

T.C.
SÜLEYMAN DEMİREL ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ

**KAROTİS ARTERİN DEĞERLENDİRİLMESİNDE 128 KESİT
BT ANJİOGRAFİ VE TEKNİK OPTİMİZASYONU**

Dr. Ergün CEYLAN

RADYOLOJİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ

TEZ DANIŞMANI
Yrd. Doç. Dr. Mustafa KAYAN

ISPARTA-2010

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve deneyimleriyle yetişmemde emekleri bulunan değerli hocalarım, Anabilim Dalı Başkanımız Doç. Dr. Meltem ÇETİN'e, Doç. Dr. Mert KÖROĞLU'na,

Tezimin oluşum safhasında desteklerini ve tecrübelerini esirgemeyen Doç. Dr. Ahmet YEŞİLDAĞ'A, Yrd. Doç. Dr. Mustafa KAYAN'A,

Belirli bir süre de olsa bilgi ve tecrübelerinden istifade ettiğim Yrd. Doç. Dr. Aykut AKTAŞ'a,

Tez çalışmamda bilgilerini benimle paylaşan sayın Doç. Dr. Ahmet Nesimi KİŞİOĞLU'na,

Uzmanlık eğitimim süresince birlikte çalışmaktan mutlu olduğum araştırma görevlisi arkadaşlarıma,

Çalışma ortamımızda yardımlarını ve dostluklarını hiçbir zaman esirgemeyen, teknisyen, hemşire, sekreter ve görevli personel arkadaşlara,

Son olarak uzmanlık eğitimim süresince destek ve sabırlarıyla yardımcı olan sevgili Eşim Tennure, çocuklarımız Pelin ve Kerem'e sonsuz teşekkürler ediyorum.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
TEŞEKKÜR.....	i
İÇİNDEKİLER.....	ii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	iv
ŞEKİLLER DİZİNİ	v
TABLolar DİZİNİ	vi
RESİMLER DİZİNİ	vii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	2
2.1. Bilgisayarlı Tomografi	2
2.1.1. Bilgisayarlı Tomografi Tarihçesi	2
2.1.2. Bilgisayarlı Tomografi Temel Fizik Prensipleri	5
2.1.3. ÇKBT Fizik Özellikleri	8
2.1.3.1 Gantri Rotasyon Süresi	8
2.1.3.2 İnce Kesit Kalınlıkları	9
2.1.3.3 Dedektör Geometrisi	10
2.1.3.4 Data Acquisition System (Data Veri Elde Etme Sistemi)	10
2.1.3.5 Görüntü Rekonstrüksiyonu	11
2.1.3.6 ÇKBT'deki Yeniliklerin Parametrelere Yansıması.	12
2.1.4 Çok Kesitli BT Anjiyografi	16
2.1.4.1 Çok Kesitli BT Anjiyografi Çekim Parametreleri ..	17
2.1.4.2 ÇKBT 'nin Avantajları	20
2.1.4.3 ÇKBT 'nin Dezavantajları	22
2.2 Ateroskleroz ve Karotis Arter	23
2.2.1 Ateroskleroz	23

2.2.1.1 Etyoloji	23
2.2.1.2 Prevelans	24
2.2.1.3 Patofizyoloji	24
2.2.2 Aterosklerotik Plaklara Tanısal Yaklaşım	25
2.2.2.1 Ultrasonografi	25
2.2.2.2 Manyetik Rezonans Anjiyografi	27
2.2.2.3 Bilgisayarlı Tomografi (BT) ve BT Anjiyografi	29
2.2.2.4 Anjiyografi	29
2.2.2.5 Anjiyografide Stenozların Ölçüm Yöntemleri	30
2.3 Kontrast Maddeler	31
2.3.1 Kontrast Maddelerinin Sınıflandırılması	31
2.3.2 Kontrast Madde Yan Etkileri	32
2.3.3 BT Anjiyografide Kontrast Madde Kullanımı	33
3. MATERYAL VE METOD	35
4. BULGULAR	37
4.1. Olgulardan Örnekler	38
5. TARTIŞMA ve SONUÇ	39
ÖZET	45
SUMMARY	47
KAYNAKLAR	48

SİMGELER VE KISALTMALAR

ACAS	: Asymptomatic Carotid Atherosclerosis Study
AKA	: Ana karotis arter
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
BTA	: BT anjiyografi
CPR	: Curved Planar Reformat
ÇKBT	: Çok kesitli bilgisayarlı tomografi
ÇKBTA	: Çok kesitli bilgisayarlı tomografi anjiyografi
DAS	: Data Acquisition System (Veri Elde Etme Sistemi)
DUS	: Doppler ultrason
2D TOF	: İki boyutlu time-of-flight
EBT	: Elektron-beam tomografi
ECST	: European Carotid Surgery Trial
HU	: Hounsfield Unit
IKA	: İnternal karotis arter
KM	: Kontrast madde
KMN	: Kontrast maddeye bağlı nefrotoksisite
MIP	: Maximum intensity projection
MPR	: Multiplanar reformasyon
MR	: Manyetik rezonans
MRA	: Manyetik rezonans anjiyografi
NASCET	: North American Symtomatic Carotid Endarterectomi Trial
PC	: Faz kontrast
ROI	: Region of interest
S/G	: Sinyal/gürültü oranı
SSD	: Surface shaded display
TOF	: Time-of-flight
US	: Ultrason
VRT	: Volume rendering tekniği

ŞEKİLLER DİZİNİ

	Sayfa
Şekil 1. Birinci (a) ve ikinci (b) jenerasyon BT cihazlarında X-ışını tüpü ve dedektörün şematik gösterimi.....	3
Şekil 2. Üçüncü (a) ve dördüncü (b) jenerasyon BT cihazlarında X-ışını tüpü ve dedektörün şematik gösterimi.....	3
Şekil 3. EBT cihazının şematik gösterimi.....	4
Şekil 4. ÇKBT sistemlerinde kullanılan dedektörlerin şematik tasarımları	10
Şekil 5. Zamanlama ve senkronizasyon teknikleri.....	18
Şekil 6. Stenoz ölçüm yöntemlerinin şematik gösterimi.....	31
Şekil 7. Bolus geometrisini etkileyen parametreler.....	35

TABLolar DİZİNİ

	Sayfa
Tablo 1 . Karotis arter stenozlarında derecelendirme.....	27
Tablo 2 . Kontrast maddelerin sınıflandırılması.....	32
Tablo 3 . Her iki gruba ait ortalama segmental atenüasyon ve p değerleri.....	38

RESİMLER DİZİNİ

	Sayfa
Resim 1. 79 yaşında bayan olgu. Sol ICA proksimalinde % 60 darlığa ait rekonstrükte kesitler.....	38
Resim 2 . 74 yaşında erkek hasta. Sol ICA'da near oklüzyona ait rekonstrükte kesitler.....	39

1. GİRİŞ

İnme, gelişmiş ülkelerde tüm ölüm nedenleri arasında 3. sıklıktadır. Olguların %75'inde internal karotis arter kaynaklıdır. Serebral tromboembolik olayların yaklaşık %90'ının nedeni aterosklerozdur (38). Ateroskleroz sıklıkla karotis bifurkasyonunda görülür ve tüm inme olgularının % 20-30'undan sorumludur. Karotis arter stenozu sıklıkla embolik, nadiren de hemodinamik olarak beyinde iskemi oluşturur (39). Karotis arter aterosklerozunun, stenoz, plak tipi, ülserasyon, plak içi hemoraji ve fibröz kapsül fissürü gibi inme riski ile ilişkili önemli yapısal özellikleri mevcuttur (40-46).

Hastalığın yaygınlığı ve yol açtığı ciddi sekeller nedeniyle tanısı ve tedavisi büyük önem taşımaktadır. 90'lı yıllarda North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial (NASCET) ve European Carotid Surgery Trial (ECST) %70-99 oranında stenozu olan semptomatik hastaların, Asymptomatic Carotid Atherosclerosis Study (ACAS) ise asemptomatik hastaların endarterektomi cerrahisinden fayda göreceklarini ortaya koymuştur (42,43,47). Darlık oranının belirlenmesi uygun tedavi yaklaşımı açısından önem taşımaktadır.

NASCET, ECST ve ACAS çalışmaları görüntüleme yöntemi olarak standart olan konvansiyonel anjiyografi kullanmışlardır. Ancak anjiyografinin bilinen tromboemboli riski ve maliyeti nedeniyle gelişen teknolojiyle birlikte doppler ultrason(DUS), manyetik rezonans anjiyografi (MRA) ve çok kesitli bilgisayarlı tomografi anjiyografi (ÇKBTA) gibi alternatif görüntüleme yöntemleri gündeme gelmiştir.

Yeni jenerasyon ÇKBTA'nın, izotropik vokseller, yüksek uzaysal ve temporal rezolüsyona sahip olması, hızlı kontrast madde enjeksiyonu yapabilmesi ve geliştirilen post-processing araçları ile karotis arter stenozlarını saptama ve plak karakterizasyonundaki sensitivitesi ve spesifitesi artmıştır (48-50).

Karotis arterleri ÇKBTA ile değerlendirilecek hastaların ileri yaşta ve ek risk faktörlerine sahip olma ihtimalleri yüksek olduğundan çekimlerde kullanılacak kontrast madde miktarının, osmolaritesinin ve viskozitesinin büyük önemi vardır. Klinikte, noniyonik düşük osmolar yada izosmolar kontrast maddeler tercih edilmektedir.

Kontrast maddelere karşı oluşabilecek reaksiyonlar allerjik (anaflaktoid) ve kemotoksik olarak ikiye ayrılır (2,29). Kemotoksik reaksiyonlar kontrast maddenin dağıldığı damar ve dokular içerisinde geliştirdiği spesifik etkilere bağlı olarak ortaya çıkar. Nefrotoksisite, iv kontrast madde enjeksiyonu sonrası ortaya çıkabilecek majör komplikasyonlardan biridir. Belirgin bir risk faktörü olmayan hastalarda kontrast madde nefropatisi gelişme sıklığı değişik yayınlarda %3-5, %14.5, %5-17, %0-22 olarak bildirilmektedir (32,33,34). Risk faktörlerindeki artışla birlikte bu oranın belirgin şekilde arttığı bildirilmektedir (35).

Biz bu çalışmamızda kontrast maddeye bağlı olası kemotoksik reaksiyonları azaltmak için karotis arterlere yönelik ÇKBTA çekimlerinde kullanılan standart doz kontrast madde yerine daha düşük dozda kontrast madde kullanılabilirliğini araştırmayı hedefledik.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Bilgisayarlı Tomografi (BT)

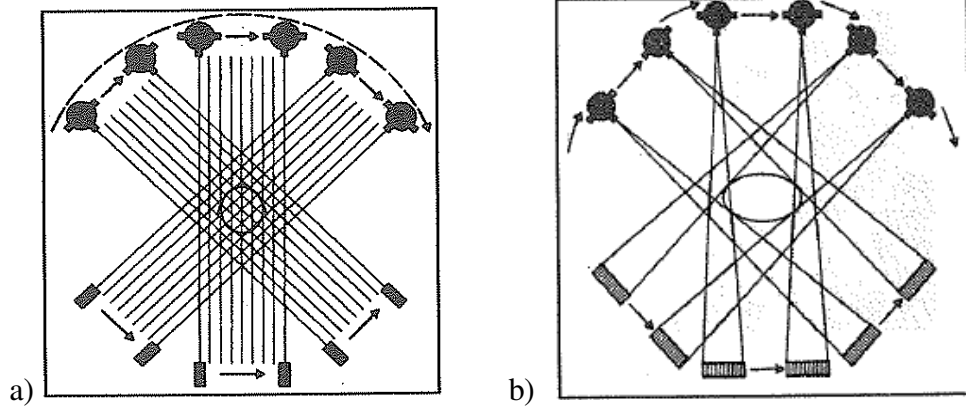
2.1.1. Bilgisayarlı Tomografi Tarihçesi

Bilgisayarlı Tomografi (BT) 1963 yılında Cormack tarafından teorize edilmiş ve radyolojide ve radyolojide yeni bir çığır açmış kesitsel bir görüntüleme yöntemidir. BT ile ilgili ilk başarılı klinik uygulamalar 1967 yılında G. Hounsfield tarafından gerçekleştirilmiş ve 1971 yılında hastane şartlarında uygulamaya başlanmıştır. BT cihazları, geliştirme ve rutinde kullanılma aşamalarında bir dizi evrim geçirmiş ve geçirmeye devam etmektedir.

Birinci nesil cihazlarda Pencil-beam X-ışını ve tek dedektör kullanılıyorken tüp bir derece dönüyor, veri isleniyor ve tekrar bir derece dönüş yapıyordu. Bu işlem tüp ve dedektör 180 derece dönene kadar tekrarlanıyordu. Bu cihazlarda kesit alım süresi oldukça uzundu.

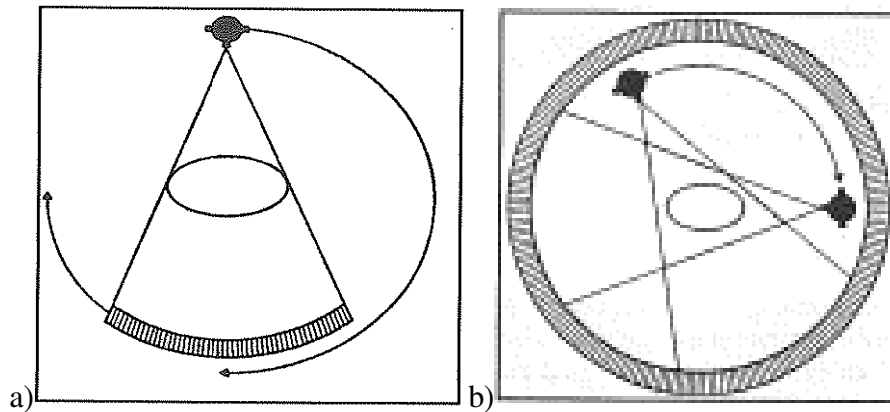
İkinci nesil BT cihazlarında yelpaze şeklinde bir ışın (fan-beam) ve birden fazla sayıda dedektör sistemi bulunmaktadır. Tüp hareketi 10 derecelik açılarla 180

dereceye tamamlanıyordu. Daha hızlı tarama zamanı elde etmenin yanı sıra aynı anatominin birden fazla dedektörce izlenmesi sayesinde ayrıntıda artış sağlanmıştır.



Şekil 1. Birinci (a) ve ikinci (b) jenerasyon BT cihazlarında X-ışını tüpü ve dedektörün şematik gösterimi.

Üçüncü nesil BT cihazlarında kolime edilmiş yelpaze şeklindeki X-ışını demetinin karşısında ışın demetini gören çok sayıda dedektör kullanılmaktadır. X-ışını tüpü ve dedektörler, birbirleriyle koordine hareket ederek 360 derecelik bir dönüş gerçekleştirirlerdi.

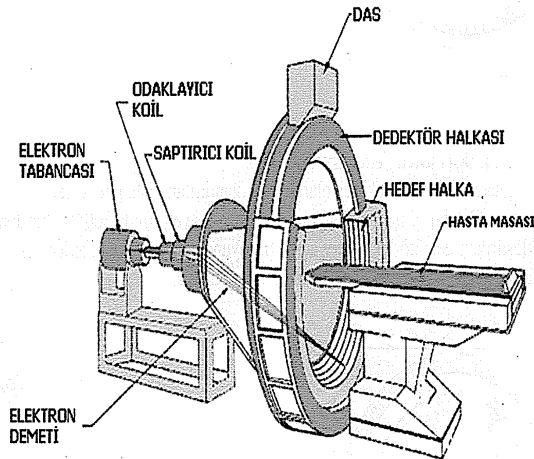


Şekil 2. Üçüncü (a) ve dördüncü (b) jenerasyon BT cihazlarında X-ışını tüpü ve dedektörün şematik gösterimi.

Dördüncü nesil cihazlarda gantri boşluğunu 360 derece çevreleyen çok sayıda dedektör kullanılmaktadır. Bu cihazlarda dedektörler sabittir ve hasta çevresinde

sadece X-ışını tüpü döner. Bu dedektörler iki tip olarak tanımlanmıştır; nutating ring dedektörler ve spiral slip ring dedektörler. Nutating ring dedektörlerde tüp dedektör halkasının dışındadır. Tüp döndükçe dedektörler önünde hareket etmiş olur. Spiral (helikal) ring sistemler 4. nesil geometrisinde kullanılmakla birlikte 3. nesil sistemlerde de görülebilmektedir. Bu sistemde kablo sınırlaması olmaması nedeni ile tüp hareketi sürekli dir.

Beşinci nesil cihazlarda tüp ve dedektör hareketi ortadan kaldırılmıştır. Dönüş hareketi yapan X-ışını tüpü ve gantry, yerini yüksek güçlü 4 tungsten hedef anotlu elektron ışınına bırakmıştır. Sabit kaynaktan çıkan elektron demeti, sistem içerisinde hızlandırılıp ve koiller yardımıyla saptırılarak hasta etrafında dönen tungsten anod üzerine düşürülmektedir. Anoddan yelpaze şeklinde X-ışını elde edilir. Bu sistem Elektron-beam tomografi(EBT) olarak adlandırılmıştır (1,2).



Şekil 3. EBT cihazının şematik gösterimi.

Spiral(helik) BT de gantriye slip-ring teknolojisi eklenerek X-ışını kaynağı ve dedektörlerin sürekli rotasyonları sırasında hastanın eşzamanlı olarak sabit bir hızla gantri içine doğru hareketinin sağlandığı BT sistemidir. Böylelikle aynı esnada BT verileri sürekli olarak elde edilebilir hale gelmiştir. Spiral BT, konvansiyel BT'den farklı olarak üç ana tekniğe sahiptir: slip-ring gantri, dedektör etkinliğinin artırılmış olması ve tüp soğuma kapasitesinin artmış olmasıdır.

Slip-ring gantrilerde çok sayıda paralel dönen halka (ring) vardır. Ringlere bağlı hareketsiz (stationary) fakat kayan değme noktaları (contact) ve multiplelektrik iletken fırçalar bulunur. Bu sistemle sürekli X-ışını oluşması ve masa hareketi sağlanmıştır. Konvansiyonel BT’de problem olarak görülen kesit aralarında masanın ilerlemesi ve tüpün uygun pozisyona getirilmesi için kaybolan zaman azalmıştır. Bu cihazlarda genellikle multipl paralel slip-ring’ler kullanılmıştır. Biri tüp ve jeneratöre yüksek voltaj taşırken ikincisi dijital verilerin dedektöre gidiş-geliş transportunu sağlar. Üçüncü halkaysa kontrol sistemlerinin operasyonu için rölatif düşük voltaj sağlar.

