T.C.
Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi
Radyoloji Anabilim Dalı

ABDOMİNAL ACİL PATOLOJİLERİN DEĞERLENDİRİLMESİNDE DUAL ENERJİ BT'NİN TANISAL ETKİNLİĞİ

Dr. Mustafa YEŞİLYURT

UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
Prof. Dr. A. Mecit KANTARCI

ERZURUM-2020

İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER ..... **i**
TABLOLAR DİZİNİ ..... **iv**
ŞEKİLLER DİZİNİ ..... **vi**
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ ..... **viii**
TEŞEKKÜR ..... **ix**
ÖZET ..... **x**
ABSTRACT ..... **xii**
1. GİRİŞ VE AMAÇ **1**
2. GENEL BİLGİLER **3**
2.1. Akut Karın Ağrısı 3
2.1.1. Acil Serviste Akut Karın Ağrısına Yaklaşım 3
2.1.2. Akut Karın Sendromuna Neden Olan Ağrılar 5
2.1.2.1. Ani Başlayan Ağrılar 5
2.1.2.2. Hızlı Oluşan Ağrılar 5
2.1.2.3. Kademeli Ağrı 5
2.1.3. Akut Karına Neden Olan Bazı Hastalıklar 6
2.1.3.1. Böbrek ve Toplayıcı Sistem Taş Hastalığı (Ürolitiazis) 6
2.1.3.2. Akut Apandisit 6
2.1.3.3. Safra Kesesi ve Safra Yolları Hastalıkları 6
2.1.3.4. Akut Mezenter İskemi 7
2.1.4. Akut Karın Ağrılı Hastaya Yaklaşım 8
2.1.4.1. Anamnez 8
2.1.4.2. Fizik Muayene 9
2.1.4.3. Laboratuvar Testleri 9
2.1.4.4. Görüntüleme Yöntemleri 10
2.2. Bilgisayarlı Tomografi(BT) 11
2.2.1. Tarihçe 11
2.2.2. Bilgisayarlı Tomografinin Gelişimi ve Jenerasyonları 12
2.2.3. Bilgisayarlı Tomografi Fiziği 14

2.2.3.1. Bilgisayarlı Tomografinin Bileşenleri 14
2.2.3.1.1. Tarayıcı 14
2.2.3.1.2. Bilgisayar 15
2.2.3.1.2.1. Hounsfield Ünitesi 16
2.2.3.1.3. Görüntüleme Ünitesi 16
2.2.3.2. Gantri Rotasyon Süresi 17
2.2.3.3. Çok Sayıda Dedektör 18
2.2.3.4. Veri Elde Etme Sistemi (Data Acqusition System, DAS) 18
2.2.4. Bilgisayarlı Tomografide Görüntünün Oluşturulması (Rekonstrüksiyon) 18
2.2.4.1. Değişik Düzlemlerde Yeniden Yapma (Multiplanar Reformasyon-MPR) 19
2.2.4.2. Üç Boyutlu (Yüzeysel) Rekonstrüksiyon 20
2.2.4.3. Reprojeksiyon Rekonstrüksiyonu 20
2.3. Dual Enerji Bilgisayarlı Tomografi (DEBT) 20
2.3.1. Dual Enerjili BT Sistemleri 21
2.3.1.1. Çift Kaynaklı DEBT 21
2.3.1.2. Hızlı kVp Değiştiricili DEBT 21
2.3.1.3. Katmanlı (Sandviç) Dedektör DEBT 22
2.3.1.4. Kaynakta X-ışını Filtrasyonu ile (Twin Beam) DEBT 22
2.3.1.5. Sekansiyel (Ardışık) Tarama 23
2.3.1.6. Gelişmekte Olan DEBT Sistemleri 23
2.3.2. DEBT'de Temel Prensip ve Fizik Özellikleri 23
2.3.3. Cihazlar 25
2.3.4. Sınırlılıklar ve Radyasyon Dozu 26
2.3.5. DEBT'nin Klinik Kullanım Alanları 26
3. GEREÇ VE YÖNTEM 28
3.1. Hasta Populasyonu 28
3.2. Kontrol grubu 28
3.3. Abdomen DEBT görüntüleme protokolü 29
3.4. Görüntü Analizi 29
3.5. İstatistiksel Değerlendirme 31
4. BULGULAR 33
4.1. Sosyodemografik özelliklerin analizi 33

4.2. Ürolitiazis hastalarının istatiksel analizi 33
4.4. Kolelitiazis hastalarının istatiksel analizi 43
4.5. Akut Mezenter İskemi Hastalarının İstatiksel Analizi 49
5. OLGU ÖRNEKLERİ 51
6. TARTIŞMA 59
7. SONUÇ 73
KAYNAKLAR 74

TABLOLAR DİZİNİ

Tablo 1.1.Kaynaklandığı yere göre karın ağrısı sınıflaması.....4
Tablo 4.1. Böbrek ve toplayıcı sistem taş hastalığı olan hastaların cinsiyeti ve saptanan taşın lokalizasyonu, cinsi ve sayısına göre değerlendirilimesi.....33
Tablo 4.2. Hasta grubunda tespit edilen taş boyutları 34
Tablo 4.3. DEBT böbrek taşı analizi sonucu elde edilen sonuçların değerlendirilmesi.34
Tablo 4.4. DEBT ile taş analizi sonrasında ortaya çıkan taşın cinsi ile hasta yaşı, taşın uzun çapı, düşük ve yüksek enerjide atenüasyon değeri ile bu ikisinin birbirine oranının kıyaslamalı değerlendirilmesi 35
Tablo 4.5. Akut apandisit hastaları ve kontrol grubunun yaş dağılımı ve apendiks çapı analizi 37
Tablo 4.6. Akut apandisit hastaları ve kontrol grubunun cinsiyet ve eşlik eden patolojilerin analizi.....37
Tablo 4.7. Hasta ve kontrol grubunda 40 keV,80 keV ve 190 keV monokromatik görüntülerin analizi 38
Tablo 4.8. Hasta ve kontrol grubunda overlay, VNC ve mikst görüntülerin analizi.....39
Tablo 4.9. Belirlenen bazı parametrelerin akut apandisit tanısının konmasındaki etkinliğinin etkinliğinin hesaplanması 41
Tablo 4.10. Lenf nodu, periapendiküler kirlenme ve periapendiküler mayi skalalarının akut apandisit hastalarına eşlik etmelerinin sensitivite, spesifisite, PPD ve NPD değerleri.....43
Tablo 4.11. Safra kesesi taş hastalığı olanların cinsiyet dağılımı 44
Tablo 4.12. Safra kesesi taş hastalığı olanların yaş dağılımı.....44
Tablo 4.13. Safra taşı ve safranın 40 keV,70 keV, 90 keV,120 keV,150 keV ve 190 keV monokromatik görüntülerde HU değerlerinin analizi 45
Tablo 4.14. Araştırmaya dahil edilen hastalarda safranın 40 keV ve 190 keV'de dansite farkının analizi.....46
Tablo 4.15. Araştırmaya dahil edilen hastalarda safra taşı ile safranın 40 keV'de dansite farkının analizi.....46
Tablo 4.16. Araştırmaya dahil edilen hastalarda safra taşı ile safranın 70 keV'de dansite farkının analizi.....47

Tablo 4.17. Araştırmaya dahil edilen hastalarda safra taşı ile safranın 190 keV'de dansite farkının analizi 47
Tablo 4.18. AMI hastalarının yaş dağılımı 49
Tablo 4.19. AMI hastalarının cinsiyet dağılımı 49
Tablo 4.20. Nekrotik barsak ansı ile normal barsak ansının 40 keV, iyot haritası ve 120 kVp görüntülerdeki dansitelerinin analizi 50
Tablo 4.21. Normal ans ile nekrotik ansın dansite farklarının 40 keV, iyot haritası ve 120 kVp görüntülerde birbirleriyle karşılaştırılmasının istatistiksel analizi 50

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Helikal BT çalışma prensibi 14
Şekil 3.1. Resim A, B ve C'de hastaları değerlendirirken kullanılan monoenergetic +, virtual unenhanced ve kidney stone uygulamaları gösterilmiştir. Resim D'de ROI uygulamasının seçilmesi ve resim E'de ise ROI'nin yerleştirilmesi ve çıkan değerlerin okunması gösterilmiştir. 31
Şekil 4.1. DEBT taş analizi ile ortaya çıkan taşların ortalama atenüasyon oranı ile ilişkisi 36
Şekil 4.2. Belirlenen parametrelerin tanı koymadaki etkinliğinin ROC eğrisi ile gösterilmesi 42
Şekil 4.3. Apandisit tanısında kullanılan parametrelerin etki büyüklüklerinin analizi ... 43
Şekil 4.4. Farklı keV enerji düzeylerinde safra HU değerleri. 48
Şekil 4.5. Farklı keV enerji düzeylerinde safra taşı HU değerleri 48
Şekil 4.6. Farklı keV enerji düzeylerinde safra taşı HU değeri ile safra HU değeri arasındaki fark 48
Şekil 4.7. Normal barsak ansı ile nekrotik barsak ansının 40 keV, iyot haritası ve 120 kVp görüntülerde dansite farkının analizi 50
Şekil 5.1. 79 yaşında erkek hastada sol üreter distalindeki taşın DEBT ile ürik asit taşı olarak yorumlanması 51
Şekil 5.2. 55 yaşında erkek hastada her iki böbrek alt kalikslerinde lokalize taşların DEBT ile kalsiyum oksalat taşı olarak yorumlanması 51
Şekil 5.3. 63 yaşında solda renal kolik ile başvuran kadın hastanın sol böbrek alt kaliksinde lokalize ürik asit ile non-ürik asit taşlarının DEBT ile gösterilmesi 52
Şekil 5.4. 40 yaşında sağ alt kadran ağrısı ve bulantı-kusma şikayeti ile başvuran hastada akut apandisitin koronal DEBT'de VNC ve monoenergetic+ uygulaması ile gösterilmesi 53
Şekil 5.5. 35 yaşında sağ alt kadran ağrısı şikayetiyle başvuran erkek hastada akut apandisit tanısının ve dansite ölçümünün sagittal DEBT'de monoenergetic + ve VNC uygulaması ile gösterilmesi. 54

Şekil 5.6. 51 yaşında sağ üst kadran ağrısı olan hastanın konvansiyonel abdomen BT'de safra ile izodens non-kalsifik taşlarının DEBT monoenergetic+ uygulaması ile gösterilmesi 55
Şekil 5.7. 82 yaşında kadın hastada non-kalsifik safra kesesi taşının DEBT monoenergetic+ uygulamasıyla 40 keV ve 190 keV monokromatik görüntülerinin prezentasyonu. 56
Şekil 5.8. 74 yaş erkek hastada non-kalsifik safra kesesi taşlarının DEBT monoenergetic+ uygulamasıyla farklı keV değerlerindeki davranışının gösterilmesi (kırmızı oklar) 56
Şekil 5.9. 68 yaşında şiddetli karın ağrısı olan kadın hastada tromboze süperior mezenterik arter(SMA) ve AMİ'nin konvansiyonel BT ve DEBT ile gösterilmesi 57
Şekil 5.10. Yukarıdaki hastanın MPR iyot haritası ve koronal MIP reformasyon görüntülemesi. 58

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

AMİ : Akut Mezenter İskemi

BT : Bilgisayarlı Tomografi

CNR : Kontrast Gürültü Oranı

ÇDBT : Çok Detektörlü Bilgisayarlı Tomografi

ÇKBT : Çok Kesitli Bilgisayarlı Tomografi

DAS : Data Acqusition System

DEBT : Dual Enerjili Bilgisayarlı Tomografi

ERKP : Endoskopik Retrograd Kolanjiyopankreatografinin

HU : Hounsfield Unit

kEv : Kiloelektron Volt

kVp : Kilovoltage Peak

Maks : Maksimum

MIP : Maksimum İntensite Projeksiyon

Min : Minimum

MinIP : Minimum İntensite Projeksiyon

MPR : Multiplanar Reformasyon

MRG : Manyetik Rezonans Görüntüleme

MRKP : Manyetik Rezonans Kolanjiopankreatografi

PACS : Picture Archiving and Communication System

SNR : Sinyal Gürültü Oranı

SS : Standart Sapma

USG : Ultrasonografi

TEŞEKKÜR

Radyoloji Anabilim Dalı'nda eğitimim süresince bilgi, beceri ve deneyimleri ile bana yol gösteren, tez danışmanlığımın yanı sıra mesleki gelişimimde her konuyu danışabildiğim, desteğini hiçbir zaman esirgemeyen Sayın Prof. Dr. A. Mecit KANTARCI'ya,

Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı'nda asistanlık sürem boyunca eğitimimde deneyimleri ile büyük katkısı olan tüm hocalarıma,

Eğitimim boyunca desteklerini esirgemeyen tüm araştırma görevlisi arkadaşlarıma, radyoloji teknisyenlerine, hemşirelerine ve bölüm sekreterimiz Nermin KUZULUGİL'e,

Hayatımın her anında destek ve dualarını arkamda hissettiğim ve bugünlere gelmemde hiç şüphesiz en kıymetli yere sahip olan canım anne ve babama, sevgili kardeşlerime,

Yaşamıma girdiği andan itibaren eşsiz bir güzellik ve ölçülemez derinlikte anlam katan, sevgisi ve desteği ile hep yanımda olan kıymetli eşime tüm içtenliğimle sonsuz sevgi, saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

Dr. Mustafa YEŞİLYURT

ÖZET

Abdominal Acil Patolojilerin Değerlendirilmesinde Dual Enerji BT'nin Tanısal Etkinliği

Amaç: Bazı abdominal acil patolojilerde dual enerji BT'nin tanısal etkinliğini ortaya koymak amaçlanmıştır.

Materyal ve Metod: Ağustos 2019-Ağustos 2020 tarihleri arasında karın ağrısı şikayeti ile acil servise başvuran ve ürolitiazis, akut apandisit, kolelitiazis ve akut mezenter iskemi düşünülen 210 hastaya DEBT uygulandı. Ürolitiazis tanısı alan 56 hasta, akut apandisit tanısı alan 20 hasta ve 20 kontrol grubu, kolelitiazis tanısı alan 15 hasta ve akut mezenter iskemi tanısı alan 11 hasta çalışmaya dahil edildi. Ürolitiazis hastalarında taşın yeri, büyüklüğü, DEBT ile yapılan analizi sonrası cinsi, yüksek ve düşük enerji düzeylerindeki atenüasyonu ve bunların birbirine oranı araştırıldı. Akut apandisit hastalarında apendiksin maksimum çapı, 40 keV, 80 keV ve 190 keV monokromatik görüntüler ile sanal kontrastsız, iyot haritası ve mikst görüntülerdeki dansitesi ölçülmüş ve kontrol grubu ile karşılaştırılmıştır. Kolelitiazis hastalarında 40 keV, 70 keV, 90 keV, 120 keV, 150 keV ve 190 keV monokromatik görüntülerde safra ve safra kesesi taşının dansiteleri ölçülmüş ve aradaki fark ortaya konmuştur. Hastalarda taş varlığı MRG ile doğrulanmıştır. Akut mezenter iskemi hastalarında 40 keV, iyot haritası ile 120 kVp görüntülerde nekroze barsak ansı ile perfüze barsak ansında dansite ölçümleri yapılmıştır.

Bulgular: Ürolitiazisli hastalarda en düşük ve en yüksek atenüasyon oranı aralığı ürik asit taşı için 0,81-1,07, kalsiyum oksalat taşı için 1,33-1,51, hidroksiapatit taşı için 1,44-1,65 ve sistin taşı için 1,00-1,41 olarak bulunmuştur.

Apandisit hastalarında; 40 keV sanal monokromatik görüntülerde hasta grubunda ortalama dansite 164,94±25,92 HU, kontrol grubunda ortalama dansite 63,74±38,25 olarak hesaplanmıştır. 80 keV sanal monokromatik görüntülerde, hasta grubunda ortalama dansite 54,75±11,44 HU, kontrol grubunda ortalama dansite 16,51±14,58 olarak hesaplanmıştır. 190 keV sanal monokromatik görüntülerde hasta grubunda ölçülen ortalama dansite 27,81±8,69 HU, kontrol grubunda ortalama dansite 4,29±11,57 olarak saptanmıştır. Sanal kontrastsız görüntülerde, hasta grubunda ortalama dansitesi

16,53±6,57 HU, kontrol grubunda ortalama dansitesi 0,38 ±11,89 HU olarak saptanmıştır. Overlay görüntülerde hasta grubunda ölçülen ortalama dansite 33,01±6,68 HU, kontrol grubunda ortalama dansite 17,97±10 HU olarak saptanmıştır. Mikst görüntülerde hasta grubunda ortalama dansite 57,23±13,22 HU, kontrol grubunda ortalama dansite 18,59±16,64 HU olarak bulunmuştur.

Kolelitiazis hastalarında 40 keV sanal monokromatik görüntüde safra taşları ve safra arasındaki dansite farkı 1 hastada(%6,7) 20-40 HU,6 hastada (%40) 40-60 HU, 2 hastada(%13,3) 60-80 HU, 4 hastada(%26,7) 80-100 HU ve 2 hastada(%13,3) 100 HU'dan fazladır. 70 keV sanal monokromatik görüntüde bu fark 10 hastada(%66,7) 10 HU'dan küçük, 3 hastada (%20) 10-20 HU, 2 hastada(%13,3) 20 HU'dan fazladır. 190 keV sanal monokromatik görüntüde ise bu fark 5 hastada(%33,3) 10-20 HU, 4 hastada (%26,7) 20-30 HU, 3 hastada(%20) 30-40 HU, 3 hastada(%20) 40 HU'dan fazladır.

Akut mezenter iskemi hastalarında 40 keV sanal monokromatik görüntüde nekrotik ansta ortalama dansite -9,88±7,18, normal ansta ortalama dansite 168,15±21,5 olarak bulunmuştur. İyot haritasında nekrotik ansta ortalama dansite -6,3±9,82, normal ansta ortalama dansite 75,92±10,9 olarak bulunmuştur. 120 kVp konvansiyonel BT görüntüsünde nekrotik ansta ortalama dansite 4,33±13,06, normal ansta ortalama dansite 48,42±9,31 olarak bulunmuştur.

Sonuç: DEBT'nin idrar taşlarının kimyasal bileşimini karakterize etmede etkili olduğu gösterilmiştir ve gelecekte standart görüntüleme yöntemi olarak helikal kontrastsız BT'nin yerini alacaktır. Düşük enerji düzeylerinde oluşturulan sanal monokromatik görüntülerde akut apandisit daha kolay saptanabilir. Düşük keV sanal monokromatik görüntüleme, kalsifiye olmayan safra kesesi taşlarının belirginliğini artırarak tespit edilebilirliklerini arttırmaktadır. İyot haritası ve 40-keV monoenerjetik görüntüler, AMİ'nin belirginliğini artırarak, geleneksel BT görüntülerine kıyasla gelişmiş tanısal doğruluk sağlar.

Anahtar Kelimeler: BT, Dual enerji BT, ürolitiazis, akut apandisit, kolelitiazis, akut mezenter iskemi

ABSTRACT

Diagnostic Effectiveness of Dual Energy CT in the Evaluation of Abdominal Emergency Pathologies

Aim: We aimed to demonstrate the diagnostic efficiency of dual energy CT in some abdominal emergency pathologies.

Material and Method: Between August 2019 and August 2020, DECT was applied to 210 patients who were admitted to the emergency department with the complaint of abdominal pain and were suspected of urolithiasis, acute appendicitis, cholelithiasis and acute mesenteric ischemia. 56 patients diagnosed with urolithiasis, 20 patients diagnosed with acute appendicitis and 20 control group, 15 patients diagnosed with cholelithiasis and 11 patients diagnosed with acute mesenteric ischemia were included in the study. In urolithiasis patients, the location and size of the stone, its type after analysis with DEBT, its attenuation at high and low energy levels and their ratio to each other were investigated In patients with acute appendicitis, the maximum diameter of the appendix, 40 keV, 80 keV and 190 keV monochromatic images, and the density of virtual non-contrast, iodine map and mixed images were measured and compared with the control group. The densities of gallstones and gallstones were measured in monochromatic images of 40 keV, 70 keV, 90 keV, 120 keV, 150 keV and 190 keV in patients with cholelithiasis and the difference between them was demonstrated. Stone presence in patients was confirmed by MRI. In patients with acute mesenteric ischemia, density measurements were made between the necrotic bowel loop and the perfused bowel loop in 40 keV, iodine map images and 120 kVp images and the density difference between the loops was recorded. As a result of these differences, images were compared in terms of superiority in diagnosis.

Results: In patients with urolithiasis, the lowest and highest attenuation raterange is 0.81-1.07 for uric acid stone, 1.33-1.51 for calcium oxalate stone, 1.44-1.65 for hydroxyapatite stone and for cystine stone was found to be 1-1.4. In appendicitis patients; In 40 keV virtual monochromatic images mean density was calculated as 164.94 ± 25.92 HU in the patient group and 63.74 ± 38.25 in the control group. In 80 keV virtual monochromatic images mean density was calculated as 54.75 ± 11.44 HU in the patient

group and 16.51 ± 14.58 in the control group. In 190 keV virtual monochromatic images mean density was calculated as 27.81 ± 8.69 HU in the patient group and 4.29 ± 11.57 in the control group .In virtual non-contrast images mean density was calculated as 16.53 ± 6.57 HU in the patient group and 0.38 ± 11.89 HU in the control group. In overlay images mean density was calculated in the patient group as 33.01 ± 6.68 HU and 17.97 ± 10 HU in the control group. In mixed images the mean density was calculated as 57.23 ± 13.22 HU in the patient group and 18.59 ± 16.64 HU in the control group.

Density difference between gallstones and bile in 40 keV virtual monochromatic image in cholelithiasis patients was 20-40 HU in 1 patient (6.7%), 40-60 HU in 6 patients (40%), 60-80 HU in 2 patients (13.3%) ,80-100 HU in 4 patients and more than 100 HU in 2 patients. In 70 keV virtual monochromatic image, this difference is less than 10 HU in 10 patients (66.7%), 10-20 HU in 3 patients (20%), and more than 20 HU in 2 patients (13.3%). In 190 keV virtual monochromatic image, this difference was 10-20 HU in 5 patients (33.3%), 20-30 HU in 4 patients (26.7%), 30-40 HU in 3 patients (20%), and more than 40 HU in 3 patients (20%).

In patients with acute mesenteric ischemia, the mean density in the necrotic loop was -9.88 ± 7.18 in the virtual monochromatic image of 40 keV, and the mean density in the normal loop was 168.15 ± 21.5. On the iodine map, the mean density was -6.3 ± 9.82 in the necrotic loop, and 75.92 ± 10.9 in the normal loop. In the 120 kVp conventional CT image, the mean density was 4.33 ± 13.06 in the necrotic loop and 48.42 ± 9.31 in the normal loop.

Conclusion: DECT has been shown to be effective in characterizing the chemical composition of urinary stones and will replace helical unenhanced CT as the standard imaging method in the future. Acute appendicitis can be detected more easily in virtual monochromatic images created at low energy levels. Low keV virtual monochromatic imaging increases the prominence of non-calcified gallstones and increases their detectability. The iodine map and 40-keV monoenergetic images increase the prominence of AMI, providing improved diagnostic accuracy compared to conventional CT images.

Keywords: CT, Dual energy CT, urolithiasis, acute appendicitis, cholelithiasis, acute mesenteric ischemia

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Acil servise başvuran hasta popülasyonunun önemli bir kısmını karın ağrısı şikayeti olan hastalar oluşturur. Mevcut şikâyet olan karın ağrısının yeterince iyi değerlendirilebilmesi ve hastaya gerekli uygun tedavinin verilebilmesi için iyi anamnez alınması, ağrıya neden olabilecek karın içi ve dışı nedenlerin ve mekanizmalarının iyi bilinmesi gerekmektedir.

Başlangıcı üzerinden en fazla 1 hafta geçmiş olan ağrıya akut ağrı denir. Böyle karın ağrısı olan hastaların hızlı bir şekilde değerlendirilmesi ve ivedi bir şekilde tanısının konması gerekir. Akut karın sendromu her zaman acil cerrahi yaklaşım gerektirmediğinden dolayı ayırıcı tanının yapılması önemlidir. Akut karın ağrısı şikayetiyle başvuran hastaların tamamı ele alındığında hastaların yaklaşık %40'ında bilinen formlara uymayan, herhangi bir nedenle açıklanamayan ve çoğu zaman izlemdeyken kendiliğinden geçen ağrı paterni bulunur(1). Karın ağrısı şikayeti ile acil servise başvuran hastaların tanısı, ayırıcı tanısı, operasyon, yatış veya taburculuk endikasyonlarından hangisinin olduğu, sonrasında poliklinik kontrolünün gerekliliği hekim tarafından karar verilmesi gereken önemli unsurlardır. Bu gibi durumlarda hastanın anamnez ve fizik muayenesiyle beraber laboratuvar verileri ve görüntüleme yöntemleri sonuca varmada önemli ölçüde kolaylık sağlar.

Akut karın ağrısına neden olan hastalıkların bir kısmında teşhis karakteristik anamnez, fizik muayene bulguları ve laboratuvar verileriyle beraber kolaylıkla yapılabilirken radyolojik görüntüleme bulguları da tanı koymada oldukça yararlıdır. Karın ağrısıyla başvuran hastalarda direkt grafi, ultrasonografi (USG) ve bilgisayarlı tomografi (BT) sıkça kullanılmaktadır.

Teknolojinin ilerlemesiyle beraber BT'de tek detektörlü tarayıcı sistemleri yerine çok detektörlü tarayıcı sistemleri kullanılmaya başlanmış ve bu değişim abdominal bölgenin görüntülenmesini ciddi anlamda etkilemiştir. Acil abdominal vakalarda çok dedektörlü bilgisayarlı tomografi(ÇDBT) ile karın değerlendirmesi uzun süredir referans standart olarak kabul edilmiş ve onaylanmıştır(2, 3). Erişilebilirliği, yüksek tanısal

doğruluğu ve vaka yönetimi üzerindeki etkisi, ÇDBT'yi dünyadaki acil servislerde birinci basamak araç haline getirmiştir(4).

Araştırmacılar, 1970'lerin sonunda, BT'nin ilk yıllarında dual enerjili bilgisayarlı tomografi(DEBT) ile deneysel araştırma yapsalar da, DEBT 2006'dan beri klinik uygulamada kullanılmaktadır(5, 6) ve BT teknolojisindeki gelişmeler DEBT'nin konvansiyonel tek enerjili BT ile karşılaştırıldığında radyasyon dozu, aşırı gürültü, zayıf uzaysal çözünürlük ve uzun edinme süresi gibi dezavantajlarını iyileştirmeyi hedeflemektedir(7). DEBT akut karın süreçlerinin değerlendirilmesinde zaten var olan çok sayıda klinik uygulamasıyla gelecek vadeden bir araç olarak ortaya çıkmıştır.

Çalışmamızda, acil servislerde karşılaşılan akut karın ağrısının önemli kısmını oluşturan bazı akut karın nedenlerinin (safra kesesi taş hastalığı, böbrek ve toplayıcı sistem taş hastalığı, akut apandisit ve akut mezenter iskemi) görüntülenmesinde DEBT prensipleri ve ana klinik uygulamaları ele alınmaktadır. Gastrointestinal, üriner, vasküler ve biliyer sistemlerin değerlendirilmesinde DEBT'nin ek katkısı gözden geçirilmiştir. Özellikle ele alınan konular kalsifiye olmayan safra kesesi taşlarının tanısında DEBT'nin kullanılabilirliğini ortaya koymak, akut apandisit tanısında DEBT'nin rolünü sorgulamak ve hangi enerji seviyesindeki sanal görüntünün daha etkin olduğunu ortaya koymak, renal ve toplayıcı sistem taşlarının tanısı ve değerlendirilmesinde DEBT'nin rolünü ortaya koymak ve akut mezenter iskemi tanısında DEBT'nin 120 kVp konvansiyonel BT ile karşılaştırmalı tanısal etkinliğini ortaya koymak sayılabilir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Akut Karın Ağrısı

Akut karın, karın bölgesinde beliren, aniden başlayan ve acil cerrahi girişim gerektirebilecek non-travmatik ağrıya denir. Literatürde son 1 hafta içerisinde ortaya çıkan karın ağrısı olarak da nitelendirilmektedir(8).Sıklıkla intraabdominal nedenlerle ortaya çıkan bu sendromda tanı ile tedavinin gecikmesi prognozu olumsuz yönde etkileyen en önemli etmendir.

2.1.1. Acil Serviste Akut Karın Ağrısına Yaklaşım

Dünya genelinde acil servise başvuran hasta grubunun önemli kısmını karın ağrısı şikayeti olanlar oluşturmaktadır. Karın ağrısının doğru bir şekilde değerlendirilmesi ve hastaya en iyi tedavinin sunulabilmesi için hastanın anamnezinin iyi alınması, karın içi ve dışı ağrı sebepleriyle mekanizmalarının iyi bilinmesi gerekmektedir(9). Başlama zamanından itibaren en fazla 1 hafta geçen ağrıya "akut ağrı" denir. Akut ağrı ile başvuran hastaların hızlı bir şekilde değerlendirilmesi ve tanısının olabildiğine çabuk konması gerekir. Akut karın ağrısı olan hastaların yaklaşık %40'ında bilinmeyen formda, sebebi çoğu zaman açıklanamayan ve izlemde ağrıları kendiliğinden geçen karın ağrısı bulunur.

Acil servise başvuran karın ağrısı olan hastanın değerlendirilmesinde ilk yapılması gereken ağrının akut olup olmadığına karar vermektir. Daha sonra doğru anemnez ve fizik muayene ile vakit geçirmeden sebebin dahili mi cerrahi mi olduğu anlaşılmalıdır. Hastanın hemodinamik stabilitesi sağlandıktan sonra ileri tanı yöntemlerine başvurulur. Akut karın ağrısı nedenleri orijin aldığı bölgeye göre sınıflandırılabilir (Tablo 1).

