

**ÖZET**  
**EKSTRAKRANİAL KAROTİD ARTER DARLIKLARININ BİLGİSAYARLI**  
**TOMOGRAFİK ANJİYOĞRAFI İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Dr. Mustafa DEMİROĞLU**

**Uzmanlık Tezi, Radyodiagnostik Anabilim Dalı**

**Tez Yöneticisi: Yrd. Doç. Dr. Ayhan ÖZKUR**

**Mart 2007, 61 sayfa**

Çalışmamıza Şubat 2006 ile Haziran 2006 tarihleri arasında, geçici iskemik atak, inme öyküsü, baş dönmesi, dengesizlik, hemipleji gibi sebeplerle farklı kliniklerden, Gaziantep Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Radyodiagnostik Anabilim Dalına refere edilen 37 hastanın ana, internal ve eksternal karotid arterleri, bilgisayarlı tomografik anjiyografi (BTA) ve dijital subtraksiyon anjiyografi (DSA) ile görüntülenmeleri yapıldı. Çalışmada BTA'nın ekstrakranial karotid arter darlığına ilişkin tanısal değeri araştırıldı ve elde edilen sonuçlar DSA bulguları ile karşılaştırıldı.

Aksiyel BTA, volüm rendering tekniği (VRT) BTA ve DSA ile toplam 37 hastada 58 karotid arter lezyonu incelendi.

Darlık kategorilerinin belirlenmesinde DSA ile aksiyel BTA imajlarının % 96, VRT BTA imajlarının % 94 oranında uyumlu olduğu görüldü. Elde edilen sonuçlar daha önce bu konuda yapılmış olan çalışma sonuçları ile büyük ölçüde korelasyon gösterdi.

Oklüzyonlarda aksiyel BTA ve VRT-BTA imajlarının duyarlılığı ve özgünlüğünün % 100 olduğu saptandı.

% 70-99 oranındaki darlıklarda aksiyel BTA ve VRT-BTA görüntülerinin duyarlılığı ve özgünlüğünün % 100 olduğu saptandı.

Damarı çevreleyen veya rezidüel lümenin yanında yoğun kalsifikasyon olması durumunda VRT yöntemi başarılı olarak kullanılabilir.

BTA' da aksiyel kesitlerle, uygun pencere genişliği ve düzeyi sağlandığında, mural kalsifikasyon ve kontrast madde ayrımı kolaylıkla yapılabilir, MIP ve SSD imajlarında lümeni çevreleyerek değerlendirmeyi imkansız kılan kalsifikasyonların varlığında bile rezidüel lümen rahatlıkla seçilebilir. Elde edilen bulgular sonucunda BTA' da en doğru bilgilerin aksiyel kaynak kesitlerden sağlandığı sonucuna varıldı.

**Anahtar kelimeler : Karotid arter, Stenoz, BT anjiyografi**

**ABSTRACT**  
**EVALUATION OF EXTRACRANIAL CAROTID ARTERY STENOSIS WITH**  
**COMPUTERIZED TOMOGRAPHIC ANGIOGRAPHY**

**Dr. Mustafa DEMIROGLU**

**Specialty Thesis, Department of Radiodiagnostic**

**Thesis Supervisor: Asst. Prof. Ayhan OZKUR**

**March 2007, 61 pages**

During our research, main, internal and external carotid arteries of 37 patients referred to Gaziantep University, Faculty of Medicine, Department of Radiology from various hospitals due to transient ischemic attack, apoplexy, vertigo, loss of balance, hemiplegics and other reasons were visualized using computerized tomographic angiography (CTA) and digital subtraction angiography (DSA). In this study, the diagnostic value of CTA related to extracranial carotid artery stenosis was investigated and obtained results were compared with DSA findings.

Using Axial CTA, volume rendering technique (VRT) CTA and DSA, 58 carotid artery lesions were examined in 37 patients.

In determination of stenosis categories, DSA and axial CTA images had % 96, and VRT CTA images had % 94 consistency. Obtained results were highly in agreement with the results of past experiments done on this subject.

The sensitivity and specificity of axial CTA images and VRT-CTA images in occlusions were found to be % 100.

The sensitivity and specificity of axial CTA images and VRT-CTA images in % 70-99 stenosis were found to be % 100.

VRT can be successfully used in cases of dense calcification around the blood vessels or near the residual lumen.

Mural calcification and contrast medium differentiation can be easily achieved with CTA when appropriate window width and level is obtained with axial cuts. Even in the presence of calcification that surrounds lumen and makes the evaluation impossible, residual lumen can be easily distinguished in MIP and SSD images. In the light of the obtained results it was concluded that the most accurate information in CTA is obtained from axial cross-sections.

**Keywords: Carotid artery, Stenosis, BT angiography**

## ÖNSÖZ

Asistanlık eğitimim süresince her zaman bilgi ve deneyimlerinden yararlandığım hocalarım sayın Prof. Dr. M. Metin BAYRAM, tez danışmanım sayın Yrd. Doç. Dr. Ayhan ÖZKUR, sayın Doç. Dr. Akif ŞİRİKÇİ, sayın Doç. Dr. Reşat KERVANCIOĞLU ve sayın Yrd. Doç. Dr. Selim KERVANCIOĞLU' na şükranlarımı sunarım.

Katkılarından dolayı anjiyografi ünitesi çalışanlarına, karşılıklı sevgi ve saygı ile birlikte çalıştığım araştırma görevlisi arkadaşlarıma, Radyodiagnostik Bölümü çalışanlarına ve bugüne kadar desteğini benden esirgemeyen aileme teşekkür ederim.

Dr. Mustafa DEMİROĞLU  
Gaziantep 2007

## İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT.....	ii
ÖNSÖZ.....	iii
İÇİNDEKİLER.....	iv
KISALTMALAR.....	v
TABLO LİSTESİ.....	vi
ŞEKİL LİSTESİ.....	vii
1-GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2-GENEL BİLGİLER.....	2
2.1.EMBRİYOLOJİ.....	2
2.2.HİSTOLOJİ.....	3
2.3.ANATOMİ.....	4
2.4.ATEROSKLEROZ.....	6
2.5.KAROTİD ARTER STENOZLARINDA TANI.....	8
2.5.1.Renkli Doppler US.....	9
2.5.1.1.Doppler yöntemleri.....	10
2.5.1.2.Doppler artefaktları.....	12
2.5.1.3.Karotid sistemde Doppler inceleme tekniği.....	12
2.5.2.Manyetik Rezonans Anjiyografi.....	15
2.5.3.Anjiyografi.....	16
2.5.3.1.1.Anjiyografi endikasyonları.....	17
2.5.3.1.2.Anjiyografi kontrendikasyonları.....	17
2.5.4.Bilgisayarlı Tomografik Anjiyografi.....	18
2.5.4.1. BT' de üç boyutlu (3D) imaj işleme ve gösterim teknikleri.....	19
2.5.4.2. Terimler .....	19
2.5.4.3. Üç boyutlu (3D) gösterim .....	21
3-GEREÇ VE YÖNTEM.....	26
4- BULGULAR.....	28
5- OLGU ÖRNEKLERİ.....	33
6- TARTIŞMA.....	39
7- SONUÇ VE YORUM.....	53
8- KAYNAKLAR.....	54

**KISALTMALAR**

AKA	Ana karotid arter
İKA	İnternal karotid arter
EKA	Eksternal karotid arter
DAG	Difüzyon ağırlıklı görüntüleme
PAG	Perfüzyon ağırlıklı görüntüleme
MRG	Manyetik rezonans görüntüleme
RDUS	Renkli Doppler ultrasonografi
KAS	Karotid anjioplasti ve stentleme
KEA	Karotid endarterektomi
BT	Bilgisayarlı tomografi
NASCET	North American symptomatic carotid endarterectomy trial
DSA	Dijital subtraksiyon anjiyografi
2D	İki boyutlu imaj işleme teknikleri
3D	Üç boyutlu imaj işleme teknikleri
GİA	Geçici iskemik atak
MRA	Manyetik rezonans anjiyografi
BTA	Bilgisayarlı tomografik anjiyografi
MinIP	Minimum intensity projeksiyon
MPR	Multi planar reformasyon
PC MRA	Faz kontrast manyetik rezonans anjiyografi
TOF	Time-of-flight
3D CEMRA	3 boyutlu kontrastlı manyetik rezonans anjiyografi
ECST	European carotid surgery trial
ACAS	Asemtomatic carotid atherosclerosis study
TİA	Tekrarlayan iskemik atak
VRT	Volüm rendering tekniği
MİP	Maksimum intensity projeksiyon
SSD	Shaded surface display
CC	Common Carotid

**TABLO LİSTESİ**

Tablo 1. Aterosklerotik damar hastalığı risk faktörleri.....	8
Tablo 2. Karotis arter stenozlarında hız ve stenoz oranları.....	15
Tablo 3. Aksiyel BTA ,VRT-BTA tekniklerinin %50-99 ve 70-99 oranındaki darlıklara ilişkin duyarlılık, özgünlük, pozitif kestirim ve negatif kestirim değerleri.....	30
Tablo 4. Sol İKA'da saptanan darlıkların aksiyel BTA, VRT-BTA ve DSA ile karşılaştırılması.....	31
Tablo 5. Sağ İKA'da saptanan darlıkların aksiyel BTA, VRT-BTA ve DSA ile karşılaştırılması.....	32
Tablo 6. Aksiyel BTA ile saptanan darlıkların DSA ile korelasyonu.....	33
Tablo 7. VRT-BTA ile saptanan darlıkların DSA ile korelasyonu.....	33
Tablo 8. Literatürdeki çalışmalarda İKA'da saptanan %70-99 darlık ve oklüzyonlarda BTA ve DSA sonuçlarının karşılaştırılması.....	51

**ŞEKİL LİSTESİ**

Şekil 1. Karotid ve vertebral arterlerin şematize görünümü.....	5
Şekil 2. NASCET, ECST ve CC yöntemlerine göre karotid arter stenoz ölçümü.....	26

## 1-GİRİŞ VE AMAÇ

Günümüzde gelişmiş ülkelerde inme, sık morbitide ve 3. en sık mortalite nedenidir (1). Amerika Birleşik Devletlerinde her yıl 500.000' den fazla inme vakası görülmektedir (2,3). Karotid arter darlığı, geçici iskemik atak ve inmenin önemli bir nedenidir. Erişkindeki kranioserebral vasküler darlıkların en sık nedeni ise aterosklerozdur. Aterosklerozun görülme sıklığı yaşla birlikte artar ve inme gelişme olasılığı damardaki darlık derecesi ile yakından ilişkilidir.

Kateter anjiyografi, karotid arterlerinin incelenmesinde altın standart olarak kabul edilir. Ancak, yöntemin invaziv ve pahalı olması ultrasonografi (US), manyetik rezonans görüntüleme (MRG) ve bilgisayarlı tomografi (BT) gibi invaziv olmayan ya da minimum düzeyde invaziv olan görüntüleme tekniklerinin daha da geliştirilmesi ile sonuçlanmıştır.

Bu modaliteler arasında en sık kullanılan renkli Dopler US (RDUS), morfolojik ve hemodinamik bilgi sağlayan önemli bir tarama yöntemidir. Ancak operatöre bağımlı olması, yoğun plak kalsifikasyonu varlığında damar lümeninin görülememesi, spektral parametre değerlerinin cihazın markasına göre değişiklik göstermesi gibi dezavantajları mevcuttur. Manyetik rezonans anjiyografi (MRA), ileri dereceli darlıkların saptanmasında güvenilir bir yöntem olmakla birlikte, darlık derecelerini olduğundan fazla gösterme eğilimindedir (4). Bilgisayarlı tomografik anjiyografi (BTA) ise uygun çekim ve rekonstrüksiyon protokolleri ile standardizasyonu mümkün olabilen, darlık derecelerinin belirlenmesinde oldukça iyi sonuçlar veren bir görüntüleme yöntemidir.

BTA' nın geliştirilmesi spiral BT cihazlarının tıbbi kullanıma girmesi ile mümkün olmuştur. Spiral BT' de hasta, dönen gantri içinde inceleme süresi boyunca ilerlerken, hızlı ve devamlı bilgi alınmaktadır. Değerlendirilecek bölge, tek bir nefes tutma periyodunda saniyeler içinde taranmakta olup, hareket ve solunuma bağlı artefaktlar minimuma indirgenmektedir. İntravenöz (iv) bolus tarzında kontrast madde verildikten sonra zamanlama doğru yapıldığı takdirde, incelenecek olan vasküler yapıyı, lümenindeki kontrast madde miktarının en yüksek olduğu dönemde görüntülemek mümkün olabilmektedir. Bu kaynak görüntülerin rekonstrüksiyonu sonucunda, kateter anjiyografi görüntülerine benzer imajlar elde edilmekte, DSA' dan farklı olarak, görüntülenmesi istenen vasküler yapılar çok fazla sayıda projeksiyonda incelenebilmektedir.

Çalışmamızda, ekstrakranial karotid arter darlığının BTA ile değerlendirilerek, sonuçların DSA bulguları ile karşılaştırılması ve BTA' nın bu konudaki tanısal değerinin araştırılması amaçlanmıştır.



## 2-GENEL BİLGİLER

### 2.1. EMBRİYOLOJİ

Beynin kanlanması embriyoda başlıca karotid arter sisteminden sağlanır kısmen de baziler sistem katkıda bulunur. Embriyoda damar gelişimi embriyo içinde ve dışında olmak üzere iki ayrı yerde gerçekleşir. Embriyo 3-4 mm boyuta eriştiğinde bu iki sistemi arteria hipoglosika primitiva, arteria akustika primitiva ve arteria trigemina primitiva birbirine bağlar.

Beyin arterlerinin embriyolojik gelişimi beynin şeklinde, büyüklüğünde ve metabolik ihtiyaçlarındaki değişikliklere bağlı olarak sürekli değişim ve adaptasyon halindedir.

Embriyo gelişiminin tamamlanması ile birlikte ilk olarak arteria akustika primitiva, sonra arteria hipoglosika primitiva ve en son olarak da arteria trigemina primitiva kaybolur.

İlk kan damarları 3. hafta ortasında embriyo dışında vitellüs kesesi, korion ve allontoisde ortaya çıkar. Yirmi ile 30. günler arasında mezenkimden kaynaklanan ve embriyoda kraniyale uzanan ağ biçimindeki damarlar bu bölgede iki taslak halindedir. Arka ve medialde dorsal aorta, önde ve lateralde kalp ile ventral aorta yer alır. Kalp taslağının ön ucu olan trunkus arteriosus yutak kavislerinin ventralinde çatallanarak iki ayrı damar oluşturur. Aorta ventralis dal vermeden 1. yutak kavsi hizasında yukarı arkaya dönerek korda dorsalisin her iki yanında kuyruğa doğru uzanır ve aorta dorsalisleri yaparlar. Aorta dorsalisler göbek bağından gelen arteria umbilikalıs ile birleşerek arteria kaudalis adını alır ve kuyruk ucuna itilir. Kan dolaşımı kalbin atışı ile başlar. Bu sırada embriyo 3-4 haftalıktır. Arteria karotis interna 2 mm' lik embriyoda, pirimitif kraniyal ve kaudal dallar 4 mm' lik embriyoda görülür. Ventral aorta ve dorsal aorta çeşitli arterial oluşumlarla birbirine bağlanır bunlara aortik kavisler adı verilir. Bu kavisler kraniyokaudal yönde 1' den 4' e kadar numaralandırılır. Bu evreler sırasında dorsal aorta ve ilk iki aortik kavsin ventral bölümleri gibi çeşitli bölümler geriler. Ventral aort artığı ile birleşen üçüncü aort kavsi ventral faringeal arter haline gelir. Hiyoid arter, stapediyal arter, arteria mandibularıs, arteria maksillaris primitiva ve ventral oftalmik arter dorsal aortanın dallarıdır.

Daha sonra ventral sefalik aorta, ana karotid arteri oluşturur. Bu da internal karotid arter ve eksternal karotid arteri oluşturur. Ventral faringeal sistem, fasiolingual sistem haline geçer, stapediyal sistemden de arteria maksillaris ve arteria meningeal media ayrılır. Hiyostapediyal sistemden arteria karotikotimpanika meydana gelir, arteria karotid internadan ayrılan inferiolateral sistemden dorsal oftalmik arter gelişir.

Üçüncü aort kavsi arteria karotid internanın servikal bölümünü; ikinci ve üçüncü aort kavsi arasındaki dorsal aort, arteria karotid internanın pars petrosasının başlangıç bölümünü;

birinci ve ikinci aort kavsi arasındaki dorsal aort, arteria karotid internanın pars petrozasının distal horizontal parçasını; birinci aort kavsi ve arteria maksillaris primitiva arasındaki dorsal aort, arteria karotid interna sifonunun horizontal parçasını; inferiolateral kütük ve terminal dalları arasındaki dorsal aorta arteria karotid internanın klinoid parçasını; arteria oftalmika primitiva ve arteria serebri anterior ise arteria karotid internanın pars serebralisini oluşturur.

Arteria serebri media, pars serebralis dallarından ayrılır. Arteria serebri anterior, ana karotid arter anteriorundan gelişir. Willis poligonu embriyonun 6-7. haftalarında oluşur.

Fetal periyodun son dönemine kadar intraparakimal vasküler yapılar immatür olup arteriyel ve venöz karakterdeki oluşumları ayırtmak güçtür. Bu oluşumların media veya adventisya tabakaları bulunmayıp sadece endotel hücreleriyle çevrelenmiş lümenleri vardır. Bu yüzden sinüzoid kanal olarak adlandırılmaktadırlar. Beyin dokusu içinde bu damarların nasıl oluştuğu halen tartışmalıdır. Muhtemeldir ki vasküler lümen sitoplazmasının tübülizasyonu sonucu oluşmaktadır. Leptomeningeal ağdan tomurcuklanan vasküler oluşumlar beyin dokusuna penetre olarak intrensek beslenmeyi sağlamaktadır. Nöral parankimin ilkel damarlarca penetrasyonu ilk olarak ventral yüzden başlayıp dorsale uzanır. Diensefalon ve mezensefalondaki intrensek vaskülarizasyon diğer veziküllerden daha erken gelişmektedir (5,6).

## 2.2. HİSTOLOJİ

Ana karotid arter (AKA) büyük arter sınıfına girerken eksternal karotid arter (EKA), internal karotid arter (İKA), vertebral arterler, baziler arter ve bunların majör dalları orta büyüklükte musküler arter sınıfına girer.

Büyük elastik arterler tunika intima, media, adventisya tabakalarından oluşur. Tunika intima göreceli olarak kalın ve bazal lamina ile çevrili bir endotel ve destekleyici bağ dokusundan oluşur. Bağ dokusu, belirgin olmayan bir iç elastik membran, fibroblastlar ve düz kas hücrelerinin yer aldığı çok sayıda elastik lamel içerir. Elastik lameller beslenmeyi sağlamak için pencere yapıdadır. Tunika adventisya ise ince bir bağ dokusundan oluşmuş olup bağ dokusu elamanlarının yanısıra damarı besleyen vasovasorum ve vaso nervorumları taşır.

Orta çaplı arterlerin tunika intiması daha incedir ve bu damara özgü iç elastik membran vasıtasıyla tunika mediadan ayrılır. Tunika media başlıca düz kas hücrelerinin oluşturduğu dairesel tabakalar ve destekleyen elastik liflerden oluşmuştur. Belirgin

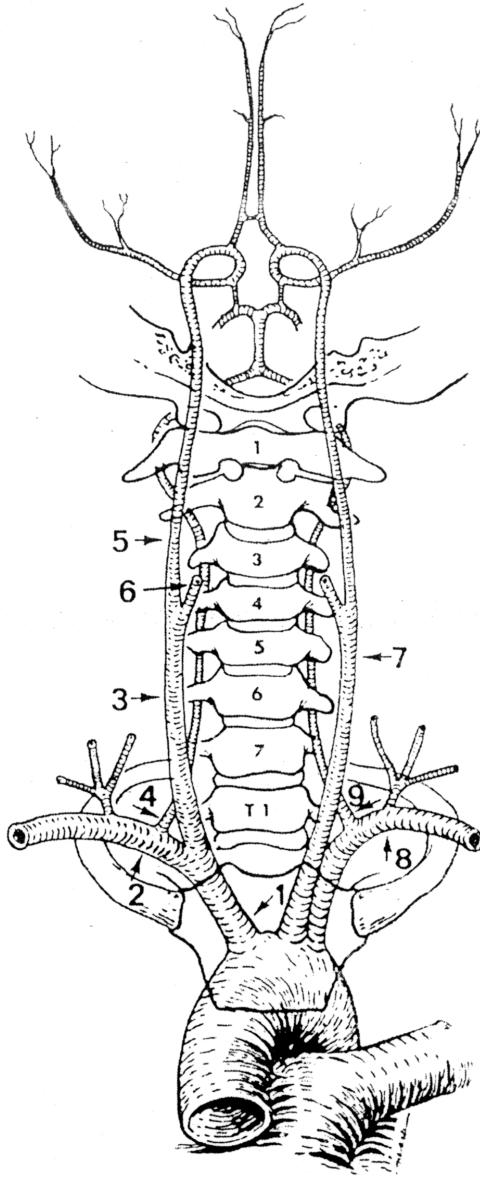
olmayan bir dış elastik membranı vardır. Tunika adventisya kalın, elastik, kollajen lifleri; vasovasorum ve lenfatikleri içerir.

### 2.3. ANATOMİ

Arkus aortadan 3 ana dal çıkar. Bunlardan ilki brakiosefalik trunkus, ikincisi sol ana karotid ve üçüncüsü sol subklavian arterdir.

Brakiosefalik trunkus (innominat arter) bifurkasyon yaparak sağ subklavian arter ve sağ ana karotid artere ayrılır. AKA, juguler ven ve nervus vagus ile birlikte karotid kılıf içerisinde seyrederek. Sol AKA direkt arkus aortadan çıktığı için hemen daima sağdan uzundur. AKA genellikle tiroid kartilaj üst konturu seviyesinde (C3-C4 ya da C4-C5 seviyelerinde) ikiye ayrılır. Bifurkasyona yakın bölgede AKA ve İKA'nın lümeni genişler ve buraya bulbus denir.

İKA, genellikle EKA'nın posteriolateralinde yerleşmiş olup bulbus, servikal, petröz, intrakavernöz ve supraklinoid segment olmak üzere 5 segmentten oluşur. İKA'nın servikal segmenti hiç dal vermez. Karotik kanaldan kranium içine giren İKA'nın petröz segmenti bu seviyede orta kulağa karotikotimpanik dalını, kavernöz segmentte ise kavernöz sinüsün ön duvarına doğru oftalmik arter dalını verir. Oftalmik arter optik kanaldan orbitaya girer, orbitada EKA'nın dallarıyla anastomoz yaptığı için İKA ve EKA arasında kollateral dolaşım sağlayabileceği kabul edilir. İKA kavernöz sinüsten çıktıktan sonra n. optikus ve n. okülomotorius arasında seyrederek ve daha sonra serebral dallarını verir. Bunlar; a. serebri anterior, a. serebri media, posterior kominikan arter ve a. koroidea anterior'dur. Anterior serebral arter, süperior ve medial hemisferik yüzeyleri sular. Median serebral arter, lateral hemisferik yüzey ve anterior temporal lobu kanlandırır. Şekil 1'de karotid ve vertebral arterlerin şematize görünümü izlenmektedir (7).



