

BT Anjiyografi Teknikleri ve Protokolleri

Serkan Arıbal , Hakan Önder 

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- Temel BTA teknikleri
- Kontrast madde uygulamaları
- Tarama hızını belirleyen faktörler
- Çift tüp teknolojisi
- Görüntü işleme prensipleri

Arıbal S, Önder H. BT Anjiyografi Teknikleri ve Protokolleri. Trd Sem 2020; 8: 80-95.

GİRİŞ

Tanım olarak anjiyografi; vücutta kan dolaşımının olduğu tüm damar ve boşlukların (atar damarlar, toplar damarlar, kalp boşlukları, beyin dural sinüsleri gibi) görüntüleme yapılacak cihaz ya da sistemde fark edilebilecek bir madde (kontrast madde) marifetiyle görüntülenmesidir. Tarihsel gelişim sürecinde konvansiyonel anjiyografi yöntemleri ile başlayan damar görüntüleme serüveni günümüzde gerek cihaz gerekse görüntüleme teknolojisindeki gelişmelere paralel olarak daha net bir şekilde, çok daha kısa sürede, çok daha az hasta dozları ile ek bilgileri de sağlayacak şekilde yapılabilmektedir.

Bilgisayarlı Tomografi Anjiyografi (BTA), Spiral Bilgisayarlı Tomografinin (BT) 1990'lı yılların başında klinik kullanıma girmesinden kısa bir süre sonra damar görüntüleme alanındaki yerini almıştır. 2000'li yılların başından günümüze ise; BTA, BT teknolojilerindeki gelişmelere paralel olarak oldukça başarılı ve et-

kileyici görüntülerin elde edilmesiyle vasküler görüntülemenin tartışmasız altın standart tetkiki olan konvansiyonel anjiyografinin yerini almaya başlamıştır [1]. Bu yazıda temel BTA teknikleri ve güncel gelişmeler ışığında ileri BTA uygulamaları detaylı olarak anlatılmaktadır.

TEMEL PRENSİPLER

Spiral BT'nin kullanıma girmesi ile BTA için teknolojik gelişmelere açılan kapı ile iki boyutlu (2D) görüntüleme modelinden üç boyutlu (3D) görüntüleme modeline geçiş sağlanmış oldu [2, 3]. Gantrinin slip ring teknolojisi sayesinde, hasta masasının devamlı hareketi ile çekim süreleri birkaç dakikadan saniyeler düzeyine kadar indi. Böylece arterial faza ait görüntüler görüntülenebilir hale geldi. **Her ne kadar zaman içerisinde gelişen görüntü işleme teknikleri ile tanısal ve görsel kalitesi yüksek görüntüler elde edilse de modern BTA'nın tekniği şu 3 temel prensibe dayanır.**

1. Uzaysal çözünürlük (Hızlı yüksek çözünürlüklü hacimsel data alımı)

2. Tarama hızı (2D, 3D ve 4D imaj işlenmesi)

3. Güçlü kontrast madde parlaklaşma düzeyi

Uzaysal çözünürlük, BT sisteminin gösterebileceği en küçük yüksek kontrastlı objenin ölçütüdür. Rekonstrüksiyon ve dedektör kolimasyonu ilgili bir kavramdır [4]. Kesit kalınlığı azaldıkça uzaysal çözünürlük artar ancak gürültüde de artış olur. Tek kesitli sistemlerde önemli kısıtlamalardan biri z-aksındaki rezolüsyondur. Çok kesitli sistemlerde artan gantri rotasyon hızı ve çok-sıralı dedektörler tek nefes tutma ile daha hızlı taramaya imkan tanıyarak uzun mesafelerin 0,5-2,5 mm gibi ince kesitlerle taranabilmesini sağlamış ve bu kısıtlamayı ortadan kaldırmıştır. Voksel boyutlarının izotropik olması (x, y ve z eksenlerinde eşit olması) ayrıca her planda aksiyel imajlarla eşit kalitede görüntü elde edilmesini sağlamış ve 3-boyutlu rekonstrüksiyonların kaliteli bir şekilde yapılabilmesine imkan tanımıştır.

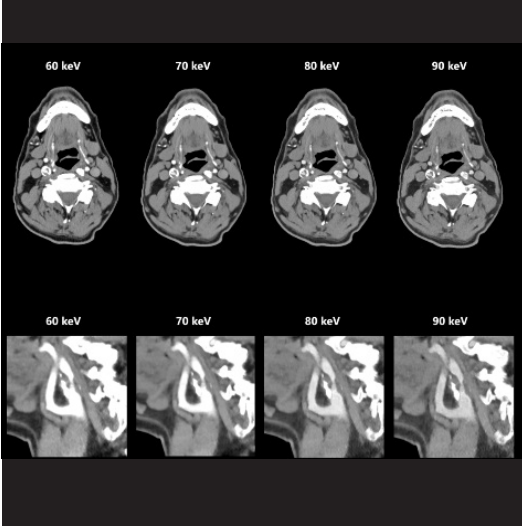
Tarama hızını belirleyen faktörlerden ilki gantri rotasyon hızıdır. Çok kesitli sistemlerde gantri rotasyon hızındaki belirgin artış ile birlikte zamansal çözünürlüğün artması sağlanmıştır. Modern cihazlarda gantri rotasyon hızı 280-350 milisaniye olup bu, bir volüm datanın (64-kesitli sistemler için 3-4 cm) 1 sn'den daha kısa sürede elde edilmesi anlamına gelir. Aynı anda hem iki radyasyon kaynağından data elde edildiği ve hem de her bir tüpün dönüşünün yarısında data elde edileceği için "Çift kaynak" BT'de zamansal çözünürlük gantri rotasyon zamanının dörtte birine eşit olacaktır (82,5 milisaniye) [5]. "Çift kaynak" BT sistemleri zamansal çözünürlüğün en yüksek olduğu sistemlerdir.

Masa hareketi tarama hızını belirleyen bir diğer faktördür. BTA'da çoğunlukla sürekli gantri rotasyonu ve masa hareketinin bulunduğu helikal veya spiral yöntemle çekim yapılır [6]. Helikalpitch (masa hareketi/kesit kalınlığı) masa hızını belirler. Helikal pitch ne kadar yüksek ise masa hızı da o kadar yüksek olacaktır. Eski model BT'lerde pitch'in yüksek tutulması efektif kesit kalınlığını artırarak imaj kalitesinde düşmeye ve artefaktlara yol açmaktaydı,

ancak günümüz teknolojisinde birçok firma pitch'i uzaysal çözünürlükten bağımsız hale getirmiş ve böylece bu problemlerin üstesinden gelinmiştir [7]. Tek kesitli sistemlerde maksimum pitch 2'dir. Rutinde EKG tetiklemeli olmayan BTA uygulamalarında pitch 1,4-1,5'dir. Çift tüplü sistemlerde pitch değeri 3-3,4'e kadar çıkabilmektedir [7]. Pitch manual olarak belirlenebildiği gibi kalp hızına göre adaptif-pitch değerlerinin belirlendiği yazılım algoritmaları da mevcuttur. Masa hızını ve Helikal pitch'i kontrast maddenin hedef vasküler yataktan ilk geçişi sırasında görüntü alacak şekilde ayarlamak gerekmektedir. Eğer masa hızı ve helikal pitch çok yüksek olursa cihazın kontrast maddeden önce hedef vasküler bölgeye ulaşma riski mevcuttur.

Lümen kontrast madde parlaklaşma düzeyi görüntü kalitesini etkileyen üçüncü parametredir. Kontrast madde parlaklaşma ya da diğer bir ifadeyle enhansman düzeyi kontrast rezolüsyonun belirleyicisi olup tüp voltajı (keV) ve iyot atenuasyon düzeyine bağlıdır. Çok kesitli BT cihazlarında değişik değerlerde voltaj opsiyonları vardır: 80, 100, 120, 140 keV gibi. **Voltaj düşüncü iyodun atenuasyonu artar. Verilen örnekler içerisinde 80 kVp bu etkinin maksimum olduğu değerdir. Voltaj düşüncü gürültü de artar. Gürültüyü azaltmak için ekspozur süresi (sn) ve tüp akımı (mA) değiştirilebilir. mAs (tüp akımı x ekspozur süresi) artınca gürültü azalmaktadır.** Birçok cihazda otomatik tüp akım modülasyon sistemiyle hastaya göre mAs otomatik olarak belirlenmektedir, ancak bu sistem devre dışı bırakılarak gerekli durumlarda mAs manual olarak da belirlenebilir (Resim 1) [7].

