



**TC.  
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ  
TIP FAKÜLTESİ  
RADYOLOJİ ANABİLİM DALI**

**PEDİATRİK HASTALARDA YÜKSEK PİTCH KULLANILARAK  
BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ ÇEKİLMESİNİN RADYASYON  
DOZU ÜZERİNE ETKİSİ**

**Dr. Eray ATLI**

**UZMANLIK TEZİ  
Olarak Hazırlanmıştır**

**ANKARA  
2013**

**TC.  
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ  
TIP FAKÜLTESİ  
RADYOLOJİ ANABİLİM DALI**

**PEDİATRİK HASTALARDA YÜKSEK PİTCH KULLANILARAK  
BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ ÇEKİLMESİNİN RADYASYON  
DOZU ÜZERİNE ETKİSİ**

**Dr. Eray ATLI**

**UZMANLIK TEZİ  
Olarak Hazırlanmıştır**

**Tez Danışmanı  
Doç. Dr. Erhan AKPINAR**

**ANKARA  
2013**

## TEŞEKKÜR

Radyoloji eğitimimi tamamlamamda en büyük pay sahibi olan, Hacettepe Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı başkanı Prof. Dr. Macit ARIYÜREK'in şahsında bölümün tüm öğretim üyelerine ve beraber çalıştığım süre içerisinde yardımlarını ve katkılarını esirgemeyen tüm araştırma görevlisi arkadaşlarıma en içten teşekkürlerimi sunarım.

Uzmanlık tezimin oluşumunun her aşamasında hiçbir yardımı esirgemeyen Doç. Dr. Erhan AKPINAR'a gerek uzmanlık tezim için harcadığı zaman ve emek, gerekse de radyoloji eğitimime katkıları sebebi ile çok teşekkür ederim.

Tezimin hazırlamasında çok değerli katkılarından dolayı Biyoistatistik Bölümün'den Doç. Dr. Erdem KARABULUT'a teşekkür ederim. Radyoloji Anabilim Dalı teknikerleri Ahmet SOYBİLGİN ve Yasin MAVİ şahsında bölümün tüm radyoloji teknisyen ve teknikerlerine beraber çalıştığım süre içerisinde yardımları ve uyumları için teşekkür ederim.

Tüm hayatım boyunca bana her zaman destek olan annem, babam ve kardeşime, zorlu eğitim sürecinde çoğu kez zamanından çaldığım sevgili eşim Mine ATLI'ya anlayışı ve desteği için teşekkür ederim.

## ÖZET

**Atlı. E.: Pediatrik hastalarda yüksek pitch kullanılarak Bilgisayarlı Tomografi çekilmesinin radyasyon dozu üzerine etkisi, Hacettepe Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı Uzmanlık Tezi, Ankara, 2013.** Bu çalışmanın amacı çocuk hastalarda yüksek pitch modu ile elde edilmiş toraks ve abdomen BT incelemelerini, standart toraks ve abdomen BT incelemeleri ile radyasyon dozu ve görüntü kalitesi açısından karşılaştırmaktır. Ocak 2012 ile Haziran 2013 tarihleri arasında yüksek pitch modunda elde edilmiş 192 toraks (ortalama yaş 65,2 ay), 142 abdomen (ortalama yaş 52 ay) BT incelemesi çalışma grubunu oluşturmaktadır. Yüksek pitch (pitch:3) modunda BT'ler 64-kesitli Çift Tüplü BT'de gerçekleştirilmiştir. Karşılaştırılmanın yapıldığı standart pitch (<1,5) ile elde edilmiş 57 toraks (ortalama yaş 74,6 ay), 54 abdomen (ortalama yaş 54,2 ay) BT incelemesi kontrol grubunu oluşturmaktadır. Her iki grupta tarama protokolleri klinik endikasyon ve hasta ağırlığına göre ayarlandı. Her iki grupta, toraks incelemelerinde aort kapağı seviyesinden geçen kesitlerden, abdomen incelemelerinde umblikal seviyeden geçen kesitlerden anteroposteriyor (APÇ) ile lateral (LÇ) vücut çapı ölçüldü ve efektif çap (EÇ) hesaplandı. Her iki grupta, tarama süresi (TS) ile uzunluğu (TU), kalitatif (subjektif gürültü, tanısal güvenilirlik ve hasta hareketi, solunum, kalp ya da barsak hareketine bağlı artefaktlar) ve kantitatif ölçümler (toraks tetkiklerinde inen aorta, omuz çevresi kasları ve toraks dışından; abdomen tetkiklerinde karaciğer, abdominal aorta, psoas kası ve abdomen dışından dansite ölçümleri), *CTDIvol*, DLP, boyuta özgü doz tahminleri (AAPM tarafından 204 no'lu raporda verilen konversiyon katsayıları kullanılarak hesaplandı) belirlendi. Karşılaştırmalar *chi-square* testi, *independent sample t* testi and Mann-Whitney U testi kullanılarak yapıldı. Toraks tetkiklerinde her iki grup yaş, APÇ, LÇ, EÇ açısından benzerdi. Yüksek pitch toraks BT'nin TS'si ortalama 1.19 s iken, standart BT'de TS ortalama 7,09 s'di. Standart pitch ile karşılaştırıldığında yüksek pitch Toraks BT'de radyasyon dozu % 50 oranında azaldı (1,94 ve 4,16 mGy, EÇ'ye göre boyuta özgü doz tahmini); yüksek pitch modunda *CTDIvol*, DLP ve boyuta özgü doz tahminleri anlamlı olarak daha düşük bulundu ( $p<0.001$ ).Yüksek pitch modunda Toraks BT incelemelerinde subjektif gürültünün tanısal güvenilirlik üzerine herhangi bir etkisi olmadı. Toraks BT incelemelerinde kantitatif ölçümler her iki grup arasında benzerdi. Yüksek pitch

görüntüleme hastaya, kalp hareketi ya da solunuma bağlı artefakt daha az gözlendi ( $p<0.001$ ). Abdomen tetkiklerinde her iki grup yaş, APÇ, LÇ, EÇ ve TU açısından benzerdi. Yüksek pitch abdomen BT'nin TS'si ortalama 1.59 s iken, standart pitch modlu BT'de TS ortalama 10,9 s'di. Standart pitch ile karşılaştırıldığında yüksek pitch abdomen BT'de radyasyon dozu % 60 oranında azaldı ( 1,86 ve 4,74 mGy, EÇ'ye göre SSDE); yüksek pitch modunda *CTDIvol*, DLP ve boyuta özgü doz tahminleri anlamlı olarak daha düşük bulundu ( $p<0.001$ ). Yüksek pitch abdomen BT'de subjektif gürültünün tanısal güvenilirlik üzerine herhangi bir etkisi olmadı. Kantitatif ölçümler açısından çalışma ve kontrol grubu birbirinden farklıydı. Yüksek pitch modundaki görüntüleme hasta ya da barsak hareketine bağlı artefakt daha az gözlendi ( $p<0.001$ ). Yüksek pitch toraks ve abdomen BT, standart BT ile karşılaştırıldığında tarama süresini belirgin kısaltmakta ve radyasyon dozunu önemli ölçüde azaltmaktadır.

**Anahtar kelimeler:** Pediatrik toraks ve abdomen BT, yüksek pitch, boyuta özgü doz tahmini, düşük radyasyon dozu.

## ABSTRACT

**Ath, E.: High pitch Computed Tomography effect on radiation dose in pediatric patients, Hacettepe University Faculty of Medicine, Thesis in Radiology, Ankara, 2013.** The aim of this study is to assess radiation dose reduction and image quality with high-pitch dual source CT in comparison with standard pitch with pediatric thorax and abdominal CT. Between January 2012 and June 2013, a total of 192 patients (median age 65,2 months) underwent high pitch thorax CT and 142 patients (median age 52 months) underwent high pitch abdominal CT in this study. High-pitch (value:3) mode CT was performed with 64-slice DSCT. This was compared to a group of 57 patients (median age 74,6 months) who underwent standard thorax CT (pitch: <1.5) and a group of 54 patients (median age 54,2 months) who underwent standard abdominal CT (pitch: <1.5). Scanning protocols were adjusted for clinical indication and patient weight in both groups. At aortic valve in thorax and at the umbilical level in abdomen anteroposterior (APD) and lateral (LD) diameters were measured in all patients and effective diameter (ED) was calculated. Scan time (ST) and length (SL), qualitative (subjective noise, diagnostic confidence and artifacts related to patient, respiratory, cardiac or bowel movement) and quantitative (density measurements from: descending aorta, muscles around shoulder and outside of thorax in thorax; liver, abdominal aorta, psoas muscle and outside of abdominal wall in abdomen) assessment, CTDIvol, DLP, size specific dose estimate (SSDE, calculated by using conversion factors given by AAPM at report no: 204) were assessed in both groups. Comparisons were made by using chi-square test, independent sample t test and Mann-Whitney U test. Both patient groups at thorax CT were similar with respect to age, APD, LD and ED. Mean ST of high-pitch thorax CT was 1.19 s, while it was 7,09 s in standard pitch mode CT. In comparison with standard pitch mode, high pitch mode of DSCT reduced radiation exposure by 50% (SSDE according to ED 1,94 and 4,16 mGy). CTDIvol, DLP and SSDE parameters were significantly lower in high pitch mode ( $p < 0.001$ ). Subjective noise on high pitch thoracic imaging did not have any effect on diagnostic confidence and quantitative measures were similar among both types of imaging. Less artifacts, either related to patient movement, cardiac or respiratory were observed with high pitch imaging ( $p < 0.001$ ). Both patient groups at abdominal CT

were similar with respect to age, APD, LD, ED and SL. Mean ST of high-pitch abdominal CT was 1.59 s, while it was 10,9 s in standard pitch mode CT. In comparison with standard pitch mode, high pitch mode of DSCT reduced radiation exposure by 60% (size specific dose estimation according to ED 1,86 and 4,74 mGy). CTDIvol, DLP and SSDE parameters were significantly lower in high pitch mode ( $p < 0.001$ ). Subjective noise on high pitch abdominal imaging did not have any effect on diagnostic confidence and quantitative measures were different among both types of imaging. Less artifacts, either related to patient or bowel movement were observed with high pitch imaging ( $p < 0.001$ ). The use of high pitch DSCT at thoracic and abdominal pediatric imaging significantly decreases scan times and radiation exposure when compared to standard CT.

**Keywords:** Pediatric thorax and abdominal CT, high pitch, size specific dose estimation, low radiation dose.

## İÇİNDEKİLER

	<b>Sayfa</b>
TEŞEKKÜR	iii
ÖZET	iv
ABSTRACT	vi
İÇİNDEKİLER	viii
SİMGELER VE KISALTMALAR	xi
ŞEKİLLER	xii
GRAFİKLER	xiii
TABLolar	xiv
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1 BT'nin Evrimi	3
2.2 Çift Tüplü BT; Tasarımı, Esasları ve Yüksek Pitch Modu	3
2.3 BT ile İlişkili Kanser Riski	7
2.4 Radyasyon Dozu Ölçümleri	8
2.4.1 Genel Tanımlar	8
2.5 BT'de Kullanılan Radyasyon Dozu Parametrelerinin Tanımları	9
2.5.1 Bilgisayarlı Tomografi doz indeksi (CTDI)	9
2.5.2 Doz uzunluk çarpımı (DLP)	14
2.5.3 Efektif Doz (ED)	15
2.6 Boyuta Özgü Doz Tahmini (SSDE), Boyut ile İlişkili Kavramlar	16
2.6.1 Hasta Boyutuna İlişkin Kavramlar	16



	<b>Sayfa</b>
2.6.2 SSDE nasıl hesaplanır?	17
3. GEREÇ ve YÖNTEM	21
3.1 Toraks BT Grubu	21
3.1.1 Hastalar	21
3.1.2 BT Protokolü	21
3.1.3 Görüntü Kalitesinin Değerlendirilmesi	21
3.1.4 Tarama Zamanı ve Uzunluğu	22
3.1.5 Radyasyon Dozu	23
3.1.6 İstatistiksel Analiz	23
3.2 Abdomen BT Grubu	23
3.2.1 Hastalar	23
3.2.2 BT Protokolü	23
3.2.3 Görüntü Kalitesinin Değerlendirilmesi	24
3.2.4 Tarama Zamanı ve Uzunluğu	25
3.2.5 Radyasyon Dozu	25
3.2.6 İstatistiksel Analiz	25
4. BULGULAR	26
4.1 Toraks BT Grubu	26
4.1.1 Demografik Özellikler ve Hastalara ait Parametreler	26
4.1.2 Görüntü Kalitesi	26
4.1.3 Tarama Zamanı ve Uzunluğu	29
4.1.4 Radyasyon Dozu Parametreleri ve Boyuta Özgü Doz Tahminleri	29
4.2 Abdomen BT Grubu	32

	<b>Sayfa</b>
4.2.1 Demografik Özellikler ve Hastalara ait Parametreler	32
4.2.2 Görüntü Kalitesi	33
4.2.3 Tarama Zamanı ve Uzunluğu	36
4.2.4 Radyasyon Dozu Parametreleri ve Boyuta Özgü Doz Tahminleri	36
5. TARTIŞMA	39
6. ÇALIŞMANIN LİMİTASYONLARI	44
7. SONUÇ	45
KAYNAKLAR	46
EK	
Ek 1. Etik Kurulu Onayı	
Ek 2. Olgu örnekleri	

## SİMGELER VE KISALTMALAR

<b>AAPM</b>	: <i>American Association of Physicists in Medicine</i>
<b>ALARA</b>	: <i>As low as reasonable achievable</i>
<b>APÇ</b>	: Anteroposteriyor çap
<b>BT</b>	: Bilgisayarlı Tomografi
<b>CTDI</b>	: Bilgisayarlı Tomografi doz indeksi, <i>Computed Tomography dose index</i>
<b>CTDI<sub>vol</sub></b>	: Hacimsel Bilgisayarlı Tomografi doz indeksi, <i>volume Computed Tomography dose index</i>
<b>CTDI<sub>w</sub></b>	: Ağırlıklı Bilgisayarlı Tomografi doz indeksi, <i>weighted Computed Tomography dose index</i>
<b>ÇKBT</b>	: Çok Kesitli Bilgisayarlı Tomografi
<b>ÇTBT</b>	: Çift Tüplü Bilgisayarlı Tomografi
<b>DLP</b>	: Doz uzunluk çarpımı, <i>Dose length product</i>
<b>EÇ</b>	: Efektif çap
<b>ED</b>	: Efektif doz
<b>EKG</b>	: Elektrokardiyografi
<b>FDA</b>	: İlaç ve Gıda Dairesi, <i>Food and Drug Administration</i>
<b>FOV</b>	: Görüntüleme alanı, <i>Field of view</i>
<b>HU</b>	: Hounsfield Ünitesi, Hounsfield Unit
<b>KBTA</b>	: Koroner Bilgisayarlı Tomografi anjiyografi
<b>LÇ</b>	: Lateral çap
<b>PMMA</b>	: Polimetilmetakrilat
<b>ROI</b>	: <i>Region of interest</i>
<b>SD</b>	: Standart sapma, <i>standard deviation</i>
<b>SI</b>	: Uluslararası birim sistemi
<b>S/G</b>	: Sinyal gürültü oranı, <i>signal to noise ratio</i>
<b>SSDE</b>	: Boyuta özgü doz tahmini, <i>size specific dose estimation</i>
<b>SPSS</b>	: <i>Statistical Package for the Social Sciences</i>

