



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

**KAROTİD ARTER STENOZLARININ DOPPLER
ULTRASONOGRAFİ, TİME-RESOLVED KONTRASTLI
MANYETİK REZONANS ANJİOGRAFİ VE DİJİTAL
SUBTRAKSİYON ANJİOGRAFİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dr. Ayşegül ALTUNKAŞ

UZMANLIK TEZİ

**TOKAT
2011**

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

**KAROTİD ARTER STENOZLARININ DOPPLER
ULTRASONOGRAFİ, TIME-RESOLVED KONTRASTLI
MANYETİK REZONANS ANJİOGRAFİ VE DİJİTAL
SUBTRAKSİYON ANJİOGRAFİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dr. Ayşegül ALTUNKAŞ

UZMANLIK TEZİ

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

**TOKAT
2011**

TEŞEKKÜR

BaŐta değerli hocam Prof. Dr. M. Murat FIRAT olmak üzere eğitimimde ve tezimde emeiği geçen herkese sonsuz teŐekkürler...

ÖZET

İnme, gelişmiş ülkelerde kalp hastalığı ve kanserden sonra en sık görülen ölüm nedenidir. Karotis arter stenozu sonucu gelişen iskemik serebrovasküler hastalıklar, mortalite olarak nispeten düşük ancak morbiditesi çok yüksek seyreden hastalıklardır. Biz bu çalışmada serebrovasküler hastalık semptomları olan bireylerin karotid arter darlıklarında Doppler Ultrasonografi ve 3B TRICKS MRA tetkiklerinin tanısal etkinliğini altın standart olan DSA tetkiki ile karşılaştırarak saptamayı amaçladık. Çalışmaya 53-82 yaş aralığındaki 22 olgu (15 erkek, 7 kadın) dahil edildi. Tüm hastaların MRA tetkikleri kontrast madde enjeksiyonu sonrasında, 3B TRICKS sekansı kullanılarak elde edildi. DSA görüntüleri lateral ve ön arka planlar ile rotasyonel olarak (3 Boyutlu) elde edildi. TRICKS MRA ve DSA tetkikinde stenoz oranları, 2 farklı radyolog tarafından sagittal ve lateral planlarda çapa ve aksiyel planda ise alana göre belirlendi. Her bir yöntemde stenozun en fazla olduğu düzeyden ölçüm yapıldı ve stenoz oranları NASCET yöntemi kullanılarak belirlendi. Doppler Ultrasonografi tetkiki farklı bir radyolog tarafından yapıldı ve darlıklar hız, çap ve alan ölçülerek değerlendirildi. Doppler US'de NASCET uyarlaması daha distaldeki sağlam İKA segmentinden alan ve çap belirlenerek yapıldı. 3B DSA alan ölçümü altın standart yöntem olarak kabul edildi. Değerlendirilen 22 hastanın internal karotis arterinde 39 İKA segmenti incelendi. Kappa istatistiğine göre 3B TRICKS MRA ve DSA tetkiklerinde gözlemciler arası uyum incelenen tüm parametreler için çok iyi ve mükemmel düzeyde saptandı. Doppler US'nin alan olarak stenozu öngörmedeki duyarlılığı; %90,9, özgüllüğü %85,7, tanısal doğruluğu %87,2; 3B TRICKS MRA'nın alan olarak stenozu öngörmedeki duyarlılığı %81,8, özgüllüğü %92,8, tanısal doğruluğu %89,7 olarak hesaplandı. Doppler US'de hıza göre sınıflamanın stenozu öngörmedeki duyarlılığı %100, özgüllüğü %96,4 ve tanısal doğruluğu %97,4 olarak saptandı. Subjektif değerlendirmede subjektif DSA'nın duyarlılığı %90,9, özgüllüğü %96,4, tanısal doğruluğu %94,9; 3B TRICKS MRA'nın ise duyarlılığı %90,9, özgüllüğü %92,9, tanısal doğruluğu %92,3 olarak saptandı. Konvansiyonel lateral DSA'nın stenozu öngörmedeki duyarlılığı %72,7, özgüllüğü %100 ve tanısal doğruluğu %92,3 olarak saptandı. Ülsere plaklarda 3B TRICKS MRA ve rotasyonel DSA tetkiklerinde alansal stenoz oranları lateral planda yapılan ölçümlere göre daha yüksek değerlerde saptandı.

Sonuç olarak her ne kadar uygulayıcı bağımlı olsa da Doppler US hızlı, ucuz, kolay ulaşılabilir bir tetkik olarak karotid stenozlarında güvenle kullanılabilir. TRICKS MRA’da İKA’nın tek enjeksiyonla kontrast madde verilmesi sonrası tüm segmentleri ile farklı projeksiyonlarla değerlendirilebilmesi TRICKS MRA’nın Doppler US ve DSA’ya üstünlükleridir. Stenoz değerlendirmede tüm parametrelerde yüksek tanısal doğruluk oranları içermesi, noninvazif ve noniyonizan bir tetkik olmasıyla da DSA’ya alternatif güvenli bir tanı yöntemi olarak kullanılabilir.

Anahtar Kelimeler: Karotis Stenozu, Doppler Ultrasonografi, TRICKS MRA, DSA

ABSTRACT

Stroke is the most common cause of death (after heart disease and cancer) in developed countries. Ischemic cerebrovascular disease due to carotid stenosis comparatively has a small mortality but a high morbidity. In this study, we aimed to compare and determine Doppler Ultrasonography and 3D Time Resolved Imaging of Contrast Kinetics magnetic resonance angiography (3D TRICKS MRA) with digital subtraction angiography (DSA) which is gold standard method in detection of carotid artery stenosis in patients with cerebrovascular disease symptoms. Twenty-two patients (age range 53-82, 15 male 7 female) were involved in this study. DSA views were obtained lateral, anterior, posterior planes with rotational (3 dimensional). TRICKS MRA and DSA's stenosis ratio was determined according to area in axial plane and diameter in saggital and lateral planes with two different radiologist. Measurements were performed in the most stenotic area for the each method. Stenosis ratio was determined by the North American Symptomatic Endarterectomy Trial (NASCET) method. Velocity, area and diameter measurements were performed with Doppler ultrasonography which is performing by another radiologist for determining stenosis ratio. Area and diameter information from the non-stenotic internal carotis artery (ICA) were obtained by Doppler US to adapt NASCET. Area measurement by 3D DSA was accepted as gold standard method. 39 of 44 ICA segments from 22 patients were analyzed. Coherence between observers was excellent according to kappa statistics for both methods and analysed parameters. Sensitivity, specificity and diagnostic accuracy of Doppler method in prevision of regional stenosis with using area is respectively 90.9%, 85.7%and 87.2%. Sensitivity, specificity and diagnostic accuracy of MRA in prevision of regional stenosis is respectively 81,8%, 92,8%and 89,7%. Sensitivity, specificity and diagnostic accuracy of Doppler method in prevision of regional stenosis with using velocity classification is respectively 100%, 96,4 %,and 97,4%. Sensitivity, specificity and diagnostic accuracy of subjective DSA analyze which is performed by two different radiologists in prevision of regional stenosis is respectively 90,9%, 96,4%, and 94,9%. Sensitivity, specificity and diagnostic accuracy of 3D TRICKS MRA in

prevision of regional stenosis is respectively 90,9%, 92,9%, and 92,3%. Sensitivity , specificity and diagnostic accuracy of conventional lateral DSA in prevision of regional stenosis is respectively 72,7%, 100%, and 92,3%. Regional stenosis ratio values of 3D TRICKS MRA and rotational DSA are higher than lateral plane values.

In conclusion, Doppler ultrasonography is a cheap, fast and easy accessible method and can be used safely in detecting carotid stenosis. TRICKS MRA is superior to Doppler US and DSA on analyz of all CCA segments' different projections after one contrast injection. Furthermore, TRICKS MRA is a noninvasive, nonionization, higher diagnostic accuracy of all parametres and safe alternative to DSA for diagnosing carotid artery stenosis.

Key words: Carotid Stenosis, Doppler Ultrasonography, TRICKS MRA, DSA

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
TEŞEKKÜR	i
ÖZET	ii
ABSTRACT	iv
İÇİNDEKİLER	vi
ŞEKİLLER.....	viii
TABLolar.....	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	x
GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
GENEL BİLGİLER.....	5
2.1. Embriyoloji.....	5
2.2. Vasküler Anatomi.....	6
2.2.1. Karotis Sisitemi.....	7
2.2.1.1. İnternal Karotis Arter.....	7
2.2.1.2. Eksternal Karotis Arter	13
2.2.1.3. Vertebral Arter.....	13
2.2.1.4. Baziler Arter.....	15
2.2.1.5. Willis Poligonu.....	16
2.3. Ateroskleroz.....	17
2.4. Tanı Yöntemleri.....	19
2.4.1. Ultrasonografi.....	19
2.4.2. Kraniyal BT ve MRG yöntemleri.....	27
2.4.2.1. Bilgisayarlı Tomografi Anjiografi.....	28
2.4.2.2. Manyetik Rezonans Anjiografi.....	29
2.4.3. DSA.....	42
GEREÇ VE YÖNTEM.....	45
BULGULAR.....	52
ÖRNEK OLGU SUNUMLARI.....	60

TARTIŞMA.....	70
SONUÇ.....	77
KAYNAKLAR.....	78

ŞEKİLLER

Şekil	Sayfa
Şekil 1: Lateral pozisyonda İKA segmentleri.....	7
Şekil 2: İKA C2 segmentinin, dalları ve komşuluğundaki yapılar.....	10
Şekil 3: İKA C4-5 segmentlerinin dalları ve komşu yapılar.....	11
Şekil 4: Spin eko görüntülemeye RF pulslarına maruz kalan protonların şematik görünümü.....	29
Şekil 5: T2 ağırlıklı aksiyal beyin MR kesitinde orta serebral arterler yüksek akım hızı nedeniyle sinyalsiz olarak görünümü.....	29
Şekil 6: 3B TOF MIP görüntülerde Willis Poligonu düzeyinde vasküler yapılar.....	33
Şekil 7: NASCET ve ECST yöntemlerine göre, karotis stenoz ölçümü.....	42
Şekil 8: DSA tetkikinde oblik damar segmentinde aksiyel görüntü oluşturma yöntemi.....	46
Şekil 9: Örnek olgu 1.....	58
Şekil 10: Örnek olgu 2.....	59
Şekil 11: Örnek olgu 3.....	60
Şekil 12: Örnek olgu 4.....	61
Şekil 13: Örnek olgu 5.....	62
Şekil 14: Örnek olgu 6.....	63
Şekil 15: Örnek olgu 7.....	64
Şekil 16: Örnek olgu 8.....	65
Şekil 17: Örnek olgu 9.....	66
Şekil 18: Örnek olgu 10.....	67

TABLÖLAR

Tablo	Sayfa
Tablo 1: Ultrason Radyologları Cemiyeti'nin internal karotid arter stenozunu Doppler Ultrasonografi ile değerlendirme kriterleri.....	49
Tablo 2: Olguların yaş, cinsiyet ve klinik ön tanı listesi.....	48
Tablo 3: DSA ve TRICKS MRA'da karotis arter stenoz oranlarının subjektif değerlendirmeye göre sınıflanması.....	53
Tablo 4: 3B lateral DSA ve VR lateral TRICKS MRA'da karotis arter stenoz oranlarının sınıflanması	54
Tablo 5: Konvansiyonel lateral DSA ve MIP lateral TRICKS MRA'nın karotis arter stenoz oranlarının sınıflanması	55
Tablo 6: DSA ve TRICKS MRA'da karotis arter stenoz oranlarının alan olarak değerlendirmeye göre sınıflanması.....	56
Tablo 7: DSA ve Doppler US'de karotis arter stenoz oranlarının alan olarak değerlendirmeye göre sınıflanması.....	57
Tablo 8: Karotis arter stenozlarının DSA'da alan olarak Doppler'de ise hız değerlendirmeye göre sınıflanması.....	58
Tablo 9: Her üç ölçüm yönteminin İKA stenozlarında duyarlılık, özgüllük, PÖD, NÖD ve tanısal doğruluk oranları.....	59

SİMGELER VE KISALTMALAR

ACAS	Asymptomatic Carotid Atherosclerosis Study
ASA	Anterior Serebral Arter
AKA	Ana Karotid Arter
AKomA	Anterior Kominikant Arter
AİSA	Anterior İnferior Serebellar Arter
BT	Bilgisayarlı Tomografi
BTA	Bilgisayarlı Tomografi Anjiyografi
DSA	Dijital Subtraksiyon Anjiografi
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
KE	Karotis Endarterektomi
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 Excititation
NÖD	Negatif Öngörü Değeri
PC MRA	Faz Kontrast Manyetik Rezonans Anjiografi
PKA	Posterior Kommünikan Arter
PİSA	Posterior İnferior Serebellar Arter

PÖD	Pozitif Öngörü Değeri
PRF	Pulse Repetition Frequency
PSV	Peak Sistolik Hız
PTA	Perkütan Translüminal Anjioplasti
PDUS	Power Doppler Ultrasonografi
RDUS	Renkli Doppler Ultrasonografi
SA	Subklavyan Arter
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
VA	Vertebral Arter

1. GİRİŞ

İnme, gelişmiş ülkelerde tüm ölüm nedenleri arasında kalp hastalığı ve kanserden sonra 3. sıklıkta ölüm nedenidir [1]. Amerika Birleşik Devletleri'nde her yıl 700.000'den fazla inme vakası görülmektedir [2, 3] ve yıllık maliyeti yaklaşık 51 milyar dolardır [3]. Serebral tromboembolik olayların yaklaşık %90'ının nedeni aterosklerozdur [4]. Ateroskleroz, arteriyel intima yerleşimli lipidden zengin, merkezi pıhtılı fibröz plaklarla karakterize sessiz seyreden bir hastalıktır. Primer olarak karotis, femoral ve koroner arterleri etkileyen multifaktöryel bir hastalıktır [5]. 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'nun, büyük arter hastalığına bağlı olduğu tanımlanmaktadır [6]. Aterosklerozun, karotis arteri diffüz olarak değil, genellikle tek veya birçok bölümünü ayrı ayrı etkilediği, sıklıkla bifurkasyonda, kıvrım yerlerinde geliştiği belirtilmektedir [7]. Karotis arter stenozu sıklıkla embolik, nadiren de hemodinamik olarak beyinde iskemi oluşturur. 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 [8, 9]. Embolik mekanizma ise, ekstrakranial damardaki lezyonun embolik kaynak gibi davranması, platelet debrisleri ve tromboze materyalin beyine embolize olmasıdır [8, 10, 11]. 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 [12].

Aterosklerotik plakların neden olduğu stenoz derecesi kadar plakların histolojik yapısı ve morfolojisinin de önemli olduğuna dikkat çekilmektedir [13]. Yüksek oranda yağ içeren, yumuşak, hipokojen 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 [14].

Araştırmalar internal karotis arterin (İKA) ciddi darlıklarında karotis endarterektominin (KE) yararını ortaya koymuştur [2, 15]. KE %50-69 arası karotis darlıklarında ılımlı, %70'ten daha fazla darlıklarda belirgin yarar sağlamaktadır [15-17]. Son yıllarda gelişen teknolojilerle karotis arteri stenozlarında Perkütan Translüminal Anjioplasti (PTA) ve stent uygulaması KE'ye alternatif olarak yaygın kullanım alanı bulmuştur [3, 18]. Konvansiyonel serebral anjiyografi, karotid arterlerin ve vertebrobaziler sistemin değerlendirilmesinde "altın standart" olarak kabul edilmekle birlikte, yöntemin invaziv ve pahalı olması ve sahip olduğu %1-4 oranında nörolojik defisit ve ölüm riski (vasküler yaralanma, intraserebral komplikasyon, kontrast nefrotoksitesisi ve radyasyon maruziyeti) [19] nedeni ile tarama yöntemi olmaktan uzaktır. Bu nedenle ultrasonografi (US), manyetik rezonans anjiyografi (MRA), bilgisayarlı tomografik anjiyografi (BTA) gibi invaziv olmayan ya da minimum invaziv olan görüntüleme teknikleri tarama yöntemi olarak daha çok seçilmektedir. Duplex Doppler US, BTA ve MRA gibi yöntemler karotis stenozunun saptanmasında yüksek ancak %70'den %99'a kadar değişen aralıklarda duyarlılık ve özgüllüğe sahiptir [20].

Ultrasonografi, kolay uygulanabilmesi, non-invaziv olması, iyonizan radyasyon içermemesi, kolay taşınabilirliği, stenoz oranının ve plak yapısının değerlendirilebilmesi nedeniyle rutin incelemelerde özellikle ana karotis arter bifurkasyonu ve çevresinin değerlendirilmesinde en sık kullanılan yöntemdir. Renkli Doppler Ultrasonografi (RDUS), damar lümeninin daraldığı, kan akımının bozulduğu ve poststenotik türbülant akımların ortaya çıktığı segmentlerin morfolojik değerlendirilmesi amacıyla kullanılmaktadır [21]. Ultrasonografi tekniklerinin ilerlemesi ve nörolojide günlük pratiğe girmesiyle inmeli hastalarda karotis sisteminde plağın yüzey özellikleri, akım hızına etkisi, stenotik plakların stenoz oranlarının yüksek özgüllük ve duyarlılıkla belirlenerek plağın direkt etkileri tespit edilebilmektedir. Plak yapısının incelenmesi için bilgisayarlı tomografi (BT), manyetik rezonans görüntüleme (MRG) ve çok yeni dönemde Pozitron Emisyon Tomografi teknikleri denenmekle beraber; US 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 [17].ultrasonografik 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 invaziv olmayan yöntemler konvansiyonel anjiyografinin yerini almıştır [22]. BTA, arteriyel daralma ve tıkanmayı açığa çıkaracağı gibi damar duvarının yapısını da gösterir [23]. BT uygulaması kolay, daha az invaziv bir yöntemdir ve 3 boyutlu (3B) görüntü oluşturma imkanı olması 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 noninvaziv görüntüleme yöntemidir. MRA teknikleri time-of-flight (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 [24]. 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 MRA hem anatomik hem de hemodinamik bilgiler sağlar [25]. Ayrıca pür arteriyel veya pür venöz faz görüntüleri hızlı bir şekilde alınabilir. Günümüzde bu teknik spesifik olarak ekstrakraniyel karotid arterler için uygulanmaktadır.

Time resolved 3B MRA, özellikle paralel görüntüleme yönteminin MRA alanındaki en başarılı uygulamalarından biridir. Bu hızlı çekim yöntemi ile DSA'da ki 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 olsa da yöntem vasküler lezyonların debi ve dolum mekaniklerinin değerlendirilmesinde oldukça etkindir.

Bu çalışmada; Karotid stenozu ve serebrovasküler hastalık ön tanılı hastalara tanısal amaçlı yapılan ve ilk başvuru olan görüntüleme yöntemi olan Doppler Ultrasonografi, tanısal amaçlı yapılan 3B TRICKS MRA tekniği ve tanısal ve tedavi amaçlı yapılan DSA teknikleri retrospektif olarak değerlendirildi. Karotid arter darlıklarını saptamada altın standart olarak kabul edilen DSA tetkiki ile karşılaştırılarak Doppler US ve TRICKS MRA tekniklerinde darlıkları alan ve çap ile North American Symptomatic Endarterectomy Trial (NASCET) yöntemine göre değerlendirilerek bu yöntemlerin tanısal doğruluğunu saptamayı amaçladık.

