

## Stereotaktik Girişimlerde Trajeksiyon Oluşturmak için Vasküler Risk Haritasının Otomatik Üretilmesi

Mustafa ŞAHİN<sup>1\*</sup>, Muhammed Fatih TALU<sup>2</sup>, Sait ÖZTÜRK<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Bilgisayar Mühendisliği, Mühendislik Fakültesi, Hasan Kalyoncu Üniversitesi, Gaziantep, Türkiye

<sup>2</sup> Bilgisayar Mühendisliği, Mühendislik Fakültesi, İnönü Üniversitesi, Malatya, Türkiye

<sup>3</sup> Tıp Fakültesi, Fırat Üniversitesi, Elâzığ, Türkiye

\*<sup>1</sup> mustafa.sahin@hku.edu.tr, <sup>2</sup> fatih.talu@inonu.edu.tr, <sup>3</sup> sait.ozturk@altinbas.edu.tr

(Geliş/Received: 16/12/2024;

Kabul/Accepted:03/03/2025)

**Öz:** Beyin içerisinde hedeflenen noktaya güvenli bir şekilde ulaşmak önemli bir konudur. Trajeksiyon (giriş-hedef) boyunca kritik beyin yapılarına girilmemesi hedeflenir. Klasik planlamada beyin yapıları (AC, PC, MC), giriş ve hedef noktaları cerrah tarafından manuel işaretlenir. Zaman alıcı ve yüksek risk barındıran bu sürecin bilgisayar destekli yazılımlarla desteklenmesine ihtiyaç duyulmaktadır. Bu alanda yapılan çalışmalar incelendiğinde, beyin yapılarının (beyin, tümör, vasküler ağ) tespit edilerek giriş risk haritasının otonom üretildiği bir hedefleme sisteminin bulunmadığı görülmektedir. Ayrıca özgün bir trajeksiyon risk hesabı modeli önerilmektedir. Bu model iki seviyeli vasküler ağ sınıra uzaklığa göre gri ölçeğe dönüştürerek vasküler yapıdaki sınır ile merkez noktanın riske etkisini düzenler. Vasküler ağdaki bu güncelleme daha doğru bir risk haritasının elde edilmesini sağlamıştır. Beyin ve tümör yapılarının tespitinde sırayla HD-BET ve SwinUnet modelleri kullanılmıştır. Yapılan çalışmanın doğrulama faaliyetlerinde iki farklı beyin cerrahının manuel trajeksiyon verileri kullanılmıştır. Önerilen otomatik trajeksiyon tespit yaklaşımının cerrahlarla kıyaslandığında yaklaşık %50 daha düşük risk değerli trajeksiyon belirleyebildiği görülmektedir. Bir sonraki çalışmada, tümör yerine STN yapıları hedeflenerek risk haritaları üretilecek ve epilepsi operasyon güvenliğinin artırılması hedeflenecektir.

**Anahtar kelimeler:** Beyin hedefleme, Stereotaktik cerrahi, trajeksiyon, vasküler yapı, risk haritası, biyopsi.

### Automatic Generation of Vascular Risk Maps for Trajectory Planning in Stereotactic Interventions

**Abstract:** It is an important issue to reach the target point in the brain safely. It is aimed not to enter critical brain structures during the traction (entry-target). In classical planning, brain structures (AC, PC, MC), entry and target points are marked manually by the surgeon. This time-consuming and high-risk process needs to be supported by computer-aided software. When the studies conducted in this field are examined, it is seen that there is no targeting system where brain structures (brain, tumor, vascular network) are detected and the entry risk map is produced autonomously. In addition, a unique traction risk calculation model is proposed. This model converts the two-level vascular network to gray scale according to the distance to the boundary and regulates the effect of the boundary and the center point in the vascular structure on the risk. This update in the vascular network provided a more accurate risk map. HD-BET and SwinUnet models were used respectively in the detection of brain and tumor structures. Manual traction data of two different neurosurgeons were used in the verification activities of the study. It is seen that the proposed automatic traction detection approach can determine tractions with approximately 50% lower risk values compared to surgeons. In the next study, risk maps will be produced by targeting STN structures instead of tumors and the aim will be to increase the safety of epilepsy operations.

**Key words:** Brain targeting, Stereotactic surgery, traction, vascular structure, risk map, biopsys.

#### 1. Giriş

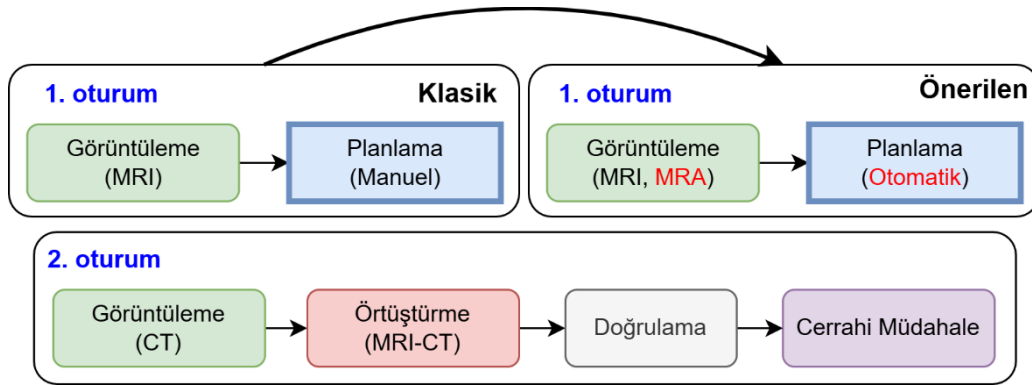
Stereotaktik cerrahi, beyin içerisindeki hedeflere kesin ve doğru bir şekilde ulaşmak ve bunlar üzerinde ablyasyon, biyopsi, enjeksiyon, stimülasyon, implantasyon gibi eylemleri gerçekleştirmek için kullanılan bilgisayar destekli bir yöntemdir [1]. Modern tıptaki teknik gelişmelere paralel olarak, parkinson, epilepsi, tümör ve trigeminal nevralji tedavisinde yaygın olarak kullanılmaktadır.

Beyin cerrahi Stereotaktik uygulamada hasta kafasına metal bir çerçeve takılır. Bu sayede üç boyutlu yerel bir koordinat uzayı oluşturulur. Bu yerel uzayda hedef noktaya ulaşmak için çerçeve eksenlerindeki açı değerlerinin hesaplanması gerekir. Bilgisayarla fiziksel bağlantısı bulunan çerçevenin açı değerleri özel

\* Sorumlu yazar: [mustafa.sahin@hku.edu.tr](mailto:mustafa.sahin@hku.edu.tr). Yazarların ORCID Numarası: <sup>1</sup>0009-0006-1701-4566, <sup>2</sup>0000-0003-1166-8404, <sup>3</sup>0000-0002-7655-0127

yazılımlarla (örn. İnomed [2]) hesaplanır. Bunun için öncelikle hastadan MRI, BT veya Ultrason gibi görüntüleme teknikleriyle elde edilen çekimlerin cerrah tarafından ilgili yazılım kullanılarak incelenmesi ve gerekli planlama prosedürünü tamamlaması gerekir. Örneğin biyopsi planlama sürecinde tümörlü bölgenin merkez konumu (hedef nokta), AC, PC ve MC noktaları ve kafatasından girilecek giriş noktası gibi tüm bilgilerin hassas bir şekilde belirlenmesi ve işaretlenmesi gerekir. Bu süreç tamamlandıktan ve giriş-hedef trajeksiyonu belirlendikten sonra ilgili açı değerleri üretilerek operasyona başlanır.

