

T.C.
SÜLEYMAN DEMİREL ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ

**128 KESİT ÇOK KESİTLİ BT ANJİYOĞRAFI İLE ALT EKSTREMİTE
PERİFERİK ARTER HASTALIĞININ DEĞERLENDİRİLMESİ VE
TEKNİK OPTİMİZASYONU**

Dr. Mehmet GÜNDÜZ

**UZMANLIK TEZİ
RADYODİAGNOSTİK ANABİLİM DALI**

**Tez Danışmanı
Doç. Dr. Ahmet YEŞİLDAĞ**

ISPARTA - 2010

ÖNSÖZ

Süleyman Demirel Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Ana Bilim Dalında asistanlık eğitimim süresince değerli bilgi ve deneyimlerinden yararlandığım, ihtiyaç duyduğum her an bilimsel ve manevi desteğini gördüğüm, bu tez çalışmasının oluşturulmasında büyük katkıları bulunan değerli hocam Doç. Dr. Ahmet Yeşildağ'a saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

Ayrıca eğitimimiz süresince bize yol gösteren, gelecekteki mesleki hayatımızda bize yardımcı olacak deneyimleri kazanmamızda emeği bulunan değerli hocalarımız Doç. Dr. Meltem Çetin'e, Doç. Dr. Mert Köroğlu'na, Yrd. Doç. Dr. Mustafa Kayan'a, teşekkürlerimi borç bilirim.

Tez çalışmamdaki hastaların çekimlerinde özveri ile çalışan radyoloji teknisyenlerine, yardımlarını aldığım sekreterimiz Kamuran Kemer'e, tüm hemşire ve sağlık personeline yardımlarından dolayı ayrıca teşekkür ederim.

Ayrıca bu günlere gelmemde en büyük paya sahip olan aileme en içten duygularıyla teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ	i
İÇİNDEKİLER	ii
ŞEKİLLER DİZİNİ	iii
TABLolar DİZİNİ	iv
KISALTMALAR	vi
1. GİRİŞ ve AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	2
2.1. Embriyoloji	2
2.2. Fizyoloji	2
2.3. Anatomi	3
2.4. Periferik Arter Hastalığı.....	4
2.4.1. Patofizyoloji.....	4
2.4.2. Klinik	4
2.5. Bilgisayarlı Tomografi.....	6
2.5.1. Çok Kesit BT Cihazlarının Fiziki Özellikleri	8
2.5.2. BT Anjiyografi.....	10
2.5.3. Alt Ekstremitte BT Anjiyografi Çekim ve 3B Görüntüleme Teknikleri	13
3. MATERYAL ve METOD	16
4. BULGULAR ve İSTATİSTİK	22
5. TARTIŞMA ve SONUÇ	31
ÖZET	40
KAYNAKLAR	42

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. Alt ekstremitte arteriyel sisteminin segmental sematik gösterimi	21
--	----

TABLolar DİZİNİ

Tablo 1. Fontaine Sınıflaması	6
Tablo 2. Hastaların yaşlarına göre dağılımı	16
Tablo 3. Aterosklerotik hastalığın derecelendirilmesi	21
Tablo 4. Vasküler bölümler ve içerdikleri segmentler	22
Tablo 5. Lezyonların derecelendirilmesi amacıyla tanısal kalite yüzdesi	23
Tablo 6. Lümen içi ölçümlerin yapılabilmesi için tanısal kalite yüzdesi	23
Tablo 7. Aterosklerotik lezyonların bölümlere göre dağılımı	24
Tablo 8. Aİ bölümüne ait segmentlerin ortalama atenüasyon değerleri	25
Tablo 9. SUPRAPOP-POP bölümüne ait segmentlerin ortalama atenüasyon değerleri	26
Tablo 10. İNFRAPOP bölümüne ait segmentlerin ortalama atenüasyon değerleri	27
Tablo 11. Aİ bölümü için One-Sample T-test 30	28
Tablo 12. SUPRAPOP-POP bölümü için One-Sample T-test	29
Tablo 13. İNFRAPOP bölümü için One-Sample T-test	30
Tablo 14. Portugaller ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada düzeylere göre buldukları darlıkların dereceleri	34
Tablo 15. Çeşitli çalışmalarda alt ekstremitte BTA için kullanılan kontrast madde miktarları ve tetkike başlama yöntemleri.....	38

RESİMLER DİZİNİ

Resim 1. PAH tanısı ile başvuran 58 yaşında kadın olguda sağ popliteal arter orta kesimde %70 darlık (derece II) saptanmıştır 18

Resim 2. PAH tanısı ile başvuran 31 yaşında erkek olguda sol popliteal arterde tıkanıklık (derece III) ve gelişen kollateral vasküler yapılar dikkati çekmektedir 19

KISALTMALAR

PAH	: Periferel Arteriyel Hastalık
ABİ	: Ankle-Brakiyal İndeks
BTA	: Bilgisayarlı Tomografi Anjiyografi
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
ÇKBT	: Çok Kesitli Bilgisayarlı Tomografi
AA	: Abdominal Aorta
AİA	: Ana İlyak Arter
İİA	: İnternal İlyak Arter
EİA	: Eksternal İlyak Arter
FA	: Femoral Arter
PA	: Popliteal Arter
ATA	: Anteriyor Tibial Arter
PTA	: Posteriyor Tibial Arter
PER	: Peroneal Arter
3B	: Üç Boyutlu
MPR	: Multi Planar Rekonstrüksiyon
VEED	: Veri Elde Etme Düzeni
HU	: Hounsfield Unit
MIP	: Maksimum İntensite Projeksiyon
SSD	: Surface Shaded Display
VR	: Volüm Rendering
İV	: İntrevenöz
CPR	: Curved Planar Rekonstrüksiyon
Aİ	: Aorta-İlyak bölüm

SUPRAPOP-POP : Alt ekstremite suprapopliteal-popliteal bölüm

İNFRAPOP : Alt ekstremite infrapopliteal bölüm

DSA : Dijital Subtraksiyon Anjiyografi

AV : Arteriyovenöz

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Periferik arter hastalığı (PAH), kronik ve ilerleyici karaktere sahip olması ve gelişmiş ülkelerdeki artan yaşlı nüfusun etkisi ile birlikte gittikçe büyüyen bir problemdir (1). PAH tanısı genellikle tıbbi hikayeye ve ankle-brakiyal indekse (ABİ) dayanan klinik değerlendirme ile konur. Tedavi kararının ve planlamasının doğru bir şekilde yapılabilmesi için sadece klinik değerlendirme ya da ABİ yetersizdir (2). Transatlantic Inter-Society Consensus'un önerilerine göre ister cerrahi olsun isterse endovasküler olsun tedavinin merkezinde lezyonun yerleşimi ve uzanımı vardır (3).

Bilgisayarlı tomografi anjiyografi (BTA) vasküler sistemin görüntülenmesinde son on beş yıl içinde ortaya çıkan, invaziv özellik taşımayan yeni bir radyolojik tetkiktir. Alt ekstremitenin arteriyel hastalığının sıklıkla çok odaklı olması, lezyon proksimalinde ya da distalinde kalan herhangi başka bir lezyon varlığının tedaviyi etkilemesi gibi nedenler yüzünden alt ekstremitte vasküler yapılarının bir bütün olarak değerlendirilmesi ve bu değerlendirmenin iyi bir uzaysal çözünürlüğe sahip BTA tetkiki ile sağlanması zorunlu hale gelmiştir (4). Bu durum çok kesitli BT (ÇKBT) cihazlarının radyoloji klinik pratiğine 1998'de girmesi ile büyük bir değişime uğramış ve ilerleme sağlanmıştır (5). Gelişen teknoloji ile her geçen gün daha gelişmiş özelliklere sahip ÇKBT cihazları üretilmekte ve her üretilen cihaz ile birlikte olgu için daha optimum parametrelere sahip tetkikler için protokoller ortaya konmaktadır.

Çalışmamızda tanısal kaliteden ödün vermeksizin BT ünitemizdeki 128 kesit ÇKBT cihazının sahip olduğu hız faktörünün bize sağlayacağı avantajı kullanmak istedik. Bu amaçla alt ekstremitte BTA tetkik protokollerinin önemli bir bileşeni olan tetkike başlama kararının verilmesinde günümüz literatüründe hiç değinilmemiş olan popliteal fossa düzeyinin görsel bolus takibi ile kullanılmasının bize sağladığı artıları araştırdık.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Embriyoloji

Kardiyovasküler sistem, embriyoda fonksiyon gösteren ilk sistemdir. Anjiyogenez ya da kan damarlarının yapımı embriyolojik dönemin 3. haftası başında vitellus kesesinin ekstraembriyonik mezoderminde, bağlantı sapında ve koryonda başlar. Embriyonik kan damarları ise yaklaşık iki gün sonra gelişmeye başlar. Ovum ve vitellus kesesinde yeterli miktarda besinin bulunmaması, anneden embriyonun gereksinimi olan besin maddelerinin ve oksijenin plasenta aracılığı ile taşınması için kardiyovasküler sistemin oluşumu acil nitelikte bir durumdur.

Üçüncü haftada embriyodaki anjiyogenezin gelişimi şu şekilde özetlenebilir: Mezenşimal hücreler, anjiyoblastlar izole anjiyojenik hücre kümeleri (kan adaları) oluşturmak üzere toplanırlar; kan adaları içinde küçük boşluklar belirir. Anjiyoblastlar yassılaşıp endotelial hücreleri oluştururlar. Böylece kan adaları içindeki boşlukların etrafında endoteli oluştururlar. Endotel ile döşeli bu boşluklar endotelial kanal ağını oluşturmak üzere kısa sürede birleşirler. Sonuç olarak endotelial tomurcuklanma ve diğer damarlarla kaynaşma yolu ile damarla komşu alanlara dağılırlar. Primordiyal kan damarları arterler (atardamarlar) veya venler (toplardamarlar) şeklinde yapısal olarak ayırt edilemezler; fakat ilerideki durumlarına ya da kalple olan ilişkilerine göre isimlendirilirler (6).

2.2. Fizyoloji

Dolaşımın temel işlevi, dokuların gereksindiği besinleri taşımak, oluşan artık ürünleri uzaklaştırmak, hormonları beden bir bölümünden diğerine taşımak ve genel olarak doku sıvısı bileşimini hücrelerin yaşaması ve en verimli biçimde işlev yapabilmesi için homeostatik koşullarda tutmaktır.

Arterler kanı dokulara yüksek basınçla taşıyan kalın çeperli ve kan akımının hızlı olduğu damarlardır. Arteriyoller (küçük atardamarlar) atardamar sisteminin son ucudur ve kılcıl damarlara ulaşan kan miktarının denetlendiği son bölgedir. Bu damarların daralıp gevşeyebilen güçlü kas duvarları vardır; bu sayede dokunun gereksinimine göre kılcıl damarlara geçen kan miktarını artırıp azaltabilirler (7).

2.3. Anatomi

Ana İlyak Arter (AİA): Abdominal aorta (AA) 4. lumbal vertebra gövdesinin sol yanında sağ ve sol AİA dallarına ayrılır. AİA'ler de internal ve eksternal olmak üzere sakroilyak eklem önünde iki dala ayrılır.

İnternal İlyak Arter (İİA): Küçük pelviste aşağı, arkaya uzanarak majör iskiadikum foramen üst kenarı düzeyinde ön ve arka köklerine ayrılır. Pelvis duvarını, pelvis organlarını, gluteal bölge kaslarını, genital organları ve uyluğun mediyalinin bir kısmını besler.

Eksternal İlyak Arter (EİA): Alt ekstremitenin ana arteri olan EİA major psoas kası iç kenarı boyunca uzanır. İnguinal ligamentin altından geçerek uyluk bölgesine ulaşır.

Femoral Arter (FA): İnguinal ligamentin altından geçerek uyluk bölgesine ulaşan EİA'nın devamıdır. İnguinal ligamentin arkasında lakuna vasorum'dan geçerek uyluğun ön yüzünde femoral trigon'a girer. Sonrasında addüktör kanal içerisinde ilerler ve addüktör hiyatusundan çıkarak popliteal fossaya geçer.

Popliteal Arter (PA): Popliteus kası alt kenarında anteryor tibial arter (ATA) ve posteriyor tibial arter (PTA) olmak üzere iki uç dalına ayrılır.

Diz eklemi çevresinde PA, ATA ve PTA'nın dalları anastomozlar yaparak yüzeyde rete patellare ve derinde rete articulare genus isminde iki arter ağı oluştururlar.

Anteryor Tibial Arter (ATA): Popliteal arterin küçük uç dalı olan ATA popliteus kasının alt kenarında başlar. Anteryor tibial ile ekstensör digitorum longus kası arasında aşağıya iner. Ayak bilek eklem düzeyinde malleoluslar arasındaki mesafenin ortasında dorsalis pedis arter adını alarak sonlanır.

Posteriyor Tibial Arter (PTA): PA'nın kalın olan uç dalıdır. Popliteus kası distal kenarından başlar. Peroneal arter dalını verdikten sonra posteriyor tibialis kası arka yüzünde aşağıya ve içe doğru ilerler. Bacağın arka tarafını besler.

Peroneal Arter (PER): PTA'nın en kalın ve en önemli dalıdır. Popliteus kası distal kenarının altından başlar. Fibula kemiğinin iç kenarı boyunca aşağıya doğru uzanır. (8)

2.4. Periferik Arter Hastalığı

PAH'ın nedeni sıklıkla ateroskleroza bağlı olarak ekstremitelerde arterlerinde oluşan darlık ve/veya tıkanıklıktır. Bu durum sonucunda darlığın distalindeki kesimlerde yetersiz kanlanmaya bağlı iskemik belirti ve bulgular ortaya çıkar.