## ŞEKİLLER

	<b>Sayfa</b>
<b>Şekil 2.2.1.</b> Birinci kuşak Çift tüplü BT sisteminin geometrisi	4
<b>Şekil 2.2.2.</b> İkinci kuşak Çift tüplü BT sisteminin geometrisi	5
<b>Şekil 2.2.3.</b> Çift tüplü BT ile z-ekseninde 3 pitch değeri ile spiral görüntüleme	7
<b>Şekil 2.5.1.1.</b> BT çekimden sonra tetkike ait hasta dozlarını içeren bilgi sayfası	9
<b>Şekil 2.6.1.1.</b> Toraks ve abdomende örnek LÇ ve APÇ ölçümü	17
<b>Şekil 3.1.3.1.</b> Toraksta objektif değerlendirme	22
<b>Şekil 3.2.3.1.</b> Abdomende objektif değerlendirme	25
<b>Şekil 4.1.2.1.</b> Kontrol grubunda toraks BT’de artefakt değerlendirilmesi örnekleri	27
<b>Şekil 4.2.2.1.</b> Kontrol grubunda abdomen BT artefakt örneği.	34

## GRAFİKLER

### Sayfa

<b>Grafik 4.1.4.1.</b> Toraks BT grubunda efektif çap, efektif çap ile ilişkili boyuta özgü doz tahmini ilişkisi	31
<b>Grafik 4.1.4.2.</b> Toraks BT grubunda efektif çap, DLP ilişkisi	32
<b>Grafik 4.2.4.1.</b> Abdomen BT grubunda efektif çap, efektif çap ile ilişkili boyuta özgü doz tahmini ilişkisi	37
<b>Grafik 4.2.4.2.</b> Abdomen BT grubunda efektif çap, DLP ilişkisi	38

## TABLOLAR

	Sayfa
<b>Tablo 2.2.1.</b> ÇTBT sistemlerinin özellikleri	3
<b>Tablo 2.2.2.</b> Tek tüplü BT’de CTDI <sub>vol</sub> (hacimsel Bilgisayarlı Tomografi doz indeksi) ile pitch arasındaki ilişki	6
<b>Tablo 2.6.2.1.</b> CTDI <sub>vol</sub> değerleri için 32 cm çaplı referans fantom kullanıldığında SSDE hesaplanmasında kullanılan konversiyon katsayıları	19
<b>Tablo 2.6.2.2.</b> CTDI <sub>vol</sub> değerleri için 16 cm çaplı referans fantom kullanıldığında SSDE hesaplanmasında kullanılan konversiyon katsayıları	20
<b>Tablo 4.1.1.1.</b> Toraks BT incelemesi yapılan çalışma ve kontrol grubunda hasta boyutları	26
<b>Tablo 4.1.2.1.</b> Çalışma ve kontrol grubunda Toraks BT incelemelerinde artefakt skorlamasının yüzde olarak dağılımı	27
<b>Tablo 4.1.2.2.</b> Toraks BT incelemesi yapılan çalışma ve kontrol grubunda ortalama <i>mean</i> değerleri	28
<b>Tablo 4.1.2.3.</b> Toraks BT incelemesi yapılan çalışma ve kontrol grubunda ortalama standart sapma (SD) değerleri	28
<b>Tablo 4.1.2.4.</b> Toraks BT incelemesi yapılan çalışma ve kontrol grubunda ortalama S/G değerleri	28
<b>Tablo 4.1.4.1.</b> Çalışma ve kontrol grubu Toraks BT radyasyon dozu değerleri	30
<b>Tablo 4.2.1.1.</b> Abdomen BT incelemesi yapılan çalışma ve kontrol grubunda hasta boyutları	33

<b>Tablo 4.2.2.1.</b> Çalışma ve kontrol grubunda Abdomen BT incelemelerinde artefakt skorlamasının yüzde olarak dağılımı	34
<b>Tablo 4.2.2.2.</b> Abdomen BT incelemesi yapılan çalışma ve kontrol grubunda ortalama <i>mean</i> değerleri	35
<b>Tablo 4.2.2.3.</b> Abdomen BT incelemesi yapılan çalışma ve kontrol grubunda ortalama standart sapma (SD) değerleri	35
<b>Tablo 4.2.2.4.</b> Abdomen BT incelemesi yapılan çalışma ve kontrol grubunda ortalama S/G değerleri	35
<b>Tablo 4.2.4.1.</b> Çalışma ve kontrol grubu Abdomen BT radyasyon dozu değerleri	37

## 1. GİRİŞ ve AMAÇ

1972 yılında klinik kullanıma giren Bilgisayarlı Tomografi (BT) X-ışınlarını kullanarak vücudun kesitsel görüntülerini bilgisayar aracılığı ile elde eder. BT, yüksek uzaysal ve zamansal çözünürlüğü, bütün organ ve sistemleri kapsayan tanısal gücü nedeniyle her tür, acil olsun olmasın, hastalığın ayırıcı tanısında, tedavi planlamasında, kontrol, izleminde ve hatta taramasında kullanılmaktadır. BT'nin kısa sürede çekilmesi ve kolay ulaşılabilir olması avantajları iken, iyonlaştırıcı radyasyon kaynağı olması ise dezavantajıdır. BT kaynaklı hasta dozunun yüksek olduğu bilinmesine rağmen (1) BT'nin kullanım sahası gün geçtikçe de artış göstermektedir. Bu da, bazı ülkelerde tanısal radyoloji nedenli maruz kalınan toplam doz oranlarını yaklaşık % 3-7'den, % 41'lere kadar çıkmasına katkıda bulunmuştur (2, 3). BT, tüm X-ışını incelemelerinin oldukça az bir kısmını (% 10) oluşturmasına rağmen, popülasyon dozuna en fazla katkıyı sağlayan tanısal incelemedir (1). BT incelemelerinin yaklaşık % 2-5'i çocuklara yapılmaktadır (4, 5). Yıllar içinde doğal olarak çocuk hastalarda da çekilen BT tetkiklerinin sayısı artış göstermiştir. Çocukların, erişkinlere göre X-ışınlarına daha duyarlı olması ve uzun yaşam beklentisi nedeniyle BT'nin çocuklarda kullanımını daha fazla duyarlılığı beraberinde getirmektedir. Amerika Birleşik Devletlerinde, FDA (Gıda ve İlaç Dairesi, *Food and Drug Administration*) özellikle çocuk ve genç erişkin hastalar için BT çekimi esnasında radyasyon dozunu olabildiğince düşük tutmak amacıyla bir dizi öneri yayınlamıştır. Bu önerilerinde, her bireyin kilo ve boyuna göre uygun BT parametrelerinin ayarlanmasının önemini vurgulamışlardır (6).

Son teknolojik gelişmeler sonucunda çocuk hastalarda BT kaynaklı radyasyon dozları belirgin azalmıştır. Taranan sahanın sınırlandırılması, tüp voltaj ve akımının düşürülmesi gibi basit teknikler, tüp akım modifikasyonu (7-9), adaptif kesit kolimasyonu (10) ve iteratif rekonstrüksiyon algoritmeleri gibi daha gelişmiş tekniklerin kullanılması ile doz azaltılması değişik şekillerde sağlanabilir (11).

Hasta dozuna etkisi olan diğer bir faktör ise pitch kavramıdır (12). Pitch, gantrinin 360 derecelik dönüşü sırasındaki masa hızının, tüpten çıkan X-ışını kalınlığına (kolimasyon) oranıdır. Pitch değerinin artması ile masa hızı artar ve daha kısa zamanda görüntüleme gerçekleşir. Böylece maruz kalınan radyasyon dozu azalır. Han ve ark. (13) yüksek pitch (pitch:2,25-3,4) ile elde edilen BT



incelemelerinde, standart pitch (<1,5) ile elde edilmiş incelemelere göre maruz kalınan radyasyon dozunda belirgin azalma saptamışlardır. Öyle ki bir incelemede maruz kalınan doz, yıllık maruz kalınan çevresel radyasyon dozunu 3 mSv kabul edersek, 2 haftalık çevresel radyasyon dozuna ya da New York'tan Los Angeles'e gidiş dönüş yapılan 2 uçak yolculuğunda maruz kalınan doza denk gelmektedir. Benzer şekilde Lell ve arkadaşları da yüksek pitch modu ile düşük radyasyon dozunda görüntüleme yapabilmıştır (14).

Tüm teknolojik gelişmeler ışığında bugün gelinen nokta da yeterli görülmemekte, "ALARA" (15) (*as low as reasonable achievable*) prensipleri ışığında arayışlar devam etmektedir.

Değişik çalışmalarda çocuk ve erişkin hastalarda Çift Tüplü BT (ÇTBT) ile yüksek pitch modunda düşük radyasyon dozlarında tanısal kalitede görüntülemeler etkili biçimde yapıldı. Bugününe kadar literatürde çocuk hastalarda abdomen görüntülemesinde bu yeni tekniğin kullanımı ile ilgili herhangi bir çalışmaya rastlamadık. Bu çalışmadaki amacımız çocuk hastalarda yüksek pitch modu ile elde edilmiş toraks ve abdomen BT incelemelerini, standart toraks ve abdomen BT incelemeleri ile radyasyon dozu ve görüntü kalitesi açısından karşılaştırmaktır.

**Hipotez:** Çocuk hastalarda yüksek pitch modu ile toraks ve abdomen BT incelemesi yapılması radyasyon dozunu azaltır mı?

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1 BT'nin Evrimi

Bir gantri içerisinde X-ışını kaynağı ve karşısında konumlanan dedektörü ile BT cihazları helikal taramanın bulunduğu 1989 yılına kadar aksiyel kesitler almaktaydı. 1989 yılından sonra helikal tarama yapabilme yeteneğini kazanan BT, 1991 yılında 1 mm'den daha ince kesit kalınlığında incelemeler yapabilmıştır. Aynı yıl günümüzde kullanılan Çok Kesitli BT (ÇKBT)'lerin öncüsü olan iki dedektörlü helikal BT geliştirilmiştir. 1995 yılında gantri dönüş zamanı 1 s'nin altına, 1998 yılında ise 0.4 s'ye inmiştir. 1998 yılında da ilk çok kesitli BT sistemleri klinik kullanıma girmiştir (16). Aynı yıl 4 kesitli, 2001 yılında 8 kesitli, 2002 yılında 16 kesitli, 2004 yılında ise 64 kesitli BT'ler geliştirilmiştir. 2006 yılında ise gantri içerisinde tüp-dedektör çifti sayısını ikiye çıkaran 64 kesitli çift tüplü BT'ler klinik kullanıma girmiştir. 2007 yılında 128 ve 256 kesitli cihazlar geliştirilmiştir. 2008 yılına geldiğimizde ÇTBT teknolojisi bir basamak daha atlayarak, 128 kesitli ÇTBT'ler klinik kullanıma girmiştir.

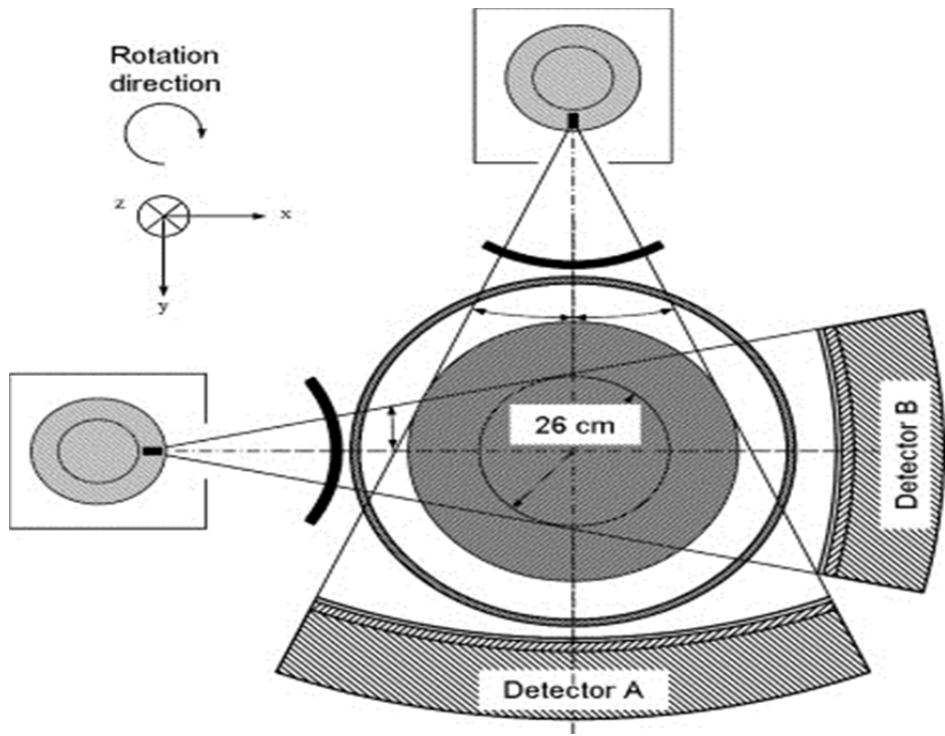
### 2.2.Çift Tüplü BT; Tasarımı, Esasları ve Yüksek Pitch Modu

Çift tüplü BT, üçüncü nesil BT sistemidir. Tek tüp ve dedektör çiftinden oluşan daha önceki nesilden farklı olarak, iki adet tüp-dedektör çiftinden oluşur. Üçüncü nesil BT sisteminin fikri, BT'nin klinik kullanıma girmesinden yalnızca birkaç yıl sonra öne sürülmüştür (17, 18). ÇTBT'ler de kendi içerisinde birinci ve ikinci kuşak ÇTBT olmak üzere iki farklı kuşağa ayrılır. ÇTBT sisteminin özellikleri Tablo 2.2.1'de görülmektedir.

