

T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ
RADYOLOJİ ANABİLİM DALI

**BT ANJİOGRAFİ İNCELEMELERİNDE İNFERİOR MEZENTERİK ARTERİN
ANATOMİK ÖZELLİK VE İLİŞKİLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dr. Hüseyin BALCI

**UZMANLIK TEZİ
Olarak Hazırlanmıştır**

**ANKARA
2017**

T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ
RADYOLOJİ ANABİLİM DALI

**BT ANJİOGRAFİ İNCELEMELERİNDE İNFERİOR MEZENTERİK ARTERİN
ANATOMİK ÖZELLİK VE İLİŞKİLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dr. Hüseyin BALCI

Tez Danışmanı

Doç. Dr. Ali Devrim KARAOSMANOĞLU

**UZMANLIK TEZİ
Olarak Hazırlanmıştır**

**ANKARA
2017**

TEŞEKKÜR

Tez danışmanım Doç. Dr. Ali Devrim Karaosmanoğlu 'na, tezin oluşmasındaki tüm aşamalar süresince ayırdığı zaman, paylaştığı bilgi, deneyim için ve eğitimime olan tüm katkılarından dolayı çok teşekkür ederim.

Başta anabilim dalı başkanımız Prof. Dr. Deniz Akata olmak üzere asistanlık dönemimde bilgi ve tecrübelerinden faydalandığım tüm hocalarıma, asistanlığım boyunca bilgilerinden yararlandığım uzman hekimlere ve birlikte çalıştığım asistan arkadaşlarıma çok teşekkür ederim.

Eski anabilim dalı başkanımız ve hocam Prof. Dr. Macit Arıyürek' e ve tez sürecinde bilgi, yardım ve desteğini esirgemeyen değerli hocam Prof. Dr. Muşturay Karçaaltıncaba' ya ayrıca teşekkür ederim.

Son olarak beni yetiştirerek bu günlere getiren, desteğini esirgemeyen aileme, eşim ve çalışma arkadaşım Dr. Şerife Balcı ve güzel kızım Zeynep İpek Balcı'ya çok teşekkür ederim.

Dr. Hüseyin Balcı

ÖZET

Balcı H, BT Anjiyografi İncelemelerinde İnferior Mezenterik Arterin Anatomik Özellik ve İlişkilerinin Değerlendirilmesi, Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Uzmanlık Tezi, Ankara, 2017

Çalışmamızın amacı inferior mezenterik arter (İMA) anatomisinin, anatomik varyasyonlarının ve seyirlerinin çok kesitli BT anjiyografi (ÇKBTA) ile ayrıntılı olarak değerlendirilmesi ve İMA hakkında tanımlayıcı bir çalışma ortaya konmasıdır. 200 hastada, İMA'da aterosklerotik plak olup olmadığı, İMA'nın dallanma paterni, İMA orjininin ilk verdiği dala olan uzaklığı (trunkus uzunluğu), İMA orjininin, çölyak trunkus ve süperior mezenterik arterin (SMA) orjinlerine olan uzaklıkları, İMA orjininin aortik bifürkasyona olan uzaklığı değerlendirilmiştir. Dallanma paterni değerlendirilirken esas olarak Zebrowski klasifikasyonu kullanılmıştır. 200 hastanın 114'i erkek (%57), 86'i (%43) kadın olup ortalama yaş 57,09 +/- 18,06 olarak saptanmıştır. 200 hastanın 57'sinde (% 28,5) İMA'da aterosklerotik değişiklikler izlenmiştir. Popülasyonumuzda trunkus uzunluğu ortalama 37,8 +/- 10,1 mm olarak bulunmuştur. İMA-çölyak trunkus arası mesafe ortalama 84,23 +/- 13,27 mm, İMA- SMA arası mesafe ortalama 67 +/- 12 mm, İMA - aortik bifürkasyon arası mesafe ise ortalama 42,1 +/- 9,6 mm olarak ölçülmüştür. İMA tüm hastalarda izlenmiş olup abdominal aortanın anterior duvarından orjin almıştır. 194 hasta (% 97) Zebrowski klasifikasyonun alt tiplerinden birisiyle uyum sağlamıştır. Altı hasta (% 3) ise bu tiplerden herhangi birisine girmemiş olup bunlar ayrıca tanımlanmıştır. 200 olgudan 8 tanesi (% 4) Zebrowski tip A, 103 tanesi (% 51,5) Zebrowski tip B, 28 tanesi (% 14) Zebrowski tip C, 3 tanesi (% 1,5) Zebrowski tip D, 5 tanesi (% 2,5) Zebrowski tip E, 2 tanesi (% 1) Zebrowski tip G, 45 tanesi (% 22,5) Zebrowski tip H olarak sınıflandırılmıştır. Zebrowski tip F olan olgu saptanmamıştır. İki hastada (% 1) İMA'dan çıkan sigmoid arter dalı izlenmemiştir. Bir hastada da (% 0,5) İMA'dan çıkan sol kolik arter saptanmamıştır. Üç hastada (% 1,5) ise İMA'dan çıkan sağ kolik arter görülmüştür. Sonuç olarak, İMA orjininde varyasyon izlenmemekle birlikte dallanma paternleri oldukça varyasyon göstermektedir.

Anahtar Kelimeler: BT Anjiyografi, inferior mezenterik arter, Zebrowski

ABSTRACT

Balci H, Evaluation of Inferior Mesenteric Artery Anatomy and its Relations on CT Anjiografi Examinations, Hacettepe University, Faculty of Medicine, Department of Radiology, Thesis in Radiology, Ankara, 2017

The aim of this study is to evaluate inferior mesenteric artery (IMA) anatomy, variations and its course with multislice computed tomography angiography (MSCTA). We evaluated IMA atherosclerosis, branching pattern of IMA, distance between origin of IMA and its first branch (truncus diameter), distance between IMA origin and celiac artery origin, distance between IMA origin and superior mesenteric artery (SMA) origin, and the distance between IMA origin and aortic bifurcation in 200 patients who underwent MSCTA studies for several reasons. Branching pattern was classified in accordance with Zebrowski classification. Our patient cohort composed of 114 (57%) male and 86 (43%) female. The mean age was 57.09 (+/-18.6) years. Atherosclerotic changes was observed in 57 patients (28.5%). The IMA trunk diameter was 37,8 +/- 10,1 mm, distance between IMA origin and celiac artery was 84,23 +/- 13,27 mm, distance between IMA and SMA was 67 +/- 12 mm, distance between IMA and aortic bifurcation was 42,1 +/- 9,6 mm. The IMA was detected in all our patients and originated from the anterior wall of the abdominal aorta. 194/200 of the cases (97%) could be classified in accordance with Zebrowski classification. 6 patients (3%) demonstrated several different branching configurations that were not in compliance with Zebrowski classification and these cases were separately discussed in detail. We classified the patients with Zebrowski classification as following: 8 patients (4%) type A, 103 patients (51.5%) type B, 28 patients (14 %) type C, 3 patients (1,5 %) type D, 5 patients (2,5 %) type E, 2 patients (1%) type G, 45 patients (22,5 %) type H. Sigmoid artery arising from IMA could not be detected in 2 patients, while in 1 patient there was no left colic artery arising from the IMA. In 3 patients right colic artery was observed to arise from IMA. In conclusion; the branching pattern of IMA had a great variability and the awareness of this high variability may have a strong clinical impact.

Key words: CT Angiography, Inferior Mesenteric Artery, Zebrowski

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
TEŞEKKÜR	iii
ÖZET	iv
ABSTRACT	v
İÇİNDEKİLER	vi
KISALTMALAR	viii
GRAFİKLER DİZİNİ	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ	x
TABLolar DİZİNİ	xii
1.GİRİŞ VE AMAÇ	1
2.GENEL BİLGİLER	2
2.1. Bilgisayarlı Tomografi (BT)	2
2.1.1. Bilgisayarlı Tomografinin Tarihsel Gelişimi	2
2.1.2. Bilgisayarlı Tomografide Görüntü Oluşumu	4
2.1.3. Çok Kesitli Bilgisayarlı Tomografi (ÇKBT)	9
2.1.4. Dual Enerji BT	16
2.1.5. Bilgisayarlı Tomografi Anjiyografi (BTA)	17
2.2. Mezenterik Vasküler Yapıların Embriyoloji ve Anatomisi	19
2.2.1. Embriyoloji	19
2.2.2. Normal Anatomi	20
2.2.3. Kollateraller	23
3.GEREÇ ve YÖNTEM	26
3.1. Kapsam ve Yöntem	26
3.2. Teknik	26
3.3. Çalışma metodu	27
3.3.1. Zebrowski Klasifikasyonu	28
3.3.2. İstatiksel Analiz	29

4. BULGULAR	30
4.1. Hastaların Popülasyonu	30
4.2. İnterior Mezenterik Arterde Ateroskleroz Sıklığı	31
4.3. Ölçümler	32
4.4. İMA dallanma paternleri ve varyasyonlar	33
4.5. Hastalarımızdan varyasyon örnekleri	39
5. TARTIŞMA	44
6. SONUÇ	48
8. KAYNAKLAR	49
EKLER	
Ek 1. Araştırma Projesi Değerlendirme Raporu	

KISALTMALAR DİZİNİ

BT	Bilgisayarlı Tomografi
BTA	Bilgisayarlı Tomografi Anjiografi
ÇKBT	Çok Kesitli Bilgisayarlı Tomografi
DEBT	Dual Enerji Bilgisayarlı Tomografi
FBP	Filtered Back Projection
FOV	Field of View
HU	Haunsfield Unit
İMA	İnferior Mezenterik Arter
İTR	İteratif Rekonstrüksiyon
K	Kolosigmoid Trunkus
MİP	Maksimum ve Minimum İntensite Projeksiyonlar
MPR	Multiplanar Reformasyon
PACS	Picture Archiving and Comunication Systems
ROI	Region of Interest
RSA	Rektalis Süperior Arter
RST	Rektosigmoid Trunkus
SA	Sigmoid Arter
SKA	Sol Kolik Arter
SMA	Süperior Mezenterik Arter
VRT	Volume Rendering Technique

GRAFİKLER DİZİNİ

Grafik	Sayfa
Grafik 4.1. Hastaların cinsiyet ve yaşa göre dağılımları	30
Grafik 4.2. Hasta popülasyonumuzda İMA'daki ateroskleroz sıklığı	31
Grafik 4.3. Zebrowski kalsifikasyonuna göre hastaların dağılımı	34

RESİMLER DİZİNİ

Resim	Sayfa
Resim 2.1. Çölyak trunkus ve dalları	20
Resim 2.2. SMA ve dalları	22
Resim 2.3. İMA ve dalları	23
Resim 3.1. Volüm rendering görüntüler üzerinde gösterilen ölçüm metodu	27
Resim 3.2. Zebrowski klasifikasyonu (Tip A-H)	29
Resim 4.1. Hastalarımızdan İMA daki ateroskleroz örnekleri	32
Resim 4.2. Zebrowski tip A	35
Resim 4.3. Zebrowski tip B	35
Resim 4.4. Zebrowski tip C	36
Resim 4.5. Zebrowski tip D	36
Resim 4.6. Zebrowski tip E	37
Resim 4.7. Zebrowski tip G	37
Resim 4.8. Zebrowski tip H	38
Resim 4.9. Varyasyon (İMA iki ayrı orjinden çıkan sol kolik arterlere ve rektosigmoid trunkusa ayrılıyor. Rektosigmoid trunkus da rektalis süperior arterine ve bir adet sigmoid artere ayrılıyor)	39
Resim 4.10. Varyasyon (İMA sol kolik arteri verdikten sonra rektalis süperior arter ve sağ kolik arteri veriyor. İMA'dan çıkan sigmoid arter yok)	40
Resim 4.11. Varyasyon (İMA aynı noktadan 2 adet sol kolik arteri ve rektosigmoid trunkusu veriyor. Sol kolik arterlerden biri bir adet sigmoid arter veriyor. Rektosigmoid trunkus da rektalis süperior arter ve sigmoid artere	

- ayrılıyor) 40
- Resim 4.12. Varyasyon (İMA rektalis süperiyor arteri (1) veriyor. Sonrasında sırasıyla sol kolik arteri (1), rektosigmoid trunkusu ve kolosigmoid trunkusu veriyor. Kolosigmoid trunkus sol kolik artere (2) ve sigmoid artere (1) ayrılıyor. Rektosigmoid trunkus da rektalis süperiyor artere (2) ve sigmoid artere (2) ayrılıyor) 41
- Resim 4.13. Varyasyon (İMA sırasıyla sol kolik arteri (1), kolosigmoid trunkusu, sağ kolik arteri, rektalis süperiyor arteri veriyor. Kolosigmoid trunkus sol kolik arter (2) ve sigmoid artere ayrılıyor) 42
- Resim 4.14. Varyasyon (İMA sırasıyla sağ kolik arteri sonrasında ikinci sağ kolik dalı ve rektalis süperior arteri veriyor. İMA'dan sol kolik arter ve sigmoid arter çıkmıyor) 43

TABLolar DİZİNİ

Tablo	Sayfa
Tablo 4.1. İMA daki aterosklerozun cinsiyete göre dağılımı	31
Tablo 4.2. İMA'dan yapılan ölçümler	33

1.GİRİŞ VE AMAÇ

Kolorektal kanser genetik ve çevresel faktörlere bağlı olarak gelişen, kanserler içinde üçüncü en sık görülen ve yine üçüncü en sık ölüme yol açan, tanı ve tedavi olanakları her geçen gün genişleyen bir kanser türüdür [1]. Evre 1, 2 ve 3 kolorektal kanser tedavisinde ilk basamak primer tümörün cerrahi olarak çıkarılmasıdır. Evre 4 tümörlerde ise tedavi hasta bazında planlanmakla birlikte primer tümör rezeksiyonu, obstrüksiyona neden olan segmentin bypass edilmesi gibi cerrahi seçenekler değerlendirilebilir. Ayrıca tedavide kemoterapi, palyatif radyoterapi ve biyolojik ajanlar da kullanılmaktadır [2, 3].

Distal kolon tümörlerinde laparoskopik cerrahi daha az invaziv bir yöntem olması nedeniyle açık cerrahiye alternatif olarak popülerite kazanmaktadır [4, 5]. Laparoskopik cerrahide vasküler anatomi açık cerrahide olduğu gibi net olarak izlenememektedir. Bu nedenle cerrahın laparoskopik ameliyata girmeden önce vasküler yapıların anatomisini, varsa varyasyonlarını ve seyirlerini bilmesi komplikasyon oranını azaltmaktadır [6]. Bu da cerrahi öncesi vasküler anatominin ayrıntılı radyolojik görüntülemesinin önemini arttırmaktadır.

Günümüzde vasküler yapıların ayrıntılı görüntülemesi çok kesitli bilgisayarlı tomografi (ÇKBT) ile gerçekleştirilen anjiografi ile non-invaziv olarak mümkün olmaktadır [7, 8].

Çalışmamızın amacı laparoskopik kolon cerrahisi ameliyatlarının yönlendirmesinin doğru olarak yapılması fikrinden yola çıkarak inferior mezenterik arter (İMA) anatomisinin, varyasyonlarının ve seyirlerinin ÇKBT anjiografi ile ayrıntılı olarak değerlendirilmesi ve İMA hakkında tanımlayıcı bir çalışma ortaya konmasıdır.

2.GENEL BİLGİLER

2.1. Bilgisayarlı Tomografi (BT)

Bilgisayarlı tomografi (BT), X-ışını kullanılarak vücudu kesitler şeklinde görüntüleyen radyolojik görüntüleme yöntemidir. X-ışını demetinin vücudu geçen kısmı, X-ışını tüpünün karşısına yerleştirilmiş detektörler tarafından saptanarak görüntüye dönüştürülür.

Dokular arasındaki süperpozisyonu ortadan kaldırması ve doku kontrastları arasındaki ufak farklılıkları gösterebilmesi nedeniyle vücut iç yapıları bu teknik ile ayrıntılı olarak görüntülenebilir.

2.1.1. Bilgisayarlı Tomografinin Tarihsel Gelişimi

BT, X ışınının bilgisayar teknolojisiyle birleştirilmesinin ürünüdür. Ana fikir 1917 yılında Radon tarafından ileri sürülen "eğer bir objenin her yönden sınırsız sayıda görüntüleri elde edilebilirse, kesit görüntüsü yapılabilir" hipotezine dayanmaktadır. BT teorisi 1963 yılında Cormack tarafından ortaya atılmıştır. BT ile ilgili ilk başarılı klinik uygulamalar 1967 yılında G. Hounsfield tarafından gerçekleştirilmiş ve 1971 yılında hastane şartlarında uygulamaya başlanmıştır. ABD'de ilk BT ünitesi 1973'te Mayo Klinikte kurulmuştur. Ülkemizde ilk kullanımı ise Mart 1976 yılında Hacettepe Üniversitesi'nde gerçekleşmiştir.

Bilgisayarlı Tomografi Cihazlarının Gelişimi

İlk BT cihazlarında, tek bir kesit oluşturmak için gerekli verileri toplamak 5 dakikayı bulmaktaydı ve BT uygulaması sadece beyin incelemesiyle sınırlı kalmıştı. Teknolojideki gelişmelerle çok kısa sürede tüm vücut bu teknik ile görüntülenebilir hale gelmiştir.

Birinci Jenerasyon Cihazlar

Pencil- beam X ışını ve karşılığında tek bir dedektörün bulunduğu cihazlardır. Tüp ve dedektör, her projeksiyon için derece derece döner; taramayı alan üzerinde kayarak yapar. Bu tarama teknolojisine "translate-rotate" denir. Tüp 1 derecelik açı

ile dönüş yapmakta ve tarama 180 derecelik dönüşe kadar devam etmektedir. Sadece kraniyal inceleme yapabilen bu cihazlarda kesit alım süresi oldukça uzundur. Bir çift görüntü elde etmek yaklaşık 5 dakika sürer [9].

İkinci Jenerasyon Cihazlar

Tarama teknolojisi değişmemiştir (translate-rotate). Tek dedektör yerine lineer dizilmiş birden fazla dedektör kullanılmış ve pencil-beam yerine fan-beam (yelpaze şeklinde üretilmiş) X ışın hüzmesi kullanılmıştır. Tüp 10 derecelik hareketler yapar. Dönüş açısı maksimum 180 derecedir. X ışınından yararlanma oranı ilk jenerasyon cihazlara göre 30 kat artmıştır. Bir kesit yaklaşık 18 saniyede oluşturulur [9].

