

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

**KAROTİS STENTLEME YAPILAN OLGULARIN
TAKİBİNDE BT ANJİYOĞRAFİ UYGULAMASI**

**UZMANLIK TEZİ
Dr. CEMAL YÜCE**

**TEZ DANIŞMANI
Prof. Dr. ERHAN T. ILGIT**

**ANKARA
Aralık 2010**

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

**KAROTİS STENTLEME YAPILAN OLGULARIN
TAKİBİNDE BT ANJİYOĞRAFİ UYGULAMASI**

**UZMANLIK TEZİ
Dr. CEMAL YÜCE**

**TEZ DANIŞMANI
Prof. Dr. ERHAN T. ILGIT**

**ANKARA
Aralık 2010**



T.C
GAZİ ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ YEREL ETİK KURULU
RESEARCH ETHICS COMMITTEE OF MEDICAL FACULTY, GAZİ UNIVERSTY
ANKARA-TÜRKİYE
ARAŞTIRMA BAŞVURUSU ONAYI
İLAÇ DIŞI KLİNİK ÇALIŞMALAR

BAŞVURU BİLGİLERİ	PROTOKOL ADI	"Karotis stentleme yapılan olguların takibinde BT anjiyografi uygulaması"					
	SORUMLU ARAŞTIRICI UNVANI, / ADI	Prof.Dr.Erhan Ilgıt					
DEĞERLENDİRİLEN İLGİLİ BELGELER	Belge Adı	Tarihi / değişiklik No.su	Dili Türkçe				
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ						
KARAR BİLGİLERİ	Karar No: 401	Tarih : 30 Haziran 2009					
	Üniversitemiz Tıp Fakültesinde yapılması tasarlanan ve yukarıdaki künyede kayıtlı araştırma projesine ait dosya; amaç, gerekçe, yaklaşım, yöntemler ve aydınlatılmış onamin yeterliliği yönünden incelenmiş ve çalışmanın gerçekleştirilmesinde Etik sakınca bulunmadığına karar verilmiştir.						
ETİK KURUL BİLGİLERİ							
ÇALIŞMA ESASI	İYİ KLİNİK UYGULAMALAR KILAVUZU, HELSİNKİ BELGESİ, BİYOETİK SÖZLEŞMESİ						
ÜYELER							
Unvanı / Adı / Soyadı Üyeliği	Uzmanlık Dalı	Kurumu	Cinsiyeti	İlişki (*)	Katılım (**)	İmza	
Prof.Dr.Necia BUYAN BAŞKAN	Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları - Nefroloji	G.Ü.T.F. Çocuk Sağ.ve Hast.A.D.	K	x	E	xx	E
Prof. Dr.Firdevs Aktaş ÜYE	Enfeksiyon	G.Ü.T.F. Enfeksiyon Hast. A.D.	K	x	E	xx	E
Prof. Dr.Aysel ARICIOĞLU ÜYE	Tıbbi Biyokimya	G.Ü.T.F. Tıbbi Biyokimya A.D.	K	x	E	xx	E
Prof.Dr.Fatma ATALAY ÜYE	Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon	G.Ü.T.F. Fiziksel Tıp ve Reha.A.D.	K	x	E	x	H
Prof.Dr.Çağatay ÇİFTER ÜYE	Genel Cerrahi	G.Ü.T.F. Genel Cerrahi A.D.	E	x	E	xx	E
Prof.Dr.Seyhan ERSAN ÜYE	Farmasötik Kimya Ecz. Fak.	G.Ü.E.F. (Ecz.Fak.) Farmasötik Kimya	K	x	E	xx	E
Prof.Dr.Reha KURUOĞLU ÜYE	Nöroloji	G.Ü.T.F. Nöroloji A.D.	E	x	E	xx	E
Doç.Dr.Nesrin ÇOBANOĞLU ÜYE	Tıp Etiği ve Tıp Tarihi	G.Ü.T.F. Tıp Etiği ve Tıp tarihi A.D.	K	x	E	xx	E
Doç.Dr.Mehmet Ali Ergün ÜYE	Tıbbi Genetik	G.Ü.T.F. Tıbbi Genetik A.D.	E	x	E	x	H
Doç.Dr.Ayılar POYRAZ ÜYE	Tıbbi Patoloji	G.Ü.T.F. Tıbbi Patoloji A.D.	K	x	E	xx	E
Doç.Dr.Canlan ULUOĞLU ÜYE	Tıbbi Farmakoloji	G.Ü.T.F. Tıbbi Farmakoloji A.D.	K	x	E	xx	E
Doç.Dr.Münci YAĞCI ÜYE	İç Hastalıkları - Hematoloji	G.Ü.T.F. İç Hastalıkları A.D.	E	x	E	xx	E
Doç.Dr.Birol DEMİREL ÜYE	Adli Tıp	G.Ü.T.F. Adli Tıp A.D.	E	x	E	x	H
Hukuk Müşaviri Adem GELİR ÜYE	Hukuk Müşavirliği	Rektörlük Hukuk Müşavirliği	E	x	E	xx	E

* Araştırma ile İlişki

** Toplantıda Bulunma

TEŞEKKÜR...

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve deneyimlerini benden esirgemeyen Sayın Prof. Dr. Sedat Işık, Prof. Dr. Erhan T. Ilgıt, Prof. Dr. E. Turgut Talı, Prof. Dr. Hakan Özdemir, Prof. Dr. Mehmet Araç, Prof. Dr. Ayşegül Özdemir, Prof. Dr. Öznur L. Boyunağa, Prof. Dr. Cem Yücel, Doç. Dr. Suna Ö. Oktar, Doç. Dr. Nil Tokgöz, Doç. Dr. A. Yusuf Öner, Doç. Dr. Serap Gültekin, Yrd. Doç. Dr. Gonca Erbaş'a ayrı ayrı teşekkürlerimi sunarım.

Tezimin hazırlanma sürecinde ve uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve deneyimlerini benden esirgemeyen Anabilim Dalı Başkanımız ve tez danışmanım Prof. Dr. Erhan T. Ilgıt'a ayrıca teşekkürlerimi sunarım. Ayrıca tezin oluşmasındaki tüm aşamalarda ayırdığı zaman, paylaştığı bilgi, deneyim ve katkılarından dolayı Yrd. Doç. Dr. Gonca Erbaş'a çok teşekkür ederim.

Bu tezin oluşumundaki tüm aşamalarda bana verdiği sonsuz destek için Dr. Melike Güryıldırım'a çok teşekkür ederim. Hem asistanlık eğitimim boyunca birlikte çalıştığım hem de tezimin hazırlanma aşamasında yardımını esirgemeyen tüm asistan arkadaşlarıma ve özellikle mesaisi ile bana katkılarından dolayı Dr. Çağrı Ağırgün'e teşekkür ederim.

Tezimin hazırlanma sürecinde yardımlarını benden esirgemeyen özellikle Bilgisayarlı Tomografi, Ultrasonografi ile Anjiyografi ve Girişimsel Radyoloji Üniteleri ile tüm bölüm çalışanlarına teşekkürlerimi sunarım.

Son olarak beni yetiştirerek bu günlere getiren, destek ve sabırlarını esirgemeyen aileme çok teşekkür ederim.

Dr. Cemal Yüce

İÇİNDEKİLER

1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Ateroskleroz ve Karotis Arter Darlığı.....	3
2.2. Aterosklerotik Plaklara Tanısal Yaklaşım.....	7
2.2.1. Ultrasonografi	8
2.2.2. Ultrasonografide Plak Karakterizasyonu	10
2.2.3. Akıma Dayalı Diğer US Teknikleri ve B-flow Görüntüleme.....	11
2.2.4. Manyetik Rezonans Anjiografi	15
2.2.5. Bilgisayarlı Tomografi (BT) ve BT Anjiografi	16
2.2.6. Kateter Anjiografi.....	17
2.3. Aterosklerotik Karotis Arter Hastalığında Tedavi	18
2.3.1. Medikal Tedavi.....	18
2.3.2. Karotis Endarterektomi (KEA)	19
2.3.3. Perkütan Transluminal Anjiyoplasti (PTA).....	21
2.3.4. Karotis Arter Darlıklarında Stent Tedavisi	21
2.3.4.1. Stent Tedavisinin Temel Avantajları.....	22
2.3.4.2. Endikasyonları	23
2.3.4.3. Kontraendikasyonlar	23
2.3.4.4. Karotis Stentleme İşleminin Komplikasyonları	24
2.4. Stentler	25
2.4.1. Stent Tasarımında Gereklilikler.....	28
2.5. Stent İçinde Yeni Oluşan Stenoz.....	32
2.6. Çokkesitli BT Sistemleri ve Stent Görüntüleme	42
2.6.1. Çokkesitli BT Sistemleri.....	42
2.6.2. Stent Lümeni Değerlendirmesi	44
2.6.2.1. Stent Bağımlı Artefaktlar	46
2.6.2.2. Bilgisayarlı Tomografide Görüntü İşleme Teknikleri..	48

2.6.3. BT'de Görüntü Kalitesini Belirleyen Özellikler	51
2.6.3.1. Kontrast	51
2.6.3.2. Uzaysal Çözünürlük	51
2.6.3.3. Gürültü.....	52
2.6.4. Bilgisayarlı Tomografide Radyasyon Dozu ve Azaltma	
Teknikleri.....	54
2.6.4.1. Bilgisayarlı Tomografide Özel Doz Belirleyicileri	54
2.6.4.2. Doz ile İlişkili Diğer BT Kavramları	55
2.6.4.3. Doz Azaltıcı Teknolojik Yenilikler	56
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	58
3.1. Çalışma Tasarımı	58
3.2. Çalışma kapsamı.....	62
3.3. BTA Protokolü.....	62
3.4. Ultrasonografi Protokolü.....	65
3.5. BTA ve US'de Yapılan Değerlendirmeler.....	66
3.5.1. BTA'da Görüntü Kalitesi ve Gürültü Değerlendirme.....	66
3.5.2. BTA'da İntimal Kalınlık ve Darlık Değerlendirmesi	68
3.5.3. Ultrasonografide Görüntü Kalitesi Analizi ve Darlık	
Değerlendirme	70
3.6. İstatistiksel Analiz	71
4. SONUÇLAR	72
4.1. Görüntülerin Değerlendirilmesi	72
4.1.1. BTA ve Vasküler Ultrasonografide Görüntü Kalitesi	
Değerlendirme	72
4.1.2. BTA Görüntü Kalitesinin Nicel Değerlendirmesi ve	
Gürültü	74

4.2. BTA’da Stent İçerisinde Yeni Oluşan İntimal Kalınlık Artışlarının Değerlendirilmesi	75
4.2.1. BTA’da İntimal Kalınlık Artışlarının Nitel Değerlendirilmesi	75
4.2.2. BTA’da Yeni Gelişen İntimal Kalınlıktaki Artışların Eşik Değer Sonrası Değerlendirilmesi (Nicel)	77
4.3. BTA’da ve US’de Stent Lümen Açıklığı ve Darlık Değerlendirilmesi	77
4.4. BTA ve US (B-flow)’de Stent Gruplarının İntimal Kalınlıklar Açısından Değerlendirilmesi	80
4.5. İki Farklı Stent Grubunun Çap ve Stent Gövde Kalınlığı Değerlendirmesi.....	81
4.6. BTA’nın Tanısal Performans Değerlendirmesi	82
4.7. Gözlemcilerarası Uyum	83
4.8. Çokkesitli BT Cihazı ile Karotis Stentleme Yapılan Olguların Takibi AmacıylaYapılan BTA İncelemelerinde Kullanılan Doz Miktarı	84
4.9. Çalışmaya Dahil Edilen Olgular Üzerinden BTA İle Stent Görüntüleme	86
4.10. Olgulardan Örnekler	90
5. TARTIŞMA	135
6. SONUÇ.....	168
7. KAYNAKLAR	169
8. ÖZET.....	203
9. SUMMARY	205

TABLÖLAR LİSTESİ

- Tablo 2.1.** Karotis arter darlıklarında derecelendirme
- Tablo 2.2.** Karotis stentlerinden bazı örneklere ait teknik özellikler
- Tablo 2.3.** Stent içi restenozda rol alan büyüme faktörlerinin kaynağı ve etkileri
- Tablo 2.4.** Stent içi restenozda rol alan sitokinlerin kaynağı ve etkileri
- Tablo 2.5.** Dönüşüm Katsayıları.Yaşa göre DLP (mSv (mGy.cm)⁻¹başına düşen efektif doz.
- Tablo 3.1.** Stentleme öncesi ve KAS işlemine ait veriler
- Tablo 3.2.** Çalışmaya Dahil Edilen Tüm Olgulara ait Demografik ve Stentle İlgili Teknik Veriler
- Tablo 3.3.** Ek bulgular
- Tablo 3.4.** Kontrast protokolü
- Tablo 3.5.** BT Anjiyografi Protokolü
- Tablo 3.6.** Çekim parametrelerine ait veriler
- Tablo 4.1.** BTA ve US görüntü değerlendirme sonuçları.
- Tablo 4.2.** Düşük görüntü kalitesi nedenleri (US)
- Tablo 4.3.** BTA’da düşük görüntü kalitesi nedenleri
- Tablo 4.4.** BTA’da farklı filtrelerin ortalama puanları
- Tablo 4.5.** İki farklı filtreden ölçülen ortalama atenuasyon değerleri
- Tablo 4.6.** BTA’da neointimal oluşum izlenen hipodens alanların stent içerisinde yaygınlığı.
- Tablo 4.7.** Stent içerisinde en belirgin olarak izlenen intimal hiperplazi düzeyleri.
- Tablo 4.8.** Stent içinde intimal kalınlık artışı izlenen kadranlar
- Tablo 4.9.** Eşik değere (0,65 mm) göre intimal kalınlıkta artma izlenen düzeylerin dağılımı
- Tablo 4.10.** İki farklı stent grubu için BTA’da iki farklı filtrede ölçülen darlık oranları ile US’de akım hızlarının “bağımsız gruplarda t testi” ile değerlendirilmesi

- Tablo 4.11.** Kruskal-Wallis Analizi
- Tablo 4.12.** Kateter anjiyografi ile doğrulanmış uyumlu darlık saptanan olgu dökümü
- Tablo 4.13.** İki farklı stent grubu için iki farklı inceleme yönteminde ölçülen intimal kalınlıkların “bağımsız gruplarda t testi” ile değerlendirilmesi
- Tablo 4.14.** Pearson korelasyon analizi 1
- Tablo 4.15.** İki farklı stent grubunda US’de izlenen çaplar için yapılan “t testi”
- Tablo 4.16.** Farklı filtrelerde ölçülen stent gövde kalınlıkları
- Tablo 4.17.** İki farklı filtre için yapılan ROC analizi sonuçları
- Tablo 4.18.** Pearson korelasyon analizi 2
- Tablo 4.19.** Çalışmada kullanılan farklı protokollerde radyasyon dozları
- Tablo 5.1.** Stentleme sonrası farklı stenoz oranları için Doppler US eşik değerleri
- Tablo 5.2.** Çeşitli görüntüleme yöntemlerine ait uzaysal çözünürlükler
- Tablo 5.3.** Farklı görüntüleme yöntemlerinin %70-99 İKA darlıklarının saptanmasında kateter anjiyografiye göre tanısal değerleri

RESİMLER LİSTESİ

- Resim 4.9.1** Bilgisayarlı tomografide farklı filtrelerle ait rekonstrüksiyonlar sonrası oluşturulan aksiyel kesitler ve MPR görüntülerle stent görüntüleme.
- Resim 4.9.2.** Bilgisayarlı tomografide kullanılan farklı rekonstrüksiyon filtrelerinde stent görüntüleme. Çalışmada kullanılan farklı filtrelerde aksiyel BT görüntüleri.
- Resim 4.9.3.** Bilgisayarlı tomografide farklı alaşımlar kullanılarak üretilen stent görüntüleri. (a) Wallstent (Boston Scientific İrlanda Ltd., Galway, İrlanda), (b) Protege® RX Carotid Stent System (ev3 Inc., Plymouth, Minnesota, ABD), (c,d) Precise (Cordis Corp., Miami, FC, ABD).
- Resim 4.9.4.** Çalışmaya dahil edilen olgularda stent kadranlarına göre intimal hiperplazi sınıflandırması.
- Resim 4.9.5.** İntimal hiperplazi saptanan olguların MPR görüntüleri üzerinden stent uzunluğuna göre sınıflandırılması.
- Resim 4.10.1.1.** Olgu 19: Kateter anjiyografide 59 yaşındaki erkek olgunun stentleme işlemi öncesi ve sonrası kontrol görüntüleri.
- Resim 4.10.1.2.** Olgunun 28. ayda yapılan US kontrolüne ait longitudinal görüntüler
- Resim 4.10.1.3.** Olgunun BT anjiyografisi sonrası oluşturulan farklı gösterim teknikleri ile oluşturulmuş hacimsel ve eğimli reformat görüntüler.
- Resim 4.10.1.4.** Stent lümenini göstermek amacıyla oluşturulan multiplanar reformat görüntüler.
- Resim 4.10.2.1.** Olgu 7: Kateter anjiyografide 76 yaşında erkek olgunun stentleme öncesi ve hemen sonrası kontrol görüntüleri.
- Resim 4.10.2.2.** Aynı olgunun 48. ayda yapılan US kontrolüne ait görüntüler.
- Resim 4.10.2.3.** Üç boyutlu VR ve eğimli reformat görüntüler.

- Resim 4.10.2.4.** Wallstent'e (Boston Scientific İrlanda Ltd., Galway, İrlanda) "blooming" etkisinin gösterildiği MPR görüntüler.
- Resim 4.10.3.1.** Olgu 27: Sağ internal karotis arteri tıkalı olan 69 yaşında kadın olgunun sol karotis arter proksimalinde tespit edilen % 80 darlık sonrası yerleştirilen nitinol Protege® RX Carotid Stent System (ev3 Inc., Plymouth, Minnesota, ABD) 7x30 mm stente ait 24. ayda yapılan kontrol US görüntüleri.
- Resim 4.10.3.2.** Olgu 27'nin üç boyutlu VR ve MIP görüntüleri.
- Resim 4.10.3.3.** Nitinol stent grubundan Protege® RX Carotid Stent System (ev3 Inc., Plymouth, Minnesota, ABD) stent yerleştirilen olguya ait MPR görüntüler ile stent lümeni değerlendirilmesi.
- Resim 4.10.4.1.** Olgu 38: Sol karotis arterinde % 90 darlık saptanması üzerine, sol karotis arterine 8x30 mm'lik nitinol Precise (Cordis Corp., Miami, FC, ABD) stent yerleştirilen 64 yaşında erkek olgunun 18. ayda yapılan US kontrolüne ait longitudinal görüntüler izlenmektedir.
- Resim 4.10.4.2.** Üç boyutlu VR ve eğimli reformat gösterim teknikleri ile stent yerleşiminin ve lümen açıklığının değerlendirilmesi.
- Resim 4.10.4.3.** "Standart" ve "Bone" filtre kullanılarak oluşturulan MPR görüntülerde stent lümeninin değerlendirilmesi.
- Resim 4.10.5.1.** Olgu 11: Sol subklavyan arterinde vertebral arter öncesi tıkanıklık ve subklavyan çalma sendromu olan 60 yaşında erkek olguya sağ karotis arter proksimalinde % 50 darlık saptanması üzerine yerleştirilen 7x30 mm Wallstent'e (Boston Scientific İrlanda Ltd., Galway, İrlanda) ait 42. ayda yapılan US kontrolüne ait longitudinal görüntüler.
- Resim 4.10.5.2.** Üç boyutlu VR, MIP gösterim teknikleri ve eğimli reformat görüntülerde stent yerleşiminin ve lümen açıklığının değerlendirilmesi.

- Resim 4.10.5.3.** “Standart” ve “Bone” filtre kullanılarak oluşturulan MPR görüntülerde stent lümeninin değerlendirilmesi.
- Resim 4.10.6.1.** Olgu 62: Sağ İKA proksimalinde %90 kalsifiye darlık saptanması üzerine 8-6x30 mm nitinol Protege® RX Carotid Stent System (ev3 Inc., Plymouth, Minnesota, ABD) stent yerleştirilen 68 yaşında kadın olguya ait kateter anjiyografi görüntüleri
- Resim 4.10.6.2.** Aynı olgunun 6. ayda yapılan US görüntüleri.
- Resim 4.10.6.3.** US’de kalsifikasyon nedeniyle stent lümeni kısmen değerlendirilemeyen ve akım hızında artış izlenen nitinol Protege® RX Carotid Stent System (ev3 Inc., Plymouth, Minnesota, ABD) stentli olgunun üç boyutlu MIP ve VR görüntüleri ile oluşturulan eğimli reformat görüntüleri.
- Resim 4.10.6.4.** (a-f) Stent lümeninin en dar yerinden geçen aksiyel görüntüler ile sırasıyla koronal ve sagittal planlarda oluşturulan MPR görüntüler.
- Resim 4.10.7.1.** Olgu 16: Sağ İKA proksimalinde >%95 darlık saptanması üzerine 7x30 mm Wallstent (Boston Scientific İrlanda Ltd., Galway, İrlanda) yerleştirilen 70 yaşında erkek olguya ait kateter anjiyografi görüntüleri
- Resim 4.10.7.2.** Aynı olgunun 30. ayda yapılan US kontrol görüntüleri izlenmektedir.
- Resim 4.10.7.3.** Üç boyutlu VR gösterim teknikleri ile oluşturulan görüntülerde sağ AKA’dan İKA’ya uzanan stent gösterilmiştir
- Resim 4.10.7.4.** “Standart” ve “bone” filtre kullanılarak oluşturulan MPR görüntülerde stent lümeninin değerlendirilmesi.
- Resim 4.10.7.5.** Stentleme sonrası alına kontrol anjiyografi ile aynı planda oluşturulmuş VR görüntü izlenmektedir. Aynı zamanda farklı eşik değerler kullanılarak oluşturulan lümen içerisinde de izlenebildiği VR görüntüler

- Resim 4.10.8.1.** Olgu 16: Sol İKA proksimalinde %95 darlık saptanması üzerine 7x30 mm nitinol Precise (Cordis Corp., Miami, FC, ABD) stent yerleştirilen 70 yaşında erkek olguya ait kateter anjiyografi görüntüleri
- Resim 4.10.8.2.** Aynı olgunun 13. ayda yapılan kontrol US görüntüleri
- Resim 4.10.8.3.** Ultrasonografide kalsifikasyon nedeniyle stent lümeni kısmen değerlendirilemeyen ve akım hızında artış izlenen nitinol Precise (Cordis Corp., Miami, FC, ABD) stentli olgunun üç boyutlu MIP ve VR görüntüleri ile oluşturulan eğimli reformat görüntüleri.
- Resim 4.10.8.4.** Stent lümeni içerisinde intimal hiperplazi izlenen düzeydeki aksiyel görüntüler ile sırasıyla sagittal ve koronal planlarda oluşturulan MPR görüntüler.
- Resim 4.10.8.5** Olgu 16'nın eğimli reformat ve aksiyel kesitlerle değerlendirilmesi.
- Resim 4.10.9.1** Olgu 2: Sağ İKA proksimalinde %80 darlık saptanması üzerine 7x40 mm Wallstent (Boston Scientific İrlanda Ltd., Galway, İrlanda) yerleştirilen 62 yaşında erkek olguya ait kateter anjiyografi görüntüleri
- Resim 4.10.9.2.** Aynı olgunun 72. ayda yapılan US kontrolüne ait görüntüler.
- Resim 4.10.9.3.** (a,b) Üç boyutlu VR ve MIP gösterim teknikleri ile oluşturulan görüntülerde sağ AKA'dan İKA'ya uzanan stent
- Resim 4.10.9.4.** Farklı filtrelerde stent değerlendirme.
- Resim 4.10.9.5.** MPR görüntülerde stent değerlendirme.
- Resim 4.10.9.6.** Ultrasonografi ve BTA sonrası yapılan kateter anjiyografi görüntüleri.

- Resim 4.10.10.1.** Olgu 63: Sol karotis arterinde >% 90 darlık saptanması üzerine, sol karotis arterine 7x30 mm'lik Wallstent (Boston Scientific İrlanda Ltd., Galway, İrlanda) yerleştirilen 68 yaşında kadın olgunun 36. ayda yapılan US kontrolüne ait longitudinal görüntüler izlenmektedir (a-d).
- Resim 4.10.10.2.** Aynı olgunun BTA sonrası oluşturulmuş üç boyutlu VR ve MIP görüntüleri.
- Resim 4.10.10.3.** MPR görüntülerle Olgu 63'ün değerlendirilmesi.
- Resim 4.10.11.1.** Olgu 5: Sağ İKA proksimalinde % 90 darlığa neden olan kalsifiye komplike plağa yönelik 7x40 mm Wallstent (Boston Scientific İrlanda Ltd., Galway, İrlanda) yerleştirilen 72 yaşında erkek olguya ait kateter anjiyografi görüntüleri
- Resim 4.10.11.2.** Aynı olgunun 12. ayda yapılan anjiyografik kontrol görüntüleri
- Resim 4.10.11.3.** Aynı olgunun 60. ayda yapılan US kontrolü
- Resim 4.10.11.4.** Ultrasonografide üst üste gelen stentler nedeniyle değerlendirme yapılamayan olgunun üç boyutlu VR ve büyütülmüş eğimli reformat görüntülerinden oluşturulmuş MIP görüntüleri.
- Resim 4.10.11.5.** Önceden yerleştirilen stent distalinde darlık tespit edilen darlık nedeniyle yerleştirilen ikinci stentli olgunun MPR görüntülerle iki farklı filtre ve pencerelemeyle değerlendirilmesi.
- Resim 4.10.12.1.** Olgu 9: Sağ İKA proksimalinde >%95 darlık saptanması üzerine 7x40 Wallstent (Boston Scientific İrlanda Ltd., Galway, İrlanda) yerleştirilen 69 yaşında erkek olguya ait kateter anjiyografi görüntüleri
- Resim 4.10.12.2.** Aynı olgunun 42. ayda yapılan US kontrolüne ait görüntüler.

- Resim 4.10.12.3.** Üç boyutlu VR ve eğimli reformat görüntülerle stent için intimal hiperplazi değerlendirilmesi.
- Resim 4.10.12.4.** İntimal hiperplazi saptanan olgunun kateter anjiyografi ve MPR görüntülerle iki farklı filtrede değerlendirilmesi.
- Resim 4.10.13.1.** Olgu 18: Sol İKA proksimalinde % 80 darlık saptanması üzerine 7x40 mm Wallstent yerleştirilen 61 yaşında erkek olguya ait kateter anjiyografi görüntüleri
- Resim 4.10.13.2.** Aynı olgunun 30. ayda yapılan US kontrolüne ait görüntüler.
- Resim 4.10.13.3.** Üç boyutlu VR ve eğimli reformat görüntülerle stentin ve lümen içi intimal hiperplazi değerlendirilmesi.
- Resim 4.10.13.4.** İntimal hiperplaziye bağlı ciddi stent içi stenoz saptanan olgunun MPR görüntülerle iki farklı filtrede değerlendirilmesi.
- Resim 4.10.13.5.** Stent içerisinde ciddi darlık saptanan olgunun iki farklı filtre (Standart, bone) ve pencereleme ile oluşturulan MPR görüntüleri ile kateter anjiyografi görüntüleri.
- Resim 4.10.14.1.** Olgu 6: Sol internal karotis arteri başlangıcından itibaren tıkalı olan 76 yaşında erkek hastanın sağ karotis arter proksimalinde tespit edilen % 60 darlık sonrası yerleştirilen 7x30 mm Wallstent'e (Boston Scientific İrlanda Ltd., Galway, İrlanda) ait kateter anjiyografi görüntüleri.
- Resim 4.10.14.2.** Aynı olgunun 60. ayda yapılan US kontrolüne ait görüntüler.
- Resim 4.10.14.3.** Üç boyutlu VR, MIP görüntülerle birlikte eğimli reformat görüntüler
- Resim 4.10.14.4.** İntimal hiperplaziye bağlı ciddi stent içi darlık saptanan olgunun MPR görüntülerle iki farklı filtre ve pencereleme ile değerlendirilmesi.
- Resim 4.10.14.5.** Stent içerisinde ciddi darlık saptanan olgunun oblik sagittal MPR görüntüleri ile kateter anjiyografi görüntüleri

- Resim 4.10.15.1.** Olgu 15: Sol İKA proksimalinde >%90 darlık saptanması üzerine 7x30 mm Wallstent (Boston Scientific İrlanda Ltd., Galway, İrlanda) yerleştirilen 68 yaşında erkek olguya ait kateter anjiyografi görüntüleri.
- Resim 4.10.15.2.** Üç boyutlu VR ve MIP gösterimde solda AKA'dan İKA'ya uzanan stent izlenmektedir ve kontrol kateter anjiyografi görüntüleri
- Resim 4.10.15.3.** Aynı olgunun 28. ayda yapılan BTA kontrolüne ait görüntüler.

ŞEKİLLER LİSTESİ

- Şekil 2.1.** “ECST” (A), “NASCET” (B), ve “Common Carotid (CC)” (C), yöntemleri ile karotis darlık oranlarının hesaplanması.
- Şekil 2.2.** Açık ve kapalı hücreli stent
- Şekil 2.3.** Karotis stent örnekleri (A) Precise, (B) Acculink, (C) Protege, (D) Xact, (E) Wallstent
- Şekil 2.4.** Restenoz fizyopatolojisi. Neointimal proliferasyon ve restenozla ilişkisi
- Şekil 2.5.** Stent yerleştirilmiş arterden alınan kesitler.
- Şekil 2.6.** Stente bağlı arteriyel hasara verilen yanıtın zamana göre değişimi.
- Şekil 2.8.** “Blooming” artefaktı.
- Şekil 2.9.** “Blooming”. Sağ AKA’dan İKA’ya uzanımı izlenen stente ait farklı renk kodlamaları ve eşik değerlerle oluşturulmuş VR görüntüler
- Şekil 2.10.** Işın sertleşmesi artefaktının şematik gösterimi.
- Şekil 2.11.** Sağ eksternal iliak arterinde ardışık darlıklar izlenen 70 yaşında erkek olguya ait görüntüler.
- Şekil 4.6.** “Standart” ve “bone” filtre için oluşturulan ROC eğrileri

KISALTMALAR DİZİNİ

KEA	Karotis Endarterektomi
KAS	Karotis Arter Stentleme
US	Ultrasonografi
BT	Bilgisayarlı Tomografi
BTA	BT Anjiyografi
İKA	İnternal Karotis Arter
OSA	Orta Serebral Arter
EKA	Eksternal Karotis Arter
Mİ	Miyokard İnfarktüsü
DDL	Düşük Dansiteli Lipoprotein
YDL	Yüksek Dansiteli lipoprotein
MR	Manyetik Rezonans
MRA	Manyetik Rezonans Anjiyografi
NASCET	North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial
ECST	European Carotid Surgery Trial
ACAS	Asymptomatic Carotid Atherosclerotic Study
ACST	Asymptomatic Carotid Surgery Trial
PD	Power Doppler
AKA	Ana Karotis Arter
PSV	Pik Sistolik Hız
EDV	Diastol Sonu Hız
PRF	Vuru tekrarlama sıklığı
İV	İntravenöz
ÇKBT	Çokkesitli BT
CC	Common Carotid
ADP	Adenozin Difosfat
Gp	Glikoprotein
C2	İkinci servikal vertebra
RT	Radyoterapi

PTA	Perkütan Transluminal Anjiyoplasti
EVA-3S	Endarterectomy Versus Angioplasty in Severe Symptomatic Carotid Stenosis
CAVATAS	Carotid and Vertebral Artery Transluminal Angioplasty Study
SPACE	Stent-Protected Percutaneous Angioplasty of the Carotid versus Endarterectomy
SAPPHIRE	Stenting and Angioplasty with Protection in Patients at High Risk for Endarterectomy
CREST	Carotid Revascularization Endarterectomy versus Stent Trial
GİA	Geçici İskemik Atak
KOAH	Kronik Obstrüktif Akciğer Hastalığı
IVUS	İntravasküler Ultrasonografi
bFGF	Bazik Fibroblast Büyüme Faktörü
PDGF A-B	Trombosit Kaynaklı Büyüme Faktörü
TGF	Dönüştürücü Büyüme Faktör
C	Cystein
MCP-1	Monosit kemoatraktan proteini
İL	İnterlökin
MPR	Multiplanar Reformat
kVp	Kilovolt
2B	İkiboyutlu
VR	Volume Rendering
MIP	Maksimum İntensite Projeksiyon
CPR	Curved Planar Reformat
SSD	Shaded Surface Display
DSA	Digital Substraction Angiography
GE	General Electric
MTF	Modülasyon Transfer Fonksiyon
mA	Miliamper
SS	Standart Sapma
FDA	Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi

CTDI	BT doz indeksi
DLP	Doz-uzunluk çarpımı
RAD	Radyasyon Absorbsiyon Dozu
REM	RAD equivalent Men
Gy	Gray
Sv	Sievert
BUN	Kan üre azotu
BMI	Vücut kitle indeksi
R	Sağ
L	Sol
AÇK	Atesklerotik Çeper Kalsifikasyonu
AVF	Arteriyovenöz Fistül
DFOV	Display Field of View
SFOV	Scan Field of View
PACS	Picture Archiving and Communication System
DVD	Digital Versatile Disc
HU	Hounsfield Unit
SRI-HD	Speckle Reduction Imaging-High Definition
MHz	Megahertz
ROI	Region of Interest
SPSS	Statistical Package for the Social Sciences
ROC	Receiver Operating Characteric
PPV	Pozitif kestirim değeri
NPV	Negatif kestirim değeri
AUC	Eğri altında kalan alan
İK	İntimal kalınlık
E	Efektif doz
ICAVL	Intersocietal Commission for the Accreditation of Vascular Laboratories
I	İyot
DAP	Doz Alan Çarpımı

1. GİRİŞ

İnme Amerika Birleşik Devletleri'nde, kalp hastalıkları ve kanserden sonra gelen üçüncü ölüm nedenidir (yılda 164.000 ölüm). Her yıl yaklaşık 1 milyon inme olayı gerçekleşmektedir.

Tüm inmelerin 1/3'ünden fazlası ateroskleroz nedeniyle ortaya çıkmaktadır. Yeni inmelerin % 5 ile % 12'sini revaskülarizasyona uygun tıkaçıcı karotis hastalığı oluşturmaktadır (1-4). Yine inmelerin yaklaşık % 50'si karotis arterlerin dağılımında meydana gelmektedir (5-8). İnme uzun dönem kalıcı nörolojik hasarın en başta gelen nedenidir. Karotis stenozunun ilerlemesi hızlı veya yavaş olabileceği gibi uzun yıllar durağan da kalabilmektedir. Distale embolizasyona bağlı inmelerin yaklaşık % 80'i birdenbire, uyarı vermeden karotis dağılımında oluşabilmektedir. Bu durum hasta takibinin gerekliliğini vurgulayan bir bulgudur (1-3). Karotis revaskülarizasyonu kavramı karotis endarterektomi (KEA) ve karotis arter stentlemeyi (KAS) içine alan cerrahi ve girişimsel radyolojik (endovasküler) yaklaşımları içermektedir. İnme tedavisinde KEA'ya alternatif ve daha az invaziv tedavi seçeneğini oluşturan KAS tedavisi günümüzde giderek artan sayılarda uygulanmaktadır. Sonuçlanmış ve süregelen randomize klinik çalışmalar karotis stent tedavisinin KEA ile karşılaştırılabilir sonuçlarını ortaya koymakta ve ilk yıllarda yüksek riskli hastalara uygulanan stentleme tedavisi artan uygulama alanları bulmaktadır.

Giderek daha çok sayıda hastayı kapsayan stent uygulamalarının sonucu; özellikle takipteki hasta sayısının belirgin ölçüde artmasıdır. Günümüzde stent tedavisi yapılmış karotis arter hastalarının görüntülenmesinde kullanılan standart bir görüntüleme protokolü yoktur. Bu durum takip programı oluşturmada ve görüntüleme yöntemine karar vermede sıkıntılara neden olmakta, ayrıca stent içi stenoz sıklığının yayınlanmış çalışmalarda karşılaştırılmasını nerdeyse imkansız hale getirmektedir.

Günümüzde altın standart inceleme yöntemi kateter anjiyografidir. Ancak karotis arter anjiyografisinin, nörolojik ve arteryel ponksiyon bölgesi ile ilişkili komplikasyonları vardır (9-11). Karotis stentleme gerçekleştirilen olguların izlenmesinde noninvaziv güvenilir bir inceleme yöntemine gereksinim vardır.

Noninvaziv, güvenli ve kolay uygulanabilir olması nedeniyle ultrasonografi (US), karotis arter darlıklarının gösterilmesinde en fazla kullanılan görüntüleme yöntemi olmuştur.

Bununla birlikte stentlenen karotis arter kesimindeki US hız kriterleri konusunda henüz fikir birliği yoktur. Stentlenmiş arterdeki hızları gösteren ancak pek de güvenilir olmayan birkaç çalışma vardır (12, 13). BT (bilgisayarlı tomografi) teknolojisindeki gelişmelere paralel olarak, BT anjiyografinin (BTA) etkinliği artmaktadır. Stentlenen karotis arterlerine yönelik bir takip protokolü oluşturulmasında görece basit ve objektif bir inceleme yöntemi olan BT ve BTA'nın kullanılabilir olup olmadığının ortaya konması ve stent içi stenoz tanısında US ile uyumunun değerlendirilmesi yararlı olacaktır. Bu anlayışla çalışmamızda BTA'nın karotis stentleme sonrası takipte, noninvaziv bir yöntem olarak klinik potansiyeli ortaya konmaya çalışılmıştır. BT ve BTA ile stent lümeni değerlendirilmiş ve stent içi oluşumlar tanımlanmıştır. Diğer non invaziv vasküler inceleme yöntemi olarak kullanılan US'de Doppler teknikleri (renkli Doppler, power Doppler ve spektral çözümleme) ile B-flow görüntüleme referans yöntem olarak kullanılmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Ateroskleroz ve Karotis Arter Darlığı

Kardiyovasküler hastalıklar, birçok gelişmiş toplumda ölüm nedenleri arasında ilk sıralarda yer almakta olup bu hastalıkların da çoğunun sebebi ateroskleroz ve komplikasyonlarıdır. Ateroskleroz sonucu ortaya çıkan en önemli komplikasyonlardan biri ise günümüzde kardiyak ve kanserle ilişkili ölümlerden sonra üçüncü sırayı alan inmedir. İnme travma dışındaki bir nedenle, beyne gelen kan akımının kısa veya uzun süreli yetmezliğine veya bir beyin damarının yırtılmasına bağlı olarak ortaya çıkan iskemik veya hemorajik beyin hastalığı olarak tanımlanır (14). Beyindeki patolojik zedelenmenin tipine göre hemorajik veya tıkalı tip olarak ikiye ayrılır. İnmelerin yaklaşık % 83'ü tıkalı tipte, % 17'si ise hemorajik tiptedir. İskemik inmelerde kendi aralarında embolik (% 24-31), büyük damar tıkanıklığı (% 9-31) ve küçük damar laküner infarktları (% 20-26) olmak üzere altgruplara ayrılırlar (2, 15).

Serebral iske mi, beyni besleyen arteriyel sistemin kan akımındaki azalma veya trombotik materyalden emboli kopması sonucu oluşabilir. Emboliler, serebrovasküler oklüzyona bağlı olarak genellikle geçici ya da kalıcı nörolojik semptomlara yol açarken, daralmanın neden olduğu kan akımındaki azalma, anatomik (Willis poligonu, eksternal-internal kollateraller) ve fizyolojik (serebral perfüzyonun vazodilatasyon ve artmış diyastolik kan akımı ile otoregülasyonu) dengeleyici mekanizmalarla sonuçlanır (16).

Ateroskleroz iskemik tipte (tromboembolik) inmenin % 90'ında altta yatan sebep olup karotis arter hastalığı embolik inmelerin primer kaynağıdır. Ateroskleroz, arterlerin nekrotik hücreler, lipid ve kolesterol kristallerinden oluşan plaklarla karakterize dejeneratif hastalığıdır. Ateroskleroz büyük elastik ve orta boy musküler arterleri etkiler. Karotis arterindeki aterosklerozun prevalansı değişik kaynaklarda % 41-59 olarak belirtilmektedir. Ayrıca tüm inmelerin % 22-40'ının, büyük arter hastalığına bağlı olduğu tanımlanmaktadır (17, 18). Beş yıl içerisinde inmelerin tekrarlama oranı % 20- 50 arasındadır. İkinci inmeden sonra hayatta kalım oranı %

40 olarak bildirilmiştir (19). İskemik inmelerin % 20'si karotis arterinin stenozu ya da trombüsünden kaynaklanmaktadır (20). İnsanda en sık görülen damar hastalığı olan ateroskleroz erken yaşlarda başlamakla birlikte orta yaşlardan itibaren semptom vermeye başlar. Yaş arttıkça hastalığın sadece sıklığı değil, aynı zamanda şiddeti de artmaktadır. Erkeklerde ateroskleroz eğiliminin yüksek olduğu, menopoza döneminden sonra kadınlarda da eğilimin arttığı, ileri yaşlarda erkeklere yakın düzeye eriştiği saptanmıştır (21-23).

Aterosklerotik plaklar karakteristik olarak kan akım hızında ve yönünde ani değişikliklerin olduğu damarların dallanma noktalarında ve geometrik olarak daha düzensiz oldukları arteriyel bifurkasyonlarda meydana gelir.

Karotis sistem aterosklerozunda karotis arter bifurkasyonu, karotis bulbusu, karotid sifon, anterior ve orta serebral arterlerin başlangıç bölümleri aterosklerotik tutulumun görüldüğü bölgelerdir. Lezyonların en sık yerleşim yeri karotis bifurkasyonu olup ekstrakraniyal internal karotis arter (İKA) darlıkları intrakraniyal İKA veya orta serebral arter (OSA) tutulumlarından daha yaygın olarak inmeye sebep olur (7).

Aterosklerotik plakların lümende oluşturdukları darlık özellikle cerrahi tedavi planlamasında en önemli kriter olarak alınmıştır. Fakat lümende daralma oranı inme riskini belirlemede tek kriter değildir. Düşük dereceli darlıklar da serebrovasküler olaylara neden olabilirler (24). Plaklar sadece oluşturdukları darlık ile değil morfolojileri ve bunun neden olduğu komplikasyonlarla da inme için risk oluştururlar.

Karotis arterinin aterosklerotik plakları damar lümeninde % 50'nin altında darlığa neden olmuşsa hemodinamik açıdan etkisiz olarak kabul edilir. % 50'nin üzerinde darlığa yol açan aterosklerotik plaklarda, lümen distali ile proksimali arasında belirgin basınç farkı bulunur. Darlık bölgesinde artan akım hızı nedeniyle toplam akım miktarı belirgin olarak etkilenmezken, % 90'ın üzerindeki darlıklarda kan akımının hacmi azalır (25, 26). Karotis arterde darlık sonucu akım dinamiğinde oluşan değişimlerin bulgulara sorumlu olduğu düşünülmektedir.

Ekstrakraniyal İKA aterosklerotik darlık ve tıkanması ile ilişkili enfarkta ve klinik sendromlara neden olan iki mekanizma ileri sürülmüştür:

1. Daralan segmentten distale emboli (arterden artere emboli)

2. İleri darlık veya tıkanmanın düzeyi distalinde meydana gelen hemodinamik bozukluk (27).

Hemodinamik bozukluk ile serebral perfüzyon basıncındaki azalma kastedilmektedir. Serebral perfüzyon basıncı, beynin herhangi bir bölgesinde ortalama bölgesel arteriyel basınç-venöz basınç (intrakraniyal basınç)'tır. Tıkayıcı arteriyel hastalığı olanlarda perfüzyon basıncı genellikle ortalama arteriyel basınca eşittir. Darlık veya tıkanmanın kortikal arterlerde ortalama arteriyel basınçta düşme oluşturması darlık derecesine bağlıdır. Ancak bundan daha önemli olan etken kollateral dolaşımın durumudur. Karotis arteri tıkalı olan ve semptom geliştirmemiş hastaların çoğunluğunda hemodinamik bozukluk yoktur çünkü bu hastalarda örneğin Willis poligonu veya İKA ile eksternal karotis arter (EKA) kollateralleri normal perfüzyon basıncının devamı sağlayacak yeterlilikte geliştirmiştir (28).

Ekstrakraniyal tıkayıcı İKA hastalığına bağlı enfarktların çoğunluğu embolik zeminde gelişen bölgesel enfarktlardır. Bunlar embolinin büyüklüğüne ve yerleşim yerine göre büyük damarların özellikle OSA ve onların pial dallanma bölgelerine uyacak şekilde kortikosubkortikal yerleşim gösterirler. Klinik olarak sessiz emboliler çoğunlukla semptomatik İKA darlığının distalindeki damar yatağında bulunur (29). İnsanlarda aterosklerotik karotis tıkayıcı hastalığında hemodinamik bozukluğun başlıbaşına inme açısından güçlü bir risk faktörü olduğu yönünde güçlü kanıtlar vardır (30-32). Bu hasta grubunda hemen hemen inmelerin tamamı darlık/tıkanmaya neden olan plaktan kaynaklanan emboliler nedeniyle olmaktadır. Embolilerin enfarktla sonuçlanma riskini arttıran etken ise eşzamanlı olarak bulunan hemodinamik perfüzyon bozukluğudur. Ciddi karotis darlığı olan hastalarda embolik ve hemodinamik mekanizmaların katkısı açısından tartışmalar devam etse de kesin olan gerçek embolik veya hemodinamik hangi mekanizmayla olursa olsun semptomatik hastalarda karotis revaskülarizasyonuna dramatik cevap oluşmasıdır (33).

Aterosklerotik ekstrakraniyal tıkayıcı arter hastalıkları asemptomatik olabileceği gibi semptomatik de olabilir. Servikal üfürüm, karotis arter hastalığının önemli bir göstergesi olmasına rağmen nörolojiye sevk edilen 331 olguyu kapsayan bir seride bunların yarısında karotis üfürümü saptanmış ve üfürüm saptanan olguların

Doppler ultrasonografi incelemesinde ancak % 37'sinde yüksek dereceli darlık tespit edilmiştir (34).

Karotis arter hastalığının patogenezinde farklı risk faktörleri rol almakta olup, bunları önlenabilir ve önlenemez faktörler olarak gruplamak mümkündür. Önlenemez risk faktörleri arasında yaş, cinsiyet ve ırk veya etnik köken yer almaktadır.

Aterosklerozun en sık önlenabilir risk faktörleri arasında hipertansiyon (% 50), sigara kullanımı, Diabetes Mellitus (% 15), obezite, ailesel hiperkolesterolemi, miyokard infarktüsü (MI), atrial fibrilasyon, konjestif kalp yetmezliği, yangı ve kronik enfeksiyon, alkol, oral kontraseptifler, aşırı anksiyete ve stres sayılabilir (35). Çeşitli hipertansiyon çalışmaları göstermiştir ki; sistolik kan basıncı yüksekliği karotis arter darlığının derecesi ve ilerlemesi ile çok sıkı bir ilişki göstermektedir ve diyastolik kan basıncında 6-7 mm Hg düzeyinde bir azalma 5 yıllık inme sıklığını % 42 azaltmaktadır (36). Aterosklerozun derecesi ve ilerlemesi kolesterol seviyesinden ve özellikle düşük dansiteli lipoprotein (DDL) ve düşük dansiteli lipoprotein/yüksek dansiteli lipoprotein (YDL) oranlarının (DDL/YDL) yüksek olmasından etkilenmektedir. DDL ve total kolesterol miktarındaki azalma plak oluşumunu ve daralmayı azaltmaktadır (37, 38). Yangı ve sistemik enfeksiyonun ateroskleroz gelişiminde rol oynadığı öne sürülmektedir. Yapılan bir asemptomatik karotis arter hastalığı çalışmasında Chlamydia pneumonia'nın patogeneizde rol alabileceği bildirilmiştir (39).

Karotis arter hastalığında inme riski üzerine yoğunlaşan çalışmalar göstermiştir ki; semptomatik ve asemptomatik hasta gruplarında darlık oranı ile yıllık inme riski çok yakın ilişkilidir. Yapılan bir çalışmada darlık oranı % 75'in altında olan grupta yıllık inme riski oranı % 1.3 iken, darlık oranı % 75'in üzerinde olan grupta bu risk yaklaşık olarak 3 katına ulaşmakta ve yıllık inme oranı % 3.3'e ulaşmaktadır. Darlık oranı % 75'in üzerinde olan asemptomatik hasta grubunda yıllık oran % 2.5 olarak bildirilmektedir (40).

Karotis arterlerindeki aterosklerotik plaklar, bifurkasyon bölgesinde dış yan duvarda oluşmaya başlamaktadırlar. Genellikle plaklar, akımın hızlı olduğu bölgelerin karşısında yer alan türbülans ve yavaş akım bölgelerinde oluşmaktadır. Plagın proksimal ve distali arasında bir basınç farkı oluyorsa bu hemodinamik

açidan anlamlı daralmanın göstergesidir. Bifurkasyonda yerleşen plaklar proksimal ve distaldekilere oranla daha kırılğan ve ülserle özellihte olup distal emboli riski yüksektir. Karotis arter darlıkları zamanla ilerleme gösteren lezyonlardır. Karotis arter ateroskleroza genellikle unifokaldır ve lezyonların % 90'ı İKA başlangıcındaki ilk 2 cm içerisinde yerleşim göstermektedir (28).

2.2. Aterosklerotik Plaklara Tanısal Yaklaşım

Vasküler US (Doppler teknikleri ve B-flow görüntüleme), manyetik rezonans anjiyografi (MRA), BT ve BTA karotis arter hastalarının ilk değerlendirilmesinde lezyon karakteristiklerinin (örneğin ülserasyon, komplike plaklar, kalsifikasyon) ve darlık tespitinde önerilen noninvaziv yöntemleri oluşturmaktadır. North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial (NASCET) ve European Carotid Surgery Trial (ECST) çalışmaları, % 50'den fazla karotis darlığı olan semptomatik olgularda KEA'nın ve Asymptomatic Carotid Atherosclerotic Study (ACAS) ve Asymptomatic Carotid Surgery Trial (ACST) çalışmaları ise % 60'ın üzerinde asemptomatik olgularda KEA'nın yararlı olduğunu göstermiştir (33, 42-46). Her nekadar "NASCET", "ECST" ve "ACAS" çalışmalarında darlıklar anjiyografi ile değerlendirilmiş olsa da darlık ciddiyetinin değerlendirilmesi ve revaskülarizasyon kararının alınmasında yol gösterici olarak günümüzde noninvaziv yöntemler anjiyografinin yerini almaktadır (41). Darlık oranlarında küçük oynamalar revaskülarizasyon kararını % 20 oranında etkilemektedir (47).

2.2.1. Ultrasonografi

Ultrasonografi (US) karotis arter darlıklarının değerlendirilmesinde kolay uygulanabilmesi, invaziv olmayışı, iyonizan radyasyon içermemesinin yanında darlık oranı hesaplanmasına ve plak yapısının değerlendirilmesine olanak sağlamaktadır. Bu özellikleriyle rutin değerlendirmelerde en ucuz ve en sık kullanılan yöntemdir.

İncelemede genellikle 5-10 MHz arasında frekanslara sahip transdüsörler tercih edilir. Ancak karotis arterin derinliğine, seyrine ve lezyon varlığına göre farklı frekansta transdüsörler de kullanılır. Öncelikle US'de B-mod (gri skala) inceleme ile karotis arteri transvers ve longitudinal planda taranır. Longitudinal planda normal karotis arterinin duvarında iki paralel ekojen çizgi ve aralarında hipoekoik alan izlenmektedir. Lümene yakın ekojen çizgi lümen intima kesimini, hipoekoik alan media tabakasını ve dıştaki ekojen çizgi ise media-adventisya kesişimine karşılık gelmektedir. İki ekojen çizgi arası intima-media kalınlığına karşılık gelmekte olup normalde 0.8 mm'den kalın olmamalıdır. İntima-media tabakasında kalınlaşma aterosklerotik hastalığın erken bulgusu olabilir (48).

B-mod ve akıma dayalı ultrasonografi teknikleri, renkli Doppler, power Doppler (PD) ve B-flow görüntüleme ile karotis arterler supraklavikuler düzeyde başlangıçlarından retromandibuler kafa tabanı girimine kadar değerlendirilebilmektedir. Ultrasonografi ile karotis arter değerlendirmelerinde en önemli bulgulardan biri spektral Doppler çözümleme ile akım hızlarının belirlenmesidir. Renkli Doppler US ile damar içerisinde gösterilen akım üzerinden akım hızları spektral çözümleme ile açı kullanılarak ölçülmektedir (49). B-mod görüntüler üzerinden Doppler değerlendirmesi yapılacak alan tespit edilir. Ayrıca inme riski açısından önem taşıyan plak morfolojisi (yüzey düzensizliği , ülserasyon) tanımlanmaktadır (50-54). Ayrıca B-mod sistemik aterosklerotik plak yükünün ve kardiyovasküler riskin olası belirleyicisi intima-media kalınlığının ölçümüyle, risk faktörlerine yönelik gerçekleştirilen çalışmaların değerlendirilmesinde kullanılmaktadır (55, 56). Spektral Doppler çözümlemede karotis arterlerde daralma için tanı kriterleri İKA ve ana karotis arter (AKA) pik sistolik hız ve diyastol sonu hızlarına (PSV, EDV), spektral desenlerine ve İKA/AKA pik sistolik hız oranlarına

dayanmaktadır. Anjiyografide doğrudan daralan çapın ölçülmesinin aksine spektral hızlar kesitsel lümen daralmasını yansıtmaktadır. Darlık şiddetinin derecelendirildiği pek çok çalışma bulunmaktadır. Meta analizler ve multidisipliner uzlaşma görüşmeleri darlık şiddetinin gösterilmesinde en doğru akım hızı belirleyicisi olarak PSV'yi önermektedirler (57-59). US'nin % 70 ve üzerindeki darlıkların değerlendirilmesinde duyarlılığı % 77 ile 98 ve özgüllüğü ise % 53 ile 82 arasında değişmektedir (57). Revaskülarizasyon kararını etkileyen akım hızları kadınlarda erkeklerden daha yüksektir (60). İleri derecede darlık veya tıkanma görülen olgularda, karşı taraf karotis arter akımında dengeleyici artışlar olabilmektedir. Bu artışlar İKA PSV'lerinde yapay artışlara neden olmaktadır. Bu durumda İKA/ AKA PSV oranının (proksimal İKA ve distal AKA'dan ölçülen PSV oranları) kullanılması darlık şiddetinin gösterilmesinde daha iyi bir belirleyicidir (61-63). Dengeleyici akım artışlarında renkli ve power Doppler yöntemleri de akım kısıtlayan darlığın olmadığını gösterilmesinde faydalıdır. Darlık değerlendirmelerinde tanı kriterleri farklı kliniklere göre değişebilmektedir (57, 64-66). Yöntem kullanıcı bağımlıdır. Tıkanma öncesi ciddi darlıklarda yavaş akımların, tıkanıklıklardan ayırt edilmesi amacıyla power Doppler veya intravenöz sonografik kontrast ajanların kullanımı faydalı olmaktadır (66-71). Kardiyak aritmiler, arteriyel büküntüler, yoğun kalsifikasyonlar, yüksek bifurkasyon veya nadir hastalıklar (örneğin fibromusküler displazi veya diseksiyon) görüntülerin yorumlanmasını güçleştirebilmektedir. Oldukça nadir görülen (% 2-5 olguda) intrakranyal İKA ve aortik ark lezyonları cerrahi kararı nadiren etkilemekle birlikte görüntülenememektedir (68, 72). Tüm bu sınırlamalarına karşın karotise yönelik vasküler US teknikleri ile elde edilen veriler ile kateter anjiyografi arasında yüksek bir uyum vardır, bazı çalışmalarda anjiyografi sonrasında bulgular revaskülarizasyon kararını % 1 ile 6 olguda değiştirmektedir (72-75). US ile akım hızı ve plak değerlendirmeleri yetersizse tanısal doğruluğun BTA ve/veya MRA ile % 90'ların üzerine çıkarılabildiği bildirilmiştir (75).

Vasküler US yöntemleri özellikle spektral çözümleme sadece karotis arter hastalığının tanısında değil ayrıca tedavi sonrası takipte de önemli rol alır. Hem cerrahi tedavi sonrası, hem de endovasküler tedavi sonrasında sık tekrarlanabilir olması nedeniyle hastanın progresyonunu izlemede yaygın olarak kullanılmaktadır (12).

2.2.2. Ultrasonografide Plak Karakterizasyonu

Karotis arter plakları; yerleşim yeri, uzanımı, yüzey özellikleri, morfolojisi ve luminal daralma oluşturmaları açısından değerlendirilmelidir. Özellikle ülserasyon ya da hemoraji içeren plaklar, geçici iskemik atak ya da inme yol açan embolinin kaynağı olabilirler.

Plak yapısı genellikle homojen ya da heterojen olarak sınıflandırılır. Homojen plaklar tekdüze ekojeniteye sahip olup genellikle düzgün yüzeylidir. Patolojik değerlendirmelerde tekdüze ekojenitenin yoğun fibröz bağ dokusuna karşılık geldiği görülmüştür. Heterojen plakların ise komplike ekojen yapıları vardır. Patolojik değerlendirmelerde heterojen plağın yapısında plak içi hemoraji, lipid ve kolesterol birikintileri olduğu görülmüştür.

Düşük ekolu plakların yağ içeriği fazladır. Plakların kollajen içeriği arttıkça ekojenitesi artar. Hemoraji ve nekroz alanlarında oluşan distrofik kalsifikasyonlar ekojenik plakların görünmesine neden olur. Düşük ekojeniteli plaklar, semptomatik olgularda sık görülmekte olup bu tip plaklara hemoraji ve ülserasyon çoğunlukla eşlik eder (76). Plakların ekojenitesi ya da kalsifikasyon oranı arttıkça daha stabil hale gelip sıklıkla semptoma yol açmazlar.

Ultrasonografide karotis arter darlık oranlarının belirlenmesinde kullanılan hız değerleri ve karşılık gelen darlık yüzdeleri özetlenmiştir (Tablo 2.1), (59).

Tablo2.1. Karotis arter darlıklarında derecelendirme (59).

Darlık derecesi(%)	İKA pik sistolik hız değeri (cm/sn)	Plakın oluşturduğu darlık (%)	İKA/AKA pik sistolik hız oranı	İKA diyastol sonu hız değeri (cm/sn)
<i>Normal</i>	<125	Yok	<2,0	<40
<50	<125	<50	<2,0	<40
50-69	125-230	≥50	2,0-4,0	40-100
>70-tam tıkanıklık öncesi	>230	≥50	>4,0	>100
<i>Tam tıkanıklık öncesi</i>	Değişken (yüksek, düşük ya da akım yok)	Belirgin	Değişken	Değişken
<i>Tam tıkanıklık</i>	Akım yok	Belirgin; lümen izlenemez	Alınamaz	Alınamaz

Society of Radiologists in Ultrasound Consensus Conference November 2003 Radiology, 229, 340-346.

2.2.3. Akıma Dayalı Diğer US Teknikleri ve B-flow Görüntüleme

Renkli Doppler akım görüntülemenin bazı dezavantajları bulunmaktadır. Bu nedenle vasküler US’de planimetrik değerlendirme yöntemlerinin Doppler US’yi tamamladığı yeni yöntemler geliştirilmiştir. PD ve B-flow görüntüleme bunlar arasındadır. Bu yöntemlerle en dar izlenen çaplar üzerinden hesaplamalar “NASCET” yöntemi kullanılarak, yüksek uzaysal çözünürlükle yapılabilmektedir.

Uzun süre Doppler yöntemiyle ortaya konan akım hızı kriterleri açısından, farklı merkezler arasında fikir birliği sağlanamamıştır. Ayrıca akımın gösterilmesinde Doppler US’den kaynaklanan bazı sınırlamalar vardır ve bazı klinik durumlar akım hızı kriterlerini etkileyebilmektedir. Kardiyak aritmi, aort yetmezliği, tandem plaklar darlık derecesinin düşük olarak değerlendirilmesine neden olabilmektedir. Karotis arterin açılanması veya büküntülü seyir göstermesi, arteriovenöz malformasyonlar, karotid cisim tümörleri ve ciddi darlık ve tıkanıklıklar ile kontralateral arter tıkanıklıkları ise lümen daralmasının abartılı değerlendirilmesine yol açabilmektedir (77).

Akım hızı kriterlerini doğrulanmasında ve zor olgularda sorun gidermek amacıyla bu yöntemler geliştirilmiştir. PD görüntülemeye Doppler sinyalinin amplitüdü renk olarak gösterilmektedir. Yöntemin akıma duyarlılığı, renkli Dopplere

göre 3-5 kat daha yüksektir (78). Bu artmış dinamik aralıkla renkli Doppler yöntemi ile saptanamayan akımlar görüntülenebilmektedir. Ayrıca PD, renkli Doppler yöntemine göre daha az açı bağımlı olması, damarların sınırlarını ve konturlarını daha iyi gösterebilmesiyle darlık izlenen olgularda rezidüel lümen daha iyi değerlendirilebilmektedir (79, 80).

Power Doppler incelemede kazanç ayarı renkli Doppler US'de görüntüyü bozan gürültü düzeyinin altında yapılırsa daha homojen bir zemin oluşturulması sağlanabilmektedir. PD harekete daha duyarlı bir yöntemdir ve buna bağlı "flash (parlama) artefaktları" daha fazla görünmektedir. Diğer bir dezavantajı da "blooming" artefaktlarıdır.

B-flow görüntüleme ise sayısal çıkarma prensibine dayalı nispeten yeni bir vasküler US tekniğidir. Tanımlanan zaman aralığında, dördün üzerinde kodlanmış puls, bir vektör boyunca gönderilmekte, her piksel için kesin yoğunlukta bir eko sinyali, eko amplitüdü içerecek şekilde eko sekansları elde edilmektedir. Sadece kodlanan ekolar çözümlenmekte ve böylece karışan ekolar elimine edilmektedir. B-flow'da görüntüleme için puls kompresyon tekniği ile geri dönen tek bir sinyal amplitüdü yeterlidir. Bir görüntü çizgisinin eko sinyalleri genlik sinyali yansıtıcı oluncaya kadar birbirinden çıkarılmıştır, hareketli eritrositler iki puls arasındaki zaman aralığında görüntülenir. Durağan dokular değil hareketli kısımlar görüntülenir. Bu teknoloji kan elemanlarından yansıyan zayıf sinyallerin artırılmasına olanak sağlar ve komşu dokulardan gelen istenmeyen sinyalleri baskılamaktadır. Akım hızında artış parlaklıkta artışa neden olur ancak akım hızı değerleri saptanamaz (81, 82).

B-flow görüntüleme ile yüksek bir pencereleme hızı mümkündür, yüksek bir uzaysal ve transvers çözünürlükte, karmaşık akım fenomenlerinin görüntülenmesine olanak sağlar. En belirgin teknik yetersizliği, aşırı kalsifikasyonla birlikte izlenen karotis darlıklarıdır. Prob pozisyonu ve açının değiştirilmesi renkli Doppler US ve spektral çözümlemede akım hızlarının ölçümü için yeterli bir sonografik pencereleme sağlarken, B-flow görüntülemede bu çoğu zaman mümkün olamamaktadır. Diğer bir sınırlama aşırı pulsasyonun çevre yapılarda neden olduğu hareketin damar sınırlarının netliğini bozmasıdır. Derinlik artışı sinyal intensitesinin gücünü azaltarak B-flow duyarlılığını azaltmaktadır. Bu, özellikle bulbus sonrası

İKA segmentlerinin değerlendirmesinde güçlük yaratmaktadır. Çünkü bu düzeyde karotis arterler daha derinden seyretmektedir. Diğer sınırlamalar ise zemin parlaklığı ve düşük hızlı akımların gösterilmesindeki güçlüklerdir. Özellikle yüksek dereceli darlıklarda düşük akımlar incelemeyi sınırlayabilmektedir. Distal normal İKA düzeyinde izlenen akım hızları ciddi darlık nedeniyle düşmekte ve bu düzeyde lümen görüntülemeyi ve ap ölçümlerini zorlaştırmaktadır.

B-mod görüntülemede alyuvarlardan yansıyan ses dalgaları komşu damar duvarından ve vre dokulardan (sabit dokulardan) yansıyandan 1000 kat (30 dB) daha azdır. Bu nedenle alyuvarlardan gelen ses dalgaları B-mod görüntülemenin gürültü filtresine takılır ve görüntülenmez. Renkli Doppler incelemede, uzun dalgalar daha büyük paketler halinde tekrarlayarak hareket eden kanı görüntüleyebilmek için gönderilir. B-mod incelemesi ile kıyaslandığında; daha büyük paket kullanılması daha fazla akustik bilgi toplanmasını sağlar. Uygun filtreleme ve sinyal işleme teknikleri ile bu bilgilerden akan kana ait zayıf sinyaller açığa çıkarılır. Ancak akıma hassasiyetin arttırılması ile ereve hızı ve longitudinal düzlemde uzaysal çözünürlük azalır; bu nedenle renkli Doppler inceleme modunda B-moda göre görüntü kalitesi azalır. Yani renkli Doppler görüntüleme yöntemi akım sinyallerine çok hassas olup hız ve kuvvet bilgisi verir. Ancak gerçek akım dinamiklerini yansıtmada yetersiz kalır.

B-mod ve Doppler bilgilerinin birlikte gösterilmesi ereve hızında düşmeye neden olur. Ayrıca Doppler bilgisi, B-mod görüntünün üzerinde gösterildiğinden herhangi bir hareketli doku, artefakt olarak gerçek akım ile çakışabilir. Damarı tamamen doldurabilmek için değiştirilen Doppler parametreleri damar duvarının üzerinin kısmen renk kodlaması (overwriting) ile örtülmesine yol aarak duvardaki olası lezyonların değerlendirilmesini engelleyecektir.

B-flow tekniği ile B-mod görüntülemede akan kan diğer sabit dokular ile birlikte görünür. B-flow görüntülemede yüksek uzaysal, temporal ve kontrast çözünürlük ile birlikte geniş dalga boyu, yüksek ereve hızı ve yüksek dinamik aralık görülür. B-flow görüntüleme ile akan kandan yansıyan ses dalgaları doğrudan görüntülenir (83).

Kısaca özetlenecek olursa renkli Doppler görüntüleme; aliasing, mozaik görünüm ile türbülansı gösterir. Akım yönü bilgisi taşır. Akımın semikantitatif

değerlendirilmesi yapılabilir (renk parlaklığı). Yüksek penetrasyonua sahiptir. Dezavantajları ise, renk kodunun damar dışına taşması (blooming), görüntülenen akım hızlarının genişliği vuru tekrarlama sıklığı (PRF) ayarları ile belirlenir, açı bağımlıdır, doku ve akım bilgisi ayrı ayrı çözümlenir, uzaysal ve zamansal çözünürlüğü düşüktür.

B-flow görüntülemenin avantajları ise, “aliasing” ve “blooming” yoktur, tüm hızlar eş zamanlı görüntülenir, açıdan bağımsızdır, akım yönü gösterilir, doku ve B-flow bilgisi eş zamanlı görüntülenir, yüksek uzaysal ve zamansal çözünürlüğe sahiptir. Dezavantajları ise, akım hızı ölçülemez, aliasing ve mozaiklenme izlenmez, penetrasyonu sınırlıdır.

B-flow görüntülemeye piksel parlaklığını ya da şiddetini; kandan yansıyan ultrasesin şiddeti ve kan akım hızı belirler. Kandan yansıyan ultrases şiddeti; hematokrit değeri, alyuvarların agregasyon miktarı (rulo oluşumu) ve akım türü (laminar ya da türbülant) gibi kanın iç yapısından kaynaklanan etkenlere bağlıdır. Kan akım hızı artınca, inceleme alanının alyuvar içeriği birim süre içerisinde daha fazla değişir ve B-flow sinyali artar. Birim sürede, alyuvar içeriğinin tamamen değiştiği akım hızına ulaşıldığında, B-flow sinyali tepe değerine ulaşır. Akım hızı söz konusu eşik değere ulaştığında, eşik değerın üzerine çıkan akım hızlarında B-flow sinyal şiddeti sabit kalacaktır.

Karotis arter darlıklarının değerlendirilmesinde, B-flow ultrasonografinin diğer ultrasonografi yöntemlerine üstünlük sağlayabileceğine dair sonuçlar alınmıştır (85-86). Ayrıca plak morfolojisinin daha iyi değerlendirilebilmesi nedeniyle ülserasyonlar ve olası trombüsler B-flow ultrasonografi yöntemi ile daha başarılı olarak görüntülenebilmektedir (87).

Karotis arterine stent yerleştirilen olgularda, B-flow tekniği ile stent iç yüzeyi artefaktsız bir şekilde görüntülenebilmektedir. Stent restenozundan sorumlu en önemli mekanizma olan neointimal hiperplazinin gösterilmesinde diğer ultrasonografi yöntemlerine üstünlük sağlamaktadır (88).

2.2.4. Manyetik Rezonans Anjiyografi

Manyetik rezonans anjiyografide, manyetik rezonans (MR) görüntülemenin akıma olan hassasiyetinden yararlanılarak anjiyografi benzeri görüntüler elde edilir. Hareket eden kan ve sabit dokular arasında maksimum kontrasta yol açan sekanslar tanımlanmıştır. MRA'da karotis darlıklarının değerlendirilmesinde kontrastlı MRA kullanılmaktadır.

Kontrastlı MRA, hızlı T1 ağırlıklı görüntüleme sekansları ile kontrast ajanın birlikte kullanıldığı damar lümeninin görülebilirliğinin artırıldığı bir MRA tekniğidir. Klinik olarak kullanışlı, hızlı bir MRA tekniğidir. Teknikte intravenöz (İV) kontrast madde verilmesi ile damar içerisindeki kanın T1 süresi kısaltılıp sinyali artırılır. MRA normal ve tıkanmış damarı görüntülemeye başarıyla yavaş akıma yol açan lezyonun gösterilmesinde, darlığı olduğundan fazla gösterilmesi nedeniyle yetersiz kalmaktadır. MRA'nın temel avantajı iyonize radyasyon içermemesidir. Sınırlamaları ise kalp pili, defibrilatör gibi cihaz yerleştirilmiş hastalarda, kapalı alan korkusu yaşayan ya da obez hastalarda kullanımı sınırlıdır.

Ciddi darlıklarda damar lümeninde sinyal kaybı, darlık sonrası lümeninde ise normal sinyal intensitesi izlenir. Tıkanıklıklarda ise sinyal izlenmez. Ayrıca kranial MR görüntüleme önceden varolan iskemik lezyonların ya da ipsilateral sessiz iskemik lezyonların gösterilmesi amacıyla kullanılır. İskemik lezyonları göstermek amacıyla difüzyon MR görüntüleme günümüzde yaygın olarak kullanılmaktadır. Ayrıca hiperakut ve akut enfarktlı olguların incelenmesinde difüzyon görüntüleme büyük önem taşımaktadır (89).

2.2.5. Bilgisayarlı Tomografi (BT) ve BT Anjiyografi

BTA farklı planlarda karotis sistem ile intrakraniyal dolaşımın eş zamanlı görüntülenmesini, çokkesitli BT (ÇKBT) teknolojisi sayesinde ile çok kısa bir sürede gerçekleştirmektedir.

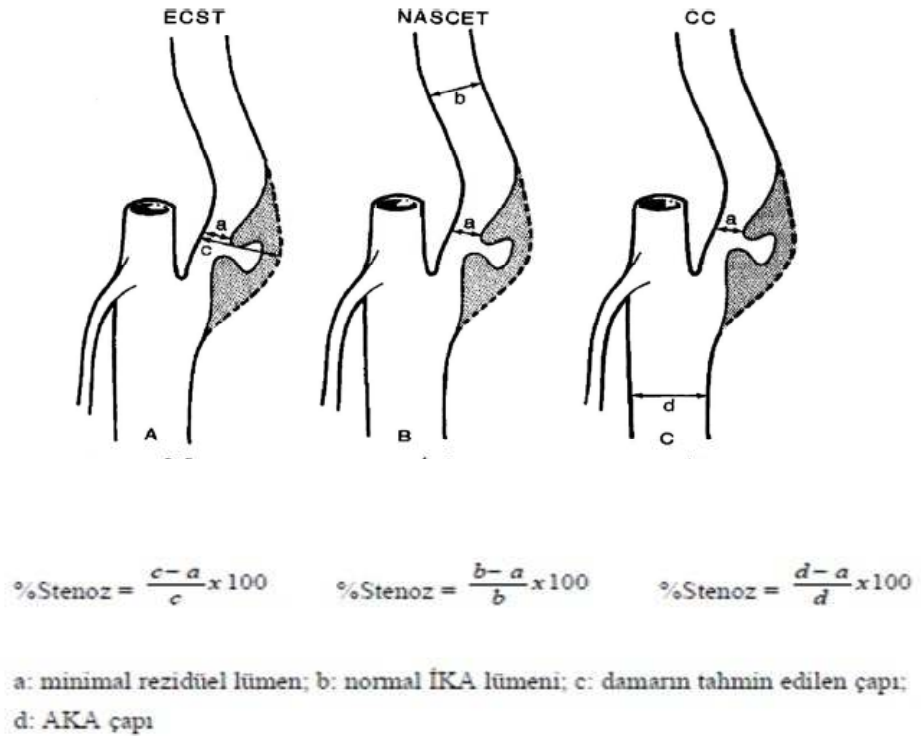
Çokkesitli bilgisayarlı tomografide daha uzun segmentler arteriyel fazda rahatça görüntülenebilmektedir. Kontrastlı BT incelemelerinde mural kalsifikasyonlar ve intramural plaklar en sık görülen aterosklerotik damar hastalığı bulgularıdır. Subintimal hemoraji ve nekroz içeren aterosklerotik plaklar ışın geçirgen damar lümenini çevreleyen çembersel ya da egzantrik lüsen alanlar olarak görüntülenir.

Ancak iyonize radyasyon kullanımı, iyotlu kontrast madde kullanımı ve potansiyel nefropati riski taşıması bazı durumlarda BTA'yı elverişsiz kılmaktadır. BTA'nın MRA'ya üstünlükleri; daha kısa süren bir inceleme olması, daha yüksek çözünürlükte görüntü elde edilmesi, kapalı alan korkusu olan olgularda ve incelenecek alanda kalp pili, stent, cerrahi klips ya da protezi bulunan olgularda uygulanabilmesidir. Noninvaziv bir inceleme olması, işleme bağlı komplikasyon oranının çok düşük olması, damar duvarı ve mural trombüs hakkında bilgi vermesi de tanısal kateter anjiyografiye olan üstünlükleridir.