Tek kesitli BT ile anjiyografi uygulamalarında kural, cihazı maksimum kapasitede kullanmaktır. En ince kesit kalınlığını seçmek ve en hızlı şekilde tarama yapmak gerekir. Ancak günümüz teknolojisinde bu kural geçerliliğini kaybetmiştir. Tarama hızının çok artarak 10 saniyenin altına inmesi kontrast madde enjeksiyonunun önemini daha kritik bir duruma getirmiştir. Hızlı cihazlarda dedektörün verilen kontrast maddenin önünde giderek henüz hedef vasküler yatağın opasifikasyonu sağlanmadan görüntü alması ortaya çıkması olası problem-



Resim 1. Farklı keV değerlerinde elde edilen karotis BTA incelemesi. En belirgin lümen parlaklığının en düşük keV (60 keV) değerinde olduğu açıkça görülmektedir. ICA düzeyindeki stenotik plağın kalsifik komponentinin en net olarak değerlendirilebildiği görüntünün ise en yüksek keV (90 keV) ile elde edilen görüntü olduğuna dikkat ediniz.

lerden biridir. Bu yüzden çekim protokolleri belirlenirken cihazı yavaşlatmak için gantri rotasyon zamanını uzun seçmek, pitchi düşürmek, masa hızını azaltmak gibi müdahaleler yapılması gerekmektedir. Kesit kalınlığı incelenen anatomik bölgedeki vasküler yapıların genişliğine göre belirlenmelidir. Bütün vasküler yataklarda en ince kesit kalınlığını seçmek şart değildir. Örneğin Aorta değerlendirmelelerinde 1 mm'den küçük kesit kalınlığı kullanmak gerekli değildir.

Tarama yönü BTA protokolünde belirlenecek bir parametredir. Kranio-kaudal, ya da kaudo-kranial olarak seçim yapılır. **Kan akım yönünde tarama yapılması anjiyografide temel prensiptir.** Eğer kan akım yönüne ters yönde tarama yapılırsa damarın farklı segmentlerinde lüminal parlaklaşma düzeyinde değişkenliğe yol açabilir [8].

Kaç faz inceleme yapılacağına karar verilmesi protokol belirlenmesinde önemlidir. Kontrast öncesi, anjiyografi fazı ve geç faz olmak üzere 3 fazda inceleme yapılabilir. Kontrastsız yapılan inceleme bir sonraki fazda yapılacak anjiyografiye dahil edilecek bölgenin daha iyi

belirlenmesini sağlar. **Kontrastsız yapılan inceleme gerek mural gerekse çevre dokulardaki hematomun tespitinde ve kalsifikasyonların haritalanmasında da faydalıdır.** Ancak alınan radyasyon dozunu artırdığı için tüm hastalarda rutin olarak alınmamalı sadece gerekli durumlarda alınmalıdır. Aktif hemoraji şüphesi varlığında geç faz incelemeler yararlıdır. Arterial kanama aralıklı olduğu için anjiyografi fazında ekstrasvazasyon görüntülenemeyebilir. Bu yüzden geç faz görüntüler mutlaka alınmalıdır (Resim 2) [7, 8].

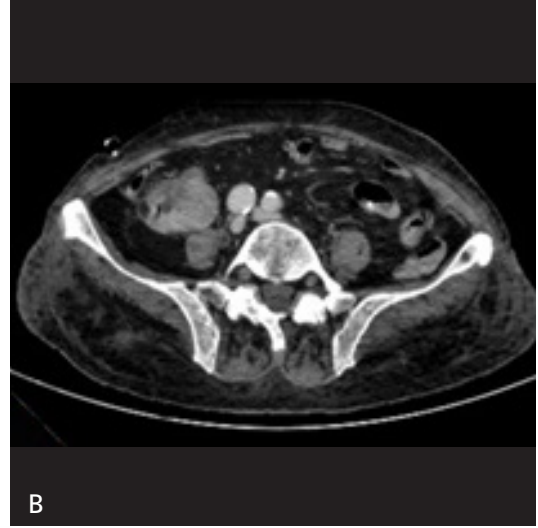
BTA DATA ALIMI PRENSİPLERİ

Tek dedektör sistemlerde yapılan BTA'larda kısa sürede yüksek çözünürlüklü data almak oldukça zor hatta imkansızdı. Özellikle büyük ve uzun damar segmentlerinin incelenmesinde, uzaysal çözünürlükten ödün verip çekim süresini kısaltmak gerekmekteydi. Çok kesitli BT'lerin (ÇKBT) klinik kullanıma girmesiyle bu zorluklar büyük oranda aşıldı. Modern ÇKBT'ler tek nefes tutma ile submilimetrik izotropik 3D dataları elde edebilmektedir. Bununla birlikte, büyük anevrizmalarda veya periferik arter hastalarında çekim zamanını bir miktar uzatarak hastalıklı arterlerin kontrast madde ile iyice dolmasını beklemek gerekir [9].

İzotropik submilimetrik datalar ince kesit BT ile rutin olarak alınabilse de, X-Y planında uzaysal çözünürlük geliştirmeleri yapmak gerekmektedir. BT'lerde uzaysal rezolüsyonu sağlamadaki doğal fiziksel kısıtlamalar, fokal spotun boyutu ile dedektörün boyutudur. Bu yüzden uzaysal rezolüsyon x-ışını tüpü ve dedektör teknolojisi ile ilişkilidir.

BTA İÇİN KONTRAST MADDE KULLANIMININ PRENSİPLERİ

X-ışını temelli anjiyografi incelemelerinde damar ile komşu yumuşak dokular arasında doğal bir kontrast olmadığı için intravasküler kontrast madde kullanılarak bu fark oluşturulur. İyodun X-ışınlarını absorbe etme özelliğinden faydalanılır ve triyodobenzenin suda çözünen bileşikleri intravasküler kontrast madde olarak



Resim 2. A-D. Taze rektal kanama bulgusu ile refere edilen 88 yaşında erkek hastaya, olası kanama odağının tespiti ve endovasküler olarak embolizasyon tedavisi planlanması amacı ile yapılan BTA tetkiki. (A) Aksiyel ve (C) koronal MPR arteriyel faz görüntülerinde net olarak izlenmeyen alanda (çekim düzeyinde tanı alan kitle), (B) aksiyel ve (D) koronal MPR geç venöz faz görüntülerde gerek kitle düzeyinde artmış kanlanma gerekse lümen içerisinde silik kontrast madde bulaşı ile olası kanama odağının tespiti.

kullanılır [10, 11]. Kontrast madde enjeksiyon protokolü optimal kontrast rezolüsyonunun sağlanmasında belirleyici rol oynar.

BT data alımını, güçlü arterial boyanma ile senkronize etmek için temel erken arterial kontrastlanma dinamiklerini iyi anlamak ve uygulamak önemlidir. BTA aplikasyonları ve yeni BT teknolojileri için kontrast enjeksiyon protokollerinin oluşturulması ve optimizasyonu yapılırken, fizyolojik dolaşım sınırlılıklarını hesaba katmak

gerekmektedir. Arterial kontrastlanmanın anlaşılması için en önemli konsept, kontrast madde enjeksiyonunu kontrast volümü ve enjeksiyon oranı (mL/sn) olarak değil de, enjeksiyon oranı x enjeksiyon süresi (sn) olarak düşündür.

Örneğin:

Enjeksiyon A: 120 mL kontrast 6 mL/sn yerine, 6 mL/sn kontrast 20 sn'de enjekte edildi diye düşünün.

Enjeksiyon B: 40 mL kontrast 4 mL/sn enjekte edildi yerine, 4 mL/sn 10 sn'de enjekte edildi diye düşünün.

Bu konsept anlamlıdır çünkü, bu iki enjeksiyon boyutu (mL/sn ve sn) kabaca kontrastlanmanın gücü ve yeterli kontrastlanma için beklenen süreye kabaca tekabül etmektedir. Enjeksiyon A örneğinde, 20 sn boyunca güçlü kontrastlanma oluşur. 20. sn sonuna doğru kontrastlanma daha parlak olarak görülür. Böylece daha düşük özellikli sistemlerde bile 20. sn'de torakoabdominal BTA görüntüsü elde edilebilir.

Enjeksiyon B ile de güçlü kontrastlanma sağlanmaktadır. Fakat bu optimal kontrastlanma süresi en uzun 10 sn'dir. Böyle bir teknik ile sadece daha küçük bir anatomik bölge ya da yalnızca yüksek hızlı sistemler ile büyük bir anatomik bölge taraması yapılabilir.

TEMEL KONTRAST ENJEKSİYON PROTOKOLÜ

Tek bir doğru protokol yoktur. Her merkez; arter kontrastlanma fizyolojisi, makina kapasitesini ve beklediği patolojileri entegre ederek kolay ve pratik bir protokol oluşturabilir.

Çekim süresi: 10 sn

Enjeksiyon süresi: 18 sn

Enjeksiyon oranı: Kilo hesabıyla (5mL/sn, ortalama 75 kg hasta için: 90mL)

Çekim zamanlaması: Otomatik bolus tetikleyicisi kontrastın ulaştığını gördükten 8sn sonra

10 sn'lik bir çekim süresi yeni sistem cihazlar için uzun kalabilir. Fakat tek temel protokol, 10 sn'de sabitlenmiş olarak, protokolleri basitleştirir ve çeşitli anatomik bölgelerin çeşitli pitch değerleri ile görüntülenmesinde de kullanılabilir. Yavaş çekim süresi ayrıca mili-amper limitlerinin altında kalmayı sağlayarak obez hastalarda kullanılmak üzere güç rezervleri yaratacaktır. Enjeksiyon süresinin normal çekim süresinden daha uzun olmasının sebebi, kontrastın bolus tetikleyicisine ulaşması için gereken ekstra 8 sn'lik sürenin hesaba katılmasıdır. Böylece incelenen arterial alanın görüntülenebilecek en iyi düzeydeki kontrast miktarı ile dolması sağlanmış olur. Enjeksiyon oranı

kiloya göre hesap yapıp öyle belirlenmelidir (örneğin mL/kg şeklinde).

