

T.C.

GAZİ ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ

RADYOLOJİ ANABİLİM DALI

**ÇİFT TÜPLÜ BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİDE ÇİFT ENERJİ
YÖNTEMİ İLE ELDE EDİLEN SANAL TEK ENERJİ, SANAL
TEK ENERJİ “PLUS” VE BİRLEŞTİRİLMİŞ
GÖRÜNTÜLERİN KAROTİS STENT AÇIK KALIM
TAKİBİNDE ETKİNLİKLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

UZMANLIK TEZİ

Dr. DİLAN ECE GEYLAN DURGUN

TEZ DANIŞMANI

Doç. Dr. HÜSEYİN KORAY KILIÇ

ANKARA

NİSAN 2018

T.C.

GAZİ ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ

RADYOLOJİ ANABİLİM DALI

**ÇİFT TÜPLÜ BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİDE ÇİFT ENERJİ
YÖNTEMİ İLE ELDE EDİLEN SANAL TEK ENERJİ, SANAL
TEK ENERJİ “PLUS” VE BİRLEŞTİRİLMİŞ
GÖRÜNTÜLERİN KAROTİS STENT AÇIK KALIM
TAKİBİNDE ETKİNLİKLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

UZMANLIK TEZİ

Dr. DİLAN ECE GEYLAN DURGUN

TEZ DANIŞMANI

Doç. Dr. HÜSEYİN KORAY KILIÇ

ANKARA

NİSAN 2018

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve deneyimlerini benden esirgemeyen, asistanı olmaktan gurur ve onur duyduğum hocalarım Prof. Dr. Sedat IŞIK, Prof. Dr. Erhan Turgut ILGIT, Prof. Dr. Emin Turgut TALI, Prof. Dr. Mehmet ARAÇ, Prof. Dr. Öznur Leman BOYUNAĞA, Prof. Dr. Cem YÜCEL, Prof. Dr. Ahmet Baran ÖNAL, Prof. Dr. Suna ÖZHAN OKTAR, Prof. Dr. Nil TOKGÖZ, Prof. Dr. Ali Yusuf ÖNER, Prof. Dr. Serap GÜLTEKİN, Doç. Dr. Gonca ERBAŞ, Doç. Dr. Murat UÇAR, Doç. Dr. Mehmet Koray AKKAN, Uzm. Dr. Emetullah CİNDİL, Uzm. Dr. Halit Nahit ŞENDUR, Uzm. Dr. Mahinur CERİT'e; tetkikleri en iyi şekilde özveriyle gerçekleştiren teknisyenlerimize, hemşirelerimize, sorun çözücü güler yüzlü sekreterlerimize, her gün bıkmadan sesimizi dinleyip yazıya döken raportörlerimize teşekkürü borç bilirim.

Uzmanlık eğitimini eğlenceli hale getiren, stresimi paylaşan, eğitimime katkısı bulunan, birlikte çalışmaktan mutluluk ve kıvanç duyduğum tüm araştırma görevlisi arkadaşlarıma çok teşekkür ederim.

Hem uzmanlık eğitimim süresince, hem de tez çalışmam boyunca bana bilgi ve deneyimleri ile en iyi şekilde yönlendiren Doç. Dr. Hüseyin Koray KILIÇ'a sonsuz saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

Tezimin hazırlanma süreci boyunca yardımlarını benden esirgemeyen Bilgisayarlı Tomografi sekreterleri, teknisyenleri ve hemşirelerine teşekkürlerimi sunarım.

Tüm hayatım boyunca sevgilerini ve desteklerini daima yanımda hissettiğim, beni hayata getiren, kişiliğimi şekillendiren ve bugün dönüştüğüm insan haline getiren sevgili annem İnci GEYLAN ve babam Haluk GEYLAN'a, hep yanımda olan, nazımı çeken hayat arkadaşım Simer DURGUN'a teşekkür ederim.

Dr. Dilan Ece GEYLAN DURGUN

ANKARA 2018

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR

İÇİNDEKİLER.....	I
------------------	---

ŞEKİLLER.....	III
---------------	-----

TABLolar.....	IV
---------------	----

RESİMLER.....	IV
---------------	----

KISALTMALAR.....	VII
------------------	-----

1.GİRİŞ.....	1
--------------	---

2.GENEL BİLGİLER	7
------------------------	---

2.1 Ateroskleroz ve Karotis Arter Darlığı	7
---	---

2.2 Aterosklerotik Plaklara Tanısal Yaklaşım	10
--	----

2.2.1 Ultrasonografi (US).....	10
--------------------------------	----

2.2.2 Manyetik Rezonans Anjiyografi (MRA).....	14
--	----

2.2.3 Bilgisayarlı Tomografi Anjiyografi (BTA).....	16
---	----

2.2.4 Sayısal Çıkarma Anjiyografisi (DSA).....	17
--	----

2.3 Aterosklerotik Karotis Hastalıklarında Tedavi	19
---	----

2.3.1 Medikal Tedavi.....	19
---------------------------	----

2.3.2 Karotis Endarterektomi (KEA)	20
--	----

2.3.3 Karotis Arter Stentleme (KAS).....	23
--	----

2.4 Çok Kesitli BT Sistemleri ve Stent Görüntüleme.....	35
---	----

2.4.1 BT’de Görüntü Kalitesini Etkileyen Etmenler	39
---	----

2.4.2 Stent Görüntüleme.....	44
------------------------------	----

2.4.3 Çift Enerjili (Dual Enerji) BT	48
--	----

2.4.3.1 Dual Enerji BT’de Görüntü Oluşumu	49
---	----

2.4.3.2 Dual Enerji BT’nin Kullanım Alanları.....	54
---	----

3.GEREÇ VE YÖNTEM	64
-------------------------	----

3.1 Çalışma Tasarımı ve Kapsamı	64
---------------------------------------	----

3.2 BTA Protokolü.....	64
------------------------	----

3.3 BTA Görüntü Değerlendirme	65
-------------------------------------	----

3.4 İstatiksel Analiz	67
4.BULGULAR	68
4.1 Demografik ve Klinik Veriler.....	68
4.2 Sinyal Gürültü Oranı (SNR: <i>Signal-to-noise ratio</i>).....	68
4.3 Kontrast Gürültü Oranı (CNR: <i>Contrast-to-noise ratio</i>).....	74
4.4 Korelasyon Analizleri.....	79
4.5 Radyologlar Arası Uyumun Değerlendirilmesi	81
4.6 Dual Enerji BT, Sanal Tek Enerji ve Sanal Tek Enerji “plus” Görüntü Örnekleri	82
5.TARTIŞMA	85
6.SONUÇ	91
7.SINIRLAMALAR VE GELECEK ÇALIŞMALAR.....	91
8. REFERANSLAR.....	93
9. ÖZET	109
10. SUMMARY	112

ŞEKİLLER

Şekil 1 Darlık derecesi hesaplama, NASCET: North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial ECST: European Carotid Surgery Trial, CC: Common Carotid yöntemleri ile darlık oranı hesaplama. A: rezidü lümen, B: normal İKA lümeni, C: damarın tahmini çapı, D: AKA çapı	18
Şekil 2 Piksel (a x b), Voksel (a x b x d), FOV (D)	36
Şekil 3 Ortalama BT numarasını veren, normal dağılım gösteren BT numaraları (SD: standart deviasyon=gürültü)	41
Şekil 4 Atomun enerji seviyeleri.....	50
Şekil 5 İyot, kalsiyum ve suya ait <i>K edge</i> değerleri.....	52
Şekil 6 İyot, yağ dokusu ve kas dokusuna ait <i>K edge</i> değerleri.....	52
Şekil 7 Foton enerjilerinin dağılımı	53
Şekil 8 Sinyal Gürültü Oranı – M	70
Şekil 9 Sinyal Gürültü Oranı M+	72
Şekil 10 En yüksek SNR M 70 keV ve M+ 60 keV değerlerinin SNR MIXED değer ile karşılaştırılması.....	73
Şekil 11 Kontrast Gürültü Oranı M.....	74
Şekil 12 Kontrast Gürültü Oranı M + 0,5, uç değeri temsil etmektedir.....	76
Şekil 13 En yüksek CNR M ve M+ değerlerinin CNR MIXED değer ile karşılaştırılması	79

TABLÖLAR

Tablo 1 Karotis darlıklarında derecelendirme	14
Tablo 2 Fizyolojik Maddelerin ve Kontrast ajanların <i>K edge</i> değerleri ve atom numaraları.....	51
Tablo 3 Sinyal gürültü oranı - M değerlerine göre tanımlayıcı veriler.....	69
Tablo 4 Sinyal gürültü oranı M + değerlerine göre tanımlayıcı veriler.....	71
Tablo 5 En yüksek SNR M ve SNR M+ değerlerinin SNR MIXED değer ile karşılaştırılması	73
Tablo 6 Kontrast gürültü oranı M değerlerine göre tanımlayıcı veriler	75
Tablo 7 Kontrast gürültü oranı M+ değerlerine göre tanımlayıcı veriler	77
Tablo 8 Elde edilen en yüksek CNR M ve M+ değerlerinin CNR MIXED değer ile karşılaştırılması	78
Tablo 9 Spearman's Rho Korelasyon Analizleri	80
Tablo 10 Görüntü kalitesi açısından iki radyoloğun değerlendirmesi.....	81

RESİMLER

Resim 1. Ana karotis arterin ultrasonografi görüntüsü. Lümenden dışa doğru sırasıyla, intima (ekojen), media (hipoekoik) ve adventisya (ekojen) tabakaları izlenmektedir.	11
Resim 2. Açık ve kapalı hücreli stent tasarımı izlenmektedir.	27
Resim 3. Nitinol stent yapısı, “strut” (payanda) ve “bridge” (köprü/menteşe) örnekleri görülmektedir.	30
Resim 4	39
Resim 5 Uniform maddeden oluşan granüler görüntü görülmektedir.	44
Resim 6 Koroner arter yerleşimli stent, “blooming” (metalik parlama) artefaktı izlenmektedir.	47
Resim 7 A. Sağ ventrikül yerleşimli metalik elektrota bağlı ışın sertleşmesi artefaktı ve B. Üst ekstremitelerin görüntüleme alanına girmesiyle kemik yapıya bağlı oluşan ışın sertleşmesi artefaktı görülmektedir.	48
Resim 8 a. 70 keV sanal tek enerji, aksiyel DEBT b. İyot haritası. Pankreas parankimine kıyasla hipovasküler karakterde tümör ok ile gösterilmiştir.	56
Resim 9. Akciğer parankiminde sağ ve solda emboliye ikincil oluşmuş hipoperfüze odaklar izlenmektedir.	61
Resim 10. Koronal BT, sanal kalsiyumsuz görüntüde ok ile gösterilen alanda kemik iliği ödemi görülmektedir.	62
Resim 11. Sanal tek enerji görüntüler, sagittal-oblik reformat: 65 yaşında erkek hasta, 60-70 ve 80 keV görüntülerde seçilebilirliği belirginleşen intimal hiperplazi izlenmektedir.	82

Resim 12. Sanal tek enerji “plus” görüntüler, sagital-oblik reformat: 65 yaşında erkek hasta, 60-70 ve 80 keV görüntülerde seçilebilirliği belirginleşen intimal hiperplazi izlenmektedir. 83

Resim 13. 65 yaşında erkek hasta, aksiyel BT kesitinde A. MIXED, B. M 70keV ve C. M + 60 keV görüntüleri izlenmektedir. Sol ana karotis arter yerleşimli stent lümeninde intimal hiperplazi saptanmıştır. 84

Resim 14. 63 yaşında erkek hasta, aksiyel BT kesitinde A. MIXED, B. M 70keV ve C. M + 60 keV görüntüleri izlenmektedir. Her iki ana karotis arter yerleşimli stent lümeninde intimal hiperplazi saptanmıştır. 84

KISALTMALAR

BT: Bilgisayarlı Tomografi

BTA: Bilgisayarlı Tomografi Anjiyografi

DEBT: Çift Enerjili (“Dual Enerji”) Bilgisayarlı Tomografi

MR: Manyetik Rezonans

MRA: Manyetik Rezonans Anjiyografi

US: Ultrasonografi

RDUS: Renkli Doppler Ultrasonografi

ÇKBT: Çok Kesitli Bilgisayarlı Tomografi

KAS: Karotis Arter Stentleme

KEA: Karotis Endarterektomi

AKA: Ana Karotis Arter

İKA: İnternal Karotis Arter

EKA: Eksternal Karotis Arter

DSA: Sayısal Çıkarma Anjiyografisi (“Digital Subtraction Angiography”)

PTA: Perkütan Translüminal Anjiyoplasti

NASCET: “North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial”

ECST: “European Carotid Surgery Trial”

SAPPHIRE: “Stenting and Angioplasty with Protection in Patients at High Risk for Endarterectomy”

CREST: “Carotid Revascularization Endarterectomy versus Stent Trial”

EVA-3S: “Endarterectomy versus Angioplasty in Severe Symptomatic Carotid Stenosis”

ACAS: “Asymptomatic Carotid Atherosclerotic Study”

ACST: “Asymptomatic Carotid Surgery Trial”

CAVATAS: “Carotid and Vertebral Artery Transluminal Angioplasty Study”

SPACE: “Stent-Protected Percutaneous Angioplasty of the Carotid versus Endarterectomy”

IV: İntravenöz

AV: Arteriyovenöz

PSV: Pik Sistolik Hız (“Peak Systolic Velocity”)

EDV: Diyastol Sonu Hız (“End Diastolic Velocity”)

TOF: “Time of Flight”

MIP: Maksimum İntensite Projeksiyonu

MPR: “Multiplanar Reformat”

RI: Rekonstrüksiyon İntervalı

VR: “Volume Rendering”

CPR: “Curved Planar Reformat”

FOV: “Field of View”

ROI: “Region of Interest”

HU: “Hounsfield Unit”

kV: Kilovolt

kVp: Kilovolt Potansiyeli

keV: Kilo Elektron Volt

mA/mAs: Miliamper/Miliamper saniye

MTF: “Modulation Transfer Function”

VMI: Sanal Tek Enerji Görüntü (“Virtual Monoenergy Image”)

VMI+: Sanal Tek Enerji “plus” Görüntü (“Virtual Monoenergetic Plus Image”)

CNR: Kontrast gürültü oranı (“Contrast to Noise Ratio”)

SNR: Sinyal gürültü oranı (“Signal to Noise Ratio”)

SNR M: Sinyal gürültü oranı sanal tek enerji (“Signal to Noise Ratio Virtual Monoenergy”)

SNR M+: Sinyal gürültü oranı sanal tek enerji “plus” (“Signal to Noise Ratio Virtual Monoenergy Plus”)

CNR M: Kontrast gürültü oranı sanal tek enerji (“Contrast to Noise Ratio Virtual Monoenergy”)

CNR M+: Kontrast gürültü oranı sanal tek enerji “plus” (“Contrast to Noise Ratio Virtual Monoenergy Plus”)

SNR MIXED: Sinyal gürültü oranı birleştirilmiş görüntü (“Signal to Noise Ratio Mixed Image”)

CNR MIXED: Kontrast gürültü oranı birleştirilmiş görüntü (“Contrast to Noise Ratio Mixed Image”)

SS: Standart Sapma

ADP: Adenozin Difosfat

SPSS: “Statistical Package for the Social Sciences”

HSK: Hepatoselüler Kanser

GIST: Gastrointestinal Stromal Tümör

GIS: Gastrointestinal Sistem

MI: Miyokard İnfarktüsü

SCM: Sternokleidomastoid kas

ESWL: “Extra Corporeal Shock Wave Lithotripsy”

PACS: “Picture Archiving and Communication System”

CDTI: “Computed Tomography Dose Index”

1.GİRİŞ

İnme Amerika Birleşik Devletleri'nde kronik disabilitenin en sık, demansın ikinci sık ve ölümün ise dördüncü sık nedenidir. Yetişkin popülasyonda sıklığı %3'ü bulmakta olup ABD'de her yıl yaklaşık 800,000 inme vakası gerçekleşmektedir.¹ Türkiye'de veriler yeterli düzeyde olmamakla birlikte, TÜİK 2010 yılı raporuna göre inme sıklığı 15 yaş üstü popülasyonda erkeklerde %1,2, kadınlarda ise %1 olarak belirtilmiştir.² Ülkemizde ölüme neden olan hastalıklar arasında ise kardiyovasküler hastalıklardan (%21,7) sonra ikinci sırada inme (%15) gelmektedir.³

Ekstrakraniyel karotis arter stenozu inmenin en önemli nedenlerinden biridir.⁴ Yeni inmelerin %5-%12'si revaskülarizasyona uygun tıkaçıcı karotis hastalıklarından kaynaklanmaktadır. Tekrarlayan iskemik inmelerin ise en sık nedeni karotis arter stenozudur.⁵

İnmeye bağlı mortalite hızı günümüzde özellikle yüksek gelir dağılımına sahip ülkelerde gün geçtikçe azalma eğilimindedir.¹ Bu durumun önemli nedenlerinden biri de tedavide kullanılan yöntemlerdir. 1980'lerde inmenin medikal tedavisinde standart tedavi olarak aspirin kullanılmakta iken günümüzde, kan lipid profilini düzenleme amacıyla statin grubu ilaçlar, aspirin ve klopidoğrel gibi anti-platelet ajanlar, anti koagülasyon tedavi, antihipertansif ilaçlar ve kan glukozunu düzenlemeye yönelik antidiyabetik ilaçlar kullanılmaktadır. Ayrıca inme risk faktörlerine yönelik (sigara, fiziksel aktivite, beslenme vb) hayat tarzı değişiklikleri önerilmektedir. Karotis tıkanıklığının derecesinden bağımsız olarak

tedavide ilk basamak yöntem medikaldir.⁶ Literatürde asemptomatik karotis darlıklarında medikal tedavinin inme riskini %60-80 oranında düşürdüğü ortaya konulmuştur.⁷⁻⁹ Karotis tıkanmasına bağlı inmelerin cerrahi tedavisinde ise karotis arter stentleme (KAS), karotis endarterektomi (KEA) ve perkütan translüminal anjiyoplasti (PTA) yöntemleri kullanılmaktadır.⁴ Günümüzde sonuçlanmış ve devam eden çok sayıda randomize-randomize olmayan klinik çalışmalar karotis arter stenozunda KAS tedavisinin KEA ile karşılaştırılabilir sonuçları olduğunu ortaya koymuştur. Karotis stent uygulamalarının yaygınlaşması sonucu takipteki karotis stentli hasta sayısı artmıştır. Karotis stent takibinde kullanılan standart bir görüntüleme yöntemi bulunmamaktadır.

Karotis stentli olgularda stent içi stenozun tanısında altın standart inceleme yöntemi kateter anjiyografidir. Ancak kateter anjiyografisinin, nörolojik, sistemik ve lokal komplikasyonları bulunmaktadır.¹⁰⁻¹¹ Nörolojik komplikasyonlar arasında hemiparezi görme kaybı, afazi, ataksi vb bulunmaktadır. Söz konusu komplikasyonlar 24 saatten kısa süreli ise geçici, 1-7 gün arası tersinir, 7 günden uzun süreli ise kalıcıdır. Nörolojik komplikasyonlar en sık geçici olarak ortaya çıkmaktadır. Sistemik komplikasyonlar bulantı, kusma, hipotansiyon, ürtiker, göğüs ağrısı, aritmi, akut renal yetmezlik, anafilaktik reaksiyonlar vb'den ölüme dek geniş bir yelpazede karşımıza çıkmaktadır. İğne giriş yeri düzeyinde hematoma, tromboz, AV fistül, psödoanevrizma ve enfeksiyon ise lokal komplikasyonlar arasındadır. Kateter anjiyografi sonrası en sık iğne giriş yerinde hematoma, ikinci sıklıkta ise geçici nörolojik defisitler oluşmaktadır. Özellikle

ileri yaştaki hastalarda, böbrek fonksiyonları bozuk olanlarda ve birden fazla kateter kullanılan işlemlerde komplikasyon riski yüksektir.

Serebral iskemi etiyolojisi için kateter anjiyografi yapılan hastalarda DSA'ya bağlı geçici/kalıcı nörolojik komplikasyon sıklığı artmaktadır.¹⁰ Serebral iskeminin de en önemli sebeplerinden biri tıkalıcı karotis hastalıklarıdır, dolayısıyla bu hasta grubunda genel popülasyona göre artmış komplikasyon riski göz önünde bulundurulmalıdır. Kateter anjiyografi tıkalıcı karotis hastalığı tanısında altın standart, tedavisinde ise günümüzde yaygın kullanılan bir yöntemdir. Ancak karotis stentleme yapılmış olgularda, komplikasyon riski akılda tutularak, stent açık kalım takibi için girişimsel olmayan bir inceleme yönteminin tercih edilmesi önerilmektedir.

Karotis arter darlıklarının tanısında, takibinde ve karotis arter stenti bulunan hastaların takibinde en fazla kullanılan yöntem Renkli Doppler Ultrasonografidir. Kolay uygulanabilmesi, sık tekrarlanabilir oluşu, girişimsel olmayışı ve iyonizan radyasyon içermemesi RDUS'un avantajlarından. Ayrıca ultrasonografi ile plak karakterizasyonu yapılabilmekte ve üzerinde uzlaşmış parametrelere göre darlık yüzdeleri hesaplanabilmektedir. Ancak karotis tıkalıcı hastalıklarının taraması ve takibinde kullanılan Renkli Doppler Ultrasonografi (RDUS) parametreleri, stentli damarlarda damar mekaniğinin değişmesine bağlı olarak, stent içi stenoza olduğundan fazla gösterebilmektedir.¹²⁻¹³ Bu durum literatürde stent içi stenoz sıklığının karşılaştırılmasında güçlük yaratmaktadır. Ek olarak arterlerin büküntülü seyri, yüksek yerleşimli karotis bifürkasyon,

kardiyak aritmiler, yoğun kalsifik plaklar bulguların yorumlanmasını güçleştirmektedir.

Karotis tıkalıcı hastalıklarının tanısında kullanılan bir diğer yöntem Manyetik rezonans anjiyografi (MRA)'dır. MR görüntülemesinde hareket eden kan ve sabit dokular arasında kontrast farkını ortaya çıkaran akıma hassas, gradient echo ve 3D TOF (time of flight) gibi sekanslar kullanılarak kontrastlı veya kontrastsız görüntüler elde edilir. Karotis darlıklarının değerlendirilmesinde kontraendikasyon yokluğunda kontrastlı MRA kullanılmaktadır. Temel avantajı iyonizan radyasyon içermemesi ve görece hızlı bir MR tekniği olmasıdır. Yavaş akıma yol açan darlıklarda damar lümeninde sinyal kaybı izlenir. Tıkanmış damarlar ise sinyalsizdir. MRA incelemesi darlığı olduğundan fazla gösterebilmektedir. Ayrıca MR uyumlu olmayan protez materyali bulunan, kalp pili benzeri cihaz yerleştirilmiş, obez ve kapalı alan fobisi olan hastalarda kullanılamamaktadır. Stentli olgularda ise, stent düzeyinde duyarlılık artefaktlarına sekonder akım sinyali izlenememekte, damar açıklığı stent proksimali ve distalindeki akıma göre değerlendirilmektedir. Stent içi stenoz ya da intimal hiperplazi değerlendirmesi MRA tekniği ile güvenilir sonuç vermemektedir.¹⁴

Bilgisayarlı tomografi anjiyografi (BTA), karotis-vertebral sistem ve intrakraniyal dolaşımın eş zamanlı görüntülenebilmesine olanak sağlamaktadır. Karotis tıkalıcı hastalıklarının cerrahi tedavisi öncesinde intrakraniyal dolaşımın anevrizma, oklüzyon, arteriyovenöz malformasyon vb varlığı açısından değerlendirilmesi gerekmektedir.¹⁵ MRA'da da olduğu gibi BTA'da arteriyel fazda

karotis arterler arkus aorta düzeyinde ostiumlarından itibaren intrakraniyel segmentlerine dek görüntülenebilmektedir. MRA'ya kıyasla daha kısa sürede daha yüksek çözünürlüklü görüntü elde edilmesi, protez materyali, kalp pili olan ve kapalı alan korkusu bulunan hastalarda kullanılabilmesi avantajları arasındadır. RDUS ve MRA'de karışıklık yaratabilecek türbülant akım ve büküntülü seyir BTA görüntülerini etkilememektedir. İyonizan radyasyon içermesi, iyotlu kontrast madde alerjisi ya da böbrek fonksiyon bozukluğu olan hastalarda kullanılamaması ise dezavantajlarından. Günümüzde çift enerji kaynaklı çok kesitli BT'lerin kullanıma girmesiyle, daha az miktarda iyotlu kontrast madde kullanımı ile daha hızlı sürede ve daha yüksek çözünürlükte görüntüler elde edilmektedir. Görüntüler çekim sonrası iş istasyonlarında işlenerek kontrast/gürültü oranları optimize edilebilmektedir. ÇKBT ile karşılaştırıldığında boyun anjiyografi görüntülemesinde, kemik çıkarma görüntülerde (bone removal images) kalite etkilenmeden radyasyon dozunu düşürdüğü gösterilmiştir.¹⁶ Ayrıca DEBT anjiyografik görüntülemesinde, kalsifik plak çıkarmaya, damarda yerleşimli klips veya metalik stent gibi materyallerin oluşturduğu artefaktları azaltmaya yarayan yazılımlar sayesinde lümen değerlendirmesi daha iyi yapılabilmektedir.¹⁷⁻¹⁹ Ayrıca DEBT veri setinden oluşturulan sanal tek enerji görüntülerde düşük keV değerlerinde artan iyot kontrastı ile, anjiyografik incelemede kontrast ve radyasyon dozu düşürülebilmektedir.²⁰ Günümüzde görüntü temelli sanal tek enerji "plus" algoritması geliştirilmiş olup, düşük keV görüntülerdeki yüksek kontrast sinyali ile, gürültünün en düşük olduğu keV'teki görüntüleri birleştirmektedir. Böylece standart sanal tek enerji yönteminde karşılaşılan gürültü problemi ortadan

kaldırılmakta bu sayede yüksek kontrast gürültü oranına sahip görüntüler elde edilmektedir.^{21,22}

Çalışmada amacımız, stent açık kalım takibinde sanal tek enerji, sanal tek enerji “plus” ve birleştirilmiş görüntülerin etkinliklerini değerlendirmektir. Güncel bilgiye göre literatürde karotis stenti açık kalım takibinde BT anjiyografi kullanımı ile ilgili veriler bulunmaktadır, ancak çift enerji yöntemi ile elde edilen sanal tek enerji, sanal tek enerji “plus” ve birleştirilmiş görüntülerin karşılaştırılması literatürde ilktir.

2.GENEL BİLGİLER

2.1 Ateroskleroz ve Karotis Arter Darlığı

Kardiyovasküler hastalıklar birçok gelişmiş toplumda ölüm nedenleri arasında ilk sırada yer almaktadır. Ülkemizde de tüm ölümlerin %21,7'sini oluşturmakta olup, birinci sıradadır.³ Kardiyovasküler hastalıkların çoğunun sebebi ateroskleroz ve komplikasyonlarıdır. İnme, aterosklerozun en önemli komplikasyonlarından biri olup ve günümüzde ölümlerin ilk 3 nedeni arasında yer almaktadır. İnme travma dışındaki bir nedenle, beyne gelen kan akımının kısa veya uzun süreli yetmezliğine veya bir beyin damarının yırtılmasına bağlı olarak ortaya çıkan ortaya çıkan iskemik veya hemorajik beyin hastalığıdır.²³ Zedelenmenin tipine göre hemorajik veya tıkaçıcı tip olarak adlandırılır. İnmelerin yaklaşık %83'ü tıkaçıcı tipte, %17'si ise hemorajik tiptedir. Tıkaçıcı tip ise kendi arasında embolik, büyük damar tıkanıklığı ve küçük damar laküner enfarktları olarak alt gruplara ayrılmaktadır.²⁴⁻²⁵

Embolik tipte inmelerin %90'ında altta yatan neden ateroskleroz olup birincil kaynağı karotis arter hastalığıdır. Karotis arter darlıkları zaman içinde ilerleme gösteren lezyonlar olup yaklaşık %90'ı karotis bifürkasyon-İKA başlangıcındaki ilk 2 cm'de yerleşim gösterir.²⁶

Aterosklerotik karotis arter hastalığının patogenezindeki farklı risk faktörleri önlenabilir ve önlenemez risk faktörleri olarak iki grupta incelenebilir. Yaş, cinsiyet ve ırk önlenemez risk faktörlerindendir. En sık önlenabilir risk faktörleri ise, hipertansiyon (%50), sigara kullanımı, diyabet (%15), obezite,

hiperlipidemi, koroner arter hastalığı, atrial fibrilasyon, konjestif kalp yetmezliği, kronik enfeksiyöz süreçler, alkol, oral kontraseptif ilaçlar ve aşırı strestir.²⁷ Tıkayıcı karotis hastalıkları semptomatik veya asemptomatik olabilir. Fizik muayenede duyulan servikal üfürümün, darlığın önemli bir göstergesi olarak kabul edilmesine rağmen, literatürde yapılan bir çalışmada üfürüm saptanan hastaların ancak %37'sinde Renkli Doppler ultrasonografi (RDUS) incelemesinde anlamlı darlık tespit edilmiştir.²⁸

Aterosklerotik plaklar karakteristik olarak kan hızında ve yönünde ani değişikliklerin olduğu dallanma noktalarında ve geometrik olarak düzensiz olan arteriyel bifürkasyonlarda ve tortiyoze seyir gösteren damarlarda meydana gelir. Karotis arter bifürkasyonu, karotis bulbus, internal karotis arter (İKA) kavernoza segmenti, anterior ve orta serebral arterlerin başlangıç bölgeleri aterosklerotik tutulumun en sık görüldüğü yerlerdir. Bu bölgeler içerisinde de en sık tutulum karotis bifürkasyonda olur. Ekstrakraniyal İKA darlıkları, intrakraniyal İKA veya orta serebral arterlerin lezyonlarından daha yaygın olarak inmeye sebep olur.²⁹ Ayrıca karotis bifürkasyonda yerleşen plaklar proksimal ve distaldekilere oranla daha kırılkan ve çoğunlukla ülserle özelliğe olup emboli riskleri yüksektir.

Aterosklerotik plakların lümeninde oluşturdukları darlık oranı cerrahi planlamasında en önemli kriterdir. Ancak lümendeki daralma oranı inme riskini belirlemede tek ölçüt değildir. Plaklar morfolojileri ve buna ikincil oluşturdukları komplikasyonlarla da serebrovasküler olaya neden olabilirler. Düşük dereceli darlıkların da inmeyle sonuçlanabildiği bilinmektedir.³⁰

Karotis arter yerleşimli aterosklerotik plaklar lümende <%50 darlığa neden olmuş ise hemodinamik açıdan etkisiz kabul edilir. %50'nin üstündeki darlıklarda, lümen distali ile proksimali arasında basınç farkı bulunur. Darlık bölgesinde akım hızının artmasına bağlı toplam akım miktarı sabit kalır. Ancak %90'dan fazla darlıklarda kan akım hacmi de azalır.¹⁰

Ekstrakraniyel İKA darlık ve tıkanmasının enfarkta ve klinik sendromlara yol açmasında iki ayrı mekanizma öngörülmüştür:

1. Daralan segmentten distal-uç dallara emboli (arteriyel emboli).
2. İleri darlığa ikincil tıkanma distalinde bozulmuş hemodinami.³¹

Bozulmuş hemodinami kavramı serebral perfüzyon basıncındaki azalmayı karşılamaktadır. Serebral perfüzyon basıncı, beynin herhangi bir bölgesindeki ortalama bölgesel (arteriyel basınç-venöz basınç=intrakraniyel basınç)'tır. Tıkayıcı arter hastalığı olanlarda perfüzyon basıncı genel olarak ortalama arteriyel basınca eşittir. Ancak tıkanma derecesine bağlı, kortikal arterlerde ortalama arteriyel basınç düşebilir. Tıkanmanın derecesi dışında, kollateral dolaşım durumu da semptomları etkilemektedir. Karotis arteri tıkalı olgularda; Willis poligonu, kontrateral İKA veya ipsilateral EKA ilişkili kollateraller ile normal perfüzyon basıncının devamı sağlanabilir.²⁶

Enfarktların çoğu metabolik zeminde gelişen bölgesel enfarktlar olup, embolinin büyüklüğüne ve yerleşim yerine göre kliniğe yansır. Enfarktlar sıklıkla orta serebral arter ve pial dallanma bölgelerine uyacak şekilde kortikal-subkortikal enfarktlar görülür. İnmelerin hemen tamamı darlık/tıkanmaya neden

olan plaktan kaynaklanan emboliler aracılığıyla olmaktadır. Bu hasta grubunda embolinin enfarktla sonuçlanma olasılığını artıran neden, eşzamanlı darlık/tıkanmanın neden olduğu hemodinamik perfüzyon bozukluğudur.^{32,33}

2.2 Aterosklerotik Plaklara Tanısal Yaklaşım

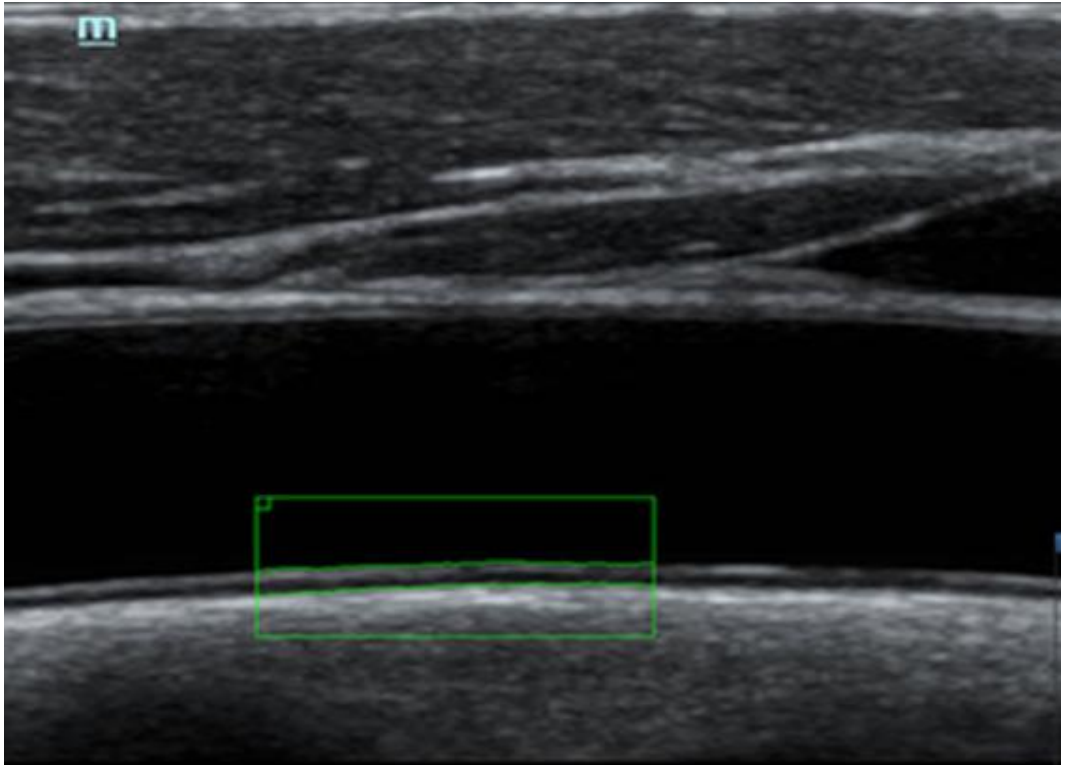
Darlık tespitinde kullanılan girişimsel olmayan yöntemler; vasküler ultrasonografi (Doppler ve B-mod görüntüleme), manyetik rezonans anjiyografi (MRA) ve bilgisayarlı tomografi anjiyografi (BTA)'dir. Darlık değerlendirmesinde ve seçilmiş olgularda tedavisinde kullanılan modalite ise dijital çıkarma anjiyografisidir (DSA).