2.1.2. Bilgisayarlı Tomografi Temel Fizik Prensipleri

BT üç boyutlu vücut bölümlerinden iki boyutlu görüntü oluşturan sistemdir. BT aygıtında tarayıcı, bilgisayar ve görüntüleme ünitesi olmak üzere 3 bölüm vardır. Tarayıcı, hasta masası ve gantriden oluşur. Gantri içerisinde tüp ve dedektör sistemi bulunur. Masa gantri boşluğu içerisine girip çıkabilir. Her kesit alma işleminden sonra masa bir miktar hareket ettirilir. Bu şekilde hastanın incelenen bölgesinden ardışık kesitler alınır. BT kesit alma esasına dayanan bir görüntüleme yöntemi olduğu için istediğimiz kesit kalınlığına eşit kalınlıkta bir x-ışın demeti gönderilir. Bu nedenlerle tüpten çıkan x-ışınları kolime edilerek yelpaze şeklinde bir demet haline getirilir. Işın demetinin kalınlığı operator tarafından belirlenir. Hasta vücudundan geçirilen bu x-ışını demeti diğer uçta x-ışınlarına hassas bir dedektör zincirine ulaşır. Dedektörlere ulaşan x-ışınları hasta vücudundan geçerken vücudun değişik dokularında değişen oranlarda zayıflamaya uğrar. Dedektörlerde saptanan bu zayıflama miktarı bilgisayarlarla değerlendirilir. Birçok matematiksel işlem içeren oldukça karmaşık bir süreç sonucu, x-ışınlarının taradığı alanın her bir noktasının x-ışını zayıflatma değeri hesaplanır. Bu değerlerin saptanmasından sonra görüntüyü oluşturmak oldukça basit bir işlemdir (1).

Bilgisayar ünitesinde tarayıcı sistemden gelen bilgiler, birçok matematiksel işlem ve algoritmalarla değerlendirilip işlenir. Daha sonra bu işlemlerden elde edilen sonuçlar, tarama alanını temsil edecek, sayılardan oluşmuş bir haritaya dönüştürülür.

Bu işleme rekonstrüksiyon adı verilir. Harita cihaz üreticilerinin belirledikleri sayıda eleman içerir ve haritanın eleman sayısı örneğin 520X520 gibi ifade edilir. Bu ifade bize haritada alt alta sıralanan 520 çizgi, her bir çizgide 520 eleman olduğunu gösterir. Tarama sonucu elde edilen bilgiler, işte bu eleman sayısı kadar değeri hesaplamak amacı ile kullanılır. Yapılan birçok matematiksel işlemden sonra artık bilgisayarın belleğinde organizmanın belli bir kesidine ait harita eleman sayısı kadar değer vardır. Bu elemanlardan herhangi birinin sahip olduğu değer, o elemanın organizmada temsil ettiği odağın x-ışınlarını zayıflatma gücüne eşittir. Organizmadaki bu odağın, kesit düzlemine paralel x-birim uzunluğunda ve y-birim genişliğinde iki boyutu vardır. Bunun yanısıra X-ışını demet kalınlığına eşit derinlik boyutu da olacaktır. Bu durumda, noktasal odağımızı hacim boyutunda ele almamız gerekmektedir. Bu hacme voksel adı verilir (1).

Görüntüleme biriminde harita elemanlarının herbirine sahip oldukları rakamsal değerlere bakılarak gri skaladan bir renk kodu verilir. Haritamız bilgisayar ekranında, harita elemanlarının tek tek gri tonlarda renklendirilmelerinden sonra, siyahtan beyaza dek değişen noktacıklar içeren bir resime dönüştürülür. Bilgisayar ekranında gördüğümüz resim, aslında renkle kodlanmış harita elemanlarından meydana gelen birçok noktacıktan oluşmaktadır. İşte resmin en küçük elemanı olan bu noktacıklara piksel, resimdeki piksel sayısını belirten, noktacıkların ve çizgilerin birleşiminden oluşan örgüye de matriks (256X256- 520X520 gibi) adını veriyoruz. BT'de her bir vokselde hesaplanan X-ışını zayıflatma değerini standart bir değer ile belirtmek amacıyla Hounsfield skalası olarak adlandırılan bir referans sistemi kullanılmaktadır. Hounsfield skalasında X-ışını atenuasyon değerleri -1000 ve 1000 arasında 2000 birim içerisinde sınıflandırılmıştır. Bu skalaya göre suyun atenuasyon değeri sıfır, kemik gibi çok yoğun oluşumlar için bu değer 1000, hava için -1000 olarak kabul edilmiştir. Yağ dışındaki yumuşak dokular 30–100 arasında atenuasyon değerine sahipken, yağ dokusu BT'de -60 ile -200 arasında değerler alır. Bilgisayar ekranında izlediğimiz görüntü aslında renkle kodlanmış bir harita olduğuna göre, bu haritanın renklendirme kriterlerini değiştirerek görüntü üzerinde değişiklikler yapabiliriz. Bu pencereleme (windowing) dediğimiz bir işlemle kolayca yapılabilir. İnsan gözü 20 adet gri tonu ayırt edebilir. Pencerelemeden amaç, siyahtan beyaza dek değişen bir spektrumda yaklaşık 20 tonu ayırt edebilen bir insan gözünün

Hounsfield skalasındaki -1000, +1000 aralığında istediği oluşumları seçmesini sağlamaktır. Sistem X-ışını zayıflatma (attenüasyon) değeri en yüksek piksellere beyaz rengi atar, azalan değerleri giderek daha koyu gri tonlarla renklendirir ve en düşük değerleri siyaha boyar. Elimizdeki gri tonlarla tüm skalayı boyamak istersek 2000 Hounsfield Unit'lik (HU) bir spektrumda her bir 100 ünite için bir gri ton kullanılacak demektir. Bu da hemen hemen tümü 30–100 HU aralığına düşen yumusak dokuların birbirinden ayırt edilememesine yol açacaktır. Bu nedenle, gri renk skalasının oluşumların birbirinden ayırt edilmesini kolaylaştıracak şekilde kullanılması gerekmektedir (1-2).

Pencereleme işleminde birisi pencere genişliği 'window width' değeri de pencere seviyesi 'window level' olmak üzere ayarlanabilen iki parametre vardır. Pencere genişliği görmek istediğimiz oluşumların HU değerlerini içine alıp ilgilenmediklerimizi dışarıda bırakacak şekilde seçilen bir Hounsfield skalası bandıdır. Bu durumda sadece seçtiğimiz bant içerisinde kalan HU değerleri gri bir renk tonu alırken bandın dışında kalan HU değerleri ya beyaz ya da siyah renk ile boyanırlar. Pencere seviyesi ise seçtiğimiz pencere genişliğinin orta noktasıdır. Örnekeleyecek olursak -50, +150 arasındaki oluşumları iyi göstermek istersek, bu durumda pencere genişliğinin 200 HU, pencere seviyesinin ise orta noktası olan +50 HÜ olması gereklidir. Görüldüğü gibi parametrelerin bu şekilde seçilmesiyle her bir 10 ünite için ayrı bir gri ton kullanılacağından, X-ışınını birbirinden farklı zayıflatan doku ve oluşumların (-50 ve + 150 arasındaki) farklı bir renk değeri ile temsil edilme şansları artacaktır. Diğer taraftan 50 HU altında kalan değerlerin tümü siyah, +150 HÜ üzerindeki tüm değerler ise beyaz görülecektir. Yukarıdaki örnekten de anlaşılacağı gibi pencere seviyesi ve genişliği, farklı organ ve oluşumları incelemek için oldukça yararlı bir işlev görmektedir. Bu ayarların istenilen organ ve oluşumların en iyi görüntülenebilecekleri şekilde seçilmeleri halinde, inceleme optimal yapılacaktır. Seçilen ayarlamalarda bazı oluşumların tam siyah ya da tam beyaz renklerle gösterilmesi nedeniyle izlenememeleri söz konusu olabilecektir. Pencerelemenin en güzel örneği, akciğer parakim incelemesi yapılırken mediastinal oluşumların ayrıntılarının kaybolması, ya da tam tersine mediastinal oluşumlar için ayarlanmış bir pencere değerlerinde, akciğer parankim ayrıntılarının izlenememesidir (1).

2.1.3. ÇKBT Fizik Özellikleri

BT tarihinde, helikal taramanın geliştirildiği 1989 yılından sonra, ÇKBT'nin bugünkü durumuna ulaşması BT teknolojisinde bazı öncü gelişmelerle gerçekleşmiştir. 1991'de 1 mm'nin altında kesit alabilen cihazlar üretilmiş, aynı yıl bugünkü ÇKBT teknolojisinin öncüsü ikiz dedektörlü Helikal BT geliştirilmiştir. 1993'te gerçek zamanlı BT kullanıma sokulmuştur ve BT floroskopi altında biyopsi işlemlerinin yapılıp, damar yapıları ya da organlar içindeki kontrastlanmanın monitörizasyonu (otomatik bolus yakalama programları) olanaklı hale gelmiştir. Gantri rotasyon zamanlarının 1 sn'nin altına inmesi 1995'te mümkün olmuştur. 1998 yılında da ilk multislice sistemleri kullanıma girmiştir (3). 2000'li yıllarda 2, 4, 8, 12, 16, 24, 32 ve 64 sıra dedektör dizili cihazlar ve ayrıca ikiz tüplü multidedektör sistemleri üretilmiştir.

Saniyenin altında tarama yapabilmeyi başaran ilk BT tarayıcıları EBT cihazları olmuştur. Kısa zaman içinde helikal cihazlarda da rotasyon süreleri 1 sn'nin altına indirilmiştir. ÇKBT'de gantri rotasyon süresinin bu denli kısalması hareket artefaktlarını belirgin olarak azalttığı gibi aynı süre içinde daha geniş anatomik bölgelerin taranabilmesi olanağını doğurmuş ve longitudinal (z eksen) çözünürlüğü de artırmıştır. ÇKBT cihazları, olağanüstü hızları sayesinde, konvansiyonel helikal cihazlardan farklı olarak, klasik kesit taramasından çok, bir anlamda "hacim taraması" yapmaktadır. Yüksek kalitede hacim bilgisi için longitudinal düzlemdeki (z eksenindeki) çözünürlüğün yeterli olması gerekmektedir. Z eksen çözünürlüğünü belirleyen başlıca etken kesit kalınlığıdır. Dedektör teknolojisindeki iyileştirmelerle minimum kesit kalınlığı giderek düşürülmektedir. Böylece ulaşılan izotropik voksel geometrisi sayesinde multiplanar reformasyonlar ve üç boyutlu görüntüleme optimal kalitede yapılabilmektedir (4,5,6).

2.1.3.1 Gantri Rotasyon Süresi

Gantri rotasyon süresinin bir saniyenin altına inmesi hareket artefaktlarını belirgin olarak azalttığı gibi aynı süre içinde daha geniş anatomik bölgelerin taranabilmesi olanağını sağlamıştır ve longitudinal (z eksen) çözünürlüğü de artırmıştır. Tarama zamanının 1 sn'nin altına indirilmesi için gantri biçiminde (design), gantri motorunda, veri ileti düzeninde ve X-ışını tüpünde bazı değişikliklerin yapılması gerekmiştir. Tarama zamanı 1 saniyenin altına indiğinde gantriye uygulanan merkezkaç kuvvetinde büyük artış oluşmaktadır (0.42 sn için 17g, 0.33sn için 28g). Gantrinin bu kuvvet artışını karşılamak üzere yeniden biçimlendirilmesi gerekmektedir. Yine, tarama zamanı kısaldıkça birim zamanda ölçülen veri miktarı artmaktadır. Bu miktardaki verinin iletimi düşük voltajlı slip-ring yönteminden farklı, daha yüksek hacimli ve hızlı veri iletim sistemlerine ihtiyaç doğurmuştur. Tarama zamanının kısılması tüpe uygulanan merkezkaç kuvvetini arttırdığı gibi tüpün ürettiği X-ışını miktarının artmasını ve dolayısıyla tüpün soğutma yeteneğinin iyileştirilmesini de gerektirmiştir (3).

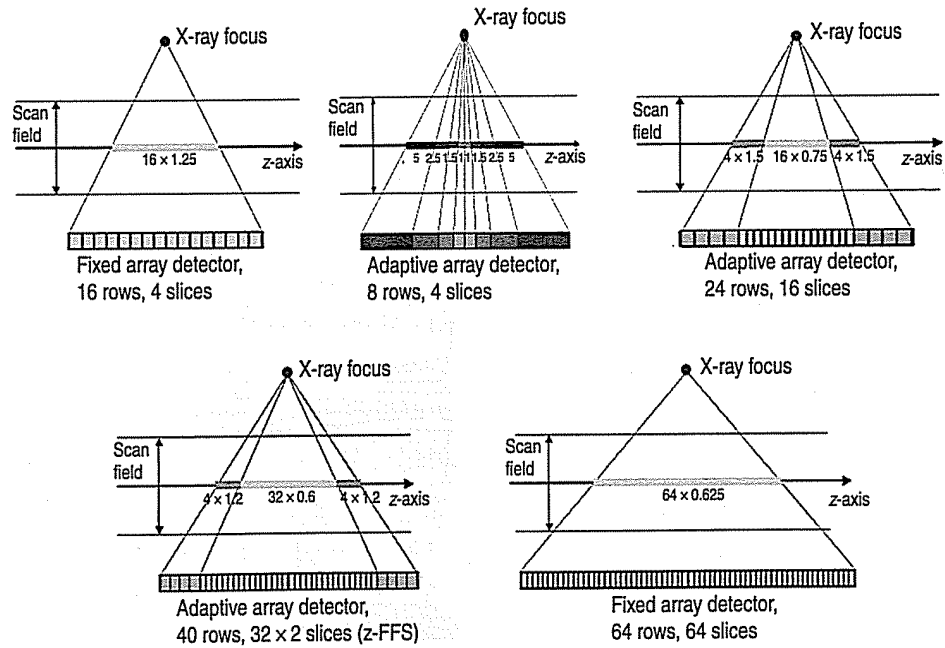
2.1.3.2 İnce Kesit Kalınlıkları

ÇKBT cihazları, olağanüstü hızları sayesinde, konvansiyonel helikal cihazlardan farklı olarak, klasik kesit taramasından çok, bir anlamda "hacim taraması" yapmaktadır. Yüksek kalitede hacim bilgisi için longitudinal düzlemdeki (z eksenindeki) çözünürlüğün yeterli olması gerekmektedir. Z eksen çözünürlüğünü belirleyen başlıca etken kesit kalınlığıdır. Dedektör teknolojisindeki iyileştirmelerle minimum kesit kalınlığı giderek düşürülmektedir. Böylece ulaşılan izotropik voksel geometrisi sayesinde multiplanar reformasyonlar ve üç boyutlu görüntüleme optimal görsel keskinlikle yapılabilmektedir (4). Günümüz teknolojisinde 64 dedektörlü bir cihazda kesit kalınlığı 0.5 mm ye kadar inmiştir.

2.1.3.3 Dedektör Geometrisi

ÇKBT teknolojisinde en önemli konu dedektör yapısıdır. Konvansiyonel helikal BT cihazlarında dedektör tek sıra halinde dizilmiş dedektör elemanlarından

oluşan tek boyutlu bir yapıdır. ÇKBT cihazlarında ise dedektör çok sayıda dedektör sırasından oluşan iki boyutlu bir matriks yapısındadır. Farklı firmalarca üretilen farklı dedektör geometri dizaynları mevcuttur. Bu dedektörler minimum kesit kalınlığı ve bu minimum kesit kalınlığında uygun kesit sayısı, seçilebilen kesit kalınlığı ve z-aksı boyunca maksimum hacim tarama yeteneğine sahiptirler. Paralel sıralanmış, eşit genişlikteki dedektör dizilerine matriks dedektör, santralden periferik doğru genişleyen dedektör dizisine adaptif dedektör, matriks ve adaptif dedektör yapılarını bir arada bulunduranlara da hibrid dedektör adı verilir. Hibrid dedektörlerde dedektör dizisi santralinde eşit kalınlıkta ince dedektör dizisi kullanırken, kenarlarda eşit kalınlıkta daha geniş dedektör dizileri içerir (2). Sistemin minimum kesit kalınlığını belirleyen unsur en küçük dedektör elemanının z eksenindeki genişliğidir. Günümüzde en ince dedektör dizi kalınlığı 0.5 mm'dir. Yani bu incelikte kesit alınabilmektedir.



Şekil 4. ÇKBT sistemlerinde kullanılan dedektörlerin şematik tasarımları.

2.1.3.4 Data Acquisition System (Veri Elde Etme Sistemi)

Dedektör sıralarından veya bunların kombinasyonlarından alınan kesit bilgileri daha sonra DAS'lara aktarılmaktadır. Örneğin 4 segmentli bir sistemde 4 dedektör kanalı/kanal kombinasyonundan alınan veriler 4 adet DAS aracılığıyla işlenmekte, yani DAS'lara gelen analog veriler dijital verilere dönüştürülmektedir. DAS sayısının artması elektronik devre gereksiniminin de artması sonucunu doğurmuştur. Fazla miktardaki elektronik devrenin yer ihtiyacı bunların yüksek yoğunlukta monte edilmesiyle çözümlenmiştir (6).