2. GENEL BİLGİLER

2.1.Embriyoloji

İnsan embriyosunda damar oluşumu embriyo dışında ve içinde olmak üzere 2 ayrı yerde gerçekleşir. İlk damar sistemi 3. haftanın ortasında belirir. Embriyo 3-4 mm'lik boyuta ulaştığında arteria hipoglosika primitiva, arteria akustika primitiva ve arteria trigemina primitiva embriyo dışındaki ve içindeki bu iki sistemi birbirine bağlar.

Kalp taslağının ön ucu olan trunkus arteriyosus yutak kavislerinin ventralinde çatallanarak 2 ayrı damar oluşturur. Aorta ventralis (aorta ascendans primitiva) adını alan bu damarlar dal vermeden 1. yutak kavsi hizasında yukarı ve arkaya doğru dönerek korda dorsalisin her iki yanından kuyruğa doğru uzar ve aorta dorsalisleri (aorta descendans primitiva) yaparlar. Aorta dorsalisler göbek bağından gelen arteria umbilicalis ile birleşerek arteria kaudalis adını alır ve kuyruk ucuna kadar ilerlerler.

Gelişimin başlangıç aşamasında dorsal aort ile ventral aort arasında kraniokaudal yönde, 1'den 4'e kadar numaralandırılan 4 adet arter vasıtası ile anastomozlar kurulur ve bunlar aortik arkusları oluştururlar.

Kan dolaşımı kalbin atışı ile birlikte başlar. Bu sırada embriyo 3-4 haftalıktır. Brankial arkuslar gelişimin 4.-5. haftaları arasında oluşurken her arkus kendi kraniyal sinirini ve arterini alır. Bu arterler aortik arkuslar olarak bilinir ve aortik keseden gelişirler. Diğer brankial arkusların oluşumuyla aortik kese her yeni arkusa bir dal vererek sonuçta toplam 6 çift arter meydana gelir. Gelişimin ileri evrelerinde bu yapılarda büyük ölçüde değişiklikler olur ve bazı damarlar tümü ile regrese olurlar. Embriyo gelişiminin tamamlanmasıyla ilk olarak arteria akustika primitiva sonra arteria hipoglosika primitiva ve son olarakta arteria trigemina primitiva kaybolur.

Birinci aort kavsi nöral tüpün kapanmasına kadar devam eder. Bu arterlerin ön beyine doğru olan uzantısı arteria karotis interna primitiva adını alır ve 1.aortik arkın kaybolmasından sonra dorsal aortanın kraniyal uzantısı haline gelir. İkinci aortik ark stapedial arterleri vererek kısa sürede kaybolur. Stapedial arter arteria meningea media ve arteria mandibularisi verir. Arteria mandibularis aorta dorsalis ile anastomoz yaparak

eksternal karotid arter'in (EKA) bir bölümünü oluştururlar. Arteria mandibularisden daha sonra arteria maksillaris interna meydana gelir. Üçüncü aort kavsi İKA'nın servikal bölümünü, 2. ve 3. aort kavsi arasındaki dorsal aort İKA'nın pars petrozasının başlangıç bölümünü, 1. ve 2. aort kavsi arasındaki dorsal aort İKA'nın pars petrozasının distal horizontal parçasını, 1. aort kavsi ve arteria maksillaris primitiva arasındaki dorsal aort İKA sifonunun horizontal parçasını, inferolateral kütük ve terminal dalları arasındaki dorsal aorta İKA'nın klinoid parçasını, arteria oftalmika primitiva ve arteria serebri anterior ise İKA'nın pars serebralisini oluşturur. Dördüncü aortik ark solda daha iyi gelişerek arkus aortayı yapar. Aynı zamanda sol aorta ventralis de aorta descendalisi oluşturarak arkus aortanın yapısına iştirak eder. Böylece solda ana karotid arter (AKA) ve arteria subklavya aorttan çıkar. Sağda ise 4. aortik arkta oluşan arteria subklavyanın proksimal parçası aorta ventralis ile birlikte trunkus brakiosefalikusunu oluşturur. Sağda AKA ve arteria subklavya bu trunkustan çıkar.

Her iki dorsal aorta 3. haftadan sonra birleşerek aorta descendensi meydana getirirler. Ancak birleşmeden önce dorsal aortadan çeşitli segmental arterler çıkar. 7. segmental arterler vertebral arterlerin alt uçları ile birlikte arteria subklavia sinistra'nın tamamını, arteria subklavia dekstra'nın ise büyük bir bölümünü meydana getirirler. 2. segmental arter çifti (hipoglossal arterler) vertebral arterlerin (VA) serebral parçalarını yaparlar. VA'ların servikal parçaları ilk 7 segmental arterin longitudinal bir anastomoz yapımları ile oluşur. Kolun gelişiminden sonra arteria subklavyanın genişlemesi nedeni ile VA'lar, arteria subklavyaların dalıymış gibi gözükürler [26, 27].

2.2.Vasküler Anatomi

Beyinin arteriyel kan akımı kökenlerini arcus aortadan alan, iki internal karotid arter ve iki vertebral arterden oluşan başlıca dört arter sağlar [28].

2.2.1. Karotis Sistemi

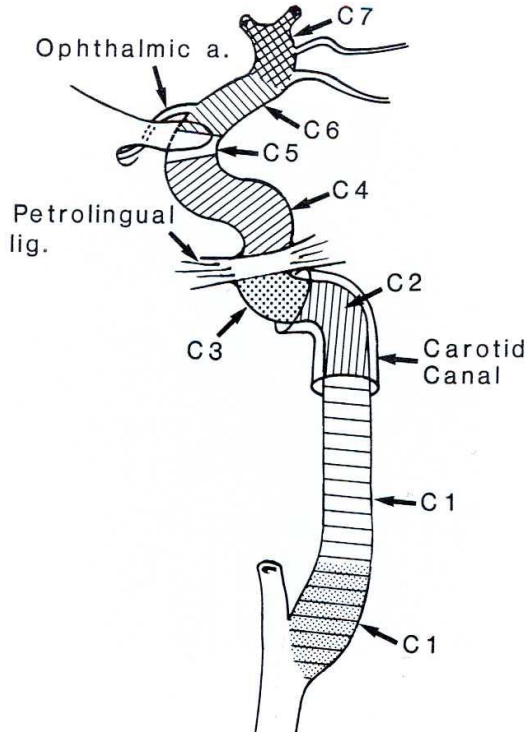
Beyin, vücut ağırlığının sadece %2'sini oluşturduğu halde, kardiyak debinin %15'ini almakta, bazal durumda vücuttaki oksijenin %20'sini tüketmektedir [3]. Arkus aortadan 3 ana dal çıkar. Bunlardan ilki brakiosefalik trunkus, ikincisi sol ana karotis arter ve üçüncüsü sol subklavian (SA) arterdir.

Brakiosefalik trunkus (innominat arter), arkus aortadan çıktıktan 4-5 cm sonra, sternoklavikuler eklem hizasında bifurkasyon yaparak sağ subklavian arter ve sağ ana karotis artere ayrılır. Sol AKA direkt arkus aortadan çıktığı için hemen daima sağdan uzundur. Sağ AKA'nın sadece servikal, sol AKA'nın ise torasik ve servikal parçaları bulunmaktadır. AKA'lar, juguler ven ve nervus vagus ile birlikte karotid kılıf içerisinde seyrederek. AKA genellikle tiroid kartilaj üst konturu seviyesinde (C3-C4 ya da C4-C5 seviyelerinde) ikiye ayrılır (karotis bifurkasyonu). Bu dallardan birincisi yüz, kafanın dış kısmı ve boynun büyük bölümünü besleyen EKA, ikincisi ise beynin ön bölümünü ve orbitanın dolaşımını sağlayan İKA'dır. Bazen bifurkasyon düzeyi C (servikal) 1 vertebra düzeyi kadar yüksek olabildiği gibi Th (torakal) 2 vertebra düzeyi kadar düşük konumlu da olabilir. Bifurkasyon kısa boyunlu kişilerde daha yüksek konumlu iken uzun boyunlu kişiler ve çocuklarda daha düşük konumludur [29].

2.2.1.1. İnternal Karotis Arter

İKA'nın başlangıcında veya karotis bifurkasyonunda hafif bir açıyla belirgin bir fokal dilatasyon bulunur "karotid sinus" ya da "bulbus" adını alır. Bu bölgede sistemik arteriyel basıncı düzenleyen reseptör benzeri hücreler bulunmaktadır. Bifurkasyon hizasında ayrıca kemoreseptör olarak işlev gören "karotid cisimcik" yer almaktadır. Normal bulbus çapı yaklaşık 7,5 mm, uzunluğu 1 cm olup, AKA çapı 7 mm, bulbus distalindeki İKA çapı ise 4,7 mm'dir.

İnternal karotis arter, C3-C4 ya da C4-5 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 lacerumun 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 [4]. İKA'yı segmentlere ayıran birçok sınıflandırma sistemi mevcuttur. Burada Bouthillier ve arkadaşlarının önerdiği, İKA'yı yedi (C1-C7) segmente ayıran sınıflandırma kullanılacaktır [30] (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 arkta köken almıştır [31]. Sinus karotikus başlangıç kesiminde bulunur. Distal kesimine asendan 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 [4]. Ateroskleroza bağlı darlık en sık C1 segmenti proksimalinde görülür.

C2 segment: İKA'nın, temporal kemiğin petroz parçasında bulunan kanalis karotikus içerisindeki bölümüdür. Embriyolojik olarak dorsal aortadan gelişir [31]. Kanal içerisinde otonom sinir ağları ve kavernoöz sinüsten uzanan venöz pleksuslar ile sarılıdır.

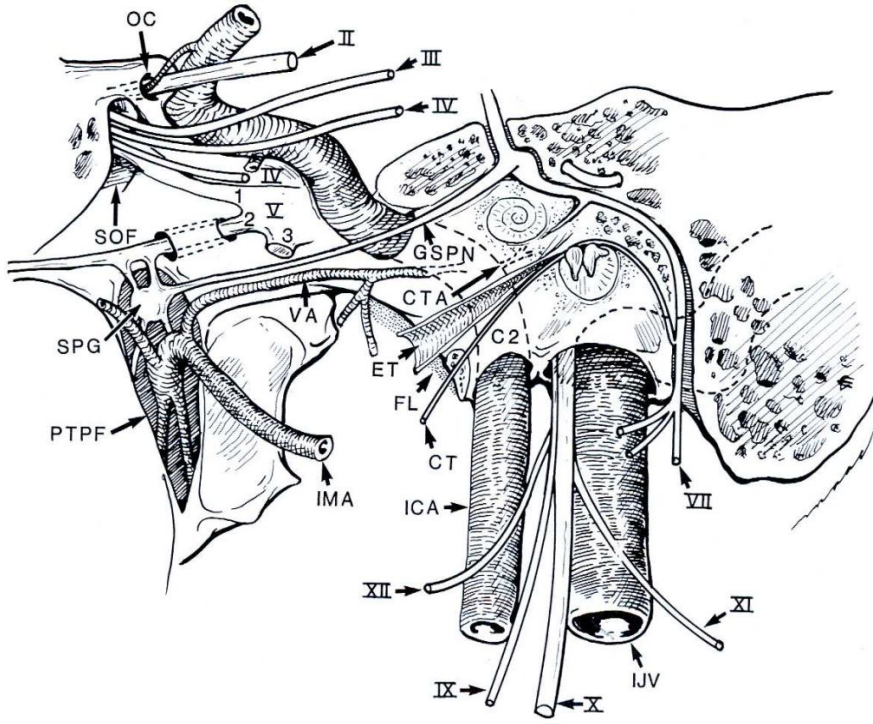
Vertikal ve horizontal segment olarak iki bölüme ayrılır. İKA, jugular fossa ve internal juguler venin önünde kanala girer. Kanal içerisinde posteriorunda bulunan timpanik kavite ve kohlea ile arasında ince bir kemik lamel mevcuttur [4]. İki adet dal verir.

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

Karotikotimpanik arter: Embriyolojik olarak ikinci aortik arkta köken alır.

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

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 [28] (Şekil 2).



Şekil 2: İKA C2 segmentinin, dalları ve komşuluğundaki yapılar ile görünümü. İCA: İnternal karotis arter, ET: Östaki tüpü, CTA: Karotikotimpanik arter, VA: Vidii arteri, FL:Foramen laserum, PTPF: Pterigopalatin fossa, İMA: Maksiller arter, SOF: Süperior orbital fissür, OC: Optik kanal, FPG: Sfenopalatin gangliyon, CT: Korda timpani [29] .

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, tentoryuma 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 [4].

Dalları: Küçük ama önemli birçok dal verir.

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

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 meningeal 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 .

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 baziller arterin posterior serebral arter dalını bağlar. Okulomotor 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 inferiorundaki pleksus koroidea 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 [32].

2.2.1.2. 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 anastomoz 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 farengeal dalları ile vertebral arterin mürküler dalları arasında önemli kollateral bağlantılar bulunmaktadır [28].

2.2.1.3 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 [4].

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 tortüöz olabilir.

V2 segment (foraminal): C1-C6 vertebra transvers foramenleri arasındaki bölümdür. Vertebral arter C3 düzeyine kadar düz bir yol izlerken C3 düzeyinden sonra önce dışı (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:

Müsküler 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. Duramateri ve falks serebriyi besler.

Posterior spinal arter: Vertebral arter ya da posterior inferior serebellar arterden ayrılır. Spinal dalları olarak medulla oblongata 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 mater 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 nükleuslarını besler [33].

Bu dallar dışında vertebral arterin, pleksus koroidea, serebellar tonsile ve beyin sapına verdiği ince dallar mevcuttur. İnsanların büyük kısmında sol vertebral arter, %25'inde sağ vertebral arter dominanttır [4]. Nadir olmayarak Anterior inferior serebellar arter (AİSA) ile PİSA ortak kök ile ayrılırlar. Yüzde 0.2 oranında vertebral arter PİSA olarak sonlanabilir. %5-8 oranında PİSA ekstradural vertebral arterden çıkabilir. Bunun yanında nadiren ilk iki vertebral arter segmentinden köken alabilir.

%2 oranında PİSA dublikasyonu görülebilir. Bu durumda tek kalın kökten iki ya da daha fazla dal çıkmaktadır[4].

2.2.1.4 Baziler Arter

Her iki tarafın vertebral arterlerinin bulbusun ön yüzünün üst kesiminde birleşmesi ile oluşur. Prepontin sisternde aynı isimli sulkus içerisinde uzanarak ponsun üst kesiminde terminal dalları olan posterior serebral arterleri verir. Baziler arter bifurkasyonu %92 oranında interpedinküler ya da suprasellar sistern 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 [34].

AİSA, baziler arterin ilk dalı olup üç serebellar arterin en ince olanıdır. Baziler arter proksimalinden ayrılarak serebello-pontin köşe sisterni içerisinde fasial ve vestibulokohlear sinirlerin altında uzanır [34]. Serebellum anterolateralinde dağılarak 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 medialeye dallar verir. Lateral ventrikulden girerek pleksus koroidea dağılır.

2.2.1.5 Willis Poligonu

Beynin kaidesinde sağ ve sol karotid sistemlerin hem birbirleriyle hem de vertebrobaziller sistemle birleşmesi yapması sonucu oluşan poligondur. Bu poligonda anterior kommunikan arter (AKomA) her iki anterior serebral arteri bağlarken, posterior kommunikan arter (PKomA) ise internal karotid arteri Posterior serebral arter (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: Anterior serebral arter (ASA) ve Orta serebral arter (MSA)'nın proksimalinden çıkarlar. Sulama alanları bazal ganglia, optik kiazma, kapsüla interna ve hipotalamustur.

- Posterior perforan arterler: PSA ve PKomA'den çıkarlar, sulama alanı mezensefalon ventrali, talamus, subtalamus ve hipotalamustur [28].

2.3 ATEROSKLEROZ

Ateroskleroz, aterom denilen, arterlerin nekrotik hücreler, lipid ve kolesterol kristallerinden oluşan ve lümene doğru büyüyen plaklarla karakterize dejeneratif hastalığı olup en sık arkus aorta, karotis arterler, torakal ve abdominal aorta, femoral

arter ve koroner arterleri tutar [35, 36]. Serebrovasküler olayların %90'undan sorumludur. Erkeklerde ateroskleroz eğiliminin yüksek olduğu, kadınlarda ise menopoza döneminden sonra eğilimin arttığı, ileri yaşlarda erkeklere yakın düzeye eriştiği saptanmıştır [36]. Ateroskleroz dışında darlıkların oluşumunda fibromusküler displazi, arterde tortüözite, damara ekstrensek bası, travma, inflamasyon, intima diseksiyonu, radyasyon ve daha nadir olarak da fibrinoid nekroz, amiloidozis ve vaskülitler sorumludur.

Aterosklerozun gelişiminde üç hipotez öne sürülmektedir: Lipid hipotezi, hasara yanıt hipotezi ve birleşik teori [37]. Birleşik teoride intima üzerindeki tekrar eden yaralanmalar aterosklerozun başlamasında en önemli adımdır. Bu teoriye göre dolaşan endotoksinler, hiperkolesterolemi, diyabet, sigaraya bağlı oluşan hipoksi ürünleri, hipertansiyon, virüsler, immünolojik etki, homosistein gibi çeşitli faktörler endotelde zedelenmeye neden olabilir. Ancak esas etkili olanların hemodinamik bozukluklar ve hiperkolesteroleminin olumsuz etkileri olduğu düşünülmektedir. Aterosklerozun başlangıcında endotel, düşük dansiteli lipoproteine (LDL) duyarlı hale gelir. LDL subendotelyal bölgeye yerleşir ve oksidanların da etkisiyle monositleri bu bölgeye çeker. Monositler makrofajlara dönüşür ve LDL'yi yutarak köpüksü hücreleri meydana getirir. Makrofajlar intimada da çoğalırlar. Bu arada trombositlerde endotele tutunurlar. Daha sonra arter duvarındaki düz kas hücreleri mediadan intimaya göç eder, birikir, çoğalır ve bazıları lipidleri alarak köpüksü hücrelere dönüşürler. Sonuçta hiperkolesterolemi devam ederse intimada makroskopik olarak 'yağlı çizgilenme' şeklinde köpüksü hücre agregatları oluşur. Birçok kişi bunların tam gelişmiş aterosklerozun öncül lezyonu olduğuna inanır. Köpüksü hücre odakları etrafında düz kas hücrelerinin çoğalmasıyla yağlı çizgiler matür yağlı-fibröz ateroskleroz çevrilir. Daha sonra bu aterosklerozda kollajen, elastin ve proteoglikan depolanmasından oluşan bir bağ doku oluşur [35]. Son olarak düz kas hücreleri fibroblastlara dönüşerek plak içinde bir kollajenöz (fibröz) başlık oluşturur [3].

Plak gelişiminde inflamasyonun önemli patolojik rol oynadığına dair artan kanıtlar vardır. İnflamasyon köpük hücrelerinin ve plağın diğer komponentlerinin yıkılmasına ve inflamatuvar debris birikmesine neden olur. İnflamatuvar hadise plağın yapısını parçalar, fibröz başlığı zayıflatır ve intimaya uzanır [3].