2.2.1 Ultrasonografi (US)

US, karotis darlıklarının değerlendirilmesinde, kolay uygulanması, iyonizan radyasyon içermemesi, invaziv olmaması ve ulaşılabilir olması nedeniyle ilk tercih edilen ve en sık kullanılan görüntüleme yöntemidir. Ayrıca darlık oranının hesaplanmasına ve plak yapısının değerlendirilmesine olanak sağlamaktadır.

Yüksek frekanslı (>7 Mhz) lineer (array) dizilimli problar, intima media kalınlığı ve plak morfolojisini değerlendirmede kullanılır. Düşük frekanslı (<7 Mhz) lineer problar ise Doppler inceleme için tercih edilmelidir. Kısa ve kalın boyunlu olgularda, düşük frekanslı (<7Mhz) konveks (curvilinear) problar karotis bifürkasyon değerlendirilmesinde kullanılabilir.³⁴ Hastalar supin pozisyonda başı incelenecek tarafın karşı yönüne yaklaşık 45° dönük olacak

şekilde yatırılır. Önce B-mod US'de (gri skala), karotis arter transvers ve longitudinal planda taranır. Longitudinal planda, normal karotis arterinin duvarında birbirine paralel iki ekojen çizgi ve ortasında hipoekoik hat izlenmektedir. Lümeneye yakın çizgi intimayı, hipoekoik alan media tabakasını ve dıştaki ekojen çizgi media-adventisya tabakalarını oluşturur (Resim 1). İki ekojen çizgi arası intima-media kalınlığına karşılık gelmekte olup, karotis bulbusun yaklaşık 10 mm kaudalinden (5-10 mm arası), plaksız alandan ölçülmelidir.³⁵ Normal intima-media kalınlığı 0,8 mm'yi geçmemelidir. Ancak senil popülasyonda, intima-media kalınlaşması yaşlanmanın fizyolojik etkileri arasında olup, 1 mm'nin altı normal kabul edilmektedir.³⁶ İntima media kalınlaşması aterosklerotik hastalığın erken bulgusu olabilmektedir.



Resim 1. Ana karotis arterin ultrasonografi görüntüsü. Lümeneden dışa doğru sırasıyla, intima (ekojen), media (hipoekoik) ve adventisya (ekojen) tabakaları izlenmektedir.

Ultrasonografi teknikleri ile karotis arterler supraklaviküler düzeyden, retromandibuler düzeyde kafa tabanı girimine dek değerlendirilebilmektedir. Gri skala tarama ile Doppler inceleme yapılacak alan tespit edilir. Ayrıca plağın morfolojik özellikleri (kalsifikasyon, yüzey düzensizliği, ülserasyon vb), boyutu ve uzanımı değerlendirilir. Plaklar homojen ve heterojen olarak iki grupta incelenebilirler. Homojen plaklar kalsifikasyon içerebilir veya içermeyebilir, iç yapısı tekdüze ve yüzeyi düzgündür. Heterojen plaklar ise dengesiz ve kırılıgandır, embolik iskemi ve serebrovasküler olaya neden olma potansiyelleri vardır. Bu plaklarda daha az kalsifikasyon bulunurken, plak içi kanama ve yağa ikincil çoğunlukla hipoekoik görünürler. Hipoekoik plaklar hiperekoik plaklara kıyasla daha sık semptoma neden olurlar.³⁷⁻³⁹ Plakların ekojenitesi ya da kalsifikasyon oranı arttıkça plak stabilleşir.

Spektral Doppler inceleme ile akım hızları değerlendirilir. Akım hızı değerlendirmesi yapılırken, en doğru hız ölçümü için Doppler açısı kan akım yönüne paralel olarak yerleştirilmelidir.³⁴ Spektral Doppler incelemede daralma yüzdesini hesaplayabilmek için, İKA ve AKA'nın pik sistolik hızı (PSV), diyastol sonu hızı (EDV) ve spektral desenleri değerlendirilir. DSA, BTA ve MRA'de doğrudan daralan lümen çapı ölçülürken, Doppler US incelemede spektral hız hesaplaması kesitsel lümen daralmasını yansıtır. Literatürde darlık şiddetinin derecelendirmesi için yapılmış pek çok çalışma bulunmaktadır. Meta-analizler ve multidisipliner uzlaşma görüşmeleri darlık derecelendirmesinde en doğru ölçüt olarak PSV'yi önermektedir.^{40,41} PSV cinsiyete göre değişiklik gösterebilir.

Ayrıca bir tarafta ileri derecede darlık/tıkanma bulunan olgularda, karşı taraf İKA akımında dengeleyici artış olabilir. Bu durumda İKA proksimali, AKA distalinden ölçülen PSV oranının kullanılması darlık şiddetini göstermede daha doğrudur.^{42,43} Doppler US incelemesinde kalsifik plağın gölgesine bağlı, plak posteriorunda renk kodlaması ve spektral inceleme yapılamayabilir. Kalsifik plağın damar çeperini tamamen sardığı durumlarda gri skala ve Doppler incelemesi sınırlı olup akım hızı hesaplanamaz. Bu durumlarda kalsifik segment 1 cm'den kısa ise ve plak distalinde lümende türbülant akım yoksa değerlendirilemeyen segmentte %50'den fazla darlık beklenmez. Ancak plak distalinde azalmış ve türbülant akım mevcut ise ciddi darlık düşünülür. Eğer değerlendirilemeyen segment 2 cm ve daha uzun ise darlık derecesi belirsiz olup hastanın diğer yöntemlerle (BTA, MRA, kateter anjiyografi) değerlendirilmesi gerekir.³⁴

US'de karotis arter darlık oranlarının belirlenmesinde kullanılan değerler ve bunlara karşılık gelen yaklaşık darlık yüzdeleri Tablo 1'de özetlenmiştir.

Tablo 1 Karotis darlıklarında derecelendirme.⁴¹

Temel Parametreler			Ek Parametreler	
Stenoz Derecesi	IKA PSV	Plak Tahmini*	IKA/KKA PSV	Oranı İKA EDV
Normal <%50	<125cm/sn <125cm/sn	Yok %50'den az çap azalması	<2 <2	<40cm/sn <40cm/sn
%50-69	125-230cm/sn	%50'den fazla çap azalması	2-4	40-100cm/sn
>%70 ancak preoklüzyondan az	>230cm/sn	%50'den fazla çap azalması	>4	>100cm/sn
Preoklüzyon	Yüksek, düşük veya ölçülebilir değil	İzlenebilir	Değişken	Değişken
Oklüzyon	Ölçülebilir değil	İzlenebilir, ancak saptanabilir lümen yok	Uygulanamaz	Uygulanamaz

*Gri-skala ultrason ve renki Doppler görüntüleme ile plak tahmini
KKA, komün kratoris arter; EDV, diyastol sonu hız; İKA, internal karotis arter; PSV, pik sistolik hız.

Ultrason yöntemi kullanıcı bağımlıdır. Kardiyak aritmiler, arterlerin büküntülü seyri, yoğun kalsifikasyonlar, yüksek bifürkasyon varlığı, fibrmüsküler displazi vb hastalıklar görüntü yorumlanmasını güçleştirmektedir. Oldukça nadir görünmekle birlikte (%2-5 olguda), intrakraniyel arteriyel hastalıklar (anevrizma, darlık vb) ve aortik ark lezyonu varlığı US ile görüntülenemezken, cerrahi kararını önemli ölçüde etkilemektedir.^{15,44} Bu sınırlamalara karşın, vasküler US ile kateter anjiyografi sonuçları arasında uyum bulunmaktadır.^{15,45,46} US ile plak ve akım hızı değerlendirmesinin yetersiz kaldığı durumlarda tanısal doğruluğun BTA ve/veya MRA ile %90'ların üstüne çıkarılabildiği bildirilmiştir.⁴⁶

2.2.2 Manyetik Rezonans Anjiyografi (MRA)

MRA'da, MR görüntülemenin akıma olan hassasiyetinden yararlanılarak anjiyografik görüntüler elde edilir. Temel avantajı iyonizan radyasyon içermemesidir. Hareket eden kan ve sabit dokular arasında maksimum kontrasta yol açan sekanslar bulunmaktadır. TOF (time of flight) sekansı kontrast madde

kullanımı gerektirmeden damar içi akım görüntülemesi yapılmasına olanak sağlanmaktadır. TOF sekansı gradient eko gurubu bir sekans olup, hareketli protonları durağanlardan ayırt eder.⁴⁷ Bu sayede lümen içinde akan kan çevre durağan yapılardan ayırt edilir ve MIP (maximum intensity projection) rekonstrüksiyon görüntülerle konvansiyonel anjiyografi benzeri görüntüler elde edilir. Ancak gradient eko bazlı sekanslar artefaktlara çok duyarlıdır. Ayrıca lümen içerisinde yavaş veya türbülant akım varlığında sinyal kaybı oluşabilir.⁴⁸ Ayrıca TOF MRA, lümende ileri derecede darlığa neden olmayan plakların tanısında ve diseksiyon varlığında vasküler flepleri göstermede de kısıtlıdır.⁴⁹ Bu kısıtlamalar nedeniyle karotis arter darlığı değerlendirmede kontraendikasyon yoksa kontrastlı MRA tercih edilir. Kontrastlı MRA, hızlı T1 ağırlıklı görüntüleme sekansları (25-50° flip angle) ile kontrast ajanın birlikte kullanıldığı bir MR tekniğidir. IV kontrast madde enjeksiyonu ile damar içerisindeki kanın T1 süresi kısaltılıp sinyali artırılır. Ciddi darlıklarda lümende sinyal kaybı, darlık sonrası lümende ise normal sinyal intensitesi izlenir. Tıkanıklarda ise sinyal izlenmez. Yapılan çalışmalarda karotis sistemdeki darlık ve oklüzyonların tanısında MRA duyarlılık ve özgüllüğü yüksek olup sırasıyla %94-%97 olarak bildirilmiştir. Ayrıca vertebrobaziler sistemin değerlendirilmesinde, diseksiyon ve anevrizma tanılarının konulmasında da ultrasonografiden üstün olduğu ortaya konmuştur.⁵⁰ Sınırlılıkları arasında kalp pili, defibrilatör vb cihazlar yerleştirilmiş, kapalı alan korkusu bulunan ve obez hasta grubu bulunmaktadır. Ayrıca kontrast madde alerjisi olan ve böbrek fonksiyonları bozuk hastalarda da kullanımı sınırlıdır.

2.2.3 Bilgisayarlı Tomografi Anjiyografi (BTA)

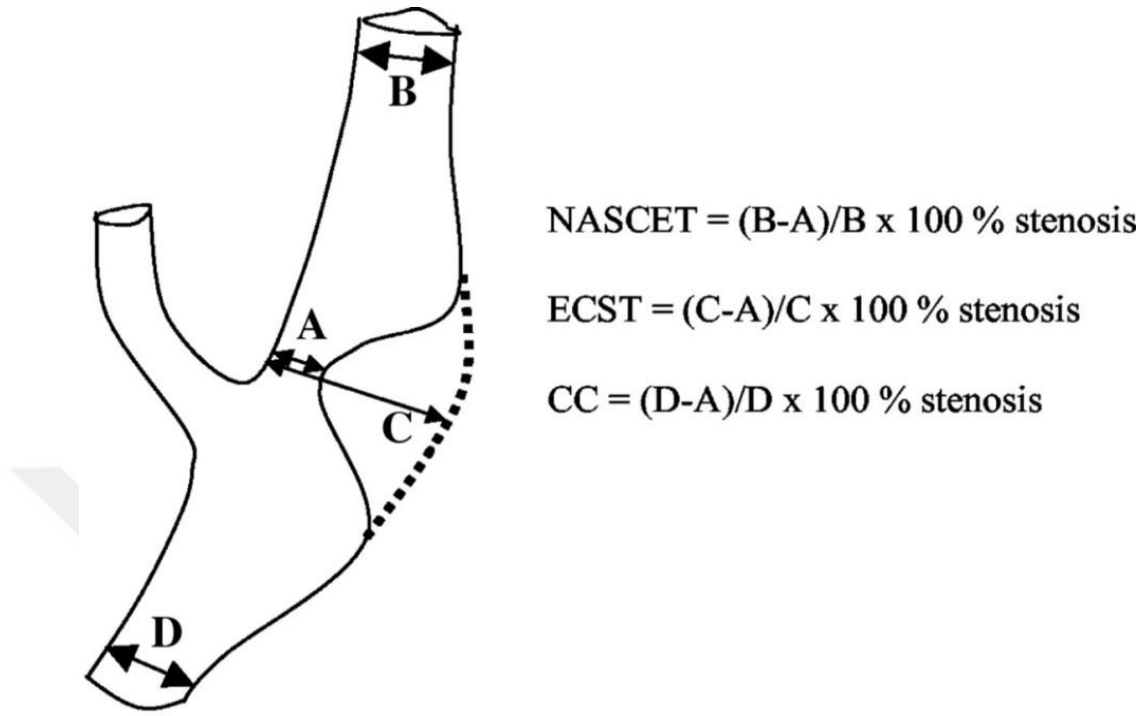
BTA, karotis sistem ve intrakraniyel dolaşımın farklı planlarda eş zamanlı olarak görüntülenmesini, kısa sürede gerçekleştirmektedir. Çok kesitli BT sayesinde uzun segment damarlar arteriyel fazda görüntülenebilmektedir. Ancak iyonizan radyasyon ve iyotlu kontrast madde kullanımı BTA tekniğini sınırlayan durumlardır. Böbrek fonksiyon bozukluğu ve kontrast alerjisi varlığında kullanılamaz. MRA'ya üstünlükleri arasında, kısa süreli inceleme olması, yüksek çözünürlükte görüntü elde edilebilmesi, kapalı alan korkusu olan olgularda kullanışlı oluşu ve MR uyumlu olmayan kalp pili, stent, klips, protez materyalleri bulunan hastalarda kullanılabilir olmasıdır. Ayrıca stent içi akımın değerlendirilmesinde de MRA'den üstündür. MRA'de stent düzeyinde akım sinyali izlenemez, neointimal hiperplazi ve stent içi stenoz değerlendirilmesi stent öncesi ve sonrası akım sinyallerine bakılarak tahmin edilebilir. BTA stent lümeni ve stent içi stenoz değerlendirmede MRA'dan üstündür.⁵¹ Girişimsel bir işlem olmayışı, komplikasyon riskinin düşük olması, mural trombüs ve damar duvarı hakkında bilgi verebilmesi ise kateter anjiyografiye olan üstünlüğüdür. Kesitsel bir inceleme olan BTA'da Ultrasonografinin aksine aortik ark, intrakraniyel dolaşım değerlendirilmesi ve yüksek bifürkasyonlu hastada da inceleme kolaylıkla yapılabilmektedir. Tam ve tama yakın tıkanmanın ayırıcı tanısı, ardışık stenotik lezyonların değerlendirilmesi ve aritmi, kalp kapak hastalığı, kardiyomyopati benzeri hemodinamiyi bozan, Doppler US'de karışıklığa sebep olacak durumlarda da BTA'nın üstünlüğü bulunmaktadır. BTA büküntü ve türbülant akımdan

etkilenmez. Ancak kalsifikasyona duyarlı olmasına rağmen kolay parçalanabilir plakların değerlendirilmesinde US ve MRA'ya göre daha az güvenilirdir.⁵²

2.2.4 Sayısal Çıkarma Anjiyografisi (DSA)

Arkus aorta ve serebral arterlere yönelik kateter anjiyografi karotis arter hastalığının değerlendirilmesinde altın standart yöntemdir. Damarlar büküntülü olduğundan, değerlendirme için birbirine dik görüntüler, iki planlı veya rotasyonel anjiyografik görüntüler tercih edilmektedir. Anjiyografide amaç, BTA ve MRA'da olduğu gibi, aortik ark tipini tanımlamak, supraaortik dalların durumunu, ateroskleroz, büküntü varlığını, özellikle intrakraniyel vasküler yapıları darlık, anevrizma, arteriyovenöz malformasyon açısından değerlendirmek, darlık varsa kollateral dolaşım durumunu belirlemektir.

Karotis darlığının belirlenmesinde üç ayrı yöntem vardır, her biri farklı segmentleri referans alarak darlık derecesinin farklı hesaplamaktadır (Şekil 1).⁵³



Şekil 1: Darlık derecesi hesaplama, NASCET: North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial, ECST: European Carotid Surgery Trial, CC: Common Carotid yöntemleri ile darlık oranı hesaplama. A: rezidü lümen, B: normal İKA lümeni, C: damarın tahmini çapı, D: AKA çapı

NASCET'te darlık bölgesi çapı distal İKA, ECST'de proksimal İKA, CC'de ise AKA ile karşılaştırıldığından, ECST ve CC metotları, NASCET'e kıyasla stenoz yüzdesini daha yüksek hesaplamaktadır. Literatürde karışıklığın önüne geçebilmek için NASCET yönteminin kullanılmasında uzlaşılmıştır.

Kateter anjiyografi özellikle, girişimsel olmayan yöntemlerle karotis darlığı tanısı almış ve karotis arter stenti (KAS) planlanan hastalarda gereklidir. Karotis endarterektomi uygulanacak hastalarda karar genellikle girişimsel olmayan yöntemlerle verilebilir. Ancak KAS öncesi darlık derecelendirmesinde, NASCET yöntemi ile hesaplama yapılmalıdır.

Kateter anjiyografi darlık değerlendirilmesinde üstün olmasına rağmen, plak morfolojisinin değerlendirilmesinde daha az güvenilirdir. Ayrıca invaziv bir işlem olup, girişim bölgesinde yaralanma, kontrast madde nefropatisi, anafilaktik reaksiyon ve distal emboli gibi komplikasyonları bulunmaktadır.

2.3 Aterosklerotik Karotis Hastalıklarında Tedavi

2.3.1 Medikal Tedavi

Aterotrombotik hastalık tehdidinde vasküler risk faktörlerine göre, asemptomatik kişilerde primer koruma önlemleri alınmaktadır. Risk faktörlerine yönelik (sigara, fiziksel aktivite, beslenme vb) hayat tarzı değişiklikleri önerilmektedir. Ayrıca diyabetik ve hipertansif olgularda da glisemik indeks ve kan basıncını düzeltmeye yönelik tedaviler gerekmektedir. Karotis tıkanıklığının derecesinden bağımsız olarak tedavide ilk basamak yöntem medikaldir.⁶ İskemik inme öyküsü olan olgularda ikinci kez inme geçirme riski aynı yaş grubundaki popülasyona göre yaklaşık 12 kat fazladır.⁵⁴ Bu hastalarda tedavinin amacı, iskemik atakların tekrarını ya da majör inmeye dönüşmesini engellemektir. Söz konusu olgularda uygulanan medikal tedavi sekonder korumadır. Tedavide ilk basamak antitrombotik ilaçlardır. Antitrombotik tedavi alan hastalarda yeni iskemik inme geçirme riskinin %23 oranında azaldığı görülmüştür.⁵⁵ Primer korumada da kullanılan antidiyabetik, antihiperlipidemik ve antihipertansif ilaçların kullanımı sekonder korumaya da dahildir. Kontraendikasyon yokluğunda warfarin özellikle atriyal fibrilasyonu olan hastalarda hem primer hem de sekonder korumada önerilmektedir. Asetilsalisilik asit, antiagregan etkisi ile

aterotrombotik inme tehdidi olan hastalarda ilk seçenek tedavidir. Temel etki mekanizması siklooksijenaz 1 ve 2 enzimlerinin geri dönüşsüz inhibisyonu ile Tromboksan A2 üretiminin ve buna bağlı trombosit aktivasyonunun engellenmesidir.⁵⁶ ADP (adenozin difosfat) en önemli trombosit uyaran ajanlardandır. Klopidoğrel, trombositlerin adenosin difosfat aracılı glikoprotein IIb/IIIa uyarılmasını inhibe eder. Tiklodipin de ADP reseptör inhibitörü olarak görev yapar. Ayrıca intravenöz olarak kullanılan ve direkt glikoprotein IIb/IIIa inhibisyonu yapan Eptifibatide ve Tirofiban vb ilaçlar da bulunmaktadır.

2.3.2 Karotis Endarterektomi (KEA)

Karotis endarterektomi, koruyucu bir cerrahi olup, karotis bifürkasyonda aterosklerotik plakları bulunan ve embolik inme riski olan hastalara uygulanmaktadır.⁵⁷ *NASCET* çalışmasında %70'ten fazla darlığı olan semptomatik olgularda KEA'nin faydaları gösterilmiş, aspirin ile tedavi edilen hasta grubu ile karşılaştırıldığında inme riski KEA grubunda %9, aspirin grubunda ise %26 bulunmuştur.^{58,59} *ECST* çalışmasında ise %80'in üzerinde darlığı olan semptomatik hastalarda KEA'nin medikal tedaviye üstünlüğü gösterilmiştir. İleri darlıklarda (%70-99) 3 yıllık inme riski medikal tedavi grubunda %21.9 cerrahi grubunda ise %12.3 bulunmuştur.⁶⁰

Amerikan Kalp Birliği (American Heart Association), karotis endarterektomi için şu kriterleri belirlemiştir:

- 1.%70-99 semptomatik darlık, 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 darlık derecesinden bağımsız >%6 ise kabul edilemez endikasyon.

Bahsedilen kriterlerde, darlık yüzdesi hesaplamada NASCET yöntemi kullanılmıştır. Komplikasyon riski ise inme ve ölüm olarak tanımlanmıştır.^{61,62}

Semptomu olmayan hastalarda ise cerrahi kararı verdiren darlık yüzdeleri tartışmalıdır.^{63,64} ACAS ve ACST çalışmalarında, %60'ın üstündeki

asemptomatik darlıklarda KEA'nın aspirin tedavisine üstünlüğü gösterilmiştir.

Aspirinle karşılaştırıldığında cerrahiyle inme riskinde düşüş yıllık yaklaşık %1

fazladır. Bu nedenle >%60 darlığı olan asemptomatik hastalarda KEA sıklıkla

uygulanmaya başlanmış ancak semptomatik hastalarla yapılan NASCET ve ECST

çalışmalarındaki gibi faydaları belirgin olarak gösterilememiştir.⁶⁵ 1998 yılında

ACST sonuçlarından önce yapılan bir çalışmada, KEA sonrası inme riskinde %2

mutlak düşüş bildirilmiştir. Ancak medikal tedavi ile izlenen, >%60 darlığı olan

asemptomatik hastalarda yıllık inme riski %2-6 olduğundan KEA'nın risk

azalmasına küçük bir katkıda bulunduğu görülmüştür.⁶⁶ Ayrıca karotis arter

darlığı olan hastaların %20-45'inde inmenin darlıkla ilişkili olmadığı, küçük

damar hasarlığı ve kardiyembolik hastalıklara ikincil olduğu bildirilmiştir.⁶⁷

Ancak nörolojik komplikasyon riskinin asemptomatik karotis darlığının derecesi

arttıkça arttığı da bilinen bir gerçektir. Söz konusu nörolojik komplikasyonların

çoğunu geçici iskemik atak ve amarozis fugaks oluşturmaktadır. Literatürde darlık

tarafında, <%50, %50-80 ve >%80 darlık için nörolojik komplikasyon riski

sırasıyla 0-3.8%, 2-5% ve 1.7-18%, inme riski ise sırasıyla <1%, 0.8-2.4% ve 1-5% olarak bildirilmiştir.^{64,68-70}

Günümüzde asemptomatik olgularda, <75 yaş ve >80 yaşlarda veya her iki tarafta karotis lezyonu bulunan ve serebral vasküler reaktivitesinde bozulma olan seçilmiş hastalarda KEA uygulanmaktadır.⁶⁵ KEA'de yüksek risk oluşturan durumlar, ileri yaş (>80yaş), böbrek yetmezliği, konjestif kalp yetmezliği (evre 3-4), kronik akciğer hastalığı, kararsız anjina (evre 3-4), koroner arter hastalığı (≥ 2 damar / sol ana damar), son 6 hafta içerisinde geçirilmiş kardiyak cerrahi, sol ventrikül ejeksiyon fraksiyonunun <30 olması, son 1 ay içinde geçirilmiş myokard infarktüsüdür.⁷¹ Sayılan yüksek riskli durumlar nedeniyle karotis arter stentleme alternatif bir tedavi olarak kullanılmaktadır. KEA için yüksek risk oluşturan diğer kriterler ise, cerrahi olarak ulaşılması zor lezyonlar (C2 vertebra ve yukarısı, klavikula inferioru), eş zamanlı koroner arter bypass gereken hastalar, daha önce aynı taraf KEA geçirenler, karşı tarafta tıkalı karotis arteri olan hastalar, boyun diseksiyonu veya boyna radyoterapi hikayesi olanlar, vertebral hareketi bozan romatoid artrit benzeri hastalığı bulunanlar, Takayasu arteriti, karşı taraf larengeal sinir felcidir. KEA komplikasyonları ise, servikal hematoma, enfeksiyon, hiper ve hipotansiyon, yalancı anevrizma oluşumu, karotis arter trombozu, serebral kanama, kranial sinir disfonksiyonları, karotis arter darlıkları ve kardiyak mortalitedir.

2.3.3 Karotis Arter Stentleme (KAS)

Perkütan yöntemle karotis arter stentleme işlemi daha az travmatik, daha güvenli, yüksek risk grubundaki hastalarda kullanılabilir oluşu ve sadece servikal karotis artere sınırlı olmaması nedeniyle avantajlı ve günümüzde yaygın kullanılan bir yöntemdir. İlk defa 1979'da Mathias ve arkadaşları İKA darlığında balon anjiyoplasti ile tedaviyi denemiştir.⁷² 1989'da ise yine aynı grup tarafından balon anjiyoplastinin etkinliğini artırmak için stent yerleştirilmesi yapılmıştır.

KAS tedavisi KEA'ye alternatif olarak geliştirilmiş olup, literatürde işleme bağlı morbidite-mortalite ve restenoz oranlarının KEA ile karşılaştırıldığı geniş serilere dayanan çalışmalar mevcuttur. EVA 3S, SAPPHIRE, CAVATAS ve SPACE çalışmalarında; ipsilateral inmenin önlenmesinde, işlem sonrası ilk 4 yıl için KAS'ın KEA kadar etkili olduğu gösterilmiştir.⁷³⁻⁷⁵ KAS sonrası elde edilen lümen açıklığının normal lümen çapına oranı $\geq 70\%$ ise, yani rezidüel stenoz oranı 30% 'dan az ise işlem başarılı olarak adlandırılır. Restenoz ise elde edilen lümen açıklığının $\geq 50\%$ daralmasıdır.⁷⁶

KAS tedavisinin avantajları; işlemin perkütan yolla, lokal anestezi uygulanarak yapılması ve hastalar uyanık olduğundan nörolojik durumları takip edilebilmesi,⁷⁷ yüksek risk grubunda (ileri yaş, komorbiditeler vb) uygulanabilmesi, cerrahi yöntemle ulaşılamayan distal İKA darlıklarında uygulanabilmesi,⁷¹ her iki karotis artere aynı seansta işlem yapılabilmesi, işleme bağlı serebral iskemi süresi cerrahiye kıyasla kısa olması, cerrahi kesi

yapılmadığından, servikal hematoma ve sinir yaralanmaları gibi komplikasyonların görülmemesi,⁷⁸ koroner arter hastalığı, konjestif kalp yetmezliği ve/veya karşı taraf İKA'ı tıkalı olup serebral hipoperfüzyon riski olan olgularda KEA'ya kıyasla daha güvenli bir yöntem olması,⁷⁸ cerrahi sonrası yeniden daralmaların düşük risk ile tedavi edilebilmesi⁷¹ ve cerrahiye oranla daha kısa yatış süreleri ile mortalite ve morbiditenin azalmasıdır.⁷⁹

Literatürde çeşitli yayınlarda belirtilen KAS endikasyonları arasında,⁸⁰⁻⁸² KEA sonrası tekrar daralma, >%70 semptomatik darlıklar, risk faktörü bulunan (karşı karotis oklüzyonu, lezyonda hızlı ilerleme) $\geq$ %70 darlıklı asemptomatik hasta, karşı karotis arterinde ciddi darlık/tıkanma, çoklu damar hastalığı (vertebral-brakiosefalik arter oklüzyonu vb), ateroskleroza bağlı olmayan darlıklar, ardışık darlıklar (AKA, İKA veya distal ve proksimal İKA'da eş zamanlı darlıklar), distal İKA darlıkları, radikal boyun diseksiyonu geçirenler, KEA için yüksek risk grubunda bulunan hastalar (sık tekrarlayan geçici iskemik atak, kardiyomiyopati, kronik akciğer hastalığı, yaygın serebral iskemi, 3 cm'den uzun distal İKA - 5 cm'den uzun proksimal AKA yerleşimli lezyon, kısa ve kalın boyun, ankiroz spondilit varlığı vb) sayılmaktadır.

Kontraendikasyonlar ise,^{80,81,83,84} kalsifikasyon ve ülserasyonun eşlik ettiği taze trombus varlığı (emboli riski nedeniyle), kalın, çepersel ve atnalı şekilde kalsifikasyon içeren plaklar (nonkalsifik segmentte aşırı dilatasyona bağlı rüptür ve psödoanevrizma gelişme riski nedeniyle), KAS öncesi 3 hafta içerisinde geçirilmiş inme hikayesi, kanama diyatezi varlığı, son 3 ayda geçirilmiş GIS (gastrointestinal sistem) kanaması, antitrombotik ilaç alerjisi, dar segment

uzunluğunun 40 mm'nin üstünde olması, kontrolsüz hipertansiyon, kontrast madde kullanımına engel olacak böbrek yetmezliği ve intrakraniyel kanama (varlığında KAS geciktirilmeli, yeni serebral enfarktı olanlarda ise reperfüzyon hasarının önlenmesi için işlem ortalama 6 hafta ertelenmelidir) varlığıdır.