2.1.3.5 Görüntü Rekonstrüksiyonu

A- Çok Noktalı Rekonstrüksiyon Algoritması ve Optimal Veri Örneklemesi

Dedektör sisteminden başka, ÇKBT cihazlarında, konvansiyonel helikal cihazlardan farklı görüntü rekonstrüksiyon algoritmaları kullanılmaktadır. ÇKBT cihazlarında dedektör iki boyutlu olduğundan tüpten çıkan X-ışını hüzmesi de iki boyutludur, yani koni seklindedir. Konvansiyonel rekonstrüksiyon yöntemlerinin kullanılması durumunda, koni içinde belli bir açıyla dedektör elemanlarına gelen X-ışınları artefaktlara yol açabilir. Bu artefaktların giderilebilmesi için, ÇKBT cihazlarında, konvansiyonel helikal cihazlarda kullanılan 180 derece lineer interpolasyon algoritması değil, çok noktalı (multipoint) interpolasyon ile görüntüler rekonstrükte edilmektedir. Bu şekilde konvansiyonel helikal tekniğe göre daha yüksek kalitede görüntü kalitesi elde edilebilmektedir. Multipoint rekonstrüksiyon algoritmasında verilerin örneklenmesi de optimize edilmiştir. Optimize edilmiş örnekleme adı verilen bu yöntemin amacı longitudinal yönde veri örnekleme miktarını arttırmak, yani daha fazla ölçüm bilgisi elde etmek ve böylece sinyal/gürültü(S/G) oranını arttırmaktır. Dört segmentli bir cihazda helikal pitch 4 olduğunda helikslerin direkt verileri ile tamamlayıcı veriler çalışmaktadır (6). Bu nedenle tamamlayıcı verilerin görüntü kalitesine bir katkısı olamamaktadır. Dolayısıyla böyle bir sistemde helikal pitch faktörü 3.5, 4.5 gibi kesirli sayılardan seçilmektedir. Böylece ortaya paradoksal bir sonuç çıkmaktadır. Konvansiyonel

helikal BT cihazlarında pitch faktörü arttıkça S/G oranı azalırken, 4 segmentli multidedektör bir cihazda 4.5 pitch faktörü daha verimli veri örnekleme sağladığından 4 pitch faktörüne oranla S/G oranı bakımından daha kaliteli bir görüntü elde edilmesini sağlayabilmektedir. Konvansiyonel yonteme göre daha fazla ölçüm verisi kullanılmasına olanak veren optimal örnekleme yöntemi sayesinde ÇKBT cihazlarında aynı dozun kullanılması durumunda S/G oranı konvansiyonel BT cihazlarına göre %20 nispetinde artmaktadır (6,7).

B- Z filtre Rekonstrüksiyonu

ÇKBT'de görüntü rekonstrüksiyonunda çok noktalı interpolasyon algoritması dışında Z filtre rekonstrüksiyon algoritması adı verilen bir teknik de kullanılmaktadır. Z filtre rekonstrüksiyonunda uygun Z kernelleri seçilerek, tek bir helikal veri kümesinden farklı kesit kalınlıklarında çok sayıda görüntü serisi oluşturulabilmektedir. Buradaki ilke standart veya akciğer kernelleri ile yapılan görüntü rekonstrüksiyonuna benzemektedir. Nasıl bu kernellerde düzlem içi (in-plane) frekans yanıtı değiştirilerek standart veya akciğer algoritmasında görüntüler oluşturuluyorsa, Z kernelleriyle de kabaca benzer bir biçimde Z eksenindeki frekans yanıtı değiştirilmekte ve bu şekilde farklı kesit kalınlıklarında görüntüler oluşturulabilmektedir (7).

2.1.3.6 ÇKBT'deki Yeniliklerin Parametrelere Yansıması

a) Tarama Hızında Artış

ÇKBT sistemlerinde hızın artması esas olarak iki nedene bağlıdır: Gantri rotasyon süresinin kısalması (0,33 sn'ye inmesi) ve pitch faktörünün artması. Bu iki etki birleştirildiğinde, örneğin 4 segmentli bir cihaz konvansiyonel helikal cihaza göre 8 kat, 8 segmentli bir cihaz 16 kat hızlı tarama yapabilmektedir. Burada bilinmesi gereken bir nokta daha vardır. Tarama hızındaki bu 8 ya da 16 kat artış her

kesit kalınlığı için geçerli değildir. Firmaların ürettiği değişik dedektörlerin yapısına bağılı olarak her sistem farklı tarama modu seçenekler sunmaktaysa da genel olarak şu ifade edilebilir: Düşük kesit kalınlıklarında maksimum hız mümkün olmakta, ancak kesit kalınlığı arttıkça bu şans azalmaktadır. ÇKBT cihazlarının kullanıma girmesiyle pitch kavramı iki farklı şekilde tanımlanır olmuştur. Pitch 360 derece rotasyon süresince olan masa hareket miktarının tek kesit kalınlığına oranı olarak hesaplanabileceği gibi, 360 derece rotasyon süresince olan masa hareket miktarının toplam ışın demeti genişliğine oranı şeklinde de hesaplanabilir. İkinci yöntemde, örneğin 3 ve 6 gibi pitch değerleri kullanılmaktadır. Bu sistemlerde pitch'in 3 olarak kullanıldığı tarama modları yüksek kalite, pitch'in 6 olarak kullanıldığı tarama modları hızlı olarak tanımlanmaktadır. Uzaysal çözünürlüğün önemli olduğu klinik durumlarda 3 pitch'in, yüksek hacimlerin kısa zamanda taranmasının gerekli olduğu durumlarda 6 pitch'in kullanılması önerilmektedir (8) . Bazı üreticiler konvansiyonel helikal cihazlarda kullanılan pitch kavramıyla örtüşmesi amacıyla pitch'i yukarıda belirtilen ikinci formülle, yani rotasyon süresince olan masa hareketini toplam ışın demeti genişliğine bölerek hesaplamakta ve beam pitch olarak adlandırmaktadırlar. Bu şekilde örneğin 4 segmentli bir cihazda ikinci yöntemin 3 olarak verdiği pitch değeri birinci yöntemde 0.75'dir. Her iki hesaplama yönteminde de varılan sonuç aynı olmakla birlikte hesaplama yöntemlerinin ne olduğunun bilinmesi karşılaştırmalar açısından yararlı olacaktır. Tarama hızının konvansiyonel helikal cihazlara göre sisteme göre 8 ya da 16 kata varan miktarlarda artması daha geniş hacimlerin daha kısa sürelerde taranması olanağını getirmiştir. Buna bağılı avantajlar:

1. Rutin incelemelerin daha kısa sürelerde (nefes tutma süresinde) bitirilmesi solunum denetimsizliğinden kaynaklanan artefaktları gidermiştir. Örneğin 30 cm genişliğindeki toraks incelemesi konvansiyonel helikal bir cihazda 30 sn sürerken multidedektör cihazlarda daha ince kesit kalınlıkları ile 5-9 sn arasında tamamlanabilmektedir.

2. Hızlı tarama yeteneği travma hastalarının incelenmesinde vazgeçilmez bir avantajdır. Bu hastalarda çok kısa sürelerde tüm vücut taraması yapılabilmektedir.

3. Benzer şekilde çocuk yaş grubunda ve kooperasyon gösteremeyen hastalarda ÇKBT son derece hızlı bir biçimde incelemenin tamamlanabilmesini sağlamaktadır.

4. Multidedektör teknolojisinin gelişmesi BT anjiyografi uygulamalarında çığır açmıştır. Pulmoner emboli hastalarında önceleri mümkün olmayan subsegmental düzeydeki embolilerin değerlendirilmesi ÇKBT cihazlarıyla mümkün olabilecektir. Aort diseksiyonu, aort anevrizması, ekstremitte arterlerinin aterosklerotik lezyonları, renal arter patolojileri, mezenter iskemisi, pankreas, biliyer ağaç, karaciğer ve böbrek neoplazmlarında arteryel/venöz tutulumun araştırılması, karaciğer transplantasyonlarında hepatik arteryel, portal ve hepatik venöz anatomisinin preoperatif değerlendirilmesi gibi birçok uygulama multidedektör cihazlarla daha yüksek longitudinal rezolüsyonla yapılabilmekte, longitudinal çözünürlüğün artmasıyla daha kaliteli 3 boyutlu uygulamalar mümkün olmaktadır. Yüksek tarama hızının ince kesit kalınlıklarıyla birleştirilmesi sayesinde Willis poligonu damar yapıları BT anjiyografi ile de değerlendirilebilir hale gelmiştir (9,10,11).

5. ÇKBT sistemleri çok fazlı kontrastlı çalışmalara olanak sağlamaktadır. Örneğin karaciğerde üst üste iki kere arteryel faz taraması yapılabilmektedir. Bu şekilde siroz hastalarında daha çok sayıda erken evre karaciğer kanseri yakalandığını gösteren çalışmalar mevcuttur (12).

6. Tarama hızının artması özellikle BT anjiyografi (BTA) uygulamalarında kontrast madde dozundan tasarruf edilmesine imkan vermektedir. Örneğin pulmoner arter BTA'de daha önceleri 140 -160 cc arasında değişen doz gereksinimi yeni cihazlarla 100 cc'nin altına indirilmiştir (11). Dört segmentli bir ÇKBT cihazını gantri rotasyon süresi aynı ama tek segmentli yani konvansiyonel helikal bir cihazla karşılaştıran bir çalışmada 4 segmentli cihazda helikal pitch'i 3 seçerek 3 kat daha hızlı elde olunan görüntülerin tanısal kalitesinin pitch'in 1 seçildiği tek segmentli cihazla karşılaştırılabilir düzeyde olduğu bulunmuştur. Daha açık ifade edecek olursak, 4 segmentli cihaz konvansiyonel helikal cihaza göre 3 kat daha hızlı tarama yapmakta ve bu artmış hıza karşın tanısal kalite açısından benzer görüntüler oluşturmaktadır (7).

Helikal BT'de (section sensitivity profile -SSP- ve görüntü artefaktları anlamında) görüntü kalitesi pitch 1,5-2'nin üzerine çıktığında dikkate değer biçimde bozulmaktadır. Pitch arttıkça görüntü kalitesindeki bozulma ÇKBT cihazlarında da geçerlidir. Dört segmentli bir cihazla yapılan çalışmada 1.25, 2.5, ve 5 mm nominal kesit kalınlıklarında pitch 6 olarak kullanıldığında SSP'nin belirgin olarak uzadığı,

bir başka ifadeyle gerçek kesit kalınlığının nominal kesit kalınlığına göre belirgin olarak genişlediği görülmüştür. Pitch 6 olduğunda gerçek kesit kalınlığı kolimasyonun 1,27 katına çıkmaktadır. Bu nedenle bu sistemde 3.75 mm nominal kesit kalınlığı ile 6 pitch kullanılmamaktadır, çünkü pitch 6 olduğunda gerçek kesit kalınlığı 3.75 mm'nin 1,27 katına, yani 4.76mm'ye çıkmaktadır. Bu değer 5 mm'ye çok yakın olduğundan (ve sistemde 5 mm nominal kesit kalınlığı zaten bulunduğundan) kullanılması gereksizdir (7).

Aynı çalışmada 4 segmentli cihazda gürültü oranı 3 pitch'te 0.82–0.92 arasında, pitch 6 olduğunda 1.02–1.15 arasında bulunmuştur. 180 derece lineer rekonstrüksiyon algoritması kullanan konvansiyonel helikal cihazlarda ise gürültü oranı pitch ne olursa olsun 1,15'tir. Buradan çıkan sonuç şudur: ÇKBT'de gürültü oranı genel olarak daha düşüktür ve bu durum özellikle düşük pitch değerlerinde daha belirgindir. Multidedektör sistemlerde gürültünün düşük olması 3 pitch'te oluşan tarama süperpozisyonu (scan overlap) ve z filtre rekonstrüksiyonu tekniğine dayanmaktadır.

b) Gantri Rotasyon Süresinin Kısalması

Günümüzde ÇKBT cihazlarında gantri rotasyon süreleri 0,33–0,8 sn arasındadır. Bunu önemini bir örnekle açıklayacak olursak 0.5 sn'lik rotasyon süresi yarım rekonstrüksiyon tekniği de kullanıldığında 250 msn'ye inen temporal çözünürlük sağlamaktadır (6).

c) Kesit Kalınlığında Azalma

ÇKBT teknolojisindeki gelişim minimum kesit kalınlığında azalmayla paralel seyretmiştir. Günümüzde ÇKBT cihazlarında minimum kesit kalınlığı 0.5-0.62 mm arasında değişmektedir. Daha ince kesit kalınlıkları uzaysal çözünürlüğü arttırmakta ve kısmi hacim etkisini azaltmaktadır. Multidedektör sayesinde bu denli ince kesit kalınlıkları ile birçok anatomik bölge taranabilmekte, elde olunan izotropik görüntülerle yüksek kalitede reformat, multiprojeeksiyon, volüm reformat ve 3 boyutlu rekonstrüksiyonlar yapılabilmektedir (6).

d) Temporal(zamansal) Rezolüsyonda Artış

İlk geliştirilen BT ile görüntü alınması dakikalar sürerken 1993 yılında kullanıma giren helikal BT ile bu süre 1 sn, 4 dedektörlü BT ile 250 msn, 16 dedektörlü BT ile 210 msn, 64 dedektörlü BT ile bu süre 165 msn ye düşmüştür.

e) X- Işımindan Yararlanma Faktöründe (X ray utilization factor) Artış

ÇKBT sistemlerinde X-ışını daha ekonomik olarak kullanılmaktadır; bir başka ifadeyle bu sistemlerin X-ışını istifade faktörü konvansiyonel helikal cihazlara göre daha yüksektir. Bunun nedeni yalın olarak şöyle açıklanabilir: ÇKBT'de X-ışını demetinin longitudinal yöndeki toplam kalınlığı konvansiyonel helikal cihazlara göre daha fazladır. Böylece konvansiyonel helikal cihazlarda kullanılmayan, bir anlamda ziyan edilen X ısınları multidedektör sistemlerde veri eldesi amacıyla kullanılmaktadır. X-ışını istifade faktöründeki bu artış tüp yüklenmesini azaltmakta, helikal taramanın tüp soğuması için bekleme süresi olmaksızın daha uzun süreler devam edebilmesine olanak tanımaktadır. X-ışını yararlanma faktörünün artması nedeniyle tüp ömrü de belirgin olarak uzamaktadır (6).

2.1.4 Çok Kesitli BT Anjiyografi (ÇKBTA)

ÇKBT'nin konvansiyonel spiral BT'den farkı z aksında birden fazla sayıda dedektörün bulunmasıdır. Bunun yanısıra 360° dönüşün 0,33–0,8 sn'de tamamlanmasını sağlayan tarayıcıların geliştirilmesi sonucunda bu yeni BT cihazlarının performansı bilinen konvansiyonel spiral BT cihazlarına göre büyük oranda artmıştır (11,13,14). Artan bu performans sayesinde daha fazla bir hacim daha kısa sürede, daha yüksek uzaysal çözünürlükte, daha az kontrast madde kullanarak taranabilir (11,15). ÇKBTA kullanımında ulaşılmaya çalışılan nokta, intravasküler patolojilerde, anatomik detaylar hakkında gerekli ve yeterli bilginin

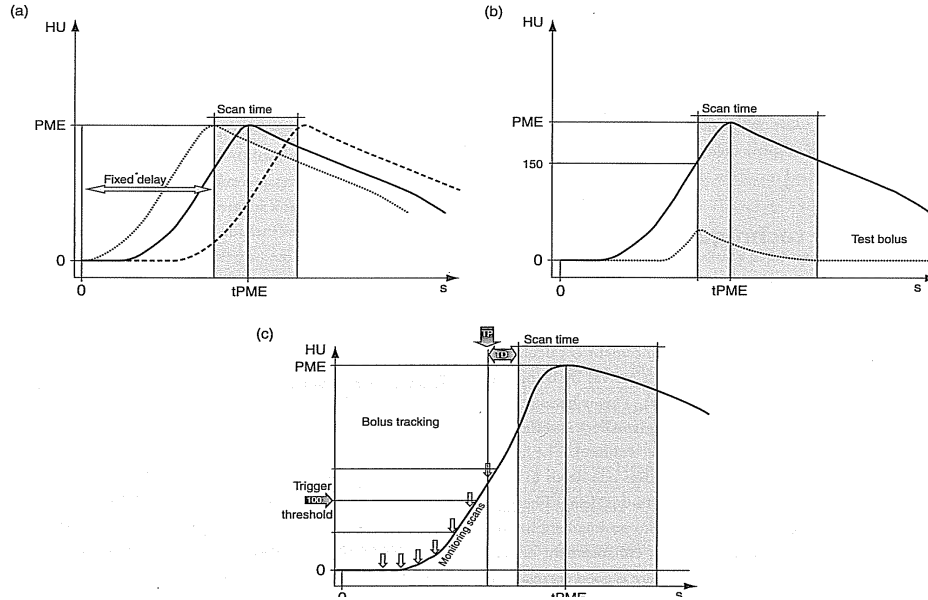
edinilmesi ile, invaziv kateter anjiyografi çalışmalarının minimuma indirilmesidir. Bolus tarzı kontrast enjeksiyonu ile elde edilen görüntüler, üç boyutlu imajlara rekonstre edilerek, seçilen bölgeler herhangi bir açıdan değerlendirilebilir. Hedeflenen vasküler anatominin iyi bir opasifikasyonla görüntülenebilmesi, bolus tarzı intravenöz kontrast verilmeye başlanmasını takiben, uygun zamanda taramanın başlatılması ile mümkündür; böylelikle, intravasküler aralık ile komşu yumuşak dokular arasında var olan karışıklık, damar lümeninin en iyi şekilde görüntülenmesini sağlar. (13,15).

2.1.4.1 Çok Kesitli BT Anjiyografi Çekim Parametreleri

A- Kontrast madde enjeksiyonu ile ilgili parametreler

BTA'de en önemli noktalardan biri de kontrast maddenin vasküler yapılar içindeki en yüksek konsantrasyonu sırasında taramanın gerçekleştirilmesidir. Kontrast maddenin incelenecek vasküler yapılarda en üst konsantrasyona ulaşması hastanın kardiyovasküler durumuna bağlı olarak değişiklikler göstermektedir(16). BTA'da, özellikle ÇKBT cihazları kullanıldığında inceleme süresinin çok kısa olması nedeniyle uygun gecikme zamanının ayarlanması çok önemlidir. (11,16). Gecikme zamanının belirlenmesinde en sık olarak kullanılan yöntem hastanın yaşı, kardiyovasküler durumu gözönünde tutularak tahmini bir gecikme zamanının verilmesidir. Bu yöntemin en önemli avantajı kolay uygulanabilir olmasıdır. Ancak bu yöntem her zaman iyi sonuçlar vermemektedir. Diğer sık kullanılan bir yöntem inceleme öncesi 10–15 ml kadar bir kontrast maddenin verilmesi ve birbiri ardına BT kesitleri alarak dolaşım zamanının ölçülmesine dayanan test-bolus yöntemidir (16,17). Testbolus yönteminin dezavantajları hem toplam inceleme süresinin uzaması hem de kullanılan kontrast madde miktarının artmasıdır. Bu yöntemlerin dışında kontrast maddenin varışını otomatik veya yarı-otomatik olarak saptayan ve taramayı buna göre başlatan sistemler de vardır (16). Bunlardan en önemlisi multidedektör BT sistemlerin yazılımında mevcut olan "bolus tracking" otomatik tetikleme yöntemidir. Otomatik tetikleme yöntemi ile BTA' de, örneğin çıkan aortaya ROI yerleştirilir ve

görüntüleme, kontrast madde önceden belirlenen eşik HU değerine ulaştığında başlar. Yarı otomatik tetikleme yönteminde (manuel süre start) vasküler yapılar içinde kontrast madde görüldüğü anda tarama manuel olarak başlatılır (16,18,19).