Periferik arter hastalarının çoğunda belirti görülmez veya belirtiler hafif şekildedir. Bu nedenle görülme oranı net olarak bilinmemektedir. Yaşla beraber periferik arter hastalığı görülme sıklığı da artar.

PAH alt ekstremitelerde en sık femoropopliteal bölge arterlerinde görülür. Daha sonra sırayla en sık tutulan arterler şunlardır: aorta ve iliak arterler, krural bölge arterleri, popliteal arterler.

2.4.1. Patofizyoloji

Gelişmiş ülkelerde alt ekstremitelerde arterlerdeki tıkanıklığın en sık nedeni aterosklerozis obliterans'tır. Ateroskleroz gelişiminde birçok faktör rol alır. Endotel fonksiyon bozukluğu ateroskleroz gelişiminde ilk basamaktır.

Ateroskleroz genellikle yaygın ve çift taraflıdır(9). Damarın intima tabakasının altında fibröz matris, lipid ve doku artıklarının birikmesi sonucu ilerleyen darlıklar ve sonunda da tıkanıklık ortaya çıkar. Genellikle damar % 50 oranında tıkanıncaya kadar herhangi bir belirti ortaya çıkmaz.

2.4.2. Klinik

PAH genellikle belirti vermez. Darlık veya tıkanıklığın ilerlemesi ve gelişen kollaterallerin yeterli kanlanmayı sağlayamaması üzerine belirtiler görülmeye başlar.

Periferik arter hastalığının bulguları 5P olarak özetlenebilir:

1. Pulselessness (nabız alamama)

2. Paralizi
3. Parestezi
4. Pain (ağrı)
5. Pallor (solukluk)

Kladikasyo intermitan: Kronik arter tıkanıklığının belirtisidir. Alt ekstremitte arterlerinde belirtilere neden olacak derecede tıkanıklığı olan hastalar çoğunlukla, yürümekle gelen, dinlenmekle geçen bacak ağrısı (kladikasyo) ile başvururlar. Kladikasyo tipik olarak egzersizle ortaya çıkar, dinlenmekle birkaç dakikada geçer. Ağrı genellikle “kramp tarzı” şeklinde karakterize edilir. Ağrı lezyonun distalinde ortaya çıkar.

PAH’ın klasik belirtisinin kladikasyo intermitan olmasına rağmen ilerlemiş hastalığa sahip kişilerde en sık görölen belirti istirahat ağrısıdır. İstirahat ağrısı olması (Fontaine evre III) ve ülserlerin varlığı (Fontaine evre IV) ekstremitenin tehlikede olduğunu gösterir(10).

İstirahat ağrısı “pregangrenöz ağrı”dır; çok şiddetlidir. İskemik ağrının en önemli özelliği ayak sarkıtıldığında azalması, yukarı kaldırıldığında artmasıdır.

Gangrenöz yara olduğa ileri evre hastalarda etkilenen ekstremitenin distalinde ortaya çıkar ve genellikle istirahat ağrısı ile birliktelik gösterir.

Ayrıca hastalar ayaklarının sürekli soğuk olmasından yakınırılar.

Aorta-iliak segmentin etkilendiği hastalarda (Leriche sendromu) internal iliak dolaşımın bozulması sonucu ereksiyon kusuru ortaya çıkar.

Hastalarda etkilenen ekstremitenin proksimalindeki tıkanıklığa bağlı olarak distal kesimlerde vazospastik belirtiler görölebilir ve raynaud fenomeni ortaya çıkabilir. Bu fenomende soğuk ortamda hastanın ekstremitte uçlarında aşırı solukluk, morarma ve reaktif hiperemi gelişir.

Fontaine Sınıflaması:

Alt ekstremitte tıkaçıcı arter hastalığının kliniğinin değerlendirilmesinde Fontaine sınıflaması kullanılmaktadır(Tablo 1).

Tablo 1. Fontaine Sınıflaması:

Evre I	Belirtisiz PAH
Evre IIa	200 m'den uzun mesafede kladikasyo olması
Evre IIb	200 m'den kısa mesafede kladikasyo olması
Evre III	İstirahatte iskemik ağrı olması
Evre IV	İskemik ülser ve/veya gangren olması

2.5. Bilgisayarlı Tomografi

Bilgisayarlı tomografi (BT) teknolojisi, ÇKBT'nin klinik radyoloji pratiğine girmesiyle eşi görülmemiş bir şekilde gelişmiştir. BT'nin kullanımı bu duruma paralel bir şekilde artış göstermiştir. Vasküler ve kardiyak görüntülemeye yönelik tomografi uygulamalarının 1991-2002 yılları arasında göstermiş oldukları % 140'ın üzerindeki artış mevcut iken diğer rutin tomografi uygulamalarının (abdominal, pelvik, torasik, baş ve boyun uygulamaları gibi) sadece %7-27 arasında artış gösterdiği göz önüne alındığında yeni uygulamaların yaratmış olduğu olumlu etki daha iyi anlaşılabilir (11).

ÇKBT teknolojisinin gelişim sürecine kısa başlıklar halinde bakar isek;

Yıl 1971: Godfrey Neobold Hounsfield, ilk olarak geleneksel BT cihazını geliştirmiştir. İlk hastada BT cihazı, her bir görüntü için 5 dakikalık süre gerektirmiştir ve tetkik toplam 15 saat sürmüştür.

Yıl 1971'den-1976'ya: Bu dönemde, konvansiyonel BT cihazları 4 nesil gelişmiştir. Her bir kesit için gereken süre 1-2 sn'ye kadar düşmüştür. Bu dönem cihazlarda gantri üzerinde tek bir X-ışın kaynağı ve dedektör bulunmaktaydı. Röntgen tüpü ve/veya dedektör dizinine bağlı olan kablolar her dönüşün sonunda bir sonraki dönüş için ilk konumlarına geri gelmekte ve bu durum zaman kaybına yol açmaktaydı.

Yıl 1990'dan - 1990'lı yılların sonu: Manyetik rezonans görüntülemenin klinik pratiğe ait çeşitli BT uygulamalarını tehdit edecek şekilde ortaya çıktığı dönemdir. Bu tehdit altındaki süreçte geliştirilen spiral BT teknolojisi, tomografinin kullanımını tekrar kliniğin gündemine almıştır. Gantri sistemi üzerinde yeni slip-ring teknolojisinin kullanımıyla zaman kaybına neden olan süreçler ortadan kalkmıştır. Sürekli hacimsel tarama bilgisinin spiral BT cihazları ile elde edilmesi sayesinde zamansal çözünürlükte gelişme sağlanmıştır. Gantri dönüş zamanının 1 sn'nin altına inmesi 1995'te mümkün olmuştur. Gantri rotasyon süresinin kısalması hareket artefaktlarını belirgin olarak azaltmış, aynı süre içinde daha geniş bir alanın tetkike dahil edilebilmesi mümkün olmuştur. Tetkik zamanında kısalma ile birlikte dinamik kontrastlı çalışmalarda ve üç boyutlu (3B) görüntülerin elde edilmesinde gelişme sağlanmıştır.

1990'lı yılların sonundan 2005'e: Bu dönemde üreticiler dönüş başına farklı kesit seçeneğine (2, 4, 6, 8, 10, 16, 32, 40 ve 64 kesit) sahip ÇKBT cihazlarını sunmuştur. Spiral BT cihazlarının dedektör dizinine yeni, çok sayıda dedektör sıralarının eklenmesiyle, çok kesitli spiral BT cihazlarının gelişimini sağlamıştır.

ÇKBT cihazları z-ekseninde ya da tarama yönünde çeşitli dedektör sıralarına sahiptir. ÇKBT cihazlarında dedektör sıralarının sayısı, dönüş başına rekonstrükte edilen kesitlerin sayısından az olabilir, dönüş başına oluşan kesitlerin sayısına eşit

olabilir ya da rekonstrükte edilen kesitlerin sayısından daha çok olabilir. Çoğu ÇKBT cihazında rekonstrükte edilen en küçük kesit kalınlığı, her bir dedektör sırasının kalınlığına eşittir. Tek kesit BT ile karşılaştırıldığında ÇKBT, taramadan önce seçilen kesit kalınlığından farklı çeşitli değerlerde, rekonstrüksiyon imkânı sağlar. Aynı zamanda, ÇKBT cihazları, daha hızlı tarama zamanlarıyla daha geniş bir alanı, daha ince kesitlerle inceleyebilir. Bu durum ise zamansal çözünürlüğün önemli olduğu BT uygulamalarında (vasküler ve kardiyak BT gibi) hayatidir. Pediatrik olguların çekiminde de bu durum büyük kolaylık sağlar. Özellikle "izotropik" verilerin elde edilebilmesi ile birlikte mükemmel 3B ya Multi Planar Reformat (MPR) görüntülerin oluşturulması sağlanmıştır.

Yıl 2005'den-2007'ye: Gantri dönüş süresinin 330-350 ms'lere dayanması ile ÇKBT cihazları için ya da daha dar kapsamda gantri bileşenlerinin mekanik kuvvetlere dayanma gücü için sınırlar zorlanmıştır. Diğer taraftan koroner BT anjiyografi çalışmalarının daha kaliteli bir şekilde elde olunması sağlanabilmiştir. Çift tüplü ÇKBT cihazı, iki x-ışın tüpüyle ve iki dedektör dizisiyle, tek segment tarama zamanını 83 ms'ye kadar düşürebilmiştir (Siemens Medical Solutions) (11-13).

Konuya devam etmeden önce iki terimin taşıdıkları farklı anlamların altını çizmek gerekmektedir. Rekonstrüksiyon ve reformat terimleri taşıdıkları farklı anlamlara rağmen günümüzde sıkça birbirinin yerine kullanılmaktadır. Özellikle BT'de rekonstrüksiyon, ham görüntülerin aksiyel görüntülere dönüştürülmesi anlamı taşımaktadır.

2.5.1. Çok Kesit BT Cihazlarının Fiziki Özellikleri

Çok Kesit Dedektör: ÇKBT teknolojisinin temeli sahip olduğu dedektör yapısıdır. Spiral BT cihazlarda tek sıra halinde dizilmiş dedektör elemanlarından oluşan tek boyutlu bir yapı söz konusu iken ÇKBT cihazlarda dedektör çok sayıda dedektör sırasından oluşan iki boyutlu bir matris yapısındadır. Dedektörlerin dizilişi universal, progresif ya da melez diziliş şeklinde olabilir. Universal dizilişte tüm dedektörlerin boyutları eşittir. Progresif dizilişte merkezde daha küçük dedektör var iken periferde gittikçe genişleyen dedektörler kullanılır. Melez dizilişte ise merkezde

bulunan küçük boyutlu dedektörler her iki yandan eşit boyutlu dedektörlerce çevrelenir. Sistemin küçük kesit kalınlığını belirleyen unsur en küçük dedektör elemanının genişliğidir.

İnce Kesit Kalınlıkları: Hızları sayesinde ÇKBT cihazları klasik kesit taramasından farklı olarak "hacim taraması" yapmaktadır. Hacim bilgisinin kaliteli olabilmesi için z-eksenindeki çözünürlük yeterli olmalıdır. Z-eksen çözünürlüğünü belirleyen başlıca etken ise cihazın sahip olduğu kesit kalınlığı özelliğidir. Bunun anlamı kesit kalınlığının incilmesi, 2B reformat ya da 3B rekonstrüksiyon keskinliğinin artmasıdır (14).

Gantri Dönüş Süresi: Elektron beam cihazlarda ilk kez 1 saniyenin altında bir sürede tarama yapılmakla birlikte, spiral cihazlarda da dönüş süresi 1 sn'nin altına çekilmiştir. Z-ekseninde taranabilen mesafe için harcanan süre aynı mesafe için daha da azalmıştır. Ayrıca daha hızlı tarama daha az hareket artefaktları anlamına gelmektedir. Tabii temelde tüm bu gelişmeye gantride, X-ışını tüpünde ve diğer düzeneklerde yapılan değişiklikler imkân vermiştir. Çünkü artan hız ile ortaya çıkan kuvvetlere dayanıklı gantri dizaynları zorunlu hale gelmişti. Ortaya çıkan diğer bir sorun da birim zamanda üretilen veri miktarı idi. Artan bu miktardaki verinin iletimi için daha yüksek hacimli ve hızlı veri iletim sistemleri üretilmiştir (15).

Veri Elde Etme Düzeni (VEED): Dedektörlerden alınan kesit bilgileri daha sonra VEED'e aktarılmaktadır. VEED'e gelen analog bilgiler dijital bilgilere dönüştürülür. Gelişen teknoloji elektronik devre gereksiniminin de artması anlamına gelmiştir.

Görüntü Rekonstrüksiyonu: Hastanın tetkik esnasındaki geçişi ile ortaya çıkan bozulmaları en aza indirmek gibi bir işlevi olan ÇKBT cihazlarına ait rekonstrüksiyon algoritmaları, konvansiyonel spiral cihazlarda kullanılanlardan farklıdır. Çok kesit spiral interpolasyon algoritması ve Z filtre rekonstrüksiyon algoritması bu başlık altında ifade edilebilir. Z filtre rekonstrüksiyon algoritması yönteminde uygun Z kernelleri seçilerek, tek bir spiral veri yığınınından farklı kesit kalınlıklarında çok sayıda görüntü serisi oluşturulabilmektedir. Bu da uygulayıcıya esneklik sağlamaktadır (16).