Planlama aşamasının tamamlanma süresi ortalama  $221 \pm 39$  dakika (yaklaşık 4 saat) olarak hesaplanmıştır [3]. Planlamadaki işaretlemelerin manuel yapılması ve zaman alıcı olması nedeniyle genellikle cerrahi müdahale bir sonraki gün gerçekleşir (Şekil 1). İlk oturumda görüntüleme ve planlama faaliyetleri gerçekleştirilirken ikinci oturumda cerrahi müdahale gerçekleşir.



Şekil 1. Klasik ve önerilen Stereotaktik cerrahi yaklaşımı.

Cerrahi müdahale esnasında komplikasyonlar, hemorajik olaylar ve nörolojik defisitlere neden olabilecek durumlardan kaçınılması gerekir. Bunun için planlama sürecinde aşağıda belirtilen hususlara dikkat edilmesi büyük önem taşır:

1. Delme açıklığının doğrusal trajektorisinde (trajeksiyon) herhangi bir damar yapısı bulunmamalıdır.
2. Trajeksiyon, motor korteks gibi işlev düzeyi yüksek bölgelerle mümkün mertebe kesişmemelidir.
3. En kısa trajeksiyon uzunluğu genellikle tercih edilmelidir.

Güvenli bir giriş noktasının belirlenmesi operasyon başarısı için son derece kritik bir adımdır. Bununla birlikte planlama sürecinin hızlandırılması ikinci bir ihtiyaç olarak karşımıza çıkmaktadır. Önerilen tam otomatik planlama yöntemiyle her iki gereksinimin karşılanması hedeflenmiştir.

Trope ve arkadaşları, belirgin tümör yapısına sahip 8 hastadan (6 erkek ve 2 kadın) elde edilen çoklu modalite verilerini kullanarak otomatik ve manuel trajeksiyon planlama arasındaki farkı inceleyen bir çalışma yapmıştır [4]. Hastalardan dört tarama (T1, FLAIR, DTI ve fMRI) verisi alınmış ve tüm taramaların T1'e örtüşmesi gerçekleştirilmiştir. Hedef nokta T1 üzerinde manuel işaretlenmiştir. Kafatası dış yüzeyi, ventrikül ve damar yapıları manuel olarak bölütlenmiştir. İlk olarak kafatası bölütü bir örgü (mesh) modeline dönüştürülmüştür. Ventrikül bölütlemesinde ITKSnap yazılımında bulunan alan-genişleme tekniği kullanılmıştır. Kan damarları için Watershed ve Çizge Kesim (graph cut) tabanlı bir bölütleme yöntemi tercih edilmiştir. Bölütleme sonuçları cerrah tarafından manuel düzeltilmiştir. Yüz, kulak, yarım küre, serebellum ve beyin sapı yüzeyleri manuel silinmiştir. Kalan yüzey bölgelerindeki noktalar aday giriş noktaları olarak kullanılmıştır. DTI ve fMRI modaliteleri görsel, işitsel ve motor bölgelerin belirlenmesinde kullanılmıştır. Planlama aşamasında manuel, görsel ve otomatik olmak üzere üç farklı yöntem karşılaştırılmıştır. Manuel yöntemde, giriş noktasını cerrah tarafından manuel belirlenmiştir. Görsel yöntemde, bölütleme sonuçları üst üste renkli çizildi ve cerrah renkli modeli kullanarak giriş noktasını belirlemiştir. Otomatik yaklaşımda, kafatası örgüsü 1000 noktaya indirgenerek her noktanın risk skoru hesaplanmıştır. Farklı bir cerrah üç yöntem sonucu içerisinde bir seçim yapmıştır. Trope, trajeksiyon riskinin damar yapısına minimum uzaklıkla ters orantılı olduğunu ifade etmiş ve riskli yapıya yakın olmanın beklenen risk olasılığını arttırdığı ifade etmiştir.

Sparks ve arkadaşları, epilepsi cerrahisi için anatomi odaklı bir trajeksiyon planlama modeli önermiştir [5]. Bu model, epileptojenik bölgedeki elektrot yerleşimi için güvenli trajeksiyon ve hedef nokta belirleme sorununa bir çözüm sunmuşlardır. Trajektoriler boyunca kritik yapılara (kan damarları) olan kümülatif mesafeyi değerlendirmiş ve trajeksiyon uzunluğu, açısı ve kritik yapılarla (arterler, damarlar veya sulkuslar) kesişme gibi cerrahi kısıtlamalar doğrultusunda uygun olmayan trajektorileri filtrelemiştir. Kan damarlarına olan kümülatif mesafeye dayalı bir risk puanı hesaplayarak uygun trajeksiyon seçimi yapmıştır.

Hani ve arkadaşları, Stereotaktik beyin biyopsisi için otomatik trajeksiyon planlamasına yönelik bir bilgisayar destekli yazılım olan SurgiNav'ı değerlendirmiştir [6]. Kritik yapı olarak sulkusları dikkate almış ve trajeksiyon riskini 0 (en düşük risk) ile 2 (en yüksek risk) arasında bir puanla değerlendirmişlerdir. 0 risk puanı, trajektorinin en yakın sulkustan en az 10 mm uzaklıkta olduğunu belirtirken, 2 risk puanı, trajektorinin bir sulkus ile kesiştiği anlamına geldiği ifade edilmiştir. Yazılım, en düşük riskli beş trajektoriyi belirleyerek cerrahın tercihine sunmaktadır.

Zanello ve arkadaşları, otomatik Stereotaktik planlama araçlarının kapsamlı bir incelemesi ile ilgili bir çalışmayı [3]. İlgili çalışmada, otomatik trajeksiyon seçim yöntemlerinin manuel yapılan seçime kıyasla damar yapılarından daha uzakta seçimler sağladığı gösterilmiştir. Araştırmada, otomatik seçilen trajektorilerin damar yapılarına olan mesafesinin [2.47-7.0] mm arasında olduğu, manuel yöntemlerde ise bu mesafenin [1.96-4.78] mm arasında değiştiği ifade edilmektedir. Bu bulgular, tıbbi uygulamalar için bilgisayar destekli planlama araçlarının önemini vurgulamaktadır.