Şekil 5. Zamanlama ve senkronizasyon teknikleri.

B) Rekonstrüksiyon ve Reformasyonların Oluşturulması

Tüm olgularda aksiyel plandaki kaynak görüntülerin tamamının değerlendirilmesi mutlaka gereklidir. Bununla birlikte özel bilgisayar yazılımları ile 'multiplanar reformasyon (MPR)', 'Surface shaded display (SSD)', 'maximum intensity projection (MIP)' veya 'volume rendering tekniği (VRT)' yöntemleri ile iki veya üç boyutlu, değişik planlarda görüntüler oluşturulabilir (11,16). Bu görüntüler aksiyel plandaki görüntülerin incelenmesinde gözden kaçan ayrıntıların saptanmasında yardımcı olabilir. Ayrıca klinisyenler patolojinin kafada daha kolay canlandırılması nedeniyle bu görüntüleri tercih etmektedir.

Multiplanar reformasyon (MPR) : MPR'da damarlar, koronal, sagittal ya da bu iki plana göre değişik açılardaki planlarda, kesitsel olarak gösterilir. Reformat planının dışındaki damar ve yapılar vizüalize edilmez.

Maximum Intensity Projection (MIP) : MIP yönteminde incelenen volüme giren en parlak vokseller seçilerek görüntü oluşturulur. MIP'te belirli volüm içerisinde farklı lokalizasyondaki voksellerden tek bir düzlemde iki boyutlu görüntüler elde edilir. Ancak derinlik bilgisi kaybolur ve anevrizmaların komşu yapılarla ilişkisi üç boyutlu ortamda net değerlendirilemez. Bununla birlikte eşik değerlerine bağımlı olmaması ve görüntülerin kolay oluşturulması gibi avantajları olup çalışma istasyonunda ince kesitlerle farklı planlarda interaktif olarak değerlendirildiğinde anevrizmaların araştırılmasında oldukça yararlıdır. Damar duvarındaki kalsifikasyonu lümendeki kontrast maddeden en iyi ayıran tekniktir (20).

Surface shaded display (SSD) : SSD yönteminde eşik değerleri seçilerek belirli atenüasyona (Hounsfield Units) sahip voksellerden bilgi elde edilir. Elde edilen hacim bilgisi yüzey bilgisine çevrilerek objelerin üç boyutlu yüzey görüntüleri oluşturulur. Bu yöntem en az kullanılan yöntemdir. Küçük çaplı damarların görüntülenmesinde yalancı stenoz ve oklüzyon gibi durumlar ortaya çıkabilir. Yani eşik değere göre görüntü değişir (21).

Volume rendering tekniği (VRT) : En son geliştirilen teknik olan VRT'de ham verilerdeki tüm bilgiler kullanılır. VRT en iyi şekilde SSD ile kıyaslanarak anlaşılabilir. SSD seçilen eşik aralığında objeye ait tüm BT sayılarının maksimum opasiteye sahip olup aralığın dışında kalan BT sayılarının 0 opasite ile ifade edildiği ve imaja katıldığı bir süreçtir. BT aralığı içindeki tüm vokseller maksimum opasiteye sahip olduğundan SSD de sadece obje yüzeyi resmedilir. VRT'de ise opasite değerleri sürekli olup % 0 - %100 arasında değişebilir. Bu yöntemde değişik dansite değerlerine sahip yapılara farklı renk kodları verilerek birbirlerinden farklı dokular farklı renklerde görüntülenebilir. BT anjiyografide renk kodlu VRT ile damar lümenini ve kalsifikasyonları farklı renklerde kodlayarak kalsifiye plakların lokalize edilmesini kolaylaştırır. Renk kodlama ayrıca arteriyel-venöz damarların ve farklı kontrast tutan organların ayrımını sağlar. Oluşturulan üç boyutlu görüntüler sayesinde vasküler yapıların birbiri ile ilişkisi daha iyi değerlendirilir. Suboptimal opasite ayarları imajartefaktlarına sebep olabilese de VRT, SSD'e kıyasla yalancı-

stenoz veya yalancı-okklüzyonlara daha az hassastır. VRT'nin bilgi kaybına sebep olmadığı çünkü tüm data volümünün projekte edildiği açıklanmıştır. Bununla birlikte VRT data volümdeki tüm bilgiyi göstermez fakat tüm 3D çevirim teknikleri gibi taranan objenin BT attenuasyonu ve izlemciye göre pozisyonuna göre seçici olarak kısmen gösterimini yapar (15).

Hem 3D volüm çevirim (örneğin MIP, VRT) hem de 3D yüzey çevirim (SSD), VOI (ilgilenilen volüm) yi tanımlayan ve onu 3D imajda temsil edilmemesi gereken yapılardan ayırdeden bir işleme (segmentasyon) ihtiyaç duyar. Çevirimde hangi yapıların katılacağı veya dışlanacağını kontrol amacıyla data kümesinin manipulasyon işlemine tabi tutulmasına kurgulama (editing) denir. Pozitif editing 3D imajda kalmasını istediğimiz, negatif editing ise uzaklaştırmak istediğimiz yapıları işaretleme işlemidir. 2D editing kesit kesit uygulanırken 3D kurgulama bir bütün olarak data kümesine uygulanır. Segmentasyon için optimum eşik değeri, bir yapıyı gerçek-tam büyüklüğünde belirleyen değerdir. Teorik olarak bu değer objenin BT sayısı ile çevresindeki yapıların BT sayısının orta noktasıdır. Segmentasyona uğrıtılacak volümü tanımlamak için bir eşik değer ya da BT sayıları aralığı kullanılır bu işleme threshold tekniği denir. Threshold azaltıldığında daha çok voksel gösterilen objeye iştirak edeceğinden obje çap-volumü artar. Bu durum parsiyel volüm etkisini kompanse edip daha küçük objelerin daha gerçekçi tanımlanmasını sağlayabilir. Threshold arttırıldığında daha az sayıda voksel obje gösterimine gireceğinden objenin görülen çap-hacmi azalır. Bu, uçan pikseller ve düşük attenuasyonlu yapıların süperimpozisyonunu elimine edebilir ama yalancı darlık görünümü gibi artefaktları arttırır (15).

Curved Planar Reformat (CPR): Bu gösterim, özellikle kalsifiye yapıda tek bir damarın incelenmesinde kullanılan bir tekniktir. CPR tekniğinde kullanıcı farklı referans imajları kullanarak reformat planı elde etmektedir. Günümüzde CPR görüntüleri oluşturan otomatik, yarı-otomatik yazılım programları kullanılmaktadır (22,23,24).

2.1.4.2 ÇKBT 'nin Avantajları

En önemli avantajı tarama hızındaki artıştır. Tarama hızındaki artış gantry rotasyon süresinin kısılmasına ve pitch faktörünün artışına bağlıdır. 4 kanallı ÇKBT cihazı konvansiyonel spiral BT cihazına göre 4–8 kat hızlı tarama yapabilmektedir. Bu düzeyde artan tarama zamanı daha geniş hacimlerin daha kısa sürede incelenmesine neden olmaktadır. Buna bağlı olarak rutin incelemelerin süresi kısalmıştır. Toraks ya da abdomen incelemeleri tek bir nefes tutulması süresinde tamamlanabilmektedir (5-9 sn). Nefes tutamamaktan kaynaklanan artefaktlar bertaraf edilmiştir. Travmalı hastalarda artmış tarama hızı daha da önem kazanmaktadır. Bu hastalarda tüm vücut taraması yapılabilmektedir. Çocuk yaş grubunda veya kooperasyon kurulamayan, uyumsuz hastalarda inceleme minimum artefaktla tamamlanabilmektedir. Tarama hızında artış BTA incelemelerinde kullanılan total kontrast madde miktarında azalmaya yol açmıştır. Bu incelemelerde uygulanan artmış enjeksiyon hızı ve iyot konsantrasyonu yüksek kontrast madde kullanımı, vücuda giren total iyot miktarını arttırabilir. Tarama hızında artış ile birlikte geniş hacimlerin taranabilmesi özellikle BTA incelemelerinde çığır açmıştır. BTA ile aorta ile birlikte alt ekstremitte arterleri, torakoabdominal aorta, arkus aortadan intraserebral sirkulasyona kadar olan karotid arterler kesintisiz olarak incelenebilmektedir. Aynı zamanda aort anevrizma ve diseksiyonları, ekstremitte arterlerinde stenozlar, renal arter patolojileri, mezenter iskemiler, karaciğer transplantasyonları öncesinde hepatik arteriyel, hepatik ve portal venöz anatominin değerlendirilmesi mümkündür. Özellikle subaraknoid kanaması olan hastalarda anevrizma lokalizasyonunun gösterilmesi veya serebrovasküler olay geçiren hastalarda tıkalı damarın saptanması hasta BT masasında iken yapılarak zaman kazanılabilir. İnce kesit alınabilmesi, isteğe bağlı görüntü planının değiştirilmesine, multiplanar reformasyona ve üç boyutlu görüntülerin optimal görüntü kalitesiyle elde edilmesine olanak sağlar. Parankimal organlarda küçük lezyonların hipoperivasküler karakterinin belirlenmesinde, multiformat reformasyonlarla cerrahi planlamada, organ koruyucu cerrahi uygulamalarında kullanılabilir. Artmış tarama hızının solunum ve barsak hareketlerinden kaynaklanan artefaktları bertaraf etmesiyle birlikte yüksek uzaysal rezolüsyonla geniş volümlerin taranabilmesi sanal endoskopi uygulamalarının temelini oluşturur.

ÇKBT teknolojisi koroner arterlerde stenoz varlığının belirlenmesinde, plakların görüntülenmesi, myokardiyal-perfüzyonun değerlendirilmesinde noninvaziv bir yöntem olarak umut vericidir.

Akut inmeli hastalarda rutin BT incelemelerinde patolojinin belirlenemediği ilk 6 saatlik dönemde ÇKBT teknolojisi software desteği ile serebral kan akımı, serebral kan volümü ve ortalama geçiş zamanı değerlendirilerek beyin perfüzyonunun değerlendirilmesi olanaklı hale gelmiştir (2).

2.1.4.3 ÇKBT 'nin Dezavantajları

Özellikle near-isotropik görüntüleme tercih edildiğinde elde edilen veri miktarında ileri derecede artış olmaktadır. 4x1 kolimasyonda yaklaşık 60 cm uzunlukta toraks abdomen incelemelerinde kesitlerin üst üste binmesine bağlı olarak 500-800 arasında değişen görüntüler oluşmaktadır. Aynı kolimasyonda bir akciğer incelemesinde mediasten ve parankim için farklı değerlerin kullanılması benzer sayıda görüntünün elde edilmesine neden olmaktadır. Aorta ve periferik arterlerin BTA incelemesinde 1000 ve üzerinde görüntü elde edilmektedir. Bu verileri yorumlamak ve saklamak bir sorun halindedir. Elde edilen görüntüleri değerlendirmede çalışma istasyonlarında transvers rekonstrüksiyon yapmak gereklidir. 3 boyutlu görüntüleme alternatif bir yoldur ve bu sistem için zorunluluk halindedir. Üç boyutlu görüntülemelerde MPR, MIP, SSD ve VRT kullanılmaktadır. Görüntülerde gürültü (noise) kesit kalınlığı azaldıkça artmaktadır. Bu sebepten dolayı gürültüyü azaltmak için rekonstrükte aksiyel ya da MPR kalın kesitlerin oluşturulması önemlidir. Çok ince kolimasyonlarda cihazın geometrik etkinliği bozulmaktadır. Bu etki 1.25 ve daha düşük kolimasyonlarda izlenirken daha kalın kolimasyonlarda izlenmez. Bu etki X-ışın kolimasyonuna ve uygulanan görüntü interpolasyon algoritmasına bağlıdır. Hasta dozunda artış, sadece yüksek kalitede ince kesit görüntü elde edilmek istendiğinde karşımıza çıkan önemli bir sorundur (2).

2.2 Ateroskleroz ve Karotis Arter

2.2.1 Ateroskleroz

Ateroskleroz, arterlerin nekrotik hücreler, lipid ve kolesterol kristallerinden oluşan plaklarla karakterize dejeneratif hastalıdır. Ateroskleroz büyük elastik arterleri (aorta ve iliak arterler gibi) ve orta boylu musküler arterleri (koroner ve karotis arterleri gibi) etkiler. İnsanda en sık görülen damar hastalığı olan ateroskleroz erken yaşlarda başlamakla birlikte orta yaşlardan itibaren semptom vermeye başlar. Yaş arttıkça hastalığın sadece sıklığı değil, aynı zamanda şiddeti de artmaktadır. Erkeklerde ateroskleroz eğiliminin yüksek olduğu, menopoz döneminden sonra kadınlarda da eğilimin arttığı, ileri yaşlarda erkeklere yakın düzeye eriştiği saptanmıştır (51,52,53).

2.2.1.1 Etyoloji

Aterosklerozun gelişiminde üç hipotez öne sürülmektedir: Lipid hipotezi, hasara yanıt hipotezi ve birleşik teori (54). Lipid hipotezinde, plazmadaki yüksek LDL düzeyi arteriyel intimada LDL-kolesterol kristallerinin birikimine yol açar. Hasara yanıt hipotezinde, intimal hasarlanma sonucu trombosit çökmesi ve plak oluşumu gerçekleşir. Birleşik teoride her iki hipotez birleştirilmiştir. Bu teoriye göre endotelde gerçekleşen hasar sonucu LDL gibi makro moleküllere geçirgenlik artar (55). Plak yüzeyinde trombüs oluşumu ve plazma lipidlerinin transendotelial sızması sonucu plak büyür (56).

Karotis arterinde aterosklerozunun gelişiminde cinsiyet, diabetes mellitus, obezite, sigara kullanımı, hipertansiyon, aşırı alkol alımı, oral kontraseptif kullanımı, iskemik kalp hastalığı, konjestif kalp yetmezliği, periferik damar hastalığı, geçirilmiş geçici iskemik atak, geçirilmiş inme risk faktörleri olarak görülmektedir (57).

2.2.1.2 Prevelans

ABD’de yılda yaklaşık 600.000 yeni inme olgusu bildirilmektedir (58). 5 yıl içerisinde inmelerin tekrarlama oranı %20-%50 oranındadır. İkinci inmeden sonra hayatta kalım oranı %40 olarak bildirilmiştir (59). Karotis arterindeki aterosklerozun prevalansı değişik kaynaklarda %41-59 olarak belirtilmektedir. Ayrıca tüm inmelerin %22-40’ının, büyük arter hastalığına bağlı olduğu tanımlanmaktadır (61). İskemik inmelerin %20’si karotis arterinin stenozu ya da trombüsünden kaynaklanmaktadır (60).

2.2.1.3 Patofizyoloji

Ateroskleroz, arter ve arteriollerin intimasında fibröz-yağlı plakların oluşumu ile karakterizedir. En sık etkilenen bölgeler: ana karotis arterinin bifurkasyonu, karotis arterinin sifonu, proksimal orta serebral arter, distal vertebral arter, proksimal basiler arter ve arkustan ayrılan ana damarların başlangıçlarıdır (62). Bu bölgelerde, intimada küçük yağ birikintileri olarak başlayan aterosklerotik lezyonlar düz kas hücreleri ve makrofaj içeren kalın intimal plaklara dönüşürler. Yağ dolu düz kas hücreleri (köpüksü hücreler) aterosklerozun ilk lezyonları olarak kabul edilirler. Bu dönemde yağlı birikintiler obstrüksiyona ya da herhangi bir semptomu yol açmaz. Lezyonlar 10 yaşından sonra birçok çocuğun aortasında izlenebilir ve gelecekteki ateroskleroz riski hakkında bir fikir vermez. Ancak erken yaşlarda koroner arterlerde görülmesi ateroskleroz olasılığını artırır. Fibröz plaklar, intimal kalınlaşma ile birlikte giden ileri evre aterosklerozun en karakteristik lezyonlarıdır (62). Tipik bir fibröz plak sert, tepesi kubbe şekilli, lümen uzanan bir lezyon olup aterosklerozun temel lezyonu olarak kabul edilirler. Bu plakların üç ana komponenti vardır:

- Hücreler: düz kas hücreleri, monositler ya da makrofajlar, lökositler
- Bağ doku elemanları: kollajen, elastik lifler ve proteoglikanlar
- Hücre içi ve hücre dışı lipid birikintileri.

İkincil enflamatuar etkilere maruz kalan plaklarda kolesterol kristalleri, nekrotik debrisler ve subintimal hemorajiler görülebilir. Bu plaklara komplike plaklar denir. Bu plakların periferinde sıklıkla neovaskülarizasyon sonucu küçük damarlar oluşur. Bu anormal damarların hasarlanması sonucu plak içi hemoraji ve ülserasyon gözlenebilir. Kalsifikasyon da komplike plaklarda sık görülen, plak yüzeyini ve plak içerisini etkileyebilen bir süreçtir (56). Plak yüzeyindeki fibröz kesimin zayıflaması ve parçalanması sonucu plak rüptürü gerçekleşir. Rüptür sonucu kolesterol kristalleri, nekrotik debrisler ve subintimal hemorajiler distal intrakranial damarlara emboli kaynağı olabilir. Ayrıca rüptüre olan alan fibrin ve trombosit birikimi ile arteriyel tromboz oluşumuna yol açabilir (64). Ülsere plak içerisinde oluşan yavaş girdap akımı trombositlerin çökmesi için uygun bir ortamdır. Oluşan bu trombüs hızlı akımın olduğu damar lümenine doğru çekilebilir(Bernoulli etkisi) .