Tablo 1.1.Kaynaklandığı yere göre karın ağrısı sınıflaması

1-İNTRAABDOMİNAL NEDENLER	
a)Yaygın Peritonit	• Organ perforasyonları • Primer bakteriyel peritonit • Non-bakteriyel peritonit • Ailevi Akdeniz Ateşi
b)Lokalize Peritonit	• Apandisit • Kolesistit • Akut kolon divertikülü • Pankreatit
c)İskemi	• İntestinal anjina veya enfarktüs: Arteriyel stenoz, emboli, poliarteritis • Splenik enfarktüs • Torsiyon: Safra kesesi, dalak, over kisti, testis, omentum, apendiks • Tümör nekrozu: Hepatoma
d)Organların Genişlemesine Bağlı Ağrılar	• İntestinal obstrüksiyon • Safra yolları obstrüksiyonu • Üreter obstrüksiyonu • Karaciğer kapsül gerilmesi: Akut hepatit, sağ kalp yetmezliği, Budd-Chiari sendromu • Renal kapsül gerilmesi: Üreter obstrüksiyonu • Aort anevrizması
e)Metabolik Nedenler	• Diabetes mellitus • Porfiria • Akut sürrenal yetmezlik
f)Retroperitoneal Tümörler	
g)Toksinler	• Hipersensitivite reaksiyonları • İlaçlar: Kursun intoksikasyonu vs.
h)Diğer Nedenler	Kas zedelenmeleri, hematom veya tümör
2-EKSTRAABDOMİNAL NEDENLER	
a)Torasik	• Pnömoni • Pulmoner emboli • Pnömotoraks • Ampiyem • Koroner arter hastalığı • Myokardit • Özefajit • Özefagus rüptürü
b)Nörojenik	• Radikülit: Spinal kord, periferal sinir tümörü

2.1.2. Akut Karın Sendromuna Neden Olan Ağrılar

2.1.2.1. Ani Başlayan Ağrılar

Hastanın ağrının başladığı anı söyleyebildiği, nedene göre hastanın şoka girebileceği ani başlayan ağrıdır. Perforasyon ve peritonit gibi nedenlerle abdominal hassasiyet meydana gelebilir. Bu tip ağrıların başlangıcında ateş ve lökositoz genelde beklenmez.

2.1.2.2. Hızlı Oluşan Ağrılar

Üzerinden yaklaşık 1 saat geçen ağrılar olup obstrüksiyon, inflamasyon, üreter taşı gibi olayların karakteristik yansımasıdır. Hasta hareket etmemeyi tercih ediyor ise peritonit, yavaş hareket ediyorsa biliyer kolik, intestinal obstrüksiyon gibi visseral ağrıların varlığına inanılır. Üst karın ağrılarında akla ilk olarak akut kolesistit, pankreatit veya perfore peptik ülser gelmektedir. Orta karına lokalize ağrılarda apandisit, mezenterik vasküler hadiseler ve intestinal obstrüksiyon sıklıkla nedendir. Alt karın ağrılarında ise apandisit, divertikülit, üreter koliği, ektopik gebelik veya over torsiyonu neden olabilir. Sağ alt kadranda Mc Burney noktasında ortaya çıkan ağrı öncelikle apandisiti akla getirir. Kusma genellikle ağrı ile başlarken cerrahi ağrılarda ağrı kusmadan önce meydana gelir. Safrasız kusma da pilor stenozu, fekaloid kusmalarda ise orta ve üst intestinal obstrüksiyon sebeptir. Pankreatit, divertikulit, apandisit ve kolesistitte titreme ve 39°C'den fazla ateş görülebilir.

2.1.2.3. Kademeli Ağrı

Başlangıçtan itibaren 12-24 saat içinde ağrı tepe noktasına ulaşır. Semptomlar yavaş geliştiği için klinisyen yanlış düşünce içine girebilir. Bu nedenle doğru erken tanı için başlangıçta muayenenin tekrar edilmesi gerekir.

2.1.3. Akut Karına Neden Olan Bazı Hastalıklar

2.1.3.1. Böbrek ve Toplayıcı Sistem Taş Hastalığı (Ürolitiazis)

Böbrek taşı hastalığı, nüfusun yaklaşık %10-14' ünü temsil eden yaygın bir klinik sorundur, böbrek taşlarını oluşturan farklı kimyasal bileşikler vardır; sayıları yaklaşık on altıdır, bunların çoğu nadirdir. Taş oluşturan en yaygın kimyasal bileşim kalsiyum oksalat ve hidroksiapatit(% 70), kalsiyum fosfat (% 20), ürik asit (% 8) ve sistindir (% 2)(10, 11). Böbrek taşı hastalığının ana şikayeti, idrar aciliyeti, hematüri, bulantı ve kusmanın eşlik ettiği aralıklı yan ağrısıdır(12). Tedavi edilmeyen idrar taşı, tıkalı idrar yolu enfeksiyonuna yol açabilir, bu da ürosepsis, piyelonefrit ve üreterik darlıklara zemin hazırlayabilir. Uzun süreli idrar tıkanıklığı da böbrek yetmezliğine ve son dönem böbrek hastalığına neden olabilir(13).

Kontrastsız helikal BT ile üriner taşlı hastalar değerlendirilir; taşların varlığı, boyutu ve yeri hakkında bilgi edinilir(14).

2.1.3.2. Akut Apandisit

Akut karın ağrısının en sık nedenlerinden biridir. Epigastrik ve paraumblikal bölgede başlayan ağrı daha sonra sağ alt kadrana iner. İlk ve en sık görülen klinik bulgu iştahsızlıktır. Bulantı ve kusma ile McBurney noktasında palpasyonla ağrı ve hassasiyet görülür. Son yıllarda tanı ve tedavide laparoskopi sıklıkla kullanılmaya başlanmıştır. Bu hastalarda apendektomi ile morbidite oranı yaklaşık %3,1 iken, tedavide geç kalınmış ve perforasyon durumu gelişmiş hastalarda bu oran yaklaşık %47,2'dir(15). Batın sağ alt kadrana lokalize enflamasyon ve abseyi göstermesi nedeniyle BT bu olgularda non-invazif altın standart görüntüleme yöntemidir(16).

2.1.3.3. Safra Kesesi ve Safra Yolları Hastalıkları

Safra taşı hastalığı, gelişmiş toplumlarda yaygın ve önemli bir sağlık sorunudur ve yetişkin nüfusun % 10-15'ini etkiler. Amerika Birleşik Devletleri'nde her yıl yapılan en yaygın elektif abdominal cerrahi kolesistektomi olmakla beraber, gastrointestinal

problemlerle ilgili hastaneye yatışların en önemli nedenlerinden de birini oluşturmaktadır(17). Safra kesesi taşı olan kişilerin çoğu semptom geliştirmeyecek olsa da, küçük bir kısmı kolesistit, akut pankreatit, safra taşı ileus, tıkayıcı sarılık ve safra kesesi kanseri gibi yaşamı tehdit eden komplikasyonlar yaşayabilir. Bu nedenle, semptomatik safra taşı hastalığının erken ve doğru tespiti, ilişkili komplikasyonları azaltabilir ve potansiyel olarak sağlık bakımı maliyetlerini azaltabilir.

Acil serviste sıklıkla karşılaşılan ve akut karın ağrısına neden olan hastalıklardan biri akut kolesistittir. Akut kolesistit, safra taşlarının sistik kanalı tıkaması nedeniyle oluşan safra kesesi inflamasyonudur. Meydana gelen olguların yaklaşık %90-95'inde taşlı kolesistit , %5-10'unda taşsız kolesistit görülür. Klinik olarak hastalarda ateş, titreme, bulantı, kusma ve sağ üst kadran ağrısı bulunur. Fizik muayenede; hasta sağ üst kadranda derin palpasyonda inspiryumda ağrı hisseder ve nefesini tutar.(Murphy bulgusu) Tanıya yönelik ilk uygulanan ve en önemli görüntüleme yöntemi USG'dir, yaklaşık olarak hassasiyeti %85-95, özgüllüğü %64-100'dür(18).

Kolelitiazis, yemekten sonra meydana gelen sağ üst kadran veya epigastrik ağrı ile sıklıkla bele ve sırta yayılabilen kolik tarzda ağrıya neden olur. Bulantı ve kusmaya neden olabilir. Kolelitiazis, tedavide yapılan kolesistektomi ile en sık uygulanan elektif abdominal cerrahi nedenlerinden biridir. Safra taşlarının erken ve doğru tespiti ile tedavisi, ilişkili komplikasyonları azaltabilir ve sağlık bakım maliyetlerini potansiyel olarak azaltabilir.

Kolanjit ise kolesistit bulgularına ek olarak mental durum bozukluğu ,sarılık ve şok tablosunun görülmesine neden olur. Serum bilirübin düzeyinde artışta eşlik eder(19).

2.1.3.4. Akut Mezenter İskemi

Akut mezenter iskemi(AMİ) abdominal bir acil durumdur ve ilişkili tüm nedenlere bağlı mortalite aralığı %59-93'tür(20). Klinik prezentasyon spesifik olmayabilir ve akut karnın diğer nedenleriyle önemli ölçüde örtüşür ve bu da genellikle tanıda gecikmelere neden olur. Anında müdahaleye izin veren erken teşhis, iyileştirilmiş hasta sonuçlarıyla

ilişkilendirilmiştir; bir çalışmada, müdahale, semptom başlangıcından sonraki 12 saat içinde meydana gelirse, mortalitede % 58 azalma olduğu bildirilmiştir(21).

Akut arteriyel tromboembolik oklüzyon, vakaların yaklaşık% 60'ında altta yatan nedeni temsil eder(22). Venöz oklüzyon, mekanik bağırsak tıkanıklığı ve sistemik hipoperfüzyon önemli diğer nedenlerdir. Sonuçlar ve tedavi etyolojiden büyük ölçüde etkilenir ve görüntüleme açısından, uygun tedaviyi yönlendirmek için bağırsak iskemisinin yerini, şiddetini ve nedenini belirlemek gerekir(23). AMİ tanısı için konvansiyonel BT'nin bildirilen duyarlılığı %60 ila %87 arasında değişmekte olup, özgüllüğünün % 93-100 kadar yüksek olduğu bildirilmiştir(24, 25). Nonokluziv iskemi nedenlerinin konvansiyonel BT'de teşhis edilmesi daha zor gibi görünmektedir, bir çalışma iskemi obstrüksiyon ile ilişkili olduğunda % 14.8 duyarlılık bildirmektedir(26).

2.1.4. Akut Karın Ağrılı Hastaya Yaklaşım

2.1.4.1. Anamnez

Karın ağrısının şekli, lokalizasyonu, yayılımı ve eşlik eden diğer semptom ile bulgular önemlidir. Üriner sistem, gastrointestinal sistem, safra kesesi ve yolları gibi lüminal organlarda meydana gelen ağrılar kolik ağrı şeklinde adlandırılır. Bu ağrılar belirli periyotlarda şiddetlenen ve rahatlayan tipte ağrılardır. Bununla beraber gastrointestinal sistem perforasyonunda, akut apandisit rüptüründe ve akut pankreatit gibi patolojilerde devamlı keskin bir ağrı görülür.

Ağrının yeri, şekli, başlama zamanı, başlama zamanıyla bulantı ve kusmanın ilişkisi sorgulanmalıdır. Bağırsak alışkanlığı, diyare ve konstipasyon epizotlarını da içerecek şekilde öğrenilmelidir. Hastanın ağrı kesici ilaç kullanım durumu da öğrenilmesi gereken önemli konulardan biridir.

Anamnez sırasında ağrının karakteristiğini ortaya çıkarmak için ağrının başlangıç zamanı, lokalizasyonu, yoğunluğu ile ağrıyı arttıran ve azaltan faktörler açığa kavuşturulmalıdır. Hastanın özgeçmişi ve soygeçmişiyle alakalı sorgulama da tanıya ulaşmada kolaylık sağlar.

2.1.4.2. Fizik Muayene

Akut karın ağrısı ile acil servise başvuran hastalarda fizik muayene tanıya ulaşma yönünden çok önemlidir. Sistematik uygulanan fizik muayene içinde detaylı ve dikkatli yapılan karın muayenesi, tanıya ulaşmada çok kıymetli bilgiler sunar. Karın muayenesinde sırasıyla inspeksiyon, oskültasyon, perküsyon ve palpasyon yapılırken, ateşin ölçülmesi ve rektal muayene de mutlaka yapılması gereken muayenelerdir. İnguinal ve femoral bölgelerin değerlendirilmesi, genital bölgenin muayenesi ve özellikle kadın hastalarda pelvik değerlendirme tanıyla ilgili kıymetli bilgiler verir. Akut karın ağrısı olan hastaların yaklaşık %75-80'inde anamnez ve fizik muayene tanıya ulaşmada yeterli olabilmektedir. Burada özellikle atlanmaması gereken nokta, semptom ve fizik muayene bulgularının bazı hastalıklarda henüz erken dönem olması nedeniyle daha silik ve belirsiz olabileceğidir(27).

Muayenede inspeksiyonda insizyon skarlarına, cildin rengine, karnın solunuma iştirak edip etmemesine, oskültasyonda barsak seslerinin özelliklerine, perküsyonda bölgesel timpanizmin ve matitenin değerlendirilmesine, palpasyonda ise peritoneal irritasyon bulgularına (karında hassasiyet, defans, rebound ve rijidite) özellikle dikkat edilmelidir.

2.1.4.3. Laboratuvar Testleri

Laboratuvar testleri öykü ve fizik muayene doğrultusunda muhtemel ön tanıları desteklemek veya ayırıcı tanıları dışlamak için kullanılır. Tam kan sayımı, kan elektrolitleri, kan şekeri, kan gazları, kanama ve pıhtılaşma zamanı, karaciğer fonksiyon testleri, kreatinin, idrar analizi, gaitada gizli kan yine gerekli olduğu hallerde amilaz ve lipaz bakılması gereken başlıca testlerdir. Beyaz kürede bir artış veya belirgin lökositoz, periferik yaymada sola kayma da varsa ciddi bir enfeksiyonu gösterir. Düşük beyaz küre ise viral enfeksiyonlar açısından uyarıcıdır

Renal kolik veya üriner sistem enfeksiyon şüphesi durumunda tam idrar tahlili mutlaka yapılmalıdır. Gastrointestinal sistem kanaması akut karında nadir görülen bir durum olmakla beraber gaitada gizli kan testi çok faydalı olabilir. Reprodüktif dönemdeki

bayanlarda gebelik testi istenmelidir. Soygeçmişinde kalp hastalığı öyküsü bulunanlarda elektrokardiyografi çekilmeli, kardiyak enzimlere mutlaka bakılmalıdır.

2.1.4.4. Görüntüleme Yöntemleri

Akut karın ağrısı ile acil servise başvuran her hastadan mutlaka posterior anterior akciğer grafisi istenmelidir. Bu tetkik preoperatif değerlendirme açısından gerekeceği gibi akut batını taklit eden diafragma üstü lezyonları da gösterir. Perforasyon durumlarında, serbest havanın diafragma altında lokalize olup görüntülenebilmesi için hasta 5-10 dakika kadar dik pozisyonda oturmalı ve ondan sonra her iki diafragma altı görülecek şekilde filmi çekilmelidir.

Belirgin bir abdominal hassasiyeti veya distansiyonu olan, safra yolları veya toplayıcı sistem taş hastalığı ile organ perforasyonundan şüphelenilen her hastadan direkt batın grafileri mutlaka istenmelidir. Akut karın ağrılı hastalardaki direk grafinin sensitivitesi %64, spesifitesi %68'dir(28). Ayakta direkt karın grafisinde, içi boş organlarda gaz birikmesi, diafragma altı, safra yolları ve bağırsak duvarı dışındaki serbest veya normal hava, solid organların kontürü ve peritoneal yağ çizgileri ile radyoopak olusumlar iyice gözlenmelidir.

USG ses dalgalarının yansıma özelliğini kullanarak çalışan, hasta ve radyolog bağımlı, ucuz ve noninvaziv görüntüleme yöntemidir. Belirgin bir peritonit kliniği göstermeyen stabil hastalarda USG ancak direkt karın grafileri incelendikten sonra istenmelidir. Bu yöntem akut kolesistit veya kolanjit, karın içi abselerin, retroperitoneal ve pelvik kitlelerin tanısını koymada önemli rol oynar. USG'nin yapan kişiye bağlı olmasına ve obez hastalarda zor olmasına rağmen akut apandisit tanısında güvenirliği %71-97 arasındadır(29).

BT pankreas ve retroperitoneal patolojiler ile abdominal kitle araştırmasında bize faydalı bilgiler sunar. Gastrointestinal sistem perforasyonunda, az miktarlardaki serbest havayı bile gösterebilmesiyle bu anlamda direk grafilerden daha üstündür. İntraperitoneal hava teşhisinde BT'nin duyarlılığı %92 iken, direk grafilerin duyarlılığı %74 olarak belirlenmiştir(30). BT abdominal enfeksiyonların tanısında diğer yöntemlere kıyasla daha

faydalıdır. Akut karın ağrısı ile gelen hastalarda BT'ye ancak rutin muayene ve tetkiklerle tanısı net olarak konulamayan hastalarda, nedeni tam olarak anlaşılamayan mekanik barsak obstrüksiyonlarında ve geçirilmiş abdominal cerrahi öyküsü olan hastalarda başvurulmalıdır.

Manyetik rezonans görüntüleme (MRG); sinir sistemi ve yumuşak dokuyu iyi değerlendirmesine karşın akut karın hastalıklarında kullanımı pek yaygın değildir. Genellikle safra kesesi ve safra yolları ile ilgili patolojileri ortaya koymak amacıyla manyetik rezonans kolanjiopankreatografi (MRKP) tercih edilir(31).

2.2. Bilgisayarlı Tomografi(BT)

Tomografi, Yunanca tomos (kesit) ve graphia (görüntü) kelimelerinden oluşan ve vücuttan kesit şeklinde görüntü alma işlemine verilen addır. BT, X-ışını aracılığıyla insan vücudunun kesitsel görüntülemesidir. Kesitsel görüntüler, X-ışınının vücuda nüfus etmesiyle meydana gelen atenüasyon katsayılarının hesaplanması daha sonra da bilgisayar programları aracılığıyla rekonstrükte edilmesi ile oluşur (32). BT, günlük pratikte sıklıkla kullanılan tanısal görüntüleme yöntemlerinden biridir.

2.2.1. Tarihçe

Elde edilen projeksiyon datasından görüntü oluşmasıyla ilgili matematiksel teori ilk kez Avusturyalı matematikçi Johann Radon tarafından 1917 yılında ortaya konmuştur (33). BT'nin teorisi 1963 yılından Amerikalı fizik profesörü Allan MacLeod Cormack tarafından geliştirilmiştir(34). Cormack, insan vücudundan geçen radyasyonu ölçerek radyasyon emilim dağılımını hesaplayan bir yöntem geliştirmiştir fakat çalışmalarını pratikte uygulayamamıştır. İngiliz mühendis Sir Godfrey Hounsfield, 1967-1972 yılları arasında önceki çalışmalardan habersiz ilk BT cihazını kullanıma sunmuştur(34). Hounsfield'in ilk olarak Londra'da Atkinson Morley Hastanesi'ne kurulmuş olan prototip BT cihazı 80x80 piksel maksimum görüntü matriksine ve yaklaşık 300 saniye rotasyon zamanına sahipti. Hounsfield ve Cormack bu çalışmaları nedeniyle 1979 yılında "Bilgisayar destekli tomografinin gelişimi" isimli Nobel ödülüne layık görülmüşlerdir.

2.2.2. Bilgisayarlı Tomografinin Gelişimi ve Jenerasyonları

Bilgisayarlı tomografinin klinik kullanıma girmesiyle beraber BT teknolojisinde hızlı gelişmeler meydana gelmiştir. Bilgisayarlı tomografinin zamanla hızla artan birçok performans özelliği içinde, artan tarama hızının her zaman en yüksek önceliğe sahip olması BT teknolojisindeki hızlı gelişimin en önemli sebeplerinden biriydi. Yıllar içinde ilerleyen teknolojiyle beraber hacimsel verilerin elde edilmesi, üç boyutlu uzaysal çözünürlük, görüntü kalitesi ve klinik uygulamalar ile diğer birçok faktör gelişim göstermiştir. Bu gelişmelerle beraber farklı özelliklere sahip BT cihazları üretilmiştir.

1. Jenerasyon: Tek bir dedektörün kullanıldığı bu jenerasyon BT cihazında tüpten X-ışınları kalem şeklinde çıkmaktaydı. Tüp ile dedektör senkronize ve birbirine paralel hareket ederek objeyi taramaktaydılar. Sonrasında bir derece dönerek yine senkronize bir şekilde aynı işlem tekrar edilirdi. Bu şekilde X-ışını tüpü ile detektör obje etrafında 180 derece dönerdi. Veriler 1 derecelik dönüşler arasında işlendiğinden tek kesitin alınması 4,5 dk, verilerin işlenmesi ve görüntünün oluşturulması ise 20 dk sürmekteydi.

2. Jenerasyon:1970’ li yılların sonunda ortaya çıkan bu cihazlarda çok sayıda dedektör ve kalem ucu yerine yelpaze şeklinde X-ışını demeti kullanılmıştır. Veriler 10 derecelik dönüşler arasında işlendiğinden tek kesitlik görüntü alınma süresi 18 sn’ ye inmiştir (35). Daha kısa süreli tarama zamanı ve birden fazla dedektör kullanılmasıyla daha ayrıntılı görüntüler elde edilmiştir.

3. Jenerasyon: BT nin dünya geneline yayılmasını sağlayan ve günümüzde en fazla kullanılan temel jenerasyondur. 1980’li yılların başında kullanılmaya başlanmış olup X-ışını tüpüyle beraber dedektöründe hasta etrafında döndüğü, günümüzde spiral ve çok dedektörlü cihazlarında kullandığı rotasyon/rotasyon prensibine uygun çalışmaktadır. Bu cihazlarda da kolime edilmiş X-ışını demeti yelpaze şeklindedir ve tek dönüşte birden fazla kesit alabilme özelliğindedir.

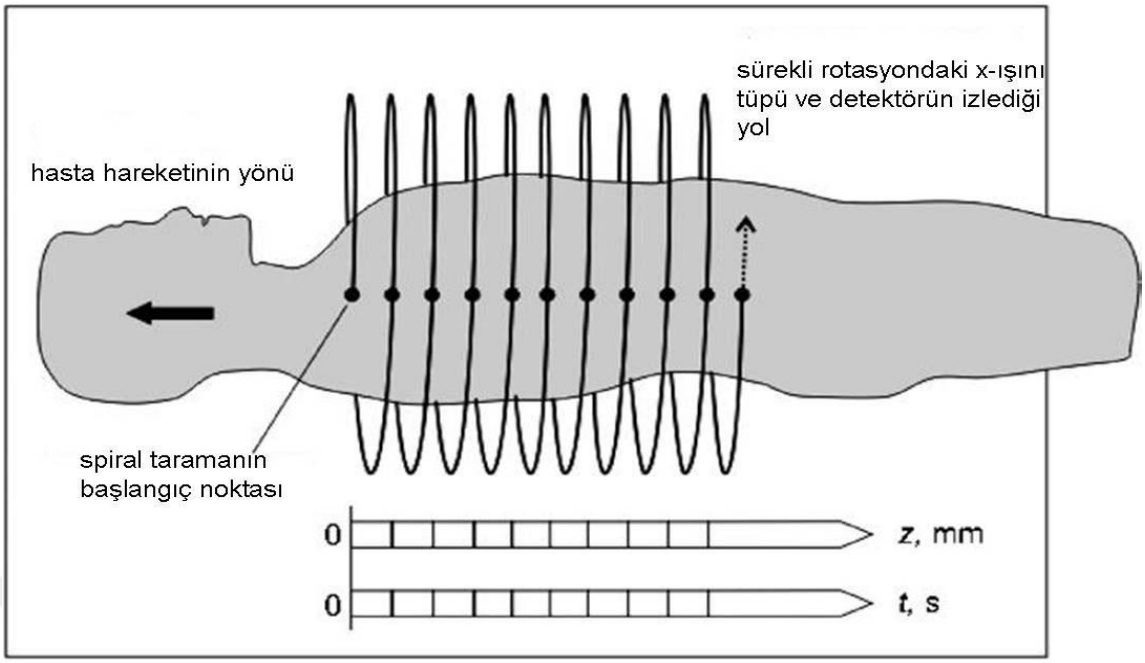
4. Jenerasyon: Bu sistemde sabit dedektörler gantrinin içerisine 360 derece dizilmiştir ve yelpaze şeklinde X-ışını demeti gönderen tüp hareketlidir. Kesit alma süresi

1-2 sn'ye kadar düşürülmüştür. Tüpün devamlı dönmesini sağlayan bir takım teknolojik gelişmeler olmuştur. Tüpü ve detektörü bağlayan kablolar tüpün 360 derece devamlı dönmesini engelliyorlardı. Bunun için slip-ring teknolojisi geliştirildi. Solid-state dedektörler kullanılmaya başlandı. Slip-ring teknolojisi ile küçük iletken fırçalar bulunan sabit değme noktaları olan paralel dönen halkalar sayesinde devamlı dönme hareketi gerçekleştirildi. Bu halkalara iletilen elektrik akımı, durmaksızın dönmeyi sağlardı. Bu teknoloji helikal ve multislice BT'lerin de ortaya çıkmasına neden olmuştur. Çok sayıda dedektör ihtiyacı ve yüksek maliyet günümüzde kullanılmamasının temel nedenleridir.

5. Jenerasyon: Elektron beam tomografi olarak da adlandırılan bu jenerasyon 1985 yılında ortaya çıkmış ve hareketli tüp ile detektörler tamamen ortadan kaldırılmış olup gantry büyük bir X-ışını tüpü haline getirilmiştir. Elektron tabancası ile gantry içerisine yerleştirilen tungsten hedefe gönderilen elektronlar hasta üzerinden geçerek karşıda konumlanmış detektörlere ulaşmaktaydı. Kesit süresi 17-50 msn sürmekteydi. Yüksek maliyeti nedeniyle çok fazla yaygınlık gösterememiştir.

6. Jenerasyon:1990'lı yıllarda ortaya çıkmıştır. Slip-ring teknolojisindeki gelişmeler ve birden fazla sıralı dedektör sistemin ortaya çıkmasıyla çok kesitli/çok dedektörlü BT'ler meydana gelmiştir. Kesit süresi 1 sn'nin altına düşmüştür.

Çok kesitli BT çalışma prensibi olarak helikal BT'ye benzer fakat tek dönüşte helikal BT'den farklı olarak 4 ya da daha fazla (8, 16, 32, 40, 64, 256, 320) kesit alabilir(36). Buna olanak tanıyan hastanın z ekseni (baş-ayak ekseni) doğrultusunda dizilmiş çok sıralı dedektör sistemidir. 2000'li yılların başında tek tüp çok kesitli, ilk olarak 2006'da ise çift tüp çok kesitli BT'ler ortaya çıkmıştır.(Şekil 2.1)



Şekil 2.1. Helikal BT çalışma prensibi

2.2.3. Bilgisayarlı Tomografi Fiziği

2.2.3.1. Bilgisayarlı Tomografinin Bileşenleri

BT vücudu X-ışınını kullanarak kesitler halinde inceleyen bir yöntemdir. BT cihazı 3 ana bileşene sahiptir: Tarayıcı, bilgisayar ve görüntüleme ünitesi (37).

2.2.3.1.1. Tarayıcı

Hasta masası ve gantri tarayıcının iki bileşenidir. Hasta masası, hastanın üzerinde konumlandığı hareketli sistemin adıdır. Gantri ise içerisinde karşılıklı tüp ve detektörlerin yerleştirildiği hareketli masanın içerisine girdiği delikli yapıya verilen isimdir(38). Hareketli masa konsol tarafından kontrol edilerek gantrinin içerisine girip çıkabileceği şekilde tasarlanmıştır. Hareketli masa sayesinde vücudun farklı bölgelerinden görüntü alma şansı elde edilmiştir. Objenin istenilen bölgesinden görüntü almak için tüp ve detektör senkronize bir şekilde döner. Tüp X-ışını üretmektedir. Üretilen X-ışını kolime edilerek istenilen kalınlığa getirilir ve yelpaze şeklinde objeye oradan da detektörlere ulaştırılır(39). Kolimasyon sonucu görüntü kalitesi artarken hastanın alacağı radyasyon

dozu da azalır. Tüpte üretilen X-ışını objeden geçtikten sonra dedektörler tarafından algılanır ve bilgisayara gönderilir.

BT'de hastadan geçen ve atenüasyona (zayıflamaya) uğrayan X-ışınını algılayan üniteye dedektör denir. Dedektörlerde sıkıştırılmış olarak bulunan ksenon gazı hastadan detektöre ulaşan X-ışını tarafından iyonize olur. İyonize olan ksenon atom miktarı X-ışını fotonu sayısı ile doğrudan ilişkilidir (38).

Detektörden bilgisayara iletilen bilgiyle bir dizi matematiksel işlem sonrasında X-ışını yoğunluğuyla orantılı olarak elektriksel sinyal oluşturulur ve dijitalizasyon sonrası görüntü meydana gelir.

BT'de vertikal düzleme göre hareketli masa ile gantri arasındaki açı değiştirilerek oblik açılı kesitler de elde edilebilmektedir.

2.2.3.1.2. Bilgisayar

Bilgisayar, tarayıcıdan gelen bilgileri matematiksel işlem ve algoritmalarla değerlendirip işler. Bu işlemler sonucunda ortaya çıkan veriler, tarama alanını ifade eden ve sayılardan oluşan bir haritaya dönüştürülür. Bu sürecin tamamına "rekonstrüksiyon" denir. Harita, üretici firmaların belirledikleri sayıda eleman içerir. Haritanın eleman sayısı örneğin 256x256 şeklinde ifade edilir. Bu ifade bize haritada yatay şekilde sıralanan 256 çizgi ve her bir çizgide 256 eleman bulunduğunu gösterir. Yapılan matematiksel işlemler sonucunda bilgisayarın hafızasında objenin belli bir kesitine ait harita eleman sayısı kadar değer vardır. Elde olunan değer, o elemanın organizmada temsil ettiği noktanın X-ışınlarını zayıflatma gücü ile orantılıdır. Objedeki bu noktanın, kesit düzlemine paralel iki boyutu vardır. Uzunluk birimi x ile ifade edilirken genişlik birimi ise y ile ifade edilir. Ek olarak derinlik boyutu da vardır ki, x-ışını demet kalınlığına eşittir. Bu veriler sonucunda, odağımız hacim boyutunda ele alınır. İşte ortaya çıkan bu hacme "voksel" denir.

BT'de voksellerden elde edilen bilgi rakamsal olarak ifade edilmekte olup o vokselle ilgili görüntü ortaya konmaktadır (40).

2.2.3.1.2.1 Hounsfield Ünitesi

Hounsfield ünitesi, her bir vokselde hesaplanan X-ışını zayıflatma değerini standardize etmek için kullanılmaktadır. Hounsfield ünitesinde X-ışını atenüasyon değerleri -1000 ve +1000 arasındadır ve 2000 birim ile sınıflandırılmıştır. Bu ünitede suyun atenüasyon değeri 0, hava için bu değer -1000, kemik gibi çok yoğun dokular için bu değer 1000 olarak kabul edilmiştir. Yağ dokusu -60 ile -200 arasında değer alırken diğer yumuşak dokular 30-100 arasında atenuasyon değerine sahiptir.

2.2.3.1.3. Görüntüleme Ünitesi

Görüntüleme ünitesi, bilgisayar tarafından oluşturulan data matriksinin görüntüye dönüştürülmesini sağlar. Burada harita elemanlarına rakamsal değerlerine bakılarak gri skaladan bir renk kodu verilir. Meydana gelen harita bilgisayar ekranında, harita elemanlarının gri tonlarda renklendirilmelerinin ardından, siyahtan beyaza dek değişen renkleri içeren bir resime dönüşür. Bu resim, birçok noktacıktan oluşmaktadır ki; bu noktacıklar aslında renkle kodlanmıs harita elemanlarından meydana gelir. Sonuç olarak ortaya çıkan resmin en küçük elemanı olan noktacıklara "piksel" adı verilir. Resimdeki piksel sayısını ifade eden, noktacıkların ve çizgilerin birleşiminden oluşan örgüye de matriks (256X256, 512X512 gibi) adı verilir.