Hu ve arkadaşları, çerçeve tabanlı Stereotaktik biyopsi ile robot destekli biyopsiyi karşılaştıran bir çalışma sunmuşlardır [7]. 151 hasta biyopsisi (47 çerçeve tabanlı, 107 robot tabanlı) incelenmiştir. MRI ve MRA verilerinin girdi olarak kullanıldığı bu çalışmanın planlama aşamasında, SinoPlan adlı bir yazılım kullanılmıştır. SinoPlan, 3d damar yapısını otomatik çıkarabilen ve belirlenen yörüngenin damara değip değmediği bilgisini üretebilen bir yazılımdır. Ancak SinoPlan'da Giriş ve Hedef noktalar cerrah tarafından manuel girilmektedir. Yapılan biyopsinin kalitesi belirlenirken TPE (Target Error Point) ve EPE (Entry Error Point) metrikleri kullanılmıştır. TPE, cerrahın manuel belirlediği tümör merkezi ile tümör yapısı içerisine sığabilecek maksimum çaplı dairenin merkezi arasındaki piksel farkını ifade etmektedir. Buna karşılık, EPE ise, planlanan giriş ile gerçek giriş noktaları arasındaki mesafeyi temsil eder. Cerrahi planlama doğruluğu bu iki metrik değerinin düşük elde edilmesiyle mümkün olduğu ifade edilmiştir.

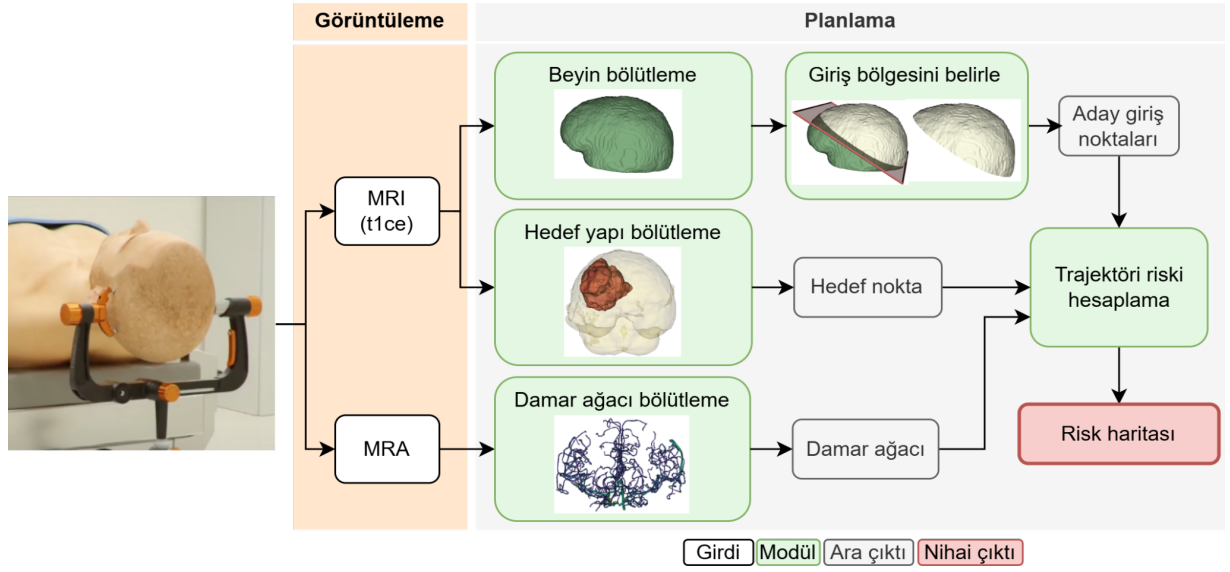
Önerilen otomatik planlama yönteminin bahsedilen yöntemlerden farklılıkları aşağıda listelenmektedir:

- 1) Lokal risk değerinin hesaplanmasında matematiksel olarak özgün bir risk modeli önerilmektedir. İki silindirik yapının iç içe kullanımına dayanan bu yaklaşımda damar yapısına en yakın nokta yerine yerel silindirik yapıların birlikte kullanımı önerilmektedir.
- 2) Mevcut yöntemlerin tamamında damar yapısı iki seviyeli ifade edilirken, önerilen yaklaşımda damar yapısındaki her bir nokta sınır hattına uzaklığına göre farklı bir değerle temsil edilmektedir. Bu sayede merkezdeki bir noktanın riske etkisi ile sınırdaki bir noktanın etkisi birbirinden farklılık göstermektedir.
- 3) Mevcut yöntemlerde giriş nokta sayısının yüksek olması problemi kabalaştırma tekniğiyle çözüldürken, önerilen yöntemde vektörel programlama tekniği kullanıldığı için kabalaştırmaya ihtiyaç duyulmayıp tüm yüzey noktalarının risk değeri kısa bir sürede hesaplanabilmektedir.

## 2. Materyal ve Metot

### 2.1 Önerilen planlama yöntemi

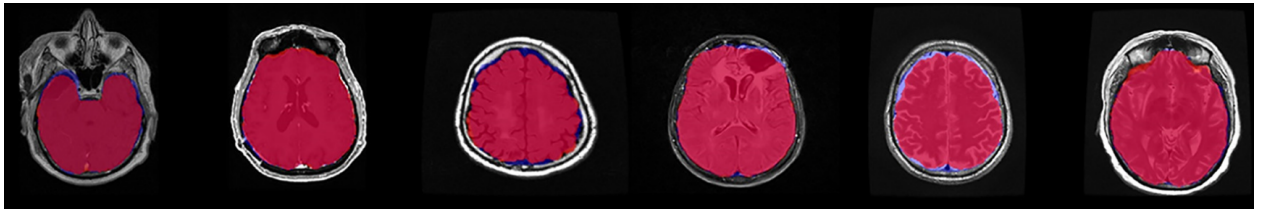
Şekil 2'de önerilen planlama yönteminin aşamaları gösterilmektedir. Bu yöntem iki modalite (MRI ve MRA) verisini girdi olarak kullanmaktadır. İlk aşamada bağımsız üç yapının (beyin, tümör ve damar) bölütleme faaliyetleri gerçekleştirilmektedir. İkinci aşamada, beyin yapısında giriş bölgesinin belirlenmesi işlemleri yapılarak aday giriş noktaları elde edilmektedir. Bununla birlikte tümör yapısının merkez noktası hesaplanarak hedef nokta olarak işaretlenir. Son aşamada, tüm ara çıktılar (aday giriş noktaları, hedef nokta ve damar yapısı) trajeksiyon riski hesaplama modülüne iletilir ve genel risk haritası üretilir. Bu bölümün devamında önerilen yöntemin modülleri sırayla açıklanmaktadır.



Şekil 2. Önerilen otomatik risk haritası üretme yönteminin aşamaları.

## 2.2 Beyin bölütleme

Beyin yapısının içerisinde bulunan hedef noktaya ulaşmak için ilk olarak beyin bölgesinin bölütlenmesi gerekir. Bu aşamada araştırmacıların kullanımına açılan HD-BET [8] modeli kullanılmıştır. HD-BET, Heidelberg Üniversitesi Hastanesi Nöroradyoloji Bölümü ile Alman Kanser Araştırma Merkezi Tıbbi Görüntü Hesaplama Bölümünün birlikte tamamladıkları ortak bir projenin ürünüdür. HD-BET'in farklı modalitelerde (prekontrast T1-w, postkontrast T1-w, T2-w ve FLAIR) beyin bölgesini yüksek doğrulukta tespit edebilme kabiliyeti birçok çalışmada tercih edilmesini sağlamıştır. Bu yönüyle HD-BET yönteminin klasik yaklaşımlarından (FSL BET, AFNI 3DSkullStrip, Brainsuite BSE, ROBEX ve BEaST) üstünlüğü ispatlanmıştır. Şekil 3'te altı farklı MRI verisinden tespit edilen beyin bölgeleri (kırmızı renkle) gösterilmektedir.



