



**T.C.  
GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ  
TIP FAKÜLTESİ  
RADYOLOJİ ANABİLİM DALI**

**TIME-RESOLVED KONTRASTLI MANYETİK REZONANS  
ANJİOGRAFİ TEKNİĞİNİN KAROTİD ARTER STENOZLARININ  
DEĞERLENDİRİLMESİNDE DİJİTAL SUBSTRAKSİYON ANJİOGRAFİ  
İLE KARŞILAŞTIRILMASI**

**Dr. Safiye TOPALOĞLU AŞCI**

**UZMANLIK TEZİ**

**TOKAT  
2011**

**T.C.  
GAZIOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ  
TIP FAKÜLTESİ  
RADYOLOJİ ANABİLİM DALI**

**TIME-RESOLVED KONTRASTLI MANYETİK REZONANS  
ANJİOGRAFİ TEKNİĞİNİN KAROTİD ARTER STENOZLARININ  
DEĞERLENDİRİLMESİNDE DİJİTAL SUBSTRAKSİYON ANJİOGRAFİ  
İLE KARŞILAŞTIRILMASI**

**Dr. Safiye TOPALOĞLU AŞÇI**

**UZMANLIK TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI  
Yrd. Doç. Dr. Erkan GÖKÇE**

**TOKAT  
2011**

## TEŞEKKÜR

Eğitimim süresince engin bilgi birikimi ve deneyiminden faydalandığım, sahip olduğum radyoloji nosyonunu kazandıran, bilimsel çalışma ortamında özgüvenimin gelişmesine katkıda bulunan, bana bağımsız karar verme yetisi ve olanağı sağlayan, hayat görüşü ve felsefesiyle bugün ve ileride daima doğruyu gösteren ve gösterecek olan, bizi her zaman koruyan her zaman dertlerimizi dinleyen ve ortak olan hayatımın her parçasında desteğine ihtiyaç duyacağım değerli hocam, bölüm başkanımız sayın Prof. Dr. M. Murat Fırat'a

Birlikte geçirdiğim kısa zamanda bile bilgi birikiminden, deneyimlerinden faydalandığım, birlikte çalışmış olmaktan büyük sevinç duyduğum, tez çalışmalarımda büyük emekleri olan tez danışmanım Yrd. Doç. Dr. Erkan Gökçe'ye

Asistanı olduğum için kendimi çok şanslı hissettiğim, engin bilgi ve deneyimlerinden yararlandığım, bilimsel ve manevi desteğini her zaman gördüğüm, değerli hocam ve bütün hayatım boyunca desteğine ihtiyaç duyacağım ağabeyim Yrd. Doç. Dr. Berat Acu'ya,

Kısa zamanda olsa birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum, bir abla kadar yakın bulduğum Yrd. Doç. Dr. Z. Ruken Yüksekaya Çelikyay'a,

Her zaman dayanışma içinde olduğum, asistanlık süresi olan beş yıl boyunca her zaman her yerde derdimi paylaştığım, bana her konuda destek veren mesleğini en iyi şekilde yapan sevgili arkadaşlarım Dr. Ülkü Bekar, Dr. M. Emrah Güven, Dr. Ayşegül Altunkaş, Dr. Tansu Pınarbaşı, Dr. Murat Beyhan, Dr. Çağlar Deniz, Dr. Malik Çoraklı, Dr. Recep Sade, Dr. Ferdağ Almus, Dr. Hatun Nurçin, Dr. Ebru Günday'a

Radyoloji bölümü çatısı altında huzur ve mutlulukla çalıştığım tüm teknisyenlerimize, hemşirelerimize, bölüm sekreterlerimize,

Beni yetiştiren, büyütüp okutan ve üzerimde sonsuz hak ve emekleri olan sevgili anneme, babama ve kardeşleri olduğum için gurur duyduğum ve bütün hayatım boyunca bana destek veren ablalarım ve eşlerine, sevgisi, sabrı ve fedakârlığı ile her zaman yanımda olan sevgili eşim Murat'a ve hayatıma kattığı tatlı anlam için biricik kızım Nehir'e,

Sonsuz Teşekkürler...

## ÖZET

Serebrovasküler hastalık semptomları olan hastalarda 3B TRICKS MRA'nın karotid arter darlığını saptamada DSA tetkiki ile karşılaştırılarak duyarlılık, özgüllük, olumlu ve olumsuz öngörü değerleri ile tanısal doğruluğu araştırıldı.

Bu çalışmaya, Nisan 2009-Kasım 2010 tarihleri arasında, 45-84 yaş aralığındaki, 16 erkek, 6 kadın toplam 22 olgu dahil edilmiştir. Tüm olguların, MR anjiyografi incelemeleri, 1.5 T görüntüleme sisteminde, kontrast madde enjeksiyonu sonrasında, 3B TRICKS sekansı kullanılarak elde edilmiştir.

Her olgunun MRA ve DSA görüntüleri, vasküler radyolojide deneyim sahibi iki radyolog tarafından değerlendirilmiş ve stenoz oranları belirlenmiştir. Her bir yöntemde stenozun en fazla olduğu alandan ölçüm yapılmış ve stenoz oranı NASCET yöntemi kullanılarak belirlenmiştir. Ölçümlerde lateral projeksiyonda alınan DSA görüntüleri ve MRA'da sagittal planda elde olunan MIP görüntüleri kullanılmıştır.

Değerlendirmeye alınan 22 hastanın 44 internal karotis arterinde 56 internal karotis arter segmenti incelemeye dahil edilmiştir. Kappa istatistiğine göre gözlemciler arası uyum her iki yöntem için de çok iyi ve mükemmel düzeydedir: TRICKS MRA için 0.73 ve DSA için 0.83'dür. Elde edilen istatistiksel verilerde MRA'nın stenozu öngörmedeki %70-99 aralığında birinci gözlemcide duyarlılığı; %100, özgüllüğü; %92,3, ikinci gözlemcide duyarlılığı; %100, özgüllüğü; %94,1 olarak saptanmıştır.

TRICKS MRA, noninvazif ve hızlı bir yöntem olması ile iyi bir alternatif olarak karşımıza çıkmaktadır. Karotis arter stenoz görüntülemesinde 3B TRICKS MRA'nın önemli avantajları, akım ve hasta hareketinden kaynaklanan hareket artefaktlarından diğer MRA tekniklerine göre daha az etkilenmesi, iyi uzaysal rezolüsyon sağlaması ve aortik arkta willis poligonuna kadar geniş bir alanı tarayabilmesidir. Sonuç olarak TRICKS MRA, karotid arter stenozlarında DSA'ya alternatif noninvazif güvenli bir tanı yöntemi olarak kullanılabilir.

## ABSTRACT

In this study, DSA being taken as a reference, the sensitivity, specificity, positive and negative predictive values, and diagnostic accuracy of 3D TRICKS MRA was used in the detection of internal carotid artery stenosis in patients with stroke and cerebrovascular disease symptoms.

From April 2009 to November 2010, 22 (16 male, 6 female; mean age 68 years; age range 45-84±10 SD) consecutive patients were included in this study. MR Angiography was performed 1.5 Tesla MR (Signa excite HD; GE).

Results of TRICKS MR angiography, and DSA were read independently by two observers. ICA stenosis was measured on printed hard copies according to the following NASCET method. The measurements was taken from lateral projections in DSA imaging, and sagittal MIP images in MRA imaging.

All segments throughout in 44 ICA's compared at 56 point of stenosis in TRICKS MR angiography and DSA. The k statistics that reflected the interobserver variability between observers 1 and 2 were very good and similar for two tests: 0.73 for TRICKS MR angiography, and 0.83 for DSA. In statistical results, MRA determined the stenosis in 70-99% classification with the sensitivity of 100%, the specificity of 92,3% for the first observer and 100% sensitivity and 94,1% specificity for the second observer.

TRICKS MRA is noninvasive and quick technique; so this is a good alternative technique for imaging karotid arter stenosis. The advantages of this technique are; good spatial resolution, scanning wide area from arcus aortica to Willis polygon, less responsible to flow and motion artefacts according to other MRA techniques. In conclusion; TRICKS MRA is a noninvasive, reliable imaging technique alternative to DSA in the carotid arter stenosis.

## İÇİNDEKİLER

	<b>Sayfa</b>
TEŞEKKÜR	i
ÖZET	ii
ABSTRACT	iii
İÇİNDEKİLER	iv
ŞEKİLLER	vi
TABLolar	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR	viii
GİRİŞ VE AMAÇ	1
GENEL BİLGİLER	5
2.1. Vasküler Anatomi	5
2.1.1. Karotis Sistemi	5
2.1.1.1. İnternal Karotis Arter	5
2.1.1.2 Eksternal Karotis Arter	10
2.1.1.3. Vertebral Arter	11
2.1.1.4. Baziler Arter	13
2.1.1.5. Willis Poligonu	14
2.2. Karotis Arter Stenozu ve Etyoloji	15
2.2.1. Karotis Arter Stenozu Sonrası Semptomlar ve Oluşum Mekanizmaları	17
2.2.2. Tanı Yöntemleri	19
2.2.2.1. Ultrasonografi	19
2.2.2.2. Kraniyal Tomografi ve MRG yöntemleri	25

2.2.2.3. Bilgisayarlı Tomografi Anjiografi	25
2.2.2.4. Manyetik Rezonans Anjiografi	26
2.2.2.4.1. Time-of-flight(TOF) MRA	29
2.2.2.4.2. Faz (phase) kontrast MRA	32
2.2.2.4.3. Kontrastlı MRA	34
2.2.2.5. DSA	41
GEREÇ VE YÖNTEM	44
BULGULAR	50
ÖRNEK OLGU SUNUMLARI	56
TARTIŞMA	62
SONUÇ	71
KAYNAKLAR	72

## ŞEKİLLER

Şekil	Sayfa
Şekil 1: Lateral pozisyonda İKA segmentleri	6
Şekil 2: İKA C2 segmentinin, dalları ve komşuluğundaki yapılar	7
Şekil 3: İKA C4-5 segmentlerinin dalları ve komşu yapılar	9
Şekil 4: Spin eko görüntüleme RF pulslarına maruz kalan protonların şematik görünümü	28
Şekil 5: T2 ağırlıklı aksiyal beyin MR kesitinde orta serebral arterler yüksek akım hızı nedeniyle sinyalsiz olarak görünümü	28
Şekil 6: 3B TOF MIP görüntülerde Willis Poligonu düzeyinde vasküler yapılar	32
Şekil 7: NASCET, ECST ve CC yöntemlerine göre, karotis stenoz ölçümü	43
Şekil 8: TRICKS MRA MIP görüntüler üzerinde, NASCET yöntemine göre stenoz ölçümü	46
Şekil 9: DSA görüntüsü üzerinde, NASCET yöntemine göre stenoz ölçümü	47
Şekil 10: Birinci gözlemcide DSA ve TRICKS MRA'nın karotis arterde stenoz sınıflaması yönünden uyumunun grafiksel görünümü	51
Şekil 11: İkinci gözlemcide DSA ve TRICKS MRA'nın karotis arterde stenoz sınıflaması yönünden uyumunun grafiksel görünümü	52
Şekil 12: Örnek olgu 1	56
Şekil 13: Örnek olgu 2	57
Şekil 14: Örnek olgu 3	58
Şekil 15: Örnek olgu 4	59
Şekil 16: Örnek olgu 5	60
Şekil 17: Örnek olgu 6	61



## TABLolar

<b>Tablo</b>	<b>Sayfa</b>
<b>Tablo 1:</b> Doppler US ile karotis arter stenozunun derecelendirilmesinde darlık yüzdesi ve hız ilişkisi	24
<b>Tablo 2:</b> Olguların listesi	48
<b>Tablo 3:</b> Birinci gözlemcide DSA ve TRICKS MRA'nın karotis arterde stenoz sınıflaması yönünden dağılımı	53
<b>Tablo 4:</b> İkinci gözlemcide DSA ve TRICKS MRA'nın karotis arterde stenoz sınıflaması yönünden dağılımı	54
<b>Tablo 5:</b> Karotis arter stenozu için belirlenen farklı stenoz aralıklarına göre TRICKS MRA'nın DSA'ya göre tanısal etkinliği	55

## SİMGELER VE KISALTMALAR

ACAS	Asymptomatic Carotid Atherosclerosis Study
ASA	Anterior Serebral Arter
AKA	Anterior Kommünikan Arter
AİSA	Anterior İnferior Serebellar Arter
BT	Bilgisayarlı Tomografi
BTA	Bilgisayarlı Tomografi Anjiyografi
DSA	Dijital Substraksiyon Anjiyografi
ECST	European Carotid Surgery Trial
EDV	End Diastolik Hız
EKA	Eksternal Karotid Arter
FA	Sapma Açısı
FOV	Field Of View
FSE	Fast Spin Eko
GE	Gradient Eko
GİA	Geçici İskemik Atak
İKA	İnternal Karotid Arter
κ	Kappa Katsayısı
MRA	Manyetik Rezonans Anjiyografi
MSA	Middle Serebral Arter
MRG	Manyetik Rezonans Görüntüleme
MIP	Maksimum İntensity Projection
NASCET	North American Symptomatic Endarterectomy Trial
NEX	Number of Excitation
NÖD	Negatif Öngörü Değeri
PC MRA	Faz Kontrast Manyetik Rezonans Anjiyografi
PKA	Posterior Kommünikan Arter
PİSA	Posterior İnferior Serebellar Arter
PÖD	Pozitif Öngörü Değeri
PSV	Peak Sistolik Hız
RDUS	Renkli Doppler Ultrasonografi

SE	Spin Eko
SENSE	Sensitivity Encoding
SMASH	Simultaneous Acquisition of Spatial Harmonics
SNR	Sinyal/Gürültü Oranı
TE	Eko Zamanı
TOF MRA	Time-of-flight Manyetik Rezonans Anjiografi
TR	Tekrar Zamanı
TREAT	Time Resolved Echo Shared Angiographic Technique
TRICKS	Time Resolved Imaging of Contrast Kinetics
TWIST	Time Resolved Angiography with Interleaved Stochastic Trajectories
US	Ultrasonografi

## 1. GİRİŞ

Ateroskleroz, arteryel intima yerleşimli lipidden zengin, merkezi pıhtılı fibröz plaklarla karakterize sessiz seyreden bir hastalıktır. Primer olarak karotis, femoral ve koroner arterleri etkileyen multifaktöryel bir hastalıktır (1). Karotis arter aterosklerozu serebrovasküler hastalık oluşumu için kuvvetli bir risk faktörüdür (2). Serebrovasküler hastalıklar, Kuzey Amerika istatistiklerine göre tümör ve aterosklerotik kalp hastalıklarını takiben üçüncü ölüm nedenidir (3). Karotis stenozu sonucu gelişen iskemik serebrovasküler hastalıklar, mortalite olarak nispeten düşük ancak morbiditesi çok yüksek seyreden hastalıklardır.

Karotis aterosklerozunun prevalansı değişik kaynaklarda %41-59 olarak belirtilmektedir. Ayrıca tüm inmelerin %22-40'nın, büyük arter hastalığına bağlı olduğu tanımlanmaktadır (4). Aterosklerozun, karotis arteri diffüz olarak değil, genellikle tek veya birçok bölümünü ayrı ayrı etkilediği, sıklıkla bifurkasyonda, kıvrım yerlerinde geliştiği belirtilmektedir (5). Ekstrakranial karotis aterosklerozu iki mekanizma ile serebral etkilenmeye neden olabilir. Bunlar hemodinamik mekanizma ve arteryel embolizmdir (6). Hemodinamik etkinin, arterin lümen çapı kritik boyutun altına düştüğünde geliştiği gösterilmiştir. Bu kritik derece, damar çapının % 50-65 azalması ya da rezidüel lümenin 1-2 mm kalması olarak tanımlanmıştır (7, 8). Embolik mekanizma ise, ekstrakranial damardaki lezyonun embolik kaynak olarak davranması, platelet debrisleri ve trombosit materyalin beyine embolize olmasıdır (6, 9, 10). Klinik olarak, hemodinamik mekanizma ile meydana gelen enfarktların genellikle tekrarlayıcı minör inmeler veya dalgalanma gösteren semptomlara yol açtığı, subkortikal terminal alan enfarktları meydana getirdiği öne sürülmektedir. Buna karşın, embolik mekanizma ile kortikal dal enfarktlarının geliştiği ileri sürülmektedir (11).

Aterosklerotik plakların neden olduğu stenoz derecesi kadar plakların histolojik yapısı ve morfolojisinin de önemli olduğuna dikkat çekilmektedir (12). Yüksek oranda yağ içeren yumuşak, hipoekojen plakların geçici iskemik atak (GİA)

ve inme ile ilişkili olduğu saptanmıştır. Heterojen plakların semptomatik hastalarda daha yaygın olduğu ileri sürülmektedir. %75'den büyük stenoz ve yumuşak plaklı hastaların yüksek inme riskine sahip olduğu, daha az stenoza neden olan kalsifiye plaklı hastaların ise düşük riske sahip olduğu tanımlanmıştır (13).

Nöroradyolojide vasküler yapıların değerlendirilmesinde bölge ve patolojiye göre değişen birçok teknik kullanılmaktadır. Ultrasonografi, kolay uygulanabilmesi, non-invazif olması, iyonizan radyasyon içermemesi, stenoz oranının ve plak yapısının değerlendirilmesine imkan vermesi nedeniyle rutin incelemelerde özellikle ana karotis arter bifurkasyonu ve çevresinin değerlendirilmesinde en sık kullanılan yöntemdir. Renkli Doppler ultrasonografi, damar lümeninin daraldığı, kan akımının bozulduğu ve poststenotik türbülant akımların ortaya çıktığı segmentlerin morfolojik değerlendirilmesi amacıyla kullanılmaktadır. Günümüzde internal karotid arter (İKA) düzeyinde ortaya çıkan darlıkların renkli Doppler sonografi ile derecelendirilmesi için North American Symptomatic Endarterectomy Trial (NASCET) ve Asymptomatic Carotid Atherosclerosis Study (ACAS) çalışma grupları tarafından önerilen yöntem kullanılmaktadır (14). Ultrasonografi tekniklerinin ilerlemesi ve nörolojide günlük pratiğe girmesi ile inmeli hastalarda karotis sisteminde plağın yüzey özellikleri, akım hızına etkisi, stenotik plakların stenoz oranlarının yüksek özgüllük ve duyarlılık ile belirlenmesi ile plağın direkt etkileri tespit edilebilmektedir. Plak yapısının incelenmesi için tomografi, manyetik rezonans ve çok yeni dönemde Pozitron Emisyon Tomografi teknikleri denenmekle beraber; ultrasonografi düşük maliyeti, kolay tekrarlanabilir olması, hasta başında uygulanabilirliği ve daha da önemlisi plakların direkt ve indirekt etkilerinin izlenebildiği bir teknik olması nedeniyle oldukça önemli bir tetkik aracıdır (15).

DSA servikal damarsal yapıları değerlendirmek için halen altın standart yöntemdir (16). Ancak vasküler yaralanma, intraserebral komplikasyon, kontrast nefrotoksitesisi ve radyasyona maruziyet gibi riskleri mevcuttur. Bu yüzden noninvazif teknikler kullanılmaya başlanmıştır. Duplex Doppler sonografi, BT anjiyografi (BTA) ve MRA gibi yöntemler karotis stenozunun saptanmasında yüksek ancak %70'den %99'a kadar değişen aralıklarda duyarlılık ve özgüllüğe

sahiptir (17). Sonografik görüntüleme uzaysal rezolüsyon ve dinamik olarak mükemmel bilgi sağlasa da pencere kısıtlamasından dolayı anatomiye hakim olmada problem olabilmektedir. İntraserebral arteriyel yapıların gösterilmesinde BTA yaygın olarak kullanılmaktadır. Karotid arterlerin aterosklerotik hastalığının değerlendirilmesinde de BTA ve MRA gibi invazif olmayan yöntemler konvansiyonel anjiyografinin yerini almıştır (18). Arteriyel daralma ve tıkanmayı açığa çıkaracağı gibi damar duvarının yapısını da gösterir (19). BT ile daha dinamik ve daha hızlı üç boyutlu görüntülerin elde edilmesi ve beyin perfüzyonunun değerlendirilebilmesi kateter anjiyografiye olan üstünlükleridir. Her iki yöntemle tromboemboliye bağlı damarın oklüzyonu veya kesilmesi, arteriyel diseksiyon, tren rayı görünümü (rekanalize veya oklüzif olmayan trombüste), damar dolmasında gecikme ve kollateral dolaşım saptanabilir.

Kraniyal MRA incelemesi günümüzde serebral ve boyun vasküler patolojilerini değerlendirmek için sık kullanılan noninvazif görüntüleme yöntemidir. MRA teknikleri TOF, faz kontrast (PC) ve kontrastlı incelemeler olmak üzere üç grupta incelenir.

Kontrastlı MRA 1993 yılından bu yana kullanılmaktadır, ancak nefes tutmalı hızlı sekansların geliştirilmesi ile kullanımı yaygınlaşmış ve güvenilirliği artmıştır. Nefes tutmalı görüntülerin iyi kalitede alınabilmeleri, çalışılan MR cihazının gradient ve bobin sistemlerinin yüksek performanslı olması ve hızlı sekansların alınması ile mümkün olmaktadır. Kontrastlı MRA sekanslarına ait yazılımların bulunduğu gelişmiş MR sistemleri 1996 yılından sonra yaygınlık kazanmıştır.

Kontrastlı MRA incelemesi TOF ve faz kontrast incelemelere göre daha basit ve etkin yöntemlerdir (20). İnceleme kontrast maddenin T1 zamanını kısaltması esasına bağlıdır. İncelenecek vasküler yapı lümenine kontrast maddenin ulaştığını gösterebilmek için tahmine dayalı, test bolus, otomatik tetikleme ve floroskopik tetikleme gibi birkaç yöntem vardır. Bu yöntemlerden biri kullanılarak kontrast geçiş süresi hesaplanır. Üç çeşit kontrastlı MRA inceleme bulunur. Hızlı

gradient eko sekanslar ile venöz dönüş oluşmadan tamamlanan ilk geçiş dinamik kontrastlı MRG, 3B TOF ile yapılan kontrastlı MRA, ve prekontrast, kontrast sırasında ve postkontrast inceleme verileri işlenerek yapılan time resolved MRA incelemesidir.

3B time-resolved contrast-enhanced MR anjiyografi hem anatomik hem de hemodinamik bilgiler sağlar (21). Ayrıca pür arteryel veya pür venöz faz görüntüleri hızlı bir şekilde alınabilir. Günümüzde bu teknik spesifik olarak ekstrakraniyal karotid arterler için uygulanmaktadır.

Time resolved 3B MRA, özellikle paralel görüntüleme yönteminin MRA alanındaki en başarılı uygulamalarından biridir. Bu hızlı çekim yöntemi ile DSA'daki gibi kontrast maddenin verildiği belli bir zaman dilimi içerisinde seri görüntüler alınarak bunlardan 3B Maksimum intensity projection (MIP) görüntüler elde edilir. Bu yöntemle özellikle boyun gibi hızlı serebral venöz dönüşün olduğu bölgelerdeki venöz kontaminasyon ortadan kaldırılır. Elde edilen görüntülerin çözünürlüğü 3B kontrastlı MRA'dan düşük olsada yöntem vasküler lezyonların debi ve dolum mekaniklerinin değerlendirilmesinde oldukça etkindir.

Bu çalışmada; karotis stenozu ve serebrovasküler hastalık ön tanılı hastalara tanısal amaçlı yapılan 3B TRICKS MRA ile tanısal ve tedavi amaçlı yapılan DSA tetkikleri retrospektif olarak değerlendirildi. Karotid arter darlıklarını saptamada altın standart olarak kabul edilen DSA tetkiki ile karşılaştırılarak 3B TRICKS MRA'nın duyarlılık, özgüllük, olumlu ve olumsuz öngörü değerleri ile tanısal doğruluğu araştırıldı.

## **2. GENEL BİLGİLER**

### **2.1. VASKÜLER ANATOMİ**

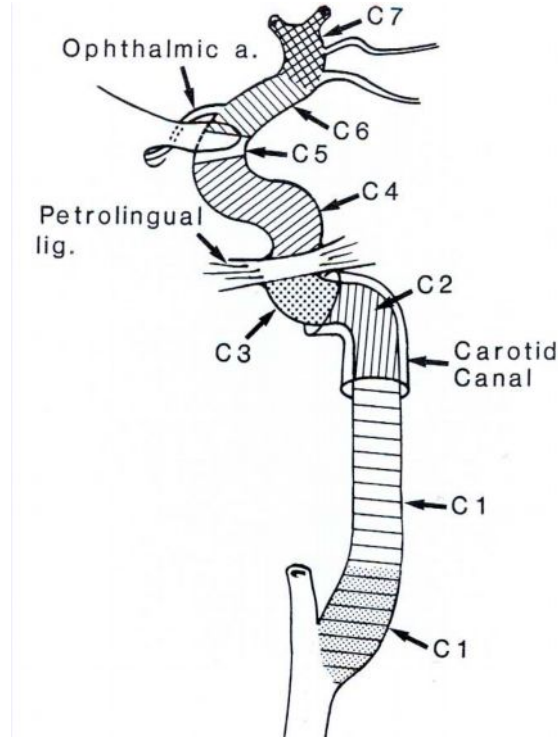
Beyin arteriyel kan akımını, kökenlerini arcus aortadan alan, iki internal karotid arter ve iki vertebral arterden oluşan başlıca dört arteriyel truncustan sağlar (22).