Ayrıca aortik ark ve yüksek bifurkasyon patolojileri görüntülenebilmektedir. Tam ve tama yakın tıkanmaların ayırt edilmesinde (yavaş ve çok zayıf akımlara bağlı psödoöklüzyon), ana karotis (ostial ve proksimal) lezyonlarının ve ardışık (tandem) darlıkların değerlendirilmesinde, aritmi, kalp kapak hastalığı veya kardiyomyopati karotis hastalarında oldukça güvenilirdir. BTA büküntü ve türbülant akımlardan etkilenmez. Bu ise daralmanın ciddiyetinin doğru olarak tespit edilmesini sağlar. BTA kalsifikasyona oldukça duyarlı olmasına rağmen kolay parçalanabilir plakların değerlendirilmesinde US ve MRA ile kıyaslandığında daha az güvenilir (90).

2.2.6. Kateter Anjiyografi

Aortik ark ve serebral arterlere yönelik kateter anjiyografi karotis arter hastalığının değerlendirilmesinde altın standart yöntemdir. Tek plan anjiyografi büyük damarlardaki büküntünün olduğundan daha az değerlendirilmesine neden olabilir bu nedenle birbirine dik görüntüler, bi-plan anjiyografi ya da rotasyonel anjiyografi tercih edilmelidir. BTA ve MRA'da olduğu gibi, anjiyografide de amaç aortik ark tipini tanımlamak, büyük damarların durumunu, aortik ark ve büyük damarlardaki ateroskleroz ve büküntü varlığını, özellikle intrakranyal darlık, anevrizma, arteriyovenöz malformasyon ve kollateral kan akımı hakkında intrakranyal dolaşımın durumunu ortaya koymaktır. Karotis darlığının belirlenmesinde kullanılan üç yöntem vardır ve bunların herbiri referans olarak alınan farklı segmentlere dayanır bu da darlık derecesinin farklı hesaplanmasıyla sonuçlanmaktadır (91, 92) (Şekil 2.1).



Şekil 2.1. “ECST” (A), “NASCET” (B), ve “Common Carotid (CC)” (C), yöntemleri ile karotis darlık oranlarının hesaplanması. Osborn AG. Diagnostic Cerebral Angiography. 2nd edition. Philadelphia, PA: Williams & Wilkins, 1999 (93).

Uzlaşma ile “NASCET” yönteminin kullanımı benimsenmiştir. Bu yöntemde karotis bulbus üzerindeki proksimal İKA çapı referans çap olarak kullanılır. KEA yapılmasına gerek olup olmadığına karar verilmesi karotis kateter arteriografi olmadan genellikle noninvaziv görüntüleme yöntemleri ile yapılmakla birlikte KAS öncesi tüm hastalar anjiyografiyle değerlendirilmelidir. Bu hastalarda darlığın derecesinin belirlenmesinde noninvaziv yöntemlerde ölçülenlere bakılmaksızın “NASCET” yöntemi kullanılmalıdır. Kateter anjiyografi darlık ve kalsifiye plak değerlendirmesinde üstün olmasına rağmen plak morfolojisi değerlendirilmesinde daha az güvenilirdir.

İnvaziv bir işlem olarak, kateter anjiyografinin girişim yeri yaralanması, kontrast madde nefropatisi, anaflaktik reaksiyon ve ateroembolizm gibi komplikasyonları vardır.

2.3. Aterosklerotik Karotis Arter Hastalığında Tedavi

2.3.1. Medikal Tedavi

Aterotrombotik inme tehditinde vasküler risk faktörlerinin belirlenmesi ve kontrol altına alınması gerekir. Asemptomatik olan kişilerde değiştirilebilir risk faktörlerinin giderilmesine primer korunma adı verilmektedir.

İskemik inme geçiren hastalarda ikinci kez inme geçirme riski aynı yaş grubundaki normal popülasyondan yaklaşık 12 kat fazladır (94). Burada amaç hastanın iskemik ataklarının tekrarını ya da majör inmeye dönüşmesini engellemektir. Medikal tedavi ve invaziv girişimler sekonder koruma yöntemleridir. İnme geçiren bir hastayı ikinci bir inmeden korumada ilk sırada uygulanacak tedavi yöntemi antitrombotik tedavidir. Bu şekilde antitrombotik tedavi alan hastalarda yeni iskemik inme riskinin % 23 oranında azaldığı görülmüştür (95). Medikal tedaviyi başlıca antiagregan tedavi oluşturmakta antiagregan ilaçların herbiri de farklı mediatörler üzerine etki göstermektedir.

Asetilsalisilik asit, antiagregan etkisi, aterotrombotik inme tehdidi altındaki hastalarda ilk seçenek olma özelliğini korumaktadır. Aspirinin temel etki mekanizması siklooksijenaz 1 ve siklooksijenaz 2 enzim aktivitelerini geri

dönüşümsüz olarak inhibe etmesidir. Sekonder korumada uzun süreli kullanım için uygun doz düşük doz kabul edilen 75-150 mg'dır (96). Aspirin düşük doz kullanımında sadece siklooksijenaz-1 inhibisyonu sağlanmış olur.

Klopidogrel trombositlerin adenosin difosfat (ADP) aracılığı ile glikoprotein IIb/IIIa (GpIIb/IIIa) uyarılmasını inhibe eder. Bilindiği gibi, ADP en önemli trombosit uyaran ajanlarından biridir. Günlük doz için bir kez 75 mg önerilmektedir (97). Tiklopidine benzer yan etkilerinin görülmemesine rağmen, özellikle yükleme dozlarında oldukça nadiren trombotik trombositopenik purpura görüldüğü bildirilmiştir (98).

İskemik inme geçiren hastalarda hipertansiyon ve hiperlipidemi gibi risk faktörleri varsa buna yönelik anjiyotensin dönüştürücü enzim inhibitörleri ve reseptör blokerleri ile statinlerin kullanımı sekonder korunmaya dahildir. Kontraendikasyon yoksa warfarin atrial fibrilasyonu olan inme hastalarının hem primer hem sekonder korunmasında önerilmektedir.

Stent tedavisi ve karotis endarterektomisi sekonder korumanın diğer seçeneklerini oluşturmakta olup, uygun hastalara yapılmaktadır. Ancak bu hastalarda tek ve kesin tedavi seçenekleri olamayacakları açıktır. Girişim sırasında var olan aterosklerotik süreç girişim sonrasında da devam edeceğinden, ilaç tedavisinin ek tedavi olarak kullanılması ve kesintisiz sürdürülmesi gerekmektedir.

2.3.2. Karotis Endarterektomi (KEA)

İKA'daki aterosklerotik plaklara bağlı darlıkların endarterektomi ile ortadan kaldırılması inme riskini önleyen son derece etkin bir yöntemdir. "NASCET" çalışmasında % 70' üstünde karotis darlığı olan semptomatik olgular KEA 'nın faydaları gösterilmiş, aspirin ile tedavi edilen hastalarda aynı tarafta 2 yıl içinde inme riski % 26 iken, KEA'de % 9 bulunmuştur (33, 99). Bu cerrahi lehine % 17±3.5 mutlak risk azalması anlamına gelmektedir (33). "ECST" çalışması semptomatik ve % 80'in üzerinde darlığı olanlarda KEA'nin medikal tedaviye üstünlüğünü göstermiştir. "ECST" çalışmasında ileri darlıklarda (% 70-99) 3 yıllık inme riski tıbbi tedavi kolunda % 21.9 iken, cerrahi grupta % 12.3 bulunmuştur (100). Hafif derecede (% 0-29) darlığı olan olgularda uzun dönemde cerrahi getirilerin,

komplikasyonların gerisinde kaldığı görülmüştür. Orta derecede (% 30-60) darlıklarda cerrahi müdahalenin medikal tedaviye olan avantajları tam olarak kanıtlanamamıştır.

Karotis revaskülarizasyon için lezyonun oluşturduğu darlık derecesini ve lezyonla ilişkili klinik semptomlar temel alınarak belirlenmiş olan endikasyonlar KEA ve KAS için benzerdir (101). Amerikan Kalp Birliği karotis endarterektomi yapılacak karotis darlıkları için aşağıdaki kriterleri belirlemiştir: 1) % 70-99 semptomatik darlıklarda işleme bağlı komplikasyon riski $< \% 6$ ise kesin endikasyon, 2) % 50-69 semptomatik darlıklarda, işleme bağlı komplikasyon riski $< \% 3$ ise kabul edilebilir endikasyon, 3) $< \% 29$ semptomatik darlık veya işleme bağlı komplikasyon riski $> \% 6$ ise kabul edilemez olarak belirlenmiştir. Darlık değerlendirmesinde “NASCET” yöntemi kullanılmış, işleme bağlı komplikasyon riski ile kastedilen inme ve ölüm riski olarak tanımlanmıştır. Asemptomatik darlıklarda ise endikasyon için bildirilen darlıklar tartışmalıdır (101, 102). % 60’ın üzerinde asemptomatik darlıklarda KEA’nın asetil salisilik asit tedavisine üstünlüğü “ACAS” ve “ACST” çalışmalarında gösterilmiştir. Fakat “ACST” % 60 ile 99 darlıklar arasında darlık oranının artışı ile inme riskinde herhangi bir farklılık bulunmamıştır. Aspirinle karşılaştırıldığında inmede yıllık düşme % 1 kadardır. Yenilenen 1998 klavuzunda asemptomatik darlıklar için % 80 olan eşik değer eğer cerrahi risk $< \% 3$ ise % 60’a ve eğer cerrahi risk % 3-5 arasında ise % 75’e çekilmiştir.

Karotis endarterektomi, bazı hastalar için iyi bir revaskülarizasyon seçeneği olabilmesine rağmen, bazı hastalar için ise yüksek riskli bir tedavi şeklidir. KEA için yüksek risk oluşturan komorbiditeler ise sırasıyla şunlardır: İleri yaş (>80), ciddi kronik akciğer hastalığı, böbrek yetersizliği, konjestif kalp yetersizliği (sınıf 3 ve 4), kararsız anjina (sınıf 3 ve 4) koroner arter hastalığı (≥ 2 damar/sol ana damar), son altı haftada geçirilen kalp cerrahisi, sol ventrikül ejeksiyon fraksiyonunun % 30’un altında olması, 30 gün önce geçirilmiş miyokard infarktüsü (MI), ciddi kronik akciğer ve böbrek hastalığıdır (103). Sayılan nedenlerle KAS alternatif bir tedavi olarak karşımıza çıkar.

KEA için yüksek risk taşıyan anatomik kriterler ise cerrahi olarak ulaşılması zor lezyonlar (ikinci servikal vertebra”C2” ve yukarısı, klavikula altı), eşzamanlı KEA ve koroner arter bypass greftlenmesi gereken hastalar, daha önce aynı taraf

KEA geçiren hastalar, karşı taraf tıkalı karotis arteri olan hastalar, boyun yapısı hassas olan hastalar (daha önce geçirilmiş boyun diseksiyonu, baş ve boyun tümörü nedeniyle radyoterapi (RT), vertebraları immobilize eden romatoid artrit gibi patolojiler, karşı taraf larengeal sinir felci, trakeostomi, Takayasu arteritli hastalar)dır.

Servikal hematoma, enfeksiyon ve yalancı anevrizma, hipertansiyon ve hipotansiyon, kranial sinir disfonksiyonu, karotis arter trombozu, serebral hemoraji, tekrarlayan karotis arter darlıkları, kardiyak mortalite cerrahi tedavinin komplikasyonlarını oluşturur.

2.3.3. Perkütan Transluminal Anjiyoplasti (PTA)

Karotis arter darlıklarının tedavisinde PTA'nın tek başına kullanılması intimal diseksiyon, ateroskleroz plağının yerinden kopması ve distale atılan tromboembolik partiküller gibi çok ciddi komplikasyonlara sebep olabilmektedir.

2.3.4. Karotis Arter Darlıklarında Stent Tedavisi

Karotis arter darlıklarında cerrahi tedavinin hem semptomatik hem de asemptomatik hasta grubunda medikal tedaviye üstünlüğü artık kabul görmüştür. Perkütan yolla karotis arter stent işlemi daha güvenli, daha az travmatik, yüksek risk grubundaki hastalarda uygulanabilir oluşu ve sadece servikal karotis artere sınırlı olmaması nedeniyle avantajları olan bir tedavi yöntemidir.

1979'da ilk defa *Mathias ve arkadaşları* İKA darlıklarında balon anjiyoplasti tekniği ile tedavi yöntemini denemiştir (104). 1989'da yine aynı ekip tarafından balon anjiyoplastinin etkinliğini artırmak için stent implantasyonu yapılmıştır. KAS tedavisi KEA'ye alternatif bir tedavi olarak gelişmiştir. KAS tedavisindeki gelişmeler işleme bağlı morbidite-mortalite ve restenoz oranlarının KEA ile karşılaştırılması ile elde edilen sonuçların büyük, geniş serilere dayanan çalışmalarla kanıtlanması ile sağlanmıştır. Endarterectomy Versus Angioplasty in Severe Symptomatic Carotid Stenosis (EVA-3S) çalışmasında embolik korumalı/korumasız yapılan KAS tedavisi sonuçları KEA sonuçlarıyla karşılaştırılmıştır. Özellikle korumasız KAS

tedavisindeki yüksek komplikasyon oranları nedeniyle çalışma durdurulmuştur (105). Carotid and Vertebral Artery Transluminal Angioplasty Study (CAVATAS), Stent-Protected Percutaneous Angioplasty of the Carotid versus Endarterectomy (SPACE), Stenting and Angioplasty with Protection in Patients at High Risk for Endarterectomy (SAPPHIRE), Carotid Revascularization Endarterectomy versus Stent Trial (CREST), KEA ile karotid anjioplasti ve KAS sonuçlarını karşılaştıran çalışmalardan bazılarıdır (106-108).

2.3.4.1. Stent Tedavisinin Temel Avantajları

- Lokal anestezi ile gerçekleştirilen KEA serileri olmasına rağmen stent uygulamalarının tümünde işlem genel anestezi verilmeksizin gerçekleştirilir. Perkütan erişim yolu ile lokal anestezi altında yapılması en önemli yararadır. Hastalar uyanık oldukları için her an nörolojik durum kolaylıkla takip edilebilir (109).
- Cerrahi yöntemler ile ulaşılamayan darlıklarda (İKA distal segmentindeki darlıklar) rahatlıkla uygulanabilmektedir (103).
- Yüksek risk grubundaki olgulara uygulanabilir.
- Gerektiğinde bilateral karotis arterlerine aynı seansta müdahale etmek mümkündür.
- İşleme bağlı serebral iskemi süresi cerrahi müdahaleden çok daha kısadır.
- Cerrahi restenozlar düşük risk ile tedavi edilebilir (103).
- Cerrahi kesiye gerek duyulmaması nedeniyle enfeksiyon, sinir yaralanmaları, servikal hematoma gibi komplikasyonlar görülmez (110).
- Hastanede yatış süresini kısaltarak mortalite ve morbidite riskini azaltır (111).
- Koroner arter hastalığı, kalp yetmezliği veya karşı taraf İKA'sı tıkalı olup serebral hipoperfüzyon riski olan hastalarda KEA'ya göre daha güvenli bir yöntemdir (110).

2.3.4.2. Endikasyonları (112-115)

- Cerrahi (endarterektomi) sonrası yeniden daralmalar
- Semptomatik % 70'in üzerindeki daralmalar
- Karşı taraf karotis arterinde ciddi darlık/oklüzyon
- % 70 ve üzerinde darlığı olup risk faktörü (karşı karotiste oklüzyon, lezyonda hızlı ilerleme) bulunan asemptomatik olgular.
- Çoklu damar hastalığı (vertebral – brakiosefalik arter oklüzyonu)
- Ardışık (tandem) darlıklar (AKA+İKA ya da proksimal+ distal İKA)
- Aterosklerotik olmayan darlıklar
- Distal İKA darlıkları (cerrahi güçlük sebebiyle)
- Radikal boyun diseksiyonu geçiren olgular
- Karotis endarterektomisi için yüksek riskli olgular (sık tekrarlayan geçici iskemik atak (GİA), yaygın serebral iskemik kardiyomyopati, dilate kardiyomyopati, kronik obstrüktif akciğer hastalığı (KOAH), ikinci servikal vertebra (C2) düzeyinde yüksek bifurkasyon, üç cm'den uzun distal İKA, beş cm'den uzun proksimal AKA yerleşimli lezyon, kısa kalın boyun yapısı, ankiroz spondilit).

2.3.4.3. Kontraendikasyonlar (113-117).

- Kalsifiye, ülserasyonun eşlik ettiği pedinküle taze trombus varlığı (emboli riski taşır).
- Kalın, sirküler ya da atnalı şeklinde kalsifiye plak varlığında görece kontrendikedir (nonkalsifiye segmentin aşırı distansiyonu ile rüptür ve psödoanevrizma gelişme riski bulunduğu için).
- KAS öncesi üç hafta içinde geçirilmiş inme
- Son üç ayda geçirilmiş gastrointestinal sistem kanaması
- Kanama diyatezi, ilaç alerjisi (Klopidogrel, asetilsalisilik asit)
- Dar segmentin uzunluğunun 40 mm' nin üzerinde olması
- Kontrolsüz hipertansiyon (diyastolik >100 mmHg)

- Radyokontrast madde kullanımına engel olacak derecede renal yetersizlik kontrendikasyonları oluşturur (103).

Ayrıca İKA'sı ileri derecede geniş ve büküntülü olan olgularda işlem teknik zorluklara yol açabilir. Kılavuz tel ile büküntü düzeltilebilirse stent işlemi mümkün olur (118). İntrakranyal kanamalarda beklenmeli, yeni serebral infarktı olanlarda reperfüzyon hasarının önlenmesi için işlem bir süre (ortalama 6 hafta) ertelenmelidir (119).

2.3.4.4. Karotis Stentleme İşleminin Komplikasyonları

Karotis arter girişimlerinin sonucunda potansiyel komplikasyonlar çeşitli serilerde % 1-20 olarak bildirilmektedir. Bu komplikasyonlar seçilen hasta popülasyonu, serebrovasküler hastalığın yaygınlığı ve tipi, işlemi gerçekleştiren ekibin tecrübesine bağlı olarak farklılıklar göstermektedir.

Uygulama sırasında izlenen komplikasyonlar içinde plak, trombüs veya havaya bağlı emboli sonucunda GİA veya inme, semptomatik bradikardi (stentin ya da balonun, glomus karotikuma mekanik basısı sonucu), geçici asistol, damar rüptürü veya diseksiyonu, kılavuz telin ya da filtre sistemlerinin mekanik irritasyonu sonucu vazospazm olarak özetlenebilir.

Erken Dönem Komplikasyonları (<30 gün), tromboemboli ,bradikardi veya baroreseptör uyarılmasına bağlı hipoperfüzyon, serebral hiperperfüzyon, intrakraniyel kanamadır (120).

Geç Dönem

- Stent restenozu: Yeni intima oluşumuna sekonder lümeninde % 50 ve daha fazla daralma meydana gelmesidir. Bu durumdaki olgulara tekrar balon anjioplasti ve gerekirse stent implantasyonu uygulanabilir. Ortalama % 3 ile 5 arasında gelişmektedir.
- Sekonder stent deformasyonu: Deformasyon genellikle balon ile genişleyen stentlerde görülür. Kendiliğinden genişleyen stentlerde deformasyon çok daha nadirdir. Stent deformasyonu oluştuğunda modelleme amaçlı tekrar

dilatasyon ve gereken olgularda tekrar stent implantasyonu gerçekleştirilebilir.

- Stent tıkanması

Bunların dışında arteriyel giriş yerine bağlı komplikasyonlar (enfeksiyon, lokal ağrı, hematoma, psödoanevrizma, ekimoz) ile kullanılan kontrast maddeye bağlı komplikasyonlar (allerjik reaksiyonlar, akut tübüler nekroz...) gelişebilmektedir.

Karotis anjioplasti sonrasında elde edilen lümen açıklığının normal lümen çapına oranı % 70 ve daha fazla olması ya da bir başka ifadeyle rezidüel stenoz oranı % 30 ve daha az ise anjiyografik başarıdan söz edilebilir. Restenoz ise elde edilen lümen açıklığının % 50 ve daha fazla oranda daralmasıdır (121).

Stent yerleştirilen olguların, restenoz gelişiminin değerlendirilmesi amacıyla hemodinamik ve morfolojik olarak uzun dönem takibi gereklidir.

2.4. Stentler

Stentler biyolojik geçiş yollarını (vasküler, üriner, safra yolu...) açık tutmayı sağlayan genişleyen, gerilebilen ve açılmış durumda sabit bir şekilde yerleştirilebilen tüm araçları tanımlamaktadır. Stent terimi Londralı bir diş hekimi olan Charles Stent (1807–1885) tarafından geliştirilmiş olan dental protezden gelmektedir. Alexis Carrel vasküler stent modelini ilk kez 1912’ de bir köpeğin torasik aortasının endoluminal yüzeyini destekleyen cam bir tüp olarak tanımlamıştır (122). 1964’te Charles Dotter endavasküler metalik protezleri disseksiyonları kapatmak ve elastik büzüşmeyi engellemek amacıyla kullanmıştır (123). Perkütan arteriyel stent uygulaması ilk kez İsviçre’den *Maass ve arkadaşları* tarafından disseke aort anevrizması olan 3 hastaya kendiliğinden açılan helikal örgü stentinin implante edilmesi ile gerçekleştirilmiştir (124). Kısa bir süre sonra Rusya’dan *Rubkin ve arkadaşları* ısıyla açılabilen nitinol stentleri periferik ve karotis arterlerde kullanmışlardır (125).

Stentler farklı şekillerde sınıflandırılabilirler. Bu sınıflandırmalardan ilki üretildikleri alaşımlardır. Yine temel olarak balonla ve kendiliğinden genişleyen olmak üzere iki gruba da ayrılabilirler. Balonla genişletilebilen stentler bir kez yerleştirildikten sonra ek balon müdahalesi gerektirmezler. Bununla birlikte kullanımları için yüksek risk taşıyan ön genişletme işleminin yapılması gerekebilir.

Bu tip stentlerin daha sert olmaları da büküntülü damarlarda kullanımlarını sınırlayan bir özelliktir. Darlığın yerleştiği İKA bulbus bölgesinin önce ve sonrasındaki damar çaplarının farklılık göstermesi, bu bölgede balonla genişletilebilen stentler kullanıldığında ya birden fazla stent ya da birden fazla balon kullanılmasını gerektirebilmektedir. İlk başlarda daha çok Palmaz stent gibi balon ile genişletilebilen stentler kullanılmıştır. Fakat bu stentlerin takibinde % 2-16 oranında stent kollapsı ve deformasyonunun görülmesi üzerine bifurkasyon düzeyinde artık kendiliğinden genişleyen stentler tercih edilmektedir (126).

Kendiliğinden genişleyebilen (self-expandable) stentler ise daha esnek, kolay yönlendirilebilen yapıdadır. Damar duvarı ile uyumları yüksektir. Daha düşük profilli (daha ince) taşıyıcı kateter sistemleri ile kullanılırlar. Karotis bifurkasyonunda AKA ve İKA arasındaki çap uyumsuzluğunu dikkate alan ve bununla uyumlu proksimal ve distali arasında çap farkı olacak şekilde tasarlanmış "tapered" stentler mevcuttur. Kendiliğinden genişleyebilen stentler kullanıldığında, yüksek basınçla dilatasyon oluşturulmadan bırakılan % 10-15 rezidü darlık hemodinamik problem oluşturmamaktadır. Bu tür stentler büyük çapta seçildiklerinde yerleştirildikten sonra progresif olarak genişlemekte ve açık kalmaktadır.



Şekil 2.2. Açık ve kapalı hücreli stent (127).

Stentler tasarımlarına göre de açık ve kapalı hücreli olarak ayrılmaktadır. Kapalı hücre stent tasarımında serbest hücre alanı (free cell area) 5mm^2 'den küçük açık hücreli stentlerde ise 5mm^2 'den büyüktür. Kapalı hücreli stentlerin avantajları açık hücreli stentlere göre plağı daha iyi kavramaları ve örtmeleridir. Bu şekilde bu stentlerin daha fazla plak yüzeyini kapatma oranı (iskele etkisi) fazla olduğu için partikül penetrasyonu düşüktür özellikle emboliye yatkın lezyonlarda tercih edilirler. Ayrıca bu stentlerin özellikle nitinolden yapılmış olanlarının yüksek radyal

kuvvetleri kalsifiye lezyonlarda kullanılma avantajı sağlarlar. Dezavantajları esnekliklerinin ve damar duvarına uyumları açık hücreli olanlara göre daha sınırlı olmasıdır. Açık hücreli stent tasarımı ise stent esnekliğinin artmasını sağlar. Bifurkasyon lezyonlarında ve büküntülü damarlarda esnek özellikteki bu açık hücreli stentler tercih edilir. Ancak açık hücreli grupta partikül penetrasyonu fazladır. Günümüzde her iki stent grubunun özelliklerini üzerinde taşıyan hibrit stent tasarımları da vardır. Buna örnek "Cristallo Ideale" stentleri verilebilir. Partikül penetrasyonuna direnç kapalı hücre tasarımına, esneklik açısından da açık hücre grubuna benzer (128).

Karotis darlıklarında kullanılan stentlerinin çoğu nikel-titanyum alaşımı olan nitinolden yapılmıştır. Lazerle ağısı bir biçimde kesilmiş ısıyla genişleme özelliklerine sahip araçlardır. Stentin kristal örgü yapısı sıcaklığına bağlı olarak değişir (128). Nitinol stentler üretim esnasında stentin "belleğini" oluşturmak üzere çok yüksek sıcaklıklara maruz bırakılırlar. Soğutulduklarında ise deforme olurlar. Transizyon sıcaklığı (genelde 32° C) tayin edilmiş olup nitinol bu sıcaklıkta daha önceden belirlenmiş şekline geri döner (termal bellek). Oda sıcaklığında stent kompakt bir şekilde kılıf içinde durabilir. Vücut sıcaklığında ise kılıf çekildiği anda uygun bir şekilde genişler (129).

Kendiliğinden genişleyebilen karotis stentler paslanmaz çelikten de yapılabilirler. Nitinolde görülen ısıyla genişlemenin aksine, paslanmaz çelik kuvvet uygulanarak sıkıştırılabilir ve kılıf içerisine yerleştirilebilir. Kılıf çekildiği zaman yaylanmaya benzer bir hareketle genişlerler. Boston Scientific'ten Wallstent bu tür stentler arasında kullanıma uygun tek örnektir. Wallstent bir süper alaşım olan paslanmaz çelikten üretilmekte ve kobalt bazlı bir alaşım kullanılarak oluşturulan tellerle tübüler ağ şeklinde örülmektedir. Kabul edilebilir radyal güce sahip, oldukça esnek stentlerdir (130-133). Paslanmaz çelik stentlerin avantajları; gönderim sistemlerinin kısa olması ve büküntülü damarlara uyum sağlayabilmeleridir. Dezavantajları ise; iyi görünmemeleri ve açılmaları esnasında kısılmaları veya uzamalarıdır. Nitinol ve paslanmaz çelik stentlerin yapımı ve tasarımları arasındaki farklılıklar, her stente kendine özgü fonksiyonel özellikler kazandırır. Bu farklılıklar sebebiyle farklı durumlarda farklı stent türlerinin seçilmesi gerekebilir. Uygulanabilirlik öncelikle arteriyel anatomi ve lezyonun spesifik özelliklerine

bağlıdır. Girişimsel radyoloğun stent tipini ve boyutunu doğru seçmesi için dikkatli bir değerlendirme yapması şarttır. Kişisel tercihler ve söz konusu stentle daha çok tecrübe sahibi olunması da stent seçiminde önemli rol oynar (129).

2.4.1. Stent Tasarımında Gereklilikler

Stent içi restenozu en düşük seviyede tutmak, stenti kateter üzerinde rahatça ilerletmek, doğru ve kesin lokalizasyona yerleştirilmesini sağlamak, yerleştirildikten sonra uzun dönemde lümen patensisini korumak için stentin sahip olması gereken bazı özellikler vardır:

1) Yüksek radyal kuvvet : Damar büzüşmesini (“recoil”) ve stentleme sonrası lümen kaybını engellemek açısından önem taşır. Radyal kuvvet, stentin damar lümen çapında kalıcı azalmaya neden olmadan dayanabileceği dış basınçtır. Bu sıkıştırılmanın geri kazanım özelliği kendiliğinden genişleyen stentlerin, günümüzde balonla genişleyen stentlere tercih edilmesinin de sebebidir (130-133). Nitinol stentler, ezildikten ve tümüyle düzleştikten sonra bile eski hallerine döndüklerinden radyal kuvvetleri çok yüksektir. Paslanmaz çelik stentler de ezilme ve düzleşmeden sonra eski şekillerine dönebilirler, fakat radyal kuvvetleri nitinol stentlerden azdır.

2) Radyal Sertlik: Stentin dış kuvvet uygulandığında çapını koruyabilme yeteneğidir ve stentin hücre tasarımıyla yakından ilişkilidir. Çoğu nitinol stent, "Z" veya "W" konfigürasyonunda "strut" adı verilen yapıların ardışık olarak birleştirilmesiyle üretilir. Halkalar arasındaki bağlayıcı elemanlara "köprü", "menteşe" veya "nod" denir. Esnek menteşeler "S" şekilli iken, esnek olmayanlar ise "I" şekillidir. Açının derecesi ve strut (stent gövdesi) uzunluklarına bağlı olarak radyal sertlik artar veya azalır. Paslanmaz çelik stentler yekpare örgü metalden yapıldıkları için radyal sertlik açısından nitinol stentlerle karşılaştırıldıklarında önemli farklılıklar gösterirler. Wallstent'lerin hücreleri basınç uygulandığında şekil değiştirir. Dar açılar yüksek radyal sertlik sağlarken, geniş açılar kolayca ezilebilirler. Yine de, kompresyon sonrası stent eski konfigürasyonuna geri döner.

3) Damar duvarına uyum: Damar duvarına uyum, stentin distale doğru daralan damar lümenine uyum sağlama yeteneğidir. Nitinol stentler vücut sıcaklığına maruz bırakıldıklarında çoğunlukla önceden belirlenmiş şekillerine dönüşseler de bu

her zaman mümkün olmayabilir. Bu yüzden, karotis anatomisine daha iyi uyum sağlamak açısından daralarak uzayan stentler (“tapered”) geliştirilmiştir. Bunların distal stent çapı proksimale göre daha küçüktür. Böyle bir düzenleme, internal karotis ve ana karotis arasında rahat bir geçiş olmasını sağlar. Bu tip stentlerde, yerleştirme kesin lokalizasyona yapılmalıdır.

Paslanmaz çelik stentlerin örülmüş ağısı yapısı, stent çapının damar genişliğine en uygun şekilde uyum sağlamasını sağlar. Stentlerin yerleştirildikten sonraki son uzunlukları lümen çapına bağlı olarak değişir. Bu da damar duvarına uyum ile kılma arasındaki ilişkiyi gösterir.

4) Duvar kaplama oranı: Stent materyali ile kapsanan damar dokusu oranıdır. Yüksek oranlar duvar kaplama oranının fazla olduğunu belirtir ve bu da, intimal hiperplazi için artmış risk demektir. Nitinol stentlerde hücreler arası açıklığın fazla olmasına bağlı olarak duvar kaplama miktarı düşüktür. Bu miktar, bazen destek kuvvetini ve radyal sertliği arttırmak için eklenen menteşelerle arttırılabilir. Bu da, nitinol stentlerin iyi yönlerinden birinin feda edilmesi anlamına gelir. Paslanmaz çelik stentlerin kapalı hücre yapılı örgülerinin duvar kaplama oranı yüksektir ve bu da intimal hiperplazi gelişimi açısından yüksek risk teşkil eder.

5) Düşük elastik radyal büzüşme: Yerleştirme işlemi sonrasında damar lümeni çapına uygun stent çapı elde etmek için elastik büzüşme kuvvetleri hesaba katılmalıdır. Elastik büzüşme, stentli damarın balon şişirilme (“load”) ve söndürülmesi sonrasındaki (“unload”) yarıçapını temsil eder.

6) Minimal kılma: Stent radyal olarak genişlerken kılalabilir, bu da stentin son pozisyonunu ve uzunluğunu etkiler. Tüm nitinol stentler takıldıktan sonra ilk uzunluklarının % 15'ine kadar kılalabilirler. Wallstentler'de ise % 20 kılma görülebilir. Wallstentlerin kılma miktarı stent ve damar boyutları arasındaki ilişkiye bağlı olarak değişir.

7) En düşük elastik longitudinal büzüşme: Balon indirildiğinde stent uzunluğuna da büzüşebilmektedir. Kılma ve longitudinal büzüşme arteriyel duvarlarda istenmeyen gerilimlere neden olarak endotel hücrelerin aşınmasına yol açar.

8) Yeterli esneklik ve takip edilebilirlik (“trackability”): Kateter üzerinde hareket ettirilen stentin takılacağı bölgeye iletilebilmesi için esnek olması gerekir.

Genişleyen stentin büküntülü damar anatomisine uyum sağlaması ve damarı düzleştirmemesi gerekir, aksi takdirde damar lümeninde hasar meydana gelebilir. İyi takip edilebilirlik için esneklik yüksek olmalı, sürtünme kuvvetleri düşük olmalı ve kateterin ilerlerken deforme olmaması için de aksiyel gerginlik yüksek olmalıdır. Nitinol stentlerin belki de en önemli özelliği esneklikleridir. Kendiliğinden genişleyebilen tüm nitinol stentlerde büküntülü anatomiye uyum sağlamalarını sağlayan açık hücre konfigürasyonu vardır. Fakat, nitinol stentlerin taşıma halkaları arasında çok az bağlantı vardır ve bu da longitudinal kuvveti azaltır. Helikal geometrileri eşit olmayan hücre büyüklüğüne sebep olabilir, çünkü bu stentler ilerletilme ve yerleştirme esnasında kompresyon ve elongasyona uğramaya yatkındırlar. Halkalı tasarım nadiren stentin bütünlüğünü koruması açısından yetersiz kalabilir ve stent büküntü yapabilir. Bu durum, işlem esnasında komplikasyon ve sonrasında intimal hiperplazi gelişme riskini artırır. Bu yüzden, bazı üreticiler stentin esnekliğinden feda etme pahasına, stentin gövdesine aksiyal omurgalar ekleyerek veya bağlantı sayısını arttırarak longitudinal destek kuvvetlerini arttırmışlardır (133-136).

Paslanmaz çelik stentler nitinoller kadar esnek değillerdir. Örülme konfigürasyonlarından kaynaklanan kapalı hücre tasarımlarına bağlı olarak daha sert bir yapıya sahiptirler. Büküntülü arterlere daha az uyum sağlarlar. Stent proksimalindeki veya distalindeki arterde büküntü gelişimini önlemek için dikkatli yerleştirilmelidirler. Dikkat çekilmesi gereken bir nokta Wallstent gibi çelik stentlerin strutlarının damar dışına doğru sarkma eğilimleri yoktur ve yerleştirilme sonrası damar lümenine plak parçalarının protrüzyonunu engelleyen düz tübüler bir yapı oluşturma eğilimindedirler (133-136).

9) Düşük stent profili: Stentin taşınma ve yerleştirilmesi esnasında akım sorunlarına yol açmaması için stent profil kesiti küçük olmalıdır. Strut kalınlığını azaltmak stentin ve stent-kateter sisteminin profilini azaltır.

10) En uygun destek çatı ("Scaffolding"): Stent en uygun şekilde damar duvarını kaplamalıdır, aksi takdirde doku parçacıkları "strut"lar arasından protrüde olabilir. Fakat yine de, arter-stent temas alanı düşük tutulmalıdır, çünkü stent yabancı cisim olarak ciddi trombotik yanıtı yol açabilir. Stentin damar duvarına verdiği desteği ifade eder. Esnek yapılarına bağlı olarak, nitinol stentler damar duvarına

dinamik olarak destek uygular. Açık hücre yapılarına bağlı olarak plak materyalinin takılma esnasında stentin gözeneklerinden protrüde olma ihtimali daha fazladır. Plak materyalini intimal alana itmek ve stentlenen yüzeyi pürüzsüzleştirmek için post-dilatasyon yapılması önemlidir (129).

İnce örülü yapılarına bağlı olarak paslanmaz çelik damar duvarına maksimum desteği sağlar. Strutlar arasında sınırlı bir boşluk olması sebebiyle stent takılması esnasında veya sonrasında embolizasyon gelişimi nadirdir.

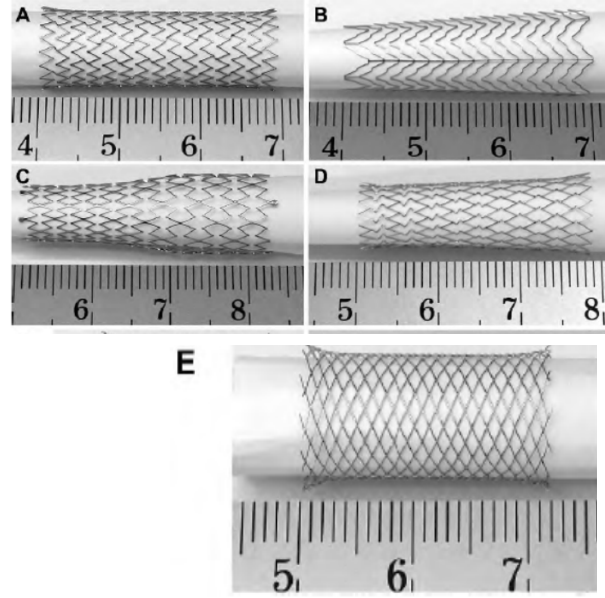
11) Stent materyali gereksinimleri: Taşınması, doğru pozisyona yerleştirilmesi ve takipte değerlendirilebilmeleri için stentler radyoopak olmalıdırlar. Yan etkilere yol açmaması için biyouygunluk gereklidir. Kan akımı stenlerde metal yorgunluğuna yol açabilir. Stentler 380 milyon döngüye, yani 10 yıllık döngüsel strese dayanabilecek şekilde üretilirler (Dayanıklılık). Pasif oksit tabakası sayesinde paslanma engellenir (137).

Günümüzde ticari kullanımda olan, karotis arterleri için üretilen bazı stentler ve genel özellikleri Tablo 2.2’de verilmiştir.

Tablo 2.2. Karotis Stentlerinden bazı örneklere ait teknik özellikler (138).

Marka/ Firma	Strut kalınlığı(mm.)	Tasarım, Alışım
Wallstent (Boston Scientific)	0,102±0,009	Tel örgü tasarım, paslanmaz çelik
Precise (Cordis)	0,182±0,004	Açık hücre/silindirik, nitinol
Acculink (Abbott Vascular)	0,122±0,012	Açık hücre, paslanmaz çelik
Protégé (ev 3)	0,203±0,011	Açık hücre basamaklı(steppe), nitinol
Xact (Abbott Vascular)	0,181±0,007	Kapalı hücre, nitinol
Cristallo Ideale (Invatec)	0,174±0,007	Hibrid; uçlarda açık,ortada kapalı hücre, nitinol

Wallstent (Boston Scientific İrlanda Ltd., Galway, **Precise** (Cordis Corp., Miami, FC, A.B.D.), İrlanda), **Protege® RX** Carotid Stent System (ev 3 Inc., Plymouth, Minnesota, ABD), **Xact™** (Abbott Vascular Devices, Mednova Ltd., Galway İrlanda), **Cristallo Ideale™** (Invatec Roncadelle, İtalya), **Acculink** (Abbott Vascular Devices, Mednova Ltd., Galway İrlanda).



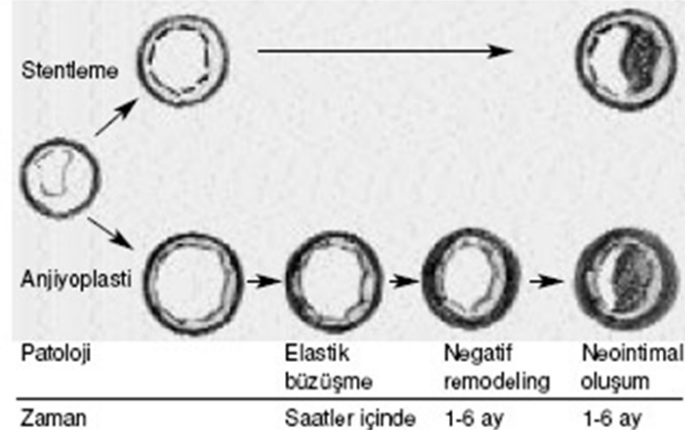
Şekil 2.3. Karotis stent örnekleri, (A) Precise, (B) Acculink, (C) Protege, (D) Xact, (E) Wallstent (138).

Stent çapı stentin yerleştirileceği damarın en geniş çapından 1-2mm daha geniş olmalıdır. Stentin çapının büyük olması plağa dayanmasını ve plağı daha iyi kavramasını sağlar. Teorik olarak bu plağın lümene doğru sarkmasını ve distal embolizasyonuna engel olur. Yapılan bir çalışmada 50 yaşın üzerindeki erkeklerde ana karotis arterinin çapı 6.3 mm (5.5-7.6 mm); kadınlarda 5.5 mm (4.8-6.6 mm) olarak bulunmuştur (139). Stent çapı genellikle olgudaki karotis arter yapısına göre seçilmelidir. Ortalama stent çapı 6-9 mm arasında, uzunluğu ise 20-40 mm arasında olması genellikle yeterli olmaktadır. Kullanılan stent mutlaka stenotik segmentin tamamını kapsamalıdır, aksi durumda erken dönemde restenoz veya işlem sırasında diseksiyon ve emboli oluşumuna neden olabilir. Genelde İKA'daki darlıklar bifurkasyon düzeyine uzandığı için yerleştirilen stentler de AKA'ya uzatılmalıdır.

2.5. Stent İçinde Oluşan Stenoz (Restenoz)

Restenoz, uygulanan girişimsel işlem sonucunda, travmaya uğrayan arter duvarında gelişen hasara karşı, karmaşık moleküler ve hücrel olayları içeren ölçüsüz bir iyileşme yanıtıdır. Bu süreçte, birçok vazoaktif , trombojenik ve mitojenik faktörler salgınır. Stent sonrası restenoz gelişme oranı balon anjiyoplastiye

göre daha düşük olmakla birlikte tedavisi daha güç olan bir restenoz tipi ile karşı karşıya kalınmaktadır.



Şekil 2.4. Restenoz fizyopatolojisi. Neointimal proliferasyon ve restenozla ilişkisi (140, 141).

Restenoz gelişiminde başlıca 3 unsur rol oynamaktadır:

1. Damar duvarında büzüşme ve remodeling
2. Neointima oluşumu
3. Hemostatik aktivasyon ve trombüs oluşumu.

Uygulanan girişimsel yöneme göre bunlardan biri ya da birkaçı restenoz gelişiminde ön planda rol oynamaktadır. Bunlardan birincisinde görülen büzüşme özellikle balon anjiyoplasti sonrasında gelişmektedir. Damar duvarındaki işlem sırasında oluşan aşırı gerilmeye saniyeler veya dakikalar içinde elastik yapıların (lamina elastika interna ve eksterna) verdiği yanıtıdır. Bu olay yavaş şekilde kronik dönemde de devam eder. Stent implantasyonu bu yanıtı büyük ölçüde azaltır. Remodeling ise damar çapında veya damar katmanlarının çaplarında akut ve kronik dönemde oluşan değişikliklerdir.

İkincisi de hasar bölgesinde damar duvarında gelişen hücresel reaksiyon ve çoğalma, yani neointimal hiperplazi ve bunun sonucunda ekstraselüler matriks ve kollajen sentezinde artmadır. Bu olayın nedenleri arasında internal elastik lamina ve media yırtılmasına yol açan aşırı gerilme, endotel hasarı ile ortaya çıkan mitojen maddeler (anjiyotensin II, plazmin), düz kas hücreleri, trombositler, endotel hücreleri ve inflamatuvar hücrelerden kaynaklanan sitokinler sayılabilir. Neointima oluşumu özellikle stent içi restenozun en önemli nedenidir. Hemostatik aktivasyon ve trombüs oluşumu kronik dönemden ziyade erken dönemi ilgilendiren değişikliklerdir.

Kollajen, Von Willebrand faktör, fibronektin ve laminin gibi subintimal komponentlerin açığa çıkması sonucu trombositlerin ve fibrinin hasar bölgesinde depolanmasıyla oluşur. Ancak trombüs organizasyonu da stent içi restenozu aktive edebilir. Bazen bunlardan birincisi ön planda olmakta bazen de ikisi birlikte restenoz gelişiminde rol oynamaktadır. Stent restenozunun belirleyici farkı da burada yatmaktadır. Balon anjiyoplasti sonrasında gelişen restenozda önemli rolü olan remodeling sırasında oluşan başlıca değişiklikler şunlardır:

1. Kompansatuar genişleme
2. Arter ekspansiyonu
3. Kronik büzüşme fenomeni
4. Kronik konstrüksiyon

Kullanılan girişimsel yöntem hangisi olursa olsun 6 aylık takip sürecinde lümeninde oluşan yeniden daralma girişim sırasında kazanılan lümenin derecesi, yani bir bakıma yaratılan hasarın derecesi ile doğrudan ilişkilidir. Eksternal elastik membran alanındaki işlem sonrası değer ile kontrol dönemindeki değer arasındaki fark artabilir veya azalabilir. Bu farktaki artış adaptasyonu simgelemekte (pozitif remodeling), buna karşılık azalma restenoz gelişimiyle sonlanmaktadır (negatif remodeling) (142). *Mintz ve arkadaşlarınca* yapılan seri intravasküler ultrasonografi (IVUS) takip çalışmalarında stent dışı girişimlerden sonra görülen restenozun büyük ölçüde arteriyel remodelingin yönü ve büyüklüğü ile ilgili olduğu, hücresel proliferasyonun ise daha az rol oynadığı gösterilmiştir (143).

Stent tipi hasarda ise durum biraz farklıdır. Çünkü stentlerin diğer yöntemlerden farklı bazı etkiler yarattıkları bilinmektedir (144). Bu etkiler şöyle sıralanabilirler:

- Scaffolding (iskele, destek çatı oluşturma) etkisi.
- Tellerin doku içine gömülme etkisi.
- Yabancı cisim reaksiyonu.
- Stent moleküllerinin elektriksel şarjının yarattığı potansiyel moleküler etki.
- Özellikle kendiliğinden açılan stentlerin damar duvarında yarattığı uzun süreli barotraumatik etki.

- Vazo vazorum hasarı.

Stent implantasyonundan sonra damar duvarında gelişen akut ve kronik olayları şöyle özetleyebiliriz; İlk olay hem balon hem de stentin yarattığı gerilime bağlı olarak gelişen mekanik hasar olup hasarlı hücreler ve matriksten bazik fibroblast büyüme faktörü (bFGF) salgılanmasına yol açar. Media tabakasındaki düz kas hücreleri ve adventisya tabakasındaki fibroblastlar çoğalırlar ve intima tabasına doğru göç ederler (145). Hayvan deneylerinde stent yerleştirilen damarlarda neointimal hiperplazi aynı damarlarda yapılan balon sonucunda oluşan neointimal hiperplaziye göre 4 kat daha fazladır (146-148).

Normal akım sağlanır sağlanmaz trombin, fibrin ve fibronektin gibi plazma proteinleri hem stent hem de hasarlı alana yapışmaya başlarlar. Bunları hemen arkadan önemli bir büyüme faktörü, büyüme modülatörü, sitokin ve enzim kaynağı olan lökosit ve trombositler izlerler. Stent yüzeyinin pürüzlü yapısı, elektriksel şarjı ve elektrokimyasal özellikleri de mikro hava kabarcıklarının tutulmasına ve buna bağlı olarak aslında tromboerezistan olan yüzeyin hızla trombojenik hale gelmesine neden olur.

Kronik dönemde ise yaklaşık 3 ay içinde stent bacakları tümüyle damar duvarı içine gömülür ve endotel ile kaplanır. Bu dönemdeki gelişmeler büyümeyi uyarıcı etkenlerle inhibe ediciler arasındaki dengeye bağlıdır. Yabancı cisim reaksiyonunu yansıtan çok çekirdekli dev hücrelerin makrofajların bu dönemde hala görülüyor olması bu reaksiyonun devam ettiğini yansıtır ve restenoz gelişiminin bir göstergesi olabilir. Yine özellikle restenotik stentlerde membran disfonksiyonu sonucu artmış olan lökosit adezyonu, trombojenite, ve lipid infiltrasyonu ile düz kas hücresi proliferasyonu ve aşırı matriks yapımı stent içinde ve çevresinde doku artışı ile lümen daralması sonucunu getirebilirler (149, 150). Restenoz gelişiminde hücresel çoğalmadan ziyade matriks proteoglikanları ve kollajen yapımının artması rol oynar. Hücresel komponentler restenotik dokunun azınlığını oluştururlar. Yine oluşan ve devam eden inflamatuvar aktivitenin rezolüsyonu sonucu gelişen fibrozis ve hem medya hem de adventisyada oluşan skar dokusu kontraksiyonu da restenoz gelişiminde rol oynar.

Stent içi restenozundan ilk 36 aya kadar neointimal hiperplazi sorumludur. 36 aydan sonra oluşan stenozlarda ise aterosklerotik plakların rol aldığı düşünülmektedir

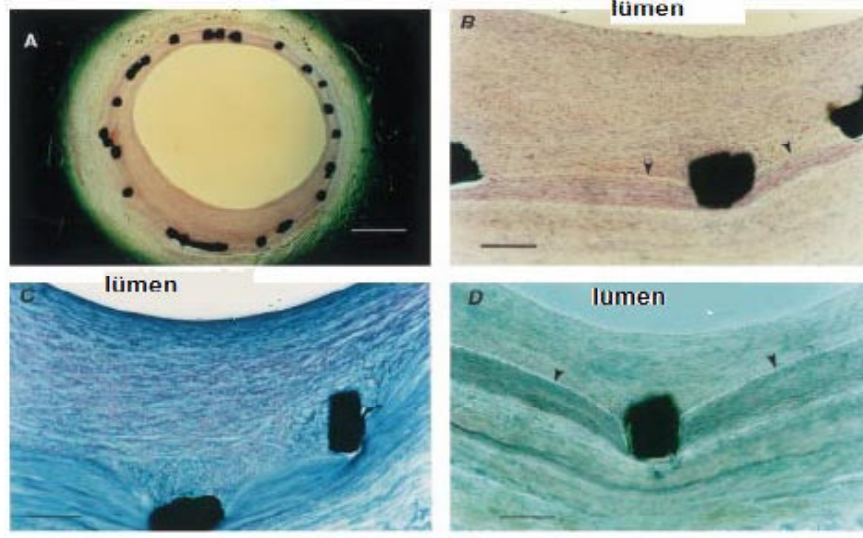
(151). Restenoz aterosklerozun hızlanmış şekli değildir. Patofizyolojik süreçleri farklıdır. Ateroskleroz ve restenoz patogeneğinde lökositler önemlidir. Lökositler, özellikle de monositler aterosklerotik plak oluşumunda rol alırlar (152).

Farb ve arkadaşları, yerleştirdikleri 116 koroner arter stentinin takibinde, media tabakasındaki hasarın genişliği ile inflamasyon ve restenoz arasında kuvvetli ilişkiler bulmuşlardır (153). *Moreno ve arkadaşları*, anjioplasti sırasında atarektomi kateteri ile aldığı dokudaki makrofaj sayısı arttıkça restenoz eğilimin arttığını kanıtlamışlardır (154). Yerleştirilen stente vasküler cevabın 4 evresi vardır (Şekil 2.6). Bu evrelerin zamanları farklı olsa da birbirlerinden kesin sınırlarla ayrılmayabilirler.

1. Trombozis: Stent implantasyonundan sonraki ilk 3 günde lümende anlamlı daralmaya yol açmayan fokal mural trombüs depolanmasıdır. Stentin ağısı yapıları, damardaki daha derin tabakalara etki etmişse bu evre daha uzun ve şiddetli olabilir (155-157).

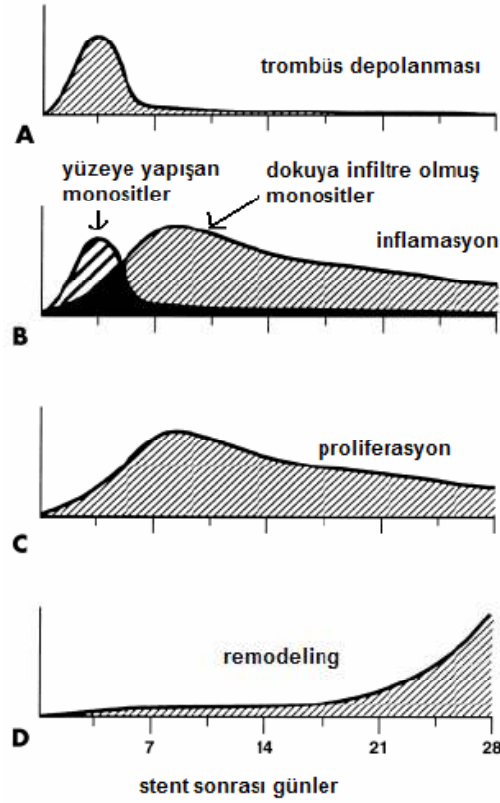
2. İnflamasyon: Media hasarı ve lipid çekirdeğin strut tarafından penetre edilmesi yangı yanıtını arttırmaktadır. Bu evrede mononükleer ve polimorfonükleer lökositler internal elastik membrana sıkı bir şekilde bağlanırlar. Yüzeydeki yapışmış lökosit sayısı, stent içindeki neointimal proliferasyonun derecesini belirlemektedir (157). Lümen yüzeyindeki yapışmış hücrelerin sayısı stent yerleştirilmesinden 3 ile 7 gün sonra azalmaya başlarken dokuya infiltre olmuş makrofaj sayısında artış gözlenir. Muhtemelen bu hücreler lümen yüzeyinden göçeden ve stentin ağısı yapıları çevresinde ya da bu yapıların uzak kesimlerinde neointimal tabakayı oluşturacak multinükleer dev hücrelere dönüşeceklerdir.

3. Proliferasyon: Stent yerleştirilmesinden 7 gün sonra inflamatuvar hücrelerin damar yüzeyinden içeri girmeleri ile intimal hücre proliferasyonu aynı zamana rastlar. Düz kas hücreleri ve monositler bölünme potansiyeline sahip olup hiperplastik lezyonun iskeletini oluştururlar (Şekil 2.6). Yapılan çalışmalarda erken dönemde arterdeki monosit sayısı ile neointimal hiperplazi derecesi arasında doğru orantı bulunmuştur (156).



Şekil 2.5. Stent yerleştirilmiş arterden alınan kesitler. A: Hematoksilen-Eozin boyamayla damar duvar yapıları ve stent materyali izlenmektedir. Stent materyalinden lümene doğru uzanan neointimal hiperplazi dikkati çekmektedir. Daha büyük büyütmede (B) ise (ok başlarıyla gösterilen) sağlam internal elastik lamina izlenmektedir. C: Toluidin mavisiyle yapılan boyamada stent materyali ve bu kesimden lümene uzanan neointimal tabakadaki hücreler izleniyor. D: Trikrom boyamayla stent materyali, korunmuş arteriyel yapı ve sağlam internal elastik lamina ile lümene uzanan neointimal hiperplazi izlenmektedir (156).

4. Yeniden yapılanma (remodeling) : Balon anjioplasti sonucu arter duvarında oluşan deformasyon nedeniyle lümen daralması meydana gelir. Erken dönemde oluşan bu yanıt “elastik büzüşme” mekanizmasıyla oluşur. Geç dönemde kollajen birikimi ve fibrozis meydana gelir. Stent “elastik büzüşme”yi sınırlandırmasına rağmen “remodeling ” in önüne geçemez. Çünkü arter duvarı, stent ağısı yapılarını sıkıştırır ve onlara karşı bir kuvvet oluşturur (158). Bunu da stent ağısı yapıları boyunca elastin destrüksiyonu ve kollajen birikimi yaparak gösterir. Bu kesimlerde inatçı yangıya neden olur.



Şekil 2.6. Stente bağlı arteriyel hasara verilen yanıtın zamana göre değişimi.

- A. Plateletten zengin trombüs birikimi (stent yerleştirilmesinden sonraki 3-4 gün).
- B. Trombüs depozisyonu ile birlikte hasarlı kesimde yüzeye yapışmış monositlerden zengin inflamatuvar hücreler toplanırlar. Stent yerleştirilmesinden 3-7 gün sonra yüzeye yapışan monositler neointimaya doğru migrasyona uğrarlar.
- C. 7. Günde düz kas hücreleri, monosit ve makrofajların proliferasyonu ile oluşan neointima en yüksek düzeyine ulaşır.
- D. Adventisyada ve tunika mediada kollajen birikimi ile neointimanın yol açtığı yeniden yapılanma ile stent ağı yapılarına dışarıdan baskı yapılır.

Restenotik süreçte yer alan önemli büyüme faktörleri ve sitokinler ile bunların etkileri tablolarda (Tablo 2.3 ve 2.4) açıklanmıştır (159).

Tablo 2.3. Stent içi restenozda rol alan büyüme faktörlerinin kaynağı ve etkileri (159).

Büyüme faktörleri	Kaynak (damar duvarında)	Etkisi
Trombosit kaynaklı büyüme faktörü (PDGF A-B)	Trombositler, endotel hücreleri, düz kas hücreleri	Düz kas hücre artışı ve göçü
Fibroblast büyüme faktörü (asidik ve bazik)	Düz kas hücreleri	Düz kas hücre artışı
İnsülin benzeri büyüme faktörü	Düz kas hücreleri	Düz kas hücre artışı
Dönüştürücü büyüme faktör (TGF)	Endotel hücreleri, düz kas hücreleri	Düz kas hücre artışı ve inhibisyonu
Vasküler endotelial büyüme faktör	Endotel hücreleri	Endotelizasyon ve angiogenesis

Tablo 2.4. Stent içi restenozda rol alan sitokinlerin kaynağı ve etkileri (159).

Sitokinler	Kaynak (damar duvarında)	Sınıflama ve etkisi
MCP-1	Makrofaj, düz kas hücreleri, endotel hücreleri, fibroblastlar	En fazla olan C-C kemokini monosit kümelenmesini sağlar
IL-8	Makrofaj, T lenfositleri, polimorfonükleer lökosit, düz kas hücreleri, endotel hücreleri, fibroblastlar	En fazla olan C-X-C kemokini nötrofil ve monosit kümelenmesini sağlar.
IL-6	Makrofaj, T lenfositleri, polimorfonükleer lökosit, düz kas hücreleri, endotel	Akut faz reaktantlarının salgılanmasını sağlar. Özel bir vasküler etkisi bilinmiyor.

MCP-1: Monosit kemoatraktan proteini, IL:İnterlökin, C: *Cystein amino asidi*

Ultrasonografik olarak incelenen stent ile lümen arasındaki neointimal proliferasyonun kalınlığı 6. aya kadar, ekojenitesi ise 12. aya kadar artış göstermektedir. 24. ay kontrollerinde neointimal hiperplazide değişiklik izlenmemiştir (160).

Stent yerleştirildikten sonra ultrasonografide 3 evre izlenir:

1. Yerleştirildikten hemen sonra stabil olmayan hipoeoik lümen (trombotik tabaka)

2. Orta derecede stabil olan neointimal büyüme evresi (1-12 ay): Bu dönemde ekojenik iki tabaka görülür. En içte lümene bakan ekojenik bir çizgi, onun altında daha az ekojenik bir tabaka yer alır. Bu damardaki intima-media kompleksine benzetilebilir.

3. Stabil evre (2.yıl)

Restenoz genellikle girişimi takiben ilk 6 ay içinde gelişir. Yapılan birçok çalışmada restenozun ilk günler ve haftalar içinde özellikle büzüşme ve trombüs oluşumu ile başladığı ve 3. aya doğru da neointimal proliferasyon ile artarak maksimuma ulaştığı gösterilmiştir. İlk 6 ayda restenoz gelişmediği takdirde bundan sonra restenoz gelişme olasılığı diğer damar alanlarındaki lezyon gelişmesiyle aynı orandadır (160).

Neointimal proliferasyon, negatif arteriyel yeniden yapılanmadan sorumludur. İlk 6 ay İKA/ AKA PSV oranlarında bir miktar artış olur. 12. aya kadar sabit seyreder. 2. yılda ise stent ekspansiyonu daha fazla olduğundan bu oranlar düşme eğilimindedir. Kendiliğinden genişleyen stentlerin çapı ilk 2 yıl yavaş bir şekilde artmaktadır (pozitif yeniden arteriyel yapılanma). Ekspansiyon stent öncesi plağın tipine göre değişir. Ekspansiyon, yumuşak plaklarda fibröz ve kalsifik plaklara göre daha fazla olur (161). Neointimal hiperplazinin derecesi ile stent çapları ve stent tipleri arasında bir ilişki bulunmamıştır (162-164). Ayrıca proksimal stent apozisyonu ile restenozun istatistiksel açıdan anlamlı olduğu görülmüştür (165).

Restenoza yol açan neointimal hiperplazi stentlenen segmentin herhangi bir yerinde veya diffüz olarak görülebilir. Bazı sistemik hastalıklar (diyabet gibi) veya anatomik değişkenlerin varlığı (küçük damar çapı, uzun lezyon) restenoz gelişimi olasılığını arttırmasına rağmen, neointimal proliferasyonun stent içinde neden spesifik bir lokalizasyonda olduğunu veya neden fokal ya da diffüz paternlerde görüldüğünü açıklamaz. *Glagov ve arkadaşları*, ateroskleroz gelişiminde kan akımının rolünü inceleyen bir çalışmada, makaslama geriliminin (shear stress) lümen ve damar çapında önemli kompensatuar değişikliklere neden olduğunu belirtmişlerdir (166). Sıvı makaslama gerilimleri gibi biyomekanik kuvvetler endotelde çok sayıda değişik biyolojik medyatörün üretilmesini uyarırlar (168). Endotel hücresi uygulanan kuvvetlerin büyüklüğüne yanıt verebildiği kadar temporal ve uzaysal değişikliklere de yanıt verebilir (örneğin, pulsatil olmayan ve pulsatil akımlar, uniform laminar, bozulmuş laminar veya türbülant akım alanları) (168, 169).

Karotis stentleme sonrası restenoz gelişimini belirleyici etmenler çok fazla bilinmemektedir. Ancak koroner stentleme sonrası restenoz gelişiminin hipertansiyon ve özellikle kontrolsüz diyabetiklerde fazla olduğu bilinmektedir (170,171).

Neointimal hiperplazi ile geç dönemde stent genişlemesi arasında doğru orantı vardır. Erken dönemde yapılan anjiyografide minimum lümen çapı ile restenotik alan arasında ters bir orantı vardır. İşlem sonrası rezidü darlık ne kadar fazlaysa restenoz oranı o kadar yüksek kalmaktadır. Bu nedenle “daha geniş daha iyidir” yaklaşımı benimsenmiştir. Ancak akut kazanım ne kadar fazlaysa geç kayıp da o oranda fazla olmaktadır. Yani son minimal lümen çapı ve kesitsel alan büyük önem taşımaktadır. Bu nedenle hemen işlem sonrası elde edilen sonuç, geç daralmanın en önemli belirleyicisi gibi görünmektedir. Yapılan bir çalışmada restenotik alan ile olguların semptomatik olması, diyabetik olması, anjiyografik kalsifikasyon olması ya da karşı tarafta tam tıkanma olması arasında istatistiksel açıdan anlamlı fark bulunmamıştır. Yaş, balon basıncı ya da postdilasyon balon çapı ile restenotik alan arasında da ilişki bulunamamıştır (172). KEA sonrası gelişen darlıklara yerleştirilen stentlerde restenoz gelişme riski yüksektir (173). Kendiliğinden genişleyen stentlerde, balonla genişleyen stentlere göre neointimal hiperplazi % 30-40 oranında daha fazla gelişmektedir. Ancak iki stent tipi arasındaki geç dönemde lümenin daralma oranları birbirinden farklı değildir. Kendiliğinden genişleyen stentler; yerleştirildikten sonra da genişlemeye devam ettiğinden, neointimal hiperplazi fazla olsa da lümen daralmamaktadır (174). Kendiliğinden genişleyen stentlerde neointimal proliferasyonun fazla olması, stentin kronik ekspansil bir güç oluşturarak damarın derin tabakalarında hasar oluşturması şeklinde açıklanmaktadır (175-177). Stent yerleştirilmesini takiben ilk 3 aylık dönemde stent tüm kesimlerinde genişleme görülmektedir. Ancak en fazla olarak stent orta kesiminde ve plak komşuluğunda görülmektedir (161).

Başlıca anjiyografik restenoz tanımlama kriterleri:

1. Kontrol anjiyografisinde damar lümeninde % 50’den fazla darlık görülmesi,
2. Kazanılan lümenin % 50’sinden fazlasının kaybedilmesi,
3. İşlem sonucu % 50’nin altına inen darlığın kontrolde % 70 veya daha fazla darlık göstermesi (161).

Anjiyografi aslında lümenografi olduğu için kısıtlılıkları vardır. Genellikle lezyon şiddetini olduğundan az gösterir. Restenoz gelişimi sırasında damarda oluşan

remodeling ve genel olarak çapın büyümesi bu yöntemle gösterilemez. Bu dönemde artan plak materyali yani gelişen histolojik restenoz ancak IVUS ile gösterilebilir.

Günümüzde, stent içi stenoz sınıflamasında en çok kullanılan, *Mehran ve arkadaşları* tarafından önerilen ve tekrar daraldığı izlenen stentteki lezyon uzunluğuna ve morfolojisine dayanan sınıflamadır. Fokal (uzunluk <10 mm); diffüz (uzunluk >10 mm); proliferatif (stent dışına taşmış ve uzunluk >10 mm); tıkaçıcı olarak dört farklı tip tanımlanmaktadır (170).

2.6. Çokkesitli BT Sistemleri ve Stent Görüntüleme

2.6.1. Çokkesitli BT Sistemleri

Günümüz çokkesitli BT tarayıcıları ile x-y düzlemi ve z aksı boyunca neredeyse birbirine eşit milimetrenin altında yüksek çözünürlükte izotropik hacimsel veriler sağlamak mümkündür. Çokkesitli BT anjiyografinin en önemli avantajları; lümen dışı yapılar, damar duvarının durumu (örneğin; kalsifikasyonlar, plaklar) ve tıkalı damar distalindeki akım hakkında bilgiler vermesidir. Elde edilen bu bilgilerin tümü girişimsel süreç açısından gereklidir. Bunlardan başka uygun pencereleme seçenekleriyle bazen dens yapıların oluşturduğu ışın sertleşmesi artefaktı sorun olsa da damar lümeni, eşlik eden kalsifikasyonlar ve yerleştirilen stentler gibi yüksek atenüasyonlu yapılar ayırt edilebilmektedir. Günümüz iş istasyonları ile hem aksiyel görüntüler hem de oluşturulan multiplanar reformat (MPR) görüntüler değerlendirilebilmektedir (179). Vasküler değerlendirmede oluşturulan hacimsel görüntüler ya da eğimli reformat görüntüler de kullanılmaktadır. Her gösterim tekniğinin ölçümler yönünden kendine özgü güçlü ve zayıf yanları bulunmaktadır. Önerilen, tüm bu tekniklerin kapsamlı bir arteriyel darlık değerlendirmesinde birlikte kullanılmasıdır.

ÇKBT’de transvers çözünürlük konvansiyonel BT ile aynıdır. Ancak longitudinal (z-aks) çözünürlüğü daha yüksektir. Yüksek longitudinal çözünürlük için kesit kalınlığı, pitch ve masa hızının düşük olması, 180 derece interpolasyon algoritminin seçilmesi gerekmektedir. 16-dedektör sıralı tarayıcıların kullanıma

girmesi özellikle uygun rekonstrüksiyon filtrelerinin kullanımı ile birlikte BT'yi stent-içi stenoz tespitinde oldukça tutarlı bir yöntem haline getirmiştir (180-187). Ancak bu nesil tarayıcıların stent-içi neointimal hiperplazinin kesin derecelendirilmesindeki yeterlilikleri sınırlı kalmıştır.

Dikkat çekilmesi gereken bir nokta özellikle, distalde akım varlığı patensinin mutlak göstergesi olarak düşünülmemelidir. Stent distalindeki kontrastlanma retrograd dolum nedeniyle de olabilmektedir. Kateter anjiyografide selektif olarak enjekte edilen kontrast madde yerine BT'de enjeksiyon yeri periferik venler olmaktadır. Bu da hastalıklı veya tıkanmış olan stent distalinde oluşan kollateraller yoluyla doluma yol açabilmektedir.

Özellikle koroner arterlere yerleştirilen stentlerin BT ile görüntülenmesine yönelik oldukça fazla sayıda yayın literatürde yerini almıştır. Metalik stent strutlarının neden olduğu yüksek atenüasyon artefaktları stentlenmiş damar lümeninin görüntülenmesini zorlaştırmaktadır. İnceleme düzlemi içinde ve bu düzlem boyunca yüksek uzaysal çözünürlük, en uygun kontrast çözünürlüğü, ve yüksek atenüasyon artefaktlarının en aza indirilmesi teknolojinin alt etmeye çalıştığı alanları oluşturmaktadır. Çokkesitli BT teknolojisindeki anlamlı gelişmeler sayesinde daha kısa sürelerde, z-aksı boyunca artmış bir uzaysal rezolüsyonla, daha ince kesitlerin elde edilebilmesi ve neredeyse hareketten bağımsız veri grupları sağlanmıştır (188). Zamansal çözünürlükteki gelişme esasen bir gantry dönüşünün önceki tarayıcılardan daha hızlı olması olarak tanımlanabilir. Nefes tutmanın azalması hastalar tarafından daha iyi tolere edilebilmektedir.

Günümüz 64-kesit BT sistemleri önceki nesil BT sistemlerine göre daha iyi uzaysal ve zamansal çözünürlüğe ve elektron demeti BT'ye göre daha yüksek sinyal-gürültü oranlarına sahiptir. Yüksek kapasiteli x-ışını tüpleri, 0,4x0,4x0,4 mm. izotropik voksel boyutu gibi BT donanım teknolojisindeki gelişmeler, 6-14 saniye arasında değişen tarama zamanları, her bir rotasyonda 64 kesit oluşturabilme kapasitesi stent lümeninin değerlendirilebilmesine olanak sağlayan önemli gelişmelerdir.

2.6.2. Stent Lümeni Değerlendirmesi

Sağlıklı bir BT anjiyografinin ön şartı belirgin bir luminal kontrastlanmadır (189). Bu sadece kontrast madde enjeksiyon parametrelerinin (örneğin, yüksek derişimli kontrast madde ve artmış enjeksiyon hızı gibi) en uygun hale getirilmesi ile değil, ayrıca kontrast madde geçişi ile eş zamanlı veri elde edilmesiyle mümkün olmaktadır. Burada kesin olarak senkronizasyon bolus tetikleme ya da test bolus yöntemleri yardımıyla sağlanmaktadır. Kenar-keskinleştirici filtreler gürültüyü artırmakta ancak stent kenarlarının daha kesin bir şekilde görüntülenebilmesini sağlamaktadır. Bu gibi filtrelerin oluşturduğu gürültü lümeniçi yüksek derecede kontrastlanma ile kısmen giderilebilmektedir. Kontrastlanma ve filtre kullanımı birbirini tamamlamaktadır.

Yeterli bir anjiyografi elde edilmesinde teknik gereksinimlere ve çekim parametrelerine ek olarak stent görüntülenmesini en uygun hale getirmek için uyarlanmış özel görüntü işleme tekniklerine gereksinim vardır. Uyarlanmış kenar keskinleştirici filtre kullanımı yüksek atenüasyona sahip kenar yapılarından kaynaklanan blooming artefaktlarını anlamlı ölçüde azaltmaktadır. Gerçekten de, kontrastlı stent lümeninden keskin filtre kullanılarak gerçekleştirilen atenüasyon ölçümleri standart ya da yumuşatıcı filtre kullanımıyla ölçülen atenüasyon değerlerine göre stent proksimali ya da distalindeki değerlerle kıyaslandığında daha yakın olarak bulunmaktadır (186). Son yıllarda yapılan yayınlarda rekonstrüksiyon filtreleri, stent sınırlarının daha net olarak ortaya konmasını sağlamak amacıyla kullanılmıştır (189). Kenar keskinleştirici filtre kullanımı ile uzaysal çözünürlük artmakta ve blooming artefaktı azalmaktayken, karşılığında ise gürültüdeki artış ortaya çıkmaktadır. Dolayısıyla, gürültü ve düşük kontrastlı yapıların görüntülenmesi arasındaki dengenin sağlanması açısından en uygun filtrenin seçimi sağlanmalıdır. Çoğu kez yüksek intaluminal kontrastlanma ile gürültüdeki artış dengelenmektedir. Ek olarak “akıllı” gürültü-giderici filtrelerin kullanımı da stent içindeki düşük kontrastlı yapıların tanımlanmasına katkı sağlamakta ve dolayısıyla stent-içi stenozun tespitine yardımcı olabilmektedir (190).

BTA’da vasküler değerlendirmeler rutin olarak multiplanar reformat görüntüler üzerinden yapılmaktadır. Eğimli reformatlar, maksimum intensite projeksiyonları ve hacimsel gösterim (volume rendering) teknikleri de genelde kullanılabilir. Aynı teknikler stent değerlendirmede de kullanılmaktadır.

Stente ait patensi, restenoz veya minimal intimal hiperplazinin değerlendirilmesinde multiplanar ve kesitsel görüntülerden birlikte yararlanılmaktadır. BT teknolojisindeki ilerlemeler, 64-kesitli BT tarayıcıları ile 0,4x0,4x0,4 mm.'lik milimetrenin altında uzaysal çözünürlük sağlamaktadır (185, 191). Çok küçük izotropik voksel boyutu ile multiplanar reformat görüntülerde stent lümeninin değerlendirilebilirliği z-aksı ile ilişkili açılanmalardan etkilenmemektedir. Patensi değerlendirmede stent lümeninin doğrudan görüntülenmesi önemlidir (192). Çünkü tıkalı stent distalindeki damar segmenti retrograd yoldan kollateral besleyiciler aracılığı ile doldurulabilir. Kesin değerlendirme BT verileri üzerinden oluşturulan multiplanar reformasyonların değerlendirilmesiyle yapılmaktadır. Stent lümeni, proksimalinde izlenen damar lümeninden daha hipodens ise stent lümeninde daralma ya da tıkanma olduğu düşünülebilir. Klinik uygulamalarda rutin olarak kullanılmamasına rağmen diğer üç boyutlu hacimsel gösterim teknikleri günümüz BT tarayıcılarında kullanılabilir. Uygun eşik değerler arasında veya transparan (saydam) ayarlar seçilmekte, damar iç yüzeyine ait görünümler yapılabilmektedir. Bu teknik farklı stent tasarımlarının görüntülenmesine yardımcı olmaktadır. Küçük çaplı stentlerde gürültü daha fazla olsa da bu teknikler tekrarlanabilir şekilde uygulanabilmektedir.