KAS sonrası potansiyel komplikasyonlar, literatürde çeşitli serilerde %1-20 arasında bildirilmiştir. Komplikasyon riski, hastaya bağlı faktörlere, serebrovasküler hastalığın yaygınlığına, tipine ve işlemi gerçekleştiren ekibin tecrübesine bağlıdır. Komplikasyonlar ilk 30 gün içerisinde oluştuysa erken dönem, sonrasında ise geç dönem komplikasyonlar olarak adlandırılır. Erken dönem komplikasyonlar arasında, tromboemboli, bradikardi, hipoperfüzyon veya hiperperfüzyon ve intrakraniyel kanama bulunmaktadır. Tromboemboliye bağlı geçici iskemik atak veya inme oluşabilir. Uygulama sırasında da kırılan plağa veya havaya bağlı embolik olaylar ve emboliye ikincil geçici iskemik atak, inme, stent veya genişletici balonun glomus karotikuma basısı sonucu bradikardi, geçici asistol, damar rüptürü veya diseksiyonu, kullanılan malzemenin mekanik irritasyonuna bağlı vazospazm oluşabilir. İleri yaş (>80 yaş) KAS başarısını olumsuz etkilemektedir. Geç dönem komplikasyonlar arasında stent restenozu, stent deformasyonu ve tıkanması sayılabilir. Stent restenozu, stent lümeninde yeni intima oluşumuna sekonder $\geq$ %50 darlık olmasıdır. KAS sonrası stent restenozu ortalama %3-5 hastada gelişmekte ve tedavisinde balon anjiyoplasti, gerekirse tekrar stent implantasyonu uygulanmaktadır. Stent deformasyonu genelde balon ile genişleyen stentlerde görülür. Kendiliğinden genişleyen stentlerde nadirdir. Tedavisinde tekrar dilatasyon ve gereklilik halinde tekrar stent implantasyonu

yapılabilir. Ayrıca erken veya geç dönemde arteriyel giriş yerinde lokal komplikasyonlar (enfeksiyon, ağrı, psödoanevrizma, hematoma vb), kontrast maddeye bağılı komplikasyonlar (alerji, akut böbrek yetmezliği, akut tübüler nekroz vb) gelişebilir.

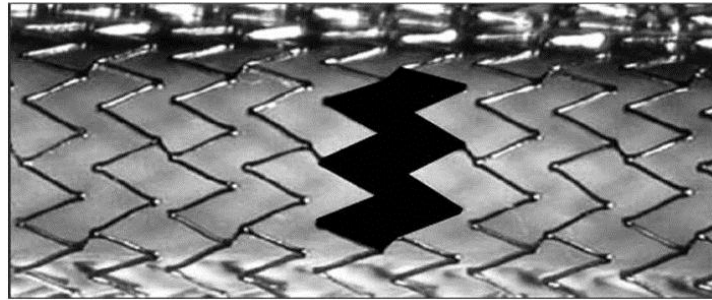
Stentler:

Damar lümeni, safra yolu, idrar yolu vb biyolojik geçiş yollarını açık tutmayı sağlayan, genişleyen, gerilebilen veya açık bir şekilde yerleştirilebilen tüm araçlara stent denmektedir.

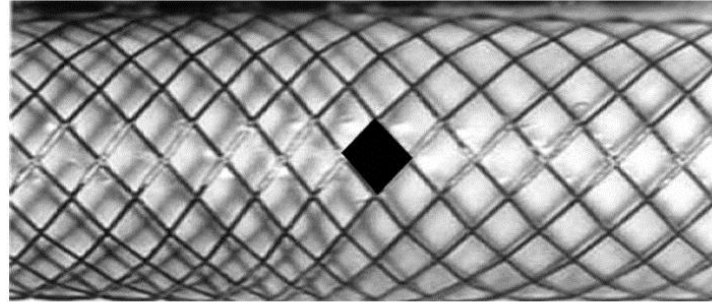
Stentler; genişleme şekline (kendiliğinden veya balonla), tasarımlarına (açık veya kapalı hücreli) ve üretildikleri alaşıma (nitinol, paslanmaz çelik) göre gruplandırılabilirler. Balonla genişletilebilen stentlerin, daha sert olmaları nedeniyle büküntülü damarlarda kullanımları sınırlıdır. Stentin yerleştirildiği yer proksimal ve distalindeki lümen çapının farklı olması sebebiyle, birden fazla stent ve balonun kullanılması gerekebilir. Balonla genişletilen stent takibinde %2-16 oranında stent kollapsı ve deformasyonu görülmüş olup özellikle bifürkasyon düzeyinde kendiliğinden genişleyen stentler tercih edilmektedir.⁸⁵ Kendiliğinden genişleyen stentler ise daha esnek yapıdadır. Damar duvarı ile uyumu yüksektir. Daha ince taşıyıcı kateter sistemleri ile kullanılabilirler. Darlık proksimal ve distalindeki çap uyumsuzluğuna göre tasarlanmış, ‘tapered’ stentler mevcuttur. Genişleyebilen stentler kullanıldığında, dilatasyon uygulanmadan bırakılan %10-15 rezidü darlığın problem oluşturmadığı bilinmektedir. Kendiliğinden

genişleyebilen stentler, büyük çapta seçilip yerleştirildiklerinde progresif olarak genişleyerek açık kalmaktadır.

Açık hücreli stentlerde, serbest hücre alanı (free cell area) 5 mm'den büyük, kapalı hücre stentlerde ise küçüktür (Resim 2). Kapalı hücreliler açığa kıyasla, plağı daha iyi kavrar ve örter, bu nedenle parçacık penetrasyonu düşüktür ve emboliye yatkın plaklarda tercih edilir.⁸⁶ Dezavantajı ise esnekliğinin ve damar duvarına uyumunun sınırlı olmasıdır. Açık hücreli tasarım stent esnekliğinin artmasını sağlar. Bu nedenle büküntülü damarlarda ve bifürkasyon noktalarında açık hücreli stentler tercih edilir. Günümüzde ise bu iki grubun özelliklerini taşıyan hibrit stentler bulunmaktadır. Hibrit stentler partikül penetrasyonuna gösterdiği direnç ile kapalı hücre, esneklik açısından ise açık hücre grubuna benzer.⁸⁷



Açık hücreli stent



Kapalı hücreli stent

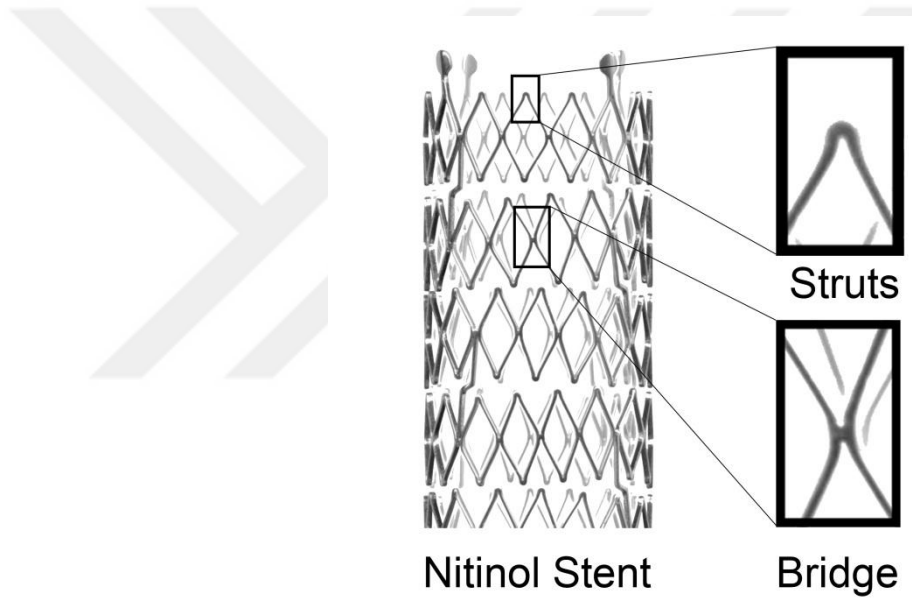
Resim 2. Açık ve kapalı hücreli stent tasarımı izlenmektedir.

Karotis darlıklarında kullanılan stentlerin çoğu nikel-titanyum alaşımı olan nitinolden yapılmıştır. Bu stentler lazerle ağısı bir şekilde kesilmiş olup ısıyla genişleme gösterirler. Stentin örgü yapısı sıcaklığına bağlı olarak değişir.⁸⁷ Nitinol stentler üretim esnasında stentin belleğini oluşturmak için yüksek ısıya maruz bırakılırlar. Soğuduğunda deforme olan stent, değişim sıcaklığına (genelde 32° C) geldiğinde termal belleğinde belirlenmiş şekline döner. Oda sıcaklığında kılıf içinde durur, vücut sıcaklığında ise kılıf çekildiği anda uygun şekilde kendiliğinden genişler.⁸⁸ Kendiliğinden genişleyebilen stentler paslanmaz çelikten de yapılabilirler. Paslanmaz çelik kuvvet uygulanarak sıkıştırılabilir ve kılıf içine yerleştirilir. Kılıf çekildiğinde yaylanmaya benzer bir hareketle genişler. Avantajları gönderim sistemlerinin kısa olması ve büküntülü damarlara uyum sağlayabilmeleridir. Dezavantajları ise açılmaları esnasında kısılmaları veya uzamaları ve iyi görünmemeleridir.

Stentlerin, restenoz riskini en aza indirmek, doğru lokalizasyona yerleşmesini sağlamak, kateter üzerinde rahat ilerletebilmesi için sahip olması gereken özellikler vardır. Stentin damar çapında kalıcı azalmaya neden olmadan dayanabileceği dış basınç radyal kuvvet olarak adlandırılır, radyal kuvvet yüksek olmalıdır. Damar büzüşmesini önlemek ve lümen açıklığını devam ettirmek açısından önemlidir. Radyal sertlik ise stentin uygulanan dış kuvvet karşısında çapını koruyabilme yeteneğidir. Radyal kuvvet ve sertlik, stentin hücre tasarımıyla ilişkilidir. Çoğu stent ‘Z’ veya ‘W’ konfigürasyonunda ‘strut’ (payanda) adı verilen yapıların ardışık birleştirilmesiyle üretilir. Bağlayıcı

elemanlara ise ‘bridge’ (köprü veya menteşe) denir. (Resim 3) Esnek köprü/menteşeler ‘S’, esnek olmayanlar ise ‘I’ şeklindedir. Radyal sertlik payandalar arası açığa ve ‘strut’ uzunluğuna göre artar veya azalır.^{89,90} Dar açılar yüksek radyal sertlik sağlarken geniş açılar kolayca ezilebilir. Stentin distale doğru daralan damar lümenine uyum göstermesi gereklidir. . ‘Tapered’ (çapı daralan) stentler bu nedenle geliştirilmiştir. Stent materyali ile kaplanan damar duvarı oranı da önemlidir. Yüksek oranlarda intimal hiperplazi riski artarken, kaplama oranı düştüğünde plak lümen içinde sarkarak embolizasyon riskini artırır.⁹¹ Yerleştirme sonrasında, stentli damarın balon şişirilme ve söndürülmesinden sonraki yarıçapındaki azalmanın (elastik radyal büzüşme) düşük olması gerekmektedir. Balon indirildiğinde, stentler uzunlamasına da büzüşebilirler. Uzunlamasına büzüşme damar duvarında gerilime ve endotelyal hasara yol açar, bu nedenle düşük olmalıdır. Stent damar içinde genişlerken kısalabilir, stentin son pozisyonu ve uzunluğu kısalmadan etkilenir, kısalma minimal olmalıdır. Stentin kateter üzerinde takılacağı bölgeye ilerletilebilmesi için esnek olması gerekir. Ayrıca stent genişlerken büküntülü damar anatomisine uyum sağlamalı ve damarı düzleştirmemelidir. Taşınma, yerleştirme ve takipte değerlendirilebilme için stentler radyoopak olmalıdır. Taşınma ve yerleştirilme esnasında lümen içinde akım sorununa yol açmaması için stent profil kesiti küçük olmalıdır. Strut kalınlığı azaltılarak stentin profili küçültülür. Stent yerleştirildikten sonra, plak materyalini intimal alana itmek ve stent yüzeyini pürüzsüzleştirmek için postdilatasyon yapılması önemlidir.⁹² Stentlerin yan etkilere (tromboz, inflamasyon, yabancı cisim reaksiyonu, intimal hiperplazi vb)

yol açmaması için biyouygun olması önemlidir. Stent yerleştirilmesinden sonra dakikalar içerisinde, plazma konsantrasyonu ve stent özelliklerine bağlı olarak çözünür proteinler (albümin, fibrinojen gibi) stente yapışarak, iç kısmında bir katman oluşturur.⁹³ Uzun vadede kan akımı stentlerde metal yorgunluğuna yol açabilir. Stentler 10 yıllık döngüsel strese dayanabilecek şekilde üretilirler ve pasif oksit tabakaları sayesinde paslanma engellenir.⁹²



Resim 3. Nitinol stent yapısı, “strut” (payanda) ve “bridge” (köprü/menteşe) örnekleri görülmektedir.

Stent İçinde Oluşan Stenoz (Restenoz):

Restenoz, girişimsel işlem sonrasında travmaya uğrayan damar endotelinin karmaşık hücresel ve moleküler olayları içeren iyileşme yanıtıdır. İyileşme sürecinde pek çok vazoaktif, trombojenik ve mitojenik ajan devreye girmektedir. Stent yerleştirilmesi sonrasında oluşan restenozun birincil nedeni, stentin arteriyel yeniden şekillendirmeye (remodeling) karşı direncine bağlı olarak gelişen

neointimal hiperplazidir.⁹⁴ Balon anjiyoplasti sonrası gelişen restenoz 3 basamakta özetlenebilir:

1. Endotelyal erozyonu takip eden platelet adezyonu ve agregasyonuna ikincil aktive olan koagulasyon yolağı
2. Tunika medya tabakasında düz kas ve fibroblast proliferasyonu, proliferasyon sonrası intimaya göç, buna ikincil lümende daralma ve neointima oluşumu
3. Ekstraselüler matriks birikimi, intima kalınlaşmasında artış ve buna ikincil oluşan konstrüktif remodeling.⁹⁵

Mintz ve arkadaşlarının intravasküler ultrasonografi ile yaptığı çalışmalarda, stent uygulanmayan girişimlerde, restenozun büyük ölçüde arteriyel remodelingin yönü ve büyüklüğü ile ilgili olduğu, hücresel proliferasyonun ise daha az rol oynadığı gösterilmiştir.⁹⁶ Konstrüktif remodeling balon anjiyoplasti ve aterektomi sonrası gelişen restenozun en önemli nedenidir.^{96,97} Yapılan bir insan çalışmasında anjiyoplasti sonrası geç dönemde lümen çapında %66 daralma geliştiği gösterilmiştir.⁹⁶ Kimura ve arkadaşları ise, koroner anjiyoplasti veya aterektomi sonrasında 1. gün, 1. ay ve 6. ayda yapılan kontrollerde, 1. gün ve 1. ayda arter çapında genişleme, 6. ayda ise lümende içe doğru remodeling ile daralma olduğunu göstermiştir. Konstrüktif remodeling 1-6. aylar arasında gelişmektedir. 1. aydan önce lümende daralma var ise bunun nedeni erken elastik cevap (early elastic recoil) olup konstrüktif remodeling ile karıştırılmaması gerekmektedir.⁹⁷ Anjiyoplasti sonrası gelişen konstrüktif restenoz stent yerleştirilmesi ile önlenabilir.⁹⁸ Stentler erken dönemde elastik büzüşmeyi

sınırlandırmasına rağmen, geç dönemde kollajen birikimi ve fibrozis ile oluşan remodelingin önüne geçemez. Arter duvarı stentin ağısı yapısını sıkıştırır ve ona karşı bir kuvvet oluşturur. Stentleme sonrası lümen kaybının en önemli sebebi neointima oluşumudur. Stent gövdesi gerisinde de, intimal hiperplazi lümen dışına doğru remodeling gösterebilir. Stent yerleştirilmiş arterlerin çapında lümen dışına büyüyen aterosklerotik plaklara bağlı artış izlenebilir. Nadiren de olsa stent içi restenoz gelişebilir ve anjiyoplastiye kıyasla stent içi restenozun tedavisi daha güçtür. Stent tipi hasarlarda rol oynayan etmenler şu şekilde sıralanabilir:

- Scaffolding (iskele-çatı) oluşturma etkisi
- Tellerin doku içine gömülme etkisi
- Stent moleküllerinin elektriksel şarjının yarattığı potansiyel moleküler etki
- Yabancı cisim reaksiyonu
- Özellikle kendiliğinden genişleyen stentlerin damar duvarında oluşturduğu uzun süreli barotravma
- Vazo vazorum hasarı

Stent yerleştirildikten sonra ilk olarak hem stent hem de balona bağlı damar duvarında mekanik hasar gelişir. Hasara ikincil salınan büyüme faktörleri düz kas ve fibroblast çoğalmasını ve intima tabakasına migrasyonunu uyarır.⁹⁹ Stent lümeninde normal akım sağlanınca, trombin, fibrin vb plazma proteinleri, hasarlı alana ve stente yapışır. Bunları lökosit ve trombositler izler. Böylece aslında tromborezistan olan yüzey hızla trombojenik hale gelir. Kronik dönemde ise 3 ay içerisinde stent bacakları damar duvarına gömülür ve endotelle kaplanır. Bu

dönemde gelişecek restenoz, büyümeyi uyaran ve inhibe eden faktörler arasındaki dengeye bağlıdır. 3. ayda, stent duvarında hala yabancı cisim reaksiyonunun göstergesi olan dev makrofajlar görülüyorsa restenoz gelişiminin göstergesi olabilir. Restenoz gelişiminde hücresel komponentlerden çok ekstraselüler matriksin artışı rol oynar.¹⁰⁰

Stent içi restenozdan ilk 36 aya dek neointimal hiperplazi sorumludur. 36 aydan sonra ise oluşan aterosklerotik plakların rol oynadığı düşünülmektedir.¹⁰¹ Restenoz ve aterosklerozun patofizyolojik süreçleri farklı olsa da patogeneizlerinde büyüme faktörü, sitokin ve enzim kaynağı olan lökositler önemlidir. Ultrasonografik olarak takip edilen stentli hastalarda neointima kalınlığı 6. aya, ekojenitesi ise 12. aya dek artış göstermektedir. 24. ay kontrollerinde ise neointimal hiperplazi kalınlığında anlamlı değişiklik izlenmemiştir.¹⁰² Yapılan birçok çalışmada restenozun ilk günler ve haftalar içinde başladığı ve 3. ayda neointimal proliferasyon ile maksimuma ulaştığı gösterilmiştir. İlk 6 ayda stent içi restenoz gelişmeyen hastalarda, restenoz gelişme riski diğer damarlarda lezyon gelişme riskiyle aynıdır.¹⁰² Neointimal hiperplazi stentlenen segmentin herhangi bir yerinde veya diffüz olarak görülebilir.

Stent yerleştirildikten sonra, US'de 3 evre izlenir:

1. Yerleştirildikten hemen sonra stabil olmayan hipoekoik lümen (stent duvarında trombotik tabaka) görülür.

2. Orta derecede stabil neointimal büyüme evresinde (1-12. ay) lümende iki ekojenik tabaka görülür. En içte lümene bakan ekojen çizgi, onun altında görece daha az ekojen bir tabaka yer alır. Görünüm stentsiz damardaki intima-media kompleksine benzer.
3. Stabil evre (2. yıl).

Neointimal proliferasyon negatif arteryel remodelinge neden olur. Doppler US'de neointimal hiperplazi gelişen hastalarda ilk 6 ay İKA/AKA PSV oranlarında artış olur, 12. aya dek sabit seyreder. 2. yılda ise stent genişlemesi fazla olduğundan oranlar düşme eğilimdedir. Kendiliğinden genişleyen stentlerin yarıçapı ilk 2 yılda yavaş bir şekilde artış gösterir. Ekspansiyon, yumuşak fibröz plak içeren bölgelerde kalsifik alanlara kıyasla daha fazla olur.¹⁰³ Ayrıca en fazla genişleme stent orta kesiminde ve plak komşuluğunda olmaktadır.¹⁰³

Karotis stentleme sonrası restenoz riskini belirleyen en önemli etmenler, stentleme işleminin hemen sonrasında rezidü darlık ve plağın uzunluğudur.¹⁰⁴ Ayrıca KEA sonrası gelişen darlıklara yerleştirilen stentlerde restenoz riski yüksektir.¹⁰⁵ Kendiliğinden genişleyen stentlerde, balonla genişleyenlere kıyasla restenoz riski %30-40 daha yüksektir. Bunun sebebi stentin kronik barotravmasına ikincil damar tabakalarında oluşan hasarla açıklanmıştır. Ancak geç dönemde, stentler genişlemeye devam ettiğinden neointimal hiperplazi fazla olsa da lümen daralmamaktadır.¹⁰⁶ Yani neointimal hiperplazi ile stent ekspansiyonu arasında doğru orantı vardır. Bu nedenle, daha geniş daha iyidir, yaklaşımı benimsenmiştir.

Restenoz tanımlama kriterleri:¹⁰³

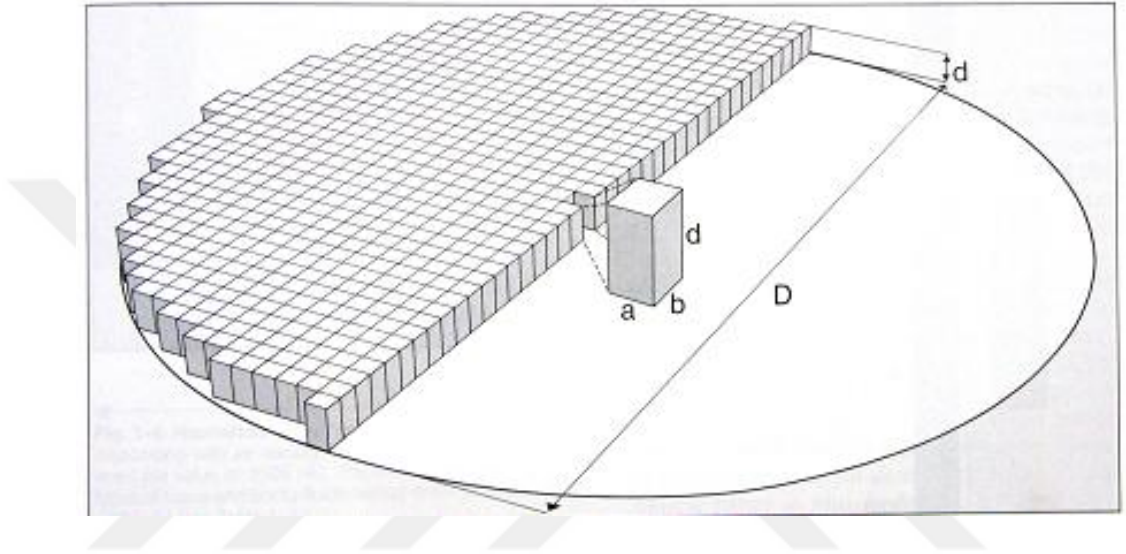
1. Kontrol anjiyografide lümeninde $>\%50$ darlık
2. Kazanılan lümenin $>\%50$ 'sinin kaybedilmesi
3. İşlem sonrası $<\%50$ olan darlık derecesinin kontrollerde $\geq\%70$ olması.

Anjiyografi, yalnızca lümen içini gösterdiğinden kısıtlılıkları vardır. Genellikle lezyon şiddetini olduğundan az gösterir. Restenoz gelişimi sırasında artan plak materyali ve damarda oluşan remodeling, yani histolojik restenoz ancak intravasküler US ile gösterilebilir. Literatürde KAS sonrası takip için uzlaşılan bir görüntüleme yöntemi yoktur.^{13,107} Setacci ve arkadaşları, Doppler US ile yaptıkları, 6 yıllık ve geniş popülasyonlu çalışmada, $\geq\%70$ stent içi restenoz göstergesi olarak $PSV \geq 300$ cm/sn, $EDV \geq 140$ cm/sn ve $IKA/AKA (PSV) \geq 3,8$ değerlerini anlamlı olarak bulmuşlardır.¹⁰⁸

2.4 Çok Kesitli BT Sistemleri ve Stent Görüntüleme

Günümüz çok kesitli BT (ÇKBT) tarayıcıları ile x-y düzlemleri ve z aksı boyunca birbirine eşit, milimetrik, yüksek çözünürlüklü izotropik hacimsel veriler sağlamak mümkündür. BT görüntüleri 'piksel' adı verilen resim elemanlarının oluşturduğu matriksten ibarettir. Matriks sayısı görüntünün iki kenarındaki piksel sayısının çarpımı şeklinde gösterilir (Örn. 512×512). BT'de görüntüler iki boyutlu değildir; bizim tarafımızdan belirlenen bir kalınlıkları vardır. BT'de ölçüm yapılan birimler piksel değil; tabanını pikselin, yüksekliğini kesit kalınlığının yaptığı dikdörtgen prizmalar veya kesit kalınlığı incelidikçe küplerdir. Bu prizmalara volüm elementi anlamına gelen 'voksel' adı verilir (Şekil 2). Her bir

voksel organizmayı geçen X-ışının atenuasyonunu gösteren sayısal bir değer taşır (Hounsfield Ünitesi).



Şekil 2 Piksel ($a \times b$), Voksel ($a \times b \times d$), FOV (D)

360 derecelik bir ışın demeti rotasyonu süresince masa veya hastanın gantri içerisinde katettiği mesafe 'pitch' olarak adlandırılır. Masa hızının (mm/sn) kaynaktaki x-ışın demeti kolimasyonuna (mm) bölünmesiyle pitch faktör elde edilir, genellikle pitch ile eşanlamlı olarak kullanılır. Hasta z aksında hareket ederken, hacimsel olarak elde edilen bilgiden aksiyel görüntü oluşturmak için interpolasyon algoritmalarına ihtiyaç duyulur. 180° interpolasyon hesabı, X ışını atenuasyonunun yönden bağımsız olmasına dayanır. Yani, tüp ve dedektörler arasında ışın atenuasyonu her iki yönde de eşittir. Dolayısıyla, dedektör-tüp arasındaki ışın için sanal ikinci bir spiral hesaplanarak gerçek ve sanal spiraller

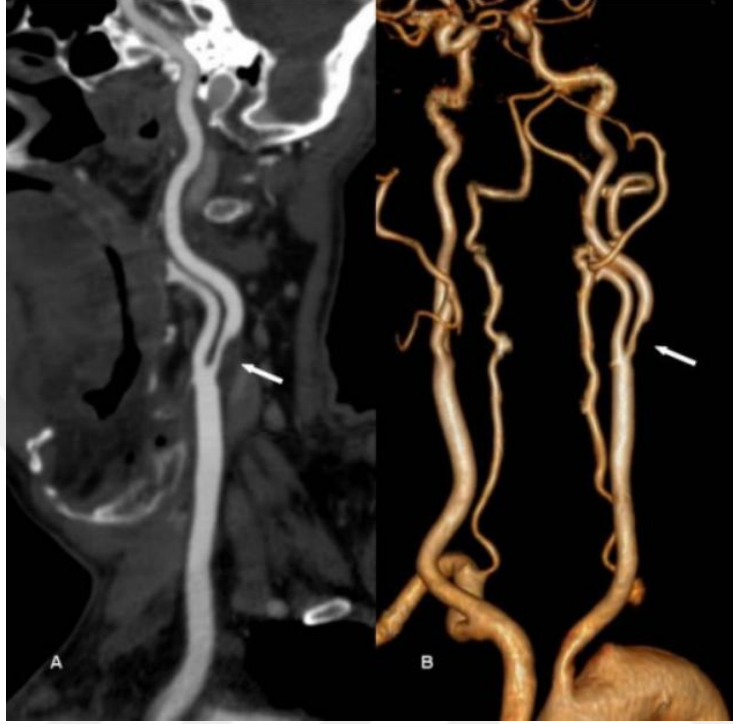
arasındaki açı değerlerindeki projeksiyonlar interpolate edilebilir. Z-aksında çözünürlük daha iyi olur, görüntü distorsiyonu olmaz ancak gürültü artar. Pitch değerinin arttırılmasına izin verdiği için, günümüzde daha yaygın olarak kullanılırlar. Spiral BT’de efektif kesit kalınlığı pitch ve kullanılan interpolasyon algoritmasına göre değişir. Spiral BT’nin en önemli avantajı veri kaydının devamlı olması nedeniyle z-aksı boyunca herhangi bir noktadan istenen kesit kalınlığında BT görüntüsü oluşturabilmesidir. Rekonstrükte edilen ardışık iki kesit arasındaki mesafe rekonstrüksiyon aralığı (intervalı, RI) olarak adlandırılır. RI azaldıkça; lezyon saptama oranı artar, multiplanar reformat ve 3D rekonstrüksiyonların kalitesi artar, kesit sayısı artar ve reformat süresi uzar. Üstüste düşen kesitler (“overlapping”), küçük lezyonların ayırt edilebilmesi için önemlidir. RI overlapping en az %30 olarak seçilmelidir. Üst üste binen kesitler matematiksel yöntemlerle hesaplandığından hastaya fazla radyasyon dozu verilmeksizin görüntü kalitesi iyileştirilir. Çok kesitli BT cihazlarında ince kesit kalınlığı ve izotropik veri setleri, görüntü çözünürlüğünde kayıp olmadan multiplanar reformat (MPR) görüntüler oluşturulmasına olanak sağlamaktadır. Ancak kesitsel MPR görüntüler arteryel sistem değerlendirilirken, artere genel bakış ve lezyon uzunluğu tespitinde “volume rendering (VR)”, “curved planar reformat (CPR)” ve “maksimum intensite projeksiyon (MIP)”a kıyasla yetersiz kalmaktadır.

“Volume rendering” (VR) görüntülerin oluşturulmasında, imajlar görülebilir ve görülemez olarak etiketlenir, görülebilir değerler farklı renklerde gösterilir (Resim 4A).¹⁰⁹ VR’in rolü hedefteki damara geniş bir bakış

sağlamasıdır. VR görüntüler iş istasyonlarında çevrilerek değişik açılarda incelenebilir. Bir diğer avantajı da derinlik bilgisi verebilmesidir.¹¹⁰ Üç boyutlu görüntü, cerrahi planlamada ayrıntılı anatomik bilgi verdiği için oldukça kullanışlıdır. Ancak VR tekniğinin iki dezavantajı vardır: 1. Mural kalsifikasyon veya lümen içi stent varlığında damar değerlendirilmesi güçleşir. 2. Eşik değere göre lümen görünümü çeşitlilik gösterebilir.

Maksimum intensite projeksiyonu (MIP) tekniğinde ışının görüntü alanındaki en yüksek BT değerleri görüntü üzerine yansıtılır. Yani görüntü incelemeyi yapanın seçtiği yönde elde edilen en yüksek voksel değerinin görüntüde piksel değeri olarak alınmasıyla oluşur.^{111,112} Işın izdüşüme dik gelen yapılar izlenemezken, diğer planlarda derinlik bilgisi verir. İş istasyonunda görüntü çevrilerek farklı açılarda değerlendirme yapılabilir, üst üste binen yapılar uzaklaştırılabilir. En yüksek voksel değeri alındığından özellikle ön arka görüntülerde kemik yapılar görüntüye karışabilir.¹¹¹ Bu nedenle görüntüdeki kemik yapıların çıkarılması gerekmektedir. Bu işlem elle, otomatik veya yarı otomatik yazılımlar ile yapılabilir.¹¹² MIP tekniğinin avantajı, lümen kontrastlanmasıyla, duvar kalsifikasyonunun birbirinden ayrılabilmesi kateter anjiyografi benzeri görüntüler elde edilmesidir.

“Curved planar reformat” (eğimli reformat, CPR), üç boyutlu BT verilerinden oluşturulan iki boyutlu bir görüntüdür. Hedef damarın uzun aksı boyunca, damar analizinde kullanılmak üzere oluşturulur (Resim 4B). Özellikle bükümlü seyirli vasküler yapıların değerlendirilmesinde kullanışlıdır. Mural plak ve kalsifikasyon alanlarında darlığı belirler.



Resim 4
IKA proksimalinde
darlığa neden olan
nonkalsifiye plak
izlenmektedir.
A.CPR
(“curved planar
reformat”)
B.VR
(“volume rendering”)

2.4.1 BT’de Görüntü Kalitesini Etkileyen Etmenler

BT’de görüntü kalitesi kontrast çözünürlüğü, uzaysal çözünürlük, gürültü, artefaktlar, kontrast/gürültü oranı ve sinyal/gürültü oranlarına göre değerlendirilir.

