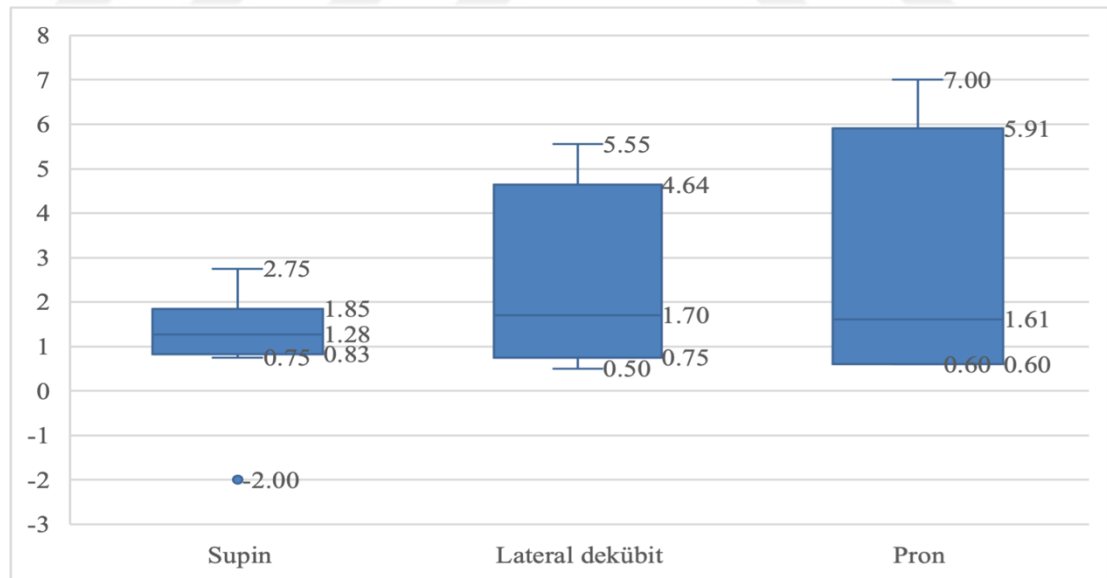
görüntüleme için yerleştirilen çerçeveye yerleştirilerek aynı noktaya sabitlendi. LIDAR kameraya sahip telefon veya tablet ile, hastaya özgü oluşturulan mobil uygulama çalıştırılarak, mobil cihaz ekranından takip edilerek patolojinin yeri izlendi ve cilt üzerinde patolojinin yeri işaretlendi. 4 farklı nokta alınarak (yerleşime göre süperior, inferior, medial ve lateral sınır) OTS tabanlı nöronavigasyon ile belirlenen lokalizasyonlar ile karşılaştırıldı. Bu 4 farklı kenarlar arasında oluşan farkların ortalaması hesaplandı. Bu değer tüm olgularda ortalama 1,74 mm. ($\pm 1,87$ mm. standart sapma, medyan değer 1,5 mm.) olarak hesaplanmıştır. OTS tabanlı nöronavigasyon 3 olguda gerçek patolojinin yeri ile sapma göstermiş, 1 olguda ise kurulum aşamasında teknik sebeplerden dolayı kullanılamamıştır. Nöronavigasyon sistemlerinin FDA (Food & Drug Administration) tarafından kullanılabilir olarak değerlendirilip onay alabilmesi için bu değer 2 mm. olarak belirlenmiştir. İstatistiksel olarak karşılaştırıldığında bu çalışmada AR ile nöronavigasyonun sapma miktarı, anlamlı olarak 2 mm.'den daha azdır ($p=0,006$, Mann Whitney U testi). AR ile nöronavigasyonda, yüksek sapmaya bağlı tekrar registrasyon sayısı 20 hastada $0,05 \pm 0,224$ deneme olmasına karşılık bu değer, OTS tabanlı nöronavigasyonda $1,143 \pm 0,378$ denemedir. Bu tekrar registrasyon deneme sayısı istatistiksel olarak birbirinden farklıdır ($p<0,001$, t-test).



Şekil 16. Preoperatif AR hazırlık, perioperatif AR kurulum süresi ve perioperatif OTS nöronavigasyon kurulum süresi (dk.). Preoperatif AR hazırlık süresi medyanı 31 dk. olarak bulunmuş olup, perioperatif AR kurulum süresi medyanı 1 dakikadır. Perioperatif OTS nöronavigasyon kurulum süresi medyanı ise 10.5 dakikadır.



Şekil 17. AR nöronavigasyonda sapma miktarının (mm.), intrakranial tümör yerleşimine göre kutu grafiği. Yerleşim yerleri arasında, sapma miktarı açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p=0,159$, Kruskal Wallis testi).



Şekil 18. AR nöronavigasyonda sapma miktarının (mm.), cerrahi pozisyon ile kıyaslanması, kutu grafiği. Cerrahi pozisyon ile sapma miktarı arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır ($p=0,872$, Kruskal Wallis testi).

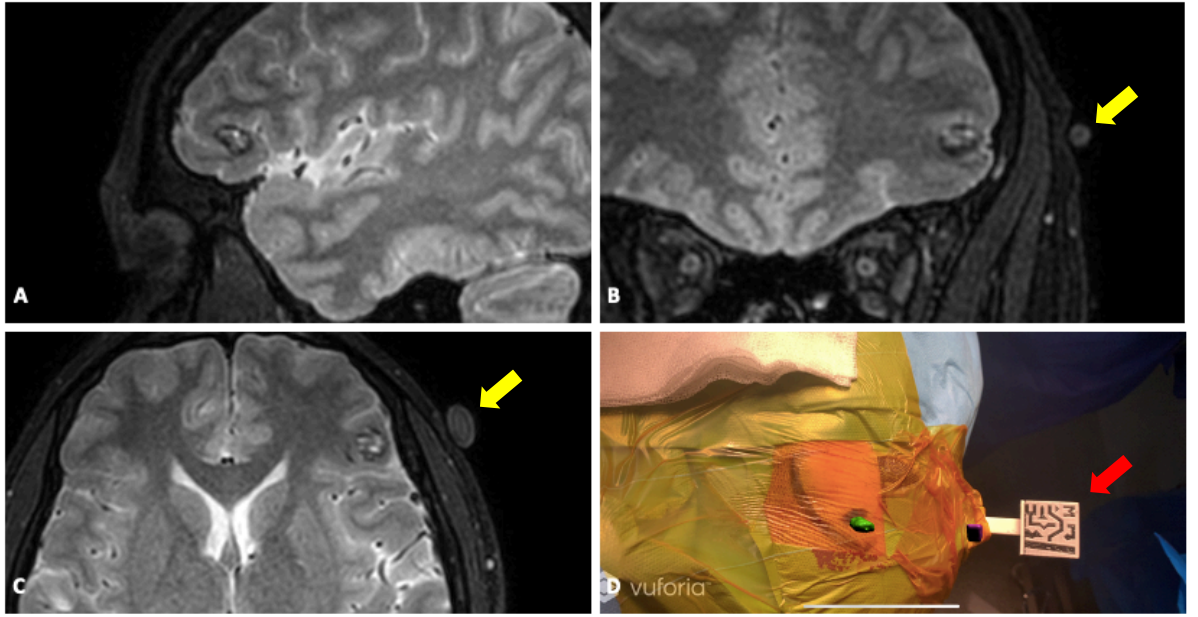
İşaretleyici tabanlı AR ile yapılan nöronavigasyonda sapma miktarı, intrakranial patolojinin yerleşim yerine göre karşılaştırılmıştır. Frontal lob yerleşimli patolojilerde sapma miktarı ortalama 1,25 mm., oksipital lob yerleşimli olanlarda 0,6 mm., parietal lob yerleşimli olanlarda 1,45 mm., temporal yerleşimli olanlarda 1,9 mm., serebellar yerleşimli olanlarda 2,62 mm. ve orbital yerleşimli olan patolojilerde 1,75 mm. olarak ölçülmüştür (Şekil 17). Patolojinin yerleşim yerine göre sapma miktarı (mm.) istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($p=0,159$, Kruskal Wallis testi).

