

69963

T.C.
GENELKURMAY BAŐKANLIĐI
GÜLHANE ASKERİ TIP AKADEMİSİ
ASKERİ TIP FAKÜLTESİ
RADYODİAGNOSTİK RADYOLOJİ
ANABİLİM DALI BAŐKANLIĐI

**ALT EKSTREMİTE TIKAYICI ARTER HASTALIKLARINDA
SPİRAL BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİK ANJİOGRAFİNİN
TANI DEĞERİ**

UZMANLIK TEZİ

Murat KOCAOĞLU
Hv. Tbp. Kd. Ütğm.

T.C. YÜKSEKÖĞRETİM KURULU
DOKÜMANTASYON MERKEZİ

ANKARA-1998

ÖNSÖZ

'Alt Ekstremitte Tıkayıcı Arter Hastalıklarında Spiral Bilgisayarlı Tomografik Anjiografinin Yeri' konulu tez, GATA Radyodiagnostik Radyoloji Anabilim Dalı Başkanlığının Mayıs 1996 tarihli emri ile verilmiştir.

Bilgisayarlı Tomografi (BT) teknolojisinin son aşaması olan Spiral BT, Diagnostik Radyolojide üç boyutlu anjiografi imkanını sağlamıştır. BT Anjiografi (BTA), aorta ve renal arterlerde DSA (Digital subtraction angiography)'nın yerini alma aşamasına gelmiştir. Alt ekstremitede ise yapılmış olan çalışmaların azlığına rağmen elde edilmiş olan sonuçlar cesaret vericidir.

Tıp mesleğine olan sevgimin arttığı uzmanlık eğitimim süresince, sağlamış olduğu bilimsel ortamla gelişmeye katkıda bulunan, anlayış ve hoşgörüsünü hiç eksiltmeyen, her zaman örnek alacağım, değerli hocam Sayın Prof. Dr. Alper ALEMDAROĞLU' na saygı ve teşekkürlerimi arz ederim. Uzmanlık eğitimim süresince maddi ve manevi desteklerini arkamızda hissettiğimiz Prof.Dr. M. Ali YİNANÇ'a, Prof.Dr. İbrahim SOMUNCU'ya, yakın ilgi ve yönlendirmeleriyle bana ışık tutan tez yöneticim Prof. Dr. Erkin OĞUR'a, bilgi ve deneyimlerini bizlerle paylaşan Prof.Dr. Taner ÜÇÖZ'e, Doç.Dr. Cem TAYFUN'a, Doç. Dr. Yüksel PABUŞCU'ya, her zaman ilgi ve sevgilerini gördüğüm başasistanlarımız Doç.Dr. Mustafa TAŞAR'a, Yrd.Doç.Dr. Bahri ÜSTÜNSÖZ'e, Yrd.Doç.Dr. Kemal KURTARAN'a, Yrd.Doç.Dr. Nail BULAKBAŞI'na, çalışmalarımındaki yardımlarından dolayı Yrd.Doç.Dr. Mutlu SAĞLAM ve Uz.Dr. Şahin UĞUREL'e saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

Ayrıca birlikte çalışmaktan mutlu olduğum arkadaşlarım Dr. Fatih ÖRS, Dr.Cenk TURBA, Dr. Tunç ERAKIN , Dr. İsmail MİHMALLI' ya ve uzmanlık eğitimim süresince gösterdiği sabır ve anlayıştan dolayı Eşim Pınar'a sevgi ve teşekkürlerimi sunarım.

Dr. Murat KOCAOĞLU

ANKARA, 1998

İÇİNDEKİLER

SAYFA

I. GİRİŞ VE AMAÇ.	1
II. GENEL BİLGİLER.	2
A-SPİRAL BT'nin TEMEL PRENSİPLERİ.	2
B-BT'nin GELİŞİM EVRELERİ.	2
C-TEKNİKÖZELLİKLER.	4
D-ARTEFAKTLAR.	13
E-MULTİPLANAR ve ÜÇ BOYUTLU GÖRÜNTÜLEME.	13
F-ÜÇ BOYUTLU SPİRAL BT ANJİOGRAFİ TEKNİKLERİ.	14
G-BTA BİLGİ TARAMA STRATEJİSİ.	17
H-ANJİOGRAMLARIN ELDE EDİLMESİ.	19
İ-ALT EKSTREMİTE ARTERYEL ANATOMİSİ ve BT ANATOMİSİ.	23
III. GEREÇ VE YÖNTEM.	27
IV. BULGULAR.	31
V. TARTIŞMA VE SONUÇ.	42
VI. ÖZET.	51
VII. YABANCI DİLDE ÖZET.	52
VIII. KAYNAKLAR.	53

I.GİRİŞ VE AMAÇ

DSA ünitelerinden en çok istekte bulunulan tetkik, alt ekstremitelerin anjiyografik incelemesidir. İnvaziv oluşu, nispeten fazla komplikasyonları, zaman ihtiyacı ve maliyeti göz önüne alındığında, DSA'ya alternatif tekniklerin geliştirilmesinin önemi açıktır (6).

Teknoloji alanındaki gelişmelerden en çok etkilenen klinik branş olan Diagnostik Radyolojide, beşinci kuşak BT cihazı olan Spiral BT, artmış tüp kapasitesi, geliştirilmiş olan donanımları ve yazılımları ile, aynı anda taramaya ve hasta hareketine imkan sağlamıştır. Spiral BT cihazlarında mevcut bir seferde 60-70 sn. gibi uzun süreli tarama kapasitesi, nispeten uzun segmentlerin volüm taramasını mümkün kılmıştır. Bu sayede spiral BT' nin yeni bir uygulaması olan BT anjiyografi (BTA), diagnostik amaçlarla kullanılmaya başlanmıştır (2,5,13,20).

Bu konuda ilginç bir nokta, BT'nin klinik kullanıma girmesinin MR'dan yaklaşık 10 yıl önce olmasına rağmen MRA (MR Anjiyografi) 'nın BTA'dan daha önce uygulamaya konmasıdır (20).

BTA da en çok çalışılan damarlar; aorta, renal arterler, karotid arterler ve Willis poligonu arterleridir. Alt ekstremitedeki çalışmalar az olmakla beraber, alınan sonuçlar ümit vericidir (32,47,55).

Bu çalışmanın amacı; minimal invaziv, kolay uygulanabilir ve hasta üzerinde stresi daha az bir teknik olan BTA'nın, alt ekstremitte tıkalı arter hastalıklarındaki katkısının ne olduğunu belirlemektir.

II.GENEL BİLGİLER

A. Spiral BT'nin Temel Prensipleri: Bilgisayarlı tomografi (BT), 1970 lerin başında tıbbi görüntülemelerde kullanılmaya başlamasından sonra sürekli geliştirilmiştir. Geçen yıllar boyunca, uzaysal rezolüsyon, düşük kontrast farklılıklarının tesbit edilebilirliği ve tarama hızı gibi ana konulardaki gelişmeler, hem yazılım hem de donanımdaki değişiklikler sayesinde başarılmıştır (20). BT gelişimindeki son aşama, sürekli dönen gantri ve yüksek ısı kapasiteli X-ışını tüpleri kullanılarak, hasta hareketi ve taramanın aynı anda yapılabilirdiği BT cihazlarının kullanıma girmesi olmuştur. Uyumluluk olması açısından, bu BT tarama tekniğinden "Spiral BT " olarak bahsedecek olmamıza rağmen pek çok yazar "Helikal BT" şeklinde kullanmayı tercih etmektedir. Spiral BT'nin getirdiği yeni uygulamalardan dolayı, artık spiral BT dışındaki BT uygulamalarına konvansiyonel BT adı verilmektedir.

B. BT'nin Gelişim Evreleri: Tıbbi görüntülemelerde BT'nin önemi dolayısıyla Gogsfrey Hounsfield ve Alan Cormack'a buluşlarından dolayı, 1979 yılında Nobel ödülü verilmiştir. BT'nin yüksek kontrast rezolüsyonu, X-ışını atenuasyonlarının ölçümlerini yönü önceden belirlenmiş, yüzbinlerce ince (1-10mm) kesitten yapması ve bu ölçümlerden kesit görüntüler oluşturması kabiliyeti sayesinde. Ardışık tarama ve multipl paralel kesitlerin rekonstrüksiyonu, ilk gerçek üç boyutlu (3D) tıbbi görüntü modalitesini oluşturdu (20,26).

Tıbbi görüntülemelerde kullanılmaya başlamasından günümüze kadar, BT de değişik jenerasyonlar geliştirilmiştir. Birinci kuşak tarayıcılar tek bir x-ışını dedektörüne sahipti. X-ışını kaynağı ve dedektör aynı anda, hastanın zıt taraflarında, paralel çizgiler şeklinde hareket etmekteydi. Bu şekilde bir planda tarama yapıldıktan sonra, tüm aygıt toplam 180 derecelik bir planda bilgi edinilene kadar belli açılarla hareket ettiriliyordu.

Bu cihazlarla tek bir kesit taraması dakikalar istediğinden, ilk uygulamaları sadece hareketleri kısıtlanabilen organlarda, en çok kranyumda olmuştur. İkinci kuşak tarayıcılara, pek çok projeksiyonda aynı anda tarama yapılabilmesi için multipl dedektörler ilave edilmiş ve böylece tarama zamanı kısalmıştır.

Daha sonra geliştirilen, sürekli dönen fan şeklinde x-ışını tüpü ve karşısında yüzlerce dedektör arkını içeren üçüncü kuşak tarayıcılar, her kesit için tarama zamanını birkaç saniyeye düşürerek BT'yi pratik bir cihaz haline getirmiştir. Dördüncü jenerasyon dizayn da, dedektörler yerlerinde sabit kalmışlar, tek hareketli kısım x-ışını kaynağı olmuş, fakat pratik bir avantaj sağlamadığından yaygın kullanıma geçmemiştir (6,20).

Saniyeler süren ekspozur süreleri, bazı fizyolojik hareketlerle karşılaştırıldığında hala uzun olduğundan, beşinci jenerasyon denen hareketli bir parçası olmayan cihazlar geliştirilmiş ve kullanıma sokulmuştur. Bu sayede konvansiyonel BT'nin bazı dezavantajlarından olan, hastanın masada hızlanma, yavaşlama ve tarama aralarında x-ışını tüpünü soğutmak için beklenmesi gereken zaman gibi faktörler elimine edilebilmiştir. Son zamanlarda üretilen bu BT'ler yeni bir teknoloji kullanarak (slip-ring teknolojisi), hasta gantri içinde hareket ederken, aynı anda taramayı gerçekleştirmektedir (13,27). Hasta, dönen gantri içinde hareket ederken, x-ışını kaynağı hasta etrafına spiral veya heliks şeklinde bir yol çizer. Böylece, aynı zaman süresinde, spiral tarayıcılar, yukarda bahsedilen 1980'lerin cihazlarıyla karşılaştırıldığında, 4 ile 9 kat daha büyük bir alanı volüm olarak tarayabilirler. Örnek olarak, 5 mm/sn masa hareketi ile 30 sn. de spiral tarama ile 15 cm.lik bir volüm taraması yapılabilirken, konvansiyonel BT ile aynı süre içinde sadece 1.67-3.75 cm. lik bir mesafe taranabilir.

Hastanın uzun aksı boyunca tarama hızının artması, BT alanında gerçek bir devrim yaratmış, mevcut uygulamalardaki kapasitesini arttırmanın yanında, bu uygulamalara yenilerini de eklemiştir. Örnek olarak, mevcut uygulamalardan olan toraks BT'yi değerlendirecek olursak; her nefes tutuş sırasında alınabilecek kesit sayısının fazla olması, nefes alıp tutmalardaki uyumsuzluğa bağlı olarak, atlanan veya uygun taranmayan anatomik bölgelerin atlanmadan incelenmesini mümkün kılacak, bu arada lezyon tesbiti için gerekli kontrast ilaç miktarında da azalmaya yol açacaktır (12,28,46,60).

Yeni uygulamalara örnek olarak ise BT anjiyografi (BTA) ye bir göz atacak olursak; bu yöntem, iyotlu kontrast maddenin hedef dokudan bolus olarak ilk geçişi sırasında tarama yapılması esasına dayanır. Bu gelişmeler ve yeni uygulamalar basit olarak cihazın dizaynındaki değişikliklerle sağlanmışır. Bununla beraber, yeni kabiliyetlerini değerlendirebilmek ve kısıtlamalarından kaçınmak için, spiral BT'nin ana prensiplerini anlamak önemlidir.

C. Teknik Özellikler: Bu bölüm, tipik spiral BT dizaynının tanımıyla başlayacaktır. Taranan volüm boyutu, imaj rekonstrüksiyon teknikleri, artefaktlar, zamansal ve uzaysal rezolüsyon gibi konularda bilgi verilecektir.

Spiral BT Donanımı: İlk bakışta, spiral BT tarayıcıları konvansiyonel BT tarayıcılara oldukça benzer görünürler. Bununla beraber, major komponentlerden pek çoğu spiral BT için yeniden dizayn edilmiştir. Spiral BT 'ye özgü veya özellikle önemli olan dizaynının komponentleri aşağıda sunulmuştur.

Dönen Gantri: Üçüncü jenerasyon cihazlarda, hem x-ışını tüpü hemde dedektörleri dönen bir gantriye monte edilmiştir. Dördüncü kuşak cihazların ise, dedektörleri sabit, sadece x-ışını tüpleri döndüğünden, dizaynları daha basittir. Her iki durumda da, gantri tekrar eski yerine gelmeden, iki tam rotasyondan fazlası yapılamaz. Bu sınırlılık, dedektörlerden bilgiyi toplayan kablolarla, filtreler ve kolimatörler gibi diğer hareketli parçalar ve x-ışını tüpüne güç sağlayan elektrik kabloları nedeniyledir. Öte yandan spiral BT sürekli olarak dönen bir gantri gerektirir ve konvansiyonel BT'lerdeki kablo sistemine ihtiyaç duymaz. Spiral BT tarayıcılar bunu, slip-ring dizaynı vasıtasıyla başarırlar. Slip-ring BT cihazlarında, multipl paralel slip-ringler vardır ki, bunlardan biri tüp ve jeneratörün yüksek voltajını, ikincisi bilgisayar ve kaynak-dedektör aparatusu arasındaki dijital veri değişimini ve üçüncüsü de kontrol sistemi için düşük voltajı sağlar (5,20,24,52).

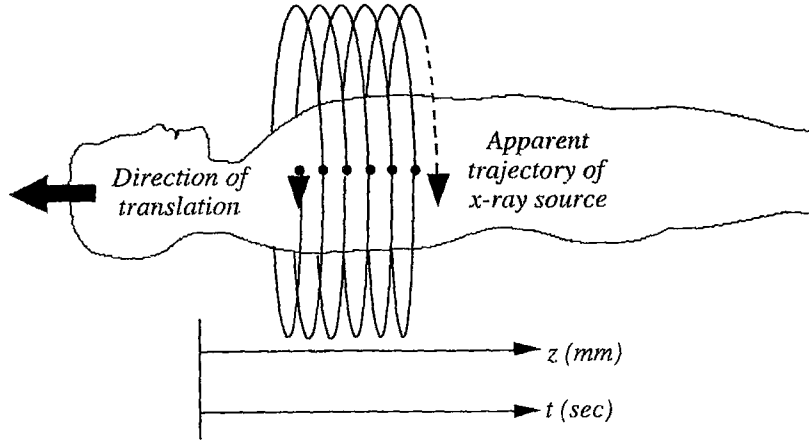
Yüksek Voltaj Güç Kaynağı: BT x-ışını tüpleri 80-140 kV arasında çalışırlar. Bu potansiyellerde, fırçalar ve sürekli dönen gantrinin halkaları arasında yüksek bir araklaşma ihtimali vardır. Bu etkiyi hafifletmek için iki yaklaşım uygulanmaktadır. Bir kısım dizaynda, güç kaynağı iki parçaya bölünmüştür.

Diğer dizayn tipinde ise, düşük voltajlı akım, slip-ringler boyunca geçirilir ve gantriye monte edilmiş yüksek voltaj jeneratörü tarafından yüksek voltajlı akıma çevrilir. Her iki durumda da, sadece hafif-orta derecede bir voltaj, brush/slip-ring kontağından geçmek zorundadır ve bu da araklaşma şansını azaltmaktadır.

X-ışını Tüpü: Konvansiyonel BT cihazları, tüp soğutması için her bir kesit tarama arasında ara vermek zorundadır. Diğer yandan, spiral bir taramada, soğutma için ara vermeden 60-70 sn. kadar tüpün dönmesi mümkün olmuştur. Tüp dizaynındaki daha fazla gelişmenin, uzun interspiral gecikmelerini azaltması beklenmektedir (60,64,65).

Ön- Son Bellek: Isınma, tarama aralarında ortadan kaldırılması gereken tek sorun değildir. Yaklaşık 1000 x-ışını dedektörü, her rotasyonda yaklaşık olarak 1000 defa örneklenmelidir ve her örnek bilgisayar hafızasında 16 byte yer ister. Bilgiler 2 Megabyte/sn hızla toplanmakta olup 30 sn.lik bir tarama için, bu hızla 60 MB'lık bilgisayar hafızası yazılmalıdır. Bu da demektir ki, spiral BT için hızlı ve ucuz manyetik disk bilgisayar hafızaları, önemli faktördür.