2.4.1.1 Işınlama parametreleri:

a.Tüp akımı, miliamper-saniye (mAs): Radyasyon dozu ile doğru orantılıdır. Tüp akımı iki katına çıkarıldığında, diğer parametreler sabitken, radyasyon dozu da iki katına çıkar. Tüp akımı artınca gürültü azalır, kontrast rezolüsyonu, hastaya verilen doz ve tüp ısısı artar. Hastanın BT çekimi sırasında, uygun radyasyon dozu alması için tüp akımı modülasyonu yapılmalıdır. Akım modülasyonu yapıldığında, tüp akımı çekim boyunca sabit kalmaz, doku yoğunluğu olan

bölgelerde mA artarken, ince alanlarda azalır. Böylece hastalara daha efektif doz verilmiş olur ve çekim başına radyasyon dozu yaklaşık %40 azalır.¹¹³

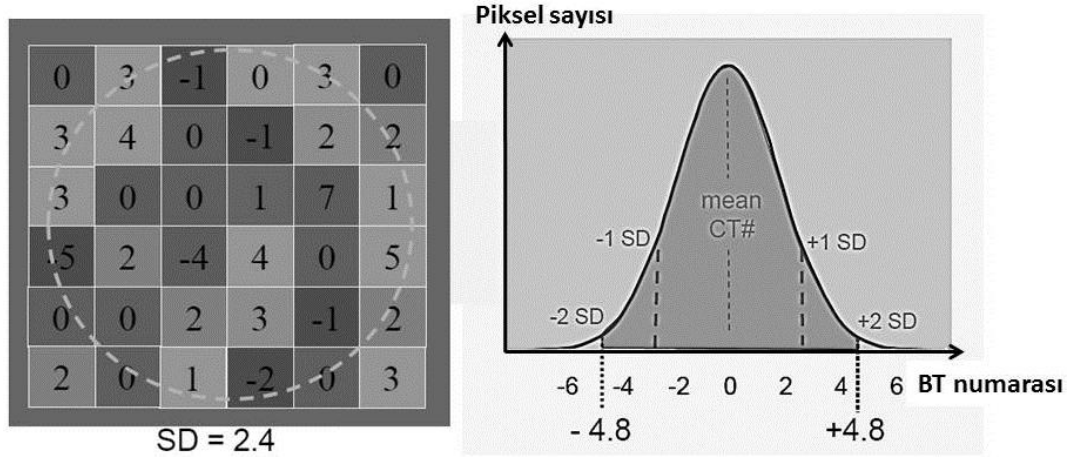
b.Tüp voltajı, kilovolt (kV): X-ışını tüp potansiyeli, değişik enerjilerdeki X ışını spektrumunda en yüksek enerjili X ışınının enerjisine eşittir. Tüp akımından farklı olarak voltaj düşürüldüğünde radyasyon dozu doğrusal olmayan bir şekilde azalır. Örneğin tüp voltajı 140 kV'tan 120'ye düşürüldüğünde (%14'lük azalma), hastaya uygulanan radyasyon dozu %30-35 düşer.¹¹⁴ Tüp voltajı arttıkça kontrast rezolüsyonu ve gürültü azalır, X ışını penetrasyonu ve hasta dozu artar. Tüp voltajı hasta boyutlarına ve yapılacak BT incelemesine göre belirlenir. Düşük tüp voltajlı çekimlerde kontrast/gürültü oranı artar. Bu nedenle ince yapılı hastalarda tüp voltajını düşürmek, BT anjiyografi incelemelerinde görüntü kontrastını iyileştirmektedir.^{115,116}

2.4.1.2 Kontrast Çözünürlüğü

İki farklı dokunun boyut ve şeklinden bağımsız olarak yoğunluklarının ayırt edebilme kapasitesidir. Cisim ve görüntü kontrastı olarak iki şekilde ele alınmaktadır. Görüntü kontrastı, incelemeyi yapan kişinin pencereleme ayarına bağlı olarak değişir, kullanıcı bağımlıdır.

Cisim kontrastı ise atenüasyon farklılıklarına bağlıdır. Farklı dokulardaki absorpsiyon ve saçılmaya bağlı olarak detektörlere ulaşan X ışını yoğunluğu değişir. BT'de kullanılan yüksek kV nedeniyle, X ışını-doku ilişkisi çoğunlukla Compton saçılması şeklinde olur. Compton saçılması sırasında oluşan farklı atenüasyonlar, doku elektron dansitesindeki farklılığa (yani yoğunluk farklarına)

bağlıdır. Görüntü kontrastı BT görüntü skalasına bağlıdır. BT numaraları imajların rekonstrüksiyonu sırasında hesaplanan voksel atenüasyon katsayılarından oluşur. İdeal bir durumda su için tüm piksel değerleri sıfır olarak ölçülmelidir. Ama gerçekte piksel değerleri ortalama bir değer oluşturacak şekilde varyasyon gösterirler (Şekil 3). Ortalamayı veren bu farklı piksel değerlerine gürültü denir. Bir tarayıcının kontrast ölçeğini değerlendirmede belli BT numaralarını (su, yağ, hava, kemik vb) içeren test fantomları kullanılır.¹¹⁷ Herhangi bir anda su fantomu BT cihazında incelendiğinde piksel değerleri (HU) her alanda aynı olmalıdır. Tüm atenüasyon değerleri ± 2 SD içindeyse kabul edilebilir. X ışınlarının enerjisi (kV), dokunun dansitesi ve atom numarası kontrast çözünürlüğünü etkileyen faktörlerdir.



Şekil 3 Ortalama BT numarasını veren, normal dağılım gösteren BT numaraları (SD: standart deviasyon=gürültü)

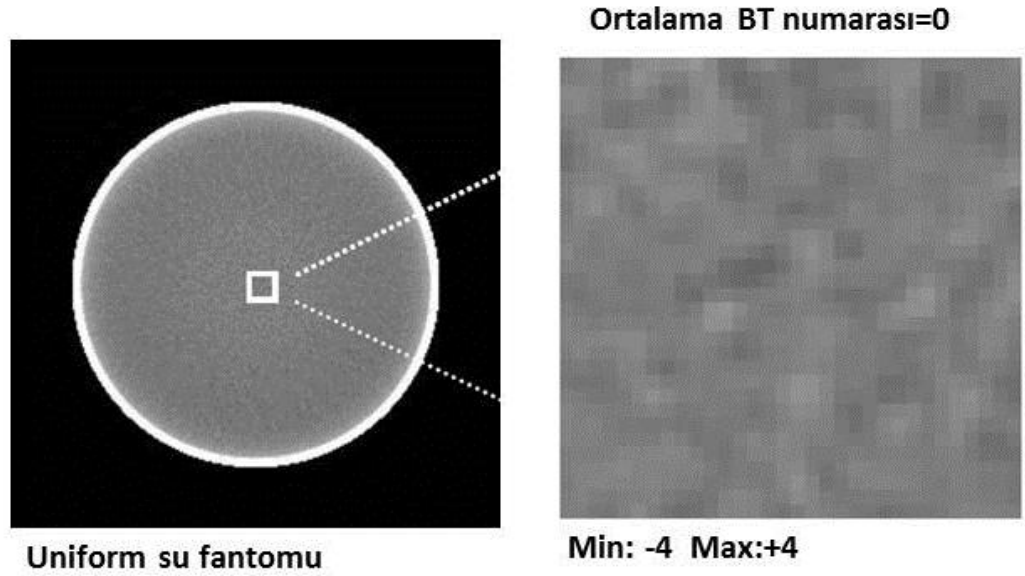
2.4.1.3 Uzaysal Çözünürlük

Kenar bulanıklığı veya birbirine komşu iki dokuyu ayırma gücü olarak adlandırılabilir. Uzaysal çözünürlüğü en iyi piksel boyutu temsil eder. Piksel boyutu ve FOV'un artması, incelenen objenin kontrastının azalması uzaysal çözünürlüğü azaltır. Ayrıca dedektör boyutu ve konsantrasyonu, pitch, hasta öncesi ve sonrası kolimasyon, fokal spot boyutu da uzaysal çözünürlüğü etkilemektedir. Kolimasyon tüpten çıkan X ışınlarının demet haline getirilmesidir. Kolime edilen X ışınları dokudan geçtikten sonra, diğer uçta dedektörlere ulaşır. Saçılan X ışınlarının kolimasyonla azaltılması kontrast çözünürlüğünü artırırken, dedektör sayısının artırılması da uzaysal çözünürlüğü artırır. Rekonstrüksiyon filtrelerinin kullanılması, piksel boyutu ve FOV'un küçültülmesi, pitch ve kesit kalınlığının azaltılması uzaysal çözünürlüğü artırır. Hasta hareketi ise uzaysal çözünürlüğü azaltır. Anot üzerinde elektronların çarparak X ışınının salındığı alana fokal spot denir. X ışınlarının objeye yönlendirilebilmesi için anota açı verilmelidir. Anot açısı azaldıkça fokal spotun izdüşümü olan efektif fokal spot küçülür. Fokal spot küçüldükçe görüntü keskinliği artar. Uzaysal çözünürlüğü açıklamak için kullanılan matematiksel terimlerden biri modülasyon transfer fonksiyonudur (MTF). MTF kabaca görüntünün objeye oranıdır. BT'ye eşit aralıklarla yerleştirilmiş çubuklar düşünüldüğünde, çizgilerden biri ile yanındaki çizgi boyutu ve kalınlığına eşit aralık, çizgi çifti (line pair) olarak adlandırılır. Birim uzunlukta (santimetre) bulunan çizgi çifti sayısı uzaysal frekans (lp/cm) olarak adlandırılır. Düşük uzaysal frekans büyük nesneleri, yüksek uzaysal

frekans ise küçük nesneleri gösterebilir. Uzaysal frekans arttıkça, görüntünün objeyi temsil etme oranı (image fidelity) ve MTF azalır.

2.4.1.4 Gürültü

Bir dokunun BT numarasının, ortalama bir değerin altında ve üstünde değişimidir. Gürültü oranı yükseldikçe görüntü granüle hale gelir. Radyasyon dozu arttıkça gürültü azalır. Su içeren bir fantomun BT numaralarının ortalama bir değer etrafında değiştiğinden yukarda bahsedilmiştir (Resim 4). Uniform (tek bir maddeden oluşan), homojen nesnelerin BT numaralarındaki bu oynamalar görüntünün granüler olmasına neden olur (Resim 5). Bu durum görüntü oluşumunda sınırlı sayıda foton kullanılmasına bağlıdır. Dijital radyografide, görüntü gürültüsü her piksele düşen foton sayısına bağlıdır. BT’de ise X ışınları piksele değil dedektör ölçümlerine etki ederler. Yani BT gürültüsü, her bir dedektör ölçümüne etki eden X ışını sayısı ile ilgilidir. Piksel boyutu, mAs, kV ve kesit kalınlığı arttıkça, detektöre ulaşan X ışını sayısını da arttırdığından gürültü azalır. Rekonstrüksiyon filtreleri de görüntüdeki gürültüyü etkiler. Yumuşak filtreler bulanıklığı artırıp, gürültüyü azaltır, sert filtreler ise bulanıklığı azaltırken, gürültüyü artırır. Yumuşak doku değerlendirilmesinde gürültü bulanıklığa göre daha sınırlayıcı olduğundan yumuşak filtreler kullanılır. Kenarların ve küçük ayrıntıları değerlendirileceği çekimlerde ise uzaysal çözünürlüğü artırmak önemli olduğundan bulanıklığı azaltan sert (keskin) filtreler kullanılır. Gürültü ölçülen BT numaralarındaki standart sapmaya (SS) eşittir, SS arttıkça gürültü de artar.



Resim 5 Uniform maddeden oluşan granüler görüntü görülmektedir.

2.4.2 Stent Görüntüleme

Sağlıklı bir BT anjiyografinin ön şartı belirgin lüminal kontrastlanmadır.¹¹⁸ Lüminal kontrastlanma, sadece kontrast madde enjeksiyonu parametrelerinin en uygun olması değil, aynı zamanda kontrast madde geçişi ile eş zamanlı veri elde edilmesiyle mümkün olmaktadır. BT anjiyografi işlemlerinde yüksek derişimli (350-370 mg/100 ml gibi) iyotlu kontrast maddeler artmış enjeksiyon hızında verilmelidir. Arteriyel fazı yakalamak için bolus tetikleme ya da test bolus yöntemleri kullanılmaktadır. Kenar keskinleştirici filtrelerin yardımı ile stent kenarlarının daha net görüntülenmesi sağlanmakta ancak bu nedenle gürültü oranı artmaktadır. Kontrastlanma ve filtre kullanımı birbirini tamamlamakta, lümen içi yüksek kontrastlanma ile gürültü oranı kısmen düşürülmektedir. Stent görüntülemesini optimal hale getirmek için özel görüntü işleme tekniklerine de

gereksinim vardır. Son yıllarda kullanılan, uyarlanmış kenar keskinleştirici filtreler, yüksek atenüasyona sahip kenar yapılarında blooming artefaktlarını azaltmakta¹¹⁹, rekonstrüksiyon filtreleri ise stent sınırlarını daha net ortaya koymaktadır.¹¹⁸ Kenar keskinleştirici filtreler uzaysal çözünürlüğü de artırmaktadır. Gürültü ve düşük kontrastlı yapıların görüntülenmesi arasındaki dengenin sağlanması için en uygun filtre seçilmelidir. Akıllı gürültü giderici filtrelerin kullanımı stent içi düşük kontrastlanan alanların tanımlanmasına katkı sağlar ve stent içi stenoz tespitine yardımcı olur.¹²⁰

BTA'da vasküler ve stent değerlendirmeleri çoğunlukla multiplanar reformat görüntülerden yararlanılarak yapılmaktadır. 'Curved planar reformat'lar, 'maksimum intensite projeksiyon'ları ve 'volume rendering' tekniklerden sık olarak yararlanılmaktadır. Stent açık kalımının değerlendirilmesinde stent lümeninin doğrudan görüntülenmesi gerekmektedir.¹²¹ Tıkalı stent distalindeki damar segmenti retrograd yoldan kollateral arteriyel yapıları aracılığı ile de dolum gösterebileceğinden, lümen açık kalımı distaldeki kontrastlanma nedeniyle yanlış değerlendirilebilir. Stent lümeni, proksimalinde kalan damar lümeninden daha hipodens ise de lümende daralma veya tıkanıklık düşünülebilir.

Pencere ayarları da görüntü kontrastını ve gürültüyü etkiler. Pencere ayarları çok dar olursa, gürültü belirgin artar, ince yapısal ayrıntılar kaybolur. BTA'da rezidü darlık ve restenozun ortaya konmasında geniş pencere ayarları gereklidir (pencere genişliği 1500 HU ve seviyesi 300 HU gibi). Ancak pencere ayarları görüntüyü değerlendiren kişi tarafından da her olguda en uygun olacak şekilde ayarlanmalıdır.

Neointimal hiperplazi kontrastlı damar lümeni ile stent arasında hipodens bir sınır oluşturur. Eğer neointimal hiperplaziye bağlı stent lümeni çapında %50'den fazla darlık oluşmuş ise görünüm stent içi restenoz ile uyumludur.

Stent lümen açıklığını değerlendirmede artefaktlar da sorun oluşturmaktadır. 'Blooming' (parıldama, metalik parlama), 'beam hardening (ışın sertleşmesi)' ve hasta hareketi stentlerin değerlendirilmesini güçleştiren artefaktlara sebep olur.

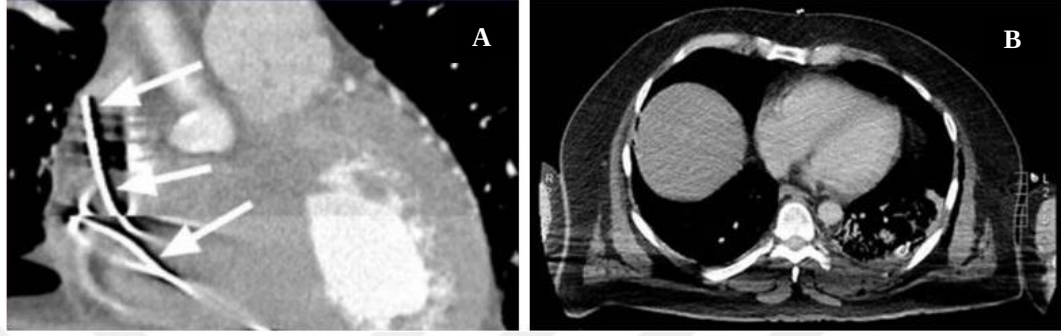
Stentin metalik gövdesi blooming denen güçlü bir artefakta sebep olur. Blooming, stent gövdesinin x, y ve z yönünde olduğundan daha kalın görünerek, lümene süperpoze olması ile oluşur. Bu da stent içi lümen çapının olduğundan daha dar izlenmesine yol açar (Resim 6).¹²²⁻¹²⁴ Bu durum temel olarak, parsiyel volüm etkisine bağlıdır. Bir voksel birden fazla dansite içerdiğinde (stent gövdesi ve lümeni), her ikisinin ortalama dansitesi görüntüye yansır. Stent küçüldükçe parsiyel volüm etkisi artar ve lümen değerlendirme güçleşir. Bu artefaktın en rahatsız edici etkisi, lümende yapay daralmaya neden olmasıdır. Bu nedenle stent lümeni daralmış görülebilir ve darlık oranı stentin yapıldığı materyale ve gövde kalınlığına bağlı olarak değişir. Uzaysal rezolüsyon arttıkça, parsiyel volüm etkileri azalır. Bu nedenle daha ince kesit kalınlığı ve uyarlanmış rekonstrüksiyon algoritmaları ile bu yapay daralma azaltılabilir.^{124,125} "Blooming" artefaktı sadece stent lümeni için değil, yoğun kalsifik plak içeren arteriyel yapılar için de geçerlidir. Yoğun kalsifik plaklar varlığında da bu artefakt nedeniyle damar lümeni olduğundan daha dar görülebilir.



Resim 6 Koroner arter yerleşimli stent, “blooming” (metalik parlama) artefaktı izlenmektedir.

BT cihazlarının ürettiği X ışınları polikromatiktir, yani her biri değişik enerji seviyesindedir. Polikromatik X ışınları metal stent, kalsiyum, kemik gibi yüksek dansiteli yapılarla etkileşirken, düşük enerjili fotonlar yüksek enerjili olanlara kıyasla daha çok yön değiştirir, bu da dokuya gelen X ışını demetinin ortalama enerjisinin artmasına sebep olur.^{126,127} Beam hardening yani ışın sertleşmesi artefaktı X-ışını spektrumunun yüksek enerjili fotonlara doğru kaymasıdır. Yüksek enerjili ışın demeti komşu yapıları penetre ederek, komşu dokuda yapay olarak atenuasyon azalmasına sebep olur (Resim 7A ve 7B).^{124,128,129} Yani stentin metal gövdesine komşu lümen yapay bir şekilde hipodens gözüktür ve yalancı neointimal hiperplazi, restenoz tanısı koyulabilir. Işın sertleşmesi uzaysal rezolüsyon arttırılarak, yani voksel boyutu küçültülerek ve özel filtreler yardımıyla da azaltılabilir. Işın demetinin tek düzelikliğini sağlamak

üzere yüksek kVp veya filtreler kullanılabilir. Hareket artefaktları ise, ışın sertleşmesi artefaktını artırır.



Resim 7 A. Sağ ventrikül yerleşimli metalik elektrota bağlı ışın sertleşmesi artefaktı ve B. Üst ekstremitelerin görüntüleme alanına girmesiyle kemik yapıya bağlı oluşan ışın sertleşmesi artefaktı görülmektedir.

2.4.3 Çift Enerjili (Dual Enerji) BT

Çift enerjili BT (Dual enerji BT, DEBT) iki ayrı foton spektrumunu kullanan BT yöntemi olup literatürde spektral BT olarak da adlandırılmaktadır. İki ayrı foton spektrumunu tek bir X-Ray tüpünün voltajı değiştirilerek, farklı enerjilere duyarlı tabakalardan oluşan dedektörler kullanılarak ya da aynı anda değişik voltajda çalışan tüpler kullanılarak elde edilmektedir.

Klinik pratikte iki farklı tüpün kullanıldığı cihazlarda spektrumdaki en yüksek farklı ve en düşük örtüşmeyi sağlayabilmek için genelde 80 kV ve 140 veya 150 kV'luk tüp voltajları tercih edilmektedir.¹³⁰

Dual enerji tekniği 1970'lerde tartışılmaya başlanmıştır. Bu teknik kullanılarak oluşturulan sanal monokromatik görüntülerde ışın sertleşmesi artefaktlarının azalacağı ve görüntülenen dokunun atenuasyon değerlerinin daha

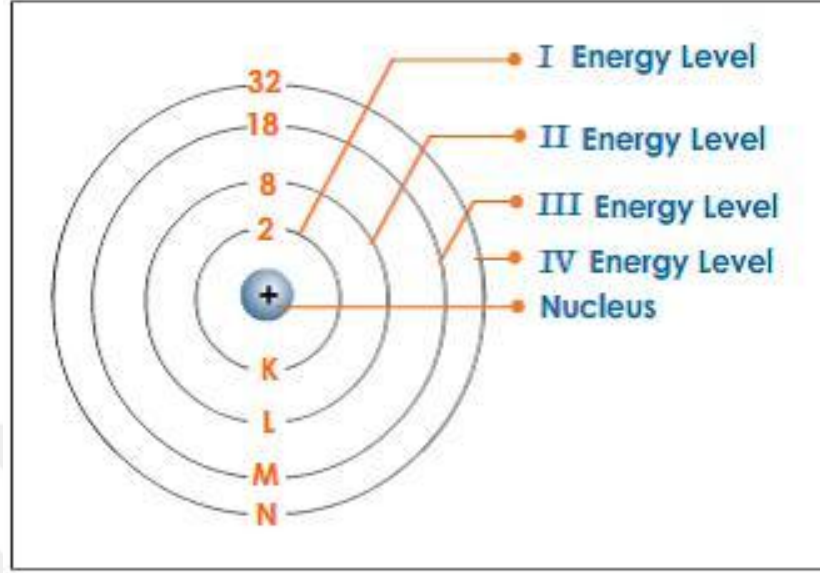
kesin ölçüleceği öngörülmekteydi.¹³¹ Bununla birlikte düşük kV görüntülerdeki yüksek gürültü oranı ve veri toplamanın uzun sürmesi o dönemde kullanımını kısıtlamıştır.¹³²⁻¹³³

Günümüzde BT teknolojisindeki görece yeni gelişmeler, iki farklı enerji seviyesinden gelen verilerin hızlı ve eşzamanlı olarak toplanmasına imkan vermekte, diğer bir problem olarak karşımıza çıkan görüntüdeki gürültü ise geliştirilmiş iteratif rekonstrüksiyon teknikleri ile azaltılmaktadır.

DEBT’de maddelerin değişik enerji seviyelerindeki atenuasyonlarına ait bilgiler elde edilebilmektedir.¹³⁴ Ayrıca DEBT’nin sanal kontrastsız veri setlerinin oluşturulması ve düşük enerji görüntülerde iyot içeren maddelerin görünürlüğünün artması gibi özellikleri bulunmaktadır.

2.4.3.1 Dual Enerji BT’de Görüntü Oluşumu

Tanısal görüntülemeye, X ışınlarının madde ile etkileşimi sonucu ortaya çıkan fotoelektrik etki ve Compton saçılması görüntü oluşumunu sağlayan primer olaydır. Fotoelektrik etki; fotonun atomun en içteki yörüngesinden (*K Shell*) bir elektronun bir üst yörüngeye geçişi (Şekil 4) ve üst yörüngedeki elektronun boşluğu doldurmak için en içteki yörüngeye hareketi sonucu ortaya çıkan fotoelektron formundaki enerjinin salınması ile oluşur. Fotoelektrik etki yüksek atom numaralı organik maddeler için önemlidir. Bunun için foton *K shell*’deki elektronun bağlanma enerjisini yenecek enerjide olmalıdır. *K Shell* bağlanma enerjisi her atom için farklıdır, atom numarası yükseldikçe artar.



Şekil 4 Atomun enerji seviyeleri

K Shell bağlanma enerjisinden yüksek enerji seviyelerinde, fotoelektrik emilim artar. Artan fotoelektrik emilim sonucunda oluşan görüntüde atenuasyon olur ve atenuasyondaki tepe nokta *K edge* olarak adlandırılır. *K edge* değeri de her atom için farklılık göstermekte olup atom numarası arttıkça artar (Tablo 2).

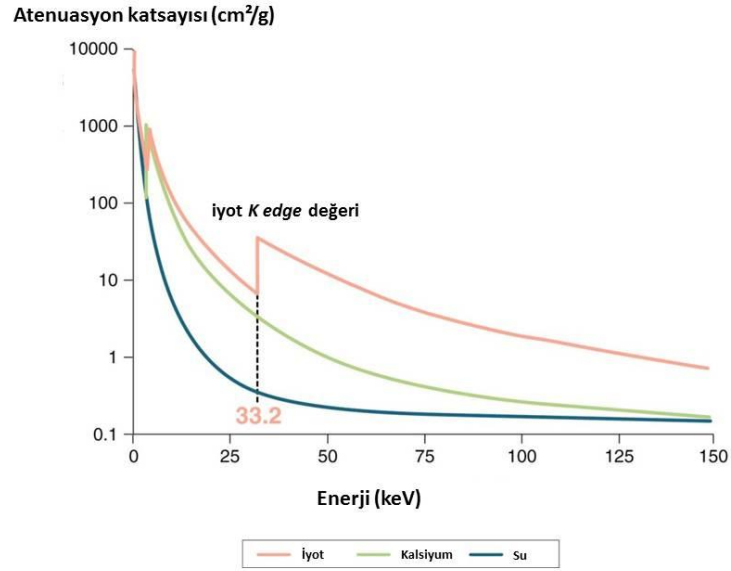
Fotoelektrik etkinin enerji bağımlılığı ve *K edge* değerinin her madde için değişik olması dual enerji tekniğinin temelini oluşturur.

Tablo 2 Fizyolojik Maddelerin ve Kontrast ajanların *K edge* değerleri ve atom numaraları

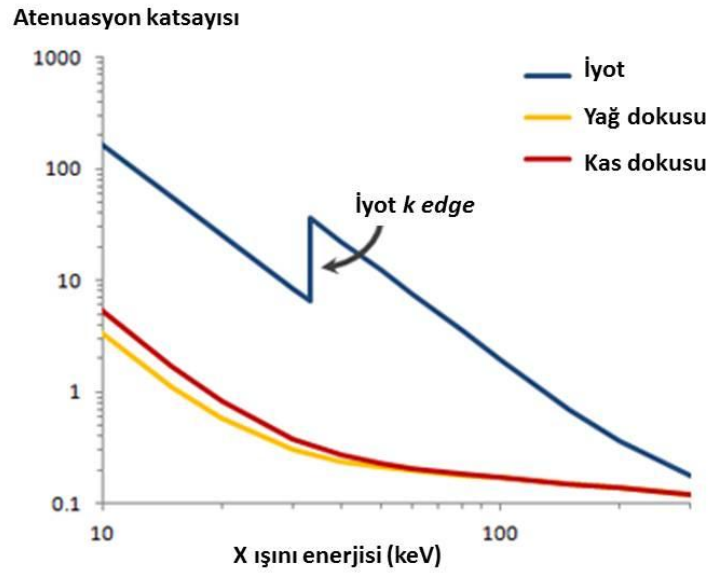
Madde	<i>K edge (keV)</i>	Atom Numarası
Hidrojen	0.01	1
Karbon	0.28	6
Nitrojen	0.40	7
Oksijen	0.53	8
Kalsiyum	4.00	20
İyot	33.20	53
Baryum	37.45	56
Gadolinium	50.20	64

Ancak insan vücudu başta karbon, hidrojen, oksijen, nitrojen, fosfor ve kalsiyum olmak üzere pek çok farklı elementten ve bu elementlerin farklı bileşimlerinden oluşmaktadır. Tablo 1’de de görüldüğü üzere sözü geçen bazı elementlerin *K edge* değerleri birbirine yakındır (0.01-0.53 arası) ve Dual Enerji BT’de kullanılan enerji seviyelerinin çok altındadır (genellikle 80-150 kVp). Dolayısıyla bu elementler dual enerji görüntülemeye ayırt edilemezler. Kalsiyum ve iyotun ise *K edge* değeri yumuşak dokulardan yüksek olduğundan

dual enerji görüntülemeye yumuşak dokudan ayırımı kolaylıkla yapılabilir (Şekil 5 ve 6).

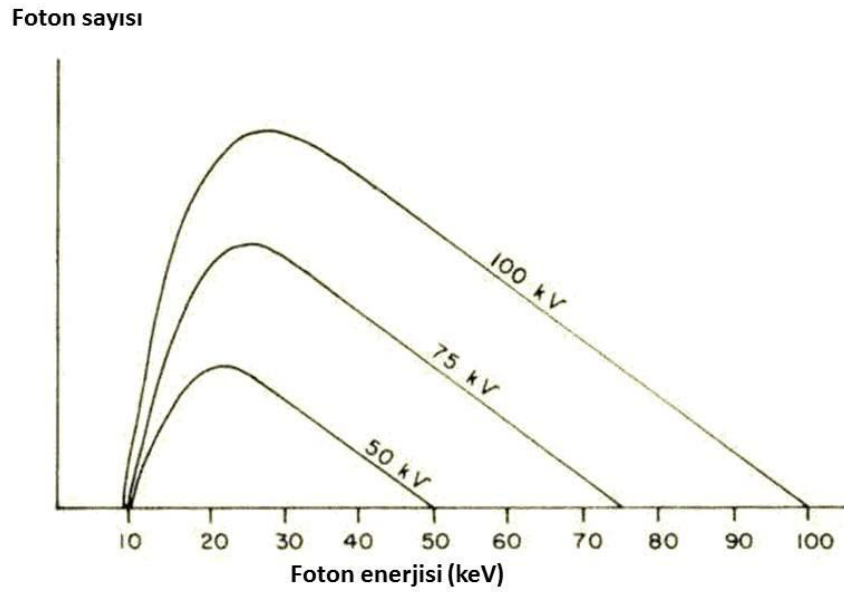


Şekil 5 İyot, kalsiyum ve suya ait *K edge* değerleri



Şekil 6 İyot, yağ dokusu ve kas dokusuna ait *K edge* değerleri

İyotun *K edge* değerinin (33,2 keV), 80 kVp'ye yakın olması sebebiyle 140-150 kVp gibi yüksek enerji seviyelerine oranla 80 kVp'de atenuasyonu daha belirgin hale gelir. Belirli bir tepe kilovolt değerinde foton enerjileri çan eğrisi şeklinde dağılım gösterir (Şekil 7). Yani 80 kVp'de tüm fotonlar aynı enerjide değildir, bazılarının enerjisi iyotun keV değerine yakındır.



Şekil 7 Foton enerjilerinin dağılımı

Kalsiyumun *K edge* değeri de (4.00 keV), yumuşak dokulardan (≤ 0.53 keV) farklıdır. Bu nedenle dual enerji BT'de kalsiyumun da yumuşak dokulardan ayırt edilebilmesi kolaylaşır. Dual enerji teknolojisi bu özellik nedeniyle 1980'li yıllardan beri kalsifik pulmoner nodüllerin tespitinde kullanılmaktadır.¹³⁵⁻¹³⁶ Günümüz toraks radyografisinde dual enerji tekniği, düşük ve yüksek enerji

seviyelerinde kemik ve yumuşak doku çıkarımı (subtraction görüntüler) yapılabilen görüntüler oluşturulmasında kullanılmaktadır.¹³⁷ Ayrıca böbrek taşı varlığında veya gut hastalığında ürik asit kristalleri dual enerji BT sayesinde karakterize edilebilmektedir.

