

T.C.
SÜLEYMAN DEMİREL ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ

**ALT EKSTREMİTE ARTERLERİNDE BT ANJİOGRAFİ
TETKİKİ İLE TRUE-FISP SEKANS MR ANJİOGRAFİ
BULGULARININ KARŞILAŞTIRILMASI**

Dr. Tuna PARPAR

**UZMANLIK TEZİ
RADYOLOJİ ANABİLİM DALI**

**TEZ DANIŞMANI
Yrd. Doç. Dr. Hakan DEMİRTAŞ**

ISPARTA - 2014

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince değerli bilgi ve deneyimlerini bizlerle paylaşan başta Bölüm Başkanımız Prof. Dr. Bumin DEĞİRMENCİ olmak üzere tüm hocalarıma,

Tez çalışmalarımnda bilimsel destek ve ilgilerini gördüğüm tez danışman hocam Sayın Yrd. Doç. Dr. Hakan DEMİRTAŞ'a,

Biyostatistik değerlendirmelerinde yardımlarından dolayı Sayın Özgür Koşkan'a,

Birlikte çalıştığımız asistan arkadaşlarıma, Radyoloji Anabilim Dalında görev yapan hemşire, teknisyen ve diğer personel arkadaşlarıma,

Desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen babama, anneme, UĞUZ ailesi ve eşim Dt. Derya PARPAR'a teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	i
KISALTMALAR	iii
TABLolar DİZİNİ	v
ŞEKİLLER DİZİNİ	vi
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	2
2.1. Alt Ekstremitte Arterleri ve Patolojileri	2
2.1.1. Embriyoloji-Histoloji	2
2.1.2. Fizyoloji.....	3
2.1.3. Alt Ekstremitte Normal Anatomisi Ve Varyasyonları.....	3
2.1.4. Periferik Arter Hastalıkları (PAH)	5
2.1.5. Epidemiyoloji.....	6
2.1.6. Risk Faktörleri	6
2.1.7. Patofizyoloji	7
2.1.8. Klinik Bulgular:	8
2.2. Tanı Yöntemleri:.....	10
2.2.1. Non-İnvaziv Vasküler Tanı Yöntemleri.....	10
2.2.2. Görüntüleme Yöntemleri.....	11
2.2.2.1. Renkli Duplex (Doppler) Ultrasonografi (RDUS)	12
2.2.2.2. Kateter Anjiyografi	13
2.2.2.3. Bilgisayarlı Tomografi Anjiyografi:	15
2.2.2.4. MR Anjiyografi.....	23
2.2.2.4.1. Kontrastlı MRA Görüntüleme:	24
2.2.2.4.2. Kontrastsız MRA Teknikleri:.....	27
3. MATERYAL VE METOT.....	32
4. BULGULAR.....	41
5. OLGULAR	47
6. TARTIŞMA ve SONUÇ	50
ÖZET.....	61
ABSTRACT	63
KAYNAKLAR	65

KISALTMALAR

AA : Abdominal aorta

ABI : Ankle brakial indeks

AFA : Ana femoral arter

AİA : Ana iliak arter

AFA : Ana femoral arter

ATA : Anteriyor tibial arter

bSSFP : Balanced steady state free procession

BT : Bilgisayarlı tomografi

BTA : Bilgisayarlı tomografi anjiografi

CPR : Curved planar reformat

ÇKBT : Çok kesitli bilgisayarlı tomografi

D : Dimension (Boyut)

DFA : Derin femoral arter

DM : Diabetes mellitus

DSA : Dijital substraksiyon anjiografi

DP : Dorsalis pedis

EİA : Eksternal iliak arter

EKG/ECG : Elektrokardiyografi

FA : Fibular arter

FBI : Fresh blood imaging

FOV : Field of view (Görüntüleme alanı)

FSE : Fast spin echo

Gd : Gadolinyum

GRE : Gradient echo

HU : Hounsfield units

İİA : İnternal iliak arter

IV : İntravenöz

kV : Kilovolt

mA : Miliamper

mGy : Miligray

mSv : Mili sievert

MDBT : Multidedektör bilgisayarlı tomografi
MIP : Maksimum intensite projeksiyonu
MinIP : Minimum intensite projeksiyonu
MPR : Multi planar rekonstrüksiyon
MR : Manyetik rezonans
MRA : Manyetik rezonans anjiografi
NATIVE SPACE : Non-contrast Angiography of the Arteries and Veins- Sampling Perfection with Application optimized Contrast by using different flip angle Evolution
NPD : Negatif prediktif değer
NSF : Nefrojenik sistemik fibrozis
PA : Popliteal arter
PACS : Picture archiving and communication system
PAH : Periferik arter hastalığı
PCA : Phase contrast anjiografi (Faz kontrast anjiografi)
PPD : Pozitif prediktif değer
PTA : Posteriyör tibial arter
QISS : Quiescent-interval single-shot
RF : Radyofrekans
SE : Spin Echo
SF : Serum fizyolojik
SSD : Shading surface display (Gölgeli yüzey gösterimi)
TD : Trigger delay
TR : Time to repetition
TE : Time echo
TOF : Time of flight
US : Ultrasonografi
VR : Volüm rendering (Hacimsel gösterim)
YFA : Yüzeysel femoral arter

TABLULAR DİZİNİ

Tablo 1. Periferik arter hastalığının sınıflamasında kullanılan Fontaine sınıflaması ve Rutherford kategorileri [1]	9
Tablo 2. Hastaların (n = 23) Demografik Ve Klinik Bulguları	33
Tablo 3. Görüntü kalitesi açısından okuyucuların her birinin ve kendi aralarındaki değerlendirme tablosu (n=469)	42
Tablo 4. Okuyucu 1 için görüntü kalitesinin arteriyel bölgelere göre dağılımı (n=469).....	43
Tablo 5. Okuyucu 2 için görüntü kalitesinin arteriyel bölgelere göre dağılımı (n=469).....	43
Tablo 6. Okuyucu 1 için NATIVE SPACE MRA'nın BTA ile karşılaştırıldığında darlık derecesi açısından tanısal performansı (n=325)	44
Tablo 7. Okuyucu 2 için NATIVE SPACE MRA'nın BTA ile karşılaştırıldığında darlık derecesi açısından tanısal performansı (n =335)	44
Tablo 8. BTA referans olarak alındığında NATIVE SPACE MRA'nın okuyucu 1 için diagnostik performansı.....	46
Tablo 9. BTA referans olarak alındığında NATIVE SPACE MRA'nın okuyucu 2 için diagnostik performansı.....	46

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. ABI ölçümünün şematik gösterimi [1]	11
Şekil 2. Hastanın ayaklar önde olacak şekilde supin pozisyonda masaya alınıp, koillerin yerleştirilişi	35
Şekil 3. NATIVE SPACE sekansın görüntü oluşturmada temel prensipleri (popliteal düzey).....	36
Şekil 4. NATIVE SPACE yönteminde ortalama eğri (mean curve) kullanılarak tetikleme gecikme zamanının (TD) belirlenmesi	37
Şekil 6. Alt ekstremitte arteriyel sisteminin segmental şematik gösterimi	39
Şekil 7: Olgu 1	47
Şekil 8: Olgu 2.....	48
Şekil 9: Olgu 3.....	49

1. GİRİŞ

PAH aterosklerotik ve non-aterosklerotik nedenlere bağı olarak gelişen ve damar lümeninde daralma, düzensizlik, oklüzyon ve anevrizmatik genişlemeler ile karakterize hastalıkların genel adıdır. Yapılan birçok epidemiyolojik çalışmada toplam hastalık prevalansı %3-10 arasında olmakla birlikte 70 yaşın üzerinde bu oran %15-20'ye çıkmaktadır. Bu hastaların çoğunluğu asemptomatik olmakla birlikte damar lümen çapındaki darlık oranı %50 düzeyinin altında olan vakalarda herhangi bir klinik belirti ortaya çıkmaz [1].

PAH'lı hastaların değerlendirilmesine öncelikle hikaye ve fizik muayene ile başlanmalıdır. Fizik muayenede her iki koldan kan basıncı ölçümü, kalp seslerinin dinlenmesi ve nabız muayeneleri mutlaka yapılmalıdır. Sonrasında hastanın şikayet ve bulgularına göre tanı yöntemi seçilir [1].

BTA inceleme 3 boyutlu görüntüleme modalitesi olduğu için gerçek volümetrik bilgi sağlar, bu sayede ekzantrik stenozlar gözden kaçmaz [2]. BTA inceleme kontrast rezolüsyonu yüksek olduğundan, arter duvarı, aterosklerotik plak, mural trombus, intramural hematoma, kalsifikasyon, inflamasyon ve perivasküler yumuşak doku ayrımı yapılabilir. Minimal invaziv olup ayaktan hastalara uygulanabilir, DSA ile karşılaştırıldığında ucuzdur [3, 4].

3D Half Fourier Fast Spin Echo yönteminde hızlı akımlı damarda taze kan görüntüleme (Fresh Blood Imaging-FBI) tekniği kullanılır ve diastol döneminde T2A sekansta hem arterlerde hem venlerde parlak görünüm elde edilirken, sistolde arterlerde siyah (flow-void), venlerde ise yine parlak görüntü oluşturulur. Sistol zamanında elde edilen görüntülerden diastolde oluşturulan görüntüler çıkarılarak yeni bir arteriyel imaj ortaya çıkar [5].

Biz bu çalışmada invaziv kataterizasyon gerektiren DSA yerine non-invaziv ve PAH'ı saptamada yüksek sensitivite ve spesifite değerlerine sahip BTA tetkikini referans olarak alıp kontrastsız bir 3D TSE yöntemi olan NATIVE SPACE'in kullanılabilirliğini ve tanısal gücünü araştırmayı amaçladık.

2. GENEL BİLGİLER

2.1.Alt Ekstremitte Arterleri ve Patolojileri

2.1.1. Embriyoloji-Histoloji

Kardiyovasküler sistem embriyoda fonksiyon gösteren ilk sistemdir. Anjiogenez yada 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 besin bulunmaması, anneden embriyonun gereksinimi olan besin maddelerinin ve oksijenin plsentaya aracılığı ile taşınması için kardiyovasküler sistemin oluşumu acil nitelikte bir durumdur.

Üçüncü haftada embriyodaki anjiyogenezin gelişimi şu şekilde özetlenebilir: Mezenşimal hücreler, anjioblastlar, izole anjiyojenik hücre kümelerini (kan adaları) oluşturmak için toplanırlar ve kan adaları içinde küçük boşluklar belirir. Anjioblastlar yassılaşıp endotelial hücreleri oluştururlar. Böylece kan adaları içindeki boşlukların etrafında endotel 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 daha sonra isimlendirilirler [6].

Arter duvarının esas yapısı konsantrik üç tabakadan oluşur.

1. Tunika intima, bu tabakada bulunan lifler longitudinal uzanır.
2. Tunika media, arter duvarının en kalın tabakası olup yapısı arterin karakterini belirler. Çoğunlukla sirküler düz kas ve bağ dokusu liflerinden oluşur.
3. Tunika adventisya, longitudinal seyreden lifler içerir.

Arterlerin yapısı, kalbe veya kapiller sisteme yakınlığına, çaplarının genişliğine ve içlerinden geçen kan basıncına bağlı olarak değişiklik gösterir.

Arterleri üç gruba ayırmak mümkündür:

1. Büyük veya elastik tip arterler: Aorta, trunkus pulmonalis, karotis ve ana iliak arter gibi çapları 7 mm'nin üzerindeki arterlerdir.

2. Orta veya müsküler tip arterler: Arterlerin çoğu bu gruba girer. Çapları 2,5-7 mm arasında değişir.

3. Küçük arter ve arteriyoller: Küçük arterlerde çap 30 micron-2,5 mm olduğu zaman tunika intimada subendotelial tabaka kaybolur [7].

2.1.2. 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 basınçlı taşıyan kalın çeperli ve kan akımının hızlı olduğu damarlardır. Arterioller (küçük atardamarlar) atardamar sisteminin son ucudur ve kılcıl damarlara ulaşan kan miktarının denetlendiği son bölgedir. Bu damarların daralıp gevşeyebilen güçlü kas damarları vardır. Bu sayede dokunun gereksinimine göre kılcıl damarlara geçen kan miktarını artırıp azaltabilirler [8].

2.1.3. Alt Ekstremitte Normal Anatomisi Ve Varyasyonları

Alt ekstremitte arteriyel yapıları denildiğinde infrarenal aortadan ayaklara kadar olan arteriyel yapılar anlaşılacakla birlikte tanımlı segmentler aortoiliak segment (inflow) ve infraingunal run-off (akış) segmentleri olarak ayrılabilir. Run-off damarları ise yine femoropopliteal segment ve infrapopliteal segmentler (kurural veya tibioperoneal) segmentler olarak da ayrılır [5].

Abdominal aorta (AA): Torasik aorta 12. torakal vertebra gövdesinin alt kenarı hizasında hiatus aortikusdan geçtikten sonra AA adını alır. Karın boşluğunda ilerleyerek 4. lumbal vertebra düzeyinde terminal dallarına ayrılır. AA'nın trunkus çöliakus, süperiyör mezenter arter, orta suprarenal arterler, renal arterler, testiküler arterler (ovaryan arterler) ve inferiyör mezenterik arter gibi viseral dalları; inferiyör

frenik arterler, lumbal arterler ve orta sakral arter gibi parietal dalları bulunurken; ana iliak arterler ise terminal dallarıdır.

Ana iliak arter (AİA): AA, 4. lumbal vertebra solunda sağ ve sol AİA'lara ayrılır. Yaklaşık 5 cm uzunluğunda olan AİA'lar aşağı, dışa uzanarak sakroiliak eklem önünde eksternal ve internal iliak arter olmak üzere iki dala ayrılır.

İnternal iliak arter (İİA): Yaklaşık 4 cm uzunluğundadır. Küçük pelviste aşağı, arkaya uzanarak foramen iskidiakum majusun üst kenarına gelir. Burada ön ve arka köklerine ayrılır. İİA pelvis duvarını, pelvis organlarını, gluteal bölge kaslarını, genital organları ve uyluğun medialinin bir kısmını besler. İİA'nın umbilikal arter, inferiyor vezikal arter, orta rektal arter, uterin arter ve vajinal arter gibi viseral dalları; obturator arter ve internal pudental arter gibi ön parietal dalları ile iliolumbal arter, lateral sakral arter, süperiyor gluteal arter ve inferiyor gluteal arter gibi arka parietal dalları bulunur.

Eksternal iliak arter (EİA): İİA'dan daha kalındır. AİA'nın çatallanma yerinden inguinal ligamentin ortasına doğru, psoas major kasının medial kenarı boyunca oblik uzanır, inguinal ligamentin altından geçerek uylukta femoral arter olarak devam eder. İnteriyor epigastrik arter ve derin sirkumfleks iliak arter dalları bulunur. İnguinal ligament hizasından sonra ise ana femoral arter olarak devam eder.

Ana femoral arter (AFA): Alt ekstremitiyi besleyen ana damar femoral arterdir. EİA inguinal ligamentin arkasında lakuna vasorumdan geçerken AFA adını alır. AFA'nın yarısı uyluğun ön yüzünde trigonum femoralede, diğer yarısı da uyluğun orta ve alt 1/3'ünün birleştiği hizada bulunan addüktör kanal içinde bulunur. Kanalın alt ucundan çıktıktan sonra popliteal arter adını alır ve popliteal fossada uzanır. Süperfisiyal epigastrik arter, yüzeysel sirkumfleks iliak arter, eksternal pudental arter, derin femoral arter (Mediyal sirkumfleks femoral arter, lateral sirkumfleks femoral arter, perforan arterler) ve desendan genel arter dalları vardır.

Popliteal arter (PA): PA, popliteus kası alt kenarı hizasında terminal dalları olan anteriyor tibial arter ve tibioperoneal trunkus dallarına ayrılır.

Anterior tibial arter (ATA): Popliteus kası alt kenarı hizası PA terminal dalı olarak başlar. Bacağın arkasında, tibialis posteriyor kası iki başı arası membrana interossea kururis'in üstündeki geçitten geçerek ön tarafa gelir. ATA fibula başı medialinden geçerek, ekstensör kaslar derininde, membrana interossea kururis'in önünden aşağı uzanır. Başta tibia lateralinde iken, aşağıya indikçe önüne geçer. Ayak bileğinde iki malleol arası uzaklığın ortasından yüzeysel olarak geçip ayak sırtında dorsalis pedis (DP) arteri adını alır. Rekürren tibialis posteriyor arteri, rekürren tibialis anterior arteri, anterior lateral malleolar arter ve anterior medial malleolar arter dalları bulunur.

Posteriyor tibial arter (PTA): Popliteus kası alt kenarı hizası tibia ve fibula arası tibioperoneal trunkusun uç dalı olarak başlar. Aşağı inerken tibiaya yaklaşır, alt bölümde tibianın arkasındadır. Ayak tabanına geçerken iç malleolün arkasında nabız alınabilir. Sirkumfleks fibular arter, fibular arter, nutrisian tibial arter, medial malleolar arterler, kalkanein arterler, plantar medial ve lateral arterler dalları vardır.

Fibular arter (FA) : Popliteus kasının 2,5 cm aşağısında ayrılır. Bacağın arka ve derininde oblik olarak aşağı iner fibulanın mediali boyunca uzanır. Bacağın distalinde syndesmosis tibiofibularisin arkasında rr. kalkanei denilen dallara ayrılarak sonlanır [9].

Fetal dönemde siyatik arter internal iliak arterin devamı olmakla birlikte sonradan geriler. Ancak populasyonun %0,05'inde bu gerileme olmaz ve persistan siyatik arter olarak kalır. Bu vakaların çoğunda da PSA'da anevrizmatik dilatasyonlar görülür. Yine büyük safen ven boyunca uzanan persistan safen arter bir diğer varyasyondur [5].

2.1.4. Periferik Arter Hastalıkları (PAH)

PAH aterosklerotik ve non-aterosklerotik nedenlere bağlı olarak gelişen ve damar lümeninde daralma, düzensizlik, oklüzyon ve anevrizmatik genişlemeler ile karakterize hastalıkların genel adıdır. Günümüzde periferik arter hastalığı genellikle bacak arterlerinin aterosklerotik tıkaçıcı hastalığını ifade etmek için kullanılan bir terimdir. Bu nedenle bu terim periferik arterlerin tıkaçıcı hastalığı olarak da bilinir [10].

Ateroskleroz ile birlikte trombotik oklüzyon, anevrizma (tromboz veya distal embolizasyon), diseksiyon, travma, vaskülit (Buerger hastalığı, Vasospastik hastalıklar), ekstresek kompresyon ve neoplastik invazyon PAH'ın diğer nedenleridir [10].

Sonuçta darlığın distalindeki kesimlerde yetersiz kanlanmaya bağlı iskemik belirti ve bulgular ortaya çıkar.

2.1.5. Epidemiyoloji

Yapılan birçok epidemiyolojik çalışmada toplam hastalık prevalansı %3-10 arasında olmakla birlikte 70 yaşın üzerinde bu oran %15-20'ye çıkmaktadır. Bu hastaların çoğunluğu asemptomatik olmakla birlikte bu hastalarda tanı Ankle (ayak bileği)/brakial (kol) indeksi (ABI) ile konulmaktadır [1]. Olguların sadece %22'si semptomatik olup çoğunda hastalığın ana semptomu olan kladikasyo intermitans yoktur [11].

2.1.6. Risk Faktörleri

PAH açısından birçok risk faktörü tanımlanmakla birlikte genellikle kriter olarak kabul edilen risk faktörleri; prospektif kontrollü çalışmalar sonucunda, tanımlı faktörün değişmesi durumunda riski azaltan durumlar kabul edilmiştir (sigaranın bırakılması ve dislipidemi tedavisi gibi) [1].

İrk: Siyak ırkta PAH beyaz ırka göre yaklaşık 2 kat fazla görülmele birlikte GENOA (Genetic Epidemiology Network of Arteriopathy) çalışmasında bu farkın aterosklerozun klasik risk faktörlerinden kaynaklanmadığı bildirilmiştir.

Cinsiyet: Hem semptomatik hem asemptomatik grupta PAH prevalansı erkeklerde kadınlardan daha fazladır. Bu fark genç yaşlarda daha belirgindir.

Yaş: Yaş arttıkça PAH'ın hem insidansında hem de prevalansında dikkat çekici bir artış gözlenmektedir.

Sigara: PAH ile sigara arasındaki ilişki ilk defa 1911 yılında Erb tarafından ortaya konulmakla birlikte şu anda sigara ile PAH arasındaki ilişkinin, sigara ile

koroner arter hastalıkları arasındaki ilişkiden daha fazla olduğu bilinmektedir. Ayrıca içilen sigara miktarı ile PAH'ın şiddeti arasında da doğrudan ilişki vardır.

Diabetes mellitus (DM): DM ile PAH arasındaki ilişkiyi gösterme açısından birçok çalışma yapılmakla birlikte genel olarak diyabetiklerde PAH riski 11 kat artmaktadır. Diyabetiklerdeki hemoglobin A1c değerindeki her %1'lik artış PAH riskini yaklaşık %26 arttırmaktadır. Yine diyabet olmadan görülen insülin direncinde de risk %40-50 artar.

Hipertansiyon: Hipertansiyon kardiyovasküler hastalıkların tüm formları ile ilişkili olmakla birlikte risk diyabet ve sigaraya göre daha azdır.

Dislipidemi: Framingham çalışmasında açlık kolesterol düzeyinin 270mg/dl düzeyinin üzerinde olmasının kladikasyo intermitan riskini 2 kat arttırdığı bildirilmekle birlikte bu konudaki en önemli belirteç total kolesterolün yüksek dansiteli lipoproteine (HDL) oranıdır.

Ayrıca hematokrit ve C-reaktif protein (CRP) seviyesindeki artışın, hiperhomosistineminin ve kronik böbrek yetmezliğinin PAH riskini artırdığı görülmüştür [1].