Spiral Tarama: BT'nin her kesit arasında tüpü soğutmak için beklemesine gerek kalmadan tarama yapabilme özelliğine, aynı anda hasta hareketi kombine edildiğinde ortaya spiral BT çıkar (Figür 1). Kraniyal yöndeki hasta transportu, kaudal yönde gantri hareketi olarak düşünülebilir. Tarama sırasında gantrinin hareketini gözümüzde canlandırırsak, x-ışını kaynağının hastayı çevreleyen spiral bir yol katettiğini anlamak kolay olur.



Figür 1. Spiral BT Tarama geometrisi. Hastanın gantri içine hareketi sırasında aynı anda tarama yapıldığı zaman x-ışını hasta etrafında heliks şeklinde bir yol izlemektedir.

Spiral tarama geometrisinin detaylarını belirleyen iki parametre vardır. Bunlardan birincisi, kolimatör genişliği (w) olup, sıfır hareketle yapılan bir tarama için kesit duyarlılık profilinin (Section Sensitivity Profile-SSP) genişliğinin ana belirleyicisidir, bu da z yönündeki uzaysal rezolüsyonda major etkiye sahiptir. Konvansiyonel BT'de olduğu gibi, daha büyük w ler, seçilen teknik parametreler için daha büyük miktarda foton akışına imkan verir, bu nedenle de artefakt az ve kontrast duyarlılık fazladır. Fakat bu durum, z yönündeki dansite dağılım bilgisinin elde edilmesinin kaybı pahasına olur. Gerçekten de, nispeten büyük kesit kalınlıklarının parsiyel volüm hatalarına ve artefaktlarına sebep olduğu iyi bilinir. İkinci parametre, hastanın hareket hızıdır (s). Z yönünde taranan alanın uzunluğu, hızın ve x-ışını tüpünün kapasitesinin bir ürünüdür. Daha hızlı hareket daha büyük alanların taranmasını mümkün kılar. Bununla beraber, rekonstrükte edilen her imaj, z aksı boyunca uzanan bölgeden gelen verileri kullanır. Z aksı boyunca olan tarama uzunluğu hızla orantılıdır. Bu nedenle, artan hızla SSP genişler (4,48). Spiral SSP nin tam tanımı, imaj rekonstrüksiyon algoritminin ve masa hareket fonksiyonunun bilinmesini gerektirir.

Hız ve kolimatör genişliği birbirinden bağımsız olarak seçilebilmelerine rağmen, masa hareketi ile ilgili artefaktın oluşumu hızın kolimasyona oranına bağlıdır. Bu, boyutsuz bir değer olan pitch (P) in tanımıyla anlaşılır :

$$P = s \text{ (mm/sn)} / w \text{ (mm)} \times \text{gantri rotasyon periyodu (sn) dir.}$$

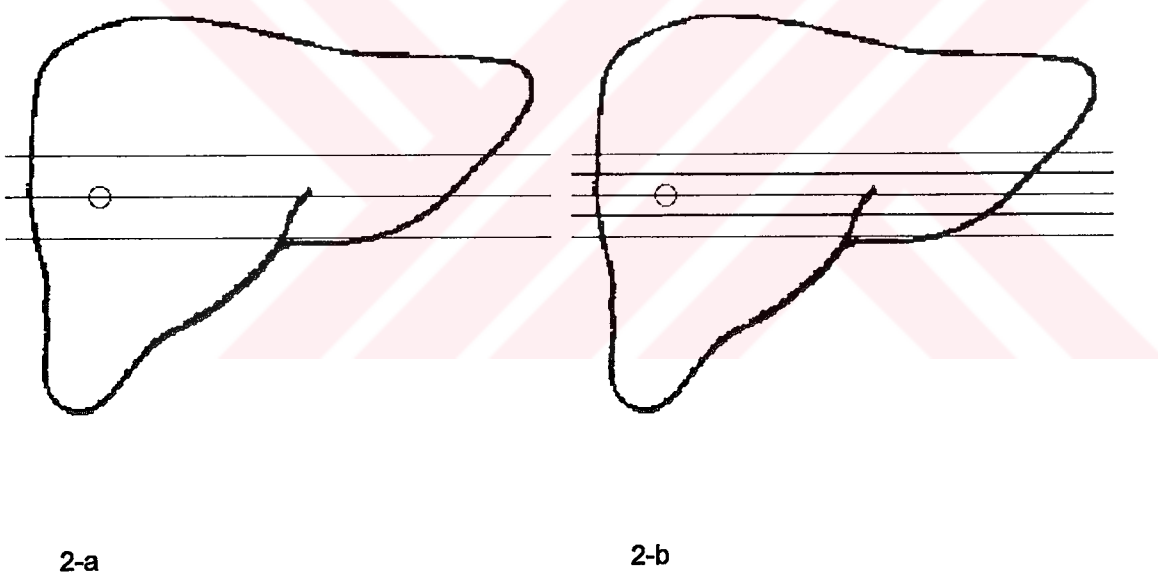
Pitch aynı zamanda, gantrinin bir dönüşü sırasında taranan kolimatör genişlik toplamı olarak da düşünülebilir. Dikkat edilirse konvansiyonel BT'de pitch sıfırdır, her bir taramada taranan kesit bütün projeksiyon açılarından aynı kesittir. Kranio - kaudal tarama için $P= 0.5$ demek, kolimatörün kraniyal kenarının kaudal başlangıç noktasına ulaşması için iki tam tur gantri rotasyonunun olması demektir. $P= 1$ olması aynı işlemin tek rotasyonda olması anlamına gelir. Eğer $P= 2$ ise, bu durum gantrinin yarım tur atması ile gerçekleşir.

Rekonstrüksiyon İntervali: Rekonstrüksiyon intervalinin seçimi de, BTA gibi özel spiral BT aplikasyonlarının başarısı bakımından özellikle önemlidir. Genellikle, işlem zamanı, gözden geçirilecek imaj sayısı, imaj arşivleme ihtiyacı ve çakışan transaksyonel imajlar sayesinde elde edilen çok küçük rekonstrüksiyon intervalleri ile sağlanan longitüdünel rezolüsyondaki artış gibi pratik konularda, bunlardan bazılarının tercih edilmesi söz konusudur (5,6,42,43).

Kolimasyon ayarı, masa hareketi, ve rekonstrüksiyon intervali longitüdünel rezolüsyonda önemlidir. Spiral BT'de , konvansiyonel BT ile karşılaştırıldığında, kesit profili hafifçe genişlediğinden , spiral teknikte longitüdünel rezolüsyon hafifçe azalacaktır. Kesit genişleme derecesi ve sonuçta longitüdünel rezolüsyondaki azalma, masa hareketi ile orantılıdır. Öte yandan rekonstrüksiyon intervalleri, retrospektif ve isteğe bağlı olarak, spiral taramadan sonra, 1 mm. lik kalınlıklarda elde edilebilir. Bu işlem, konvansiyonel BT'de olduğu gibi tekrar x-ışını gerekmeden sağlanabilir.

Urban ve arkadaşları, spiral BT ile transaksyonel imajlar %50 oranında bir çakışmayla rekonstrükte edildikleri zaman, küçük hepatik lezyonların tesbitinde %10 luk bir artış olduğunu gösterdiler (Figür 2).(58). Düşünelim ki bir hepatik lezyon efektif kesit kalınlığından daha küçük olsun. Eğer böyle bir lezyon, birbiri arkasına giden iki kesitin birleşme noktasında olursa, her bir kesitin rölatif attenuasyon değeri böyle bir lezyon varlığından dolayı minimal değişikliğe uğrayacaktır.

Buna karşılık, eğer çakışan imajlar elde edilirse, lezyon bu çakışan kesitin nispeten daha büyük bir alanını işgal edecek ve ardışık olarak iki kesitte olduğundan daha fazla olarak içinde bulunduğu kesitin attenuasyon değerini değiştirecektir. Böylece lezyonun belirginliği, çakışan kesitlerde arttırılacaktır, çünkü lezyon kesit içinde daha iyi görüntü sağlayacak şekilde ortalananacaktır (11,27,46).



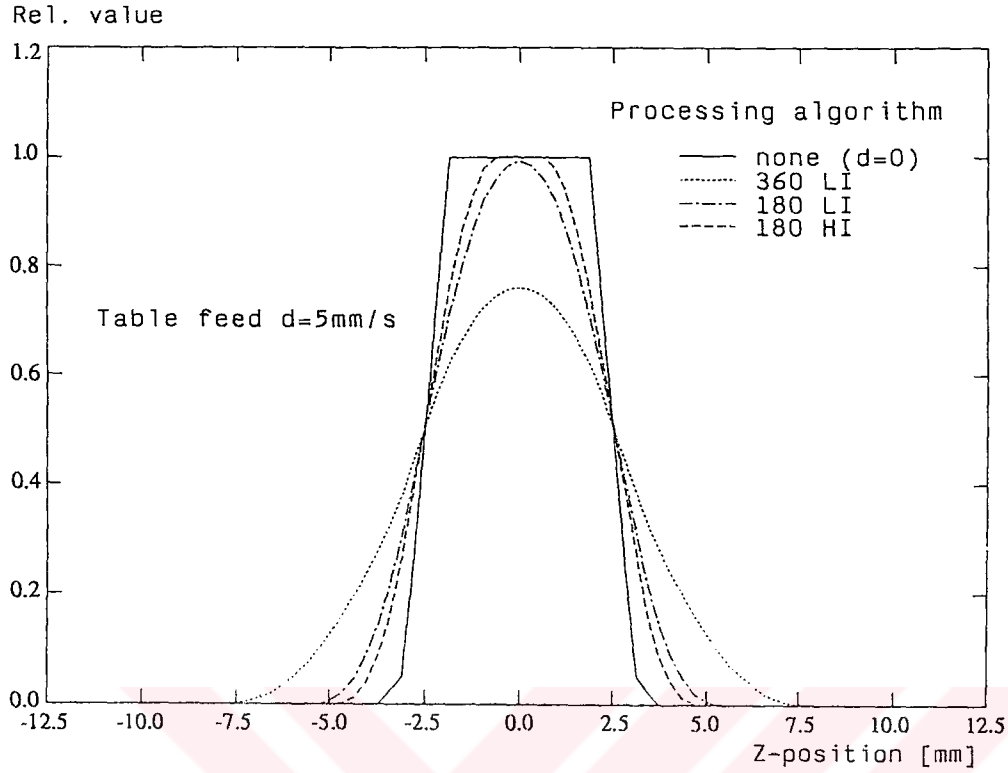
Figür 2. Çakışan kesitlerin değeri. Küçük bir karaciğer lezyonu ardışık iki kesitin periferine santralize olursa (a), zayıf vizüalize olabilir. Bununla beraber % 50 çakışma ile (b), lezyon retrospektif olarak oluşturulan kesitin tam ortasına düşecek (kalın çizgiler) ve parsiyel volüm etkisinden kurtulacağından daha net vizüalize olacaktır.

Spiral BT Yazılım Faktörleri ve İmaj Rekonstrüksiyonu: Donanımlarının 'upgrade' ine ilave olarak, spiral BT imaj rekonstrüksiyon yazılımlarında da gelişmiş programlara ihtiyaç duyar. Projeksiyonlardan imaj rekonstrüksiyon matematiği 1917'de Randon tarafından yazılan belgelere kadar uzanır. BT rekonstrüksiyonundaki temel beklenti, imaj objesinin tarama sürecinde tamamıyla hareketsiz olmasıdır. Tarama sırasında hareket yalnızca görüntüde bulanıklığa yol açmaz, aynı zamanda imajın hareketsiz alanlarını bile etkileyecek ciddi artefaktlara sebep olur. Pratikte, istemli (rahat olmayan bir pozisyon) veya istemsiz (kardiyak, respiratuar, peristaltik) hasta hareketlerine bağlı olarak hareketsizlik beklentisi hemen daima bozulur.

Bu nedenle, nefes tutmak, hızlı tarayıcılarla tarama yapmak, artefakt suprese eden bilgisayar algoritmaları geliştirerek, tarama sırasındaki hareket artefaktını önlemek gerekmektedir.

Spiral BT tarama bilgisindeki kayıp verilerin hesaplanabilmesini sağlayan matematik süreçlerdeki ilerlemeler, spiral BT'nin başarılmasında önemli katkı sağlamıştır.

Spiral BT ilk üretildiğinde, kayıp veri, x-ışını tüpünün 360 derecelik tam dönüşleri ile ayrılan noktaları kullanarak, lineer interpolasyonla oluşturulmuştur (360 derece lineer interpolasyon). Bu şekilde elde edilen bilgilerden oluşturulan transaksiyal imajlar hemen hemen konvansiyonel tarama ile eşdeğer olmalarına rağmen, konvansiyonel taramalardan elde edilen reformat imajlarla karşılaştırıldığında, masa hareketi yönündeki (z aksisi yönünde) longitüdinale reformasyonda belirgin bulanıklık dikkati çekmekteydi (4). Daha sonra araştırmacılar, istenen kesit planına daha yakın veri noktaları kullanarak (x-ışını tüpünün tam veya yarı rotasyonunu kullanan), longitüdinale rezolüsyonu artıran algoritmalar geliştirdiler (13,42). Uygulanan matematik tekniklere bakılmaksızın, 180 derece interpolasyon, 360 derece interpolasyonla karşılaştırıldığında artmış noise pahasına da olsa longitüdinale rezolüsyonda kayda değer bir artış sağlamıştır (Figür 3).



Figür 3. Değişik spiral BT interpolasyon algoritmaları için (kolimasyon 5 mm, pitch 1) kesit duyarlılık profilleri. 180 derecelik interpolasyon algoritması için profil hemen hemen konvansiyonel tomografinin dikdörtgen şekline benzemektedir.

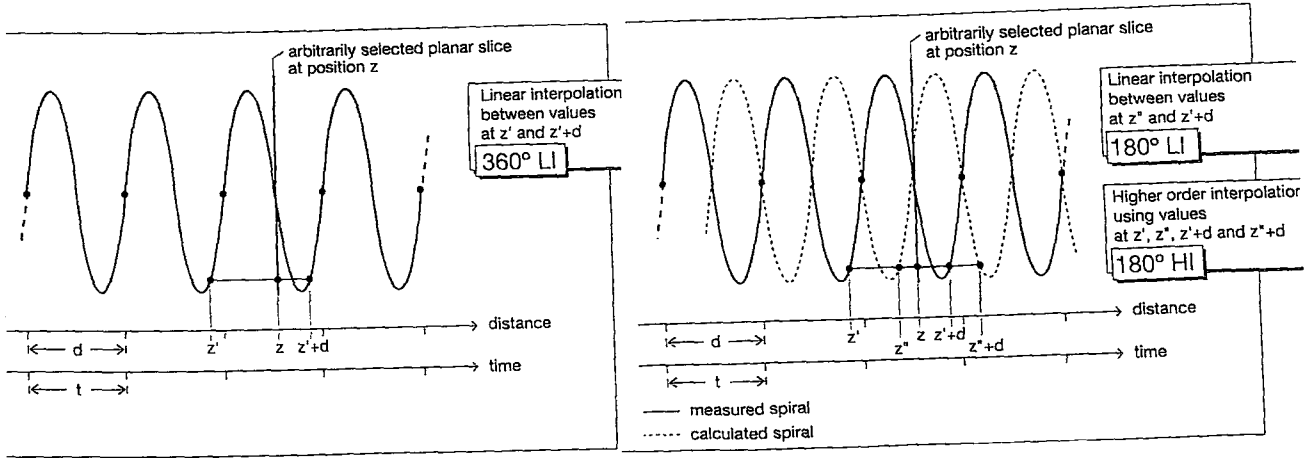
LI: Lineer interpolasyon. HI: yüksek dereceli interpolasyon (Higher-order). D: masa hareketi. z: longitudinal pozisyon (mm).

Üç yüz altmış derece interpolasyondan 180 derece interpolasyona değişiklik yapılması, klinik pratikte iki önemli gelişmeyle kendini göstermiştir. Birincisi, 1:1 den büyük pitch oranlarıyla tarama yapmak mümkün olmuştur, sonuç olarak aynı süre içinde tarama alanında artışa imkan vermiştir. 360 derece interpolasyonla, masa hareketine bağlı olarak SSP belirgin şekilde genişlemiştir (Figür 3). Artmış pitch oranıyla birlikte olan daha fazla genişleme, engelleyici kesit profili genişlemelerine yol açar. Bununla beraber 180 derece interpolasyonla masa hareketine bağlı minimal kesit genişlemesi olur ve efektif kesit kalınlığındaki artış 1:1 den büyük pitch oranları ile tolere edilebilir.

Böylece, tarama genişliğini artırmak için pitch artırılabilir ve hala mantıklı kesit kalınlıkları sağlanabilir. Klinik pratikte, pitch oranları sıklıkla 1:1 ile 2:1 arasında değişir, çünkü 2:1 den büyük oranlarda kesit profili genişleyeceğinden, engelleyici olur. Üç yüz altmış derece interpolasyon ve 2:1 pitch oranıyla kesit kalınlığı, konvansiyonel BT ile karşılaştırıldığında üç kat artmıştır. Buna karşılık, 180 derece interpolasyon kullanıldığında, aynı parametrelerle, sadece konvansiyonel BT nin %50 üzerinde değerler elde edilir. İkinci olarak, 180 derece interpolasyonla birlikte olan artmış longitüdünel rezolüsyon, belirgin longitüdünel bulanıklık oluşmadan, yüksek rezolüsyonlu multiplanar ve üç boyutlu (3-D) imajların elde edilmesini sağlamıştır. 180 derece interpolasyonun en dikkat çekici dezavantajı, noisedaki artıştır (26, 42,43,61).