İki geniş aterosklerotik plak kategorisi vardır: Ankomplike ve komplike. Ankomplike veya stabil plağın yapısı büyük oranda uniformdur ve subintimal başlık ile sarılıdır. Komplike plağın yapısı uniform değildir. Plak gelişiminde bugünkü düşüncenin merkezi stabil ankomplike plağın komplike plağa dönüşme eğiliminde olduğu yönündedir [3]. Bu dönüşüm dört şekilde olabilir [35]:

1-İlerlemiş hastalıkta plaklar sıklıkla odaksal ya da masif kalsifikasyona giderler ve arterler adeta kurşun borulara dönüşürler.

2-Luminal yüzeyin fissürleşmesi veya ülserasyonu ile plağın rüptürü debrilerin kan akımına geçişine neden olabilir (kolesterol embolisi).

3-Fissürleşmiş ya da ülsere lezyonların üzerinde trombüs gelişebilir.

4-Endotelyal bütünlüğün kaybindan kaynaklanabilen ve damar lümeninden progresif kan girişine yol açan ya da tanımlanan plak çevresindeki kapillerlerden gelişebilen plak içine kanama olabilir, kanama ise plağın şişmesine ve rüptürüne yol açabilir.

Aterosklerotik lezyonlar en sık bifurkasyon ve bulbus düzeyinde başlar. Büyük bir bölümü İKA'nın başlangıcından itibaren 2 cm'lik bölümde bulunur. Daha az sıklıkta da karotid sifonun intrakraniyal parçasında, anterior ve orta serebral arter sapı başlangıç düzeyinde bulunur [3].

Bir aterom plağının damarda oluşturduğu darlığın hemodinamik olarak anlamlı olabilmesi için plağın proksimali ve distali arasında bir basınç gradiyenti oluşturması gerekir. Basınç gradiyenti oluşturan plaklar çapta en az %50 azalmaya neden olan plaklardır ve bu da damar lümeninde %70 alan darlığına karşılık gelmektedir. İnme kliniği ile gelen ve karotis darlığı olan hastalarda %50'den fazla daralma izlenmektedir [3]. Bu bölgede türbülant akım oluşur ve RDUS ile izlenir. Anjiyografi ise bu akımı göstermekte çok başarılı değildir [3]. Karotis arter darlığının doğal seyri izlendiğinde yapılan çalışmalarda darlığa neden olan plakların zamanla progresyon gösterdiği belirtilmektedir. Yaklaşık hastaların %30'unda plakların, bir yıl içerisinde %25'ten fazla progresyon gösterdiği tespit edilmiştir [15, 38].

2.4. Tanı Yöntemleri

2.4.1. Ultrasonografi

Tanısal ultrasonografide kullanılan enerji, yüksek frekanslı sestir. Vücuda gönderilen ses doku yüzeylerinden yansır ve görüntüler yansıyan bu sesin amplitüdü ve dönüş süresi ile oluşturulur. Yankının geldiği derinliğin saptanabilmesi için ses kısa atımlar (pulsar) şeklinde gönderilir [39].

Ultrasonun Temel Özellikleri

Ultrasonun tanımı

Bir ortam içinde oluşan mekanik titreşimlerin birim zaman (sn) içindeki tekrarlama sayısı 16-20.000 arasında olduğu zaman insan kulağı bu titreşimleri algılayabilir ve buna "SES" adı verilir. Titreşimlerin tekrarlama sayısı 20'den az olduğunda infrases, 20.000'den fazla olduğunda ultrases (ultrason) adını alır. Birim zaman (sn) içindeki titreşim sayısına frekans denir ve birimi Hertz olarak kabul edilmiştir. Tanı amacıyla kullanılan ultrason dalgaları genellikle 1 ile 15 megahertz (MHz) arasındadır [40].

Ultrasonun elde edilmesi

Günümüzde yüksek frekanslı ses elde etmek için piezoelektrik olaydan yararlanılmaktadır. Elektrik enerjisini mekanik titreşimlere, mekanik titreşimleri de elektrik sinyallerine dönüştürme metoduna piezo-elektrik olay denmektedir. Bu amaçla üretilmiş seramik diskler çevirici anlamına gelen transdüser adı verilir. Transdüserler prob adı verilen bir başlıkta taşınmaktadır. Transdüserin kalınlığı arttıkça frekans artar. Ultrasenin frekansı arttıkça dalga boyu kısalmaktadır [39]. Sesin frekansı arttıkça uzaysal rezolüsyon da artar [41]. Dalga özelliği taşıyan her enerjide olduğu gibi, ses enerjisinin de bir frekansı (f) ve dalga boyu (λ) vardır. Buna bağlı olarak bir de ortam içindeki

yayılm hızından (v) bahsetmek gerekir. Sesin yayılma hızı (v), dalga boyu (λ) ve frekans (f) arasında: $v = \lambda \times f$ denkleminde görülen ilişki vardır [39].

Akustik intensite

Ultrason pulsunun kesitsel ünite alanı başına düşen gücü olarak da tanımlanır. Birimi Watt/cm² veya mWatt/cm²'dir. Yoğunlaştırılmış ve odaklanmış bir ultrason demeti, aynı güce sahip, ancak daha geniş bir alana yayılmış ultrason demetine göre daha yüksek intensiteye (yoğunluğa) sahiptir [41].

Akustik impedans

Gelen ultrason pulsunun dokular arasındaki etkileşiminde en önemli nokta dokuya ait bir özellik olan akustik impedans (Z)'tır. Akustik impedans, ortamın sesin yayılımına gösterdiği direnç olarak tanımlanır ve sesin yayıldığı ortamın yoğunluğu (d) ile sesin o ortamdaki hızına (v) bağlıdır ($Z=d.v$) ve frekanstan bağımsızdır [41, 42].

Ses dalgasının doku ile etkileşimi

Ses dalgası akustik impedansı değişmeyen bir doku içerisinde ilerlerken kendi yönünde durmaksızın ilerleyecektir. Eğer yayıldığı ortamın akustik impedansından farklı bir ortamla karşılaşırsa şu durumlar ortaya çıkar:

Yansıma: Ses demeti iki doku arasındaki sınıra ulaştığı zaman, sesin bir kısmı geri yansıtılacak, kalanı ise doku içerisinde ilerleyecektir. Yansıyan eko miktarını, yansıtıcının boyutu ve yüzey özellikleri ile akustik empedanslar arası fark etkiler. Büyük akustik empedans farklılıkları olan ara yüzeylerde (kemik ve hava ara yüzeyi gibi) ses enerjisinin büyük kısmı yansıtılır [41]. Daha az akustik empedans farkı olan dokuların oluşturduğu sınırdan ise (yağ ve kas doku sınırı gibi) ses enerjisi çok az yansıtılarak yoluna devam eder. Eğer dokuların empedansları aynı ise yansıyan eko oluşmaz [43]. Yansımayı etkileyen diğer bir faktör de insidans açısıdır [40].

Kırılma: Ses dalgalarının bir ortamdan diğerine geçerken gösterdiği yön değişikliğidir. Kırılma, görüntü rezolüsyonunda kayba, uzaysal distorsiyona ve artefaktlara yol açması nedeniyle istenmeyen bir etkidir [39]. Ses demetinin dalga boyu, çarptığı ortamın dalga boyundan daha küçük olduğunda ortaya çıkar [40].

Saçılma: Frekans ile doğru orantılıdır. Yansıtıcı yapılar sesin dalga boyunda ya da daha küçük ise özel bir saçılma şekli ortaya çıkar. Hemen hemen her yöne eşit miktarda (izotropik) olan bu saçılma şekline Rayleigh saçılması denir. Bu saçılma, organların karakteristik parankim görüntüsünü oluşturur [44].

Atenüasyon: Ultrason demeti doku içerisinde ilerlerken intensitesinde bir azalma meydana gelir, yani atenüe olur. Atenüasyonun nedeni yansıma ve saçılmaya bağlı olarak pulstaki intensitenin azalması, ses demetinin diverjansı ve sürtünme benzeri kayıplardır. Bu kayıplar puls tarafından indüklenen osilatuar doku hareketinden kaynaklanır ve mekanik enerjinin ısı enerjisine dönüşümüne neden olur. Lokalize ısınmaya bağlı enerji kaybına absorpsiyon denir ve ultrasonografide en önemli atenüasyon kaynağıdır. Dokudaki atenüasyon desibel/cm/MHz cinsinden ifade edilir. Bunun da nedeni dokudaki ultrason atenüasyonunun total yol uzunluğu ve ultrason frekansı ile orantılı olmasıdır [41]. Düşük frekanstaki ultrason dalgaları daha derindeki dokulara kadar nüfuz ederler [39, 42].

Sesin demet yapısı ve uzanımı

Normalde kulağımız tarafından duyulan sesin dalga boyu santimetreler düzeyindedir. Dalga boyu böyle uzun olan sesin bir ortamdan yayılımı kaynaktan bağımsız olup, küreseldir. Frekans arttırılıp, dalga boyu küçüldükçe ses dalgaları konik yayılım göstermeye başlar. Frekans daha da arttırılırsa, ses dalgaları kaynak düzeyine dik demetler halinde yayılım gösterir. Transdüserden çıkan ses hiçbir zaman ışık fotonu gibi doğrusal olmayıp, dışa doğru açılan yapraklar şeklindedir. Ses dalgaları arasında oluşan etkileşimler sonucu ses intensitesi değişik alanlarda artar veya azalır. Transdüserden çıkan ses dalgalarının oluşturacağı alan ses cephesi (wavefront) olarak adlandırılır [41]. Bu cephenin iki önemli bölümü vardır:

Yakın alan (Fresnel zon): Transdüserine yakın olan kesimi oluşturur. Ses demetinin lineer olarak seyrettiği kesimdir. En iyi görüntü çözünürlüğü yakın alanda sağlanmaktadır.

Transdüser yüzeyi boyunca oluşan alana ana lob denirken, ses enerjisinin yanlara doğru ana akstan uzaklaşarak ilerlediği kısma ise yan lob adı verilir. Yan lobdaki

ultrason intensitesi ana loba göre zayıftır ve tüm transdüserlerde bulunan, artefakt sebebi bir durumdur [41].

Uzak alan (Fraunhofer zon): Transdüserden uzak kalan kesimi oluşturur ve diverjans gösteren, ancak çok daha uniform intensiteli ses dalgalarını içerir. Bu alanda ses demeti paralellliğini kaybetmekte ve yelpaze gibi açılmaktadır. Rezolüsyon daha düşük olup, görüntü alanının periferindeki objeler distorsiyone olarak algılanmaktadır [41].

Çözünürlük (Rezolüsyon)

Birbiriyle yakın komşulukta iki ayrı doku veya organa ait ara yüzeyin ayırt edilmesi olarak tanımlanabilir. İki tip çözünürlük vardır:

Aksiyel çözünürlük: Ultrason demetiyle aynı doğrultudaki iki farklı noktayı ayırt edilebilme yeteneğidir. Frekans arttıkça ya da dalga boyu azaldıkça puls uzunluğu azalmakta ve aksiyel rezolüsyon artmaktadır [40, 41].

Lateral çözünürlük: Ses dalgasının doğrultusuna dik düzlemdeki iki noktanın ayırt edilebilmesi yeteneğidir. Prob boyutu arttıkça lateral çözünürlük artar. Lateral çözünürlük odak uzaklığı mesafesinde en iyidir. Frekans arttıkça çözünürlük de artmakta, ancak dalgaların daha derin dokulara nüfuz etmesi azalmaktadır [40, 41].

Ultrasonografik Gösterim

Dokulardan elde edilen sinyaller monitörde üç değişik biçimde gösterilmektedir:

A (amplitüde) Mod: Transdüser geri dönen yansımış sesin oluşturduğu elektrik sinyallerinin bir monitörde yalnızca amplitüdlerini aktaran grafikler şeklinde gösterilmesine Amplitüd Mode veya kısaca A-Mod adı verilir. Amplitüdlere arası mesafe incelenen yapıların derinliğini, amplitüdlere yüksekliği ise yapıların yoğunluğunu göstermektedir [39].

B (brightness) Mod: Ekranda görülen amplitüd grafiklerine tepeden bakıyor gibi bu amplitüdlere parlak ışık noktaları olarak gösterme yöntemine Brightness Mode veya kısaca B Mod adı verilir. Gri skala gösterimde her doku, intensitesiyle uyumlu bir

parlaklık derecesinde monitöre yansıtılmakta ve ara yoğunluklar gri rengin tonları şeklinde tanımlanabilmektedir. Oluşan görüntü saniyede 16'dan daha fazla sayıda tekrarlanırsa, insan gözü tıpkı sinema filmi gibi, görüntüleri kesikli değil devamlı olarak algılar. Böylece ekranda organları canlı olarak izleme imkanı doğar. Buna 'Real-time' ultrasonografi denir [39].

M (motion) Mod: Hareketli yapılardan yansıyan dalga zaman/pozisyon grafiği şeklinde monitöre aktarılır. Kardiyak fonksiyonları izlenmede (ekokardiografi) kullanılır [42].

Doppler Ultrasonografi

Doppler olayı

Enerji üreten kaynağın hareket etmesi ve algılayıcı sisteme göre pozisyonunu değiştirmesi sonucu enerjinin yapısında ortaya çıkan değişikliklerdir [39]. Sabit dokularda ultrasonografik ses dalgasının dalga boyu ve frekansı, yansıma sonrası proba ulaşan dalganın dalga boyu ve frekansı ile aynıdır. Hareketli yansıtıcı yüzeylerde ise geri dönen ses dalgalarında frekans farklılığı meydana gelir. Bu frekans farklılığı Christian Johann Doppler tarafından tanımlanan "Doppler kayması" ile açıklanmaktadır [39-41, 45]. Buna göre, kaynak ve yansıtıcı yüzey birbirine yaklaşıyorsa yansıyan ses dalgaları boşlukta birbirine yaklaşır, dalga boyu azalır ve alıcıya yüksek frekansta ulaşır. Eğer kaynak ve yansıtıcı yüzey birbirinden uzaklaşıyorsa yansıyan ses dalgaları boşlukta uzaklaşır, dalga boyu artar ve alıcıya düşük frekansta ulaşır [41]. Buna dayanarak damar içinde akan kanın yönü ve hızı tesbit edilmektedir. Doppler Ultrasonografide akım bilgisi eritrositlerin yüzeyinden yansıyan ses dalgalarının frekans değişiminden yararlanılarak oluşturulur [46]. Geri dönen ultrason frekansının yansıtıcının hızıyla ilişkisi Doppler denklemi ile tanımlanmıştır. Doppler kayması şu formülle gösterilir;

$$Df = 2 f_0 \times v \times \cos \Theta / c$$

Df = Doppler kayma frekansı

v = Kaynağın hızı

Θ = Ses demetinin açısı

c = Ses hızı (1540 m/sn)

f_0 = Gönderilen ultrason dalgasının frekansı

Doppler eşitliğinde diğer parametreler önceden belirlenmiş olduğundan frekans farkı ağırlıklı olarak açığa bağlı olur. Teorik olarak Doppler açısının 0 olması durumunda en yüksek frekans farkı elde edilecektir ($\cos 0^\circ = 1$). Ancak bu pratikte mümkün değildir. Ayrıca küçük açılarda ses dalgalarının tümünün damar duvarında yansması nedeniyle sinyal elde edilmesinde güçlükler ortaya çıkar [41, 47]. Doppler açısı 90° olduğunda $\cos 90^\circ$ sifıra eşit olduğu için Doppler frekans farkı ve akım kodlaması saptanmaz. 90° 'ye yaklaşan açılarda antegrad ve retrograd akımların ayırte dilme özelliği bozulduğundan bazal çizginin altında ve üstünde eşit miktarda ayna hayali şeklinde hatalı akım bilgisi ortaya çıkar. Ayrıca Doppler açısı 60° 'yi geçtiği durumlarda açıda ki küçük değişiklikler, açının kosinüs değerinde büyük değişikliklere neden olur [41, 48]. Tüm bu nedenlerle, ses dalgaları ile akım yönü arasında 30 - 60° açı olacak şekilde inceleme yapılması gerekmektedir.

Doppler Ultrasonografinin Uygulamaları

Sürekli dalga Doppler

Probda biri sürekli ses dalgası yayan, diğeri ise yansıyan ekoları saptayan sırt sırta yerleştirilmiş iki transdüser vardır. Doppler verilerini değerlendirmenin en kolay yöntemidir. Frekans kaymalarına çok duyarlı olmasına rağmen, bu kaymaya sebep olan yapıyı lokalize edemez [39, 41]. Frekans değişikliği ses olarak verilir. Deneyimli bir inceleyici dinleyerek akımın hızı, pulsatilitesi ve türbülansını değerlendirebilir [49]. Taşınabilir ve ucuz olması nedeniyle yatak başı değerlendirmede faydalıdır [41].

Puls Dalga Doppler

Ultrason demeti aralıklı olarak gönderilir. Gönderilen ve geri dönen ses dalgası arasında belli bir süre kalması (TE) ile ortaya çıkan Doppler şifti, sesin hangi düzeyden geldiğini gösterir. Pratikte B-mod görüntüleme ile entegre edilerek kullanılır ve dupleks

Doppler adını alır [41]. Bir saniye içinde gönderilen ses dalgası pulsuna puls tekrarlama frekansı (pulse repetition frequency= PRF) denir. PRF en fazla $1/TE$ kadar arttırılabilir. İncelenen derinlik arttıkça, ses dalgalarının dönüşü için daha fazla zaman gerekeceğinden PRF azalır. Bu da puls Doppler ile akım hızı ölçümünde üst limit oluşturur. Sonuç olarak yüksek akım hızları yüksek PRF değerleri ile, düşük akım hızları düşük PRF değerleri ile ölçülebilir [41]. Doppler spektrumunda zaman, saniyelere bölünmüş horizontal çizgi üzerinde gösterilir. Frekans ya da hız ise, kHz ya da cm/sn olarak y eksenini üzerinde gösterilir. Kan akımının yönü, horizontal çizginin alt ve üst tarafları ile belirlenir. Periferik damar çalışmalarında genellikle transdüserden uzaklaşan akım çizginin üstünde, yaklaşan akım ise altında gösterilir. Akım içindeki hız dağılımı spektrumun genişliğini belirler [46].

Renkli Doppler Ultrasonografi

Renkli akım görüntülemeye, Doppler ölçümlerinden elde edilen akım bilgileri, B-mod görüntü ile birlikte gösterilir [41, 48]. Bu, hareketli yapılardan kaynaklanan frekans şiftlerinden oluşturulmuş bir renk haritasıdır. Birçok örnekleme ile elde edilen akım bilgisi, akımın transdüserine göre yönü ve hızına göre renklendirilip, gri skala damar görüntüsüne yerleştirilirse RDUS elde edilir [41]. RDUS akım hakkında kalitatif bilgiler sağladığı için akımın değerlendirilmesinde ve stenozun derecelendirilmesinde genellikle spektral analiz ile birlikte kullanılmalıdır [41, 46]. RDUS aslında bir spektral görüntüleme değildir. Ancak spektral değerler grafikte değil, renklerle gösterilir. Görüntüde izlenen renkler, akımın yönünü yansıtır. Transdüserden uzaklaşan akım mavi, yaklaşan akım ise kırmızı ile gösterilir. Renk ne kadar parlaksa akımın görece hızı o kadar yüksektir. Renk parlaklığı ayrıca ses dalgası ve damar arasındaki açı değişikliklerinden de etkilenir. 90° lik açıda kırmızı ve mavi segmentlerin birleşmesi sinyal kaybı ile sonuçlanır ve parsiyel okluziv trombüs ile karıştırılabilir [41]. Doppler incelemenin spektral analizinde spektral genişleme şeklinde görülen türbülant akım, RDUS'de renk karmaşası olarak izlenir [46]. Dupleks cihazda gözden kaçabilen, stenotik jet ve fokal türbülans alanları belirlenir. Açı bağımlılığı, “aliasing” artefaktı, tüm Doppler spektrumunun gösterilememesi ve gürültü RDUS'nin sınırlamalarını oluşturur[50].