BT pencere ayarları görüntü kontrastını ve gürültüyü etkilemektedir. Pencere ayarları çok dar ayarlanırsa, gürültü belirgin bir şekilde artabilmektedir ve ince yapısal ayrıntıların gri-skala ayrımı kaybolabilmektedir. BT anjiyografide rezidüel darlık ve restenozun ortaya konmasında, stent lümeninin değerlendirilebilmesi için geniş pencereleme ayarlarına gereksinim vardır (Pencere genişliği, 1500 HU; pencere seviyesi, 300 HU gibi).

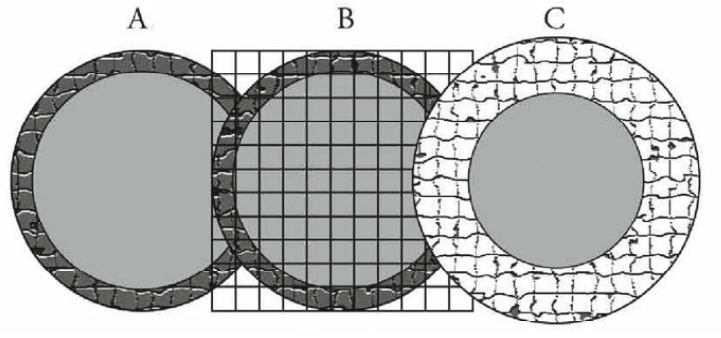
Artefaktlar BT'de stent lümen açıklığının değerlendirilmesini güçleştirmektedir. Stent lümeninde tıkanmaya yol açmayan neointimal hiperplazinin, BT görüntülerinde kontrastlı damar lümeni ile stent arasında hipodens bir sınır oluşturduğu izlenmektedir. Eğer neointimal hiperplazi lümen çapında % 50' den fazla daralma oluşturmuşsa süreç hemodinamik olarak anlamlı stent içi yeniden daralma ile uyumludur. Stent içi restenoz tipik olarak lokalize kontrast tutmayan lezyon olarak meydana gelmektedir. Genellikle karmaşık lezyon anatomisi (AKA) ve lezyonun tam olarak kapsanamamasıyla ilişkilidir.

2.6.2.1. Stent Bağımlı Artefaktlar

"Blooming", ışın sertleşmesi ve hareket stentlerin değerlendirilmesini güçleştiren artefaktlara sebep olur.

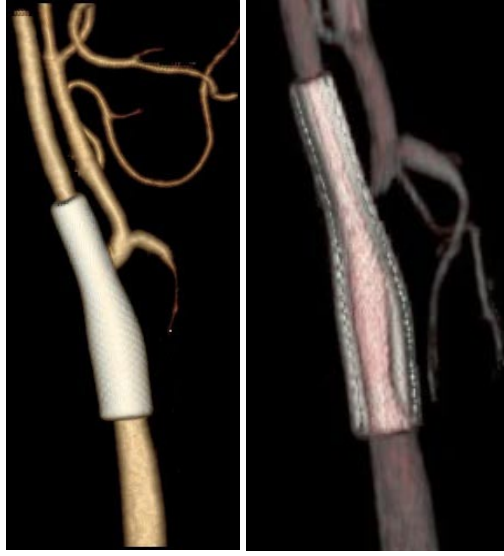
Blooming, parsiyel hacim ortalaması nedeniyle oluşur. Stent gövdesinin üretildiği metalin stent iç kesiminde yüksek atenüasyonuna bağlı olarak komşu stent lümeninin de dansitesi yapay bir biçimde artmış görünür. Stent iç kesimindeki blooming'e bağlı olarak yapay lümen daralması görülür (Şekil 2.8).

Stentin dış kesimindeki etki de benzerdir. Stent metalinin dış kesiminde de parsiyel hacim ortalaması etkisine bağlı olarak stentlenmiş damar diğer damar segmentlerinden daha kalın görülür (Şekil 2.8 ve 2.9), (193-195).



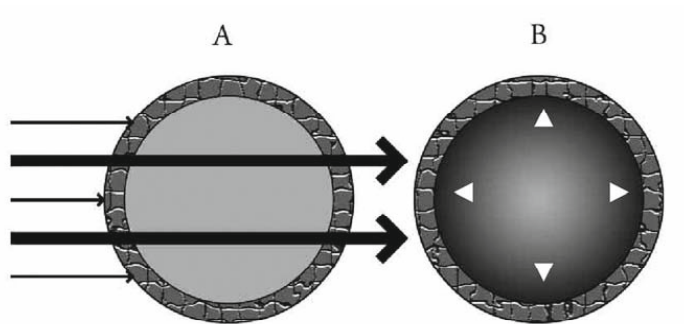
Şekil 2.8. Blooming. A) Gerçek stent boyutları izlenmektedir. B) Stent BT tarama ile görüntülendiğinde, voksel grid içindeki atenüasyon değerlerinden son görüntü oluşturulmaktadır. C) Metalik stentin yüksek atenüasyonu parsiyel hacme bağlı olarak komşu voksellerde atenüasyonun artmasına neden olmaktadır. Bu nedenle stent daha geniş olarak izlenmekte ve lümen olduğundan daha dar olarak izlenmektedir. MDCT From protocols to Practice 2008, Section III, 269-275, (195).

Blooming artefaktları stent gövde kalınlığının ve dansitesinin artmasıyla artarken, tarayıcının uzaysal çözünürlüğünün artmasıyla azalır. Tüp potansiyeli (kVp), medikal ekspozur aralığında az olsa da, blooming artefaktı ters orantılı bir şekilde etkiler. Bugünkü ÇKBT teknolojisi lümen çapının gerçek değerinin % 50-70'ini yansıtmaktadır (193-195).



Şekil 2.9. “Blooming”. Sağ AKA’dan İKA’ya uzanımı izlenen stente ait farklı renk kodlamaları ve eşik değerlerle oluşturulmuş VR gösteriminde stent izlenmektedir. Stent artefaktlı olarak normal damardan daha geniş olarak izlenmektedir. Gerçekte damar lümeni kadar izlenmesi gereken stent burada blooming etkisi nedeniyle kalın olarak izlenmektedir.

ÇKBT cihazları tarafından üretilen X-ışınları polikromatiktir. Polikromatik X-ışınları, metal stentler, kalsiyum, kemik gibi yüksek dansiteli yapılardan geçerken, düşük enerjili fotonlar yüksek enerjili fotonlara göre daha çok yön değiştirirler, bu da X-ışını demetinin ortalama enerjisinin artmasına sebep olur (196, 197). Bu yüksek enerjili ışın demeti komşu yapıları daha çok penetre ederek yüksek dansiteli maddeye komşu dokuda yapay olarak atenuasyon azalmasına neden olur (Şekil 2.10). Ortaya çıkan artefakt ışın sertleşmesi artefaktı olarak adlandırılmaktadır.



Şekil 2.10. Işın sertleşmesi artefaktının şematik gösterimi. BT tarayıcısı tarafından üretilen yüksek enerjili fotonların stent komşuluğunda oluşturduğu göreceli koyulaşma sanki intimal hiperplazi varmış gibi izlenmektedir (okbaşları). MDCT From protocols to Practice 2008, Section III, 269-275, (195).

Stent söz konusu olduğunda, metal struta komşu lümen yapay bir şekilde hipodens gözüktür, bu da gerçek neointimal hiperplazinin artefaktan ayrılmasını zorlaştırır. Işın demeti üniformitesini sağlamak üzere yüksek kVp veya filtre kullanımı bu artefaktları azaltabilir. Farklı enerji düzeyleri kullanabilen cihazlar ve iteratif rekonstrüksiyon algoritmaları gibi yeni yöntemler bu artefaktların etkisini azaltmada yardımcı olabilir (198-200).

Parsiyel hacim artefaktları parsiyel hacim ortalamasından (vokselin BT numarası içerdiği materyallerin atenüasyon ortalamalarını yansıtır) farklıdır. Bu artefakta bir örnek, dens bir nesnenin inceleme alanının kenarında bulunmasıyla oluşur. Bu nesne farklı pozisyondan gelen X-ışın demetinin bazen içinde, bazen de dışında kalacağından, dedektörlerde algılama hatasına yol açar. Görüntüde dens nesnenin kenarlarında gölgelenme artefaktı oluşur. Nesne kesitin merkezine getirilirse artefakt kaybolur. Parsiyel volüm artefaktından kaçınmanın en iyi yolu kesit kalınlığını azaltmaktır. Bu, posterior fossa gibi, anatominin z aksisinde hızla değiştiği vücut kısımlarında özellikle önemlidir. Gürültüyü gidermek için ince kesitler birleştirilerek kalın kesitler oluşturulabilir.

2.6.2.2. Bilgisayarlı Tomografide Görüntü İşleme Teknikleri

“Multiplanar Reformasyon” (MPR)— MPR ile istenilen ikiboyutlu (2B) kesit, hedeflenen damar boyunca ya da dik olarak BT taraması sonrası oluşturulabilmektedir. Günümüz çokkesitli BT cihazlarından sağlanan izotropik veri setleri her türlü kesitsel MPR görüntünün çözünürlüğünde azalma olmaksızın oluşturulmasına izin vermektedir. Kesitsel MPR görüntüler nicel çözümleme açısından çok yararlıdır. Çünkü lümen şeklinin doğru olarak tanımlanması sağlanmaktadır (179, 201). Kesitsel MPR kullanımının sakıncası artere genel bakışın ve lezyonun uzunluğunun tespitinin “volume rendering” (VR), “maksimum intensite projeksiyonu” (MIP) veya “curved planar reformat” (CPR) gibi diğer tekniklere kıyasla daha zor olmasıdır. Diğer bir eksikliği ise görüntü oluşturma özelliği büküntülü arterlerde uzunca sürmesidir. Günümüz yazılım programları çok hızlı bir şekilde MPR görüntüleri oluşturmakta ve kesitsel analiz hızla yapılabilmesine rağmen kullanıcının otomatik olarak üretilen görüntüleri düzeltilmesi gerekebilir (

örneğin, kalsifiye ya da damar ayrışımalarında). Hem çapta hem de alandaki azalmalar ölçülebilmektedir (202).

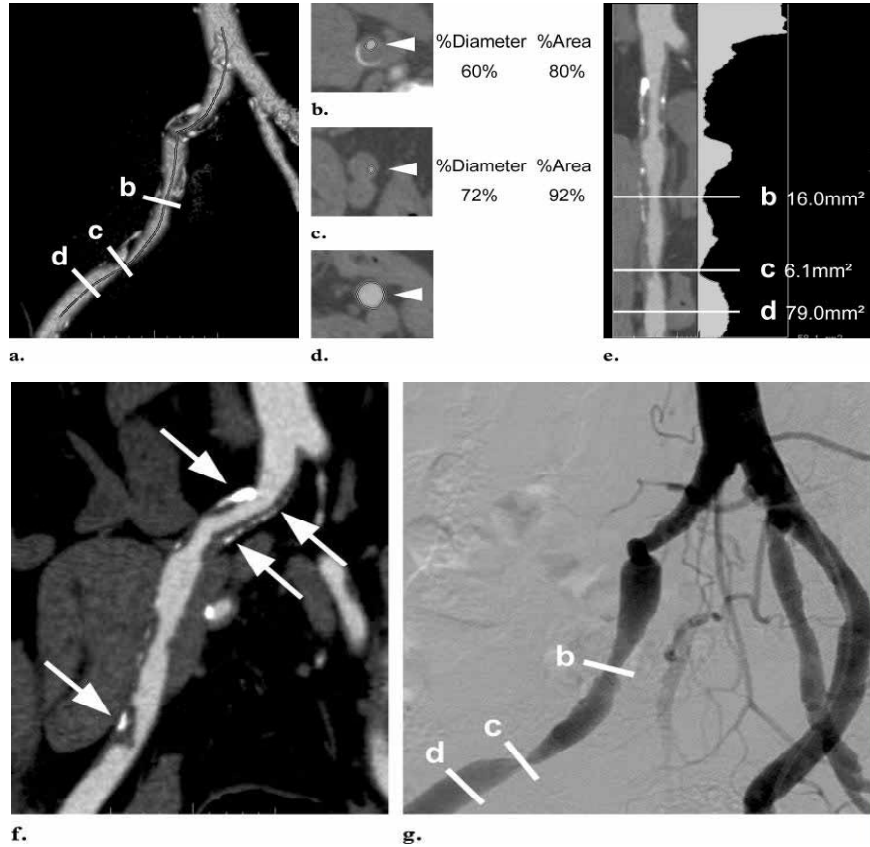
“Hacimsel Gösterim” (VR).—VR görüntülerin oluşturulmasında kullanılan BT değerlerine göre görüntüler “görülebilir” veya “görülemez” olarak etiketlenir, “görülebilir” değerler farklı kontrast tutulum seviyelerinde ve farklı renklerde gösterilir (202). VR’nin BTA’daki rolü hedef damara genel bir bakış sağlamasıdır. VR tekniğinin en önemli özelliklerinden biri iş istasyonunda görüntünün çevrilerek farklı açılardan incelenebilmesi ve derinlik bilgisi verebilmesidir (203). Bununla birlikte VR tekniğinin iki dezavantajı vardır: (a) Eşik değere göre lümen görünümünün çok çeşitlilik göstermesi ve (b) Mural kalsifikasyon veya yerleştirilen stentin damarın değerlendirilmesini güçleştirmesidir.

“Maksimum İntensite Projeksiyonu”— MİP tekniğinde ışının görüntüleme alanındaki en yüksek BT değerleri istenilen doğrultuda çıkarılır ve görüntü üzerine yansıtılır. Kısaca görüntü, incelemeyi yapanın seçtiği yönde elde edilen en yüksek voksel değerinin görüntüde piksel değeri olarak alınmasıyla oluşur (204-206). Işın izdüşümüne dik gelen anatomik yapılar izlenmezken, diğer planlarda derinlik bilgisi ve komşu anatomik yapılar hakkında bilgi sağlar. İş istasyonunda görüntüler çevrilerek farklı açılarda değerlendirme yapılabilir ve üst üste binen yapılar uzaklaştırılabilmektedir. Temel prensip en yüksek voksel değerinin alınması olduğundan antero-posterior görüntülerde kemik yapılar görüntüye karışabilir (205, 207). Bu nedenle görüntüdeki kemik yapıların çıkarılması gerekmektedir. Günümüzde bu işlemi el ile, yarı-otomatik ya da otomatik yapabilen yazılımlar mevcuttur (204). MİP tekniğinin avantajı damar lümeni kontrastlanmasıyla kalsifikasyonların birbirinden ayrılabilirdiği kateter anjiyografi benzeri görüntü oluşturulması ve damara genel bir bakış sağlanmasıdır. Yine bu teknikte lümendeki kontrastı gizleyen stentli ya da dens kalsifikasyon barındıran olgular darlık değerlendirmesi için uygun değildir.

“Eğimli Reformat” (CPR, Curved Planar Reformation)—CPR üç boyutlu BT verilerinden oluşturulan öngörülen eğim planı boyunca oluşturulan 2B bir görüntüdür. Plan hedef damarın uzun aksı boyunca damar analizinde kullanılmak amacıyla oluşturulur. CPR darlığın mural plaklar ve kalsifikasyonlar boyunca darlık

alanlarını belirlemektir. Dezavantajı seçilen plana bağlı olarak damar görüntüleri oluşturulduğundan darlık görüntüleri yanlış olarak oluşturulabilir.

“Shaded Surface Display” (SSD) tekniğinde belirlenen yapının üç-boyutlu yüzey görüntüsü elde edilir. Görüntülenmek istenen nesne, segmentasyon adı verilen bir işlemle arka plandan ayrılır. Bu işlemde üçboyutlu nesneyi tanımlamada bir eşik değeri seçilir. SSD tekniğinde eşik değeri yüksek tutulursa damarlarda yalancı darlık ya da tıkanmalar görülebilir. Elde edilen görüntüler çevrilerek istenilen açıdan incelenebilir ve operasyon öncesinde üçboyutlu değerlendirme olanağı sağlanır (204, 205).



Şekil 2.11. Sağ eksternal iliak arterinde ardışık darlıklar izlenen 70 yaşında erkek olguya ait görüntüler. Çokkesitli BT verisinden bir yazılımla (Advanced Vessel Analysis, GE, General Electric, Medical Systems) yarı otomatik elde edilmiş reformat görüntü örnekleri **a-f** arasında izlenmektedir (**a**) VR görüntü daralmış artere genel bir bakış sağlamaktadır. Siyah çizgi damar lümeni kesitindeki orta noktaları otomatik olarak birleştirir ve belirlenen başlangıç ve bitiş noktalarında damar boyunca distale kadar görüntüleme sağlar. (**b-d**) Elde edilen kesitsel MPR görüntüler izlenmektedir. Farklı seviyelerde lümen kontrastlanması izlenmekte (ok başları) ve bu seviyelerde belirlen d (referans lümen)’ye göre çap ve alan darlıkları otomatik olarak hesaplanmaktadır. (**e**) Düzeltilmiş eğimli reformat görüntüde sol tarafta damar görüntüsü, solda ise hesaplanmış luminal alanlar gösterilmektedir. (**f**) Eğimli reformat görüntü damardaki plak ve kalsifikasyon dağılımını darlıkla birlikte göstermektedir (oklar). (**g**) DSA görüntüde proksimal eksternal iliak arterde (**b**) % 60 ve distalde (**c**) % 70 çap daralması izlenmekte. **d** ile referans damar düzeyi gösterilmektedir (208).

2.6.3. BT'de Görüntü Kalitesini Belirleyen Özellikler

BT'de görüntü kalitesi kontrast (görüntü kontrastı), uzaysal çözünürlük, gürültü ve artefaktlara bağlıdır. Bu etkenler duyarlılığı (düşük kontrastlı yapıların algılanabilirliği) ve ayrıntıların görünebilirliğini belirler.

2.6.3.1. Kontrast

BT'de kontrast, cisim kontrastı ve görüntü kontrastına bağlıdır. BT görüntü kontrastı, pencereleme seçeneklerine bağlı olarak değiştiğinden kişi bağımlıdır.

Radyografide olduğu gibi, BT'de cisim kontrastı atenuasyon farklılıklarına bağlıdır. Farklı dokulardaki absorpsiyon ve saçılmaya bağlı olarak dedektörlere ulaşan X-ışını yoğunluğu değişir. BT'de yüksek kilovolt ve göreceli fazla ışın filtrasyonu kullanılması nedeniyle, x ışını-doku ilişkileri çoğunlukla Compton saçılması şeklindedir. Compton saçılmasındaki farklı atenuasyonlar, doku elektron dansitesindeki farklılığa, yani yoğunluk farklılıklarına bağlıdır. Yumuşak doku dansitesinde küçük farklılıklar BT'de görüntünün doğasına bağlı olarak (iki boyutlu (2B) kesitten 2B görüntü elde edilmesi), küçük atenuasyon farklılıkları farklı pencerelemeler kullanılarak artırılabilen ve yeterli X-ışını yoğunluğu kullanılmasıyla daha görülür hale getirilebilmektedir.

BT görüntü kontrastı BT görüntü skalasına bağlıdır. BT numaraları, imaj rekonstrüksiyonu sırasında hesaplanan voksel atenuasyon katsayılarına bağlıdır. Bir tarayıcının kontrast ölçeğinin değerlendirilmesi için belli BT numaralarını (su, yağ, yumuşak doku, kemik ve hava) sağlamak üzere çeşitli maddeler içeren test fantomları kullanılır (209). BT çözünürlüğü genelde dedektör açıklığı ve görüntüyü rekonstrükte etmek için ayarlanan dedektör aralıklarından (spacing) etkilenir. Bu kavram "örnekleme" (sampling) olarak adlandırılır.

2.6.3.2. Uzaysal Çözünürlük

Kenar bulanıklığı veya iki nokta ayırım gücü olarak tanımlanabilir. Piksel boyutunun artması, incelenen objenin kontrastının azalması geometrik çözünürlüğü

azaltır. Dedektör boyutu ve konsantrasyonu, hasta öncesi ve sonrası kolimasyon, fokal spot boyutu BT'de geometrik çözünürlüğü etkilemektedir.

BT'de geometrik çözünürlüğü açıklamak için sıklıkla kullanılan matematiksel terimlerden biri modülasyon transfer fonksiyonudur (MTF). Basitleştirilmiş şekliyle MTF, görüntünün objeye oranıdır. BT'de eşit aralıklarla yerleştirilmiş çubuklar düşünüldüğünde, bu çizgilerden biri ile yanındaki aynı kalınlıktaki aralık çizgi çifti (line pair-lp) olarak tanımlanır. Birim uzunlukta (cm) bulunan çizgi çifti sayısı uzaysal frekans (lp/cm) olarak adlandırılır. Düşük uzaysal frekans büyük nesneleri gösterebilirken, yüksek uzaysal frekans küçük nesneleri gösterebilmektedir. Uzaysal frekans arttıkça, görüntünün objeyi temsil etme oranı ("image fidelity") ve MTF azalmaktadır. Görüntüdeki bu kayıp BT cihazında kullanılan kolimasyon, dedektör boyutu ve konsantrasyonu, mekanik-elektrik gantri kontrol mekanizması ve rekonstrüksiyon algoritmi ile yakından ilişkilidir. Bir BT cihazında MTF'nin 0.1 olduğu andaki uzaysal frekans "sınırlayıcı çözünürlük (SR)" olarak tanımlanmaktadır. BT cihazının görüntüleyebildiği minimum obje boyutu (geometrik çözünürlük) $GÇ = V_1 (1/SR \text{ (lp/cm)})$ formülüyle bulunabilir. Geometrik çözünürlüğü en iyi temsil eden piksel boyutudur.

Kontrast çözünürlüğü boyutu ve şeklinden bağımsız olarak, iki farklı dokunun birbirinden ayrılabilmesidir. Kullanılan x-ışınının enerjisi, dokunun dansitesi ve atom numarası kontrast çözünürlüğü etkileyen etmenlerdir. BT'de kontrast çözünürlüğünün konvansiyonel radyografiye göre yüksek olmasının en önemli nedeni kolimasyonla saçılan ışının belirgin olarak azaltılmasıdır. Kontrast çözünürlüğü bir BT cihazından diğerine değişiklik gösterir. Tüm cihazlardan beklenen 5mm boyuttaki bir objeyi % 0.5 kontrast ile görüntüleyebilmesidir.

2.6.3.3. Gürültü

Bir dokunun BT numarasının, ortalama bir değerin üstünde ve altında olan değişimidir. Gürültü oranı yüksek sistemlerde görüntü granülerdir. Hasta dozu arttıkça gürültü azalır. Uniform (sadece su içeren) bir fantomun piksel BT numaraları bir grafikte gösterilirse, BT numaralarının uniform olmadığını, ortalama bir değer etrafında oldukları görülür (bu değer su için 0'dır). Uniform nesnelerin BT

numaralarındaki bu oynamalar BT görüntülerinin granüler olmasına neden olur. Bu, görüntüyü oluşturmak için sınırlı sayıda foton kullanılmasına bağlıdır. Radyografide görüntü gürültüsü, görüntünün her küçük alanına (direkt dijital radyografide her piksel) düşen foton sayısına bağlıdır. BT'de ise X-ışınları her bir piksele değil, her bir dedektör ölçümüne etki eder. Bu yüzden BT imaj gürültüsü her bir dedektör ölçümüne etki eden X-ışını sayısı ile ilgilidir. Piksel boyutu ve kesit kalınlığı gürültüyle ters orantılıdır. Gürültüyü etkileyen faktörleri anlamak için dedektörler tarafından ölçülen X ışını sayısının hangi faktörlerden etkilendiğini bilmek gerekir:

-X ışını tüp akımı (mA): Miliamper (mA) değerini değiştirmek ışın demeti yoğunluğunu ve orantısal olarak X-ışını sayısını değiştirir. Örneğin, mA'yı 2 katına çıkarmak ışın demeti yoğunluğunu ve dedektörler tarafından ölçülen X-ışını sayısını ikiye katlar.

-Tarama (rotasyon) süresi: Tarama süresini değiştirmek orantısal bir şekilde her ölçümün süresini değiştirir. Tüp akımı ve tarama süresi, gürültüyü ve hasta dozunu benzer şekilde etkiler, bu yüzden mA.s veya mAs şeklinde birlikte kullanılırlar.

-Kesit kalınlığı: Kalınlığı değiştirmek her dedektöre ulaşan ışın demeti genişliğini ve orantısal olarak X-ışını sayısını değiştirir. Örneğin, 5 mm'lik kesit kalınlığı, 10 mm'ye çıkarılacak olursa her dedektöre ulaşan X-ışını sayısı da yaklaşık olarak 2 katına çıkar.

-Kilovolt: Kilovoltu arttırmak, hastayı penetre eden ve dedektöre ulaşan X-ışını sayısını artırır. Kilovoltajı arttırmak imaj gürültüsünü azaltır, fakat aynı zamanda cisim kontrastı da az da olsa azaltır. Dedektörler tarafından ölçülen X-ışını sayısını etkilemese de, rekonstrüksiyon filtreleri de görüntüdeki gürültüyü etkiler: Yumuşak filtreler gürültüyü bulanıklaştırıp görüntüdeki etkisini azaltırken, sert (keskin) filtreler gürültüyü artırır. Yumuşak doku görüntülerinde, gürültü bulanıklığa göre daha engelleyicidir, bu yüzden yumuşak filtreler tercih edilir. Kenarların ve küçük ayrıntıların görüntülendiği imajlarda(kemik gibi) bulanıklık gürültüye nazaran daha engelleyicidir, dolayısıyla keskin filtreler tercih edilir.

İstatistikte gürültü ölçülen BT numaralarındaki standart sapmaya (SS) eşdeğerdir. SS, BT numaralarındaki rastlantısal oynamaların derecesini ve dolayısıyla gürültüyü gösterir: SS arttıkça imaj gürültüsü de artar.

2.6.4. Bilgisayarlı Tomografide Radyasyon Dozu ve Azaltma Teknikleri

2.6.4.1. Bilgisayarlı Tomografide Özel Doz Belirleyicileri

BT, X-ışını temelindeki radyolojik incelemelerin % 11'ini oluştururken, verdiği doz, toplam total dozun yaklaşık % 70'idir. Konvansiyonel radyografilerden farklı olarak, BT'de karşılaşılan radyasyon hasta çevresinde sürekli ve bir hacim boyunca tekrarlanır. Kesit planında 360° rotasyon sonunda radyal olarak simetrik bir doz gradienti oluşur. Doz fantomlarında yapılan ölçümlerde doz gradienti (santralden periferik olan farklılık) miktarının, objenin boyutuna, x ışını spektrumuna ve materyalin atenuasyon özelliklerine bağlı olduğu gösterilmiştir. Gövde fantomunda (32 cm çaplı) santraldeki doz, periferikinin yarısı iken, baş fantomunda (16cm) santral ve periferik doz aynıdır. Bu, absorbe dozun boyutla yakından ilişkili olduğunu göstermektedir.

Kesit planındaki doz dağılımından başka, longitudinal düzlemde de dozda değişiklikler olmaktadır. Bunun nedeni, tek bir kesit alındığında sadece o kesitin değil, komşu alanların da değişik oranlarda radyasyona maruz kalmasıdır. Çok kesitli incelemelerde doz dağılımı daha karmaşık hale gelmektedir. Bu amaçla oluşturulmuş fantomlar üzerinde yapılan ölçümlere dayanan çeşitli indeksler ve değerlendirmeler geliştirilmiştir. Kesit kalınlığı ve her bir dönüşteki kesit sayısının kullanıldığı bir formülle noktasal doz ölçülmektedir. Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi (FDA)'nin önerdiği bir formülle 14 ardışık kesitte doz ölçümleri yapılmakta ve BT doz indeksi (CTDI) olarak adlandırılan bir değere ulaşılmaktadır. Bunun dışında 100 mm uzunluktaki (kalem dozimetre) doz ölçülmektedir (CTDI100).

Ayrıca çok kesitli incelemelerde bir kesit içinde santral ve periferik, toplam absorbe doza katkısını saptamak için geliştirilen ağırlıklı CTDI_w vardır.

$$CTDI_w = (1/3) (CTDI_{100})_{santral} + (2/3) (CTDI_{100})_{perifer}$$

(w=ağırlıklı ortalama)

$$CTDI_{vol} = CTDI_w / pitch \quad (\text{ÇKBT})$$

Genellikle radyasyon dozu olarak absorbe edilen radyasyon dozu kullanılır. Birim kütle tarafından absorbe edilen enerji miktarıdır. Birimi gray (Gy= 1 J/kg) veya rad (100 erg/g) dir. 1 rad =0.01 Gy. Sv-REM. CTDI'nin birimi mGy'dir. Bu

indeksler kullanılarak z aksı boyunca inceleme uzunluğu çarpımı ile hastanın maruz kaldığı radyasyon dozu teorik olarak hesaplanabilir. Bu amaçla kullanılan parametre doz uzunluk çarpımıdır (“Dose-length product” (DLP) = CTDI vol x tarama uzunluğu).

Bu aşamadan sonra çeşitli vücut kısımları için fantomlar üzerinde oluşturulmuş dönüştürme katsayıları kullanılarak efektif dozlar milisieverte (mSv) dönüştürülebilir (Tablo 2.5’ de bu dönüştürme katsayıları farklı vücut bölümleri için gösterilmektedir.). Bu hastanın maruz kaldığı toplam doz miktarıdır. Yine buradan her bir farklı organ için belirlenmiş farklı katsayılarla organ dozu hesaplamak mümkündür.

Tablo 2.5. Dönüşüm Katsayıları.Yaşa göre DLP (mSv (mGy.cm)⁻¹başına düşen efektif doz.

Vücut kısmı	0 yaş ^a	1 yaş ^a	5 yaş ^a	10 yaş ^a	Erişkin □
Baş ve boyun	0,013	0,0085	0,0057	0,0042	0,0031
Baş	0,011	0,0067	0,0040	0,0032	0,0021
Boyun	0,017	0,012	0,011	0,0079	0,0059
Toraks	0,039	0,026	0,018	0,013	0,014
Abdomen ve pelvis	0,049	0,030	0,020	0,015	0,015
Ekstremiteler	0,044	0,028	0,019	0,014	0,015

^a Tüm veriler 16 cm çapında BT dozimetre fantomunda ölçülen CTDI w’ye göre normalize edilmiştir. □ Baş ve boyun için normalizasyon 32 cm fantomla yapılmıştır (210) .

Yine de oluşturulan bu teorik değişkenler BT'deki doz ile ilgili bir fikir verse de, hastanın aldığı gerçek dozun hesaplanmasında yetersiz kalabilmektedir.

2.6.4.2. Doz ile İlişkili Diğer BT Kavramları

Bu kavramlar cihazın geometrisi, tipi, tüp akımı ve voltaj, inceleme tekniği, incelenen bölgenin uzunluğu, kolimasyon, masa hızı ve pitch, gantry rotasyon

süresidir. Fokal spot-hasta mesafesi kısa olan cihazlarda, diğer parametreler sabitken hastanın aldığı doz daha yüksektir.

Hastanın kilosu ve boyutlarına göre en çok değiştirilebilen parametre tüp akımıdır. Tüp akımındaki % 50 azalma radyasyon dozunu yarıya indirir. Tüp akımının azaltılmasında dikkatli olmak gerekir. Çünkü gürültünün artması tanısal doğruluğu azaltabilir. Baş-boyun, toraks, abdomen ve pediatrik incelemelerde görüntü kalitesini fazla etkilemeden tüp akımını azaltmak mümkündür. Tüp voltajı hem gürültü hem de doku kontrastı üzerinde etkili olduğundan, görüntüdeki etkisi daha karmaşıktır. Doz, voltajın karesiyle doğru orantılıdır. Örneğin, abdominal BT 140 kVp yerine 120 kVp ile çekilecek olursa, hasta dozunda % 20-40 azalma olmaktadır. Uygulamada voltajın azaltılması, tüp akımının azaltılması kadar çok kullanılmamaktadır.

ÇKBT'de doz tek kesitli helikal BT'ye göre daha yüksektir. Çünkü inceleme alanının başında ve sonunda kullanılmayan radyasyon bulunmaktadır. Kesit kalınlığının ince, masa hızının yavaş olması hasta dozunu artırır.

2.6.4.3. Doz Azaltıcı Teknolojik Yenilikler

X-ışını demetinin kullanımı: Hareketli fokal spot ile X-ışını demetinin genişliği ve pozisyonu dedektörlere göre sürekli değiştirilir. ÇKBT'de dozda azalma sağlar.

Filtrasyon, dedektörlere ulaşmayan, ancak hasta dozunu artıran düşük enerjili x-ışınlarını azaltmak için kullanılır. Bu amaçla alüminyum gibi farklı metallerin kullanıldığı filtreler ile papyon veya ışın demetine uygun şekildeki filtrelerle dozda azalma sağlanabilmektedir.

Otomatik tüp akımı modülasyonu: Tüp akımı, hastanın anatomisine veya istenen gürültü düzeyine göre ayarlanarak hasta dozu azaltılır. Bunun için iki yöntem kullanılmaktadır: z-aks modülasyonu ve angular (x-y aksı) modülasyon.

Z-aks modülasyonu: Son zamanlarda ÇKBT için geliştirilmiştir. Modülasyon öncesi, alınan scout görüntüde hastanın atenüasyon ve şekil bilgisi elde edilir. Önceden belirlenen gürültü oranına göre tüp akımı ayarlanır. Bütün görüntüler hasta boyutu ve anatomisinden bağımsız olarak aynı gürültü seviyesindedir.

Angular modülasyon: İlk kez tek kesitli helikal BT için 1994 yılında kullanılmıştır. ÇKBT’de de uygulanmaktadır. Tüp akımı hasta anatomisine göre ayarlanarak, değişik projeksiyonlarda azaltılıp artırılır. Modülasyon öncesi lateral ve ön-arka öncü görüntüler alınır. Görüntü kalitesini değiştirmeden hasta dozunu % 25 azalttığı bildirilmektedir.

Projeksiyon-adaptif rekonstrüksiyon filtreleri: Belli projeksiyonlarda daha fazla olan gürültüyü azaltıcı filtrelerdir. Filtre işlemi rekonstrüksiyon verilerine uygulanır. Çözünürlükte % 5’in altında azalma oluştururlar. Radyasyon dozunu artırmadan gürültüde % 30-60 azalma sağlarlar.

Filtreler: İki boyutlu lineer filtreleme görüntüdeki gürültüde % 17 azalma sağlamaktadır. Doğrusal olmayan görüntü işleme tekniğinin (smoothing) amacı düşük dozda çekilmiş BT’de görüntü kalitesini artırmaktadır. Gürültüyü azaltıcı bu filtreler kontrast ve keskinliği de azaltabilmektedir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Çalışma Tasarımı

Çalışma prospektif olarak tasarlanmış olup Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Yerel Etik Kurulu tarafından onaylanmıştır. Çalışmaya Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı'nda Ekim 1998 - Ekim 2009 tarihleri arasında aterosklerotik karotis arteri darlığı tanısı alıp başarılı olarak intravasküler stent yerleştirilerek tedavi edilen toplam 175 olgudan rastgele seçilen 62'si dahil edilmiştir. Olguların tümünden aydınlatılmış onam alınmıştır. Değerlendirmeye alınan grupta stentlenen karotis arter sayısı 64, stentleme işlemi sayısı 65 ve kullanılan stent sayısı 68'dir (60 olguda bir adet, iki olguda bilateral olmak üzere iki adet ve iki olguda aynı tarafa iki adet). Tüm olgular sistemik hastalıklar (hipertansiyon, diyabetes mellitus, hiperlipidemi, koroner arter hastalığı) yönünden araştırılmıştır.

Tüm olgularda tanısal ve girişimsel işlemler AFM Advantx anjiyografi cihazı, Angix M 200.4 anjiyografi masası ve DX Highline sayısal görüntüleme sistemleri (Software: A 03.48, General Electric, Milwaukee, ABD) ile gerçekleştirildi. Olguların tümünde tanısal ve girişimsel işlemler için femoral arter girişim yolu olarak kullanılmıştır. Darlık derecesi "NASCET" darlık ölçüm kriterlerine göre hesaplanmıştır. Karotis arterlerinde % 50 ve üstü darlığı bulunan semptomatik olgular ile % 70 ve üstü darlığı bulunan asemptomatik olgulara anjioplasti ve stent yerleştirilmesi işlemleri gerçekleştirilmiştir. Tüm olgularda emboli önleyici filtre kullanılmıştır.

Olguların ÇKBT anjiyografi işlemi öncesi böbrek fonksiyon test sonuçları (Kan üre azotu "BUN", kreatinin) kaydedilmiştir. Ayrıca diyalize girmeyen ve böbrek fonksiyon testlerinde sınırdan yükseklik tespit edilen toplam üç olguda profilaktik olarak N-asetil sistein (Assist) ve hidrasyonla profilaksi yapıldı.

BTA yönteminin karşılaştırılacağı referans yöntem olarak Anabilim Dalında yapılan çalışmalarla ve literatürde altın standart yöntem olan DSA ile yüksek korelasyon gösterdiği ortaya konmuş olan B-flow yöntemi seçildi. Ayrıca olguların stent kontrollerinde ölçülen Doppler hızları da kaydedildi. Çalışma popülasyonunun ileri yaş grubunda olması, diğer risk faktörleri ile birlikte değerlendirildiğinde kateter

anjiyografinin invaziv olması ve her iki yöntemde de radyasyon maruziyeti ve ek kontrast madde gereksinimi söz konusu olduğundan tüm olgulara kateter anjiyografi yapılmamıştır. Sadece takipte toplam 9 (% 15) olguda kateter anjiyografi yapılmıştır. Takipte kateter anjiyografi yapılma nedenleri 1) BTA veya US'de stent-içi darlık şüphesi, 2) Her iki inceleme ile değerlendirilemeyen olgular olarak özetlenebilir. Ayrıca çalışma sırasında ikinci karotis stentleme işlemi gerçekleştirilen olgular ile diğer nedenler ise tanısal ya da girişimsel işlem yapılan olgularda stentlenen karotis arterine yönelik kateter anjiyografi işlemi gerçekleştirildi. Ancak ikinci madde nedeniyle hiçbir olgu kateter anjiyografiye alınmadı.

Bunlardan 1 olgu renal stent kontrolü sırasında, 1 olgu kontralateral İKA darlığı kontrolü sırasında, 1 olgu alt ekstremité anjiyografisi yapılırken stent değerlendirmesi yapıldı. Beş olgu ise Doppler ultrasonografi kontrolünde stent içinde daralma şüphesi saptandığı için kontrol anjiyografisine alındı. Ayrıca bir olgu 1. yılda yapılan Doppler ultrasonografi kontrolünde stent distal komşuluğundaki arter kesiminde daralma saptandığı için anjiyografi kontrolüne alındı. Kontrol anjiyografileri yapılan tüm olgularda femoral arter girişim yolu olarak kullanıldı.

Stentleme işlemi sonrasında takipleri, renkli Doppler, power Doppler ve B-flow sonografi yöntemleri ile ilk 10 gün içerisinde ve sonrasında 1. ay, 6. ay, 12. aylarında yapılan olgulardan en az 3. ay takip süresini doldurmuş hastalar Şubat 2008 itibariyle BTA takibine de alındı. BTA incelemesi sonografik incelemelerle eş zamanlı ya da ilk 10 gün içerisinde gerçekleştirildi. Olgulara ait bilgiler ve mevcut kayıtlar özetlendi ve tablolar oluşturularak kaydedildi. Toplamda ilk BTA sonrası bir yıl geçen 19 (% 30) olguda 2 kez olmak üzere 83 BTA incelemesi ve aynı sayıda 83 Doppler ultrasonografi ve B-flow yöntemiyle olgular değerlendirildi.

Tablo 3.1. Stentleme öncesi ve KAS işlemine ait veriler

	En düşük	En yüksek	Ortalama
Stentleme öncesi darlık oranları (%)	50	99	86
Stent çapı (mm)	7	10	8
Stent uzunluğu (mm)	20	40	26
BT anjiyografi öncesi geçen süre (gün)	98	3645	726
Wallstent	118	1869	643
Nitinol	38	3645	803

Tablo 3.2. Çalışmaya Dahil Edilen Tüm Olgulara ait Demografik ve Stentle İlgili Teknik Veriler

	n	%
Değerlendirilen stentlenmiş karotis arter sayısı	64	100
Erkek	48	78,1
Kadın	14	21,9
Yaş	66±8 (50-81 yaş aralığı)	
Risk faktörleri		
<i>Hipertansiyon</i>	56	87,5
<i>Sigara kullanımı</i>		
Kullanmamış	19	29,7
Aktif içen	3	4,7
Kullanıp bırakmış	42	65,6
<i>Hiperlipidemi</i>	53	82,8
<i>Diabetes Mellitus</i>	27	42,2
<i>BMI (kg/m²)</i>		
Zayıf	1	1,6
Normal	18	28,1
Aşırı kilolu	30	46,9
Obez	15	23,4
Plak morfolojisi		
Kalsifiye	41	64,1
Soft	13	20,3
Mikst	10	15,6
Stent Lokalizasyonu		
Sağ Karotis	31	48,4
Sol Karotis	33	51,6
Balon Dilatasyonu		
Predilatasyon	1	1,6
Postdilatasyon	39	60,9
Her ikisi birlikte	14	21,9
Yok	10	15,6
Stent Alaşımı ve Gövde Kalınlıkları (mm.)		
Wallstent □ (0,102)	39	60,9
Nitinol (Toplam)	25	39,1
Protege □ (0,201)	5	7,8
Precise □ (0,182)	19	29,7
Xact □ (0, 183)	1	1,6
Stent Uzunluğu		
2 cm.	1	1,6
3 cm.	52	81,3
4 cm.	11	17,2
Kullanılan Filtre		
FilterWire EZ™ □	43	66
SpiderX™ □ (5-6 mm.)	22	34

□ : Kullanılan stent ve filtre sistemlerinin üreticileri. **Precise** (Cordis Corp., Miami, FC, ABD), **Xact™** (Abbott Vascular Devices, Mednova Ltd., Galway İrlanda), **Wallstent** (Boston Scientific İrlanda Ltd., Galway, İrlanda), **Protege® RX** Carotid Stent System (ev 3 Inc., Plymouth, Minnesota, ABD), yerleştirilmiştir. **FilterWire EZ™**(Boston Scientific İrlanda Ltd., Galway, İrlanda), **SpiderX™ (5-6 mm.)** (ev 3 Inc., Plymouth, Minnesota, ABD). **BMI:** Vücut kitle indeksi

Tablo 3.3. Ek bulgular

Olgu 1	Omuz artefaktı
Olgu 2	L İKA % 40 darlık, bilateral İKA kavernozaal AÇK
Olgu 3	R KKA % 60 darlık, R İKA tıkalı, L vertebral % 40 darlık, L serebellar hemisferde kronik iskemik odak
Olgu 4	L suprakavernozaal segmentte % 40 darlık
Olgu 5	L İKA % 30, L vertebral ostial % 50-60 darlık, L subklavyen % 30-40 darlık, R insular kortekste lakuner enfarkt
Olgu 6	L İKA tıkalı, bilat. Talamusta lakuner enfarktılar, serebellar atrofi, L vertebral arterde % 30-40 darlık
Olgu 7	R OSA'da sakküler anevrizma, R İKA % 40 darlık, serebellar atrofi, L vertebral % 40 darlık, R subklavyan AÇK
Olgu 8	L temperoparietal enfarkt, L İKA % 40 darlık, bilateral kavernozaal AÇK
Olgu 9	L AKA, L İKA % 40 darlık, L vertebral a % 40 darlık
Olgu 10	L İKA tıkalı, L temperoparietal enfarkt, bilat. Vertebral osteal % 30-40, L vertebral servikal segment % 30 darlık
Olgu 11	"Subklavyan çalma sendromu", L İKA tıkalı, L subklavyan tıkalı, R İKA kavernozaal % 30-40 darlık, bilateral vertebral darlık
Olgu 12	L vertebral % 30-40 darlık, R İKA % 40 darlık, R AKA retrotrakeal
Olgu 13	R EKA proksimalinde, % 70, R CCA % 40, L vertebral % 20-30darlık
Olgu 14	R kavernozaal segmentte % 70, R petroz % 60, ASA A1 hipoplazik, R servikal İKA % 50, L vertebral % 30 darlık
Olgu 15	L İKA servikal % 70 darlık
Olgu 16	L bazal ganglia düzleminde lakuner enfarkt
Olgu 17	Bilateral klinoid ve kavernozaal segmentte L % 60, R % 40 darlık ; L İKA % 50-60 ülsere komplike plak ve darlık
Olgu 18	R İKA % 50, L AKA % 40, L AKA proksimal % 60 darlık
Olgu 19	R vertebral % 50, L vertebral tıkalı, R İKA % 30 darlık
Olgu 20	L akciğer üst lob apikoposterior segmentte kalsifiye nodül, bilateral AKA % 40, R İKA % 60, L vertebral % 30 darlık
Olgu 21	Sağ frontotemporal enfarkt
Olgu 22	Sağ İKA % 50-60 darlık, R temperoparietooksipital enfarkt, L vertebral hipoplazik,
Olgu 23	Sağ temperoparietal enfarkt, L parietooksipital enfarkt, L vertebral % 30 darlık
Olgu 24	Maksilla sol yarısı defektif, L temporal enfarkt, R vertebral % 70 darlık
Olgu 25	R temporal enfarkt, L AKA % 40, L İKA % 30 darlık
Olgu 26	Arkus aortada plak, L vertebral % 40
Olgu 27	R İKA tıkalı, R frontotemporal enfarkt, R vertebral hipoplazik, L kavernozaal % 30-40darlık
Olgu 28	Lvertebral arterde % 50, L AKA % 30-40, R İKA % 40-50, bilat kavernozaal % 30-40, R vertebral servikal % 40darlık
Olgu 29	L İKA % 30 darlık, bilateral bazal ganglia düzlemlerinde lakuner enfarkt, L vertebral arterde % 50 darlık
Olgu 30	L İKA % 50, R temporal enfarkt
Olgu 31	R İKA % 50, R kavernozaal % 30 darlık
Olgu 32	L İKA % 40, L subklavyen ve vertebral % 30 darlık, L frontoparietal ve L serebellar enfarkt
Olgu 33	L İKA tıkalı, L vertebral tıkalı, L serebellar enfarkt, R AKA % 40 darlık
Olgu 34	Arkus aortada plak
Olgu 35	Solda stent, omuz artefaktı
Olgu 36	R temperoparietal enfarkt, sol vertebral a ostiumunda % 50 darlık, R temperoparietal enfarkt, R İKA % 50 darlık
Olgu 37	R İKA % 40-50 darlık, L temporal enfarkt
Olgu 38	L İKA % 70-80 darlık, komplike plak, L vertebral arter ostiumunda % 20 darlık
Olgu 39	R OSA M1 segment distalinde % 90 darlık, L İKA % 50-60, R vertebral % 30-40 darlık
Olgu 40	R AKA % 50 darlık, L İKA > % 95darlık, L ASA A1 hipoplazik, R Bazal ganglia ve temporalde enfarkt,
Olgu 41	R İKA tıkalı, R vertebral a ostiumunda % 60-70, L vertebral % 20 daralama
Olgu 42	L ASA A1 segmenti agenetik, L İKA % 40-50, suprakavernozaal % 50 darlık, R EKA % 40-50 darlık
Olgu 43	R AKA % 50, bifurkasyon % 30, L AKA % 50, R vertebral % 30-40, L vertebral % 30 darlıklar
Olgu 44	R İKA proksimal % 40 darlık, L EKA oksipital dalından transvers ve sigmoid sinüse drene olan dural AVF
Olgu 45	R İKA tıkalı, R frontotemperoparietal enfarkt, L klinoid ve kavernozaal % 50darlık
Olgu 46	L parietal enfarkt, L bulbus % 80 darlık
Olgu 47	L İKA % 40, bilat. klinoid, suprakavernozaal AÇK
Olgu 48	L İKA tıkalı
Olgu 49	L İKA % 40, R temporal enfarkt
Olgu 50	L vertebral tıkalı
Olgu 51	R karotis bifurkasyon % 50-60, petrokavernöz % 50, L kavernöz % 50 darlık
Olgu 52	L İKA stentli
Olgu 53	L İKA % 50 darlık
Olgu 54	L serebral serebellar enfarkt, L vertebral tıkalı, L kavernozaal AÇK L subklavyen tıkalı, R İKA % 40-50 darlık
Olgu 55	R İKA % 40, kavernozaal % 40 darlık, R frontotemperoparietalde enfarkt
Olgu 56	L vertebral ostial % 20 darlık
Olgu 57	R İKA % 60, L vertebral ostial % 30 darlık
Olgu 58	R ASA perikalozal 2 mm çapında anevrizma, L İKA % 30 darlık
Olgu 59	L frontoparietal enfarkt, İKA C1,4 mm anevrizma, R AKA, İKA % 40darlık, L parietooksipital enfarkt
Olgu 60	R frontal ve parietalde enfarkt, R ASA A1 % 30-40 darlık, R EKA tıkalı, L İKA % 50 darlık
Olgu 61	Hiperostozis, R İKA % 40, R EKA proximalinde % 70 darlık, pons ve L parietalde enfarkt, yüksek bifurkasyon
Olgu 62	L ASA A1 daralma, L klinoid % 40, R İKA % 40-50, R vertebral % 30 darlık

R: Sağ, L: Sol, AKA: Ana karotis arter, İKA: Internal karotis arter, EKA:Eksternal karotis arter, ASA: Anterior

serebral arter, AÇK: Atesklerotik çeper kalsifikasyonu, AVF: Arteriyovenöz fistül, OSA:Orta serebral arter

3.2.Çalışma kapsamı

Aydınlatılmış onam alınamayan olgular, bilinen böbrek yetmezliği veya kreatinin değeri 1.5 mg/dl ‘nin üzerinde ya da hesaplanan kreatinin klerens değeri 25 ml/dk’nın altında olan olgular ile radyokontrast allerjisi veya anafilaksi öyküsü olanlar çalışmaya dahil edilmemiştir. Bilinen böbrek yetmezliği olup diyaliz programı dahilindeki olgular diyaliz günlerinde olmak kaydıyla ya da başvuru anında varolan laboratuvar parametrelerindeki yükseklikler, Nefroloji Bilim Dalı ile gerçekleştirilen konsültasyonlar sonrasında ortak kararlar bilgisayarlı tomografiye alınmışlardır. Diyaliz programında olmayan olgular eğer kontrast madde kullanımı açısından yüksek risk grubuna (kreatinin klerensi 25-50 ml/dk. olan ve diyabetik nefropati, konjestif kalp yetmezliği veya incelemenin kısa bir süre öncesinde gerçekleştirilmiş kontrast madde kullanımı söz konusuysa) giriyorsa yine bu olgular Nefroloji Bilim Dalının bilgisi dahilinde 12 saatlik inceleme öncesinde % 0.9 NaCl ile 1.0-1.5 ml/kg/saat olacak şekilde ve sonrasında yapılan 1 günlük intravenöz hidrasyonla çalışmaya dahil edilmiştir. Çalışma kapsamı dışındaki olguların takiplerine Doppler ultrasonografi yöntemleri ile devam edilmiştir.

3.3. BTA Protokolü

ÇKBT anjiyografi incelemesi 64-detektörlü Light Speed VCT (GE Healthcare, Waukesha, WI, ABD) bilgisayarlı tomografi cihazı ile gerçekleştirildi. Stent takibinde kullanılan BT protokolü, üretici firma tarafından karotis BT anjiyografi tetkiklerinde kullanılmak üzere, hazırlanmış protokoller üzerinden tekrar oluşturuldu. Görüntülerde veri kaybına neden olmayan ancak olgular için mümkün olan en düşük iyonizan radyasyon verilmesi (ALARA “As Low As Reasonably Achievable”) prensibiyle tasarım gerçekleştirildi. Bu amaçla olası tüm parametreler (CTDIvol ve DLP değerleri) olgular alınmadan cihaz üzerinde çalışıldı. Buna göre oluşturulan BTA protokolü özetlenmiştir (Tablo 3.5).

Karotis stent lokalizasyonunu belirlemek amacıyla hastalar “gantry” içine supin pozisyonda yatırılarak antero - posterior ve lateral öncü görüntüler elde edildi. Stent öncü görüntüde izlendikten sonra lokalizasyonuna göre incelemenin yapılacağı

alan, arkus aorta ile intrakranial dolaşımı içerecek şekilde, işaretleyici supraventriküler düzeye kadar uzatılarak ayarlandı.

Öncü görüntülerden inceleme alanı belirlendikten sonra her hastaya tercihan antekubital ven yoluyla stent tarafının karşısından, 20 G intavenöz kanül aracılığı ile Ulrich Missouri XD 2001 marka otomatik enjektör (Ulrich GmbH, Almanya) kullanılarak, 20 ml bolus zamanlama, 50 ml helikal tarama ve ardından 40 ml aksiyel tarama için toplamda 110 ml iyot içeriği yüksek, non-iyonik, monomerik radyokontrast madde (Ultravist 370/ 200 ml, Schering AG, Berlin, Almanya) 5 ml/sn hızla verildi. Bolus yıkama amacıyla her kontrast verilisini takiben % 9'luk NaCl infüzyonları gerçekleştirildi. Tablo 3.4'te kullanılan radyokontrast madde ve % 9'luk NaCl miktarları özetlenmiştir. Helikal ve aksiyel incelemeler arasında kontrast yıkanması için 5 dakika ara verildikten sonra stent düzeyinden alınan tek kesitte yapılan kontrol sonrası aksiyel taramaya geçilmiştir.

Tablo 3.4. Kontrast protokolü

	%9 NaCl infüzyonu (ml)	Kontrast madde (ml.)	Veriliş hızı (ml/sn)
Bolus zamanlama	21	20	5
Helikal tarama	30	50	5
Aksiyel tarama	30	40	5
% 9 NaCl infüzyonu	30	-	5
Toplam	111	110	5

Tablo 3.5. BT Anjiyografi Protokolü

Pozisyon	Gantriye önce hastanın başı girecek şekilde /sternal çentik-orbitomeatal hat arasında, supin
Topogram Yönü	Kraniokaudal
Tarama Şekli 1/2	Helikal /Aksiyel
KV /mA / Rotasyon süresi (sn) Pitch / masa hızı (mm / sn)	140 kv / 500 mA / 0,4 sn 0,984:1 / 39,37 mm
Kolimasyon=detektör sayısı x genişliği	0,625 x 64 = 40 mm
Helikal set Kesit kalınlığı / Aralığı Algoritim	0.6mm x 0.6 mm “Standart” / “Bone” / “Edge” / “Detail” / “Soft” olmak üzere 5 farklı rekonstrüksiyon
Aksiyel set Kesit kalınlığı Algoritim	0,625 mm. “Standart” / “Bone” / “Edge” / “Detail” / “Soft” olmak üzere 5 farklı rekonstrüksiyon
Tarama başlangıç / bitiş lokalizasyonları /Yönü (Helikal) (Aksiyel) DFOV (Helikal, aksiyel) SFOV	Kraniokaudal Arkus aortadan verteksin hemen 2-3 cm altına kadar Stent boyunca (stentlenen taraf öncü görüntülerden en az birer cm. öncesi ve sonrasını içerecek şekilde) 18-25 cm., 10 cm. Small body
İV kontrast madde / Miktarı (Helikal-aksiyel)/ Veriliş hızı	Ultravist 370 / 200 ml (Schering AG, Berlin, Almanya) /50-40 / 5 ml/sn, 20 cc bolus zamanlama, toplam 110 ml
Gecikme zamanı hesaplanması (yöntem)	Test bolus, gecikme = pik kontrastlanmanın izlendiği kesit numarası x 2+5 (tarama öncesi pozisyonlama gecikmesi)
Arşivleme	Sadece prospektif standart rekonstrüksiyonlar PACS’a gönderildi. Diğer rekonstrüksiyonları DVD’lere kaydedildi

Tüm incelemelerde, damar lümeninde maksimum kontrastlanmanın sağlanması amacıyla “bolus zamanlama” yöntemi kullanılmıştır. Bolus zamanlama için cihazda bulunan “Timing Bolus” protokolünde(GE Healthcare, Waukesha, WI, ABD) eşik dansite değeri en az 300 HU olarak belirlendi ve ölçüm düzeyi olarak, ilgili karotis tarafı, öncü görüntüler üzerinde stent ortadistali olacak şekilde düzey imleci yerleştirildikten sonra arka arkaya alınan görüntülerde en uygun kontrastlanmanın izlendiği kesit sayısı iki ile çarpılıp tarama öncesi pozisyonlama açısından belirlenen beş saniye olarak gecikmeye eklendi.

İnceleme sırasında ayarlanan tüm parametreler her olgu için kaydedildi. İnceleme sonrasında cihaz tarafından hesaplanan radyasyon dozu ve bunlara ait parametreler kaydedildi.

Olguların BTA incelemelerine ait bazı veriler Tablo 3.6’da özetlenmiştir.

Tablo 3.6. Çekim parametrelerine ait veriler

Çekim parametreleri	Ortalama	En düşük	En yüksek	SS
Helikal kesit sayısı	692,17	336	831	84,437
Aksiye kesit sayısı	97,185	32	128	25,602
Tarama alanı (helikal) (mm)	277,93	163	368	31,636
Tarama alanı (aksiye) (mm)	62,018	26	99	14,123
Helikal ışınlama süresi (sn)	3,27	1,8	3,8	0,346
Aksiye ışınlama süresi (sn)	1,2	0,4	2	0,319

3.4. Ultrasonografi Protokolü

Tüm olgularda; renkli Doppler, power Doppler ve B-flow yöntemleri ile incelemeler “LOGIQ 9” ultrasonografi sistemi (GE Medical Systems, Milwaukee, WI, ABD) ve 4-10 MHz’lık lineer transdüser kullanılarak yapıldı. B-mod yönteminde harmonik görüntüleme,”compound” düşük ve “SRI-HD” 3 olacak şekilde özellikle intimal kalınlık artışı izlenen yüzeyin daha net değerlendirilmesine yönelik ayarlar yapılmıştır. Renkli ve power Doppler ultrasonografide tüm parametreler (renk kazancı, duvar filtresi ve örnekleme hızı değerleri), artefaktları ve damar dışına renk taşmasını en aza indireyecek, akım duyarlılığı en fazla, duvar filtreleme en düşük olacak şekilde yapılmıştır. B-flow ultrasonografide, “sensitivite=8”, “background: on”, fokus lokalizasyonu karotis arterin posteriorunda olacak şekilde ayarlandı. Her üç

yöntemde de kazanç optimum kalitede görüntü elde edilebilen değerde tutuldu. B-mod, renkli Doppler, power Doppler ve B-flow yöntemleri ile alınan sabit ve hareketli görüntüler “Logiqworks” arşivleme sistemi (GE Medical Systems, Milwaukee, WI, ABD) aracılığı ile kaydedildi. AKA, stentlenen segment ve İKA, transvers ve longitudinal planda değerlendirildi. Tüm kontrollerde stent çapının en dar olduğu kesimden ve stent içerisinde yeni oluşan intima kalınlığının en fazla izlendiği düzeyden longitudinal düzlemde B-flow yöntemi kullanılarak intima kalınlığı ölçüldü. Ayrıca bu düzeyde stent çapı da kaydedildi. Transvers düzlemde yapılan ölçümler özellikle ekzantrik intimal oluşuma bağlı hiperplazi varlığını doğrulamak için kullanıldı.

Ayrıca olgularda stent içinde 3 ayrı lokalizasyondan (lümenin en dar yeri ile bu düzey proksimali ve distalinden), ayrıca stent yerleştirilen kesimin proksimal (İKA veya AKA) ve distal damar segmentlerinden PSV ve EDV ölçüldü. Stent içerisinde ölçülen en yüksek pik sistolik hızlar ile AKA’dan ölçülen pik sistolik akım hızları birbirine oranlandı (İKA/ AKA PSV oranı).

3.5. BTA ve US’de Yapılan Değerlendirmeler

3.5.1. BTA’da Görüntü Kalitesi ve Gürültü Değerlendirme

BTA ve US değerlendirmeleri birbirinden ayrı olarak BTA’da iki farklı radyolog (C.Y. ve Ç.A sırasıyla “Gözlemci 1 ve 2”) tarafından ve US değerlendirmeleri ise deneyimli bir radyolog tarafından gerçekleştirildi. Elde edilen aksiyel görüntüler, konsoldan “Advantage Windows Volume Share 2 (AW 4.4)” (GE Medical Systems, Milwaukee, WI, ABD) iş istasyonuna aktarılarak özel yazılımlar eşliğinde görüntü işleme teknikleri uygulandı. Aksiyel BT görüntülerine ek olarak tüm olgularda MPR, MIP, eğimli reformat ve VR görüntüler “Volume Viewer Applications Package” içerisinde bulunan “Volume Viewer 3” , “Carotid Vertebral Analysis” (GE Medical Systems, Milwaukee, WI, ABD) yazılımı ile oluşturuldu. Ayrıca “Viewer” uygulaması kullanılarak plan düzenleyici (Layout Manager) üzerinden ekran dört parçaya bölündü. Beş farklı filtre (standart, bone, edge, detail, soft) ile oluşturulan rekonstrüksiyonlar iki farklı ekranda eş zamanlı olarak gözlemciler tarafından değerlendirildi. “standart”, “detail” ve “soft” filtreler yumuşak doku, “bone” ve

“edge” ise kenar keskinleştirici filtrelerdir. Değerlendirmeler yapılırken stent tarafı merkeze alınarak görüntüler büyütüldü. Bu işlem için standart magnifikasyon değeri 6 olacak şekilde ayarlandı. Değerlendirme için pencere genişliği 750, pencere seviyesi 350 olacak şekilde, geniş pencereleme aralığı kullanılarak standardize edildi. Ancak gözlemci tarafından literatürde bildirilen lümen içi HU değerine göre uyarlanmış pencere seçenekleri örneğin; 500-200, 700-200, 1500-200, 1500-400, 1200-200 gibi farklı pencereleme seçenekleri de kullanılmıştır. Temel olarak standardize edilerek belirtilen pencereleme değerleri ve gerektiğinde stent lümeninin gözlemci tarafından en uygun şekilde değerlendirmesine olanak sağlayan değerler kullanılmıştır.

“Carotid Vertebral Analysis” yazılımı (GE Medical Systems, Milwaukee, WI, ABD) kullanılarak aksiyel görüntülerden MPR görüntüler, eğimli reformat (CPR) görüntüler ile MIP veVR görüntüler eş zamanlı otomatik olarak oluşturuldu. Sonrasında incelenecek vasküler trasede belirlenen noktaların MPR görüntüler üzerinden belirlenmesi ile lümen analizi yapmak için kullanılan yapay olarak düzleştirilmiş eğimli reformat olan “lumen” görünümüleri oluşturuldu. Oluşturulan lümen görünümü üzerinden, “standart” ve “bone” rekonstrüksiyon filtrelerinde stentlenen tarafta toplam altı farklı lokalizasyondan (stentin 1 cm proksimali ve distali ile stent içerisinde birbirine eşit uzaklıkta 4 farklı yerden) ve karşı karotis damardan stent düzeyi proksimali ve distaline gelecek şekilde iki noktadan “eliptic ROI” seçeneği kullanılarak toplam sekiz ayrı noktadan Hounsfield ünitesi (HU) ölçümleri yapıldı. Ölçümlerin farklı filtrelerde aynı aksiyel düzeyden yapılmasına dikkat edildi. Bu ölçümlerin stent içerisinde ortalaması alınarak en düşük ve en yüksek değerleri kaydedildi. İmleç (ROI) kullanılırken, stent duvarı ile üst üste gelmeyeceği en geniş olarak ayarlanabilen örneklem boyutu elle ayarlandı ve ölçümler yapıldı. Bu değerler, hem BTA işlemini nicel olarak değerlendirmek hem de gürültünün farklı filtrelerde dolaylı yoldan belirlemek amacıyla kaydedildi. Gürültü belirlenmesi amacıyla farklı filtrelerde aynı düzeyden ciltaltı yağ dokusundaki HU değerinin standart sapmalarının ortalaması kullanıldı.

Stent lümeninin izlenebilirliği yönünden BTA’da genel görüntü kalitesi, “4-puanlı” derecelendirme ölçeği kullanılarak “4 puan” (değerlendirilebilir, mükemmel, artefakt yok, stent sınırları iyi belirleniyor), “3 puan” (kısmen

değerlendirilebilir, iyi, artefakt düzeyi en düşük, tanısal açıdan yeterli),“2 puan” (kısmen değerlendirilebilir, yeterli, orta derecede artefaktlı, rutin kullanım için kabul edilebilir) ve “1 puan”(değerlendirilemez, kötü, lümen değerlendirmesi mümkün değil) olarak yapıldı. Yeterli görüntü kalitesi ayrıca nicel olarak karotis arter atenüasyonunun 300 HU üzerinde olması ve kalitatif olarak stent ile luminal kontrastlanma arasındaki ayrımın iyi yapılabiliyor olması kabul edildi. Bu değerlendirmeler aksiyel ve multiplanar reformat görüntüler üzerinden yapıldı. Düşük skorlama nedenleri ayrıntılı olarak neden ve sıklıklarıyla tanımlandı.

3.5.2. BTA’da İntimal Kalınlık ve Darlık Değerlendirmesi

BTA’da stent lümen açıklığı ve intimal hiperplazi ile uyumlu intimal kalınlık artışları araştırılmıştır. Stent lümeninde düşük dansiteli dolum defektlerinin izlendiği, ancak lümen açıklığının % 50’den fazla korunduğu durumlarda intimal hiperplaziden bahsedilmektedir. BTA’da intimal hiperplazi, stent ile stente göre daha az hiperdens olan luminal kontrastlanma arasında stent boyunca çeşitli kalınlıklarda ortaya çıkan “ayça (kresent)” veya “yüzük” şeklinde hipodens bir hat olarak tanımlanmıştır. Bu amaçla güncel literatürde HU ölçümlerine dayanan darlık değerlendirmeleri mevcuttur. Özellikle bu yöntem daha düşük çapa sahip koroner stentlerde uygulama alanı bulmuştur. Ayrıca alt ekstremité darlıklarında kullanılan stentlerin patensi değerlendirilmesinde de kullanılmıştır.

İntimal kalınlık artışının değerlendirilmesinde öncelikle “Viewer” uygulamasında “standart” filtre kullanılarak oluşturulan rekonstrüksiyonlarda aksiyel kesitlerde stent içerisinde oluşan yeni intima tabakasının en kalın olarak ölçülebildiği seviye ve kalınlığı kaydedilmiştir ve diğer filtrelerle oluşturulan rekonstrüksiyonlar aynı seviyeye gelecek şekilde ayarlanmıştır. Standart pencereleme ve büyütülmüş görüntüler üzerinden “Gözlemci 2” tarafından intimal hiperplazinin en iyi ölçüldüğü ve stent çapının en iyi izlendiği rekonstrüksiyon filtresi ayrı ayrı beş puan üzerinden değerlendirilmiştir. (En geniş çap “5”, intimal kalınlık artışının izlendiği filtre “5”)

Ayrıca en fazla ölçülen intimal kalınlık artışı izlenen kesitler kaydedildi ve kalınlıklar tüm filtrelerden ayrı ayrı ölçüldü. Ayrıca stent gövde kalınlıkları

da üç farklı düzeyin (proksimal-orta-distal) ortalamaları alınarak kaydedildi. “Gözlemci 2” tarafından kalitatif değerlendirme sonrası en yüksek puanı alan sadece “bone” ve “standart” filtreler üzerinden yine intimal hiperplazinin en fazla olduğu düzeylerden ölçümler yapıldı. Eğer farklı düzeyler tespit edilmiş ise farklı bir oturumda iki gözlemci tarafından fikir birliği ile ortak karar verildi. İki gözlemci arasındaki ölçüm düzeyleri ve kalınlıklar arasındaki uyum Pearson korelasyon analizi ile değerlendirildi.

BTA’da stent lümeninde intimal hiperplazi ile uyumlu olabilecek intimal kalınlık artışları önce “Viewer” uygulamasında aksiyel kesitlerde araştırılmıştır. Bu kesitlerde izlenen hipodens dolma defektleri düzeyleri ve kalınlıkları ile birlikte kaydedilmiştir. Kaydedilen seviyeler aynı zamanda “Carotid Vertebral Analysis” yazılımında oluşturulan sagittal ve koronal MPR görüntülerden de doğrulanmıştır. Ayrıca farklı pencerelemelerle ve diğer filtrelerle de intimal kalınlık artışı izlenen düzeyler değerlendirilmiştir. Bunun nedeni şüpheli artefakta bağlı görünümünün ayırt edilmesidir. Stent “proksimal orta ve distal” olarak üç kısma ayrılmış ve bu kısımlarda ayrı ayrı ya da birden fazla kısmı ilgilendiren intimal kalınlık artışı kaydedilmiştir. Ayrıca en kalın olarak izlenen intimal hiperplazi düzeyleri aksiyel kesitlerden bifurkasyon öncesi ve sonrası olarak ve özellikle ekzantrik yerleşimli olanlar “lateral, medial, anterior ve posterior” olarak tanımlanmıştır. Stent lümeninde hem en fazla intimal hiperplazinin izlendiği düzey hem de lümenin daraldığı düzey (İKA segmenti) varsa intimal hiperplazi kalınlıkları, midsagittal ve midkoronal reformatlardan da doğrulandı, seviyeleri ve kalınlıkları kaydedildi.

Darlık değerlendirmesi amacıyla İKA segmentindeki stent düzeyinde, en dar olarak izlenen stent çapı düzeyi ile birlikte kaydedildi. Bu işlem sonrasında “Carotid Vertebral Analysis” yazılımında bulunan “stenoz analizi” seçeneği kullanılarak otomatik olarak stent distalindeki damar segmentine göre çap ve alan olarak, sonra gözlemcinin bu düzeylerde kendisinin ölçtüğü çap ve alanlar kaydedilerek “NASCET” yöntemiyle gözlemci tarafından darlık oranları hesaplanmıştır. “NASCET” elle ve otomatik ölçümlerde uyumsuzluk olması halinde bu işlemler tekrarlandı. Aynı işlem hem “standart” hem de “bone” filtre için yapılmıştır. Ayrıca stent açıklığı $\geq$ % 50 darlık var ya da yok olarak görsel olarak değerlendirildi.

Ayrıca stent değerlendirmesinin yanı sıra inceleme dahili boyun yapıları, beyin parankimi ve izlenebilen diğer tüm dokular değerlendirilip bulgular kaydedildi.

Özetle bu gösterim teknikleri kullanılarak öncelikle stent lokalizasyonu, konfigürasyonu, patensisi, neointimal proliferasyon varlığı, ciddiyeti ve uzanımı ile inceleme dahili diğer vasküler ve parankimal dokular ile çevre dokular değerlendirildi. Koronal, sagittal, oblik reformat görüntülerde stent ve damar lümeni patensisi doğrulandı.

3.5.3. Ultrasonografide Görüntü Kalitesi Analizi ve Darlık Değerlendirme

Kaydedilen sonografik görüntüler ultrasonografi alanında deneyimli bir radyolog tarafından stent lümeninin izlenebilirliği yönünden değerlendirildi. Genel görüntü kalitesi “4-puanlı” derecelendirme ölçeği kullanılarak “4 puan” (değerlendirilebilir mükemmel) , “3 puan”, (kısmen değerlendirilebilir iyi), “2 puan” (kısmen değerlendirilebilir yeterli) ve “1 puan” (değerlendirilemez kötü) olarak yapıldı. Renkli Doppler US’de ve B-flow görüntülerde stentin herhangi bir kesiminde akımda kesilme olmaması “4 puan” olarak tanımlandı. Akımda kesilme olan olgularda spektral incelemenin yapılmasını engellemeyen ancak B-flow görüntülerin değerlendirmesini güçleştiren artefaktların izlendiği görüntüler “3 puan” olarak tanımlandı. Stent lümeninde belli bir kesimde akım sinyalinin görüntülenememesi ancak proksimal ve distal kesimlerde spektral hız örnekleme yapılabilmesi “2 puan”, akıma dayalı tekniklerle stent lümeni değerlendirilemeyen olgularda “1 puan” kullanıldı. Bu değerlendirmeler luminal akımın longitudinal olarak izlendiği renk-kodlu ve B-flow görüntü kayıtları üzerinden yapıldı. Kısmen değerlendirme yapılan olgularda akımda fokal kesilme varsa ve akım distalde renk kodlamada tekrar ortaya çıkıyorsa darlık yüzdesi, eğer distalde “pulsus parvus-tardus” paterni yoksa, distalde izlenen pik sistolik hıza göre yapıldı. Spektral Doppler çözümlemede darlık yüzdesi ($\geq \% 50$ daralma var ya da yok) için pik sistolik akım hızı değerinin ≥ 200 cm/sn ve İKA/ AKA PSV oranlarının $\geq 2,5$ olarak tanımlandı. Daha ileri derecede darlıklar için çok yüksek akım hızı değerleri ve BTA’daki darlık oranı karşılaştırıldı. B-flow’da stent ile lümen arasında akım izlenmeyen, hipoeoik olarak görüntülenen oluşumlar yeni oluşan intima tabakası olarak

değerlendirildi. Lümen boyunca artışı en fazla olan intimal kalınlık düzeyleri belirlendi.

3.6. İstatistiksel Analiz

Elde edilen verilerin istatistiksel analizi “SPSS for WINDOWS” (15.0 versiyonu, Chicago, IL, ABD) paket programı kullanılarak yapıldı. Değerlendirmelerde frekans tabloları, Student t test, Pearson korelasyon analizi, ve Kruskal-Wallis testi ile BTA’nın etkinliğinin değerlendirilmesi için B-flow yönteminin referans alındığı “Receiver Operating Characteric” (ROC) analizleri yapıldı. İstatistiksel olarak p degerinin 0.05’ten küçük olması anlamlı kabul edildi.

BTA iki farklı filtrede (standart, bone) ölçülen darlık oranları ve US’de ölçülen PSV’ler Kruskal-Wallis analizi ve Pearson korelasyon analizi ile değerlendirilmiştir. Ayrıca “Wallstent” ve “nitinol stent” gruplarında BTA’da iki farklı filtrede ölçülen alan ve çap darlık oranları ve US’de PSV, EDV, İKA/AKA PSV oranları, US’de çaplar ve intimal kalınlıklar ile, BTA’da iki farklı filtrede ölçülen stentlere ait gövde ve intima kalınlıkları “bağımsız gruplarda t testi” ile değerlendirilmiştir.

BTA’da iki farklı gözlemci ile BTA ve US’de ölçülen çap ve intima kalınlıkları arasındaki uyum iki farklı stent grubu için Pearson korelasyon analizi ile değerlendirilmiştir.

BTA’da radyasyon dozlarına ait veriler cihaz üzerinden kaydedilmiştir.