Kesit-İnterpolasyon Algoritmaları: İmajların, herhangi bir 360 derecelik spiral BT tarama segmentinden direkt rekonstrüksiyonu, hastanın transportuna bağlı hareket artefaktıyla sonuçlanacaktır. Bu artefaktı engellemek için, planar geometride elde edilecek tarama bilgisinin, spiral veri kümesinden sentez edilmesi gerekir. Bu da, tam veri kümesinden nokta nokta yapılmalıdır (rotasyon sırasındaki 360 derecelik açısal spektrumda bütün projeksiyonlar için ve her projeksiyondaki tüm veri için) (28). Taranan volüm içinde isteğe bağlı olarak seçilen bir z pozisyonu için hesaplanabilen yeni veri grubu, takiben, konvansiyonel olarak tek kesit taraması ile elde edilen herhangi bir veri grubu gibi aynı imaj rekonstrüksiyonuna maruz bırakılır.

Spiral veriden, planar veri sentezi için bir grup alternatifler vardır. En basit şeklinde, aynı rotasyon açısında elde edilen komşu iki veri noktası arasında (z' ve $z'+d$, d ise 360 derecelik rotasyondaki masa hareket mesafesi anlamına gelir) yapılan ve lineer interpolasyon (LI) denen şekliyle olur (Figür 4). Burada, 2×360 dereceye tekabül eden veri kullanılır (z' , $z'-d$ den z ye kadar değişir). Bu tip işleme 360 derecelik LI denir.



4-a

4-b

Figür 4. Spiral BT de veri işleme. (a) z' ve $z'+d$ arasında lineer interpolasyon planar geometride elde edilecek veriler için en çok kullanılandır. (b) Ölçülen veri noktaları arasında ve 180 derece zıt yönlü bakış açılarından elde edilen noktalar arasında interpolasyon, her imajda kullanılan kesit genişliğinin kısıtlanmasını mümkün kılar (180 derece LI: z' ve $z'+d$ ve 180-derce HI: z' , z'' , $z'+d$ ve $z''+d$ noktalarını kullanır).

Geniş aralıklar kullanılmasından kaynaklanan SSP* genişlemesini kısıtlamak amacıyla, 180 derecelik zıt açılardan elde edilen veriyi interpolasyon için kullanmak gerekir. Bu figür 4b de gösterildiği gibi, orijinal veriden, ikinci bir spiral hesaplama ($d/2$ mesafede) anlamına gelir. Buradaki veri, z aksisi boyunca istenen daha yakın noktalardan alınmıştır (2×180 derece). Eğer, z'' ve $z'+d$ noktaları kullanılarak yapılırsa buna 180 derece LI adı verilir.

Gerçek değerler daha iyi bir tahmini, ikiden fazla veri noktasının kullanılmasıyla elde edilen daha yüksek oranlı interpolasyon (higher-order interpolation, HI) ile yapılabilir (3,6,27).

*SSP, hareket yönü olan z aksisi boyunca voksel boyutu ve karakteristiklerini tanımlar. BT deki, ideal SSP dikdörtgen şeklinde ve kesit kolimasyonuna eşittir. Bununla beraber pratik olarak, standart BT tarama ile bile, saçılma ve geometrik keskinliğin olmamasına bağlı olarak ideal SSP başarılamaz (Figür 3).

D. Artefaktlar:

Stair Step Artefaktı (Merdiven Basamağı Artefaktı): Bu artefakt, spiral BT ye özgü bir artefaktır (62). Yüksek kontrastlı yüzeylerde, longitudinal reformasyonda görülür ve düzgün yüzeyli konturun tıpkı merdiven basamağı gibi basamaklanması ile kendini gösterir. Fantom çalışmalarında basamağın yüksekliğinin, masa hareketi ile orantılı ve kolimasyon veya rekonstrüksiyon intervallerinden bağımsız olduğu bulunmuştur. Polacin ve arkadaşları bu artefaktın, masa hareket yönüne oblik olarak uzanan yüksek kontrastlı arayüzeylerle birlikte olan uygunsuz interpolasyon geometrisine bağlı olduğunu gösterdiler. Bu artefakt, oblik yüzeyler transvers plana hemen hemen paralel olduğunda da bariz bir şekilde görülürler (43,62).

E. Multiplanar ve 3-D Görüntüleme:

2-D Reformasyon: Spiral BT verisinden bir defa transaksial imajlar oluşturulduğu zaman, özellikle imaj verisi ince kolimasyon ayarıyla ve yüksek derece çakışan kesitlerden elde edildiyse, yüksek kalitede 2-D reformasyonlar oluşturulabilir (6). Piyasadaki çoğu spiral BT tarayıcılar, kolaylıkla standart sagittal, parasagittal, koronal ve parakoronal planlarda 2-D reformasyonlar yapabilirler. İlave olarak çoğu üretici de oblik planda reformasyonu sağlar. 2-D reformasyonlar için genellikle ayrı bir çalışma konsolu istenir.

3-D Reformasyon: Şu anda maksimum intensite projeksiyonu (MİP) ve gölgelendirilmiş yüzey görüntüleme (shaded surface display -SSD), klinik çalışmalarda en çok kullanılan 3-D görüntüleme yöntemleridir. Herbir tekniğin kendine özgü avantajları ve dezavantajları olup, her birinin rölatif olarak değerini anlamak, 3-D görüntülemenin optimal performansında önemlidir (18,34). Bu konuda ayrıntılı bilgi bir sonraki bölümde verilecektir.

F. 3D Spiral BT Anjiografi Teknikleri: BT anjiografi (BTA), intravenöz (İV) kontrast madde kullanılarak, vasküler yapıların üç boyutlu (3D) görüntülenmesini mümkün kılan, spiral BT'nin yeni ve en önemli bir uygulamasıdır. Genel olarak, BTA aşağıdaki üç aşamadan oluşur :

1) Kontrastın İV bolusunun dizaynını tanımlayan üç parametrenin seçimi:

- (a) injeksiyon hızı (ml/sn)
- (b) injeksiyon süresi (sn)
- (c) injeksiyonun başlangıcı ile taramanın başlangıcı arasındaki gecikme süresi(sn)

2) Hedef vasküler yapılar maksimum opasifiye olduğunda, spiral BT tarama zamanlamasını tanımlayan üç parametrenin seçimi:

- (a) tarama süresi (sn)
- (b) kolimasyon (mm)
- (c) masa hızı (mm/sn)

3) Rekonstrükte edilmiş transaksiyal BT kesitlerinden anjiogram benzeri imaj görüntülerinin oluşturulması.

Bu bölümde, bu aşamaları alt ekstremite BTA'sına giriş olması açısından detaylı olarak açıklayacağız. Teknik detaylardan önce, anjiografinin tarihinin BTA anjiografiye kadar olan gelişiminden ve BTA ile konvansiyonel anjiografinin karşılaştırmasından bahsedeceğiz.

BT, vasküler görüntüleme için ne ilk ne de tek görüntüleme metodudur. Canlı bir insanda ilk vasküler görüntüleme 1926 da Edgar Monitz tarafından, intrakraniyal damarlar için gerçekleştirilmiştir. Bundan kısa bir süre sonra, 1928'de, Raynaldo Dos Santos translumbar aortografiyi gerçekleştirmiştir. Her iki teknik, oldukça invaziv olmalarına rağmen, 1953'de Seldinger tekniğinin geliştirilmesine kadar, vasküler sistemin ana görüntüleme metodlarıydı. Daha sonra, ultrasonografi, manyetik rezonans anjiografi (MRA) ve şimdi de BTA gibi diğer bir takım vasküler görüntüleme yöntemleri mümkün olmuştur.

Medikal BT uygulamalarının MR uygulamalarından on yıl kadar önce başlamasına rağmen, MR anjiografinin (MRA), BTA'dan önce uygulamaya konması dikkat çekicidir.

Buna sebep, x-ışını kullanarak yapılacak olan kan damarları görüntülenmesinde, tipik olarak iodin komponenti olan kontrast ajanlara ihtiyaç duyulması ve bunlarında toksik olmaları sebebiyle sadece küçük dozlarda kullanılabilmeleridir. İV injeksiyonla, arteryel damarları yeterince opasifiye edebilmek için, müsaade edilen dozun bolus tarzında verilmesi gerekir. Hedef damardaki bolusun ilk geçişini yakalamak için, devamlı tarama yapan hızlı tarayıcılara ihtiyaç vardır. Öte yandan MRA , kontrast madeye ihtiyaç duymaz. Bu nedenle, uzun süren tarama zamanına rağmen MRA nın gelişimi gecikmemiştir (31).

Konvansiyonel Anjiografi İle Karşılaştırıldığında BTA : Konvansiyonel anjiografi, kontrast madde injeksiyonu için arteryel kateterizasyon gerektirir. Hedef vasküler yapılar x-ışını ekspozuru, kontrast madde injeksiyonu ile aynı anda yapılır. Hedef görüntü volümünün projeksiyonu, ya analog görüntülerle veya dijital yolla alınır. Dijital teknikte, dedektörlerden tesbit edilen x-ışınları dijital formata çevrilir ve film kullanılmadan, bilgisayarda depo edilir. Yüksek tarama hızları, preinjeksiyon imajların alınabilmesini ve kontrast maddenin mevcut olduğu imajlardan subtrakte edilerek, sadece kontrast kolonunun real-time olarak görüntülenmesini sağlar (digital subtraction angiography veya DSA) (32,37,41). (Bundan sonra, konvansiyonel anjiografi terimi intraarteryel injeksiyon anlamına gelecek ve hem analog hemde digital kayıt tekniklerini kapsayacaktır) Bu tekniklerin uzaysal ve temporal rezolüsyonları, şu anda emsalsizdir. Yeni DSA ünitelerinin uzaysal rezolüsyonu analog görüntülerinkine yaklaşmaktadır. Konvansiyonel analog görüntülemelerde her injeksiyonda ortalama 10-12 kare görüntü alınabilirken, DSA daha hızlı görüntülemeyi mümkün kılar ki, kardiyak görüntülemelerde 25-30 kare görüntü alınabilir. Her iki teknikle de, intraarteryel injeksiyon dolayısı ile yüksek kontrast artefakt oranlarının elde edilmesi, konvansiyonel anjiografiyi vasküler hastalıkların ve/veya abnormalitelerin değerlendirilmesinde kesin tanısal modalite yapmıştır (29,41). Konvansiyonel anjiografinin tersine, BTA 3D bir görüntüleme tekniğidir. Görüntüleme açıları retrospektif olarak seçilebilir ve süperpose olan yapılar kesitlerin seçimi ve/veya BT rekonstrüksiyon süreçleriyle birbirlerinden ayrılabilir.

BTA'nın iv. İnjesiyonu kullanması, arteryel injesiyonla karşılaştırıldığında komplikasyon riskini oldukça azaltır. Tablo 1 de BTA'nın bu ve diğer potansiyel avantajları ayrıntılı olarak sunulmuştur.

Tablo I: Konvansiyonel Anjiografi ile karşılaştırıldığında BTA'nın avantajları.

Konvansiyonel Anjiografi	BT Anjiografi
Biplan sistemler, her kontrast injesiyonunda hedef vasküler yapının en fazla iki açıdan taramasını gerçekleştirebilirler. Eğer istenirse, alternatif yönlerden ve ilave vasküler yapıların incelenmesi için, ilave x-ışını ekspozuru ve kontrast madde gerekir.	BTA, bir tek kontrast injesiyonu ile 3D veri taramasını yapabilir. Böylece isteğe bağlı bakış açılarından, retrospektif olarak rekonstrüksiyonlar yapılabilir ve ek kontrast ve x-ışını ekspozuru gerekmez.
Arteryel girişim yapıldığından, hastaların 6-8 saatlik mutlak yatak istirahati ile yakın takip altında tutulmaları gerekir. Ayrıca bir gece hastanede kalması istenebilir. Bu da hastanede kalma süresine ilave olarak maliyeti artırır.	Periferel IV injesiyon, işlem sonrası minimal hasta izlenmesi ile tetkikin ayaktan hastalara yapılmasını mümkün kılar.
Anjiografiye bağlı ciddi komplikasyonlar, kontrast madde reaksiyonları, infarkta kadar götürebilen arter kateterizasyonuna bağlı tromboembolik komplikasyonlar, strok, arteryel diseksiyon, psödo anevrizma ve arteryel kanamalarından oluşur. Serebral anjiografiyi örnek alacak olursak, transient iskemik atak gibi nörolojik komplikasyonların oluşma ihtimali % 4 ve kalıcı nörolojik defisit kalma ihtimali de % 1 dir (23,33).	Kontrast ajana bağlı komplikasyonlar aynı olmasına rağmen, periferel IV injesiyon, tromboembolik komplikasyon riskini belirgin şekilde düşürür.
Konvansiyonel anjiografi, 3D yapıların 2D görüntüsünü oluşturan, bir projeksiyon görüntüleme tekniğidir. Bu nedenle kan damarları ve diğer yapılar projeksiyon doğrultusunda süperpoze olarak ilgili alanları gizleyebilir.	BTA bir 3D tekniktir. Süperpozisyona yol açan yapılar, işlem sonrası elimine edilebilir.
Konvansiyonel anjiografi intraluminal bir tekniktir, mural abnormaliteler ve gerçek mural boyutları görüntüleyemediğinden, stenoz yüzdelerini ve anevrizma boyutu ölçümlerini zorlaştırır.	BT kesitsel görüntü modalitesi olduğundan, yumuşak doku ayrımını mükemmel bir şekilde ortaya koyar. Böylece, mural trombus, kalsifikasyon ve gerçek mural boyutları ayırtedebilir.

G. BTA Bilgi Tarama Stratejisi: Spiral BT'nin z aksı boyunca, anatomik bölgelerin hızlı tarama yapabilme kabiliyeti sebebiyle, tüm vücut vasküler yapılarının görüntülenmesinde kolaylıkla uygulanabilir (1 kesit/sn lik bir hız hareket bulanıklığı ve artefaktını suprese etmek için yetersiz olduğundan, kalp anjiyografisi bunun dışındadır). İstenen vasküler anatomisinin optimum opasifikasyonu ile görüntüler, İV olarak bolus tarzında kontrast madde verilmesini takiben spiral taramaya başlayarak elde olunur.

Bolus Zamanlaması: İV injeksiyonla BTA, bolus süresinin seçimini ve injeksiyonun başlangıcı ile spiral sekansın başlangıcı arasında uygun bir zaman ayarlamasını gerektirir. İdeal bir seçim, komşu dokular opasifiye olmadan hedef vasküler yapıların opasifiye olduğu zaman diliminde tarama sonucu gerçekleşecektir. Bununla beraber, z yönündeki tarama hızı bolus hızından çok daha yavaş olduğundan, ideal olan bu sonuç seyrek olarak mümkün olur (6,19,20,45).

İdeal bolus zamanlamasında dikkat edilmesi gereken, bolus süresinin en az tarama süresi uzunluğunda olması ihtiyacıdır. Fakat bu sağlanırken, diğer taraftan da, tarama tamamlanmadan, komşu venöz yapıların ve perfüze olan dokuların kontrastlanması ihtimalini göz önünde bulundurmak zorunluluğu vardır. Karotid damarların BT ile incelendiğini varsayarsak, kontrast madde karotisin başlangıç bölümündeyken aynı anda taramaya başlayarak süperiora doğru kontrastı takiben işleme devam edilir. Genellikle 12 sn sonra kontrastın arteriyel yataktan kapillerlerle drene eden venlere ulaştığı görülür. Bu süre kişiler arasında farklılık göstermekle beraber, arteriovenöz malformasyon gibi patolojilerde daha da kısalır.

Parankimal ve venöz kontrastlanmayı azaltmak, hızlı tarama zamanı veya hızlı hasta transportu gerektirir. Fakat sabit gantri rotasyon periyodunda, daha hızlı masa hareketleri z yönündeki spasyal rezolüsyonu düşürür. Aynı zamanda, x-ışını çıkışını da simültane olarak artırmadan, daha hızlı hasta transportu, ekspozürün volüme oranını azaltarak artefakt artışına sebep olur. Bu nedenle istenmeyen kontrastlanma daima söz konusu olacaktır.Yapılması gereken, tarama zamanı ve bolus süresini mümkün olduğu kadar hedef bölgeyi içerecek kısalıkta tutmak ve spiral tarama sekansının hedef bölgeye çok yakından başlamasını sağlamaktır.

Sirkülasyon zamanı, kişiden kişiye hatta aynı kişide bile değişik zamanlarda farklı olabileceğinden, uygun zamanlamayı sağlamak çok önemli değildir. Bununla beraber, venöz injeksiyon bölgesinden hedef vasküler yapıya olan transit süresi, test injeksiyonu yaparak hesaplanabilir. Tipik olarak, test injeksiyon hızı, yapılmak istenen çalışma ile aynı hızda fakat daha kısa sürelidir. Test injeksiyonuna başladıktan 8 sn. sonra, taranacak volümün proksimaline hep aynı noktaya, 15 saniye süre ile her iki saniyede bir, 1 sn. süren taramalar yapılır. Kontrastlanma eğrisi zamanın fonksiyonu olarak çizilir. Bunun sonucunda, kontrastlanmanın en yüksek seviyede olduğu zamanı gerçek çalışmada gecikme zamanı olarak kullanılır. Bu tekniğin oldukça güvenilir olduğu ispatlanmıştır; bununla beraber, başlangıç noktasına verilen iyot dozu artmıştır ve küçük fakat hastanın maruz kalacağı total iyot miktarında hiç de az olmayan bir miktarın kullanılması anlamına gelir.