- 1.Trunkus brakiosefalikus
- 2.A.subklavia dekstra
- 3.A.karotis kommunitis dekstra
- 4.A.vertebralis dekstra
- 5.A.karotis interna
- 6.A.karotis eksterna
- 7.A.karotis kommunitis sinistra
- 8.A.subklavia sinistra
- 9.A.vertebralis sinistra

### Şekil-1 Karotid ve vertebral arterlerin şematize görünümü

Eksternal karotid arter (EKA) genellikle İKA' dan dar ve İKA' ya göre ventromedial yerleşimlidir. EKA ekstrakranial yapıların ve boynun kanlanmasını sağlar. EKA'nın dalları;

- a. tiroidea superior,
- a. faringea asendens,
- a. lingualis,
- a. fasialis,
- a. oksipitalis,
- a. aurikularis posterior,

- a. temporalis süperfisialis ve
- a. maksillaris'tir.

En yaygın anatomik varyasyon sol ana karotid arterin, arkus aortadan innominat arter ile birlikte çıktığı ya da innominat arter proksimalinden orjin aldığı durumlardır. Sol vertebral arter arkus aorta orijinli olabilir. Daha az sıklıkla, sağ subklavian arter arkus aortanın sağ dalı olarak aberran orjinli olabilir.

Beynin ön kısmını İKA beslerken, arka kısımlarını vertebral arter besler. Vertebral arter boynun kökünde subklavian arterin birinci parçasından başlar. Altıncı servikal vertebradan itibaren bütün servikal vertebraların transvers foramenlerini geçerek yükselir. Vertebral arter medulla oblongatanın ön yüzündeyken 3 önemli dal verir;

- a. spinalis anterior,
- a. serebellaris posterior inferior ve
- a. spinalis posterior.

Pons alt kenarında iki vertebral arter birleşerek baziler arteri oluşturur. Baziler arter ponsun önünde uzanır ve pons üst kenarında sağ ve sol posterior serebral arterlere ayrılır. Posterior serebral arterler çoğunlukla yüksek konveksitenin posterior 1/3' ünü, inferior temporal lobu, oksipital lobu ve internal kapsülün posterior parçasını kanlandırır (7-9).

#### **2.4. ATEROSKLEROZ**

Ateroskleroz en sık arkus aorta, karotid arter, torakal, abdominal aorta ve femoral arteri tutar. Serebrovasküler sistem hastalıkları içinde etiyolojik neden olarak ilk sırayı almaktadır. Ekstrakraniyal lezyonlar intrakraniyal lezyonlardan iki kat fazla izlenmektedir. Ateroskleroz serebrovasküler olayların %90' ından sorumludur. Geri kalanında fibromusküler displazi, arterde büküntü, damara ekstresek bası, travma, inflamasyon, intima diseksiyonu, radyasyon ve daha nadir olarak da fibrinoid nekroz, amiloidozis, vaskülitler sorumludur (10,11).

İntima üzerindeki tekrar eden yaralanmalar aterosklerozun başlamasında en önemli adımdır. Bu teoriye göre hiperkolesterolemi, diyabet, sigara, hipertansiyon, virüsler immünolojik etki, homosistein gibi çeşitli faktörler endotelde zedelenmeye neden olur (**Tablo 1**). Endotel hücrelerinin zedelenmesi sonucu monositler ve lenfositler uyarılarak hasarlı endotele yapışması sağlanır ve inflamatuvar doku reaksiyonu meydana gelir. Monositler aktif makrofajlara, lenfositler ise aktif T lenfositlere dönüşür. Aterosklerozun başlangıcında endotel, düşük dansiteli lipoproteine (LDL) duyarlı hale gelir. LDL subintimal bölgeye

yerleşir ve oksidanların da etkisiyle makrofajları bu bölgeye çeker. Aktive olan makrofajlar LDL' yi absorbe ederek köpük hücrelerini meydana getirir.

Arter duvarındaki düz kas hücreleri aterosklerozda önemli rol oynar. Düz kas hücreleri mediadan intimaya göçer ve proliferer olarak damar duvarında daralmaya sebebiyet verir. Aterosklerotik plak, arteriyal intimada kolesterolün baskın olarak oluşturduğu nodüler yağ depolamasından oluşur. Nodüler plak şeklinde depolanan kolesterole ilave olarak kalsiyum tuzları çöker, değişik derecede kalsifik lezyonlar oluşur. Ateromatöz olayın ilerlemesiyle lezyon genişler, büyür veya ani plak içine kanama ile hızla tıkanmaya yol açar. Gerek yavaş, gerekse de hızlı ilerleme sonucu dejenere olmuş ateromatöz debris nedeniyle intimada yırtıklar başlar ve lezyon merkezine uyan damar yüzeyinde kavite oluşur. Bu kaviteye ülser adı verilir. Bu ülser trombosit oluşumu, trombosit agregasyonu veya dejeneratif plak için zemin hazırlar. Ülserden kopan parçalar sekonder arteriyal emboliye neden olabilir.

Aterosklerotik lezyonlar karotid arteri lokal veya multifokal şekilde etkiler. İntramural 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.

Hemodinamik olarak belirgin ateroskleroz, aterom plakları üzerine trombosit ve fibrinin eklenmesi ile meydana gelir. Hemodinamik stenoz İKA' da en az 3 mm' lik arter boyunca, akım alanında 4-5 mm' lik daralma durumunda ortaya çıkar. Ekstrakraniyal ve intrakraniyal damarlarda stenoza yol açan bantlar vardır. Bu bölgede türbülant akım oluşur ve bu akım RDUS ile bariz bir şekilde izlenir. Buna karşın anjiyografi bu akımı göstermekte çok başarılı değildir.

Aterom plağı içine kanamalara oldukça sık rastlanır. Ancak çapları küçük olduğu için damar lümeninde daralma etkisi yapmazlar. Plak içinde yer yer kalsifikasyonlar meydana gelebilir. Kalsifikasyon ciddi stenozu olan ve / veya ileri yaştaki olgularda daha sık izlenir. Özellikle yaşlı kadınlarda görülme olasılığı artar. Kalsifiye plak irregüler, ülserle lezyonlar meydana gelmedikçe iyi seyirlidir. Derin ülserler, ciddi düzensizlikler veya mural trombüsler ileri stenoz riski taşırlar. Asemptomatik karotid stenozunun nörolojik seyri ileri stenozu olan arterdeki aterom plağında meydana gelen subintimal hemoraji gibi lokal değişikliklere bağlı olarak değişiklik göstermektedir. İKA' da maksimum duvar kalınlığının artması stenoz derecesi ile korele bir şekilde inme riskini artırmaktadır. İKA duvar kalınlığındaki 0.22 mm' lik artmanın inme prevalansını %18 artırdığı öne sürülmüştür (10,11,12,13) . Karotid arter lezyonları aterosklerotik ve nonateromatöz olarak 2 grup altında incelenebilir.

**Tablo 1. Aterosklerotik damar hastalığı risk faktörleri**

Sabit faktörler	Modifiye edilebilen temel faktörler	Diğer faktörler
Yaş	Sigara kullanımı	Diyabet
Cinsiyet	Kan basıncı	Obezite
Aile öyküsü	Hiperkolesterolemi	Homosistein
Etnik grup	Sedanter yaşam tarzı	Sosyal sınıf
Vasküler hastalık		Psikososyal çevre
		Atipi kişilik
		Eksojen östrojenler
		Alkol
		Diğer hastalıklar
		Enfeksiyon

Yapılan çalışmalar karotid arterlerdeki aterom plaklarının ana karotid arterin bifurkasyonunda ve dış duvarda oluşmaya başladığını göstermektedir. Aterosklerotik plaklar akımın hızlı olduğu bölgelerin karşısında yer alan türbülant ve yavaş akım bölgelerinde oluşmaktadır. Karotid plaklar genellikle bifurkasyondan İKA' ya doğru 1-3 cm kadar ilerler. Bir plağın damarda oluşturduğu darlığın hemodinamik olarak anlamlı olabilmesi için plağın proksimal ve distal arasında bir basınç gradiyenti oluşturması gerekir. Basınç gradiyenti oluşturan plaklar çapta en az %50 azalmaya neden olan plaklardır ve bu çaptaki daralma damar lümeninde %70 alan darlığına karşılık gelmektedir. Bifurkasyonda yerleşen plaklar sıklıkla frajil, ülser ve hemorajik özellikte olup distal emboli gelişme riski fazladır. Ancak bifurkasyonun proksimal ya da distalinde oluşan ateromatöz plaklarda debris oluşumu daha nadirdir. Karotid arter darlığının doğal seyri izlendiğinde yapılan çalışmalarda darlığa neden olan plakların zamanla progresyon gösterdiği belirtilmektedir. Yaklaşık hastaların %30' unda bir yıl içerisinde %25' ten fazla progresyon gösterdiği tespit edilmiştir (14-17).

## 2.5. KAROTİD ARTER STENOZLARINDA TANI

Ekstrakranial vasküler hastalıkların tanısına yönelik direkt ve indirekt tanı yöntemleri mevcuttur. İndirekt tanı yöntemleri arasında okülopletismografi (oftalmik arter basıncının ve puls iletim zamanının ölçülmesi), periorbital bidireksiyonel Doppler inceleme (göz çevresinde frontal ve supraorbital arterlerdeki akım yönü ve Willis poligonunun fonksiyonunun değerlendirilmesi) ve transkranial Doppler inceleme (intraserebral arterlerde akım olup olmadığının ve akım yönünün, hızının değerlendirilmesi) gibi yöntemler bulunur.

Bu yöntemler tek başına yeterli değildir. Günümüzde direkt tanı yöntemleri Doppler Ultrasonografi, BTA, MRA gibi invaziv olmayan görüntüleme yöntemleri ve anjiyografi kullanılmaktadır (5). Bugün konvansiyonel anjiyografi yöntemi tümüyle terkedilmiş olup, gelişen kateterizasyon teknikleri ile DSA etkin bir şekilde kullanılmaktadır. Anjiyografi artık bir tarama yöntemi olarak değerlendirilmemektedir. Girişimsel tedavi işlemlerine rehberlik amacı ile ya da noninvaziv görüntüleme yöntemleri ile incelenmiş hastaların tedavi planlamasında veya tanının doğrulanmasında kullanılmaktadır.

Noninvaziv görüntüleme yöntemleri içerisinde RDUS kolay uygulanabilir olması, hasta başı uygulamasına olanak tanınması, ekipman gerektirmemesi, morfolojik bilgiler yanında hemodinami hakkında ayrıntılı bilgi sunması, hasta açısından kolay tolere edilir ve ucuz olması açısından özellikle ekstrakraniyal karotid patolojilerinin değerlendirilmesinde temel tanı yöntemi haline gelmiştir.

### 2.5.1. Renkli Doppler US

Doppler etkisi, medikal ultrasonografide hareket halindeki yansıtıcıları saptamak, farklı yönlerdeki kan akımını ölçmek ve özelliklerini belirlemek için kullanılır. Bu etki ilk olarak Avusturya'lı matematikçi Johann Christian Doppler tarafından 1842 yılında tanımlanmıştır (18).

Ses kaynağı ile dinleyici arasında görece bir hareket olduğunda, dinleyici tarafından algılanan sesin frekansı, kaynak tarafından üretilen sesin frekansından farklıdır. Algılanan sesin frekansı, dinleyici ile üretici kaynağın birbirlerine yaklaşmalarına ya da uzaklaşmalarına bağlı olarak artar ya da azalır. Algılanan ses frekansında, üretilen ses frekansına göre oluşan göreceli değişim Doppler kayması (Doppler şifti) olarak adlandırılır. Doppler şifti sabit bir alıcı ile hareketli bir kaynak, hareketli bir alıcı ile sabit bir kaynak ya da hareketli bir alıcı ile hareketli kaynak arasında oluşabilir. Ultrasonografi transduseri, frekansı  $F_t$  olan bir ses dalgası üretir. Bu dalga transduserine doğru hareket eden bir ara yüzeyden yansır. Hareket nedeniyle yansıyan sesin frekansı  $F_r$  ile gösterilir ve gönderilen dalgadan bir miktar daha büyüktür. Doppler şift frekansı ( $\Delta F$ ), algılanan ve gönderilen ses dalgalarının frekans farkıdır:  $\Delta F = (F_r - F_t) = (2F_t v/c)$ . Burada 'v' yansıtıcının hızı, 'c' sesin gönderildiği ortamdaki hızıdır. Doppler frekans şifti yansıtıcının hızı ile doğru orantılıdır. Başka bir deyişle frekans şifti yansıtıcının hızını saptamada kullanılabilir. Pek çok klinik durumda, ultrason demetinin yönü nadiren akım yönüne veya tersine doğrudur ve ultrason demeti genellikle hareketli objeye  $\theta$  doppler açısı olarak isimlendirilen bir açıyla ulaşır. Bu durumda, frekans kayması  $\Delta F$  bu açının kosinüsü oranında azalır.  $(F_r - F_t) = (2F_t v/c) \cos \theta$ .



Burada  $\theta$ , akımın aksı ile ultrason demetinin arasındaki açıdır. Doppler açısı ölçülebilirse akım hızı tahmini mümkün olabilir. Hedef hızının doğru tahmini, hem Doppler frekans kayması hem de hedef hareket yönüne olan açının kesin ölçümünü gerektirir. Doppler açısı  $\theta$   $90^\circ$  ise,  $\cos 90 = 0$  olduğundan Doppler frekans kayması tespit edilemez.

$60^\circ$  nin üzerindeki açılar için Doppler açısının kosinüsü çabuk değiştiğinden, Doppler ölçümlerinin  $60^\circ$  nin altında yapılması gerekir. Açının  $30^\circ$  den dar olması, sesin büyük bölümünün damar duvarından yansımaya neden olur. Bu nedenle akım hızı ölçülürken Doppler açısı  $30^\circ$ - $60^\circ$  arasında olmalıdır (19,20).

Doppler ultrasonografi ile akım incelenirken, eko kaynağı eritrositlerin yüzeyidir. Gönderilen ultrasenin dalga boyu eritrosit yüzeyinden çok büyük olduğu için temel olay saçılmadır. Bu tip saçılma “Rayleigh – Tyndall” saçılması olarak adlandırılır. Akan eritrositlerden saçılan ses üst üste binerek transdüsera ulaşır. Doppler sinyallerinin frekansı eritrositlerin hızı tarafından, amplitüdü ise örnekleme hacmindeki eritrositlerin sayısı tarafından belirlenir. Doppler frekans kayması, pratikte genellikle 0.2-15 kHz arasındadır. Bu değer kulağın işitebileceği sınırlar içerisindedir. Gelen ekolardan alınan bu frekans değişikliğinin zamana göre değişimleri ya ses olarak dinlenir ya da bir grafik şeklinde yazdırılır (18,19).

### 2.5.1.1. Doppler yöntemleri

**a) Continuous Wave (CW) (Sürekli Dalga) Doppler:** Doppler verilerini değerlendirmenin en basit yöntemidir. Probtan biri devamlı ses üreten, diğeri dönen ekoları saptayan sırt sırta yerleştirilmiş iki transduser vardır. Ses dalgası kesintisiz olduğundan yöntemin aksiyel rezolüsyonu yoktur, sesin nereden geldiği bilinemez. Yüksek frekanslı CW problemleri oldukça duyarlıdır. Ölçebilecekleri hız sınırlaması yoktur. Bu yöntemde, saptanan frekans değişikliği ses olarak verilir. Dinleyerek akımın hızı, pulsatilitesi ve türbülansı değerlendirilir. Sadece obstetrikte fetal kalp seslerini, vasküler cerrahide periferik kanlanmayı araştırmak için kullanılır (18,21).

**b) Pulsed Wave (PW) Doppler:** Bu yöntemde, Doppler bilgileri sürekli ve kısa pulslar şeklinde gönderilen ses demeti ile elde edilir. Ses demeti puls şeklinde olduğu için eko süresi hesaplanarak lokalizasyon yapılabilir. Bu cihazın en önemli avantajları, örnekleme aralığının seçilebilmesi ve derinlik lokalizasyonlarının yapılabilmesidir. PW doppler yönteminde “gerçek zamanlı” (real time) görüntüleme ile kombinasyon yoktur. Bu nedenle sinyalin kesin kaynağını saptamak zor olmaktadır. Ayrıca bu yöntemde ölçülebilen maksimum frekansın üst

sınırı mevcuttur. “Nyquist frekansı” olarak adlandırılan bu limitin aşıldığı durumlarda artefakt oluşmaktadır (18,20,22).

**c) Pulsed Dupleks Doppler:** Bu Doppler yönteminde, iki boyutlu gerçek zamanlı görüntüleme ile PW Doppler kombinasyonu mevcuttur. Böylelikle Doppler sinyali kaynağının lokalizasyonu kesin olarak yapılabilmektedir. Dupleks Doppler yönteminin, CW ve PW Doppler yöntemlerine göre belirgin üstünlükleri vardır.

Pulsed dupleks Doppler cihazlarında çoğunlukla prob üzerinde Doppler pulsu üreten ayrı bir transduser vardır. Doppler analizi yapılacak bölgenin lokalizasyonu, boyutu ve gönderilen ses demetinin açısı B-mod görüntü üzerinde belirlenir. Seçilen lokalizasyonlardan dönen ekolardan çıkarılan frekans farkı B-mod görüntünün yanında Hız (cm/sn) / zaman veya frekans (kHz) / zaman grafiği şeklinde aynı anda izlenebilir. Frekansı hıza çevirmek için Doppler açısının bilinmesi gereklidir. Pratikte genellikle hız /zaman grafiği tercih edilmektedir.

Dupleks Doppler incelemesinde B-mod yöntemi ile kan damarlarının patomorfolojisi değerlendirilir. Lümende daralma, trombüs, aterosklerotik plak varlığı ve plağın yapısı (ülserasyon, plak içine kanama vb.) B-mod görüntülerde gösterildiği için yöntemin görüntü kalitesinin yüksek olması vasküler sistemin değerlendirilmesinde oldukça önemlidir (18).

**d) Renkli Doppler:** Gerçek zamanlı ultrason incelemesi sırasında akım ve hıza ait bilginin renk kodu olarak B-mod incelemedeki damar görüntüsünün içine yerleştirilmesi ile “Renkli Doppler Ultrasonografi” (RDUS) elde edilmektedir. RDUS, akım hakkında kalitatif bilgiler vermektedir. Bu nedenle klinik uygulamalarda tek başına değil, spektral analiz ile birlikte kullanılır. Dupleks Dopplerden tek farkı damardaki akımın renkli olarak gösterilmesi olduğundan, bu yönetime “Renkli Dupleks Doppler” yada kısaca “Renkli Doppler” ismi de verilmektedir (19).

Renkli görüntülemeye rengi; faz şifti, renk tonunu ise frekans şifti belirler. Görüntüde izlenen renk, akımın yönünü yansıtmaktadır. Renk kodlamasında transdüsere göre akımın yönü mavi ya da kırmızı olarak kodlanır. Akımın hızı rengin tonlarıyla belirlenir. Açık parlak tonlar hızlı akımı, koyu tonlar yavaş akımı gösterir (18,19).

**e) Power Doppler:** Renkli Doppler ile frekans bilgisinin gösterilmesinde alternatif bir yol, ortalama frekans kayması yerine, Doppler sinyalinin entegre gücünü gösteren renk haritasıdır. Frekans kayması bilgisi gösterilmediğinden aliasing oluşmaz. Görüntü akım yönü veya hızı ile ilgili bilgi sağlamaz. Power Doppler daha az açılıdır (23).

**2.5.1.2. Doppler artefaktları:** Doppler incelemede bir çok artefakt, hatalı inceleme tekniğinden kaynaklanmaktadır. En sık karşılaşılan artefaktlar şunlardır:

**a) Aliasing:** Yavaş örneklemeden kaynaklanır. Yüksek Doppler frekans kaymalarının sağlıklı bir şekilde ölçülmesini engeller. Limiti aşan hızlar, hız zaman grafiğinde ters yönde yavaş akım şeklinde görünürler. Aliasing renkli Dopplerde, renk mozaïği (şiddetli aliasing) veya her iki yöne akım gösteren renklerin karışımı (hafif aliasing) şeklindedir. Aliasing artefaktını önlemenin en kolay yolu pratikte PRF olarak adlandırılan puls tekrarlama frekansını arttırmaktır (18).

**b) Doppler açısına bağlı artefaktlar:** Bunlardan biri olan “ayna” görüntüsü (mirror image) artefaktı, yüksek doppler açılarında, özellikle düşük sinyal / gürültü oranlarında, zayıf doppler sinyalini saptamak amacıyla yüksek kazanç (gain) kullanıldığında izlenir. Doppler spektrumunda, sıfır çizgisinin her iki tarafında benzer hız eğrileri görülür. Ayrıca yine geniş açılarda, damar duvarına paralel olmayan akımlar sorun yaratırlar. Bu akımlar yan yana komşu kırmızı ve mavi bölgeler veya kırmızı-mavi renk karmaşası şeklinde izlenirler. Portal ven, internal karotid arterin başlangıcı, dilate tortüoz damarlarda ve venöz konflüenslerin aksiyal kesitlerinde ortaya çıkar. Sektör problarda ses demeti ile cilt yüzeyi arasındaki açı merkezde yüksektir ve uçlara doğru azalır. Cilt yüzeyine paralel seyreden bir damar, sektör probla incelendiği zaman bir uçta mavi, diğer uçta kırmızı ve merkezde kırmızı-mavi renk karışımı görülecektir. Bu durumda akımın yönünü saptamak güçtür (18,21).

### **2.5.1.3. Karotid sistemde Doppler inceleme tekniği:**

İnceleme hasta sırtüstü yatar pozisyonda gerçekleştirilir. Hastanın boynunu incelenecek tarafın karşı yönüne çevirmesi gerekir. Boynun ince bir yastıkla yükseltilmesi incelemeyi kolaylaştırır. İnceleme 7.5 MHz ve daha yüksek rezolüsyonlu lineer problarla gerçekleştirilmelidir. Yüksek konumlu bifurkasyon durumlarında, boyun yapısı kalın hastalarda daha düşük frekanstaki problar yararlı olabilir. Ayrıca ileri derecede büküntüler oluşturan internal karotid arterlerin görüntülenmesinde, ana karotid arter orijin bölümleri ve brakiosefalik arterin görüntülenmesinde pratik bir yaklaşım olarak konveks problardan yararlanılabilir. İnceleme klavikula düzeyinden başlanarak kranial yönde ana karotis arter, bulbus, internal ve eksternal karotid arterlerin transvers ve longitudinal planlarda taranması ile gerçekleştirilir.