Şekil 3. Altı farklı MRI verisinden beyin bölgesinin tespiti.

## 2.3 Giriş bölgesinin belirlenmesi

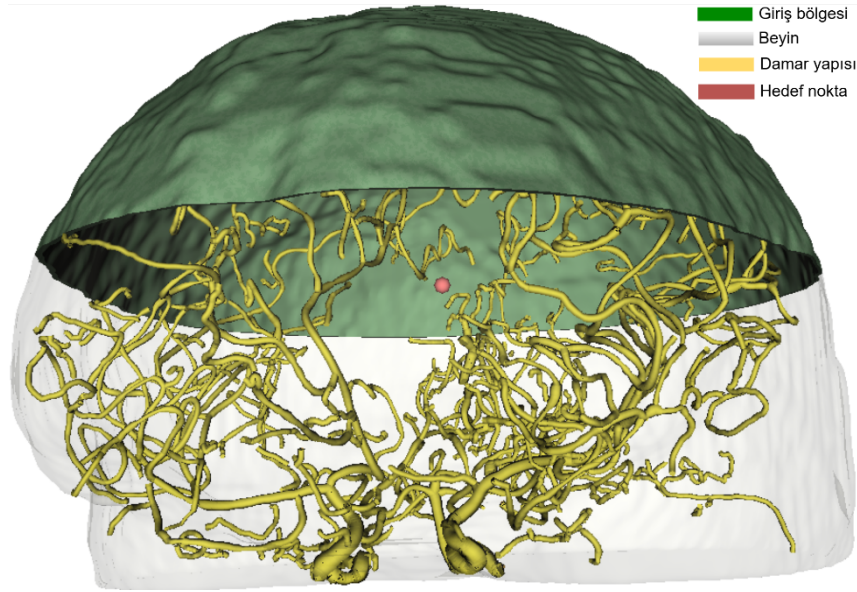
Hastalar özellikle estetik kaygılardan dolayı yüz bölgesinden giriş yapılmasını istememekte, mümkünse beyin cerrahının saç bölgesinden giriş yapılmasını tercih etmektedir. Bu talebin karşılanabilmesi için beyin yapısı giriş için uygun olan ve olmayan şekilde iki parçaya bölünür. Bölme düzleminin konumu beyni çevreleyen dikdörtgen prizma koordinatları kullanılarak rahatlıkla tespit edilebilmektedir. Düzlemin alt bölgesinde kalan kısım giriş için uygun olmayan bölge olarak atanır ve uygun olan üst bölgeyle (Şekil 3-Giriş bölgesini belirle modülündeki beyaz bölge) devam edilir. Bu bölgede yaklaşık 40-50 bin nokta bulunabilmektedir. Önerilen yöntemde bu noktaların tamamı "aday giriş noktası" olarak değerlendirilir.

## 2.4 Hedef nokta tespiti

Hedef nokta, cerrahın beyin içerisinde ulaşmak istediği noktadır. Bu nokta epilepsi hastalarında STN hücresi içerisinde bulunurken, tümörlü vakalarda tümör çekirdeğinin merkezi olmaktadır. Bu çalışmada pilot uygulama olarak tümörlü vakalar ele alındığı için hedef nokta derken daima tümör merkezi kastedilmektedir. Tümörlü bölgenin yapay zekâ modeliyle otomatik tespit edilebilmesi için 1200 hasta verisini içeren BraTS2021 veri kümesi kullanılmıştır [9]. Bu veri kümesi, her bir hastadan elde edilen dört modalite (T1, T2, T1ce ve Flair) çekimini ve uzmanlar tarafından hazırlanmış katmanlı (çekirdek, gelişim, ödem) tümör etiket verisini içermektedir. Tüm verilerin [1mm, 1mm, 1mm] çekim parametresine ve [240, 240, 155] çözünürlük değerlerine sahip olduğu görülmektedir. Bu çalışmada tümörün tüm geometrik yapısının bölütlenmesine ihtiyaç duyulmadığı, buna karşılık sadece tümör merkez noktasının tespitine odaklanıldığı için katmanlı etiket verisi birleştirilerek iki seviyeli (binary) tümör yapısı oluşturulmuştur. Bu dönüşüm bölütleme probleminin basitleşmesine neden olduğu için dört modalite kullanmaya gerek duyulmamış, bunun yerine sadece t1ce modalitesi kullanılarak bölütleme yapılmıştır. Bölütleme faaliyeti için Monai kütüphanesindeki [10] **SwinUnet** modeli kullanılmıştır. Eğitim ve test süreçlerinde sırayla 1100 adet ve 100 adet veri kullanılmıştır. Test sonuçları incelendiğinde tümör merkezinin %91 başarıyla (dice skoru) doğru tespit edilebildiği görülmüştür. Dört modalite yerine tek modalite kullanılması ve çıktının iki seviyeli olması doğruluğu arttırmakla birlikte, hesaplama maliyetinin düşmesine ve eğitim sürecinin daha hızlı gerçekleşmesine neden olmuştur.

## 2.5 Damar ağacının tespiti

MRA verilerinden damar yapısının otomatik çıkarılabilmesi için **ITKTubeTK** [11] veri kümesi kullanılmıştır. Bu veri kümesi, 110 adet hastadan elde edilen MRA çekim verilerini ve etiketlenmiş damar modellerini içermektedir. Verilerin işlenmesi için açık kaynaklı bir platform olan Monai kütüphanesindeki **3d Unet** modeli kullanılmıştır. Beyin damar ağacı (Şekil 4-sarı renkte olan) ortalama **%85** doğrulukla tespit edilebilmektedir.



Şekil 4. Örnek bir hastanın MRI ve MRA verilerinden elde edilen giriş bölgesi, hedef nokta ve beyin damar ağacının gösterimi.

## 2.6 Trajektori risk değerinin hesaplanması

Önerilen risk hesaplanma modeli Şekil 5'te gösterilmektedir. Buna göre trajektoriyi merkeze alan biri  $r_1$  (yeşil) diğeri  $r_2$  (mavi) yarıçaplı iki silindirik yapı kullanılmaktadır. Yeşil silindirik yapıyla trajektörünün tehlikeli bölgesi ( $V_1$ ), mavi silindirik yapıyla trajektörünün yerel risk bölgesi ( $V_2$ ) temsil edilmektedir. Şekilde  $E$  aday giriş