4. SONUÇLAR

4.1. Görüntülerin Değerlendirilmesi

4.1.1. BTA ve Vasküler Ultrasonografide Görüntü Kalitesi Değerlendirme

BTA ve B-mod, renkli Doppler, power Doppler ve B-flow görüntüleme tekniklerinin kullanıldığı vasküler ultrasonografide, genel görüntü kalitesinin dört-puanlı derecelendirme ölçeği kullanılarak nitel olarak yapılan değerlendirme sonuçları özetlenmiştir (Tablo 4.1).

Tablo 4.1. BTA ve US görüntü değerlendirme sonuçları.

	Mükemmel (4 puan)		İyi (3 puan)		Yeterli (2 puan)		Kötü (1 puan)	
	n	%	n	%	n	%	n	%
BTA	36	56,3	26	40,6	2	3,1	0	0
US	34	53,1	24	37,5	3	4,7	3	4,7

Not: (4) = değerlendirilebilir “mükemmel”, (3) = Kısmen değerlendirilebilir “iyi”, (2) =Kısmen değerlendirilebilir “yeterli”, (1)=değerlendirilemez “kötü”, n: Değerlendirilen stent sayısı.

Tablo 4.2’de vasküler US’de görüntü kalitesini bozan nedenler özetlenmiştir.

Tablo 4.2. Düşük görüntü kalitesi nedenleri (US)

	n	%
Kalsifikasyon nedeniyle posterior gölgelenme	13	20,3
Distal stent segmentinin yüksek yerleşimi (C2)	8	12,5
Her ikisinin kombinasyonu	4	6,3
Büküntü, derin yerleşim	2	3,1
Birden fazla stent (üstüste binme)	2	3,1
Toplam	29	45,3

n: Değerlendirilen stent sayısı, C2: İkinci servikal vertebra

BTA ve US’de görüntü kalitesi değerlendirmeleri arasında istatistiksel olarak anlamlı korelasyon bulunamadı. Kappa değeri 0,113’tür.

BTA ve US’de değerlendirilen stentlerin görüntü kalitesi ayrı ayrı değerlendirildiğinde 17 stentte BTA puanının daha yüksek, 36 stentte her iki incelemede eşit, 11 stentte ise BTA’nın US’den daha düşük olduğu izlenmiştir. BTA ‘da “değerlendirilemez” puanı alan olmadığı gibi yalnızca 2 stent “yeterli (2 puan)” olarak değerlendirmiştir.

Değerlendirilen stentlerin tümünde spektral Doppler çözümleme ile darlık yüzdesi hesaplanabilirken akımın fokal olarak kesildiği üç stentte B - flowda intimal hiperplazi değerlendirmesi yapılamadı.

US’de toplam üç stent “kötü (1)” puan almıştır. Bunlardan iki stent “kalsifikasyon”, bir stent ise “yüksek yerleşim” nedeniyle US ile değerlendirilememiştir. BTA puanı US’ye göre yüksek olan 14 stentte ise 2 stent “yüksek yerleşim”, 8 stent “kalsifikasyon”, 2 stent “yüksek yerleşimle birlikte kalsifikasyon” ve 2 stent ise “büküntülü damar seyri” nedeniyle US’de düşük puan almıştır. BTA’da US’ye göre düşük puan alanlarda ise nedenler, 2 stentte “omuz artefaktı”, 6 stentte “kalsifikasyon”, 2 stentte “kalsifikasyon ve stent alaşımı”, 1 stentte “kalsifikasyon ve stent belirteci” olarak sıralanabilir.

Tablo 4.3. BTA’da düşük görüntü kalitesi nedenleri

	n	%
Işın sertleşmesi artefakt (dental, stent marker)	3	4,7
Düşük opasifikasyon (<300 HU)	2	3,1
Kalsifikasyon	23	36
Kalsifikasyon+stente bağlı nedenler	6	9,2
Komşu yapılar (omuz artefaktı)	2	3,1
Hareket artefaktları	-	-
TOPLAM	36	56,3

n: Değerlendirilen stent sayısı.

Tablo 4.1’de izlendiği gibi BTA’da “değerlendirilemez” olarak puan alan stent saptanmadı. BTA görüntü kalitesinin toplamda 29 (% 45) stentte plak kalsifikasyonu nedeniyle azaldığı izlendi. Kalsifikasyona eşlik eden, görüntü kalitesini değerlendirmeyi güçleştiren stente bağlı nedenler; gittikçe daralan distal stent çapı nedeniyle artan “blooming” artefaktı (1 stent), aynı taraf karotiste üstüste iki stent olması (2 olgu), stentte lümen açıklığını fazla etkilemeyen ancak değerlendirmeyi güçleştiren kırıklık ya da proksimal-distal aksta farklılık olması (3 stent) şeklinde sıralanabilir. Gittikçe daralan stent çapı “konik konfigürasyon” olarak tanımlandı. Bu konfigürasyon sıklıkla “Wallstent” grubunda izlenmekteydi. Aks farklılığı ya da kırıklık saptanan stentlerin tümü “nitinol stent” grubundaydı. Stente bağlı “blooming” artefaktının izlendiği üç stent ise “Wallstent” grubundaydı. Özellikle koroner stent çalışmalarında görüntü kalitesini etkileyen kalp hareketine ya da damar pulsasyonuna bağlı artefaktlar nedeniyle görüntü kalitesi hiçbir stentte

bozulmamıştır. Bilinen kalp yetmezliği olan iki olgunun görüntülenmesinde bolus zamanlama ile hesaplanan gecikmeye rağmen ortaya çıkan “düşük opasifikasyon”, çekim esnasında yetmezlik nedeniyle oluşan atım hacmindeki anlık değişime bağlanmıştır.

Stentin en geniş izlendiği çapa ve intimal hiperplaziyi en iyi göstermesine göre BTA’da kullanılan beş farklı rekonstrüksiyon filtresi puanlanmıştır.

Tablo 4.4. BTA’da farklı filtrelerin ortalama puanları

	Standart	Bone	Edge	Detail	Soft
İntimal kalınlık artışı görüntüleme	3,7	4,1	3,2	2,4	2,1
En geniş çap	2,3	4,8	4,3	2,8	1,1

İntimal hiperplazi ile uyumlu kalınlık artışlarının izlenebilirliği ve en iyi stent çapı bakımından en yüksek ortalama puanlar sırasıyla 4,1 ve 4,8 olarak “bone” filtrede bulunmuştur. İntimal kalınlık artışının izlenebilirliği açısından ikinci en yüksek ortalama puanı “standart” filtre almıştır. En geniş stent çapı bakımından “bone” filtre 48 (% 75), “edge” filtre ise 16 (% 25) olguda en yüksek puanı almıştır. “Edge” filtrenin çap skoru yüksek olmasına karşın, intimal hiperplazinin izlenebilirliği açısından aldığı puan “standart” filtrenin gerisinde kalmıştır. Ayrıca her iki gözlemci, intimal kalınlık artışını kenar keskinleştirici filtrelerde daha net izlediklerini ancak ışın sertleşmesi artefaktından ayrılması açısından “standart” filtreyi kullandıklarını belirtmişlerdir.

4.1.2. BTA Görüntü Kalitesinin Nicel Değerlendirmesi ve Gürültü

BTA’da tüm olguların standart filtre üzerinden yapılan stent-içi HU değerlendirmesinde ortalama atenüasyon değeri $450,83 \pm 58,4$ HU olarak bulunmuştur. Toplam 4 stent dışında tüm stent-içi HU değerleri 300 HU üzerindeydi. Düşük atenüasyon saptanan 2 stentte % 80’in üzerinde darlık izlenmektedir. Bu stentlerde stentin tüm kesimlerinde izlenen intimal hiperplazi saptanmıştır. Ayrıca rastgele 40 olgunun “standart” ve “bone” filtre kullanılarak oluşturulan aksiyel kesitlerinden atenüasyon değerleri ölçülmüş

ortalamları kaydedilmiştir (Tablo 4.5). Ölçümler “gözlemci 1” tarafından elle yapılmıştır.

Tablo 4.5. İki farklı filtreden ölçülen ortalama atenüasyon değerleri

ÖLÇÜM LOKALİZASYONU	ÖLÇÜLEN ATENÜASYON DEĞERLERİ ORTALAMALARI (HU)		
	Standart filtre	Bone filtre	P değeri
Stent			
Stent-içi lümen	483,7±143,2	388,0±96,8	<0,001
Referans damar			
Stent proksimali	291,7±73,9	296,9±63,5	0,69
Stent distali	325,3±52,6	322,1±55,0	0,44
Standart sapma (Gürültü)	9,5 (3,7-15,4)±2,35	15,3 (4,6-25,4)±3,7	<0,001

Stent düzeyinde izlenen komşu yağ doku planlarından iki farklı filtrede aynı düzeye gelecek şekilde yapılan ölçümlerin standart sapmaları gürültünün indirekt göstergesi olarak kabul edildi. Buna göre kenar keskinleştirici filtre olan “bone” filtrenin standart sapma değeri istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0,001$) daha yüksektir. Tablo 4.5’te ayrıca stent proksimalinden ve distalinden yapılan ölçümler ile stent içerisinden yapılan ölçümlerin ortalamlarının “bone” filtrede birbirlerine daha yakın olduğu izlenmektedir.

4.2. BTA’da Stent İçerisinde Yeni Oluşan İntimal Kalınlık Artışlarının Değerlendirilmesi

4.2.1. BTA’da İntimal Kalınlık Artışlarının Nitel Değerlendirilmesi

BTA incelemesi yapılan tüm stentlerde, stent lümeni içerisinde neointima oluşumu ile uyumlu belirgin olarak izlenen, dolum defekti şeklinde hipodens hatlar mevcuttu. Bunların dağılımı rastgele olmakla birlikte “Gözlemci 1” tarafından belli bir eşik değer kullanmaksızın nitel olarak stent içindeki yaygınlıkları tespit edilmeye çalışılmıştır.

Tablo 4.6. BTA’da neointimal oluşum izlenen hipodens alanların stent içerisinde yaygınlığı.

	n	%
Diffüz	7	10,9
Orta ve distalde belirgin	35	54,7
Proksimalde belirgin	2	3,1
Proksimal ve orta kesimde belirgin	17	26,6
Orta kesimde belirgin	3	4,7

n: Değerlendirilen stent sayısı.

Stent uzunluğu boyunca MPR görüntüler üzerinden proksimal, orta ve distal olarak üç kesime ayrılmıştır. Buna göre stent içerisinde birden fazla kesimde intimal kalınlık artışı izlenen olgu sayısı daha fazladır. Yalnızca bir kesimde belirgin intimal kalınlık artışı izlenen stent sayısı daha azdır. Ayrıca stentlerin çoğunda stent orta kesiminin intimal kalınlık artışından etkilendiği izlenmektedir (Tablo 4.6).

Tablo 4.7. Stent içerisinde en belirgin olarak izlenen intimal hiperplazi düzeyleri.

	GRUP 1		GRUP 2		TOPLAM	
	n	%	n	%	n	%
Orta	24	61,5	12	48	36	56,2
Proksimal	8	20,5	9	36	17	27
Distal	7	17,9	4	16	11	17,2

Grup 1: Wallstent n=39, Grup 2: Nitinol stent n=25, n: Değerlendirilen stent sayısı.

Tablo 4.7 “Gözlemci 1” tarafından tanımlanan neointimal oluşumun farklı stent gruplarında en kalın olarak izlendiği düzeyleri göstermektedir. Buna göre toplam 36 (% 61,5) stentte stent orta kesiminde intimal kalınlık artışı en fazladır. Orta kesimde intimal kalınlık artışı izlenen olgular için 7 (% 12,82) stentte EKA ayrışım düzeyinde ya da 29 (% 48,71) stentte bunun hemen distalinde izlendiği saptanmıştır. Stent grupları kendi içerisinde değerlendirildiğinde ise yine her iki stent grubunda orta düzeyde intimal kalınlık artışı izlenen stent sayısının en fazla olduğu görülmektedir. Ayrıca “Nitinol stent (Grup 2)” grubuna dahil stentlerde proksimal kesimde intimal kalınlık artışı izlenen stent sayısının orta kesimde izlenen stent sayısına yakın olduğu dikkati çekmiştir.

Tablo 4.8. Stent içinde intimal kalınlık artışı izlenen kadrantlar

	n	%
Posterior	42	65,6
Anterior	6	9
Medial	4	6,3
Lateral	12	18,8

n: Değerlendirilen stent sayısı.

Stent içerisinde intimal kalınlığın en fazla ölçüldüğü kadrantların değerlendirildiğinde 42 (% 65,6) stentte posteriorda izlenmektedir.

4.2.2. BTA’da Yeni Gelişen İntimal Kalınlıktaki Artışların Eşik Değer Sonrası Değerlendirilmesi (Nicel)

Tablo 4.9. Eşik değere (0,65 mm) göre intimal kalınlıkta artma izlenen düzeylerin dağılımı

	n	%
Orta	15	41,7
Proksimal	14	38,9
Distal	7	19,4

n: Değerlendirilen stent sayısı.

Pearson korelasyon analizinde en yüksek korelasyonu gösteren “bone” filtre için yapılan ROC analizinde 0,65 mm eşik değer olarak bulunmuştur. Bu eşik değer ve üstünde kalınlık tespit edilen stent sayısı 36 (% 56,25) olarak bulunmuştur. Buna göre yine en fazla etkilenen stent orta kesimidir.

Yaş ve stent takılmasını takiben incelemelere kadar geçen süre ile iki farklı yöntemle de ölçülen intimal kalınlıklar açısından istatistiksel olarak anlamlı korelasyon saptanmadı. Ayrıca “bağımsız gruplarda yapılan t test” ile hastaların Diabetes Mellitus, hiperlipidemi, sigara, balon dilatasyon, vücut-kitle indeksi verileri ile ölçülen intimal kalınlıkları değerlendirilmiş ancak istatistiksel olarak anlamlı ilişki saptanmamıştır.

4.3. BTA’da ve US’de Stent Lümen Açıklığı ve Darlık Değerlendirilmesi

Stent grupları arasında, BTA’da iki farklı filtrede “NASCET” yöntemiyle ölçülen darlık oranları ile US’de ölçülen akım hızları “student t test” ile değerlendirilmiştir. Bu değişkenlerden iki farklı stent grubu için istatistiksel olarak anlamlı olan ortalama değerler özetlenmiştir (Tablo 4.10).

Tablo 4.10. İki farklı stent grubu için BTA’da iki farklı filtrede ölçülen darlık oranları ile US’de akım hızlarının “bağımsız gruplarda t testi” ile değerlendirilmesi

Grup 1				Grup 2					
Değişken	n	Ortalama	SS	Ortalama standart hata	n	Ortalama	SS	Ortalama standart hata	P
“standart”(%)	39	49,6	18,8	3,0	25	14,9	15,3	3,1	<0,0001
“bone”(%)	39	37,9	17,8	2,9	25	7,1	11,4	2,3	<0,0001
PSV (cm/sn)	39	148,1	92,1	14,8	25	78,7	43,5	8,7	<0,001
EDV (cm/sn)	39	45,3	31,6	5,1	25	26	12,1	2,4	<0,005
ORAN	39	2,7	3,4	0,6	25	1,3	0,4	0,1	<0,01

“Standart”: Standart filtrede ölçülen çapa göre darlık oranları, “bone”: Bone filtre için ölçülen çapa göre darlık oranları, PSV: Stent içi en yüksek pik sistolik hız, EDV: Stent içi en yüksek pik sistolik hız, ORAN: İKA / AKA PSV oranı. Grup 1: Wallstent., Grup 2:Nitinol stent grubu, n: Değerlendirilen stent sayısı, SS: Standart sapma

Değerlendirilen değişkenler içerisinde özellikle “Wallstent” grubunda (Grup 1)’ de ölçülen ortalama değerlerin yüksekliği dikkat çekicidir. Ayrıca darlık oranlarının “nitinol stent” grubunda ve “bone” filtrede daha düşük izlenmesi de BTA’da “blooming” etkisine bağlanmıştır. Bu etkinin özellikle “Wallstent”lerde belirgin olduğuna dikkat ediniz.

İki farklı filtre grubu için BTA’ da “NASCET” yöntemi ile alan ve çap ölçümleriyle hesaplanan darlık oranları ile US hız kriterleri (PSV, EDV, İKA/ AKA PSV oranı) arasındaki uyum Pearson korelasyon analizi ile değerlendirilmiştir. Her iki filtre için istatistiksel olarak anlamlı-yüksek değerler bulunmuştur. Uyum katsayıları pik sistolik hızlar (PSV) için diğer kriterlerden yüksek bulunmuştur. BTA’ da “standart” filtrede “NASCET” yöntemiyle stentin en dar yerinden ve stent distalindeki damar kesiminden yapılan alan ölçümleriyle, hesaplanan darlık oranlarıyla PSV değerleri arasında 0,534, çap ölçümleriyle ise “NASCET” yöntemine göre 0,744 olarak hesaplanan katsayılar bulunmuştur. BTA’da “bone” filtrede uyum katsayıları ise alan ölçümleriyle “NASCET” yöntemine göre ise 0,622, çap ölçümleriyle 0,792 olarak bulunmuştur. Uyum katsayısı daha yüksek bulunan “bone” filtrede ölçülen darlık oranları % 30’un, % 30-50 arasında, % 50-80 arasında ve % 80’ in üzerinde olarak gruplanmıştır. Oluşturulan gruplara US’de karşılık gelen PSV değerleri Kruskal-Wallis analizi ile değerlendirilmiştir (Tablo 4.11).

Darlık grupları ile karşılık gelen PSV değerleri arasındaki ilişki istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,0001$).

Tablo 4.11. Kruskal-Wallis Analizi

	<30 (n =32)		>30-50 (n =18)		>50-80 (n =10)		>80 (n =4)	
Değişken	Ortalama	SS	Ortalama	SS	Ortalama	SS	Ortalama	SS
PSV (cm/sn)	87 (38-322)	52,31	137 (73-177)	28,42	192 (119-268)	52,44	409 (310-458)	67,33

PSV: Pik sistolik hız, SS: Standart sapma, n: Değerlendirilen stent sayısı.

BTA'daki darlık oranlarına karşılık gelen PSV düşük olarak izlenmektedir.

BTA'da "NASCET" yöntemiyle 14 olguya ait stentte $\geq\%$ 50 darlık hesaplanmıştır. US'de bunlardan darlıkla uyumlu sadece 7 stentte hız artışı olduğu saptandı. BTA ve US bulguları uyumlu olarak izlenen 1 olgu kateter anjiyografi kontrolünü reddetmiş 1 olgunun stentinde fikir birliği ile görsel değerlendirme ile BTA'da darlık olmadığına karar verilmiştir. BTA ve US'de $\geq\%$ 50'den fazla darlık olduğu saptanan geriye kalan 5 olguda kateter anjiyografi de yapılmıştır. Bunların dökümü Tablo 4.12'de özetlenmiştir. Kateter anjiyografiye alınan toplam 9 olgudan 4'ü farklı nedenlerle kateter anjiyografi sırasında değerlendirilmişlerdir. Kateter anjiyografi yapılan tüm olgular BTA ve US değerlendirmeleriyle uyumlu bulunmuştur. Kateter anjiyografide ciddi darlık saptanan olgu 6 ve 18 perkütan transluminal anjioplasti (PTA) ile tedavi edilmiştir. Olgu 2'de $\geq\%$ 50 darlık saptanması üzerine yakın takibe alınmıştır. Olgu 15'in PTA öncesi yapılan kontrolünde stentinin tıkanıp izlenmiştir. Olgu 17 takipten çıkmıştır.

Tablo 4.12. Kateter anjiyografi (DSA) ile doğrulanmış uyumlu darlık saptanan olgu dökümü

	BTA darlık (bone)	BTA darlık (standart)	PSV (cm/sn)	DSA darlık
Olgu 2	% 62	% 72	268,3	% 50
Olgu 6	% 84	% 93	458,2	>% 90
Olgu 15	% 87	% 96	430	>% 95
Olgu 17	% 81	% 88	310	% 75
Olgu 18	% 89	% 94	439,6	>% 95

4.4. BTA ve US (B-flow)’de Stent Gruplarının İntimal Kalınlıklar Açısından Değerlendirilmesi

Tablo 4.13. İki farklı stent grubu için iki farklı inceleme yönteminde ölçülen intimal kalınlıkların “bağımsız gruplarda t testi” ile değerlendirilmesi

Değişken	Grup 1				Grup 2				P
	n	Ortalama	SS	Ortalama standart hata	n	Ortalama	SS	Ortalama standart hata	
İK US (B-flow)	38	1,213	,307	,049	23	1,203	,197	,042	,896 ,883
İK“standart” filtre	39	0,869	,242	,039	25	1,008	,371	,074	,074 ,106
İK“bone”filtre	39	0,779	,462	,074	25	0,876	,462	,074	,439 ,451

Grup 1: Wallstent, Grup 2: Nitinol, n: Değerlendirilen stent sayısı.SS: Standart sapma, İK: İntimal kalınlık, US: Ultrasonografi.

Tablo 4.13’de iki farklı stent grubunda artmış olarak izlenen intimal kalınlıklar özetlenmiştir. BTA ve US’de iki farklı stent grubu arasında ölçülen kalınlıklar açısından istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır. Ancak ölçülen intimal kalınlık ortalamasının BTA’da daha düşük olduğu dikkat çekmektedir. Ayrıca kenar keskinleştirici filtre olan “ bone” filtrede daha düşük değerler bulunmuştur.

Tablo 4.14. Pearson korelasyon analizi 1

	“bone”-“standart”	“bone”-B flow	“standart”-B flow
Grup 1	0,877	0,840	0,875
Grup 2	0,974	0,946	0,965
Çap (ortalama)	0,985	0,768	0,751

Grup 1: Wallstent, Grup 2: Nitinol

BTA’da intimal kalınlık artışının değerlendirilmesinde en yüksek skoru alan yumuşak doku filtresi “standart”, kenar keskinleştirici filtre ise “bone” filtre olmuştur. Bu iki farklı filtre için BTA’da ve US’de B-flow görüntülemeye izlenen intimal kalınlıkların kullanılmasıyla yapılan Pearson korelasyon analizinde, BTA’da kullanılan iki farklı filtre arasında ve filtrelerle B-flow görüntüleme arasında istatistiksel olarak anlamlı ve yüksek uyum katsayıları bulunmuştur (Tablo 4.14). Uyum katsayılarının yüksek olması iki farklı inceleme yönteminde de izlenen kalınlık artışının artefakt olmadığının dolaylı bir göstergesidir. Tablo 4.14’te BTA’da “nitinol stent” grubunun (Grup

2) her iki filtre açısından bulunan uyum katsayısı ($r=0,974$) biraz daha yüksek olduğu izlenmektedir. Filtreler ile B-flow uyum değerlendirmesinde ise “standart” filtrede her iki stent grubu için uyum katsayısı daha yüksek bulunmuştur. Özellikle “nitinol stent” grubunda (Grup 2) uyum katsayısı ($r=0,965$) en yüksektir. Ancak bulunan katsayılar arasında iki farklı filtre açısından çok az bir farklılık saptanmıştır. “Wallstent” grubunda (Grup 1) uyum katsayıları istatistiksel olarak anlamlı yüksek olmakla birlikte “nitinol stent” grubuna (Grup 2) göre biraz daha düşük bulunmuştur.

4.5. İki Farklı Stent Grubunun Çap ve Stent Gövde Kalınlığı Değerlendirmesi

Tablo 4.14’te BTA’da lümenin en dar yerinden yapılan çap ölçümlerinin uyum katsayıları da gösterilmiştir. Buna göre “bone” filtre ile B-flow arasındaki uyum katsayısı ($r=0,768$) “standart “ filtreden yüksektir. Bu aynı zamanda nitel filtre değerlendirmede gözlemciler tarafından yapılan derecelendirmenin sağlaması olarak düşünülebilir. BTA’da kenar keskinleştirici filtrelerde daha geniş çaplar izlenmektedir.

Tablo 4.15. İki farklı stent grubunda US’de izlenen çaplar için yapılan “t testi”

Grup 1				Grup 2			
Değişken	n	Ortalama	SS	n	Ortalama	SS	P
US-çap maks	39	3,855	,442	25	5,017	,677	<0,001

Grup 1: Wallstent, Grup 2: Nitinol n: Değerlendirilen stent sayısı.

Tablo 4.15’te US’de stent çaplarının en dar olarak izlendiği düzeylerde stent lümen çapları ve bu düzeylerde izlenen intimal kalınlıklar karşılaştırılmıştır. “Wallstent” grubunda (Grup 1) ölçülen stent çapları “nitinol stent” grubuna (Grup 2) göre istatistiksel olarak anlamlı düşük bulunmuştur. İntimal kalınlıklar açısından ise iki farklı stent grubu arasında anlamlı fark saptanmadı.

Tablo 4.16. Farklı filtrelerde ölçülen stent gövde kalınlıkları

	BTA (Standart)			BTA (Bone)			p
	n	Ortalama	Aralık	n	Ortalama	Aralık	
Grup 1	39	1,30	1,03-1,86	39	1,20	0,96-1,26	<0,001
Grup 2	20	1,20	1,03-1,40	20	0,94	0,96-1,00	<0,001

Grup 1: Wallstent (0,105 mm.), Grup 2: Nitinol (0,183 mm.), n: Değerlendirilen stent sayısı.

Tablo 4.16’da her iki stent grubu için farklı filtrelerde ölçülen stent gövde kalınlıkları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p<0,001$). Diğerlerine göre iki kat daha ince olan “Wallstent” grubunda (Grup 1) her iki filtrede ölçülen kalınlıklar “nitinol stent” grubuna (Grup 2) göre daha fazladır. Ayrıca her iki stent grubunun standart filtredeki kalınlıkları daha fazladır.

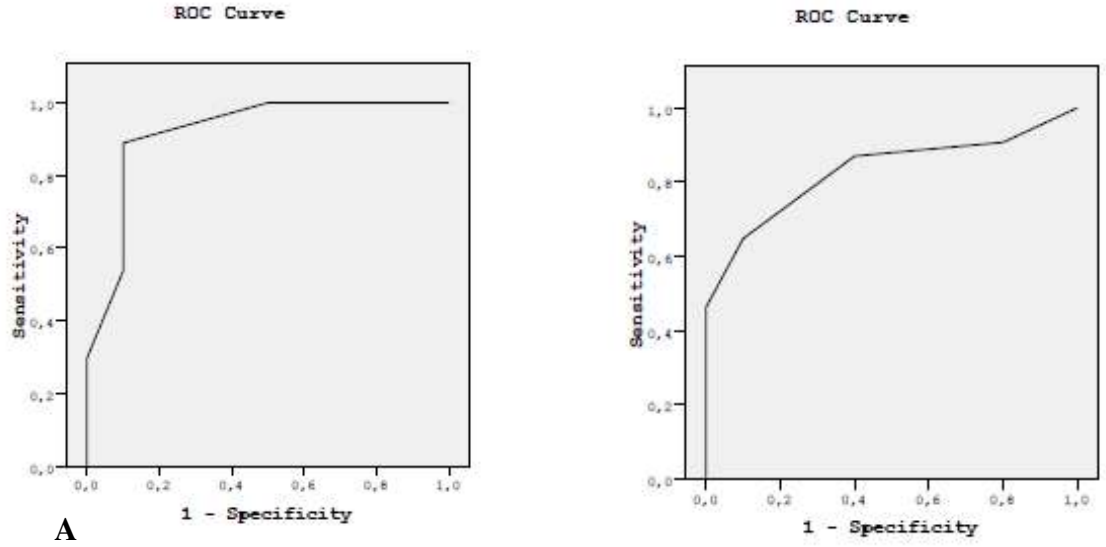
4.6. BTA’nın Tanısal Performans Değerlendirmesi

Tablo 4.17. İki farklı filtre için yapılan ROC analizi sonuçları

	Duyarlılık (%)	Özgüllük (%)	PPV (%)	NPV (%)	AUC (%)
İK “standart” (eşik 0,75 mm)	88,9	90	98	60	91,9 (81-103)
İK “bone” (eşik 0,65 mm)	64,8	90	97,2	32,1	83 (72,2-93,7)

PPV: Pozitif kestirim değeri, NPV: Negatif kestirim değeri, AUC: Eğri altında kalan alan ve % 95 güven aralığı, İK:İntimal kalınlık.

ROC eğrilerinin oluşturulmasında BTA ve referans yöntem olarak kullanılan B-flow görüntülemeye intimal kalınlık artışının en fazla ölçüldüğü düzeylerden elde edilen değerler kullanılmıştır. Tablo 4.17’de B-flow görüntülemeye 1 mm eşik değeri alındığında, BTA’da iki farklı filtre için en yüksek duyarlılık ve özgüllükte izlenen kalınlıklar izlenmektedir. Buna göre, eşik değeri “standart” filtrede % 88,9 duyarlılık ve % 90 özgüllükle 0,75 mm, “bone” filtrede ise % 64,8 duyarlılık ve % 90 özgüllükle 0,65 mm olarak bulunmuştur.



Şekil 4.6. “Standart” ve “bone” filtre için oluşturulan ROC eğrileri izlenmektedir. A. “Standart” filtreye ait eğri, B. “Bone” filtreye ait eğri.

4.7. Gözlemcilerarası Uyum

Tablo 4.18. Pearson korelasyon analizi 2

İntimal kalınlık (BTA-US)	BT Gözlemci 1-2	BT Gözlemci 1-B flow	BT Gözlemci 2-B flow
“standart”	0,877	0,785	0,700
“bone”	0,986	0,791	0,778

BTA’da iki farklı filtre, iki farklı gözlemci tarafından değerlendirilmiştir. Stent içerisinde en fazla olarak ölçülen intimal kalınlıklar üzerinden yapılan uyum analizinde de istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.001$) ve yüksek uyum katsayıları bulunmuştur. Her iki gözlemcinin birbirleri arasında ve B-flow görüntüleme arasındaki uyumun, “bone” filtrede daha yüksek olduğu izlenmektedir.

4.8. Çokkesitli BTCihazı ile Karotis Stentleme Yapılan Olguların Takibi AmacıylaYapılan BTA İncelemelerinde Kullanılan Doz Miktarı

Tablo 4.19. Çalışmada kullanılan farklı protokollerde radyasyon dozları

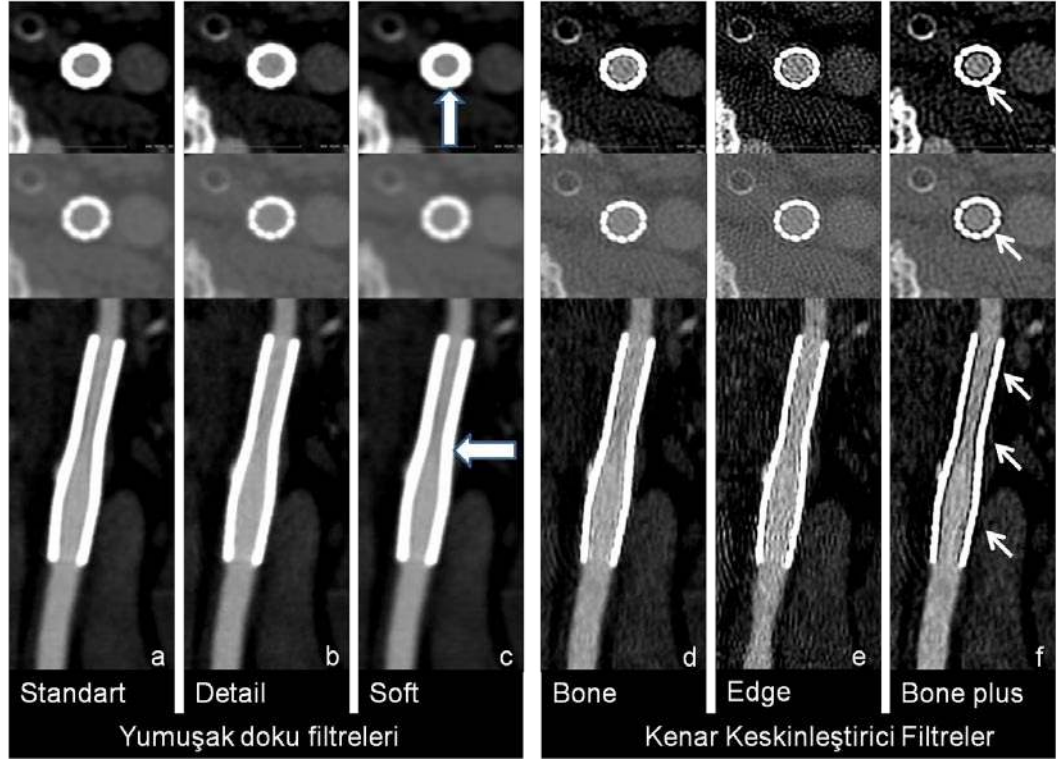
Tarama Şekli (ÇKBT), 140kV, manual mA)	n	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy.cm)			Konversiyon katsayısı	E, mSv		
			Ortalama	En düşük-yüksek	SS		Ortalama	En düşük-yüksek	SS
Bolus Zamanlama	83	31,43- 52,38- 87,16	27,06	10,48- 65,37	12,45	0,0059	0,15	0,06- 0,39	0,07
Helikal (baş-boyun)	64	20,84	674,68	596,22- 770,43	49,25	0,0031	2,09	1,85- 2,39	0,15
Aksiyel (boyun) 250 mA	59	10,87	70,59	40,62- 86,97	10,95	0,0059	0,42	0,38- 0,51	0,07
Toplam			772,33				2,66		
Kontrol helikal (boyun)	19	20,84	254,86	210,30- 410,85	48,45	0,0059	1,56	1,24- 2,44	0,37
Kontrol aksiyel (boyun)500 mA	19	22,56	145,22	96,70- 180,51	22,76	0,0059	1,07	0,57- 0,86	0,13
Toplam			400,08				2,67		

n: İnceleme sayısı, kV:kilovolt, mA:miliamper, CTDIvol: Hacimsel BT doz indeksi (mGy), DLP: doz-uzunluk çarpımı (mGy x cm), E: Efektif doz(mSv), SS: Standart sapma.

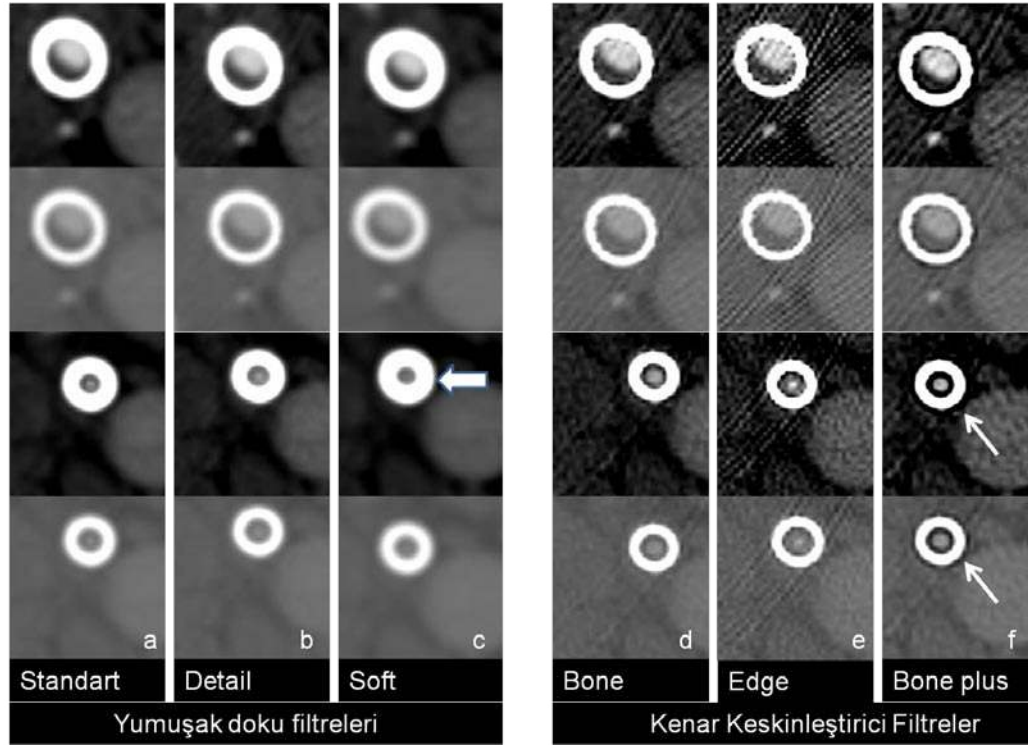
Tablo 4.19’da çalışmada kullanılan helikal ve aksiyel incelemelerde kaydedilen hacimsel BT doz indeksi (CTDIvol, mGy), doz-uzunluk çarpımı (dose length product, DLP, mGy.cm) ve Avrupa Çalışma Grubu tarafından BT’de kalite kriterleri kılavuzunda önerilmiş bir yöntem ile dönüşüm katsayıları kullanılarak hesaplanan efektif doz (mSv) değerleri gösterilmektedir (97). Bu yöntem ile efektif doz, doz-uzunluk çarpımı (dose-length product, DLP, mGy.cm) ve incelenen anatomik bölge için bir dönüşüm katsayısının (k) çarpımından türetilmekte olup doz-uzunluk çarpımı hastanın tetkikin kapsadığı uzunluk boyunca aldığı dozun bir göstergesi olarak karşımıza çıkmaktadır. Efektif doz hesaplaması için kullanılan DLP değerleri her BT anjiyografi tetkiki için cihaz tarafından otomatik olarak verilen protokol üzerinden elde olunmuştur. Klavuzda belirtilen dönüşüm katsayıları baş-boyun ve yalnızca boyun incelemeleri için sırasıyla $k=0,0031$ ve $k=0,0059$ ($017 \text{ mSv.mGy}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1}$)’dir. Buna göre helikal baş-boyun incelemesinde efektif doz 2,09 (1,85-2,39) mSv’dir. Yalnızca stente yönelik boyun BTA’nın helikal tarama ile gerçekleştirilmesi halinde ortalama $E=1,56 \text{ mSv}$, yine stente yönelik sınırlı aksiyel taramalarda tüp akımı 500 mA iken ortalama $E= 1,07 \text{ mSv}$ ve 250 mA kullanıldığında ise $E=0,42 \text{ mSv}$ olarak bulunmuştur.

Bolus zamanlama ile gecikmenin belirlenmesi halinde ortalama hesaplanan $E= 0,15 \text{ mSv}$ olarak hesaplanmıştır. Bolus zamanlama uygulamasında ortalama süre $17,77 \pm 2,89$ (15-26)sn olarak bulunmuştur.

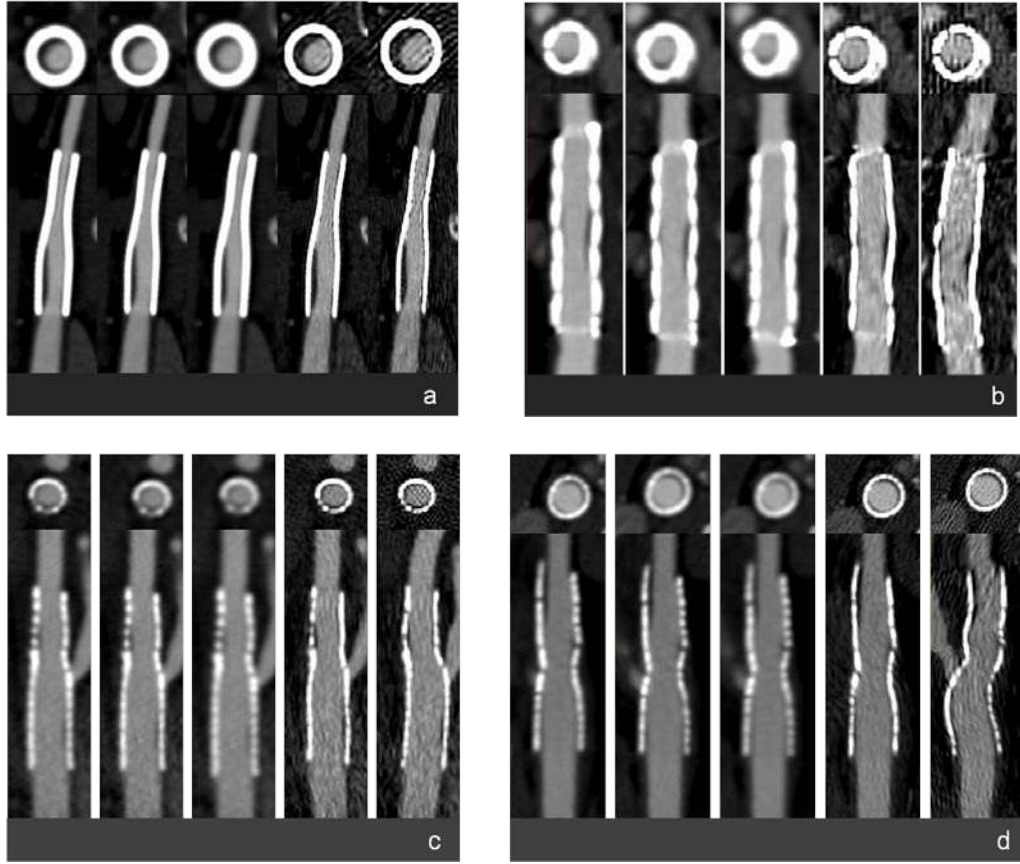
4.9. Çalışmaya Dahil Edilen Olgular Üzerinden BTA İle Stent Görüntüleme



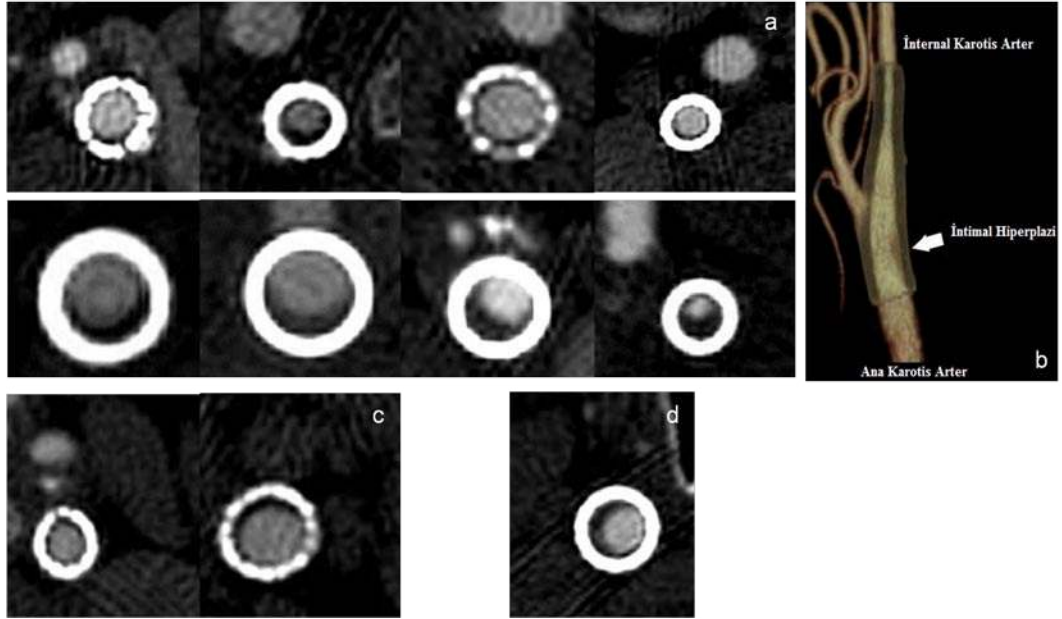
Resim 4.9.1. Bilgisayarlı tomografide farklı filtrelerle ait rekonstrüksiyonlar sonrası oluşturulan aksiyel kesitler ve MPR görüntülerle stent görüntüleme. Oluşturulan görüntülerde aynı stentin farklı filtrelerdeki kalınlıklarının değiştiği izlenmektedir. Stent gövde (strut) kalınlığı (c)’de “soft” filtre kullanılarak oluşturulan görüntülerde diğer filtrelerle göre yapay olarak daha fazla artmış görünmektedir (blooming artefaktı). Yumuşak doku filtrelerinde bu etkinin daha fazla izlendiğine dikkat ediniz. Aynı etki nedeniyle izlenen stent lümeninde de yapay bir daralma söz konusudur. Bu etkinin ortadan kaldırılması amacıyla kenar keskinleştirici filtreler kullanılmaktadır. Bu filtrelerde daha geniş lümen çapları elde edilmektedir. Bu tip filtre örnekleriyle oluşturulan görüntüler d,e ve f’de izlenmektedir. Stent gövde kalınlığının incelendiği ve daha geniş çaplar izlendiği dikkat çekmektedir. Bu filtrelerin kullanımıyla uzaysal çözünürlük artarken gürültü de artmaktadır. Yumuşak doku filtrelerinde ise kontrast çözünürlüğü daha yüksektir. Keskinleştirme operatörleri adından da anlaşılacağı üzere görüntüdeki küçük detayların (yüksek frekanslı bileşenler), köşelerin daha belirgin hale getirilebilmesi işlemine kullanılır. Gürültü artışı bu filtrelerde piksellerin belirginleşmesiyle homojen olmayan görüntüler olarak algılanmaktadır. Stentler ayrıca kemik pencereleme ile gösterilmiştir. Stent gövde kalınlıkları arasında kemik pencerelemede fark izlenmemekte ancak bu pencereleme kontrast rezolüsyonunu azaltmaktadır. (f) Kenar keskinleştirici yüksek frekanslı bir filtre olan “bone plus” filterde stent ile lümen arasında hipodens bir hat (ince beyaz oklar) olarak yapay bir görünüm izlenmektedir (ışın sertleşmesi artefaktı). Bu artefaktın stent-içi daralmadan sorumlu intimal hiperplaziye ait hipodens görünümünden ayrılması önem taşımaktadır. Bu amaçla görüntüler farklı pencereleme seçenekleri ve filtreler özellikle yumuşak doku filtreleri ile birlikte değerlendirilmelidir.



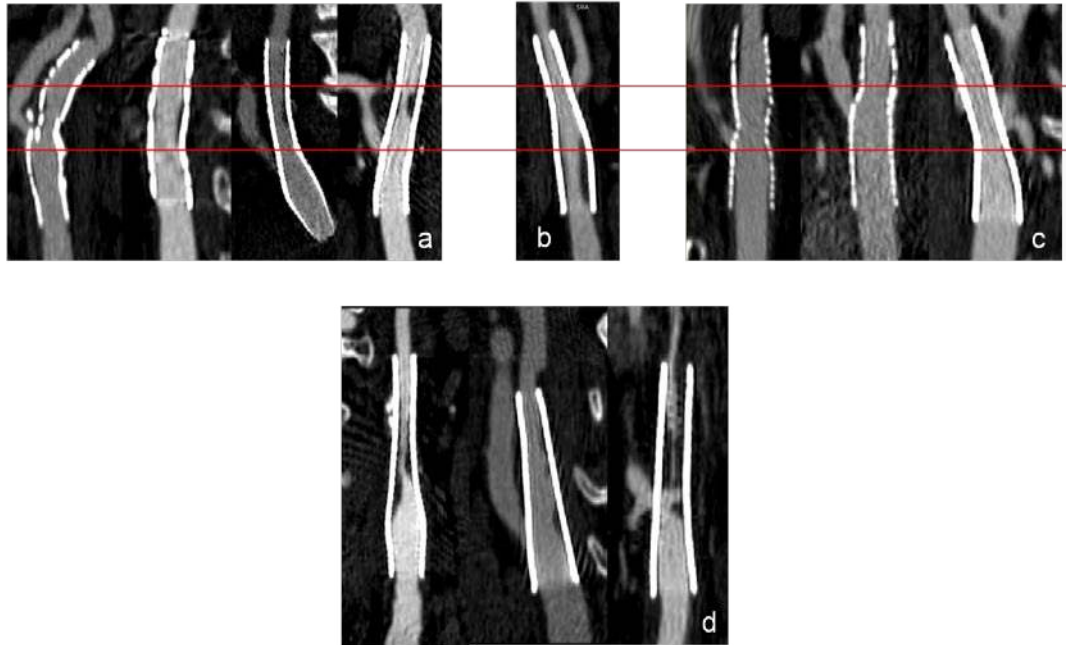
Resim 4.9.2. Bilgisayarlı tomografide kullanılan farklı rekonstrüksiyon filtrelerinde stent görüntüleme. Çalışmada kullanılan farklı filtrelerde aksiyel BT görüntüleri. İntimal hiperplazinin izlendiği olguda stentin farklı filtrelerdeki görünümü. Ayrıca stent çapı ve alaşımının lümen açıklığına etkisi gösterilmeye çalışılmıştır. Özellikle “soft” filtre kullanılarak oluşturulan daha düşük çaplı aksiyel stent görüntülerinde (kalın beyaz ok) “blooming” artefaktı nedeniyle stent lümeninin değerlendirilmesinin olanaksız hale geldiği izlenmektedir. Burada hem stent çapı hem de stent alaşımı (çelik) nedeniyle stent lümeni olduğundan daha dar olarak izlenmektedir. Ancak bu etkinin kenar keskinleştirici filtre grubunda azaldığına dikkat ediniz.(f) Işın sertleşmesi artefaktı intimal hiperplazisi olan hastalarda karışıklığa yol açmaktadır. Burada daha küçük çaplı olan stent grubunda belirgin olarak bu artefakta bağlı etki izlenmektedir (ince beyaz oklar). Özellikle kenar keskinleştirici filtrelerde stent lümeninde aksiyel kesitlerde çepeçevre olarak bu artefakta bağlı görünüm izlenmektedir. İzlenen hipodens hattın kemik pencerede de izlendiğine dikkat ediniz. Artefakta bağlı hipodens hat merkeze doğru giderek solmaktadır. İntimal hiperplazi ise stent lümeninde çepeçevre olarak değil sıklıkla ekzantrik olarak izlenmektedir. Bu nedenle kenar keskinleştirici filtre kullanımında bu artefakta dikkat edilmeli ve görüntüler diğer filtrelerle ve pencereleme seçenekleri ile karşılaştırılmalıdır. Ayrıca aksiyel kesitlerde izlenen şüpheli görüntülerin MPR görüntülerde doğrulanmalıdır.



Resim 4.9.3. Bilgisayarlı tomografide farklı alaşımlar kullanılarak üretilen stent görüntüleri. (a) **Wallstent** (Boston Scientific İrlanda Ltd., Galway, İrlanda), (b) **Protege® RX** Carotid Stent System (ev3 Inc., Plymouth, Minnesota, ABD), (c,d) **Precise** (Cordis Corp., Miami, FC, ABD). Protege ve Precise stentler nitinol grup stentler olmasına rağmen görüntüleme karakteristiklerinin farklılığına dikkat ediniz. Özellikle Protege stentlerde proksimal ve distal stent belirteçlerine bağlı metal artefaktları görüntüleri bozulmasına neden olmaktadır. Bu stent tipinde de paslanmaz çelik alaşımından üretilen Wallstentler gibi yumuşak filtrelerde stent gövde kalınlığı belirgin artmaktadır. Ancak Wallstentler kadar lümen çapında yapay bir daralma olmamaktadır. Bu etkinin en az izlendiği stent grubu ise Precise stentler olarak izlenmektedir. Wallstent ise “blooming” etkisinin en belirgin izlendiği stent grubudur.



Resim 4.9.4. Çalışmaya dahil edilen olgularda stent kadranlarına göre intimal hiperplazi sınıflandırması.(a) Aksiyel kesitlerde farklı stent türlerinde posterior duvarda “ayça” şeklinde izlenen intimal hiperplazi ile uyumlu hipodens oluşumlar izlenmektedir. Çalışmada saptanan intimal hiperplazili olguların büyük çoğunluğunda eksternal karotis arterin karşısında ve posterior duvarda hipodens hat izlenmiştir. Bu görünüm (b)’ de transparan VR görüntüde gösterilmeye çalışılmıştır.

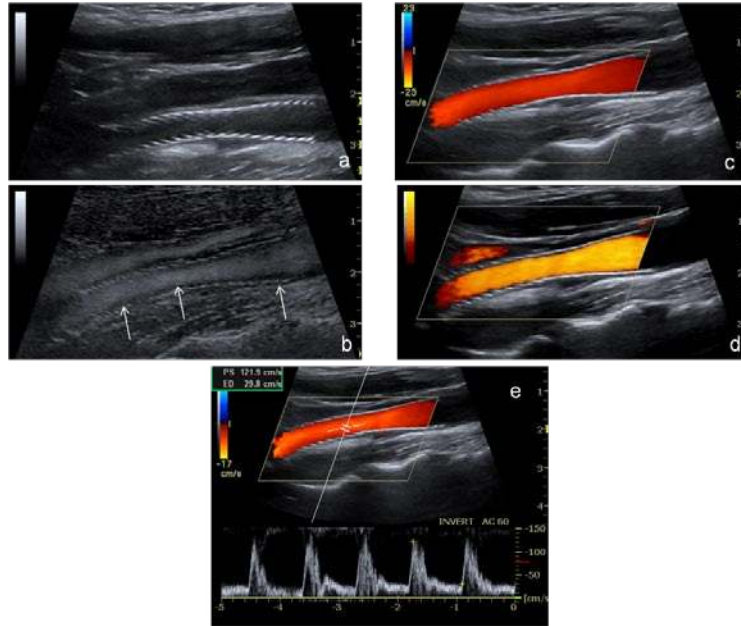


Resim 4.9.5. İntimal hiperplazi saptanan olguların MPR görüntüleri üzerinden stent uzunluğuna göre sınıflandırılması. (a) Stent orta 1/3’ünde intimal hiperplazi saptanan olgu örnekleri. (b) Stent proksimal 1/3’ünde intimal hiperplazi izlenen olgu örneği. (c) Stent distal 1/3’ünde intimal hiperplazi saptanan olgu örnekleri. (d) Stent içerisinde birden fazla stent kesimini etkileyen intimal hiperplazi örneklerini göstermektedir.

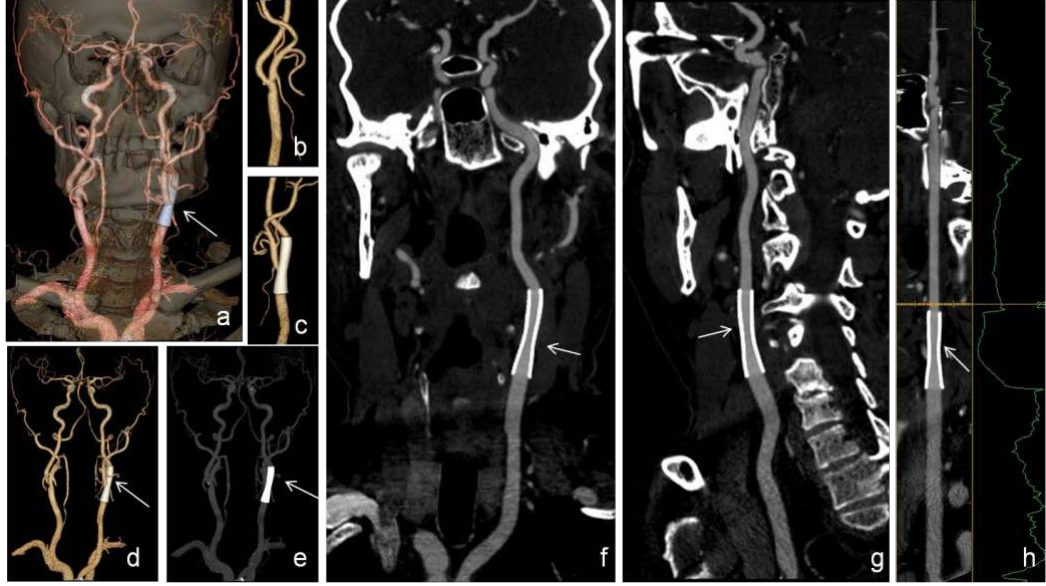
4.10. Olgulardan Örnekler



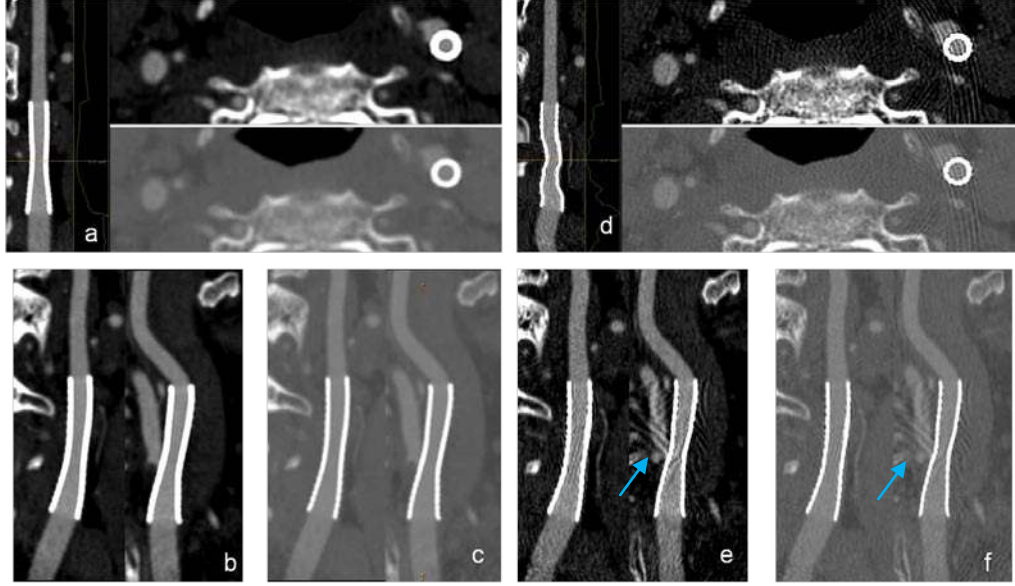
Resim 4.10.1.1. Olgu 19: Kateter anjiyografide 59 yaşındaki erkek olgunun stentleme işlemi öncesi ve sonrası kontrol görüntüleri. **(a)** Solda bifurkasyon düzeyinden elde olunan anjiyografik görüntüde, sol ana karotis arterinden internal karotis arter proksimaline uzanımı izlenen (ince siyah ok) % 95’lik darlık gösterilmiştir. **(b)** Stentleme sonrası kontrol anjiyografide 9x30 mm’lik Wallstent (Boston Scientific İrlanda Ltd., Galway, İrlanda) yerleştirilen damar segmentinde düzgün kontur özellikleri izlenmektedir.



Resim 4.10.1.2. Olgunun 28. ayda yapılan US kontrolüne ait longitudinal görüntüler (a-e). Olgunun US görüntüleri “değerlendirilebilir mükemmel”, “4” olarak değerlendirilmiştir. **(a)** B-mod görüntüleme ile stent, içerisinde akım olmadan görüntülenmiştir. Stente ait açılanma, bükülme gibi herhangi bir geometrik bozulma ya da belirgin kalsifiye plak görünümü izlenmemiştir. **(b)** B-flow görüntülemeye stent posterior duvarında hipoeoik bir hat olarak neointimal proliferasyonla (ince beyaz oklar) uyumlu görünüm dikkati çekmekte ancak stent lümeni patent olarak izlenmektedir. **(c)** Renkli Doppler görüntülemeye stent lümeni patent olarak görüntülenmekle birlikte akım kodlaması nedeniyle zaten minimal olan neointimal proliferasyon seçilememektedir (overwriting artefaktı). **(d)** Power Doppler görüntülemeye stent lümeni patent olarak izlenmekle birlikte yine neointimal proliferasyon seçilememektedir. **(e)** Stent lümeninden yapılan akım hızı ölçümünde PSV’nin 122 cm/sn diyastol sonu akım hızının yaklaşık 30 cm/sn olarak ölçüldüğü izlenmektedir. Bu değerlendirmede ölçülen akım hızları stent içerisinde darlık olmadığını göstermektedir.



Resim 4.10.1.3. Olgunun BT anjiyografisi sonrası oluşturulan farklı gösterim teknikleri ile oluşturulmuş hacimsel ve eğimli reformat görüntüler. (a) Transparan VR görüntüde baş-boyuna ait kemik yapılar transparan hale getirilmiş supraaortik arterler ana dalları ve intrakranial ön ve arka dolaşım kemik yapılarla birlikte gösterilmiştir. Solda AKA'dan İKA'ya uzanan stent izlenmektedir (beyaz ok başı). (b-d) Kemik yapılarında uzaklaştırıldığı VR gösterimde iki karotis bifurkasyon ve stent iki farklı planda ve büyütülerek gösterilmiştir. (e) MIP gösterim tekniği ile stent ve supraaortik arter anatomisi gösterilmeye çalışılmıştır. (f-g) "Standart" filtre kullanılarak oluşturulan koronal (f), sagittal (g) ve düzeltilmiş eğimli reformat (h) görüntülerde stent (ince beyaz oklar) ve damar lümeni tüm seyri boyunca ve patent olarak izlenebilmektedir. Eğik planar reformat görüntülerde çalışma sırasında belirlenen pencereleme değerleri (pencere genişliği 750 pencere seviyesi 300) kullanılmıştır.

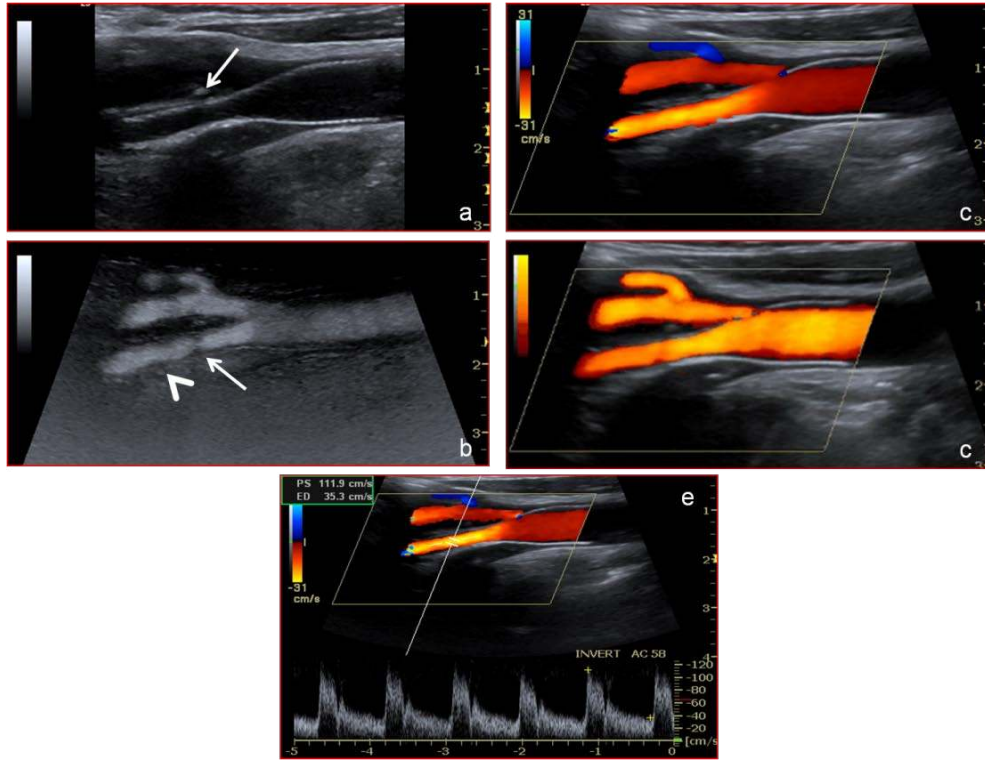


Resim 4.10.1.4. Stent lümenini göstermek amacıyla oluşturulan multiplanar reformat görüntüler.

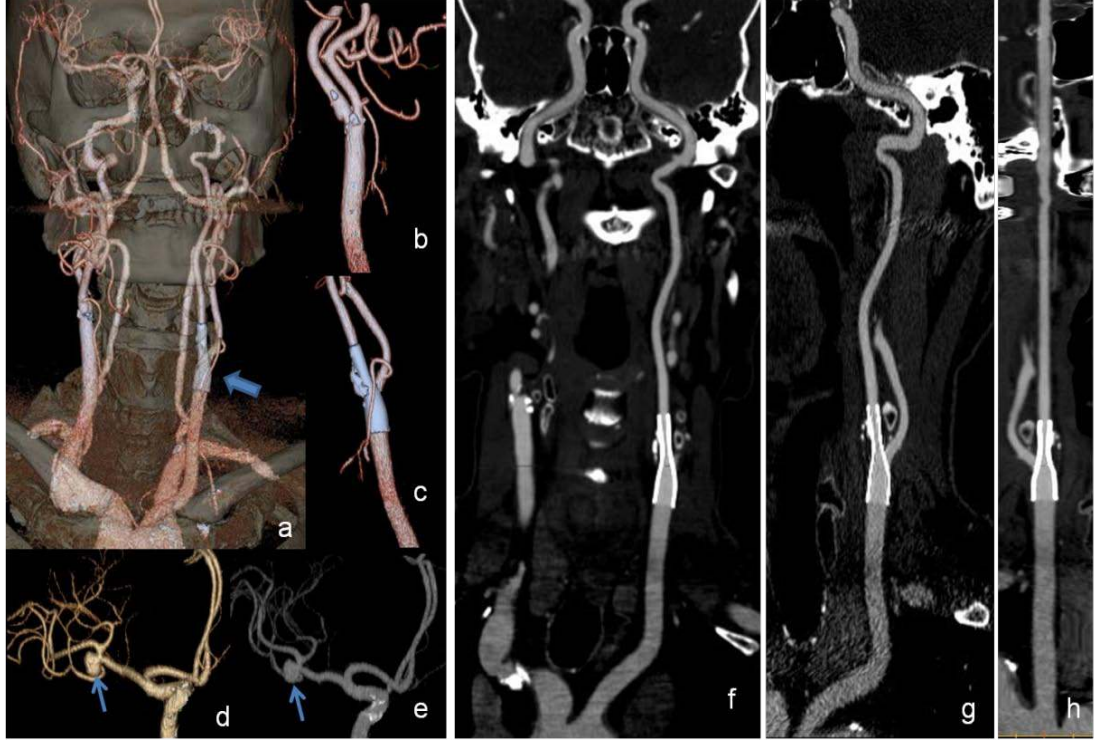
Görüntüler BTA'da gözlemciler tarafından en yüksek puanı alan iki farklı filtre ile oluşturulmuş rekonstrüksiyonlardan elde edilmiştir. Ayrıca hem stent lümeni değerlendirilmesinde seçilen pencereleme değerleri hem de yüksek dansiteli yapıları (örneğin; kemik, metal, kalsifikasyon) değerlendirmede kullanılan kemik pencere değerleri (pencere genişliği 2000, pencere seviyesi 350) ile stent ve lümeni gösterilmiştir. "Standart" filtre ile oluşturulan reformat görüntüler a,b ve c'de izlenmektedir. "Bone" filtrede oluşturulan görüntüler d,e ve f ile gösterilmiştir. Gözlemciler tarafından yapılan görüntü analizi değerlendirilmesi "4 puan" (değerlendirilebilir, mükemmel, artefakt yok, stent sınırları iyi belirleniyor) olarak yapılmıştır. (a, d) Oluşturulan düzeltilmiş eğimli reformat görüntülerde stentin en dar olarak izlendiği düzeyden geçen aksiyel kesitler ve uzaysal algılamayı artırması için sırasıyla sagittal ve koronal planda oluşturulmuş reformat görüntüler izlenmektedir. "Bone" filtrede metal alaşımın oluşturduğu artefakt izlenmektedir (ince mavi oklar).



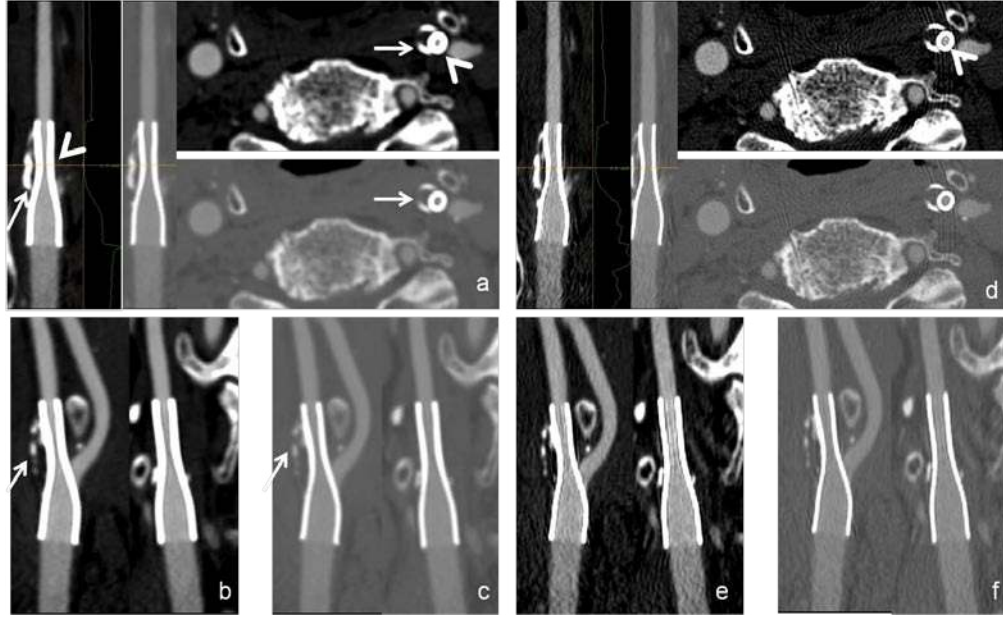
Resim 4.10.2.1. Olgu 7: Kateter anjiyografide 76 yaşında erkek olgunun stentleme öncesi ve hemen sonrası kontrol görüntüleri. (a) Sol karotis bifurkasyonunda İKA proksimalinde % 95'in üzerinde darlık izlenmektedir. (b) Kontrol anjiyografide AKA'dan İKA'ya uzanan 7x30 mm'lik Wallstent (Boston Scientific İrlanda Ltd., Galway, İrlanda) izlenmektedir.



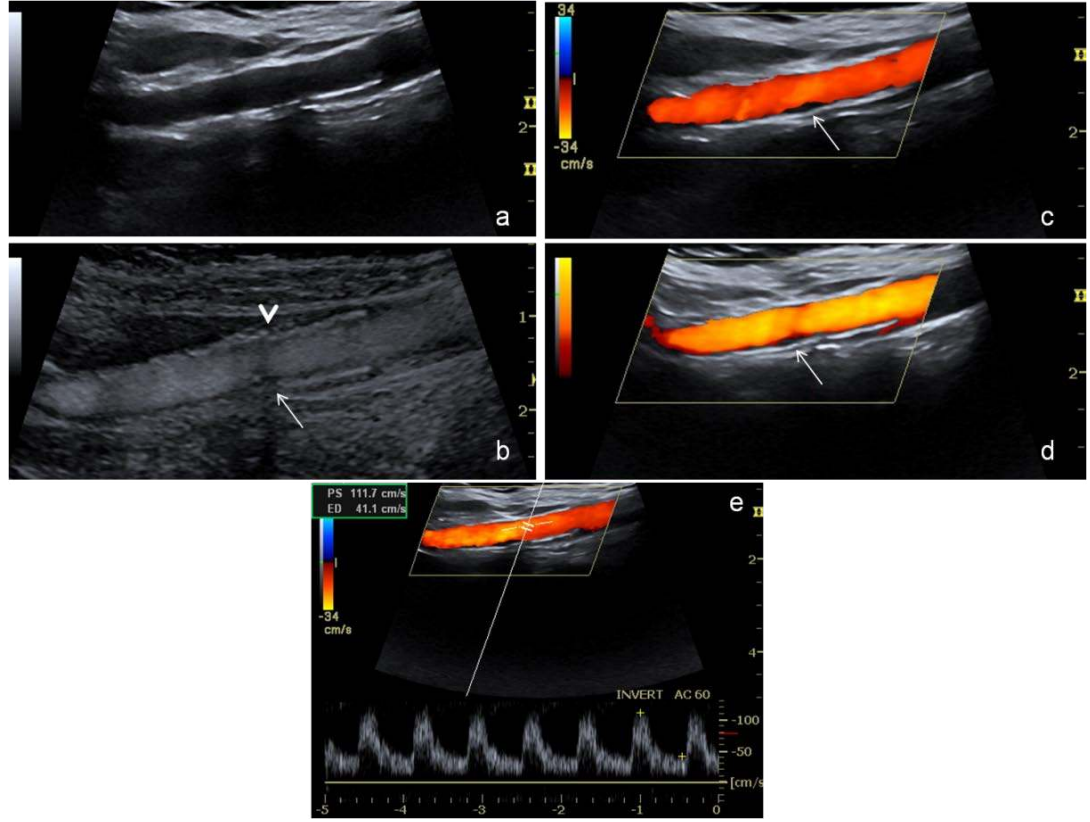
Resim 4.10.2.2. Olgunun 48. ayda yapılan US kontrolüne ait görüntüler. US görüntü analizi “değerlendirilebilir mükemmel (4)” olarak yapılmıştır. (a) B-mod görüntülemeye stentin AKA'dan İKA'ya uzanımı ile birlikte stent orta kesiminde anteriorda milimetrik kalsifiye odak izlenmektedir (ince beyaz ok). (b) B-flow görüntüde bifurkasyon düzeyi ayrıntılı bir biçimde görüntülenmektedir. Stent patent olarak görüntülenmekle birlikte, kalsifiye odağın neden olduğu akustik gölgelenmenin stent içerisinde yalancı bir dolum defektine neden olduğu izlenmektedir (ince beyaz ok). Beyaz ok başı ile stent distalinde posteriorda izlenen minimal neointimal proliferasyon gösterilmektedir. (c, d) Renkli Doppler ve power Doppler görüntülemelerde de stent lümeni patent olarak izlenmektedir. (e) Stent içerisinde yapılan akım hızı örneklemesinde stent içi darlıkla uyumlu olabilecek artışlar saptanmamıştır.



Resim 4.10.2.3. Üç boyutlu VR ve eğimli reformat görüntüler. Solda AKA'dan İKA'ya uzanımı izlenen stent izlenmektedir (a, c). Solda stent komşuluğunda ve sağda bifurkasyon düzeyinde milimetrik kalsifikasyonlar dikkati çekmektedir (b ve c). İntrakranial sağ ön dolaşım VR ve MIP görüntüleme (d ve e) ile gösterilmektedir. Sağda OSA bifurkasyonunda sakküler anevrizma izlenmektedir (ince mavi oklar). Sol karotis arter lümen değerlendirmesi için sırasıyla koronal (standart filtre) ve sagittal (bone filtre) reformat görüntüler oluşturulmuştur (f, g). (h) "Standart" filtre ile oluşturulmuş eğimli reformat görüntü sol karotis arter patent olarak izlenmektedir.