2.4.3.2 Dual Enerji BT'nin Kullanım Alanları

a. Abdominopelvik:

Karaciğer:

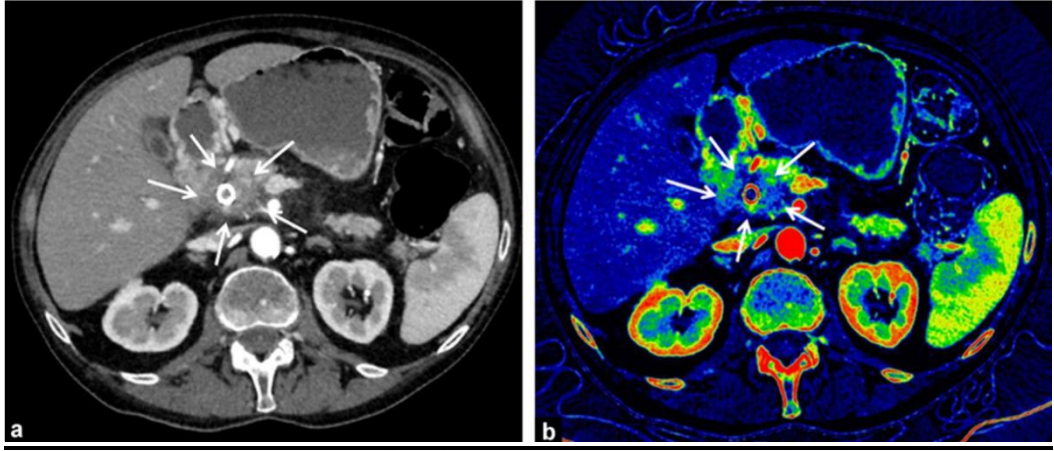
Karaciğer lezyonlarının tanısında ve tedavi cevabını değerlendirmede kullanışlıdır. Ayrıca karaciğer yağlanması (hepatosteatoz) ve fibrozisin derecesini belirlemede yardımcıdır. Portal venöz fazda, 70-80 keV enerji seviyesinde sanal tek enerji görüntüler kullanılarak, lezyon ve sağlıklı parankim ayırımı daha net yapılır, hipovasküler karaciğer metastazları görünür hale gelir.¹³⁸

DEBT, hipervasküler hepatik lezyonların varlığında ise daha kullanışlı olup, örneğin küçük boyutlu hepatoselüler karsinom (HSK) odaklarının tanısı, düşük enerji seviyelerinde oluşturulan sanal tek enerji görüntüler ve iyot haritaları sayesinde rahatlıkla konulabilmektedir.¹³⁹ Ayrıca hipervasküler lezyonların arteriyel ve portal fazlardaki iyot dansitesi ölçülerek yüksek sensitivite ve spesifite ile ayırıcı tanı yapılabilir.¹⁴⁰ Literatüre göre DEBT ile oluşturulan spektral eğriler hemanjiyom, hepatoselüler karsinom, biliyer kist ve metastaz ayırımında yardımcıdır.¹⁴¹ Ayrıca DEBT ile özellikle HSK, gastrointestinal stromal tümör (GIST) metastazları, nöroendokrin tümör ve melanom metastazları gibi hipervasküler lezyonların tedavi cevabı ve tedavi sonrası rezidü/nüks

değerlendirmesinde umut vaadedici sonuçlar elde edilmiştir.¹⁴² Günümüzde bu konuda araştırmalar devam etmekle birlikte, hepatosteatozun, karaciğerde demir birikiminin ve karaciğer fibrozisinin derecelendirmesinde de DEBT'nin kullanışlı olacağı düşünülmektedir. Düşük enerji seviyesinde (80 kV), yükseğe (140 kV) kıyasla yağlı karaciğer atenuasyonunda 9-13 HU düşüşün anlamlı olduğu literatürde belirtilmiştir ancak demir birikiminin olduğu durumlarda demirin etkisi ile bu fark oluşmamaktadır. Bu nedenle yağlı karaciğerde demir birikimi ya da tam tersi demir birikimi olan karaciğerde hepatosteatoz derecelendirmesi konusunda sınırlamalar bulunmaktadır.¹⁴³⁻¹⁴⁴

Pankreas:

Pankreas lezyonlarının görüntülenmesinde intravenöz kontrast madde enjeksiyonundan 40-70 sn sonrası 'pankreatik faz' olarak adlandırılır ve lezyon-parankim ayırımında pankreatik fazda elde edilen görüntüler optimal olarak kabul edilir.¹⁴⁵⁻¹⁴⁶ Ancak pankreas adenokarsinomlarının yaklaşık %11'i pankreatik fazda dahi pankreas parankimi ile izodens olarak görülmektedir.¹⁴⁷ Literatürde 80 kVp'de elde edilen görüntülerde pankreas parankimi-lezyon ayırımının daha net yapılabildiği ve 120 kVp görüntülerde sınırı seçilemeyen lezyonların görünür hale geldiği bildirilmiştir.¹⁴⁸ 50-70 keV'ta oluşturulan sanal tek enerji görüntülerin ve dinamik incelemede oluşturulan iyot haritalarının, özellikle pankreas parankimi ile izodens olan küçük boyutlu lezyonlarda, lezyon-çevre parankim ayırımında kullanışlı olduğu bildirilmiştir (Resim 8a ve b).¹⁴⁹



Resim 8 a. 70 keV sanal tek enerji, aksiyel DEBT b. İyot haritası. Pankreas parankimine kıyasla hipovasküler karakterde tümör ok ile gösterilmiştir.

Gastrointestinal Sistem:

Akut mezenterik iskemi yüksek mortalite ve morbiditesi nedeniyle erken tanı ve tedavi gerektiren ciddi bir durum olup, tanısında kullanılan başlıca görüntüleme yöntemi BT'dir. Ancak hastalığın erken döneminde, BT'de iskemi varlığının gösterilmesi zor olabilir. Literatürde, yapılan bir hayvan çalışmasında, DEBT'nin iyot haritalaması yöntemiyle ince barsaklardaki islemiye tek enerji BT'ye kıyasla daha iyi gösterdiği bildirilmiştir.¹⁵⁰

Böbrek:

Yüksek dansiteli kistlerin renal hücreli kanserlerden ayırımı, kontrastlı incelemelerde taş tanısı ve böbrek taşlarının içeriğini belirleme DEBT'nin kullanışlı olduğu başlıca durumlardır. Böbrek kistleri toplumda sık görülmekte olup prevalansı yaşla artmaktadır. Benign kist tanısı koymada, kist içeriği dansitesinin suya yakın ve homojen olması, ince duvarlı olması, kontrast madde enjeksiyonu sonrası kontrast tutulumunun izlenmemesi gerekmektedir.¹⁵¹

Kontrastlı incelemelerde, sıvı dansitesinde olmayan renal kitlelere tanı koymakta güçlük yaşanmakta, dinamik inceleme yapılmadıysa, yoğun içerikli (hemorajik veya proteinöz) kistlerin, renal hücreli kanserlerden ayırımı zorlaşmaktadır. DEBT ile oluşturulan sanal kontrastsız görüntüler, renal kitlenin kontrast tutulumu hakkında bilgi vermektedir. DEBT ile oluşturulan sanal kontrastsız seriler, her zaman gerçek kontrastsız seriler ile aynı sonuçları vermemekle birlikte literatürde bu konuda umut vaadedici çalışmalar bulunmaktadır. Graser ve arkadaşları, gerçek kontrastsız serilerde ve DEBT ile elde edilen sanal kontrastsız serilerde böbrek dansitesini ölçmüş (sırası ile 30.8 ± 4 HU ve 31.6 ± 7.1) ve veri setlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulmamışlardır.¹⁵²

Renal taş hastalığının tedavisi, taş boyutu, yerleşimi, semptomatik olmasının yanı sıra taşın içeriğine göre de değişmektedir. Renal taşlar, kalsiyum oksalat, sistin, ürik asit, strüvit (magnezyum, amonyum, fosfat) vb içerebilir. Taş içeriğine göre tedavi de değişmektedir. Örneğin ürik asit taşları idrar alkalinizasyonu, kalsiyum oksalat ve strüvit taşlar ise ESWL (extracorporeal shock wave lithotripsy) ile tedavi edilirler.¹⁵³ Tek enerjili BT sistemlerinde, taş içeriği tahminini dansite ölçümü ile yapan çalışmalar bulunmaktadır. Ancak bu ölçüm özellikle küçük boyutlu taşlar söz konusu olduğunda güvenilir değildir.^{154,155} DEBT ise atenüasyon oranlarına göre ürik asit taşlarını diğer taşlardan ayırmada, %40'a karşı %93 oranla tek enerjili BT'ye üstündür.¹⁵⁶ Ayrıca DEBT, pyelogram fazında, toplayıcı sistem iyotlu kontrast madde ile dolu iken de taş tanısının koyulmasına olanak sağlamaktadır.¹⁵⁷ DEBT'nin ürik asiti kalsiyumdan ayırma

özelliği, kristal artropatiler söz konusu olduğunda da kullanışlıdır, gut-psödogut ayırıcı tanısında kullanılabilir.¹⁵⁸

Sürrenal bez:

BT incelemelerinin %4-9'unda insidental adrenal lezyonlar görülmektedir.¹⁵⁹ Adrenal lezyonların karakterizasyonunda da kontrastsız görüntüler gerekmektedir. Kontrastsız serilerde <10 HU dansiteli lezyonlara adenom tanısı koyulabilmektedir. İnsidental saptanan bu lezyonların tanınmasında DEBT'nin sanal kontrastsız görüntüleri kullanılmaktadır.¹⁶⁰ Ayrıca sanal tek enerji görüntülerde 80-140 keV arasında lezyonun atenüasyon değerlerinin ölçülmesi lezyonun ayırıcı tanısına katkı sağlamaktadır. Daha fazla çalışmaya gerek olmakla birlikte, 80 keV'ta lezyon atenüasyonunun 140 keV'a göre düşük olması hücre içi lipid varlığını %100 özgüllük ve %50 duyarlılık ile tespit ederek adrenal adenom tanısı koydurabilmektedir. Tam tersi adrenal metastazlarda da 80 keV'ta atenüasyonun 140 keV'a kıyasla yüksek olduğu gösterilmiştir.¹⁶¹

b.Vasküler:

Vasküler görüntülemeye, düşük keV'ta damar atenüasyonunu artırması, yoğun kalsifikasyon içeren damarlarda çıkarma (subtraction) görüntülerle darlık yüzdesi belirlemeyi kolaylaştırması ve sanal kontrastsız görüntüler ile anjiyografik incelemelerde toplam radyasyon dozunu azaltması DEBT'nin avantajlarındanıdır.¹⁶²⁻¹⁶⁴ Aorta stent grefti olan hastalarda, tek enerjili BT'de rutin olarak kontrastsız, arteriyel faz ve venöz fazda görüntüleme yapılmaktadır. DEBT'de aortik stent greft protokolünde kontrastsız serilerin alınmasına gerek

yoktur. Yapılan bir çalışmada trifazik BT protokolü yerine kullanılan, sanal kontrastsız seriler ve dual enerji ile elde edilen görüntülerde tanısal problem yaşanmazken radyasyon dozunda %61 azalma gösterilmiştir.¹⁶⁴ Ayrıca DEBT’de oluşturulan iyot haritaları endoleak tanısı koymada faydalıdır.¹⁶⁵ Literatürde DEBT ile plaklarda bulunan yumuşak doku komponentinin karakterizasyonunun yapılabileceği bildirilmiştir, ancak bu konuda ileri çalışmalara gerek duyulmaktadır.¹⁶⁶

c.Sanal tek enerji görüntüleme:

DEBT’de değişik enerji seviyelerinde sanal tek enerjili görüntüler oluşturularak konvansiyonel polikromatik tek enerjili BT’de olduğu gibi tanı koymada kullanılabilir.^{138,167} Sanal tek enerji (VMI) ve sanal tek enerji “plus” (VMI+) görüntüler, günlük pratikte çok enerjili görüntüler gibi tanısal amaçlı kullanılmaktadır. VMI ışın sertleşmesi artefaktlarını azaltmak kontrast ve gürültü optimizasyonu sağlamak, metal artefaktlarını azaltmak ve materyal ayrımı için kullanılmaktadır.¹⁶⁸ Sanal tek enerji görüntülerin oluşturulmasında seçilecek en uygun enerji seviyesi, hasta boyutuna ve gürültü oranına göre seçilmektedir. Literatürde kontrast gürültü oranları karşılaştırıldığında, sanal tek enerji görüntüler için en uygun enerji seviyesinin 40-70 keV arasında olduğu gösterilmiştir.^{169,170} 33 keV’luk enerji seviyesinin üstündeki görüntülerde iyot kontrastında belirgin artış izlenmektedir.¹⁷¹

Sanal monokromatik imajlar DEBT verilerinden imaj-alanı ya da projeksiyon-alanı kullanılarak sentezlenebilir.

Projeksiyon-alanı kullanılan tipinde, bir vokselin E enerji seviyesindeki lineer atenüasyon faktörü iki temel materyalin kütle atenüasyon faktörlerinin lineer kombinasyonu olarak ifade edilebilir. İki temel materyalin kütle-yoğunluk haritaları ve her enerji seviyesindeki kütle atenüasyon faktörleri kullanarak monokromatik imajlar sentezlenir. Her bir materyalin kütle-yoğunluk sinogramı kalibrasyon ölçümleri kullanılarak çözülür. Kalibrasyon her bir materyal için kütle-yoğunluk bilgisi ile düşük ve yüksek enerjilerdeki data arasında ilişkiyi tespit eder. Bu işlem sırasında enerji spektrumunun ve detektörün enerji cevap yeteneğinin etkisi de dikkate alınır. Daha sonrasında her bir temel maddenin kütle-dansite haritaları tipik rekonstrüksiyon metodları kullanılarak rekonstrükte edilebilir.

İmaj-alanı tipinde monjokromatik imajlar rekonstrükte edilmiş düşük ve yüksek enerji imajları kullanılarak yaratılır. Projeksiyon-alanı tipinden farklı olarak iki temel materyalin dansite haritaları düşük ve yüksek enerjili taramalardan rekonstrükte edilen imajlardan elde edilir.

d.BTA incelemelerinde otomatik kemik çıkarma:

Kalsiyum ve iyotun atom numaraları dual enerji tekniğiyle kolayca ayrılabilirdiğinden, dual enerji algoritması kemiği tanıyıp görüntüden çıkartarak direk iyotlu kontrast madde ile dolu vasküler yapıları gösterir.¹⁷²⁻¹⁷⁴ Benzer şekilde damar duvarındaki kalsifik plakların çıkarılmasıyla maksimum intensite projeksiyonlarında lümen görüntülemesi daha net yapılabilmektedir.^{163,175}

e.Kan havuzu–perfüzyon görüntüleme:

İyot voksellerinin saptanması, iyotlu kontrast madde ile boyanan alanların renkli kodlanmasına olanak sağlar. Bu uygulama klinik pratikte, özellikle pulmoner emboliye sekonder akciğer parankiminde oluşan hipoperfüze alanlar^{176,177} (Resim 9) ve miyokard iskemisi (MI) sonucunda perfüzyonu bozulan miyokardın görüntülenmesinde kullanılmaktadır.^{178–180}



Resim 9 Akciğer parankiminde sağ ve solda emboliye ikincil oluşmuş hipoperfüze odaklar izlenmektedir.

f.Sanal kontrastsız görüntü:

İyot içeren vokseller saptandıktan sonra, iyot içeriği dokunun BT numarasından çıkarılarak sanal kontrastsız görüntüler elde edilebilir.¹⁸¹ Sanal olarak oluşturulan kontrastsız görüntülerin kalitesi yeterli olursa dinamik incelemelerden gerçek kontrastsız kesitler çıkartılarak radyasyon dozu düşürülebilir. Ayrıca dinamik olmayan tek fazlı kontrastlı incelemelerde de, kontrast tutulumu şüpheli olan lezyonları değerlendirmede kullanışlıdır.^{152,161}

Benzer şekilde kalsiyum içeren vokseller saptanarak sanal kalsiyumsuz görüntüler de elde edilebilmektedir. Bu sayede kalsifikasyonun altındaki yumuşak doku komponenti daha iyi değerlendirilir, örneğin fraktürlerde kemik iliği ödemi göstermede sanal kalsiyumsuz kesitler kullanılabilir (Resim 10).¹⁸²



Resim 10 Koronal BT, sanal kalsiyumsuz görüntüde ok ile gösterilen alanda kemik iliği ödemi görülmektedir.

g. Kardiyak ve Koroner Görüntüleme:

Kardiyak görüntülemelerde DEBT ile, adenoazin stres ile veya stressiz perfüzyon görüntülemesi, canlılık değerlendirmesi ve demir birikimi belirlemesi yapılabilmektedir. Ruzsics ve arkadaşları DEBT ile kardiyak perfüzyon ve koroner BTA incelemesini birarada yapmıştır.¹⁸³ Bu sayede koroner arter stenozu ve myokard iskemisi birlikte değerlendirilebilmektedir. Yapılan bir hayvan çalışmasında, akut MI DEBT iyot haritalama yöntemi ile değerlendirilip, histopatolojik verilerle korelasyon yapılmış, DEBT sensitivitesi %92, spesifitesi ise %80 olarak bulunmuştur.¹⁸⁴ MR kontrendikasyonu bulunan veya klostrofobi olan olgularda da DEBT ile kardiyak demir birikimi değerlendirilebilmektedir.¹⁸⁵ Koroner arter görüntülemesinde ise, plak karakterizasyonu yapılabilmekte, kalsifik plak çıkartma özelliği ile damar lümeni daha rahat değerlendirilebilmektedir. Ayrıca DEBT sanal tek enerji görüntüleme ile tek enerjili görüntülemenin karşılaştırıldığı fantom çalışmasında, DEBT'nin 70-90 ve 120 kVp'de elde edilen görüntülere kıyasla stent lümeni değerlendirmede daha iyi olduğu, daha yüksek CNR oranlarına sahip olduğu ve 'blooming' artefaktlarını azalttığı gösterilmiştir.¹⁸⁶ McMahon ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada ise koroner BTA'da, DEBT ile düşük enerji seviyelerinde iyot kontrastının arttığı görüntüler değerlendirilmede kullanılarak, verilen kontrast madde miktarında >%50 düşüş sağlanmıştır.¹⁸⁷

3.GEREÇ VE YÖNTEM

3.1 Çalışma Tasarımı ve Kapsamı

Çalışma retrospektif olarak tasarlanmış olup Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Etik Kurulu tarafından onay verilmiştir. Çalışmaya Ekim 2017-Şubat 2018 tarihleri arasında Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı'na başvurarak Dual Enerji BT anjiyografi çekilmiş, tıkalı karotis hastalığı bulunan ve stent uygulaması yapılan 13 hasta dahil edilmiştir. Dahil edilen grupta stentlenen karotis arter sayısı 16'dır.

3.2 BTA Protokolü

BTA incelemesi SOMATOM Force (Siemens Healthcare, Forchheim, Almanya) bilgisayarlı tomografi cihazıyla gerçekleştirilmiştir. Karotis stent takibinde kullanılan BTA protokolü üretici firma tarafından hazırlanmış boyun BTA protokolleri üzerinden, cihaz eğitiminden sorumlu mühendis ile tekrar oluşturulmuştur.

Hastalar gantriye öncelikle başı girecek şekilde masaya supin pozisyonda yatırılmıştır. Görüntüleme alanının belirlenmesi için anteroposterior ve lateral öncü görüntüler elde edilmiştir. Her hastaya 18-20 G intravenöz kanülden MEDRAD Stellant (Bayer HealthCare, Pensilvanya, ABD) marka otomatik enjektör kullanılarak tarama için toplamda 60 ml iyotlu kontrast madde (Optiray 350/100 ml, Tyco Healthcare, Pointe Claire, Quebec, KANADA) en az 5 ml/sn hızla verilmiştir. Kontrast enjeksiyonunu takiben %0,9'luk NaCl infüzyonu ile

yıkama yapılmıştır. Karotis BTA incelemelerinde, maksimum kontrastlanma zamanının belirlenmesinde bölümümüzde standard olarak ‘bolus tracking (bolus takibi)’ yöntemi kullanılmakta olup, eşik dansite değeri 75 HU olacak şekilde ROI (region of interest) asendan aorta üzerine yerleştirilmektedir. Görüntüleme BT cihazının Çift (Dual) Enerji fonksiyonu kullanılarak, kaudokraniyel doğrultuda gerçekleştirilmiştir. Çift enerjili BT’de iki ayrı X ışını tüpü ve iki ayrı veri toplama sistemi aynı gantride birbirine ortogonal olarak yerleşim göstermektedir. X ışını tüpleri farklı tüp potansiyellerinde çalışmaktadır (A tüpü 80 kV, B tüpü 150 kV). Görüntüleme sırasında B tüpünde Kalay filtre kullanılmıştır. Birleştirilmiş görüntüler oluşturulurken 0,7 oranı kullanılmıştır (%70 A tüpü, %30 B tüpü).

3.3 BTA Görüntü Değerlendirme

BTA değerlendirmesi Syngo Via VA30 (Siemens Healthcare, Forccheim, Almanya) yazılımı ve multimodalite iş istasyonu (MMWP, Siemens Healthcare, Forchheim, Almanya) kullanılarak sırası ile 20 ve 4 yıllık deneyime sahip iki farklı radyolog (H.K.K ve D.E.G.) tarafından gerçekleştirildi. İş istasyonlarda birleştirilmiş, sanal tek enerji (M) ve sanal tek enerji ‘‘plus’’ (M+) görüntüler yeniden yapılandırıldı. Değerlendirme için, pencere genişliği 700 pencere seviyesi 200 olacak şekilde geniş pencere aralığı kullanıldı, ancak araştırmacılar stent lümeninin en uygun şekilde değerlendirilebilmesi için gerektiğinde pencereleme ayarlarını değiştirme konusunda özgür bırakıldı. Sanal tek enerji ve sanal tek enerji ‘‘plus’’ görüntülerde 40-190 keV arasında 10 keV’luk artışlarla görüntüler

oluşturuldu. Birleştirilmiş (MIXED) görüntülerde 0,7 oranı kullanıldı (%70 A tüpü, %30 B tüpü). Her stentli damarda M ve M+ uygulamaları ile 40-190 keV arasında 10’ar artışlarla oluşturulan görüntülerde, stentli damar lümenine ve komşuluğundaki sternokleidomastoid (SCM) kasına ROI yerleştirilerek Hounsfield nitesi (HU) lm yapıldı. Stentli damarda, stentin orta kesiminden, kalsifik plak ve intimal hiperplazi bölgelerinden kaçınarak ve ROI apı damar lümeninin 2/3’n kapsayacak şekilde ölçüm yapılarak ortalama HU değeri ve gürültü (standart deviasyon) not edildi. Aynı şekilde SCM kasına ortalama çapı 0,2cm² olacak şekilde yerleştirilen ROI’den ortalama HU değeri not edildi. Sinyal-gürültü oranı $SNR = HU_{lümen} / HU_{gürültü}$, kontrast-gürültü oranı ise $CNR = (HU_{lümen} - HU_{kas}) / HU_{gürültü}$ olacak şekilde hesaplandı. Sanal tek enerji ve sanal tek enerji “plus” görüntüler tüm enerji seviyelerinde değerlendirilerek en yüksek CNR ve SNR oranını veren enerji seviyesi belirlendi. En yüksek CNR ve SNR oranını veren sanal tek enerji, sanal tek enerji “plus” görüntülerdeki oranlar ve birleştirilmiş görüntünün CNR ve SNR oranları karşılaştırıldı. Lmenin izlenebilirliği ve görüntü kalitesi açısından SNR ve CNR oranları en iyi olarak belirlenen M, M+ ve MIXED görüntüler iki radyolog tarafından değerlendirildi ve en iyisi 1, en kötüsü 3 olacak şekilde sıralandı. İki radyolog değerlendirmeyi görüntülerin hangisi olduğunu bilmeden, farklı zamanlarda, birbirinden bağımsız olarak gerçekleştirdi.

3.4 İstatiksel Analiz

Verilerin analizi için Statistical Package for the Social Sciences (IBM, SPSS Inc, 21. versiyon, Chicago, IL) istatistik programı kullanıldı. Tanımlayıcı veriler ortalama, median, standart sapma ve yüzdeler olarak verildi. Örneklem sayısının düşük olması nedeniyle nonparametrik testler kullanıldı Grup içi tekrarlayan ölçümler için Friedman testi, farkın hangi ölçümden kaynaklandığını bulmak için yapılan ikili eşleştirmelerde Wilcoxon testi kullanıldı. Kategorik verilerin karşılaştırılmasında Ki Kare testi, korelasyon analizleri için ise Spearman Rho analizi yapıldı. Elde edilen r değerleri için $r < 0,2$ korelasyon yok; $0,2-0,4$ hafif korelasyon; $0,4-0,6$ orta derecede korelasyon; $0,6-0,8$ yüksek korelasyon; $> 0,8$ ise çok yüksek korelasyon şeklinde sınıflandırıldı. Güven aralığı % 95 ve p 0,05 değeri istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

4.BULGULAR

4.1 Demografik ve Klinik Veriler

Çalışmamıza yaşları 55 ile 79 arasında değişen ve ortalama 69,4 olan toplam 13 erkek hastada, 16 stent yerleştirilmiş karotis arter dahil edilmiştir. Karotis arterlerin 8'inde (%50) stent sağ tarafta yerleşimli iken, 8'inde (%50) sol taraftaydı.

Karotis arterlerin 5'inde (%31,3) Protege®, 4'ünde (%25,0) Wallstent®, 1'inde (%6,3) Precise® ve 1'inde (%6,3) Nitinol® marka stent sistemi kullanılıyordu. 5'inde (%31) retrospektif verilerden stent markasına ulaşılamadı. Stentlerin 4 tanesi son 6 ay içinde, 3 tanesi 6-12 ay önce, 5 tanesi ise ≥ 2 yıl önce yerleştirilmiştir. 4 hastada stent yerleştirilme tarihine retrospektif verilerden ulaşılamamıştır. Verilen radyasyon dozu (CTDI) en yüksek 34,4 mGy en düşük 15,2 mGy ortalama 19,3 mGy olarak hesaplandı.

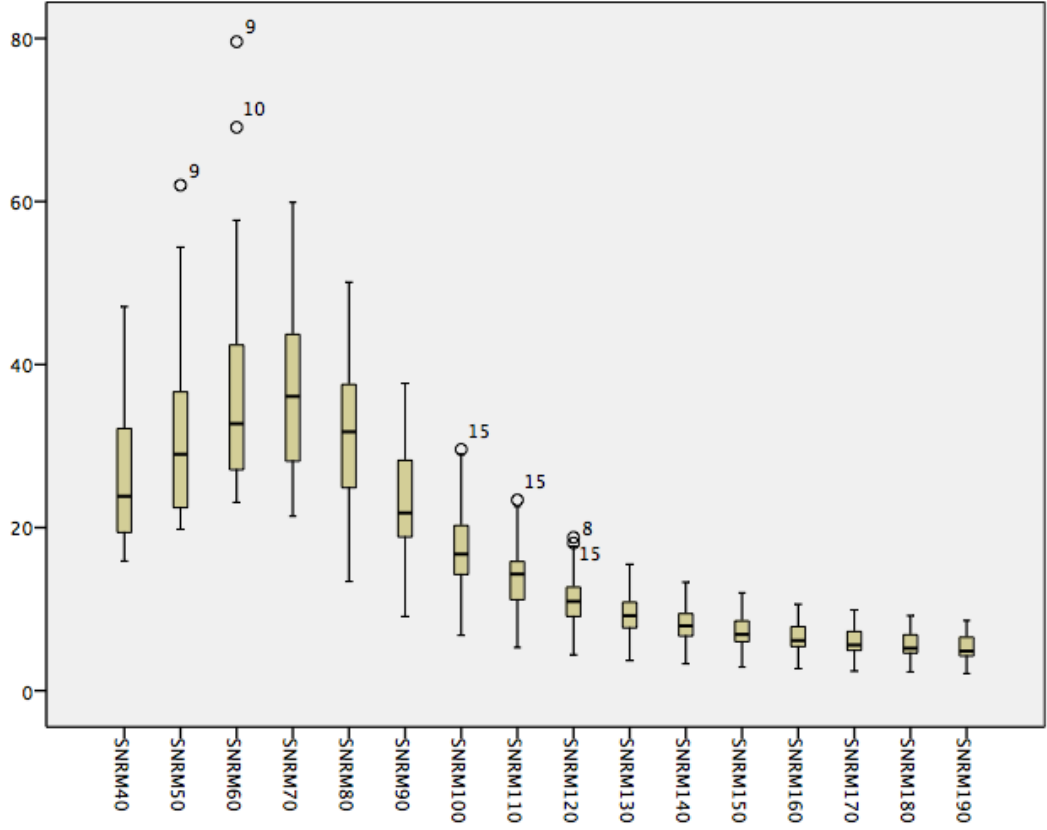
4.2. Sinyal Gürültü Oranı (SNR: *Signal-to-noise ratio*)

Sanal tek enerji imajlarda, farklı enerji seviyelerinde ölçümlere ait SNR M (Sinyal gürültü oranı – sanal tek enerji) değerleri **Tablo 3**'te verilmiştir. Ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0,001$). SNR M median değerine göre en yüksek 70 keV'de bulunmuştur. Farkın hangi gruptan kaynaklandığını bulmak için yapılan ikili eşleştirmelerde 60 keV ile 70 keV arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır ($p=0,423$). Bunun dışında diğer tüm ikili eşleştirmelerde istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmıştır (hepsi için $p<0,001$). SNR-M dağılımları **Şekil 8**'de gösterilmiştir.

Tablo 3 Sinyal gürültü oranı - M değerlerine göre tanımlayıcı veriler

Değişkenler	Ort.	Standart Sapma	Min.	Maks.	Yüzdeler		
					25	Median	75
SNR M 40keV	27,094	10,1324	15,9	47,1	18,850	23,850	33,575
SNR M 50keV	32,400	13,1186	19,8	62,0	22,175	29,000	37,125
SNR M 60keV	38,706	16,5072	23,1	79,6	27,000	32,750	43,500
SNR M 70keV	37,806	11,9376	21,4	59,9	28,075	36,100	43,950
SNR M 80keV	31,006	9,2701	13,4	50,1	24,750	31,750	37,925
SNR M 90keV	23,444	7,8930	9,1	37,7	18,375	21,800	28,725
SNR M 100keV	17,781	6,4875	6,8	29,6	13,825	16,750	20,425
SNR M 110keV	14,106	5,1764	5,3	23,4	10,875	14,300	15,925
SNR M 120keV	11,294	4,1459	4,4	18,8	8,950	10,950	12,750
SNR M 130keV	9,513	3,4746	3,7	15,5	7,650	9,200	10,875
SNR M 140keV	8,256	2,9541	3,3	13,3	6,700	7,950	9,475
SNR M 150keV	7,319	2,6332	2,9	12,0	5,950	6,900	8,575
SNR M 160keV	6,600	2,3189	2,7	10,6	5,350	6,150	7,875
SNR M 170keV	6,044	2,1213	2,4	9,9	4,925	5,600	7,275
SNR M 180keV	5,631	1,9517	2,3	9,2	4,550	5,200	6,875
SNR M 190keV	5,294	1,8423	2,1	8,6	4,225	4,850	6,575

* Grup içinde tekrarlayıcı ölçümler için Friedman Analizi yapılmıştır. Farkın hangi ölçümlerden kaynaklandığını bulmak için yapılan ikili analizlerde de Wilcoxon testi kullanılmıştır.



Şekil 8 Sinyal Gürültü Oranı – M

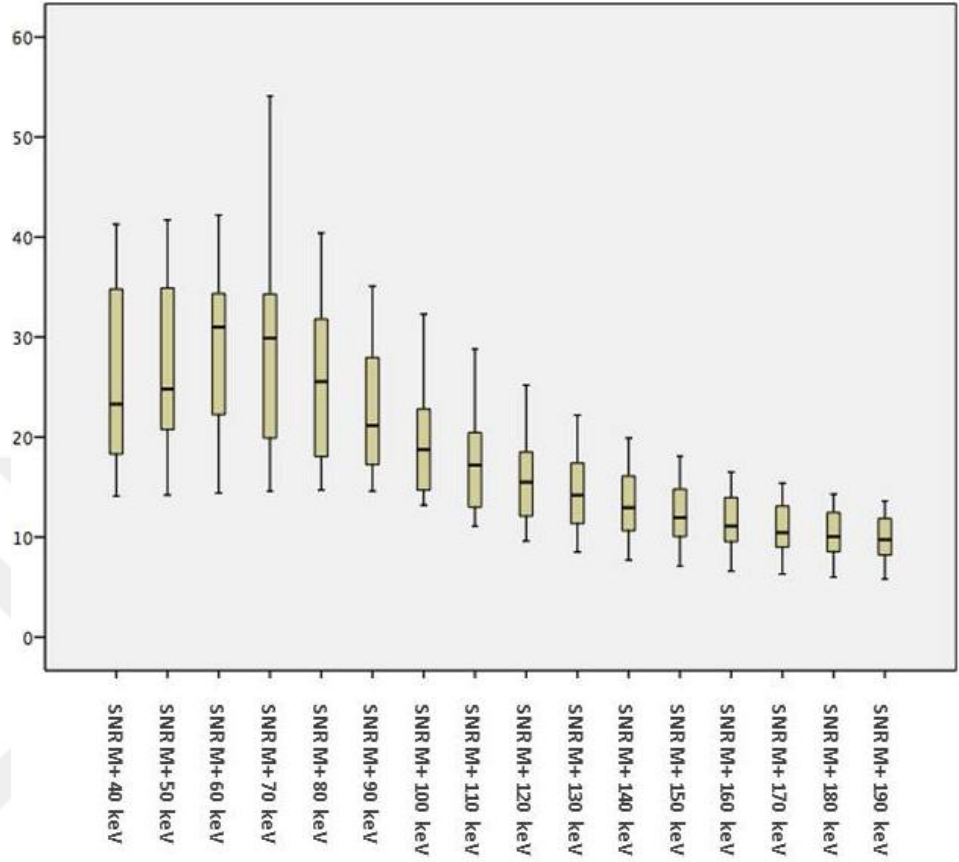
°8,910,15, uç değerleri temsil etmektedir.

Sanal tek enerji “plus” imajlarda, farklı enerji seviyelerinde ölçümlere ait SNR M+ (Sinyal gürültü oranı – sanal tek enerji “plus”) değerleri **Tablo 4**’te verilmiştir. Ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p < 0,001$). SNR M+ median değerine göre en yüksek 60 keV’de bulunmuştur. Farkın hangi gruptan kaynaklandığını bulmak için yapılan ikili eşleştirmelerde 40 keV ile 50 keV, 50 keV ile 60 keV ve 60 keV ile 70 keV arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır (sırasıyla $p = 0,292$; $p = 0,798$; $p = 0,569$). Bunun dışında diğer tüm ikili eşleştirmelerde istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmıştır (hepsi için $p < 0,001$). SNR M+ dağılımları **Şekil 9**’da gösterilmiştir.