#### **2.1.1. Karotis Sistemi**

##### **2.1.1.1. İnternal Karotis Arter**

İnternal karotis arter, servikal 3-4 ya da servikal 4-5 vertebra düzeyinde ana karotis arterin iki dalından biri olarak başlar. Başlangıçta EKA'nın arka dış kesiminde yer alırken yukarı çıktıkça önce arkasına sonra da iç tarafına geçer. Servikal vertebraların transvers çıkıntılarının önünde kafa tabanına gelir. Burada karotis kanalına girer. Kanal içerisinde 90°'lik bir açı ile içe ve öne doğru yönelir. Kanaldan çıkınca foramen laserumun üst yüzünde yukarı doğru yön değiştirerek orta kranial fossaya girer. Kafa boşluğundaki ilk bölümü kavernöz sinüs içerisinde yer alır. Ön klinoid çıkıntının medialinde durayı delmeden önce "S" harfi şeklinde kıvrım yapar. Buradan sonra II. ve III. kafa çiftleri arasından geçerek anterior ve orta serebral arter dallarına ayrılır. İnternal karotis arter, aynı tarafın beyin hemisferini, göz ve yardımcı oluşumlarını besler (23). İKA'yı segmentlere ayıran birçok sınıflandırma sistemi mevcuttur. Burada Bouthillier ve arkadaşlarının önerdiği, İKA'yı yedi (C1-C7) segmente ayıran sınıflandırma kullanılacaktır (Şekil 1).





**Şekil 1:** Lateral pozisyonda İKA segmentlerinin görünümü

**C1 (servikal) segment:** İKA'nın başlangıcından kafa tabanına (karotis kanalına) kadar olan bölümüdür (Şekil 1). Embriyolojik olarak 3. aortik arkten köken almıştır (24). Sinus karotikus başlangıç kesiminde bulunur. Distal kesimine asenden servikal segment denmektedir. Normalde internal karotis arter C1 segmentinde dal vermez. Bifurkasyon normalde 4. servikal vertebra düzeyindedir. Ancak 1. servikal vertebra ile 4. torakal vertebra arasında değişebilmektedir. İKA %8-15 oranında EKA'nın medialinde yer alır (23). Ateroskleroza bağlı darlık en sık C1 segmenti proksimalinde görülür.

**C2 segment:** İKA'nın, temporal kemiğin petröz parçasında bulunan kanalis karotikus içerisindeki bölümüdür. Embriyolojik olarak dorsal aortadan gelişir (24). Kanal içerisinde otonom sinir ağları ve kavernöz sinüsten uzanan venöz pleksuslar ile sarılıdır.

Vertikal ve horizontal segment olarak iki bölüme ayrılır. İKA, jugular fossa ve internal jugular venin önünde kanala girer. Kanal içerisinde posteriorunda

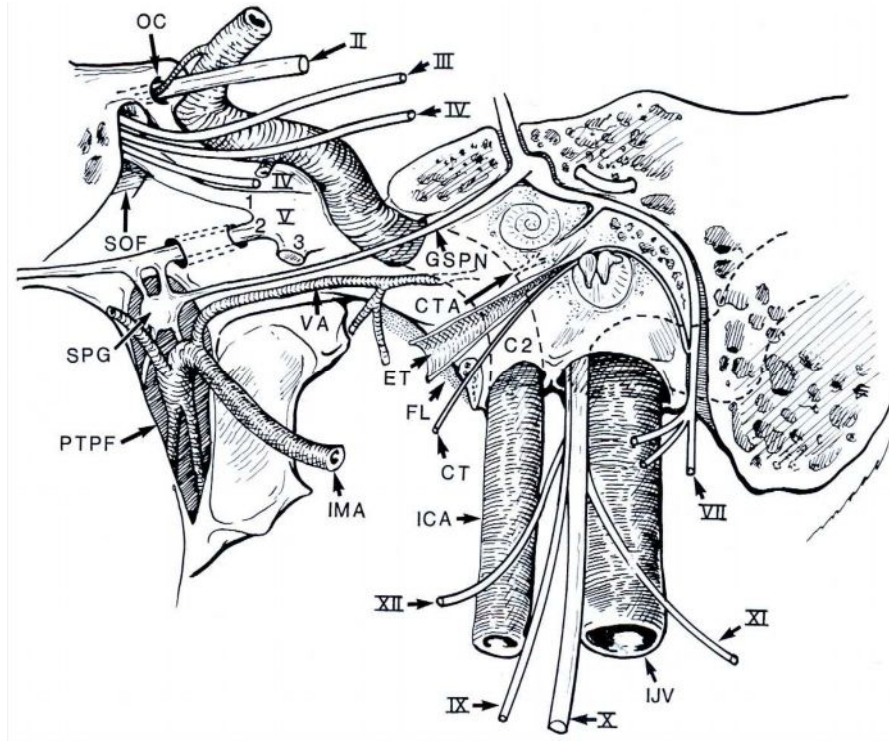
bulunan timpanik kavite ve kohlea ile arasında ince bir kemik lamel mevcuttur (23). İki adet dal verir.

Vidii arteri: Küçük ama önemli bir dal olup EKA dalları ile anastomoz yapar.

Karotikotimpanik arter: Embriyolojik olarak ikinci aortik arkdan köken alır (25).

Vertikal ve horizontal segmentler arasındaki dirsekten ayrılır. Orta kulak boşluğunu besleyip, asenden farengial arterin, inferior timpanik dalı ile anastomoz yapar (25).

**C3 segment:** İKA'nın, karotis kanalın bitimi ile petrolingual ligaman arasında kalan bölümüdür (Şekil 1). Normalde dal vermez ancak Vidii arteri bazen bu segmentten çıkabilir (22) (Şekil 2).



**Şekil 2:** İKA C2 segmentinin, dalları ve komşuluğundaki yapılar, İCA: İnternal karotis arter, ET: Östaki tüpü, CTA: Karotikotimpanik arter, VA: Vidii arteri,

FL:Foramen laserum, PTPF: Pterigopalatin fossa, İMA: İnternal maksiller arter, SOF: Süperior orbital fissür, OC: Optik kanal, FPG: Sfenopalatin gangliyon, CT: Korda timpani (Diagnostic cerebral angiography; Anne G. Osborn).

**C4 (Kavernöz) segment:** Petrolingual ligamanın üst kenarından başlar. Kavernöz sinüs içerisinde bulunur (Şekil 1). Vertikal, horizontal ve kısa anterior vertikal segment olarak üç subsegmente ayrılmıştır. C3 ve C4 vertikal segmentin lateral komşuluğunda trigeminal ganglion bulunur. Bu iki yapı dura ile ayrılmıştır. Antero-lateral komşuluğunda III., IV., V., VI. kafa çiftleri ile komşudur (Şekil 2). C4 segment kavernöz sinüsü, anterior klinoid proçes medialinde, tentoriuma ait duranın oluşturduğu bir halkadan geçerek terk eder (Şekil 2). Buradan sonra C5 segmenti başlar. Medial komşuluğunda sfenoid sinüs ve süperomedialinde hipofiz bezi bulunmaktadır. İnteriorunda trigeminal sinirin V1-V2 dalları bulunur (23).

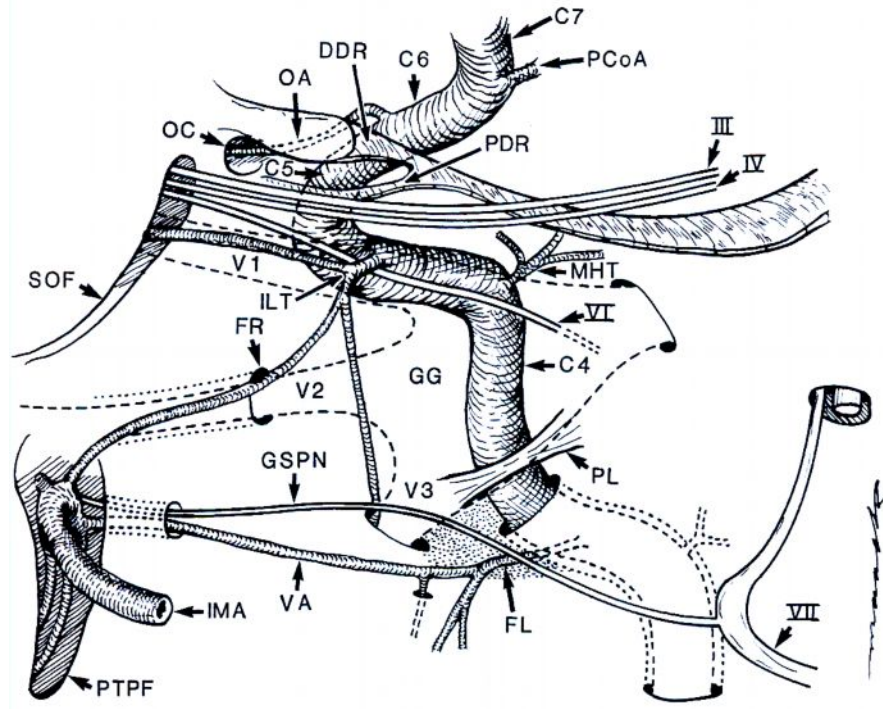
**Dalları:** Küçük ama önemli birçok dal verir.

Posterior kök (meningohipofizial arter), hipofiz, tentorium ve klivusu besleyen dallar verir.

Lateral kök, horizontal segmentin lateralinden çıkar. Kavernöz sinüs içerisinde IV. kafa çiftini çaprazlar. III., IV., VI., kafa çiftlerini ve trigeminal gangliyonu besleyen dallar verir. Maksiller arterin foramen rotundumdan geçen dalları ile anastomoz yapar. Ayrıca orta meningeal arter ile de anastomoz yapar (23).

Medial kesiminden, hipofizi besleyen McConnell'in kapsüler arterini verir.

**C5 (klinoid) segment :** İKA'nın en kısa segmenti olup proksimal ve distal dural halkalar arasında yer alır (interdural). İKA'nın anterior dirseğinin hemen üzerindeki kama şeklindeki bölümdür. Distal dural halkadan sonra İKA subaraknoid mesafeye girer (Şekil 3). Bu segment normalde dal vermez.



**Şekil 3:** İKA C4-5 segmentlerinin dalları ve komşu yapılar. PL: Petrolingual ligaman, PDR: Proksimal dural halka, DDR: Distal dural halka, GG: Gasserian gangliyonu, OA: Oftalmik arter, SOF: Süperior orbital fissür, FO: Foramen ovale, FR: Foramen rotundum, MHT: Meningohipofizial kök, VA: Vidii arteri, OC: Optik kanal (Diagnostic cerebral angiography; Anne G. Osborn).

**C6 (Oftalmik) segment:** İKA'nın distal dural halka ile posterior kominikan arter arasındaki bölümüdür. Bu segment hafifçe posteriora ve superiora uzanarak İKA'nın anterior dirsek yayını tamamlar. Medialinde suprasellar subaraknoid mesafe, süperomedialinde optik sinir ile komşudur.

**Dalları:** Oftalmik arter ve süperior hipofizial arter olmak üzere iki dal verir.

Oftalmik arter, İKA'nın anterior kesiminden ayrılır. Optik sinirin inferomedialinde, okülomotor ve abduzens sinirinin medialinde optik kanal aracılığı ile orbitaya girer. Oküler, orbital ve ekstraoküler dallar verir. Oküler dalları santral retinal arter ve silier arter olarak dallara ayrılır. Orbital dalı, lakrimal ve musküler dallarını verir. Lakrimal dalın, rekürren meningeal dalı, süperior orbital fissür

aracılığı ile orbitadan ayrılır ve EKA'nın orta meningial dalı ile anastomoz yapar. Ekstraorbital dalı birçok dala ayrılır ve EKA'nın fasial arter dalı ile yoğun anastomoz yapar.

Süperior hipofizial arter, C6 segmentinin posteromedialinden ayrılır. Hipofizi, optik siniri ve kiazmayı besleyen dallar verir (25).

**C7 (Kommunikan) segment:** Posterior kommunikan arterin başlangıcı ile İKA'nın terminal dalları arasında kalan bölümdür. Posterior kommunikan arter ve anterior koroidal arter dallarını verir. Posterior kommunikan arter, İKA ile baziler arterin posterior serebral arter dalını bağlar. Okülomotor sinirin üzerinde posteriora doğru uzanır.

Anterior koroidal arter, posterior kommunikan arterin üstünden çıkar. Küçük ama her zaman görülen önemli bir daldır. Optik trakt boyunca uzanır, serebral pedinkülü dolanarak korpus genikulatum lateraleye gelir. Buraya kadar olan bölümüne sisternal segment denir. Buradan üçüncü ventrikülün kornu inferiusundaki pleksus koroideusa girer. Bu kesimine intraventrikuler segment denir. Seyri boyunca optik traktı, serebral pedinkülü, globus pallidusu, kaudat nukleusu, hipotalamusu, substansia nigrayı, kapsula internayı, hipokampusu besleyen dallar verir (23).

### **2.1.1.2. Eksternal Karotis Arter**

Eksternal karotid arter internal karotid artere oranla daha küçüktür ve onun anterior ve medialindedir. Yüz, kafatası, kafatası derisi, orofarenks ve meningesleri dört ana dalıyla besler. Bu dallar;

- 1-Anterior dallar ( süperior tiroidal arter, lingual arter, fasial arter, transvers fasial arter)
- 2- Posterior dallar (oksipital ve aurikular)
- 3- Asendan dallar (asendan farengeal)

4- Terminal dallar ( süperfisial temporal, internal maksiller)

Eksternal karotid arter dalları karotid ve vertebral arter tıkaçıcı hastalıklarında kollateral kan akımını sağlanmasında önemlidirler.

En sık kollateral distal anostomoz internal maksiller arterin pyterigopalatin dalları ile oftalmik arterin etmoid dalları arasında olmaktadır. Diğer önemli kollateral bağlantılar ise; fasial arterin orbitonazal dalları ile oftalmik arterin orbital dalları arasındadır. Yine superfisial temporal arterin anterior dalları ile oftalmik arterin etmoidal dalları arasında ve eksternal karotid arterin faringeal dalları ile vertebral arterin muskuler dalları arasında önemli kollateral bağlantılar bulunmaktadır (22).

### **2.1.1.3 Vertebral Arter**

Subklavyan arterin ilk ve en kalın dalı olup arterin arka-üst tarafından çıkar. Altıncı servikal vertebradan başlayarak tüm servikal vertebraların transvers foramenlerinden geçer.

Atlasın massa lateralisinden arkaya döner, posterior arkı üzerinde sulkustan ilerleyerek foramen magnumdan kafa boşluğuna girer. Dört segmente ayrılır (23).

**V1 segment (ekstraosseöz):** Subklavyan arterden çıktığı yer ile C6 vertebra transvers forameni arasındaki bölümdür. Çıkış yeri değişkenlik gösterir. Vertebral arterin bu segmenti diğerlerinin aksine belirgin şekilde büküntülü olabilir.

**V2 segment (foraminal):** C1-C6 vertebra transvers foramenleri arasındaki bölümdür. Vertebral arter C3 düzeyine kadar düz bir yol izlerken C3 düzeyinden sonra önce dışa (C2) sonra yukarıya doğru (C1) uzanır.

**V3 segment (ekstraspinal):** Atlasın transvers forameninden çıktığı yerden foramen magnum düzeyinde dura mater'i deldiği yer arasındaki bölümdür. Sulkus

arteria vertebralisde 1.servikal spinal sinirin ön dalı ile komşudur. Bu segment suboksipital üçgende bulunur.

**V4 segment (intradural):** Foramen magnum ile baziler arter arasında kalan intradural bölümdür. Bu segmenti hipoglossal sinir ve 1. servikal spinal sinir ile komşudur. Vertebral arterlerin yalnızca 2. ve 4. segmentlerinden dallar çıkar.

2. segmentinden çıkan dallar:

Musküler dalları: Vertebral arterin atlas yakınlarında verdiği derin servikal kasları besleyen dallardır.

Spinal dalları: İntervertebral foramenlerden geçerek, vertebral kanala girerler. Birinci dalı sinir köklerini takip eder. İkinci dalı inen ve çıkan dallarına ayrılıp vertebra korpusu posteriorunda kanal içerisinde diğer tarafın dalları ile anastomoz yaparak zincirler oluştururlar. Bu dallar periost ve vertebra korpuslarını besler.

4. segmentten çıkan dallar:

Menengial dalları: Foramen magnum düzeyinde vertebral arterden ayrılır. Dura materi ve falks serebriyi besler.

Posterior spinal arter: Vertebral arter ya da posterior inferior serebellar arterden ayrılır. Spinal dalları alarak medulla oblangata ve spinal kord posteriorunda kauda equinaya kadar uzanır.

Anterior spinal arter: Vertebral arterin distalinden çıkan ince dallar olup bulbus anteriorunda foramen magnum düzeyinde her iki tarafın arterleri birleşir. Anterior median fissürde pia mater içerisinde aşağıya doğru uzanırken boyunda vertebral arter ve asenden servikal arterlerden, toraksta posterior interkostal arterlerden, karın ve pelviste illiolumbal ve lateral sakral arterlerden çıkan dallar ile birleşir. Pia materi ve medulla spinalisi besler.

Posterior inferior serebellar arter (PİSA): Vertebral arterin en kalın dalı olup, medulla oblongata düzeyinde ayrılır. Vertebral arterden ayrıldıktan sonra arka tarafına geçerek vagal sinir ve aksesuar sinirin kökleri arasından inferior serebellar pedinkül anteriorunda, serebellumun alt yüzünde dallarına ayrılır. Serebellum alt yüzünü ve nukleuslarını besler (25).

Bu dallar dışında vertebral arterin, plexus koroidea, serebellar tonsile ve beyin sapına verdiği ince dallar mevcuttur. Olguların büyük kısmında sol vertebral arter, %25'inde sağ vertebral arter dominanttır (23). Nadir olmayarak Anterior inferior serebellar arter (AİSA) ile posterior inferior serebellar arter ortak kök ile ayrılırlar. Yüzde 0.2 oranında vertebral arter PİSA olarak sonlanabilir. Yüzde 5-8 oranında PİSA ekstradural vertebral arterden çıkabilir. Bunun yanında nadiren ilk iki vertebral arter segmentinden köken alabilir. Yüzde 2 oranında PİSA dublikasyonu görülebilir. Bu durumda tek kalın kökten iki ya da daha fazla dal çıkmaktadır (23).

#### **2.1.1.4 Baziler Arter**

Her iki tarafın vertebral arterlerinin bulbusun ön yüzünün üst kesiminde birleşmesi ile oluşur. Prepontin siternde aynı isimli sulkus içerisinde uzanarak ponsun üst kesiminde terminal dalları olan posterior serebral arterleri verir. Baziler arter bifurkasyonu % 92 oranında interpedinkuler ya da suprasellar sistem içerisinde yer alır.

Dalları:

Pontin arterler: Baziler arterden dik olarak ayrılıp pons ve komşu beyin bölümlerini beslerler.

Labirint arterler: İnce uzun bir dal olup VII. ve VIII. kafa çiftleri ile internal akustik kanaldan girip iç kulağı besler. Sıklıkla AİSA'dan da ayrılabilir (26).



AİSA, baziler arterin ilk dalı olup üç serebellar arterin en ince olanıdır. Baziler arter proksimalinden ayrılarak serebello-pontin köşe sistemini içerisinde fasial ve vestibulokohlear sinirlerinin altında uzanır (26). Serebellum anterolateralinde dağılır ve sonlanır. Dağıldığı serebellum bölgesini ve aynı zamanda perforan dallar verdiği pons ve medullanın bir kısmını besler. PİSA'nın dalları ile birçok anastomoz yapar.

Süperior serebellar arter, baziler arterin son kısmı yakınından, tentorium altından çoğunlukla tek kök ile ayrılır. Okülomotor sinir ile trigeminal sinir arasında posteriora uzanır. Serebellum üst yüzünde dağılır. Posterior serebral arter, baziler arterin terminal dalıdır. Okulomotor sinirin üzerinden dışa doğru uzanır. İKA'dan gelen posterior kommunikan arter ile birleşir. Oksipital lobun alt iç-dış yüzlerini , temporal lobun alt-dış ve iç yüzlerini besler. Bunun dışında talamusa mezensefalona, lentiform nukleusa, pineal beze, korpus genikulatum medialeeye dallar verir. Lateral ventrikülden girerek pleksus koroideusa dağılır.

### **2.1.1.5 Willis Poligonu**

Beynin kaidesinde sağ ve sol karotid sistemlerin hem birbirleriyle hem de vertebobaziller sistemle anastomoz yapması sonucu oluşan poligondur. Bu poligonda anterior kommunikan arter (AKA) her iki anterior serebral arteri bağlarken, posterior kommunikan arter (PKA) ise internal karotid arteri PSA'ya bağlar. Bu poligonu oluşturan arterlerden çıkan küçük dallar beyin parankimi içine penetre olurlar. Bunlara, "perforan arterler" denir ve 2 gruba ayrılırlar:

- Anterior perforan arterler: ASA, AKA ve MSA'nın proksimalinden çıkarlar. Sulama alanları bazal ganglia, optik kiazma, kapsula interna ve hipotalamustur.
- Posterior perforan arterler: PSA ve PKA'den çıkarlar, sulama alanına mezensefalon ventrali, talamus, subtalamus ve hipotalamustur (22).

## 2.2. KAROTİS ARTER STENOZU VE ETYOLOJİ

Aterosklerotik vasküler yapılarında oluşan fibröz yağ plağı, damar lümenini daraltır ve sekonder tromboza yol açarak; farklı aşamalarda olmak üzere hipoksik ve iskemik değişikliklere neden olur. Ateroskleroz, genellikle yaşlı hastalarda oklüzif değişiklikler ve anevrizmal dilatasyonlardan sorumludur. Ateroskleroz, tipik olarak major dalların ayırım yerlerinde, bifürkasyonlarda ve türbülant akımın bulunduğu yerlerde plak oluşumuna ve dolayısıyla daralmalara neden olur.

Karotis arter stenozu kraniyal iskemik enfarkt oluşmasına ve stroke gelişimine neden olabilen, önemli bir tıkaçıcı arter hastalığıdır.

Tüm ekstrakraniyal karotis arter hastalıklarının etyolojisinde, ateroskleroz %90 rol oynamaktadır. Etiyolojide rol oynayan diğer faktörler fibromuskuler displazi, elongasyon sonucu ring oluşumu, dışardan kompresyon, travmatik oklüzyon, intimal diseksiyon, inflamatuvar anjiyopati, radyasyonun neden olduğu aterosklerotik değişiklikler ve migrendir. Diğer nadir görülen durumlar ise intrakraniyal damarlar ile ilgili olduğu düşünülen fibrinoid nekroz, amiloidoz, poliarteritis nodoza, alerjik anjiit, Wegener's granülomatozisi, granülomatoz anjiit, dev hücreli arterit, amfetamin ilişkili arterit, enfeksiyöz arterit ve moya moya hastalığıdır (27).

Etiyolojide en fazla rolü olan ateroskleroz, genel sistemik arteriyel dolaşımı etkileyen arteriyel intimanın inflamatuvar/fibrotik bir hastalığıdır. Ateroskleroz patogenezi, sonunda aterosklerotik plak oluşumu ile neticelenen bir takım kompleks olaylar sonucu oluşur.

Ateroskleroz, insanda en sık görülen damar hastalığıdır. Ateroskleroz erken yaşlarda başlamakla birlikte orta yaşlardan itibaren semptom vermeye başlar. İlerleyen yaşla birlikte sadece prevalansı değil, aynı zamanda hastalığın şiddeti de artar. Literatürde yaşla karotis ateroskleroza arasındaki ilişkinin önemi vurgulanmıştır (28, 29). Çeşitli çalışmalarda erkeklerde ateroskleroz eğiliminin

yüksek olduğu, menapoz döneminden sonra kadınlarda da eğilimin arttığı, ileri yaşlarda erkeklere yakın düzeye eriştiği saptanmıştır (30). Sigara kullanımının fibrinojen seviyesi ve hemoglobin konsantrasyonunu etkilediği, ateroskleroza hızlandırdığı öne sürülmektedir. Sigara içme süresinin artması ile bu riskin çok daha hızlı arttığı belirtilmektedir. Hipertansiyon, inme gelişiminde önemli risk faktörlerinden birisidir (28). Birçok çalışmada karotid stenoz, iskemik inme, iskemik kalp hastalığı arasında yakın ilişki vurgulanmıştır. Ateroskleroz jeneralize bir olay olup koroner damarlar, periferik arterler, karotis arterler, intraserebral arterler yaygın olarak etkilenmektedir. Genel olarak inmeli hastalarda koroner arter hastalığı oranı %25-48 olarak belirtilmektedir (31).

Ateromlar, büyük oranda kolesterolden oluşan ve fibröz bir katman ile çevrili olan lipid çekirdeği içerirler. Endotelial disfonksiyonu başlatan arteriyel endotelial hücre hasarı ilk adımdır. Bu endotelial disfonksiyon endotelial permabilitiyi, adhezyon karakteristiğini, çeşitli stimülatör ve büyüme faktörlerine cevabı değiştirir. Aktive olmuş endotel hücreleri trombositleri, monositleri, T-lenfositleri ve arteriyel duvarda proliferasyona neden olan vasküler düz kas hücrelerini çeker. Bu hücrel bileşenler, fazla miktarda konnektif doku matriksi oluşturur. Son nokta fibröz plak oluşumudur. Semptomlar, genelde oluşan lezyonlara, plak rüptürüne, plak içine kanama, emboli ve tromboz ile komplike olduğunda ortaya çıkar.