İşaretleyici tabanlı AR ile yapılan nöronavigasyonda sapma miktarı, cerrahi pozisyona göre (supin, pron veya lateral) karşılaştırılmıştır (Şekil 18). Supin pozisyonda yapılan operasyonlarda sapma miktarı 1,275 mm., pron pozisyonda 1,61 mm. ve lateral dekübit pozisyonda 1,7 mm. olarak hesaplanmıştır. Cerrahi pozisyon ile AR ile yapılan nöronavigasyonda sapma miktarı (mm.) istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($p=0,872$, Kruskal Wallis).

Olgu Sunumları

Olgu 1

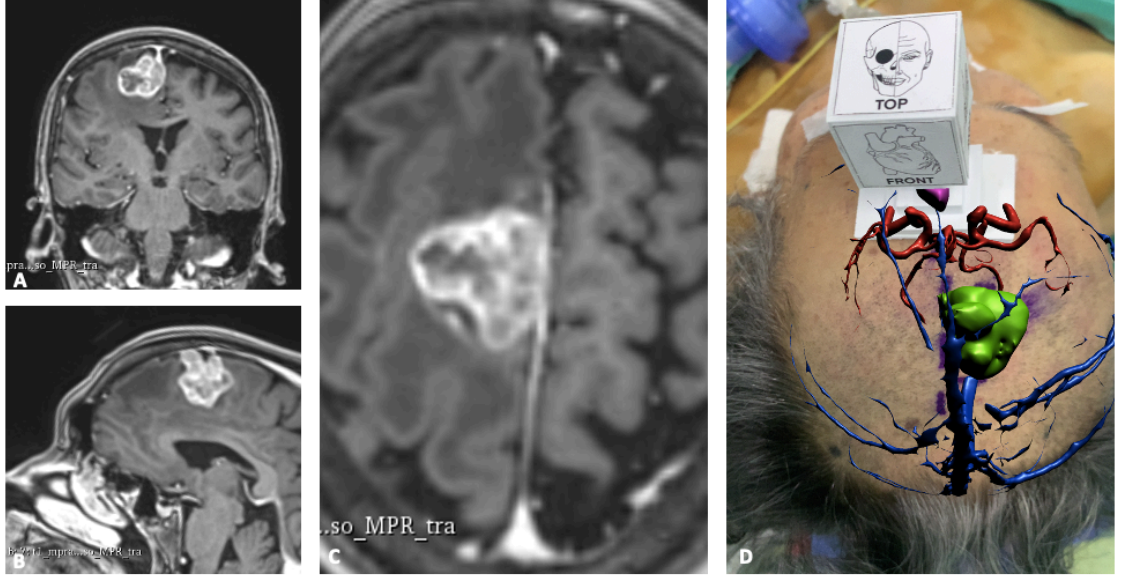
23 yaşında erkek hasta, baş ağrısı şikayeti ile başvurdu. Yapılan nörolojik muayenesinde bilinci açık, koopere, oryante, GKS 15/15, pupiller izokorik, ışık refleksi bilateral pozitif, kranial sinir muayenesi doğal, ekstremiteler muayenesinde motor veya duyu defisiti yoktu. Hastanın dış merkezde yapılan tetkiklerinde sol frontalde yerleşim gösteren T2 ağırlıklı MR görüntülemelerinde çevresi hipointens, merkezi izointens olan, kontrast tutulumu göstermeyen kavernom ile uyumlu lezyon izlendi. Hasta bu nedenle opere edildi. Operasyon öncesinde hastaya işaretli kranial MR tetkiki yapıldı ve işaret olarak kullanılan Omega-3 içerikli işaretleyicinin yeri cilt üzerinde gösterilmiştir (Şekil 19). Hasta OTS tabanlı nöronavigasyon ile beraber registrasyon yapıldı. İşaretli MR için kullanılan parça çıkartılarak AR işaretleyici takıldı. Cilt üzerinde görünen işaret ile AR nöronavigasyonun üst üste geldiği ve sapmanın olmadığı gözükmemektedir. Ancak OTS tabanlı nöronavigasyonda sapma yüksek olarak görüldü, lezyonun daha süperior ve anteriora doğru olduğu ve bu lokalizasyonun AR ve cilt üzerindeki işaret ile uyumlu olduğu izlendi. Hastanın operasyon sonrasında ek defisiti gelişmedi. Hastanın histopatolojik tanısı kavernom ile uyumlu olarak raporlandı.



Şekil 19. Sol frontal yerleşimli 1x1 cm boyutlarında kavernom olgusu. A) Sagittal T2 ince kesit MR’da lezyonun görünümü; B) Koronal T2 ince kesit MR’da lezyonun görünümü (sarı ok: cilt üzerinde görünen Omega-3 içerikli MR işaretleyici görünmektedir.); C) Aksiyel T2 ince kesit MR’da lezyonun görünümü; D) İntraoperatif cilt insizyonu öncesinde AR nöronavigasyon ile lezyonun yerleşimi (kırmızı ok: intraoperatif kullanıma uygun 2 renkli 3B yazıcı tarafından üretilen AR işaretleyici, yeşil: lezyonun 3B görünümü, bunun hemen altında cilt üzerinde Omega 3 içerikli MR işaretleyicinin yerleşimi gözükmemektedir.)

Olgu 2

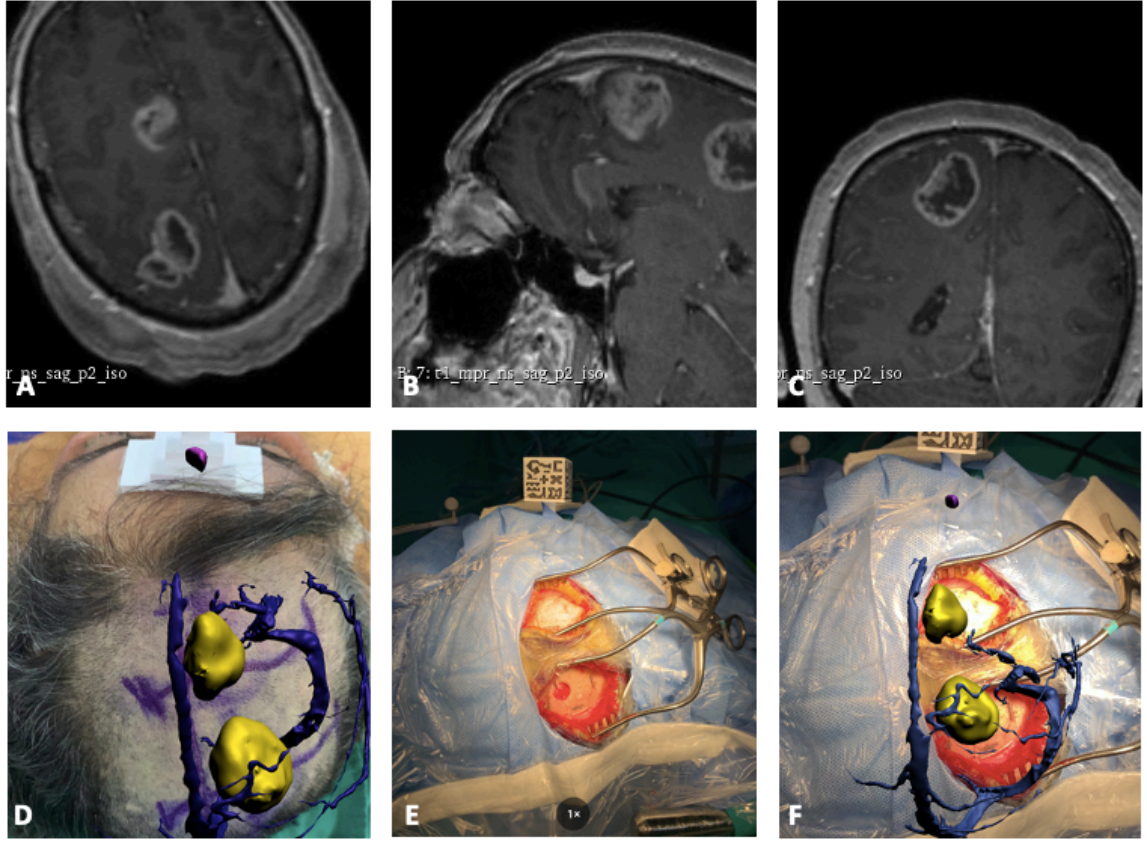
69 yaş, kadın hasta, baş ağrısı şikayeti ile kliniğimize başvurdu. Daha önceden bilinen kolon adenokarsinomu nedeniyle Genel Cerrahi tarafından operasyon öyküsü olan ve kemoradyoterapi alan hastanın yapılan tetkiklerinde sağ süperior frontal girus yerleşiminde orta hatta komşu lezyonu saptandı. Hastanın nörolojik muayenesinde bilinci açık, koopere, oryante, GKS 15/15, pupiller izokorik, direkt ve indirekt ışık refleksi bilateral pozitif, kranial sinir muayenesi doğal, ekstremitelerinde motor veya duyu defisiti yoktu. Hasta sağ frontal soliter metastaz ön tanısıyla opere oldu. Hastada OTS tabanlı nöronavigasyon ve preoperatif AR nöronavigasyon kullanıldı. Operasyon öncesinde cilt üzerinde yapılan navigasyonda sapma izlenmedi (Şekil 20). Hastanın postoperatif olarak ek defisiti yoktu ve postoperatif kranial MRG’da rezidü veya cerrahi patoloji izlenmedi.