Arterial Opasifikasyonu Etkileyen Faktörler

Hedef damardan birim zamanda geçen iyod miktarı (gr I/sn): Bu miktar arttıkça arterial boyanma şiddeti de artar. Kontrast maddenin iyod konsantrasyonunun artırılması ve/veya enjeksiyon hızının (mL/sn) artırılması ile birim zamanda geçen iyod miktarı artırılabilir. Enjeksiyon hızında çıkılabilecek düzeyin pratik ve fizyolojik limitasyonları vardır. Fizyolojik limitasyonda, ≥ 8 mL/sn hızlarda verilen kontrast madde sağ kalbe ulaşmadan periferik venlerde göllenir ve vena kava inferiora reflü olur [12]. Bu yüzden 7 cc/sn'den daha yüksek bir hızda kontrast maddenin arterial parlaklaşmayı artırmak için verilmesi uygun değildir. Kardiyak outputun düşük olduğu durumlarda ve ciddi sağ kalp yetmezliği olanlarda rutin enjeksiyon hızlarında bile bu durum izlenebilmektedir.

Enjeksiyon süresi: Kardiyak outputu normal olan bireylerde kontrast madde enjeksiyonunun bitiminden kısa bir süre sonra pik parlaklaşma seviyesine ulaşılır. Enjeksiyon süresi uzadıkça arterial parlaklaşmada sürekli bir artış olur ve kısa enjeksiyon sürelerine göre daha iyi arterial kontrastlanma sağlanır. IV kontrast madde verilmesini takiben damardan ilk geçişi esnasında bir parlaklaşma ortaya çıkar (ilk geçiş etkisi) ve hemen kaybolmaz. Beyin ve böbrekler gibi yüksek perfüzyonlu organlardan opasifiye kanın kalbe geri dönmesi ve tekrar sistemik dolaşıma geçmesi nedeniyle ilk geçişteki piki takiben azalmakla birlikte devam eder, bu etki redistribüsyon etkisidir. Kontrast madde verilme süresi uzadıkça parlaklaşma düzeyinde plato oluşmaz ve pik parlaklaşma sürekli artar, çünkü bir önce verilen kontrast maddenin redistribüsyon etkisiyle arkasından gelenin ilk geçiş etkisi üst üste biner [13]. Vasküler yatakta yeterli düzeyde opasifikasyon oluşturabilmek için enjeksiyon süresinin en az 10 sn olması gerekir. Bu bilgiler ışığında hızlı tarama yapabilen cihazlarda kontrast madde enjeksiyon

protokolü belirlemenin daha da fazla önem kazandığı ve küçük hataların daha sıkıntılı sonuçlar doğurabileceği söylenebilir. Sanılanın aksine hızlı tarama eşittir iyi arterial opasifikasyon değildir. Tarama hızındaki artışa bağlı olarak enjeksiyon sürelerinin kısalması yeterli opasifikasyonun sağlanmasını zorlaştırmaktadır. Bu nedenle değişik enjeksiyon stratejileri geliştirilmesi zorunluluğu doğmuştur.

Hastaya bağlı faktörler: Aynı enjeksiyon protokolü uygulansa da arterial opasifikasyon bireyler arasında, aynı bireyde farklı vasküler yataklarda hatta aynı vasküler yatakta proksimal ve distalde değişkenlik gösterecektir. Arterial parlaklaşma düzeyini etkileyen ve bireyler arası farkı yaratan en önemli fizyolojik parametre kardiyak outputtur (KO). Daha az oranda da santral kan volümü etkili olmaktadır. Her iki parametre de vücut ağırlığıyla korelasyon göstermektedir. Parlaklaşma şiddetiyle vücut ağırlığı arasında neredeyse birebir ters orantı mevcuttur [14, 15]. Vücut ağırlığı arttıkça artan kan volümüne sekonder kontrast madde daha fazla dilüe olacaktır. Kontrast madde dozu sabitken vücut ağırlığıyla doğru orantılı olarak arterial parlaklaşma düzeyi düşer. KO, kontrastlanmanın düzeyi yanında zamanlaması üzerinde de etkilidir. KO arttıkça dolaşım hızı artacağı için pik arterial parlaklaşmaya ulaşma zamanı kısalır. Ancak hedef bölgeden daha hızlı uzaklaştırılacağı için pik parlaklaşma daha kısa sürer. KO'nun düşük olduğu durumlarda daha geç pik yapan, daha güçlü ve daha uzun süren parlaklaşma meydana gelir. Bireyler arası bu farkı minimize edebilmek için kontrast madde enjeksiyon protokolünü vücut ağırlığına göre ayarlamak yararlıdır. Kilodaki artışa paralel olarak kontrast madde enjeksiyon hızını (dolayısıyla total volümü) ve/veya iyod konsantrasyonunu artırmak gerekmektedir. Kontrast maddenin IV enjeksiyonunu takiben hedef vasküler yapıya ulaşması için gereken süre kontrast madde geçiş zamanı (tKMG) ile ifade edilir [10]. tKMG'de bireyler arasında farklılık göstermektedir. Bu farkı yaratan en önemli faktör kardiyak outputtur. IV kontrast maddenin verilmeye başlandığı andan itibaren çekimin başlatılmasına kadar geçen süre

ise gecikme zamanı olarak ifade edilir. BTA incelemelerinde amaç veri elde etme anını hedef vasküler yatakta parlaklaşmanın en yüksek olduğu anla senkronize etmektir ki bunun yolu gecikme zamanının doğru belirlenmesinden geçer. BTA'da ampirik gecikme zamanı (her hastada önceden belirlenmiş sabit gecikme zamanı) kullanılamaz. Kontrast maddenin transit zamanının belirlenmesi ve gecikme zamanının bireyselleştirilmesi gerekir. Kontrast madde transit zamanı iki farklı yöntemle belirlenebilir: Test bolus yöntemi ve otomatik bolus izlem (bolustracking) yöntemi [4, 7]. Her iki yöntemde de 80 kVp ve mümkün olan en düşük tüp akımıyla 10 mm kesit kalınlığında masa hareketi olmadan dinamik BT çekimi yapılır. İncelenecek vasküler yatağa göre referans bir damar belirlenerek bu düzeyden görüntü elde edilir. Referans damar koroner arterlere yönelik inceleme yapılacaksa asendan aorta; pulmoner arter incelemelerinde ana pulmoner arter veya sağ ventrikül; boyun BTA'da arkus aorta olabilir. Test bolus yönteminde 10-15 mL kontrast madde (BTA'da kullanılacak enjeksiyon protokolüyle) verilerek, referans damar düzeyinde 2 saniyelik intervallerle sekansiyel dinamik tarama yapılır. Referans damara yerleştirilen ROI (region of interest) ile seri halinde atenuasyon ölçümleri yapılarak kontrast madde-zaman ilişkisini gösteren bir grafik çizdirilir. Bu grafikten arterial parlaklaşmanın pik düzeye ulaşması için gerekli olan süre tespit edilir ve takiben gerçekleştirilen BTA çekiminde gecikme zamanını belirlemek için bu süre kullanılır. Otomatik bolus izlemde ise yine benzer şekilde referans damar düzeyinden kontrastsız bir kesit alınarak ROI yerleştirilir. Ulaşılmaması istenen eşik dansite değeri (100-180 HU) HU cinsinden belirlenir. 3-4 sn intervallerle referans damar düzeyinden sekansiyel görüntüler alınır. ROI'de daha önceden belirlenen eşik dansite değerine ulaşılmıca çekim otomatik olarak başlar. Her iki yöntemin de en önemli dezavantajı tanısal amaçlı kullanılmayacak, sadece kontrast transit zamanını belirlemek için, görüntüler alınması, dolayısıyla hastaya ek bir radyasyon verilmesidir. Test bolus yönteminde bir diğer dezavantaj, yine sadece kontrast madde transit

zamanını belirlemek için fazladan 10-15 mL kontrast madde verilmesidir. Otomatik bolus izlemde referans damarda görüntü elde etmek için imaj rekonstrüksiyonu, eşik dansite değerine ulaştıktan sonra çekimin başlayabilmesi için cihazın başlangıç noktasına ilerlemesi ve nefes komutu için ek bir süre geçmektedir. Bu süre cihazdan cihaza değişmekte olup 2-10 sn arasındadır. Bolus izlem yöntemiyle gecikme zamanı belirlenirken bu 2-10 sn'lik kaybın göz önünde bulundurulması gerekmektedir.