Stenoza yol açan lezyonun en sık yerleşim yeri proksimal internal karotis arter ve karotis arter bifurkasyonudur (32).

İnme, endüstrileşmiş toplumlarda mortalitenin giderek artan bir nedeni haline gelmiştir. Yaklaşık %30 oranında ölümlerle sonuçlanmakta ve diğer hastalarda ise geri dönüşsüz morbiditeye neden olmaktadır. Ateroskleroza bağlı iskemi %80 ile başrolü oynamaktadır (33). Olguların büyük kısmında patolojik süreç, ekstrakranial vasküler yapıları ve özellikle de karotis sistemini etkilemektedir. “North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial” (NASCET), “European Carotid Surgery Trial” (ECST) ve “Asymptomatic Carotid

Atherosclerosis Study” (ACAS) gibi geniş serili çalışmalarda, ciddi karotis stenozu olan hastaların endarterektomiden fayda gördükleri saptanmıştır (34,35). Hızla gelişen endovasküler tedavi yöntemleri, hem karotis hem de vertebrobaziler stenozlarda alternatif ve etkili bir seçenek olarak karşımıza çıkmaktadır.

### **2.2.1. KAROTİS ARTER STENOZU SONRASI SEMPTOMLAR VE OLUŞUM MEKANİZMALARI**

Klinik olarak, hemodinamik mekanizma ile meydana gelen enfarktların genellikle tekrarlayıcı minör stroke veya dalgalanma gösteren semptomlara yol açtığı, subkortikal terminal alan enfarktları meydana getirdiği öne sürülmektedir. Buna karşın, embolik mekanizma ile kortikal dal enfarktlarının geliştiği ileri sürülmektedir (36).

İKA orijinindeki stenoz veya oklüzyon retinal ve serebral iskemiye neden olur. İskemik olaylar iki mekanizma sonucu ortaya çıkar. İntrakraniyal embolizm ve düşük perfüzyon (hemodinamik veya distal yetersizlik). Aterom plağı üzerindeki trombosit-fibrin trombüsleri koparak distal intrakraniyal damarların tıkanmasına neden olabilir. İKA stenozu veya oklüzyonu sırasında oluşan düşük perfüzyon akımı retina veya serebral hemisferde iskemiye yol açar. Kollateral dolaşımın yetersiz olduğu bölgelerde distal yetersizlik ortaya çıkar. Distal yetersizliğe bağlı infarktlar, süperior frontal, parieto-okspital ve lateral oksipital bölgelerde oluşur.

Ekstrakraniyal İKA'nın stenoz veya oklüzyonunda ortaya çıkan klinik belirtiler çok farklı olabilir. Hastaların bir bölümünde İKA belirti vermeden tıkanabilir. Willis poligonu iyi çalışıyorsa, EKA-İKA arasındaki kollateraller iyi gelişmiş ise hastada klinik bulgu ortaya çıkmaz. Hastaların bir bölümünde ise geçici iskemik ataklar veya değişik ağırlıkta stroke görülür.

#### **Geçici Monooküler Körlük (Amaurosis Fugax)**

Amaurosis fugax ekstrakraniyal İKA hastalığı ile ortaya çıkan, ipsilateral gözde geçici monooküler körlüktür. Tek gözde yukarıdan aşağı gölge veya perde

inmesi şeklinde tanımlanır. Tüm alanı etkileyebileceği gibi, sadece üst veya alt yarıyı etkileyebilir. Saniyeler veya birkaç dakika sürebilir. Kalıcı belirti olmaksızın aynı şekilde düzelir. Bu ataklar oftalmik arterde kan akımının azalmasına bağlıdır. Hastaların bir bölümü birkaç atak geçirirken, bir bölümü de çok sık ataklar geçirebilir. Bazı hastalarda parlak ışığa maruz kalma sonucu geçici monoküler körlük ortaya çıkabilir. Buna retinal kladikasyo adı verilir. Bu ataklar amaurosis fugax'dan biraz farklıdır. Genellikle tam görme kaybı olmaz. Görme bulanıklığı şeklindedir. Yavaş yavaş ortaya çıkıp, yavaş yavaş düzelir. Hemodinamik mekanizma ile oluşur. İKA stenoz veya oklüzyonu sonucu ipsilateral gözde retinal arter basıncı azalmıştır ve retinal arter dolaşımı da sınırdadır. Parlak ışığa maruz kaldığında, artan retinal metabolik aktivite karşılanamadığı için retinal kladikasyo görülür.

### **Hemisferik Geçici İskemik Ataklar**

Hemisferin disfonksiyonu sonucu ortaya çıkar. Motor, duyuşal belirtiler, afazi, görme alanı defektleri olabilir. Bazen sadece kontralateral kolun distalinde güçsüzlük şeklinde görülebilir. Sıklıkla 15 dakika kadar sürer. Vakaların büyük bölümünde ataklar stereotipiktir. İleri stenozlu hastalarda ataklar çok sık tekrarlayabilir. Kan basıncının düşmesi veya ani ayağa kalkma gibi hemodinamik değişiklikler nedeniyle de ataklar ortaya çıkabilir. Bazı hastalarda hem amaurosis fugax hem de hemisferik GİA'lar birlikte görülebilir. Çok nadiren her ikisi aynı anda ortaya çıkabilir.

### **Stroke (İnme)**

Ekstrakraniyal İKA stenozu veya oklüzyonu sonucu ortaya çıkan stroke'un ağırlığı, infarktın yerine, büyüklüğüne, kollateral dolaşıma ve infarkta neden olan mekanizmalara göre değişiklik gösterir. Stroke gelişimi, hastalarda ciddi mortalite ve morbiditeye neden olabilmektedir (36, 37, 38).

İKA hastalığında hemisferik infarktların büyük bölümü Middle serebral arter (MSA) veya dallarının besleme alanındadır. Hasta klinik olarak MSA sulama alanı infarktı bulguları ile karşımıza çıkar. Lezyon tarafına konjuge bakış deviasyonu, kontralateral motor ve duysal defisit, hemianopsi ve yüksek kortikal fonksiyon bozukluğu (dominant hemisferde afazi, nondominant hemisferde anozognozi ve ihmal) görülebilir.

Düşük perfüzyon akımına bağlı olarak ortaya çıkan nörolojik bulgular daha hafif olabilir. Klinik bulgular kan basıncındaki değişikliklere duyarlıdır. Genellikle MSA-ASA sulama alanları arasındaki sınır bölgeleri etkilenir. Düşük perfüzyon akımı sonucu oluşan infarktlarda sıklıkla kol tutulur, göreceli olarak yüz ve bacak kurtulur. Sınır bölge infarktı üst konveksitede ise bacak daha çok etkilenir.

Parieto-okspital bölgedeki infarktlarda ise vizuo-spasyal bozukluklar, kontrüksiyonel apraksi ve hemianopsiler vardır.

İKA oklüzyonlarında eğer AKA hipoplazik ise, ipsilateral ASA alanı etkilenebilir. Her iki ASA hasta taraftan besleniyorsa, infarkt her iki ASA alanını tutabilir. Eğer PSA baziler arter yerine hasta İKA'dan kanlanıyorsa infarkt PSA alanını da içine alabilir.

## **2.2.2. TANI YÖNTEMLERİ**

### **2.2.2.1. ULTRASONOGRAFİ**

US, damar duvarlarını ve trombüsü göstermede başarılı olup ilk başvurulacak radyolojik yöntemdir. Özellikle karotis, vertebral, alt ve üst ekstremitte arter ve venlerini değerlendirmede faydalıdır.

Günümüzde ekstrakraniyal karotis arter hastalıklarının tanısında kullanılan noninvaziv bir tekniktir. Bu teknik ile aterotrombotik plakları ve karakterlerini tespit etmek, intima-media kalınlığını ölçmek, vasküler stenozun derecesini

belirlemek mümkün olabilmektedir. Daha önce tarama testi olarak kullanılmakta olan Doppler US tekniği noninvaziv olması ve yüksek derecede doğruluğunun bulunması ile son test olarak kullanılması görüşü giderek artmaktadır (39, 40).

## **B-MODE ULTRASONOGRAFİ**

Genel olarak gri skala inceleme ve renkli doppler inceleme veya power mode Doppler inceleme düşük dereceli stenozları göstermede daha iyi iken, spektral Doppler inceleme yüksek dereceli stenozları göstermede daha iyidir (41,42).

### **Damar duvar kalınlığı:**

Normal karotid duvarında birbirine paralel iki tane ekojenik çizgi ve bunların ortasında hipo veya anekoik alan bulunur. Damar lümenine komşu birinci ekojenik çizgi intima-media interfazını, hipo veya anekoik alan media-adventisya interfazını gösterir. Bu iki çizgi arasındaki uzaklık ise intima-media kalınlığını gösterir. İntima-media kalınlığının 0.9–1 mm den kalın olması anormal kabul edilmektedir. İntima-media kalınlığı kardiovasküler risk faktörleri ile ilişkilidir. Yapılan çalışmalarda intima-media kalınlığı ile koroner arter hastalığı risk oluşumu ve stroke oluşumu ile korelasyon olduğu gösterilmiştir (43, 44). Daha kapsamlı ve standardizasyonların yapılacağı ek çalışmaların gerekliliği de öne srlmştir.

### **Plak karakterizasyonu:**

Karotis arter plaklarını değerlendirilmesinde plağın lokalizasyonu, uzanımı, stenoz oluşturma derecesi, yüzey yapısı göz önünde bulundurulan parametrelerdir. Özellikle plak karakteristiği, emboli ve sonrasında gelişecek olan semptomlar açısından önem kazanmaktadır. Özellikle düşük derecede stenoza neden olan bazı plaklar, kanama ve ülserasyon sonrasında önemli klinik bulgulara neden olmaktadır. Bu açıdan plak yapısının değerlendirilmesi önemlidir. Plak yapısı homojen ve heterojen diye ikiye ayrılır. Homojen plağın belli tek bir ekosu vardır ve yüzeyi

düzgündür (45). Heterojen plak daha kompleks ekoya sahiptir ve en az bir veya daha fazla sonolusent alan içerir. Heterojen plağın özelliği; plak içi kanama, lipid, kolesterol ve protein materyali içermesidir. Genellikle ülsere yapıda olan plaklar plak içi kanama gösterirler. Genel olarak ülsere plakların hepsi intraplak kanama içerir. Plak ülserasyonunun bulguları: (46)

1. Fokal depresyon veya plak yüzeyinde yırtık.
2. Damar lümenine uzanan plak içindeki anekoik alan.
3. Renkli doppler incelemede plak içerisinde renkler izlenmesi.

Plaklar dörde ayrılır. Bunlar:

Tip 1: Tamamen hipoekoik plaklar

Tip 2: Hipoekoik ancak fokal ekojen alanlar içeren plaklar

Tip 3: Dominant olarak hiperekojen ancak hipoekojen alanlar içeren plaklar

Tip 4: Tümüyle ekojen karakterde plaklar

Tip 1 ve tip 2 plaklar intraplak kanama ve ülserasyon içerirler ve unstabil olarak kabul edilirler. Tip 3 ve tip 4 plaklar fibröz doku ve kalsifikasyondan oluşur. Bu plaklar stabil plaklar olup, asemptomatik olgularda bulunur.

#### **Stenozun değerlendirilmesi:**

Karotis stenozunu değerlendirilmesi transvers planda yani, damar uzun aksisine dik planda yapılmalıdır. Çap ve alan ölçümü ile bulunan sonuçlar birbirleriyle bazen tam olarak örtüşmeyebilir. Asimetrik plaklara bağlı olan stenozlarda alan ölçümüne dayalı sonuçlar daha doğru olacaktır. Stenozun derecesi arttıkça plak yapısında bulunan kalsifikasyon görüntü kalitesini bozarak lümen çapının net olarak değerlendirilmesini engeller. Yumuşak yapıda plaklar ise ekojenik yapısı kan ile benzerlik göstereceğinden net ayırım yapılamayabilir. Total oklüzyonlarda da plak görüntüsü az olabilir. Bu gibi durumlar ele alındığında Doppler ultrasonografi daha net sonuçlar ortaya koyabilir. Bu nedenle gri skala inceleme tek başına stenozların görüntülenmesinde yeterli değildir.



## **SPEKTRAL ANALİZ**

### **Normal Doppler spektrum:**

Doppler spektrumu, hareket eden eritrositlerin yönlerinin ve hızlarının sayısal analizi ile grafik olarak gösterilmesidir. Karotis arterin oklüziv hastalıklarının tespitinde hız ölçümleri daha çok tercih edilmektedir. Spektral Doppler analizi hızı y aksisinde, zamanı x aksisinde gösterir. Proba doğru akım sıfırın üzerinde gösterilirken, ters tarafa akım sıfırın altında gösterilir. Normal karotis arter frekans spektrumu sistolde dar iken, diastolde daha geniştir. Spektral çizgi ile baseline arasındaki siyah alana spektral pencere denir (47). İnternal karotis arter ve eksternal karotis arterin farklı spektral dalgaları vardır.

EKA yüz kaslarının yüksek rezistanslı vasküler yatağını beslediği için, akımı periferel arterlerin akımına benzemektedir. Akım hızı sistolde keskin olarak yükselir ve diastolde hızla düşerek sıfıra ulaşır veya geçici olarak akım terse dönebilir. İKA beyinin düşük dirençli vasküler yatağını besler. Bu nedenle İKA akımı karaciğer, böbrek ve plasenta akımına benzemektedir. Düşük dirençli arteryel dalga formunun özelliği, ileri yönde büyük miktarda akımın diastolde de devam etmesidir. KKA akımı dalga formu internal ve eksternal dalga formlarının birleşimidir. Ama KKA dalga formu internal karotis arterin dalga formuna benzer ve diastolik akım baseline'ın üzerinde kalır. Spektral analiz, maksimum olarak görülen stenozun proksimalinden, stenoz seviyesinden ve distalinden yapılmalıdır.

**Yüksek hızlı akım paternleri:** Karotis stenozları çap olarak %50'yi, alan olarak %70'i aştığında, hız değişiklikleri görülmeye başlar. Hız artışı stenoz artışına paralel olarak artar. Kritik stenozlarda yani %95'in üzerindeki stenozlarda hız azalabilir. Hız artışları fokal olup, stenoz bölgesi ve hemen stenoz bölgesi distalinde görülür. Stenozun daha distalinde hız artışı normale döner (48). Stenozun derecesi,

gri skala incelemeye ve İKA peak sistolik hızı (PSV), İKA end diastolik hızı (EDV), KKA PSV, KKA EDV, peak sistolik İKA/KKA oranları ve end diastolik İKA/KKA oranları gibi PI parametrelerine göre hesaplanır. PSV'nin yüksek dereceli stenozlarda stenozu hesaplamada doğru bir parametre olduğu kanıtlanmıştır. 125 cm/sn'den az olan İKA PSV'si %50 çap stenozu ile, 125 ile 250 cm/sn arasında olan İKA PSV'si %50-75 çap stenozu ile, 250 cm/sn'den büyük olanlar %75-80 çap stenozu ile uyumludur. EDV'nin yüksek evre stenozların derecelerinin değerlendirilmesinde faydalı olduğu kanıtlanmıştır. EKA stenozlarının değerlendirilmesinde belirlenmiş bir kriter yoktur. Buna benzer olarak KKA stenozları için belirgin bir kriter yoktur. Ancak stenoz bölgesinin 2 cm proksimali ve 2 cm distali görüntülenebiliyorsa, KKA stenozlarında periferik arter stenozlarında kullanılan kriterler kullanılabilir. Bu nedenle hızın stenoz bölgesinde proksimaline göre iki kat artması %50 stenozu, 3.5 kat artması %75 den fazla stenozu gösterir Gri skala incelemenin İKA stenozlarında doğru bir yöntem olmasına karşın, RI ve PI'nın eklenmesi tanının güvenilirliğini artırır (49, 50, 51) . Çoğu veri tek en iyi kriterin İKA PSV'si olduğu konusunda birleşirken, İKA/KKA PSV'nin en sensitif ve spesifik parametre olduğu varsayımında bulunulmuştur. Doppler US ile karotis arter stenozunun derecelendirilmesinde darlık yüzdesi ve hız ilişkisi aşağıda özetlenmiştir (Tablo 1).

**Tablo 1: Doppler US ile karotis arter stenozunun derecelendirilmesinde darlık yüzdesi ve hız ilişkisi (52)**

<b>Stenoz (%)</b>	<b>PSV ICA (cm/s)</b>	<b>EDV ICA (cm/s)</b>	<b>PSV ICA/PSV CCA</b>
0-29	<100	<40	<3.2
30-49	110-130	<40	<3.2
50-59	>130	<40	<3.2
60-69	>130	40-110	3.2-4.0
70-79	>210	120-140	≥4.0
80-95	>210	>140	≥4.0
96-99	İnce Akım	İnce Akım	İnce Akım
100	Oklüde	Oklüde	Oklüde

PSV: Peak Sistolik Velosite, ICA: Internal Carotis Arter, EDV: End Diastolic Velosite, CCA: Common Carotis Arter

İKA stenozunun kategorizasyonu %0-15, %16-49, %50-79, %80-99 ve %0, %1-39, %40-59, %60-79, %80-99 şeklinde birçok merkezde yaygın olarak kullanılmıştır. NASCET çalışmasında kullanılan kategorizasyona uyumlu olacak şekilde %0-29, %30-49, %50-69 ve %70-99 kategorizasyonu da kullanılmaktadır (53).

Renkli Doppler ultrasonografinin (RDUS) karotis arter stenozu derecelendirilmesinde kullanılan bu geleneksel kategorizasyonları, karotis arter stenozu ile ilgili yapılan çok merkezli kontrollü randomize klinik çalışmalarda belirlenen eşik stenoz dereceleri için uygunluk göstermediğinden, bu stenoz dereceleri için yeni dupleks kriterleri oluşturulması zorunlu hale gelmiştir.

### **2.2.2.2. KRANİYAL TOMOGRAFİ VE MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME YÖNTEMLERİ:**

Semptomatik olan hastalarda kraniyal tarama yapılması faydalı olacaktır. Bu sayede intrakraniyal lezyonlar ekarte edilebilecektir. Daha önce meydana gelmiş olan intrakraniyal infarkt sahaları belirlenebilecek ve de yeni iskemik alanlar tespit edilebilecektir. Özellikle kraniyal diffüzyon MRG ile eski ve yeni serebral infarktlar ayırt edilebilmektedir. Aynı zamanda BT veya MRG görüntüleme ile hemoraji ve infarkt arasındaki ayırım yapılabilmektedir. İskemik olayların gelişiminden 24 saat sonra BT ile görüntüleme yapılabilmektedir. Ancak iskemik stroke sonrasında BT tamamen normal olabilir. Aynı zamanda kraniyal görüntüleme yöntemleri ileride trombolitik tedavi sonrasında tedaviden yararlanımı değerlendirmede de faydalı olacaktır.

### **2.2.2.3. BTA**

BTA, iyonizan ışın kullanılması, kontrast maddeye gereksinim göstermesi nedeniyle sıkça kullanılmaz. Ancak görüntüleri oldukça kaliteli olup rekonstrüksiyon sonrası DSA'ya yakın kalitede görüntüler elde edilebildiği gibi boyut ve çap ölçümünü de kusursuz yapar. Girişimsel radyolojik işlem yapılacak, özellikle de anevrizma tamiri ya da stent uygulanacak olgularda sıkça başvurulan bir yöntemdir. Arteriyel daralma ve tıkanmayı açığa çıkaracağı gibi damar duvarının yapısını da gösterir (54).

BTA intrakraniyal ve ekstrakraniyal kan damarlarını görüntülemeye nispeten yeni ve minimal invazif bir yöntemdir. Karotid arter bifurkasyonunun kontrastlı BTA ile ilk görüntülenmesi 1980'lerin sonunda bildirilmiştir. İKA stenozlarının tanısında tek başına veya US ile kombine edilerek kullanılabilir. Bazı yazarlar, US'den daha etkili olduğunu ve DSA ile benzer sonuçlarının olduğunu savunmaktadırlar. Ancak BTA, DSA'nın yerini alamamıştır. Ayrıca karotid

endarrektomi endikasyonunu belirlemede önemli olan stenozun derecesini saptamada %50-99 arasında sapmalara neden olabilmektedir. Moll ve Dinkel (2001) pre ve postoperatif dönemde elde edilen US yetersizse ve DSA ile US arasında korelasyon gözlenmediği durumlarda üçüncü bir modalite olarak BTA kullanılmasını önermişlerdir (55, 56). Buna karşın; BTA'da intrakraniyal vasküler yapıların görüntülenmesi ekstrakraniyal karotid arterlere göre daha sınırlıdır (57).

BT ile daha dinamik ve daha hızlı üç boyutlu görüntülerin elde edilmesi ve beyin perfüzyonunun değerlendirilebilmesi kateter anjiyografiye olan üstünlükleridir. Her iki yöntemle tromboemboliye bağlı damarın oklüzyonu veya kesilmesi, arteriyel diseksiyon, tren rayı görünümü (rekanalize veya oklüzif olmayan trombüste), damar dolmasında gecikme ve kollateral dolaşım saptanabilir. BTA' da iki taraflı internal karotid ve vertebral arterler görüntülenir. İlk alınan görüntülerde kontrast madde dolmuş azlığı varsa geç görüntüler elde edilmelidir. Bu, hastaya uygulanacak tedavi yöntemini belirlemede önemlidir. Eğer, geç görüntülerde kontrast madde geçişi var ise bu lümenin daraldığını gösterir ve tedavide cerrahi yöntemler uygulanır, eğer geçiş olmaz ise tam tıkanıklığı gösterir ve bu durumda cerrahi şansı ortadan kalkar (58).

BTA etkin bir yöntemdir ve DSA'nın yerini alabilir. DSA ve MRA'ya göre arteriyel duvarın ve ateromatöz plakların direk görüntülenmesine izin verir. Bu yüzden darlıkların ölçümü daha kolaydır. Alvarez-Linera kalsifiye plakların BTA'nın değerlendirilmesini kısıtlayabileceğini bildirmişlerdir. Ancak bu da postprocessing ile giderilebilecek bir sorundur (59).

#### **2.2.2.4. MRA**

MRA, 20 yıl önce konvansiyonel kateter anjiyografiye alternatif olarak geliştirilmiş bir tekniktir. İnvazif değildir. Hasta iyonize radyasyona ve iyotlu kontrast maddelere maruz kalmaz. MRA karotis arterin tümünü üç boyutlu yorumlamayı ve eş zamanlı beyini görüntülemeyi sağlar. MRA'nın dezavantajları ise görece pahalı bir tetkik olması, kontrastlı MRA tetkikinde intravenöz

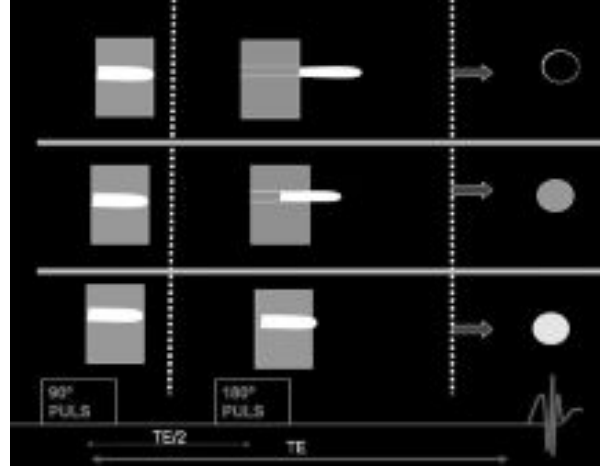
gadolinium verilmesi, kontraendikasyonları ve teknik olarak bazı sınırlamaları olmasdır (60).

MRA, iyonize ışın ve kontrast madde kullanmadan vasküler yapıları göstermede oldukça başarılıdır. Akım karakteristiğini net belirlemez ancak akımı iyi gösterir. Damar duvarını göstermede pek başarılı değildir. Gerekli durumlarda kontrast madde kullanılarak tetkik kalitesi artırılabilir. MRA ile tüm damarlar görüntülenebilir.

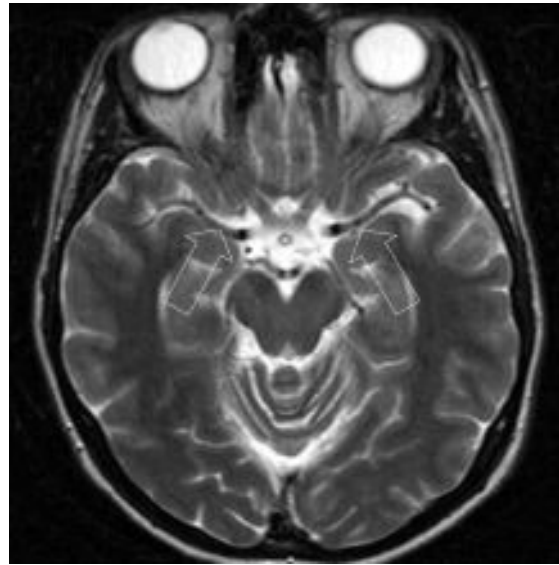
MRA hemen tüm Tesla değerli cihazlarda (0,2 T-1,5 T veya daha yüksek) uygulanabilmektedir; ancak düşük Tesla değerli cihazlarda T1 daha kısa olduğundan, daha yüksek sapma açısı (flip angle) kullanılması gerekmektedir.