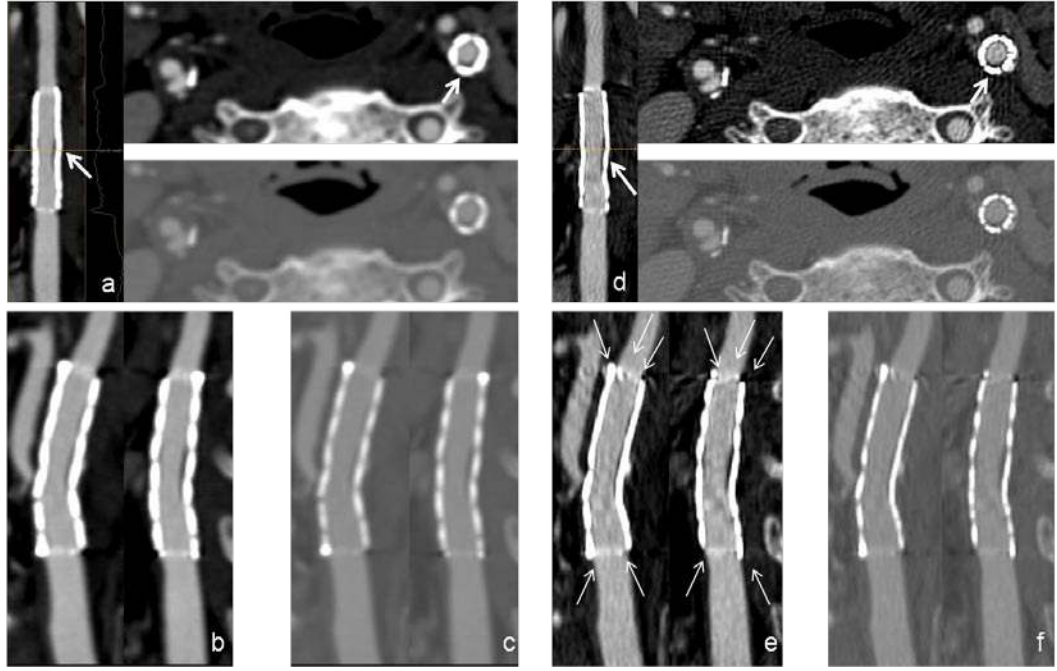
Resim 4.10.2.4. Wallstent'e (Boston Scientific İrlanda Ltd., Galway, İrlanda) "blooming" etkisinin gösterildiği MPR görüntüler. Gözlemciler tarafından yapılan görüntü analizi değerlendirilmesi bu etki nedeniyle "3 puan" (kısmen değerlendirilebilir, iyi, artefakt düzeyi en düşük, tanısal açıdan yeterli) olarak yapılmıştır. İki farklı filtre üzerinden oluşturulan MPR görüntüler iki farklı pencereleme seçeneği ile gösterilmiştir. (a) Stentin en dar olduğu yer düzeltilmiş eğimli reformat görüntüde işaretlenmiş olup bu düzeyde geçen aksiyel kesitlerle birlikte gösterilmiştir (beyaz ok başları). Stent ile damar lümeni arasında itilmiş olarak izlenen kalsifiye plak aksiyel kesitlerde özellikle kemik pencereleme ile daha iyi seçilmektedir (ince beyaz oklar). (b-f) Uzaysal algılamayı arttırmak için oluşturulan sırasıyla sagittal ve koronal reformat görüntülerde stent alaşımının neden olduğu "blooming" artefaktı "standart" filtrede net olarak izlenmektedir. Ultrasonografide stent-içi darlık saptanmayan olguda darlık olmadığı özellikle koronal görüntüde ve "bone" filtreden oluşturulmuş görüntülerde daha net olarak izlenmektedir. Kemik pencerelemede stent komşuluğunda izlenen kalsifikasyon seçilebilirken stent lümeni değerlendirilmesi güçleşmektedir.



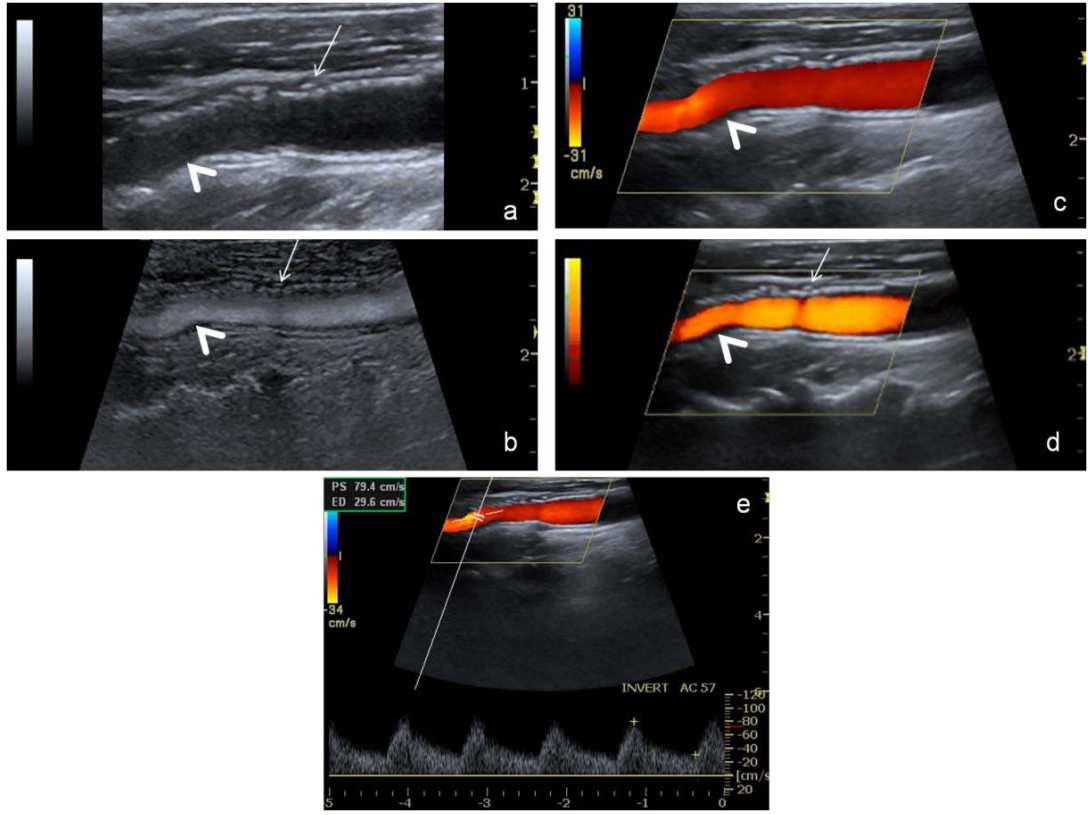
Resim 4.10.3.1. Olgu 27: Sağ internal karotis arteri tıkalı olan 69 yaşında kadın olgunun sol karotis arter proksimalinde tespit edilen % 80 darlık sonrası yerleştirilen nitinol Protege® RX Carotid Stent System (ev3 Inc., Plymouth, Minnesota, ABD) 7x30 mm stente ait 24. ayda yapılan kontrol US'de hem B-Flow (b) hem de akıma dayalı longitudinal renkli sonografik gösterimde (c, d) stent lümeni patent olarak izlenmektedir. US'de görüntü analizi "4 puan" olarak yapılmıştır. Stent anteriorunda izlenen milimetrik kalsifiye odağa (beyaz ok başı) rağmen stent orta kesiminde daha belirgin olarak izlenen neointimal proliferasyon (ince beyaz ok) gösterilmektedir. (e) Stent lümeninden yapılan hız örneklemesinde PSV'nin 111,7 cm/ sn, diyastol sonu akım hızı ise 41,1 cm/sn olarak ölçülmüştür.



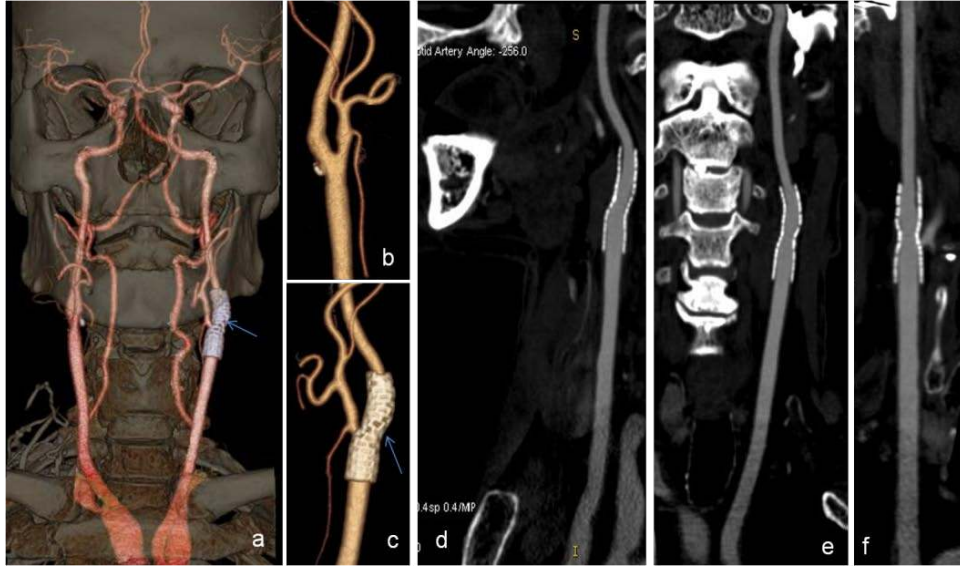
Resim 4.10.3.2. (a) Transparan VR görüntüde sol AKA'dan İKA'ya uzanan stent izlenebilmektedir (beyaz ok başları). (b, c) Kemik yapılar uzaklaştırıldıktan sonra oluşturulan VR görüntülerde stent ve sağda internal karotis arterin başlangıcından itibaren tıkalı olduğu gösterilmiştir (kalın beyaz ok). (d) MIP görüntüde stent (beyaz ok başı) gösterilmiş, sağda internal karotis arterdeki tıkanıklıkla birlikte sağ vertebral arterin olası retrograd yoldan dolum gösterdiği ve başlangıcından itibaren tıkalı olduğu izlenmiştir. (e-g) Oluşturulan eğimli reformat görüntülerde sol karotis arter sagittal ve koronal reformatlarda patent olarak izlenmektedir. Düzeltilmiş eğimli reformat görüntüde ise stent orta kesimde hipodens bir hat olarak neointimal proliferasyon dikkati çekmektedir.



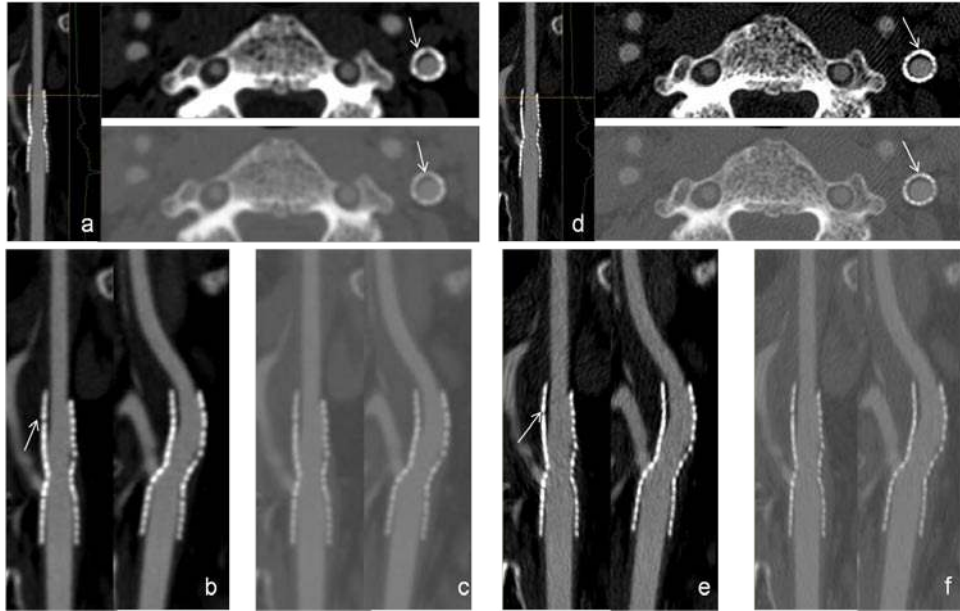
Resim 4.10.3.3. Nitinol stent grubundan Protege® RX Carotid Stent System (ev3 Inc., Plymouth, Minnesota, ABD) stent yerleştirilen olguya ait MPR görüntüler ile stent lümeni değerlendirilmesi. “Standart” filtre kullanılarak elde edilen görüntüler a, b ve c’de izlenmektedir. “Bone” filtre kullanılarak elde edilen görüntüler d, e ve f’de izlenmektedir. Stent içerisinde orta kesimde intimal hiperplazi izlenmektedir. İntimal hiperplazinin en kalın izlendiği düzeyden (kalın beyaz ok) geçen aksiyel kesitler ve oluşturulan sagittal ve koronal reformat görüntüler iki farklı filtre ve pencereleme ile gösterilmiştir. Aksiyel kesitlerde stent posterior duvarında “ayça” şeklinde intimal hiperplazi izlenmektedir. Stent proksimal ve distal kesiminde stent belirteçlerine bağlı metal artefaktları izlenmekte olup özellikle kenar keskinleştirici filtre olan “bone” filtrede artefakt daha belirginleştiği dikkati çekmektedir. Bu artefakt stent belirteci olarak kullanılan farklı bir metal olan “tantalum” nedeniyle olmaktadır. Gözlemciler tarafından bu nedenle inceleme “3 puan” (kısmen değerlendirilebilir, iyi, artefakt düzeyi en düşük, tanısal açıdan yeterli) olarak değerlendirilmiştir.



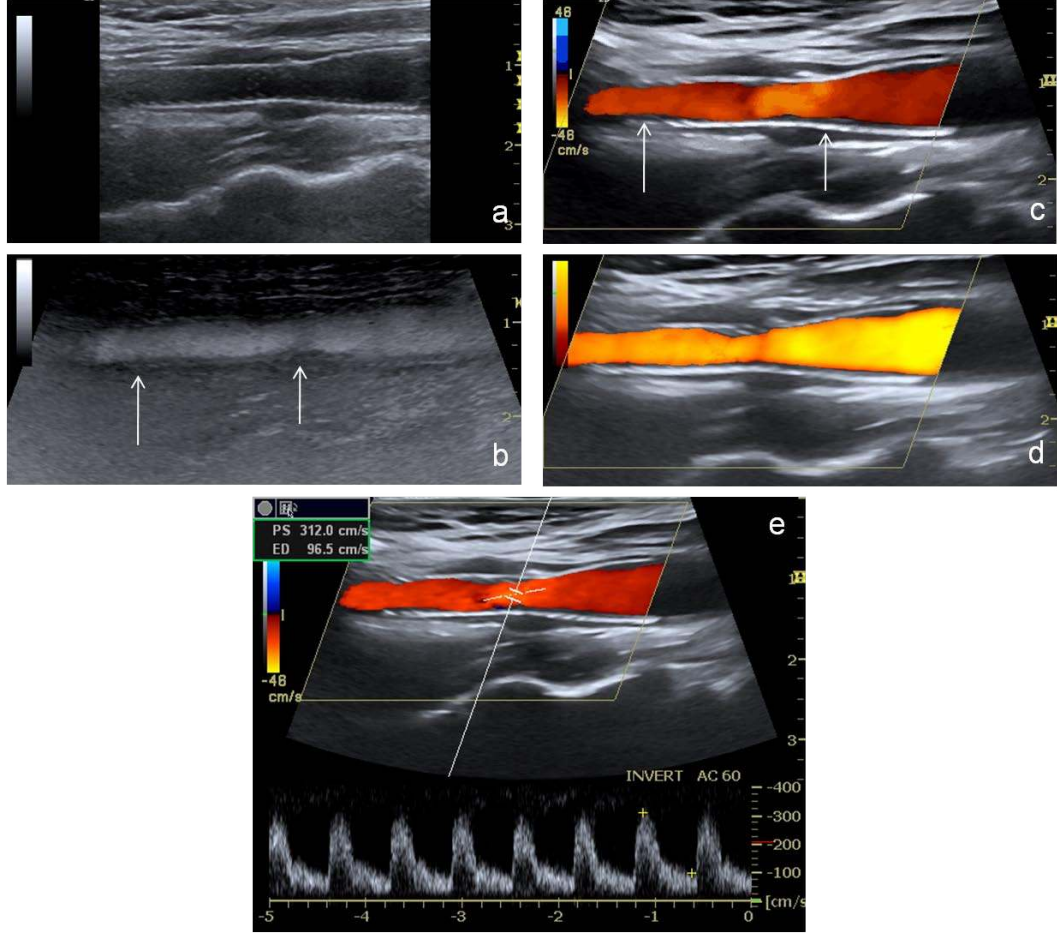
Resim 4.10.4.1. Olgu38: Sol karotis arterinde % 90 darlık saptanması üzerine, sol karotis arterine 8x30 mm’lik nitinol Precise (Cordis Corp., Miami, FC, ABD) stent yerleştirilen 64 yaşında erkek olgunun 18. ayda yapılan US kontrolüne ait longitudinal görüntüler izlenmektedir (a-e). Olgunun US görüntüleri “4 puan” (değerlendirilebilir, mükemmel) ile değerlendirilmiştir. (a) B-mod görüntüde stent distal kesim posteriorda stent lümenine göre hiperekoik bir hat olarak neointimal proliferasyon izlenmektedir. Akıma dayalı diğer sonografik yöntemlere ait görüntülerde de (b-e) stent orta kesiminde dolum defekti olarak aynı alan izlenmektedir (kalın beyaz ok başları). İnce beyaz ok ile milimetrik kalsifiye odak ve oluşturduğu gölgelenme gösterilmiştir. (e) Stent lümeninin en dar olarak izlendiği distal kesimde PSV’nin 79,4 cm/sn’dir. Stent lümeni patent olarak değerlendirilmiş stent içi darlık % 50’nin altında olarak değerlendirilmiştir.



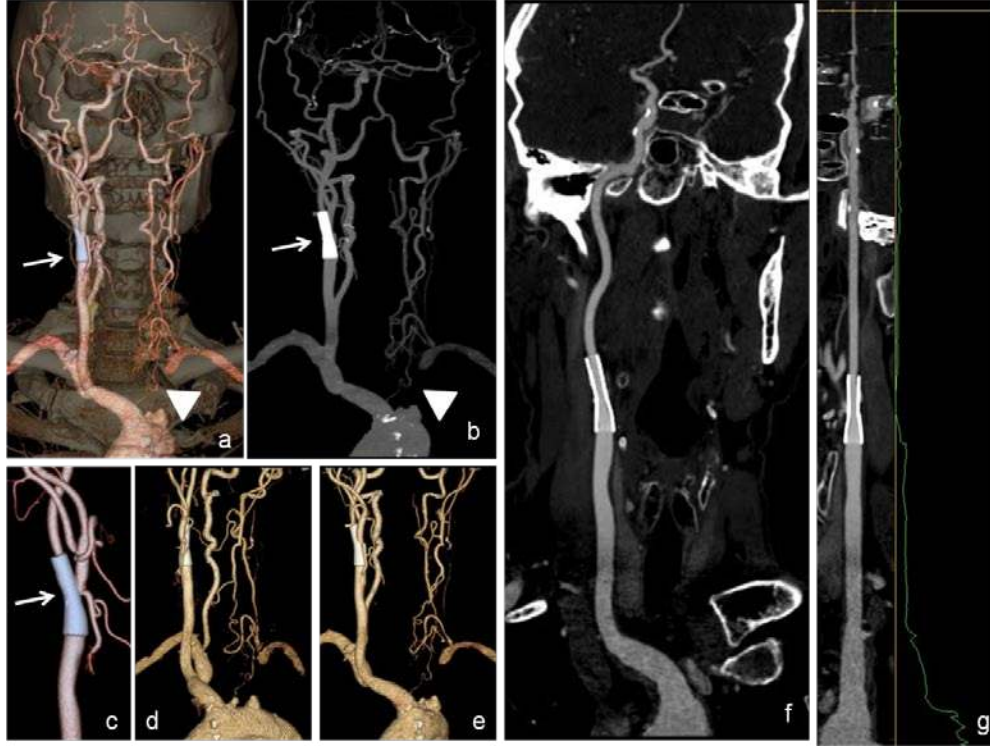
Resim 4.10.4.2. (a-c) Üç boyutlu VR ve eğimli reformat gösterim teknikleri ile stent yerleşiminin ve lümen açıklığının değerlendirilmesi. VR görüntülerde sol AKA'dan İKA'ya uzanan stent gösterilmiştir. (b) Sağ İKA başlangıcında posterior duvarda milimetrik kalsifiye odak dikkati çekmektedir. (d-f) "Standart" filtre rekonstrüksiyonlarından oluşturulan sırasıyla sagittal (d) ve koronal (e) reformat görüntülerde stent lümen açıklığının korunduğu izlenmektedir. (f) Düzeltilmiş eğimli reformat görüntüde stent distal kesiminde intimal hiperplaziye ait hipodens hat dikkati çekmektedir.



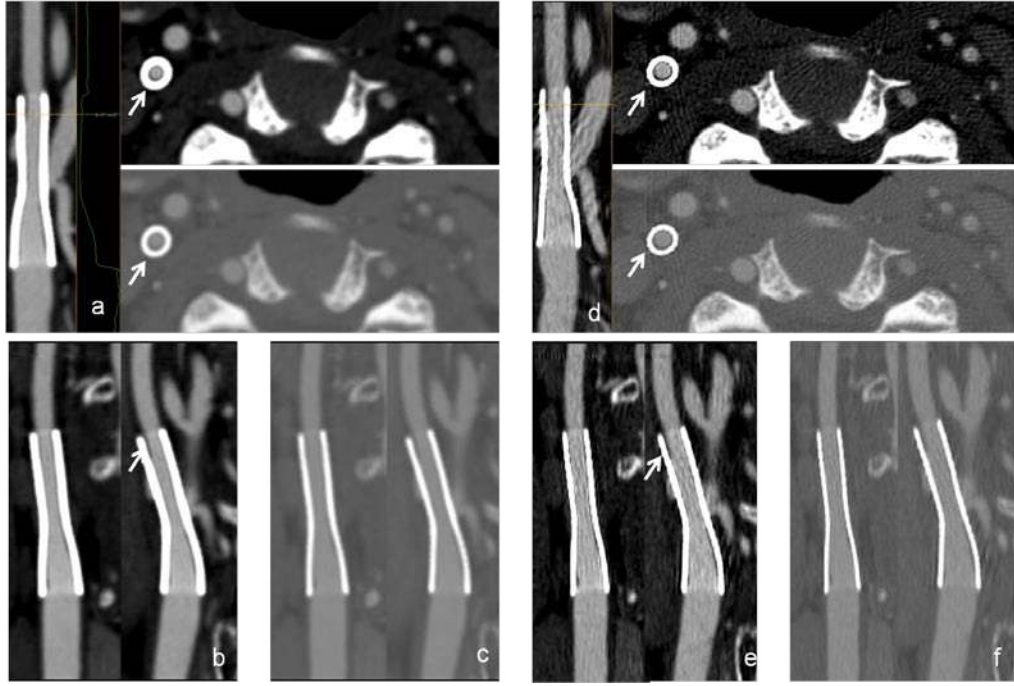
Resim 4.10.4.3. "Standart" ve "Bone" filtre kullanılarak oluşturulan MPR görüntülerde stent lümeninin değerlendirilmesi. Gözlemciler tarafından yapılan görüntü analizi değerlendirilmesi "4 puan" (değerlendirilebilir, mükemmel, artefakt yok, stent sınırları iyi belirleniyor) olarak yapılmıştır. Stent içerisinde intimal hiperplazinin en kalın olarak izlendiği düzeyden geçen aksiyel kesitler (a) ve (d)'de izlenmektedir. Her iki filtre kullanılarak oluşturulan görüntülerde stent anterior duvarında "ayça" şeklinde hipodens hat dikkati çekmektedir (ince beyaz oklar).



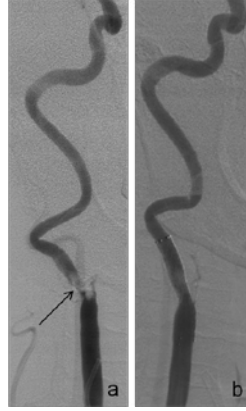
Resim 4.10.5.1. Olgu 11: Sol subklavyan arterinde vertebral arter öncesi tıkanıklık ve subklavyan çalma sendromu olan 60 yaşında erkek olguya sağ karotis arter proksimalinde % 50 darlık saptanması üzerine yerleştirilen 7x30 mm Wallstent'e (Boston Scientific İrlanda Ltd., Galway, İrlanda) ait 42. ayda yapılan US kontrolüne ait longitudinal görüntüler. (a-e). Görüntü analizinde “4 puan” alan olguda, (a) B-mod görüntüde AKA’dan İKA’ya uzanan stent izlenmektedir. Akıma dayalı diğer sonografik yöntemlerde (b-d) stent lümeninde minimal neointimal proliferasyon gösterilmiştir (beyaz ince oklar). (e) Stent lümeninde belirgin daralma ya da hız artışı gösteren “aliasing” artefaktı izlenmemesine rağmen stent lümeninde orta kesimden yapılan akım hızı değerlendirmesinde PSV 322 cm/sn olarak ölçülmüştür. Akım hızında görülen bu artış, olgunun karşı taraf subklavyan arterinde oluşan tıkanıklığa bağlı olarak değerlendirilmiştir.



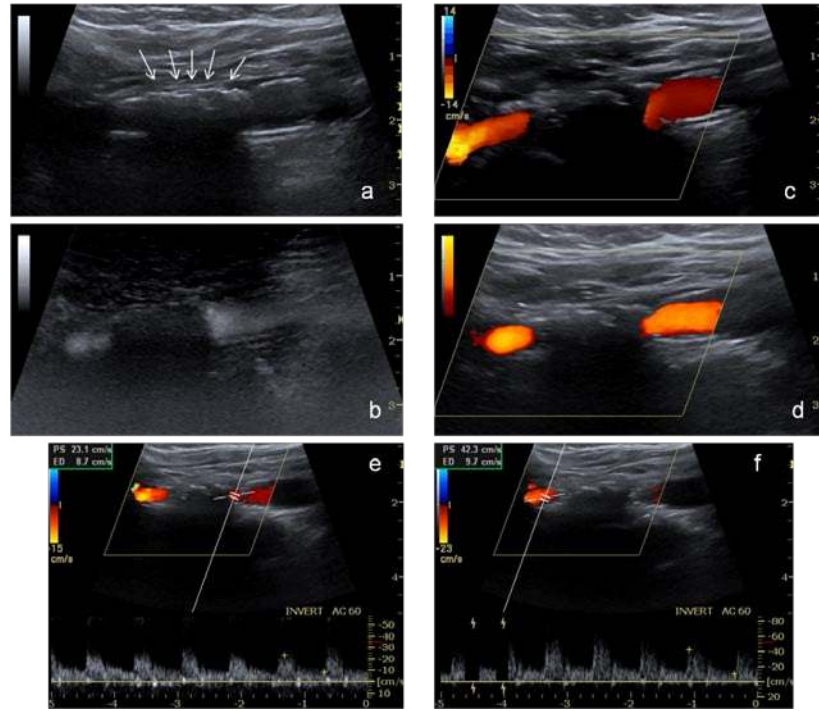
Resim 4.10.5.2. Üç boyutlu VR, MIP gösterim teknikleri ve eğimli reformat görüntülerde stent yerleşiminin ve lümen açıklığının değerlendirilmesi. VR (a, c) ve MIP (b) görüntülerde sağ AKA'dan İKA'ya uzanan stent gösterilmiştir (ince beyaz ok). (a, b, d, e) Solda subklavyan arter başlangıcında tıkanıklık izlenmekte bu düzeyde oluşan kollateraller VR ve MIP gösterimde izlenebilmektedir (kalın beyaz ok başı). (f) "Standart" filtre rekonstrüksiyonlarından oluşturulan koronal eğimli reformat görüntüde stent lümen açıklığının korunduğu izlenmektedir. (f) Düzeltilmiş eğimli reformat görüntüde sağ İKA tüm seyri boyunca izlenebilmektedir.



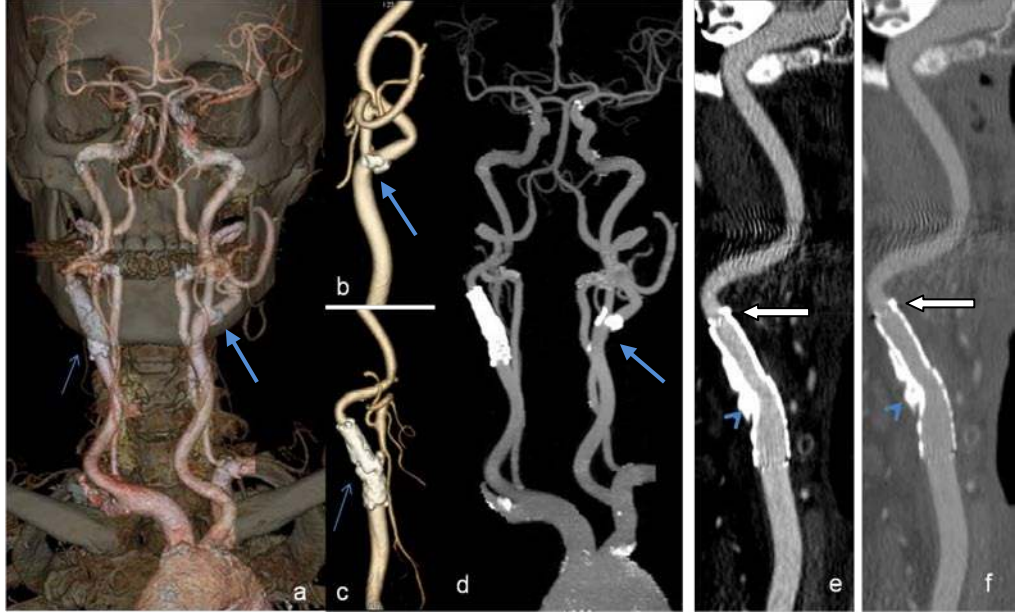
Resim 4.10.5.3.“Standart” ve “Bone” filtre kullanılarak oluşturulan MPR görüntülerde stent lümeninin değerlendirilmesi. Gözlemciler tarafından yapılan görüntü analizi değerlendirilmesi “4 puan” (değerlendirilebilir, mükemmel, artefakt yok, stent sınırları iyi belirleniyor) olarak yapılmıştır.Stent içerisinde intimal hiperplazinin en kalın olarak izlendiği düzeyden geçen aksiyel kesitler (a) ve (d)’de izlenmektedir. Her iki filtre kullanılarak oluşturulan görüntülerde stent posterolateral duvarında “ayça” şeklinde intimal hiperplaziyle uyumlu hipodens hat dikkati çekmektedir (ince beyaz oklar).



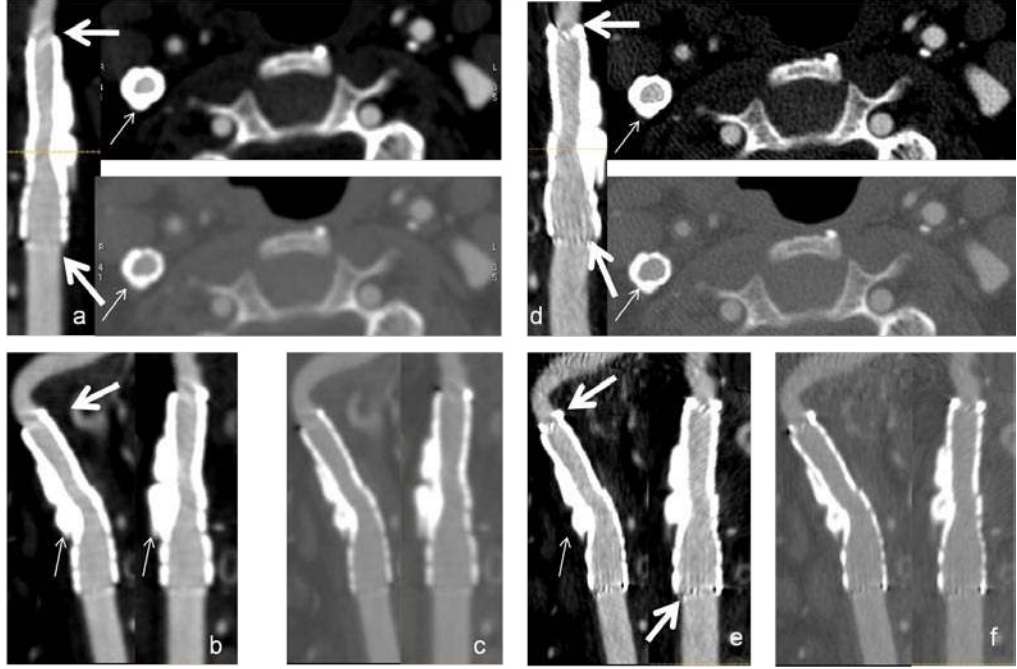
Resim 4.10.6.1. Olgu 62: Sağ İKA proksimalinde % 90 kalsifiye darlık saptanması üzerine 8-6x30 mm nitinol Protege® RX Carotid Stent System (ev3 Inc., Plymouth, Minnesota, ABD) stent yerleştirilen 68 yaşında kadın olguya ait kateter anjiyografi görüntüleri (a) İKA proksimalinde lümeni çepeçevre saran kalsifik darlığa ait işlem öncesi görüntüler izlenmektedir. (b) Stentleme hemen sonrasında yapılan kontrol anjiyografide, AKA'dan İKA'ya uzanan stent izlenmekte ve İKA proksimalinin düzgün kontur özellikleri kazandığı dikkati çekmektedir.



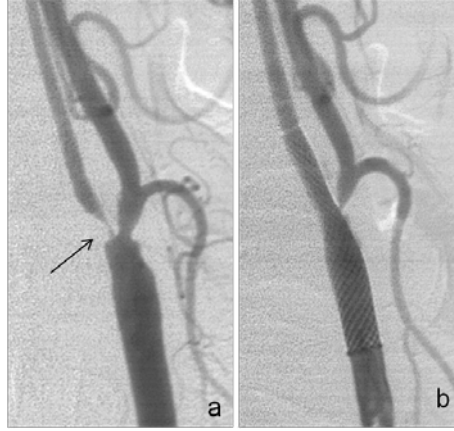
Resim 4.10.6.2. Olgunun 6. ayda yapılan US kontrolünde (a) B-mod görüntüde stent orta ve distal kesiminin değerlendirmesini oluşturduğu “akustik gölgelenme” nedeniyle olanaksız hale getiren stentle damar lümeni arasında izlenen kalsifik plak izlenmektedir (ince beyaz oklar). (b-e) Akıma dayalı sonografik yöntemlerde de bu düzeyde akım sinyali alınamamaktadır. (e, f) Spektral Doppler ultrasonografisi kalsifikasyon nedeniyle oluşan akustik gölgelenme nedeniyle oluşan akımın kesildiği alan proksimal ve distalinden gerçekleştirilmiştir. Akıma dayalı longitudinal sonografik görüntülerde bu düzeylerde akım tekrar ortaya çıkmaktadır. Bu görüntüler gözlemci tarafından “2 puan” (kısmen değerlendirilebilir, kötü) olarak yapılmıştır. Doppler spektrumunda PSV distal kesimde 42,3 cm/sn olarak ölçülmesiyle darlık yüzdesi % 50'nin altında olarak değerlendirilmiştir.



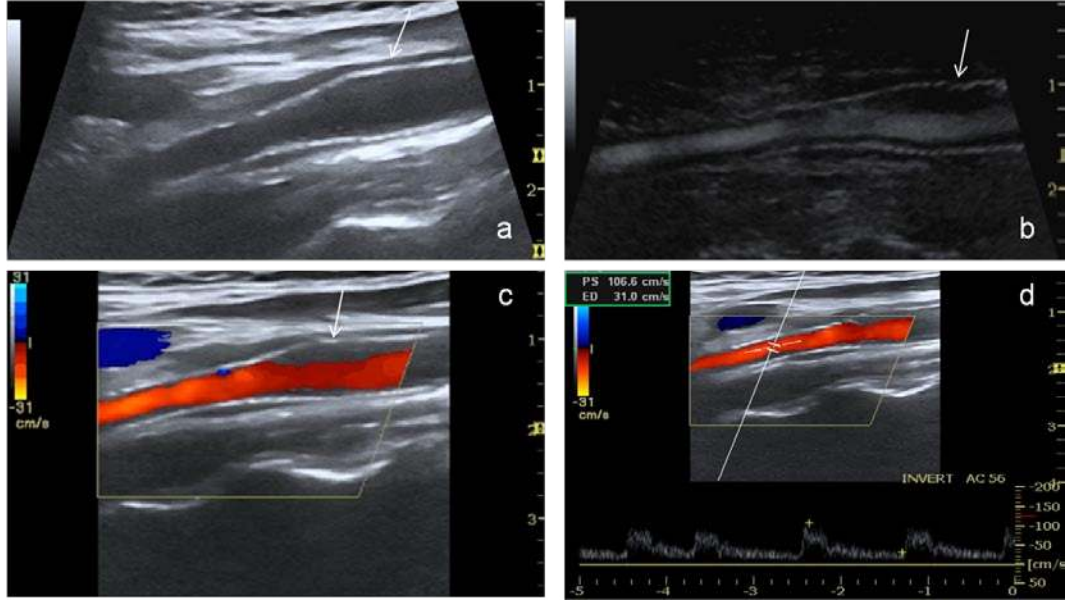
Resim 4.10.6.3. US'de kalsifikasyon nedeniyle stent lümeni kısmen değerlendirilemeyen ve akım hızında artış izlenen nitinol Protege® RX Carotid Stent System (ev3 Inc., Plymouth, Minnesota, ABD) stentli olgunun üç boyutlu MIP ve VR görüntüleri ile oluşturulan eğimli reformat görüntüleri. (a-d) VR ve MIP görüntülerde sağda AKA'dan İKA'ya uzanan stent görülmektedir (ince mavi ok). (e, f) Kalın mavi ok başları ile sağ İKA proksimalinde stentle damar duvarı arasında kenara itilmiş kalsifiye plak formasyonları işaretlenmiştir. (b-d) Üç boyutlu VR ve MIP görüntülerde her iki karotis bifurkasyonda kalsifikasyonlar seçilebilmektedir (kalın mavi oklar). Koronal planda oluşturulmuş eğimli reformat görüntüde stent lümeni, proksimali ve distal İKA segmentleri patent olarak izlenmektedir. (e, f) Stent distalinde daha belirginleşen belirteç alaşımının tantalum olmasından kaynaklanan metal artefaktlarına bağlı görüntüde bozulma bone filtre kullanılarak oluşturulan koronal reformatlardaki farklı pencereleme ile gösterilmeye çalışılmıştır (kalın beyaz oklar). Stent belirteçlerinin ve eşlik eden klasifikasyonlar nedeniyle "2 puan" (kısmen değerlendirilebilir, yeterli, orta derecede artefaktlı, rutin kullanım için kabul edilebilir)" olarak değerlendirilmiştir.



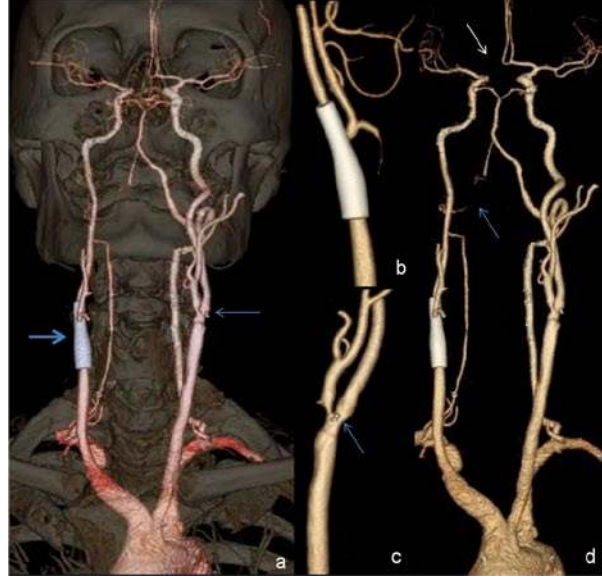
Resim 4.10.6.4. (a-f) Stent lümeninin en dar yerinden geçen aksiyel görüntüler ile sırasıyla koronal ve sagittal planlarda oluşturulan MPR görüntüler. Stent lümeninin bone fitrede daha geniş olarak izlendiğine dikkat ediniz. Bu düzeyde kalsifiye stent tarafından sıkıştırılan kalsifiye plak ince beyaz oklar ile gösterilmiştir. Ancak stent belirteçlerinin oluşturduğu metal artefaktları (kalın beyaz oklar) “bone” filtre kullanımı ile artmaktadır.



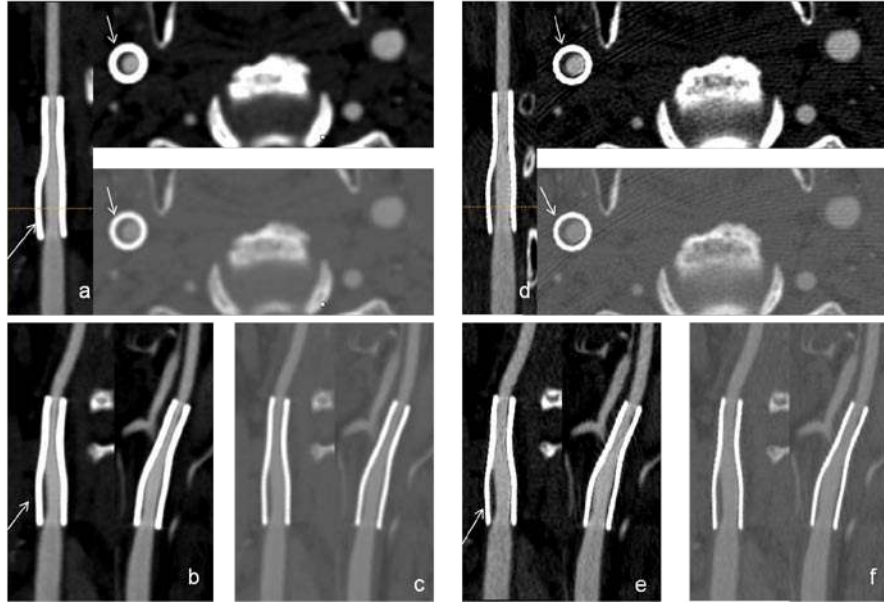
Resim 4.10.7.1. Olgu 16: Sağ İKA proksimalinde $>95\%$ darlık saptanması üzerine 7x30 mm Wallstent (Boston Scientific İrlanda Ltd., Galway, İrlanda) yerleştirilen 70 yaşında erkek olguya ait kateter anjiyografi görüntüleri (a) İKA proksimalinde darlığa ait işlem öncesi görüntüler izlenmektedir (ince siyah ok). (b) Stentleme hemen sonrasında yapılan kontrol anjiyografide, AKA'dan İKA'ya uzanan stent izlenmekte ve İKA proksimalinin düzgün kontur özellikleri kazandığı dikkati çekmektedir



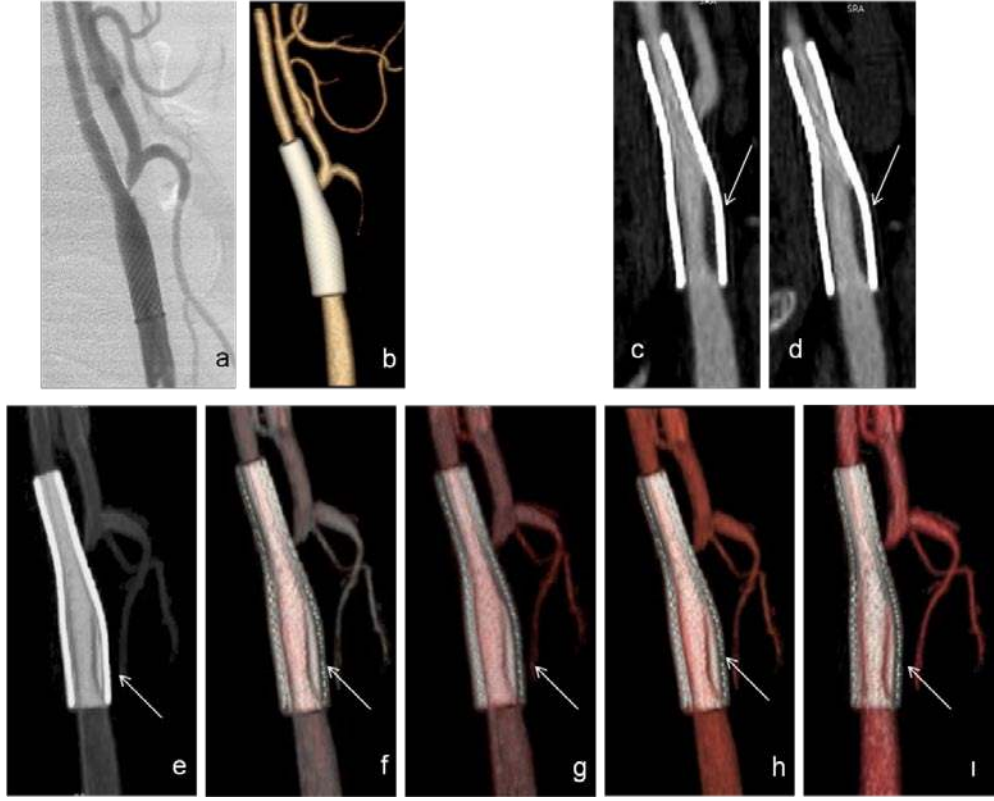
Resim 4.10.7.2. Olgunun 30. ayda yapılan US kontrol görüntüleri izlenmektedir. (a) B-mod görüntüde stentin AKA'dan İKA'ya uzanımı izlenmektedir. Özellikle proksimal kesimde anterior stent duvarında lümene uzanımı izlenen neointimal proliferasyon seçilebilmektedir (ince beyaz ok). (b,c) Longitudinal B-flow ve renkli Doppler görüntülemelerde stent proksimalinde en kalın olarak izlenen stent lümeni içerisindeki proliferasyon daha net olarak seçilmektedir. (e) Stent lümeninin en dar olarak izlendiği kesimden yapılan spektral örneklemede PSV yaklaşık 107 cm/sn olarak ölçülmüş stent-içi belirgin ($>50\%$) daralma saptanmamıştır. Olgunun US görüntüleri “4 puan” ile değerlendirilmiştir.



Resim 4.10.7.3. (a, b) Üç boyutlu VR gösterim teknikleri ile oluşturulan görüntülerde sağ AKA'dan İKA'ya uzanan stent gösterilmiştir (kalın mavi ok). (c) Sol karotis bifurkasyonunda İKA ve EKA başlangıçlarını içine alan daralma varlığı dikkati çekmektedir (ince mavi oklar). (d) Kemikler uzaklaştırıldıktan sonra oluşturulan VR görüntüde sağ vertebral arterde darlık olduğu (ince mavi ok) ve sağ anterior serebral arter A1 segmentinin hipoplazik olduğu dikkat çekmektedir (ince beyaz ok).



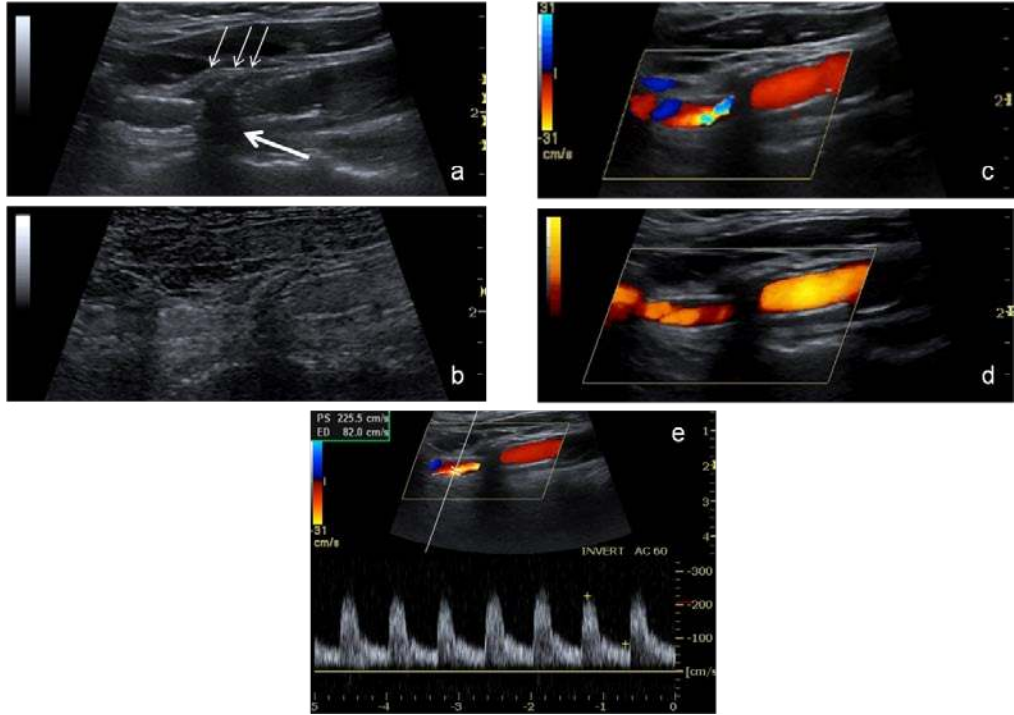
Resim 4.10.7.4. “Standart” ve “bone” filtre kullanılarak oluşturulan MPR görüntülerde stent lümeninin değerlendirilmesi. Gözlemciler tarafından yapılan görüntü analizi değerlendirilmesi “4 puan” (değerlendirilebilir, mükemmel, artefakt yok, stent sınırları iyi belirleniyor) olarak yapılmıştır. Stent içerisinde intimal hiperplazinin en kalın olarak izlendiği düzeyden geçen aksiyel kesitler (a) ve (d)’de izlenmektedir. Her iki filtre kullanılarak oluşturulan görüntülerde stent anterior duvarında “ayça” şeklinde intimal hiperplaziyle uyumlu hipodens hat dikkati çekmektedir (ince beyaz oklar).



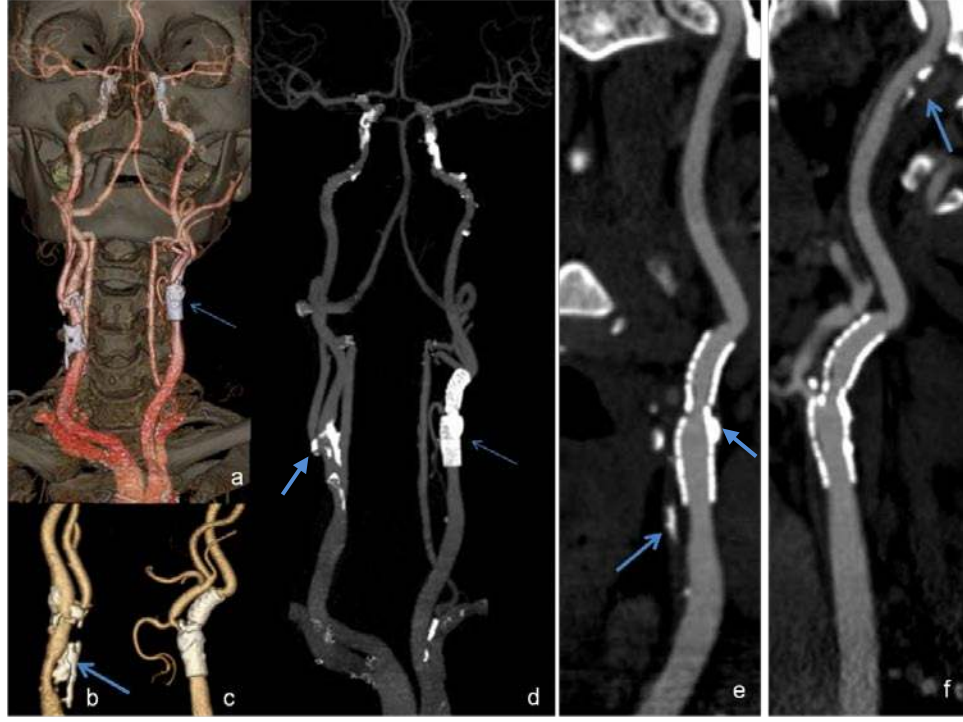
Resim 4.10.7.5. (a ,b) Stentleme sonrası alına kontrol anjiyografi ile aynı planda oluşturulmuş VR görüntü izlenmektedir. Aynı zamanda farklı eşik değerler kullanılarak oluşturulan lümen içerisinde de izlenebildiği VR görüntüler (e-i) izlenmektedir. Gösterimi farklı renk kodlamaları ile ya da transparan yapmak mümkündür. (c, d) Eğimli reformat görüntülerde intimal hiperplaziyle uyumlu hipodens alan bone filtrede gösterilmiştir.



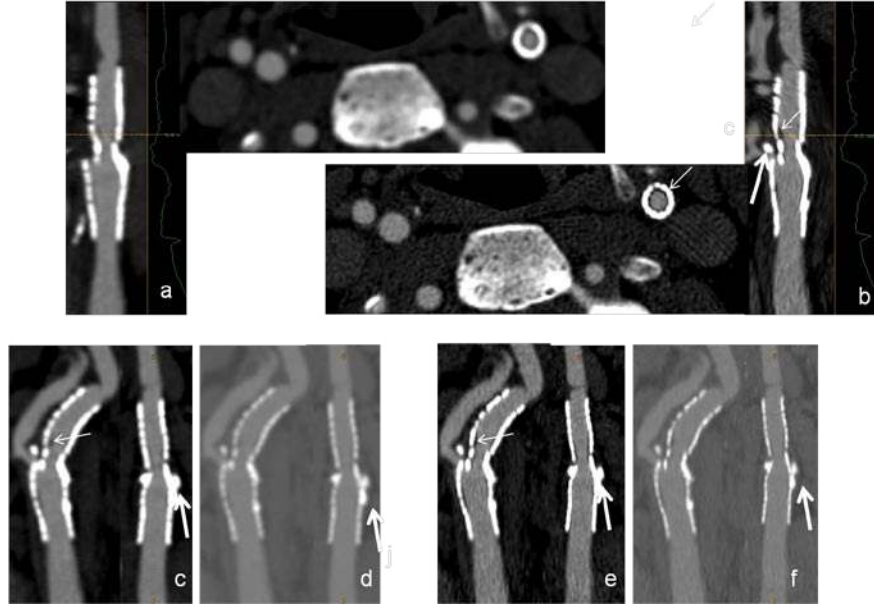
Resim 4.10.8.1. Olgu 16: Sol İKA proksimalinde % 95 darlık saptanması üzerine 7x30 mm nitinol Precise (Cordis Corp., Miami, FC, ABD) stent yerleştirilen 70 yaşında erkek olguya ait kateter anjiyografi görüntüleri (a) İKA proksimalinde darlığa ait işlem öncesi görüntüler izlenmektedir (ince siyah ok). (b) Stentleme hemen sonrasında yapılan kontrol anjiyografide, AKA'dan İKA'ya uzanan stent izlenmekte ve İKA proksimalinin düzgün kontur özellikleri kazandığı dikkati çekmektedir.



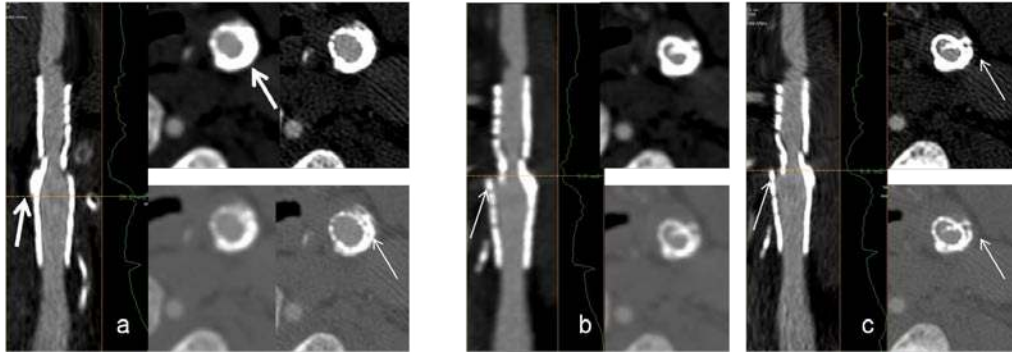
Resim 4.10.8.2. Olgunun 13. ayda yapılan US kontrolünde (a) B-mod görüntüde stent orta ve distal kesiminin değerlendirmesini oluşturduğu “akustik gölgelenme nedeniyle olanaksız hale getiren stentle damar lümeni arasında izlenen kalsifik plak izlenmektedir (ince beyaz oklar). (b-e) Akıma dayalı sonografik yöntemlerde de bu düzeyde akım sinyali alınamamaktadır. (e, f) Spektral Doppler ultrasonografi kalsifikasyon nedeniyle oluşan akustik gölgelenme nedeniyle oluşan akımın kesildiği alan proksimal ve distalinden gerçekleştirilmiştir. Akıma dayalı longitudinal sonografik görüntülerde bu düzeylerde akım tekrar ortaya çıkmaktadır. US görüntüleri gözlemci tarafından “2 puan” (kısmen değerlendirilebilir, kötü) olarak değerlendirilmiştir. Doppler spektrumunda PSV distal kesimde 225,5 cm/sn olarak ölçülmüştür. Darlık yüzdesi >% 50 olarak değerlendirilmiştir.



Resim 4.10.8.3. Ultrasonografide kalsifikasyon nedeniyle stent lümeni kısmen değerlendirilemeyen ve akım hızında artış izlenen nitinol Precise (Cordis Corp., Miami, FC, ABD) stentli olgunun üç boyutlu MIP ve VR görüntüleri ile oluşturulan eğimli reformat görüntüleri. (a-d) VR ve MIP görüntülerde solda AKA'dan İKA'ya uzanan stent görülmektedir (ince mavi ok). (b, c, e, f) Kalın mavi oklarla her iki AKA'da, solda stentle damar duvarı arasında kenara itilmiş ve distal servikal İKA'da izlenen kalsifiye plak formasyonları işaretlenmiştir. (f) Sagittal eğimli reformat görüntüde stentin orta kesiminden itibaren aksının değiştiği ve bir miktar açıldığı dikkati çekmektedir. Stent lümeni, proksimali ve distal İKA segmentleri patent olarak izlenmektedir.



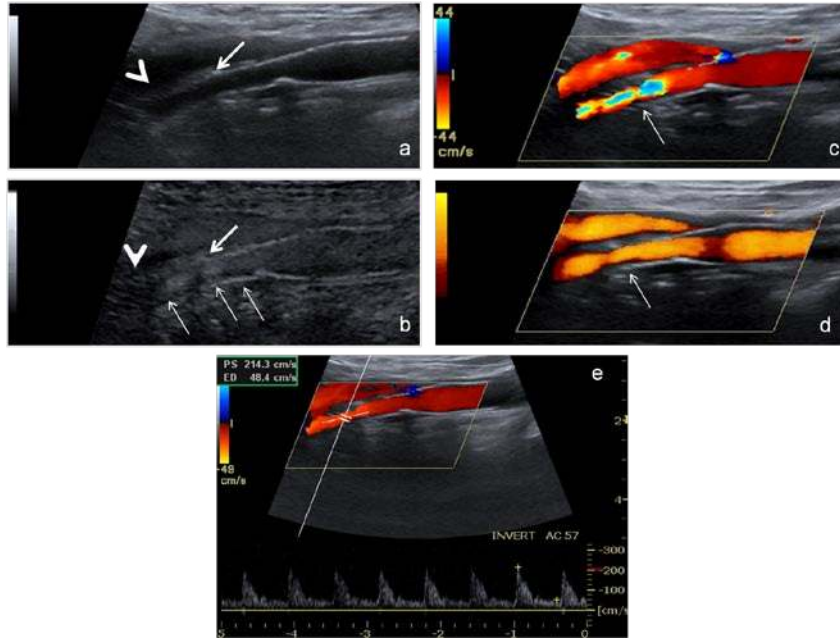
Resim 4.10.8.4. (a-f) Stent lümeni içerisinde intimal hiperplazi izlenen düzeydeki aksiyel görüntüler ile sırasıyla sagittal ve koronal planlarda oluşturulan MPR görüntüler. (b, c, e, f) “Bone” filtrede daha belirginleşen stent anterior duvarında “ayça” şeklinde intimal hiperplazi (ince beyaz ok) ve EKA ayrışımında izlenen milimetrik kalsifiye odak (kalın beyaz ok) izlenmektedir. Stent orta kesimindeki açılanmaya dikkat ediniz.



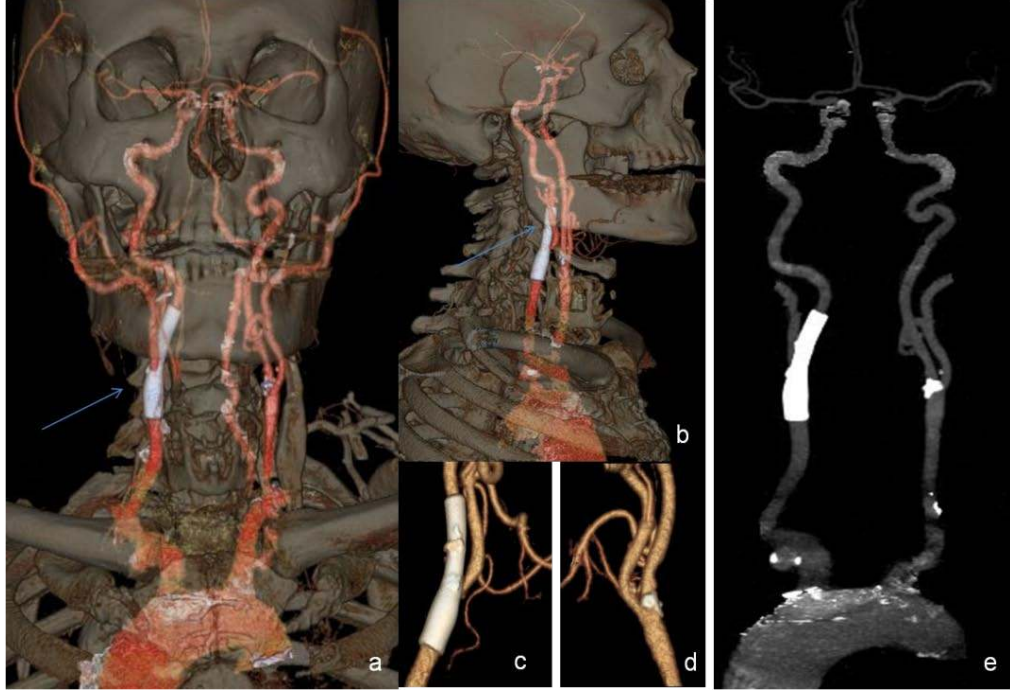
Resim 4.10.8.5. (a) Stent orta kesiminde stent duvarı ile izlenen kalsifiye plak (kalın beyaz ok) düzeyinden geçen aksiyel kesitler. Gözlemciler tarafından kalsifiye plak nedeniyle inceleme “3 puan” (kısmen değerlendirilebilir, iyi, artefakt düzeyi en düşük, tanısal açıdan yeterli) olarak sınıflanmıştır. “Bone” filtreye ait aksiyel kesit kemik pencerede değerlendirildiğinde kalsifikasyondan farklı ikinci bir dens hat izlenmektedir (ince beyaz ok). (b) Stentin açıldığı düzeyden geçen aksiyel kesitlerde ikinci dens hattın aksı değişmiş stente ait olduğu izlenmektedir (ince beyaz oklar). Özellikle “bone” filtrede ve kemik pencereleme görsel algılamayı arttırmaktadır. Ultrasonografide izlenemeyen kesimde dahil stent lümeni görüntülenmiştir. “Bone” filtrede (c) stent lümeninde orta kesimde “NASCET” yöntemiyle % 58 olarak hesaplanan darlık olduğu izlenmektedir. “Standart” filtrede (b) aynı düzeyde darlık oranı % 68 olarak hesaplanmıştır. “Bone” filtrede ölçülen darlık oranı literatürde bildirilen akım hızlarına dayanan darlık hesaplamalarına daha yakın bulunmuştur. Darlık oranlarında iki filtre arasında izlenen fark stent alaşımının ve stent komşuluğunda izlenen kalsifikasyon nedeniyle oluşan “bloating” etkisi nedeniyle ortaya çıkmaktadır.



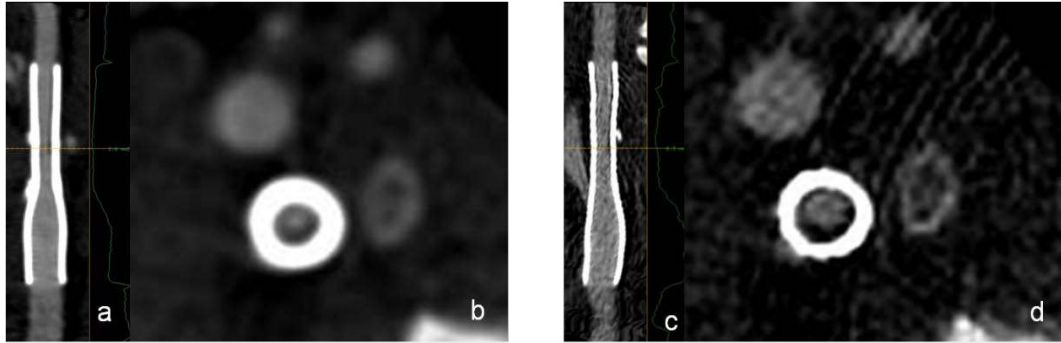
Resim 4.10.9.1. Olgu 2: Sağ İKA proksimalinde % 80 darlık saptanması üzerine 7x40 mm Wallstent (Boston Scientific İrlanda Ltd., Galway, İrlanda) yerleştirilen 62 yaşında erkek olguya ait kateter anjiyografi görüntüleri (a, b) İKA proksimalinde darlığa ait işlem öncesi iki farklı planda (sağ oblik ve karşı taraf lateral) görüntüler izlenmektedir (ince siyah ok). (c,d) Stentleme hemen sonrasında yapılan kontrol anjiyografide, AKA'dan İKA'ya uzanan stent izlenmekte ve İKA proksimalinin düzgün kontur özellikleri kazandığı dikkati çekmektedir.



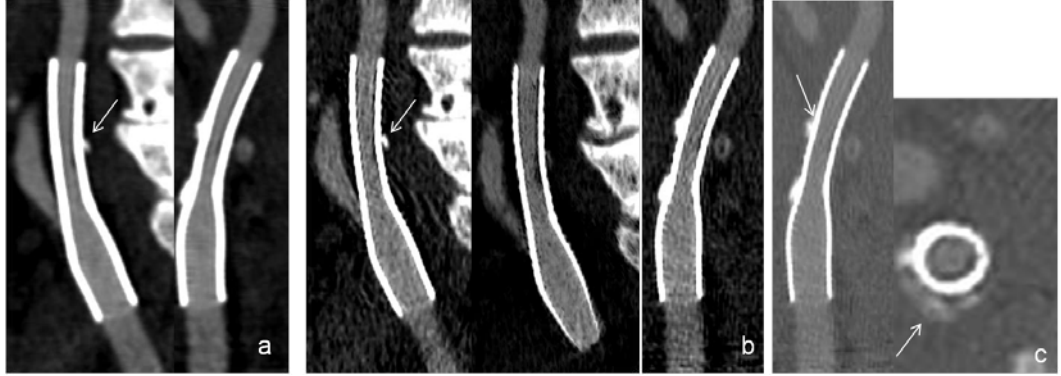
Resim 4.10.9.2. Olgunun 72. ayda yapılan US kontrolüne ait görüntüler. Stent hemen distali segmenti B-flow değerlendirmede net olarak izlenemediğinden görüntüler “3 puan” (kısmen değerlendirilebilir) verilerek değerlendirilmiştir. (a) B-mod görüntülemeye stentin AKA'dan İKA'ya uzanımı ile birlikte stent orta kesiminde anteriorda milimetrik kalsifiye odak izlenmektedir (ince beyaz ok). (b) B-flow görüntüde bifurkasyon düzeyi ayrıntılı bir biçimde görüntülenmektedir. Stent patent olarak görüntülenmekle birlikte, kalsifiye odağın neden olduğu akustik gölgelenme izlenmektedir. (a, b) Stent distali net olarak izlenememektedir (beyaz ok baş). (b-d) Stent orta ve distal kesiminde neointimal proliferasyona ait hipoekoik hat ve dolun defekti posterior duvarda izlenmektedir (ince beyaz oklar). (c,d) Renkli Doppler ve power Doppler görüntülemelerde de stent lümeni patent olarak izlenmekte ancak özellikle renkli Doppler incelemede “aliasing” dikkati çekmektedir. (e)'de ise stent içerisinden yapılan akım hızı örneklemede PSV >% 50 darlıkla uyumlu 214 cm/sn ölçülmüştür.



Resim 4.10.9.3. (a,b) Üç boyutlu VR ve MIP gösterim teknikleri ile oluşturulan görüntülerde sağ AKA'dan İKA'ya uzanan stent gösterilmiştir (ince mavi ok). (c, d) Kemikler uzaklaştırıldıktan sonra oluşturulan VR görüntüde sol karotis bifurkasyonunda kalsifikasyon ve İKA proksimalinde daralma olduğu dikkati ve çekmektedir. Stent tüm seyri boyunca izlenebilmektedir. Stentin alt çenenin altında kalması ve medialde orta hatta seyir göstermesi sonografik görüntülemeye zorluklara yol açmış görüntü analizi bu nedenle düşük skor almıştır.



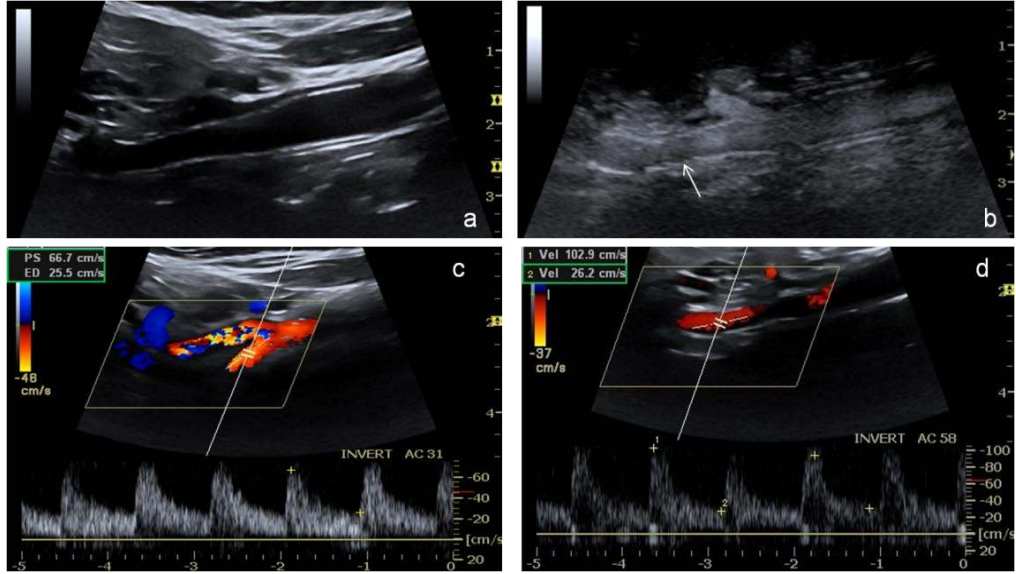
Resim 4.10.9.4. Düzeltilmiş eğimli reformat görüntüler üzerinden stent içerisinde intimal hiperplazi izlenen en belirgin düzey işaretlenmiş bu düzeyden geçen aksiyel kesitler iki farklı filtrede gösterilmiştir. Aksiyel kesitlerde stent posterior duvarında “ayça” şeklinde hipodens hat izlenmektedir. “Standart” filtrede (b) izlenen bulanıklığın “bone” filtrede giderildiği ve stent sınırlarının ve intimal hiperplazi sınırlarının keskinleşmesine dikkat ediniz. “NASCET” yöntemi ile iki farklı filtre üzerinden yapılan darlık hesaplamasında “standart” filtrede % 72 “bone” filtrede ise % 62 darlık oranları hesaplanmıştır. “Bone” filtrede hesaplanan değerler spektral Doppler analizinde izlenen hızlarla daha uyumlu bulunmuştur. Gözlemciler tarafından yapılan görüntü analizi değerlendirilmesi “4 puan” (değerlendirilebilir, mükemmel, artefakt yok, stent sınırları iyi belirleniyor) olarak yapılmıştır



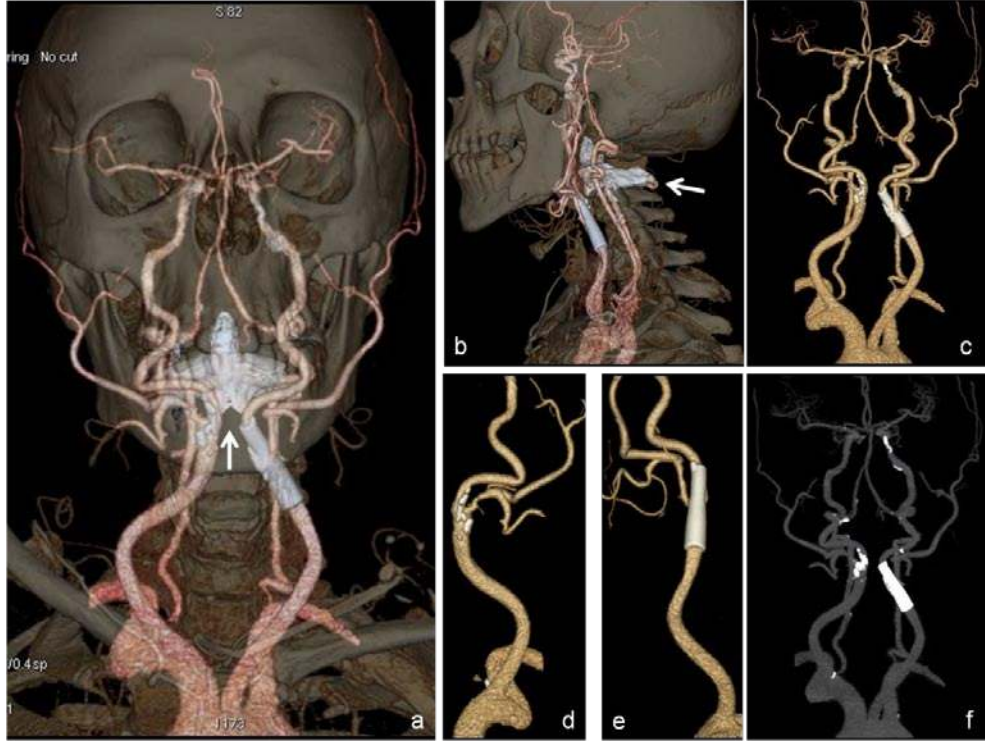
Resim 4.10.9.5. Uzaysal algılamayı arttırmak amacıyla oluşturulan midsagittal ve midkoronal reformat görüntülerde stent orta-distalinde, “bone” filtrede daha belirgin olarak izlenebilen intimal hiperplaziye ait hipodens hat dikkati çekmektedir. Stent distalinde stent ile damar duvarı arasında sıkışmış kalsifiye plak (ince beyaz oklar) “bone” filtrede ve kemik pencerede aksiyel olarak da (c)’de gösterilmiştir.