Cihazın renk ve gain parametreleri artefakt oluşumunu engelleyecek ancak maksimum renk bilgisini verecek biçimde ayarlanmalıdır. Yüksek düzeydeki akım hızlarının

ölçülebilmesi için PRF değerinin de yüksek tutulması gerekir. Hız ölçümleri sırasında Doppler açısının 45-60 derece arasında olmasına özen gösterilmelidir.

İlk aşamada gri skalada arterlerin çapı, duvar kalınlığı, intimal yüzey ve plak varlığı araştırılır. Plak saptanması durumunda plağın lokalizasyonu, boyutları, yüzey karakteristiği, plak tipi ortaya konulur.

Karotid arterlerindeki ateromatöz plaklar ilk önce intima tabakasında yağlı çizgilenmeler şeklinde başlayan, zamanla media ve intima tabakasını içine alarak lümeneye doğru uzanan, lipid ve kollajen lif içerikli oluşumlardır. Plak değerlendirilmesinde farklı kriterler esas alınabilmektedir. Buna göre plakları homojen / heterojen, basit / kompleks, hipoekoik / ekojenik plaklar biçiminde değerlendirmek mümkündür (24,25).

Plak yüzeyindeki erozyonların ve ülserasyonun, embolinin en önemli kaynağı olarak kabul edildiği düşünülürse, plak yüzey karakteristiğinin belirlenmesinin önemi anlaşılmaktadır. Ülsere plaklar gri skalada çökme gösteren devamlı kontur, plak yüzeyinde iyi sınırlı darlık veya plak içinden yüzeye uzanan anekoik alan şeklinde görülebilir (26).

Diğer önemli bir özellik plağın boyut ve yaygınlığıdır. Yüzey düzensizliği çoğu kez plağın farklı noktalarda farklı kalınlıkta ölçülmesine yol açar. Diğer yandan yarımay konfigürasyonunda olan plakların oluşturduğu lümen daralmasının değerlendirilmesinde güçlükler mevcuttur. Plakların oluşturduğu lümen daralmasının transvers kesitlerde değerlendirilmesi gerekir. Longitudinal görüntüler plak kalınlığının ve lümen daralmasının derecesinin belirlenmesi bakımından güvenilir değildir (26). Plak özelliklerinin ortaya konması hem hastadaki mevcut tablonun açıklanması hemde medikal ya da cerrahi ve girişimsel tedavi seçeneklerinin belirlenmesi bakımından önem taşımaktadır.

İkinci aşamada renkli Doppler incelemeye geçilir. Bu aşamada yine transvers ve longitudinal planlarda arterlerin renk doluşlarının düzenli olup olmadığı araştırılır. Normalde karotid arterler laminar akım desenine sahip, homojen doluş gösteren tübüler yapılar olarak görüntülenir. İKA orijin bölümüne karşılık gelen bulbusta türbülansa bağlı kısa süreli bir ters akım izlenmesi gerekir. Bu bulgu normal olguların hemen tamamında izlenmekte olup görülememesi hemodinamik bozukluğa işaret etmektedir (26).

Renk modunda plak bölgelerindeki fokal dolum defektleri, stenotik segmentteki lümen daralması, şiddetli stenoz durumlarında perivasküler saçılma ortaya konulmalıdır.

Gri skala ve renk modundaki incelemelerin tamamlanmasından sonra üçüncü aşamada spektral analiz gerçekleştirilir. Spektral analizde akım desenleri kalitatif ve kantitatif yönden değerlendirilmelidir. Hız ölçümleri arterlerin normal çaplarında izlendiği, ana karotid arterde bifurkasyonun 2 cm. gerisinden, internal ve eksternal karotid arterlerde 2 cm. ilerisinden

yapılır. Normal olgularda sistolik ve diastol sonu akım hızlarının ölçülmesi yeterlidir. **Darlık** durumlarında stenoz düzeyi ile stenoz öncesi ve sonrasında ölçümler ve hız oranlamaları yapılmalıdır. Sistolik hız oranlaması darlık düzeyindeki internal karotid arterde saptanan pik sistolik hızın ana karotid arterdeki pik sistolik hız değerine; diastolik hız oranlaması internal karotid arterde stenoz düzeyindeki diastol sonu hızın ana karotid arterdeki **diastol** sonu hıza oranlanması ile hesaplanır (**Tablo 2**).

İnternal karotid arter, sistolde hızlı bir yükselme gösteren, sistolik tepenin hafifçe yuvarlak biçimde izlendiği, diastolik akımın ileri yönde olduğu düşük dirençli bir akım deseni çizer.

Eksternal karotid arter, yüz ve boyun bölgesinde yüksek vasküler dirence sahip anatomik yapıların kanlanmasıyla sorumludur. Akım deseni pulsatil olup sistolde hızlı ve keskin bir yükselme, diastolde keskin bir düşüş gösteren bir spektruma sahiptir. Yüksek dirençli vasküler yatağın akım karakteristiği olarak diastolik hız giderek azalır. Diastol sonunda akımın tümüyle sıfırlandığı akım örnekleri kaydedilebilir.

Ana karotid arterin akım spektrumu internal ve eksternal karotid arterlerin bir kombinasyonu şeklindedir.

Spektral analiz sırasında kalitatif değerlendirmenin bir parçası da spektral eğrinin altında kalan spektral pencere olarak adlandırılan alanın gözden geçirilmesidir. Normalde bu alan laminar akımın bir yansıması olarak açık (temiz) olup sintilasyonlar içermez. Stenoz durumunda akımdaki türbülansa bağlı olarak bu alanda sintilasyonlar olmaya başlar, şiddetli stenozda spektral pencere tümüyle kapanabilir. Renk modu ve spektral analiz sırasında internal ve eksternal karotid arterlerin ayrımı büyük önem taşımaktadır. İnternal karotid arter, eksternal dala oranla daha kalın izlenir, daha posterolateralde seyreder. İnternal karotid arter servikal bölümünde dal vermezken, eksternal karotid arterden yüz ve boyun bölgesinin önemli arterleri ayrılır. Renkli doppler incelemede internal dalda kardiak siklus boyunca renk devamlılığı varken, eksternal dalda intermittant renk doluşu gözlenir. Spektral incelemede internal karotid arter düşük dirençli bir akım desenine sahipken, eksternal dal yüksek dirençli akım deseni sergiler. Tüm bu kriterlere karşın internal-eksternal karotid arter ayrımının yapılamadığı durumlarda “temporal tapping” manevrası yararlı olabilir; karotid arter akım desenleri kaydedilirken süperfisiyal temporal arter trasesine parmakla küçük vurular yapılır. Bu vurular sırasında internal karotid arter spektrumunda bir değişiklik olmazken, eksternal karotid arter akım trasesinde dalgalanmalar görülür (26,27).

**Tablo 2. Karotid arter stenozlarında hız ve stenoz oranları**

Darlık derecesi	Pik sistolik hız	Diyastol sonu hız	Sistolik hız oranı	Diyastolik hız oranı
Normal	25-110	<40	<1.8	<2.6
Hafif (1-39)	<110	<40	<1.8	<2.6
Orta (40-59)	<130	<40	<1.8	<2.6
Şiddetli (60-79)	>130	>40	>1.8	>2.6
Kritik (80-99)	>250	>100	>3.7	>5.5
Oklüzyon	—	—	—	—

Karotid arterlerdeki %50' nin altındaki darlıklarda hız artımı gözlenmez, %60' ın üzerindeki darlıkların da temel olarak preokluziv darlıklardan ayırte edilmesi gerekir. Karotid arter darlıklarında hız artımı genellikle %50' nin üzerindeki darlıklarda görülmeye başlar ve darlık oranına paralel artış gösterir. Preokluziv ileri stenoz durumlarında (%95-97' nin üzerindeki lümen darlıkları) hızlarda belirgin düşüş izlenir ve spektrumda belirgin basıklaşma görülür.

### 2.5.2. Manyetik Rezonans Anjiyografi:

Karotid arterinin noninvaziv olarak incelenmesini sağlayan diğer bir teknik manyetik rezonans anjiyografidir.

Tüm konvansiyonel MRA teknikleri, kan damarları ile durağan dokuları, lümen içindeki kan akımı sayesinde ayırdeder. Bu nedenle MRA, damarın morfolojisinden ziyade akan kanın fizyolojisini gösterir (28). Akım, uygulanan sekansa ve kanın akım hızına bağlı olarak düşük veya yüksek sinyal yoğunluklarında görülür. Hızlı akımlı kan spin eko sekansında düşük sinyal özelliğinde, gradyent eko sekansında ise yüksek sinyal özelliğindedir. Konvansiyonel spin eko sekansında sinyal üretebilmek için, 90 ve 180 derece radyofrekans pulsu uygulanır. Belirli bir hızın üzerinde akan kan, sinyal dinleme sürecinde incelenen kesitin dışına çıkacağından, kanın terketmiş olduğu bölgeden sinyal alınamaz. Bu olaya “signal void” adı verilir (29).

İki boyutlu spin eko sekansına presatürasyon tekniği eklenerek elde edilen aksiyel görüntülere, “minimum intensity projection” adı verilen işlem uygulandığında, DSA' ya benzer “black blood” MRA görüntüleri elde edilebilir (30). Ancak günümüzde MRA' da kullanılan temel sekans gradyent eko sekansıdır. Bu sekansta çok kısa TR ve TE değerleri kullanılarak ardı ardına, sapma açısı 90 dereceden küçük radyofrekans pulsu uygulanır. Bunun sonucunda kesitteki tüm protonların

longitudinal manyetizasyonları azalmaktadır ancak, kesite yeni giren kan protonlarının longitudinal manyetizasyonları durağan dokularınkine göre fazla olduğundan, damar lümeninden gelen sinyal de daha fazladır. “Time of flight” (TOF) tekniğinin temelini oluşturan bu olay “akıma bağlı kontrast” olarak adlandırılır (30).

İki ve üç boyutlu TOF, ekstrakranial karotid arterinin incelenmesinde en sık kullanılan MRA teknikleridir. İki ya da üç boyutlu Fourier transformasyonu ile elde edilen kaynak imajlar “maximum intensity projection” adı verilen işleme tabi tutularak TOF MRA görüntüleri oluşturulur (31).

İki boyutlu TOF' ta kesitler radyofrekans pulsu ile ayrı ayrı uyarılırken, üç boyutlu TOF' ta incelenen doku volümünün tamamı aynı anda uyarılır. İki boyutlu TOF tekniğinde, aksiyel kesite dik olarak hareket eden protonlar kesit dışına daha hızlı çıkacağından saturasyondan daha az etkilenir. Bu nedenle bu teknik yavaş akıma daha duyarlıdır. Buna karşılık üç boyutlu TOF MRA' da voksel volümü küçük, TE süresi kısa olduğu için rezolüsyon daha yüksektir. “Multipl overlapping thin slab acquisition” (MOTSA), iki ve üç boyutlu TOF MRA' nın avantajlarını birleştiren bir tekniktir. Bu teknikte üç boyutlu TOF MRA kullanılarak, görüntülenmesi istenen doku volümü küçük bölümler halinde incelenir (32,33).

Son yıllarda yüksek performanslı gradyent sargıların ve daha da geliştirilmiş puls sekanslarının kullanıma girmesi ile birlikte MRA' da büyük gelişmeler katedilmiştir. Bu gelişmeler, geniş vasküler alanların yüksek rezolüsyonlu MRA görüntülerinin, tek bir nefes tutma periyodu kadar kısa süre içerisinde elde edilebilmesine olanak sağlamıştır (34).

### **2.5.3. Anjiyografi**

Damar sisteminin içerisine kontrast madde verilerek X ışını ile yapılan radyografik görüntülemedir. Noninvaziv yöntemlerdeki belirgin ilerlemeye rağmen anjiyografi kesin tanıyı ortaya koymada en etkili yöntemdir. İntrakranial ve ekstrakranial damarsal lezyonlarda kesin değerlendirme vermektedir. Anjiyografinin amacı yalnızca lezyonu görmek değil hastanın tedavi yöntemini ve fayda görüp görmeyeceğini belirlemektir. DSA' nın radyoloji sahasına girmesiyle özellikle kemik süperpozisyonları ortadan kaldırılmış ve yüksek kalitede anjiyogramlar elde edilmiştir. Vasküler yapıların cidarındaki değişiklikler çok net bir şekilde izlendiğinden stenotik segmentin darlık derecesi doğru olarak tespit edilmektedir. Anjiyografiye bağlı komplikasyonların insidansı da DSA' nın uygulanması ile son derece azalmıştır. Konvansiyonel anjiyografide görüntüler analogdur ve röntgen filmi üzerinde oluşur. DSA' da ise görüntüler dijitaldir. DSA' nın kontrast rezolüsyonu konvansiyonelden

yüksek olduğundan, çok az ve dilüe kontrast madde ile daha ince kateter kullanılarak hasta daha az travmatize edilir.

Tüm vakalarda ekstrakraniyal ve intrakraniyal anjiyografik tetkik yapılarak tüm serebral damarlar izlenmelidir. Ön-arka, lateral ve oblik planlarda görüntü alınarak lezyonun lokalizasyonu tam olarak saptanmaya çalışılır. Kollateral yapılar değerlendirilir. Vasküler yapıların duvarı ayrıntılı olarak değerlendirildiği için darlık derecesi net olarak ortaya konabilir. Aterosklerozda anjiyografik olarak saptanabilecek bulgular lümeninde düzensizlik, darlık, poststenotik dilatasyon, ülser, ektazi, tortuozite, anevrizma, trombüs ve oklüzyondur. Ülser profilden niş, anfaz olarak ise çift dansite şeklinde görülür. Oklüzyon tanısı kontrast madde kolonunun bir güdük şeklinde sonlandığının saptanması ile konur.

İşlem genellikle lokal anestezi altında yapılır. Tüm hastalar işlem sırasında monitörize edilmelidir. İşlem sırasında allerjik reaksiyon, kardiyak olaylar, epilepsi gibi komplikasyonları daha az olduğundan non-iyonik kontrast maddeler kullanılmalıdır. Kontrast maddenin sıcaklığı, viskozitesini azaltmak için injeksiyondan önce vücut sıcaklığına getirilir. Hastaya verilen toplam doz 4-5 ml/kg' ı geçmemelidir.

#### **2.5.3.1.1. Anjiyografi endikasyonları**

Vasküler anatomik detay, arter kalibrasyonunda lokal düzensizlikler, damar tıkanıklığı ve seviyesi, kollateral dolaşımın gösterilmesi, anevrizma ve arteriovenöz fistüllerin yeri ve boyutunun saptanması, malign tümörlerin vaskülaritesinin incelenmesi, herhangi bir organda oluşan kanama yerinin belirlenmesi ve cerrahi yada endovasküler girişim öncesinde tedavi planlanmasıdır (35).

#### **2.5.3.2. Anjiyografi kontrendikasyonları**

Kesin bir kontrendikasyonu olmamakla birlikte, multisistem disfonksiyonu olan, medikal olarak stabil olmayan hastalarda kontrendike kabul edilmektedir. Bu hastalarda işlem öncesi altta yatan anomaliler düzeltilmeli ve ortaya çıkabilecek komplikasyonlara yönelik tedbirler alınmalıdır.

Yeni geçirilmiş myokard enfarktüsü veya belirgin aritmi, kontrast maddeye karşı ciddi reaksiyon öyküsü, belirgin hipertansiyon (diastolik basınç > 110mmHg), kanama diyatezi, yetersiz renal fonksiyon, konjestif kalp yetmezliği ve akciğer hastalığı gibi nedenlerle hastanın anjiyografi masasına supine pozisyonda yatamaması, incelenecek bölgede yapılmış baryumlu tetkike ait kalıntıların bulunması ve gebelik ise anjiyografinin rölatif kontrendikasyonlarıdır.



Anjiyografiye bağlı kontrast madde reaksiyonu, nefrotoksite, infeksiyon, hematom, tromboemboli ve arteryel yaralanma gibi komplikasyonlar ortaya çıkabilir. Bu tür komplikasyonlar iyi merkezlerde 1/3000-5000 oranında bildirilse de daha ince materyal ve daha iyi teknikler ile bu komplikasyonlar 1/5000' e kadar gerilemiştir. İşlem esnasında GİA oranı %0.9, ölüm veya fel oranı %0.16 dır (35,36).

#### 2.5.4. Bilgisayarlı Tomografik Anjiyografi

BTA görüntülerinin elde edilmesi, 'slip-ring' teknolojisinin kullanıldığı bir volüm tarama tekniği olan ve 1980' lerin sonlarında Kalender ve arkadaşları tarafından geliştirilerek 1990' da tıp alanında kullanılmaya başlanan, spiral bilgisayarlı tomografi sayesinde mümkün olabilmifitir.

Konvansiyonel BT sistemlerinde elektrik güç kaynağı, X ışını tüpüne yüksek voltajlı kablolarla bağlı olduğundan, tüpün en fazla 400 derece dönüş yapmasına izin vermektedir. Slip-ring teknolojisi bu kabloları ortadan kaldırmış, bu sayede tüpün sürekli rotasyonuna olanak sağlamıştır. Modern BT cihazlarında yüksek frekanslı X ışını jeneratörleri kullanılır ve jeneratör gantri içinde X ışını tüpünün yanında yer alır. G, X ışını tüpü ve jeneratöre birbiri üzerinde kayan halkalarla sağlanır (37).

Spiral BT' de X ışını tüpü ve detektör dizisi masanın sabit hızlı ve sürekli hareketiyle veri toplarken, inceleme süresi boyunca hastanın çevresinde 360 derecelik dönüşler yapar. Bu dönme hareketi esnasında X - ışını tüpü fokal spotunun izlediği yol heliks şeklinindedir ve rotasyon merkezi ile arasındaki uzaklık sabittir. Aksiyel görüntülerin herhangi bir 360 derecelik segmentinin rekonstrüksiyonu ile gerçekleştirilmektedir. Bu nedenle orijinal spiral veriler **interpolasyon** adı verilen teknikle yeniden düzenlenir. İnterpolasyon işleminde, spiralin herhangi bir açısal ve kesitsel pozisyonu için önce projeksiyon değerleri hesaplanır, daha sonra bu sentetik projeksiyon verilerinden yararlanılarak standart rekonstrüksiyon işlemi gerçekleştirilir. Spiral BT ile bu sayede, orjinal volumetrik verilerden herhangi bir zaman diliminde retrospektif olarak kesit rekonstrüksiyonu yapılabilir. Aksiyel düzlemde elde edilen kesitlerden, bilgisayarın hafızasında yer alan özel yazılımlar sayesinde koronal ya da sagittal düzlemde görüntüler elde edilebilmektedir. Bu multiplanar rekonstrüksiyon (MPR) görüntüleri ne kadar ideal ölçülerde gerçekleştirilirse gerçekleştirilsin ilk alınan görüntülerin rezolüsyonuna tam olarak erişemez (38).

### 2.5.4.1. BT' de üç boyutlu (3D) imaj işleme ve gösterim teknikleri

BT primer olarak bir kesitsel görüntüleme tekniğidir. Konvansiyonel tarama ile bile BT ile üç boyutlu vücut bölgesi haritalaması yapılır fakat hasta eksenini boyunca (z-ekseni) bilgi sadece ayrı basamaklarda görülebilir. Spiral ve çok kesitli taramanın geliştirilmesiyle BT transaksiyelden gerçek bir volumetrik görüntüleme cihazına ilerlemiştir (39).

Tüm iki boyutlu (2D) ve üç boyutlu (3D) imaj işleme teknikleri, BT taramada elde edilen bir dizi aksiyal kesitler üzerine kuruludur. Bu kesitler daha sonra ileri işleme ve manüplasyona tabi tutulabilen bir data volumu oluşturmak üzere bilgisayarda üst üste bindirilir.

Spiral ve çok kesitli BT data kazanımında (acquisition) devrim yapmıştır. Tarama parametrelerinin uygun seçimiyle istenilen kalitede 2D ve 3D imajlar oluşturulabilir. Çok kesitli BT data kümeleriyle izotropiğe yakın rezolüsyon standart olur fakat görüntülerde gürültü sorunu ortaya çıkar. Bu nedenle gelişmiş uzaysal rezolüsyonun tam anlamıyla avantajlarını elde edebilmek için yeni gürültü baskılama teknikleri geliştirilmelidir (39).

### 2.5.4.2. Terimler :

**a) Data volümü: Grid (ızgara) tabanlı / voksel tabanlı modeller:** Konvansiyonel BT' de data volümü, volüm elemanlarına (vokseller) bölünmüştür. (vokselin aksiyal x-y düzlemindeki kesitsel yüzeyi pikselin kesitsel yüzeyine eşit olup voksel yüksekliği- z eksenini boyunca kesit kolimasyonunca belirlenir). Spiral BT' de ve bazı konvansiyonel BT protokollarında da kesitlerin üstüste binmesi mümkündür. Bir voksel komşu voksellerden de bilgi içerebilir. Bu durum 3D imaj data kümelerinin voksel tabanlı modelinde sorun yaratır. Kesit sensitivite profiline (efektif kesit kalınlığı) bağlı olarak voksellerin üst ve alt sınırları keskinliğini kaybeder ve vokseller büyük oranda z- eksenini boyunca birbiri üzerine biner. Böylece bir grid tabanlı modelin daha yardımcı olacağı söylenebilir; burada her bir önceki vokselin merkezi 3D bir grid (ızgara) tanımlamada kullanılır. Voksellerin merkez noktaları (nodları) arasında z- eksenini boyunca aralık rekonstrüksiyon artımına denk gelirken, x-y düzlemi boyuncaki, piksel büyüklüğünü temsil eder. Her bir grid kesişimi, bir aksiyal BT imajındaki ilgili pikselin BT sayısı olarak atanır (39).

**b) 3D örnekleme fonksiyonu:** BT sayısı, z-eksenini yönünde kesit profiline ve x-y düzleminde nokta yayılım fonksiyonunca tanımlanan bir örnekleme fonksiyonuna göre çevre volümünden bilgi örnekler (39).

**c) Sekonder Raw Data kümesi:** Data kümesi ne kadar izotropikse 2D ve 3D rekonstrüksiyonların sonuç imaj kalitesi o kadar iyi olur. Multislice BT için, birbiri üzerine binen ince aksiyal kesitlerden oluşan sekonder raw data kümesi hemen hemen izotropik görüntülemenin temelini oluşturur. Çok ince kesitlerde imaj gürültüsü sorun çıkarabilir.