MRA'da akan kandan alınan sinyal, vasküler yapının içinde bulunduğu kesitin görüntüleme hacmi içindeki diğer kesitlere göre konumuna, tekrar zamanına (TR), eko zamanına (TE), eko sayısına ve kesit kalınlığına bağlıdır. Spin eko (SE) görüntüleme içindeki akan kanın görünümü gradient eko (GE) görüntülemeyle farklıdır. Akan kanın görünümü ayrıca uygulanan gradientlerin gücüne ve çeşitli akım kompensasyon tekniklerine bağlıdır (61).

Kullanılan MR sekans tipine bağlı olmak üzere, damarlardaki kan hiperintens veya hipointens görülebilmektedir. Temelde Spin-eko sekansında hipointens (Şekil5), buna karşın Gradyent-eko sekansında hiperintens olarak görülmektedir. Bununla birlikte kontrastı etkileyen başka faktörler de mevcuttur. Spin-eko sekansında, görüntü oluşturmak için 90° ve 180° RF pulsarı uygulanmaktadır; dolayısıyla 90° RF puls ile 180° RF puls arasındaki sürede, kesit içindeki kan kesit dışına çıkacak ve 90° RF pulsdan sonra uyguladığımız 180° RF puls damar içinde yeni gelen protonları etkileyecek ve elde edilen görüntüde (damar içindeki kan) hipointens olarak görünecektir (Flow void) (Şekil 4).



**Şekil 4:** Spin eko görüntüleme RF pulslarına maruz kalan protonların şematik görünümü: Spin eko görüntüleme 90 derecelik pulsa maruz kalan protonların 180 derecelik pulsa maruz kalmadan kesiti terkederlerse (180 derecelik puls kesite özgü olduğu için) sinyal oluşmaz ve damarın kesit alanı siyah görünür (Resimde en üstte). 180 derecelik pulsa kısmen maruz kalan kesitlerde ara sinyal intensitesi izlenir (Men S. Manyetik Rezonans Görüntüleme Akım ve Manyetik Rezonans Anjiografi. Türkiye Klinikleri J Radiol-Special Topics 2009;2(1)).



**Şekil 5:** T2 ağırlıklı aksiyal beyin MR kesitinde orta serebral arterler yüksek akım hızı nedeniyle sinyalsiz olarak izlenmektedir (Men S. Manyetik Rezonans Görüntüleme Akım ve Manyetik Rezonans Anjiografi. Türkiye Klinikleri J Radiol-Special Topics 2009;2(1):1-14).

Spin-eko sekansında akan kandaki bu sinyal yokluğu, kesit kalınlığı ince veya TE uzun seçildiği zaman daha belirgin olacaktır; çünkü her iki durumda da, kesitimizdeki hareketli protonların kesit dışına çıkmaları daha kolay olmaktadır. FSE (Fast Spin-eko)'da inceleme süresi Spin-eko'ya göre daha kısa olmakla birlikte, 90° RF puls sonrası birden fazla 180° RF puls ile faz-kodlama stepleri kodlandığından, vasküler yapılarıdaki sinyal yokluğu (signal void) yine belirgindir.

Spin-eko'da akan kanın bu sinyal özellikleri ile birlikte, MRA görüntüsünün elde edilmesinde, akan kanın çevre (sabit) dokulara göre hiperintens görüldüğü sekanslar kullanılır. Bu nedenle MRA'da Gradyent-eko sekansları tercih edilmektedir.

MRA'da nefrotoksik, iyot içeren kontrast madde kullanılmaması ve iyonizan radyasyon içermemesi nedeni ile konvansiyonel anjiyografik yöntemlere karşı avantajlı bir konumdadır. Kullanılan üç temel MRA yöntemi bulunmaktadır;

1. TOF (Time of flight) MRA

2. Faz kontrast MRA

3. Kontrastlı MRA

#### **2.2.2.4.1. Time-of-flight (TOF) MRA**

Gradyent-eko sekansında sadece <90° RF puls uygulanmaktadır (Spin-eko'daki 180° RF puls bu sekansda yoktur). TR kısa tutularak çok sayıda RF puls uygulandığında kesit içindeki tüm protonlar satüre olacaktır (longitudinal manyetizasyonları azalacak); ancak akan kan ile birlikte kesite yeni gelen protonlar satüre olmayacaklarından, sabit dokulardan düşük sinyal alınmasına karşın, vasküler yapılardan yüksek sinyal elde edilecektir. Bu teknik ayrıca "flow-related enhancement" (akıma bağlı kontrast) olarak bilinmektedir ve vasküler yapılar ile sabit dokular arasındaki bu kontrast, kan akımına dik olmak üzere ince kesitler yapıldığında daha da belirgin olmaktadır; çünkü bu sayede RF pulsarı arasında, RF



pulsdan etkilenen protonların kesit dışına çıkması ve yeni protonların kesit içine girmesi daha kolaydır (kesit kalınlığı arttıkça kan akım hızına da bağlı olmak üzere, vasküler yapılar içindeki protonların da RF puls'lar ile satüre olma şansları vardır). Sabit dokuların satürasyonu ve buna karşın akan kan ile kesite yeni gelen protonların satüre olmaması sonucu elde edilebilen bu kontrast ile birlikte, gradiyent boyunca akmakta olan kandaki protonların gradiyent farklılıklarına bağlı olmak üzere “dephasing” göstermeleri (faz şifti); vasküler yapılar içinde sinyalde azalma problemi yaratır. Bu problemi ortadan kaldırmak için “Flow compensation (akım kompensasyon)” tekniği kullanılmaktadır. Bu teknikte faz şiftine neden olan gradiyentin aksi yönünde çalışan ek bir gradiyent kullanılır; bu sayede gradiyent boyunca akıma bağlı olarak gelişen faz şifti önlenir. Akıma bağlı olarak elde edilen kontrastı belirginleştirmek için “gadolinium chelate” gibi paramanyetik kontrast maddeler kullanılabilir. Bunun haricinde sekansda kullanılan TR, TE ve sapma açısı (flip angle) değerleri kontrastın belirlenmesinde çok önemlidir, örneğin flip angle küçük olduğunda sabit dokulardaki satürasyon miktarının azalmasına bağlı olarak flip angle büyük olduğunda ise akan kandaki protonlarında satüre olma şansları artacağından elde edeceğimiz kontrast azalacaktır. Bu nedenle, sabit dokular ile hareket halindeki kan protonları arasında en uygun kontrastı verecek, uygun TR ve flip angle değerleri seçilmelidir (genellikle 30-60 msn. gibi kısa TR ve 30-60 gibi orta dereceli flip angle uygun olan seçimlerdir) (62).

İnceleme 2B ya da 3B olarak yapılabilir.

**2B TOF MRA:** Bu teknikte 2B gradient eko, akım kompensasyonlu sekanslar kullanılır. Elde edilen kesit bilgisi “maksimum intensite projection” (MIP) algoritması kullanılarak anjiyografik görüntüler oluşturulur. Kan protonlarının sabit dokular gibi sature olma probleminin az olmasına bağlı olarak yüksek kontrastlı görüntüler elde edilir. Teknik yavaş akımlı vasküler yapıların ve BOS akımının incelenmesine olanak sağlamaktadır. Ancak kesit kalınlığı magnet ve gradient gücü ile sınırlı olup hareket artefaktlarına duyarlıdır. Kesit kalınlığını azaltmak için gradient gücünün artırılması, faz şiftine; faz şiftini önlemek için kullanılan akım kompensasyon tekniği ise TE süresinin uzamasına neden

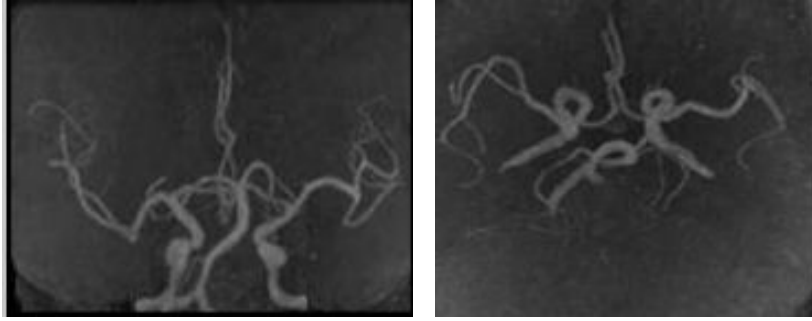
olmaktadır. TE süresinin uzaması ise vasküler yapıda çok yönlü akım olduğunda sinyal kaybına neden olur.

**3B TOF MRA:** Bu teknikte kesit belirleme gradienti kullanılan RF pulsu, bir kesiti değil tüm dokuyu etkilemektedir. Kesit belirleme gradienti yerine faz kodlama kullanıldığından kesit sayısı ve kalınlığını faz kodlama adım sayısı belirlemektedir. 3B tekniğinin avantajı, sinyalin tüm dokudan toplanmasına bağlı olarak sinyal azalması sorunu ile karşılaşmadan, kesit kalınlığının azaltılabilmesidir (Sinyal gürültü oranı yüksektir). Birbirine komşu iki kesitin uyarılması söz konusu olmadığından “cross-talk” artefaktının çok az olması ve hareket artefaktlarına duyarlılığının az olması diğer avantajlarıdır.

Dezavantajları; kesit kalınlığı azaldığı ya da kesit sayısı arttığında, faz kodlama adım sayısının da artması, sürenin uzamasına neden olacaktır. Diğer bir dezavantajı ise belli bir doku volümüne RF pulsu uygulandığından, volüm içerisine giren kanın dokuyu terk edene kadar daha çok sayıda RF pulsuna maruz kalmasıdır. Bunun sonucu olarak da kanın sature olma ihtimalinin artmasıdır. Bu olasılığı ortadan kaldırmak için MOTSA tekniği geliştirilmiştir. İncelenmek istenen doku, küçük bölümlere ayrılarak incelenir. Böylece kan protonların saturasyonu engellenmiş olur.

Ayrıca görüntünün doku kontrastını artırmak için manyetizasyon transfer kontrast yöntemi de kullanılabilir. MR görüntülemeye sinyal, serbest protonlardan gelir. Bu protonların salınım frekans bandları oldukça dardır. Ancak dokular, serbest protonlar dışında, bağlı protonlar da içerir. Bağlı protonlar makro moleküllerin bünyesinde yer alıp, molekülün özelliklerine bağlı olarak geniş bir frekans bandında salınım yaparlar. Bu protonların normal MR görüntüsüne katkısı yoktur. Ancak her iki proton havuzunu içeren dokularda “dipol-dipol” etkileşimi nedeni ile manyetizasyonlar arasında bir değişim olur ve her iki proton havuzunda manyetizasyonlar eşitlenir. Bu olaya manyetizasyon transfer denir. Bu yöntem temel olarak hem serbest hem de bağlı protonlar içeren dokularda sinyal kaybı oluşturarak, dokulardaki bağlı protonların, geniş bantlı bir RF pulsu ile sature

edilmesi esasına dayanır. TOF yönteminde, RF pulsu ile beyin parankimindeki bağlı protonlar sature edilir, manyetizasyon transferine bağlı olarak parankim içerisindeki serbest protonlarda da bir miktar manyetizasyon kaybı meydana gelir. Sonuçta dokunun toplam sinyali azalarak doku daha hipointens görünür. Kan içerisindeki protonlar serbest olup, dar bir salınım frekansı bandına sahip olduğundan, dokuya geniş frekanslı bir RF pulsu uygulandığında kan protonları bundan çok az etkilenecektir.



**Şekil 6:** 3B TOF MIP görüntülerde Willis Poligonu düzeyinde vasküler yapıların görünümü

#### **2.2.2.4.2. Faz (phase) kontrast MRA**

Faz kontrast MRA, gradientlerin ve akımın kendisinin neden olduğu faz kaymaları kullanılarak görüntü elde edilir. Faz kaymaları TOF tekniğinde akım kompensasyon yöntemleri ile ortadan kaldırılmaya çalışılır. Faz kontrast MRA'da TOF'a göre daha kısa TR süreleri kullanılabilir. Çünkü TOF tekniğinde sinyal kaybına yol açan saturasyon bu teknikte elde edeceğimiz akım bilgisini etkilememektedir. Faz kontrast MRA'da akım sinyali elde etmek için 2 bilgi setine ihtiyaç vardır. Bu iki görüntü birbirinden çıkarıldığında, arka plan sinyali yok olurken, elde akım bilgisi içeren sinyal kalır.

İnceleme yapılan dokuda gradientler ve akım nedeni ile protonlar arasında faz kayması oluştuğunu biliyoruz. Faz kontrast MRA'da akım doğrultusunda bipolar gradientler ile görüntü alınır. Durağan spinlerdeki net faz kayması, bipolar gradientler nedeni ile kaybolurken, hareketli spinlerde, akım hızı ile orantılı olacak şekilde her çift kutuplu gradient sonrasında net faz kayması kalır. Elde edilen iki bilgi seti, birbirinden çıkarıldığında sabit dokularda sinyal kaybolurken, hareketli dokulardan, net sinyal elde edilir. Faz kontrast MRA'da akım kompensasyon yöntemleri kullanılmayacağı için pulsatil akımda, faz kaymasına bağlı olarak hayalet artefaktlar görülebilir. Arka plan baskılanması, faz kontrast MRA'da TOF'a göre daha iyidir. Akım yönüne duyarlı olduğundan faz kontrast MRA'da akım yönü tespit edilebilir. Bunun yanında, hız ve akım paterni bilgisine de sahiptir. Önemli bir nokta da çift kutuplu hız kodlama gradientinin güç ve süresinin ayarlanmasıdır. En uygun sinyali almak için, faz kaymasının  $90^\circ$ 'yi aşmayacak şekilde, hız kodlama gradientinin ayarlanması gereklidir. Gradient gücünün çok yüksek ayarlanması durumunda ya da akım hızının çok yüksek olduğu durumda faz shifti  $180^\circ$ 'yi aşabilir ve akım sinyali azalabilir. Bunun sonucu olarak da akım hızı düşük ya da ters yönde algılanabilir.

Faz kontrast MRA'da, faz diferans, magnitüd ve modulus olmak üzere 3 farklı görüntü elde edilir (63).

Faz diferans görüntüler ham verilerden elde edilir. Bu görüntülerde damar anatomisi, kanın akım yönü ve hızı hakkında bilgi elde edilir. Damarın enine kesitlerinde akım hacmi ve ortalama hız bilgileri hesaplanabilir. Hız kodlamanın yönüne göre akım yönü bilgisi elde edilir. Seçilen yöndeki akım hiperintens, ters yöndeki akım hipointens olarak izlenir. Artefaktlara çok duyarlıdır. Doğru görüntüleme için akım kodlamanın incelenecek vasküler yapıya uygun seçilmesi gerekmektedir.

Kompleks diferans görüntüler, 3 eksendeki primer çıkarma görüntülerinin birleştirilmesi ile oluşturulur. Akım bilgisi içerir. Magnitüd görüntüleri ile MIP algoritması kullanılarak reformat anjiyografik görüntüler elde edilir.

Magnitüd görüntüler sadece “in flow” akım bilgisi içerirler. Gradient eko T1 ağırlıklı görüntülerdir. Bu görüntülerden multiplanar reformat görüntüler oluşturulabilir.

Faz kontrast MRA’da 2 boyutlu ya da 3 boyutlu incelemeler yapılabilir (64). 2B faz kontrast MRA; 2B gradient eko sekansına bipolar gradientler eklenerek elde edilir. Bu yöntem genelde venöz görüntüleme ve 3B inceleme öncesinde onu yönlendirmek için kullanılır. 3B faz kontrast MRA; 3B gradient eko sekansına bipolar gradientler eklenerek elde edilir. İnceleme süresi oldukça uzun olduğundan rutinde pek kullanılmamaktadır.

#### **2.2.2.4.3. Kontrastlı MRA**

Kontrastlı MRA, T1 ağırlıklı gradiyent eko, 3B bir sekanstır, TR ve TE değerleri belirgin olarak azaltılır. TR değerinin çok kısa seçilmesi ile görüntüleme alanındaki durağan haldeki dokular fazla sinyal kaybederek çok düşük sinyalli olarak görülür, kanın T1 değerinin verilen kontrast madde tarafından kısaltılması nedeniyle de kan yüksek sinyalli olarak görülür. Kontrast maddenin ilk geçiş sırasında görüntülenmesi ile arteriyel sistem anjiyografisi elde edilmiş olur. Kontrastlı MRA görüntüleri ile damar lümeni görüntülenmiş olur.

Kontrastlı MRA intravenöz DSA veya intravenöz BT anjiyografinin analogu olarak kabul edilebilir. Bütün bu yöntemlerde periferik bir venden verilen kontrast maddenin ilgili damar lümeni içinde görüntülenmesi ile anjiyografik görüntü elde edilir. Bolus kontrast madde enjeksiyonu sonrasında kontrast maddenin damardan ilk geçişi ve gecikmiş görüntüleri alınır.

Kontrastlı MRA’da temel olarak 3B gradient eko T1 ağırlıklı sekans kullanılır. Gradient eko sekanslarda TR değeri görüntülenen dokunun T1 değerinden daha kısa olduğunda spinler satüre olur, daha büyük flip angle

kullanıldığında da daha fazla saturasyon ortaya çıkar. Kanın T1 değeri kontrast madde kullanımı ile kısaldığında çevre dokuların sinyali de saturasyon nedeniyle azalır. Kanın T1 değeri kontrast madde kullanımı ile kontrast maddenin konsantrasyonuna bağlı olarak 1.2 saniyeden (sn) 50-100 milisaniyeye (msn) kadar azalabilir, böylece kan en güçlü sinyal kaynağı haline gelir. Kanın T1 değerinin çevre dokulardan en yüksek T1 değerine sahip olan yağ dokunun (T1=270 msn) T1 değerinden daha kısa olması ve yağ dokunun siyah olarak görülerek kanın parlak olarak görülebilmesi için gerekli gadolinyum dozu 0.2 mmol/kg (çift doz) dır. Genel olarak 0.5-1 mmol/kg gibi yüksek gadolinyum dozlarına kadar damar içinde sinyal artışı daha iyi olmaktadır, bu dozlardan sonra TE değeri yeterince kısaltılamazsa T2\* etkisi başlamakta ve GE görüntüler de T1 değeri azalmaktadır.

3B kontrastlı MRA'nın önemli bir özelliği de bant genişliği değiştirmeksizin yapılan incelemelerde sinyal/gürültü oranı (SNR) ve kontrast/gürültü oranının hızlı yapılan incelemelerde artış göstermesidir. Bu durum kontrastsız MR görüntülemeye olan durumun tam tersidir; kontrastsız MR görüntülemeye kısa sürede yapılan incelemelerde sinyal kaybı olmakta ve görüntü kalitesi düşmektedir. Parsiyel Fourier görüntüleme teknikleri veya eko-planar gradient tekniklerle çok hızlı, yüksek SNR sahip, kontrastlı MRA görüntülerini 20 sn'den daha kısa sürede, tek nefes tutma ile elde etmek mümkün olmaktadır. MR görüntülemeye görüntü kontrastı k-alanının merkezindeki çizgilere, çözünürlük ise periferdeki çizgilere bağlıdır. İyi kalitede hızlı 3B görüntü elde edilmesi için k-alanı (k space) merkezinin kontrast madde konsantrasyonunun maksimum olduğu dönemde doldurulması gerekmektedir (65, 66).

İnceleme süresinin kısaltılması ile kontrast madde ihtiyacı azalmaktadır. Bunun yanında kontrast madde miktarı artırıldığında daha yüksek kalitede görüntüler elde edilebilmektedir. İnceleme süresinin 45 sn'nin altına özellikle de 30 sn' nin altına indirilmesi tek nefes tutma süresinde işlemin bitirilmesine, arkus aorta ve büyük damarların proksimal kesimlerinin toraks hareketlerinden daha az etkilenmesine olanak sağlar. Bu amaçla geliştirilmiş "ultrafast" sekanslar ile çok kısa sürede (<10 sn) test dozuna ya da diğer kontrast madde tespit yöntemlerine

(“Test bolus”, MR floroskopi, otomatik tetikleme) gerek duyulmadan ardışık işlemler ile arteryel, parankimal, venöz faz görüntüleri elde edilebilir.

Kontrastlı MRA’ da yeterli kalitede görüntüler elde edebilmek için kontrast gecikme süresinin bilinmesi ve kontrast madde incelenen damar segmentinde iken sekansın başlatılması gereklidir. Öncelikle kontrast madde enjeksiyon süresinin belirlenmesi gerekmektedir. Yüksek uzaysal çözünürlük bilgisinin K alanı çevresinde, yüksek kontrast çözünürlük bilgisinin de K alanı santralinde kodlandığını biliyoruz. Yüksek kalitede görüntü elde etmek için K alanının santral kesiminin kodlandığı sırada arteryel Gd konsantrasyonunun tutarlı ve yüksek olması gereklidir. K alanı doldurulması sırasında kanın T1 süresinde meydana gelen değişiklikler ciddi “edges” artefaktlarına neden olabilir. Konvansiyonel K alanı doldurma yönteminin uygulandığı sekanslarda bu süre işlemin ortalarına denk gelmektedir. K alanının “sentrik” yöntemle doldurulduğu yöntemlerde ise incelemenin başlangıcında yüksek Gd konsantrasyonuna ulaşmak amaçlanır. Kontrast gecikme süresi; damar yolunun yerine (klasik olarak antekubital ven), incelenen damar segmentine, hastanın yaşına ve eşlik eden hastalık olup olmamasına bağlı olarak değişiklikler gösterir. Kontrast gecikme süresi aşağıdaki formül ile hesaplanır.

$$\text{Gecikme süresi} = \text{kontrast geçiş süresi} + \text{enjeksiyon süresi}/2 - \text{tarama süresi}/2$$

“Sentrik” ya da “eliptik K alanı doldurma tekniği kullanılıyorsa gecikme süresine 5-6 sn eklenmelidir (67).

İdeal zamanlama için “best guess”, “test bolus” tekniği, otomatik tetikleme ve floroskopik tetikleme yöntemleri kullanılmaktadır. “Best guess” yönteminde, intravenöz kontrast maddenin artere ulaşma süresi tahmin edilmektedir. Süre, yaşa, kalp rahatsızlığı ya da dolaşımı etkileyen diğer patolojilerin varlığına bağlı olarak kişiden kişiye farklılık gösterdiğinden etkinliği düşüktür. “Test bolus” tekniğinde, işleme başlamadan önce 1-2 ml kontrast madde verilmesini takiben, alınan ardışık

(1 sn) 2 boyutlu görüntülerle incelenen alanda sinyal ölçümüne dayanır. Yeterli konsantrasyon gözle ya da sinyal ölçüm yöntemleri ile tespit edilebilir. Ancak arteriyel pulsasyon ile akıma bağlı intensite artımı ile kontrast madde karıştırılmamalıdır. Otomatik tetiklemede, verilen kontrast maddenin inceleme alanında yeterli konsantrasyona ulaştığı, 20 ms aralıklarla yapılan ölçümler ile cihaz tarafından otomatik olarak yapılır. Tetikleyici genelde % 20 sinyal artışına göre ayarlanır ve işlem yaklaşık 6-8 sn sonra otomatik olarak başlar bu süre içerisinde hastaya nefes tutması için süre tanınmış olur. Floroskopik tetiklemede ise kontrast madde verildikten sonra 20-30 ms aralıklarla 2B gradient eko görüntüler alınır ve yeterli sinyal görüldüğünde inceleme elle başlatılır.

Kontrast madde (Gd) içerisinde bulunduğu kanın T1 relaksasyon hızını, dolayısı ile de sinyal gürültü oranını önemli ölçüde artırırken, inceleme süresindeki kısalma ile hareket artefaktları da azalmaktadır. Bunun yanında görüntü kontrastı, kan akımına (TOF) ve faz kaymasına (faz kontrast) bağlı olan diğer tekniklerde karşılaşılan akım artefaktları bu teknikte sorun olmamaktadır. T1 relaksasyon süresinin kısalması saturasyon gelişmeden geniş hacimlerin incelenebilmesine de olanak sağlamaktadır. T1 süresinin kısalması nedeni ile TR süresi de kısa seçilebilir. Ancak TR süresinin kısalmasının sinyal gürültü oranını  $\sqrt{2}$  oranında azalttığı göz önünde bulundurulmalıdır. TR süresinin kısa olması direkt olarak inceleme süresini kısalttığı gibi çok fazlı incelemeye de olanak sağlar. Sinyal gürültü oranındaki azalma kontrast infüzyon hızı artırılarak dengelenebilir. TE süresinin kısa olması (<3 ms) faz dağılımına bağlı ortaya çıkabilecek artefaktları önler. Bunun yanında T2\* ağırlığı da azalacağından kontrast çözünürlüğü artacaktır. Gradient eko görüntülemeye daha önce de bahsedildiği gibi <90° sapma açısı kullanılmalıdır. Kontrastlı MRA'da 20°-60° arasında sapma açıları seçilebilir ancak genelde 45° (TR>6 ms, kontrast infüzyon hızı 2 ml/s) kullanılır (68). Bununla birlikte diğer parametreler de sapma açısının belirlenmesinde önem taşımaktadır. Kısa TR değerlerinde (<5 ms), düşük kontrast madde konsantrasyonlarında düşük sapma açısı kullanılırken (20°-30°), TR süresi uzadıkça ya da kontrast madde konsantrasyonu arttıkça sapma açısı da artırılır (67). Bu yöntem, TOF'da sinyal



kaybına neden olan kompleks akıma bağlı, voksel içi faz dağılımından çok az etkilenmektedir.