2.1.7. Patofizyoloji

Gelişmiş ülkelerde alt ekstremitte arterlerindeki tıkanıklığın en sık nedeni aterosklerozis obliteranstr. Hastalığın karakteristik lezyonu ateroma, lokalize lipid birikimlerine bağlı intima tabakasının kalınlaşmasıdır. Zamanla medial incelme, selüler nekroz, kalsifiye plak ve nekroz gelişir. En sonunda plak fraktürü, ülserasyon, hemoraji ve tromboz oluşur. Ateroskleroz kan akımını azaltıp trombotik oklüzyon, plak ülserasyonu, distal embolizasyon veya media içine penetresyon oluşturduğunda semptomlar ortaya çıkar [10, 12].

Ateroskleroz genellikle yaygın ve çift taraflıdır [10]. Alt ekstremitte arterlerinde simetrik olmaya eğilimli olup yüzeysel femoral arter (YFA) gibi uzun seyirli arterlerde daha sık, AFA gibi köprü görevi gören arterlerde daha nadirdir [13]. Periferik arterler yanında koroner, beyin, böbrek arterlerini de tercih etmesi nedeniyle önemlidir.

2.1.8. Klinik Bulgular:

Genellikle damar lümen çapındaki darlık oranı %50 düzeyinin altında olan vakalarda herhangi bir klinik belirti ortaya çıkmaz. Bu nedenle PAH genellikle belirti vermez. Darlık veya tıkanıklığın ilerlemesi ve gelişen kollaterallerin yeterli kanlanmayı sağlayamaması üzerine belirtiler görülmeye başlar. Bulgular genelde 3 klinik form şeklinde karşımıza çıkar.

a. Klodikasyo İntermitan (Kİ):

Aksama veya topallama anlamına da gelen Kİ; PAH'ın ilk ve klasik semptomudur. PAH'lı hastaların yaklaşık 1/3'ünde görülür. Yürüyünce ortaya çıkan ağrı, sızı, kramp ya da yorulma hissi şeklinde tarif edilir. Egzersiz ile bacak kaslarına giden kanın okluziv hastalık nedeniyle azalması sonucunda oksijen desteği ve kasların metabolik ihtiyaçları arasındaki dengesizlikten kaynaklanır. Kİ 10 dakika kadar kısa bir dinlenmeyle geçer. Tıkanma seviyesi ile ağrı arasında ilişki mevcuttur. Aortoiliak hastalıkta ağrı baldırlarda, kalça veya uylukta hissedilir, femoral nabız yoktur. Femoropopliteal hastalıkta ağrı baldırda hissedilir ve femoral arter distalinde nabız alınamaz veya azalmıştır [1].

b. Kronik Kritik Bacak İskemisi (KKBİ):

Hastaların tipik olarak kronik istirahat ağrısı ile ülser veya gangren gibi iskemik deri lezyonlarını tarifleyen durumudur. Ancak bu terim akut iskemiden ayırım açısından semptomların başlangıcından en az 2 hafta sonra kullanılabilir [1]. İstirahat ağrısı çok şiddetli olup ekstremitenin yukarı kaldırılmasıyla artar. Hasta ağrısını giderebilmek için ayağını yataktan aşağıya sarkıtır hatta oturur. İleri derecede iskemik ayak, ağrılı ve derisi kuru, pul pul olur. Tırnaklar ve kıllar yavaş uzar. İskemi şiddetlendikçe lokal travmalardan sonra ayak parmaklarında, topukta bazen de bacakta ülserasyonlar oluşabilir, ödem yoktur, ilerlemiş hastalıkta bacak atrofik olabilir. Daha şiddetli hastalık nekroz ya da gangrene yol açabilir [1].

Periferik arter hastalıklarının klinik değerlendirmesinde Fontaine sınıflaması ve Rutherford kategorileri kullanılmaktadır (Tablo1).

Tablo 1. Periferik arter hastalığının sınıflamasında kullanılan Fontaine sınıflaması ve Rutherford kategorileri [1]

FONTAİNE		RUTHERFORT		
EVRE	KLİNİK BULGU	EVRE	KATEGORİ	KLİNİK BULGU
1	Aseptomatik	0	0	Aseptomatik
2a	Hafif kladikasyon, yürüme mesafesi 200 m üzeri	1	1	Hafif kladikasyon
2b	Orta ve ileri derecede kladikasyon, yürüme mesafesi 200 m altında	1	2	Orta derecede kladikasyon
		1	3	İleri derecede kladikasyon
3	İskemik istirahat ağrısı	2	4	İskemik istirahat ağrısı
4	Doku kaybı veya ülserasyon	3	5	Minör doku kaybı
		3	6	Majör doku kaybı

c. Akut Bacak İskemisi:

Bacağın canlılığını tehdit eden düzeyde bacağına giden kan miktarındaki ani azalmayı ifade eder. Akut hadise sonrasındaki ilk iki haftalık dönemdir. Akut tıkanmalar kalpteki bir embolinin veya proksimaldeki bir aterosklerotik plağın arteri birdenbire tıkanması ile oluşur ve genellikle bifurkasyonlarda ortaya çıkar. Aniden oluşan “5 P” bulguları oluşur: pain (ağrı), pulselessness (nabız alamama), paralizisi, parestezi, pallor (solukluk).

Akut iskemi durumunda cevaplanması gereken temel soru ekstremitenin canlı olup olmadığıdır. Bu konuda istirahat ağrısı, duyu kaybı ve kas güçsüzlüğü canlılığın tehdit altında olduğunu gösteren bulgulardır. Kas rigoru, aşırı hassasiyet ve pasif hareketlerle oluşan ağrı ise ilerlemiş iskemi ve doku kaybının geç dönem bulgularıdır [1].

2.2. Tanı Yöntemleri:

PAH'lı hastaların değerlendirilmesine öncelikle hikaye ve fizik muayene ile başlanmalıdır. Fizik muayenede her iki koldan kan basıncı ölçümü, kalp seslerinin dinlenmesi ve nabız muayeneleri mutlaka yapılmalıdır. Nabız muayenesi radial, unlar, brakial, karotid, femoral, popliteal, posterior tibial arter ve dorsalis pedis arterlerinden yapılır. Basitçe nabızlar 0 (nabız yok), 1 (azalmış nabız) ve 2 (normal nabız) şeklinde derecelendirilir. Sonrasında hastanın şikayet ve bulgularına göre tanı yöntemi seçilir. PAH'ta tanı yöntemleri genel olarak non-invaziv vasküler tanı yöntemleri ve görüntüleme yöntemleri olarak ikiye ayrılır.

2.2.1. Non-İnvaziv Vasküler Tanı Yöntemleri

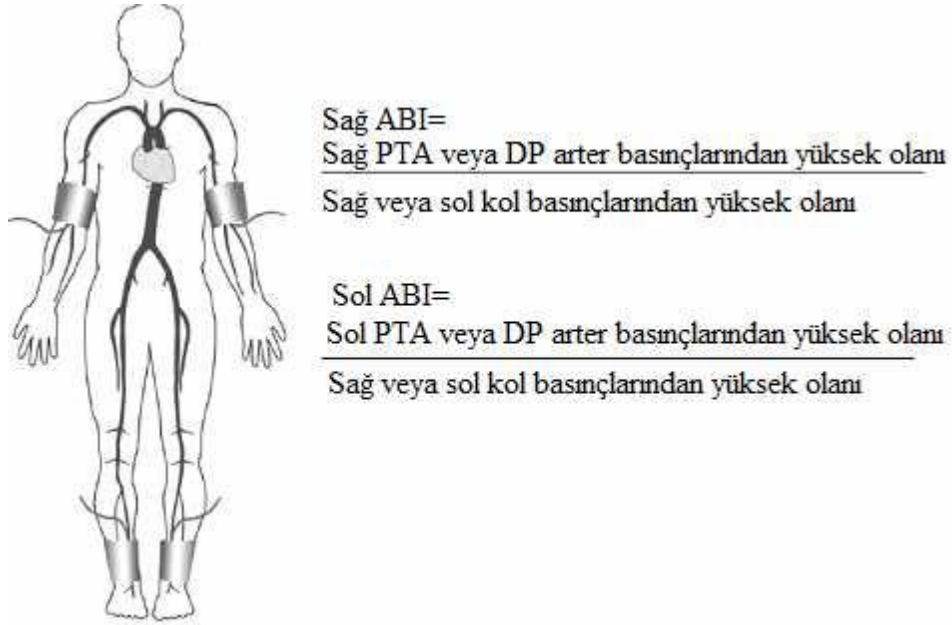
PAH olan hastaları değerlendirmede rutin olarak kullanılan yöntemlerdir. Bu yöntemler sayesinde hastalığın lokalizasyonu ve şiddeti hakkında ilk bilgiler elde edilebilir. Hastaya herhangi bir zarar vermemesi nedeniyle hastalığın gidişatını belirlemede birçok kez kullanılabilir [1].

Segmental Sistolik Kan Basıncı Ölçümleri: Alt ekstremitenin major arterlerinde hemodinamik açıdan anlamlı tıkaçıcı lezyonların tanısında kullanılabilir. Uyluk, bacak ve ayak bileği düzeyinden sistolik kan basıncı ölçümleri yapılır ve bu değerler birbiri ile karşılaştırılır. 20 mm Hg'nin üzerindeki değerler hemodinamik açıdan anlamlı darlığı gösterir [14].

Segmental Pletismografi veya Nabız Hacim Kayıtları: Pletismograf bacaklardaki kan volüm değişikliklerini saptayan ve grafiksel olarak kayıt altına alan bir cihazdır. Manşonlar bacakta istenilen alanlara yerleştirilir ve pletismografa bağlanılarak nabız hacim kayıtları alınır. Anjiyografi ile karşılaştırıldığında %85 doğruluk oranına sahiptir [14].

Ayak Bileği Basınç Ölçümleri-Ankle Brakial İndeks (ABI): Normal bir ekstremitede ayak bileğindeki sistolik kan basıncı koldakinden daha yüksektir. Bu basınçların oranı ankle/brakial indeks (ABI) olarak bilinen bir denklemle belirtilir. ABI hesaplanırken brakial arter ve ayak bileği düzeyi PTA ve DP arter nabızlarının alındığı lokalizasyonlarda sistolik basınçlar ölçülür. O ekstremitte için PTA ve DP

arter sistolik basınçlarından yüksek olanı seçilerek üst ekstremitede yüksek olarak ölçülen brakial arter basıncına bölünür, sağ ve sol için hesaplanan ABI'lardan düşük olanı hastaya ait ABI olarak kabul edilir. Normal kişilerde ABI 1'den büyük olup ortalama 1,1'dir. 0,9'un altındaki değerler anormal kabul edilir (Şekil 1).



Şekil 1. ABI ölçümünün şematik gösterimi [1]

Doppler Hız Dalga Formu Analizleri: Arteriyel akım hızı devamlı dalga (continuous-wave) doppleri ile saptanabilir. Doppler dalga formu trifazik ile bifazik iken normal olarak değerlendirilmekle birlikte monofazik akımlar PAH açısından anlamlıdır [14].

2.2.2. Görüntüleme Yöntemleri

Radyolojik yöntemler revaskülarizasyon (endovasküler veya açık cerrahi) düşünülen hastalarda lezyonu gösterme açısından endikedir. Şu an kullanılan radyolojik metotlar anjiyografi, doppler ultrason, BT anjiyografi (BTA) ve MR anjiyografidir (MRA). Bu tanımlı metotların seçimi; tetkikin uygulanabilirliği,

potansiyel risk ve komplikasyonları, etkinliği, zayıf olduğu tarafları ve kontraendikasyonları hastaya göre diğer bulgular eşliğinde değerlendirilip yapılmalıdır [1].

2.2.2.1. Renkli Duplex (Doppler) Ultrasonografi (RDUS)

Günümüzde alt ekstremitte arteriyel yapılarını değerlendirmede rutin kullanılan noninvaziv tekniklerden biri dupleks US incelemesidir. Dupleks US incelemenin oklüzyon ve darlığı tespit etmede sensitivitesi %92-%95, spesifitesi %97-%99 olarak bildirilmiştir [15]. İyonizan radyasyon iğermez, ucuz ve güvenilirdir. Anatomik ve fonksiyonel değerlendirme imkanı sağlar [16]. Vasküler yapılar ile birlikte çevre yumuşak dokular da değerlendirilebilir [17]. Özellikle femoropopliteal bölgede arterleri değerlendirmede uygundur [2]. Gerektiğinde tekrar edilebilir ve hasta başında inceleme yapılabilir. Değerlendirme süresinin uzunluğu ve uygulayıcı bağımlı olması US incelemenin temel dezavantajlarıdır. Damarlarda aşırı kalsifikasyon, ileri derecede ekstremitte ödemi ve açık yara varlığında inceleme güçleşir. Obezite ve barsak gazları aortoiliak bölgede değerlendirmeye engel olur [2, 18]. İliak arterlerde stenozu ölçmede uygun açı vermek zordur. Addüktör kanal düzeyinde arteriyel yapılar görüntülenemez [19].

Yaygın hastalık ve iyi gelişmiş kollateral vasküler yapı varlığında değerlendirmeler doğru yapılamayabilir [20]. Diğer görüntüleme modaliteleri gibi cerraha yol gösterici anjiyografik imajlar bulunmaz. Tanımlanan dezavantajları Doppler US'nin alt ekstremitte arteriyel sistemin değerlendirilmesinde DSA (digital subtraction angiography) incelemeye alternatif bir yöntem olmasını önlemektedir. Bu nedenle günümüzde Doppler US tarama yöntemi olarak kullanılmaktadır.

Doppler US ile kan akımı değerlendirilirken temel prensip damara belirli bir açıyla gönderilen ultrason demetinin frekansının, akımın yönüne ve hızına göre değişmesini saptamaktır. Gönderilen ses demetinin frekansındaki değişim Doppler eşitliği olarak gösterilir.

$$\Delta F = F_r - F_o = \frac{2 \cdot F_o \cdot V}{C} \cdot \cos \Phi$$

ΔF : Yayılan ve yansıtılan ses frekansları arasındaki fark (Doppler frekansı kayması)

F_r : Hedefte yansıyan ses dalgasının frekansı

F_o : Transduserin frekansı

V : Kan akımının (eritrositlerin) hızı

$\cos \Phi$: Kan akımı ile ona gönderilen ses demeti arasındaki açının kosinüsü

C : Sesin dokudaki yayılım hızı (1540 m/sn)

Doppler eşitliğinde tek bilinmeyen kan akım hızını belirlemede kan damarı ile ses demeti arasındaki açıdır. 90 derecelik bir açının kosinüsü sıfırdır. Bu nedenle ultrason demetinin akıma dik olduğu durumlarda Doppler kayması sıfır olup saptanamaz. Açının 30 dereceden dar olması sesin büyük bölümünün damar duvarından yansımaya, 60 dereceden geniş olması ise hız ölçümlerindeki hataların belirginleşmesine neden olur. Bu nedenle akım hızı ölçülürken Doppler açısı 30-60 derece arası olmalıdır [21].

2.2.2.2. Kateter Anjiyografi

Kateter anjiyografi; konvansiyonel anjiyografi ve DSA (Dijital substraksiyon anjiyografi) inceleme gibi görüntülenecek damar içerisine veya proksimaline doğrudan iğne veya kateterle girilerek kontrast madde verme işlemidir. Konvansiyonel anjiyografide analog sistemlerde X-ışınları röntgen filmi ile saptanır ve görüntü doğrudan film üzerinde oluşur. Dijital sistemlerde ise dedektörlerle saptanan sinyal dijitalize edilir ve görüntü bu değerlerden oluşturulur. Amaç anatomik gürültü nedeni olan zemindeki yapıları görüntüden silerek damarları daha açık olarak göstermektir [21]. DSA incelemenin kontrast rezolüsyonu konvansiyonel incelemeden yüksek olduğu için daha ince kateterlerle daha az ve dilüe kontrast madde kullanılarak görüntüler elde edilir [22].

Periferik arter hastalığında hastalığın ciddiyeti ve lokalizasyonunu doğru bir şekilde değerlendiren, geometrik rezolüsyonu yüksek DSA inceleme altın standart tekniktir. Arteriyel yapılar eş zamanlı alınan dinamik görüntülerle, gerektiğinde selektif kateterizasyon yapılarak ayrıntılı değerlendirilebilir. İnceleme esnasında darlık proksimal ve distalinden basınç ölçümleri yapılarak, aynı seansta tedaviye

yönelik girişimsel işlem yapılabilir. Dinamik inceleme olduğu için retrograd doluşları göstermede üstündür.

DSA inceleme için femoral nabız varlığında femoral arter Seldinger yöntemi ile kateterize edilerek 5F pigtail kateter aorta distaline yerleştirilir. Femoral nabız iki tarafta da zayıf alınıyorsa veya alınamıyorsa brakial arterden girişim yapılır. Abdominal aorta, pelvik ve bacak arterleri A-P projeksiyonlarda görüntülenir. Arteriyel yapılardaki kontrast doluşu eş zamanlı alınan dinamik görüntülerle takip edilir. Yeterli doluşun sağlanamadığı durumlarda ve ilave projeksiyonlar gerektiğinde yeniden kontrast madde verilerek görüntüler alınabilir. İşlem yaklaşık 30 dakika kadar sürmekte ve hasta işlem sonrası en az 4 saat gözlem altında tutulmaktadır.

Teknolojideki gelişmelerle DSA incelemelerde daha küçük kateterler kullanılmış, kullanılan kontrast madde miktarı azalmış, inceleme daha güvenli hale gelmiştir. Ancak hala santral bir artere girişimsel işlem yapılması ve kontrast madde verirken kateter kullanılması nedeni ile düşük de olsa komplikasyon riski vardır. Hessel ve arkadaşları [23] transfemoral yolla yapılan anjiyografi işlemlerinde komplikasyon oranını %1.73 olarak tespit etmişlerdir. %0.47 oranında kateter giriş yerinde hemoraji, arteriyel obstrüksiyon, psödoanevrizma ve arteriyovenöz fistül gibi işleme bağlı, %0.64 oranında ise perforasyon veya ekstralüminal kontrast madde birikimi, emboli ve kateter kırılması gibi katetere bağlı komplikasyonlar ile karşılaşmışlardır. Kardiyak (vasovagal hipotansiyon, aritmi, kalp yetmezliği, miyokard infarktüsü, angina, hipertansiyon), nörolojik (transient iskemik atak, afazi, epilepsi, körlük) ve sistemik (renal yetmezlik ve kardiyovasküler kollaps) komplikasyonlar da görülebilir.

DSA inceleme altın standart tetkik olmakla birlikte, 2D görüntüleme tekniği olduğundan ekzantrik stenozları gözden kaçırıp süperpozisyonlarda yanlış değerlendirmelere yol açabilir. İlave projeksiyonlarda görüntüleme için yeniden kontrast madde ve X-ışını kullanılır. Değerlendirmeler lümendeki kontrast doluşuna göre yapıldığı için arter duvarı, mural trombüs ve arter çevresi dokular görüntülenemez, anevrizmatik bir damar tromboze ise gözden kaçabilir.

2.2.2.3.Bilgisayarlı Tomografi Anjiografi:

Bilgisayarlı tomografinin temel prensipleri: Bilgisayarlı tomografi (BT) bir X-ışını yöntemidir. Vücudu kesitler şeklinde görüntüler (tomografi). BT, X-ışınının bilgisayar teknolojisi ile birleşmesinin ürünüdür. Ana fikir 1917 yılında Radon tarafından ileri sürülen “eğer bir objenin her yönden sınırsız sayıda görüntüleri elde edilebilirse kesit görüntüsü yapılabilir” hipotezine dayanmaktadır. Bir BT kesiti oluşturabilmek için kesit düzlemindeki her noktanın X-ışınını zayıflatma değerini bilmek gerekir. Bu amaçla kesit düzleminin çepeçevre her yönünden X-ışını geçirilir. Yapılan ölçümler güçlü bilgisayarlarla işlenir. Bulunan sayısal değerler karşılığı olan gri tonlarla boyanarak kesit görüntüleri elde edilir.

BT görüntüsü vücudun bir diliminin BT numaralarından meydana gelmiş bir haritasıdır. 2 boyutlu olan bu resim aslında 3 boyutludur. Üçüncü boyutu dilimin kalınlığı yapar. Röntgenden farklı olarak 3. boyut çok incedir (genellikle 1-10mm) ve resmin her tarafında eşittir. Görüntü resim elementi (piksel) denilen minik karelerin yan yana dizilimi ile oluşturulur. Pikselin yüzeyinin, kesit kalınlığı ile çarpımıyla ortaya çıkan hacme hacim elementi anlamına gelen voksel adı verilir. Pikseller, voksellerin ortalama X-ışını zayıflatma değerlerini temsil eder.

BT aygıtları X-ışını/jeneratör sistemlerini, X-ışını dedektörlerini, motorlu kontrol sistemlerini, çok güçlü bilgisayar teknolojilerini ve gelişmiş karmaşık rekonstrüksiyon algoritmelerini içerir. Günümüzdeki en gelişmiş BT aygıtları çok sıralı dedektör bloklarına sahiptir ve X-ışını tüpü ve dedektör bloğu devamlı dönerken hasta masası kaydırılarak (helikal) veri toplanır. 7. jenerasyon olarak adlandırılan bu grup cihazlar çok dedektör sıralı BT (multiple dedector array-MDCT) olarak bilinir. Yöntemin çok sıralı dedektör kullanmasından çok, aynı anda çok sayıda kesit alması daha önemlidir. Bu nedenle çok kesitli BT (multislice CT) terimi daha doğru bir isimlendirmedir. Bu sistemde kesit kalınlığını X-ışınının kolimasyonu değil dedektör açıklığı belirler. Tüpten çıkan X-ışını kalınlığı kullanılan dedektör sırasınca belirlenen kalın bir yelpaze şeklindedir. Bu ışın şekline açık ışın geometrisi (open beam geometry) adı verilir. Tüpten çıkan ışının en yüksek oranda kullanıldığı geometri budur ve inceleme süresi bu sayede çok kısalmıştır. Tüpün dönüş süresinin 0,5 sn ve altında olduğu bu sistemlerde kesit kalınlıkları da 1 mm'nin altına

düşmüştür. Multislice BT yöntemi ile z-aksındaki (longitudinal aks) çözümleme artmış, inceleme süresi kısalmış, incelenen hacim artmış ve üretilen X-ışımından yararlanma oranı artmıştır [21].