Karotis arterinin aterosklerotik plakları damar lümeninde % 50'nin altında stenoza neden olmuşsa hemodinamik açıdan etkisiz olarak kabul edilir. % 50'nin üzerinde stenoza yol açan aterosklerotik plaklarda, lümen distali ile proksimali arasında belirgin basınç farkı bulunur. Stenoz bölgesinde artan akım hızı nedeniyle toplam akım miktarı belirgin olarak etkilenmezken %90'nın üzerindeki stenozlarda kan akımının hacmi azalır (65,66). Karotis arterde stenoz sonucu akım dinamiğinde oluşan değişimlerin semptomatolojiden sorumlu olduğu düşünülmektedir.

2.2.2 Aterosklerotik Plaklara Tanısal Yaklaşım

Geniş serileri içeren çalışmalar sonucunda karotis arteri plaklarının tedavisine yaklaşımda stenoz oranının belirlenmesinin büyük önem taşıdığı gözlenmiştir. Anjiyografi karotis arter stenozlarının değerlendirilmesinde altın standarttır. Ancak girişimsel bir işlem olması, kontrast madde kullanılması ve işleme bağlı gelişebilecek komplikasyonlar nedeniyle alternatif görüntüleme yöntemlerinin kullanılması gündeme gelmiştir. Amerika'da çoğu olgular anjiyografi yapılmaksızın alternatif tanı yöntemlerinin sonuçları ile cerrahiye alınmaktadır.

2.2.2.1 Ultrasonografi

Kolay uygulanabilmesi, non-invaziv olması, iyonizan radyasyon içermemesi, stenoz oranının ve plak yapısının değerlendirilmesine imkan sağladığı için rutin değerlendirmelerde en sık kullanılan yöntemdir. İncelemede genellikle 5-10 MHz arasında frekanslara sahip transdüserler tercih edilir. Ancak karotis arterin derinliğine, seyrine ve lezyon varlığına göre farklı frekansta transdüserler de kullanılır. Öncelikle gri skala incelemede karotis arteri transvers ve longitudinal planda taranır. Longitudinal planda normal karotis arterinin duvarında iki paralel ekojen çizgi ve aralarında hipoekoik alan izlenmektedir. Lümeneye yakın ekojen çizgi lümen intima kesimini, hipoekoik alan media tabakasını ve dıştaki ekojen çizgi ise media adventisya kesimine karşılık gelmektedir. İki ekojen çizgi arası intima-media kalınlığına karşılık gelmekte olup normalde 0.8 mm'den kalın olmamalıdır. İntima-media tabakasında kalınlaşma aterosklerotik hastalığın erken bulgusu olabilir (67).

a) Ultrasonografide Plak Karakterizasyonu:

Karotis arterinin plakları; yerleşim yeri, uzanımı, yüzey özellikleri, morfolojisi ve luminal stenoz oluşturmaları açısından değerlendirilmelidir. Özellikle ülserasyon ya da hemoraji içeren plaklar, geçici iskemik atak ya da inmeye yol açan embolinin kaynağı olabilirler. Plak yapısı genellikle homojen ya da heterojen olarak sınıflandırılır. Homojen plaklar tekdüze ekojeniteye sahip olup genellikle düzgün yüzeylidir. Patolojik değerlendirmelerde tekdüze ekojenitenin yoğun fibröz bağ dokusuna karşılık geldiği görülmüştür. Heterojen plakların ise komplike ekojen yapıları vardır. Patolojik değerlendirmelerde heterojen plağın yapısında plak içi hemoraji, lipid ve kolesterol birikintileri olduğu görülmüştür. Düşük ekolu plakların yağ içeriği fazladır. Plakların kollajen içeriği arttıkça ekojenitesi artar. Hemoraji ve nekroz alanlarında oluşan distrofik kalsifikasyonlar ekojenik plakların görünmesine neden olur. Düşük ekojeniteli plaklar, semptomatik olgularda sık görülmekte olup bu tip plaklara hemoraji ve ülserasyon çoğunlukla eşlik eder(68). Plakların ekojenitesi ya da kalsifikasyon oranı arttıkça daha stabil hale gelip sıklıkla semptoma yol açmazlar.

b) Ultrasonografide Karotis Arter Stenoz Oranlarının Değerlendirilmesi:

Aterosklerotik plakların yol açtığı stenozun değerlendirilmesinde, gri skala görüntüleme ile birlikte Doppler yöntemleri de kullanılır. B-mod inceleme stenozun derecelendirilmesinde yardımcı olmakla birlikte yetersizdir. Stenoz derecesi genellikle renkli Doppler görüntüleme yöntemi ile longitudinal ya da aksiyal planda belirlenir. Sistolde rezidüel çap ya da alan ölçülür. Bu alan patoloji içermeyen kesimden yapılan lümen ölçümü ile oranlanır. Sıklıkla stenoz oranının hesaplanmasında spektral Doppler bilgisinden de yararlanır. Genellikle maksimum sistolik akım hızı değerleri darlığın belirlenmesinde kullanılan en önemli spektral parametredir. Diastol sonu hız daha nadir kullanılan bir parametre olmakla birlikte ileri düzeydeki darlıkların değerlendirilmesinde yararlanır. Ayrıca hız oranlarının bilinmesi de değerlidir. Sistolik hız oranı; internal karotis arterinde (İKA) patolojinin olduğu yerde saptanan maksimum sistolik hızın ana karotis arterindeki (AKA) maksimum hıza bölünmesi ile elde olunur. Diastol sonu hız oranı ise stenotik bölgedeki diastol sonu hızın AKA'daki diastol sonu hıza oranı şeklinde tanımlanır. Hız değerleri ve karşılık gelen stenoz yüzdeleri tabloda özetlenmiştir (69).

Tablo 1 . Karotis arter stenozlarında derecelendirme.

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

2.2.2.2 Manyetik Rezonans Anjiyografi

MRA, manyetik rezonans (MR) görüntülemenin akıma olan hassasiyetinden yararlanılarak anjiyografi benzeri görüntüler elde edilir. Hareket eden kan ve sabit dokular arasında maksimum kontrasta yol açan sekanslar tanımlanmıştır. MRA’da kullanılan iki temel sekans “time-of-flight” (TOF) ve faz kontrast (PC)’ dir. Ancak günümüzde bu sekanslar pek kullanılmamakta olup bunların yerine kontrastlı MRA sekansları kullanılmaktadır.

Üç boyutlu MRA normal ve tıkanmış damarı görüntülemeye başarıyla yavaş akıma yol açan lezyonun gösterilmesinde, stenozun olduğundan fazla gösterilmesi nedeniyle yetersiz kalmaktadır. İki boyutlu TOF MRA’ (2D TOF) da görüntü oluşturma süresi 3D’ ye göre daha kısadır. Bu sebepten hareket artefaktının yoğun oluşabileceği bölgelerde tercih edilir. Ayrıca ince kesit kalınlığı kullanıldığında, yavaş akımların gösterilmesinde başarılıdır. Bu nedenle büyük anevrizmalar, abdominal ve intrakranial venöz yapılar ve ufak çaptaki arterler bu teknikte daha iyi görüntülenebilir. “3D TOF MRA” da görüntü bilgileri tek tek kesitler yerine bir hacimden toplanarak işlenmektedir. Bu yöntemin sinyal/gürültü oranı 2D’ye göre daha yüksektir. Ayrıca kesitler aralıksız elde olunduğu için parsiyel volüm artefaktı izlenmez. İki boyutlu faz kontrast MRA normal akımdan yavaş akımın ayırımında ve akım yokluğunu görüntülemeye başarılıdır. Ayrıca PC MRA akım yönü ve hızını belirlemede de kullanılabilir. 2D PC MRA’nın TOF sekanslarına göre dezavantajı büküntülü damarlarda kompleks ve türbülant akım varlığında ciddi sinyal kaybına uğramasıdır (55). Kontrastlı MRA, hızlı T1 ağırlıklı görüntüleme sekansları ile kontrast ajanın birlikte kullanıldığı damar lümeninin görülebilirliğinin artırıldığı bir MRA tekniğidir. Klinik olarak kullanışlı, hızlı bir MRA tekniğidir. Teknikte İV kontrast madde verilmesi ile damar içersindeki kanın T1 süresi kısaltılıp sinyali artırılır. İncelemelerde hızlı 3D GE sekanslar (FLASH, FISP) kullanılır. TOF ve PC daha uzun çekim sürelerine ihtiyaç göstermekte, hareket ve saturasyon etkilerine maruz kalmakta ve bunlar görüntü kalitesini düşürmektedir. Ciddi stenozlarda stenotik damar lümeninde sinyal kaybı, post stenotik lümeninde ise normal

sinyal intensitesi izlenir. Oklüzyonda ise stenotik ve poststenotik segmentlerde sinyal izlenmez.

2.2.2.3 BT ve BT Anjiografi

BT anjiografi, tek kesit ya da helikal cihazlarda yapılabilirken günümüzde çok kesitli BT'lerin kullanıma girmesiyle daha yüksek rezolüsyonla elde edilebilmektedir. Bu yeni cihazlarla daha uzun segmentler arteriyel fazda rahatça görüntülenebilmektedir (2).

BT anjiografinin MR anjiografiye karşı bazı avantajları ve dezavantajları vardır. Daha kısa süren bir inceleme olması, daha yüksek rezolüsyonlu görüntü elde edilmesi, kapalı alan korkusu olan olgularda uygulanabilmesi ve incelenecek alanda kalp pili, stent, cerrahi klips ya da protezi bulunan olgularda uygulanabilmesi gibi bazı avantajları vardır. İyonizan radyasyon içermesi ve kullanılan kontrastın MR anjiografide kullanılanlardan daha az güvenli olması ise; elverişsiz yanlarıdır. Ayrıca noninvaziv bir inceleme olması, işleme bağlı komplikasyon oranının çok düşük olması, damar duvarı ve mural trombus hakkında bilgi vermesi de diagnostik kateter anjiografiye olan üstünlükleridir. Kontrastlı BT ile ekstrakraniyel dejeneratif ateromatöz değişiklikler değerlendirilebilir. Kontrastlı BT incelemelerinde mural kalsifikasyonlar ve intramural plaklar en sık görülen aterosklerotik damar hastalığı bulgularıdır. Subintimal hemoraji ve nekroz içeren aterosklerotik plaklar ışın geçirgen damar lümenini çevreleyen çembersel ya da egzantrik lüsen alanlar olarak görüntülenir (55).

2.2.2.4 Anjiografi

Aortanın proksimal kesimindeki ateromlar serebral iskemi için bir risk faktörü oluştururlar. Bu nedenle aterosklerotik damar hastalıklarına yönelik kranioservikal incelemeye arkus aorta ile başlanmalıdır. Genellikle tek bir sol anterior oblik projeksiyon ana damarların orijinlerinin belirlenmesinde yeterlidir.

Karotis arterinin bifurkasyon düzeyi en az iki projeksiyonda görüntülenmelidir. Sıklıkla ön-arka ve lateral projeksiyonlar tercih edilir. Plakları tam olarak görüntüleyebilmek ve maksimum stenoz oranını belirleyebilmek için her iki oblik projeksiyonda da görüntüleme yapılır. Karotis arterinde sadece bifurkasyonun görüntülenmesi yeterli değildir. Karotis sifon ve intrakranial damarlar en az iki projeksiyonda görüntülenmelidir. Karotis arterinin bifurkasyonundaki lezyonlara yönelik yapılan incelemelerin %20'sinde karotis arterinin sifonunda ya da intrakranial damarlarda anevrizma, vasküler malformasyon ya da stenoz gibi bulgulara rastlanmıştır.

Aterosklerotik damar hastalığının en sık bulguları; luminal düzensizlik, değişen oranlarda stenoz, oklüzyon ve trombüstür . Stenoz oluşturmeyen luminal düzensizlik en sık görülen bulgudur, ancak plak yüzeyinin ve morfolojisinin anjiyografik olarak değerlendirilmesinin çoğunlukla mümkün olmaması nedeniyle bu bulgunun tanısal önemi düşüktür. Kontrast ile dolmuş lümende daralma görülmesi sık bulgulardandır. Stenozun konfigürasyonu ve uzanımı çok çeşitlilik göstermektedir. Düzgün sınırlı asimetric damar duvarı tutulumu ile birlikte subintimal kitle etkisi, genellikle plak içi kanama ile uyumludur. Luminal düzensizliğe yol açan yaygın çevresel stenozlar fibrotik plaklarla uyumlu kabul edilir. Plak ülserasyonları ve luminal trombüsler serebral mikro embolinin ana kaynaklarıdır. Ancak anjiyografik olarak plak ülserasyonunun saptanabilme oranı %53- %86 arasında bulunmuştur. Ülser varlığına işaret edebilecek bulgular ülser nişinin gösterilmesi, çift kontur gözlenmesi ve luminal düzensizliktir. US ve MR ülserasyonun tanısında anjiyografiden başarılıdır.

2.2.2.5 Anjiyografide Stenozların Ölçüm Yöntemleri

a) NASCET YÖNTEMİ: Bu yöntemde stenozun en fazla olduğu yerden minimal rezidüel lümen (MRL) çapı ölçülür. Daha sonra stenoz distalinde internal karotis arter duvarlarının paralel olduğu düşünülen bir alandan normal lümen (NL) çapı ölçülür ve karşılaştırılır(102). Stenoz oranı şu denklem ile hesaplanır:

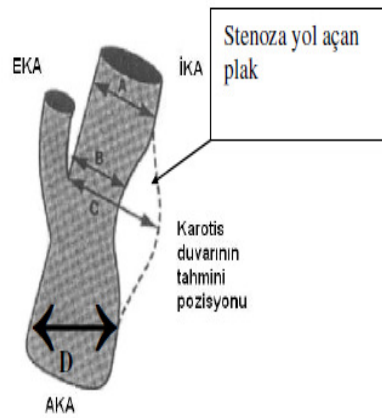
$$\% \text{ Stenoz} = (NL - MRL) / NL \times 100$$

b) ECST YÖNTEMİ: Minimal residüel lümen çapı ölçülür ve subjektif olarak tahmin edilen normal lümen (NL) çapı ile karşılaştırılır. Stenoz oranı aşağıdaki denklem ile hesaplanır:

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

c) ANA KAROTİS ARTERİ YÖNTEMİ: Bu yöntemde minimal rezidüel lümen ile karşılaştırmak için patoloji içermeyen distal AKA kullanılır. Stenoz oranı aşağıdaki denklem ile hesaplanır:

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



$$\text{NASCET: } (A-B) / A \times 100$$

$$\text{ECST: } (C-B) / C \times 100$$

$$\text{AKA Yöntemi: } (D-B) / D \times 100$$

Şekil 6. Stenoz ölçüm yöntemlerinin şematik gösterimi.

2.3 Kontrast Maddeler

Bir organ ya da yapının radyolojik olarak görünebilir olması için farklı yoğunlukta yapı veya doku ile komşuluk göstermesi, çevrenmesi gerekir. Etraf yapılardan yeterli düzeyde ayrıştırılmayan dokuların görünür hale getirilebilmesi için verilen maddelere kontrast madde(KM) denir (26).

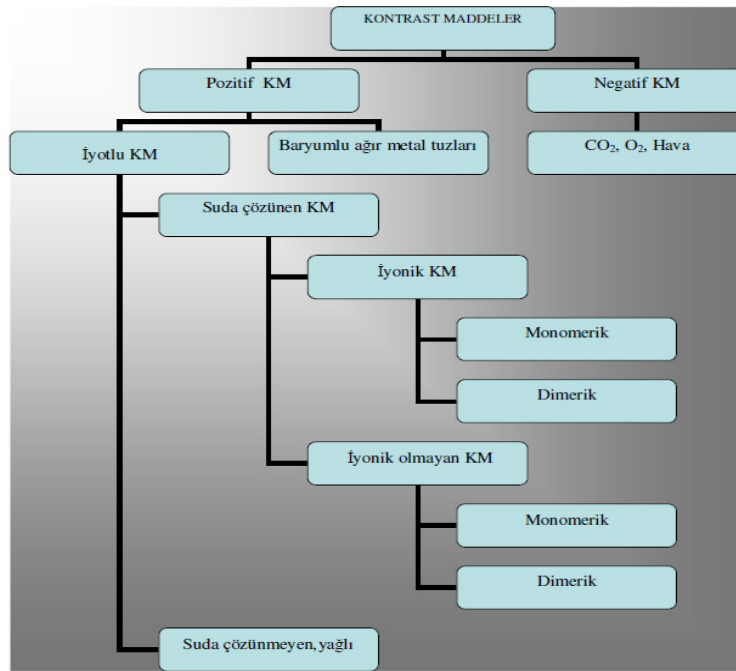
2.3.1 Kontrast Maddelerinin Sınıflandırılması

Radyoloji pratiğinde kullanılan kontrast maddeleri pozitif ve negatif kontrast maddeler olmak üzere ikiye ayırabiliriz (27). Negatif KM olarak hava, oksijen, karbondioksit gibi ajanlar kullanılabilir. Nispeten daha yaygın olarak kullanılan

pozitif KM'leri ise alt gruplara ayırarak incelemek daha sağlıklı olacaktır; Ağır metal tuzları (baryumlu kontrast maddeler) ve iyotlu bileşikler (2,28).

İyotlu bileşikler suda çözünen (triiodobenzoik asit) ve yağlı, suda çözünmeyen (di-iyodopiridin) olarak iki gruba ayrılabilir. Suda çözünenler ise kendi içinde iki alt gruba daha ayrılır: iyonik ve iyonik olmayan. Bu iki grupta kimyasal formülasyonuna göre mono ve dimerik olarak sınıflandırılabilirler. Bu gruplandırmaya ek olarak iyotlu KM'ler osmolalitelere göre de sınıflandırılabilirler: Yüksek, eşit (izoosmolar) ve düşük osmolaliteli . Ancak düşük osmolaliteliden kast edilen, osmolalitenin kana göre düşük olması değil, yüksek osmolalitedeki KM'lere göre düşük osmolalitede olmasıdır (2).

Tablo 2 . Kontrast maddelerin sınıflandırılması.



2.3.2 Kontrast Madde Yan Etkileri

KM'nin kullanıma girmesinden bu yana, istenmeyen etkilerinin görülme sıklığı yıllar içinde azalmıştır. Yan etkiler %5-8 arasında değişmektedir. Bu etkilerden büyük kısmı tedavi gerektirmez ve minör reaksiyonlar olarak adlandırılır.