2.5.2. BT Anjiyografi

ÇKBT teknolojisinde devam eden hızlı gelişme ve nesilden nesile uzaysal çözünürlükte kademeli olarak gelişim mevcuttur. Milimetre altı çözünürlükte görüntü alımı 16 kesit ÇKBT'lerin kullanıma girmesi ile rutin pratikte mümkün olmaya başlamıştır. Böylelikle birçok klinik uygulamada ÇKBT'nin, tanısal amaçlı konvansiyonel anjiyografinin yerini alması mümkün olmuştur. Hızlı cihazlar ile BTA tetkikinde çok daha kısa zaman penceresine sahip yeterli arteriyel kontrastlanmanın sağlanması karşımızda duran önemli meydan okumadır. Bu konudaki anahtar nitelikte bilgiler arteriyel kontrastlanmanın fizyolojik ve farmokinetik prensipleri, kullanıcı tarafından kontrol edilebilir enjeksiyon parametrelerinin özellikleri, kontrast maddedeki iyot konsantrasyonu konuları ile ilişkilidir.

PAH'lı olgularda BTA'nın amacı vasküler yapılarda bir tıkanıklığın olup olmadığını saptamak; var ise yerini ve uzanımını belirlemek; tedaviyi planlamak için var ise kollateral akımın ve damarlanmanın durumunu ortaya koymak; tedavi sonuçlarını ve hastalığın gidişatını gözlemlemektir.

Kontrast maddenin erken arteriyel dinamiği ve sonuçları 3 ana kuralın oluşturduğu başlıkta toplanır (17, 18). İlki arteriyel kontrastlanmada kontrast maddenin daha doğru ifade ile iyodun uygulanma hızıdır. Artmış uygulama hızı ve/veya artmış iyot konsantrasyonuna sahip kontrast madde artmış arteriyel opasifikasyon ile sonuçlanır. İkincisi arteriyel kontrastlanma enjeksiyon süresi ile kümülatif artış gösterir. Bir diğer ifade ile daha uzun kontrast madde enjeksiyonu daha fazla kontrastlanma demektir. Unutulmaması gereken yeterli arteriyel opasifikasyonun sağlanabilmesi için gerekli olan en kısa enjeksiyon süresi 10 sn'dir. Üçüncüsü olgunun kendisine özel kontrastlanma farkının kardiyak debi tarafından kontrol edildiğidir. Kardiyak debi arteriyel opasifikasyon ile ters orantılı bir ilişkiye sahiptir. Bu nedene bağlı bireyler arası farklılığın atlatılabilmesi için enjeksiyon hızının ve hacminin hastanın kilosuna göre ayarlanması faydalıdır (17, 18). PAH'ı olan hastalarda vasküler lezyonların saptanmasında tanısal doğruluğu bakımından MR ve BT anjiyografinin DSA karşılaştırmalı yapılan çalışmalarda her iki yöntem için yüksek duyarlılık ve özgüllük değerleri saptanmıştır (2).

Willmann ve arkadaşları BTA'nın MRA'ya üstün olduğunu ifade etmişlerdir. Bu yargıya varmalarındaki dayanak noktaları BTA'nın baldır bölgesindeki küçük damarları değerlendirmede sağladığı yüksek çözünürlük ve BTA'nın MRA'ya göre kısa süreli bir tetkik olmasının hastalar tarafında daha kabul gören bir unsur olduğu şeklindedir (19).

Johnson 11 çalışmayı kapsayan derlemesinde geçmişe ait verilerin ışığında ilerleyen teknoloji ile birlikte daha fazla kesit sayısına sahip ÇKBT cihazlar ile yapılacak yeni çalışmaların kontrast protokolleri üzerinde yaratacağı değişikliği görmenin ilginç olacağını ifade etmiştir (20). Bir anlamda gelişen cihaz teknolojisi ile bu konunun yeni araştırmalara açık olduğu, literatüre girmeyi bekleyen yeni protokollerin beklendiği anlamına gelmektedir.

BTA'da kontrast maddenin uygulanma tekniği en zor ve en tartışmalı konulardan birini teşkil etmektedir (21).

BTA tetkikinin elde olunması esnasında zorunlu olan 3-5 mL/sn uygulama hızları power enjektörleri zorunlu kılmıştır. Yanı sıra iyonik kontrast maddelerin hızlı enjeksiyonu ile ortaya çıkan artmış bulantı ve kusma ile daha ciddi komplikasyonların görülme sıklığı radyologları sadece iyonik olmayan kontrast madde kullanımına itmiştir (22, 23). Tabi iyonik olmayan kontrast madde kullanımı ile artan maliyetler radyologları tanısallık kaliteden ödün vermeden daha düşük miktarda kontrast madde kullanımını araştırmaya yönlendirmiştir (24).

Kontrast maddenin daha hızlı bir şekilde uygulanması tepe kontrastlanma değerini arttırmakla birlikte bu değere daha çabuk ulaşılmasına neden olmaktadır (25).

Platt ve arkadaşları yapmış oldukları 125 olguluk çalışmada olgu vücut ağırlığı ile tepe kontrastlanma değeri arasında ilişki mevcut iken yaş ve cinsiyet ile herhangi bir ilişkinin mevcut olmadığını göstermişlerdir. Yanı sıra bu çalışmalarında tepe aortik kontrastlanma değerine ulaşılması için geçen sürenin olgu vücut ağırlığı ile bir ilişki göstermediği saptanmıştır (25).

Tetkikin elde edildiği tüm süre boyunca yeterli ve homojen vasküler kontrastlanmanın sağlanması özellikle istenen bir durumdur. Çünkü eşik değer BT atenüasyon değeri kullanan 3B görüntüleme teknikleri için bu gereklidir (24). Homojen kontrastlanmaya zarar verecek nitelikte gözle görülebilir en az fark 30-50 HU arasında değişmektedir (24). Fleischmann ve arkadaşları iki fazlı kontrast madde uygulamasının homojen bir kontrastlanmayı ortaya koyduğunu ifade etmişlerdir (21). Ancak Bae ve arkadaşları olabildiğince homojen kontrastlanmanın sağlanmasında tek fazlı kontrast madde uygulamasının yanı sıra iki fazlı kontrast madde uygulamasının da yetersiz kaldığını ifade etmişlerdir (26). Örneğin tek fazlı kontrast madde uygulamasında vasküler kontrastlanma profilinin giderek artan bir özellikte olacağı ve kontrast madde veriliminin bitiminden kısa bir süre sonra tepe değerine ulaşacağı ortaya konmuştur. Bu durum ise yukarıda da ifade edildiği üzere istenmeyen bir durum olan heterojen vasküler kontrastlanmaya neden olmaktadır.

Fleischmann ve arkadaşları yapmış oldukları bir çalışmada 10 ml/sn gibi günlük radyoloji pratiğinde pek de uygulanmayan hızlarda bile kontrast madde ekstravazasyonu ile karşılaşmadıklarını beyan etmişlerdir (21).

Tetkikte uzamış kontrastlanmanın sağlanması ve buna ikincil temporal pencerenin genişletilmesi de tüm BTA'larda istenen bir durumdur.

Damar cidarındaki ciddi kalsifikasyon varlığı damar patensisi açısından yanlış-negatif sonuçlara neden olabileceği gibi kalsifikasyona ikincil yüksek atenüasyon artefaktı nedeni ile yanlış-pozitif sonuçlara da neden olabilir (27, 28).

Aksiyel görüntüler olmaksızın sadece Maksimum İntensite Projeksiyon (MIP) görüntüler kullanılarak BTA'da darlıkların saptanması için yeterli tutarlılık sağlanamamaktadır. Rieker ve arkadaşları tanıda aksiyel kaynak görüntülerin kullanılmadığı durumda özgüllük için oranın %74-100 arasına düştüğünü ve duyarlılık içinse %36-89 arasına düştüğünü ifade etmişlerdir (29, 30).

DSA sadece lüminografi özelliği taşımaktadır. Bu yüzden plak ve damar çevresi hakkında BTA'da olduğu gibi bilgi edinilmesi mümkün değildir(2).

2.5.3. Alt Ekstremitte BT Anjiyografi Çekim ve 3B Görüntüleme Teknikleri

İlk kez 1980'lerin sonunda Kalender ve arkadaşları tarafından klinik kullanıma giren spiral BT sayesinde incelemeye dâhil kesimin hacim bilgisinin elde edilişi aralarında BTA'nın da yer aldığı bir dizi 3B görüntülemeyi pratiğe sokmuştur (31). BTA'da temel prensip bolus şeklindeki kontrast madde verilimi ile en yüksek vasküler kontrastlanmanın sağlandığı dönem boyunca incelenecek kesimin BT ile görüntülenmesidir. Kontrast madde verilmesinden sonra intravenöz bağlantı hattının ve periferik venlerin yıkanması için 40-70 ml serum fizyolojik solüsyonu kullanılmalıdır. Bu sayede kontrast madde konsantrasyonunun platosu 8 saniye kadar uzatılabilmektedir. Literatürde 7 ml/sn'ye ulaşan kontrast madde uygulama hızları belirtilmekle birlikte; Fitöz ve arkadaşları, deneyimlerine dayanarak bu derece yüksek verim hızlarının gerekmediğini ifade etmişlerdir. Ayrıca Coursey ve arkadaşları daha yakın tarihli yaptıkları çalışmada 8 ml/sn'den daha yüksek değerlerin pratikte pek de bir anlam taşımayacağını ifade etmişlerdir (32).

Vasküler lümendeki kontrastlanmayı yakalamada zamanlama oldukça önemlidir. Bu amaçla günümüz radyoloji pratiğinde uygulanmakta olan iki farklı yöntem mevcuttur. Ancak çoğu hastada torakal ve abdominal incelemelerde arteriyel faz için 25-30 sn, venöz faz için 60-70 sn ve karotid arteriyel sistem için 12 sn gibi ampirik gecikme zamanlarının yeterli olabileceği ifade edilmekle (33, 34) ve bazı çalışmalarda kullanılmakla birlikte, inceleme alanı alt ekstremitte arteriyel sistem olduğunda ampirik gecikme zamanına çok daha fazla ihtiyatla yaklaşmak gerekir. Bunun nedenini anlamak için Fleischmann ve arkadaşlarının aorta-popliteal mesafedeki gecikme zamanını belirlemeye yönelik yapmış oldukları çalışmada çıkan değerlerin dağılımına bakmak yeterli olacaktır (35). Fontaine sınıflamasına göre IIB hastaların aorta-popliteal mesafedeki kontrast madde hız dağılımının 29 mm/sn'den 177 mm/sn'ye uzayacak şekilde geniş bir aralık ortaya koyduğu bulunmuştur.

Yapılan çalışmalarda BTA değerlendirilmesinde vasküler lümen içi 150-160 HU ve üzeri atenüasyon değerlerinin yeterli olduğu ifade edilmiştir (36, 37).

BTA ile elde olunan tanısal görüntülerin işlenmesi ve 3B rekonstrüksiyonu karmaşık anatomik yapıların ortaya konması ve patolojik değişikliklerin anlaşılabilmesi için zorunludur. Yeni teknoloji cihazlar ile elde olunan aksiyel kesit görüntülerin sayısı (>2000 rakamlara ulaşılabilen) göz önüne alındığında 3B rekonstrüksiyon görüntülerinin önemi daha da aşikar hale gelir.

Görüntülerin işlenmesi orjinal BT görüntülerinin reformat ve Surface Rendering gibi işlemlerini kapsar. Bu tip işlemler geniş bir yelpazede teknikleri içerisinde barındırmakla birlikte genel olarak projeksiyon ve perspektif metodlar şeklinde iki gruba ayrılabilir. Projeksiyon metodlar 3B hacmin iki boyutlu bir düzleme yansıtılması iken perspektif metod değerlendirici 3B bir dünyaya bakıyormuşçasına yaratılan görüntüleri içerir.

Projeksiyon metodları sagittal, koronal, oblik ve curved düzlemlere sahip Multi Planar Reformat (MPR) görüntülerin yanı sıra daha özel teknikler olan Maksimum İntensite Projeksiyon (MIP) ve Minimum İntensite Projeksiyon (MinIP)'u kapsar. Perspektif metodları ise iki boyutlu bilgidan 3B görüntüler yaratmak için kullanan surface (yüzey) ve volüm (hacim) rendering yöntemlerini kapsar.

Tüm bu yöntemlerde elde edilecek görüntülerin kalitesini direkt etkileyecek olan faktörler BT çekimi esnasında belirlenen değişkenlerdir. Bunlar kesit kalınlığı, rekonstrüksiyon boşluğu ve pitch şeklindedir. Örneğin ince rekonstrüksiyon aralığı ve kesit kalınlığı ya da düşük pitch değerleri artmış kalitede projeksiyonel ve perspektif görüntüler anlamına gelmektedir. Bu tip yöntemlerin kalitesine etki eden bir diğer faktör de görüntülerin izotropik elde olunmasıdır. Böylelikle örneğin MPR görüntüler hangi düzlemde olursa olsun uzaysal çözünürlüklerinde kayıp olmaz. İnceleme özellikle vasküler sisteme yönelik ise MPR ile elde olunan BTA için 3B görüntülerin kalitesine etki eden bir diğer faktör kontrastlanmadır. Bu amaçla BTA işlemleri esnasında özel protokollerin uygulanması zorunludur.

Elde olunan aksiyel ve/veya multiplanar görüntülere bakılmaksızın 3B görüntülerin raporlama esnasında tek başına kullanılması durumunda doğruluk oranlarının düşük olduğunu belirten çalışmalar bulunmaktadır(38). Bu yüzden tüm

olgularda aksiyel plandaki kaynak görüntülerin tamamının değerlendirilmesi mutlaka gereklidir.