Power Doppler Ultrasonografi

RDUS'de görüntüyü oluşturmada temel prensip Doppler şifti iken power Doppler Ultrasonografide (PDUS) Doppler sinyallerinin gücüdür. RDUS'de akımın yön bilgisi korunur ve akım yönü transdüserine göre değiştiğinde, rengi de değişir. Fakat PDUS'de Doppler sinyalindeki hız ve yön bilgisi kullanılmaz, sadece Doppler kaymasının intensitesi ile görüntü oluşturulur [41]. Doppler sinyalindeki güç, hareket eden ve Doppler kayması oluşturan eritrositlerin toplam sayısına bağlıdır [41, 46]. Eritrositlerin değerlendirilmesinde açı değiştirildiğinde Doppler kayması değişir ancak gücü değişmez. PDUS, dupleks ve RDUS uygulamalarından farklı olarak Doppler açısına bağlı değildir ve "aliasing" ortadan kalkmıştır, tortüoze seyirli damarları daha başarılı görüntüler [51]. Ayrıca RDUS incelemede önemli bir sorun oluşturan gürültü, PDUS'de daha az problem meydana getirir, çünkü Doppler sinyalindeki herhangi bir gerçek akım gürültü ile karşılaştırıldığında daha fazla güce sahiptir ve PDUS incelemelerinde zemin gürültüsünü ortadan kaldırarak kendini gösterir [41]. Bu nedenle power Doppler'in düşük hızda akıma duyarlılığı renkli Doppler Ultrasonografinin yaklaşık 3-5 katıdır [52]. Power Doppler Ultrasonografi tekniği gri skala bilgisi içermez. Yalnızca akım olan ve akım olmayan alan ayırımını yapar. Gürültü, akım bilgisini ifade eden renkten farklı homojen bir renkle; akım bilgisi ise amplitüdün büyüklüğüne bağlı değişen parlaklıkta başka renklerle kodlanır ve gri skala görüntüsüne eklenir [53]. En önemli dezavantajı ise harekete aşırı duyarlı olmasıdır. Bu nedenle kan akımını yumuşak doku hareketinden ayırt etmek güç olabilir [41]. Buna bağlı artefaktları en aza indirmek amacıyla, PRF mümkün olduğu kadar azaltılmalıdır [54].

2.4.2. Kraniyal BT ve MRG

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.

2.4.2.1. 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 [23].

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 endartektomi 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 daha kolay uygulanabilir, daha az invaziv bir yöntemdir. 3B görüntü oluşturma kolaylığı ve beyin perfüzyonunun değerlendirilebilmesi kateter anjiyografiye olan üstünlükleridir. DSA'da 3B görüntü oluşturabilmek için öncelikle cihazın uyumlu olması ve rutinde alınmayan rotasyonel görüntü almak gerekir. 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 dolum 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 arteryel 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].

2.4.2.2. MRA

MRA, 20 yıl önce konvansiyonel kateter anjiyografiye alternatif olarak geliştirilmiş bir tekniktir. İnvaziv 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 olmasıdır [60].

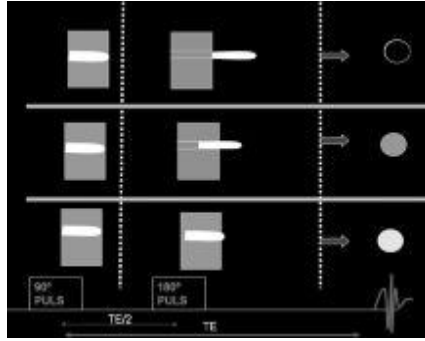
MRA, iyonize ışın ve kontrast madde kullanmadan vasküler yapıları göstermede oldukça başarılıdır. Akım karakteristiğini net belirlemez ancak akımı iyi gösterir. Damar duvarını göstermede pek başarılı değildir. Gerekli durumlarda kontrast madde kullanılarak tetkik kalitesi artırılabilir. MRA ile tüm damarlar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

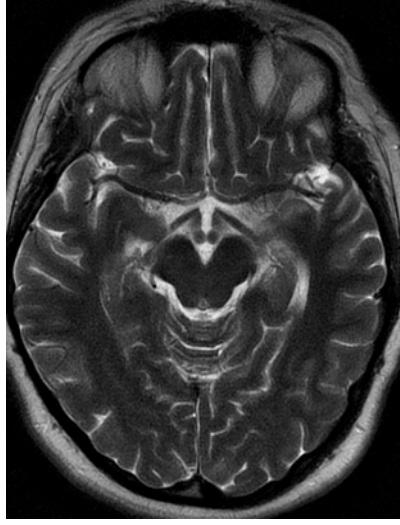
MRA'da akan kandan alınan sinyal, vasküler yapının içinde bulunduğu kesitin görüntüleme hacmi içindeki diğer kesitlere göre konumuna, tekrar zamanına (TR), eko zamanına (TE), eko sayısına ve kesit kalınlığına bağlıdır. Spin eko (SE) görüntülemesindeki akan kanın görünümü gradient eko (GE) görüntülemesinden

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 [61].



Şekil 5: T2 ağırlıklı aksiyal beyin MR kesitinde orta serebral arterler yüksek akım hızı nedeniyle sinyalsiz olarak izlenmektedir

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 MRA
2. Faz kontrast MRA
3. Kontrastlı MRA

Time-of-flight (TOF) MRA

Gradyent-eko sekansında sadece $<90^\circ$ 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 pulsları 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, gradyent boyunca akmakta olan kandaki protonların gradyent 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 gradyentin aksi yönünde çalışan ek bir gradyent kullanılır; bu sayede gradyent 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 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

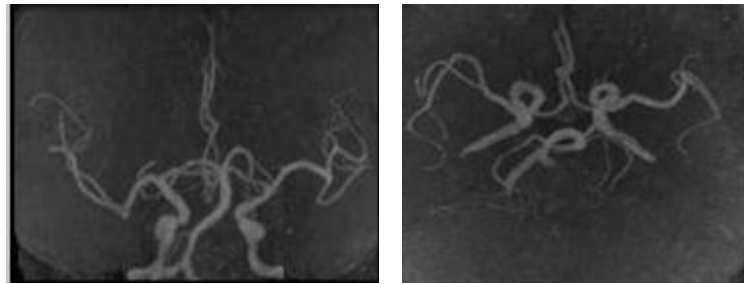
Bu teknikte kesit belirleme gradienti kullanılan RF pulsu, bir kesiti değil tüm dokuyu etkilemektedir. Kesit belirleme gradienti yerine faz kodlama kullanıldığından kesit sayısı ve kalınlığını faz kodlama adım sayısı belirlemektedir. 3B tekniğinin avantajı, sinyalin tüm dokudan toplanmasına bağlı olarak 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 transferi 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

Faz (phase) kontrast MRA

Faz kontrast MRA'da, 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° '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° 'yi aşabilir ve akım sinyali azalabilir. Bunun sonucu olarak da akım hızı düşük ya da ters yönde algılanabilir.

Faz kontrast MRA'da, faz diferans, magnitud ve modulus olmak üzere 3 farklı görüntü elde edilir [63].

Faz diferans görüntüleri 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 görüntüleri, 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.

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 satürasyon ortaya çıkar. Kanın T1 değeri kontrast madde kullanımı ile kısaldığında çevre dokuların sinyali de satürasyon 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 görüntüler 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 [65].

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, yaş, 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 arteryel pulsasyon ile akıma bağlı intensite artımı ile kontrast madde karıştırmamalıdır. 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 [67]. 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 [65]. 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 arteriyel 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, $TE < 2$ ms, Sapma açısı = $30-45^\circ$ “Field of view” = $280 \times 280 \times 80$ mm ve submilimetrik uzaysal rezolüsyon şeklinde belirlenir. K alanı genelde eliptik-sentrik yöntem ile doldurulur [65].

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 [68]. 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 [69, 70].

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)” [71, 72]. Paralel görüntüleme tekniklerinin dezavantajı, SNR kaybına yol açmalarıdır. SNR kaybı, akselerasyon faktörün kullanılan reseptör koilin jeometrik faktörü ile çarpımının karekökü kadardır [73].

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 dolum mekaniklerinin değerlendirilmesinde oldukça etkindir.

TRICKS tekniğinde her 2-6 saniyede temporal rezolüsyonlu görüntüleme yapılırken elde edilen datalar 3B rekonstruksiyonuna izin verir. Böylece konvansiyonel anjiyografiye eşdeğer seriler elde edilir [74]. 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 alanı örnekleme oranlarını kullanır ve imaj setleri arasındaki K alanı elementlerini paylaşır. Bu teknikle kontrast ajanın geçişi ilk önce arterde ve daha sonra vende görüntülenebilmektedir. Kontrast zamanlamasına minimal duyarlıdır ve retrospektif postprosecing 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 [75, 76]. 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 [77].

3B TRICKS tekniği 3B görüntülemenin daha önceden yayınlanmış elementlerin uzanımı ve kombinasyonudur. Bu elementler düşük uzaysal frekanslar için artmış örnekleme oranı, K 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. Multipl 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 subtraksiyon, simple match filtrasyon Eigen filtrasyon gibi postprosesing metodlar görüntü kalitesini artırmak ve kontrastlanma hakkında bilgi edinmek için kullanılabilir [78].

2.4.3 DSA

Karotis arter stenozunun tespitinde DSA altın standart yöntem olma özelliğini korumaktadır. Lezyon değerlendirilmede ilk basamak olarak non-invazif 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 [15]. 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 anjiyografik 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 lümeninde daralma görülmesi sık bulgulardandır. Stenozun konfigürasyonu ve uzanımı çok çeşitlilik göstermektedir. Düzgün sınırlı, asimetrik damar duvarı tutulumu ile birlikte subintimal kitle etkisi genellikle plak içi kanama ile uyumludur. Lümenal 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 [79]. Ülser varlığına işaret edebilecek bulgular; ülser nişinin gösterilmesi, çift kontur gözlenmesi ve luminal düzensizliktir. Ultrasonografi ve MR, ülserasyonun tanısında anjiyografiden daha başarılıdır [79, 80].

Anjiografide Stenozların Ölçüm Yöntemleri:

İki farklı yöntem ile karotis stenoz ölçümünün gösterimi:

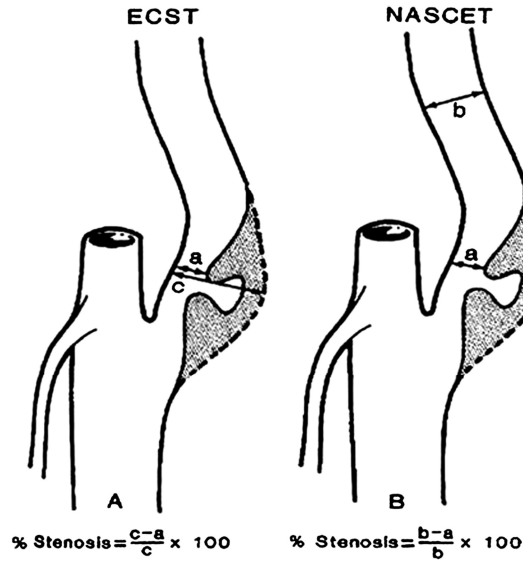
1- “NASCET” (North American Symptomatic Endarterectomy Trial) yöntemi: Bu yöntemde stenozun en fazla olduğu yerden minimal reziduel lümen (MRL) çapı ölçülür. Daha sonra stenoz bulbusun distalinde damar duvarının paralel olduğu normal lümen (NL) çapı ile karşılaştırılır. Stenoz oranı aşağıdaki denklem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

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

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

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

Stenoz oranı aşağıdaki denklem ile hesaplanır:



Şekil 7: NASCET ve ECST yöntemlerine göre, karotis stenoz ölçümü [29]

3. GEREÇ-YÖNTEM

3.1. Olgular

Bu çalışmaya, Ocak 2011-Eylül 2011 tarihleri arasında, Gaziosmanpaşa Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalında, karotis stenozu ve serebrovasküler hastalık ön tanılı, kısa aralıklarla Doppler US, time-resolved kontrastlı MRA ve DSA incelemeleri yapılmış, yaşları 53-82 (ortalama 69,8) arasındaki, 15 erkek, 7 kadın toplam 22 olgu dahil edilmiştir. Çalışma protokolü yerel etik kurul tarafından 14.09.2011 tarihinde B.30.2.GOÜ.0.01.00.00/183 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. Görüntüleme sisteminin gradient amplitüdü 33 mT/m'dir. Görüntüleme 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 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 arasında, 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, 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, gadodiamid (Omniscan-0.5 mol/L) kullanılmıştır. Sekansın başlamasının yaklaşık 20 sn sonrasında 0.1 mmol/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 edilmektedir. Subtrakte imajlar ilk volümü mask olarak kullanıp oluşturulmuştur. Üç boyutlu görüntüler, baz görüntülerin “GE Advantage Windows Workstation 4.2’de”, “Volume Viewer” programı kullanılarak VR ve MIP algoritması ile elde edilmiştir. Üç boyutlu görüntüler, internal karotid arter bifurkasyon düzeyini gösterecek şekilde seviye atlamadan, stenoz saptanan segmentler incelenip stenoz oranının en yüksek olduğu segmentte sagittal ve aksiyel projeksiyonlarda yeterli magnifikasyon oranı ile oluşturulmuştur. Stenoz ölçümünde venöz kontaminasyonun olmadığı ve kontrast rezolüsyonunun en yüksek olduğu pik arteryel faz görüntüler seçilmiştir.

DSA incelemesi; DSA GE Innova 3100 (Milwaukee-USA) anjiografi cihazı kullanılarak yapılmıştır. Görüntüler 1000x1000 ve 750x750 matriksler 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 ve yine her bir karotid arter için toplamda 20 ml iyotlu kontrast madde 5ml/s hızla rotasyonel DSA; 4F vertebral ve Simmons katater ile selektif kateterizasyonu ile elde edilmiştir. Stenoz ölçümleri, “GE Advantage Windows Workstation 4.3’de”, konvansiyonel lateral ve aksiyel projeksiyonda elde edilen görüntülerden stenoz oranının en yüksek olduğu segmentlerden yapılmıştır.

Doppler US incelemesinde Dupleks Doppler US cihazı ile (Logic 7, GE Medical Systems, Milwaukee-USA) lineer 10 MHz prob kullanılmıştır. Ölçümlerde AKA bifurkasyon düzeyinde İKA'nın en dar olduğu segmentten alan ve çap ölçümü yapılmış ve bu segmentin hemen distalinden PSV değerleri alınmıştır. Sonrasında NASCET uyarlaması için ulaşılabilen en distal ve lezyonsuz İKA segmentinde çap ve alan belirlenmiştir.

3.3. Görüntülerin Değerlendirilmesi

Karotis sistemde, bifurkasyon düzeyi değerlendirilmiştir. Her olgunun MR anjiyografi 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, diğer yöntemin görüntüleri saklanarak ve diğer gözlemcinin bulgularından habersiz olarak yapmıştır. Her bir yöntemde stenozun en fazla olduğu alandan ölçüm yapılmış ve stenoz oranı NASCET yöntemi kullanılarak alan ve çap ile ayrı ayrı belirlenmiştir. Ölçümler subjektif olarak tüm projeksiyonlarda 3B TRICKS MRA ve 3B DSA değerlendirilerek; objektif olarak ise 3B TRICKS VR (volume rendering), 3B TRICKS MIP, aksiyel alan 3B TRICKS, , 3B DSA sagittal, konvansiyonel DSA lateral plan, 3B DSA aksiyel alan olarak iş istasyonlarında dar segmentlerde en dar noktalarda kursor ile işaretleme ve alansal ölçümlerde çizimle 8 ayrı planda yapılmıştır. Doppler US ölçümlerinde ise darlıklar hız, çap, alan olarak belirlenmiştir ve NASCET uyarlaması için distalde lezyonsuz bir İKA segmentinden alan ve çap alınarak yapılmıştır. 3B TRICKS MRA'da İKA'da akım izlenemeyen darlık segmentinde distalde akım vizualize ediliyor ise darlık oranı %99 kabul edilmiştir. Rotasyonel DSA altın standart yöntem olarak kabul edilmiştir. Karotis bifurkasyon düzeyi ve internal karotis arterin stenotik segmenlerinde stenoz oranları DSA ve MRA için 5 grupta sınıflandırılmıştır.

1- < %30

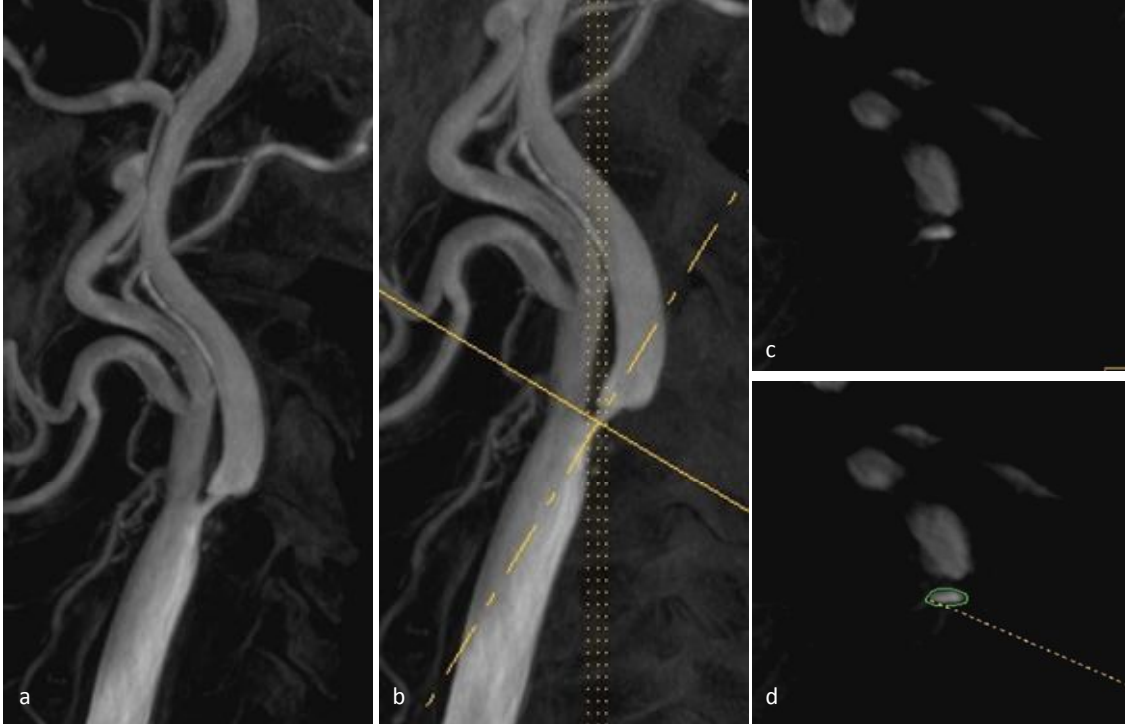
2- %30-49

3- %50-69

4- %70-99

5- %100 (tıkalı)

Alansal darlık ölçümleri için İKA'nın en dar kesiminin tam aksiyel planda görüntüsünü elde edebilmek için oblik MIP imajlar ölçüm yapan radyologlar tarafından aksiyel plana çevrilmiştir(Şekil 8).