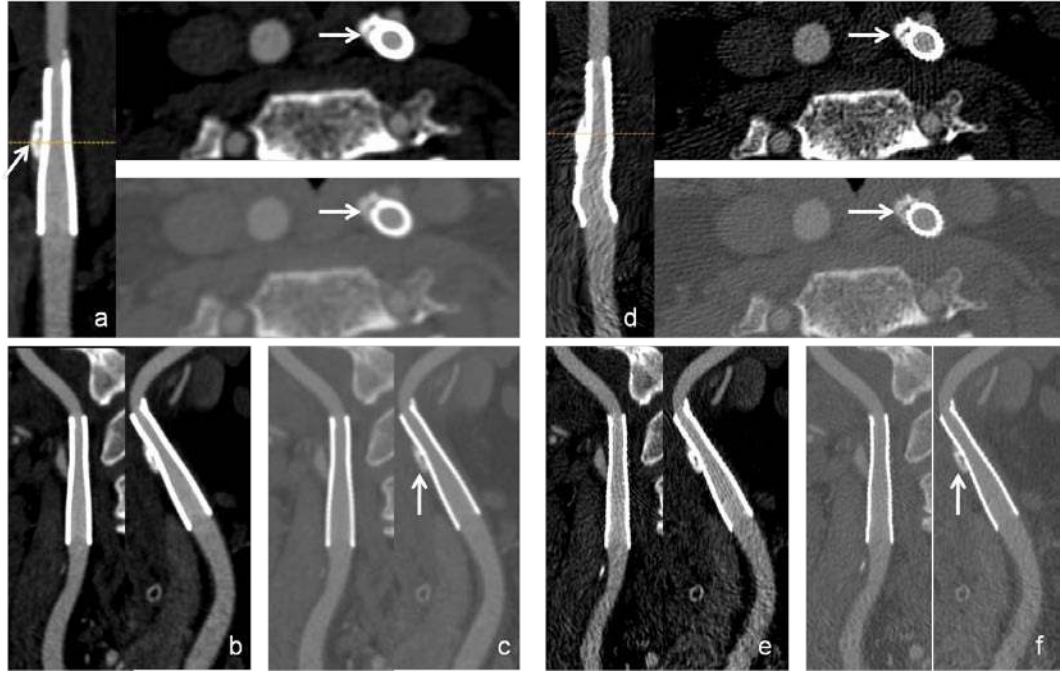
Resim 4.10.9.6. Ultrasonografi ve BTA sonrası yapılan kateter anjiyografi kontrolünde stent orta-distalinde yapılan incelemelerle benzer görünümde stent-içi daralma izlenmektedir (ince siyah oklar). Darlık oranının anjiyografide % 50 olması üzerine bu aşamada olgu yakın takibe alınmıştır.



Resim 4.10.10.1. Olgu 63: Sol karotis arterinde $>90\%$ darlık saptanması üzerine, sol karotis arterine 7x30 mm'lik Wallstent (Boston Scientific İrlanda Ltd., Galway, İrlanda) yerleştirilen 68 yaşında kadın olgunun 36. ayda yapılan US kontrolüne ait longitudinal görüntüler izlenmektedir (a-d). (a) B-mod görüntüde stent net olarak izlenmektedir. Stentte ait herhangi bir geometrik bozulma izlenmemiştir. (b) B-flow görüntüde stent lümeni patent izlenmekte, distal kesiminde posterior duvarda belirginleşen minimal neointimal proliferasyonla uyumlu hipoeoik hat dikkati çekmektedir (ince beyaz ok). (c, d)Yapılan spektral değerlendirilmede stent boyunca akım sinyali kesintisiz olarak elde olunamamıştır. Gözlemci tarafından büküntülü seyir gösteren ve kısa boyunlu olgunun ancak stent proksimal ve distal kesiminden ölçümler yapabilmıştır. US görüntü kalitesi “2 puan” (kısmen değerlendirilebilir, kötü) olarak yapılmıştır. Stent orta ve distal kesimi net olarak izlenememiştir. Doppler spektrumunda PSV distal kesimde 102,5 cm/sn olarak ölçülmüştür. Darlık yüzdesi $<50\%$ olarak değerlendirilmiştir.



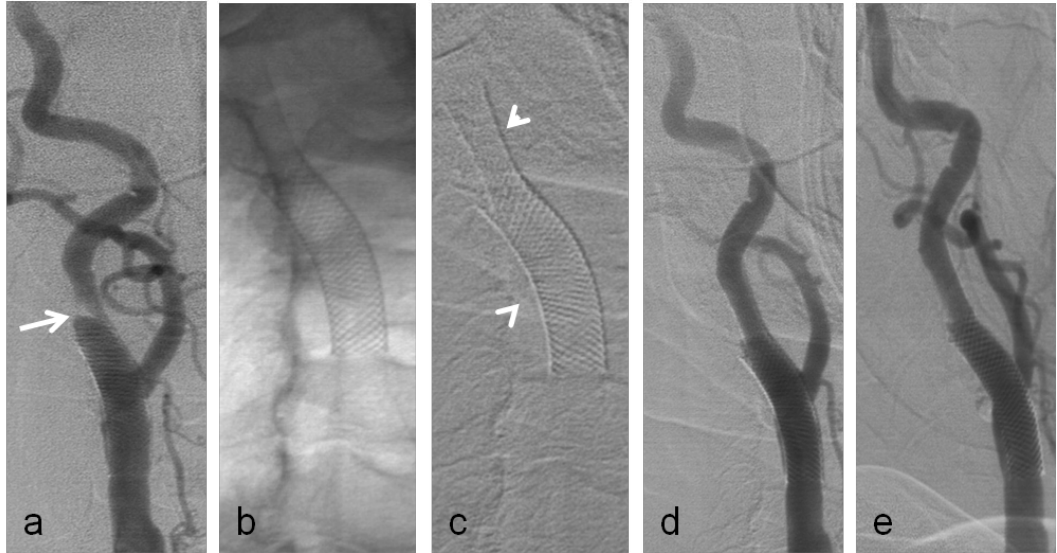
Resim 4.10.10.2. Olgunun BTA sonrası oluşturulmuş üç boyutlu VR ve MIP görüntüleri. (a, b) Üç boyutlu transparan VR görüntülerde her iki karotis bifurkasyon ile ikinci servikal vertebra (C2) ilişkisi (beyaz ince ok) gösterilmeye çalışılmıştır. BTA hastada daha iyi değerlendirme olanağı sağlamaktadır. Yüksek yerleşimli bifurkasyonu olan hastanın damarlarındaki büküntülü seyir ve kısa boyun mesafesi gösterilmeye çalışılmıştır. Tüm bunlar sonografik incelemeyi güçleştiren etkenlerdir. Ancak BTA'da her iki karotis sistem ve vertebral arterler intrakranyal dolaşım ile birlikte kolaylıkla izlenebilmektedir.



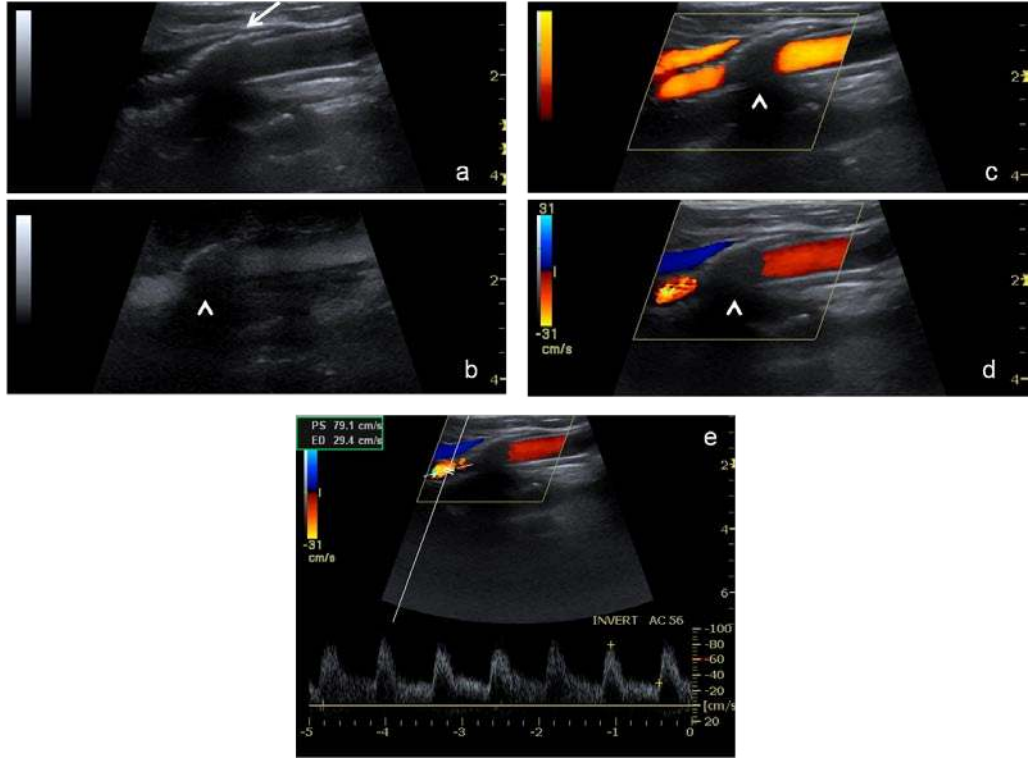
Resim 4.10.10.3. Midsagittal ve midkoronal reformat görüntüler ile stent ile damar duvarı arasında izlenen plak (ince beyaz oklar) düzeyinden geçen aksiyel kesitlerde stent lümeni tüm segmentleri boyunca izlenebilmektedir. Gözlemciler tarafından yapılan görüntü analizi değerlendirilmesi “4 puan” (değerlendirilebilir, mükemmel, artefakt yok, stent sınırları iyi belirleniyor) olarak yapılmıştır. (d) “Bone” filtreden oluşturulan düzeltilmiş eğimli reformat görüntüdeki bozulmaya dikkat ediniz. Metal alaşımın “bone” filtredeki etkisi kenar keskinleştirmeyi sağlarken bazen görüntüde bozulmalara neden olabilmektedir.



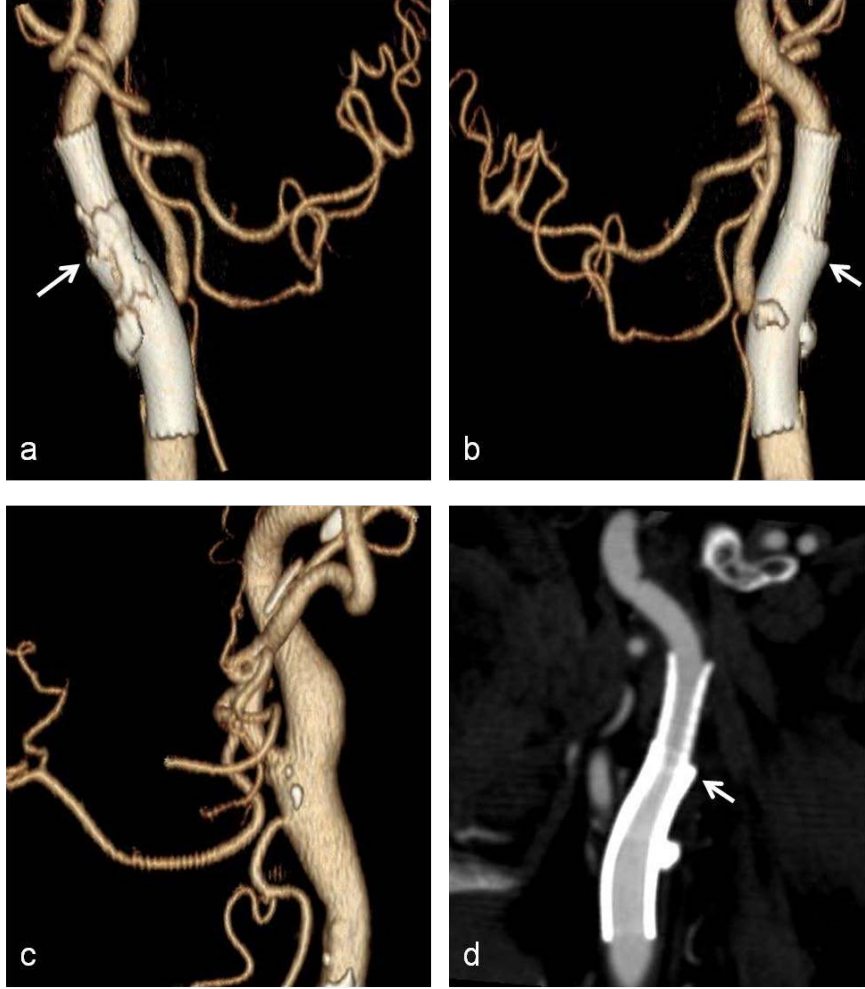
Resim 4.10.11.1. Olgu 5: Sağ İKA proksimalinde % 90 darlığa neden olan kalsifiye komplike plağa yönelik 7x40 mm Wallstent (Boston Scientific İrlanda Ltd., Galway, İrlanda) yerleştirilen 72 yaşında erkek olguya ait kateter anjiyografi görüntüleri (a,b) İKA proksimalinde darlığa ait işlem öncesi görüntüler izlenmektedir (ince beyaz ok). (b) Stentleme hemen sonrasında yapılan kontrol anjiyografide, İKA'dan İKA'ya uzanan stent izlenmekte ve İKA proksimalinin düzgün kontur özellikleri kazandığı dikkati çekmektedir.



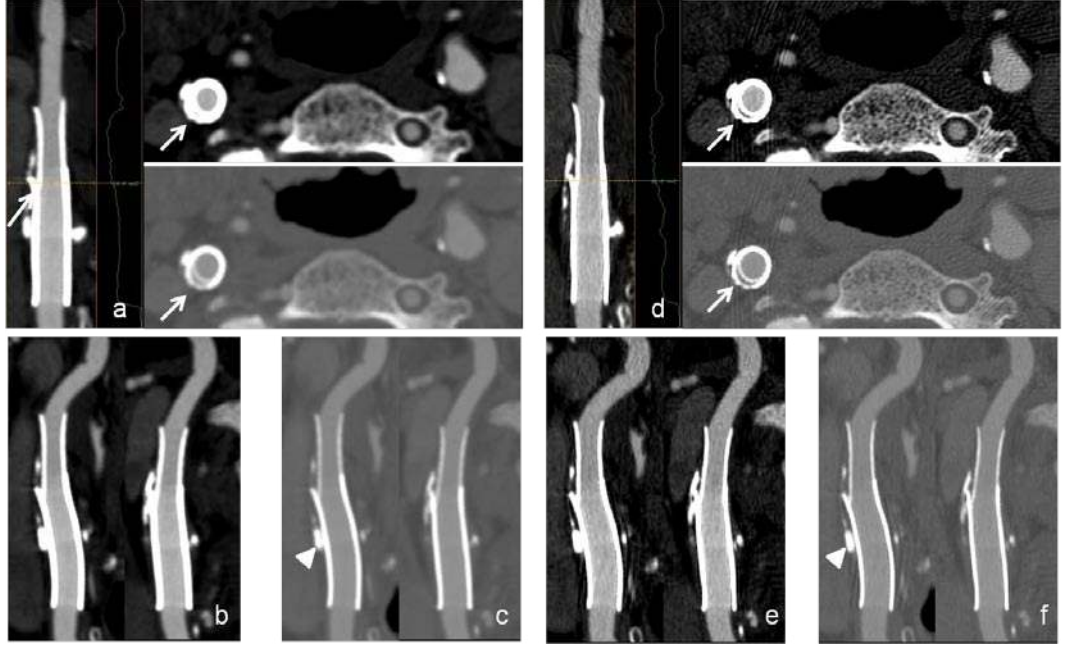
Resim 4.10.11.2. Olgunun 12. ayda yapılan anjiyografik kontrol görüntüleri (a) Stent distalinde % 80'lik darlığa neden olan ekzantrik plak formasyonu ve stentin proksimale doğru yer değiştirdiği dikkati çekmektedir (ince beyaz ok). (b-e) Yeni gelişen darlığına yönelik yerleştirilen nitinol, 7x20 mm, Xact™ stent (Abbott Vascular Devices, Mednova Ltd., Galway İrlanda) ve internal karotis arterin düzgün kontur özellikleri kazandığı dikkati çekmektedir.



Resim 4.10.11.3. Olgunun 60. ayda yapılan US kontrolünde (a) B-mod görüntüde yerleştirilen ikinci stentin oluşturduğu görünüm izlenmektedir (ince beyaz ok). (b-d) Üstüste binen stentlerin oluşturduğu akustik gölgelenme İKA proksimalinin değerlendirilmesini olanaksızlaştırmaktadır (beyaz ok başları). Akıma dayalı sonografik yöntemlerde de bu düzeyde akım sinyali alınamamaktadır. (e) Spektral Doppler ultrasonografi stentler nedeniyle oluşan akustik gölgelenme nedeniyle oluşan akımın kesildiği alan proksimal ve distalinden gerçekleştirilmiştir. US görüntüleri gözlemci tarafından “2 puan” (kısmen değerlendirilebilir, kötü) olarak değerlendirilmiştir. Doppler spektrumunda PSV distal kesimde 79,1cm/ sn olarak ölçülmüştür. Darlık yüzdesi <% 50 olarak değerlendirilmiştir.



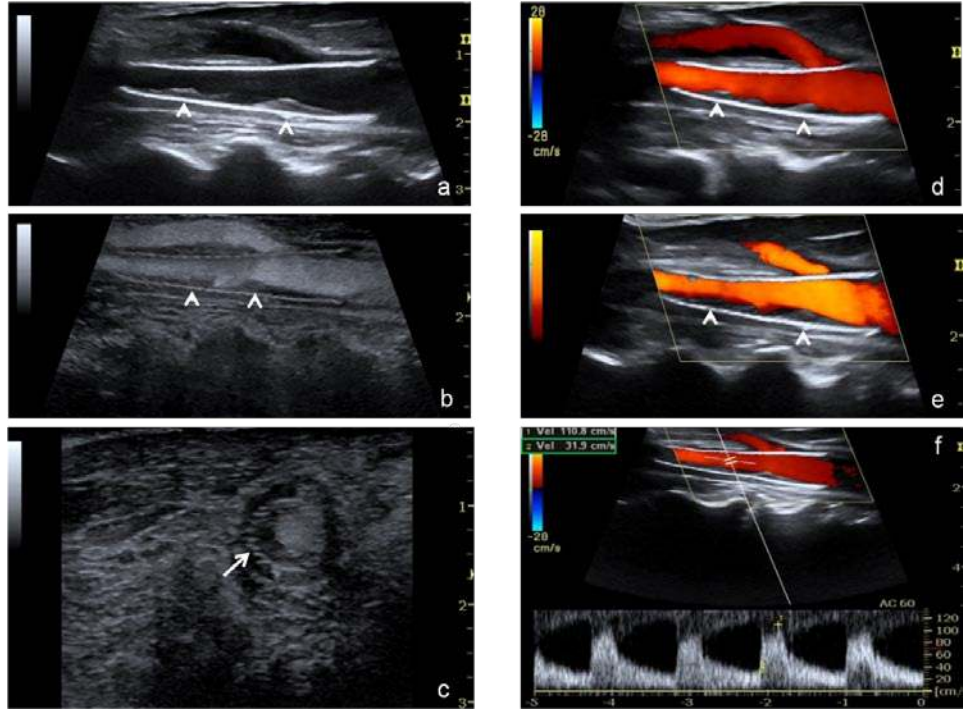
Resim 4.10.11.4. Ultrasonografide üst üste gelen stentler nedeniyle değerlendirme yapılamayan olgunun üç boyutlu VR ve büyütülmüş eğimli reformat görüntülerinden oluşturulmuş MIP görüntüleri. (a, b, d) VR ve eğimli reformat görüntülerde sağ karotis bifurkasyonunda AKA'dan İKA'ya uzanan stentler oluşturdukları farklı akslarla izlenmektedir (kısa beyaz oklar). (c) Sol karotis bifurkasyonunda İKA proksimal kesimde genişleme ve birkaç adet milimetrik kalsifiye odak izlenmektedir.



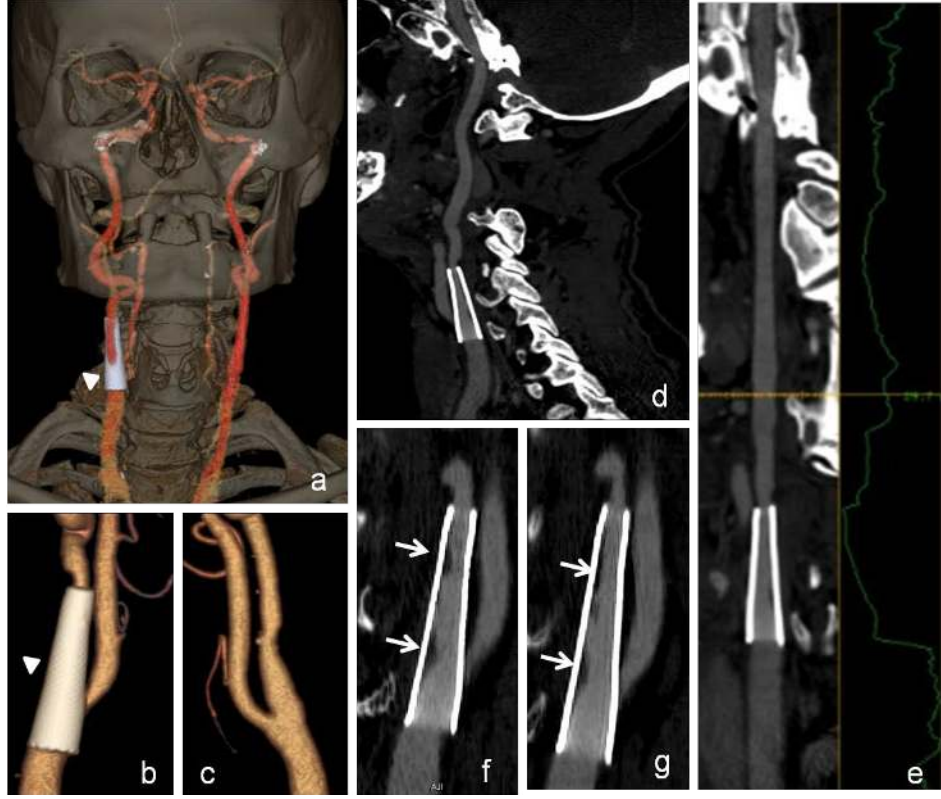
Resim 4.10.11.5. Önceden yerleştirilen stent distalinde darlık tespit edilen darlık nedeniyle yerleştirilen ikinci stentli olgunun MPR görüntülerle iki farklı filtre ve pencerelemeyle değerlendirilmesi. Olguya ait sonografik görüntülerde akımın kesildiği kısım nedeniyle değerlendirme yapılamazken BTA stentin tüm kesimleri ile birlikte değerlendirilebilmesini sağlamaktadır. Gözlemciler tarafından kalsifiye plak nedeniyle inceleme “3 puan” (kısmen değerlendirilebilir, iyi, artefakt düzeyi en düşük, tanısal açıdan yeterli) olarak yapılmıştır. “Standart” filtre kullanılarak oluşturulan görüntüler a, b ve c’de izlenmektedir. “Bone” filtre kullanılarak oluşturulan görüntüler d, e ve f’de izlenmektedir. “Bone” filtrede ve kemik pencereleme ile iki farklı stente ait çift kenar ve açılanma daha net olarak izlenmektedir (ince beyaz oklar). Kalın ok başları ile kemik pencerelemede stent tarafından itilen kalsifiye odak izlenmektedir. Stent lümeni, proksimali ve distali patent olarak izlenmektedir.



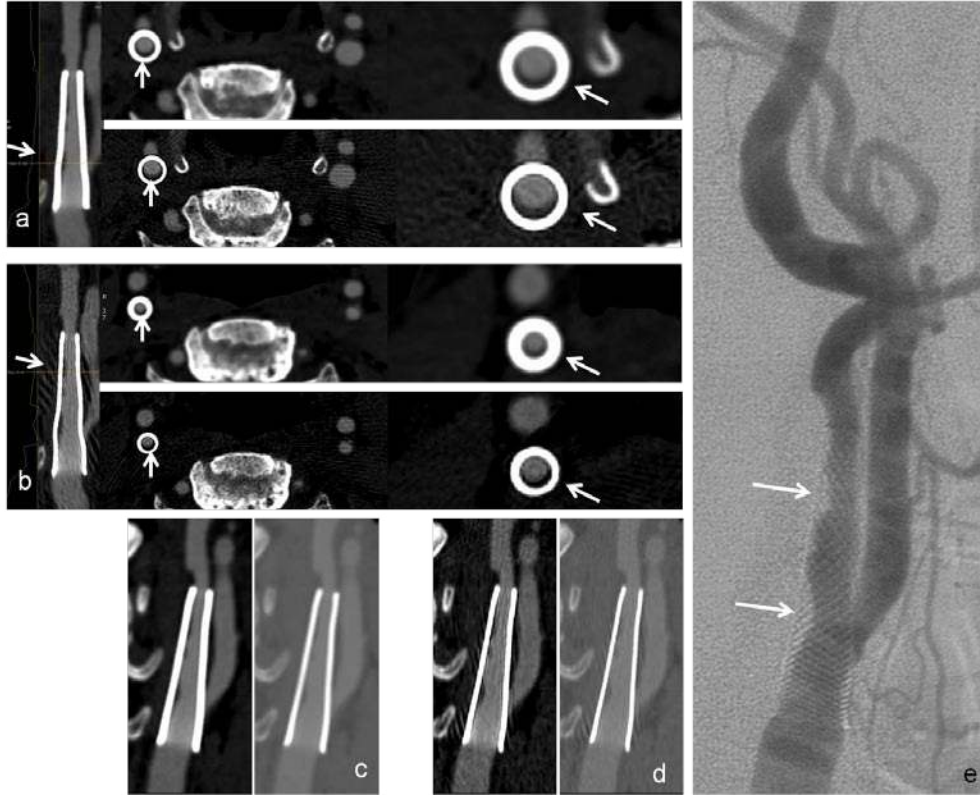
Resim 4.10.12.1. Olgu 9: Sağ İKA proksimalinde $>95\%$ darlık saptanması üzerine 7x40 Wallstent (Boston Scientific İrlanda Ltd., Galway, İrlanda) yerleştirilen 69 yaşında erkek olguya ait kateter anjiyografi görüntüleri (a) İKA proksimalinde darlığa ait işlem öncesi görüntüler izlenmektedir (ince beyaz ok). (b) Stentleme hemen sonrasında yapılan kontrol anjiyografide, İKA'dan İKA'ya uzanan stent izlenmekte (beyaz ok başı) ve İKA proksimalinin düzgün kontur özellikleri kazandığı dikkati çekmektedir.



Resim 4.10.12.2. Olgunun 42. ayda yapılan US kontrolüne ait görüntüler. US görüntü kalitesi “4 puan” (değerlendirilebilir mükemmel) olarak değerlendirilmiştir. (a, b, d, e) B-mod görüntüleme ile akıma dayalı sonografik görüntülemelerde stentin İKA'dan İKA'ya uzanımı ile birlikte stent boyunca özellikle proksimal ve distal kesimde kalınlığı artmış neointimal proliferasyon, B-mod görüntülemelerde hiperekoik olarak izlenmektedir. Akıma dayalı yöntemlerde ise akım sinyali ve stent duvarı arasında izlenen oluşumlar dikkati çekmektedir (beyaz ok başları). (c) Aksiyel B-flow görüntüde stent proksimalinden neointimal proliferasyon gösterilmiştir. (f) Stent içerisinden yapılan akım hızı örneklemesinde stent içi darlık düşündürür artışlar saptanmamıştır.



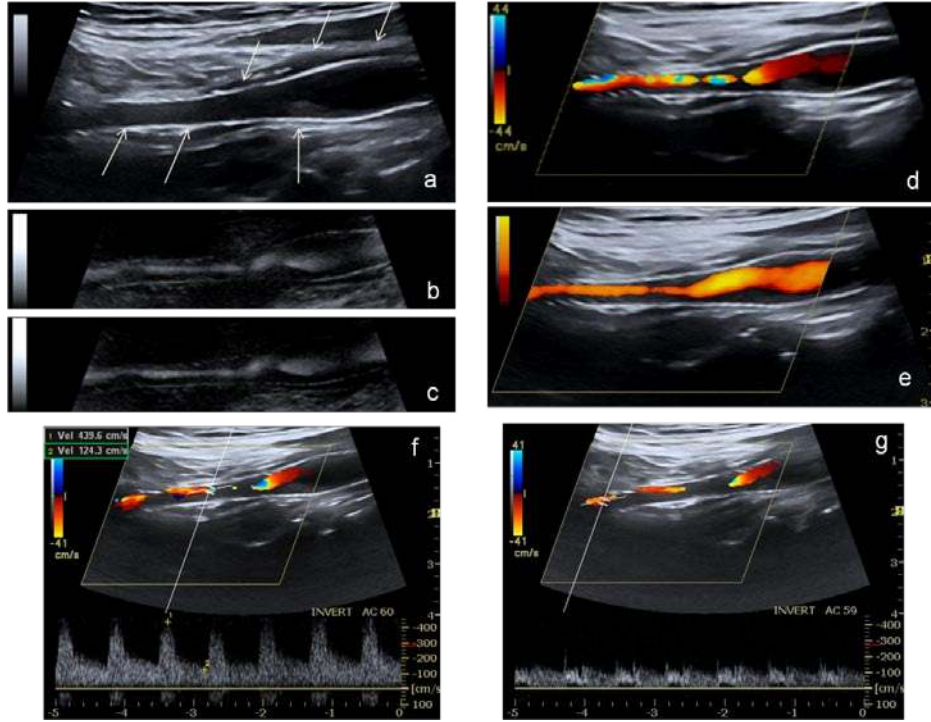
Resim 4.10.12.3. Üç boyutlu VR ve eğimli reformat görüntülerle stent için intimal hiperplazi değerlendirilmesi. (a, b, c) Üç boyutlu VR görüntülerde sağda AKA'dan İKA'ya uzanan stent izlenmektedir (beyaz ok başları). (d, f, g) Eğimli reformat görüntülerde stent lümeni içerisinde iki farklı düzeyde belirginleşen intimal hiperplazi alanları izlenmektedir (ince beyaz oklar). (d, e) Sağ karotis arter segmentleri distal servikal segmentleri ile birlikte izlenmektedir.



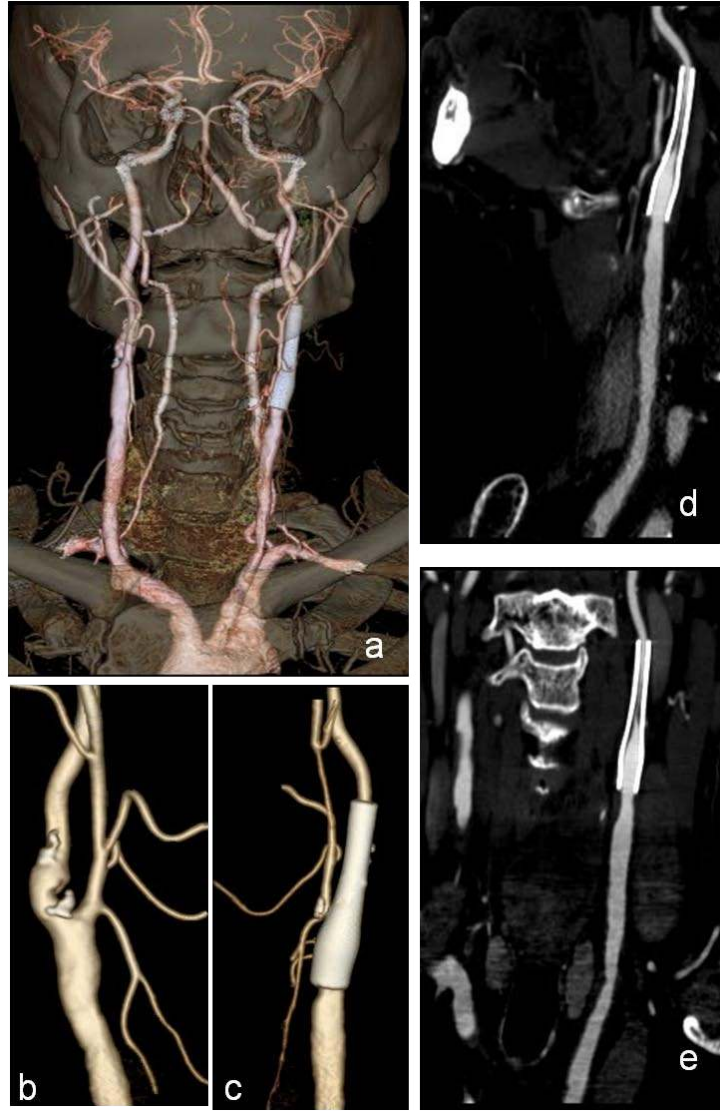
Resim 4.10.12.4. İntimal hiperplazi saptanan olgunun kateter anjiyografi ve MPR görüntüleriyle iki farklı filtrede değerlendirilmesi. Gözlemciler tarafından yapılan görüntü kalitesi değerlendirilmesi “4 puan” olarak yapılmıştır. İnce beyaz oklarla intimal kalınlığın arttığı iki farklı düzey işaret edilmektedir. Bu düzeylerden geçen aksiyel kesitlerde stent posterior duvarında “ayça” şeklinde belirgin darlık oluşturmeyen intimal hiperplazi izlenmektedir. “Bone” filtreden oluşturulan kesitlerde intimal hiperplazinin kenar özelliklerinin daha iyi seçildiği dikkat çekmektedir.



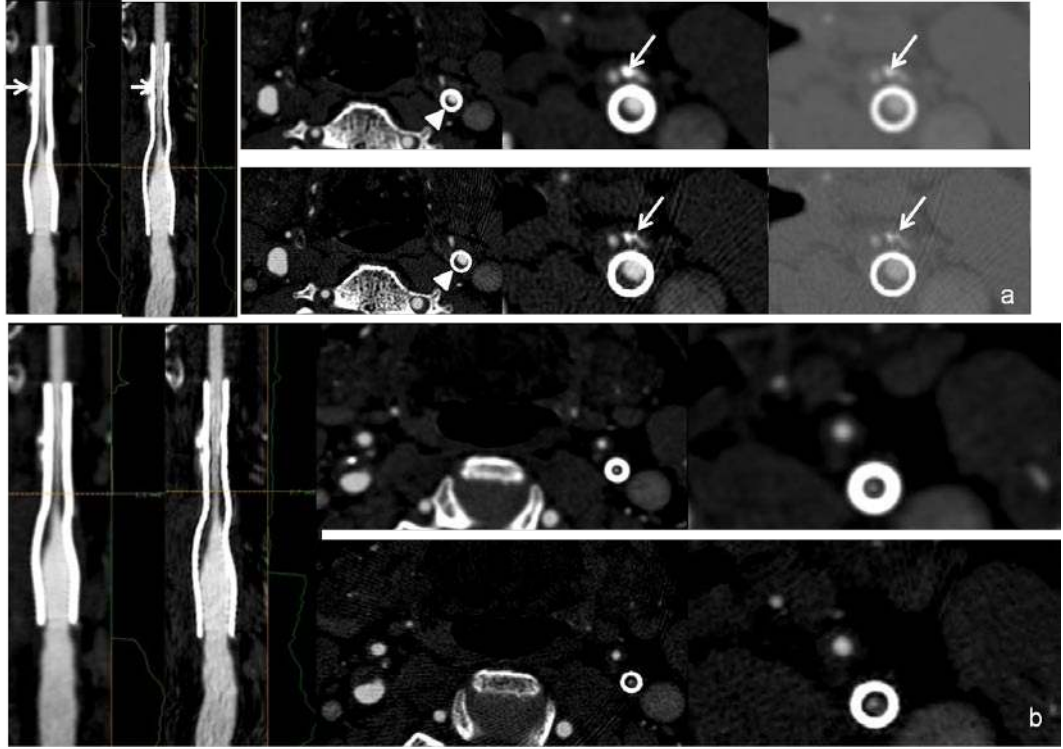
Resim 4.10.13.1. Olgu 18: Sol İKA proksimalinde % 80 darlık saptanması üzerine 7x40 mm Wallstent yerleştirilen 61 yaşında erkek olguya ait kateter anjiyografi görüntüleri (a) İKA proksimalinde darlığa ait işlem öncesi görüntüler izlenmektedir (ince siyah ok). (b) Stentleme hemen sonrasında yapılan kontrol anjiyografide, İKA'dan İKA'ya uzanan stent izlenmekte ve İKA proksimalinin düzgün kontur özellikleri kazandığı dikkati çekmektedir.



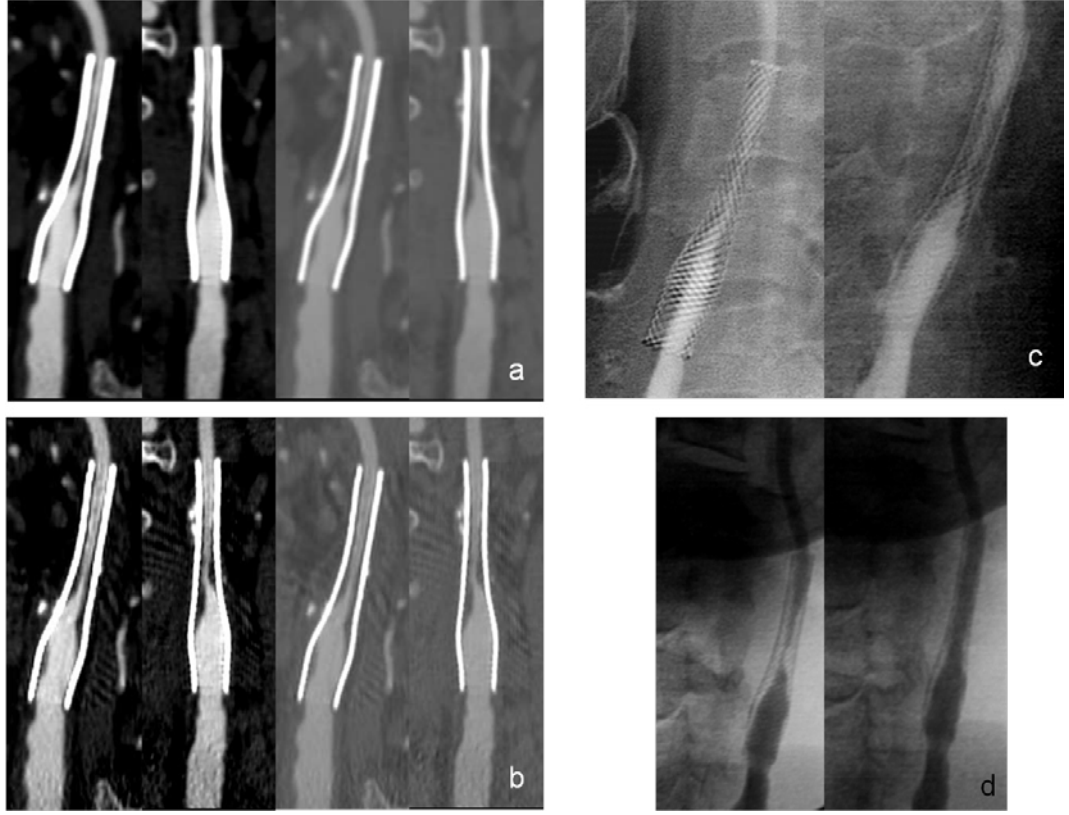
Resim 4.10.13.2. Olgunun 30. ayda yapılan US kontrolüne ait görüntüler. US'de görüntü kalitesi “4 puan” ile değerlendirilmiştir. (a) B-mod görüntülemelerde stentin İKA'dan İKA'ya uzanımı ile birlikte stent boyunca hem anterior hem de posterior duvarda diffüz olarak izlenen lümeneye göre hiperekoik neointimal proliferasyon izlenmektedir (ince beyaz oklar). (b, c) B-flow görüntülerde stent boyunca neointimal proliferasyon daha net olarak izlenmektedir. Stent patent olarak görüntülenmekle birlikte, stent orta kesiminde ciddi darlık olduğu dikkati çekmektedir. (d, e) Renkli Doppler ve power Doppler görüntülemelerde de stent lümeninde akım sinyali izlenmekle birlikte özellikle renkli Doppler incelemede stent orta kesiminde hız artışını yansıtan “aliasing” dikkati çekmektedir. (f, g) Stent içerisinde yapılan örneklemede PSV 440 cm/sn olarak ölçüldüğü ve hemen stent distalinde ciddi darlık düşündüren “pulsus parvus et tardus” akım paterni dikkati çekmektedir. Stent içerisindeki darlık oranı >95 olarak değerlendirilmiştir.



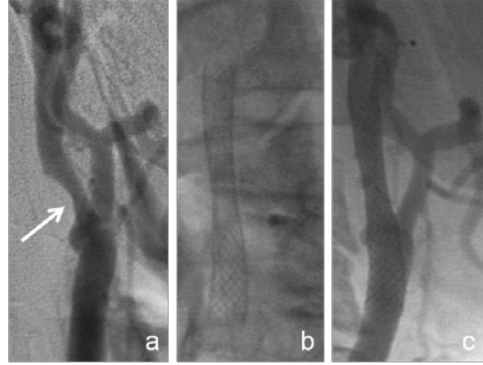
Resim 4.10.13.3. Üç boyutlu VR ve eğimli reformat görüntülerle stentin ve lümen içi intimal hiperplazi değerlendirilmesi. (a, b, c) Üç boyutlu VR görüntülerde sağda milimetrik kalsifiye odaklar ve daralma olduğu solda ise AKA'dan İKA'ya uzanan stent izlenmektedir. (d, e) Eğimli reformat görüntülerde stent lümeni içerisinde diffüz olarak proksimal ve distal stent düzeyini etkileyen ve lümende ciddi daralmaya neden olan intimal hiperplazi standart filtreden oluşturulan sagittal ve koronal reformat görüntülerde proksimal ve distal karotis arter segmentleri ile birlikte izlenmektedir.



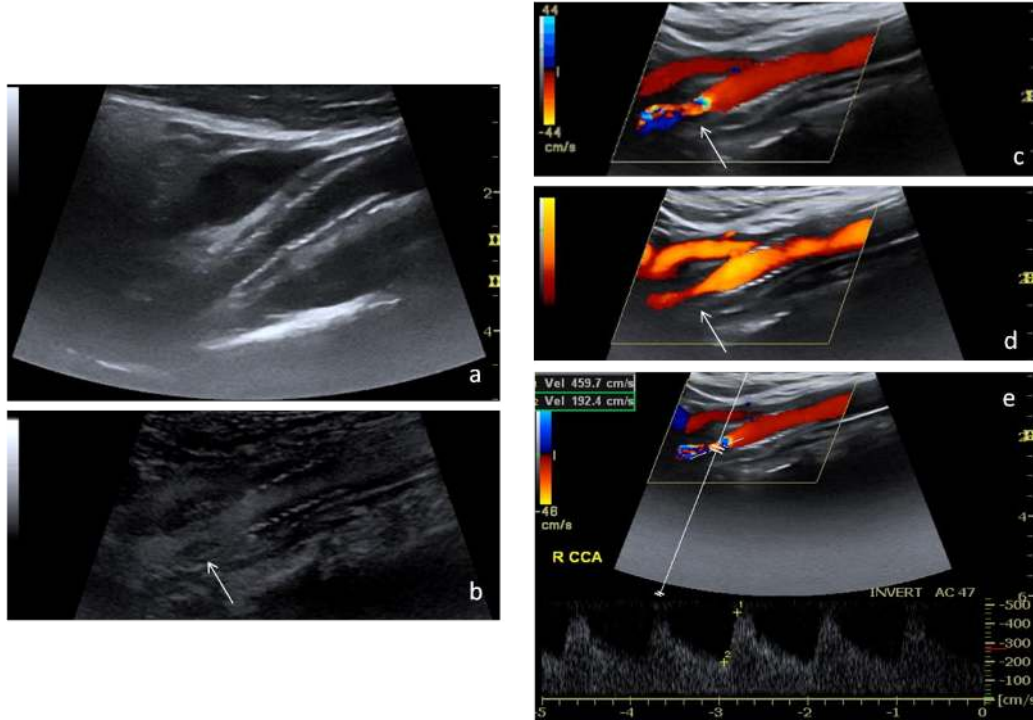
Resim 4.10.13.4. İntimal hiperplaziye bağlı ciddi stent içi darlık saptanan olgunun MPR görüntüleriyle iki farklı filtrede değerlendirilmesi. Gözlemciler tarafından yapılan görüntü analizi değerlendirilmesi “4 puan” olarak yapılmıştır. (a) İntimal hiperplazinin en kalın olarak izlendiği proksimal stent düzeyinden geçen aksiyel kesitler iki farklı filtrede izlenmektedir. Bu düzeyden geçen aksiyel kesitlerde stent posteromediyal duvarında “ayça” şeklinde intimal hiperplazi izlenmektedir. “Bone” filtreden oluşturulan kesitlerde intimal hiperplazinin kenar özelliklerinin daha iyi seçildiği dikkat çekmektedir. İnce beyaz oklarla milimetrik kalsifiye odak gösterilmiş olup “bone” filtre ve kemik pencerede odak daha net seçilmektedir. (b) Stent lümeninde en fazla darlığın izlendiği düzeyden geçen aksiyel kesitler iki farklı filtrede görüntülenmiştir. Bu düzeyde “standart” filtrede oldukça ince ancak açık olarak izlenen lümen çapının “bone” filtrede daha net olarak izlendiği dikkat çekmektedir. “NASCET” yöntemiyle bu düzeyde “standart” filtrede % 94 “bone” filtrede ise % 89 darlık oranları hesaplanmıştır. Ortaya çıkan farklılık “blooming” etkisi nedeniyle ortaya çıkmaktadır. İzlenebilen açık lümen çapı kenar keskinleştirici filtrede daha fazla olarak ölçülmektedir.



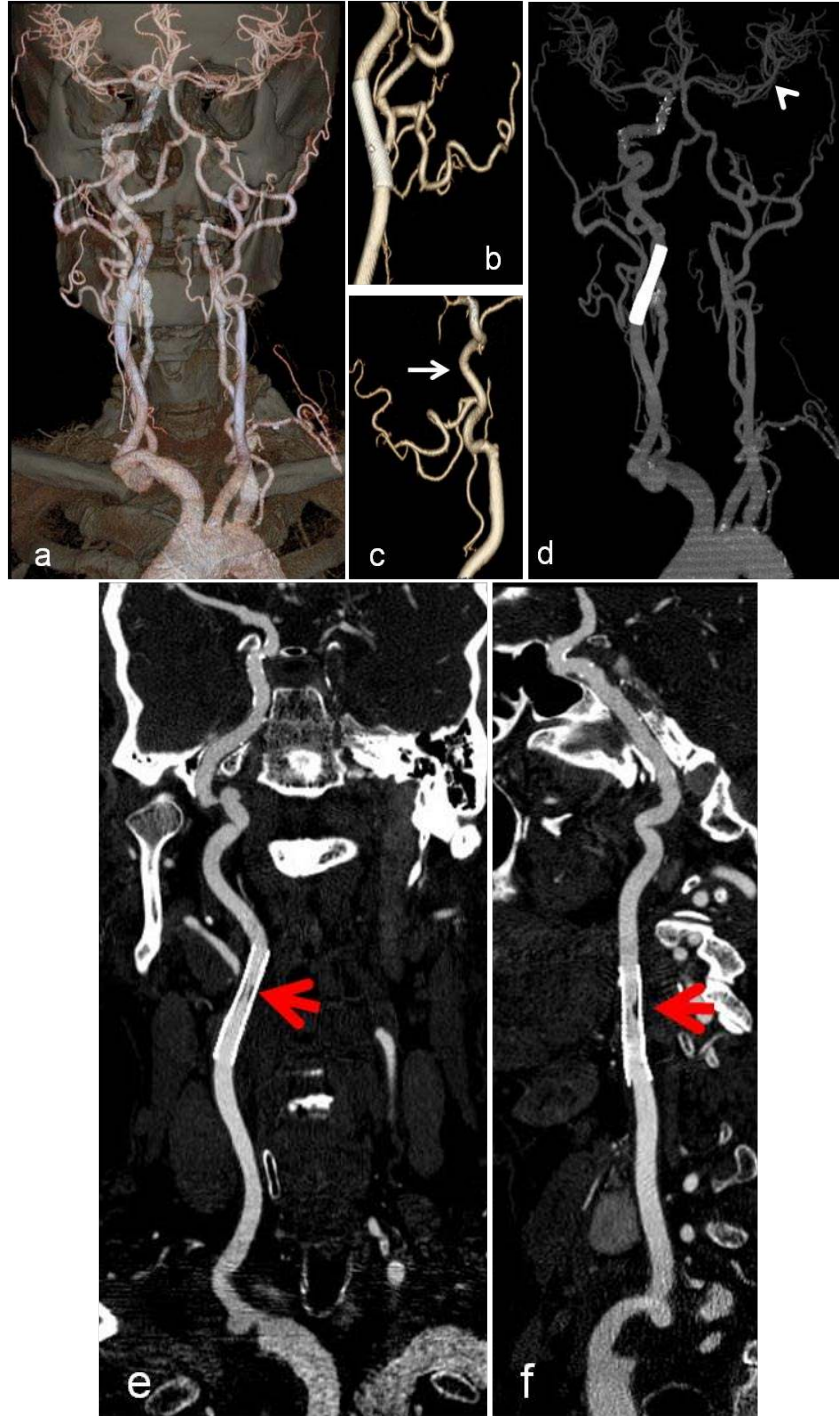
Resim 4.10.13.5. (a, b) Stent içerisinde ciddi darlık saptanan olgunun iki farklı filtre (Standart, bone) ve pencereleme ile oluşturulan MPR görüntüleri. (c, d) Darlığın kateter anjiyografi ile gösterimi ve perkütan transluminal anjioplasti (PTA) tedavisi sonrası stent lümeni. İntimal hiperplazinin neden olduğu darlık sonrası izlenen lümen açıklığının kateter anjiyografi ile ne kadar uyumlu olduğu dikkati çekmektedir. PTA sonrası stent-içi stenozun ortadan kalktığı izlenmektedir.



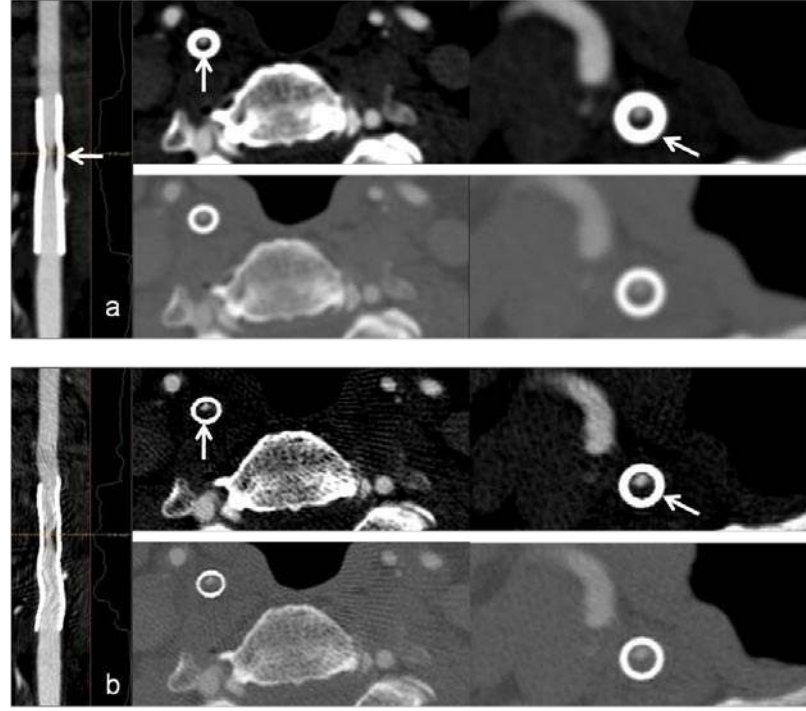
Resim 4.10.14.1. Olgu 6: Sol internal karotis arteri başlangıcından itibaren tıkalı olan 76 yaşında erkek hastanın sağ karotis arter proksimalinde tespit edilen % 60 darlık sonrası yerleştirilen 7x30 mm Wallstent'e (Boston Scientific İrlanda Ltd., Galway, İrlanda) ait kateter anjiyografi görüntüleri (a) İKA proksimalinde darlığa ait işlem öncesi görüntüler izlenmektedir (ince beyaz ok). (b, c) Stentleme hemen sonrasında yapılan kontrolde stent ve AKA'dan İKA'ya uzanımı izlenmekte ve İKA proksimalinin düzgün kontur özellikleri kazandığı dikkati çekmektedir.



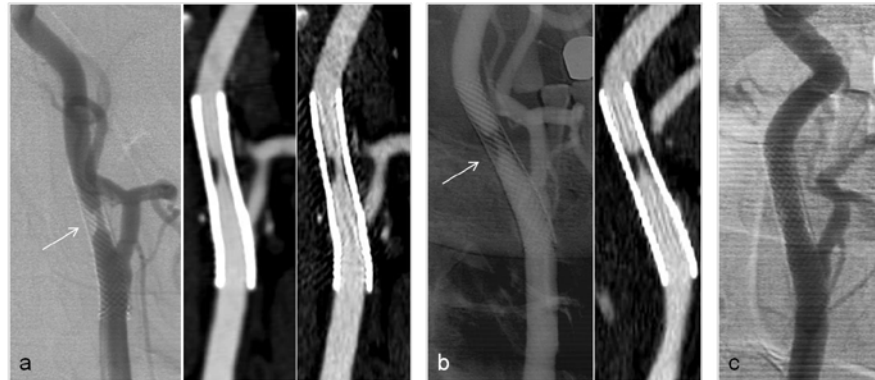
Resim 4.10.14.2. Olgunun 60. ayda yapılan US kontrolüne ait görüntüler. US'de görüntüler "3 puan" (kısmen değerlendirilebilir iyi) olarak değerlendirilmiştir. Ancak görüntülerin elde edilmesi aşamasında hasta uyumunun yetersiz olduğu gözlemci tarafından ifade edilmiştir. (a) B-mod görüntülemeye stentin oldukça derin yerleşimi dikkati çekmektedir.(b) B-flow görüntüde bifurkasyon düzeyi ayrıntılı bir biçimde görüntülenmektedir. Stent patent olarak görüntülenmekle birlikte, stent distal kesimde ciddi darlmaya neden olan neointimal proliferasyon dikkati çekmektedir (ince beyaz ok). (c, d) Renkli Doppler ve power Doppler görüntülemelerde aynı düzeyde "aliasing" ve lümen çapında azalma izlenmektedir.(e) Stent içerisinde yapılan akım hızı örneklemede PSV, >% 95 darlıkla uyumlu 460 cm/sn olarak ölçüldüğü izlenmektedir.



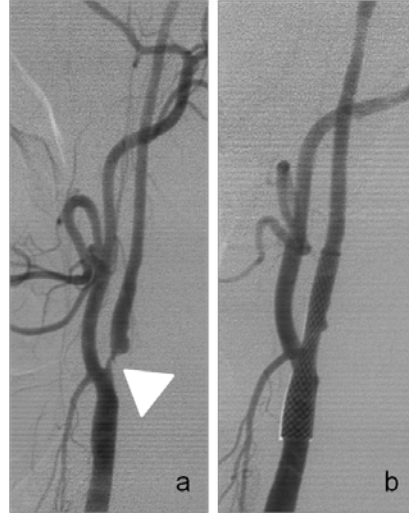
Resim 4.10.14.3. Üç boyutlu VR, MIP görüntülerle birlikte eğimli reformat görüntüler izlenmektedir. (a, b, c) Üç boyutlu VR ve MIP görüntülerde sağda AKA'dan İKA'ya uzanan stent izlenmektedir. Solda ise İKA'nın başlangıcından itibaren tıkalı olduğu (ince beyaz ok) ve intrakranyal sol ön dolaşımın büyük ölçüde sağdan ve eksternal kollateral aracılığı ile sağlandığı izlenmektedir (beyaz ok başı) (d, e) Eğimli reformat görüntülerde stent lümeni içerisinde orta kesimde kısa segment, lümende ciddi daralmaya neden olan intimal hiperplazi ve stent içerisinde daralma izlenmektedir (kısa kırmızı oklar). Bone filtreden oluşturulan sagittal ve koronal reformat görüntülerde proksimal ve distal karotis arter segmentleri ile birlikte izlenmektedir.



Resim 4.10.14.4. İntimal hiperplaziye bağlı ciddi stent içi darlık saptanan olgunun MPR görüntüleriyle iki farklı filtre ve pencereleme ile değerlendirilmesi. Gözlemciler tarafından yapılan görüntü analizi değerlendirilmesi “4 puan” (değerlendirilebilir, mükemmel, artefakt yok, stent sınırları iyi belirleniyor) olarak yapılmıştır. (a) İntimal hiperplazinin en kalın olarak izlendiği stent düzeyinden geçen aksiyel kesitler iki farklı filtrede izlenmektedir. Bu düzeyden geçen aksiyel kesitlerde stent posterior duvarında “ayça” şeklinde intimal hiperplazi izlenmektedir. “Bone” filtreden oluşturulan kesitlerde intimal hiperplazinin kenar özelliklerinin daha iyi seçildiği ve lümen açıklığının daha net olduğu dikkat çekmektedir. “NASCET” yöntemiyle bu düzeyde “standart” filtrede % 93 “bone” filtrede ise % 84 darlık oranları hesaplanmıştır. Ortaya çıkan farklılık “blooming” etkisi nedeniyle ortaya çıkmaktadır. İzlenebilen açık lümen çapı kenar keskinleştirici filtrede daha fazla olarak ölçülmektedir.



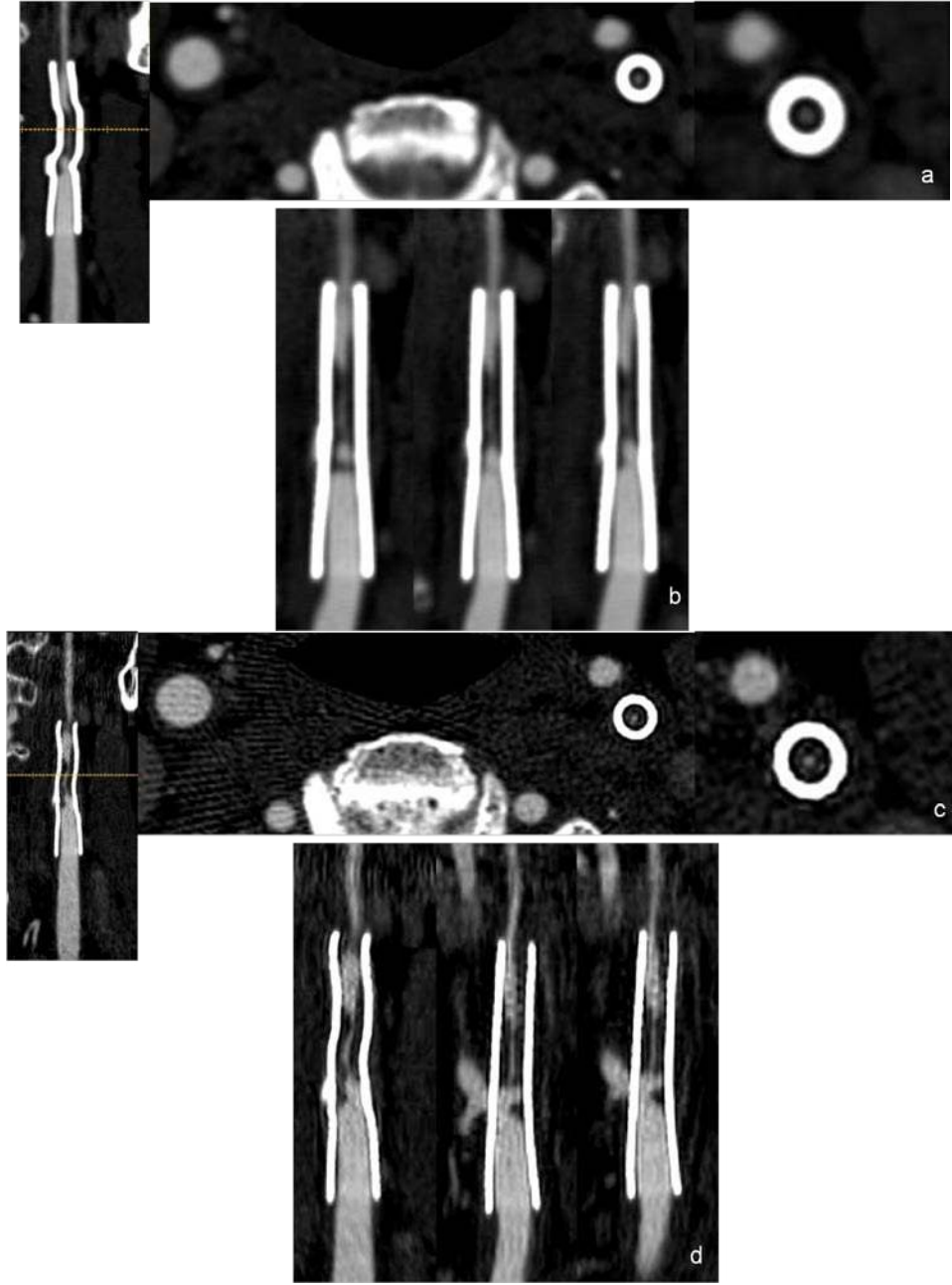
Resim 4.10.14.5. Stent içerisinde ciddi darlık saptanan olgunun oblik sagittal MPR görüntüleri ile kateter anjiyografi görüntüleri birlikte gösterilmiştir. İntimal hiperplazinin neden olduğu darlığın oluşturduğu lümen açıklığının kateter anjiyografi ile ne kadar uyumlu olduğu dikkati çekmektedir. (c) PTA tedavisi sonrası stent lümeni. Tedavi sonrası stent lümeni içerisindeki darlığın ortadan kalktığı izlenmektedir.



Resim 4.10.15.1. Olgu 15: Sol İKA proksimalinde >% 90 darlık saptanması üzerine 7x30 mm Wallstent (Boston Scientific İrlanda Ltd., Galway, İrlanda) yerleştirilen 68 yaşında erkek olguya ait kateter anjiyografi görüntüleri. (a) İKA proksimalinde darlığa ait işlem öncesi görüntüler izlenmektedir (beyaz kalın ok başı). (b) Stentleme hemen sonrasında yapılan kontrol anjiyografide, AKA'dan İKA'ya uzanan stent izlenmekte ve İKA proksimalinin düzgün kontur özellikleri kazandığı dikkati çekmektedir.



Resim 4.10.15.2. (a-d) Üç boyutlu VR ve MIP gösterimde solda AKA'dan İKA'ya uzanan stent izlenmektedir (beyaz ok başları ve beyaz kalın ok). Stent distalinde izlenen oldukça incelmış distal internal karotis arter segmentleri ince beyaz oklarla gösterilmiştir. (e, f) BTA sonrası yedinci günde gerçekleştirilen kateter anjiyografide stent içerisinde tıkanıklık öncesi oldukça incelmış akım izlenmektedir (ince siyah oklar). Stent distalinde İKA'nın yine ince kalibrasyonda olduğu dikkati çekmektedir (beyaz ok başı).



Resim 4.10.15.3. Olgunun 28. ayda yapılan BTA kontrolüne ait görüntüler. İntimal hiperplaziye bağlı ciddi stent içi stenoz saptanan olgunun MPR görüntülerle iki farklı filtrede değerlendirilmesi. Gözlemciler tarafından yapılan görüntü analizi değerlendirilmesi “4 puan” olarak yapılmıştır. (a, c) Stentin en dar yerinden geçen aksiyel kesitler iki farklı filtrede (standart ve bone) izlenmektedir. Bu düzeyden geçen aksiyel kesitlerde stent içerisinde tıkanma öncesi nokta şeklinde lümen açıklığı izlenmektedir. “Standart” filtreden oluşturulan filtrede izlenen bulanık görünüm bone filtrede izlenmemektedir. “Bone” filtreden oluşturulan kesitlerde kenar özelliklerinin daha iyi seçildiği dikkat çekmektedir (b, d) İki farklı filtreden oluşturulmuş farklı açılardaki eğik reformatlar izlenmektedir. Bone filtrede azalmış blooming etkisi ile birlikte lümen açıklığı daha net seçilebilmektedir. “NASCET” yönüyle bu düzeyde “standart” filtrede % 96, “bone” filterde ise % 87 darlık oranları hesaplanmıştır. Ortaya çıkan farklılık “blooming” artefaktı nedeniyle ortaya çıkmaktadır.

5. TARTIŞMA

İnme ölüm nedenleri arasında kardiyak ve kanserle ilişkili ölümlerden sonra üçüncü sırayı almaktadır. İnme kalıcı nörolojik hasarın önlenabilir bir nedenidir. Son yıllarda inme ile ilişkili ölüm oranı % 20,4’lerden % 6,7 lere gerilemiştir. Ancak hala her 16 olgudan birinde ölüm görülmektedir. İnmenin başlıca nedeni büyük damar aterosklerozudur. En yüksek risk, İKA darlığı ile ilişkilidir. Karotis arter darlıkları iskemik serebrovasküler olayların % 20’den fazlasından sorumludur. Ayrıca ilk ve tekrarlayan inmelerin tedavi edilebilir bir nedeni olarak karşımıza çıkmaktadır (% 5-12 yeni inme revaskülarizasyona yanıt vermektedir) (239,282).

Tarihsel olarak bakıldığında, 90’larda yapılan ilk çalışmalar, örneğin “NASCET” ve “ESCT” çalışmaları göstermiştir ki; semptomatik karotis arter hastalığı olanlarda, karotis endarterektomi ölüm ve/veya inmenin azaltılmasında, medikal tedaviye üstündür. Ayrıca “ACAS” ve “ACST” çalışmaları da asemptomatik karotis hastalığı olanlarda inme ve ölüm oranlarının semptomatik hastalara göre daha az olmakla birlikte yine azaldığını göstermiştir. 90’ların sonunda KAS endarterektomiye alternatif olarak öne sürülmüş ve kabul edilebilir 30-günlük inme ve ölüm oranlarıyla KAS’ın alternatif olarak uygulanabileceği süregelen çalışmalardan elde edilen kanıtlarla gösterilmiştir. Örneğin “CAVATAS” ve “SAPPHIRE” çalışmaları karotis arter stentlemenin cerrahi sonuçların altında olmadığını göstermiştir (33, 41, 108, 211, 212).

Yukarıdaki çalışmaların sonuçları açıkça ortaya koymuştur ki endovasküler revaskülarizasyon tedavisi artık sonuçları cerrahi sonuçlarla kıyaslanabilecek ve teknolojik gelişmelerin doğal bir sonucu olarak işlem komplikasyonlarını önlemeye yönelik ek donanımları sayesinde giderek kendi sonuçlarını geliştiren bir tedavi seçeneğidir. Endovasküler tedavi zaten uzun süredir cerrahi açıdan ulaşılması zor lezyonların tedavisinde, daha önce cerrahi geçirmiş hasta grubunda, karşı taraf tıkanıklığı bulunan olgularda ve genel anestezi riski olan ve önemli yandaş hastalığı olan grupta ilk seçenek olarak kabul görmektedir

(216, 223). Ancak gerek gelişen stent teknolojisi ve endovasküler tedavi konusunda elde edilen evrensel tecrübe gerekse koruma şemsiyeleri gibi işlem komplikasyonlarını en aza indiren eden sistemler sayesinde endovasküler tedavi revaskülarizasyon sürecinin ilk seçeneği olma yolunda sağlam adımlar atmaktadır.

Stent tedavisindeki artış takip sırasında oluşan stent içi restenozu da beraberinde getirmektedir. Karotis arter stentleme sonrası karşılaşılan sorunların en önemlisi stent içerisinde ortaya çıkan hemodinamik olarak anlamlı restenoz ilişkili neointima gelişimidir (104, 105). Ancak stentin yetersiz genişlemesi de buna neden olabilmektedir. 30-günlük inme ve ölüm oranlarına ek olarak stentlemenin uzun dönem yararları arasında stent içi restenoz sıklığı da tanımlanmalıdır. KAS sonrası stent içi restenoz insidansı çeşitli faktörlere bağlı olarak oldukça değişkenlik göstermektedir. Örneğin, takip süreleri, stent içi stenoz tanımları, darlık yüzdesinin hesaplanmasında kullanılan yöntemler ve görüntüleme yöntemi bu oranları etkilemektedir (214, 215).

Çeşitli çalışmalarda 6 ve 12 aylık stent içi restenoz oranları sırasıyla % 2,27 ve % 3,36 olarak bildirilmektedir (218). Diğer bir geç komplikasyon olan stent deformitesi ise % 2,5 olarak bildirilmiştir. Görece olarak düşük sayılarda bildirilmesine rağmen, oluşması halinde neden olacağı morbidite ve mortalite ile tedavi amaçlı tekrarlayan girişimler göz önüne alındığında restenozun takibinin dikkatle ele alınması gerekmektedir. *Goodney ve arkadaşlarının* 2006 yılında yaptığı klinik güncellemede farklı gruplardan elde edilen restenoz oranları % 8'lere ulaşmaktadır (88, 216, 217).

Genel restenoz insidansı % 8 bunlardan ciddi oranlarda (>% 70) bildirilenler ise % 3'tür. Çoğunlukla restenoz ilk 6 aylık süreçte gelişmekte ve yine genellikle çok hızlı ilerlememektedir. Özellikle bu dönemde hastaların yakın takip edilmesinin yararlı olacağı bildirilmektedir.

Günümüzde karotis arterine stent yerleştirilen hasta sayısı oldukça fazla sayıdadır ve bu zamanla artacaktır. Dolayısıyla radyolojik olarak en iyi takibin nasıl olması gerektiği sorusunun yanıtı büyük önem taşımaktadır. Stentlenen

karotis arter takibinde kateter anjiyografi stent içi restenozun tanısında halen altın standart olarak kabul edilmektedir. İnvaziv bir yöntem olan kateter anjiyografi, nörolojik (insidansı yaklaşık % 0,5 ve sessiz emboli % 20) ve arteriyel ponksiyon bölgesi ile ilişkili komplikasyonlara yol açabilmektedir (219-222). Bununla birlikte bu invaziv yöntem görece yüksek maliyeti, deneyim gerektirmesi ve nadir, ancak ciddi komplikasyon oranlarıyla sık tekrarlanabilir bir yöntem değildir (224). Dolayısıyla stentli damar segmentinin gösterilmesinde kateter anjiyografiye alternatif noninvaziv bir yöntem geliştirilmesi gerekmektedir. Bu konuda günümüz literatürü özellikle koroner stent görüntülenmesine yönelik ÇKBT anjiyografi çalışmaları ile doludur. Periferik arterlerin ÇKBT anjiyografi ile görüntülenmesine dair çok az sayıda çalışma literatürde yerini almıştır.

İnvaziv olmayan yöntemler arasında dupleks sonografi, MRA ve BTA kullanılabilir. Kullanılan yöntem, kolay uygulanabilmeli, arteriyel çaptaki ve stent morfolojisindeki değişiklikleri objektif bir şekilde gösterebilmeli, kolayca ulaşılabilir, maliyeti ve gözlemciler arası değişkenliği düşük olmalıdır.

Güvenli, kolay uygulanabilir ve ulaşılabilir olması nedeniyle ultrasonografi (US), karotis arter darlıklarının gösterilmesinde en fazla kullanılan görüntüleme yöntemi olmuştur. Spektral Doppler US'de izlenen akım hızları stentlenmemiş karotis arterlerde izlenen anjiyografik darlık yüzdesi ile uyumludur (29, 225).

Bununla birlikte stentlenen karotis arterdeki US hız kriterleri henüz ortaya konmamıştır. Stentlenmiş arterdeki hızları gösteren ancak pek de güvenilir olmayan birkaç yayın vardır (12, 13). Aynı zamanda nativ damarlar için ortaya konan hız kriterlerinin stentlenmiş arterdeki stenoza olduğundan fazla tespit ettiğine dair yayınlar da vardır (226). Dahası, stentlenmiş karotis arterine yönelik gerçekleştirilen sonografik inceleme, kısa boyun, kalsifiye plak, ve yüksek yerleşimli bifurkasyon gibi nedenlerle tamamlanamayabilir (227, 228). İncelemenin yetersizliğine yol açan bu nedenlerin oranı çok iyi bilinmemektedir. Dolayısıyla stentlenen hastaların takibinin en iyi şekilde nasıl yapılacağı yanıtlanmamış bir soru olarak durmaktadır. Son zamanlarda

ÇKBT tarayıcıları ile yapılan BT anjiyografi stent değerlendirmede kullanışlı, noninvaziv bir görüntüleme yöntemi olarak belirmeye başlamıştır. Bununla birlikte bu sadece koroner arter serilerine dayanmaktadır (180, 184, 229-232).

Karotis sistemin görüntülenmesinde BT anjiyografi, US ile kıyaslandığında potansiyel bazı avantajlara sahiptir. Örneğin, operatör bağımlı değildir, damar lümeninin gösterilmesinde hastadan kaynaklanan çeşitli anatomik sorunlara dayanan zorluklar yoktur (örneğin, kısa boyun, yüksek karotis bifurkasyonu veya ağır kalsifikasyon). Ayrıca radyoloji dışı konuyla ilgili hekimlerin de daha kolay anlayabileceği tüm karotis sistemin görüntülenebildiği gerçekçi görüntüler sağlar.

Günümüzde stent tedavisi yapılmış karotis arter hastalarının görüntülenmesinde kullanılan standart bir görüntüleme protokolü yoktur. Bu ise takip programı oluşturulmasında ve görüntüleme yöntemine karar verilmesinde sıkıntılara neden olmakta, ayrıca stent içi stenoz insidansının yayınlanmış çalışmalarda karşılaştırılmasını nerdeyse imkansız hale getirmektedir.

Stentlenen karotis arterlerin görüntülenmesinde, bir takip protokolü oluşturmaya yönelik çabalarda görece basit ve objektif olan BTA'nın kullanılabilir olup olmadığının ve stent içi stenoz tanısında US ile uyumlu olup olmadığının ortaya konması yararlı olacaktır.

Çalışmamızda kullanım sıklığı giderek artan ve endarterektomiye kıyasla kendisi de daha az invaziv bir işlem olan stentlemenin takibinde, tekrarlanabilir noninvaziv bir takip yöntemi olarak BTA'nın tanısallık potansiyelinin ortaya konulması amaçlanmıştır. Bu konuda özellikle takipte kullanılacak alternatif ve nesnel bir tanı ve takip modalitesine şiddetle ihtiyaç vardır. Ancak literatürde yer alan çalışmaların ortak noktası karotis stentleme sonrası takipte altın standart olacak, anjiyografiye alternatif oluşturan ve objektif olarak uygulanabilen bir yönteminin olmamasıdır.