Şekil 20. Sağ frontal yerleşimli kolon adenokarsinom metastaz olgusu. A) Koronal T1 kontrastlı ince kesit MR görüntüsü; B) Sagittal T1 kontrastlı ince kesit MR görüntüsü; C) Aksiyel T1 kontrastlı ince kesit MR görüntüsü; D) Preoperatif AR nöronavigasyon görüntüsü, yeşil: metastaz segmentasyonu, mavi: intrakranial sinüsler ve kortikal venlerin segmentasyonu, kırmızı: TOF (Time of Flight) MR görüntülerinden oluşturulan intrakranial arteriyel yapıların segmentasyonu.

Olgu 3

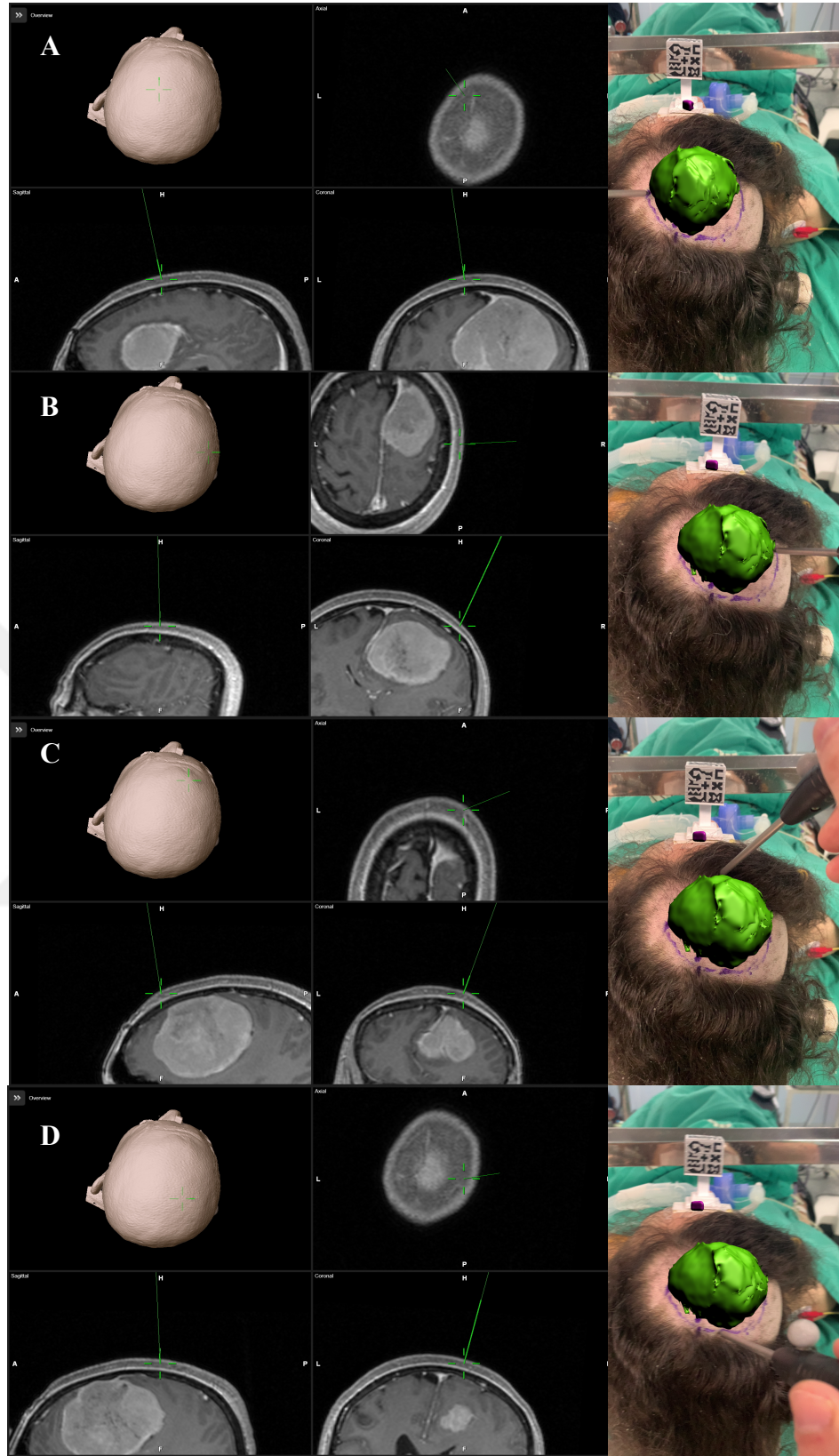
50 yaş, kadın hasta sol vücut yarımında kuvvetsizlik ve uyuşukluk şikayeti ile kliniğimize başvurdu. Yapılan tetkiklerinde gliomatozis zemininde sağ frontal lob süperiorunda 2 adet yüksek dereceli glial tümör ile uyumlu lezyon saptandı. Hastanın nörolojik muayenesinde bilinci açık, koopere, oryante, GKS 15/15, pupiller izokorik, direkt ve indirekt ışık refleksi pozitif, kranial sinir muayenesi doğal, ekstremitelerinde sol taraflı hemiparezi saptandı. Hasta yüksek dereceli glial tümör ile uyumlu lezyonlarına yönelik olarak opere edildi (Şekil 21). Hastanın ameliyat sonrasında ek nörolojik kaybı yoktu ve hastanın yüksek dereceli glial tümörleri total eksize olarak değerlendirildi.



Şekil 21. Sağ frontal süperior lobta gliomatozis zemininde 2 adet yüksek dereceli glial tümör olgusu. A) Aksiyel T1 postkontrast ince kesit MR’da lezyonların görünümü; B) Sagittal T1 postkontrast ince kesit MR’da lezyonların görünümü; C) Koronal T1 postkontrast ince kesit MR’da lezyonlardan posteriordakinin görünümü; D) Preoperatif AR nöronavigasyon ile lezyonların ve sinüslerin görünümü, sarı: tümörlerin segmentasyonu, mavi: intrakranial sinüs ve kortikal venlerin segmentasyonu; E) İntraoperatif AR ile nöronavigasyon için işaretleyici yerleşimi; F) İntraoperatif AR ile nöronavigasyonda kitlelerin görünümü ve kraniotominin planlanması.

Olgu 4

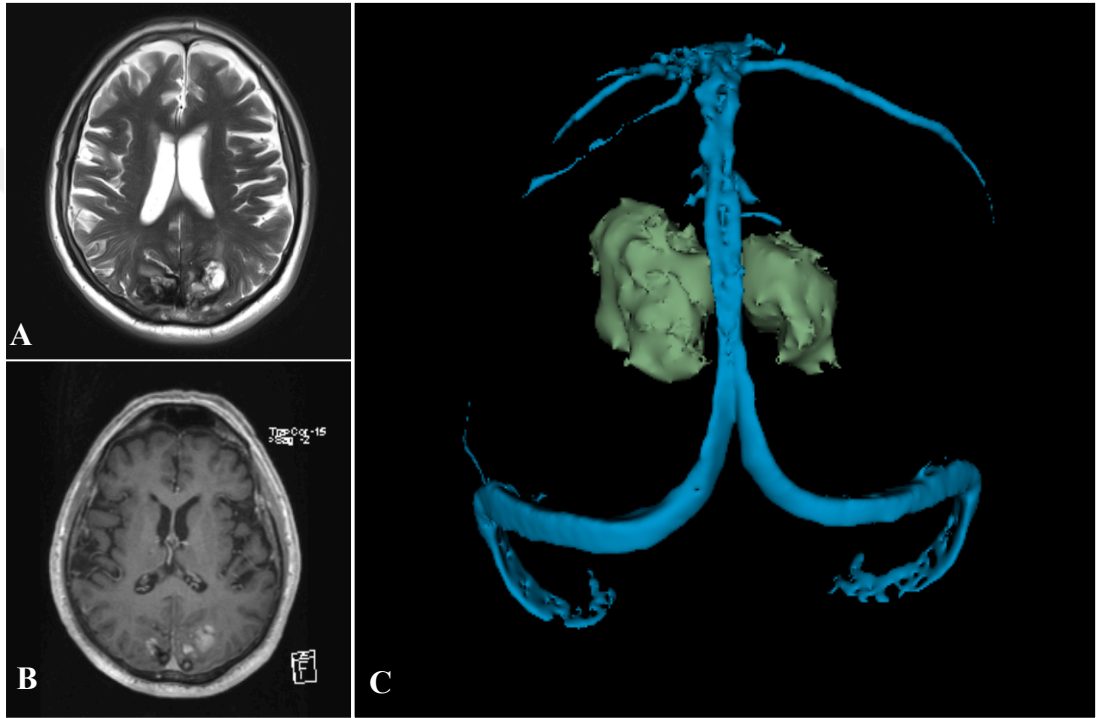
41 yaş, kadın hasta uykuda nöbet şikayeti ile kliniğimize başvurdu. Yapılan tetkiklerinde sağ frontal falks yerleşimli karşı hemisfere de uzanım gösteren meningiom ile uyumlu kitle saptandı (Şekil 22). Hastanın nörolojik muayenesi doğal, motor veya duyu defisiti yoktu. Hasta ameliyat sonrasında ek nörolojik kayıp olmadı ve kitle total olarak eksize edildi.



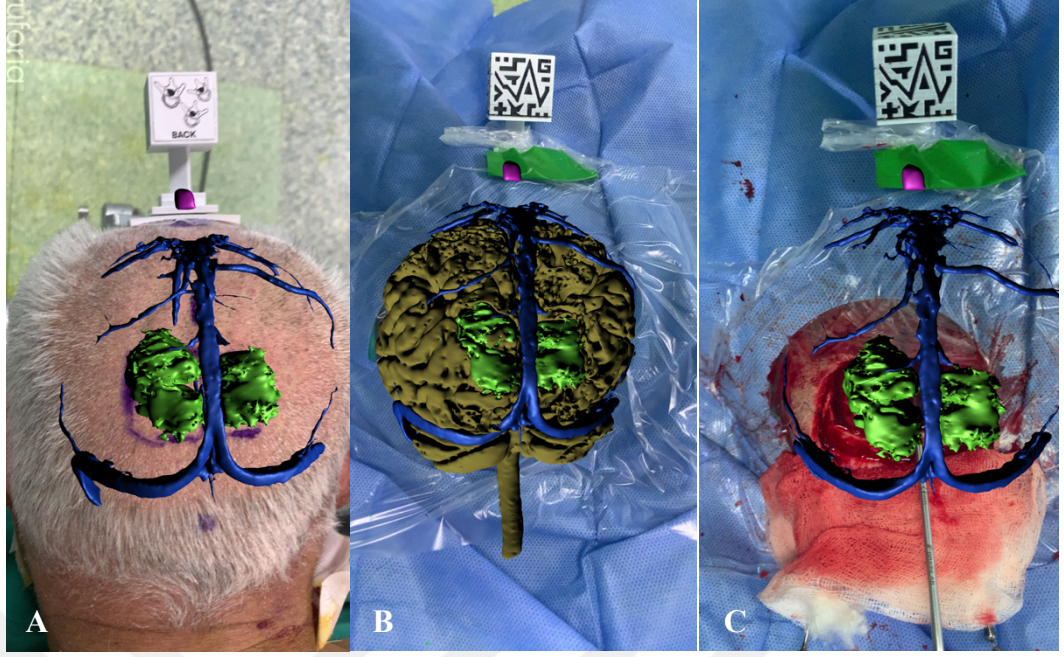
Şekil 22. Sağ frontal parafalksin meningiom olgusu. OTS tabanlı nöronevigrasyon ve AR nöronevigrasyon ile sapmanın karşılaştırılması A) Medial sınır; B) Lateral sınır; C) Süperior sınır; D) İnförior sınır.

Olgu 5

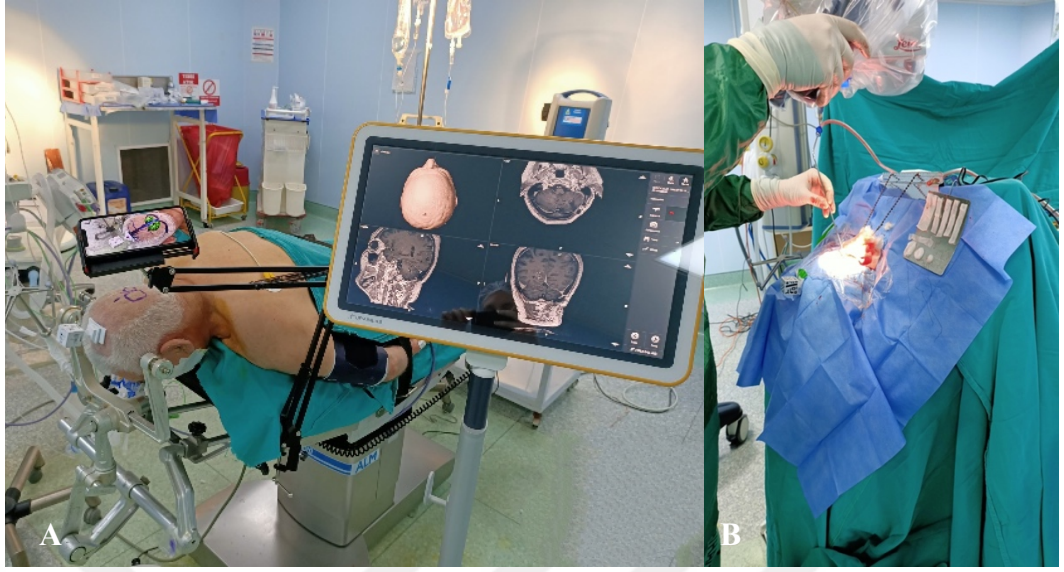
75 yaş, erkek hasta 6 aydır giderek artan görme kaybı şikayeti ile kliniğimize başvurdu. Hastanın bilinen atrial miksoma nedeniyle operasyon öyküsü mevcuttu. Hastanın yapılan radyolojik tetkiklerinde bilateral oksipital lobda yerleşim gösteren mikrohemorajik metastaz odakları saptanması üzerine hasta opere edildi (Şekil 23&24&25). Hastanın preoperatif nörolojik muayenesinde bilateral konsantrik görme kaybı mevcuttu. Hastanın postoperatif nörolojik muayenesinde ek nörolojik kaybı yoktu ve kitlenin bilateral total eksize edildiği görüldü.



Şekil 23. Bilateral oksipital lob yerleşimli atrial miksoma olgusu. A) T2 ağırlıklı aksiyel MR’da bilateral oksipital lobta mikrohemorajik atrial miksoma metastazı ile uyumlu görünüm; B) T1 postkontrast MR’da bilateral oksipital lobta kontrast tutulumu gösteren metastaz ile uyumlu görünüm; C) 3D Slicer ile ince kesit Postkontrast MR’dan ve MR venografiden elde edilen segmentasyon, yeşil: metastaz, mavi: sinüsler ve kortikal venler.



Şekil 24. Bilateral oksipital lobta yerleşimli atrial miksoma olgusunun intraoperatif AR nöronavigasyon görüntüsü. A) Preoperatif cerrahi planlama için yapılan, AR işaretleyicide 5 adet farklı fotometrik fotoğrafın olduğu, AR nöronavigasyon mobil cihaz kamera görüntüsü; B) İntraoperatif cilt üzerinde korteksle beraber AR nöronavigasyon görüntüsü; C) İntraoperatif kraniotomi sonrası AR nöronavigasyon görüntüsü; yeşil: metastaz, mavi: sinüsler ve kortikal venler, gri: korteks ve parankim.



Şekil 25. İntraoperatif AR nöronavigasyon ve OTS tabanlı nöronavigasyonun kullanımı. A) Preoperatif cerrahi planlama, mobil cihaz ile yapılan AR nöronavigasyon ve OTS tabanlı nöronavigasyon ekranı; B) İntraoperatif AR ile nöronavigasyon, yerleşim ve steril örtülmesi, mikroskop ile kullanımı.

TARTIŞMA

Modern tıpta yaşanan gelişmeler ve teknolojiye ilerlemeler ile beyin ve sinir cerrahisi daha kusursuz, daha az invazif ve daha karmaşık hale gelmiştir. Geleneksel nöroşirurjikal yöntemler ile yüksek hassasiyet için gerekli gereksinimleri karşılamak oldukça güçtür. Bu nedenle nöronavigasyon terimi, ilk olarak 1986 yılında ortaya konulmuştur.

Nöronavigasyon sistemleri, kranial ve spinal cerrahide hedef dokunun tam olarak yerini, yapısını gösterme imkanı sağlamaktadır. Böylelikle cerrahide önemli komşu yapıların korunmasında önem arz etmektedir. Modern beyin ve sinir cerrahisinde bu sistemler yaygın kullanıma sahiptir, ancak bu sistemlerin bazı önemli eksiklikleri mevcuttur. Bunlardan ilki, bu sistemler 2B hastaya özel görüntüleri, 2B bir ekranda ve düzlemde göstermektedir, bu da cerrah için hastanın anatomisini anlamada engel teşkil eder. Bu limitasyonlardan diğeri ise ayrı bir ekrana sahip bu sistemlerin cerrahın dikkatini cerrahi saha dışına çekerek yorgunluğu ve cerrahi süreyi arttırması ve farklı bir alana

kayan dikkat nedeniyle potansiyel hata riskini arttırmıştır. Bir diğer dezavantaj ise cerrahi öncesi ameliyathanede kurulum süresinin uzun olmasıdır.

Arttırılmış gerçeklik teknolojilerinin medikal alanlarda kullanıma başlanmasıyla bu sistemlerin nöronavigasyon alanında kullanılması mümkün olmuştur. Bu yöntemde, gerçek ve sanal objelerin birleştirilmesi ile kapsamlı bir görüntü elde edilebilir. Sanal görüntü olarak hastalara özel modeller, planlamalar ve/veya preoperatif radyolojik görüntüler kullanılabilir. Gerçek görüntü ise eksternal kamera, cerrahi mikroskop veya endoskoptan alınan cerrahi alanın görüntüsüdür. Bu iki görüntü AR teknolojisi ile birleştirilebilir. AR teknolojisi ile nöronavigasyonun daha önce belirtilen eksiklikleri düzeltilebilir. Cerrahin başka bir ekrana bakmasından kaynaklanan dikkat dağılması, bu sistem ile engellenebilir. AR, beyin ve sinir cerrahisinde şu an daha çok yeni olmasına rağmen tıbben oldukça geniş kullanım alanına sahip, klinik olarak kabul görmüş bir yeniliktir (54). Bu teknoloji ile dahili yapıların dışarıdan görünebilmesi, cerrahi farkındalığı arttırmış, cerrahi planlamada ve karar vermede etkin rol oynadığı gösterilmiştir. AR'ın beyin ve sinir cerrahisinde kullanımı ile cerrahi planlamada yeni bir ufuk açacağı ve gelecekte etkin rol oynayacağı düşünülmektedir (55).

İntrakranial tümör cerrahisi AR nöronavigasyon ile ilgili en çok çalışmanın bulunduğu alandır. Serebral korteks ve beyaz maddede bulunan yolakların önemli olması bu bölgede yüksek keskinlik ile nöronavigasyonu önemli kılmaktadır. Tümör sınırlarını belirlemek, bu cerrahilerde benign ve malign özellikli olanlarda oldukça zordur. Özellikle düşük dereceli glial tümörlerde, normal kortikal yapılardan tümörü ayırmak, cerrahi mikroskop ile zor olabilmektedir. Görüş alanının oldukça küçük olması, kompleks sınırlar ile komşuluk ve diğer faktörler, bu bölgede en küçük normal doku kaybını hastada nörolojik kayıp olarak etkilemektedir. AR nöronavigasyonun bu anlamda, cerrahi prosedürleri kolaylaştırarak, intraoperatif planlamayı ve hedef patolojiye cerrahi kılavuz etme sayesinde minimal invazif ve ek defisit oluşturmada yapılan cerrahiye katkısı olabilecektir. Literatürde AR nöronavigasyon çalışmaları 3'e ayrılmaktadır (55);

- 1) Nokta eşleştirilmesi ile nöronavigasyon
- 2) Volümetrik nöronavigasyon
- 3) Mobil cihaz tabanlı nöronavigasyon teknikleri

2B nokta eşleştirilmesi, cihazın koordinatları ile görüntünün koordinatlarının eşleştirilmesi ile yapılır. Tabrizi ve ark. yaptığı AR tabanlı projeksiyon ile hastanın başının üzerine tümör dokusu yansıtılabilmektedir. Bu çalışmada projeksiyon hatası $1,2 \pm 0,54$ mm. olarak bulunmuştur. Ancak bu çalışmada beyin ve başın yer değişimi ile bu nöronavigasyon sapma gösterir (34). Kersten-Oertel ve Gerard yaptıkları çalışmada intraoperatif USG ile AR'ı birleştirerek MR görüntüleri ile nöronavigasyonun doğruluğu arttırmıştır. Bu çalışmada IBIS isminde spesifik optik tabanlı kızılötesi kameralı nöronavigasyon sistemi kullanılmıştır. Yine bu çalışmada cilt insizyonunun ve kraniotominin belirlenmesi ile enfeksiyon oranında azalma ve iyileşme zamanında artış olduğu görülmüştür (56).

Nokta eşleştirilmesi ile nöronavigasyon cerrahi bakış açısının, görüş alanının veya monitörlerin yer değiştirmesi nedeniyle kullanışlı değildir. Watanabe ve ark. 2015 yılında volümetrik yöntemlerle registrasyon yaparak tablet bilgisayar ile AR nöronavigasyon sistemi geliştirmişlerdir. Bu sistemde, hastaya ait MR veya BT'den alınan 3B görüntüler, ameliyat sırasında 6 adet takip eden hareket algılayıcı kamera yardımıyla hastanın baş hareketleri takip edilerek tablet bilgisayarda üstüne yansıtılmıştır. Bu sistemde cerrah veya asistanın cerrahi alandan ayrı bir ekrana bakması gerekmediği için dikkat sapması olmamaktadır (57). Bu sistemin dezavantajı ameliyat odasında 6 adet hareket algılayıcı kamera bulunması ve yüksek maliyetidir (55). Cutolo ve ark. 2017 yılında stereoskopik gözlükler ile stereo görüntü elde ederek nokta tabanlı video registrasyon tekniği ile nöronavigasyonu tanımlamıştır. Bu nöronavigasyon sisteminde stereoskopik kameranın takip ettiği en az 3 adet küre işaretleyici olup AR'da hedef patolojinin pozisyonu ve yerleşimi buna göre oluşturulmaktadır (58).

Mobil cihaz tabanlı nöronavigasyon ise bilgisayar tabanlı oluşturulan görüntülerin anatomik yapılara uygun olarak üst üste getirilmesini esas alır. Bu işlem için tablet veya telefonlar kullanılabilmektedir. Hedef patolojinin lokalizasyonu için işaretli veya işaretli nöronavigasyon olmak üzere iki farklı yöntem kullanılmaktadır. İşaretleyici içeren nöronavigasyonlar takip sistemi gerekli olduğu çok pahalı ve hasta üzerinde işaretleyici konulması nedeniyle zorludur (55). Shan ve ark. 2017 yılında yaptığı bir çalışmada işaretleyicisiz olarak takip edebilen ve yüzün anatomik yapısını tanıyan teknik geliştirmişlerdir. Bu çalışmada projeksiyonun doğruluğu %97 olarak bulunmuş ve anlamlı kayma veya gecikme saptanmamıştır (59). Akıllı telefonlarda kamera, ekran ve

işlemcilerin gelişmesi ile AR teknolojileri de ilerleme kaydetmiştir. Hou ve ark. mobil telefon kullanarak intrakranial lezyonları 2B olarak göstermiştir (60). Bu çalışmada mobil telefon üzerindeki 2B oryante edilmiş görüntü hastanın cerrahi landmark noktaları ile manuel üst üste getirilerek patolojinin yeri gösterilebilmiştir. Maruyama ve ark. 2018 yılında akıllı gözlükler ile AR nöronavigasyon yapmışlardır (61). Preoperatif MR görüntüleri, bilgisayarda 3B grafik haline getirilerek transparan akıllı gözlüklere aktarılmış, nöronavigasyon sistemlerinde kullanılan optik işaretleyiciler kullanılarak nöronavigasyon yapılmıştır. Hareket algılayıcı kameralar ile görüntüler eşleştirilmiş ve hastanın başının pozisyonu algılanmıştır. Ancak bu çalışmada kısıtlı sayıda hastada uygulanmıştır.

Bu çalışmada daha önceki çalışmalardan farklı olarak işaretli görüntüleme ile mobil cihazlarda (telefon, tablet vb.) hızlı, pratik ve az maliyetle, 3B yazıcı ile AR teknolojisi birleştirilerek nöronavigasyon uygulandı. Daha önceki çalışmalarda optik kamera tabanlı nöronavigasyon sistemleri veya projeksiyon sistemleri kullanılarak 0,75 mm. ile 4,61 mm. arasında değişen ortalama sapma miktarı ile AR nöronavigasyon sistemleri tanımlanmıştır (55). Bu yapılan çalışmada ise bu değer 1,74 mm. olarak saptanmış olup bu çalışmalar arasında kullanılabilir bir yöntem olarak değerlendirilmiştir. Bu sapma diğer çalışmalarda olduğu gibi preoperatif cilt üzerinde değerlendirilmiştir.

Rutinde kullanılan optik takip sistemi tabanlı nöronavigasyon sistemlerinde hastaya ait 2B MR ve/veya BT görüntüleri üzerinden navigasyon yapılmaktadır. Ancak bu çalışmada patoloji, 3B segmentasyon olarak görülmekte, böylelikle patolojinin şekli, yerleşimi, diğer patolojilerle ilişkisi net olarak görülmekte, analitik olarak konumu daha iyi anlaşılmaktadır.

Yaptığımız bu çalışmada günlük hayatımızda kullanılan iOS veya Android tabanlı mobil cihazlar kullanılmıştır. Bu nedenle bu sistemin uygulanması ve kullanım imkanı oldukça yüksektir. Bunlara ek olarak herhangi bir cihaz ya da yazılım ihtiyacı duyulmamıştır.

Preoperatif hazırlık (segmentasyon, registrasyon ve uygulama geliştirilmesi) süresi 30,9 dk. olarak kaydedilmiş olup Ye ve ark. 2019 yılında karma gerçeklik ile EVD takılması işleminde bu süre 40,2 dk. olarak bulunmuştur. İncekara ve ark. tarafından yapılan karma gerçeklik gözlük ile nöronavigasyonda registrasyon süresi ortalama 5 dk.

20 saniye olarak bulunmuş ve pozitif öğrenme eğrisinin olduğu gösterilmiştir (23). Bu çalışmada uygulamanın mobil cihazdan çalıştırılması ve işaretleyicinin yerleştirilmesi için geçen süre ortalama 1,07 dk. olarak bulunmuş olup genellikle preoperatif ameliyathanede AR nöronavigasyon için geçen zaman 1 dakikadan kısa sürmüştür. OTS sahip rutinde kullanılan nöronavigasyon sistemlerinde bu değer ortalama 10,72 dk. bulunmuştur. Preoperatif segmentasyon, registrasyon ve uygulamanın yazılması bilgisayarın teknik kapasitesi ile direkt ilişkilidir. Bu süre daha yüksek işlem ve görüntü işleme kapasitesine sahip bilgisayarlarda daha kısa olacaktır. Daha önce pozitif öğrenme eğrisi olduğu gösterilen bu süre, bu çalışmada da ilk hasta ile son hasta kıyaslandığında giderek azalma eğilimindedir. İlk 10 olguda preoperatif ameliyat öncesi hazırlık süresi ortalama 38 dk. olmasına karşılık, son 10 olguda bu değer 25 dk. olarak hesaplanmıştır. Bu iki değer karşılaştırıldığında anlamlı olarak farklı olduğu görülmüştür ($p=0,002$, Mann Whitney U testi). Ameliyat sırasında kurulum süresinin 1 dakikadan az olması, standart optik tabanlı nöronavigasyonun kurulum süresinin ortalama 10,72 dk. olması ile kıyaslandığında anlamlı olarak daha kısadır.

Mevcut cerrahi nöronavigasyon sistemleri yüksek maliyetlidir. Cerrahi nöronavigasyon tekniklerinin Batı Avrupa’da yapılan bir çalışmada market payının 372,7 milyon dolar olduğu saptanmıştır, Asya bölgesinde bu miktar 110,9 milyon dolar, Amerika Birleşik Devletleri’nde 2016’da bu değer 195 milyon dolardır (62). Yapılan bir çalışmada nöronavigasyonun prosedür başına maliyeti 14.480 dolar olarak bildirilmiştir (63). Yine aynı çalışmada nöronavigasyon sisteminin maliyeti 250.000 ile 950.000 dolar arasında olduğu ifade edilmiştir. Bu çalışmada kullanılan bilgisayar programları (3D Slicer, Unity ve xCode) geliştirici hesabı ile ücretsiz olarak kullanılabilir. 3B yazıcı için kullanılan polilaktik asit (PLA) materyalin maliyeti 144 TL/ kg (18 dolar/kg)’dır ve bu çalışmada 3B işaretleyiciler için 50,4 TL (6,3 dolar) kadar materyal kullanılmıştır (350 gr). Bunlar dışında bu sistemin ek maliyeti yoktur.

Rutinde kullanılan optik tabanlı nöronavigasyon sistemlerinde hastanın Mayfield çivili başlık gibi stabilizasyon sistemlerine ihtiyaç vardır. Yine bu sistemlerde bulunan cilde sabitlenen kızılötesi duyarlı işaretleyicilerde yüksek sapma oranları bildirilmiştir ve ayrı bir bilgisayar sistemi kullanılması nedeniyle bu sistemlerin kullanımı kolay değildir. Aynı zamanda bu sistem posterior fossa cerrahisi gibi cerrahilerde pron pozisyonunda kısıtlılıkla kullanılabilir. Bu çalışmada pediatrik hastalar da dahil olmak üzere

Mayfield çivili başlıkta stabilizasyon kullanılmaksızın pron pozisyonunda ve diğer cerrahi pozisyonlarda kullanılması uygundur ve sapma miktarında anlamlı farklılık saptanmamıştır. Bu nedenle pediatrik hastalar, kafa kaidesi veya konveksite kemik fraktürü mevcut olan hastalar gibi Mayfield çivili başlık takılması mümkün olmayan hastalarda da kullanımı mümkündür.

Bu çalışmada preoperatif planlama ve cerrahi lokalizasyon için AR ile uyumlu işaretleyici tabanlı AR nöronavigasyon yapıldı. Ancak bu teknikte, çift ekstrüderli 3B yazıcı ile iki renkli işaretleyici üretilmektedir. Bu üretilen 3B işaretleyici, gaz sterilizasyon (etilen oksit) ile steril edilebilmektedir (64). Bu sayede intraoperatif olarak kraniotomi öncesinde, dura insizyonu öncesinde ve korteks üzerinde kullanılabilir. İntraoperatif kullanımının dezavantajı ise ayrı bir ekran ve kamera (mobil cihaz, telefon veya tablet) izlemi gerekliliği ve 3B görüntülerin gerçek görüntü üzerinde yer kaplaması nedeniyle görüş alanını kısıtlamasıdır. Bu kısıtlılık, 3B segmentasyonların ayarlanabilir saydamlılığı ile engellenebilir.

Karma gerçeklik gözlüklerle yapılan AR çalışmalarında cerrahın kullandığı gözlük sayesinde başka bir ekrana bakmak zorunda olmaması ve direkt görüş alanında AR görüntüleri görmesi büyük bir kolaylıktır. Ancak bu sistemin teknik olarak bazı eksiklikleri mevcuttur. Bunlardan ilki yüksek maliyettir. Kameranın açısı, cerrah ile uyumsuzdur ve cerrahın eli ve gözü arasında kaymalar yaşanmaktadır. Bu gözlüklerde görüntü yansıtılan ekran, kısıtlılıklardan dolayı oldukça küçüktür, cerrah bu nedenle ekrana uzun süre konsantre olurken yorgunluk yaşamaktadır. Bir diğer kısıtlılık ise düşük pil ömrüdür (55).

Bütün AR sistemlerinde zaman senkronizasyonu ve zamansal gecikme sorunu bulunmaktadır. Cerrahın bakış açısını ani değiştirmesi, sanal görüntü ile gerçek görüntü arasında bir miktar zaman gecikmesine neden olmaktadır. Bu çalışmada, gözle görülecek kadar büyük değerlerde değildir ve fark edilemez durumdadır. Kamera ve ekranda AR görüntünün oluşturulması ve görüntülenmesi frekansı 60 fps (frame per second) olarak ölçülmüş ve ortalama 10 çerçeve (0,2 saniye) gecikme saptanmıştır. Kamera sensörlerinde yer alan piksel sayısı 12 mega piksel olarak ölçülmüş olup görüntü çözünürlüğü 1232x2688 piksel olarak ölçülmüştür. Bu değerler ile kolaylıkla görüntü analizi ve nöronavigasyon yapılabilir. Daha önceki çalışmalarda (61) izlenen görüntüde titreme, nöronavigasyon için oldukça kısıtlayıcı olarak görülmektedir ancak

işaretleyici ile yapılan bu çalışmada görüntüde titreme gözle fark edilmemektedir ve işlem sırasında dezavantaj oluşturmamaktadır.

AR nöronavigasyonda gerçek görüntü üzerine patolojinin 3B görüntülerinin st üste getirilmesi sayesinde nöronavigasyon yapılabilmektedir. Ancak bu görüntüler, gerçek görüntünün görünürlüğünü azaltmakta ve bu nedenle cerrah için zor olabilmektedir. Bu çalışmada patolojinin 3B görüntüsünün, program geliştirilmesi ve segmentasyon aşamasında opaklığı değiştirilebilir. Bu sayede cerrahi planlama sırasında gerçek görüntünün daha ön planda olması sağlanabilir. Ancak bu kısıtlılık, arttırılmış gerçeklik ve karma gerçeklik teknolojilerinde bir dezavantaj olarak görülmüştür.

SONUÇ VE ÖNERİLER

Genişletilmiş gerçeklik (VR, AR ve MR) teknolojileri son 20 yıldır hızla ilerlemekte ve umut vadetmektedir. Günlük yaşantımızda kullanıma giren bu teknoloji, telefon ve tablet gibi mobil cihazlarda kolaylıkla kullanılmaktadır. 3B yazıcı teknolojileri ise beyin ve sinir cerrahisi eğitiminde, cerrahi planlamada kullanılmış ve faydalı bulunmuştur. Bu alışmada AR teknolojisi ile 3B yazıcı teknolojilerini birleştirerek, bunlarla beraber yüksek doğrulukta, düşük maliyetli, kullanımı kolay ve cerrahın 3B olarak patolojiyi görerek nöronavigasyon yapılmasının uygun olduğunu göstermekteyiz. Mevcut optik izleme tabanlı nöronavigasyon sistemlerinin eksikliklerini işaretleyici tabanlı AR nöronavigasyon sistemleri ile aşmak mümkündür. Son yıllarda genişletilmiş gerçeklik üzerinde artan ilgi, ilerleme ve yatırımlar ile bu teknolojiler günlük yaşantımızın bir parçası haline gelebilecek, ilerinin ameliyathanelerinde aktif olarak kullanılabilir. Bu aşamada bu çalışma bir basamak olarak görülebilir. Giyilebilir AR teknolojileri ile bu çalışmanın ileriye taşınması, vasküler cerrahide, hidrosefali cerrahisinde ve spinal cerrahide de kullanılması ve AR cerrahi aletler tasarlanması amaçlanmaktadır.

KAYNAKLAR

1. Thomas NWD, Sinclair J. Image-Guided Neurosurgery: History and Current Clinical Applications. *J Med Imaging Radiat Sci*. 2015; 46: 331-42.
2. Shurkhay VA, Goryaynov SA, Aleksandrova EV, et al. [Navigation systems in neurosurgery]. *Zh Vopr Neirokhir Im N N Burdenko*. 2016; 80: 107-14.
3. Blomstedt P, Olivecrona M, Sailer A, et al. Dittmar and the history of stereotaxy; or rats, rabbits, and references. *Neurosurgery*. 2007; 60: 198-201; discussion 01-2.
4. al-Rodhan NR, Kelly PJ. Pioneers of stereotactic neurosurgery. *Stereotact Funct Neurosurg*. 1992; 58: 60-6.
5. Leksell L. A stereotaxic apparatus for intracerebral surgery. *Acta Chirurgica Scandinavica*. 1950; 99: 229-33.
6. Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography). 1. Description of system. *Br J Radiol*. 1973; 46: 1016-22.
7. Bergstrom M, Greitz T. Stereotaxic computed tomography. *American Journal of Roentgenology*. 1976; 127: 167-70.
8. Cope FW, Damadian R. Cell Potassium by 39K Spin Echo Nuclear Magnetic Resonance. *Nature*. 1970; 228: 76-77.
9. Leksell L, Leksell D, Schwebel J. Stereotaxis and nuclear magnetic resonance. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*. 1985; 48: 14-18.
10. Kato A, Yoshimine T, Hayakawa T, et al. [Computer assisted neurosurgery: development of a frameless and armless navigation system (CNS navigator)]. *No Shinkei Geka*. 1991; 19: 137-42.
11. Tronnier VM, Wirtz CR, Knauth M, et al. Intraoperative computer-assisted neuronavigation in functional neurosurgery. *Stereotact Funct Neurosurg*. 1996; 66: 65-8.
12. Roessler K, Ungersboeck K, Dietrich W, et al. Frameless stereotactic guided neurosurgery: clinical experience with an infrared based pointer device navigation system. *Acta Neurochir (Wien)*. 1997; 139: 551-9.
13. Haberland N, Ebmeier K, Hliscs R, et al. Neuronavigation in surgery of intracranial and spinal tumors. *Journal of Cancer Research and Clinical Oncology*. 2000; 126: 529-41.
14. Bir SC, Konar SK, Maiti TK, et al. Utility of Neuronavigation in Intracranial Meningioma Resection: A Single-Center Retrospective Study. *World Neurosurg*. 2016; 90: 546-55 e1.
15. Wirtz CR, Albert FK, Schwaderer M, et al. The benefit of neuronavigation for neurosurgery analyzed by its impact on glioblastoma surgery. *Neurol Res*. 2000; 22: 354-60.