SALİN İNFÜZYONU

Kontrast madde verilmesinden hemen sonra serum fizyolojik (SF) uygulaması yapılmalıdır. Verilen SF, kontrast maddenin periferik venler, otomatik enjektör boruları gibi ölü boşluklarda kalan kısmını iterek santral dolaşıma karışmasını sağlar. Böylece kontrast madde daha efektif kullanılmış olur. Torasik incelemelerde, vena kava süperior ve brakiosefalik vende kalan ve çizgilenme artefaktı yaparak arkus aortanın değerlendirilmesine engel oluşturan kontrast maddeyi temizlemesibir diğer avantajdır. Özellikle az miktarda kontrast madde kullanılması durumunda arkasından SF verilmesi önemlidir. SF'nin miktarı otomatik enjektör tüpü ve periferik venlerin volümüne bağlıdır. Periferik venöz kan volümü hastaya göre değişir, ancak ölü boşluğun total volümü genellikle 12-20 mL arasındadır. Bu yüzden 20-30 mL'den fazla SF verilmesi anlamlı değildir [7, 11, 16].

GÖRÜNTÜ İŞLEME (POSTPROCESSING) PRENSİPLERİ

Elde edilen ilk ham veri olan aksiyel BTA görüntülerini değerlendirmek çoğu zaman ne efektif ne de kullanışlıdır. Vasküler anatomi ve patolojinin daha net ve etkili görüntülenmesi için; MIP (Maximum Intensity Projection) ya da 3D-VR (volume rendering) görüntüleriyle gerçekleştirilen anjiyografi benzeri tekniklerin kullanılması gerekmektedir. Ayrıca, çeşitli 2D ve 3D görüntü işleme teknikleri, MPR (multiplanar reformat) görüntüler, kardiyak gated gerçek zamanlı 4D görüntüler

gibi birtakım ileri BT görüntü işleme teknikleri de vasküler yapıların değerlendirilmesinde kullanılabilir (Resim 3, 4) [17].

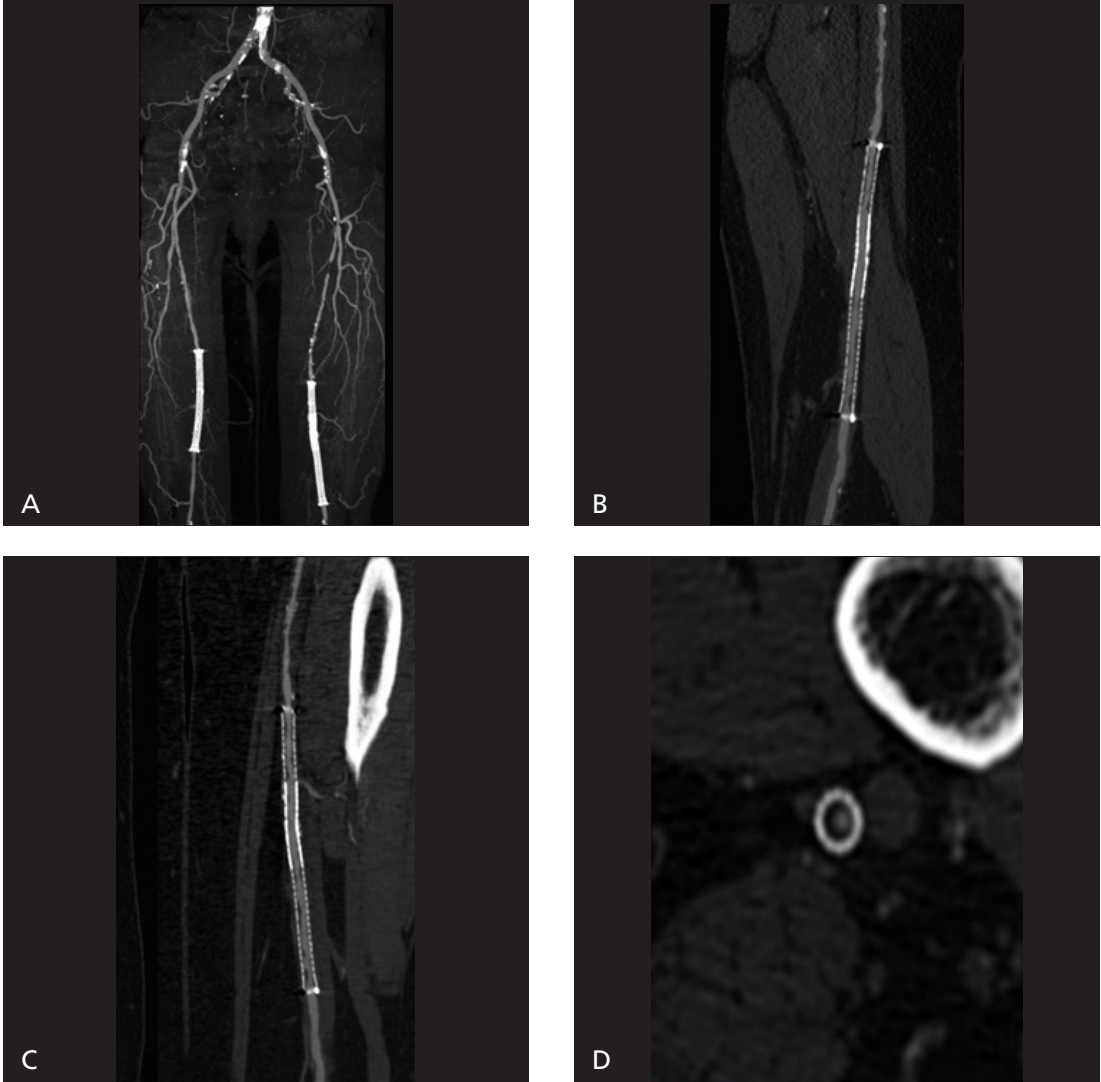
BTA datalarının gerçek zamanlı interaktif değerlendirilmesine olanak veren güçlü 3D iş istasyonları (work station), normal ve anormal vasküler yapılara ait anatomi ve patolojinin değerlendirilmesinin yanı sıra, bu görüntülerin iletilmesi, depolanması ve gerektiğinde dökümantasyonu içinde oldukça gereklidir. BTA tekniklerinin optimize edilmesi görüntü kalitesini ve rekonstrükte görüntülerinin kalitesini arttırmakla birlikte bunların etkisiyle, değerlendirme için kullanılacak post-process tekniklerinin kalitesini de arttıracaktır.

BTA TEKNİK GÜNCELLEME

10 yıldan uzun süredir var olan 64-dedektörlü BT sistemlerinin geniş kullanımıyla BTA; oturmuş ve sağlam bir non-invaziv kardiyovasküler görüntüleme tekniği olmuştur. BTA ve MRA, tanısal anlamda tüm alanlarda konvansiyonel anjiyografinin yerini almıştır [18]. BT alanında devam eden teknolojik gelişmelere paralel olarak BTA görüntüleme alanında da önemli gelişmeler olmuştur. Bununla birlikte, kardiyovasküler görüntüleme dalı BTA'daki teknolojik gelişmelerde başı çekmektedir.

X-ışını Tüp Teknolojisi

Hızlı dönüşlü gantrilere sahip modern BT'lerin X-ışını tüplerinin güç ihtiyacı önemli ölçüde artmıştır. Yeterli foton üretmek için modern BT X-ışını tüpleri 120 kW ve 1300 mA gücündedir. 10-15 yıl önce bu değerler 75 kW ve 800 mA idi. Daha yüksek değerlere sahip bu tüpler ile, hızlı çekimler daha yüksek temporal çözünürlükle sağlanmakta ayrıca daha düşük voltajlarda yeterli güç rezervlerinin oluşturulması mümkün olmaktadır. Modern BT X-ışını tüplerinin bir başka gerekliliği de yüksek g-force'lara maruz kalması nedeniyle, fokal spot pozisyonunun ve boyutunun elektronik olarak kontrol edilmesi gerekliliğidir. Fokal spotun x-y aksında hızlı dönüşleriyle yüksek örneklem oranı ve in-plan çözünürlüğü sağlanmaktadır.



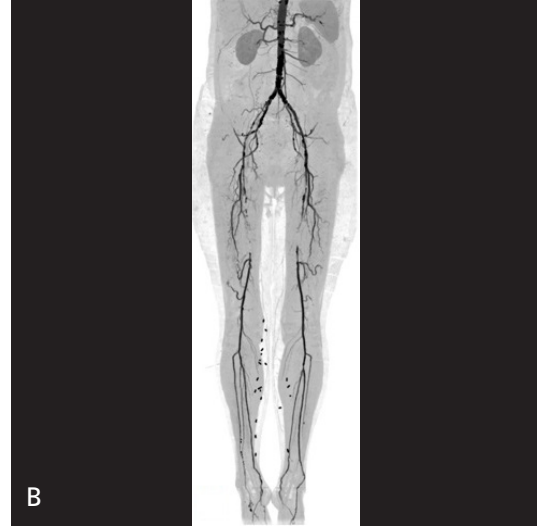
Resim 3. A-D. Her iki yüzeyel femoral arter düzeyinde bulunan stent lümenlerinin BTA ile değerlendirilmesi. (A) Koronal MIP, (B, C) curved MPR ve (D) aksiyel BTA görüntülerde, stent içi restenoz ve neo-intimal hiperplazi alanlarının net bir şekilde ortaya konulduğuna dikkat ediniz.