Ancak 3B görüntüler klinik ile olan iletişimde faydalıdır. En sık kullanılan 3B görüntü teknikleri şu şekildedir:

Surface Rendering (Yüzey Kaplama, SSD): İlgili alana ait voksel bilgileri belirlenmiş olan eşik değerlerine göre değerlendirme yapılır. Cismin yüzeyi ise buna göre tanımlanır. Yüzeysel veri ile görüntü sağlandıktan sonra kalan veriler görüntü alanından uzaklaştırılır. Cismin yüzeyini oluşturan konturları modellenme sonrası "surface shading" ile gösterilir. Buna bağlı olarak bu teknikte lümen patolojisi gösterilemez. Ayrıca hacim bilgisinin yüzeye çevrilmesi de bazı veri kayıpları ile artefaktlara neden olur (39).

Maksimum İntensite Projeksiyon: Günümüz radyoloji pratiğinde sık olarak kullanılan bir seçenektir. Bir hat boyunca ilgili alandaki tüm voksellerin değerlendirilmesi yapılır; ancak görüntü için en yüksek voksel değeri seçilerek gösterilir. Bu durumun yarattığı sakınca ise vasküler yapı boyunca var olan olası kalsifiye bir plak varlığında görüntüyü oluşturan piksel değerinin sadece kalsifikasyon tarafından belirlenmesidir. Vasküler yapının içindeki kontrasta ait veri görüntüde var olmaz. Aynı nedene bağlı olarak ortaya çıkan bir diğer sıkıntı ise böbrek, karaciğer, dalak gibi yapılarda görülür. Organ içi vasküler yapıların seçilebilirliği azdır. Doğruluk oranları ifade edilen kısıtlılıklarına rağmen "surface rendering"e göre daha yüksektir (39).

Volume Rendering (Hacim Kaplama, VR) : Görüntünün oluşturulması esnasında yüzey ya da sadece maksimum yoğunluktaki voksellerden farklı olarak tüm volüm bilgisini kullanan bir tetkiktir. Bu sayede MIP ve "surface rendering" tekniklerinde gözlenen bir dizi problemin üstesinden gelinebilmiştir. Unutulmaması gereken ise bu tip görüntüleme daha kapasiteli bilgisayar sistemlerine ihtiyaç olduğudur. (39).

3. MATERYAL ve METOD

Çalışmaya Süleyman Demirel Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Radyoloji Ünitesine PAH ön tanısı ya da tanısı ile alt ekstremite BTA tetkiki için başvuran 30 olgu (22 erkek, 8 kadın) dâhil edildi. Olguların yaş dağılımı tablo 2’de sunulmuştur. Olguların ortalama yaşları 21-86 arasında değişmekte (ortalama 59,93±19,41) idi (Tablo 2).

Kontrast madde alerji hikayesi olan olgular çalışma dışı bırakıldı.

Tablo 2. Hastaların yaşlarına göre dağılımı

YAŞ	OLGU SAYISI
20-29	3
30-39	4
40-49	0
50-59	6
60-69	7
70-79	6
80-89	4

Olgularda eğer var ise alt ekstremitelere yönelik vasküler cerrahi öyküsü alındı.

Çalışmaya alınan tüm olgularda tetkik öncesi en fazla 2 hafta öncesine ait olmak üzere kreatin değerleri elde olundu. Kreatin değeri > 1.25 mg/dl olan olgular çalışma dışı bırakıldı. Tetkik için uygun olgularda alt ekstremitelere BTA incelemeleri yapıldı.

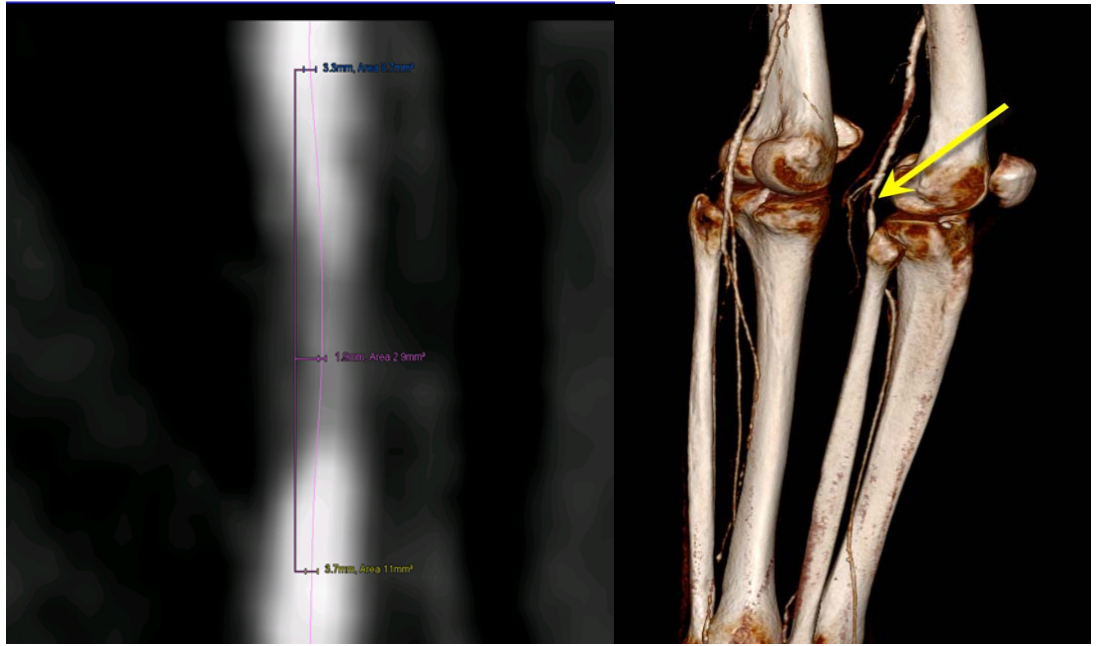
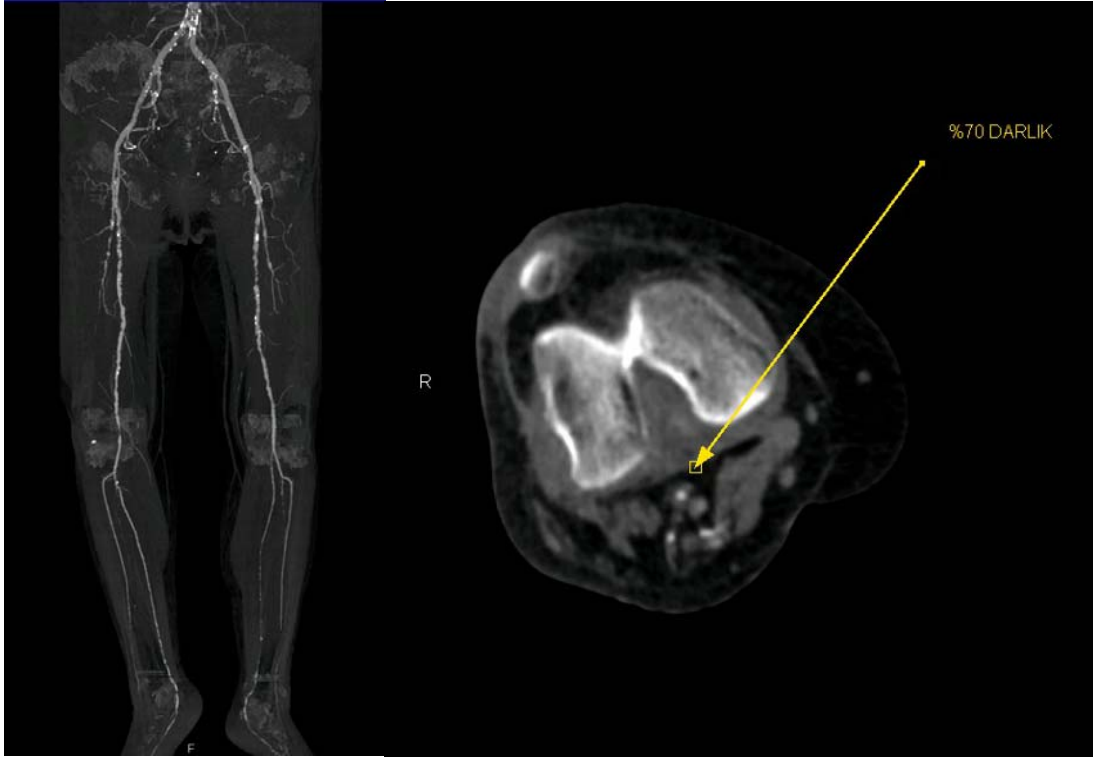
BTA incelemeleri 128 kesit ÇKBT cihazı (Definition AS, Siemens Medical Solutions, Forchheim, Germany) ile yapıldı. Cihazın teknik parametreleri: 120 kV, rotasyon zamanı 0.3 sn, pitch 0.8, rekonstrüksiyon kesit kalınlığı 0.6 mm, 512 x 512 matriks şeklindedir. Standart incelemede olgular masaya supin pozisyonda yerleştirildi. Ayak bilekleri düzeyinden masaya sabitlenen olgularda diz ve ayak

bileklerinin doğal pozisyonu sağlandı. Olgular kontrast madde ekstrevasyonu hakkında işlem öncesi bilgilendirildi.

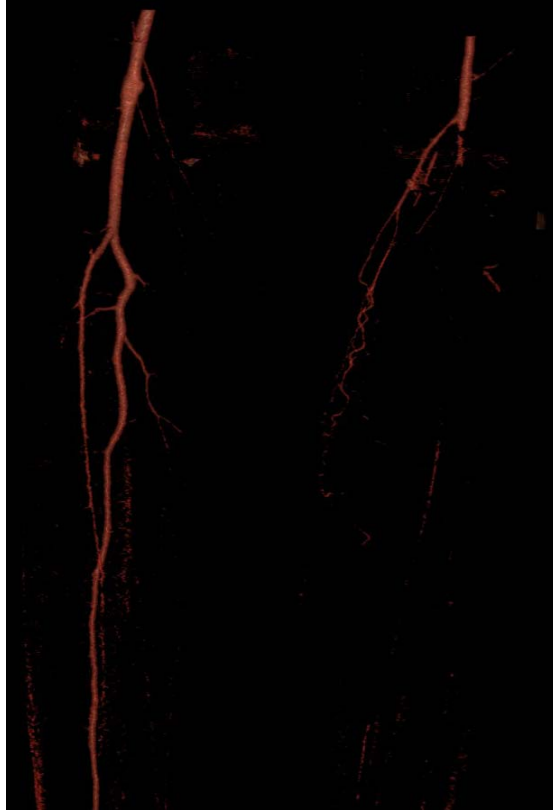
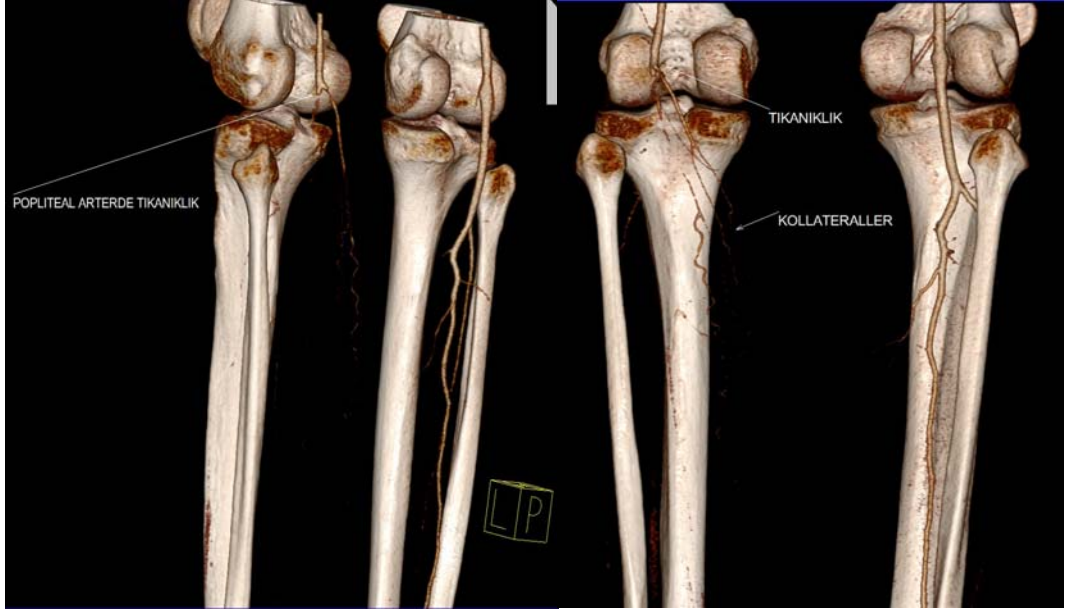
Elde olunan topogram görüntüsü üzerinden planlama yaklaşık renal arterler düzeyinden başlayıp ayak ucuna kadar uzanan mesafeyi içine alacak şekilde yapıldı. Bu planlama ile aksiyel görüntüler elde edildi. İncelemelerin tamamında iyonik olmayan kontrast madde (Ultravist 370, Bayer Schering Healthcare, Berlin, Germany) kullanıldı. Kullanılan kontrast madde miktarı 60-100 mL arasında değişmekte olup ortalama $75,6 \pm 9,6$ mL idi. Kontrast madde ve salin otomatik enjektör (Stellant, Medrad, Inianola, USA) ile her olguda IV yolun imkan vereceği değerler göz önüne alınarak ortalama $4,37 \pm 0,35$ mL/sn hızla uygun olan tüm olgularda sağ taraftan, mümkün olmayan olgularda ise sol taraftan olmak üzere antekübital düzeyden verildi.