Tarama Süresi, Kolimasyon ve Pitch Seçimi: Uygun protokolü belirlemek amacıyla, istenen BTA çalışmasının pek çok yönleri göz önünde bulundurulmalıdır. Yapılması gereken çok önemli bir tercih, taranan alan uzunluğuna karşı, z yönündeki spasyal rezolüsyondur. Bu yöndeki yüksek spasyal rezolüsyon, dar kolimasyon ve nispeten yavaş hasta hareketini gerektirir. Bununla beraber, yavaş masa hareketi, belirlenen sabit süre içindeki taranan alan miktarını sınırlar. Bu nedenle günümüz cihazlarıyla, istenen bilgiyi gösterecek en küçük muhtemel volüm, çalışma alanı olarak hedeflenmelidir. Örnek olarak, Willis poligonunun majör damarları, 3 cm.lik kalınlıkta bir volümle taranabilir ve genellikle kontrastsız birkaç kesitle de, bu alan lokalize edilebilir. Bu alan 30 sn lik tarama süresinde, 1 mm. kolimasyon, 1 mm/sn masa hareketi (pitch=1) ile en yüksek spasyal rezolüsyonla taranabilir. Buna karşılık, bir abdominal aorta çalışması için 18 cm. lik bir alan taraması gerekir. Maksimum bir 30 sn. lik nefes tutma periyodu 6 mm/sn lik masa hareketi gerektirir. Bu hızlarda, 1.0 -2.0 arası pitch seçimi, 6 mm (pitch=1.0), 5 mm (pitch=1.2), 4 mm (pitch=1.5) ve 3 mm (pitch=2) şeklinde kolimatör ayarları gerekir. Daha dar kolimasyonlar daha yüksek spasyal rezolüsyon sağlarken, buna karşılık istenen uzunlukta bir alanı tarayabilmek için pitch'i artırmak gerektiğinden artefaklı görüntüler ortaya çıkabilir.

Günümüze kadar olan çalışmalar, değişik bölgelerin incelenmesinde yapılması gereken optimal ayarlamaları ortaya koyamamıştır (20,24).

H. Anjiogramların Elde Edilmesi: Transaksiyal kesit formatında, 3D vasküler anatomiye hakim olmak zor olup, projeksiyon imajlar sağlayan konvansiyonel anjiografi ile karşılaştırmak imkansızdır. BT verisi yapısal olarak 3D dir ve bu nedenle çok sayıda bakış açılarından ve ilgili yapıların volümünü sınırlayabilen imkanlar mevcuttur. Bununla beraber, bütün konvansiyonel imaj görüntü teknikleri 2D dir , yani imajlar ya film üzerinde veya bilgisayar ekranı üzerinde görüntülenir. Şöyleki, 3D bilgi, 2D görüntüler oluşturmak için işleminden geçirilmelidir. Kalan bölümlerde, BT verisinin anjiogram benzeri görüntülerinin oluşturulmaları ve sunumları için algoritmeleri ve teknikler tartışılacaktır.

Çok sayıda mevcut 3D görüntüleme teknikleri, anjiogramlarla direkt olarak karşılaştırılabilir görüntülerin ortaya çıkmasını mümkün kılar (35,56). Bu metodlar, volüm işleme ve SSD tekniklerinden oluşur (34,59). Bütün 3D işleme metodları isteğe bağlı seçilen bakış açılarından, 3D anatominin 2D görüntülerini oluşturur. Böylece, konvansiyonel anjiogramlarla karşılaştırılabilen oryantasyonlar seçilebilir. Volüm işleme teknikleri, bir rekonstrükte kesit volümünden, bazı istenen bakış açılarından, matematiksel hesaplamalarla 2D imajlar oluşturur. Volüm işlemenin en basit formu ortalama projeksiyondur ki bunda, sonuç imajdaki her pikselin intensitesi, gözlemcinin bakış açısından, volümü geçen her ışının temas ettiği pikselin ortalama intensitesidir. Bununla beraber ortalama projeksiyon, konvansiyonel x-ışını imajlarla aynı sebeplerden düşük kontrast rezolüsyonu oluşmasına sebep olur.

Mevcut tüm 3D görüntü teknikleri içinde hem MRA hem de BTA için en popüler olanlar MİP (bir volüm işleme türü) ve SSD'dir.

MİP: MİP, kontrast rezolüsyonu ortalama projeksiyonlarla karşılaştırıldığında yüksek olduğundan, MRA da yaygın bir şekilde kullanılır (30,31). Bir MİP imajda her pikselin intensitesi, içinden geçen ışın boyunca rastlanan maksimum intensitedir. Projeksiyon yönleri isteğe bağlıdır;sık projeksiyonlar, anteroposterior (AP), süperoinferior (SI), lateral ve SI projeksiyona perpendiküler diğer açılardır.

BT imajların MIP'inin sahip olduğu özellik, piksel değeriinin kantitatif olarak Hounsfield ünitesiyle (HU) temsil ediliyor olmalarıdır, yani, kemik ve kalsifiye yapılar parlakdırlar ve iodinat kontrasttan,yumuşak doku ve havadan benzer parlaklık ilişkileri sebebiyle ayırtedilebilirler.

MIP daima her bir ışın boyunca rastlanan en parlak pikseli yansıtacağından, vasküler yapının önündeki veya arkasındaki kemik dokular tarafından süperpoze olması söz konusudur. Arteriyel duvardaki kalsifikasyon, özellikle sirküferensiyal olduklarında, sıklıkla damar lümeninin görüntüsünü engelleyen zor bir problemdir. Bunun sebebi, kullanılan kontrast maddenin arter içinde, kemik ve kalsifikasyonlarla karşılaştırıldığı zaman daha yüksek dansitelere ulaşmamasından kaynaklanır. Bu nedenle BTA sıklıkla, kemik ve diğer istenmeyen parlak yapıları elimine etmek için volüm bilgisinin işlenmesini gerektirir (20). Volüm bilgisinin işlenmesi birkaç yolla olur:

1-Hedef Subvolümler:Süperpoze olan kemiklerden dolayı oluşan problemi çözmenin en basit yolu, MIP operasyonundan önce bu yapıları veri grubundan elimine etmektir. Sıklıkla, kolay bir şekilde iç yapıları izole etmek için, volüm kesilebilir. Kullanıcının seçtiği bölge, uygun bir projeksiyonda subvolümlere ayrılmamış MIP görüntü tarafından işaretlenir. Daha sonra dikdörtgen veya daha basit şekiller çizilir veya bu referans MIP imajda çalışılacak alanlar işaretlenerek, imaja perpendiküler yönde volüm verisi boyunca işaretli alan çıkarılarak, 3D solid objenin sınırları belirlenir. İstenen yapının sınırları dışında kalan volüm vokselleri, MIP algoritmi tarafından göz önünde bulundurulmayabilinir (daha doğrusu SSD dahil tüm 3D algoritması tarafından bu işlem yapılabilir). Bu yolla subvolümleri hedef alarak çalışmak, sadece ilgili damarları izole etmekle kalmaz, büyük oranda da hesaplamayı hızlandırır (25).

2-Otomatik Düzenleme:Rekonstrükre edilmiş BT kesitlerinin oluşturduğu bir kümeden, basit şekiller şeklinde bölerek işlem yapmak her zaman istenmeyen yapıların eliminasyonu ile sonuçlanmaz. Reprojeksiyon öncesi kalsifiye yapıların kaldırılması için diğer bir yaklaşım, onların yüksek dansitelerini otomatik olarak suprese etmektir. Basit eşiklendirme, örneğin, önceden seçilen bir değeri eşik değeri olarak volüm içindeki tüm pikselleri ayarlamak etkili olabilir.

Bununla beraber, belirlenen eşik değeri, vasküler yapıları suprese etmeden sadece kemik yapıları suprese etmek her zaman mümkün olmayabilir. Eğer eşik çok yüksekse, kemik yapıların kenarları, parsiyel volüme ve diğer etkilere bağlı olarak düşük intensite ile tesbit edilemeyebilir. Bu kenarlardaki BT intensitelerinin, kontrastlanmış kan damarlarında bulunan değerlerle karşılaştırılabilir özelliklerde olmaları seyrek değildir , bu yüzden MİP rekonstrüksiyonlar, bu yapıların vasküler yapıların görüntülerinde ortaya çıkmasını engelleyemeyebilir.

Aynı sebeple, eşiği düşürmek, bazı vasküler yapıların süprese olmasına ve yanlışlıkla stenotik veya tamamen ortadan kaybolmasına sebep olabilir.

Eşikleme yaklaşımının uzatılması, BTA amacıyla MİP yapmadan önce kemik ve diğer dens yapıları suprese etmede kullanılmaktadır . Bu metodlar uzaysal konnektivite ve matematiksel morfoloji algoritmalarına dayanmaktadır (1). Özetle, operatör ilgili alandaki kemik yapıdan geçen aksiyal kesitten bir nokta seçer. Bu uygulama noktasından başlayarak, algoritma şu iki şartı sağlayan noktaları taranan volüm içinde araştırmaya başlar : (a) aday noktalar önceden tesbit edilen eşik değerin üzerinde olmalıdırlar ve (b) aday noktalar, başlangıçta belirlenen veya sonradan bu iki şartı sağladığı için aday olan noktalarla yanyana (üç boyutlu koordinat sisteminin herhangi bir yönünde olmak kaydıyla) olmalıdırlar. Böylece algoritma, istenen yapıları içeren temas eden vokseller bölgesi olarak gelişir. Bu vokseller MİP operasyonundan önce işaretlenip daha küçük değerlere ayarlanabilir. Direkt eşiklemede olduğu gibi, konnektivite algoritmasında eşik değeri belirlerken dikkatli olmak gerekir. Burda da eğer eşik çok yüksek olursa kemik dokuların kenarları işaretlenmeyebilir. Bununla beraber, daha düşük bir eşik, algoritmanın kemikten komşu damara sızabilmesini, bu ve diğer temasta olduğu damarları(volüm içindeki) kemiğe bağlantılaması ihtimalini ortaya çıkarır.

Bir defa temas halindeki voksel kümesi tesbit edilirse, bu, rezidüel kemik kenarlarını elimine etmek amacıyla üç boyutluda manipüle edilebilir .

3-Manuel Düzenleme: Yukarda gösterilen yaklaşımlar, gerçekte volüm düzenlemenin özel durumlarıdır (bir volümden yapıların çıkarılması). Bazı durumlar vardır ki, istenmeyen yapıların süpresyonu basit subvolümlere ayırarak veya yukarda tanımlanan otomatik tekniklerle başarılamaz.

Pek çok tarayıcıda ve çalışma konsollarında, yukarda tanımlananlardan daha etkili bir şekilde işlem yapan, çeşitli opsiyonları olan manuel volüm işleme programları mevcuttur. Örnek olarak, tekniklerden biri ardışık kesitler arasındaki işaretli alanın benzer olduğunu farzeder ; bu nedenle kullanıcıya bir kesitten diğerine bu işaretli alanı tekrar tamamen çizmeden, eğer gerekirse modifiye ederek kopyalama imkanı sağlar. Diğer teknik, kullanıcıya, kesit kümesinin volüm olarak manipülasyonunu mümkün kılar, oryantasyonunu 3D'ye göre ayarlar. Diğer çok etkili bir yöntem ise, yukarda bahsedilen, volümü subvolümlere ayırarak işleme yaklaşımına benzer ve kullanıcıya isteğe bağlı seçilmiş MİP imajın real-time olarak görüntülenmesini sağlarken, istenen bakış açısından, istenmeyen yapıların işaretlenerek MİP imajdan çıkarılmalarına imkan sağlar (40).

SSD:SSD tekniği, 3D anjiogramlar oluşturmak için MIP' e alternatiftir. Bu metod ilk olarak önceden belirlenen eşik değer üzerinde BT intensite değeri olan komşu pikseller ile ilişkili olacak şekilde, bir yüzey modelini matematik olarak hesaplar. Bu hesaplama öncelikle verilen eşik değer için yapılır ve genellikle volüm bilgisini azaltır. Sonra belirlenen bir bakış açısından, gözlemcinin arkasından simüle olarak yansıyan ışık kaynağından gelen ışık ile orantılı olarak gölge veya renk oluşturacak şekilde bir imaj yaratılır ve muhtemelen mesafeyle orantılı olarak yansımalar karartılır. Bu hesaplama oldukça basit ve göz önünde bulundurulması gereken noktalar az olduğundan, modern programlara sahip çalışma konsollarında kolaylıkla yapılabilirler (34).

Çoğu durumlarda SSD, vasküler anatominin açık ve dramatik olarak ortaya konulması ile sonuçlanır ; bununla beraber eşik değer, ilgili alandaki kontrast madde intensitesi göz önüne alınarak dikkatli bir şekilde belirlenmelidir. Bu her zaman kural değildir, çünkü, kötü bolus zamanlaması, stenoz distalinde azalmış akım, noise ve parsiyel volüm etkileri, nonüniform lümen intensitesi ile sonuçlanabilir.

SSD ile olan diğer bir problem, BT volüm bilgisinin tek bir yüzeye indirgenmesinin, BT bilgisinin yapısında olan kantitatif dansite değerlerinin kaybolmasına yol açmasıdır. Başka bir deyimle, SSD BT gri skala değerlerini korumaz.

Bu nedenle, damar duvarındaki kalsifiye plaklar lümendeki kontrast kolonundan ayırt edilemez. Dahası, stenoz diye yanlış tanı koyulan koyu bölgeler, simüle ışık kaynağına göre açılanmış yüzeylere ait olabilir. Bununla beraber, MİP in transparan natürüne bağlı olarak, anteroposterior projeksiyonda olan süperpozisyon SSD de olmaz. (SSD'nin bahsedilen çok sayıda teknik dezavantajları nedeniyle ve bu konuda daha önceden yapılan çalışmalar göz önünde bulundurularak, çalışmalarımızda biz teknik olarak MİP'i kullandık).

MPR (Multiplanar Reformasyon): Vasküler anatomiği görüntülemek için reprojeksiyona alternatif oblik planda reformasyon, yani volüm bilgisinden oblik bir planın çıkarılmasıdır. Damarlar nadiren uzunluğunun önemli bir bölümü aynı planda seyrettiğinden, oblik planda reformasyon faydalı olabilir. Bu teknikle, oblik planda yapılan reformasyon kesitinden veya MİP üzerinden işaretleme yapılır.

İ. Alt Ekstremité Arteriyel Anatomisi ve BT Anatomisi: Alt ekstremitenin derin arterleri aynı isimli venlerle birlikte seyredeler (Resim 1 ve 2).

Ana femoral arter (common femoral artery, CFA), inguinal ligament seviyesinden başlayıp yüzeyel ve derin femoral arterlere ayrılıncaya kadar 4-6 cm devam eder.

Derin femoral arter (deep femoral artery, DFA), femur başı ve uyluk bölgesinin derin kaslarını beslemek için, çıkımdan itibaren dallara ayrılır. Periferik arteriyel hastalık varlığında, kollateral dallar sıklıkla DFA ile yüzeyel femoral arterin alt segmentleri veya popliteal arter arasında oluşur.

Yüzeyel femoral arter (süperficial femoral artery, SFA), adduktor kanala kadar uyluğun mediali boyunca ve 4-8 cm derinlikte seyreder. Daha sonra bu kanaldan uyluğun posterioruna geçip, popliteal arter olarak devam eder.

Popliteal arter (PA), dizin posteriorunda seyreder ve dizin çevresinde dolaşan küçük genikulat dalları verir. Nihayet popliteal arter, anterior tibial arter (ATA) ve tibio-peroneal trunkusa (TPT) ayrılır.

ATA, interosseöz membran içinden geçer ve sonunda ayak bileğinin anteriorundan dorsalis pedis arteri adını alarak seyreder.

Tibio-peroneal trunkus, baldır kaslarını besleyen posterior tibial arter (PTA) ve peroneal arter (fibular arter, FA) dallarını verir. PTA, tipik lokalizasyonu olan medial malleolun arkasına kadar takip edilebilir.

Anatomik Varyasyonlar : Alt ekstremitte arteryel anatomisi oldukça sabit olup, anatomik varyasyon nadiren görülür. Sık görülen varyasyonları şunlardır ;

- SFA' nın duplikasyonu,
- PA' nın yüksek bifurkasyonu,
- PA' nın yüksek bifurkasyonu ve peroneal arterin ATA' dan çıkışı,
- PA' nın normal bifurkasyonu ve peroneal arterin ATA' dan çıkışı,
- ATA' nın aplazi veya hipoplazisi ve dorsalis pedis arterin pulsasyonunun alınamayışı,
- Dorsalis pedis arterin anormal lokalizasyonu.

Kollateral Yollar :

1 Abdominal aorta distali veya her iki ana femoral arter (common femoral artery, CFA) obstrüksiyonu:

- Torasik veya karın duvarı arterlerinden, obstrüksiyonun distalindeki pelvik arterlere,
- Kolonun arterlerinden, obstrüksiyonun distalindeki pelvik arterlere,
- Lumbar arterlerden, obstrüksiyonun distalindeki pelvik arterlere.

2. Unilateral CIA obstrüksiyonu:

- Kontrateral iliak ve/veya femoral arterlerden, obstrüksiyonun distalindeki pelvis veya uyluk arterlerine,
- Yukarda bahsedilen yollar ile ipsilateral pelvik arterlere.