Tablo 4 Sinyal gürültü oranı M + değerlerine göre tanımlayıcı veriler

Değişkenler	Ort.	Standart Sapma	Min.	Maks.	Yüzdelere		
					25	Median	75
SNR M+ 40keV	25,663	9,0561	14,1	41,3	18,250	23,300	35,000
SNR M+ 50keV	26,725	8,2656	14,2	41,7	20,225	24,800	34,950
SNR M+ 60keV	28,281	8,6249	14,4	42,2	21,625	31,000	34,375
SNR M+ 70keV	28,850	10,7497	14,6	54,1	19,850	29,900	34,450
SNR M+ 80keV	25,406	7,8140	14,7	40,4	17,375	25,550	32,150
SNR M+ 90keV	22,581	6,4831	14,6	35,1	17,125	21,150	28,875
SNR M+ 100keV	19,669	5,5787	13,2	32,3	14,650	18,750	23,950
SNR M+ 110keV	17,413	4,9897	11,1	28,8	12,600	17,200	20,775
SNR M+ 120keV	15,625	4,5145	9,6	25,2	11,750	15,500	18,600
SNR M+ 130keV	14,200	4,0746	8,5	22,2	11,125	14,200	17,400
SNR M+ 140keV	13,069	3,7354	7,7	19,9	10,525	12,950	16,200
SNR M+ 150keV	12,119	3,4104	7,1	18,1	10,025	11,950	14,900
SNR M+ 160keV	11,331	3,1436	6,6	16,5	9,525	11,100	13,975
SNR M+ 170keV	10,725	2,9359	6,3	15,4	9,000	10,450	13,100
SNR M+ 180keV	10,225	2,7606	6,0	14,3	8,525	10,050	12,475
SNR M+ 190keV	9,794	2,5945	5,8	13,6	8,150	9,750	11,875

** Grup içinde tekrarlayıcı ölçümler için Friedman Analizi yapılmıştır. Farkın hangi ölçümlerden kaynaklandığını bulmak için yapılan ikili analizlerde de Wilcoxon testi kullanılmıştır.*



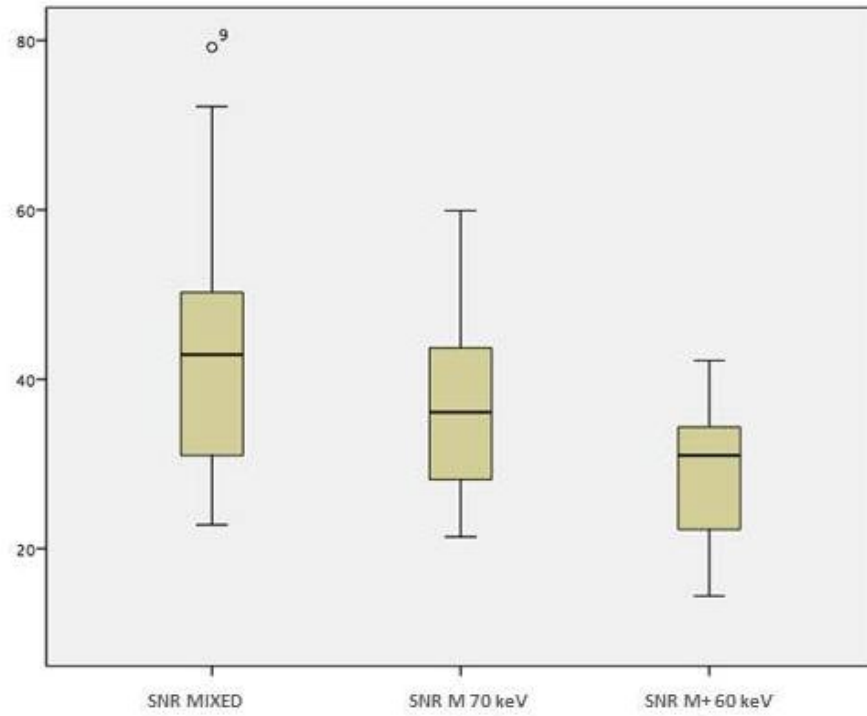
Şekil 9 Sinyal Gürültü Oranı M+

Elde edilen en yüksek SNR M ve SNR M+ değerlerinin SNR MIXED (birleştirilmiş görüntü) değeri ile karşılaştırılması **Tablo 5** ve **Şekil 10**'da verilmiştir. Değişkenler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmıştır ($p < 0,001$). Farkın hangi gruptan kaynaklandığını bulmak için yapılan ikili analizlerde SNR MIXED değeri, SNR M+60 değerinden anlamlı şekilde daha yüksek iken ($p = 0,002$), SNR MIXED ve SNR M70 arasında anlamlı fark saptanmadı ($p = 0,098$). SNR M70 değeri ise SNR M+60 değerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksekti ($p = 0,004$).

Tablo 5 En yüksek SNR M ve SNR M+ değerlerinin SNR MIXED değer ile karşılaştırılması

Değişkenler	Ort.	Standart Sapma	Min.	Maks.	Yüzdelere		
					25	Median	75
SNR Mixed	43,844	15,6144	22,8	79,2	30,900	42,900	50,675
SNR M 70 keV	37,806	11,9376	21,4	59,9	28,075	36,100	43,950
SNR M+ 60 keV	28,281	8,6249	14,4	42,2	21,625	31,000	34,375

* Grup içinde tekrarlayıcı ölçümler için Friedman Analizi yapılmıştır. Farkın hangi ölçümlerden kaynaklandığını bulmak için yapılan ikili analizlerde de Wilcoxon testi kullanılmıştır.



Şekil 10 En yüksek SNR M 70 keV ve M+ 60 keV değerlerinin SNR MIXED değeri ile karşılaştırılması

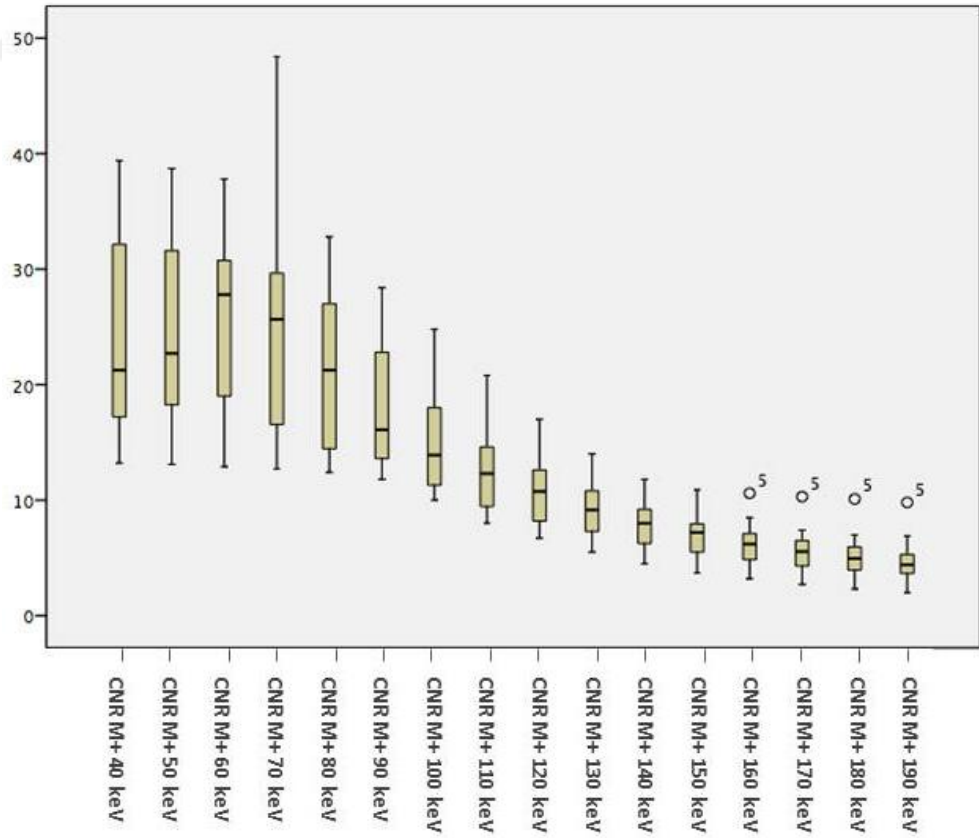
°9, uç değeri temsil etmektedir

Tablo 6 Kontrast gürültü oranı M değerlerine göre tanımlayıcı veriler

Değişkenler	Ort.	Standart Sapma	Min.	Maks.	Yüzdelere		
					25	Median	75
CNR M 40keV	25,556	9,9148	14,9	44,1	17,300	22,600	32,225
CNR M 50keV	29,906	12,5955	17,4	58,6	19,875	26,800	34,625
CNR M 60keV	34,644	15,4588	19,8	73,2	23,525	29,400	39,025
CNR M 70keV	32,513	10,7984	18,1	53,1	24,225	30,850	38,200
CNR M 80keV	25,438	7,8529	10,7	40,4	19,775	26,800	30,500
CNR M 90keV	18,244	6,3089	6,8	29,2	14,025	17,350	22,225
CNR M 100keV	13,019	4,8528	4,7	22,9	10,000	12,550	15,175
CNR M 110keV	9,675	3,6189	3,4	17,1	7,475	9,900	11,675
CNR M 120keV	7,194	2,6456	2,6	13,0	5,800	7,250	8,375
CNR M 130keV	5,606	2,0280	2,0	10,1	4,725	5,750	6,750
CNR M 140keV	4,494	1,6184	1,6	8,1	3,825	4,550	5,350
CNR M 150keV	3,650	1,3282	1,2	6,6	3,125	3,700	4,200
CNR M 160keV	3,025	1,1234	1,0	5,5	2,550	3,000	3,600
CNR M 170keV	2,544	,9973	,8	4,7	2,150	2,550	3,075
CNR M 180keV	2,175	,9277	,7	4,1	1,650	2,050	2,775
CNR M 190keV	1,863	,8663	,6	3,5	1,175	1,750	2,400

** Grup içinde tekrarlayıcı ölçümler için Friedman Analizi yapılmıştır. Farkın hangi ölçümlerden kaynaklandığını bulmak için yapılan ikili analizlerde de Wilcoxon testi kullanılmıştır.*

CNR M+ (Kontrast gürültü oranı – sanal tek enerji ‘‘plus’’) değerlerine ait tanımlayıcı değerler **Tablo 7**'de verilmiştir. Ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0,001$). CNR M+ median değerine göre en yüksek 60 keV'de bulunmuştur. Farkın hangi gruptan kaynaklandığını bulmak için yapılan ikili eşleştirmelerde 40 keV ile 50 keV, 50 keV ile 60 keV ve 60 keV ile 70 keV arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır (sırasıyla $p=0,959$; $p=0,569$; $p=0,170$). Bunun dışında diğer tüm ikili eşleştirmelerde istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmıştır (70 keV-80 keV için $p=0,001$; 80 keV-90 keV için $p=0,004$; bunun dışında hepsi için $p<0,001$). CNR M+ dağılımları **Şekil 12**'de gösterilmiştir.



Şekil 12 Kontrast Gürültü Oranı M + $\sigma 5$, uç değeri temsil etmektedir.

Tablo 7 Kontrast gürültü oranı M+ değerlerine göre tanımlayıcı veriler

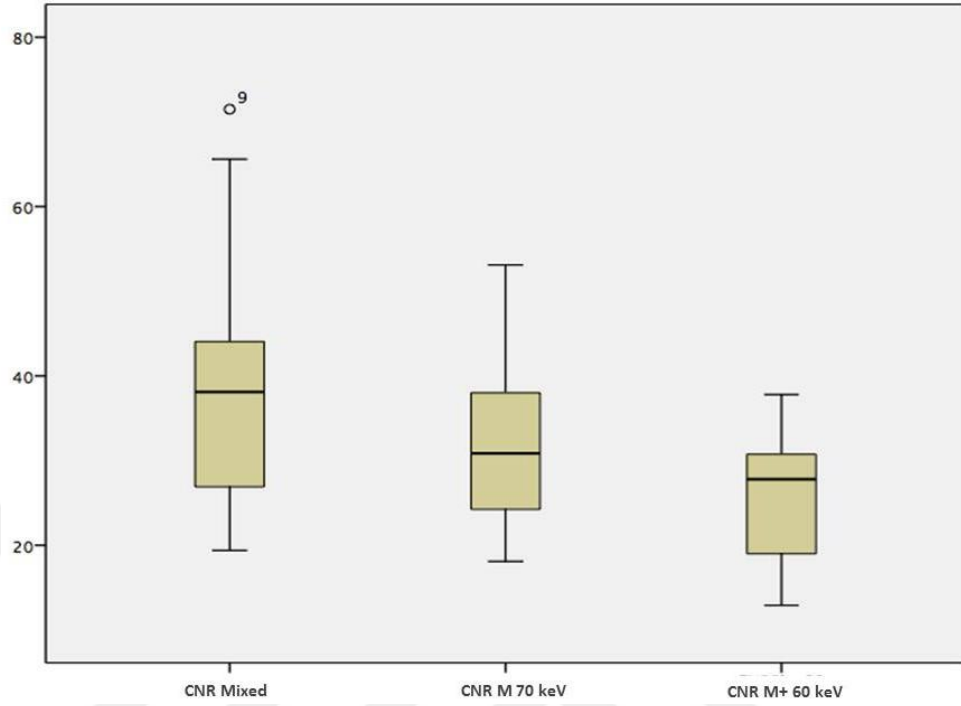
Değişkenler	Ort.	Standart Sapma	Min.	Maks.	Yüzdelere		
					25	Median	75
CNR M+ 40keV	24,006	8,6311	13,2	39,4	17,000	21,250	32,525
CNR M+ 50keV	24,456	7,7497	13,1	38,7	17,775	22,700	31,750
CNR M+ 60keV	25,181	8,0118	12,9	37,8	18,450	27,800	31,125
CNR M+ 70keV	24,875	9,7619	12,7	48,4	16,425	25,650	29,775
CNR M+ 80keV	21,056	6,8006	12,4	32,8	14,175	21,250	27,200
CNR M+ 90keV	17,888	5,3003	11,8	28,4	13,550	16,100	23,100
CNR M+ 100keV	14,850	4,2422	10,0	24,8	11,250	13,900	18,700
CNR M+ 110keV	12,456	3,4664	8,0	20,8	9,425	12,300	14,900
CNR M+ 120keV	10,581	2,8522	6,7	17,0	7,900	10,750	12,700
CNR M+ 130keV	9,094	2,4093	5,5	14,0	6,900	9,150	10,900
CNR M+ 140keV	7,900	2,1185	4,5	11,8	5,975	8,000	9,300
CNR M+ 150keV	6,956	1,9225	3,7	10,9	5,350	7,200	7,975
CNR M+ 160keV	6,206	1,8109	3,2	10,6	4,825	6,200	7,150
CNR M+ 170keV	5,594	1,8068	2,7	10,3	4,250	5,550	6,650
CNR M+ 180keV	5,100	1,8096	2,3	10,1	3,925	4,950	6,175
CNR M+ 190keV	4,681	1,8335	2,0	9,8	3,625	4,400	5,500

* Grup içinde tekrarlayıcı ölçümler için Friedman Analizi yapılmıştır. Farkın hangi ölçümlerden kaynaklandığını bulmak için yapılan ikili analizlerde de Wilcoxon testi kullanılmıştır.

Elde edilen en yüksek CNR M ve M+ değerlerinin CNR MIXED (birleştirilmiş görüntü) değer ile karşılaştırılması **Tablo 8** ve **Şekil 13**'te verilmiştir. Ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmıştır ($p=0,002$). CNR MIXED değeri CNR M 70 keV ve CNR M+ 60 keV değerlerine göre istatistiksel olarak daha yüksekti (sırasıyla $p=0,049$ ve $p=0,003$). Ayrıca CNR M+ 60 keV değeri, CNR M 70 keV değerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksekti ($p=0,014$).

Tablo 8 Elde edilen en yüksek CNR M ve M+ değerlerinin CNR MIXED değer ile karşılaştırılması

Değişkenler	Ort.	Standart Sapma	Min.	Maks.	Yüzdelere		
					25	Median	75th
CNR Mixed	38,700	14,5070	19,4	71,5	26,650	38,100	44,075
CNR M 70keV	32,513	10,7984	18,1	53,1	24,225	30,850	38,200
CNR M+ 60keV	25,181	8,0118	12,9	37,8	18,450	27,800	31,125



Şekil 13 En yüksek CNR M ve M+ değerlerinin CNR MIXED değer ile karşılaştırılması

°9, uç değeri temsil etmektedir.

4.4 Korelasyon Analizleri

Verilere ait korelasyon analizleri **Tablo 9**'da gösterilmiştir. SNR M 70keV ile CNR M 70keV arasında ($r=0,993$; $p<0,001$), SNR M+ 60keV ile CNR M+ 60keV arasında ($r=0,999$; $p<0,001$) ve SNR MIXED ile CNR MIXED arasında ($r=0,985$; $p<0,001$) çok yüksek düzeyde anlamlı pozitif bir korelasyon saptanmıştır. Yani SNR M 70keV arttıkça, SNR M 70keV artmaktadır. Benzer şekilde SNR M+ 60keV arttıkça, CNR M+ 60keV artmaktadır. Yine, SNR MIXED arttıkça CNR MIXED artmaktadır. Boyun çapı ve yaş ile CNR ve SNR arasında korelasyon bulunamamıştır. Radyasyon dozu ile boyun çapı, SNR ve CNR arasında korelasyon bulunamamıştır.

Tablo 9 Spearman's Rho Korelasyon Analizleri

<u>Değişkenler</u>	<u>Korelasyon</u> <u>p değeri</u>	<u>Yaş</u>	<u>Boyun</u> <u>Cap</u>	<u>SNR M</u> <u>70keV</u>	<u>CNR M</u> <u>70keV</u>	<u>SNR M+</u> <u>60keV</u>	<u>CNR</u> <u>M+60</u>	<u>SNR</u> <u>MIXED</u>	<u>CNR</u> <u>MIXED</u>	<u>Doz</u> <u>CTDI</u>
<u>Yaş</u>	Correlation Coefficient	1,000	,202	-,477	-,493	-,068	-,084	-,252	-,337	,003
	Sig (2-tailed)	.	,454	,061	,052	,802	,758	,347	,202	,991
<u>Boyun</u> <u>Cap</u>	Correlation Coefficient	,202	1,000	-,415	-,460	,185	,182	,111	,019	,323
	Sig (2-tailed)	,454	.	,110	,073	,492	,501	,682	,943	,223
<u>SNR M</u> <u>70keV</u>	Correlation Coefficient	-,477	-,415	1,000	,993**	,352	,362	,260	,328	-,317
	Sig (2-tailed)	,061	,110	.	,000	,182	,168	,330	,214	,232
<u>CNR M</u> <u>70keV</u>	Correlation Coefficient	-,493	-,460	,993**	1,000	,344	,355	,276	,350	-,350
	Sig (2-tailed)	,052	,073	,000	.	,192	,178	,300	,184	,184
<u>SNR M+</u> <u>60keV</u>	Correlation Coefficient	-,068	,185	,352	,344	1,000	,999**	,165	,191	-,168
	Sig (2-tailed)	,802	,492	,182	,192	.	,000	,542	,478	,535
<u>CNR M+</u> <u>keV60</u>	Correlation Coefficient	-,084	,182	,362	,355	,999**	1,000	,177	,203	-,157
	Sig (2-tailed)	,758	,501	,168	,178	,000	.	,513	,450	,563
<u>SNR</u> <u>MIXED</u>	Correlation Coefficient	-,252	,111	,260	,276	,165	,177	1,000	,985**	-,399
	Sig (2-tailed)	,347	,682	,330	,300	,542	,513	.	,000	,126
<u>CNR</u> <u>MIXED</u>	Correlation Coefficient	-,337	,019	,328	,350	,191	,203	,985**	1,000	-,469
	Sig (2-tailed)	,202	,943	,214	,184	,478	,450	,000	.	,067
<u>Doz</u> <u>CTDI</u>	Correlation Coefficient	,003	,323	-,317	-,350	-,168	-,157	-,399	-,469	1,000
	Sig (2-tailed)	,991	,223	,232	,184	,535	,563	,126	,067	.
** . Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).										

4.5 Radyologlar Arası Uyumun Değerlendirilmesi

Yirmi yıllık deneyimli (R1) (H.K.K) ve 4. yıl asistanı (R2) (D.E.G.) iki farklı radyoloğun kantitatif ölçümlerde SNR ve CNR oranları en iyi olarak belirlenen Monoenerji 70 keV, Monoenerji “plus” 60 keV ve birleştirilmiş görüntülerin herbir olgu için subjektif değerlendirmesi ile en iyiden kötüye sıralanması (1.,2.,3.) yapılmış ve karşılaştırılmıştır (Tablo 10).

Kıdemli radyoloji uzmanı 16 olgudan 11’inde (%68,75), radyoloji asistanı ise 16 olgudan 10’unda (%62,5) birinci sıraya birleştirilmiş görüntüleri koymuştur. Her iki radyoloğun sırlama grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır (hepsi için $p>0,05$).

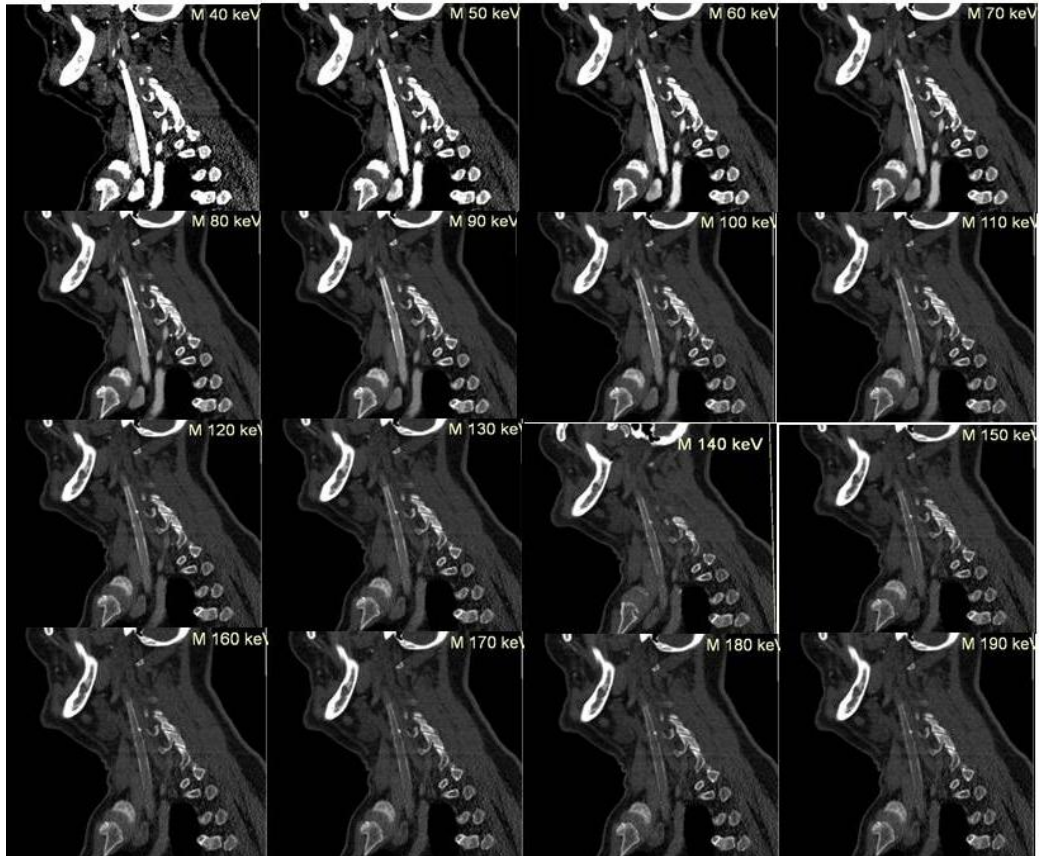
Tablo 10 Görüntü kalitesi açısından iki radyoloğun değerlendirmesi

Değişkenler n, (%)	R1	R2	P değeri
M 70			
- 1	2 (12,50)	1 (6,25)	0,819
- 2	7 (43,75)	8 (50,00)	
- 3	7 (43,75)	7 (43,75)	
M+ 60			
- 1	3 (18,75)	5 (31,25)	0,716
- 2	7 (43,75)	6 (37,50)	
- 3	6 (37,50)	5 (31,25)	
MIXED			
- 1	11(68,75)	10 (62,50)	0,909
- 2	2 (12,50)	2 (12,50)	
- 3	3 (18,75)	4 (25,00)	

* Kategorik verilerin karşılaştırması için Ki Kare testi kullanılmıştır.

4.6 Dual Enerji BT, Sanal Tek Enerji ve Sanal Tek Enerji “plus” Görüntü Örnekleri

Dual enerji BT ile oluşturulan M ve M+ görüntülerin 40-190 keV enerji seviyelerinde 10’ar artışla, pencere genişliği 750 HU, pencere seviyesi 250 HU olacak şekilde ayarlanmış sagital-oblik reformat görüntüler sırasıyla Resim 11 ve 12’de gösterilmiştir. Hem M, hem de M+ görüntülerde düşük keV seviyelerinde iyot kontrastının ve gürültünün belirgin arttığı, 110 keV ve daha yüksek keV değerlerinde ise iyotun seçilebilirliğinin oldukça azaldığı ve 190 keV’a yaklaştıkça lümen kontrastlanmasının intimal hiperplaziden ayırt edilemediği izlenmektedir.



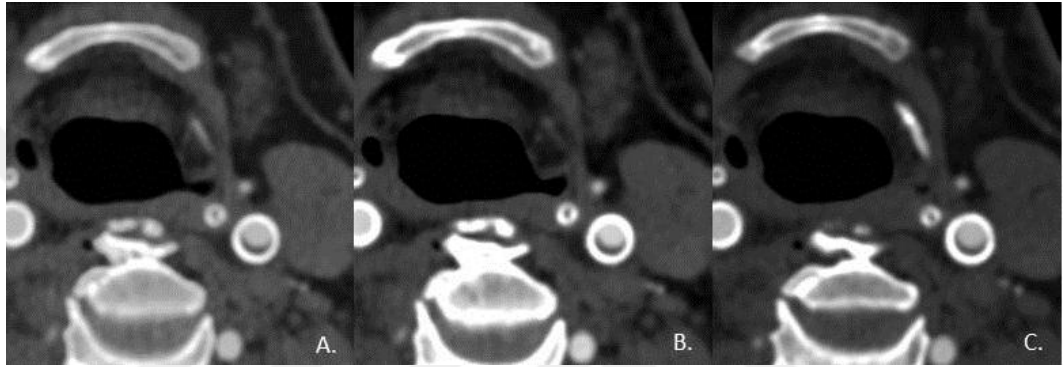
Resim 11 Sanal tek enerji görüntüler, sagital-oblik reformat: 65 yaşında erkek hasta, 60-70 ve 80 keV görüntülerde seçilebilirliği belirginleşen intimal hiperplazi izlenmektedir.



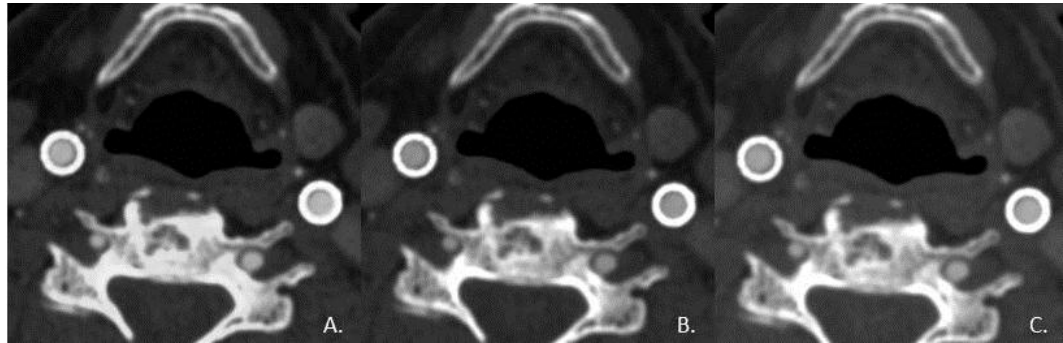
Resim 12 Sanal tek enerji “plus” görüntüler, sagittal-oblik reformat: 65 yaşında erkek hasta, 60-70 ve 80 keV görüntülerde seçilebilirliği belirginleşen intimal hiperplazi izlenmektedir.

Resim 13 ve 14’te iki farklı hastanın, MIXED, M 70 keV ve M+ 60 keV görüntülerde aksiyel BT kesitleri gösterilmiştir. Resim 13’te 65 yaşında erkek hastaya ait aksiyel BT görüntüleri izlenmektedir. Bu olguda sol ana karotis arterde SNR ve CNR sırası ile MIXED için, **47** ve **41,4**, M70 keV için **40,3** ve **34,4**, M+60 keV için ise **14,4** ve **12,9** olarak hesaplanmıştır. Resim 14’te 63 yaşında erkek hastaya ait aksiyel BT görüntüleri izlenmektedir, bu olguda sağ ana karotis arterde SNR ve CNR sırası ile MIXED için **79,2** ve **71,5**, M 70 keV için **54,8** ve **48,6**, M+ 60 keV için **30,3** ve **27,8** olarak hesaplanmıştır. Sol ana karotis arterde

ise SNR ve CNR sırası ile MIXED için 72,2 ve 65,6 M 70 keV için 59,9 ve 53,1, M+ 60 keV için 40,3 ve 37,1 olarak hesaplanmıştır. Her iki olguda da SNR ve CNR değerleri MIXED görüntülerde en yüksektir.



Resim 13 65 yaşında erkek hasta, aksiyel BT kesitinde A. MIXED, B. M 70keV ve C. M + 60 keV görüntüleri izlenmektedir. Sol ana karotis arter yerleşimli stent lümeninde intimal hiperplazi saptanmıştır.



Resim 14 63 yaşında erkek hasta, aksiyel BT kesitinde A. MIXED, B. M 70keV ve C. M + 60 keV görüntüleri izlenmektedir. Her iki ana karotis arter yerleşimli stent lümeninde intimal hiperplazi saptanmıştır.

5.TARTIŞMA

İnme, aterosklerozun en önemli komplikasyonlarından biri olup ve günümüzde ölümlerin kardiyak hastalıklar ve kanserden sonra 3. nedenidir. En yüksek inme riski İKA darlığı ile ilişkilidir. İKA darlığının tedavisinde medikal yöntem ve cerrahinin yanısıra günümüzde endovasküler tedavi de sıklıkla kullanılmaya başlanmıştır. Stent tedavisindeki bu artış stentli hastaların takibi için kullanılacak radyolojik yöntem seçimini de önemli hale getirmiştir. Çalışmamızda dual enerji BTA anjiyografi ile oluşturulan sanal tek enerji, sanal tek enerji “plus” ve birleştirilmiş görüntülerin stent takibinde etkinliklerinin karşılaştırılması amaçlanmıştır.

Dual Enerji BT iki ayrı foton spektrumunu kullanan BT yöntemi olup literatürde spektral BT olarak da adlandırılmaktadır. Dual enerji tekniği 1970’lerde tartışılmaya başlanmıştır. Ancak o dönemde düşük kV görüntülerdeki yüksek gürültü oranı ve veri toplamanın uzun sürmesi kullanımını kısıtlamıştır.¹³²⁻¹³³ Günümüzde BT teknolojisindeki görece yeni gelişmeler, iki farklı enerji seviyesinden gelen verilerin hızlı ve eşzamanlı olarak toplanmasına imkan vermekte, diğer bir problem olarak karşımıza çıkan görüntüdeki gürültü ise geliştirilmiş iteratif rekonstrüksiyon teknikleri ile azaltılmaktadır. Bu sayede klinik pratikte dual enerji BT daha yaygın kullanılmaya başlanmıştır. DEBT’de değişik enerji seviyelerinde sanal tek enerjili görüntüler oluşturularak konvansiyonel polikromatik tek enerjili BT’de olduğu gibi tanı koymada kullanılabilir. 40-70 keV düzeylerinde oluşturulan görüntülerde iyot kontrastının

en yüksek olduğu gösterilmiştir.^{169,170} Sanal tek enerji “plus” görüntülerde ise, düşük keV görüntülerdeki yüksek kontrast sinyali ile, gürültünün en düşük olduğu keV’teki görüntüler birleştirilmektedir. Böylece standart sanal tek enerji yönteminde karşılaşılan gürültü problemi ortadan kaldırılmakta bu sayede yüksek kontrast gürültü oranına sahip görüntüler elde edilmektedir.²¹ Birleştirilmiş görüntüler 80 kVp A tüpü ile 150 kVp, Kalay filtre içeren B tüpünden gelen bilgilerin, üretici firma mühendisinin önerisi ile, daha iyi anjiyografik değerlendirme için 0,7 oranında (%70 A tüpü, %30 B tüpü) birleştirilmesi ile elde edilmiştir.

Çalışmamıza 3’ünde her iki karotis arterinde de stent bulunan 13 erkek hasta ve toplamda 16 stentli damar dahil edilmiştir. Hastaların yaş ortalaması 69,4 olarak hesaplanmıştır. Literatürde yapılan EVA 3S ve CREST gibi çok merkezli çalışmalarda da KAS işlemi yapılan hasta popülasyonun çoğunluğunu erkek hastalar oluşturmakta olup (sırası ile %72,4 ve %63,9) yaş ortalamaları da hasta grubumuzla benzerdir (sırası ile 69,1 ve 68,9).^{75,188} Karotis aterosklerozu prevalansını ortaya koyma amacıyla Prati ve arkadaşları ile Fabris ve arkadaşları’ nın yaptığı çalışmalarda özellikle 5.ve 6. dekatlarda tıkalı karotis hastalığı prevalansının erkeklerde kadınlara kıyasla daha yaygın olduğu gösterilmiştir.

Monoenerji, monoenerji “plus” görüntülerde değişik enerji seviyelerinde yapılan SNR ölçümleri karşılaştırıldığında sanal tek enerjide 70 keV, sanal tek enerji “plus”ta ise 60 keV’ta en iyi SNR elde edilmiştir. Literatürde de servikal, kraniyel, alt ekstremit, abdominal ve pulmoner BTA

incelemelerinde monoenerji görüntüde en iyi SNR bizim çalışmamızla da uyumlu olarak 70 keV'ta bulunmuştur.¹⁸⁹⁻¹⁹¹ Apfalter ve arkadaşları pulmoner BTA'da dual enerji BT ile elde edilmiş sanal tek enerji görüntüleri, polienerji 120 kVp'de elde edilmiş görüntülerle karşılaştırılmış ve gürültünün artış göstermesine rağmen damar lümenindeki atenüasyon artışının fazla olmasıyla SNR'ın sanal tek enerji 70 keV'ta arttığını ortaya koymuştur.¹⁹¹ Literatürde sanal tek enerji "plus" ile yapılmış benzer çalışma bulunmamaktadır ancak Grant ve arkadaşlarının yaptığı fantom çalışmasında sanal tek enerji "plus" görüntülemde gürültünün en az, kontrast çözünürlüğünün ise en yüksek olduğu enerji seviyeleri 60-70 keV olarak belirtilmiştir.¹⁹² Çalışmamızda M+ için en yüksek median değer 60 keV'ta bulunmasına rağmen, 40-50, 50-60 ve 60-70 keV arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır. Bunun nedeni M+ görüntülerde, gürültünün en düşük olduğu enerji seviyesinde neredeyse sabitlenmesi ve değişen enerji seviyelerinden gürültüden çok iyot kontrastının etkilenmesi gösterilebilir. Bu nedenle 70 keV altındaki tüm enerji seviyelerinde M ve M+ görüntülerde iyot kontrastı artarken, M'de gürültü M+'ya göre daha çok artar. En yüksek SNR'ın elde edildiği M 70keV ve M+ 60 keV'taki oranlar birbirleri ve birleştirilmiş görüntüler ile karşılaştırıldığında ise, birleştirilmiş görüntüdeki SNR değerinin en yüksek olduğu ancak, M+ 60 keV'tan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksekken, M 70 keV ile aralarında anlamlı fark bulunmadığı görülmüştür. Literatürde bu üç görüntüyü SNR açısından karşılaştıran çalışma bulunmamaktadır. Yu ve arkadaşlarının yaptığı fantom çalışmasında DEBT ile 80-120 ve 140 kV'ta oluşturulan tek enerjili görüntüler, çift enerjili birleştirilmiş

görüntüler ile karşılaştırılmıştır. Fantom büyüklüğü arttıkça, 80 kV'ta ve çift enerjili görüntüde A tüpü (80 kV) fraksiyonu arttıkça gürültünün düştüğü ve iyot kontrastının arttığı belirtilmiştir.¹⁹³ Bizim çalışmamızda da A tüpü fraksiyonu %70 olarak kullanılmıştır.

Sanal tek enerji ve sanal tek enerji “plus” görüntülerde değişik enerji seviyelerinde yapılan CNR ölçümleri karşılaştırıldığında, SNR ile benzer olarak sanal tek enerjide 70 keV, sanal tek enerji “plus”ta ise 60 keV'ta en iyi CNR elde edilmiştir. M için 60-70 keV'ta ve M+ için SNR ile benzer şekilde, 40-50, 50-60 ve 60-70 keV arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır. En yüksek CNR'ın elde edildiği M 70keV ve M+ 60 keV'taki oranlar birbirleri ve birleştirilmiş görüntüler ile karşılaştırıldığında ise, birleştirilmiş görüntüdeki CNR değerinin SNR ile benzer şekilde en yüksek olduğu saptanmıştır. SNR ölçümünde M 70 keV ile birleştirilmiş görüntü arasında istatistiksel anlamlı fark bulunmazken, CNR'da birleştirilmiş görüntünün diğer iki görüntüye kıyasla, M+ 60 keV'un ise M 70 keV'a kıyasla istatistiksel anlamlı olarak daha üstün olduğu gösterilmiştir. Schneider ve arkadaşlarının yaptığı servikal ve kraniyel damarların dual enerji BTA incelemesinde monoenerji görüntülerdeki en yüksek CNR'ın belirlenmesine yönelik çalışmada, 60 ve 70 keV en iyi CNR'ı vermiş olup bu iki enerji seviyesi arasında fark bulunmamıştır.¹⁸⁹ Bizim çalışmamızda da M görüntülerde en iyi CNR değerleri 60 ve 70 keV'ta elde edilmiştir. Literatürde yapılan pulmoner BTA çalışmasında, dual enerji M 70 keV görüntülerin, polienerji 120 kVp görüntülere kıyasla daha düşük gürültü ve yüksek CNR değerlerine sahip olduğu saptanmıştır.¹⁶⁹ Birleştirilmiş çift enerjili görüntülerin,

80-140 kV ile elde edilen tek enerjili görüntülerle kıyaslandığı çalışmada ise birleştirilmiş görüntüye ait CNR'nin, günlük pratikte sıklıkla kullanılan 120 kV görüntünün CNR'si ile aynı veya daha iyi olduğu belirtilmiştir.¹⁹³ Literatürde bu üç görüntüyü CNR açısından karşılaştıran çalışma bulunmamaktadır.

M 70 keV, M+ 60 keV ve birleştirilmiş görüntülerin kendi içinde korelasyon analizleri yapıldığında, SNR ve CNR arasında pozitif korelasyon izlenmiştir. Yani M 70 keV'ta SNR arttıkça CNR artmaktadır, bu M+ 60 keV ve birleştirilmiş görüntüler için de geçerlidir. Gürültü azaldıkça görüntünün SNR ve CNR'si arttığından bu bulgu şaşırtıcı değildir. Literatürde de sanal tek enerji görüntülerde, inceleme bölgesinden bağımsız olarak benzer şekilde en düşük gürültü ve en yüksek SNR ve CNR değerleri aynı enerji seviyelerinde (60-70 keV) izlenmektedir.^{170,189-192} Korelasyon analizlerinde boyun çapı ve SNR-CNR arasında fark bulunmamıştır. Literatürde yapılan torakal fantom çalışmasında aynı CNR'ı elde etmek için fantom boyutu arttıkça daha yüksek keV değerlerinin gerektiği gösterilmiştir.¹⁹⁴ Söz konusu çalışmada çapı 30-45 cm arasında değişen 4 farklı fantom kullanılmıştır. Ancak bizim çalışmamızda boyun çapları 10,5-14 cm arasında değişim göstermekte olup aralarında SNR ve CNR'yi etkilecek ölçüde fark bulunmadığı düşünülmüştür.

Her iki radyolog, CNR ve SNR'ı en iyi olarak belirlenen M 70 keV, M+ 60 keV ve MIXED görüntüleri, iki farklı seansta ve görüntü tipine kör olarak subjektif olarak değerlendirmişlerdir. Her iki radyologdan görüntüleri en iyi 1, en kötü 3. olacak şekilde sıralaması istenmiştir. Sıralama yapılırken radyologlar pencere ayarları konusunda özgür bırakılmıştır. Sadece stent ve damar lümenini

değil, önceliği stentli damara vermek koşulu ile komşu yumuşak doku yapılar, karşı taraf vasküler yapılar ve kontur keskinliği açısından değerlendirme yapılmıştır. Her iki gözlemci de ilk sırada yüksek oranda Mixed görüntüleri seçmiş olup (R1 %68,75; R2 %62,5) dğerlendirmeleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır.

Çalışmada kullanılan radyasyon dozu ortalama 19,3 mGy (CTDI)olarak hesaplanmıştır. Lee ve arkadaşlarının kraniyoservikal BTA incelemelerinde, otomatik ve sabit tüp akımının radyasyon dozu üzerine etkisini karşılaştırdığı çalışmada CTDI, sabit tüp akımında (120 kVp, 300 mAs) ortalama 53,8 mGy, otomatik akım modülasyonunun kullanıldığı incelemede ise (120 kVp) ortalama 42,9 mGy olarak hesaplanmış olup çalışmamızdan yaklaşık 2-3 kat yüksektir.¹⁹⁵ Stent takibinde karotis arterin yalnızca servikal segmenti görüntülenirse radyasyon dozunun belirgin oranda düşeceği bilinmekle birlikte, literatürde BTA incelemesinin en önemli üstünlükleri arasında, US ile değerlendirilemeyen petrozal, kavernoza ve serebral karotis segmentlerinin, intrakraniyel dalların ve posterior dolaşımın değerlendirilebilmesi sayılmaktadır.¹⁵ Dual enerji yönteminin MIP ve VR işlemler sırasında kemik yapıları standart yöntemle oranla daha hızlı ve başarılı şekilde görüntüden çıkarması ek bir avantaj sağlamaktadır. Bu nedenle biz de çalışmamızda kraniyoservikal dolaşımı birlikte değerlendirmeyi uygun gördük.

6.SONUÇ

Çalışmamızda Dual Enerji BT anjiyografinin karotis stentleme yapılan hastaların takibinde girişimsel olmayan bir değerlendirme yöntemi olarak potansiyelinin ortaya konulmasına ve dual enerji ile görüntülenen olgularda en uygun değerlendirme yönteminin belirlenmesi amaçlanmıştır. Sanal tek enerji, sanal tek enerji “plus” ve birleştirilmiş görüntüler karşılaştırıldığında en uygun değerlendirme yönteminin birleştirilmiş görüntüler olduğu ortaya konmuştur. Günümüzde stent uygulamalarının giderek arttığı ve daha çok hastayı kapsadığı düşünüldüğünde, hastaların takibinde dual enerji BTA birleştirilmiş görüntüler diğer yöntemlere alternatif olarak kullanılabilir ve yüksek CNR-SNR oranlarıyla stent içi yeniden daralmanın ve neointimal hiperplazinin tanısında yardımcı olabilir.

7.SINIRLAMALAR VE GELECEK ÇALIŞMALAR

Çalışmanın sınırlılıkları arasında BTA'nin de stent takibi sırasında kullanımını sınırlayan en önemli nedenlerden biri olan, stentleme yapılmış olguların ileri yaşta ve nefropatisi olan hasta grubu olması, bu yüzden de kontrastlı anjiyografi incelemesi yapılabilecek hasta sayısının azalması gelmektedir. Ayrıca daha kapsamlı sonuçlar için tek tüplü BT'de 80-120 ve 140 kVp'de karotis stent görüntülemesi yapılabilir ve SNR-CNR karşılaştırılabilir. Ancak bu durumda da hastaya verilen radyasyon dozu artacağından etik olarak doğru olmayacaktır. Ayrıca araştırmamızda tetkiklerimiz sırasında

karşılaşmadığımız için metalik maddelerin oluşturduğu artefaktlarda sanal monoenerjinin artefakt giderici etkisi üzerinde çalışılmamıştır.

Gelecek çalışmalar için önerimiz tek tüplü ve çift tüplü BT sistemlerinde, fantom çalışması yapılarak görüntü kalitesinin ve artefakt oluşumunun karşılaştırılması ve karotis stenti olan hastalar için optimal BTA tekniğinin belirlenmesidir.



8. REFERANSLAR

1. Ovbiagele B, Nguyen-Huynh MN. Stroke Epidemiology: Advancing Our Understanding of Disease Mechanism and Therapy. *Neurotherapeutics*. 2011;8(3):319-329. doi:10.1007/s13311-011-0053-1.
2. *Institute TS. Health Survey*. Ankara; 2010.
3. Öztürk Ş. Serebrovasküler Hastalık Epidemiyolojisi Ve Risk Faktörleri- Dünya Ve Türkiye Perspektifi Epidemiology Of Cerebrovascular Diseases And Risk Factors- Perspectives Of The World And Turkey. *Turkish J Geriatr*. 2009;13(1):51-58.
4. Moon K, Albuquerque FC, Levitt MR, Ahmed AS, Kalani MYS, McDougall CG. The myth of restenosis after carotid angioplasty and stenting. *J Neurointerv Surg*. 2016;8(10):1006-1010. doi:10.1136/neurintsurg-2015-011938.
5. Space T, Group C. 30 day results from the SPACE trial of stent-protected angioplasty versus carotid endarterectomy in symptomatic patients: a randomised non-inferiority trial. *Lancet*. 2006;368(9543):1239-1247. doi:10.1016/S0140-6736(06)69122-8.
6. Constantinou J, Jayia P, Hamilton G. Best evidence for medical therapy for carotid artery stenosis. *J Vasc Surg*. 2013;58(4):1129-1139. doi:10.1016/j.jvs.2013.06.085.
7. Abbott AL. Medical (nonsurgical) intervention alone is now best for prevention of stroke associated with asymptomatic severe carotid stenosis: Results of a systematic review and analysis. *Stroke*. 2009;40(10). doi:10.1161/STROKEAHA.109.556068.
8. Naylor AR. Time to rethink management strategies in asymptomatic carotid artery disease. *Nat Rev Cardiol*. 2012;9(2):116-124. doi:10.1038/nrcardio.2011.151.
9. Naylor AR, Gaines PA, Rothwell PM. Who Benefits Most from Intervention for Asymptomatic Carotid Stenosis: Patients or Professionals? *Eur J Vasc Endovasc Surg*. 2009;37(6):625-632. doi:10.1016/j.ejvs.2009.01.026.
10. Heiserman JE, Dean BL, Hodak JA, et al. Neurologic complications of cerebral angiography. *AJNR Am J Neuroradiol*. 1994;15(8):1401-7-11. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7985557>.
11. Earnest F 4th, Forbes G, Sandok BA, et al. Complications of cerebral angiography: prospective assessment of risk. *AJR Am J Roentgenol*. 1984;142(2):247-253. doi:10.2214/ajr.142.2.247.
12. Vernhet H, Jean B, Lust S, et al. Wall mechanics of the stented extracranial carotid artery. *Stroke*. 2003;34(11):e222-4. doi:10.1161/01.STR.0000092490.21761.7C.
13. Lal BK, Hobson RW, Goldstein J, et al. Carotid artery stenting: Is there a need to revise ultrasound velocity criteria? *J Vasc Surg*. 2004;39(1):58-66. doi:10.1016/j.jvs.2003.10.043.

14. Lettau M, Sauer A, Heiland S, Rohde S, Bendszus M, Hähnel S. 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. *Am J Neuroradiol*. 2009;30(10):1993-1997. doi:10.3174/ajnr.A1743.
15. 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(3):173-176. doi:10.1159/000068832.
16. Deng K, Liu C, Ma R, et al. Clinical evaluation of dual-energy bone removal in CT angiography of the head and neck: comparison with conventional bone-subtraction CT angiography. *Clin Radiol*. 2009;64(5):534-541. doi:10.1016/j.crad.2009.01.007.
17. Fahrendorf DM, Goericke SL, Oezkan N, et al. The value of dual-energy CTA for control of surgically clipped aneurysms. *Eur Radiol*. 2011;21(10):2193-2201. doi:10.1007/s00330-011-2147-x.
18. Mannil M, Ramachandran J, Vittoria De Martini I, et al. Modified Dual-Energy Algorithm for Calcified Plaque Removal: Evaluation in Carotid Computed Tomography Angiography and Comparison with Digital Subtraction Angiography. *Invest Radiol*. 2017;52(11):680-685. doi:10.1097/RLI.0000000000000391.
19. Thomas C, Korn A, Krauss B, et al. Automatic bone and plaque removal using dual energy CT for head and neck angiography: Feasibility and initial performance evaluation. *Eur J Radiol*. 2010;76(1):61-67. doi:10.1016/j.ejrad.2009.05.004.
20. Xin L, Yang X, Huang N, et al. The initial experience of the upper abdominal CT angiography using low-concentration contrast medium on dual energy spectral CT. *Abdom Imaging*. 2015;40(7):2894-2899. doi:10.1007/s00261-015-0462-4.
21. Grant KL, Flohr TG, Krauss B, Sedlmair M, Thomas C, Schmidt B. Assessment of an advanced image-based technique to calculate virtual monoenergetic computed tomographic images from a dual-energy examination to improve contrast-to-noise ratio in examinations using iodinated contrast media. *Invest Radiol*. 2014;49(9):586-592. doi:10.1097/RLI.0000000000000060.
22. Bongers MN, Schabel C, Krauss B, et al. Noise-optimized virtual monoenergetic images and iodine maps for the detection of venous thrombosis in second-generation dual-energy CT (DECT): an ex vivo phantom study. *Eur Radiol*. 2015;25(6):1655-1664. doi:10.1007/s00330-014-3544-8.
23. Yalıtıkaya K, Balkan S O. *Nöroloji Ders Kitabı*. Birinci ba. Ankara: Palme Yayıncılık; 1994.
24. Mohr JP, Caplan LR, Melski JW, et al. The Harvard Cooperative Stroke Registry: a prospective registry. *Neurology*. 1978;28(8):754-762. doi:10.1212/WNL.28.8.754.
25. Foulkes M a, Wolf P a, Price TR, Mohr JP, Hier DB. The Stroke Data Bank: design, methods, and baseline characteristics. *Stroke*. 1988;19(5):547-554.

doi:10.1161/01.STR.19.5.547.

26. Powers WJ, Derdeyn CP, Fritsch SM, et al. Benign prognosis of never-symptomatic carotid occlusion. *Neurology*. 2000;54(4):878-882. doi:10.1212/WNL.54.4.878.
27. W D. *Radiology Review Manual*. 3rd ed. Baltimore: Williams & Wilkins; 1996.
28. Davies KN, Humphrey PRD. Do carotid bruits predict disease of the internal carotid arteries? *Postgrad Med J*. 1994;70(824):433-435. doi:10.1136/pgmj.70.824.433.
29. 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(1):14-20. doi:10.1161/01.STR.26.1.14.
30. Wasserman BA, Wityk RJ, Trout HH, Virmani R. Low-grade carotid stenosis: Looking beyond the lumen with MRI. *Stroke*. 2005;36(11):2504-2513. doi:10.1161/01.STR.0000185726.83152.00.
31. Mohr JP, Gautier JC PM. Internal carotid artery disease. In: Barnett HJM, Mohr JP, Stein BM, Yatsu FM, eds. *Stroke Pathophysiol Diagnosis, Manag New York, NY Churchill Livingstone*. 1992:285-337.
32. Grubb RL, Derdeyn CP, Fritsch SM, et al. Importance of hemodynamic factors in the prognosis of symptomatic carotid occlusion. *J Am Med Assoc*. 1998;280(12):1055-1060. doi:10.1001/jama.280.12.1055.
33. Vernieri F, Pasqualetti P, Passarelli F, Rossini PM, Silvestrini M. Outcome of Carotid Artery Occlusion Is Predicted by Cerebrovascular Reactivity. *Stroke*. 1999;30(3):593-598. doi:10.1161/01.STR.30.3.593.
34. Tahmasebpour HR, Buckley RAR, Peter L, Fix CH. Examination of the Carotid Arteries. *Challenges*. 2005;6(6):1561-1575. doi:10.1148/rg.256045013.
35. Polak JF, Pencina MJ, O'Leary DH, D'Agostino RB. Common carotid artery intima-media thickness progression as a predictor of stroke in multi-ethnic study of atherosclerosis. *Stroke*. 2011;42(11):3017-3021. doi:10.1161/STROKEAHA.111.625186.
36. Homma S, Hirose N, Ishida H, Ishii T, Araki G. Carotid plaque and intima-media thickness assessed by b-mode ultrasonography in subjects ranging from young adults to centenarians. *Stroke*. 2001;32(4):830-835. doi:10.1161/01.STR.32.4.830.
37. Lal BK, Hobson RW, Pappas PJ, et al. Pixel distribution analysis of B-mode ultrasound scan images predicts histologic features of atherosclerotic carotid plaques. *J Vasc Surg*. 2002;35(6):1210-1217. doi:10.1067/mva.2002.122888.
38. Sabetai MM, Tegos TJ, Nicolaides a N, et al. Hemispheric symptoms and carotid plaque echomorphology. *J Vasc Surg*. 2000;31(1 Pt 1):39-49. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10642707>.
39. 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(3):649-654. doi:10.1148/radiology.208.3.9722841.

40. Blakeley DD, Oddone EZ, Hasselblad V, Simel DL, Matchar DB. Noninvasive carotid artery testing: A meta-analytic review. *Ann Intern Med*. 1995;122(5):360-367. doi:10.7326/0003-4819-122-5-199503010-00007.
41. 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(2):340-346. doi:10.1148/radiol.2292030516.
42. AbuRahma AF, Robinson PA, Strickler DL, Alberts S, Young L. Proposed new duplex classification for threshold stenoses used in various symptomatic and asymptomatic carotid endarterectomy trials. *Ann Vasc Surg*. 1998;12(4):349-358. doi:10.1007/s100169900166.
43. Busuttil SJ, Franklin DP, Youkey JR, Elmore JR. Carotid duplex overestimation of stenosis due to severe contralateral disease. *Am J Surg*. 1996;172(2):144-148. doi:10.1016/S0002-9610(96)00137-7.
44. Akers DL et al. The value of aortic arch study in the evaluation of cerebrovascular insufficiency. *Am J Surg*. 1987;154(2):230-232.
45. Filis KA, Arko FR, Johnson BL, et al. Duplex ultrasound criteria for defining the severity of carotid stenosis. *Ann Vasc Surg*. 2002;16(4):413-421. doi:10.1007/s10016-001-0175-8.
46. 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(10):1753-1758. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7570720>.
47. McRobbie DW, Moore EA, Graves MJ, Prince MR. *MRI from Picture to Proton*; 2006. doi:10.1017/CBO9780511545405.
48. Stepansky F, Hecht EM, Rivera R, et al. Dynamic MR angiography of upper extremity vascular disease: pictorial review. *Radiographics*. 2008;28(1):e28. doi:10.1148/radiol.e28.
49. Lim RP, Shapiro M, Wang EY, et al. 3D time-resolved MR angiography (MRA) of the carotid arteries with time-resolved imaging with stochastic trajectories: Comparison with 3D contrast-enhanced bolus-chase MRA and 3D time-of-flight MRA. *Am J Neuroradiol*. 2008;29(10):1847-1854. doi:10.3174/ajnr.A1252.
50. Yang CW, Carr JC, Futterer SF, et al. Contrast-enhanced MR angiography of the carotid and vertebrobasilar circulations. *Am J Neuroradiol*. 2005;26(8):2095-2101. doi:10.3174/ajnr.A1252.
51. Schernthaner MB, Edelhauser G, Berzaczky D, et al. Perceptibility and quantification of in-stent stenosis with six peripheral arterial stent types in vitro: Comparison of 16-MDCT angiography, 64-MDCT angiography, and MR angiography. *Am J Roentgenol*. 2010;194(5):1346-1361.

doi:10.2214/AJR.09.3062.

52. Gronholdt M-LM. B-mode ultrasound and spiral CT for the assessment of carotid atherosclerosis. *Neuroimaging Clin N Am*. 2002;12(3):421-435.
53. U-King-Im JMKS, 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(9):2083-2088. doi:10.1161/01.STR.0000136722.30008.b1.
54. C. Warlow, J. van Gijn, M. Dennis, J. Wardlaw, J. Bamford, G. Hankey, P. Sandercock, G. Rinkel, P. Langhorne CS and P. R. *Stroke: Practical Management*. 2nd ed. Oxford, UK: Blackwell Publishing Ltd; 2001.
55. Antithrombotic Trialists' Collaboration, Trialists A. Collaborative meta-analysis of randomised trials of antiplatelet therapy for prevention of death, myocardial infarction, and stroke in high risk patients. *BMJ*. 2002;324(7329):71-86. doi:10.1136/bmj.324.7329.71.
56. Katrin Sangkuhla, Alan R. Shuldiner, Teri E. Kleina and RBA. Platelet aggregation pathway. *Pharmacogenet Genomics*. 2011;21(8):516-521. doi:10.1097/FPC.0b013e3283406323.Platelet.
57. Howell SJ. Carotid endarterectomy. *Br J Anaesth*. 2007;99(1):119-131. doi:10.1093/bja/aem137.
58. 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(7):445-453. doi:10.1056/NEJM199108153250701.
59. Characteristics P. North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial. Methods, patient characteristics, and progress. *Stroke*. 1991;22(6):711-720. doi:10.1161/01.STR.22.6.711.
60. Warlow C, Farrell B, Fraser A, Sandercock P, Slattery J. Randomised trial of endarterectomy for recently symptomatic carotid stenosis: Final results of the MRC European Carotid Surgery Trial (ECST). *Lancet*. 1998;351(9113):1379-1387. doi:10.1016/S0140-6736(97)09292-1.
61. 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. *Circulation*. 1998;97:501-509. doi:10.1161/01.STR.29.2.554.
62. Morey SS. AHA updates guidelines for carotid endarterectomy. *Am Fam Physician*. 1998;58(8):1898-1904.
63. Halliday AW, Thomas DJ, Mansfield AO. The asymptomatic carotid surgery trial (ACST). *Int Angiol*. 1995;14(1):18-20.
64. ACAS Executive committee. Endarterectomy for asymptomatic carotid artery stenosis. Executive Committee for the Asymptomatic Carotid Atherosclerosis

Study. *JAMA J Am Med Assoc.* 1995;273(18):1421-1428.
doi:10.1001/jama.1995.03520420075042.

65. Rijbroek A, Wisselink W, Vriens EM, Barkhof F, Lammertsma AA, Rauwerda JA. Asymptomatic carotid artery stenosis: Past, present and future: How to improve patient selection? *Eur Neurol.* 2006;56(3):139-154.
doi:10.1159/000096178.
66. Benavente O, Moher D, Pham B. Carotid endarterectomy for asymptomatic carotid stenosis: a meta-analysis. *BMJ.* 1998;317(7171):1477-1480.
<http://ovidsp.ovid.com/ovidweb.cgi?T=JS&PAGE=reference&D=med4&NEWS=N&AN=9831572>.
67. 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(23):1693-1700. doi:10.1056/NEJM200006083422302.
68. Hennerici M, Neuerburg-Heusler D, Steinfort H. The natural history of asymptomatic extracranial arterial disease. *QJM.* 1985;55(2):109-118.
doi:10.1093/oxfordjournals.qjmed.a067859.
69. Irvine CD, Cole SE, Foley PX, et al. Unilateral asymptomatic carotid disease does not require surgery. *Eur J Vasc Endovasc Surg.* 1998;16(3):245-253.
70. Norris JW, Zhu CZ, Bornstein NM CB. Vascular risks of asymptomatic carotid stenosis. *Stroke.* 1991;22:1485-1490.
71. ACCF/SCAI/SVMB/SIR?ASITN 2007 clinical expert consensus document on carotid stenting. *Vasc Med.* 2007;12(1):35-83. doi:10.1177/1358863X06076103.
72. Mathias K, Jager H, Hennigs S GH. Endoluminal treatment of internal carotid artery stenosis. *World J Surg.* 2001;25:328-336.
73. Bonati LH, Ederle J, Dobson J, et al. Length of carotid stenosis predicts peri-procedural stroke or death and restenosis in patients randomized to endovascular treatment or endarterectomy. *Int J Stroke.* 2014;9(3). doi:10.1111/ijs.12084.
74. Bonati LH, Dobson J, Featherstone RL, et al. Long-term outcomes after stenting versus endarterectomy for treatment of symptomatic carotid stenosis: The International Carotid Stenting Study (ICSS) randomised trial. *Lancet.* 2015;385(9967). doi:10.1016/S0140-6736(14)61184-3.
75. Mas JL, Trinquart L, Leys D, et al. Endarterectomy Versus Angioplasty in Patients with Symptomatic Severe Carotid Stenosis (EVA-3S) trial: results up to 4 years from a randomised, multicentre trial. *Lancet Neurol.* 2008;7(10):885-892.
doi:10.1016/S1474-4422(08)70195-9.
76. Müller-Hülsbeck S, Stolzmann P, Liess C, Hedderich J, Paulsen F, Jahnke T HM. Vessel Wall Damage Caused by Cerebral Protection Devices: Ex Vivo Evaluation in Porcine Carotid Arteries. *Radiology.* 2005;235(2):454-460.
77. Das S, Bendok BR, Getch CC, Awad I a, Batjer HH. Update on current registries

and trials of carotid artery angioplasty and stent placement. *Neurosurg Focus*. 2005;18(1):e2. doi:doi:10.3171/foc.2005.18.1.3.

78. Phatouros CC, Higashida RT, Malek a M, et al. Carotid artery stent placement for atherosclerotic disease: rationale, technique, and current status. *Radiology*. 2000;217(1):26-41. doi:10.1148/radiology.217.1.r00oc2526.
79. Wholey MH, Wholey M, Mathias K, et al. Global experience in cervical carotid artery stent placement. *Catheter Cardiovasc Interv*. 2000;50(2):160-167. doi:10.1002/(SICI)1522-726X(200006)50:2<160::AID-CCD2>3.0.CO;2-E.
80. Cremonesi A, Manetti R, Setacci F, Setacci C, Castriota F. Protected carotid stenting: Clinical advantages and complications of embolic protection devices in 442 consecutive patients. *Stroke*. 2003;34(8):1936-1941. doi:10.1161/01.STR.0000081000.23561.61.
81. Kirsch EC, Khangure MS, van Schie GP, Lawrence-Brown MM, Stewart-Wynne EG, McAuliffe W. Carotid Arterial Stent Placement: Results and Follow-up in 53 Patients. *Radiology*. 2001;220(3):737-744. doi:10.1148/radiol.2203001313.
82. Qureshi AI, Knappe C, Maroney J, Suri MFK, Hopkins LN. Multicenter clinical trial of the NexStent coiled sheet stent in the treatment of extracranial carotid artery stenosis: immediate results and late clinical outcomes. *J Neurosurg*. 2003;99(2):264-270. doi:10.3171/jns.2003.99.2.0264.
83. Grube E, Colombo A, Hauptmann E, et al. Initial multicenter experience with a novel distal protection filter during carotid artery stent implantation. *Catheter Cardiovasc Interv*. 2003;58(2):139-146. doi:10.1002/ccd.10348.
84. Guimaraens L, Sola MT, Matalí A, et al. Carotid angioplasty with cerebral protection and stenting: Report of 164 patients (194 carotid percutaneous transluminal angioplasties). *Cerebrovasc Dis*. 2002;13(2):114-119. doi:10.1159/000047760.
85. Mathur a, Dorros G, Iyer SS, Vitek JJ, Yadav SS, Roubin GS. Palmaz stent compression in patients following carotid artery stenting. *Cathet Cardiovasc Diagn*. 1997;41(2):137-140. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9184284>.
86. Uflacker R. How to optimize carotid artery stenting. *J Cardiovasc Surg (Torino)*. 2007;48(2):131-149.
87. Lally, C., Kelly D and P. *Stents*. Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering.; 2006.
88. Stoeckel D, Pelton A, Duerig T. Self-expanding Nitinol stents: Material and design considerations. *Eur Radiol*. 2004;14(2):292-301. doi:10.1007/s00330-003-2022-5.
89. Cabrera MS, Oomens CWJ, Baaijens FPT. Understanding the requirements of self-expandable stents for heart valve replacement: Radial force, hoop force and equilibrium. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2017;68:252-264. doi:10.1016/j.jmbbm.2017.02.006.

90. Conti M, Van Loo D, Auricchio F, et al. Impact of Carotid Stent Cell Design on Vessel Scaffolding: A Case Study Comparing Experimental Investigation and Numerical Simulations. *J Endovasc Ther*. 2011;18(3):397-406. doi:10.1583/10-3338.1.
91. Jack L. Cronenwett KWJ. *Rutherford's Vascular Surgery*. 8th ed. Philadelphia: Saunders/Elsevier; 2014.
92. Peeters P, Bosiers M VJ et al. *Self-Expanding Stents: What Makes Each Available Product Different?* Abstract ICCA 2004
93. Bertrand OF, Sipehia R, Mongrain R, et al. Biocompatibility aspects of new stent technology. *J Am Coll Cardiol*. 1998;32(3):562-571. doi:10.1016/S0735-1097(98)00289-7.
94. Kornowski R, Hong MK, Tio FO, Bramwell O, Wu H, Leon MB. In-stent restenosis: Contributions of inflammatory responses and arterial injury to neointimal hyperplasia. *J Am Coll Cardiol*. 1998;31(1):224-230. doi:10.1016/S0735-1097(97)00450-6.
95. Pasterkamp G., Strauss B.H. de KD. *Arterial Remodeling*. In: Duckers H.J., Nabel E.G., Serruys P.W. (Eds). *Essentials of Restenosis*. Contemporary Cardiology. Humana Press; 2007.
96. Mintz GS, Popma JJ, Pichard a D, et al. Arterial remodeling after coronary angioplasty: a serial intravascular ultrasound study. *Circulation*. 1996;94(1):35-43. doi:10.1161/01.CIR.94.1.35.
97. Kimura T, Kaburagi S, Tamura T, et al. Remodeling of human coronary arteries undergoing coronary angioplasty or atherectomy. *Circulation*. 1997;96(2):475-483. doi:10.1161/01.CIR.96.2.475.
98. Post MJ, de Smet BJGL, ven der Helm Y, Borst C KR. Arterial remodeling after balloon angio- plasty or stenting in an atherosclerotic model. *Circulation*. 1997;96:996-1003.
99. 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*. 1996;93(12):2178-2187. doi:10.1161/01.CIR.93.12.2178.
100. Hofma SH, Whelan DMC, Van Beusekom HMM, 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;19(4):601-609. doi:10.1053/euhj.1997.0753.
101. Treiman GS, Jenkins JM, Edwards WH, et al. The evolving surgical management of recurrent carotid stenosis. *J Vasc Surg*. 1992;16(3):354-363. doi:10.1016/0741-5214(92)90368-I.
102. Willfort-Ehringer A, Ahmadi R, Gschwandtner ME, et al. Healing of Carotid Stents: A Prospective Duplex Ultrasound Study. *J Endovasc Ther*. 2003;10(3):636-642. doi:10.1177/152660280301000333.