Üçüncü Jenerasyon Cihazlar

Bu cihazlarda tarama teknolojisi değişmiştir. X ışın kaynağı ve karşısına dizilmiş konveks detektörlerden oluşur. X ışın demeti karşısına denk gelen dedektörlerin tümünü içine alacak şekilde yelpaze biçimindedir. X ışın tüpü ve dedektörler obje etrafında birbirleriyle koordineli hareket ederek 360 derecelik dönüş gerçekleştirir (rotate-rotate). Bu cihazlarda dedektör kalibrasyonları yeterli değilse görüntü üzerinde bozuk dedektörün oluşturduğu daire şeklinde "ring" artefaktları ortaya çıkabilir [9].

Dördüncü Jenerasyon Cihazlar

"Ring" artefaktlarına çözüm bulmak için geliştirilmişlerdir. Bu sistemde yaklaşık 4800 dedektör gantriye halka şeklinde sabitlenmiştir. Tüp bu dedektör halkasının içerisinde döner. Tüp hareketli, dedektörler sabit olduğundan bu teknolojiye "rotate-stationary" adı verilmiştir. Kesit alım süresi 1-2 saniyeye indirgenmiştir [9].

Beşinci Jenerasyon Cihazlar

Kardiyak çalışmalar için geliştirilmiştir. Bu sistemde X ışın kaynağı yoktur. Bir elektron tabancasından çıkan elektronlar sistem içerisinde hızlandırılıp, koiller yardımıyla saptırılarak hasta etrafında dönen tungsten anod üzerine

düşürülmektedir. Böylece yelpaze şeklinde X ışını elde edilir. Bu nedenle elektron demetli tarayıcı olarak da isimlendirilir. Cihazda hareket eden bir parça bulunmadığından “stationary-stationary” olarak isimlendirilir. Tarama süresi 50 milisaniyeye düşürülmüştür ve kalp çalışırken kesit görüntüsünü izlemek mümkündür (sine BT) [9].

Altıncı Jenerasyon Cihazlar

Helikal BT bu gruptadır. Helikal BT “slip ring” teknolojisini kullanır. Tüpün devamlı dönmesi sürecinde hasta masası kayar. Tüp tam dairesel döner, ancak hasta masası devamlı kaydığı için X ışın demetinin izlediği yol helikaldir. Tarama süresi çok kısalmıştır. Bir nefes tutma süresinde abdomen taranabilir. Bu teknik hareket artefaktlarını minimize ederek kullanılan kontrast madde miktarını azaltır [10].

Yedinci Jenerasyon Cihazlar

Helikal BT’den farkı çok sıralı dedektör kullanılmasıdır. Çok dedektör sıralı BT olarak isimlendirilir. Sistemin çok dedektörlü olmasından ziyade, çok kesit alabilmesi daha önemlidir. Tüpten çıkan ışının en yoğun kullanıldığı sistemdir. Bu nedenle çok kesitli BT (ÇKBT) daha doğru isimlendirmedir. İnceleme süresi çok kısalmış olup çok kesitli BT’nin öncüsü 1993 yılında geliştirilen 2 kesitli BT (Elscint TWIN) kabul edilir [10]. İlk gerçek ÇKBT’ler 4x1 mm kesitli olarak 1998 yılında kliniğe girmiştir. Bunu 2000 yılında 8, 2001’de 16 ve daha sonra 32, 2003’te 64 kesitli sistemler izlemiştir. 2006’da çift tüplü 64-kesitli, 2007’de 256-kesitli ve 2008’de 320-kesitli BT’ler klinik kullanıma girmiştir.

Tüpün dönüş süresi 0.5 sn ve altında olduğu bu sistemde kesit kalınlığı da 1 mm’nin altına düşmüştür.

2.1.2. Bilgisayarlı Tomografide Görüntü Oluşumu

Resim Elemanları

BT görüntüleri piksel adı verilen resim elemanlarının oluşturduğu bir matrikstir. Matriks boyutu gelişen teknoloji ile beraber 256x256, 512x512 veya

1024x1024 olabilir. Pikseller seçilen kesit kalınlığına bağlı olarak voksel adı verilen bir hacime sahiptir. Voksel organizmayı geçen X ışınının atenüasyonunu gösteren sayısal bir değer taşır. Bu değer Hounsfield Unit (HU) olarak adlandırılır ve bu değer +1000 ile -1000 arasındadır. 0 sayısı genel olarak suyu temsil ederken, yağ dokusu ve hava skalasının negatif; yumuşak dokular, kan, kemik gibi yapılar ise aynı skalanın pozitif tarafında yer alır.

Görüntüleme Alanı (FOV= Field of View)

BT kesitini oluşturan görüntü alanının genişliğini gösterir. FOV büyüdükçe sabit olan matrikste pikseller büyüyeceğinden geometrik çözülme (rezolüsyon) azalacaktır. Matriks sayısını değiştirmeden geometrik rezolüsyonun azalmasını önlemek için “zooming” ya da “targeting” adı verilen odaklama uygulaması kullanılabilir. Zooming işlemi ‘rekonstrüksiyon zooming’ ve ‘interpolatif zooming’ olarak iki farklı şekilde gerçekleştirilebilir.

Pencereler

Pencere Genişliği (Window Width)

Monitorde incelenecek yapının diğer yapılard ile optimum ayrımı amacıyla gri ton başına düşen doku yoğunluğu sayısının değiştirilmesine yönelik elektronik bir ayardır. Pencere genişliği daraltıldıkça gri ton başına düşen absorpsiyon farklılığı, yani doku sayısı, azalmakta ve görüntülerde yüksek kontrast sağlanmaktadır. Bununla beraber pencere alanı dışında kalan oluşumların yetersiz değerlendirilmesi ya da gözden kaçırılması gibi olumsuz sonuçlar da doğurabilir. Geniş pencere genişliği seçildiğinde gri ton başına düşen doku sayısı artacağından inceleme alanı oldukça homojen olarak izlenir. Buna bağlı olarak küçük dansite değişikliklerini saptamak zorlaşacak yani kontrast rezolüsyonu azalacaktır.

Pencere Seviyesi (Window Level)

Bu parametre ise pencere genişliğinde seçilen dansite aralığının orta noktasını ifade eder.

Ölçümler

BT görüntüleri sayısal veriler üzerinden işlendiğinden elde edilmiş imaj üzerinde farklı değerlendirme ve ölçümler yapılabilir. Elde olunmuş görüntüler üzerinde dansite, boyut, reformasyon, toplama ve çıkarma gibi ölçümler yapılabilir.

Rekonstrüksiyon

BT cihazları ile genellikle aksiyel düzlemde kesitler alınır. Her ne kadar genelde sadece aksiyel düzlemde kesitler alınmış olsa da bilgisayar teknolojisinin sağladığı imkanlarla aksiyel kesitler farklı düzlemlerde tekrar oluşturulabilir. Mevcut planlardaki kesitlerin istenilen bir başka planda yeniden yapılandırılmasına reformasyon veya rekonstrüksiyon adı verilir. Rekonstrüksiyon görüntüsünün rezolüsyonu temel olarak işleme tabi tutulan görüntülerdeki kesit kalınlığı ve kesitler arasında bırakılan boşluğa bağlıdır. Rekonstrüksiyona tabi tutulan temel görüntülerin kesit kalınlığı ne kadar birbirine eşit ve küçük, kesitler arası mesafe ne kadar dar ve aralıksızsa elde edilen rekonstrüksiyon görüntüsü o kadar yüksek çözünürlükte olur.

Multiplanar Reformasyon (MPR)

Z aksının çözümüyle kesit kalınlığı ile sınırlı olduğu için MPR görüntüsünün uzaysal rezolüsyonu düşüktür. Uzaysal rezolüsyonu yüksek bir görüntü elde edilmek isteniyorsa Z değeri düşürülmelidir. Bu yöntemle koronal, sagittal ve aksiyel görüntüler elde edilebilir.

Curved (eğimli) MPR; körtiyöz tübüler yapılar veya mandibula gibi eğimli anatomik yapılara uygulanan üç boyutlu reformat yöntemidir.

Maksimum ve Minimum İntensite Projeksiyonlar (MIP)

Üç boyutlu reformatlardan olan maksimum intensite projeksiyon yönteminde kemik, kontrast madde içeren vasküler yapılar gibi yüksek dansiteli oluşumlar ön plana çıkarılır. Düşük dansiteli diğer oluşumlar net olarak görülemeyebilir. Minimum

intensite projeksiyon yönteminde ise bu durumun tersine düşük dansiteli yapılar güçlendirilerek daha belirgin olarak izlenir.

Hacimsel gösterim (VRT = Volüm Rendering Teknik)

Bu teknik görüntüyü oluşturan tüm voksellerden yararlanılmasını sağlar ve değişik renk ve opasite seçimlerine izin verir. Bir grup vokselle öne çıkarılırken, diğer vokseller gizlenebilir. Vasküler yapıların üç boyutlu görüntüsü, derinlik bilgilerinin de bulunmasıyla gerçek anatomiye oldukça yakın bir gerçeklikte bilgi sağlar.

Yüzey gösterimi (Surface Rendering Gösterim)

Anatomik yapıların yüzeyine yakın voksellerin seçilen eşik değerleri yardımıyla görüntülendiği bir yöntemdir. Toplam datanın ancak %10 gibi bir kısmı kullanıldığından önemli bir bilgi kaybı söz konusudur.

Çözümleme Gücü (Rezolüsyon)

Birbirinden ayrılabilen iki yapı arasındaki minimum aralıktır, uzaysal çözümleme, obje kontrastı, gürültü (noise) ve kontrast çözümleme parametrelerine bağlı olarak değişmektedir. BT üreticisi firmalar cihazlarının etkinliği açısından daha ziyade çözümleme gücü değerini vermektedirler.

Sonuç olarak; BT'de kesit kalınlığı azaldıkça parsiyel volüm etkisi azalacak ve uzaysal rezolüsyon artacaktır. Buna karşın X-ışını dozu ve dolayısı ile gürültü azalacağından kontrast rezolüsyonu düşecektir.

Uzaysal Çözümleme (Spatial Rezolüsyon)

İncelenecek bir nokta, çizgi ya da kenarın bulanıklaşmasının ölçüsüdür. Bir diğer ifade ile birbirine komşu iki yapının ayırt edilebilme gücünü gösteren bir parametredir. Geometrik çözümleme, görüntüyü oluşturan piksel boyutları ile yakından ilgilidir. Piksel boyutlarının küçültülmesi, görüntünün daha fazla sayıda noktadan oluşmasına yol açacağından, daha küçük oluşumların birbirlerinden ayrımı sağlanacak ve spatial çözümleme artacaktır. BT' de uzaysal çözümleme tütün fokal

spot boyutu, FOV ve kesit kalınlığı ile ters orantılıdır. Tüpün fokal spot boyutu, görüntüleme alanı (FOV) ve kesit kalınlığı arttıkça uzaysal çözümüme gücü azalmaktadır.

Kontrast Çözümüme (Kontrast Rezolüsyon)

Film üzerindeki farklı yoğunlukları ayırt edebilme yeteneği olup BT yönteminde konvansiyonel röntgene göre daha yüksektir. Kontrast çözümüme gücü ana olarak X-ışını şiddeti ve dozuna bağlı bir kavramdır. BT sistemlerinde hastanın maruz kalacağı X-ışını dozu; kV (kilovolt), mA (miliamper) değerleri ve maruziyet (exposure) süresi (sn) ile belirlenir. Bir çok sistemde kV değeri genelde sabit olup X-ışını yoğunluğu 150 mA'den başlamak üzere 200, 250, 300, 500 mA değerlerine kadar yükseltilebilen seçenekler ile artırılabilir. Yeni teknoloji ile üretilen BT cihazlarında kV parametresi de değiştirilebilir. Mevcut X-ışını yoğunluğu, maruziyet süresi de uzatılarak artırılabilir. Miliamper değeri arttırıldıkça daha yüksek oranda X-ışını enerjisi oluşmakta, bununla birlikte tüp daha fazla yüklenmektedir. Kesit alım süresi (sn) arttırıldıkça da hareket artefaktlarının ortaya çıkma riski fazlaşmaktadır. Kontrast çözümüme gücü, gürültü ve kesit kalınlığı ile birlikte değerlendirilmektedir. İncelenen objenin homojen olmayan yapısından kaynaklanan deviyasyonlar olup ortalama 2-4 HU değerindedir. Gürültüyü yarıya indirmek için X-ışını dozu 4 kat arttırılmalıdır. Seçilen kesit kalınlığı arttırıldıkça kontrast çözümüme gücü artar.

Temporal Çözümüme (Zamansal Rezolüsyon)

Görüntü rekonstrüksiyonu için gerekli veriyi toplama zamanıdır. Temporal rezolüsyon, gantri rotasyon zamanı (330-500 msn), rekonstrüksiyon algoritması ve "pitch" faktörüne bağlı olarak değişmektedir. Özellikle kardiyak görüntüleme bu parametre çok büyük öneme sahiptir. Çift tüplü BT teknolojisi sayesinde zamansal çözünürlük belirgin olarak iyileştirilmiştir.

Filtrasyon (Görüntü İyileştirme)

BT'de filtreler, görüntülerin optimizasyonuna yönelik olarak gürültüyü önleyen, görüntü netliğini ve kenar keskinliğini düzenleyen metodlardır. BT 'de primer ve sekonder olmak üzere iki tip filtrasyon mevcuttur.

Görüntülerin ilk oluşturulduğu aşamada, program içinde tanımlanan, incelenecek alana göre seçilen ve dijital verilerin rekonstrüksiyonu sırasında gerçekleştirilen filtrasyon primer filtrasyon adını almaktadır. Primer filtrasyon ile elde edilmiş görüntüler tekrar filtrasyona tabi tutulabilir. Bu amaçla, yumuşak dokulara yönelik yumuşak (soft), kemik dokulara yönelik keskin (sharp) filtreler kullanılmaktadır. Mevcut filtrasyonlu görüntüler üzerinde gerçekleştirilen bu ikinci filtrasyon işlemine sekonder filtrasyon adı verilmektedir.

Yumuşak (Soft) Filtreler

Kontrast rezolüsyonu arttırmak amacı ile kullanılmaktadır. Bu filtrelerden daha çok yumuşak doku incelemelerinde yararlanılmaktadır.

Keskin (Sharp) Filtreler

Geometrik rezolüsyonu arttırmaya yönelik kullanılmaktadır. Kemik yapıların incelenmesinde uygulama alanı bulmaktadır.

2.1.3. Çok Kesitli Bilgisayarlı Tomografi (ÇKBT)

ÇKBT çekim prensibi spiral BT'den farklı değildir. ÇKBT'nin avantajı hastanın longitudinal aksı boyunca (z eksenini) iki veya daha çok sayıda dedektör dizileri ile donatılmış olması, X ışın kolimasyonunun genişletilebilmesi ve bunların sonucunda masa hızının arttırılabilmesidir. X ışın tüpü ve dedektörler hasta etrafında 360 derece birbirleri ile senkronize şekilde dönüş yaparlar. Bu dönüş ve veri elde edilişi devamlı ve volumetrikdir. ÇKBT'lerde bugün gantri rotasyon süresi 0.5 saniyenin altındadır. Rotasyon süresindeki bu kısalma hastadan kaynaklanan istemli ya da istemsiz hareket artefaktlarını minimuma indirgemiş ve aynı zamanda daha geniş bir hacmin taranması

sağlanmıştır. Bütün bunların yanında longitudinal çözünürlük de artmıştır. Böylece ÇKBT ile anjiyografik inceleme yapılabilir hale gelmiştir [7, 8].

ÇKBT'lerde tek tüplü sistemler temporal rezolüsyon konusunda yetersiz kalınca üreticiler yeni arayışlara yönelmiştir. 2006 yılında çift tüp teknolojisi klinik kullanıma girmiştir. Çift tüplü çok kesitli BT cihazı gantriye birbirine dik olarak yerleştirilmiş iki x-ışını tüpü ve karşılık gelen detektör sistemlerinden oluşmaktadır [11]. Birinci detektör yaklaşık 50 cm çapındaki tüm görüntü alanını (field of view-FOV) kapsarken, ikinci detektör daha küçük çapta merkezi bir görüntü alanını kapsamaktadır.

Çift tüplü çok kesitli BT cihazının en önemli avantajı yüksek temporal çözünürlük sağlamasıdır. Tek tüplü sistemlerde temporal rezolüsyon gantri rotasyon zamanının yarısı kadarken, çift tüplü BT cihazında temporal rezolüsyon gantri rotasyon zamanının 1/4 'ü kadardır(83 msn).

Ayrıca çift tüp ÇKBT çekim hızında artışa, radyasyon dozunda azalmaya ve görüntü kalitesinde artışa neden olmuştur.

Dedektör

Dedektörler ÇKBT teknolojisinin üstün performansının arkasında yatan ana kaynaklarından biridir. ÇKBT çok sayıda dedektör sırasından oluşturulmuş iki boyutlu bir yapıdır. Dedektörler minimum kesit kalınlığı ve bu minimum kesit kalınlığında uygun kesit sayısı, seçilebilen kesit kalınlığı ve Z aksı boyunca maksimum hacim tarama yeteneğine sahiptir. Sistemde minimum kesit kalınlığını belirleyen unsur en küçük dedektör elemanının Z eksenindeki kalınlığıdır. Sistemde kesit kalınlığı ve birbirleri ile birleştirilebilen kesit sayısı ışın kolimasyonu ve dedektör sinyallerinin elektronik olarak toplamı ile oluşturulmaktadır.

Dedektör tasarımları matriks, adaptif ve hibrid dedektörler olarak gruplandırılır. Matriks dizilimde Z eksenini boyunca dedektör elemanlarının boyutları eşittir. Adaptif tasarımda ise dedektör elemanlarının boyutları merkezden periferik doğru kalınlaşır. Bu dizilim sayesinde oblik gelen X ışınlarının emilimi azaltılarak geometrik doz etkinliği artırılır. Hibrid dedektörlerde, dedektör dizisi santralinde eşit

kalınlıkta ince dedektör dizisi kullanılırken, kenarlarda eşit kalınlıkta daha geniş dedektör dizileri kullanılır.

Dedektör sıra sayısı arttıkça X ışını kullanım etkinliği arttığından radyasyon dozu azalır.