Kanın venöz dönüşüne bağlı olarak venöz kirlenme görülebilir. Bunun için incelemenin kontrast maddenin arteryel fazda olduğu kısa sürede yapılması gereklidir. Venöz dönüşün çok hızlı olması nedeni ile intrakranial damarlarda kullanımı kısıtlı iken supraaortik arterlerde kullanılabilir. İnceleme erken yapıldığında kontrast maddenin artere ulaşmayacağı, geç yapıldığında ise venöz kirlenme olacağı dikkate alınmalıdır. Bu problem kontrast gecikme süresinin iyi ayarlanması ya da “time resolved” sekansların kullanılması ile ortadan kaldırılabilir. Son dönemlerde araştırmacılar iyi zamanlama ve eliptik-sentrik K alanı doldurma yöntemleri ile bu sorunun büyük oranda ortadan kaldırılabileceğini belirtmektedirler. Sekans parametreleri genelde; TR<5 ms, TE<2ms, Sapma açısı=30-45° “Field of view”=280x280x80 mm ve submilimetrik uzaysal rezolüsyon şeklinde belirlenir. K alanı genelde eliptik-sentrik yöntem ile doldurulur (67).

Yüksek zaman çözünürlüklü 3B kontrastlı MRA teknikleri, venöz dönüş hızı ne olursa olsun, hemen hemen her hastada bir yada daha çok sayıda arteriyel faz MR anjiogramların elde edilebilmesine olanak sağlar (69). Bunlardan bazıları, “Time Resolved Imaging of Contrast Kinetics (TRICKS)”, “Time Resolved Echo Shared Angiographic Technique (TREAT)” ve “Time Resolved Angiography with Interleaved Stochastic Trajectories (TWIST) olarak sıralanabilir. Yüksek zaman çözünürlüklü MRA teknikleri, tipik olarak az dozda kontrast kullanımını gerektirdikleri için, sonraki incelemede imaj kalitesini bozacak venöz kirlenme oluşturmazlar, dolayısı ile bolus avından önce rahatlıkla uygulanabilirler. Yüksek zaman çözünürlüklü anjiogramlar, arterlerdeki retrograd kan akımını da gösterebilir. Bu tür MRA tekniklerinin dezavantajı, konvansiyonel tekniğe oranla daha düşük uzaysal çözünürlüğe sahip olmalarıdır. Çünkü, imaj kazanım süresi zaman çözünürlüğü için kullanılır iken uzaysal çözünürlükten feda edilmesini gerektirir. Bu limitasyonu gidermek amacı ile “projection reconstruction TRICKS (PR-TRICKS) ve PR-hyper TRICKS sekansları geliştirilmiştir. Ayrıca, zaman

çözünürlüklü MRA'nın uzaysal çözünürlüğü paralel görüntüleme teknikleri kullanılarak da yükseltilebilir (70, 71).

Time resolved 3B MRA sekanslar kontrast madde bolusu için kesin zamanlama gerekliliğini ortadan kaldırmıştır. Kontrast madde enjeksiyonu ile aynı anda görüntüleme başlar, her saniyede 1 imaj olacak şekilde ardışık 40-60 görüntü alınır. Önemli bir avantajı zamanlamada kullanıcı bağımlılığını ortadan kaldırmasıdır. Tüm 3B hacim 10 saniye veya daha kısa sürede alınır. Kontrast maddenin ulaşma zamanı ve çevre yapıların kontrastlanması ayrı ayrı değerlendirilebilir. Bu sayede kontrast maddenin ulaşma zamanı aracılığıyla incelenen darlığın ciddiyeti ve oluşturduğu hemodinamik değişiklik değerlendirilebilir.

İmaj kazanım süresini kısaltmak için paralel görüntüleme teknikleri de kullanılabilir. Bu tekniklerin esas prensibi, multipl RF reseptörden oluşan koilin her kanalının, incelenen anatomik bölgenin değişik alanlarından eş zamanlı olarak sinyal toplanmasıdır. Dolayısı ile imaj kazanım süresi 2 kat veya daha fazla hızlandırılabilir. Bu kazanç, imajın uzaysal çözünürlüğünü artırmak için kullanılabilir. Paralel görüntüleme teknikleri esas olarak iki gruba ayrılır: pre-Fourier "Simultaneous Acquisition of Spatial Harmonics (SMASH)" ve post-Fourier "Sensitivity Encoding (SENSE)" (72,73). Paralel görüntüleme tekniklerinin dezavantajı, SNR kaybına yol açmalarıdır. SNR kaybı, akselerasyon faktörün kullanılan reseptör koilin jeometrik faktörü ile çarpımının karekökü kadardır (74).

Time resolved 3B MRA, özellikle paralel görüntüleme yönteminin MRA alanındaki en başarılı uygulamalarından biridir. Bu hızlı çekim yöntemi ile DSA'daki gibi kontrast maddenin verildiği belli bir zaman dilimi içerisinde seri görüntüler alınarak bunlardan 3B MIP görüntüler elde edilir. Bu yöntemle özellikle boyun gibi hızlı serebral venöz dönüşün olduğu bölgelerdeki venöz kontaminasyon ortadan kaldırılır. Elde edilen görüntülerin çözünürlüğü 3B kontrastlı MRA'dan

düşük olsa da yöntem vasküler lezyonların debi ve dolun mekaniklerinin değerlendirilmesinde oldukça etkindir.

TRICKS tekniğinde her 2-6 saniyede temporal rezolüsyon görüntülenirken elde edilen datalar 3B rekonstrüksiyonuna izin verir. Böylece konvansiyonel anjiyografiye eşdeğer seriler elde edilir (75). Veri elde edilmesi kontrast verilmesinden önce başlar, böylece damar görünürlüğünü artırmak için prekontrast seri elde edilir. Arka plan sinyalleri etkili bir şekilde elimine edilir ve aynı uygulama sırasında birden çok kontrast verilebilmesine izin verir. Teknik, çeşitli k-space örnekleme oranlarını kullanır ve imaj setleri arasındaki k-space elementlerini paylaşır. Bu teknikle kontrast ajanın geçişi ilk önce arterde ve daha sonra vende görüntülenebilmektedir. Kontrast zamanlamasına minimal duyarlıdır ve retrospektif postprocessing volüm imajlar elde edilmesine izin verir. Bolusun erişim zamanını koordine etmek daha az kritiktir, çünkü imajlar enjeksiyondan önce alınmaya başlar ve arteryel ve venöz fazlar olarak devam eder (76, 77). İmajlar iş istasyonunda çevirim dışı bilgileri işleyerek rekonstrükte edilir. Datalar 512x512 matrikse sıfır doldurulur ve volüm imajları temporal rezolüsyonu demonstre etmek için her 4,5 saniyede bir rekonstrükte edilir. İmajlar, volümü maske olarak kullanır (78).

3B TRICKS tekniği 3B görüntülemenin daha önceden yayınlanmış elementlerin uzanımı ve kombinasyonudur. Bu elementler düşük uzaysal frekanslar için artmış örnekleme oranı, k space alanının temporal interpolasyonu ve kesit kodlama boyutlarında zero filling'i (sıfır doldurmayı) içerir. Uygun olarak kombine edildiğinde bu elementler her 2-6 saniyede bir volümün efektif temporal çerçeveleme hızını kurarak 3B görüntülerin rekonstrüksiyonuna olanak sağlar. Görüntülerin bir temporal serisinin elde edilimi güncel kontrastlı MR tekniklerinin üzerine avantajlar sunar.

a) Sadece arteryel 3B imajlar elde etme olasılığı artar.

b) Kontrast ajanının pasajının gözlenmesine izin verir.

c) Ek bilgiler kazandıran temporal süreçlere ya da geliştirilmiş görüntü kalitesine izin verir.

3B TRICKS MRA tekniğinde kontrast ajanın geçişi sırasında tekrarlayan görüntüler alınmaktadır. Multiple 3B görüntülerin işlenmesi bir nefes alma sırasında tamamlanmaktadır. Çünkü bu teknik kontrast maddenin geçişini görüntüler ve sadece arterlerin görüntülenmesi ihtimalini artırır. Bunun yanında kan akımı hızı indikatörü olan bolus geçiş zamanı hakkında bilgi verir. Ek olarak, görüntülenen organların kontrast uptake' ine izin verir. Uptake oranı patolojiye bağlı fizyolojik etkileri hakkında bilgi verir. Çünkü zaman bağımlı görüntü serisi elde edilir. DSA ve 2B time-resolved MR ile birlikte kullanılan mask mode substraksiyon, simple match filtrasyon Eigen filtrasyon gibi postprosesing metodlar görüntü kalitesini artırmak ve kontrastlanma hakkında bilgi edinmek için kullanılabilir (79, 80).

#### **2.2.2.5. DSA**

Karotis arter stenozunun tespitinde DSA altın standart yöntem olma özelliğini korumaktadır. Lezyon değerlendirmede ilk basamak olarak non-invaziv yöntemler yaygın olarak kullanılmakla birlikte, cerrahi ya da endovasküler tedavi öncesi stenoz değerlendirmesinde en güvenilir yöntem DSA'dır. DSA, stenoz oranlarını kesin olarak belirlenmenin yanında, % 20 oranında eşlik edebilecek diğer patolojilerin ve kollateral sirkülasyonun da doğru olarak tespitine olanak sağlamaktadır (81). Kranioservikal inceleme, sol oblik projeksiyonda arkus aorta ve büyük damarların görüntülenmesi, karotis ve vertebrobaziler sistemin selektif kataterizasyonunu kapsamaktadır.

Karotis bifurkasyonun, A-P ve lateral projeksiyona ek olarak plak morfolojisi ve stenoz oranının belirlenmesi için sol ve sağ oblik görüntüler alınması yeterlidir. Distal karotis segmentleri ile birlikte serebral dolaşımın görüntülenmesi, eşlik eden patolojilerin ve kollateral dolaşımın belirlenmesi için gereklidir. En sık görülen anjiografik bulgular, luminal düzensizlik, stenozlar, oklüzyon ve

trombozudur. Bunun yanında daha az sıklıkta ektazi, elongasyon ve anevrizmalar da izlenir. Stenoz oluşturmeyen luminal düzensizlik en sık görülen bulgudur, ancak plak yüzeyinin ve morfolojisinin anjiyografik olarak değerlendirilmesinin çoğunlukla mümkün olmaması nedeniyle bu bulgunun tanısal önemi düşüktür. Kontrast ile dolmuş lümende daralma görülmesi sık bulgulardandır. Stenozun konfigurasyonu ve uzanımı çok çeşitlilik göstermektedir. Düzgün sınırlı, asimetric damar duvarı tutulumu ile birlikte subintimal kitle etkisi genellikle plak içi kanama ile uyumludur. Lüminal düzensizliğe yol açan yaygın çevresel stenozlar fibrotik plaklarla uyumlu kabul edilir. Plak ülserasyonları ve luminal trombüsler serebral mikroembolinin ana kaynaklarıdır. Ancak, anjiyografik olarak plak ülserasyonunun saptanabilme oranı %53 - %86 arasında bulunmuştur (82). Ülser varlığına işaret edebilecek bulgular; ülser nişinin gösterilmesi, çift kontur gözlenmesi ve luminal düzensizliktir. Ultrasonografi ve MR, ülserasyonun tanısında anjiyografiden daha başarılıdır (82, 83).

### **Anjiyografide Stenozların Ölçüm Yöntemleri:**

Üç farklı yöntem ile karotis stenoz ölçümünün gösterimi:

1- “NASCET” (North American Symptomatic Endarterectomy Trial) yöntemi: Bu yöntemde stenozun en fazla olduğu yerden minimal reziduel lümen (MRL) çapı ölçülür. Daha sonra stenoz bulbusun distalinde damar duvarının paralel olduğu normal lümen (NL) çapı ile karşılaştırılır. Stenoz oranı aşağıdaki denklem ile hesaplanır:

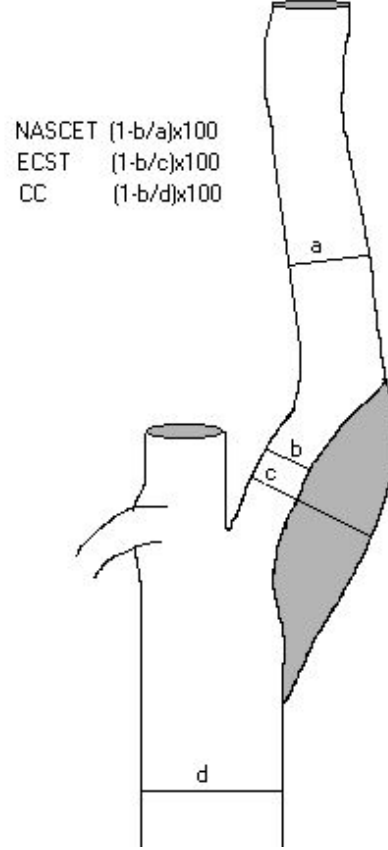
$$\% \text{ Stenoz} = (\text{NL} - \text{MRL}) / \text{NL} \times 100$$

2- “ECST” (European Carotid Surgery Trial) yöntemi: Minimal reziduel lümen çapı ölçülür ve subjektif olarak tahmin edilen normal lümen (NL) çapı ile karşılaştırılır. Stenoz oranı aşağıdaki denklem ile hesaplanır :

$$\% \text{ Stenoz} = (\text{NL} - \text{MRL}) / \text{NL} \times 100$$

3- Ana karotis yöntemi: Bu yöntemde minimal rezidüel lümen ile karşılaştırmak için patoloji içermeyen distal ana karotid arter (AKA) kullanılır. Stenoz oranı aşağıdaki denklem ile hesaplanır:

$$\% \text{ Stenoz} = (\text{AKA} - \text{MRL}) / \text{AKA} \times 100$$



**Şekil 7:** NASCET, ECST ve CC yöntemlerine göre, karotis stenoz ölçümü.

### **3. GEREÇ VE YÖNTEM**

#### **3.1. Olgular**

Bu çalışmaya, Nisan 2009-Kasım 2010 tarihleri arasında, Gaziosmanpaşa Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalında, karotis stenozu ve serebrovasküler hastalık ön tanılı, kısa aralıklarla time-resolved kontrastlı MRA ve DSA incelemeleri yapılmış, yaşları 45-84 (ortalama  $68 \pm 10$  SD ) arasındaki, 16 erkek, 6 kadın toplam 22 olgu dahil edilmiştir. Çalışma protokolu yerel etik kurul tarafından 17/12/2010 tarihinde B.30.2.GOÜ.0.01.00.00/7U numaralı kararı ile onaylanmıştır.

#### **3.2. İnceleme yöntemleri**

Çalışmaya dahil edilen tüm olguların, MR anjiyografi incelemeleri, 1.5 T görüntüleme sisteminde (Signa excite HDx12.0 M5B software; GE Healthcare, Milwaukee, WI, USA, 2005) yapılmıştır. Gradient amplitüdü 33 mT/m' dir. Nörovasküler başboyun koili (General Electric, 1.5T, 8 Ch) ile yapılmıştır. Görüntüler, kontrast madde enjeksiyonu sonrasında, koronal planda, arkus aortadan, Willis halkasına kadar olan alanı içine alacak şekilde, 3 boyutlu "time-resolved imaging of contrast kinetics" (3B TRICKS) sekansı kullanılarak elde edilmiştir (TR: 4.1, TE: 1.6, NEX: 0.75, Sapma açısı (FA): 35°, efektif kesit kalınlığı 1mm (kesit kalınlığı: 1.8 mm, ZIP 2), FOV: 28x20 cm, matriks: 320x224, band genişliği: 62.5, voksel hacmi: 1.1x1.3x1.0 mm). Slap kalınlığı karotis ve vertebral arterleri tamamen içine alacak şekilde ayarlanmış olup, buna bağlı olarak kesit sayısı bir seride 60-70, görüntüleme süresi 1.10-1.45 sn arasında değişmektedir. İşlem süresi 5-6 dk sürmektedir. K-alanı kodlanması için eliptik-sentrik yöntem kullanılmıştır. Kontrast madde, otomatik enjektör aracılığı ile (Nemoto Sonic Shot 50, Tokyo-Japan) 22 G kanül kullanılarak, antekubital venden, 1.5 ml/s hızında, 0.1 mmol/kg

dozunda verilmiştir. Kontrast madde enjeksiyonu sonrasında 20 ml serum fizyolojik ile katater yıkanmıştır. Kontrast madde olarak, gadobenat dimeglumin (MultihanceR-0.5 mol/L; Bracco, Milan, İtalya) kullanılmıştır. Sekansın başlamasının yaklaşık 20 sn sonrasında 0.1mmol/kg kontrast madde, otomatik enjektör kullanılarak yaklaşık 26.6 saniyede verilmiştir. Volüm imajları her bir frame'de temporal rezolüsyonu demonstre etmek için her 5,5-6 saniyede bir rekonstrükte edilir. Subtrakte imajlar ilk volümü mask olarak kullanıp oluşturulmuştur. Üç boyutlu görüntüler, baz görüntülerin “GE Advantage Windows Workstation 4.2’de”, “Volume Viewer” programı kullanılarak MIP algoritması ile elde edilmiştir. Üç boyutlu görüntüler, internal karotid arter bifurkasyon düzeyini ve daha distal segmentlerini gösterecek şekilde seviye atlamadan, stenoz saptanan segmentler incelenip stenoz oranının en yüksek olduğu segmentte sagittal projeksiyonlarda yeterli magnifikasyon oranı ile oluşturulmuştur.

DSA incelemesi; DSA GE Innova 3100 (Milwaukee-USA) anjiografi cihazı kullanılarak yapılmıştır. Görüntüler 1000x1000 ve 750x750 matrisler ile elde edilmiştir. Çalışmaya dahil edilen olguların tümüne, Seldinger yöntemi ile femoral arter ponksiyonunu takiben, karotis arter görüntüleri, her bir karotis arter için 10 ml, iyotlu kontrast madde (Omnipaque, 350 mg of iodine per milliliter; GE ) 5ml/s hızla, posteroanterior ve lateral projeksiyonlarda 4F vertebral ve simmons katater ile selektif kateterizasyonu ile elde edilmiştir. Stenoz ölçümleri, “GE Advantage Windows Workstation 4.3’de”, lateral projeksiyonda elde edilen görüntülerden stenoz oranının en yüksek olduğu segmentlerden yapılmıştır,

### **3.3. Görüntülerin değerlendirilmesi**

Karotis sistemde, bifurkasyon düzeyi ve internal karotis arterin tüm segmentleri değerlendirilmiştir. Her olgunun MR anjiografi ve DSA görüntüleri, vasküler radyolojide deneyim sahibi iki radyolog tarafından değerlendirilmiş ve stenoz oranları belirlenmiştir. Her bir gözlemci değerlendirmesini, birbirinden bağımsız olarak öncelikle MRA görüntülerini daha sonra DSA görüntüleri farklı



zamanlarda, diğ er yönt emin görüntüleri saklanarak ve diğ er gözlemcinin bulgularından habersiz olarak yapmış tır. Her bir yöntemde stenozun en fazla oldu ğ u alandan ölçüm yapılmış ve stenoz oranı NASCET yönt emi kullanılarak belirlenmiş tir. Ölçümlerde lateral projeksiyonda alınan DSA görüntüleri ve MRA görüntülerinde sagittal planda MIP görüntüler kullanılmış tır. DSA altın standart yöntem olarak kabul edilmiş tir. Karotis bifurkasyon düzeyi ve internal karotis arterin stenotik segmentlerinde stenoz oranları 5 grupta sınıflandırılmış tır.

- 1- < %30
- 2- %30-49
- 3- %50-69
- 4- %70-99
- 5- %100 (tıkalı)



**Ş ekil 8:** TRICKS MRA MIP görüntüler üzerinde, NASCET yönt emine göre stenoz ölçümü: İki farklı arterde, TRICKS MRA MIP görüntüler üzerinde, incelenen arter segmentlerinde NASCET yönt emine göre stenozun en fazla oldu ğ u

yerden minimal reziduel lümen (MRL) çapı ve İKA damar duvarının paralel olduğu normal lümen (NL) çap ölçümleri



**Şekil 9:** DSA görüntüsü üzerinde, NASCET yöntemine göre stenoz ölçümü: Lateral projeksiyonda alınan DSA görüntüsü üzerinde, incelenen arter segmentlerinde NASCET yöntemine göre stenozun en fazla olduğu yerden minimal reziduel lümen (MRL) çapı ve İKA damar duvarının paralel olduğu normal lümen (NL) çap ölçümlerinin gösterimi

Değerlendirmeye alınan 22 hastanın 44 internal karotis arterde 56 internal karotis arter segmenti incelemeye dahil edilmiştir. Olguların. yaş, cinsiyet ve klinik ön tanı listesi Tablo 2' de gösterilmiştir.

**Tablo 2:** Olguların listesi

No	İsim	Cinsiyet	Yaş	Klinik ön tanı	No	İsim	Cinsiyet	Yaş	Klinik ön tanı
1	M.A	E	75	Karotis arter stenozu	12	Ş.Y	E	62	SAK
2	D.D	E	64	Karotis arter stenozu	13	M.U	E	66	Karotis arter stenozu
3	K.Ş.A	K	45	Karotis arter stenozu	14	K.K	E	78	Karotis arter stenozu
4	İ.G	E	73	Karotis arter stenozu	15	S.Y	K	77	Karotis arter stenozu
5	B.Y	K	65	SAK	16	S.G	K	68	Karotis arter stenozu
6	H.Ç	K	66	Karotis arter stenozu	17	H.D	E	71	Karotis arter stenozu
7	Ş.G	K	72	Karotis arter stenozu	18	A.D	E	63	Karotis arter stenozu
8	M.Y	E	84	Karotis arter stenozu	19	M.A	K	53	SAK
9	T.D	E	74	Karotis arter stenozu	20	R.A	E	78	Karotis arter stenozu
10	Z.Ç	E	63	Karotis arter stenozu	21	M.K	E	49	Karotis arter stenozu
11	Y.K	E	70	Karotis arter stenozu	22	S.Z	E	76	Karotis arter stenozu

### 3.4. İstatistiksel yöntem

DSA ile TRICKS MRA arasında stenozu belirleme yönünden anlamlı fark olup olmadığı Marjinal Homojenite ve McNemar testleriyle (Bağımlı gruplarda Ki-Kare testleri) araştırıldı. DSA ve TRICKS MRA arasındaki tanısal uyumun değerlendirilmesinde Kappa Katsayısı ( $\kappa$ ) kullanıldı.

Kappa katsayısı (Cohen Kappa katsayısı), R=C olan simetrik çapraz tablolarda hesaplanan, bir fenomeni aynı anda değerlendiren iki gözlemci ya da iki yöntem arasındaki değerlendirmelerin uyumunu belirler. Kappa katsayısı 0 ile +1 arasında değişim gösterir. 0 değeri uyumsuzluğu +1 ise tam uyumu belirtir.

Eğer Kappa katsayısı;

$0 \leq \kappa < 0.20$  ise, uyumluluk yoktur.

$0.20 \leq \kappa < 0.40$  ise, zayıf düzeyde uyumluluk vardır.

$0.40 \leq \kappa < 0.60$  ise, orta düzeyde (yeterli) uyumluluk vardır.

$0.60 \leq \kappa < 0.80$  ise, çok iyi (yüksek) düzeyde uyumluluk vardır.

$0.80 \leq \kappa \leq 1.00$  ise, mükemmel düzeyde uyumluluk vardır. Sonucu çıkarılır (85).

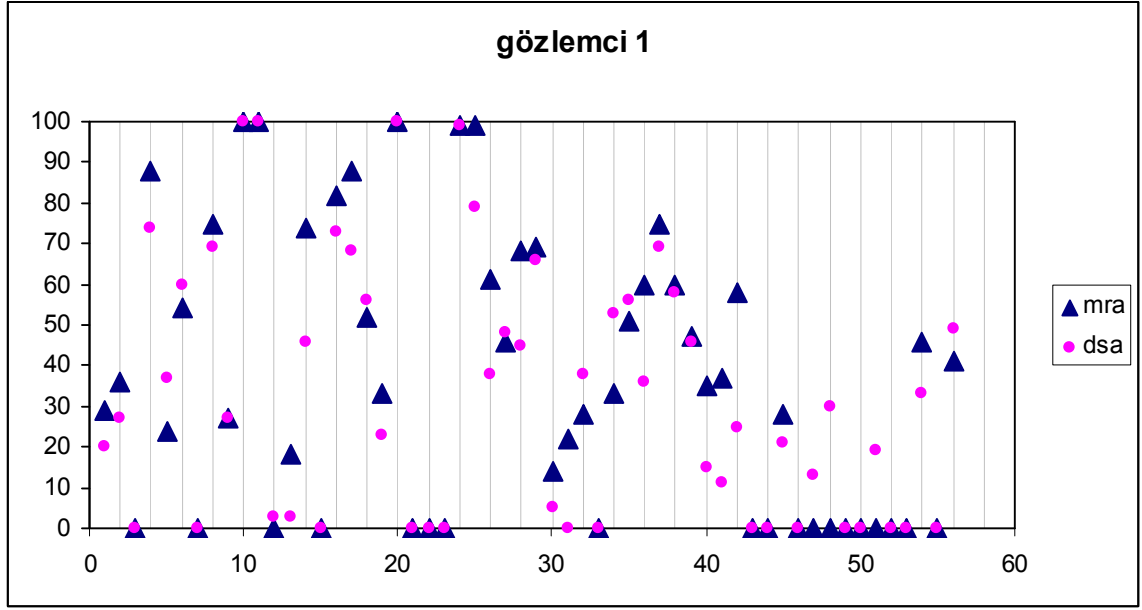
DSA'ya göre MRA'nın tanısal etkinliğini incelemek amacıyla; duyarlılık, özgüllük, pozitif öngörü değeri, negatif öngörü değeri ve tanısal doğruluk (diagnostic accuracy) oranı (Referans yöntemin (TRICKS MRA), altın standart yöntem (DSA) göre olguları doğru sınıflayabilme oranı) hesaplanmıştır. Sürekli değişkenler ortalama (Ort) ve standart sapma (SS) ile kategorik değişkenler ise sayı (n) ve yüzde (%) ile gösterilmiştir. p değerleri 0.05'in altında hesaplandığında istatistiksel olarak önemli kabul edilmiştir. Hesaplamalar hazır istatistik yazılımı ile yapılmıştır. (PASW ver.18, SPSS inc. Chicago, IL).