3. Eksternal iliak arter (EIA) ve CFA obstrüksiyonu:

- Öncelikle ipsilateral pelvik arterlerden veya kontrateral pelvik ve/veya femoral arterlerden obstrüksiyonun distalindeki proksimal uyluk bölgesine,
- Daha önce bahsedilen yollar da değişik derecelerde kullanılabilir.

4. DFA obstrüksiyonu:

- Proksimal ipsilateral pelvik arterler, kontrateral pelvik arterler ve/veya kontrateral femoral arterlerden obstrüksiyonun distalindeki DFA' ya
- Distal SFA veya popliteal arterden distal DFA' ya

5. SFA veya popliteal arter obstrüksiyonu:

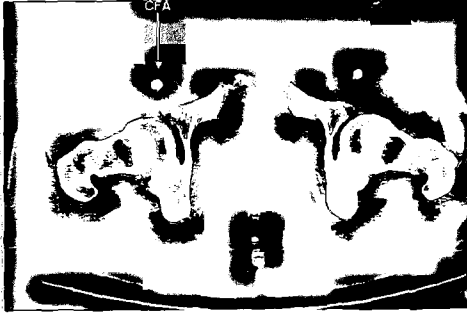
- DFA' dan distal SFA veya popliteal artere,
- Distal SFA' dan , popliteal arter veya kalftaki proksimal trifurkasyon damarlarına,
- Popliteal arterin proksimalinden distal bölümüne ve/veya popliteal arterden trifurkasyon damarlarına,

6. Trifurkasyon arterlerinin obstrüksiyonu:

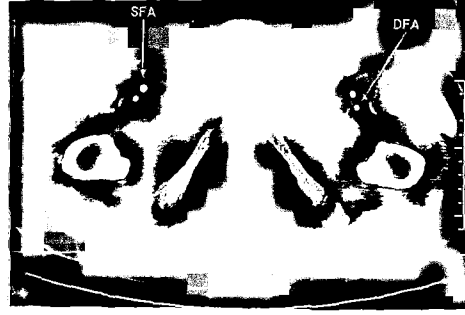
- Açık olan proksimal tibioperoneal arterlerden, ayağın distalindeki veya ayak bileğindeki arterlere,
- Peroneal arterin distal dallarından, distal anterior veya posterior tibial arterlere.



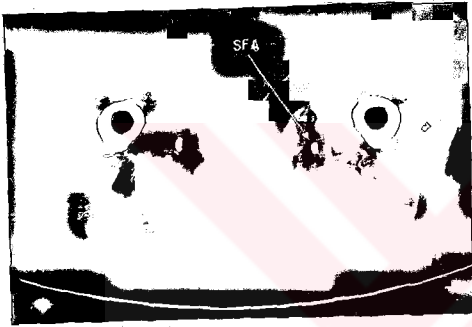
Resim 1. Normal 3D alt ekstremité BTA sı.



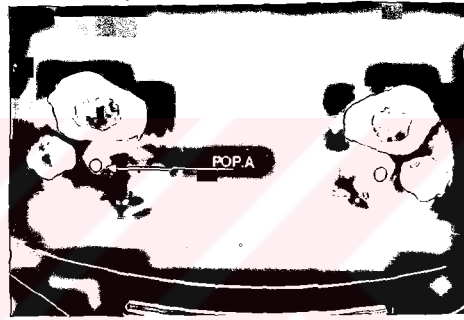
2-a



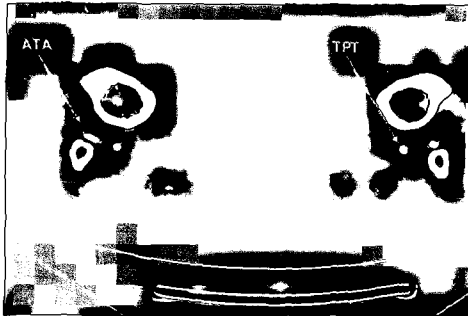
2-b



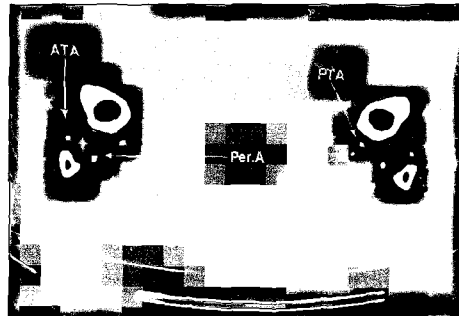
2-c



2-d



2-e



2-f

Resim 2. Alt ekstremitenin çeşitli seviyelerinde aksiyel anatomisi. (a) CFA seviyesi. (b) SFA ve DFA'nın bifurkasyon sonrası. (c) Adduktor kanal seviyesinde SFA. (d) PA seviyesi. (e) PA'nın TPT ve ATA'ya ayrılması. (f) Trifurkasyon oluştuktan sonra ATA, PTA ve Per. A.

III. GEREÇ VE YÖNTEM

Kliniğimize Ocak 1997-Haziran 1998 tarihleri arasında "alt ekstremitte arteriyel hastalık" klinik ön tanısıyla gönderilen 25 hastada 50 ekstremitte çalışma grubunu oluşturdu. Hastaların 23'ü erkek 2 tanesi kadın olup, yaşları 20 ile 73 arasında idi. Olguların yaş dağılımı Tablo II de sunulmuştur.

Tablo II : Hastaların yaşlarına göre dağılımı.

YAŞ	OLGU AYISI
0-19	—
20-29	5
30-39	3
40-49	1
50-59	2
60-69	10
70-79	4

Hastalarda eforla veya istirahatle ağrı, uzun mesafe yürüyememe, ekstremitelerde üşüme , solukluk, tüylerde dökülme, tırnaklarda distrofik değişiklikler, periferik nabazlarda zayıflama veya nabazların alınamaması gibi arteriyel patoloji düşündüren semptom ve bulgular bulunmaktaydı. Hastalardan bir tanesi femoro-popliteal by-pass sonrası, biri femoral arter grefti, bir tanesi de Takayaşu arteritisi sebebiyle takip edilmekteydi.

Çalışma grubundaki tüm hastalara BTA uygulandı. Sonuçlar arteriyografi ile karşılaştırıldı. Hangisinin önce yapıldığına bakılmaksızın, her iki tetkik 24-48 saat içinde gerçekleştirildi. Uygulamalar, farklı radyologlar tarafından ve diğer modalitenin sonuçlarından habersiz olarak yapıp, sonuçlar korele edildi.

Tanısal DSA öncesi hastalardan kan grubu tayini, kanama ve pıhtılaşma zamanları, renal fonksiyon testleri, kan sayımı istenmiş, minimum 8 saat aç kalmaları, devamlı aldığı ilaçlara müsaade edilmek şartıyla sağlanmıştır. Tüm olgularda yapılacak işlem ve olası komplikasyonları hakkında bilgi verilmiş, tüm hastalardan işlem izni alınmıştır. Ayrıca işlem bölgesinin hijyeninin de yaptırılması sağlanmıştır. BTA da farklı olarak, opak ilaç ekstrevasyonu hakkında hasta uyarılarak, ilaç verilmeye başlandıktan sonra ve taramaya başlamadan hemen önce hastaya injeksiyon yerinde problem olup olmadığı sorulmuş, ayrıca video kameradan da izlenmiştir.

Tanısal DSA işlemi Siemens Digitron II Digital Subtraction Angiography cihazı ile yapılmıştır. Her iki tarafta palpe edilmiş eğer problem yoksa tercihan sağ femoral arterden perkütan giriş yapılmıştır. Öncelikle perkütan giriş bölgesine %2 lik prilokain ile lokal anestezi yapılmış, ardından aynı bölgeye ince uçlu bistüri ile insizyon ve sonra hemostatik pens ile künt diseksiyon uygulanmıştır. Daha sonra 16 F anjioket ile çift duvar Seldinger tekniği kullanılarak femoral artere girilerek anjioket içinden kısa J-guide geçirilmiş ve anjioket çıkarılarak yerine, guide nin üzerinden kaydırılarak 6 F introducer yerleştirilmiştir. İşlem boyunca kılıf ve kateter, olası bir intrakateteryel tıkanma veya trombüs oluşumunu önlemek amacıyla, sürekli olarak heparinli %0.9 luk NaCl solüsyonu ile yıkanmıştır. Daha sonra hasta skopi altına alınmış, içerisinden 0.035 guide wire geçirilerek cobra veya pig tail kateter ile kateterizasyon sağlanmıştır. Aortik bifurkasyonun birkaç santimetre üzerinden guide wire çıkarıldıktan sonra, otomatik enjektörle, saniyede 6 cc, total 12 cc, kontrast madde verilerek alt ekstremité arterleri görüntülenmiştir.

BTA incelemesi GE Hi Speed Advantage Ct/i Helical modeli ile yapılmıştır. BT cihazı, saniyede bir rotasyon yapacak şekilde, devamlı olarak 60 rotasyonu mümkün kılmaktaydı. Eğer 60 sn lik spiral tarama kullanıldıysa (en az 60 sn. kullanılmıştır) o zaman tüp akımı 170-190 mA (120 kV) değerlerine düşürülmüştür. Kesit kalınlığı 5 mm ve masa hareketi olarak da 10 mm/sn (pitch:2) kullanılmıştır.

Standart incelemede, CFA seviyesinden kalf seviyesinin en az ortalarını içerecek şekilde tarama genişliği seçilmiş olup CFA seviyesi, topogram üzerinden asetabulum üst dudağından başlayacak şekilde işaretleme yapılmıştır. Yukarda bahsedilen parametrelerle, 60 sn ile istenilen uzunlukta bir segment taranamayacağından, birinci 60 sn sonunda 5 sn lik tüp soğutma arasından sonra yaklaşık 10 sn. ikinci bir spiral tarama yapılmıştır

Üç hastaya, femoral arterleri ya çok zayıf, ya da hiç palpe edilemediğinden ve klinik olarak abdominal aorta oklüzyonu düşünüldüğünden, önce BTA yapılmış taramaya infrarenal abdominal arter seviyesinden başlanmıştır. Takiben İ.A veya İ.V DSA uygulanmıştır.

Kontrast madde, power enjektörle antekubital venlerin birinden verilmiştir. 170-190 ml noniyonik İohexol 300 mg iyot/ml monofazik olarak 2.5-4 ml/sn hızla enjekte edilmiştir. Enjeksiyona başladıktan sonra, tarama için verilen gecikme zamanı 20-25 sn arasında seçilmiştir.

Tarama zamanı kısa olduğundan (60-70sn), total inceleme zamanı 10 dakikayı geçmemiştir. Rekonstrüksiyon intervali 5 mm olarak seçildikten ve imajlar 3 mm lik retrospektif rekonstrüksiyonları oluşturulduktan sonra, çalışma konsoluna gönderilmiştir. MİP ve SSD teknikleri kullanılarak BT anjiogramlar elde edilmiştir. MİP imajlar için tüm kesitlerde kemik yapılar işaretlenmiş, MİP görüntüler oluşturmak için gerekli süre yaklaşık 1 saat sürmüştür.

DSA çalışmaları, DSA ve girişimsel radyoloji alanında deneyimli iki radyolog tarafından gözden geçirilmiş olup tablolarda gösterilen bilgiler, fikir birliği sonucu oluşturulmuştur. İlk BTA incelemesinde, radyologlar DSA sonuçlarından habersizdi. İlk incelemede sadece MİP imajlar yorumlandı (Tablo III-VIII). İkinci incelemede ise, MİP imajlarla beraber, mümkün olduğu kadar çok bilgi edinebilmek için aksiyel kesitlerle beraber gözden geçirilmişlerdir. Aksiyel kesitler monitor ekranında incelenmiş ve MİP imajlarla değerlendirmesi güç olan kalsifiye alanları ayırtedebilmek için uygun pencereler seçilmiştir.

Aterosklerotik hastalığı gradelemek için beş kategori kullanıldı ;

Grade 0: Normal,

Grade 1: % 0-50 Darlık,

Grade 2: %50-75 Darlık,

Grade 3: %75-99 Darlık,

Grade 4 : Oklüzyon.

Stenozu dereceleme için lümen çapındaki azalma kullanıldı ve herhangi bir planda izlenen en ciddi arteriyel darlık, bu segmentin proksimal veya distalindeki normal segmentle karşılaştırıldı.

Ana, yüzeysel, derin, popliteal arter ve tibioperoneal arterler için ayrı ayrı gradeleme yapıldı. Tibial damarların çaplarındaki azalmanın sık olması ve değerlendirilmesinin güç olması sebebiyle tibial damarların gradelemesi şu şekilde yapılmıştır ;

Grade 0: Patensi,

Grade3: Yüksek Gradeli Stenoz (% 75-99),

Grade 4: Oklüzyon.

Bazı vakalarda, distal tibial arterlerin küçük çapta olmaları ve erken venöz dönüş yorumlamayı güçleştirmiştir.

IV. BULGULAR

BTA uygulaması kolay olup, bütün hastalar tarafından iyi tolere edilmiştir.

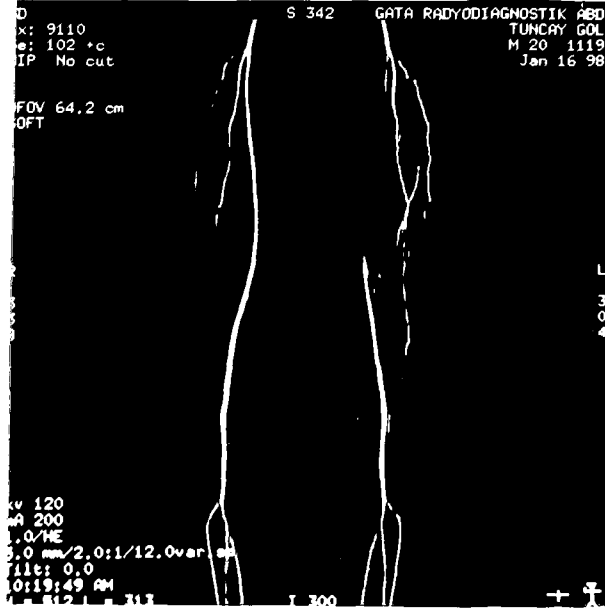
Erken venöz dönüşün yarattığı problemleri önlemek için, mümkün olan en erken zamanda taramaya başlamak gerekmiştir. Bu nedenle taramanın başlangıcında CFA da vasküler lümenlerin dansitesi SFA ya göre daha az olmuştur. Öte yandan, kalf seviyesinde ise zemin ortalamasının artışına bağlı olarak bazı hastalarda, tibioperoneal arterlerin çevre yumuşak dokulardan dansite farklılıkları istenildiği ölçüde olmamıştır.

Tablo III, SFA nın lezyonlarının gradelemesini, aksiyel kesitler ve MİP imajlar göz önünde bulundurularak analizini göstermektedir.

TABLO III: SFA lezyonlarının tesbitinde MİP+aksiyel kesit BT anjiyografi ile DSA sonuçlarının karşılaştırılması.

BTA da stenoz (%)	DSA da darlıkların sayısı (%)				
	0	1-50	50-75	75-99	100
0	11	2			
1-50	5	32			
50-75			11	3	
75-99				17	
100					19

BTA 19 oklüzyonun 19'unu da gösterilebilmiştir. Yirmi tane yüksek gradeli stenozun 17'si doğru bir şekilde sınıflandırmıştır. (Resim 3).

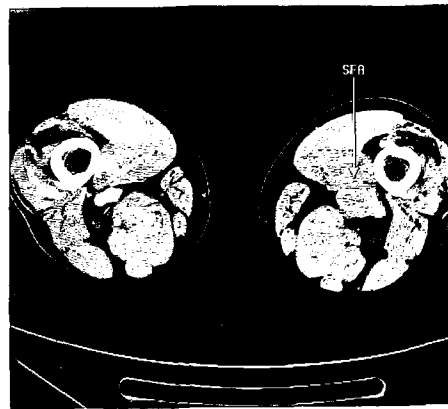


Resim 3. Sol SFA oklüzyonu. Ateşli silah yaralanması sonucu sol SFA' sına greft konan hastanın kontrol BTA' sında, çıkımdan itibaren, sol SFA' nın oklüde olduğu ve DFA dan artmış kollateral akımı izlenmektedir.

DSA da oklüde görülen bir segmentin BT de aksiyel kesitlerde incelendiğinde tromboze anevrizma olduğu görülmüştür (Resim 4). Bu vaka aksiyel kesitlerin önemini göstermektedir. Bir hastada femoro-femoral by-pass grefti, başka bir hastada da ateşli silah yaralanması sonucu konulan SFA grefti DSA ile uyumlu bir şekilde gösterilmiştir (Resim 3,5)

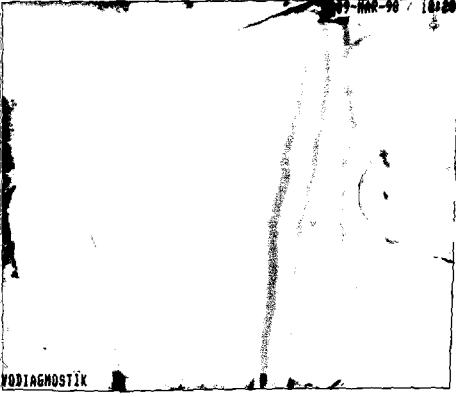


4-a

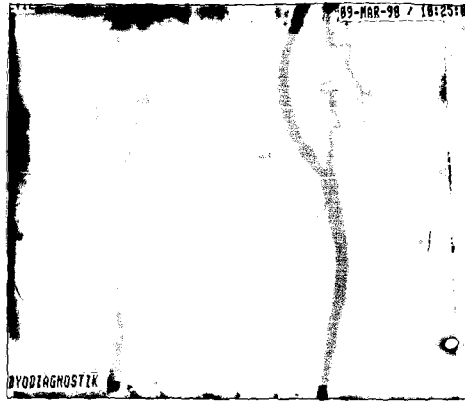


4-b

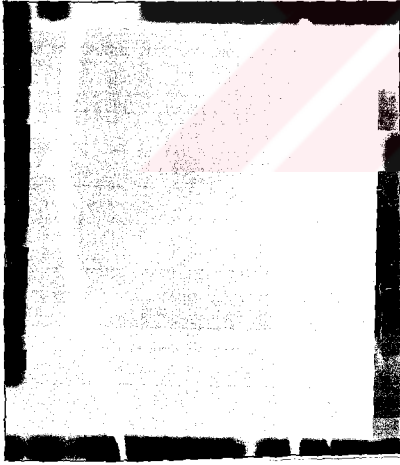
Resim 4. Tromboze SFA anevrizması. DSA da dar bir segmentten sonra oklüde olan ve popliteal seviyede kollaterallerle dolan (resimde görülmüyor) sol SFA (a). BTA aksiyel kesitlerinde tromboze anevrizma görülmektedir (b).