Tatminkar radyasyon dozu ve yumuşatıcı filtre kullanılarak veya gürültü azaltıcı filtreleme teknikler uygulanarak gürültü düşük tutulmalıdır. Örneğin aksiyal imaj datasının üst üste bindirilmesinden sonra istenilen planda imajlar reforme etme tekniklerinden (MPR) biri olan, kalın MPR (multi planar reformasyon) da reforme edilmiş düzleme dik bir seri komşu data noktalarının averajı alınarak daha büyük kesit kalınlıklı reformasyonlar elde edilirken imaj gürültüsü azaltılmış ve kalitesi artırılmış olur. Bu teknik özellikle ince kesit multislice BT data kümeleriyle uygulandığında düzlemde uzaysal rezolusyon kaybı olmadan imaj gürültüsünü düşük tutmada etkilidir. Daha kalın kesitler kullanarak gürültüyü azaltma etkisi yön bağımlıdır. Örneğin z-ekseni boyunca tarama düzlemine paralel kalın aksiyal kesitler reforme edilmesinde, eğer BT datası ince kesitlerle sağlanmamışsa imaj gürültüsü optimal azaltılamaz. Aynı sorun koronal yada sagittal reformasyonlarda yaşanmaz yani etkin bir şekilde imaj kalitesi artırılır. Yani temelde aksiyal kalın reformasyonlar multislice BT de kullanılır (39).

**d) Segmentasyon:** Hem 3D volum çevirim (örneğin MIP = Maksimum İntensite Projeksiyonu, VRT= Volum Dönüştürme Teknikleri) hem de 3D yüzey çevirim (SSD = Gölge Yüzey Gösterim), VOI (ilgilenilen volum) yi tanımlayan ve onu 3D imajda temsil edilmemesi gereken yapılardan ayırdeden bir işleme (segmentasyon) ihtiyaç duyar. Çevirimde hangi yapıların katılacağı veya dışlanacağını kontrol amacıyla data kümesinin manipulasyon işlemine tabi tutulmasına kurgulama (editing) denir. Pozitif editing 3D imajda kalmasını istediğimiz, negatif ise uzaklaştırmak istediğimiz yapıları işaretleme işlemidir. 2D editing kesit kesit uygulanırken 3D kurgulama bir bütün olarak data kümesine uygulanır .

**e) Kesme fonksiyonları:** İster 3D çevirim yapılmadan orijinal data volumu üzerinde isterse 3D çevrilmiş obje üzerinde uygulanır. En etkili teknik eşit olmayan aralıkta bir dizi referans kesitler üzerine çizilen kesme çizgileri temeline dayanır. Sonra program bu kesme çizgileri arasında üç boyutlu interpolasyon uygulayıp segmentasyonu gerçekleştirir.

**f) Threshold teknikleri:** Segmentasyona uğrıtılacak volumu tanımlamak için bir eşik değer yada BT sayıları aralığı kullanılır. BT sayıları birbirine yakın yada aynı olup ayrılması gereken yapılar (ör damarlar- vertebral kolon yada asetabulum - femur başı) açısından ek segmentasyon teknikleri kullanılır. Genellikle SSD' de kullanılır.

**g) Konnektivite:** Bu algoritmalar ortak belli bir özelliği olan devamlılık gösteren imaj bölgeleri tanımlaması için kullanılır. Böyle bir region-growing (bölge geliştirme) algoritması bir ekim (seed) noktasında başlar ve özgün durumu tatmin eden tüm vokselleri belirleyip ekim noktasına bağlar. Genellikle vokseller tavsiye edilen BT numaraları aralığında yer alır. Aslında ayrı olan imaj bölgeleri arasında köprü artefaktları oluşumu, üstesinden gelmesi gereken bir sorundur. Watershed algoritmaları bir köprüyle bağlanmış iki yapıyı ayırmada, o köprü içerisindeki en düşük BT sayılı düzlemi belirleyip o seviyeden keserek etkili olurlar. Erozyon operatörleri köprüleri kaldırmada kullanılabilir.

**h) Morfolojik operatörler:** Bir yapının attenuasyon değerlerinden ziyade morfolojisine bağımlı operatörlerdir. En basit ama kullanışlı operatörler bir objenin yüzeyinden voksel sıralarını kaldıran (erozyon) veya bir objenin yüzeyine voksel sıraları ekleyen (dilasyon) türlerdir. Yüzey detayları kaybına rağmen objenin yaklaşık orijinal boyutunu şekillendirmede dilasyon kullanılabilir. Erozyon sonrası dilasyon şeklindeki sekansa opening (açma) adı verilir çünkü yapılar arasında bağlantılar açar. Dilasyon ve sonrasında erozyon şeklindeki sekansa closing (kapama) denir zira bölge içindeki çukurları uzaklaştırır. Morfolojik operatörlerle ayrıca uçan pikseller uzaklaştırılabilir (34).

**I) Otomatik teknikler:** Kompleks kurgulama taslakları için hiç input gerekmeyen veya minimal input (farklı ekim noktalarının pozisyonlandırılması gibi) gereken tamamen ya da yarı otomatik tekniklerdir (39).

### 2.5.4.3. Üç boyutlu (3D) gösterim

**a) Işın toplamı (ray sum) projeksiyonu:** Bu projeksiyon için görüntüleme yönünde karşılaşılan BT sayıları beraberce eklenir veya ortalaması alınır. Böylece basit bir ışın toplamı projeksiyonu (çok kalın bir MPR a benzerdir. Sonuç; seçilen görüntüleme volümünün bir konvansiyonel radyografisini andırır.

Eğer önce bir eşik değeri atanırsa sadece BT sayıları o aralıkta olan voksellerin ortalaması alınır. Kemik yapıların uzaklaştırıldığı bir görüntüleme volümünün ışın toplamı projeksiyonları DSA benzeri imajlarla sonuçlanır.

**b) Maksimum intensite projeksiyonu (MIP) ve minimum intensite projeksiyonu (MinIP):** MIP ve MinIP ilgili volumu (VOI) tanımlamak için uygun kurgulama (editing) metodlarının kullanıldığı volum çevirim teknikleri (VRT) dir. VOI' yi bir görüntüleme düzlemine projekte edip görüntüleme açısı denilen projeksiyon yönü boyunca karşılaşılan maksimum (MIP) ve minimum (MinIP) BT sayılarını göstermek suretiyle sonuç imajlar oluşturulur. Orijinal data kümesinde imaj gürültüsü artışı MIP' te arka plan attenuasyonunun

artması, MinIP' te ise azalmasına yolaçarak kontrastı bozar ve imaj kalitesini azaltır. Ayrıca optimum imaj kalitesi için VOI olabildiğince ince seçilmelidir. Görüntüleme volumu dilimler olarak adlandırılan, birkaç milimetreden birkaç santimetreye değişen özgül kalınlıklarda multipl daha ince alt volumlere bölünerek VOI inceltilebilir ve imaj kalitesi artar. Bu teknik thin-slab MIP (ince dilim MIP) olarak adlandırılır ve ince dilim MIP' lerin üstüste bindirilip interaktif olarak imajların incelenmesine sliding thin-slab MIP denir (39).

**c) 3D yüzey dönüşümü (SSD):** SSD elde edilen volum data seti içinde ilgili yapının yüzeyinin üç boyutlu realistik görünümüne bakış sağlar. Bir SSD oluştururken öncelikle ilgili 3D objeyi tanımlamak gerekir. Bu objeyi arka plandan ayırma işlemi (segmentasyon) obje kontrastına bağlı olarak oldukça basit ya da aşırı güç olabilir. En basit segmentasyon işlemi, uygun bir BT sayısı aralığı seçerek üç boyutlu objeyi tanımlamaktır. Bir veya daha fazla sanal ışık kaynağıyla objeyi aydınlatarak gözlem planına geri yansıyan ışığın intensitesinin bilgisayarda işlenmesi suretiyle obje yüzeyinin üç boyutlu görüntüsü oluşturulur. Bu plandaki her nokta, görüntüleme yönünde ilk karşılaşılan obje data noktaları 3D yüzey imajı oluşturmak için kullanılır. Yüzeyin ışık kaynağından uzaklığı ve BT dansitelerinin yüzey gradyenti, gölgelenme efektleri oluşturmak ve 3D görüntü gerçekliğini arttırmak için kullanılır. Birçok program sadece bir sanal ışık kaynağının kullanılmasına izin verir. Işık kaynağının pozisyonunu değiştirerek obje yüzeyi detayları farklı şekilde aydınlatılabilir. Bazı programlarla aynı anda birçok obje gösterilebilir ve farklı renklerle kodlanabilir. Objenin görüntüleme planına projeksiyonu paralel ışınlar saçarak (ortografik dönüşüm) veya obje üzerine sanal bir gözden ışınlar saçarak (perspektif dönüşüm) yapılabilir. Ortografik dönüşüm yapıların uzaysal ilişkilerini değerlendirmede mükemmelken, farklı görüntüleme açılarıyla perspektif dönüşüm data volüm içerisinde manevra imkanı sağlar ve sanal endoskopi gibi teknikler açısından ilk tercihtir. SSD kalitesi tarama parametrelerine bağlıdır ancak eşiklendirme (thresholding) işleminde kayda değer bilgi kaybına bağlı olarak etki daha az belirgindir. SSD imaj kalitesini belirleyen daha önemli bir parametre obje segmentasyonu, özellikle segmentasyon eşiklerinin seçimidir.

**d) Eşik değeri seçimi ve boyut sunumu:** Segmentasyon için optimum eşik değeri, bir yapıyı gerçek, tam büyüklüğünde belirleyen değerdir. Teorik olarak bu değer objenin BT sayısı ile çevresindeki yapıların BT sayısının orta noktasıdır. Pratik tecrübelerden bilinen, teorik değer farklı görüntüleme parametrelerine bağlı olarak yaklaşık % 10 azaltılmasının tavsiye edildiğidir. Bununla birlikte sadece kesit kalınlığından büyük yapılar gerçek büyüklüklerinde tanımlanabilir. Kesit kalınlığı arttıkça daha fazla obje elemanı hatalı olarak gösterime girer. Parsiyel volum etkisine bağlı olarak sken planına paralel oryantasyonlu

göreceli küçük veya ince detaylar kaybolur ki daha küçük objeler daha hızlı bozular ve sonunda kaybolur. Eşik değeri seçimi o halde her zaman bir uzlaşmadır.

**e) Volüm rendering teknikleri (VRT):** Maksimum ve minimum intensite projeksiyonları VRT nin basit örnekleridir. İmaj, ilgili voluma ışınlar saçarak (ışın traseleme) birtakım kurallara göre (ör MIP te maksimum BT sayısı) her ışın boyunca karşılaşılan datadan elde edilen bir numerik değeri projekte ederek oluşturulur. Bununla birlikte, genellikle VRT terimi çok yönlü ve yüzey dönüştürme ile MIP karakterlerini kombine edebilen kompleks bir prosedürü ifade eder. VRT, BT sayılarına bir opasite değerleri aralığı atar ve böylece obje konturlarının veya yapıların semi-transparent gösteriminin daha iyi tanımlanmasını sağlar. VRT hızla spiral veya multislice BT data kümelerinin çevrimi için kurulan standart teknik olmaktadır. İmaj kalitesi yüksek olup dilendiğinde kullanılabilen tüm bir çevirim efektleri aralığı vardır. VRT en iyi şekilde SSD ile kıyaslanarak anlaşılabilir. SSD seçilen eşik aralığında objeye ait tüm BT sayılarının maksimum opasiteye sahip olup aralığın dışında kalan BT sayılarının 0 opasite ile ifade edildiği ve imaja katıldığı bir süreçtir. BT aralığı içindeki tüm vokseller maksimum opasiteye sahip olduğundan SSD' de sadece obje yüzeyi resmedilir. VRT ' de ise opasite değerleri sürekli olup % 0 - % 100 arasında değişebilir. VRT karakteri opasite eğrisince belirlenir. Bu eğri manuel çizilebilir ancak bu sıkıcı ve çok üretilebilen bir prosedür değildir. Eğriyi oluşturmanın çok daha konforlu bir yolu kurulu eğri formlarını kullanmak ve pencere ve seviye işlemleriyle BT numara skalası üzerinde kesin lokalizasyonunu kontrol etmektir (39).

**f) Renk kodlama:** Sabit renk şemaları ile en iyi elde edilir. Fakat bazı merkezlerde multipl trapezoidlerin kullanılması gerekebilir.

Alternatif olarak opasite eğrileri BT skalasında formu, yüksekliği ve pozisyonu değiştirilebilen birkaç trapezoid ile üretilebilir. Bu trapezoidler farklı dokuların attenuasyon aralığını temsil edecek şekilde seçilebilir (ör yağ dokusu, kemik dokusu). Sonra dokuları son imajda birbirinden ayıracak şekilde her bir trapezoide farklı bir renk atanabilir.

Reflektiviteyi taklit için kullanılan dereceli gölgelendirme miktarına bağlı olarak VRT ya bir transmisyon gösterimi ya da bir yüzey gösterimi oluşturabilir. Bu reflektivite sabiti ya hazırdaki ayarları kullanarak veya numerik değerini ayarlayarak tayin edilebilir. Alternatif olarak BT sayı skalasına bir renk skalası atanabilir. Bu renk skalası attenuasyon veya doku tipine bağımlı olarak mutlak bir referans renk sağlayacak şekilde BT sayılarına göre sabit olabilir. Bu teknik kontrast tutmayan yapıları göstermede idealdir. Hastalar arasında kontrast tutulum paterni büyük oranda değişebileceğinden opasite eğrisinin gerçek tayinine bağlı

olarak renkler ve BT sayılarının gevşek eşleştirilmeleri önerilir. Bu renk skalasını opasite eğrisinin eğimiyle eşleştirerek yapılabilir (39).

**g) Uzaysal rezolüsyon- matriks boyutu:** 128x128 matriks sadece kaba bir oriyantasyon verirken bir 256x256 matriks ilgili bir yapı demonstrasyonu için optimum görüntüleme açısını saptamada yeterli detay sağlar. Bununla birlikte 512x512 matriks uzaysal rezolüsyonu daha da arttırır ve küçük damarların veya kemik yüzey detaylarının gösteriminde pozitif bir etkisi vardır. 1024- veya 2048- matriks enazından dönüşüm işleminin bir arabasamağı olarak bazı sistemlerde kullanılır. Böyle geniş matriksler, eğer yapılar orijinal data kümesinden büyük oranda genişletilecekse (ör bir serebral anevrizmanın çevresindekiler) ya da eğer çok uzun aralıklar gösterilecekse (göğüs ve abdomen) özellikle yararlıdır.

**h) İnteraktif rendering- filmler:** Presetler uygun bir gösterim ayarını seçmeyi kolaylaştırır ve sondönem softwarelerin çoğunda parametrelerin seçimi gerçek zamana yakın olarak interaktif şekilde uygulanabilir. Ayrıca gerçek zamanlı interaktif VRT programları olmaksızın data görüntülenmesini sağlayan film gösterim sekansları oluşturulabilir.

**I) Özel teknikler:** Hava kalıpları, ters opasite eğrileri ki düşük attenuasyonlu alanlar için yüksek bir opasite ve yüksek attenuasyonlu alanlar için düşük opasite sağlar. Larinksin, trakeobronşiyal sistem veya kolonun bir kalıp şeklinde gösterimi için kullanılabilir. Doku transisyon projeksiyonları, bu projeksiyonlar ilgili yapının duvarlarını selektif olarak dönüştürür. VRT ile deltoid şekilli, ilgili iki yapı arasındaki BT sayısı merkezli opasite eğrisi kullanarak yapılabilir ( kolonda veya trakeada yumuşak doku hava arayüzeylerini göstermede -500 HU). Bu gösterim tekniği çift kontrastlı incelemeye benzer imajlar oluşturur. MPR benzeri çevirim, bu teknik geleneksel MPR' nin yerine kullanılabilir. VRT ile yükselen kısmı konvansiyonel pencere ayarları aralığını kapsayacak şekilde lineer bir opasite eğrisi kullanarak elde edilebilir. Kesit yüzeylerinin optimal değerlendirilmesi için hiç reflektivite kullanılmamalıdır. İnteraktif kesit planları kullanarak radyolojist, MPR benzeri tarzda data volum arasından kesit alabilir ama ek olarak bu imajlarla sağlanan derinlik bilgisi avantajına sahip olur.

**i) Artefaktlar ve yanlısamlar:** Suboptimal opasite ayarları imaj artefaktlarına sebep olabilese de VRT, SSD' ye kıyasla yalancı stenoz veya yalancı oklüzyonlara daha az hassastır. Venedikli kör artefaktları (venedian blind artefacts) görüntüleme açısına bağlıdır ve şüpheli volum dönüşüm uygulamalarında bulunabilir. İmaj gürültüsü obje yüzeylerinin düzensizliklerine sebep olabilir yada altta yatan patolojiyi bile maskeleyebilir. Opasite fonksiyonuna bağlı olarak gürültü gösterilen volümün derinlerindeki yapıların maske benzeri gölgelenmesine sebep olabilir. VRT' nin bilgi kaybına sebep olmadığı çünkü tüm data

volümünün projekte edildiği açıklanmıştır. Bununla birlikte VRT data volümdeki tüm bilgiyi göstermez fakat tüm 3D çevirim teknikleri gibi tarama objenin BT attenuasyon ve izlemciye göre pozisyonuna göre seçici olarak kısmen gösterimini yapar.

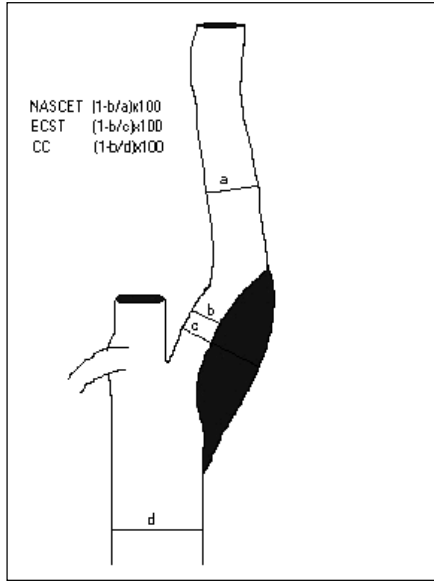
**j) Uygulamalar:** BT anjiyografide renk kodlu VRT damar lümenini ve kalsifikasyonları farklı renklerde kodlayarak kalsifiye plakların lokalize edilmesini kolaylaştırır. Renk kodlama ayrıca arteriyel venöz damarların ve farklı kontrast tutan organların ayrımını sağlar. İskelet uygulamalarında VRT ince kemik laminalar veya osteoporotik hastalarda yalancı defektif görünüme yol açan parsiyel volum etkisine daha az duyarlı olduğundan, SSD' ye göre üstündür. Ek olarak VRT tendon ve kasları olduğu kadar kemikleri de aynı anda gösterir, hatta cilt konturlarının bile değerlendirilmesini sağlar.

Omurgada vertebraları ve diskleri değerlendirmede idealdir. VRT ayrıca özellikle trakeo bronşiyal görüntüleme, akciğerlerin ve kolonun görüntülenmesinde oldukça başarılıdır (39).



### 3-GEREÇ VE YÖNTEM

Şubat 2006 ile Haziran 2006 tarihleri arasında, GİA ve inme öyküsü, baş dönmesi, dengesizlik, hemipleji gibi sebeplerle farklı kliniklerde ve çevre hastanelerden Gaziantep Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Radyoloji Anabilim Dalına refere edilen 37 hastanın ana, internal ve eksternal karotid arterleri BTA ve DSA ile görüntülendi.



Çalışmamıza dahil edilen hastalardaki aterosklerotik karotid arter stenozlarının derecesi NASCET kriterlerine göre hesaplandı (40). Karotid arterdeki en dar segmentin aksiyel uzunluğu ile stenoz distalinde normal kalibrasyondaki karotid arter aksiyel uzunluğu oranlanarak hesaplandı. Hesaplamalar yapılırken stenoz distalinde izlenen poststenotik dilate segment dikkate alınmayarak dilatasyonun normale döndüğü lokalizasyondan ölçümler yapılmıştır (Şekil 2).

**Şekil 2. NASCET, ECST ve CC yöntemlerine göre karotis stenoz ölçümü.**

Çalışmamızda ekstrakranial karotid arterler DSA, aksiyel BTA kesitleri ve VRT rekonstrüksiyonları ile değerlendirildi. Bu görüntüleme yöntemleri ile darlığın derecesi analiz edildi. BTA ve DSA bulguları karşılaştırılarak, BTA' nın bu konudaki tanısal değeri araştırıldı.

DSA ve spiral BTA tetkikleri arasındaki süre 2 gün ile 25 gün arasında değişmekte olup ortalama 7 gündü.

DSA Philips integra SV 3000 (Philips, Hollanda) cihazı ile gerçekleştirildi. Tetkike ana femoral artere 5F introduser yerleştirilerek başlandıktan sonra, sol anterior oblik pozisyonda arkus aortografi, selektif karotid, vertebral arter ve serebral anjiyografi çekimleri yapıldı. İncelemenin tamamı için gereken kontrast madde 150 cc' yi aşmadı.

Spiral BT çekimleri, 6 kanallı Philips Brilliance CT (Philips, Hollanda) çok kesitli BT cihazı ile yapıldı. Hasta sırtüstü pozisyonda yatırıldı ve dental amalgamı olan hastalarda

artefaktları önlemek amacıyla baş mümkün olduğunca ekstansiyona getirildi. Hastalara çekim sırasında yutkunmamaları gerektiği, ancak çok yüzeysel nefes alabilecekleri belirtildi. Daha sonra anterior, posterior ve lateral servikal topogram alındı. Kontrastsız inceleme yapılmaksızın doğrudan kontrastlı çekim uygulandı. 95 ml noniyonik kontrast madde, antekübital vene yerleştirilen 20 G kanül yoluyla ve otomatik pompa enjektörü ile 2.5 ml/sn hızla verildi. Kontrast madde verilmeye başlandıktan 15 sn (delay time-geciktirme süresi) sonra, inceleme alanı, kolimasyon 2 mm, masa hızı 4 mm/sn, tüp ayarları 120 kVp,180 mA olacak şekilde kaudalden kraniale doğru tarandı. Çekim ortalama olarak 30 sn içerisinde sona erdi.

Matriks 512x512 iken, FOV (field of view) 110-190 mm arasında değişmekteydi. Çekim tamamlandıktan sonra kesit kalınlığı 1 mm olacak şekilde rekonstrüksiyon yapıldı. Görüntülenen alanın uzunluğuna göre kesit sayısı 90-120 arasında değişmekteydi. Aksiyel kesitlerde mural kalsifikasyonların kontrast maddeden ayırdedilebilmesi amacıyla pencere genişliği 500' e, pencere seviyesi ise 225' e ayarlandı.

Elde edilen aksiyel kesitlerden spiral BT cihazının yazılımında bulunan VRT programı kullanılarak "3D edit" imajlar oluşturuldu. Böylelikle yüksek dansiteli yapılar olarak sadece AKA, İKA ve EKA imajları elde edildi. Tüm bu işlemler ortalama 30 dakika içinde tamamlandı.

Tüm hastaların DSA görüntüleri, aksiyel kaynak görüntüleri ve VRT imajları incelendikten sonra, darlık derecesi, NASCET kriterleri göz önüne alınarak ve damar çapı submilimetrik olarak ölçülerek her biri için ayrı ayrı hesaplandı.