Tetkike başlama kararı için diz eklemi ± 5 cm'lik segmentte "izlem öncesi" kesit düzeyi belirlenip görüntü alındı. Otomatik enjektör ile kontrast madde verildikten 20 sn sonra 1 sn aralıklar ile kontrast maddenin her iki tarafta görüldüğü ana kadar görüntü elde edildi. Tetkike başlama kararı için daha önceden belirlenmiş olan protokol uygulandı. Kontrast maddenin bu düzeye ait her iki ana arterde görülmesi; arterlerden biri tıkalı ise tıkalı tarafta kollaterallerin kontrast madde ile dolumu; eğer her iki taraf tıkalı ise her iki taraftaki kollaterallerin dolumu beklendi. Ancak iki taraf arasındaki zaman farkının 6 sn'yi geçmesine izin verilmedi. Yani bir tarafta kontrast madde görüldükten sonra diğer taraf için en fazla +6 sn beklendi. Geçen 6 sn sonrasında kontrast maddenin gelip gelmemesine bakılmaksızın tetkike başlandı. Görüntüler arteriyel fazda kesit kalınlığı 5 mm, tüp voltajı 120 kV, rekonstrüksiyon aralığı 5mm değerleri ile elde olundu.

Görüntüler 0,6 mm'lik geriye dönük tekrar yapılandırılmaları çekim konsolunda oluşturulduktan sonra çalışma konsoluna gönderildi. Aksiyel kaynak görüntülerin yanı sıra MIP, VR, MPR, gerekli görülmesi halinde CPR ve cross-sectional MPR görüntüler oluşturuldu ve incelendi (Resim 1,2).



Resim 1. PAH tanısı ile başvuran 58 yaşında kadın olguda sağ popliteal arter orta kesimde %70 darlık (derece II) saptanmıştır.



Resim 2. PAH tanısı ile başvuran 31 yaşında erkek olguda sol popliteal arterde tıkanıklık (derece III) ve gelişen kollateral vasküler yapılar dikkati çekmektedir.

BTA deneyimi olan bir radyolog tarafından özellikle aksiyel görüntüler başta olmak üzere değerlendirildi.

Çalışmamızda abdominal aorta ve alt ekstremitte vasküler yapıların kontrastlanmasının değerlendirilmesine yönelik yöntemin benzerleri Rubin ve arkadaşları (4) tarafından 4 kesitli ve Laswed ve arkadaşları (40) tarafından 16 kesitli ÇKBT kullanılarak yapılmıştır.

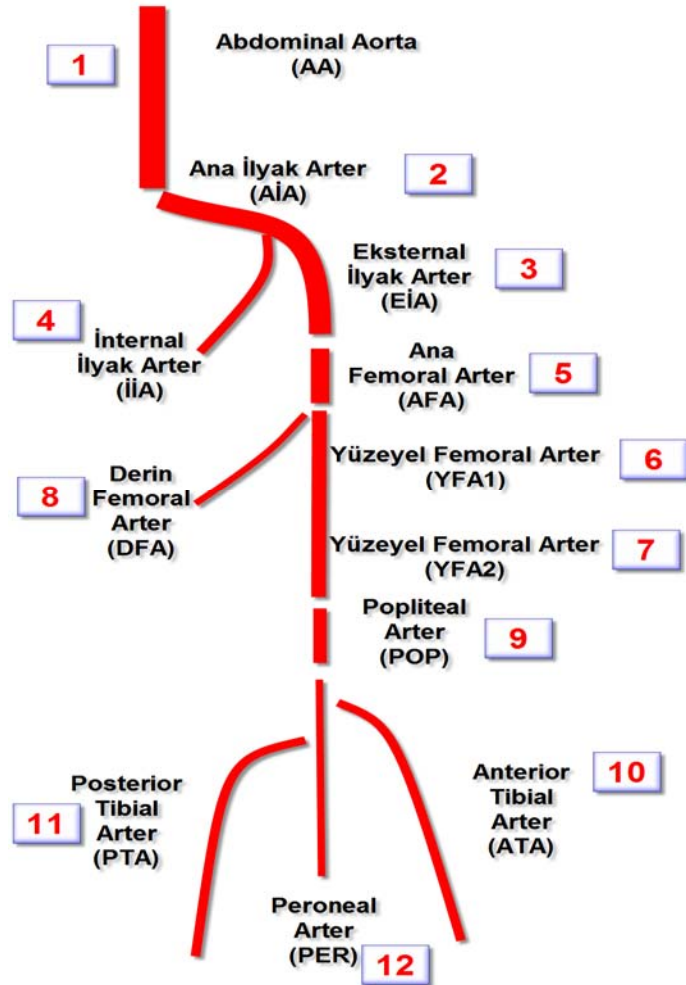
Arteriyel yapılar şekil 1’de görüldüğü gibi segmentlere ayrılarak değerlendirildi. Arteriyel sistem, tetkike dahil infrarenal abdominal aorta 1 segment (AA), iki taraflı alt ekstremiteler 11’şer segment olmak üzere (iki taraflı AİA, İİA, EİA, AFA, DFA, YFA1, 2 (proksimal, distal), POP, ATA, PTA, PER) toplam 23 segmente ayrılarak değerlendirme yapıldı.

Öncelikle her bir arteriyel segmentin değerlendirme için yeterli tanısal kalitede olup olmadığı saptandı. Yeterli kontrastlanması olmayan ya da değerlendirmeye izin vermeyen yoğun kalsifikasyon, venöz kontaminasyon ya da artefaktların varlığında bu segmentler “tanısal değil” kabul edilip değerlendirme dışı bırakıldı.

Sonrasında iki aşamalı değerlendirme yapıldı. İlk aşamada tanımlanan her segmentteki darlık derecesi belirlendi. Bu amaçla belirlenen 4 kategori tablo 3’te gösterilmiştir. Her segmentte birden fazla darlık mevcut ise derecesi daha yüksek olan kullanıldı. Eğer tanımlanan segmentte tıkanıklık mevcut ise diğer bulgulara bakılmaksızın derece 3 olarak değerlendirildi. İkinci aşamada her segmentten lümen içi kontrast madde atenüasyon değeri belirlendi. Belirleme esnasında segmente ait lümenin en geniş görüldüğü düzey seçildi ve lümenin 2/3’ünü dolduracak şekilde ROI (region of interest) yerleştirildi. Saptanan ortalama değerler kaydedildi. İnfrapopliteal arter çaplarındaki azalmanın sık olması nedeni ile değerlendirmede bu arterlerin özellikle proksimal kesimleri gözden geçirildi. Çıkan atenüasyon değerlerine literatürde geçerli olan ve BTA için tanısal kalite alt sınırı kabul edilen 160 HU lümen için atenüasyon değeri ile one-sample T-test uygulandı. İstatistiksel değerlendirme bilgisayar ortamında ‘SPSS For Windows (sürüm 15.0)’ programı kullanılarak yapıldı.

Tablo 3. Aterosklerotik lezyonların derecelendirilmesi

Derece	Darlık-tıkanıklık
0	Normal (n)
1	%1-49
2	%50-99
3	Tıkanıklık (tık)



Şekil 1. Alt ekstremité arteriyel sisteminin segmental şematik gösterimi

4. BULGULAR ve İSTATİSTİK

Tetkike dahil edilen otuz hastanın tümünde tetkik esnasında ve hemen sonrasında herhangi bir komplikasyon gelişmedi.

Tetkike başlama kararı için popliteal fossa düzeyi kullanıldı.

Olguların çekimi esnasında kullanılan kontrast madde miktarı ortalama $75,6 \pm 9,6$ mL, salin bolus miktarı 43 ± 8 mL idi. Kontrast madde için uygulama hızı $4,37 \pm 0,35$ mL/sn iken salin bolus için uygulama hızı $4,38 \pm 0,52$ mL/sn idi.

Belirlenen segmentlerdeki lezyon derecelerinin istatistiki değerlendirmesi için tetkik dahilindeki vasküler yapılar 3 bölüme ayrıldı. Tablo 4 bölümleri ve içerdikleri segmentleri göstermektedir.

Tablo 4. Vasküler bölümler ve içerdikleri segmentler

Bölüm	İçerdiği segmentler
Aorta-İlyak bölüm (Aİ)	AA, her iki taraf AİA, İİA, EİA
Alt ekstremite suprapopliteal-popliteal bölüm (SUPRAPOP-POP)	Her iki taraf AFA, YFA1, YFA2, DFA, POP
Alt ekstremite infrapopliteal bölüm (İNFRAPOP)	Her iki taraf ATA, PTA, PER

Otuz olguda 690 arteriyel segmentin BTA görüntüleri elde olundu ve değerlendirildi. Grefti bulunan olgularda greft içi değerler bulunduğu düzeye uyan arteriyel segment hanesine yazıldı.

Değerlendirmeye başlamadan önce hem lezyonların hem de lümen içi atenüasyonların ölçümlerinin yapılabilmesi için eldeki görüntüler gözden geçirildi. Her iki durum için “tanısal kalitede olan” ve “tanısal kalitede olmayan” şeklinde iki

gruba ayrıldı. Tanısal kalitede olmayanlar değerlendirme dışı bırakıldı. Lezyonların değerlendirilmesinde Aorta-İlyak bölüm için tanısal kalite %100 iken beklendiği üzere alt ekstremitte infrapopliteal bölüm için oran %97,8'e düştü (Tablo 5) . Lümen içi kontrastlanmanın değerlendirilmesi için yapılan atenüasyon ölçümlerinde de benzer bir durum söz konusu olmakla birlikte infrapopliteal bölüm için tanısal kalite oranının daha belirgin olarak düştüğü dikkati çekmiştir (Tablo 6). Bu durum lümenin doğru bir ölçüm için yeterli alan barındırmamasından kaynaklanmıştır. Ancak belirtilmesi gereken önemli nokta her iki değerlendirmede infrapopliteal bölüm için değerlendirmenin her üç arter için proksimal ½ kesimde yapıldığıdır.

Tablo 5. Lezyonların derecelendirilmesi amacıyla tanısal kalite yüzdesi

Bölüm	Tanısal kalitede olan (%)	Tanısal kalitede olmayan (%)	Toplam (%)
Aİ	100	0	100
SUPRAPOP-POP	99,7	0,3	100
İNFRAPOP	97,8	2,2	100

Tablo 6. Lümen içi ölçümlerin yapılabilmesi için tanısal kalite yüzdesi

Bölüm	Tanısal kalitede olan (%)	Tanısal kalitede olmayan (%)	Toplam (%)
Aİ	89,5	10,4	100
SUPRAPOP-POP	78,6	21,3	100
İNFRAPOP	45	55	100

Aterosklerotik lezyonların bölümlere göre dağılımına bakıldığında hemodinamik olarak anlamlı olan %50-99 darlık Aİ bölümde %7,6, SUPRAPOP-POP bölümde %18,7, İNFRAPOP bölümde %13,6 olarak bulunmuştur (Tablo 7).

Tablo 7. Aterosklerotik lezyonların bölümlere göre dağılımı

Bölüm	Darlık derecesi			
	Darlık yok	%1-50	%50-99	Tıkanıklık
Aİ	29,0	48,6	7,6	14,8
SUPRAPOP-POP	18,7	39,8	18,7	22,7
İNFRAPOP	11,9	22,2	13,6	52,3

Her üç bölüme ait ölçülebilen tüm segmentlerde (Örnek sayısı) lümen içi atenüasyon değeri hesaplanmıştır. Bu değerlerin ortalamaları ve standart sapmaları belirlenmiştir.

Aİ bölümünde en yüksek değer aort segmentinde saptanmış olup $315,90 \pm 80,65$ HU ölçülmüştür. En düşük değer sol internal ilyak arter segmentinde saptanmış olup $289,56 \pm 71,76$ HU ölçülmüştür (Tablo 8).

Tablo 8. Aİ bölümüne ait segmentlerin ortalama atenüasyon değerleri

Segment	Örnek Sayısı	Ortalama Atenüasyon (HU)	Std. Sapma
Aorta	30	315,90	80,65
SAĞ AİA	28	308,82	79,46
SOL AİA	29	313,76	83,84
SAĞ EİA	26	300,65	84,54
SOL EİA	27	298,52	80,08
SAĞ İİA	23	296,87	80,69
SOL İİA	25	289,56	71,76

SUPRAPOP-POP bölümünde en yüksek değer sol yüzeysel femoral arter 2 segmentinde saptanmış olup $332,11 \pm 106,94$ HU ölçülmüştür. En düşük değer sağ derin femoral arter segmentinde saptanmış olup $293,21 \pm 67,64$ HU ölçülmüştür (Tablo 9).

Tablo 9. SUPRAPOP-POP bölümüne ait segmentlerin ortalama atenüasyon değerleri

Segment	Örnek Sayısı	Ortalama Atenüasyon	Std. Sapma
SAĞ AFA	26	304,31	86,46
SOL AFA	27	309,96	82,77
SAĞ YFA1	24	311,25	80,87
SOL YFA1	22	317,32	92,01
SAĞ YFA2	21	309,05	93,20
SOL YFA2	19	332,11	106,94
SAĞ DFA	29	293,21	67,64
SOL DFA	26	299,42	88,25
SAĞ POP	23	315,70	83,55
SOL POP	19	316,89	88,02

İNFRAPOP bölümünde en yüksek değer sağ peroneal arter segmentinde saptanmış olup $296,35 \pm 89,42$ HU ölçülmüştür. En düşük değer sağ anterior tibial arter segmentinde saptanmış olup $245,85 \pm 68,82$ HU ölçülmüştür (Tablo 10).