Pitch

Spiral BT'de pitch faktörü (P) tütün tam bir rotasyonu süresinde masa hızının kesit kalınlığına oranı şeklinde ifade edilir. Çoğu incelemede Pitch 1 ile 2 arasında bir değerdir. $P = \text{masa hızı} / \text{kesit kalınlığı}$.

N kadar aktif detektöre sahip ÇKBT cihazında pitch faktörü iki farklı biçimde belirtilebilir. Bunlardan birincisi kolime ışının tüm genişliğinin kullanılan biçimiyle $P = \text{masa hızı} / (N \times \text{kesit kalınlığı})$ şeklindedir. Pitch bu şekilde maksimum 2 olacaktır. Diğer tanımlamada tek bir aktif dedektör kanalının kesit kalınlığı kullanılır. Bunu diğerinden ayırmak için P^* şeklinde ifade edilir. $P^* = \text{masa hızı} / \text{kesit kalınlığı}$ olarak formüle edilmiştir. Bu tanımlamada maksimum pitch değeri dedektör kanal sayısı ile değişmektedir. $P^* = n \times P$ şeklinde bağlantı vardır. Aslında her iki hesaplama yöntemi ile varılan son nokta aynıdır. İncelemelerde pitch değeri arttıkça taranabilecek alan miktarı artmakta ancak görüntü kalitesi azalmaktadır.

Rekonstrüksiyon

Z filtre rekonstrüksiyonu ile helikal dönüş sırasında longitudinal aks boyunca elde edilen verilerin tümü ana bilgisayara gelmeden değerlendirilerek filtrelenir. Bu algoritma ile veri iletim artefaktlarının azaltılması da mümkün olabilmektedir. Z filtre genişliğini rekonstrüksiyon sırasında efektif kesit kalınlığının seçilmesi belirler. Başka bir deyişle volüm içerisinde elde edilen datalardan istenilen incelikte rekonstrükte edilmiş görüntü elde edilebilir. MPR, MIP, VRT, yüzey gösterimi gibi farklı rekonstrüksiyon yöntemleri kullanılabilir.

Görüntü Kalitesi

ÇKBT’de spiral BT’de olduğu gibi Pitch 1’in üzerine çıktığında görüntü kalitesi bozulmaktadır. ÇKBT’lerde gürültü oranı spiral BT’ler ile karşılaştırıldığında düşüktür. Gürültü oranı düşük pitch uygulamalarında belirgin derecede düşük iken yüksek pitch değerlerinde ancak spiral BT’deki gürültü oranına ulaşmaktadır. Düşük pitch değerlerindeki düşük gürültü oranı tarama superpozisyonlarından kaynaklanmaktadır. ÇKBT’lerde hızın çok artmasına rağmen dedektör teknolojisindeki ilerlemeler sayesinde ince kesit kalınlıkları alınarak Z aksındaki çözünürlük artırılmıştır. İnce kesit kalınlıkları uzaysal çözünürlüğü artırırken, kısmi hacim etkisini de azaltmaktadır. Ulaşılan izotropik voksel sayesinde MPR ve 3 boyutlu görüntüleme optimal keskinlikte yapılabilmektedir.

Radyasyon Dozu

ÇKBT sistemlerinin kullanıma girmesi ile birlikte hastaların maruz kaldığı radyasyon yükünün arttığı yönünde genel bir kanı oluşmuştur. Başlangıçtaki bu endişelere rağmen yapılan deneysel çalışmalar sonucunda ortaya çıkan sonuç çekim parametrelerinin görüntü kalitesini bozmayacak şekilde ayarlanması ile radyasyon dozunun spiral BT çekimlerinden belirgin farklılık göstermediğidir.

ÇKBT çekimlerinde pitch 1’in altında kullanıldığında rotasyon sırasında üst üste binen kesitler nedeniyle radyasyon dozu artar. Ancak bu durumlarda efektif mAs azaltılması ile eşit sinyal/ gürültü oranına sahip görüntüler elde edilebilir. Ayrıca pitch değeri arttırılarak üst üste binen kesitler azalacağından hasta radyasyon dozu da azaltılabilir.

BT’de doz ile ilişkili parametreler; cihazın tipi, tüp akımı ve voltajı, inceleme tekniği, incelenen bölgenin uzunluğu, kolimasyon, masa hızı ve pitch, gantry rotasyon süresi ve shielding gibi faktörlerdir.

Fokal spot-hasta mesafesi kısa olan cihazlarda diğer tüm parametreler sabitken hasta dozu daha yüksektir. Tüp akımındaki %50 azalma radyasyon dozunu yarıya indirir. Tüp akımını azaltılırken dikkatli olunmalıdır. Çünkü bu durumda artmış olan gürültü tanısal duyarlılığı azaltabilir. Tüp voltajı hem gürültü hem de kontrast

üzerine etkili olduğundan, görüntüdeki etkisi daha komplekstir. Doz voltajın karesiyle doğru orantılıdır. Abdominal BT’de 140 kV’nin yerine 120 kV ile inceleme yapılırsa, hasta dozunda %20-%40 oranında bir azalma sağlanabilir.

Kesit kalınlığının ince, masa hızının yavaş olması hasta radyasyon maruziyetini arttırır. Bazı cihazlarda efektif miliamper saniye parametresi kullanılır. Bu değer mAs / pitch oranı olup sabit tutulmaktadır. Bu cihazlarda radyasyon dozu pitch’den bağımsızdır. Pitch’in 1.5/1 olması ile 0,75/1 olması arasında görüntü kalitesi arasında belirgin fark yoktur ancak bu sayede hastanın maruz kaldığı radyasyon dozu 1.5/1 değerinde yaklaşık %50 daha azdır.

Gantry rotasyon süresinde kılma, kurşun koruyucuların kullanılması da hasta dozunu azaltır.

Doz Azaltmada teknolojik yenilikler

X ışını demetinin kullanımı: Hareketli fokal spot ile X ışını demetinin genişliği ve pozisyonu detektörlere göre sürekli değiştirilir ve bu sayede ÇKBT’de dozda azalma sağlanır.

Filtrasyon: Dedektöre ulaşmayan , ancak hasta dozunu arttıran düşük enerjili X ışınlarını azaltmak için kullanılır.

Otomatik tüp akım modülasyonu: Tüp akımı, hastanın anatomisine veya istenen gürültü düzeyine göre ayarlanarak hasta dozu azaltılır [12].

Otomatik tüp voltaj seçimi: Hastanın anatomisine, yapılacak tetkik ve taranacak bölgeye göre imaj kalitesi bozulmadan en düşük tüp voltajının otomatik seçimini sağlar [12].

Projeksiyon-adaptif rekonstrüksiyon filtreleri: Belli projeksiyonlarda daha fazla olan gürültüyü azaltıcı filtrelerdir. Filtre işlemi rekonstrüksiyon verilerine uygulanır. Rezolüsyonda <%5 oranında kayıp oluşabilir. Radyasyon dozu arttırılmadan gürültüde %30-60 azalma sağlanır.

Computer-simulated doz azaltma programı: Bu program, belli tüp akımındaki standart görüntüye gürültüyü ekleyerek, düşük dozlu BT görüntüsüne benzer bir görüntü oluşturur.

Adaptif doz koruma: Kolimatör kullanılarak görüntülenmeyen alana radyasyon dozu verilmesi önlenir.

İteratif rekonstrüksiyon (ITR) : Düşük kV ve mA ile yüksek masa ve gantri hızlarına çıkılmasına ve elde edilen görüntülerde oluşan gürültünün istatistiksel metotlarla azaltılmasına dayanmaktadır. Bu yöntem sayesinde görüntü kalitesi korunarak veya artırılarak önemli bir doz azaltımı sağlanabilmektedir.

'Filtered Back Projection (FBP)' teknolojisi hızlı rekonstrüksiyon yapması ve daha kolay uygulanabilir olması nedeniyle uzun yıllardır kullanılmaktadır. Ancak FBP'nin kullanımı rezolüsyonu (uzaysal ve zamansal) arttırırken radyasyon dozunu düşürmede yetersiz kalmış ve BT üreticilerini alternatif rekonstrüksiyon yöntemlerine yönlendirmiştir. Bu arayışlar 2009 yılında 'İteratif rekonstrüksiyon (İTR)' tekniklerinin kullanıma girmesine neden olmuştur.

Konvansiyonel FBP doz düşürüldüğünde yüksek imaj gürültüsüne ve artefaktlara yol açmaktadır. İTR teknikleri ise imaj gürültüsünü azaltmak için rekonstrüksiyon defalarca tekrarlanır. İTR bundan dolayı uzun rekonstrüksiyon zamanı ve yüksek teknolojik kabiliyetleri olan sistemlere ihtiyaç duyar. Değişik üreticiler İTR için değişik tekraralama algoritmeleri geliştirmekle beraber son noktada amaç düşük artefakt düzeylerini koruyarak düşük imaj gürültüsü ve yüksek rezolüsyon elde etmektir. Böylece İTR çekim parametrelerinin (kV, mA gibi) azaltılmasına olanak vererek düşük radyasyon dozunda tanısal kalitede BT görüntülerinin oluşturulmasına olanak sağlar.

Birçok üretici farklı İTR modelleri geliştirmiştir: Adaptive Statistical Iterative Reconstruction [ASIR], Model-Based Iterative Reconstruction [MBIR or Veo, GE Healthcare]; Iterative Reconstruction in Image Space [IRIS], Sinogram-Affirmed Iterative Reconstruction [SAFIRE] ve Advanced Model-Based Iterative Reconstruction [ADMIRE, Siemens Healthcare]; Dose and Iterative Model Reconstruction [IMR, Philips Healthcare] ve Adaptive Iterative Dose Reduction [AIDR, Toshiba America Medical Systems] algoritmaları bu yöntemlerden bazılarıdır [13].

ITR Limitasyonları

Doz düşürme potansiyelinin yanında ITR görüntülerde gereğinden fazla yumuşamaya sebep olur. Radyasyon doz düşürülme miktarı ile birlikte ITR gücünün seçimi de çok önemlidir. Agresif gürültü azaltılması ile oluşan bu yumuşama imaj yapısında dalgalanma ya da kumlu görünüm şeklinde olabilir. Ayrıca bu farklı içerik doku kenarlarında basamaklı görünüme de yol açabilir. Ayrıca akciğer görüntülemeye bu yumuşamaya sekonder majör fissürlerin silindiği de bildirilmiştir.

Çoğu ITR tekniği cihaz spesifiktir ve yüksek teknoloji cihaz gerektirir. SafeCT yaşı ile ilişkili olmaksızın birçok BT sistemi ile uyumlu imaj bazlı bir ITR tekniği sunar. FBP çoğu cihazda mevcuttur ve klinik pratikte sıkça kullanılır. MBIR gibi ITR teknikleri klinik kullanımlarını kısıtlayan uzun rekonstrüksiyon sürelerine sahiptir (tek bir veri kümesi (dataset) için 30-60 dakika). Bu kısıtlılık FBP ile karışımla sağlanan hibrid ITR teknikleri ile aşılmıştır, bu teknoloji ile rekonstrüksiyon neredeyse gerçek zamanlı yapılabilmektedir (bir dataset için 1 dakikadan daha kısa bir süre) [13].

ÇKBT Kullanım Avantajları

En önemli avantajı tarama hızındaki artıştır. Artan tarama hızı daha geniş hacimlerin daha kısa sürede incelenmesine olanak sağlamaktadır. Toraks ve abdomen incelemeleri tek bir nefes tutulması süresinde tamamlanabilmektedir. Böylece nefes tutamamaya bağlı oluşabilecek artefaktlar büyük oranda azaltılabilmektedir. Tarama hızında artış ile birlikte tek nefes tutmada geniş hacimlerin taranabilmesi özellikle BT anjiyografi incelemelerinde çığır açmıştır [7]. Tarama hızındaki artış BT anjiyografi incelemelerinde kullanılan kontrast madde miktarında azalmaya yol açmıştır. İnce kesit alınabilmesi, isteğe bağlı görüntü planının değiştirilmesine, multiplanar rekonstrüksiyona ve 3 boyutlu görüntülerin optimal görüntü kalitesi ile elde edilmesine olanak sağlar. Artan hız multifazik görüntü alınabilmesine olanak sağlamıştır. ÇKBT teknolojisi ile sanal endoskopi, koroner arterlerde stenoz değerlendirilmesi, beyinde perfüzyonun değerlendirilmesi gibi ileri görüntülemeler yapılabilir hale gelmiştir. Ayrıca X-ışını kullanım etkinliğinde artma ve radyasyon dozunda azalma da ÇKBTnin avantajları arasındadır.

ÇKBT Kullanım Dezavantajları

ÇKBT teknolojisi ile elde edilen veri miktarında ileri derecede artış olmuştur. Bu verileri yorumlamak ve saklamak bir sorun haline gelmiştir. Görüntülerde gürültü kesit kalınlığı azaldıkça artmaktadır. Çok ince kolimasyonda cihazın geometrik etkinliği bozulmaktadır. Hasta dozunda artış sadece yüksek kalitede ince kesit görüntü elde edilmek istendiğinde karşımıza çıkan önemli bir sorundur.

2.1.4. Dual Enerji BT

Dual-Enerji BT (DEBT), objenin içinden geçen X-ışınlarına ait fotonların enerji spektrumları ve element yapıları hakkında bilgi verir. İki farklı X-ışını spektrumu kullanılarak dansiteler çeşitli algoritmalarla ayrıştırılıp doku karakterizasyonu sağlanmaya çalışılır. Her materyalin ayrı bir atenüasyon eğrisi olması bu sistemin temelini oluşturur. DEBT ile materyaller iki farklı X-ışını spektrumuna maruz bırakılırlar, böylece dokuların iki farklı enerjide X-ışınımına verdiği tepkiye ait bilgiler elde edilir. Materyal farklılaşmasını tespit etmek mümkün hale gelir.

Dual enerji BT ile; iki farklı tüp potansiyeli veya iki farklı enerji aralığını kullanan dedektör kombinasyonları kullanılır. Bu bir tüpteki voltajın değiştirilmesiyle (tek tüp DEBT) ya da iki tüpün farklı voltajlarda çalıştırılmasıyla (çift tüp DEBT) sağlanır. Günümüzde 80 kV (kardiyak çekimlerde 100 kV) ve 140 kV tüp voltajları ağırlıklı kullanılmaktadır [14]. Böylece maksimum kontrast farkı sağlanıp, görüntülerin çakışması da minimuma indirgenir. İyot, kalsiyum, xenon gibi maddeler dual enerji BT görüntüleme için optimum özellik taşır. Bunlardan düşük kV'de tutulumu en iyi gösterilen materyal iyottur. Dual enerji BT ile elde olunan farklı X-ışını spektrumları görüntülerdeki iyotu saptamak ve ölçmek için kullanılır. Böylece kontrastlı bir görüntüden iyot çıkarılarak sanal olarak kontrastsız görüntüler elde edilebilir. İyot haritalama da yapılabilir [15].

Bu yöntemle görüntüden kemik, vasküler yapılardan kalsifik plaklar çıkartılabilir ve plak analizi de yapılabilir. Ayrıca metal artefaktlar da belirgin olarak azaltılabilir [16].

2.1.5. Bilgisayarlı Tomografi Anjiyografi (BTA)

Bilgisayarlı tomografi anjiyografi (BTA) 1990'lı yılların başında spiral bilgisayarlı tomografilerin hemen ardından piyasaya çıkmıştır. 10 yıldan daha kısa sürede çok kesitli bilgisayarlı tomografi (ÇKBT) ile tek nefes tutmada tüm datanın ilk arteriyel kontrastlanma sırasında toplanmasını engelleyen teknik engeller aşılmıştır [17]. Vasküler yapıların görüntülemesinde konvansiyonel anjiyografi hala kullanılmakla birlikte çok kesitli bilgisayarlı tomografi anjiyografi (ÇKBTA) daha kolay ulaşılabilir, uygulanabilir ve non-invaziv bir tetkik olarak giderek önem kazanmaktadır [18].

ÇKBT teknolojisiyle büyük hacimler; daha kısa sürede, daha yüksek uzaysal çözünürlükte, daha az kontrast madde kullanarak taranabilir hale gelmiştir. ÇKBT'deki artan bu hız tüm aortanın çok kısa zamanda taranabilmesine olanak sağlamıştır. Kontrast maddenin damarlar içinde bulunduğu kısa süre içerisinde inceleme tamamlanabilmesinden dolayı kullanılan kontrast madde miktarı da azalmıştır. Yüksek uzaysal çözünürlük sayesinde çok ince vasküler yapılar görüntülenebilir hale gelmiştir.

BTA'da en önemli noktalardan biri de kontrast maddenin vasküler yapılar içindeki en yüksek konsantrasyonu sırasında taramanın gerçekleştirilmesidir. Kontrast maddenin incelenecek vasküler yapılarda en üst konsantrasyona ulaşması hastanın kardiyovasküler durumuna bağlı olarak değişiklikler gösterebilmektedir. ÇKBT ile yapılan anjiyografik inceleme süresinin çok kısa olması nedeniyle uygun gecikme zamanının ayarlanması çok önemlidir [7].

ÇKBT anjiyografide sık kullanılan kontrast madde enjeksiyonu zamanlama teknikleri

- 1-Sabit gecikme tekniği,
- 2-Test bolus tekniği,
- 3-Bolus tracking tekniği

Sabit Gecikme Tekniği

Hastanın yaşı ve kardiyovasküler durumu göz önüne alınmalıdır. Görüntüleme, kontrast madde enjeksiyonunun sonlandığında serum fizyolojik enjeksiyonu ile eş zamanlı olarak başlar. Bu gecikme yaklaşık olarak 25 saniyedir [19].

Test Bolus Tekniği

Yöntem inceleme öncesi 10-15 ml kadar bir kontrast maddenin verilmesi ve birbiri ardına BT kesitleri alarak dolaşım zamanının ölçülmesine dayanır. Dezavantajları, hem toplam inceleme süresinin uzaması hem de kullanılan kontrast madde miktarının artmasıdır [19].

Bolus Tracking Tekniği

Aortaya ROI (Region Of Interest) yerleştirilir ve görüntüleme, kontrast madde önceden belirlenen eşik Hounsfield ünitesine ulaştığında başlar [19].

BTA'da kontrastlanma prensipleri

Arteriyel kontrastlanma kontrast madde verilme hızıyla doğru orantılıdır. Arteriyel kontrastlanma uzun enjeksiyon zamanıyla artar. Sabit enjeksiyon hızı kontrastlanma platosuna neden olmaz, dereceli olarak artan opasifikasyona neden olur.