Benzer olarak, fokal spot'un z aksında çift alternatif eksende hızlı dönüşü de through-plane çözünürlüğü arttırmaktadır [19]. Bu iki farklı projeksiyon dataları her bir dedektör sırası tarafından ayrı ayrı oluşturulduğundan, alınan kesitlerin data kanallarının sayıları dedektör sıra sayılarının iki katı olabilmektedir.

Çift Kaynak Teknolojisi

BT üreticilerinden biri (Siemens) BT cihazlarına iki X-ışını tüpü ve iki dedektör düzeni konulmasını önerdi [20, 21]. Bu son teknoloji abidesi,

3. jenerasyon, yakın zamanda sunuldu [22]. Tek tüplü BT'ye göre en büyük avantajı temporal rezolüsyonun büyük ölçüde artırılmış olmasıdır. Çift kaynak BT teknolojisinin geometrisi pitchin iki kattan daha büyük olarak kullanılmasına izin vermektedir. Böylece daha hızlı çekim yapılabilmektedir. Ayrıca, çift kaynak teknolojisi farklı voltajlı çift X-ışını tüpünün kullanılmasıyla çift enerji çekimlerine de izin vermektedir. Yüksek enerjili çekimlerde spesifik bir filtre (kalay) ekleyerek düşük enerjili fotonların spektrumdan silinmesi sonucunda spektral ayırım mükemmel düzeyde yapılabilir (Resim 5).



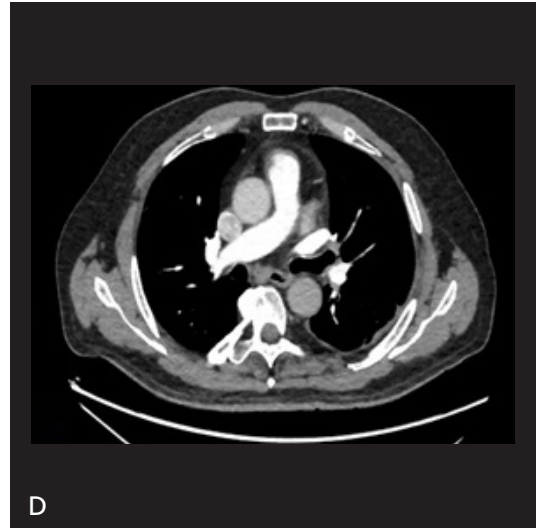
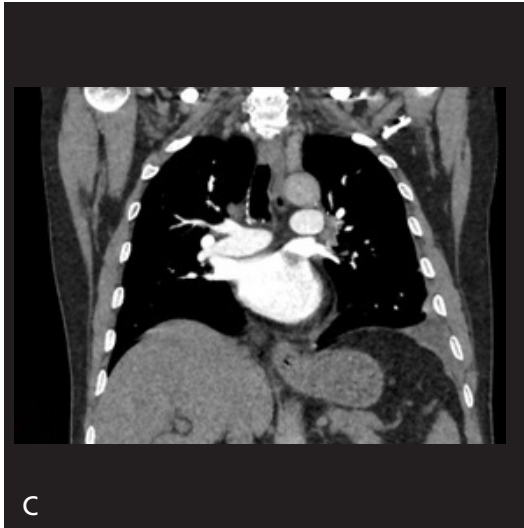
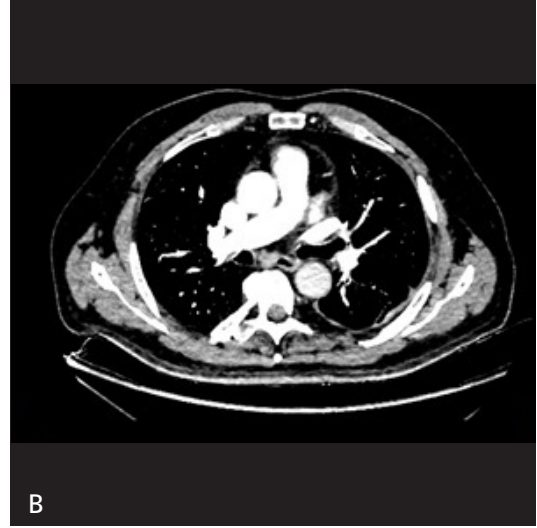
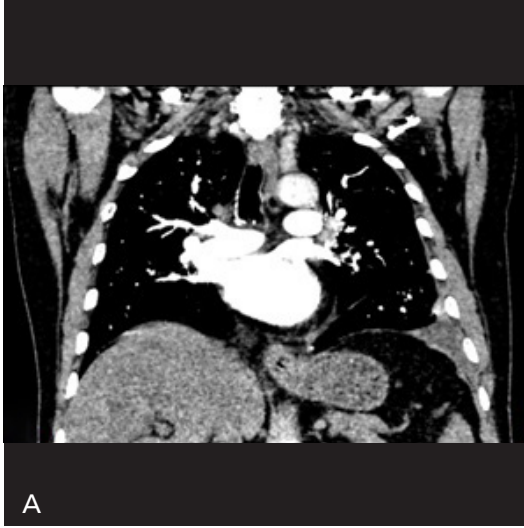
Resim 4. A-C. Her iki bacakta kladikasyo tarifleyen tip 2 diyabet öyküsü olan 70 yaşında bayan hastaya ait alt ekstremitte BTA incelemesi. (A) Koronal planda MIP, (B) inverted MIP ve (C) 3D VR BTA görüntülerinde her iki yüzeyel femoral arterde özellikle hunter kanalı düzeyinde total olan uzun segment stenoz ile uyumlu bulgular.

Dedektör Teknolojisi

Tüm modern BT tarayıcıları sofistike dedektör sistemleri barındırmaktadırlar. Yüksek duyarlılıklı dedektör materyalleri elektronik gürültüyü minimize etmek için minyatürize elektronik parçalarla kombine edilmiş, büyük dedektör sıralarında yanyana getirilmişlerdir. Dedektör elementlerin in-plane sayıları tipik olarak 700-900 arasındadır. Aralarında yaklaşık 1 mm mesafe vardır. Dedektör sıralarının sayıları ve z aksında uzunlukları cihaz modelinde ve üreticilerine göre farklılık gösterir [23].

BTA ÇEKİM HIZININ TEMPORAL ÇÖZÜNÜRLÜKLE KARŞILAŞTIRILMASI

Yeni nesil BT cihazlarında çekimin hızı, BTA tetkiki için genellikle ana bir sınırlayıcı özellik değildir. Çekim hızının yüksek olması, hareket artefaktlarını azaltır. Ayrıca bir dereceye kadar yüksek çekim hızının kontrast enjeksiyon süresini, dolayısıyla toplam kontrast miktarını azalttığı bilinmektedir. Fakat bu ilişki lineer bir ilişki değildir (örneğin, çekim hızının iki kat artması kontrast miktarını yarıya indirir demek değildir). BTA çekim protokolü oluştururken, çekim hızının hesaplanması gerekir. Çünkü bu



Resim 5. A-D. Çift enerji pulmoner BTA. (A) 40 keV koronal, (B) aksiyel ve (C) 70 keV koronal ve (D) aksiyel pulmoner BTA görüntülerinde düşük keV değerinde elde edilen görüntülerde yüksek keV'ya göre daha distal dallarda daha net kontrast devamlılıklarının seçildiği izlenmektedir.

maksimum arterial kontrastlanma zamanının saptanması için önem arz edecektir. Helikal BT'de çekim zamanı, kabaca çekim alanında gantri dönüş sayısının gantri dönüş süresine çarpımına eşittir. Gantri dönüş sayısı da tarama mesafesinin cihazın dedektör sırası total uzunluğu ile pitch'e bölümüdür [23]. Bir torakoabdominal BTA çekimi (700 mm uzunluk) 64x0,625 mm'lik dedektör konfigürasyonu (total dedektör uzunluğu 40 mm), 1.375 pitch ve 0,5 sn'lik gantri rotasyon süresi ile 6,35 sn'de yapılabilir. 700 mm'lik bir alanı taramak için 55 mm'den (40 mm x 1.375) gantrinin 12,7 tur dönmesi

gerekir. 0,5 sn'den 12,7 tur 6,35 sn almaktadır. Sonuç olarak 10 sn'lik bir çekim süresi belirlemek için gantri rotasyon süresi 0,8 sn'ye ayarlanmalıdır.

Dedektör sıra uzunluğundan daha küçük alanların step and shoot tekniği ile görüntülenmesinde, çekim süresi gantri rotasyon süresine eşittir. EKG eşlikli kardiyak çekimlerde çekim süresi yarım gantri rotasyon süresinden biraz fazladır. Step and shoot tekniği daha büyük alanlar için yapılacaksa, her şut için gereken zamana ayrıca repozisyonlama için gereken ara süreler de eklenerek total çekim süresine ulaşılır.