Tablo 10. İNFRAPOP bölümüne ait segmentlerin ortalama atenüasyon değerleri

Segment	Örnek Sayısı	Ortalama Atenüasyon	Std. Sapma
SAĞ ATA	13	245,85	68,82
SAĞ PER	17	296,35	89,42
SAĞ PTA	15	263,93	81,58
SOL ATA	11	265,27	43,32
SOL PER	19	258,37	55,75
SOL PTA	17	246,53	61,44

Aİ bölümü için test değerinin 160 olduğu One-Sample T-test uygulanmıştır(Tablo 11).

Tablo 11. Aİ bölümü için One-Sample T-test

Segment	Test Değeri = 160 HU				
	t değeri	P değeri	Ortalama fark	%95 güven aralığı	
				Alt	Üst
Aorta	10,587	< 0,001	155,900	125,78	186,02
SAĞ AİA	9,910	< 0,001	148,821	118,01	179,63
SOL AİA	9,876	< 0,001	153,759	121,87	185,65
SAĞ EİA	8,484	< 0,001	140,654	106,51	174,80
SOL EİA	8,987	< 0,001	138,519	106,84	170,20
SAĞ İİA	8,134	< 0,001	136,870	101,97	171,77
SOL İİA	9,026	< 0,001	129,560	99,94	159,18

SUPRAPOP-POP bölümü için test değerinin 160 olduğu One-Sample T-test uygulanmıştır(Tablo 12).

Tablo 12. SUPRAPOP-POP bölümü için One-Sample T-test

Segment	Test Değeri = 160 HU				
	t değeri	P değeri	Ortalama fark	%95 güven aralığı	
				Alt	Üst
SAĞ AFA	8,510	< 0,001	144,308	109,38	179,23
SOL AFA	9,413	< 0,001	149,963	117,22	182,71
SAĞ YFA1	9,161	< 0,001	151,250	117,10	185,40
SOL YFA1	8,020	< 0,001	157,318	116,52	198,11
SAĞ YFA2	7,328	< 0,001	149,048	106,62	191,47
SOL YFA2	7,015	< 0,001	172,105	120,56	223,65
SAĞ DFA	10,605	< 0,001	133,207	107,48	158,94
SOL DFA	8,056	< 0,001	139,423	103,78	175,07
SAĞ POP	8,937	< 0,001	155,696	119,57	191,83
SOL POP	7,769	< 0,001	156,895	114,47	199,32

İNFRAPOP bölümünde örnek sayısının azalması nedeni ile sağ ve sol olarak iki gruba ayrılmıştır (Tablo 13)

Tablo 13. İNFRAPOP bölümü için One-Sample T-test

Segment	Test Değeri = 160 HU				
	t değeri	P değeri	Ortalama fark	%95 güven aralığı	
				Alt	Üst
SAĞ İNFRAPOP	11,991	< 0,001	95,702	79,64	111,77
SOL İNFRAPOP	9,046	< 0,001	110,956	86,24	135,68

Test değerinin 160 alındığı segment ve bölümlerin değerlendirilmesi sonucu en düşük olması gereken 160 HU dansiteden yüksek olduğu saptanmıştır. Segment ve bölümlerdeki iki ortalama arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($t=4.55$, $p< 0,001$). Değerlendirilen segment ve bölümlerde atenuasyon değeri olması gereken minimum değer üstündedir ve bu istatistiksel olarak anlamlıdır.

5. TARTIŞMA ve SONUÇ

PAH, kronik ve ilerleyici karaktere sahip olması ve gelişmiş ülkelerdeki artan yaşlı nüfusun etkisi ile birlikte gittikçe büyüyen bir problemdir (1). Transatlantic Inter-Society Consensus'un önerilerine göre ister cerrahi olsun isterse endovasküler olsun tedavinin merkezinde lezyonun yerleşim ve uzanım özellikleri vardır (3).

BTA, vasküler sistemin görüntülenmesinde 3B hacimsel analiz, mural kalsifikasyonlar ile stent-greftlerin değerlendirilmesi gibi daha birçok konuda avantaj sağlamaktadır. Ancak ÇKBT teknolojisi öncesi dönemde tek bir IV kontrast madde uygulaması ile elde olunan BTA'nın kraniyokaudal düzlemde 40 cm'ye kısıtlı olması alt ekstremiteye ait tüm arteriyel yapıların tek bir tetkik ile değerlendirilmesini engellemekteydi. Lawrence ve arkadaşlarının tek kesitli BT ile yaptıkları 6 olguluk inguinal ligamentten proksimal baldıra kadarki alanı içine alan çalışmalarında sınırlayıcı faktörlerin (tarama hızında yavaşlık, tüpün ısınması gibi) olduğunu ifade etmişlerdir (41). Bu çalışma ve ÇKBT öncesi cihazların kullanıldığı diğer çalışmalarda benzer sınırlayıcı faktörler farklı değişkenler kullanılarak aşılmaya çalışılmıştır (30).

Ancak alt ekstremitenin arteriyel hastalığının sıklıkla çok odaklı olması, lezyon proksimalinde ya da distalinde kalan herhangi başka bir lezyon varlığının tedaviyi etkilemesi gibi nedenlerden ötürü alt ekstremitte vasküler yapıların bir bütün olarak değerlendirilmesi ve bu değerlendirmenin iyi bir uzaysal çözünürlüğe sahip cihazlar ile sağlanması zorunlu hale gelmiştir (4). Bu durum 4 kesit ÇKBT cihazlarının radyoloji klinik pratiğine 1998'de girmesi ile büyük bir değişime uğramış ve olumlu yönde ilerleme sağlanmıştır (5). Daha kısa sürede tetkikin elde olunması, daha düşük miktarda kontrast maddenin kullanılabilmesi ve iyileşen uzaysal çözünürlük sayesinde daha ufak arterlerin değerlendirilebilmesi göz önüne alındığında ÇKBT'nin BTA üzerindeki etkisi devrimsel nitelikte olmuştur (42). Rubin ve arkadaşları yapmış oldukları 24 olguluk çalışmalarında bu değişimin olumlu yönde olduğuna dair kanıtlar ortaya koymuşlardır (4).

Gelişen teknoloji ile birlikte ÇKBT cihazlarında kesit sayısında artış sağlanmıştır. Bu durum ile eş güdümlü olarak da PAH değerlendirilmesinde altın

standart olarak kabul edilen DSA'nın BTA ile karşılaştırılmasını konu alan çalışmaların sayısında artış olmuştur. Çalışmalarda her iki tetkikin farklı yönleri, avantaj-dezavantajları ortaya konmuştur. Örneğin Edwards ve arkadaşları akım yönünde tıkanıklık olan segmentlerin devamındaki vasküler yapıların görüntülenmesinde ÇKBT'nin DSA'ya üstün olduğunu söylemişlerdir. Bu durumun açıklaması direkt arteriyel enjeksiyon ile atlanan kollaterallerin sistemik enjeksiyon ile kontrastlanabildiği şeklinde yapılmıştır (43). Bir başka çalışmada Rubin ve arkadaşları tarafından DSA ve BTA incelemelerinde alınan radyasyon dozları hesaplanmış ve BTA ile alınan tüm vücut radyasyon dozunun DSA ile alınan radyasyon dozundan 3.9 kez daha düşük olduğu saptanmıştır (4). Ayrıca konvansiyonel anjiyografi için gelişebilecek tüm komplikasyonların risk oranının toplamda % 1.73 olduğu ve bunların % 0,47'sinin arteriyel ponksiyon yapılan bölgede (hematom, arteriyel tromboz, AV fistül ve psödoanevrizma) geliştiği ifade edilmiştir (44). Tüm bu bilgiler, PAH olan olgularda günümüz ve gelecek dönem radyoloji pratiğinin vazgeçilmez bir parçası haline gelecek olan BTA'nın çalışmamızın konusu olmasında bizi teşvik etmiştir.

PAH'lı olgularda alt ekstremitte BTA'nın görevi darlık-tıkanıklık şeklindeki lezyonları yüksek duyarlılık ve özgüllük oranları ile ortaya koymak ve tedaviyi yönlendirebilecek şekilde sınıflayabilmektir.

Edwards ve arkadaşları PAH'a ikincil ortaya çıkan darlık-tıkanıklık şeklindeki değişiklikleri değerlendirmek amacı ile AA'yı ve alt ekstremitte arteriyel sistemi segmentlere ayırmışlardır (43). Dört kategoride derecelendirme uygulamışlardır. Ota ve arkadaşlarından (38) farklı olarak \geq %50 darlığı hemodinamik olarak anlamlı görmüşlerdir. Bunun nedeni için $<$ %50 darlıklarda -belirgin bir basınç farklılığı ortaya konmadıkça- tedavinin yönlendirilmesi adına bir şekilde değerlendirilemeyeceğini ifade etmişlerdir (43, 45).

Heijnenbrok-Kal ve arkadaşları Ocak 2000 ile Nisan 2006 tarih aralığını içine alan alt ekstremitte arteriyel sisteme ait ÇKBT cihazı ile elde olunmuş BTA'lara yönelik meta-analiz yapmışlardır. Bu makalede içerisinde farklı dillerden toplam 70 çalışma taranmış, 12'si dahil edilmiştir. Toplamda 486 hastaya ait 9541 arteriyel segmentin sonuçları gözden geçirilmiştir. Meta-analizde \geq %50 darlığın klinik

öneme sahip olduğu ifade edilmiştir. Buna bağlı olarak da taranan sonuçlardan, DSA altın standart kabul edilerek BTA için \geq %50 darlığın duyarlılığı ve özgüllüğü saptanmıştır. Sonuç olarak bu kritere göre ÇKBT ile elde olunan alt ekstremite BTA'nın duyarlılığının % 92 ve özgüllüğünün % 93 gibi yüksek değerler olduğu bulunmuştur (46). Bu analize dahil edilen çalışmalarda kullanılan ÇKBT cihazlarının en fazla 16 kesit olduğunu ayrıca belirtmek gerekir.

Gouny ve arkadaşlarının, BTA'nın cerrahi tedavinin yönlendirilmesi üzerindeki etkilerinin irdelendiği intermitan kladikasyonu olan 45 olguluk çalışmalarında yine \geq %50 darlık anlamlı olarak kabul edilip bu şekilde değerlendirme yapılmıştır (47). Biz de çalışmamızda bu ve benzeri (4, 40, 48, 49) daha önceden yapılmış çalışmaları göz önüne alarak benzer darlık derecelendirmesi kullandık (bkz. Tablo 3). Kısaca lümen çapındaki \geq %50 daralmayı hemodinamik olarak anlamlı olan sınır değer olarak aldık.

Portugaller ve arkadaşları PAH'lı 50 olguluk çalışmalarında anlamlı arteriyel lümen darlığının saptanmasında ÇKBT'nin etkinliğini araştırmışlardır. Bu çalışmada da lümen çapında \geq %50 azalma ya da diğer bir ifade ile lümen kesit alanında $>$ %70 azalma anlamlı darlık olarak alınmıştır (50). Bu çalışmada saptanan düzeylere göre \geq %50 darlığın dağılımı tablo 14'te gösterilmiştir.

Biz de çalışmamızda tetkike dahil vasküler yapıları bölümlere ve segmentlere ayırıp lezyonların yarattıkları darlık derecelerine göre değerlendirme yaptık. Ancak değerlendirmede bir segmentte birden fazla lezyon var ise derecesi daha yüksek olan lezyon o segment için kayıtlanmıştır.

Tablo 14. Portugaller ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada düzeylere göre buldukları darlıkların dereceleri

	< %50 (%)	≥ %50 -99 (%)	%100 (%)
Aortoilyak	89,6	7,2	3,2
Femoropopliteal	37	23	40
İnfrapopliteal	55,8	14,2	30
Tüm düzeyler	64,7	13	22,3

Edwards ve arkadaşları belirgin kalsifiye plakların, darlık derecesini belirlemede ciddi bir engel oluşturduklarını ifade etmişlerdir. Ota ve arkadaşları da ciddi derecede kalsifiye segmentlerin analizinde değerlendiriciler arası farklılığın anlamlı olduğunu göstermişlerdir (38, 43). Ouwendijk ve arkadaşlarının yaptıkları iki çalışma da damar cidarındaki yoğun kalsifikasyonların yanlış sonuçlar ortaya koyabileceğini göstermiştir. Tanısal doğrulukta ortaya çıkan bu düşmenin yanı sıra değerlendirmeyi yapan araştırmacılar arasındaki tutarlılığın ciddi cidar kalsifikasyonuna sahip segmentlerde düşük olduğu ortaya konmuştur (27, 28). Ayrıca Gouny ve arkadaşları intermitan kladikasyonu olan 45 olguda BTA'nın cerrahi tedavi stratejisinin belirlenmesindeki etkinliğini araştırdıkları çalışmalarında özellikle trofik değişikliklerin görüldüğü ekstremitelere ait distal arteriyel yapıların değerlendirilmesinde bazı zorlukların mevcut olduğunu ifade etmişlerdir (47). Çalışmamızda da benzer nedenlerden ötürü en fazla değerlendirmenin kısıtlandığı segmentler İNFRAPOP bölümüne ait olanlar idi. Bundan dolayıdır ki diğer bazı çalışmalarda da uygulandığı üzere cidarında belirgin kalsifikasyon barındıran İNFRAPOP bölümüne ait vasküler segmentlerin değerlendirilmesinde tıkalı ya da açık şeklinde bir sınıflamanın yapılmasının daha doğru olacağını düşünmekteyiz.