ÇKBT (çok kesitli bilgisayarlı tomografi) teknolojisinde devam eden bu hızlı gelişme ile uzaysal çözünürlükte kademeli olarak ilerleme sağlanmıştır. Milimetre altı çözünürlükte görüntü oluşturulması 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 zamanda milimetre altı voksel çözünürlüğü oluşturulup, aksiyel görüntüler kullanılarak 3D volümetrik imajları elde edilebilmektedir.

BT Anjiyografi Temel Prensipleri: PAH'lı olgularda BTA'nın amacı vasküler yapılarda bir tıkanıklığın olup olmadığını saptamak, var ise yerini ve uzanımını belirlemek, tedavi planlaması açısından kollateral akımların ve damarlanmanın durumunu ortaya koymak, tedavi sonuçlarını ve hastalığın gidişatını gözlemlemektir [24, 25].

Günümüzde non-invaziv BTA inceleme alt ekstremite arteriyel sistemin değerlendirilmesinde daha fazla tercih edilmektedir. BTA inceleme 3 boyutlu görüntüleme modalitesi olduğu için gerçek volümetrik bilgi sağlar, bu sayede ekzantrik stenozlar gözden kaçmaz [2]. BTA inceleme kontrast rezolüsyonu yüksek olduğundan, arter duvarı, aterosklerotik plak, mural trombus, intramural hematoma, kalsifikasyon, inflamasyon ve perivasküler yumuşak doku ayırımı yapılabilir. Minimal invaziv olup ayaktan hastalara uygulanabilir, DSA ile karşılaştırıldığında ucuzdur [3, 4]. Tetkikin elde edilmesi ve erişimi kolaydır. Tetkik kısa sürede tamamlanır, hasta açısından konforludur ve komplikasyon oranı düşüktür. Antikoagülan tedavi alan hastalarda, trombositoz veya koagülopati varlığında herhangi bir hazırlık gerektirmez. İşlem ilave morbidite riski taşımaz. Hastalar DSA incelemeye göre daha az radyasyona maruz kalır [4, 26, 27]. Rubin ve arkadaşları [27] tarafından yapılan çalışmada DSA ve BTA incelemelerde alınan radyasyon dozları hesaplanmış sonuçta BTA ile alınan tüm vücut radyasyon dozu DSA ile alınan radyasyon dozundan 3,9 kez daha düşük bulunmuştur. 16 dedektör BTA ile

yapılan incelemelerde DSA'ya kıyasla daha az miktarda kontrast madde kullanılır [28]. Görüntülere istendiğinde ulaşılabilmesi, görüntülerin radyolog ve cerrah tarafından interaktif yorumlanabilmesini sağlar [29]. BTA incelemede imajlar cerraha operasyonda yol gösterici temel işaretler taşır.

BTA incelemenin bazı kısıtlılıkları vardır. Yoğun aterosklerotik duvar kalsifikasyonu varlığında BTA inceleme ile arteriyel vasküler yapı doğru değerlendirilemez [29, 30]. 1000 veya 2000 aksiyal imajın yorumlanması pratik değildir, bu kadar fazla imajın saklanması gelişmiş teknoloji ve gelişmiş bilgisayar sistemlerine gereksinim duyar. Postprosesing değerlendirme 45-50 dk kadar uzun sürebilir [31].

BTA'nın alt ekstremitte arteriyel sistemin değerlendirilmesi yanında değişik lokalizasyonlarda ve değişik endikasyonlarda bir çok kullanım alanı mevcuttur. Subaraknoid kanaması olan hastalarda anevrizmanın gösterilmesi, serebrovasküler olay geçiren hastalarda tıkalı damarın araştırılması, karotid arterlerin aterosklerotik hastalığının değerlendirilmesi BTA kullanım alanlarındandır. Pulmoner tromboembolinin değerlendirilmesinde en çok başvurulan yöntemdir. Ayrıca pulmoner arter anevrizması, pulmoner arteriyovenöz malformasyonlar, anormal pulmoner venöz dönüş, pulmoner sekestresyon gibi pulmoner patolojiler BTA ile değerlendirilebilmektedir. Aort diseksiyonunun saptanması ve sınıflaması, aort anevrizmalarının yerleşimi, boyutları, mural trombüs varlığının tespiti, aort koarktasyonu gibi konjenital anomalilerin tespiti ve takibi BTA inceleme ile yapılabilir. Renal arter stenozu, çöliyak trunkus ve mezenterik arterlerin değerlendirilmesi hepatik ve pankreatik tümör cerrahisinin planlanması ve koroner arterlerin değerlendirilmesi gibi birçok alanda BTA gittikçe artan sıklıkta kullanılmaktadır [32, 33].

Tarama Tekniği: Periferik BTA görüntüleri dört kanal ve üzeri tüm MDBT cihazları ile elde edilebilir ve bunun için spesifik bir yazılıma ihtiyaç duymaz. Eğer cihazda otomatik tube-current modulation yoksa – ki şiddetle olması tavsiye edilir- tüp voltajı 120 kV ve tüp akım şiddeti 300 mA (tarayıcıya bağlı değerler) olarak ayarlanır. Sonuçta periferik BTA'da radyasyon maruziyeti 12,97 mGy ve dozu 9,3 mSv olur. Zayıf hastalarda daha düşük akım şiddeti ve/veya voltaj değerleri

uygulanabilir. Nefes tutma ise sadece abdominal ve pelvik bölge görüntülerinde önemlidir [5].

Hasta Pozisyonu Ve Tarama Aralığı: Hasta ayakları önce gelecek şekilde ve supin pozisyonda yatırılır. Hastanın ayaklarının ve bacaklarının birbirine bitişik olması cihazın izomerkezine gelmesi açısından önemlidir. Ayakların aşırı plantar fleksiyonu artefaksiyel stenozlara ve dorsalis pedis obstrüksiyonuna (balerin işareti) neden olabileceği için önerilmemektedir. Standart olarak T12 vertebra korpusu ile (renal arterlerin orjinini içine alacak şekilde) ayakucu arasındaki alan taranır. Her bir cihaz için farklı olmakla birlikte genel olarak öncelikle “scout” veya “topogram” da denilen dijital radyografi alınır. Sonrasında isteğe bağlı olarak kontrastsız görüntüler elde edilir. Daha sonra test bolus veya bolus trigger için tek bir görüntü alınarak uygun zamanda BTA görüntüleri elde edilir [5].

Görüntü Elde Etme Ve Rekonstrüksiyon Parametreleri: Görüntü elde etme (dedektör konfigürasyonu ve pitch değeri) ve ona uygun rekonstrüksiyon parametrelerini (kesit kalınlığı ve rekonstrüksiyon aralığı) saptama açısından her bir ayrı çeşit ve cihazda ayrı birçok değerler kullanılmaktadır. Periferik arteriyel kontrastlanmanın dinamikleri düşünüldüğünde özellikle stenozu olan hastalarda görüntü elde etme hızı düşürülür. Bunun için düşük pitch değerleri ve maksimum gantry rotasyon hızı kullanılmalıdır. Elde edilen ham görüntüler daha sonra 1 veya 1,5 mm kalınlığındaki görüntülere dönüştürülür (yüksek çözünürlük). Periferik BTA’da genellikle 900-2500 görüntü elde edilir [5].

Kontrast Madde Enjeksiyon Teknikleri: BTA’da kontrast maddenin uygulama tekniği en tartışmalı konulardan birini teşkil etmektedir. Tetkikin elde edildiği tüm süre boyunca yeterli ve homojen kontrastlanmanın sağlanması özellikle istenen bir durumdur. Çünkü eşik değer BT atenüasyon değeri kullanan 3B görüntüleme teknikleri için bu gereklidir [34].

Antekübital venden 20 gauge (G) veya daha üstü intravenöz damar yolu ile iyotlu kontrast maddeler verilerek kontrastlanma sağlanır [5]. Genellikle 3-5 mL/sn hızla verilen kontrast madde AA ve periferik arterlerde yeterli kontrastlanma sağlar. Kontrast madde dozu hastanın ağırlığına göre belirlenir (1-2 mg iyodine/kg) [3]. BTA tetkikini elde olunması esnasında zorunlu olan 3-5 mL/sn uygulama hızları power enjektörleri zorunlu kılmıştır. Bunun yanı sıra iyonik kontrast maddelerin hızlı

enjeksiyonu ile ortaya çıkan bulantı ve kusma ile diğer daha ciddi komplikasyonların riskindeki artış radyologları iyonik olmayan kontrast madde kullanımına itmektedir [35, 36].

BTA incelemede tek seferde yüksek miktarda kontrast madde uygulanımı ekstrevasiyon riskini artırır [30]. IV kontrast madde öncesi 20 mL normal serum fizyolojik enjekte edilerek ekstrevasiyon olup olmadığı kontrol edilir [4].

İntravenöz kontrast maddenin enjeksiyonu ile arkus aortaya ulaşması için geçen süreye kontrast maddenin transit zamanı denir. Bu değer kişide kardiyovasküler bir hastalığın bulunup bulunmamasına göre 12 ile 40 saniye arasında değişir. Bu nedenle periferik BTA çekimlerinde bu sürenin hastaya göre belirlenmesi önerilmektedir [5].

IV kontrast madde uygulanmasında iki temel metod vardır:

1. Test enjeksiyon metodu: Kontrast maddenin incelenecek alana ulaşma süresini belirlemeye yöneliktir. 10-15 mL kontrast madde 4-5 mL/sn hızla enjekte edilerek arkus aortadan veya incelenecek alana göre diğer lokalizasyonlardan görüntüler alınıp ilgili arterde kontrastlanma ölçülür. Pik kontrastlanmanın olduğu süre belirlenir. BTA incelemesinde tarama bu gecikme süresine göre başlatılır.

2. Kontrast maddenin bolus şeklinde enjekte edildiği otomatik tetiklemeli yöntem. Kullanıcının belirlediği lokalizasyondan belirli aralıklarla görüntü alarak kontrastlanmanın artmaya başladığı anda BTA tetkiki elde edilir. Femoropopliteal anevrizma ve kalp yetmezliği gibi durumlarda distal damarlarda kontrastlanma iyi olmayabilir, yeniden çekim yapılması gerekebilir [4].

BTA'da Görüntü Yorumlama ve Postprocessing Yöntemleri: BT'nin kullanım endikasyonlarının artmasında ve günlük pratikte her geçen gün daha fazla tercih edilmesinde çekim sonrası yapılan imaj işleme ve gösterim tekniklerinin katkısı büyüktür. Bu tekniklerden en önemlileri multiplanar reformat (MPR) tekniği, curved planar reformat (CPR) tekniği, yüzey gösterim tekniği (SSD), maksimum ve minimum intensite projeksiyon (MİP, MinİP) teknikleri ve volüm rendering (VR) tekniğidir.

•**Multiplanar reformat (MPR):** 2D reformat görüntüleridir. Aksiyal imaj bilgisi üst üste bindirildikten sonra istenilen planda görüntü oluşturma tekniğidir. Koronal ve sagittal reformat görüntüler ilgili voksellerin üst üste yerleştirilmesiyle

elde edilir. Oblik ve curved reformat görüntülerde bitişik vokseller arası bilgi interpolasyona uğradıktan sonra konstrükte edilir. Kural olarak MPR'de vokseller eşit genişliktedir. Kesit kalınlığı artmış reformasyonlar elde edilirken imaj gürültüsü azaltılmış ve kalitesi arttırılmış olur. Bu teknik özellikle ince kesit çok kesitli BT data kümeleriyle uygulandığında uzaysal rezolüsyon kaybı olmadan imaj gürültüsünü azaltır [37].

•**Curved planar reformat (CPR):** Görmek istediğimiz damar yapı işaretlenerek damar boylu boyunca ortaya konulur. 3 boyutlu görüntülerin elde edilmesinde yararlanılan çeşitli teknikler vardır. Bunlardan segmentasyon tekniğinde segmentasyon ilgili volüm belirlenip onu diğer yapılardan ayırma işlemi uygulanır. Threshold teknikleri; segmentasyona uğratılacak volümü tanımlamak için bir eşik değer yada BT sayı aralığının tanımlandığı işlemidir. Genellikle SSD tekniğinde kullanılır [37]. Konnektivite; devamlılık gösteren imaj bölgelerinin tanımlanmasında kullanılır. İmaj bölgesi geliştirimi bir noktadan başlar ve özgün durumu sağlayan tüm vokselleri belirleyip bu noktaya bağlar. Genellikle vokseller daha önceden tanımlanan BT numaraları aralığındadır [37]. Morfolojik operatörler; bir yapının atenüasyon değerlerinden ziyade morfolojisine bağımlı operatörlerdir. En basit ama kullanışlı operatörler bir objenin yüzeyinden voksel sıralarını kaldıran (erozyon) veya bir objenin yüzeyine voksel sıraları ekleyen (dilatasyon) türleridir. Erozyon operatörleri bitişik yapılar arasındaki köprüleri kaldırmada kullanılır. Yüzey detayları kaybına rağmen objenin yaklaşık orijinal boyutunu şekillendirmede dilatasyon kullanılabilir. Erozyon sonrası dilatasyon şeklindeki sekansa closing (kapama) adı verilir, çünkü yapılar arasındaki bağlantıları kapatır. Dilatasyon ve sonrasında erozyon şeklindeki sekansa opening (açma) denir, yapılar arasındaki bağlantıları açar. Otomatik teknikler; tamamen ya da yarı otomatik tekniklerdir. BTA incelemede kemik yapıların otomatik olarak kaldırılması örnek olarak verilebilir. Işın toplamı projeksiyonu; bu projeksiyon için görüntüleme yönünde karşılaşılan BT sayıları beraberce eklenir veya ortalaması alınır. Böylece basit bir ışın toplamı projeksiyonu çok kalın MPR'ye benzer. Sonuç seçilen görüntüleme volümünün bir konvansiyonel radyografisini andırır. Eğer önce bir eşik değeri atanırsa sadece BT sayıları o aralıkta olan voksellerin ortalaması alınır [37].

•**Maksimum intensite projeksiyonu (MİP) ve minimum intensite projeksiyonu (MinİP):** MİP ve MinİP; ilgili volümü tanımlamak için kullanılan volüm çevirim tekniklerinin basit örnekleridir. İlgili volümdeki projeksiyon yönü boyunca karşılaşılan maksimum ve minimum BT sayıları kullanılarak görüntü oluşturulur [37]. MİP ve MinİP tekniği bir hat boyunca olan tüm voksellerin değerlendirilmesi ile elde edilir. BT imajındaki tüm bilgi kullanılabileceği gibi ilgili bölgeye yönelikte inceleme yapılabilir. MİP görüntüde ortaya çıkan piksel değeri seçilen kesimdeki en yüksek vokselle değeri gösterir. MinİP görüntüde ortaya çıkan piksel değeri seçilen kesimdeki en düşük vokselle değeri gösterir. Her iki teknikte de 3D ortamda komşu yapılar ile ilişki net olarak ortaya konulamaz [38]. MİP imajlar arter kalsifikasyonları ve uzanımlarının değerlendirilmesinde en iyi bilgiyi verir. Alt ekstremitelerde BTA görüntülerinin değerlendirilmesinde tercih edilen modalitedir. Vasküler yapıyı, oklüzyonu, postoklüziv yeniden dolusu ve stenozun derecesini iyi demonstre eder ancak aşırı kalsifikasyon varlığında stenozun derecesini tam göstermez. MİP imajlar küçük damarları ve büyük damarlardaki stenotik bölgeleri daha iyi ortaya koyar, ancak venöz kontrastlanma arteriyel kontrastlanmaya yaklaştıkça süperpozisyon nedeniyle arteriyel yapıların değerlendirilmesi zorlaşır [27].

•**3D yüzey dönüşümü, gölgeli yüzey gösterimi (Shaded surface display (SSD)):** SSD tekniğinde seçilmiş eşik değere göre ilgilenilen vokselle bilgileri değerlendirilerek objenin yüzeyi tanımlanır [38]. Hacim bilgisinin yüzey bilgisine çevrilmesi sonucu bilgi kaybı olmaktadır. Elde edilen data volümü içinde ilgili yapının 3D yüzeyine gerçekçi bir bakış sağlar. SSD tekniği ile imaj oluştururken önce tanımlanmak istenen 3D yapı belirlenmelidir. Bu; objeyi arka plandan ayırma işlemi (segmentasyon), obje kontrastına bağlı olarak oldukça basit veya güç olabilir. En basit segmentasyon işlemi, uygun bir BT sayı aralığı seçerek 3D objenin tanımlanmasıdır. Bu planda görüntüleme yönünde ilk karşılaşılan obje data noktaları 3D yüzey imajı oluşturmak için kullanılır. BT dansitelerinin yüzey gradienti gölge şeklinde efekt oluşturur ve 3D görüntünün gerçekliği artar. SSD imaj kalitesi; tarama parametrelerine, obje segmentasyon eşliğinin seçimine bağlıdır [37].

•**Volüm rendering (VR) tekniği:** Ham verilerdeki tüm bilgileri kullanarak 3D görüntü oluşturma tekniğidir [38]. MİP ve MinİP, VR tekniğinin basit örnekleridir. İmaj, ilgili volüme ışınlar saçarak her ısın boyunca karşılaşılan datadan elde edilen numerik değeri projekte ederek oluşturulur. Bununla birlikte, genellikle VR tekniği, çok yönlü ve yüzey dönüştürme ile MİP karakterlerin kombinasyonu kompleks bir prosedürü ifade eder. VR tekniği, BT sayılarına bir opasite değeri atar ve böylece obje konturlarının veya yapıların daha iyi tanımlanmasını sağlar. İmaj kalitesi yüksektir. VR tekniği en iyi şekilde SSD ile kıyaslanarak anlaşılabilir. SSD seçilen esik aralığında objeye ait tüm BT sayılarının maksimum opasiteye sahip olduğu, aralığın dışında kalan BT sayılarının sıfır değeri opasite ile ifade edildiği ve imaja katılmadığı bir tekniktir. Tüm vokseller maksimum opasiteye sahip olduğundan SSD’de sadece obje yüzeyi resmedilir. VR teknikte ise opasite değeri sürekli olup %0-100 arasında değişebilir [37]. Alternatif olarak BT skalasında formu, yüksekliği ve pozisyonu değiştirilebilen opasite eğrileri trapezoidler şeklinde üretilebilir. Bu trapezoidler farklı dokuların atenüasyon aralığını temsil edecek şekilde seçilebilir. Dokuları son imajda birbirinden ayıracak şekilde her bir trapezoide farklı renk atanabilir. Reflektiviteyi taklit için kullanılan dereceli gölgelendirme miktarına bağlı VR tekniği transmisyon gösterimi yada yüzey gösterimi şeklinde oluşturabilir. Bu reflektivite sabiti hazırdaki ayarları kullanarak ya da numerik değeri ayarlayarak tayin edilir. BT sayı skalasına bir renk skalası atanıp bu renk skalası atenüasyon veya doku tipine bağlı olarak mutlak bir referans renk sağlayacak şekilde BT sayılarına göre sabit olabilir. Bu teknik kontrast tutmayan yapıları göstermede idealdir. Son dönem programların çoğunda parametrelerin seçimi interaktif şekilde uygulanabilir. Ayrıca VR programları olmaksızın VR data görüntülenmesini sağlayan film gösterim sekansları oluşturulabilir [37].

Suboptimal opasite ayarları imaj artefaktlarına sebep olsa da VR tekniği, SSD’ye kıyasla yalancı stenoz ve oklüzyonlara daha az duyarlıdır. İmaj gürültüsü obje yüzeyinde düzensizliğe sebep olabilir ya da altta yatan patolojiyi maskeleyebilir. Gürültü gösterilen volümün gölgelenmesine yol açabilir. VR tekniğinde bilgi kaybı olmamakla birlikte VR tekniği data volümündeki tüm bilgiyi göstermez. Tüm 3D çevirim teknikleri gibi objenin kısmen gösterimini sağlar. BTA incelemede renk kodlu VR tekniği damar lümenini ve kalsifikasyonları farklı renklerde kodlayarak

kalsifiye plakların lokalize edilmesini kolaylaştırır. Renk kodlama ayrıca arteriyel, venöz damarların ve farklı kontrast tutan organların ayrımını sağlar. Ek olarak VR tekniği kas tendon ve kemikleri hatta cilt konturlarının bile aynı anda değerlendirilmesini sağlar [37].

2.2.2.4.MR Anjiografi

MRA teknikleri genel olarak kontrastlı ve kontrastsız görüntüleme şeklinde 2 kategoriye ayrılabilir. 1994 yılında Prince tarafından uygulamaya konulmasından itibaren gadolinyum kullanılarak elde edilen ilk geçiş kontrastlı MRA, yaygın bir kullanım alanı bulmuştur. MR yazılım ve donanımındaki gelişmeler ile gadolinyumun kullanıldığı kontrast maddelerinin güvenliği hakkındaki şüpheler ise kontrastsız MRA'ya olan ilgiyi arttırmıştır [39].