**Tablo 2.2.1.** ÇTBT sistemlerinin özellikleri.

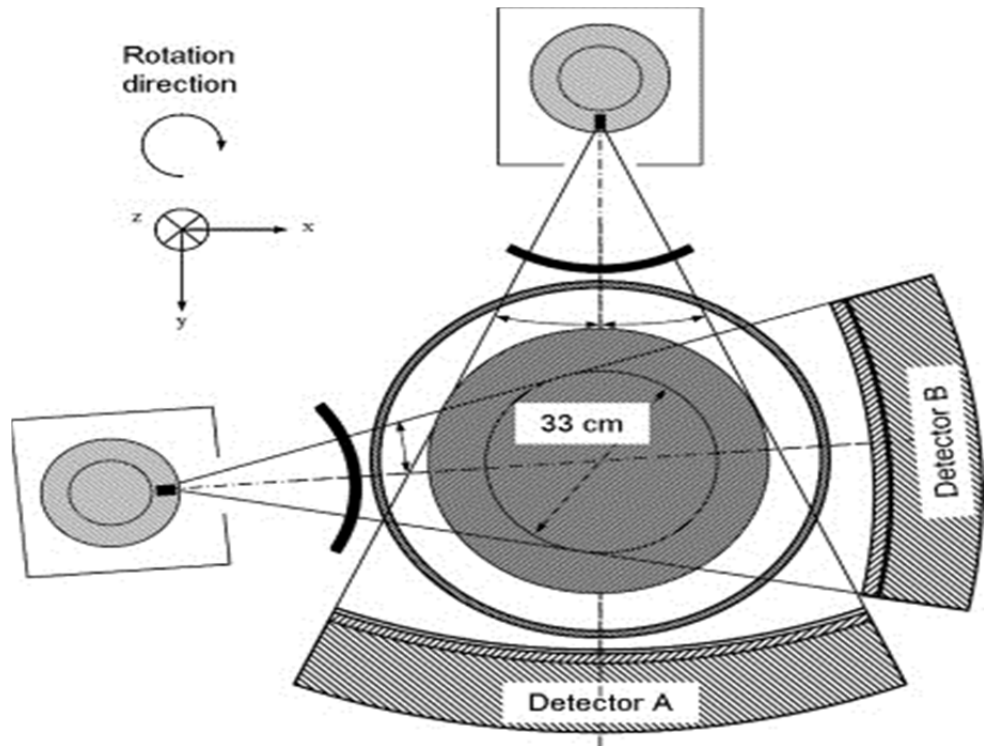
Cihaz	Çift Tüplü BT Sistemleri	
	64 kesitli ÇTBT	128 kesitli ÇTBT
Kuşak	Birinci	İkinci
Dedektör konfigürasyonu	2 x 32 x 0.625	2 x 64 x 0.625
Field of view (FOV) (cm)	26	33
Gantri rotasyon zamanı (ms)	330	280

**Birinci kuşak ÇTBT sistemi:** Bir gantri içerisinde, birbirine göre 90 derece açıyla yerleştirilmiş iki adet tüp-dedektör çiftinden oluşur (Şekil 2.2.1). Tüp-dedektör sisteminin bir tanesinin (dedektör A) görüntüleme alan çapı 50 cm iken, sistemin geometrisi nedeniyle diğerinin (dedektör B) görüntüleme alan çapı 26 cm'dir. Altmış dört kesitli iki dedektörden oluşan bu sistemde kolimasyon 32 x 0,6 mm'dir. Gantrinin bir tur dönüşü 0,33 s'dir. Temporal çözünürlük 83 ms'dir ve *z-flying focal spot*a sahiptir (Definition, Siemens Medical Systems; Erlangen, Germany) (19).



**Şekil 2.2.1.** Birinci kuşak Çift tüplü BT sisteminin geometrisi. Gantri içerisinde birbirine göre 90 derece açı ile yerleştirilmiş iki tüp ve karşılarında dedektörleri (19).

**İkinci kuşak ÇTBT sistemi:** Birinci kuşaktan farklı olarak, gantri içerisine tüp dedektör sistemleri birbirine göre 95 derece açıyla yerleştirilmiş, böylece daha küçük bir görüntüleme alan çapına sahip dedektörün görüntüleme alan çapı 26 cm'den 33 cm'ye çıkmıştır (Şekil 2.2.2). Ayrıca 128 kesitli sistemlerde, dedektör genişliği artmış, kolimasyon 64 x 0,6 mm olmuştur. Gantrinin bir tur dönüşü hızlanarak, 0,28 s olmuştur. Temporal çözünürlük 75 ms'ye düşmüştür ve *z-flying focal spot* da sahiptir (Definition Flash, Siemens Medical Systems) (19).



**Şekil 2.2.2.** İkinci kuşak Çift tüplü BT sisteminin geometrisi. Gantri içerisine birbirine göre 95 derece açı ile yerleştirilmiş iki tüp ve karşılarında dedektörleri (19).

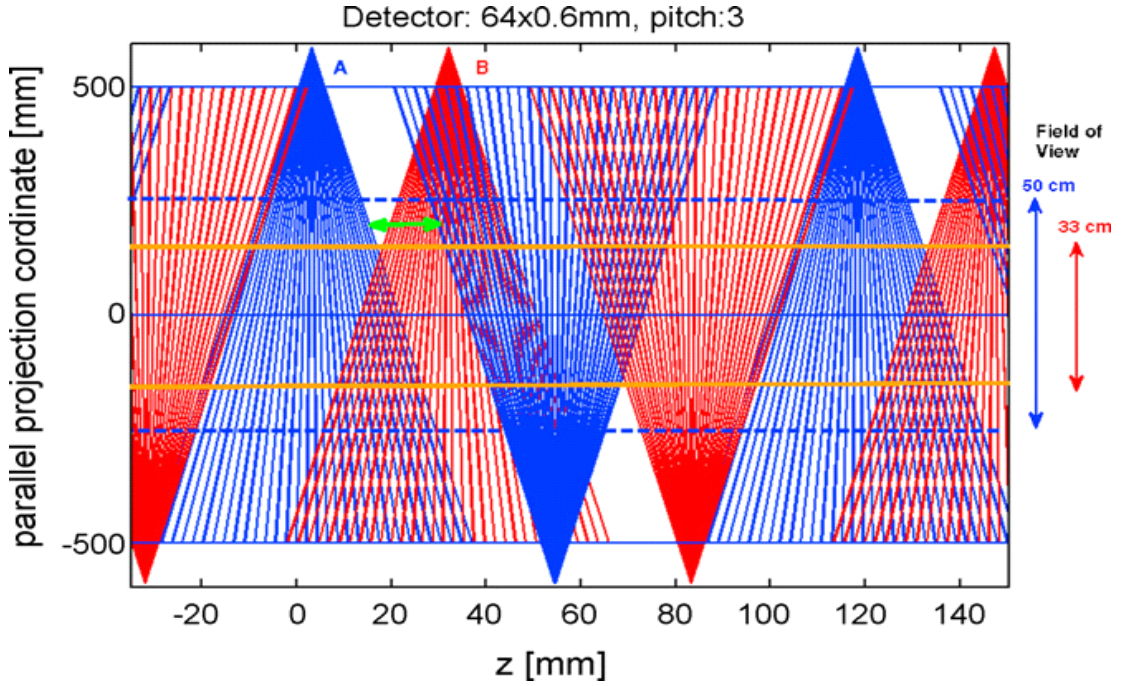
**Yüksek Pitch Modu:** Pitch helikal BT'lerin kullanıma girmesi ile ortaya çıkmış bir kavramdır ve gantrinin 360 derecelik rotasyonu sırasındaki masa hızının tüpten çıkan X-ışını kalınlığına oranıdır. Pitch'in hasta dozuna doğrudan etkisi vardır. Pitch arttığı zaman, masa hızı arttığı için, X-ışını demetinin tarama sırasında herhangi bir noktada harcadığı zaman azalır. Pitch arttığı zaman radyasyon dozunun azaldığı fantom ve termoluminesent dozimetreler kullanılarak gösterilmiştir.  $CTDI_{vol}$  ile pitch arasındaki ilişki Tablo 2.2.2'de görülmektedir (12).

**Tablo 2.2.2.** Tek tüplü BT’de  $CTDI_{vol}$  (hacimsel Bilgisayarlı Tomografi doz indeksi) ile pitch arasındaki ilişki (Diğer tüm parametreler sabit tutulmuştur.) (12).

Pitch	$CTDI_{vol}$ , 16 cm’lik fantom için (mGy)	$CTDI_{vol}$ , 32 cm’lik fantom için (mGy)
0.5	80	36
0.75	53	24
1	40	18
1.5	27	12
2	20	9

Yüksek pitch modu, kullanıma ikinci kuşak ÇTBT (Definition Flash, Siemens Medical Systems)’lerin klinik kullanıma girmesi ile mümkün olmuştur. Bu yeni teknik, yazılımsal bir özellik olup, ilgili yazılımın yüklenmesi ile birinci kuşak ÇTBT (Definition, Siemens Medical Systems; Erlangen, Germany)’de kullanılmaktadır.

Tek tüplü çok kesitli BT’lerde boşluk olmadan z ekseninde görüntüleme (tarama) en fazla 1,5 pitch değeri ile mümkündür. Bir tane X-ışını kaynağı ve dedektör çiftinden oluşan sistemlerde (tek tüplü BT’ler), pitch değerinin 1,5’den büyük olduğu değerlerde yapılan spiral taramalarda z-ekseninde kesitler arasında boşluklar meydana gelmektedir, bu da oluşan görüntülerde distorsiyona yol açmaktadır. ÇTBT sistemleri ile ikinci bir X-ışını tüpü ve dedektör çiftinin varlığı (dedektör B), 3,4’e kadar pitch değerlerinde z ekseninde boşluksuz tarama ve görüntülemenin distorsiyonsuz olmasını sağlamaktadır (Şekil 2.2.3) (19).



**Şekil 2.2.3.** Çift tüplü BT ile z-ekseninde 3 pitch değeri ile spiral görüntüleme (tarama). Yalnızca bir dedektör (A) varlığında boşluklar meydana gelmektedir (yeşil ok ile gösterilen mesafe). Birinci tüp-dedektör çiftine göre 95 derece açıyla yerleştirilmiş ikinci bir tüp-dedektör sistemini, dedektör B'nin görüntüleme alanında boşluksuz görüntüleme yapmasını olanaklı kılar (19).

### 2.3 BT ile İlişkili Kanser Riski

BT tetkikinde, özellikle çocuklarda, organlara alınan radyasyon dozu artmış karsinogenez riski taşımaktadır (20). Smith-Bindman ve ark. yaptıkları çalışma ile 20 yaşında koroner BT anjiyografi (KBTA) yaptırmış yaklaşık 150 kadının birinde inceleme nedeniyle kanser gelişeceği tahmininde bulunmuşlardır. Bu risk 40 yaşındaki kadınlarda yaklaşık yarısı, 60 yaşındaki kadınlarda yaklaşık üçte biri kadardır (21). Huda ve ark., EKG (Elektrokardiyografi) kılavuzluğunda KBTA yapılan erkek ve kadın hastalarda, sırasıyla, artmış kanser riskini 1500'de 1 (%0,065) ve 600'de 1 (%0,17) olarak tahmin etmiş ve bu hastalarda görülebilecek kanserin dörtte üçünün akciğer kanseri olduğunu bildirmiştir (22). Brenner ve ark. bir yaşındaki çocuk hastada tek kesitli BT ile elde edilmiş beyin ve abdomen tetkikinde pediyatrik fatal kanser riskinin sırasıyla yaklaşık 1800'de 1 (%0,055) ve 900'de 1 (%0,11) olduğunu bildirmiştir (20). Beş yaşındaki çocukta 16 kesitli BT ile elde edilen

düşük doz toraks BT’de ömür boyu atfedilen kanser insidansı riski 1 yaşındaki çocuk hastanın abdomen BT’sine atfedilen risk ile benzerdir (%0,06). Bununla beraber yeni yapılan çalışmalarda bu risk pediyatrik KBTA tetkiklerinde daha yüksek olabilir (23, 24). Çocuklarda radyasyon ile ilişkili olarak özellikle tiroid, meme, beyin, melanom dışı deri kanseri ile lösemi riski artmıştır (23, 25).

## 2.4 Radyasyon Dozu Ölçümleri

### 2.4.1 Genel Tanımlar

**Ekspojür (Exposure):** Ekspojür, X-ışınlarının havayı iyonlaştırma yeteneği anlamına gelir. Birimi Roentgendir (R). Bu tanım belli bir noktada havadaki radyasyonun konsantrasyonunu ve havada belli bir hacimde meydana gelen iyonlaşmayı ifade eder. Bir iyonlaşma odacığı ve elektrometre ile ölçülür. Esas olarak belli bir hacimde ne kadar iyonlaşmanın olduğunu ifade eder ancak ışınlanan dokunun ne kadar ışın absorbe ettiğini belirtmez (12).

**Absorbe edilen radyasyon dozu:** Absorbe edilen radyasyon dozu, belli bir noktada birim kütlede absorbe ettiği enerjinin miktarını ifade eder. Gray (Gy) ya da Rad (rad) biriminde ölçülür ve  $1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad}$ ’dır. Esas olarak, küçük bir hacimin belli bir noktasında iyonlaştırıcı radyasyon kaynaklı ne kadarlık bir enerji emildiğini ifade eder. Bu radyasyon dozunun nerede emildiğini belirtmez. Işınlanan dokuların, göreceli radyosensivitesini ya da zararlanma riskini yansıtmaz (12).

**Efektif doz:** Efektif doz, radyasyon dozunun hangi dokuda emildiğini hesaba katar ve eşdeğer tüm vücut dozunu yansıtmaya çalışır. Sievert (Sv) ya da rem (rem) biriminde ölçülür ve  $1 \text{ Sv} = 100 \text{ rem}$ ’dir. Efektif doz hesaplanması için yöntemler geliştirilmesine rağmen, bu yöntemler ağırlıklı olarak BT tetkiklerinden radyosensitif organların dozunu tahmin etme yeteneğine bağlıdır. Bununla beraber, bu organların radyasyon dozunu belirlemek sorunlu olup, doğrudan bir ölçüm olanaklı değildir (12).