Renklerle kodlanmış harita olan bilgisayar görüntüsü, renklendirme kriterleri değiştirilerek üzerinde değişikliğe izin verir. Bu işleme pencereleme (windowing) denir (41).

İnsan gözü ile 20 adet gri ton ayırt edilebilir. Burada amaç, siyah ve beyaz arasında farklı spektrumlarda 20 tonu ayırt edebilen insan gözünün Hounsfield skalasındaki -1000 ile +1000 aralığında istediği oluşumları seçmesini sağlamaktır. Bu sistemde X-ışını zayıflatma değeri en yüksek piksellere beyaz renk verilirken en düşük değerlere siyah renk verilir ve azalan değerler ile giderek daha koyu gri tonlar ile boyama yapılır. Elimizdeki gri tonlarla tüm skalayı boyamak istersek 2000 HU'luk bir spektrumda insan gözü ile 20 adet gri ton ayırt edilebildiğinden her bir 100 ünite için bir gri ton kullanılacaktır. Bunun sonucunda da 30-100 HU aralığındaki yumuşak dokuların

birbirinden ayırt edilememesine neden olacaktır. Pencereleme ile gri renk skalasının oluşumların birbirinden ayırt edilmesini kolaylaştırdığı görülmüştür.

Pencereleme işleminde pencere genişliği(window width) ve pencere seviyesi (window level) adında iki ayar vardır. Pencere genişliği incelenmek istenen oluşumların hounsfield ünite değerini içine alıp ilgilenmediklerimizi dışarda bırakacak şekilde ayarlanan hounsfield ünite bandıdır. Böylece seçtiğimiz band içerisinde kalan değerler gri renk tonu alırken dışarda kalanlar ya beyaz ya da siyah olarak görülür. Pencere seviyesi ise seçtiğimiz bandın orta noktasıdır. Örneğin -50 ile +100 arasındaki değerleri göstermek istiyorsak pencere genişliğini 150 HU pencere levelini ise +25 HU yapmalıyız. Bu şekilde her 7,5 ünite için farklı bir gri renk tonu kullanılacağından X ışınını farklı derecelerde zayıflatan dokuların farklı renk değeri ile temsil edilme imkanı artar. Bu şekilde daha küçük atenüasyon farkları insan gözü ile algılanabilir. Pencere genişliği dışında kalan düşük değere sahip dokular siyah, yüksek değere sahip dokular ise beyaz görünür. Pencere seviyesi ise, pencere genişliğine göre ayarlanan atenüasyon değerlerinin orta noktasıdır. Örnek olarak, pencere genişliği 0 – 400 olarak seçilirse, pencere seviyesi 200 olarak seçilmelidir. Pencere genişliği ve pencere seviyesi ayarının, istenilen organların en iyi görüntülenebilecekleri şekilde ayarlanması durumunda, değerlendirme optimal düzeyde yapılacaktır.

2.2.3.2. Gantri Rotasyon Süresi

Bir saniye altında sürede tarama yapan ilk BT cihazı elektron beam tomografi iken kısa süre sonra helikal cihazlarda da rotasyon süreleri 1 sn'nin altına düşürülmüştür. Günümüzde kullanılan sistemlerde ise bu süre 0,2 sn'dir. Bu sürenin kısalması sonucu hareket artefaktlarında belirgin azalma, aynı sürede daha geniş alanların taranabilme olanağı ve longitudinal (z eksen) çözünürlükte artış meydana gelir. Rotasyon süresinde kısalma gantriyi etkileyen merkezkaç kuvvetinde artış ile sonuçlanır. Bu sürenin 1 sn'nin altına düşürülmesi için gantry motorunda, gantry çiziminde (design), veri ileti düzeninde (data transmission system - DAS) ve X - ışını tüpünde bazı değişikliklerin yapılması gerekmiştir (42). Süre kısaldığı için birim zamanda elde edilen veri miktarı artmaktadır. Artan miktardaki verinin iletimi düşük voltajlı slip-ring yönteminden farklı, daha yüksek hacimli ve hızlı veri iletim sistemlerine ihtiyaç doğurmuştur. Tarama zamanının

kısalmasıyla tüpün ürettiği X - ışını miktarının artması, tüpün soğutma yeteneğinin geliştirilmesini de gerektirmiştir (43).

2.2.3.3. Çok Sayıda Dedektör

Çok kesitli bilgisayarlı tomografinin (ÇKBT) temelini oluşturan dedektör yapısıdır ve ÇKBT ilk olarak 1990 yılında kullanılmaya başlanmıştır. Konvansiyonel helikal BT tek boyutlu matrikse sahip ve tek sıralı detektörden oluşmaktadır. ÇKBT'de çok sıralı detektörden oluşan iki boyutlu matriks vardır. Detektör sıralarının farklı kombinasyonları kullanılarak istenilen kesit kalınlığında çok kesitli incelemeler yapılabilir. Alınabilecek en küçük kesit kalınlığını belirleyen etmen en küçük detektörün z-eksenindeki (longitudinal eksen) genişliğidir. En küçük kesit kalınlığı bazı cihazlarda 0.5 mm bazı cihazlarda ise 0.625 mm'dir (44). Gantrinin tek dönüşü ile ÇKBT'lerde hızlı bir taramayla geniş hacimler taranabilmektedir (45). Bu özellik anjiografiler ve koroner değerlendirmeler ile hızlı çekim gerektiren pediatrik ve bilinci kapalı hasta popülasyonunda işe yarar.

2.2.3.4. Veri Elde Etme Sistemi (Data Acqusition System, DAS)

Özel bir programla dedektörden gelen veriler yazılımın belirlediği kadar kanalla DAS'a aktarılır. Bu program ile ayrıca tarayıcıdan bilgisayara gelen ham veri (raw data) istenilen düzlemde görüntü oluşturmak üzere birleştirilir. Bu işleme rekonstrüksiyon/reformasyon denir (41).

2.2.4. Bilgisayarlı Tomografide Görüntünün Oluşturulması (Rekonstrüksiyon)

Rekonstrüksiyon, bir takım matematiksel işlem sonucu meydana gelir ve burda dedektörün algıladığı X-ışınının atenüasyon değeri farkları işlenerek BT görüntüsü oluşur. Burda her pikseldeki X ışınının miktarı belirlenir ve grinin tonları şeklinde görüntüye iki boyutlu olarak aktarılır. İleri rekonstrüksiyon yöntemleri görüntünün hızlı ve net olmasını sağlar. Aksiyel BT'de kesit başlangıç ve bitişi aynı noktayken helikal BT'de aynı nokta değildir. Bundan dolayı konvansiyonel BT'de kullanılan

rekonstrüksiyon algoritmaları helikal BT'de kulanılamamakta olup helikal verilerin düzlemsel veriye aktarılması için 180° ve 360° lineer interpolasyon algoritmaları geliştirilmiştir. İnterpolasyon, değeri bilinmeyen farklı bir yerdeki olası değeri tahmin etmeye dayanan bir yöntemdir. 180° interpolasyon daha sık kullanılmakla birlikte daha karmaşıktır. Burada esas olan tüp ile dedektör arasındaki X-ışını atenüasyonunun iki yönde de eşit olmasıdır. Tüp ile dedektör arasındaki ışın için ikinci bir sanal spiral değer hesaplanır, sanal ve gerçek spiraller arasındaki açı interpole edilerek görüntü oluşturulur (46). 360° interpolasyon ise daha basit olup burada tüpün her tam dönüşünün açı pozisyonunda z-ekseninde seçilen noktaya en yakın iki noktanın interpolasyonu kullanılır.

ÇKBT cihazlarında ise dedektör ve tüpten çıkan X-ışını demeti iki boyutlu olduğu için konvansiyonel rekonstrüksiyon yöntemlerinin kullanılması halinde belli bir açıyla detektöre gelen X-ışınları artefaktlara yol açar. Bu artefaktların giderilmesi için ÇKBT'lerde çok noktalı (multipoint) rekonstrüksiyon yöntemleri kullanılmaktadır. Bunun sonucunda konvansiyonel helikal tekniğe göre daha yüksek görüntü kaliteleri elde edilmektedir. Multipoint rekonstrüksiyon yönteminde verilerin örneklenmesi de optimize edilmiştir. Bunu sonucunda z-ekseninde örnekleme miktarı ile sinyal/gürültü oranı da artmaktadır (41).

2.2.4.1. Değişik Düzlemlerde Yeniden Yapma (Multiplanar Reformasyon-MPR)

Bir dizi matematiksel işlem sonucu elde edilen ham görüntülerden birbirinden farklı en az 2 planda görüntü elde edilmesine multiplanar reformasyon(MPR) denir. İnsan vücudunda, aksiyal düzlemde sağ-sol aksa x, ön-arka aksa y, bu iki aksın oluşturduğu düzleme dik uzanan aksa da z adı verilir. x-y aksları ile oluşturulan aksiyal kesit voksellerinin x-z akslarınca yeniden düzenlenmesi ile koronal; y-z akslarınca düzenlenmesi ile de sagittal kesitler oluşturulur (44). MPR görüntüler ile intimal fleb, darlık, intralüminal defekt gibi patolojiler daha iyi gösterilir. Piksel boyutunun kesit kalınlığından küçük olması durumunda (non-izotropik voksel) MPR görüntülerde merdiven artefaktı da denen distorsiyon (bozulma) meydana gelir (44).

2.2.4.2. Üç Boyutlu (Yüzeysel) Rekonstrüksiyon

Elde edilen görüntülerden benzer şekilde üç boyutlu görüntülerde oluşturulabilir. Yüzey rekonstrüksiyonu olarak adlandırılan bu işlemde aksiyel planda elde edilen görüntüler üst üste dizilir ve kesitler üzerindeki bir sınır boyunca benzer HU değeri olan pikseller birleştirilir. Bu piksellerin bilgisayarda üç boyutlu reformasyonuyla yeni görüntüler oluşturulur. Burda da vokselin izotropik olmadığı durumlarda distorsiyon meydana gelir. Elde edilen üç boyutlu görüntülerin bilgisayarda kendi etrafında döndürülmesiyle istenilen tarafına bakılabilir. Reformat görüntüler renklendirilebilir, gölgelenebilir ve benzer işlemlere tabi tutulabilir (44).

2.2.4.3. Reprojeksiyon Rekonstrüksiyonu

Bu yöntemde belirlenen bakış açılarından benzer radyografik projeksiyonlarda görüntüler oluşturulur. Hacim veri setinden belirlenen bakış açısında vokseller seçilir ve o yöndeki voksel değerlerinin tamamı toplanır. HU değeri yüksek olan voksellerin görüntülenmesine maksimum intensite projeksiyon (MIP) benzer şekilde düşük HU değerine sahip voksellerin görüntülenmesine de minimum intensite projeksiyon (MinIP) denir. Burda ortaya çıkan sanal üç boyutlu görüntülemedir, farklı düzlemlerde oluşturulan görüntüler üst üste gösterilerek 3 boyutlu görüntüleme sağlanmış olur (44).

2.3. Dual Enerji Bilgisayarlı Tomografi (DEBT)

Dual Enerji Bilgisayarlı Tomografi (DEBT) ilk kez 1976 yılında ortaya çıkmış, fakat istenilen düzeyde kullanım alanı bulamamıştır (47). İki farklı foton spektrumu kullanan BT anlamına gelir. Günümüzde tek tüpteki hızlı kVp (kilovoltage peak) geçişi veya iki X ışını tüpü ile ÇKBT kullanılarak eş zamanlı volümetrik çift enerji verilerinin elde edilmesi olanaklı hale gelmiştir(13). DEBT, farklı maddeleri temel bileşimlerine göre karakterize etme özelliğine sahiptir(5). Dual enerjiye olan ilgi, 2006 yılında çift kaynaklı BT sisteminin tanıtılması ile beraber, farklı X-ışını spektrumları ile eşzamanlı taramaya izin verilmesi ile artmıştır (48).

2.3.1. Dual Enerjili BT Sistemleri

İlk DEBT cihazının (Çift kaynaklı DEBT) ortaya çıkmasından sonra DEBT teknolojisinde gelişmeler yaşanmış ve farklı üretici firmalar tarafından farklı prensiplerle çalışan ve farklı birtakım özelliklere sahip DEBT cihazları piyasaya sürülmüştür. (Tablo 1).

2.3.1.1. Çift Kaynaklı DEBT

Aynı anda yüksek ve düşük enerjili X-ışını spektrumu ile tarama yapılabilen bu sistemde birbirine 90° açı (ortogonal) ile yerleştirilmiş iki tane tüp ve karşılarında detektörler bulunur. Ayrı iki tane tüp kullanılmasının avantajı her iki tüp için, tüp voltajı ve akımının bağımsız olarak ayarlanabilme imkanı sunması ile düşük ve yüksek enerji spektrumlarının ayrılmasını optimize etmesidir. Bu yöntemin dezavantajları ise birbirine dik yerleştirilmiş tüpler nedeniyle meydana gelen saçılma radyasyonudur. Ayrıca dedektörler arasındaki 90°açı nedeniyle tüplerde oluşan yüksek ve düşük enerjilerin detektörler tarafından algılanmasında meydana gelen çeyrek dönüşlük (en az 70 ms) gecikme olmasıdır. Özellikle hasta hareketi varlığında bu gecikme DEBT rekonstrüksiyon işlemlerini zorlaştırır. Bu sistemin diğer bir önemli dezavantajı da yüksek maliyetli olmasıdır (49, 50). Çift tüplü DEBT'nin bir diğer dezavantajı ise ilerleyen nesil cihazlarda daha az sorun haline gelen, teknik nedenlerden dolayı tüplerden birinin FOV'unun diğerininkinden daha küçük olmasını gerektirmesidir.

2.3.1.2. Hızlı kVp Değiştiricili DEBT

Yüksek ve düşük kVp değerleri arasında çok hızlı geçiş yapabilen (yaklaşık 50 mikrosaniye) X ışını tüpüne sahip bu sistemde tek dedektör bulunmaktadır. Bu yöntemde tüp voltajı yüksek ve düşük değerler arasında değiştirilir, her projeksiyon için veriler toplanır.

Bu sistemin avantajlarında biri yüksek enerjili ve düşük enerjili dataların simültane oluşturulması sonucunda temporal kayma olmaması, diğer avantajı ise 50 cm boyutunda FOV'un olmasıdır. Aynı tüpün yüksek ve düşük enerjili X ışınlarını üretmesi

sonucu modifikasyonlarının ayrı ayrı yapılmasının zorluğu ise dezavantajıdır (51). Diğer bir dezavantajı ise düşük kVp değerlerinde salınan foton sayısının az olması sonucu oluşan gürültüyü engellemek amacıyla yüksek akım kullanması ve bununu sonucunda hasta dozunu arttırmasıdır (52).

2.3.1.3. Katmanlı (Sandviç) Dedektör DEBT

Yüksek voltaj değerine sahip tüp ve katmanlı detektörden oluşan bu sistemde dedektör düzeyinde spektral ayrılma sağlanır. Oluşan X-ışınlarının farklı foton enerji değerleri için yüksek duyarlılığa sahip 2 sintilatör katmanından oluşan özel dedektörler kullanılır. Bu sistemde, X ışınının polikromatik (Bremsstrahlung spektrumu) özelliğinden faydalanılır ve yüksek enerjide (120 veya 140 kVp) tarama gerçekleştirilir (53). Bu sistemin avantajları iyi temporal (zamansal) çözünürlük sağlaması ve enerji ayrımı dedektör düzeyinde olduğu için ve tüpte üretilen farklı enerji X ışınlarına dayanmadığından, farklı enerji spektrumlarının meydana gelmesi sırasında zaman gecikmesi yoktur.

Sintilatör dedektörlerin yüksek ve düşük enerjili X ışını arasında net ayrım yapamaması bu sistemin en büyük dezavantajıdır. Klinik kullanıma yakın zamanda girmiş olması nedeniyle diğer sistemlerle karşılaştırıldığında klinik etkinliği net olarak bilinmemektedir(54).

2.3.1.4. Kaynakta X-ışını Filtrasyonu ile (Twin Beam) DEBT

Bir X-ışını tüpü ve bir detektörden oluşan bu sistem de göreceli yeni bir teknolojidir ve X-ışını seviyesinde özel filtre aracılığıyla X-ışını enerji spektrumlarına ayrılır. Düşük ve yüksek enerjili ışın spektrumları tüpün çıkışına yerleştirilen ve altın ile kalaydan oluşan bölünmüş filtre sayesinde olur. Nisbeten ucuz olan bu sistemde tek bir taramada inceleme bitirilir ve dedektörün ayrılmış kısımları düşük ve yüksek enerjili ışın spektrumunu algılamak için kullanılır.

Bu sistemde göreceli düşük temporal(uzaysal) çözünürlük vardır. Tüp seviyesinde ayrışmış X-ışınlarının detektöre ulaşana kadar birbirleriyle etkileşmeleri sonucu

saçılmaları diğer bir dezavantajıdır. Bu sisteminde klinik kullanıma yeni girmesi nedeniyle sistemle alakalı çalışma ve deneyim yeterli düzeyde değildir(55, 56).

2.3.1.5. Sekansiyel (Ardışık) Tarama

Görüntülenmesi istenen bölge 2 farklı seferde veya her gantri dönüşünde düşük ve yüksek enerji spektrumu ile taranması sonucu elde edildiğinden teknolojik olarak en basit yöntemdir. Herhangi bir BT ile bu yöntem uygulanabilir fakat düşük temporal çözünürlüğe sahiptir. Bu nedenle hasta hareketi durumunda veya hareketli organ incelenmesi esnasında büyük kısıtlamalar getirmektedir. Herhangi bir BT tarayıcı ile bu yöntem uygulanabilmektedir. Yöntemin en önemli dezavantajı düşük temporal çözünürlüğe sahip olması ve dolayısıyla hasta hareketi durumunda, kalp gibi hareketli organların incelenmesinde, materyal ayrımında büyük sınırlamaları olmasıdır(49, 57).

2.3.1.6. Gelişmekte Olan DEBT Sistemleri

Geliştirilme aşamasında olan en gelişmiş DEBT sistemi foton sayma tarayıcısıdır. Bu sistemde foton sayma tarayıcıları X-ışını atenüasyonunu değerlendirmeye yarar. Teoride, ileri düzey ve verimli dedektörler her bir vokseldeki X-ışını fotonunu sayıp enerji aralığını ölçer. Burada kullanılan X-ışını spektrumunun çok kısa mesafeli aralıklarını algılar ve spektral sonuca göre çoklu enerji madde karakterizasyonunu sağlar, bu şekilde maddeler tespit edilmiş ve sınıflandırılmış olur(58).

2.3.2. DEBT'de Temel Prensip ve Fizik Özellikleri

DEBT'nin temel çalışma prensibi, değişik molekül yapısına sahip maddeleri, iki farklı enerji seviyesinde, attenüasyon özelliklerini baz alarak ayırabilmektir. Bu uygulama, maddeleri birbirinden ayırdığı gibi molekül tanımlama ve miktar ölçümü gibi işlevler de gerçekleştirebilir. Oluşturduğu özel görüntü profilleri aracılığıyla örneğin iyotu, baryumu veya ürik asidi ortaya koyarak maddeleri birbirinden ayırır. Ek olarak bir lezyon ya da organdaki iyot tutulumunu belirleyerek ya da dokularda biriken demiri göstererek maddeleri tanımlar ve miktar ölçümü de yapabilir (47, 48).

Tanısal radyolojide X-ışını hedef doku ile iki ayrı şekilde etkileşime girer. Bunlar fotoelektrik etki ve Compton saçılmasıdır. Compton saçılmasında X-ışını fotonu maddenin dış yörünge elektronuna çarpar, onu yörüngesinden fırlatır. Boşalan elektronun yerini dış yörüngedeki başka elektron tarafından doldurulur. Gelen foton ise elektron tarafından saptırıldığı için saçılan radyasyon olarak yoluna devam eder. Compton saçılması görüntüdeki gürültüden sorumludur. Fotoelektrik etki ise görüntü oluşumunun asıl nedenidir. Burda gelen X-ışını fotonu atamun en iç yörüngesindeki (K yörüngesi) elektronu koparacak enerjiye sahipse bu yörüngedeki elektron kopar ve dışarı fırlatılır, yerini ise bir üst yörüngedeki elektron doldurur. Aradaki enerji farkı kadar karakteristik radyasyon oluşur. Fotoelektrik etki X-ışını enerjisiyle ters orantılı iken atom numarasının küpü ile doğru orantılıdır. K yörüngesinde bulunan elektronu koparmak için gereken en düşük enerji K kenarı olarak adlandırılır ve X ışını fotonunun enerjisi K kenarına ne kadar yakınsa fotoelektrik etkinin olma olasılığı o kadar fazladır.

Yumuşak dokularda bol miktarda bulunan karbon, nitrojen, oksijen ve hidrojen gibi elementlerin K kenarları birbirine yakın olup 0,01-0,53 kiloelektron volt (kEv) aralığındadır ve bu elementlerin birbirinden ayrımı zordur. Diğer yandan K kenarları birbirlerinden farklı olan kalsiyum (4.0 kEv) ve iyot (33,2 kEv) gibi elementler, 80 ve 140 kVp gibi iki farklı enerji seviyesinde farklı atenüasyon değerleri ortaya koyacakları için birbirlerinden kolaylıkla ayrılabilir. Böylece K kenarları birbirinden belirgin farklı bu iki element yumuşak dokulardan rahatlıkla ayrılabilir. Bu dual enerji BT tekniğinin temelini oluşturur.

DEBT'de maksimum kontrast farkı oluşturduğu ve en az görüntü çakışmasına neden olduğu için en çok 80 kVp ve 140 kVp kullanılır. Aynı zamanda DEBT'de elde edilen HU değerleri mutlak değildir ve kullanılan kVp değerine göre farklılık gösterebilir.

Vücut kitle indeksi yüksek olan hastalarda, radyasyon dozu ve gürültü DEBT'nin klinik kullanımını sınırlandırmaktadır. Son zamanlarda kullanıma giren iteratif rekonkstrüksiyon teknikleri sayesinde bu hastalarda da DEBT'nin kullanımını yaygınlaştırmıştır(59).

2.3.3. Cihazlar

Klinik kullanımda dual enerji özelliğinde olan iki tip BT cihazı mevcuttur. İki X-ışını tüpü kullanan sistemler; 64-kesitli çift-tüplü BT (Definition, Siemens Medical Systems; Erlangen, 11 Almaya) ve 128-kesitli çift-tüplü BT (Definition Flash, Siemens Medical Systems). Diğer yandan hızlı kVp geçişi (gemstone görüntüleme) kullanan sistem; yüksek çözünürlüklü 128-kesitli BT (Discovery 750 HD, GE Healthcare; Milwaukee, Wisconsin, ABD).

İlk ikili sistem siemens tarafından geliştirilmiş olup iki tüp (tüp A ve B) ve farklı kVp değerleri (80 ve 140 kVp) kullanılmaktadır. Çift-tüplü BT kullanılarak 80 ve 140 kVp değerlerinde elde edilen iki veri seti iş istasyonuna aktarılır ve burda sanal kontrastsız görüntüler, iyot haritası ve karışık (80 ve 140 kVp verilerinin değişik oranlarda harmanlandığı) görüntüler ortaya konur.

Yüksek çözünürlüklü 128 kesitli BT cihazı ise GE Healthcare tarafından geliştirilmiştir ve 0.5 milisaniyeden kısa sürede 80 kVp'den 140 kVp'ye geçiş yapmaktadır. Elde edilen veriler iş istasyonuna aktarılır ve 40-140 keV arasında herhangi bir keV'da spektral veriler ve sanal kontrastsız, iyot ve monokromatik görüntüler elde edilebilir(60). Bu DEBT sistemi ile tarayıcı eş zamanlı yüksek ve düşük kVp görüntüler oluşturur. İç içe geçmiş görüntü kazanımı olarak adlandırılan bu işlem 1000 yüksek kVp ve 1000 düşük kVp görüntü oluşturmamızı sağlar. Taramanın sonunda ham veri tek bir kVp'lik kaynaktan gelmiş gibi görünür(61).

Çift tüplü DEBT'de 0.625 mm'lik kolimasyon 1 mm'ye yükseltilerek gürültü azaltılabilir. Diğer bir yöntem ise 140/80 kVp bileşimi yerine 140/100 kVp bileşimi seçmektir. İkinci nesil çift-tüplü BT cihazlarında (128 kesitli BT) görüntülenen ve veri elde edilen alan öncekine göre daha geniştir (FOV 26 cm yerine 33 cm) ve ayrıca yüksek kontrastlı görüntü elde etmek ve yüksek enerjili spektrumu süzmek için bir filtre kullanılmaktadır. Her iki DEBT sisteminin kullandığı teknoloji de z-uçan foküs teknolojisidir.(62).

2.3.4. Sınırlılıklar ve Radyasyon Dozu

DEBT'nin klinik uygulamasının başlangıcında, modalite ile ilişkili radyasyon dozu, tek enerjili BT'den daha fazla radyasyon maruziyeti ile ilgili bir endişeydi. Birçok araştırmacı, modern tekrarlayıcı rekonstrüksiyon teknikleri, gelişmiş dedektör verimliliği ve ek spektral filtrasyonu içeren teknolojinin optimizasyonundan sonra, DEBT'nin, özellikle yeni nesil DEBT tarayıcılarıyla, konvansiyonel tek enerjili CT ile karşılaştırıldığında eşit veya daha küçük radyasyon dozu sağlayabildiğini göstermiştir. Dual enerjili BT'nin iki kez radyasyon dozu ile ilişkili olduğu varsayımı hatalıdır çünkü iki veri setini elde etmek için kullanılan toplam radyasyon dozu, çift kaynaklı veya hızlı kV akım verme teknikleri kullanılırken iki X-ışını demeti arasında bölünür. Teknik DEBT teknolojileri arasında değişmekle birlikte, yüksek ve düşük kVp datasetlerden verilerin bir kısmının kullanılması, aynı gürültü seviyesinde konvansiyonel tek enerjili BT'den benzer bir görüntü elde edilmesini sağlar. DEBT, sanal kontrastsız görüntülerin oluşturulmasına izin verme kabiliyeti ile gerçek bir kontrastsız görüntü edinme ihtiyacını ortadan kaldırabilir ve çok fazlı incelemeler için radyasyon dozunu yaklaşık %30-35 civarında azaltabilir(48).

DEBT'de bazı teknikler ile radyasyon dozunu azaltılabilir ve konvansiyonel BT'ye benzer dozlar sağlanabilir. Örneğin çift kaynaklı DEBT'de farklı enerji düzeylerinde tüp akımı modülasyonu yapılabilmesi dozun optimize edilmesini sağlar. Hızlı kilovolt değişimli BT'nin düşük kVp'li çekimi, hızlı kVp'li çekimden daha uzun sürer. Ayrıca çift kaynaklı DEBT'de yüksek enerjili tüpe filtrasyon uygulanması spektral ayrımı iyileştirmenin yanı sıra dozu da düşürmektedir. İteratif rekonstrüksiyon tekniklerinin kullanılması bu iki DEBT sisteminde de radyasyon dozunu azaltmaktadır(63, 64).

2.3.5. DEBT'nin Klinik Kullanım Alanları

Elde edilen klinik uygulamalar DEBT tekniğinin materyal ölçümü veya farklılığına dayanmaktadır.

Toraks alanında; pulmoner arterler anjiografik olarak görüntülenebildiği gibi iyot dağılımının hesaplanmasıyla parankimal perfüzyon bilgisine de ulaşılabilir(65). Ayrıca mevcut soliter pulmoner nodüllerin kontrastlanma paterni de incelenebilmektedir(66, 67).

Nöroradyolojik alanda; sanal kontrastsız görüntülerle parankimal hemoraji saptanabilirken boyun ve beyin anjiyografilerinde kemik ve kalsiyum uzaklaştırılabilir(68, 69). Kardiyak alanda; myokardial perfüzyon ve canlılık düzeyi saptanabilmektedir(70). Ayrıca klostrofobik hastalarda MRG yapılamadığından cihazına giremeyen hastalarda kardiyak demir birikimi saptamada kullanılır(71).

Vasküler alanda; arter duvarlarından kalsifik plakların hassas bir şekilde çıkartılması aterosklerotik damarların değerlendirilmesine yardımcı olur. Ayrıca kemiklerin çıkarılmasıyla aortik stent ve greftin daha doğru değerlendirilmesine sebep olur(72, 73)

Abdominal alanda; üriner sistem uygulamaları (taş varlığı ve özelliklerinin saptanması, böbrek malignitelerinin değerlendirilmesi), karaciğerde yağlanma ve demir birikiminin belirlenmesi ve derecesi, DEBT kolonoskopi ve DEBT kolanjiyografidir(74). Ayrıca hepatosellüler karsinom ve hipervasküler karaciğer metastazları tanısında faydalıdır(75).

Kas-iskelet sisteminde gut ile psödogutun ayırt edilmesi ve metal artefaktların azaltılması amacıyla kullanılabilir(76).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Hasta Populasyonu

Bu çalışmada Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi, Acil Tıp Anabilim Dalı Erişkin Acil Servisi'ne Ağustos 2019-Ağustos 2020 tarihlerinde karın ağrısı şikayeti ile ayaktan başvuran hastalar, acil servis doktorları tarafından değerlendirilmiştir. Fizik muayene ve laboratuvar verileri sonrası ürolitiazis, akut apandisit, kolelitiazis, ve akut mezenter iskemi ön tanısı ile BT istenen 210 hastanın tetkikleri DEBT ile gerçekleştirilmiştir. Hastaların aydınlatılmış onamları alınıp hastalar bilgilendirilmiştir. Çalışmaya katılmak istemeyen hastaların çekimleri ise Erişkin Acil Servis Radyoloji Birimi'nde gerçekleştirilmiştir. Çalışma için fakültemiz etik kurulundan onay alınmıştır.

3.2. Kontrol grubu

Ağustos 2019-Ağustos 2020 tarihinde Erişkin Acil Servisi'ne ve başvuran araştırma kapsamına giren klinik ön tanı doğrultusunda karın ağrısı şikayeti bulunan 210 hastanın aydınlatılmış onamları alındıktan sonra elde olunan DEBT çekimleri incelenmiş, herhangi bir akut patolojiye sahip olmayan hastaların görüntüleri kontrol grubu olarak çalışmaya dahil edilmiştir. Aşağıda belirtilen kriterlere sahip hastalar çalışmaya dahil edilmemiştir:

1. Çalışmaya katılma noktasında rızası alınamayan hastaların çekimleri klinik endikasyona yönelik standart protokollerle uygulanmış olup bu hastalar çalışmaya dahil edilmemiştir.
2. Yüksek vücut kitle indeksine sahip hastalar (BMI > 35), düşük sinyal/gürültü oranına neden olduğu için çalışmaya dahil edilmemiştir.
3. Böbrek yetmezliği bulunan olgular; yani GFR<60mL/dk/1.73m2 olan hastalar çalışmaya dahil edilmemiştir.
4. Uygulanan IV kontrast maddenin vasküler yatakta optimal dolaşımını etkileyebilecek altta yatan hipotansiyon, şok, asit, kalp yetmezliği vb. hastalığı olan hastalar çalışmaya dahil edilmemiştir.
5. 18 yaşından küçük hastalar çalışmaya dahil edilmemiştir.