Vasküler MR Görüntülemenin Temel Prensipleri: Kontrastsız MRA metodlarını tartışmaya başlamadan önce anjiografik görüntülerin elde edilmiş metodları açısından bazı temel prensiplerin bilinmesi gerekir [39]

Arteriyel akım paternleri ve MR'de akım: Arteriyel damarlarda pik sistolik akım genellikle EKG trasesindeki R dalgasından yaklaşık 150-200 milisaniye sonra oluşur. Pik sistolik hız ile ventrikül kontraksiyonu arasındaki süre ekstremitelerde distale doğru gittikçe uzar. Bu durum arteriyel yapıların kompliyansından kaynaklanmaktadır. Yine aynı nedenden dolayı arterlerin sistolik hızları distale doğru gittikçe azalır. Örneğin; abdominal aortada pik sistolik hız 70-100 cm/sn iken femoral arterde 30-50 cm/sn, dorsalis pediste 10-20 cm/sn'dir [39].

Standart spin-eko (SE) sekanslarında ilki 90°, ikincisi 180° olan iki RF pulsu uygulandıktan sonra sinyal ölçülür. Eksite edilen kesitteki damarlardaki kan, sinyal dinleme sürecinde kesit dışına çıkmış olacağından damar içinden alınan sinyal zayıflar ("wash-out effect"); akım hızlı ise hiç sinyal alınamaz ("flow void"). Bu olay SE görüntülerde akımın hipointens görülmesinin bir nedenidir; diğer nedeni akan kandaki spinlerin refokuse edilememesidir. Buna karşılık akımın hızı belirli bir seviyenin altına düşerse çevrelerindeki durağan dokuya göre daha güçlü sinyal verebilir. Bunun nedeni akım zenginleşmesi ("flow related enhancement") olayıdır. Kesitteki durağan dokularda ardışık eksitasyonlar sonucu kısmi bir saturasyon

görülür. Kesite yeni giren kan ise tam manyetizedir ve yüksek sinyal verir. SE görüntülerde belirli bir hızdan sonra “washout” etki artar ve akım zenginleşmesi azalır. Akıma bağlı sinyal artımını belirginleştirmeden yararlanmak MRA'nın temelidir [21].

Diğer Dokularla Karşılaştırıldığında Kanın T1 ve T2 Özellikleri: Vücutta kanın oksijenasyon seviyesine bağlı olarak arteriyel ve venöz kanın T1 relaksasyon zamanı görece uzundur. 1,5 T MR ile alınan görüntülerde arteriyel kanın T1 zamanı yaklaşık 1200 milisaniye civarındadır ve bu değerler venöz kan ile yaklaşık değerlerdedir. T2 relaksasyon zamanı ise oksijenasyondan daha çok etkilenir. 1,5 T MR ile alınan görüntülerde arteriyel kanın T2 zamanı yaklaşık 250 milisaniye iken bu değer venöz kanda 30 milisaniye civarındadır [39].

MRA Uygulamalarında Görüntü Oluşturmak İçin Gerekli Faktörler: Periferik MRA görüntüleme 80-140 cm arasında geniş bir anatomik alan tarandığı için birden çok istasyona bölünerek görüntü elde edilir. Yine damarların küçük yapısını görüntüleme açısından uzaysal çözünürlüğün yüksek olması gerekmektedir. Ayrıca aterosklerotik hastalığın tutulumunun her iki bacakta farklı olması durumunda bacaklardaki kontrastlanmanın değişiklik gösterebileceği unutulmamalıdır. Bununla birlikte venöz yapıların uygun şekilde baskılanmaması arterleri değerlendirmeyi güçleştirebilir [39].

MRA ile Damar Duvarının Ve Plak Yapısının Değerlendirilmesi: Damar duvarını değerlendirmede genellikle hareket eden kanın görülmediği spin-eko (veya siyah kan) sekansları kullanılır. Bununla birlikte T1 ve T2 görüntüler ile proton dansite ağırlıklı (PDW) görüntülerde plak birleşenlerini ayırt etmede kullanılabilir. Yine damar duvarında izlenen plağın kontrastlanma durumuna göre ayırıcı tanıya gidilebilir. Ayrıca son dönemde moleküler MR tekniği ile de hücresel ve moleküler düzeyde de plak karakterizasyonu yapılabilmektedir. [40]

2.2.2.4.1. Kontrastlı MRA Görüntüleme:

Günümüzde kontrastlı MRA arteriyel hastalıkların değişik formlarını değerlendirmede önemli bir noktaya gelmiştir. Temelde kontrast maddenin arterlerden ilk geçişi esnasında arteriyel luminogram görüntülerinin alınmasına

dayanır [41]. BTA ile karşılaştırıldığında kontrastlı MRA'da iyonizan radyasyon bulunmaz ve görüntüler damar duvarındaki kalsifikasyonlardan etkilenmez [42]. Diğer MRA görüntüler gibi venöz kontrastlanmanın az olması ve damar-arka plan çözünürlüğünün yüksek olması amacıyla yüksek uzaysal çözünürlüğe ve volümetrik kapsama sahip olmalıdır [41].

İntravenöz kontrast madde olarak gadolinyum bileşikleri kullanılır. Vasküler kontrastlanmanın temel faktörünün iyot olduğu BTA tetkikin tersine kontrastlı MRA'da Gd bileşiklerinin etkisi indirek yolla olur. Yani Gd serbest sudaki protonların T1 ve T2 sürelerini kısaltır ve arka plandaki dokularla kontrast farkı oluşturur. Sıklıkla T1 ağırlıklı 3D spoiled gradient echo tekniği kullanılır. Kısa TE (<10 m/sn) sayesinde manyetik duyarlılık artefaktları ve akıma bağlı sinyal kayıpları azalırken kısa TR (<2 m/sn) sayesinde görüntü elde etme zamanı kısalmıştır [42]. Yine büyük vuruş açısı (45- 60 derece) kullanıldığı için kısa T1 süreli kandan yüksek sinyal, uzun T1 süreli diğer dokulardan düşük sinyal gelir [5].

Lokalizer Görüntü: Kontrastlı MRA incelemeler birkaç dakika içerisinde elde edilmelidir. Mümkün olan en kısa görüntüleme süresinde uygun görüntü kalitesi elde edilmesi açısından planlama çok önemlidir. Tüm vasküler ağacı görüntüleme açısından öncelikle "scout" veya "lokalizer" denilen görüntüler alınır. Scout görüntüler; son zamanlarda steady state free precession (SSFP) teknikleri kullanılsa da genellikle transvers ince kesit düşük rezolüsyonlu TOF teknikleri kullanılarak elde edilir. Aynı zamanda sagittal ve koronal scout görüntüler de kullanılabilir. Ancak yine de damarların görüntüleme alanı içerisinde kalıp kalmadığını kontrol etme açısından aksiyel görüntüler mutlaka alınmalıdır [5].

Kontrast Erişimi ile Görüntü Elde Etme Arasındaki Senkronizasyon: MR, diğer tetkiklere göre yavaş bir inceleme olduğu için iyi bir görüntü kalitesi elde etme açısından pik arteriyel kontrastlanma ile k-space'in merkezinin görüntüsünü elde etme eş zamanlı bir şekilde yapılmalıdır. Pik arteriyel kontrastlanma zamanı; enjeksiyon hızı ve volümü ile sonrasında verilen SF miktarı ve kardiyak output'a bağlıdır. Hastadan hastaya değişen bu değerler nedeniyle her vakada ayrı bir kontrast madde ulaşım süresi belirlenmelidir. Enjeksiyon zamanı ile santral k-space görüntüsünü elde etme arasındaki süreyi belirleme açısından 2D zamana bağlı (time-

resolved) test bolus tekniği kullanılabilir. Bunun için önce 1-3 ml kontrast madde sonra 25-35 ml SF verilmesinden sonra infrarenal aortaya kontrast madde ulaşım zamanı ölçülür. Görüntü başına 1-2 saniye olacak şekilde temporal rezolüsyon değerleri kullanılmalıdır. Son zamanlarda eş zamanlı bolus monitörizasyon yazılım teknikleri olarak da bilinen state - of - the art yöntemleri kullanılmaktadır. Öncesinde küçük miktarda kontrast madde enjeksiyonu yapılan test bolus yönteminin tersine bu yöntemde cihaz tarafından ya da görsel geri bildirim sayesinde, çekim anında, istenilen düzeydeki kontrast madde miktarı ve görüntü elde etme zamanı tek bir enjeksiyonda belirlenerek tek seferde kontrast madde verilmiş olur [5].

Optimal Damar - Arka plan Kontrastı Elde Etme Yöntemleri: 0,1- 0,3 mmol/kg 0,5 M gadolinyum bileşiği enjeksiyonu ile arteriyel kandaki T1 süresindeki kısalma; MIP görüntü elde etme açısından, tek başına yeterli miktarda kontrastlanma sağlayamaz. Damarların daha belirgin görüntülenmesi açısından özellikle yağ doku gibi kısa T1 zamanına sahip arka plandaki dokuların baskılanması gerekir. Bu anlamda en sık kullanılan yöntem kontrastlanmayan “maske” görüntülerin çıkarılması (subtraction) yöntemidir. Yağ dokunun T1 süresinin kontrastlanmış arteriyel kana yakın olması nedeniyle arka planda kalan yağ dokudaki protonlardan gelen sinyali baskılama da diğer bir yöntemdir [41].

Venöz Kontrastlanmanın Azaltılması: İntraarteriyel DSA ile karşılaştırıldığında kontrastlı MRA hakkında bahsedilen en büyük problem özellikle alt bacak düzeyinde görülen venöz kontrastlanmadır. Venöz kontrastlanmanın azaltılması açısından birçok yöntem tanımlanmakla birlikte bunların başlıcaları; görüntü elde etme hızının azaltılması, alt bacak bölgesi için özel bir istasyon şeklinde çekim yapılması, özelleştirilmiş k-alanı dolun algoritmalarının kullanılması, time-resolvet yöntemi ile görüntü elde edilmesi (TRICKS – time resolvet imaging of contrast kinetics ve CENTRA – contrast enhanced timing robust angiography gibi) ve infrastolik venöz kompresyon yöntemleridir [41].

Kontrast Maddeler ve Enjeksiyon Protokolleri: Kontrastlı MRA'nın kalitesi T1 zamanındaki maksimum kısalma ile merkezi k-alanı bilgilerinin elde edilmesi arasındaki uyuma bağlıdır. Bununla birlikte kontrast madde verilış hızı ve miktarı da tetkikin zamanı ve çeşidine göre (tek veya birden fazla enjeksiyon gibi)

değişmektedir. Son dönemde yayınlanan tüm kontrastlı MRA çalışmalarında 0,5 M ekstrasellüler kontrast madde kullanılmaktadır. Genellikle 0,1- 0,3 mmol/kg (75 kg hastada 15- 45 mL) kontrast madde verildikten sonra 15-30 mL serum fizyolojik enjeksiyonu önerilmektedir [41]. Ancak Habibi ve arkadaşlarının 3T kontrastlı MRA ile yaptıkları çalışmada 0,1 mmol/kg ile 0,2 mmol/kg ve 0,3 mmol/kg kontrast madde arasında görüntü kalitesi açısından farklılık olmadığı saptanmıştır [43].

2.2.2.4.2. Kontrastsız MRA Teknikleri:

Son yıllarda Gd içeren kontrast maddelere bağlı olarak gelişen nefrojenik sistemik fibrozis (NSF) nedeni ile kontrastsız MRA tetkiklerine olan ilgi gittikçe artmaktadır. Alt ekstremitte arterlerini değerlendirmede en sık kullanılan kontrastsız MRA teknikleri; faz kontrast (PC), time-of-flight (TOF), 3D half Fourier fast spin echo ve balanced steady state free precession (bSSFP) yöntemleridir.

Time-of-Flight (TOF) MRA:

Genel olarak vücutta en yaygın kullanılan kontrastsız MRA yöntemidir [39]. TOF yöntemi genel olarak manyetizasyonun büyüklüğü değiştirilerek akan kan ile sabit duran çevre dokular arasında kontrast farklılığı oluşturulması esasına dayanmaktadır. Sonuçta kan akımından büyük sinyal gelirken çevre hareketsiz dokuların sinyali azaltılır [5]. TOF görüntüler oluşturulurken gradient echo (GRE) sekanslar kullanılır. Bu sekanslarda anatomik kontrast yetersizdir, ancak yüksek kontrast parlak kan görüntüleri sağlar [21].

MR'da eğer radyofrekans eksitasyonu devamlı arttırılırsa denge durumuna ulaşmaya kadar dokulardan gelen sinyal azalır. TOF görüntüleme yeni gelen kanın eksitasyon sayısı az diğer dokuların eksitasyon sayısı fazla olduğu için sinyal farklılığı oluşur [5]. Damar aksiyel olarak görüntülenir, akım kesit düzlemine dik gelir. Önce görüntülenecek kesitteki dokular, T1 değerlerinden kısa TR süresi kullanılarak satüre edilir. Bu sürede damar kesitindeki satüre kan kesit düzlemi dışına çıkar, yerine satüre olmamış manyetizasyonu denge fazında yeni kan gelir. Satüre olmuş zeminden sinyal alınmazken damara yeni gelen kan yüksek sinyal nedeniyle parlar [21].

Veriler ardışık ince kesitlerle (2B), bir hacimden (3B) veya ikisinin arasındaki bir yöntem olan kalın doku bloklarından toplanabilir [21]. 2B TOF görüntüleri; ince kesitli (1,5-3,0 mm) ve akıma dik biçimde alınır. Vuruş açısı 45°-60° ve TR zamanı 30-50 milisaniye gibi orta dereceli değerle alınır. Vuruş açısının orta dereceli değerlerde olması sayesinde çevre dokudan gelen sinyaller baskılanırken damardan gelen sinyaller belirli zaman aralığında baskılanmaz. Bununla birlikte TR zamanı ne kadar uzunsa görüntü kalitesi o kadar iyi olur. Pulsatilitate artefaklarını engellemek için kardiyak gating kullanılabilir. Görüntü alınan kesitin hemen yanında kesite paralel olarak alınan saturasyon pulsu; doyuma ulaşmış kandan gelecek istenmeyen sinyalleri baskılar. 2B TOF MRA'nın en büyük dezavantajı ince kesitlerin elde edilmesi nedeniyle görüntüleme zamanının uzun olmasıdır. Ayrıca kesit alanındaki satüre kan; intravoksel faz dağılımının hızlanması, türbülant-retrograd akım ve hareket artefakları nedeniyle yanlışlıkla stenoz ve darlık görünümüne neden olabilir. 3B TOF görüntüleri oluşturulurken akım yönüne dik bir slab oluşturulur. Vuruş açısı ise durağan dokuların sinyalini engellemek için düşük olarak seçilir (20-30 derece). Yine çevre dokudan gelen sinyali azaltmak amacıyla manyetizasyon transfer yöntemi kullanılabilir [5].

Günümüzde TOF; alt ekstremitte arterlerini görüntülemeye, konvansiyonel X-ray anjiyografik yöntemlerle ve kontrastlı MRA ile net anlaşılabilen kesimlerinde ve özellikle alt bacak- ayakları değerlendirmede kullanılmaktadır [5].

Faz Kontrast (PC) MRA:

Longitudinal manyetizasyondaki akıma bağlı ortaya çıkan değişikliklerle görüntü elde edilen TOF MRA'nın tersine, PC MRA'da transvers manyetizasyon önemlidir [21]. PC MRA'da damar – arka plan dokuları arasındaki kontrast; kandaki hareketli protonlar ve durağan diğer dokular arasındaki transvers manyetizasyonun birikmiş faz farkından elde edilir [5]. Yine GRE sekanslar kullanılır [42].

Duran spinlere bipolar bir gradiyent uygulanırsa, spinler önce defaze, sonra refaze olur ve sinyal elde edilir. Bu süreçte akan kandaki gibi hareketli spinlerde durum farklıdır. İlk gradiyent uygulandığında oluşan faz şifti akım nedeniyle hızlanır ve ters uygulanan gradiyentle tamamen kompanse edilemez. İkinci gradiyentin

uygulanmasından sonra kalan faz şifti akımın hızıyla orantılıdır. Hız ne kadar fazla ise defaze olma o kadar fazla, akım kodlaması da o kadar parlak olur [21].

TOF'dan farklı olarak PC kantitatif bir yöntemdir ve düzgün kalibre edildiğinde akımın hızını ve yönünü doğru olarak söyler. Bu yöntem yavaş akımı çok iyi görüntüler. TOF'da olduğu gibi 2B ya da 3B görüntüler elde edilebilir.

PC'nin görüntüleme süresi TOF'dan daha uzun olup, damarları kıvrımlı ve düzensiz olan olgularda kaliteli görüntü elde etmek zordur [21]. Bununla birlikte Steffens ve ark.'nın aortoiliak ve femoropopliteal alanda PC MRA ve IA DSA'yı karşılaştırdıkları çalışmada %95 sensitivite ve %90 spesifite oranları bulunmuştur [5].

Balanced Steady State Free Precession (bSSFP):

SSFP; kısa TR (1,5-2 milisaniye) ve kısa TE (3-4 milisaniye) zamanları kullanarak oluşturulan yüksek dereceli kan havuz sinyali üretir (13). Görüntünün kontrastını temelde T2'nin T1'e oranı belirler ve sekanslar çok yüksek SNR değerleri ile karakterizedir. Kan ve çevre dokuların farklı T2/T1 oranına sahip olması bSSFP sekansı ile anjiyografik parlak kan görüntüsünün oluşmasını sağlar. Arterlerin çevresindeki yağdan gelen parlak sinyal açısından etkili bir yağ baskılama gerekir. Arterler ve çevre doku arasındaki kontrast farkını artırma açısından Gd içeren kontrast maddeler kullanılabilir [5].

Sekansa $\alpha/2$ preparasyon pulsu, spin-conditioning için yalancı pulslar ve değişken RF eksitasyon puls dizileri kullanılır. Bu sayede yüksek SNR elde edilip, kandan yüksek sinyal alımı açısından üç yöndeki tüm spinler, tamamen dengeli bir biçimde sıralanmıştır.

Periferik arterlerin değerlendirmede bSSFP'nin kullanıldığı iki alternatif form vardır; flow-sensitive (FSD) ve quiescent-interval single-shot (QISS). FSD bSSFD tekniği, fresh blood imaging (FBI) yönteminde olduğu gibi sistolik dönemde elde edilen siyah görüntülerin diastolik dönemde elde edilen parlak görüntülerden çıkarılmasıyla elde edilir. Bu yöntemde sadece sistolde harekete duyarlı bipolar gradiyent uygulanır. QISS tekniğinde ise görüntü elde etmede EKG senkronizasyonu

kullanılır. Önce aldığımız kesit aralığındaki longitudinal manyetizasyonu sıfırlama açısından R dalgasından 100 ms sonra (trigger delay-TD) kesite selektif RF satürasyon dalgası uygulanır. Aynı zamanda kesit alanına girecek olan venöz kanı satüre etmek için görüntü elde edeceğimiz kesitin hemen distaline bir başka RF satürasyon pulsu daha gönderilir. Bu manyetizasyon preparasyon döneminden sonra quiescent-interval (pasif aralık) denilen ve hiçbir eksitasyonun yapılmadığı diğer dönem gelir. Görüntü elde etmeye başlanılan andan hemen önce de frekansa selektif bir yağ baskılama RF pulsu uygulanır. Son olarak diastol zamanına uyan dönemde 2D single-shot bSSFP sekansı ile görüntüler elde edilir [16].

3D Half Fourier Fast Spin Echo:

Hızlı akımlı damarda taze kan görüntüleme (Fresh Blood Imaging-FBI) tekniği kullanılan bu yöntemde, diastol döneminde T2A sekansta hem arterlerde hem venlerde parlak görünüm elde edilirken, sistolde arterlerde siyah (flow-void), venlerde ise yine parlak görüntü oluşturulur. Sistol zamanında elde edilen görüntülerden diastolde oluşturulan görüntüler çıkarılarak yeni bir arteriyel imaj ortaya çıkar [5].

Bu yöntem kan akım hızına bağımlı olduğu için istenilen kardiyak fazda görüntü elde etme amacıyla EKG yardımı kullanılır (ECG-gated 3D half fourier FSE). Aynı kardiyak fazda bütün kesitleri elde etmek için sekansta aynı kardiyak gecikme zamanı ile kesit kodlama yöntemi kullanılır [44].

3D half fourier FSE sekansında efektif parlak kan görüntüsü elde etmek için; kısa eko dizisi alanı, paralel görüntüleme ile görüntü penceresini daraltma ve rektilineer k-alanı yöntemlerinin kombinasyonu gerekir. Ayrıca yağ baskılama açısından short tau inversion recovery (STIR) gibi ek sekanslar kullanılabilir [44].

Yine sistolik ve diastolik 3B ECG-gated partial-Fourier FSE görüntüler elde etmeden önce bir veya iki ek hazırlık sekansları bize yardımcı olabilir. Bunların ilki “ECG-prep scan” denilen, istenilen segmentte giderek artan tetikleme zamanlarında 2B görüntü oluşturan ve arterlerin siyah (flow voids) olduğu sistolik dönem ve parlak olduğu diastolik dönemin belirlenmesi için gerekli olan tetikleme gecikme zamanının hesaplanmasıdır. Diğeri ise özellikle yavaş akımlı arterlerde, istenilen arterin en iyi

defaze olduğu dönemin bulunmasını sağlayan flow-spoiling gradient pulsunun miktarının belirlendiği hazırlık sekansıdır [39].

NATIVE (Non-contrast Angiography of the Arteries and Veins) SPACE (Sampling Perfection with Application optimized Contrast by using different flip angle Evolution) yöntemi de yine kan akımının maksimum ve minimum olduğu zamanlarda alınan sinyallerin farklılığının kullanıldığı bir yaklaşımdır. NATIVE SPACE yöntemi değişken flip açılı refocusing sinyallerinin kullanıldığı modifiye 3D turbo spin echo (FSE) sekansıdır. Bu değişken flip açıları; uzun eko zincirlerinde iyi T2 kontrastı elde edilirken spesifik emilim oranını (SAR) düşürmeyi sağlar.