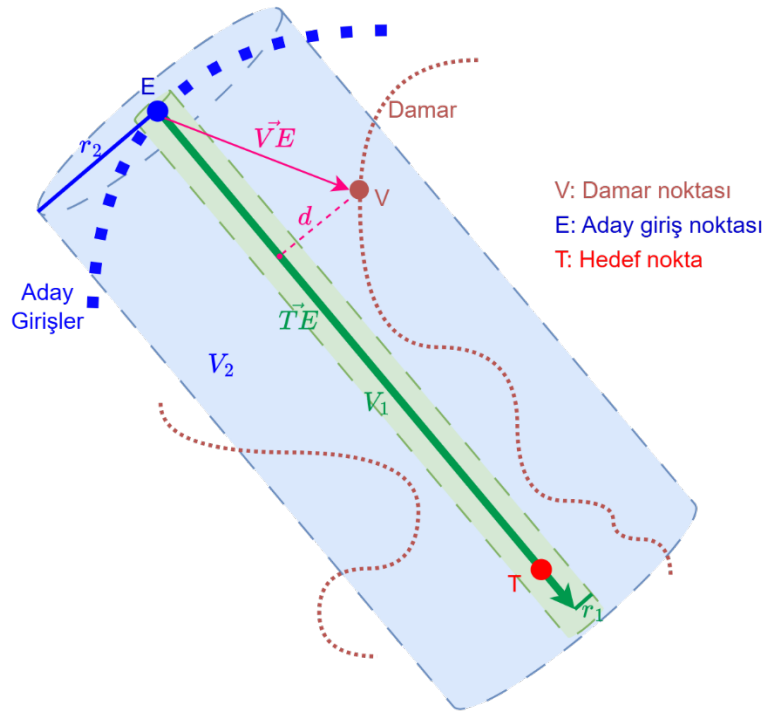
noktasını,  $T$  hedef noktayı ve  $V$  damar noktasını temsil etmektedir. Trajeksiyon riski hesaplanırken ilk olarak her bir damar noktasının trajektoriye olan dik uzaklığı ( $d$ ) hesaplanır ve  $D$  listesinde biriktirilir (Denklem 1-4).

$$\vec{VE} = V - E \quad (1)$$

$$\vec{TE} = T - E \quad (2)$$

$$d = \text{norm} \left( \frac{\text{cross}(\vec{VE}, \vec{TE})}{\|\vec{TE}\|} \right) \quad (3)$$

$$D = [d_1, d_2, \dots, d_n] \quad (4)$$



Şekil 5. Önerilen risk hesaplama modeli.

Damar noktalarının trajektoriye olan uzaklıkları hesaplandıktan sonra tehlikeli bölge  $V_1$  içerisinde damar olup olmadığı kontrol edilir. Herhangi bir damar yapısına rastlandığında trajeksiyon risk değeri  $TR = \infty$  olarak atanır (Denklem 5). Bu durum trajeksiyon doğrultusu üzerinde damar yapısının bulunduğu ve bu aday giriş noktasının operasyon için yüksek riskli olacağı anlamını taşır.

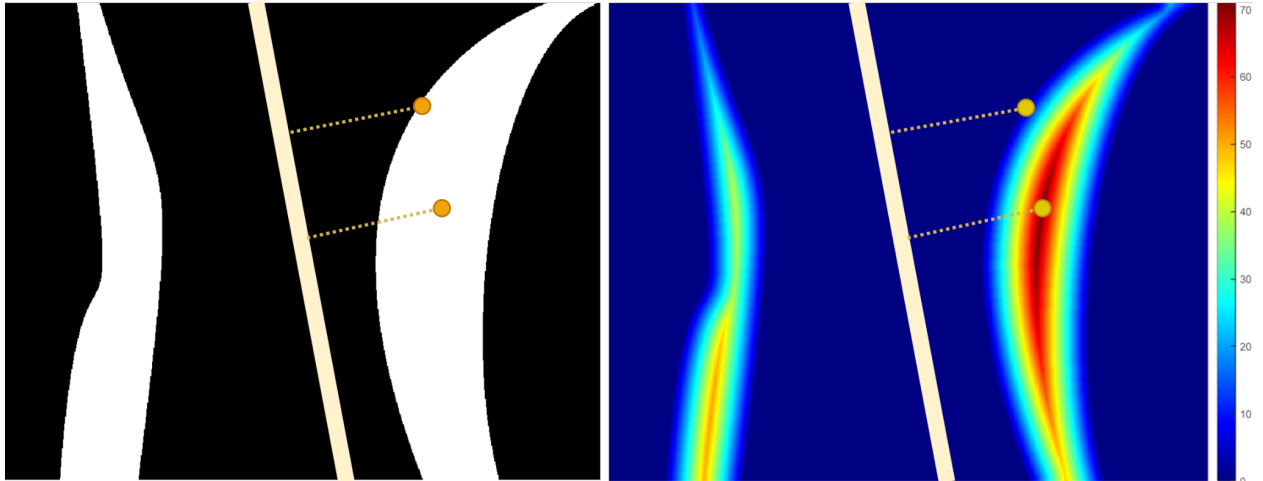
$$TR = \infty \quad \left( \sum_{i=1}^n d_i \leq r_1 \right) > 0 \quad (5)$$

Tehlikeli bölgede ( $V_1$ ) damar yapısının bulunmaması durumunda yerel risk bölgesine ( $V_2$ ) geçilir. Bu bölgedeki bir damar noktasının trajeksiyon riskine etkisini hesaplamak için Denklem 6'da gösterilen yaklaşım kullanılmaktadır.

$$R_i = \begin{cases} c_i * e^{-\frac{1}{2}(\frac{d_i}{\sigma})^2} & d_i \leq r_2 \\ 0 & \text{diğer} \end{cases} \quad (6)$$

Bu denklemde  $i$ . damar noktasının trajeksiyon riskine etkisi ( $R_i$ ), trajektoriye uzaklığı ( $d_i$ ) ve damar sınır hattına uzaklığı ( $c_i$ ) parametreleri ile gösterilmektedir. Uzaklık ile risk etkisi birbirine ters orantılıdır. Damar trajektoriye ne kadar uzaksa riske etkisi o derece düşüktür. Tersine olan bu etkiyi yumuşak bir şekilde hesaplayabilmek için  $\mathcal{N}(\mu, \sigma^2)$  ile gösterilen normal dağılım fonksiyonu kullanılmıştır. Normal dağılım fonksiyonu  $\pm 3\sigma$  aralığında küme değerlerinin %99 gibi yüksek bir seviyesini ifade ettiği için  $3\sigma$  değeri mavi silindirin yarıçapına eşitlenir ve  $\sigma = r_2/3$  olarak bulunur. Bu şekilde  $r_2$  yarıçapından daha küçük ( $V_2$  içinde kalan) damar noktalarından yumuşak bir etkisi elde edilirken uzaktaki ( $V_2$  dışında kalan) damar noktalarının risk üzerine etkisi ortadan kaldırılır.

Bununla birlikte, bu çalışmanın özgün katkılarından biride,  $c_i$  parametresinin ilk defa trajeksiyon risk hesaplamasında kullanılmasıdır. Bu parametrenin etkisini daha iyi anlayabilmek için Şekil 6'daki görseller dikkatlice incelenebilir. Buna göre, klasik risk hesaplama yaklaşımlarında damar yapısı iki seviye (0 ve 1) olarak ifade edilir (Şekil 6-sol). Bu yaklaşımda sarı renkli trajektoriye eşit uzaklıkta bulunan farklı damar noktalarının riske etkisi aynı olmaktadır. Oysa trajektorinin damar merkezindeki bir noktaya yakınlığı ile sınırdaki bir noktanın yakınlığının farklı risk etkisine sahip olması istenir. Bu beklentinin karşılanabilmesi için önerilen yaklaşımda damar yapısı iki seviye yerine gri ölçekli bir sunumla temsil edilir (bak Şekil 6-sağ). Böylece damar üzerindeki her nokta sınıra olan uzaklık değeri ile temsil edilir. Damar noktasının bu farklı temsili risk hesabına  $c_i$  katsayısı olarak yansır. Böylece merkezindeki bir noktanın riske etkisi büyük olurken, sınırdaki noktanın etki değeri düşürülür.