## 4. BULGULAR

### 4.1. Karotis arter

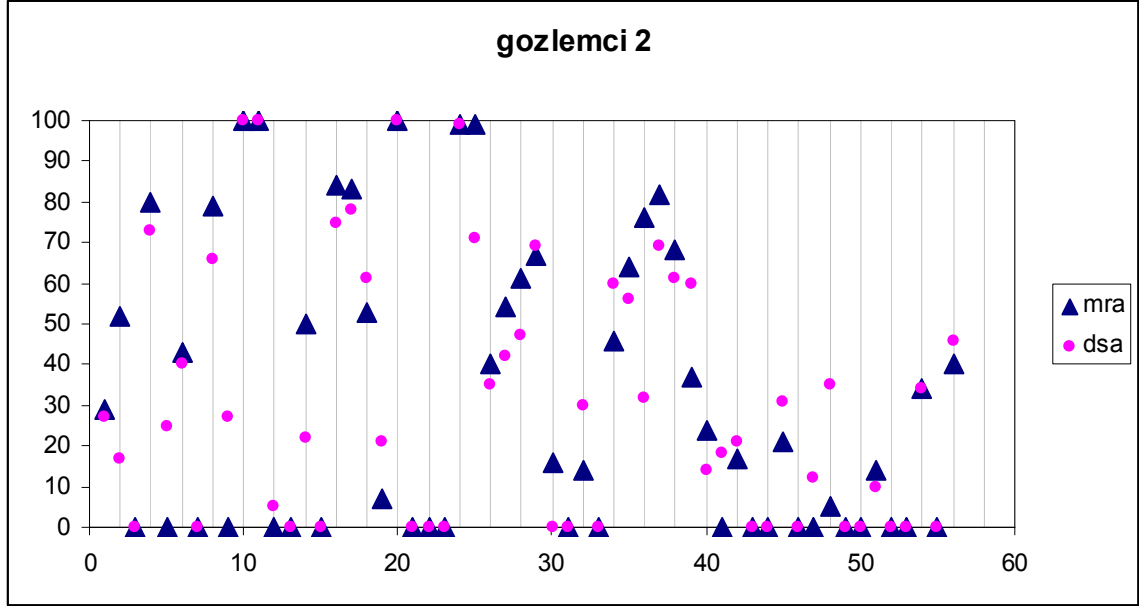
Gözlemciler arası uyum DSA ve 3B TRICKS MRA tekniklerinde istatistiksel olarak uyumlu olarak saptanmıştır( $p<0.001$ ). Kappa katsayısı, 3B TRICKS MRA için %73,3 olup söz konusu uyumun yüksek düzeyde, DSA için ise kappa katsayısı %83.6 olup söz konusu uyumun mükemmel düzeyde olduğu görülmüştür.

Birinci gözlemcide karotis arter stenoz ölçümleri yönünden DSA'nın  $< \%30$  olarak saptadığı damar segmentlerinin (n=29) % 82,7'si 3B TRICKS MRA'da  $< \%30$  (n=24), dört tanesi %30-49 ve bir tanesi %50-69 aralığında değerlendirilmiştir. DSA'nın %30-49 stenoz aralığında saptadığı damarların (n=11) % 36,3'ünü 3B TRICKS MRA'da %30-49 aralığında (n=4) değerlendirilmiştir. Farklı stenoz aralıklarında değerlendirilen 7 damar segmentinin üçü  $< \%30$ , üçü %50-69 aralığında ve biri %70-99 aralığında değerlendirilmiştir. DSA'nın %50-69 stenoz aralığında saptadığı damarların (n=9) %55,5'ini 3D TRICKS MRA'da %50-69 (n=5), bir tanesi %30-49, üç tanesi %70-99 aralığında yer almıştır. DSA'nın %70-99 stenoz aralığında saptadığı damarların (n=4) % 100'ünü 3D TRICKS MRA'da %70-99 (n=4) aralığında yer almıştır. DSA'da tıkalı olarak değerlendirilen damarların (n=3) tamamı TRICKS MRA'da da tıkalı olarak değerlendirilmiştir (Tablo 3).



**Şekil 10:** Birinci gözlemcide DSA ve TRICKS MRA'nın karotis arterde stenoz sınıflaması yönünden uyumunun grafiksel görünümü

İkinci gözlemcide karotis arter stenoz ölçümleri yönünden DSA'nın <math><30\%</math> olarak saptadığı damar segmentlerinin (n=30) %55,3 si 3B TRICKS MRA' a <math><30\%</math> (n=30), iki tanesi %50-69 aralığında değerlendirilmiştir. DSA'nın %30-49 stenoz aralığında saptadığı damarların (n=10) %40' ını 3B TRICKS MRA'da %30-49 aralığında (n=4) değerlendirilmiştir. Farklı stenoz aralıklarında değerlendirilen 6 damar segmentinin üçü <math><30\%</math>, ikisi %50-69 aralığında ve biri %70-99 aralığında değerlendirilmiştir. DSA'nın %50-69 stenoz aralığında saptadığı damarların (n=8) %50'sini 3B TRICKS MRA'da %50-69 (n=4), iki tanesi %30-49, iki tanesi %70-99 aralığında yer almıştır. DSA'nın %70-99 stenoz aralığında saptadığı damarların (n=5) %100' ünü 3B TRICKS MRA'da %70-99 (n=5) aralığında yer almıştır. DSA'da tıkalı olarak değerlendirilen damarların (n=3) tamamı TRICKS MRA'da da tıkalı olarak değerlendirilmiştir (Tablo 4).



**Şekil 11:** İkinci gözlemcide DSA ve TRICKS MRA'nın karotis arterde stenoz sınıflaması yönünden uyumunun grafiksel görünümü

Tablo 3 ve 4'de DSA ve TRICKS MRA tetkiklerinin incelenen karotis arter segmentinde, gözlemci 1 ve gözlemci 2'nin stenoz sınıflamasına ilişkin dağılımları gösterilmiştir.

**Tablo 3:** Birinci gözlemcide DSA ve TRICKS MRA'nın karotis arterde stenoz sınıflaması yönünden dağılımı

GÖZLEMÇİ		DSA					
		<%30 (n=29)	%30-49 (n=11)	%50-69 (n=9)	%70-99 (n=4)	100% (n=3)	Toplam n=56
T R I C K S  M R A	<%30	24(%82,7)	3(%27,2)	0(%0,0)	0(%0,0)	0(%0,0)	27(%48,2)
	%30-49	4(%13,7)	4(%36,3)	1(%11,1)	0(%0,0)	0(%0,0)	9(%16,0)
	%50-69	1(%3,4)	3(%27,2)	5(%55,5)	0(%0,0)	0(%0,0)	9(%16,0)
	%70-99	0(%0,0)	1(%9,1)	3(%33,3)	4(%100)	0(%0,0)	8(%14,2)
	100%	0(%0,0)	0(%0,0)	0(%0,0)	0(%0,0)	3(%100,0)	3(%5,3)



**Tablo 4:** İkinci gözlemcide DSA ve TRICKS MRA'nın karotis arterde stenoz sınıflaması yönünden dağılımı

GÖZLEMÇİ		DSA					Toplam n=56
		<%30 (n=30)	%30-49 (n=10)	%50-69 (n=8)	%70-99 (n=5)	100% (n=3)	
T R I C K S  M R A	<%30	28(%93,3)	3(%30,0)	0(%0,0)	0(%0,0)	0(%0,0)	31(%55,3)
	%30-49	0(%0,0)	4(%40,0)	2(%25,0)	0(%0,0)	0(%0,0)	6(%10,7)
	%50-69	2(%6,6)	2(%20,0)	4(%50,0)	0(%0,0)	0(%0,0)	8(%14,2)
	%70-99	0(%0,0)	1(%10,0)	2(%25,0)	5(%100)	0(%0,0)	8(%14,2)
	100%	0(%0,0)	0(%0,0)	0(%0,0)	0(%0,0)	3(%100,0)	3(%5,3)

İnternal karotis arter segmentlerinde DSA'ya göre stenozun %70-99 aralığında birinci gözlemcide MRA'nın stenozu öngörmedeki duyarlılığı %100, özgüllüğü %92,3 pozitif öngörü değeri (PÖD) %50 ve negatif öngörü değeri (NÖD) %100 ve tanısal doğruluk %92,8 olarak bulundu. İkinci gözlemcide ise %70-99 aralığında MRA'nın stenozu öngörmedeki duyarlılığı %100, özgüllüğü %94,1, pozitif öngörü değeri %50, negatif öngörü değeri %100 ve tanısal doğruluk %94,6 olarak saptanmıştır. Birinci gözlemcide % 70-99 stenoz aralığında Kappa katsayısı % 63,2 ve ikinci gözlemcide % 74,1 söz konusu uyumların çok iyi düzeyde olduğu görülmektedir.

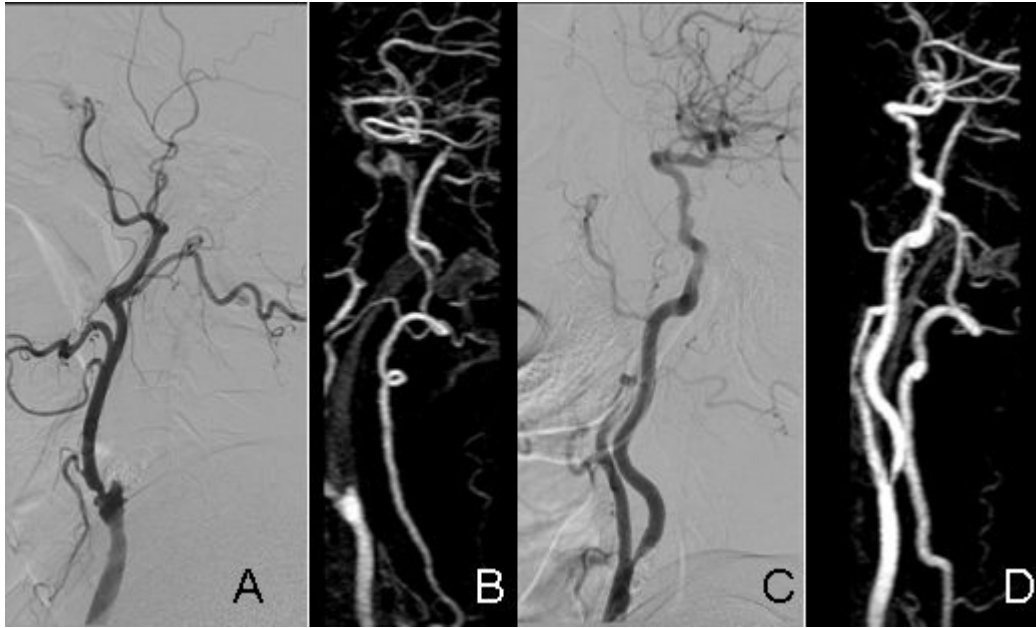
Farklı sınıflama aralıklarına göre hesaplanmış istatistiksel veriler Tablo 5' de sunulmuştur.

**Tablo 5:** Karotis arter stenozu için belirlenen farklı stenoz aralıklarına göre TRICKS MRA'nın DSA'ya göre tanısal etkinliği.

	<b>Gözlemci 1</b>					<b>Gözlemci 2</b>				
	<b>%0-29</b>	<b>%30-49</b>	<b>%50-69</b>	<b>%70-99</b>	<b>%100</b>	<b>%0-29</b>	<b>%30-49</b>	<b>%50-69</b>	<b>%70-99</b>	<b>%100</b>
<b>Duyarlılık</b>	%82.7	%36.3	%55.5	%100	%100	%93.30	%40.0	%50.0	%100	%100
<b>Özgüllük</b>	%88.8	%88.8	%92.1,	%92.3	%100	%88.4	%95.6	%91.6	%94.1	%100
<b>P.Ö.D</b>	%88.8	%44.4	%55.5	%50.0	%100	%90.3	%66.6	%50.0	%50.0	%100
<b>N.Ö.D</b>	%82.7	%85.1	%92.1	%100	%100	%92.0	%88.0	%91.6	%100	%100
<b>Tanısal Doğruluk</b>	%85.7	%78.5	%91.0	%92.8	%100	%91.0	%85.7	%85.7	%94.6	%100
<b>k</b>	0,679	0,271	0,470	0,632	1,000	0,747	0,423	0,417	0,741	1,000

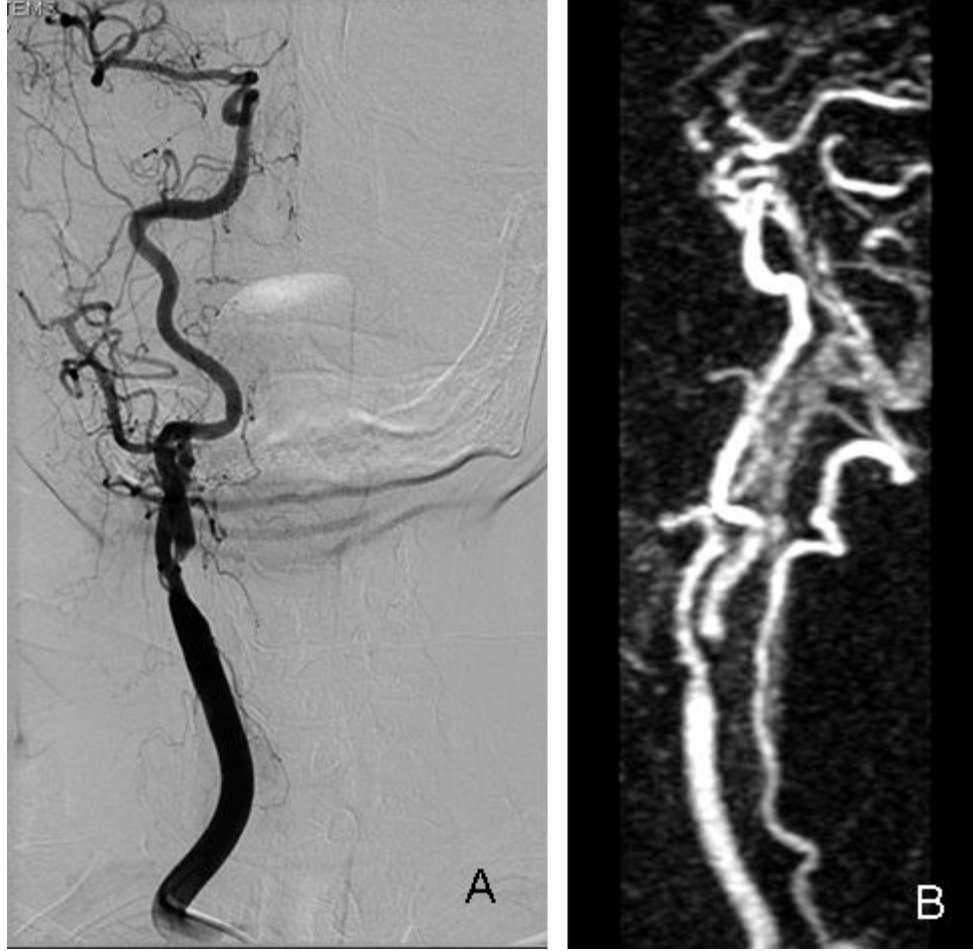
## 5. OLGU ÖRNEKLERİ

### 1) OLGU 9, 74 y/E



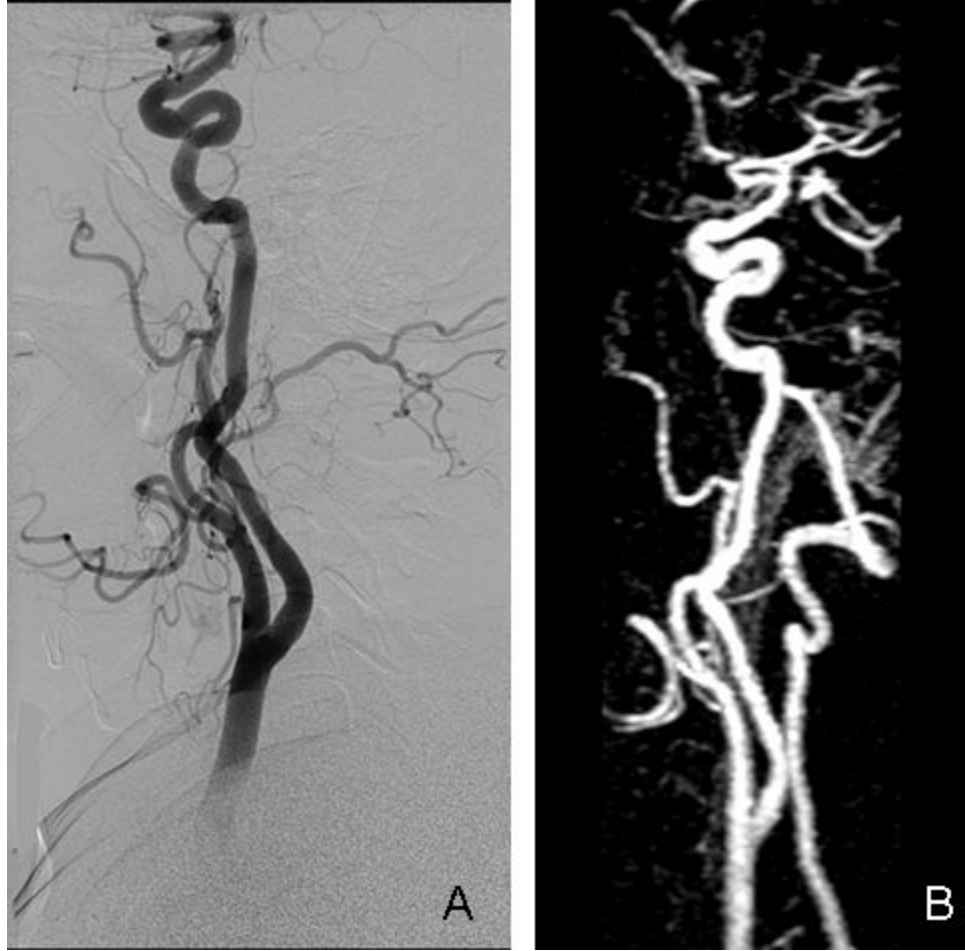
**Şekil 12:** A) DSA görüntüsünde Sağ internal karotid arter bifurkasyondan itibaren total tıkalı olarak izlenmektedir. B) Aynı hastanın TRICKS MRA görüntüsü DSA ile uyumludur. C) Aynı hastanın sol internal karotid arterinde stenoz oranı % 50-69 aralığında (%60) değerlendirilmiştir. D) TRICKS MRA görüntüsü DSA ile (%58) uyumlu bulunmuştur.

2) OLGU 14, 78 y/E



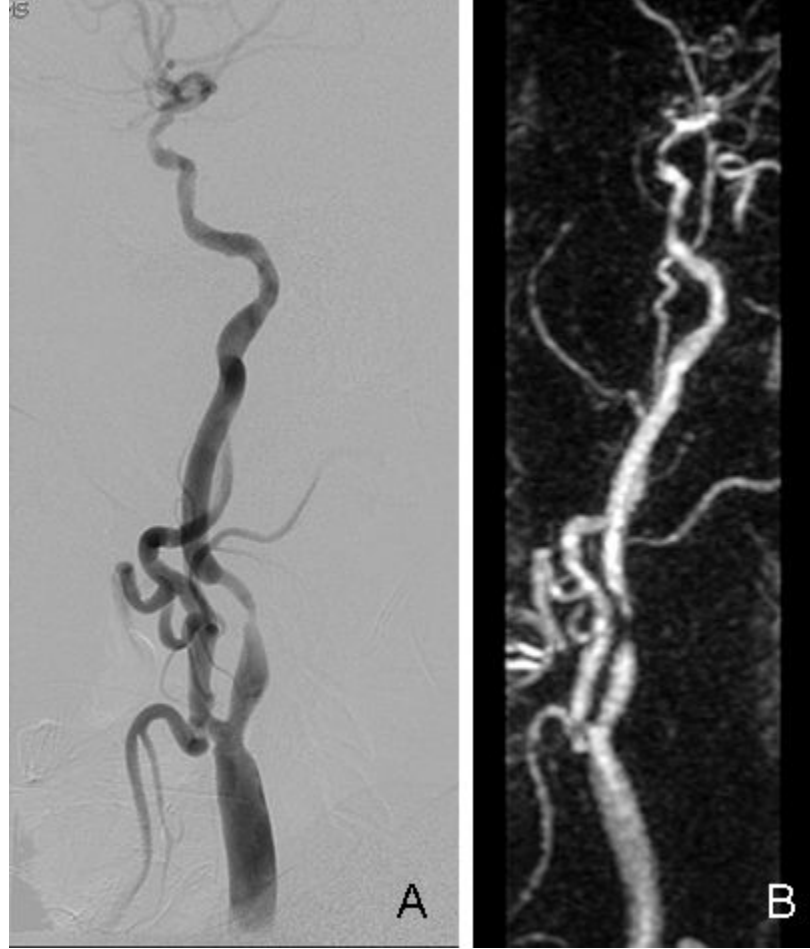
**Şekil 13: A)** DSA görüntüsünde birinci gözlemcide sağ internal karotid arter bifurkasyon düzeyinde stenoz oranı %50-69 aralığında (%68) değerlendirilmiştir. **B)** Aynı hastanın TRICKS MRA görüntüsünde stenoz oranı %70-99 aralığında (%88) değerlendirilmiştir.

3) OLGU 19, 53 y/K



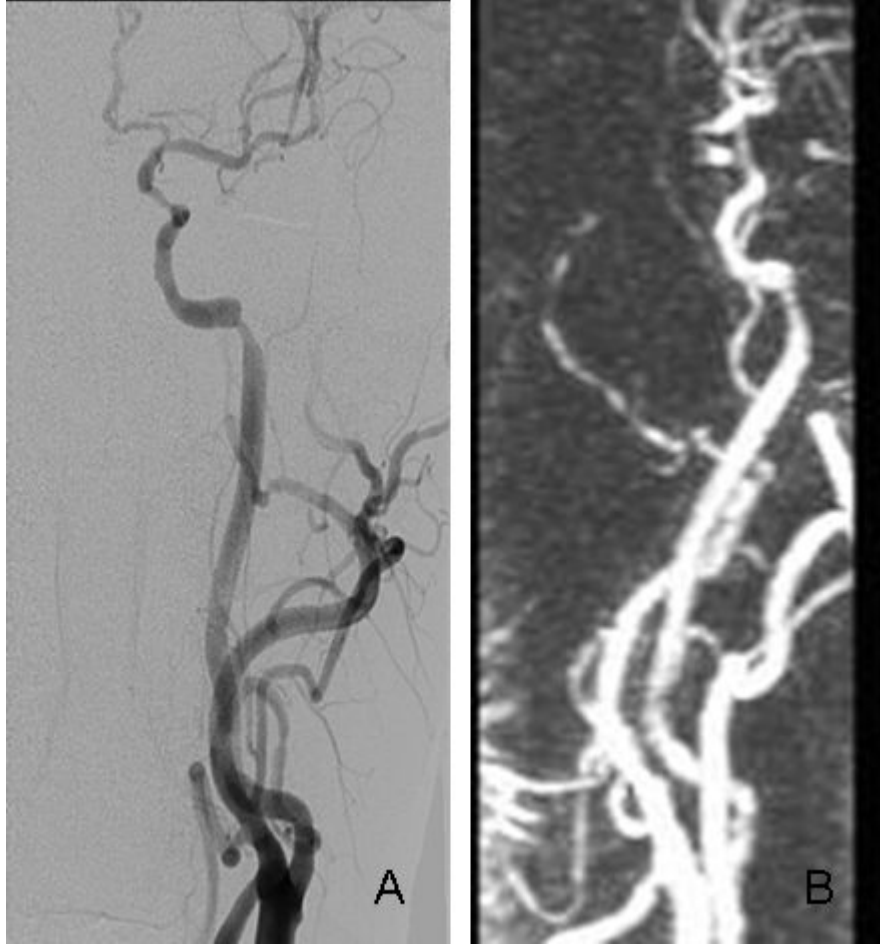
**Şekil 14:** A) DSA görüntüsünde birinci gözlemcinin sağ internal karotid arter bifurkasyon düzeyinde stenoz oranı %0-29 aralığında (%0) değerlendirilmiştir. B) Aynı hastanın TRICKS MRA görüntüsü (%0) DSA ile uyumlu bulunmuştur.

