



**TÜRKİYE CUMHURİYETİ  
UFUK ÜNİVERSİTESİ  
TIP FAKÜLTESİ**

**EKSTRAKRANİAL İNTERNAL KAROTİD ARTER  
STENOZUNUN BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİK  
ANJİOGRAFİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Dr. Zekiye Safinur KESKİN**

**RADYOLOJİ ANABİLİM DALI  
TIPTA UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN  
Yrd. Doç. Dr. Gökçe Kaan ATAÇ**

**ANKARA  
2013**



**TÜRKİYE CUMHURİYETİ  
UFUK ÜNİVERSİTESİ  
TIP FAKÜLTESİ**

**EKSTRAKRANİYAL İNTERNAL KAROTİD ARTER  
STENOZUNUN BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİK  
ANJİOGRAFİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Dr. Zekiye Safinur KESKİN**

**RADYOLOJİ ANABİLİM DALI  
TIPTA UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN  
Yrd. Doç. Dr. Gökçe Kaan ATAÇ**

**ANKARA  
2013**

## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve deneyimlerinden yararlandığım Anabilim Dalı başkanımız Sn. Prof. Dr. Mehmet Ali Yinanç'a, tez çalışmanın gerçekleşmesi sırasında büyük emeği bulunan tez danışmanı hocam Sn. Yrd. Doç. Dr.Gökçe Kaan ATAÇ'a, değerli hocalarım Sn. Prof. Dr. Sadi Gündoğdu, Sn. Prof. Dr. Tanzer Sancak, Sn. Doç. Dr. Demet Karadağ ve Nükleer Tıp Anabilim Dalı başkanımız Sn. Prof. Dr. Emel Öztürk'e,

Bu süreç içerisinde birlikte çalışmak ve vakit geçirmekten büyük zevk duyduğum başta Dr. Aykut Kadıoğlu ve Dr. Öznur Yüzer olmak üzere tüm araştırma görevlisi arkadaşlarıma ve Zeynep Keskin başta olmak üzere tüm Ufuk Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı çalışanlarına,

Benden hiçbir zaman destek ve güvenlerini esirgemeyen aileme ve eşim Mustafa Burak Keskin'e sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Dr. Zekiye Safinur KESKİN

# İÇİNDEKİLER

Sayfa no:

TEŞEKKÜR.....	i
İÇİNDEKİLER .....	ii
KISALTMALAR .....	iv
TABLO LİSTESİ.....	vi
ŞEKİL ve RESİM LİSTESİ.....	viii
1. GİRİŞ VE AMAÇ .....	1
2. GENEL BİLGİLER .....	3
2.1. ATEROSKLEROZ .....	3
2.2. ATEROSKLEROZ EPİDEMİYOLOJİSİ .....	3
2.3. ATEROSKLEROZ GELİŞİMİNDE RİSK FAKTÖRLERİ .....	4
2.4. ATEROSKLEROTİK PLAK PATOGENEZİ .....	6
2.5. EMBRİYOLOJİ, HİSTOLOJİ.....	7
2.6. ANATOMİ.....	9
2.7. KAROTİD ARTER ATEROSKLEROZU .....	12
2.8. KAROTİD ARTER STENOZ VE TAMA YAKIN OKLÜZYON TANIMLAMASI.....	13
2.9. KAROTİD ARTER GÖRÜNTÜLEME YÖNTEMLERİ.....	15
2.9.1. Doppler Ultrasonografi.....	16
2.9.2. MR Anjiyografi .....	22
2.9.3. BT Anjiyografi .....	29
2.9.4. DSA .....	39
3. GEREÇ VE YÖNTEM .....	42
3.1. HASTA SEÇİMİ.....	42
3.2. TEKNİK.....	42
3.3. ÖLÇÜM METODU .....	43
3.4. İSTATİSTİKSEL ANALİZ.....	44
4. BULGULAR.....	45
5. OLGU ÖRNEKLERİ.....	62

6. TARTIŞMA .....	66
7. SONUÇ .....	73
8. ÖZET.....	74
9. ABSTRACT .....	76
10. KAYNAKLAR .....	78

## KISALTMALAR

DSA	Digital Substraction Angiography
US	Ultrasonografi
MRA	Manyetik Rezonans Anjiografi
BTA	Bilgisayarlı Tomografik Anjiografi
NASCET	The North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial
ECST	The European Carotid Surgery Trial
ACAS	Asymptomatic Carotid Atherosclerosis Study
CCA	Common Carotid artery
CSI	Carotid Stenosis Index
AKA	Ana karotid arter
EKA	Eksternal karotid arter
İKA	İnternal karotid arter
CEA	Karotid endarterektomi
DDL	Düşük dansiteli lipoprotein
ÇDDL	Çok düşük dansiteli lipoprotein
YDL	Yüksek dansiteli lipoprotein
PSH	Pik sistolik hız
DSH	Diyastol sonu hız
ROC	Receiver operator characteristic
TE	Kısa eko zamanı
TOF	Time of flight
2B	İki boyutlu
3B	Üç boyutlu
SNR	Sinyal/gürültü oranına
FA	Flip angle
TR	Time repetition
MOTSA	Damara dik olarak dizilmiş birden çok ince slablar
ÇLİ	Çok kesitli lineer interpolasyon
MİP	Maksimum intensite projeksiyon
MPR	Multiplanar reformat

SSD	Shaded surface display
VRT	Volume rendering technique
CPR	Eğimli (curved) reformat
L/P	Longest axis length/ longest perpendicular length

## TABLO LİSTESİ

	Sayfa no:
<b>Tablo 1.</b> US, BT Anjiyografi ve MR Anjiyografinin, DSA ile karşılaştırıldığında %70-%99 İKA stenozunu saptamadaki sensitivite ve spesifite değerleri .....	16
<b>Tablo 2.</b> Doppler ultrason yönteminin İKA stenozunu saptamadaki değerlendirmesi .....	16
<b>Tablo 3.</b> İKA darlıklarının değerlendirilmesinde Washington Üniversitesi kriterleri.....	18
<b>Tablo 4.</b> İKA darlıklarının değerlendirilmesinde Konsensus Heyetinin Ultrason ve Doppler Kriterleri .....	20
<b>Tablo 5.</b> Grey-Weale skalasında karotid plak tipleri.....	22
<b>Tablo 6.</b> MRA yönteminin İKA stenozunu saptamadaki değerlendirmesi .....	23
<b>Tablo 7.</b> BTA yönteminin İKA stenozunu saptamadaki değerlendirmesi .....	37
<b>Tablo 8.</b> NASCET yöntemi için çap ölçümlerine göre gözlemciler arası uyuma ait kappa değerleri .....	45
<b>Tablo 9.</b> ECST yöntemi için çap ölçümlerine göre gözlemciler arası uyuma ait kappa değerleri .....	46
<b>Tablo 10.</b> CCA yöntemi için çap ölçümlerine göre gözlemciler arası uyuma ait kappa değerleri .....	46
<b>Tablo 11.</b> CSI yöntemi için çap ölçümlerine göre gözlemciler arası uyuma ait kappa değerleri .....	47
<b>Tablo 12.</b> Çap bazlı ölçümlerde olgular arasındaki uyumluluk yüzde oranları .....	47
<b>Tablo 13.</b> Sınıflama değerlerine göre çap kriterinde gözlemciler arası uyuma ait sınıf içi korelasyon katsayıları .....	48
<b>Tablo 14.</b> NASCET yöntemi için alan ölçümlerine göre gözlemciler arası uyuma ait kappa değerleri .....	48
<b>Tablo 15.</b> ECST yöntemi için alan ölçümlerine göre gözlemciler arası uyuma ait kappa değerleri .....	49



<b>Tablo 16.</b> CCA yöntemi için alan ölçümlerine göre gözlemciler arası uyuma ait kappa değerleri .....	49
<b>Tablo 17.</b> CSI yöntemi için alan ölçümlerine göre gözlemciler arası uyuma ait kappa değerleri .....	50
<b>Tablo 18.</b> Alan bazlı ölçümlerde olgular arasındaki uyumluluk yüzde oranları .....	50
<b>Tablo 19.</b> Sınıflama değerlerine göre alan kriterinde gözlemciler arası uyuma ait sınıf içi korelasyon katsayıları .....	51
<b>Tablo 20.</b> Çap kriterine göre yapılan ölçümlerde 4 yöntem arasındaki lineer regresyon modelleri .....	52
<b>Tablo 21.</b> Alan kriterine göre yapılan ölçümlerde 4 yöntem arasındaki lineer regresyon modelleri .....	52
<b>Tablo 22.</b> Çap ve alan ölçümlerinin yöntemler arası dönüşüm denklemleri.....	53

## ŞEKİL ve RESİM LİSTESİ

Sayfa no:

<b>Şekil 1.</b>	İnternal Karotid Arter Segmentleri .....	12
<b>Şekil 2.</b>	NASCET, ECST, CC ve CSI yöntemlerine göre karotid stenoz ölçümü .....	14
<b>Şekil 3.</b>	NASCET yöntemi ile çap kriterine göre ölçümün Bland-Altman analizi kullanılarak gözlemciler arası uyumunun değerlendirilmesi .....	54
<b>Şekil 4.</b>	ECST yöntemi ile çap kriterine göre ölçümün Bland-Altman analizi kullanılarak gözlemciler arası uyumunun değerlendirilmesi .....	54
<b>Şekil 5.</b>	CCA yöntemi ile çap kriterine göre ölçümün Bland-Altman analizi kullanılarak gözlemciler arası uyumunun değerlendirilmesi .....	55
<b>Şekil 6.</b>	CSI yöntemi ile çap kriterine göre ölçümün Bland-Altman analizi kullanılarak gözlemciler arası uyumunun değerlendirilmesi.....	55
<b>Şekil 7.</b>	NASCET yöntemi ile alan kriterine göre ölçümün Bland-Altman analizi kullanılarak gözlemciler arası uyumunun değerlendirilmesi .....	56
<b>Şekil 8.</b>	ECST yöntemi ile alan kriterine göre ölçümün Bland-Altman analizi kullanılarak gözlemciler arası uyumunun değerlendirilmesi .....	56
<b>Şekil 9.</b>	CCA yöntemi ile alan kriterine göre ölçümün Bland-Altman analizi kullanılarak gözlemciler arası uyumunun değerlendirilmesi .....	57
<b>Şekil 10.</b>	CSI yöntemi ile alan kriterine göre ölçümün Bland-Altman analizi kullanılarak gözlemciler arası uyumunun değerlendirilmesi .....	57
<b>Şekil 11.</b>	Çap bazlı ölçümlerde olgular arasındaki uyumluluk yüzde oranları .....	58

<b>Şekil 12.</b> Alan bazlı ölçümlerde olgular arasındaki uyumluluk yüzde oranları .....	58
<b>Şekil 13.</b> Çap kriterine göre yapılan ölçümlerde 4 yöntem arasındaki lineer regresyon modelleri .....	59
<b>Şekil 14.</b> Alan kriterine göre yapılan ölçümlerde 4 yöntem arasındaki lineer regresyon modelleri .....	60
<b>Şekil 15.</b> Çap ve alan kriterine göre yapılan ölçümlerde 4 yöntem arasındaki dönüşüm denklemlerine ilişkin lineer regresyon modelleri .....	61
<b>Resim 1.</b> İKA bulbusta %50-70 oranında luminal darlığa yol açan kresentik yumuşak plağın aksiyal MPR (a), volume rendering (b), CPR (c) ve MIP (d) görüntüsü.....	62
<b>Resim 2.</b> İKA bulbusta % 50-70 oranında lüminal darlığa yol açan kresentrik mikst plağın aksiyal MPR (a), CPR (b) ve koronal MPR (c) görüntüsü .....	63
<b>Resim 3.</b> İKA bulbusta >%70 oranında luminal darlığa yol açan bilateral konsantrik yumuşak plağın aksiyal MPR (a,b), CPR (c,d) ve volume rendering (e) görüntüsü .....	64
<b>Resim 4.</b> İKA bulbusta sağda %50-70, solda <%50 oranında luminal darlığa yol açan bilateral kresentik mikst plağın aksiyal MPR (a,b), CPR (c,d) ve MIP (e,f) görüntüsü.....	65

# 1. GİRİŞ VE AMAÇ

Karotid arter ateroskleroza batı ülkelerindeki en önemli ölüm ve sakatlık nedenlerindedir [1]. Hastalığın başlangıcındaki mikroskopik değişiklik çocukluk çağından itibaren oluşabilmekte; fakat genellikle karotid plakları ileri bir evreye girene kadar asemptomatik olarak kalmaktadır. Yakın geçmişe kadar karotid arter stenoz derecesi tedavi planlamasında göz önünde bulundurulmuş tek faktörken; şu anda plak kompozisyonu, fibröz başlık varlığı ve derecesi, plak içi hemoraji, plak ülserasyonu [2-4] gibi diğer bazı faktörler serebrovasküler olay gelişimi için önemli potansiyel işaretler olarak dikkate alınır [5]. Gelişmiş plak görüntüleme yöntemleri son zamanlarda plak morfolojisi ve karakteristiğini ortaya koymaya izin vermektedir.

Stenoz derecesi halen tedavi seçeneğinde öncü parametredir. Karotid stenoz şiddeti ve inme riski çeşitli çalışmalarda geniş şekilde dökümente edilmiştir [6-9]. Karotid arter görüntülemesinde kullanılan yöntemler, altın standart yöntem olan Digital Subtraction Angiography (DSA) ve non invaziv görüntüleme yöntemleri olan Doppler Ultrasonografi (US), Manyetik Rezonans Anjiyografi (MRA) ve Bilgisayarlı Tomografik Anjiyografi (BTA) olarak sınıflandırılabilir.

Vasküler görüntülemede altın standart olarak kabul edilen DSA'nın invaziv bir yöntem olması ve bilinen olası komplikasyonları nedeni ile günümüzde daha az invaziv olan BTA ve MRA gibi yöntemler yaygınlaşmaktadır. Son zamanlarda DSA'ya sadece multipl damar hastalığı olan hastalarda akım yönünün ve kollateral paternlerinin önemli olması nedeniyle başvurulmaktadır. Yapılan çalışmalarda BTA uygun olan ilk yöntem olarak öngörülmüştür [10]. Diğer taraftan da nörovasküler hastalık açısından daha düşük riskli olan hastalar için US ilk aşamada seçilebilir. US ile önemli ölçüde stenoobstruktif internal karotid arter (İKA) hastalığı saptanan hastalarda uluslararası klavuzlar BTA ve MRA konfirmasyonunun stenoz derecesinin belirlenmesi ve uygun tedavi planı belirlenmesinde kullanılabileceğini saptamışlardır. MRA ve BTA daha az operatör bağımlılığı ve arkus aortadan intrakranial alana kadar arteriyel incelemeye imkan vermeleri açısından US'a üstündür.

Maksimal stenoz düzeyindeki rezidül lümen çapı, ölçüm metodlarının temeli olsa da rezidüel lümen alanı ölçümleri stenoz derecesi değerlendirmede daha doğru bilgiler verir [11]. Modern BTA tekniklerinden önce yaygın olarak iki boyutlu DSA imajlarında kesit alanı ölçümleri mümkün olmamaktadır. Bugünlerde US, intravasküler US, MRA, rotasyonel DSA ve BTA gibi yeni modalitelerin gelişimi ile damar lümeninin kesitsel alan ölçümleri mümkün olmaktadır.

Karotid anjiogramlarından birçok stenoz derecesi ölçüm metodu geliştirilmiştir. Stenoz derecesi ölçümünde en çok kullanılan yöntemler ‘The North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial’ (NASCET), ‘The European Carotid Surgery Trial’ (ECST), ‘Common Carotid artery’(CCA) ve yeni dönemde ‘Carotid Stenosis Index’(CSI) yöntemleridir. Stenoz derecesinin doğru belirlenmesi, doğru terapötik yaklaşım için esastır. Tanı yönteminin doğruluğunu belirleyecek kriterlerden biri de ölçümlerin güvenilirliğidir. Bu açıdan bakıldığında ölçümlerin gözlemci içi ve gözlemciler arası değişkenliği önem arz etmektedir. Bu çalışmanın amacı, 16 kesitli BTA ile karotid arter darlık derecelendirmesinde CCA, ECST NASCET ve CSI yöntemlerinde lüminal alan ve çap değerlerinin gözlemciler arası değişkenliğinin belirlenmesidir.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. ATEROSKLEROZ

Arteriyoskleroz, arterlerde kalınlaşma ve esneklik kaybına yol açan üç damar hastalığı için kullanılan genel terimdir [12, 13]. Baskın tip, sıklıkla santralde lipidden zengin çekirdek içeren intimal yağlı plak formasyon ile karakterli *ateroskleroz*dur.

Arteriyosklerozun ikinci morfolojik formu müsküler arterlerin media tabakasında kalsifikasyonla karakterli Mnckeberg'in mediyal kalsifik sklerozisidir. Genellikle 50 yaşın üstündeki kişilerde orta çaplı müsküler arterlerde rastlanır. Kalsifikasyonlar düzensiz mediyal tabakalar veya ayrı ayrı yerleşmiş transvers halkalar şeklinde olup palpasyonda nodülarite oluştururlar ve radyolojik olarak görüntülenebilirler. Nadiren kalsifik birikimler kemikleşirler. Bu mediyal lezyonlar damar lümenine etki etmedikleri için mediyal kalsifik skleroz büyük oranda sadece anatomik bir ilgi konusudur. Bununla birlikte etkilenen damarlarda ateroskleroz gelişebilir.

Küçük arter ve arteriyollerin hastalıkları-arteriyosklerozis üçüncü tiptir. Küçük damar sklerozisi en sık hipertansiyon ve diabetes mellitus ile birlikte dir. Hastalığın nedeni ve gelişim hızına bağlı olarak hyalin ve hiperplastik olmak üzere iki anatomik varyantı vardır. Her ikisi de lümende daralmayla birlikte damar duvarlarında kalınlaşmaya neden olur ve sonuçta dokularda veya organlarda iskemik hasara yol açabilir.

### 2.2. ATEROSKLEROZ EPİDEMİYOLOJİSİ

Tek başına ateroskleroz batı dünyasındaki ölümlerin yarısından fazlasında rol alır. Bu nedenle patofizyolojisi ve önlenme yöntemleri en çok araştırılan konulardan biridir. Her arter etkilenebileceği halde ana hedefleri aort, koroner ve serebral arterlerdir. Koroner ateroskleroz iskemik kalp hastalığına yol açarak myokard infarktüsü gelişimine neden olabilir ki bu durum tek başına ABD'deki ölümlerin %20-25 'inden sorumludur [14, 15]. İnmenin esas nedeni de serebral arterlerin

aterotrombotik hastalıdır. Ayrıca ateroskleroz abdominal aort anevrizması, barsaklar ve alt ekstremitelerin iskemik hastalıklarının da ana nedenidir.

Hastalık erken çocukluk döneminde başlar ve dekadlar boyunca yavaş yavaş ilerler. Esas itibarıyla Kuzey Amerika, Avrupa, Avustralya, Yeni Zelanda ve diğer gelişmiş ülkelerde yaygındır. Birçok gelişmiş ülkede ateroskleroz ve sekelleri neredeyse epidemik oranlarda kabul edilmektedir. Buna karşın 1968-1984 yılları arasında ABD’de iskemik kalp hastalıklarından ölüm oranında yaklaşık %40, inmeyle bağlı ölümlerde ise %53 oranında azalma olmuştur [14,15]. Bu durum sigara kullanımında azalma, kolesterolün ve doymuş yağ asitlerinin daha az tüketilmesi, hipertansiyonun daha iyi kontrol edilmesi ve ölümcül olmayan myokardial infarktlerin tedavisindeki gelişmelere bir ölçüde bağlanabilir.

### **2.3. ATEROSKLEROZ GELİŞİMİNDE RİSK FAKTÖRLERİ**

Risk faktörleri yapısal (değiştirilemeyen) ve kazanılmış (kontrol altına alınabilecek) olarak ikiye ayrılabilir [12,13]. Yapısal risk faktörleri yaş, cinsiyet ve ailesel predispozisyonudur.

**Yaş:** Aterosklerozun erken lezyonları çocukluk çağında ortaya çıkmasına rağmen iskemik kalp hastalığından, ölümlle belirlenen klinik olarak belirgin hastalığın görülmesi ileri yaşlarda bile her dekatta artar.

**Cinsiyet:** Diğer faktörlerin eşitliği durumunda erkekler ateroskleroza kadınlardan çok daha fazla eğilimlidirler. Diabet, ailesel hiperlipidemi ve ciddi hipertansiyona neden olan hastalıklar olmadığı sürece premenopozal kadınlarda myokard infarktüsü nadir görülmektedir. Yedinci-sekizinci dekatta ise myokard infarktüsü sıklığı her iki cinsiyette eşitlenir.

**Ailesel yatkınlık:** Ateroskleroz ve iskemik kalp hastalığına iyi tanımlanmış bir ailesel yatkınlık vardır. Hipertansiyon ve diabet gibi diğer risk faktörlerinin ailesel kümelenmesi bu duruma katkıda bulunur. Diğerlerinde ise ileri derecede yüksek kan lipidleri ile sonuçlanan herediter lipoprotein metabolizma bozuklukları ile ilişkilidir.

Kısmen kontrol altına alınabilecek kazanılmış risk faktörleri hiperlipidemi, hipertansiyon, sigara ve diabetir.

**Hiperlipidemi:** Ateroskleroz için evrensel olarak kabul edilmiş temel risk faktörüdür.

Verilerin çoğu özellikle hiperkolesterolemiyi göstermektedir. Daha az belirleyici olmakla birlikte hipertrigliseridemi de rol oynayabilir. Birçok geniş ölçekli epidemiyolojik analiz, iskemik kalp hastalığından ölüm oranı temel alınarak değerlendirildiğinde, total plazma kolesterol veya düşük dansiteli lipoprotein (DDL) seviyesi ile aterosklerozun ağırlığı arasında anlamlı bir ilişki olduğunu göstermiştir. Total kolesterol seviyesi yükseldikçe semptomatik ve ölümcül aterosklerotik hastalık riski de artar. Risk altında olanları olmayanlardan ayıran net bir eşik yoktur ancak genel olarak total serum kolesterol seviyesi 150 mg / dl altında olanlarda aterosklerotik olaylar çok nadirdir. Çok düşük dansiteli lipoprotein (ÇDDL) seviyesi yüksekliği ile kendini belli eden hipertrigliseridemi de bir miktar artmış risk taşır. Hiperkolesterolemiye neden olan genetik ve edinsel hastalıklar (familial hiperkolesterolemi, hipotiroidi, diabet) prematür ve ağır ateroskleroza yola açar. Serum kolesterol seviyesi düşürüldüğünde, hayvan deneylerinde aylar içinde bazı aterosklerotik plakların gerilediği veya ilerlemesinin durduğuna ve seçilmiş hastalarda kardiovasküler mortalite riskinin azaldığına dair raporlar vardır.

Yüksek dansiteli lipoprotein (YDL), kolesterolün aksi yönde taşınmasına katılır ve bu lipidin hücrelerden aterosklerotik plaklardan mobilize edilerek safra ile atılması için karaciğere taşıdığına inanılır. YDL seviyesi ne kadar yüksekse iskemik kalp hastalığı riski de o kadar düşüktür.

**Hipertansiyon:** Her yaşta ateroskleroz için önemli bir risk faktörüdür ve 45 yaşından sonra hiperkolesterolemiden daha önemli de olabilir. Kan basıncı 160/95 mm Hg üzerinde olan 45-62 yaşındaki erkekler kan basıncı 140/90 mm Hg ve altında olanlardan beş kat daha fazla iskemik kalp hastalığı riski taşırlar. Artan riskte hem sistolik hem de diyastolik seviyeler önemlidir.

**Sigara:** Kadınlarda aterosklerozun insidansı ve ağırlığının son yıllardaki göreceli artışından sorumlu olduğu düşünülmektedir. Sigaranın bırakılması bu artmış riski zaman içinde azaltır.



**Diabetes mellitus:** Hiperkolesterolemiyi uyarır ve bariz olarak ateroskleroza eğilimi arttırır. Diğer faktörlerin eşitliği durumunda diabetiklerde myokard infarktüsü insidansı nondiabetiklerin iki katıdır. Aynı zamanda inme için artmış risk ve alt ekstremitelerde ateroskleroza bağlı gangrende 100 kat risk artışı vardır.

**Diğer faktörler:** Daha belirsiz ve ölçümü güç riskler olduklarından minör veya yumuşak risk faktörleri olarak da adlandırılırlar. Bu faktörler; yetersiz düzenli fiziksel aktivite, A tipi kişilik davranışı ile rekabetçi, stresli yaşam biçimi, obezite, oral kontraseptif kullanımı, hiperürisemi, yüksek karbonhidrat alımı ve hiperhomosisteinemidir. Hiperhomosisteineminin aterosklerozdaki yeri son yıllarda dikkat çekmiştir. Çok sayıda risk faktörünün varlığı kümülatif etkiye neden olmaktadır. Hiperlipidemi, hipertansiyon ve sigara gibi üç risk faktörüne sahip kişilerde hiçbir riski olmayanlardan yedi kat fazla myokard infarktüsü gelişmektedir. Ateroskleroz hiçbir bariz risk faktörü olmadığında da gelişebilir.

## **2.4. ATEROSKLEROTİK PLAK PATOGENEZİ**

Günümüzdeki geçerli teori aterosklerozun, arterleri döşeyen endotelial hücrelerin rol aldığı hasara bir cevap olduğu temeline dayanır [16-19]. Bu seyirde üç süreç meydana gelir. Öncelikle kandaki lipitler subendotelde birikir. Takiben lipit materyali makrofajlar tarafından alınır, mikroskopik köpüklü görünümünden adımlı alan köpük hücreleri oluşur. Üçüncü aşama olarak düz kas hücreleri musküler tabakadan subendotelial tabakaya göç eder ve fibroblastlara dönüşür. Plak içinde bir kollajenöz (fibröz) matriks ve intimal tabakanın altında plağın lüminal kenar yüzünde fibröz bir başlık (fibröz cap) oluşturur. Bu aşamaya kadar plak yapısı stabildir.

Plak gelişiminde inflamasyon önemli bir patojenik roldür. Köpük hücre safhasından başlayan inflamatuvar hadise köpük hücrelerinin ve plağın diğer komponentlerinin yıkılmasına ve inflamatuvar debris birikmesine yol açar. İnflamatuvar hadise sonrası plak yapısı parçalır, fibröz başlık zayıflar ve intimaya uzanır. Ayrıca son yıllarda plak oluşumunda bakteriyel enfeksiyonun rol oynayabileceğini düşündüren kanıtlar mevcuttur [20-22].

Nonkomplike ve komplike olmak üzere iki geniş plak kategorisi bulunmaktadır. Nonkomplike veya stabil plağın yapısı büyük oranda uniform olup subintimal fibröz başlık ile sarılıdır. Komplike plak yapısında inflamasyonun neden olduğu nekroz ile sonuçlanan dejeneratif hadiseler plak içerisine hemoraji, kalsifikasyon, fibröz başlığın incilmesi veya parçalanması, endotelial tabakasının parçalanması ve plak ülserasyonu gibi komplikasyonlar olmakla birlikte uniform değildir.

Belirtilen dejeneratif değişikliklerin arasında en önemlileri, plak içeriğinin kan akımına dökülmesi ve direk embolizasyona neden olabilecek fibröz başlığın ve endotelin parçalanmasıdır. Trombositlerin ve trombüsün çıplak yüzeyine yapışması da embolizasyona neden olmaktadır. Bu materyal takiben dolaşıma dökülür ve serebral arterleri oklüde ederek iskemi ya da infarkta neden olabilir.

Stabil-ankomplike plak kronik inflamasyon, plak nekrozu ve hemorajiyi takiben komplike plağa dönüşme eğilimindedir [19, 23-25]. Ayrıca tekrar eden hasar ve tamir döngüsü çoğu plakta meydana gelmektedir. Bunun sonucu olarak büyük plaklar histolojik olarak komplike olarak emboliye neden olma eğilimindeyken küçük plaklar ankomplike olmak eğilimindedir. Ayrıca büyük plaklar stenoza neden olur; buna dayanarak yüksek dereceli karotid stenozunun varlığı komplike olma eğiliminde olan ve embolizasyona yatkın büyük plakların varlığına işaret eder. Sonografik inceleme sırasında stenoz şiddetinin yanı sıra karotid plak volümü hakkında da fikir edinmek önemlidir.

## **2.5. EMBRİYOLOJİ, HİSTOLOJİ**

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 umbilicalis ile birleşerek arteria kaudalis adını alır ve kuyruk ucuna itilir. Kan dolmasını kalbin atışı ile başlar. Bu sırada embriyo 3-4 haftalıktır. Arteria karotid 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 mandibularis, 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 petrosasının 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 ayırtetmek 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 [26, 27].

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.

## 2.6. ANATOMİ

Bas ve boynu başlıca sağ AKA ve sol AKA besler. Bunların da her biri, tiroid kartilajının üst kenarı seviyesinde, EKA ve İKA olmak üzere iki uç dalına ayrılır.

Eksternal karotid arter başın dış kısmını, yüzü ve boynun büyük bölümünü besler. İnternal karotid arter ise kranium ve orbitadaki yapıların büyük kısmını besler. Vertebral arterler de beyni besleyen önemli arterlerdir. Brakiosefalik arter, sol ana karotid arter ve sol subklavian arter; arkus aortadan köken alan üç ana damardır. En sık karşılaşılan varyasyonlar [28]; trunkus brakiosefalikus ve sol AKA'nın ortak orijinli olması (%25-30), sol AKA'nın brakiosefalik trunkustan köken alması (%7), sol AKA ve sol subklavian arterin sol yerleşimli brakiosefalik trunkustan köken alması (%1-2), sol vertebral arterin direkt arkus aortadan köken alması (%0,5).