Şekil 8: Olgu 1; DSA tetkikinde oblik damar segmentinde aksiyel görüntü oluşturma yöntemi

Doppler US ölçümlerinde hız değerlendirmelerinde 2003 yılında Ultrason Radyologları Konsensus Heyetinin oluşturduğu tablodan yararlanılmıştır(Tablo 1). Bu tabloda NASCET uygunluğu açısından normal kabul edilen grup “1”, < 50 olan grup “2”, 50-69 darlıkları içeren grup “3”, >70- tam tıkanıklık öncesi ve tam tıkanıklık öncesi grupları birleştirilerek “4”, tam tıkanıklık ise “5” olarak kabul edilmiştir.

Tablo 1: Ultrason Radyologları Cemiyeti'nin internal karotid arter stenozunu Doppler Ultrasonografi ile değerlendirme kriterleri [3]

Darlık derecesi (%)	İKA pik sistolik değeri (cm/sn)	Plağın oluşturduğu darlık (%)	İKA/AKA pik sistolik hız oranı	İKA end-diastolik hız değeri (cm/sn)
<i>Normal</i>	<i><125</i>	<i>Yok</i>	<i><2.0</i>	<i><40</i>
<i><50</i>	<i><125</i>	<i><50</i>	<i><2.0</i>	<i><40</i>
<i>50-69</i>	<i>125-230</i>	<i>>50</i>	<i>2.0-4.0</i>	<i>40-100</i>
<i>>70-tam tıkanıklık öncesi</i>	<i>>230</i>	<i>>50</i>	<i>>4.0</i>	<i>>100</i>
<i>Tam tıkanıklık öncesi</i>	<i>Değişken (yüksek, düşük akım ya da akım yokluğu)</i>	<i>Belirgin</i>	<i>Değişken</i>	<i>Değişken</i>
<i>Tam tıkanıklık</i>	<i>Akım yok</i>	<i>Belirgin; lümen izlenmez</i>	<i>Alınamaz</i>	<i>Alınamaz</i>

Değerlendirmeye alınan 22 hastanın 39 internal karotis arteri incelemeye dahil edilmiştir. Olguların yaş, cinsiyet ve klinik ön tanı listesi Tablo 2'de gösterilmiştir.

Tablo 2: Olguların yaş, cinsiyet ve klinik ön tanı listesi

No	İsim	Cinsiyet	Yaş	Klinik ön tanı	No	İsim	Cinsiyet	Yaş	Klinik ön tanı
1	A.M.	E	72	Karotis arter stenozu	12	M. A.	E	67	Karotis arter stenozu
2	Z.D.	E	53	Karotis arter stenozu	13	M.B.	E	75	Karotis arter stenozu
3	A.E.	K	78	Karotis arter stenozu	14	S.Y.	E	67	Karotis arter stenozu
4	R.B.	E	82	Karotis arter stenozu	15	B.S.C	E	73	Karotis arter stenozu
5	F.B.	K	72	Karotis arter stenozu	16	S.Ç.	E	82	Karotis arter stenozu
6	G.E.	K	66	Karotis arter stenozu	17	S.Ç.	K	56	Karotis arter stenozu
7	C.Ş.	E	66	Karotis arter stenozu	18	R.K.	K	67	Karotis arter stenozu
8	A.E.	E	76	Karotis arter stenozu	19	S.E.	K	63	Karotis arter stenozu
9	M.İ.	E	71	Karotis arter stenozu	20	A.R. G.	E	75	Karotis arter stenozu
10	Ş.A.	K	75	Karotis arter stenozu	21	Ş.D.	E	77	Karotis arter stenozu
11	B.O.	E	58	Karotis arter stenozu	22	A.U.	K	64	Karotis arter stenozu

3.4. İstatistiksel Yöntem

DSA, MRA ve Doppler US ölçümleri yönünden iki gözlemci arasındaki uyum iki eş arasındaki farkın önemlilik testi ile incelendi ve buna göre iki değerlendirici arasında uyum olduğu bulundu. Buna göre iki değerlendirici tarafından ölçülen değerlerin ortalaması alınarak ölçüm sonuçları %0-29, %30-49, %50-69, %70-99, %100 olacak şekilde kodlandı ve yöntemler arasındaki uyum bu değerler üzerinden incelendi. Yöntemler arasındaki tanısal uyumun değerlendirilmesinde Kappa Katsayısı (κ) 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. [81]

DSA'ya göre Doppler US ve MRA'nın tanısal etkinliğini incelemek amacıyla; duyarlılık, özgüllük, pozitif öngörü değeri (PÖD), negatif öngörü değeri (NÖD) ve tanısal doğruluk (diagnostic accuracy) oranı (Referans yöntemin (Doppler US ve MRA), altın standart yöntem (DSA) göre olguları doğru sınıflayabilme oranı) hesaplanmıştır. Sürekli değişkenler aritmetik 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. (IBM SPSS Statistics 19, SPSS inc., an IBM Co., Somers, NY)

4. BULGULAR

DSA ve 3B TRICKS MRA tekniklerinde iki gözlemci değerlendirdiği sekiz parametrede (DSA için subjektif, konvansiyonel, 3B sagittal darlık, alan darlık, 3B TRICKS MRA içinse subjektif, MIP sagittal darlık, VR sagittal darlık ve alan darlık) istatikselsel olarak uyumlu olarak saptanmıştır ve diğer değerlendirmelerde iki gözlemcinin ortalaması kullanılmıştır.

Her üç yöntemde de plak özellikleri yerleşim yeri, yüzey özellikleri, plağın uzunluğu ve ülserasyon varlığı açısından değerlendirildi. Doppler US'de değerlendirilen 39 İKA'da 22 damar segmentinde bulunan plaklar DSA ve 3B TRICKS MRA'da da uzun segment (1 cm'den büyük) ve düzensiz yüzeyli olarak değerlendirilmiştir. Ancak Doppler US'de uzun segment olarak değerlendirilen 9 damar segmentindeki plaklar DSA ve 3B TRICKS MRA'da fokal plak olarak değerlendirilmiştir. Ülserasyon değerlendirmesinde iki hastada her üç tetkikte de ülserasyon gözlemlendi. Ancak DSA'da yüzeyel ülserasyon olarak değerlendirilen iki hastanın plak özellikleri Doppler US ve 3B TRICKS MRA'da düzensizlik olarak değerlendirilmiştir. DSA'da ülserasyon olarak değerlendirilen iki hastada ise Doppler US'de de uyumlu olarak ülserasyon tariflenmiştir. 3B TRICKS MRA'da ülserasyon tariflenen iki hastada Doppler US'de de ülserasyon izlenmiş iken lezyonlar DSA'da düzensiz plak olarak tariflenmiştir.

Subjektif değerlendirmede karotis arter stenoz ölçümleri yönünden DSA'da <math><30\%</math> olarak değerlendirilen damar segmentlerinin (n=19) %68,4'ü 3B TRICKS MRA'da <math><30\%</math> (n=13), beş tanesi %30-49 ve bir tanesi %50-69 aralığında değerlendirilmiştir. DSA'da %30-49 stenoz aralığında değerlendirilen damarların (n=5) %60,0'ını 3B TRICKS MRA'da %30-49 aralığında (n=3) değerlendirilmiştir, bir tanesi %50-69, bir tanesi ise %70-99 aralığında değerlendirilmiştir. DSA'nın %50-69 stenoz aralığında saptadığı damarların (n=4) %50,0'sini 3B TRICKS MRA'da %50-69 (n=2), diğer ikisi ise %30-49 aralığında değerlendirilmiştir. DSA'nın %70-99 stenoz aralığında saptadığı damarların (n=8) %100'ünü 3B TRICKS MRA'da %70-99 (n=8) aralığında yer almıştır. DSA'da tıkalı olarak değerlendirilen damarların (n=3) tamamı TRICKS

MRA’da da tıkalı olarak değerlendirilmiştir(Tablo 3). Kappa katsayısı %65,4 olup uyumun yüksek düzeyde olduğu görülmüştür.

Tablo 3: DSA ve TRICKS MRA’da karotis arter stenoz oranlarının subjektif değerlendirmeye göre sınıflanması

		Subjektif DSA					
		<%30 (n=19)	%30-49 (n=5)	%50-69 (n=4)	%70-99 (n=8)	100% (n=3)	Toplam (n=39)
Subjektif TRICKS MRA	<%30	13(%68,4)	0(%0,0)	0(%0,0)	0(%0,0)	0(%0,0)	13(%33,3)
	%30-49	5(%26,3)	3(%60,0)	2(%50,0)	0(%0,0)	0(%0,0)	10(%25,7)
	%50-69	1(%5,3)	1(%20,0)	2(%50,0)	0(%0,0)	0(%0,0)	4(%10,2)
	%70-99	0(%0,0)	1(%20,0)	0(%0,0)	8(%100)	0(%0,0)	9(%23,1)
	100%	0(%0,0)	0(%0,0)	0(%0,0)	0(%0,0)	3(%100,0)	3(%7,7)

3D DSA ve VR TRICKS MRA’da karotis arter stenoz ölçümleri yönünden DSA’nın <%30 olarak saptadığı damar segmentlerinin (n=20) %70,0’i 3B VR TRICKS MRA’da <%30 (n=14), beş tanesi %30-49, 1 tanesi ise %50-69 aralığında değerlendirilmiştir. DSA’nın %30-49 stenoz aralığında saptadığı damarların (n=3) hiçbiri 3B TRICKS MRA’da %30-49 aralığında (n=0) değerlendirilmemiştir. Damarların ikisi %50-69 darlık aralığında, bir tanesi ise <%30 olarak değerlendirilmiştir. DSA’nın %50-69 stenoz aralığında saptadığı damarların (n=11) %36,5’ini 3B TRICKS MRA’da %50-69 (n=4) aralığında değerlendirmiştir. Farklı stenoz aralıklarında değerlendirilen 7 damar segmentinin ikisi <%30, biri %50-69 aralığında ve dört tanesi %70-99 aralığında değerlendirilmiştir. DSA’nın %70-99 stenoz aralığında saptadığı damarların (n=2) %50’sini 3B TRICKS MRA’da %70-99 (n=1) aralığında yer almıştır, bir damar segmenti %50-69 darlık aralığında değerlendirilmiştir. DSA’da tıkalı olarak değerlendirilen damarların (n=3) tamamı TRICKS MRA’da da tıkalı olarak değerlendirilmiştir(Tablo 4). Kappa katsayısı %37,2 olup uyumun zayıf düzeyde olduğu görülmüştür.

Tablo 4: 3B lateral DSA ve VR lateral TRICKS MRA’da karotis arter stenoz oranlarının sınıflaması

		3D DSA					
		<%30 (n=20)	%30-49 (n=3)	%50-69 (n=11)	%70-99 (n=2)	100% (n=3)	Toplam (n=39)
VR TRICKS MRA	<%30	14(%70,0)	1(%33,3)	2(%18,0)	0(%0,0)	0(%0,0)	17(%43,6)
	%30-49	5(%25,0)	0(%0,0)	1(%9,0)	0(%0,0)	0(%0,0)	6(%15,4)
	%50-69	1(%5,0)	2(%66,7)	4(%36,5)	1(%50,0)	0(%0,0)	8(%20,5)
	%70-99	0(%0,0)	0(%0,0)	4(%36,5)	1(%50,0)	0(%0,0)	5(%12,8)
	100%	0(%0,0)	0(%0,0)	0(%0,0)	0(%0,0)	3(%100,0)	3(%7,7)

Konvansiyonel DSA ve MIP TRICKS MRA’da karotis arter stenoz ölçümleri yönünden konvansiyonel DSA’nın <%30 olarak saptadığı damar segmentlerinin (n=17) %88,2’si 3B MIP TRICKS MRA’da <%30 (n=15), iki tanesi ise %50-69 aralığında değerlendirilmiştir. Konvansiyonel DSA’nın %30-49 stenoz aralığında saptadığı damarların (n=9) %66,7’sini 3B MIP TRICKS MRA’da %30-49 aralığında (n=6), üçü %50-69 aralığında değerlendirilmiştir. Konvansiyonel DSA’nın %50-69 stenoz aralığında saptadığı damarların (n=5) %60’ını 3B MIP TRICKS MRA’da %50-69 (n=3), iki tanesi %70-99 aralığında yer almıştır. DSA’nın %70-99 stenoz aralığında saptadığı damarların (n=5) %80’ini 3B TRICKS MRA’da %70-99 (n=4) aralığında yer alırken bir tanesi %50-69 aralığında değerlendirilmiştir. Konvansiyonel DSA’da tıkalı olarak değerlendirilen damarların (n=3) tamamı 3B MIP TRICKS MRA’da da tıkalı olarak değerlendirilmiştir(Tablo 5). Kappa katsayısı %72,1 olup uyumun yüksek düzeyde olduğu görülmüştür.

Tablo 5: Konvansiyonel lateral DSA ve MIP lateral TRICKS MRA'nın karotis arter stenoz oranlarının sınıflaması

		Konvansiyonel DSA					
		<%30 (n=17)	%30-49 (n=9)	%50-69 (n=5)	%70-99 (n=5)	100% (n=3)	Toplam (n=39)
MIP	<%30	15(%88,2)	0(%25,0)	0(%0,0)	0(%0,0)	0(%0,0)	15(%38,5)
	%30-49	2(%11,8)	6(%66,7)	0(%0,0)	0(%0,0)	0(%0,0)	8(%20,5)
TRICKS	%50-69	0(%0,0)	3(%33,3)	3(%60,0)	1(%20,0)	0(%0,0)	7(%17,9)
MRA	%70-99	0(%0,0)	0(%0,0)	2(%40,0)	4(%80,0)	0(%0,0)	6(%15,4)
	100%	0(%0,0)	0(%0,0)	0(%0,0)	0(%0,0)	3(%100,0)	3(%7,7)

DSA alan ve 3B TRICKS MR alan karotis arter stenoz ölçümlerinde DSA'nın <%30 olarak saptadığı damar segmentlerinin (n=15) %86,8'i 3B TRICKS MRA'da <%30 (n=13), bir tanesi %30-49, bir tanesi ise %50-69 aralığında değerlendirilmiştir. DSA'nın %30-49 stenoz aralığında saptadığı damarların (n=7) %28,6'sını 3B TRICKS MRA'da %30-49 aralığında (n=2) değerlendirilmiştir. Farklı stenoz aralıklarında değerlendirilen 5 damar segmentinin biri <%30, üçü %50-69 aralığında ve biri %70-99 aralığında değerlendirilmiştir. DSA'nın %50-69 stenoz aralığında saptadığı damarların (n=6) %66,8'ini 3B TRICKS MRA'da %50-69 (n=4), bir tanesi %30-49, bir tanesi %70-99 aralığında yer almıştır. DSA'nın %70-99 stenoz aralığında saptadığı damarların (n=8) %75,0'ini 3B TRICKS MRA'da %70-99 (n=5) aralığında yer almıştır, iki karotis segmenti ise %50-69 darlık aralığındadır. DSA'da tıkalı olarak değerlendirilen damarların (n=3) tamamı TRICKS MRA'da da tıkalı olarak değerlendirilmiştir (Tablo 6). Kappa katsayısı %62,7 olup uyumun yüksek düzeyde olduğu görülmüştür.

Tablo 6: DSA ve TRICKS MRA’da karotis arter stenoz oranlarının alan olarak değerlendirilmeye göre sınıflanması

		DSA alan					
		<%30 (n=15)	%30-49 (n=7)	%50-69 (n=6)	%70-99 (n=8)	100% (n=3)	Toplam (n=39)
TRICKS MRA alan	<%30	13(%86,8)	1(%14,3)	0(%0,0)	0(%0,0)	0(%0,0)	14(%35,9)
	%30-49	1(%6,6)	2(%28,6)	1(%16,6)	0(%0,0)	0(%0,0)	4(%10,3)
	%50-69	1(%6,6)	3(%42,8)	4(%66,8)	2(%25,0)	0(%0,0)	10(%25,6)
	%70-99	0(%0,0)	1(%14,3)	1(%16,6)	6(%75,0)	0(%0,0)	8(%20,5)
	100%	0(%0,0)	0(%0,0)	0(%0,0)	0(%0,0)	3(%100,0)	3(%7,7)

DSA alan ve Doppler US alan karotis arter stenoz ölçümlerinde DSA’nın <%30 olarak saptadığı damar segmentlerinin (n=15) %26,7’si Doppler US’de <%30 (n=4) ölçülmüştür. Farklı stenoz aralıklarında değerlendirilen 11 damar segmentinin yedi tanesi %30-49, üç tanesi %50-69, bir tanesi ise %70-99 darlık aralığında yer almıştır. DSA’nın %30-49 stenoz aralığında saptadığı damarların (n=7) %42,8’ini Doppler US’de %30-49 (n=3), üçü %50-69, biri ise %70-99 aralığında değerlendirilmiştir. DSA’nın %50-69 stenoz aralığında saptadığı damarların (n=6) %16,6’sını Doppler US’de %50-69 (n=1), bir tanesi <%30, iki tanesi %30-49, iki tanesi %70-99 aralığında yer almıştır. DSA’nın %70-99 stenoz aralığında saptadığı damarların (n=8) %87,5’ini Doppler US’de %70-99 (n=7) aralığında, bir tanesi ise %50-69 aralığında yer almıştır. DSA’da tıkalı olarak değerlendirilen damarların (n=3) tamamı US’de de tıkalı olarak değerlendirilmiştir (Tablo 7). Kappa katsayısı %32,7 olup uyumun zayıf düzeyde olduğu görülmüştür.

Tablo 7: DSA ve Doppler US’de karotis arter stenoz oranlarının alan olarak değerlendirilmeye göre sınıflandırılması

		DSA alan					
		<%30 (n=15)	%30-49 (n=7)	%50-69 (n=6)	%70-99 (n=8)	100% (n=3)	Toplam (n=39)
Doppler Alan	<%30	4(%26,7)	0(%0,0)	1(%16,6)	0(%0,0)	0(%0,0)	5(%12,8)
	%30-49	7(%46,7)	3(%42,8)	2(%33,4)	0(%0,0)	0(%0,0)	12(%30,7)
	%50-69	3(%20,0)	3(%42,8)	1(%16,6)	1(%12,5)	0(%0,0)	8(%20,6)
	%70-99	1(%6,6)	1(%14,4)	2(%33,4)	7(%87,5)	0(%0,0)	11(%28,2)
	100%	0(%0,0)	0(%0,0)	0(%0,0)	0(%0,0)	3(%100,0)	3(%7,7)

DSA alan ve Doppler US hız açısından karotis arter stenoz ölçümleri DSA’nın <%30 olarak saptadığı damar segmentlerinin (n=15) %66,6’sını Doppler US’de <%30 (n=10), üç tanesi %30-49, iki tanesi %50-69 aralığında değerlendirilmiştir. DSA’nın %30-49 stenoz aralığında saptadığı damarların (n=7) %28,6’sını Doppler US’de %30-49 aralığında (n=2) değerlendirilmiştir. Farklı stenoz aralıklarında değerlendirilen 5 damar segmentinin dördü %50-69 aralığında ve biri %70-99 aralığında değerlendirilmiştir. DSA’nın %50-69 stenoz aralığında saptadığı damarların (n=6) %83,3’ünü Doppler US’de %50-69 (n=4), bir tanesi %30-49 aralığında yer almıştır. DSA’nın %70-99 stenoz aralığında saptadığı damarların (n=8) %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 8). Kappa katsayısı %63,7 olup uyumun yüksek düzeyde olduğu görülmüştür.