3.3. Abdomen DEBT görüntüleme protokolü

Hastaların DEBT çekimleri, 256 kesitli, çift kaynaklı, multi dedektörlü bir BT cihazı ile gerçekleştirildi (Somatom Definition Flash, Siemens Sağlık Hizmetleri, Forchheim, Almanya). Tarayıcı, iki X-ışını tüpü (düşük ve yüksek kilovoltaj) ve gantride 95 ° 'lik açısal sapma ile karşılıklı yönlendirilmiş iki detektör ile donatılmıştır. Tüp potansiyeli; A ve B tüpü için sırasıyla 140/80kVp, tüp akımı; otomatik akım modülasyonu (CAREdose 4D), gantri rotasyon zamanı; 500ms, detektör konfigürasyonu 32x0,6 mm, A ve B tüpü için sırasıyla FOV değerleri; 50/33 cm ve pitch; 0.6 olarak ayarlanmıştır.

Oral kontrast madde kullanılmadı. Non-iyonik iyotlu kontrast madde (300mg/100 ml) antekübital venden 1,5 ml/kg dozunda; AMİ düşünülen olgularda 4 mL/sn hızda, kolelitiazis ile akut apandisit düşünülen olgularda 3 mL/sn hızda verildi. Abdominal aortaya konulan region of interest(ROI)'in 120 HU değerine ulaşmasının ardından AMİ düşünülen olgularda 3 sn sonrasında arteryel fazda, kolelitiazis ve akut apandisit düşünülen olgularda ise 60 sn sonra venöz fazda görüntü alındı. Ürolitiazis düşünülen olgularda ise kontrast madde kullanılmadı.

3.4. Görüntü Analizi

Bütün görüntüler PACS(Picture Archiving and Communication System) sistemine aktarılıp post-processing yazılım ile donatılmış radyoloji birimimizin özel iş istasyonunda (Syngo Via Console, software version 2.0; Siemens AG Medical Solutions, Germany) değerlendirildi. Ölçümlerin tamamı 54 aylık radyoloji deneyimi olan radyoloji asistan doktoru tarafından yapılmıştır.

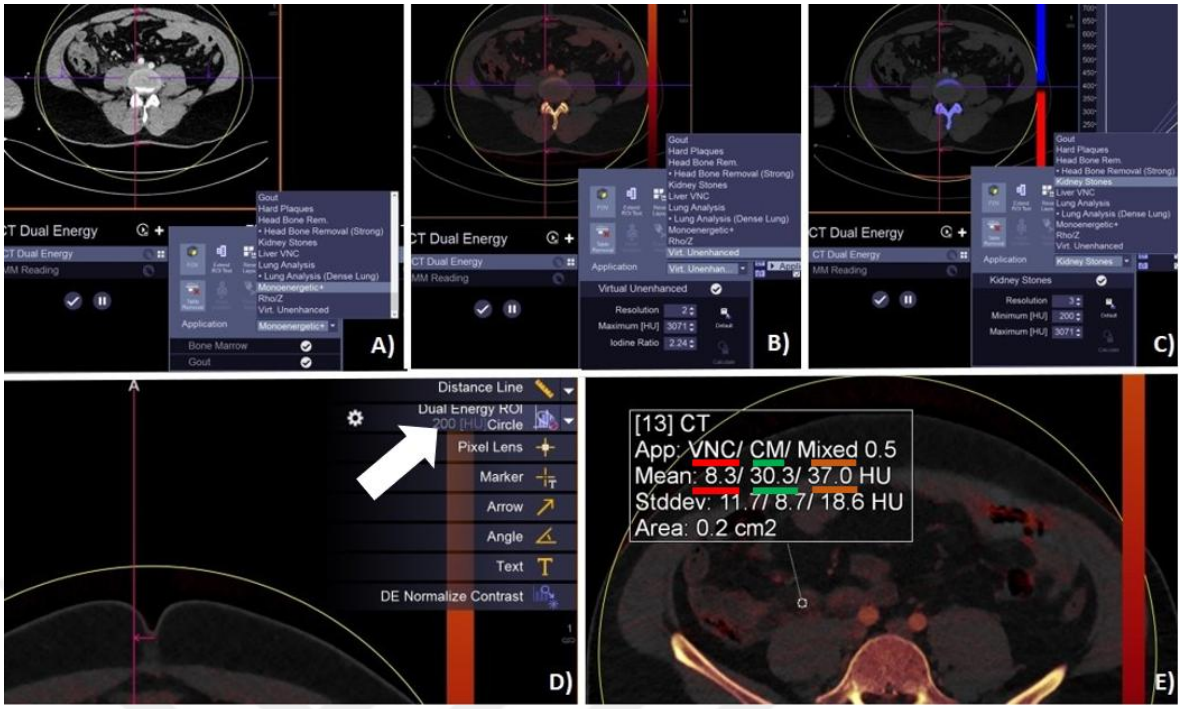
Ürolitiazis olgularında; kidney stone uygulaması kullanılarak, hastaların cinsiyeti, yaşı, taşın tek/çok olması, lokalizasyonu, DEBT taş analizi ile taşın cinsi kaydedilmiş ve literatür ile karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir. Ayrıca taşların yüksek ve düşük enerjideki atenüasyon değerleri ile bunların birbirine oranı ile DEBT'nin predikte ettiği taş tipi arasındaki ilişki ortaya konmuştur. Yine ortaya çıkan sonuç literatür ile karşılaştırılmıştır.

Akut apandisitli olgularda; tüm ölçümler apendiksin duvarından gerçek aksiyel görüntüleri üzerinden 0,2 cm ² ROI kullanılarak yapılmıştır. Apendiksin maksimum çapı, , periapendisiyel kirlenme, serbest sıvı ve lenf nodu varlığı kaydedilmiştir. Dansite ölçümleri iyot haritası, sanal kontrastsız ve mikst görüntüler elde edilerek, son olarak da 40 keV, 80 keV ve 190 keV sanal monokromatik görüntüler oluşturularak yapılmıştır. Elde edilen sonuçlar literatür ile karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir.

Kolelitiazis olgularında; Monoenergetic Plus uygulaması kullanılarak 3 mm aksiyel yeniden yapılandırılmış dilimler içinde, 0.5 cm ² 'lik bir alana sahip dairesel ROI, 40, 70, 90, 120 ve 190 keV sanal monokromatik görüntülerde görülebilen en büyük safra taşı içine ve bitişik safraya yerleştirildi. Safra taşlarının lokalizasyonu eş zamanlı alınan MRG ile doğrulandı. Elde edilen değerler ve safra taşı ile safra arasındaki dansite farkları kaydedilerek istatistiksel analiz yapıldı ve grafikler ile görselleştirildi. Çıkan sonuçlar literatür ile karşılaştırmalı olarak değerlendirildi.

Akut mezenter iskemili olgularda; ; tüm ölçümler iskemik ve normal(perfüze) barsak ans duvarından gerçek aksiyel görüntüleri üzerinden 0,2 cm² ROI kullanılarak yapılmıştır. Dansite ölçümleri, 40 keV monokromatik görüntü, iyot haritası ve 120 kVp konvansiyonel BT'de yapılmış ve DEBT görüntüleri ile konvansiyonel BT görüntülerinde çıkan değerler istatiksel olarak karşılaştırılmıştır. Çıkan sonuçların literatür veriyle olan ilişkisi gözden geçirilmiştir.

Çalışmada kullanılan protokoller aşağıdaki şekilde detaylıca gösterilmiştir.



Şekil 3.1. Resim A, B ve C'de hastaları değerlendirirken kullanılan monoenergetic +, virtual unenhanced ve kidney stone uygulamaları gösterilmiştir. Resim D'de ROI uygulamasının seçilmesi ve resim E'de ise ROI'nin yerleştirilmesi ve çıkan değerlerin okunması gösterilmiştir.

3.5. İstatistiksel Değerlendirme

Elde ettiğimiz veriler IBM SPSS 20 programı ile analiz edildi. Veriler ortalama, standart sapma, ortanca, minimum, maksimum, yüzde ve sayı olarak sunuldu. Sürekli değişkenlerin normal dağılımları örneklem büyüklüğü <50 olması halinde Shapiro Wilk-W testi ile örneklem büyüklüğü ≥50 olması halinde ise Kolmogorov Simirnov testi ile yapıldı**.** İki grup arasındaki etki büyüklükleri Cohen's d grafiği ile analiz edildi. İki bağımsız grup arasındaki kıyaslamalarda normal dağılım şartının sağlanması halinde İndependent Samples t testi, sağlanmaması durumunda Mann Whitney u testi kullanıldı. İkiden fazla bağımsız grup ile sürekli değişkenlerin kıyaslanmasında normal dağılım şartı sağlandığı durumda ANOVA testi, sağlanmadığı durumda Kruskal Wallis testi kullanıldı. ANOVA testi sonrası post-hoc testler varyanslar homojen olduğunda Tukey testi ile varyanslar homojen olmadığı durumda Tamhane's T2 testi kullanılarak yapıldı**.** Kruskal Wallis testi sonrası post-hoc testler için Kruskal Wallis 1-way ANOVA (k samples) testi kullanılarak yapıldı. İkiden fazla bağımlı grup değişkenlerin kıyaslanmasında normal dağılımın sağlanması halinde Repeated Measures ANOVA testi, sağlanmaması halinde

Friedman testi kullanıldı. Repeated Measures testi sonrası post-hoc testler varyanslar homojen olduğunda Tukey testi ile varyanslar homojen olmadığı durumda Tamhane's T2 testi kullanılarak yapıldı. Friedman testi sonrası post-hoc testler için Friedman 2-way ANOVA by ranks (k samples) testi kullanıldı. Kategorik değişkenler arasındaki 2x2'lik kıyaslamalarda beklenen değer (>5) ise Pearson Ki-kare testi, beklenen değer (3-5) arasında ise ki-kare yates testi ve beklenen değer (<3) ise Fisher's Exact testi kullanıldı. Sürekli değişkenin tanıda kullanılıp kullanılamayacağını belirlemek için ROC analizi kullanıldı. Ayrıca cut-of belirlemek için Youden-İndex kullanıldı. İstatistiksel anlamlılık düzeyi $p<0,05$ olarak alındı.

4. BULGULAR

4.1. Sosyodemografik özelliklerin analizi

Çalışmaya 56 ürolitiazis, 20 akut apandisit hastası ile 20 kontrol grubu, 15 kolelitiazis ve 11 akut mezenter iskemisi bulunan toplam 122 hasta dahil edildi.

4.2. Ürolitiazis hastalarının istatiksel analizi

Ürolitiazisi olan 56 hastanın 19'u kadın (%33,9), 37'si erkek (%66,1) tir.(Tablo 4.1) Hastaların yaş ortalaması 51,3 olarak bulundu.(Tablo 4.3) Saptanan taşların 20'si kaliks (%44,6), 2'si renal pelvis (%3,6), 25'i üreter (%44,6) ve 9'u mesanede (%16,1) lokalizeydi.(Tablo 4.1) DEBT ile yapılan analiz sonrası taşlardan 30'u kalsiyum oksalat (%53,6), 8'i hidroksiapatit (%14,3), 10'u ürik asit (%17,9) ve 8'i sistin (%14,3) olarak kategorize edilmiştir. Hasta grubunda tek taş bulunduran hasta sayısı 40 (%71,4) birden fazla taşı olan hasta sayısı ise 16 (%28,6) olarak bulunmuştur.

Tablo 4.1. Böbrek ve toplayıcı sistem taş hastalığı olan hastaların cinsiyeti ve saptanan taşın lokalizasyonu, cinsi ve sayısına göre değerlendirilimesi

		Miktar(N)	N %
CİNSİYET	K	19	33,9%
	E	37	66,1%
LOKALİZASYON	KALİKS	20	35,7%
	RENAL PELVİS	2	3,6%
	ÜRETER	25	44,6%
	MESANE	9	16,1%
TAŞIN CİNSİ	KALSİYUM OKSALAT	30	53,6%
	HİDROKSİAPATİT	8	14,3%
	ÜRİK ASİT	10	17,9%
	SİSTİN	8	14,3%
SAYI	TEK	40	71,4%
	ÇOK	16	28,6%

Çalışılan hasta grubundaki taşlardan boyutu 5 mm ve daha küçük olan hasta sayısı 16 (%28,6) , 6 ile 15 mm arasında olan hasta sayısı 32 (%57) ,16 ile 20 mm arasında olanların sayısı 6 (%10,7) ve 20 mm ve üzerinde olanların sayısı 2(%3,6) olarak bulunmuştur.(Tablo 4.2) Çalışılan hasta grubunda tespit edilen taşların ortalama uzun çapı 8,53 mm olarak bulunmuştur.(Tablo 4.3)

Tablo 4.2. Hasta grubunda tespit edilen taş boyutları

		N	N %
TAŞIN UZUN ÇAPI (mm)	≤ 5	16	28,6%
	6 ile ≤15	32	57,1%
	16 ile ≤20	6	10,7%
	≥20	2	3,6%

DEBT ile tespit edilen taşların analizi sonrasında düşük enerji(80 kVp) seviyesinde ortalama atenüasyon değeri 1182,14±351,02, yüksek enerji(140 kVp) seviyesinde ortalama atenüasyon değeri 887,55±177,81 ve ortalama atenüasyon oranı ise 1,32±0,2 olarak bulunmuştur. (Tablo 4.3)

Tablo 4.3. DEBT böbrek taşı analizi sonucu elde edilen sonuçların değerlendirilmesi

	Ortalama	Standart Sapma(SS)	Ortanca	Minimum (Min)	Maksimum (Maks)
Yaş	51,30	13,16	49,00	28,00	79,00
Uzun Çapı(mm)	8,53	4,92	7,45	2,30	25,00
Düşük enerji atenüasyon değeri (80 kVp)	1182,14	351,02	1227,00	466,00	1976,00
Yüksek enerji atenüasyon değeri (140 kVp)	887,55	177,81	894,50	535,00	1240,00
Atenüasyon Oranı	1,32	0,20	1,39	0,81	1,65

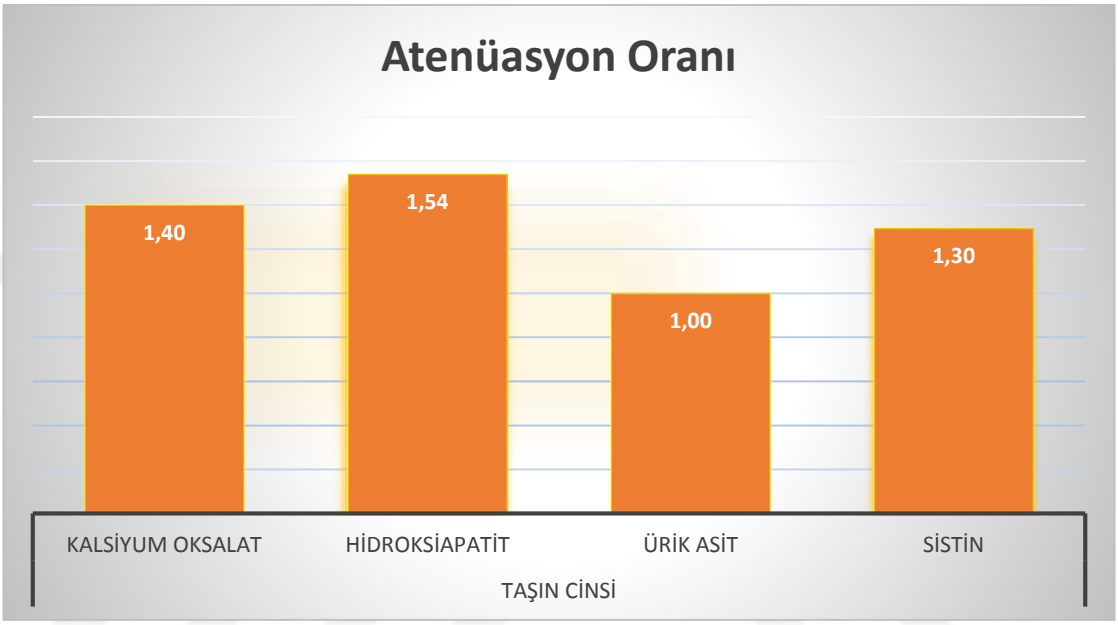
DEBT ile taş analizi sonrasında ortaya çıkan taşlardan kalsiyum oksalatın hastalarda ortalama görülme yaşı 51,37, taşın ortalama uzun çapı 8,48 mm, ortalama düşük enerji atenüasyon değeri 1337,6, ortalama yüksek enerji atenüasyon değeri 959,87

ve ortalama atenüasyon oranı 1,4 bulunmuştur. Hidroksiapatit taşının hastalarda ortalama görülme yaşı 52,88, taşın ortalama uzun çapı 8,05 mm, ortalama düşük enerji atenüasyon değeri 1413,38, ortalama yüksek enerji atenüasyon değeri 922,38 ve ortalama atenüasyon oranı 1,54 bulunmuştur. Ürik asit taşının hastalarda ortalama görülme yaşı 57, taşın ortalama uzun çapı 8,69 mm, ortalama düşük enerji atenüasyon değeri 661,70, ortalama yüksek enerji atenüasyon değeri 719,90 ve ortalama atenüasyon oranı 0,96 bulunmuştur. Sistin taşının hastalarda ortalama görülme yaşı 42,38, taşın ortalama uzun çapı 9,03 mm, ortalama düşük enerji atenüasyon değeri 1029,50, ortalama yüksek enerji atenüasyon değeri 791,13, ve ortalama atenüasyon oranı 1,26 bulunmuştur.(Tablo 4.4)

Tablo 4.4. DEBT ile taş analizi sonrasında ortaya çıkan taşın cinsi ile hasta yaşı, taşın uzun çapı, düşük ve yüksek enerjide atenüasyon değeri ile bu ikisinin birbirine oranının kıyaslamalı değerlendirilmesi

		TAŞIN CİNSİ						
		Kalsiyum Oksalat	Hidroksiapatit	Ürik Asit	Sistin	Test istatistik değerleri	p	post-hoc
Yaş	Ortalama	51,37	52,88	57,00	42,38	5,143	,162	
	SS	11,98	10,01	17,66	11,19			
	Median	47,50	54,00	64,50	43,00			
	Min	34,00	36,00	28,00	28,00			
	Maks	75,00	68,00	79,00	62,00			
Uzun Çapı (mm)	Ortalama	8,48	8,05	8,69	9,03	0,517	,915	
	SS	5,59	3,48	3,94	5,33			
	Median	7,30	8,15	8,65	7,30			
	Min	2,30	3,40	4,00	3,20			
	Maks	25,00	14,20	16,00	15,30			
Düşük enerji atenüasyon değeri (80kVp)	Ortalama	1334,67	1413,38	661,70	1029,50	43,163	<0,001	1-3, 2-3, 3-4,
	SS	194,67	367,20	145,85	273,02			
	Median	1352,00	1300,50	660,00	1085,50			
	Min	791,00	971,00	466,00	679,00			
	Maks	1672,00	1976,00	920,00	1520,00			
Yüksek enerji atenüasyon değeri (140 kVp)	Ortalama	959,87	922,38	719,90	791,13	7,436	<0,001	1-3, 1-4, 2-3,
	SS	135,28	211,26	120,77	186,09			
	Median	979,00	876,50	741,50	773,50			
	Min	562,00	655,00	544,00	535,00			
	Maks	1190,00	1240,00	892,00	1153,00			
Atenüasyon Oranı	Ortalama	1,40	1,54	0,96	1,26	8,560	<0,001	1-2, 1-3, 2-3, 2-4, 3-4
	SS	0,05	0,07	0,09	0,15			
	Median	1,40	1,54	1,00	1,30			
	Min	1,33	1,44	0,81	1,00			
	Maks	1,51	1,65	1,07	1,41			

DEBT taş analizi sonrasında kalsiyum oksalat taşı skalasındaki taşların ortalama atenüasyon oranı 1,40±0,05, hidroksiapatit taşı skalasındaki taşların ortalama atenüasyon oranı 1,54±0,07, ürik asit taşı skalasındaki taşların ortalama atenüasyon oranı 0,96±0,09 ve sistin taşı skalasındaki taşların ortalama atenüasyon oranı 1,26±0,15 olarak bulunmuştur. (Şekil 4.1)



Şekil 4.1. DEBT taş analizi ile ortaya çıkan taşların ortalama atenüasyon oranı ile ilişkisi

4.3. Akut Apandisit Hastalığı Olan Hastaların İstatiksel Analizi

Çalışmaya 20 akut apandisit hastası ve akut apandisit olmayan 20 kontrol hastası dahil edilmiştir. Akut apandisit grubunda yer alan hasta grubunun 16'sı erkek (%80), 4'ü kadındır (%20). Kadın/erkek oranı 0,25 bulunmuştur. Kontrol grubunun %13'ü erkek (%65), 7'si kadındır (%35). Kadın/erkek oranı 0,54 bulunmuştur (Tablo 4.6).

Hasta grubunda minimum yaş 19, maksimum yaş ise 76'dır. Akut apandisit tanısı alan hastaların yaş ortalaması 34,85 olarak bulunmuştur. Kontrol grubunun yaş ortalaması 55,65, minimum yaş 29, maksimum yaş 85 bulunmuştur (Tablo 4.5).

Tablo 4.5. Akut apandisit hastaları ve kontrol grubunun yaş dağılımı ve apendiks çapı analizi

	HASTA		SAĞLAM			
	Ortalama ± SS	Ortanca (min-maks)	Ortalama ± SS	Ortanca (min-maks)	t,Z	p
APENDİKS ÇAPI(mm)	10,04 ± 1,51	10,45 (7 - 12)	5,46 ± 0,82	5,5 (4,5 - 8)	-5,349	<0,001
YAŞ	34,85± 16,02	30(19-76)	55,65± 18,15	53(29-85)	-3,858	<0,001

Her iki grupta sağ alt kadranda apendiks komşuluğunda yer alan lenf nodları boyutuna bakılmaksızın var ya da yok olarak değerlendirilmiştir. Eşlik eden lenf nodu görülme sayısı hasta grubunda 14 (%70), kontrol grubunda ise 3 (%15) olarak bulunmuştur. İki grup arasında lenf nodu görülme oranı istatistiksel olarak anlamlıdır.(p<0,001)(Tablo 4.6)

Eşlik eden periapendiküler kirlenme görülme sayısı hasta grubunda 19 (%95), kontrol grubunda ise 0 (%0) olarak bulunmuştur. İki grup arasında periapendiküler kirlenme görülme oranı istatistiksel olarak anlamlıdır.(p<0,001)(Tablo 4.6)

Eşlik eden periapendiküler mayi görülme sayısı hasta grubunda 14 (%70), kontrol grubunda ise 0 (%0) olarak bulunmuştur. İki grup arasında periapendiküler mayi görülme oranı istatistiksel olarak anlamlıdır (p<0,001)(Tablo 4.6)

Tablo 4.6. Akut apandisit hastaları ve kontrol grubunun cinsiyet ve eşlik eden patolojilerin analizi

		GRUP					
		NORMAL		HASTA			
		Miktar	Column N %	Miktar	Column N %	Kİ-KARE	p
CİNSİYET	1	7	35,0%	4	20,0%	1,129	0,288
	2	13	65,0%	16	80,0%		
LENF NODU	0	17	85,0%	6	30,0%	12,379	<0,001
	1	3	15,0%	14	70,0%		
PERİAPENDİKÜLER KİRLENME	0	20	100,0%	1	5,0%	36,190	<0,001
	1	0	0,0%	19	95,0%		
PERİAPENDİKÜLER MAYİ	0	20	100,0%	6	30,0%	21,538	<0,001
	1	0	0,0%	14	70,0%		

Hasta grubunda 40 keV sanal monokromatik görüntülerde ölçülen ortalama dansite 164,94± 25,92 HU, minimum dansite 136,10 HU, maksimum dansite 240,00 HU olarak saptanmıştır. Kontrol grubunda 40 keV sanal monokromatik görüntülerde ölçülen ortalama dansite 63,74±38,25 HU, minimum dansite 13,30 HU, maksimum dansite 137,70 HU olarak saptanmıştır. 40 keV sanal monokromatik görüntülerde iki grup arasındaki ortalama dansite farkı istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.001$) (Tablo 4.7)

Hasta grubunda 80 keV sanal monokromatik görüntülerde ölçülen ortalama dansite 54,75±11,44 HU, minimum dansite 40,20 HU, maksimum dansite 91,20 HU olarak saptanmıştır. Kontrol grubunda 80 keV sanal monokromatik görüntülerde ölçülen ortalama dansite 16,51±14,58 HU, minimum dansite 1,70 HU, maksimum dansite 56,40 HU olarak saptanmıştır. 80 keV sanal monokromatik görüntülerde iki grup arasındaki ortalama dansite farkı istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.001$) (Tablo 4.7)

Hasta grubunda 190 keV sanal monokromatik görüntülerde ölçülen ortalama dansite 27,81±8,69 HU, minimum dansite 18,70 HU, maksimum dansite 56,40 HU olarak saptanmıştır. Kontrol grubunda 190 keV sanal monokromatik görüntülerde ölçülen ortalama dansite 4,29±11,57, minimum dansite -14,20 HU, maksimum dansite 40,20 HU olarak saptanmıştır. 190 keV sanal monokromatik görüntülerde iki grup arasındaki ortalama dansite farkı istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.001$) (Tablo 4.7)

Tablo 4.7. Hasta ve kontrol grubunda 40 keV,80 keV ve 190 keV monokromatik görüntülerin analizi

	GRUP					
	NORMAL		HASTA			
	Ortalama±SS	Ortanca(Min-Maks)	Ortalama±SS	Ortanca(Min-Maks)	t,Z	p
40 keV	63,74±38,25	48,40(13,30-137,70)	164,94±25,92	160,25(136,10-240))	-5,383	<0,001
80 keV	16,51±14,58	9,95(1,70-56,40)	54,75±11,44	54,65(40,20-91,20)	-4,964	<0,001
190 keV	4,29±11,57	2,35(-14,20-40,20)	27,81±8,69	27,20(18,70-56,40)	-4,897	<0,001
Kİ-KARE	40,00		40,00			
p	<0,001		<0,001			

Hasta grubunda overlay görüntülerde ölçülen ortalama dansite 33,01±6,68, minimum dansite 24,40 HU, maksimum dansite 53,70 HU olarak saptanmıştır. Kontrol grubunda overley görüntülerde ölçülen ortalama dansite 17,97±10 HU, minimum dansite 1,30 HU, maksimum dansite 39,80 HU olarak saptanmıştır. Overlay görüntülerde iki grup arasındaki ortalama dansite farkı istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.001$)(Tablo 4.8)

Hasta grubunda VNC görüntülerde ölçülen ortalama dansite 16,53±6,57, minimum dansite 4,60 HU, maksimum dansite 32,30 HU olarak saptanmıştır. Kontrol grubunda VNC görüntülerde ölçülen ortalama dansite 0,38±11,89 HU, minimum dansite -27,20 HU, maksimum dansite 23,70 HU olarak saptanmıştır. VNC görüntülerde iki grup arasındaki ortalama dansite farkı istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.001$)(Tablo 4.8)

Hasta grubunda mikst görüntülerde ölçülen ortalama dansite 57,23±13,22, minimum dansite 39,60 HU, maksimum dansite 84,60 HU olarak saptanmıştır. Kontrol grubunda mikst görüntülerde ölçülen ortalama dansite 18,59±16,64 HU, minimum dansite -4,80 HU, maksimum dansite 49,70 HU olarak saptanmıştır. Mikst görüntülerde iki grup arasındaki ortalama dansite farkı istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.001$), (Tablo 4.8).

Tablo 4.8. Hasta ve kontrol grubunda overlay, VNC ve mikst görüntülerin analizi

	GRUP											
	NORMAL					HASTA						
	Ortalama	SS	Ortanca	Min	Maks	Ortalama	SS	Ortanca	Min	Maks	t,Z	p
OVERLAY	17,97	10,00	14,40	1,30	39,80	33,01	6,68	32,20	24,40	53,70	-3,977	<0,001
VNC	0,38	11,89	-3,85	-27,20	23,70	16,53	6,57	15,95	4,60	32,30	-5,316	<0,001
MİKST	18,59	16,64	14,95	-4,80	49,70	57,23	13,22	54,35	39,60	84,60	-8,131	<0,001

Aşağıdaki tabloda akut apandisit hastalarına tanı koymada etkinlik yönünden apendiks çapı ile 40 keV, 80 keV, 190 keV sanal monokromotik, overlay, VNC ve mikst görüntüler değerlendirildi.

Apendiks çapının, akut apandisit tanısında etkinliğinin değerlendirilmesi amacıyla oluşturulan ROC eğrisinde, tanı değeri yüksek olan parametre olduğu görülmektedir (AUC=0,994 p<0.001.) (Tablo 4.9) (Şekil 4.2)

40 keV sanal monokromatik görüntünün akut apandisit tanısında etkinliğinin değerlendirilmesi amacıyla oluşturulan ROC eğrisinde, tanı değeri en yüksek olan parametre olduğu görülmektedir (AUC=0,998 p<0.001.) (Tablo 4.9) (Şekil 4.2)

80 keV sanal monokromatik görüntünün akut apandisit tanısında etkinliğinin değerlendirilmesi amacıyla oluşturulan ROC eğrisinde, tanı değerinin yüksek olduğu görülmektedir.(AUC=0,959 p<0.001.) (Tablo 4.9) (Şekil 4.2)

190 keV sanal monokromatik görüntünün akut apandisit tanısında etkinliğinin değerlendirilmesi amacıyla oluşturulan ROC eğrisinde, tanı değerinin yüksek olduğu görülmektedir.(AUC=0,953 p<0.001.) (Tablo 4.9) (Şekil 4.2)

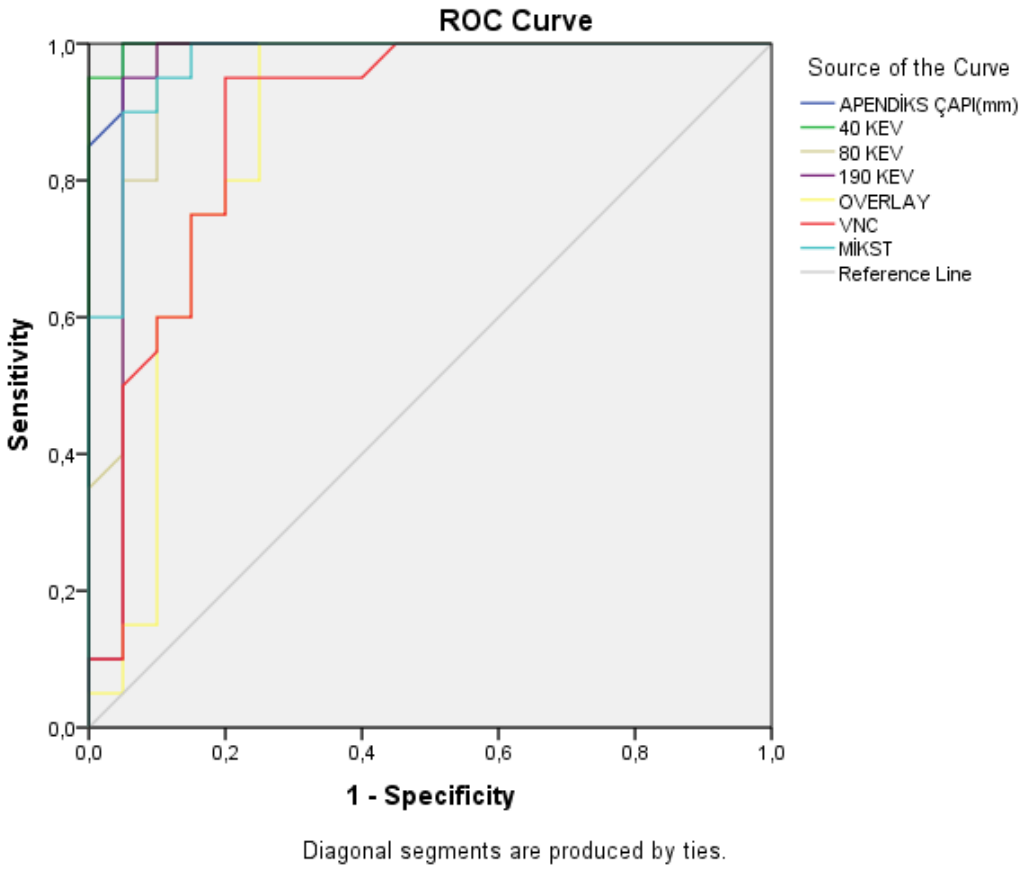
Overlay görüntünün akut apandisit tanısında etkinliğinin değerlendirilmesi amacıyla oluşturulan ROC eğrisinde, tanı değerinin yüksek olduğu görülmektedir (AUC=0,868 p<0.001.) (Tablo 4.9)

VNC görüntünün akut apandisit tanısında etkinliğinin değerlendirilmesi amacıyla oluşturulan ROC eğrisinde, tanı değerinin yüksek olduğu görülmektedir (AUC=0,888 p<0.001.) (Tablo 4.9) (Şekil 4.2)

Mikst görüntünün akut apandisit tanısında etkinliğinin değerlendirilmesi amacıyla oluşturulan ROC eğrisinde, tanı değerinin yüksek olduğu görülmektedir (AUC=0,973 p<0.001.) (Tablo 4.9) (Şekil 4.2)

Tablo 4.9. Belirlenen bazı parametrelerin akut apandisit tanısının konmasındaki etkinliğinin etkinliğinin hesaplanması

	HASTA		SAĞLAM		Area Under the Curve (ROC)					
	mean ± std	median (min-max)	mean ± std	median (min-max)	Area ± Std. Error	95% CI for Area Lower - Upper	(Youden-based threshold) **Cut-off**	Sensitivity	Specificity	p
APENDİKS ÇAPI(mm)	10,035 ± 1,507	10,45 (7 - 12)	5,455 ± 0,818	5,5 (4,5 - 8)	0,994 ± 0,008	0,978 - 0,999	6,85	1,000	0,950	<0,001
40 KEV	164,935 ± 25,917	160,25 (136,1 - 240)	63,735± 38,253	48,4 (13,3 - 137,7)	0,998 ± 0,004	0,989 - 0,999	129,05	1,000	0,950	<0,001
80 KEV	54,750 ± 11,441	54,65 (40,2 - 91,2)	16,505 ± 14,582	9,95 (1,7 - 56,4)	0,959 ± 0,033	0,894 - 0,999	38,55	1,000	0,900	<0,001
190 KEV	27,810 ± 8,687	27,2 (18,7 - 56,4)	4,290 ± 11,575	2,35 (-14,2 - 40,2)	0,953 ± 0,044	0,866 - 0,999	19,45	,950	0,950	<0,001
OVERLAY	33,010 ± 6,681	32,2 (24,4 - 53,7)	17,965 ± 9,997	14,4 (1,3 - 39,8)	0,868 ± 0,065	0,741 - 0,994	23,40	1,000	0,750	<0,001
VNC	16,525 ± 6,574	15,95 (4,6 - 32,3)	0,375 ± 11,888	-3,85(-27,2-23,7)	0,888 ± 0,056	0,778 - 0,997	9,35	,950	0,800	<0,001
MİKST	57,225 ± 13,219	54,35 (39,6 - 84,6)	18,585 ± 16,639	14,95 (-4,8 - 49,7)	0,973 ± 0,023	0,928 - 0,999	41,85	,950	0,900	<0,001



Şekil 4.2. Belirlenen parametrelerin tanı koymadaki etkinliğinin ROC eğrisi ile gösterilmesi

Akut apandisite eşlik eden parametrelerden periapendiküler lenf nodunun sensitivitesi 0,7, spesifitesi 0,85, pozitif prediktif değeri 0,824 ve negatif prediktif değeri 0,739 olarak bulunmuştur.(Tablo 4.10)

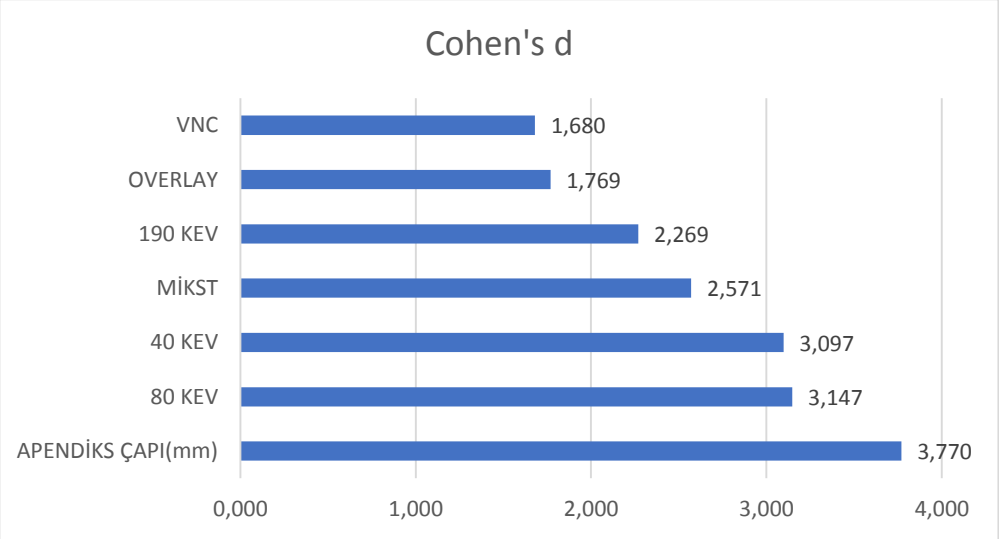
Periapendiküler kirlenmenin sensitivitesi 0,95, spesifitesi 1, pozitif prediktif değeri 1 ve negatif prediktif değeri 0,952 olarak bulunmuştur.(Tablo 4.10)

Periapendiküler mayinin sensitivitesi 0,7, spesifitesi 1, pozitif prediktif değeri 1 ve negatif prediktif değeri 0,769 olarak bulunmuştur.(Tablo 4.10)

Tablo 4.10. Lenf nodu, periapendiküler kirlenme ve periapendiküler mayi skalalarının akut apandisit hastalarına eşlik etmelerinin sensitivite, spesifisite, PPD ve NPD değerleri

		GRUP						
		hasta	sağlam	sens	spes	ppv	npv	p
LENF NODU	var	14	3	0,700	0,850	0,824	0,739	<0,001
	yok	6	17					
PERİAPENDİKÜLER KİRLENME	var	19	0	0,950	1,000	1,000	0,952	<0,001
	yok	1	20					
PERİAPENDİKÜLER MAYİ	var	14	0	0,700	1,000	1,000	0,769	<0,001
	yok	6	20					

Araştırılan parametrelerin klinik öneminin belirlenmesi için Cohen d formülü uygulanmıştır. Buna göre klinik önemi en büyük olan parametrenin maksimum çap ölçümü olduğu anlaşılmıştır. Daha sonra 80 keV sanal monokromatik görüntülerdeki dansite ölçümü gelmektedir.



Şekil 4.3. Apandisit tanısında kullanılan parametrelerin etki büyüklüklerinin analizi

4.4. Kolelitiazis hastalarının istatiksel analizi

Safra kesesi taşı hastalığı olan ve çalışmaya dahil edilen 15 hastanın 9'u kadın(%60) 6'sı erkektir.(Tablo 4.11)

Tablo 4.11. Safra kesesi taş hastalığı olanların cinsiyet dağılımı

		N	Column N %
CİNSİYET	E	6	40,0%
	K	9	60,0%

Çalışmaya dahil edilen hastaların yaş ortalaması 63, minimum yaş 48, maksimum yaş 75 olarak bulunmuştur

Tablo 4.12. Safra kesesi taş hastalığı olanların yaş dağılımı

YAŞ	Ortalama	**63**
	Standart Sapma	9
	Ortanca	63
	Minimum	48
	Maksimum	75

40 keV sanal monokromatik görüntüde safra taşı minimum dansite değeri -86,20 HU, maksimum dansite değeri 2,50 HU ve ortalama dansite değeri -37,2867 HU ölçülmüştür. 40 keV sanal monokromatik görüntüde safra minimum dansite değeri -17,50 HU, maksimum dansite değeri 126,50 HU ve ortalama dansite değeri 14,92 HU ölçülmüştür. 40 keV sanal monokromatik görüntüde iki grup arasındaki dansite farkı istatiksel olarak anlamlı bulunmuştur.(Tablo 4.9)

70 keV sanal monokromatik görüntüde safra taşı minimum dansite değeri -4,60 HU, maksimum dansite değeri 22,20 HU ve ortalama dansite değeri 12,38 HU ölçülmüştür. 70 keV sanal monokromatik görüntüde safra minimum dansite değeri 0,30 HU, maksimum dansite değeri 58,80 HU ve ortalama dansite değeri 14,980 HU ölçülmüştür. 70 keV sanal monokromatik görüntüde iki grup arasındaki dansite farkı istatiksel olarak anlamlı değildir..(Tablo 4.9)

90 keV sanal monokromatik görüntüde safra taşı minimum dansite değeri 6,40 HU, maksimum dansite değeri 39,90 HU ve ortalama dansite değeri 24,4267 HU ölçülmüştür. 90 keV sanal monokromatik görüntüde safra minimum dansite değeri 0,40 HU, maksimum dansite değeri 41,30 HU ve ortalama dansite değeri 13,7467 HU

ölçülmüştür.90 keV sanal monokromatik görüntüde iki grup arasındaki dansite farkı istatiksel olarak anlamlı bulunmuştur.(Tablo 4.9)

120 keV sanal monokromatik görüntüde safra taşı minimum dansite değeri 11,50 HU, maksimum dansite değeri 50,50 HU ve ortalama dansite değeri 33,1667 HU ölçülmüştür. 120 keV sanal monokromatik görüntüde safra minimum dansite değeri -0,60 HU, maksimum dansite değeri 36,50 HU ve ortalama dansite değeri 13,88 HU ölçülmüştür. 120 keV sanal monokromatik görüntüde iki grup arasındaki dansite farkı istatiksel olarak anlamlı bulunmuştur.(Tablo 4.9)

150 keV sanal monokromatik görüntüde safra taşı minimum dansite değeri 15,80 HU, maksimum dansite değeri 58,20 HU ve ortalama dansite değeri 39,7667 HU ölçülmüştür. 150 keV sanal monokromatik görüntüde safra minimum dansite değeri -1,20 HU, maksimum dansite değeri 33,00 HU ve ortalama dansite değeri 14,6333 HU ölçülmüştür. 150 keV sanal monokromatik görüntüde iki grup arasındaki dansite farkı istatiksel olarak anlamlı bulunmuştur.(Tablo 4.9)

190 keV sanal monokromatik görüntüde safra taşı minimum dansite değeri 18,90 HU, maksimum dansite değeri 63,40 HU ve ortalama dansite değeri 44,5333 HU ölçülmüştür. 190 keV sanal monokromatik görüntüde safra minimum dansite değeri -2,00 HU, maksimum dansite değeri 31,00 HU ve ortalama dansite değeri 15,1533 HU ölçülmüştür. 190 keV sanal monokromatik görüntüde iki grup arasındaki dansite farkı istatiksel olarak anlamlı bulunmuştur (Tablo 4.9).

Tablo 4.13. Safra taşı ve safranın 40 keV,70 keV, 90 keV,120 keV,150 keV ve 190 keV monokromatik görüntülerde HU değerlerinin analizi

	Grup											
	SAFRA					TAŞ						
	Ortalama	SS	Ortanca	Min	Maks	Ortalama	SS	Ortanca	Min	Maks	t,Z	p
40 keV	14,9200	35,3505	6,6000	-17,5000	126,5000	-37,2867	24,6955	-36,9000	-86,2000	2,5000	-3,920	,000
70 keV	14,9800	15,8377	9,2000	,3000	58,8000	12,3800	8,7249	13,5000	-4,6000	22,2000	-,021	,983
90 keV	13,7467	10,6530	10,2000	,4000	41,3000	24,4267	10,5438	25,5000	6,4000	39,9000	-2,760	,010
120 keV	13,8800	10,0014	12,4000	-,6000	36,5000	33,1667	12,0962	35,6000	11,5000	50,5000	-4,759	,000
150 keV	14,6333	9,8536	15,4000	-1,2000	33,0000	39,7667	12,1159	42,8000	15,8000	58,2000	-6,233	,000
190 keV	15,1533	10,2178	17,0000	-2,0000	31,0000	44,5333	12,9114	46,3000	18,9000	63,4000	-6,911	,000

Safra, farklı keV değerlerinde değişken HU değeri davranışı göstermiştir. Hastaların 8'inde(%53,3) 40 keV ve 190 keV'de dansite farkları 20 HU dan küçüktür. 2 hastada safra 40 keV monokromatik görüntüde daha büyük HU değerine sahipken 5 hasta da safra 190 keV monokromatik görüntüde daha büyük HU değerine sahiptir. Bu 7 hastada da her iki monokromatik görüntüde safra HU değerleri arasındaki fark 20'den fazladır.

Tablo 4.14. Araştırmaya dahil edilen hastalarda safranın 40 keV ve 190 keV'de dansite farkının analizi

		N	N%
SAFRA (40 keV-190 keV)	<20 HU	8	53,3
	>20 HU (40 keV>190 keV)	2	13,3
	>20 HU (190 keV>40 keV)	5	33,3

40 keV'de safra taşları ve safra arasındaki dansite farkı 1 hastada(%6,7) 20-40 HU,6 hastada (%40) 40-60 HU, 2 hastada(%13,3) 60-80 HU, 4 hastada(%26,7) 80-100 HU ve 2 hastada(%13,3) 100 HU'dan fazladır (Tablo 4.15).

Tablo 4.15. Araştırmaya dahil edilen hastalarda safra taşı ile safranın 40 keV'de dansite farkının analizi

		N	N%
SAFRA TAŞI-SAFRA (HU) 40 keV	20-40 HU	1	6,7
	40-60 HU	6	40,0
	60-80 HU	2	13,3
	80-100 HU	4	26,7
	>100 HU	2	13,3
	Total	15	100,0

70 keV'de safra taşları ve safra arasındaki dansite farkı 10 hastada(%66,7) 10 HU'dan küçük, 3 hastada (%20) 10-20 HU, 2 hastada(%13,3) 20 HU'dan fazladır.(Tablo 4.16)

Tablo 4.16. Araştırmaya dahil edilen hastalarda safra taşı ile safranın 70 keV'de dansite farkının analizi

		N	N%
SAFRA TAŞI-SAFRA (HU) 70 keV	<10 HU	10	66,7
	10-20 HU	3	20,0
	>20 HU	2	13,3
	Total	15	100,0

190 keV'de safra taşları ve safra arasındaki dansite farkı 5 hastada(%33,3) 10-20 HU, 4 hastada (%26,7) 20-30 HU, 3 hastada(%20) 30-40 HU, 3 hastada(%20) 40 HU'dan fazladır (Tablo 4.16).

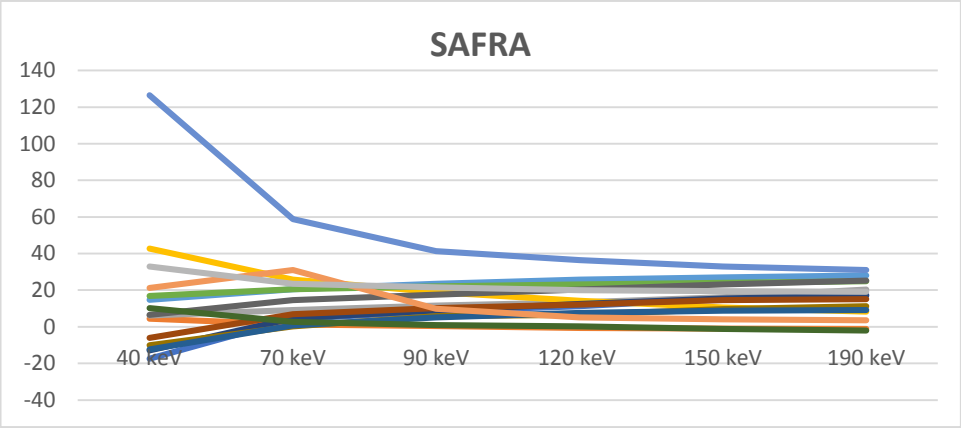
Tablo 4.17. Araştırmaya dahil edilen hastalarda safra taşı ile safranın 190 keV'de dansite farkının analizi

		N	N%
SAFRA TAŞI-SAFRA (HU) 190 keV	10-20 HU	5	33,3
	20-30 HU	4	26,7
	30-40 HU	3	20,0
	>40 HU	3	20,0
	Total	15	100,0

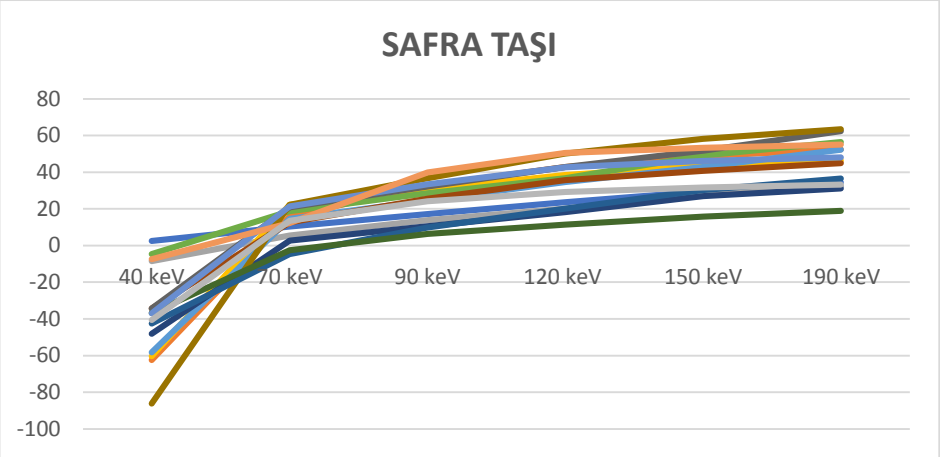
Artan keV enerji düzeylerinde safra HU değerinde genelde azalma izlenirken bazı hastalarda artış safra içeriğinin farklı olabileceğine dayandırılmıştır. (Şekil 4.4)

Artan keV enerji düzeylerinde safra taşı HU değerleri artış göstermektedir. (Şekil 4.5)

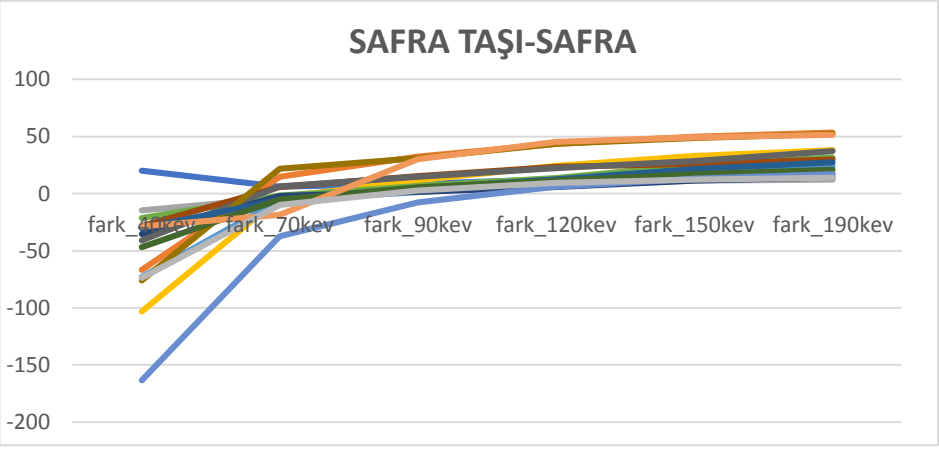
Artan keVenerji düzeylerinde safra taşı ile safra arasındaki atenüasyon farkı 40 keV'de en fazla 70keV'ye doğru azalmakta sonra tekrar artış göstermektedir. (Şekil 4.6)



Şekil 4.4. Farklı keV enerji düzeylerinde safra HU değerleri.



Şekil 4.5. Farklı keV enerji düzeylerinde safra taşı HU değerleri



Şekil 4.6. Farklı keV enerji düzeylerinde safra taşı HU değeri ile safra HU değeri arasındaki fark

4.5. Akut Mezenter İskemi Hastalarının İstatiksel Analizi

Akut mezenter iskemi(AMİ) tanısıyla çalışmaya dahil edilen hasta grubunda en küçük yaş 50, en büyük yaş 81 ve ortalama yaş 68 olarak bulunmuştur.(Tablo 4.18) Bu hastalardan 5'i kadın(%45,5), 6'sı erkektir(%54,5).(Tablo 4.19)

Tablo 4.18. AMI hastalarının yaş dağılımı

	Ortalama	SS	Ortanca	Min	Maks
YAŞ	68	9	69	50	81

Tablo 4.19. AMI hastalarının cinsiyet dağılımı

		N	N %
CİNSİYET	1	5	45,5%
	2	6	54,5%

40 keV sanal monokromatik görüntülemede nekrotik barsak ansı minimum -26,9 HU, maksimum 0,6 HU ve ortalama -9,8818 HU dansitede ölçülmüştür. Nekrotik olmayan barsak ansları ise minimum 115,8 HU, maksimum 187,3 HU ve ortalama 168,1455 HU dansitede ölçülmüştür. İki grup arasında dansite farkı istatistiksel olarak anlamlıdır.($p<0,001$) (Tablo 4.20)

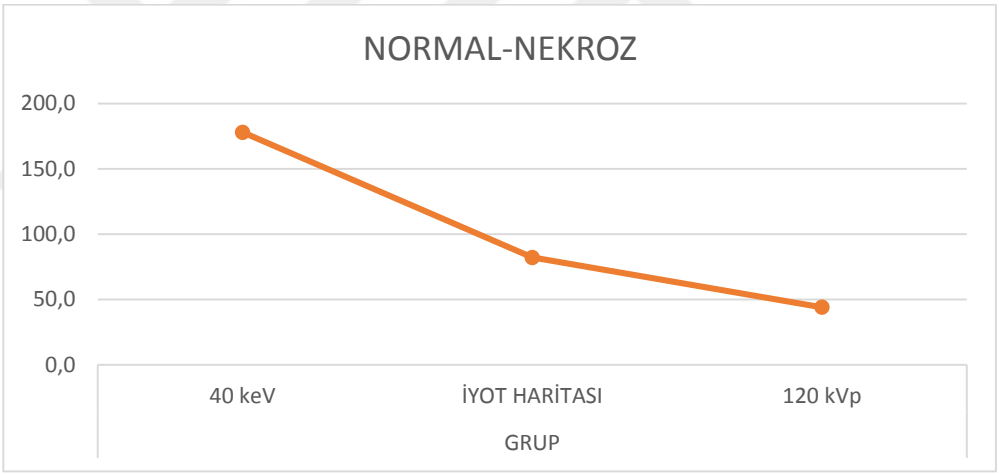
İyot haritasında nekrotik barsak ansı minimum -28,8 HU, maksimum 9 HU ve ortalama –6,2909 HU dansitede ölçülmüştür. Nekrotik olmayan barsak ansları ise minimum 52,30 HU, maksimum 88,90 HU ve ortalama 75,9182 HU dansitede ölçülmüştür. İki grup arasında dansite farkı istatistiksel olarak anlamlıdır.($p<0,001$) (Tablo 4.20)

120 kVp görüntüde nekrotik barsak ansı minimum -13 HU, maksimum 26,10 HU ve ortalama 4,3273 HU dansitede ölçülmüştür. Nekrotik olmayan barsak ansları ise minimum 36,70 HU, maksimum 64,60 HU ve ortalama 48,4182 HU dansitede ölçülmüştür. İki grup arasında dansite farkı istatistiksel olarak anlamlıdır.($p<0,001$) (Tablo 4.20)

Tablo 4.20. Nekrotik barsak ansı ile normal barsak ansının 40 keV, iyot haritası ve 120 kVp görüntülerdeki dansitelerinin analizi

	Grup											
	Nekroz(+)					Nekroz (-)						
	Mean	SS	Median	Min	Maks	Mean	SS	Median	Min	Maks	t,Z	p
40 keV	-9,8818	7,1830	-8,6000	-26,9000	,6000	168,1455	21,4515	172,4000	115,8000	187,3000	-3,973	,000
İyot Haritası	-6,2909	9,8299	-7,2000	-28,8000	9,0000	75,9182	10,8604	75,0000	52,3000	88,9000	-18,613	,000
120 kVp	4,3273	13,0639	-2,4000	-13,0000	26,1000	48,4182	9,3150	44,3000	36,7000	64,6000	-9,114	,000

Normal barsak ansı ile nekrotik barsak ansları arasında 40 keV, iyot haritası ve 120 kVp görüntülemelerde istatistiksel olarak anlamlı dansite farkı mevcuttur. Bu fark büyükten küçüğe sırasıyla 40 keV, iyot haritası ve 120 kVp şeklindedir. (Şekil 4.7) Bu farklar birbirleriyle karşılaştırıldığında 40 keV sanal monokromatik görüntüde 120 kVp'ye ve iyot haritasına göre istatistiksel olarak anlamlıdır($p<0,001$)(Tablo 4.21)

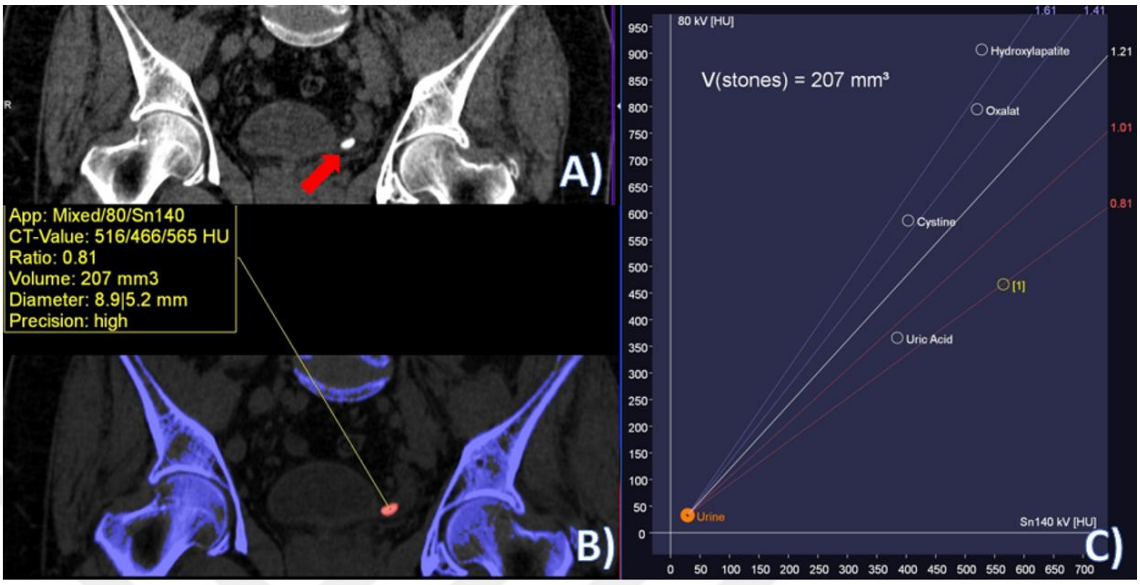


Şekil 4.7. Normal barsak ansı ile nekrotik barsak ansının 40 keV, iyot haritası ve 120 kVp görüntülerde dansite farkının analizi

Tablo 4.21. Normal ans ile nekrotik ansın dansite farklarının 40 keV, iyot haritası ve 120 kVp görüntülerde birbirleriyle karşılaştırılmasının istatistiksel analizi

	Normal-Nekroz					
	40 keV	İyot Haritası	120 kVp	ki-kare	p	post-hoc
Ortalama	178,0273	82,2091	44,0909	26,9230	<0,001	40 keV-İyot Haritası, 40 keV-120 kVp
SS	-21,7718	-19,2693	-14,1351			
Ortanca	185,3000	83,3000	43,0000			
Min	195,2000	116,5000	66,8000			
Maks	124,4000	43,3000	20,2000			

5. OLGU ÖRNEKLERİ

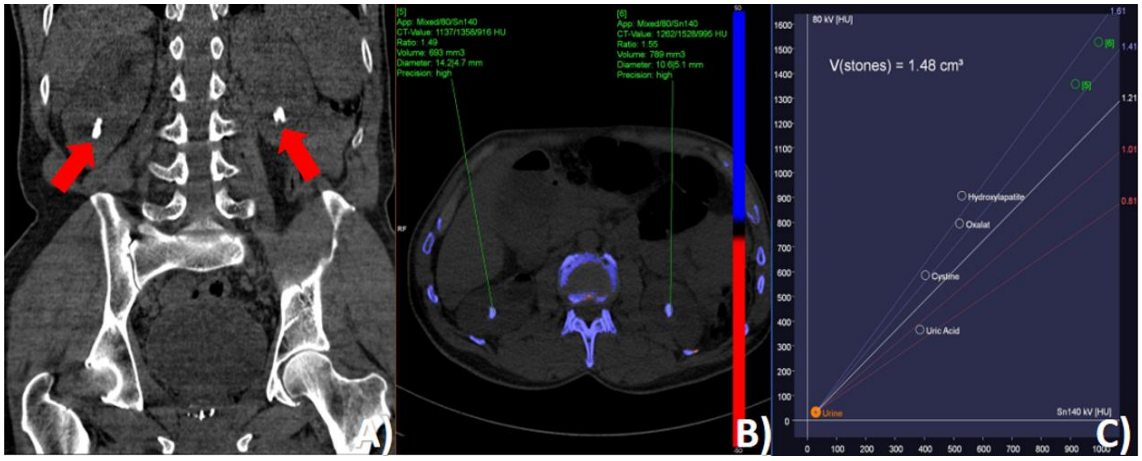


Şekil 5.1. 79 yaşında erkek hastada sol üreter distalindeki taşın DEBT ile ürik asit taşı olarak yorumlanması

A. Kontrastsız koronal BT görüntülemede sol üreter distalinde uzun aksı 8,9 mm olan hiperdens taş(kırmızı ok)

B. Koronal DEBT'de taş düşük kV'de 466 HU ve yüksek kV'de 565 HU olarak ölçüldü, bu nedenle zayıflama oranı yaklaşık 0,81 idi, taş ürik asit taşına karşılık gelen kırmızı renk ile boyandı.

C. DEBT taş analiz grafiğinde de ürik asit olarak doğrulandı. (80/Sn140 kV oran=0.81).

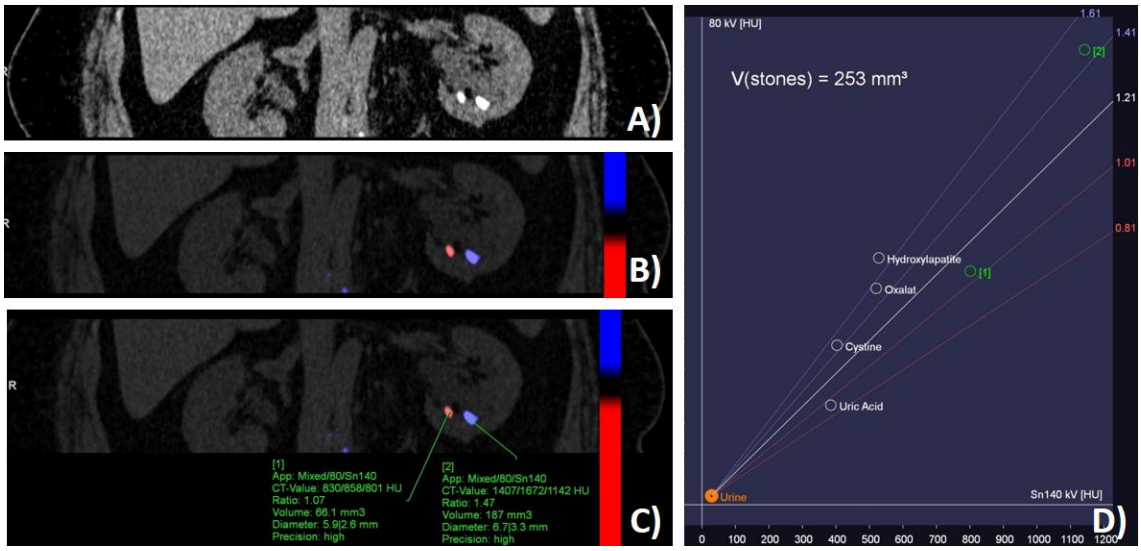


Şekil 5.2. 55 yaşında erkek hastada her iki böbrek alt kalikslerinde lokalize taşların DEBT ile kalsiyum oksalat taşı olarak yorumlanması

A. Kontrastsız koronal BT' de her iki böbrek alt kaliksinde uzun aksı 14,2 mm ve 10,6 mm ölçülen iki adet hiperdens taş(kırmızı oklar)

B. Aksiyel DEBT'de taşların dansitesi düşük kV'de 1358 HU ile 1528 HU ve yüksek kV'de 916 HU ile 995 HU olarak ölçüldü, bu nedenle zayıflama oranı yaklaşık 1,49 ve 1,55 bulundu, taşlar non-ürik asit taşına karşılık gelen mavi renk ile boyandı.(İlk yazılan değerler sağ kalikstekı taş içindir.)

C. Taşların analizi grafikte de non-ürik asit taşı olarak doğrulandı, kalsiyum oksalat taşı segmentine karşılık gelmektedir (80/Sn140 kV oran=0.81)

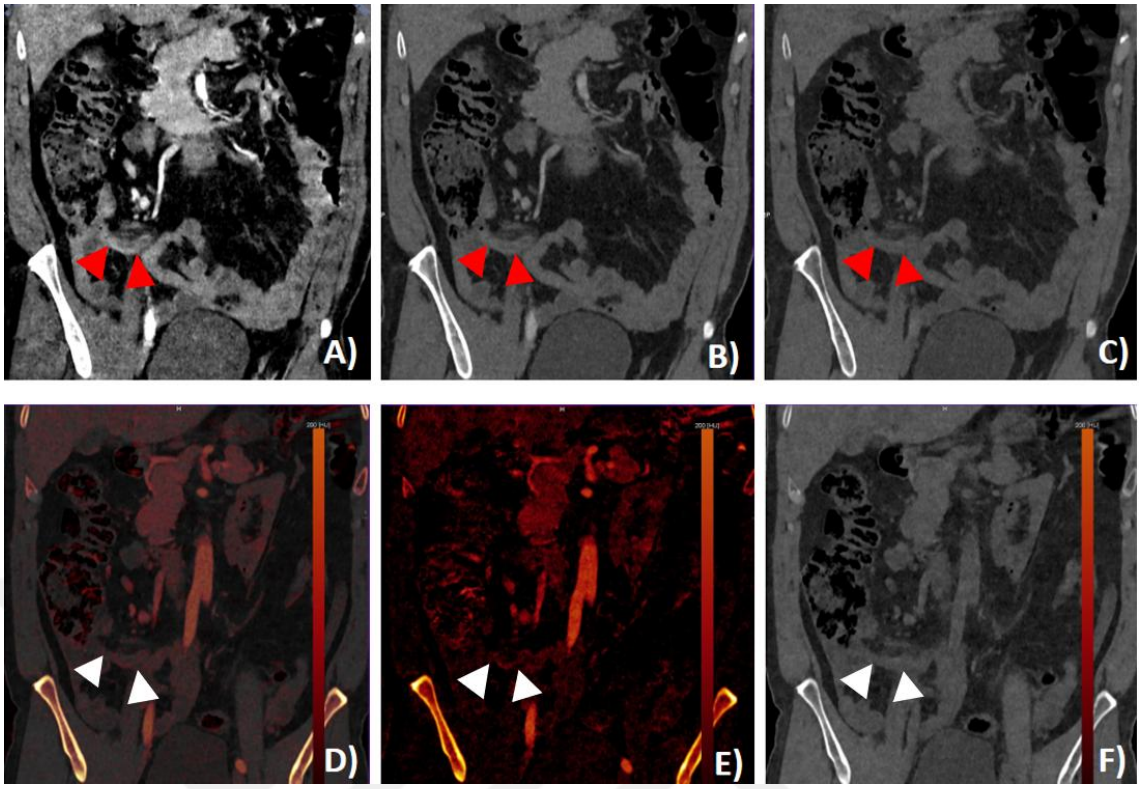


Şekil 5.3. 63 yaşında solda renal kolik ile başvuran kadın hastanın sol böbrek alt kaliksinde lokalize ürik asit ile non-ürik asit taşlarının DEBT ile gösterilmesi

A. Kontrastsız koronal abdomen BT'de sol böbrek alt kaliksinde uzun aksı 5,9 mm ve 6,7 mm olan iki adet hiperdens taş

B. Aksiyel DEBT'de taşların dansitesi düşük kV'de 858 HU ile 1672 HU ve yüksek kV'de 801 HU ile 1142 HU olarak ölçüldü, bu nedenle zayıflama oranı yaklaşık 1,07 ve 1,47 bulundu. Taşlardan ilki ürik asit taşına karşılık gelen kırmızı, diğeri non-ürik asit taşına karşılık gelen mavi renk ile boyandı.

C. Taşların analizi grafikte de ürik asit ile non-ürik asit taşı olarak doğrulandı. (80/Sn140 kV oran=1,07 ve 1,47)



Şekil 5.4. 40 yaşında sağ alt kadran ağrısı ve bulantı-kusma şikayeti ile başvuran hastada akut apandisitin koronal DEBT'de VNC ve monoenergetic+ uygulaması ile gösterilmesi

A. 40 keV sanal monokromatik görüntüde apandisit gösterilmektedir.(kırmızı ok başları)

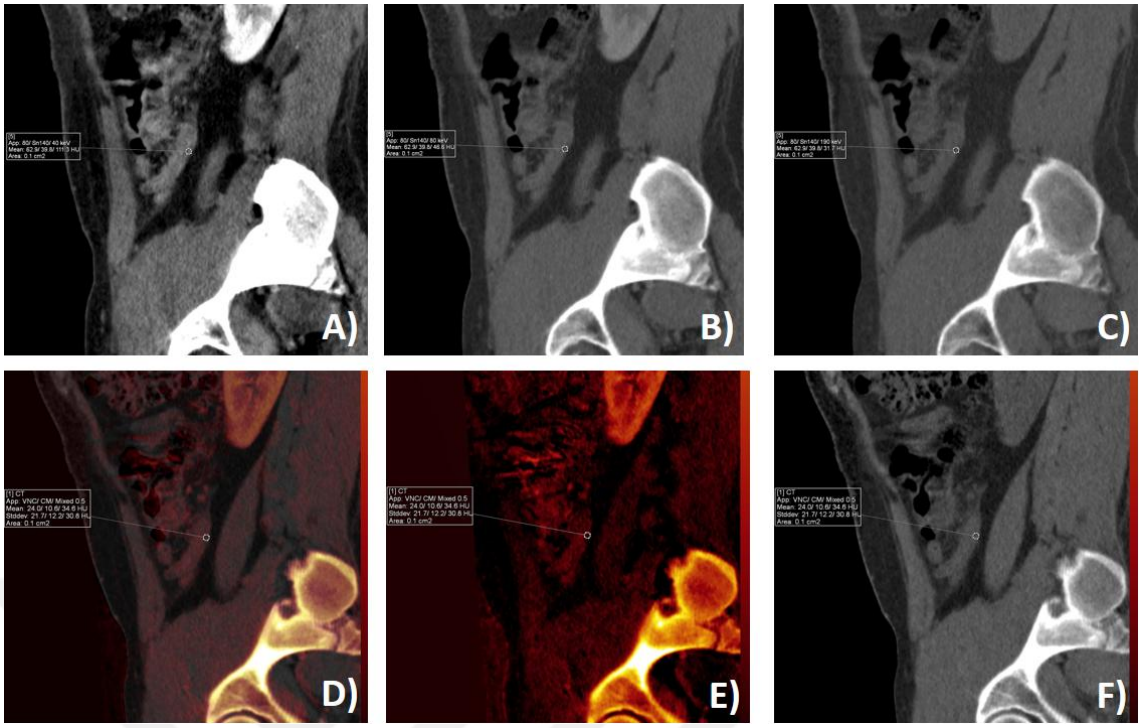
B. 80 keV sanal monokromatik görüntüde apandisit gösterilmektedir.(kırmızı ok başları)

C. 190 keV sanal monokromatik görüntüde apandisit gösterilmektedir.(kırmızı ok başları)

D. Mikst görüntüde apandisit gösterilmektedir.(beyaz ok başları)

E. Iyot haritasında apandisit gösterilmektedir. (beyaz ok başları)

F. Sanal kontrastsız görüntüde apandisit gösterilmektedir. (beyaz ok başları)



Şekil 5.5. 35 yaşında sağ alt kadran ağrısı şikayetiyle başvuran erkek hastada akut apandisit tanısının ve dansite ölçümünün sagittal DEBT'de monoenergetic + ve VNC uygulaması ile gösterilmesi.

A. 40 keV sanal monokromatik görüntüde apandisit gösterilmektedir.

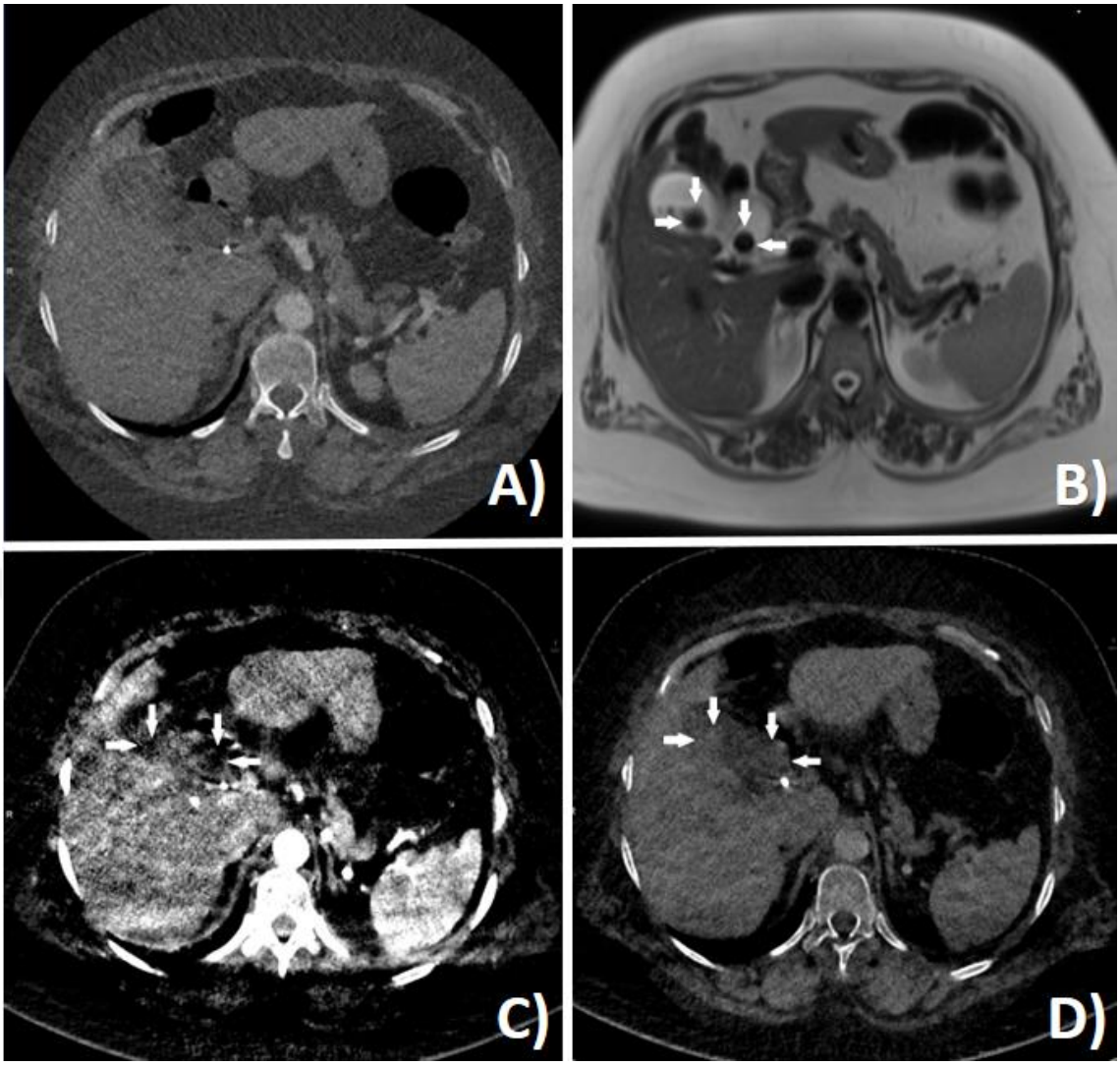
B. 80 keV sanal monokromatik görüntüde apandisit gösterilmektedir.

C. 190 keV sanal monokromatik görüntüde apandisit gösterilmektedir.

D. Mikst görüntüde apandisit gösterilmektedir.

E. Iyot haritasında apandisit gösterilmektedir.

F. Sanal kontrastsız görüntüde apandisit gösterilmektedir.



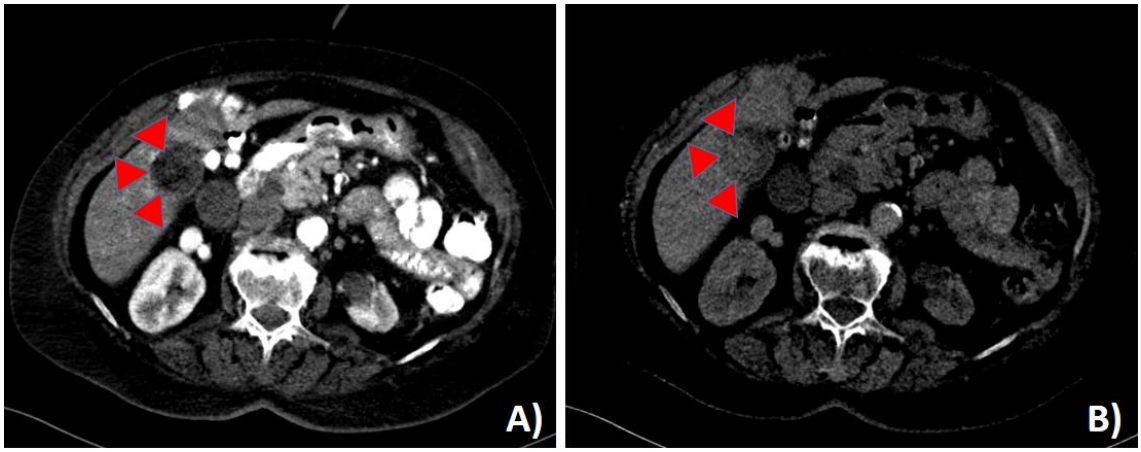
Şekil 5.6. 51 yaşında sağ üst kadran ağrısı olan hastanın konvansiyonel abdomen BT'de safra ile izodens non-kalsifik taşlarının DEBT monoenergetic+ uygulaması ile gösterilmesi

A. Non-kalsifik safra kesesi taşı konvansiyonel BT'de görüntülenemedi

B. Aksiyel abdomen MRG'de T2 ağırlıklı turbo spin-eko sekansında safra kesesi taşları hipointens olarak görülmektedir.(beyaz oklar)

C. 40 keV sanal monokromatik görüntüde non-kalsifik safra kesesi taşları safraya göre hipodens olup görünür hale gelmiştir.(beyaz oklar) Düşük keV monokromatik görüntülerde sinyal/gürültü oranı fazladır.

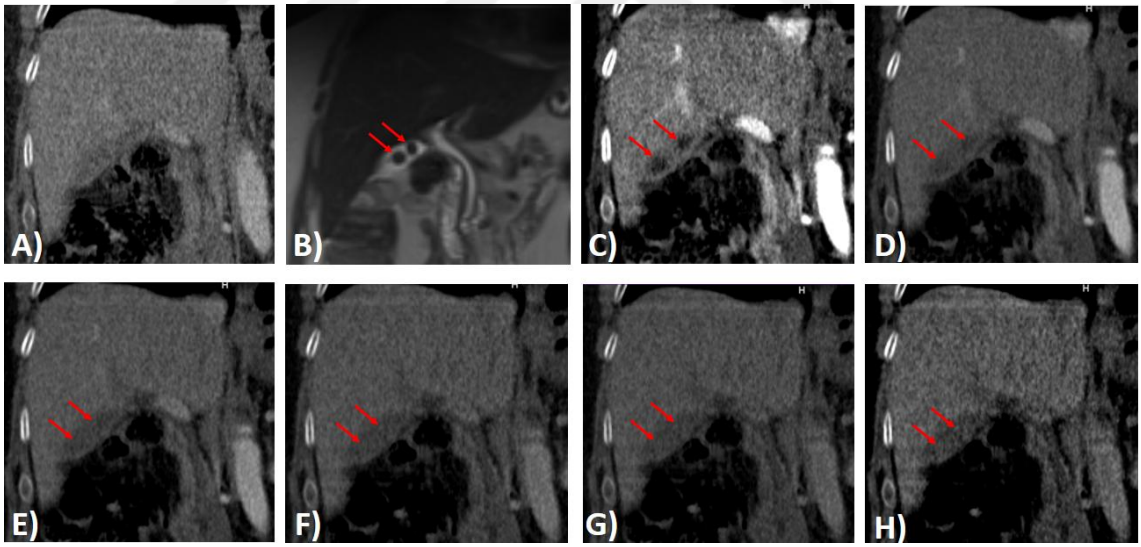
D. 190 keV sanal monokromatik görüntüde non-kalsifik safra kesesi taşları safraya göre hiperdens olup görünür hale gelmiştir. (beyaz oklar)



Şekil 5.7. 82 yaşında kadın hastada non-kalsifik safra kesesi taşının DEBT monoenergetic+ uygulamasıyla 40 keV ve 190 keV monokromatik görüntülerinin prezentasyonu.

A. 40 keV sanal monokromatik görüntüde non-kalsifik safra kesesi taşı safraya göre hipodens (kırmızı ok başları)

B. 190 keV sanal monokromatik görüntüde non-kalsifik safra kesesi taşı safraya göre hiperdens (kırmızı ok başları)



Şekil 5.8. 74 yaş erkek hastada non-kalsifik safra kesesi taşlarının DEBT monoenergetic+ uygulamasıyla farklı keV değerlerindeki davranışının gösterilmesi (kırmızı oklar)

A. 120 kVp konvansiyonel koronal BT'de safra ile izodens taşlar net olarak seçilememektedir.

B. Koronal abdomen MRG'de T2 ağırlıklı turbo spin-eko sekansında safra kesesi taşları hipointens olarak görülmektedir.

C. 40 keV monokromatik görüntüde non-kalsifik safra kesesi taşı safraya göre hipodens.

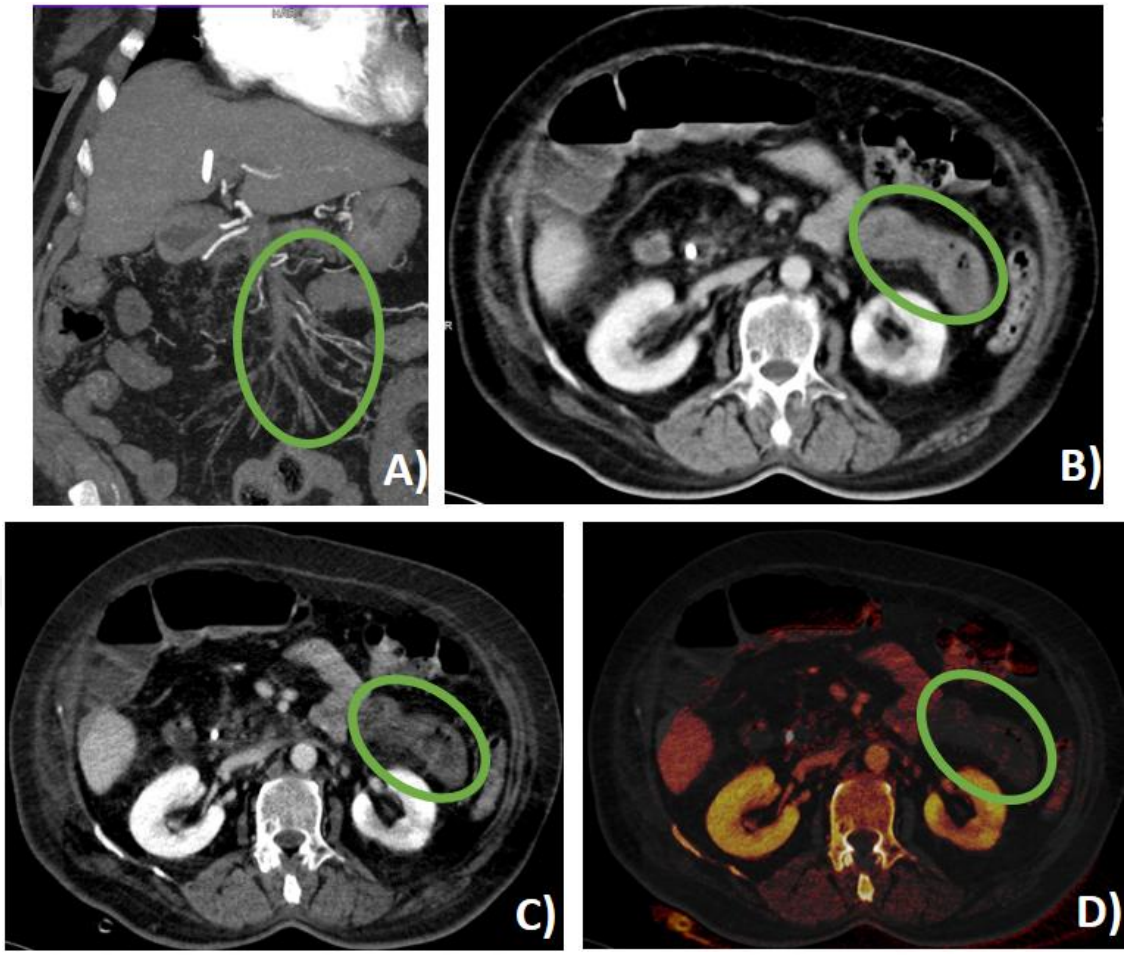
D. 70 keV monokromatik görüntüde non-kalsifik safra kesesi taşı safraya göre hipodens.

E. 90 keV monokromatik görüntüde non-kalsifik safra kesesi taşı safraya göre izo-hiperdens.

F. 120 keV monokromatik görüntüde non-kalsifik safra kesesi taşı safraya göre hafif hiperdens.

G. 150 keV monokromatik görüntüde non-kalsifik safra kesesi taşı safraya göre hiperdens.

H. 190 keV monokromatik görüntüde non-kalsifik safra kesesi taşı safraya göre hiperdens.



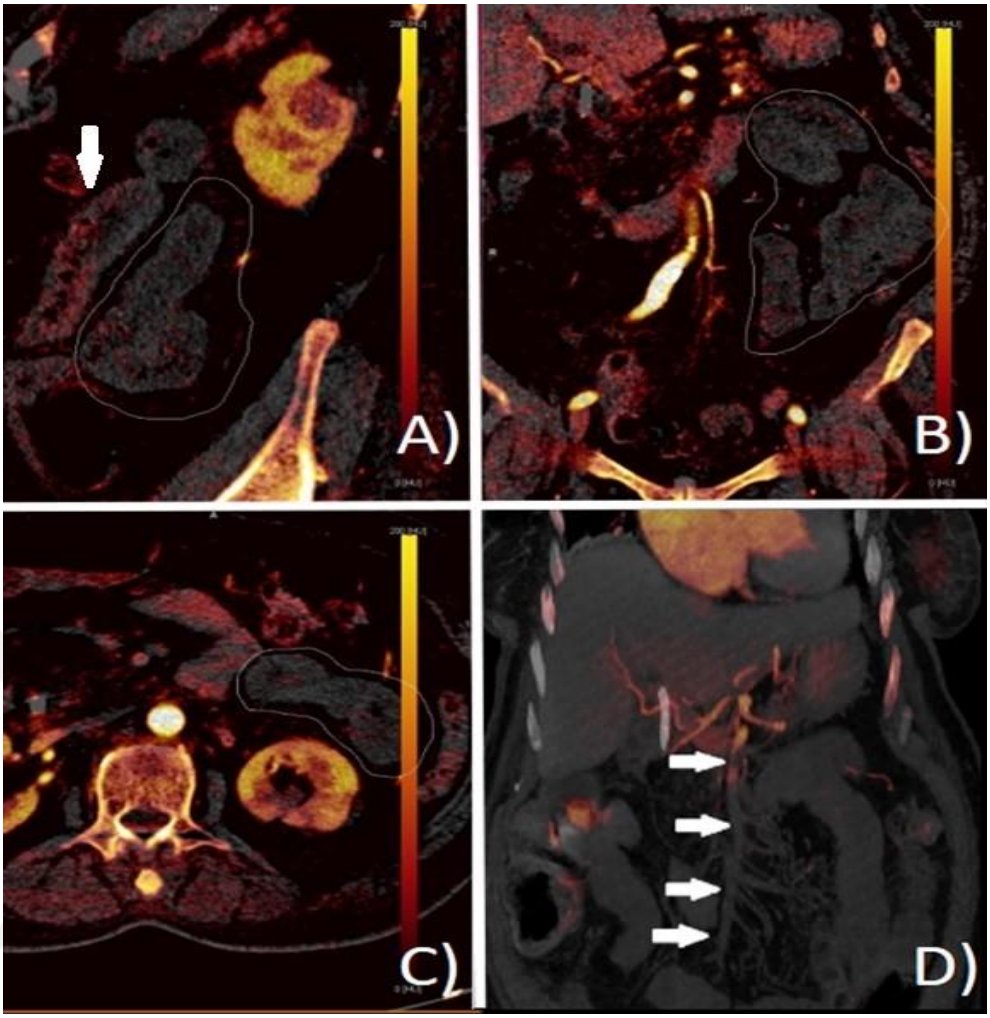
Şekil 5.9. 68 yaşında şiddetli karın ağrısı olan kadın hastada tromboze süperior mezenterik arter(SMA) ve AMİ'nin konvansiyonel BT ve DEBT ile gösterilmesi

A. Koronal BT MIP reformasyon görüntülemede SMA ve uç dallarının tromboze olduğu ve kontrast madde ile dolmadığı görülmektedir.(yeşil daire)

B. 120 kVp konvansiyonel BT'de iskemik intestinal ans non-iskemik ansa göre hafif hipodens(yeşil daire)

C. 40 keV sanal monokromatik görüntüde iskemik intestinal ans non-iskemik ansa göre belirgin hipodens(yeşil daire)

D. Aksiyel MPR iyot haritasında iskemik intestinal anslar gösterilmiştir. (yeşil daire)



Şekil 5.10. Yukarıdaki hastanın MPR iyot haritası ve koronal MIP reformasyon görüntülemesi.
Sagittal (A), koronal(B) ve aksiyel (C) MPR iyot haritasında iskemik intestinal anslar gösterilmiştir. (beyaz daireler) A' da ayrıca non-iskemik-iskemik ansın kesişim yeri izlenmektedir.(beyaz ok) İyot haritası koronal MIP reformasyon görüntülemede orta-distal SMA ile SMA'nın distal dallarının tromboze olduğu görülmektedir.(beyaz oklar)

6. TARTIŞMA

"Akut karın" terimi, acil tıbbi veya cerrahi tedavi gerektiren, ani başlayan şiddetli karın ağrısı ile karakterize bir klinik sendromu tanımlar(77). Akut karın ağrısı ile başvuran 10.000'den fazla hastanın analizinde, bu vakaların üçte birinde etiyoloji belirlenememiştir(78). Tanı konulan hastaların yaklaşık % 28'inde apandisit, % 9.7 akut kolesistit, % 4.1 ince bağırsak tıkanıklığı, % 4 akut jinekolojik hastalık, % 2.9 akut pankreatit, % 2.9 akut renal kolik, % 2.5 perfore peptik ülser ve % 1.5 akut divertikülittir(78). Potansiyel olarak yaşamı tehdit eden çeşitli süreçler akut karın ağrısına neden olabilir, bu nedenle morbidite ve mortaliteyi azaltmak için hızlı ve doğru bir tanı şarttır. Fizik muayeneleri ve laboratuvar verileri genellikle spesifik değildir ve birçok tanının klinik görünümü çakışır. Bu nedenle tanısal ve etkin görüntüleme yöntemleriyle değerlendirme vazgeçilmezdir. Akut karın ağrısı ile başvuran hastalarda ilk basamak görüntüleme yöntemi olarak bilgisayarlı tomografi (BT) yaygın kabul görmüştür(79). Zaman açısından en etkili ve doğru görüntüleme tekniğidir ve eğer düşünülen klinik tanı yanlışsa, BT alternatif tanılar için yeterli bilgi sağlar. ÇDBT'nin piyasaya sürülmesi, akut karın ağrısı olan hastalarda BT'nin rolünü artıran ek avantajlar sağlamıştır(80).

DEBT, günümüzde artan kullanım alanıyla beraber aynı anda uygulanan yüksek ve düşük enerji düzeyindeki X ışını demetinin, materyal bağımlı absorbsiyon davranışını prensibine dayanan bir tekniktir(50). Farklı materyaller tarafından yüksek ve düşük enerjili X ışını demetinin farklı derecelerde absorbsiyona uğratılmasıyla, konvansiyonel "single" enerji BT tekniğine göre daha iyi materyal karakterizasyonuna izin verir. X ışını kVp'si azaldıkça özellikle de iyot ve kalsiyum, daha yüksek HU'da absorbsiyona uğrar(81). Yüksek ve düşük kVp değerine sahip X ışını absorbsiyonu verileri kullanılarak sanal kontrastsız görüntüler, iyot haritası ya da mikst görüntüler elde edilebilir; 40-190 keV enerji aralığında sanal monokromatik görüntüler oluşturulabilir.

DEBT'nin klinik uygulamaları arasında abdominal ve üriner uygulamalarına baktığımızda; yağlanma ve demir birikiminin belirlenmesi, karaciğer ve pankreas kitlelerinin saptanması, DEBT kolonoskopi ve DEBT kolanjiyografi, üriner taş özelliklerinin belirlenmesi (ürik asit taşı veya kalsiyum içeren taşlar), böbrek kisti ve kitlelerinin kontrastlanma özelliklerinin ortaya konmasıdır (82).

Konvansiyonel abdominal BT, gastrointestinal sistemin değerlendirilmesinde önemli bilgiler sunar. İntestinal ans duvarında kalınlaşma ile kontrastlanma artışı sonrasında normal ile anormal intestinal ans ayrılabilir(83). Konvansiyonel BT'de farkedilmesi zor parlaklaşma farklılıklarını, DEBT iyot haritası ya da düşük keV enerji düzeylerinde oluşturulan monokromatik görüntüler yardımıyla daha görünür kılar (84). Dolayısıyla infeksiyöz, inflamatuvar ya da neoplastik süreçler sonucu artan kontrast tutulumu ile iskemik ya da ödematöz süreçler gibi azalmış kontrast tutulumu ile giden süreçler daha iyi fark edilir. Dahası, iyot haritası üzerinden barsak duvarı kontrastlanmasının kantitatif olarak değerlendirilmesine imkan veren "iodine content" miktarı ölçülebilir. Bununla beraber DEBT'nin barsak duvarını etkileyen patolojilerde etkin kullanımının artması ve tanıya katkısının sağlamlaştırılması için, gerekli eşik değerlerinin ortaya konması gerekmektedir.

Acil servislere başvuran hastalar içerisinde karın ağrısı şikayetinin önemli bir kısmı oluşturduğu bilinmektedir. Karın ağrısına neden olabilecek hastalıkların başında ürolitiazis, akut apandisit, kolelitiazis ve akut mezenter iskemisi gelmektedir. Bu hastalarda non-kalsifiye safra taşı belirlemede, renal ve toplayıcı sistemde taşın cinsini belirlemede, akut apandisit ve akut mezenter iskemide ise duvarın kontrastında oluşan dansite değişikliğinin tespit edilebilmesinde çoğu zaman yetersiz olması konvansiyonel BT'nin kısıtlılarını oluşturmaktadır.

Ürolitiazis akut böğür ağrısının en sık nedenidir, ancak klasik tanıma göre nadiren akut karın ile sonuçlanır(77). Helikal BT'nin, tıkayıcı üreter taşlarının neden olduğu yan ağrısı olan hastaların tedavisini planlamak için ürografiden daha duyarlı olduğu bulunmuştur(85). Kontrastsız, düşük dozlu ÇDBT, üreter taşlarının hızlı ve doğru bir şekilde teşhisini sağlar, çünkü BT'de neredeyse tüm taşlar radyoopaktır(86). Tıkayıcı üreter taşı, tipik olarak üreteropelvik veya üreterovezikal bileşkede bulunur. Ürolitiyazisin ikincil BT bulguları arasında hidroüreter, hidronefroz, perinefrik ipliklenme ve böbrek büyümesi bulunur. Oblik-koronal rekonstrüksiyonların kullanımı, hassas taş lokalizasyonu ve ölçümü için aksiyel kesitlere göre daha etkilidir .

Günümüzde ÇDBT'nin yüksek duyarlılığı, zamansal çözünürlüğü ve taşların boyutunun milimetrik olarak değerlendirilmesine izin vermesi, ancak kimyasal bileşimini

değerlendirememesi nedeniyle böbrek taşlarının değerlendirilmesinde boşaltım ürografisinden daha doğru olduğu gösterilmiştir.

Bu çalışmada Sellutary ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada da olduğu gibi renal ve toplayıcı sistem taş hastalığı kadınlarda (% 33,9) erkeklerden (% 66,1) daha yaygındı(87). Hastaların yaş ortalaması 51,3 ile Nicolaou ve arkadaşlarının yaptığı çalışma ile benzer bulunmuştur(88).

Saptanan taşların 20'si kaliks (%44,6), 2'si renal pelvis (%3,6), 25'i üreter (%44,6) ve 9'u mesanede (%16,1) lokalizeydi. Hasta grubunda tek taş bulunduran hasta sayısı 40 (%71,4), birden fazla taşı olan hasta sayısı ise 16 (%28,6) olarak bulunmuştur. Taş boyutları 2,3 mm ile 25 mm arasında değişmekte ve ortalama taş boyutu 8,53 mm olarak bulunmuştur. Bu sonuçlar Dawoud ve arkadaşlarının yaptığı çalışmayla korele bulunmuştur(89).

Stolzmann ve arkadaşları ile Dawoud ve arkadaşlarının yaptığı çalışmalarda, DEBT'nin ürik asit taşlarını ürik asit olmayan taşlardan yüksek duyarlılıkla ayırt ettiği bulunmuştur(89, 90). Ürik asit içermeyen taşlar arasında daha yüksek atenüasyon anlamlı olarak bulundu. Bizim çalışmamızda DEBT analizi ile ürik asit taşı saptanan hasta sayısı 10/56 (%17,9) olup oran bu iki çalışmayla benzer bulunmuştur. Ürik asit içermeyen taşlar arasında daha yüksek zayıflama anlamlı olarak bulundu.

DEBT'ye göre, en yaygın böbrek taşı tipinin kalsiyum oksalat 30/56 (% 53,6), ardından ürik asit taşı 10/56 taş (% 17,9) en son ise sistin 8/56 (%14,3) ve hidroksiapatit 8/56 (%14,3) taşı olduğunu bulduk. Bu sonuçlar Ferrandino ve arkadaşlarının yaptığı çalışma ile benzerlik göstermektedir(91).

Çalışmamızda böbrek taşları atenüasyon profillerinin değerlendirilmesi, düşük ve yüksek enerjili veri setlerine bağlıydı ve ürik asit taşlarının düşük enerjili BT için (466-920) HU, yüksek enerjili BT için (544-892) HU arasında değiştiğini buldu. Kalsiyum oksalat taşı için bu değer düşük enerjili BT (791-1672) ve yüksek enerjili BT için (562-1190), hidroksiapatit taşı için bu değer düşük enerjili BT (971-1976) ve yüksek enerjili BT için (655-1240) ve sistin taşı için bu değer düşük enerjili BT (679-1520) ve yüksek

enerjili BT için (535-1153) olarak bulunmuştur. Elde ettiğimiz sonuçlar farklılıklar olmakla beraber özellikle sistin ve kalsiyum oksalat taşı için Boll ve arkadaşlarının yaptığı çalışma ile örtüşmektedir(92).

Bu çalışmada en düşük ve en yüksek atenüasyon oranı aralığı ürik asit taşı için 0,81-1,07, kalsiyum oksalat taşı için 1,33-1,51, hidroksiapatit taşı için 1,44-1,65 ve sistin taşı için 1,00-1,41 olarak bulunmuştur. Atenüasyon oranının 1,1 den küçük olması ürik asit için karakteristikken, 1,1'den 1,30'lu değerlere kadar sistin taşı ve 1,30'lu değerlerden daha fazla atenüasyon oranı kalsiyum taşları için karakteristiktir. Elde ettiğimiz değerler Dawoud ve arkadaşlarının yaptığı çalışmayla uyumlu olarak bulundu(89).

Dawoud ve arkadaşlarının yaptığı çalışma, Bellin ve arkadaşlarının yaptığı çalışma ile Zarse ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada DEBT'nin taş kompozisyonunu belirlemede %85'lere ulaşan başarıya sahip olduğunu ortaya koymuşlardır.

Taşların yeri, boyutu ve sayısı ile kimyasal bileşimleri idrar yolu taşlarının klinik yönetiminde ana faktörlerdir; örneğin, sistin ve monohidrat kalsiyum oksalat taşları, ortadan kaldırılması zor olan büyük kalıntı fragmanlar verme eğilimindedir(89).

Akut apandisit, karın ağrısı sebebiyle acil servise ayaktan başvuran hastalarda laparotomi gerektiren en sık nedendir (93). Bu hastaların yaklaşık yarısında laboratuvar testleri ve fizik muayene bulguları tam olarak tanı koyamayıp radyolojik görüntüleme gerektirmektedir. Ayrıca reprodüktif dönemdeki kadınlarda %35-45'e varan negatif laparotomi oranları bildirilmiştir (93). Bununla beraber USG ve BT'nin yaygın kullanımınıyla beraber negatif apandektomi oranı %4'e kadar düşmüştür (94)

Akut apandisitin erken tanısında USG ve BT sıklıkla kullanılan görüntüleme yöntemleridir. Akut apandisitte MRG'nin kullanımı henüz yaygınlaşmamış olmakla beraber gebe ve çocuklar gibi seçilmiş hasta gruplarında uygulanabilir(95). Direkt grafi ve baryumlu incelemelerin tanı koymadaki yetersizliği ile hasta konforu açısından kullanımı giderek azalmıştır(96). Tanıda USG, yaygın kullanılan yöntem olup güvenilirdir. Dezavantajları ise uygulayan kişiye bağımlı olması, obez hastalarda

değerlendirmenin kısıtlı olması, gaz süperpozisyonlarının görüntülemeyi kısıtlaması ve retroçekal bölgenin net gösterilememesidir. Ultrasonografik değerlendirmenin yapılan çalışmalarda sensitivitesi %75-90, spesifitesi %86-100, doğruluğu %87-96, pozitif prediktif değeri %91-94 ve negatif prediktif değeri % 87-97 olarak rapor edilmiştir(97).

Helikal BT ise, uygulayan kişiden bağımsız standart görüntülerin elde edilmesi nedeniyle USG'den avantajlı olup normal apendiksin görüntülenmesine ve dolayısıyla akut apandisit tanısının dışlanmasına imkan vermesi nedeniyle kullanımı giderek artmaktadır. Akut apandisit'e yönelik tanısal BT incelemesi genellikle intravenöz (IV) ve oral ve/veya rektal kontrast maddelerin kombinasyonları kullanılarak yapılmaktadır. Bununla beraber, akut apandisit tanısında farklı görüntüleme tekniklerinin tanısal etkinliğinin araştırıldığı yayın sayısı giderek artmaktadır.

Akut apandisit sıklıkla 1. ve 3. dekatta görülmekle beraber her yaşta görülebilir(98). Özkan ve arkadaşları yaş ortalamasını 36±17.78, Karaaslan ve arkadaşları ise 35.95±14.75 olarak bildirmişlerdir(99, 100). Bizim çalışmamızda ise hastaların yaş ortalaması 34,85± 16,02 olup literatür ile uyumludur. Hasta grubu yaş ortalaması ile kontrol grubu yaş ortalamasını (kontrol grubu yaş ortalaması 55,65±18,15) ele aldığımızda aralarında istatiksel olarak anlamlı fark olduğu görülmüştür. ($p<0,001$).

Yapılan çalışmalarda akut apandisitin erkeklerde kadınlara göre hafifçe daha yüksek oranlarda görülmekte olduğunu göstermekte olup oran 1,4:1 olarak bildirilmektedir (101). Bizim çalışmamızda ise bu oran 1,85/1 olarak bulunmuştur.

Jan ve arkadaşları normal apendiksi değerlendirdikleri çalışmada apendiksin ortalama dış transvers çapını 5,6±1,3 mm olarak bulmuşlardır(102). Çalışmamıza dahil edilen normal hastalarda apendiksin ortalama dış çapı 5,5±0,8 mm olup literatür ile uyumlu olduğu görülmektedir. Keyzer ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada inflame apendiks çapı 11,7±0,2 mm olarak bildirilmiş olup bizim çalışmamızda 10,04±1,51 mm bulunmuştur. Çalışmamızda normal ile inflame apendiks grupları arasında apendiks çap ortalaması arasındaki ilişki istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0.001$). Ayrıca diğer parametrelerle karşılaştırdığımızda ROC eğrisinde maksimal çap ölçümünün tanı

değerinin, literatürü destekler nitelikte çok yüksek olduğu bulunmuştur. (AUC =0,994 ± 0,008, p<0.001) (103).

Apandisit tanısında en önemli kriter olan apendiks çapının yanında, periapendiküler kirlenme, periapendiküler mayi ve eşlik eden lenf nodu da tanıya katkı sağlar(104). Çalışmamızda eşlik eden lenf nodu %70, periapendiküler kirlenme %95, periapendiküler mayi %70 olarak bulunmuştur. Apandisit hastalarıyla kontrol grup karşılaştırıldığında bu üç parametrenin de apandisite eşlik etme oranı istatiksel olarak anlamlı bulunmuştur(p<0,001).

DEBT'de elde edilen mikst görüntülerden iyodun atenüasyonu çıkartılarak sanal kontrastsız görüntüler oluşturulur. Wortmann ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada inflamatuar barsak duvarı hastalıklarında sanal kontrastsız görüntülerin tanıya katkı sağlamadığı vurgulanmıştır(105). Bizim çalışmamızda ise sanal kontrastsız görüntülerde, inflame apendikslerin ortalama dansitesi 16,53±6,57 HU, normal apendikslerin ortalama dansitesi 0,38 ±11,89 HU olarak saptanmış olup iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu. (p<0.001). ROC eğrisinde eğri altında kalan alana bakıldığında da sanal kontrastsız görüntülerde ölçülen dansitenin tanı değerinin yüksek olduğu görülmektedir (AUC=0,888 ± 0,056, p<0,001) İskemi sonrası barsak duvarındaki atenüasyon değişikliklerin incelendiği bir araştırmada, hiperperfüzyon, hiperemi, enfarkt ve intramural kanama sonucu duvarda hiperatenüasyon görülebileceği bildirilmiştir (20). Apandisitlerde de sanal kontrastsız görüntülerde saptanan yüksek dansite, duvardaki hiperemi, kanama veya lüminal fekaloid içeriğin oluşturduğu kontaminasyona bağlanabilir.

Düşük ve yüksek kVp değerlerinde iyot farklı absorbsiyon davranışı sergiler, bu nedenle kontrastlı görüntülerde oluşturulan HU değeri, iyot ve sanal kontrastsız olarak ayrıştırılabilir. Böylece, DEBT işlem sonrası teknikleriyle iyot çıkarılarak sanal kontrastsız görüntüler, iyot içeriğini gösteren saf iyot haritaları, sanal kontrastsız görüntülerin üzerine iyot haritası eklenmesiyle overlay görüntüler meydana getirilebilir. Bizim çalışmamızda da, sanal kontrastsız görüntülerin üzerine eklenen iyot haritası ile oluşan overlay görüntüler iyot içeriğini göstermektedir. Hasta grubunda overlay görüntülerde ölçülen ortalama dansite 33,01±6,68 HU, kontrol grubunda ortalama dansite

17,97±10 HU olarak saptanmıştır. İki grup arasındaki ortalama dansite farkı istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. (p<0,001). Burdan inflamasyon ile artan kontrast tutulumunun olduğu ortaya çıkmaktadır.

Çalışmamızda analiz ettiğimiz mikst görüntüler ise overlay görüntülerin aksine sanal kontrastsız görüntü üzerine değil kontrastlı görüntü üzerine iyot haritası eklenmesiyle oluşturulmaktadır. Hasta grubunda mikst görüntülerde ölçülen ortalama dansite 57,23±13,22 HU, kontrol grubunda ortalama dansite 18,59±16,64 HU olarak bulunmuştur. İki grup arasındaki ortalama dansite farkı istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p<0,001). İnflame apendiksin overlay görüntülerdeki ortalama dansitesi ile karşılaştırıldığında 2 kata yakın farkın olması apandisit tanısında bu veri setinin kullanımını öne çıkarmaktadır. Diğer taraftan ROC eğrisi analizi de bu hipotezi desteklemekte olup overlay görüntüler için 0,868 ± 0,065 iken, mikst görüntüler için 0,973 ± 0,023 olarak hesaplanmıştır. Mikst görüntülerin tanıdaki etkisinin çok yüksek olduğu sonucu çıkmaktadır. Elde ettiğimiz bu sonuç Topel ve arkadaşlarının yaptığı çalışma ile de korelasyon göstermektedir(106).

Düşük ve yüksek kVp'de, materyalin X-ışınına karşı farklı absorpsiyon davranışı göstermesinden yararlanılarak sanal monokromatik görüntüler oluşturulabilir. Madde polikromatik X-ışını demeti yerine, tek enerji seviyesinde X-ışını demetiyle etkileşime girdiğinde oluşan Hounsfield Ünitesi hesaplanır. Farklı keV değerlerinde meydana gelen görüntüler, incelenen dokular arası kontrastı arttırmada veya dokudaki iyodun daha iyi görüntülenmesi için kullanılabilir. Çalışmamızda 40,80 ve 190 keV'de normal ve inflame apendiks dansitesi ölçülmüş, gruplar arası farklar ortaya konmuş ve enerji düzeyinin tanı etkinlikleri araştırılmıştır. Ölçüm yaptığımız bu 3 değerde de inflame apendiks ile normal apendiks duvarındaki dansite farkının istatistiksel olarak anlamlı olduğu bulunmuştur. (p<0,001).

Monokromatik görüntülerde enerji seviyesi 60-70 keV'den uzaklaştıkça (60 keV'den küçük ya da 70 keV'den büyük), görüntü gürültüsü ilerleyerek artış gösterir. Bununla beraber iyodun yaklaşık 33 keV olan k tabakası değerinden dolayı düşük keV enerji seviyelerinde kontrastın maksimizasyonu gözlenirken yüksek keV enerji düzeylerinde ışın sertleşmesi artefaktı azalır. (107). Düşük enerji düzeylerinde iyodun

kontrast maksimizasyonu izlenmesine rağmen artan gürültüden dolayı görüntü kalitesini düşük olur. (108)

Çalışmamızda kullanılan 40 keV görüntülerde, iyodun artmış fotoelektirik etkileşiminden dolayı en yüksek dansite değerleri ölçülmektedir. Hasta grubunda 40 keV sanal monokromatik görüntülerde ortalama dansite 164,94±25,92 HU, kontrol grubunda ortalama dansite 63,74±38,25 olarak hesaplanmıştır. İnflame apendiks ile normal apendiks dansiteleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır($p<0,001$). Tanı değerini belirlemek amacıyla çizilen ROC eğrisinde eğri altında kalan alan AUC'leri 0,998 ± 0,004 hesaplanmıştır ($p<0,001$). Apendiks çapı ile beraber tanı koymada en değerli parametre olduğu görülmüştür.

80 keV sanal monokromatik görüntülerde, hasta grubunda ortalama dansite 54,75±11,44 HU, kontrol grubunda ortalama dansite 16,51±14,58 olarak hesaplanmıştır. İnflame apendiks ile normal apendiks dansiteleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır($p<0,001$). Tanı değerini belirlemek amacıyla çizilen ROC eğrisinde eğri altında kalan alan AUC'leri 0,959 ± 0,033 hesaplanmıştır ($p<0,001$). Tanı koymada değerli parametrelerden biri olduğu görülmüştür.

Apandisit tanısında kullanılan parametrelerin etki büyüklüklerinin analiz edildiği Cohen's d grafiğinde araştırmamızda etki büyüklüğü en fazla olan parametrenin apendiks çapı daha sonra ise 80 keV sanal monokromatik görüntülemenin olduğu görülmektedir. Darras ve arkadaşlarının yaptığı barsak obstrüksiyonlarında sanal monokromatik görüntülerin etkinliği adlı çalışmada optimum sinyal-gürültü (SNR) ve kontrast-gürültü (CNR) düzeyini sağlayan enerji düzeyinin 70 keV olduğu görülmüştür(109) Bizim sonuçlarımızda bu çalışmayla korelasyon göstermektedir. Yine bu anlamda çalışmamız Topel ve arkadaşlarının yaptığı çalışma ile de benzerlik göstermektedir(106).

Sağ üst kadranda akut karın ağrısının en yaygın nedeni, özellikle yaşlı hastalarda akut kolesistittir(76). Sonografi tercih edilen görüntüleme yöntemi olmasına rağmen, akut sağ üst kadran ağrısı olan hastalar genellikle ilk muayene olarak BT'ye tabi tutulur. BT, tanıyı sonografi ile koymanın zor olduğu durumlarda akut, komplike, taşlı veya taşsız kolesistit teşhisinde yararlı olabilir. BT, karın ağrısı olan bir hastada tanı koymaya yönelik

gerçekleştirilen ilk görüntüleme yöntemi olduğundan, tipik BT bulgularının tanınması, herhangi bir ek görüntüleme yöntemi ihtiyacını ortadan kaldırabilir ve böylece amaca uygun yönetimi kolaylaştırabilir. Çoğu hasta için, intravenöz kontrast madde uygulaması ve portal venöz faz görüntüleme ile standart bir BT protokolü yeterlidir.

Safra kesesi taşlarının safra kanalına düşmesi, safra koliklerine neden olabilir. Hastalar daha sonra sıklıkla tekrarlayan sağ üst kadran ağrısı, ateş ve sarılık ataklarıyla başvurur. En güvenilir BT bulgusu, taşın safra kanalı içinde görülmesidir. ÇDBT, biliyer sistemde genellikle distal ana safra kanalı tıkanıklığına da neden olan kalsifiye veya mikst kolesterol-kalsiyum taşlarının tespit edilmesine yardımcı olabilecek dar kolimasyon ve multiplanar rekonstrüksiyonlara izin verir(80). Non-kalsifiye taşların tanınmasında aynı başarıyı gösterememektedir.

Safra kesesi taşlarının önlenmesi, teşhisi ve tedavisine ilişkin Avrupa Karaciğer Klinik Uygulama Kılavuzları Çalışmaları Derneği, yakın zamanda safra ağrısı öyküsü olan hastalar için ilk görüntüleme yöntemi olarak abdominal USG'yi önermektedir. Kolelitiyazise ilişkin güçlü klinik şüphe ve negatif US bulguları varsa, hastalar MRG ve / veya endoskopik USG ile ileri değerlendirmeye tabi tutulmalıdır. Safra kesesi taşları ve koledokolitiazis tanısında BT'nin daha az yararlı olduğu düşünülmektedir (110). Gelecekteki klinik araştırma çalışmaları, DEBT görüntülemenin safra kesesi taşları ve küçük boyutlu koledokolitiazisin saptanmasını iyileştirdiğine dair güçlü kanıtlar sağlarsa, bu öneriler değişebilir ve yeniden değerlendirilebilir. BT ayrıca, özellikle US'nin daha az doğru olduğu ve MRG'nin küçük (<5 mm) taşları gözden kaçırabileceği akut biliyer pankreatitte ortak safra kanalı taşlarını dışlamak için yüksek bir negatif prediktif değere sahip olmalıdır. Bu tür klinik ortamlarda BT, ileri çalışmaların önlenmesinde ve endoskopik retrograd kolanjiyopankreatografinin (ERKP) potansiyel risklerinin önlenmesinde önemli bir etkiye sahip olabilir.

Çalışmamızda, kalsifiye olmayan safra kesesi taşlarının geleneksel BT görüntülemeye kıyasla DEBT ile HU davranışını ve taşı çevreleyen safradan göreceli farkını karakterize etmeye çalıştık. 70 keV'de (geleneksel 120 kVp görüntülemeyi simüle ederek), kalsifiye olmayan safra taşları ile etrafındaki safra arasındaki dansite farkının 10 hastada(%66,7) 10 HU'dan küçük, 3 hastada (%20) 10-20 HU arasında olduğu gördük.

Hastaların yaklaşık 13'ünde(%86,7) kalsifiye olmayan safra taşları ile çevreleyen safra arasında anlamlı HU farkı olmadığından tespit edilmelerinin mümkün olmadığını ortaya koyduk.

40 keV DEBT sanal monokromatik görüntülemenin kullanılması, tüm kalsifiye olmayan safra taşlarının belirginliğini büyük ölçüde artırarak safra taşı ile safra arasındaki farkı en az 20 HU' ya yükseltti, % 93,3'ü i 40 HU'dan büyük bir fark ve % 53,3'ü ise 60 HU'dan fazla fark gösterdi.

Bulgularımız, DEBT'nin kalsifiye olmayan safra taşlarının güvenilir bir şekilde görülmesini sağlayabileceğini gösteren son çalışmaları destekler niteliktedir. Li ve arkadaşları tek kaynaklı bir DEBT tarayıcı kullandılar ve bu çalışmadaki bulgulara benzer şekilde, spektral BT'nin in vivo kalsifiye olmayan taşların geleneksel BT'ye kıyasla daha üstün görünürlüğe sahip olduğu sonucuna vardılar(111). Uyeda ve arkadaşlarının çift kaynaklı DEBT ile yaptıkları çalışmada ise yine bu çalışmada elde ettiğimiz sonuçlara benzer sonuçlar ortaya konmuştur(112).

Bauer ve arkadaşları çift kaynaklı DEBT ile fantom modelinde yüksek kolesterol, düşük kalsiyum içerikli safra kesesi taşlarının güvenilir in vitro görünürlüğünü kanıtladı(113).

Çalışmamızda, kalsifiye olmayan taşlar, yağ ve kolesterol gibi düşük atom numaralı materyallerin beklenen davranışına uygun bir şekilde daha yüksek keV'lerde monoton artışlarla birlikte, en düşük HU değerlerini en düşük keV'de göstermektedir. Safra, muhtemelen hastalar arasındaki bileşimindeki farklılıklar nedeniyle, keV'nin bir fonksiyonu olarak değişken zayıflama davranışını gösterir. Hastalarımızın yarısından fazlası 40 ve 190 keV arasında safra atenüasyonunda çok az farklılık (<10 HU) gösterdi. Kalan hastaların iki katı kadarında daha yüksek keV'de azalan safra atenüasyonu vardı(safra taşlarının davranışına zıt). Safra sıvısının bilinen ana bileşenleri arasında fosfolipidler, kolesterol ve safra bulunur, ancak bazı hastalarda daha düşük keV'de HU'daki artışlara neden olabilecek kalsiyum içeren bileşenler olabilir. Daha düşük keV'de safra HU'su azalan hastalarda, büyük olasılıkla safra sıvısı büyük bir kolesterol bileşenine sahiptir, ancak bu kimyasal analizle kanıtlanmamıştır.

Safra HU'nun spektral eğrileri, safra kesesi taşlarına göre daha değişken olmasına rağmen, kalsifiye olmayan safra taşları ve çevreleyen safra arasındaki mutlak kontrast farklılıkları hem düşük hem de yüksek keV'de artar ve bu farklılıklar 70 keV'de gözlenen geleneksel farktan istatistiksel olarak anlamlıdır. Bazı kalsifiye olmayan safra taşları, konvansiyonel BT'de dar pencere ayarları kullanılarak okuyucu tarafından tespit edilebilmesine rağmen, kalsifikasyon içermediklerinde kolayca gözden kaçabilir veya safra çamuru olarak yanlış yorumlanabilir. Biz çalışmamızda hem düşük hem de yüksek keV'de kalsifiye olmayan safra taşlarının görünürlüğünün ve fark edilebilirliğinin önemli ölçüde arttığını gösterdik.

Chan ve arkadaşları yüksek keV'de sanal monokromatik görüntüler ile gösterilen taş ve safra arasındaki artan kontrastı yansıtarak, X-ışını tüpü daha yüksek kilovoltaj ayarları ile safra taşı tespiti için hassasiyetin arttığını gösterdiler(114). Safra taşı-safra kontrast eğrileri, 120 kVp taramanın ortalama X-ışını enerjisine en çok yaklaşan 70 keV enerji seviyesine yakın sıfır HU'ya yakın olduğundan, düşük kVp taramalarının kalsifiye olmayan safra kesesi taşlarının belirginliğini de arttırabileceğini umuyoruz.

BT görüntüleme, ayırıcı tanısının tek başına safra kesesi patolojisinden daha geniş olduğu hastalarda acil durumlarda sıklıkla kullanılmaktadır. BT'de kolelitiyazis ve koledokolitiazisin gelişmiş tespiti, karın ağrısının etiyolojisini bulmak için klinik olarak yararlı olacaktır ve US veya MR gibi ek bir görüntüleme çalışmasına olan ihtiyacı ortadan kaldıracaktır. Dahası, BT inceleme ile akut kolesistit, safra taşı pankreatiti ve koledokolitiazisin nedeni olarak safra kesesi taşlarının doğru tespiti, kolesistektomi veya ERKP gibi uygun tedavinin yönlendirilmesine yardımcı olacaktır.

Kalsifiye olmayan safra kesesi taşlarının DECT tespitinin bir başka potansiyel yarar alanı, başka nedenlerle BT uygulanan hastalarda fırsatçı taramadır. Asemptomatik kolesterol safra kesesi taşlarının tespiti ve tedavisi, safra taşı hastalığı ile ilişkili komplikasyonların oranını potansiyel olarak azaltabilir. Kolelitiazis, safra kesesi karsinomunun gelişimi için iyi belirlenmiş bir risk faktörüdür ve ortalama sağkalım oranı 6 ay ve 5 yıllık sağkalım oranı% 5'dir(115)

Çalışmamız birkaç sınırlama içermektedir. Safra taşı kolesterol içeriğinin kimyasal analizi yapılmadı, çünkü çalışmamızın ana konusu değildi, bunun yerine HU davranışına ve tüm kalsifiye olmayan taşların görünürlüğüne odaklandık. Kontrakte safra keseleri de çevre safrada ROI oluşturulamadığından çalışmaya dahil edilmedi.

Akut mezenter iskemi(AMİ) zorlu bir radyolojik ve klinik tanı olmaya devam etmektedir. Erken teşhis, iyileştirilmiş hasta sonuçlarıyla ilişkili hızlı müdahaleye izin verir(21). İnce bağırsak iskemisinin teşhisi, özellikle pnömatozis intestinalis ve portal vende hava gibi bağırsak enfarktüsünün geç bulguları henüz ortaya çıkmadığında, seyrinin erken dönemlerinde zordur. Erken bağırsak iskemisinin doğru teşhisi ve müteakip uygun cerrahi sevki genellikle radyoloğun geleneksel BT görüntülerinde ince bulguları tanıma yeteneğine bağlıdır.

Bu çalışmada, DEBT'nin, perfüze ve iskemik segmentler arasındaki bağırsak duvarı zayıflama farklılıklarını geleneksel BT'ye kıyasla önemli ölçüde artırdığını ve böylelikle segmental bağırsak duvarı hipodansitesinin belirginliğini iyileştirdiğini gösterdik.

Çalışmamızda AMİ hastalarının 5'i kadın(%45,5), 6'sı erkektir(%54,5). Lourence ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada da iskemisi ispatlanan hastalarda cinsiyet oranı benzerdi(116).

AMI tanısı koyduğumuz hastaların yaşı 68±9 olarak bulunmuştur. Tanı konulan hastaların yaşı da Lourence ve arkadaşlarının yaptığı çalışmayla (70,9±13,7) benzer bulunmuştur(116).

Çalışmamızda 40 keV sanal monokromatik görüntü, iyot haritası ve 120 kVp konvansiyonel BT görüntüleri karşılaştırılmıştır. 40 keV sanal monokromatik görüntüde nekrotik ansta ortalama dansite -9,88±7,18, normal ansta ortalama dansite 168,15±21,5 olarak bulunmuştur. İstatiksel olarak aradaki fark anlamlıdır.($p<0,001$)

İyot haritasında nekrotik ansta ortalama dansite -6,3±9,82, normal ansta ortalama dansite 75,92±10,9 olarak bulunmuştur. İstatiksel olarak aradaki fark anlamlıdır.($p<0,001$)

120 kVp konvansiyonel BT görüntüsünde nekrotik ansta ortalama dansite 4,33±13,06, normal ansta ortalama dansite 48,42±9,31 olarak bulunmuştur. İstatiksel olarak aradaki fark anlamlıdır.($p<0,001$)

Portrezke ve arkadaşlarının yaptığı çalışma, DEBT'nin, perfüze ve iskemik segmentler arasındaki bağırsak duvarı atenüasyon farkını geleneksel BT'ye kıyasla önemli ölçüde artırdığını ve böylelikle iskemik segmentlerin kolaylıkla farkedildiğini ortaya koymuştur(117). Çalışmada aynı zamanda 51-keV görüntülerde(düşük enerji düzeyinde) perfüze ve iskemik segmentler arasındaki atenüasyon farkının, geleneksel 120 kVp görüntülerle karşılatırıldığında neredeyse iki katı olduğu görülmüştür(117). Bizim çalışmamızda da 40 keV sanal monokromatik görüntülerde nekrotik ve perfüze barsak ansları arasındaki atenüasyon farkının(178,03±-21,77), 120 kVp konvansiyonel BT ile karşılaştırıldığında(44,1±-14,14) neredeyse 4 katı olduğu ve bu farkın iki görüntüleme arasında istatiksel olarak anlamlı olduğu bulunmuştur($p<0,001$).

Çalışmamızda iyot haritalamasında da nekrotik ile perfüze barsak ansları arasındaki atenüasyon farkının (82,2±-19,27), 120 kVp konvansiyonel BT ile karşılaştırıldığında(44,1±-14,14) neredeyse 2 katı olduğu bulunmuştur. Lourenco ve arkadaşlarının yaptığı çalışma ile, 40-keV monokromatik görüntülemenin maksimum mukozal kontrastlanma sağladığı ve iskemik ve perfüze ansın atenüasyon farkının saptanmasını kolaylaştırdığı gösterilmiştir. Bu çalışmada yine iyot haritası rekonstrüksiyonlarının, mukozal iyot alımının maksimum görünürlüğünü sağladığı, ancak 40-keV görüntülerine göre daha az olduğu ve artefakta daha duyarlı olduğu görülmüştür(116).

DEBT ile iyot haritalama ve 40-keV sanal monokromatik görüntüleme tekniklerinin rutin kullanımı, sübjektifliği ve ans duvarı hipodansitesini tespit etmedeki zorluğu azaltabilir ve bağırsak iskemisinin erken ve doğru tespitine izin verebilir.

Çalışmamızda bir takım kısıtlamalar vardı. Bunlar; tüm ölçümlerin tek okuyucu tarafından yapılması, renal ve toplayıcı sistem taşlarının kimyasal analizinin yapılamaması, vücut kitle indeksinin ve karın çevresinin CNR ve SNR'ye etkisine bakılamaması, semptomların başlama zamanı ile ölçümlerin yapılma zamanı arasındaki geçen sürenin dansiteye olan etkisine bakılamaması şeklinde sıralanabilir.

7. SONUÇ

Acil servise başvuran hasta popülasyonunun önemli bir kısmını karın ağrısı şikayeti olan hastalar oluşturur. Akut karın ağrısı ile başvuran hastalarda ise ilk basamak görüntüleme yöntemi olarak bilgisayarlı tomografi (BT) yaygın kabul görmüştür. DEBT, BT teknolojisindeki son büyük ilerlemeyi temsil etmekte ve BT'nin çehresini değiştirmektedir. DEBT'nin idrar taşlarının kimyasal bileşimini karakterize etmede etkili olduğu gösterilmiştir ve standart görüntüleme yöntemi olarak helikal kontrastsız BT'nin yerini alması beklenmektedir. Düşük enerji düzeylerinde oluşturulan sanal monokromatik görüntülerde akut apandisit daha kolay saptanabilir. Düşük keV sanal monokromatik görüntüleme, kalsifiye olmayan safra kesesi taşlarının belirginliğini artırarak tespit edilebilirliklerini arttırmaktadır. İyot haritası ve 40-keV sanal monoenerjetik görüntüler, AMİ'nin belirginliğini artırarak, geleneksel BT görüntülerine kıyasla gelişmiş tanısal doğruluk sağlar.

DEBT travmatik olmayan akut karın görüntülemesinde; özellikle enflamatuar ve iskemik değişikliklerin değerlendirilmesi, safrayla izoatenüe safra kesesi taşlarının belirlenmesi, böbrek taşlarının karakterizasyonu için ek veriler sunması ile konvansiyonel BT'ye üstün duruma gelmektedir. DEBT teknolojisi hala gelişmektedir ve potansiyelinin tamamını anlamak için daha fazla araştırmaya ihtiyaç vardır.

KAYNAKLAR

1. Graff IV LG, Robinson D. Abdominal pain and emergency department evaluation. Emergency medicine clinics of North America. 2001;19(1):123-36.
2. Stoker J, van Randen A, Laméris W, Boermeester MA. Imaging patients with acute abdominal pain. Radiology. 2009;253(1):31-46.
3. Paolantonio P, Rengo M, Ferrari R, Laghi A. Multidetector CT in emergency radiology: acute and generalized non-traumatic abdominal pain. The British journal of radiology. 2016;89(1061):20150859.
4. Esses D, Birnbaum A, Bijur P, Shah S, Gleyzer A, Gallagher E. Ability of CT to alter decision making in elderly patients with acute abdominal pain. The American journal of emergency medicine. 2004;22(4):270-2.
5. Genant HK, Boyd D. Quantitative bone mineral analysis using dual energy computed tomography. Investigative radiology. 1977;12(6):545-51.
6. Di Chiro G, Brooks RA, Kessler RM, Johnston GS, Jones AE, Herdt JR, et al. Tissue signatures with dual-energy computed tomography. Radiology. 1979;131(2):521-3.
7. Silva AC, Morse BG, Hara AK, Paden RG, Hongo N, Pavlicek W. Dual-energy (spectral) CT: applications in abdominal imaging. Radiographics. 2011;31(4):1031-46.
8. Çikman M, Kandiş H, Kara İH. Birinci basamakta akut karın hastalarına yaklaşım. Türkiye Klinikleri Aile Hekimliği-Özel Konular. 2015;6(4):83-9.
9. Kaya E, Kuvandik G, Karakus A, Ucar E, Celik M, Aydogan A. Evaluation of physical examination findings in acute abdominal patients who apply to emergency service. Middle East Journal of Internal Medicine. 2013;63(432):1-6.
10. Saita A, Bonaccorsi A, Motta M. Stone composition: where do we stand? Urologia internationalis. 2007;79(Suppl. 1):16-9.
11. Pak CY, Poindexter JR, Adams-Huet B, Pearle MS. Predictive value of kidney stone composition in the detection of metabolic abnormalities. The American journal of medicine. 2003;115(1):26-32.
12. Curhan GC. Epidemiology of stone disease. Urologic Clinics of North America. 2007;34(3):287-93.

13. Flohr TG, McCollough CH, Bruder H, Petersilka M, Gruber K, Süβ C, et al. First performance evaluation of a dual-source CT (DSCT) system. European radiology. 2006;16(2):256-68.
14. Heidenreich A, Desgrandschamps F, Terrier F. Modern approach of diagnosis and management of acute flank pain: review of all imaging modalities. European urology. 2002;41(4):351-62.
15. Hussain A, Mahmood H, Singhal T, Balakrishnan S, El-Hasani S. What is positive appendicitis? A new answer to an old question. Clinical, macroscopical and microscopical findings in 200 consecutive appendectomies. Singapore Med J. 2009;50(12):1145.
16. Soybel DI, Nortan JA., Bollinger RR. Appendix. Essential practice of surgery. 1999; 22: 269-79.
17. Stinton LM, Shaffer EA. Epidemiology of gallbladder disease: cholelithiasis and cancer. Gut and liver. 2012;6(2):172.
18. Yavuz N. Akut Karın, Gastroenterolojiye klinik yaklaşım, Cerrahpaşa tıp fakültesi, İstanbul. 2004; 253-81.
19. Arıoğul O. Safra Yolu Enfeksiyonları. Akut ve Toksik Kolanjit. Klinik Gelişim 2000; 13:73-77.
20. Wiesner W, Khurana B, Ji H, Ros PR. CT of acute bowel ischemia. Radiology. 2003;226(3):635-50.
21. Kougias P, Lau D, El Sayed HF, Zhou W, Huynh TT, Lin PH. Determinants of mortality and treatment outcome following surgical interventions for acute mesenteric ischemia. Journal of vascular surgery. 2007;46(3):467-74.
22. Furukawa A, Kanasaki S, Kono N, Wakamiya M, Tanaka T, Takahashi M, et al. CT diagnosis of acute mesenteric ischemia from various causes. American Journal of Roentgenology. 2009;192(2):408-16.
23. Endean ED, Barnes SL, Kwolek CJ, Minion DJ, Schwarcz TH, Mentzer Jr RM. Surgical management of thrombotic acute intestinal ischemia. Annals of surgery. 2001;233(6):801.
24. Taourel PG, Deneuville M, Pradel JA, Régent D, Bruel JM. Acute mesenteric ischemia: diagnosis with contrast-enhanced CT. Radiology. 1996;199(3):632-6.

25. Kirkpatrick ID, Kroeker MA, Greenberg HM. Biphasic CT with mesenteric CT angiography in the evaluation of acute mesenteric ischemia: initial experience. Radiology. 2003;229(1):91-8.
26. Sheedy SP, Earnest IV F, Fletcher JG, Fidler JL, Hoskin TL. CT of small-bowel ischemia associated with obstruction in emergency department patients: diagnostic performance evaluation. Radiology. 2006;241(3):729-36.
27. Ertekin C, Kalaycı G.(Editör). (2002) Akut karın hastalıkları. Genel Cerrahi 1. ciltte. İstanbul: Nobel Tıp Kitabevi, S. 195-215.
28. Judith E.Tintinalli, Gabor D. Kelen. Emergency Medicine.2000,s. 497–519.
29. Jerry LO, Reginal WD, Wendell Y, Dirks J. Imaging for Suspected Apendicitis. American Academy of Family Physicians 2005; 71: 71-78.
30. Catalano O. Computed tomography in the study of gastrointestinal perforation. La Radiologia Medica. 1996;91(3):247-52.
31. Shearman DJC, Finlayson NDC, Carter DC. Disease of the Gastrointestinal Tract and Liver. 1th ed. London: Churchill Livingstone; 2002. p. 505-31.
32. Goldman LW. Principles of CT: multislice CT. Journal of nuclear medicine technology. 2008;36(2):57-68.
33. Cormack AM. 75 years of radon transform. Journal of computer assisted tomography. 1992;16(5):673.
34. Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography): Part 1. Description of system. The British journal of radiology. 1973;46(552):1016-22.
35. Flohr T. CT systems. Current Radiology Reports. 2013;1(1):52-63.
36. Hu H, He HD, Foley WD, Fox SH. Four multidetector-row helical CT: image quality and volume coverage speed. Radiology. 2000;215(1):55-62.
37. Hsieh J. Computed tomography: principles, design, artifacts, and recent advances: SPIE press; 2003.
38. Sancak, İ.T., Bilgisayarlı Tomografi Fiziği, in Temel Radyoloji. 2015, Güneş Kitabevi. p. 87-96.
39. Goldman LW. Principles of CT and CT technology. Journal of nuclear medicine technology. 2007;35(3):115-28.

40. SAVUR A. Dual enerji torakoabdominal BT anjiografinin konvansiyonel torakoabdominal BT anjiografi ile karşılaştırılması: Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi/Tıp Fakültesi/Radyoloji Anabilim Dalı; 2018.
41. Kaya T, Adapınar B, Özkan R. Temel radyoloji tekniği. Baskı, İstanbul, Nobel yayınları. 1997:6-7.
42. Katada K. Half-second, half-millimeter real-time multislice helical CT: CT diagnosis using Aquilion TM. Medical review. 1999;68:31-8.
43. Grenier PA, Beigelman-Aubry C, Fétita C, Prêteux F, Brauner MW, Lenoir S. New frontiers in CT imaging of airway disease. European radiology. 2002;12(5):1022-44.
44. Tuncel E. Klinik Radyoloji. Nobel Tıp Kitapevi, 2011.
45. Kyriakou Y, Kachelrieβ M, Knaup M, Krause JU, Kalender WA. Impact of the z-flying focal spot on resolution and artifact behavior for a 64-slice spiral CT scanner. European radiology. 2006;16(6):1206-15.
46. Schaller S, Flohr T, Klingenbeck K, Krause J, Fuchs T, Kalender WA. Spiral interpolation algorithm for multislice spiral CT. I. Theory. IEEE transactions on medical imaging. 2000;19(9):822-34.
47. Hemmingsson A, Jung B, Ytterbergh C. Dual energy computed tomography: simulated monoenergetic and material-selective imaging. Journal of computer assisted tomography. 1986;10(3):490-9.
48. Johnson TR, Krauss B, Sedlmair M, Grasruck M, Bruder H, Morhard D, et al. Material differentiation by dual energy CT: initial experience. European radiology. 2007;17(6):1510-7.
49. Morchang A, Yasamut U, Netsawang J, Noisakran S, Wongwiwat W, Songprakhon P, et al. Cell death gene expression profile: role of RIPK2 in dengue virus-mediated apoptosis. Virus research. 2011;156(1-2):25-34.
50. Johnson TR. Dual-energy CT: general principles. American Journal of Roentgenology. 2012;199(5_supplement):S3-S8.
51. Pinho DF, Kulkarni NM, Krishnaraj A, Kalva SP, Sahani DV. Initial experience with single-source dual-energy CT abdominal angiography and comparison with single-energy CT angiography: image quality, enhancement, diagnosis and radiation dose. European radiology. 2013;23(2):351-9.

52. Chandra N, Langan DA. Gemstone detector: dual energy imaging via fast kVp switching. Dual energy CT in clinical practice: Springer; 2011. p. 35-41.
53. Ye Y, Zhu J, Wang G. Minimum detection windows, PI-line existence and uniqueness for helical cone-beam scanning of variable pitch. Medical Physics. 2004;31(3):566-72.
54. Forghani R, De Man B, Gupta R. Dual-energy computed tomography: physical principles, approaches to scanning, usage, and implementation: part 2. Neuroimaging Clinics. 2017;27(3):385-400.
55. Kaemmerer N, Brand M, Hammon M, May M, Wuest W, Krauss B, et al. Dual-energy computed tomography angiography of the head and neck with single-source computed tomography: a new technical (split filter) approach for bone removal. Investigative radiology. 2016;51(10):618-23.
56. Euler A, Parakh A, Falkowski AL, Manneck S, Dashti D, Krauss B, et al. Initial results of a single-source dual-energy computed tomography technique using a split-filter: assessment of image quality, radiation dose, and accuracy of dual-energy applications in an in vitro and in vivo study. Investigative radiology. 2016;51(8):491-8.
57. Millner MR, McDavid WD, Waggener RG, Dennis MJ, Payne WH, Sank VJ. Extraction of information from CT scans at different energies. Medical physics. 1979;6(1):70-1.
58. Yu Z, Leng S, Jorgensen S, Li Z, Gutjahr R, Chen B, et al., editors. Initial results from a prototype whole-body photon-counting computed tomography system. Medical Imaging 2015: Physics of Medical Imaging; 2015: International Society for Optics and Photonics.
59. Karcaaltincaba M, Karaosmanoglu D, Akata D, Sentürk S, Özmen M, Alibek S, editors. Dual energy virtual CT colonoscopy with dual source computed tomography: initial experience. RöFo-Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren; 2009: © Georg Thieme Verlag KG Stuttgart· New York.
60. Karçaaltıncaba M, Aktaş A. Department of Radiology, Hacettepe University School of Medicine Ankara, Turkey. 2 Department of Radiology, Near East

University School of Medicine, Lefkoşa, Turkish Republic of Northern Cyprus. Diagn Interv Radiol. 2011;181:194.

61. Kang M-J, Park CM, Lee C-H, Goo JM, Lee HJ. Dual-energy CT: clinical applications in various pulmonary diseases. Radiographics. 2010;30(3):685-98.
62. Karcaaltincaba M, Aktas A. Dual-energy CT revisited with multidetector CT: review of principles and clinical applications. Diagnostic and interventional radiology. 2011;17(3):181.
63. Çamlıdağ İ, Nural MS, Danacı M, Özden E. Usefulness of rapid kV-switching dual energy CT in renal tumor characterization. Abdominal Radiology. 2019;44(5):1841-9.
64. Sahni V, Shinagare A, Silverman S. Virtual unenhanced CT images acquired from dual-energy CT urography: accuracy of attenuation values and variation with contrast material phase. Clinical radiology. 2013;68(3):264-71.
65. Schenzle JC, Sommer WH, Neumaier K, Michalski G, Lechel U, Nikolaou K, et al. Dual energy CT of the chest: how about the dose? Investigative radiology. 2010;45(6):347-53.
66. Goodsitt MM, Chan HP, Way TW, Schipper MJ, Larson SC, Christodoulou EG. Quantitative CT of lung nodules: Dependence of calibration on patient body size, anatomic region, and calibration nodule size for single-and dual-energy techniques. Medical physics. 2009;36(7):3107-21.
67. Chae EJ, Song J-W, Seo JB, Krauss B, Jang YM, Song K-S. Clinical utility of dual-energy CT in the evaluation of solitary pulmonary nodules: initial experience. Radiology. 2008;249(2):671-81.
68. Postma AA, Hofman PA, Stadler AA, van Oostenbrugge RJ, Tijssen MP, Wildberger JE. Dual-energy CT of the brain and intracranial vessels. American Journal of Roentgenology. 2012;199(5_supplement):S26-S33.
69. Gupta R, Phan CM, Leidecker C, Brady TJ, Hirsch JA, Nogueira RG, et al. Evaluation of dual-energy CT for differentiating intracerebral hemorrhage from iodinated contrast material staining. Radiology. 2010;257(1):205-11.
70. Vliegenthart R, Pelgrim GJ, Ebersberger U, Rowe GW, Oudkerk M, Schoepf UJ. Dual-energy CT of the heart. American Journal of Roentgenology. 2012;199(5_supplement):S54-S63.

71. Hazirolan T, Akpinar B, Ünal S, Gümrük F, Haliloglu M, Alibek S. Value of dual energy computed tomography for detection of myocardial iron deposition in thalassaemia patients: initial experience. European journal of radiology. 2008;68(3):442-5.
72. Vlahos I, Chung R, Nair A, Morgan R. Dual-energy CT: vascular applications. American Journal of Roentgenology. 2012;199(5_supplement):S87-S97.
73. Behrendt FF, Schmidt B, Plumhans C, Keil S, Woodruff SG, Ackermann D, et al. Image fusion in dual energy computed tomography: effect on contrast enhancement, signal-to-noise ratio and image quality in computed tomography angiography. Investigative radiology. 2009;44(1):1-6.
74. Chen A-L, Liu A-L, Wang S, Liu J-H, Ju Y, Sun M-Y, et al. Detection of gallbladder stones by dual-energy spectral computed tomography imaging. World Journal of Gastroenterology: WJG. 2015;21(34):9993.
75. Marin D, Choudhury KR, Gupta RT, Ho LM, Allen BC, Schindera ST, et al. Clinical impact of an adaptive statistical iterative reconstruction algorithm for detection of hypervascular liver tumours using a low tube voltage, high tube current MDCT technique. European radiology. 2013;23(12):3325-35.
76. Nicolaou S, Liang T, Murphy DT, Korzan JR, Ouellette H, Munk P. Dual-energy CT: a promising new technique for assessment of the musculoskeletal system. American Journal of Roentgenology. 2012;199(5_supplement):S78-S86.
77. Silen W, Cope Z. Cope's early diagnosis of the acute abdomen: Oxford University Press, USA; 2005.
78. deDombal FT (1991) Introduction. In: deDombal FT (ed) Diagnosis of acute abdominal pain, 2nd edn. Churchill Livingston, New York, pp 1–10.
79. Mindelzun RE, Jeffrey RB, editors. The acute abdomen: current CT imaging techniques. Seminars in Ultrasound, CT and MRI; 1999: Elsevier.
80. Cahir J, Freeman A, Courtney H. Multislice CT of the abdomen. The British journal of radiology. 2004;77(suppl_1):S64-S73.
81. Toepker M, Moritz T, Krauss B, Weber M, Euller G, Mang T, et al. Virtual non-contrast in second-generation, dual-energy computed tomography: reliability of attenuation values. European journal of radiology. 2012;81(3):e398-e405.

82. Heye T, Nelson RC, Ho LM, Marin D, Boll DT. Dual-energy CT applications in the abdomen. American Journal of Roentgenology. 2012;199(5_supplement):S64-S70.
83. Macari M, Balthazar EJ. CT of bowel wall thickening: significance and pitfalls of interpretation. American Journal of Roentgenology. 2001;176(5):1105-16.
84. Karçaaltincaba M, Aktas A. Dual-energy CT revisited with multidetector CT: review of principles and clinical applications. Diagnostic and Interventional Radiology. 2011;17(3):181.
85. Fielding JR, Silverman SG, Samuel S, Zou KH, Loughlin KR. Unenhanced helical CT of ureteral stones: a replacement for excretory urography in planning treatment. AJR American journal of roentgenology. 1998;171(4):1051-3.
86. Tack D, Sourtzis S, Delpierre I, De Maertelaer V, Gevenois PA. Low-dose unenhanced multidetector CT of patients with suspected renal colic. American Journal of Roentgenology. 2003;180(2):305-11.
87. Sellaturay S, Fry C. The metabolic basis for urolithiasis. Surgery (Oxford). 2008;26(4):136-40.
88. Graser A, Johnson TR, Bader M, Staehler M, Haseke N, Nikolaou K, et al. Dual energy CT characterization of urinary calculi: initial in vitro and clinical experience. Investigative radiology. 2008;43(2):112-9.
89. Dawoud MM, Dewan KAAWA, Zaki SA, Sabae MAA-R. Role of dual energy computed tomography in management of different renal stones. The Egyptian Journal of Radiology and Nuclear Medicine. 2017;48(3):717-27.
90. Stolzmann P, Scheffel H, Rentsch K, Schertler T, Frauenfelder T, Leschka S, et al. Dual-energy computed tomography for the differentiation of uric acid stones: ex vivo performance evaluation. Urological research. 2008;36(3-4):133-8.
91. Ferrandino MN, Pierre SA, Simmons WN, Paulson EK, Albala DM, Preminger GM. First Prize (Tie): Dual-Energy Computed Tomography with Advanced Postimage Acquisition Data Processing: Improved Determination of Urinary Stone Composition. Journal of endourology. 2010;24(3):347-54.
92. Boll DT, Patil NA, Paulson EK, Merkle EM, Simmons WN, Pierre SA, et al. Renal stone assessment with dual-energy multidetector CT and advanced postprocessing

techniques: improved characterization of renal stone composition—pilot study. Radiology. 2009;250(3):813-20.

93. Rhea JT, Halpern EF, Ptak T, Lawrason JN, Sacknoff R, Novelline RA. The status of appendiceal CT in an urban medical center 5 years after its introduction: experience with 753 patients. American Journal of Roentgenology. 2005;184(6):1802-8.
94. Benjaminov O, Atri M, Hamilton P, Rappaport D. Frequency of Visualization and Thickness of Normal Appendix at Nonenhanced Helical CT 1. Radiology. 2002;225(2):400-6.
95. Herliczek TW, Swenson DW, Mayo-Smith WW. Utility of MRI after inconclusive ultrasound in pediatric patients with suspected appendicitis: retrospective review of 60 consecutive patients. American Journal of Roentgenology. 2013;200(5):969-73.
96. Lee P. The plain X-ray in the acute abdomen: A surgeon's evaluation. British Journal of Surgery. 1976;63(10):763-6.
97. Abu-Yousef MM, Bleicher JJ, Maher JW, Urdaneta LF, Franken Jr E, Metcalf A. High-resolution sonography of acute appendicitis. American Journal of Roentgenology. 1987;149(1):53-8.
98. Brunicardi FC, Schwartz SI. Schwartzs principles of surgery: McGraw-hill; 2005.
99. Ozkan S, Duman A, Durukan P, Yildirim A, Ozbakan O. The accuracy rate of Alvarado score, ultrasonography, and computerized tomography scan in the diagnosis of acute appendicitis in our center. Nigerian Journal of Clinical Practice. 2014;17(4):413-8.
100. Ayrık C, Karaaslan U, Dağ A, Bozkurt S, Toker İ, Demir F. Predictive Value of Leucocyte Count, Neutrophil Percent and C-Reactive Protein Concentration "Cut-Off Value" On The Diagnose Of Appendicitis. Turkish Journal of Trauma and Emergency Surgery. 2016;22(1):76-83.
101. Eskelinen M, Ikonen J, Lipponen P. Sex-specific diagnostic scores for acute appendicitis. Scandinavian journal of gastroenterology. 1994;29(1):59-66.
102. Jan Y-T, Yang F-S, Huang J-K. Visualization rate and pattern of normal appendix on multidetector computed tomography by using multiplanar reformation display. Journal of computer assisted tomography. 2005;29(4):446-51.

103. Rettenbacher T, Hollerweger A, Macheiner P, Rettenbacher L, Tomaselli F, Schneider B, et al. Outer Diameter of the Vermiform Appendix as a Sign of Acute Appendicitis: Evaluation at US. Radiology. 2001;218(3):757-62.
104. Balthazar EJ, Megibow AJ, Hulnick D, Gordon RB, Naidich DP, Beranbaum ER. CT of appendicitis. American Journal of Roentgenology. 1986;147(4):705-10.
105. Wortman JR, Sodickson AD. Use of Dual-Energy CT and Iodine Maps in Evaluation of Bowel Disease 1. 2016.
106. Topel Ç, Onur MR, Akpınar E, Karaosmanoğlu AD, Akata D, Karçaaltıncaba M. Low tube voltage increases the diagnostic performance of dual-energy computed tomography in patients with acute appendicitis. Diagnostic and Interventional Radiology. 2019;25(4):257.
107. Yu L, Christner JA, Leng S, Wang J, Fletcher JG, McCollough CH. Virtual monochromatic imaging in dual-source dual-energy CT: radiation dose and image quality. Medical physics. 2011;38(12):6371-9.
108. Matsumoto K, Jinzaki M, Tanami Y, Ueno A, Yamada M, Kuribayashi S. Virtual monochromatic spectral imaging with fast kilovoltage switching: improved image quality as compared with that obtained with conventional 120-kVp CT. Radiology. 2011;259(1):257-62.
109. Darras KE, McLaughlin PD, Kang H, Black B, Walshe T, Chang SD, et al. Virtual monoenergetic reconstruction of contrast-enhanced dual energy CT at 70keV maximizes mural enhancement in acute small bowel obstruction. European journal of radiology. 2016;85(5):950-6.
110. Lammert F, Acalovschi M, Ercolani G, van Erpecum KJ, Gurusamy K, van Laarhoven CJ, et al. EASL Clinical Practice Guidelines on the prevention, diagnosis and treatment of gallstones. 2016.
111. Li H, He D, Lao Q, Chen X, Liu M, Yin B, et al. Clinical value of spectral CT in diagnosis of negative gallstones and common bile duct stones. Abdominal imaging. 2015;40(6):1587-94.
112. Uyeda JW, Richardson IJ, Sodickson AD. Making the invisible visible: improving conspicuity of noncalcified gallstones using dual-energy CT. Abdominal Radiology. 2017;42(12):2933-9.

113. Bauer RW, Schulz JR, Zedler B, Graf TG, Vogl TJ. Compound analysis of gallstones using dual energy computed tomography—Results in a phantom model. European journal of radiology. 2010;75(1):e74-e80.
114. Chan WC, Joe BN, Coakley FV, Prien Jr EL, Gould RG, Prevrhal S, et al. Gallstone detection at CT in vitro: effect of peak voltage setting. Radiology. 2006;241(2):546-53.
115. Henson DE, Albores-Saavedra J, Corle D. Carcinoma of the extrahepatic bile ducts. Histologic types, stage of disease, grade, and survival rates. Cancer. 1992;70(6):1498-501.
116. Lourenco PD, Rawski R, Mohammed MF, Khosa F, Nicolaou S, McLaughlin P. Dual-energy CT iodine mapping and 40-keV monoenergetic applications in the diagnosis of acute bowel ischemia. American Journal of Roentgenology. 2018;211(3):564-70.
117. Potretzke TA, Brace CL, Lubner MG, Sampson LA, Willey BJ, Lee Jr FT. Early small-bowel ischemia: dual-energy CT improves conspicuity compared with conventional CT in a swine model. Radiology. 2015;275(1):119-26.