Arteriyel kontrastlanma kardiyak outputla ters orantılıdır. Hamilelik gibi kardiyak outputu arttıran nedenler arteriyel kontrastlanmayı azaltırken, şok gibi kardiyak outputu azaltan nedenler arteriyel kontrastlanmayı arttırır. Kardiyak output genel olarak vücut ağırlığı ile orantılıdır bu nedenle enjeksiyon protokolleri hasta vücut ağırlığına göre ayarlanmalıdır.

Geniş ya da hasarlı arteriyel yatakların kontrastlanması anlık değildir. Örneđin; hasarlı alt ekstremite arterleri daha geç dolum gösterir. Ektatik arterler ya da anevrizmalar gibi geniş kapasiteli damarların opasifiye olması sağlıklı arteriyel yapılara göre birkaç saniye daha geç olabilir [7].

2.2. Mezenterik Vasküler Yapıların Embriyoloji ve Anatomisi

2.2.1. Embriyoloji

Üçüncü haftada erken embriyo üç katmandan oluşmaktadır (endoderm, mezoderm ve ektoderm). Bu katmanların hepsi farklı şekillerde farklı organ sistemlerini ve dokuları oluşturacaktır (endoderm sindirim sistemini, mezoderm ise vasküler yapıları da içeren mezenkimal dokuları). Primitif bağırsak endodermal germ tabakasından köken alır ve tüp şeklini alır. Kranial ve kaudal parçalar foregut ve hindgut oluşturmak üzere katlanırken bağlantı yapan segment (midgut) yolk saka açık olarak kalır ve yolk sapını oluşturur (omfolamezenterik veya vitellin dukt). Bu üç ayrı segment primitif intestinal ve mezenterik vasküler beslenmede oldukça önemlidirler [20].

Aynı zamanda embriyo metabolik ihtiyaçlarını tek başına basit difüzyonla karşılayamayacak kadar büyümüş olur. Dolaşım sistemi embriyonik büyüme ve formasyonu sağlamak üzere gelişmeye başlar. Çifte dorsal aorta 3 çift arterial dal oluşturur: Dorsal intersegmental, lateral segmental ve ventral segmental damarlar. Çift ventral segmental arterler, gut ve yolk sak lateral ve dorsal duvarlarında seyredir. Sonunda dorsal aorta ve 10., 13. ve 21. ventral çift arterler füzyone olur ve çift ventral arterler sırasıyla çölyak arter, SMA ve İMA'yı oluştur [20].

Bu üç damar bağırsağın gelişen segmentlerinin dolaşımını sağlar. Foregut, distal özofagustan duodenuma kadar olan kısmı oluşturur ve beslenmeyi çölyak arter sağlar. Midgut distal duodenumdan transvers kolonun ikinci yarısına kadar olan kısmı oluşturur ve bu alan SMA tarafından beslenir. Son olarak hindgut transvers kolon ikinci yarısından distal rektuma kadar olan parçayı oluşturur ve bu alan da İMA tarafından beslenir [21].

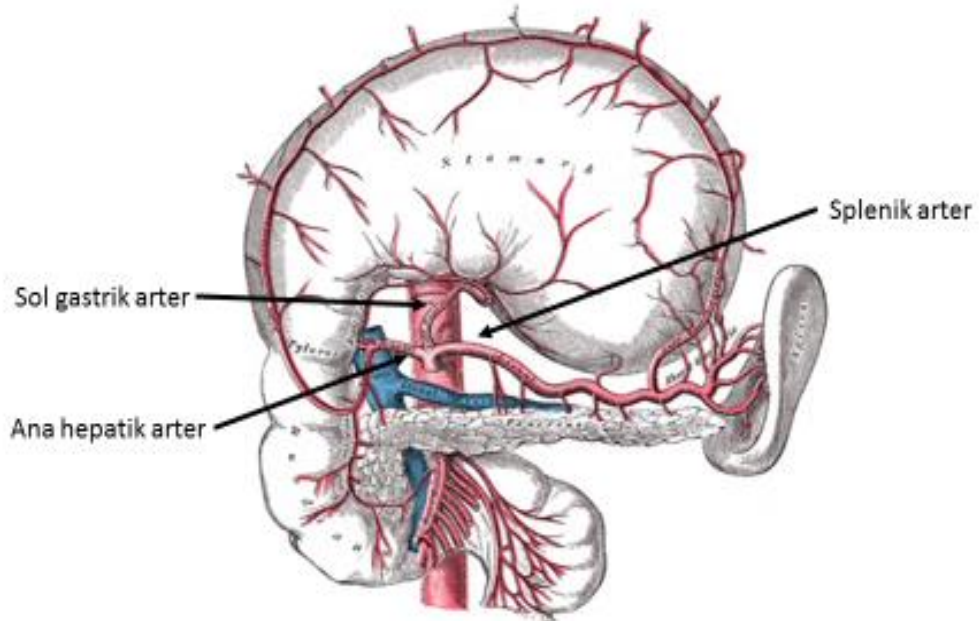
2.2.2. Normal Anatomi

Kişiler arasında anatomik değişkenlik göstermekle birlikte proksimal özofagus ve distal rektum arasında kalan tüm gastrointestinal sistemin arteriyel dolaşımı, çölyak arter, superior mezenterik arter (SMA) ve inferior mezenterik arter (İMA) yoluyla sağlanmaktadır. Mezenterik yatak beslenmesi zengin bir kollateral ağa ve sık karşılaşılan anatomik varyantlara sahiptir.

Çölyak Trunkus

Aorta 12. torakal vertebra düzeyindeki diyafragmatik krusu geçtikten hemen sonra çölyak arter dalını verir (çölyak trunkus). Çölyak trunkus genel olarak ventral aortadan ayrılan ilk daldır ve kısa bir seyirsen sonra üç dala ayrılır(Resim 2.1). Dalları;

- | | |
|---|---------------------------|
| 1. Sol gastrik arter | 3. Ana hepatik arter |
| 2. Splenik arter | 3.1. Gastroduodenal arter |
| 2.1. Dorsal ve kaudal pankreatik arterler | 3.2. Sağ gastrik arter |
| 2.2. Kısa gastrik arterler | 3.3. Sol hepatik arter |
| 2.3. Sol gastroepiploik arter | 3.4. Sağ hepatik arter |
| 2.4. Posterior gastrik arter | |



Resim 2.1. Çölyak trunkus ve dalları (Gray, Henry. 1918. Anatomy of the Human Body)

Süperior Mezenterik Arter (SMA)

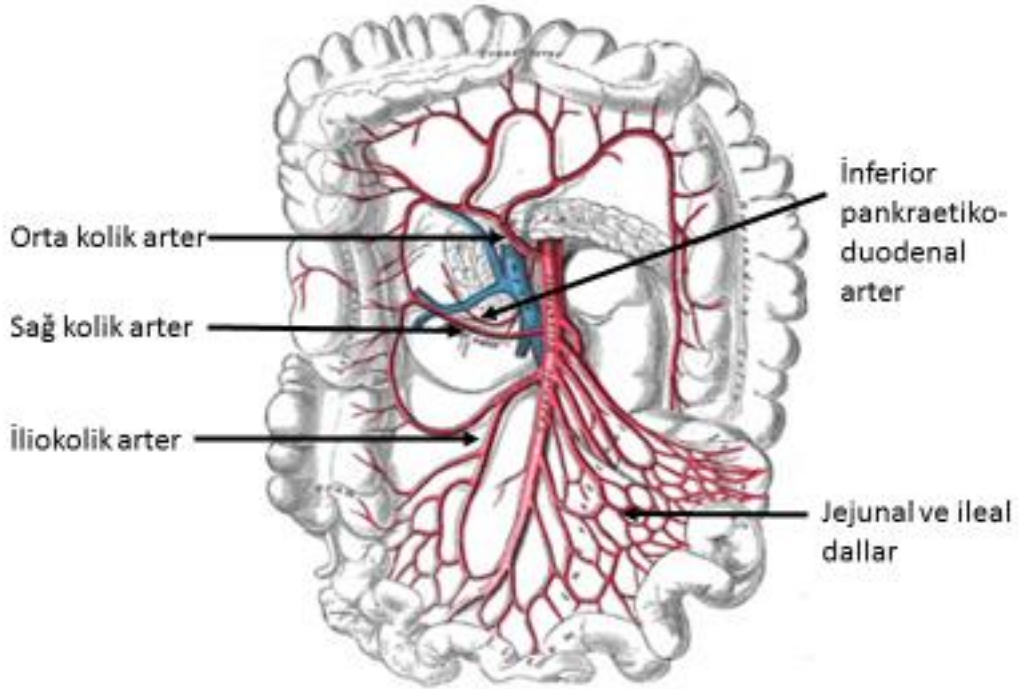
SMA abdominal aortanın ikinci ventral dalıdır. Bu arter distal duodenumu, ince bağırsakları ve midtransvers kolon düzeyine kadar kalın bağırsağı besler. SMA oklüzyonları yüksek morbidite ve mortalite sebebidir. Anatomik olarak SMA orjini çölyak arterden 1 cm distaldedir. SMA, çölyak artere göre daha akut bir açıyla çıkar ve bu aortomezenterik açıda sol renal ven ve duodenumun 4. parçası yer alır. Eğer bu açı çok darsa bu nut-cracker ya da SMA sendromuna neden olabilir (nut-cracker sendromunda böğür ağrısı ve hematüri; SMA sendromunda ise gastrik çıkım obstrüksiyonu meydana gelebilir) .

SMA' nın dalları (Resim 2.2);

- 1- İnférieur anterior ve posterior pankreatikoduodenal arterler
- 2- Orta kolik arter
- 3- Sağ kolik arter
- 4- İleokolik arter
- 5- Jejunal ve ileal dallar

SMA'nın ilk dallarından biri inferior pankreatikoduodenal arterdir. Bu arter SMA'nın sağ tarafından çıkar ve çölyak arterle kollateralize olan anterior posterior pankreatikoduodenal arter dalını verir. Orta kolik arter SMA proksimalinden, SMA pankreas inferiorundan geçtikten sonra çıkar. Bu arter sağ ve sol dallarını verir ve transvers mezokolona uzanır. İnférieur kolik yaklaşımda transvers mezokolon içerisinde bu arter takip edilerek SMA'ya ulaşılabilir. SMA orta kesiminden ise sağ kolik arter çıkar. Bu arter SMA'nın sağ tarafının son dalıdır. Sağ kolik arter parietal periton arkasında seyrederken çıkan ve inen dallara ayrılır. Çıkan dal orta kolik arterle kollateralize olur ve çıkan sağ kolonu besler. İnen dal ise ileokolik arter ile kollateralize olarak daha proksimal sağ kolonu besler.

İleokolik arter SMA'nın son majör dalıdır ve sağ kolik arterle aynı orijini paylaşabilir. İleokolik arter terminal ileumu, sağ kolonu, çekum ve apendiksi besler. İleokolik arter genelde 4 dala ayrılır: sağ kolona giden inen dal, çekal dal (anterior ve posterior), ileal dal ve apendikse giden apendikuler arter. Son olarak SMA sol tarafından çok sayıda jejunal ve ileal dal ayrılır. Bu dallar ince bağırsakları besleyen bir kollateral ağ oluştururlar.



Resim 2.2. SMA ve dalları (Gray, Henry. 1918. Anatomy of the Human Body)

İnferior Mezenterik Arter (İMA)

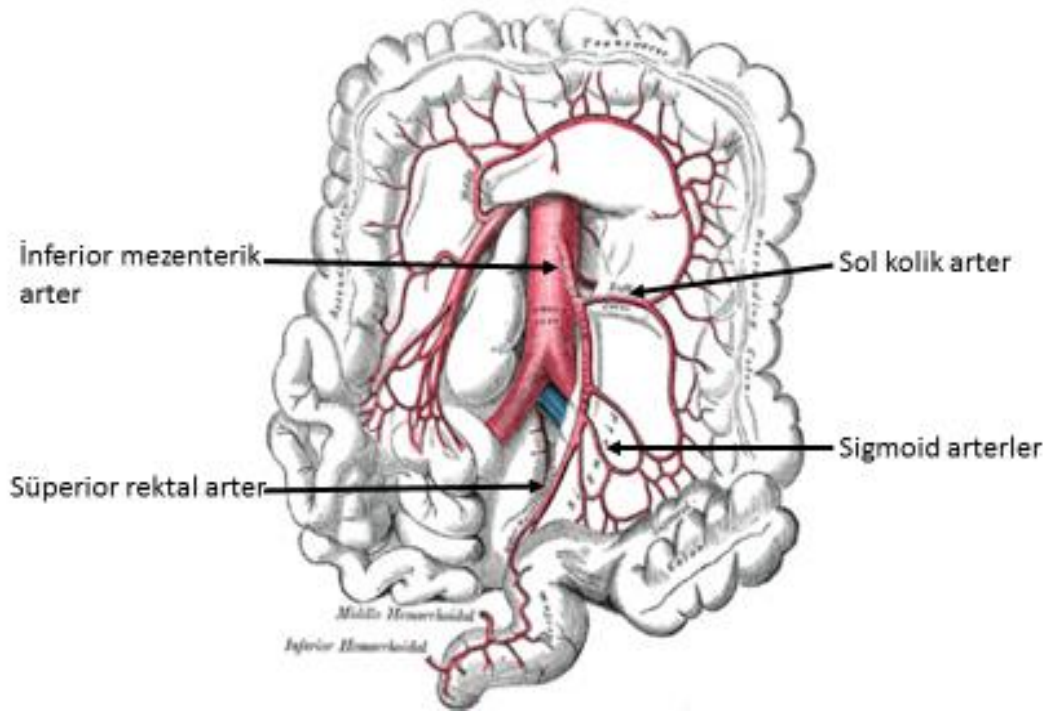
İnferior mezenterik arter transvers kolonun distal 1/3'ü, inen kolon, sigmoid kolon ve rektum superiorunu besler. Tipik olarak L2-L4 vertebral korpus arasında, aortik bifurkasyonun hemen superiorundan sol anterolateral oryantasyonda köken alır. Retroperitoneal planda sigmoid kolona doğru ilerler.

İMA'nın dalları (Resim 2.3) ;

- 1- Sol kolik arter
- 2- Sigmoid arterler
- 3- Superior rektal arter

Sol kolik arter inen ve çıkan dallara ayrılır. Çıkan dal orta kolik arter ile kollateral yapar ve distal transvers kolon ve splenik fleksurayı besler. Bu kollateral bu alanın dehidrasyon veya mezenterik oklüziv hastalık durumlarında watershed iskemi riskinin yüksek olması nedeniyle önemlidir. İnen sol kolik arter dalı sigmoid arterler ile kollateraller yapar. Bu kollaterallerde mezokolon içinde yer alan 2 ya da 3 sigmoid arter yer alır. En üstteki sigmoid arter sol kolik arter ile kollateral yaparken en alttaki sigmoid arter superior rektal arter ile kollateral yapar.

Superior rektal arter pelvis içine ilerlerken sağ ve sol dallara ayrılır. Superior rektal arter hem orta rektal arter (internal iliak arterin dalı) hem de inferior rektal arter (internal pudental arter dalı) ile kollateraller yapar.



Resim 2.3. İMA ve dalları (Gray, Henry. 1918. Anatomy of the Human Body)

2.2.3. Kollateraller

Mezenterik yatak kollateral dolaşım açısından zengindir. Zengin kollateraller nedeniyle klinik olarak semptom oluşabilmesi için genelde birden fazla damarda sorun olması beklenir.

Kollateral kan dolaşımı; aynı damar dağılım bölgesinde, mezenterik damarlar arasında ve mezenterik ve parietal dolaşım arasında olmak üzere 3 şekilde olabilir.

Aynı Damar Dağılım Bölgesindeki Kollateraller

Çölyak Trunkus

- 1- Mideyi besleyen sol ve sağ gastrik ile sol ve sağ gastroepiploik arterler arasındaki kollateraller
- 2- Mide fundusunda; sol gastrik arter ve kısa gastrik arterler (splenik arter dalları) arasındaki kollateraller
- 3- Gastroduodenal arter ve splenik arterin pankresa giden dalları arasındaki kollateraller

Superior Mezenterik Arter

- 1- İnförior pankreatikoduodenal arter ve jejunal damarlar arasındaki kollateraller
- 2- Birinci ve ikinci jejunal damarlar arasındaki kolateraller
- 3- Drummond'un marjinal arterini oluşturan sağ, orta ve ileokolik arterler arasındaki kollateraller

İnförior Mezenterik Arter

Drummond'un marjinal arterinin son parçasını oluşturan sigmoid, rektosigmoid ve superior rektal arterler arasındaki kollateraller

Mezenterik Damarlar Arasındaki Kollateraller

Çölyak ve SMA Kollateralleri

- 1- Bühler Arkı : Çölyak ve SMA'yı embriyolojik olarak bağlayan arter kalıntısı
- 2-Çölyak ve SMA'yı superior ve inferior pankreatikoduodenal arterler aracılığıyla bağlayan kollateraller
- 3- Eğer varsa SMA ile kollateral yapan çölyak arterden köken alan aberran orta kolik arter

SMA ve İMA Kollateralleri

SMA ve İMA arasındaki kollateraller özellikle kronik mezenterik iskemi durumlarında çok önemlidir. Ayrıca bunlar endovasküler anevrizma tedavisi sonrası endoleak embolizasyonu için de giriş olarak kullanılır [22]. Kollateral ağların terminolojisi zaman içinde farklı tanımlamalar nedeni ile bir miktar farklılıklar göstermekte bu durum tanımsal bazı karışıklıklara da yol açabilir.

1- Marjinal Arter: Drummond'un marjinal arteri; superior mezenterik ve inferior mezenterik arteryel yapıları bağlayan potansiyel bir kollateral ağdır. Bu anastomotik yapı ileokolik arterin inen dalından orijin alır. Bu kollateral aracılığı ile kolik arterin inen ve çıkan dalları ile sağ kolik arter; orta kolik arterin sağ ve sol dallarıyla orta kolik arter; sol kolik arterin inen ve çıkan dalları ile sol kolik arter ve sigmoid dallarla inferior mezenterik arter arasında bağlantı oluşur ve superior rektal arterle sonlanır. Eğer iyi gelişmişse bu yapı özellikle kolon rezeksiyonlarında zengin bir kollateral dolaşım kaynağı olur. Marjinal arter bağırsak duvarına yakın seyir gösterebilir ya da bağırsak duvarına mesafeli şekilde mezenter içinde seyredebilir. % 50' den daha az bir oranda bu kollateral ağ splenik fleksura düzeyinde tam olmayabilir (Griffith noktası) [23]. Orta kolik arterin sol dalı ve sol kolik arterin çıkan dalı arasındaki bu kollateral yokluğu kolon cerrahisi ya da okluziv hastalık durumunda kolonik iskemiye yol açabilir [20].