Tablo 8: Karotis arter stenozlarının DSA’da alan olarak Doppler US’de ise hız değerlendirmeye göre sınıflanması

		DSA alan					
		<%30 (n=15)	%30-49 (n=7)	%50-69 (n=6)	%70-99 (n=8)	100% (n=3)	Toplam (n=39)
Doppler Hız	<%30	10(%66,6)	0(%0,0)	0(%0,0)	0(%0,0)	0(%0,0)	10(%25,8)
	%30-49	3(%20,0)	2(%28,6)	1(%16,7)	0(%0,0)	0(%0,0)	6(%15,5)
	%50-69	2(%13,4)	4(%57,1)	5(%83,3)	0(%0,0)	0(%0,0)	11(%28,4)
	%70-99	0(%0,0)	1(%14,3)	0(%0,0)	8(%100)	0(%0,0)	8(%20,6)
	100%	0(%0,0)	0(%0,0)	0(%0,0)	0(%0,0)	3(%100)	3(%7,7)

Karotis arter stenozu saptanan hastalarda <%70 darlık sağlam, >=%70 darlık hasta olarak değerlendirildiğinde;

Doppler US hız-çap ve alana göre darlık yüzdesinin 3D DSA’da alan darlık yüzdesine göre tanısal etkinliği, subjektif 3B TRICKS MRA, MIP 3B TRICKS MRA, VR 3B TRICKS MRA’da saptanan darlık yüzdelerinin 3D DSA’da alan darlık yüzdesine göre tanısal etkinliği ile subjektif DSA, konvansiyonel DSA, 3D DSA darlık yüzdelerinin 3D DSA’da alan darlık yüzdesine göre tanısal etkinliği Tablo 9’da belirtilmiştir.

Tablo 9: Her üç ölçüm yönteminin İKA stenozlarında duyarlılık, özgüllük, PÖD, NÖD ve tanısal doğruluk oranları

	<i>Doppler Hız</i>	<i>Doppler Çap</i>	<i>Doppler Alan</i>	<i>Subjek. DSA</i>	<i>Subjek. TRICKS</i>	<i>3D DSA</i>	<i>VR TRICKS</i>	<i>Konvan. DSA</i>	<i>MIP TRICKS</i>	<i>Alan TRICKS</i>
Duyarlılık	%100	%72	%90,9	%90,9	%90,9	%45,4	%63,6	%72,7	%72,7	%81,8
Özgüllük	%96,4	%92	%85,7	%96,4	%92,9	%100	%96,4	%100	%96,4	%92,8
P.Ö.D	%91,7	%80	%71,4	%90,9	%83,3	%100	%87,5	%100	%88,8	%81,8
N.Ö.D	%100	%89,6	%96	%96,4	%96,3	%82	%87,1	%90,3	%90	%92,8
Tanısal Doğruluk	%97,4	%87,2	%87,2	%94,9	%92,3	%84,6	%87,2	%92,3	%89,7	%89,7

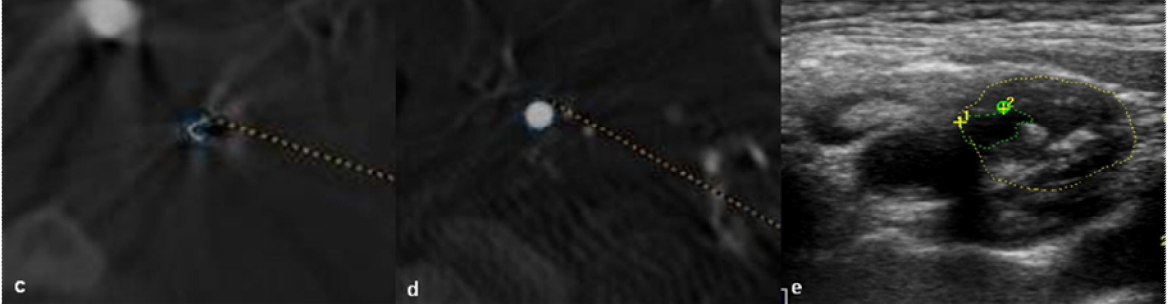
5. OLGU ÖRNEKLERİ

1) Olgu 2, 75Y/E



Şekil 9: a) DSA görüntüsünde sol İKA'de stenoz oranı lateral planda %75, alan ölçümünde ise %71'dir. b) TRICKS MRA görüntüsünde ise (akım izlenmeyen bir segment nedeniyle) lateral planda ve alan olarak darlık oranı %99 olarak değerlendirilmiştir.

2) Olgu 2, 75Y/E



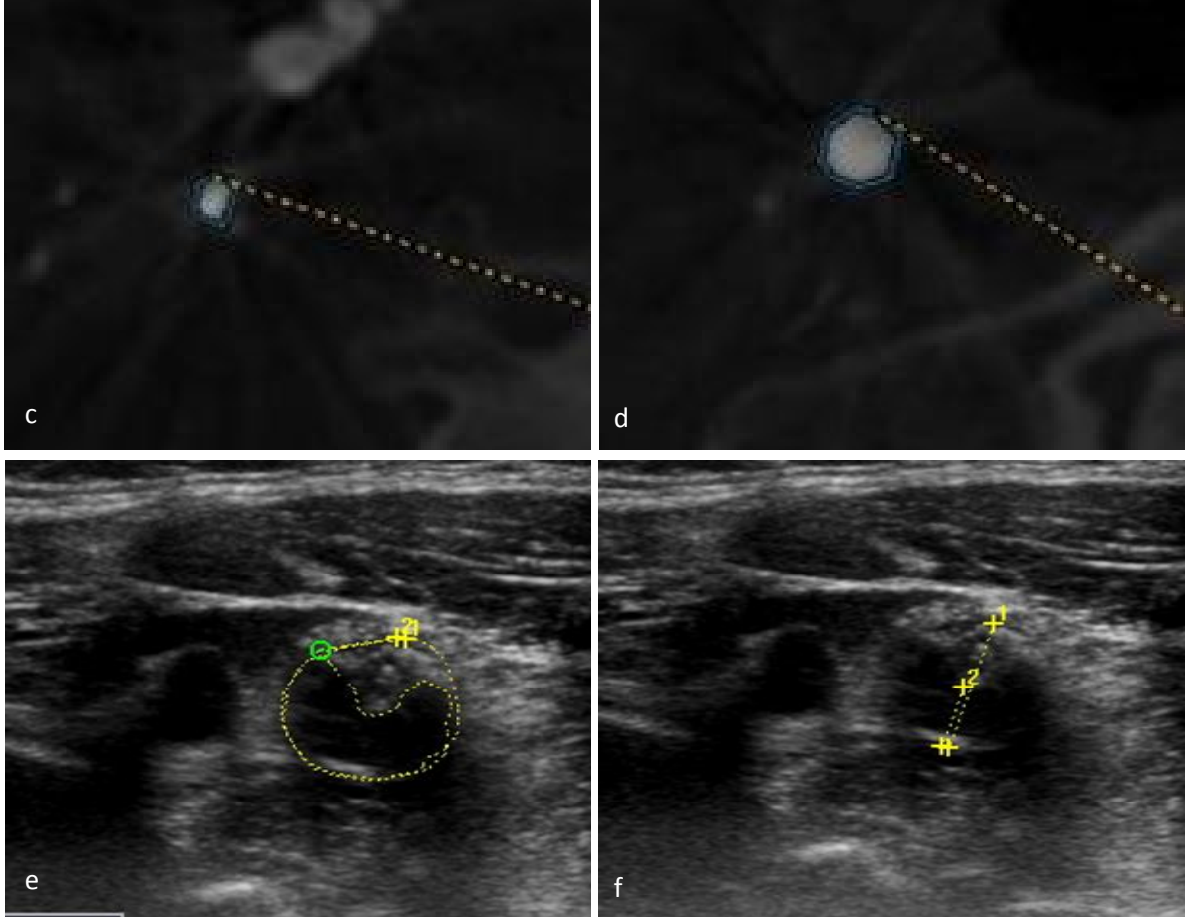
Şekil 10: c-d) Aynı hastanın rotasyonel DSA'da sol İKA'dan yapılan aksiyel planda darlık segmentinden ve distal lezyonsuz İKA'dan yapılan ölçümler. **e)** Doppler US ile darlık düzeyinden yapılan alan ölçümü %68 olarak hesaplanmıştır (Not: NASCET için distal İKA segmentinden de alan ölçümü yapılmıştır.).

3) Olgu 3, 75Y/E



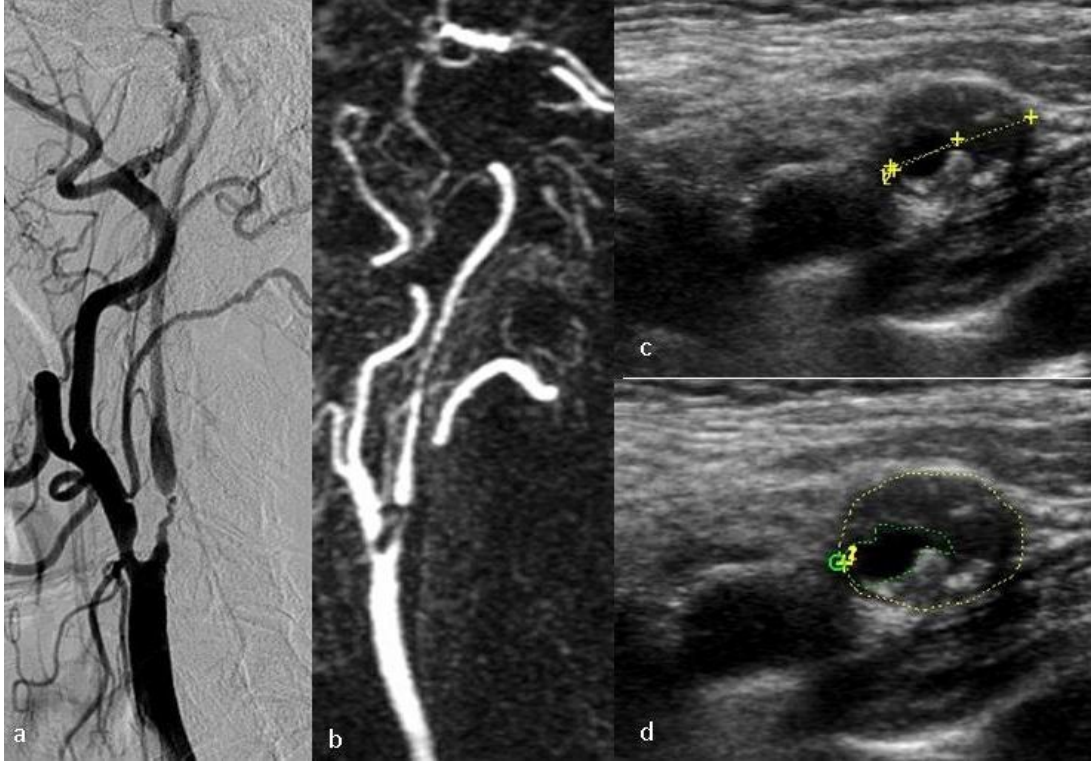
Şekil 11: a) DSA görüntüsünde darlık oranı lateral planda %42'dir. b) Lateral planda 3B TRICKS MRA'da ise darlık oranı %35 olarak hesaplanmıştır.

4) Olgu 3, 75Y/E



Şekil 12: c-d) Aynı hastanın DSA'da aksiyel plandaki görüntüsünde dar olan segmentten ve distal İKA'dan alınan alan ölçümleri (%60). e-f) Doppler US görüntülerinde aksiyel planda alan ve çapa göre darlık ölçümü (sırasıyla %38, %52)

5) Olgu 4, 77/E



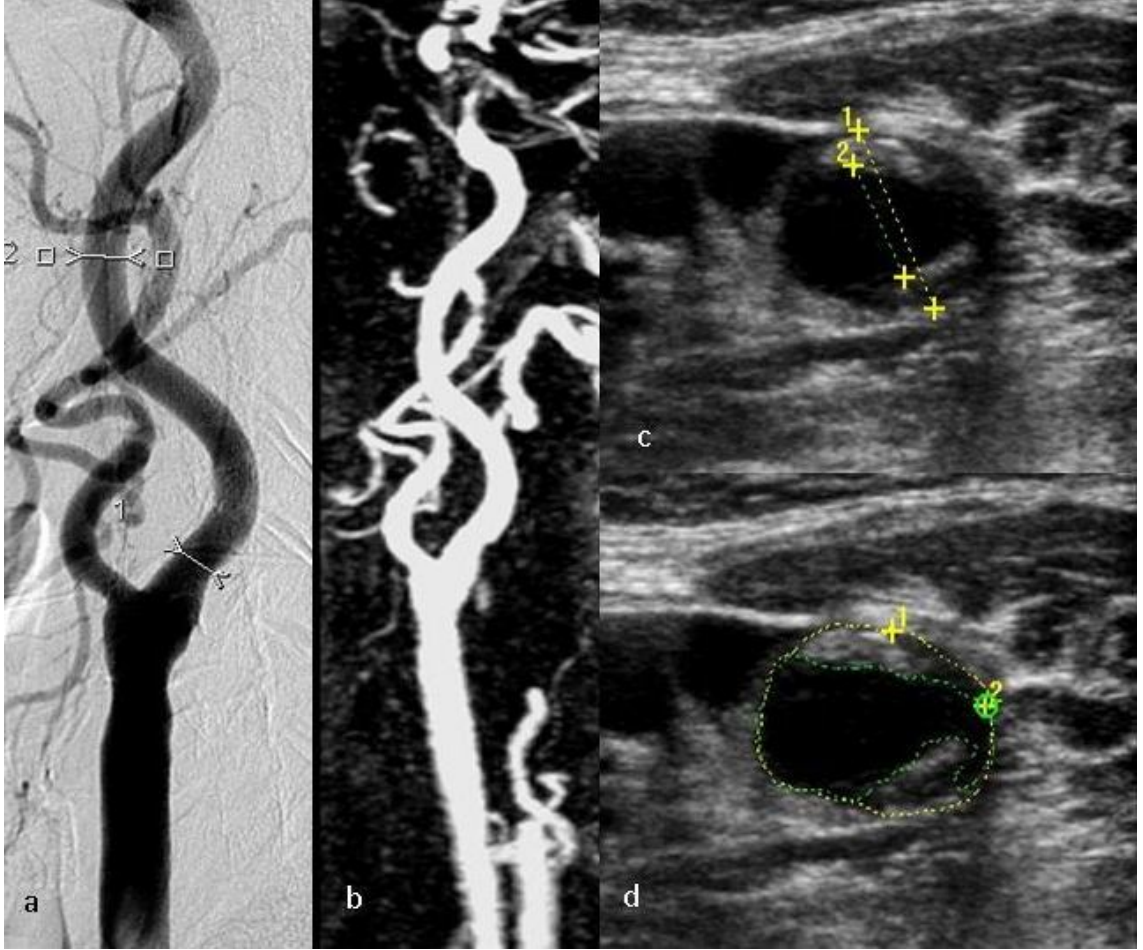
Şekil 13: a-b) Lateral planda DSA ve 3B TRICKS MRA görüntüsünde darlık oranı her iki tetkikte de %99 olarak değerlendirilmiştir. **c-d)** Aksiyel Doppler US görüntüsünde çap ve alana göre darlık ölçümü (sırasıyla %75 ve %90).

6) Olgu 5, 77Y/E



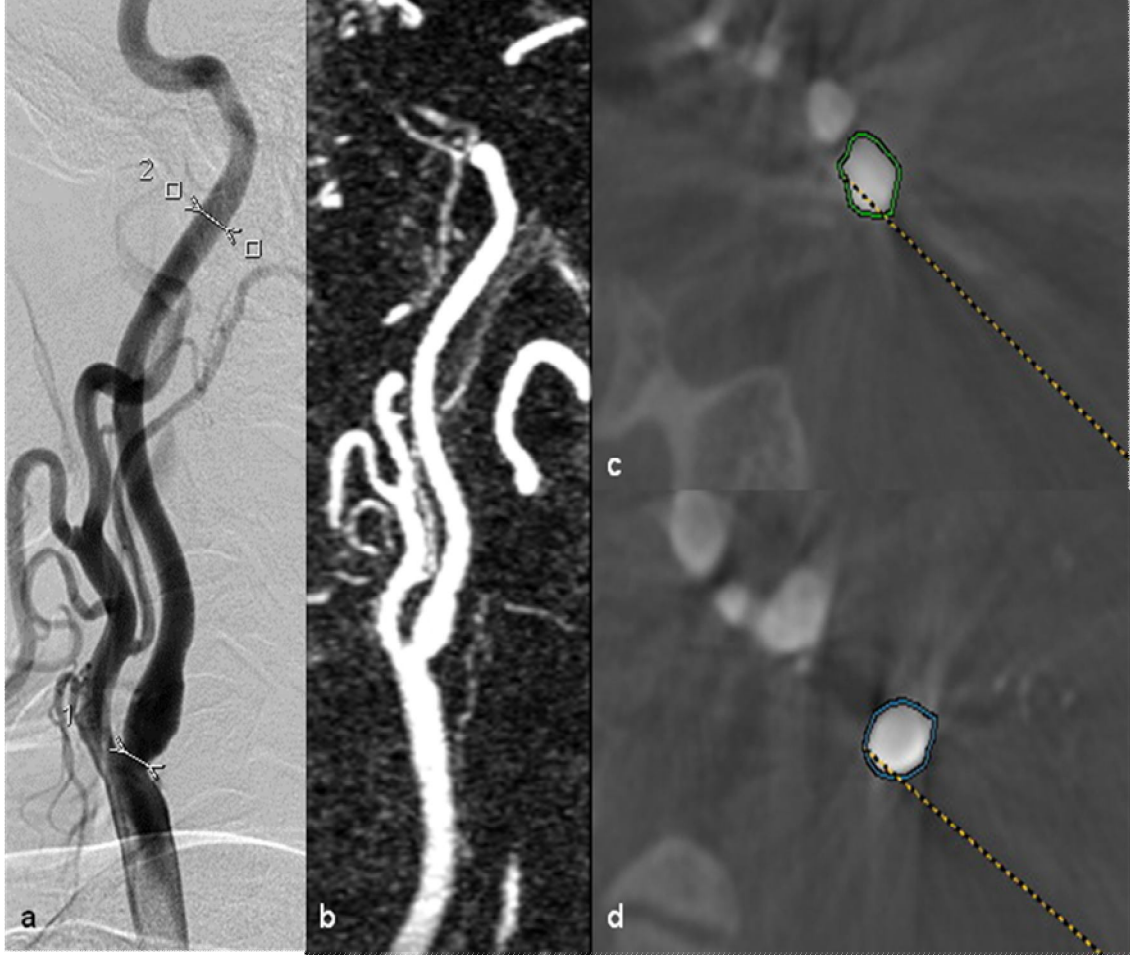
Şekil 14: a-b) Lateral planda DSA ve 3B TRICKS MRA görüntülerinde ülsere plaktan yapılan ölçümlerde darlık oranları sırasıyla %31 ve %38'dir. c-d) DSA'da aksiyel planda darlık ölçümünde dar olan ve distal İKA segmentinden yapılan ölçümlerde darlık oranı bir sınıf yukarda çıkmıştır (%57).