%1-2 oranında değişen sıklıkta ilaç tedavisi gerektiren ancak yaşamı tehdit etmeyen yan etkiler gözlenebilir. %0.05-0.1 sıklıkta yaşamı tehdit edici ciddi etkiler gözlenebilir.

KM'lere karşı oluşabilecek reaksiyonlar allerjik (anaflaktoid) ve kemotoksik olarak ikiye ayrılır (2,29). Kemotoksik reaksiyonlar kontrast maddenin dağıldığı damar ve dokular içerisinde geliştirdiği spesifik etkilere bağlı olarak ortaya çıkar. Bu etkiler kontrast maddenin verilif yeri ve hızı, dozu, osmolalitesi, konsantrasyonu ile birebir alakalıdır. Kemotoksik etkiler iv enjeksiyonlarda, intraarteryel enjeksiyonlara göre, bolus infüzyonda drip infüzyona göre daha azdır. Kemotoksik reaksiyonlara örnek olarak verilif yerinde ısı artışı, ağrı, renal hasar, dolaşım bozukluğu, eritrosit, endotel hasarı, kardiyak depresyon verilebilir (2).

Nefrotoksisite iv kontrast madde enjeksiyonu sonrası ortaya çıkabilecek majör komplikasyonlardan biridir. Enjeksiyondan sonraki 3 gün içinde, böbrek fonksiyonlarında ani bozulma ile kendini gösterir. KM kaynaklı nefrotoksisitede(KMN) serum kreatinin düzeyi alt sınırın en az %25'i nispetinde bir artış gösterir. Bazı yazarlar klinik olarak anlamlı ABY tablosu için %50'lik bir artışın olması gerektiğinden bahsederler. Başka bir sebep olmaksızın serum kreatinin konsantrasyonunun 44 µmol/L (0.5 mg/dL) üzerinde artış göstermesi de KMN için tanı kriteridir (30,31).

Belirgin bir risk faktörü olmayan hastalarda kontrast madde nefropati gelişme sıklığı değişik yayınlarda %3-5, %14.5, %5-17, %0-22 olarak bildirilmektedir (32,33,34). Risk faktörlerindeki artışla birlikte bu oranın %100'e ulaştığı söylenmektedir(35). Tüm ABY gelişen vakaların içinde kontrast madde kaynaklı olanların oranı %13 olarak bildirilmiştir (35). Genel popülasyonda KMN insidansı %2 olarak kabul edilmektedir (36). KMN, hastanede kazanılmış böbrek yetmezliğinin en sık 3. sebebidir.

Kontrast maddeye bağlı nefropati için risk faktörleri tabloda sıralanmıştır. BTA çekilecek hastaların ileri yaşta ve bu risk faktörlerine sahip olma ihtimalleri yüksek olduğundan çekimlerde kullanılacak kontrast madde miktarının, osmolaritesinin ve viskozitesinin büyük önemi vardır.

Klinikte, noniyonik düşük osmalar yada izosmalar kontrast maddeler kullanılmaktadır. Bu maddelerin iyot konsantrasyonları da 300-400 mgI/ml dir.

2.3.3 BT Anjiografide Kontrast Madde Kullanımı

BT anjiografide kontrast madde kullanımı hasta ve incelemenin özelliklerine göre değişmekle birlikte bazı genel prensipler içerir.

Kontrast madde genellikle kalbe yakın geniş bir damar yolundan ve genellikle sağ antekubital venden uygulanır. Boyun ve üst ekstremitte damarlarının görüntülediği incelemelerde kontrast madde alt ekstremitte venlerinden ya da incelenen tarafın karşısından uygulanır.

Kontrast madde sonrası serum fizyolojik uygulaması ile çizgilenme artefaktları ve kullanılan kontrast madde miktarı azaltılır. Serum fizyolojik uygulaması için tek ya da çift hazneli enjektörler kullanılabilir.

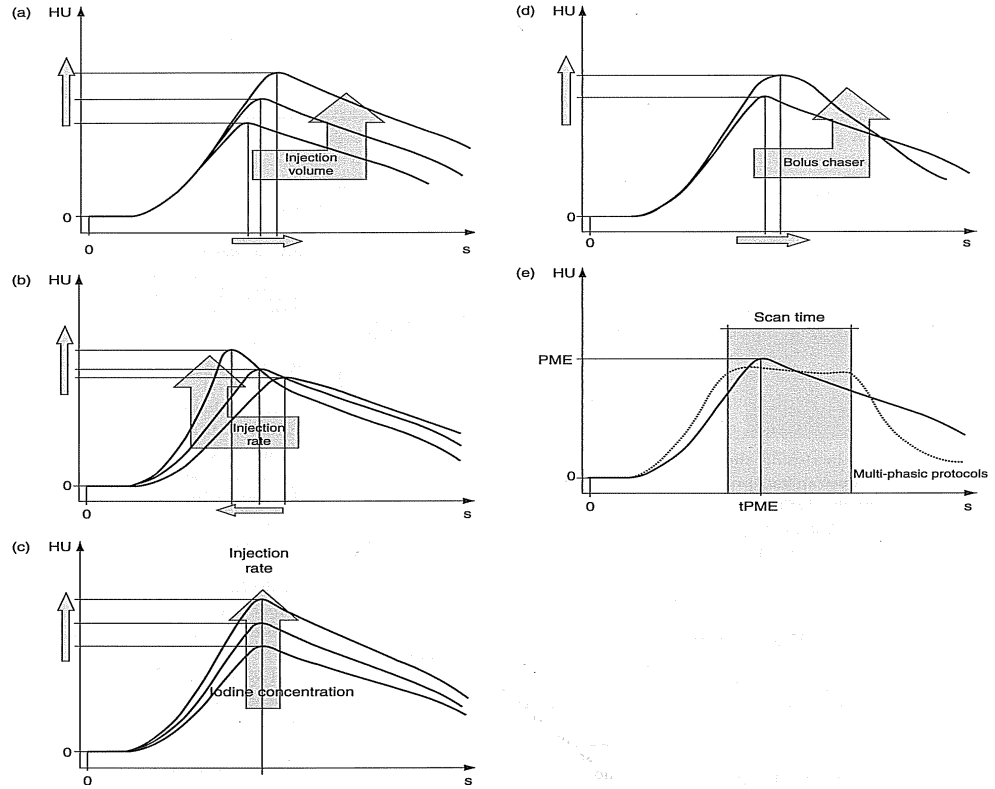
Uygulanan kontrast maddenin damar lümeninde görüntüleme süresince eşit konsantrasyonda kalması gereklidir. Monofazik enjeksiyonlarda kontrast madde sabit hızda uygulanır ve kısa süreli bir arteryel atenüasyon zirvesi oluşur. Bifazik enjeksiyonlarda, kısa süreli yüksek hızlı kontrast madde uygulamasını daha düşük hızlı kontrast madde enjeksiyonu takip eder. Bifazik enjeksiyon ile kontrast madde konsantrasyonu bir plato oluşturur ki bu daha homojen bir kontrastlanma sağlar.

Kontrast madde uygulamasında zamanlama önemli bir parametredir. Kontrast maddenin incelenecek damarda en yüksek konsantrasyona ne zaman ulaşacağı, kalp atım hızı, kardiyak output, kan hacmi gibi parametrelerle değişkenlik gösterir. Bu nedenle, test bolus enjeksiyonu, “bolus tracking” gibi metodlar rutin olarak kullanılır (11,22,25).

Bolus geometrisini etkileyen temel faktörler; enjeksiyon hızı, enjeksiyon volümü, iyot konsantrasyonu ve serum fizyolojik enjeksiyonudur.

Enjeksiyon hızını artırarak yüksek atenüasyon değerleri amaçlanır. Klinikte 4-6 ml/sn kullanımı yaygındır. Enjeksiyon volümünün artırılması uzun süreli arteryel kontrastlanma sağlar. Yüksek iyot konsantrasyonuna sahip kontrast madde kullanımı daha yüksek arteryel kontrastlanma sağlar. Kontrast madde sonrası serum fizyolojik uygulanması, venöz yatakta kalan kontrast maddenin tamamının kullanımını sağlayarak kontrastlanma miktarını artırır.

Bolus geometrisini etkileyen minör faktörlerse; kardiyak output ve vücut yüzey alanıdır. Düşük kardiyak output, yüksek ve uzun süreli arteriyel kontrastlanmaya neden olur. Geniş vücut yüzey alanı ise kontrastlanmanın dilüsyonuna ve pik arteriyel kontrastlanmada azalmaya neden olur (37).



Şekil 7. Bolus geometrisini etkileyen parametreler

3. MATERYAL VE METOD

Çalışmaya Süleyman Demirel Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Bölümüne Eylül 2009-Mayıs 2010 tarihleri arasında karotis BTA istemiyle başvuran 41 olgunun tetkikleri prospektif olarak incelendi. Hastaların yaşları ortalaması 65,95 (25-85) idi. Olguların 16'sı kadın, 25'i erkekti.

Böbrek yetmezliği, kontrast maddeye karşı alerjik reaksiyon öyküsü olan ve gebe-emziren olgular çalışma dışı bırakıldı.

Olgular, standart doz kontrast madde verilen(grup A) ve düşük doz kontrast madde verilen (grup B) olmak üzere iki gruba ayrıldı.

BTA incelemeleri 128 kesit BT cihazı (Definition AS, Siemens Medical Solutions, Forchheim, Germany) ile yapıldı. Cihazın teknik parametreleri: 100-120 kV, 170 eff. mAs, rotasyon zamanı 0.3 sn, pitch 0.8, kesit kazanımı 128 x 0.6 mm, rekonstrüksiyon kesit kalınlığı 0.6 mm, 512 x 512 matriks ve B26f Kernel şeklindedir.

İşlem öncesi hastalar bilgilendirilerek onamları alındı. Sağ üst ekstremitede antekubital venden 20 G ile damar yolu açıldıktan sonra masaya supin pozisyonda yatırıldı. Olguların ilk önce taranacak bölgeyi belirlemek için arkus aorta ve Willis poligonunu içerecek şekilde skenogramları alındı.

İncelemelerin tamamında iyonik olmayan kontrast madde (Ultravist 370, Bayer Schering Healthcare, Berlin, Germany) kullanıldı. Noniyonik kontrast madde, grup A hastalara 1 ml/kg, grup B hastalara 0.5 ml/kg, infüzyon hızı 5 ml/sn olacak şekilde verildi. Hemen sonrasında 5 ml/sn infüzyon hızında 40 ml salin uygulaması yapıldı. Grup A olguların tetkiklerinde kV değeri 120, grup B olgularda ise kV değeri 100 olarak alındı. Kontrast madde ve salin uygulamaları için iki başlı otomatik enjektör (Stellant, Medrad, Inianola, USA) kullanıldı.

Görüntüleme için 'bolus tracking' yöntemi kullanıldı. Kontrast madde ve salin infüzyonu sonrası arkus aortaya konan ROI için tetik değeri 120 HU alındı. Bir saniye aralıklarla bu düzeyden kesitler alınarak tetik değere ulaşıldığında 2 saniye gecikme süresi verilerek kaudokranial yönde arkus aortadan Willis poligonu düzeyine kadar kesitler alındı. Elde olunan görüntüler workstation'a (Leonardo, Siemens Medical Solutions, Forchheim, Germany) gönderilerek incelendi.

Olgulara ait görüntüler BTA'de deneyimli bir radyolog tarafından değerlendirildi.

Her olguda, arkus aorta, sağ ve sol olmak üzere proksimal ana karotis arter (AKA), distal AKA, proksimal internal karotis arter (IKA), distal IKA, kavernöz IKA, intrakranial IKA ve orta serebral arter (OSA) segmentlerine ROI konularak arteriyel atenüasyon değerleri kaydedildi. Yine tüm bu segmentler stenoz açısından değerlendirildi. Common carotis arter bifürkasyonu düzeyinde internal jügüler venlere de ROI ler konarak kontaminasyon açısından incelendi. Tüm ölçümlerde

ortalama ve maksimum değerler kaydedildi. Arterlerde 200 HU üzerindeki atenüasyon değerleri anlamlı olarak yorumlandı.

Stenoz değerlendirmesinde NASCET kriterleri kullandık ve stenozu 4 grubta inceledik; stenoz olmayan, ılımlı stenoz (%0-69), ciddi stenoz (%70-99) ve oklüzyon (%100). Ayrıca görüntü kalitesi yeterliliği değerlendirildi.

İstatistiksel değerlendirme bilgisayar ortamında 'SPSS For Windows (sürüm 15.0)' programı kullanılarak Mann-Whitney U testi ile yapıldı. P değeri 0.05'ten küçük olduğunda fark istatistiksel olarak anlamlı olarak kabul edildi.

4. BULGULAR

Tüm hasta gruplarında karotis BTA çekimleri başarı ile gerçekleştirildi. Çekimlerle ilgili komplikasyon yada teknik yetersizlik olmadı. Hiçbir hastada çekim tekrarı gerekmedi.

Tüm enjeksiyonlar güvenli bir şekilde yapıldı. Enjeksiyon sonrası yan etki gelişmedi.

41 hastada, 615 arteryel segment (41 arkus aorta, 574 AKA+IKA+OSA) değerlendirildi. Olguların hepsinde tüm arteryel segmentlerde görüntü kalitesi diagnostik açıdan yeterli bulundu.

Grup A olgularda ortalama arteryel atenüasyon değeri 322,33+/-78,55 HU, grub B olgularda ise 352,56+/-106,99 HU idi. İstatiksel olarak, p değeri 0,05 alındığında, iki grup arasında anlamlı farklılık saptanmadı (Mann-Whitney U= 182,000 p=0,465). Yine her iki gruptaki arter segmentlerinin ayrı ayrı karşılaştırılmasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmadı. Tablo 3 de arteryel segmentlerin atenüasyon değerleri ve istatistiksel karşılaştırılmaları verilmiştir. Grup B olgularda atenüasyon değerlerinin Grup A'dakilerden yüksek olduğu görüldü.

Her iki grupta da tüm arteryel segmentlerde ortalama atenüasyon değerleri 200 HU'nun üzerindeydi.

Grup A olgularda en yüksek kontrastlanma, distal AKA düzeyinde ölçülürken, en düşük OSA da ölçüldü. Grup B’de ise en yüksek kontrastlanma distal AKA düzeyinde, en düşük ise IKA’nın intrakranial kesiminde ölçüldü.

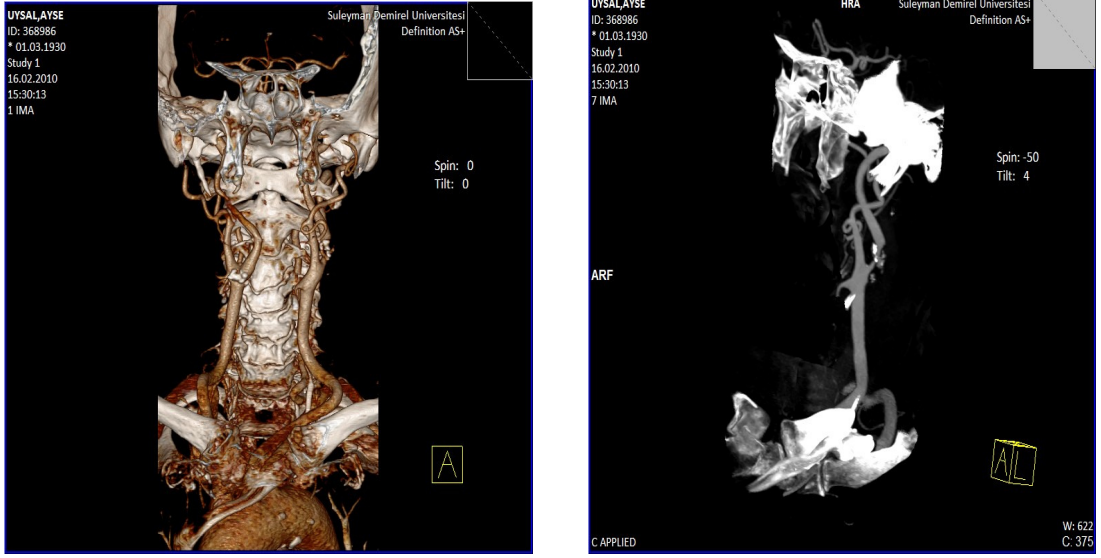
Karotis arterin bifürkasyonu düzeyinde internal juguler vendeki atenüasyon değerleri tabloda gösterilmiştir. Venöz atenüasyon değerlerinde istatistiksel açıdan anlamlı farklılık saptanmadı.

Tablo 3 . Her iki gruba ait ortalama segmental atenüasyon ve p değerleri

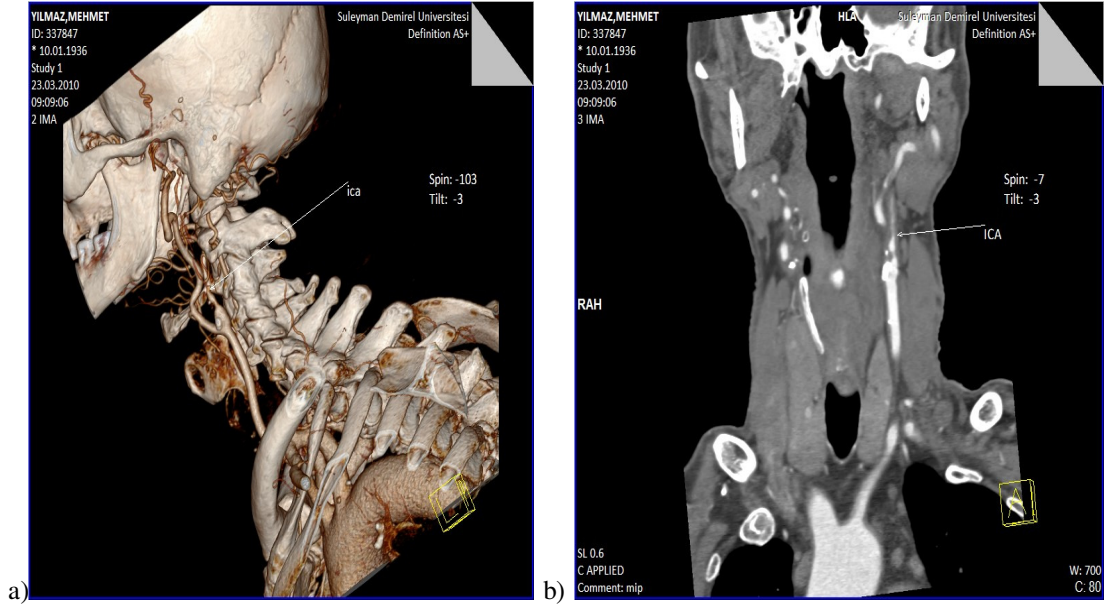
Arteriyel ve Venöz Segmentler	<u>Grup A</u>		<u>Grup B</u>		<u>P değeri</u>	
	Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol
Arkus aorta	285,95+/-58,43		406,85+/-84,26		0,124	
Proksimal AKA	313,55+/-83,77	327,35+/-89,61	351,52+/-105,37	356,14+/-108,04	0,335	0,465
Distal AKA	370,75+/-100,48	367,40+/-97,81	384,95+/-112,21	389,80+/-122,66	0,648	0,814
Proksimal IKA	348,80+/-81,86	354,60+/-95,65	376,89+/-109,82	387,25+/-132,18	0,569	0,583
Distal IKA	324,60+/-72,26	336,90+/-70,59	354,32+/-114,35	364,25+/-115,80	0,588	0,659
Kavernöz IKA	308,70+/-82,24	314,55+/-85,11	336,74+/-116,68	353,55+/-122,80	0,687	0,602
İntrakranial IKA	299,95+/-89,23	305,15+/-88,74	379,20+/-123,75	343,35+/-113,89	0,531	0,429
OSA	288,30+/-82,85	288,40+/-85,55	316,95+/-99,67	325,24+/-106,83	0,328	0,375
IJV	77,25+/-30,01	74,45+/-19,63	72,40+/-22,99	71,20+/-22,01	0,659	0,758

Arteriyel segmentler stenoz açısından değerlendirildiğinde ise; Grup A olgularda 8 segmentte ılımlı stenoz, 3 segmentte ciddi stenoz tesbit edilirken oklüzyon saptanmadı. Grup B olgularda ise 3 segmentte oklüzyon, 3 segmentte ciddi stenoz, 25 segmentte ise ılımlı stenoz saptandı. Oklüzyonlar internal karotis arterin proksimal yada distal kesimlerinde görülürken ılımlı ve ciddi stenozlar ise AKA bifürkasyonunda ve proksimal-distal IKA segmentlerinde görüldü.

4.1. Olgulardan Örnekler



Resim 1. 79 yaşında bayan olgu. Sol ICA proksimalinde % 60 darlığa ait rekonstrükte kesitler.



Resim 2 . 74 yaşında erkek hasta. Sol ICA'da tama yakın tıkanıklığa ait rekonstrükte kesitler.

5. TARTIŞMA ve SONUÇ

Karotis arterleri çok çeşitli patolojilere bağlı olarak tutulum gösterebilir ve bunlardan en önemlisi aterosklerozdur. 1856 yılında Savory'nin yaptığı çalışmadan bu yana karotis arterlerinin aterosklerozu ve stenozunun nasıl inmeye neden olduğu bilinmektedir (70). İnme, tüm ölüm nedenleri arasında kalp hastalıkları ve kanserden sonra üçüncü sırayı almaktadır (71).

Bir çok çalışma, karotis arter stenozunun derecesinin, inme riskinin değerlendirilmesinde kritik bir parametre olduğunu ve bu riskin endarterektomi yada stent yerleştirilmesi ile belirgin düşürülebileceğini göstermiştir (42,43). Bu çalışmalarda referans görüntüleme yöntemi olarak, aynı zamanda altın standart olan, konvansiyonel anjiyografi alınmıştır.

Konvansiyonel anjiyografinin bilinen tromboemboli riski, uygulama zorluğu ve yüksek maliyeti nedeniyle alternatif görüntüleme yöntemleri araştırılmıştır. BT teknolojisindeki gelişmeler, izotropik vokseller, yüksek temporal ve spatial rezolüsyon, yüksek hızda kontrast madde verilebilmesi ve hızla gelişen postprocessing yöntemleri ÇKBTA'nin sensitivite ve spesifitesini artırarak tanısal radyolojide kullanımı giderek artırmaktadır (72-74).

Kontrast maddeler radyolojinin özellikle de BT'nin temel unsurlarından biridir. Görüntülemeye sağladıkları yararlarının yanı sıra bilinen bir çok yan etkileri de mevcuttur. Bunlardan en önemlilerinden biriside nefropatidir. Belirgin bir risk faktörü olmayan hastalarda kontrast madde nefropatisi gelişme sıklığı değişik yayınlarda %3-5, %14.5, %5-17, %0-22 olarak bildirilmektedir (32,33,34). Risk faktörlerindeki artışla birlikte bu oranın belirgin şekilde arttığı bildirilmektedir (35).

Muhtemel kemotoksik etkileri nedeniyle son yıllarda BTA'de kullanılan kontrast madde miktarını azaltma isteği zorunluluk olmuş ve buna yönelik bir çok çalışma yapılmıştır (75,76,77).

Bu çalışmada, karotis arterleri değerlendirmek amacıyla 128 kesitli BTA ile standart doz kontrast madde yerine düşük doz kontrast madde kullanarak benzer görüntü kalitesi elde edilebileceğini gösterdik ve kontrast madde kullanımını optimize etmeye çalıştık. Çalışmamız, 128 kesit BTA ile aynı dolaşım zamanı

metodları, benzer tarama protokolleri, aynı iyot konsantrasyonlarında ancak farklı hacimde kontrast madde kullanılarak yapılmıştır.

Düşük miktarlarda kontrast madde kullanarak arkus aortadan Willis poligonuna kadar arteryel sistemi görüntüleyebildik. Hem görsel hemde rakamsal olarak klinik açıdan yeterli bilgi veren görüntüler elde edildi.

Birçok çalışmada karotis arterlerini değerlendirmeye yönelik BTA' de, kullanılan standart kontrast madde miktarı 80–120 ml olması, 3–6 ml/sn hızında verilmesinin yeterli olacağı bildirilmiştir (70). Ancak farklı dedektör sayısına sahip BT cihazları için bu değerleri standart kabul etmek doğru olmayacaktır.

Literatürde BTA çekimlerinde kullanılan kontrast madde miktarını düşürmek amacıyla yapılan bazı çalışmalar mevcuttur. Ce'cile de Monye ve arkadaşları, 16 dedektörlü BT ile yaptıkları çalışmada, olguları üç gruba ayırarak 1. gruba 80 ml kontrast madde, 2. gruba 80 ml kontrast madde ve 40 ml salin, 3.gruba 60 ml kontrast madde ve 40 ml salin vermişlerdir. Sonuç olarak kontrast maddenin 80 ml'den 60 ml'ye düşürüldüğünde arteryel atenüasyon değerlerinin anlamlı olarak düştüğünü göstermişlerdir (77).

N. Takeyama ve arkadaşlarının 32 kesitli BT ile kontrast madde miktarını düşürmek amacıyla yaptıkları çalışmada; 1. gruba 60 ml (300mg/ml), 2. gruba 40 ml (370mg/ml) farklı iyot konsantrasyonlarında kontrast madde vermişlerdir. Her iki grupta arteryel atenüasyon değerleri arasında anlamlı farklılık bulamamış ve karotis BTA çekimlerinde kontrast madde miktarının düşürülebileceğini söylemişlerdir (76).

Yapılan güncel bir çalışmada, Fabian M. Hinkmann ve arkadaşları 128 kesitli BTA kullanarak değerlendirdikleri gruplardan birine 80 ml, diğerine 30 ml kontrast madde sonrasında da salin enjeksiyonu yapmışlardır. Arteryel atenüasyon değerleri 80 ml grubunda daha yüksek olmakla birlikte iki grup arasında anlamlı farklılık saptamamışlardır (75).

Görüldüğü üzere çalışmalarda farklı cihazlar kullanılmış ve normal-düşük doz kontrast madde miktarları yaklaşık rakamsal olarak belirlenmiştir. Çalışmamızda, standart gruba 1 ml/kg, düşük doz grubuna ise 0.5 ml/kg kontrast madde verilerek karotis BTA tetkiklerinde verilecek kontrast madde dozunu optimize etmeye çalıştık.

Verilen kontrast maddenin arteryel yatakta dağılımının ve ulaşımının kinetiğine bolus geometrisi denmektedir. Bolus geometrisini etkileyen temel faktörler; enjeksiyon hızı, enjeksiyon volümü, iyot konsantrasyonu ve serum fizyolojik enjeksiyonudur.

Ce'cile de Monye ve arkadaşları, 16 kesitli BTA ile yaptıkları çalışmada, salin bolus infüzyonu kullanarak yada kullanmadan değişik hacimlerdeki kontrast maddelerin arteryel atenüasyon üzerine etkilerini araştırmışlar ve salin kullanılan gruplarda arteryel atenüasyonun yüksek olduğunu göstermişlerdir (77). Salin bolus uygulamasının temel amacı tetkik esnasında uygulanan kontrast maddenin enjeksiyon kateterinde ve sağ kalp atriyumuna kadarki venöz sistemde kalan kısmını tetkikin içine dahil ederek kontrast madde etkinliğini arttırmaktır. Bu nedenle bu çalışmamız da her iki gruba kontrast madde enjeksiyonu sonrası bolus tarzda salin enjeksiyonu yapılmıştır.

Litaratürde ÇKBTA için kontrast madde enjeksiyon hızının uygun arteryel kontrastlanma için 3-6 ml/sn düzeylerinde olması istenmektedir (37,70). Cihazımız 128 kesitli hızlı bir cihaz olduğundan kontrast madde ve salin enjeksiyon hızını her iki grup için de 5 ml/sn olarak belirledik.

Arteryel kontrastlanmayı etkileyen diğer bir faktör ise kullanılan kontrast maddenin iyot konsantrasyonudur. Yüksek iyot konsantrasyonlarının kullanımı arteryel kontrastlanma oranını artırmaktadır (37). Kanın mililitresindeki iyot konsantrasyonunun her miligram artışında kontrastlanma 25 HU artış göstermektedir (79).

Bernhard S. yaptığı çalışmada intra ve ekstra kranial arteryel sistemin görüntülemesinde 400 mg/ml konsantrasyonunda 25 ml kontrast maddenin yeterli klinik bilgiyi sağladığını belirtmiştir (80). Bizde çalışmamızda yüksek konsantrasyonda 370 mg/ml kontrast madde kullanarak görsel ve sayısal olarak uygun kontrastlanma sağladık.

Hemodinamik ve vasküler bilgi temelinde optimal görüntü kalitesinin yakalanması için kontrast madde enjeksiyonu sağ koldan yapılmalıdır. Çünkü sağ brakiosefalik ven çıkan aortaya paralel seyir izlerken sol brakiosefalik ven

varyasyonlar gösterebilmekte, arkus aorta ve sternum arasında basılanabilmektedir (81).

Ying-Chi Tseng ve arkadaşları yaptıkları çalışmada Karotis BTA'de, enjeksiyonların sağ koldan yapılması ile, kontrast maddenin boynun alt kesimlerdeki venlere reflüsü, karotis arterin kötü görüntülenmesi, bolus zamanlamasında aksaklıklar gibi istenmeyen durumların ortadan kaldırılabilceğini göstermişlerdir. Çalışmamızda görüntü kalitesini artırmak vw artefaktları önlemek için enjeksiyonlar sağ koldan yapıldı.

Arteriyel segmentlerde kontrast madde geliş zamanı ve uygun tarama zamanının seçimi görüntü kalitesini etkileyen unsurlardır. Bunun için klinikte sık kullanılan yöntemler test bolus ve bolus tracking metodlarıdır. Test bolus yönteminde inceleme öncesi 10–15 ml kadar bir kontrast maddenin verilmesi ve birbiri ardına BT kesitleri alarak dolaşım zamanı ve pik kontrastlanma zamanı ortalama gecikme verilerek ölçülür. Ancak test için kullanılan kontrast madde miktarı ile inceleme için kullanılacak kontrast madde miktarları arasında farklılıkların olması nedeniyle bolus geometrileri değişkendir. Tarama yöntemi ise venöz artefaktları önlemek amacıyla kraniokaudal olarak seçilir. Bu yöntemin dezavantajı ise ekstra kontrast madde kullanılmasıdır.

Bolus tracking yöntemi ise arkus aorta düzeylerine konan ROI ile eşik değere gelindiğinde kısa bir gecikme ile (yaklaşık 2 sn) otomatik tetikleme mekanizmasıyla taramanın başlatılması prensibine dayanır. Tarama yönü kontrastı takip nedeniyle kaudokranial yöndedir. Ayrıca bu yöntem ile standardizasyon daha kolaydır. Bu yöntemde venöz artefaktlar daha nadir görülür. Çalışmamızdaki amacımız kontrast madde miktarını düşürmek olduğundan çekimlerimizi bolus tracking yöntemiyle gerçekleştirdik.

Güncel bir çalışmada Annet Waaijer ve arkadaşları yaptıkları çalışmada Willis poligonunun 90, 120 ve 140 kV değerleri ile BTA çekimlerini yapmışlar ve 90 kV ile yapılan çekimlerde 120 kV ile yapılanlara göre görüntü kalitesinin daha iyi, arteriyel kontrastlanmanın ise % 35 daha yüksek olduğunu göstermişlerdir (83). Yine literatürde kV değerinin düşürülmesiyle elde edilen görüntülerin kalitesi hakkında tezat bildirimler söz konusudur (84,85) Bizde çalışmamızda grup A olgularda kV

değerini 120, Grup B olgularda 100 aldığımızda görsel ve istatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte grup B olgularda arteriyel atenuasyon değerlerini grup A'ya göre daha yüksek bulduk.

Yapılan çalışmalarda venöz kontrastlanmaya yaklaşık karotis bifürkasyon düzeyinde internal juguler venden bakılmıştır (75,76). Çalışmada 150 HU üzerindeki venöz değerlerin MIP ve VRT rekonstrüksiyonlarında görüntü kalitesini bozacağı ifade edilmiştir. Bizde çalışmamızda benzer düzeylerden ölçümler yaparak her iki grupta da ortalama 100 HU'nün altında değerler kaydettik ve iki grup arasında anlamlı farklılık yoktu.

Sonuç olarak diyebiliriz ki; teknolojideki gelişmelerin tıbbı yansıdığı önemli noktalardan biri çok kesitli BT'dir. Noninvaziv bir yöntem olması, kalsifiye plakları ve plak morfolojisini değerlendirebilmesi, hızlı bir yöntem olması, yüksek temporal ve spatial rezolüsyona sahip olması, tıkanıklık ve tama yakın tıkanıklıklarda sensitivite ve spesifitesinin yüksek olması BTA'yi daha çok tercih sebebi yapmakta, kullanımını hergeçen gün artmaktadır.

BTA da kullanılan kontrast maddenin kemotoksik etkileri ve maliyet oranı, radyolojiyi kontrast madde miktarını azaltmaya yönelik çalışmalara yönlendirmiştir. Biz de bu çalışmamızla 128 kesit gibi hızlı sistemlerle bolus tracking yöntemi kullanılarak kontrast madde miktarını yarı yarıya azaltılabileceğini gösterdik, görsel ve sayısal olarak klinik açıdan yeterli görüntüler elde ettik.

ÖZET

Karotis Arterin Değerlendirilmesinde 128 Kesit BT Anjiografi ve Teknik Optimizasyonu

İnme, gelişmiş ülkelerde tüm ölüm nedenleri arasında 3. sıklıktadır. Ve olguların %75'inde internal karotis arteri kaynaklıdır. Serebral tromboembolik olayların yaklaşık %90'ının nedeni aterosklerozdur. Hastalığın yaygınlığı ve yol açtığı ciddi sekeller nedeniyle tanısı ve tedavisi büyük önem taşımaktadır.

Karotis arterlerinin değerlendirilmesinde altın standart günümüzde sayısal çıkarma anjiografidir. Ancak bu yöntemin bilinen tromboemboli riski ve maliyeti nedeniyle alternatif görüntüleme yöntemlerine olan ilgi giderek artmaktadır.

İzotropik vokseller, yüksek spatial ve temporal rezolüsyona sahip olması, hızlı kontrast madde enjeksiyonu yapılabilmesi ve geliştirilen post-processing araçları ile ÇKBTA'nın karotis arter stenoz oranlarının değerlendirilmesi ve plak karakterizasyonundaki sensitivitesi ve spesifitesi artmıştır.

Kontrast maddeye karşı gelişebilecek olası kemotoksik reaksiyonları azaltmak için bu çalışmamızda, karotise yönelik ÇKBTA çekimlerinde kullanılan standart doz kontrast madde yerine daha düşük dozda kontrast madde kullanılabilirliğini araştırmayı hedefledik.

Karotis BTA istemiyle başvuran 41 olgunun iki gruba ayrıldı. Grup A olgulara 1 ml/kg, Grup B olgulara 0,5 ml/kg dozunda kontrast madde verilerek karotis BTA'ler elde edildi. 41 hastada, 615 arteryel segment değerlendirildi. Olguların hepsinde tüm arteryel segmentlerde görüntü kalitesi diagnostik açıdan yeterli bulundu.

Grup A olgularda ortalama arteryel atenüasyon değeri 322,33+/-78,55 HU, grup B olgularda ise 352,56+/-106,99 HU idi. İstatiksel olarak, p değeri 0,05 alındığında, iki grup arasında anlamlı farklılık saptanmadı (Mann-Whitney U= 182,000 p=0,465). Grup A olgularda 8 segmentte ılımlı stenoz, 3 segmentte ciddi stenoz tesbit edilirken oklüzyon saptanmadı. Grup B olgularda ise 3 segmentte oklüzyon, 3 segmentte ciddi stenoz, 25 segmentte ise ılımlı stenoz saptandı.

Karotis arterlerin 128 kesitli BTA ile değerlendirilmesinde kullanılan standart kontrast madde miktarı azaltılarak görsel ve sayısal anlamda uygun görüntüler elde edilebilir.

Anahtar sözcükler: Bilgisayarlı tomografi anjiografi, düşük doz, karotis arter, kontrast madde, nefropati.