Biz bu çalışmada invaziv kataterizasyon gerektiren DSA yerine non-invaziv ve PAH'ı saptamada yüksek sensitivite ve spesifite değerlerine sahip BTA tetkikini referans olarak alıp kontrastsız bir 3D FSE yöntemi olan NATIVE SPACE'in kullanılabilirliğini ve tanısal gücünü araştırdık.

3. MATERYAL VE METOT

Çalışmamız Haziran 2014 – Ekim 2014 tarihleri arasında Süleyman Demirel Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Radyoloji Bölümüne PAH ön tanısı veya tanısı ile yönlendirilen 30 hasta ile yapıldı.

Süleyman Demirel Üniversitesi Tıp Fakültesi Etik Kurulundan araştırma ile ilgili etik kurul izni alındı (04.06.2014 tarihli ve 89 sayılı etik kurul onayı). Çalışmaya katılan tüm hastalara araştırmanın amacı ve nasıl yapılacağına dair yeterli bilgi verilip aydınlatılmış onam formu imzalatıldı.

Bilinen metal implant, pacemaker ve klastrofobi gibi genel MR kontraendikasyonu bulunanlar ile amputasyon hikayesi olan hastalar çalışmaya alınmadı. Ayrıca MRA'da çekim başladıktan sonra kendisini kötü hisseden ve EKG tetikleminin teknik yetersizliğinin meydana geldiği hastalar çalışmaya dahil edilmedi.

Çalışmamıza geriye kalan 19'u (%82,6) erkek, 4'ü (%17,4) kadın, yaşları 21-86 arasında değişen (ortalama 59,7) toplam 23 hasta dahil edildi.

Tüm hastalar ateroskleroz açısından risk faktörü olarak kabul edilen hipertansiyon (15 hasta - %65), DM(14 hasta - %60), sigara öyküsü (17 hasta - %74) ve kolesterol yüksekliği (8 hasta - %35) açısından sorgulandı (Tablo 2).

Tablo 2. Hastaların (n = 23) Demografik Ve Klinik Bulguları

Hastalar	Bulgular
Yaş	
Dağılım	21-86
Ortalama	59,7
Cinsiyet	
Kadın(%)	4(%17,4)
Erkek(%)	19(%82,6)
Ateroskleroz Risk Faktörleri	
Sigara Öyküsü	17(%74)
DM	14(%60)
Hipertansiyon	15(%65)
Hiperlipidemi	8(%35)

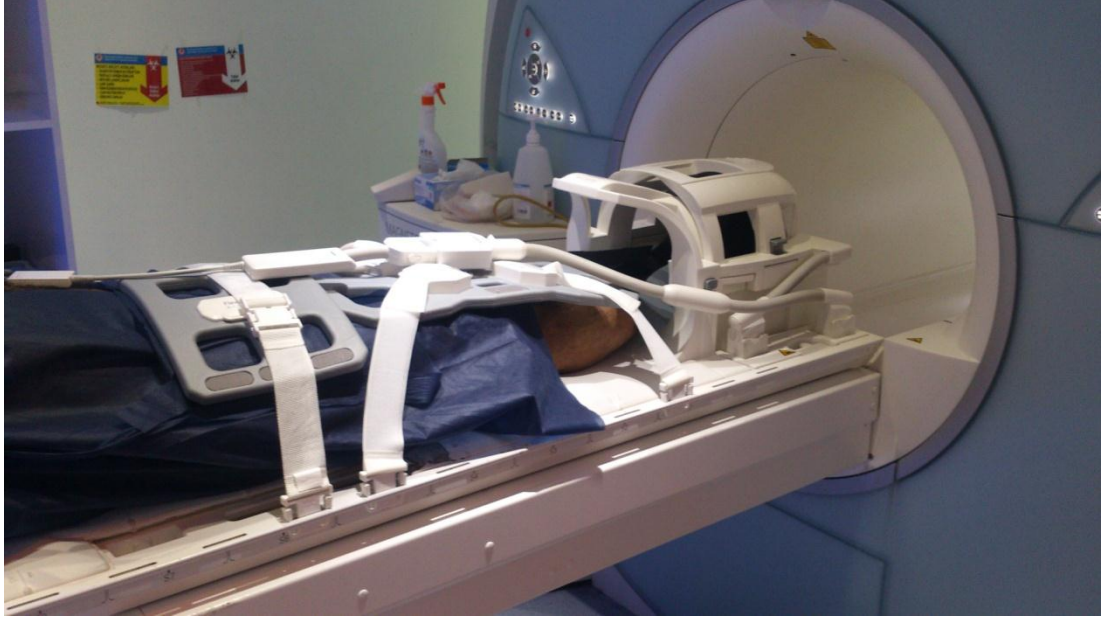
Çalışmaya alınan tüm hastalara BTA ve kontrastsız MRA incelemeleri yapıldı. İki tetkik arası en fazla bir hafta olarak belirlendi ve bu süreçte hastalara herhangi cerrahi veya tıbbi müdahale yapılmadı.

BTA İncelemesi: BTA incelemeleri 128 kesit ÇKBT cihazı (Definition AS, Siemens Medical Solution, Forchheim, Germany) ile yapıldı. Cihazın teknik parametreleri; 120 kV, rotasyon zamanı 0.3 saniye, pitch değeri 0.8, rekonstrüksiyon kesit kalınlığı 0.6 mm, 512 x 512 matriks, premonitörizasyon gecikme zamanı 20 sn şeklindedir. mAS değeri ise otomatik doz modülasyonu (CareDose 4D, Siemens) ile belirlendi. 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 renal arterler düzeyinden başlayıp ayakucuna kadar uzanan mesafeyi içine alacak şekilde yapıldı. İncelemelerin tamamında iyonik olmayan kontrast madde (Ultravist 370, Bayer Schering Healthcare, Berlin, Germany) kullanıldı. Kullanılan kontrast madde miktarı 60- 100 ml arasında değişmekteydi. Kontrast madde ve SF otomatik enjektör (Stellant, Medrat, Inianola, USA) ile her olguda IV yolun imkan vereceği değerleri göz önüne alınarak ortalama 4,5 ml/sn hızla, uygun olan tüm olgularda sağ taraftan, mümkün olmayan olgularda ise sol taraftan olmak üzere antekübital düzeyden verildi.

Tetkike başlamak 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 arterde görülmesi beklendi. Ancak sonrasında bu planlama ile aksiyel görüntüler elde edildi. Görüntülerin 0.6 mm'lik rekonstrüksiyonu çekim konsolunda oluşturulduktan sonra çalışma konsoluna gönderildi. Aksiyel görüntülerin yanı sıra MIP ve VR görüntüler oluşturularak inceleme yapıldı.

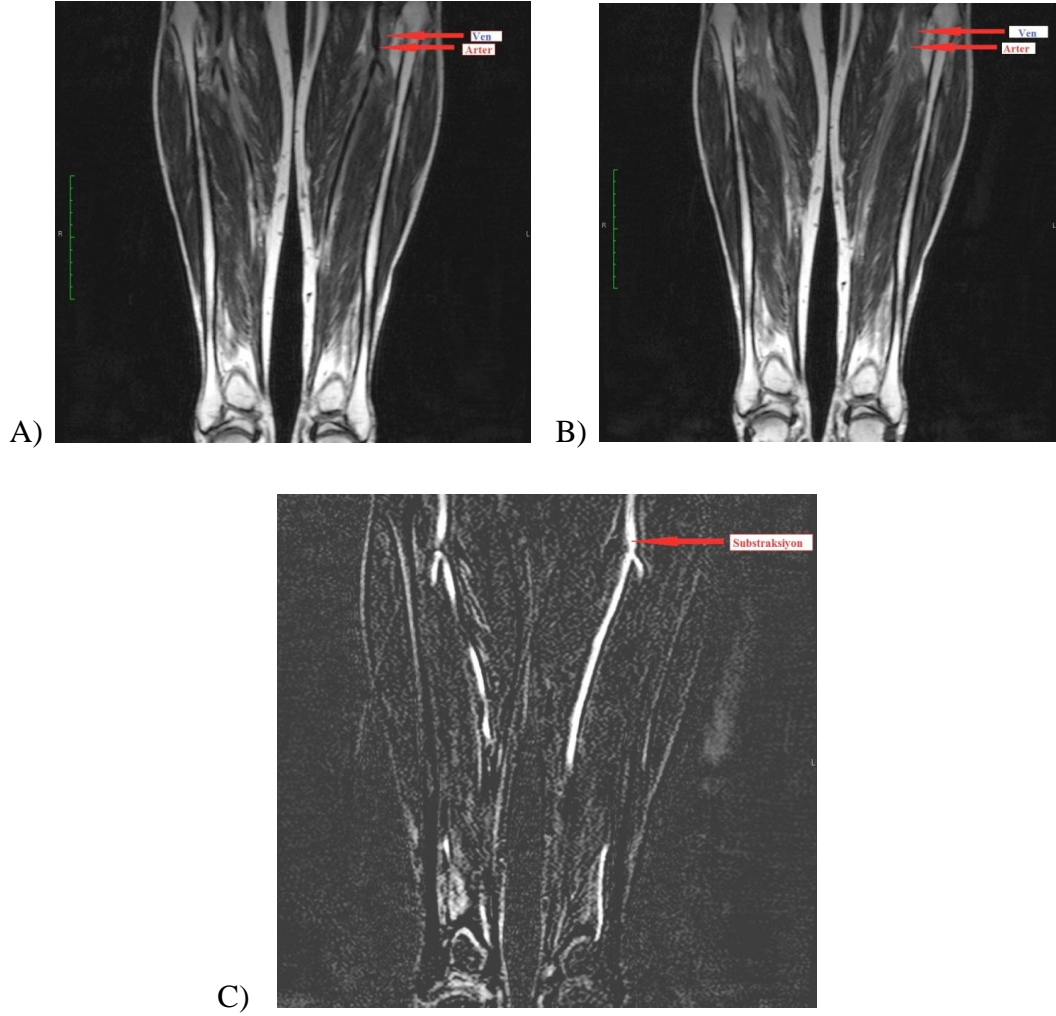
MRA İncelemesi: MR görüntüleme 1,5 T cihaz ile (MAGNETOM Avanto 1,5T Siemens Medical Solutions, Erlangen, Germany) syngo NATIVE SPACE sekansı kullanılarak gerçekleştirildi. Hastalar ayakları önde olacak şekilde supin pozisyonda masaya alındı. Sinyal saptama açısından 8 kanallı body matrix koil, 6 kanallı spinal matrix koil, 8 kanallı head-neck matrix koil ve 4 kanallı large flex matrix koili vasküler traseye uyar şekilde yerleştirildi (Şekil 2).



Şekil 2. Hastanın ayaklar önde olacak şekilde supin pozisyonda masaya alınıp, koillerin yerleştirilişi

Araştırmamızda kullandığımız kontrastsız MRA sekansı olan NATIVE SPACE sekansında görüntüler EKG tetikleme yardımıyla oluşturulduğu için her hastaya EKG sinyallerini alan eksternal bir sistem bağlandı (Magnitude 3150, In Vivo Research, Inc. Orlando, FL,USA). Sonrasında sekansları elde etme açısından görüntü alanı üçe ayrıldı. İlk basamakta infrarenal abdominal aorta ve iliak arterler değerlendirilirken (aortoiliak bölge); TR=271 ms, TE=34 ms, flip açısı 165°, matrix 300 x 384 ve FOV 430 mm değerleri kullanıldı. İkinci basamakta femoral ve popliteal arterler değerlendirilirken (femoropopliteal bölge); TR=284 ms, TE=35 ms, flip açısı 180°, matrix 300 x 384 ve FOV 430 mm değerleri kullanıldı. Üçüncü basamakta ise bacak arterleri değerlendirilirken (subpopliteal bölge); TR=277 ms, TE=35 ms, flip açısı 180°, matrix 292 x 448 ve FOV 430 mm değerleri kullanıldı. Tüm seviyelerde voksel büyüklüğü 1.4 x 1.3 x 1.4 mm ve kesit kalınlığı 1.4 mm iken koronal planda her bir slabda 60-80 kesit bulunmaktaydı. Ayrıca tüm düzeylerde paralel görüntü algoritması olan GRAPPA PAT faktör 2 kullanıldı.

Bu kontrastsız MRA tekniğinde veri elde etmede temelde iki tür görüntü bulunmaktadır. Bunlardan ilki kardiyak siklusta arteriyel akımın maksimum olduğu ve bu nedenle venlerin parlayıp arterlerde tipik flow-void etkiye bağlı sinyal kaybı olan dönemdir. Diğeri ise hem arterlerin hem de venlerin parladığı arterlerde minimum akım hızı olan dönemdir. Arteriyel görüntüler bu iki fazın birbirinden çıkarılmasıyla oluşur (Şekil 3).



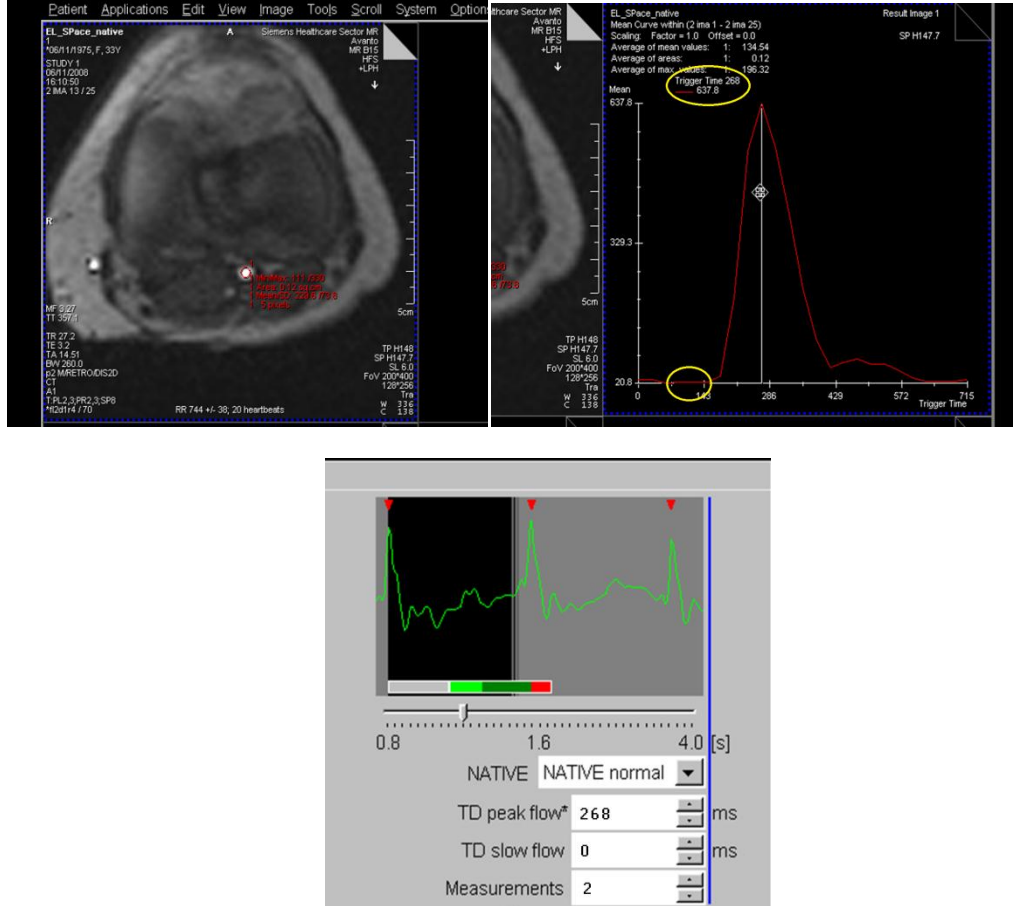
Şekil 3. NATIVE SPACE sekansın görüntü oluşturmada temel prensipleri (popliteal düzey)

A) Venlerin parlayıp arterlerde tipik flow-void etkiye bağlı sinyal kaybı olan sistolik dönem

B) Hem arterlerin hem de venlerin parladığı, arterlerde minimum akım hızı olan diastolik dönem

C) İki fazın birbirinden çıkarılmasıyla oluşan substraksiyon görüntüleri

Optimal sinyali elde etmek için arterlerde sinyalin en yüksek olduğu zamanın bulunması gerekir ki bu da R dalgası ile arteriyel nabzın başladığı an arasındaki dönemdir. İşte bu dönem diğer adı NATIVE TD CINE scout olan tetikleme gecikme zamanıdır (trigger delay-TD) (Şekil 4).



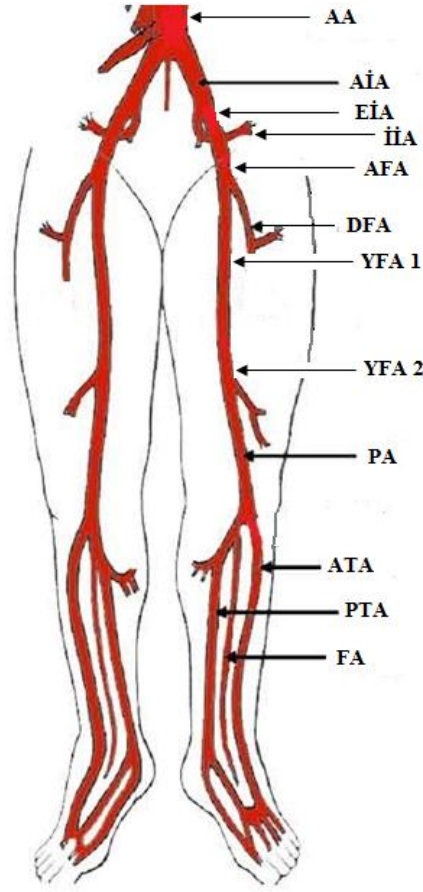
Şekil 4. NATIVE SPACE yönteminde ortalama eğri (mean curve) kullanılarak tetikleme gecikme zamanının (TD) belirlenmesi

EKG tetiklemeli cine sekans kullanılarak (FLASH contrast; TR= 27 ms, TE= 3,2 ms, GRAPPA PAT faktör 2, flip açısı 70°, FOV 200mm, matrix 128 x 256, voksel boyutu 1.6 x 11.6 x 8.0 mm, aksiyel plan) tetikleme gecikme zamanı (TD) belirlendi.

Veriler elde edildikten sonra uygun MIP rekonstrüksiyonu uygulanarak değerlendirme yapıldı.

Görüntü Analizi: Tüm BTA ve MRA verileri resim arşivleme ve iletişim sisteminde (PACS) kaydedildi. Sonrasında görüntüler, MRA ve BTA alanında biri 15 yıl, diğeri 8 yıl deneyimi olan birbirinden bağımsız iki radyolog tarafından ayrı iş istasyonlarında (Leonardo, Siemens Healthcare) değerlendirildi. Bu iki radyolog değerlendirmeyi yaparken, hastaların klinikleri ile MRA ve BTA sonuçlarından habersizdi.

Arteriyel vasküler yapılar şekil 6'da görüldüğü gibi segmentlere ayrılarak değerlendirildi. Arteriyel sistem; tetkike dahil abdominal aort distali (AA), bilateral alt ekstremitelerde AİA, İİA, EİA, AFA, DFA, YFA 1, 2 (proksimal ve distal), PA, ATA, PTA ve FA olmak üzere toplam 23 segmente ayrılarak değerlendirme yapıldı. Ayrıca bu 23 segment; aortoiliak bölge (AA, AİA, İİA, EİA), femoropopliteal bölge (AFA, DFA, YFA 1,2, PA) ve subpopliteal bölge (ATA, PTA, FA) olarak da gruplanarak değerlendirme yapıldı.



Şekil 5. Alt ekstremité arteriyel sisteminin segmental şematik gösterimi

Kontrastsız MRA sekansının her bir segmentindeki görüntü kalitesi, değerlendirme yapılabilme açısından 5 gruba ayrıldı. Buna göre;

- Grup 1: Damar duvarı hiç görüntülenemedi, tanısal bilgi yok.
- Grup 2: Sinyalin düşük olması veya artefaktlara bağlı olarak görüntü kalitesi düşük ancak oklüzyon ayırt edilebiliyor.
- Grup 3: Sinyal zayıf ancak %50'nin üzerindeki darlıklar ayırt edilebiliyor.
- Grup 4: Artefakt olmaksızın iyi görüntü kalitesi var ve tüm görüntülerde stenoz derecesi anlaşılabilir ancak MIP görüntülerin kalitesi arka plandaki dokuları sinyale bağlı olarak düşük .
- Grup 5: Mükemmel görüntü; artefakt olmadan yüksek sinyal intensitesi var, darlık düzeyi hem tüm görüntülerde hem MIP görüntülerde anlaşılabilir.

İnceleme sonrasında grup 1 ve 2’de yer alan segmentler tanı açısından yetersiz olarak belirlendi ve darlık açısından değerlendirmeye alınmadı. Her iki inceleme ile diagnostik kabul edilen arteriyel segmentler lümendeki darlık derecesine göre de beş gruba ayrıldı. Grup 1 darlık olmamasını, grup 2 %50’den az darlığı, grup 3 %50-90 arası darlığı, grup 4 %90 üzeri darlığı ve grup 5 oklüzyonu ifade etmektedir. Stenoz derecelemesi ise darlık düzeyi ile darlık öncesi normal kalibrasyondaki arterlerin çaplarının birbirine oranı ile belirlendi. Her segmentte birden fazla darlık mevcut ise darlık düzeyi yüksek olan segment değerlendirmeye alındı.

Kontrastsız MRA tetkikinin süresi her hastada kaydedilerek ortalama görüntü elde etme süresi hesaplandı.

İstatistiksel Analiz: Tüm bulguların istatistiksel analizi SPSS 18 programı kullanılarak yapıldı. İstatistiksel olarak sinyal kalitesini belirlemede oransal hesaplamalar uygulandı. Ayrıca referans olarak kabul ettiğimiz BTA ile karşılaştırıldığında NATIVE SPACE kontrastsız MRA tetkikinin sensitivite, spesifite, pozitif prediktif değer (PPD), negatif prediktif değer (NPD) ve doğruluk oranları hesaplandı.