2- Riolan Arkı: Mevcut olduğu durumlarda SMA'nın orta kolik arteri ile İMA'nın sol kolik arter dalını birbirlerine bağlar [24].

3.GEREÇ ve YÖNTEM

3.1. Kapsam ve Yöntem

Radyoloji ünitemizde Eylül 2015-Mart 2016 tarihleri arasında çeşitli nedenler ile abdominal BT anjiografi (BTA) incelemesi yapılan hastalarda inferior mezenterik arter (İMA) değerlendirilmiştir. Pediyatrik yaş grubundaki hastalar, tedavi edilmiş (cerrahi veya endovasküler olarak) veya edilmemiş abdominal aort anevrizması olan hastalar, kolon cerrahisi geçiren hastalar çalışmaya dahil edilmemiştir. Hastaların radyolojik görüntüleri retrospektif olarak incelenmiştir.

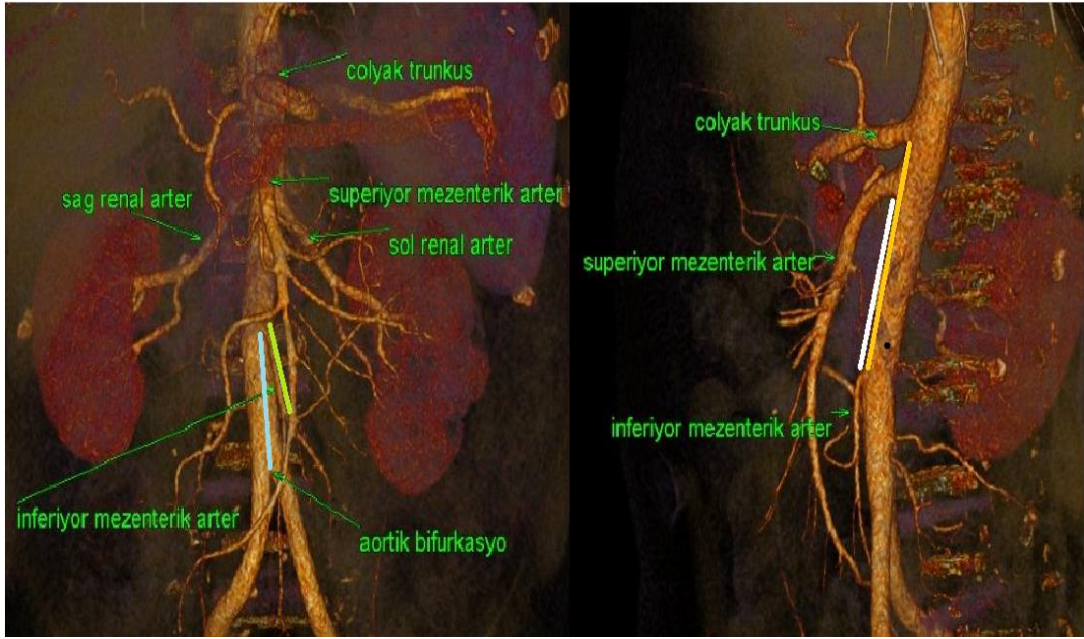
3.2. Teknik

Tüm hastaların öncelikle kontrast madde almasında sakıncalı bir durum olmadığı tespit edildikten sonra (normal sınırlarda böbrek fonksiyon testi, gebelik şüphesi ve kontrast madde alerjisi olmaması), antekubital fossadan 18-20 G çapında damar yolu yardımıyla intravenöz akses sağlanmıştır. H.Ü.T.F. Radyoloji Anabilim Dalı non-invaziv kardiyovasküler görüntüleme ünitesinde 64 kesit çift tüplü BT cihazında (SOMATOM Definition, Siemens Tıbbi Çözümler, Forchheim, Almanya) incelemeler gerçekleştirilmiştir.

Otomatik enjektör (Ulrich, Germany) yardımıyla 80cc kontrast madde (İyopromid;Ultravist 370/100); 5cc/sn hızında enjekte edilmiştir. Kontrast madde enjeksiyonu sonrasında ise 50cc %0,9'luk serum fizyolojik yine 5cc/sn hızında enjekte edilmiştir. Zamanlama için abdominal aorta seviyesinden CARE Bolus (Siemens Tıp Çözümleri, Forchheim, Almanya) tekniği kullanılmıştır. Abdominal aorta atenüasyonu 100 HU değerine ulaştıktan 7 sn sonra görüntüleme başlatılmıştır. Kesitler diafragmadan simfizise kadar olan alanı içermektedir. Çekim protokolümüz gantri rotasyon süresi 330 msn, rekonstrüksiyon indeksi 0,5 mm, pitch 1,4, 120 kVp, 150 efektif mAs , kolimasyon 0,6 mm, kesit kalınlığı 1 mm olarak gerçekleştirilmiştir.

3.3. Çalışma metodu

Elde olunan abdominal BT anjiyografi tetkikleri, LEONARDO (Siemens) çalışma istasyonunda ve PACS (GE Centricity Universal Viewer) sistemi ile değerlendirilmiştir. Değerlendirme aksiyel, 2 ve 3 boyutlu rekonstrüksiyon görüntüleri üzerinden yapılmıştır.



Resim 3.1. Volüm rendering görüntüler üzerinde gösterilen ölçüm metodu. Mavi çizgi: İMA orjini inferiorundan aortik bifürkasyona olan mesafe. Yeşil çizgi: İMA orjininden ilk dalı verdiği noktaya mesafe (trunkus uzunluğu). Beyaz çizgi: İMA orjini süperiorundan SMA orjini inferioruna olan mesafe. Sarı çizgi: İMA orjini süperiorundan çölyak trunkus orjini inferioruna olan mesafe.

İMA'nın dallanma paterni değerlendirilirken Zebrowski klasifikasyonu esas alınmıştır. Zebrowski bu klasifikasyonu 1971 yılında 115 kadavra üzerinde yaptığı çalışmayla tanımlamıştır. Zebrowski klasifikasyonu sol kolik arter (SKA), sigmoid arterler (SA), rektalis süperior arterin (RSA) çıkış yerlerine göre tip A dan tip H a kadar 8 ayrı tiplendirmeyi içerir [25] (resim 3.2).

3.3.1. Zebrowski Klasifikasyonu

Tip A: İMA, sol kolik arter ve rektosigmoid trunkusa ayrılır. Rektosigmoid trunkus da iki ayrı orjinden çıkan sigmoid arterleri ve rektalis süperiyor arteri verir.

Tip B: İMA, sol kolik arter ve rektosigmoid trunkusa ayrılır. Rektosigmoid trunkus da sigmoid trunkusa ve rektalis süperiyor arterine ayrılır.

Tip C: İMA, kolosigmoid trunkusa ve rektalis süperiyor arterine ayrılır. Kolosigmoid trunkus da sol kolik artere ve sigmoid trunkusa ayrılır.

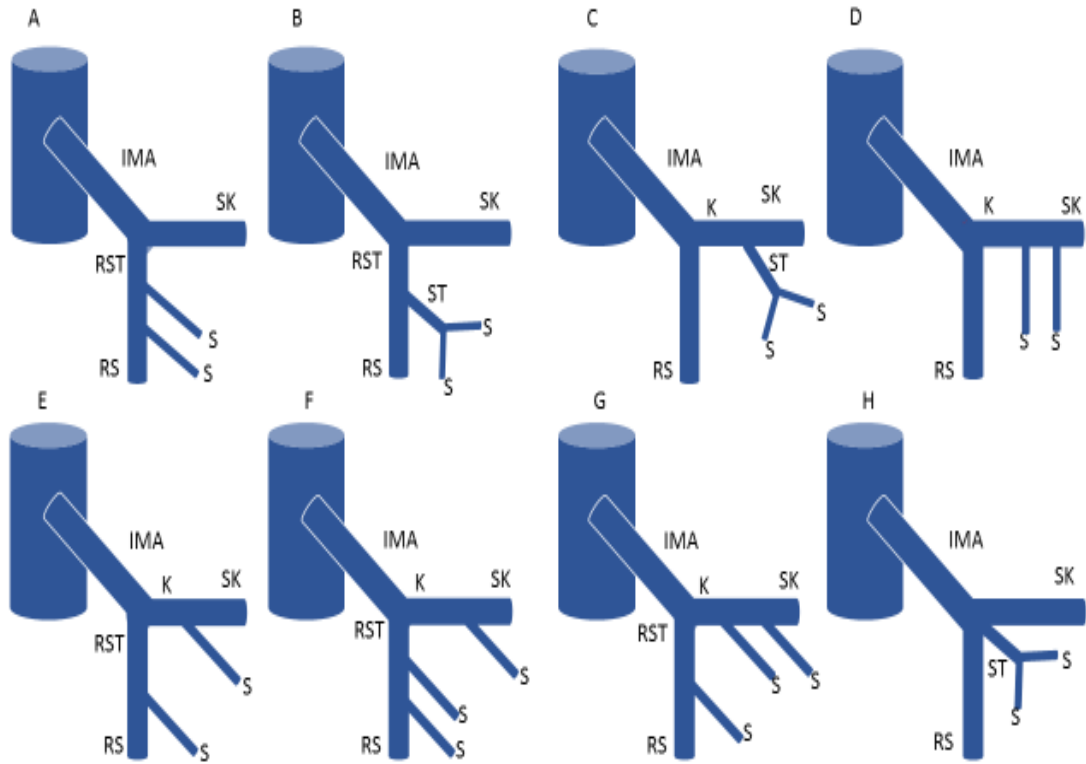
Tip D: İMA, kolosigmoid trunkusa ve rektalis süperiyor artere ayrılır. Kolosigmoid trunkus da iki ayrı orjinden çıkan sigmoid arterleri ve sol kolik arteri verir.

Tip E: İMA, kolosigmoid trunkusa ve rektosigmoid trunkusa ayrılır. Kolosigmoid trunkus sol kolik artere ve bir adet sigmoid artere ayrılır. Rektosigmoid trunkus ise rektalis süperiyor arterine ve bir adet sigmoid artere ayrılır.

Tip F: İMA, kolosigmoid trunkusa ve rektosigmoid trunkusa ayrılır. Kolosigmoid trunkus sol kolik artere ve bir adet sigmoid artere ayrılır. Rektosigmoid trunkus ise rektalis süperiyor arterine ve iki ayrı orjinden çıkan sigmoid arterlere ayrılır.

Tip G: İMA, kolosigmoid trunkusa ve rektosigmoid trunkusa ayrılır. Kolosigmoid trunkus sol kolik artere ve iki ayrı orjinden çıkan sigmoid arterlere ayrılır. Rektosigmoid trunkus ise rektalis süperiyor arterine ve bir adet sigmoid artere ayrılır.

Tip H: İMA aynı orjinde sol kolik artere, sigmoid trunkusa ve rektalis süperiyor arterine ayrılır.



Resim 3.2. Zebrowski klasifikasyonu (Tip A-H). İMA: İnferior mezenterik arter, K: Kolosigmoid trunkus, SK: Sol kolik arter, RST: Rektosigmoid trunkus, ST: Sigmoid trunkus, S: Sigmoid arter, RS: Rektalis süperior arter

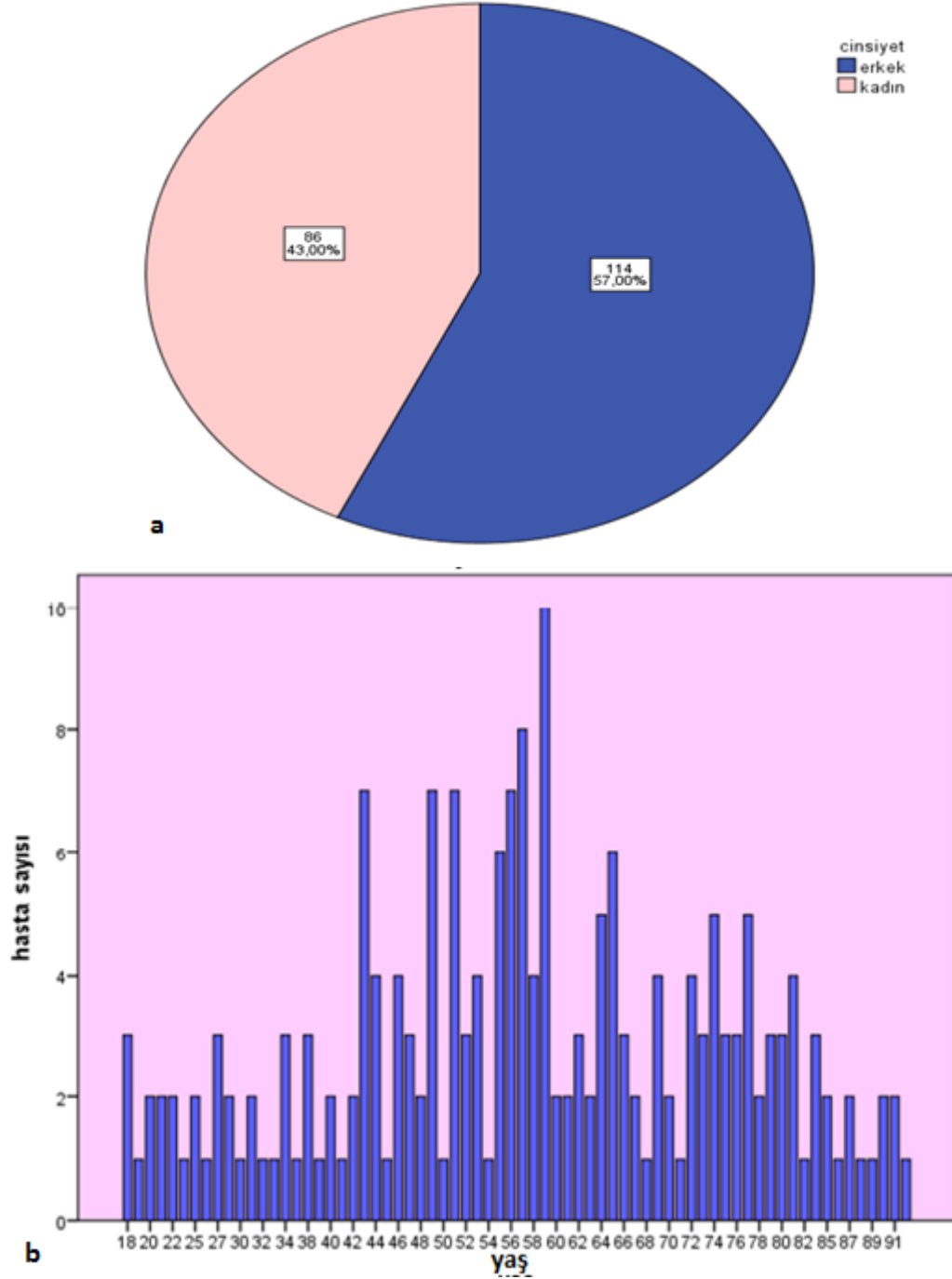
3.3.2. İstatiksel Analiz

Çalışmamız deskriptif bir araştırma olup istatistiksel analizler SPSS Windows Version 22 programıyla yapılmıştır. Sayısal değişkenler ortalama \pm standart sapma ve minimum – maksimum değerler ile özetlenmiştir. Kategorik değişkenler ise sayı ve yüzde ile gösterilmiştir.

4. BULGULAR

4.1. Hastaların Popülasyonu

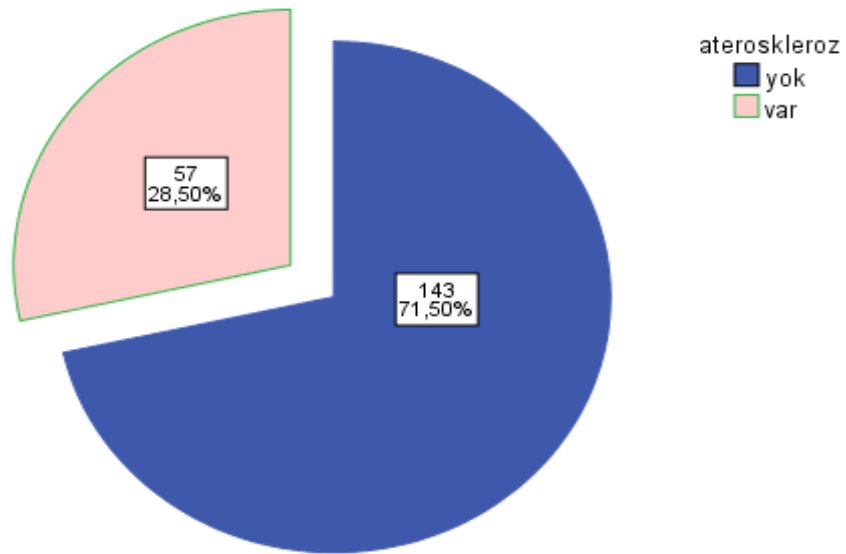
Çalışmaya çeşitli nedenlerle abdominal BTA çekilen 200 hasta dahil edilmiştir. 200 hastanın 114'ü erkek (%57), 86'sı (%43) ise kadındır. Hastaların yaşları 18 ile 93 arasında değişmekte olup, ortalama yaş 57,09 +/- 18,06 olarak saptanmıştır (Grafik 4.1).



Grafik 4.1. Hastaların cinsiyet (a) ve yaşa (b) göre dağılımları

4.2. İnferior Mezenterik Arterde Ateroskleroz Sıklığı

Çalışmamızdaki 200 hastanın 57'sinde (% 28,5) İMA'da aterosklerotik değişiklikler izlenmiştir (Grafik 4.2). Bu 57 hastanın 33' ü erkek (%57,9), 24'ü kadın (%42,1) olarak saptanmıştır (Tablo 4.1). Ateroskleroz görülen hastalardan en genci 43 yaşında bir erkektir. Aterosklerozu olan hastaların yaş ortalaması 71,5 +/- 12 , olmayan hastaların yaş ortalaması 51,3 +/- 18,3 tür. Ateroskleroz olan hastaların yaş ortalaması, olmayan hastaların yaş ortalamasından daha yüksek bulunmuş olup istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,001$).