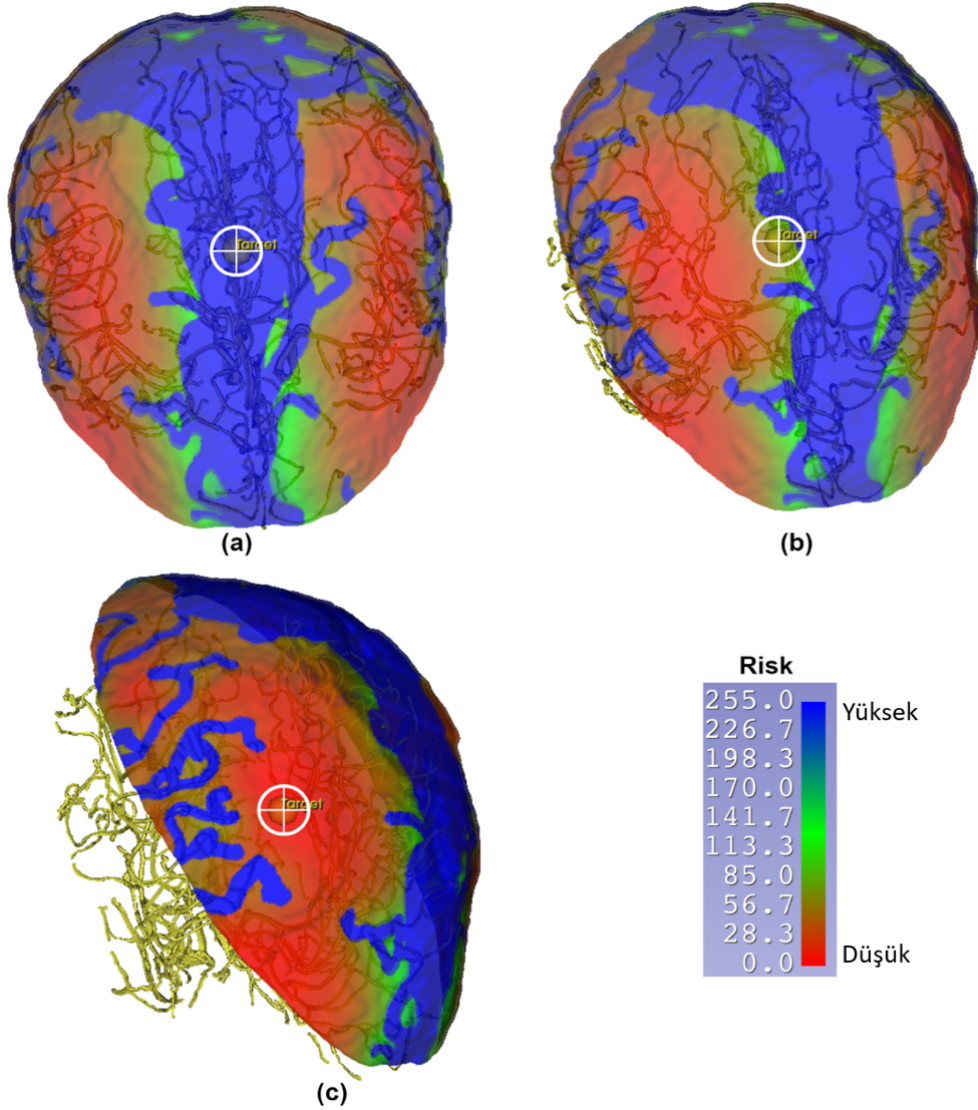
**Şekil 6.** Damar yapısının farklı konumlarındaki noktaların trajeksiyon (sarı) riskine etkisi. (a) (sol) Klasik yaklaşımda iki noktanın riske etkisi aynı. (b) Önerilen yaklaşımda iki noktanın riske etkisi farklı.

$V_2$  içerisindeki her bir damar noktasının trajektoriye olan risk değeri  $R_i$  hesaplandıktan sonra toplam risk değeri ( $TR$ ) hesaplanarak aday giriş noktasına atanır (Denklem 7). Böylece giriş bölgesindeki tüm aday giriş noktalarının bir risk değeri elde edilerek genel risk haritası üretilir.

$$TR = \sum_{i=1}^k R_i \quad (7)$$

## 2.7 Risk haritasının farklı perspektiflerden izlenimi

Bu bölümde, “Otomatik üretilen bir risk haritasını inceleyen cerrah farklı risk seviyeli aday giriş noktalarından hedefe baktığında nasıl bir görüntü görmektedir?” sorusu yanıtlanmaktadır. Bu soruya net bir yanıt verebilmek için örnek bir hastanın MRI ve MRA verileri kullanılmış ve risk haritası üretilmiştir. Daha sonra üretilen risk haritasındaki üç farklı aday giriş noktasından hedefe dik bakılarak görseller elde edilmiştir (Şekil 7). Görsellerdeki aday giriş noktaları beyaz artı şeklinde hedef sembolüyle gösterilmektedir. Buna göre yüksek riskli trajektorinin (a) arka plandaki damar yapısına direk temas ettiği net bir şekilde görülmektedir. Orta riskli trajeksiyon (b)’den hedefe bakıldığında damar yapısına değmediği, ancak trajektorinin yerel risk bölgesi içerisinde önemli oranda damar yapısının bulunduğu anlaşılmaktadır. Son olarak düşük riskli trajeksiyon (c)’den hedefe bakıldığında oldukça temiz bir ilerleyişin gerçekleştirilebileceği net bir şekilde görülür. Cerrahın operasyon öncesi üretilen bu risk haritasını görmesi ve en uygun giriş noktasını tercih etmesi istenir. Bu sayede damar yapısının bozulması/zedelenmesinden kaynaklı komplikasyonların önüne geçilmesi hedeflenmektedir.



Şekil 6. Üç farklı risk değerine sahip aday giriş noktasından hedefe doğru bakış. (a) yüksek riskli, (b) orta riskli, (c) düşük riskli.



## 2.8 Doğrulama faaliyetleri

Tablo 1. 41 hasta verisinde iki farklı cerrahın ve önerilen yöntemin seçtiği trajeksiyon bilgileri.