NATIVE SPACE MRA görüntülerin araştırmacılar arası uyumunu değerlendirme açısından Cohen κ istatistiği kullanıldı. κ değerinin 0.20’den küçük olması zayıf uyumu, 0.21-0.40 arası değerler vasat uyumu, 0.41-0.60 arası değerler orta dereceli uyumu, 0,61-0.80 arası değerler iyi uyumu, 0.81-1.00 arası değerler mükemmel uyumu ifade etmektedir.

4. BULGULAR

BTA tetkiki tüm hastalara başarıyla uygulandı ve tüm segmentlerde yeterli tanısal görüntüler elde edildi. Çalışmaya dahil edilen 30 hastanın 2'si çalışmaya katılmayı kabul etmedi. 3 hasta ise teknik faktörlere bağlı olarak MR cihazının EKG sinyalini tanımaması nedeniyle çalışmaya alınmadı. 2 hasta MR çekimi başladıktan sonra ağrı hissetmeleri ve tetkiki tolere edemedikleri için tetkik yarıda kesilip değerlendirmeye alınmadı. Sonuçta hem BTA hem MRA tetkiki uygulanan toplam 23 hasta çalışmaya dahil edildi ve toplamda 529 segment incelendi.

Kontrastsız MRA'da hastayı hazırlama süresi de dahil olmak üzere her hasta için ortalama tetkik süresi 32,4 dakika olarak hesaplandı. Her bir bölgeden ortalama görüntü elde etme süresi ise ortalama 3,4 dakika olarak belirlendi.

Görüntü Kalitesi:

Toplamda incelenen 529 segmentin 25'inde planlama hatası nedeniyle FoV küçük alındığı için, 30'unda ise damarın oklüde olması nedeniyle görüntü kalitesi açısından değerlendirme yapılmadı. Yine by-pass grefti ve damar içi stent bulunan birer segment ile kalça protezinin oluşturduğu artefaktlardan etkilenen 3 segment değerlendirme dışı bırakıldı. Sonuçta görüntü kalitesi açısından ele alınan 469 segmentin okuyucu 1 ve 2 tarafından belirlenen değerlendirme sonuçları Tablo 3'te verilmektedir.

Görüntü kalitesi okuyucular tarafından sırasıyla 469 segmentin 310'nda (%66,1) ve 320'sinde (%68,2) tanısal olarak değerlendirildi. Değerlendirmeye alınan segmentlerin okuyucu 1 ve 2 için sırasıyla 140'ında (%29,8) ve 19'unda (%4,1) ile 115'inde (%24,5) ve 34'ünde (%7,2) ise görüntü kalitesi grup 1 ve 2 yani non-diagnostik olarak belirlendi. Çoğu hastada tekniğin başarısız olma sebebi hareket artefaktları iken nadiren de T2A bulanıklaşma etkisi venöz yapıların da görüntüye girmesiydi. Görüntü kalitesi açısından araştırmacılar arası uyumun kapa değeri 0,61 (iyi dereceli uyum) olarak hesaplandı.

Tablo 3. Görüntü kalitesi açısından okuyucuların her birinin ve kendi aralarındaki değerlendirme tablosu (n=469)

Görüntü kalitesi	NATIVESPACE Okuyucu 1		NATIVESPACE Okuyucu 2		Okuyucular Arası	
	n	%	n	%	n	%
Grup 1 (kötü)	140	29,8	115	24,5	255	27,2
Grup 2 (vasat)	19	4,1	34	7,2	53	5,7
Grup 3 (orta)	63	13,4	79	16,8	142	15,1
Grup 4 (iyi)	91	19,4	100	21,3	191	20,4
Grup 5 (mükemmel)	156	33,3	141	30,1	297	31,7

Tablo 3. Görüntü kalitesi 5 kategoriye ayrıldı; 1: Damar duvarı hiç görüntülenemedi, tanısal bilgi yok, 2: Sinyalin düşük olması veya artefaktlara bağlı olarak görüntü kalitesi düşük ancak oklüzyon ayırt edilebiliyor, 3: Sinyal zayıf ancak %50'nin üzerindeki darlıklar ayırt edilebiliyor, 4: Artefakt olmaksızın iyi görüntü kalitesi var ve tüm görüntülerde stenoz derecesi anlaşılabilir ancak MIP görüntülerin kalitesi arka plandaki dokuları sinyaline bağlı olarak düşük, 5: Mükemmel görüntü; artefakt olmadan yüksek sinyal intensitesi var, darlık düzeyi hem tüm görüntülerde hem MIP görüntülerde anlaşılabilir.

Aortoiliak düzeyde görüntü kalitesi okuyucu 1 ve 2 tarafından sırasıyla %12,3 ve %5,5 ile %14,3 ve %7,5 segmentte iyi ve mükemmel olarak değerlendirilirken, bu değerler femoropopliteal alanda %25,5 ve %38,7 ile %20,5 ve %38,2, subpopliteal alanda ise %17,6 ve %57,9 ile %31 ve %43,6 olarak hesaplandı (Tablo 4 ve 5). Yani femoropopliteal ve subpopliteal alanda aortoiliak alan ile karşılaştırıldığında daha iyi görüntü kalitesi elde edildi. Ancak tüm düzeylerde görüntü kalitesi BTA ile karşılaştırıldığında anlamlı derecede düşüktü ($p<0,05$). Yine non-diagnostik olarak kabul edilen segmentlerin çoğu aortoiliak bölgedeydi (okuyucu 1: toplamda 159 segmentin 81'i, okuyucu 2: toplamda 149 segmentin 77'si). Görüntü kalitesinin bu düzeyde düşük olması, içi hava dolu bağırsak segmentlerinin neden olduğu lokal inhomojenitelere, bağırsak peristaltizmi ve batın duvarının solunumla hareket etmesine bağlandı.

Tablo 4. Okuyucu 1 için görüntü kalitesinin arteriyel bölgelere göre dağılımı (n=469)

Görüntü kalitesi	Arteriyel Bölge					
	Aortoiliak		Femoropopliteal		Subpopliteal	
	n	%	n	%	n	%
Grup 1 (kötü)	74	50,7	48	23,5	18	15,1
Grup 2 (vasat)	7	4,8	6	2,9	6	5,0
Grup 3 (orta)	39	26,7	19	9,3	5	4,2
Grup 4 (iyi)	18	12,3	52	25,5	21	17,6
Grup 5 (mükemmel)	8	5,5	79	38,7	69	57,9

Tablo 5. Okuyucu 2 için görüntü kalitesinin arteriyel bölgelere göre dağılımı (n=469)

Görüntü kalitesi	Arteriyel Bölge					
	Aortoiliak		Femoropopliteal		Subpopliteal	
	n	%	n	%	n	%
Grup 1 (kötü)	52	35,6	45	22,0	18	15,1
Grup 2 (vasat)	25	17,1	5	2,4	4	3,3
Grup 3 (orta)	37	25,3	34	16,7	8	6,7
Grup 4 (iyi)	21	14,3	42	20,5	37	31,0
Grup 5 (mükemmel)	11	7,5	78	38,2	52	43,6

Darlık Derecesini Değerlendirme:

Segmentlerin darlık derecesini değerlendirmeden önce görüntü kalitesine bakıldı ve grup 1 ve 2 segmentler non-diagnostik olarak kabul edilip değerlendirmeye alınmadı. Ancak damarın BTA’da tamamen oklüde olup görüntü kalitesinin ölçülemediği segmentler ise MRA’da oklüzyonu gösterip göstermemesine göre değerlendirmeye alındı. Sonuçta darlık derecesi açısından toplamda okuyucu 1 tarafından 325 segment, okuyucu 2 tarafından 335 segment incelendi. NATIVE SPACE MRA ile BTA’nın darlık derecesi açısından karşılaştırılması okuyucu 1 için tablo 6’da, okuyucu 2 için ise tablo 7’de verilmiştir.

Tablo 6. Okuyucu 1 için NATIVE SPACE MRA’nın BTA ile karşılaştırıldığında darlık derecesi açısından tanısal performansı (n=325)

BTA	NATIVE SPACE				
	Grade 1	Grade 2	Grade 3	Grade 4	Grade 5
Grade 1	236	12	6	2	3
Grade 2	4	7	12	2	1
Grade 3	0	2	5	0	0
Grade 4	0	0	1	2	2
Grade 5	0	0	0	0	28

Tablo 7. Okuyucu 2 için NATIVE SPACE MRA’nın BTA ile karşılaştırıldığında darlık derecesi açısından tanısal performansı (n =335)

BTA	NATIVE SPACE				
	Grade 1	Grade 2	Grade 3	Grade 4	Grade 5
Grade 1	189	7	1	0	3
Grade 2	43	42	0	0	0
Grade 3	0	1	7	1	0
Grade 4	0	0	0	4	2
Grade 5	0	0	0	0	35

BTA'nın referans olarak alındığı değerlendirilmede toplamda okuyucu 1 tarafından 28 segment, okuyucu 2 tarafından 35 segment oklüde olarak belirlenirken bunların tamamı MRA'da da oklüde olarak görüldü. Yine okuyucu 1 ve 2 tarafından yapılan ölçümlerde BTA'da sırasıyla 5 ve 6 segmentte görülen yüksek dereceli darlıkların (>%90) değerlendirilmesinde ise bu segmentlerin MRA'da sırasıyla 2 ve 4 segmentinde yüksek dereceli darlıklar saptanabildi. BTA'da damar lümeninde okuyucu 1 tarafından herhangi bir darlık saptanmayan 259 segmentin 236'sı; okuyucu 2 tarafından 200 segmentin 189'u yine MRA'da grup 1 yani darlık olmaması şeklinde değerlendirildi.

BTA'nın referans olarak alındığı ve NATIVE SPACE sekans MRA'nın genel tanısal performansının ölçüldüğü veriler %95 güvenirlilik aralığı (CI) ile beraber; okuyucu 1'de sensitivite %85,7 (72,7-94,0), spesifite %85,5 (80,8-89,4), tanısal doğruluk %85,5 (76,4-93,8) iken; okuyucu 2'de sensitivite % 66,7 (57,9-74,6), spesifite %93,1 (88,7-96,2), tanısal doğruluk %82,7 (70,2-91,2) olarak hesaplandı. Ayrıca okuyucular arası performansa dayalı ölçümlerde ise genel olarak sensitivite %76,2, spesifite %89,3, tanısal doğruluk %84,1, pozitif prediktif değer %68,8 ve negatif prediktif değer %89,1 olarak bulundu (Tablo 8 ve 9).

Okuyucu 1 tarafından; BTA'da darlık saptanan segmentlerin 17'sinde MRA'da darlık derecesi olduğundan daha fazla olarak değerlendirilirken (overestimation); 7 segmentte darlık derecesi olduğundan daha az (underestimation) olarak değerlendirildi.

Okuyucu 2 tarafından ise; BTA'da darlık saptanan segmentlerin 3'ünde MRA'da darlık derecesi olduğundan daha fazla olarak değerlendirilirken (overestimation); 44 segmentte darlık derecesi olduğundan daha az (underestimation) olarak değerlendirildi.

Araştırmacılar arası uyumun kappa değeri ise 0,56 iken orta dereceli uyum olarak değerlendirildi.

Tablo 8. BTA referans olarak alındığında NATIVE SPACE MRA'nın okuyucu 1 için diagnostik performansı

	Arteriyel Bölge			
	Aortoiliak	Femoropopliteal	Subpopliteal	Total
Sensitivite (%95 CI)	57,1 (18,4-90,1)	89,5 (66,9-98,7)	92,0 (73,9-99,1)	85,7 (72,7-94,0)
Spesifite (%95 CI)	94,6 (85,1-98,9)	85,8 (78,8-91,2)	76,5 (66,8-85,3)	85,5 (80,8-89,4)
PPD (%95 CI)	57,1 (18,4-90,1)	47,2 (30,4-64,5)	54,8 (38,7-70,2)	51,2 (39,9-62,4)
NPD (%95 CI)	94,6 (85,1-98,8)	98,3 (93,9-99,8)	96,9 (89,2-99,6)	97,1 (74,2-98,8)
Tanısal Doğruluk (%95 CI)	90,5 (81,3-97,6)	86,3 (78,2-92,3)	80,1 (75,4-87,9)	85,5 (76,4-93,8)

Tablo 9. BTA referans olarak alındığında NATIVE SPACE MRA'nın okuyucu 2 için diagnostik performansı

	Arteriyel Bölge			
	Aortoiliak	Femoropopliteal	Subpopliteal	Total
Sensitivite (%95 CI)	44,4 (21,5-69,2)	69,8 (55,7-81,7)	87,2 (74,3-95,2)	66,7 (57,9-74,6)
Spesifite (%95 CI)	88,6 (75,4-96,2)	96,4 (91,1-99,1)	81,4 (69,1-90,3)	93,1 (88,7-96,2)
PPD (%95 CI)	61,5 (31,6-86,1)	90,2 (76,9-97,3)	78,6 (65,3-88,9)	86,3 (78,0-92,3)
NPD (%95 CI)	79,6 (65,7-89,8)	86,9 (79,7-92,4)	88,9 (77,4-95,8)	81,1 (75,5-85,9)
Tanısal Doğruluk (%95 CI)	64,0 (58,6-71,5)	87,8 (78,9-92,8)	83,9 (71,3-89,5)	82,7 (70,2-91,2)

5. OLGULAR



Şekil 6: Olgu 1

Her iki bacakta ağrı şikayeti bulunan 45 yaşında erkek hasta. Hastanın solda BTA görüntülerinin VR rekonstrüksiyonu, sağda NATIVE SPACE MRA görüntülerinin MIP rekonstrüksiyonu. Her iki görüntünün de kalitesi mükemmel (grup 5) olarak değerlendirildi. Her iki görüntüde de darlık saptanmadı.



Şekil 7: Olgu 2

İntermitan kladikasyo şikayeti olan 50 yaşında erkek hasta. Solda hastanın BTA görüntülerinin, sağda NATIVE SPACE MRA görüntülerinin MIP rekonstrüksiyonu. Her iki görüntünün de kalitesi mükemmel (grup 5) olarak değerlendirildi. Sağ PTA distal kesimde hem BTA'da hem MRA'da lümende %90 üzeri darlık (grup 4) izleniyor.



Şekil 8: Olgu 3

İntermitan kladikasyo şikayeti olan 21 yaşında erkek hasta. Solda hastanın BTA görüntülerinin, sağda NATIVE SPACE MRA görüntülerinin MIP rekonstrüksiyonu. Her iki görüntünün de kalitesi mükemmel (grup 5) olarak değerlendirildi. BTA'da sağ ATA proksimalinde stente ait görünüm mevcut, ancak MRA'da bu alanda metalik artefakta bağlı sinyalsiz görünüm izleniyor. Bu nedenle hastanın bu segmenti değerlendirme dışı bırakıldı.

6. TARTIŞMA ve SONUÇ

PAH'ın en sık sebebi olan ateroskleroz, gelişmiş ülkelerde 60 yaşın altındaki bireylerde %3, 75 yaşın üzerindeki bireylerde %20 oranında görülen ve sıklığı gün geçtikçe artan önemli bir sağlık problemidir. Bununla birlikte PAH'ın görüldüğü vakalarda koroner, renal ve karotid arterlerde de aterosklerotik lezyonların görülme sıklığının belirgin arttığı belirtilmektedir. Bu nedenlerden dolayı ve ayrıca alt ekstremitte arterlerinde arterio-okluziv hastalığı olanlarda cerrahi veya radyolojik girişim yapılmadan önce darlıkların oranının, seviyesinin ve uzanımının uygun bir şekilde gösterilmesi gerekir [45].

Hemodinamik açıdan anlamlı derecede PAH'ı olan hastalarda uygun hikaye ve fizik muayeneden sonra ilk test olarak ABI ölçümü yapılır. Bununla birlikte ABI'nın lezyonun yeri ve darlığın oranı hakkında yeterli bilgi vermemesi nedeniyle lezyon karakterizasyonu açısından Doppler US uygulanabilir. Revaskülarizasyon yapılmadan önce ise genellikle ek görüntüleme yöntemlerine ihtiyaç duyulur [46].

DSA halen yüksek uzaysal çözünürlüğü ve arteriyel hastalığı saptamadaki güvenilirliği ile altın standart konumundadır. Bununla birlikte DSA sonucu %4-9 oranında oluşan hematoma, anafilaksi, arteriyel hasar ve böbrek yetmezliği gibi komplikasyonları nedeni ile BTA ve MRA gibi non-invaziv yöntemlere eğilim oluşmaktadır. Ayrıca kalsifik plak prevalansının yüksek olduğu diyabet gibi hastalıklarda DSA'nın doğruluk oranları azalmaktadır [46].

BTA teknikleri hızlı teknolojik gelişimlere bağlı olarak gün geçtikçe dikkat çekici olmaktadır. Tetkikin kısa sürmesi, ince kesit ve 3B volumetrik görüntülerin elde edilebilmesi, yüksek uzaysal çözünürlüğü ve mural kalsifikasyon gibi damar duvarı patolojilerini gösterebilmesi en büyük avantajları iken, son dönemlerde daha az kontrast madde ile tüm vasküler ağacın görüntülenebilmesi ek faydalar sağlamaktadır. BTA ile yapılan son çalışmalarda PAH'ı saptamada sensitivite ve spesifitesinin yaklaşık %98'ler civarında olduğu görülmektedir [47].

Periferik arterleri değerlendirmede 1994 yılında Prince tarafından kullanıma girmesinden itibaren kontrastlı MRA tetkikleri geniş kullanım alanları bulmuştur [48]. Kontrastlı MRA'nın sedasyon ve kateterizasyon gerektirmemesi, nefrotoksik iyotlu kontrast maddelerin kullanılmaması ve iyonizan radyasyon içermemesi gibi üstünlükleri bulunur. Kontrastlı MRA tekniklerinin kontrastsız yöntemlere göre bazı

avantajları vardır ki bunların en önemlileri; hızlı görüntü elde etme yüksek uzaysal çözünürlük ve yüksek SNR oranlarıdır [45]. Hem BTA hem kontrastlı MRA teknikleri PAH olan vakalarda tedaviyi planlamada yeterli değerlendirmeyi sağlayabilmektedir. BTA ile karşılaştırıldığında kontrastlı MRA 'da daha iyi damar kontrastı elde edilmekle birlikte görüntüler kemik veya kalsifiye plaklardan etkilenmez [46].

Jens ve arkadaşlarının hem kritik bacak iskemisi hem intermitan kladikasyonu olan hastalarda yaptıkları meta-analiz çalışmasında BTA ve kontrastlı MRA'yı karşılaştırmışlardır. Bu çalışmada BTA sensitivite ve spesifitesi sırasıyla %96 ve %95 iken kontrastlı MRA sensitivite ve spesifitesi sırasıyla %93 ve %94 olarak bulunmuştur. Yine %50 üzeri darlık ve oklüzyon durumlarında her iki yöntem mükemmel diagnostik performansa sahip olmakla birlikte aralarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır. Her iki yöntemde de yaklaşık %1-2 segmentte non-diagnostik veriler elde edilmiştir [49].

Bununla birlikte Young ve arkadaşlarının diz altı düzeyde yaptıkları çalışmada ise BTA'nın popliteal arterleri değerlendirmede kontrastlı MRA'ya oranla daha güvenilir olduğunu belirtmişlerdir. Bunun nedeninin ise MRA'da proksimal bacak damarlarının geometrisinin sinyalde azalmaya neden olduğu söylenmektedir. MRA'da ise kalsifikasyonun yoğun olduğu küçük damarlarda BTA'ya oranla daha iyi sonuç alınabileceğini ifade etmektedirler [50]. Yine DSA ve kontrastlı MRA'nın karşılaştırıldığı birçok çalışmada özellikle bacak damarlarında MRA'nın DSA'ya üstün olduğunu belirtmişlerdir. Bunun nedeninin ise MRA'nın kan akımının 2 cm/sn gibi düşük değerlere kadar görüntü elde edebilmesine rağmen DSA'nın uzun segment oklüzyon görülen düzeyin distalinde kontrast madde dilüsyonuna bağlı olarak yetersiz görüntü elde ettiğini belirtmişlerdir [51, 52]. MRA; PAH'tan şüphelenilen özellikle genç (radyasyon verilmemesi gereken) ve obez (ultrasonun genelde zorluk çıkardığı) hastalarda hospitalizasyon gerektirmemesi, invaziv olmaması ve radyasyon içermemesi nedeniyle daha kullanışlı bir tetkiktir [52].

Kontrastsız MRA tekniklerinde ise en büyük avantaj özellikle böbrek yetmezliği olan hastalarda gelişen NSF ile ilişkili bulunan gadolinyumlu ajanların kullanılmamasıdır [53]. Son dönemlerde yapılan çalışmalarda Gd içeren kontrast maddelerin özellikle ağır böbrek yetmezli olan hastalarda görülen NSF ile ilişkisi

açıkça ortaya konmuştur [54, 55]. Gd içeren kontrast maddelerin retansiyonunun artışı deşelasyona neden olup NSF'den sorumlu hücrelerin aktivasyonunu sağlamaktadır. Bu nedenle şu anda glomerüler filtrasyon hızı 30 ml/dk/1,73 m²'nin altında olan hastalarda Gd içeren kontrast maddelerin kullanımı kontrendike kabul edilirken, 60 ml/dk/1,73 m²'nin altında olan hastalarda ise dikkatli kullanılması gerektiği belirtilmektedir [54, 55].

MR yazılım ve donanımdaki gelişmeler ile gadolinyumun kullanıldığı kontrast maddelerin güvenilirliği hakkındaki şüpheler kontrastsız MRA'ya olan ilgiyi gittikçe arttırmaktadır. Son dönemde ağır böbrek yetmezliği olan ve bu nedenle NSF riski taşıyan hastalarda birçok kontrastsız MRA teknikleri geliştirilmiştir. Basit kullanımı nedeniyle TOF görüntüleme en yaygın kullanılan yöntem olmakla birlikte tekniğin görüntü elde etme süresi uzun olup, darlıkları olduğundan fazla gösterebilmektedir [56].