Grafik 4.2. Hasta popülasyonumuzda İMA'daki ateroskleroz sıklığı

Tablo 4.1. İMA daki aterosklerozun cinsiyete göre dağılımı

		cinsiyet		Total
		erkek	kadın	
Ateroskleroz	Yok	81	62	143
	Var	33	24	57
Total		114	86	200



Resim 4.1. Hastalarımızdan İMA'daki ateroskleroz örnekleri A; İMA orjinde yumuşak plağa bağlı anlamlı darlık ve poststenotik dilatasyon, B; İMA orjinde kalsifik plak, C; İMA'da yumuşak plak ve distal dallarda yer yer stenotik segmentler izleniyor.

4.3. Ölçümler

İMA orjininin ilk verdiği dala olan uzaklığı (trunkus uzunluğu), İMA orjininin süperior kenarının çölyak trunkus ve süperior mezenterik arterin (SMA) orjinlerinin inferior kenarına olan uzaklığı, İMA orjininin inferior kenarının aortik bifürkasyona olan uzaklığı değerlendirilmiştir. Ölçümler milimetre cinsinden yapılmıştır.

Popülasyonumuzda trunkus uzunluğu 18 mm ile 80 mm arasında değişmekte olup ortalama uzunluğu $37,8 \pm 10,1$ mm olarak bulunmuştur. İMA orjininin süperior kenarından çölyak trunkus orjininin inferior kenarına olan mesafe 52 mm ile 123 mm arasında değişmekte olup ortalama uzunluk $84,23 \pm 13,27$ mm olarak ölçülmüştür. İMA orjininin süperior kenarından SMA orjininin inferior kenarına olan mesafe ise 37 mm ile 100 mm arasında değişmekte olup ortalama uzunluk 67 ± 12 mm olarak ölçülmüştür. İMA orjininin inferior kenarından aortik bifürkasyona olan uzaklık ise 15 mm ile 89 mm arasında değişmekte olup ortalama uzaklık $42,1 \pm 9,6$ mm olarak ölçülmüştür (Tablo 4.2).

Tablo 4.2. İMA'dan yapılan ölçümler

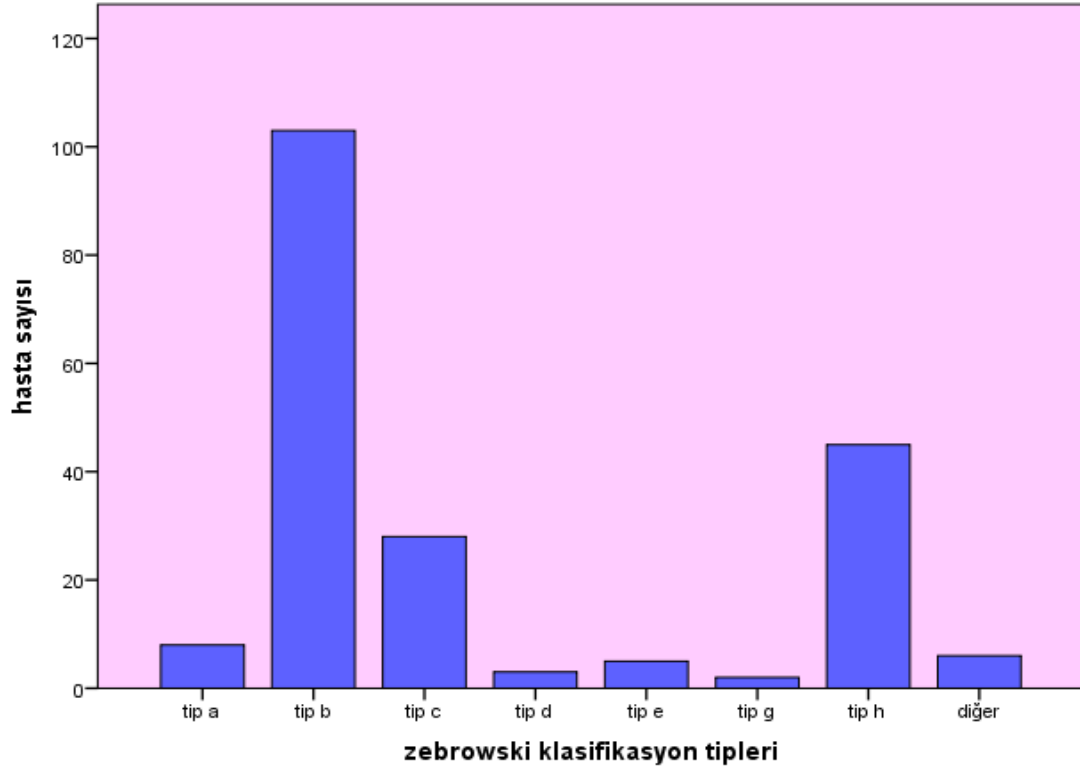
	Minimum uzunluk(mm)	Maksimum uzunluk(mm)	Ortalama uzunluk(mm)	Std. Deviasyon(mm)
trunkus uzunluğu	18	80	37,78	10,106
İMA-aortik bifürkasyon arası mesafe	15	89	42,1	9,597
İMA-SMA arası mesafe	37	100	67,01	12,051
İMA-çölyak trunkus arası mesafe	52	123	84,23	13,275

4.4. İMA dallanma paternleri ve varyasyonlar

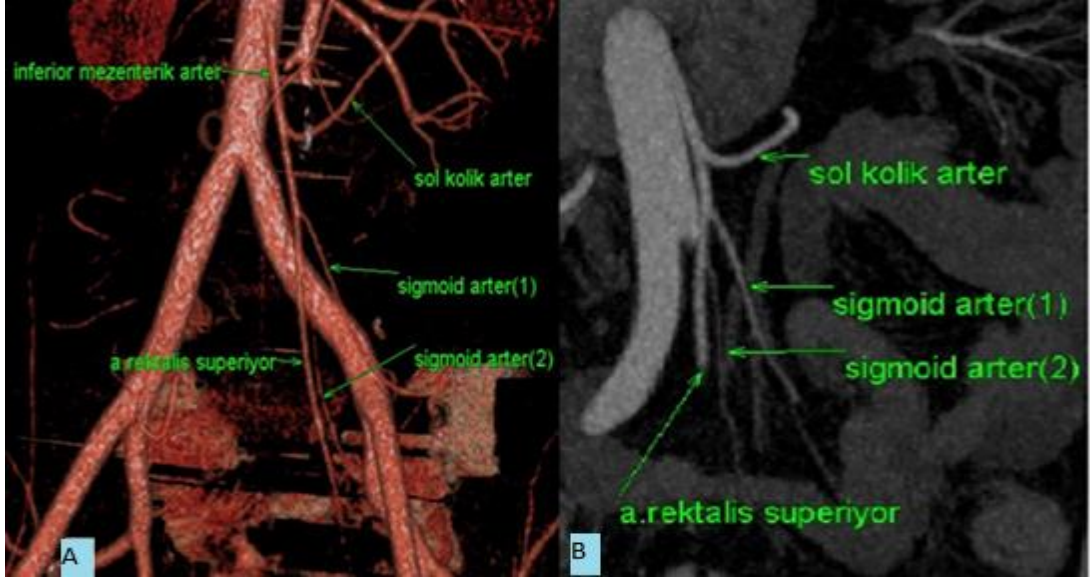
İMA tüm hastalarda izlenmiş olup abdominal aortanın anterior duvarından orjin almıştır. İMA orjininde varyasyon izlenen hastamız yoktur. İMA'nın dallanma paternleri MPR, MİP, VRT görüntüleri üzerinden değerlendirilmiştir. Değerlendirme Zebrowski kalsifikasyonuna göre yapılmış olup 194 hastamız (% 97) bu klasifikasyonun alt tiplerinden birisiyle uyum sağlamıştır. Altı hastamız (% 3) ise bu tiplerden herhangi birisine girmemiş olup bunlar ayrıca tanımlanmıştır.

200 hastamızdan 8 tanesi (% 4) Zebrowski tip A (Resim 4.2), 103 tanesi (% 51,5) Zebrowski tip B (Resim 4.3), 28 tanesi (% 14) Zebrowski tip C (Resim 4.4), 3 tanesi (% 1,5) Zebrowski tip D (Resim 4.5), 5 tanesi (% 2,5) Zebrowski tip E (Resim 4.6), 2 tanesi (% 1) Zebrowski tip G (Resim 4.7), 45 tanesi (% 22,5) Zebrowski tip H (Resim 4.8) olarak saptanmıştır. Hasta popülasyonumuzda Zebrowski tip F olan hiç hasta saptanmamıştır. Altı hasta (% 3) ise Zebrowski kalsifikasyonundaki herhangi bir tipte uyum sağlamamış olup bu hastalar "diğer" grubu altında toplanmıştır (Grafik 4.3).

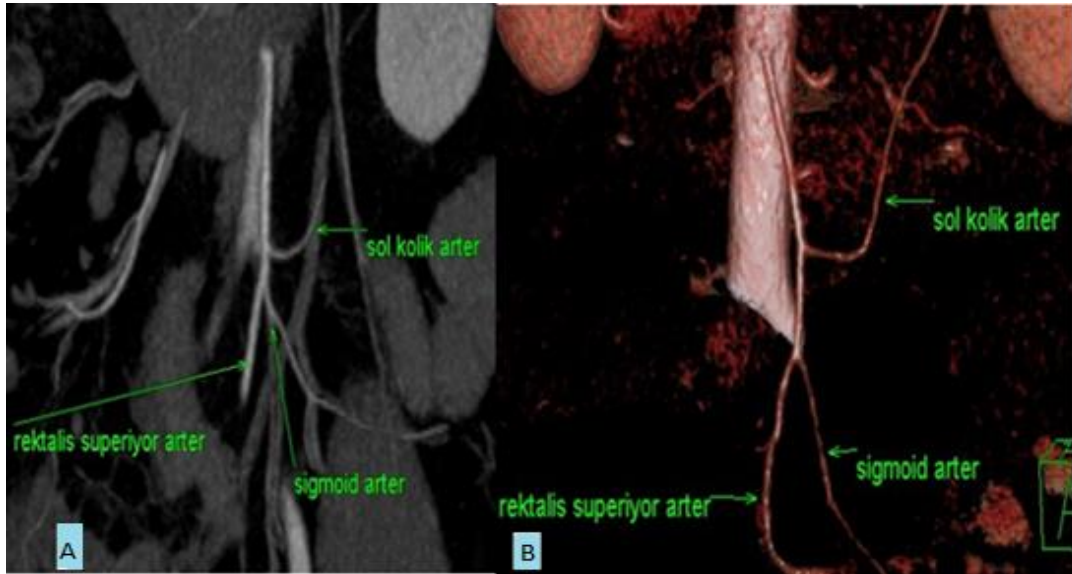
Zebrowski kalsifikasyonuna uyan ya da uymayan tüm hastalarda süperior rektal arter izlenmiştir. 200 hastadan 2 tanesinde (% 1) İMA'dan çıkan sigmoid arter dalı izlenmemiştir. 1 hastada (% 0,5) İMA'dan çıkan sol kolik arter saptanmamıştır. Üç (n=3) hastada (% 1,5) ise İMA'dan çıkan sağ kolik arter görülmüştür.



Grafik 4.3. Zebrowski kalsifikasyonuna göre hastaların dağılımı (Zebrowski tiplerine uymayan hastalar 'diğer' sütunu ile gösterilmiştir).



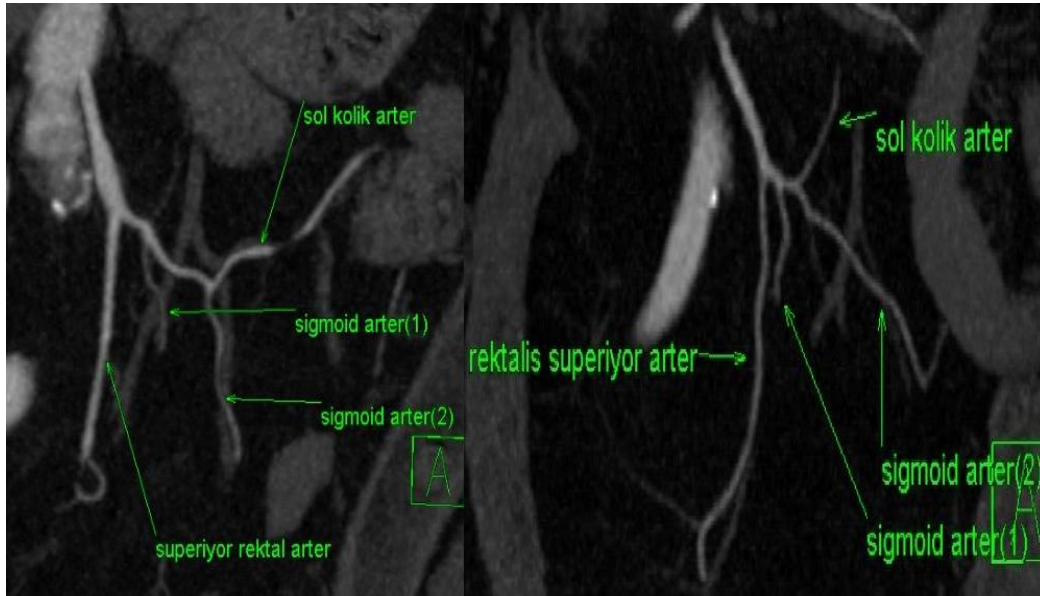
Resim 4.2. Zebrowski tip A (A, VR ve B, MİP görüntüleri)



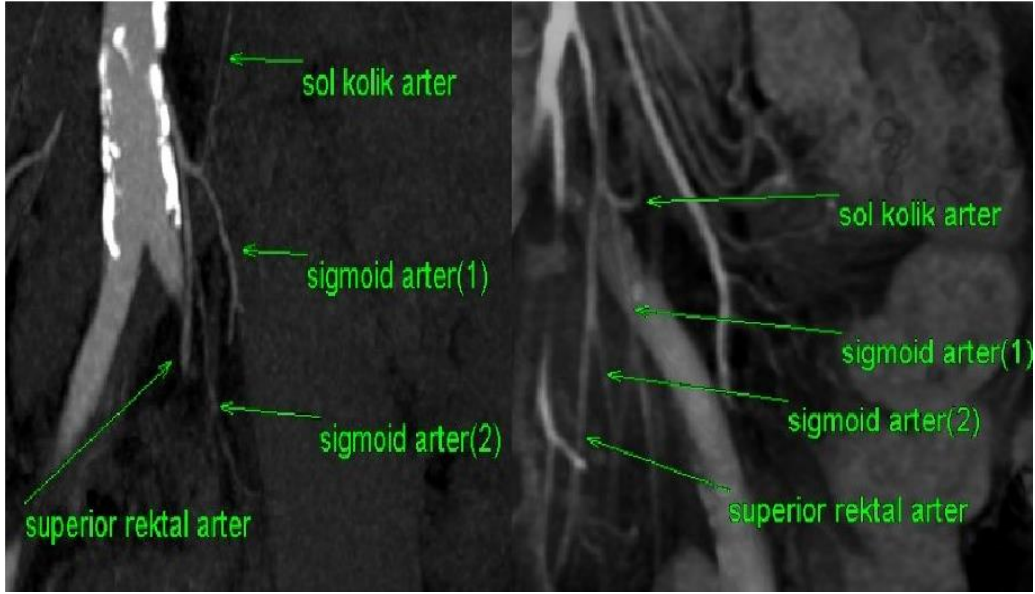
Resim 4.3. Zebrowski tip B (A, MİP görüntü ve B, VR)



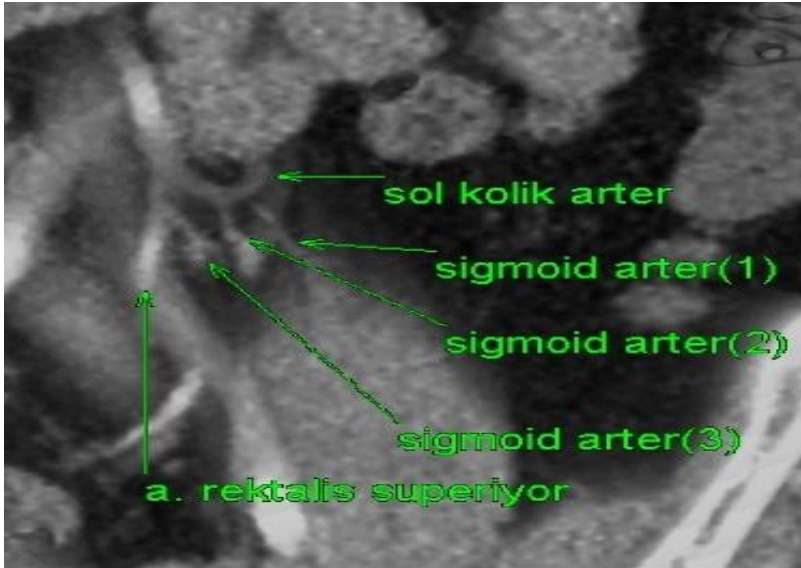
Resim 4.4. Zebrowski tip C (A, MIP görüntü ve B, VR)



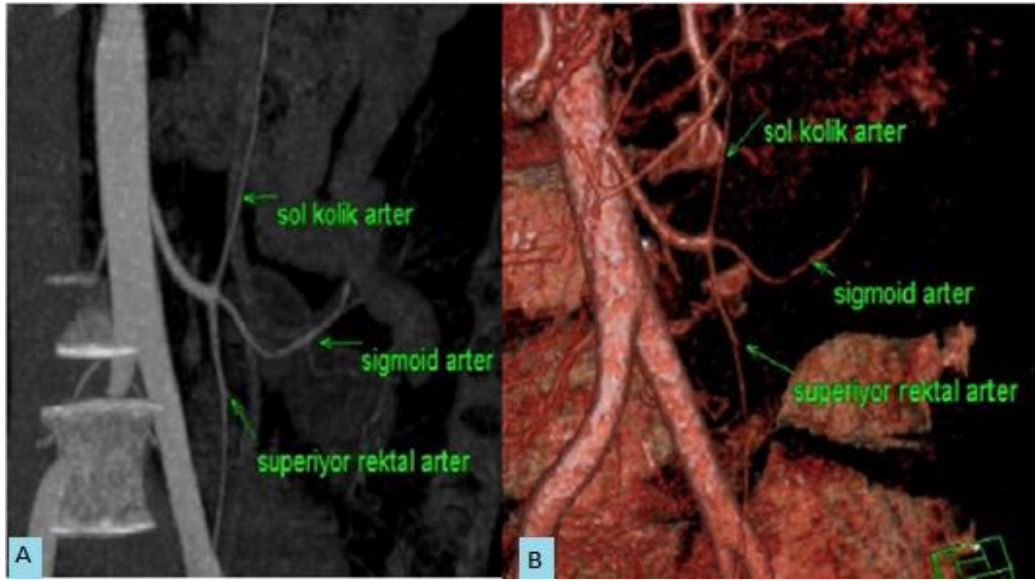
Resim 4.5. Zebrowski tip D (iki farklı hastanın MIP görüntüleri)