Temporal rezolüsyon ile çekim süresi arasındaki farkı anlamak önemlidir. Çekim süresi (yukarıda da belirtildiği gibi) tüm taranan anatomik volümden tüm projeksiyon datalarını elde etmek için gereken süredir. Temporal rezolüsyon ise bir BT görüntüsünü rekonstrükte etmek için kullanılacak projeksiyon datasının tüm data setten elde edilmesi için gereken zaman penceresidir. Bu zamansal pencere çekim süresinden daha da kısa olabilir. BT’de temporal çözünürlük yaklaşık olarak yarım gantri rotasyon süresine denk gelir. Fakat Çift kaynak BT sistemlerinde bu süre çeyrek gantri rotasyon süresine kadar inebilir.

BTA İÇİN DÜŞÜK TÜP POTANSİYELİ (KİLOVOLT [TEPE])

Modern CT cihazlarının güçlü röntgen tüpleri, geleneksel 120 kV (p)’den daha düşük pik tüp voltajlarının (kilovolt [tepe]) kullanımına izin verir. Daha düşük kilovoltta (tepe) iyonun X-ışını absorpsiyonu artar, bu da kontrast madde ile boyanmış damarların veya organların HU değerlerini artırır ve kardiyovasküler BT için belirgin fayda sağlar [24]. Daha düşük enerjili X-ışını fotonlarının daha büyük bir kısmı doku içinde emildiğinden, düşük kilovolt (tepe) tarama aynı görüntü gürültüsünü sağlamak için daha yüksek tüp akımları (miliamper) gerektirir.

Farklı kilovolt (tepe) ayarlarıyla iyot atenuasyonundaki değişimi bilmek, kilovolt (tepe) değiştiğinde ne olacağını tahmin etmek için yararlıdır. En yaygın senaryo, tüp voltajını 120 kV (p)’den 100 kV (p), 80 kV (p) veya 70 kV (p)’ye düşürmeye çalışmaktır, bu da iyot atenuasyonunu sırasıyla yaklaşık %25, %50 veya %75’ten fazla oranda artırır.

Bu ilişki protokolleri uyarlamak için de kullanılabilir: rutin bir 120 kV (p) BTA protokolü yeterli kontrast madde boyanması sonuçlanırsa, tarama 80 kV (p) ile elde edildiğinde yaklaşık %40 oranında daha az kontrast madde hacmi ile benzer kontrast boyanması beklenebilir. Enjeksiyon süresi, tarama süresi ve tarama gecikmesi aynı kalmalı ve enjeksiyon akış hızı

da %40 azaltılmalıdır (örn, 5,0 mL/s yerine 3 mL/s).

Ayrıca, genel görüntü kalitesini korumak için, X-ışını tüpü yaklaşık dört kat daha yüksek tüp akımı (miliamper) üretecek kadar (vücut büyüklüğüne bağlı olarak), ve her kilovolt (tepe) adım için yaklaşık iki katı kadar güçlü olmalıdır. Bununla birlikte, kontrast hacmi %40 oranında azalırken, tüp akımı sınırlamaları kilovoltun (tepe noktasının) 100 kV (p)’ye kadar düşürülmesine izin verir. Çünkü vasküler boyanma rutin 120 kV (p) kadar güçlü değildir. Bu durumda, orijinal artışın yaklaşık %63’ü beklenebilir (kontrast hacmi/akış hızının yarısı nedeniyle %50, ancak kilovoltun [tepe] 120’den 100’e düşürülmesi nedeniyle azaltılmış sinyalin %25’i eklenir).

KARDİYOVASKÜLER BTA İÇİN OTOMATİK KİLOVOLT (TEPE) SEÇİMİ

Daha önce tartışılan kılavuzlar yararlı olmasına rağmen, esasen hasta boyutunun X-ışını emilimi üzerindeki lineer olmayan etkisi nedeniyle, belirli bir hasta ve aplikasyon için en iyi kilovolt (tepe noktası) değeri, sabit bir değer değildir. Modern BT cihazlarına kurulan otomatik kilovolt (tepe) seçim yazılımları bu görevi yerine getirebilir [25]. Belirli bir görüntüleme için uygun kilovolt (tepe noktası) hesaplanması için gereken hasta boyutu bilgileri dijital radyografiden yani topogramdan elde edilir. BTA’nın optimizasyonu için algoritma vasküler yapıların iyi kontrast dolumu gösterdiğini kabul eder [25]. Daha düşük kilovolt (tepe) ile iyot atenuasyonu güçlü bir şekilde arttığından, görüntü gürültüsü artmasına rağmen uygun bir sinyal-gürültü oranı elde edilir. Yeterli vasküler dolum sağlandığını varsayarak, algoritma daha gürültülü görüntülerin oluşturulmasına izin verir. Kontrast madde kaynaklı nefrotoksisite riskini azaltmak için çok düşük hacim ve akış hızlarında kontrast madde kullanıldığında bu koşullar geçerli değildir. Damar içi iyot konsantrasyonu tipik bir BTA görüntüsü kadar yüksek değilse, görüntüdeki gürültü artışı damar içi kontrast sinyalini aşarak yetersiz görüntü kalitesi oluşmasına yol açar.

DÜŞÜK KİLOVOLTLU (TEPE) BTA'NIN DEZAVANTAJLARI VE SINIRLAMALARI

Düşük doz kardiyovasküler BT kullanımının çeşitli sınırlamaları mevcuttur. Bunlar arasında en problemli olanı kronik böbrek yetmezliği bulunan hastalarda kontrast madde volümünü azaltmaya çalışmaktır. Düşük kilovolttan elde edilen sinyal kazancı ile intravasküler düşük iyot konsantrasyonu kompanse edilir, bu sırada gelişen görüntü gürültüsündeki artış kabul edilebilir. Tekrarlayan rekonstrüksiyonlar görüntü gürültüsünü azaltır ancak diğer yandan uzaysal çözünürlük ve artefaktların oluşmasına neden olur.

Düşük kilovolt çekimlerde miliamper değerlerinin yükseltilmesi gerekir ki bu durum odak boylarında artışa ve dolayısıyla uzaysal rezolüsyonda azalmaya neden olur. Ayrıca düşük kilovolt değerleri, vasküler kalsifikasyonların yarattığı artefaktlarda belirgin kötüleşmeye buna bağlı hareket artefaktında daha da belirginleşmeye neden olur. Bu durum TAVI tedavi planlaması gibi net ölçümler gerektiren durumlarda problem yaratabilir.

Yaygın olarak göz ardı edilen bir başka sınırlama düşük kilovolt (pik) kardiyovasküler BTA çalışmalarında aksiyel görüntülemenin yanında 2D, 3D ve 4D görüntülerin kullanılmasıdır [26]. Birçok görüntü işleme algoritması, örneğin MIP görüntüler gibi, görüntü gürültüsünü artırır. Bu özellikle yeterince kontrast dolumu sağlanamayan küçük damarlar için sorun teşkil eder ve bu damarlardaki olası patolojiler gürültü içinde gizlenebilirler.

BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ ANJİYOĞRAFİ İÇİN TEKRARLAYAN GÖRÜNTÜ REKONSTRÜKSİYONU

BT görüntü rekonstrüksiyonu, bilinmeyen bir kesit görüntüsünün ölçülen projeksiyonlarından yeniden yapılandırılmasıyla ilgili temel sorunun çözülmesini ifade eder. Görüntü rekonstrüksiyon algoritmalarının iki ana sınıfı vardır; cebirsel (tekrarlayan) ve analitik algoritmalar [27].

Cebirsel rekonstrüksiyonlarda, en basit haliyle, matematiksel tekrarlayan deneme ve

yanılma prosedürleri üzerinden doğru cevaba (görüntü) ulaşılır. İlk BT görüntüleri böyle bir cebirsel yeniden yapılandırma tekniği kullanılarak oluşturuldu [28, 29]. Bu algoritma sınıfının en büyük dezavantajı hesaplama gerektiriyor olmaları ve dolayısıyla analitik çözümlerden çok daha yavaş olmalarıdır. Düşük foton sayımlarında bu büyük bir avantajdır, çünkü tekrarlayan rekonstrüksiyonlar tipik olarak emisyon tomografi rekonstrüksiyonlarında kullanılır [30].

Analitik görüntü rekonstrüksiyonları temel olarak farklıdır. Projeksiyon verileri ve karşılık gelen görüntü arasındaki ilişki analitik olarak tanımlanabilirse, belirli bir projeksiyon seti için kesin bir çözüm (görüntü) oluşur [31, 32]. Filtered back projection (FBP) gibi analitik yöntemler bu nedenle daha hızlıdır ve BT görüntülerin gerçek zamanlıya yakın yeniden oluşturulmasına izin verir [33].