Yıllardan beri kateter anjiyografi arteriyel darlık değerlendirmesinde standart referans olarak kullanılmaktadır. Yüksek kalitede görüntüler sağlayan daha az invaziv yöntemler ortaya çıkmış olmasına rağmen, kateter anjiyografi

hala bazı nedenlerden dolayı tanısal bir yöntem olarak kullanılmaktadır. Kateter anjiyografi kolay değerlendirilebilen bulgular sağlamakta ve hedeflenen tüm arteri ÇKBT anjiyografi ya da MRA'ya göre daha yüksek uzaysal çözünürlükle gösterebilmektedir. Ek olarak kalsifiye damarlarda BTA'dan daha kolay ve daha doğru lümen değerlendirilmesini sağlar ve stentli damarların değerlendirmesinde BTA ve MRA'dan üstündür. Bu yöntemlerde her ne kadar kalsifikasyon ve metal yapılara ait artefaktlar günümüzde azalmasına rağmen, ileri derecede dens yapıların neden olduğu artefaktlar sorun oluşturabilmektedir.

Çalışmamızda da BTA ve US'de görüntü kalitesinin değerlendirilmesini bozan ortak neden stent komşuluğunda izlenen kalsifikasyonlar olmuştur.

Bununla beraber, kateter anjiyografinin de bazı sınırlamaları vardır. Bu inceleme yöntemi bir çeşit "lümenografi" dir. Damar duvar morfolojisi hakkında ve tıkalı segmentte damar seyri hakkında kısıtlı bilgiler sunar. Çünkü kateter anjiyografi genelde iki boyutlu görüntüler sağlar. Darlık değerlendirmesinde birden çok projeksiyonda farklı açılarla elde edilecek görüntülere ihtiyaç vardır. Birden çok görüntüye rağmen ekzantrik darlıklar ya da büküntülü damarlarda oluşan darlıklar gözden kaçabilmektedir (233). Damarların üst üste gelmesi de darlık değerlendirmesinde karışıklıklara neden olmaktadır. Rotasyonel kateter anjiyografi, konvansiyonel kateter anjiyografiden üstündür (234). Değerlendirme için kesitsel olmayan görüntüler kullanıldığından, kateter anjiyografi ile yalnızca çaptaki azalmalar ölçülebilmektedir. En düşük lümen çapı farklı açılarla elde edilmiş birden çok görüntü üzerinden elde edilmelidir. Tedavi planlamasında referans damar lümeni çapı ve stenotik segment çapı arasındaki çap oranı kullanılmaktadır. Kateter anjiyografide X-ışını kaynağı ile görüntülenecek damar arasındaki mesafe daha kısa olduğundan projekte edilen görüntünün büyütmesi daha fazladır. X-ışını kaynağı ile hedef damar arasındaki oblik açılarda lümenal çap ölçümlerini etkilemektedir. Dolayısıyla doğru geometrik büyütmenin ayarlanması gereklidir. Bu ayarlama bilinen bir mesafeye ya da çapa göre yapılmaktadır (235).

Tıkayıcı servikal karotis hastalığının değerlendirilmesinde sıklıkla kullanılan yöntem US olmuştur. Bu yöntemle ilgili pek çok çalışma yapılmış ve doğruluğu % 90'ın üzerinde bulunmuştur (236-245). US, stentleme sonrası karotis arter patensisinin değerlendirilmesinde de en sık tercih edilen yöntem olarak karşımıza çıkmaktadır. Tüm invaziv olmayan yöntemlerde olduğu gibi US'nin de karotis arter görüntülemesinde bazı sınırlamaları vardır. Bunlar içerisinde yüksek yerleşimli karotis bifurkasyon (C2 vertebra üzeri), uzun (>3 cm.) İKA'da plak, ileri derecede veya tama yakın darlık, kalsifikasyon gölgeleri ya da akustik artefaktlar, kısa boyun, büküntü varlığı sayılabilir. Bunun haricinde yerleştirilen stent arterin biyomekanik özelliklerini de değiştirerek, damar kompliyansını ve akım hızlarını etkilemektedir. Tüm bunlar standart hız kriterlerinin stent içi restenoz varlığında kullanımını zorlaştırmaktadır.

Lal ve arkadaşları 90 KAS olgusunun takibinde ICAVL (Intersocietal Commission for the Accreditation of Vascular Laboratories) tarafından akredite edilmiş hız kriterlerini kullanmışlardır. Bunlardan 38 olguda işlem sonrası yapılan 3. gün Doppler US'de ortalama PSV ≥ 130 cm/s olarak gösterilmiştir. Stentlenmemiş arterler için kullanılan hız kriterleri, bu hastalarda % 20-49 arasında değişen rezidüel daralma gösterdiği için işlem başarısız olarak yorumlanabilir. Fakat sadece 6 işlemde, gerçek anjiyografik olarak ispatlanmış ≥ 20 rezidüel daralma bulunmuştur. Bu yüzden, stentlemenin normal lümen çaplarına rağmen, artmış Doppler hızlarına sebep olduğu sonucuna varılmıştır. *Lal ve arkadaşları*, ≥ 150 cm/s PSV değerinin $\geq 2,16$ İKA/KKA PSV oranıyla kombinasyonunun, KAS sonrası % 0-19 ve ≥ 20 İKA stent içi rezidüel darlıkları göstermede % 100 duyarlılık, % 97,6 özgüllük, % 75 pozitif öngörü değeri ve % 100 negatif öngörü değere sahip olduğu bildirilmiştir (226).

Komplians, arteriyel sertliğin göstergesi, zorlanma (duvarın fraksiyonel deformasyonu) ve stres (duvarın birim alanı başına düşen kuvvet) arasındaki ilişkidir. Arter içerisinde kan basıncındaki pulsatil değişikliğe bağlı olarak arterin bir segmentindeki hacim değişikliği olarak tanımlanır. *Lal ve*

arkadaşları, stent yerleştirilmesi sonrası İKA kompliyansındaki belirgin azalmayı göstermişlerdir. Stent-arter kompleksinin artmış sertliği, karotis arterdeki hacim-basınç ilişkisini esnemeyen, sert bir tüptekine benzer hale getirmiştir, böylece arteri dilate etmek için gereken enerji artmış hıza sebep olmaktadır (226).

Güncel yayınlarda dört yıl içerisinde $\geq \% 80$ stent içi restenoz gelişme riski yıllık $\% 6,4'$ tür. Stent içi restenozun çoğu KAS sonrası erken dönemde (18 ay) görülmektedir. Bu nedenle takibin, hemen stentleme sonrasında, 6. ayda ve sonrasında yıllık olarak yapılmasını önerilmektedir. Yüksek dereceli stent içi restenoz için hız kriterleri hala geliştirilme aşamasındadır. US'de başlangıç hız değerlerinin daha sonraki takiplerdeki hız değerleri ile karşılaştırılması optimal takip protokolünü oluşturmaktadır. Literatürdeki bazı çalışmalarda önerilen kriterler özetlenmiştir (Tablo 5.1).

Tablo 5.1 Stentleme sonrası farklı stenoz oranları için Doppler US eşik değerleri

Çalışmalar	Yayın tarihi	Referans test	PSV $\geq \% 20$	PSV $\geq \% 30$	PSV $\geq \% 50$	PSV $\geq \% 70$	PSV $\geq \% 80$
AbuRahma ²⁴⁶	2008	BTA		154	224		324
Lal ²⁴⁷	2008	BTA veya DSA	150		220		340
Zhou ²⁴⁸	2008	DSA				300	
Chi ²⁴⁹	2007	DSA			240	450	
Stanziale ²⁵⁰	2005	DSA			225	350	

BTA: BT anjiyografi, DSA: Dijital Substraksiyon Anjiyografi, PSV: Pik sistolik hız (246-250).

Stentlenmemiş arterlerdeki darlık oranını belirlemede kullanılan hız kriterleri, stent yerleştirilen arterlere uygulanınca restenoz oranları artmıştır (13, 165). Tüm bu çalışmalarda belli darlık oranları ve üstü için (genelde $\geq \% 50$) eşik değerler bulunmaya çalışılmış bu düzeyin altı hariç tutulmuştur. Bu yolla diğer gruplar hariç tutulmaktadır. Bu ise çalışmanın nesnelliğini düşürmektedir.

Lal ve arkadaşlarının stent içi restenozu değerlendirmek amacıyla yaptıkları bir çalışmada, 5 yıllık takipte hastaların $\% 42,7'$ sinde $>\% 40'$ tan

fazla, % 16,4'ünde ise $> \% 60$ 'tan fazla çap daralması tespit edilmiştir (251). Benzer şekilde, SAPPHIRE çalışmasında da 1 yıllık takipte hastaların % 19,7'sinde stent içi restenoz gelişmiştir (252). Primer stentleme karotis arterde büzüşmeyi ve olumsuz yönde oluşan yeniden şekillenmeyi engeller (161). Bu yüzden stentleme sonrası gelişen stent içi restenozun öncelikle neointimal hiperplaziye bağlı olduğu düşünülebilir ve koroner stent içi restenoz çalışmaları, stent yüzeyini diffüz bir şekilde kaplayan neointimal hiperplazinin yüksek oranlarda olduğunu göstermiştir (170).

Literatürde çoğu çalışmada takip süreleri kısadır (≤ 12 ay) ve takibin süresine bağlı olmaksızın her işlem sonrası mutlak rekürrens oranları bildirilmiştir. Bu da stent içi restenozun daha az bildirilmesine yol açmıştır. Daha uzun takip süreleri (1-74 ay) ve yaşam analizinin kullanılmasıyla *Lal ve arkadaşları* KAS sonrası stent içi restenoz gelişimi için daha anlamlı veri elde etmişlerdir. Restenozun çoğunluğu ($\geq \% 40$) 18 ay içinde (13/22, % 60) ve klinik olarak belirgin restenozun çoğunluğu (≥ 80) 15 ay (3/5, % 60) içerisinde olmuştur. Stent içi restenoz insidansları, $\geq \% 40$ ve $\geq \% 60$, 48 aylık takipte sırasıyla % 42,7 ve % 16,4 idi.

KAS sonrası önemli sayıda hastanın orta düzeyde stent içi restenoz geliştireceği açıktır, bazıları ise yüksek dereceli stenoza ilerleyecektir. Stent yerleştirilmesinin süregen arteriyel yeniden yapılanmaya sebep olduğuna dair ek kanıtlar vardır. Kendiliğinden genişleyen “Wallstent”, stentleme sonrası iki yıla kadar genişlemeye devam edebilmektedir (161). Diğer taraftan, neointimal kalınlaşma stentleme sonrası bir yıla kadar bildirilmiş olup daha fazla kalınlaşma arteriyel pozitif yeniden şekillenmeyi olumsuz yönde etkileyip hemodinamik olarak belirgin stent içi restenozu sebep olmaktadır. Bu da göstermektedir ki, bir kez KAS yapıldıktan hastaların devamlı takibi çok önemlidir.

Literatürde stent yerleştirilen olguların takiplerinde değişik zamanlarda nörolojik muayeneleri ile Doppler sonografi kontrolleri yapılmıştır. *Berkefeld ve arkadaşları*, stent yerleştirilmesinden sonra 1. ay, 3. ay, 6. ay, 12. ay ve daha sonra yılda bir defa kontrol etmişlerdir (253). *Kirch ve arkadaşları* ise stent

yerleştirdikten sonra 1. gün, 3. ay, 6. ay, 12.ay ve daha sonra yılda bir defa kontrol etmişlerdir (114). *Zhou ve arkadaşları* ise kontrollerini 1. ay, 6. ay, 12. ay ve daha sonra yılda 1 kez yapmışlardır (254).

Hemodinamik yaklaşımın tersine, stent içi stenozun morfolojik olarak tanımlanması neointimal hiperplazinin varlığı ve zamanla artışı ile ilgili en doğru bilgiyi verebilmekte ve damar duvarının bu reaksiyonu ve patensiyi nasıl etkilediğini göstermektedir. Hız kriterleri belirlenirken de, B-mod görüntüleme stenti ve lümen morfolojisini görüntüleme yeteneğini arttırmaktadır. B-Mode görüntülerde neointimal hiperplazi nerdeyse tamamıyla anekoik olarak ortaya çıkmakta ve kolaylıkla gözden kaçabilmektedir. US’de B-mod için tasarlanan görüntü kontrastını arttırmaya yönelik örneğın; “logiq 9” ultrasonografi cihazı (GE Healthcare, Milwaukee, WI) için “Coded Harmonic Imaging” (CHI), “Speckle Reduction Imaging”, “CrossBeam” (Spatial Compounding) gibi ileri görüntüleme tekniklerinin uygulanması neointima boyutlarının ve yüzeyinin değerdendirilmesini attırmaktadır (82).

B-Flow tekniğı ise non invaziv morfolojik akım görüntülemesi sağlamaktadır. B-flow görüntüleme basitçe durağan dokularla ilişkili olarak akımın gerçek zamanlı gösterilmesidir. B-flow görüntüleme ile yüksek bir pencereleme hızı mümkündür, yüksek bir uzaysal ve transvers çözünürlükte karmaşık akım fenomenlerinin görüntülenmesini olanak sağlar. Blooming artefaktlarının en aza indirilmesi için doku ve akım sinyallerinin eş zamanlı gösterilmesi bu tekniğın avantajıdır (82, 255).

En belirgin teknik yetersizliğı, aşırı kalsifikasyonla birlikte izlenen karotis stenozlarıdır. Prob pozisyonu ve açının değıştirilmesi akım hızlarının ölçümü için yeterli bir sonografik pencereleme sağlarken B-flow görüntüleme çoğı zaman bu mümkün olamamaktadır. Diğerd bir sınırlama aşırı pulsasyonun çevre yapılar da neden olduğı hareketin damar sınırlarının netliğini bozmasıdır. Derinlik artışı sinyal intensitesinin gücünü azaltarak B-flow duyarlılığını azaltmaktadır. Bu özellikle bulbus sonrası internal karotis arter segmentlerinin değerdendirmesinde güçlük yaratmaktadır. Çünkü bu düzeyde daha derinden seyretmektedir. Son olarak geriye kalan iki sınırlama ise zemin parlaklığı ve

düşük hızlı akımların gösterilmesindeki güçlüklerdir. Akım hızında artış parlaklıkta artışa neden olur ancak akım hızı değerleri saptanamaz. Özellikle yüksek dereceli darlıklarda düşük akım sınırlaması, distal normal İKA'da izlenen akım hızlarında düşmeye neden olmakta, bu düzeyde lümen görüntülemeyi ve çap ölçümelerini zorlaştırmaktadır (81, 82).

Tola ve arkadaşlarının sonografik teknikler ile kateter anjiyografiyi karotis darlıklarının planimetrik değerlendirilmesi (çap daralması) açısından karşılaştırdıkları bir çalışmada B-flow ve power Doppler incelemenin kateter anjiyografi ile uyum katsayıları sırasıyla 0,94 ve 0,87 bulunmuştur. Her iki yöntemin DSA uyumu yüksek bulunmuş, B-flow görüntülemeye uyum katsayısının dahayüksek çıkma nedeni olarak damar lümeninin “overwriting artefaktı” olmadan net olarak izlenmesine bağlanmıştır (86, 255).

Umemura ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada, kateter anjiyografi ile B-flow uyum katsayısı ($r=0,977$), kateter anjiyografi ile power Doppler uyum katsayısına göre ($r=0,954$) daha yüksek çıkmıştır. Darlık hesaplamaları “NASCET” yöntemiyle, longitudinal görüntüleme üzerinden lümen çaplarının ölçümüyle yapılmıştır (86). Anabilim dalımızda kateter anjiyografide daralma oranlarının (%) üç ultrasonografi yöntemi ile karşılaştırıldığı bir çalışmada B-flow görüntüleme ile kateter anjiyografi arasındaki uyum katsayısı 0,969 bulunmuştur (84). Yine *Clevert ve arkadaşlarının*, Doppler tekniklerini, B-flow ve 64-detektörlü BT'yi, karotis arter darlığı açısından değerlendirdikleri çalışmada, üç ultrasonografik yöntem içinde en yüksek uyum 0,88 ile B-flow ile BTA arasında bulunmuştur (255). Ayrıca B-flow görüntülemenin İKA darlıkları açısından kateter anjiyografi ile karşılaştırıldığı bir çalışmada % 50-99 darlıklar için duyarlılığı % 93 özgüllüğü % 88 olarak bulunmuştur (18, 255, 256).

Renkli Doppler karotis arterin anatomik görünümünü ortaya koymakta ve üç boyutlu hemodinamik değerlendirme sağlamakta B-flow ise iki boyutlu anatomik görünüm sağlamaktadır. Bu yüzden birbirini tamamlayıcı yöntemler olarak kullanılmalıdırlar (78, 79).

Kalsifikasyon nedeniyle çalışmamızda 3 stentin B-flow görüntüleme ile değerlendirmesi yapılamazken, akım hızları pozisyon ve açı değiştirmeye de olsa yapılabilmiştir. Kalsifikasyon , yüksek bifurkasyon ve kısa boyun distal karotis arter segmentlerinin değerlendirilmesini engellemektedir. Çalışmamızda US'de görüntü kalitesini etkileyen nedenler özetlenmiştir (Tablo 4.2). Kalsifikasyon ve yüksek yerleşim nedeniyle toplam 25 (% 53) stentte görüntü kalitesi düşük çıkmıştır.

MRA karotis darlıklarının değerlendirilmesinde etkinliği kanıtlanmış, invaziv olmayan diğer bir yöntem olarak karşımıza çıkmaktadır. Bu yöntemde iyotlu kontrast madde yan etkilerinden ve iyonize radyasyondan kaçınmak mümkündür. Ancak MRA'da stentin yapıldığı metal alaşım nedeniyle oluşan radyofrekans-şifti artefaktları (stentlenmiş segmentin defaze olmasıyla ilişkili duyarlılık artefaktları) stent stenozunun değerlendirilmesini zorlaştırmaktadır. MRA'nin özellikle tantalum stentlerin değerlendirilmesinde BTA'ya üstün olduğu gösterilmiştir. Pekçok nitinol stentin özellikle 3T MRA ile daha iyi görüntülenebildiği de bildirilmiştir. Çelik ve kobalt alaşım içeren stentlerde ise BTA üstündür (257-259).

Bunların dışında intravasküler ultrasonografi de diğer bir yöntemi oluşturmaktadır. Bu yöntemin konvansiyonel anjiyografi gibi görece maliyetli, invaziv olması ve kateter bağımlı teknikler rehberliğinde uygulanabilir olması nedeniyle kullanımı sınırlıdır (260). İnvasküler US damar içerisinden yüksek çözünürlüklü görüntü sağlayabilmektedir. Günümüzde kullanılan (20-40 MHz'lik) transduserların aksiyel (kaynağa paralel) çözünürlükleri yaklaşık 0,05- 0,08 mm. arasında değişmektedir. İnvasküler US ile intima, media ve adventisya gibi mural yapılar ile aterosklerotik plakları tanımlanabilmekte, özellikle luminal alan ölçümü de yapılabilmektedir (261-263). Transduserın oblik olması veya büküntülü vasküler seyir suboptimal kalitede kesitsel oblik görüntüleme ile sonuçlanabilmekte bu ise abartılı çap ölçümlerine ya da damarın eliptik olarak algılanmasına yol açmaktadır (263). İnvasküler US kateterinin lümeninden geniş olması halinde stenotik lezyon geçilemeyebilir ya da lezyon mekanik olarak parçalanabilir (264). Darlık

neredeyse kesitsel olarak elde edilen görüntülerden ölçülebilir. Lümen ölçümleri lümen ekolüsen arayüzü ile intimanın ekojenik kenar kısmından yapılmaktadır. Ölçülen alan ve çaplarla darlık değerlendirmesi mümkün olmaktadır (263).

Tablo 5.2. Çeşitli görüntüleme yöntemlerine ait uzaysal çözünürlükler (208)

Parametre	DSA	ÇKBT anjiyografi	MR anjiyografi	US	İntravasküler US
Matriks boyutu	1024	512	~512*	-	-
Frekans (MHz)	-			2,5-10	20-40
Kesit kalınlığı (mm)	-	0,5-1,0	≥1,0*	-	-
Uzaysal çözünürlük (mm)	<0,5†	~0,5†	>0,5†	0,15- 0,6‡	<0,1‡

* Çekim protokolüne bağlıdır.† Frekans arttıkça artar ‡ Yaklaşık değer, aynı zamanda uzaysal çözünürlüğü de belirleyen görüntüleme alanına (FOV) göre değişmektedir.

Tablo 5.3 Farklı görüntüleme yöntemlerinin % 70-99 İKA darlıklarının saptanmasında kateter anjiyografiye göre tanısal değerleri

Yöntem	Duyarlılık (%)	Özgüllük (%)
US	86 (84, 89) *	87 (84, 90) *
BTA	85 (79, 89) †	93 (89, 96) †
MRA	95 (92, 97) *	90 (88,93) *

Parantez içindeki sayıların güvenilirlik aralığı % 95 ‘tir.* (265), † (266)

Literatürde özellikle koroner stentlerin restenoz açısından değerlendirilmesi ve yoğun kalsifik plakların incelenebilmesi için ise 0.2 ve 0.25 mm gibi uzaysal çözünürlük gerekmektedir (267). 64-kesitli BT cihazları 0.4 mm’ye kadar izotropik rezolüsyon sağlayabilmektedir.

BTA ise noninvaziv üçüncü yöntem olarak karşımıza çıkmaktadır (268, 269). BT anjiyografi özellikle stent takibinde altın standart yöntem olan konvansiyonel anjiyografi ile kıyaslandığında minimal invaziv oluşu, görece ucuz olması, hasta uyumunun daha iyi olması gibi avantajlara sahiptir. Yeni nesil 64-dedektörlü BT tarayıcıları neredeyse izotropik veri eldesiyle ulaşılan

artmış uzaysal çözünürlük karotis arterlerin hem 2 boyutlu hem de 3 boyutlu olarak değerlendirilebilmesine olanak sağlar (270).

Stentlerin değendirilmesinde, orijinal aksiyel kesitlere ek olarak, damar trasesine paralel ve dik MPR görüntüler ile eğik reformatlar kullanılır. Böylece, stentler hem uzun hem de kısa eksen de değerlendirilir. Lümen trasesine dik kısa eksen görüntüler özellikle darlık derecesini değerlendirmede yararlıdır. Maksimum intensite projeksiyon ve üç boyutlu hacimsel görüntüler tanısal olarak kullanılmaz (271, 272).

Kwon ve arkadaşlarının BT anjiyografiyi değerlendirdikleri çalışmada çeşitli nedenlerle US'de değerlendirilemez skoru alan stent incelemelerinin oranı % 59 bulunmuştur. BTA'da ise US'ye göre değerlendirilemeyen stentlerin oranı ise % 27 bulunmuştur (273). Bu oranlar oldukça yüksektir. Bu çalışmada 16-dedektörlü BT cihazı kullanılmış ayrıca retrospektif yapılan çalışmada filtre teknolojisinden yararlanılmamıştır.

Çalışmamızda ise BTA'da değerlendirilemeyen hasta yoktu. B-flow'da 3 olgu (% 4,7) değerlendirilemez skoru aldı. Akıma dayalı US tekniklerinde ise stent lümen açıklığı tüm hastalarda değerlendirilebilmiştir. Tablo 4.32'te BTA 'da değerlendirilememe nedenleri özetlenmiştir (Tablo 4.3). Büyük çoğunluğu kalsifiye plak ve metal alarım nedeniyle ortaya çıkan artefaktlar nedeniyledir. Görüntülerin değerlendirilebilir olup olmadığının karşılaştırıldığı analizlerde BTA'nın B-flow yöntemine kıyasla eşit yada üstün olduğu ortaya çıkmıştır. BTA görüntü kalitesinin US'ye göre toplam 11 stentte düşük bulunmuştur. Görüntü distorsiyonunun nedenlerine bakıldığında 3 stentte ışın sertleşmesi artefaktları, 2 stentte omuz artefaktları, 2 stentte dolaşım dinamiğindeki anlık değişime bağlanan düşük opasifikasyon, 4 stentte ise "blooming" artefaktı nedeniyle oluşan çap azalmasıydı. Ancak çoğunluğu ince ve çizgisel bu artefaktlar anlamlı distorsiyona neden olmamışlardır. Değerlendirmede en çok güçlük çekilen "blooming" artefaktına bağlı yapay çap azalması olan stentler olmuştur. Ancak bunlarda da "bone" filtre kullanımı ve farklı pencereleme seçenekleri ile lümen değerlendirmesi yapılabilmektedir. Çalışma genelinde, BTA'nın stent lümeninin görüntülenmesinde nitel olarak yapılan puanlamada

ortaya çıkan “değerlendirilebilirlik” oranlarının US’ye göre yüksek olduğu izlenmektedir.

Stent patensisinin gösterilmesi açısından stent lümeninin doğru olarak görüntülenmesi, özellikle stentleme sonrası takip ve restenoz tanısı açısından büyük önem taşımaktadır. Stent öncesi, stent içindeki ve stent sonrası damar lümeninin kontrast tutulum paterni stent patensisinin değerlendirilmesinde büyük önem taşımaktadır. Değerlendirme yapılırken, stent içi lümeninde referans damara eş dansitede homojen kontrastlanma izlendiğinde stent açık olarak belirtilmektedir. Stent lümeninde düşük dansiteli dolum defektlerinin izlendiği, ancak lümen açıklığının % 50’den fazla korunduğu durumlarda neointimal hiperplaziden bahsedilmektedir. Lümen açıklığının % 50’den fazla daralması stent içi restenoz şeklinde tanımlanmaktadır. Stent lümeninin tümüyle düşük dansitede izlenmesi ise tıkanıklıkla uyumludur (189, 271-277). Stent lümeni proksimalde izlenen damardaki kontrastlanmadan daha hipodens ise veya stent bitimi distalinde kontrastlanma yoksa bir stent tıkalı olarak kabul edilebilmektedir. Tamamıyla tıkalı stentler kolaylıkla tanımlanabilmektedir. Lümenin değerlendirilebildiği durumlarda ise, stentlenen damarda lümeniçi atenüasyon değerleri nativ arteryel kontrastlanmadan fazla olmakta bu da stent komşuluğundaki plak ile kontrastlı lümen arasındaki ayrımı güçleştirmektedir. Dolayısıyla stent distalindeki damar lümeninden elde olunan yüksek atenüasyon değerleri stent patensisinin indirekt belirteci olarak kullanılabilir (278). Bununla birlikte ciddi stentiçi stenoza olan olgularda stent distalindeki damarda kollateral doluma bağlı yüksek atenüasyon değerleri olabileceğinden bu yaklaşım patensi açısından güvenilir bir belirteç değildir.

Çalışmamızda kollateral akımla dolduğu izlenen stent olgusu saptanmamıştır. Ancak karşı taraf karotis arterinde tıkanıklık olan 15 olguda açıklığı stentle sağlanan intrakranial ön dolaşım ile birlikte arka dolaşımın kommunikan arterler aracılığı ile tıkalı tarafın dolaşımının sürdüğü BTA’larda izlenmektedir. Ayrıca tıkalı tarafta kollateral oluşumu da net olarak değerlendirilebilmekteydi.

Ancak, BT anjiyografi ile stent görüntülenmesinde, stentlerden kaynaklanan yüksek dansite artefaktlarına bağlı önemli sorunlar vardır (271-274, 279). Bu durum özellikle restenoz değerlendirmesini güçleştirmektedir. İki önemli artefakt, ışın sertleşmesi ve “blooming” (taşma), BTA’da stent lümeninin görüntülenmesini sınırlandırmaktadır. “Blooming” artefaktları bir voksel kısmında parçasında örneğin bir metal gibi çok dens bir madde yer işgal ederse oluşmaktadır. Vokselden kaynaklanan piksel çok yüksek bir atenüasyon değerine sahip olacaktır ve yüksek dansiteli nesnenin boyutlarının artmış olarak izlenmesine neden olacaktır. Bu durumda hem stent gövde kalınlığı hem de stent dış çapı aşırı ölçülmektedir. Bununla birlikte stent lümen çapı daha düşük olarak değerlendirilir. Işın sertleşmesi ise BT cihazının ürettiği X-ışınlarının farklı düzeyde enerjiye sahip olmaları nedeniyle oluşmaktadır. Düşük enerjili fotonlar metal stent tarafından absorbe edilir, yüksek enerjili fotonlar ise stenti ve stent içindeki kontrast sütununu geçerler. Bu kontrast sütununun görüntülenmesi ile birlikte stent içinde sahte düşük atenüasyon değerleriyle sonuçlanır. Stentin yapıldığı materyal, gövde kalınlığı, boyutu ve şekli stent lümeninin değerlendirilebilir olmasında oldukça belirleyicidir (271-274). Bunun yanı sıra incelemenin yapıldığı BT cihazının teknolojik özellikleri de (uzaysal ve zamansal çözünürlüğü, rekonstrüksiyon filtresi) son derece önemlidir (271). Işın sertleşmesi artefaktı stent lümeninin hipodens olarak izlenen alanlara neden olmaktadır ve neointimal hiperplaziyi taklit etmektedir. Bu artefaktlar genellikle stent strutlarına yakın olarak izlenmekte ve lümenin merkezine doğru giderek solmaktadırlar. Işın sertleşmesi artefaktları ayrıca oldukça düşük atenüasyon değerleriyle daha koyu ve düzgündürler. Ancak bu artefaktların gerçek plaklardan ayrımı mümkün değildir. Bu stent stenozunun değerlendirilmesinde kullanılan bir test olarak BTA’nın özgüllüğünü azaltan fazla sayıda yanlış pozitif sonuç olarak çevrilebilir. Kalsifikasyon varlığı da stent değerlendirmesinde sorunlara yol açmaktadır. “Volume-rendered” görüntüler genel anatominin belirlenmesinde çok yardımcı olmaktadır. Bu görüntülerde stentler, strutlara bağlı blooming (taşma) artefaktları olarak

stentlenen segment boyunca kalınlaşmış yapılar olarak ortaya çıkmaktadırlar (192).

Mahnken ve arkadaşları stent tipine, çapına, tarayıcı donanımına (4 - 16 detektör) ve rekonstrüksiyon filtresine bağlı olarak % 20 ile % 100 arasında değişen oranlarda yapay daralmaya yol açan bu nedenleri 4 ve 16 detektörlü BT tarayıcıları kullanarak ortaya koymuşlardır (280). Ek olarak, stent çapı ve z- aksındaki yerleşimi de BT’de stent lümeninin gösterimini etkilemektedir (275). Çalışmamızda sınırlı sayıda stent kateter anjiyografi ile değerlendirildiğinden farklı filtreler için yapay daralma oranları ortaya konamamıştır.

Stent incelemelerinde stente bağlı artefaktları azaltmak amacıyla standart filtreler yerine yüksek uzaysal çözünürlüğe sahip kenar keskinleştirici filtre kullanılmalıdır. *Seifarth ve arkadaşları* farklı filtrelerle yaptıkları çalışmada orta-yumuşak rekonstrüksiyon filtresinin lümen görüntülemedeki yetersizliğini doğrulamaktadır. Stent proksimali ve distalindeki damar çapları karşılaştırıldığında % 37 gerçekte varolan damar lümenine göre yapay lümen daralması bildirmişlerdir. Stent lümenindeki atenüasyon değerleri ise çıkan aortada ölçülen değerlerden ortalama 100 HU’dan fazla bulunmuştur. Yüksek uzaysal çözünürlüğe sahip kenar keskinleştirici filtrede ise ortalama yapay lümen daralması % 29 olarak tespit edilmiştir. Bunun yanında stent içindeki atenüasyon değerleri farkının aortaya göre yalnız 60 HU gibi daha gerçekçi değerlerde olduğu gözlemlendi. *Maintz ve arkadaşları*, görülebilir lümen çapında ortalama % 23 artış, ve lümeniçi atenüasyon değerlerinde yaklaşık % 30’luk bir azalma bildirmişlerdir (274).

Çalışmamızda intimal kalınlık artışının en iyi izlendiği yumuşak doku filtresi “standart”, kenar keskinleştirici filtre grubunda ise “bone” filtre olmuştur. En geniş çaplar ise “bone” ve “edge” filtrede izlenmiştir. Ancak “edge” filtre sadece uzaysal çözünürlüğün değil kontrast çözünürlüğünün de önemli olduğunun bir kanıtı olarak intimal kalınlık değerlendirmede düşük puan almıştır.

Kenar keskinleştirici filtreler dens yapıların oluşturduğu artefaktları azaltırken bunu görüntü kalitesinde düşme pahasına yapmaktadırlar. Bu da düşük kontrastlı küçük yapıların ayırt edilmesini engellenmesine neden olan gürültünün artışına yol açmaktadır. Ancak yapay lümen daralmasının engellenmesi sonucu sağladıkları lümen çapıyla uzaysal çözünürlük artmaktadır. Çalışmamızda “bone” filtrede ortalama standart sapma $15,3 \pm 3,7$ HU bulunmuştur. Bu değer “standart” filtrede ölçülen değere göre “bone” filtrede istatistiksel olarak anlamlı bir artışı göstermektedir. Gürültünün önüne geçilmesi amacıyla gürültü azaltıcı filtreler kullanılabilmektedir. Ancak bu filtreler yapay lümen daralmasını etkilememektedirler. Gürültü azaltıcı filtrelerin yüksek uzaysal çözünürlükte filtreler ile birlikte kullanımlarının stent değerlendirilmesini kolaylaştırdığına dair bazı çalışmalar vardır (189).

Literatürde stent lümen açıklığının değerlendirilmesinde lümen içerisinden yapılan HU ölçümleri de bildirilmektedir. Özellikle koroner stent açıklığının değerlendirildiği çalışmalarda kullanılmaya çalışılan bu yaklaşım karotis stentler için çok uygun değildir. Çalışmamızda yüksek oranda darlık izlenen toplam dört olgudan yalnızca iki olguda ortalama stent içi atenüasyon değeri düşük saptanmıştır (Tablo 4.5). Burada ölçümlerin stent içerisinden eşit aralıklarla yapılmış olmasının etkisi vardır. Eğer darlığa neden olan düşük atenüasyonlu kesim kısa bir segment boyunca izleniyorsa bunun ortalama atenüasyonu daha az düşüreceği açıktır. Çünkü yapılan çalışmalarda kullanılan stentler koroner arterler için tasarlanan küçük çaplı stentler olduğundan bu stentlerde daha homojen bir ortam izlenmektedir.

Kenar keskinleştirici yüksek frekanslı filtrelerde “blooming” artefaktının azalması ile daha geniş çaplar izlendiğinden, bu filtrelerde atenüasyon değerleri stentin oluşturduğu yüksek atenüasyondan daha az etkilenmektedir. Dolayısıyla stent lümeni ile stent izlenmeyen damar lümeni arasındaki fark düşük çıkmaktadır. Bu da bu filtrelerde uzaysal çözünürlük artışının dolaylı bir kanıtıdır. Ancak bu filtrelerde gürültü artmaktadır.

Sirineni ve arkadaşları kVp’nin değiştirilmesinin daha yüksek frekanslı rekonstrüksiyon filtrelerinde stent lümen çapı ölçümlerini etkilemediğini

bulmuşlardır. Daha düşük frekanslı filtrelerde ise daha yüksek (120 veya 140) kVp daha iyi stent lümen görüntülemeyle sonuçlanmıştır. Bu bulgu özel filtreleri olmayan tarayıcılar açısından önem taşımaktadır. Bunun da ötesinde bu çalışmada daha yüksek kVp kullanımının stent değerlendirilmesi açısından gerekli olmadığı gösterilmiştir. Daha düşük (120 kVp'dan düşük) kVp stent değerlendirmede radyasyon dozunu azaltma amacıyla yüksek rekonstrüksiyon filtreleri ile birlikte kullanılabilir. Daha düşük kVp değerlerinde sinyal/gürültü oranının olumsuz etkileneceği unutulmamalıdır. Yine bu çalışmada *Maintz ve arkadaşları* ile uyumlu olarak % 30-50 arasında yalancı lümen daralması saptanmıştır (281).

Çok yüksek rekonstrüksiyon filtrelerinin klinik kullanımı çok uygun değildir. Çünkü stent değerlendirmede çaptan ziyade stentin içerisinde de değerlendirilebilmesi önemlidir. Bu ancak stent içinde luminal atenüasyonun stent dışında ölçülen luminal atenüasyon değerleri ile benzer olmasıyla sağlanabilmektedir. *Sirineni ve arkadaşlarının* yaptıkları çalışmada kullanılan daha düşük kontrast konsantrasyonlarında stent lümen görüntülemenin iyileştiği ve stent yalancı daralmanın azaldığı izlenmiştir (192). Kontrast sütunundaki X-ışını atenüasyonundaki farklılıklar ve ışın sertleşmesindeki artış nedeniyle daha yüksek kontrast konsantrasyonlarda artmış yalancı daralma oranları dikkati çekmektedir. Tüm rekonstrüksiyon filtrelerinde ve kVp değerlerinde 350 HU'da belirgin daha düşük yapay lümen daralması izlenmiştir. *Sirineni ve arkadaşlarının* çalışmasında ayrıca kenar keskinleştirici yüksek frekanslı filtrelerin yokluğunda 120 veya 140 kVp kullanımı yapay lümen daralmasını azalttığı bildirilmiştir. Rekonstrüksiyon filtreleri ve kontrast konsantrasyonu stent içi lümen çapını ve yapay daralmanın büyüklüğünü anlamlı ölçüde etkilemektedir.

Uzaysal çözünürlük dedektör kalınlığına ve kolimasyona bağlıdır, bu nedenle mümkün olan en ince dedektör kolimasyonu ve kalınlığında seçilmesi stent değerlendirilmesinde daha iyi sonuçlar sağlayacaktır. Yapılan bir çalışmada, 64-kesitli ÇKBT cihazının stent lümeni görüntülemeye 16 kesitli tarayıcılara göre üstün olduğunu göstermiştir (91). Stentin gantriye veya z-

aksında (horizontal, vertikal veya oblik) yerleşimine göre stent görüntüleme üzerine etkisi tartışmalar vardır. *Suzuki ve arkadaşları* horizontal seyir gösteren (z aksı ile açısı 0°) stentlerde vertikal (90°) ve oblik seyir gösterenlere göre görüntülemenin daha iyi olduğunu bildirmiştir (92).

Genel olarak, stent çapının 3 mm altında ve gövde kalınlığının 140 µm'nin üstünde olduğu durumlarda stent içi değerlendirme güçleşmektedir (271-275). Ayrıca, altın içerikli stentlerde metal artefaktları daha belirgindir. Çelik ve kobalt içerikli stentlerde ise metalik artefaktlar nispeten daha az izlenmektedir (270-274). Duvar kalsifikasyonları ve hareket artefaktları da stent içi değerlendirmeyi güçleştirmektedir (271). Yapılan bir çalışmada daha kalın strutları olan stentler daha ince strutları olan stentlere göre daha fazla yapay lümen daralmasına neden olduğu bildirilmiştir (283). Ancak çalışmamızda en düşük strut kalınlığı olmasına rağmen (0,105mm) BTA'da en kalın (ortalama 1,3 mm) olarak ölçülen çelik-kobalt alaşımı olan "Wallstent" grubu olmuştur. Bu ise alaşımın yapay daralmadan daha fazla sorumlu olduğunu düşündürmektedir. *Maintz ve arkadaşları* da stent lümeni izlenebilirliğinin aslında stent tipine bağlı olduğunu göstermişlerdir (194). Stent çeşidi ve çapı büyük olasılıkla lümen görüntülemeyi etkileyen en önemli etkidir. Tantalum ve altın gibi yüksek dansiteli maddelerden üretilen stentler lümenin izlenmesini nerdeyse olanaksızlaştıran "blooming" artefaktlarına neden olmakta ve ve luminal atenüasyonu heterojen hale getirmektedirler. 68 farklı stentin değerlendirildiği in vitro bir çalışmada tantalum stentlerde, gerçek stent lümen çapının sadece % 3,3'ü oranında görülebilir olduğu gösterilmiştir (194). Ancak diğer bir çalışmada stent çapına dayanan stent patensi değerlendirilebilirliğinde fark bulunmamıştır (232). *Maintz ve arkadaşları* tarafından yapılan çalışmada değerlendirilen stentlerin çoğunun izlenebilirliği, gerçek stent çapının >% 50'sidir (194). Aynı çalışmada nitinol stentlerde lümen görüntülemenin, gerçek çapın % 73'ü kadar olduğu bildirilmektedir.

Çalışmamızda "Nitinol stent" grubunda (Grup 2) BTA ve B-flow görüntüleme arasında uyumun biraz daha yüksek çıkması blooming ve ışın sertleşmesi artefaktlarının bu grupta daha az olması ile açıklanabilir (metal

alaşımı). BTA’da “nitinol stent” grubunda stent gövde kalınlıklarının daha düşük bulunması, US’de ölçülen çaplarla birlikte değerlendirildiğinde bu stent grubunda daha yüksek olarak hesaplanan uyum katsayılarını açıklamaktadır. Nitinol stentler stent alaşımı nedeniyle oluşan artefaktlardan daha az etkilenmekte ve daha geniş çaplarda olmaları BTA’da değerlendirilmelerini kolaylaştırmaktadır. Ayrıca yapılan stent gövde kalınlıklarının karşılaştırılması stent gövde kalınlığının değil alaşımının stente bağlı artefakt (ışın sertleşmesi, blooming) oluşumunda daha etkili olduğu göstermektedir. Bu konuda nitinol alaşım BTA ‘da ölçülen daha düşük stent gövde kalınlığı ile avantajlı görünmektedir. Burada kullanılan filtrelerde farklı kalınlıklarının ölçülmüş olması da bu artefaktların giderilmesinde ve yapay lümen daralmasının önüne geçilmesinde filtrelerin etkinliğini dolaylı olarak göstermektedir.

İn vitro ve in vivo literatürdeki çalışmalar özetlenecek olursa, ≥ 16 detektörlü BT tarayıcıları ile, altın veya tantalum olmayan >3 -mm’lik stentlerin taranması ve rekonstrüksiyonların keskin yüksek frekanslı filtreler kullanılarak yapılması stent lümeninin gösterilmesini kolaylaştırmaktadır. BTA ile stent görüntüleme çalışmamızda bu durum sıkı sıkıya takip edildi: 64 detektörlü bir cihaz kullanıldı, stent çapları ortalama 3,9 mm (Wallstent) ile 5mm (nitinol) arasındaydı. Rekonstrüksiyonlarda içerisinde kenar keskinleştirici filtrelerinde bulunduğu 5 farklı filtre kullanıldı. Dolayısıyla çalışma gereçleri stent lümeninin BTA ile değerlendirilmesi açısından uygundu.

Literatürde Doppler hız çalışmalarının ortak noktası 200 cm /sn üzerindeki PSV’lerin % 50 stent içi stenoz için anlamlı olmasıdır. Çalışmamızda $\geq$ % 50 stent stenozu için yayınlarda bildirilen eşik PSV 200 cm/sn ve İKA/AKA PSV oranı 2.5 olarak kullanılmıştır (250, 284).

Buna göre çalışmamızda toplam 8 olgunun PSV’leri 200 cm/sn üzerindeydi. Bunlardan subklavyan çalma sendromu olduğu bilinen 1 olguda daralma olmaksızın PSV 322 cm/sn olarak ölçülmüştür. Geriye kalan 7 olguda BTA darlık oranları ve US akım hızları uyumluydu.

Çalışmamızda “NASCET” yöntemiyle $\geq$ % 50 darlık bulunan 14 stent vardı. US’de bunlardan sadece 7 stentte hız artışı olduğu saptanmıştır. Geriye

kalan 7 olguda stentlenen segmentte BTA'da görsel olarak darlık izlenmezken "NASCET" yöntemiyle darlık oranı yüksek hesaplanmaktadır. *Kwon ve arkadaşlarının* çalışmasında kateter anjiyografi yapılan 7 stentte yapay lümen daralması sonuçların % 34 ile % 66 (ortalama % 53) arasında abartılı çıkmasına neden olduğu bildirilmiştir (273). Yapay daralmanın neden olduğu bu artış stent stenozu tanısında duyarlılık ve yalancı pozitiflik değerlerinin artışına neden olmaktadır. Ancak pratikte stent stenozunun tanısı hesaplamaadan ziyade görsel değerlendirmeye bağlıdır. Nitekim *Prokop ve arkadaşları* görsel değerlendirmenin kateter anjiyografide yapılan değerlendirme sonuçlarına daha yakın olduğunu bildirmişlerdir (273, 277). Ayrıca 40 dedektörlü bir cihazla yapılan BTA ile kateter anjiyografinin stent stenozu tanısı açısından karşılaştırıldığı bir çalışmada görsel değerlendirme ile yüksek duyarlılık (% 90) ve negatif öngörü (% 97) oranları bulunmuştur (229). Çalışmamızda "NASCET" yöntemiyle 6 olguda tanımlanan yüksek stent stenozu oranlarının aslında görsel değerlendirme ile <% 50 olması bunun aynı zamanda US ile (% 100) uyumlu olması şaşırtıcı değildir (stente bağlı blooming artefaktı).

Çalışmalarda kullanılan farklı ölçüm teknikleri çalışma sonuçlarının düzenlenmesini ve bağdaştırılmasını güçleştirmektedir. Bunun en güzel örneği iki büyük karotis endarterektomi serisinde karşımıza çıkmıştır. "NASCET" çalışmasında damarın en dar kesimindeki lümen çapı ile darlık distalindeki normal bir segment çapı referans olarak kullanılırken, "ECST"de bu en dar segment ile karotis bulbus çapı kıyaslanmaktadır. Bu farklı ölçümlerin sonucu olarak "NASCET" yöntemi ile ölçülen bir darlık oranı, "ECST" yöntemine göre daha az hesaplanacaktır. Örneğin; "NASCET" yöntemi ile % 50 olarak ölçülen bir darlık oranı "ECST" yöntemi ile ölçüldüğünde % 70-80 oranda stenoza karşılık gelecektir. Bir üçüncü yöntem olarak da, "Common Carotid"(CC) yöntemi önerilmiştir (285-288). Bu yöntemde aterosklerozdan etkilenmemiş distal ana karotis arter çapı, normal referans ölçüm yeri olarak belirlenmiştir. Bizim seride "NASCET" yöntemi kullanılmıştır.

İki farklı filtre grubu için BTA'da "NASCET" yöntemi ile alan ve çap ölçümleriyle hesaplanan darlık oranları ile US hız kriterleri (PSV, EDV, İKA/

AKA PSV oranı) arasındaki uyum Pearson analizi ile değerlendirilmiştir. Her iki filtre için istatistiksel olarak anlamlı-yüksek değerler bulunmuştur. Uyum katsayıları pik sistolik hızlar (PSV) için diğer kriterlerden yüksek bulunmuştur. BTA’ da “standart” filtrede “NASCET” yöntemiyle stentin en dar yerinden ve stent distalindeki damar kesiminden yapılan alan ölçümleriyle, hesaplanan darlık oranlarıyla PSV değerleri arasında 0,534, çap ölçümleriyle ise “NASCET” yöntemine göre 0,744 olarak hesaplanan katsayılar bulunmuştur. BTA’da “bone” filtrede uyum katsayıları ise alan ölçümleriyle “NASCET” yöntemine göre ise 0,622, çap ölçümleriyle 0,792 olarak bulunmuştur. Yapılan alan ölçümleri literatürdeki çalışmalar çapa bağlı darlık ölçümlerine dayandığından kullanılmamıştır. Buna göre uyum katsayısı daha yüksek bulunan “bone” filtrede ölçülen darlık oranları % 30’un, % 30-50 arasında, % 50-80 arasında ve % 80’ in üzerinde olarak gruplanmıştır. Oluşturulan gruplara US’de karşılık gelen PSV değerleri Kruskal-Wallis analizi ile değerlendirilmiştir (Tablo 4.11). Darlık grupları ile karşılık gelen PSV değerleri arasındaki ilişki istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,0001$).

Tablo 4.10’da izlenen yüksek akım hızı değerleri “Wallstent”lerin “nitinol stent”lere göre damar kompliansında daha fazla değişime neden olmaları ile açıklanabilir. Ayrıca darlık oranları nitinol stentlerde ve kenar keskinleştirici filtrede (bone) daha düşük ortalamalarda bulunması, stent çapının blooming artefaktından ne kadar etkilendiğini de göstermektedir.

Stent stenozu için elde olan US kriterleri tartışmaya açıktır çünkü karotis artere stent yerleştirilmesi biyomekanik özellikleri değiştirmekte ve hız ölçümlerini arttırmaktadır (12, 226, 250, 284). Ayrıca literatürde tanımlanmaya çalışılan hız kriterleri konusunda fikir birliği yoktur ve çalışmalarda % 50’nin altında restenozu olan olgular çalışma dışında tutulmuştur. Bu konuda hem hız kriterlerini ortaya koyacak farklı restenoz oranlarına sahip gruplardan oluşan daha çok sayıda hasta içeren çalışmalara ihtiyaç vardır.

Tablo 4.10’da gösterilen ortalama PSV’lerinin BTA’da ölçülen darlık oranlarıyla özellikle “bone” filtrede literatürde verilen değerlere daha yakın

olduğu dikkati çekmektedir. Ancak yine de darlık ortalaması ile PSV'ler literatürle çok uyumlu değildir. Buradan ayrıca şu sonucu çıkarmak mümkündür. Stentlenen arterde distal arter çapı referans alındığında oransal olarak yüksek darlıkların hesaplanacağı açıktır. Çünkü hem stentin kendisi hem de stente bağlı “blooming” artefaktları BTA'da lümen çapını etkilemektedir. Tabloda standart filtrede darlık oranı daha yüksektir. Kullanılan kenar keskinleştirici filtreler temelde artefaktlara bağlı bu yapay daralmanın önüne geçilmesinde oldukça yararlıdır. Tabloda “bone” filtre bu filtrelere örnektir.

Tablo 4.11'de % 80'in üzerinde darlığı olan 4 olgunun ortalama PSV değerleri literatürle en uyumlu gruptur. Diğer ortalama PSV'ler ise oluşturulan gruplarda literatürde bildirilen hızlara göre daha düşüktür. Buna göre 1) “NASCET” yöntemine göre hesaplanan darlık oranlarının BTA'da abartılı olduğu sonucu çıkarılabilir. 2) Literatürde bildirilen PSV'ler olduklarından yüksektir. Gerçekten de literatürdeki olgu sayıları ve bunların darlık oranlarına göre sınıflandırıldığı çalışmalarda eşik değer olarak ortaya konan % 50 darlık oranının altındaki olgular çalışma dışı bırakılmıştır. Bu amaçla daha çok sayıda olgunun değerlendirilmesi gerektiği bildirilmektedir. Çalışmamızda saptanan PSV'leri literatürde bildirilenlere yakın ama biraz daha düşük bulunmuştur. BTA'da yapılan darlık ölçümlerinin artefaktlardan etkilendiği düşünüldüğünde bu bulguların altın standart inceleme olan kateter anjiyografi ile değerlendirilmesi gerektiği açıktır.

Literatürde kontrlateral karotis oklüzyonu ve $\geq$ % 50 darlığın, ipsilateral karotisteki akım hızlarını arttırarak, hastalığın şiddetinin abartılmasına neden olduğuna dair yayınlar bulunmaktadır (61, 246, 192, 289). Çalışmamızda toplam 12 olgunun stentlenmeyen karşı karotis arterinde ciddi darlık ve tıkanıklık saptanmıştır (bir olguda ciddi darlık, 11 olguda tıkanıklık). Ancak bu olgulardan sadece 2 olguda stentlenen karotis arter düzeyinde yüksek (PSV= 322 cm/sn) akım hızları ölçülmüştür. Diğer olgularda stentlenen düzeyde akım hızlarında artış saptanmamış olup bu bulgu bu konuda yapılan yayınlarla ters düşmektedir. Hız artışı saptanan 1 olguda subklavyan arterin tıkalı olduğu ve her iki inceleme yönteminde de hız artışını açıklayan darlık olmadığı

izlenmiştir. Diğer olguda ise stent içerisinde PSV 458 cm/sn olarak ölçülmüş BTA ve US' de ciddi darlık saptanmıştır. Bu veriler Doppler hızları kullanımındaki sorunlara örnek olarak verilebilir düşüncesindeyiz.

Bunun dışında US'de toplam 7 olgunun PSV'leri 200 cm/sn ve üzerinde bulunmuştur. Akım hızı yüksek 5 olguda BTA'da da ciddi darlık olduğu doğrulanmıştır. Geriye kalan 2 olgunun BTA'da darlığı saptanmamıştır.

Stanziale ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada stent stenozu için Doppler US duyarlılığı % 90, özgüllüğü % 97, pozitif öngörü değeri % 86, ve negatif öngörü değeri % 98 olarak bulunmuştur (250). Bununla beraber, US çalışmalarında stentlenen karotis arterinde değerlendirmede yetersizliğe dair hiçbir tanımlama bulunamamıştır. Bu da US kullanılarak yapılan değerlendirmelere dayanan mevcut yayınların en büyük eksikliği olarak görülebilir. Üstelik literatürde bu konuda yapılan çalışmaların büyük çoğunluğunu oluşturan koroner stent incelemeleri, küçük arteriyel çap ve kaçınılmaz kardiyak hareket artefaktları nedeniyle sınırlanmaktadır. Dolayısıyla görüntü kalitesi bakımından stentlenen karotis arterlerde BTA tekniğinin kullanımı koroner stentlere göre daha avantajlı olabilmektedir. Bu çalışma stent lümeninin BTA ile US'ye kıyasla daha iyi değerlendirilebildiğinin ortaya konulmasına odaklanmadı, BTA'da stent darlığı US ile tamamıyla uyumlu olarak dışlanabilmektedir. Dolayısıyla US'de bulunan stent restenozunun doğrulanmasında da kullanılabilirliğini düşünmekteyiz.

BT anjiyografi için gerekli kontrast ajan miktarı, istenilen kontrastlanma seviyesine, incelenen damara ve tarama süresine bağlıdır. *Becker ve arkadaşları* tarafından gerçekleştirilen çalışmada, koroner anjiyografide düşük dansiteli (yaklaşık 40 HU) lezyonların, fibröz plakların (yaklaşık 90 HU) ve kalsifiye plakların (>350 HU) ayırt edilmesi için gerekli en uygun atenüasyon değerinin 250-300 HU arasında olduğunu göstermişlerdir. Bununla beraber görüntüleme, anlamlı stenozların tanınmasında kullanıldığında lümenin gösterilmesi daha önem kazanmakta ve daha yüksek atenüasyon (>300) küçük damarların görüntülenebilmesini arttırmaktadır (290). Kanaatimizce, pek çok BTA uygulamasında, 250-300

HU'luk bir kontrast artışı (atenüasyon 300-350 HU) vasküler patolojilerin pek çoğunun tanısı için yeterlidir.

Stent lümenindeki iyotlu kontrast ajan konsantrasyonu stent çapı ölçümünü etkilemektedir. Kontrast ajanın düşük konsantrasyonlarıyla çap ölçümlerinde daha doğru sonuçlanmakta, kontrastsız incelemeler stent lümen çapında en doğru ölçümleri sağlamaktadır (192, 291).

Ancak kontrast madde konsantrasyonunda azalma önerilmemektedir. Çünkü fazla dilue konsantrasyonlar stent içi ve koroner arter ağacının başka yerlerindeki plak değerlendirmesini sınırlamaktadır. Stentin gerçek lümen çapının ölçülmesi stent patensisinin değerlendirmesinde kritik değildir. Stent lümen açıklığının değerlendirilmesinde stent çapının gerçekte ne olduğunun kritik bir önemi yoktur.

Takeyama ve arkadaşları, iki farklı grup üzerinden gerçekleştirdikleri çalışmada, 40 ml (370 mgI/ml) ve 60 ml (300 mgI/ml) kontrast ajan kullanılması durumunda arteriyel görüntüler arasında kalitatif ve kantitatif olarak istatistiksel olarak anlamlı fark saptamamışlardır (292). Ancak yüksek konsantrasyonda kontrast madde kullanımı intraarteriyel kontrastlanmanın daha az miktarda kontrast madde ile gerçekleştirilebilmesini sağlamaktadır. Çok kesitli BT sistemlerinin hızlanması, verilerin elde edilmesi ile kontrast enjeksiyonu arasındaki eşlemenin en uygun hale getirilmesini gerekli kılmaktadır. İncelemeye alınan her hastanın organ sistemlerine ait dolaşım dinamiklerinin bireysel olarak gözden geçirilmesi zamanlama ve en uygun kontrast protokolüne karar vermek açısından önem taşımaktadır. Bu zamanlamanın kesin şekilde tespiti bolus zamanlama enjeksiyonu ya da taramanın eşik değer bağımlı başlatılmasına dayanan tekniklerle mümkün olmaktadır. Çalışmamızda kesin pik arteriyel kontrastlanmayı tespit etmek için bolus zamanlama yöntemi kullanılmıştır. Arteriyel kontrastlanmanın büyüklüğü arteriyel sisteme giren iyot akımıyla orantılıdır (293). Bu ise akım hızı veya kontrast maddenin konsantrasyonu ile ilişkilidir. İyotun bir mililitre kanda her bir miligram artışı kontrastlanmayı 25 HU arttırmaktadır (294).

Salin infüzyonu bolus enjeksiyonun pekiştirilmesinin sağlanması ve kontrast maddenin yıkanması açısından gereklidir. Bu aynı zamanda torasik girimde karşılaşılan venöz artefaklarında önlenmesi için yararlıdır. Özellikle düşük miktarda kontrast madde kullanıldığında salin infüzyonu arteriyel kontrastlanmanın arttırılmasına yardımcı olmaktadır. Çalışmamızda inceleme esnasında kardiyak outputun yetersiz olduğunu düşündüğümüz bazı hastalarda 30 ml salin infüzyonu kullandık. Arteriyel kontrastlanmanın bu hastalarda kalitatif olarak bir miktar daha iyi olduğunu gözlemledik. Ayrıca bu hastalarda düşük hacimlerde kontrast madde kullanımı sıvı yüklenmesini dolayısıyla olası nefrotoksisite riskinin azalmasını da sağlamaktadır. Yüksek konsantrasyonda kontrast madde kullanımı ayrıca ileri derecede darlık veya diseksiyonlarda rezidüel küçük damar lümenlerinin ortaya konmasında da yardımcı olmaktadır. Ayrıca yüksek konsantrasyonda kontrast madde kullanımı hacimsel gösterim ve kaynak görüntülerde ileri derecede (>% 90) darlık varlığı ya da tıkanmayı taklit eden durumlarda damar patensisinin ve tıkanmanın ayırt edilmesine yardımcı olmaktadır. *Saba ve arkadaşlarının* bolus tetikleme yöntemini kullanarak yaptıkları çalışma göstermiştir ki tüm serebrovasküler ağacın görüntülenmesinde kullanılacak en uygun kontrast madde miktarı 80 ml.'dir (tarama uzunluğu yaklaşık 250 mm) (295). *Takeyama ve arkadaşlarının* 40 ve 60 ml. kontrast madde kullanarak bolus zamanlama yöntemi ile gerçekleştirdikleri çalışmada sözü edilen çalışmada belirtilen kontrast madde miktarına karşılık geldiği gösterilmiş ve özellikle 40 ml kontrast madde kullanımının maliyeti de düşüreceği öngörülmüştür (292).

En uygun arteriyel kontrastlanma için, ROI halkasının çıkan aorta, ana karotis arter ya da pulmoner artere yerleştirilmesiyle, bolus tetikleme ve test bolus yöntemleri kullanılmaktadır. Bilgisayar yardımıyla gerçekleştirilen bolus-izlemede, tetikleme eşik seviye ayarı ve BT anjiyografinin başlangıcına kadar olan ek gecikme süresi genellikle ampirik olarak belirlenmektedir. Çünkü bunlar tarayıcının masa hızına ve enjekte edilen kontrast madde miktarına bağlıdır (296, 297). Çalışmamızda ROI halkası öncü görüntüler

üzerinden stent distaline gelecek şekilde yerleştirilmiş ve eşik değeri 300 HU olarak belirlenmiştir.

Bolus zamanlama yöntemiyle kontrast maddenin incelenecek damara ulaşması için geçen süre daha kesin bir biçimde hesaplanabilmektedir. Yine *Takeyama ve arkadaşlarının* çalışmasında en uygun karotis-vertebral atenüasyon değeri 400 HU olarak bulunmuştur (292).

BTA'da yüksek-uzaysal-frekanslı filtreler ve uygun pencereleme seçenekleri ile stent duvarının arteriyel lümeninden ayırt edilebilmekte ve lümen değerlendirilmesi yapılabilmektedir. Takip dönemi esnasında, stentin iç yüzü ile perfüze lümen arasında oluşan eksantrik hipodens alanlar stentleme sonrası ilk iki hafta içinde tespit edilmektedir. Bu hipodens alanların trombotik olduğu varsayılmaktadır. Bu alanlar 12. hafta ve sonrasında tespit edilemeyecek düzeye kadar gerileyebilmektedir. Bu iyileşme sürecinin dinamikleri bireyler arasında farklılık göstermektedir. Başlangıç fazındaki tabakanın trombotik olduğunu destekleyen bulgu bu alanların stent yerleştirilmesini takiben erken dönemde ortaya çıkmasıdır. Bu alanların 12 hafta içinde tespit edilemeyecek kadar gerilemesi de trombolizle bu trombotik tabakanın uzaklaştırıldığı lehinedir. Bu dönem sırasında akut stent oklüzyonları literatürde bildirilmiştir (13).

Wilfort-Ehlinger ve arkadaşları karotis arter stentleme sonrası iyileşme sürecini dupleks sonografi ile tanımlamıştır. Stabil olmayan başlangıç fazı ilk günle birlikte başlamakta ve stent iç yüzeyi ekolüsen bir tabaka ile kaplanmaktadır. Bu tabakanın trombotik olduğu ve birinci aydan sonra izlenemez hale geldiği bildirilmektedir. Koroner stentleme sonrası da ikinci ve 12. günler arasında hücresel reaksiyon (stent gövdesi komşuluğunda ve daha derinde olan arteriyel tabakalarda bazı hücrelerin harekete geçmesi) içermeyen trombotik materyal bulunduğu bildirilmektedir. Aynı bir neointima tabakası 64. günle birlikte stent içinde izlenebilmektedir (161, 298).

Stent içinde eksantrik hipodens tabakanın trombotik olduğu öngörülmektedir ve karotis bifurkasyon düzeyinde dorsal yüzde oluşma eğiliminde olduğu izlenmektedir. Akut ve subakut evrede izlenen hipodens

alanların yerleşim gösterdiği alanlar karotis arterinde türbülant ve/veya tersine dönmüş akım izlenen kesimlere uymaktadır. Yani karotis arterindeki akım dinamikleri hipodens alan oluşumunu etkilemektedir. Stentleme sonrası trombus formasyonu oluşumunda rol oynayan risk faktörleri arasında uzun stenotik lezyonlar ve karotis bifurkasyon boyunca yerleştirilen uzun stentler gelmektedir. Trombus formasyonunun karotis bifurkasyonu boyunca izlenmesinin nedeni bu düzeyde özellikle dorsal yüzde artmış türbülant akıma bağlı olabilir. Uzun stentler bifurkasyon düzeyinde eksternal karotis arter orifisi boyunca yerleştirilmektedir. Takip sürecinin devamında ince hipodens alan stentin iç yüzeyini tamamiyle kaplamaktadır ve 6. aya kadar izlenebilmektedir. Bu tabaka gelişimini 12. ay ve sonrasında sürdürmektedir. Bu tabaka neointima olarak kabul edilmelidir. Bu evre stentin iyileşme sürecinde önemli bir dönüşümü yansıtmaktadır. Çünkü neointima gelişimi bazı arterlerde artarak intimal hiperplaziye ve restenoza yol açmaktadır. Çalışmamızda intimal kalınlık artışından en fazla etkilenen stent kesimi orta kesim olmuştur. Orta kesim kendi içerisinde değerlendirildiğinde ise bifurkasyon ve sonrasında intimal kalınlık artışının daha fazla izlendiği dikkati çekmiştir. Ayrıca stent içerisinde posterior kadranda yeni oluşan intima tabakası daha sık izlenmektedir.

Tüp potansiyelinin (kVp) artırılması teorik olarak “blooming” ve “ışın sertleşmesi” artefaktlarının etkilerinin azalmasına dolayısıyla stent görüntülenmesini arttırmaktadır (193). Bununla birlikte, kV maruz kalınacak radyasyon miktarı çok artacağından 140’ın üzerine çıkarılamamaktadır. İn-vitro bir çalışmada kVp’nin 120’den 140’a çıkarılmasının stent lümen çapının görüntülenmesini arttırdığı gösterilmiştir. Ancak oluşan fark rutin kullanım için yeterli bulunmamıştır (192). Tüp potansiyelindeki artış daha kalın ve daha küçük lümen çaplarına sahip stentlerin görüntülenmesinde daha faydalıdır. Ayrıca tüp potansiyelindeki artış kontrast maddeye bağlı atenüasyon değerinde azalmasına neden olmaktadır. BT Compton etkileşiminin baskın olduğu bir görüntüleme yöntemidir. Geleneksel olarak yüksek kV değerleri (örn;120 veya 140) kullanılmaktadır. Bu sayede Compton etkileşimi artmakta ve gürültü

azalmaktadır. Tüp potansiyelinin azalması ise fotoelektrik etkileşimin artmasına yol açmaktadır. Bu da iyot görünürlüğünü arttırmakta ve kontrast dozunun azaltılabilmesini sağlamaktadır. Efektif X-ışını enerjisinin arttırılması, ışın demeti penetrasyonunun arttırılmasıyla ışın sertleşmesi artefaktlarının azaltılmasında etkindir (299-301). *Suzuki ve arkadaşlarının* yaptıkları invitro bir çalışmada 140 kVp tüp potansiyeli kullanımının 120 kVp ile kıyaslandığında, stent içinde yamasal düşük atenüasyon alanlarını azaltarak, lümen görüntülemenin iyileştirilmesinde etkili olduğu bulunmuştur (193). Çalışmamızda tüp potansiyeli 140 kV olarak tercih edildi.

Çalışmamız süresince kaydedilen stente yönelik BTA incelemesinde efektif dozlar konvansiyonel anjiyografi ile kıyaslandığında oldukça kabul edilebilir seviyelerdedir (Tablo 4.19). İncelemeler sırasında 140 kV ve tüp akımı 500 mA ile sabit tutulmuştur. Literatürde yapılan stent değerlendirmelerinde genelde tüp potansiyeli olarak 120 kV kullanılmaktadır. Bu göz önüne alındığında stent kontrolü için yapılan incelemelerde efektif dozun daha da aşağılara çekilmesi mümkün görünmektedir. Ancak çalışmamızda görüntü kalitesinden ödün vermemek ve artefaktlar daha da azaltmak amacıyla 140 kV tercih edilmiştir. *Watarai ve arkadaşlarının* yaptığı, karotis stentleme sonrası tromboz takibine yönelik çalışmada 120 kV ve 250 mA kullanılmıştır. Bu çalışmada ortalama efektif doz 7,5 cm için $E=0,75$ mSv bulunmuştur (302). Çalışmamızda otomatik tüp akımı düzenleyici kullanılmamıştır. Protokolün tasarlama aşamasında özellikle omuz düzeyinde gürültü indeksine göre 600 ile 750 mA olarak değişen ancak yüksek tüp akımı değerleri izlenmiştir. Bunun üzerine baş-boyun incelemesi için supraaortik arterlerin çıkışlarının görüntülenmesinde daha düşük tüp akımları kullanılabilir görünmesine rağmen görüntü kalitesinden ödün vermemek için 500 mA ve sabit olarak kullanıldı. Son yıllarda yapılan tarama çalışmalarında bilgisayarlı tomografi Amerika Birleşik Devletleri'nde tüm radyolojik işlemlerin % 11'ini oluşturmakla birlikte tıbbi olarak maruz kalınan radyasyon dozunun yaklaşık 2/3'ünü oluşturmaktadır (303). Boyun BT incelemelerinde lens ve tiroid glandı radyasyonla ilişkili katarakt ve tiroid maligniteleri açısından risk altındadır

(304, 305). Otomatik t p akım ayarlanması, boyutları ve atenuasyonları farklı vücut kısımlarının incelenmesinde farklı planlarda (x-y veya z) t p akımında, belirlenen gürültü indeks değerlerine göre akımın değişimine olanak tanıyan böylece radyasyon dozunda azalma ile birlikte çekimden çekime değişmeyen bir görüntü kalitesinin oluşturulmasını amaçlayan bir yöntemdir. *Lee ve arkadaşlarının* kranioservikal BT anjiyografide sabit t p akımı ile otomatik doz ayarlanmasını görüntü kalitesi açısından değerlendirdikleri bir çalışmada en yüksek gürültü omuz ve boynun üst kısımlarında bulunmuştur. Yine bu çalışmada 120 kV, sabit değer olarak 300 mA otomatik akım düzenlenmesi 100-400 mA arasında uygulanmıştır. Çalışmada sabit t p akımı ve otomatik ayarlama kullanıldığında DLP değerleri sırasıyla ortalama $1756,07 \pm 560,05$ ve $1423,92 \pm 390,03$ mGy.cm bulunmuştur. Bu da yaklaşık % 18 radyasyon dozunu düşürmüştür (304).

Diğer bir çalışmada ise 140 kV, sabit akım değeri olarak 400 ile 650 mA kullanılmıştır. Otomatik düzenlemede ise gürültü indeks değerleri 11,4 ve 20,2 olarak belirlenmiş, 100-750 mA arasında değişen t p akımları kullanılmıştır. Bu  alışmada DLP değerleri, sabit mA için 1179 ± 109 , gürültü indeksi 11,4 için 925 ± 116 ve 20,2 için 729 ± 148 mGy x cm olarak bulunmuştur. Gürültü indeksi 11,4 için % 20, 20,2 içinse % 34 oranında doz azaltılabilm ştir (305-308). Her iki çalışmada 64-dedektörlü BT cihazlarıyla yapılmıştır (Aquilion 64; Toshiba Medical Systems, Tokyo, Japonya ve Lightspeed; GE Healthcare, Milwaukee, Wis, ABD). Ancak her iki çalışmada da görüntü kalitesi açısından sabit t p akımı kullanılan teknik daha yüksek bulunmuştur.

Çalışma  ncesi Anabilim Dalımızda yapılan karotis BTA incelemelerinde de otomatik doz modülasyonu kullanılarak çekimler yapılmış firma tarafından oluşturulmuş “ Carotid 0,625mm. Test bolus /aortic arch+1” protokolü ile 17,00 gürültü indeksi ile yapılan incelemelerde ortalama DLP ‘nin $1516,37$ mGy. cm ve efektif doz $4,293$ mSv bulunmuştur. Bu protokoldeki CTDIvol $47,64$ mGy idi. Yine diğer bir protokol olan “Karotis+beyin angio test bolus+2” ile sabit t p akımı kullanıldığında CTDIvol değerlerinin $97,32$

olduğu efektif dozun ise 9,9 mSv'lere çıktığı izlenmektedir. Bizim çalışmamızda oluşturulan protokol ve sonuçları ele alındığında doz miktarının bu çalışmalardan bile daha düşük olduğu izlenmektedir. Çalışmamızda otomatik tüp akım düzenlemesi kullanılması halinde, kabul edilebilir görüntü kalitesiyle dozun daha da düşürülebileceği öngörülebilir. Kateter anjiyografide radyasyon dozunu etkileyen temel faktörler tüp kolimasyonu, floroskopi süresi ve kullanıcının tecrübesidir. *Bor ve arkadaşlarının* yaptığı bir çalışmada tanısal serebral incelemelerde hesaplanan doz alan çarpımı (DAP, Gy.x cm²) değerleri farklı projeksiyonları toplam olarak 91,5 (29,2-217,1), karotis incelemelerinde ise toplam 215,7 (100,2-394) olarak bildirilmiştir. Örneğin sadece sağ lateral planda yapılan serebral incelemede 46,2 (8,4-120,5) karotiste ise bu planda 117,3 (27,7-237) olarak hesaplanmıştır (308). *Roshan ve arkadaşlarının* yaptığı çalışmada toplam DAP ortalama 127,5 Gy.x cm² bunun efektif doz olarak hesaplanması sonucunda ise ortalama 4,6± 0,34 (1,62-10,58) mSv bulunmuştur (309). Tüm bu sonuçlardan yola çıkarak çalışmamızın radyasyon dozu değerleri, literatürde bildirilen tomografi ve kateter anjiyografideki radyasyon dozlarından düşük olduğu görülmektedir.

Güncel yayınlarda 64-kesitli ÇKBT için stent stenozu değerlendirilmesinde kateter anjiyografi ile karşılaştırıldığında duyarlılığı % 92-95, özgüllüğü ise % 81-93, pozitif kestirim değeri (PPV) % 63-77, negatif kestirim değeri (NPV) ise % 98-99 olarak bildirilmektedir (90, 51). Bu sonuçlar göstermektedir ki, önemli miktarda yanlış pozitif oranı nedeniyle ÇKBT stenozun tespiti ve derecelendirilmesinde kullanılan bir araç olmaktan ziyade en iyi şekilde stenozun dışlanması için kullanımı olacaktır.

Çalışmamızda B-flow yöntemi ile BTA'da izlenen intimal kalınlıklar üzerinden yapılan ROC analizinde eşik değeri "standart" filtrede % 88,9 duyarlılık ve % 90 özgüllükle 0,75 mm, diğer filtre olan "bone" da ise % 64,8 duyarlılık ve % 90 özgüllükle 0,65 mm. olarak bulunmuştur. Bu çalışmada BTA'nın duyarlılık ve özgüllüğü literatürle uyumludur. Duyarlılık testin gerçek hastaları tespit etme gücünü göstermektedir. Özgüllük, gerçekten sağlıklı olanlar içinde testinde sağlıklı dediklerinin oranını pozitif kestirim

değeri (PPV); tanı testinin hasta dediklerinin ne kadarı gerçekten hasta, negatif kestirim değeri (NPV) ise tanı testinin sağlıklı dediklerinin ne kadarı gerçekten sağlıklı olduğunu göstermektedir.