Kontrast madde miktarının azaltılması böbrek yetmezliği olan olgularda ve ek radyolojik tetkiklere maruz kalacak olgularda faydalıdır. Ayrıca düşük kontrast

madde miktarı düşük maliyet anlamına da gelmektedir (51). Böyle bir talebi – BTA’da uygulanan kontrast madde miktarında azaltıma gitme- karşılama amacıyla olan araştırmacıların irdeleme gereği duydukları ilk konu başlığı hep kontrast madde uygulama protokolleri olmuştur. Çalışmamızdaki temel amaç olan uygulanan kontrast madde miktarını azaltmak için bizde de ilk aşamada bu protokoller irdelenmiştir. Ancak bizim çalışmamızı literatürde var olan diğer tüm çalışmalardan farklı kılan nokta BTA için kullandığımız 128 kesit ÇKBT (Definition AS, Siemens Medical Solutions, Forchheim, Germany) cihazının potansiyel katkılara sahip olabileceği idi. Çalışmamızda kullandığımız 128 kesit ÇKBT’nin kendisinden önceki cihazlara göre sağladığı en büyük avantaj hız konusundaydı. Hızlı bir cihazın, tetkike başlamanın ayarlanması konusunda ve tetkikin elde olunmasında bize sağlayacağı esneklik göz önüne alınarak, çalışmamızda tetkike başlama zamanını belirlemede popliteal fossa düzeyi gibi ilk görüntülerin elde edildiği tetkikin başlangıç noktasından çok uzak bir düzeyde görsel bolus takip yöntemini uygulamamıza ve araştırmamıza olanak sağlamıştır.

BTA’da kontrast madde uygulama protokolünün çekim kalitesi üzerine olan etkisi 4 ana başlıkta toplanabilir: Uygulanan kontrast madde hacmi, uygulama hızı, kontrast madde devamında uygulanan salin bolusu ve tetkik esnasındaki olgu kardiyak debisi.

Coursey ve arkadaşları fantom kullanarak 64 kesit ÇKBT ile 18 farklı protokolü denedikleri çalışmalarında bu 4 ana başlığın lümen içi kontrastlanma üzerindeki etkilerini araştırmışlardır (32). Kontrast madde hacminin azaltılması ile birlikte tepe aort kontrastlanma değerinin azaldığını ve süresinin kısaldığını saptamışlardır. Kontrast madde uygulama hızındaki artışın ise tepe aort kontrastlanma değerinde artış sağlar iken –ki bu durum olumludur- tepe aort kontrastlanma süresinde kıalmaya - ki bu durum özellikle yavaş cihazlar için olumsuzdur- neden olduğunu ortaya koymışlardır. alışmalarındaki bu sonuçlar doğrultusunda kontrast madde miktarında azaltıma gidildiğinde ortaya çıkacak olumsuz sonuçların (tepe aort kontrastlanma değerinin azalması gibi) uygulama hızında artışa gidilerek telafi edilebileceğini ön görmüşlerdir. Biz de bu

çalışmamızda kontrast madde miktarındaki azaltmanın yaratacağı olumsuz etkiyi hafifletmek için kontrast madde uygulama hızını 4.0 – 5.0 ml/sn arasında tuttuk.

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. Çalışmamızda uygulanması gereken salin miktarının belirlenmesinde başvurulan kaynak ise Schindera ve arkadaşlarının fantom ile yaptıkları çalışmadır. Çalışma öncesinde normal bireylerde yaptıkları ölçümlerde ölü boşluk hacminin 40 ml olduğunu hesaplamışlardır (52). Coursey ve arkadaşları salin bolus uygulamasının tepe aort kontrastlanma değerini arttırdığını göstermekle birlikte bu durumun 125 ml değil de 75 ml gibi daha düşük miktar kontrast madde kullanıldığında etkisinin daha fazla olduğunu ortaya koymuşlardır (32). Ayrıca farklı çalışmalarda salin bolus uygulamasının BTA'da kullanılan kontrast madde miktarının azaltılmasına % 16-29 arasında değişen oranlarda etkisinin olduğu gösterilmiştir (24, 52). Ancak bu işlemin rutin abdominal BT çekimlerinde uygulanması günümüzde tartışmalıdır (53). Bu bilgiler ışığında çalışmamızda daha düşük kontrast maddenin kullanımı hedeflendiğinden her olguda salin enjeksiyonu uyguladık ve uygulama miktarı olarak 40 ml belirledik. Schindera ve arkadaşları çalışmalarının sonuçları doğrultusunda her ne kadar 64 kesit ÇKBT'de salin bolusunun kontrast maddeden daha hızlı uygulanmasının daha iyi sonuç sağlayacağını ifade etseler de biz tepe kontrastlanma süresinin - mesafenin bu kadar uzun olduğu bir tetkikte (120 cm'ye ulaşan)- kısalmasını göz ardı edemedik. Bu amaçla daha hızlı olmamakla birlikte ortalama kontrast madde uygulama hızı ile eş hızda salin bolusu uyguladık.

Hallet ve arkadaşları ile diğer birkaç yayın, IV kontrast madde enjeksiyonu sonrası lümen içi kontrastlanmayı etkileyen birincil faktörün kardiyak debi olduğunu ifade etmişlerdir (17, 54). Ancak arteriyel kontrastlanmayı etkileyen bu tip parametreler genellikle tetkik anında bilinmemektedir. Coursey ve arkadaşları çalışmalarında kardiyak debideki azalmanın tepe aort kontrastlanma değerinde artışa ve süresinde uzamaya neden olduğunu da ilk kez ortaya koymuşlardır. Kardiyak debinin artması durumunda tam tersi durumun ortaya çıktığını görmüşlerdir (32). Kardiyak debinin vasküler kontrastlanma üzerinde ciddi etkisi olduğunu ifade eden

Hallet ve arkadaşları kardiyak debi ile olgu vücut ağırlığının korelasyon içinde olduğunu belirtmişlerdir (54, 55). Bu durumda uygulanacak olan kontrast madde miktarının olgu vücut ağırlığı ile uyumlu bir şekilde ayarlanmasının kardiyak debi nedeni ile ortaya çıkan bireyler arası değişkenliği bir nebze bertaraf edeceğini ifade etmişlerdir (54). Ayrıca Utsunomiya ve arkadaşları aorta-ilyak BTA çalışmalarında vücut ağırlığı ile ortalama lümen kontrastlanmasının ters orantılı bir şekilde ilişki gösterdiğini ortaya koymuşlardır. Ancak daha da önemlisi bu ilişkinin kullanılan kontrast madde miktarının azaltılması ile belirginleştiğini ifade etmişlerdir (51). Kardiyak debinin yaratacağı bu olumsuz etkiyi engellemek amacı ile çalışmamızda 75 kg üzeri olgularda 80 ml, 75 kg altı olgularda 70 ml kontrast madde uyguladık.

Dört kesit ÇKBT cihazının 1998’de tanıtımı ile BTA tetkikleri belirgin bir şekilde daha hızlı uygulanabilir hale gelmiştir. Gelişmenin devamında 2002’de 16 kesit ve 2004’te 64 kesit ÇKBT’nin klinik olarak kullanılabilir hale gelmesi ile uzaysal çözünürlükte, tetkik süresinde, tetkike dahil edilen hacmin boyutlarında teknik sınırlar büyük ölçüde ortadan kalkmıştır. Ancak artan hız ile birlikte değişik hemodinamiye sahip hastalarda (anevrizma, ciddi PAH vb. ikincil) kontrast madde bolusunun kaçırılması gibi riskler ortaya çıkmıştır (54). Fleischmann ve Kamaya’nın 2009 tarihli gözden geçirme niteliğindeki makalelerinde 64 kesit ÇKBT için bu sorunun aşılmasında önerdikleri çözüm yolu maalesef kontrast madde miktarında 174 ml’lere kadar artış anlamına gelmektedir (18). Bu durum ise bizim hedeflediğimiz kontrast madde miktarına çok uzak idi. Ayrıca cihazımızın 128 kesit ÇKBT olması bu riski daha da arttırmakta idi.

Johnson ve Fishman (20) ÇKBT’de kullanılacak kontrast madde miktarının ve uygulama yönteminin belirlenmesine yönelik yaptıkları değerlendirmede gözden geçirdikleri alt ekstremiteye yönelik BTA çalışmalarına ait kullanılan kontrast madde miktarını ve tetkike başlama yöntemlerini bir tablo halinde sunmuşlardır (Tablo 15). Tüm bu çalışmalar ve Fleischmann’ın gözden geçirme niteliğindeki makalesi incelendiğinde şimdiye kadar görsel bolus takibi olarak isimlendirdiğimiz ve yaklaşık popliteal fossa düzeyine kontrast maddenin gelişi sonrası tetkikin başlatılması şeklinde bir yöntemin kullanılmadığını fark etmiştik. Kendi çalışmamıza başlamadan önce yaptığımız araştırmalarda böyle bir yöntemin şu ana kadar

uygulandığına dair herhangi bir literatür bilgisine de rastlamamıştık. Bu durumun olası açıklaması çalışmamızda kullanmış olduğumuz 128 kesit ÇKBT cihazının klinik pratiğe yeni girmiş olması ve daha önceden de ifade ettiğimiz riskten (kontrast maddenin kaçırılması) dolayı hızlı cihazlarda uygulayıcıların ihtiyatlı yaklaşımı olarak düşünüyoruz.

Tablo 15. Çeşitli çalışmalarda alt ekstremitte BTA için kullanılan kontrast madde miktarları ve tetkike başlama yöntemleri

	Tetkik için kullanılan kontrast madde miktarı	Tetkike başlamak için kullanılan yöntem
Rubin ve ark.	184 mL	Test bolus (Aorta düzeyi)
Ofer ve ark.	120–130 mL	Otomatik bolus takibi (Aorta düzeyi)
Martin ve ark.	120 mL	Otomatik bolus takibi (Aorta düzeyi)
Willmann ve ark.	120 mL	Otomatik bolus takibi (AİA düzeyi)
Ota ve ark.	75–100 mL	Otomatik bolus takibi (Aorta düzeyi)
Catalano ve ark.	140 mL	Ampirik – 28sn
Adriaensen ve ark.	120 mL	Ampirik – 25 sn

Bizim kontrast madde miktarını azaltmamıza rağmen tanısal nitelikte tetkikler elde edebilmemizi sağlayanın ne olduğu sorusuna ise verdiğimiz cevap şu şekildedir: Daha önce de ifade ettiğimiz gibi aortopopliteal mesafede kontrast madde bolusunun ilerleme hızının değişkenlik göstermesi (35) bu aralığın kontrastlandığını tam olarak bilip sonrasında tetkiki başlatmayı son derece anlamlı kılmaktadır Biz görsel bolus takibini popliteal fossa düzeyinde uygulayarak tetkikin başlangıç anında aortopopliteal segmentin kontrastlandığından emin bir şekilde tetkikimizi başlatmış

olduk. Bu sayede tetkikin elde edilmesi esnasında ihtiyaç duyduğumuz lümen içi tepe kontrastlanma süresini kısaltmış, böylelikle vermek zorunda olduğumuz kontrast madde miktarını da azaltmış olduk.

Ortalama $75,6 \pm 9,6$ mL kontrast madde uygulayarak elde ettiğimiz görüntülere yönelik test değerinin 160 alındığı one sample T-test ile değerlendirilen segment ve bölümlerde atenüasyon değerinin olması gereken minimum değer üstünde olduğu ve bunun istatistiksel olarak anlamlı olduğu gösterilmiştir ($p < 0,001$).

Çalışmamız göstermiştir ki alt ekstremitte BTA'da popliteal fossa düzeyinde uygulanacak görsel bolus takibi sayesinde uygulanan kontrast madde miktarı asgari tanısal kalitenin üzerinde kalitede görüntüler elde edilebilecek şekilde azaltılabilir.

ÖZET

128 Kesit Çok Kesitli BT Anjiyografi ile Alt Ekstremitte Periferik Arter Hastalığının Değerlendirilmesi ve Teknik Optimizasyonu

Periferik arter hastalığı (PAH), kronik ve ilerleyici karaktere sahip olması ve gelişmiş ülkelerdeki artan yaşlı nüfusun etkisi ile birlikte gittikçe büyüyen bir problemdir.

Günümüzde PAH tanısında altın standart Dijital Subtraksiyon Anjiyografi (DSA) kabul edilmektedir. Ancak DSA'nın invaziv bir özellikte olması tanı için farklı görüntüleme tekniklerinin geliştirilmesini teşvik etmiştir. Geçen on yılda, bilgisayarlı tomografi (BT) teknolojisi, çok kesitli BT'nin (ÇKBT) klinik radyoloji pratiğine girmesiyle eşi görülmemiş bir şekilde gelişmiştir. Bu süreçte bilgisayarlı tomografi anjiyografi (BTA) noninvaziv özellikte olması nedeni ile PAH tanısında alternatif bir tetkik olarak öne sürülmüştür.

Çift kesit ÇKBT ile başlayan süreç günümüzde 256 kesit ÇKBT teknolojisine kadar dayanmıştır. Cihazlarda sağlanan bu gelişme PAH tanısına yönelik uygulanan tetkiklerin protokollerinde değişime ve gelişime neden olmuştur. Amaç yüksek duyarlılık ve özgüllüğün yanı sıra daha düşük kontrast madde ve maliyet olmuştur.