Tekrarlayan görüntü rekonstrüksiyonları (Iterative Rekonstrüksiyon, IR) son zamanlarda popüleritesini yeniden kazanmıştır ve tüm büyük satıcılar ticari BT sistemlerine bu algoritmaları uygulamaktadır [34-38]. Hesaplama gücü ile artık sınırlamalar aşılmış ve tekrarlayan rekonstrüksiyonlar analitiklere göre avantajlı hale gelmiştir. Projeksiyon verilerinin değişken doğası ile düşük dozda rekonstrüksiyon süresince görüntü gürültüsü azalır. Tüm modern tekrarlayan görüntü rekonstrüksiyonları istatistiksel bir gürültü modeli içerir. Tarayıcı geometrisinin daha fazla detayı (odak noktası boyutu ve şekli, dedektör elemanı boyutu) tanımlıysa görüntü rekonstrüksiyonu daha doğru olur, bu da uzaysal çözünürlüğü artırır [39].

AVANTAJLAR, SINIRLAMALAR VE YANLIŞ BİLİNENLER

Tekrarlayıcı rekonstrüksiyonun en önemli avantajı, görüntü gürültüsünü azaltma yeteneğidir. Gelişmiş model tabanlı tekrarlayıcı rekonstrüksiyonlar çözünürlüğü de iyileştirebilir [39]. Bu avantajların her ikisi de yüksek çözünürlüğe dayanan ve görüntü gürültüsüne hassas olan BTA'ya sinerjik olarak fayda sağlayabilir. Tekrarlayıcı rekonstrüksiyonların da sınırlamaları

vardır ve bunları anlamak temelde önemlidir. Çünkü bu tekniklerin deneyimsiz kullanımı görüntü kalitesini tehlikeye atabilir. Analitik (FBP) ve tekrarlayıcı (IR) görüntü rekonstrüksiyonu arasındaki en önemli fark görüntü gürültüsü ile ilişkilidir. FBP’de görüntü gürültüsü doza bağlıdır ve önemli bir görüntü kalitesi parametresidir. Radyasyon dozunun düşürülmesi daha yüksek görüntü gürültüsü oluşturur. FBP’de mekansal çözünürlük düşük dozdan etkilenmez. Tekrarlayıcı rekonstrüksiyonlarda görüntü gürültüsü önceden belirlenir, bu nedenle görüntü kalitesinin bir ölçüsü olamaz. Radyasyon dozunun düşürülmesi görüntü gürültüsünü artırmasa da, çözünürlük ve görüntü kalitesinde bir azalmaya yol açar. Tekrarlayıcı rekonstrüksiyonların doz azaltma potansiyeli, literatürde ve pazarlama materyallerinde oldukça abartılmıştır ancak bu rekonstrüksiyondaki düşük görüntü gürültüsünün iyi görüntü kalitesi demek olmadığını bilmek gerekir. Bununla birlikte, ileri tekrarlayıcı görüntü rekonstrüksiyonlarının, FBP ile karşılaştırıldığında dozun %40 ile %60’ında benzer görüntü kalitesiyle sonuçlandığını söyleyebiliriz [40]. Gelişmiş tekrarlayıcı rekonstrüksiyonlar filtrelenmiş geri projeksiyon ile aynı dozlarda kullanıldığında, görüntü gürültüsü azalır aynı zamanda çözünürlük ve sonuçta görüntü kalitesi de artar. Bu avantaj, optimum kontrast madde boyanması ve düşük kilovolt (pik) görüntüleme ile sinerjik olarak çalışır, çünkü tekrarlayıcı rekonstrüksiyonlarda çözünürlüğü geliştirme potansiyeli ham verilerin sinyal kalitesine bağlıdır. Küçük damarların kontrast madde boyanması kilovolt (tepe noktası) düşürülerek ne kadar yoğunlaştırılırsa rekonstrüksiyonunda çözünürlüğü o kadar iyi olur. Bununla birlikte, bu ilişkinin ters tarafı, radyasyon dozu yaklaşık %50’den fazla azaltıldığında eşit görüntü kalitesi beklenebilir. Düşük görüntü gürültüsüne rağmen görüntü kalitesi düşük olur. Ayrıca, arterial kontrastlanma düşükse, tekrarlayan rekonstrüksiyonlar ile çözünürlük artırılmayabilir.

SONUÇ

BTA, 1990’lardaki erken gelişmelerden, 2000’li yılların başlarında yaygın olarak bu-

lunabilen noninvaziv kardiyak ve vasküler görüntüleme aracı olarak kullanılmaya başlandı. BT teknolojisinde devam eden teknik gelişmeler ile kardiyovasküler BTA’dan edinilen bilgi zenginliğini artırmaya devam ediyor. Temel prensiplerin ve teknik gelişmelerin sağlam anlaşılması ile bu teknoloji kardiyovasküler hastalığı olan birçok hastanın yararına kullanılacaktır.

Kaynaklar

- [1]. Rubin GD, Leipsic J, Joseph Schoepf U, Fleischmann D, Napel S. CT angiography after 20 years: A transformation in cardiovascular disease characterization continues to advance. *Radiology* 2014; 271: 633-52. [\[Crossref\]](#)
- [2]. Crawford CR, King KF. Computed tomography scanning with simultaneous patient translation. *Med Phys* 1990; 17: 967-82. [\[Crossref\]](#)
- [3]. Kalender WA, Seissler W, Klotz E, Vock P. Spiral volumetric CT with single-breath-hold technique, continuous transport, and continuous scanner rotation. *Radiology* 1990; 176: 181-3. [\[Crossref\]](#)
- [4]. Kumamaru KK, Hoppel BE, Mather RT, Rybicki FJ. CT angiography: Current technology and clinical use. *Radiol Clin North Am* 2010; 48: 213-35. [\[Crossref\]](#)
- [5]. Xu L, Yang L, Zhang Z, Li Y, Fan Z, Ma X, et al. Low-dose adaptive sequential scan for dual-source CT coronary angiography in patients with high heart rate: Comparison with retrospective ECG gating. *Eur J Radiol* 2010; 76: 183-7. [\[Crossref\]](#)
- [6]. Shuman WP, Branch KR, May JM, Mitsumori LM, Lockhart DW, Dubinsky TJ, et al. Prospective versus retrospective ECG gating for 64-detector CT of the coronary arteries: Comparison of image quality and patient radiation dose. *Radiology* 2008; 248: 431-7. [\[Crossref\]](#)
- [7]. Hellinger JC, Pena A, Poon M, Chan FP, Epelman M. Pediatric computed tomographic angiography: Imaging the cardiovascular system gently. *Radiol Clin North Am* 2010; 48: 439-67. [\[Crossref\]](#)
- [8]. Chow LC, Rubin GD. CT angiography of the arterial system. *Radiol Clin North Am* 2002; 40: 729-49. [\[Crossref\]](#)
- [9]. Fleischmann D, Rubin GD. Quantification of intravenously administered contrast medium transit through the peripheral arteries: Implications for CT angiography. *Radiology* 2005; 236: 1076-82. [\[Crossref\]](#)
- [10]. Fleischmann D. CT Angiography: Injection and acquisition technique. *Radiol Clin North Am* 2010; 48: 237-47. [\[Crossref\]](#)
- [11]. Ergün E, Yiğit H. BT anjiyografi tekniği. *Türkiye Klinikleri J Radiol-Special Topics* 2012; 5: 10-7.