Darlıkların sınıflandırılmasında altı derece kullanıldı:

I:Normal

II:Hafif dereceli darlık ( % 1 -29 )

III:Orta dereceli darlık ( % 30-50 )

IV:Orta dereceli darlık ( % 50-69

V:İleri dereceli darlık(70-99)

VI : Oklüzyon

İstatistiksel analizde DSA altın standart olarak kabul edildi. Aksiyel BTA, VRT rekonstrüksiyonu ve DSA' nın darlık kategorileri ile ilgili sonuçları arasındaki korelasyon, Spearman rank korelasyon testi ile belirlendi.

## 4-BULGULAR

Çalışmamıza 37 hasta dahil edilmiş olup 11'i kadın 26'sı erkekti. Kadın hastalar 45-80 (ortalama 61.4) yaşlar arasında iken erkek hastalar 36-80 (ortalama 62.9) yaşlar arasında idi. Çalışmamızdaki olgular grade III, IV, V ve VI stenozlardan oluşuyordu. Toplam 58 adet karotid arter aterosklerotik darlığı saptandı.

BTA'da 3 hastada yutkunmaya bağlı hareket artefaktı gelişti ve 8 hastada dental amalgam artefaktı tespit edildi. Ancak bunlar bifurkasyonun değerlendirilmesine engel oluşturmadı. Dokuz bifurkasyonda, komşuluğundaki lümenin değerlendirilmesini engellemeyen minör mural kalsifikasyon saptandı. DSA ve BTA incelemelerinin hiçbirinde işlem sırasında ya da sonrasında komplikasyon gelişmedi.

BTA'nın her iki rekonstrüksiyonu ile DSA sonuçları arasında anlamlı korelasyon saptandı. (Aksiyel BTA:  $r = 0.986$ ,  $P < 0.0001$ , VRT :  $r = 0.972$ ,  $P < 0.0001$ )

Aksiyel BTA ve VRT-BTA tekniklerinin %50-69 ve 70-99 oranındaki darlıklara ilişkin duyarlılık, özgünlük, pozitif kestirim ve negatif kestirim değerleri **Tablo 3'** de gösterilmektedir.

Stenozları evrelerine göre sınıflandırdığımızda:

**Evre III Orta dereceli darlık (%30-50):** Aksiyel BTA 8 olguda DSA ile uyumlu bulundu(%87). VRT-BTA 7 olguda DSA ile uyumlu bulundu (%85) (**Tablo 4**). DSA ile Sol İKA' sında evre III darlık saptanan geçici iskemik atak nedeniyle başvuran olgu 20' de aksiyel BTA ve VRT imajları evre IV darlık olarak değerlendirilmiştir. DSA ile Sol İKA' sında evre III darlık saptanan afazi ve sağ hemiplejisi olan olgu 26' da aksiyel BTA görüntüleri evre III olarak değerlendirilmiş olup VRT-BTA imajları evre IV darlık ile uyumlu olarak değerlendirilmiştir.

**Evre IV Orta dereceli darlık(%50-69):** 7 olgunun aksiyel BTA ve VRT imajları DSA ile uyumlu bulundu. DSA ile aksiyel-BTA ve VRT-BTA imajları % 85 uyumlu bulundu.

Sağ İKA' da DSA ile evre IV darlık saptanan 1 olguda aksiyel BTA ve VRT imajları ile evre III darlık olarak değerlendirildi. Sağ İKA' da DSA ile evre III darlık saptanan 1 olguda aksiyel BTA ve VRT imajları ile evre IV darlık saptanmıştır (**Tablo 5**). Sağ İKA' da DSA ile evre IV darlık saptanan Sol İKA'sı

oklude olan sağ hemiparezi ve dizarti şikayetleri olan olgu 15 de aksiyel-BTA ve VRT imajları ile evre III darlık saptanmıştır.

**Evre V ileri dereceli darlık (70-99):** DSA ile 30 İKA, EKA ve AKA' da ileri dereceli darlık saptandı ve tamamı aksiyel BTA ve VRT imajları ile görüntülendi. % 100 uyumlu bulundu. Sağ İKA' da 10, sol İKA' da 16 ileri dereceli darlık gösterildi. Sağ EKA' da 2, sol EKA' da 1, sağ AKA' da 1 ileri dereceli darlık tespit edildi.

**Evre VI oklüzyon:** DSA ile 11 internal karotid arterde oklüzyon mevcuttu. Aksiyel BTA ve VRT imajları ile 11 olgunun tümünde (% 100) oklüzyon gösterildi. Olguların 2' sinde sağ İKA, 9' unda ise sol İKA oklüde idi.

Çalışmamızda BTA ile en güvenilir sonuçlar aksiyel kesitlerden elde edilerek DSA ile % 94 oranında uyum saptandı. DSA ile VRT-BTA sonuçları arasında ise % 91 oranında uyum belirlendi. DSA ile saptanan oklüde İKA ve evre V ileri dereceli darlıkların tamamı aksiyel BTA ve VRT görüntüleri ile % 100 uyumlu olarak tespit edildi (**Tablo 6 ve 7**).

**Tablo 3. Aksiyel BTA, VRT-BTA tekniklerinin %50-69 ve 70-99 oranındaki darlıklara ilişkin duyarlılık, özgünlük, pozitif kestirim ve negatif kestirim değerleri.**

		Duyarlılık %	Özgünlük %	PKD* %	NKD* %	Doğruluk %
<b>Aksiyel BTA</b>	%50-69	87	78	78	87	83
	%70-99	100	100	100	100	100
<b>VRT BTA</b>	%50-69	89	87	89	87	88
	%70-99	100	100	100	100	100

**PKD: Pozitif kestirim değeri, NKD:Negatif kestirim değeri.**

**Tablo 4. Sol İKA' da saptanan darlıkların, aksiyel BTA,VRT-BTA ve DSA ile karşılaştırılması.**

OLGU	YAŞ	CİNSİYET	AKSİYEL	VRT	DSA
1.MÇ	70	E	V	V	V
2.Aİ	65	E	VI	VI	VI
3.VO	64	E	VI	VI	VI
4.EH	61	K	V	V	V
5.MK	58	K	V	V	V
6.HG	58	E	VI	VI	VI
7.MS	73	E	VI	VI	VI
8.MC	80	K	V	V	V
9.HF	76	E	V	V	V
10.MSU	60	E	V	V	V
11.MSG	65	E	V	V	V
12.MÖ	80	E	V	V	V
13.FA	62	K	V	V	V
14.CK	65	E	V	V	V
15.RK	51	K	VI	VI	VI
16.CÇ	48	E	V	V	V
17.ND	58	K	V	V	V
18.AG	73	K	V	V	V
19.MS	73	E	IV	IV	IV
20.ME	56	E	IV	IV	III
21.ŞF	67	E	V	V	V
22.ÖD	66	E	VI	VI	VI
23.MN	40	E	VI	VI	VI
24.TE	45	K	VI	VI	VI
25.FT	36	E	VI	VI	VI
26.AT	74	E	III	IV	III
27.İT	64	E	V	V	V
28.TÇ	60	E	IV	IV	IV
29.AH	49	K	V	V	V

\* Aksiyel ve VRT-BTA ile DSA' ları uyumlu olmayan darlıklar kırmızı renkle kodlanmıştır.

**Tablo 5.Sağ İKA' da saptanan darlıkların aksiyel BTA, VRT-BTA ve DSA ile karşılaştırılması.**

OLGU	YAŞ	CİNSİYET	AKSİYEL	VRT	DSA
1.MÇ	70	E	III	III	III
2.Aİ	65	E	V	V	V
3.VO	64	E	V	V	V
4.EH	61	K	III	III	III
5.MK	58	K	III	III	III
6.HG	58	E	V	V	V
7.MS	73	E	IV	IV	IV
8.MC	80	K	IV	IV	III
9.HF	76	E	V	V	V
10.MSU	60	E	V	V	V
11.MSG	65	E	III	III	III
12.MO	80	E	V	V	V
13.FA	62	K	III	III	III
14.CK	65	E	IV	IV	IV
15.RK	51	K	III	III	IV
16.KK	57	E	IV	IV	IV
17.RÖ	77	K	V	V	V
18.AS	64	K	V	V	V
19.NT	67	E	VI	VI	VI
20.MHG	58	E	V	V	V
21.HY	59	E	VI	VI	VI
22.MD	62	E	IV	IV	IV
23.MK	73	E	V	V	V

\* Aksiyel ve VRT-BTA ile DSA' ları uyumlu olmayan darlıklar kırmızı renkle kodlanmıştır.

**Tablo 6. Aksiyel BTA ile DSA korelasyonu.**

		DSA				
Aksiyel BTA	Evre III	Evre IV	Evre V	Evre VI	Toplam	
Evre III	8	1			9	
Evre IV	1	7			8	
Evre V			30		30	
Evre VI				11	11	
<b>Toplam</b>	9	8	30	11	<b>58</b>	

\*Aksiyel BTA ile DSA' da uyumlu darlıklar kırmızı renkle kodlanmıştır.

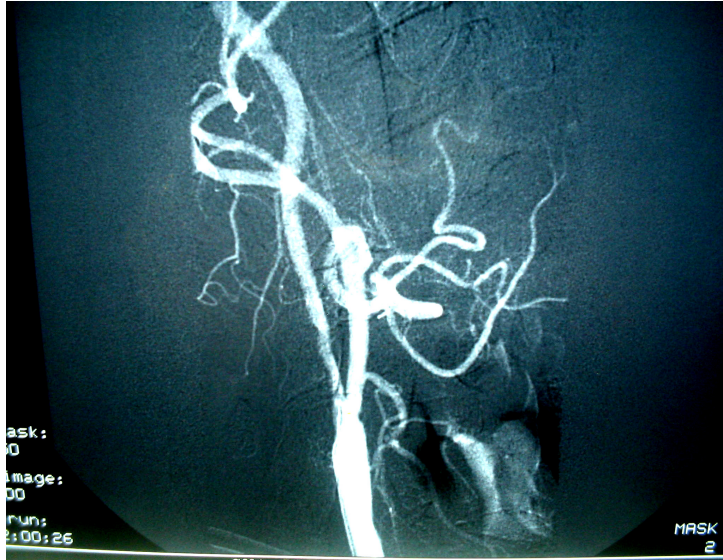
**Tablo 7. VRT-BTA ile DSA korelasyonu**

		DSA				
VRT-BTA	Evre III	Evre IV	Evre V	Evre VI	Toplam	
Evre III	7	2			9	
Evre IV	1	7			8	
Evre V			30		30	
Evre VI				11	11	
<b>Toplam</b>	8	9	30	11	<b>58</b>	

\*VRT-BTA ile DSA' da uyumlu darlıklar kırmızı renkle kodlanmıştır.

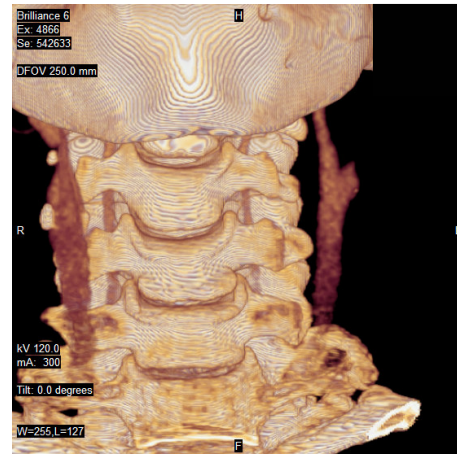
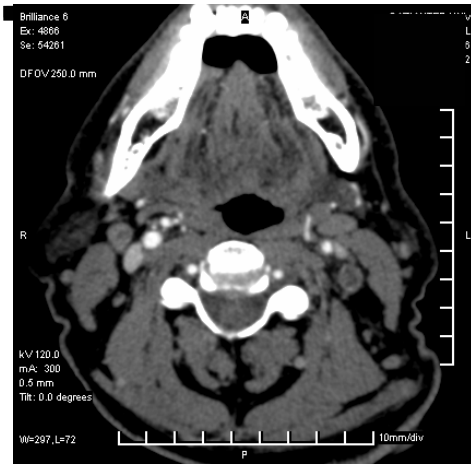
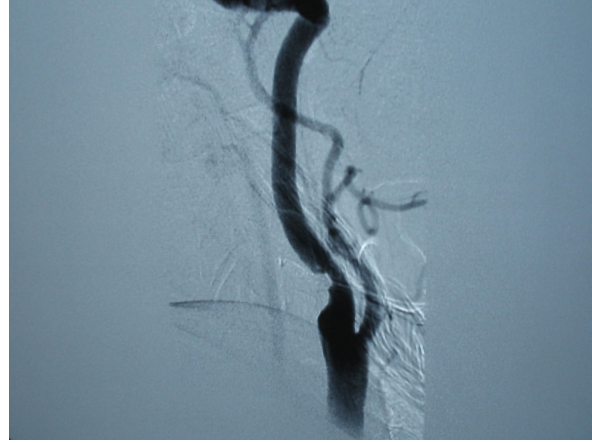
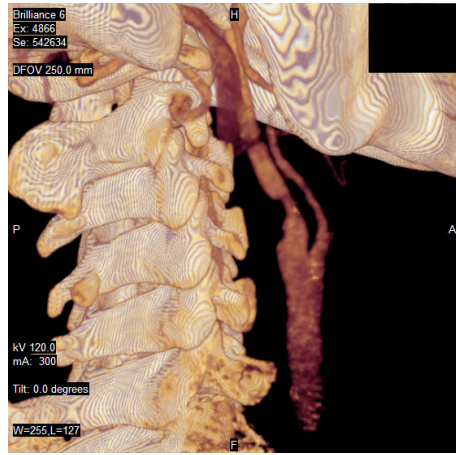
## 5-OLGU ÖRNEKLERİ

**Olgu 2:** 65 yaşında afazi, hemiparezi ile başvuran erkek hastanın sol İKA' sını oklude idi. Sağ İKA' sındaki evre V ileri dereceli darlık, VRT-BTA ve DSA ile görünümü.

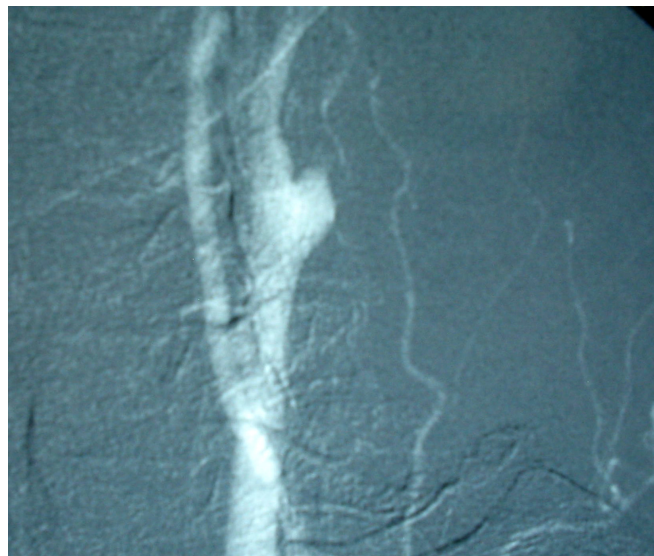




**Olgu3:** 64 yaşında sağ ön kolda güçsüzlük şikayeti olan TIA geçirmiş erkek hastanın sol İKA' sı oklude idi. Sağ İKA' sındaki evre V ileri dereceli darlık VRT-BTA ve DSA ile görünümü. Düzensiz plak DSA ile aynı görünümde.



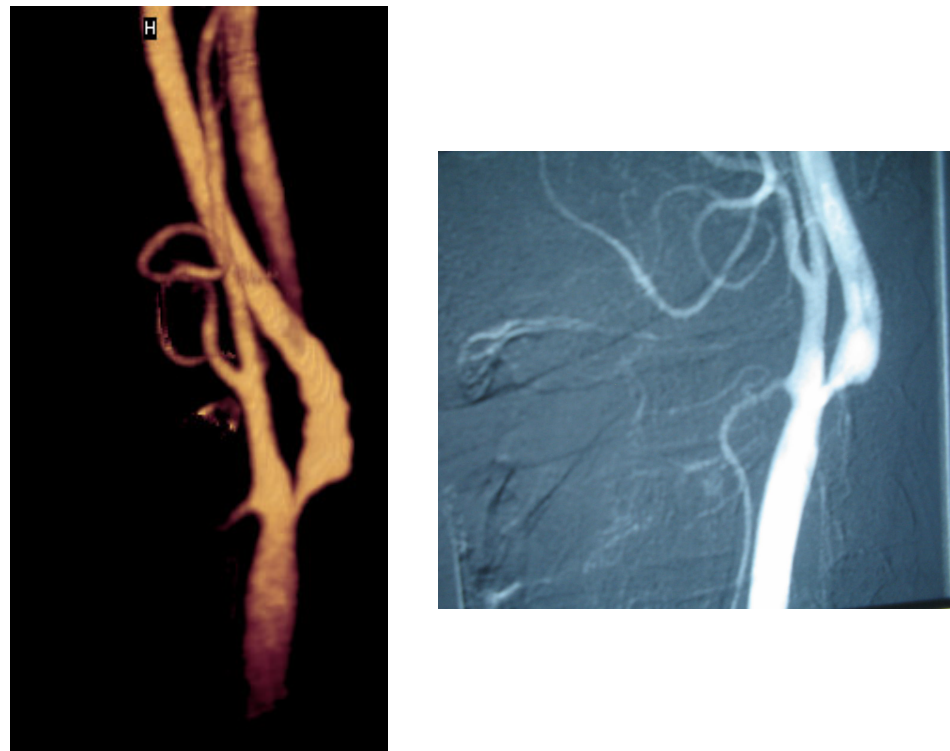
Sol İKA  
oklude



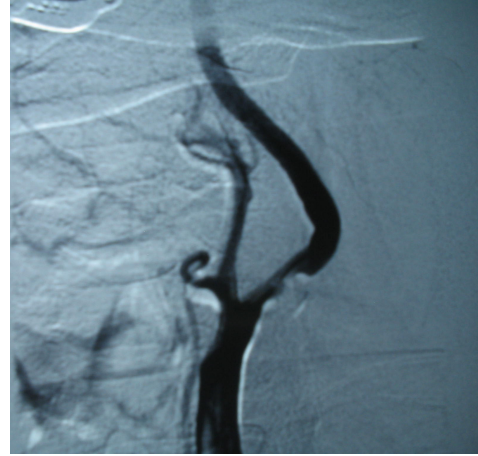
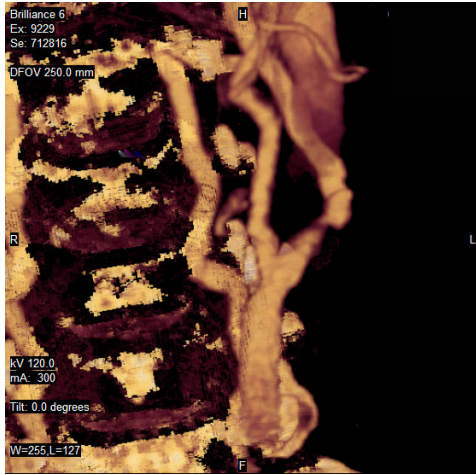
**Olgu 4:** 61 yaşında baş dönmesi şikayeti olan ve GİA ile başvuran kadın hastanın sol İKA' sındaki evre V ileri dereceli darlığın VRT-BTA ve DSA ile görünümü. Plağın görünümü DSA ile aynı.



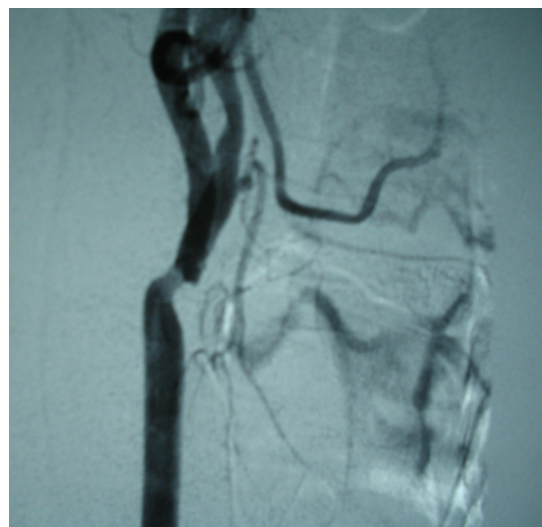
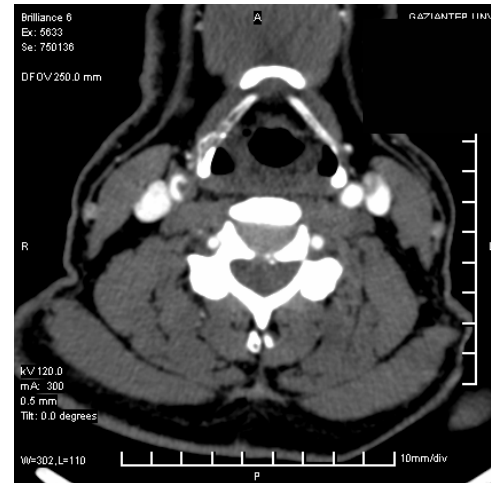
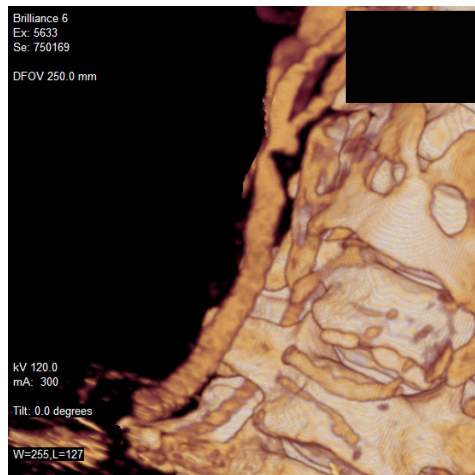
**Olgu 10:** 60 yaşında semptomatik erkek hastanın sol ve sağ İKA' sındaki evre V ileri dereceli darlık saptanmıştır. Sol İKA' sındaki evre V darlığın VRT-BTA ve DSA ile görünümü.



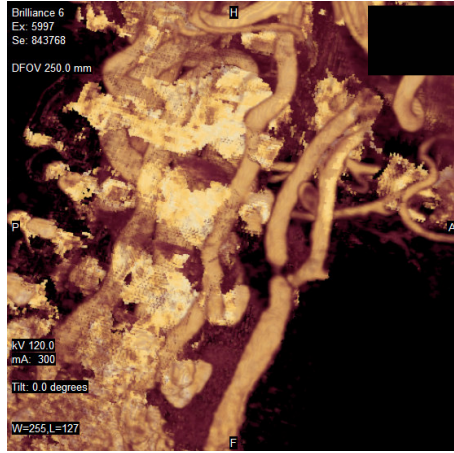
**Olgu 13:** 62 yaşında semptomatik kadın hastanın sol ve sağ İKA' sındaki evre V ileri dereceli darlık saptanmıştır. Sol İKA' sındaki evre V darlık.