PAH tanısı ya da ön tanısı ile başvuran otuz hastaya alt ekstremitte BTA tetkiki uygulandı. Tetkike başlama kararının verilmesinde uygulanan yöntem "görsel bolus takibi" şeklinde idi. BT cihazımızın imkan verdiği bu yöntem sayesinde kullanılan kontrast madde miktarı $75,6 \pm 9,6$ mL olmuştur. Tetkike dahil tüm değerlendirilebilir segmentlerdeki lezyonların genel dağılımı incelendi. Tanısal kalitenin değerlendirilmesi amacı ile de yine tüm değerlendirilebilir segmentlerde lümen içi kontrastlanma hesaplandı. Literatürde kabul gören değer ile karşılaştırıldı. Tüm segmentlerde lümen içi atenüasyon değerinin tanısal kalite için alt değer üstünde olduğu istatistiksel olarak saptandı.

Alt ekstremitte BTA'da popliteal fossa düzeyinde uygulanacak görsel bolus takibi sayesinde tanısal kalitede bir kayıp olmadan, uygulanan kontrast madde miktarı azaltılabilir.

Anahtar Sözcükler: Alt ekstremitte, bilgisayarlı tomografi anjiyografi, görsel bolus takibi, kontrast madde, noninvaziv

SUMMARY

Evaluation of Lower Extremity Peripheral Arterial Disease with 128 Slice Multi Slice CT Angiography and Technical Optimization

Peripheral arterial disease (PAD) is a growing problem in industrial nations. There is a positive correlation between the proportion of symptomatic cases of PAD and advanced age.

Today, Digital Subtraction Angiography (DSA) is a gold standart in the diagnosis of PAD. DSA is an invasive radiologic method. Therefore new noninvasive radiologic methods have been promoted. At past ten years, Computed Tomography (CT) technology has been developed unprecedented by Multi Slice CT (MSCT). In this period Computed Tomographic Angiography (CTA) has become alternative method.

We can use 256 slice MSCT today. CTA protocols which are used to diagnose of PAD have changed and improved parallel with development of equipments. The aim is high sensitivity and specificity with low contrast medium (CM) and cost.

Thirty patient who were referred with diagnosis or prediagnosis of PAD underwent lower extremity CTA. In order to start study, we used “visual bolus tracking” method at the level of popliteal fossa. We used on an average $75,6 \pm 9,6$ mL CM. We searched all lesions in arterial system. To evaluate diagnostic quality of CTA, we measured luminal contrast enhancement for all segments. We compared our values with minimum diagnostic value which is accepted by literature. Measured values were found greater than the value of literature statistically in all segments.

The amount of CM can be decreased by using of visual bolus tracking at the level of poplitel fossa. There is no loss of diagnostic quality with decreased amount of CM.

Keywords: Computed Tomographic Angiography, contrast medium, lower extremity, non-invasive, visual bolus tracking

KAYNAKLAR

1. Kannel, W.B., *The demographics of claudication and the aging of the American population*. Vasc Med, 1996. 1(1): p. 60-4.
2. Schernthaner, R., et al., *Effect of MDCT angiographic findings on the management of intermittent claudication*. AJR Am J Roentgenol, 2007. 189(5): p. 1215-22.
3. Norgren, L., et al., *Inter-Society Consensus for the Management of Peripheral Arterial Disease (TASC II)*. J Vasc Surg, 2007. 45 Suppl S: p. S5-67.
4. Rubin, G.D., et al., *Multi-detector row CT angiography of lower extremity arterial inflow and runoff: initial experience*. Radiology, 2001. 221(1): p. 146-58.
5. Rubin, G.D., 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 Suppl 1: p. S83-90.
6. Yıldırım, M., *Kardiyovasküler sistem*, in *İnsan Embriyolojisi*. 2002 Nobel Tıp Kitabevi: İstanbul. s. 350.
7. Solakoğlu, Z., *Tıbbi Fizyoloji Cep Kitabı*. 2003: Nobel Tıp Kitabevi: İstanbul. s. 95-145.
8. Taner, D., *Alt ekstremitenin arterleri*, in *Fonksiyonel Anatomi: Ekstremiteler ve Sırt Bölgesi*. 2003, Hekimler Yayın Birliği: Ankara. s. 200-208.
9. Valji, K., *Pathogenesis of vascular disease*, in *Vascular and interventional radiology* K. Valji, Editor. 1999, W.B. Saunders: California. p. 38-58.
10. Loosemore, T.M., T.C. Chalmers, and J.A. Dormandy, *A meta-analysis of randomized placebo control trials in Fontaine stages III and IV peripheral occlusive arterial disease*. Int Angiol, 1994. 13(2): p. 133-42.
11. Saini S, R.G.D., Kalra M.K, *MDCT: A Practical Approach*. 2006, Milan Berlin Heidelberg New York: Springer.
12. Kalra MK, S.B., Flohr TG et al. *Can dual-source MDCT technology provide 83 millisecond temporal resolution for single segment reconstruction of coronary CT angiography?* in *91st Annual Meeting and Scientific Assembly of Radiological Society of North America*. 2005.
13. Kalra MK, S.B., Flohr TG et al. *Coronary stent imaging with dual source MDCT Scanner: an in vivo study with an ECG synchronized moving heart phantom* in *91st Annual Meeting and Scientific Assembly of Radiological Society of North America*. 2005.
14. Grenier, P.A., et al., *New frontiers in CT imaging of airway disease*. Eur Radiol, 2002. 12(5): p. 1022-44.
15. Katada, *Half-second, half millimeter real time multislice helical CT: CT diagnosis using Aquillon*. Medical Review 68: p. 1-8.
16. Hu, H., et al., *Four multidetector-row helical CT: image quality and volume coverage speed*. Radiology, 2000. 215(1): p. 55-62.
17. Fleischmann, D., *How to design injection protocols for multiple detector-row CT angiography (MDCTA)*. Eur Radiol, 2005. 15 Suppl 5: p. E60-5.

18. Fleischmann, D. and A. Kamaya, *Optimal vascular and parenchymal contrast enhancement: the current state of the art*. Radiol Clin North Am, 2009. 47(1): p. 13-26.
19. Willmann, J.K., et al., *Aortoiliac and renal arteries: prospective intraindividual comparison of contrast-enhanced three-dimensional MR angiography and multi-detector row CT angiography*. Radiology, 2003. 226(3): p. 798-811.
20. Johnson, P.T. and E.K. Fishman, *IV contrast selection for MDCT: current thoughts and practice*. AJR Am J Roentgenol, 2006. 186(2): p. 406-15.
21. Fleischmann, D., et al., *Improved uniformity of aortic enhancement with customized contrast medium injection protocols at CT angiography*. Radiology, 2000. 214(2): p. 363-71.
22. Hopper, K.D., *With helical CT, is nonionic contrast a better choice than ionic contrast for rapid and large IV bolus injections?* AJR Am J Roentgenol, 1996. 166: p. 715.
23. Halpern, J.D., et al., *Patient allergies: role in selective use of nonionic contrast material*. Radiology, 1996. 199(2): p. 359-62.
24. Schoellnast, H., et al., *Aortoiliac enhancement during computed tomography angiography with reduced contrast material dose and saline solution flush: influence on magnitude and uniformity of the contrast column*. Invest Radiol, 2004. 39(1): p. 20-6.
25. Platt, J.F., K.A. Reige, and J.H. Ellis, *Aortic enhancement during abdominal CT angiography: correlation with test injections, flow rates, and patient demographics*. AJR Am J Roentgenol, 1999. 172(1): p. 53-6.
26. Bae, K.T., H.Q. Tran, and J.P. Heiken, *Multiphasic injection method for uniform prolonged vascular enhancement at CT angiography: pharmacokinetic analysis and experimental porcine model*. Radiology, 2000. 216(3): p. 872-80.
27. Ouwendijk, R., et al., *Vessel wall calcifications at multi-detector row CT angiography in patients with peripheral arterial disease: effect on clinical utility and clinical predictors*. Radiology, 2006. 241(2): p. 603-8.
28. Ouwendijk, R., et al., *Interobserver agreement for the interpretation of contrast-enhanced 3D MR angiography and MDCT angiography in peripheral arterial disease*. AJR Am J Roentgenol, 2005. 185(5): p. 1261-7.
29. Rieker, O., et al., *CT angiography versus intraarterial digital subtraction angiography for assessment of aortoiliac occlusive disease*. AJR Am J Roentgenol, 1997. 169(4): p. 1133-8.
30. Rieker, O., et al., *Prospective comparison of CT angiography of the legs with intraarterial digital subtraction angiography*. AJR Am J Roentgenol, 1996. 166(2): p. 269-76.
31. Kalender, W.A., et al., *Spiral volumetric CT with single-breath-hold technique, continuous transport, and continuous scanner rotation*. Radiology, 1990. 176(1): p. 181-3.
32. Coursey, C.A., et al., *Contrast material administration protocols for 64-MDCT angiography: altering volume and rate and use of a saline chaser to better match the imaging window--physiologic phantom study*. AJR Am J Roentgenol, 2009. 193(6): p. 1568-75.
33. Kuszyk, B.S., N.J. Beauchamp, Jr., and E.K. Fishman, *Neurovascular applications of CT angiography*. Semin Ultrasound CT MR, 1998. 19(5): p. 394-404.
34. Kuszyk, B.S. and E.K. Fishman, *Technical aspects of CT angiography*. Semin Ultrasound CT MR, 1998. 19(5): p. 383-93.

35. Fleischmann, D. and G.D. Rubin, *Quantification of intravenously administered contrast medium transit through the peripheral arteries: implications for CT angiography*. Radiology, 2005. 236(3): p. 1076-82.
36. Claves, J.L., et al., *Evaluation of contrast densities in the diagnosis of carotid stenosis by CT angiography*. AJR Am J Roentgenol, 1997. 169(2): p. 569-73.
37. Sheiman, R.G., et al., *Comparison of tailored and empiric scan delays for CT angiography of the abdomen*. AJR Am J Roentgenol, 1996. 167(3): p. 725-9.
38. Ota, H., et al., *MDCT compared with digital subtraction angiography for assessment of lower extremity arterial occlusive disease: importance of reviewing cross-sectional images*. AJR Am J Roentgenol, 2004. 182(1): p. 201-9.
39. Fitöz S, A.S., *Üç boyutlu BT anjiyografi*. Tanısal ve Girişimsel Radyoloji, 2001 (7): s. 93-100.
40. Laswed, T., et al., *Assessment of occlusive arterial disease of abdominal aorta and lower extremities arteries: value of multidetector CT angiography using an adaptive acquisition method*. Eur Radiol, 2008. 18(2): p. 263-72.
41. Lawrence, J.A., et al., *Lower extremity spiral CT angiography versus catheter angiography*. Radiology, 1995. 194(3): p. 903-8.
42. Rubin, G.D., et al., *Aorta and iliac arteries: single versus multiple detector-row helical CT angiography*. Radiology, 2000. 215(3): p. 670-6.
43. Edwards, A.J., I.P. Wells, and C.A. Roobottom, *Multidetector row CT angiography of the lower limb arteries: a prospective comparison of volume-rendered techniques and intra-arterial digital subtraction angiography*. Clin Radiol, 2005. 60(1): p. 85-95.
44. Hessel, S.J., D.F. Adams, and H.L. Abrams, *Complications of angiography*. Radiology, 1981. 138(2): p. 273-81.
45. Rutherford, R.B., et al., *Recommended standards for reports dealing with lower extremity ischemia: revised version*. J Vasc Surg, 1997. 26(3): p. 517-38.
46. Heijnenbrok-Kal, M.H., M.C. Kock, and M.G. Hunink, *Lower extremity arterial disease: multidetector CT angiography meta-analysis*. Radiology, 2007. 245(2): p. 433-9.
47. Gouny, P., et al., *Multi-detector row computed tomography angiography: an alternative imaging method for surgical strategy in lower extremity arterial occlusive disease*. Acta Chir Belg, 2005. 105(6): p. 592-601.
48. Fine, J.J., et al., *64-slice peripheral computed tomography angiography: a clinical accuracy evaluation*. J Am Coll Cardiol, 2006. 47(7): p. 1495-6.
49. Shareghi, S., et al., *Diagnostic accuracy of 64 multidetector computed tomographic angiography in peripheral vascular disease*. Catheter Cardiovasc Interv. 75(1): p. 23-31.
50. Portugaller, H.R., et al., *Multislice spiral CT angiography in peripheral arterial occlusive disease: a valuable tool in detecting significant arterial lumen narrowing?* Eur Radiol, 2004. 14(9): p. 1681-7.
51. Utsunomiya, D., et al., *16-MDCT aortography with a low-dose contrast material protocol*. AJR Am J Roentgenol, 2006. 186(2): p. 374-8.

52. Schindera, S.T., et al., *Effect of varying injection rates of a saline chaser on aortic enhancement in CT angiography: phantom study*. Eur Radiol, 2008. 18(8): p. 1683-9.
53. Orlandini, F., et al., *Assessment of the use of a saline chaser to reduce the volume of contrast medium in abdominal CT*. AJR Am J Roentgenol, 2006. 187(2): p. 511-5.
54. Hallett, R.L. and D. Fleischmann, *Tools of the trade for CTA: MDCT scanners and contrast medium injection protocols*. Tech Vasc Interv Radiol, 2006. 9(4): p. 134-42.
55. Bae, K.T., J.P. Heiken, and J.A. Brink, *Aortic and hepatic contrast medium enhancement at CT. Part II. Effect of reduced cardiac output in a porcine model*. Radiology, 1998. 207(3): p. 657-62.