## 2.5. BT’de Kullanılan Radyasyon Dozu Parametrelerinin Tanımları

### 2.5.1 Bilgisayarlı Tomografi doz indeksi, *Computed Tomography dose index, (CTDI) (26)*

Günümüzde BT cihazları, standart olarak 2002 yılından beri, hem BT tetkiki öncesi hem de sonrasında, BT ile ilgili radyasyon dozu parametreleri olan hacimsel Bilgisayarlı Tomografi doz indeksi, *volume computed tomography dose index, (CTDI<sub>vol</sub>)* ve doz uzunluk çarpımı, *dose length product, (DLP)* indekslerini gösterir (Şekil 2.5.1.1). *Computed tomography dose index* parametresi BT dozunun hesaplanması için ilk defa 1980’li yıllarda kullanıldı (27). Yaklaşık 30 sene içerisinde bu parametrenin tanımı BT teknolojisindeki gelişmelere paralel olarak modifiye edildi ve günümüzde artık CTDI<sub>vol</sub> olarak kullanılmaktadır. Başlangıçtan günümüze bu parametrenin evrimi şöyledir.

14-Nov-2012 10:48

Ward:  
Physician:  
Operator:

Total mAs 1331    Total DLP 89 mGycm

	Scan	kV	mAs / ref.	CTDI <sub>vol</sub> mGy	DLP mGycm	TI s	cSL mm
Patient Position H-SP							
Topogram	1	80	36 mA			5.3	0.6
HP thorax	2D	100	36 / 100	1.51	46	0.33	0.6
HP abdomen	3D	100	28 / 100	1.17	43	0.33	0.6

**Şekil 2.5.1.1.** BT çekimden sonra tetkike ait hasta dozlarını içeren bilgi sayfası, hasta protokolü.



**Computed Tomography Dose Index (CTDI):** BT için başlıca doz ölçüm kavramıdır, aşağıda yer aldığı şekilde tanımlanır.

$$CTDI = \frac{1}{NT} \int_{-\infty}^{\infty} D(z) dz \quad (\text{Denklem 1})$$

- $D(z)$  = z eksenini boyunca radyasyon dozu profili
- $N$  = Tek bir aksiyel taramada elde edilen tomografik kesitlerin sayısı. Bu da belirli bir taramada kullanılan veri kanallarının (data channel) sayısına eşittir.  $N$ 'nin değeri sistemde varolan veri kanallarının maksimum sayısından daha az ya da sayısına eşit olabilir.
- $T$  = Bir veri kanalı tarafından z-eksenini boyunca görüntülenen tomografik kesitin genişliği. Çok dedektör sıralı BT cihazlarında birkaç dedektör elamanı bir veri kanalını oluşturmak için gruplandırılabilir. Tek kesitli BT cihazında z eksenini kolimasyonu ( $T$ ) nominal tarama genişliğidir.

CTDI, z eksenini boyunca bir dizi ardışık ışınlanmadan kaynaklanan ortalama absorbe edilen dozu ifade eder. Bir aksiyel BT taramasından (X-ışını tüpünün bir dönüşü) ölçülür (27-30). Absorbe edilen dozun integralinin nominal toplam ışın kolimasyonuna bölünmesi ile hesaplanır. CTDI, genellikle aksiyel düzlemde X-ışını kaynağının tek bir dönüşünden ölçülür. Teorik olarak tarama alanının merkezinde asimptotik üst sınıra yaklaşacak şekilde, 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 (27, 29, 31). MSAD, belli bir tarama aralığı ( $I$ ) için tarama uzunluğunun merkezindeki ( $z=0$  merkez nokta; tarama aralığı  $-I/2$  ile  $I/2$ ) ortalama dozu ifade eder ancak doğrudan hesaplanması için çok sayıda ışınlamayı gerektirir. CTDI, bu değer tahmininin daha kullanışlı olanını ve yine de nominal olarak eşdeğer yöntemini sunmuştur, ayrıca yalnızca tek bir tarama gerekmektedir. CTDI, BT'nin ilk günlerinde önemli miktarda zaman tasarrufu sağlamıştır.

**CTDI<sub>FDA</sub>:** Teorik olarak MSAD ve CTDI eşitliği, radyasyon dozu profilinin uçlarından kaynaklanan tüm katkıların CTDI doz ölçümüne dahil olmasını gerektirir.

Bu kriteri karşılamak için gerekli doğru integral limitleri, nominal radyasyon demet genişliğine ve saçılma ortamına bağlıdır. FDA, CTDI ölçümlerini standardize etmek için (sonsuzluk olası bir ölçüm parametresi değildir)  $\pm 7T$  ( $T$  = nominal kesit kalınlığı) integral limitini getirdi (32). İlginç biçimde ilk BT cihazında (EMI Mark I) sistem çift dedektör sıralıydı. Bunun için nominal radyasyon demeti genişliği nominal kesit kalınlığının iki katına eşitti (yani  $N \times T$  mm). Bunu hesaba katmak için, CTDI değerinin  $1/NT$ 'ye normalize edilmesi gerekmektedir:

$$CTDI_{FDA} = \frac{1}{NT} \int_{-7T}^{7T} D(z) dz \quad (\text{Denklem 2})$$

CTDI ölçümlerinde saçılma ortamı, baş tetkiklerinde doz değerlerini tahmin etmek için 16 cm çaplı (baş CTDI fantomu) ve gövde tetkiklerinde doz değerlerini tahmin etmek için 32 cm çaplı (gövde CTDI fantomu) 14 cm uzunluğunda iki farklı polimetilmetakrilat (PMMA) silindiri kullanılarak FDA tarafından standardize edilmiştir (32).

**CTDI<sub>100</sub>**: CTDI<sub>100</sub>, 100 mm'lik taramanın merkezindeki biriken çok sayıdaki taramanın dozunu ifade eder, 100 mm'den daha uzun taramalarda biriken doz, olduğundan daha az olarak hesaplanır. Bu böylece denge dozundan ya da MSAD'dan daha azdır. CTDI<sub>FDA</sub> gibi CTDI<sub>100</sub>, tek bir aksiyel taramadan dolayı belli integral limitleri üzerinden radyasyon dozu profilinin birleştirilmesini gerektirir. CTDI<sub>100</sub> sözü konusu olduğunda 100 mm uzunluğundaki ticari olarak mevcut "kalem" iyonlaşma odacığına karşılık gelen integral limitleri  $\pm 50$ 'dir (12, 28, 33, 34).

$$CTDI_{100} = \frac{1}{NT} \int_{-50 \text{ mm}}^{50 \text{ mm}} D(z) dz \quad (\text{Denklem 3})$$

Tek bir tutarlı integral limiti kullanımı, ince kesit kalınlığı için (örneğin  $< 3$  mm) abartılı doz problemini önler (28). CTDI<sub>100</sub>, 100 mm uzunlukta, 3 cc'lik aktif hacimli BT "kalem" iyonlaşma odacığı ve iki adet standart CTDI akrilik fantomlar [baş (16 cm çaplı) ve gövde (32 cm çaplı)] kullanılarak elde edilir (28, 32). Ölçüm hareketsiz bir hasta masasında gerçekleştirilmelidir.

Kalem iyonlaşma odacığı içindeki iyonlaşma, Roentgen ya da miligray cinsinden ekspojür değerlerine çevrilmekle birlikte gerçekte ölçülen değer (*meter reading*), iyonlaşan kalemin uzunluğu ( $l$ ) boyunca olan ortalama ekspojür değerini ifade eder. Bu da eşittir,

$$Meter\ Reading = \frac{1}{l} \int_{-l/2}^{l/2} X(z) dz = \frac{1}{f.l} \int_{-l/2}^{l/2} X(z) dz. \quad (\text{Denklem 4})$$

$f$ ,  $f$ -faktörü (ekspojür doz dönüşüm faktörü,  $D=f.X$ )

$CTDI_{100}$ 'ün yukarıdaki tanımını düşünürsek ( $l=100$  mm), çok açıktır ki;

$$CTDI = \frac{f\left(\frac{rad}{R}\right).(mm) . meter\ reading(R)}{N.T(mm)} \quad (\text{Denklem 5})$$

Böylece,

$$CTDI_{100}(rad) = \frac{C.f\left(\frac{rad}{R}\right).100-mm . meter\ reading(R)}{N.T(mm)} \quad (\text{Denklem 6})$$

olur.

$C$  = birimsiz odacık kalibrasyon faktörü (tipik olarak 1'e yakın).

Ekspojürü ( $R$ ), absorbe edilen doza ( $rad$ ) çevirmek için uygun  $f$ -faktör kullanılmalıdır.

- 0.78 rad/R, akrilik için dozun hesaplanması (örneğin  $CTDI_{FDA}$ ).
- 0.94 rad/R, doku dozu tahminleri için
- 0.87 rad/R, havadaki doz ve  $CTDI_{100}$ ,  $CTDI_w$  hesaplanması ya da birbiri ile karşılaştırılması
- Bu değerler BT'de 120 kVp lik tüp voltajı değerine karşılık gelir. Efektif enerjisi yaklaşık 70 keV'dur.
- Farklı tüp voltajı ile elde edilen tetkiklerde,  $f$ -faktörü buna göre seçilir.

Bir iyon odacığı ölçümü air kerma (mGy) olarak verildiğinde, hangi f-faktörün kullanıldığına dikkat edilmelidir. Odacık ölçümleri ve CTDI değeri mGy birimi olarak verildiğinde:

- Doku dozu için, 1.06 mGy/mGy
- Lucite™ dozu için, 0.90 mGy/mGy
- Havadaki doz için, 1.00 mGy/mGy

**Weighted CTDI ( $CTDI_w$ ):** CTDI, görüntüleme alanı (*field of view*, FOV) içerisinde değişkenlik gösterir. Örneğin bir abdomen BT tetkinde, CTDI tipik olarak periferde merkeze göre 2 kata daha yüksektir. FOV içerisinde ortalama CTDI, Weighted CTDI ( $CTDI_w$ ) ile tahmin edilir (30, 35, 36). Yani,

$$CTDI_w = 1/3 CTDI_{100,merkez} + 2/3 CTDI_{100,perifer} \quad (\text{Denklem 7})$$

1/3 ve 2/3 değerleri merkez ile periferdeki göreceli alanların ifadesidir (36).  $CTDI_w$ , belli kVp ve mAs değerlerinde cihazın ne kadar radyasyon verdiğine dair kullanışlı bir göstergedir.  $CTDI_w$  hesaplanırken,  $CTDI_{100}$  ve hava için kullanılan f-faktör (0,87rad/R ya da 1.0 mGy/mGy) kullanılmalıdır (30, 35).

**Volume CTDI ( $CTDI_{vol}$ ):** Hemen hemen her zaman bir dizi taramadan oluşan dozun ifadesi için X-ışını tüpünün ardışık dönüşlerinden kaynaklanan X-ışını demetleri arasındaki boşluklar (gap) ya da birbiri üzerine binmenin (overlap) hesaba katılması gereklidir. Volume  $CTDI_w$  ( $CTDI_{vol}$ ) olarak bilinen bir doz tanımının kullanımı ile bu sağlanır.

$$CTDI_{vol} = \frac{N \times T}{I} \times CTDI_w \quad (\text{Denklem 8})$$

$I$  = aksiyel tarama başına masadaki ilerleme (mm) (35).

Pitch, masanın bir dönüşte aldığı yolun, toplam nominal ışın demeti kalınlığına ( $N \times T$ ) oranı olarak tanımlandığı için (35, 37).

$$Pitch = I / (N \times T) \quad (\text{Denklem 9})$$

Pitch faktörü göz önüne alındığında Volume CTDI hesaplanması şu şekilde olur.

$$CTDI_{vol} = I / pitch \times CTDI_W \quad (\text{Denklem 10})$$

$CTDI_W$ , 100 mm'lik integral limitleri dışında, uçlardaki saçılmanın ihmal edildiği bir dizi aksiyel taramanın merkezindeki x ve y eksenlerindeki ortalama absorbe edilen radyasyon dozunu ifade ederken,  $CTDI_{vol}$  x,y ve z, eksenlerindeki ortalama absorbe edilen radyasyon dozunu ifade eder. Kavramsal olarak MSAD'ye benzer ancak integral limitleri ( $\pm 50$ ) ve expoür ya da air kerma ölçümünü havadaki doza çeviren f-faktörüne göre standartlaştırılmıştır.

$CTDI_{vol}$ , standardize edilmiş (CTDI) bir fantom için tarama hacmi içerisinde doğrudan ve kolayca ölçülen ortalama doz miktarını ifade eden tek bir BT doz parametrisi sağlar (35). SI birimleri miligraydır (mGy).  $CTDI_{vol}$ , belli bir tetkik protokolü için standardize edilmiş bir fantoma göre dozun kullanışlı bir göstergedir çünkü pitch gibi protokole özgü bilgiyi hesaba katmaktadır.

$CTDI_{vol}$ , CTDI fantomuna benzer atenüasyona sahip bir cismin belli bir hacmine verilen ortalama radyasyon dozunu ifade etmesine rağmen, oldukça farklı boyut, şekil ya da atenüasyona sahip cisimlerin ya da 100 mm'lik integrasyon limitleri uçlarındaki saçılmanın önemli bir kısmını ihmal ettiğinden ortalama dozu temsil etmez (38). Bundan başka, tarama hacmine depo edilen toplam enerjiyi tarama uzunluğundan bağımsız olduğu için göstermez. Tarama kapsama uzunluğunun 10 ya da 100 cm olduğunda, bu değer değişmeden kalır. Gerçek hacim-ortalama doz, sınırlayıcı denge doz değerine kadar tarama uzunluğunun artması ile artacak olsa da, sadece 100 mm'lik bir tarama uzunluğu için dozu tahmin eder.

### 2.5.2 Doz Uzunluk Çarpımı, *Dose Length Product*, (DLP) (26)

Belli bir tarama protokolü tarafından verilen toplam enerjinin daha iyi ifade edilmesi için, absorbe edilen doz tarama uzunluğu hesaba katılarak hesaplanır, bu da doz uzunluk çarpımı, *Dose Length Product*, olarak adlandırılır.

$$DLP \text{ (mGy x cm)} = CTDI_{vol} \text{ (mGy)} \times \text{tarama uzunluğu (cm)} \quad \text{Denklem (11)}$$

DLP, tetkikin tümüne atfedilen toplam absorbe edilen enerji ve potansiyel biyolojik etkiyi yansıtır (örneğin abdomen ve pelvis BT nin  $CTDI_{vol}$  aynıdır ancak tarama uzunlukları farklıdır).

$CTDI_{vol}$  ve DLP tüp voltajı, tüp akımı, gantri dönüş zamanı, pitch ve *bowtie* filtreleme gibi tetkik parametrelerinden etkilenirken, hastanın boyutundan etkilenmez (39). Sadece tarama uzunluğundaki artış (tüm parametreler aynı kalmak şartı ile) DLP'yi etkiler.