Brakiosefalik trunkus arkus konveksitesinden çıkan en büyük ve ilk daldır. Trakeanın posterolateralinde seyredir. Sternoklavikuler eklem düzeyinde brakiosefalik trunkus, sağ ana karotid arter ve sağ subklavian arter olarak iki terminal dala ayrılır.

Sol AKA, arkus aortanın ikinci büyük dalıdır ve aortik ark apeksinden, brakiosefalik trunkun daha distalinden köken alır. Başlangıçta, trakeanın önünden yukarı doğru seyredir. Daha sonra posterolaterale geçer ve trakeanın sol tarafında seyredir. Tiroid kartilajın üst sınırında, sol internal ve eksternal karotid arter dallarına ayrılır.

Sol subklavian arter, sol AKA orijininin birkaç milimetre distalinde arkus aortadan köken alır. Anterior skalen kasın medial kenarının lateralinde seyredir. Sol frenik sinir ve duktus torasikus çaprazlar.

Sağ AKA, 4 ve 5. servikal vertebra düzeyinde, internal ve eksternal karotid arter dallarına ayrılır. Normalde sağ AKA'nın başka dalı yoktur. Ancak nadiren, süperior tiroid, assendan faringeal ve oksipital arterler, bifurkasyon öncesi düzeyde AKA'dan köken alabilir.

Bifurkasyo seviyesi çoğunlukla C3 ve C5 arasından kaynaklanmakla birlikte geniş bir varyasyon vardır. C1 - 2: %0.3, C2 -3: %3: 3.7, C3 - 4: %34.2, C4 - 5: %48.1, C5 - 6: 13%, C6 - 7: %0.15. Ayrıca önemli sol ve sağ ICA kökenleri arasında önemli asimetri saptanmıştır. Bifurkasyo seviyeleri %50 solda yüksek, %22 sağda yüksek ve %28 aynı seviyede bulunmuştur. Orijin oryantasyonu AKA'nın dorsal ya da dorsolateral yönünden araştırıldığında oranlar sağda %82, solda ise %94 bulunmuştur.

EKA beyin parankimi ve göz hariç baş ve boyun yapılarını besler. EKA, servikal 4. vertebra düzeyinde AKA bifurkasyondan köken alır. Başlangıçta İKA'nın anterior ve medialinde yer alır. Daha distalde ise posterolateralinde seyredir. ECA, 8 major dala sahiptir. Parotis bezi içerisinde veya medialinde, iki ana distal dala (süperior temporal ve maksiler arter) ayrılarak sonlanır.

EKA dalları: Süperior tiroid, asendan faringeal, lingual, fasial, oksipital, posterior aurikuler, süperior temporal ve maksiler arterdir.

İKA, serebral hemisferlerin kan desteğinin büyük bir kısmını sağlar. İKA, AKA'dan 3-4 veya 4-5. servikal vertebra düzeyinde ayrılır. AKA'nın iki major dalından büyük olanıdır. Birçok sınıflama sistemi olmakla birlikte en son sınıflama 1996'da Bouthillier ve ark. tarafından tarif edilmiştir. Bu sınıflama embriyolojik sınıflandırma sisteminin aksine, arter ve çevre ilişkisinin anjiyografik görünümünü dayalıdır. İKA anatomik olarak seyri boyunca 7 segmente ayrılarak değerlendirilir [29] (Şekil 1).

C1: Servikal segment: Bulbus ve asendan servikal segment olarak iki kısımdır. Bulbus daha proksimalde, İKA'nın AKA'dan köken aldığı düzeydeki fokal genişlemiş olan kısımdır. Bulbus çapı yaklaşık olarak 7,5 mmdir. Buna karşılık AKA çapı ortalama 7 mm ve distal İKA servikal segmentin çapı ise ortalama 4,7 mm dir. Distal servikal segment ise boyunda "karotid space" adı verilen bölgede yukarı doğru seyredir ve temporal kemik petröz parçada, karotid kanalının giriş düzeyinde sonlanır.

C2: Petröz segment, temporal kemikte karotid kanal içerisinde seyredir ve vertikal ve horizontal olmak üzere iki subsegmenti vardır.

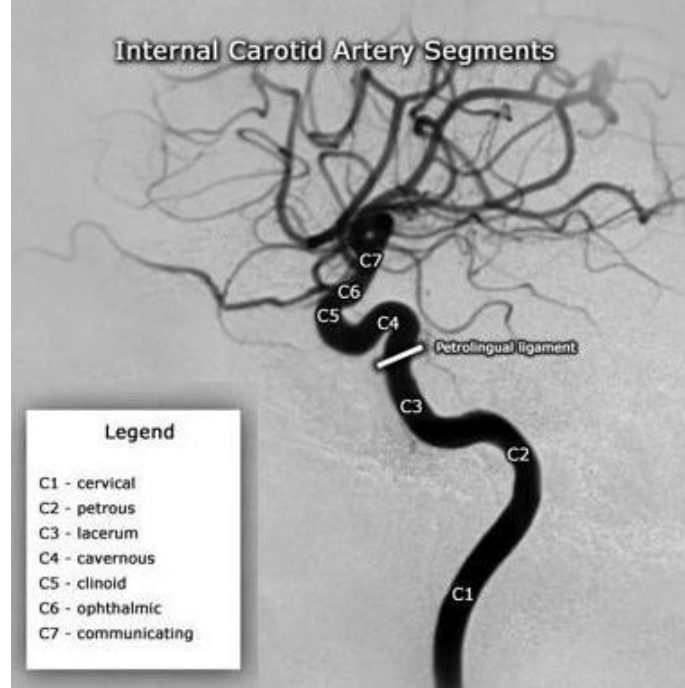
C3: Laserum segment, karotid kanalın sonundan başlar ve petrolingual ligamentte sonlanır.

C4: Kavernöz segment, petrolingual ligamentin süperior kenarından başlar ve kavernöz sinüs içerisinde seyredir.

C5: Klinoid segment, İKA segmentleri içerisinde en kısa olanıdır. Proksimal dural ring düzeyinden başlayarak, İKA'nın subaraknoid boşluğa girdiği yerde distal dural ringde sonlanır.

C6: Oftalmik segment, distal dural ringden başlayarak, posterior kommunikan arter orijin düzeyinde sonlanır. Oftalmik arter dalını verdiği için bu isimle adlandırılır.

C7: Kommunikan segment, posterior kommunikan arterin orijin düzeyinden başlar ve İKA'nın iki terminal dala (anterior ve orta serebral arter) ayrıldığı bifurkasyon düzeyinde sonlanır [30-32].



Şekil 1. İnternal Karotid Arter Segmentleri

## 2.7. KAROTİD ARTER ATEROSKLEROZU

Geçmiş yıllarda lüminal stenoz derecesi ateroskleroz şiddetini belirlemekte direkt kriter olarak düşünölmekteydi [33,34]. Halbuki, 1988 yılında koroner anjiyografik incelemeleri orta dereceli koroner arter stenozlarının akut myokard infarktüsüne neden olabilecekleri ispatladı ve daha sonraki histopatolojik çalışmalar plak erozyonu ve ayrılmasının semptomatik lezyonlardaki genel morfolojik özellik olduğunu; lümen daralmasının tek belirleyici olmadığını vurgulayarak gösterdi. Benzer bulgular daha sonra karotid arterler için de gözlemlendi [35-37]. Bu nedenler ile cerrahi, histopatolojik ve görüntüleme komitelerince yüksek rüptür, embolizasyon ve trombüs eğilimi olan yırtılmış fibröz başlık ile çevrili geniş bir nekrotik kor içeren ateromaların kast edildiği ‘vulnerable plak’ konsepti tanıtıldı.

Karotid bifurkasyonunun özgün geometrik şekli ve buradaki akım özellikleri aterosklerotik plak oluşumunda önemli katkıda bulunur. Genellikle major değişiklikler proksimal segment dış duvarı ve en düşük stresi karşılayan duvar bölgesi olan internal karotid arter sinüs düzeylerinde oluşur.

Plak kalınlığı duvar stresinin en fazla olduğu İKA ve EKA birleşim bölgelerinde en düşük düzeydedir [38]. Son çalışmalar eksentrik yerleşimli karotid plaklarının serebrovasküler olay gelişimine neden olabildiğini saptamıştır. Ohara ve ark. [39] konsantrik stenoz ile karşılaştırıldığında, eksentrik stenozun önemli ölçüde artmış ipsilateral serebrovasküler olay insidansı ile birliktelik gösterdiğini belirtmişlerdir. 2007’de Hardie ve ark. ekspansif karotid remodelinginin semptomatik hastalarda önemli ölçüde belirgin olduğunu göstermiş ve remodelingin vulnerable plak oluşumunda temel etkenlerden biri olabileceğini belirtmiştir [40].

## **2.8. KAROTİD ARTER STENOZ VE TAMA YAKIN OKLÜZYON TANIMLAMASI**

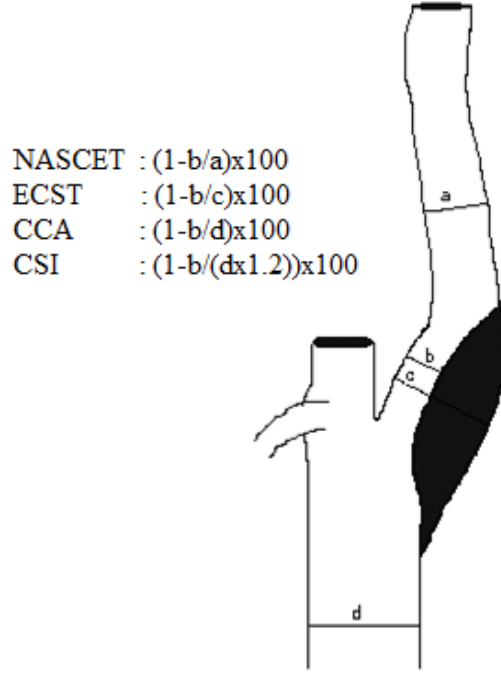
‘The North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial’(NASCET) [7], ‘The European Carotid Surgery Trial’(ECST) [8] ve ‘Asymptomatic Carotid Atherosclerosis Study’ (ACAS) [41] gibi üç büyük multisentrik randomize çalışma karotid endarterektominin (CEA) olası yararını belirten stenoz cut off değerleri sağlamıştır.

Karotid anjiogramlarından birçok stenoz derecesi ölçüm metodu geliştirilmiştir. Böylece aynı anjiogramdan kullanılan metoda göre değişik derecelerde stenoz oranları elde edilebilir. Stenoz derecesi ölçümünde en çok kullanılan yöntemler NASCET, ECST, ‘Common Carotid artery’(CCA) ve yeni dönemde ‘Carotid Stenosis Index’(CSI) yöntemleridir (Şekil 2).

NASCET yönteminde, hastalıklı segmentin en dar bölümünün lüminal çapının poststenotik dilatasyonun ötesindeki arter lümenine oranı hesaplanır. ECST, yönteminde hastalıklı segmentin en dar bölümünün lüminal çapının aynı düzeydeki orijinal internal karotid arter lümeninin dıştan dışa çapına oranı hesaplanır. CCA yönteminde hastalıklı segmentin en dar bölümünün lüminal çapının karotid bifurkasyonundan 3-5 cm proksimaldeki hastalısız AKA lümen çapına oranı



hesaplanır. CSI yönteminde AKA ve İKA arasında normal anjiogramların analizi sonucu tanımlanan oranlara göre hesaplamalar yapılmıştır. Buna göre distal AKA/İKA arasında 0.65, proksimal AKA/İKA arasında 1.2 değerlerinde oranlar saptanmıştır. Bu doğrultuda CSI yöntemine göre hastalıklı segmentin en dar bölümünün kontrast dolu rezidü lümenal çapın proksimal hastalıksız AKA lümeninin 1.2 katına oranı hesaplanır.



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

Karotid arter stenozunun değerlendirilmesinde NASCET ve ECST yöntemleri arasında oluşan bazı farklılıkların altını çizmek ve bu yöntemler ile aynı damardan ölçülen stenoz değerlerinin eşit olmadığını vurgulamak önemlidir.

Bu ölçüm teknikleri ECST stenoz derecesinin NASCET değerlerine göre daha büyük olduğunu saptar (örneğin %83 ECST stenozu genelde %70 NASCET değerine denk gelir) [42]. Bunun nedeni distal İKA çapının İKA proksimali ve CCA'ya göre daha dar olmasıdır [107]. NASCET ve ECST arasında oluşan değişik derecelerdeki stenoz ölçümlerinin belirgin şekilde çeşitlilik gösterdiği ve bu çeşitliliğin stenoz dereceleri ile çok güçlü ve ters orantılı olarak bağlantılı olduğu; dahası, oransal hatanın stenoz derecesinin artışı ile sıfır düzeyine doğru inme eğilimini son zamanlarda yapılan çalışmalarla ortaya konmuştur

Karotid stenoz ölçümü indirekt %-oran ölçüm metodlarının hataya açık olmaları nedeni ile oldukça tartışmalıdır. Belirtilen yöntemler konvansiyonel anjiyografi baz alınarak belirlenmiştir. Ancak birçok çalışma stenoz yüzde ölçümlerinin çoğunlukla yanlış arteriyel referans tanımlanması nedeni ile (NASCET için distal İKA, ECST için İKA bulbusu lümeni) gözlemci içi varyasyon ve hatalara eğilimli olduğunu göstermektedir. Bu nedenlerden dolayı Bartlett ve ark. [43-45] NASCET darlığı ve ko-aksiyal kesitlerden ölçülen internal karotid arter rezidüel lümen ölçümleri ile lineer ilişki gösteren direkt milimetre ölçüm metodu geliştirmiştir. Buna göre 1.3 mm rezidüel lümen %70 oranında NASCET stenozu değerine uymaktadır ve bu değer %88 sensivite ve %92 spesifite oranları ile şiddetli stenoz için treshold olarak önerilmiştir.

‘Tama yakın oklüzyon’ kavramı bifurkasyon distalindeki İKA kalibrasyonundaki homojen düşüş ile karakterize şiddetli stenozu betimler. Bu olgularda distal İKA lümeni parsiyel olarak kollabe olduğundan (‘String Sign’), NASCET ölçümleri distal arteriyel referansın sağlıklı segmentte konumlanamaması nedeni ile başarısız olur.

Fox ve ark. [46] tama yakın oklüzyon varlığını tanımlamak için belirtilen anjiyografik kriterleri belirlemişlerdir; İKA bulbusundaki dikkate değer stenoz ve distal İKA kalibrasyon azalması şu değerler ile karşılaştırılır:

- A- Beklenen lümen çapı
- B- Konturlateral İKA lümeni
- C- İpsilateral İKA lümeni (tutulan distal İKA ve ipsilateral İKA çap oranları  $> 1$  ise tama yakın oklüzyon tanısı konulur).

Tama yakın oklüzyon tanımlanması bu durumun ipsilateral stroke gelişimi açısından düşük riskte olması ve endarterektomi/revaskülarizasyon seçeneklerin çok daha az etkili olması nedeni ile tedavi planını değiştirir.

## **2.9. KAROTİD ARTER GÖRÜNTÜLEME YÖNTEMLERİ**

Karotid arter görüntülemesinde kullanılan yöntemler, altın standart yöntem olan DSA ve non invaziv görüntüleme yöntemleri (Doppler US, MRA ve BTA)

olarak sınıflandırılabilir. MRA ve BTA daha az operatör bağımlılığı ve arkus aortadan intrakranial alana kadar arteriyel incelemeye imkan vermeleri açısından US'a daha üstündür. Bu modalitelerin DSA ile karşılaştırıldığında %70-%99 İKA stenozunu saptamadaki sensitivite ve spesifitesi Tablo 1'de gösterilmiştir.

**Tablo 1.** US, BT Anjiyografi ve MR Anjiyografinin, DSA ile karşılaştırıldığında %70-%99 İKA stenozunu saptamadaki sensitivite ve spesifite değerleri

Modalite	Sensitivite (%)	Spesifite (%)
US	86 (84,89) *	87 (84,90) *
BT Anjiyografi	85 (79,89) †	93 (89,96) †
MR Anjiyografi	95 (92,97) *	90 (86,93) *

† Referans [47], \* Referans [48]

### 2.9.1. Doppler Ultrasonografi

Doppler ultrason, ekstrakranial karotid arterlerin noninvaziv olarak değerlendirilmesini sağlayan, ucuz, kolay erişilebilir ve uygulanabilir, tekrarlanabilir bir yöntemdir (Tablo 2).

**Tablo 2.** Doppler ultrason yönteminin İKA stenozunu saptamadaki değerlendirmesi

	Stenoz(>%70)	Plak Morfolojisi	Plak Kompozisyonu
Diagnostik performans	Sensitivite%89 Spesifite %84	Sensitivite%85 Spesifite %84	Histolpatoloji ile ılımlı korelasyon
Güçlü Nokta	Hızlı ve ucuz	Yüksek rezolusyonlu problarla detaylı plak görüntüleme	BTA ve MRA'a göre hızlı
Sınırlamalar	Operatör bağımlı	Kalsiyum bağımlı akustik gölge	Ağır kalsifikasyonlar diğer komponentlerin belirlenmesini engeller
Tuzaklar	Zayıf tekrarlanabilirlik	Kalsiyum ince yüzey değişikliklerini belirsizleştirir	Amorf kalsifikasyon ve hemoraji benzerdir

Karotid arterdeki akım karakterleri kontrateral arterin durumundan büyük oranda etkilenmekte olduğundan bilateral karotid incelemenin gerçekleştirilmesi oldukça önemlidir. Ana veya internal karotid arterlerin çok yüksek dereceli stenozu veya oklüzyonu karşı damarda artmış kompensatuar akıma yol açabilir [49].

Ultrason incelemesi damarların hem longitudinal hem de transvers incelemesini içermelidir. Damar çapı ölçümü, stenoz şiddetinin görsel değerlendirilmesi ve plak incelemesi transvers planda yapılmalıdır. Doppler dalga formları longitudinal planda elde edilmelidir. Gri skala arteriyel duvardaki plak varlığı için uyarıcıyken, renkli akım paternindeki renk değişikliği stenoz varlığını düşündürür. Karotid stenozu için açıklayıcı kriterler temel olarak Doppler kaynaklı hız dalga formlarına dayanır. Doppler dalga formları 60°'yi geçmeyen insoasyon açısı ile elde edilmeli ve tercihen mümkün olduğunca 60°'ye yakın olmalıdır. AKA değerlendirirken spektral dalga formları daima damarın ulaşılabilen en proksimal, düz segmentinden elde edilmelidir. Sistolik hız oranına hesaplamak için ana karotid pik sistolik hız (PSH) bifurkasyondan standart bir uzaklıktan ölçülmelidir. Karotid bulbusa normal demek için akım paternleri normal olmalı, plak bulunmamalıdır.

Hız ölçümleri rutin olarak İKA'nın proksimal, orta ve distal segmentlerinden yapılır. Akım paterni tipik olarak distalde düşük rezistanslıdır. Ateroskleroz genellikle bifurkasyonun ilk 2 cm'lik segmentinde izlenmekle birlikte distal bölümde nadiren izole plak formasyonları gözlenebilir. Fibromuskuler displazi gibi patolojilerde ise proksimal İKA'da plak yokken distal İKA'ya lokalize olabilen durumlar da vardır.

## **STENOZUN SAPTANMASI VE DEĞERLENDİRİLMESİ**

Karotid stenozunun Doppler US tanısında temel olarak incelenmesi gereken 3 alan prestenotik segment, stenotik segment ve poststenotik segmenttir. Akım hızının doğru olarak ölçülebilmesi için örnekleme volümü, spektral genişlemeyi minimize edecek şekilde en belirgin stenoz alanı içinde damarın santraline yerleştirilmelidir. Örnekleme volümü genellikle 1.5 mm olmakla birlikte mümkün olduğunca küçük tutulmalıdır. İnceleme esnasında Doppler ve renkli akım bulguları uygunluk açısından karşılaştırılmalı, farklı bulgular gözden geçirilmelidir.

Karotid stenozunun distalinde görülen en sık anormallik türbülans veya bozulmuş lameller kan akımından kaynaklanan spektral genişlemedir. Bu bulgu genellikle %50'den fazla çap azalmasını ifade etmekle birlikte bazen nonstenotik durumlarda da görülebilir. Belirgin şekilde kalsifiye plakların distalindeki bozulmuş akım klinik olarak anlamlı stenozun tek bulgusu olabilir.

Karotid plaklarının klinik önemine pek çok faktör katkıda bulunur. Bunlar arasında plak kompozisyonu [50-53], hemoraji [54], ülserasyon [55], plağı kaplayan fibröz başlığın durumu ve stenozun şiddetidir. Bu faktörlerden sadece stenoz şiddeti, inme öngörmede gösterilmiştir.

Karotid arter stenozunun değerlendirilmesinde Doppler US kriteri temel olarak Doppler US kaynaklı spektral dalga formları ve kontrast arteriogramların karşılaştırılması için geliştirilmiştir. %50-99 veya daha fazla oranda İKA darlığını saptamada Doppler US kaynaklı dalga formlarının spektral analizinin duyarlılık ve özgüllük oranı %90 ve %95 arındadır [56, 57]. İKA stenozunun klasifikasyonunda yaygın olarak kabul edilen kriterler Washington Üniversitesi tarafından gerçekleştirilmiştir (Tablo 3). Kriterlerin normal arterleri tanıma becerisi (özgüllük) %84, karotid arter hastlığını saptama duyarlılığı %99'dur [58,59].

**Tablo 3.** İKA darlıklarının değerlendirilmesinde Washington Üniversitesi kriterleri

Darlık (%)	Hız	Spektral özellikler
0	PSH <125 cm/sn	Spektral genişleme yok
1-15	PSH <125 cm/sn	Sistolik deselerasyonda spektral genişleme
16-49	PSH >125 cm/sn	Sistol boyunca spektral genişleme
50-79	PSH >125 cm/sn	Yaygın spektral genişleme
80-99	PSH >125 cm/sn ve DSH>40 cm/sn	Yaygın spektral genişleme
Tam Tıkalı	Akım yok	Aynı taraf KKA'da minimal diyastolik akım veya ters akım

PSH: Pik sistolik hız; DSH: Diyastol sonu hız; İKA: İnternal karotid arter; KKA: Ana karotid arter.

## **NASCET-ACAS-BAZLI İKA STENOZ KRİTERLERİ**

İKA stenozunun noninvaziv saptanmasında, NASCET ve ACAS ile direkt ilgili olan Doppler USkriterleri geliştirilmiş olmakla birlikte [60, 61] esas olması gereken kriterler Washington Üniversitesi kriterleridir. İlk çalışmalar Oregon Health&Science Üniversitesinde yapılmıştır. 300'den fazla İKA Doppler USsonuçları, NASCET ve ACAS metodları ile hesaplanmış anjiyografik stenozlar ile karşılaştırılmıştır. ROC (receiver operator characteristic) eğrileri ve birçok Doppler USdeğişkenin analizi kullanılarak, dört kat veya daha yüksek sistolik hız oranının (maksimal İKA PSH değerinin, boyun alt bölümünde maksimal AKA PSH değerine oranı) NASCET'e göre %70-99 stenozu en yüksek doğrulukla tanımladığı saptanmıştır [60]. Ayrıca asemptomatik hastalar içinde Doppler US hız kriterleri geliştirilmiştir. ACAS tarafından kullanılan İKA stenoz eşiği %60 veya daha fazla olarak tanımlanmıştır [61]. Birçok farklı Doppler USdeğişkenleri için ROC değerleri elde edilmiş, 260 cm/sn veya daha yüksek PSH ve 70 cm/sn veya daha yüksek DSH kombinasyonu %60-99 oranında %84 duyarlılık, %94 özgüllük, %92 pozitif prediktif değer ve genelde %90 doğruluk değerleri gibi yüksek doğruluk oranları sağlanmıştır. Asemptomatik bir hastada %60-99 İKA stenozu düşündüren Doppler USinceleme bir anjiyograma veya operasyona neden olacağından bu hastalarda karotid endarterektominin ılımlı terapotik faydasına dikkat ederek; birçok klinik durumda asemptomatik hastalar için kriterlerin semptomatik hastalara göre daha yüksek pozitif prediktif değerlere sahip olması gerektiği sonucuna ulaşılmıştır.

## **İKA STENOZ KRİTERLERİ KONSENSUS KOMİTESİ**

Karotid Doppler US incelemenin anahtar unsurlarını ve İKA stenozlarının düzenlenmesi için uygun kriterler dikkate alınarak 2002'de toplanan bir komite tarafından konsensus geliştirilmiştir [62]. Konsensus komitesi tüm karotid incelemelerinin gri skala görüntüleme ve spektral Doppler ile gerçekleştirilmesini önermiştir. Bu konsensusa göre stenoz oranı bir seviyenin üzerinde ve altında olmasına göre sınıflandırıldığında (%60 veya %70 stenoz gibi), ultrasonun en doğru sonucun verdiğinin anlaşılması ile, İKA stenoz derecesinin ultrason ile değerlendirilmesinde oldukça geniş tanısal sınıfların kullanımını tavsiye etmişlerdir

[63]. Ayrıca Dopplerin %50'den az stenozların alt sınıflandırılmasında rölâtif olarak yetersiz olduğunu onaylanmış ve bu stenozların %50'den az stenoz olarak tek bir kategoriye alınmasını öngörülmüştür.

Konuya ilişkin birçok incelemenin ardından düzenleme şu kriterlere göre önerilmiştir; normal (aterosklerozin hemodinamik veya gri skala kanıtı yok); %50'den az stenoz; %50-69 stenoz; %70 veya daha fazla ancak preoklüzyondan az stenoz; preoklüzyon ve oklüzyon. Birçok cerrahın operatif girişimde kullandığı eşik değeri olması itibarı ile %50 ve %70 stenoz eşik değerleri olarak belirlenmiştir.

Komite İKA PSH ile gri skala ve renkli Doppler görüntüleme plak varlığının İKA stenozunun tanı ve derecelendirilmesinde kullanılan temel parametreler olması gerektiğini önermiştir. Öte yandan PSH'nin yeniden elde edilebilirliğinin yetersiz olduğunun düşünülmesi ile PSH klinik karotid Doppler USincelemede sürekli olarak kullanılan bir değişken olmamalıdır [64].

Konsensüs heyeti İKA stenoz sınıflandırılmasında belirli kriterler önermiştir (Tablo 4).

**Tablo 4.** İKA darlıklarının değerlendirilmesinde Konsensüs Heyetinin Ultrason ve Doppler Kriterleri

Temel Parametreler Stenoz derecesi	Ek Parametreler			
	İKA PSH	Plak Tahmini	İKA/KKA PSH	İKA DSH
Normal	<125cm/sn	Yok	<2	<40 cm/sn
<%50	<125cm/sn	<%50 darlık	<2	<40 cm/sn
%50-69	125-230 cm/sn	>%50 darlık	2-4	40-100 cm/sn
>%70 ancak preoklüzyondan az	>230 cm/sn	>%50 darlık	>4	>100 cm/sn
Preoklüzyon	Yüksek, düşük veya ölçülebilir değil	İzlenebilir	Değişken	Değişken
Oklüzyon	Ölçülebilir değil	İzlenebilir, ancak saptanabilir lümen yok	Uygulanamaz	Değişken

## **DOPPLER US İLE PLAK KARAKTERİZASYONU**

Genel anlamda plaklar düşük, orta ve yüksek ekojeniteli ve homojen veya heterojen yapılı olarak belirtilmiştir.

Büyük miktarda lipid materyali içeren fibro fatty plaklar düşük ekojenitelidir. Bu plaklar genellikle sternomastoid kasta daha az ekojen olup bazen ekojenite US’de fark edilmeyecek kadar düşük olmaktadır. Düşük ekojeniteli plaklar daha ekojenik plaklardan daha az sellüllerdir ve düşük dansiteli lipoprotein seviyeleri, plak ülserasyonu ve artmış serebral iskemik semptom riski ile birliktelik gösterir.

Kollajenin baskın komponent olduğu baskın plak, orta dereceli ekojenitededir. Ekojenitesi sternomastoid kas ile aynı ve daha fazla olup arteriyel adventisya tabakasından daha düşüktür. Orta dereceli plaklar diffüz olarak düşük ekojeniteli veya heterojen plaklara göre serebral iskemik semptomlara daha az eşlik eder.

Plakta distrofik kalsifikasyonların meydana gelmesi ile kalsifikasyonlar distal akustik gölgelenmenin eşlik ettiği güçlü yansımalar meydana getirir. Plak kalsifikasyonu fokal veya diffüz olabilmekte; büyük kalsifikasyonlar lümeni saklayıp tanıya engel olan akustik gölgeler meydana getirebilmektedir. Kalsifikasyonların fibröz başlık veya endotele doğrudan tehlikesi olmayan iyileşmiş veya uyuyan süreçleri temsil etmelerinden dolayı semptomlar arasındaki ortaklığı tanımlanmamıştır.

Fokal ve dağınık yerleşimli düşük ekojeniteli alanlar olmak üzere iki tip heterojenite belirtilmiştir. Hemisferik nörolojik semptomlar, heterojen plağı olan hastalarda, homojen, orta dereceli ekojeniteli (fibröz) plağı olan hastalara göre daha siktir. Heterojenite artmış emboli olasılığı ile bağlantılıdır.