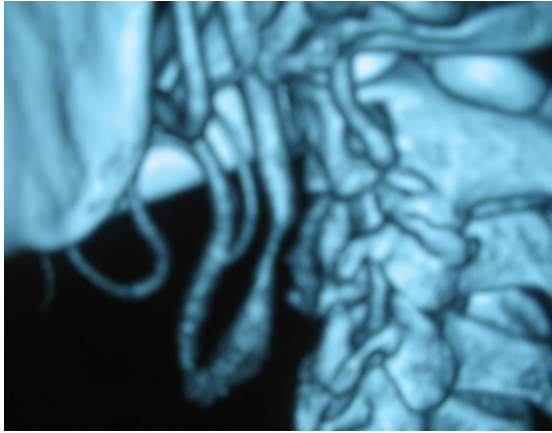
**Olgu 16:** 57 yaşında baş dönmesi, dengesizlik ile başvuran erkek hastanın sol İKA' sında evre IV orta dereceli darlık mevcuttu. Sağ İKA' sındaki evre V darlık.



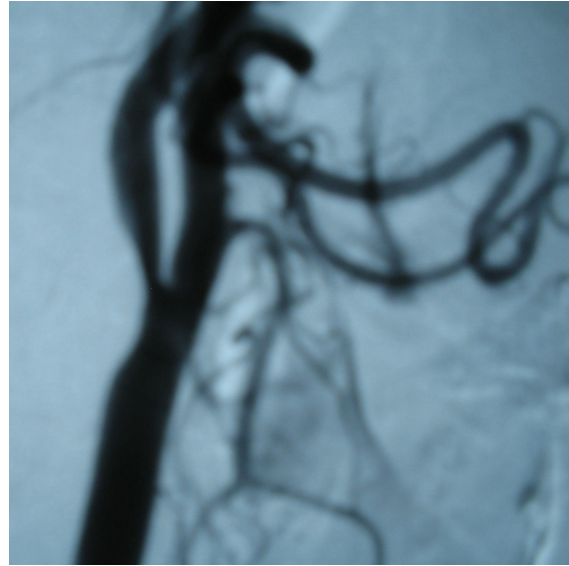
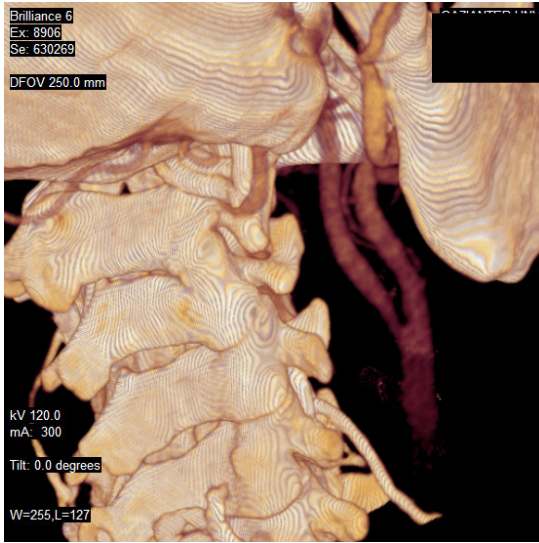
**Olgu 17:** 77 yaşında semptomatik kadın hastanın sağ İKA' sındaki evre V ileri dereceli darlık. Prestenotik darlık DSA ile son derece uyumlu görünümde.



**Olgu 21:** 67 yaşında hemiparezi ile başvuran erkek hastanın sol İKA' sındaki evre V ileri dereceli darlık, VRT-BTA ve DSA görünümü.



**Olgu 23:** 73 yaşında semptomatik erkek hastanın sağ İKA' sındaki evre V ileri dereceli darlık VRT-BTA ve DSA ile görünümü.



## 6- TARTIŞMA

Kuzey Amerika Semptomatik Karotid Endarterektomisi Çalışması (North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial NASCET) ve Avrupa Karotid Cerrahisi Çalışması (European Carotid Surgery Trial, ECST) ileri dereceli (% 70-99) ve semptomatik karotid arter darlığı olan hastaların, medikal tedavi ile kıyaslandığında, endarterektomiden ve stent uygulanmasından önemli oranda yarar gördüğünü rapor etmektedir (40,41). Masaryk'e göre, endarterektomiden fayda görebilecek hastaların belirlenmesinde görüntüleme yöntemlerinden beklenen, darlığı doğru olarak derecelendirmesi, ileri darlığı oklüzyondan ayırdetmesi ve eşlik eden tandem lezyonları saptamasıdır. Bunlara ek olarak, kullanılan modalite hastaya en az düzeyde risk ve maliyet getirmelidir (42).

Endarterektominin aterosklerotik karotid arter darlığı olan hastaların tedavisinde ne kadar yararlı olduğunu belirlemek amacıyla yapılmış olan kontrollü ve çok merkezli randomize çalışmalardan en önemlisi NASCET' dir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre, geçici iskemik atak veya minör inme öyküsü ve ileri dereceli (% 70-99) karotid arter darlığı olan hastalara, medikal tedavi yerine karotid endarterektomisi uygulanması durumunda, herhangi bir bölge ve herhangi bir derecedeki ipsilateral inmeye ilişkin mutlak risk azaltımı, iki yıllık izlemde % 17 oranındadır. Bir başka deyişle, endarterektomi uygulandığı takdirde her 100 hastadan 17 sinde iki yıl içerisinde gelişebilecek ipsilateral inme önlenmektedir. Aynı çalışmada majör ya da ölümcül ipsilateral inmeye ilişkin mutlak risk azaltımının % 10.6 oranında olduğu rapor edilmektedir (43).

NASCET' e göre endarterektomi, % 50 - 69 oranındaki darlıklarda, herhangi bir bölge ve herhangi bir derecedeki ipsilateral inme riskini mutlak olarak % 6.5 oranında azaltmaktadır. % 50' nin altındaki darlık derecelerinde ise önemli bir yarar sağlamamaktadır (44).

Kontrollü ve çok merkezli randomize çalışmalardan bir diğeri ECST' dir. Bu çalışmanın son raporuna göre, % 80 veya üzerinde semptomatik darlığı olan hastalarda endarterektomi üç yıl içerisindeki majör inme ya da ölüm riskini % 11.6 oranında azaltmaktadır. Bu çalışmada darlık derecelerinin belirlenmesinde distal İKA yerine, tahmini olarak belirlenen bulbus çapı dikkate alındığı için darlıklar, NASCET' deki darlıklarla karşılaştırıldığında daha abartılıdır. Bununla birlikte ECST' de darlık dereceleri, NASCET' de kullanılan yöntemle belirlendiğinde bu iki çalışmanın sonuçları birbiriyle uyumluluk göstermektedir (45).

Asemptomatik Karotid Ateroskleroza Çalışması (Asymptomatic Carotid Atherosclerosis Study) ise % 60' ın üzerinde darlığı olan asemptomatik erkek hastalarda endarterektominin, beş yıl içerisindeki ipsilateral inme riskini medikal tedaviye kıyasla % 5.8 azalttığını rapor etmektedir (46).

Sonuç olarak endarterektomiden en çok fayda sağlayan hastalar % 70 ve üzerinde darlığı olan semptomatik hastalardır. Bu nedenle ileri dereceli darlıkların doğru olarak belirlenmesi önemlidir.

Son yıllarda aterosklerotik karotid arter darlıklarının tedavisinde anjioplasti ve stentleme bir çok merkezde yapılmaktadır. Anjioplastinin mekanizması ilk defa Dotter tarafından öne sürülmüş olup karotid arter stenozunda perkütan transluminal anjioplasti uygulaması ilk kez 1980 yılında Kerber ve arkadaşları (47) tarafından rapor edilmiştir. 1987 yılında Theron ve arkadaşlarınca (48) yayınlanan, aterosklerotik ve cerrahi sonrası stenozlu hastalarda internal karotid arter anjioplastisi çalışmasında teknik başarı %94, morbitide oranı %4.1 idi. Kachel ve arkadaşları (49) 1995 yılında yaptıkları çalışmada toplam teknik başarı oranını %92.6, morbidite oranını %2.1 ve minör iskemik komplikasyon oranını %6.3 buldular. Peralta ve arkadaşları (50) 1996' da %70 veya daha fazla stenozu olan balon anjioplasti yapılan hastalarda teknik başarı oranını %92 buldular. Rezidüel stenoz oranı %50' den azdı. 30 günlük mortalite oranı %0, majör morbidite oranı %4.9' du. ECST ve NASCET ile kıyaslandığında nörolojik komplikasyon oranları oldukça iyi görünmektedir. Ortalama 18.7 ay takip edilen bu hastalarda restenoz oranı %6.7 olarak bildirilmiştir. Zamanla gelişen teknoloji ile birlikte üretilen değişik özellikte stentler ve serebral koruma cihazlarının geliştirilmesi ile giderek daha da başarılı sonuçlar elde edilmiştir. Günümüzde birçok merkezde uygulanan karotid anjioplasti işlemi erken dönem sonuçları oldukça iyidir. Ortalama teknik başarı(teknik başarı < %30 rezidüel stenoz) %98.8 civarındadır. Minör inme oranı ilk 30 gün içerisinde %2.89, majör inme oranı %1 ve mortalite oranı %1' in altında bildirilmektedir. Altı ay içerisinde restenoz oranı ise %2.85 olarak tesbit edilmiştir (51-53).

İlk zamanlarda uygulanan basit balon anjioplastinin sonuçları cerrahi tedavi ile karşılaştırıldığında iyi görünmesine rağmen basit balon anjioplastinin bazı komplikasyonları vardır. Bunlar duvar gerilmesi, anjiografik olarak intimal diseksiyon, plağın yerinden oynayarak emboli oluşturması olarak sıralanabilir. Aterosklerotik lezyonların anjioplastisinde görülen emboli; aterom, kolesterol kristalleri, trombüs, platelet agregatlarından oluşmaktadır(54,55). Daha sonra uygulamaya başlanan stent ile tedavinin; basit anjioplastiye göre plak yer değiştirmesi, intimal diseksiyon ile elastik rekoili engellemesi ve geç restenoz oranını azaltması gibi bir çok avantaja sahip olduğu görülmüştür.

SAPPHIRE (Stenting and Angioplasty with Protection in Patients at High Risk for Endarterectomy) multisentrik bir çalışma olup endarterektomi için yüksek riskli olan ve endarterektomi restenozlarında bulunduğu 409 hastayı kapsamaktadır. Bu hasta grubunda asemptomatik hastalarda en az %80, semptomatik hastalarda ise en az % 50 stenoz

bulunmaktadır. Al Mübarek ve arkadaşları (65) çalışma grubuna karotid stenozu ile beraber koroner hastalığı bulunan ve % 65' in üzerinde semptomatik karotid lezyonu olan hastaları dahil etmişlerdir.

Malek ve arkadaşları (57) yüksek riskli semptomatik hastalarda servikal karotid arter stenozu için anjioplasti ve/veya stentleme ile ilgili çalışmalar yapmışlardır. Bunlar NASCET kriterlerine göre cerrahi olarak dışlanan hastaları çalışmaya dahil etmişlerdir. Bir hastada majör inme (%3.6), 3 hastada geçici iskemik atak (%10.7) oluşmuştur. İşleme bağlı ölüm görülmemiştir.

Kateter anjiyografi karotid arter darlıklarının değerlendirilmesinde altın standart olarak kabul edilmektedir. Bunun nedeni uzun zamandan beri kullanılagelen bir tanı yöntemi olması ya da anatomik doğruluğu değildir. Kateter anjiyografi cerrahi girişimden sağlanan klinik fayda ile spesifik olarak korelasyon gösteren tek tanı yöntemidir. Diğer bir avantajı, hem ekstrakranial hem de intrakranial karotid arteriyel sisteminin tek seansta incelenmesine olanak sağlaması, cerrahi stratejiyi etkileyebilecek karotid sifon darlığı veya kollateral dolaşım hakkında bilgi vermesidir. Ayrıca kateter anjiyografi plak düzensizliklerini, cerrahi risk ve hastanın prognozu açısından önemli olabilecek mural trombus ya da ülserasyonları saptayarak, damar duvarının yüzey anatomisi hakkında da bilgi edinilmesini sağlayabilir (58).

Kateter anjiyografi önemli avantajlara sahip bir modalite olmasının yanında, invaziv bir girişimdir. Waugh ve arkadaşlarının (59) DSA ile 2475 hasta üzerinde yapmış oldukları prospektif çalışmada, lokal komplikasyon oranı % 7.3, sistemik komplikasyon oranı % 1.8 olarak rapor edilmiştir. Aynı çalışmada karotid ve serebral anjiyografisi yapılan 939 hastada geçici nörolojik defisit oranı % 0.6, kalıcı nörolojik defisit oranı ise % 0.3' tür. DSA ile 1095 hasta üzerinde yapılan bir başka prospektif çalışmada, geçici nörolojik defisit oranı % 0.45, kalıcı nörolojik defisit oranı % 0.09 olarak bildirilmiştir. Aynı çalışmada geçici iskemik atak ve inme öyküsü nedeni ile anjiyografisi yapılan hastalarda ise kalıcı nörolojik defisit oranı % 0.3' tür (60).

Kateter anjiyografi tecrübeli radyolog gerektirmektedir. Melvor ve arkadaşlarının (61) yapmış oldukları çalışmaya göre, anjiyografinin konusunda uzman bir radyolog tarafından yapılmış olması, kateter tekniğine bağlı olarak, nörolojik morbidite riskini önemli oranda azaltmaktadır.

DSA sırasında ya da sonrasında oluşan nörolojik komplikasyonların bir bölümünü hastalığın normal seyri esnasında görülen geçici iskemik atak ya da inmelerin oluşturması muhtemeldir. Serebral anjiyografi ile incelenen hastalar genellikle, ya yeni ortaya çıkan semptomlar nedeniyle, ya da varolan semptomların sıklığının veya derecesinin



artması üzerine doktora başvuran hastalardır. Bu nedenle son derece güvenli bir anjiyografi tetkikinde bile nörolojik komplikasyon oranı sıfır olmayacaktır (62).

Nörolojik komplikasyon oranı çok çok düşük bile olsa, sonuçta DSA invaziv bir modalitedir ve basit bir laboratuvar testi değildir. Ayrıca maliyeti de oldukça yüksektir. Bu nedenle karotid arterlerinin incelenmesinde daha ucuz, invaziv olmayan ya da minimum düzeyde invaziv olan görüntüleme tekniklerine ihtiyaç duyulmuştur.

Doppler US diğer modalitelere göre daha ucuz, kolay tolere edilebilen ve gerektiğinde durumu ciddi olan hastaları yataklarında incelemek amacıyla cihazı taşınabilen bir tanı yöntemidir. Patel ve arkadaşlarının (63) NASCET kriterlerini göz önüne alarak yapmış oldukları bir çalışmada, ileri dereceli darlıkların tanısında dupleks US' nin duyarlılığı % 94, özgünlüğü % 83, doğruluğu ise % 86 olarak bildirilmiştir. Daha eski yayınlarda duyarlılık % 91-94, özgünlük ise % 85-99 olarak rapor edilmiştir (64).

Doppler US' nin önemli bir dezavantajı, total oklüzyonu subtotal oklüzyondan ayırtmede her zaman yeterli olmayışdır. Darlık oklüzyona doğru yaklaştıkça, akım hızı pek çok doppler sistemiyle saptamanın mümkün olmadığı 2 cm/sn'nin altına düşer. Doppler US ile total oklüzyon tanısı konan arterlerin % 5 ile % 15'inde anjiyografi ile ileri dereceli darlık saptandığı bildirilmiştir (18). Böyle darlıklar renkli Dopplerin yavaş akıma duyarlı ayarları ile tam oklüzyondan ayrılabilir. Power Dopplerde görüntüyü oluşturan Doppler kayması değil Doppler sinyalinin gücüdür ve subtotal oklüzyonu oklüzyondan ayrılabilir. Ayrıca eko arttırıcı kontrast maddeler oklüzyon tanısının doğrulanmasına ya da operasyon şansı yaratan ince rezidüel lümenin saptanmasına yardımcı olabilir (65).

MRA ileri dereceli karotid darlığının saptanmasında duyarlılığı yüksek olan bir tanı yöntemidir. Bununla birlikte, yavaş ya da kompleks akımı durağan dokulardan ayırtmede yetersiz kaldığından, darlık derecelerini olduğundan fazla gösterme eğilimindedir. Çok hafif darlığı olan, hatta normal olan arterleri bile MRA ile belirgin derecede daralmış gibi görmek mümkündür. Bunun nedeni karotid bulbusundaki laminar olmayan kan akımıdır. Kompleks akıma yol açan düzensiz darlıklarda bu abartılı görünüm daha da belirgindir. Ayrıca darlığın proksimalindeki ya da distalindeki kompleks akım dar segmentin uzunluğunun gerçek uzunluğundan fazla görünmesine neden olur. Dolayısıyla MRA' nın karotid arter darlıklarını saptamadaki duyarlılığı, özgünlüğünden daha yüksektir (54). İki boyutlu TOF MRA, darlık derecelerini üç boyutlu MRA' ya göre daha fazla abartma eğilimindedir. İki ve üç boyutlu TOF

teknikinin birlikte kullanımı, darlık derecelerinin belirlenmesinde MRA'nın özgünlüğünü arttırabilir (66,67).

Rezolüsyonunun daha yüksek olması nedeniyle üç boyutlu TOF MRA ülserasyonun saptanmasında iki boyutlu TOF MRA' ya göre daha başarılıdır. Bununla birlikte MRA' nın ülserasyonun saptanması konusundaki duyarlılığı % 22- 71 arasında değişmektedir (67).

Patel ve arkadaşlarının (63) NASCET kriterleri ışığında yapmış oldukları çalışmada, ileri dereceli darlıkların tanısında, iki boyutlu TOF MRA' nın duyarlılığını % 83, özgünlüğünü % 75, doğruluğunu % 77, aksiyel üç boyutlu TOF MRA' nın ise duyarlılığını % 92, özgünlüğünü % 83, doğruluğunu % 85 olarak rapor etmişlerdir(63). TOF yöntemini kullanan daha önceki çalışmalar, % 50-99 oranındaki darlıkların tanısında MRA' nın duyarlılığını % 73-100, özgünlüğünü ise % 59-99 olarak bildirmişlerdir.

Literatürde karotid arter oklüzyonu tanısında MRA için % 100 doğruluk bildiren yayınların yanında, ileri derece darlığa oklüzyon ve oklüzyona, ileri derece darlık tanısının konulduğu çalışmalar da vardır. Yavaş akıma daha duyarlı olduğu için iki boyutlu TOF MRA' nın, üç boyutlu TOF MRA ile birlikte kullanımı ya da kaynak kesitlerin incelenmesi bu tip hataları önleyebilir (68).

Son yıllarda, iv kontrast madde kullanılarak ve TE süresi çok kısa tutularak gerçekleştirilen üç boyutlu MRA, konvansiyonel MRA' daki, temporal rezolüsyonun yeterli olmaması, yavaş ya da kompleks akımdan kaynaklanan, darlık derecesinin ve dar segmentin uzunluğunun olduğundan fazla görünmesi gibi sınırlamaları ortadan kaldıran bir yöntem olarak uygulanmaya başlanmıştır. Gadolinium kanın T1 zamanını kısaltarak TOF tekniğindeki akıma bağlı kontrastlanmayı daha da arttırır. Sinyal oluşumu nisbeten akımdan bağımsız bir hale geldiğinden, kan protonlarının durağan dokulara benzer şekilde satüre olma problemi neredeyse tamamen ortadan kalkar. Böylece TR, konvansiyonel TOF' a göre çok daha kısa tutulabilir. Bunun sonucunda, zemin baskılaması daha etkili olur ve veri kazanımı çok daha kısa sürede yapılır. Kan akım hızının çok yavaşladığı totale yakın oklüzyonlarda, konvansiyonel TOF ile, satürasyon etkisine bağlı olarak yanlışlıkla tam oklüzyon tanısı konabilir. Ancak kontrast kullanıldığı takdirde bu durum ortadan kalkar ve rezidüel lümen çok büyük bir doğrulukla gösterilebilir. Ayrıca, bulbusta kompleks akımdan kaynaklanan sinyal kaybı, kontrastlı MRA' da görülmez ve türbülant akıma bağlı olarak abartılı olabilen darlık dereceleri daha doğru olarak saptanabilir (34,69). Bir çalışmada bu tekniğin DSA' ya göre daha fazla sayıda ülserasyon saptadığı rapor edilmektedir (61). Bu teknik ayrıca

proksimal AKA lezyonlarının ve tandem lezyonların saptanmasını kolaylaştırır. Kontrastlı MRA' nın bir avantajı da, iyot içeren kontrast madde yerine, morbidite riski daha düşük ve renal toksisiteye yol açmayan kontrast maddelerin kullanılmasıdır (34).

MRA operatöre daha az bağımlı bir modalite olmasının yanında, pahalı ve hayli zaman gerektiren bir yöntemdir. Hayati tehlikesi bulunan, kıpırdamadan sırtüstü yatamayan ve kapalı yer korkusu olan, kalp pili ya da ferromanyetik implant taşıyan hastalar bu modalite ile incelenemezler.

BTA' da aksiyel kesitlerle, uygun pencere genişliği ve düzeyi sağlandığı takdirde, mural kalsifikasyon ve kontrast madde ayrımı kolaylıkla yapılabilmekte, MİP ve SSD imajlarında lümeni çevreleyerek değerlendirmeyi imkansız kılan kalsifikasyonların varlığında bile rezidüel lümen rahatlıkla seçilebilmektedir. Aksiyel kesitlerde darlık derecesi çekim yüzeyi damara kabaca dik olduğu durumlarda doğru bir şekilde saptanabilmektedir. Ancak damar kıvrımlı ise görüntüleme düzlemi arter lümenine dik değil ise darlığı yanlış olarak ölçülebilir. Bizim çalışmamızda görüntüleme düzlemi bir çok vakada uygun olup aksiyel görüntülerin doğru olarak değerlendirilmesini sağlamıştır.

VRT tekniği ile 3D vasküler ilişkiler DSA doğruluğunda elde edilmekte ve stenozlar doğru olarak saptanabilmektedir. VRT' nin SSD ve MİP tekniklerine olan avantajı özellikle damar duvarının kalsifikasyonlarından etkilenmemesidir. Ana temel vokselin içerdiği doku tipine bağlı görünümde tüm voksellerin bir histogram şeklinde sınıflandırılmış olmasına bağlıdır. Trapezoid fonksiyonları kullanılarak görüntüdeki bir materyal seçilebilir. Bu nedenle iki trapezoide pozisyon verilerek vasküler yapılar ve kalsifikasyonlar izole edilebilir. Damarı çevreleyen veya rezidüel lümenin yanında yoğun kalsifikasyon olması durumunda VRT yöntemi başarılı olarak kullanılabilir. Çift sınıflama sistemi kullanılan SSD tekniğinin aksine VRT' de tüm data gri bölgeden gönderilmekte ve bu da darlığın daha doğru olarak değerlendirilmesini sağlamaktadır.