**2.5.3 Efektif doz (ED) (40):** Efektif doz, dozun ölçümünden daha ziyade iyonlaştırıcı radyasyona maruz kalmadan dolayı stokastik riski yansıtan (yani kanser induksiyonu) bir kavramdır (41, 42). Birimi mili-Sievert'tir (mSv). Etkin doz cinsiyet ve yaş üzerinden ortalama radyasyon zararını yansıtır, medikal popülasyona uygulandığında kullanımında birkaç sınırlılık olur (41-44). Özellikle hesaplanmasında standart bir vücut için matematiksel bir model kullanır (45) bu nedenle herhangi bir birey için uygun bir risk göstergesi değildir. Bununla beraber tanısal tetkiklerin çeşitli türleri arasında (farklı parametreler ile elde edilse dahi), biyolojik etkilerini karşılaştırmada kolaylık sağlar (41, 42). Hatta doğal kaynaklardan kaynaklanan çevresel radyasyon ile de karşılaştırma yapabilmeyi sağlar.

*European Working Group for Guidelines on Quality Criteria in CT*, BT için efektif dozun hesaplanması için genel bir yöntem öne sürdü. Bu yöntem ile DLP değerleri görüntülenen vücut bölgesine ait k katsayıları ile çarpılarak efektif doz değerleri hesaplanmaktadır (30). Matematiksel model yöntemi ile yukarıda bahsedilen ikinci yöntem oldukça tutarlı olup, iki yöntem arasındaki fark yaklaşık ortalama % 10-15'tir (46). Ancak efektif doz, belli bir yaş ya da cinsiyetteki bireylerin radyasyona duyarlı belli organ ya da sistemlerinde tahmini radyasyon riskinin bütününe tek başına vermiyor. Tam bir resim için, belli yaş ve cinsiyette organ dozlarına ve organa özgü risk tahminlerine ihtiyaç var.

$$ED \text{ (mSv)} = DLP \text{ (mGy.cm)} \times k \text{ [mSv/(mGy.cm)]} \quad \text{(Denklem 12)}$$

## 2.6 Boyuta Özgü Doz Tahmini, *Size Specific Dose Estimation*, (SSDE) Boyut ile ilişkili Kavramlar (39)

$CTDI_{vol}$ , BT cihazının ne kadar radyasyon dozu verdiği ile ilgili bir kavram olup, hastanın aldığı dozu direkt ifade etmez. Yani BT cihazı için bir hastanın ya da benzer boyut ve atenüasyonda başka bir nesnenin taranması sırasında verdiği doz aynıdır.

Mayıs 2011'de *American Association of Physicists in Medicine* (AAPM) Çocuk ve Erişkin Gövde BT tetkiklerinde Boyuta Özgü Doz Tahmini, *Size Specific Dose Estimation in Pediatrics and Adult Body CT Examination*, isimli 204 nolu raporunu yayınlamıştır (39). Dört farklı araştırma grubu, dört ayrı yöntem kullanarak hastanın vücut kalınlığı esas alınarak daha doğru doz hesaplanması için birtakım katsayılar bulmuşlardır. Bu katsayılar ile  $CTDI_{vol}$  değerleri kullanılarak hasta vücudunu hesaplamaya dahil ederek doz tahminlerini mümkün kılmışlardır. Bu gruplardan ikisi çalışmalarında antropomorfik ve silindirik polimetilmetakrilat fantomları kullanırken diğer ikisi Monte Carlo simülasyonları ve matematiksel silindirik fantomları kullanmıştır. Bu gruplar bulgu ve sonuçlarını kullanarak elde ettikleri katsayılar ile BT cihazı tarafından sağlanan  $CTDI_{vol}$  değerini çarparak tarama hacminin merkezindeki dozu (tahminsel değer) hesaplamışlardır. Farklı teknikler kullanılmasına rağmen bu dört grubun saptadığı katsayılar birbirleri ile oldukça tutarlıdır (47).

### 2.6.1 Hasta Boyutuna İlişkin Kavramlar:

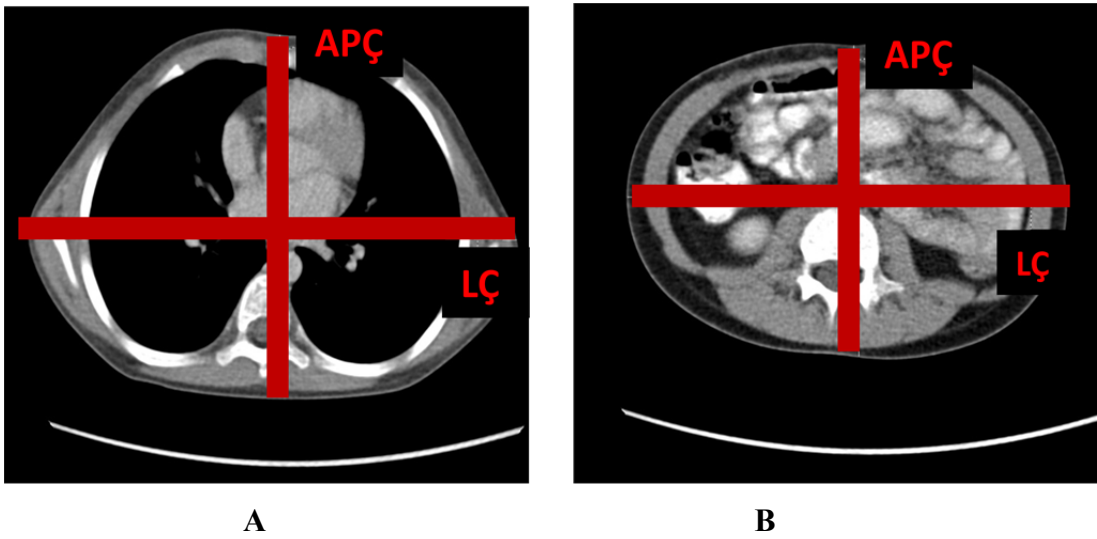
**Lateral Çap (LÇ):** Taranan vücut bölgesinin sağdan sola olan uzunluğudur. BT tetkiki sırasında elde edilen anteroposteriyor Topogram™ üzerinden ya da çekim sonrası ilgili tetkikin üzerinden elektronik olarak ölçülebilir (Şekil 2.6.1.1 A ve B toraks ve abdomende örnek LÇ ve APÇ ölçümü).

**Anteroposteriyor Çap (APÇ):** Taranan vücut bölgesinin önden arkaya olan uzunluğudur. BT tetkiki sırasında elde edilen lateral Topogram™ üzerinden ya da çekim sonrası ilgili tetkikin üzerinden elektronik olarak ölçülebilir. (Şekil 2.6.1.1 A ve B toraks ve abdomende örnek LÇ ve APÇ ölçümü).

**APÇ + LÇ:** Anteroposteriyor ve lateral çapın toplamıdır. Analizler sonucunda birbirine dik olan bu çaplar efektif çap ile doğrusal olarak ilişkilidir.

**Efektif Çap (EÇ):** Efektif çap, hastanın z-ekseni boyunca belirli bir noktadaki çapını ifade eder. Bu değer hastanın aksiyel kesitini dairesel varsayar. Ancak vücudun bazı bölgeleri dairesel iken, çoğu bölge dairesel değildir. Efektif çap, hastanın aksiyel kesitinin alanına eşit olan dairenin çapı olarak düşünülenebilir. Efektif çap, anteroposteriyör ve lateral çapın çarpımının kareköküne eşittir, hesaplanırken hastanın eliptik olduğu varsayılır.

$$\text{Efektif Çap (EÇ)} = \sqrt{\text{APÇ} \times \text{LÇ}} \quad (\text{Denklem 13})$$



**Şekil 2.6.1.1.** Toraks (A) ve abdomende (B) örnek LÇ ve APÇ ölçümü.

### 2.6.2 SSDE nasıl hesaplanır?

Boyuta özgü doz tahmini hasta dozunu tahmin etmek için hastanın görüntüleri üzerinden ölçümler yaparak, hasta boyutunu esas alan düzeltmeleri dikkate alan bir yöntemdir. SSDE değerleri, BT cihazlarınca verilen  $\text{CTDI}_{\text{vol}}$  değerlerini esas alır. Kullanılan 16 ya da 32 cm çaplı fantoma göre katsayılar değişir. AAPM'nin 204 nolu raporunda konversiyon katsayılarını içeren tablolar sunulmuştur (Tablo 2.6.2.1 ve Tablo 2.6.2.2).

AAPM, konversiyon katsayıları için “f-b(boyut) katsayısı” teriminin kullanımını önermektedir.

Eğer tetkik sırasında referans olarak 32 cm çaplı  $\text{CTDI}_{\text{vol}}$  fantomu kullanıldıysa katsayılar tablo 2.6.2.1'den seçilmelidir. Bu katsayılar 32 cm çaplı



referans fantom için,  $f_{boyut}^{32X}$  şeklinde ifade edilir. X, boyut için kullanılacak kısaltmadır, SSDE için hangi boyut parametresi kullanıldıysa, onun kısaltması X yerine yazılır. Kısaltmalar ise şöyledir;

- T: Anteroposteriyor çap ile lateral çap toplamı,
- L: Lateral çap
- A: Anteroposteriyor çap
- E: Efektif çap

Eğer tetkik sırasında referans olarak 16 cm çaplı  $CTDI_{vol}$  fantomu kullanıldıysa katsayılar tablo 2.6.2.2'den seçilmelidir. Bu katsayılar 16 cm çaplı referans fantom için,  $f_{boyut}^{16X}$  şeklinde ifade edilir.

32 cm çaplı fantomun referans olduğu hastada SSDE hesaplanması şu şekilde olur:

$$\text{Boyuta özgü doz tahmini} = SSDE = f_{boyut}^{32X} \times CTDI_{vol}^{32} \quad (\text{Denklem 14})$$

16 cm çaplı fantomun referans olduğu hastada SSDE hesaplanması ise şu şekilde olur:

$$\text{Boyuta özgü doz tahmini} = SSDE = f_{boyut}^{16X} \times CTDI_{vol}^{16} \quad (\text{Denklem 15})$$

Klinik uygulamada yukarıdaki kısaltma ve denklemlerin kullanımını AAPM önermemektedir, daha ziyade boyuta özgü doz tahmini ya da SSDE kısaltmasının kullanılmasının hasta dozunu hesaplariken hasta boyutunun dikkate alındığını ya da hesaba dahil edildiğini göstermek için kullanılmasını önermektedir. SSDE, DLP ve efektif dozun hesaplanmasında kullanılmamalıdır. SSDE hesaplamasını bir örnek ile açıklayalım.

**Örnek** 36 aylık erkek hastanın abdomen tomografisi. Yapılan ölçümlerde APÇ = 12, LÇ = 17. Tetkikin  $CTDI_{vol}$  değeri = 0.93 mGy (32 cm'lik fantom referans alınmış.) Efektif çap için konversiyon katsayısı 2.22 (Tablo 2.6.2.1'den)'dir.

$$E\text{fektif } \text{Çap} (E\text{Ç}) = \sqrt{AP\text{Ç} \times L\text{Ç}} = \sqrt{12 \times 17} = 14,2$$

$$E\text{Ç'ye göre SSDE} = f_{\text{boyut}}^{32E} \times CTDI_{\text{vol}}^{32} = 2,22 \times 0,93 = 2,06 \text{ mGy}$$

**Tablo 2.6.2.1.** CTDI<sub>vol</sub> değerleri için 32 cm çaplı referans fantom kullanıldığında APÇ, LÇ, APÇ+LÇ ve EÇ'ye göre SSDE hesaplanmasında kullanılan konversiyon katsayıları(39).

Lat-AP Dim (cm)	Effective Dia (cm)	Conversion Factor	Lateral Dim (cm)	Effective Dia (cm)	Conversion Factor	AP Dim (cm)	Effective Dia (cm)	Conversion Factor	Effective Dia (cm)	Conversion Factor
16	7.7	2.79	8	9.2	2.65	8	8.8	2.68	8	2.76
18	8.7	2.69	9	9.7	2.60	9	10.2	2.55	9	2.66
20	9.7	2.59	10	10.2	2.55	10	11.6	2.42	10	2.57
22	10.7	2.50	11	10.7	2.50	11	13.0	2.30	11	2.47
24	11.7	2.41	12	11.3	2.45	12	14.4	2.18	12	2.38
26	12.7	2.32	13	11.8	2.40	13	15.7	2.08	13	2.30
28	13.7	2.24	14	12.4	2.35	14	17.0	1.98	14	2.22
30	14.7	2.16	15	13.1	2.29	15	18.3	1.89	15	2.14
32	15.7	2.08	16	13.7	2.24	16	19.6	1.81	16	2.06
34	16.7	2.01	17	14.3	2.19	17	20.8	1.73	17	1.98
36	17.6	1.94	18	15.0	2.13	18	22.0	1.65	18	1.91
38	18.6	1.87	19	15.7	2.08	19	23.2	1.58	19	1.84
40	19.6	1.80	20	16.4	2.03	20	24.3	1.52	20	1.78
42	20.6	1.74	21	17.2	1.97	21	25.5	1.45	21	1.71
44	21.6	1.67	22	17.9	1.92	22	26.6	1.40	22	1.65
46	22.6	1.62	23	18.7	1.86	23	27.6	1.34	23	1.59
48	23.6	1.56	24	19.5	1.81	24	28.7	1.29	24	1.53
50	24.6	1.50	25	20.3	1.76	25	29.7	1.25	25	1.48
52	25.6	1.45	26	21.1	1.70	26	30.7	1.20	26	1.43
54	26.6	1.40	27	22.0	1.65	27	31.6	1.16	27	1.37
56	27.6	1.35	28	22.9	1.60	28	32.6	1.12	28	1.32
58	28.6	1.30	29	23.8	1.55	29	33.5	1.08	29	1.28
60	29.6	1.25	30	24.7	1.50	30	34.4	1.05	30	1.23
62	30.5	1.21	31	25.6	1.45	31	35.2	1.02	31	1.19
64	31.5	1.16	32	26.6	1.40	32	36.0	0.99	32	1.14
66	32.5	1.12	33	27.6	1.35	33	36.8	0.96	33	1.10
68	33.5	1.08	34	28.6	1.30	34	37.6	0.93	34	1.06
70	34.5	1.04	35	29.6	1.25	35	38.4	0.91	35	1.02
72	35.5	1.01	36	30.6	1.20	36	39.1	0.88	36	0.99
74	36.5	0.97	37	31.7	1.16	37	39.8	0.86	37	0.95
76	37.5	0.94	38	32.7	1.11	38	40.4	0.84	38	0.92
78	38.5	0.90	39	33.8	1.07	39	41.1	0.82	39	0.88
80	39.5	0.87	40	34.9	1.03	40	41.7	0.80	40	0.85
82	40.5	0.84	41	36.1	0.98	41	42.3	0.78	41	0.82
84	41.5	0.81	42	37.2	0.94	42	42.8	0.77	42	0.79
86	42.4	0.78	43	38.4	0.90	43	43.4	0.75	43	0.76
88	43.4	0.75	44	39.6	0.87	44	43.9	0.74	44	0.74
90	44.4	0.72	45	40.8	0.83	45	44.4	0.73	45	0.71

**Tablo 2.6.2.2.** CTDI<sub>vol</sub> değerleri için 16 cm çaplı referans fantom kullanıldığında APÇ, LÇ, APÇ+LÇ ve EÇ'ye göre SSDE hesaplanmasında kullanılan konversiyon katsayıları(39).