Karotid arter plakları için en çok kullanılan klasifikasyonlar 1) Geroulakos [65] tarafından mofiyeye edilen Grey-Weale sklası [51] ve 2) Bluth [66] klasifikasyonudur. Grey-Weale sklasında beş tip karotid plağı tanımlamak mümkündür.; tip 1 (ekojenik fibröz kepe sahip anekoik), tip 2 (predominant olarak anekoik fakat %25’den az ekojenik alanlar barındıran), tip 3 (predominant olarak hiperekoik fakat %25’den az anekoik alanlar barındıran), tip 4 (ekojen ve homojen plak), tip 5 (yoğun akustik gölge oluşturarak arteriel duvarın derin tabakalarında



görüntülemeye izin vermeyen kalsifikasyonlar). Bluth ve ark.nın yaptığı sınıflamada plaklar heterojen (Grey-Weale skalasında tip 1-2) ve homojen (Grey-Weale skalasında tip 3-5) olarak değerlendirilir (Tablo 5).

Plak yüzey özelliklerinin US ile değerlendirilmesine yönelik çalışmalarda ise birkaç seride US'nin ülseri saptamada etkili bir yöntem olduğu söylene de histolojik olarak teyit edilmiş başka çalışmalarda, histolojik olarak ülser plak ve US bulguları arasında zayıf korelasyon bulunmuş veya hiç korelasyon bulunmamıştır [67]. Yapılan çalışmalarda yüzey düzensizliğinin iskemik inme gelişiminde yüksek riskle birliktelik gösterdiği saptanmıştır [68, 69].

**Tablo 5.** Grey-Weale skalasında karotid plak tipleri

<b>Tip</b>	<b>Karakteristikleri</b>	<b>Semptom riski</b>
Tip 1	Uniform olarak ekolüsen	Yüksek
Tip 2	Baskın olarak ekolüsen (plak yapısının %50 sinden fazlası)	Yüksek
Tip 3	Baskın olarak ekojenik (plak yapısının %50 sinden fazlası)	Daha düşük
Tip 4	Uniform olarak ekojenik	En düşük
Tip 5	Kalsifikasyona ve zayıf görüntülemeye bağlı olarak klasifiye edilemeyen	Bilinmiyor

### **2.9.2. MR Anjiyografi**

Manyetik Rezonans Anjiyografi (MRA), serebral ve boyun damar hastalıklarının değerlendirilmesinde sık olarak başvuralan invaziv olmayan bir yöntemdir. İki ve 3 boyutlu görüntülerin hastaya kontrast madde verilmeden ve hasta iyonizan ışına maruz kalmadan elde edilebilmesi, aynı zamanda çevre yumuşak dokuların aynı incelemede değerlendirilebilmesi kullanım sıklığını artırmaktadır.

MRA'nın avantajları gibi dezavantajları da mevcuttur. Tüm MRA tetkiklerinde yavaş akıma bağlı saturasyon, kompleks akıma bağlı voksel içi faz

dağılımı gibi nedenleri ile sinyal kaybı, damar hareketleri ya da kardiyak pulsasyonlara bağlı kan akım hızı değişimlerinin oluşturduğu replikasyon (hayalet artefaktı) gibi birçok artefaktlar görüntüleri değerlendirmeyi zorlaştırmaktadır. Kısa eko zamanı (TE), küçük voksel, hız kompanzasyonu ve EKG tetikleme gibi birçok faktörde görüntü kalitesine doğrudan etki etmektedir [70-72] (Tablo 6).

**Tablo 6.** MRA yönteminin İKA stenozunu saptamadaki değerlendirmesi

	<b>Stenoz (&gt;%70)</b>	<b>Plak Morfolojisi</b>	<b>Plak Kompozisyonu</b>
Diagnostik performans	Sensitivite%88-94 Spesifite %84-93	Sensitivite%96 Spesifite %97	Histopatoloji ile anlamlı korelasyon
Güçlü Nokta	Duvar kalsifikasyonları engeli yok Lümen değerlendirmesi yapılıdır	Duvar kalsifikasyonları engeli yok	Çeşitli komponentler arasında diferansiasyon
Sınırlamalar	BTA'ya göre düşük spasiyal rezolusyon	BTA'ya göre düşük spasiyal rezolusyon	Uzun akuzisyon Özel donanım
Tuzaklar	Kritik darlıklarda sinyal kaybı	Ağır kalsifiye plakların oluşturduğu suseptibilite artefaktı	Hemoraji ve fibröz kor arasında parsiyel çakışma

MRA uygulamasında başvuru temel metodlar faz kontrast, time of flight (TOF) ve kontrastlı MRA'dır.

### **FAZ KONTRAST MRA**

Konvansiyonel DSA'da olduğu gibi faz kontrast MRA'da sabit dokulardan gelen sinyaller engellenmekte ve kan hareketine bağlı sadece damardan gelen sinyallerden anjiyografi oluşmaktadır. Faz kontrast tetkiklerde elde edilen verilerden faz diferens, kompleks diferens ve magnitud olmak üzere 3 farklı görüntü elde edilmektedir [73].

Faz diferens görüntülerde sinyal kanın akım hızı ile doğru orantılı olup, hızlı akım fazla sinyal oluşturmaktadır. Genellikle kan akım yönü parlak (beyaz), aksi yöndeki akım ise siyah olarak kodlanmaktadır. Bu karakteristik özelliği sayesinde antiparalel akımları nedeni ile arter ve ven kolaylıkla ayırt edilebilmektedir. Aynı zamanda subklavian steal sendromunda olduğu gibi damardaki ters akımda gösterilebilmektedir. Bu görüntülerde damar anatomisi, kanın akım hızı ve yönü değerlendirilebildiği gibi damar enine kesitlerden kan akım hacmi (ml/dk) ve ortalama hızda ölçülebilmektedir. Kompleks diferens görüntülerde sinyal, akım hızına bağlı olup genellikle damar anatomisini göstermede kullanılır. Bu yöntemde akım yönü değerlendirilemez. Magnitud görüntüler ise faz kontrast MRA verilerinden oluşur.

Faz kontrast MRA yönteminde genel olarak 2 boyutlu (2B) ve 3 boyutlu (3B) olmak üzere iki farklı tetkik ile anjografi oluşmaktadır [74].

## **2B FAZ KONTRAST MRA**

2B faz kontrast MRA rutinde damarları hızlı bir şekilde lokalize etmek için uygulanır. Kardiyak tetiklemeli görüntüler akım yönüne dik elde edilir ve faz diferens işlemi uygulanırsa kardiyak siklus boyunca olan akım hakkında sayısal veriler elde edilir.

Yöntemin avantajı kısa inceleme süresi sayesinde damarları hızlı bir şekilde lokalize etmek, farklı 'velocity encoding' (venc) değerleri ile birden çok sekans elde etmektedir. Yöntemin sınırlı olduğu durumlar voksel içi faz dağılımı nedeni ile sinyal kaybına yatkınlık, en uygun venc değerinin bilinmemesi, kardiyak tetikleme uygulanmadığında pulsasyona bağlı hayalet artefaktının belirgin olması, venöz saturasyon az olduğundan MRA'da venlerin de görünmesidir [75].

## **3B FAZ KONTRAST MRA**

İnceleme süresi 2B faz kontrast MRA'dan daha fazla olduğundan (10-20 dakika) rutinde fazla kullanılmamakta olup, süreyi kısaltmak için genellikle inceleme alanı küçültülmek zorunda kalınır. 3B faz kontrast yönteminin avantajı yüksek

sinyal/gürültü oranına (SNR) ve küçük voksellere sahip olması aynı zamanda her yöndeki damarların görüntülenmesini sağlayan projeksiyon ve reformat görüntülerin elde edilmesidir. SNR'nin yüksek olması, reformat ve projeksiyon görüntülerin elde edilmesi sayesinde değişik açılarda damar anatomisinin gösterilmesi, subtraksiyon uygulanarak ya da küçük (20-30 °) 'flip angle' (FA) uygulayarak sabit dokulardan gelen sinyalin baskılanması, yüksek damar kontrastının elde edilmesi ile faz diferens görüntülerde akım yönü, hızı ve akım hacim oranının hesaplanabilmesi, 3B faz kontrast MRA tekniğinin başlıca avantajlarını oluşturmaktadır. Büyük vokal derinliği, uzun eko zamanı ve bipolar akıma duyarlı gradientlere bağlı oluşan vokal içi faz dağılımı nedeni ile sinyal kaybına yatkınlık, büyük hacim görüntüsü elde edildiğinde kesit sayısı ile orantılı olarak sürenin uzun olması, en uygun venc değerinin bilinmemesi, 2B faz kontrast tekniğine göre daha olsada pulsasyon hayalet artefaktlarının ortaya çıkması, 3B faz kontrast tekniğinin sınırlı olduğu durumlarıdır.

Faz kontrast MRA metodları hız duyarlı olup uygulayıcı venc olarak adlandırılan uygun bir hız aralığı seçmek zorundadır. Arteriyel MRA'da venc yaklaşık 60-80 cm/sn, venöz MRA'da ise 20 cm/sn'dir.

Faz kontrast sekanslarda tüm yönlerdeki akımı değerlendirmek için akım yönünden bir akım kodlama gradienti uygulanır [76]. Görüntüleme gradientlerinin neden olduğu faz akümülyasyonu ise diğer MRA tekniklerinde olduğu gibi akım kompensasyon teknikleri ile azaltılabilir.

### **TOF MRA**

TOF tekniğinde faz kontrastta olduğu gibi subtraksiyon uygulanmadığından sabit dokulardan sinyal kısmen gelmekte, hız veya akım hakkında sayısal bilgiler elde edilememekte, sadece damar anatomisi değerlendirilebilmektedir. Sabit dokularda daha az manyetizasyon olması ve eksitasyon pulslarından sabit dokuların daha fazla etkilenmesi sonucu, TOF tekniğinde akan kan ile sabit dokular arasında kontrast farklılığı oluşmaktadır. TOF MRA'da birkaç faktör önemlidir. Bunlar kesit kalınlığı, kan hızı, damarların oryantasyonu ve time repetition (TR)'dir. Kesitler ince damara dik ise, kan hızlı akıyor ise, TR uzunsa damardan gelen sinyal

artmaktadır. Ancak TOF MRA'da TR sabit dokulardan gelen sinyali de artıracağından TR genellikle orta düzeyde seçilmektedir [70, 71, 77]. TOF MRA 2B ve 3 B olmak üzere iki ayrı şekilde uygulanmaktadır.

### **2B TOF MRA**

Bu yöntemde veriler incelenecek damar boyunca birden çok ardıl kesit uygulanması ile elde edilmekte olup, reformat ve projeksiyon görüntüleri ile uzunluğuna damar gösterebilmekte, damar boyunca uniform sinyal elde edilebilmekte, saturasyon pulsu uygulandığında etkin venöz supresyon oluşmaktadır. Genellikle kesit kalınlığı 1-3 mm, orta derecede FA (60°) seçildiğinde sabit dokularda ve yavaş akımda saturasyon oluşmakta ancak hızlı akım etkilenmemektedir. İncelenen damar kesit alanının hemen kenarına saturasyon pulsarı uygulanarak kesit alanına giren akan kandan gelen sinyaller engellenir. Saturasyon pulsarı serebral ve boyun arteriyel MRA'da süperiora yerleştirilir.

Uzun inceleme süresi nedeni ile 2B TOF MRA'da genellikle yutkunma ve harekete bağlı artefaktlar sıklıkla görülmektedir. Harekete bağlı distorsiyon damarın küçük bir alanında darlık görünümü oluşturabilir. Pulsasyon nedeni ile hayalet artefaktları oluşmakta olup, bunu engellemek için kardiyak tetikleme yapılabilir.

Büyük voksel ve uzun TE nedeni ile 2B'de daha fazla olmak üzere TOF MRA'da stenozlara bağlı kompleks akım olan yerlerde sinyalde azalma olmaktadır. Bu nedenle karotid darlıklarında 2B TOF MRA genellikle tarama yöntemi olarak kullanılmakta olup, ardından patolojiyi değerlendirmek için kontrastlı MRA önerilmektedir.

### **3B TOF MRA**

3B TOF MRA'da küçük vokseller, kısa TE uygulanması ve yüksek SNR nedeni ile intrakrinal damarlar yüksek rezolüsyonda görüntülenir. Bu yöntemde ince kesitlerden oluşan bir slab incelenecek damara dik olarak yerleştirilir. Slab içerisindeki kandan gelen sinyalin çok fazla sature olmaması için küçük FA (30°)

seçilmelidir. Bu yöntem intrakranial arteriyovenöz malformasyo, anevrizma ve stenoz değerlendirilmesinde rutin inceleme yöntemi olarak uygulanmaktadır.

Bazı yöntemler 3B TOF MRA'da kullanıldığında sabit dokulardan gelen sinyal azaltılıp kontrast artırılabilir. Manyetizasyon transvers yöntemi ile sabit dokulardan gelen sinyal azaltılabilmekte, kandan gelen sinyaller etkilenmezken beyinden gelen sinyaller azalmakta ve 3B TOF MRA'da kontrast artmaktadır [78]. Kontrastı artıran bir diğer yöntemde out of faz yöntemi ile yağ ve su içeren dokulardan gelen sinyali baskılayarak kandan gelen sinyali artırma yöntemidir. Bu yöntem uygulanırsa 1.5 Tesla cihazda TE sırası ile 2.3 ve 6.9 msn seçilmelidir. Ramped FA yönteminde de damardan daha uniform sinyaller elde edilebilmektedir. Görüntü kalitesini artıran bir diğer yöntem zero filling (Zero interpolasyon işlemi) görüntü rezolüsyonunu faz, frekans ve aynı zamanda 3B metodlarda artıran bir rekonstrüksiyon metodudur. Bu yöntemle damarda basamaklanma şeklinde düzensizliğe neden olan stair-step etkisi azaltılarak damarlar daha düzgün görülürler. 2B TOF MRA'daki kadar etkin olmasada 3B TOF MRA'da saturasyon pulsarı da uygulanabilmektedir.

3B TOF MRA'da kalın slablar kullanıldığında kontrasta azalma meydana gelmektedir. Geniş bir alandaki intrakranial damarları ya da karotid ve vertebral arterleri değerlendirebilmek için damara dik olarak dizilmiş birden çok ince slablar (MOTSA) uygulanabilir. Bu yöntem ile 2B ve 3B yöntemlerinin avantajları birlikte elde edilmiş olunur. Birden çok ince slab kullanılsa da yavaş akan kan slabı enine geçerken satüre olabilmektedir. Bu saturasyon etkisi her slabın distal ucunda slab boundary artefakt ya da venetian blind artefakt olarak adlandırılan artefaktlara neden olmaktadır. Bu artefakt özellikle karotid bulbusu gibi yavaş akım olan yerlerde olduğunda darlığı taklit etmekte ya da darlığı maskeleyebilmektedir [79].

Kesit yönündeki voksel boyutu kısa olduğunda MİP (maksimum intensite projeksiyonu), ve projeksiyon görüntülerde uzaysal rezolüsyonun iyi olması ve voksel içi dağılımının az olması, 3B yönteminin karakteristiği SNR'nin yüksek olması, TE kısa tutulduğunda voksel içi faz dağılımının az olması, 3B TOF MRA tekniğinin avantajlarını oluşturmaktadır. Yöntemin dezavantajları ise damarları değerlendirmede gereken kesit ve slabların fazla olmasına bağlı olarak inceleme

süresinin uzaması, slabdaki yavaş akım veya damar oryantasyonuna bağlı olarak slabın distalinde de saturasyona bağlı sinyalde azalma olması, T1 değeri kısa dokularda daha fazla olmak üzere sabit dokularının sinyalinin iyi süprese olmaması, etkin venöz supresyonun zor olmasıdır.

## **KONTRASTLI MRA**

Kontrastlı MRA teknikleri TOF ve faz kontrast tekniklere göre basit ve etkin yöntemlerdir [72-74]. Kan ve sabit doku arasındaki sinyal farklılığı, sadece TOF ve faz kontrast inceleme gibi tekniklerine bağlı değil aynı zamanda enjekte edilen paramanyetik kontrast maddenin kan, T1 relaksasyon süresini kısaltmasından oluşmaktadır. Bu yöntem kompleks akımdan kaynaklanan voksel içi faz dağılımından çok az etkilenmektedir. Aynı zamanda çok az artefakt ve sinyal kaybı olup, bir nefes tutumu süresinde aorttan Willis poligonu ötesine kadar uzun damarlar görüntülenebilmektedir. Kan beyin bariyerinin varlığı ve arterden vene geçiş süresinin kısa olması, çok hızlı ve yoğun bir şekilde venöz kontrastlanmaya neden olması arteriyel MRA için çok kısa bir süre bıraktığından, karotid arterlerde başarı ile uygulanırken intrakranial damarların değerlendirilmesinde kontrastlı MRA yönteminin yaygın olarak kullanılması engellenmiştir.

Lümeneye kontrast ulaşması ve uygun zamanda taramaya başlamak ile ilgili birkaç yöntem vardır. Bunlar; tahmini (Best guess), test bolus, otomatik tetikleme (Care Bolus, Smart Prep) ile floroskopik tetikleme yöntemleridir. Kontrast geçiş süresi hastadan hastaya değişmekte olup genç bir sporcuda 10 sn süren kontrastın lümeneye ulaşması, yaşlı konjestif kalp yetmezlikli bir hastada 50 sn kadar uzun olabilmektedir [80-84].

Kontrastlı MRA başlıca 3 şekilde uygulanmaktadır. Bunlar; kontrast maddenin hızlı verilmesi ile birkaç saniyede venöz dönüşten önce görüntülerin hızlı gradient eko sekanslar kullanılarak elde olunduğunda first pass dinamik kontrastlı MRA, yaklaşık erişkinde 20 cc kontrast verildikten sonra (TR 32, FA 35°) 3B TOF ile elde olunan postkontrast MRA ve kontrast öncesi, esnasında ve sonrasında ardıl hızlı anjiyografi görüntüleri ile dinamik incelemeyi sağlayabilen time-resolved MRA yöntemleridir. Kontrastlı 3B MRA tekniğine alternatif 2B kalın kesit MR DSA

denilen bir yöntemde ise kesitleri elde etmek 1-2 sn sürmekte kontrast öncesi görüntüler subtrakte edilerek anjiyografi görüntüsü oluşturulabilmektedir (14). Kontrastlı 3B fast gradient eko sekansı ile aynı zamanda serebral venöz oluşumlarda daha detaylı olarak değerlendirilebilmektedir [85, 86].

## **KAROTİS DARLIKLARINDA MRA**

Karotid arter lümenindeki darlığın derecesi ve plak yapısı hakkında doğru değerlendirme tedavide önemlidir. 2B TOF MRA ile yapılan çalışmalarda damardaki darlığın değişik oranlarda abartılı ölçüldüğü tespit edilmiş olup, özellikle bifurkasyonda kompleks akım nedeni ile normal olgularda darlık görüntüsü oluşabilmektedir. Kısa TE 3B TOF MRA rezolüsyonu daha yüksek olup, kompleks akım olan yerler ile darlık distalini değerlendirmede daha etkili bir yöntemdir. Ancak bu yöntemler genellikle tarama yöntemi olarak kullanılmakta olup, çoğu klinikte kontrastlı MRA ile karotid darlıklar değerlendirilmektedir.

### **2.9.3. BT Anjiyografi**

#### **ÇOK KESİTLİ BT (ÇKBT) FİZİĞİ**

X-ışınlarının daha etkin kullanılması ile, daha uzun mesafeler z-ekseni çözünürlüğünü koruyarak taranabilir. Bu amaçla çoğul sıralı dedektör dizaynı geliştirilmiştir. Tüp-dedektör donanımı 3. kuşak ve helical BT'de olduğu gibi eş zamanlı dönen X-ışın tüpü ve körvilineer dedektör dizisinden oluşur. Bu sistemde helikal BT'den farklı olarak dedektörler tek sıra değil, iki veya daha fazla sıra halinde dizilmiş, her biri 500-900 solid-state yapıdaki dedektör elemanından oluşan iki boyutlu matrix yapısındadır. Her bir dedektör sırası bir veri algılama sistemine bağlanarak kanal sayısı kadar uzaysal veri elde edilir. Dedektör sıra sayısının artması X-ışınının etkin kullanımını sağlayarak veri alma kapasitesini dramatik olarak artırmaktadır. Gantri rotasyon zamanlarının da düşük olması nedeni ile bu cihazların performansı artırılmıştır. Bu gelişme daha kısa görüntüleme süresi, daha uzun görüntüleme mesafesi ve daha ince kesit kalınlığı amacı ile kullanılabilir. Çok kesitli BT'de dedektör sıra sayısı kesit sayısından daha fazla olduğundan çok dedektörlü



BT yerine çok kesitli BT terimini kullanmak daha uygundur. Dedektör sıralarının sayısı, tasarımı ve diziliminin kalınlığı üretici firmalar arasında farklılık gösterir.

### **DEDEKTÖR SIRASI TASARIMI**

Dedektör tasarımları iki ana grupta incelenebilir; matrix, adaptif ve hibrid dedektörler. Matrix diziliminde z-ekseni boyunca dedektör elemanlarının boyutları eşittir. Adaptif tasarımda ise dedektör elemanlarının boyutları merkezden perifereye doğru kalınlaşır. Bu dizilimin mantığı dedektörler arasındaki septa sayısının perifereye doğru azalması ve oblik gelen x ışınlarının septumlarca emiliminin azaltılarak geometrik doz etkinliğinin artırılmasıdır. Hibrid dizilim ise en içteki dedektör elemanlarının dıştakilerden daha ince olması dışında matrix dedektöre benzer. 16 ve daha yüksek BT'lerde hibrid dizilim kullanılır. Dedektörler arasındaki yaklaşık 0.06 mm kalınlıktaki ışını emen ama bilgi üretmeyen septalar nedeni ile çok kesitli BT'lerde ve özellikle matrix diziliminde dedektör etkinliği düşüktür. Bu da hastaya verilen radyasyon dozunun fazla olması anlamına gelmektedir. Ancak çok kesitli BT'de ışın kolimasyonunun fokal spot boyutuna oranı yüksek olduğundan umbra-penumbra oranı da yüksektir. Genel olarak dedektör sıra sayısı arttıkça x-ışını kullanım etkinliği arttığından radyasyon dozu azalır.

### **KESİT KALINLIĞI SEÇİMİ**

Çok kesitli BT'de kesit kalınlığı hasta öncesi ve sonrası kolimasyon ve veri alma sistemi ile kombine edilecek dedektör sıra sayısınca belirlenir. Dolayısı ile dört kesitli BT'de 4x5 mm, 4x2.5 mm, 4x5 mm ve 2x0.5 mm kalınlıkta kesitler almak mümkündür.

Sistemdeki minimum kesit kalınlığı en küçük dedektör elemanının z-eksenindeki genişliğince belirlenir.

## **ÇOK KESİTLİ BT'DE PITCH ve GÖRÜNTÜ REKONSTRÜKSİYONU**

Pitch,  $x$  – ışını tüpünün masa çevresinde 360 derecelik bir tam turunun, total kolimasyona (ışın demetinin toplam kalınlığı) oranı şeklinde tarif edilir. Bazı üreticilerin önceleri dedektör pitch'i (masa hareketinin dedektör kolimasyonuna oranı) kullanması yüksek pitch değerine yol açtığından kafa karışıklığını önlemek ve pitch ile radyasyon dozu arasındaki ilişkili korumak amacı ile artık bu tarif terk edilmiştir.

## **GÖRÜNTÜ REKONSTRÜKSİYONU**

Helikal BT'de olduğu gibi çok kesitli BT'de de aksiyal kesitler almak için ver interpolasyonu gereklidir. Çok kesitli BT'de dedektörler iki boyutlu olduğundan gelen X ışın demeti de iki boyutlu ve koni şeklindedir. Dedektörlere koni şeklinde ve belli bir açı ile gelen ışın demeti gantri merkezinin dışında kalan bölgelerde artefaktlara yol açabilir. Ayrıca her bir dedektör sırasının verileri üst üste binip pitche bağlı olarak tekrarlanabilir veriye neden olabilir. Yani aynı yapı tüpü dönüşü süresince farklı dedektör elemanlarınca görülür, bu özellikle dönüş ekseninin merkezinin uzağında kalan yapılarda daha belirgindir (koni açısı problemi). Bunu önlemek için helikal BT'de kullanılan lineer interpolasyon değil, daha sofistike algoritmalar kullanılmalıdır.

**ÇOKKESİTLİ LİNEER İNTERPOLASYON (ÇLİ);** 4-kesit BT'lerde kullanılan algoritma helikal BT'lerde kullanılanın analogudur. Her biri projeksiyon açısı için görüntü düzlemine en yakın iki projeksiyon verisi kullanılır (360° ÇLİ için sadece gerçek spiral kümeleri, 180° ÇLİ için ise gerçeğe ek olarak dedektör-tüp arasındaki sanal spiral kümeleri). Örnekleme paternlerine bağlı olarak ÇLİ'lerin pitch ile ilişkileri helikal BT'de olduğundan daha komplekstir. Philips ve Siemens interpolasyon algoritmalarını pitch'den bağımsız yaparken, GE 4-, 8- ve 16- kesit cihazlarında uygun veri örnekleme için tercih edilecek pitch değerleri önermektedir. Ayrıca Siemens kesit kalınlığı, gürültü ve radyasyon dozunu örnekleme paterninden bağımsız hale getirmek için z-filtre interpolasyonu ve koni açısı rekonstrüksiyonu geliştirmiştir.

**Z-FİLTRE İNTERPOLASYONU;** 4- ve 8- kesit alan BT cihazlarında kullanılan bu yöntemde dedektörlerden sadece görüntü düzlemine en yakın iki projeksiyon değil çok sayıda projeksiyon kullanılır (çok noktalı interpolasyon). Sonra bunlar görüntü düzlemine olan uzaklıklarına göre değerlendirilir. Z-filtre fonksiyonu rekonstrükte edilen görüntünün kesit kalınlığını kontrol eder. Bu filtre fonksiyonu z-ekseninin negatif tarafındaki kenar keskinliğini artıran bölümünü de hesaba katarak, pitch'in uygun olmadığı durumlarda bile kesit kalınlığının kolimasyona eşit olmasını sağlar. Ancak bu filtre işlemi gürültüyü artırır. Geniş filtre fonksiyonu kullanılarak gürültü azaltılır ve kesit kalınlığı genişler. Üretici firmalara bağlı olarak seçilen kolimasyon rekonstrükte edilen görüntünün kesit kalınlığının değişik kombinasyonları mevcuttur.

**KONİ DEMETİ İNTERPOLASYONU;** Z-filtre interpolasyonunda da ışınların paralel olduğu varsayılır, ancak özellikle 16- ve daha çok kesitli BT'lerde ışınların z-ekseni boyunca dağılması (diverjans) belirgin olduğundan özellikle santraldeki dedektör ekseninin dışında kalan noktalarda artefaktlar (koni açısı) ortaya çıkar. Bunu düzeltmek için daha karmaşık hesaplamalar gereklidir. Philips ve Toshiba gerçek 3 boyutlu koni demeti algoritması kullanmaktadır. Bunlar verileri voksel voksel değerlendirerek her ayrıntının son görüntü de görülmesini sağlamaktadır. GE ve Siemens kendi iki boyutlu fanbeam rekonstrüksiyon algoritmalarını geliştirerek önce spirallere uyarlanmış oblik düzlemde rekonstrüksiyon yapmakta sonra bunlar aksiyal kesit olarak interpolate edilmektedir.

## **ÇOK KESİTLİ BT'DE GÜRÜLTÜ**

4- kesit BT'lerde görüntüdeki gürültü seçilen kesit kalınlığına ve z-filtreleme veya koni açısı algoritmasına bağlıdır. Z-filtreleme gürültü ve kesit kalınlığı arasındaki ilişkiyi iyileştirir ve 180° interpolasyona göre gürültüyü azaltır. Siemensin kullandığı adaptif z-filtre işlemi gürültü ve kesit kalınlığını pitch'den bağımsız hale getirmiştir. Toshiba'da kullanıcının seçtiği kesit kalınlığına göre sistem uygun z-filtre seçmektedir.

## **ÇOK KESİTLİ BT'NİN AVANTAJLARI**

Çok kesitli BT'nin performansı helikal BT'ye göre daha yüksek olduğundan daha uzun mesafeler, daha ince kesitlerde ve daha kısa sürelerde taranabilir. Çok fazlı (multifazik ve dinamik çalışmalar) ve fonksiyonel BT daha etkin yapılabilir; multiplanar rekonstrüksiyon, MIP (maximum intensity projection), 3 boyutlu rekonstrüksiyon, hacimsel gösterim (volüme rendering), BT anjiyografi, BT endoskopi ve BT floroskopi kalitesi helikal BT'ye göre daha yüksektir. İnce kesit ( $\leq 1$  mm) alındığında gerçek izotropik görüntüler (kubik voksel) elde edilirki bu da görüntü hacminden geçen her düzlemin eşit derecede keskin olması demektir. Uzun mesafelerin taranabilmesi tetkik mesafesinin kısaltması ile travma hastalarında, çocuk ve bilinç bulanıklığı olan hastalarda harekete bağlı artefaktları en aza indirir. Açılı inceleme gerektiren duramlarda hastaya veya gantriye açı vermeden tarama yapıp, daha sonra istenen açıda görüntü oluşturulabilir.