Vasküler yapıların üç boyutlu anjiyografik görüntülerini elde etmek için günümüze kadar en sık kullanılan iki yöntem SSD ve MİP teknikleridir. Yüzey oluşturucu olarak da bilinen SSD, tıbbi kullanıma sunulan ilk üç boyutlu görüntüleme tekniğidir. SSD, belirlenen bir eşik değerinden daha büyük Hounsfield ünitesine (HU) sahip tüm pikselleri birleştiren matematiksel bir yüzey modelinin hesaplanması ile oluşturulur. Bu teknikte, bir eşik değeri seçilerek, BT numaraları bu değer altında kalan yapıların görülmesi engellenirken, lümeni kontrast ile dolu vasküler yapılar ve kalsifikasyonlar görüntülenmektedir. Bu yapılırken özel bir algoritma kullanılarak, sadece yüzeyi oluşturan vokseller seçilir. Daha sonra hayali bir ışık kaynağı kullanılarak, gölgelendirilmiş ve derinlik bilgisi veren bir imaj oluşturulur. Ancak oluşan üç boyutlu imajda vasküler

kontrast ve mural kalsifikasyonun yoğunluğu aynıdır. Dolayısıyla kalsifikasyonun lümeninden ayırılması hemen hemen imkansızdır.

MİP basit bir volüm sağlayıcı tekniktir. Üç boyutlu rekonstrüksiyon yapılması istenen bölgeye, belirli bir yönde doğrusal ve birbirine paralel matematiksel ışınlar gönderilir. Bu ışınlardan her biri karşılaştığı vokseller arasından, en yüksek Hounsfield ünitesine sahip olanını seçer. Üç boyutlu görüntüde ortaya konan yoğunluk bu maksimum voksel değerine karşılık gelir. Diğer bir deyişle en yüksek attenüasyona sahip olan yapı görüntülenir. Bu yüzden rekonstrüksiyondan önce 'editing' adı verilen işlemlerle kemik, tiroid glandı, kıkırdak kalsifikasyonu ve juguler ven gibi yüksek yoğunluklu yapılar aksiyel verilerden çıkarılır.

Bilgisayarlı tomografi tarayıcısının donanım ve yazılımı ile ilgili süregelen gelişmeler, detektör konfigürasyonunda, çekim ve rekonstrüksiyon hızında, imaj kalitesinde önemli ilerlemelere yol açmıştır. Son yıllarda medikal kullanıma giren çok kesitli BT, tek kesitli BT' ye göre 128 kat hızlıdır. Bu hızını, birbirine bitişik 64 detektör dizisi ve gantri rotasyon süresinin 0,4 sn olmasına borçludur. Tek kesitli BT' de detektör sayısı 500 ile 900 arasında değişirken, çok kesitli BT' de binlerce detektör mevcuttur (70).

Marcus ve arkadaşlarının (71) yapmış olduğu çalışmada VRT-BTA ve DSA görüntülemesinin karotid darlığı ölçümünde %85' e varan çok iyi bir uyumluluk saptanmıştır. Karotid arter bifürkasyonunun değerlendirilmesinde VRT-BTA ile en az SSD BTA kadar doğru sonuç almışlardır. Ciddi darlıkların bir çoğu ve tam tıkanıklıkların tümü VRT ile doğru olarak saptanmıştır. Ancak bir olguda DSA ile ciddi olarak saptanan darlık VRT-BTA'da düşük darlık olarak saptanmıştır. Ancak bu darlık aksiyel görüntüleme ile beraber aksiyel görüntülenmenin de dikkatli olarak değerlendirilmesini önerilmiştir.

Johnson ve arkadaşları (72) pencere genişliğini daraltarak görüntü netliğini arttırmaya çalışmışlardır. İKA darlığının yüzdesinin değerlendirilmesi DSA ile yaklaşık doğrulukta olmuştur. Ancak tama yakın darlığı olan 3 vakada stenoz bölgesindeki rezidüel lümen saptanamamıştır. Gri alanın azalmasına neden olan trapezoid eğimindeki artışa bağlanmıştır.

Leclerc ve arkadaşları (73) VRT imajlarında kalsifikasyonlar için düşük opasifite değerleri, arter lümeninin görüntülenmesinde yüksek opasifite değerleri kullanmışlardır. Böylece kalsifikasyonlarda darlığı doğru olarak görüntülenmesini sağlamışlardır.

Spiral BT' de en iyi uzaysal rezolüsyon masa hızı / kolimasyon oranı (pitch) minimuma indirgenerek sağlanabilir. Ancak bu durum daha dar bir alanın incelenmesi gereğini doğurur. Bu nedenle maksimum rezolüsyon elde etmek için mümkün olan en

dar alan seçilmeli ve rekonstrüksiyon intervali mümkün olan en düşük düzeyde tutulmalıdır (74).

Öte yandan Dix ve arkadaşları (75) masa hızı / kolimasyon oranının 1 yerine 1.5 olmasının yöntemin doğruluğunu önemli ölçüde azaltmadığını, bu nedenle daha geniş bir alanın incelenebilmesi için daha kalın kesitler ve daha büyük pitch kullanılabileceğini bildirmişlerdir. Ancak 1-2 mm' lik çok kısa darlıklarda, parsiyel volüm etkisini azaltmak amacıyla kolimasyon ve pitch' in mümkün olan en düşük düzeyde tutulması gerektiğini de belirtmişlerdir. Wise ve arkadaşları da (76) daha ince kesit kullanılmasının ve incelenen darlığın daha uzun olmasının BTA' nın doğruluğunu arttırdığını rapor etmişlerdir. Ayrıca pitch' in 1 yerine 1.5 ya da 2 olmasının, ince kesit kullanılması koşulu ile, hesaplanan darlık derecelerinde önemli bir farklılık yaratmadığını bildirmişlerdir. Leclerc ve arkadaşlarının (73) 2 mm kolimasyon ve 1 pitch değerini kullanmışlardır. Bizim çalışmamızda pitch değeri 2 olarak kullanılmıştır.

Castillo ve arkadaşlarının (77) yapmış olduğu çalışmada, konvansiyonel anjiyografi ve BTA sonuçlarının önemli ölçüde uyumsuz olması, görüntüleme kalın kesitler (kolimasyon: 5 mm, masa hızı: 5 mm/sn) ve az miktarda kontrast madde (kontrastın verilme hızı: 2 ml/sn, toplam 60 ml) kullanılmasına bağlanmıştır. Nitekim aynı çalışmada çekim protokolünün değiştirilmesi bu uyumsuzluğu büyük ölçüde ortadan kaldırmıştır.

Wise ve arkadaşlarının (76) yapmış olduğu çalışmaya göre, BTA ile optimum değerlendirmenin yapılabilmesi için karotid arterinin z -aksına paralel olması gerekmektedir. Bir başka deyişle, İKA trasesi aksiyel kesite dik olmalıdır. İKA aksiyel kesite paralel ya da oblik pozisyonda olduğunda ileri dereceli darlıklara kaynak kesitlerde yanlışlıkla oklüzyon tanısı konabilir. Bu nedenle aksiyel BTA kesitleri üç boyutlu rekonstrüksiyonlarla birlikte değerlendirilmelidir. Aynı fantom çalışmada 1, 3 ve 5 mm' lik darlıklar incelenmiş, nisbeten uzun darlıklarda ve daha ince kesitlerle darlık derecelendirilmesinde her üç oryantasyonda da doğru sonuçlar elde edildiği rapor edilmiştir. Çalışmamızda iki İKA' da darlık düzeyinde oblik seyir izlenmiştir. Nisbeten uzun olan bu darlıklar hem DSA' da hem de aksiyel kesitlerde aynı kategoridedir.

Bizim çalışmamızda BTA ile en güvenilir sonuçlar aksiyel kesitlerden elde edilmiştir ve DSA ile % 94 oranında uyum saptanmıştır. DSA' da saptanan ileri dereceli darlıkların tamamı aksiyel BTA kesitleri ile ileri darlık kategorisindedir. Araştırmalar DSA' da iki projeksiyonun maksimum darlık derecesini saptamak için her zaman yeterli olmadığını göstermektedir (38,78). BTA' da aksiyel kesitlerle, darlığın hangi açıdan bakıldığında en belirgin olduğu çok net bir şekilde ortaya konabilmektedir.

Bununla birlikte gelecekte rotasyonel anjiyografinin kullanılması DSA' nın bu dezavantajını ortadan kaldıracaktır (78).

Yapmış olduğumuz çalışmada aksiyel BTA kesitlerinin ve VRT tekniğinin ileri dereceli darlıkları yüksek duyarlılık ve özgünlük oranları ile saptadığı görüldü. BTA ile yapılmış diğer çalışmaların çoğunluğunda da benzer sonuçlar bildirilmiştir (79-82)

Çalışmamızda DSA ile VRT-BTA sonuçları arasında % 91 oranında uyum saptanmıştır. DSA' da saptanan ileri dereceli darlıkların tamamı VRT imajları ile de ileri darlık kategorisinde idi. DSA' da IV. kategoride olan bir darlığın, VRT' de III. kategoride olması bu darlığın çok kısa olmasındandır. DSA ile III. kategoride olduğu saptanan iki İKA darlığının ise, VRT imajında IV. kategoride olarak belirlenmiştir. Bu yanlış pozitif saptama, vasküler kontrast dansitesinin düşük olmasına bağlanmıştır. Vasküler kontrast dansitesi ise, kontrast maddenin miktarı, konsantrasyonu, verilme zamanı, verilme hızı ve daha da önemlisi kalp debisinden etkilenir (83). Bu nedenle geciktirme süresinin çekim öncesinde test dozu ile belirlenmesi bu tip yanlış saptamaları önleyebilir ve bu sayede her olguda optimum vasküler kontrast dansitesi elde edilebilir. Bunun için “Synchronous Vascular Injection Planning” ve “SmartPrep” gibi yeni kontrast yakalama teknikleri geliştirilmiştir (84). Çalışmamızda geciktirme süresi bu konuda yapılmış çalışmaların çoğunda olduğu gibi sabit tutulmuştur.

MIP tekniği ile kateter anjiyografi imajlarına benzer iki boyutlu imajlar elde edilmektedir. Derinlik ile ilgili bilgi içermediğinden tek bir MİP görüntüsü ile ön ve arka plan ayırımının yapılması mümkün değildir. Bu nedenle, görüntünün üç boyutlu olarak algılanabilmesi için birbirinden çok az farklı projeksiyon açıları ile oluşturulmuş multipl MİP imajının, ardarda izlenmesi gerekmektedir (sine gösterim) (83).

MİP imajıyla mural kalsifikasyonlar, luminal kontrast maddeden kolaylıkla ayırt edilebilir. Bununla birlikte uygun açı sağlanmadığı takdirde kalsifikasyonlar lümenin olduğundan daha dar görünmesine yol açar. Çok sayıda projeksiyon açısı ile elde edilen imajlarla bu durum önlenabilir (85).

SSD tekniği kullanılarak yapılmış olan çalışmaların sonuçları birbirinden oldukça farklılık göstermektedir (86-89). Bu durum görüntüleme farklı metodların kullanılmış olmasına bağlanabilir.

Karotid bifurkasyonunun spiral BT ile görüntülenmesi ile ilgili eski çalışmalar SSD ve MİP kullanılması ile iyi sonuçlar vermiştir. MİP vasküler kalsifikasyonlarının lokalize edilmesinde başarılı bir yöntemdir. Ancak kalsifiye plaklar damar lümenini belirsiz hale getirerek darlığın ölçümünü imkansız hale getirmektedir. Çalışmaların çoğunda çevresel kalsifiye mural plaklar BTA değerlendirilmesini sınırlandırmaktadır. Şu anki bilgilerimize göre mural kalsifikasyon sorununu çözen doğru bir yöntem henüz bulunmamaktadır. Mural

kalsifikasyonları devre dışı bırakmak için denenen tüm teknikler kalsifikasyonu abartmakta veya olduğundan düşük değerlendirilmesine neden olmaktadır (88-90). Ayrıca kalsifikasyonun segmentasyonu ve eliminasyonu operatörün 18-30 dakikasını almaktadır (88,91).

Çalışmamızda, VRT işleminin bilgisayarda yapılması SSD yöntemine göre biraz daha yavaş olmakta idi. Bununla beraber kalsifiye bifürkasyonlarda her karotid arter için SSD görüntülerinin alınması öncesi kalsifikasyonların segmentasyonu 15 dakika ekstra zaman alırken VRT-BTA için ekstra bir işlem gerekmemektedir. Deneyimimize göre ciddi kalsifiye karotid bifürkasyonlarda bile VRT, karotid stenozun derecesini güvenilir derecede doğru bir şekilde değerlendirmemize olanak tanımaktadır. Bu nedenle karotid arter stenozunun derecelendirilmesinde VRT' nin değerli bir araç olduğu kanısındayız. Çünkü VRT kalsifiye damarlarda lümenin mükemmel bir şekilde görüntülenmesini sağlamak ve çevresel ateromatöz plakların da doğru bir şekilde değerlendirilmesini sağlamaktadır. Bundan dolayı mural kalsifikasyon saptanan olgularda, VRT tekniğine segmentasyon ve eliminasyon işlemleri için ekstra zaman alan SSD yönteminden daha fazla öncelik verilmesi gerektiğini öneriyoruz.

SSD tekniğinde darlık derecesi vasküler kontrast dansitesi ve rekonstrüksiyonda kullanılan eşik değerden etkilenir. Eşik değerinin yüksek tutulması darlığın olduğundan fazla, düşük tutulması ise olduğundan az görünmesine neden olur (92). Dillon ve arkadaşlarının (93) yapmış oldukları çalışmada her hasta için farklı bir eşik değeri belirlenmiş olmasına rağmen SSD tekniği darlık derecelerini olduğundan az gösterme eğilimindedir. Bu konuda benzer sonuçlar bildiren başka yayınlar da mevcuttur (82,94).

SSD tekniği ile oluşturulan üç boyutlu imaj istenilen her yönde döndürülebilmekte, bu sayede bükümlü damarlar bazen kateter anjiyografiye göre daha iyi ortaya konabilmektedir. Bu tekniğin bir dezavantajı mural kalsifikasyon ile luminal kontrast madde ayırımına olanak vermemesi, bu nedenle darlık derecesini olduğundan daha az göstermesidir. Bilgisayarlı tomografi cihazında mural kalsifikasyonların ortadan kaldırılmasını sağlayan yazılımlar olmakla birlikte, bu işlem rekonstrüksiyon süresini önemli ölçüde uzatmaktadır. Ayrıca bazı segmentasyon programları luminal kontrast mural kalsifikasyon ile temas halinde olduğunda, kalsifikasyona komşu piksellerin de uzaklaştırılması ile darlık derecesini olduğundan fazla göstermektedir (87).

SSD ve MİP volüm verilerinin sadece % 10' unu kullanırken, son zamanlarda kullanılan daha geliştirilmiş volüm sağlayıcı teknikler bu verilerin tamamını kullanmaktadır. Böylelikle bu iki tekniğin avantajları birleştirilerek, yarısaydam özellikte ve yüzey netliği çok daha iyi imajlar, yüksek kalitede sanal endoskopi görüntüleri ile ortaya çıkmaktadır (95).

Karotid arter oklüzyonunda sadece medikal tedavi yöntemleri kullanılırken, subtotal oklüzyonda karotid endarterektomi ya da stent uygulanmaktadır. Bu nedenle total oklüzyonun subtotal oklüzyondan ayrımı son derece önemlidir. Çalışmamızda DSA' da tam tıkalı olarak değerlendirilen 11 olguda, BTA' nın her iki rekonstrüksiyonu ile de total oklüzyon doğru olarak saptandı. Literatürdeki diğer BTA çalışmalarının çoğunda ileri darlık ve oklüzyon ayrımının % 100 doğrulukla yapılabildiği bildirilmektedir (65, 79, 82, 85, 87). **Tablo 8'** de İKA' da saptanan %70-99 arasındaki darlıklarda ve oklüzyonlarda, BTA ve DSA sonuçlarının karşılaştırılması yapılan literatür çalışmaları verilmiştir. Cumming ve arkadaşları (96), kateter anjiyografi ile lümenin açık olduğundan emin olamadıkları bir olguda, BTA ile oklüzyonu kesin olarak ekarte edebildiklerini rapor etmişlerdir. Bu olguda spiral BTA' nın konvansiyonel anjiyografiye üstünlüğünü, BTA' nın kontrast dansitesindeki değişikliklere daha duyarlı olması ve inceleme süresinin çok yavaş kan akımına sahip ileri dereceli darlıklarda lümenin dolmasına yetecek kadar uzun olmasına bağlamışlardır.

Plak ülserasyonunun ve düzensizliklerinin inme riskini arttırdığı bildirilmektedir (97,98). Hatsukami ve arkadaşları da (99) inme riski açısından plak yüzey morfolojisinin önemine dikkat çekmiştir. Ayrıca bazı araştırmacılara göre ülserasyon içeren plaklar perkütan transluminal anjioplasti (PTA) ve stent için kontrendikasyon oluşturmaktadır (100). DSA plak ülserasyonlarını saptamada oldukça yetersizdir. NASCET kapsamında endarterektomi uygulanan ilk 500 hastanın DSA görüntüleri ve patolojik spesimenleri incelenmiş, DSA' nın bu konudaki duyarlılığı % 45.9, özgünlüğü ise % 74.1 olarak bildirilmiştir (101).

Yine bazı araştırmacılara göre kalsifikasyon içeren plaklar da PTA ve stent için kontrendikasyon oluşturmaktadır (100). BT kalsifikasyonun gösterilmesinde diğer modalitelerden üstün olup çok ince kalsifikasyonlar bile görülebilmektedir.



**TABLO 8- Literatürdeki çalışmalarda İKA' da saptanan %70-99 darlık ve oklüzyonlarda BTA ve DSA sonuçlarının karşılaştırılması.**

Çalışma	No.	3D	% 70- 99 darlık			Oklüzyon		
			Prev	Sens (%)	Spec (%)	Prev	Sens (%)	Spec (%)
Schwartz	20	SSD	20/40	100	100	3/40	100	100
Dillon	27	SSD	17/50	82	94	8/50	88	100
Castillo	10	MIP	5/20	60	80	3/20	100	65
Marks	14	MIP	5/28	100	96	2/28	100	100
Cumming	35	MPR	17/70	100	98	7/70	100	100
Nomura	18	MPR	10/36	90	69	3/36	100	100
Leclerc	20	MIP	8/29	100	100	4/29	100	100
Leclerc	20	SSD	12/29	92	100	4/29	100	100
Post	12	NS	10/12	80	0	—	—	—
Tarjan	15	MIP	6/29	50	87	2/29	50	100
Tarjan	15	SSD	6/29	33	100	2/29	50	100
Link	46	MIP	27/89	100	97	19/89	100	100
Mildenberger	100	MIP	29/170	72	96	22/200	95	100
Mildenberger	100	MPR	22/165	54	100	20/165	100	100
Simeone	40	MIP	12/80	92	99	5/80	100	100
Cinat	53	MIP	24/94	100	61	11/94	91	100
Bozzao	53	MIP	27/106	96	100	11/106	100	100
Marcus	23	SSD	13/46	92	97	4/46	100	100
Marcus	23	VR	13/46	92	97	4/46	100	100
Seemann	15	SSD	4/15	100	100	5/15	100	100
Verhoek	19	MIP	11/30	100	95	3/30	67	100
Verhoek	19	VR	12/36	86	95	4/38	75	94
Sameshima	64	MIP	27/128	93	100	12/128	100	100
Leclerc	22	MIP	7/40	86	94	2/40	100	100
Leclerc	22	VR	7/44	100	95	2/44	100	100
Lucas	15	MIP	6/29	50	91	1/29	100	89
Randoux	23	MIP/MPR	14/44	86	94	4/46	100	100
Binaghi	25	MIP/MPR	18/47	89	100	4/47	100	100
Hirai	21	MPR	4/42	100	92	3/42	100	100
Alvarez	40	MIP/SSD/VR	35/80	74	98	3/80	100	100

Damar lümeninin görüntülenmesi kateter anjiyografide olduğu gibi, kontrast madde sayesinde gerçekleştiğinden, MRA' da türbülant ya da yavaş akımdan kaynaklanan ve darlıkları abartan artefaktlar, BTA' da görülmez. Bu nedenle cerrahinin planlanmasında önem teşkil eden dar segment uzunluğu çok büyük bir doğrulukla belirlenebilir (72). Ancak MIP ve SSD imajları bazı projeksiyonlarda darlığı olduğundan kısa gösterebilir.

Bu yüzden darlığın uzunluğu aksiyel kesitlerle ya da çok sayıda projeksiyonla elde edilmiş MIP ve SSD imajları ile değerlendirilmelidir.

MRA protokollerinin çoğunda inceleme 10-15 dakika gibi nisbeten uzun bir sürede gerçekleşir. BTA' da ise inceleme en fazla 60 saniye gibi kısa bir sürede tamamlandığından, hareketten kaynaklanan artefaktlar minimuma indirgenir. Ancak yine de hasta ile kooperasyon şarttır. Çünkü yutkunmaya bağlı gelişen hareket artefaktları değerlendirmeyi olumsuz yönde etkileyebilir. Ayrıca kalp pili ve klostrofobi nedeniyle MR cihazına giremeyen hastalar, BTA ile rahatlıkla incelenebilirler (102).

Mural kalsifikasyon Doppler US' de akustik gölgelenme nedeniyle ayrıntılı anatomik incelemeyi engellerken, MRA' da lokal manyetik alan farklılıkları nedeniyle darlığın olduğundan fazla görünmesine yol açabilir (71). BTA' da ise özellikle aksiyel kesitlerle mural kalsifikasyonu kontrast maddeden ayırdetmek, hem damar duvarını hem de lümenini ayrıntılı olarak incelemek mümkündür. Bununla birlikte yoğun ve lümeni çepeçevre saran mural kalsifikasyonların, ışın sertleşmesi artefaktına yol açarak luminal opasiteyi azaltabileceği unutulmamalıdır.

Doppler US' ye kıyasla BTA operatöre daha az bağımlı bir modalitedir ve uygun çekim protokolü ile sonuçların standardizasyonu sağlanabilir.

Spiral BTA sadece iv kontrast madde injeksiyonunu gerektiren minimum düzeyde invaziv bir girişimdir ve kateter anjiyografi ile kıyaslandığında hastayı daha az miktarda radyasyona maruz bırakmaktadır. Ek kontrast maddeye gerek kalmadan, kaynak görüntülerin istenen projeksiyonda rekonstrüksiyonu mümkün olabilmektedir. Öte yandan BTA' da iv kontrast madde kullanılması (en az 100 cc), incelemenin ciddi böbrek ya da kalp yetmezliği ve kontrast allerjisi olan hastalarda yapılabilmesine engel teşkil eder.