Bu sonuçlar dolaylı olarak, tespit edilen eşik kalınlıklar bakımından kenar keskinleştirici filtrenin (bone) daha yüksek uzaysal çözünürlüğe sahip olduğunu göstermektedir. Duyarlılık oranının “bone” filtrede daha düşük olması ise intimal hiperplazi varlığını saptamada yani hasta olanı sağlıklı olandan ayırmada daha başarısız olduğunu telkin etmektedir. Özgüllük oranları her iki filtre için eşit olarak görünse de eşik değerler farklıdır ve buradan sağlıklı olanları ayırt etme gücünün “bone” filtrede daha ince bir kalınlık için (0,65 mm.) daha iyi olduğu düşünülebilir. Ancak burada dikkat edilmesi gereken nokta % 32,1 olarak bulunan NPV’nin “bone” filtrede düşük olması sağlıklı denilenlerin gerçekten sağlıklı olması konusunda yani intimal hiperplazi gerçekten yok denmesinde sıkıntı olacağını göstermektedir. Daha ince neointimal kalınlıkların “bone” filtre ile değerlendirilmesi mümkün görünmekle birlikte “standart” filtreden elde edilen oranlar dikkate alındığında her iki filtrenin de BTA’da stent değerlendirilmesinde birlikte kullanılmasının gerekliliği kaçınılmazdır. Ayrıca tanısız testlerin tanımlayıcı olmasında en önemli parametre PPV’dir. Her iki filtrede bulunan sonuçlar “standart” filtre için % 98 “bone” filtre için % 97,2 ile yüksektir. Bu sonuçlar kantitatif olarak BTA gözlemcilerinin değerlendirme esnasında görsel algılama açısından “standart” filtreyi tercih etmelerini de dolaylı olarak da açıklamaktadır.

İki gözlemcinin stentleri ayrı ayrı değerlendirdiği düşünülürse, aralarındaki yüksek korelasyon değeri, BTA’nın tekrarlanabilirliğinin farklı araştırmacılar açısından güvenilirliğini dolaylı olarak göstermektedir. Gözlemcilerin “bone” filtrede daha yüksek hesaplanan uyumu, kenar keskinleştirici filtrelerin değerlendirmenin daha tutarlı yapılmasına katkısını da göstermektedir.

Çalışmamızda tüm hastalar BTA, US ve kateter anjiyografi ile karşılaştırılamadı. Ayrıca stent içi restenozu saptanan olgu sayısı çok azdı. Bundan dolayı hangi yöntem stent stenozu tanısında daha doğru sorusunun

cevabı açık değildir. Stent stenozu tanısında hangi yöntemin daha güvenilir olduğuna karar vermek için her üç yönteminde çalışıldığı geniş çaplı bir seriye gereksinim vardır.

Stent yerleştirilmesini takiben stentin luminal yüzünde yeni intima tabakası oluşmaya başlamaktadır. Yeni ortaya çıkan intima tabakasının artışıyla stent lümen açıklığı azalmaktadır. Bu aşamada intimal hiperplazi olarak adlandırılan bu yeni oluşan tabaka, stent lümeninde oluşturduğu darlık oranı % 50'nin altında ise bu adı almaktadır. Çalışmamızda intimal hiperplazi için literatürde net bir eşik değeri olmadığından izlenebilen hipodens dolum defektleri öncelikle intimal kalınlık artışı olarak nitelendirilmiştir. İntimal kalınlığının en fazla olarak izlediği düzeylerden yapılan ROC analizinde US'de B-flow görüntüleme için konulan 1 mm eşik değeri için BTA'da "standart" filtrede 0,75 mm, "bone" filtrede 0,65 mm değerler bulunmuştur. Eğer stentlerde yeni oluşan intimal tabaka izleniyorsa, % 50'nin altında darlık oluşturması şartıyla bunun tespit edilen kalınlıklarda olması intimal hiperplazi olarak adlandırılabilir. BTA için intimal hiperplazi eşik değeri olarak yukarıda farklı filtrelerde ortaya çıkan değerler kullanılabilir diye düşünmekteyiz.

6. SONUÇ

Çalışmamızda BTA'nın karotis stentleme sonrası takipte, non invaziv bir yöntem olarak klinik potansiyeli ortaya konmaya çalışılmıştır. BTA ile stent lümeni değerlendirilmesi, stent içi oluşumların tespiti ve yine diğer bir invaziv olmayan yöntem olan Doppler teknikleri ve özellikle B-flow görüntüleme ile karşılaştırılması mümkün olmuştur. BTA ciddi restenoza yol açmayacak düzeyde izlenen, genelde takipte kullanılan anlamlı Doppler hız kriterlerine ulaşmayan nitelikte stent içi oluşumların tespit ve takibinde ümit vericidir. Neointimal gelişimin, geliştirilen daha güçlü iş istasyonlarında BTA ile değerlendirilmesi; uygun pencereleme, tüp potansiyeli ve rekonstrüksiyon filtrelerinin kombinasyonu ile kabul edilebilir kontrast madde ve radyasyon dozlarında mümkün görünmektedir. BTA'nın stent açıklığı ve stent içi restenoz değerlendirmesindeki tanısal doğruluğu stentin yapısı ile BT cihazının teknik özelliklerine bağlıdır. Bilgisayarlı tomografi teknolojisindeki gelişmelere paralel olarak, BTA'nın da etkinliği artmaktadır.

BTA, US'ye göre stent lümeninin değerlendirilmesi açısından daha iyi görüntü kalitesi sağlamaktadır. "NASCET" metodu kullanılarak yapılan darlık ölçümleri kaçınılmaz yapay lümen daralmasına bağlı olarak darlık derecesinin abartılmasına neden olmasına rağmen, BTA'da darlıkların görsel değerlendirilmesi US'de akım hızı ölçümleriyle uyumlu olarak izlenmiştir. Dolayısıyla BTA'nın karotis stent tedavisi yapılan olguların takibinde kullanılması uygun görünmektedir. Bununla beraber, US'nin değerlendirilebilir olgularda daha güvenilir olduğu öne sürülebilir.

Günümüzde stent uygulamalarının giderek daha çok sayıda hastayı kapsaması özellikle takipteki hasta sayısını belirgin ölçüde arttırmaktadır. Teknolojik gelişmelerin sürmesiyle stent değerlendirmede bugün için yaşanan kısıtlılıkların azalacağı düşünülebilir. Bu anlayışla BTA stentlenen olguların takibinde, konvansiyonel anjiyografinin alternatifi olarak kullanılabilir ve gereksiz invaziv uygulamaları engelleyebilir. Sonuç olarak, BTA, US ile değerlendirilemeyen hastalarda da önemli bir görüntüleme alternatifidir.

7. KAYNAKLAR

1. Bogousslavsky J, Van MG, Regli F. The Lausanne Stroke Registry: analysis of 1,000 consecutive patients with first stroke. *Stroke* 1988;19:1083–92.
2. Foulkes MA, Wolf PA, Price TR, et al. The Stroke Data Bank: design, methods, and baseline characteristics. *Stroke* 1988;19:547–54.
3. Inzitari D, Eliasziw M, Gates P, et al. The causes and risk of stroke in patients with asymptomatic internal-carotid-artery stenosis. North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial Collaborators. *N Engl J Med* 2000;342:1693–700.
4. Timsit SG, Sacco RL, Mohr JP, et al. Early clinical differentiation of cerebral infarction from severe atherosclerotic stenosis and cardioembolism. *Stroke* 1992;23:486 –91.
5. Bamford J, Sandercock P, Dennis M, Burn J, Warlow C. Classification and natural history of clinically identifiable subtypes of cerebral infarction. *Lancet* 1991;337:1521– 6.
6. Gorelick PB. Distribution of atherosclerotic cerebrovascular lesions. Effects of age, race, and sex. *Stroke* 1993;24:116 –9.
7. Sacco RL, Kargman DE, Gu Q, Zamanillo MC. Race-ethnicity and determinants of intracranial atherosclerotic cerebral infarction. The Northern Manhattan Stroke Study. *Stroke* 1995;26:14 –20.
8. Wityk RJ, Lehman D, Klag M, et al. Race and sex differences in the distribution of cerebral atherosclerosis. *Stroke* 1996;27:1974–80.
9. Gyzyska U, Freitag J, Zeumer H (1990) Selective cerebral intraarterial DSA: complication rate and control of risk factors. *Neuroradiology* 32:296–299.
10. Waugh JR, Sacharias N (1992) Arteriographic complications in the DSA era. *Radiology* 182:243–246.

11. Bendszus M, Koltzenburg M, Burger R, Warmuth-Metz M, Hofmann E, Solymosi L (1999) Silent embolism in diagnostic cerebral angiography and neurointerventional procedures: a prospective study. *Lancet* 354:1594–1597.
12. Ringer AJ, German JW, Guterman LR, et al. Follow-up of stented carotid arteries by Doppler ultrasound. *Neurosurgery*. 2002;51:639–643.
13. Robbin ML, Lockhart ME, Weber TM, et al. Carotid artery stents: early and intermediate follow-up with Doppler US. *Radiology*. 1997;205:749–756.
14. Yaltkaya K, Balkan S, Oğuz Y. Nöroloji ders kitabı. Birinci baskı. Ankara.: Palme Yayıncılık. 1994;179-186.
15. Mohr JP, Caplan LR, Melski JW, et al. The Harvard Cooperative Stroke Registry: a prospective registry. *Neurology*. 1978;28:754-782.
16. Landeweher P. carotid and vertebral arteries. DN: Wolf KJ, Fobbe F, eds. Color duplex sonography: principles and clinical applications. 1st ed. Germany: Georg Thieme Verlag, 1995; 45-66.
17. Jeng JS, Chung MY, Yip PK, Hwang BS, Chang YC. Extracranial carotid atherosclerosis and vascular risk factors in different types of ischemic stroke in Taiwan. *Stroke* 25(10): 1989-1993, 1997
18. Yurdakul M, Tola M, Cumhur T. B-flow imaging of internal carotid artery stenosis: Comparison with power Doppler imaging and digital subtraction angiography. *J Clin Ultrasound* 32(5): 243-8, 2004
19. Arteriosclerosis 1981. Report of the Working Group on Atherosclerosis of the National Heart, Lung and blood Institute, vol 2. Washington DC, National Institutes of Health, NIH publication 82-2035, S: 166-167, 177-182, 449-544

20. Kennel, WB et al. Cholesterol in the prediction of atherosclerotic disease. New perspectives based on the Framingham Study. *Ann. Intern. Med.* 90:85,1979
21. Bogousslavsky J, Regli F, Melle GV: Risk factors and concomitants of internal carotid artery occlusion or stenosis. *Arch Neurol* 42: 864-67, 1985
22. Handa N, Matsumoto M, Maeda H, Hougaku H, Ogawa S, Fukunaga R, Yoneda S, Lemne C, Jogestrand T, Faire deU. Carotid intima-media thickness and plaque in borderline hypertension. *Stroke* 26(1): 34-9, 1995
23. Kimura K, Kamada T. Ultrasonic evaluation of early carotid atherosclerosis. *Stroke* 21(11): 1567-72, 1990
24. BA Wasserman, RJ Wityk, HH Trout, et al: Low-Grade Carotid Stenosis Looking Beyond the Lumen With MRI . *Stroke*. 2005;36:2504.
25. Heiserman JE, Drayer BP, Keller PJ, et al: Intracranial vascular stenosis and occlusion: Evaluation with three-dimensional time-of-flight MR angiography. *Radiology* 185:667-673, 1992
26. Heiserman JE: The role of magnetic resonance angiography in evaluation of cerebrovascular ischemic disease. *Neuroimaging Clin North Am* 2:753-767,1992
27. Mohr JP, Gautier JC, Pessin MS, et al: Internal carotid artery disease. In: Barnett HJM, Mohr JP, Stein BM, Yatsu FM, eds. *Stroke: Pathophysiology, Diagnosis, and Management*. Philadelphia, Pa: WB Saunders Co; 1998:355-400.
28. Powers WJ, Derdeyn CP, Fritsch SM, et al: Benign prognosis of never symptomatic carotid occlusion. *Neurology*2000; 54 :878 –882.
29. Molloy J, Markus HS, et al: Asymptomatic embolization predicts stroke and TIA risk in patients with carotid artery stenosis. *Stroke*1999; 30 :1440 –1443.

30. Grubb RL Jr, Derdeyn CP, Fritsch SM, et al. Importance of hemodynamic factors in the prognosis of symptomatic carotid occlusion. *JAMA*1998; 280:1055–1060
31. Yamauchi H, Fukuyama H, Nagahama Y, et al: Significance of increased oxygen extraction fraction in five-year prognosis of major cerebral arterial occlusive disease. *J Nucl Med*1999; 40 :1992 –1998.
32. Vernieri F, Pasqualetti P, Passarelli F, et al: Outcome of carotid artery occlusion is predicted by cerebrovascular reactivity. *Stroke*1999; 30 :593 – 598.
33. North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial Collaborators. Beneficial effect of carotid endarterectomy in symptomatic patients with high-grade carotid stenosis. *N Engl J Med*1991; 325 :445 –453.
34. Davies KN, Humphrey PR. Do carotid bruits predict disease of the internal carotid arteries? *Postgrad Med J* 1994;70:433-5.
35. Dahnert W. *Radiology Review Manual*. 3rd ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1996;281-283, 177-178.
36. Collins R, Peto R, MacMahon S , et al. Blood pressure, stroke, coronary heart disease—part II: short term reduction in blood pressure—overview of randomized drug trials in their epidemiological context. *Lancet* 1990;335:827-38.
37. Adams HP, Byington RP, Hoen H. et al. Effect of cholesterol lowering medications on progression of mild atherosclerotic lesions of the carotid arteries and the risk of stroke. *Cerebrovasc Dis* 1995;5:171-7.
38. Furberg CV, Adams HP, Applegate WB, et al. Asymptomatic carotid artery progression study (ACAPS) Research Group. Effects of lovastatin on early carotid atherosclerosis and cardiovascular events. *Circulation* 1994;90:1679- 87.

39. Melnick SL, Shahar E, Folsom AR. Past infection by chlamydia pneumoniae strain TWAR and asymptomatic carotid atherosclerosis. *Am J Med* 1993;95:499-504.
40. Norris JW, Zhu CZ, Ornstein NM, Chambers BR. Vascular risks of asymptomatic carotid stenosis. *Stroke* 1991;22:1485-90.
41. Endarterectomy for asymptomatic carotid artery stenosis. Executive Committee for the Asymptomatic Carotid Atherosclerosis Study. *JAMA*. 1995;273:1421–1428.
42. Barnett HJ, Taylor DW, Eliasziw M, 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;339:1415–25.
43. European Carotid Surgery Trialists' Collaborative Group. MRC European Carotid Surgery Trial: interim results for symptomatic patients with severe (70–99%) or with mild (0–29%) carotid stenosis. *Lancet* 1991;337:1235–43.
44. Randomised trial of endarterectomy for recently symptomatic carotid stenosis: final results of the MRC European Carotid Surgery Trial (ECST). *Lancet* 1998;351:1379–87.
45. Executive Committee for the Asymptomatic Carotid Atherosclerosis Study. Endarterectomy for asymptomatic carotid artery stenosis. *JAMA* 1995;273:1421–8.
46. Halliday A, Mansfield A, Marro J, et al. Prevention of disabling and fatal strokes by successful carotid endarterectomy in patients without recent neurological symptoms: randomised controlled trial. *Lancet* 2004;363:1491–502.
47. Sabeti S, Schillinger M, Mlekusch W, et al. Quantification of internal carotid artery stenosis with duplex US: comparative analysis of different flow velocity criteria. *Radiology* 2004;232:431–9.

48. Ralls PW. Color Doppler sonography of the hepatic artery and portal venous system. *AJR Am J Roentgenol* 155:517, 1990
49. Bray JM, Galland F, Lhoste P, et al. Colour Doppler and duplex sonography and angiography of the carotid artery bifurcations. Prospective, double-blind study. *Neuroradiology* 1995;37:219–24.
50. Lovett JK, Redgrave JN, Rothwell PM. A critical appraisal of the performance, reporting, and interpretation of studies comparing carotid plaque imaging with histology. *Stroke* 2005;36:1091–7.
51. Rothwell PM, Gibson R, Warlow CP, on behalf of the European Carotid Surgery Trialists' Collaborative Group. Interrelation between plaque surface morphology and degree of stenosis on carotid angiograms and the risk of ischemic stroke in patients with symptomatic carotid stenosis. *Stroke* 2000;31:615–21.
52. Polak JF, Shemanski L, O'Leary DH, et al. Hypoechoic plaque at US of the carotid artery: an independent risk factor for incident stroke in adults aged 65 years or older. Cardiovascular Health Study. *Radiology* 1998;208:649 – 54.
53. Streifler JY, Eliasziw M, Fox AJ, et al. Angiographic detection of carotid plaque ulceration. Comparison with surgical observations in a multicenter study. North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial. *Stroke* 1994;25:1130 –2.
54. Biasi GM, Froio A, Diethrich EB, et al. Carotid plaque echolucency increases the risk of stroke in carotid stenting: the Imaging in Carotid Angioplasty and Risk of Stroke (ICAROS) study. *Circulation* 2004; 110:756–62.
55. Kastelein JJ, de Groot E, Sankatsing R. Atherosclerosis measured by B-mode ultrasonography: effect of statin therapy on disease progression. *Am J Med* 2004;116 Suppl 6A:31S–6S.

56. Hodis HN, Mack WJ, LaBree L, et al. The role of carotid arterial intima-media thickness in predicting clinical coronary events. *Ann Intern Med* 1998;128:262–9.
57. Sabeti S, Schillinger M, Mlekusch W, et al. Quantification of internal carotid artery stenosis with duplex US: comparative analysis of different flow velocity criteria. *Radiology* 2004;232:431–9.
58. Blakeley DD, Oddone EZ, Hasselblad V, et al. Noninvasive carotid artery testing. A meta-analytic review. *Ann Intern Med* 1995;122: 360–7.
59. Grant EG, Benson CB, Moneta GL, et al. Carotid artery stenosis: gray-scale and Doppler US diagnosis—Society of Radiologists in Ultrasound Consensus Conference. *Radiology* 2003;229:340–6.
60. Comerota AJ, Salles-Cunha SX, Daoud Y, et al. Gender differences in blood velocities across carotid stenoses. *J Vasc Surg* 2004;40:939– 44.
61. AbuRahma AF, Robinson PA, Strickler DL, et al. Proposed new duplex classification for threshold stenoses used in various symptomatic and asymptomatic carotid endarterectomy trials. *Ann Vasc Surg* 1998;12:349 – 58.
62. Busuttil SJ, Franklin DP, Youkey JR, Elmore JR. Carotid duplex overestimation of stenosis due to severe contralateral disease. *Am J Surg* 1996;172:144 –7.
63. Fujitani RM, Kafie F. Screening and preoperative imaging of candidates for carotid endarterectomy. *Semin Vasc Surg* 1999;12: 261–74.
64. Howard G, Baker WH, Chambless LE, et al. An approach for the use of Doppler ultrasound as a screening tool for hemodynamically significant stenosis (despite heterogeneity of Doppler performance). A multicenter experience. Asymptomatic Carotid Atherosclerosis Study Investigators. *Stroke* 1996;27:1951–7.

65. Alexandrov AV. Ultrasound and angiography in the selection of patients for carotid endarterectomy. *Curr Cardiol Rep* 2003;5:141–7.
66. Elgersma OE, van Leersum M, Buijs PC, et al. Changes over time in optimal duplex threshold for the identification of patients eligible for carotid endarterectomy. *Stroke* 1998;29:2352–6.
67. Qureshi AI, Suri MF, Ali Z, et al. Role of conventional angiography in evaluation of patients with carotid artery stenosis demonstrated by Doppler ultrasound in general practice. *Stroke* 2001;32:2287–91.
68. Akers DL, Markowitz IA, Kerstein MD. The value of aortic arch study in the evaluation of cerebrovascular insufficiency. *Am J Surg* 1987;154:230 – 2.
69. Sitzler M, Rose G, Furst G, et al. Characteristics and clinical value of an intravenous echo-enhancement agent in evaluation of high-grade internal carotid stenosis. *J Neuroimaging* 1997;7 Suppl 1:S22–S25.
70. Droste DW, Jurgens R, Weber S, et al. Benefit of echocontrast-enhanced transcranial color-coded duplex ultrasound in the assessment of intracranial collateral pathways. *Stroke* 2000;31:920 –3.
71. Ferrer JM, Samso JJ, Serrando JR, et al. Use of ultrasound contrast in the diagnosis of carotid artery occlusion. *J Vasc Surg* 2000;31:736–41.
72. Paciaroni M, Caso V, Cardaioli G, et al. Is ultrasound examination sufficient in the evaluation of patients with internal carotid artery severe stenosis or occlusion? *Cerebrovasc Dis* 2003;15:173– 6.
73. Filis KA, Arko FR, Johnson BL, et al. Duplex ultrasound criteria for defining the severity of carotid stenosis. *Ann Vasc Surg* 2002;16:413– 21.
74. Mattos MA, Hodgson KJ, Faught WE, et al. Carotid endarterectomy without angiography: is color-flow duplex scanning sufficient? *Surgery* 1994;116:776–82.

75. Patel MR, Kuntz KM, Klufas RA, et al. Preoperative assessment of the carotid bifurcation. Can magnetic resonance angiography and duplex ultrasonography replace contrast arteriography? *Stroke* 1995; 26:1753– 8.
76. Polak JF, Shemanski L, O’Leary HD, Lefkowitz D, Thomas PR, Savage JP, Brant EW, Reid C: Hypoechoic plaque at US of the carotid artery: an independent risk factor for incident stroke in adults aged 65 years or older. *Cardiovascular Health Study Radiology* 208:649-654, 1998
77. Moneta GL, Edwards JM, Papanicolaou G, et al. Screening for asymptomatic internal carotid artery stenosis: duplex criteria for discriminating 60% to 99% stenosis. *J Vasc Surg* 1995;21:989.
78. Rubin JM, Bude RO, Carson PL, et al. Power Doppler US: a potentially useful alternative to mean frequency-based color Doppler US. *Radiology* 1994;190: 853.
79. Griewing B, Morgenstern C, Driesner F, et al. Cerebrovascular disease assessed by color-flow and power Doppler ultrasonography. Comparison with digital subtraction angiography in internal carotid artery stenosis. *Stroke* 1996;27:95.
80. Steinke W, Meairs S, Ries S, et al. Sonographic assessment of carotid artery stenosis: Comparison of power Doppler imaging and color Doppler flow imaging. *Stroke* 1996;27:91.
81. Henri P, Tranquart F. B-flow ultrasonographic imaging of circulating blood [in French]. *J Radiol* 2000; 81:465.
82. Weskott HP. B-flow: a new method for detecting blood flow [in German]. *Ultraschall Med* 2000;21: 59
83. GE Ultrasound Europe. B-flow: a new way of visualizing blood flow – ultrasound technology update. Solingen, Germany: GE Ultrasound Europe, 1999

84. Gümüş T. Karotid arter plaklarının değerlendirilmesinde B-flow ultrasonografi bulgularının renkli, power Doppler US ve DSA ile karşılaştırılması. Uzmanlık Tezi. Ankara: Gazi Üniversitesi, 2005.
85. Jung EM, Kubale R, Clevert DA, Lutz R, Rupp N., B-flow and contrast medium-enhanced power Doppler (Optison(R))—preoperative diagnosis of high-grade stenosis of the internal carotid artery. *Rofo* 174(1): 62-9, 2002.
86. Umemura A, Yamada K. B-mode flow imaging of the carotid artery. *Stroke* 32(9): 2055-7, 2001
87. GE Ultrasound Europe. B-flow: a new way of visualizing blood flow – ultrasound technology update. Solingen, Germany: GE Ultrasound Europe, 1999
88. Weskott HP, Höpfner M. Blood flow imaging within small tubes: B-Flow in comparison to color, power, pulse-wave (PW) Doppler and CT: A Phantom study. *Radiology* 2000; 217 (P): 394.
89. Burdette JH, Elster AD, Ricci PE. Acute cerebral infarction: quantification of spin density and T2 shine-through phenomena on diffusion-weighted MR images. *Radiology* 212:339, 1999.
90. Gronholdt ML. B-mode ultrasound and spiral CT for the assessment of carotid atherosclerosis. *Neuroimaging Clin N Am* 2002;12:421– 35.
91. Rothwell PM, Eliasziw M, Gutnikov SA, et al. Analysis of pooled data from the randomised controlled trials of endarterectomy for symptomatic carotid stenosis. *Lancet* 2003;361:107–16.
92. King-Im JM, Trivedi RA, Cross JJ, et al. Measuring carotid stenosis on contrast-enhanced magnetic resonance angiography: diagnostic performance and reproducibility of 3 different methods. *Stroke* 2004;35:2083– 8.
93. Osborn AG. *Diagnostic Cerebral Angiography*. 2nd edition. Philadelphia, PA: Williams & Wilkins, 1999 (12).

94. Preventing recurrent stroke and other serious vascular events. In:STROKE. A practical guide to management.C.P.Warlow (editors),Blackwell Science Ltd.USA.2nd edition.2001:673-722.
95. Antithrombotic Trialists' Collaboration. Collaborative meta-analysis of randomised trials of antiplatelet therapy for prevention of death,myocardial infarction, and stroke in high risk patients.Br Med J 2002;324:71-86.
96. Awtry EH. Loscalozo J. Aspirin.Circulation 2000;101:1206-1218.
97. Demir M, Antitrombositör Tedavi, Türk Hematoloji Derneği-Temel Hemostaz Tromboz Kursu. http://www.thd.org.tr/doc/kurs_pdf/2007
98. Bennett CL, Connors JM, Carwile JM et al: Thrombotic thrombocytopenic purpura associated with clopidogrel. N Eng J Med 2000;342:1773-1777
99. North American Symptomatic Endarterectomy Trial Collaborators: Methods, patient characteristics, and progress. Stroke 22:711-720, 1991.
100. European Carotid Surgery Trialists' Collaborative Group.Randomised trial of endarterectomy for recently symptomatic carotid stenosis:final results of the MRC European Carotid Surgery Trial (ECST). Lancet. 1998;351:1379-1387.
101. Gary S. Roubin, Sriram Iyer, Amir Haklin et al: Realizing the Potential of Carotid Artery Stenting. Proposed Paradigms for Patient Selection and Procedural Technique Circulation. 2006;113:2021-2030.
102. Biller J, Feinberg WM, Castaldo JE, et al: Guidelines for carotid endarterectomy: a statement for healthcare professionals from a special writing group of the Stroke Council, American Heart Association. Stroke. 1998; 29: 554–562.
103. ACCF/SCAI/SVMB/SIR/ASITN 2007 Clinical Expert Consensus Document onCarotid Stenting . J Am Coll Cardiol 2007;49:126–70.

104. Mathias K, Jager H, Hennigs S, et al: Technique of stent angioplasty in atherosclerotic disease of the internal carotid artery. *Carotid Interv.* (1999) 1:41-46.
105. EVA-3S Investigators. Carotid angioplasty and stenting with and without cerebral protection. Clinical alert from the Endarterectomy versus Angioplasty in patients with symptomatic severe carotid stenosis (EVA-3S) Trial. *Stroke* 2004;35:18-21.
106. CAVATAS Investigators: Endovascular versus surgical treatment in patients with carotid stenosis in the Carotid and Vertebral Artery Transluminal Angioplasty Study (CAVATAS): a randomised trial. *Lancet* 357:1729–1737, 2001.
107. The SPACE Collaborative Group. 30-day results from the SPACE trial of stent-protected angioplasty versus carotid endarterectomy in symptomatic patients: A randomised non-inferiority trial. *Lancet* 2006 Oct 7; 368:1239-47.
108. Yadav JS, Wholey MH, Kuntz RE, et al: Protected carotid-artery stenting versus endarterectomy in high-risk patients. *N Engl J Med* 351:1493–1501, 2004.
109. Sunit Das, Bernard R. Bendok, Christopher C, et al: Update on current registries and trials of carotid artery angioplasty and stent placement. *Neurosurg Focus.* 2005;18:1-6.
110. Constantine C. Phatouros, Randall T. Higashida, Adel M. Malek, et al: Carotid Artery Stent Placement for Atherosclerotic Disease: Rationale, Technique, and Current Radiology. 2000;217:26-41.
111. Wholey MH, Mathias K, et al. Global experience in cervical carotid artery stent placement. *Catheter Cardiovasc Interv.* 50:160-167, 2000.
112. Adnan I. Qureshi et al. Multicenter study of the feasibility and safety of using the Memotherm carotid arterial stent for extracranial carotid artery stenosis. *J. Neurosurg.* 96:830-836, 2002

113. Alberto Cremonesi, Raffaella Manetti, Francesco Setacci, Carlo Setacci, Fausto Castriota. Protected Carotid Stenting Clinical Advantages and Complications of embolic protection devices in 442 Consecutive patients. Stroke. 34:1936-1943, 2003
114. Eberhard C. Kirsch. Carotid arterial stent placement. Result and follow-up in 53 patients. Radiology 220:737-744, 2001.
115. Interventional Neuroradiology copyright © 1999 by W.B. Saunders Company U.S.A
116. Eberhard Grube, Antonia Colombo, Eugen Hauptman, Hugo Londero, Nicalous Refart, Ulrich Gerckens, Greg W. Stone. Initial multicenter experience with a novel distal protection filter during carotid artery stent implantation. Catheterization and Cardiovascular Interventions 58:139-146, 2003.
117. Guimaraens L, Sola MT et al. Carotid angioplasty with cerebral protection and stenting: Report of 164 patients (194 carotid percutaneous transluminal angioplasties). Cerebrovasc Dis. 13:114-119, 2002.
118. Kızılkılıç O. Koçer N. Işlak C. Aterosklerotik Darlıkların Tedavisinde Anjioplasti/Stent Uygulaması Kumral E.(edit) Ateroskleroz ve Serebrovasküler Hastalıklar. 2003: 307-331.
119. Hobson RW for the CREST investigators, Annual meeting the Society for Vascular Surgery, June 2004, Anaheim, CA.
120. Carotid artery stenting and its complications. UpToDate. Last literature review version 18.3: September 2010. Available from: [URL: http://www.uptodate.com/patients/content/topic](http://www.uptodate.com/patients/content/topic).
121. Stefan. M.H. Vessel wall damage caused by cerebral protection devices: ex vivo evaluation in porcine carotid arteries. Radiology 235: 454-460, 2005

122. Carrel A. Results of the permanent intubation of the thoracic aorta. *Surg Gyn Ob* 1912;15: 245–248.
123. Dotter CT. Transluminally-placed coilspring endarterial tube grafts. Long-term patency in canine popliteal artery. *Invest Radiol*. 1969 Sep-Oct;4(5):329–32.
124. Maass D, Zollikofer CL, Largiadèr F, Senning A. Radiological follow-up of transluminally inserted vascular endoprostheses: an experimental study using expanding spirals. *Radiology*. 1984 Sep;152(3):659–63.
125. Rabkin IKh, Zaïmovskii VA, Khmelevskaia IYu, Maksimovich IV, Rabkin DI. Experimental basis and first clinical trial of x-ray-intravascular blood vessel prosthesis. *Vestn Rentgenol Radiol*. 1984 Jul-Aug;(4):59–64.
126. Mathur A, Dorros G, Iyer SS, et al: Palmaz stent compression in patients following carotid artery stenting. *Cathet Cardiovasc Diagn* 1997; 41:137-140.
127. R. Uflacker. How to optimize carotid artery stenting. *Cardiovasc Surg* 2007;48:131- 49.
128. Lally C., Kelly D. J., Prendergast P. J. 2006. Stents. In *Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering*.
129. Peeters P, Bosiers M. Self Expanding Stents: What makes each available product different? *ICCA* 2004. Available from: URL: http://www.iccaonline.org/medien_inhalt/abstracts/abs_2004/
130. Stoeckel D, Bonsignore C, Duda S. A survey of stent designs. *Min Invas Ther & Allied Technol* 2002; 11(4) 137-147
131. Duerig TW, Wholey M. A comparison of balloon- and self-expanding stents. *Min Invas Ther & Allied Technol* 2002; 11(4) 173-178
132. Duerig TW, Tolomeo DE, Wholey M. An overview of superelastic stent design. *Min Invas Ther & Allied Technol* 2000; 9(3/4) 235-246

133. P. W. Serruys, M. J. B. Kutryk, Handbook of Coronary Stents. Martin Dunitz: London, 2000.
134. T. Duerig, A. Pelton, and D. Stöckel, An overview of nitinol for medical applications. *Mat. Sci. and Eng.* 1999; A273- 275:149–160.
135. J. Escaned, J. Goicolea, F. Alfonso, M. J. Perez-Vizcayno, R. Hernandez, A. Fernandez-Ortiz, C. Banuelos, and C. Macaya, Propensity and mechanisms of restenosis in different coronary stent designs: complementary value of the analysis of the luminal gain-loss relationship. *J. Am. Coll. Cardiol.* 1999; 34(5):1490–1497.
136. M. A. Saab, Applications of high-pressure balloons in the medical device industry. *Medical Device & Diagnostic Industry Magazine*, September 2000. (Available on-line at [http:// www.device-link.com/mddi](http://www.device-link.com/mddi))
137. Food and Drug Administration guidelines on [http:// www.fda.gov](http://www.fda.gov). (Self Expanding Stents: What makes each available product different?)
138. Stefan Müller-Hülsbeck, Philipp J. Schäfer, (2009) Comparison of Carotid Stents: An In-Vitro Experiment Focusing on Stent Design. *Journal of Endovascular Therapy*: April 2009, Vol. 16, No. 2, pp. 168-177.
139. Denarie N, Gariepy J, et al. Distribution of ultrasonographically-assessed dimensions of common carotid arteries in healthy adults of both sexes. *Atherosclerosis* 148:297- 302, 2000.
140. Rajagopal V, Rockson SG. Coronary restenosis: a review of mechanisms and management. *Am J Med* 2003;115:547-53.
141. Bennett MR. In-stent stenosis: pathology and implications for the development of drug eluting stents. *Heart* 2003;89:218-24.
142. Kültürsay H. Restenoz, mekanizması, tedavi yöntemleri. Editör Türkoğlu C. *Girişimsel Kardiyoloji Özel Sayısı II. Türkiye Klinikleri Kardiyoloji*. 2004 Ağustos; 17(4):219–225

143. Daniel WC, Pirwitz MJ, Willard JE, Lange RA, Hillis LD, Landau C. Incidence and treatment of elastic recoil occurring in the 15 minutes following successful percutaneous transluminal coronary angioplasty. *Am J Cardiol*. 1996 Aug 1;78(3):253–9.
144. Reidy MA. A reassessment of endothelial injury and arterial lesion formation. *Lab Invest*. 1985 Nov;53(5):513–20.
145. Scott NA, Cipolla GD, Ross CE et al. Identification of a potential role for the adventitia in vascular lesion formation after balloon overstretch injury of porcine coronary arteries. *Circulation* 93: 2178–87, 1996.
146. Rogers C, Karnovsky MJ, Edelman ER. Inhibition of experimental neointimal hyperplasia and thrombosis depends on the type of vascular injury and the site of drug administration. *Circulation* 88:1215–1221, 1993.
147. Karas SP, Gravanis MB, Santoian EC, Robinson KA, Andernerg KA, King SB III. Coronary intimal proliferation after balloon injury and stenting in swine: an animal model of restenosis. *J Am Coll Cardiol* 20:467– 474, 1992.
148. Hanke H, Kamenz J, Hassenstein S, Oberhoff M, Haase KK, Baumbach A, Betz E, Karsch KR. Prolonged proliferative response of smooth muscle cells after experimental intravascular stenting. *Eur Heart J* 16:785–793,1995.
149. Nobuyoshi M, Kimura T, Ohishi H, Horiuchi H, Nosaka H, Hamasaki N, Yokoi H, Kim K. Restenosis after percutaneous transluminal coronary angioplasty: pathologic observations in 20 patients. *J Am Coll Cardiol*. 1991 Feb;17(2):433–9.
150. Hofma SH, Whelan DM, van Beusekom HM, Verdouw PD, van der Giessen WJ. Increasing arterial wall injury after long-term implantation of two types of stent in a porcine coronary model. *Eur Heart J*. 1998 Apr;19(4):601–9.

151. Treiman GS, Jenkins JM, Edwards WH Sr, Barlow W, Edwards WH Jr, Martin RS III, et al. The evolving surgical management of recurrent carotid stenosis. *J Vasc Surg* 16:354-62, 1992.
152. Ross R. Atherosclerosis: an inflammatory disease. *N Engl J Med*. 340:115–126. 1999.
153. Farb A, Weber DK, Kolodgie FD, Burke AP, Virmani R. Morphological predictors of restenosis after coronary stenting in humans. *Circulation*.105:2974–2980, 2002.
154. Moreno PR, Bernardi VH, Lopez-Cuellar J, Newell JB, McMellon C, Gold HK, Palacios IF, Fuster V, Fallon JT. Macrophage infiltration predicts restenosis after 114 coronary intervention in patients with unstable angina. *Circulation*. 94:3098– 3102,1996.
155. Schwarz RS, Huber KC, Murphy JG et al. Restenosis and the proportional neointimal response to coronary artery injury: results in a porcine model. *J Am Coll Cardiol* 19: 267–74, 1992.
156. Rogers C, Welt FGP, Karnovsky MJ, Edelman ER. Monocyte recruitment and neointimal hyperplasia in rabbits: coupled inhibitory effects of heparin. *Arterioscler Thromb Vasc Biol* 16:1312–1318. 1996.
157. Carter AJ, Laird JR, Farb A, Kufs W, Wortham DC, Virmani R. Morphologic characteristics of lesion formation and time course of smooth muscle cell proliferation in a porcine proliferative restenosis model. *J Am Coll Cardiol* 24: 1398–1405, 1994.
158. Rogers C, Parikh S, Edelman ER. A unified model of vascular repair after mechanical injury. (Abstr.) *Circulation* 92(suppl I):I-300,1995.
159. Frederick G.P. Welt and Campbell Rogers. Inflammation and Restenosis in the stent Era. *Arteriscler. Thromb. Vasc. Biol*. 22;1769-1776, 2002.

160. Andrea Wilfort-Ehringer, Ramazanali Ahmadi, Michael E. Gschwandtner, et al. Healing of carotid stents: A prospective duplex ultrasound study. *J Endovasc Ther* 10:636-642, 2003.
161. Andrea Willfort-Ehringer, Ramazanali Ahmadi,,Diego Gruber, Michael E. Gschwandtner, Angelika Haumer, Markus Haumer, Herbert Ehringer. Arterial remodeling and hemodynamics in carotid stents: A prospective duplex ultrasound study over 2 years. *J Vasc Surg* 39:728-34, 2004.
162. Piamsomboon C, Roubin GS, Liu MW, Iyer SS, Mathur A, Dean LS, et al. Relationship between oversizing of self-expanding stents and late luminal loss index in carotid stenting. *Cathet Cardiovasc Diagn* 45:139-43,1998.
163. Eberhard C. Kirsch, mark S. Khangure, Philip Morling et al. Oversizing of Self- Expanding Stents: Influence on the Development of Neointimal Hyperplasia of the Carotid Artery in a Canine Model. *Am J Neuroradiol* 23:121-127).
164. Palmaz JC, Bailey S, Marton D, et al.Influence of stent design and material composition on procedure outcome. *J Vasc Surg.* 36:1031-1039,2002.
165. M. H. Christiaans, J. M. P. G. Ernst, M. J. Suttorp, et al. Restenosis after carotid angioplasty and stenting: a follow-up study with Duplex ultrasonography. *Eur J Endovasc Surg* 26, 141-144, 2003.
166. S. Glagov, E. Weisenberg, C.K. Zarins, R. Stankunavicius, G.J. Kolettis, Compensatory enlargement of human atherosclerotic coronary arteries, *N. Engl. J. Med.* 316 (1987) 1371– 1375.
167. N. Resnick, M.A. Gimbrone Jr., Hemodynamic forces are complex regulators of endothelial gene expression, *FASEB J.* 9 (1995) 874–882. P.F. Davies, Flow-mediated endothelial mechanotransduction, *Physiol. Rev.* 75 (1995) 519– 560.

168. P.F. Davies, Flow-mediated endothelial mechanotransduction, *Physiol. Rev.* 75 (1995) 519– 560.
169. M. A. Gimbrone Jr., N. Resnick, T. Nagel, L.M. Khachigian, T. Collins, J.N. Topper, Hemodynamics, endothelial gene expression, and atherogenesis, *Ann. N.Y. Acad. Sci.* 811 (1997) 1 –10.
170. Mehran R., et al. , Angiographic patterns of instent restenosis: classification and implications for long-term outcome. *Circulation* , 1999 . 100 (18) : pp. 1872 – 8 .
171. Abizaid A. , et al. , The influence of diabetes mellitus on acute and late clinical outcomes following coronary stent implantation. *J Am Coll Cardiol* 1998 . 32 (3) : pp. 584 -9.
172. David J. Clarc, Sara Lessio, Margaret O'Donoghue, et al. Mechanisms and predictors of carotid artery stent restenosis. A serial intravascular ultrasound study. *J Am Coll Cardiol* 47:2390-6, 2006.
173. Carlo Setacci, Giorgio Pula, Irene Baldi, et al. Determinants of in-stent restenosis after carotid angioplasty: A case-control study. *J Endovasc Ther* 10:1031-1038, 2003.
174. Han RO, Schwartz RS, Kobayashi Y, et al. Comparison of self expanding and balloon expandable stents for the reduction of restenosis. *Am J Cardiol* 88:253-9,2001.
175. Sarembock IJ, LaVeau, Sigal SL. Influence of inflation pressure and balon size on the development of intimal hyperplasia after balloon angioplasty: A study in the atherosclerotic rabbit. *Circulation* 80:1029-40,1989
176. Grenadier E, Shofti R, Beyar M, et al. Self-expandable and highly flexible nitinol stent. Immediate and long-term result in dogs. *Am heart J* 128:870-78 ,1994.

177. Schurmann K, Vorwerk D, Kulisch A. Neointimal hyperplasia in low-profile Nitinol stents and Wallstents: A comparative experimental study. *Cardiovasc Intervent Radiol* 19:248-54, 1996.
178. Holmes DR; Vliestra RE, Smith HC, et al: Restenosis after percutaneous transluminal coronary angioplasty (PTCA): a report from the PTCA Registry of the National Heart, Lung and Blood Institute. *Am J Cardiol* 1984; 53: 77C-81C
179. Nederkoorn PJ, van der Graaf Y, Hunink MG. Duplex ultrasound and magnetic resonance angiography compared with digital subtraction angiography in carotid artery stenosis: a systematic review. *Stroke* 2003;34:1324–1332.
180. Schuijf JD, Bax JJ, Jukema JW, et al. Feasibility of assessment of coronary stent patency using 16-slice computed tomography. *Am J Cardiol* 2004;94:427– 430.
181. Cademartiri F, Mollet N, Lemos PA, et al. Usefulness of multislice computed tomographic coronary angiography to assess in-stent restenosis. *Am J Cardiol* 2005;96:799–802.
182. Gilard M, Cornily JC, Rioufol G, et al. Noninvasive assessment of left main coronary stent patency with 16-slice computed tomography. *Am J Cardiol* 2005; 95:110–112.
183. Gilard M, Cornily JC, Pennec PY, et al. Assessment of coronary artery stents by 16-slice computed tomography. *Heart* 2006;92:58–61.
184. Kitagawa T, Fujii T, Tomohiro Y, et al. Noninvasive assessment of coronary stents in patients by 16-slice computed tomography. *Int J Cardiol* 2005. doi: 10.1061/j.ijcard.2005.06.012. Published July 14, 2005. Accessed September 15, 2005.

185. Hong C, Chrysant GS, Woodard PK, Bae KT. Coronary artery stent patency assessed with in-stent contrast enhancement measured at multi-detector row CT angiography: initial experience. *Radiology* 2004; 233:286–291.
186. Ohnuki K, Yoshida S, Ohta M, et al. New diagnostic technique in multi-slice computed tomography for in-stent restenosis: pixel count method. *Int J Cardiol* 2005. doi:10.1016/j.ijcard.2005.05.013. Published June 27, 2005. Accessed September 15, 2005.
187. Nakanishi T, Kayashima Y, Inoue R, Sumii K, Gomyo Y. Pitfalls in 16-detector row CT of the coronary arteries. *RadioGraphics* 2005;25:425–438.
188. Cademartiri F, Mollet NR, van der Lugt A, et al. Intravenous contrast material administration at helical 16-detector row CT coronary angiography: effect of iodine concentration on vascular attenuation. *Radiology* 2005;236:661–665.
189. Seifarth H, Raupach R, Schaller S, et al. Assessment of coronary artery stents using 16-slice MDCT angiography: evaluation of a dedicated reconstruction kernel and a noise reduction filter. *Eur Radiol* 2005; 15:721–726. 10.1061/j.ijcard.2005.06.012. Published July 14, 2005. Accessed September 15, 2005.
190. Lemos PA, Saia F, Ligthart JM, et al. Coronary restenosis after sirolimus-eluting stent implantation: morphological description and mechanistic analysis from a consecutive series of cases. *Circulation* 2003;108: 257–260.
191. P. J. Nederkoorn, M. M. Brown (2009) Optimal cut-off criteria for duplex ultrasound for the diagnosis of restenosis in stented carotid arteries: Review and protocol for a diagnostic study. *BMC Neurology* 2009, 9:36

192. Sirineni GK, Kalra MK, Pottala K et al (2006) Effect of contrast concentration, tube potential and reconstruction kernels on MDCT evaluation of coronary stents: an in vitro study. *Int J Cardiovasc Imaging* 23:253-263
193. Suzuki S, Furui S, Kuwahara S et al (2007) Assessment of coronary stent in vitro on multislice computed tomography angiography: improved in-stent visibility by the use of 140-kV tube voltage. *J Comput Assist Tomogr* 31:414-421
194. Maintz D, Seifarth H, Raupach R et al (2006) 64-slice multidetector coronary CT angiography: in vitro evaluation of 68 different stents. *Eur Radiol* 16:818- 826
195. Sirineni GKR. Coronary CTA for Stent Evaluation. Kalra MK, editors. *MDCT From protocols to Practice 2008*, Section III, 269-275.
196. Barrett JF, Keat N (2004) Artifacts in CT: recognition and avoidance. *Radiographics* 24:1679-1691
197. Alles J, Mudde RF (2007) Beam hardening: analytical considerations of the effective attenuation coefficient of X-ray tomography. *Med Phys* 34:2882- 2889.
198. Hsieh J, Molthen RC, Dawson CA et al (2000) An iterative approach to the beam hardening correction in cone beam CT. *Med Phys* 27:23-29.
199. Shikhaliev PM (2005) Beam hardening artefacts in computed tomography with photon counting, charge integrating and energy weighting detectors: a simulation study. *Phys Med Biol* 50:5813-5827.
200. Yan CH, Whalen RT, Beaupre GS et al (2000) Reconstruction algorithm for polychromatic CT imaging: application to beam hardening correction. *IEEE Trans Med Imaging* 19:1-11.

201. Hirai T, Korogi Y, Ono K, 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;221:802–809.
202. Zhang Z, Berg MH, Ikonen AE, Vanninen RL, Manninen HI. Carotid artery stenosis: reproducibility of automated 3D CT angiography analysis method. *Eur Radiol* 2004;14:665–672.
203. Cody DD. Image processing in CT. *RadioGraphics* 2002;22:1255–1268.
204. Prokop M, Galanski M. *Spiral and Multislice Computed Tomography of the Body*. Thieme (2003).
205. Prokop M. Multislice CT angiography. *Eur J Radiol*;36(2):86-96,2000
206. Duddalwar VA. Multislice CT angiography: a practical guide to CT angiography in vascular imaging and intervention. *Br J Radiol*.;77 (Spec No 1):27-38,2004
207. Rubin GD. 3-D imaging with MDCT. *Eur J Radiol*.;45 (Suppl 1):37-41,2003
208. Hideki Ota, MD. Quantitative Vascular Measurements in Arterial Occlusive Disease1. *RadioGraphics* 2005; 25:1141–1158
209. McCollough CH, Zink FE. Performance evaluation of CT systems. In: Goldman LW, Fowlkes JB, eds. 2000 Syllabus: Categorical Course in Diagnostic Radiology Physics—CT and US Cross-Sectional Imaging. Oak Brook, IL:Radiological Society of North America; 2000:189–207. 260. 261.
210. Shrimpton P.C. et al (2006). National survey of doses from CT in the UK: 2003 *The British Journal of Radiology*, 79 (2006), 968–980.
211. Randomised trial of endarterectomy for recently symptomatic carotid stenosis: final results of the MRC European Carotid Surgery Trial (ECST). *Lancet*. 1998;351:1379–1387.

212. CARESS Steering Committee. Carotid Revascularization using Endarterectomy or Stenting Systems (CARESS): phase I clinical trial. *J Endovasc Ther*. 2003;10:1021–1030.
213. Willfort-Ehringer A, Ahmadi R, Gschwandtner ME, Haumer M, Lang W, Minar E (2002) Single-center experience with carotid stent restenosis. *J Endovasc Ther* 9:299–307.
214. Lal BK, Hobson RW, Goldstein J, et al. In-stent recurrent stenosis after carotid stenting: life table analysis and clinical relevance. *J Vasc Surg*. 2003;38:1162–1169.
215. Groschel K, Riecker A, Schulz JB, et al. Systematic review of early recurrent stenosis after carotid angioplasty and stenting. *Stroke*. 2005; 36:367–373.
216. Philip P. Goodney, MD,a Marc L. Schermerhorn (2006)Current status of carotid artery stenting. *J Vasc Surg*2006;43:406-11.
217. Khan MA, Liu MW, Chio FL, et al. Predictors of restenosis after successful carotid artery stenting. *Am J Cardiol*. 2003 Oct 1; 92 (7): 895-7. Schillinger M, Exner M, Mlekusch W et al. Acute-phase response after stent implantation in the carotid artery: Association with 6-month in-stent restenosis. *Radiology* 203; 227: 516-521
218. Wholey MH, Kuntz RE, et al. Global Experience in cervical carotid artery placement. *Catheter Cardiovasc Interv* 2000;50:160-167
219. Davies KN, Humphrey PR. Complications of cerebral angiography in patients with symptomatic carotid territory ischaemia screened by carotid ultrasound. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 1993;56:967.
220. Bendszus M, Koltzenburg M, Burger R, et al. Silent embolism in diagnostic cerebral angiography and neurointerventional procedures: a prospective study. *Lancet* 1999;354:1594

221. Gyzyska U, Freitag J, Zeumer H (1990) Selective cerebral intraarterial DSA: complication rate and control of risk factors. *Neuroradiology* 32:296–299.
222. Waugh JR, Sacharias N (1992) Arteriographic complications in the DSA era. *Radiology* 182:243–246.
223. Roubin GS, Iyer S, Halkin A, Vitek J, Brennan C. Realizing the potential of carotid artery stenting: proposed paradigms for patient selection and procedural technique. *Circulation* 2006;113:2021–30.
224. Scanlon PJ, Faxon DP, Audet AM, Carabello B, Dehmer GJ, Eagle KA, et al.(1999) ACC/AHA guidelines for coronary angiography. A report of the American College of Cardiology/ American Heart Association Task Force on practice guidelines (Committee on Coronary Angiography). Developed in collaboration with the Society for Cardiac Angiography and Interventions. *J Am Coll Cardiol* 33 (6):1756–1824
225. Alexandrov AV, Brodie DS, McLean A, et al. Correlation of peak systolic velocity and angiographic measurement of carotid stenosis revisited. *Stroke*. 1997;28:339–342.
226. Lal BK, Hobson RW, Goldstein J, et al. Carotid artery stenting: is there a need to revise the ultrasound velocity criteria? *J Vasc Surg*. 2004;39:58–66.
227. Kishikawa K, Kamouchi M, Okada Y, et al. Transoral carotid ultrasonography as a diagnostic aid in patients with severe carotid stenosis. *Cerebrovasc Dis*. 2004;17:106–110.
228. Romero FM, Lev MH, Chan S, et al. US of neurovascular occlusive disease: interpretive pearls and pitfalls. *Radiographics*. 2002;22:1165–1176.
229. Gaspar T, Halon DA, Lewis BS, et al. Diagnosis of coronary in-stent restenosis with multidetector row spiral computed tomography. *J Am Coll Cardiol*. 2005;46:1573–1579.

230. Cademartiri F, Schuijf JD, Pugliese F, et al. Usefulness of 64-slice multislice computed tomography coronary angiography to assess in-stent restenosis. *J Am Coll Cardiol* 2007; 49:2204–2210.
231. Pugliese F, Weustink AC, Van Mieghem C, et al. Dual source coronary computed tomography angiography for detecting in-stent restenosis. *Heart* 2008; 94:848–854.
232. Schepis T, Koepfli P, Leschka S, et al. Coronary artery stent geometry and in-stent contrast attenuation with 64-slice computed tomography. *Eur Radiol* 2007; 17:1464–1473
233. Thiele BL, Strandness DE Jr. Accuracy of angiographic quantification of peripheral atherosclerosis. *Prog Cardiovasc Dis* 1983;26:223–236.
234. Elgersma OE, Buijs PC, Wust AF, van der Graaf Y, Eikelboom BC, Mali WP. Maximum internal carotid arterial stenosis: assessment with rotational angiography versus conventional intraarterial digital subtraction angiography. *Radiology* 1999;213:777–783.
235. Niepel J. Imaging Technology. In: Lanzer P, Rosch J, eds. *Vascular diagnostics*. Berlin, Germany: Springer-Verlag, 1994; 179–191.
236. Hunink MG, Polak JF, Barlan MM, et al. Detection and quantification of carotid artery stenosis: efficacy of various Doppler velocity parameters. *AJR Am J Roentgenol* 1993;160:619.
237. Moneta GL, Edwards JM, Papanicolaou G, et al. Screening for asymptomatic internal carotid artery stenosis: duplex criteria for discriminating 60% to 99% stenosis. *J Vasc Surg* 1995;21:989.
238. Moneta GL, Edwards JM, Chitwood RW, 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;17:152.

239. Autret A, Pourcelot L, et al. Stroke risk in Patients with carotid stenosis. *Lancet* 1987;1:888-890.
240. Carpenter JP, Lexa FJ, Davis JT. Determination of duplex Doppler ultrasound criteria appropriate to the North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial. *Stroke* 1996;27:695.
241. Neale ML, Chambers JL, Kelly AT, et al. Reappraisal of duplex criteria to assess significant carotid stenosis with special reference to reports from the North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial and the European Carotid Surgery Trial. *J Vasc Surg* 1994;20:642.
242. Hood DB, Mattos MA, Mansour A, et al. Prospective evaluation of new duplex criteria to identify 70% internal carotid artery stenosis. *J Vasc Surg* 1996; 23:254.
243. Wilterdink JL, Feldmann E, Easton JD, et al. Performance of carotid ultrasound in evaluating candidates for carotid endarterectomy is optimized by an approach based on clinical outcome rather than accuracy. *Stroke* 1996;27:1094.
244. Faught WE, Mattos MA, Van Bemmelen PS, et al. Color-flow duplex scanning of carotid arteries: new velocity criteria based on receiver operator characteristic analysis for threshold stenoses used in the symptomatic and asymptomatic carotid trials. *J Vasc Surg* 1994;19:818.
245. Turnipseed WD, Kennell TW, Turski PA, et al. Combined use of duplex imaging and magnetic resonance angiography for evaluation of patients with symptomatic ipsilateral high-grade carotid stenosis. *J Vasc Surg* 1993;17:832.
246. Aburahma AF, Abu-Halimah S, Bensenhaver J, Dean LS, Keiffer T, Emmett M, Flaherty S: Optimal carotid duplex velocity criteria for defining the severity of carotid in-stent restenosis. *J Vasc Surg* 2008, 48:589-94.

247. Lal BK, Hobson RW 2nd, Tofighi B, Kapadia I, Cuadra S, Jamil Z: Duplex ultrasound velocity criteria for the stented carotid artery. *J Vasc Surg* 2008, 47:63-73.
248. Zhou W, Felkai DD, Evans M, McCoy SA, Lin PH, Kougias P, El-Sayed HF, Lumsden AB: Ultrasound criteria for severe in-stent restenosis following carotid artery stenting. *J Vasc Surg* 2008, 47:74-80.
249. Chi YW, White CJ, Woods TC, Goldman CK: Ultrasound velocity criteria for carotid in-stent restenosis. *Catheter Cardiovasc Interv* 2007, 69:349-354.
250. Stanziale SF, Wholey MH, Boules TN, Selzer F, Makaroun MS: Determining in-stent stenosis of carotid arteries by duplex ultrasound criteria. *J Endovasc Ther* 2005, 12:346-353.
251. Lal BK, Hobson RW 2nd, Goldstein J, Geohagan M, Chakhtoura E, Pappas PJ, et al. In-stent recurrent stenosis after carotid artery stenting: life table analysis and clinical relevance. *J Vasc Surg* 2003;38:1162-8; discussion 1169
252. FDA.Circulatory system devices panel. Panel transcript. <http://www.fda.gov/ohrms/dockets/ac/04/transcripts/4033t1.htm> 2004.)
253. Joachim Berkefeld, Bernd Turowski, Andreas Dietz, Heinrich Lanfermann, Matthias Sitzler, Thomas Schmitz-Rixen, Helmuth Steinmetz, Freidhelm E. Zanelle. Recanalization results after carotid stent placement. *Am J neuroradiol* 23:113-120,january 2002.
254. Wei Zhou, Peter H. Lin, Ruth L. Bush, et al. Management of in-stent restenosis after carotid artery stenting in high-risk patients. *J Vasc Surg* 43:305-12, 2006.
255. Color doppler, power doppler and B-flow ultrasound in the assessment of ICA stenosis: comparison with 64-MD-CT angiography / Dirk-André Clevert, T. Johnson *Eur Radiol.* (2007)17:2149-2159.

256. Tola M, Yurdakul M, Cumhur T. Combined use of color duplex ultrasonography and B-flow imaging for evaluation of patients with carotid artery stenosis. *AJNR Am J Neuroradiol* 2004; 25:1856–1860.
257. Maintz D, Tombach B, Juergens KU, et al. Revealing in-stent stenoses of the iliac arteries: comparison of multidetector CT with MR angiography and digital radiographic angiography in a Phantom model. *AJR Am J Roentgenol* 2002;179:1319–22
258. Amano Y, Ishihara M, Hayashi H, et al. Metallic artifacts of coronary and iliac arteries stents in MR angiography and contrast-enhanced CT. *Clin Imaging* 1999;23:85– 89
259. Lettau m, et al. Carotid Artery Stents: In Vitro Comparison of Different Stent Designs and Sizes Using CT Angiography and Contrast-Enhanced MR Angiography at 1.5T and 3T.(2009)*ajnr*: September A1743
260. Manninen HI, Rasanen H. Intravascular ultrasound in interventional radiology. *Eur Radiol* 2000;10:1754–1762.
261. Lockwood GR, Ryan LK, Gotlieb AI, et al. In vitro high resolution intravascular imaging in muscular and elastic arteries. *J Am Coll Cardiol* 1992; 20:153–160.
262. Waller BF, Pinkerton CA, Slack JD. Intravascular ultrasound: a histological study of vessels during life—the new “gold standard” for vascular imaging. *Circulation* 1992;85:2305–2310.
263. Mintz GS, Nissen SE, Anderson WD, et al. American College of Cardiology Clinical Expert Consensus Document on Standards for Acquisition, Measurement and Reporting of Intravascular Ultrasound Studies (IVUS). A report of the American College of Cardiology Task Force on Clinical Expert Consensus Documents. *J Am Coll Cardiol* 2001;37:1478–1492.

264. Alfonso F, Goicolea J, Perez-Vizcayno MJ, et al. Intracoronary ultrasound before coronary interventions: a prospective comparison of two different catheters. *Cathet Cardiovasc Diagn* 1997;40:33–39.
265. Koelemay MJ, Nederkoorn PJ, Reitsma JB, Majoie CB. Systematic review of computed tomographic angiography for assessment of carotid artery disease. *Stroke* 2004;35:2306–2312.
266. Hirai T, Korogi Y, Ono K, 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;221:802–809.
267. Flohr TG, Schoepf UJ, Ohnesorge BM. Chasing the heart: new developments for cardiac CT. *J Thorac Imaging*. 2007;22:4-16.
268. Fischbach R (2002) Revealing in-stent stenoses of the iliac arteries: comparison of multidetector CT with MR angiography in a phantom model. *AJR Am J Roentgenol* 179:1319–1322
269. Leclerc X, Gauthier JY, Pruvo JP (2000) Usefulness of CT angiography with volume rendering after carotid angioplasty and stenting. *AJR* 174:820–822
270. Stanford W (2005) Advances in cardiovascular CT imaging: CT clinical imaging. *Int J Cardiovasc Imaging* 21:29–37
271. Letourneau-Guillon L, Soulez G, Beaudoin G, et al. CT and MR imaging of nitinol stents with radiopaque distal markers. *J Vasc Interv Radiol*. 2004;15:615–624.
272. Strotzer M, Lenhart M, Butz B, et al. Appearance of vascular stents in computed tomographic angiography. *Invest Radiol*. 2001;36:652–658.
273. Kwon BJ, Jung C, Sheen SH, Cho JH, Han MH: CT angiography of stented carotid arteries: comparison with Doppler ultrasonography. *J Endovasc Ther* 2007, 14:489-97

274. Mahnken AH, Buecker A, Wildberger JE, et al. Coronary artery stents in multislice computed tomography- in vitro artifact evaluation. *Invest Radiol.* 2004;39:27–33.
275. Suzuki S, Furui S, Kaminaga T, Yamauchi T, Kuwahara S, Yokoyama N, Suzuki M, Isshiki T (2005) Evaluation of coronary stents in vitro with CT angiography: effect of stent diameter, convolution kernel, and vessel orientation to the z-axis. *Circ J* 69(9):1124–1131
276. Hong C, Chrysant GS, Woodard PK, et al. Coronary artery stent patency assessed with in-stent contrast enhancement measured at multi-detector row CT angiography: initial experience. *Radiology.* 2004;233:286–291.
277. A.Waaijer, M. Prokop (2009) Grading of carotid artery stenosis with multidetector-row CT angiography: visual estimation or caliper measurements? *Eur Radiol.* 2009 December; 19(12): 2809–2818.
278. Thiele BL, Strandness DE Jr. Accuracy of angiographic quantification of peripheral atherosclerosis. *Prog Cardiovasc Dis* 1983;26:223–236.
279. Lell MM, Wildberger JE, Heuschmid M, Flohr T, Stierstorfer K, Fellner FA, et al. CT angiography of the carotid artery: first results with a novel 16-slicespiral-CT scanner [in German]. *Rofo* 2002;/174:/1165-9.
280. Mahnken AH, Buecker A, Wildberger JE, et al. Coronary artery stents in multislice computed tomography- in vitro artifact evaluation. *Invest Radiol.* 2004;39:27–33.
281. Maintz D, Seifarth H, Raupach R, Flohr T, Rink M, Sommer T, Ozgun M, Heindel W, Fischbach R (2005) 64-slice multidetector coronary CT angiography: in vitro evaluation of 68 different stents. *Eur Radiol* Dec 7:1–9
282. American Heart Association. Heart Disease and Stroke Statistics-2007 Update at a Glance.

283. Utsunomiya D, Awai K, Sakamoto T et al (2007) In vitro evaluation of metallic coronary artery stents with sub-millimeter multi-slice computed tomography using an ECG-gated cardiac phantom: relationship between in-stent visualization and stent type. *Cardiology* 107:254-260.
284. Peterson BG, Longo GM, Kibbe MR, et al. Duplex ultrasound remains a reliable test even after carotid stenting. *Ann Vasc Surg.* 2005; 19:793–797.
285. Davies KN, Humphrey PR. Complications of cerebral angiography in patients with symptomatic carotid territory ischemia screened by carotid ultrasound. *J.Neurol Neurosurg Psychiatry* 1993;56:967-72.
286. Rothwell PM, Gibson RJ, Slattery J ve ark.Equivalence of measurements of carotid stenosis: a comparison of three methods on 1001 angiograms. *Stroke* 1994; 25:2435-2439.
287. Rothwell PM, Gibson RJ, Slattery J ve ark. Prognostic value and reproducibility of measurements of carotid stenosis: a comparison of three methods on 1001 angiograms. *Stroke* 1994; 25:2440-2444.
288. Bladin CF, Alexandrov AV, Murphy J ve ark. Carotid Stenosis Index. A new Method of Measuring Internal Carotid Artery. *Stroke* 1995; 26:230-234
289. Jun Horiguchi Chikako Fujioka Prospective ECG-triggered axial CT at 140-kV tube voltage improves coronary in-stent restenosis visibility at a lower radiation dose compared with conventional retrospective ECG-gated helical CT *Eur Radiol* (2009) 19: 2363–2372
290. Becker CR, Hong C, Knez A et al (2003) Optimal contrast application for cardiac 4-detector-row computed tomography. *Invest Radiol* 38:690–694)
291. Nieman K, Cademartiri F, Raaijmakers R et al (2003) Noninvasive angiographic evaluation of coronary stents with multi-slice spiral computed tomography. *Herz* 28:136-142.

292. Takeyama N, Ohgiya Y, Itokawa H et al (2008) Comparison of 40 and 60 milliliters of contrast in assessment of the carotid artery by computed tomography angiography. *Acta Radiol.* 2008 Nov;49(9):1068-78.
293. Leischmann D (2003) Use of high-concentration contrast media in multiple-detector-row CT: principle and rationale. *Eur Radiol* 13[Suppl 5]:M14–M20.
294. Herman S (2004) Computed tomography contrast enhancement principles and the use of high-concentration contrast media. *J Comput Assist Tomogr* 28 [Suppl 1]:S1–S11
295. L. Saba, G. Caddeo (2007) 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. *American Journal of Neuroradiology* 28:716-723, April 2007.
296. Lell MM, Wildberger JE, Heuschmid M, Flohr T, Stierstorfer K, Fellner FA, et al. CT angiography of the carotid artery: first results with a novel 16-slicespiral-CT scanner [in German]. *Rofo* 2002;/174:/1165-9.
297. Tomandl BF, Klotz E, Handschu R, Stemper B, Reinhardt F, Huk WJ, et al. Comprehensive imaging of ischemic stroke with multisection CT. *Radiographics* 2003;/23:/565-92.
298. Willfort-Ehringer A, Ahmadi R, Gschwandtner ME, Haumer A, Heinz G, Lang W, Ehringer H (2003) Healing of carotid stent: a prospective duplex ultrasound study. *J Endovasc Ther* 10:636– 642.
299. Robertson DD, Weiss PJ, Fishman EK, et al. Evaluation of CT techniques for reducing artifacts in the presence of metallic orthopedic implants. *J Comput Assist Tomogr.* 1988;12:236-241.

300. Robertson DD, Yuan J, Wang G, et al. Total hip prosthesis metal-artifact suppression using iterative deblurring reconstruction. *J Comput Assist Tomogr.* 1997;21:293-298.
301. Seitz P, Ruëgsegger P. CT bone densitometry of the anchorage of artificial knee joints. *J Comput Assist Tomogr.* 1985;9: 621-622.
302. Hiroataka Watarai, Yasuhiko Kaku et al.(2009) Follow-up study on in-stent thrombosis after carotid stenting using multidetector CT angiography. *Neuroradiology* 51:243–251.
303. Mettler FA, Wiest PW, Locken JA, et al. CT scanning: patterns of use and dose. *J Radiol Prot* 2000;20:353–59
304. Cohnen M, Wittsack HJ, Assadi S, et al. Radiation exposure of patients in comprehensive computed tomography of the head in acute stroke. *AJNR Am J Neuroradiol* 2006;27:1741–45
305. Mazonakis M, Tzedakis A, Damilakis J, et al. Thyroid dose from common head and neck CT examinations in children: is there an excess risk for thyroid cancer induction? *Eur Radiol* 2007;17:1352–57. *Epub* 2006 Sep 21
306. E.J. Lee S.K. Lee, et al.(2009) Comparison of Image Quality and Radiation Dose between Fixed Tube Current and Combined Automatic Tube Current Modulation in Craniocervical CT Angiography. *AJNR Am J Neuroradiol* 30
307. M.T. Russell, J.R. Fink et al (2007) Balancing Radiation Dose and Image Quality: Clinical Applications of Neck Volume CT. *AJNR Am J Neuroradiol* 29:727–31.
308. D. Bor et al. (2005). Patient and Staff Doses in Interventional Neuroradiology. *Radiation Protection Dosimetry* Vol 117, No1-3 pp.62-68.
309. Roshan et al. (2001) Patient and Staff Doses During Cerebral Angiography. *Journal of Medical Physics*, 26, 2.

8. ÖZET

Karotis Stentleme Yapılan Olguların Takibinde BT Anjiyografi uygulaması

Günümüzde KAS yapılan olguların takibinde kullanılan standart bir görüntüleme protokolü bulunmamaktadır. Görece basit, objektif ve noninvaziv bir inceleme yöntemi olan BTA'nın stentleme yapılan olgularda kullanılabilir olup olmadığının ortaya konması yararlı olacaktır. Çalışmamızda BTA'nın stentleme yapılan karotis arterlerin değerlendirilmesinde uygun bir inceleme yöntemi olup olmadığının tanımlanması amaçlanmıştır. Toplam 62 olgu (48 erkek, 14 kadın; ortalama yaş 66 (50-81 yaş aralığı) ve 64 stentlenmiş karotis arter (39 Wallstent, 25 nitinol stent) çalışmaya dahil edilmiştir. Tüm olgulara BT anjiyografi ve vasküler US incelemeleri yapılmıştır. BTA ve US görüntüleri değerlendirilebilirlik ve stent lümen açıklığı açısından karşılaştırılmıştır. BTA görüntülerinde darlık oranlarının hesaplanması görsel değerlendirme ($\geq$ % 50 darlık var ya da yok) ile "NASCET" yöntemi iki farklı rekonstrüksiyon filtresi kullanılarak yapılmıştır. US için $\geq$ % 50 darlık PSV'ye ($\geq$ 200 cm/sn) ve İKA/AKA PSV oranının $\geq$ 2,5 olmasına göre tanımlanmıştır. Ayrıca BTA'da bulunan darlık oranları kateter anjiyografi ile karşılaştırılmıştır (n=9, % 15) US'de B-flow yöntemi kullanılarak ölçülen intimal kalınlık artışları BTA'da iki farklı filtrede ölçülen değerler ile karşılaştırılmıştır. Bu değerler kullanılarak ROC analizi ile BTA'nın tanısal doğruluğu değerlendirilmiştir. Ayrıca intimal kalınlık artışı izlenen düzeyler kaydedilmiş ve sıklığı tanımlanmıştır. BTA incelemelerinde ortalama radyasyon dozu

Helikal baş-boyun incelemelerinde 2,09 mSv, stent düzeyinin tarandığı aksiyel BT incelemelerinde ise 0,42 mSv olarak hesaplanmıştır. BTA ve US görüntülerinde, "mükemmel, değerlendirilebilir" puanı alan 36 (% 56,3) ve 34 (% 53,1), "kötü, değerlendirilemez" puanı alan görüntü 0 (% 0) ve 3 (% 4,7) olarak bulunmuştur. BTA'nın değerlendirilebilirlik açısından US'ye eşit ya da üstün olduğu stent sayısı 53'tür. Stentlerin tümünde darlık oranı BTA ve US'de değerlendirilmiştir. BTA'da "NASCET" yöntemiyle $\geq$ % 50 darlık bulunan 14

stent vardı. US'de bunlardan sadece 7 stentte hız artışı olduğu saptandı. Kateter anjiyografi yapılan tüm olgularda BTA ve US'de PSV'ler uyumluydu. İntimal kalınlık artışının en sık izlendiği stent düzeyi orta kesim ve posterior stent yüzeyi olmuştur. BTA'da kullanılan filtreler ile US arasında Pearson analizinde yüksek uyum oranları bulunmuştur. En yüksek değerler "nitinol stent" grubunda bulunmuştur (standart filtre için $r=0,965$, bone filtre için $r=0,946$). İntimal kalınlık artışı üzerinde BTA'nın 0,75 mm. Eşik değer için "standart" filtredeki duyarlılığı % 88,9, özgüllüğü % 90, 0,65 mm eşik değer için "bone" filtredeki duyarlılığı % 64,8 özgüllüğü % 90 bulunmuştur. BTA US'ye göre daha iyi görüntü kalitesi sağlamaktadır ancak değerlendirilebilen olgularda darlık oranları BTA'da US'den daha yüksek hesaplanabilmektedir. BTA US'de değerlendirilemeyen olguların takibinde alternatif olarak kullanılabilir. Stent daralması olan daha çok sayıda olgunun değerlendirilmesi bu iki yöntemin güvenilirliğini daha net ortaya koyacaktır.

Anahtar kelimeler: Karotis arter, çokkesitli bilgisayarlı tomografi, stent tedavisi, restenoz

9. SUMMARY

CTA Follow Up of Patients with Carotid Stent

Standart imaging protocol has not been yet established for patients undergoing CAS. The aim of this study to determine whether CTA is a feasible modality for assessing stented carotid arteries. In a total of 62 consecutive patients (48 male, 14 female patient; median age 66, range 50-81) 64 succesfully stented carotid arteries (39 Wallstent, 25 nitinol stent) were examined by CTA and vascular US. CTA and US images were compared with respect to assessability and patency. Both visual estimation ($\geq 50\%$ or not) and the “NASCET” method were used to determine percent stenosis in CTA images for two different kernels. For US, a determination of $\geq 50\%$ stenosis was based on PSV (≥ 200 cm/s) and an ICA to CCA ratio (≥ 2.5). Percent stenosis values by CTA were also compared to value ($n=9$, 15%) determined by catheter angiography. Measurements of intimal thickening in CTA for different kernels and US (B-flow imaging) were compared by ROC analysis. CTA and US images were “excellent, assessable” in 36 (56.3%) ve 34 (53.1%), “poor, non-assessable” in 0 (0%) and 3 (4.7%) respectively. Assessability of CTA images was equal to or better than that of US images in 53 (83%). The percent stenoses by CTA and US were comparable in all cases. CTA found $\geq 50\%$ stenoses using the “NASCET” method in 14 of 64 stents; 7 of these showed $\geq 50\%$ stenosis by spectral Doppler US. Compared with catheter angiography percent stenosis of CTA and US (PSV) were correlated in 5 stent patients. Intimal thickening predominantly were found in middle stent region and on the posterior surface. Measurements of the intimal thickening made using CTA were significantly correlated with those of US (B-flow imaging, $p<0,001$). However, the coefficient between CTA (both filter filter) and B-flow imaging for “nitinol stent” group was higher than that “wallstent” group (standart filter $r=0.965$, bone filter $r=0.946$). In the assessment of intimal thickening, minimum intimal thickness measurement of 0.75 mm was determined as the optimal threshold value for standart filter. The sensitivity,

specificity were 88.9% and 90% , respectively. The bone filter threshold value was 0.65 mm and sensitivity, specificity were 64.8% and 90% , respectively. Mean effective radiation dose for CTA helical (head and neck) was calculated as 2.09 mSv and as 0.42 mSv for CT axial examinations performed to evaluate stented carotid segments. In conclusion, CTA provides better image quality for stented carotid arteries than US, but percent stenosis might be higher than US. Therefore, CTA is likely to be an alternative to US in cases of non-assessability. A large scale study including more restenosis cases is warranted to reveal which modality is more reliable.

Key words: Carotid artery stenting, multislice computed tomography, restenosis.