## **BTA'DA ÇEKİM TEKNİĞİ VE PROTOKOL**

BTA işlemleri hem konvansiyonel hem de multidedektör spiral bilgisayarlı tomografi cihazları ile uygulanabilir. Multidedektör spiral bilgisayarlı tomografinin konvansiyonelden farkı birden fazla sayıda dedektörün bulunmasıdır. Bunun yanı sıra  $360^\circ$  dönüşün 0.5-0.8 saniyede tamamlanmasını sağlayan tarayıcıların geliştirilmesi sonucu bu yeni BT cihazlarının performansı büyük oranda artmıştır. Bu sayede daha fazla hacim; daha kısa süre, yüksek uzaysal çözünürlük, daha az kontrast madde kullanılarak taranabilir. Esas olay incelenecek vasküler yapıyı çevre yumuşak dokulardan ayırt etmek ve 3B görüntü oluşturacak yüksek atenuasyon değerlerine ulaşmaktır. Kontrast maddenin incelenecek vasküler yapılarda en üst konsantrasyona ulaşması hastanın kardiovasküler durumuna bağlıdır. Multidedektör BT cihazları kullanıldığında inceleme süresinin çok kısa olması nedeni ile gecikme zamanının ayarlanması çok önemlidir. Bunun için en sık kullanılan yöntem hastanın yaşı ve kardiovasküler durumunun göz önünde tutulması sonucu tahmini bir süre verilmesidir. Bu yöntem kolay uygulanabilir olmakla birlikte her zaman uygun sonuç vermemektedir. Diğer sık kullanılan bir yöntem inceleme öncesi 10-15 ml kadar bir kontrast madde verilmesi ve birbiri ardına görüntü alınarak

dolaşım zamanının ölçülmesine dayanan test-bolus yöntemidir. Bu yöntemin dezavantajı hem toplam sürenin azalması hem de kullanılan kontrast madde miktarının artmasıdır.

Karotid BTA incelemesinde damarların optimal opasifikasyonunun sağlanması için antekübital venden kontrast madde, otomatik enjektör ile 4-5 cc/sn gibi yüksek bir hızla verilir. Yüksek hız ile yüksek konsantrasyonda enjekte edilen kontrast madde damar lümeninin ayırt edilebilmesi için lümenin optimal dolumunu sağlar. Yüksek kontrast madde konsantrasyonu plak dansitesi ölçümünde yanılgıya neden olabilir. Kontrast madde konsantrasyonu arttırıldığında, ölçülen plak dansitesinin de artış gösterdiği saptanmıştır [87]. Tarama asendan aortadan, Willis poligonuna kadar olan alanı içerir. Karotid anjiografide genellikle kanın akım yönünde yani kaudokranial yönde tarama yapılır. Ancak 16 veya daha fazla kesitli BT cihazları taramayı daha hızlı gerçekleştirebilir. Bu şekilde kraniokaudal yönde tarama yapıldığında, arterial opasifikasyon olumsuz etkilenmeden vena cava superior ve brakiosefalik venden opak temizlendikten sonra toraks girimi taranarak boyun arteriyel yapıların proksimal kesimlerinin değerlendirilmesini engelleyebilen kontrast madde artefaktından kurtulmuş olunur [88].

### **BTA'DA 3B GÖRÜNTÜLEME TEKNİKLERİ VE POSTPROCESSING**

Tüm olgularda aksiyal plandaki kaynak görüntülerin tamamının değerlendirilmesi mutlaka gereklidir. Özellikle 3B imajlarda saptanan patolojilerin aksiyal imajlar üzerinden de komfirme edilmesi gerekir. BTA oluşturmakta kullanılan 3B postproses modaliteleri MPR (multiplanar reformat), MIP (maximum intensity projection), SSD (shaded surface display), ve VRT (volume rendering technique) dir.

Postprocessing kalitesini direkt olarak etkileyen BT parametleri kesit kalınlığı ve rekonstrüksiyon intervalidir. Pitch'in etkisi daha azdır. Yüksek pitch kullanımı reformat görüntülerde z aks rezolüsyonunu bozarak zebra artefaktına yol açar.

## 1-REFORMATLAR

BT vokseli değiştirilemeze, aynı voksellerden değişik planlarda görüntüler elde edilir. Kesit kalınlığı piksel boyutundan büyükse (izotropik olmayan voksel) reformat görüntülerde distorsiyon oluşturur. Aksiyal görüntüde x yönü hastanın sağ-sol aksını, y yönü ön-arka aksını, z yönü ise superior-inferior aksını gösterir. Koronal reformat yapılacaksa hastanın x-z planı, sagittal reformat yapılacaksa y-z planı kullanılır. Oblik reformatlar bunlardan farklı olarak x veya y planına açı verilerek yapılır. Karaciğer ve pankreas anatomik pozisyonları nedeniyle oblik reformatlarda daha iyi görüntülenir.

**Maksimum ve minimum intensite projeksiyonlar:** 3 boyutlu reformatlardan olan maksimum intensite projeksiyon yönteminde kemik, kontrast madde içeren vasküler yapılar gibi yüksek dansiteli oluşumlar ön plana çıkarılır. Düşük dansiteli diğer oluşumlar net görülmez. Minimum intensite projeksiyon yönteminde ise tersine düşük dansiteli yapılar güçlendirilir. Bu yöntem diğeri kadar yaygın kullanılmamaktadır. Biliyer sistem görüntülemesinde kullanılabilir. Her iki yöntem de, orijinal aksiyal görüntüleri farklı ve önemli bilgiler ekleyerek, özellikle preoperative anatomik ve patolojik değerlendirmeye katkıda bulunur. Süperpoze damarlar iyi görülemez, ancak rotasyonla ortaya konulabilir. Vokseli oblik olarak geçen küçük damarlar gözden kaçabilir. MIP'de primer dataların ancak %10'u kullanılabilir. Maksimum intensite projeksiyon tekniğinde, o anda inceleme alanındaki en yüksek piksel baz alınarak diğer tüm pikseller bu değer üzerinden değerlendirilir ve anjiyografiye en çok benzeyen görüntüler oluşturulur. Damar duvar kalsifikasyonunu lümendeki kontrasttan en iyi ayıran yöntem budur. Yine bu yöntemle süperpoze olan anatomik yapılar kesilerek uzaklaştırılabilir.

**Eğimli (curved) reformatlar (CPR):** Aksiyal görüntüler eğimli bir planda birleştirilerek 3 boyutlu reformatlar yapılabilir. Bu teknik tortioz tübüler oluşumlara veya mandibula gibi eğimli anatomik yapılara uygulanabilir. Multiplanar reformat (MPR) ile kesitlerden sagittal, koronal ve oblik planlarda imajlar yapılır. Kesit kalınlığı ne kadar ince ise MPR'nin rezolusyonu o kadar yüksek olur.

**Değişik kalınlıklarda görüntüleme:** Özellikle ÇKBT ile çok ince kesitler alınabilmekte olup ince kesitlerde görüntüyü azaltmak için genellikle mAs yüksek tutulmaktadır. Hasta dozunu ve gürültüyü azaltmak amacı ile bu ince kesitler, bilgisayar tarafından ikisi veya üçü bir araya getirilerek değerlendirilebilmektedir. Bu yöntem ile elde edilen görüntüler, aynı kalınlıktaki görüntülere göre daha kaliteli olmakta; değerlendirme süresi kısalmaktadır

## **2- HACİMSEL GÖSTERİM (VOLUM RENDERING DISPLAY)**

Bu yöntemde görüntüyü oluşturan tüm voksellerden yararlanılır. Değişik dansite değerlerine sahip yapılara farklı renk kodları verilerek birbirlerinden farklı dokular farklı renklerde görüntülenir veya aynı rengin değişik tonları kullanılarak imajlar elde olunabilir. Bir grup vokselle öne çıkarılırken, diğer vokseller gizlenebilir. Vasküler yapıların 3 boyutlu görüntüsü, derinlik bilgisinin de bulunması nedeni ile gerçek anatomiye çok yakındır. Bu yöntem sanal endoskopik çalışmalarda da sıklıkla kullanılmaktadır. VRT en son geliştirilen ve en popüler olan 3B görüntüleme modalitesidir. Bu yöntemde vasküler yapılar ve çevre dokular semitransparan halde izlenir.

## **3- YÜZEY GÖSTERİMİ (SURFACE RENDERING DISPLAY)**

Anatomik yapıların yüzeyine yakın voksellerin seçilen eşik değerleri yardımı ile görüntülediği bir yöntemdir. Toplam dataların ancak %10'u kullanıldığında önemli bir bilgi kaybı söz konusudur. Bu teknikle küçük çaplı damarların görüntülenmesinde problemler olabilir.

## **KAROTİD DARLIKLARINDA BTA VE STENOZ ÖLÇÜMLERİ**

DSA ile performe edilerek elde edilen iki boyutlu çap değerleri gerçek akımı sadece tahmini olarak belirleyebilir. Multidedektör tekniğin tanıtımından sonra BTA, son dekatta geniş olarak kabul gören modalite olmuştur (Tablo 7).

**Tablo 7.** BTA yönteminin İKA stenozunu saptamadaki değerlendirmesi

	<b>Stenoz(&gt;%70)</b>	<b>Plak Morfolojisi</b>	<b>Plak Kompozisyonu</b>
Diagnostik performans	Sensitivite% 77 Spesifite %95	Sensitivite% 100 Spesifite % 100	Histopatoloji ile ılımlı korelasyon
Güçlü Nokta	BTA'ya göre düşük spasial rezolusyon	BTA'ya göre düşük spasial rezolusyon	Direkt kalsiyum gözlemi
Sınırlamalar	Duvar kalsifikasyonları engeli Uzun post-processing gereği	Duvar kalsifikasyonları engeli Uzun post-processing gereği	MRA'a göre komponent diferansiasyonunda azalmış doğruluk oranları
Tuzaklar	Ağır kalsifiye plaklarının oluşturduğu beam hardening artefaktları	Ağır kalsifiye plaklarının oluşturduğu beam hardening artefaktları	Hemoraji saptanmasında belirgin kısıtlılık

Geniş çaplı yapılan sistematik derlemede BTA ve DSA'nın karotid arter stenozu saptanmasındaki kesinlik konusunda BTA'nın uygun ve doğru modalite olduğunu rapor etmiştir [48]. 28 Nitelikli metodolojik çalışmanın ve toplamda 864 hastanın incelendiği bu çalışma %97 sensitivite %99 spesifite tespit edilerek BTA'nın karotid arter stenoz değerlendirmede yüksek doğruluğa sahip bir teknik olduğu saptanmıştır. %70-99 stenoz saptanmasında çok yüksek sensitivite ve spesifiteye sahip olarak yüksek güvenilirlikli bir teknik olduğu belirtilmiştir.

Karotid endarterektomi ile ilgili randomize çalışmalar, İKA'da ciddi darlık (%70-99) bulunan, semptomatik bireylerde cerrahi tedavinin yararlı olduğunu göstermiştir [9]. %50-69 arası darlık bulunan hastalarda da eğer semptomatik hale gelmiş ise, karotid endarterektominin faydalı olabileceği belirtilmiştir. Asemptomatik bireylerde ise karotid endarterektominin daha az fayda sağladığı gösterilmiştir [89]. Günümüzde BTA, çok kesitli tomografi teknolojisinin gelişmesiyle birlikte karotid arterlerde darlık yüzdesi değerlendirmede yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. Yöntemin en önemli dezavantajları, iyotlu kontrast madde kullanılması ve radyasyon



maruziyetidir. Tanısal amaçlı BTA incelemede ortalama 1-4 mSv aralığında bir doz maruziyeti olmaktadır. Bu DSA ile karşılaştırıldığında daha düşüktür. Diğer bir sınırlılık, kemik ve kalsifikasyonlara bağlı artefaktların görüntüyü etkilemesidir. DSA’da subtraksiyon yapılabilmesi bu etkileri minimize indirmektedir. Ham veriler elde edildikten sonra “postprocessing” işlemleri ile anjiyografik görüntüler elde edilir. BTA ve MRA’da kullanılan postprocessing işlemleri ve 3D imajlar ile darlık yüzdesi derecesinin daha doğru hesaplanabilmesi mümkün olmakla birlikte, karotid endarterektomi için hasta seçiminde halen referans yöntem DSA olmaya devam etmektedir.

BTA ile lümen çapı ölçümlerinin tekrarlanabilirliği tespitinin güvenilirliği birçok faktöre bağlıdır. Beamhardening artefaktları, ağır konsantrik kalsifikasyonlar sonucu oluşur ve aksiyal/longitudinal rekonstrüksiyon planlarında stenoz derecesinin olduğundan daha yüksek gösterebilir [90, 91]. Birçok çalışma pencere ayarlarını ve kontrast dansitesinin çok çeşitli ölçüm değerleri oluşturduğunu göstermiştir [91, 92]. BTA ölçümlerinde ayrıca, rekonstrüksiyon teknikleri, kalsifikasyonlar ve tortiozite gibi dış faktörlerde ölçümü etkileyebilir.

### **BTA’DA PLAK MORFOLOJİSİ**

De Weert ve ark. [93] BTA’nın plak morfolojisini düzgün, irregüler ve ülser yüzeyler şeklinde belirledi. Düzgün yüzey özelliğini herhangi bir düzensizlik ve ülserasyon işareti olmayan lümen morfolojisi için kullandı. Lümeninde ince düzensizlikler genelde yeni geçirilmiş inme ile yakından ilişkilidir. Irregülerite kriteri pre-veya post stenotik dilatasyonun varlığı ve/veya herhangi bir ülserasyon işareti olmadan düzensiz lümen morfolojisi ile betimlenir. Fakat irregülerite ile en ilintili yüzey özelliği ülserasyondur. Plak ülserasyonu 1000 mikrometreden daha büyük derinlikteki intimal defekt varlığında söz konusudur. Bu defekt ateromatöz plaktaki nekrotik koru temsil eder [94]. 2007’de Saba ve ark. [2, 95] cerrahi altın standart olarak kabul edip BTA ve US’i plak ülserasyonu açısından karşılaştırmış ve BTA’nın diagnostik doğruluğunun belirgin şekilde yüksek olduğunu göstermişlerdir (%93 e karşı %37.5). Ülser plaklar Lovett ve ark.’ın [36] tanımladığı sınıflandırmaya göre karakterize edilebilir. Buna göre tip I; lümenine dik işaret eden ülser, tip II; dar

boyunlu ve proksimal veya distali işaret eden ülser, tip III; proksimalde dar boyunlu, distali işaret eden ülser, tip IV; distalde dar boyunlu proksimali işaret eden ülser. Buna göre tip I ve tip III en sık karşılaşılan ülser tipi olmakla birlikte, artmış serebrovasküler olay riski ile belirgin bir ilişki gösterilememiştir.

### **BTA'DA PLAK TİP, VOLÜM VE KAROTİD DUVAR KALINLIĞI**

Düşük dereceli lüminal stenozlarda serebrovasküler olay gelişmesi oldukça mümkündür ve bu açıdan plak karakteristiklerini belirlemek oldukça önemlidir. Schroder ve ark. [41] koroner plakları fatty, mikst ve kalsifiye lezyonlar olarak sınıflamıştır; buna göre <50 HU fatty, 50-119 HU mikst ve >120 HU kalsifiye olarak sınıflandırılmıştır.

BTA'da durağan lipit deposu olarak bilinen fakat yüksek oranda biyolojik aktif olan lipid korunun varlığı ile ilişkili olan fatty plakların önemini belirtmek gerekir. Plak volümü de oldukça önemlidir.

Ouhous ve ark. [96] stenoz şiddeti ve plak volümü arasında anlamlı bir ilişki bulmuştur. Son dönemde BTA çalışmaları karotid arter duvar kalınlığı ile inme arasında önemli bir ilişki bulmuştur. Bir mm değerini treshold olarak belirlenmesi ile risk önemli ölçüde saptanabilmektedir [97].

BTA, US ile karşılaştırıldığında US'de düşük gözlemci içi ve metodlar arası uyum izlenmesi nedeni ile karotid arter duvar kalınlığı saptamada daha faydalıdır ve BTA optimal tekrarlanabilirlik arz eder [98-101].

### **2.9.4. DSA**

Konvansiyonel anjiyografi, karotid arter darlık derecesinin çok iyi değerlendirilmesi açısından, bütün büyük endarterektomi ve endovasküler revaskülarizasyon çalışmaları tarafından temel görüntüleme ve altın standart modalite olarak kabul görmüştür. Karotid arter hastalığının tanısında kullanılan diğer tanısal modalitelerin başarısı anjiyografi ile mukayese edilmistir. Ancak diğer noninvaziv yöntemlere göre daha maliyetli olması ve nörolojik komplikasyon riski

taşıması başlıca dezavantajı olup diğer noninvaziv yöntemlere eğilimi artırmıştır [102].

Konvansiyonel anjiografide 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. Günümüzde bu noninvaziv tekniklerin, operasyon öncesi karotid arter görüntülemeye DSA'nın yerine kullanılması tartışılmaktadır [103]. Pek çok merkez, halen DSA'yı kullanmakta olup hastaların büyük bir kısmında rutin olarak kullanılması gerektiğini savunmaktadır. Doppler US, ucuz, taşınabilir, deneyimli kişiler tarafından yapıldığında yüksek doğruluk oranlarına sahip bir yöntem olmakla birlikte, gözlemciler arası değişkenliğin yüksek olması nedeniyle genellikle diğer yöntemlerden önce başlangıç tarama yöntemi şeklinde kullanılmaktadır [104]. BTA ümit vadeden bir yöntem olmakla birlikte, radyasyon maruziyeti, kalsifik plaklara bağlı artefaktların yanıltıcı sonuçlara yol açabilmesi ve BTA ile ilgili yayınlanmış çalışmaların henüz az sayıda olması nedeniyle kullanımı sınırlıdır. Karotid DSA'nın temel endikasyonu, karotid arter plaklarının değerlendirilmesi ve darlık derecesinin ölçülmesidir. DSA, genellikle diğer noninvaziv tekniklerden sonra teyit edici yöntem olarak kullanılır.

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. Aterosklerozda anjiyografik olarak lümeninde düzensizlik, darlık, poststenotik dilatasyon, ülser, ektazi, tortuozite, anevrizma, trombüs ve oklüzyon izlenebilir. Tüm hastalar işlem sırasında monitörize edilmelidir. İşlem sırasında allerjik reaksiyon, kardiyak olaylar, epilepsi gibi komplikasyonları daha az olduğundan non-iyonik kontrast maddeler kullanılmalıdır.

DSA'nın önemli bir limitasyonu karotid bifurkasyonun standart görüntülerinde, lümendeki daralma sirküler olmadığında, darlığın en fazla olduğu yeri görüntülemeye hata oluşabilmesidir. Daha sonra geliştirilen rotasyonel DSA bu sorunun büyük ölçüde üstesinden gelmiştir [105]. DSA'nın başlıca komplikasyonları, kateter giriş yeri, kontrast madde kullanımı ve nörolojik komplikasyonlardır. DSA

sonrası komplikasyonlar genellikle ilk 24 saatte ortaya çıkar. Kateter giriş yeri ile ilişkili en sık komplikasyon hematoma ve psödoanevrizmadır. Bazı çalışmalarda karotid arterde darlık bulunan bireylerde DSA'ya bağlı nörolojik komplikasyonların genel popülasyon ile karşılaştırıldığında daha yüksektir [106].

Karotid darlık derecesi ölçümünde Kuzey Amerika'da NASCET yöntemi ve Avrupa'da ise ECST yöntemi yaygın olarak kullanılmaktadır. Daha az sayıda merkez, CCA ve yeni dönemde CSI metodunu kullanmaktadır. ECST ve CCA yöntemlerinde darlık yüzdesi NASCET'e göre daha yüksek bulunmaktadır. Bunun nedeni distal İKA çapının İKA proksimali ve CCA'ya göre daha dar olmasıdır [107]. NASCET yöntemine göre %70-99 arası darlık derecelerinde karotid endarterektomi ile belirgin ve %50-69 darlık derecelerinde ise sınırdaki bir risk azalması sağlanmaktadır. NASCET yöntemindeki bu %50 ve %70 cut off değerlerin ECST ve CCA yönteminde %65 ve %82'ye karşılık geldiği gösterilmiştir [107]. US ile yapılan çalışmalarda ise DSA'nın karotid arter stenoz derecesinin daha az indirgemeye eğilimli olduğu gösterilmiştir [108, 109].

Günümüzde karotid arterde darlık şüphesi bulunan hastalarda, non invaziv görüntüleme modalitelerinin tek başına veya kombine olarak DSA'nın yerini alması gündemde olan konulardandır [110,111]. Görüntüleme protokolünün belirlenmesinde genel yaklaşım ilk basamak inceleme yönteminin Doppler US olması, daha sonra diğer noninvaziv yöntemler ile sonucun teyit edilmesi yönündedir.

### **3. GEREÇ VE YÖNTEM**

#### **3.1. HASTA SEÇİMİ**

Ocak 2011-Haziran 2012 tarihleri arasında geçici iskemik atak, inme, amorazis fugaks, baş dönmesi, hemiparezi, senkop öyküleri ile kliniğimize yönlendirilen ve öncelikle doppler US ile aterosklerotik karotid arter hastalığı saptanan 200 olguya karotid çok kesitli BT (ÇKBT) anjiyografi yapıldı. Değerlendirmeyi engelleyecek düzeyde venöz kontaminasyon olan olgular, hareket artefaktı veya metalik artefaktlar nedeniyle değerlendirmenin optimal yapılamadığı olgular ve İKA bulbus haricinde plak saptanan veya NASCET kriterlerine göre doğru ölçüm yapılamadığından dolayı İKA bulbusta tama yakın darlığı olanlar çalışma dışı bırakıldı. Sonuç olarak İKA bulbusu düzeyinde plak saptanan 69 karotid arter çalışmaya dahil edildi.

#### **3.2. TEKNİK**

BTA incelemesi, 16 kesitli ÇKBT (Lightspeed 16 GE Healthcare, Milwaukee, Wisconsin, USA) cihazı ile gerçekleştirildi. Hastalar, sırtüstü pozisyonda yatırılarak çekim gerçekleştirildi. Çekim süresi boyunca nefes tutmaları ve yutkunmamaları gerektiği belirtildi. Ortalama 100 ml non-iyonik kontrast madde, 4 ml/sn enjeksiyon hızı ile sağ antekübital venden uygulandı. Kontrast öncesi 20 ml ve kontrast sonrası 20 ml salin infüzyonu yapıldı. Arkus aortadan Willis poligonu dahil intrakranial vasküler yapılara kadar olan alan kaudo kranial olarak tarandı. Ana karotid arterde servikal 1-2 vertebra hizasında kontrast madde görüldüğü anda manuel olarak çekimin başlatılması yöntemi kullanıldı. Kesit kalınlığı 3mm, matriks 512x512, FOV (field of view) 320 mm, pitch 0.641, mAs 440 mAs ve kilovolt 120 kV idi.

Elde edilen imajlar değerlendirme için ayrı bir iş istasyonuna (Advantage Windows 4.2; GE Medical Systems) aktarıldı. Her hastada ilk aşamada aksiyal baz imajlar, MPR görüntülerin değerlendirilmesini takiben postprocessing işlemleri sonucu elde edilen MIP, CPR ve 3-Dimensional volume rendering görüntüler elde

edildi. Karotid darlık değerlendirmesi ise aksiyal, MPR ve CPR görüntülerin kılavuzluğunda yapıldı. Karotid darlık düzeyi NASCET, ECST CC ve CSI olmak üzere 4 yönteme göre hesaplandı. Gözlemciler arası değişkenliğin hesaplanması için ölçümler, iki radyolog tarafından birbirinden bağımsız olarak yapıldı. Her bir yöntem için en az 3 ölçüm yapıldı ve darlık derecesi bu 3 ölçümün aritmetik ortalaması olarak alındı. Ölçümlerin tamamı, karotid arter lümeninin merkez çizgisine dik aksiyal planda yapıldı. Darlık düzeyinde, lümenin en dar olarak gözlendiği çap ve alan ölçümlerle diğer seviyelerde de ölçümler buna paralel olacak şekilde yapıldı.

### 3.3. ÖLÇÜM METODU

NASCET yönteminde, hastalıklı segmentin en dar bölümünün kontrast dolu rezidü lüminal çapın poststenotik dilatasyonun ötesindeki arter lümenine oranı; ECST, yönteminde hastalıklı segmentin en dar bölümünün kontrastla dolu rezidüel lümen çapını aynı düzeydeki orijinal internal karotid arter lümeninin dıştan dışa çapına oranı; CCA yönteminde hastalıklı segmentin en dar bölümünün lüminal çapının karotid bifurkasyonundan 3-5 cm proksimaldeki hastalısız AKA lümen çapına oranı hesaplandı. CSI yönteminde ise AKA ve İKA arasında normal anjiogramların analizi sonucu tanımlanan oranlara göre hesaplamalar yapıldı. Buna göre distal AKA/İKA arasında 0.65, proksimal AKA/İKA arasında 1.2 değerlerinde oranlar saptandı. Bu doğrultuda CSI yöntemine göre hastalıklı segmentin en dar bölümünün kontrast dolu rezidü lüminal çapın proksimal hastalısız AKA lümeninin 1.2 katına oranı hesaplandı. Aynı yöntem ve formül bilgileri kullanılarak belirtilen düzeylerde lümen ve orijinal arter kesitlerinden perfüze rezidüel lümenin dış konturlarının elle belirlenmesi suretiyle alan ölçümleri yapılarak oranlamalar hesaplandı. Elde edilen değerler her iki radyolog tarafından kaydedildi. Ayrıca en dar segmentten 'longest axis length/ longest perpendicular length (L/P)' (en uzun aksiyal çap boyutu/ en uzun dik çap boyutu) oranı ölçümlerle lümen morfolojisinin stenoz oranlarını saptamada etkisi araştırıldı ve bulgular kaydedildi.

### 3.4. İSTATİSTİKSEL ANALİZ

Verilerin tanımlayıcı istatistiklerinde ortalama, standart sapma, oran ve frekans değerleri, uyum analizinde Kappa testi kullanıldı. Değişim dağılımı Bland-Altman grafiği ile gösterilmiş iki ölçüm arasındaki korelasyon sınıf içi korelasyon değeri ile kontrol edildi. Yöntemler arası model kurulurken ilk gözlemcinin ölçümleri kullanılarak lineer regresyon kullanıldı. Analizlerde SPSS (Statistical Package for Social Sciences) 21.0 programı kullanıldı.

Sınıf içi korelasyon değeri 0 ile 1 arasında değişmekte olup 0,8'in üzerinde olması genellikle uyumun iyi olduğu şeklinde yorumlanmaktadır.

Kappa istatistiğinin yapılabilmesi için darlık dereceleri <50; 50-69 ve ≥70 şeklinde yapıldı. Kappa değerlerine göre uyumun derecesine bakıldığında:  $\kappa < 0,20$  kötü; 0,21-0,40 zayıf; 0,41-0,60 orta; 0,61-0,80 iyi; 0,81-1 mükemmel uyum olarak yorumlanmaktadır [112].

L/P oranlarının kategorize edilmesi: evre 1: <1.5, evre 2: ≥1.5 ve <2, evre 3: ≥2 şeklinde belirlendi [113].

## 4. BULGULAR

Çalışmaya toplam 48 hasta olmakla birlikte; 33' ü (%47,8) sağ, 36'sı (%52,2) sol internal karotid arterde izlenen toplam 69 stenotik karotid arter dahil edildi. Hastaların 29'u (%60,4) erkek, 19'u (%39,6) kadındı. Erkek hastaların yaş ortalaması  $70,5 \pm 10,0$  (minimum 42, maksimum 88), kadın hastaların yaş ortalaması  $73,2 \pm 8,4$  (minimum 56, maksimum 87), genel toplamda yaş ortalaması  $71,5 \pm 9,4$  (minimum 42, maksimum 88) yıl idi.

Maksimum stenozun İKA bulbusuna olan uzaklığı ortama  $10,2 \pm 8,4$  (minimum 0, maksimum 36,3) mm idi.

L/P oranları kategorize edildiğinde: 45 olgu (%65,2) evre 1:  $<1,5$ ; 16 olgu (%23,2) evre 2:  $\geq 1,5$  ve  $<2$ ; 8 olgu (%11,6) evre 3:  $\geq 2$  şeklinde idi.

I. ve II. gözlemcinin çap bazlı NASCET ölçümleri arasında anlamlı ( $\kappa=0,619$   $p = 0,000$ ) uyumluluk mevcuttu. Ölçümlerin %87 sinde uyumluluk mevcuttu (Tablo 8). Bulgular NASCET yöntemi ile çap kriterli yapılan ölçümlerin gözlemciler arası uyumun iyi olduğu şeklinde yorumlandı.

**Tablo 8.** NASCET yöntemi için çap ölçümlerine göre gözlemciler arası uyuma ait kapa değerleri

Çap			I. Gözlemci			%Uyum	Kappa	p	
			NASCET						
			0-49	50-69	70-100				
II. Gözlemci	NASCET	0-49	n	51	4	0	87,0%	0,619	<b>0,000</b>
			%	73,9%	5,8%	0,0%			
		50-69	n	3	8	2			
			%	4,3%	11,6%	2,9%			
		70-100	n	0	0	1			
			%	0,0%	0,0%	1,4%			

I. ve II. gözlemcinin çap bazlı ECST ölçümleri arasında anlamlı ( $\kappa=0,578$   $p = 0,000$ ) uyumluluk mevcuttu. Ölçümlerin %73,9 unda uyumluluk



mevcuttu (Tablo 9). Bulgular ECST yöntemi ile çap kriterli yapılan ölçümlerin gözlemciler arası uyumun orta olduğu şeklinde yorumlandı.