Lat + AP Dim (cm)	Effective Dia (cm)	Conversion Factor	Lateral Dim (cm)	Effective Dia (cm)	Conversion Factor	AP Dim (cm)	Effective Dia (cm)	Conversion Factor	Effective Dia (cm)	Conversion Factor
12	5.7	1.50	6	8.2	1.36	6	5.8	1.50	6	1.49
13	6.2	1.47	7	8.7	1.34	7	7.3	1.41	7	1.43
14	6.7	1.44	8	9.2	1.32	8	8.8	1.33	8	1.38
15	7.2	1.42	9	9.7	1.29	9	10.2	1.26	9	1.32
16	7.7	1.39	10	10.2	1.26	10	11.6	1.19	10	1.27
17	8.2	1.36	11	10.7	1.24	11	13.0	1.13	11	1.22
18	8.7	1.34	12	11.3	1.21	12	14.4	1.07	12	1.18
19	9.2	1.31	13	11.8	1.19	13	15.7	1.02	13	1.13
20	9.7	1.29	14	12.4	1.16	14	17.0	0.97	14	1.09
21	10.2	1.26	15	13.1	1.13	15	18.3	0.92	15	1.05
22	10.7	1.24	16	13.7	1.10	16	19.6	0.88	16	1.01
23	11.2	1.22	17	14.3	1.08	17	20.8	0.84	17	0.97
24	11.7	1.19	18	15.0	1.05	18	22.0	0.80	18	0.93
25	12.2	1.17	19	15.7	1.02	19	23.2	0.76	19	0.90
26	12.7	1.15	20	16.4	0.99	20	24.3	0.73	20	0.86
27	13.2	1.13	21	17.2	0.96	21	25.5	0.70	21	0.83
28	13.7	1.10	22	17.9	0.94	22	26.6	0.67	22	0.80
29	14.2	1.08	23	18.7	0.91	23	27.6	0.64	23	0.77
30	14.7	1.06	24	19.5	0.88	24	28.7	0.62	24	0.74
31	15.2	1.04	25	20.3	0.85	25	29.7	0.59	25	0.71
32	15.7	1.02	26	21.1	0.83	26	30.7	0.57	26	0.69
33	16.2	1.00	27	22.0	0.80	27	31.6	0.55	27	0.66
34	16.7	0.98	28	22.9	0.77	28	32.6	0.53	28	0.63
35	17.2	0.97	29	23.8	0.75	29	33.5	0.51	29	0.61
36	17.6	0.95	30	24.7	0.72	30	34.4	0.50	30	0.59
37	18.1	0.93	31	25.6	0.70	31	35.2	0.48	31	0.56
38	18.6	0.91	32	26.6	0.67	32	36.0	0.46	32	0.54
39	19.1	0.89	33	27.6	0.65	33	36.8	0.45	33	0.52
40	19.6	0.88	34	28.6	0.62	34	37.6	0.44	34	0.50
42	20.6	0.84	35	29.6	0.60	35	38.4	0.42	35	0.48
44	21.6	0.81	36	30.6	0.57	36	39.1	0.41	36	0.47
46	22.6	0.78	37	31.7	0.55	37	39.8	0.40	37	0.45
48	23.6	0.75	38	32.7	0.53	38	40.4	0.39	38	0.43
50	24.6	0.72	39	33.8	0.51	39	41.1	0.38	39	0.41
52	25.6	0.70	40	34.9	0.48	40	41.7	0.37	40	0.40
54	26.6	0.67	41	36.1	0.46	41	42.3	0.36	41	0.38
56	27.6	0.64	42	37.2	0.44	42	42.8	0.36	42	0.37
58	28.6	0.62	43	38.4	0.42	43	43.4	0.35	43	0.35
60	29.6	0.60	44	39.6	0.40	44	43.9	0.34	44	0.34
62	30.5	0.57	45	40.8	0.39	45	44.4	0.34	45	0.33
64	31.5	0.55	46	42.1	0.37	46	44.8	0.33	46	0.32
66	32.5	0.53	47	43.3	0.35	47	45.2	0.33	47	0.30
68	33.5	0.51	48	44.6	0.33	48	45.6	0.32	48	0.29
70	34.5	0.49	49	45.9	0.32	49	46.0	0.32	49	0.28
72	35.5	0.47	50	47.2	0.30	50	46.4	0.31	50	0.27
74	36.5	0.46	51	48.5	0.29	51	46.7	0.31	51	0.26
76	37.5	0.44	52	49.9	0.27	52	47.0	0.30	52	0.25
78	38.5	0.42	53	51.3	0.26	53	47.2	0.30	53	0.24
80	39.5	0.41	54	52.7	0.24	54	47.5	0.30	54	0.23
82	40.5	0.39	55	54.1	0.23	55	47.7	0.30	55	0.22

### 3. GEREÇ ve YÖNTEM

#### 3.1. Toraks BT grubu

##### 3.1.1 Hastalar

Ocak 2012 ile Haziran 2013 tarihleri arasında hastanemizde yüksek pitch modunda tetkik edilen 222 toraks BT incelemesi çalışma grubunu oluşturmaktadır. Standart pitch ile elde edilmiş 62 olgu kontrol grubunu oluşturmaktadır. Elde edilen Topogram™ görüntü ya da aksiyel kesitte her iki skapula alt ucu düzeyinde sağ-sol çapı 26 cm'den büyük ve tetkik sırasında kolları yanda olan hastalar çalışmadan dışlandı (çalışma grubunda: 30, kontrol grubunda 5 olgu). Çalışma için etik kurulundan onay alındı.

##### 3.1.2 BT protokolü

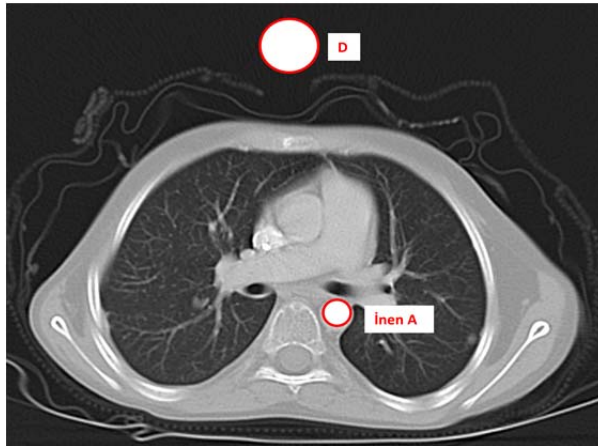
Çalışma hastalarının tetkiki birinci kuşak 64 kesitli çift tüplü BT'de (Definition, Siemens Medical Systems; Erlangen, Germany) yüksek pitch modunda (pitch:3) gerçekleştirildi. Kontrol grubunun BT tetkikleri standart pitch (pitch< 1,5) ile dört farklı BT cihazın birinde gerçekleştirildi: 2-kesitli BT (Emotion Duo, Siemens Medical Systems; Erlangen, Germany), 4-kesitli BT (Volume zoom, Siemens Medical Systems; Erlangen, Germany), ve iki farklı 16-kesitli BT (Sensation 16, Siemens Medical Systems; Erlangen, Germany ve Lightspeed 16, General Electric Medical Systems, Milwaukee, Wisconsin, USA). Her iki grupta tarama protokolleri (tüp potansiyeli, tüp akımı vs.) klinik endikasyon ve hasta ağırlığına göre belirlendi ve tetkikler sırasında otomatik ekspozür kontrol sistemi kullanıldı (CARE Dose 4D, Siemens; Auto mA 3D, General Electric). Tarama sahası, toraks girimi ile diyafragmaların bittiği nokta arasını kapsamaktadır.

##### 3.1.3 Görüntü kalitesinin değerlendirilmesi

**Subjektif (kalitatif) değerlendirme:** Kalitatif değerlendirme gürültü (*noise*), görüntü kalitesi ve hasta hareketine, kardiyak harekete ya da solunuma bağlı artefaktların sınıflanması ile yapıldı. Tüm görüntüler 4 yıllık deneyimi olan bir radyolog tarafından değerlendirildi. Gürültü için 3 puan üzerinden değerlendirme yapıldı: 1 = gürültü az ya da yok; 2 = gürültü var ancak değerlendirmeyi etkilemiyor; 3 = değerlendirmeyi etkileyen gürültü. Tanısal güvenilirlik 4 puan üzerinden

değerlendirildi: 1 = tamamiyle güvenilir; 2 = olası güvenilir; 3 = güvenilir ancak sınırlı; 4 = kabul edilemez-güvenilir değil. Artefaktlar ise 4 puanlı sistem üzerinden değerlendirildi: 1 = artefakt yok; 2 = minör artefakt, tanısal görüntü kalitesi korunmuştur; 3 = artefakt var, tanısal görüntü kalitesi bozulmamıştır; 4 = Tanısal görüntü kalitesini bozan artefakt.

**Objektif (kantitatif) değerlendirme:** Kantitatif değerlendirme için, ana pulmoner arter düzeyinde inen aorta lümeni, sol omuz çevresi kasları (sol omuz bölgesinde uygun yer yoksa sağ omuz çevresi kasları) ve dışarıda sternum önüne konulan *region of interest* (ROI) ile Hounsfield Ünitesi (HU) biriminde ölçümler yapıldı (Şekil 3.1.3.1). ROI ölçümleri her bölgede iki kez yapıldı ve ROI çapının en az 10 mm olmasına dikkat edildi. İnen aorta lümeninden ROI ile damar duvarını kapsamayacak şekilde mümkün olan en geniş çap ile ölçüm yapıldı. Ortalama (*mean*) ve standart sapma (*SD*) değerleri kaydedildi. Herbirisinin ayrı ayrı ortalaması alındı. Gürültü, atenüasyonun standart sapması olarak belirlendi. Görüntü kalitesini değerlendirmek için her hastada sinyal gürültü oranı (*signal to noise ratio, S/G*) hesaplandı. S/G değeri, ortalama atenüasyon değerinin, gürültüye bölünmesi ile hesaplandı (*mean/SD*). Görüntü kalitesinin değerlendirmesine yönelik istatistiksel analiz kontrastlı ve kontrastsız tetkikler için ayrı ayrı gruplarda yapıldı.



**Şekil 3.1.3.1.** Toraksta objektif değerlendirme. İnen A: İnen aorta, D: toraks dışı. (Omuz çevresinden ölçüm daha üst kesitlerden yapıldığı için bu kesitte gösterilemedi).

#### 3.1.4 Tarama zamanı ve uzunluğu

Tarama zamanı her hasta için tetkik sonrası kaydedildi ve birimi saniyedir (s). Tarama uzunluğu DLP'nin  $CTDI_{vol}$ 'e bölünmesi ile hesaplandı, birimi cm'dir.

### 3.1.5 Radyasyon dozu

CTDI<sub>vol</sub>, DLP değerleri hasta protokolünden kaydedildi. Anteroposteriyor ve lateral çap aort kapağı seviyesinden geçen kesitlerden ölçüldü. Bu iki çapın toplamı ve efektif çap AAPM'nin 204 nolu raporunda tariflendiği şekilde hesaplandı. Anteroposteriyor, lateral çap, anteroposteriyor çap ile lateral çapın toplamı ve efektif çap ile ilişkili boyuta özgü doz tahminleri AAPM'nin 204 nolu raporunda verilen katsayılar ve eşitlik kullanılarak hesaplandı.

### 3.1.6 İstatiksel analiz

Çalışma ve kontrol grubu arasında parametreler *chi-square* testi, *independent sample t* testi ve Mann-Whitney U testi kullanılarak karşılaştırıldı. Karşılaştırmalar SPSS (*Statistical Package for the Social Sciences*, IBM, ABD) programı ile yapıldı.  $P < 0.05$  değeri istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

## 3.2. Abdomen BT grubu

### 3.2.1 Hastalar

Ocak 2012 ile Haziran 2013 tarihleri arasında hastanemizde yüksek pitch modunda tetkik edilen 164 abdomen BT incelemesi çalışma grubunu oluşturmaktadır. Standart pitch ile elde edilmiş 72 olgu kontrol grubunu oluşturmaktadır. Elde edilen Topogram™ görüntü ya da aksiyel kesitte gluteal bölgede her iki femur başı düzeyinde sağ-sol çapı 26 cm'den büyük ve tetkik sırasında kolları yanda olan hastalar çalışmadan dışlandı (çalışma grubunda: 22, kontrol grubunda 18 olgu). Çalışma için etik kurulundan onay alındı.

### 3.2.2 BT protokolü

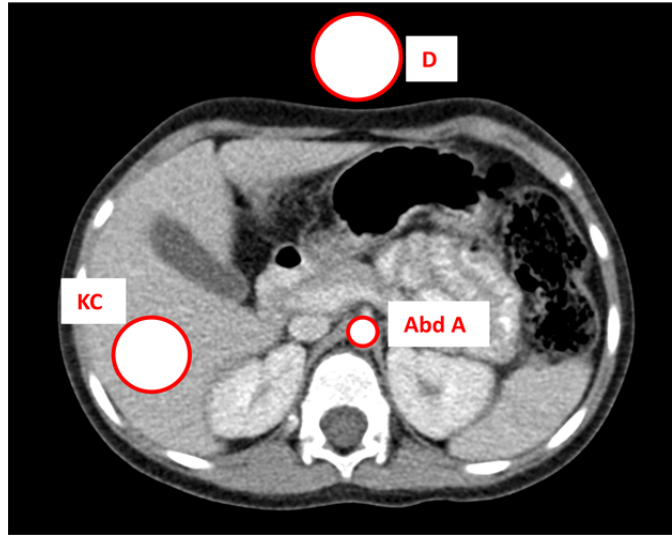
Çalışma hastalarının tetkiki birinci kuşak 64 kesitli çift tüplü BT'de (Definition, Siemens Medical Systems; Erlangen, Germany) yüksek pitch modunda (pitch:3) gerçekleştirildi. Kontrol grubunun BT tetkikleri standart pitch (pitch< 1,5) ile dört farklı BT cihazın birinde gerçekleştirildi: 2-kesitli BT (Emotion Duo, Siemens Medical Systems; Erlangen, Germany), 4-kesitli BT (Volume zoom, Siemens Medical Systems; Erlangen, Germany), ve iki farklı 16-kesitli BT (Sensation 16, Siemens Medical Systems; Erlangen, Germany ve Lightspeed

16, General Electric Medical Systems, Milwaukee, Wisconsin, USA). Her iki grupta tarama protokolleri (tüp potansiyeli, tüp akımı vs.) klinik endikasyon ve hasta ağırlığına göre belirlendi ve tetkikler sırasında otomatik ekspozür kontrol sistemi kullanıldı (CARE Dose 4D, Siemens; Auto mA 3D, General Electric). Tarama sahası, akciğer bazalleri ile her iki uyluk proksimali arasındaki bölgedir.