5-a



5-b



5-c



5-d

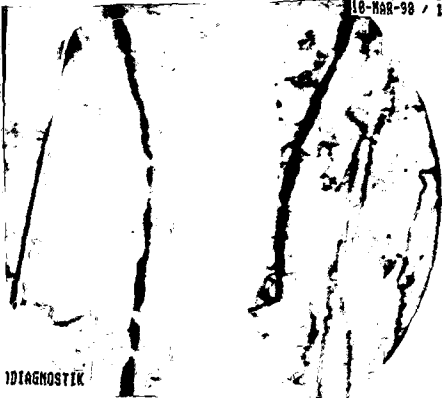
Resim 5. Femoropopliteal bypass. Sol SFA dan popliteal artere bypass grefti konan hastanın takip DSA sı (a,b) ve BTA sı (c,d). Greft patent olarak izlenmektedir.

Tablo IV sadece MİP imajlar gözönünde bulundurulduğunda elde edilen sonuçları göstermektedir. Yirmi iki tane yüksek gradeli oklüzyonun 7 tanesi normalden hafif olarak algılanmış veya gözden kaçmıştır. MİP imajların bu yanlış yorumunun ana sebepleri kalsifiye plaklar ve parsiyel volüm etkisi olmuştur (Resim 6,7)

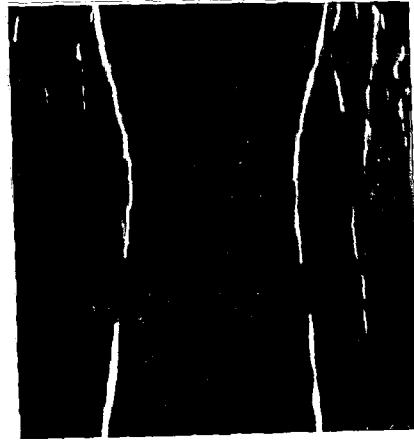
TABLO IV : SFA lezyonlarının tesbitinde sadece MİP imajlar ile DSA'nın karşılaştırılması.

BTA da stenoz (%)	DSA da darlıkların sayısı (%)				
	0	1-50	50-75	75-99	100
0	18	3	1		
1-50	2	24	1	2	
50-75			10	5	
75-99				15	
100					19

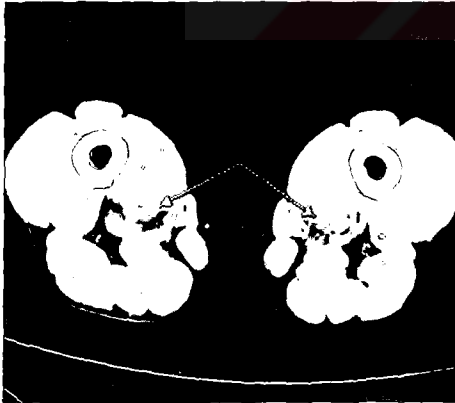
Bir hastada, DSA da yüksek grade olarak izlenen SFA darlığı, BTA da hem MİP hem de aksiyel imajlarla değerlendirildiğinde oklüde olarak izlenmiştir. Hasta, DSA işleminden sonra bu ekstremitesinde şikayetlerinin daha da arttığını ifade etmiştir. Bu durum, aksiyel kesitlerde de oklüzyon görüldüğünden geçen iki günde aterosklerotik sürecin progresyonu veya anjiyografi işlemi sırasında olan bir plak embolisi olarak yorumlanmıştır. Bu hasta istatistik değerlendirmede göz önüne alınmamıştır (Resim 6).



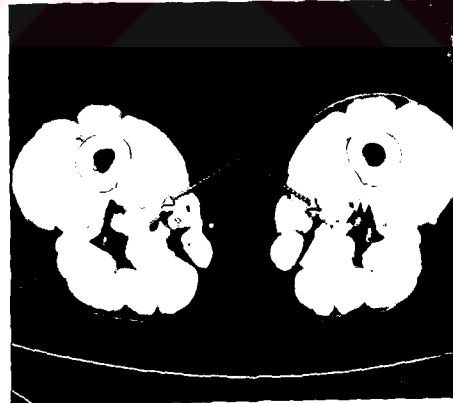
6-a



6-b

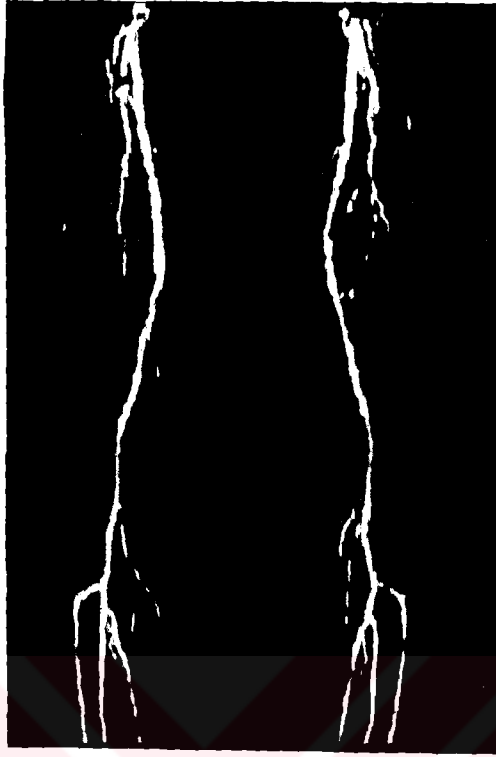


6-c



6-d

Resim 6. BTA da parsiyel volüm etkisi. DSA da sol SFA adduktor kanalda oklüzyon ve multipl grade 3 stenozlar (a) BTA da grade 1 olarak izlenmektedir (b). Ayrıca hem MIP imajlarda hemde aksiyal kesitlerde (c,d), DSA da grade 3 olarak izlenen sağ SFA muhtemelen geçen iki günlük sürede aterosklerotik proçesin ilerlemesine bağlı oklüde görünümündedir.



Resim 7. Yaygın kalsifiye aterom plakları. Tüm alt ekstremite arterlerinde kalsifiye plaklar görülmektedir.

SFA oklüzyonlarında distal ile kollateraller genellikle DFA vasıtası ile sağlanmıştır.

PA ve TPT lezyonlarının sonuçları, aksiyel kesitlerle veya aksiyel kesitler olmadan sadece MİP imajlar gözönüne alınarak tablo V ve VI de gösterilmektedir.

TABLO V : Popliteal arter ve tibioperoneal trunkus lezyonlarında aksiyel +MİP imajlarla DSA' nın karşılaştırılması.

BTA da stenoz(%)	DSA da darlıkların sayısı (%)				
	0	1-50	50-75	75-99	100
0	28	2	1		
1-50	4	13	2		
50-75			2	1	
75-99				3	
100					6

TABLO VI : Popliteal arter ve tibioperoneal trunkus lezyonlarında sadece MİP imajlarla DSA nın karşılaştırılması.

<i>BTA da % stenoz</i>	<i>DSA da % darlığının sayısı</i>				
	0	1-50	50-75	75-99	100
0	26	5	1		
1-50	6	10	2	1	
50-75			2		
75-99				3	
100					6

Grade 1 ve 2 stenozlar, sadece MİP imajlarla değerlendirildiğinde MİP+aksiyel imajlara nazaran daha düşük yüzdeler elde edilmiştir. Bir hastada popliteal arter anevrizması, hem MİP hem de aksiyel kesitlerle (aksiyel kesitlerde duvar yapısı net bir şekilde ortaya konmuş) gösterilmiştir (Resim 8).

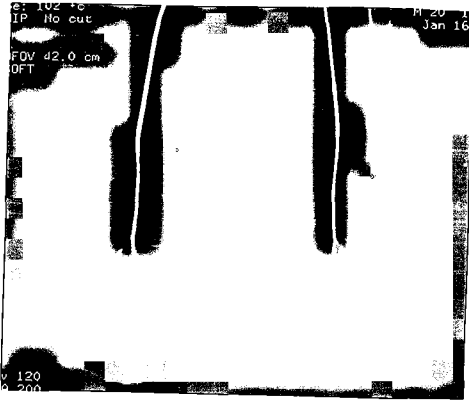


38

Tablo VII, tibial arterlerin BTA larını aksiyel kesitler ve MİP imajlar göz önüne alınarak oluşturulmuştur. BTA, 150 tibial damarın 123 ünü doğru bir şekilde yorumlamıştır (Resim 9). Bu şekilde elde edilen sonuçlar, SFA ve popliteal seviye için elde edilen sonuçlarla istatistiki olarak pek fark göstermemektedir.

TABLO VII: Tibioperoneal arterlerin patensilerinin tesbitinde aksiyel+MİP imajlarla DSA nın karşılaştırılması.

BTA da stenoz (%)	DSA da darlıkların sayısı(%)		
	0	75-99	100
0	92	3	11
75-99	6	15	2
100		2	16



Resim 9. Normal popliteal trifurkasyon.



Resim 10. BTA'da erken venöz dönüş. Tibioperoneal arterler, venöz dönüşün başlaması sebebiyle optimum değerlendirilememekte.

Tablo VIII sadece MİP imajlarla tibial arterlerin evaluasyonunu göstermektedir. Oranlar, aksiyel kesitlerle birlikte değerlendirildiğine nazaran daha düşüktür.

Bir kısım tibial arter, kalf venlerinin erken dolması sonucu süperpozisyon oluşturmuş ve MİP imajlarla tibio-peroneal evaluasyonu engellemiştir. Ancak bu problem aksiyel kesitlerle büyük oranda ortadan kaldırılmıştır. MİP imajlarla yüksek gradeli stenozlar doğru bir şekilde tanınmazken, patensi ve oklüzyonlar başarılı bir şekilde gösterilmiştir (Resim 10).

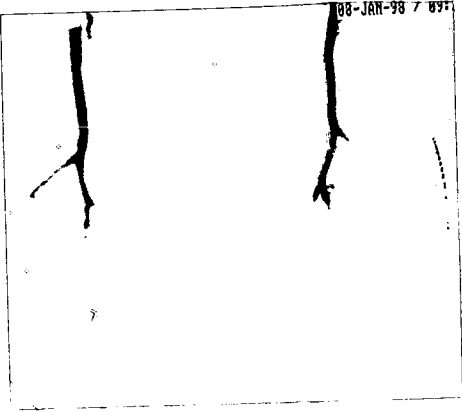
TABLO VIII: Tibioperoneal arterlerin patensilerinin Tesbitinde sadece MİP imajlarla DSA'nın karşılaştırılması.

BTA da stenoz (%)	DSA da darlıkların sayısı (%)		
	0	75-99	100
0	88	3	9
75-99	10	15	4
100		2	16

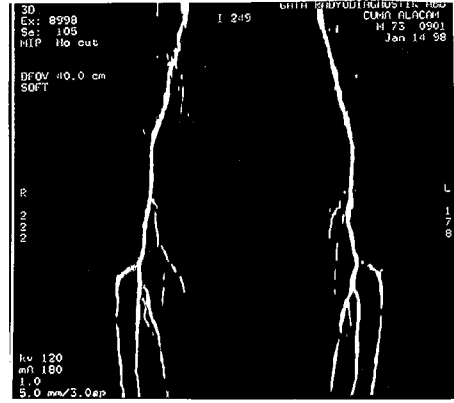
Öte yandan, 13 tane tibio-peroneal damarda ise MİP+aksiyel veya sadece MİP imajlar patensi gösterirken, DSA ile oklüde olarak değerlendirilmiştir. (Resim 11,12). Bu durum, BT'ye göre DSA'nın düşük kontrast rezolüsyonuna ve DSA tekniğindeki hatalara bağlanmıştır.

Genel olarak bakıldığında, grade 1 stenozlarda aksiyel imajlar olmadan sadece MİP imajlarla nispeten düşük oranlar elde edilmektedir.

Alt ekstremité BTA'sında yorumda en çok zorlanan segment, ATA'nın birinci segmenti olmuştur.

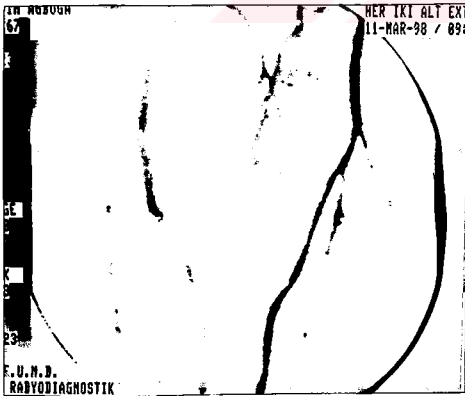


11-a

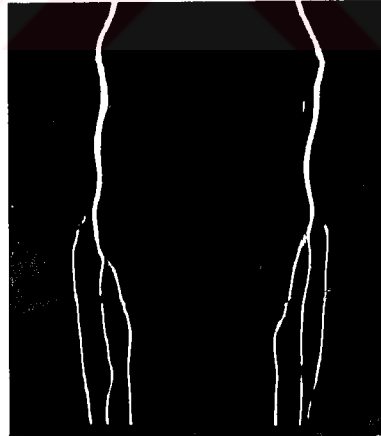


11-b

Resim 11. (Resim 7 ile aynı vaka). BT nin yüksek kontrast rezolüsyonu ve/veya arteriyel spazm nedeniyle BTA'nın MIP görüntüleri ve aksiyal kesitlerinde ATA ve PTA lar patensi grade 3 darlık olarak (b). DSA da ise oklüde olarak izlenmekte (a).



12-a



12-b

Resim 12. BT'nin yüksek kontrast rezolüsyonu ve/veya arteriyel spazm nedeniyle, DSA da sol ATA çıkımdan bir süre sonra oklüde görünümde iken (a), BTA da patent olduğu saptanmıştır. (b).

V. TARTIŞMA ve SONUÇ

Kullanılmaya başlanmasından bu yana, spiral BT vücut BT taramalarının performansını dramatik bir şekilde değiştirmiştir. Respiratuar artefaktların eliminasyonu, hareket artefaktının minime indirilmesi ve ilave radyasyon ekspozuruna maruz kalmadan çakışan imajların elde edilebilmesi spiral BT'nin en önemli teknik avantajlarıdır. Bu avantajlar mevcut BT uygulamalarını geliştirmiş ve çok boyutlu görüntüleme dahil, yeni uygulamaların geliştirilmesini sağlamıştır. Bir tek spiral BT veri grubundan, değişik derecelerde çakışmalarla, multipl transaksial imajlar retrospektif olarak oluşturulabilir. Şöyleki, 2-D ve 3-D reformasyonlar maksimum derecede longitudinal rezolüsyonla yapılabilir. İlave olarak spiral taramanın bir nefes tutma süresi kadar kısa olabilmesi, hastanın nefes alıp vermesi sırasındaki uyumsuzluğa bağlı olarak, rekonstrüksiyonda oluşabilecek devamsızlıkları ortadan kaldırır. Ayrıca, barsak peristaltizmi gibi diğer hareket artefaktları, spiral veri taramasının hızı dolayısıyla süprese olurlar (2,6,1220,24).

Konvansiyonel BT ile masa hareketi ve x-ışını taraması ayrı ayrı olurken, spiral BT de masa hareketi ile x-ışını ekspozuru aynı anda olur. X-ışını hasta etrafında heliks çizdiğinden tekniğe spiral (helikal) BT ismi verilmiştir. Konvansiyonel BT tarama ile x-ışını tüpünün her bir rotasyonu, karşılık gelen transaksial imajın rekonstrüksiyonu için gerekli bilgiyi oluşturur. Spiral BT ile, x-ışını tüpünün her bir dönüşü, kesitin açılı bir planına spesifik veri oluşturulması olarak düşünülebilir. Transaksial imajlar, yalnız, her kesit planına spesifik bilginin tam olarak tahmininden sonra rekonstrükte edilebilirler. Bu matematik tahmin, elde edilmek istenen her kesit planının altındaki ve üstündeki bilginin araya konulması (interpolasyon) ile yapılır (26,35,52,64).

Spiral BT nin geliştirdiği mevcut uygulamalar bir yana, yeni uygulamalarından olan BTA, vasküler yapıların, intravenöz kontrast madde kullanarak 3-D görüntülemesini mümkün kılan yeni uygulamalarından biridir.