SUMMARY

128 Slice CT Angiography In The Evaluation Of Carotid Artery And Technical Optimization

Stroke is the third major cause of death in the developed world. In the 75% of the cases it's originated from carotid artery. Cerebral thromboembolic disease is commonly caused by atherosclerosis. Therefore, it is common and cause disability, the diagnosis and the treatment is so important.

Today, digital subtraction angiography (DSA) is a gold standart in evaluation of the carotid artery. As known, because of the thromboembolism risk and the cost of this method, there is an increasing interest in the alternative imaging techniques.

By the, izotropic voxels, high spatial and temporal resolution, fast contrast media enjection rates, and developed postprocessing tools, specificity and sensitivity of the multislice CT in the evaluation of the carotid artery and plaque characterization is being increased.

In order to decrease the possible chemotoksic reactions, in this study, we aimed to research availability of the low dose contrast media instead of standart dose, in the evaluation of the carotid artery with multidedector CT.

41 patients were divided into two groups which were referred to have CT angiography of the carotid artery. Patients in group A and group B had contrast media with a dose of 1 ml/kg and 0,5 ml/kg respectively. In 41 patients, 615 segments of carotid artery were evaluated. In all cases, the image quality was adequate for diagnosis in all arterial segments.

The mean arterial attenuation values in group A and B were 322,33+/-78,55 HU and 352,56+/-106,99 HU respectively. While $p=0,05$, there was no significant differences statistically in the two groups(Mann-Whitney $U=182,000$ $p=0,465$). In group A, 8 mild stenoses, 3 severe stenoses and no occlusion was dedected. In group B, 3 occlusion, 3 severe stenoses and 25 mild stenoses were dedected.

With reducing the standard amount of contrast media for CT angiography of the carotid artery, visual and numerical appropriate images can be obtained.

Keywords: Carotid artery, contrast media, CT angiography, low dose, nefrophaty.

KAYNAKLAR

1. Adapınar B. Temel radyoloji tekniği. 3. baskı Güneş-Nobel, 1997;316–372.
2. Baykal B., Oyar O.. Bilgisayarlı Tomografi Fiziği. Oyar O., Gülsoy U.K. (ed.). 1. baskı. İstanbul, Nobel Tıp Kitapevi 2003; 235–276, 377-394.
3. Katada K. Half-second, half millimeter real time multidedektör helical CT: CT diagnosis using Aquillon. Medical Review 68: 31–38
4. Grenier PA, Beigelman AC, Fetita c, et al. New frontiers in CT imaging of airway disease. Eur Radiol 2002; 12: 1022–1044.
5. Horiguchi J, Yamamoto H, Akiyama Y, Marukawa K, Hirai N, Ito K. Coronary artery calcium scoring using 16-MDCT and a retrospective ECG gating reconstruction algorithm. AJR Am J Roentgenol. 2004 Jul; 183(1): 103–8.
6. Saito Y. Multislice X-ray CT Scanner. Medical Review 1999; 66: 1–8.
7. Hu H, He HD, Foley WD, Fox SH. Four multidedector-row helical CT: image quality and volume covarege speed. Radiology 2000; 215: 55–62
8. Mahesh M. Search for isotropic resolution in CT from conventional through multiple-row dedector. Radiographics 2002; 22: 949–962.
9. Kato Y, Nair S, Sano H, Sanjaykumar MS, et al. Multidedektör 3DCTA-an improvement over single slice helical CTA for cerebral aneurysms. Acta Neurochir 2002; 144: 715–722.
10. Laghi A, Jannaccone R, Catalano C, et al. Multidedektör spiral computed tomography angiography of mesenteric arteries. Lancet 2001; 358: 638–639.
11. Prokop M. Multidedektör CT angiography. Eur J Radiol 2000; 36(2):86–96
12. Murakami T, Kim T, Takamura M, et al. Hypervascular hepatocellular carcinoma: detection with double arterial phase multi-dedector row helical CT. Radiology 2001; 218(3): 763–767
13. Klingenberg-Regn K, Schaller S, Flohr T, et al. Subsecond multi-slice computed tomography: basics and applications. Eur J Radiol 1999; 31: 110–124
14. Rubin GD, Shiau MC, Schmidt AJ, et al. Computed tomographic angiography: historical perspective and new state-of-the-art using multi detector-row helical computed tomography. J Comput Assist Tomogr 1999; 23: 83–90.
15. Galanski M, Prokop M, van der Mole: Spiral and Multislice CT of the Body. Part 3: Image processing and display, Stuttgart, Thieme, 2003 : 46–82
16. Kalender WA, Prokop M. 3D CT angiography. Crit Rev Diagn Imaging. 2001; 42: 128.
17. Van Hoe L, Marchal G, Baert AL, et al. Determination of scan delay time in spiral CT-angiography: utility of a test bolus injection. J Comput Assist Tomogr 1995; 19: 216–220.

18. Cademartiri F, Mollet N, van der Lugt A, Nieman K, Pattynama PM, de Feyter PJ, Krestin GP. Non-invasive 16-row multislice CT coronary angiography: usefulness of saline chaser. *Eur Radiol.* 2004. Feb; 14(2): 178–183.
19. Nakajima Y, Yosbimine T, Yoshida H, Sakasbita K, Okamoto M, Kishikawa M, Yagi K, Yokota J, Hayakawa T. Computerized tomography angiography of ruptured cerebral aneurysms: factors affecting time to maximum contrast concentration. *J Neurosurg.* 1998; 88(4): 663–669.
20. Prokop M, Shin HO, Schanz A, Schaefer-Prokop CM. Use of maximum intensity projections in CT angiography: a basic review. *Radiographics* 1997; 17: 433–451.
21. Ogawa T, Okudera T, Noguchi K et al. Cerebral aneurysms: Evaluation with threedimensional CT Angiography. *AJNR Am J Neuradiol* 1996; 17: 447–454.
22. Duddalwar VA. Multislice CT angiography: a practical guide to CT angiography in vascular imaging and intervention. *Br J Radiol.* 2004; 77 (Spec No 1): 27-38.
23. Rubin GD. 3-D imaging with MDCT. *Eur J Radiol.* 2003; 45 (Suppl 1):37-41.
24. Prokop M, Galanski M. *Spiral and Multislice Computed Tomography of the Body.* Thieme. 2003
25. Rubin GD. Techniques for performing multidetector-row computed tomographic angiography. *Tech Vasc Interv Radiol.* 2001; 4(1):2-14
26. Kontrast Maddeler; Temel Radyoloji Tekniği, Özkan R, Kaya T. 3. Baskı, Güneş&Nobel, Bursa, 1997; 263-271.
27. Chopra P. and Smith H. Use of Radiopaque Contrast Agents for the Interventional Pain Physician. *Pain Physician.* 2004; 7(4): 459-463
28. Oyar O. Kontrast Maddeler. *Sendrom.* 2002; Ağustos: 119-125
29. Oyar O, Savaş R, Elmas N. Intravasküler kontrast maddelere karşı akut reaksiyonlar. *İzmir Devlet Hastanesi Tıp Dergisi.* 1993; XXXI (2): 268-273
30. Poletti PA, Saudan P, Platon A, Mermillod B, Sautter AM et all. I.v. N-acetylcysteine and emergency CT: use of serum creatinine and cystatin C as markers of radiocontrast nephrotoxicity. *AJR.* 2007; 189: 687-692
31. Goldenberg I, Matetezy S. Nephropathy induced by contrast media: pathogenesis, risk factors and preventive strategies. *CMAJ.* 2005; 172(11): 1461-1471
32. Ardekani MS, Movahed MR, Movafagh S, Ghahramani N. Contrast-induced nephropathy: a review. *Cardiovascular Revascularization Medicine.* 2005; 6: 82-85
33. Tublin ME, Murphy ME, Tessler FN. Current Concets in Contrast Media-Induced Nephropathy. *AJR.* 1998; 171: 933-939
34. Toprak Ö, Cirit M, Bayata S, Yesil M. Radyokontrast nefropatisi risk profilinin gözden geçirilmesi ve risk değerlendirilmesi. *Anadolu Kardiyol Derg.* 2004; 4; 331-335

35. Acar G, Akçay S, Aslan SM, Köroğlu M, Oyar O. Kontrast madde nefropatisi. Süleyman Demirel Üniversitesi Tıp Fak. Derg. 2005; 12(3): 62-68
36. Thomsen HS, Morcos SK, Barrett BJ. Contrast-induced nephropathy: The wheel has turned 360 degrees. *ACTA Radiologica*. 2008; 6: 646-655
37. Mukherjee D, Rajagopalan S. CT and MR Angiography Of The Peripheral Circulation. 2007: 53-61
38. Osborn AG. Atherosclerosis. In: *Diagnostic neuroradiology*. St. Louis: Mosby. 1994; p: 330-341
39. Kurt JI, Raymond DA, Eugene B, Robert GP, Jean DW: *Harrison's Principles of Internal Medicine*. 1980; p: 1158-1166
40. Takaya N, Yuan C, Chu B, Saam T, Polissar NL, Jarvik GP, et al. Presence of intraplaque hemorrhage stimulates progression of carotid atherosclerotic plaques: a high-resolution magnetic resonance imaging study. *Circulation* 2005;111:2768–75.
41. Nandalur KR, Baskurt E, Hagspiel K, Douglas Philips C, Kramer CM. Calcified Carotid Atherosclerotic plaque is associated less with ischemic symptoms than is non calcified plaque on MDTC. *Am J Roentgenol* 2005;184:295–8.
42. North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial Collaborators. Beneficial effect of carotid endarterectomy insymptomatic patients high with grade stenosis. *N Engl J Med* 1991; 325:445–53.
43. European Carotid Surgery Trialists' Collaborative Group. Randomised trial of endarterectomy for recently symptomatic carotid stenosis: final results of the MRC European Carotid Surgery Trial (ECST). *Lancet* 1998; 351:1379–87.
44. Saba L, Caddeo G, Sanfilippo R, Montisci R, Mallarini G. CT and US in the study of ulcerated carotid plaque compared with surgical results. Advantages of multidetector-row CT angiography. *AJNR Am J Neuroradiol* 2007; 28:1061–6.
45. Rothwell PM, Gibson R, Warlow CP. Interrelation between plaque surface morphology and degree of stenosis on carotid angiograms and the risk of ischemic stroke in patients with symptomatic carotid stenosis. *Stroke* 2000; 31:615–21.
46. Naghavi M, Libby P, Falk E, Casscells SW, Litovsky S, Rumberger J, et al. From Vulnerable plaque to vulnerable patient: a call for new definitions and risk assessment strategies. Part I. *Circulation* 2003;108:1664–72.
47. Asymptomatic Carotid Atherosclerosis Group. Endarterectomy for asymptomatic carotid artery stenosis. *JAMA* 1995; 273:1421–8.
48. Zhang Z, Berg M, Ikonen A, et al. Carotid stenosis degree in CT angiography: assessment based on luminal area versus luminal diameter measurements. *EurRadiol* 2005; 15:2359–65.
49. Bartlett ES, Walters TD, Symons SP, Fox AJ. Quantification of carotid stenosis on CT angiography. *AJNR Am J Neuroradiol* 2006; 27:13–9

50. Nandalur HR, Hardie AD, Raghavan P, Schipper MJ, Baskurt E, Kramer CM. Composition of the stable carotid plaque: insights from a multi-detector computed tomography of plaque volume. *Stroke* 2007; 38:935–40
51. Bogousslavsky J, Regli F, Melle GV: Risk factors and concomitants of internal carotid artery occlusion or stenosis. *Arch Neurol* 1985; 42: 864-67
52. Handa N, Matsumoto M, Maeda H, Hougaku H, Ogawa S, Fukunaga R, Yoneda S, Lemne C, Jogestrand T, Faire deU. Carotid intima-media thickness and plaque in borderline hypertension. *Stroke* 1995; 26(1): 34-9
53. Kimura K, Kamada T. Ultrasonic evaluation of early carotid atherosclerosis. *Stroke* 1990; 21(11): 1567-72
54. Kalimo H, Kaste , Haltia M. Vascular diseases. In: Graham DL, Lantos PL, eds. *Greenfield's neuropathology*, 1997; 6th ed. Vol. 1. London. p:315-396
55. Ott I, Neumann FJ, Gawaz M, Schmitt M, Schomig A. Increased neutrophil-platelet adhesion in patients with unstable angina. *Circulation*. 1996, 94:1239–1246
56. Garcia JH, Ho K-L. Carotid atherosclerosis: definition, pathogenesis, and clinical significance. *Neuroimag Clin North Am* 1996; 6:801-810
57. Ertan N, Karşıdağ S, Duran C, Özer F, Arpacı B. Karotis Aterosklerozu Gelişmesinde Etkili Risk Faktörleri. *Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Dergisi* 2003; 29 (1): 19-24
58. Roubin GS, New G, Iyer SS, et al. Immediate late clinical outcomes of carotid artery stenting in patients with symptomatic and asymptomatic carotid artery stenosis. *Circulation*. 2001; 103:532-537
59. Report of the Working Group on Atherosclerosis of the National Heart, Lung and blood Institute, vol 2. Washington DC, National Institutes of Health, NIH publication 1982-2035, p: 166-167, 177-182, 449-544
60. Kennel, WB et al. Cholesterol in the prediction of atherosclerotic disease. New perspectives based on the Framingham Study. *Ann. Intern. Med.* 1979; 90:85
61. Jeng JS, Chung MY, Yip PK, Hwang BS, Chang YC. Extracranial carotid atherosclerosis and vascular risk factors in different types of ischemic stroke in Taiwan. *Stroke* 1997; 25(10): 1989-1993
62. Wissler, RW. Principles of the pathogenesis of atherosclerosis. In Braunwald, E. *Heart disease: A Textbook of cardiovascular medicine*. 2nd ed. Philadelphia, W.B. Saunders Co, 1984: p 1183
63. Ross, R and Glomset, AJ. The pathogenesis of atherosclerosis. *N. Engl. J. Med.* 1976; 295:314-488
64. Winn WB, Schmeidl UP, Reichenbach DD, et al. Detection and characterization of atherosclerotic fibrous caps with T2-weighted MR. *AJNR* 1998; 19:129-134

65. Heiserman JE, Drayer BP, Keller PJ, et al: Intracranial vascular stenosis and occlusion: Evaluation with three-dimensional time-of-flight MR angiography. *Radiology* 1992; 185:667-673
66. Heiserman JE: The role of magnetic resonance angiography in evaluation of cerebrovascular ischemic disease. *Neuroimaging Clin North Am* 1992; 2:753-767
67. Ralls PW. Color Doppler sonography of the hepatic artery and portal venous system. *AJR Am J Roentgenol* 1990;155:517
68. Polak JF, Shemanski L, O'Leary HD, Lefkowitz D, Thomas PR, Savage JP, Brant EW, Reid C: Hypoechoic plaque at US of the carotid artery: an independent risk factor for incident stroke in adults aged 65 years or older. *Cardiovascular Health Study Radiology* 1998; 208:649-654
69. Grant EG, Benson CB, Moneta GL, et al. Carotid artery stenosis gray-scale and doppler US diagnosis- Society of radiologist in ultrasound Consensus Conference. *Radiology* Nov. 2003; 29(2):340-6
70. Luca Saba & Roberto Sanfilippo. Multidetector-row CT angiography in the study of atherosclerotic carotid arteries. *Neuroradiology* 2007; 49:623-637
71. Thom T, Haase N, Rosamond I. W, et al. Heart disease and stroke statistics, 2006 update: a report from the American Heart Association Statistics Committee and Stroke Statistics Subcommittee. *Circulation* 2006; 113:85-151
72. Saba L, Caddeo G, Sanfilippo R, Montisci R, Mallarini G Efficacy and sensitivity of axial scans and different reconstruction methods in the study of the ulcerated carotid plaque using multidetector-row CT angiography: comparison with surgical results. *AJNR Am J Neuroradiol* 2007; 28:716-723
73. Rydberg J, Buckwalter KA, Caldemeyer KS et al Multisection CT: scanning techniques and clinical applications. *Radiographics* 2000; 20:1787-1806
74. Leclerc X, Godefroy O, Lucas C et al. Internal carotid artery stenosis: CT angiography with volume rendering. *Radiology* 1999; 210:673-682
75. Fabian M. Hinkmann, Heinz L. Voit. Ultra-Fast Carotid CT-Angiography Low Versus Standard Volume Contrast Material Protocol for a 128-Slice CT-System. *Investigative Radiology* May 2009; 44: 5
76. N. Takeyama, Y. Ohgiya. Comparison of 40 and 60 Milliliters of Contrast in Assessment of the Carotid Artery by Computed Tomography Angiography. *Acta Radiologica* 2008:1068
77. Ce'cile de Monye', Filippo Cademartiri. Sixteen-Detector Row CT Angiography of Carotid Arteries: Comparison of Different Volumes of Contrast Material with and without a Bolus Chaser. *Radiology* 2005; 237:555-562
78. Yoon DY, You SY, Choi CS et al. Multi-detector row CT of the head and neck: comparison of different volumes of contrast material with and without saline chaser. *Neuroradiology* 2006;48:935-942

79. Herman S. Computed tomography contrast enhancement principles and the use of high-concentration contrast media. *J Comput Assist Tomogr* 2004; 28 [Suppl 1]:S1–S11
80. Bernhard Schuknecht. High-concentration contrast media (HCCM) in CT angiography of the carotid system: impact on therapeutic decision making. *Neuroradiology* 2007; 49 (Suppl 1).
81. Shetty Prashant G, Jhaveri KS () Neurovascular applications of CT angiography. *Indian J Radiol Imaging* 2000;10:211–220.
82. Ying-Chi Tseng, MD,* Hui-Ling Hsu. Venous Reflux on Carotid Computed Tomography Angiography: Relationship With Left-Arm Injection. *J Comput Assist Tomogr* May/June 2007; 31: 3
83. Annet Waaijer, Mathias Prokop. Circle of Willis at CT Angiography: Dose Reduction and Image Quality—Reducing Tube Voltage and Increasing Tube Current Settings. *Radiology* March 2007; 242: 3
84. Ertl-Wagner BB, Hoffmann RT, Bruning R, et al. Multi-detector row CT angiography of the brain at various kilovoltage settings. *Radiology* 2004; 231:528–535.
85. Bahner ML, Bengel A, Brix G, Zuna I, Kauczor HU, Delorme S. Improved vascular opacification in cerebral computed tomography angiography with 80 kVp. *Invest Radiol*. 2005;40:229–234.