Yine benzer nedenlerden dolayı birçok hastada denenmesine rağmen 2D faz kontrast tekniği de klinik kullanıma girememiştir. Son dönemlerde TOF MRA gibi eski tetkiklerle kıyaslandığında daha iyi görüntü kalitesine sahip ve daha hızlı görüntü elde edilebilen yeni kontrastsız MRA teknikleri kullanılmaktadır. EKG tetiklemeli FSE yöntemleri ve SSFP yöntemleri ise kısa görüntüleme süreleri ve yüksek SNR değerleri ile daha çok ilgi görmektedir.

Çalışmamızda; PAH'tan şüphelenilen hastalarda, kontrastsız bir MRA yöntemi olan 3D FSE NATIVE SPACE'in kullanılabilirliğini ve tanısal gücünü araştırdık. Referans görüntüleme yöntemi olarak kullandığımız BTA ile NATIVE SPACE MRA bulgularını karşılaştırdık.

Kontrastsız ECG-gated 3D partial-Fourier FSE MRA sekansı temelde diastolik dönemde elde edilen parlak kan damarı görüntülerinden sistolik dönemde elde edilen siyah kan damarı görüntülerin çıkarılmasıyla oluşur ve bu sekanslar eş anlamlıları olan SPACE (Siemens Healthcare), TRANCE (Philips), 3D delta flow (GE) ve FBI (Toshiba) gibi isimlerle de anılır. FSE'ye dayalı kontrastsız MRA tekniklerinde, akımın yönüne dik olarak sekans elde edilen TOF yöntemlerinin tersine, akıma paralel görüntüler elde edilerek, in-plane akım satürasyonu olmadan iyi derecede z-aksis alanı sağlanır ve görüntüleme zamanı kısalır. Bununla birlikte konvansiyonel FSE sekanslarda görece geniş örneklem penceresi kullanıldığı için T2

bulanıklaşma (blurring) etkisi oluşur ve bu nedenle sekans hareket artefaktlarına ve aritmilere daha duyarlı hale gelir [57].

FBI ve TRANCE ile son dönemde yapılan çalışmalarda periferik arterlerde iyi görüntü kalitesi ve yüksek tanısal doğruluk değerleri bulunmuştur [58, 59]. Gutzeit ve arkadaşlarının EKG tetiklemeli kontrastsız MRA (TRANCE) yöntemi ile DSA'yı karşılaştırdıkları çalışmada TRANCE yönteminin sensitivitesini %85,5 ve spesifitesini %95,8 olarak bulmuşlardır. Ancak çalışmalarına değerlendirmenin en zor olduğu aortoiliak bölgeyi katmamışlardır. Yine ayak bölgesini değerlendirirken sensitivite oranları %60'a düşmektedir. Bununla birlikte tetkikin ortalama elde edilme süresinin 67,5 dakika gibi uzun bir süre olması diğer dezavantajdır [59].

Wong ve arkadaşlarının FBI MRA'nın kullanılabilirliğini TOF MRA ile karşılaştırdıkları çalışmada; sağlıklı 5 kişinin alt ekstremitte arterlerinde değerlendirilen 40 segmentte, FBI MRA'nın daha iyi damar görüntüsü elde ettiğini bildirmişlerdir [60]. Yine Nakamura ve arkadaşlarının 13 hastada 56 hastalıklı segmentte FBI MRA ile BTA'yı karşılaştırdıkları çalışmada ise iliak , femoral ve krural bölge damarları değerlendirmeye alınmış olup, %50'nin üzerinde darlık olan segmentlerde sensitivite ve spesifite oranları %94 olarak bulunmuştur [61].

Kassamali ve arkadaşlarının 13 hastada FBI sekans MRA ile yaptıkları çalışmada; damar çapı küçüldükçe hem okuyucular arası uyumun kappa değerinin hem darlık oranı sensitivite ve spesifitesinin azaldığını bildirmişlerdir. Bu nedenle küçük damarlardaki darlıkların tanısında FBI sekans MRA'da zorlanıldığı belirtilmiştir [62]. Ancak bizim çalışmamızda bunun tersine damar çapı azaldıkça sensitivite ve spesifite oranları ile görüntü kalitesi yüzdesi artmaktadır. Kassamali ve arkadaşları çalışmalarında damar çapı küçüldükçe teşhisin zorlaşmasını; proksimal segmentlerle karşılaştırıldığında bacak ve ayak damarlarında kan akım hızının azalmasına bağlı olarak arteriyel ve venöz yapıların ayrımının güçleşmesine bağlamaktadırlar [62]. Ancak bu üç çalışmada örneklem sayısının az olması bazı hatalı sonuçlara neden olmuş olabilir.

FBI anjiyografide çalışmalarda izlenen artefaktların birçok nedeni olduğu bildirilmektedir. FBI yöntemi hastaların hareketine aşırı derecede duyarlı bir yöntem olup PAH'ı olan hastalarda oluşan istirahat ağrısı istemsiz kas seyirmelerine, o da hareket artefaktlarına neden olabileceği belirtilmiştir. Yine FBI sekansı iyi bir

sistolik flow-void'e bağımlı olduğu için kardiyak disfonksiyonu ve/veya aritmisi bulunan olgularda görüntü elde etme zamanlamasının bozulabileceğinden bahsedilmiştir. Diğer önemli faktörün ise geleneksel MRG yöntemleri ile karşılaştırıldığında FBI-MRA sekansının karışık olup operatörün deneyimine bağlı olduğu öne sürülmüştür. Bununla birlikte FBI-MRA'da daha iyi görüntü elde edilebilmesi ve tetkik süresinin azaltılması bakımından çalışmaların devam ettiği belirtilmiştir [62].

Hoey ve arkadaşlarının FBI sekans MRA ile yaptıkları çalışmada sol ventrikül sistolik fonksiyonu ileri derecede bozuk olan hastalarda sistolik ve diastolik faz basınçları farkının azaldığını ve sonuçta arteriyel ve venöz damar kontrastı farklılığının da birbirine yaklaştığı belirtilmiştir [54]. Bu problemin ejeksiyon fraksiyonununun %30'un altında daha belirgin olduğunu bildirmelerine rağmen ejeksiyon fraksiyonu açısından hangi değer alt limit olarak kabul edileceğini gösteren ek çalışmalar yapılması gerektiğini bildirmişlerdir.

Sabit vuruş açılı diğer konvansiyonel FSE sekanslarının tersine SPACE tekniğinde modifiye değişken flip açısı kullanılır ve bu sayede veri elde etme zamanı ve spesifik emilim oranı (SAR) azalır. Bizim çalışmamızda da veriler ortalama 32,4 dakika gibi kısa bir sürede elde edilmiştir. Ayrıca SPACE ile özellikle kalp atımının hızlı olduğu vakalarda, farklı hızı olan akımların ayrımı daha uygun bir biçimde yapılabilmektedir. Bunlara ek olarak paralel görüntüleme sayesinde veri elde etme zamanları kısaltılmakla birlikte kalp atımı düzensiz olan vakalarda dahi iyi görüntüler elde edilebilmektedir [57].

3D FSE sekansında selektif olmayan refocusing pulslar kullanıldığı için ultra kısa süreli ekolar elde edilebilmektedir. Diop ve arkadaşlarını yaptıkları çalışmada subpopliteal düzeyde kritik iskemisi olan bazı hastalarda kontrastlı MRA'da erken venöz kontrastlanma görülürken NATIVE SPACE MRA'da böyle bir durumla karşılaşmadıklarını ve bu durumun NATIVE SPACE'in bir üstünlüğü olduğunu belirtmişlerdir [58]. Biz de çalışmamızda erken venöz kontrastlanma ile ilgili herhangi bir segment saptamadık.

Çalışmamızda, tanısal düzeyde kaliteye sahip arteriyel segmentlerin oranının okuyucu 1 ve 2 tarafından sırasıyla %66,1 ve %68,2 şeklinde bulunması görüntü kalitesinin genel olarak BTA'ya oranla anlamlı derecede düşük olduğunu

göstermektedir. Bu oranın düşük olmasının birkaç nedeni olabilir. Bunların ilki; tetkikimizin akıma bağlı bir yöntem kullanması sonucunda eğer hastalarda multipl darlıklar mevcutsa akımın hızının bozulması ile görüntü kalitesinin de bozulabilmesidir. Yine hareket artefakları ve EKG tetikleme yöntemindeki hatalar da görüntü kalitesini etkileyebilmektedir. Bununla birlikte aortoiliak düzeyde periferik segmentler ile karşılaştırıldığında ortalama görüntü kalitesi daha kötü görünümdeydi. Bu duruma da; bağırsak hareketleri, soluk alıp verme ve özellikle obez hastalarda RF koili ile incelenen damar arasındaki uzaklığın artmasına bağlı olarak sinyalin zayıflaması neden olmuş olabilir. Winterer ve arkadaşlarının kontrastlı MRA ve DSA yöntemlerini karşılaştırdıkları çalışmada PPD değerleri femoral-popliteal düzeyde %78 iken bu değer krural alanda %44 olarak bulunmuş olup bu farklılığı, lümen çapının daralmasının uzaysal çözünürlüğü düşürmesine bağlamaktadırlar. Ancak iliak arterler düzeyinde femoral bölge ile karşılaştırıldığında tanısal performans damar çapı artmasına rağmen azalmaktadır. Bu durumun ise özellikle yaşlı hastalıklarda iliak arterlerde görülen kıvrımlara bağlı olduğu belirtilmiştir. Yani arter trasesinin kıvrımlı olması z-axis yönündeki slabın çapraz geçilmesine neden olmaktadır [63]. Bizim çalışmamızda da benzer şekilde iliak düzeydeki görüntü kalitesinin düşük olmasına Winterer ve arkadaşlarının çalışmasında da tanımlı bu faktörler eşlik etmiş olabilir.

Bunun yanı sıra, diğer geleneksel MRA teknikleri ile karşılaştırıldığında NATIVE SPACE sekansın yeni bir teknik olması ve bu nedenle teknisyen tecrübesindeki eksiklikler de görüntü kalitesinin düşük olması ile ilişkili olabilir.

NATIVE SPACE tekniği ile karşılaştırıldığında BTA görüntü kalitesinin anlamlı derecede yüksek olması daha iyi MIP görüntülerin oluşturulmasını ve değerlendirme süresinin kısa olmasını sağlamaktadır.

Lim ve arkadaşlarının 1,5T kontrastsız MRA ile 36 hastada yaptıkları çalışmada bizim çalışmamıza benzer olarak hastaların %47,2'sinde görüntü kalitesinin tanısal olmadığı belirtilmiştir [64]. Bununla birlikte Haneder ve arkadaşlarının 3T kontrastsız MRA ile yaptıkları çalışmada ise görüntü kalitesinin %42 hastada değerlendirilemez düzeyde olduğu bulunmuştur. Bu veriler kontrastsız MRA'da sadece manyetik alan gücünün artırılmasının görüntü kalitesini artırmadığını göstermektedir [65]. Tekniğin görüntü kalitesinin artırılması için

başlıca birkaç alanda araştırma gerekmektedir. Bunların ilki; akıma bağlı etkilerin azaltılması amacıyla sistolik hızdaki azalma ve türbülant akımların neden olduğu problemlerin giderilmesidir. Diğeri ise sağ ve sol bacakta darlıkların farklı olduğu vakalarda aynı gecikme zamanı değeri alındığı için ortaya çıkan farklı pik sistolik hız değerlerinin optimizasyonudur. Sonuncusu ise tetkikin substraksiyon yöntemini kullanması nedeniyle ortaya çıkan hareket artefaklarının azaltılmasına yönelik ek uygulamaların gerekliliğidir.

Ayrıca çalışmamızda darlık olan segmentlerde referans olarak aldığımız BTA ile karşılaştırıldığında darlık düzeylerinin bazı vakalarda olduğundan fazla saptandığını gördük. Bu duruma alt ekstremitte arterlerinin çapının küçük olması neden oluyor olabilir. Ama bu konudaki daha önemli bir neden ise darlığın şiddetinin fazla olduğu bölgedeki kan akımının düzensiz ve yavaş olması sebebiyle görülen tetikleme zamanındaki uyumsuzluktur [57]. Bu durum hem arterlerin hem venlerin parlak olarak görüldüğü diastolik fazda elde edilen görüntülerin değerlendirilmesi ile azaltılabilir.

Görüntü kalitesi ve darlık düzeylerinin değerlendirilmesinde araştırmacılar arası uyumun kappa katsayısı 0,61 ve 0,55 olarak bulunmuştur. Uyumun istenilen düzeyde olmaması ise, ileri düzeyli darlıkların neden olduğu inhomojenitelerin damarların değerlendirilmesinde yaşattığı zorluklara bağlı olabilir [66]. Yine damar içindeki yabancı cisimler (stent, protez veya metalik klips gibi) ve kardiyak aritmiler de değerlendirmeyi güçleştiren diğer faktörlerdir [58].

Görüntü kalitesi açısından yetersiz olarak değerlendirilen segmentlerin oranının yüksek olmasına rağmen kontrastsız MRA tetkikin kullanılabilirliği alanlardan bazıları şunlardır:

- kontrastlı MRA veya BTA'nın herhangi bir nedenle başarısız olması nedeniyle hastaya tekrar kontrast madde verilmemesi,
- negatif prediktif değerinin yüksek olması sebebiyle darlık olmayan damarlarda akım hızları iyi olduğu için PAH'in ekartasyonu

NATIVE SPACE tekniğinin bir diğer avantajı ise major hareket artefaktlarında veya teknik hata nedeniyle görüntünün değerlendirilemediği durumlarda tetkikin kısa sürede tekrar edilebilmesidir.

Yine çalışmamızda bazı hastalarda BTA'da görüldüğü şekliyle kontrastsız MRA'da da izlenen kollateral vasküler yapılar dikkatimizi çekmiştir. Ancak tanımlı kollaterallerin traselerinin gösterilmesi ve bu konuda NATIVE SPACE sekansın kullanılabilirliği açısından yeni çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

NATIVE SPACE tekniğini kullandığımız bu çalışmada veri elde etme zamanını kısaltma amacıyla paralel görüntüleme yöntemleri kullanılmıştır. Paralel görüntüleme ise yüzey koillerinin içindeki elementlerin uzaysal kodlamalar ile kısmen değiştirilmesi ilke elde edilmektedir. Ancak bu uzaysal kodlamaların değişimi SNR oranlarını azaltmaktadır. Li ve arkadaşlarının [57] 3T kontrastsız MRA ile yaptıkları çalışmada SNR oranları azalmadan manyetik alan gücü sayesinde paralel görüntülemenin kullanılabileceğini belirtmişlerdir. Bu sayede veri elde etme hızının arttığını ve düzensiz kalp atımı olan hastalarda daha iyi veri elde edilebildiğini saptamışlardır [57].

EKG tetiklemeli kontrastsız FSE MRA yöntemi ile Urata ve arkadaşlarının [67] 2001 yılında aortik düzeyde yaptığı çalışmada bazı vakalarda görüntü elde etme zamanı ile ilgili bazı kötü sonuçlar elde edildiği bildirilmiştir. Yine bu dönemde Miyazaki ve arkadaşları [68] yaptıkları çalışmada kalp ve farklı damar segmentleri arasındaki uzaklığın birbirinden farklı olması nedeniyle, görüntü elde edilecek her damar bölgesinde ayrı 2D EKG hazırlık kesitinin alınması gerektiğini ve bu sayede farklı gecikme zamanı hesaplamalarının yapılmasını önermişlerdir. Bu temel görüşten yola çıkarak Radlbauer ve arkadaşları alt ekstremitte arterlerinde kontrastsız MRA sekansında PA ve ATA'da optimal sistolik ve diastolik gecikme zamanlarını belirleyen bir çalışma yayınlamışlardır [69]. Sonuçta sistolik fazda sinyal intensitesi popliteal arterde $\Delta t = -21$ ms anında minimum iken bu değer ATA'da -14 ms olarak hesaplanmıştır ($\Delta t =$ sistolik gecikme zamanı - kan akımının pik hızı). Yani minimum sistolik sinyal için hesaplanan zaman, gerçekte kan akımının pik olduğu anı vermemektedir. Bu nedenle EKG tetiklemeli 3D kontrastsız FSE MRA yöntemin alt ekstremitede iyi görüntü kalitesi sağlayabileceğini ancak zamanlama parametrelerinin dikkatlice belirlenmesi gerektiğini vurgulamaktadır [69].

Kontrastsız MRA tekniklerindeki gelişmelere bağlı olarak son dönemlerde birçok yöntem kullanıma girmiştir. Periferik arterleri değerlendirmede son dönemde tanımlanan diğer bir kontrastsız MRA tekniği olan QISS yönteminde ise 2D bSSFP

tekniki kullanılmaktadır. Kontrastlı MRA ile yapılan ilk çalışmalarda görüntü elde etme süresinin kısa olduğu ve tanısal performansındaki başarıdan bahsedilmiştir [66]. Klasen ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada kontrastlı MRA ile karşılaştırıldığında QISS MRA'nın sensitivitesinin %98,6 spesifitesinin %96 olduğu belirtilmiştir. Bununla birlikte diğer kontrastsız MRA yöntemlerinde olduğu gibi darlık bulunan segmentlerde bazen darlık derecesini olduğundan fazla gösterme eğilimi bildirilmiştir [70].

SSFP yöntemi kullanılarak Hodnet ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada; yöntemin tanısal performansının kontrastlı MRA ve DSA ile karşılaştırıldığında yakın değerlerde bulunduğu belirtilmektedir [46].

Pelviste kontrastsız MRA için en büyük zorluklardan biri hareket artefaklarıdır. Üst batın ile karşılaştırıldığında pelvik alanda solunuma bağlı hareket artefakları daha az görülmesine rağmen bu durum hala birçok hastada görüntünün kalitesini azaltmaktadır. Hem 2D TOF tekniğinde hem substraksiyon yöntemi kullanılan kontrastsız MRA tekniklerinde solunum artefakları ve bağırsak hareketlerine bağlı artefaklar bu açıdan önemli problemler oluşturmaktadır. QISS yönteminde ise tek nefes tutma süresince veriler elde edildiği için ve substraksiyon yöntemi kullanılmadığından bu tür artefaklara daha az duyarlıdır [71].

Bir bSSFP yöntemi olan VANESSA tekniğinde ise yine pik arteriyel akımın olduğu anda uygulanan sinyal baskılama metodu kullanılmaktadır. Priest ve arkadaşları yaptıkları çalışmada beklenildiği gibi kardiyak debisi düşük olan veya duvarında darlık bulunan segmentin distalinde normale oranla pik sistolik hızda azalma olduğunu belirtmişlerdir. Buna ek olarak eğer hastanın iki bacağına da farklı derecede darlık varsa iki bacakta akım hızlarının da farklı olacağını ve aynı tetikleme gecikme zamanını kullanmanın uygun olmayacağını belirtmişlerdir. EKG tetiklemenin kullanıldığı NATIVE SPACE sekansı açısından da aynı durum söz konusu olabilir. Bu nedenle sekansın gelişimi açısından görüntü elde etme süresini etkilemeden, her bir bacak için ayrı tetikleme zamanı kullanılıp, ayrı akım hazırlık modülünün oluşturulması gerekebilir [53].

NATIVE SPACE ile ilgili önceden yapılan birçok çalışmada tekniğin önemli eksikliklerinin bulunduğu bahsedilmiştir. Bunlardan en önemlileri hareket artefaklarına olan aşırı duyarlılık ile tetikleme gecikme zamanındaki sorunlardır. Lim

ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada SPACE yönteminin görüntü kalitesinin bacak bölgesinde %42,4 segmentte yetersiz olduğunu belirtmişlerdir [64]. Mohrs ve arkadaşlarının yaptığı diğer bir çalışmada ise pelvik alandaki damarların sadece %8'inde görüntü kalitesinin iyi veya mükemmel olduğu saptanmıştır [52]. 2010 yılında Edelman ve arkadaşlarının [71] 1,5T QISS-MRA ile yaptıkları çalışmada ise yüksek sensitivite ve spesifite (okuyucu 1 ve 2 için sırasıyla %89,7 ve %87 ile %96,5 ve %94,6) değerleri bulunmuştur. Ama bu çalışmada değerlendirmeye alınan 53 hastanın tamamı Fontaine evre IIa ve IIb hastalardır [71]. Diop ve arkadaşlarının NATIVE SPACE yöntemini kullanarak yaptıkları çalışmada da Fontaine evre IIa hastalarda %95,7 gibi yüksek spesifite değerleri bildirilmiştir [58].

Bununla birlikte manyetik alan gücünün artırılması ile bu teknikte sinyal kaybı ve siyah bant artefaktları görülmektedir. SSFP'nin tersine T2A FSE yöntem kullanıldığında ultra yüksek manyetik alanlarda bile uygulama homojen şekilde elde edilebilmektedir [72]. Fischer ve arkadaşlarının alt ekstremitte arterlerinde 8 sağlıklı gönüllü ile yaptıkları çalışmada 7T MRA'nın kullanılabilirliğini göstermişlerdir. Çalışmalarında T1A fast low-angle shot (FLASH) sekansı kullanıp pelvik alandaki büyük arterler ile ayak ve intramuskuler alandaki küçük arterlerin orta-iyi derecede görüntü kalitesi ile görüntülendiğini belirtmişlerdir. Bununla birlikte en iyi görüntü kalitesinin EİA ve PA düzeyinde elde edildiğini bulmuşlardır. Ancak çalışmalarında sağlıklı bireylerden görüntü elde ettikleri için tanısal performansları henüz ortaya konmamıştır [73].