103. Willfort-Ehringer A, Ahmadi R, Gruber D, et al. Arterial remodeling and hemodynamics in carotid stents: A prospective duplex ultrasound study over 2 years. *J Vasc Surg.* 2004;39(4):728-734. doi:10.1016/j.jvs.2003.12.029.
104. Shankar JJS, Zhang J, Dos Santos M, Lesiuk H, Mohan R, Lum C. Factors affecting long-term restenosis after carotid stenting for carotid atherosclerotic disease. *Neuroradiology.* 2012;54(12):1347-1353. doi:10.1007/s00234-012-1031-y.
105. Setacci C, Pula G, Baldi I, et al. Determinants of In-Stent Restenosis after Carotid Angioplasty: A Case-Control Study. *J Endovasc Ther.* 2003;10(6):1031-1038. doi:10.1177/152660280301000602.
106. Han RO, Schwartz RS, Kobayashi Y, et al. Comparison of self-expanding and balloon-expandable stents for the reduction of restenosis. *Am J Cardiol.* 2001;88(3):253-259. doi:10.1016/S0002-9149(01)01636-8.
107. Chahwan S, Miller MT, Pigott JP, Whalen RC, Jones L, Comerota AJ. Carotid artery velocity characteristics after carotid artery angioplasty and stenting. *J Vasc Surg.* 2007;45(3):523-526. doi:10.1016/j.jvs.2006.11.044.
108. Setacci C, Chisci E, Setacci F, Iacoponi F, De Donato G. Grading carotid intrastent restenosis: A 6-year follow-up study. *Stroke.* 2008;39(4):1189-1196. doi:10.1161/STROKEAHA.107.497487.
109. Zhang Z, Berg MH, Ikonen AEJ, Vanninen RL, Manninen HI. Carotid artery stenosis: reproducibility of automated 3D CT angiography analysis method. *Eur Radiol.* 2004;14(4):665-672. doi:10.1007/s00330-003-2130-2.
110. Cody DD. AAPM / RSNA Physics Tutorial for Residents : Topics in CT Image Processing in CT 1. *RadioGraphics.* 2002;22(5):1255-1268. doi:10.1148/radiographics.22.5.g02se041255.
111. Prokop M. Multislice CT angiography. *Eur J Radiol.* 2000;36(2):86-96. doi:10.1016/S0720-048X(00)00271-0.
112. Hill MC. Spiral and Multislice Computed Tomography of the Body. *J Women's Imaging.* 2004;6(1):49-50. doi:10.1097/00130747-200403000-00009.
113. Mayo-Smith WW, Hara AK, Mahesh M, Sahani D V., Pavlicek W. How I Do It: Managing Radiation Dose in CT. *Radiology.* 2014;273(3):657-672. doi:10.1148/radiol.14132328.
114. Huda W, Mettler FA. Volume CT Dose Index and Dose-Length Product Displayed during CT: What Good Are They? *Radiology.* 2011;258(1):236-242. doi:10.1148/radiol.10100297.
115. Winklehner A, Goetti R, Baumüller S, et al. Automated attenuation-based tube potential selection for thoracoabdominal computed tomography angiography: Improved dose effectiveness. *Invest Radiol.* 2011;46(12):767-773. doi:10.1097/RLI.0b013e3182266448.
116. Hough DM, Fletcher JG, Grant KL, et al. Lowering kilovoltage to reduce radiation

dose in contrast-enhanced abdominal CT: Initial assessment of a prototype automated kilovoltage selection tool. *Am J Roentgenol.* 2012;199(5):1070-1077. doi:10.2214/AJR.12.8637.

117. McCollough CH, Zink FE. Performance evaluation of a multi-slice CT system. *Med Phys.* 1999;26(1999):2223-2230. doi:10.1118/1.598777.
118. 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(4):721-726. doi:10.1007/s00330-004-2594-8.
119. 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.* 2006;108(2):251-258. doi:10.1016/j.ijcard.2005.05.013.
120. Lemos PA, Saia F, Ligthart JMR, et al. Coronary restenosis after sirolimus-eluting stent implantation: Morphological description and mechanistic analysis from a consecutive series of cases. *Circulation.* 2003;108(3):257-260. doi:10.1161/01.CIR.0000083366.33686.11.
121. Sirineni GKR, Kalra MK, Pottala K, Waldrop S, Syed M, Tigges S. Effect of contrast concentration, tube potential and reconstruction kernels on MDCT evaluation of coronary stents: An in vitro study. *Int J Cardiovasc Imaging.* 2007;23(2):253-263. doi:10.1007/s10554-006-9107-6.
122. Pugliese F, Cademartiri F, van Mieghem C, et al. Multidetector CT for Visualization of Coronary Stents. *Radiographics.* 2006;26(3):887-904. doi:10.1148/rg.263055182.
123. Mahnken AH. CT Imaging of Coronary Stents: Past, Present, and Future. *ISRN Cardiol.* 2012;2012:1-12. doi:10.5402/2012/139823.
124. Choi HS, Choi BW, Choe KO, et al. Pitfalls, artifacts, and remedies in multi-detector row CT coronary angiography. *Radiographics.* 2004;24(3):787-800. doi:10.1148/rg.243035502.
125. Halon DA, Gaspar T, Adawi S, Peled N, Lewis BS. Coronary stent assessment on multidetector computed tomography: Source and predictors of image distortion. *Int J Cardiol.* 2008;128(1):62-68. doi:10.1016/j.ijcard.2007.04.097.
126. Alles J, Mudde RF. Beam hardening: Analytical considerations of the effective attenuation coefficient of x-ray tomography. *Med Phys.* 2007;34(7):2882-2889. doi:10.1118/1.2742501.
127. Barrett JF, Keat N. Artifacts in CT: Recognition and Avoidance. *RadioGraphics.* 2004;24(6):1679-1691. doi:10.1148/rg.246045065.
128. Hsieh J, Molthen RC, Dawson C a, Johnson RH. An iterative approach to the beam hardening correction in cone beam CT. *Med Phys.* 2000;27(1):23-29. doi:10.1118/1.598853.
129. Yan CH, Whalen RT, Beaupré GS, Yen SY, Napel S. Reconstruction algorithm

for polychromatic CT imaging: application to beam hardening correction. *IEEE Trans Med Imaging*. 2000;19(1):1-11. doi:10.1109/42.832955.

130. Johnson TRC. Dual-energy CT: general principles. *AJR Am J Roentgenol*. 2012;199(5 Suppl):3-8. doi:10.2214/AJR.12.9116.
131. Yu L, Leng S, McCollough CH. Dual-energy CT-based monochromatic imaging. *AJR Am J Roentgenol*. 2012;199(5 Suppl):9-15. doi:10.2214/AJR.12.9121.
132. Kelcz F, Joseph PM, Hilal SK. Erratum: Noise considerations in dual energy CT scanning [Med. Phys. 6, 418 (1979)]. *Med Phys*. 1980;7(4):388. doi:10.1118/1.594699.
133. Di Chiro G, Brooks RA, Kessler RM, et al. Tissue Signatures with Dual-Energy Computed Tomography. *Radiology*. 1979;131(2):521-523. doi:10.1148/131.2.521.
134. Flohr TG, McCollough CH, Bruder H, et al. First performance evaluation of a dual-source CT (DSCT) system. *Eur Radiol*. 2006;16(2):256-268. doi:10.1007/s00330-005-2919-2.
135. Cann CE, Gamsu G, Birnberg FA WW. Quantification of calcium in solitary pulmonary nodules using single- and dual-energy CT. *Radiology*. 1982;145(2):493-496.
136. Fraser RG, Hickey NM, Niklason LT et al. Calcification in pulmonary nodules: detection with dual- energy digital radiography. *Radiology*. 1986;160(3):595-601.
137. Fischbach F, Freund T, Röttgen R, Engert U, Felix R, Ricke J. Dual-Energy Chest Radiography with a Flat-Panel Digital Detector: Revealing Calcified Chest Abnormalities. *Am J Roentgenol*. 2003;181(6):1519-1524. doi:10.2214/ajr.181.6.1811519.
138. Yamada Y, Jinzaki M, Tanami Y, Abe T, Kuribayashi S. Virtual monochromatic spectral imaging for the evaluation of hypovascular hepatic metastases: The optimal monochromatic level with fast kilovoltage switching dual-energy computed tomography. *Invest Radiol*. 2012;47(5):292-298. doi:10.1097/RLI.0b013e318240a874.
139. Shuman WP, Green DE, Busey JM, et al. Dual-energy liver CT: Effect of monochromatic imaging on lesion detection, conspicuity, and contrast-to-noise ratio of hypervascular lesions on late arterial phase. *Am J Roentgenol*. 2014;203(3):601-606. doi:10.2214/AJR.13.11337.
140. Lv P, Lin XZ, Li J, Li W, Chen K. Differentiation of Small Hepatic Hemangioma from Small Hepatocellular Carcinoma: Recently Introduced Spectral CT Method. *Radiology*. 2011;259(3):720-729. doi:10.1148/radiol.11101425.
141. Wang Q, Shi G, Qi X, Fan X, Wang L. Quantitative analysis of the dual-energy CT virtual spectral curve for focal liver lesions characterization. *Eur J Radiol*. 2014;83(10):1759-1764. doi:10.1016/j.ejrad.2014.07.009.
142. Apfaltrer P, Meyer M, Meier C, et al. Contrast-enhanced dual-energy ct of gastrointestinal stromal tumors: Is iodine-related attenuation a potential indicator

of tumor response? *Invest Radiol.* 2012;47(1):65-70.
doi:10.1097/RLI.0b013e31823003d2.

143. Sephton RG. The potential accuracy of dual-energy computed tomography for the determination of hepatic iron. *Br J Radiol.* 1986;59(700):351-353.
doi:10.1259/0007-1285-59-700-351.
144. Sun T, Lin X CK. Evaluation of hepatic steatosis using dual- energy CT with MR comparison. *Front Biosci.* 2014;19:1377-1385.
145. Boland GW, O'Malley ME, Saez M, Fernandez-del-Castillo C, Warshaw AL, Mueller PR. Pancreatic-phase versus portal vein-phase helical CT of the pancreas: Optimal temporal window for evaluation of pancreatic adenocarcinoma. *Am J Roentgenol.* 1999;172(3):605-608. doi:10.2214/ajr.172.3.10063844.
146. Lu DS, Vedantham S, Krasny RM, Kadell B, Berger WL, Reber HA. Two-phase helical CT for pancreatic tumors: pancreatic versus hepatic phase enhancement of tumor, pancreas, and vascular structures. *Radiology.* 1996;199(3):697-701.
doi:10.1148/radiology.199.3.8637990.
147. Prokesch RW, Chow LC, Beaulieu CF, Bammer R, Jeffrey RB. Isoattenuating pancreatic adenocarcinoma at multi-detector row CT: secondary signs. *Radiology.* 2002;224(3):764-768. doi:10.1148/radiol.2243011284.
148. Macari M, Spieler B, Kim D, et al. Dual-source dual-energy MDCT of pancreatic adenocarcinoma: Initial observations with data generated at 80 kVp and at simulated weighted- average 120 kVp. *Am J Roentgenol.* 2010;194(1).
doi:10.2214/AJR.09.2737.
149. McNamara MM, Little MD, Alexander LF, Van Carroll L, Mark Beasley T, Morgan DE. Multireader evaluation of lesion conspicuity in small pancreatic adenocarcinomas: complimentary value of iodine material density and low keV simulated monoenergetic images using multiphasic rapid kVp-switching dual energy CT. *Abdom Imaging.* 2015;40(5):1230-1240. doi:10.1007/s00261-014-0274-y.
150. Potretzke TA, Brace CL, Lubner MG, Sampson LA, Willey BJ, Lee FT. Early small-bowel ischemia: dual-energy CT improves conspicuity compared with conventional CT in a swine model. *Radiology.* 2015;275(1):119-126.
doi:10.1148/radiol.14140875.
151. McClennan BL, Stanley RJ, Melson GL, Levitt RG, Sagel SS. CT of the renal cyst: Is cyst aspiration necessary? *Am J Roentgenol.* 1979;133(4):671-675.
doi:10.2214/ajr.133.4.671.
152. Graser A, Johnson TRC, Hecht EM, et al. Dual-Energy CT in Patients Suspected of Having Renal Masses: Can Virtual Nonenhanced Images Replace True Nonenhanced Images? *Radiology.* 2009;252(2):433-440.
doi:10.1148/radiol.2522080557.
153. Shekarri B, Stoller ML. Uric acid nephrolithiasis: current concepts and controversies. *J Urol.* 2002;168(4 Pt 1):1307-1314.
doi:10.1097/01.ju.0000028481.80787.d6.

154. Primak AN, Fletcher JG, Vrtiska TJ, et al. Noninvasive Differentiation of Uric Acid versus Non-Uric Acid Kidney Stones Using Dual-Energy CT. *Acad Radiol*. 2007;14(12):1441-1447. doi:10.1016/j.acra.2007.09.016.
155. Boll DT, Patil NA, Paulson EK, et al. Renal Stone Assessment with Dual-Energy Multidetector CT and Advanced Postprocessing Techniques: Improved Characterization of Renal Stone Composition—Pilot Study. *Radiology*. 2009;250(3):813-820. doi:10.1148/radiol.2503080545.
156. Wisenbaugh ES, Paden RG, Silva AC, Humphreys MR. Dual-energy vs conventional computed tomography in determining stone composition. *Urology*. 2014;83(6):1243-1247. doi:10.1016/j.urology.2013.12.023.
157. Takahashi N, Hartman RP, Vrtiska TJ, et al. Dual-energy CT iodine-subtraction virtual unenhanced technique to detect urinary stones in an iodine-filled collecting system: A phantom study. *Am J Roentgenol*. 2008;190(5):1169-1173. doi:10.2214/AJR.07.3154.
158. Glazebrook KN, Guimarães LS, Murthy NS, et al. Identification of Intraarticular and Periarticular Uric Acid Crystals with Dual-Energy CT: Initial Evaluation. *Radiology*. 2011;261(2):516-524. doi:10.1148/radiol.11102485.
159. Bovio S, Cataldi A, Reimondo G, et al. Prevalence of adrenal incidentaloma in a contemporary computerized tomography series. *J Endocrinol Invest*. 2006;29(4):298-302. doi:10.1007/BF03344099.
160. Botsikas D, Triponez F, Boudabbous S, Hansen C, Becker CD, Montet X. Incidental adrenal lesions detected on enhanced abdominal dual-energy CT: can the diagnostic workup be shortened by the implementation of virtual unenhanced images? *Eur J Radiol*. 2014;83(10):1746-1751. doi:10.1016/j.ejrad.2014.06.017.
161. Gupta RT, Ho LM, Marin D, Boll DT, Barnhart HX, Nelson RC. Dual-energy CT for characterization of adrenal nodules: Initial experience. *Am J Roentgenol*. 2010;194(6):1479-1483. doi:10.2214/AJR.09.3476.
162. Graser A, Johnson TRC, Chandarana H, Macari M. Dual energy CT: preliminary observations and potential clinical applications in the abdomen. *Eur Radiol*. 2009;19(1):13-23. doi:10.1007/s00330-008-1122-7.
163. Meyer BC, Werncke T, Hopfenmüller W, Raatschen HJ, Wolf KJ, Albrecht T. Dual energy CT of peripheral arteries: Effect of automatic bone and plaque removal on image quality and grading of stenoses. *Eur J Radiol*. 2008;68(3):414-422. doi:10.1016/j.ejrad.2008.09.016.
164. Stolzmann P, Frauenfelder T, Pfammatter T, et al. Endoleaks after Endovascular Abdominal Aortic Aneurysm Repair: Detection with Dual-Energy Dual-Source CT. *Radiology*. 2008;249(2):682-691. doi:10.1148/radiol.2483080193.
165. Laks S, Macari M, Chandarana H. Dual-energy computed tomography imaging of the aorta after endovascular repair of abdominal aortic aneurysm. *Semin Ultrasound CT MR*. 2010;31(4):292-300. doi:10.1053/j.sult.2010.05.003.
166. Zachrisson H, Engström E, Engvall J, Wigström L, Smedby Ö, Persson A. Soft

tissue discrimination ex vivo by dual energy computed tomography. *Eur J Radiol.* 2010;75(2). doi:10.1016/j.ejrad.2010.02.001.

167. Pomerantz SR, Kamalian S, Zhang D, et al. Virtual Monochromatic Reconstruction of Dual-Energy Unenhanced Head CT at 65–75 keV Maximizes Image Quality Compared with Conventional Polychromatic CT. *Radiology.* 2013;266(1):318-325. doi:10.1148/radiol.12111604.
168. Yu L, Leng S, McCollough CH. Dual-energy CT-based monochromatic imaging. *AJR Am J Roentgenol.* 2012;199(5 Suppl). doi:10.2214/AJR.12.9121.
169. Yuan R, Shuman WP, Earls JP, et al. Reduced Iodine Load at CT Pulmonary Angiography with Dual-Energy Monochromatic Imaging: Comparison with Standard CT Pulmonary Angiography--A Prospective Randomized Trial. *Radiology.* 2012;262(1):290-297. doi:10.1148/radiol.11110648.
170. Leng S, Yu L, Fletcher JG, McCollough CH. Maximizing Iodine Contrast-to-Noise Ratios in Abdominal CT Imaging through Use of Energy Domain Noise Reduction and Virtual Monoenergetic Dual-Energy CT. *Radiology.* 2015;276(2):562-570. doi:10.1148/radiol.2015140857.
171. McCollough CH, Fletcher JG, Yu L, Fletcher JG. Dual- and Multi-Energy CT: Principles, Technical Approaches, and Clinical Applications. *Rsna.* 2015;276(3):637-653.
172. Sommer WH, Johnson TR, Becker CR, et al. The value of dual-energy bone removal in maximum intensity projections of lower extremity computed tomography angiography. *Invest Radiol.* 2009;44(5):285-292. doi:10.1097/RLI.0b013e31819b70ba.
173. Schulz B, Kuehling K, Kromen W, et al. Automatic bone removal technique in whole-body dual-energy CT angiography: Performance and image quality. *Am J Roentgenol.* 2012;199(5). doi:10.2214/AJR.12.9176.
174. Buerke B, Wittkamp G, Seifarth H, Heindel W, Kloska SP. Dual-Energy CTA with Bone Removal for Transcranial Arteries. Intraindividual Comparison with Standard CTA without Bone Removal and TOF-MRA. *Acad Radiol.* 2009;16(11):1348-1355. doi:10.1016/j.acra.2009.05.007.
175. Korn A, Bender B, Thomas C, et al. Dual energy CTA of the carotid bifurcation: Advantage of plaque subtraction for assessment of grade of the stenosis and morphology. *Eur J Radiol.* 2011;80(2):120-125. doi:10.1016/j.ejrad.2010.08.028.
176. Thieme SF, Becker CR, Hacker M, Nikolaou K, Reiser MF, Johnson TRC. Dual energy CT for the assessment of lung perfusion-Correlation to scintigraphy. *Eur J Radiol.* 2008;68(3):369-374. doi:10.1016/j.ejrad.2008.07.031.
177. Thieme SF, Graute V, Nikolaou K, et al. Dual Energy CT lung perfusion imaging--correlation with SPECT/CT. *Eur J Radiol.* 2012;81(2):360-365. doi:10.1016/j.ejrad.2010.11.037.
178. Ruzsics B, Lee H, Powers ER, Flohr TG, Costello P, Schoepf UJ. Myocardial ischemia diagnosed by dual-energy computed tomography: Correlation with

single-photon emission computed tomography. *Circulation*. 2008;117(9):1244-1245. doi:10.1161/CIRCULATIONAHA.107.745711.

179. Meinel FG, De Cecco CN, Schoepf UJ, et al. First–Arterial–Pass Dual–Energy CT for Assessment of Myocardial Blood Supply: Do We Need Rest, Stress, and Delayed Acquisition? Comparison with SPECT. *Radiology*. 2014;270(3):708-716. doi:10.1148/radiol.13131183.
180. Johnson TRC, Nikolaou K, Wintersperger BJ, et al. Dual-source CT cardiac imaging: Initial experience. *Eur Radiol*. 2006;16(7):1409-1415. doi:10.1007/s00330-006-0298-y.
181. Ferda J, Novák M, Mírka H, et al. The assessment of intracranial bleeding with virtual unenhanced imaging by means of dual-energy CT angiography. *Eur Radiol*. 2009;19(10):2518-2522. doi:10.1007/s00330-009-1495-2.
182. Pache G, Krauss B, Strohm P, et al. Dual-Energy CT Virtual Noncalcium Technique: Detecting Posttraumatic Bone Marrow Lesions—Feasibility Study. *Radiology*. 2010;256(2):617-624. doi:10.1148/radiol.10091230.
183. Ruzsics B, Lee H, Zwerner PL, Gebregziabher M, Costello P, Schoepf UJ. Dual-energy CT of the heart for diagnosing coronary artery stenosis and myocardial ischemia-initial experience. *Eur Radiol*. 2008;18(11):2414-2424. doi:10.1007/s00330-008-1022-x.
184. Zhang LJ, Peng J, Wu SY, Yeh BM, Zhou CS, Lu GM. Dual source dual-energy computed tomography of acute myocardial infarction: correlation with histopathologic findings in a canine model. *Invest Radiol*. 2010;45(6):290-297. doi:10.1097/RLI.0b013e3181dfda60.
185. Hazirolan T, Akpinar B, Ünal S, Gümrük F, Haliloglu M, Alibek S. Value of Dual Energy Computed Tomography for detection of myocardial iron deposition in Thalassaemia patients: Initial experience. *Eur J Radiol*. 2008;68(3):442-445. doi:10.1016/j.ejrad.2008.07.014.
186. Mangold S, Cannaó PM, Schoepf UJ, et al. Impact of an advanced image-based monoenergetic reconstruction algorithm on coronary stent visualization using third generation dual-source dual-energy CT: a phantom study. *Eur Radiol*. 2016;26(6):1871-1878. doi:10.1007/s00330-015-3997-4.
187. McMahon T, Zijl PCM Van, Gilad AA. Reduced iodine load with CT coronary angiography using dual- energy imaging: A prospective randomized trial compared with standard coronary CT angiography. 2015;27(3):320-331. doi:10.1002/nbm.3066.Non-invasive.
188. Diethrich EB, N'Diaye M, Reid DB. The Carotid Revascularization Endarterectomy Versus Stenting Trial (CREST): Implications for Clinical Practice. In: *The Carotid and Supra-Aortic Trunks: Diagnosis, Angioplasty and Stenting: 2nd Edition*. ; 2011:335-338. doi:10.1002/9781444329803.ch37.
189. Schneider D, Apfaltrer P, Sudarski S, et al. Optimization of kiloelectron volt settings in cerebral and cervical dual-energy CT angiography determined with virtual monoenergetic imaging. *Acad Radiol*. 2014;21(4):431-436.

doi:10.1016/j.acra.2013.12.006.

190. Sudarski S, Apfalter P, Nance JW, et al. Optimization of keV-settings in abdominal and lower extremity dual-source dual-energy CT angiography determined with virtual monoenergetic imaging. *Eur J Radiol.* 2013;82(10):e574-e581. doi:10.1016/j.ejrad.2013.04.040.
191. Apfalter P, Sudarski S, Schneider D, et al. Value of monoenergetic low-kV dual energy CT datasets for improved image quality of CT pulmonary angiography. *Eur J Radiol.* 2014;83(2):322-328. doi:10.1016/j.ejrad.2013.11.005.
192. Grant KL, Flohr TG, Krauss B, Sedlmair M, Thomas C, Schmidt B. Assessment of an Advanced Image-Based Technique to Calculate Virtual Monoenergetic Computed Tomographic Images From a Dual-Energy Examination to Improve Contrast-To-Noise Ratio in Examinations Using Iodinated Contrast Media. *Invest Radiol.* 2014;49(9):586-592. doi:10.1097/RLI.0000000000000060.
193. Yu L, Primak AN, Liu X, McCollough CH. Image quality optimization and evaluation of linearly mixed images in dual-source, dual-energy CT. *Med Phys.* 2009;36(3):1019-1024. doi:10.1118/1.3077921.
194. Yu L, Christner JA, Leng S, Wang J, Fletcher JG, McCollough CH. Virtual monochromatic imaging in dual-source dual-energy CT: Radiation dose and image quality. *Med Phys.* 2011;38(12):6371-6379. doi:10.1118/1.3658568.
195. Lee EJ, Lee SK, Agid R, Howard P, Bae JM, TerBrugge K. Comparison of image quality and radiation dose between fixed tube current and combined automatic tube current modulation in craniocervical CT angiography. *Am J Neuroradiol.* 2009;30(9):1754-1759. doi:10.3174/ajnr.A1675.

9. ÖZET

Amaç

Karotis stentleme yapılan hastalarda, stent açık kalım takibinde dual enerji BTA incelemelerinde sanal tek enerji, sanal tek enerji “plus” ve birleştirilmiş görüntülerin etkinliklerini değerlendirmek.

Gereç ve Yöntem

Çalışma retrospektif olarak tasarlanmış olup Ekim 2017-Şubat 2018 tarihleri arasında Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı’na başvurarak Dual Enerji BT anjiyografi çekilmiş, tıkalı karotis hastalığı bulunan ve stent uygulaması yapılan 13 hasta dahil edilmiştir. Dahil edilen grupta stentlenen karotis arter sayısı 16’dır. BTA incelemesi SOMATOM Force (Siemens Healthcare, Forchheim, Almanya) bilgisayarlı tomografi cihazıyla gerçekleştirilmiştir. Her hastaya 18-20 G intravenöz kanülden MEDRAD Stellant (Bayer HealthCare, Pensilvanya, ABD) marka otomatik enjektör kullanılarak tarama için toplamda 60 ml iyotlu kontrast madde (Optiray 350/100 ml, Tyco Healthcare, Pointe Claire, Quebec, KANADA) en az 5 ml/sn hızla verilmiştir. BTA değerlendirmesi sırası ile 20 ve 4 yıllık deneyime sahip iki farklı radyolog (R1, R2) tarafından gerçekleştirildi. İş istasyonlarda birleştirilmiş, sanal tek enerji ve sanal tek enerji “plus” görüntüler yeniden yapılandırıldı. Sanal tek enerji ve sanal tek enerji “plus” görüntülerde 40-190 keV arasında 10 keV’luk artışlarla görüntüler oluşturuldu. Birleştirilmiş görüntülerde 0,7 oranı kullanıldı (%70 A tüpü, %30 B tüpü). Tüm hastalarda 40-190 keV arasında sanal tek enerji ve sanal tek enerji “plus” için 16’şar ve birleştirilmiş görüntüler olmak üzere toplam 33

farklı görüntüde stentli damar lümenine ve komşuluğundaki sternokleidomastoid (SCM) kasına ROI yerleştirilerek Hounsfield Ünitesi (HU) ölçümü yapıldı. ROI'den ortalama HU değeri not edildi. Sinyal-gürültü oranı (SNR) =HU (lümen) / HU (gürültü), kontrast-gürültü oranı ise (CNR) = [HU(lümen) - HU(kas)] / HU(gürültü) olacak şekilde hesaplandı. Verilerin analizi için örneklem sayısının düşük olması nedeniyle nonparametrik testler kullanıldı. Grup içi tekrarlayan ölçümler için Friedman testi, farkın hangi ölçümden kaynaklandığını bulmak için yapılan ikili eşleştirmelerde Wilcoxon testi kullanıldı. Kategorik verilerin karşılaştırılmasında Ki Kare testi, korelasyon analizleri için ise Spearman Rho analizi yapıldı.

Bulgular

Çalışmamıza yaşları 55 ile 79 arasında değişen ve ortalama 69,4 olan toplam 13 erkek hastada, 16 stent yerleştirilmiş karotis arter dahil edilmiştir. SNR ve CNR sanal tek enerji (M) görüntülerde en yüksek 70 keV, sanal tek enerji “plus” (M+)’ta en yüksek 60 keV’te bulunmuştur. M 70 keV, M+ 60 keV ve birleştirmiş görüntüler (MIXED) karşılaştırıldığında ise SNR için Mixed değeri, SNR M+60 değerinden anlamlı şekilde daha yüksek iken (p=0,002), MIXED ve M 70 keV arasında anlamlı fark saptanmadı (p=0,098). M 70 keV değeri ise M+ 60 keV değerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksekti (p=0,004). CNR için MIXED değeri M 70 keV ve M+ 60 keV değerlerine göre istatistiksel olarak daha yüksekti (sırasıyla p=0,049 ve p=0,003). Ayrıca M+ 60 keV değeri, M 70 keV değerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksekti (p=0,014). Korelasyon analizlerinde SNR M 70 keV ile CNR M 70 keV arasında (r=0,993;

$p<0,001$, SNR M+ 60 keV ile CNR M+ 60 keV arasında ($r=0,999$; $p<0,001$) ve SNR MIXED ile CNR MIXED arasında ($r=0,985$; $p<0,001$) çok yüksek düzeyde anlamlı pozitif bir korelasyon saptanmıştır. Yani SNR M 70 keV arttıkça, CNR M 70 keV artmaktadır. Benzer şekilde SNR M+ 60 keV arttıkça, CNR M+ 60 keV artmaktadır. Yine, SNR MIXED arttıkça CNR MIXED artmaktadır. Boyun çapı ve yaş ile CNR ve SNR arasında korelasyon bulunamamıştır. Radyasyon dozu ile boyun çapı, SNR ve CNR arasında korelasyon bulunamamıştır.

Sonuç

Çalışmamızda Dual Enerji BT anjiyografinin karotis stentleme yapılan hastaların takibinde girişimsel olmayan bir değerlendirme yöntemi olarak potansiyelinin ortaya konulmasına ve dual enerji ile görüntülenen olgularda en uygun değerlendirme yönteminin belirlenmesine çalışılmıştır. Sanal tek enerji, sanal tek enerji “plus” ve birleştirilmiş görüntüler karşılaştırıldığında en uygun değerlendirme yönteminin birleştirilmiş görüntüler olduğu ortaya konmuştur.

10. SUMMARY

Comparing Efficiency Of Dual Energy Computed Tomography Virtual Monoenergy, Virtual Monoenergy “plus” And Mixed Datasets In Carotid Stent Patency Follow Up

Purpose

Comparing efficiency of virtual monoenergy, virtual monoenergy “plus” and mixed datasets obtained on dual energy CT, in follow up of patients who have carotid stents.

Material and Methods

A retrospective study between October 2017 and February 2018 was held. 13 patients with 16 carotid stents were included in the study. All of the patients underwent dual energy CT angiography study in order to assess stent patency. VM, VM+ and MIXED datasets were created. 2 radiologists (experience of 20 and 4 years) evaluated the images. For VM and VM+ datasets, images were created between 40-190 keV energy levels with 10 keV increment each. For MIXED datasets 0,7 ratio was used (%70 tube A, %30 tube B). Hounsfield Unit measurement from stented artery lumen and sternocleidomastoid muscle noted. Using mean HU of artery lumen, SCM and standart deviation (noise) of lumen SNR and CNR were calculated ($SNR = HU(lumen) / HU(noise)$ and $CNR = [(HU(lumen) - HU(SCM)) / HU(noise)]$). Statistical analysis was made with

nonparametric tests due to low sample size. Friedman, Wilcoxon, chi-square tests and Spearman Rho analysis were made.

Results

In VM and VM+ images, the best SNR and CNR were calculated in 70 keV and 60 keV respectively. VM 70 keV, VM+ 60 keV and MIXED images were compared each other to assess the best SNR and CNR values. For SNR, MIXED images were better than VM+ 60 keV, statistically significant ($p=0,002$). But even though MIXED SNR values were better than VM 70 keV, there was no statistical difference ($p=0,098$). SNR of VM 70 keV was better than SNR VM+ 60 keV, statistically significant ($p=0,004$). For CNR, MIXED images were greater than VM 70 keV and VM+ 60 keV, statistically significant (respectively $p=0,049$ and $p=0,003$). Also VM+ 60 keV was statistically better than VM 70 keV ($p=0,014$). There were positive correlation between SNR and CNR values of VM, VM+ and MIXED images, means as CNR VM 70 keV increases, also SNR VM 70 keV increased, valid for VM+ 60 keV and MIXED images. No correlation found between radiation dose, neck diameter and SNR-CNR.

Conclusion

Dual energy CTA is a noninvasive method for follow up of patients with carotid stents. Comparing VM, VM+ and MIXED datasets, the most suitable evaluation method was MIXED images.