**Tablo 9.** ECST yöntemi için çap ölçümlerine göre gözlemciler arası uyuma ait kapa değerleri

Çap			I. Gözlemci				%Uyum	Kappa	p
			ECST						
			0-49	50-69	70-100				
II. Gözlemci	ECST	0-49	n	27	4	1	73,9%	0,578	<b>0,000</b>
			%	39,1%	5,8%	1,4%			
		50-69	n	7	17	6			
			%	10,1%	24,6%	8,7%			
		70-100	n	0	0	7			
			%	0,0%	0,0%	10,1%			

I. ve II. gözlemcinin çap bazlı CCA ölçümleri arasında anlamlı (kappa=0,632 p = 0,000) uyumluluk mevcuttu. Ölçümlerin %78,3 ünde uyumluluk mevcuttu (Tablo 10). Bulgular CCA yöntemi ile çap kriterli yapılan ölçümlerin gözlemciler arası uyumun iyi olduğu şeklinde yorumlandı.

**Tablo 10.** CCA yöntemi için çap ölçümlerine göre gözlemciler arası uyuma ait kapa değerleri

Çap			I. Gözlemci				%Uyum	Kappa	p
			CCA						
			0-49	50-69	70-100				
II. Gözlemci	CCA	0-49	n	31	5	1	78,3%	0,632	<b>0,000</b>
			%	44,9%	7,2%	1,4%			
		50-69	n	3	18	5			
			%	4,3%	26,1%	7,2%			
		70-100	n	0	1	5			
			%	0,0%	1,4%	7,2%			

I. ve II. gözlemcinin çap bazlı CSI ölçümleri arasında anlamlı (kappa=0,606 p = 0,000) uyumluluk mevcuttu. Ölçümlerin %73,9 unda uyumluluk mevcutt (Tablo

11). Bulgular CSI yöntemi ile çap kriterli yapılan ölçümlerin gözlemciler arası uyumun iyi olduğu şeklinde yorumlandı.

**Tablo 11.** CSI yöntemi için çap ölçümlerine göre gözlemciler arası uyuma ait kapa değerleri

Çap			I. Gözlemci			%Uyum	Kappa	p	
			CSI						
			0-49	50-69	70-100				
II. Gözlemci	CSI	0-49	n	22	2	0	73,9%	0,606	0,000
			%	31,9%	2,9%	0,0%			
		50-69	n	6	18	9			
			%	8,7%	26,1%	13,0%			
		70-100	n	0	1	11			
			%	0,0%	1,4%	15,9%			

Çap bazlı ölçümlerde en büyük uyum yüzdesi NASCET’de %87 şeklindeydi. CCA’da uyum %78,3, ECST’de %73,9, CSI’da %73,9du (Tablo 12,Şekil 5).

**Tablo 12.** Çap bazlı ölçümlerde olgular arasındaki uyumluluk yüzde oranları

		Çap			
		NASCET	ECST	CCA	CSI
Uyum	n	60	51	54	51
	%	87,0%	73,9%	78,3%	73,9%

İki gözlemcinin çap bazlı NASCET ölçümleri arasında anlamlı [0,877 (0,801-0,924)] korelasyon (p=0,000) mevcuttu. İki gözlemcinin çap bazlı ECST ölçümleri arasında anlamlı [0,825 (0,717-0,891)] korelasyon (p=0,000) mevcuttu. İki

gözlemcinin çap bazlı CCA ölçümleri arasında anlamlı [0,0,928 (0,833-0,955)] korelasyon ( $p=0,000$ ) mevcuttu. İki gözlemcinin çap bazlı CSI ölçümleri arasında anlamlı [0,828 (0,883-0,955)] korelasyon ( $p=0,000$ ) mevcuttu (Tablo 13).

**Tablo 13.** Sınıflama değerlerine göre çap kriterinde gözlemciler arası uyuma ait sınıf içi korelasyon katsayıları

Çap	Sınıf İçi Korelasyon	%95 Güven Aralığı		p
		En Düşük	En Yüksek	
NASCET	0,877	0,801	0,924	<b>0,000</b>
ECST	0,825	0,717	0,891	<b>0,000</b>
CCA	0,928	0,883	0,955	<b>0,000</b>
CSI	0,828	0,883	0,955	<b>0,000</b>

I. ve II. gözlemcinin alan bazlı NASCET ölçümleri arasında anlamlı ( $kappa=0,511$   $p = 0,000$ ) uyumluluk mevcuttu. Ölçümlerin %78,3 ünde uyumluluk mevcutt (Tablo 14). Bulgular NASCET yöntemi ile alan kriterli yapılan ölçümlerin gözlemciler arası uyumun orta olduğu şeklinde yorumlandı.

**Tablo 14.** NASCET yöntemi için alan ölçümlerine göre gözlemciler arası uyuma ait kappa değerleri

Alan				I. Gözlemci			%Uyum	Kappa	p
				NASCET					
				0-49	50-69	70-100			
II. Gözlemci	NASCET	0-49	n	43	3	0	78,3%	0,511	<b>0,000</b>
			%	62,3%	4,3%	0,0%			
		50-69	n	10	6	1			
			%	14,5%	8,7%	1,4%			
		70-100	n	0	1	5			
			%	0,0%	1,4%	7,2%			

I. ve II. gözlemcinin alan bazlı ECST ölçümleri arasında anlamlı ( $kappa=0,557$   $p = 0,000$ ) uyumluluk mevcuttu. Ölçümlerin %71,0 inde uyumluluk

mevcuttu (Tablo 15). Bulgular ECST yöntemi ile alan kriterli yapılan ölçümlerin gözlemciler arası uyumun orta olduğu şeklinde yorumlandı.

**Tablo 15.** ECST yöntemi için alan ölçümlerine göre gözlemciler arası uyuma ait kapa değerleri

Alan				I. Gözlemci			%Uyum	Kappa	p
				ECST					
				0-49	50-69	70-100			
II. Gözlemci	ECST	0-49	N	12	3	0	71,0%	0,557	<b>0,000</b>
			%	17,4%	4,3%	0,0%			
		50-69	N	7	13	4			
			%	10,1%	18,8%	5,8%			
		70-100	N	1	5	24			
			%	1,4%	7,2%	34,8%			

I. ve II. gözlemcinin alan bazlı CCA ölçümleri arasında anlamlı (kappa=0,739 p = 0,000) uyumluluk mevcuttu. Ölçümlerin %82,6'sında uyumluluk mevcuttu (Tablo 16). Bulgular CCA yöntemi ile alan kriterli yapılan ölçümlerin gözlemciler arası uyumun iyi olduğu şeklinde yorumlandı.

**Tablo 16.** CCA yöntemi için alan ölçümlerine göre gözlemciler arası uyuma ait kapa değerleri

Alan				I. Gözlemci			%Uyum	Kappa	p
				CCA					
				0-49	50-69	70-100			
II. Gözlemci	CCA	0-49	n	21	2	0	82,6%	0,739	<b>0,000</b>
			%	30,4%	2,9%	0,0%			
		50-69	n	3	14	0			
			%	4,3%	20,3%	0,0%			
		70-100	n	1	6	22			
			%	1,4%	8,7%	31,9%			

I. ve II. gözlemcinin alan bazlı CSI ölçümleri arasında anlamlı (kappa=0,702 p = 0,000) uyumluluk mevcuttu. Ölçümlerin %82,6'sında uyumluluk mevcuttu

(Tablo 17). Bulgular CSI yöntemi ile alan kriterli yapılan ölçümlerin gözlemciler arası uyumun iyi olduğu şeklinde yorumlandı.

**Tablo 17.** CSI yöntemi için alan ölçümlerine göre gözlemciler arası uyuma ait kapa değerleri

Alan				I. Gözlemci			%Uyum	Kappa	p
				CSI					
				0-49	50-69	70-100			
II. Gözlemci	CSI	0-49	n	10	0	0	82,6%	0,702	<b>0,000</b>
			%	14,5%	0,0%	0,0%			
		50-69	n	5	11	4			
			%	7,2%	15,9%	5,8%			
		70-100	n	1	2	36			
			%	1,4%	2,9%	52,2%			

Alan bazlı ölçümlerde en büyük uyum CCA ve CSI'da %82,6 şeklindeydi. NASCET'de uyum %78,3, ECST'de %71,0 dı (Tablo 18, Şekil 10).

**Tablo 18.** Alan bazlı ölçümlerde olgular arasındaki uyumluluk yüzde oranları

		Alan			
		NASCET	ECST	CCA	CSI
Uyum	n	54	49	57	57
	%	78,3%	71,0%	82,6%	82,6%

İki gözlemcinin alan bazlı NASCET ölçümleri arasında anlamlı [0,912 (0,858-0,956)] korelasyon (p=0,000) mevcuttu. İki gözlemcinin alan bazlı ECST ölçümleri arasında anlamlı [0,827 (0,720-0,893)] korelasyon (p=0,000) mevcuttu. İki gözlemcinin alan bazlı CCA ölçümleri arasında anlamlı [0,920 (0,871-0,951)] korelasyon (p=0,000) mevcuttu. İki gözlemcinin alan bazlı CSI ölçümleri arasında anlamlı [0,920 (0,871-0,951)] korelasyon (p=0,000) mevcuttu (Tablo 19).

**Tablo 19.** Sınıflama değerlerine göre alan kriterinde gözlemciler arası uyuma ait sınıf içi korelasyon katsayıları

Alan	Sınıf İçi Korelasyon	%95 Güven Aralığı		p
		En Düşük	En Yüksek	
NASCET	0,912	0,858	0,946	<b>0,000</b>
ECST	0,827	0,720	0,893	<b>0,000</b>
CCA	0,920	0,871	0,951	<b>0,000</b>
CSI	0,920	0,871	0,951	<b>0,000</b>

Bland-Altman analizlerinde birinci gözlemci ile ikinci gözlemcinin çap bazlı ölçümleri arasındaki fark NASCET yönteminde  $0,71 \pm 13,94$  (-37,56 /43,30) aralığındaydı. Yani birinci ölçüm ile ikinci ölçüm arasında darlık yüzdesi olarak ortalama  $\%0,7 \pm 13,94$  kadar bir fark mevcuttu. Birinci gözlemci ile ikinci gözlemcinin çap bazlı ölçümleri arasındaki fark ECST yönteminde  $-3,26 \pm 13,06$  (-42,62 /38,08) aralığında; CCA yönteminde  $-0,13 \pm 10,96$  (-29,40 /29,52) aralığında; CSI yönteminde  $-0,11 \pm 9,13$  (-24,50 /24,60) aralığında; alan bazlı ölçümleri arasındaki fark NASCET yönteminde  $-6,90 \pm 29,26$  (-57,04 /29,26) aralığında; ECST yönteminde  $1,66 \pm 16,37$  (-44,59/81,15) aralığında; CCA yönteminde  $4,14 \pm 16,47$  (-34,62/84,95) aralığında; CSI yönteminde  $2,88 \pm 11,44$  (-24,04/58,99) aralığındaydı.

Tüm analizlerde bazı vakalarda sapmalar olmakla beraber genelde uyum mevcuttu. Gözlemciler arası değişkenliğin darlık derecesine göre farklılık göstermediği saptandı.

Çap kriterine göre yapılan ölçümlerde ECST %70 stenoz değeri NASCET %53,1 stenoz değerine eşdeğerdi. ECST %70 stenoz değeri CSI %76,6 stenoz değerine eşdeğerdi. CCA %70 stenoz değeri CSI %75,0 stenoz değerine eşdeğerdi. CCA %70 stenoz değeri ECST %59,7 stenoz değerine eşdeğerdi. NASCET %70 stenoz değeri CSI %92,2 stenoz değerine eşdeğerdi. NASCET %70 stenoz değeri CCA %90,0 stenoz değerine eşdeğerdi (Tablo 20, Şekil 11).

**Tablo 20.** Çap kriterine göre yapılan ölçümlerde 4 yöntem arasındaki lineer regresyon modelleri

	Model				
Çap	$ECST=32,8+0,7 \times NASCET$	ECST =	70%	NASCET=	53,1%
	$ECST=8,72+0,8 \times CSI$	ECST =	70%	CSI=	76,6%
	$CCA=-20+1,2 \times CSI$	CCA=	70%	CSI=	75,0%
	$CCA=-13,55+1,14 \times ECST$	CCA=	70%	ECST =	59,7%
	$NASCET=-33,28+1,12 \times CSI$	NASCET=	70%	CSI=	92,2%
	$NASCET=-14,56+0,94 \times CCA$	NASCET=	70%	CCA=	90,0%

Alan kriterine göre yapılan ölçümlerde ECST %70 stenoz değeri NASCET %41,7 stenoz değerine eşdeğerti. ECST %70 stenoz değeri CSI %77,7 stenoz değerine eşdeğerti. CCA %70 stenoz değeri CSI %79,6 stenoz değerine eşdeğerti. CCA %70 stenoz değeri ECST %76,9 stenoz değerine eşdeğerti. NASCET %61 stenoz değeri CSI %99,6 stenoz değerine eşdeğerti. NASCET %65 stenoz değeri CCA %99,7 stenoz değerine eşdeğerti (Tablo 21, Şekil 12).

**Tablo 21.** Alan kriterine göre yapılan ölçümlerde 4 yöntem arasındaki lineer regresyon modelleri

	Model				
Alan	$ECST=44,15+0,62 \times NASCET$	ECST =	70%	NASCET=	41,7%
	$ECST=7,84+0,8 \times CSI$	ECST =	70%	CSI=	77,7%
	$CCA=-31,12+1,27 \times CSI$	CCA=	70%	CSI=	79,6%
	$CCA=-13,01+1,08 \times ECST$	CCA=	70%	ECST =	76,9%
	$NASCET=-37,63+0,99 \times CSI$	NASCET=	61%	CSI=	99,6%
	$NASCET=-14,78+0,8 \times CCA$	NASCET=	65%	CCA=	99,7%

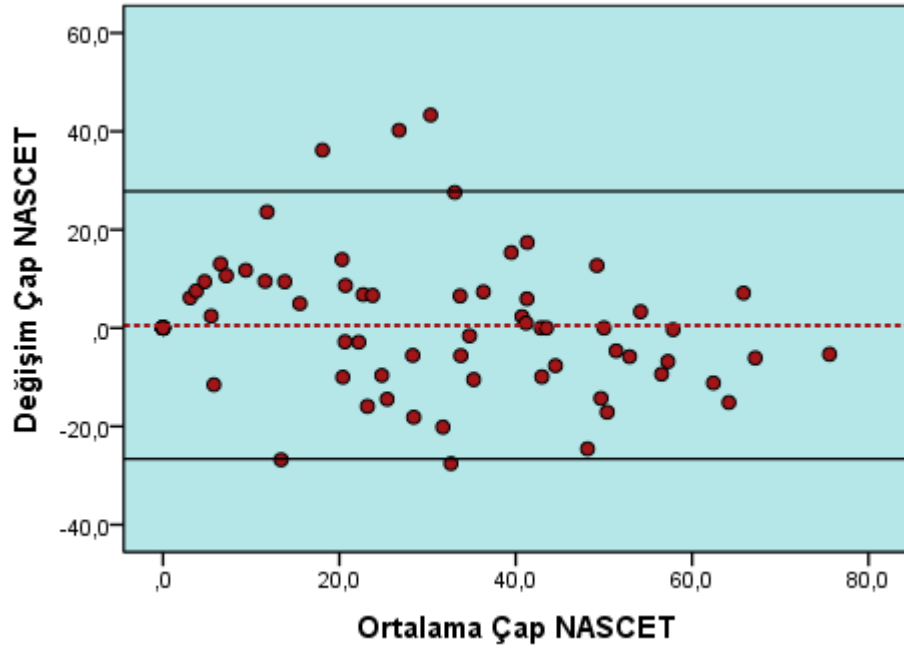
Çap ve alan ölçümlerinin yöntemler arası dönüşüm denklemleri incelendiğinde NASCET yönteminde alanda %70 stenoz değeri çapta %73,9 stenoz değerine eşdeğerti. CCA yönteminde alanda %70 stenoz değeri çapta CCA %62,5

stenoz değerine eşdeğerdi. CSI yönteminde alanda %70 stenoz değeri çapta CSI %58,7 stenoz değerine eşdeğerdi. ECST yönteminde alanda %70 stenoz değeri çapta ECST %60,9 stenoz değerine eşdeğerdi (Tablo 22, Şekil 13).

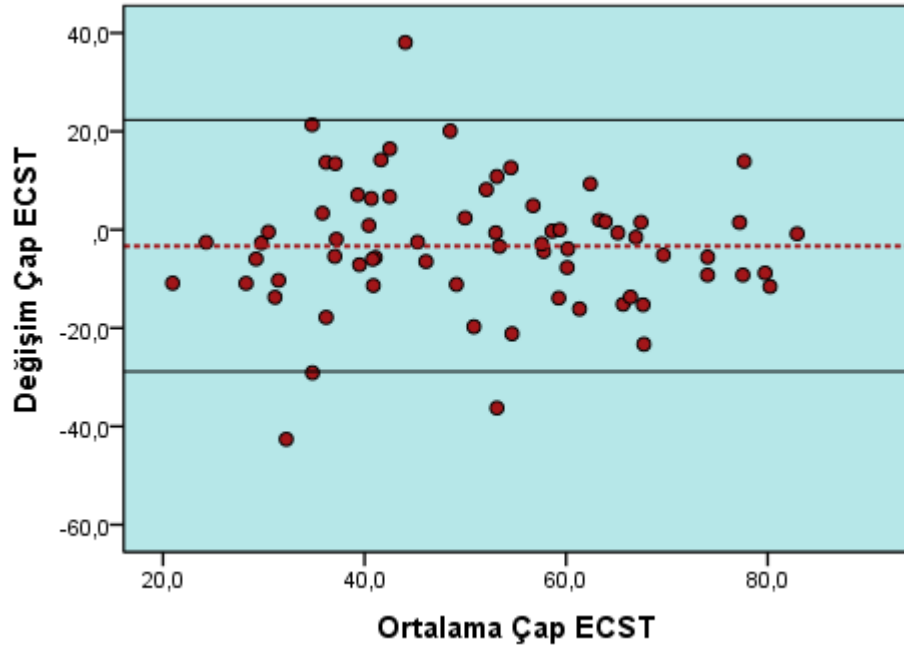
**Tablo 22.** Çap ve alan ölçümlerinin yöntemler arası dönüşüm denklemleri

	Model				
Alan←Çap	$A.NASCET=1,26+0,93xÇ.NASCET$	A.NASCET=	70%	Ç.NASCET=	73,9%
	$A.CCA=5,64+1,03xÇ.CCA$	A.CCA =	70%	Ç.CCA =	62,5%
	$A.CSI=14,82+0,94xÇ.CSI$	A.CSI=	70%	Ç.CSI=	58,7%
	$A.ECST=6,1+1,05xÇ.ECST$	A.ECST=	70%	Ç.ECST =	60,9%

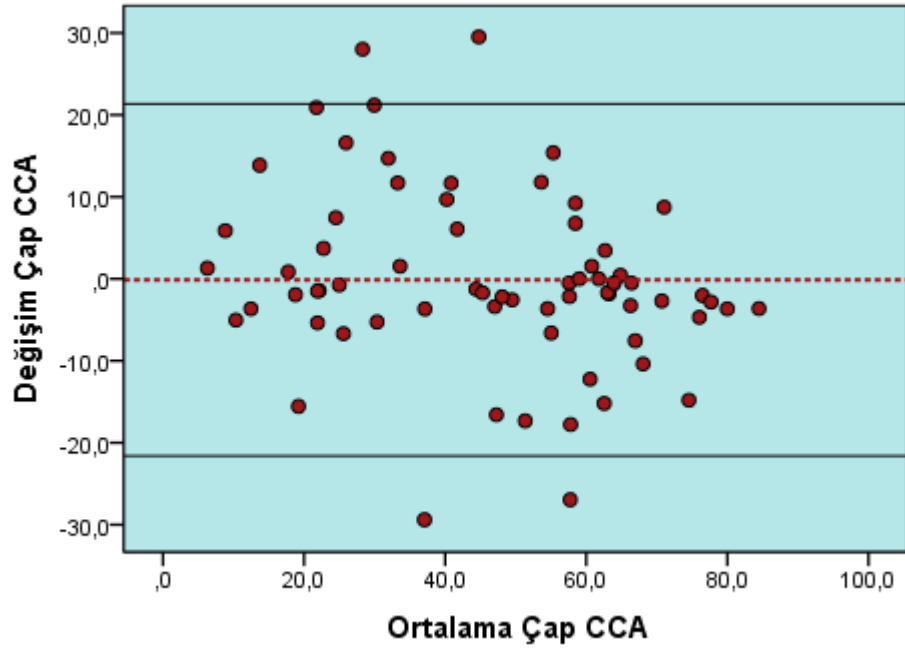




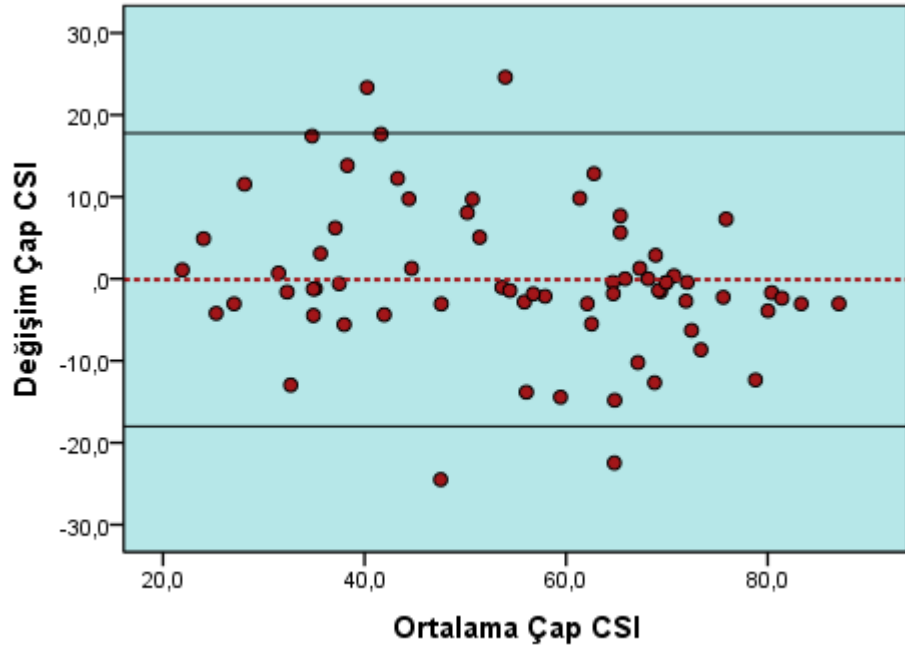
Şekil 3. NASCET yöntemi ile çap kriterine göre ölçümün Bland-Altman analizi kullanılarak gözlemciler arası uyumunun değerlendirilmesi



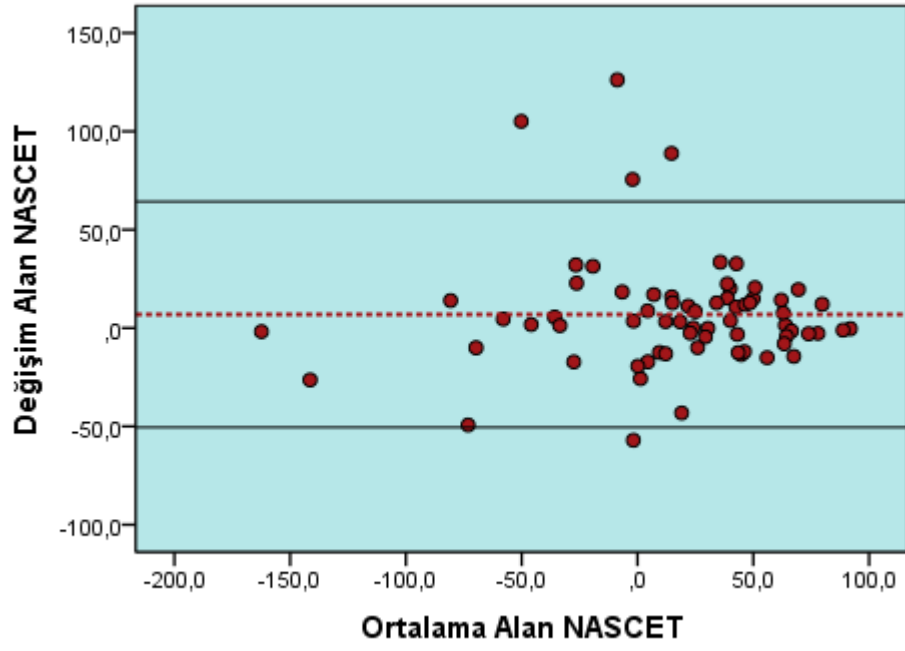
Şekil 4. ECST yöntemi ile çap kriterine göre ölçümün Bland-Altman analizi kullanılarak gözlemciler arası uyumunun değerlendirilmesi



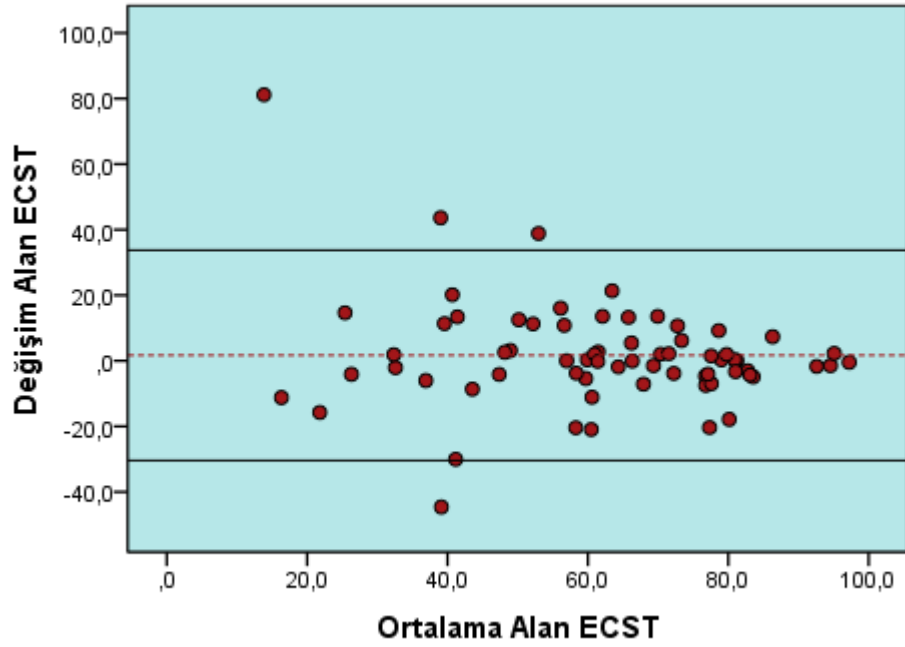
Şekil 5. CCA yöntemi ile çap kriterine göre ölçümün Bland-Altman analizi kullanılarak gözlemciler arası uyumunun değerlendirilmesi



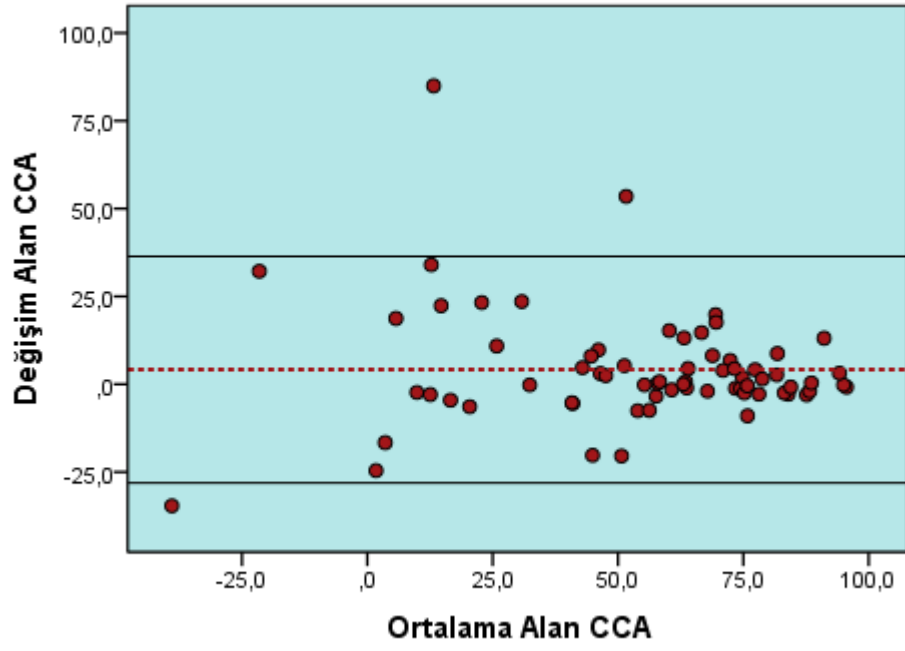
Şekil 6. CSI yöntemi ile çap kriterine göre ölçümün Bland-Altman analizi kullanılarak gözlemciler arası uyumunun değerlendirilmesi