- [12]. Silverman PM, Roberts S, Tefft MC, Brown B, Fox SH, Cooper C, et al. Helical CT of the liver: Clinical application of an automated computer technique, Smart Prep, for obtaining images with optimal contrast enhancement. *AJR Am J Roentgenol* 1995; 165: 73-8. [\[Crossref\]](#)
- [13]. Bae KT, Heiken JP, Brink JA. Aortic and hepatic peak enhancement at CT: Effect of contrast medium injection rate-pharmacokinetic analysis and experimental porcine model. *Radiology* 1998; 206: 455-64. [\[Crossref\]](#)
- [14]. Bae KT, Heiken JP, Brink JA. Aortic and hepatic contrast medium enhancement at CT. Part II. Effect of reduced cardiac output in a porcine model. *Radiology* 1998; 207: 657-62. [\[Crossref\]](#)
- [15]. Fleischmann D. Use of high-concentration contrast media in multiple-detector-row CT: Principles and rationale. *Eur Radiol* 2003; 13 Suppl 5: M14-20. [\[Crossref\]](#)
- [16]. Heiken P. Scan and contrast administration principles of MDCT. *Eur Radiol* 2005; 15 Suppl5: E46-59. [\[Crossref\]](#)
- [17]. Roos JE, Fleischmann D, Koechl A, Rakshe T, Straka M, Napoli A, et al. Multipath curved planar reformation of the peripheral arterial tree in CT angiography. *Radiology* 2007; 244: 281-90. [\[Crossref\]](#)
- [18]. Radhika BD, Fleischmann D. Computed tomography angiography of the upper extremities. *Radiol Clin N Am* 2016; 54: 101-14. [\[Crossref\]](#)
- [19]. Kyriakou Y, Kachelriess M, Knaup M, Krause JU, Kalender WA. Impact of the z-flying focal spot on resolution and artifact behavior for a 64-slice spiral CT scanner. *Eur Radiol* 2006; 16: 1206-15. [\[Crossref\]](#)
- [20]. Flohr TG, McCollough CH, Bruder H, Petersilka M, Gruber K, Süß C, et al. First performance evaluation of a dual-source CT (DSCT) system. *Eur Radiol* 2006; 16: 256-68. [\[Crossref\]](#)
- [21]. Petersilka M, Bruder H, Krauss B, Stierstorfer K, Flohr TG. Technical principles of dual source CT. *Eur J Radiol* 2008; 68: 362-8. [\[Crossref\]](#)
- [22]. Meyer M, Haubenreisser H, Raupach R, Schmidt B, Lietzmann F, Leidecker C, et al. Initial results of a new generation dual source CT system using only an in-plane comb filter for ultra-highresolution temporal bone imaging. *Eur Radiol* 2015; 25: 178-85. [\[Crossref\]](#)
- [23]. Fleischmann D, Chin AS, Molvin L, Wang J, Hallett R. Computed tomography angiography: A review and technical update. *Radiol Clin N Am* 2016; 54: 1-12. [\[Crossref\]](#)
- [24]. Newton TH, Potts DG. One of the titles. In: Newton TH, Potts DG, editors. *Radiology of the Skull and Brain: Technical Aspects of Computed Tomography*. St Louis (MO): Mosby; 1981.
- [25]. Yu L, Fletcher JG, Grant KL, Carter RE, Hough DM, Barlow JM, et al. Automatic selection of tube potential for radiation dose reduction in vascular and contrast-enhanced abdominopelvic ct. *AJR Am J Roentgenol* 2013; 201: W297-306. [\[Crossref\]](#)
- [26]. Oh LC, Lau KK, Devapalasundaram A, Buchan K, Kuganesan A, Huynh M. Efficacy of 'fine' focal spot imaging in CT abdominal angiography. *Eur Radiol* 2014; 24: 3010-6. [\[Crossref\]](#)
- [27]. Macovski A, Herman GT. Principles of reconstruction algorithms. St Louis (MO): Mosby; 1981.
- [28]. Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography). Part 1. Description of system. *Br J Radiol* 1973; 46: 1016-22. [\[Crossref\]](#)
- [29]. Ambrose J, Hounsfield G. Computerized transverse axial tomography. *Br J Radiol* 1973; 46: 148-9. [\[Crossref\]](#)
- [30]. Rockmore AJ, Macovski A. A maximum likelihood approach to emission image reconstruction from projections. *IEEE Trans Nucl Sci* 1976; 23: 1428-32. [\[Crossref\]](#)
- [31]. Cormack AM. Reconstruction of densities from their projections, with applications in radiological physics. *Phys Med Biol* 1973; 18: 195-207. [\[Crossref\]](#)
- [32]. Radon J. Über die Bestimmung von Funktionen durch ihre Integralwerte längs gewisser Mannigfaltigkeiten. *Berichte über die Verhandlungen der Sächsischen Akademie der Wissenschaften zu Leipzig, Mathematisch-Naturwissenschaftliche Klasse*. 1917; 69: 262-77.
- [33]. Shepp LA, Logan BF. The Fourier reconstruction of a head section. *IEEE Trans Nucl Sci* 1974; NS21: 21-34. [\[Crossref\]](#)
- [34]. Fleischmann D, Boas FE. Computed tomography: Old ideas and new technology. *Eur Radiol* 2011; 21: 510-7. [\[Crossref\]](#)
- [35]. Marin D, Nelson RC, Samei E, Paulson EK, Ho LM, Boll DT, et al. Hypervascular live tumors: Low tube voltage, high tube current multidetector CT during late hepatic arterial phase for detection. Initial clinical experience. *Radiology* 2009; 251: 771-9. [\[Crossref\]](#)
- [36]. Pontana F, Duhamel A, Pagniez J, Flohr T, Faivre JB, Hachulla AL, et al. Chest computed tomography using iterative reconstruction vs filtered back projection (part 2): Imagequality of low-dose CT examinations in 80 patients. *Eur Radiol* 2011; 21: 636-43. [\[Crossref\]](#)
- [37]. Yadava G, Kulkarni S, Rodriguez Colon Z, Thibault J, Hsieh J. TUA-201B-03: Dose reduction and image quality benefits using model based iterative reconstruction (MBIR) technique for computed tomography. *Med Phys* 2010; 37: 3372. [\[Crossref\]](#)
- [38]. Beister M, Kolditz D, Kalender WA. Iterative reconstruction methods in x-ray ct. *Phys Med* 2012; 28: 94-108. [\[Crossref\]](#)
- [39]. Thibault JB, Sauer KD, Bouman CA, Hsieh J. A three dimensional statistical approach to improved image quality for multislice helical ct. *Med Phys* 2007; 34: 4526-44. [\[Crossref\]](#)
- [40]. Olcott EW, Shin LK, Sommer G, Chan I, Rosenberg J, Molvin FL, et al. Model based iterative reconstruction compared to adaptive statistical iterative reconstruction and filtered back-projection in CT of the kidneys and the adjacent retroperitoneum. *Acad Radiol* 2014; 21: 774-84. [\[Crossref\]](#)

BT Anjiyografi Teknikleri ve Protokolleri

Serkan Arıbal, Hakan Önder

Sayfa 80

Her ne kadar zaman içerisinde gelişen görüntü işleme teknikleri ile tanısai ve görsel kalitesi yüksek görüntüler elde edilse de modern BTA'nın tekniği şu 3 temel prensibe dayanır: (1) Uzaysal çözünürlük (Hızlı yüksek çözünürlüklü hacimsel data alımı) (2) Tarama hızı (2D, 3D ve 4D imaj işlenmesi) (3) Güçlü kontrast madde parlaklaşma düzeyi

Sayfa 81

Voltaj düşünce iyodun atenuasyonu artar. Verilen örnekler içerisinde 80 kVp bu etkinin maksimum olduğu değerdir. Voltaj düşünce gürültü de artar. Gürültüyü azaltmak için ekspozur süresi (sn) ve tüp akımı (mA) değiştirilebilir. mAs (tüp akımı x ekspozur süresi) artınca gürültü azalmaktadır.

Sayfa 82

Kan akım yönünde tarama yapılması anjiyografide temel prensiptir. Eğer kan akım yönüne ters yönde tarama yapılırsa damarın farklı segmentlerinde lüminai parlaklaşma düzeyinde değişkenliğe yol açabilir.

Sayfa 82

Kontrastsız yapılan inceleme gerek mural gerekse çevre dokulardaki hematomun tespitinde ve kalsifikasyonların haritalanmasında da faydalıdır. Ancak alınan radyasyon dozunu artırdığı için tüm hastalarda rutin olarak alınmamalı sadece gerekli durumlarda alınmalıdır.

Sayfa 84

Tek bir doğru protokol yoktur. Her merkez; arter kontrastlanma fizyolojisi, makina kapasitesini ve beklediği patolojileri entegre ederek kolay ve pratik bir protokol oluşturabilir. Çekim süresi: 10 sn; enjeksiyon süresi: 18 sn; enjeksiyon oranı: kilo hesabıyla (5 mL/sn, ortalama 75 kg hasta için: 90 mL); çekim zamanlaması: Otomatik bolus tetikleyicisi kontrastın ulaştığını gördükten 8 sn sonra.

Sayfa 90

Temporal rezolüsyon ile çekim süresi arasındaki farkı anlamak önemlidir. Çekim süresi (yukarıda da belirtildiği gibi) tüm taranan anatomik volümden tüm projeksiyon datalarını elde etmek için gereken süredir. Temporal rezolüsyon ise bir BT görüntüsünü rekonstrükte etmek için kullanılacak projeksiyon datasının tüm data setten elde edilmesi için gereken zaman penceresidir.

BT Anjiyografi Teknikleri ve Protokolleri

Serkan Arıbal, Hakan Önder

1. Modern BT anjiyografinin dayandığı prensip hangi şıkta doğru verilmiştir?
 - a. Uzaysal çözünürlük
 - b. Tarama hızı
 - c. Kontrast madde parlaklaşması
 - d. Hepsi
2. Çok kesitli BT cihazlarında hangi voltaj opsiyonu yoktur?
 - a. 30 kVp
 - b. 80 kVp
 - c. 100 kVp
 - d. 120 kVp
3. Tek kesitli sistemlerde maksimum pitch değeri kaçtır?
 - a. 2
 - b. 3
 - c. 3,5
 - d. 4
4. Çift tüp BT’de zamansal çözünürlük gantri rotasyon zamanının ne kadarına eşittir?
 - a. 2 katına
 - b. 1,5 katına
 - c. Dörtte birine
 - d. Beşte birine
5. Güncel modern BT X-ışın tüplerinin gücü hangi şıkta en doğru olarak verilmiştir?
 - a. 60 kW ve 800 mA gücünde
 - b. 80 kW ve 900 mA gücünde
 - c. 120 kW ve 1300 mA gücünde
 - d. 80 kW ve 1000 mA gücünde