BTA için kullanılan teknik parametreler, injeksiyon hızı (ml/sn), injeksiyon süresi (sn), injeksiyonun başlamasından itibaren taramanın başlamasına kadar geçen gecikme süresi (sn), tarama süresi (sn), kolimasyon (mm), masa hızı (mm/sn) ve sonunda rekonstrükte edilmiş transaksial kesitlerden anjiogram benzeri görüntülerin oluşturulmasına kadar uzanır.

Spiral BTA ile görüntülenebilecek damarların kapsamı geniştir. Bununla beraber, BT tarama planına perpendiküler olarak seyreden büyük damarlar ile yapılan çalışmalarda daha fazla başarı sağlanmıştır. Tortüozite gösteren damarlar veya BT tarama planında olan damarlar da görüntülenebilirler, fakat parsiyel volüm etkisinden dolayı bu damarları segmente etmek çok daha zordur.

Spiral BTA, intrakraniyal anevrizma varlığının evaluasyonunda, veya intrakraniyal arterlerin tümörlerle ilişkisini değerlendirmede kullanılabilir. Ekstrakraniyal karotid arter, bu tekniğin uygulanmasında idealdir. Aortanın ve ana dallarının aterosklerotik veya anevrizmal hastalığının değerlendirilmesi de mümkündür. Günümüzde aortada BTA, DSA'nın yerini alma aşamasındadır. Renal arter gibi küçük damarlardaki stenotik değişikliklerin ve hatta transplant vericilerindeki renal arterlerin varyasyonlarının gösterilmesi de sağlanmıştır (10,15,21,22,36).

Spiral BT'nin yeni uygulamalarından olan BT anjiografide, en az üzerinde çalışılan arterler, alt ekstremité arterleridir. Alt ekstremité arteriyel hastalıklarının evaluasyonu, klinik olarak en sık kullanılan anjiografi isteklerinden biri olduğundan, bu konuda DSA ya alternatiflerin bulunmasının önemi açıktır.

Alt ekstremité BTA sı BT tarayıcılarının yazılım ve donanımlarının geliştirilmesi ile mümkün olmuş olan yeni bir tekniktir. Modern spiral BT cihazları devamlı olarak 70 saniye tarama yapabilecek kapasitededirler. Lawrence ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada 60 saniyelik iki tarama yapılmış ve bu iki tarama arasında 9 saniyelik bir tüp soğutma arası verilmiştir. Bu çalışmada kolimasyon 5 mm, pitch (masa hareketinin kesit kalınlığına oranı) ise 1 olarak kullanıldığından dolayı, erken venöz dönüşün arterlerle süperpoze olarak yorumlamayı güçleştirmesi major problem olmuştur. Rieker ve arkadaşlarının yapmış olduğu 50 hastalık bir seride ise, kolimasyon 5 mm, pitch 2 olarak kullanılmıştır (47).

Bu çalışmada kullanılan spiral BT cihazı 70 saniyelik sürekli tarama yapabildiğinden ve pitch 2 olarak kullanıldığından, bir seferde inguinal bölgeden (yaklaşık CFA seviyesinden) kalf seviyesi orta bölümüne kadar tarama mümkün olmuştur. Bu çalışmada, femoral arter ve popliteal arter oklüzyonunu tanımda sensitivite her iki damar için % 100 iken, tibial arter oklüzyonlarını tanımda % 94 lük bir sensitivite elde edilmiştir. Spesivite de sırasıyla % 100, % 99 ve % 98 olmuştur.

Sadece MİP imajlarla değerlendirilme yapıldığında elde edilen yüzde değerler, MİP + aksiyal kesitler değerlendirildiğinde elde edilen değerlere göre daha düşük kalmıştır.

Kliniğimizde yaptığımız çalışmada ise 60 saniye sürekli tarama yapabilen cihazla, 5 mm kolimasyon ve 2 pitch oranıyla tetkik gerçekleştirilmiştir. Elde edilen sonuçlar ise Rieker ve arkadaşlarının çalışmasıyla karşılaştırıldığında hemen hemen aynı değerler elde edilmiştir.

Daha önce yapılmış çalışmalar ve kliniğimizde yaptığımız çalışmadan elde ettiğimiz sonuçlar göstermiştir ki, pitch 2 ye yaklaştıkça, tek bir spiral tarama ile ingüinal bölgeden kalf seviyesi orta bölümlerine kadar taramak mümkündür. Pitch oranı arttıkça spasyal rezolüsyon da orta derecede düşmekle beraber, venöz dönüşle ortaya çıkan zorluklar büyük ölçüde önlenmiştir. Protokolde pitch 2 kullanıldığında radyasyon ekspozuru % 50 azalmış, kısa bir tarama zamanı ile, 170-190 ml lik bir kontrast bolusu yeterli olmuştur (32,47).

İşlem hastalar tarafından iyi tolere edilmiş olup, uygulanması da kolaydır. Ekstremitelerin BTA sı arteryel oklüzyonun tesbitinde oldukça doğru sonuçlar vermiştir. SFA gibi büyük çaplı damarlarda sensitivite ve spesivite % 100 olmuştur. Arteryel oklüzyonun uzunluğu ve kollateraller vasıtasıyla yeniden dolması, alt ekstremitte iskemisi olan hastaların tedavi planında önemlidir. Kısa oklüzyonlar için perkütanöz translüminal anjioplasti mümkündür. Uzun oklüzyonlar için ise femoro-popliteal bypass cerrahisi uygulanır. Oklüde damar segmentinin olduğundan fazla bir şekilde dar izlenmesi konvansiyonel plan film arteriografisinin iyi bilinen bir limitasyonudur. Ancak DSA ile bu sorun ortadan kaldırılmıştır.

Ciddi oklüziv hastalığı olan hastaların preoperatif çalışmalarında, patent tibioperoneal damarların identifikasyonu hayati önem taşır. Konvansiyonel film anjiyografisi kullanılırsa, intraoperatif arteriografi ve preoperatif manyetik rezonans anjiyografi ile yapılan karşılaştırmalı çalışmalarda gösterildiği gibi, patent tibioperoneal damarlar atlanabilir. Oklüde damar segmentini geçen kontrast maddenin, injeksiyon yeriyle hedef damar arasında dilüe olması bu fenomeni açıklayan sebep olabilir.

BT yüksek kontrast rezolüsyona sahip olduğundan ve tibioperoneal damarlar, tetkikin sonuna doğru yaklaşık injeksiyondan 60-70 saniye sonra tarandığından, DSA ; damarların oklüde segment distalinde yeniden doluşlarını gösterememesine rağmen, BTA gösterebilmiştir.

Aksiyal kesitlerin monitörde dikkatli bir şekilde analizleri, stenozyların doğru bir şekilde gradelemesini sağlar. Bir kere imajlar çalışma konsoluna yüklenirse, mouse yardımıyla, damar ağında aşağı yukarı hareket etmek kolayca sağlanır. Aksiyal kesitlerin monitörde değerlendirilmesi, her bir bacağın elektronik olarak büyütülmesi ve pencere ayarlarının hızlı bir şekilde değiştirilebilmesini mümkün kılar. Kalsifiye bir stenozy gradelemek için geniş bir pencere kullanmak gerekir. Filiform tibial damarları analiz etmek için küçük bir pencere gerekebilir (56,65).

MİP imajlar, herhangi bir bakış açısından bakıldığında, en yüksek dansiteli voksellerin seçilmesi ile oluşturulurlar. Kemik yapılar kontrast materyalden daha yüksek dansite oranlarına sahip olduklarından, aksiyal kesitlerde elimine edilmeleri gerekir. Manuel segmentasyonla, MİP imajları elde etmek 45-60 dakika sürebilir. Bir defa segmentasyon yapılırsa, her bir bacağı ayrı ayrı görüntülemek gibi, istenen volümün lateral veya oblik görüntüleri saniyeler içinde yapılabilir. MİP imajlar, BTA çalışmalarının analizi ve prezentasyonunda faydalıdırlar. MİP imajlar arteryel kalsifikasyonun mevcudiyeti ve yaygınlığı konusunda en iyi bilgiyi sağlarlar. Yaygın damar kalsifikasyonu femoropopliteal veya femorokrural bypass cerrahisini zorlaştırdığından, MİP imajların analizi, damar cerrahlarının operasyon planlarının değişmesine sebep olabilir. MİP imajlar vasküler ağacın anatomisini, arteryel oklüzyonları ve postoklüzyonel yeniden doluşları doğru bir şekilde göstermişlerdir (1,7,16).

Tibioperoneal damarların patensisi 150 sayıda damarın 123 ünde doğru bir şekilde gösterilebilmiştir. Diğerlerinde ise erken venöz dönüş tibial arterlerin evaluasyonunu engellemiştir. Ancak bu hastalarda aksiyal kesitlerin evaluasyonu faydalı olmuştur. MİP imajlar aksiyal kesitler olmadan kullanıldığında, tibial arterin boylu boyunca duvar kalsifikasyonu, yanlış olarak patensi tanısı koydurabilir.

MİP imajların uzaysal rezolüsyonu, tibial arter stenozlarının doğru bir şekilde değerlendirilmesinde yeterli değildir, fakat tibioperoneal damarlardaki kalsifiye plaklar stenozun göstergesidirler. Anterior tibial arterin ilk segmenti, bu segmentin aksiyal planda seyretmesinden dolayı sıklıkla kötü bir şekilde vizüalize olmuştur. Bu segmentte parsiyel volüm etkisi ve yeniden örneklemeye bağlı merdiven basamağı artefaktı sonuçların istenen başarıda olmasını engellemekle beraber, aksiyal kesitlerden faydalandığımızda problem büyük ölçüde ortadan kalkmıştır. Görüldüğü gibi MİP imajlar hastaların çoğunluğunda faydalı olmuştur, fakat aksiyal kesitlerin tamamıyla yerini alamamışlardır.

MİP in hesaplamasının basit, anlaması kolay ve BT ile MR verisinden vasküler yapıların görüntülerinin oluşturulması için çok popüler olmasına rağmen, pek çok çekinceleri de vardır. Bir an düşünelim ki MİP, 512X512X100 voksel volüme uygulanırken, 512X512 piksellik imaj oluşturulmaktadır. MİP sadece gözlemcinin bakış açısı boyunca uzanan ışınların maksimum değerde olanlarını, imajın kendine düşen alanına yansıttığından, çıktı imaj için MİP tarafından seçilen değerler sadece girdi yapan verinin çok küçük bir parçasını oluşturur. Örnek olarak, eğer volüm içindeki en yakın-komşu interpolasyon kullanılırsa, kullanılan voksellerin görüntülenen volüm voksellerine oranı %1 den azdır. Volüm örnekleme işlemi sırasında trilineer interpolasyon kullanılsa bile, oran en fazla %8'e yükselir. Bu kayıp bilginin etkileri çok ve voksel bilgisine bağlıdır. Bu veri kaybının bir etkisi, bütün voksel bilgisini kullanan ortalama projeksiyonla karşılaştırıldığında, artefak daki artıştır. Buna karşılık, verideki bu ciddi azalma, daha üstün projeksiyon metodları (MİP in diğer varyantları) bulmak için bir güç oluşturmuştur (1,7,25,38,39). Diğer etkiler daha subjektiftir. Örnek olarak MİP imajlar, sıklıkla radyologlar tarafından konvansiyonel anjiogramlarla karşılaştırılırlar. Konvansiyonel anjiogramlar radyologlara bilgi sağlayan iki etki sergilerler. Birinci etki, damar kesitine duyarlılıktır.

Gerçek x-ışını projeksiyonuna dikkat edersek, algılanan damar attenuasyonu, damardan geçen x-ışını yolağının uzunluğunun fonksiyonudur. Normal genişlikteki bir lümenin kesiti, aynı genişlikte fakat projeksiyon yönüne göre stenotik bir damardan daha yüksek attenuasyon değerleri gösterecektir. Bu MİP için geçerli değildir, çünkü her ışın demetinde sadece bir tek voksel kullanılacaktır. Konvansiyonel anjiyografi tarafından sergilenen birinci ile ilişkili ikinci etki, damar loopları veya kesişmeleri bir tek damarda olduğundan daha fazla bir attenuasyonda algılanmalarıdır. MİP bu ayrımı sağlayamaz. Bilinmesi gereken, volüm bilgisinden yapılan projeksiyonlar (BTA ve MRA tarafından sağlanan) bu etkileri kompanse ederler, sebebi de reprojeksiyonların retrospektif olarak yapılmasıdır. Şöyleki, değişik açılardan görüntüler, iodine ve x-ışını dozunda artıma gerek duyulmadan mümkündür ; bu görüntüler süperpoze olan yapıları ekarte etmek için video monitoründe yeniden oynatılabilirler.

MİP her x-ışını boyunca uzanan intensite dağılımından maksimum olanlarını seçtiğinden, reprojekte imajların ortalama veya toplam zemin değerleri, projeksiyon kalınlığının fonksiyonu olarak artar. Zemin ortalamasının artmasında temel problem, kan sinyallerinin zayıf olduğu yerlerde kan damarı belirginliğinde potansiyel kayıplardır. BTA da kan sinyali, sadece iyotlu kontrast madde ile karşılaşılmakla sağlanır. Eğer bolus uygun şekilde verilir ve zamanlama iyi yapılırsa, zeminde 200-400 HU (%20-40) üzerinde bir vasküler kontrastlanma beklenir. Tarama sırasında iyotlu kontrast madde hedef vasküler yapılarda ise, düşük kan sinyalleri için bir tek sebep olabilir ; parsiyel volüm etkisi. Her kan damarı bu etkiye bir oranda maruz kalır. Büyük damarlar için, ki bunlar tarama planına genellikle perpendiküler uzanırlar, bu etki sadece damar duvarlarında olacaktır.

BTA da zemin kontrastlanması aynı zamanda parankimal perfüzyon ve venöz kontrastlanmaya bağlı olabilir. Bolus geniş bir zaman periyodu içinde verildiğinden, daha geç sekanslarda alınan kesitler, ilk başlarda alınan kesitlerle karşılaştırıldığında daha yüksek zemin değerlerine sahip olabilirler ve eğer damar intensitesinden fazla bir değerde ise MİP onları seçecektir (1,2,5).

MİP imajlar sıklıkla yeniden örnekleme artefaktlarından etkilenirler. Taramanın ve rekonstrüksiyonun daha ince bir gridle yapılması, yeniden örnekleme ile olan MİP artefaktlarını minime indirecektir. Bununla beraber, bir defa veri taraması yapılır ve BT imajlar rekonstrükte edilirse, MİP artefaktları elimine etmek için fazla bir şey yapılamaz. Elbette, taranan kesitler arasında boşluklar bulunması bu etkiyi egzejere eder. Çakışan kesitlerin rekonstrüksiyonu, parsiyel volüm etkisini azaltmak için spiral BT'nin özellik arzeden kabiliyetidir ve bu artefaktı minime indirmenin en etkili yoludur (10,20,16,38).

Diğer bir 3D görüntü oluşturma yöntemi olan SSD de kullanılan eşik değerlerin uygunsuz seçimi nonuniform lümen intensitesi ile sonuçlanır. Ayrıca BT volüm bilgilerinin bir tek yüzeye indirgenmesi BT nin kantitatif veri kaybına sebep olur ki, BT gri skala değerleri korunamaz. Bu nedenle lümendeki kontrastla cidardaki kalsifiye plaklar ayırt edilemez. Sonuçta pek çok çalışmada kullanıldığı gibi, biz de çalışmamızda MİP kullandık (34).

Çoğu radyolojik tetkikte multipl görüntüler rutin olmasına rağmen, alt ekstremitelerin konvansiyonel anjiyografisi sıklıkla sadece anterior projeksiyonda elde edilir. DSA tekniğinin kullanılması, kemik süperpozisyonunun üstesinden gelmesine rağmen, damarların süperpozisyonuna bağlı olarak yanlış negatif sonuçlar hala olabilmektedir. Aksiyal kesitler yorumlandığında ise, süperpozisyona bağlı oluşan diagnostik hatalar imkansızdır. MİP lateral ve oblik plan görüntüleri stenozyların saptanmasında faydalıdır. Fakat aksiyal kesitler en doğru sonucu verir.

DSA ile tibioperoneal damarların görüntü kalitesi, hareket artefaktı sebebiyle bozulabilir. Koopere olmayan hastalarda hareket oluşabilir ve istirahat halinde iken olan kladikasyon, işlem zamanı nispeten uzun olduğundan DSA da problem yaratabilir. Çalışmamızda, hiç bir hastada hareket artefaktı oluşmamıştır.

Çalışılan hastaların çoğu kladikasyondan şikayetçi idi. Akut olarak iskemi gelişmiş hastalar çalışmaya alınmamışlardır, çünkü diagnostik arteriografiden sonra acil cerrahi gerçekleştirilmiştir. Akut iskemik ekstremiteler için, damar oklüzyonunun yeri ve orijini ile distalde yeniden dolumun orijini major öneme sahip olan konulardır. Akut hastalığın görüntülenmesinde BTA 'nın doğruluğu en az DSA kadar yüksek olmalıdır. Akut iskemik ekstremitede BTA ile, tromboze popliteal anevrizma mevcudiyeti gibi DSA ya ilave önemli bilgiler sağlanabilir.