7) Olgu 6, 64Y/K



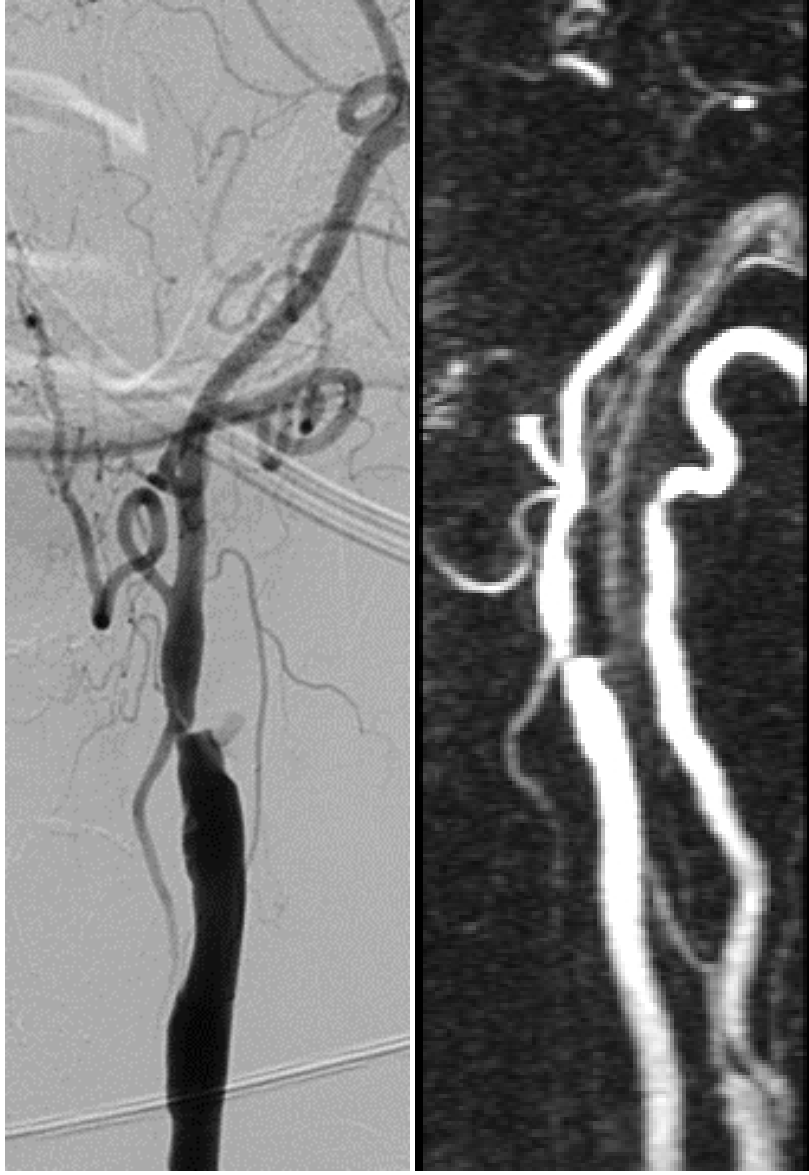
Şekil 15: a-b) Lateral planada DSA ve 3B TRICKS MRA görüntülerde her iki tetkikte de NASCET yöntemine göre %0 olarak değerlendirildi. c-d) Aksiyel planda Doppler US'de çap ve alan olarak darlık ölçümü %0-29 aralığındaydı (%12).

8) Olgu 7, 73Y/E



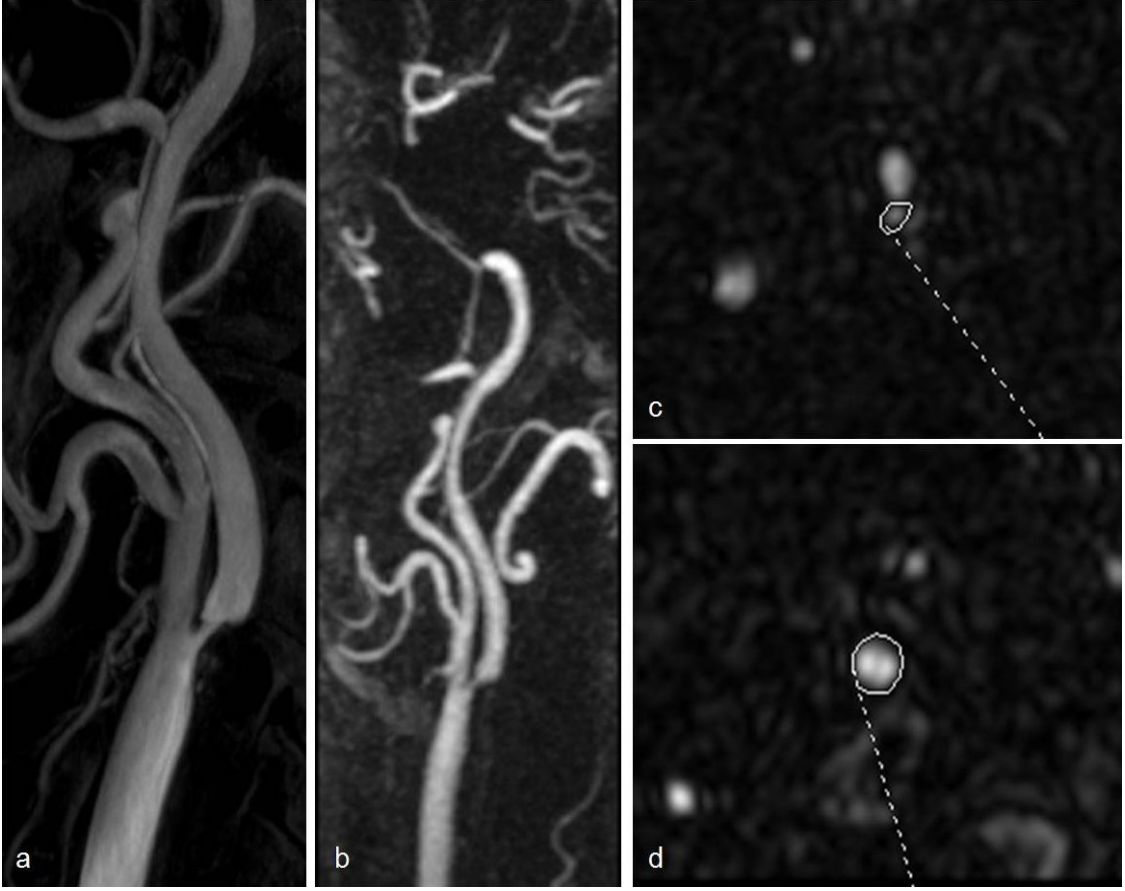
Şekil 16: a-b) Lateral planada DSA ve 3B TRICKS MRA görüntülerde NASCET yöntemine göre %0 ve %10 olarak değerlendirildi. c-d) DSA'da aksiyel planda alan olarak darlık ölçümü %0-29 aralığındaydı (%10).

9) Olgu 8, 76Y/E



Şekil 17: DSA tetkikinde oklüde olarak değerlendirilen sol İKA 3B TRICKS MRA'da da oklüde görünümündedir.

10) Olgu 9, 71Y/E



Şekil 18: a) Lateral MIP DSA tetkikinde darlık oranı %64'dür. b) Lateral MIP 3B TRICKS MRA'da ise darlık oranı %69 olarak değerlendirilmiştir. c-d) Aksiyel 3B TRICKS MRA'da dar olan segment ve distal İKA'dan alınan alan ölçümleri (darlık oranı %80'dir) (Not: Aynı hastanın DSA'da ölçülen alan darlık oranı %85'dir)

6. TARTIŞMA

Karotis arter hastalığı, semptomatik ve asemptomatik olarak ikiye ayrılmıştır. Semptomatik hastalar tipik olarak karotis arterlerden emboliye bağlı nörolojik bir hadise (inme, geçici iskemik atak ya da amorozis fugaks) yaşamış olanlardır. Bu grup NASCET ve ECST gibi çok iyi bilinen çalışmalara dayanarak oluşturulmuştur [15, 38]. Asemptomatik grup, nörolojik hadise yaşamamış hastaları içerir. ACAS'ta bu grup hastalar nörolojik hadise yaşamamasına rağmen difüz aterosklerozun tipik klinik işaretlerine sahip hastalar olarak tanımlanmıştır [2]. Semptomatik hastalarda belirgin stenotik hastalık (> %50) prevalansı %18-20 arasında değişmekte iken; karotis görüntülemeye gönderilen asemptomatik hastalardaki prevalans %14'tür. Asemptomatik gruptaki İKA hastalık prevalansı semptomatik hastalarinkine yaklaşmaktadır [43, 82].

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 invaziv bir işlem olması, iyonizan radyasyon içermesi, kullanılan iyotlu kontrast maddenin nefrotoksik etkisi, işlem sonrası hastanın günlük yaşamına dönmesi için belli bir süreye ihtiyaç duyması ve MRA'ya göre maliyetinin yüksek olması gibi dezavantajları vardır [83-85].

MRA, minimal invazif, 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 kontrastlı MRA ve 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. 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 [68]. 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 [68].

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 görüntülemesinde 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 [75].

Doppler Ultrasonografi, karotis arter hastalığının en yaygın kullanılan radyolojik görüntüleme yöntemidir. Bu görüntüleme modalitesi, karotis stenozlarının ameliyat öncesi değerlendirilmesinde artan şekilde kullanılmaktadır. Ultrason Radyologları Cemiyeti (Society of Radiologist in Ultrasound)'nin 2003'teki konsensusunda panelistler, Amerika Birleşik Devletleri'nde KE'ye giden hastaların %80'inde operasyon öncesinde sadece ultrasonografinin kullanıldığını belirtmişlerdir. Bu görüntüleme modalitesinin güvenilir bilgi vermesi büyük önem taşımaktadır [17]. Ultrasonografi, kolay uygulanabilmesi, non-invaziv olması, iyonizan radyasyon içermemesi, stenoz oranının ve plak yapısının değerlendirilmesine imkan vermesi nedeniyle rutin değerlendirmelerde özellikle ana karotis arter bifurkasyonu ve çevresinin değerlendirilmesinde en sık kullanılan yöntemdir. Stenoz oranı hesaplanmasında genelde maksimum sistolik akım hızı kullanılmakla birlikte çap ölçümü, alan ölçümü, akım hızı oranları da kullanılmaktadır. Literatürde, stenoz oranı hesaplanmasında, 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 stenoz oranları için akım hızı değerleri önerilmiştir (bkz.Tablo 1). 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, stenoz ölçümlerinde DSA ile yüksek uyum saptanmaktadır [3, 86]. Tüm standardizasyon çalışmalarına ve geliştirilen yeni tekniklere rağmen, US kişiye bağımlı bir yöntem olup ölçüm birçok teknik parametreden ve hasta özelliklerinden etkilenmektedir.

Remonda ve arkadaşlarının 2002 yılında yayınlanan bir çalışmada kontrastlı MRA ve DSA karşılaştırılarak 120 hasta (140 arter) değerlendirmiştir. Bu çalışmada ölçümler MRA'da MIP görüntüler üzerinden NASCET yöntemine göre yapılmıştır. Özgüllük %96, duyarlılık %98, pozitif öngörü değeri %95, negatif öngörü değeri %98 olarak bildirilmiştir [87].

Wardlaw ve arkadaşları tarafından 2006 yılında yayınlanan ve 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. %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 [88]. Bu çalışmada %70-99 stenoz aralığı için duyarlılığı en yüksek olan yöntemin kontrastlı MRA olduğu belirtilmiştir (%88).

Willig ve ark. 26 semptomatik hastada 29 karotid bifurkasyonu değerlendirmiştir. Bu çalışmada karotid bifurkasyonu 2B TOF, 3B TOF ve TRICKS MRA teknikleri kullanılarak görüntülenmiştir. TRICKS tekniği ile 3B MRA görüntüleme Flip/ TR/TE=45°/<8ms /< 20ms 24-32 mm'lik kesitler, 512x256 matrix ve 20x10 cm FOV protokolleri ile elde edilmiştir. Her bifurkasyonda 6 MIP stenoz görüntüsü elde edilmiştir. TRICKS görüntüleme zaman volüm imajlarından pik arteryel faz seçilmiştir. Görüntüler iki değerlendirici tarafından stenotik segment, proksimal internal karotid arterin intimal yüzeyinin morfolojisi, intravasküler sinyal intensitesi, ve görüntülerin tanısal değeri açısından değerlendirilmiştir. Çalışmada ayrıca TRICKS MIP imajlar ile 2B ve 3B TOF MIP imajların görüntü kalitesi karşılaştırılmıştır. Görüntüler 3 basamakta en iyiden kötüye sıralanmıştır. Bütün kriterlerde TRICKS tekniğinin 2B TOF ve 3B TOF görüntüleme tekniklerine göre üstün

olduğu saptanmıştır. Değerlendiriciler tarafından TRICKS'in tanısal değerinin daha ylıksek olduğu bildirilmiştir [89].

Borisch ve arkadaşları 2003 yılında karotid stenozu bulunan 39 hastada 71 damar segmentini Doppler US ve kontrastlı MRA ile değerlendirmişlerdir. Sonuçta her iki modalitede DSA bulguları ile karşılaştırılmıştır. Sonuçta %70'den daha fazla saptanan karotis stenozların için kontrastlı MRA'da duyarlılık %94,9, özgüllük %79,1 dir. Doppler US için ise duyarlılık %92,9, özgüllük ise %81,9 olarak bulunmuştur. Her iki test birbiri ile uyumlu bulunduğundan her ikisinin ortalamasının duyarlılığı %100, özgüllüğu ise %81,4'dür [90].

Anzalone ve ark. Doppler US ile saptanan karotid stenozu bulunan 49 hasta üzerinde 98 karotid segmenti değerlendirilmiştir. Yaptıkları çalışmada, karotis arter stenozlarında 3B TOF MRA, kontrastlı MRA, DSA ve rotasyonel anjiyografi tekniklerini NASCET yöntemine göre karşılaştırmışlardır. Rotasyonel anjiyografiye göre kontrastlı MRA'da duyarlılık %100, özgüllük %90, 3D TOF MRA'da duyarlılık %95,5, özgüllük %87,2, DSA'da ise duyarlılık %88,6, özgüllük %100 bulunmuştur. Tüm gruplar göz önüne alındığında en fazla uyumun kontrastlı MRA ile rotasyonel anjiyografi ve DSA ile rotasyonel anjiyografi 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 [60].

Bizim çalışmamızda, internal karotid arterde Doppler US, 3B TRICKS MRA ve DSA da NASCET yöntemine göre elde edilen stenoz oranlarını öncelikle alan olarak karşılaştırdık. Elde edilen sonuçlarda Doppler US'nin alan olarak stenozu öngörmedeki duyarlılığı; %90,9, özgüllüğu; %85,7'dir. MRA'nın alan olarak stenozu öngörmedeki duyarlılığı; %81,8, özgüllüğu; %92,8 olarak saptanmıştır.

Çalışmamızda %70 darlık oranı sınır kabul edildiğinde DSA'da alan olarak değerlendirilen 39 damar segmentinin 3B TRICKS MRA'da alan değerlendirmede 4 tanesi farklı stenoz aralıklarında yer almıştır 3B TRICKS MRA'da farklı stenoz aralıklarında değerlendirilen darlıkların hepsi DSA'da üst stenoz aralıklarındadır. Bunun nedeni MRA'da uzaysal çözünürlüğünün DSA'ya göre daha düşük ve sinyal gürültü

oranının az olması olabilir. Doppler US'de ise alan darlıklarda 5 tanesi farklı stenoz aralıklarındadır. Doppler US'de farklı stenoz aralıklarında yer alan damar segmentlerinin hepsi üst stenoz aralıklarındadır. Doppler US darlık yüzdeleri hesap edilirken NASCET uyarlaması için distal İKA segmentinden alan ve çap ölçümleri alınmıştır. Darlık yüzdelerinin yüksek çıkmasının nedeninin ise yeteri kadar distalde bir İKA segmentinin Doppler US ile görüntülenememesi olabileceği düşünülmüştür.

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.

Bizim çalışmamızda da alan yapılan ölçümlerde TRICKS MRA'da %70-99 aralığında değerlendirilen 3 damar segmentinin DSA'da sırasıyla %68, 68, 67 değerlerinin ölçülmesi nedeniyle %50-69 aralığında ve Doppler US'de %70-99 aralığında değerlendirilen 2 damar segmentinin DSA'da sırasıyla %67 ve 65 değerlerinin ölçülmesi nedeniyle %50-69 aralığında değerlendirilmiştir. Bu nedenle farklı gruplarda yer alan ölçümler istatistiksel verileri etkilemiştir. Bu damar segmentleri DSA ile aynı aralıkta değerlendirilmiş olsaydı TRICKS MRA'da tanısal doğruluk oranı %94,9, Doppler US'de ise %92,3 olacaktı.

Bizim çalışmamızın en önemli avantajlarından biri, TRICKS MRA'da ve DSA'da yapılan stenoz ölçümlerinin hem sagittal hemde aksiyel planda yapılabilmesidir. Sagittal planda ölçümler yapılırken özellikle DSA'da süperpozisyon nedeniyle darlık segmentinin optimum değerlendirilemediği hastalar olmuştur. DSA'da alınan 3B görüntüler reformat oluşturmaya ve darlığı üç boyutlu değerlendirmeye imkan vermiştir. Yapılan alan ölçümlerin DSA ve TRICKS MRA'da özellikle düzensiz plak varlığında duyarlılığı ve tanısal doğruluğu artırdığı düşünülmüştür. Örneğin DSA'da sagittal planda darlık aralığı %50-69 saptanan 3 hasta alan ölçümlerde %70-99 aralığında, %30-49 aralığında bulunan 2 hasta ise %50-69 aralığında saptanmıştır. Ancak çalışmamızın bir kısıtlaması olarak alan ölçümlerde aksiyel plan damarın tortüöz seyri nedeniyle her zaman optimum oluşturulamamıştır. Aksiyel planda ölçüm yapılacak olan stenotik damar segmenti kesite oblik girdiğinde alan darlığı doğru ölçümlenebilmek

için manuel olarak aksiyeye dönüştürme zorunluluğu doğmuştur. Bu da kişiye bağımlı olduğundan sonuçlarda milimetrik oynamalar stenoz oranında gözlemciler arası farklılığa neden olmakla birlikte sınıflar arası farklılık oluşturmamıştır.

Çalışmamızda lateral projeksiyonlarda alınan DSA görüntülerinde ve sagittal planda TRICKS MRA MIP görüntülerinde ölçümler, manuel olarak kursör ile işaretlenerek yapılmıştır. Uzun boyutlu plaklarda her iki gözlemcinin farklı darlık segmentlerini ve NASCET yöntemi için alınan distal damar segmentinin farklı noktalarını tercih etmesi ölçümlerde milimetrik oynamaya ve stenoz oranlarında farklılığa neden olmaktadır. Bunun da sınıflamalar arasındaki farka yol açan önemli etmenlerden biri olduğunu düşünmekteyiz.