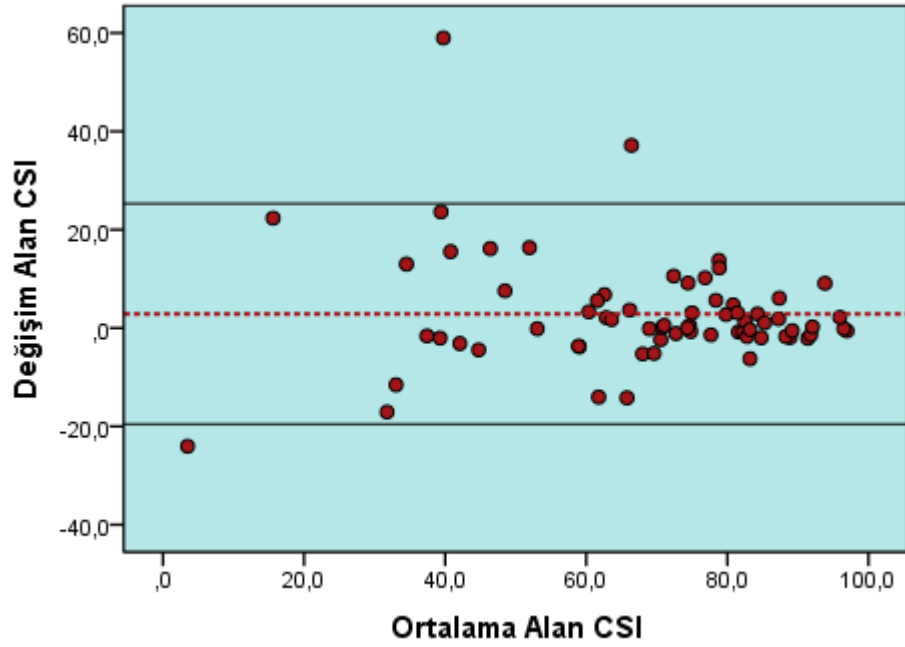
Şekil 7. NASCET yöntemi ile alan kriterine göre ölçümün Bland-Altman analizi kullanılarak gözlemciler arası uyumunun değerlendirilmesi



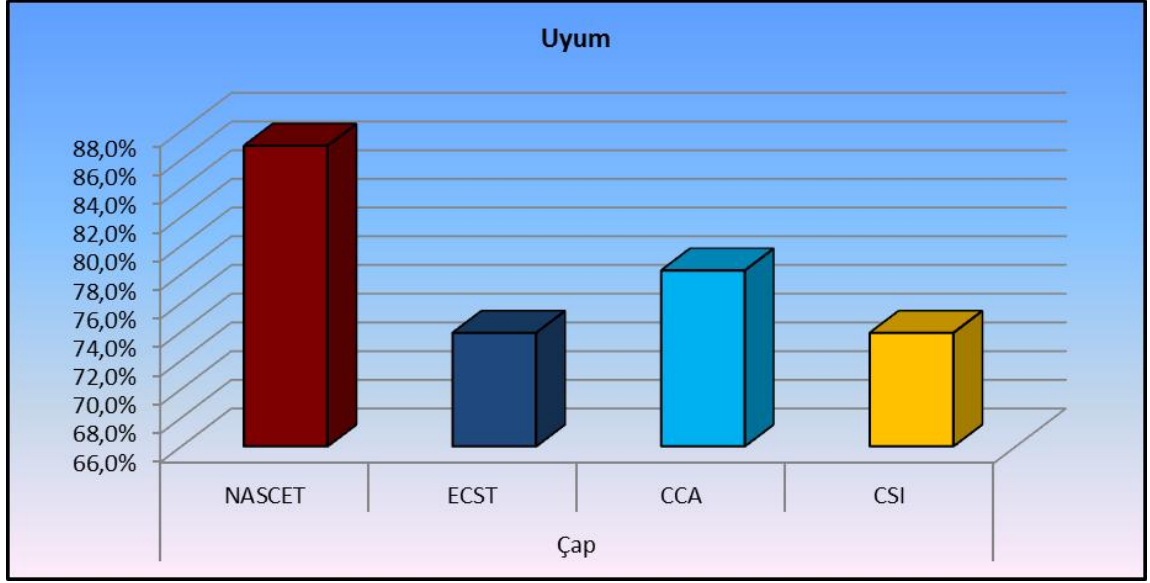
Şekil 8. ECST yöntemi ile alan kriterine göre ölçümün Bland-Altman analizi kullanılarak gözlemciler arası uyumunun değerlendirilmesi



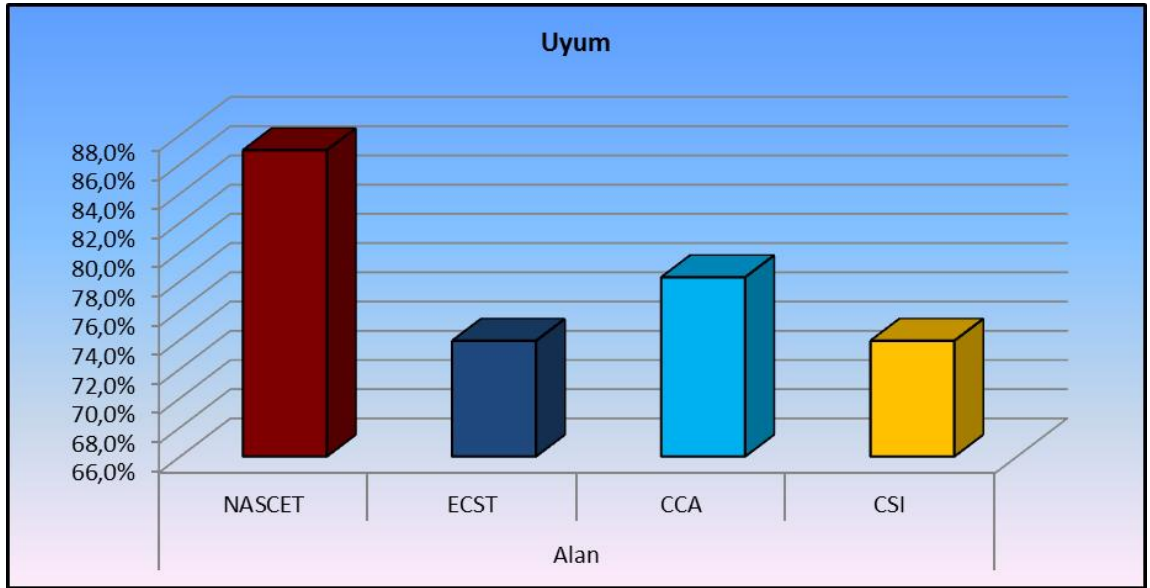
Şekil 9. CCA yöntemi ile alan kriterine göre ölçümün Bland-Altman analizi kullanılarak gözlemciler arası uyumunun değerlendirilmesi



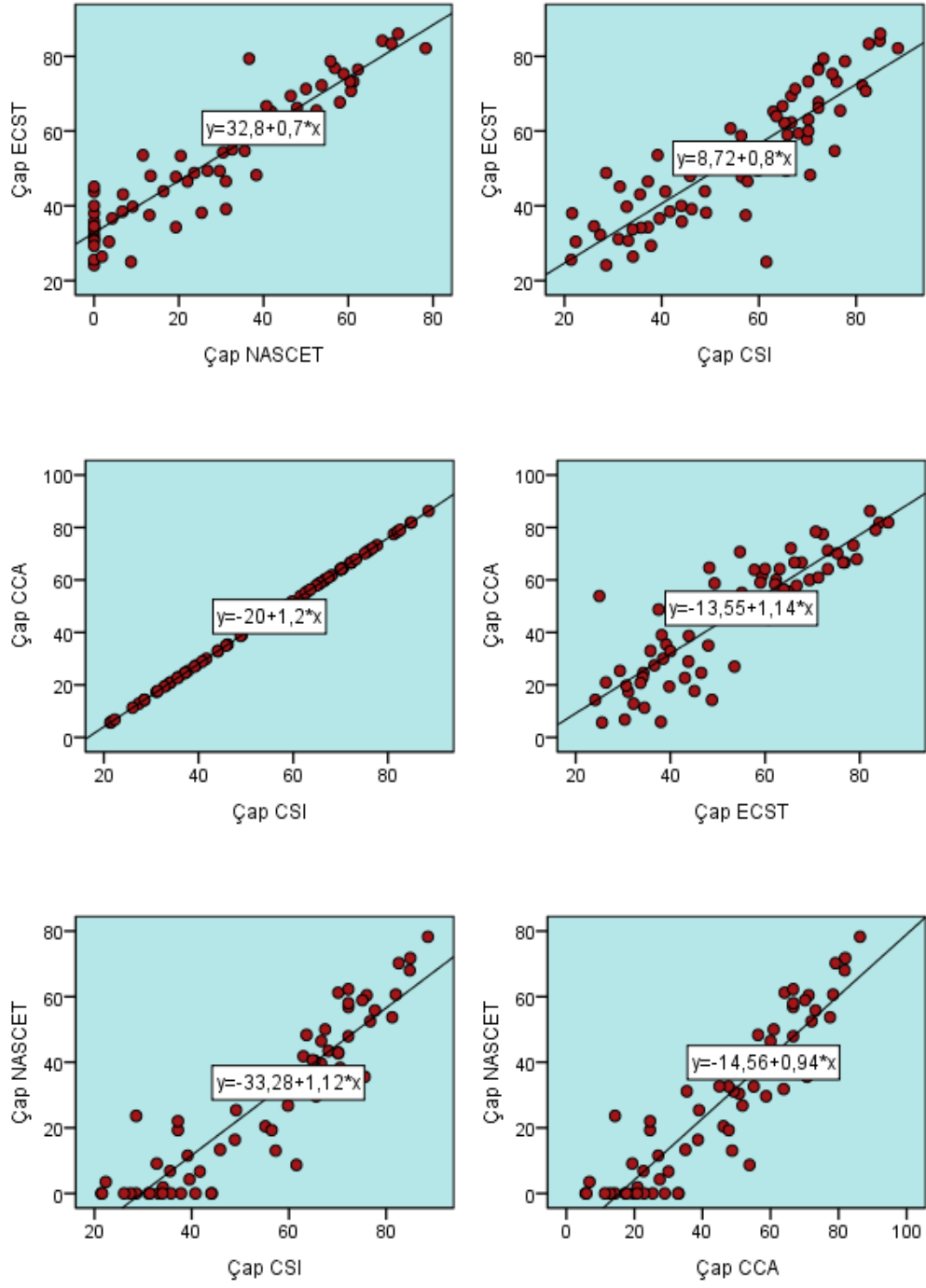
Şekil 10. CSI yöntemi ile alan kriterine göre ölçümün Bland-Altman analizi kullanılarak gözlemciler arası uyumunun değerlendirilmesi



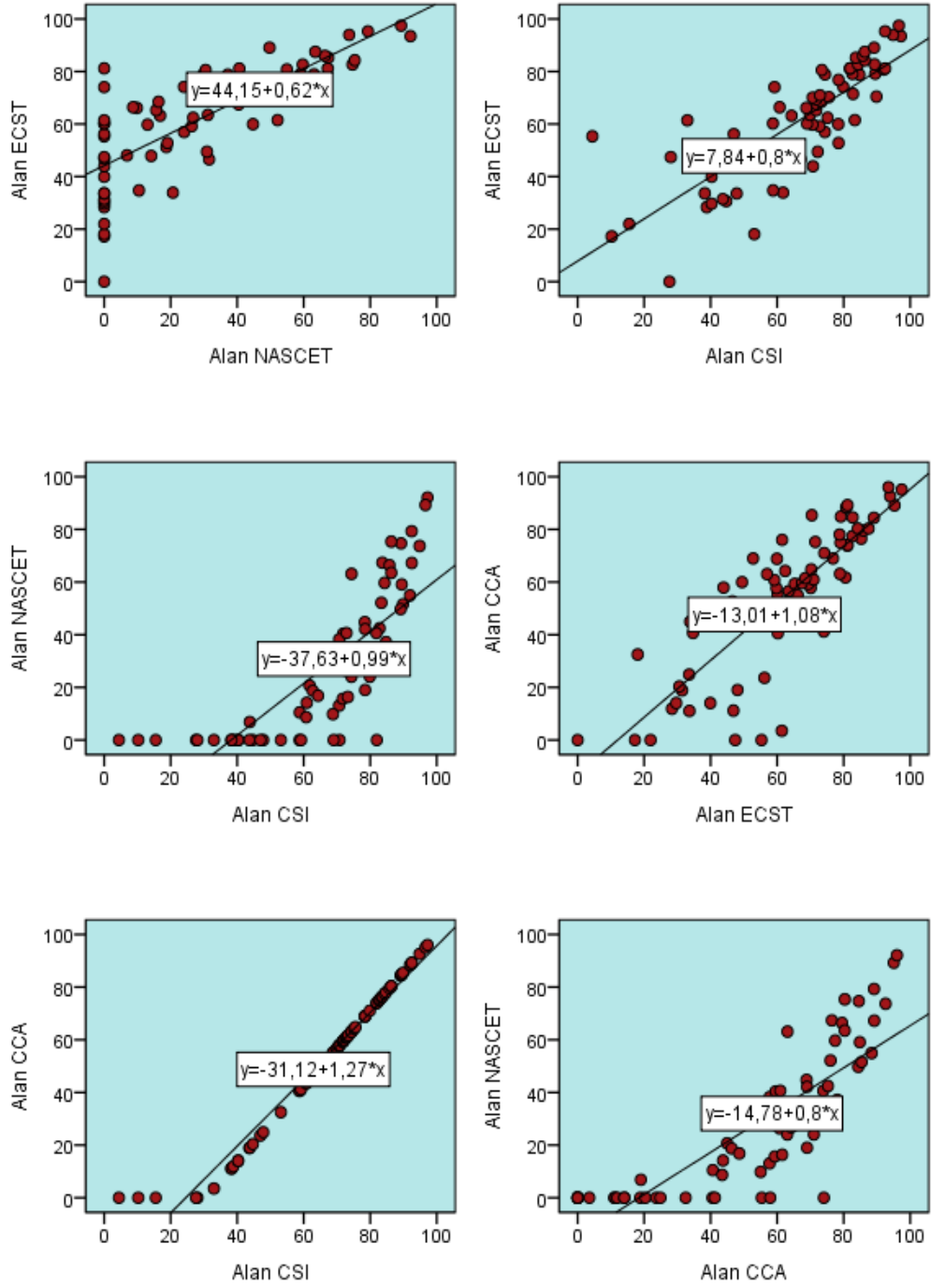
Şekil 11. Çap bazlı ölçümlerde olgular arasındaki uyumluluk yüzde oranları



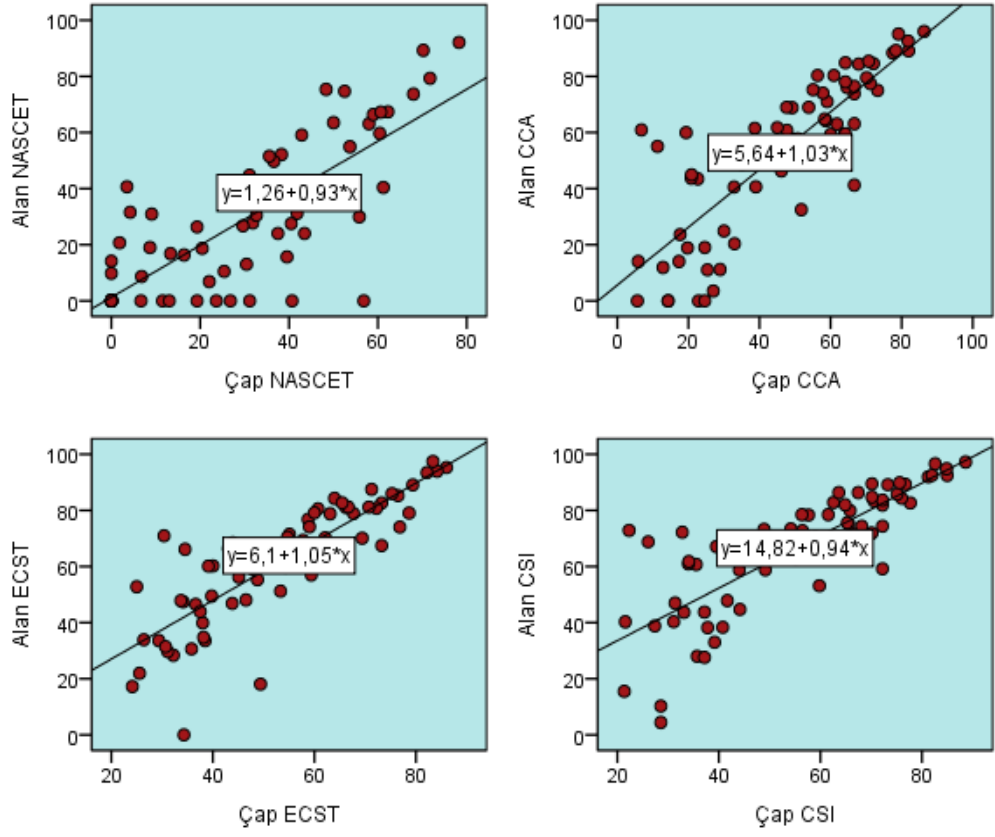
Şekil 12. Alan bazlı ölçümlerde olgular arasındaki uyumluluk yüzde oranları



Şekil 13. Çap kriterine göre yapılan ölçümlerde 4 yöntem arasındaki lineer regresyon modelleri



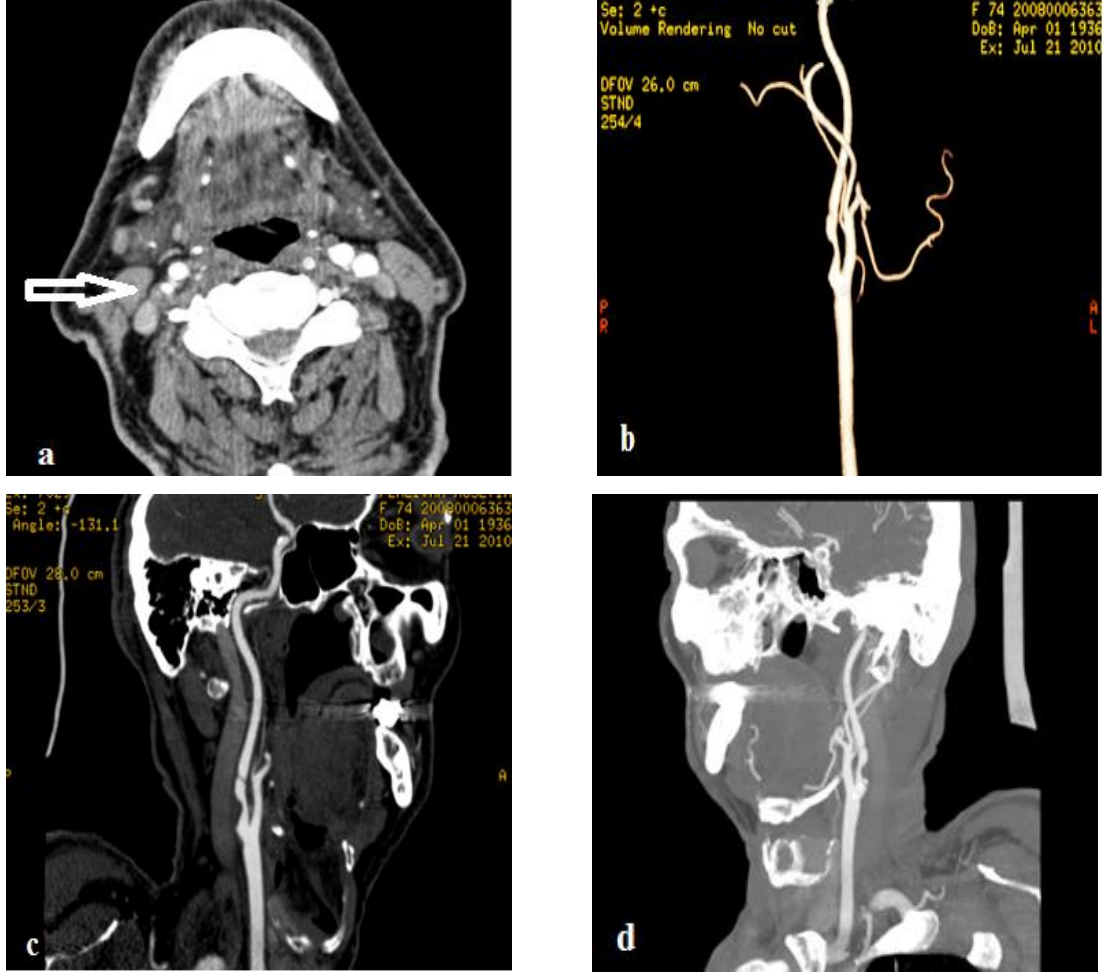
**Şekil 14.** Alan kriterine göre yapılan ölçümlerde 4 yöntem arasındaki lineer regresyon modelleri



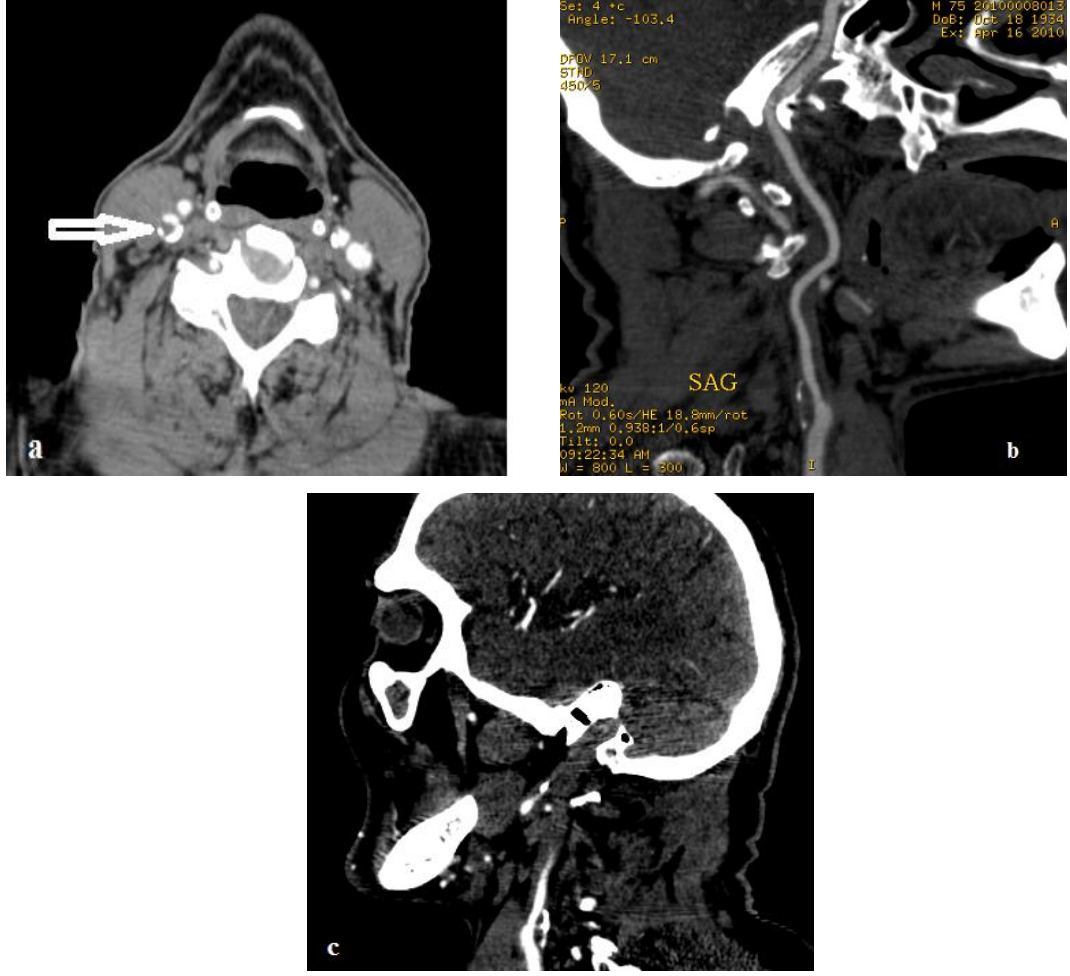
**Şekil 15.** Çap ve alan kriterine göre yapılan ölçümlerde 4 yöntem arasındaki dönüşüm denklemlerine ilişkin lineer regresyon modelleri



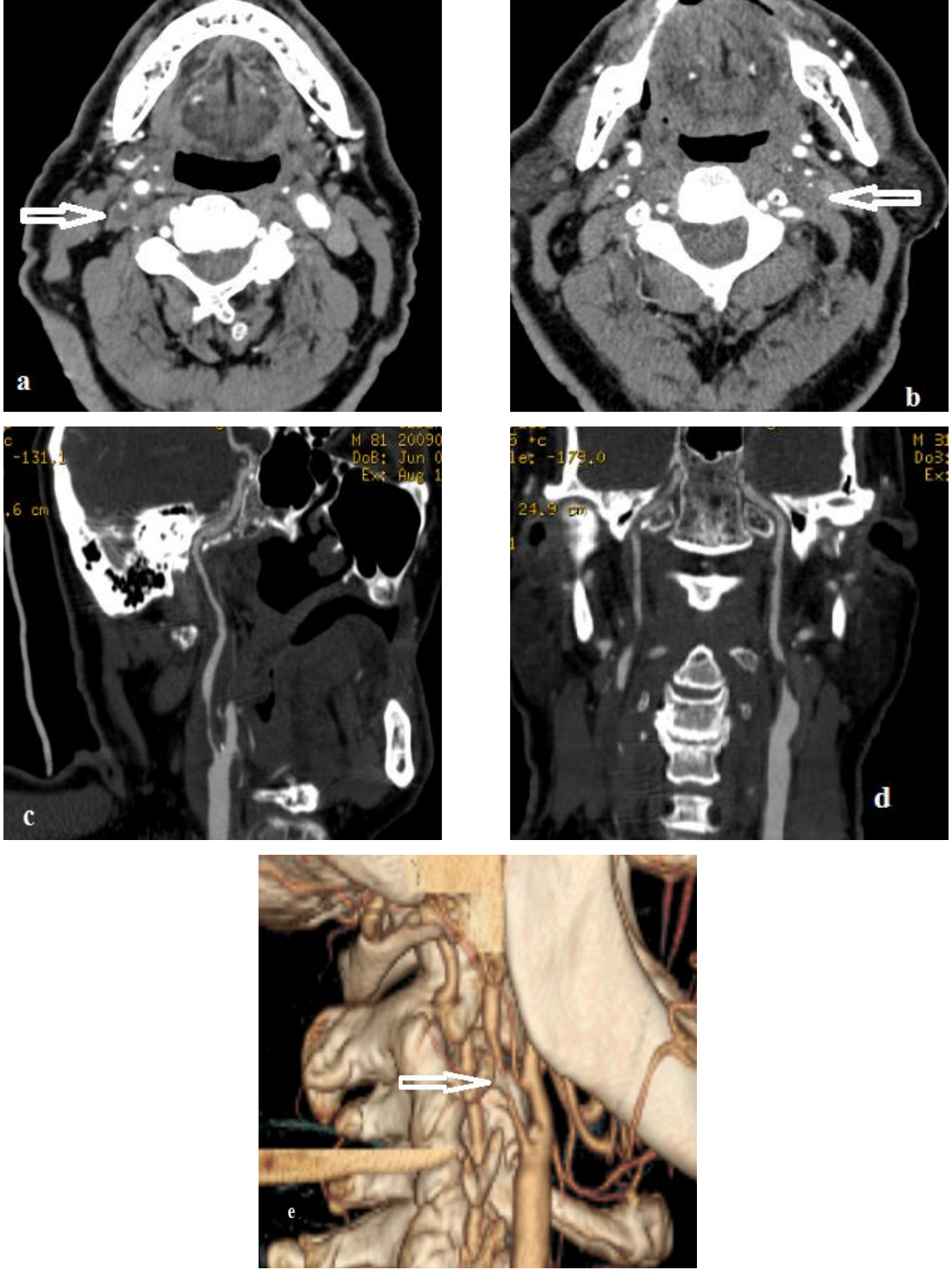
## 5. OLGU ÖRNEKLERİ



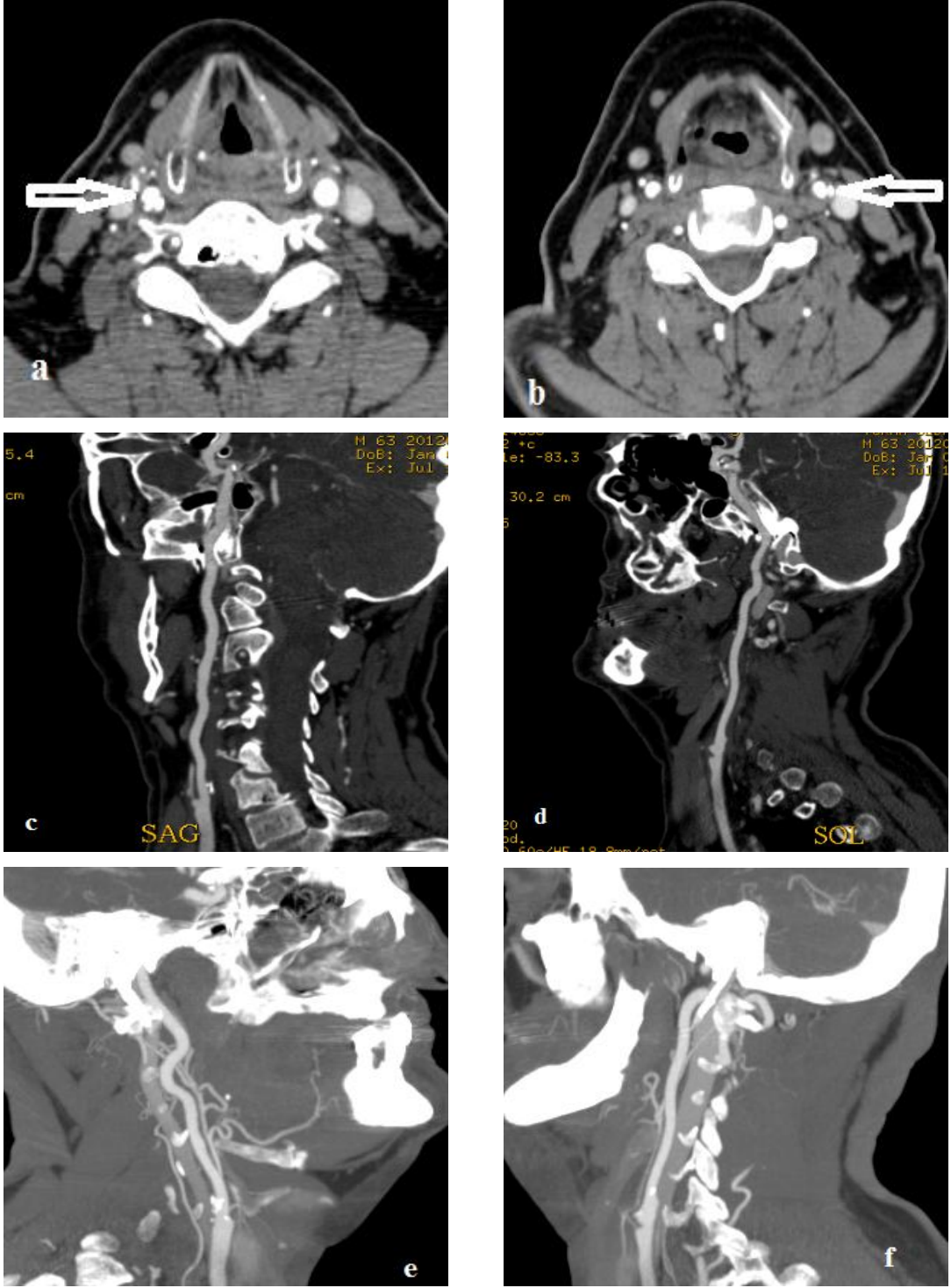
**Resim 1.** İKA bulbusta %50-70 oranında luminal darlığa yol açan kresentik yumuşak plağın aksiyal MPR (a), volume rendering (b), CPR (c) ve MIP (d) görüntüsü



**Resim 2.** İKA bulbusta % 50-70 oranında lüminal darlığa yol açan kresentrik mikst plağın aksiyal MPR (a), CPR (b) ve koronal MPR (c) görüntüsü



**Resim 3.** İKA bulbusta >%70 oranında luminal darlığa yol açan bilateral konsantrik yumuşak plağın aksiyal MPR (a,b), CPR (c,d) ve volume rendering (e) görüntüsü



**Resim 4.** İKA bulbusta sağda %50-70, solda <%50 oranında luminal darlığa yol açan bilateral kresantik mikst plağın aksiyal MPR (a,b), CPR (c,d) ve MIP (e,f) görüntüsü

## 6. TARTIŞMA

Ateroskleroz, arteriyel sistemi etkileyen, inflamatuvar sürecin oluşturduğu bir patoloji olup özellikle gelişmiş ülkelerde ilk sırada gelen ölüm ve sakatlık nedenidir. Ateroskleroz zemininde gelişen miyokard infarktüsü veya inme, gerek mortalitesi ve gerekse morbiditesi ve buna bağlı ekonomik kayıplar nedeniyle önemli bir toplum sağlığı problemi olarak karşımıza çıkmaktadır.