BTA nın şu andaki major limitasyonu, tp kapasitelerinin yetersizliğine bağlanabilir. Ancak şu anda sürekli olarak 100 sn. tarama yapabilen tüpler piyasaya sürülmüştür. Bu çalışmada kullanılan protokol pelvik ve pedal damarları içermemektedir. Vasküler oklüziv hastalıklı hastaların tam bir evaluasyonu için, ikinci bir spiral tarama ve artmış total kontrast madde dozu gerekecektir. Lawrence, Rieker ve arkadaşlarının çalışması ve yaptığımız bu çalışmada kesit kalınlığı 5 mm dir. Kısa stenozlar, parsiyel volüm etkisine bağlı olarak normalden hafif olarak algılanabilirler. Fakat, kesit kalınlığındaki herhangi bir düşme taranan volümün azalmasına yol açacaktır.

Arteriyel oklüziv hastalığın mevcudiyeti ve ileri derecede arteriyel oklüzyondan genellikle klinik muayenede şüphelenilir. İntraarteriyel anjiyografi, girişimsel radyolojik tedavi ve bypass cerrahisinden faydalanacak hastaların seçiminde standart tanı yöntemidir. Konvansiyonel anjiyografideki komplikasyon oranı düşük olmakla birlikte, arteriyel girişim hala dikkatli bir hasta takibi gerektirmektedir (23,29,3347).

Arteriyel oklüziv hastalığın evaluasyonu için iki non-invaziv metod uygulanmaktadır. Renkli dubleks sonografi alt ekstremite arterlerinin oklüzyonlarının tanısında iyi sonuçlar vermektedir. Bununla beraber, bir hastanın her iki bacağının damar haritasını çıkarmak yaklaşık 60-90 dakika sürer. Yaygın damar kalsifikasyonu, stenozun değerlendirilmesini engelleyebilir ve peroneal arteri değerlendirmek özellikle g olabilir. MRA potansiyeli, vasküler oklüziv hastalıkların tanısında son zamanlarda kullanılmaya başlanmıştır. En kısa incelemede bile inceleme süresi yaklaşık 60 dakika olup hala bazı hastalar için çok uzundur. MRA' nın satürasyon etkileri, hareket artefaktları, postoperatif klipslere bağlı artefaktları ve retrograt veya türbülan akımlara bağlı sinyal kayıpları gibi artefaktları vardır. MRA , DSA dan daha fazla sayıda patent tibioperoneal damarı tesbit eder, fakat belirgin derecede stenozu saptamada MRA nın sensitivitesi sadece % 43-67 dir (8,16,20,47).

Sonuç olarak, DSA, MR anjiyografi ve renkli Doppler ultrasonografi ye göre kısa işlem süresi, hastaya sağladığı konfor, kolay uygulanabilir olması, minimal invaziv olması, arteryel oklüzyon distalindeki patent damarları tesbitte verdiği sonuçlar, maliyetinin az olması ve DSA ile karşılaştırıldığında oldukça doğru sonuçlar vermesi dolayısıyla, BTA periferel oklüziv hastalığın evaluasyonunda kullanılabilecek alternatif bir inceleme yöntemidir. Pedal ve pelvik damarları da içeren tek seferde uygulanan bir BTA protokolü yapılması gereken şeydir. Bypass greftlerinin takip incelemeleri, alt ekstremitte BTA'nın gelecekteki uygulaması olabilir.



ÖZET

BT donanımlarındaki gelişmeler masa hareketinin ve taramanın aynı anda yapılabilmesini sağlamıştır. Artmış tüp kapasiteleri ile nispeten uzun segmentler kısa bir sürede taranabilmektedir. Masa hareketi ve tarama aynı anda olurken, X-ışını trasesinin hasta üzerinde heliks çizmesinden dolayı bu tekniğe Spiral (helikal) BT adı verilmiştir. Donanımlara ilave olarak, bilgisayar yazılımlarındaki gelişmelerle spiral BT volüm tarama grubundan 3-D görüntüler oluşturulmuştur. Anjiogram benzeri görüntüler de bunlardan biridir.

Aorta ve ana dalları, karotid arterler, serebral arterler, BTA sı en çok çalışılan damarlar olmuştur. Klinisyenler tarafından en sık ihtiyaç duyulan alt ekstremité DSA sına alternatif olarak, alt ekstremité arteryel BTA sınırın değeri ortaya koymak için 25 hastalık bir çalışma yaptık. Sonuçları ise DSA yı standart olarak karşılaştırdık.

SFA, PA, TPT oklüzyonlarının tesbitinde BTA nın spesivitesi % 99- 100 arasındadır. Sadece MİP imajlar kullanıldığında ise bu oranlar % 95- 100 arasında olmuştur.

Sonuç olarak, diagnostik amaçlı invaziv girişimlerden mümkün olduğunca kaçınıldığı günümüzde, uygulaması kolay, minimal invaziv, MRA ve renkli Doppler US gibi invaziv olmayan tekniklerle ve DSA ile karşılaştırıldığında daha kısa sürede gerçekleştirilebilen, maliyeti az bir teknik olarak alt ekstremité BTA'sı ile alınan sonuçlar yüz güldürücüdür. Ayrıca daha yüksek kapasitesi olan (100 sn. sürekli tarama yapabilen) tüplerin kullanıma yaygın bir şekilde girmesiyle, tek seferde pelvik ve pedal damarları da içine alan bir protokolün gerçekleşmesi beklenmelidir.

SUMMARY

Developments in CT hardware have enabled simultaneous performance of patient table movement and scanning. Increased tube capacities allow scanning of much longer body segments in shorter periods. Since table movement and scanning run simultaneously, X-ray beam traces a spiral pathway on the patient, hence giving rise to the term 'spiral (helical) CT'. Owing to additional software advancements, 3D images can readily be obtained from spiral CT volume series. Angiogram-like images constitute good examples for these 3D images.

Aorta and its main branches, carotid arteries, and cerebral arteries are the most frequently studied vessels by CT angiography (CTA). We studied 25 patients in order to evaluate the diagnostic role of arterial CTA as an alternative to DSA (Digital Subtraction Angiography) which is most frequently ordered examination in occlusive diseases of the lower extremity arteries.

Specificity of CTA in detecting SFA, PA and TPT occlusions is found to be 99-100%. MIP images alone allow a specificity of 95 to 100%.

In conclusion, high-yield results of lower extremity CTA, combined with its minimized invasive component, ease of application, cost-effectivity, and less time consuming nature compared to other non-invasive techniques like MR angiography and color Doppler US render it the recommended modality in our era of avoidance from invasive diagnostic procedures. Moreover, it will not be too surprising in the near future to see a CTA protocol imaging both pelvic and pedal vessels in a single session, owing to widespread availability of extended capacity tubes (100 sec. continuous scan).

VIII. KAYNAKLAR

1. Anderson CM, Saloner D, Tsuruda JS, Shapeero LG, Le RE. Artifacts in maximum-intensity-projection display of MR angiography. *AJR* 154:623-629, 1990.
2. Bluemke DA, Chambers TP. Spiral CT angiography:an alternative to conventional angiography. *Radiology* 195:317-319, 1995.
3. Bresler Y, Scraba CZ. Optimal interpolation in helical scan computed tomography. *Proc ICASSP* 3:1472-1475, 1989.
4. Brink JA, Heiken JP, Balfe DM, Sagel SS, DiCroce J, Vannier MW. Spiral CT: decreased spatial resolution in vivo due to broadening of section-sensitivity profile. *Radiology* 185:469-474, 1992.
5. Brink JA, Heiken JP, Wang G, et al. Helical CT: Principles and technique considerations. *Radiographics* 14:887-893, 1994.
6. Brink JA. Technical aspects of helical(spiral) CT. *Radiologic Clinics of North America* 33:824-841, 1995.
7. Brown DG, Riederer SJ. Contrast-to-noise ratios in maximum intensity projections images. *Magn Reson Med* 23:130-137, 1992.
8. Carpenter JP, Owen RS, Baum RA, et al. Magnetic resonance angiography of peripheral runoff vessels. *J Vasc Surg* 16:807-815, 1992.
9. Chung JW, Park JH, Im J-G, Chung MJ, et al. Spiral CT angiography of the thoracic aorta. *Radiographics* 16:811-824, 1996.
10. Cline HE, Dumoulin CL, Lorensen WE, Souza SP, Adams VJ. Volume rendering and connectivity algorithms for MR angiography. *Magn Reson Med* 18:384-394, 1991.
11. Costello P, Anderson W, Blume D. Pulmonary nodule: Evaluation with spiral volumetric CT. *Radiology* 179: 875-876, 1991.
12. Costello P, Dupuy DE, Ecker CP, Tello R. Spiral CT of the thoraks with reduced volume of contrast material: a comparative study. *Radiology* 183:663-666, 1992.
13. Crawford CR, King KF. Computed tomography scanning with simultaneous patient translation. *Med Phys* 17:967-982, 1990.
14. Dillon EH, van Leeuwen MS, Fernandez MA, Mali WPTM. Spiral CT angiography. *AJR* 160:1273-1278, 1993.
15. Dillon EH, van Leeuwen MS, Fernandez MA, Eikelboom BC, Mali WPTM. CT angiography:application to the evaluation of carotid artery stenosis. *Radiology* 189:211-219, 1993.

16. Edelman RR, Mattle HP, Atkinson DJ, Hoogewoud HM. MR angiography. *AJR* 154:937-946, 1990.
17. Fishman EK, Magid D, Ney DR, Debin RA, Kuhlman JE. Three-dimensional imaging and display of musculoskeletal anatomy. *J Comput Assist Tomogr* 12:465-467, 1988.
18. Fishman EK, Magid D, Ney DR, et al. Three-dimensional imaging. *Radiology* 181:321-337, 1991.
19. Fishman EK, Wyatt SH, Ney DR et al. Spiral CT of the pancreas with multiplanar display. *AJR* 159:1209-1215, 1992.
20. Fishman EK, Jeffrey Jr. RB. Spiral CT: principles, techniques, and clinical applications. 1996:Ch 1, 12.
21. Galanski M, Prokop M, Chavan A, et al. Renal arterial stenosis: Spiral CT angiography. *Radiology* 189:185-192, 1993.
22. Gomes MN, Davros WJ, Zeman RK. Preoperative assesment of abdominal aortic aneurysm: the value of helical and three-dimensional computed tomography. *J Vasc Surg* 20:367-376, 1994.
23. Hankey GJ, Warlow CP, Sellar RJ. Cerebral angiographic risk in mild cerebrovascular disease. *Stroke*. 21:209-222, 1990.
24. Heiken JP, Brink JA, Vannier MW. Spiral(helical) CT. *Radiology* 189:647-656, 1993.
25. Hu X, Alperin N, Levin DN, Tann KK, Mengeot M. Visualization of MR angiographic data with segmentation and volume rendering techniques. *J Magn Reson Imag*. 1:539-549, 1991.
26. Kak AC, Stanley M. Principles of computerized tomographic imaging. New York: IEEE Press, 1998.
27. Kalender WA, Polacin A. Physical performance characteristics of spiral CT scanning. *Med Phys* 18:910-915, 1991.
28. Kalender WA, Seissler W, Klotz E, Vock P. Spiral volümetric CT with single-breath-hold technique, continuous transport and continuous scanner rotation. *Radiology* 176:181-183, 1990.
29. Kalender WA, Polacin A, Suss C. Acomparision of conventional and spiral CT: An experimental study on the detectiom of spherical lesions. *J Comput Assist Tomogr* 18:167-176: 1994.
30. Keller PJ, Drayer BP, Fram EK, Williams KD, Dumoulin CL, Souza SP. MR angiography with two-dimensional acquisition and three-dimensional display. *Radiology* 173:527-532, 1989.

31. Laub GA. MR angiography with gradient motion refocussing. *J Comput Assist Tomogr* 12:377-382, 1988.
32. Lawrence JA, Kim D, Kent KC, Stehking MK, Rosen MP, Raptopoulos V. Lower extremity spiral CT angiography versus catheter angiography. *Radiology* 194:903-908, 1995.
33. Leow K, Murie JA. Cerebral angiography for cerebrovascular disease: the risks. *B J Surg*. 74:428-430, 1988.
34. Magnusson M, Lenz R, Danielsson PE. Evaluation of methods for shaded surface display of CT volumes. *Comput Med Imag & Graph* 15:247-256, 1991.
35. Mankovich NJ, Robertson DR, Cheeseman AM. Three dimensional image display in medicine. *J Digit Imag* 3:69-80, 1990.
36. Marks MP, Napel S, Jordan JE, Enzmann DR. Diagnosis of carotid artery disease: preliminary experience with maximum intensity projection spiral CT angiography. *AJR* 160:1267-1271, 1993.
37. Mistretta CA. Relative characteristics of MR angiography and competing vascular imaging modalities. *J Mag Reson Imag* 3:685-698, 1993.
38. Napel S, Marks MP, Rubin GD, et al. CT angiography with CT and maximum intensity projection. *Radiology* 185:607-610, 1992.
39. Napel S, Rubin GD, Marks MP, Katz DA, Jeffrey Jr. RB. Sliding Thin-Slab Maximum Intensity Projection (MIP) for Improved Visualisation of CT and MR angiographic images. *Radiology* 189(p):219, 1993.
40. Ney DR, Fishman EK. Editing tools for 3D medical imaging. *IEEE Computer Graphics Appl* 11:63-71, 1991.
41. Pelz DM, Fox AJ, Vineula F. Techniques and risks of cerebral angiography. In: Taveras JM, Ferucci JT, eds. *Neuroradiology and radiology of the head and neck*. Philadelphia: JB Lippincott; 1986: 1-14
42. Polacin A, Kalender WA, Marchal G. Evaluation of section sensitivity profiles and image noise in spiral CT. *Radiology* 185:29-35, 1992.
43. Polacin A, Kalender WA, Brink JA, et al. Measurement of slice sensitivity profiles in spiral CT. *Med Phys* 21:133-140, 1994.
44. Prokop M, Shin OH, Schanz A, Schaefer-Prokop CM. Use of maximum intensity projections in CT angiography: a basic review. *17:433-451*, 1997.
45. Remy-Jardin M, Remy J, Wattinne L, Giraud F. Central pulmonary thromboembolism: diagnosis with spiral volumetric CT With the single-breath-hold technique-comparison with pulmonary angiography. *Radiology* 185:381-387, 1992.

46. Remy-Jardin M, Remy J, Giraud F, Marquette CH. Pulmonary nodules: detection with thick-section spiral CT versus conventional CT. *Radiology* 187:513-520, 1993.
47. Rieker O, Düber C, Schmiedt W, et al. Prospective comparison of CT angiography of the legs with intraarterial digital subtraction angiography. *AJR* 166:269-276, 1996.
48. Rigauts H, Marchal G, Baet AL, Hupke R. Initial experience with volume CT scanning. *J Comput Assist Tomogr* 14:675-682, 1990.
49. Rubin GD, Walker PJ, Dake MD, et al. 3D spiral CT angiography: an alternative imaging modality for the abdominal aorta and its branches. *J Vasc Sur* 18:656-665, 1993.
50. Rubin GD, Dake MD, Napel S, McDonnell GH, Jeffrey Jr RB. Three-dimensional spiral CT angiography of the abdomen: initial clinical experience. *Radiology* 186:147-152, 1993.
51. Rubin GD, Dake MD, Napel S, et al. Spiral CT of renal artery stenosis: comparison of three-dimensional rendering techniques. *Radiology* 190:181-189, 1994.
52. Pechmann KR, Napel SA, Couch JL, et al. High speed computed tomography, system and performance. *Appl Optics* 24:4052, 1985.
53. Quint LE, Francis IR, Williams DM, Bass JC, Shea JC, et al. Evaluation of thoracic aortic disease with the use of helical CT and multiplanar reconstructions: comparison with surgical findings. *Radiology* 201: 37-41, 1996.
54. Schwartz RB, Jones KM, Chernoff DM, et al. Common carotid artery bifurcation: evaluation with spiral CT. Work in progress. *Radiology* 185:513-519, 1992.
55. Stehling MK, Lawrence JA, Weintraub JL, Raptopoulos V. CT angiography: expanded clinical applications. *AJR* 163:947-955, 1994.
56. Strong AB, Lobregt S, Zonneveld FW. Applications of three-dimensional display techniques in medical imaging. *J Biomed Eng* 12:233-238, 1990.
57. Tamada T, Harada J, Tada S. Complex congenital cardiovascular anomalies evaluated by continuous-rotation computed tomography in children. *Pediatr Cardiol* 10:65-74, 1989.
58. Urban BA, Fishmann EK, Kuhlman JE, et al. Detection of hepatic lesions with spiral CT: Comparison of 4- and 8-mm interscan spacing. *AJR* 160:783-785, 1993.
59. Vahlensieck M, Lang P, Chan WP, Grampp S, Genant HK. Three-dimensional reconstruction: part I and II. *Eur Radiol* 2:503-510, 1992.
60. Vock P, Soucek M, Daepf M, Kalender WA. Lung: Spiral volumetric CT with single-breath-hold technique. *Radiology* 176:864-876, 1990.

61. Wang G, Vannier MW. Longitudinal resolution in volumetric x-ray computerized tomography-analytical comparison between conventional and helical computerized tomography. *Med Phys* 21:429-433, 1994.
62. Wang G, Vannier MW. Stair -step artifacts in three-dimensional Helical CT: An experimental study. *Radiology* 191:79-83, 1994.
63. Waugh JR, Sacharias N. Arteriographic complications in the DSA era. *Radiology* 182:243-236, 1992.
64. Zeman RK, Brink j, Costello P, et al. Helical/spiral CT: a practical approach. New York 1994.
65. Zeman RK, Silverman PM, Vieco PT, Costello P. CT angiography. *AJR* 165:1079-1088, 1995.