4) OLGU 4, 73 y/E



**Şekil 15:** A) DSA görüntüsünde her iki gözlemcide de sağ internal karotid arter postbulber düzeyde stenoz oranı %70-99 aralığında (%74) değerlendirilmiştir. B) TRICKS MRA MIP görüntüsünde de stenoz oranı %70-99 aralığında (%88) değerlendirilmiştir.

5) OLGU 4, 73 y/E



**Şekil 16:** A) DSA görüntüsünde birinci gözlemcide sağ internal karotid arter petröz segmentinde stenoz oranı %50-69 aralığında (%60) değerlendirilmiştir. B) TRICKS MRA MIP görüntüsü de %30-49 aralığında (%46) değerlendirilmiştir.

6) OLGU 10, 63 y/E



**Şekil 17: A)** DSA görüntüsünde birinci gözlemcide sağ internal karotid arter bulber segmentinde stenoz oranı %30-49 aralığında (%46) izlenmektedir. **B)** TRICKS MRA MIP görüntüsü de ise stenoz oranı %70-99 aralığında (%74) değerlendirilmiştir.



## 5. TARTIŞMA

İnmelerin % 80'i iskemiyeye bağlı olup, bunların da %20'sinin nedeninin karotis arter stenozları olduğu düşünölmektedir (86). Tromboembolik olayların %90'ından altında ateroskleroz yatmaktadır. Embolinin en önemli kaynağı karotis arter stenozlarıdır (87). Aterosklerotik lezyonlar, özellikle internal karotis arterde ilk 2 cm içerisinde yerleşmektedir. İnme riski, stenoz oranı ve plak morfolojisine bağlı olarak artmaktadır. %70 stenoz kritik eşik gibi görölmektedir. Bu oranın üzerinde stenoza yol açan plaklarda ülserasyon, tromboz ve yüzey düzensizliği artmaktadır (88). Semptomatik ve asemptomatik hasta gruplarında yapılan birçok araştırma, karotis endarterektominin farklı stenoz oranlarında, kısa ve uzun dönemde geçici iskemik atak, inme ve ölüm oranlarını azalttığını göstermiştir. Bu da, stenoz oranının doğru saptanmasının önemini ortaya koymaktadır.

Karotis endarterektominin, medikal tedaviye karşı etkinliği öncelikle semptomatik hastalar üzerinde NASCET ve ECST, daha sonra ise asemptomatik hasta grubunda ACAS ve ACST çalışmaları ile ortaya konmuştur. Semptomatik hastalar üzerinde yapılan NASCET, ECST ve VACS çalışmalarının değerlendirildiği 2003 yılında yayınlanan metaanalizde; <%30 stenozda cerrahinin iskemi riskini artırdığı (mutlak risk artışı yaklaşık %2,2), %30–49 stenoz oranlarında faydalı olmadığı, %50–69 stenoz oranında etkinliğinin az olduğu, %70–99 stenoz oranlarında belirgin fayda gösterdiği bildirilmiştir (89). %70 stenoz kritik eşik gibi görölmektedir. Son yıllarda yapılan çalışmalarda karotis stenozlarının endovasküler tedavisinde başarılı sonuçlar elde edilmiştir. Serebral koruma cihazlarının kullanıma girmesi ile en çok korkulan komplikasyon olan serebral emboli oranlarında önemli düşmeler görölmüştür (90, 91). Bu nedenlerle karotis lezyonlarının tanınması darlık derecelerinin belirlenmesi ve bu değerlendirmelerin mümkün olduğunca düşük maliyetle, hasta tarafından kabul edilebilirliği ve doğru tanı oranı yüksek yöntemlerle yapılması önemlidir.

Lezyon değerlendirmede ilk basamak olarak non-invazif yöntemler yaygın bir Şekilde kullanılmakla birlikte, cerrahi ya da endovasküler tedavi öncesi stnoz değerlendirmesinde en güvenilir yöntem DSA'dır.

DSA, supraaortik vasküler yapıların tıkaçıcı arter hastalıklarının tanısında altın standart yöntem olarak kabul edilmektedir. Bunun yanında morbidite (%0,5–4) mortalite (%0,01) riski iyi tanımlanmış invazif bir işlem olması, iyonizan radyasyon iŐermesi, kullanılan iyotlu kontrast maddenin nefrotoksik etkisi, işlem sonrası hastanın günlük yaŐamına dönmesi iÇin belli bir sreye ihtiyaÇ duyması ve maliyetinin yüksek olması gibi dezavantajları vardır (92, 93, 94). Bu yüzden noninvazif teknikler kullanılmaya baŐlanmıştıř. Duplex Doppler sonografi, BTA ve MRA gibi yöntemler karotis stnozunun saptanmasında yüksek ancak %70' den %99'a kadar değişen aralıklarda sensitivite ve spesifiteye sahiptir (17).

Ultrasonografi, kolay uygulanabilmesi, non-invazif olması, iyonizan radyasyon iÇermemesi, stnoz oranının ve plak yapısının değerlendirilmesine imkan vermesi nedeniyle rutin değerlendirmelerde özellikle ana karotis arter bifurkasyonu ve çevresinin değerlendirilmesinde en sık kullanılan yöntemdir. Stnoz oranı hesaplanmasında genelde maksimum sistolik akım hızı kullanılmakla birlikte çap ölçümü, alan ölçümü, akım hızı oranlarını da kullanılmaktadır. Literatürde, stnoz oranı hesaplamasında, farklı pik sistolik akım hızını kullanan birçok çalışma mevcuttur. 2003 yılında yapılan " Society of Radiologist in Ultrasound Consensus Conference" kararında pik sistolik akım hızı, birincil parametre olarak kabul edilmiş ve belli stnoz oranları iÇin akım hızı değerleri önerilmiştir. Bunun yanında, birçok teknik parametre, hastaya bağlı faktör, tanı aralığı ve görüntüleme parametreleri üzerinde önerilerde bulunulmuştur. Son dönemlerde 'B flow' ile yapılan çalışmaların sayısı gittikçe artmakta olup, stnoz ölçümlerinde DSA ile yüksek uyum saptanmaktadır (95, 96). Tüm standardizasyon çalıŐmalarına ve geliŐtirilen yeni tekniklere rağmen, US kişiye bağımlı bir yöntem olup ölçüm birçok teknik parametreden ve hasta özelliklerinden etkilenmektedir.

BT anjiyografi karotis arter stnozlarında kullanılabilecek diğer bir yöntemdir. Ancak iyonizan radyasyon iŐermesi, kullanılan iyotlu kontrast maddenin nefrotoksik etkisi, kalsifiye plakların lümen değerlendirilmesini zorlaŐtırması ve

kemik yapıların superpozisyonu dezavantajlarıdır. Bunun yanında plak morfolojisi, plak içi kanama ve hematoma değerlendirilmesine olanak vermesi üstün yönleridir.

1992 ve 2002 yılları arasında yapılmış aterosklerotik karotis stenozlarının değerlendirildiği, yüksek standartlarda 15 çalışmanın metaanalizinde, tüm çalışmalarda BTA'nın duyarlılığının %85'in üzerinde olduğu bildirilmiştir. Tüm çalışmalar için ortalama duyarlılık %97 olarak saptanmıştır. %70-99 arasındaki stenozlarda ve oklüzyonlarda, tüm çalışmalarda özgüllük %90 üzerinde, ortalama özgüllük ise %97 olarak bildirilmiştir. %30-69 arasındaki stenozlarda ortalama duyarlılık %95, özgüllük %92 olarak saptanmıştır (97).

Kontrastlı MRA, noninvazif, hızlı, ucuz bir yöntem olması ve işlem öncesi sorgulama ile risklerin büyük oranda ortadan kaldırılabilmesi gibi üstünlükleri ile iyi bir alternatif olarak karşımıza çıkmaktadır. Son 15 yılda MRA gittikçe artan oranda baş ve boyun arterlerinin incelenmesinde kullanılmaktadır. Bu dönem içerisinde MRA ile DSA'yı bu arter segmentlerinde karşılaştıran bir dizi çalışma yapılmıştır. Bu çalışmaların birçoğunda TOF MRA kullanılmıştır. Akıma bağlı kontrast elde edilmesi esasına dayanan TOF tekniğinde, saturasyona bağlı sinyal azalması, inceleme alanının daha küçük olması, stenotik alanlarda sinyal kaybının fazlalığı, işlem süresinin uzun olması (5-6 dk), kesit kalınlığı azaldıkça saturasyon etkisinin artmasına bağlı görüntü kalitesinin azalması gibi dezavantajlar mevcuttur. Son dönemlerde ise artan oranda kontrastlı MRA ile çalışmalar yapılmaktadır (67).

2006 da yayınlanan bir diğer çalışmada, US, MRA, BTA ve kontrastlı MRA'nın DSA ile karşılaştırıldığı çalışmaların metaanalizinde, tüm karotis stenoz oranlarında kontrastlı MRA'nın diğer noninvazif tekniklerden daha üstün olduğu bildirilmiştir. Yüzde 70-99 aralığındaki karotis stenozlarında, duyarlılık %94, özgüllük %93, %50-69 aralığındaki stenoz oranlarında duyarlılık %77, özgüllük %97, <%50 stenoz oranlarında duyarlılık ve özgüllük % 96 olarak saptanmıştır (98). Bu çalışmada %70-99 stenoz aralığı için duyarlılığı en yüksek olan yöntemin kontrastlı MRA olduğu belirtilmiştir (%88). Bu stenoz aralığında BTA'nın özgüllüğü diğer yöntemlerden daha yüksek bulunmuştur (%95).

Anzalone ve ark. 49 hasta üzerinde yaptıkları, karotis arter stenozlarında 3B TOF MRA, kontrastlı MRA, DSA ve rotasyonel anjiografinin karşılaştırıldığı bir çalışmada tüm gruplar göz önüne alındığında en fazla uyumun kontrastlı MRA ile rotasyonel anjiografi ve DSA ile rotasyonel anjiografi arasında olduğu saptanmıştır. En düşük uyum ise DSA ile kontrastlı MRA arasında bulunmuştur. Çalışmada, stenoz alanının MRA da birçok projeksiyonda değerlendirildiği, stenozun en dar olduğu lümen kesiminden hesaplanmasına olanak sağladığı ve DSA ile karşılaştırıldığında stenozun fazla ölçümüne neden olabileceği belirtilmektedir (98).

DSA'nın bilinen birçok komplikasyonlarına karşın MR görüntülemenin ve MRA'nın bilinen hiçbir yan etkisi olmamakla birlikte kontrastlı MRA çok düşük komplikasyon oranına sahiptir. Ayrıca karotis bifurkasyon görüntülemeye DSA ile karşılaştırıldığında MRA'nın önemli bir avantajı da, MRA'da tek sefer kontrast verilmesi ile birçok görüntü alınabilirken DSA'da standart biplan imajlar için en az iki kez enjeksiyon yapılması gerekliliğidir. Kontrastlı MRA tekniğinin en büyük avantajı ise akım ve hasta hareketinden kaynaklanan hareket artefaktlarını azaltması ve iyi uzaysal rezolüsyon sağlaması, aortik arkta willis poligonuna kadar geniş bir alanı tarayabilmesidir. Bu da bize karotid arter stenoz oranlarını doğru tahmin etmeyi, klinik ve teropötik açıdan çok önemli olan oklüzyon ya da pseudooklüzyon arasındaki farkı ve art arda dizili stenozları saptamamızı sağlar.

Yang ve arkadaşlarının yaptığı kontrastlı MRA ile DSA'yı karşılaştırdıkları çalışmada; kontrastlı MRA'nın, >%50 stenozlarda ve oklüzyonlarda, duyarlılığı %92-100, özgüllüğü %97-99 ve oklüzyon olan olgularda, duyarlılığı %92-100, özgüllüğü %97-99 olarak bildirilmiştir (100). Nederkoorn ve ark.'nın yaptıkları 51 olgulu çalışmada, %70-99 stenoz aralığında kontrastlı MRA'nın duyarlılığı %90-91, özgüllüğü %77-76 oranında saptanmıştır (101). Bu çalışmalar arasındaki istatistiksel farkın nedeninin, Yang ve ark.'nın çalışmasında stenoz aralığının %50-99, Nederkoorn ve ark.'nın çalışmasında stenoz aralığının %70-99 seçilmesi olduğu düşünülmüştür.

Randoux ve ark.'nın yaptıkları 22 olgulu çalışmada duyarlılık; %93, özgüllük; % 100 olarak saptanmıştır. Bu çalışmanın sonucunda MRA'nın güvenli bir tanı testi olduğu ve DSA'nın yerini alabileceği belirtilmiştir (102).

Wilman ve ark. Kontrast bolus gelişini belirlemek için bir MR floroskopi tetikleyiciyi yöntemini geliştirmişler (103). Kontrast madde uygulanmasını takiben sürekli olarak 2D görüntüler elde edilir ve ilgili bölge güncelleştirilir. Kontrast görünür hale geldiğinde yüksek rezolüsyonlu 3D görüntüler elde edilmiş olur. Huston ve ark. Karotid bifurkasyonu görüntülemeye bu tekniği başarıyla uygulamışlardır. MR floroskopik triggerde bolus kontrast piki sırasında elde edilmiş düşük uzaysal frekansları sağlamak için eliptik sentrik faz kodlama yöntemini kullanmışlardır (104). Doksan sekiz karotid bifurkasyonunun prospektif analizinde eliptik-sentrik kontrastlı MRA ile konvansiyonel anjiyografi %70 internal karotid darlığı eşik alınarak karşılaştırılmıştır. MIP görüntüler %93.3 sensivite, %97 spesifite ve %92.8 doğruluk saptanmıştır. Yazarlar kontrastlı eliptik-sentrik MRA'yı uygun uzaysal rezolüsyon, venöz supresyon ve bir çok hastada endarterektomi öncesi konvansiyonel anjiyografinin yerini alabilecek uygun bir teknik olduğu sunulmuştur.

DeMarco ve ark. yüksek çözünürlüklü kontrastlı MRA'nın bolus zamanlaması ve otomatik tetikleme ile kombine edildiğinde daha etkin olduğunu gösterdiler. Bu çalışmada eliptik sentrik faz uygulaması kullanılmıştır (105). 63 hastada ortalama bolus erişim zamanı 17,3 saniye olarak saptandığı bildirilmiştir. Elde edilen sonuçlarda %95 başarı oranı elde edildiği ve uygulamaların %98'inin mükemmel olduğu bildirilmiştir. İki bağımsız değerlendirici kontrastlı görüntülerin istatistiksel olarak anlamlı ( $p < 0.001$ ) olduğunu bildirilmektedir. Ülserleşme, yavaş akım ve stenozun uzunluğu kontrastlı MR görüntülerde daha iyi saptanmıştır. Artefaktlar, yavaş akım saturasyonu ve artefakta bağlı karotid arter daralması 3D multislab imajlarda görülürken, kontrastlı uygulamalarda gözlenmediğini saptamışlardır. Yazarlar kontrastlı MRA'nın karotid darlıkları saptamada multislab 3D TOF'a eşit yada daha üstün olduğunu bildirmektedir.

Bir başka yaklaşımda da, kontrast ajanın geçişi süresince damardan tekrar eden görüntüler alınarak uygulanan time-resolved 3D tekniği kullanılmıştır. Bu tekniğe de görüntüleme zamanını azaltmak için k-space örnekleme tekniklerinin kombine edilmesinden dolayı TRICKS adı verildiği bildirilmektedir. Kontrast

bolusun damardan geçiş süresince vasküler yapıyı görüntülerken kontrast kinetiğinin data edilmesini optimize eder (21).

Kontrastsız MRA teknikleri değerli teknikler olsa da, yavaş akım saturasyonu ve intravoksel defazinge bağlı sinyal kaybı gibi bazı kısıtlılıkları mevcuttur. Bu kısıtlılıklar kontrast kullanılarak giderilebilir. Gadolinium şelatları T1'i kısaltmakta ve saturasyon efektini elimine etmektedir. 2 msn'den kısa eko zamanları türbülant akıma bağlı sinyal kaybını etkili şekilde azaltmaktadır. Kontrast uygulaması ve kısa eko zamanları intravasküler sinyal intensitesini artırır ve böylece internal karotid arter stenotik segmentinin görüntülenmesi daha iyi hale gelir. Kontrast madde eklenmesi çok yavaş akım olan bölgelerde de kolaylıkla belli olur böylece internal karotid arter darlık ölçümünü daha iyi hale getirir. TRICKS'in kontrastsız ve kontrastlı MRA tekniklerine göre birçok avantajı mevcuttur. Ciddi hastalanmış damarları tanıya etme yeteneği önemlidir. Bu yüzden TRICKS anjiyografik serilerde çok geç opasifiye olan damarları ortaya koyabilmektedir. Örneğin kontrastlı teknikler yüksek akımlı damarlarda kontrast bolusu sırasında tek bir imaj alır. Hasta damarlar yavaş akıma sahiptir ve geç opasifiye olur bu nedenle vizualize edilemezler. Bu durum en fazla oklüzyona yakın karotid arterlerdeki sinyali azaltır veya tamamen elimine eder, bu da karotid oklüzyon gibi yanlış tanıya sebep olur. Gerçekte lümen halen patenttir. Diğer bir örnekte sol subklaviyan stealdir. Bu örnekte sol vertebral arter geç opasifiye olur ve sol subklavyen arteri besler. Time resolved seri imajları bolus geçiş zamanında arkusu ve sonrasında sol vertebral ve subklavyen arterden geçişini yakalar.

Willing ve ark. karotid bifurkasyon görüntülemeye uyguladıkları TRICKS tekniği ile ilgili ilk deneyimlerini bildirmişlerdir (106). Bu çalışmada 26 semptomatik hasta 2B TOF, 3B TOF ve TRICKS teknikleri kullanılarak görüntülenmiştir. TRICKS tekniği ile 3B CE MRA görüntüleme Flip/TR/TE=45°/8ms /< 20ms 24-32 mm' lik kesitler, 512x256 matrix ve 20x10 cm FOV protokolleri ile elde edilmiştir. Bizim çalışmamızda TR: 4.1, TE: 1.6, NEX:0.75, Sapma açısı (FA):35°, efektif kesit kalınlığı 1 mm alınarak, FOV:28x20 cm, matriks: 320x224 protokolleri kullanılmıştır. Her bifurkasyonda 6 MIP stenoz görüntüsü elde edilmiştir. TRICKS görüntülemeye zaman volüm imajlarından pik

arteryel faz seçilmiş ve MIP imajların 3 seti randomize şekilde 2 değerlendiriciye sunulduğu bildirilmektedir. Bu kişilere, stenotik segment, proksimal internal karotid arterin intimal yüzeyinin morfolojisi, intravasküler sinyal intensitesi, tanısal değeri sorulmuştur. Diğer bir soru olarak da TRICKS MIP imajlar ile 2B ve 3B TOF MIP imajların kombinasyonunun karşılaştırılması sorulmuştur. Bütün kriterlerde TRICKS görüntüleme 2B TOF ve 3B TOF görüntülemeye göre üstün olduğu saptanmıştır. Değerlendiriciler tarafından TRICKS'in tanısal değerinin daha yüksek olduğu bildirilmiştir.

Remonda L. ve ark. yaptığı 120 olgulu, time resolved kontrastlı MRA ile DSA'yı karşılaştırdıkları çalışmada; time resolved kontrastlı MRA'nın %70-99 aralığındaki stenozlarda DSA ile uyumu %93, tüm stenoz aralıklarında MIP imajlardan elde edilen duyarlılığı %98, özgüllüğü %96 olarak bildirilmiştir. %0-29 aralığında MRA ile DSA'nın uyumu %90 ve %30-69 aralığında ise %68 olarak bildirilmiştir (107).

Bizim çalışmamızda, internal karotid arter segmentlerinde bir çeşit kontrastlı MRA tekniği olan 3B TRICKS MRA ve DSA da NASCET yöntemine göre elde edilen stenoz oranlarını karşılaştırdık. Elde edilen sonuçlarda MRA'nın stenozu öngörmedeki %70-99 aralığında birinci gözlemcide duyarlılık; %100, özgüllüğü; %92,3, ikinci gözlemcide duyarlılık; %100, özgüllüğü; %94,1 olarak saptanmıştır. %70-99 stenoz aralığında 3B TRICKS MRA'nın duyarlılık ve özgüllüğü oldukça yüksek olmak ile birlikte elde ettiğimiz değerler literatür ile uyumludur.

Tablo 5'de sunulan %50-69 aralığındaki her iki gözlemci için duyarlılığın düşük olduğu görülmekle birlikte bu aralıkta özgüllüğün yüksek ve kappa katsayısının uyum için yeterli düzeyde olduğu dikkati çekmektedir.

%30-49 aralığında ise tablo 5'de sunulan duyarlılık değerleri her iki gözlemci için düşük olmakla birlikte özgüllük değerleri yüksek saptanmıştır. Kappa katsayısının ise birinci gözlemcide zayıf uyumu, ikinci gözlemcide ise yeterli uyumu gösterdiği görülmektedir.

%0-29 aralığında birinci ve ikinci gözlemcide DSA ile TRICKS MRA'nın uyumun çok iyi düzeyde olduğu elde edilen değerlerin literatür ile uyumlu olduğu saptanmıştır.

Çalışmamızda DSA'da değerlendirilen 56 damar segmentinin birinci gözlemcide 16, ikinci gözlemcide 12 tanesi, MRA'da farklı stenoz aralığında yer almıştır. Birinci gözlemcide TRICKS MRA'da farklı stenoz aralıklarında sınıflandırılan 16 damar segmentinin 12 tanesi DSA'ya göre üst stenoz aralıklarında, 4 tanesi alt stenoz aralıklarında yer almıştır. İkinci gözlemcide farklı stenoz aralıklarında yer alan 12 damar segmentinin 4 tanesi alt stenoz aralığında yer almıştır. MRA'da alt stenoz aralığında yer alan damarlar tekrar incelendiğinde 4 tane damar segmentinin alt stenoz aralığında değerlendirilmesinin nedeninin, MRA'da uzaysal çözünürlüğünün DSA'ya göre daha düşük ve sinyal gürültü oranının az olması olabileceği düşünülmüştür.

TRICKS MRA'da birinci gözlemcide %70-99 aralığında değerlendirilen 8 damar segmentinin 4'ü DSA ile uyumlu bulunmuştur. İkinci gözlemcide 8 damar segmenti, %70-99 stenoz aralığında değerlendirilmiştir. 8 damar segmentinin 5'i DSA ile uyumludur. Birinci gözlemcide DSA ile uyumlu olmayan 4 damar segmentinin ve ikinci gözlemcide 3'ü tamamı DSA'da alt stenoz aralıklarında yer almıştır. Birinci gözlemcide DSA'da üçü bir alt stenoz aralığına (%50-69), biri iki alt stenoz aralığına (%30-49), ikinci gözlemcide ikisi bir alt stenoz aralığına (%50-69), biri iki alt stenoz aralığına (%30-49) yerleştirilmiştir. DSA'da MRA'nın >% 70 darlıklarda duyarlılığı her iki gözlemcide % 100, özgüllüğü %92,3 ve %94,1 olarak saptanmıştır. >%70 stenozu öngörmede DSA ile MRA arasında çok iyi uyum gözlenmiştir (Birinci gözlemcide  $\kappa=0,632$  ve ikinci gözlemcide  $\kappa=0,741$  ve  $p<0.001$ ).

U-King-Im JM ve arkadaşlarının yaptığı kontrastlı MRA ve DSA'nın karşılaştırıldığı çalışmada, çalışmalarının kısıtlılıklarından birisinin de NASCET ve ECST yöntemlerine göre, ciddi darlık sınırını %70 gibi mutlak bir kesim noktası belirlemek olduğunu ve %67 gibi aradaki farkın klinik olarak çok önemli olmadığı değerlerin istatistiksel sonuçları değiştirdiğini vurgulamışlardır (108). Literatürde de bildirildiği üzere İKA stenozları gözlemciler tarafından %5 yaklaşık sonuçla bildirilmektedir.

Bizim çalışmamızda da birinci gözlemcide TRICKS MRA'da %70-99 aralığında değerlendirilen 3 damar segmentinin DSA'da sırasıyla % 69,68,69



değerlerinin ölçülmesi nedeniyle %50-69 aralığında ve ikinci gözlemcide de TRICKS MRA'da %70-99 aralığında değerlendirilen 2 damar segmentinin DSA'da sırasıyla % 66 ve 69 değerlerinin ölçülmesi nedeniyle %50-69 aralığında değerlendirilmiştir. Bu nedenle farklı greydeleme nedeniyle oluşan fark, istatistiksel verileri etkilemiştir.

Bizim çalışmamızın en önemli kısıtlamalarından biri, TRICKS MRA'da yapılan stenoz ölçümlerinin yalnızca sagittal planda yapılan MIP imajlardan elde edilmesidir. Aynı şekilde DSA'da da yapılan ölçümler sadece lateral plan alınan görüntülerden ölçümler yapılmıştır. Ölçümlerin tek plandan yapılmış olması yanıltıcı sonuçlar verebileceğini düşündürmektedir. Tek plan yerine her iki teknik için de alansal ölçüm yapılması duyarlılığı ve tanısal doğruluğu artıracığı düşünülmektedir.