Geniş bir yüzde oranı ile anterior sirkülasyon iskemik inmelerinin ekstrakranial karotid arter hastalığına ikincil geliştiği gösterilmiştir. İnmenin diğer nedenleri %30 oranında kardioembolik hastalık ve %20 oranında diyabet ve hipertansiyon gibi küçük damar hastalıkları olarak saptanmıştır [114]. Diğer nedenler arasında aortik aterosklerotik hastalık olmakla birlikte yaklaşık %18 oranındaki olgularda tanımlanabilir herhangi bir neden bulunamamıştır.

Geniş çaplı randomize çalışmalarda medikal tedavi ile karşılaştırıldığında NASCET [7] ve ECST [8] çalışmaları, yüksek derecede (%70-99) karotid arter darlığı olan semptomatik hastalarda, endarterektominin faydalı olduğunu göstermiştir. %50-69 arası darlık derecelerinde ise cerrahinin faydasının daha az olduğu belirtilmiştir ACAS [41] adlı çalışmada da, yüksek dereceli darlığı olan asemptomatik hastalarda cerrahi tedavinin uygun olacağı sonucu elde edilmiştir. Bu çalışmalarda, konvansiyonel anjiyografi referans yöntem olarak kullanılmış olup, karotid darlık değerlendirmesinde DSA halen referans standart yöntem olarak kabul edilmektedir. Ancak DSA'nın yüksek maliyetli, invaziv bir yöntem olması ve tromboembolik komplikasyonlara yol açabilmesi yöntemin dezavantajlarıdır. %1 sessiz iskemi riski, %4 geçici iskemik atak riski taşımakta olup %1 mortal olabilmektedir [115-117].

Stenoz derecesinin doğru belirlenmesi, doğru terapötik yaklaşım için esas temeldir. Belirtilen tüm yöntemler rezidüel lümenin milimetrik çap ölçümlerini baz alır; çünkü bu yöntemler üç boyutlu incelemenin yapılamadığı DSA incelemeleri referans alınarak tespit edilmiştir. Kendine özgü avantaj ve dezavantajları olan birçok ölçüm metodu bulunmaktadır. Bununla birlikte stenotik karotid bulbusu kompleks

rezidüel geometrik lümen özelliğine sahiptir ve stenoz düzeyindeki lümen çoğunlukla asimetric ve irregülerdir. Karotid stenoz ve endarterektomi konularını araştıran en geniş çalışmalar, en dar stenoz çap oran ölçümünde lümen asimetri ve irregüleritesini dikkate almamıştır [7, 118].

Karotid bifurkasyonunun özgün geometrik şekli ve buradaki akım özellikleri aterosklerotik plak oluşumunda önemli katkıda bulunur. Bu durum rezidü lümen oransal çap azalmalarının alan ölçümlerinden çok daha farklı sonuçlar doğurmasına sebep olur. Genellikle major değişiklikler proksimal segment dış duvarı ve en düşük stresi karşılayan duvar bölgesi olan internal karotid arter sinüs düzeylerinde oluşur. Hastalısız karotid arter çaplarındaki normal çeşitlilik, toplumlar içinde ortak bir paydada buluşulmasını önler. Yapılan çalışmalarda oran hesabı elimine edip en dar stenoz bölgesinin submilimetre ölçümleri belirlenmiştir [44]. Yine de bu ölçümler rezidüel lümandeki asimetri ve irregüleritenin dikkate alınmasında başarısız kalır. Çaptaki minimal değişimler alan ölçümlerinde dramatik farklar oluşturabilir.

Karotid stenoz ölçümü indirekt %-oran ölçüm metodlarının hataya açık olmaları nedeni ile oldukça tartışmalıdır. Belirtilen yöntemler konvansiyonel anjiyografi baz alınarak belirlenmiştir. Ancak birçok çalışma stenoz yüzde ölçümlerinin çoğunlukla yanlış arteriyel referans tanımlanması nedeni ile gözlemci içi varyasyon ve hatalara eğilimli olduğunu göstermektedir.

Daha önce yapılan çalışmalar, hastanın endarterektomiden faydalanabileceğinin saptanmasında lüminal çap daralmasının majör belirleyici faktör olduğunu belirtmektedir. Oysaki, tübüler bir yapıdaki kan akım miktarı kesitsel alan ile orantılıdır (Poiseuille kanunu). DSA ile performe edilerek elde edilen iki boyutlu çap değerleri gerçek akımı sadece tahmini olarak belirleyebilir. Multidedektör tekniğin tanıtımından sonra BTA, son dekatta geniş olarak kabul gören modalite olmuştur. Bazı çalışmaların metodolojik kalitesindeki şüphelere rağmen BTA, >%70 İCA stenozu saptamada %85-95 sensitivite ve %93-98 spesifiyeyle en değerli modalite olmaktadır [48, 119]. BTA, perfüze lümenin kesin tarifini yaparak lüminal ve alansal ölçümleri kolayca sağlar. Standart DSA ile karşılaştırıldığında BTA damar çapını veya çap ölçümlerinden yararlanılarak

yaklaşık alanı saptayabilmesinin yanı sıra aksiyal kaynak imajlardan direkt alanı da belirleyebilir.

Karotid arter stenozunun değerlendirilmesinde NASCET ve ECST yöntemleri arasında oluşan bazı farklılıkların altını çizmek ve bu yöntemler ile aynı damardan ölçülen stenoz değerlerinin eşit olmadığını vurgulamak önemlidir. Bu ölçüm teknikleri ECST stenoz derecesinin NASCET değerlerine göre daha büyük olduğunu saptar (örneğin %83 ECST stenozu genelde %70 NASCET değerine denk gelir) [120]. Bu metodlar birbirlerine çevrilebilseler de yukarıda belirtilen farklılıkların üstesinden gelinemez. Yakın zamanda Saba ve Mallarini [121] NASCET ve ECST arasında oluşan değişik derecelerdeki stenoz ölçümlerinin belirgin şekilde çeşitlilik gösterdiğini ve bu çeşitliliğin stenoz dereceleri ile çok güçlü ve ters oranlı olarak bağlantılı olduğunu; dahası, oransal hatanın stenoz derecesinin artışı ile sıfır düzeyine doğru inme eğilimini göstermiştir.

Bizim çalışmamızda alan ölçümünün daha hassas ve iyi bir belirleyici olduğu hipotezinden yola çıkılarak en dar kesitin direk ölçümleri 2 boyutlu alan ölçümleri ile kıyaslanmaktadır.

Bu çalışmanın amacı, son zamanlardaki görüntüleme aşamalarındaki gelişmeler ve Görüntü Arşivleme ve İletişim Sistemleri (PACS) araçlarını kullanarak 16 kesitli BTA ile karotid arter darlık derecelendirmesinde NASCET, ECST, CC ve CSI yöntemlerine göre lüminal alan ve çap değerlerinin gözlemciler arası değişkenliğin belirlenmesidir.

Literatürde son zamanlarda çalışmamıza benzer şekilde ÇKBT kullanılarak karotid darlıklarını derecelendirmede alan ölçümleri ile ilgilenen belli başlı iki yayın bulunmaktadır [11, 122]. Zhang ve ark. [11] DSA'yı altın standart olarak kullandıkları çalışmalarında >%70 İCA stenozu saptanmasında; %85 oranında yüksek tümüyle doğruluk ve %96 oranındaki mükemmel spesifite oranları ile birlikte, buna karşın umut kırıcı olan %61 oranındaki sensitivite oranlarını rapor etmişlerdir. Bucek ve ark.[122] DSA'yı altın standart olarak kullandıkları çalışmalarında %>50 ve %70 İCA stenozu saptanmasında alan ölçümlerinde %100, çap ölçümlerinde her iki gözlemci için %97.1 ve %71.4 sensitivite oranları rapor etmişlerdir. Zhang ve ark.[11] alan ölçümlerinde 'elle düzeltilmiş 3B otomatik analiz

metodu' olarak isimlendirilen otomatik yazılım kullanmış olup Bucek ve ark.[122] bizim çalışmamızda da olduğu gibi perfüze rezidüel lümenin dış konturlarının elle belirlenmesi suretiyle ölçüm yapmışlardır.

Zhang ve ark.[11] iki yöntem arasında eşitlik olarak dönüştürme hesapları yapmış olup %74 alan daralmasının %70 çap daralması değerine; %56 alan daralmasının %50 çap daralması değerine; %36 alan daralmasının %30 çap daralması değerine denk geldiğini rapor etmişlerdir. Bucek ve ark.[122] çalışmasında bu şekilde bir eşitlik karşılaştırması olmamakla birlikte, diğer çalışmanın sonuçlarıyla oldukça uyumlu olarak ölçümler arasındaki yüzde farklarının %10'un altında olduğunu saptamışlardır. Bu çalışmada ayrıca alan evrelemelerinin çap bazlı ölçümlere göre daha düşük oranlar saptadığını göstermişlerdir. Bizim çalışmamızda çap ve alan ölçümlerinin yöntemler arası dönüşüm denklemleri incelendiğinde NASCET yönteminde alanda %70 stenoz değeri çapta %73,9 stenoz değerine; CCA yönteminde alanda %70 stenoz değeri çapta %62,5 stenoz değerine; CSI yönteminde alanda %70 stenoz değeri çapta %58,7 stenoz değerine; ECST yönteminde alanda %70 stenoz değeri çapta %60,9 stenoz değerine eşdeğerti. NASCET dışında diğer tüm yöntemlerde diğer çalışmaları destekler nitelikte alan ölçümleri, çap bazlı ölçümlere göre hafifçe daha düşük sonuçlar ortaya çıkarmaktaydı. Diğer 3 yöntem ele alındığında çap ve alan ilişkisi değerlendirildiğinde en tutarlı dönüşüm değerleri CCA yöntemide saptanmıştır.

Bizim çalışmamızda farklı yöntemlerle yapılan ölçümler arasında nasıl bir ilişki olduğu da araştırıldığında çap kriterine göre yapılan ölçümlerde ECST %70 stenoz değerinin NASCET %53,1 stenoz değerine; ECST %70 stenoz değerinin CSI %76,6 stenoz değerine; CCA %70 stenoz değerinin CSI %75,0 stenoz değerine; CCA %70 stenoz değerinin ECST %59,7 stenoz değerine; NASCET %70 stenoz değerinin CSI %92,2 stenoz değerine;. NASCET %70 stenoz değerinin CCA %90,0 stenoz değerine eşdeğer olduğu görüldü. Bu lineer regresyon analizinde CCA ile CSI; ECST ile CSI yöntemleri arasındaki korelasyonun daha iyi olduğu gözlemlendi. Alan kriterine göre yapılan ölçümlerde ECST %70 stenoz değerinin NASCET %41,7 stenoz değerine; ECST %70 stenoz değerinin CSI %77,7 stenoz değerine; CCA %70 değerinin CSI %79,6 stenoz değerine; CCA %70 stenoz değerinin ECST %76,9 stenoz değerine;. NASCET %61 stenoz değerinin CSI %99,6 stenoz değerine;



NASCET %65 stenoz değerinin CCA %99,7 stenoz değerine eşdeğer olduğu görüldü. Bu lineer regresyon analizinde CCA ile CSI; ECST ile CSI ve CCA ile ECST yöntemleri arasındaki korelasyonun daha iyi olduğu gözlemlendi. Tüm bu analizlerde belirgin olarak dikkati çeken bulgu NASCET yönteminin stenoz yüzdesini diğer bütün yöntemlere göre düşük göstermeye eğilimli olduğudur. Bunun nedeni distal İKA çapının İKA proksimali ve CCA'ya göre daha dar olmasıdır [107]. Bu fark olgunun tedavi seçeneğini değiştirecek düzeyde olmakla birlikte saptanan bu bulgu daha önceki yapılan çalışmalarda verileri de destekler niteliktedir [42, 120, 123, 124]. Staikov ve ark. [123] DSA ve Doppler US metodlarında ECST ve CC'nin uyumunun NASCET'e göre daha fazla olduğu ve NASCET'in darlık derecesini diğer iki yöntemle göre daha düşük gösterdiği sonucu elde etmişlerdir. Bucek ve ark. [124] 4 kesitli BT ve DSA'da NASCET ve ECST yöntemleri arasında yüksek derecede korelasyonun olduğunu; fakat NASCET yönteminin ECST yöntemine göre darlık derecesini yaklaşık %13 kadar düşük gösterdiği saptanmışlardır. Saba ve ark. [42] 4 kesitli BT ile yaptığı çalışmalarında ECST ile NASCET yöntemleri karşılaştırmışlardır. Bu çalışmada her iki yöntemin korelasyonu yüksek bulunmuş; NASCET ile %70 olarak derecelendirilen bir darlığın ECST ile yapılan değerlendirmedeki karşılığı %83 bulunmuştur.

Literatürde gözlemci içi ve gözlemciler arası uyumluluk incelendiğinde; Bucek ve ark. çalışmasında daha tecrübesiz olan genel radyoloğun alan oranı ölçümlerinde %>70 İCA stenozu saptanmasındaki spesifitesinde daha düşük değerlere eğilim görülmekteydi (vasküler radyolog %97, genel radyolog %71). Bu durum alan ölçümleri arasında yüksek gözlemci içi farklılıklar oluşturmuştu. Klinik olarak daha önemli olan; anlamsız, ılımlı ve yüksek derece stenozun belirlenmesidir. Genel radyoloğun intermetod uyumu belirgin düşük olmakla birlikte (vasküler radyolog için  $\kappa=0.86$ , genel radyolog  $\kappa=0.51$ ), gözlemci içi uyum mükemmeldi ( $\kappa=0.86$ ). Bu çalışmada stenoz yüzdeleri açısından tekrarlanabilirlik analizine bakıldığında, alan ölçümlerinde ( $r=0.96$ ,  $p<0.001$ ) çap ölçümlerine kıyasla ( $r=0.85$ ,  $p<0.001$ ) yüksek gözlemci içi korelasyon öne sürüldü [122]. Aynı şekilde Zhang ve ark. alan ölçüm metodu için  $0.906$  ( $p<0.001$ ) değerindeki korelasyon katsayısı ile gözlemciler arasında oldukça iyi uyumu rapor etmişti [11]. Bucek ve ark. çalışmasında gözlemci içi varyasyon çap ölçümlerinde ılımlı ( $\kappa=0.6$ ), alan

ölçümlerinde ise oldukça iyi ( $\kappa=0.86$ ) olarak saptandı. Bizim çalışmamızda ölçümlerde gözlemciler arası uyum değerlendirildiğinde hem alan hem de çap kriterli yapılan analizlerde sınıf içi korelasyon katsayıları ve kappa değerleri sonuçlarına göre en yüksek uyumun CCA yönteminde olduğu görüldü [çap kriterinde  $\kappa=0,632$ , sınıf içi korelasyon= $0,928$  ( $0,833-0,955$ ); alan kriterinde  $\kappa=0,739$ , sınıf içi korelasyon= $0,920$  ( $0,871-0,951$ )]. Bununla birlikte alan kriterli ölçümlerde CSI yöntemi, yine her iki istatistiksel analiz verilerine göre ikinci en uyumlu yöntem olarak kendini göstermektedir [çap kriterinde  $\kappa=0,606$ , sınıf içi korelasyon= $0,828$  ( $0,883-0,955$ ); alan kriterinde  $\kappa=0,702$ , sınıf içi korelasyon= $0,920$  ( $0,871-0,951$ )]. Ayrıca sınıf içi korelasyon katsayı değerleri karşılaştırıldığında öncelikle başta CCA ve CSI yöntemlerinde olmak üzere tüm yöntemlerde alan kriterli ölçümlerde daha yüksek seyretmekteydi. Bütün bu bulgular alan değerlendirmesinin daha güçlü sonuçlar verdiğini göstermektedir.

Çalışmamızda Bland-Altman analizlerinde ölçümlerdeki hata miktarının en yüksek olduğu grubun çap kriterli ölçümlerde ECST, alan kriterli ölçümlerde ise NASCET yöntemlerinde olduğu saptanmıştır. Bu analizlerde genel değerlendirmeye bakıldığında en tutarlı yöntemin CSI yöntemi olduğu görüldü.

Hirai ve ark. [113] yaptıkları çalışmada; karotid arterdeki stenotik lümenin morfolojik özelliklerini belirlemek için, aterosklerotik lezyonun konsantrik ya da eksentrik yerleşimini belirtmeye yönelik bir parametre kullandı. Eksentrisite indeksi olarak da tanımlanabilecek bu parametrenin belirlenmesi için aksiyal MPR imajlarda en dar segmentten 'longest axis length/ longest perpendicular length (L/P)' (en uzun aksiyal çap boyutu/ en uzun dik çap boyutu) oranı ölçerek lümen morfolojisinin stenoz oranlarını saptamada etkisi araştırıldı. Yüksek LP oranları saptanan olgularda konvansiyonel anjiyografide stenoz oran ölçümlerinin etkilendiği ve tedavi planının değiştiği saptanmıştır. Aynı çalışmada lümen şekli ve projeksiyon oryantasyonunun ölçümü etkilediği; eksentrik şekilli darlık lümeni durumunda projeksiyona göre stenoz oran ölçümlerinin değişiklik gösterdiği izlenmiştir.

Zhang ve ark.[11] çalışmasında L/P oranları maksimal stenoz düzeylerinde, referans düzeylere göre oldukça yüksekti ve bu bulgu anlamlı lümen irregüleritesini göstermekte idi. Bu durum göz önüne alındığında lümen irregüleritesinin arttığı

olgularda alan ve çap ölçümleri korelasyonunun belirgin olarak azaldığı gözlemlendi. Karotid stenozları eksentrisite indeksine göre subgruplara ayrıldığında, L/P oranı <1.2 olan konsantrik stenozlarda çap ve alan daralması arasındaki korelasyon katsayısının mükemmel olduğu ( $r=-0.920$ ,  $p<0.001$ ) görüldü. L/P oranının 1.2-1.5 ve >1.5 olduğu durumlarda korelasyon katsayılarının düştüğü (0.508-0.641) görüldü. Ayrıca tüm gruplarda alan ve çap daralması konusunda istatistiksel olarak anlamlı korelasyon saptanmış olmakla birlikte, belirgin olarak nonsirküler lümenlerde korelasyon düşüş göstermekte idi. Bizim çalışmamızda eksentrisite indeksine subgruplarına göre stenoz ilişkisi değerlendirilmemiş olmakla birlikte; L/P oranları kategorize edildiğinde: 45 olgu (%65,2) evre 1:<1.5; 16 olgu (%23,2) evre 2:>=1.5 ve <2; 8 olgu (%11,6) evre 3: >=2 şeklinde tespit edildi ve genel olgu çoğunluğun nispeten konsantrik stenozlardan oluştuğu gözlemlendi.

Saptadığımız tüm bu bulgular ışığında; ÇKBT ile ekstrakranial internal karotid arter darlığı tespitinde tutarlı ölçüm değerlerine ulaşmak için CCA ve CSI yöntemlerinin kullanılması, NASCET yönteminin kullanılmaması görüşüne ulaşılmıştır. Yöntemler arası korelasyon değerlendirmelerinde lineer regresyon analizlerinde, hem çap hem de alan kriterli ölçümlerde CCA ile CSI ve ECST ile CSI yöntemleri arasındaki ilişkilerin daha kuvvetli olduğu saptanmıştır. Ayrıca tutarlı ve güvenilir verilerin tespitinde alan bazlı değerlendirmenin daha güçlü sonuçlar verdiği gösterilmiştir.

Çalışmamızda ele alınan olgu sayısının yetersizliğini en belirgin limitasyon olarak görmekteyiz. Daha sonra yapılacak çalışmalarda söz konusu klinik ve radyolojik bulgular daha geniş serilerde tartışılmalıdır. Ayrıca olgu sayısının azlığı ile doğru orantılı olarak plak morfolojisi ve eksentrisite indeksi bazlı değerlendirmeler de daha geniş serilerde tartışılmalı, saptanacak gözlemci içi ve gözlemciler arası varyasyon bulguları bu doğrultuda ele alınmalıdır. Tanı yönteminin doğruluğunu belirleyecek kriterlerden biri de ölçümlerin tekrarlanabilirliğidir. Çalışmamızda gözlemci içi değişkenliğin ele alınmamış olması tekrarlanabilirlik açısından fikir sahibi olunmasını nispeten sınırlamaktadır.

## 7. SONUÇ

Ekstrakranial internal karotid arter darlığı tespitinde 16 kesitli ÇKBT ile yaptığımız çalışmada, gözlemciler arası uyum analizleri ele alındığında tutarlı ölçüm değerlerine ulaşmak için başta CCA olmak üzere CCA ve CSI yöntemlerinin kullanılması, NASCET yönteminin kullanılmaması kanısına ulaşılmıştır. NASCET yöntemi ile yapılan incelemelerde stenoz değerlerinin doğru terapötik yaklaşımı değiştirecek düzeyde belirgin olarak düşük saptandığı izlenmiştir. Yöntemler arası korelasyon değerlendirmelerinde lineer regresyon analizlerinde, hem çap hem de alan kriterli ölçümlerde CCA ile CSI ve ECST ile CSI yöntemleri arasındaki ilişkilerin daha kuvvetli olduğu saptanmıştır. Ayrıca tutarlı ve güvenilir verilerin tespitinde alan değerlendirmesinin daha güçlü sonuçlar verdiği gösterilmiştir.

## 8. ÖZET

### **Ekstrakranial İnternal Karotid Arter Stenozunun Bilgisayarlı Tomografik Anjiyografi ile Değerlendirilmesi**

**Amaç:** Bu çalışmanın amacı, 16 kesitli BTA ile karotid arter darlık değerlendirmesinde ‘The North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial’ (NASCET), ‘The European Carotid Surgery Trial’ (ECST), ‘Common Carotid artery’(CCA) ve ‘Carotid Stenosis Index’(CSI) yöntemlerine göre lüminal alan ve çap değerlerinin gözlemciler arası değişkenliğinin belirlenmesidir.

**Gereç ve Yöntem:** Ocak 2011-Haziran 2012 tarihleri arasında geçici iskemik atak, inme, amorazis fugaks, baş dönmesi, hemiparezi, senkop öyküleri ile Ufuk Üniversitesi Radyoloji Anabilim Dalı’na yönlendirilen ve öncelikle doppler US ile aterosklerotik karotid arter hastalığı saptanan 69 olguya karotid çok kesitli BT (ÇKBT) anjiyografi yapıldı. BTA incelemesi, 16 kesitli ÇKBT (Lightspeed 16 GE Healthcare, Milwaukee, Wisconsin, USA) cihazı ile gerçekleştirildi. Ortalama 100 ml non-iyonik kontrast madde, 4 ml/sn enjeksiyon hızı ile sağ antekübital venden uygulandı. Kontrast sonrası 20 ml salin infüzyonu yapıldı. Arkus aortadan Willis poligonu dahil intrakranial vasküler yapılara kadar olan alan kaudo kranial olarak tarandı. Ana karotid arterde servikal 1-2 vertebra hizasında kontrast madde görüldüğü anda manuel olarak çekimin başlatılması yöntemi kullanıldı. Kesit kalınlığı 3 mm, matriks 512x512, FOV 320 mm, pitch 0.641, mAs 440 mAs ve kilovolt 120 kV idi. İmajlar değerlendirme için ayrı bir iş istasyonuna (Advantage Windows 4.2; GE Medical Systems) aktarıldı. Her hastada ilk aşamada aksiyal baz imajlar, MPR görüntülerin değerlendirilmesini takiben postprocessing işlemleri sonucu elde edilen MIP, CPR ve 3-Dimensional volume rendering görüntüler elde edildi. Karotid darlık değerlendirmesi ise aksiyal, MPR ve CPR görüntülerin kılavuzluğunda yapıldı.

Karotid darlık düzeyi çap ve alan ölçümleri baz alınarak 4 yönteme göre, iki radyolog tarafından birbirinden bağımsız olarak yapıldı hesaplandı.

Verilerin tanımlayıcı istatistikleri ortalama, standart sapma, oran ve frekans değerleri kullanıldı. Her bir yöntem için gözlemciler arası uyum değişkenliği sınıf içi korelasyon katsayısı (ICC), Bland-Altman grafiği ve kappa istatistikleri ile belirlendi. Her dört yöntem ile yapılan ölçümlerin arasındaki ilişki korelasyon katsayıları ile belirlendi; korelasyon analizinde lineer yöntem kullanıldı.

**Bulgular:** Çalışmaya 69 stenoz olgusu dahil edildi. Yaş ortalaması  $71,5 \pm 9,4$  (minimum 42, maksimum 88) yıl idi; olguların 29'u (%60,4) erkek, 19'u (%39,6) kadındı. L/P oranları kategorize edildiğinde: 45 olgu (%65,2) evre 1: <1.5; 16 olgu (%23,2) evre 2:  $\geq 1.5$  ve <2; 8 olgu (%11,6) evre 3:  $\geq 2$  şeklinde idi.

Çap bazlı ölçümlere göre NASCET, ECST, CCA ve CSI yöntemlerinde kappa istatistikleri sırası ile 0.619, 0.578, 0.632 ve 0.606 idi. Korelasyon katsayıları NASCET, ECST, CCA ve CSI yöntemlerinde sırası ile 0.877 (0.801-0.924), 0.825 (0.717-0.891), 0.928 (0.833-0.955) ve 0.828 (0.883-0.955) idi.

Alan bazlı ölçümlere göre NASCET, ECST, CCA ve CSI yöntemlerinde kappa istatistikleri sırası ile 0.511, 0.557, 0.739 ve 0.702 idi. Korelasyon katsayıları NASCET, ECST, CCA ve CSI yöntemlerinde sırası ile 0.912 (0.858-0.956), 0.827 (0.720-0.893), 0.920 (0.871-0.951) and 0.920 (0.871-0.951) idi.