Çalışmamızda birkaç limitasyon bulunmaktadır. Bunlardan ilki invaziv olmasına rağmen PAH'ı saptamada halen altın standart konumunda bulunan DSA'nın referans olarak kullanılmamasıdır. Yine bazı kaynaklarda kontrastsız MRA teknikleri kontrastlı MRA tekniklerinin alternatifi olarak belirtildiği için karşılaştırmanın kontrastlı MRA ile yapılması ilgi çekici olabilirdi. Diğer çalışmamıza ayak arterlerinin görüntülenmesini çalışmamıza dahil etmemizdir. Oysa son dönemlerde endovasküler tedavi yöntemleri gittikçe gelişmekle birlikte distalde ayak düzeyinde girişimsel tedaviler yapılabilmektedir. Bu nedenle ayak düzeyinin arteriyel yapılarının da preoperatif dönemde iyi bir şekilde gösterilmesi önem arz etmeye başlamıştır. Son olarak ise çalışmaya dahil ettiğimiz hastaların sayısının az olması tanısal değerleri etkilemiş olabilir.

Sonuçta; NATIVE SPACE tetkiki kontrastlı incelemeden önce kullanılabilir bir ilk basamak görüntüleme yöntemi olabilir. Bununla birlikte bazı hastalarda hem teknik açıdan hem hastaya bağlı nedenlerden dolayı görüntü kalitesi suboptimal olabilmektedir. Çalışmamızda iyi derecede NPD değerlerine ulaştık. Bu nedenle ateroskleroz riskinin yüksek olduğu ve kontrast madde kullanımının kontraendike olduğu kronik böbrek yetmezliği olan hastalarda NATIVE SPACE sekansın güvenle kullanılabilirliği kanaatindeyiz.

Çalışmamızda yine negatif prediktif değerin yüksek bulunması PAH'tan şüphelenilen genç hastalarda NATIVE SPACE'in ekartasyon amacıyla kullanılabilirliğini göstermektedir. Ancak görüntü kalitesi ile tanısal performansın artırılması açısından yeni çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

ÖZET

Biz bu çalışmada; alt eksterimite periferik arter hastalıklarını saptamada, BTA tetkikini referans olarak alıp, kontrastsız bir 3D FSE yöntemi olan NATIVE SPACE MRA yönteminin kullanılabilirliğini ve tanısal gücünü araştırmayı amaçladık.

Çalışmamıza Haziran 2014 – Ekim 2014 tarihleri arasında Süleyman Demirel Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Radyoloji Bölümüne PAH ön tanısı veya tanısı ile yönlendirilen 19'u (%82,6) erkek, 4'ü (%17,4) kadın, yaşları 21-86 arasında değişen toplam 23 hasta dahil edildi. Arteriyel vasküler yapılar toplam 23 segmente ayrılarak BTA ve NATIVE SPACE MRA ile değerlendirme yapıldı. Kontrastsız MRA sekansının her bir segmentindeki görüntü kalitesi, değerlendirme yapılabilme açısından 5 gruba ayrıldı. Sonrasında diagnostik kabul edilen segmentler de darlık derecesi açısından sınıflandırıldı. Referans olarak kabul ettiğimiz BTA ile karşılaştırıldığında NATIVE SPACE kontrastsız MRA tetkikinin sensitivite, spesifite, pozitif prediktif değer (PPD), negatif prediktif değer (NPD) ve doğruluk oranları hesaplandı.

Hem BTA hem MRA tetkiki uygulanan ve değerlendirmeye alınan toplam 529 segmentin 469'unda uygun görüntü elde edildi. Görüntü kalitesi okuyucular tarafından sırasıyla 469 segmentin 310'unda (%66,1) ve 320'sinde (%68,2) tanısal olarak değerlendirildi. Darlık derecesi açısından ise toplamda okuyucu 1 tarafından 325 segment, okuyucu 2 tarafından 335 segment incelendi. BTA'nın referans olarak alındığı ve NATIVE SPACE sekans MRA'nın genel tanısal performansının ölçüldüğü veriler %95 güvenirlilik aralığı (CI) ile beraber; okuyucu 1'de sensitivite %85,7 (72,7-94,0), spesifite %85,5 (80,8-89,4), tanısal doğruluk %85,5 (76,4-93,8) iken; okuyucu 2'de sensitivite % 66,7 (57,9-74,6), spesifite %93,1 (88,7-96,2), tanısal doğruluk %82,7 (70,2-91,2) olarak hesaplandı. Ayrıca okuyucular arası performansa dayalı ölçümlerde ise genel olarak sensitivite %76,2, spesifite %89,3, tanısal doğruluk %84,1, pozitif prediktif değer %68,8 ve negatif prediktif değer %89,1 olarak bulundu.

Sonuç olarak; çalışmamızda negatif prediktif değerinin yüksek bulunması PAH'tan şüphelenilen genç hastalar ile ateroskleroz riskinin yüksek olduğu ve kontrast madde kullanımının kontraendike olduğu kronik böbrek yetmezliği olan

hastalarda NATIVE SPACE'in ekartasyon amacıyla kullanılabileceğini göstermektedir. Yine NATIVE SPACE tetkikinin kontrastlı incelemeden önce kullanılabilecek bir ilk basamak görüntüleme yöntemi olabileceği kanaatindeyiz.

Anahtar kelimeler: periferik arter hastalıkları (PAH), kontrastsız manyetik rezonans anjiyografi (MRA), bilgisayarlı tomografi anjiyografi (BTA), NATIVE SPACE

ABSTRACT

The purpose of this study was to evaluate the diagnostic performance and feasibility of unenhanced 3D FSE MR angiography sequence (NATIVE-SPACE MRA) in detection of lower limb peripheral arterial diseases and compare the results with computed tomography angiography (CTA) which is the reference standart.

Patients with PAD diagnosis or preliminary diagnosis who attended to Suleyman Demirel University Faculty of Medicine Hospital Department of Radiology between June 2014 and October 2014 were enrolled to the study. 23 patients, 19 (82.6%) male, and 4 (17.4%) female with the age range between 21-86, were included to the study. Arterial vascular structures were divided into 23 segments and evaluated with NATIVE SPACE MRA and CTA. Unenhanced MRI image quality in each segment of the sequence were divided into 5 groups according to their diagnostic value. Segments classified as diagnostic were grouped according to the degree of stenosis. Sensitivity, specificity, positive predictive value (PPV), negative predictive value (NPV) and accuracy values of NATIVE SPACE were calculated and compared with CTA as the reference standard.

Both CTA and MRA imaging were applied to total of 529 segments and appropriate image were obtained in 469 segments. Image quality were evaluated as diagnostic in 310 (66.1%) and 320 (68.2%) segments by reader 1 and 2 respectively. 325 segments and 335 segments were investigated in terms of degree of stenosis by reader 1 and 2 respectively. Results of NATIVE SPACE sequence MRA with 95% confidence interval (CI) were: sensitivity 85,7% (72,7-94,0%), specificity 85,5% (80,8-89,4%), diagnostic accuracy 85,5% (76,4-93,8%) for the reader 1 and sensitivity 66,7% (57,9-74,6%), specificity 93,1% (88,7-96,2%), diagnostic accuracy 82,7%(70,2-91,2%) for the reader 2. Besides interreader performance based measurements were as follows: sensitivity 76,2%, specificity 89,3%, diagnostic accuracy 84,1%, positive predictive value 68,8% and negative predictive value 89,1%.

As a result, high negative predictive value shows that NATIVE SPACE can be choice of imaging technique in young patients with the suspicion of PAD and patients with chronic renal failure who are at high risk of atherosclerotic disease in whom use of contrast agent is contraindicated because of increased risk of gadolinium induced nephrogenic systemic fibrosis for elimination. Also we believe in that NATIVE SPACE imaging can be used as a first step imaging technique before contrast enhanced imaging techniques.

Keywords: Peripheral Arterial Disease (PAD), Unenhanced MR Angiography, Computed Tomography Angiography (CTA), NATIVE SPACE

KAYNAKLAR

1. Norgren L.ve ark., Inter-society consensus for the management of peripheral arterial disease (TASC II).Ejves, 2007. 33(1): p. S1-S75.
2. Tins B., Oxtoby J., and Patel S., Comparison of CT angiography with conventional arterial angiography in aortoiliac occlusive disease. Brit J Radiol, 2001. 74(879): p. 219-225.
3. Rubin GD., Techniques for performing multidetector-row computed tomographic angiography.TechVİR, 2001. 4(1): p. 2-14.
4. Hiatt, MD.ve ark., Angiographic imaging of the lower extremities with multidetector CT. Radiol Clin N Am, 2005. 43(6): p. 1119-1127.
5. Rubin GD. and Rofsky NM., CT and MR angiography: comprehensive vascular assessment. 2012: Lippincott Williams & Wilkins.
6. Yıldırım M., Kardiyovasküler sistemin İnsan Embriyolojisi. Nobel Tıp Kitapevi: İstanbul, 2002.
7. Erkoçak A., Özel histoloji 3. baskı. Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara, 1980.
8. Solakoğlu Z., Tıbbi Fizyoloji Cep Kitabı. Nobel Tıp Kitapevi: İstanbul 2003: p. s.95-145.
9. Arıncı K. and Elhan A., Anatomi dolasım sistemi (1.baskı). Günes Kitabevi: Ankara, 1995.
10. Valji K. and. Maroney TP, Vascular and interventional radiology. Shock, 1999. 12(5): p. 409.
11. Bendermacher BL. ve ark., Symptomatic peripheral arterial disease: the value of a validated questionnaire and a clinical decision rule. Brit J Gen Pract, 2006. 56(533): p. 932-937.
12. Aronow WS., Management of peripheral arterial disease of the lower extremities. Comprehensive therapy, 2007. 33(4): p. 247-256.
13. Kaya T.ve ark., İliyak ve alt ekstremitelerdeki arteriyosklerotik lezyonların dağılım ve simetri analizi.
14. Chan D., Anderson ME., and Dolmatch BL., Imaging evaluation of lower extremity infrainguinal disease: role of the noninvasive vascular laboratory,

computed tomography angiography, and magnetic resonance angiography. *TechVIR*, 2010. 13(1): p. 11-22.

15. Olin JW. ve ark., Atherosclerotic vascular disease conference Writing Group IV: imaging. *Circulation*, 2004. 109(21): p. 2626-2633.

16. Besirli K ve ark., İnfraningual periferik aterosklerotik arter hastalıklarında akım değerlendirmesinde anjiyografi ve renkli doppler ultrasonografinin karşılaştırılması. *Turkish J Thorac Cardiovasc Surg*, 2004. 12: p. 259-261.

17. Polak J., The peripheral arteries. In: Rumack CM (ed), *Diagnostic ultrasound* (3rd ed). Mosby, St Louis 2005, 2005: p. s. 993-1017.

18. Rieker O. ve ark., CT angiography versus intraarterial digital subtraction angiography for assessment of aortoiliac occlusive disease. *AJR.*, 1997. 169(4): p. 1133-1138.

19. Polak JF., Arterial sonography: efficacy for the diagnosis of arterial disease of the lower extremity. *AJR.*, 1993. 161(2): p. 235-243.

20. Trusen A., Beissert M., ve Hahn D., Color Doppler US findings in the diagnosis of arterial occlusive disease of the lower limb. *Acta Radiologica*, 2003. 44(4): p. 411-418.

21. Tuncel E., *Klinik Radyoloji*, Nobel&Güneş Tıp Kitabevi Ltd. 2008, Şti.

22. Gates J. ve Hartnell GG., Optimized Diagnostic Angiography in High-Risk Patients with Severe Peripheral Vascular Disease 1. *Radiographics*, 2000. 20(1): p. 121-133.

23. Hessel SJ., Adams DF. ve Abrams HL., Complications of angiography. *Radiology*, 1981. 138(2): p. 273-281.

24. Fleischmann D., How to design injection protocols for multiple detector-row CT angiography (MDCTA). *Eur Radiol Supp.*, 2005. 15(5): p. e60-e65.

25. Fleischmann D. ve Kamaya A., Optimal vascular and parenchymal contrast enhancement: the current state of the art. *Radiol Clin N Am*, 2009. 47(1): p. 13-26.

26. Jakobs TF., Wintersperger BJ. ve Becker CR., MDCT-imaging of peripheral arterial disease. in *Seminars in Ultrasound, CT and MRI*. 2004. Elsevier.

27. Rubin GD.ve ark., Multi-Detector Row CT Angiography of Lower Extremity Arterial Inflow and Runoff: Initial Experience 1. *Radiology*, 2001. 221(1): p. 146-158.

28. Willmann JrK. ve ark., Aortoiliac and Lower Extremity Arteries Assessed with 16-Detector Row CT Angiography: Prospective Comparison with Digital Subtraction Angiography 1. *Radiology*, 2005. 236(3): p. 1083-1093.
29. Lawrence JA. ve ark., Lower extremity spiral CT angiography versus catheter angiography. *Radiology*, 1995. 194(3): p. 903-908.
30. Raptopoulos V. ve ark., Sequential helical CT angiography of aortoiliac disease. *AJR.*, 1996. 166(6): p. 1347-1354.
31. Edwards A., Wells I., and Roobottom C., 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.
32. Akın O. ve Coşkun M., Multidedektör BT anjiyografi: teknik ve klinik uygulamalar. *Diagn and Int Radio (Tanısal ve Girişimsel Radyoloji)*, 2008. 14(3): p. 163-171.
33. Karabulut N., Çok kesitli bilgisayarlı tomografi koroner anjiyografi: Genel ilkeler, teknik ve klinik uygulamalar.
34. Fleischmann D. ve ark., Improved Uniformity of Aortic Enhancement with Customized Contrast Medium Injection Protocols at CT Angiography 1. *Radiology*, 2000. 214(2): p. 363-371.
35. Hopper K., With helical CT, is nonionic contrast a better choice than ionic contrast for rapid and large IV bolus injections? *AJR.*, 1996. 166(3): p. 715-715.
36. Halpern JD. ve ark., Patient allergies: role in selective use of nonionic contrast material. *Radiology*, 1996. 199(2): p. 359-362.
37. Prokop M., Image processing and display techniques. *Spiral and multislice computed tomography of the body*. Stuttgart, Germany: Georg Tieme Verlag, 2003: p. 49-50.
38. Ahmetoğlu A. ve ark., Serebral anevrizmaların tanı ve karakterizasyonunda multi-slice BT anjiyografi. *Türk Tanısal ve Girişimsel Radyoloji Dergisi*, 2003. 9: p. 302-8.
39. Miyazaki M. and Lee VS., Nonenhanced MR Angiography 1. *Radiology*, 2008. 248(1): p. 20-43.
40. Sanz, J. ve ark., Magnetic Resonance Angiography and Evaluation of Vulnerable Plaque, in *Cardiovascular Medicine*. 2007, Springer. p. 897-909.

41. Leiner T., Magnetic resonance angiography of abdominal and lower extremity vasculature. *Topics in Magnetic Resonance Imaging*, 2005. 16(1): p. 21-66.
42. Morelli JN. ve ark., Technical considerations in MR angiography: An image-based guide. *J Magn Reson Imag*, 2013. 37(6): p. 1326-1341.
43. Habibi R. ve ark., High-Spatial-Resolution Lower Extremity MR Angiography at 3.0 T: Contrast Agent Dose Comparison Study 1. *Radiology*, 2008. 248(2): p. 680-692.
44. Miyazaki, M. ve Akahane M., Non-contrast enhanced MR angiography: Established techniques. *J Magn Reson Imag*, 2012. 35(1): p. 1-19.
45. Meaney JF. ve ark., Stepping-Table Gadolinium-enhanced Digital Subtraction MR Angiography of the Aorta and Lower Extremity Arteries: Preliminary Experience 1. *Radiology*, 1999. 211(1): p. 59-67.
46. Hodnett PA. ve ark., Evaluation of peripheral arterial disease with nonenhanced quiescent-interval single-shot MR angiography. *Radiology*, 2011. 260(1): p. 282-293.
47. Met R. ve ark., Diagnostic performance of computed tomography angiography in peripheral arterial disease: a systematic review and meta-analysis. *Jama*, 2009. 301(4): p. 415-424.
48. Kramer H. ve ark., Peripheral MR angiography. *Magn reson imaging clin of N Am*, 2009. 17(1): p. 91-100.
49. Jens S. ve ark., Diagnostic performance of computed tomography angiography and contrast-enhanced magnetic resonance angiography in patients with critical limb ischaemia and intermittent claudication: systematic review and meta-analysis. *Eur Radiol*, 2013. 23(11): p. 3104-3114.
50. Young PM. ve ark., Prospective comparison of cartesian acquisition with projection-like reconstruction magnetic resonance angiography with computed tomography angiography for evaluation of below-the-knee runoff. *J Vasc Inter Radiol*, 2013. 24(3): p. 392-399.
51. Lapeyre M. ve ark., Assessment of critical limb ischemia in patients with diabetes: comparison of MR angiography and digital subtraction angiography. *Am J Roentgenol*, 2005. 185(6): p. 1641-1650.

52. Mohrs OK. ve ark., High-resolution 3D non-contrast-enhanced, ECG-gated, multi-step MR angiography of the lower extremities: comparison with contrast-enhanced MR angiography. *Eur Radiol*, 2011. 21(2): p. 434-442.
53. Priest AN. ve ark., Initial clinical evaluation of a non-contrast-enhanced MR angiography method in the distal lower extremities. *Magn Reson Med*, 2013. 70(6): p. 1644-1652.
54. Hoey ET. ve ark., Fresh blood imaging of the peripheral vasculature: an emerging unenhanced MR technique. *Am J Roentgenol*, 2010. 195(6): p. 1444-1448.
55. Shellock FG. ve Spinazzi A., MRI safety update 2008: part 1, MRI contrast agents and nephrogenic systemic fibrosis. *Am J Roentgenol*, 2008. 191(4): p. 1129-1139.
56. Poon E. ve ark., Iliac artery stenosis measurements: comparison of two-dimensional time-of-flight and three-dimensional dynamic gadolinium-enhanced MR angiography. *AJR. Am J Roentgenol*, 1997. 169(4): p. 1139-1144.
57. Li D. ve ark., Unenhanced calf MR angiography at 3.0 T using electrocardiography-gated partial-fourier fast spin echo imaging with variable flip angle. *Eur Radiol*, 2011. 21(6): p. 1311-1322.
58. Diop AD. ve ark., Unenhanced 3D turbo spin-echo MR angiography of lower limbs in peripheral arterial disease: a comparative study with gadolinium-enhanced MR angiography. *Am J Roentgenol*, 2013. 200(5): p. 1145-1150.
59. Gutzeit A. ve ark., ECG-Triggered Non-Contrast-Enhanced MR Angiography (TRANCE) versus Digital Subtraction Angiography (DSA) in patients with peripheral arterial occlusive disease of the lower extremities. *Eur Radiol*, 2011. 21(9): p. 1979-1987.
60. Wong P., Graves M., ve Lomas D., Interactive Two-Dimensional Fresh Blood Imaging.
61. Nakamura K. ve ark., Fresh blood imaging (FBI) of peripheral arteries: comparison with 16-detector row CT angiography. *Proc Intl Soc Magn Reson Med*. 2006.
62. Kassamali RH. ve ark., A comparative analysis of noncontrast flow-spoiled versus contrast-enhanced magnetic resonance angiography for evaluation of peripheral arterial disease. *Diagn Int Radiol*, 2013. 19(2): p. 119-125.

63. Winterer JT. ve ark., Contrast enhanced MR angiography in the assessment of relevant stenoses in occlusive disease of the pelvic and lower limb arteries: diagnostic value of a two-step examination protocol in comparison to conventional DSA. *Eur J Radiol*, 2002. 41(2): p. 153-160.
64. Lim RP. ve ark., 3D nongadolinium-enhanced ECG-gated MRA of the distal lower extremities: Preliminary clinical experience. *J Magn Reson Imaging*, 2008. 28(1): p. 181-189.
65. Haneder S. ve ark., Magnetic resonance angiography (MRA) of the calf station at 3.0 T: intraindividual comparison of non-enhanced ECG-gated flow-dependent MRA, continuous table movement MRA and time-resolved MRA. *Eur Radiol*, 2011. 21(7): p. 1452-1461.
66. Partovi S. ve ark., ECG-triggered non-enhanced MR angiography of peripheral arteries in comparison to DSA in patients with peripheral artery occlusive disease. *Magn Reson Mater Phy*, 2013. 26(3): p. 271-280.
67. Urata J. ve ark., Clinical evaluation of aortic diseases using nonenhanced MRA with ECG-triggered 3D half-Fourier FSE. *J Magn Reson Imaging*, 2001. 14(2): p. 113-119.
68. Miyazaki M. ve ark., Non-contrast-enhanced MR angiography using 3D ECG-synchronized half-Fourier fast spin echo. *J Magn Reson Imaging*, 2000. 12(5): p. 776-783.
69. Radlbauer R. ve ark., Triggered non-contrast enhanced MR angiography of peripheral arteries: Optimization of systolic and diastolic time delays for electrocardiographic triggering. *Eur J Radiol*, 2011. 80(2): p. 331-335.
70. Klasen J. ve ark., Nonenhanced ECG-gated quiescent-interval single-shot MRA (QISS-MRA) of the lower extremities: comparison with contrast-enhanced MRA. *Clin Radiol*, 2012. 67(5): p. 441-446.
71. Edelman RR. ve ark., Quiescent-interval single-shot unenhanced magnetic resonance angiography of peripheral vascular disease: Technical considerations and clinical feasibility. *Magn Reson Med*, 2010. 63(4): p. 951-958.
72. Moser E. ve ark., 7-T MR—from research to clinical applications? *NMR in biomedicine*, 2012. 25(5): p. 695-716.

73. Fischer A. ve ark., Nonenhanced magnetic resonance angiography of the lower extremity vessels at 7 tesla: initial experience. Invest Radiol, 2013. 48(7): p. 525-534.