### 3.2.3 Görüntü kalitesinin değerlendirilmesi

**Subjektif (kalitatif) değerlendirme:** Kalitatif değerlendirme gürültü, görüntü kalitesi ve hasta ya da barsak hareketine bağlı artefaktların sınıflanması ile yapıldı. Tüm görüntüler 4 yıllık deneyimi olan bir radyolog tarafından değerlendirildi. Gürültü için 3 puan üzerinden değerlendirme yapıldı: 1 = gürültü az ya da yok; 2 = gürültü var ancak değerlendirmeyi etkilemiyor; 3 = değerlendirmeyi etkileyen gürültü. Tanısal güvenilirlik 4 puan üzerinden değerlendirildi: 1 = tamamiyle güvenilir; 2 = olası güvenilir; 3 = güvenilir ancak sınırlı; 4 = kabul edilemez-güvenilir değil. Artefaktlar ise 4 puanlı sistem üzerinden değerlendirildi: 1 = artefakt yok; 2 = minör artefakt, tanısal görüntü kalitesi korunmuştur; 3 = artefakt var, tanısal görüntü kalitesi bozulmamıştır; 4 = Tanısal görüntü kalitesini bozan artefakt.

**Objektif (kantitatif) değerlendirme:** Kantitatif değerlendirme için karaciğer sağ lobu, süperiyör mezenterik arter orijini düzeyinde abdominal aorta lümeni, ana iliak arter bifurkasyonu düzeyinde sağ psoas kası ve umblikus düzeyinde karın ön duvarı dışına konulan ROI ile HU biriminde ölçümler yapıldı (Şekil 3.2.3.1). ROI ölçümleri her bölgede iki kez yapıldı ve ROI çapının en az 10 mm olmasına dikkat edildi. Abdominal aorta lümeninden ROI ile damar duvarını kapsamayacak şekilde mümkün olan en geniş çap ile ölçüm yapıldı. Ortalama (*mean*) ve standart sapma (*SD*) değerleri kaydedildi. Bu değerlerin her birisinin ayrı ayrı ortalaması alındı. Gürültü, atenüasyonun standart sapması olarak belirlendi. Görüntü kalitesini değerlendirmek için her hastada sinyal gürültü oranı (*signal to noise ratio, S/G*) hesaplandı. S/G değeri, ortalama atenüasyon değerinin, gürültüye bölünmesi ile hesaplandı (*mean/SD*). Görüntü kalitesinin değerlendirmesine yönelik istatistiksel analiz kontrastlı ve kontrastsız tetkikler için ayrı ayrı gruplarda yapıldı.



**Şekil 3.2.3.1.** Abdomende objektif değerlendirme. Abd A: Abdominal aorta, KC: Karaciğer, D:Abdomen dışı (Psoastan yapılan ölçüm internal ve eksternal ilyak arter bifurkasyonu düzeyinden yapıldığı için bu kesitte gösterilemedi)

### 3.2.4 Tarama zamanı ve uzunluğu

Tarama zamanı her hasta için tetkik sonrası kaydedildi ve birimi saniyedir (s). Tarama uzunluğu DLP'nin  $CTDI_{vol}$ ' e bölünmesi ile hesaplandı, birimi cm'dir.

### 3.2.5 Radyasyon dozu

$CTDI_{vol}$ , DLP değerleri hasta protokolünden kaydedildi. Anteroposterior ve lateral çap umblikus seviyesinden geçen kesitlerden ölçüldü. Bu iki çapın toplamı ve efektif çap AAPM'nin 204 nolu raporunda tariflendiği şekilde hesaplandı. Anteroposterior, lateral çap, anteroposterior çap ile lateral çapın toplamı ve efektif çap ile ilişkili boyuta özgü doz tahminleri AAPM'nin 204 nolu raporunda verilen katsayılar ve eşitlik kullanılarak hesaplandı.

### 3.2.6 İstatiksel analiz

Çalışma ve kontrol grubu arasında parametreler *chi-square* testi, *independent sample t* testi ve Mann-Whitney U testi kullanılarak karşılaştırıldı. Karşılaştırmalar SPSS (*Statistical Package for the Social Sciences*, IBM, ABD) programı ile yapıldı.  $P < 0.05$  değeri istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.



## 4. BULGULAR

### 4.1 Toraks BT grubu

#### 4.1.1 Demografik özellikler ve hastalara ait parametreler

Çalışma grubunu 192, kontrol grubunu 57 toraks BT incelemesi oluşturmaktadır. Çalışma grubunun yaş ortalaması  $65,2 \pm 39$  ay iken, kontrol grubunun yaş ortalaması  $74,6 \pm 40$  aydır. Çalışma ve kontrol grubunun ortalama anteroposteriyor çap, lateral çap, anteroposteriyor ile lateral çapın toplamı ve efektif çap değerleri Tablo 4.1.1.1'de yer almaktadır. Yaş, anteroposteriyor çap, lateral çap, anteroposteriyor ile lateral çapın toplamı ve efektif çap açısından her iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ( $p > 0,05$ ).

**Tablo 4.1.1.1.** Toraks BT incelemesi yapılan çalışma ve kontrol grubunda hasta boyutları.

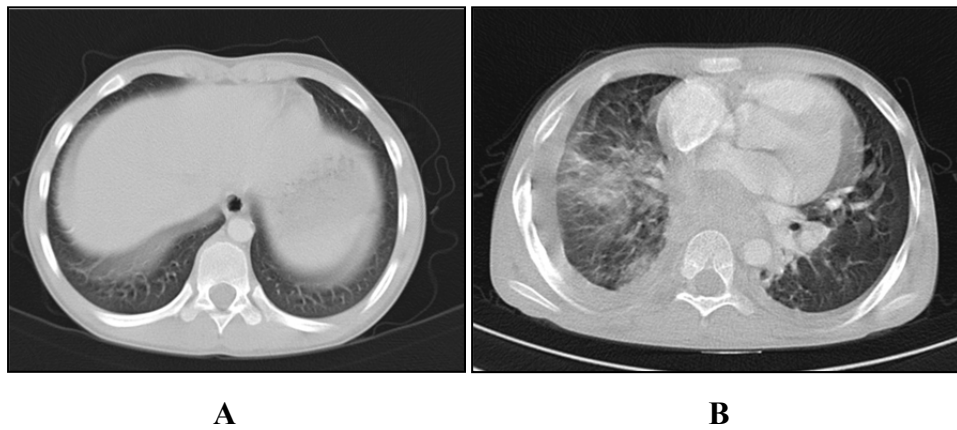
<i>Boyutlar(cm)</i>	<i>Çalışma</i>	<i>Kontrol</i>	<i>p-değeri</i>
Anteroposteriyor çap	$14 \pm 1,6$	$14,5 \pm 2,1$	0,109
Lateral çap	$20,1 \pm 2,6$	$19,7 \pm 2,8$	0,286
APÇ + LÇ	$34,2 \pm 3,9$	$34,3 \pm 4,4$	0,904
Efektif çap	$16,8 \pm 1,9$	$16,9 \pm 2,1$	0,732

#### 4.1.2 Görüntü kalitesi

**Subjektif (kalitatif) değerlendirme:** Gürültünün subjektif değerlendirilmesinde kontrol grubundaki 57 hastanın 50'si (%87,7) 1 (gürültü az ya da yok), 7'si (%12,3) 2 (gürültü var ancak değerlendirmeyi etkilemiyor) olarak skorlandı. Çalışma grubunda ise, 192 hastanın 190'nı (%99) 2, 2'si 1 olarak skorlandı. Çalışma ya da kontrol grubunda hiçbir hastanın tetkiki 3 (değerlendirmeyi etkileyen gürültü) olarak skorlanmadı. İki grup arasında subjektif gürültü açısından istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmıştır ( $p < 0,001$ ). Kontrol grubunda tetkiklerin tümü tanısal güvenilirlik açısından 1 olarak skorlandı (tamamiyle güvenilir). Çalışma grubunda 2 hastanın tetkiki olası güvenilir (2 olarak skorlandı) olarak değerlendirilirken, 190 hastanın tetkiki tamamiyle güvenilirdi. Her iki grup arasında tanısal güvenilirlik

açısından istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmadı ( $p=594$ ). Çalışma grubunda, kontrol grubuna göre subjektif gürültü daha fazlaydı ancak her iki grupta tekiklerin tümü tanısal açıdan güvenilirildi.

Kontrol grubunda hasta hareketine, kardiyak harekete ya da solunuma bağlı artefaktlar şöyle skorlandı; 5 tetkik 1 (artefakt yok), 44 tetkik 2 (minör artefaktlar ama tanısal görüntü kalitesi korunmuş), 8 tetkik 3 (artefakt var, tanısal görüntü kalitesi bozulmamış). Çalışma grubunda ise artefaktlar şöyle skorlandı; 158 tetkik 1, 32 tetkik 2 ve 2 tetkik 3. Hasta hareketi ya da solunuma bağlı artefaktlar kontrol grubunda çalışma grubuna göre daha sık görüldü (Şekil 4.1.2.1) (Tablo 4.1.2.1) ( $p<0,001$ ).



**Şekil 4.1.2.1.** Kontrol grubunda toraks BT’de artefakt değerlendirilmesi örnekleri. Şekil A, 2 (minör artefakt ama tanısal görüntü kalitesi korunmuş) ve şekil B 3 (artefakt var, tanısal görüntü kalitesi bozulmamış) olarak skorlanmıştır.

**Tablo 4.1.2.1.** Çalışma ve kontrol grubunda Toraks BT incelemelerinde artefakt skorlamasının yüzde olarak dağılımı.

<i>Artefakt skorlaması</i>	<i>Çalışma</i>	<i>Kontrol</i>	<i>p-değeri</i>
1	% 82,3	%8,8	
2	%16,7	%77,2	$p<0,001$
3	% 1	%14	
4	%0	%0	

**Objektif (kantitatif) değerlendirme:** Çalışma ve kontrol grubunda kontrastlı (toplam 193 olgu; 149 ve 44) ve kontrastsız (toplam 56 olgu; 43 ve 13) toraks tetkiklerinde inen aorta, omuz çevresi kasları ve dışarıda sternum önünden yapılan ölçümlerin ortalama *mean*, SD ve S/G değerleri sırası ile Tablo 4.1.2.2, Tablo 4.1.2.3 ve Tablo 4.1.2.4’de yer almaktadır.

**Tablo 4.1.2.2.** Toraks BT incelemesi yapılan çalışma ve kontrol grubunda ortalama *mean* (ortalama±SD HU) değerleri.

Bölge	Kontrastlı		Kontrastsız	
	Çalışma grubu	Kontrol Grubu	Çalışma grubu	Kontrol Grubu
<i>İnen aorta</i>	251±77	207±71	44,1±8,8	43,9±16,4
	p=0,001		p=0,734	
<i>Omuz çevresi kasları</i>	57,1±6,3	52,1±8	54,8±7,2	52,3±9,5
	p<0,001		p=0,171	
<i>Vücut dışı</i>	971±24	977±19	976±18	979±18
	p=0,201		p=0,547	

**Tablo 4.1.2.3.** Toraks BT incelemesi yapılan çalışma ve kontrol grubunda ortalama standart sapma (SD) (ortalama±SD HU) değerleri.

Bölge	Kontrastlı		Kontrastsız	
	Çalışma grubu	Kontrol Grubu	Çalışma grubu	Kontrol Grubu
<i>İnen aorta</i>	18,4±6,5	15,7±7,2	16±4,7	17,5±6,3
	p<0,001		p=0,484	
<i>Omuz çevresi kasları</i>	11,5±4,5	11±3,8	11,45±3,2	11,8±3
	p=0,867		p=0,340	
<i>Vücut dışı</i>	37±22	25±15	37,6±20,3	26,8±14,7
	p=0,004		p=0,105	

**Tablo 4.1.2.4.** Toraks BT incelemesi yapılan çalışma ve kontrol grubunda ortalama S/G (ortalama±SD) değerleri.

Bölge	Kontrastlı		Kontrastsız	
	Çalışma grubu	Kontrol Grubu	Çalışma grubu	Kontrol Grubu
<i>İnen aorta</i>	14,3±4,5	14,3±5,1	2,94±0,86	2,56±0,78
	p=0,931		p=0,156	
<i>Omuz çevresi kasları</i>	5,43±1,51	5,30±1,99	5,13±1,42	4,64±1,45
	p<0,439		p=0,165	
<i>Vücut dışı</i>	41,1±31,9	62,2±55,6	37,9±27,4	51,1±33
	p=0,004		p=0,107	

Kontrastsız grupta inen aorta, toraks duvarı ve toraks dışında *mean*, SD ve S/G değerleri açısından çalışma ve kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur. Ancak kontrastlı grupta inen aorta ve göğüs duvarı düzeyinde çalışma grubunun *mean* değerleri kontrol grubuna göre anlamlı olarak yüksektir. Kontrastlı grupta SD açısından çalışma ve kontrol grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark mevcut olmakla birlikte Toraksta gövde üzerinde yapılan ölçümlerde hem kontrastlı hem de kontrastsız grupta S/G değeri açısından çalışma ve kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmadı.

#### **4.1.3 Tarama zamanı ve uzunluğu**

Çalışma grubunda tetkikin ortalama süresi  $1.19 \pm 0,23$  (0,64-2,39) s iken, kontrol grubunda tarama süresi ortalama  $7,09 \pm 3,6$  (2,15-21,9) s'dir. Kontrol grubunda tetkik süresi, çalışma grubuna göre yüksektir ( $p < 0.001$ ). Çalışma grubunun tarama uzunluğu kontrol grubuna göre daha fazla olup, tarama uzunluğu açısından iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır (yüksek pitch:  $25,3 \pm 4,9$  cm, standart pitch:  $22,1 \pm 6,2$  cm) ( $p < 0.01$ ).