Resim 4.6. Zebrowski tip E (iki farklı hastanın MIP görüntüleri)

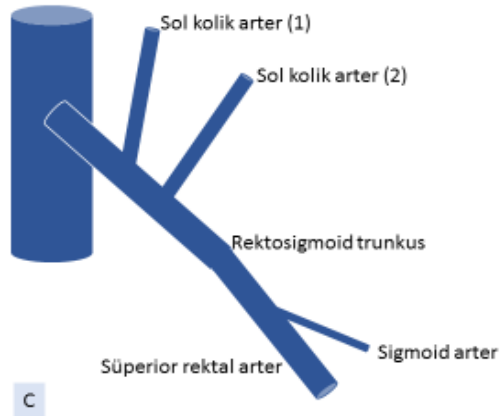
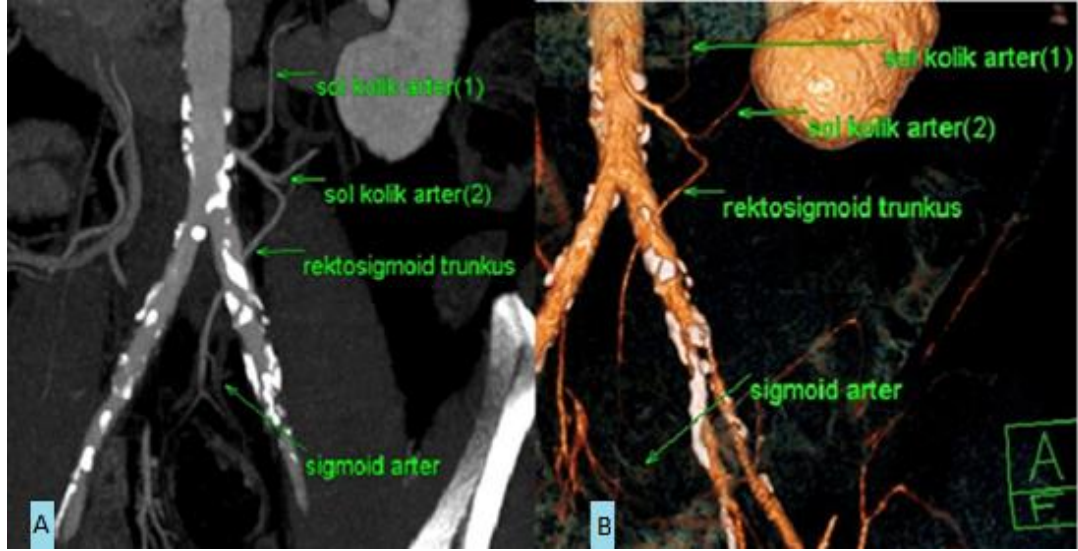


Resim 4.7. Zebrowski tip G (MIP görüntü)

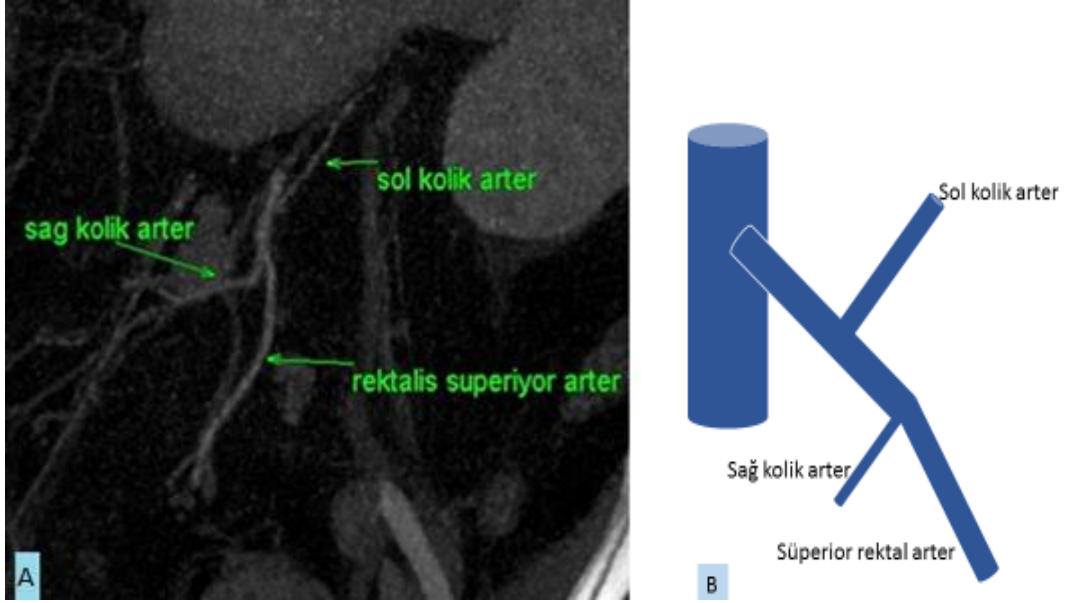


Resim 4.8. Zebrowski tip H (A, MiP ve B, VR)

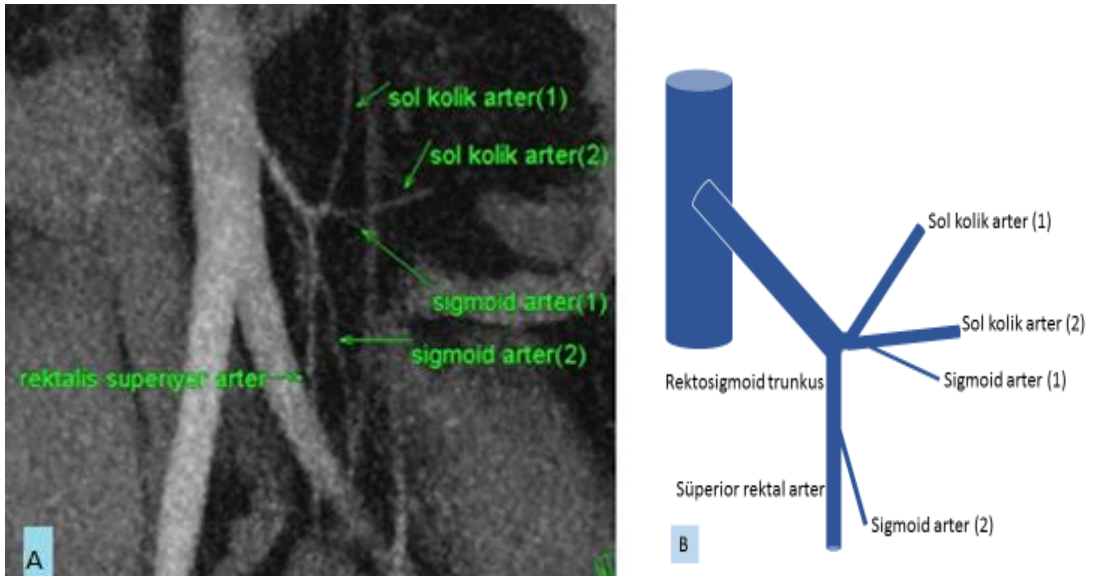
4.5. Hastalarımızdan varyasyon örnekleri



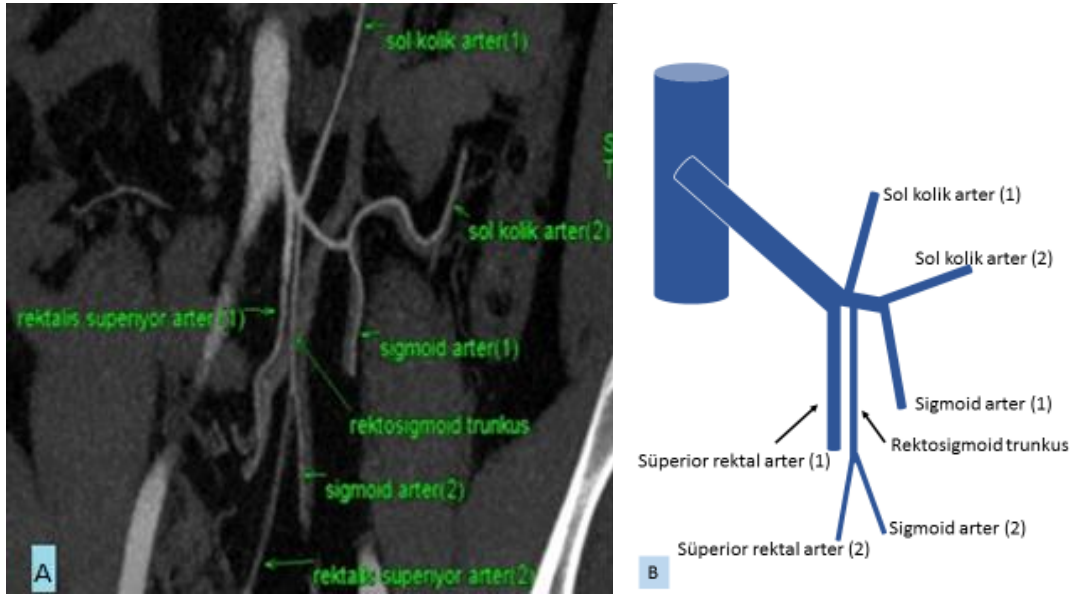
Resim 4.9. Varyasyon. İMA iki ayrı orjinden çıkan sol kolik arterlere ve rektosigmoid trunkusa ayrılıyor. Rektosigmoid trunkus da süperior rektal arter ve sigmoid artere ayrılıyor (A; MİP ve B; VR, C; şematik çizim)



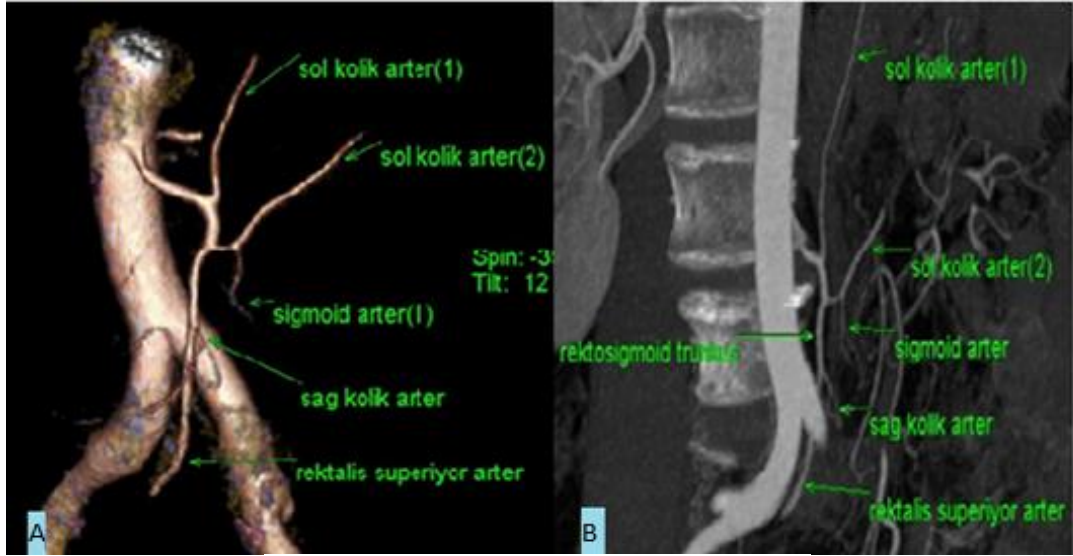
Resim 4.10. Varyasyon. İMA sol kolik arteri verdikten sonra süperior rektal arter ve sağ kolik arteri veriyor. İMA'dan çıkan sigmoid arter yok (A, MİP görüntüleri ve B, şematik çizim)



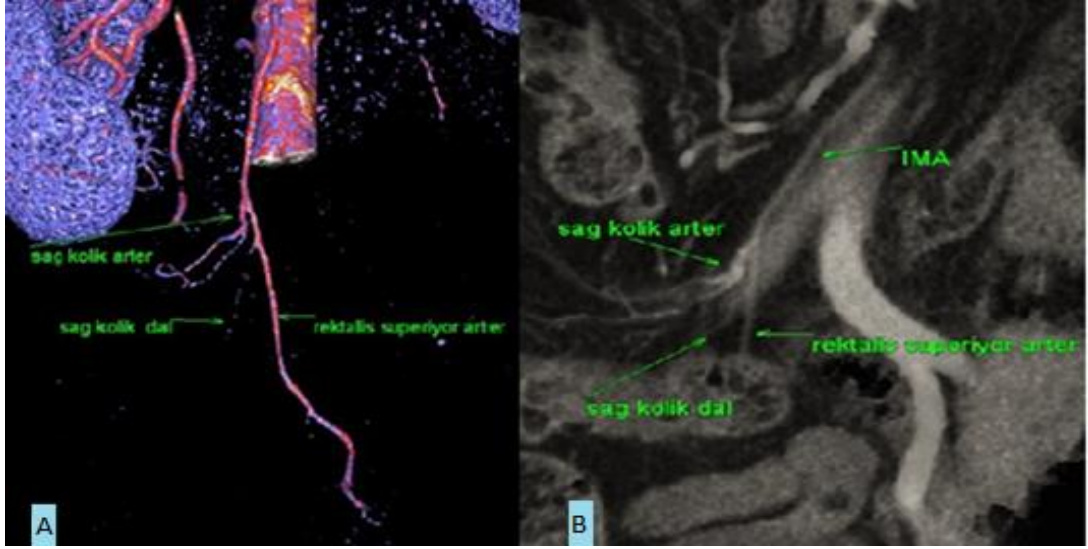
Resim 4.11. Varyasyon. İMA aynı noktadan 2 adet sol kolik arteri ve rektosigmoid trunkusu veriyor. Sol kolik arter (2), sigmoid arter (1) i veriyor. Rektosigmoid trunkus da süperior rektal arter ve sigmoid arter (2) e ayrılıyor (A, MİP görüntü ve B, şematik çizim)



Resim 4.12. Varyasyon. İMA süperior rektal arteri (1) veriyor. Sonrasında sırasıyla sol kolik arteri (1), rektosigmoid trunkusu ve kolosigmoid trunkusu veriyor. Kolosigmoid trunkus sol kolik artere (2) ve sigmoid artere (1) ayrılıyor. Rektosigmoid trunkus da süperior rektal artere (2) ve sigmoid artere (2) ayrılıyor (A; MIP görüntüler ve B; şematik çizim)



Resim 4.13. Varyasyon. İMA sırasıyla sol kolik arteri (1), kolosigmoid trunkusu, sağ kolik arteri, süperior rektal arteri veriyor. Kolosigmoid trunkusu sol kolik arteri (2) ve sigmoid artere ayrılıyor (A; VR ve B; MIP görüntü, C; şematik çizim). K: Kolosigmoid trunkusu



Resim 4.14. Varyasyon. İMA sırasıyla sağ kolik arteri sonrasında ikinci sağ kolik dalı ve rektalis süperior arteri veriyor. İMA'dan sol kolik arter ve sigmoid arter çıkmıyor (A; VR ve B; MIP görüntüler, C; şematik çizim). İMA: İnferior mezenterik arter

5. TARTIŞMA

ÇKBT teknolojisiyle geniş vücut hacimleri; daha kısa sürede, daha yüksek uzaysal çözünürlükte, daha az kontrast madde kullanarak taranabilir hale gelmiştir. ÇKBT sistemlerindeki bu teknolojik gelişmeler tüm aortanın çok kısa zamanda taranabilmesine olanak sağlamıştır. Yüksek uzaysal çözünürlük sayesinde çok ince vasküler yapılar da görüntülenebilir hale gelmiştir. İzovolümetrik vokseller sayesinde bilgi kaybı olmadan birçok planda görüntüler değerlendirilerek gerçek anatomiye yakın görüntüler elde olunabilmiştir. Bu gelişmeler BTA'nın günümüzde vasküler yapıların değerlendirmesinde çok yaygın kullanılmasına neden olmuştur [7, 8].

İMA anatomisini de BTA ile detaylı bir şekilde görüntülemek mümkündür. İMA primer olarak sol kolonu beslemektedir ve kolon kanseri olgularında cerrahi tedavide bağlanmaktadır. Kolon kanseri günümüzde yüksek morbidite ve mortaliteye yol açan bir kanser türü olup primer tedavisi cerrahidir [1, 2]. Kolon kanseri cerrahisinde açık cerrahiye göre daha az invaziv bir yöntem olan laparoskopik kolon cerrahisi gittikçe daha popüler bir yöntem olmaktadır [4, 5]. Laparoskopik cerrahide İMA anatomisinin değerlendirilmesi açık cerrahiye göre daha da zordur. Bu nedenle laparoskopik cerrahi öncesi İMA anatomisi ve dallanma paterninin cerrah tarafından bilinmesi güvenli cerrahi yaklaşım için elzemdir [4, 5, 6]. Bu yardımcı cerrahi ekibe günümüzde BTA ve 3 boyutlu rekonstrüksiyon teknikleriyle non-invaziv olarak ve çok hızlı bir şekilde sağlamak mümkün hale gelmiştir. İMA anatomisi ve dallanma paternini konu alan çalışmalar oldukça sınırlı olup laparoskopik cerrahinin daha sık olarak uygulanması nedeni ile popüler bir konu haline gelmiştir.

Kolon cerrahisinde İMA ligasyonu ile ilgili iki teknik bulunmaktadır. Bunlar yüksek ligasyon ve alçak ligasyondur. Yüksek ligasyon İMA'nın orjininden bağlanmasıdır. Alçak ligasyon ise vaskularizasyonun bir kısmını korumak ve anastomoza bağlı gelişebilecek komplikasyonların engellenmesi amacıyla ligasyonun sol kolik arter orijininin sonra ya da İMA trunkusunun 5. cm'sinde yapılmasını ifade eder [26, 27].