	Seçilen en iyi trajektorinin (SET) yerel risk değeri			SET'in uzunluğu (mm)			SET'e en yakın damar noktası uzaklığı (mm)		
01	688	3580	<b>317</b>	70,39	70,85	<b>63,39</b>	3,30	0,04	<b>5,39</b>
02	1447	973	<b>243</b>	<b>69,74</b>	71,25	87,02	3,74	4,10	<b>8,16</b>
03	719	720	<b>73</b>	<b>68,53</b>	72,68	72,96	3,71	4,55	<b>11,07</b>
04	1328	1438	<b>860</b>	77,17	76,90	<b>64,51</b>	0,18	0,37	<b>1,66</b>
05	1768	862	<b>531</b>	72,21	68,52	<b>63,60</b>	0,14	0,69	<b>0,77</b>
06	1786	1686	<b>833</b>	75,35	76,48	<b>69,06</b>	0,41	<b>0,66</b>	0,32
07	728	1507	<b>377</b>	67,26	<b>59,06</b>	66,38	3,75	1,70	<b>5,86</b>
08	1271	1418	<b>722</b>	84,57	82,57	<b>72,32</b>	<b>1,52</b>	1,29	0,30
09	2064	1364	<b>1107</b>	84,12	79,92	<b>65,52</b>	1,43	<b>2,19</b>	1,76
10	2151	2173	<b>1276</b>	79,90	82,22	<b>62,23</b>	0,09	0,98	<b>1,44</b>
11	1884	2172	<b>1051</b>	67,04	<b>65,40</b>	67,80	<b>0,11</b>	0,06	0,05
12	1142	1348	<b>712</b>	87,42	87,00	<b>66,98</b>	1,96	0,17	<b>2,20</b>
13	1085	856	<b>395</b>	68,52	81,90	<b>62,84</b>	2,49	0,10	<b>5,20</b>
14	491	302	<b>134</b>	<b>83,66</b>	84,17	86,21	5,55	8,60	<b>9,75</b>
15	1665	2023	<b>1274</b>	92,89	92,95	<b>75,48</b>	0,97	0,12	<b>2,53</b>
16	1773	2184	<b>1259</b>	70,08	71,51	<b>67,01</b>	0,26	0,17	<b>0,52</b>
17	2705	2575	<b>1489</b>	89,31	84,03	<b>57,10</b>	0,07	0,13	<b>0,36</b>
18	1129	916	<b>372</b>	71,32	<b>68,61</b>	79,41	1,82	1,34	<b>2,99</b>
19	1289	1040	<b>745</b>	89,91	89,44	<b>73,92</b>	0,14	1,05	<b>1,72</b>
20	267	691	<b>88</b>	72,86	90,75	<b>70,00</b>	<b>6,29</b>	1,13	4,18
21	2701	2643	<b>1943</b>	80,25	81,39	<b>63,95</b>	0,12	0,18	<b>0,77</b>
22	655	64	<b>21</b>	<b>75,01</b>	75,20	78,90	3,58	10,73	<b>12,63</b>
23	1044	1227	<b>328</b>	81,77	<b>74,36</b>	86,35	<b>4,42</b>	2,99	3,86
24	753	951	<b>372</b>	78,44	72,20	<b>70,10</b>	4,86	3,01	<b>5,08</b>
25	1307	1465	<b>449</b>	74,03	74,57	<b>65,90</b>	3,77	0,19	<b>6,43</b>
26	2101	732	<b>179</b>	<b>66,51</b>	67,88	74,01	1,20	4,99	<b>7,57</b>
27	415	139	<b>34</b>	70,41	<b>70,28</b>	88,97	4,67	8,72	<b>10,59</b>
28	351	552	<b>23</b>	69,49	75,28	<b>68,92</b>	4,07	3,90	<b>10,84</b>
29	1071	1585	<b>561</b>	81,15	<b>76,82</b>	96,83	5,63	0,10	<b>7,15</b>
30	785	545	<b>74</b>	76,44	92,69	<b>65,13</b>	0,15	6,30	<b>10,28</b>
31	273	54	<b>46</b>	71,62	71,24	<b>70,91</b>	4,52	<b>9,17</b>	8,51
32	980	1066	<b>746</b>	81,23	77,69	<b>70,09</b>	<b>0,21</b>	0,11	0,10
33	221	888	<b>104</b>	<b>74,54</b>	76,19	76,67	<b>9,34</b>	2,71	9,42
34	344	228	<b>54</b>	76,39	75,19	<b>69,14</b>	5,10	5,89	<b>10,76</b>
35	842	965	<b>58</b>	82,45	85,73	<b>73,18</b>	0,64	0,72	<b>11,70</b>
36	510	333	<b>71</b>	85,12	88,93	<b>77,95</b>	5,32	7,61	<b>9,83</b>
37	1284	643	<b>242</b>	74,80	72,17	<b>64,17</b>	0,38	2,66	<b>7,55</b>
38	441	362	<b>75</b>	80,85	83,38	<b>67,59</b>	3,05	2,43	<b>8,12</b>
39	667	993	<b>183</b>	87,04	89,37	<b>66,25</b>	2,82	3,05	<b>7,02</b>
40	100	132	<b>25</b>	86,90	85,48	<b>76,14</b>	7,65	7,05	<b>12,13</b>
41	231	161	<b>9</b>	80,11	78,69	<b>75,44</b>	5,99	3,88	<b>13,15</b>

Bu çalışmadaki son Ar-Ge faaliyeti olarak önerilen yöntem tarafından seçilen en düşük risk değerli trajeksiyon ile iki farklı beyin cerrahı tarafından yapılan trajeksiyon seçimlerinin birlikte değerlendirilmesi yapılmıştır. Karşılaştırma için ITKTubeTK veri setindeki 41 kişiden alınan veriler kullanılmıştır. İlk olarak beyin içerisindeki hedeflenen nokta belirlenmiş ve iki farklı cerraha ilgili nokta gösterilerek operasyon yapılması durumunda hangi noktadan giriş yapacaklarını belirlemeleri istenmiştir. Cerrahlar tarafından yapılan manuel aday giriş noktalarının belirlenmesiyle ortaya çıkan trajektoriler kaydedilmiştir. Daha sonra önerilen yöntem yardımıyla otomatik tespit edilen en düşük risk değerli trajektoriler kaydedilmiştir. Elde edilen üç trajeksiyon hakkında hesaplanan bilgiler Tablo 1’de verilmektedir.

Tablo 1, trajektoriler ile ilgili üç farklı değeri (yerel risk değeri, trajeksiyon uzunluğu ve damar noktasına uzaklık) içermektedir. Yerel risk değerleri incelendiğinde, tüm hastalar için önerilen yöntem tarafından seçilen trajektorinin cerrahlar tarafından seçilenden daha düşük risk değerine sahip olduğu görülmektedir. Bu beklenen bir sonuçtur. Çünkü önerilen yöntem beyin giriş bölgesindeki tüm noktaları taramakta ve hepsinin risk değerini hesaplayıp minimum olanı seçmektedir. Bu nedenle daha düşük risk değerli bir trajektorinin bulunamayacağı açıktır.

Cerrah 1, Cerrah 2 ve önerilen trajektorilerin ortalama risk değerleri incelendiğinde sırasıyla 1084, 1111 ve 474 olduğu görülür. Bunun anlamı, önerilen yöntem sırasıyla Cerrah 1 ve Cerrah 2’ye kıyasla %56,27 ve %57,33 daha düşük risk değerine sahiptir. Elde edilen bu sonuçlar önerilen yöntemin düşük riskli trajeksiyon belirleme başarısını ortaya koymaktadır.

Öte yandan, önerilen yöntemle bulunan minimum riskli trajektorinin 29 kişide en kısa mesafeye sahip olduğu ve 12 kişide en kısıy bulamadığı görülmektedir. Uzunluk açısından her zaman en kısa trajektorinin bulunmaması beklenen bir sonuçtur. Çünkü bu çalışmada araştırmacılar damar yapısına çarpma riski minimize etmeye odaklanmıştır. Bu nedenle, trajeksiyon uzunluğu parametresi risk modeline dâhil edilmemiştir.

Tablonun en sağ kısmında, trajektorilerin damar yapısına olan minimum mesafe değerleri gösterilmektedir. Güvenli bir operasyon için bu mesafe değerinin maksimum olması hedeflenmektedir. Sonuçlar incelendiğinde, önerilen yaklaşımla belirlenen 33 trajektorinin vasküler yapıdan en uzak bölgede olduğu görülmektedir. Geriye kalan 8 trajeksiyonda ise önerilen yaklaşım minimum risk değerine sahip olmasına rağmen, elle belirlenen trajektorilere kıyasla vasküler yapıya daha yakınlaştığı görülmektedir. Bu sonuçlar, optimum trajektorinin seçilip seçilmeyeceğine ilişkin güven aralığı hakkında önemli bilgiler sağlamaktadır. Cerrahlar için, düşük riskli bir trajeksiyonda bile, damar yapısına olan minimum mesafe sürekli dikkate alınması gereken bir parametredir.

### 3.Sonuç

Bu çalışmada, stereotaktik cerrahide kullanılmak üzere yeni bir otomatik trajeksiyon tespit yaklaşımı önerilmiştir. Beyin biyopsi gibi özel bir uygulama alanı seçilmiş ve önerilen yaklaşımın mevcut yaklaşımlara üstünlük/eksiklik karşılaştırmaları yapılmıştır. Önerilen yaklaşımla komplikasyon riskini en aza indirme ve cerrahların düşük riskli bölgeden girmesini sağlama konusunda etkileyici sonuçlar sunulduğu görülmektedir.

Geliştirilen otomatik risk haritası üretme yazılımı, MRI ve MRA verilerini girdi olarak almaktadır. MRI verisi kullanılarak hastanın beyin bölgesi ve tümürlü yapının otomatik bölütlenmesi gerçekleştirilirken, MRA verisinden damar ağacı yapısı elde edilmektedir. Tüm bu bölütleme faaliyetlerinde açık kaynaklı olarak araştırmacıların kullanımına açılan Monai kütüphanesi kullanılmıştır. Bölütleme sonuçları tek bir risk hesaplama modülünde toplanır. Bu modül giriş izni bulunan tüm beyin bölgesi yüzey noktaları ile hedef nokta arasındaki trajektorilerin yeni önerilen risk modelini kullanarak hesaplar. Bu model iç içe iki silindirik yapının kullanımına dayanır. Trajeksiyon merkezli bu silindirlerden içteki silindir girilmesi yasak bölgeyi temsil ederken, dıştaki silindir risk hesabının yapıldığı yerel bölgeyi temsil eder.

Model kullanılarak seçilen trajektorinin doğrulama faaliyetleri için iki farklı beyin cerrahı tarafından seçilen trajektoriler kullanılmıştır. 41 hasta verisi üzerinde gerçekleştirilen doğrulama faaliyetleri sonucunda, önerilen modelin tarafından otomatik tespit edilen trajektorilerin Cerrah 1 ve Cerrah 2 tarafından seçilen manuel trajektorilere kıyasla %56,27 ve %57,33 daha düşük risk değerine sahip olduğu görülmektedir. Elde edilen bu sonuçlar önerilen yöntemin düşük riskli trajeksiyon belirleme başarısını ortaya koymaktadır. Bir sonraki çalışmada risk haritasının hesaplanmasına sadece damar yapısı değil, beynin fonksiyonel bölgelerinin risk hesabına etkileri incelenecektir.

## Teşekkür

Araştırmamızı 122E495 numaralı projeye destekleyen Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Kurumu'na (TÜBİTAK) içten şükranlarımızı sunmak isteriz. Sağladıkları fon, çalışmamızın gerçekleştirilmesinde kritik bir rol oynadı. Bu nedenle, yardımları için TÜBİTAK'a minnettarız.

## Kaynaklar

- [1] Stereotaktik Cerrahi, [https://tr.wikipedia.org/wiki/Stereotaktik\\_cerrahi](https://tr.wikipedia.org/wiki/Stereotaktik_cerrahi). Erişim tarihi: 09.07.2024.
- [2] inomed Medizintechnik GmbH (2019), Stereotactic Brachytherapy for Brain Tumors – surgical workflow – inomed. <https://www.youtube.com/watch?v=1v-e47FCUwU>
- [3] Zanello M, Carron R, Peeters S. et al. İntraoperatif kullanım için otomatikleştirilmiş beyin cerrahisi stereotaktik planlaması: literatürün ve bakış açılarının kapsamlı bir incelemesi. *Neurosurg Rev* 2021;44, 867-888.
- [4] Trope M, Shamir RR, Joskowicz L. et al. The role of automatic computer-aided surgical trajectory planning in improving the expected safety of stereotactic neurosurgery. *Int J CARS* 10, 2015;1127–1140.
- [5] Sparks R, Vakharia V, Rodionov R, et al. Anatomy-driven multiple trajectory planning (ADMTP) of intracranial electrodes for epilepsy surgery. *Int J Comput Assist Radiol Surg.* 2017;12(8):1245-1255.
- [6] Hani J. Marcus, Vejay N. Vakharia, Rachel Sparks, Roman Rodionov, Neil Kitchen, Andrew W. Anna Miserochi, Lewis Thorne, Sebastien Ourselin, John S. Duncan, (2019). “Computer-Assisted Versus Manual Planning for Stereotactic Brain Biopsy: A Retrospective Comparative Pilot Study”, *Operative Neurosurgery* 0:1–6.
- [7] Hu Yue, Cai Pu, Zhang Huawei, Adilijiang Aihemaitiniyazi, Peng Jun, Li Yun, Che Shanli, Lan Fei, Liu Changqing, (2022), A Comparison Between Frame-Based and Robot-Assisted in Stereotactic Biopsy, *Frontiers in Neurology*, Vol=13, Issn=1664-2295.
- [8] Isensee F, Schell M, Tursunova I, Brugnara G, Bonekamp D, Neuberger U, Wick A, Schlemmer HP, Heiland S, Wick W, Bendszus M, Maier-Hein KH, Kickingereder P. Automated brain extraction of multi-sequence MRI using artificial neural networks. *Hum Brain Mapp.* 2019; 1–13.
- [9] BraTS, 2020, Veri kümesi, Erişim tarihi: 10.09.2023 <https://www.kaggle.com/datasets/awsaf49/brats2020-training-data>
- [10] Project Monai, AI Toolkit for Healthcare Imaging, Erişim tarihi: 12.04.2023 <https://github.com/Project-MONAI/tutorials>
- [11] TubeTK, Segmentation, registration, and analysis of tubular structures in images. Erişim tarihi: 07.08.2023. <https://public.kitware.com/Wiki/TubeTK/Data>