Bland-Altman analizlerinde ölçümlerdeki hata miktarının en yüksek olduğu grubun çap kriterli ölçümlerde ECST, alan kriterli ölçümlerde ise NASCET yöntemlerinde olduğu saptanmıştır. Bu analizlerde genel değerlendirmeye bakıldığında en tutarlı yöntemin CSI yöntemi olduğu görüldü.

**Sonuç:** Çalışmamızın sonucuna göre ekstrakranial internal karotid arter darlığı tespitinde tutarlı ölçüm değerlerine ulaşmak için başta CCA olmak üzere CCA ve CSI yöntemlerinin kullanılması, NASCET yönteminin kullanılmaması kanısına ulaşılmıştır. Ayrıca tutarlı ve güvenilir verilerin tespitinde, alan bazlı değerlendirmenin daha güçlü sonuçlar verdiği gösterilmiştir.

**Anahtar Kelimeler:** ÇKBTA, İKA stenozu, NASCET, ECST, CCA, CSI

## 9. ABSTRACT

### **Evaluation of Extracranial Internal Carotid Artery Stenosis with Computerized Tomographic Angiography**

**Purpose:** The aim of this study was to evaluate the intraobserver variability of lumen area and diameter measurements according to ‘The North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial’ (NASCET), ‘The European Carotid Surgery Trial’ (ECST), ‘Common Carotid artery’(CCA) and ‘Carotid Stenosis Index’(CSI) methods in the assessment of carotid artery stenosis by using 16-slice CT angiography.

**Material and Methods:** From January 2011 to June 2012, 69 patients who referred to our clinic with symptoms of transient ischemic attack, amaurosis fugax, dizziness, hemiparesis, syncopal attack and atherosclerotic karotid artery disease detected by using doppler US examination, were evaluated by CTA using Multi-Detector-Row CT. Carotid CTA was performed by a 16 slice scanner (Lightspeed 16 GE Healthcare, Milwaukee, Wisconsin, USA). Two radiologists measured the degree of carotid stenosis by using 4 methods according to diameter and area measurements, independently. 100 ml non-iyonik contrast media was injected with a flow rate of 4 ml/s from right antecubital vein, followed by a 20 ml saline chaser. Scanning was performed in the caudo-cranial direction and included Willis polygon superiorly and arcus aorta inferiorly. Optimal scan timing was determined manually by starting the image acquisition as soon as the contrast material was seen in internal carotid artery at the level of cervical 1–2 vertebra. CT parameters were as follows: section thickness: 3 mm, matrix 512 x 512, FOV: 320 mm, pitch: 0.641, mAs: 440, kV: 120. CT raw data were transformed to a remote work station (Advantage Windows 4.2; GE Medical Systems) for further image processing and analysis.

Mean, standard deviation, ratio and frequency values were expressed as number to describe statistics of data. Intraobserver variability of each method was determined by intraclass correlation coefficient (ICC), Bland–Altman plots and kappa statistics. The relation between measurements made by each of the four

methods was assessed by correlation coefficient; linear model was used for correlation analysis.

**Results:** Sixty-nine cases were included in the study. Mean age of the cases was  $71,5 \pm 9,4$  year (min. 42–max. 88), 29 (60,4%) were male and 19 (39,6%) were female. When rates are categorized; 45 cases (65,2%) were grade 1:  $<1.5$ ; 16 cases (23,2%) were grade 2:  $\geq 1.5$  and  $<2$ ; 8 cases (11,6%) were grade 3:  $\geq 2$ .

According to the diameter based measurements, intraobserver agreement in the NASCET, ECST, CCA and CSI methods kappa statistics were; 0.619, 0.578, 0.632 and 0.606 respectively. Correlation coefficients for NASCET, ECST, CCA and CSI methods were; 0.877 (0.801-0.924), 0.825 (0.717-0.891), 0.928 (0.833-0.955) and 0.828 (0.883-0.955, respectively).

According to the area based measurements, intraobserver agreement in the NASCET, ECST, CCA and CSI methods kappa statistics were 0.511, 0.557, 0.739 and 0.702 respectively. Correlation coefficients for NASCET, ECST, CCA and CSI methods were; 0.912 (0.858-0.956), 0.827 (0.720-0.893), 0.920 (0.871-0.951) and 0.920 (0.871-0.951), respectively.

When Bland–Altman graphics are visually assessed, the highest amount of error was seen at ECST method according to diameter based measurements and at NASCET method according to area based measurements. At the overall assessment CSI was seen as the most consistent method.

**Conclusion:** Results of our study suggest that in order to achieve reasonable measurement values in determining the extracranial internal carotid artery stenosis, it has been concluded that CCA and CSI methods (especially first CCA method) should be used, NASCET method should not be used. Also, at the assessment of consistent and reliable data, area based evaluation was shown to give better results.

**Keywords:** MDCTA, ICA stenosis, NASCET, ECST, CCA, CSI



## 10. KAYNAKLAR

1. Sacco, R.L., et al., *Guidelines for prevention of stroke in patients with ischemic stroke or transient ischemic attack: a statement for healthcare professionals from the American Heart Association/American Stroke Association Council on Stroke: co-sponsored by the Council on Cardiovascular Radiology and Intervention: the American Academy of Neurology affirms the value of this guideline.* Stroke, 2006. **37**(2): p. 577-617.
2. Saba, L., et al., *CT and ultrasound in the study of ulcerated carotid plaque compared with surgical results: potentialities and advantages of multidetector row CT angiography.* AJNR Am J Neuroradiol, 2007. **28**(6): p. 1061-6.
3. von Ingersleben, G., et al., *Characterization of atherosclerotic plaques at the carotid bifurcation: correlation of high-resolution MR imaging with histologic analysis--preliminary study.* Radiographics, 1997. **17**(6): p. 1417-23.
4. Saam, T., et al., *Comparison of symptomatic and asymptomatic atherosclerotic carotid plaque features with in vivo MR imaging.* Radiology, 2006. **240**(2): p. 464-72.
5. Kullo, I.J., W.D. Edwards, and R.S. Schwartz, *Vulnerable plaque: pathobiology and clinical implications.* Ann Intern Med, 1998. **129**(12): p. 1050-60.
6. Barnett, H.J., et al., *Benefit of carotid endarterectomy in patients with symptomatic moderate or severe stenosis. North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial Collaborators.* N Engl J Med, 1998. **339**(20): p. 1415-25.
7. *Beneficial effect of carotid endarterectomy in symptomatic patients with high-grade carotid stenosis. North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial Collaborators.* N Engl J Med, 1991. **325**(7): p. 445-53.

8. *Randomised trial of endarterectomy for recently symptomatic carotid stenosis: final results of the MRC European Carotid Surgery Trial (ECST)*. Lancet, 1998. **351**(9113): p. 1379-87.
9. Rothwell, P.M., et al., *Analysis of pooled data from the randomised controlled trials of endarterectomy for symptomatic carotid stenosis*. Lancet, 2003. **361**(9352): p. 107-16.
10. Jaff, M.R., et al., *Imaging of the carotid arteries: the role of duplex ultrasonography, magnetic resonance arteriography, and computerized tomographic arteriography*. Vasc Med, 2008. **13**(4): p. 281-92.
11. Zhang, Z., et al., *Carotid stenosis degree in CT angiography: assessment based on luminal area versus luminal diameter measurements*. Eur Radiol, 2005. **15**(11): p. 2359-65.
12. Moore KL, D.A., ed. *Clinically Oriented Anatomy*. %ed. 2006, Lippincott Williams&Wilkins: Baltimore.
13. Secil M, ed. *Temel Ultrasonografi ve Doppler*. 1 ed. 2008, Meta Basım Matbaacılık.
14. Thom T, H.N., Rosamond W, et al., *Heart disease and stroke statistics—2006 update: a report from the American Heart Association Statistics Committee and Stroke Statistics Subcommittee*. Circulation, 2006. **113**: p. e85–e151.
15. Rosamond W, F.K., Friday G, et al., *Heart disease and stroke statistics 2007 update: a report from the American Heart Association Statistics Committee and Stroke Statistics Subcommittee..* Circulation 2007(115): p. 165-171.
16. Gibbons, G.H. and V.J. Dzau, *The emerging concept of vascular remodeling*. N Engl J Med, 1994. **330**(20): p. 1431-8.
17. Ross, R. and J.A. Glomset, *The pathogenesis of atherosclerosis (first of two parts)*. N Engl J Med, 1976. **295**(7): p. 369-77.
18. Ross, R. and J.A. Glomset, *The pathogenesis of atherosclerosis (second of two parts)*. N Engl J Med, 1976. **295**(8): p. 420-5.
19. Libby, P., *Atherosclerosis: the new view*. Sci Am, 2002. **286**(5): p. 46-55.

20. Neureiter, D., et al., *Detection of Chlamydia pneumoniae but not of Helicobacter pylori in symptomatic atherosclerotic carotids associated with enhanced serum antibodies, inflammation and apoptosis rate.* *Atherosclerosis*, 2003. **168**(1): p. 153-62.
21. Ezzahiri, R., et al., *Chlamydia pneumoniae infection induces an unstable atherosclerotic plaque phenotype in LDL-receptor, ApoE double knockout mice.* *Eur J Vasc Endovasc Surg*, 2003. **26**(1): p. 88-95.
22. Sessa, R., et al., *Chlamydia pneumoniae DNA in patients with symptomatic carotid atherosclerotic disease.* *J Vasc Surg*, 2003. **37**(5): p. 1027-31.
23. O'Donnell, T.F., Jr., et al., *Correlation of B-mode ultrasound imaging and arteriography with pathologic findings at carotid endarterectomy.* *Arch Surg*, 1985. **120**(4): p. 443-9.
24. Lusby RJ, F.L., ehrenfeld WK, et al., *Carotid Plaque Hemorrhage.* *Arch Surg*, 1981. **117**: p. 1479-1487.
25. LM, R., ed. *Importance of carotid plaque morphology.* 4 ed. *Vascular Diagnosis*, ed. St.Louis. 1993, Mosby-year book. 333-340.
26. Davis WL, J.J., ed. *Stroke.* 5th ed. Osborn AG, ed. D. *Neuroradiology.* 1994, Mosby-Year Book: Missouri. 330-398.
27. H., K., ed. *İnsan Embriyolojisi.* 1984, Tas matbaası, İstanbul. 106-144.
28. AG., O., ed. *The Aortic Arch and Great Vessels. In: Diagnostic Cerebral Angiography,* Osborn AG. 1999, Lippincott Williams & Wilkins: Philadelphia. 3-29.
29. Bouthillier, A., H.R. van Loveren, and J.T. Keller, *Segments of the internal carotid artery: a new classification.* *Neurosurgery*, 1996. **38**(3): p. 425-32; discussion 432-3.
30. AG., O., ed. *The External Carotid Artery. In: Diagnostic Cerebral Angiography,* Osborn AG. 1999, Lippincott Williams & Wilkins: Philadelphia. 31-55.

31. AG, O., ed. *The Internal Carotid Artery: Cervical, Petrous, and Lacerum segments*. In: *Diagnostic Cerebral Angiography*, Osborn AG. 1999, Lippincott Williams & Wilkins: Philadelphia. 57-81.
32. AG., O., ed. *The Internal Carotid Artery: Cavernous, Clinoid, Ophthalmic, and Communicating Segments*. In: *Diagnostic Cerebral Angiography*, Osborn AG. 1999, Lippincott Williams & Wilkins: Philadelphia. 83-104.
33. Ambrose, J.A., et al., *Angiographic progression of coronary artery disease and the development of myocardial infarction*. J Am Coll Cardiol, 1988. **12**(1): p. 56-62.
34. Little, W.C., et al., *Can coronary angiography predict the site of a subsequent myocardial infarction in patients with mild-to-moderate coronary artery disease?* Circulation, 1988. **78**(5 Pt 1): p. 1157-66.
35. Wasserman, B.A., et al., *Low-grade carotid stenosis: looking beyond the lumen with MRI*. Stroke, 2005. **36**(11): p. 2504-13.
36. Lovett, J.K., et al., *Histological correlates of carotid plaque surface morphology on lumen contrast imaging*. Circulation, 2004. **110**(15): p. 2190-7.
37. Lovett, J.K., P.J. Gallagher, and P.M. Rothwell, *Reproducibility of histological assessment of carotid plaque: implications for studies of carotid imaging*. Cerebrovasc Dis, 2004. **18**(2): p. 117-23.
38. Glagov, S., et al., *Hemodynamics and atherosclerosis. Insights and perspectives gained from studies of human arteries*. Arch Pathol Lab Med, 1988. **112**(10): p. 1018-31.
39. Ohara, T., et al., *Eccentric stenosis of the carotid artery associated with ipsilateral cerebrovascular events*. AJNR Am J Neuroradiol, 2008. **29**(6): p. 1200-3.
40. Hardie, A.D., et al., *The impact of expansive arterial remodeling on clinical presentation in carotid artery disease: a multidetector CT angiography study*. AJNR Am J Neuroradiol, 2007. **28**(6): p. 1067-70.

41. *Endarterectomy for asymptomatic carotid artery stenosis. Executive Committee for the Asymptomatic Carotid Atherosclerosis Study.* JAMA, 1995. **273**(18): p. 1421-8.
42. Saba, L. and G. Mallarini, *A comparison between NASCET and ECST methods in the study of carotids: evaluation using Multi-Detector-Row CT angiography.* Eur J Radiol, 2010. **76**(1): p. 42-7.
43. Bartlett, E.S., et al., *Quantification of carotid stenosis on CT angiography.* AJNR Am J Neuroradiol, 2006. **27**(1): p. 13-9.
44. Bartlett, E.S., S.P. Symons, and A.J. Fox, *Correlation of carotid stenosis diameter and cross-sectional areas with CT angiography.* AJNR Am J Neuroradiol, 2006. **27**(3): p. 638-42.
45. Bartlett, E.S., et al., *Carotid stenosis index revisited with direct CT angiography measurement of carotid arteries to quantify carotid stenosis.* Stroke, 2007. **38**(2): p. 286-91.
46. Fox, A.J., et al., *Identification, prognosis, and management of patients with carotid artery near occlusion.* AJNR Am J Neuroradiol, 2005. **26**(8): p. 2086-94.
47. Nederkoorn, P.J., Y. van der Graaf, and M.G. Hunink, *Duplex ultrasound and magnetic resonance angiography compared with digital subtraction angiography in carotid artery stenosis: a systematic review.* Stroke, 2003. **34**(5): p. 1324-32.
48. Koelemay, M.J., et al., *Systematic review of computed tomographic angiography for assessment of carotid artery disease.* Stroke, 2004. **35**(10): p. 2306-12.
49. Fujitani, R.M., et al., *The effect of unilateral internal carotid arterial occlusion upon contralateral duplex study: criteria for accurate interpretation.* J Vasc Surg, 1992. **16**(3): p. 459-67; discussion 467-8.
50. Goes, E., et al., *Tissue characterization of atheromatous plaques: correlation between ultrasound image and histological findings.* J Clin Ultrasound, 1990. **18**(8): p. 611-7.

51. Gray-Weale, A.C., Graham, J. C., Burnett, J. R., et al, *Carotid artery atheroma: comparison of pre-operative B-mode ultrasound appearance with carotid endarterectomy specimen.* Journal of Cardiovascular Surgery., 1988(29): p. 115-123.
52. Block, R.W.a.L., R. J., ed. *Carotid plaque morphology and interpretation of echolucent lesion.* Diagnostic Vascular Imaging. 1992: London. 225-236.
53. el-Barghouty, N., et al., *Computer-assisted carotid plaque characterisation.* Eur J Vasc Endovasc Surg, 1995. **9**(4): p. 389-93.
54. Lennihan, L., et al., *Lack of association between carotid plaque hematoma and ischemic cerebral symptoms.* Stroke, 1987. **18**(5): p. 879-81.
55. Comerota, A.J., et al., *The preoperative diagnosis of the ulcerated carotid atheroma.* J Vasc Surg, 1990. **11**(4): p. 505-10.
56. Colhoun, E. and D. MacErlean, *Carotid artery imaging using duplex scanning and bidirectional arteriography: a comparison.* Clin Radiol, 1984. **35**(2): p. 101-6.
57. Eikelboom, B.C., et al., *Digital video subtraction angiography and duplex scanning in assessment of carotid artery disease: comparison with conventional angiography.* Surgery, 1983. **94**(5): p. 821-5.
58. Roederer GO, L.Y., Jager KA, Et al:, *A Simple Spectral Parameter For Accurate Classification of Severe Carotid Artery Disease.* Bruit, 1989. **3**: p. 174-178.
59. Roederer GO, L.Y., Chan AT, et al:, *Ultrasonic Duplex Scanning of External carotid Arteries: Improved Accuracy Using New Features From The Carotid Artery.* J Cardiovasc Ultrasonography, 1982. **1**: p. 373-380.
60. Moneta, G.L., et al., *Correlation of North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial (NASCET) angiographic definition of 70%to 99%internal carotid artery stenosis with duplex scanning.* J Vasc Surg, 1993. **17**(1): p. 152-7; discussion 157-9.

61. Moneta, G.L., et al., *Screening for asymptomatic internal carotid artery stenosis: duplex criteria for discriminating 60%to 99%stenosis*. J Vasc Surg, 1995. **21**(6): p. 989-94.
62. Grant, E.G., et al., *Carotid artery stenosis: gray-scale and Doppler US diagnosis--Society of Radiologists in Ultrasound Consensus Conference*. Radiology, 2003. **229**(2): p. 340-6.
63. Grant, E.G., et al., *Ability to use duplex US to quantify internal carotid arterial stenoses: fact or fiction?* Radiology, 2000. **214**(1): p. 247-52.
64. Hunink, M.G., et al., *Detection and quantification of carotid artery stenosis: efficacy of various Doppler velocity parameters*. AJR Am J Roentgenol, 1993. **160**(3): p. 619-25.
65. Geroulakos, G., et al., *Characterization of symptomatic and asymptomatic carotid plaques using high-resolution real-time ultrasonography*. Br J Surg, 1993. **80**(10): p. 1274-7.
66. Bluth, E.I., et al., *Sonographic characterization of carotid plaque: detection of hemorrhage*. AJR Am J Roentgenol, 1986. **146**(5): p. 1061-5.
67. Zwiebel WJ, P.J., ed. *Karotid Plaklarının Ultrason ile değerlendirilmesi*. In: *Vasküler Ultrasona Giriş*. ed. M. İ. 2006, İstanbul Medikal Yayıncılık: İstanbul. 155-169.
68. Kitamura, A., et al., *Carotid intima-media thickness and plaque characteristics as a risk factor for stroke in Japanese elderly men*. Stroke, 2004. **35**(12): p. 2788-94.
69. Prabhakaran, S., et al., *Carotid plaque surface irregularity predicts ischemic stroke: the northern Manhattan study*. Stroke, 2006. **37**(11): p. 2696-701.
70. Anderson CM, Edelman RR, and T. PA., eds. *Clinical Magnetic Resonance Angiography*. 1993: New York. 11-72.
71. Prince MR, Grist TM, and D. JF., eds. *3D Contrast MR Angiography*. 2003, Springer.

72. RE, L., K. L, and M. ME, eds. *Immaging of Nervous Syste*. 2005, Elsevier Mosby: Philedelphia. 385-410.
73. Pernicone, J.R., et al., *Three-dimensional phase-contrast MR angiography in the head and neck: preliminary report*. AJR Am J Roentgenol, 1990. **155**(1): p. 167-76.
74. R, H., L. JS, and L. G, *Phase-contrast MR Angiography with Reduced Acquisition Time: New Concept in Sequence Design*. J Magn Reson, 1991(1): p. 415-422.
75. NJ, P., H. RJ, and S. A, eds. *Magnetic Resonans Q*. Phase-contrast Cine magnetic Resonance Imaging. 1991. 229-254.
76. NJ, P., B. MA, and S. A, eds. *sding Strategies for three-direction phase-contrast MR imaging of flow*. Magnetic Reson. 1991. 405-413.
77. !!! INVALID CITATION !!!
78. Edelman, R.R., et al., *Improved time-of-flight MR angiography of the brain with magnetization transfer contrast*. Radiology, 1992. **184**(2): p. 395-9.
79. Blatter, D.D., D.L. Parker, and R.O. Robison, *Cerebral MR angiography with multiple overlapping thin slab acquisition. Part I. Quantitative analysis of vessel visibility*. Radiology, 1991. **179**(3): p. 805-11.
80. Jewells V, C.M., ed. *MR angiography of the extracranial circulation*. Magn Reson Imag Clin N AM. 2003. 585-597.
81. Prince, M.R., et al., *Dynamic gadolinium-enhanced three-dimensional abdominal MR arteriography*. J Magn Reson Imaging, 1993. **3**(6): p. 877-81.
82. Sohn, C.H., R.J. Sevick, and R. Frayne, *Contrast-enhanced MR angiography of the intracranial circulation*. Magn Reson Imaging Clin N Am, 2003. **11**(4): p. 599-614.
83. Parker, D.L., et al., *Optimized visualization of vessels in contrast enhanced intracranial MR angiography*. Magn Reson Med, 1998. **40**(6): p. 873-82.



84. Aoki, S., et al., *Two-dimensional thick-slice MR digital subtraction angiography for assessment of cerebrovascular occlusive diseases*. Eur Radiol, 2000. **10**(12): p. 1858-64.
85. Farb, R.I., et al., *Intracranial venous system: gadolinium-enhanced three-dimensional MR venography with auto-triggered elliptic centric-ordered sequence--initial experience*. Radiology, 2003. **226**(1): p. 203-9.
86. Willig, D.S., et al., *Contrast-enhanced 3D MR DSA of the carotid artery bifurcation: preliminary study of comparison with unenhanced 2D and 3D time-of-flight MR angiography*. Radiology, 1998. **208**(2): p. 447-51.
87. Schroeder, S., et al., *Accuracy of density measurements within plaques located in artificial coronary arteries by X-ray multislice CT: results of a phantom study*. J Comput Assist Tomogr, 2001. **25**(6): p. 900-6.
88. de Monye, C., et al., *Optimization of CT angiography of the carotid artery with a 16-MDCT scanner: craniocaudal scan direction reduces contrast material-related perivenous artifacts*. AJR Am J Roentgenol, 2006. **186**(6): p. 1737-45.
89. Halliday, A., et al., *Prevention of disabling and fatal strokes by successful carotid endarterectomy in patients without recent neurological symptoms: randomised controlled trial*. Lancet, 2004. **363**(9420): p. 1491-502.
90. Liu, Y., et al., *CT angiographic measurement of the carotid artery: optimizing visualization by manipulating window and level settings and contrast material attenuation*. Radiology, 2000. **217**(2): p. 494-500.
91. Dix, J.E., et al., *Accuracy and precision of CT angiography in a model of carotid artery bifurcation stenosis*. AJNR Am J Neuroradiol, 1997. **18**(3): p. 409-15.
92. Claves, J.L., et al., *Evaluation of contrast densities in the diagnosis of carotid stenosis by CT angiography*. AJR Am J Roentgenol, 1997. **169**(2): p. 569-73.
93. de Weert, T.T., et al., *Atherosclerotic plaque surface morphology in the carotid bifurcation assessed with multidetector computed tomography angiography*. Stroke, 2009. **40**(4): p. 1334-40.

94. Sitzer, M., et al., *Plaque ulceration and lumen thrombus are the main sources of cerebral microemboli in high-grade internal carotid artery stenosis*. Stroke, 1995. **26**(7): p. 1231-3.
95. Saba, L., et al., *Efficacy and sensitivity of axial scans and different reconstruction methods in the study of the ulcerated carotid plaque using multidetector-row CT angiography: comparison with surgical results*. AJNR Am J Neuroradiol, 2007. **28**(4): p. 716-23.
96. Ouhlous, M., et al., *Carotid plaque composition and cerebral infarction: MR imaging study*. AJNR Am J Neuroradiol, 2005. **26**(5): p. 1044-9.
97. Saba, L., et al., *Carotid artery wall thickness and ischemic symptoms: evaluation using multi-detector-row CT angiography*. Eur Radiol, 2008. **18**(9): p. 1962-71.
98. Wendelhag, I., O. Wiklund, and J. Wikstrand, *Arterial wall thickness in familial hypercholesterolemia. Ultrasound measurement of intima-media thickness in the common carotid artery*. Arterioscler Thromb, 1992. **12**(1): p. 70-7.
99. Wendelhag, I., O. Wiklund, and J. Wikstrand, *Atherosclerotic changes in the femoral and carotid arteries in familial hypercholesterolemia. Ultrasonographic assessment of intima-media thickness and plaque occurrence*. Arterioscler Thromb, 1993. **13**(10): p. 1404-11.
100. Veller, M.G., et al., *Measurement of the ultrasonic intima-media complex thickness in normal subjects*. J Vasc Surg, 1993. **17**(4): p. 719-25.
101. Riley, W.A., et al., *Reproducibility of noninvasive ultrasonic measurement of carotid atherosclerosis. The Asymptomatic Carotid Artery Plaque Study*. Stroke, 1992. **23**(8): p. 1062-8.
102. Long, A., et al., *Modalities of preoperative imaging of the internal carotid artery used in France*. Ann Vasc Surg, 2002. **16**(3): p. 261-5.
103. Davis, S.M.a.D., G. A., *Is carotid angiography necessary? Editors disagree*. Stroke., 2003. **34**.

104. Perkins, J.M., et al., *Carotid duplex imaging: variation and validation*. Br J Surg, 2000. **87**(3): p. 320-2.
105. Pozzi Mucelli, F., et al., *Three-dimensional rotational angiography of the carotid arteries with high-flow injection from the aortic arch. Preliminary experience*. Radiol Med, 2005. **109**(1-2): p. 108-17.
106. Willinsky, R.A., et al., *Neurologic complications of cerebral angiography: prospective analysis of 2,899 procedures and review of the literature*. Radiology, 2003. **227**(2): p. 522-8.
107. Rothwell, P.M., et al., *Equivalence of measurements of carotid stenosis. A comparison of three methods on 1001 angiograms. European Carotid Surgery Trialists' Collaborative Group*. Stroke, 1994. **25**(12): p. 2435-9.
108. Alexandrov, A.V., et al., *Measuring carotid stenosis. Time for a reappraisal*. Stroke, 1993. **24**(9): p. 1292-6.
109. Pan, X.M., et al., *Assessment of carotid artery stenosis by ultrasonography, conventional angiography, and magnetic resonance angiography: correlation with ex vivo measurement of plaque stenosis*. J Vasc Surg, 1995. **21**(1): p. 82-8; discussion 88-9.
110. Buskens, E., et al., *Imaging of carotid arteries in symptomatic patients: cost-effectiveness of diagnostic strategies*. Radiology, 2004. **233**(1): p. 101-12.
111. JM, U.K.-I., et al., *Cost-effectiveness of diagnostic strategies prior to carotid endarterectomy*. Ann Neurol, 2005. **58**(4): p. 506-15.
112. Landis, J.R. and G.G. Koch, *The measurement of observer agreement for categorical data*. Biometrics, 1977. **33**(1): p. 159-74.
113. Hirai, T., et al., *Maximum stenosis of extracranial internal carotid artery: effect of luminal morphology on stenosis measurement by using CT angiography and conventional DSA*. Radiology, 2001. **221**(3): p. 802-9.
114. Gleason, S., et al., *Potential influence of acute CT on inpatient costs in patients with ischemic stroke*. Acad Radiol, 2001. **8**(10): p. 955-64.

115. Hankey, G.J., C.P. Warlow, and R.J. Sellar, *Cerebral angiographic risk in mild cerebrovascular disease*. Stroke, 1990. **21**(2): p. 209-22.
116. Davies, K.N. and P.R. Humphrey, *Complications of cerebral angiography in patients with symptomatic carotid territory ischaemia screened by carotid ultrasound*. J Neurol Neurosurg Psychiatry, 1993. **56**(9): p. 967-72.
117. Bendszus, M., et al., *Silent embolism in diagnostic cerebral angiography and neurointerventional procedures: a prospective study*. Lancet, 1999. **354**(9190): p. 1594-7.
118. *MRC European Carotid Surgery Trial: interim results for symptomatic patients with severe (70-99%) or with mild (0-29%) carotid stenosis*. European Carotid Surgery Trialists' Collaborative Group. Lancet, 1991. **337**(8752): p. 1235-43.
119. Hollingworth, W., et al., *The diagnostic accuracy of computed tomography angiography for traumatic or atherosclerotic lesions of the carotid and vertebral arteries: a systematic review*. Eur J Radiol, 2003. **48**(1): p. 88-102.
120. JM, U.K.-I., et al., *Conventional digital subtraction x-ray angiography versus magnetic resonance angiography in the evaluation of carotid disease: patient satisfaction and preferences*. Clin Radiol, 2004. **59**(4): p. 358-63.
121. Saba, L. and G. Mallarini, *Comparison between quantification methods of carotid artery stenosis and computed tomographic angiography*. J Comput Assist Tomogr, 2010. **34**(3): p. 421-30.
122. Bucek, R.A., et al., *CTA quantification of internal carotid artery stenosis: application of luminal area vs. luminal diameter measurements and assessment of inter-observer variability*. J Neuroimaging, 2007. **17**(3): p. 219-26.
123. Staikov, I.N., et al., *Comparison of the ECST, CC, and NASCET grading methods and ultrasound for assessing carotid stenosis*. European Carotid Surgery Trial. North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial. J Neurol, 2000. **247**(9): p. 681-6.
124. Bucek, R.A., et al., *Grading of internal carotid artery stenosis: can CTA overcome the confusion?* J Endovasc Ther, 2006. **13**(4): p. 443-50.