İMA anatomisi ve varyasyonları hakkında ilk çalışmalardan birisi 1971 yılında Zebrowski ve arkadaşları tarafından yapılmıştır. Zebrowski ve arkadaşları çalışmayı 115 kadavra ile gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmada İMA anatomisi ve dallanma paterni incelenmiş ve farklı paternler A-H arasında 8 ayrı tip sınıflandırılmıştır [25].

Yada ve arkadaşları 1997 yılında pre-operatif konvansiyonel anjiyografi ile 260 hastada İMA dallanma paternini Tip 1, 2 ve 3 olarak sınıflandırmıştır [28]. Tip 1 en sık izlenen patern olup (%58) SKA ve SA'nın İMA'dan ayrı ayrı orjin aldığı paterndir. Tip 2 patern (%27) ise SKA ve SA'nın İMA'dan aynı trunkusla köken aldığı gruptur. En son olarak Tip 3 patern (%15) SKA ve SA'nın İMA'dan aynı noktadan çıkması halidir.

Günümüzde ise gelişen teknoloji ile İMA anatomisi non-invaziv olarak BTA ve 3 boyutlu rekonstrüksiyon teknikleri sayesinde ayrıntılı şekilde değerlendirilebilmektedir.

Kobayashi ve arkadaşları 2006 yılında 82 hastada BTA ile İMA dallanma paternini değerlendirmişlerdir. Paternleri Tip A, B, C diye ayırmışlardır. Tip A; SKA, SA, RSA'nın her üçünün aynı noktadan orjin aldığı durumdur. Tip B; SA'nın SKA'dan çıkma durumudur. Tip C paterninde ise SA, SRA'den köken almaktadır. Bu çalışmada tip A %12,1, tip B %54,8 ve son olarak tip C ise %32,9 sıklığında bulunmuştur [29].

2014 yılında Bertrand ve arkadaşları 100 kolon kanseri olmayan hasta üzerinde BTA ile yaptıkları çalışmada kolorektal kanser cerrahisinde alçak ligasyonun standardize edilip edilemeyeceğini belirlemek amacıyla İMA anatomisi ve dallanma paternlerini incelemiştir [30]. Bu çalışmada ayrıca İMA ve SMA arasındaki mesafe, İMA ile aortik bifurkasyon arasındaki mesafe ve İMA ile aorta arasındaki açı değerlendirilmiştir. Dallanma paternini 4 ayrı şekilde tanımlamışlardır. Tiplendirmede 1, 2, ve 3 Zebrowski tip C, B ve H'e karşılık gelirken diğer tipler (E, D ve A) 4. Tip olarak sınıflandırılmıştır. Zebrowski tip C, B ve H tiplerinin (tip 1, 2, 3) sıklıkları sırasıyla %24,4, % 47,7 ve % 19,9 olarak bulunmuştur. Diğer dallanma paternleri ise (E, D ve A) % 8,13 olarak bulunmuştur [30].

Murono ve arkadaşları 2015'te 468 hasta üzerinde BTA ile İMA dallanmasını incelemişlerdir [31]. Çalışmalarında Yada ve arkadaşlarının sınıflamasını modifiye

ederek kullanmış olup Tip 1, 2 ve 3 aynıdır. SKA'nın olmadığı hastaları Tip 4 grubu olarak sınıflamışlardır. Sırasıyla Tip 1, 2, 3 ve 4 sıklıkları; %41.2, %9, %44.7, %5.1 olarak bulunmuştur.

Patroni ve arkadaşları 2016 yılında 113 hasta üzerinde BTA ile İMA dallanmasını incelemişlerdir. Çalışmalarında Latarjet klasifikasyonunu kullanmışlardır. Bu klasifikasyon da 2 tip olup, Tip 1'de SKA İMA'dan ayrı bir orjin olarak çıkar. Tip 2'de ise SKA, SA ve SRA aynı orjinden çıkar[32, 33]. Patroni ve arkadaşları çalışmalarında Tip 1, Tip 2 sıklıklarını sırasıyla %71 ve %29 olarak bulmuşlardır [32].

Miyomoto ve arkadaşları 2016 yılında 46 hasta üzerinde yaptıkları çalışmada İMA dallanma paternini tip A, B ve C olarak 3 tipe ayırmışlardır. Bu çalışmada Tip A (%11) SKA ve SA'nın aynı orjinden çıkması, tip B (%46) SKA ve SA'nın İMA'dan aynı trunkusla çıkması ve son olarak tip C de (%43) SKA ve SA'nın İMA'dan ayrı ayrı orjin alması olarak belirtilmiştir [34]. Bu çalışmadaki tipleri Zebrowski kalsifikasyonuna uyarlıysak Tip A, Zebrowski Tip H; Tip B, Zebrowski Tip C; Tip C ise Zebrowski Tip B olarak değerlendirilmelidir.

İMA dallanma paterni konusunda bu çalışmalarda da görüldüğü gibi çok farklı sınıflandırmalar kullanılmıştır. Bu durum farklı gruplandırmalar arasında karşılaştırma yapmayı güçleştirmektedir.

Biz çalışmamızda Zebrowski'nin tanımladığı tiplendirmeyi kullandık. Diğer çalışmalarda ise genel olarak yüksek ya da alçak ligasyonu etkileyebilecek dallanma paternleri incelenmiş olup İMA'nın ilk iki dal orjinleri dışındaki varyasyonlar incelenmemiştir. Zebrowski klasifikasyonu yüksek- alçak ligasyonu etkileyebilecek tipleri kapsamakla birlikte daha ayrıntılı subtipleri içermektedir.

Zebrowski B, C ve H tipleri tüm çalışmalarda en sık görülen tipler olarak belirlenmiştir. Bu tipler major olarak ilk iki dal (SKA ve SA) orjini açısından farklılık göstermektedir. Diğer Zebrowski tiplerinde ise ilk iki dal (SKA ve SA) orjini B, C ve H tiplerindeki şekilde olmakla birlikte özellikle SA sayı ve dallanma paterni olarak farklılık göstermektedir. Muhtemelen dallanma paterninin 3 tip olarak tanımlandığı

çalışmalarda diğer Zebrowski dallanma paternleri (A, D, E, F ve G) bu üç gruba (B, C ve H) dahil edilmiştir. Bu nedenle oranlarda farklılıklar izlenmektedir.

Bizim çalışmamızda Zebrowski C, B ve H tiplerinin sıklıkları sırasıyla % 14, % 51.5 ve % 22.5 olarak saptandı. Biz ayrıca çalışmamızda diğer tipleri de oran olarak verdik. A, D, E, G tiplerinin sıklıkları sırasıyla %4, %1.5, %2.5 ve %1 olarak bulunmuştur. F tipi bizim hasta grubumuzda izlenmemiştir. Ayrıca Zebrowski kalsifikasyonundaki tiplere uymayan 6 (%3) hasta saptanmıştır.

Bertrand ve arkadaşlarının çalışmasında İMA ve SMA arasındaki mesafe ortalama 71 mm (min 34 mm, max 117 mm, SD:13.37 mm), aortik bifurkasyoya olan mesafe ortalama 39 mm (min 20 mm, max 63 mm, SD 8.49 mm) bulunmuştur. Bizim çalışmamızda da bu mesafeler benzer olup; sırasıyla 67 mm (min 37 mm, max 100 mm, SD:12 mm) ve 42.1 mm (min 15 mm, max 89 mm, SD:9.6 mm) olarak bulunmuştur.

Biz çalışmamızda İMA'da ateroskleroz sıklığını, İMA ilk dal arasındaki mesafeyi (trunkus uzunluğu), İMA-Çölyak trunkus arasındaki mesafeyi de değerlendirdik. İMA'da aterosklerozun bilinmesinin klinik önemi ile ilgili herhangi bir çalışmaya, bizim bilgimiz dahilinde, literatürde rastlanmamış olup bu bilginin cerrahi öncesi bilinmesi cerrahi sonrası anastomozun bütünlüğünün korunması açısından önemli bir bilgi olabilir. Benzer şekilde trunkus uzunluğunun ve çölyak trunkus-İMA arası mesafenin bilinmesi de işlem öncesi planlamada faydalı olabilir.

Trunkus uzunluğu çalışmalarda benzer olarak bulunmuştur. Bizim çalışmamızda ortalama uzunluk 37,8 +/- 10,1 mm olarak bulunmuş iken Patroni çalışmasında 39,6 +/- 11,6 mm, Bertnard çalışmasında 38,5 +/- 13,6 mm, Miyamoto çalışmasında 39,4 +/- 11,2 mm olarak bulmuşlardır.

Bu çalışmanın bazı limitasyonları vardır. Çalışma grubumuz 200 hastadan oluşmakta olup daha büyük çalışma popülasyonu ile daha geniş ve daha doğru analiz yapılabilmesi mümkündür. Çalışmamız ayrıca retrospektif özellikte olup kolon cerrahisi öncesi planlama için değil çeşitli nedenlerle abdominal BTA incelemesi

yapılan hastalardan oluşmuştur. İleriki dönemde bu amaçla çalışma prospektif ve seçilmiş gruplar ile dizayn edilebilir.

6. SONUÇ

Bizim çalışmamızda ve yapılan tüm çalışmalarda İMA abdominal aortanın anterior duvarından orjin almakta olup varyasyon göstermemektedir. İMA trunkus uzunluğu, İMA-SMA arasındaki mesafe ve İMA-aortik bifürkasyon arası mesafe gibi anatomik ölçümler yapılan kısıtlı çalışmalarda belirgin farklılık göstermemektedir. Ancak İMA'nın dallanma paternleri oldukça varyasyon göstermekte olup çalışmalarda farklı tiplendirmeler kullanıldığından karşılaştırma yapmak bu sebeple güçleşmektedir.


KAYNAKLAR

1. Siegel, R.L., K.D. Miller, and A. Jemal, *Cancer statistics, 2016*. CA Cancer J Clin, 2016. **66**(1): p. 7-30.
2. Labianca, R., et al., *Colon cancer*. Crit Rev Oncol Hematol, 2004. **51**(2): p. 145-70.
3. Labianca, R., et al., *Colon cancer*. Crit Rev Oncol Hematol, 2010. **74**(2): p. 106-33.
4. Asoglu, O., et al., *Laparoscopic surgery for rectal cancer: outcomes in 513 patients*. World J Surg, 2013. **37**(4): p. 883-92.
5. Lacy, A.M., et al., *Laparoscopy-assisted colectomy versus open colectomy for treatment of non-metastatic colon cancer: a randomised trial*. Lancet, 2002. **359**(9325): p. 2224-9.
6. Nesgaard, J.M., et al., *Navigating the mesentery: a comparative pre- and per-operative visualization of the vascular anatomy*. Colorectal Dis, 2015. **17**(9): p. 810-8.
7. Fleischmann, D., *CT angiography: injection and acquisition technique*. Radiol Clin North Am, 2010. **48**(2): p. 237-47, vii.
8. Horton, K.M. and E.K. Fishman, *CT angiography of the mesenteric circulation*. Radiol Clin North Am, 2010. **48**(2): p. 331-45, viii.
9. Oyar, O. and U.K. Gülsoy, *Tıbbi görüntüleme fiziği*. 2003: SDÜ Tıp Fakültesi.
10. Tuncel, E., *Klinik radyoloji*. 2002: Nobel & Güneş Tıp Kitabevleri.
11. Flohr, T.G., et al., *First performance evaluation of a dual-source CT (DSCT) system*. Eur Radiol, 2006. **16**(2): p. 256-68.
12. Kalra, M.K., A.D. Sodickson, and W.W. Mayo-Smith, *CT Radiation: Key Concepts for Gentle and Wise Use*. Radiographics, 2015. **35**(6): p. 1706-21.
13. Padole, A., et al., *CT radiation dose and iterative reconstruction techniques*. AJR Am J Roentgenol, 2015. **204**(4): p. W384-92.
14. Johnson, T.R., *Dual-energy CT: general principles*. AJR Am J Roentgenol, 2012. **199**(5 Suppl): p. S3-8.
15. Fornaro, J., et al., *Dual- and multi-energy CT: approach to functional imaging*. Insights Imaging, 2011. **2**(2): p. 149-159.
16. Fuentes-Orrego, J.M., et al., *New and evolving concepts in CT for abdominal vascular imaging*. Radiographics, 2014. **34**(5): p. 1363-84.
17. Fleischmann, D., et al., *Computed Tomography Angiography: A Review and Technical Update*. Radiol Clin North Am, 2016. **54**(1): p. 1-12.
18. Hazirolan, T., et al., *CT angiography of the renal arteries and veins: normal anatomy and variants*. Diagn Interv Radiol, 2011. **17**(1): p. 67-73.
19. Lawler, L.P., H.K. Pannu, and E.K. Fishman, *MDCT evaluation of the coronary arteries, 2004: how we do it--data acquisition, postprocessing, display, and interpretation*. AJR Am J Roentgenol, 2005. **184**(5): p. 1402-12.
20. Oderich, G.S., *Mesenteric Vascular Disease: Current Therapy*. 2014: Springer New York.
21. Rosenblum, J.D., C.M. Boyle, and L.B. Schwartz, *The mesenteric circulation. Anatomy and physiology*. Surg Clin North Am, 1997. **77**(2): p. 289-306.
22. Gorich, J., et al., *Embolization of type II endoleaks fed by the inferior mesenteric artery: using the superior mesenteric artery approach*. J Endovasc Ther, 2000. **7**(4): p. 297-301.
23. Meyers, M.A., *Griffiths' point: critical anastomosis at the splenic flexure. Significance in ischemia of the colon*. AJR Am J Roentgenol, 1976. **126**(1): p. 77-94.

24. Sakorafas, G.H., E. Zouros, and G. Peros, *Applied vascular anatomy of the colon and rectum: clinical implications for the surgical oncologist*. Surg Oncol, 2006. **15**(4): p. 243-55.
25. Zebrowski, W., E. Augustyniak, and S. Zajac, [*Variations of origin and branching of the inferior mesenteric artery and its anastomoses*]. Folia Morphol (Warsz), 1971. **30**(4): p. 575-83.
26. Bae, S.U., B.S. Min, and N.K. Kim, *Robotic Low Ligation of the Inferior Mesenteric Artery for Rectal Cancer Using the Firefly Technique*. Yonsei Med J, 2015. **56**(4): p. 1028-35.
27. Hida, J. and K. Okuno, *High ligation of the inferior mesenteric artery in rectal cancer surgery*. Surg Today, 2013. **43**(1): p. 8-19.
28. Yada, H., et al., *Analysis of vascular anatomy and lymph node metastases warrants radical segmental bowel resection for colon cancer*. World J Surg, 1997. **21**(1): p. 109-15.
29. Kobayashi, M., et al., *Preoperative assessment of vascular anatomy of inferior mesenteric artery by volume-rendered 3D-CT for laparoscopic lymph node dissection with left colic artery preservation in lower sigmoid and rectal cancer*. World J Gastroenterol, 2006. **12**(4): p. 553-5.
30. Bertrand, M.M., et al., *Is low tie ligation truly reproducible in colorectal cancer surgery? Anatomical study of the inferior mesenteric artery division branches*. Surg Radiol Anat, 2014. **36**(10): p. 1057-62.
31. Murono, K., et al., *Anatomy of the inferior mesenteric artery evaluated using 3-dimensional CT angiography*. Dis Colon Rectum, 2015. **58**(2): p. 214-9.
32. Patroni, A., et al., *Technical difficulties of left colic artery preservation during left colectomy for colon cancer*. Surg Radiol Anat, 2016. **38**(4): p. 477-84.
33. Laterjet, A., *Traite' d'anatomie humaine. In: Tome quatrie`me: appareil de la digestion*. G Doin & Cie, Paris, 1949.
34. Miyamoto, R., et al., *Three-dimensional reconstruction of the vascular arrangement including the inferior mesenteric artery and left colic artery in laparoscope-assisted colorectal surgery*. Surg Endosc, 2016. **30**(10): p. 4400-4.

EKLER

Ek 1. Araştırma Projesi Değerlendirme Raporu

 **T.C.**
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu

Sayı : 16969557 - 653
Konu :

ARAŞTIRMA PROJESİ DEĞERLENDİRME RAPORU

Toplantı Tarihi : 14 HAZİRAN 2016 SALI
Toplantı No : 2016/13
Proje No : GO 16/417(Değerlendirme Tarihi : 14.06.2016)
Karar No : GO 16/417- 33

Üniversitemiz Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı öğretim elemanlarında Dr. Ali Devrim KARAOSMANOĞLU'nun sorumlu araştırmacı olduğu Dr. Hüseyin BALCI'nın uzmanlık tezi olan, GO 16/417 kayıt numaralı ve **"BT Anjiyografi İncelemelerinde İnferior Mezenterik Arterin Anatomik Özellik Ve İlişkilerinin Değerlendirilmesi"** başlıklı proje önerisi araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş olup, etik açıdan uygun bulunmuştur.

1. Prof. Dr. Sevda F. MÜFTÜOĞLU (Başkan)	10 Prof. Dr. Oya Nuran EMİROĞLU (Üye)
2. Prof. Dr. Nurten AKARSU (Üye)	11 Yrd. Doç. Dr. Özay GÖKÖZ (Üye)
İZİNLİ	
3. Prof. Dr. M. Yıldırım SARA (Üye)	12. Doç. Dr. Gözde GİRGIN (Üye)
4. Prof. Dr. Necdet SAĞLAM (Üye)	13. Doç. Dr. Fatma Visal OKUR (Üye)
5. Prof. Dr. Hatice Doğan BUZOĞLU (Üye)	14. Yrd. Doç. Dr. Can Ebru KURT (Üye)
6. Prof. Dr. R. Köksal ÖZGÜL (Üye)	15. Yrd. Doç. Dr. H. Hüseyin TURNAGÖL (Üye)
7. Prof. Dr. Ayşe Lale DOĞAN (Üye)	16. Öğr. Gör. Dr. Müge DEMİR (Üye)
8. Prof. Dr. Elmas Ebru YALCIN (Üye)	17. Öğr. Gör. Meltem ŞENGELEN (Üye)
9. Prof. Dr. Mintaze Kerem GÜNEL (Üye)	18. Av. Meltem ONURLU (Üye)

Hacettepe Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu
06100 Sıhhiye-Ankara
Telefon: 0 (312) 305 1082 • Faks: 0 (312) 310 0580 • E-posta: goetik@hacettepe.edu.tr

Ayrıntılı Bilgi için: