T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ
RADYOLOJİ ANABİLİM DALI

ÇİFT KAYNAKLI ÇİFT ENERJİLİ ABDOMİNAL BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ İLE ELDE EDİLEN SANAL VE GERÇEK KONTRASTSIZ GÖRÜNTÜLERDE ATENÜASYON DEĞERLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

UZMANLIK TEZİ

Dr. ALİ CAN YALÇIN

TEZ DANIŞMANI
Doç. Dr. GONCA ERBAŞ

ANKARA
TEMMUZ 2019

T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ
RADYOLOJİ ANABİLİM DALI

ÇİFT KAYNAKLI ÇİFT ENERJİLİ ABDOMİNAL BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ İLE ELDE EDİLEN SANAL VE GERÇEK KONTRASTSIZ GÖRÜNTÜLERDE ATENÜASYON DEĞERLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

UZMANLIK TEZİ

Dr. ALİ CAN YALÇIN

TEZ DANIŞMANI
Doç. Dr. GONCA ERBAŞ

ANKARA
TEMMUZ 2019

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve deneyimlerini benden esirgemeyen, asistanı olmaktan, birlikte çalışmaktan gurur ve onur duyduğum hocalarım Prof. Dr. Sedat IŞIK, Prof. Dr. Erhan T. ILGIT, Prof. Dr. E. Turgut TALI, Prof. Dr. Mehmet ARAÇ, Prof. Dr. Öznur L. BOYUNAĞA, Prof. Dr. Cem YÜCEL, Prof. Dr. A. Baran ÖNAL, Prof. Dr. Suna Ö. OKTAR, Prof. Dr. Nil TOKGÖZ, Prof. Dr. A. Yusuf ÖNER, Prof. Dr. Serap GÜLTEKİN, Doç. Dr. H. Koray KILIÇ, Doç. Dr. Murat UÇAR, Doç. Dr. M. Koray AKKAN, Uzm. Dr. Emetullah CİNDİL, Uzm. Dr. Halit N. ŞENDUR, Uzm. Dr. Mahinur CERİT'e; teşekkürü borç bilirim.

Tez çalışmamın her aşamasında emek sarfeden, hem tez çalışmam hem de uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve tecrübeleriyle bana yol gösteren tez danışmanım Doç. Dr. Gonca ERBAŞ'a sonsuz saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

Birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum tüm araştırma görevlisi arkadaşlarıma, tezimin hazırlanma süreci boyunca yardımlarını benden esirgemeyen Bilgisayarlı Tomografi sekreterleri, teknisyenleri ve hemşirelerine teşekkürlerimi sunarım.

Uzmanlık eğitimine birlikte başladığım, hayatımın her alanında desteklerini hissettiğim değerli arkadaşlarım Dr. Umut ASFUROĞLU, Dr.Tolga ZEYDANLI ve Dr. Berrak BARUTCU'ya çok teşekkür ederim.

Tüm hayatım boyunca sevgilerini ve desteklerini hissettiğim, beni bugüne getiren aileme, hayatımın her anında yanımda olan, tüm zorlukları benimle paylaşan, hayatımı daha anlamlı ve eğlenceli kılan sevgili eşim Dr. A. Gülfem YALÇIN'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Dr. Ali Can YALÇIN

ANKARA 2019

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR

İÇİNDEKİLER.....I

ŞEKİLLER IV

TABLOLAR V

RESİMLER.....VI

KISALTMALAR..... VII

1.GİRİŞ..... 1

2.GENEL BİLGİLER 6

2.1 Bilgisayarlı Tomografi..... 6
2.1.1 Bilgisayarlı Tomografinin Tarihçesi..... 6
2.1.2 Bilgisayarlı Tomografi Fiziği..... 11
2.1.2.1 Bilgisayarlı Tomografinin Bileşenleri..... 11
2.1.2.2 Gantri Rotasyon Süresi..... 13
2.1.2.3 Çok Sayıda Dedektör..... 14
2.1.2.4 Veri Elde Etme Sistemi (Data Acqusition System, DAS)..... 15
2.1.3 Bilgisayarlı Tomografide Görüntünün Oluşturulması (Rekonstrüksiyon) 15
2.1.4 Bilgisayarlı Tomografide Radyasyon Dozunun Önemi..... 16
2.1.5 Radyasyon Dozu Birimleri..... 17
2.1.6 Bilgisayarlı Tomografide Kullanılan Radyasyon Dozu Parametreleri . 18
2.1.6.1 Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi (Computed Tomography Dose Index, CTDI) 18
2.1.6.2 Doz Uzunluk Çarpımı (Dose Length Product, DLP) 20
2.1.6.3 Efektif Doz 21
2.1.7 Bilgisayarlı Tomografide Doz Azaltma Yöntemleri..... 21
2.1.7.1 Tüp Akımı ve Pik Kilovoltaj (kVp) 21
2.1.7.2 Masa Hızı (Pitch)..... 22
2.1.7.3 Otomatik Işınlama Kontrolü (OEK)..... 22
2.1.7.4 Tek Faz Görüntüleme..... 23
2.1.7.5 Diğer Yöntemler..... 23
2.1.8 BT'de Görüntü Kalitesini Etkileyen Etmenler..... 23
2.1.8.1 Kontrast Çözünürlüğü 23

2.1.8.2 Uzaysal Çözünürlük 25
2.1.8.3 Gürültü 26
2.2 Çift Enerjili (Dual Enerji) Bilgisayarlı Tomografi (DEBT) 27
2.2.1 Çift Enerjili BT Sistemleri 28
2.2.1.1 Çift Kaynaklı DEBT 28
2.2.1.2 Hızlı kVp Değiştiricili DEBT 29
2.2.1.3 Katmanlı (Sandviç) Dedektör DEBT 30
2.2.1.4 Kaynakta X-ışını Filtrasyonu ile (Twin Beam) DEBT 31
2.2.1.5 Sekansiyel (Ardışık) Tarama 32
2.2.1.6 Gelişmekte Olan DEBT Sistemleri 32
2.2.2 DEBT'de Temel Prensip ve Fizik Özellikler 34
2.2.3 DEBT ile Materyal Ayrımı Yöntemleri 40
2.2.3.1 İki Materyal Ayrımı Algoritmaları 40
2.2.3.2 Üç Materyal Ayrımı Algoritmaları 41
2.2.3.3 Çoklu Materyal Ayrımı Algoritmaları 41
2.2.4 DEBT'nin Klinik Uygulamaları 42
2.2.4.1 Abdominopelvik Uygulamalar 42
2.2.4.2 Vasküler Sistem Uygulamaları 45
2.2.4.3 Sanal Tek Enerji Görüntüleme 45
2.2.4.4 Akciğer Görüntüleme 46
2.2.4.5 Kas-İskelet Sistemi Uygulamaları 47
2.2.4.6 Kardiyak Uygulamalar 47
2.2.4.7 Sanal Kontrastsız Görüntüleme 48

3.GEREÇ VE YÖNTEM 51

3.1 Çalışma Tasarımı ve Kapsamı 51
3.2 Bilgisayarlı Tomografi Protokolü 51
3.3 Çift Enerji Görüntülerinin İşlenmesi 53
3.4 Görüntülerin Değerlendirilmesi 55
3.5 İstatistiksel Analiz 57

4. BULGULAR 58

4.1 Demografik ve Klinik Veriler 58
4.2 Gerçek ve Sanal Kontrastsız Görüntülerin Atenüasyon Değerlerinin Karşılaştırması 59
4.3 Korelasyon Analizleri 64

5. TARTIŞMA 71

6. SONUÇ 83

7. KAYNAKÇA 85

8. ÖZET 99

9. SUMMARY 101

10. ÖZGEÇMİŞ 103

ŞEKİLLER

Şekil 1 BT cihazının farklı jenerasyonları 9

Şekil 2 Spiral BT çalışma prensibi..... 10

Şekil 3 Piksel (a x b), Voksel (a x b x d), FOV (D)..... 13

Şekil 4 Çift Enerjili Abdomen BT Doz Bilgileri 19

Şekil 5 Ortalama BT numarasını veren, normal dağılım gösteren BT numaraları 25

Şekil 6 Farklı çalışma prensibine sahip DEBT sistemleri şematik gösterim. 31

Şekil 7 80 ve 140 kVp'de polikromatik X-ışını spektrumu..... 35

Şekil 8 Atomun enerji seviyeleri..... 36

Şekil 9 İyot yağ dokusu ve kas dokusuna ait K-edge değerleri 38

Şekil 10 Foton enerjilerinin dağılımı 39

Şekil 11 Gerçek ve Sanal Kontrastsız Görüntülerin Oluşturulması ve İsimlendirilmesi..... 54

Şekil 12 Sanal ve gerçek kontrastsız görüntülerinin atenüasyon dağılımlarının Box-and-whisker (Kutu-bıyık grafiği) ile gösterilmesi.. 62

Şekil 13 Karaciğer için her bir sanal kontrastsız görüntünün gerçek kontrastsız görüntülerle ortalamasına karşı çizilmiş Bland-Altman Fark grafikleri. 66

TABLOLAR

Tablo 1 DEBT Tarayıcıları ve Yöntemleri 33

Tablo 2 Fotoelektrik olay ve Compton saçılmasını Etkileyen Faktörler 37

Tablo 3 Fizyolojik maddeler ve kontrast ajanların K-edge değerleri ve atom numaraları 37

Tablo 4 Sanal kontrastsız görüntülerin atenüasyon değerleri ile gerçek kontrastsız görüntülerin atenüasyon değerlerinin karşılaştırılması 61

Tablo 5 Gerçek ve sanal kontrastız görüntüler arasında 5,10 ve 20 HU'dan az atenüasyon farkı bulunan hasta sayıları ve yüzdeleri 64

Tablo 6 Gerçek ve sanal kontrastsız görüntülerin atenüasyon farkının BMI ile korelasyonu. 65

RESİMLER

Resim 1 Uniform maddeden oluşan granüler görüntü. 27

Resim 2 Çift Enerji abdominal BT'den oluşturulmuş VMI. 46

Resim 3 Lomber bölgede metalik fiksatörleri bulunan hastada VMI. 46

Resim 4 DEBT ile akciğer perfüzyon görüntüleme 47

Resim 5 Kontrastlı abdomen BT'de VUE görüntü. 50

Resim 6 Sanal ve gerçek kontrastsız görüntülerden atenüasyon ölçüm örnekleri 55

KISALTMALAR

BT: Bilgisayarlı Tomografi

CTDI: Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi (‘‘Computed Tomography Dose Index’’)

ÇKBT: Çok Kesitli Bilgisayarlı Tomografi

DAS: Veri Elde Etme Sistemi (“Data Acqusition System”)

DEBT: Çift Enerjili (‘‘Dual Enerji’’) Bilgisayarlı Tomografi

dk: Dakika

DLP: Doz Uzunluk Çarpımı (“Dose Length Product”)

dsDEBT: Çift Kaynaklı (“Dual Source”) Çift Enerjili Bilgisayarlı Tomografi

EKG: Elektrokardiyografi

FOV: “Field of View”

HU: Hounsfield Ünitesi

keV: Kilo Elektron Volt

kV: Kilovolt

kVp: Pik Kilovolt

mA/mAs: Miliamper/Miliamper saniye

mGy: Miligrey

MRG: Manyetik Rezonans Görüntüleme

ms: Milisaniye

OEK: Otomatik Işınlama Kontrolü

PACS: ‘‘Picture Archiving and Communication System’’

ROI: ‘‘Region of Interest’’

SPSS: ‘‘Statistical Package for the Social Sciences’’

SS: Standart Sapma

VMI: Sanal Tek Enerji Görüntüleme (“Virtual Monoenergetic Imaging”)

VNC/LVNC: “Liver Virtual Noncontrast”

VNCa: Arteriyel faz “Liver Virtual Noncontrast” görüntü

VNCv: Venöz faz “Liver Virtual Noncontrast” görüntü

VUE: Sanal Kontrastsız (“Virtual Unenhanced”)

VUEa: Arteriyel faz “Virtual Unenhanced” görüntü

VUEv: Venöz faz “Virtual Unenhanced” görüntü

1.GİRİŞ

1970'li yıllarda ilk Bilgisayarlı Tomografi'nin (BT) klinik kullanıma girmesiyle insan vücudunun kesitsel görüntülenmesinde bir devrim yaratılmış ve BT cihazının klinik kullanımı giderek artmıştır.[1] 1980'li yıllarda BT gibi kesitsel görüntüleme yapabilen, iyonizan radyasyon kullanmayan Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG) sistemlerinin klinik kullanıma girmesiyle BT kullanımında önemli bir düşüş olacağı düşünülmekle birlikte BT teknolojisinde yaşanan hızlı gelişmeler sayesinde BT'nin klinik kullanımı giderek artmaktadır.

Çift enerjili bilgisayarlı tomografi (Dual Enerji BT, DEBT), bilgisayar teknolojisindeki ve BT donanımındaki son gelişmelerin mümkün kıldığı temel bir fizik kavramının yeni bir uygulamasıdır. Çift enerjili BT kavramı, 1970'li yıllarda ortaya konulmasına rağmen o dönemdeki teknik yetersizlikler, özellikle uzun tarama zamanlarına bağlı artefaktlar DEBT'nin klinik kullanıma girmesine engel olmuştur.[2,3] Bilgisayarlı tomografi teknolojisinin gelişmesiyle DEBT ilk olarak 2006 yılında klinik kullanıma girmiştir.[4]

Çift enerjili BT'nin temel prensibi iki ayrı enerji seviyesinde X ışını kullanarak, farklı enerji seviyelerindeki X ışınlarının dokudaki atenüasyon farklarından faydalanıp materyal ayrımı yapabilmesidir. Çift enerjili BT uygulamaları ile materyal ayrımının yanında maddenin tanımlanması, miktarının ve yoğunluğunun ölçümü gibi işlevleri de gerçekleştirmek mümkün olmaktadır.[5] Konvansiyonel ve daha eski uygulamada inceleme bölgesi iki kez taranır ve bu işlem iki ayrı kV düzeyinde gerçekleştirilir. Bu uygulama, materyalin X ışını

etkileşimine göre farklı atenüasyon ölçümlerine yol açmasıyla materyal ayrımını mümkün kılar. Günümüzde çift enerji görüntüleme yapan cihazlar, tek tüp ile hızlı kV değiştirme yöntemini kullananlar (fast kV switching), tek tüp ve çok katmanlı dedektör aracılığı ile polienerjitik görüntüleme yapanlar ve çift tüp çift enerji yöntemini kullananlar olarak üçe ayrılabilir.

Çift enerjili BT'nin baş-boyun, toraks, kardiyak, vasküler, abdominopelvik ve kas-iskelet görüntülemede kullanılabilen pek çok klinik uygulaması bulunmaktadır. Metal artefaktlarının azaltılması, vasküler görüntülemede kalsifik plakların silinmesi, pulmoner embolide akciğer perfüzyon görüntülerinin oluşturulması, miyokard perfüzyon görüntüleme yapılması, sanal kolonoskopi, üriner taş karakterizasyonu, kemik iliği ödeminin görüntülenmesi ve sanal kontrastsız görüntülerin oluşturulması bu klinik uygulamalar arasındadır.[6]

Çift enerjili BT'nin abdominal uygulamaları arasında klinik kullanımda en işlevsel uygulamalardan biri sanal kontrastsız görüntü oluşturulmasıdır. Çift enerjili BT'de farklı iki enerji düzeyindeki X ışını kullanılarak elde edilen kontrastlı görüntülerden, iyotun farklı enerji düzeylerindeki atenüasyon farkları bilgisayar algoritmaları ile saptanarak iyot çıkartılıp kontrastsız görüntüler sanal olarak elde edilebilmektedir.[5] Bu sayede kontrastlı görüntülerin yanında kontrastsız görüntülere de ihtiyaç olunan durumlarda ek inceleme yapmaksızın, tetkiki daha kısa sürede ve daha düşük dozda gerçekleştirmek mümkün olabilmektedir.

Abdominal BT incelemelerinde sıklıkla tetkik endikasyonu ile ilişkisi olmayan rastlantısal lezyonlar ile karşılaşılmakta olup bu lezyonların

karakterizasyonunda lezyondan kontrastsız görüntülerde ölçülecek atenüasyon değerleri kritik öneme sahip olabilmektedir.[7] Bununla birlikte gerçekleştirilen BT incelemelerinin büyük bir kısmında görüntüler kontrast madde enjeksiyonu sonrası alınmakta ve bu tür rastlantısal lezyonlar tespit edildiğinde tanı için ek kontrastsız tetkikler gerekebilmektedir. Çift enerjili BT ile kontrastlı görüntülerden sanal kontrastsız görüntüler oluşturularak ek incelemeler ve radyasyon dozlarından kaçınılabilmektedir.

Bilgisayarlı tomografi tetkik sayılarının giderek artması BT nedenli radyasyon maruziyetinin de artmasıyla sonuçlanmaktadır. Yüksek miktarda iyonizan radyasyon maruziyetinin kanser riskini artırdığı bilinmekte olup düşük radyasyon dozları için veriler daha az açık ve tartışmalı durumdadır.[8–10] Bu nedenle American Collage of Radiology (ACR), Health Physics Society (HPS) gibi ilgili kuruluşlar hekimlerin tıbbi olarak gerekli olan X-ışınına maruziyetin en aza indirilmesi gerektiği ilkesini benimsemişlerdir.

Bilgisayarlı tomografide doz azaltıcı yöntemler arasında tüp akımının ve pik kilovoltajın (kVp) hastaya uygun olarak ayarlanması, uygun masa hızının seçilmesi, X-ışını tüp akım modülasyonu, uygun hasta pozisyonlaması gibi uygulamalar sayılabilir.[11] Ayrıca çok fazlı incelemelerde de X ışını dozu artmakta olup multifazik incelemeler uygun endikasyonla gerçekleştirilmelidir.[12] Multifazik incelemelerde çift enerjili BT yöntemi kullanıldığında sanal kontrastsız görüntüler ek kontrastsız incelemeye ihtiyaç duyulmadan oluşturulabileceği için tarama sayısı ve dolayısıyla incelemenin toplam iyonizan radyasyon dozu azaltılabilmektedir.[13]

Çift enerjili BT yöntemlerinden biri olan çift kaynaklı DEBT cihazlarının günümüzde 3. nesli klinik kullanıma girmiştir. İlk iki nesil dsDEBT cihazlarında 3. nesil cihazlara göre FOV (Field of View) daha dar olduğundan yetersiz FOV genişliği nedeniyle obez ve geniş beden yapısına sahip olgular tanısal görüntü alanına sığmadığından incelenememekte ya da periferal alanda yer alan karaciğer gibi organlar kısmen görüntülenebilmekte idi. Bu durum yöntemin önemli bir kısıtlayıcısı idi. Üçüncü nesil dsDEBT'de geliştirilmiş X ışını tüpü yapısı, daha geniş FOV (35 cm), gelişmiş görüntü işleme algoritmaları gibi yenilikler sayesinde materyal ayrımı yapma özelliğinin geliştirilmesi sağlanmıştır. Geliştirilen bu özellikler sayesinde 3. Nesil DEBT cihazları ile geniş bir endikasyon grubuna ve farklı beden yapısına sahip olgulara sanal kontrastsız görüntüleme yapılabilmektedir.[14] Birinci ve 2. nesil dsDEBT ile yapılan çalışmalarda abdominal BT'de sanal kontrastsız görüntülerin umut veren sonuçları olsa da gerçek kontrastsız görüntülerin yerini tam olarak alamayacağı gösterilmiş olmakla birlikte 3. nesil dsDEBT cihazları ile yapılan çalışmalar sınırlıdır.[15]

Merkezimizde 2016 yılında kurulmuş olan 3. nesil çift kaynaklı dsDEBT cihazı ile dinamik abdominal BT incelemeleri rutin olarak DEBT yöntemiyle gerçekleştirilmektedir.

Bu çalışmanın ana amacı 3. nesil dsDEBT cihazı ile çekilen abdominal BT'lerden 2 farklı algoritma kullanılarak elde edilen sanal kontrastsız görüntülerin, gerçek kontrastsız görüntüler ile karşılaştırılarak klinik kullanımda etkinliğinin ve güvenilirliğinin belirlenmesidir. Ayrıca bu çalışmada rastlantısal lezyonların ayırıcı tanısında sanal kontrastsız görüntülerin etkinliği ve güvenilirliği, obezitenin sanal

kontrastsız görüntülemenin güvenilirliğe etkisi ve sanal kontrastsız görüntüleme ile maruz kalınan iyonizan radyasyonun dozunda ulaşılan azalma da araştırılmıştır.

2.GENEL BİLGİLER

2.1 Bilgisayarlı Tomografi

Tomografi; Yunanca tomos (kesit) ve graphia (görüntü) kelimelerinden oluşmakta ve kesitsel görüntü anlamına gelmektedir. Bilgisayarlı tomografi, X ışını kullanarak insan vücudunun kesitsel görüntülerinin oluşturulmasını sağlayan tanısal bir görüntüleme yöntemidir. Kesitsel görüntüler, X ışınlarının vücut ile etkileşimi sonucu atenüasyon katsayılarının hesaplanması ve bilgisayar programları ile rekonstrükte edilmesi ile oluşturulur.[16] Bilgisayarlı tomografi sıklıkla kullanılan tanısal görüntüleme yöntemlerinden olup; radyoloji kliniklerinde gerçekleştirilen tanısal görüntülemelerin yaklaşık %25'ini oluşturmaktadır.[17]

2.1.1 Bilgisayarlı Tomografinin Tarihçesi

1917 yılında Avusturyalı matematikçi Johann Radon, ölçülen radyasyon verilerinden görüntü oluşturmak için bir algoritma oluşturmuştur.[18] 1950-1970 yılları arasında fizikçi Cormack, Radon'un çalışmalarından haberdar olmadan insan vücudunun içinden geçen radyasyonun ölçümlerine dayanarak radyasyon emilim dağılımını hesaplayan bir yöntem geliştirmiş olup çalışmalarını pratik uygulamaya sokamamıştır. İngiliz bir mühendis olan Sir Godfrey Hounsfield, önceki çalışmalardan haberdar olmadan 1972 yılında beyin görüntülemeyi mümkün kılan ilk BT cihazını kullanıma sunmuştur.[19] Hounsfield'in ilk prototipi 80x80 piksel maksimum görüntü matriksi ile yaklaşık 300 saniye rotasyon zamanına sahip olup ilk olarak Londra'da Atkinson Morley Hastanesi'ne kurulmuş

ve kullanılmıştır. Hounsfield ve Cormack çalışmaları nedeniyle 1979 yılında fizik alanında Nobel ödülü almışlardır.

İlk BT'nin klinik kullanıma girmesinin ardından, BT teknolojisinde hızlı gelişmelere şahit olunmuştur. İlk klinik BT sistemi tek görüntüyü 300 saniyede elde edebilirken, günümüz tarayıcılarında etkin görüntü için bu süre 100 milisaniye (ms) seviyelerine kadar gerilemiştir. Yıllar boyunca BT'nin istikrarlı bir şekilde artan pek çok performans özelliği arasında, artan tarama hızının her zaman en yüksek önceliğe sahip olduğu ve BT gelişmelerinin arkasındaki itici güç olduğu görülmektedir. Modern BT'nin başarısı yalnızca tekli görüntülerin elde edilmesindeki hız artışı değil, aynı zamanda hacimsel verilerin de elde edilebilmesinin sonucudur. Görüntü kalitesi, özellikle üç boyutlu uzaysal çözünürlük, klinik uygulamaların ve diğer birçok faktörün spektrumu, aynı yıllar içerisinde istikrarlı bir gelişme göstermiştir.[20] Bu gelişme ve BT'nin evrimi sürecinde farklı çalışma prensiplerine sahip BT cihazları ortaya konulmuştur (Şekil 1).

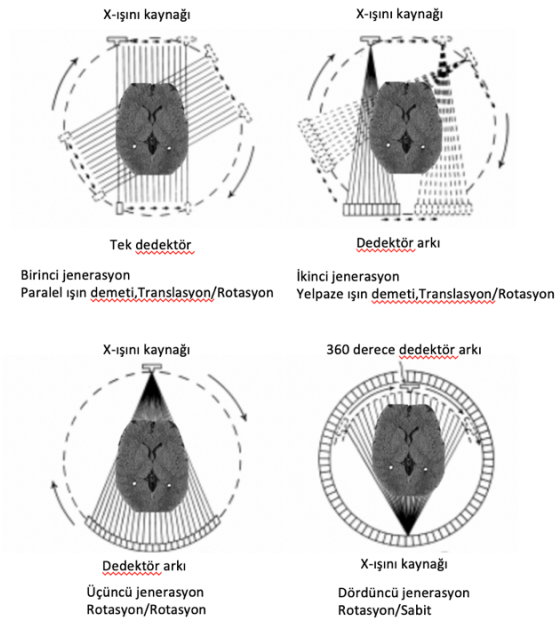
1. Jenerasyon: Hounsfield tarafından geliştirilen ilk BT cihazı olan EMI Mark I birinci jenerasyon olarak isimlendirilmiş olup kalem ışın demeti de denilen dar, paralel X ışını demeti ve tek dedektör kullanmaktaydı. Birinci nesil cihazlar translasyon/rotasyon prensibine göre çalışmakta olup, tüpün 1 derece dönüşü sonrasında elde edilen veri işleniyor sonra tekrar 1 derecelik dönüş yapılıyor ve 180 derecelik dönüş tamamlanana kadar bu işlem tekrarlanıyordu.[19] Bu prensiple çalışan cihazda tek kesit yaklaşık 4.5 dakikada (dk) tamamlanıyor ve veriler işlenerek yaklaşık 20 dk'da görüntü oluşturulabiliyordu.

2. Jenerasyon: İkinci jenerasyon BT sistemleri de ilkine benzer şekilde translasyon/rotasyon prensibine göre çalışmakla birlikte, bu cihazlarda dedektör sistemi yaklaşık 10 derecelik bir yelpaze X-ışını demeti açısını kapsayan yaklaşık 30 dedektörden oluşan bir dizi ile değiştirilmiştir. Birinci jenerasyon cihazlara benzer şekilde tek kesitli olan bu sistemle, tek kesitlik görüntü alınma süresi 18 sn'ye indirilmiştir.[21]

3. Jenerasyon: Günümüzde en yaygın kullanılan, 1980'li yılların başında kullanıma girmiş BT sistemleri üçüncü nesil tarayıcılar olup; hem X-ışını tüpünün hem de dedektörün hasta etrafında döndüğü rotasyon/rotasyon prensibiyle çalışmaktadır. Bu cihazlarda dedektörün açısı (45-55 derece) 50 cm çapındaki bir FOV'u kaplayacak kadar geniş olup bu sayede tüm vücut taraması mümkün hale gelmiştir. Bu cihazlarda tüp rotasyon süresi 3-4 sn, tek kesit için geren süre ise 2-4 sn'ye kadar düşürülmüştür. Bu cihazlarda hem tüp hem de dedektörler hareketli olup günümüzde kullanılan spiral ve çok dedektörlü cihazlarda bu prensip kullanılmaktadır.[22] 'Slip Ring' teknolojisi, 1987'de kullanıma girmiş bir elektromekanik yeniliktir. Yalnızca BT sistemlerinde değil, helikopter pervanesi, rüzgar tribünü gibi kesintisiz ve aynı yönde dönme hareketi gerektiren sistemlerde de kullanılmaktadır. Önceden elektrik, kablolar aracılığı ile dönen aksama aktarıldığı için tek seferde yalnızca 360 derecelik bir tüp dönüşüne izin vermekteydi. Bu yöntemde ardışık olarak saat yönü ve saat yönünün tersi dönüşler ile yalnızca aksiyel görüntüleme mümkündü. 'Slip ring' teknolojisinde elektriği fırçalar aracılığı ile dönen aksama aktarmak mümkün hale gelmiş olup, masanın kesintisiz hareketi sırasında çekim boyunca tüp ve dedektör sistemleri hasta

etrafında karşılıklı kesintisiz dönüş yapabildiğinden, ‘helikal’ ya da ‘spiral’ tarama ve volumetrik görüntüleme mümkün hale gelmiştir.

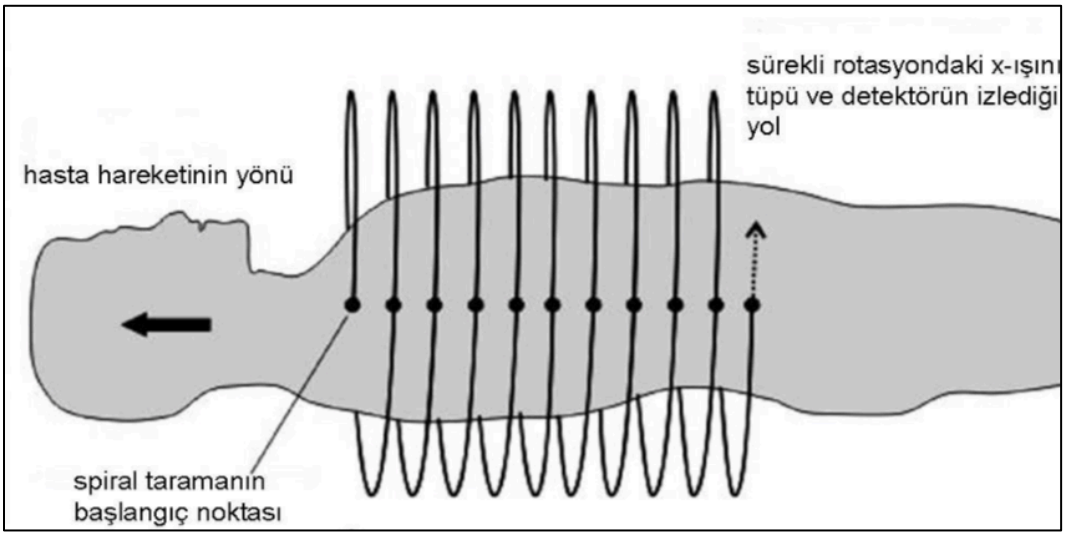
4. Jenerasyon: Dördüncü jenerasyon BT sistemleri dönen hareketli bir tüpten çıkan geniş yelpaze X-ışını ve hastayı 360 derece saran sabit bir dedektör sistemi kullanır. Bu sistemlerde ‘nutating ring’ ve ‘spiral slip ring’ olmak üzere iki farkli tipte dedektör kullanılmaktadır. ‘Spiral slip ring’ dedektörler 3. Jenerasyon sistemlerde de kullanılabilmekte olup kablo sınırlaması olmaması nedeniyle bu sistemlerde tüp hareketleri süreklidir. Bu sistemler daha az hareketli parçaya sahip olup gantri rotasyon süresinin veri toplama süresinden hızlı olmaması gerekmekteydi. Bu sistemler tüpün hasta çevresinde çok hızlı dönmesi potansiyeline sahipti ve bu nedenle kesit başına çok kısa sinyal toplama süreleri gerekiyordu. Dördüncü jenerasyon BT’lerin, çok sayıda dedektör elemanı gereksinimi ve yüksek maliyetleri nedeniyle günümüzde kullanımı terk edilmiştir.



Şekil 1. BT cihazının farklı jenerasyonları

1990'lı yılların sonundan itibaren, üçüncü jenerasyon rotasyon/rotasyon prensibiyle çalışan çok kesitli BT (ÇKBT) sistemleri BT pazarına hakim olmuştur. Bu tarayıcılardaki en önemli gelişme, z ekseni yönünde fiziksel olarak ayrılmış ve aynı anda birden fazla kesitin alınmasını sağlayan X-ışını dedektörlerinin kullanılmasıdır. ÇKBT sistemlerinin ana avantajı daha yüksek tarama hızı, gelişmiş çözünürlük ve tüp gücünün daha iyi kullanılmasıdır. ÇKBT sistemlerine, ayrıca elektrokardiyografi (EKG) tetikleme özelliğinin de eklenmesiyle koroner BT anjiografi gibi incelemelerin gerçekleştirilmesi sağlanmıştır.[23,24]

Literatürde çok dedektörlü (multidedector) BT olarak da adlandırılan ÇKBT'nin çalışma prensibi spiral BT sistemlerine benzemekle birlikte ÇKBT'nin farkı tek rotasyonda 4 ya da daha fazla (8, 16, 32, 40, 64, 256, 320) kesit almasına olanak sağlayan dedektör yapısıdır (Şekil 2).[25]



Şekil 2. Spiral BT çalışma prensibi

2.1.2 Bilgisayarlı Tomografi Fiziği

2.1.2.1 Bilgisayarlı Tomografinin Bileşenleri

BT cihazı tarayıcı, bilgisayar ve görüntüleme birimi olmak üzere üç temel bölümden oluşmaktadır.[26]

2.1.2.1.1 Tarayıcı

Tarayıcı masa ve gantriden oluşur. Gantri, basit ifadeyle ortasında hastanın girdiği açıklık bulunan dönen bir halkadır. Gantri üzerinde karşılıklı olarak yerleştirilmiş tüp ve dedektör sistemi bulunmaktadır. Kesitsel görüntü elde edebilmek için, gantri belli bir hızda dönerken, tüpten çıkan X-ışını kolime edilerek yelpaze şeklinde bir X-ışını demeti haline getirilir. Kolime edilmiş X ışını görüntü kalitesini artırdığı gibi hastanın alacağı radyasyon miktarını da azaltmaktadır.

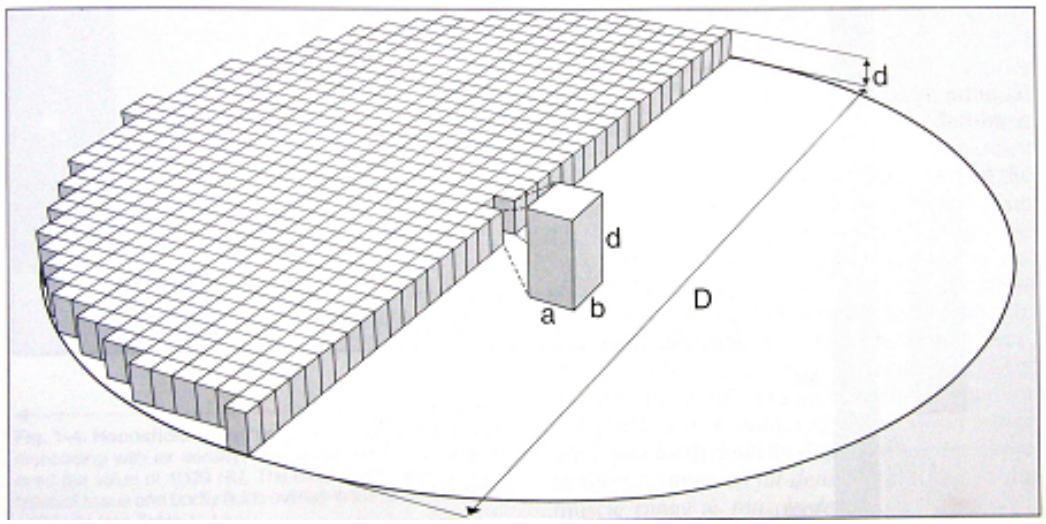
Hastanın vücudundan geçen X-ışını demeti tüpün karşısına yerleştirilmiş dedektörler tarafından algılanır ve görüntü oluşturmak üzere bilgisayara gönderilir. Hasta vücudundan geçerken geçtiği dokunun özelliğine göre farklı miktarlarda atenüasyona (zayıflamaya) uğrayan X-ışınları dedektör tarafından algılanır ve bilgisayara iletilir. Bilgisayarda karmaşık matematiksel işlemlerle, X ışınlarının geçtiği alanın her noktasında atenüasyon değerleri hesaplanır. Bu işlemler sonucu gelen X ışını yoğunluğuyla orantılı bir elektrik sinyali oluşturulur ve bu sinyal dijitalize edilerek görüntü oluşturulur.

2.1.2.1.2 Bilgisayar

Bilgisayar ünitesi, tarayıcı üniteden gelen bilgilerin değerlendirilip işlendiği yerdir. Bilgisayarda, matematiksel işlemler ve algoritmalarla elde edilen sonuçlar, tarama alanını temsil eden sayılardan oluşmuş bir haritaya dönüştürülür. Bu işleme "rekonstrüksiyon" denir. Bilgisayarda oluşturulan haritanın görsel bir ürüne dönüşmesi için görüntü ünitesinde işlenmesi gerekir.

2.1.2.1.3 Görüntüleme Birimi

Bilgisayar biriminde oluşturulan, sayılardan oluşan harita, görüntüleme biriminde görselleştirilir. Görüntüleme biriminde, harita elemanlarının aldıkları rakamsal değere göre gri renk skalasında bir renk kodu verilir. Bu harita 0-255 arası değer alabilen toplamda 256 gri renk tonunda renklendirilerek bir resim oluşturulur. Resmi oluşturan bu noktalara "piksel" adı verilir. İki boyutlu olan bu resim aslında üç boyutludur. Kesitin kalınlığı 3. boyutu oluşturur. Piksel yüzeyinin kesit kalınlığı ile çarpımı sonucu oluşan hacme ise, hacim elemanı anlamına gelen "voksel" adı verilir. Her bir voksel organizmayı geçen X-ışınının atenüasyonunu gösteren, Hounsfield Ünitesi (HU) ile ölçülen sayısal bir değer taşır (Şekil 3). Piksel sayısını belirten noktalar ve çizgilerin birleşiminden oluşan örgüye de "matriks" adı verilir. BT cihazlarının teknolojik gelişimiyle paralel olarak farklı matriks boyutları olabilir (256x256, 512x512, 1024x1024 gibi). Matriksin boyutunun görüntünün oluşturulduğu alana (FOV) bölünmesi, her bir pikselin boyutunu belirler.



Şekil 3. Piksel (a x b), Voksel (a x b x d), FOV (D)

2.1.2.2 Gantri Rotasyon Süresi

Gantri rotasyon süresi 1995 yılında 1 sn'nin altına indirilmiş olup günümüzde kullanılan sistemlerde 0.2 sn'ye kadar düşürülmüştür.[27] Gantri rotasyon süresini kısıtlayan parametre, dönüş sırasında mekanik sistem üzerine etki eden merkezkaç kuvvetidir. Günümüz sistemlerinde minimum rotasyon süresi/maksimum dönüş hızında gantrinin maruz kaldığı kuvvet 30 g'ye ulaşabilmektedir. Gantri rotasyon süresinin kısalması hareket artefaktlarını belirgin olarak azalttığı gibi aynı süre içinde daha geniş alanların taranabilmesine olanak sağlamış ve longitüdinal (z eksen) çözünürlüğü de artmıştır.

Tarama zamanının 1 sn'nin altına indirilmesi için gantri tasarımında, gantri motorunda, veri iletim sisteminde ve X ışını tüpünde bazı değişiklikler yapılması gerekmiştir.[25] Gantrinin rotasyonuyla gantriyi etkileyen merkezkaç kuvveti gantri rotasyon süresinin daha da kısaltılmasını sınırlayan en önemli faktördür. Gantrinin

bu kuvvet artışını karşılayacak biçimde yeniden düzenlenmesi gerekmektedir. Yine, tarama zamanı kısaldıkça birim zamanda ölçülen veri miktarı artmaktadır. Bu miktardaki verinin iletimi düşük voltajlı slip-ring yönteminden farklı, daha yüksek hacimli ve hızlı veri iletim sistemlerine ihtiyaç doğurmuştur. Tarama zamanının kısalması tüpe uygulanan merkezkaç kuvvetini artırdığı gibi tüpün ürettiği X-ışını miktarının artmasını ve dolayısıyla tüpün soğutma yeteneğinin iyileştirilmesini de gerektirmiştir.[28]

2.1.2.3 Çok Sayıda Dedektör

ÇKBT ilk olarak 1990 yılında kullanılmış olup dedektör yapısı ÇKBT teknolojisinin temelini oluşturmaktadır. Konvansiyonel spiral BT'den farklı olarak ÇKBT sistemlerinde çok sayıda dedektör içeren bir matriks yapısı bulunmaktadır. Bu dedektör sıralarının farklı kombinasyonlarının seçilmesi ile değişik kesit kalınlıklarında çok kesitli incelemeler yapılabilmektedir.

ÇKBT'de, en ince kesit kalınlığını belirleyen faktör, en küçük dedektör elemanının z-eksenindeki (longitüdinal eksen) genişliğidir. Minimum kesit kalınlığı cihaza göre değişken olup bazı sistemlerde 0,5 bazı sistemlerde ise 0,625 mm'dir. ÇKBT'de gantrinin tek dönüşü ile geniş hacimler taranabilmekte olup hızlı bir tarama gerçekleştirilebilmektedir.[29,30] Bu sayede anjiografik incelemeler, koroner incelemeler, çocukların değerlendirilmesi ve bilinci kapalı hastalar gibi hızlı çekim gereken durumlarda avantaj sağlanabilmektedir.

2.1.2.4 Veri Elde Etme Sistemi (Data Acqusition System, DAS)

Dedektörden gelen veriler, cihazın yazılımının belirlediği kadar kanaldan DAS'a aktarılır. Bu işlem bilgisayarda özel bir program tarafından yapılır. Bu program tarayıcıdan bilgisayara gönderilen ham veriden (raw data) istenilen düzlemdeki pikselleri görüntü oluşturacak şekilde birleştirir. Bu işleme rekonstrüksiyon/reformasyon denir.[31]

2.1.3 Bilgisayarlı Tomografide Görüntünün Oluşturulması (Rekonstrüksiyon)

BT görüntüsü, dedektör tarafından algılanan X-ışını atenüasyon değerlerinin farklarının matematik fonksiyonlar ile işlenmesi sonucu oluşturulur. Rekonstruksiyon denilen bu işlemlerle her pikselde ne kadar X-ışını olduğu belirlenir ve görüntüye grinin tonlamaları şeklinde iki boyutlu olarak aktarılır. Gelişen rekonstruksiyon yöntemleri ile görüntünün daha hızlı ve daha net bir şekilde oluşturulması sağlanmıştır.

Spiral BT'de, aksiyel BT'nin aksine kesitin başlangıcı ve bitişi aynı noktada birleşmemektedir. Bu nedenle konvansiyonel BT'lerde kullanılan rekonstrüksiyon teknikleri spiral BT'de işe yaramamakta olup spiral verinin düzlemsel (planar) veriye çevrilmesi için 180^0 ve 360^0 lineer interpolasyon algoritmaları geliştirilmiştir. İnterpolasyon farklı bir yerde ve değeri bilinmeyen bir noktadaki olası değeri tahmin etmeye dayanan bir yöntemdir. 360^0 interpolasyon algoritmasında tüpün her tam dönüşünün açı pozisyonunda, z-ekseninde seçilen noktaya en yakın iki noktanın interpolasyonu kullanılır. Daha sık kullanılan180^0 interpolasyon daha karmaşık bir yöntem olup tüp-dedektör arasındaki X-ışını

atenüasyonunun her iki yönde eşit olması esasına dayanır. Dedektör-tüp arasındaki ışın için ikinci bir sanal spiral hesaplanarak, gerçek ve sanal spiraller arasındaki açı interpole edilir ve görüntü oluşturulur.[32]

Günümüz ÇKBT cihazlarında ise 180^0 lineer interpolasyon algoritmaları yerine çok noktalı (multipoint) rekonstrüksiyon algoritmaları kullanılmaktadır. 'Multipoint' rekonstrüksiyon algoritmasında verilerin örneklenmesi de optimize edilmiş olup bu şekilde z-ekseninde (longitüdinal eksen) örnekleme miktarı artırılmış ve böylece sinyal/gürültü oranı artmıştır.[31]

2.1.4 Bilgisayarlı Tomografide Radyasyon Dozunun Önemi

Bilgisayarlı tomografi (BT) taramalarının tıbbi faydaları büyük olmasına rağmen, 1980'lerden bu yana kullanımının artması ve özellikle de çocuklukta iyonizan radyasyona maruz kalınması olası kanser riskleriyle ilgili endişeler doğurmaktadır.[33–35] BT taramalarından iyonize edici radyasyon dozları tipik olarak 5-50 mGy (Mili gray) aralığındadır. Radyasyon ile ilişkili kanser riski değerlendirilmesi, Japonya'da atom bombalarından sağ kurtulanların hayat boyu takibiyle yüksek doza maruz kalan insanlarda yapılmış olup, tanısal radyolojik incelemeler gibi düşük dozdaki X-ışınının doğrudan kanser yapma potansiyelini değerlendirmenin pratik olmadığı düşünülmüştür.[36,37] Birleşik Krallık'ta yapılmış bir çalışmada, 1985-2002 yılları arasında BT incelemesi yapılan 180.000 genç hastanın, BT taramasından kaynaklanan radyasyon dozları ile lösemi ve beyin kanseri risklerinin arttığı rapor edilmiş ve bu ikisi için risk tahminleri verilmiştir.[38] Koroner BT anjiografi çekilen olguların değerlendirildiği başka bir çalışmada

kanser riskinin arttığı ve bu hastalarda görülebilecek kanserin çoğunlukla akciğer kanseri olduğu bildirilmiştir.[39] Ayrıca, yapılan çalışmalarda pediatrik yaş grubunda radyasyon ilişkili kanser riskinin erişkin gruptan daha yüksek olabileceği gösterilmiştir.[40]

BT incelemelerinin kanser riski ile ilgili yapılan çalışmalara rağmen, BT incelemelerinin kanser ile direkt ilişkisi olduğu ile ilgili uzmanlar arasında bir görüş birliği yoktur.[41,42] Bu nedenle ALARA (As Low As Reasonably Achievable) prensibine göre kabul edilebilir en düşük dozda görüntülemeyi gerçekleştirmek gerekmektedir.[43]

2.1.5 Radyasyon Dozu Birimleri

X-ışınlarının havayı iyonlaştırma yeteneğine ekspojür (Exposure) denir ve birimi Roentgendir (Röntgen, R). Normal koşullar altında 1 cm^3 havada bir elektrostatik yük birimi üretecek radyasyon miktarı 1 R'dir. Bu tanım belli bir noktada havadaki radyasyon konsatrasyonunu ve havada belli bir hacimde oluşan iyonlaşmayı ifade eder ancak, ışınlanan dokunun ışın absorbe etme miktarını belirtmez.

Belli bir noktada birim kütlenin absorbe ettiği enerjinin miktarı, absorbe edilen radyasyon dozu olarak ifade edilir ve Gray (Gy) ya da Rad (rad) birimi ile ölçülür. 1 Gy, bir ışınlama esnasında ortama 1 joule/kg enerji aktaran radyasyon dozudur. 1 Gy, 100 rad'a eşit olup bu ölçüm radyasyon dozunun nerede emildiğini belirtmez.

Efektif doz, radyasyon dozunun nerede emildiğini hesaba katar ve eşdeğer tüm vücut dozunu yansıtmaya çalışır. Bu değer, farklı iyonizan radyasyon kaynakları için (alfa, beta, gamma, x ışını radyasyonu) farklı olan kalite faktörü ve absorbe edilen doz değerinin çarpımıyla elde edilir. X ve gamma ışınları için bu çarpan 1'dir. Birimi Sievert (Sv) ya da Rem (rem) olup, 1 Sv, 100 rem'e eşittir. Efektif doz hesaplamak için farklı yöntemler geliştirilmiş olup, bu yöntemler genel olarak BT tetkiklerinden radyosensitif organ dozunu tahmin etme yeteneğine bağlıdır. Bununla birlikte bu organların radyasyon dozunu belirlemek için doğrudan bir ölçüm olanaklı değildir.[44]

2.1.6 Bilgisayarlı Tomografide Kullanılan Radyasyon Dozu Parametreleri

2.1.6.1 Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi (Computed Tomography Dose Index, CTDI)

Günümüzde BT cihazları, tetkik öncesi ve sonrasında hacimsel BT doz indeksi ($CTDI_{vol}$) ve doz uzunluk çarpımı (Dose length product, DLP) değerlerini göstermektedir (Şekil 4). CTDI parametresi ilk olarak BT dozunun hesaplanması için 1980 yılında kullanılmış olup zaman içerisinde BT teknolojindeki gelişmelerle birlikte modifiye edilmiştir.[45] CTDI, BT için başlıca doz ölçüm kavramı olup günümüzde $CTDI_{vol}$ olarak kullanılmaktadır.

Total mAs 6284 Total DLP 965 mGycm

	Scan	kV	mAs / ref.	CTDIvol* mGy	DLP mGycm	TI s	cSL mm
Patient Position F-SP							
Topogram	1	120	19 mA	0.07 L	3.0	4.3	0.6
Topogram	2	120	19 mA	0.07 L	3.6	5.3	0.6
Non Contrast	3	120	105 / 120	7.03 L	204.7	0.5	0.6
PreMonitoring	4	100	23	0.81 L	0.8	0.5	10.0
Contrast							
Monitoring	5	100	23	4.85 L	4.9	0.5	10.0
DE_Abdo Arter	11 A	100	157 / 190				
	11 B	Sn150	78 / 95	9.11 L	269.2	0.5	0.6
DE_Abdo Ven	12 A	100	176 / 190				
	12 B	Sn150	85 / 95	10.14 L	478.9	0.5	0.6

Şekil 4. Çift Enerjili Abdomen BT Doz Bilgileri

CTDI, z ekseni boyunca bir dizi ardışık ışınlamadan kaynaklanan ortalama absorbe edilen dozu ifade eder. CTDI genellikle aksiyel düzlemde X-ışını kaynağının tek bir dönüşünden ölçülür. CTDI, yeterli uzunlukta, aralıksız çok sayıda kesit içeren BT taraması yapıldığında, tarama alanının merkezindeki ortalama dozu (Çok Sayıda Taramanın Ortalama Dozu, Multiple Scan Average Dose, MSAD) tahmin etmeye çalışır.[46] MSAD belli bir tarama aralığı için tarama alanının merkezindeki ortalama dozu ifade eder ancak hesaplanması için çok sayıda ışınlama gerektirir. CTDI, bu değer tahmininin daha kullanışlı ve nominal olarak eşdeğer yöntemini sunmuştur.

BT incelemesinde bir dizi taramadan oluşan dozun ifadesi için, tüpün ardışık dönüşlerinden kaynaklanan X-ışını demetleri arasındaki boşluklar (gap) ya da üst üste binmelerin (overlap) hesaplanması gerekir. $CTDI_{vol}$ doz tanımı ile bu hesaplama sağlanır.

$$CTDI_{vol} = \frac{N \times T}{I} \times CTDI_w$$

Denklemde I simgesi ile aksiyel tarama başına masadaki ilerleme (mm) ifade edilirken toplam nominal ışın demeti kalınlığı NXT olarak ifade edilmiştir. Pitch, masanın bir dönüşte aldığı yolun, toplam nominal ışın demeti kalınlığına (NXT) oranı olarak tanımlanmaktadır.[47] Pitch faktörü de göz önüne alındığında $CTDI_{vol}$ hesaplaması şu şekilde gerçekleştirilir:

$$CTDI_{vol} = 1/pitch \times CTDI_w$$

$CTDI_{vol,}$ "pitch" gibi BT çekim protokolüne ait bir bilgiyi de içerdiğinden dozun kullanışlı bir göstergesidir. Birimi mGy olup, standardize edilmiş bir fantom için tarama hacmi içerisinde doğrudan ölçülen ortalama doz miktarını ifade eder. Farklı üreticilerin kendi BT sistemleri için verdiği CTDI değerleri farklıdır. Bununla birlikte $CTDI_{vol}$, farklı boyut, şekil ya da atenüasyona sahip cisimlerin veya 100 mm'lik integrasyon limitleri uçlarındaki saçılmanın önemli bir kısmını ihmal ettiğinden ortalama dozu temsil etmez.[48] Ayrıca tarama uzunluğundan bağımsız bir kavram olduğundan, tarama hacmine depo edilen toplam enerjiyi göstermez.

2.1.6.2 Doz Uzunluk Çarpımı (Dose Length Product, DLP)

Doz uzunluk çarpımı, tarama protokolü tarafından verilen toplam enerjinin daha iyi ifade edilebilmesi için, absorbe edilen doza tarama uzunluğunun da katılması ile hesaplanır. Birimi mGycm olup, $CTDI_{vol}$'un tarama uzunluğu (cm) ile çarpılması ile hesaplanır. DLP, tetkikin tümünde absorbe edilen toplam enerji ve potansiyel biyolojik etkiyi yansıtır.[49]

2.1.6.3 Efektif Doz

1975 yılında, homojen olmayan radyasyondan kaynaklanan zararı değerlendirmek için "efektif doz" kavramı tanımlandı.[50] Efektif dozun birimi mili-Sievert (mSv) olup cinsiyet ve yaş üzerinden ortalama radyasyon hasarını yansıtır. Hesaplanmasında standart bir vücut için matematiksel bir model kullanıldığından, herhangi bir birey için bir risk göstergesi değildir. Efektif doz, tanısal tetkiklerin biyolojik etkilerini karşılaştırmada kolaylık sağlar. BT'de efektif doz, DLP değerinin incelenen vücut bölgesinin, o bölgeye ait katsayı ile çarpılması ile hesaplanabilmektedir.[51] Bu katsayı erişkinde abdomen için 0,015 mSv $mGy^{-1}cm^{-1}$ dir.[52]

2.1.7 Bilgisayarlı Tomografide Doz Azaltma Yöntemleri

2.1.7.1 Tüp Akımı ve Pik Kilovoltaj (kVp)

BT'de tüp akımı (mA, miliamper), X ışını tüpündeki elektron akış miktarını kontrol eder ve hasta dozunu etkilemede en önemli parametrelerden biridir. Tüp akımındaki artış, diğer faktörler sabit tutulduğunda görüntüdeki gürültüyü azaltmakla birlikte hastaya daha yüksek radyasyon dozu verilmesine neden olur. Gantri rotasyon süresi, BT için ışınlama süresini belirler ve gantri rotasyon süresinin azalmasıyla hasta dozu azalır. BT'de tüp akım miktarı miliamper saniye (mAs) ile ölçülmekte olup bir tarama süresi boyunca üretilen X-ışını sayısını kontrol eder ve X-ışını foton sayısını belirler.[12]

BT'de X-ışını foton enerjisi ise tüp gerilimi (kVp) ile kontrol edilmekte olup; tüp geriliminin artmasıyla X-ışını foton enerjisi artar. Tüp akımından farklı

olarak, radyasyon dozu tüp geriliminin karesi ile ilişkilidir. Daha düşük kVp değerleri hasta dozunu azaltmakla birlikte foton yetersizliği gürültüsü ve artan artefaktla sonuçlanacak, düşük kVp'de artan gürültü nedeniyle tüp akım ışınlama süresi (mAs) artacaktır. Bu nedenle incelemelerde optimum kVp değerleri seçilmelidir. Örnek olarak çoğu hastada, abdominal BT, 140 kVp yerine 120 kVp'de optimum şekilde gerçekleştirilebilir; bu da radyasyon dozunda %20-40'lık bir azalma sağlar.[53]

2.1.7.2 Masa Hızı (Pitch)

X-ışını tüpünün bir dönüşü sırasında masanın ilerleme mesafesinin, X ışını demeti kalınlığına oranı pitch olarak tanımlanır. Diğer parametreler sabit tutulduğunda pitch değerinin artması, incelenen bölge daha kısa sürede ışınlanacağı için, radyasyon dozunun azalması ile sonuçlanır. Ayrıca artan pitch değeri ile nefes ve hareket ile ilişkili artefaktlar azalırken foton yetersizliğine bağlı gürültü artar. Bu nedenle belirli durumlarda pitch doz azaltım aracı olarak kullanılamaz. Pitch seçimi, uygun hasta dozu ve görüntü kalitesiyle sonuçlanacak mA seçimi ile dengelenmelidir.[54]

2.1.7.3 Otomatik Işınlama Kontrolü (OEK)

OEK'nin temel prensibi, tüp voltajı ve istenilen gürültü oranı seçildikten sonra tarama süresi boyunca tüp akımının, tarayıcı tarafından değiştirilmesidir. Hastanın daha ince bölgelerinde doz azaltılarak görüntü kalitesi sabit tutulur ve homojen bir görüntü kalitesi elde edilir. OEK'nin yanlış kullanımı gürültüde artmaya neden olabilmektedir.[11,55]

2.1.7.4 Tek Faz Görüntüleme

Çok fazlı (Multifazik) gerçekleştirilen incelemelerde, tekrarlanan taramalar nedeniyle hastaya verilen radyasyon dozu artmaktadır. 2011 yılında yayınlanan 500 hasta ile gerçekleştirilen çok fazlı BT incelemelerinin değerlendirildiği bir çalışmada, hastaların %52'sinde endikasyon dışı en az bir faz (kontrastsız, arteriyel, portal veya venöz faz) görüntü bulunduğu, hasta popülasyonunun %12'sinde ise kontrastsız fazın gereksiz olduğu ortaya konulmuştur.[56] Bu nedenle çok fazlı incelemelerde tetkik endikasyonunun dikkatle değerlendirilmesi ve gereksiz tetkikten kaçınılması gerekmektedir.

2.1.7.5 Diğer Yöntemler

Tanısal görüntülemede önemi bulunmayan, düşük enerjili X-ışınlarının hastaya ulaşmasını engelleyen filtreler kullanılarak hastanın alacağı radyasyon dozu azaltılabilmektedir. BT'de uygun hasta pozisyonlanması, dedektör boyutunun uygun seçilmesi, doğru endikasyonla tetkik yapmak ve iteratif rekonstrüksiyon teknikleri hasta dozunu azaltmada kullanılan yöntemlerdendir.[57–59]

2.1.8 BT'de Görüntü Kalitesini Etkileyen Etmenler

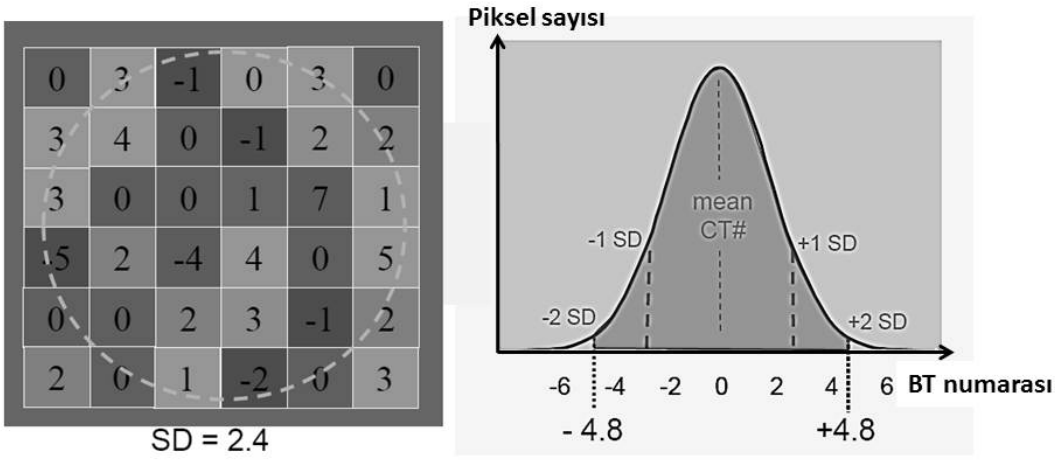
BT'de görüntü kalitesi kontrast çözünürlüğü, uzaysal çözünürlük, gürültü, artefaktlar, kontrast/gürültü oranı ve sinyal/gürültü oranlarına göre değerlendirilir.

2.1.8.1 Kontrast Çözünürlüğü

İki farklı dokunun boyut ve şeklinden bağımsız olarak yoğunluklarının ayırt edebilme kapasitesidir. Cisim ve görüntü kontrastı olarak iki şekilde ele

alınmaktadır. Görüntü kontrastı, incelemeyi yapan kişinin pencereleme ayarına bağlı olarak değişir, kullanıcı bağımlıdır.

Cisim kontrastı ise atenüasyon farklılıklarına bağlıdır. Farklı dokulardaki absorbsiyon ve saçılmaya bağlı olarak detektörlere ulaşan X ışını yoğunluğu değişir. BT'de kullanılan yüksek kV nedeniyle, X ışını-doku etkileşimi çoğunlukla Compton saçılması şeklinde olur. Compton saçılması sırasında oluşan farklı atenüasyon değerleri, doku elektron dansitesindeki farklılığa (yani yoğunluk farklarına) bağlıdır. Görüntü kontrastı BT görüntü skalasına bağlıdır. BT numaraları imajların rekonstrüksiyonu sırasında hesaplanan voksel atenüasyon katsayılarından oluşur. İdeal bir durumda su için tüm piksel değerleri sıfır olarak ölçülmelidir. Ama gerçekte piksel değerleri ortalama bir değer oluşturacak şekilde varyasyon gösterirler (Şekil 5). Ortalamadan sapmayı oluşturan farklı piksel değerlerine gürültü denir. Bir tarayıcının kontrast ölçeğini değerlendirmede belli BT numaralarını (su, yağ, hava, kemik vb) içeren test fantomları kullanılır. Herhangi bir anda su fantomu BT cihazında incelendiğinde piksel değerleri (HU) her alanda aynı olmalıdır. Tüm atenüasyon değerleri +/- 2 SD içindeyse kabul edilebilir. X ışınlarının enerjisi, dokunun dansitesi ve atom numarası kontrast çözünürlüğünü etkileyen faktörlerdir.



Şekil 5. Ortalama BT numarasını veren, normal dağılım gösteren BT numaraları (SD: standart deviasyon=gürültü)

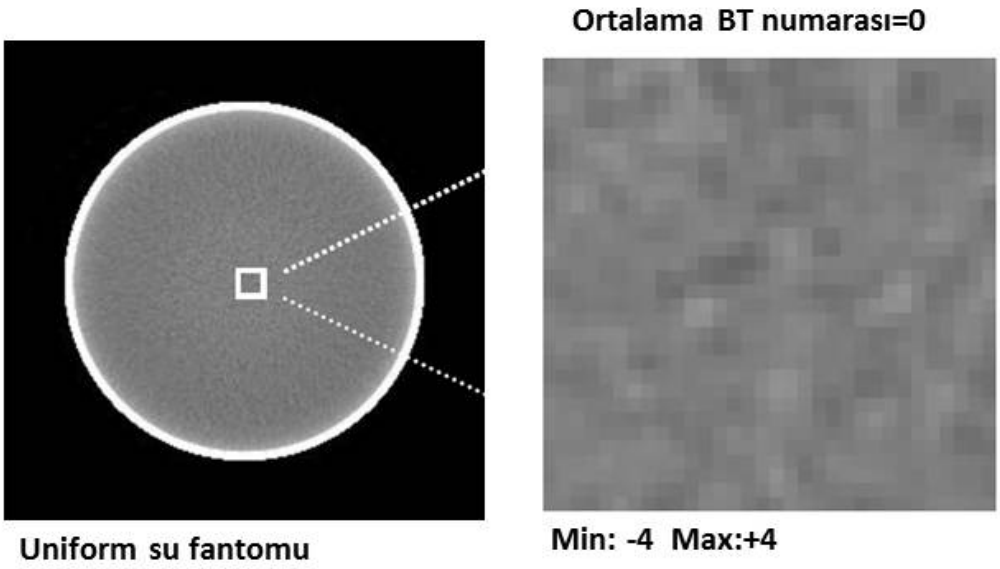
2.1.8.2 Uzaysal Çözünürlük

Kenar bulanıklığı veya birbirine komşu iki dokuyu ayırma gücü olarak adlandırılabilir. Uzaysal çözünürlüğü en iyi piksel boyutu temsil eder. Piksel boyutu ve FOV'un artması, incelenen objenin kontrastının azalması uzaysal çözünürlüğü azaltır. Ayrıca dedektör boyutu ve konsantrasyonu, pitch, hasta öncesi ve sonrası kolimasyon, fokal spot boyutu da uzaysal çözünürlüğü etkilemektedir. Kolimasyon tüpten çıkan X ışınlarının demet haline getirilmesidir. Kolime edilen X ışınları dokudan geçtikten sonra, diğer uçta dedektörlere ulaşır. Saçılan X ışınlarının kolimasyonla azaltılması kontrast çözünürlüğünü arttırırken, dedektör sayısının arttırılması da uzaysal çözünürlüğü arttırır. Rekonstrüksiyon filtrelerinin kullanılması, piksel boyutu ve FOV'un küçültülmesi, pitch ve kesit kalınlığının azaltılması uzaysal çözünürlüğü arttırır. Anot üzerinde elektronların çarparak X ışınının salındığı alana fokal spot denir. X ışınlarının objeye yönlendirilebilmesi

için anota açı verilmelidir. Anot açısı azaldıkça fokal spotun izdüşümü olan efektif fokal spot küçülür. Fokal spot küçüldükçe görüntü keskinliği artar.

2.1.8.3 Gürültü

Bir dokunun BT numarasının, ortalama bir değerin altında ve üstünde değişimidir. Gürültü oranı yükseldikçe görüntü granüle hale gelir. Radyasyon dozu arttıkça gürültü azalır. Su içeren bir fantomun BT numaralarının ortalama bir değer etrafında değiştiğinden yukarıda bahsedilmiştir. Uniform (tek bir maddeden oluşan), homojen nesnelerin BT numaralarındaki bu oynamalar görüntünün granüler olmasına neden olur (Şekil 6). Bu durum görüntü oluşumunda sınırlı sayıda foton kullanılmasına bağlıdır. Dijital radyografide, görüntü gürültüsü her piksele düşen foton sayısına bağlıdır. BT'de ise X ışınları piksele değil dedektör ölçümlerine etki eder. Yani BT gürültüsü, her bir dedektör ölçümüne etki eden X ışını sayısıyla ilgilidir. Piksel boyutu, mAs, kVp ve kesit kalınlığı arttıkça, detektöre ulaşan X ışını sayısını da arttığından gürültü azalır. Rekonstrüksiyon filtreleri de görüntüdeki gürültüyü etkiler. Yumuşak filtreler bulanıklığı artırıp, gürültüyü azaltır, sert filtreler ise bulanıklığı azaltırken, gürültüyü arttırır. Yumuşak doku değerlendirilmesinde gürültü bulanıklığa göre daha sınırlayıcı olduğundan yumuşak filtreler kullanılır. Kenarların ve küçük ayrıntıların değerlendirileceği çekimlerde ise uzaysal çözünürlüğü artırmak önemli olduğundan bulanıklığı azaltan sert (keskin) filtreler kullanılır. Gürültü ölçülen BT numaralarındaki standart sapmaya (SS) eşittir ve SS arttıkça gürültü de artar.



Resim 1. Uniform maddeden oluşan granüler görüntü gösterilmektedir.

2.2 Çift Enerjili (Dual Enerji) Bilgisayarlı Tomografi (DEBT)

Çift Enerjili Bilgisayarlı Tomografi, iki farklı x-ışını enerji spektrumunu kullanarak iki veri setinin elde edilmesini sağlayan, böylece farklı materyalleri birbirinden ayırt etme olanağı veren bir BT yöntemidir. DEBT, farklı materyalleri temel bileşimlerine göre karakterize etme potansiyeline sahiptir.[2,60–62] Çift enerjili yöntemlerin materyal ayrımı potansiyeli 1970'lerin sonundan beri bilindiği halde, bu tekniğin klinik uygulaması, teknolojik donanımdaki yetersizlikler, yüksek gürültü oranı ve uzun tarama süreleri nedeniyle, o yıllarda kullanılan BT tarayıcıları ile mümkün olmamıştır. 2006 yılında çift kaynaklı BT sisteminin (Dual Source DEBT, dsDEBT) tanıtılması, farklı x-ışını spektrumları ile eşzamanlı taramaya izin verilmesi, çift enerji uygulamalarına olan ilginin artmasını sağlamıştır.[5]

DEBT, iki ayrı enerjide x-ışını spektrumu kullandığından literatürde "spektral BT" olarak da adlandırılmaktadır. İki ayrı foton spektrumu, tek bir X-ışını tüpünün voltajı değiştirilerek, farklı enerjilere duyarlı tabakalardan oluşan dedektörler kullanılarak ya da aynı anda faklı voltajda çalışan tüpler kullanılarak elde edilebilmektedir.[63] Günümüzde BT teknolojisindeki görece yeni gelişmeler, iki farklı enerji seviyesinden gelen verilerin hızlı ve eşzamanlı olarak toplanmasına imkan vermekte, diğer bir problem olarak karşımıza çıkan görüntüdeki gürültü ise geliştirilmiş iteratif rekonstrüksiyon teknikleri ile azaltılmaktadır.

DEBT ile yapılabilen sanal kontrastsız görüntü oluşturma, üriner taş analizi, perfüzyon görüntülemeler, metal artefaktlarının giderilmesi gibi pek çok uygulama yardımıyla BT'nin tanısal alandaki gücü arttırılmıştır.[6]

2.2.1 Çift Enerjili BT Sistemleri

2006 yılında ilk DEBT cihazının (Çift kaynaklı DEBT) piyasaya çıkmasından sonra DEBT teknolojisinde gelişmeler yaşanmış ve farklı üreticiler farklı prensiplerle çalışan DEBT cihazlarını piyasaya sürmüşlerdir (Tablo 1).

2.2.1.1 Çift Kaynaklı DEBT

Birbirine 90^0 açı (ortogonal) ile yerleştirilmiş iki adet tüp ve bunlara karşılık gelen detektörlerden oluşan bu sistemde aynı anda yüksek ve düşük enerjili X-ışını spektrumu ile tarama yapılabilmektedir (Şekil 7). Ayrı tüplerin kullanılması, her iki tüp için tüp voltajı ve akımının bağımsız olarak ayarlanmasını sağlar, düşük ve yüksek enerji spektrumlarının ayrılmasını optimize eder. Bu yöntemin dezavantajları ise ortogonal yerleştirilmiş tüpler nedeniyle ortaya çıkan saçılma

radyasyonudur. Ayrıca dedektörler arasındaki 90^0 açı nedeniyle yüksek ve düşük enerjilerin algılanmasında çeyrek dönüşlük (en az 70 ms) bir gecikme olmaktadır. Bu durum da özellikle hasta hareketi varlığında DEBT rekonstrüksiyon işlemlerini zorlaştırır. Bu sistemin diğer bir dezavantajı ise yüksek maliyetidir.[5,64,65]

Çift tüplü BT'nin bir diğer dezavantajı ise teknik nedenlerle tüplerden birinin FOV'unun diğerininkinden daha küçük olmasını gerektirmesidir. İkinci nesil dsDEBT'de birincil tüpün FOV'u 50 cm iken ikincil tüp için FOV'un 26 cm olması özellikle abdominal DEBT uygulamalarına, abdomende kısmen yetersiz kapsama alanı nedeniyle sınırlamalar getirmekteydi.[66] Üçüncü nesil dsDEBT'de ise birincil tüpün FOV'u yine 50 cm iken ikincil tüpte FOV'un 35 cm'ye çıkartılması FOV'dan kaynaklanan kısıtlamayı büyük ölçüde çözmektedir.

2.2.1.2 Hızlı kVp Değiştiricili DEBT

Bu sistemde tek tüp ve tek dedektör bulunmaktadır. Bu yöntemde X ışını tüpü, yüksek ve düşük kVp değerleri arasında çok hızlı geçiş yapabilme yeteneğine sahiptir (yaklaşık 50 mikrosaniye). Bu yöntemle tüp voltajı yüksek bir değer ile düşük bir değer arasında değiştirilir ve veriler her projeksiyon için iki kez toplanır. Sistemin dönme hızı, bu ek projeksiyonların elde edilmesi ve voltaj modülasyonunun yükselme ve düşme sürelerine erişmek için azaltılmalıdır. Bu nedenle, gantri rotasyon süresi 0,5 saniye veya daha uzun olmalıdır. Bu yöntemde tüp voltajı değişirken gücü sabit tutabilmek için tüp akımının sabit tutulması gerekmektedir. Bu nedenle radyasyon dozu yalnızca pitch, her bir rotasyondaki ışınlama süresi ya da kolimasyonla değiştirilebilmektedir. Bu yöntemin diğer bir

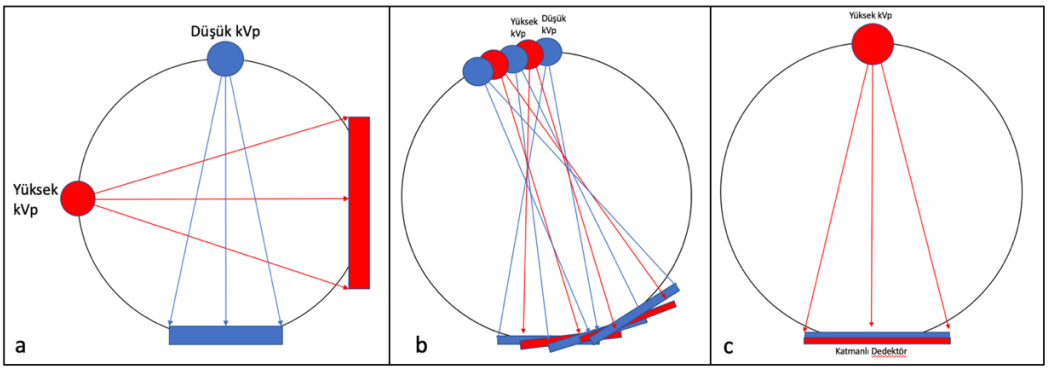
dezavantajı düşük kVP değerlerinde az foton salınımına bağlı gürültüyü engellemek için yüksek akım kullanması ve buna bağlı olarak hasta dozunu artırmasıdır.[67]

2.2.1.3 Katmanlı (Sandviç) Dedektör DEBT

Katmanlı dedektör ile dedektör seviyesinde spektral ayrılma sağlanır. Bu sistemler tek bir kaynak ve ayırıcı kombinasyonundan oluşur. Farklı X-ışını foton enerjileri için maksimum duyarlılığa sahip 2 sintilatör katmanından oluşan oldukça özel dedektörler kullanırlar. Sistem, X ışınının polikromatik (Bremsstrahlung spektrumu) doğasından yararlanır ve tarama tek seferde yüksek bir enerjide (120 veya 140 kVp) gerçekleştirilir.[68,69]

Bu sistemin bir avantajı mükemmel temporal (zamansal) çözünürlüktür. Enerji ayrımı dedektör seviyesinde olduğundan ve kaynakta üretilen farklı enerji spektrumlarına dayanmadığından, farklı enerji spektrumlarının oluşması arasında zaman gecikmesi yoktur. Bu da olası hasta hareketi için nicel olarak doğru ve sağlam görüntüler oluşturulmasını sağlar.

Bu sistemin en büyük dezavantajı yetersiz enerji ayrımıdır çünkü sintilatör dedektörlerin absorbsiyon özellikleri, yüksek ve düşük X-ışınlarını arasında keskin bir ayrım sağlayamaz. Bu sistemin kullanıma nispeten yakın bir zamanda girmesi nedeniyle, literatürde bu DEBT tekniğinin kullanıldığı daha az sayıda çalışma bulunmaktadır. Sonuç olarak, bu tasarımın çift kaynaklı veya hızlı kVp değiştirme sistemleriyle karşılaştırıldığında klinik etkinliği büyük ölçüde bilinmemektedir.[70]



Şekil 6. Farklı çalışma prensibine sahip DEBT sistemleri şematik gösterim. a- Çift kaynaklı DEBT, b- Hızlı kVp değiştiricili DEBT, c-Katmanlı Dedektörlü DEBT

2.2.1.4 Kaynakta X-ışını Filtrasyonu ile (Twin Beam) DEBT

Bu tarayıcılar görece daha yeni teknoloji ürünleri olup tek kaynak ve tek detektörden oluşmaktadır. X-ışınının enerji spektrumlarına ayrılması, özel olarak ayrılmış bir filtre ile X-ışını kaynağı seviyesindedir. Tüpün çıkışına, altın ve kalaydan oluşan bölünmüş bir filtre yerleştirilir, böylece düşük ve yüksek enerji spektrumları ayrılır. Detektörün ilgili yarıları daha sonra düşük ve yüksek enerji spektrumlarının tespiti için kullanılır. Böylece inceleme tüm görüş alanını kapsayacak şekilde tek bir taramada bitirilir. Bu sistemin en önemli avantajlarından biri de ucuz olmasıdır.

Bu yöntemin en önemli dezavantajı, hastanın bir bölümü yüksek ve bir bölümü düşük enerjili ışınlandığından, bir enerji ile taranan her vokselin sonunda diğer enerji ile taranması gereksinimidir. Bu nedenle görece düşük temporal çözünürlüğü vardır. Ayrıca tüp düzeyinde ayrılmış X-ışınlarının dedektöre ulaşana kadar birbiriyle etkileşerek saçılma potansiyeli vardır. Ek olarak, X-ışını

filtrelerinin sağladıkları ötesinde optimal spektral ayırım için düşük ve yüksek enerjili fotonların akışını dengelemenin yolu sınırlıdır. Bu sistemler çok yakın zamanlarda kullanıma sunulmuş olup, bu sistem tasarımını kullanan nispeten az klinik çalışma vardır.[71,72]

2.2.1.5 Sekansiyel (Ardışık) Tarama

En düşük donanımla, teknolojik açıdan en basit şekilde DEBT elde etmenin yolu sekansiyel taramadır. İncelenmek istenilen alanın 2 ayrı seferde ya da her gantri rotasyonunda ayrı ayrı düşük ve yüksek enerji spektrumuyla taranmasından elde edilebilmektedir. 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.[3,64]

2.2.1.6 Gelişmekte Olan DEBT Sistemleri

Halen incelenmekte ve geliştirilmekte olan en gelişmiş spektral BT sistemlerinden biri foton sayma tarayıcısıdır. Bu tarayıcıların çalışma prensibi, X-ışını atenüasyonunu ölçmek için kullanılan foton sayma dedektörlerinin kullanılmasıdır. Teorik olarak, bu son derece özel ve verimli dedektörler her bir vokseldeki X-ışını fotonunu sayar ve enerji aralığını ölçer. X-ışını spektrumunun çok daha dar aralıklarını algılayıp spektral tepkilerine dayanarak, daha sonra çoklu enerji materyal karakterizasyonu sağlayarak, materyalleri tespit etmek ve sınıflandırmak için kullanılabilir.[73]

Tablo 1. DEBT Tarayıcıları ve Yöntemleri

DEBT Tarayıcıları ve Yöntemleri	
Çift Kaynaklı DEBT	• Birbirine 90 derece açıyla yerleştirilmiş 2 adet tüp • Tarama yapılacak alan aynı anda 2 farklı enerjide X-ışını kullanılarak taranabilir
Tek Kaynaklı Hızlı kVp Değiştiricili DEBT	• Tek tüp ve dedektör kombinasyonu • Düşük ve yüksek enerjiler arasında çok hızlı (submilisaniye) geçiş yapabilen tüp yapısı
Tabakalı (Sandviç) Dedektörlü DEBT	• Tek tüp ve dedektör kombinasyonu • Her katmanı farklı enerji düzeyine maksimum duyarlı ileri derecede özelleştirilmiş dedektör yapısı
Kaynakta X-ışını Filtrasyonu ile (Twin Beam) DEBT	• Tek tüp ve dedektör kombinasyonu • Tüp dışında X-ışınını yüksek ve düşük enerjili olarak ayıran filtre ve ayrılmış X-ışınını algılayan dedektör yapısı
Tüm Tarama Alanınında Sekansiyel (Ardışık)Tarama	• Tarama alanı 2 farklı enerji düzeyi ile ayrı ayrı taranır • Teorik olarak uygun yazılımlar kullanıldığında, herhangi bir BT tarayıcı ile yapılabilir.
Her Gantri Rotasyonunda Sekansiyel Tarama	• Her bir gantri rotasyonunda yüksek ve düşük enerji düzeyleri ile ardışık tarama • Tüm tarama alanının sekansiyel taranmasıyla kıyaslandığında daha düşük uzaysal ve zamansal çözünürlük
Çift Kaynak ve Filtrasyon Temelli Kombinasyonlar	• Çift kaynaklı DEBT ve her iki kaynakta X-ışınını yüksek ve düşük enerjili olarak ayıran filtre • Yüksek ve düşük enerjili X ışınını ilgili bölgeleri ile algılayan ayrılmış dedektör yapısı • Üç ya da dört enerji seviyesindeki X ışınını kullanabilme potansiyeli
Foton Sayıcı Dedektör	• Dedektör tabanlı materyal ayrımı • X-ışını spektrumundaki çok daha dar aralıklıkları algılayarak, materyalin “K-kenarı” özelliklerine göre çok daha spesifik ayırabilme yeteneği • Başarılı bir şekilde BT’ye uygulanabilmesi halinde, multienerji materyal ayrımı

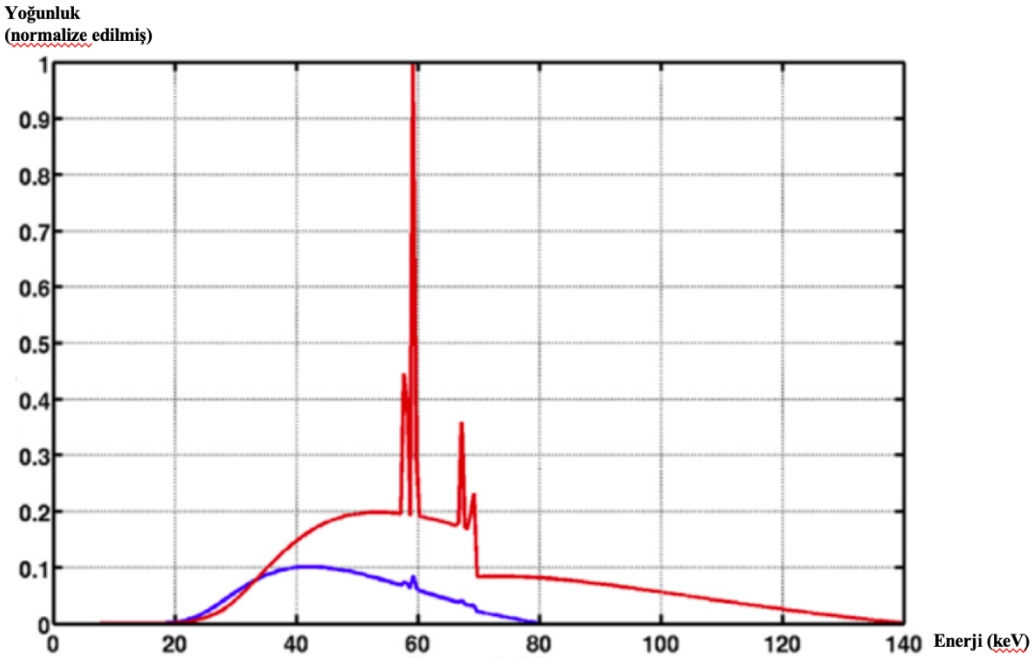
Geliştirilmekte olan bir diğer yöntem ise çift kaynaklı ve her bir kaynakta X-ışını filtresi bulunduran BT'dir. Bu şekilde üçlü ya da dörtlü enerjili BT çekimi ve daha iyi materyal ayrımı mümkün olacaktır.[74]

2.2.2 DEBT'de Temel Prensip ve Fizik Özellikler

Tek enerjili BT ile, tek bir kaynak (X-ışını tüpü) tarafından farklı enerji seviyesine sahip fotonlardan oluşan (Polikromatik) bir ışın demeti yayılır, hastadan geçer ve ışın demetindeki zayıflama bir dizi dedektör hücresi tarafından yakalanır. Ortaya çıkan projeksiyon verileri, karmaşık bilgisayar algoritmalarıyla ön işlemden geçirilip yeniden yapılandırıldıktan sonra, tanısal yorumlama için kullanılan BT kesitlerine dönüştürülür. Öte yandan, DEBT ile projeksiyon verileri bir yerine 2 farklı enerji spektrumunda elde edilir ve elde edilen bilgiler daha sonra rutin tanısal yorumlama için görüntüler oluşturmak üzere harmanlanır. Bu veri setleriyle daha gelişmiş doku analizi ve materyal karakterizasyonu da mümkündür.[70]

Materyal ayrımı için, 2 farklı enerji düzeyindeki X-ışınının monokromatik enerjilerden oluşması ideal durumdur. Bununla birlikte, klinikte kullanılan mevcut X-ışını tüpü teknolojisiyle, monokromatik X-ışını spektrumları üretmek mümkün değildir. Bu nedenle, klinik DEBT tarayıcıları polikromatik X-ışını kaynakları kullanır, ancak farklı enerji spektrumları arasında mümkün olduğu kadar az kesişme olması sağlanmaya çalışılır. DEBT için kullanılan standart pik enerjiler tipik olarak 80 ve 140 kVp'dedir (Şekil 7). Bazı çift kaynaklı tarayıcı modellerinde, özellikle ağır hastaları taramak için 80 kVp yerine filtreli 90 veya 100 kVp kullanılabilir. Alternatif olarak, 80 kVp'den daha düşük enerjiler, bazı modellerde

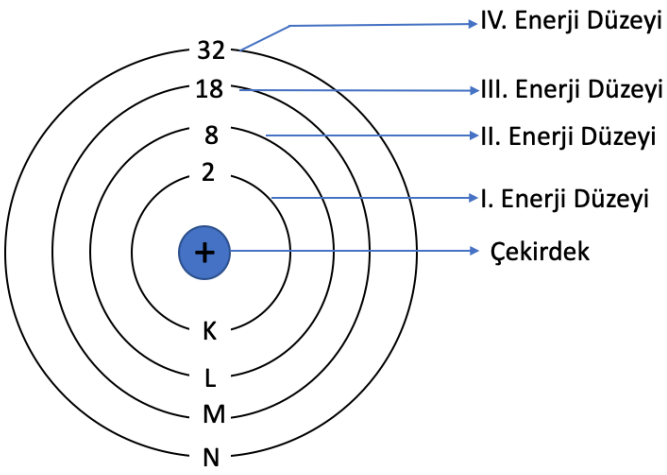
veya pediatrik görüntüleme gibi özel uygulamalar için de kullanılabilir. Yüksek enerji kazanımları için, bazı modellerde 140 kVp yerine 150 kVp kullanılabilir. Protokoller, tarayıcının markasına veya söz konusu özel uygulamaya bağlı olarak da değişebilir.[65]



Şekil 7. 80 ve 140 kVp'de polikromatik X-ışını spektrumu

Tanısal görüntülemede, X ışınlarının madde ile etkileşimi sonucu ortaya çıkan fotoelektrik etki ve Compton saçılması görüntü oluşumunu sağlayan esas olaylardır. Compton saçılması X-ışınlarının hedef atomun dış yörünge elektronu ile etkileşip dış yörünge elektronunun atomdan koparılması ile oluşur. Gelen X-ışınının enerjisi azalır, yönü değişerek saçılır. BT'de kullanılan tipik tüp voltajlarında, Compton saçılması genel atenüasyona en büyük katkıyı sağlar. Fotoelektrik etki; fotonun atomun en içteki yörüngesinden (*K Shell*) bir elektronun

bir üst yörüngeye geçişi (Şekil) ve üst yörüngedeki elektronun boşluğu doldurmak için en içteki yörüngeye hareketi sonucu ortaya çıkan fotoelektron formundaki enerjinin salınması ile oluşur.[75] Fotoelektrik etki yüksek atom numarasına sahip maddeler için önemlidir (Tablo 2). Bunun için foton *K yörüngesin*deki elektronun bağlanma enerjisini yenecek enerjide olmalıdır. *K yörüngesi* bağlanma enerjisi her atom için farklıdır, atom numarası yükseldikçe artar.



Şekil 8. Atomun enerji seviyeleri

K yörüngesi bağlanma enerjisinden yüksek enerji seviyelerinde, fotoelektrik absorbsiyon artar. Artan fotoelektrik absorbsiyon sonucunda oluşan görüntüde atenüasyon olur ve atenüasyondaki tepe nokta *K edge (K kenarı)* olarak adlandırılır. *K edge* değeri de her atom için farklılık göstermekte olup atom numarası arttıkça artar.

Tablo 2. Fotoelektrik olay ve Compton saçılmasını Etkileyen Faktörler

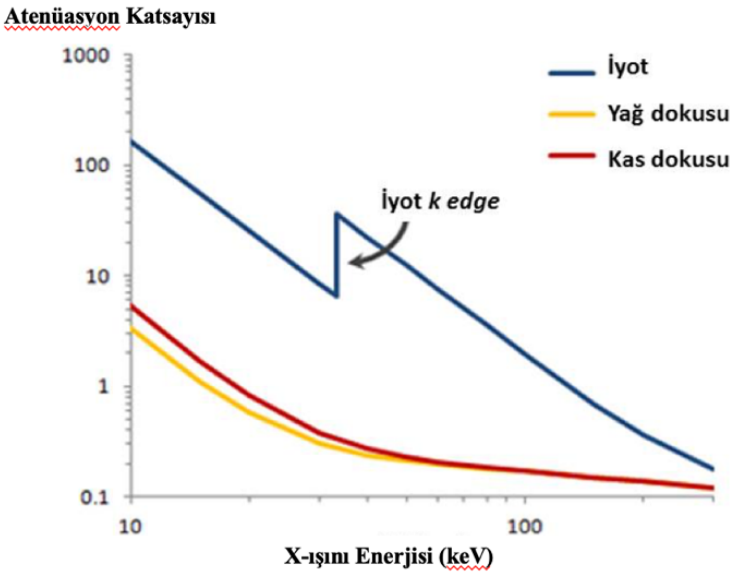
X-ışını enerjisi artınca	• Compton etkisi azalır • Fotoelektrik etki daha çok azalır • X-ışınının atenüasyonu azalır
Atom numarası artınca	• Compton etkisi değişmez • Fotoelektrik etki artar • X-ışını atenüasyonu artar
Dansite artınca	• Compton etkisi artar • Fotoelektrik etki daha çok artar • X-ışını atenüasyonu artar

Fotoelektrik etkinin enerji bağımlılığı ve *K edge* değerinin her madde için birbirinden farklı (Tablo 3) olması, çift enerji ile materyal ayrımı tekniğinin temelini oluşturur.[76,77]

Tablo 3. Fizyolojik maddeler ve kontrast ajanların *K-edge* değerleri ve atom numaraları

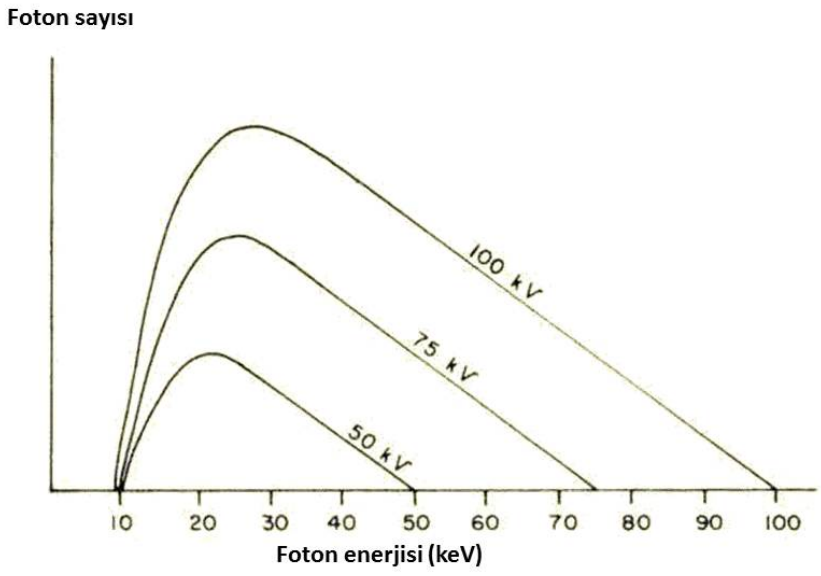
Madde	***K edge (keV)***	**Atom Numarası**
Hidrojen	0.01	1
Karbon	0.28	6
Nitrojen	0.40	7
Oksijen	0.53	8
Kalsiyum	4.00	20
İyot	33.20	53
Baryum	37.45	56
Gadolinyum	50.20	64

Farklı enerji düzeylerinde, elemente özgü atenüasyon farkları değerlendirilerek dokunun elemental kompozisyonu hakkında bilgi edinmek mümkün olabilmektedir. Ancak insan vücudu başta karbon, hidrojen, oksijen, nitrojen, fosfor ve kalsiyum olmak üzere pek çok farklı elementten ve bu elementlerin farklı bileşimlerinden oluşmaktadır. Tablo 3'te de görüldüğü üzere sözü geçen bazı elementlerin atom numarası, dolayısıyla *K edge* değerleri birbirine yakındır (0.01-0.53 arası) ve DEBT'de kullanılan enerji seviyelerinin çok altındadır (genellikle 80-150 kVp). Dolayısıyla bu elementler çift enerji görüntülemede ayırt edilemezler. Kalsiyum ve iyot gibi atom numarası yüksek elementlerin ise *K edge* değeri yumuşak dokulardan yüksek olduğundan çift enerji görüntülemede yumuşak dokudan ayırımı kolaylıkla yapılabilmektedir.[78]



Şekil 9. İyot yağ dokusu ve kas dokusuna ait *K-edge* değerleri

İyotun *K edge* değerinin (33,2 keV), 80 kVp'ye yakın olması sebebiyle 140-150 kVp gibi yüksek enerji seviyelerine oranla 80 kVp'de atenüasyonu daha belirgin hale gelir. Belirli bir tepe kilovolt değerinde foton enerjileri çan eğrisi şeklinde dağılım gösterir (Şekil 7). Yani 80 kVp'de tüm fotonlar aynı enerjide değildir, bazılarının enerjisi iyotun keV değerine yakındır (Şekil 10).



Şekil 10. Foton enerjilerinin dağılımı

Kalsiyumun K edge değeri de (4.00 keV), yumuşak dokulardan (≤0.53 keV) farklıdır. Bu nedenle çift enerji BT'de kalsiyumun da yumuşak dokulardan ayırt edilebilmesi kolaylaşır. Çift enerji teknolojisi bu özellik nedeniyle 1980'li yıllardan beri kalsifik pulmoner nodüllerin tespitinde kullanılmaktadır.[79,80] Günümüz toraks radyografisinde dual enerji tekniği, düşük ve yüksek enerji seviyelerinde kemik ve yumuşak doku çıkarımı (subtraction) yapılabilen görüntüler oluşturulmasında kullanılmaktadır.[81] Ayrıca böbrek taşı varlığında veya gut hastalığında ürik asit kristalleri dual enerji BT sayesinde karakterize edilebilmektedir.

2.2.3 DEBT ile Materyal Ayrımı Yöntemleri

2.2.3.1 İki Materyal Ayrımı Algoritmaları

İki materyal ayrım algoritmaları, incelenen hacmin tamamının önceden seçilmiş iki materyalden oluştuğunu ve her bir vokselin bu iki materyalin değişen oranlarından oluştuğunu varsayar. Bir voksel içerisindeki materyalin miktarı, iki farklı enerjide materyallerin atenüasyon farkları temel alınarak hesaplanır. DEBT görüntüleri, seçilen iki materyalin voksellerdeki konsantrasyonları temelinde rekonstrükte edilerek oluşturulur.[82]

Klinik amaca bağlı olarak, iki materyal ayrımı için herhangi iki materyal seçilebilmektedir. Bununla birlikte seçilecek materyallerin *K-edge* değerlerinin birbirine yakın olması, materyal ayrımı yeteneğini önemli ölçüde sınırlamaktadır. Bu nedenle atom numaraları ve *K-edge* değerleri birbirinden anlamlı ölçüde farklı olan iyot ve su klinikte materyal ayrımı için en çok kullanılan çiftlerdendir. Materyale özgü su görüntüsü, suya daha çok benzeyen düşük atom numaralı elemanlardan oluşan dokuların özelliklerini temsil eder ve klasik bir BT görüntüsüne benzer. Materyale özgü iyot görüntüleri, iyot benzeri malzemelerin özelliklerini (yani, iyot dahil daha yüksek atom numaralı materyalleri) temsil eder ve bu nedenle iyotlu kontrast maddeyle kontrastlanmanın derecesini gösterebilir. Bu görüntülerde su ile iyot arasında atom numarasına sahip materyaller (Kalsiyum gibi) suya özgü materyal görüntülerde temsil edilirken, iyot gibi yüksek atom numaralı elementler iyot ağırlıklı görüntülerde temsil edilir.[78]

2.2.3.2 Üç Materyal Ayrımı Algoritmaları

Sadece iki farklı spektral ölçümle, bilinmeyen üç farklı materyali birbirinden ayırt etmek mantıksız görünebilir. Matematiksel olarak, başka ek bilgi olmadan bu ayrımı yapmak mümkün olmamaktadır. Bu analizi mümkün kılmak için voksel içerisindeki kütlenin korunması esas alınır ve vokseldeki kütlenin, analiz edilen üç materyalin kütlesinin toplamına eşit olduğu kabul edilir. Buna göre voksel içerisinde iki materyalin miktarı hesaplanıp, kalan kısmın üçüncü materyale ait olduğu kabul edilir ve üçlü materyal ayrımı mümkün olur. Üç materyal ayrıştırma algoritması iyot konsantrasyonu hakkında da bilgi verebilir.[83]

Üç materyal ayrımı algoritmaları sıklıkla dsDEBT sistemlerde kullanılmaktadır. Materyal ayrımı için genellikle, abdomen uygulamalarında yumuşak doku, yağ ve iyot, akciğer uygulamalarında yumuşak doku, iyot ve hava, vasküler uygulamalarda iste yumuşak doku, iyot ve kalsiyum materyalleri kullanılmaktadır.[84–87]

2.2.3.3 Çoklu Materyal Ayrımı Algoritmaları

Materyal ayrımı için kullanılan görece yeni geliştirilmiş algoritmalardır. Günümüzde klinik uygulamada kullanılan algoritmalar kullanışlı olsa da dokuyu oluşturan daha fazla materyalin ayırt edilmesi istenmektedir. DEBT verilerini çoklu materyallere ayırt edebilmek için bu algoritmalar geliştirilmiştir. Bu algoritmalar kan-hava-yağ, yağ-kan-iyot, yağ-demir-kan gibi üçlü veri setlerini içerir. DEBT verileri, verileri en iyi açıklayan üçlüyü bulmak için bu materyal üçlüsü ile test edilir ve en iyi malzeme üçlüsüne karşılık gelen malzemelere ayrıştırılır. Bu

algoritma kullanılarak, DEBT verisi, birden fazla materyale ayrıştırılabilmiş ve sanal kontrastsız görüntü oluşturmada, karaciğer fibrozisi ve yağlı karaciğer hastalığını göstermede kullanılabilmiştir.[88,89]

2.2.4 DEBT'nin Klinik Uygulamaları

2.2.4.1 Abdominopelvik Uygulamalar

Karaciğer:

DEBT karaciğer lezyonlarının tanısında ve tedavi yanıtının belirlenmesinde kullanışlıdır. Sanal kontrastsız görüntüler (Virtual Unenhanced, VUE) kullanılarak saptanan lezyonların kontrastlanma miktarı belirlenebilmektedir. Bununla birlikte safra taşları söz konusu olduğunda küçük taşların ayrıt edilebilmesinde VUE görüntülerin yetersiz kalabildiği bildirilmiştir.[90,91] Sanal tek enerji görüntüler kullanılarak karaciğer lezyonları sağlıklı parankimden daha net ayırt edilebilmekte, hipovasküler lezyonlar daha görünür hale gelmektedir.[92]

DEBT uygulamaları hipervasküler lezyonlarda da kullanışlı olup bu lezyonların arteriyel ve portal fazlarda iyot dansitesi ölçülerek yüksek duyarlılık ve özgüllük ile ayırıcı tanı yapılabilmektedir.[93] Tek enerjili BT'de ayırt edilmesinde güçlük yaşanan küçük hepatosellüler karsinom odakları, sanal tek enerji görüntüler ve iyot haritaları kullanılarak daha görünür hale gelmekte ve tanı kolaylaşmaktadır.[94] Ayrıca DEBT ile gastrointestinal stromal tümör, melanom ve nöroendokrin tümör metastazları gibi hipervasküler lezyonların tanısı, tedavi yanıtı ve tedavi sonrası rezidü/nüks tümör değerlendirmesinde olumlu sonuçlar elde

edilmiştir.[95] DEBT ile karaciğer yağlanmasının, demir birikiminin ve fibrozisinin derecesi belirlenebilmektedir.[96,97]

Pankreas:

Pankreastaki yağlanma diffüz veya fokal şekilde olabilmektedir ve fokal yağlanma durumunda görüntü hipovasküler kitleler ile karışabilmektedir. DEBT ile yağlanma alanı belirlenebilmekte ve tanı kolaylaştırılabilmektedir. Pankreas adenokarsinomlarının yaklaşık %11'i, pankreas parankimi ile benzer dansitede olup BT incelemesinde ayırt edilemeyebilir.[98] Literatürde 80 kVp'de elde edilen görüntülerde pankreas parankimi-lezyon ayırımının daha net yapılabildiği ve 120 kVp görüntülerde sınırı seçilemeyen lezyonların görünür hale geldiği bildirilmiştir.[99] İyot haritaları da bu tür lezyonların görüntülenmesini kolaylaştırmaktadır.[100] Ayrıca DEBT ile şiddetli pankreatit olgularında, perfüzyon görüntüler kullanılarak nekrotik alanlar belirlenebilmekte ve hastalık prognozunu belirlemeye yardımcı olunabilmektedir.[101]

Böbrek:

Renal hücreli kanserlerle yoğun içerikli kistlerin ayrımı, böbrek taşlarının içeriğini belirleme ve kontrastlı incelemelerde renal taş tanısını koyma DEBT'nin başlıca kullanım alanlarıdır. Böbrekte benign kist tanısını koymada kist dansitesinin suya yakın olması, kontrast tutulumu göstermemesi ve ince duvarlı olması önemli parametrelerdir.[102] Dinamik inceleme yapılmadıysa, tek başına kontrastlı incelemelerde yoğun içerikli kistlerin (yüksek dansiteli) maligniteden ayrımı zorlaşmaktadır. DEBT ise ek kontrastsız inceleme gerektirmeksizin,

oluşturduğu sanal kontrastsız görüntüler sayesinde tanıyı kolaylaştırmakta ve ek incelemelerin önüne geçebilmektedir.[103]

Renal taşlar kalsiyum oksalat, sitrüvit, ürik asit, sistin vb. içerebilmekte ve renal taş hastalığının tedavisinde taş içeriği önemli olmaktadır.[104] Tek enerjili BT ile dansite ölçümü yaparak taş içeriği tahmini yapılabilmekle birlikte özellikle küçük boyutlu taşlarda bu yöntem güvenilir değildir.[105,106] DEBT ürik asit taşlarını diğer taşlardan ayırmakta tek enerji BT'ye göre anlamlı olarak üstün bulunmuştur.[107] Üriner sistem taşı tanısı klasik olarak kontrastsız BT incelemeleriyle konulmakta olup kontrastlı incelemelerde, özellikle de renal pelvisin kontrastla dolu olduğu pyelogram fazında taşın görüntülenmesi güçleşmektedir. DEBT ile VUE görüntüler oluşturularak kontrastlı incelemelerde bile üriner sistem taşı tanısı rahatlıkla konulabilmektedir.[108]

Sürrenal Bez:

Rastlantısal sürrenal lezyonlar, rutin BT incelemelerinin yaklaşık %4'ünde izlenmektedir.[109] Sürrenal lezyonların ayırıcı tanısında kontrastsız görüntüler önemli rol oynar, kontrastsız serilerde sürrenal lezyonun dansitesinin 10 HU'dan düşük olması, durumundan yağdan zengin adenom tanısını koydurur.[110,111] Rutin BT incelemeleri ise genellikle kontrastsız seriler olmadan gerçekleştirilmekte ve sürrenal lezyon ayırıcı tanısında güçlüklerle karşılaşılmaktadır. DEBT ile elde edilen VUE görüntülerle kontrastlı yapılmış incelemelerde ek kontrastsız görüntülere ihtiyaç olmadan tanı koyulabilmektedir.[112]

2.2.4.2 Vasküler Sistem Uygulamaları

Aortik stent grefti olan hastalarda, tek enerjili BT'de rutin olarak multifazik (kontrastsız, arteriyel, venöz faz) görüntüleme yapılmaktadır. DEBT'de ise aortik stent greft değerlendirmesinde kontrastsız serilerin alınmasına gerek yoktur. Yapılan bir çalışmada trifazik BT protokolü yerine kullanılan, sanal kontrastsız seriler ve çift enerji ile elde edilen görüntülerde tanısal problem yaşanmazken radyasyon dozunda %61 azalma olduğu gösterilmiştir. Ayrıca DEBT ile VUE görüntüler ve iyot haritaları kullanılarak kaçak (endoleak) saptanması görüntüleme kolaylaşır.[113,114] Vasküler görüntülemede, düşük keV'de damar atenüasyonunu arttırması, yoğun kalsifikasyon içeren damarlarda kalsiyum çıkarma (subtraction) görüntüleriyle darlık yüzdesi belirlemeyi kolaylaştırması DEBT'nin avantajlarındandır.[115,116]

2.2.4.3 Sanal Tek Enerji Görüntüleme

DEBT'de değişik enerji seviyelerinde sanal tek enerjili görüntüler (VMI) oluşturularak tanı koymada kullanılmaktadır.[117] VMI ışın sertleşmesi artefaktlarını azaltmak, kontrast ve gürültü optimizasyonu sağlamak, metal artefaktlarını azaltmak ve materyal ayrımı için kullanılmaktadır.[118] VMI görüntüler sabit voltajda elde edilmiş, geniş bir enerji yelpazesinde (genellikle 40-150 keV) yeniden oluşturulmuş görüntülerdir. İnceleme alanında farklı yapılar arasındaki kontrastı artırmak, vasküler yapıların daha görünür hale getirilmesi ve lezyonların kontrastlanma özelliklerinin belirlenmesinde yardımcıdır (Resim 2 ve 3).[94]



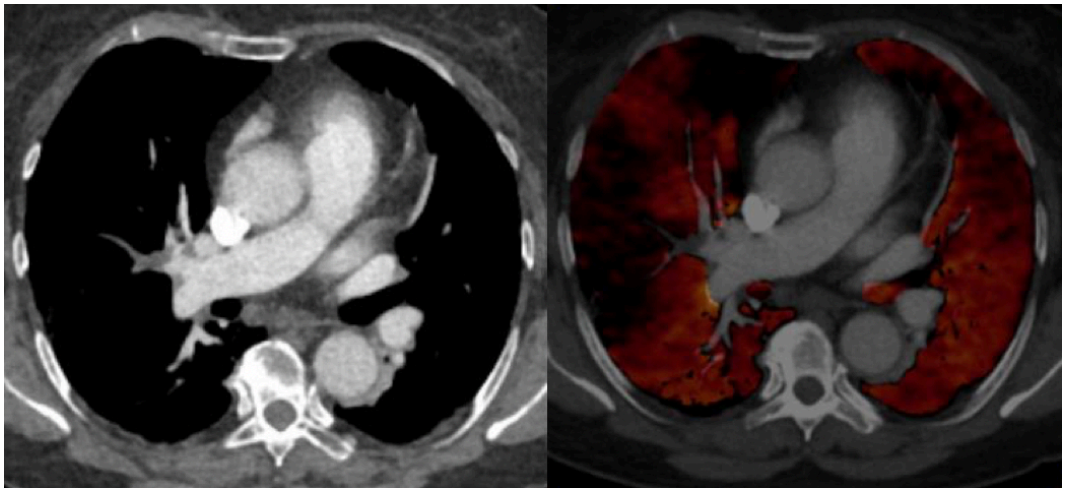
Resim 2. Çift Enerji abdominal BT'den oluşturulmuş VMI. Düşük enerji düzeylerinde vasküler yapılar ve parankimal organların çevre dokudan daha iyi ayırt edildiği izlenmektedir.



Resim 3. Lomber bölgede metalik fiksatörleri bulunan hastada VMI. Enerji düzeyi arttıkça metalik artefaktların azaldığı izlenmektedir.

2.2.4.4 Akciğer Görüntüleme

DEBT'nin akciğer görüntülemede en önemli kullanım alanı pulmoner embolidir. DEBT ile akciğer perfüzyonunun dolaylı bir göstergesi olan, akciğer parankimi içindeki iyot dağılımını temsil eden bir pulmoner kan havuzu haritası oluşturulabilmektedir. Bu haritalar yardımıyla pulmoner emboli ile ilişkili hipoperfüze alanlar gösterilebilmektedir (Resim 4). Ayrıca BT-anjiografi ile izlenmeyen uç dallardaki embolilere bağlı perfüzyon bozuklukları da bu haritalar yardımıyla izlenebilmektedir.[119,120] Ayrıca iyot haritaları yardımıyla pulmoner nodüllerin kontrastlanma özellikleri gösterilebilmekte ve tanıya ek katkı sağlanabilmektedir.



Resim 4. a-Standart BT anjiografi görüntüsünde sağda pulmoner arter orta lober dalından lateral segmenter dalına uzanan emboli izlenmektedir. b- Pulmoner iyot haritalama görüntüsünde sağ akciğer orta lob lateral segmentte hipoperfüze alan izlenmektedir.

2.2.4.5 Kas-İskelet Sistemi Uygulamaları

DEBT'nin kas-iskelet sisteminde en kullanışlı uygulamalarından biri, eklem aralığındaki ürik asit ve kalsiyum kristallerinin tanımlanarak gut-psödogut ayrımının yapılabilmesidir.[121,122] Bu alanda bir diğer önemli uygulama ise kemik iliği ödeminin gösterilmesidir. DEBT ile kemikteki kalsiyum çıkartılarak kemik iliği ödemi gösterilebilmekte, böylece travma sonrası kemik kontüzyonu görülebilir hale gelmektedir.[123] Tendon ve ligaman görüntülenmesi, BT-artrografi ve metal artefaktlarının azaltılması kas-iskelet sisteminde kullanılan diğer uygulamalardır.[124,125]

2.2.4.6 Kardiyak Uygulamalar

DEBT ile kardiyak incelemede, iyot haritalama ile miyokard perfüzyon görüntülenmesi, canlılık değerlendirmesi ve kalpte demir birikiminin belirlenmesi uygulamaları kullanılmaktadır. DEBT'nin kardiyak görüntülemede avantajı,

koroner BT anjiografi ile birlikte kardiyak perfüzyon bilgisini de verebilmesidir.[126,127] DEBT ile koroner arterler görüntülenirken plak karakterizasyonu yapılabilmekte, kalsifik plak çıkarma özelliği ile damar lümeni daha iyi görüntülenebilmektedir. DEBT ile kalpte demir birikimi gösterilebilmekte ve MRG yapılamayan olgularda tanıya katkı sağlanabilmektedir.[128] Ayrıca VMI uygulaması ile düşük enerji seviyelerinde iyot kontrastının arttığı görüntüler kullanılarak, daha az kontrast madde ile koroner anjiografi incelemelerinin yapılabileceği bildirilmiştir.[129]

2.2.4.7 Sanal Kontrastsız Görüntüleme

DEBT ile elde edilen kontrastlı görüntülerden, iyot dijital ortamda çıkartılarak VUE görüntüler oluşturulabilmektedir. VUE görüntüler, iyot haritaları ile birlikte kullanıldığında, tanıda kullanılması gerekebilen kontrastsız inceleme için ikinci bir tarama yapılması gereğini ortadan kaldırabilmektedir.

VUE görüntüler temel olarak üç şekilde oluşturulabilmektedir.[130] Bunlardan ilki yüksek keV değerlerinde VMI ‘dir. İyot *K-edge* değerinden uzaktaki enerji düzeylerinde fotoelektrik etkide önemli bir azalma olduğu için, yüksek keV değerlerinde iyot diğer dokulara oranla çok daha belirgin olarak baskılanır ve sanal kontrastsız görüntü elde edilir.

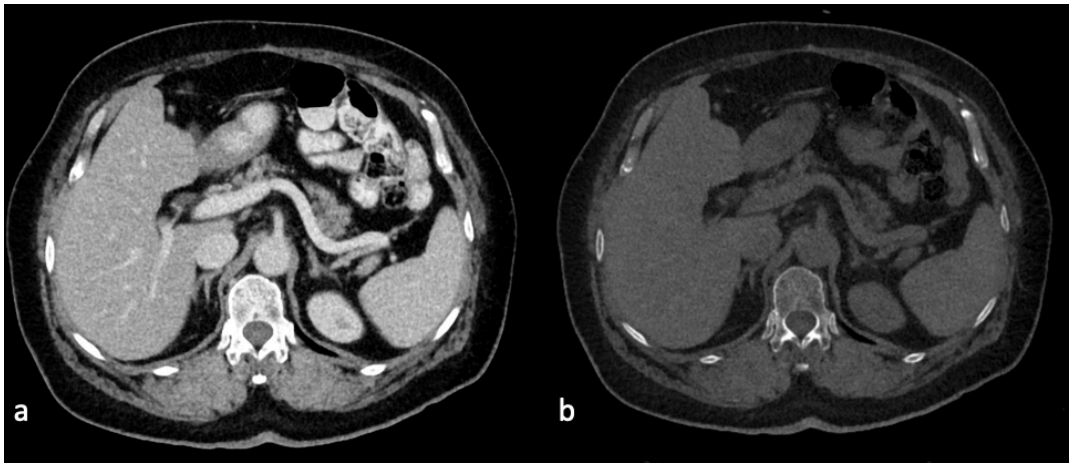
VUE görüntü oluşturmanın ikinci yolu su-iyot bazlı materyal ayrımından sonra su görüntülerine bakmaktır. Bu yöntemde iyot haritaları ile iyot yakalanır ve dolayısıyla su haritası iyotsuz kanı temsil eder. Bununla birlikte bu yöntemde tüm dokular su-iyot kombinasyonuyla temsil edildiği için oluşan görüntüler standart bir

kontrastsız BT görüntüsüyle tamamen aynı değildir. Bu yöntemde materyal ayrımında su kullanılmasının amacı insan vücudunun büyük bölümünün sudan oluşması ve su ile iyot arasında çok iyi bir spektral ayrım bulunmasıdır.

Üçüncü ve en doğru yol çoklu materyal ayrımı yaparak VUE görüntüler oluşturmaktır. Bu yöntemde her bir vokselden iyot çıkartıp, çıkartılan iyotun yeri kan ile doldurulur. Elde edilen görüntü iyotun neredeyse tamamen çıkartıldığı ve diğer tüm dokuların değişmediği, tipik olarak 70 keV'de elde edilmiş bir VMI'dır. Çift tüplü DEBT cihazlarında ise VUE görüntüler için üç materyal ayrımı algoritmaları kullanmaktadır. Algoritma her bir vokseldeki iyot içeriğini kodlayan bir harita oluşturur. Oluşturulan iyot haritası ile kontrastlı görüntüden, iyotun sebep olduğu atenüasyonlar çıkartılır. Böylece sanal kontrastsız görüntü elde edilmiş olur.

Kontrastlı BT'den elde edilen görüntüler, farklı lezyonların karakterizasyonu için güvenilir bilgi sağlamaktadır. Son araştırmalar, baş ve vücut değerlendirmede VUE görüntülerle gerçek kontrastsız görüntülerin benzer kalitede olduğunu göstermiştir (Resim 5).[87,131]

VUE görüntülerin, gerçek kontrassız görüntülerin yerini alması durumunda farklı protokoller kullanılarak birden fazla tarama gereksinimi ortadan kaldırılarak ek radyasyon dozu ve zamandan tasarruf edilebilecektir. Örneğin subaraknoid kanama ön tanısı olan bir hastada kontrastsız inceleme yapmadan BT anjiografi yapılarak, sanal kontrastsız görüntülerden kanamanın gösterilmesi, aynı anda anjiografi görüntülerinden olası bir anevrizmanın görüntülenmesi tek çekimde gerçekleştirilebilecektir.



Resim 5. Kontrastlı abdomen BT (a) ve aynı kesitte VUE görüntü (b). Kontrast maddenin vasküler yapılardan ve parankimal organlardan başarıyla çıkartıldığı izlenmekte.

VUE görüntülerle pulmoner nodüllerdeki kalsifikasyon odakları ya da kontrastlanmış doku alanı birbirinden ayırt edilebilmektedir.[132] Akut pankreatit olgularında tek faz incelemede nekrotik alan tanımlanabilmektedir. Çift fazlı renal BT protokolünde (kontrastlı-kontrastsız) gerçek kontrastsız görüntüler yerine VUE görüntüler kullanılması durumunda toplam radyasyon dozunun %30-50 düşürülebileceği gösterilmiştir.[133,134] Sanal kontrastsız görüntülerin geniş kullanım alanı ve klinik faydasına rağmen rutin incelemelerde gerçek kontrastsız görüntülerin yerini alıp alamayacağı tartışmalı olup fikir birliği bulunmamaktadır. Literatürde abdominal incelemede VUE görüntülerin gerçek kontrastsız görüntülerle benzer görüntü kalitesi bildirilmiş olmakla birlikte, VUE incelemede ölçülen atenüasyon değerlerinin gerçek kontrastsız görüntülerden anlamlı ölçüde farklı olduğunu bildiren çalışmalar bulunmakta olup bu konu ile ilgili daha fazla çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır.[14,16,82,87]

3.GEREÇ VE YÖNTEM

3.1 Çalışma Tasarımı ve Kapsamı

Çalışma retrospektif olarak tasarlanmış olup çalışmaya Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Etik Kurulu tarafından onay verilmiştir (2019/22, Ankara).

Çalışma kapsamında Ocak 2018 – Ocak 2019 tarihleri arasında çift enerji BT cihazı ile klinik endikasyonları doğrultusunda kontrastsız ve çift enerji yöntemiyle multifazik kontrastlı BT incelemesi yapılan 101 hasta retrospektif olarak değerlendirilmiştir. İki hasta arteriyel fazda inceleme yapılamamış olması, 1 hasta yoğun hareket artefaktları ve 1 hasta da lomber metalik fiksasyon materyallerinin neden olduğu metalik artefaktlar nedeniyle çalışma dışı bırakılmıştır. Çalışmaya toplamda 97 hasta dahil edilmiştir.

Çalışmaya dahil edilen hastaların BMI (Beden Kitle İndeksi) hesaplaması için boy ve kiloları, yaşları ve inceleme esnasında aldıkları radyasyon dozları (CTDI ve DLP cinsinden) kaydedilmiştir.

3.2 Bilgisayarlı Tomografi Protokolü

Tüm BT incelemeleri SOMATOM Force (Siemens Healthcare, Forchheim, Almanya) 3. Nesil DEBT cihazıyla gerçekleştirilmiştir. Tüm incelemeler, onkolojik değerlendirmede bölümümüzde standart olarak kullanılan; kontrastsız, arteriyel ve venöz fazları içeren trifazik BT protokolü ile gerçekleştirilmiştir.

İncelemeler supin pozisyonda gerçekleştirilmiştir. Görüntülenecek alanın belirlenmesi için antero-posterior ve lateral öncü görüntüler elde edilmiştir.

Kontrastsız görüntüler karaciğer kubbesinden böbrek inferioruna kadar üst abdomeni kapsayacak şekilde elde edilmiştir. Kontrastsız görüntüler tek enerji modunda; dedektör kolimasyonu 0.6 mm, tüp rotasyon zamanı 0,5 sn ve pitch değeri 0,6 olacak şekilde elde edilmiştir. Kontrastsız çekim için otomatik tüp akım modülasyonu (CARE Dose 4D, Siemens Healthcare) açık, otomatik tüp voltaj seçim algoritması (CARE Dose kV, Siemens Healthcare) kapalı pozisyona getirilmiştir. Tüp akımı 120 Kalite Referans mAs (Siemens Healthcare) ve tüp potansiyeli 120 kVp olarak belirlenmiştir.

Kontrast madde enjeksiyonu için her hastaya tercihen antekübital fossaya yerleştirilen 18-20 G venöz kanülden otomatik enjektör kullanılarak (MEDRAD Stellant Bayer HealthCare, Pensilvanya, ABD) 0,5 gI/kg (yaklaşık 1,5 ml/kg) dozunda (En fazla 130 ml) iyotlu kontrast madde (Optiray 350/100 ml, Guerbet, Liebel-Flarsheim, KANADA) 4 ml/sn hızla verilmiştir. Kontrast madde enjeksiyonu sonrasında 30 ml %0,9'luk NaCl ile aynı hızda yıkama yapılmıştır. Kontrastlı görüntülemenin başlatılmasında, bölümümüzde dinamik abdominal BT incelemelerinde standart olarak bolus tracking (kontrast takibi) yöntemi kullanılmakta olup, ROI (region of interest) abdominal aortaya L1 vertebra seviyesine yerleştirilmiş ve eşik değer 100 HU olarak ayarlanmıştır. Arteriyel faz taraması eşik değere ulaşıldıktan 15 sn sonra, venöz faz taraması ise 65-70 sn sonra başlatılmıştır.[135,136]

Arteriyel fazdaki görüntüler karaciğer kubbesinden böbrek alt sınırına dek üst abdomeni kapsayacak şekilde, venöz faz görüntüleri ise karaciğer üst sınırından iskial kemikler inferioruna dek tüm abdomeni kapsayacak şekilde elde edilmiştir.

Kontrastlı görüntüler çift enerji modunda dedektör kolimasyonu 0.6 mm, tüp rotasyon zamanı 0,5 sn ve pitch değeri 0,5 olacak şekilde elde edilmiştir. Tüp akım ve potansiyeli üretici tarafından önerilen şekilde; A tüpü için 100 kVp ve 190 Kalite Referans mAs, B tüpü için 150 kVp ve 95 Kalite Referans mAs olarak belirlenmiştir. Her iki tüp için otomatik tüp akım modülasyonu açık pozisyonda kullanılmıştır.

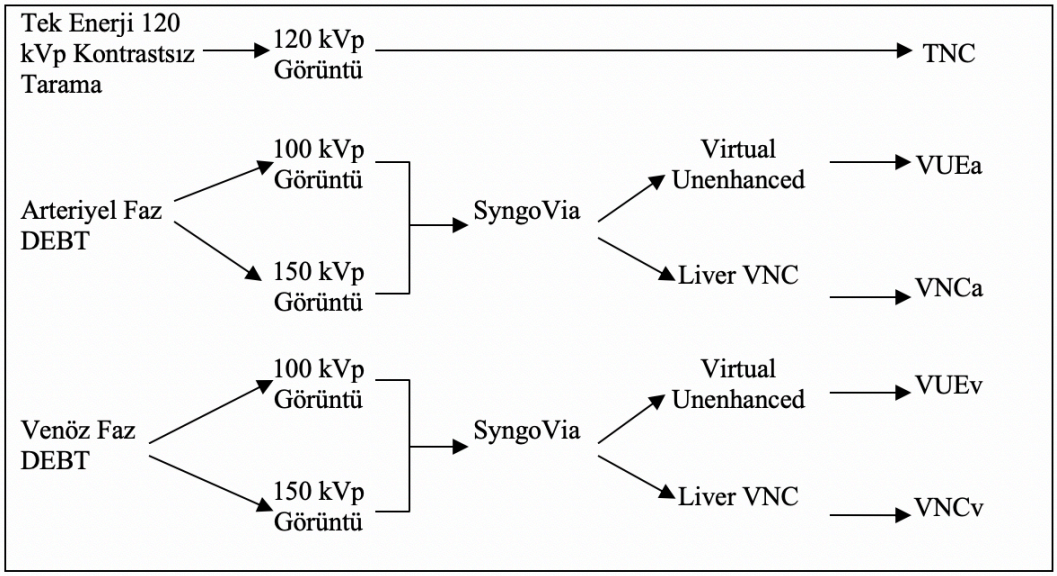
Kontrastsız görüntüler yumuşak doku kerneli (Br40, Siemens Healthcare) kullanılarak 1.5 mm kesit kalınlığı ve 0,75 mm kesit aralığı ile rekonstrükte edilmiştir. Çift enerji görüntülerin rekonstrüksiyonu yumuşak doku kerneli (Qr40, Siemens Healthcare) kullanılarak 1,5 mm kesit kalınlığı ve 0,75 mm kesit aralığı ile yapılmıştır. Her iki görüntü için iteratif rekonstrüksiyon (ADMIRE, Siemens Healthcare) tekniği 2. derecede kullanılmıştır. 120 kVp'lik konvansiyonel tek enerjili BT görüntülerini temsil eden çift enerji görüntüleri, üreticinin önerdiği şekilde %60 A tüpü ve %40 B tüpünden bilgi alınarak oluşturulmuştur.

3.3 Çift Enerji Görüntülerinin İşlenmesi

Çift enerji kontrastlı görüntüler, iş istasyonunda özel görüntüleme platformunda (SyngoVia Versiyon VB20A_HF05, Siemens Healthcare) sanal kontrastsız görüntülere dönüştürülmüştür. Sanal kontrastsız görüntü oluşturmak için üçlü materyal ayrımı algoritması kullanan, iki adet ticari yazılım kullanılmıştır (Virtual Unenhanced ve Liver VNC, Siemens Healthcare). Virtual Unenhanced (VUE, Sanal Kontrastsız) yazılımı az miktarda yağ içeren organlar için tasarlanmış olup her bir vokselin su, hava ve iyottan oluştuğunu varsaymaktadır. Liver Virtual

Noncontrast (Liver VNC, VNC, Karaciğer Sanal Kontrastsız) yazılımı ise başlıca karaciğer için tasarlanmış olup her bir vokselin yağ, yumuşak doku ve iyottan oluştuğunu varsaymaktadır. Bu algoritmalar her bir vokseldeki iyot miktarını ölçen bir iyot haritası oluşturmaktadır. Daha sonra kontrastlı görüntüden iyotun oluşturduğu atenüasyon çıkartılarak sanal kontrastsız görüntü elde edilmektedir.

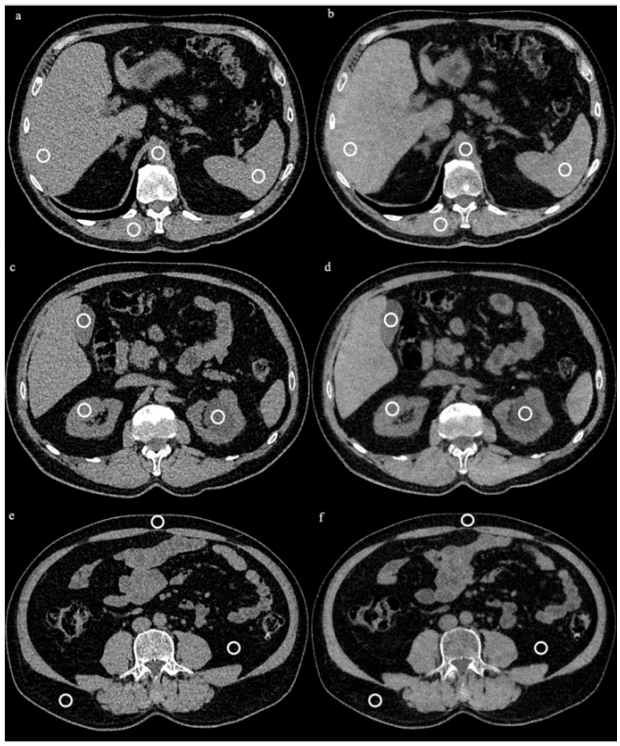
Sanal kontrastsız görüntüler arteriyel fazda üst abdomen, venöz fazda ise tüm abdomeni kapsayacak şekilde 1.5 mm kalınlığındaki kesitler ve 0,75 mm kesit aralığı ile rekonstrükte edilmiştir. Arteriyel ve venöz fazda elde edilen görüntüler, VNC ve VUE algoritmaları kullanılarak ayrı ayrı işlenmiş, her bir hasta için 4 adet sanal kontrastsız görüntü seti elde edilmiştir (Şekil 11).



Şekil 11. Gerçek ve Sanal Kontrastsız Görüntülerin Oluşturulması ve İsimlendirilmesi

3.4 Görüntülerin Değerlendirilmesi

Gerçek kontrastsız görüntüler (TNC), VUEa, VUEv, VNCa ve VNCv görüntüler oluşturulmuş ve hastanemizin PACS sistemine (ExtremePACS Client, Versiyon 4.3) kaydedilmiştir. Her bir görüntüde karaciğer, dalak, böbrek parankimi, safra kesesi, paraspinal kas, aort, subkutan ve retroperitoneal yağ dokudan atenüasyon ölçümleri yapılmıştır. Atenüasyon ölçümleri 5. yıl radyoloji asistanı tarafından gerçekleştirilmiştir. Atenüasyon ölçümü için 100 mm^2 alanında yuvarlak şekilli ROI manuel olarak yerleştirilmiştir. Tüm seriler aynı anda yan yana açılarak aynı kesit ve bölgeden atenüasyon ölçümleri yapılmıştır (Resim 6). Ortalama HU değerleri kaydedilmiştir.



Resim 6. Sanal ve gerçek kontrastsız görüntülerden atenüasyon ölçüm örnekleri. Sağda (a,c,e) gerçek, solda (b,d,f) sanal kontrastsız görüntüler yer almaktadır. Cilt altı yağ doku ölçümleri parsiyel volüm etkisini en aza indirgeyecek şekilde yağ dokusunun en kalın olduğu yerden gerçekleştirilmiştir (e,f).

Sanal kontrastsız görüntü setlerinin görsel değerlendirmesinde tüm serilerde görüntü kalitesinin iyi ve tanısal düzeyde olduğu değerlendirilmiştir. BMI'sı 42 olan bir hastada dual enerji FOV'unun yerleştirilmesindeki pozisyonlama hatası nedeniyle sol böbreğin yaklaşık %25'i ve dalağın küçük bir bölümü FOV dışında kalmış ancak bu hastada FOV pozisyonunun doğru yerleştirilmesiyle abdomende yeterli kapsamaya ulaşılabileceği değerlendirilmiştir. Bunun dışında tüm hastalarda dual enerji FOV'u abdomeni yeterli ölçüde kapsayacak ve tüm parankimal organları içine alacak şekilde elde edilebilmiştir.

Karaciğer atenüasyon ölçümü büyük damarlardan kaçınılarak karaciğer periferinden yapılmıştır. Böbrek atenüasyon ölçümü parankim kapsanacak şekilde medüller yağ dansitelerinden kaçınılarak gerçekleştirilmiştir. Paraspinal kas ölçümleri komşu fasiyal makroskopik yağ dokudan kaçınılarak yapılmıştır. Safra kesesinde ölçümler safra kesesi fundus/korpusundan gerçekleştirilmiş olup; varsa kese lümenindeki taş çamur gibi oluşumlar ölçüme dahil edilmemiştir. Aorta ölçümlerinde ışın sertleşme artefaktlarından kaçınılmıştır. Yağ doku ölçümleri kontrastlı görüntülerde vasküler yapıların bulunmadığı homojen doku alanlarından yapılmıştır. Kontrastsız görüntülerden atenüasyon ölçümleri yapılırken eş zamanlı kontrastlı görüntüler de değerlendirilmiş ve kontrastsız görüntülerde izlenemeyen fokal lezyonlar ölçümlere dahil edilmemiştir. Ayrıca böbrek kisti saptanan hastalarda 1 cm'den büyük kistler kaydedilmiş ve kistlerden benzer şekilde tüm serilerde atenüasyon ölçümleri yapılmıştır.

3.5 İstatistiksel Analiz

Verilerin analizi için Statistical Package for the Social Sciences (IBM, SPSS Statistics for Macintosh, Versiyon 25.0 Armonk, Newyork) istatistik programı kullanılmıştır. Tanımlayıcı veriler ortalama (±Standart Sapma), ortanca değer ve yüzdeler olarak verilmiştir. Hipotezi test etmeden önce verilerin dağılım normalliği test edilmiştir. Normal dağılım göstermeyen retroperitoneal ve subkutan yağ doku ölçümlerinin analizi için Wilcoxon testi kullanılmıştır. Diğer tüm verilerin analizi için bağımlı örneklem t testi kullanılmıştır. Gerçek ve sanal görüntüler arasındaki atenüasyon farkının BMI ve yaş ile korelasyonunu değerlendirmek için yağ doku ölçümlerinde Spearman, diğer dokularda Pearson analizleri kullanılmıştır. Elde edilen r değerleri için $r<0,2$ korelasyon yok; 0,2-0,4 zayıf korelasyon; 0,4-0,6 orta derecede korelasyon; 0,6-0,8 yüksek korelasyon; $>0,8$ ise kuvvetli korelasyon şeklinde sınıflandırılmıştır. Gerçek ve sanal görüntüler arasındaki atenüasyon farkı değişkenliğinin anlaşılması için her sanal kontrastsız görüntüde ve her dokuda Bland-Altman analizi yapılmıştır. Tüm testler için $p<0,05$ değeri istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

4. BULGULAR

4.1 Demografik ve Klinik Veriler

Çalışmamıza yaşları 38 ve 85 arasında değişen ve ortalama yaşları 62,2±9,8 olan; 43'ü erkek (%45), 54'ü kadın (%55) olmak üzere toplamda 97 hasta dahil edilmiştir. Hastaların BMI değerleri 17,8 ve 45,8 arasında değişmekte olup ortalama BMI değerleri 28,7±5,3 olarak hesaplanmıştır. Hastaların BMI aralıkları değerlendirildiğinde; BMI'sı 18,5'in altında 1 (%1, zayıf), 18,5-24,9 aralığında 27 (%28, normal kilolu), 25-29,9 aralığında 37 (%38, fazla kilolu), 30-34,9 aralığında 20 (%21, I. derece obez), 35-39,9 aralığında 8 (%8, II. derece obez), 40 ve üzeri ise 4 (%4, morbid obez) hasta saptanmıştır.

Çalışmamızda toplamda 97 hasta; böbrek kitlesi karakterizasyonu (n=57), primer malignite evrelenmesi (n=22), karaciğer kitlesi karakterizasyonu (n=10), ve malignite tarama (n=8) amacıyla dinamik abdominal DEBT ile değerlendirilmiştir. Kontrastlı ve kontrastsız BT incelemelerinin değerlendirilmesi sonucu 38 olguda Bosniak kategori I , 1 hastada Bosniak kategori IIF böbrek kisti, 6 hastada pankreasta solid kitle, 3 hastada renal anjiomyolipom, 3 hastada renal hücreli kanser, 2 hastada hepatosellüler kanser, 2 hastada sürrenal adenom, 2 hastada karaciğer hemanjiomu, 1 hastada karaciğer metastazı (Primer malignitesi bilinmeyen olgu), 1 hastada böbrek metastazı (Primer mesane kanseri), 1 hastada pankreas kisti ve 1 hastada basit karaciğer kisti tanımlanmıştır.

Hastalara verilen radyasyon dozu CTDI (mGy) ve DLP (mGycm) cinsinden hesaplanmış olup kontrastsız tek enerjili faz için ortalama 6,3±1,8 (2,6-12,3

aralığında) mGy ve 189±79 (63-436 aralığında) mGycm, çift enerji geç arteriyel faz için 7,9±2,4 (3,5-16,7 aralığında) mGy ve 193±73 (77-455 aralığında) mGycm, venöz faz için 8,5±2,1 (4,4-15,5 aralığında) mGy ve 415±120 (213-806 aralığında) mGycm olarak ölçülmüştür. Toplam ortalama radyasyon dozu 829±250 (395-1583) mGycm olarak ölçülmüştür. Gerçek kontrastsız görüntülerin çekim protokolünden çıkartılmasıyla elde edilecek tahmini doz azaltımı (DLP) ortalama %22,5±5,9 (%21,3-23,7 aralığında, p<0,001) olarak hesaplanmıştır. İncelemenin yalnızca üst abdomeni kapsadığı ve postkontrast görüntünün tek fazdan elde edildiği varsayıldığında arteriyel fazın doz verileri kullanılarak gerçek kontrastsız görüntünün çekim protokolünden çıkartılmasıyla tahmini doz azaltımının (DLP) %45,6±10 olacağı hesaplanmıştır (p<0,001).

4.2 Gerçek ve Sanal Kontrastsız Görüntülerin Atenüasyon Değerlerinin Karşılaştırması

Safra kesesi opere olan 19 hasta ve safra kesesi kontrakte izlenen 13 hasta olmak üzere toplamda 32 hastada safra kesesinden atenüasyon ölçümü yapılamamış ve safra kesesi atenüasyon ölçümleri 65 hasta üzerinden değerlendirilmiştir. Yağ doku miktarının azlığı nedeniyle cilt altı yağ doku atenüasyonu 2, retroperitoneal yağ doku atenüasyonu 3 hastada ölçülememiş olup cilt altı yağ doku ölçümleri 95, retroperitoneal yağ doku ölçümleri ise 94 hasta üzerinden değerlendirilmiştir.

Gerçek ve sanal kontrastsız görüntülerin atenüasyon değerleri arasında VUEv görüntülerde böbrekte (p=0,066) ve safra kesesinde (p=0,061) istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır. Bunun dışında tüm dokularda gerçek ve sanal

kontrastsız görüntülerin atenüasyon değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmıştır (p<0,001-0,025). Gerçek ve sanal kontrastsız görüntülerinin atenüasyon değerlerinin karşılaştırması Tablo 4'te, atenüasyon dağılımları Şekil 12'de özetlenmiştir.

Sanal kontrastsız görüntülerde doku atenüasyon değerleri gözden geçirildiğinde aortada tüm sanal kontrastsız görüntülerde (VUE ve VNC) safra kesesi ve böbrekte VNCa ve VNCv görüntülerde; TNC görüntülere kıyasla ortalama olarak daha düşük atenüasyon değerleri ölçülmüştür. Bunun dışında tüm dokularda sanal kontrastsız görüntülerde ortalama olarak daha yüksek atenüasyon değerleri ölçülmüştür.

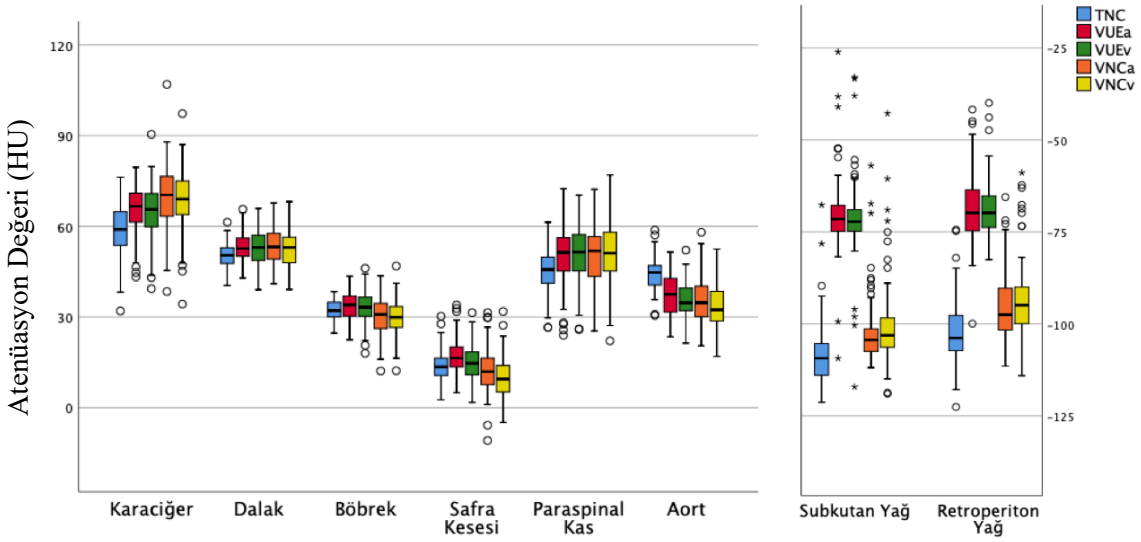
Sanal ve gerçek kontrastsız görüntüler arasındaki atenüasyon farkı 38,1±9 (VUEa görüntülerde subkutan yağ) ile 1±5,4 (VUEv görüntülerde böbrek) arasında değişmekteydi. Yağ doku atenüasyonu ölçümlerinde gerçek ve sanal kontrastsız görüntüler arasındaki ortalama atenüasyon farkı VUE görüntülerde (33,5-38,1), VNC görüntülere (5,8-8,6) kıyasla belirgin şekilde yüksek bulunmuştur. Karaciğer atenüasyonu ölçümlerinde gerçek ve sanal kontrastsız görüntüler arasındaki ortalama atenüasyon farkı VNC görüntülerde (9,8-9,9), VUE görüntülere (5,7-6,2) kıyasla daha yüksek bulunmuş olup VNC-VUE görüntüler arasındaki atenüasyon farkı arteriyel ve venöz fazlarda sırasıyla 3,3±5,2 ve 3,6±3,6 olarak hesaplanmıştır (p<0,001).

Tablo 4. Sanal kontrastsız görüntülerin atenüasyon değerleri ile gerçek kontrastsız görüntülerin atenüasyon değerlerinin karşılaştırılması.

Doku	TNC Ortalama HU (±SS)	VUEa			VUEv			VNCa			VNCv		
		Ortalama HU (±SS)	Ortalama HU Farkı (±SS)	*p*	Ortalama HU (±SS)	Ortalama HU Farkı (±SS)	*p*	Ortalama HU (±SS)	Ortalama HU Farkı (±SS)	*p*	Ortalama HU (±SS)	Ortalama HU Farkı (±SS)	*p*
Karaciğer	58,5 (8,1)	65,2 (8)	6,6 (5,7)	<0,001	64,8 (8,8)	6,2 (6,6)	<0,001	68,6 (10,6)	9,9 (6,9)	<0,001	68,4 (10,1)	9,8 (7,3)	<0,001
Dalak	50,3 (3,8)	53,1 (4,9)	2,8 (6,3)	<0,001	52,6 (5,8)	2,3 (6,4)	0,001	53,6 (5,9)	3,3 (7,2)	<0,001	52,4 (6,1)	2,1 (6,9)	0,003
Böbrek	32,3 (3,2)	33,8 (4,7)	1,6 (5)	0,002	33,3 (5,1)	1 (5,4)	**0,061**	30,3 (6)	2 (5,8)	0,001	29,6 (5,5)	2,7 (5,5)	<0,001
Safra Kesesi	13,9 (5,8)	17,5 (6,4)	3,5 (4,4)	<0,001	15,15 (6,5)	1,2 (4,9)	**0,066**	12,32 (7,8)	1,6 (5,8)	0,025	10,1 (7,1)	3,9 (5,9)	<0,001
Paraspinal Kas	45,1 (6,9)	50,6 (9,4)	5,5 (7,1)	<0,001	50,2 (9,5)	5,1 (7,6)	<0,001	50,3 (10,6)	5,2 (7,6)	<0,001	50,8 (10,7)	5,7 (8,4)	<0,001
Aort	44,2 (5,1)	37,4 (6,9)	6,7 (8,4)	<0,001	35,5 (5,8)	8,6 (7,3)	<0,001	35,2 (8,1)	8,9 (9,3)	<0,001	33,3 (7,3)	10,8 (8,6)	<0,001
Subkutan Yağ	-108,2 (8,4)	-70,2 (10,1)	38,1 (9)	<0,001	-71,5 (10,5)	36,7 (10,4)	<0,001	-102,4 (8,8)	5,8 (5,9)	<0,001	-100,6 (11,2)	7,6 (9)	<0,001
Rp. Yağ	-102,5 (8,2)	-68,8 (8,9)	33,7 (8,5)	<0,001	-68,9 (7,8)	33,5 (8,6)	<0,001	-95,5 (9,1)	6,9 (6,5)	<0,001	-93,9 (10,7)	8,6 (6,9)	<0,001
Böbrek Kisti	9,1 (3,6)	9,8 (4,8)	0,8 (4,9)	**0,325**	10,2 (5,3)	1,1 (4,9)	**0,168**	3,1 (4,1)	5,9 (3,8)	<0,001	3,5 (4,8)	5,9 (4,1)	<0,001

** Subkutan ve Rp. (Retroperitoneal) yağ doku atenüasyon değerlerinin karşılaştırılmasında Wilcoxon testi, diğer doku ve organlarda bağımlı örneklem t testi kullanılmıştır. Karşılaştırma sonucunda istatistiksel açıdan anlamlı fark bulunmayan sonuçlar kalın olarak işaretlenmiştir. Ortalama fark için mutlak değer verilmiştir.*

** SS: Standart Sapma*



Şekil 12. Sanal ve gerçek kontrastsız görüntülerinin atenüasyon dağılımlarının Box-and-whisker (Kutu-bıyık grafiği) ile gösterilmesi. Kutular çeyrekler arası aralığı (%25-75), kutuların ortasındaki çizgiler ortalama değerleri, düz dikey çizgiler atenüasyon dağılım aralığını göstermektedir. Çember (o) ile işaretli noktalar uç değerleri, yıldız (*) ile işaretli noktalar aşırı değerleri temsil etmektedir.

Atenüasyon ölçümlerinin hasta bazlı karşılaştırılması Tablo 5'te verilmiştir. Karaciğerde VUE algoritması kullanıldığında hastaların yaklaşık %70'inde 10 HU'dan daha küçük atenüasyon farkı ölçülmüş olup yaklaşık %2'sinde 20 HU ve üzeri atenüasyon farkı ölçülmüştür. Karaciğerde VNC algoritması kullanıldığında ise yaklaşık %50'sinde 10 HU'dan daha küçük atenüasyon farkı ölçülmüş olup yaklaşık %10'unda 20 HU ve üzeri atenüasyon farkı ölçülmüştür. Dalak, böbrek ve safra kesesi atenüasyon ölçümlerinde; kullanılan sanal kontrastsız görüntüleme algoritmasından ve inceleme fazından bağımsız olarak hiçbir hastada 20 HU ve üzeri atenüasyon farkı ölçülmemiştir. Dalakta VUE görüntülerde ölçümlerin yaklaşık %15'inde, VNC görüntülerde yaklaşık %20'sinde; böbrekte VNC ve VUE görüntülerde ölçümlerin yaklaşık %6'sında ve safra kesesinde VUE görüntülerde ölçümlerin yaklaşık %5'inde, VNC görüntülerde yaklaşık %85'inde 10-20 HU

arası atenüasyon farkı ölçülmüştür. Paraspinal kasta yaklaşık %75 olguda 10 HU'dan daha düşük atenüasyon farkı saptanırken olguların yaklaşık %4'ünde 20 HU ve üzeri atenüasyon farkı saptanmıştır. Aort ölçümlerinde tüm sanal kontrastsız görüntü serilerinde %10-23 arası değişen oranlarda 10 HU'nun altında atenüasyon farkı saptanmış olup %4-13 arası değişen oranlarda 20 HU ve üzeri atenüasyon farkı saptanmıştır. Subkutan ve retroperitoneal yağ doku ölçümlerinde VUE algoritması kullanıldığında olguların yalnızca %1-2'sinde, VNC algoritması kullanıldığında ise olguların yaklaşık %70'inde 10 HU'dan daha az atenüasyon farkı ölçülmüştür. Yağ dokuda VUE algoritması kullanıldığında %67-89 arasında değişen oranlarda 30 HU ve üzeri, %18-45 arasında değişen oranlarda 40 HU ve üzeri atenüasyon farkı saptanmıştır. Yağ dokuda VNC görüntülerde yaklaşık %96 olguda 20 HU'dan daha düşük atenüasyon farkı saptanmıştır. Atenüasyon farklarının anlaşılması için Bland Altman grafikleri Şekil 13'te verilmiştir.

Yapılan incelemelerde saptanan boyutları 1.5-5 cm arasında, gerçek kontrastsız serilerde atenüasyonları 1-17 HU arasında değişen, kontrastlı serilerde kontrast tutulumu göstermeyen toplamda 38 adet böbrek kisti değerlendirilmiştir. Yapılan istatistiksel analizde TNC ile VUE görüntüler arasında anlamlı fark (p=0,168-0,325) saptanmamış olup TNC ile VNC görüntüler arasında istatistiksel açıdan anlamlı fark (p<0,001) saptanmıştır. Hasta bazlı incelemede VUE görüntülerde olguların yaklaşık %95'inde, VNC görüntülerde olguların yaklaşık %85'inde 10 HU'dan daha düşük atenüasyon farkı saptanmıştır. Hiçbir olguda 20 HU ve üzeri atenüasyon farkı saptanmamıştır (Tablo 4 ve 5).

Tablo 5. Gerçek ve sanal kontrastız görüntüler arasında 5,10 ve 20 HU'dan az atenüasyon farkı bulunan hasta sayıları ve yüzdeleri

Doku	n	TNC ile HU farkı	VUEa1	VUEv1	VNCa1	VNCv1
Karaciğer	97	<5	34 (%35,1)	33 (%34,0)	17 (%17,5)	19 (%19,6)
		<10	69 (%71,2)	71 (%73,2)	45 (%46,4)	51 (%52,6)
		<20	96 (%98,9)	95 (%97,9)	91 (%93,8)	90 (%92,8)
Dalak	97	<5	48 (%49,5)	51 (%52,6)	43 (%44,3)	54 (%55,7)
		<10	83 (%85,6)	82 (%84,6)	75 (%77,3)	79 (%81,5)
		<20	97 (%100)	97 (%100)	97 (%100)	97 (%100)
Böbrek	97	<5	68 (%70,1)	65 (%67,0)	54 (%55,7)	56 (%57,7)
		<10	91 (%93,8)	89 (%91,7)	90 (%92,8)	91 (%95,9)
		<20	97 (%100)	97 (%100)	97 (%100)	97 (%100)
Safra Kesesi	65	<5	37 (%56,9)	42 (%64,6)	39 (%60,0)	33 (%50,8)
		<10	62 (%95,4)	62 (%95,4)	59 (%90,8)	54 (%83,1)
		<20	65 (%100)	65 (%100)	65 (%100)	65 (%100)
Paraspinal Kas	97	<5	40 (%41,2)	42 (%43,3)	43 (%44,3)	41 (%42,3)
		<10	74 (%77,3)	72 (%74,2)	75 (%77,3)	69 (%71,2)
		<20	94 (%96,9)	95 (%97,9)	94 (%96,9)	92 (%94,8)
Aorta	97	<5	31 (%32,0)	24 (%24,7)	24 (%24,7)	21 (%21,6)
		<10	61 (%62,9)	53 (%54,6)	46 (%47,4)	39 (%40,2)
		<20	90 (%92,8)	93 (%95,9)	87 (%89,7)	84 (%86,6)
Subkutan Yağ	95	<10	2 (%2,1)	1 (%1,1)	74 (%77,9)	64 (%67,4)
		<20	3 (%3,2)	6 (%6,4)	93 (%97,9)	91 (%95,8)
		<30	11 (%11,6)	16 (%16,9)	95 (%100)	92 (%96,9)
		<40	54 (%56,9)	67 (%70,6)	-	93 (%98,0)
Retroperitoneal Yağ	94	<10	1 (%1,1)	1 (%1,1)	70 (74,5)	61 (%64,9)
		<20	6 (%6,4)	4 (%4,3)	89 (94,7)	88 (%93,6)
		<30	22 (%23,4)	31 (33,0)	94 (%100)	92 (%97,9)
		<40	77 (%81,9)	75 (79,8)	-	94 (%100)
Böbrek Kisti	38	<5	27 (%71,1)	24 (%63,2)	14 (%36,8)	18 (%47,4)
		<10	36 (%94,8)	37 (%97,4)	33 (%86,8)	32 (%84,2)
		<20	38 (%100)	38 (%100)	38 (%100)	38 (%100)

** Yağ doku için 10,20,30 ve 40 HU farka göre sınıflandırılmıştır.*

4.3 Korelasyon Analizleri

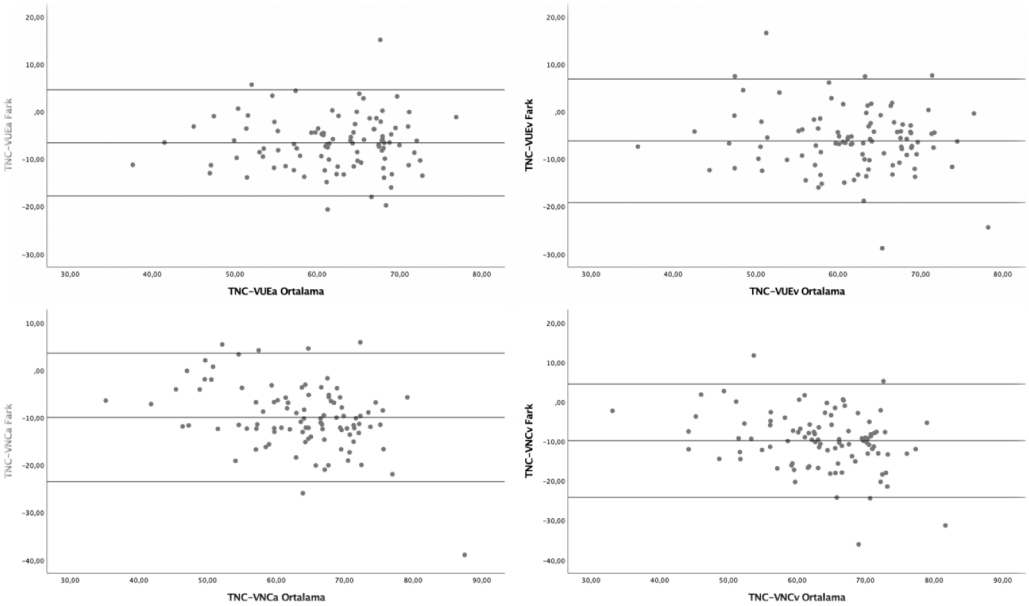
Gerçek ve sanal kontrastsız görüntüler arasındaki atenüasyon farkının BMI ile korelasyonu Tablo 6'da verilmiştir. Paraspinal kas ölçümlerinde saptanan atenüasyon farkının tüm serilerde BMI ile istatistiksel açıdan anlamlı (p<0,001-0,006) zayıf düzeyde (r=0,280-0,351) pozitif korelasyon gösterdiği saptanmıştır. Aorta ölçümlerinde tüm serilerde istatistiksel açıdan anlamlı (p<0,001) korelasyon saptanmış olup VUEa, VNCa ve VNCv görüntülerde orta düzeyde (0,414-0,480), VUEv görüntülerde ise zayıf düzeyde (r=0,366) pozitif korelasyon saptanmıştır. Subkutan yağ ölçümlerinde istatistiksel açıdan anlamlı (p=0,05) zayıf düzeyde (r=-0,202) negatif korelasyon saptanmıştır. Böbrek kistlerinden yapılan ölçümlerde

VUEv görüntülerde istatistiksel açıdan anlamlı (p=0,034) zayıf düzeyde (r=0,345) pozitif korelasyon saptanmıştır. Diğer dokular ve sanal kontrastsız görüntülerde BMI ile atenüasyon farkı arasında anlamlı korelasyon saptanmamıştır. Gerçek ve sanal kontrastsız görüntüler arasındaki atenüasyon farkı ile yaş ve cinsiyet arasında anlamlı korelasyon saptanmamıştır.

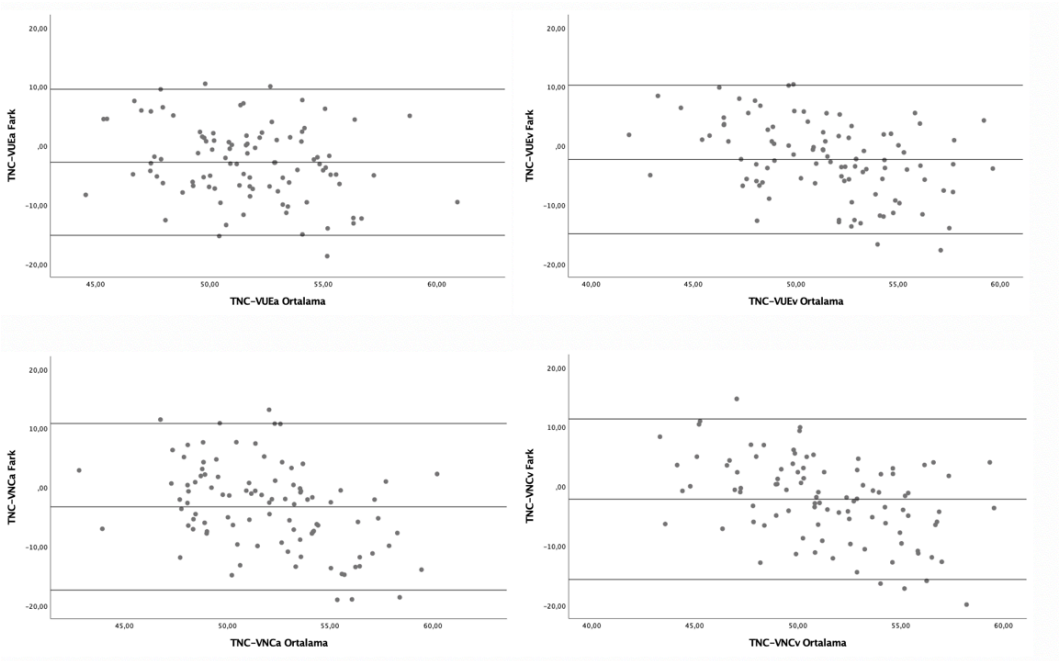
Tablo 6. Gerçek ve sanal kontrastsız görüntülerin atenüasyon farkının BMI ile korelasyonu.

Doku	TNC-VUEa		TNC-VUEv		TNC-VNCa		TNC-VNCv	
	r	*p*	r	*p*	r	*p*	r	*p*
Karaciğer	0,136	0,185	0,184	0,072	0,088	0,392	0,081	0,428
Dalak	0,018	0,865	-0,116	0,256	0,036	0,728	0,008	0,941
Böbrek	-0,109	0,288	0,05	0,628	0,126	0,218	0,109	0,289
Safra Kesesi	-0,079	0,531	-0,094	0,458	-0,004	0,972	0,145	0,250
Paraspinal Kas	**0,351**	**<0,001**	**0,280**	**0,006**	**0,282**	**0,005**	**0,282**	**0,005**
Aort	**0,414**	**<0,001**	**0,366**	**<0,001**	**0,480**	**<0,001**	**0,449**	**<0,001**
Subkutan Yağ	**-0,202**	**0,05**	-0,011	0,913	-0,054	0,603	-0,087	0,401
Retroperitoneal Yağ	0,133	0,202	0,27	0,797	-0,073	0,484	**-0,222**	**0,031**
Böbrek Kisti	0,138	0,409	**0,345**	**0,034**	-0,156	0,349	0,096	0,566

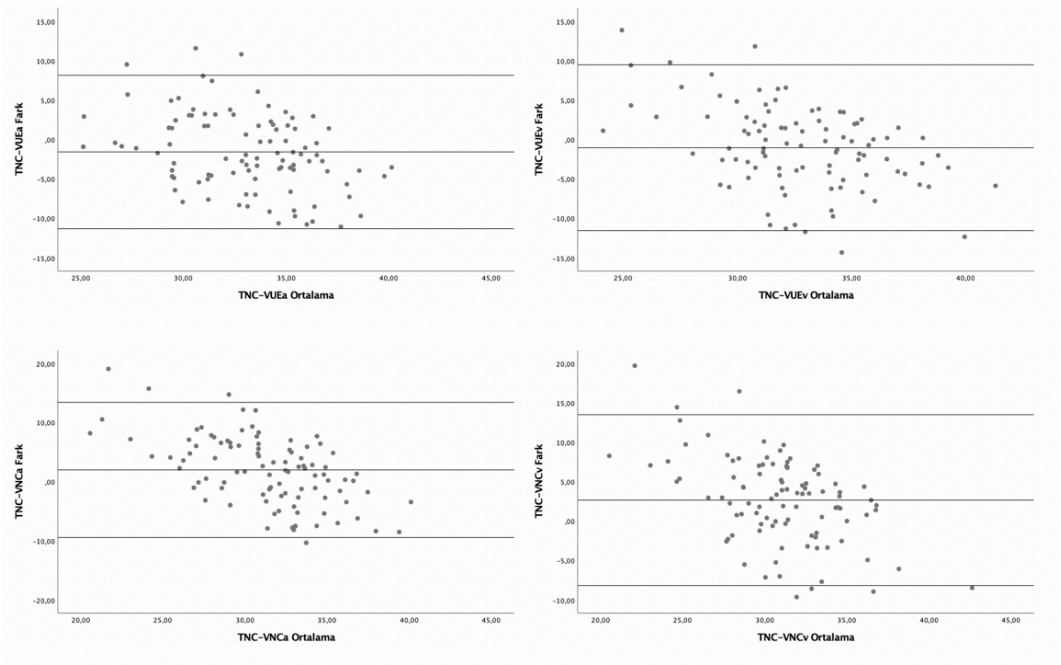
** Subkutan ve retroperitoneal yağ doku korelasyonu için Spearman, diğer doku korelasyonları için Pearson analizi kullanılmıştır*



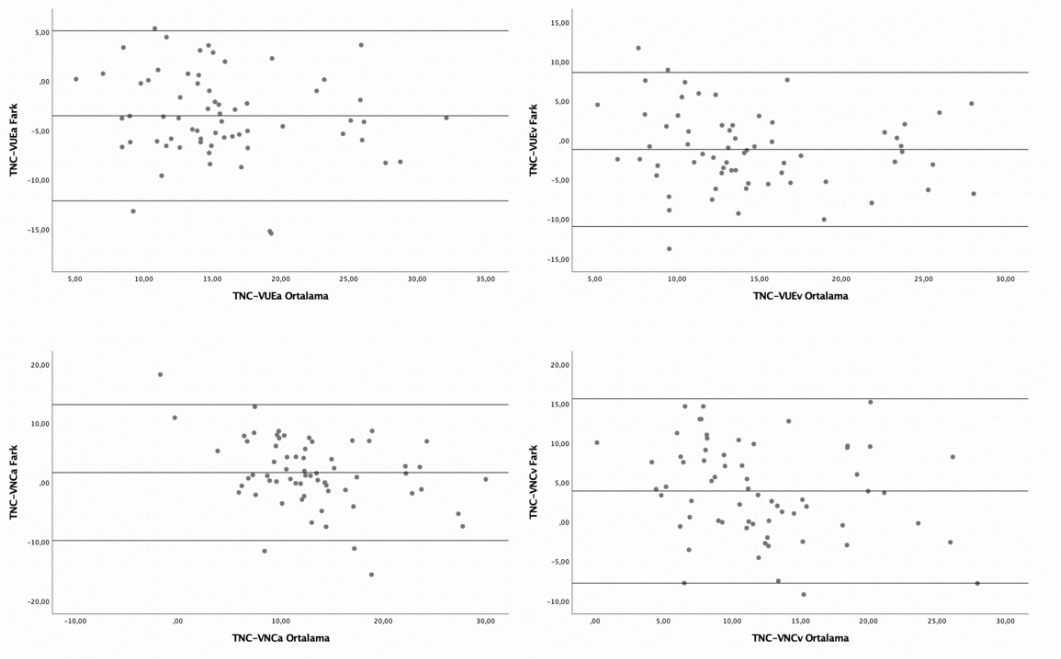
Şekil 13. Karaciğer için her bir sanal kontrastsız görüntü ile gerçek kontrastsız görüntünün atenüasyon farkının, ortalamasına karşı çizilmiş Bland-Altman Fark grafikleri. Grafikte merkezdeki çizgi ortalama fark değerini, üst ve alttaki çizgiler 1,96xSS 'yi temsil etmektedir. Grafikteki noktalar ölçülen her bir veriyi temsil etmektedir.



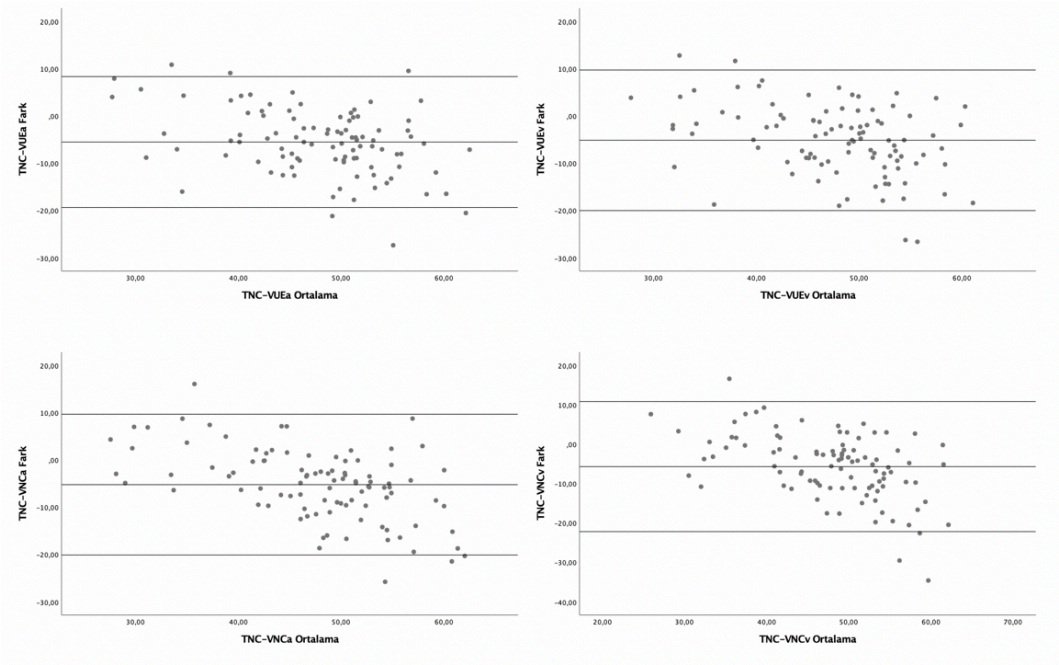
Şekil 13. (Devam) Dalak için her bir sanal kontrastsız görüntü ile gerçek kontrastsız görüntünün atenüasyon farkının, ortalamasına karşı çizilmiş Bland-Altman Fark grafikleri.



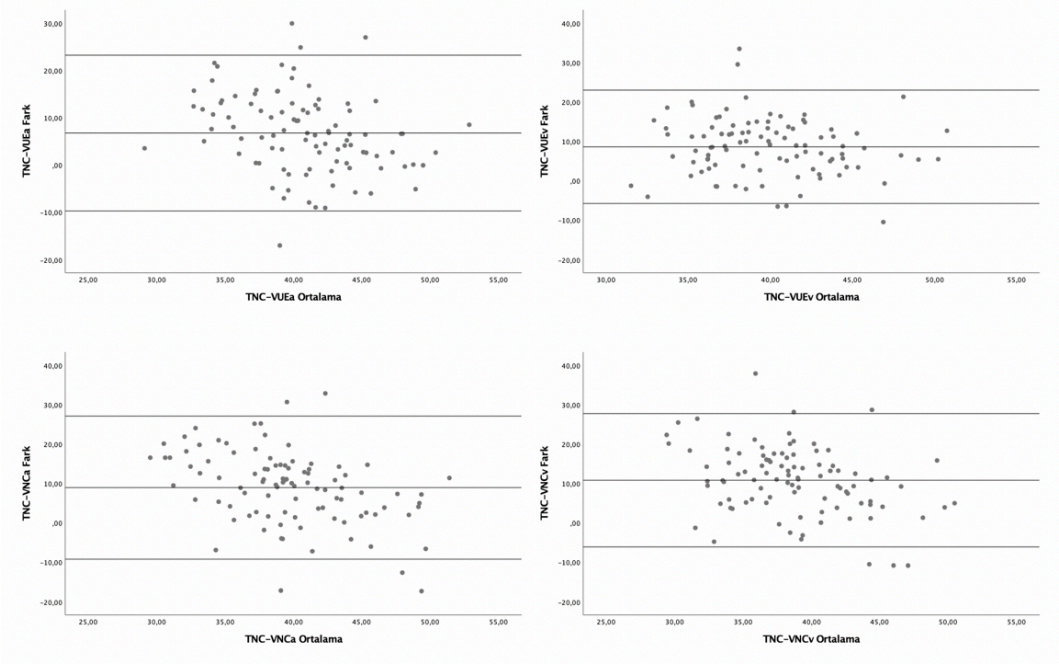
Şekil 13. (Devam) Böbrek için her bir sanal kontrastsız görüntü ile gerçek kontrastsız görüntünün atenüasyon farkının, ortalamasına karşı çizilmiş Bland-Altman Fark grafikleri.



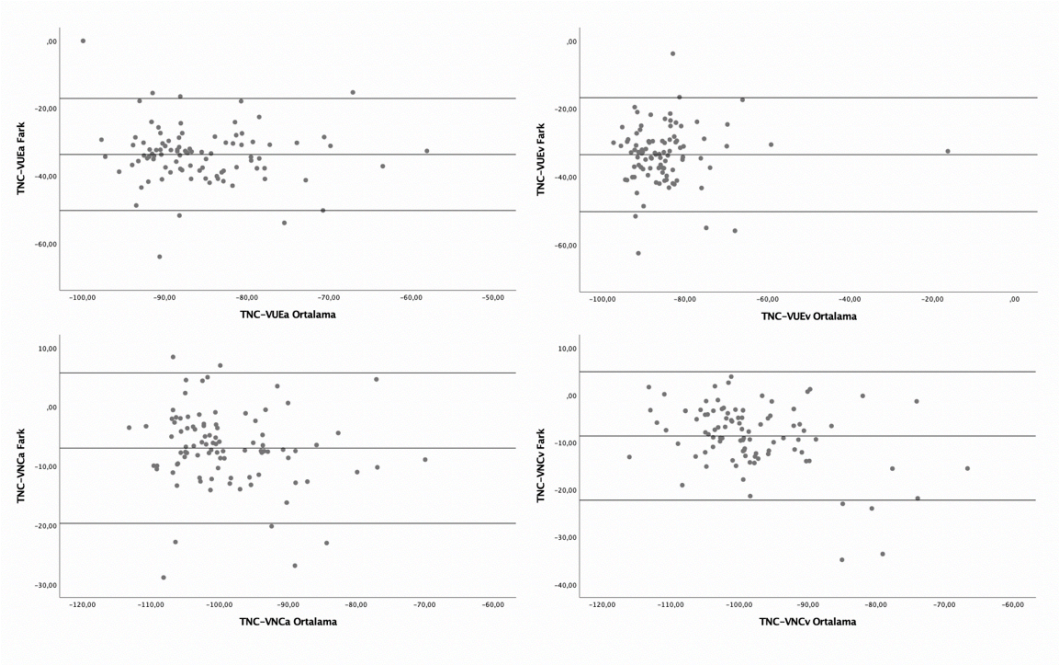
Şekil 13. (Devam) Safra kesesi için her bir sanal kontrastsız görüntü ile gerçek kontrastsız görüntünün atenüasyon farkının, ortalamasına karşı çizilmiş Bland-Altman Fark grafikleri.



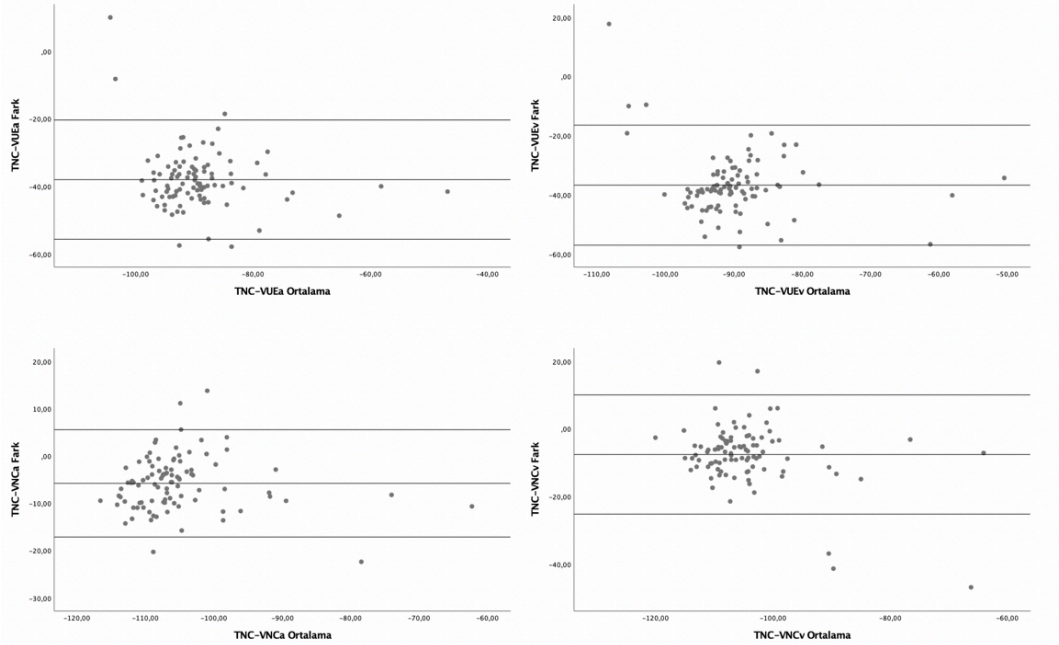
Şekil 13. (Devam) Paraspinal kas için her bir sanal kontrastsız görüntü ile gerçek kontrastsız görüntünün atenüasyon farkının, ortalamasına karşı çizilmiş Bland-Altman Fark grafikleri.



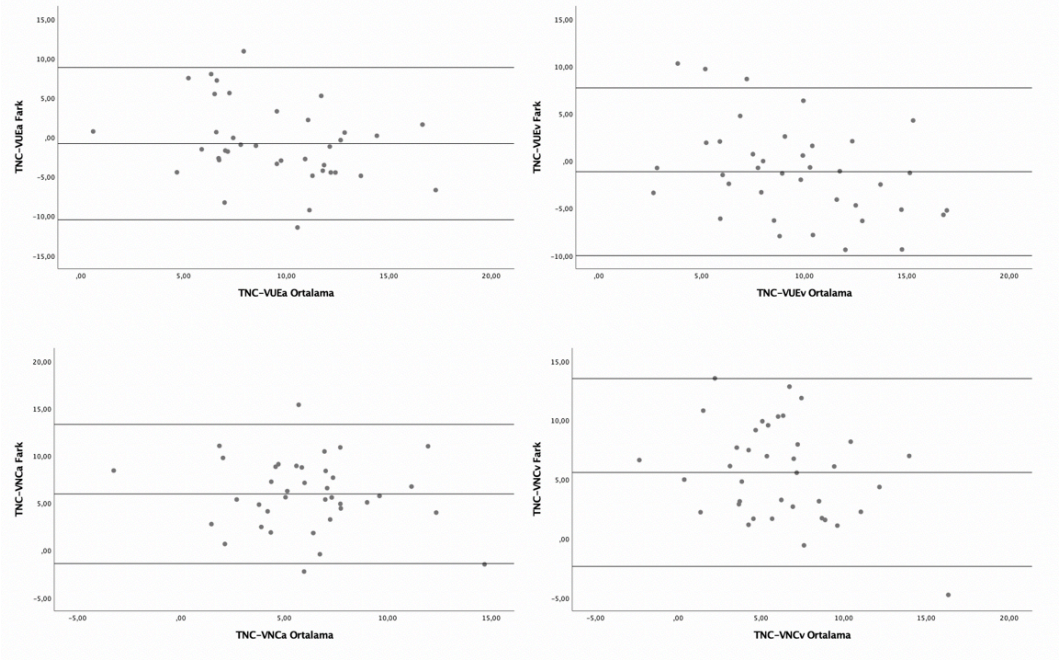
Şekil 13. (Devam) Aort için her bir sanal kontrastsız görüntü ile gerçek kontrastsız görüntünün atenüasyon farkının, ortalamasına karşı çizilmiş Bland-Altman Fark grafikleri.



Şekil 13. (Devam) Subkutan yağ için her bir sanal kontrastsız görüntü ile gerçek kontrastsız görüntünün atenüasyon farkının, ortalamasına karşı çizilmiş Bland-Altman Fark grafikleri.



Şekil 13. (Devam) Retroperitoneal yağ için her bir sanal kontrastsız görüntü ile gerçek kontrastsız görüntünün atenüasyon farkının, ortalamasına karşı çizilmiş Bland-Altman Fark grafikleri.



Şekil 13. (Devam) Böbrek kisti için her bir sanal kontrastsız görüntü ile gerçek kontrastsız görüntünün atenüasyon farkının, ortalamasına karşı çizilmiş Bland-Altman Fark grafikleri.

5. TARTIŞMA

Sanal kontrastsız görüntüleme yöntemi, üçüncü nesil cihazların kullanıma girmesiyle daha yaygın kullanılmaya başlanan bir yöntemdir. Bu çalışmada çift enerji yöntemiyle ve 3. nesil cihazla gerçekleştirilen abdomen incelemelerinde iki farklı sanal kontrastsız görüntüleme algoritmasının belirli organ ve dokulardaki performansı incelenmiş, bu amaçla kontrastlı serilerden iki farklı yöntem ile türetilen sanal kontrastsız serilerde yapılan atenüasyon ölçümleri, altın standart yöntem olan gerçek kontrastsız seriden yapılan ölçüm değerleriyle karşılaştırılmıştır. BT üreticileri tarafından üçlü materyal ayrımı yapan farklı ticari algoritmalar sunulmakta olup, son yıllarda bu yöntemlerin performansı ve yöntemin güvenilirliğini test eden az sayıda çalışma yayınlanmıştır. Bu çalışmada yüksek BMI'e sahip hastaları da içeren bir hasta grubunda iki farklı sanal kontrastsız görüntü işleme yöntemi ile farklı organ ve dokularda yapılan atenüasyon ölçümleri, altın standart olan gerçek kontrastsız görüntülerle kıyaslanmıştır.

Bu çalışmanın ana bulgusu VUEv görüntülerde böbrek ve safra kesesi ile VUEa ve VUEv görüntülerde böbrek kistlerinde TNC görüntüler ile sanal kontrastsız görüntülerin atenüasyon değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamış olması, bunun dışında test edilen tüm doku ve organlarda TNC görüntüler ile sanal kontrastsız görüntülerin atenüasyon değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farkın bulunmasıdır. Ayrıca hasta bazlı atenüasyon farkı değerlendirmelerinde özellikle karaciğer, dalak, paraspinal kas, aorta ve yağ dokuda hastaların önemli bir kısmında 10 HU ve üzeri atenüasyon farkı saptanmıştır. Bu durum, kontrast tutulumunun değerlendirilmesi, solid/kistik kitle

ayrımı gibi durumlarda çelişkili değerlendirmeye yol açabilir ve böylece sanal kontrastsız görüntülerin rutin klinik kullanımını potansiyel olarak sınırlayabilir.

İkinci nesil dsDEBT ile yapılan çalışmalarda sanal kontrastsız görüntülerde, TNC görüntülere kıyasla iyotun yetersiz çıkartılmasına bağlı olabileceği öne sürülen daha yüksek atenüasyon değerleri saptanmış ve yöntemin tanısal alanda kullanımının sınırlılığı belirtilmiştir[15,66,90] De Cecco ve *arkadaşlarının* ikinci nesil dsDEBT ile yaptığı çalışma ile karşılaştırıldığında üçüncü nesil dsDEBT ile yaptığımız çalışmada parankimal organlarda gerçek ve sanal kontrastsız görüntüler arasındaki ortalama atenüasyon farkının daha düşük olduğu ve kontrastlı görüntülerden iyotun çıkartılmasının daha yüksek başarıyla gerçekleştirildiği saptanmıştır.

Karaciğer:

Sanal kontrastsız görüntü elde etmek için dsDEBT'de üçlü materyal ayrımı yapabilen, ticari olarak VUE ve VNC olarak adlandırılan iki farklı algoritma mevcuttur. VUE algoritması hava, su ve iyot materyallerini kullanmakta olup genel dokuların değerlendirilmesi amacı ile geliştirilmiştir. VNC algoritması ise özellikle karaciğer ve yağlı dokuların değerlendirilmesi için özel olarak geliştirilmiş olup yağ, yumuşak doku ve iyot materyallerini kullanmaktadır. De Cecco ve arkadaşlarının 3. nesil dsDEBT ile yaptıkları çalışmada VNC algoritması ile elde edilen sanal kontrastsız görüntüler değerlendirilmiş ve karaciğerde gerçek kontrastsız görüntülerle sanal kontrastsız görüntülerin atenüasyon değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır.[137] Aynı çalışmada 2. nesil

dsDEBT'den farklı olarak karaciğer parankiminden VNC görüntülerde iyotun tamamen çıkartıldığı gösterilmiştir. Bizim çalışmamızda bu çalışmadan farklı olarak düşük enerjili x ışını tüpü voltajı 90 kVp yerine 100 kVp olarak kullanılmıştır. Ayrıca çalışmamızda hem VUE hem de VNC algoritmaları kullanılarak sanal kontrastsız görüntüler oluşturulmuştur. De Cecco ve *arkadaşlarının* sunduğu çalışmanın aksine bu çalışmada karaciğerde gerçek ve sanal kontrastsız görüntülerin atenüasyonları arasında, 2. Nesil dsDEBT ile yapılan çalışmalara göre daha düşük fark bulunsa da her iki sanal kontrastsız görüntü oluşturma algoritmasında da TNC görüntülere kıyasla istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmıştır. Çalışmamızda ayrıca karaciğer değerlendirilmesi için özel olarak geliştirilen VNC algoritması kullanıldığında ortalama atenüasyon farkının (VNCa-VNCv için 9,8-9,9 HU) VUE algoritmasına göre (VUEa-VUEv için 5,7-6,6 HU) daha yüksek olduğu saptanmıştır.

Böbrek:

Böbrekte saptanan lezyonların ayırıcı tanısında lezyon kontrastlanmasının bilinmesi, dolayısıyla kontrastlı ve kontrastsız inceleme fazları kritik öneme sahiptir. Literatürde kesin bir sınır olmamakla birlikte kontrastlı görüntülerde, kontrastsız görüntülere kıyasla 15-20 HU üzeri ölçülen atenüasyon farkının lezyonun kontrast tuttuğu ve neoplastik bir lezyonu destekleyebileceği bildirilmiştir.[138–140] Bu çalışmada böbrek parankiminden yapılan atenüasyon ölçümlerinin kıyaslanmasında VUEv ve gerçek kontrastsız görüntülerin atenüasyon değerleri arasında anlamlı farklılık saptanmamıştır (p=0,061). Diğer sanal kontrastsız görüntü serilerinde gerçek ve sanal kontrastsız görüntülerin

atenüasyonları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmış olmakla birlikte ortalama atenüasyon farkları 3 HU'nun altında bulunmuştur ki klinik pratikte ihmal edilebilecek bir düzeydedir. Bu durum uygulanan istatistiksel değerlendirme yönteminin doğasından kaynaklanmakta olup, 30-40 HU arasında atenüasyon değerine sahip böbrek parankimi için % 95 güven aralığında ($p < 0,05$) istatistiksel anlamlı farkın eşik değeri 1,5-2 HU, kistlerin ortalama atenüasyon değeri <20 HU olduğundan, 20 HU için <1 HU ve 10 HU için <0,5 HU düzeyindedir. Bu nedenle p değerlerinin yanısıra farkın 10 HU'dan düşük bulunduğu hastaların oranı da göz önünde bulundurulması gereken önemli bir parametredir. Böbrek parankimi atenüasyon değerleri açısından test edilen sanal kontrastsız görüntüleme yöntemlerinin başarılı bir şekilde gerçek kontrastsız yöntemle elde edilen atenüasyon değerlerini yakaladığı belirtilmelidir. Ortalama atenüasyon farkları ve hasta bazlı bireysel atenüasyon farkları değerlendirildiğinde; VUE algoritmasında, VNC algoritmasına göre TNC görüntülere daha yakın atenüasyon değerleri elde edilmiştir. Sanal kontrastsız görüntülerin, renal lezyon karakterizasyonundaki yerini araştıran çalışmalarda, sanal kontrastsız görüntülerin, TNC görüntülere tanısal alanda kabul edilebilir düzeyde yakın sonuçlar verdiği gösterilmiş olsa da TNC ve sanal kontrastsız görüntüler arasındaki atenüasyon farkı değişkenliği nedeniyle sanal kontrastsız görüntülerin etkinliğinin düşebileceği belirtilmiş ve dikkatli kullanılması önerilmiştir.[85,141] Çalışmamızda hasta bazlı değerlendirmede gerçek ve sanal kontrastsız görüntüler arasında izlenen farklar değişkenlik göstermekte olup tüm serilerde yaklaşık %4-8 olguda 10 HU üzeri atenüasyon farkı saptanmıştır. Atenüasyon farklarında saptanan bu değişkenlik

renal lezyon karakterizasyonunda olguların %4-8'inde atenüasyon ölçüm sonuçlarının tanısal yanılgıya yol açabilecek düzeyde olduğunu ve yöntemin klinik alanda kullanımına temkinli yaklaşılması gerektiğini gösterebilir. Ancak yine de olguların yaklaşık %95'inde güvenilir veriler ortaya koyduğu da belirtilmelidir.

50 yaş üstü popülasyonun %50'sinden fazlasında renal kitle bulunmakta, bu kitlelerin büyük çoğunluğu benign kistik lezyon kategorisinde yer almaktadır.[142] Renal kistik lezyon değerlendirmesinde sıklıkla kullanılan Bosniak sınıflamasına göre kategori I ve II kistik lezyonlar benign lezyon olarak tanımlanmakta ve ileri inceleme gerektirmemektedir. BT'de dansitesi 0-20 HU arasında bulunan ve kontrast tutulumu göstermeyen lezyonlar kategori I; buna ek olarak ince kontrastlanmayan septa içeren, çepersel ya da septal ince kalsifikasyonlar izlenen, yüksek atenüasyon değerine sahip olan lezyonlar kategori II olarak tanımlanmaktadır. Kategori I ve II lezyonlarda malignite olasılığı düşük olup sırasıyla yaklaşık %3 ve %6 olarak bildirilmiştir. Bosniak kategoti III ve IV lezyonlar malignite potansiyeli taşıyan daha kompleks kistik lezyonları tanımlamaktadır.[143] Bu grupta malignite olasılığı sırasıyla yaklaşık %55 ve %91 olarak bildirilmiştir.[144] Renal kistlerin sınıflandırılmasında lezyonun kontrastlanması, dolayısıyla kontrastsız elde edilen görüntüler önemli bir yere sahiptir. Literatürde dual enerjili BT ve sanal kontrastsız görüntüleme ile ilgili yapılmış çalışmaların bazıları sanal kontrastsız görüntülerin gerçek kontrastsız görüntüler yerine güvenli bir şekilde kullanılabileceği, bazıları ise ortaya çıkan farklı atenüasyon ölçümlerinin tanısal karışıklığa yol açabileceği ve henüz yeterli kanıt olmadığından konuya temkinli yaklaşılması gerektiği sonucunu

vurgulamaktadır. Ascenti ve *arkadaşlarının* dsDEBT ile yaptıkları çalışmada kompleks kistik lezyonların tanısında sanal kontrastsız görüntülerin gerçek kontrastsız görüntülerin yerini alabileceği gösterilmiştir. Literatürde renal kistlerin sınıflandırılmasında sanal kontrastsız görüntülerin gerçek kontrastsız görüntülere yakın tanısal değere sahip olduğu belirtilmiştir.[84]

Bu çalışmada bir kısmı tesadüfi olarak saptanmış, yalnızca BT bulguları ile tanısı koyulmuş olan Bosniak tip I kistler de sanal ve gerçek kontrastsız görüntülerden değerlendirilmiştir. Bu lezyonlarda VUEa ile VUEv görüntülerle TNC görüntülerden yapılan ölçümlerden elde edilen atenüasyon değerleri arasında istatistiksel anlamlı farklılık saptanmamıştır. Daha önce yapılan renal lezyon karakterizasyonunda DEBT yönteminin yerini araştıran, basit renal kistleri de içeren çalışmalarda, sanal kontrastsız görüntülerin bu lezyonların tanımlanmasında yeterli tanısal etkinlikte olduğu bildirilmiş olsa da lezyonların bazal atenüasyon değerlerinin gerçek ve sanal kontrastsız görüntüler arasında değişken olduğu ve kontrast tutan/yoğun içerikli lezyonlarda bu değişkenliğin arttığı belirtilmiştir.[133,145] Çalışmamızda renal kistlerin değerlendirilmesinde VUE görüntülerin atenüasyon değerlerinin, VNC görüntülere kıyasla TNC görüntülere daha yakın olması önemli bir bulgudur. Bu çalışmada sanal kontrastsız görüntüleme yöntemlerinin en yüksek performans gösterdiği alan renal kist değerlendirmesi olmuştur. Hasta bazlı incelemelerde VUE görüntülerde lezyonların küçük bir kısmında (%2,6-5,2) 10-20 HU arası atenüasyon farkı saptanmış olmakla birlikte, hastaların önemli bir kısmında (%94,8-97,4) atenüasyon farkı <10 HU dur. Bu bulgu, özellikle VUE yöntemiyle oluşturulan görüntülerin gerçek kontrastsız görüntülerin yerini

alabileceğini işaret etmektedir. Düşük oranda bir olgu grubunda atenüasyon ölçümlerinde saptanan değişkenlik, yöntemin kistik lezyon tanımlamadaki yerini sınırlayabilir. Çalışmamızda kompleks kistik lezyonlar yer almamış ve patolojik korelasyon yapılmamış olmakla birlikte elde ettiğimiz sonuçlarla basit renal kistlerin tanısında önemli bir doz avantajı da sağlayan sanal kontrastsız görüntülerin olguların yaklaşık %95'inde güvenilir veriler ortaya koyduğu ve klinik pratikte kullanılabileceği değerlendirilmiştir. Yine de böbrek kistlerinin değerlendirilmesinde TNC görüntülerin rutin protokolden çıkarılmasından önce daha geniş hasta gruplarıyla yapılacak randomize kontrollü çalışmalara ihtiyaç vardır.

Safra Kesesi:

Bu çalışmada safra kesesi değerlendirilmesinde VUEv görüntülerde gerçek kontrastsız görüntülerin atenüasyon değerleriyle karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamış, ek olarak VUE görüntülerde VNC görüntülere göre TNC görüntülere daha yakın atenüasyon değerleri elde edilmiştir. Bulgular basit renal kistlerde saptadığımız sonuçlarla örtüşmekte olup kistik-sıvı içerikli yapılarda VUE algoritmasının TNC yerine kullanılabileceği görüşünü desteklemektedir.

Yağ dokusu:

Yağ doku ölçümlerinde hem subkutan hem de retroperitoneal yağ dokuda gerçek ve sanal kontrastsız görüntüler arasında istatistiksel açıdan anlamlı farklılık saptanmıştır. Gerçek ve sanal kontrastsız görüntülerin ortalama atenüasyon farkları

incelendiğinde VNC algoritmasının VUE algoritmasına kıyasla TNC görüntülere çok daha yakın sonuçlar verdiği saptanmıştır. Hasta bazlı bireysel değerlendirmelerde tüm sanal kontrastsız görüntü serilerinde yağ doku atenüasyonları negatif değerlerde bulunmuştur. Bireysel değerlendirmede VNC algoritması VUE algoritmasından daha doğru sonuçlar vermiş olsa da VNC algoritmasında saptanan, 30 HU'nun üzerine çıkabilen atenüasyon farkları söz konusudur. Bununla birlikte VNC algoritması kullanıldığında (%65-78), VUE algoritmasına kıyasla (%1,1-2,1) hastaların önemli bir bölümünde sanal ve gerçek kontrastsız görüntüler arasındaki atenüasyon farkı 10 HU'nun altında kalmaktadır. Yani yağlı dokularda bu çalışmada araştırılan iki sanal kontrastsız görüntüleme algoritmasından VNC'nin VUE'ye göre daha başarılı olduğu söylenebilir. Her ne kadar çalışma dahilinde yeterli sayıda sürrenal adenom olgusu yer almasa da yağlı dokular üzerinde yapılan ölçümlere dayanarak yorumumuz, atenüasyon farkında saptanan bu değişkenliğin yağdan zengin adenom gibi yağ içerikli lezyonların ayırıcı tanısında sanal kontrastsız görüntülemenin mevcut haliyle henüz gerçek kontrastsız görüntülerin yerini alamayacağı yönündedir. Bulgularımız bu yönüyle literatürde yağdan zengin adenomlarda sanal kontrastsız görüntü serilerinde daha yüksek atenüasyon değerleri saptanmış olan çalışmaları desteklemektedir.[112,146]

Aort:

Aort atenüasyon ölçümlerinde tüm sanal kontrastsız serilerde, böbrek atenüasyon ölçümlerinde ise VNC serilerde TNC görüntülere kıyasla ortalama olarak daha düşük atenüasyon değerleri ölçülmüştür. Bunun dışında tüm doku ve organlarda tüm sanal kontrastsız görüntü serilerinde TNC görüntülere kıyasla daha

yüksek atenüasyon değerleri saptanmıştır. Yani kontrastlı incelemelerden kontrastsız görüntü oluşturan sanal kontrastsız görüntüleme algoritmaları ile dokularda ve aortada iyotun yetersiz ya da fazla çıkartılıyor olması söz konusu olabilir. Bu bulgu sanal kontrastsız görüntülerde oluşan atenüasyon farkında yalnızca iyot çıkarma işleminin yetersiz gerçekleştirilmesi değil, aynı zamanda sanal kontrastsız görüntüleme algoritmalarının doğasından kaynaklandığını ve yazılımların geliştirilmesi gerektiğini düşündürmektedir.

BMI etkisi:

Yakın zamanda Durieux ve *arkadaşlarının* 3. nesil dsDEBT cihazı ile yaptığı, bu çalışma ile benzer modelin kullanıldığı araştırmada gerçek ve sanal kontrastsız görüntüler arasındaki atenüasyon farkı ile BMI arasında tüm dokularda istatistiksel olarak anlamlı korelasyon saptanmıştır.[14] Bizim çalışmamızda hasta popülasyonunun ortalama BMI değeri bahsi geçen araştırmaya göre daha yüksek olup (28,7) hastaların büyük bölümü (%69) fazla kilolu-obez kategorisinde yer almaktaydı. Çalışmamızda Durieux ve *arkadaşlarının* yaptığı çalışmanın aksine parankimal organlarda BMI ile atenüasyon farkı arasında anlamlı korelasyon saptanmamıştır. Ancak paraspinal kas ve aorta ölçümlerinde tüm serilerde ve VUEv görüntülerde böbrek kisti ölçümlerinde BMI ile atenüasyon farkı arasında istatistiksel açıdan anlamlı pozitif korelasyon, VNCv görüntülerde retroperitoneal yağ doku ve VUEa görüntülerde subkutan yağ doku ölçümlerinde BMI ile atenüasyon farkı arasında istatistiksel açıdan anlamlı hafif düzeyde negatif korelasyon saptanmıştır. Bu çalışmanın bulguları yüksek BMI değerlerinin, parankimal organların değerlendirilmesinde sanal kontrastsız görüntülerin

atenüasyon değerlerini önemli ölçüde etkilemeyeceğini göstermiştir. Ancak paraspinal kaslar ve aorta söz konusu olduğunda anlamlı farka yol açabileceği belirtilmelidir. Bu durum aortaya yönelik incelemelerde örneğin EVAR uygulanan hastalarda kaçak değerlendirmesinde yalnızca kontrastlı inceleme yapıldığında önemli bir sorun olabilir. Bu konuda geniş hasta gruplarında yapılacak çalışmalara gereksinim vardır.

Bu çalışmada bir hasta dışındaki tüm hastalarda parankimal organların tamamının dual enerji FOV'u içerisinde olduğu saptanmıştır. Bir hastada FOV pozisyonlanmasının hatalı olması nedeniyle sol böbrek ve dalağın küçük bir bölümü FOV dışında kalmış ancak doğru FOV pozisyonlanması ile tüm parankimal organların FOV içinde kalacağı değerlendirilmiştir. İkinci nesil dsDEBT ile ortalama BMI'sı 25 olan popülasyonla yapılan bir çalışmada olguların yaklaşık %25'inde karaciğerde dual enerji FOV'unun tam kapsamaya ulaşamadığı, karaciğerin bir bölümünün FOV dışında kaldığı bildirilmiştir. Bu çalışmanın verileri üçüncü nesil dsDEBT ile morbid obez populasyonda bile doğru hasta pozisyonlanması ile dual enerji FOV'unun yeterli genişlikte olduğu ve ikinci nesil dsDEBT'de yaşanan FOV'dan kaynaklanan kısıtlamanın çözüldüğünü göstermektedir.

İyonizan Radyasyon Maruziyeti:

Literatürde DEBT incelemelerinin, SEBT'ye göre radyasyon dozunu artırmadığını gösteren önemli kanıtlar bulunmaktadır.[147] Çalışmamızda hesaplanan radyasyon dozları, benzer model kullanılarak yapılan çalışmaların radyasyon

dozlarıyla örtüşmektedir.[14,148] Zhang ve *arkadaşlarının* dinamik karaciğer incelemelerini değerlendirdiği 2. nesil dsDEBT ile yapılan çalışmada yalnızca üst abdomen değerlendirilmiş, TNC görüntülerin protokolden çıkarılmasıyla yaklaşık %32 doz azaltımı olacağı bildirilmiştir.[66] De Cecco ve *arkadaşları* tarafından 3. nesil dsDEBT ile yapılan benzer bir diğer çalışmada, TNC görüntülerin protokolden çıkarılmasıyla yaklaşık %32 doz azaltımı olacağı bildirilmiştir.[137] Çalışmamızda venöz fazda elde edilen görüntüler endikasyon dahilinde tüm abdomeni içerdiğinden toplam radyasyon dozu bu çalışmalardan fazla görünse de çekim protokolünden TNC görüntülerin çıkartılmasıyla yaklaşık %23 gibi önemli bir oranda radyasyon dozu azaltımının sağlanabileceği hesaplanmıştır. Graser ve arkadaşlarının sanal kontrastsız görüntü kullanarak renal kitle karakterizasyonunu değerlendirdiği, kontrastsız ve bir adet kontrastlı seriden oluşan incelemelerde kontrastsız serinin incelemeden çıkartılmasıyla yaklaşık %50 doz azaltımı sağlanacağı bildirilmiştir.[133] Çalışmamızda incelemenin yalnızca üst abdomeni içerdiği ve postkontrast görüntünün tek fazdan elde edildiği varsayıldığında, üst abdomen arteriyel faz görüntülemenin doz verileri kullanılarak tahmini doz azaltımı ortalama %45 olarak hesaplanmıştır. Bu veriler DEBT ve sanal kontrastsız görüntülemenin tanıya katkısının yanı sıra hastaların maruz kaldığı iyonizan radyasyon dozunu da önemli ölçüde azaltarak rutin kullanımda tercih edilebileceğini göstermektedir.

Bu çalışmanın bazı sınırlılıkları bulunmaktadır. Bunların ilki, çalışmanın retrospektif olarak gerçekleştirilmiş olması ve çalışmada küçük bir örneklem grubunun değerlendirilmesidir. Çalışmada sadece nicel değişkenler

değerlendirilmiş olup kalsifikasyon tespiti gibi nitel değişkenler araştırılmamıştır. Çalışmamız 3. nesil dsDEBT cihazı ile gerçekleştirilmiş olup sonuçlarımız çift katman dedektör sistemli DEBT cihazları gibi diğer DEBT sistemlerini temsil etmemektedir. Çalışmamızda ROI'ler sanal ve gerçek kontrastsız görüntülerde manuel olarak yerleştirildiğinden, ROI pozisyonu sanal ve gerçek kontrastsız seriler arasında az da olsa farklılık göstermiş ve farklı atenüasyon değerleri ölçülmesine yol açmış olabilir. Ayrıca atenüasyon değeri (HU) ölçümlerinin görüntüdeki gürültü, hasta pozisyonlanması, görüntü artefaktları gibi faktörlerden etkilenmesi atenüasyon ölçümlerinde değişkenliğe neden olabilmektedir. Çalışmamızda yalnızca normal doku alanlarından atenüasyon ölçümleri gerçekleştirilmiş olup renal kistler dışında saptanan fokal benign ve malign lezyonlar küçük örneklem büyüklüğü nedeniyle çalışmaya dahil edilememiştir. Çalışmamız tek gözlemciyle ve tek ölçümde gerçekleştirilmiş olup ölçümlerin gözlemci içi ve gözlemciler arası tekrarlanabilirliği araştırılmamıştır.

Gelecek çalışmalar için önerimiz birden fazla gözlemciyle sanal ve gerçek kontrastsız görüntüler arasındaki atenüasyon farkının araştırılması, ölçümlerin doğruluğunun ve tekrarlanabilirliğinin araştırılmasıdır. Ayrıca fokal abdominal lezyonlar, benign ve malign kitleleri içeren geniş hasta gruplarıyla kontrollü randomize çalışmalar yapılabilir. Bu çalışmalarda ayrıca lezyonların değerlendirilmesinde hangi sanal kontrastsız görüntüleme algoritmasının (VUE, VNC) kullanılmasının uygun olacağı da araştırılmalıdır.

6. SONUÇ

Bu çalışmada VUE görüntülerin böbrek parankiminde ve basit renal kistlerde gerçek kontrastsız görüntülere oldukça yakın performans gösterdiği saptanmıştır. Bu yönüyle elde edilen sonuçlar böbreklerin değerlendirilmesinde sanal kontrastsız görüntülerin gerçek kontrastsız görüntülerin yerini alabileceği işaret etmektedir. Yine de bu alanda geniş hasta gruplarında solid ve kistik lezyonları değerlendiren çalışmalara ihtiyaç vardır.

Böbrek parankimi ve kistler dışındaki diğer doku ve organlarda bu çalışmada elde edilen bulgular sanal kontrastsız görüntülerle gerçek kontrastsız görüntülerin atenüasyonları arasında önemli farklılıklar olduğunu göstermektedir. Bu nedenle klinik kullanımda bu aşamada sanal kontrastsız görüntülerin gerçek kontrastsız görüntülerin yerini bütünüyle alamayacağı değerlendirilmiştir. Bulgularımız yağlı dokular ve yağ içeren lezyonlar için VNC algoritması, sıvı içerikli lezyonlar içinse VUE algoritmasının kullanılmasının daha doğru sonuçlar verdiğini göstermektedir. Bu bulgunun doğrulanması için her iki algoritmayı da kullanarak spesifik lezyonlar ile yapılacak çalışmalara ihtiyaç vardır.

Bu çalışmada BMI değerlerinin sanal ve gerçek kontrastsız görüntüler arasındaki atenüasyon farkı üzerine olası etkisine bakılmış, parankimal organlarda değerlendirilen alanlarda etkisi olmadığı gösterilmiştir.

Son olarak çalışmamızda sanal kontrastsız görüntülerin kullanılmasının radyasyon dozunda önemli bir azalma sağlayacağı ortaya konmuş olup,

bulgularımız DEBT teknolojisinin gelecekte daha da etkin bir şekilde BT'de radyasyon dozunu azaltmakta önemli bir yeri olacağını düşündürmektedir.

7. KAYNAKÇA

1. Brenner DJ, Hall EJ. Computed tomography—an increasing source of radiation exposure. *N Engl J Med*. 2007;357(22):2277-2284. doi:10.1056/NEJMra072149

2. 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):521-523. doi:10.1148/131.2.521

3. Millner MR, Mcdavid WD, Waggener RG, Dennis MJ, Payne WH, Sank VJ. Extraction of information from CT scans at different energies. *Med Phys*. 1979;6(1):70-71. doi:10.1118/1.594555

4. Flohr TG, McCollough CH, Bruder H, Petersilka M, Gruber K, Süß C et al. First performance evaluation of a dual-source CT (DSCT) system. *Eur Radiol*. 2006;16(2):256-268. doi:10.1007/s00330-005-2919-2

5. Johnson TRC, Krauß B, Sedlmair M, Grasruck M, Bruder H, Morhard H et al. Material differentiation by dual energy CT: Initial experience. *Eur Radiol*. 2007;17(6):1510-1517. doi:10.1007/s00330-006-0517-6

6. Karcaaltincaba M, Aktas A. Dual-energy CT revisited with multidetector CT: review of principles and clinical applications. *Diagnostic Interv Radiol*. 2011;17(3):181. doi:10.4261/1305-3825.DIR.3860-10.0

7. Berland LL, Silverman SG, Gore RM, Mayo-Smith W, Megibow AJ, Yee J et al. Managing incidental findings on abdominal CT: white paper of the ACR incidental findings committee. *J Am Coll Radiol*. 2010;7(10):754-773. doi:10.1016/j.jacr.2010.06.013

8. R. Muirhead C. Studies on the Hiroshima and Nagasaki survivors, and their use in estimating radiation risks. *Radiat Prot Dosimetry*. 2003;104(4):331-335. doi:10.1093/oxfordjournals.rpd.a006196

9. Cardis E, Vrijheid M, Blettner M, Gilbert E, Hakama M Hill C et al. Risk of cancer after low doses of ionising radiation - Retrospective cohort study in 15 countries. *Br Med J*. 2005;331(7508):77-80. doi:10.1136/bmj.38499.599861.E0

10. Little MP, Wakeford R, Tawn EJ, Bouffler SD, Berrington de Gonzalez A. Risks Associated with Low Doses and Low Dose Rates of Ionizing Radiation: Why Linearity May Be (Almost) the Best We Can Do. *Radiology*. 2009;251(1):6-12. doi:10.1148/radiol.2511081686

11. McCollough CH, Bruesewitz MR, Kofler Jr JM. CT dose reduction and dose management tools: overview of available options. *Radiographics*. 2006;26(2):503-512. doi:10.1148/rg.262055138

12. Callahan MJ. CT dose reduction in practice. *Pediatr Radiol*. 2011;41(2):488-492. doi:10.1007/s00247-011-2099-y

13. De Cecco CN, Darnell A, Macías N, Ayuso JR, Rodriguez S, Rimola J et al. Virtual unenhanced images of the abdomen with second-generation dual-source dual-energy computed tomography: image quality and liver lesion detection. *Invest Radiol*. 2013;48(1):1-9. doi:10.1097/RLI.0b013e31826e7902

14. Durieux P, Gevenois PA, Van Muylem A, Howarth N, Keyzer C. Abdominal attenuation values on virtual and true unenhanced images obtained with third-generation dual-source dual-energy CT. *Am J Roentgenol*. 2018;210(5):1042-1058. doi:10.2214/AJR.17.18248

15. De Cecco CN, Buffa V, Fedeli S, Luzietti M, Vallone A, Ruopoli R et al. Dual energy CT (DECT) of the liver: Conventional versus virtual unenhanced images. *Eur Radiol*. 2010;20(12):2870-2875. doi:10.1007/s00330-010-1874-8

16. Goldman LW. Principles of CT: multislice CT. *J Nucl Med Technol*. 2008;36(2):57-68. doi:10.2967/jnmt.107.044826

17. Frush D, Denham CR, Goske MJ, Brink J, Morin R, Mills T et al. Radiation protection and dose monitoring in medical imaging: A journey from awareness, through accountability, ability and action...but where will we arrive? *J Patient Saf*. 2013;9(4):232-238. doi:10.1097/PTS.0b013e3182a8c2c4

18. Cormack AM. 75 Years of Radon Transform. *J Comput Assist Tomogr*. 1992;16(5):673. doi:10.1097/00004728-199209000-00001

19. Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography): Part 1. Description of system. *Br J Radiol*. 1973;46(552):1016-1022. doi:10.1259/0007-1285-46-552-1016

20. Kalender WA. X-ray computed tomography. *Phys Med Biol*. 2006;51(13):R29-R43. doi:10.1088/0031-9155/51/13/R03

21. Flohr T. CT systems. *Curr Radiol Rep*. 2013;1(1):52-63. doi:https://doi.org/10.1007/s40134-012-0005-5

22. Kalender WA. CT: The unexpected evolution of an imaging modality. *Eur Radiol Suppl*. 2005;15(4):d21-d24. doi:10.1007/s10406-005-0128-3

23. Kachelrieß M, Ulzheimer S, Kalender WA. ECG-correlated image reconstruction from subsecond multi-slice spiral CT scans of the heart. *Med Phys*. 2000;27(8):1881-1902. doi:10.1118/1.1286552

24. Ohnesorge B, Flohr T, Becker C, Kopp A, Schoepf U, Baum U et al.

Cardiac imaging by means of electrocardiographically gated multisection spiral CT: initial experience. *Radiology*. 2000;217(2):564-571. doi:10.1148/radiology.217.2.r00nv30564

25. 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. doi:10.1148/radiology.215.1.r00ap3755

26. Hsieh J. Computed tomography: principles, design, artifacts, and recent advances. In: *Bellingham, WA: SPIE*. SPIE Bellingham, WA; 2009.

27. Bardo DME, Asamato J, MacKay CS, Minette M. Low-dose coronary artery computed tomography angiogram of an infant with tetralogy of fallot using a 256-slice multidetector computed tomography scanner. *Pediatr Cardiol*. 2009;30(6):824-826. doi:10.1007/s00246-009-9389-2

28. Grenier PA, Beigelman-Aubry C, Fétita C, Prêteux F, Brauner MW, Lenoir S. New frontiers in CT imaging of airway disease. *Eur Radiol*. 2002;12(5):1022-1044. doi:10.1007/s00330-002-1342-1

29. Kyriakou Y, Kachelrieß 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. *Eur Radiol*. 2006;16(6):1206-1215. doi:10.1007/s00330-005-0118-9

30. Flohr T, Stierstorfer K, Bruder H, Simon J, Schaller S. New technical developments in multislice CT. In: *RöFo-Fortschritte Auf Dem Gebiet Der Röntgenstrahlen Und Der Bildgebenden Verfahren*. Vol 174. © Georg Thieme Verlag Stuttgart· New York; 2002:839-845. doi:10.1055/s-2002-32692

31. Kaya T, Ozkan R, Adapinar B. *Temel Radyoloji Tekniği*. Vol 5.; 1997.

32. Schaller S, Flohr T, Klingenbeck K, Krause J, Fuchs T, Kalender WA. Spiral interpolation algorithm for multislice spiral CT - Part I: theory. *IEEE Trans Med Imaging*. 2000;19(9):822-834. doi:10.1109/42.887832

33. De González AB, Mahesh M, Kim K-P, Bhargavan M, Lewis R, Mettler F et al. Projected cancer risks from computed tomographic scans performed in the United States in 2007. *Arch Intern Med*. 2009;169(22):2071-2077. doi:10.1001/archinternmed.2009.440.

34. De Gonzalez AB, Darby S. Risk of cancer from diagnostic X-rays: estimates for the UK and 14 other countries. *Lancet*. 2004;363(9406):345-351. doi:10.1016/S0140-6736(04)15433-0

35. Preston DL, Kusumi S, Tomonaga M, Izumi S, Ron E, Kuramato A et al. *Cancer Incidence in Atomic Bomb Survivors. Part III. Leukemia, Lymphoma and Multiple Myeloma, 1950-1987.* Vol 137.; 1994.

doi:http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8127953

36. Brenner DJ, Elliston CD, Hall EJ, Berdon WE. Estimated risks of radiation-induced fatal cancer from pediatric CT. *Am J Roentgenol*. 2001;176(2):289-296. doi:10.2214/ajr.176.2.1760289

37. Council NR. *Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation: BEIR VII Phase 2*. Vol 7. National Academies Press; 2006.

38. Pearce MS, Salotti JA, Little MP, McHugh K, Lee C, Kim KP et al. Radiation exposure from CT scans in childhood and subsequent risk of leukaemia and brain tumours: a retrospective cohort study. *Lancet*. 2012;380(9840):499-505. doi:10.1016/S0140-6736(12)60815-0.

39. Huda W, Schoepf UJ, Abro JA, Mah E, Costello P. Radiation-related cancer risks in a clinical patient population undergoing cardiac CT. *Am J Roentgenol*. 2011;196(2):W159-W165. doi:10.2214/AJR.10.4981

40. Feng ST, Law MWM, Huang B, Ng S, Li ZP, Meng QF et al. Radiation dose and cancer risk from pediatric CT examinations on 64-slice CT: A phantom study. *Eur J Radiol*. 2010;76(2):e19-e23. doi:10.1016/j.ejrad.2010.03.005

41. Preston RJ, Boice Jr JD, Brill AB, Chakraborty R, Conolly R, Hoffman FO et al. Uncertainties in estimating health risks associated with exposure to ionising radiation. *J Radiol Prot*. 2013;33(3):573. doi:10.1088/0952-4746/33/3/573.

42. Hendee WR, O'Connor MK. Radiation Risks of Medical Imaging: Separating Fact from Fantasy. *Radiology*. 2012;264(2):312-321. doi:10.1148/radiol.12112678

43. Slovis TL. The ALARA concept in pediatric CT: myth or reality? *Radiology*. 2002;223(1):5-6.

44. McNitt-Gray MF. AAPM/RSNA physics tutorial for residents: topics in CT: radiation dose in CT. *Radiographics*. 2002;22(6):1541-1553. doi:10.1148/rg.226025128

45. Shope TB, Gagne RM, Johnson GC. A method for describing the doses delivered by transmission x-ray computed tomography. *Med Phys*. 1981;8(4):488-495. doi:10.1118/1.594995

46. Gosch D, Kloeppel R, Lieberenz S, Schulz H-G. Radiation exposure in computed tomography. *Radiat Prot Dosimetry*. 1998;80(1-3):167-169. doi:https://doi.org/10.1093/oxfordjournals.rpd.a032497

47. McCollough CH, Zink FE. Performance evaluation of a multi-slice CT system. *Med Phys*. 1999;26(11):2223-2230. doi:10.1118/1.598777

48. Boone JM. The trouble with CTDI100. *Med Phys*. 2007;34(4):1364-1371. doi:10.1118/1.2713240

49. McCollough C, Cody D, Edyvean S, Geise R, Gold B, Keat N et al. The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT. *Rep AAPM Task Gr*. 2008;23(23):1-28.

50. Jacobi W. The concept of the effective dose a proposal for the combination of organ doses. *Radiat Environ Biophys*. 1975;12(2):101-109. doi:10.1007/BF01328971

51. McCollough CH, Schueler BA. Calculation of effective dose. *Med Phys*. 2000;27(5):828-837. doi:10.1118/1.598948

52. Christner JA, Kofler JM, McCollough CH. Estimating effective dose for ct using dose-length product compared with using organ doses: Consequences of adopting international commission on radiological protection publication 103 or dual-energy scanning. *Am J Roentgenol*. 2010;194(4):881-889. doi:10.2214/AJR.09.3462

53. Kalra MK, Maher MM, Toth TL, Hamberg LM, Blake MA, Shepard J-A et al. Strategies for CT radiation dose optimization. *Radiology*. 2004;230(3):619-628. doi:https://doi.org/10.1148/radiol.2303021726

54. Primak AN, McCollough CH, Bruesewitz MR, Zhang J, Fletcher JG. Relationship between noise, dose, and pitch in cardiac multi–detector row CT. *Radiographics*. 2006;26(6):1785-1794. doi:https://doi.org/10.1148/rg.266065063

55. Kalender WA, Buchenau S, Deak P, Kellermeier M, Langner O, van Straten M et al. Technical approaches to the optimisation of CT. *Phys Medica*. 2008;24(2):71-79. doi:10.1016/j.ejmp.2008.01.012

56. Guite KM, Hinshaw JL, Ranallo FN, Lindstrom MJ, Lee FT. Ionizing radiation in abdominal CT: Unindicated multiphase scans are an important source of medically unnecessary exposure. *J Am Coll Radiol*. 2011;8(11):756-761. doi:10.1016/j.jacr.2011.05.011

57. Strauss KJ, Goske MJ, Kaste SC, Bulas D, Frush D, Butler P et al. Image gently: ten steps you can take to optimize image quality and lower CT dose for pediatric patients. *Am J Roentgenol*. 2010;194(4):868-873. doi:10.2214/AJR.09.4091.

58. Chen G-H, Tang J, Leng S. Prior image constrained compressed sensing (PICCS): a method to accurately reconstruct dynamic CT images from highly undersampled projection data sets. *Med Phys*. 2008;35(2):660-663. doi:10.1118/1.2836423

59. Beister M, Kolditz D, Kalender WA. Iterative reconstruction methods in X-

ray CT. *Phys Medica*. 2012;28(2):94-108. doi:10.1016/j.ejmp.2012.01.003

60. Genant HK, Boyd D. Quantitative bone mineral analysis using dual energy computed tomography. *Invest Radiol*. 1977;12(6):545-551. doi:10.1097/00004424-197711000-00015

61. Fraser RG, Barnes GT, Hickey N, Luna R, Katzenstein A, Alexander B et al. Potential value of digital radiography. Preliminary observations on the use of dual-energy subtraction in the evaluation of pulmonary nodules. *Chest*. 1986;89(4 SUPPL.):249S-252S. doi:10.1378/chest.89.4.249S

62. Kalender WA, Perman WH, Vetter JR, Klotz E. Evaluation of a prototype dual energy computed tomographic apparatus. I. Phantom studies. *Med Phys*. 1986;13(3):334-339. doi:10.1118/1.595958

63. Lestra T, Mulé S, Millet I, Carsin-Vu A, Taourel P, Hoeffel C. Applications of dual energy computed tomography in abdominal imaging. *Diagn Interv Imaging*. 2016;97(6):593-603. doi:10.1016/j.diii.2015.11.018

64. McCollough CH, Leng S, Yu L, Fletcher JG. Dual- and Multi-Energy CT: Principles, Technical Approaches, and Clinical Applications. *Radiology*. 2015;276(3):637-653. doi:10.1016/j.virusres.2010.12.012

65. Johnson TRC. Dual-Energy CT: General Principles. *Am J Roentgenol*. 2012;199(5_supplement):S3-S8. doi:10.2214/AJR.12.9116

66. Zhang L-J, Peng J, Wu S-Y, Wang ZJ, Wu X-S, Zhou C-S et al. Liver virtual non-enhanced CT with dual-source, dual-energy CT: a preliminary study. *Eur Radiol*. 2010;20(9):2257-2264. doi:10.1007/s00330-010-1778-7.

67. Chandra N, Langan DA. Gemstone detector: dual energy imaging via fast kVp switching. In: *Dual Energy CT in Clinical Practice*. Springer; 2011:35-41. doi:10.1007/174_2010_35

68. Alvarez RE, Seibert JA, Thompson SK. Comparison of dual energy detector system performance. *Med Phys*. 2004;31(3):556-565. doi:10.1118/1.1645679

69. Vlassenbroek A. Dual layer CT. In: *Dual Energy CT in Clinical Practice*. Springer; 2011:21-34.

70. Forghani R, De Man B, Gupta R. Dual-Energy Computed Tomography: Physical Principles, Approaches to Scanning, Usage, and Implementation: Part 1. *Neuroimaging Clin N Am*. 2017;27(3):371-384. doi:10.1016/j.nic.2017.03.002

71. 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. *Invest Radiol*. 2016;51(10):618-623. doi:10.1097/RLI.0000000000000290

72. 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. *Invest Radiol*. 2016;51(8):491-498. doi:10.1097/RLI.00000000000002

73. Yu Z, Leng S, Jorgensen SM, Li Z, Gutjahr R, Chen B et al. Initial results from a prototype whole-body photon-counting computed tomography system. *Med Imaging 2015 Phys Med Imaging*. 2015;9412:94120W. doi:10.1117/12.2082739

74. Yu L, Li Z, Leng S, McCollough CH. Dual-source multi-energy CT with triple or quadruple x-ray beams. *Med Imaging 2016 Phys Med Imaging*. 2016;9783:978312. doi:10.1117/12.2217446

75. Alvarez RE, MacOvski A. Energy-selective reconstructions in X-ray computerised tomography. *Phys Med Biol*. 1976;21(5):733-744. doi:10.1088/0031-9155/21/5/002

76. Schlomka JP, Roessl E, Dorscheid R, Dill S, Martens G, Istel T et al. Experimental feasibility of multi-energy photon-counting K-edge imaging in pre-clinical computed tomography. *Phys Med Biol*. 2008;53(15):4031-4047. doi:10.1088/0031-9155/53/15/002

77. Riederer SJ, Mistretta CA. Selective iodine imaging using K edge energies in computerized x ray tomography. *Med Phys*. 1977;4(6):474-481. doi:10.1118/1.594357

78. Patino M, Prochowski A, Agrawal MD, Simeone FJ, Gupta R, Hahn PF et al. Material Separation Using Dual-Energy CT: Current and Emerging Applications. *RadioGraphics*. 2016;36(4):1087-1105. doi:10.1148/rg.2016150220

79. Fraser RG, Hickey NM, Niklason LT, Sabbagh EA, Luna RF, Alexander CB et al. Calcification in pulmonary nodules: detection with dual-energy digital radiography. *Radiology*. 1986;160(3):595-601. doi:10.1148/radiology.160.3.3526399

80. Cann CE, Gamsu G, Birnberg FA, Webb WR. Quantification of calcium in solitary pulmonary nodules using single-and dual-energy CT. *Radiology*. 1982;145(2):493-496. doi:10.1148/radiology.145.2.7134457

81. Fischbach F, Freund T, Röttgen R, Engert U, Felix R, Ricke J. Dual-Energy Chest Radiography with a Flat-Panel Digital Detector: Revealing Calcified Chest Abnormalities. *Am J Roentgenol*. 2003;181(6):1519-1524. doi:10.2214/ajr.181.6.1811519

82. Marin D, Boll DT, Mileto A, Nelson RC. State of the art: dual-energy CT of the abdomen. *Radiology*. 2014;271(2):327-342. doi:10.1148/radiol.14131480.

83. Liu X, Yu L, Primak AN, McCollough CH. Quantitative imaging of element composition and mass fraction using dual-energy CT: Three-material decomposition. *Med Phys*. 2009;36(5):1602-1609. doi:10.1118/1.3097632

84. Ascenti G, Mazziotti S, Mileto A, Racchiuse S, Donato R, Settineri N et al. Dual-source dual-energy CT evaluation of complex cystic renal masses. *Am J Roentgenol*. 2012;199(5):1026-1034. doi:10.2214/AJR.11.7711

85. Graser A, Johnson TRC, Hecht EM, Becker C, Leidecker C, Staehler M et al. Dual-Energy CT in Patients Suspected of Having Renal Masses: Can Virtual Nonenhanced Images Replace True Nonenhanced Images? *Radiology*. 2009;252(2):433-440. doi:10.1148/radiol.2522080557

86. Ascenti G, Mazziotti S, Lamberto S, Bottari A, Caloggero S, Racchiusa S et al. Dual-energy CT for detection of endoleaks after endovascular abdominal aneurysm repair: Usefulness of colored iodine overlay. *Am J Roentgenol*. 2011;196(6):1408-1414. doi:10.2214/AJR.10.4505

87. Mileto A, Mazziotti S, Gaeta M, Bottari A, Zimbaro F, Giardina C et al. Pancreatic dual-source dual-energy CT: Is it time to discard unenhanced imaging? *Clin Radiol*. 2012;67(4):334-339. doi:10.1016/j.crad.2011.09.004

88. Mendonça PRS, Lamb P, Sahani D V. A flexible method for multi-material decomposition of dual-energy CT images. *IEEE Trans Med Imaging*. 2013;33(1):99-116. doi:10.1109/TMI.2013.2281719.

89. Lamb P, Sahani D V, Fuentes-Orrego JM, Patino M, Ghosh A, Mendonça PRS. Stratification of patients with liver fibrosis using dual-energy CT. *IEEE Trans Med Imaging*. 2014;34(3):807-815. doi:10.1109/TMI.2014.2353044

90. Barrett T, Bowden DJ, Shaida N, Godfrey EM, Taylor A, Lomas DJ et al. Virtual unenhanced second generation dual-source CT of the liver: Is it time to discard the conventional unenhanced phase? *Eur J Radiol*. 2012;81(7):1438-1445. doi:10.1016/j.ejrad.2011.03.042

91. Kim JE, Lee JM, Baek JH, Han JK, Choi BI. Initial assessment of dual-energy CT in patients with gallstones or bile duct stones: Can virtual nonenhanced images replace true nonenhanced images? *Am J Roentgenol*. 2012;198(4):817-824. doi:10.2214/AJR.11.6972

92. Yamada Y, Jinzaki M, Tanami Y, Abe T, Kuribayashi S. Virtual monochromatic spectral imaging for the evaluation of hypovascular hepatic metastases: the optimal monochromatic level with fast kilovoltage

switching dual-energy computed tomography. *Invest Radiol*. 2012;47(5):292-298. doi:10.1097/RLI.0b013e318240a874.

93. Lv P, Lin XZ, Li J, Li W, Chen K. Differentiation of Small Hepatic Hemangioma from Small Hepatocellular Carcinoma: Recently Introduced Spectral CT Method. *Radiology*. 2011;259(3):720-729. doi:10.1148/radiol.11101425

94. Shuman WP, Green DE, Busey JM, Mitsumori LE, Choi E, Koprowics KM et al. Dual-energy liver CT: Effect of monochromatic imaging on lesion detection, conspicuity, and contrast-to-noise ratio of hypervascular lesions on late arterial phase. *Am J Roentgenol*. 2014;203(3):601-606. doi:10.2214/AJR.13.11337

95. Apfaltrer P, Meyer M, Meier C, Henzler T, Barraza JM, Dinter DJ et al. Contrast-enhanced dual-energy ct of gastrointestinal stromal tumors: Is iodine-related attenuation a potential indicator of tumor response? *Invest Radiol*. 2012;47(1):65-70. doi:10.1097/RLI.0b013e31823003d2

96. Sun T. Evaluation of hepatic steatosis using dual-energy CT with MR comparison. *Front Biosci*. 2014;19(8):1377. doi:10.2741/4288

97. Fischer MA, Gnannt R, Raptis D, Reiner CS, Clavien PA, Schmidt B et al. Quantification of liver fat in the presence of iron and iodine: An ex-vivo dual-energy CT study. *Invest Radiol*. 2011;46(6):351-358. doi:10.1097/RLI.0b013e31820e1486

98. Prokesch RW, Chow LC, Beaulieu CF, Bammer R, Jeffrey Jr RB. Isoattenuating pancreatic adenocarcinoma at multi–detector row CT: secondary signs. *Radiology*. 2002;224(3):764-768. doi:10.1148/radiol.2243011284

99. Macari M, Spieler B, Kim D, Graser A, Megibow AJ, Babb J et al. Dual-source dual-energy MDCT of pancreatic adenocarcinoma: Initial observations with data generated at 80 kVp and at simulated weighted-average 120 kVp. *Am J Roentgenol*. 2010;194(1):w27-w32. doi:10.2214/AJR.09.2737

100. McNamara MM, Little MD, Alexander LF, Van Carroll L, Mark Beasley T, Morgan DE. Multireader evaluation of lesion conspicuity in small pancreatic adenocarcinomas: complimentary value of iodine material density and low keV simulated monoenergetic images using multiphasic rapid kVp-switching dual energy CT. *Abdom Imaging*. 2015;40(5):1230-1240. doi:10.1007/s00261-014-0274-y

101. Silva AC, Morse BG, Hara AK, Paden RG, Hongo N, Pavlicek W. Dual-Energy (Spectral) CT: Applications in Abdominal Imaging. *RadioGraphics*. 2011;31(4):1031-1046. doi:10.1148/rg.314105159

102. Skolarikos A, Laguna MP, De La Rosette JJMCH. Conservative and radiological management of simple renal cysts: A comprehensive review. *BJU Int*. 2012;110(2):170-178. doi:10.1111/j.1464-410X.2011.10847.x

103. Mileto A, Sofue K, Marin D. Imaging the renal lesion with dual-energy multidetector CT and multi-energy applications in clinical practice: what can it truly do for you? *Eur Radiol*. 2016;26(10):3677-3690. doi:10.1007/s00330-015-4180-7

104. Shekarriz B, Stoller ML. Uric acid nephrolithiasis: current concepts and controversies. *J Urol*. 2002;168(4 Part 1):1307-1314.

105. Primak AN, Fletcher JG, Vrtiska TJ, Dzyubak OP, Lieske JC, Jackson ME et al. Noninvasive Differentiation of Uric Acid versus Non-Uric Acid Kidney Stones Using Dual-Energy CT. *Acad Radiol*. 2007;14(12):1441-1447. doi:10.1016/j.acra.2007.09.016

106. 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):813-820. doi:10.1148/radiol.2503080545

107. Wisenbaugh ES, Paden RG, Silva AC, Humphreys MR. Dual-energy vs conventional computed tomography in determining stone composition. *Urology*. 2014;83(6):1243-1247. doi:10.1016/j.urology.2013.12.023

108. Takahashi N, Hartman RP, Vrtiska TJ, et al. Dual-energy CT iodine-subtraction virtual unenhanced technique to detect urinary stones in an iodine-filled collecting system: A phantom study. *Am J Roentgenol*. 2008;190(5):1169-1173. doi:10.2214/AJR.07.3154

109. Bovio S, Cataldi A, Reimondo G, Sperone P, Novello S, Berruti A et al. Prevalence of adrenal incidentaloma in a contemporary computerized tomography series. *J Endocrinol Invest*. 2006;29(4):298-302. doi:10.1007/BF03344099

110. Lee MJ, Hahn PF, Papanicolaou N, Egglin TK, Saini S, Mueller PR et al. Benign and malignant adrenal masses: CT distinction with attenuation coefficients, size, and observer analysis. *Radiology*. 1991;179(2):415-418. doi:10.1148/radiology.179.2.2014283

111. Boland GWL, Lee MJ, Gazelle GS, Halpern EF, McNicholas MMJ, Mueller PR. Characterization of adrenal masses using unenhanced CT: An analysis of the CT literature. *Am J Roentgenol*. 1998;171(1):201-204. doi:10.2214/ajr.171.1.9648789

112. Kim YK, Park BK, Kim CK, Park SY. Adenoma Characterization: Adrenal Protocol with Dual-Energy CT. *Radiology*. 2013;267(1):155-163.

doi:10.1148/radiol.12112735

113. Laks S, Macari M, Chandarana H. Dual-Energy Computed Tomography Imaging of the Aorta After Endovascular Repair of Abdominal Aortic Aneurysm. *Semin Ultrasound, CT MRI*. 2010;31(4):292-300. doi:10.1053/j.sult.2010.05.003

114. Stolzmann P, Frauenfelder T, Pfammatter T, Peter N, Scheffel H, Lachat M et al. Endoleaks after Endovascular Abdominal Aortic Aneurysm Repair: Detection with Dual-Energy Dual-Source CT. *Radiology*. 2008;249(2):682-691. doi:10.1148/radiol.2483080193

115. Meyer BC, Werncke T, Hopfenmüller W, Raatschen HJ, Wolf KJ, Albrecht T. Dual energy CT of peripheral arteries: Effect of automatic bone and plaque removal on image quality and grading of stenoses. *Eur J Radiol*. 2008;68(3):414-422. doi:10.1016/j.ejrad.2008.09.016

116. Graser A, Johnson TRC, Chandarana H, Macari M. Dual energy CT: Preliminary observations and potential clinical applications in the abdomen. *Eur Radiol*. 2009;19(1):13-23. doi:10.1007/s00330-008-1122-7

117. Pomerantz SR, Kamalian S, Zhang D, Gupta R, Rapalino O, Sahani DV et al. Virtual Monochromatic Reconstruction of Dual-Energy Unenhanced Head CT at 65–75 keV Maximizes Image Quality Compared with Conventional Polychromatic CT. *Radiology*. 2013;266(1):318-325. doi:10.1148/radiol.12111604

118. Yu L, Leng S, McCollough CH. Dual-energy CT-based monochromatic imaging. *AJR Am J Roentgenol*. 2012;199(5_supplement):S9-S15. doi:10.2214/AJR.12.9121.

119. Pontana F, Faivre J-B, Remy-Jardin M, Flohr T, Shmidt B, Tacelli N et al. Lung perfusion with dual-energy multidetector-row CT (MDCT): feasibility for the evaluation of acute pulmonary embolism in 117 consecutive patients. *Acad Radiol*. 2008;15(12):1494-1504. doi:10.1016/j.acra.2008.05.018

120. Bauer RW, Frellesen C, Renker M, Schell B, Lehnert T, Ackermann H et al. Dual energy CT pulmonary blood volume assessment in acute pulmonary embolism - Correlation with D-dimer level, right heart strain and clinical outcome. *Eur Radiol*. 2011;21(9):1914-1921. doi:10.1007/s00330-011-2135-1

121. Choi HK, Al-Arfaj AM, Eftekhari A, Munk PL, Shojania K, Reid G et al. Dual energy computed tomography in tophaceous gout. *Ann Rheum Dis*. 2009;68(10):1609-1612. doi:10.1136/ard.2008.099713

122. Nicolaou S, Yong-Hing CJ, Galea-Soler S, Hou DJ, Louis L, Munk P. Dual-energy CT as a potential new diagnostic tool in the management of

gout in the acute setting. *Am J Roentgenol*. 2010;194(4):1072-1078. doi:10.2214/AJR.09.2428

123. Pache G, Krauss B, Strohm P, Saueressing U, Blanke P, Bulla S et al. Dual-Energy CT Virtual Noncalcium Technique: Detecting Posttraumatic Bone Marrow Lesions—Feasibility Study. *Radiology*. 2010;256(2):617-624. doi:10.1148/radiol.10091230

124. Subhas N, Freire M, Primak AN, Polster JM, Recht MP, Davros WJ et al. CT arthrography: In vitro evaluation of single and dual energy for optimization of technique. *Skeletal Radiol*. 2010;39(10):1025-1031. doi:10.1007/s00256-010-0932-2

125. Deng K, Sun C, Liu C, Ma R. Initial experience with visualizing hand and foot tendons by dual-energy computed tomography. *Clin Imaging*. 2009;33(5):384-389. doi:10.1016/j.clinimag.2008.12.007

126. Ruzsics B, Lee H, Zwerner PL, Gebregziabher M, Costello P, Schoepf UJ. Dual-energy CT of the heart for diagnosing coronary artery stenosis and myocardial ischemia-initial experience. *Eur Radiol*. 2008;18(11):2414-2424. doi:10.1007/s00330-008-1022-x

127. Zhang L-J, Peng J, Wu S-Y, Yeh BM, Zhou C-S, Lu G-M. Dual source dual-energy computed tomography of acute myocardial infarction: correlation with histopathologic findings in a canine model. *Invest Radiol*. 2010;45(6):290-297. doi:10.1097/RLI.0b013e3181dfda60

128. 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. *Eur J Radiol*. 2008;68(3):442-445. doi:10.1016/j.ejrad.2008.07.014

129. Raju R, Thompson AG, Lee K, Precious B, Yang TH, Taylor C et al. Reduced iodine load with CT coronary angiography using dual-energy imaging: A prospective randomized trial compared with standard coronary CT angiography. *J Cardiovasc Comput Tomogr*. 2014;8(4):282-288. doi:10.1016/j.jcct.2014.06.003

130. Forghani R, De Man B, Gupta R. Dual-Energy Computed Tomography: Physical Principles, Approaches to Scanning, Usage, and Implementation: Part 2. *Neuroimaging Clin N Am*. 2017;27(3):385-400. doi:10.1016/j.nic.2017.03.003

131. Jiang XY, Zhang SH, Xie QZ, Yin ZJ,Liu QY, Zhao MD et al. Evaluation of Virtual Noncontrast Images Obtained from Dual-Energy CTA for Diagnosing Subarachnoid Hemorrhage. *AJNR Am J Neuroradiol*. 2015;36(5):855-860. doi:10.3174/ajnr.A4223

132. 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):671-681. doi:10.1148/radiol.2492071956

133. Graser A, Becker CR, Staehler M, Clevert DA, MacAri M, Nikolau K et al. Single-phase dual-energy CT allows for characterization of renal masses as benign or malignant. *Invest Radiol*. 2010;45(7):399-405. doi:10.1097/RLI.0b013e3181e33189

134. Mangold S, Thomas C, Fenchel M, Vuust M, Krauss B, Ketelsen D et al. Virtual Nonenhanced Dual-Energy CT Urography with Tin-Filter Technology: Determinants of Detection of Urinary Calculi in the Renal Collecting System. *Radiology*. 2012;264(1):119-125. doi:10.1148/radiol.12110851

135. Bae KT. Intravenous Contrast Medium Administration and Scan Timing at CT: Considerations and Approaches. *Radiology*. 2010;256(1):32-61. doi:10.1148/radiol.10090908

136. Rengo M, Bellini D, De Cecco CN, Osimani M, Vecchietti F, Caruso D et al. The optimal contrast media policy in CT of the liver. Part I: Technical notes. *Acta radiol*. 2011;52(5):467-472. doi:10.1258/ar.2011.100499

137. De Cecco CN, Muscogiuri G, Schoepf UJ, Caruso D, Wichmann J, Cannao PM et al. Virtual unenhanced imaging of the liver with third-generation dual-source dual-energy CT and advanced modeled iterative reconstruction. *Eur J Radiol*. 2016;85(7):1257-1264. doi:10.1016/j.ejrad.2016.04.012

138. Israel GM, Bosniak MA. How I Do It: Evaluating Renal Masses. *Radiology*. 2005;236(2):441-450. doi:10.1148/radiol.2362040218

139. Birnbaum BA, Jacobs JE, Ramchandani P. Multiphasic renal CT: comparison of renal mass enhancement during the corticomedullary and nephrographic phases. *Radiology*. 1996;200(3):753-758. doi:10.1148/radiology.200.3.8756927

140. Maki DD, Birnbaum BA, Chakraborty DP, Jacobs JE, Carvalho BM, Herman GT. Renal cyst pseudoenhancement: beam-hardening effects on CT numbers. *Radiology*. 1999;213(2):468-472. doi:10.1148/radiology.213.2.r99nv33468

141. Meyer M, Nelson RC, Vernuccio F, Gonzales F, Farjad AE, Patel BN et al. Virtual Unenhanced Images at Dual-Energy CT: Influence on Renal Lesion Characterization. *Radiology*. 2019;291(2):381-390. doi:10.1148/radiol.2019181100

142. Wood III CG, Stromberg III LJ, Harmath CB, Horowitz JM, Feng C, Hammond NA et al. CT and MR imaging for evaluation of cystic renal

lesions and diseases. *Radiographics*. 2015;35(1):125-141. doi:10.1148/rg.351130016

143. Silverman SG, Israel GM, Herts BR, Richie JP. Management of the Incidental Renal Mass. *Radiology*. 2008;249(1):16-31. doi:10.1148/radiol.2491070783

144. Sevcenco S, Spick C, Helbich TH, Heinz G, Shariat SF, Klingler HC et al. Malignancy rates and diagnostic performance of the Bosniak classification for the diagnosis of cystic renal lesions in computed tomography – a systematic review and meta-analysis. *Eur Radiol*. 2017;27(6):2239-2247. doi:10.1007/s00330-016-4631-9

145. Neville AM, Gupta RT, Miller CM, Merkle EM, Paulson EK, Boll DT. Detection of Renal Lesion Enhancement with Dual-Energy Multidetector CT. *Radiology*. 2011;259(1):173-183. doi:10.1148/radiol.10101170

146. Ho LM, Marin D, Neville AM, Barnhart HX, Gupta RT, Paulson EK et al. Characterization of adrenal nodules with dual-energy CT: Can virtual unenhanced attenuation values replace true unenhanced attenuation values? *Am J Roentgenol*. 2012;198(4):840-845. doi:10.2214/AJR.11.7316

147. Henzler T, Fink C, Schoenberg SO, Schoepf UJ. Dual-energy CT: radiation dose aspects. *AJR Am J Roentgenol*. 2012;199(5_supplement):S16-S25. doi:10.2214/AJR.12.9210

148. 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. *Eur J Radiol*. 2012;81(3):e398-e405. doi:10.1016/j.ejrad.2011.12.011

8. ÖZET

ÇİFT KAYNAKLI ÇİFT ENERJİLİ ABDOMİNAL BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ İLE ELDE EDİLEN SANAL VE GERÇEK KONTRASTSIZ GÖRÜNTÜLERDE ATENÜASYON DEĞERLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

Bu çalışmanın ana amacı 3. nesil çift kaynaklı çift enerjili bilgisayarlı tomografi (dsDEBT) kullanılarak elde edilen sanal ve gerçek kontrastsız görüntülerin atenüasyon değerlerinin karşılaştırılarak sanal kontrastsız görüntülerin klinik kullanımda etkinliğinin ve güvenilirliğinin belirlenmesidir. Bu çalışmada ayrıca farklı BMI değerlerinin sanal ve gerçek kontrastsız görüntüler arasındaki atenüasyon farkı üzerinde etkisinin olup olmadığı araştırılmıştır.

Çalışma retrospektif olarak tasarlanmış olup çalışmaya farklı amaçlarla dinamik abdominal BT çekilmiş 97 hasta dahil edilmiştir. BT incelemeleri tek enerjili kontrastsız görüntü (120 kVp), çift enerjili arteriyel ve venöz faz görüntüler (Tüp potansiyelleri 100 ve 150 kVp) ile elde edilmiştir. Sanal kontrastsız görüntüler ticari olarak ulaşılabilen iki farklı algoritma kullanılarak (VUE ve VNC) arteriyel (a) ve venöz (v) fazlar için ayrı ayrı oluşturulmuştur. Gerçek kontrastsız ve sanal kontrastız görüntülerden karaciğer, dalak, böbrek, safra kesesi, paraspinal kas, aort, subkutan yağ ve retroperitoneal yağdan ayrıca saptanan renal kistlerden atenüasyon ölçümleri yapılmıştır.

Gerçek ve sanal kontrastsız görüntülerin atenüasyon değerleri arasında VUEv görüntülerde böbrekte, böbrek kistlerinde ve safra kesesinde (p=0,061-0,325) istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır. Bunun dışında tüm

dokularda gerçek ve sanal kontrastsız görüntülerin atenüasyon değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmıştır (p<0,001-0,025). Hasta bazlı yapılan bireysel değerlendirmede sanal ve gerçek kontrastsız görüntüler arasındaki atenüasyon farkının 10 HU ve daha yüksek olduğu olguların yüzdesi kullanılan algoritmaya bağlı olarak böbrek parankimi, böbrek kisti ve safra kesesi için %3-8 arasında değişirken yağ doku için bu oranın yaklaşık %90 seviyelerine çıkabildiği saptanmıştır. Gerçek ve sanal kontrastsız görüntülerin atenüasyon farkları ile BMI arasında aort ve paraspinal kas dışında anlamlı korelasyon saptanmamıştır. Gerçek kontrastsız görüntülerin çekim protokolünden çıkartılmasıyla elde edilecek tahmini doz azaltımı (DLP) ortalama yaklaşık %23 olarak hesaplanmıştır.

Sonuç olarak bu çalışma 3. nesil dsDEBT ile elde edilen sanal kontrastsız görüntülerin gerçek ve sanal kontrastsız görüntüler arasındaki atenüasyon farkı ve değişkenliği nedeniyle klinik pratikte gerçek kontrastsız görüntülerin yerini bu aşamada bütünüyle alamayacağını gösterse de böbrek parankimi ve kistik lezyonların değerlendirmesi söz konusu olduğunda başarılı sonuçlar elde edildiği belirtilmelidir.

Anahtar Kelimeler: Sanal kontrastsız görüntüleme, Çift (Dual) enerjili BT, Abdomen

9. SUMMARY

COMPARISON OF ATTENUATION VALUES IN TRUE AND VIRTUAL UNENHANCED IMAGES OBTAINED WITH DUAL SOURCE DUAL ENERGY ABDOMINAL COMPUTERIZED TOMOGRAPHY

The main objective of this study was to determine the effectiveness and safety of virtual unenhanced images in clinical use by comparing the attenuation values of virtual and true unenhanced images obtained with using 3rd generation dual source dual energy computed tomography (dsDECT). In this study, it is also investigated whether different body mass index (BMI) values have an effect on attenuation difference between virtual and real unenhanced images.

This study was designed retrospectively and included 97 patients who underwent dynamic abdominal CT for different purposes. CT scans were obtained with single energy noncontrast image (120 kVp), dual energy arterial and venous phase images (tube potentials 100 and 150 kVp). Virtual unenhanced images were generated separately for arterial (a) and venous (v) phases using two commercially available algorithms (VUE and VNC). Attenuation measurements were performed on true and virtual unenhanced images from liver, spleen, kidney, gallbladder, paraspinal muscle, aorta, subcutaneous fat and retroperitoneal fat also detected renal cysts.

There was a statistically significant difference between the attenuation values of true and virtual unenhanced images in all tissues ($p < 0.001$-0.025), with the exception of the VUEv images in kidney, renal cysts and gallbladder ($p = 0.061$-

0.325). According to the algorithm which is used, the percentage of cases where the difference of attenuation between virtual and true unenhanced images is 10 HU or higher in the patient-based individual evaluation varies between 3-8% for renal parenchyma, kidney cyst and gallbladder, while this ratio can reach up to 90% for adipose tissue. There was no significant correlation between BMI and attenuation differences between true and virtual unenhanced images except aorta and paraspinal muscle. The estimated dose reduction (DLP) obtained by excluding true unenhanced images from the imaging protocol was calculated to be approximately 23% on average.

In conclusion, although this study showed that the virtual unenhanced images obtained with 3rd generation dsDECT could not completely replace true unenhanced images in clinical practice due to the difference and variability of attenuation between real and virtual unenhanced images, successful results were obtained while evaluating renal parenchyma and cystic lesions should be noted.

Keywords: Virtual noncontrast images, Dual energy CT, Abdomen

10. ÖZGEÇMİŞ

Adı: Ali Can
Soyadı: YALÇIN
Doğum Yeri ve Tarihi: OSMANİYE / 03.09.1990

Eğitimi:
2014- … Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı / Ankara
2007-2013 Sütçü İmam Üniversitesi Tıp Fakültesi / Kahramanmaraş
2004-2007 Özel Biltepe Lisesi/ Osmaniye
2002-2007 Özel Biltepe İlköğretim Okulu/ Osmaniye
1997-2002 Fatih Mehmet ilköğretim Okulu / Osmaniye

Yabancı Dili: İngilizce

Üye Olduğu Bilimsel Kuruluşlar: Türk Radyoloji Derneği, European Society of Radiology, Türk Manyetik Rezonans Derneği

Bilimsel Etkinlikleri:

1. Kılıç K, Yalcin AC. Travmatik Beyin Hasarı. Türkiye Klinikleri 2016; 4:211-228, doi:10.5152/trs.2016.379
2. Yalcin AC, Barutcu B, Asfuroglu U, Oner AY. Pancreatic Adenocarcinoma and Beyond: Imaging of Solid Pancreatic Masses. RSNA 2017, Educational Exhibit, GI256-ED-X.
3. Yalcin AC, Akkan MK, Zeydanlı T, Ozer A, Ilgıt E, Onal AB, Asfuroglu U, Barutcu B. İyatrojenik Psödoanevrizmaların Balon Kateter Yardımlı NBCA Uygulaması ile Endovasküler Tedavisi. Sözlü Bildiri, TGRD, Antalya, Türkiye, 2017.
4. Barutcu B, Akkan MK, Asfuroglu U, Ilgıt E, Ozer A, Onal AB, Zeydanlı T, Yalcin AC. EVAR ve TEVAR Uygulanan Olgularda Destekleyici Tedavi Olarak Embolizasyonun Yeri. Sözlü Bildiri, TGRD, Antalya, Türkiye, 2017.