İnceleme alanı sınırlı olduğundan, kateter anjiyografinin tersine, tek kesitli spiral BT cihazıyla ortak karotid arter ile internal-eksternal karotid arterin tamamını tek seansta incelemek olanaksızdır. Bu nedenle sifon ve klampajda önem taşıyan proksimal karotid kommünis darlıkları saptanamaz. Son zamanlarda tıbbi kullanıma giren multi dedektör BT cihazları ile, arkus aorta ile kafa tabanı arasındaki alan, 1 mm kolimasyon kullanılarak 16 sn gibi kısa bir süre içerisinde, X ışını tüpünde aşırı bir yüklenme olmaksızın incelenebilmektedir (81). Öte yandan karotid bifurkasyon darlığına eşlik eden karotid sifon darlığının önemi tartışmalıdır. Bazı çalışmalar, ipsilateral sifon darlığının, perioperatif komplikasyon oranını arttırdığını bildirirken, bazıları da tersini iddia etmektedir (103). NASCET' de, tandem lezyonu olan hastalar çalışmaya dahil edilmemiştir. Bu hastalar, çalışma kapsamına alınabilmek için gereken temel kriterleri taşımayan 1591 hastanın % 2' sini oluşturmaktadır (104).

Doppler US, DSA ve MRA' nin tersine BTA, akımın yönü konusunda bilgi sağlamaz. Model analizi önemli ölçüde zaman alan bir işlemdir ve değerlendirme sadece

oluşturulan üç boyutlu imajların değil, kaynak imajların da dikkatlice incelenmesini gerektirir. Ayrıca uzaysal rezolüsyonu henüz kateter anjiyografinin sağladığı uzaysal rezolüsyona ulaşamamıştır ve çok kısa darlıklar üç boyutlu rekonstrüksiyonlarla her zaman doğru olarak değerlendirilemeyebilir (105).

## 7-SONUÇ VE YORUM

Multidedektör-spiral BT' nin hareket ve solunuma bağlı problemleri ortadan kaldıracak kadar hızlı bir şekilde bilgi toplaması, üç boyutlu görüntüleme için ideal yöntemlerden biri olmasını sağlamaktadır. Karotid BTA ile damar lümeni kateter anjiyografisine benzer biçimde kontrast madde ile doldurularak görüntülenmekte ve hem lümen hem de damar yüzeyinin morfolojisi kısa zaman içerisinde net bir biçimde ortaya konmaktadır. Öte yandan BTA nisbeten yeni bir tekniktir ve karotid arterin görüntülenmesindeki yeri daha geniş kapsamlı, prospektif çalışmalarla belirlenecektir. Ticari kullanımdaki BT cihazlarının donanım ve yazılımı ile ilgili gelişmeler BTA' nın kullanım alanını genişletecek, tanı yeteneğini arttıracaktır.

Çalışmamızda karotid arter darlıklarının derecelendirilmesinde, BTA ile en güvenilir sonuçların aksiyel kaynak kesitlerden elde edildiği, VRT-BTA tekniğide oklüzyon ve ileri dereceli darlıklarda daha başarılı olduğu görülmüştür. Bu konuda yapılmış olan çalışmalarla büyük ölçüde uyumlu sonuçlar elde edilmiştir.

Uzaysal rezolüsyonunun diğer modalitelerden üstün olması, tandem lezyonları saptaması, kollateral dolaşım ile ilgili bilgi sağlaması ve tecrübeli ellerde komplikasyon oranının son derece düşük olması nedeni ile birçok merkezde karotid endarterektomi ve PTA / stent adaylarının belirlenmesinde, kateter anjiyografiye güvenilmeye devam edilmektedir. Bununla birlikte, çalışmamız ve literatürdeki bilgiler, ekstrakranial karotid arter darlıklarının değerlendirilmesinde BTA' nın, MRA ve Doppler US ile birlikte kateter anjiyografinin yerini alma potansiyeline sahip bir modalite olduğunu göstermektedir.

## 8-KAYNAKLAR

1. Beuchamp NJ, Brayn RN. Acute cerebral ischemic infarction: A pathophysiologic review and radiologic perspective. AJR 1988; 71: 73-83.
2. Endarterectomy for asymptomatic carotid artery stenosis. Executive committee for asymptomatic carotid atherosclerosis study. JAMA 1995; 273 :1421-1428.
3. Moore WS. Fundamental considerations in cerebrovascular disease. In Rutherford RB (ed): Vascular Surgery, (ed) 5. Philadelphia, WB Saunders, 2000: 1713- 1730.
4. Masaryk TJ, Obuchowski NA. Noninvasive carotid imaging: Cavcat Emptor. Radiology 1993; 186:325-331.
5. Davis WL, Jacops J. Stroke. In: Osborn AG (ed). Diagnostic Neuroradiology (5<sup>th</sup> ed). Missouri, Mosby-Year Book, 1994; 330-398.
6. Kayalı H. İnsan Embriyolojisi (3. Baskı). İstanbul, Taş matbaası, 1984; 106-144.
7. Dere F. Anatomi ders kitabı. Adana, Okullar Pazarı Kitabevi, 1989: 356-362.
8. Dere F. Nöroanatomi ve fonksiyonel nöroloji ders kitabı. Adana, Okullar Pazarı Kitabevi, 1990: 309-323.
9. Arıncı K, Elhan A. Anatomi dolaşım sistemi (1.Baskı). Ankara, Türkiye Klinikleri Yayınevi, 1993; 34-61.
10. Ross R. The Patogenesis of Atherosclerosis: A Perspective for 1990's Nature 1993; 362:801-809.
11. Ross R, Glomset JA. The pathogenesis of atherosclerosis. N Engl J Med. 1976; 295: 314-488.
12. Kumral K, Kumral E. İnme risk faktörleri. Nöropsikiyatri Arşivi 1991; 28: 55-58.
13. Robbins SL, Kumar V. Temel Patoloji (Çeviri editörü: Çevikbaş U). İstanbul, Nobel Tıp Kitabevleri ve Yüce Yayım (5. Baskı), 1995: 277- 285.
14. Randomized trial of endarterectomy for recently symptomatic carotid stenosis: final results of the MRC European Carotid Surgery Trial (ECST). Lancet 1988; 351: 1379-1387.
15. North American Syptomatic Carotid Endarterectomy Trial Collaborators: beneficial effect of carotid endarterectomy in symptomatic patients with high-grade carotid stenosis. N Engl J Med 1991; 325: 445-453.
16. Executive Committee for: Endarterectomy for asymptomatic carotid artery stenosis. JAMA 1995 ; 273: 1421-1428.

17. Gerraty RP, Gates PC, Doyle JC. Carotid stenosis and perioperative stroke risk in asymptomatic patients undergoing vascular or coronary surgery. *Stroke* 1993; 24: 1115-1118.
18. Erden İ. Renkli doppler ultrasonografinin fizik prensipleri, sınırlamaları ve hata kaynakları. *Türkiye Klinikleri Tıp Bilimleri* 1991; 11: 326-351.
19. Wells PN. Doppler ultrasound in medical diagnosis: review article. *Br J Radiol* 1989; 62: 399-420.
20. Nelson TR, Pretorius DH. The doppler signal: where does it come from and what does it mean? *AJR* 1988; 151: 439-447.
21. Taylor KJW, Holland S. Doppler US. Part 1: Basic principles, instrumentation, and pitfalls. *Radiology* 1990; 174: 297-307.
22. Grant EG, Tessler FN, Parrella RR. Clinical doppler imaging. *AJR* 1989; 152: 707-717.
23. Bude RO, Rubin JM. Power doppler sonography. *Radiology* 1996; 200: 21- 23.
24. Merritt CRB, Bluth EL. The future of carotid sonography. *AJR* 1992; 158: 37-39.
25. Reilly LM, Lusby RJ, Huhes L et al. Characterization of symptomatic and asymptomatic carotid plaques using high-resolution real time ultrasonography. *Br J Surg* 1993; 80(10): 1274-1296.
26. Özcan H, Aytaç S. Karotis ve vertebral arter sistemi renkli doppler ultrasonografi. In: 17. Türk Radyoloji Kongresi (suppl), Renkli Doppler Ultrasonografi, 2000: 49-67.
27. Doğan M. Karotis arterlerin renki doppler incelemesi. *Türkiye Klinikleri Tıp Bilimleri* 1991; 11: 352-366.
28. Keller PJ. Magnetic resonance angiography of the neck, technical issues. *Neuroimaging Clinics of North America* 1996; 6(4): 853-861.
29. Konez O. Manyetik Rezonans Görüntüleme. Bölüm. 11, MR anjiyografisi, s. 115-125. Nobel Tıp Kitabevleri, İstanbul, 1995.
30. Edelman RR, Maille HP, Wallner B. Extracranial carotid arteries: Evaluation with black blood MR angiography. *Radiology* 1990; 177: 45-50.
31. Bowen BC, Quencer RM, Margosian P, et al. MR angiography of occlusive disease the arteries the head and neck: Current concepts. *AJR* 1994; 162: 9-18.
32. Blatter DD, Bahr AL, Parker DL, et al. Cervical carotid MRA with multiple overlapping thin slab acquisition: Comparison with conventional angiography. *Roentgenol* 1993; 161: 1269-1277.

33. De Marco JK, Nesbit GM, Wesbey GE, et al. Prospective evaluation of extracranial carotid stenosis: MR angiography with maximum intensity projections and multiplanar reformation compared with conventional angiography. *AJR* 1994; 163: 1205-1212.
34. Alley MT, Shifrin RY, Pele NJ, Herfkens RJ. Ultrafast contrast-enhanced three-dimensional MR angiography : State of the art, *Radiographics* 1998; 18: 273-285.
35. Kandarpa K, Gardiner GA. Diagnostic arteriography. In: Kandarpa K, Aruny JE (eds). *Handbook of Interventional Radiologic Procedures* (3<sup>rd</sup> ed). Philadelphia, Lippincot Williams & Wilkins, 2002: 3-25.
36. Sutton D, Gregson R. Arteriography and interventional angiography. In: Sutton D (ed). *Textbook of Radiology and Imaging* (6<sup>th</sup> ed). New York, Churchill Livingstone, 1998: 673-741.
37. Lee JK, Sagel SS, Stanley RJ, Heiken JP. Computed body tomography with MRI correlation. Chapter 1, conventional and spiral computed tomography, Lippincott-Raven publ, Philadelphia, 1998: 1-20.
38. Pan X, Saloner D, Reily LM, et al. Assessment of carotid artery stenosis ultrasonography, conventional angiography and magnetic resonance angiography. Correlation with ex vivo measurement of plaque stenosis. *J Vasc Surg* 1995; 21: 82-88.
39. Galanski M, Prokop M, van der Mole: *Spiral and Multislice CT of the Body. Part 3: Image processing and display.* Thieme, 2003, p: 46-82.
40. European Carotid Surgery Trialists Collaborative Group. MRC European carotid surgery trial: iriterim results for symptomatic patients with severe (%70-99) or with mild (%0-29) carotid stenosis. *Lancet* 1991; 337: 1235-1243.
41. Moore WS. Fundamental considerations in cerebrovascular disease. p. 1713-1730. In Rutherford RB (ed): *Vascular Surgery*, ed 5. Philadelphia, WB Saunders, 2000.
42. Masaryk TJ, Obuchowski NA. Noninvasive carotid imaging: Caveat Emptor. *Radiology* 1993; 186: 325-331.
43. North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial Collaborators. Beneficial effect of carotid endarterectomy in symptomatic patients with high grade stenosis. *Eng J Med* 1991; 325: 445-453.
44. Barnett HJ, Taylor DW, Eliasziw M, et al. Benefit of carotid endarterectomy in patients with symptomatic moderate or severe stenosis. *N Engl J Med* 1998; 339:

- 1415-1425.
45. European Carotid Surgery Trialists Collaborative Group. Randomized trial of endarterectomy for recently symptomatic carotid stenosis: final results of the MRC European Carotid Surgery Trial. *Lancet* 1998; 351: 1379-1387.
  46. Endarterectomy for asymptomatic carotid artery stenosis. Executive committee for asymptomatic carotid atherosclerosis study. *JAMA* 1995; 273: 1421-1428.
  47. Kerber CW et al. Catheter Dilatation of Proximal Carotid Stenosis During Distal Bifurcation Endarterectomy. *AJNR* 1980; 1: 348- 349.
  48. Theron J et al. Percutaneous angioplasty of atherosclerotic and Postsurgical Stenosis of Carotid Arteries . *AJNR* 1987; 8: 495-500.
  49. Kachel R. Results of Balloon Angioplasty in the Carotid Arteries. *J Endovasc Surg.* 1996; 3: 22-30.
  50. Gil-Peralta A, Mayol A, Gonzalez GR et al. Percutaneous Transluminal Angioplasty of the Symptomatic Atherosclerotic Carotid Arteries: Results, Complications and Follow-up. *Stroke* 1996; 27: 2271-2273.
  51. Roubin SG, New G, Iyer SS, et al. Immediate and late clinical outcomes of carotid artery stenting in patients with symptomatic and asymptomatic carotid artery stenosis: a 5-year prospective analysis. *Circulation* 2001; 103: 532-537.
  52. Wholey MH, Mathias K, Wholey M et al. Global experience in cervical carotid artery stent placement. *Catheter Cardiovasc Interv* 2000; 50: 160-167.
  53. Wholey MH, Eles G, Wholey M. Clinical experience in Cervical Carotid Artery Stent Placement. *Carotid Neurovasc Intervent* 1998; 1: 2-9.
  54. Levi CR, Fell G, Roberts AK et al. Transcranial Doppler detected cerebral microembolism following carotid endarterectomy: High microembolic signal loads predict post operative cerebral ischemia. *Brain* 1997; 120: 621-629.
  55. Muller M, Behnke S, Walter A et al. Microembolic signals and intraoperative stroke in carotid endarterectomy. *Acta Neurol Scand* 1998; 97:110-117.
  56. Al-Mübarek N, Roubin GS, Liu MW et al. Early results of percutaneous intervention for severe coexisting carotid and coronary artery disease. *Am J cardiol* 1999; 84: 600-602.
  57. Malek A, Higashida RT, Phatouros CC et al. Stent angioplasty for cervical carotid artery stenosis in high-risk symptomatic NASCET-ineligible patients. *Stroke* 2000; 31: 3029-3033.



58. Wolpert SM, Caplan LR. Current role of cerebral angiography in the diagnosis of cerebrovascular diseases. *AJR* 1992 ;159:191-197.
59. Waugh JR, Sacharias N. Arteriographic complications in the DSA era. *Radiology* 1992; 182: 243-246.
60. Gryzyska U, Freitag J, Zeumer H. Selective cerebral intraarterial DSA. Complication rate and control of risk factors. *Neuroradiology* 1990; 32(4): 296-299.
61. Melvor J, Steiner TJ, et al. Neurological morbidity of arch and carotid arteriography in cerebrovascular disease. The influence of contrast medium and radiologist. *BJR* 1987; 60(710): 117-122.
62. Gabrielsen TO. Neurologic complications of cerebral angiography. *AJNR* 1994; 15: 1408-1411.
63. Patel MR, Klufas RA, et al. Preoperative assessment of carotid bifurcation. Magnetic resonance angiography and duplex ultrasonography replace contrast angiography. *Stroke* 1995; 26: 1753-1758.
64. Zwiebel WJ. Duplex sonography of the cerebral arteries: Efficacy, limitations, and indications. *AJR*.1992; 158: 29-36.
65. Staikov IN, Nedeltchev K, Arnold M, et al. Duplex sonographic criteria for measuring carotid stenoses. *J Clin Ultrasound* 2002; 30: 275-281.
66. Deutsch LS. Anatomy and angiographic diagnosis of extracranial and intracranial vascular disease. In Rutherford RB (ed): *Vascular Surgery*, ed 5. Philadelphia, WB Saunders, 2000: 1744-1773.
67. Aschenbach R, Eger C, Basche S, et al. Grading of carotid artery stenosis using high resolution dynamic magnetic resonance angiography in comparison to intraarterial digital subtraction angiography. Are stenosis over 70% reliably detectable? *Rofo*. 2004; 176(3): 357-362.
68. Rozovsky MA, et al. Magnetic resonance angiography of the neck. Clinical implications. *Neuroimaging Clinics of North America* 1996; 6(4): 863-873.
69. Nederkoorn PJ, van der Graaf Y, Hunink MG. Duplex ultrasound and magnetic resonance angiography compared with digital subtraction angiography in carotid artery stenosis: a systematic review. *Stroke* 2003; 34(5): 1324-1332.
70. Elgersma OEH, Buijs PC, Wust AF, et al. Maximum internal carotid arterial stenosis: Assessment with rotational angiography versus conventional intraarterial digital subtraction angiography. *Radiology* 1999; 213: 777-783.
71. Marcus CD, Ladam-Marcus VJ, Bigot J, et al. Carotid arterial stenosis:

- evaluation at *CT* angiography with the volume-rendering technique. *Radiology* 1999; 211 : 775-780.
72. Johnson PT, Heath DG, Bliss DF, Cabral B, Fishman EK. Three-dimensional CT: real-time interactive. *AJR* 1996; 167: 581-583.
73. Leclerc X, Godefroy O, Lucas C, et al. Internal carotid arterial stenosis: CT angiography with volume rendering. *Radiology* 1999; 210: 673-682.
74. Marks MP. Computed tomography angiography. *Neuroimaging Clinics of North America* 1996; 6(4): 899-909.
75. Dix JE, Evans AJ, Kallmes DF, et al. Accuracy and precision of CT Angiography in a model of carotid artery bifurcation stenosis. *AJNR* 1997; 18: 409-415.
76. Wise SW, Hopper KD, Schwartz TA, Kasales C. Technical factors of CT angiography studied with a carotid artery phantom. *AJNR* 1997; 18: 401-408.
77. Castillo M, Wilson JD. CT angiography of the common carotid artery bifurcation: comparison between two techniques and conventional angiography. *Neuroradiology* 1994; 36: 602-604.
78. Simeone A, Carriero A, Armillotta M, et al. Spiral CT angiography in the study of carotid stenosis. *J Neuroradiology* 1997; 24: 18-22.
79. Willinsky RA, Taylor SM, TerBrugge K, et al. Neurologic complications of cerebral angiography: prospective analysis of 2,899 procedures and review of the literature. *Radiology* 2003; 227(2): 522-528.
80. Napoli A, Fleischmann D, Chan FP, et al. Computed tomography angiography: state-of-the-art imaging using multidetector-row technology. *J Comput Assist Tomogr.* 2004; 28(suppl 1): 32-45.
81. Chen CJ, Lee TH, Hsu HL, et al. Multi-slice CT angiography in diagnosing total versus near occlusions of the internal carotid artery: comparison with catheter angiography. *Stroke* 2004; 35: 83-85.
82. Bartlett ES, Walters TD, Symons S, et al. Quantification of carotid stenosis on CT angiography. *AJNR* 2006; 27: 13-19.
83. Prokop M, Shin HO, Schanz A, Schaefer-Prokop C. Use of maximum intensity projections in CT angiography: A basic review. *Radiographics* 1997; 17: 433-451.
84. Claves JL, Wise SW, Weaver J. Evaluation of contrast densities in the diagnosis of carotid stenosis by CT angiography. *AJR* 1997; 169: 569-573.
85. Zhang Z, Berg MH, Ikonen AE, Vanninen RL, Manninen HI. Carotid artery stenosis: reproducibility of automated 3D CT angiography analysis method. *Eur*

- Radiol 2003; 14: 665–672.
86. Kumar V, et al. Basic Pathology, ed 5. Chapter 10, Disease of blood vessels. p. 277-304. Philadelphia, WB Saunders, 1992.
  87. Koelemay MJ, Nederkoorn PJ, Reitsma JB, et al. Systematic review of computed tomographic angiography for assessment of carotid artery disease. Stroke 2004; 35(10): 2306-2312.
  88. Fox AJ, Eliasziw M, Rothwell PM, et al. Identification, prognosis, and management of patients with carotid artery near occlusion. AJNR 2005; 26: 2086–2094.
  89. Lell M, Anders K, Leidecker C, et al. CTA of carotid artery with different scanner types. Radiologie 2004; 44(10): 967-974.
  90. Berg M, Zhang Z, Ikonen A, et al. Multi-Detector row CT angiography in the assessment of carotid artery disease in symptomatic patients: comparison with rotational angiography and digital subtraction angiography. AJNR 2005; 26(5): 1022 - 1034.
  91. Monye C, Cademartiri F, Weert T, Siepmann A et al. Sixteen-detector row CT angiography of carotid arteries: Comparison of different volumes of contrast material with and without a bolus chaser. Radiology 2005; 237 (2): 555 - 562.
  92. Takahashi M, Ashtari M, Papp Z, et al. CT angiography of carotid bifurcation: artifact and pitfalls in shaded surface display. AJR 1997; 168: 813-817.
  93. Dillon EM, van Leeuwen MS, Fernandez MA. CT Angiography: Application to the evaluation of carotid artery stenosis. Radiology 1993 ; 189: 211-219.
  94. Calhoun PS, Kuszyk BS, Fishman EK. Three-dimensional volume rendering of spiral CT data; Theory and method; Radiographics 1999; 19: 745-764.
  95. Santos AL, Ramos M, Delgado F, et al. CT angiography in the evaluation of carotid artery bifurcation stenosis: comparison with DSA. Radiologia 2001; 43: 273-278.
  96. Cumming MJ, Morrow IM. Carotid artery stenosis: A prospective comparison of CT angiography and conventional angiography, AJR 1994; 163:517-523.
  97. Eliasziw M, Streifler JY, Fox AJ, et al. Significance of plaque ulceration in symptomatic patients with high-grade carotid stenosis. Stroke 1994; 25: 304-308.
  98. Rothwell PM, Gibson R, Warlow CP. Interrelation between plaque surface morphology

and degree of stenosis on carotid angiograms and the risk of ischemic stroke in patients with symptomatic carotid stenosis. *Stroke* 2000; 31: 615-62.

99.Hatsukami TS, Ferguson MS, Beach KW, et al. Carotid plaque morphology and clinical events. *Stroke* 1997; 28: 95-100.

100.Moore WS, Krupski WC. Indications, surgical technique and results for repair of extracranial occlusive lesions. In Rutherford RB ed: *Vascular Surgery*, ed 5. Philadelphia, WB Saunders, 2000: 1789-1822.

101.Streifler JY, Eliasziw M, Fox AJ, 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: 1130-1132.

102.Corti R, Ferrari C, Roberti M, et al. Spiral computed tomography *Circulation* 1998; 98: 984-989.

103.De Marco JK, Schonfeld S, Wesbey G. Can noninvasive studies replace conventional angiography in the preoperative evaluation of carotid stenosis? *Neuroimaging Clinics of North America* 1996 :6(4): 911-929.

104.North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial. Methods, patients characteristics, and progress.*Stroke* 1991; 22: 711-720.

105.Bluemke DA, Chambers TP. Spiral CT angiography: An alternative to convention angiography. *Radiology* 1995; 195: 317-319.