Çalışmamızda lateral projeksiyonlarda alınan DSA görüntülerde ve TRICKS MRA MIP görüntülerde ölçümler, manuel olarak mouse ile işaretlenerek yapılmıştır. Bu nedenle ölçümlerde milimetrik oynama bile stenoz oranlarında farklılık oluşturmaktadır. Bunun da istatistiksel sonuçlarda, hem gözlemciler arası hem de sınıflamalar arasındaki farkta önemli ölçüde rol oynadığını düşünmekteyiz.

Bizim çalışmamızın bir diğer kısıtlaması da, literatürde belirtilen karotid stenozlarının saptanmasında TRICKS MRA ile DSA tekniklerinin karşılaştırılmasındaki en geniş seri olmasına rağmen istatistik sonuçlarının gücünü azaltan nispeten az olan hasta sayımızdır. Buna rağmen sonuçlarımız, bize önemli bir yön göstermektedir.

## 6. SONUÇ

Sonuç olarak; TRICKS MRA, bolus test tekniğine gereksinim duymayan ve zamanlama yazılım ile komplike olmayan güvenli bir tekniktir. IV kontrast maddenin yavaş bolus enjeksiyonu ile kompleks proksimal internal karotid arter morfolojisini tanımlamayı geliştirmiştir. Kontrastsız MRA teknikleri ile karşılaştırıldığında, TRICKS tekniği artefaktları azaltır ve tanısal güveni artırır. Her ne kadar TRICKS tekniği ile ilgili devam eden çalışmalarda referans olarak gösterilecek DSA gibi bir tekniğin gerekliliği vurgulansa da, erken deneyimler göstermektedir ki; TRICKS karotid arter stenozların değerlendirilmesinde önemli bir role sahip olacaktır.

Bizim istatistiksel sonuçlarımız, ciddi stenoz (>%70) olgularında tedavi öncesi 3B TRICKS MRA'nın kullanılabileceğini gösterse de hafif ve orta şiddetteki (%30-49, %50-69) olgularda plak yüzey özelliklerinin de tedavi planlanmasını etkilediği göz önünde bulundurulmalıdır. Yaptığımız çalışmada plak yüzey özellikleri ayrıca değerlendirilmediğinden bu konuda istatistiksel bilgi verilememiştir.

Biz bu sonuçlarla, TRICKS MRA'nın karotid arter stenozlarında DSA'ya alternatif noninvazif güvenli bir tanı yöntemi olarak kullanılabileceğini, ancak stenoz oranının tedavi kararı için önemli bir ölçüt olmakla birlikte, plak yüzey özellikleri de göz önünde bulundurulması tedavi planlanan hastaların işlem öncesi DSA ile değerlendirilmesi gerektiğini düşünüyoruz.

## 7. KAYNAKLAR

1. Rubba P, Riccardi G, Pauciullo P, Vaccaro O, Carbone L, Mancini M. Different localization of early arterial lesions in insulin-dependent diabetes mellitus and familial hypercholesterolemia. *Metabolism* 1989; 38:962-6
2. Slooter AJC, Bots ML, Havekes LM, del Sol AI, Cruts M, Grobbee American Heart Association: The National Health and Nutrition Examination Survey II, 1975-1980, Health and stroke facts. Dallas 1992.
3. American Heart Association: The National Health and Nutrition Examination Survey II, 1975-1980, Health and stroke facts. Dallas 1992.
4. Jeng JS, Chung MY, Yip PK, Hwang BS, Chang YC. Extracranial carotid atherosclerosis and vascular risk factors in different types of ischemic stroke in Taiwan. *Stroke* 25(10): 1989-1993, 1994.
5. Folsom AR, Eckfeldt JH, Weitzman S, Ma J, Chambless LE, Barnes RW, Cram KB, Hutchinson RG. Relation of carotid artery wall thickness to diabetes mellitus, fasting glucose and insulin, body size, and physical activity. *Stroke* 25(1): 66-73,1994.)
6. Zhu CZ, Norris JW. Role of carotid stenosis in ischemic stroke. *Stroke* 21(8): 1131-1134, 1990.
7. Hougaku H, Matsumoto M, Handa N, Maeda H, Itoh T, Tsukamoto Y, Kamata T. Asymptomatic carotid lesions and silent cerebral infarction. *Stroke* 25: 566-70, 1994.
8. Moore WS, Hall AD, Francisco S. Importance of emboli from carotid bifurcation in pathogenesis of cerebral ischemic attacks. *Arch Surg.* 101(12): 703-16, 1970.7
9. Moore WS, Boren C, Malone JM, Roon AJ, Eisenberg R, Goldstone J, Mani R. Natural history of nonstenotic, asymptomatic ulcerative lesions of carotid artery. *Arch Surg.* 113: 1352-1359, 1978.

10. Hougaku H, Matsumoto M, Handa N, Maeda H, Itoh T, Tsukamoto Y, Kamata T. Asymptomatic carotid lesions and silent cerebral infarction. *Stroke* 25: 566-70, 1994.
11. Ringelstein EB, Koschorke S, Holling A, Tron A, Lannertz H, Minale C. Computed tomographic patterns of proven embolic brain infarctions. *Ann Neurol*. 26: 759-65, 1989
12. Brown PB, Zwiebel WJ, Call GK. Degree of cervical carotid artery stenosis and hemispheric stroke: Duplex US findings. *Radiology* 32: 541-43, 1989
13. O'Holleran LW, Kenelly MM, McClurken M, Johnson JM. Natural history of asymptomatic carotid plaque. *The Am. J.Surg.* 154: 659-62, 1987.
14. Tsurunda JS, Saloner D, Anderson C: Noninvasive evolution of cerebral ischemia. *Circulation* 83:177-189, 1991.
15. Grant Eg., Benson Cb., Moneta Gl., Alexandrov Av., Baker Jd., Bluth E>., Carroll Ba., Eliasziw M., Gocke J., Hertzberg Bs., Katarick S., Needleman L., Pellerito J., Polak Jf., Rholl Ks., Wooster Dl., Zierler E.: Carotid Artery Stenosis: Grayscale And Doppler Ultrasound Diagnosis- Society Of Radiologists In Ultrasound Consensus Conference. *Ultrasound Q.* 2003;19:190-8.)
16. Borisch I, Horn M, Butz B, et al. Preoperative evaluation of carotid artery stenosis: comparison of contrast-enhanced MR angiography and duplex sonography with digital subtraction angiography. *AJNR Am J Neuroradiol* 2003;24: 1117-22
17. Brobeck BR, Forero NP, Romero JM. Practical noninvasive neurovascular imaging of the neck arteries in patients with stroke, transient ischemic attack, and suspected arterial disease that may lead to ischemia, infarction, or flow abnormalities. *Semin Ultrasound CT MR* 2006;27:177-93
18. Randoux B, Marro B, Koskas F, et al. Carotid artery stenosis: prospective comparison of CT, three-dimensional gadolinium-enhanced MR, and conventional angiography. *Radiology* 2001; 220:179-185.
19. Lev MH, Farkas J, Rodriguez VR, et al. CT angiography in the rapid triage of patients with hyperacute stroke to intraarterial thrombolysis: accuracy in the detection of large vessel thrombus. *J Comput Assist Tomogr.* 2001; 25: 520-528.)

20. Sohn CH, Sevick RJ, Frayne R. Contrast Enhanced MR Angiography of the intracranial circulation. *Magn Reson Imaging Clin N Am* 2003;11:599-614.
21. Korosec FR, Frayne R, Grist TM, et al. Time-resolved contrast-enhanced 3D MR angiography. *Magn Reson Med* 1996;36:345-51
22. Balkan S. Serebrovasküler Hastalıklar. Güneş Kitabevi Yayınları 2002
23. Osborn AG. Atherosclerosis. In: *Diagnostic neuroradiology*. St. Louis: Mosby. S:330-341, 1994
24. Larsen WJ. Development of the vasculature. In: *Human embryology*, 2 nd ed. New York: Churchill Livingstone, 1997
25. Arıncı K, Elhan A. *Anatomi*, 2. cilt. 1995
26. Brunsteins DB, Ferreri AJM. Microsurgical anatomy of VII-VIII cranial nerves and related arteries in the cerebellopontin angle. *Surg Radiol Anat* 1990; 12:259-265
27. Foulkes MA, Wolf PA, Price TR, et al: The Stoke Data Bank: Design, methods, and baseline characteristics. *Stroke* 19:547-554, 198
28. Fabris F, Zanicchi M, Bo M, Fonte G, Poli L, Bergoglio I, Ferrario E, Pernigotti L. Carotid plaque, aging, and risk factors: A study of 457 subjects. *Stroke* 25(6): 1133-1140, 1994.
29. Weber F. Risk factors for subclinical carotid atherosclerosis in healthy men. *Neurology* 59(4): 524-528, 2002
30. Handa N, Matsumoto M, Maeda H, Hougaku H, Ogawa S, Fukunaga R, Yoneda S, Kimura K, Kamada T. Ultrasonic evaluation of early carotid atherosclerosis. *Stroke* 21(11): 1567-72, 1990
31. Chimowitz MI, John MG. Asymptomatic coronary artery disease in patients with stroke prevalence, prognosis diagnosis, and treatment. *Stroke* 23(3): 433-6, 1992
32. Kempczinski RF. The Chronically Ischemic Leg: An Overview. In: Rutherford RB, (Ed) *Vascular Surgery* 5. th ed. WB Saunders Co, 2000, pp: 917-927
33. Crawford H. M, DiMarco P. J. *Textbook, Cardiology*. Mosby 2001
34. Beard JD. Does serial postoperative clinical or duplex surveillance reduce long-term stroke risk? In: Naylor AR, Mackey WC, eds. *Carotid Artery Surgery: A Problem- based Approach*. London, UK: Harcourt Publishers Ltd, 2000: 360-6.

35. T.Reina-Gutierrez, F.J.Serrano-Hernando, L.Sanchez-Hervas, A.Ponce, M.Vega de Ceniga and A.Martin Recurrent carotid artery stenosis following endarterectomy: Natural history and risk factors, 2005: 334-4
36. Ringelstein EB, Koschorke S, Holling A, Tron A, Lannertz H, Minale C. Computed tomographic patterns of proven embolic brain infarctions. *Ann Neurol*. 26: 759-65, 1989.
37. European Carotid Surgery Trialists Group. MRC European carotid surgery trial: interim result for symptomatic patients with severe (70–99%) or with mild (0–29%) carotid stenosis. *Lancet* 1991;337:1235–1243.
38. Executive Committee for ACAS Study. Endarterectomy for asymptomatic carotid artery stenosis. *JAMA* 1995;273:1243–1421.
39. Fontenelle LJ, Simpler SC, Hanson TL. Carotid duplex scan versus angiography in evaluation of carotid artery disease. *Am Surg* 1994; 60:864-868.
40. Hood DB, Mattos MA, Mansour A ve ark. Prospective evaluation of new duplex criteria to identify 70% internal carotid artery stenosis. *J Vasc Surg* 1996;23:254-261
41. Friedman SG, Hainline B, Feinberg AW et al. Use of diastolic velocity ratios to predict significant carotid artery stenosis. *Stroke*;19:910-912. 1988
42. Hunink MGM, Polak JF, Barlan MM et al. Detection and quantification of carotid artery stenosis: efficacy of various Doppler velocity parameters *AJR*; 160:619-625. 1993
43. O'Leary DH, Polak JF, Kronmal RA, Manolio TA, Burke GL, Wolfson SK Jr. Carotid-artery intima and media thickness as a risk factor for myocardial infarction and stroke in older adults. Cardiovascular Health Study Collaborative Research Group. *N Engl J Med*. 1999 Jan 7;340(1):14-22
44. O'Leary DH, Polak JF, Kronmal RA, Savage PJ, Borhani NO, Kittner SJ, et al. Thickening of the carotid wall. A marker for atherosclerosis in the elderly Cardiovascular Health Study Collaborative Research Group. *Stroke*. 1996 Feb;27(2):224-31

45. Reilly LM, Lusby RJ, Hughes L et al. Carotid plaque histology using real time ultrasonography: clinical and therapeutic implications. *Am J Surg*.146:188-193.1983
46. Persson AV, Robichaux WT, Silverman M. The natural history of carotid plaque development. *Arch Surg*.118:1048-1052.1983
47. Caroll BA. Carotid sonography. *Radiology* 178:303-313. 1991
48. Jacobs NM, Grant EG, Schellinger D et al. Duplex carotid sonography: criteria for stenosis, accuracy, and pitfalls. *Radiology*;154:385-391. 1985
49. Kassam M, Johnston KW, Cobbold RSC. Quantitative estimation of spectral broadening for the diagnosis of carotid arterial disease: method and in vitro results. *Ultrasound Med Biol*; 11:425-433. 1985
50. Friedman SG, Hainline B, Feinberg AW et al. Use of diastolic velocity ratios to predict significant carotid artery stenosis. *Stroke*;19:910-912. 1988
51. Hunink MGM, Polak JF, Barlan MM et al. Detection and quantification of carotid artery stenosis: efficacy of various Doppler velocity parameters *AJR*; 160:619- 625. 1993
52. Jacobs NM, Grant EG, Schellinger D et al. Duplex carotid sonography: criteria for stenosis, accuracy, and pitfalls. *Radiology*;154:385-391. 1985
53. Mattos MA Summer DS, Bohannon WT, et al: Carotid endarterectomy in womwen: Challenging the results from ACAS and NASCET *Ann Surg*. 234:438-446,2001
54. Lev MH, Farkas J, Rodriguez VR, et al. CT angiography in the rapid triage of patients with hyperacute stroke to intraarterial thrombolysis: accuracy in the detection of large vessel thrombus. *J Comput Assist Tomogr*. 2001; 25: 520-528
55. Schwartz RB, Jones KM, Chernoff DM, et al. Common carotid artery bifurcation: evaluation with spiral CT. *Radiology* 1992;185: 513–519
56. Marks MP, Napel S, Jordan JE, Enzmann DR. Diagnosis of carotid artery disease: preliminary experience with maximum-intensityprojection spiral CT angiography. *AJR Am J Roentgenol* 1993;160: 1267–1271

57. Katz DA, Marks MP, Napel SA, Bracci PM, Roberts SL. Circle of Willis: evaluation with spiral CT angiography, MR angiography, and conventional angiography. *Radiology* 1995;195:445–449
58. Moulin T, Cattin F, Crepin-Leblond T, et al. Early CT signs in acute middle cerebral artery infarction: predictive value for subsequent infarct locations and outcome. *Neurology*. 1996; 47: 366-375.
59. Alvarez-Linera J, Benito-Leo'n J, Escribano J, et al. Prospective evaluation of carotid artery stenosis: elliptic centric contrast-enhanced MR angiography and spiral CT angiography compared with digital subtraction angiography. *AJNR Am J Neuroradiol* 2003; 24:1012–1019
60. Anzalone, N, Scmazzone, F, Castellano, R, et al. Carotid artery stenosis: intraindividual correlations of 3D time-of-flight MR angiography, contrast-enhanced MR angiography, conventional DSA, and rotational angiography for detection and grading. *Radiology* 2005; 236: 204–213..
61. Men S., Manyetik Rezonans Görüntüleme Akım ve Manyetik Rezonans Anjiografi. *Türkiye Klinikleri J Radiol-Special Topics* 2009;2(1):1-14
62. Könez O. Manyetik Rezonans Görüntüleme. 1995
63. Pernicone JR, Siebert JE, Potchen EJ. Three dimensional phase contrast MR angiography in the head and neck. Preliminary report. *American Journal of Roentgenology* 1990; 155:167-176
64. Hausmann R, Levin JS, Laub G. Phase contrast MR angiography with reduced acquisition time: new concepts in sequence design. *Journal of Magnetic Resonance Imaging* 1991; 1:415-422).
65. Prince MR, Grist TM, Debatin JF. Basic Concepts, Advanced techniques, 3D contrast MR venography. In: *3D Contrast MR Angiography*. 3rd ed. Berlin Springer; 2003. p.3-44, 45-70, 233-46.
66. Aygun N, Masaryk TJ. MR Angiography: Techniques and Clinical Applications. In: *Magnetic Resonance imaging of the Brain and spine*. 3rd ed. Lippincott Williams&Wilkins, Philadelphia; 2002. p.981-1057.)
67. Prince M, Grist M. T, Debatin F. J. *3D Contrast MR Angiography*, third edition. 2003



68. Phan T, Huston J3rd, Bernstein MA, Riederer SJ, Brown RDJr. Contrast-enhanced magnetic resonance angiography of the cervical vessels: experience with 422 patients. *Stroke* 2001;32:2282–6
69. Binkert CA, Baker PD, Petersen BD, Szumowski J, Kaufman JA. Peripheral vascular disease: blinded study of de dicated calf MR angiography versus standard bolus-chase MR angiography and film hard-copy angiography. *Radiology* 2004;232:860-6
70. Vigen KK, Peters DC, Grist TM, Block WF, Mistretta CA. Undersampled projection-reconstruction imaging for time-resolved contrast-enhanced imaging. *Magn Reson Med* 2000;43:170-6.
71. Du J, Carroll TJ, Wagner HJ, Vigen K, Fain SB, Block WF, et al. time-resolved, under -sampled projection reconstruction imaging for high-resolution CE-MRA of the distal runoff vessels. *Magn Reson Med* 2002;48:516-22.
72. Sodickson D, Manning W. Simultaneous acqui sition of spatial harmonics (SMASH): fast imaging with radi of re quency coil arrays. *Magn Re son Med* 1997;38:591-603.
73. Pruessmann K, Weiger M, Scheidegger M, Boesiger P. SEn SE: sensitivity encoding for fast MRI. *Magn Re son Med* 1999;42:952-62
74. Sodickson DK, McKenzie CA, Li W, Wolff S, Manning WJ, Edel man RR. Contrast-enhanced 3D MR angiography with si multaneous acqui sition of spatial harmonics: A pilot study. *Radiology* 2000;217:284-9.
75. Frayne R, Grist T, Korosec F, et al. MR angiography with three dimensional MR digital subtraction angiography. *Topics Magn Res Imaging* 1997;6:366–88.
76. Korosec F, Turski P, Carroll T, et al. Contrast-enhanced MR angiography of the carotid bifurcation. *J Magn Reson Imaging* 1999;10:317–25.
77. Mistretta C, Grist T, Korosec F, et al. 3D time-resolved contrastenhanced MR DSA: Advantages and tradeoffs. *Magn Reson Med* 1998;40:571–81.)
78. Carroll T, Korosec FR, Swan S, et al., A method for rapid reconstruction of a single image volume from a time resolved CE-MRA exam. *Radiology* 2001 (in press).

79. Y. Wang, D. M. Weber, F. R. Karosec, C. A. Mistretta, T. M. Grist, J. S. Swan, P. A. Turski, Generalized matched filtering for time-resolved MR angiography of pulsatile flow. *Magn. Reson. Med.* 30, 600-608 (1993).
80. A. M. Hagggar, J. P. Windham, D. A. Reimann, D. O. Hearshen, J. W. Froelich, Eigenimage filtering in MR imaging: an application in the abnormal chest wall. *Magn. Reson. Med.* 11, 85-97 (1989).
81. North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial Collaborators. Beneficial effect of carotid endarterectomy in symptomatic patients with high grade carotid stenosis. *J. N Engl J Med* 1991;325:445-453
82. Streifer JY, Eliasziw M, Fox AJ, et al. Angiographic detection of carotid plaque ulceration. *Stroke* 1994; 25: 1130-1132-).
83. Manninen HI, Rasanen H, Vanninen RL, et al. Human carotid arteries: correlation of intravascular US with angiographic and histopathologic findings. *Radiology* 1998; 206: 65-74)
84. Von Ingersleben G, Schmiedl UP, Hatsukami TS, et al. Characterization of atherosclerotic plaques at the carotid bifurcation: correlation of high resolution MR imaging with histological analysis-preliminary study. *Radiographics* 1997; 17: 117-1123.
85. Özdamar K. Paket Programlarla İstatistiksel Veri Analizi. Eskişehir: Kaan Kitabevi; 2004.
86. Bamford J, Sandercock P, Dennis M, Burn J, Warlow C. Classification and natural history of clinically identifiable subtypes of cerebral infarction. *Lancet* 1991; 337: 1521-6
87. Von Ingersleben G, Schmiedl UP, Hatsukami TS, et al. Characterization of atherosclerotic plaques at the carotid bifurcation: correlation of high resolution MR imaging with histological analysis-preliminary study. *Radiographics* 1997; 17: 117-1123
88. Garcia JH, Ho K-L. Carotid atherosclerosis: definition, pathogenesis, and clinical significance. *Neuroimag Clin North Am* 1996; 6:801-810

89. Rothwell PM, Slattery J, Warlow CP (1996) A systematic review of the risks of stroke and death due to endarterectomy for symptomatic carotid stenosis. *Stroke* 27; 260-65
90. CAVATAS Investigators. Endovascular versus surgical treatment in patients with carotid stenosis in the Carotid and Vertebral Artery Transluminal Angioplasty Study (CAVATAS): a randomized trial. *Lancet*. 2001;357:1729–37
91. Yadav JS. Carotid stenting in high risk patients: design and rationale of SAPPHDRE trial. *Cleve Clin J Med*. 2004; 71(supl 1): s45-s46
92. Heiserman J, Dean B, Hodak J, et al. Neurologic complications of cerebral angiography. *Am J Neuroradiol* 1994;15:1401–1407
93. Waugh JR, Sacharias N. Arteriographic complications in the DSA era. *Radiology* 1992;182:243–246
94. Willinsky R, Taylor S, TerBrugge K, et al. Neurologic complications of cerebral angiography: prospective analysis of 2,899 procedures and review of the literature. *Radiology* 2003;227:522–528
95. Umemura A, Yamada K. B-mode flow imaging of the carotid artery. *Stroke* 32(9): 2055-7, 2001
96. Yurdakul M, Tola M, Cumhuri T. B-flow imaging of internal carotid artery stenosis: Comparison with power Doppler imaging and digital subtraction angiography. *J Clin Ultrasound* 32(5): 243-8, 2004
97. Hollingworth W, Nathens A, Jeffrey P, Crandall M, Crummy T, Hallam D, Marjorie C, Wang, Jarvk J. The diagnostic accuracy of computed tomography angiography for traumatic or atherosclerotic lesions of the carotid and vertebral arteries: a systematic review. *EJR* 2003; 48: 88-102
98. Wardlaw JM, Chappell FM, Best JJK, Wartolowska K, Berry E. Non invasive imaging compared with intra-arterial angiography in the diagnosis of symptomatic carotid stenosis: a meta-analysis. *Lancet* 2006; 367: 1503-12
99. Anzalone N, Scamazzoni F, Castellano R, Strada L Righi C, Politi L, Kirchin M, Chiesa R, Scotti G. Carotid artery stenosis: intraindividual correlations of 3D time of flight MR angiography, contrast enhanced MR angiography, conventional DSA, and rotational angiography for detection and grading. *Radiology* 2005;236:204-213

100. Yang C, Carr J, Futtere S, Morasch M, Yang B, Shors S, Finn J. Contrast enhanced MR angiography of the carotid and vertebrobasilar circulations. *Am J Neuroradiology* 2005;26: 2095-2101
101. Nederkoorn P, Van der Graaf Y, Hunink M. Duplex ultrasound and magnetic resonance angiography compared with digital subtraction angiography in carotid artery stenosis: A systematic review. *Stroke* 2003; 34: 1324-1331
102. Randox B, Marro B, Koskas F, Chiras J, Dormont D, Marsault C. Proximal great vessels of aortic arch: Comparison of three dimensional gadolinium enhanced MR angiography and digital subtraction angiography. *Radiology* 2003; 229: 697-702
103. Wilman AH, Riederer SJ, Huston J, et al. Arterial phase carotid and vertebral artery imaging in 3D contrast enhanced MR angiography by combining fluoroscopically triggering with an elliptical centric acquisition order. *Magn Reson Med* 1998;40:24–35
104. Huston J, Fain S, Wald J, et al. Carotid artery: Elliptic centric contrast enhanced MR angiography compared with conventional angiography. *Radiology* 2001; 218:138–43.
105. DeMarco JK, Schonfeld S, Keller I, et al. Contrast enhanced carotid MR angiography with commercially available triggering mechanisms and elliptic centric phase encoding. *AJR Am J Roentgenol* 2001;176 221–7.
106. Willig D, Turski P, Frayne, R, et al. Contrast-enhanced 3D MR DSA of the carotid artery bifurcation: Preliminary study of comparison with unenhanced 2D and 3D time-of-flight MR angiography. *Radiology* 1998;208:447–51
107. Remonda L, Senn P, Barth A, Arnold M, Lovblad KO, Schroth G. Contrast-enhanced 3D MR angiography of the carotid artery: comparison with conventional digital subtraction angiography. *AJNR Am J Neuroradiol* 2002;23:213–219
108. U-King-Im JM, Graves MJ, Cross JJ, Higgins NJ, Wat J, Trivedi RA, Tang T, Howarth SP, Kirkpatrick PJ, Antoun NM, Gillard JH. Internal carotid artery stenosis: accuracy of subjective visual impression for evaluation with digital subtraction angiography and contrast-enhanced MR angiography. *Radiology*. 2007 Jul;244(1): 213-22. Epub 2007 May 16)