Bizim istatistiksel sonuçlarımız, ciddi stenoz (>%70) olgularında tedavi öncesi 3B TRICKS MRA'nın ve Doppler US'nin kullanılabileceğini gösterse de hafif ve orta şiddetteki (%30-49, %50-69) olgularda plak yüzey özelliklerinin de tedavi planlanmasını etkilediği göz önünde bulundurulmalıdır. Çalışmamızda 6 hastada darlık aralığı %70-99 altında olmakla birlikte plak yapısı Doppler US'de ülser görünümündeydi. Bu da tedavi seçeneğini değiştiren bir durumdur. %70-99 altındaki darlıklar KE ve stent uygulaması için endikasyon oluşturmamaktadır ancak plakta ülserasyon varlığı tedavi için bir endikasyondur.

Çalışmamızda her üç yöntemde de plak özellikleri yerleşim yeri, yüzey özellikleri, plağın uzunluğu ve ülserasyon varlığı açısından değerlendirildi. Her üç yöntemde de plak uzunluğu, yerleşim yeri, yüzey özellikleri açısından belirgin uyum gözlemlendi. Ülserasyon değerlendirmesinde iki hastada her üç tetkikte de ülserasyon gözlemlendi. Ancak DSA'da yüzeysel ülserasyon olarak değerlendirilen iki hastanın plak özellikleri Doppler US ve 3B TRICKS MRA'da düzensizlik olarak değerlendirilmiştir. DSA'da ülserasyon olarak değerlendirilen iki hastada ise Doppler US'de de uyumlu olarak ülserasyon tariflenmiştir. 3B TRICKS MRA'da ülserasyon tariflenen iki hastada Doppler US'de de ülserasyon izlenmiş iken lezyonlar DSA'da düzensiz plak olarak tariflenmiştir. DSA'da ülserasyon tariflenen beş hastanın lateral plan ölçümlerde ki stenoz oranları alan ölçümlerinde bir üst darlık sınıfına geçmiştir. Bu hastaların lateral planda ki darlık oranları sırasıyla %38, %20, %7, %69, %64 iken alan ölçümlerinde darlık oranları %59, %43, %30, %82, %76'dır. 3B TRICKS MRA'da ülserasyon olarak

değerlendirilen darlıklardan sadece bir tanesinde lateral plan ölçümünde darlık oranı %51 iken aksiyel alan ölçümünde %77 olarak değerlendirilmiştir. Diğer ülsere plak tariflenen stenozlarda ölçüm değerlerinde ise hafif oransal değişiklikler olmakla birlikte bu oransal değişiklikler darlık sınıfında farklılığa neden olmamıştır.

7. SONUÇ

Renkli Doppler Ultrasonografi, karotis stenozunda plağın morfolojisi hakkında ve hemodinamik bilgi sağlayan ve anjiyografinin risklerini minimize eden önemli bir tarama yöntemi olarak ön plana çıkmaktadır. Ayrıca ultrasonografinin hızlı, taşınabilir, noninvaziv, tekrarlanabilir, ucuz ve kolay ulaşılabilir olması gibi avantajları da bulunmaktadır. Damarsal tortüözite ve ileri derecede darlık nedeniyle PSV değerleri optimum alınamayan hastalarda, serebral anjiyografi ile korelasyonu en yüksek olarak kabul edilen PSV yerine Doppler US alan ölçümü güvenle kullanılabilir.

İKA'nın, tek enjeksiyonla kontrast madde verilmesi sonrası tüm segmentleriyle ve reformat görüntülemeyle farklı planlarda değerlendirilebilmesi TRICKS MRA'nın Doppler US ve DSA'ya üstünlükleridir. TRICKS MRA stenoz değerlendirmede tüm parametrelerde yüksek tanısal doğruluk oranları içermesi, noninvazif ve noniyonizan bir tetkik olmasıyla da DSA'ya alternatif güvenli bir tanı yöntemi olarak kullanılabilir.

Rotasyonel DSA'da alan ölçümü ile stenozun değerlendirilmesi altın standart olmakla birlikte lateral ve diğer planlarda yapılan objektif-subjektif stenoz değerlendirmeleri yüksek tanısal doğruluk oranlarına sahip olduğu için rotasyonel DSA uygulaması her hastada gerekli değildir. Ancak yapılan DSA tetkikinde lateral planda süperpozisyon nedeniyle yada düzensiz-ülser plaklarda darlığın alan ölçümüyle optimum değerlendirilmesi açısından rotasyonel DSA uygulanıp uygulanmayacağına işlem esnasında karar verilebilir.

KAYNAKLAR

1. Beauchamp, N.J., Jr. and R.N. Bryan, *Acute cerebral ischemic infarction: a pathophysiologic review and radiologic perspective*. AJR Am J Roentgenol, 1998. **171**(1): p. 73-84.
2. *Endarterectomy for asymptomatic carotid artery stenosis. Executive Committee for the Asymptomatic Carotid Atherosclerosis Study*. JAMA, 1995. **273**(18): p. 1421-8.
3. Zwiebel, W.J., *Serebral Damarlar*, in *Vasküler Ultrasona Giriş*, İ. Mihmanlı, Editor. 2006, İsanbul medikal yayıncılık: İstanbul. p. 107-171.
4. Osborn, A., *Cerebral vasculature: Normal anatomy and pathology*, in *Diagnostic Neuroradiology*, D. L.W., Editor. 1993, Mosby. p. 330-341.
5. Rubba, P., et al., *Different localization of early arterial lesions in insulin-dependent diabetes mellitus and in familial hypercholesterolemia*. Metabolism, 1989. **38**(10): p. 962-6.
6. Jeng, J.S., et al., *Extracranial carotid atherosclerosis and vascular risk factors in different types of ischemic stroke in Taiwan*. Stroke, 1994. **25**(10): p. 1989-93.
7. Folsom, A.R., et al., *Relation of carotid artery wall thickness to diabetes mellitus, fasting glucose and insulin, body size, and physical activity. Atherosclerosis Risk in Communities (ARIC) Study Investigators*. Stroke, 1994. **25**(1): p. 66-73.
8. Hougaku, H., et al., *Asymptomatic carotid lesions and silent cerebral infarction*. Stroke, 1994. **25**(3): p. 566-70.
9. Moore, W.S. and A.D. Hall, *Importance of emboli from carotid bifurcation in pathogenesis of cerebral ischemic attacks*. Arch Surg, 1970. **101**(6): p. 708-11 passim.
10. Moore, W.S., et al., *Natural history of nonstenotic, asymptomatic ulcerative lesions of the carotid artery*. Arch Surg, 1978. **113**(11): p. 1352-9.
11. Zhu, C.Z. and J.W. Norris, *Role of carotid stenosis in ischemic stroke*. Stroke, 1990. **21**(8): p. 1131-4.
12. Ringelstein, E.B., et al., *Computed tomographic patterns of proven embolic brain infarctions*. Ann Neurol, 1989. **26**(6): p. 759-65.

13. Brown, P.B., W.J. Zwiebel, and G.K. Call, *Degree of cervical carotid artery stenosis and hemispheric stroke: duplex US findings*. Radiology, 1989. **170**(2): p. 541-3.
14. O'Holleran, L.W., et al., *Natural history of asymptomatic carotid plaque. Five year follow-up study*. Am J Surg, 1987. **154**(6): p. 659-62.
15. *Beneficial effect of carotid endarterectomy in symptomatic patients with high-grade carotid stenosis. North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial Collaborators*. N Engl J Med, 1991. **325**(7): p. 445-53.
16. Rothwell, P.M., et al., *Analysis of pooled data from the randomised controlled trials of endarterectomy for symptomatic carotid stenosis*. Lancet, 2003. **361**(9352): p. 107-16.
17. Grant, E.G., et al., *Carotid artery stenosis: gray-scale and Doppler US diagnosis--Society of Radiologists in Ultrasound Consensus Conference*. Radiology, 2003. **229**(2): p. 340-6.
18. Gomez, C.R., *Carotid angioplasty and stenting: new horizons*. Curr Atheroscler Rep, 2000. **2**(2): p. 151-9.
19. Py, M.O., et al., *Internal carotid artery stenosis: comparison of duplex scan and magnetic resonance angiography with digital subtraction angiography*. Arq Neuropsiquiatr, 2001. **59**(3-B): p. 665-71.
20. Brobeck, B.R., N.P. Forero, and J.M. Romero, *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**(3): p. 177-93.
21. Tsuruda, J.S., D. Saloner, and C. Anderson, *Noninvasive evaluation of cerebral ischemia. Trends for the 1990s*. Circulation, 1991. **83**(2 Suppl): p. 1176-89.
22. Randoux, B., et al., *Carotid artery stenosis: prospective comparison of CT, three-dimensional gadolinium-enhanced MR, and conventional angiography*. Radiology, 2001. **220**(1): p. 179-85.
23. Lev, M.H., 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**(4): p. 520-8.
24. Sohn, C.H., R.J. Sevick, and R. Frayne, *Contrast-enhanced MR angiography of the intracranial circulation*. Magn Reson Imaging Clin N Am, 2003. **11**(4): p. 599-614.

25. Korosec, F.R., et al., *Time-resolved contrast-enhanced 3D MR angiography*. Magn Reson Med, 1996. **36**(3): p. 345-51.
26. Kayalı, H., *İnsan Embriyolojisi*. 3 ed. 1984, İstanbul: Taş Matbaası.
27. Clemente, C., *Gray's Anatomy of the Human Body*. 1895: Churchill Livingstone.
28. Balkan, S., *Serebrovasküler Hastalıklar*. 2002, İstanbul: Güneş Tıp Kitabevi.
29. Osborn, A., *Diagnostic Cerebral Angiography*. 2 ed. 1998, Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins.
30. Bouthillier, A., H.R. van Loveren, and J.T. Keller, *Segments of the internal carotid artery: a new classification*. Neurosurgery, 1996. **38**(3): p. 425-32; discussion 432-3.
31. Larsen, W.J., *Human Embryology* 2ed. 1998, new york: Churchill Livingstone.
32. Ozan, H., *Ozan Anatomi*. 2 ed. 2004, Ankar: Nobel.
33. Arıncı, K., *Anatomi*. 1995. **2**.
34. Brunsteins, D.B. and A.J. Ferreri, *Microsurgical anatomy of VII and VIII cranial nerves and related arteries in the cerebellopontine angle*. Surg Radiol Anat, 1990. **12**(4): p. 259-65.
35. Robins, S., *Temel Patoloji*. 6 ed. 2000, İstanbul: Nobel Tıp Kitabevleri.
36. Wissler, R., *Principles of the Pathogenesis of Atherosclerosis*, in *Braunwald's Heart Disease: A Textbook of Cardiovascular Medicine*, R.O. Bonow, Editor. 1984, Saunders. p. 1183.
37. Graham, D.I., *Greenfield's Neuropathology*. 6 ed. Vol. 2. 1997. 315-396.
38. *Randomised trial of endarterectomy for recently symptomatic carotid stenosis: final results of the MRC European Carotid Surgery Trial (ECST)*. Lancet, 1998. **351**(9113): p. 1379-87.
39. Oyar, O., *Tıbbi Görüntüleme Fiziği* 2003, Ankara: Rekmay Ltd. Şti.
40. Bushong, s.c., *Diagnostic Ultrasound: Physics, Biology, and Instrumentation*. 3 ed. 1984, St. Louis: mosby. 554-588.
41. Kabakçı, N., *Temel Radyoloji Fiziği*. Temel Ultrason fiziği. 2005, İzmir: İnan Basım. 181-196.
42. Rumack, M.C., *Physics of ultrasound*, in *Diagnostic Ultrasound*, C.R. Merritt, Editor. 2005, Mosby: China. p. 3-35.
43. Ralls, P.W., *Color Doppler sonography of the hepatic artery and portal venous system*. AJR Am J Roentgenol, 1990. **155**(3): p. 517-25.

44. Grant, E.G., et al., *Doppler sonographic parameters for detection of carotid stenosis: is there an optimum method for their selection?* AJR Am J Roentgenol, 1999. **172**(4): p. 1123-9.
45. Oyar, O., *Radyolojide Temel Fizik Kavramlar*. 1998, İstanbul: Nobel Tıp Kitabevi.
46. Mitchell, D.G., *Color Doppler imaging: principles, limitations, and artifacts*. Radiology, 1990. **177**(1): p. 1-10.
47. Gill, R.W., *Doppler ultrasound--physical aspects*. Semin Perinatol, 1987. **11**(4): p. 292-9.
48. Pinkney, N., *Review of the Concept of Ultrasound Physics and Instrumentation*. 1997, Philadelphia: Sconicor. 20.
49. Foley, W.D. and S.J. Erickson, *Color Doppler flow imaging*. AJR Am J Roentgenol, 1991. **156**(1): p. 3-13.
50. Özer, H., *Ultrasonografide temel prensipler*. tıbbi ultrasonografi derneği, 1986(23-25).
51. Merritt, C.R., *Doppler color flow imaging*. J Clin Ultrasound, 1987. **15**(9): p. 591-7.
52. Tuncel, E., *Klinik Radyoloji*. 2008, Bursa: Nobel-Güneş Tıp Kitabevi.
53. Nelson, T.R. and D.H. Pretorius, *The Doppler signal: where does it come from and what does it mean?* AJR Am J Roentgenol, 1988. **151**(3): p. 439-47.
54. Clautice-Engle, T., et al., *Power Doppler imaging of focal lesions of the gastrointestinal tract: comparison with conventional color Doppler imaging*. J Ultrasound Med, 1996. **15**(1): p. 63-6.
55. Marks, M.P., et al., *Diagnosis of carotid artery disease: preliminary experience with maximum-intensity-projection spiral CT angiography*. AJR Am J Roentgenol, 1993. **160**(6): p. 1267-71.
56. Schwartz, R.B., et al., *Common carotid artery bifurcation: evaluation with spiral CT. Work in progress*. Radiology, 1992. **185**(2): p. 513-9.
57. Katz, D.A., et al., *Circle of Willis: evaluation with spiral CT angiography, MR angiography, and conventional angiography*. Radiology, 1995. **195**(2): p. 445-9.
58. Moulin, T., et al., *Early CT signs in acute middle cerebral artery infarction: predictive value for subsequent infarct locations and outcome*. Neurology, 1996. **47**(2): p. 366-75.
59. Alvarez-Linera, 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**(5): p. 1012-9.
60. Anzalone, N., 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**(1): p. 204-13.
 61. Men, S., *Manyetik Rezonans Görüntüleme Akım ve Manyetik Rezonans Anjiografi Türkiye Klinikleri J. Raiol-special Topics*, 2009. **2**(1): p. 1-14.
 62. Konez, O., *Manyetik Rezonans Görüntüleme*. 1995.
 63. Pernicone, J.R., et al., *Three-dimensional phase-contrast MR angiography in the head and neck: preliminary report*. AJR Am J Roentgenol, 1990. **155**(1): p. 167-76.
 64. Hausmann, R., J.S. Lewin, and G. Laub, *Phase-contrast MR angiography with reduced acquisition time: new concepts in sequence design*. J Magn Reson Imaging, 1991. **1**(4): p. 415-22.
 65. Prince, M., *3D Contrast MR Angiography*. 3 ed. 2003, Berlin: Springer. 3-246.
 66. Aygun, N., *Magnetic Resonance Imaging of the Brain and Spine*. 3 ed. 2002, Philadelphia: Lippincott Williams-Wilkins. 981-1057.
 67. Phan, T., et al., *Contrast-enhanced magnetic resonance angiography of the cervical vessels: experience with 422 patients*. Stroke, 2001. **32**(10): p. 2282-6.
 68. Binkert, C.A., et al., *Peripheral vascular disease: blinded study of dedicated calf MR angiography versus standard bolus-chase MR angiography and film hard-copy angiography*. Radiology, 2004. **232**(3): p. 860-6.
 69. Du, J., et al., *Time-resolved, undersampled projection reconstruction imaging for high-resolution CE-MRA of the distal runoff vessels*. Magn Reson Med, 2002. **48**(3): p. 516-22.
 70. Vigen, K.K., et al., *Undersampled projection-reconstruction imaging for time-resolved contrast-enhanced imaging*. Magn Reson Med, 2000. **43**(2): p. 170-6.
 71. Pruessmann, K.P., et al., *SENSE: sensitivity encoding for fast MRI*. Magn Reson Med, 1999. **42**(5): p. 952-62.
 72. Sodickson, D.K. and W.J. Manning, *Simultaneous acquisition of spatial harmonics (SMASH): fast imaging with radiofrequency coil arrays*. Magn Reson Med, 1997. **38**(4): p. 591-603.

73. Sodickson, D.K., et al., *Contrast-enhanced 3D MR angiography with simultaneous acquisition of spatial harmonics: A pilot study*. Radiology, 2000. **217**(1): p. 284-9.
74. Frayne, R., et al., *MR angiography with three-dimensional MR digital subtraction angiography*. Top Magn Reson Imaging, 1996. **8**(6): p. 366-88.
75. Korosec, F.R., et al., *Contrast-enhanced MR angiography of the carotid bifurcation*. J Magn Reson Imaging, 1999. **10**(3): p. 317-25.
76. Mistretta, C.A., et al., *3D time-resolved contrast-enhanced MR DSA: advantages and tradeoffs*. Magn Reson Med, 1998. **40**(4): p. 571-81.
77. Carroll, T.J., et al., *Carotid bifurcation: evaluation of time-resolved three-dimensional contrast-enhanced MR angiography*. Radiology, 2001. **220**(2): p. 525-32.
78. Wang, Y., et al., *Generalized matched filtering for time-resolved MR angiography of pulsatile flow*. Magn Reson Med, 1993. **30**(5): p. 600-8.
79. Streifler, J.Y., et al., *Angiographic detection of carotid plaque ulceration. Comparison with surgical observations in a multicenter study. North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial*. Stroke, 1994. **25**(6): p. 1130-2.
80. Manninen, H.I., et al., *Human carotid arteries: correlation of intravascular US with angiographic and histopathologic findings*. Radiology, 1998. **206**(1): p. 65-74.
81. Özdamar, K., *Paket Programlarla İstatistiksel Veri Analizi*. 2004, Eskişehir: Kaan Kitabevi.
82. Langsfeld, M., A.C. Gray-Weale, and R.J. Lusby, *The role of plaque morphology and diameter reduction in the development of new symptoms in asymptomatic carotid arteries*. J Vasc Surg, 1989. **9**(4): p. 548-57.
83. Heiserman, J.E., et al., *Neurologic complications of cerebral angiography*. AJNR Am J Neuroradiol, 1994. **15**(8): p. 1401-7; discussion 1408-11.
84. Waugh, J.R. and N. Sacharias, *Arteriographic complications in the DSA era*. Radiology, 1992. **182**(1): p. 243-6.
85. Willinsky, R.A., et al., *Neurologic complications of cerebral angiography: prospective analysis of 2,899 procedures and review of the literature*. Radiology, 2003. **227**(2): p. 522-8.
86. Yurdakul, M., M. Tola, and T. Cumhuri, *B-flow imaging of internal carotid artery stenosis: Comparison with power Doppler imaging and digital subtraction angiography*. J Clin Ultrasound, 2004. **32**(5): p. 243-8.

87. Remonda, L., et al., *Contrast-enhanced 3D MR angiography of the carotid artery: comparison with conventional digital subtraction angiography*. AJNR Am J Neuroradiol, 2002. **23**(2): p. 213-9.
88. Wardlaw, J.M., et al., *Non-invasive imaging compared with intra-arterial angiography in the diagnosis of symptomatic carotid stenosis: a meta-analysis*. Lancet, 2006. **367**(9521): p. 1503-12.
89. Willig, D.S., 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**(2): p. 447-51.
90. Borisch, I., 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**(6): p. 1117-22.