16. Paraskevopoulos D, Unterberg A, Metzner R, et al. Comparative study of application accuracy of two frameless neuronavigation systems: experimental error assessment quantifying registration methods and clinically influencing factors. *Neurosurg Rev.* 2010; 34: 217-28.
17. Zaaroor M, Bejerano Y, Weinfeld Z, et al. Novel magnetic technology for intraoperative intracranial frameless navigation: in vivo and in vitro results. *Neurosurgery.* 2001; 48: 1100-7; discussion 07-8.
18. Mathes AM, Kreuer S, Schneider SO, et al. The performance of six pulse oximeters in the environment of neuronavigation. *Anesth Analg.* 2008; 107: 541-4.
19. Azagury DE, Dua MM, Barrese JC, et al. Image-guided surgery. *Curr Probl Surg.* 2015; 52: 476-520.
20. Ivanov M, Ciurea AV. Neuronavigation. Principles. Surgical technique. *J Med Life.* 2009; 2: 29-35.
21. Orringer DA, Golby A, Jolesz F. Neuronavigation in the surgical management of brain tumors: current and future trends. *Expert Rev Med Devices.* 2012; 9: 491-500.
22. Cho J, Rahimpour S, Cutler A, et al. Enhancing Reality: A Systematic Review of Augmented Reality in Neuronavigation and Education. *World Neurosurg.* 2020; 139: 186-95.
23. Incekara F, Smits M, Dirven C, et al. Clinical Feasibility of a Wearable Mixed-Reality Device in Neurosurgery. *World Neurosurg.* 2018; 118: e422-e27.
24. Neves CA, Vaisbuch Y, Leuze C, et al. Application of holographic augmented reality for external approaches to the frontal sinus. *Int Forum Allergy Rhinol.* 2020; 10: 920-25.
25. Roberts DW, Strohbehn JW, Hatch JF, et al. A frameless stereotaxic integration of computerized tomographic imaging and the operating microscope. *J Neurosurg.* 1986; 65: 545-9.
26. Bucholz R, McDurmott L. The History, Current Status, and Future of the StealthStation Treatment Guidance System. In: Lozano AM, Gildenberg PL, Tasker RR, eds., *Textbook of Stereotactic and Functional Neurosurgery.* Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2009.
27. Riva M, Hennersperger C, Milletari F, et al. 3D intra-operative ultrasound and MR image guidance: pursuing an ultrasound-based management of brainshift to enhance neuronavigation. *Int J Comput Assist Radiol Surg.* 2017; 12: 1711-25.
28. Roberts DW, Miga MI, Hartov A, et al. Intraoperatively Updated Neuroimaging Using Brain Modeling and Sparse Data. *Neurosurgery.* 1999; 45: 1199-207.
29. Gronningsaeter A, Kleven A, Ommedal S, et al. SonoWand, an Ultrasound-based Neuronavigation System. *Neurosurgery.* 2000; 47: 1373-80.
30. Sutherland IE. Sketchpad a man-machine graphical communication system. *Simulation.* 1964; 2: R-3-R-20.
31. Myers BA. A brief history of human-computer interaction technology. *interactions.* 1998; 5: 44-54.
32. Heilig ML. Sensorama simulator. Google Patents, 1962.

33. Kenwright B. Virtual Reality: Where Have We Been? Where Are We Now? and Where Are We Going? 2019.
34. Besharati Tabrizi L, Mahvash M. Augmented reality-guided neurosurgery: accuracy and intraoperative application of an image projection technique. *J Neurosurg.* 2015; 123: 206-11.
35. Eftekhar B. A Smartphone App to Assist Scalp Localization of Superficial Supratentorial Lesions—Technical Note. *World Neurosurgery.* 2016; 85: 359-63.
36. Chen J-g, Han K-w, Zhang D-f, et al. Presurgical Planning for Supratentorial Lesions with Free Slicer Software and Sina App. *World Neurosurgery.* 2017; 106: 193-97.
37. Zhang ZY, Duan WC, Chen RK, et al. Preliminary application of mixed reality in neurosurgery: Development and evaluation of a new intraoperative procedure. *J Clin Neurosci.* 2019; 67: 234-38.
38. Mascitelli JR, Schlachter L, Chartrain AG, et al. Navigation-Linked Heads-Up Display in Intracranial Surgery: Early Experience. *Operative Neurosurgery.* 2017; 15: 184-93.
39. Watanabe E, Satoh M, Konno T, et al. The Trans-Visible Navigator: A See-Through Neuronavigation System Using Augmented Reality. *World Neurosurgery.* 2016; 87: 399-405.
40. Cabrilo I, Sarrafzadeh A, Bijlenga P, et al. Augmented reality-assisted skull base surgery. *Neurochirurgie.* 2014; 60: 304-06.
41. Carl B, Bopp M, Voellger B, et al. Augmented Reality in Transsphenoidal Surgery. *World Neurosurg.* 2019; 125: e873-e83.
42. Kantelhardt SR, Gutenberg A, Neulen A, et al. Video-Assisted Navigation for Adjustment of Image-Guidance Accuracy to Slight Brain Shift. *Operative Neurosurgery.* 2015; 11: 504-11.
43. Rychen J, Goldberg J, Raabe A, et al. Augmented Reality in Superficial Temporal Artery to Middle Cerebral Artery Bypass Surgery: Technical Note. *Operative Neurosurgery.* 2019; 18: 444-50.
44. Karmonik C, Elias SN, Zhang JY, et al. Augmented Reality with Virtual Cerebral Aneurysms: A Feasibility Study. *World Neurosurgery.* 2018; 119: e617-e22.
45. Satoh M, Nakajima T, Yamaguchi T, et al. Application of Augmented Reality to Stereotactic Biopsy. *Neurologia medico-chirurgica.* 2019; 59: 444-47.
46. Eftekhar B. App-assisted external ventricular drain insertion. *Journal of Neurosurgery.* 2016; 125: 754-58.
47. Li Y, Chen X, Wang N, et al. A wearable mixed-reality holographic computer for guiding external ventricular drain insertion at the bedside. *J Neurosurg.* 2018: 1-8.
48. Han W, Yang X, Wu S, et al. A new method for cranial vault reconstruction: Augmented reality in synostotic plagiocephaly surgery. *J Craniomaxillofac Surg.* 2019; 47: 1280-84.

49. Thangavel K, Sarith_ El. Aqueous paramagnetic solutions for MRI phantoms at 3 T:A detailed study on relaxivities. *Turkish Journal of Electrical Engineering and Computer Sciences*. 2017; 25: 2108-21.
50. Jensen LI, Dean PB, Nyman U, et al. Contrast media for CT. An analysis of the early pharmacokinetics. *Invest Radiol*. 1985; 20: 867-70.
51. Kikinis R, Pieper S. 3D Slicer as a tool for interactive brain tumor segmentation. *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc*. 2011; 2011: 6982-84.
52. Fyllingen EH, Stensjøen AL, Berntsen EM, et al. Glioblastoma Segmentation: Comparison of Three Different Software Packages. *PLoS One*. 2016; 11: e0164891.
53. Ungi T, Lasso A, Fichtinger G. Open-source platforms for navigated image-guided interventions. *Medical Image Analysis*. 2016; 33: 181-86.
54. Sutherland J, Belec J, Sheikh A, et al. Applying Modern Virtual and Augmented Reality Technologies to Medical Images and Models. *J Digit Imaging*. 2019; 32: 38-53.
55. Liu T, Tai Y, Zhao C, et al. Augmented reality in neurosurgical navigation: a survey. *Int J Med Robot*. 2020: e2160.
56. Drouin S, Kochanowska A, Kersten-Oertel M, et al. IBIS: an OR ready open-source platform for image-guided neurosurgery. *Int J Comput Assist Radiol Surg*. 2017; 12: 363-78.
57. Watanabe E, Satoh M, Konno T, et al. The Trans-Visible Navigator: A See-Through Neuronavigation System Using Augmented Reality. *World Neurosurg*. 2016; 87: 399-405.
58. Cutolo F, Meola A, Carbone M, et al. A new head-mounted display-based augmented reality system in neurosurgical oncology: a study on phantom. *Comput Assist Surg (Abingdon)*. 2017; 22: 39-53.
59. Shan Q, Doyle TE, Samavi R, et al. Augmented Reality Based Brain Tumor 3D Visualization. *Procedia Computer Science*. 2017; 113: 400-07.
60. Hou Y, Ma L, Zhu R, et al. A Low-Cost iPhone-Assisted Augmented Reality Solution for the Localization of Intracranial Lesions. *PLoS One*. 2016; 11: e0159185.
61. Maruyama K, Watanabe E, Kin T, et al. Smart Glasses for Neurosurgical Navigation by Augmented Reality. *Oper Neurosurg (Hagerstown)*. 2018; 15: 551-56.
62. Mignérus E. Analysis of the neuronavigation market for development of a new technology: need validation and market aspects. 2014.
63. Paleologos TS, Wadley JP, Kitchen ND, et al. Clinical utility and cost-effectiveness of interactive image-guided craniotomy: clinical comparison between conventional and image-guided meningioma surgery. *Neurosurgery*. 2000; 47: 40-7; discussion 47-8.
64. Savaris M, Santos Vd, Brandalise RN. Influence of different sterilization processes on the properties of commercial poly(lactic acid). *Materials Science and Engineering: C*. 2016; 69: 661-67.