#### **4.1.4 Radyasyon dozu parametreleri ve boyuta özgü doz tahminleri**

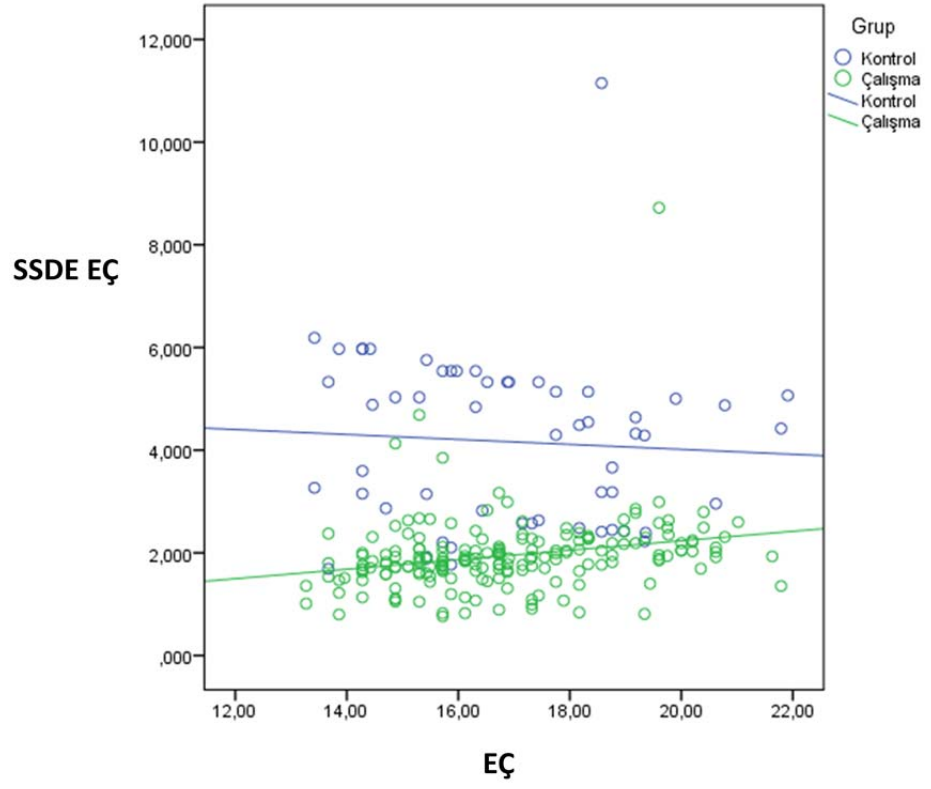
Her iki grup yaş, anteroposteriyör çap, lateral çap, anteroposteriyör ile lateral çapın toplamı ve efektif çap açısından benzerdi. Çalışma ve kontrol grubunda tetkike ait ortalama  $CTDI_{vol}$  ve DLP değerleri, anteroposteriyör çap, lateral çap, anteroposteriyör ile lateral çapın toplamı ve efektif çap ile ilişkili boyuta özgü doz tahminleri Tablo 4.1.4.1'de özetlenmiştir.

**Tablo 4.1.4.1.** Çalışma ve kontrol grubu Toraks BT radyasyon dozu değerleri.

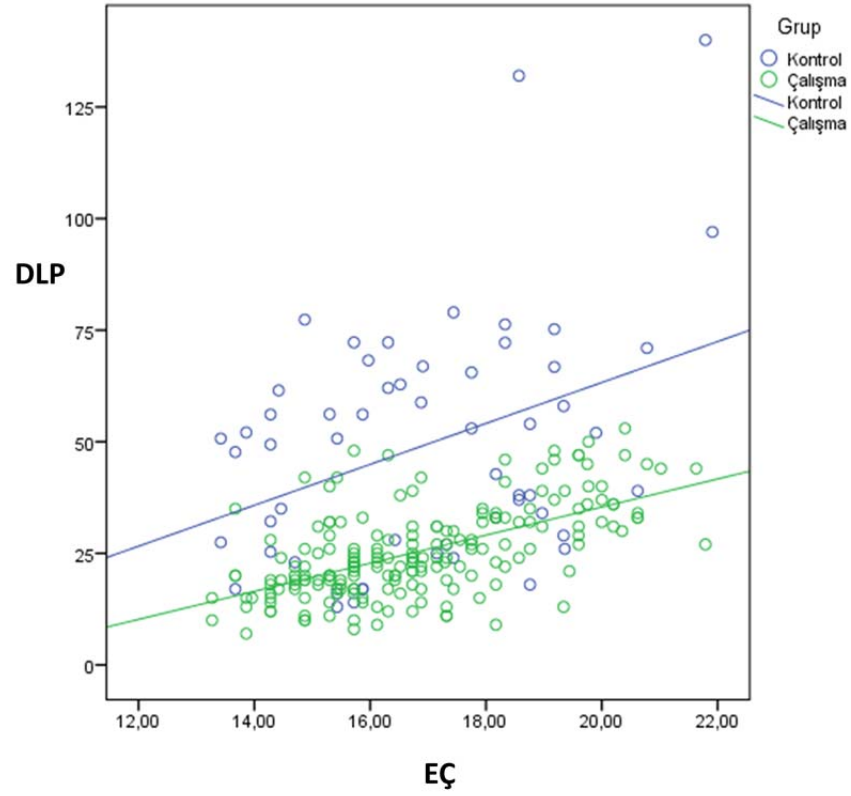
<i>Parametreler</i>	<i>Çalışma</i>	<i>Kontrol</i>	<i>p-değeri</i>
CTDI <sub>vol</sub>	0,98	2,09	<0,001
DLP	25,4	49,2	<0,001
SSDE-APÇ	1,92	4,04	<0,001
SSDE-LÇ	1,95	4,25	<0,001
SSDE-APÇ+LÇ	1,96	4,21	<0,001
SSDE-EÇ	1,94	4,16	<0,001

CTDI<sub>vol</sub>: Hacimsel Bilgisayarlı tomografi doz indeksi (mGy). DLP: Doz uzunluk çarpımı (mGyxcm). SSDE: Boyuta özgü doz tahmini (mGy). APÇ: Anteroposterior çap, LÇ: Lateral çap, EÇ: Efektif çap.

Çalışma grubunun tarama uzunluğunun kontrol grubuna göre fazla olmasına rağmen DLP değeri çalışma grubunda istatistiksel olarak anlamlı düşüktür ( $p<0,001$ ). CTDI<sub>vol</sub> ve boyuta özgü doz tahminleri çalışma grubunda istatistiksel olarak anlamlı düşüktür ( $p<0,001$ ) (Grafik 4.1.4.1 ve 4.1.4.2).



**Grafik 4.1.4.1.** Toraks BT grubunda efektif çap (EÇ, mm), efektif çapa göre boyuta özgü doz tahmini (SSDE EÇ, mGy) ilişkisi.



**Grafik 4.1.4.2.** Toraks BT grubunda efektif çap (EÇ, mm), Doz uzunluk çarpımı (DLP, mGy.cm) ilişkisi.

## 4.2 Abdomen BT grubu

### 4.2.1 Demografik özellikler ve hastalara ait parametreler

Çalışma grubunu 142, kontrol grubunu 54 abdomen BT incelemesi oluşturmaktadır. Çalışma grubunun yaş ortalaması  $52 \pm 35$  ay iken, kontrol grubunun yaş ortalaması  $54,2 \pm 34$  aydır. Çalışma ve kontrol grubunun ortalama anteroposteriyor çap, lateral çap, anteroposteriyor ile lateral çapın toplamı ve efektif çap değerleri Tablo 4.2.1.1’de yer almaktadır. Yaş, anteroposteriyor çap, lateral çap, anteroposteriyor ile lateral çapın toplamı ve efektif çap açısından her iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ( $p > 0,05$ ).

**Tablo 4.2.1.1.** Abdomen BT incelemesi yapılan çalışma ve kontrol grubunda hasta boyutları.

<i>Boyutlar(cm)</i>	<i>Çalışma</i>	<i>Kontrol</i>	<i>p-değeri</i>
Anteroposteriyor çap	12,9 ± 1,9	12,4 ± 1,5	0,159
Lateral çap	17,8 ± 2,5	17,3 ± 1,9	0,159
APÇ + LÇ	30,7 ± 3,9	29,8 ± 3,1	0,113
Efektif çap	15,1 ± 1,9	14,6 ± 1,5	0,120

#### 4.2.2 Görüntü kalitesi

**Subjektif (kalitatif) değerlendirme:** Gürültünün kalitatif değerlendirilmesinde kontrol grubundaki 54 hastanın 34'ü (%63) 1 (gürültü az ya da yok), 20'si (%37) 2 (gürültü var ancak değerlendirmeyi etkilemiyor) olarak skorlandı. Çalışma grubunda ise, 142 hastanın tümü 2 olarak skorlandı. Çalışma ya da kontrol grubunda hiçbir hastanın tetkiki 3 (değerlendirmeyi etkileyen gürültü) olarak skorlanmadı. İki grup arasında subjektif gürültü açısından istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ( $p<0,001$ ). Kontrol ve çalışma grubunda tetkiklerin tümü tanısal güvenilirlik açısından 1 olarak skorlandı (tamamiyle güvenilir). Çalışma grubunda, kontrol grubuna göre subjektif gürültü daha fazlaydı ancak her iki grupta tetkiklerin tümü tanısal açıdan güvenilirdi.

Kontrol grubunda hasta ya da barsak hareketine bağlı artefaktlar şöyle skorlandı; 30 tetkik 1 (artefakt yok), 24 tetkik 2 (minör artefakt ama tanısal görüntü kalitesi korunmuş) (Şekil 4.2.2.1). Çalışma grubunda ise şöyle skorlandı; 137 tetkik 1 (artefakt yok), 5 tetkik 2 (minör artefaktlar ama tanısal görüntü kalitesi korunmuş). Hasta ya da barsak hareketine bağlı artefaktlar kontrol grubunda çalışma grubuna göre daha sık görüldü (Şekil 4.2.2.1) (Tablo 4.2.2.1) ( $p<0,001$ ).





**Şekil 4.2.2.1.** Kontrol grubunda artefakt açısından 2 (minör artefakt ama tanısal görüntü kalitesi korunmuş) olarak skorlanmış abdomen BT tetkiki örneği.

**Tablo 4.2.2.1.** Çalışma ve kontrol grubunda Abdomen BT incelemelerinde artefakt skorlamasının yüzde olarak dağılımı.

<i>Artefakt skorlaması</i>	<i>Çalışma</i>	<i>Kontrol</i>	<i>p-değeri</i>
1	% 96,5	%55,6	
2	%3,5	%44,4	p<0,001
3	% 0	%0	
4	% 0	%0	

**Objektif (kantitatif) değerlendirme:** Çalışma ve kontrol grubunda kontrastlı (toplam 161 olgu; 115 ve 46) ve kontrastsız (toplam 35 olgu; 27 ve 8) abdomen tetkiklerinde karaciğer sağ lob, abdominal aorta, sağ psoas kası ve karın duvarı önünden dışarıda yapılan ölçümlerin ortalama *mean*, SD ve ortalama S/G değerleri sırası ile Tablo 4.2.2.2, Tablo 4.2.2.3 ve Tablo 4.2.2.4’de yer almaktadır.

**Tablo 4.2.2.2.** Abdomen BT incelemesi yapılan çalışma ve kontrol grubunda ortalama *mean* (ortalama±SD HU) değerleri.

Bölge	Kontrastlı		Kontrastsız	
	Çalışma grubu	Kontrol Grubu	Çalışma grubu	Kontrol Grubu
Karaciğer	113±16	104±25	66,2±6,5	68,3±10
	p=0,097		p=0,130	
Abdominal aorta	168±40	146±39	44,6±10,4	42,9±5,1
	p<0,001		p=0,723	
Psoas kası	64,4±6,6	61,4±7,6	54,3±5	55,8±4,5
	p=0,038		p=0,467	
Vücut dışı	978±26	983±17	981±17	958±55
	p=0,291		p=0,922	

**Tablo 4.2.2.3.** Abdomen BT incelemesi yapılan çalışma ve kontrol grubunda ortalama standart sapma (SD) (ortalama±SD HU) değerleri.

Bölge	Kontrastlı		Kontrastsız	
	Çalışma grubu	Kontrol Grubu	Çalışma grubu	Kontrol Grubu
Karaciğer	13,1±2,7	10±1,9	13,7±3,4	10,1±1,1
	p<0,001		p=0,001	
Abdominal aorta	25,3±9,8	21,7±10	16,5±4,3	13±1,6
	p=0,008		p=0,051	
Psoas kası	14,8±3,1	10,6±2,6	15,7±3,9	12±2,7
	p<0,001		p=0,007	
Vücut dışı	29,7±25,4	22,7±18,5	30,2±20,9	47,9±47
	p=0,020		p=0,798	

**Tablo 4.2.2.4.** Abdomen BT incelemesi yapılan çalışma ve kontrol grubunda ortalama S/G (ortalama±SD) değerleri.

Bölge	Kontrastlı		Kontrastsız	
	Çalışma grubu	Kontrol Grubu	Çalışma grubu	Kontrol Grubu
Karaciğer	8,81±1,61	10,6±3,07	5,06±1,27	6,81±1,12
	p<0,001		p=0,001	
Abdominal aorta	7,19±2	7,49±2,76	2,92±1,31	3,31±0,49
	p=0,936		p=0,035	
Psoas kası	4,49±0,97	6,03±1,32	3,61±0,78	4,88±1,19
	p<0,001		p=0,011	
Vücut dışı	63,5±47	88±66,1	58,8±46,5	64,7±62,2
	p=0,020		p=0,798	

Kontrastsız grupta karaciğer, abdominal aorta, psoas kasında ve karın ön duvarı dışında ortalama *mean* değerleri açısından çalışma ve kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık yoktur. Kontrastlı grupta karaciğer ve karın ön duvarı dışında ortalama *mean* değerleri açısından çalışma ve kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur, abdominal aorta ve psoas kasında çalışma ve kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ancak bu fark çalışma grubunda mean değerlerinin daha yüksek olmasına bağlıdır. Kontrastsız ve kontrastlı tetkiklerde gövde üzerinden yapılan ölçümlerde ortalama SD değerleri açısından çalışma ve kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır. Bu değerler çalışma grubunda daha yüksektir.

Kontrastsız grupta çalışma grubu ile kontrol grubu arasında S/G değerleri açısından karşılaştırıldığında karaciğer, psoas ve abdominal aortada istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardır. S/G değeri çalışma grubunda bu üç bölgede daha düşüktür. Çalışma ile kontrol grubu arasında S/G değerleri açısından karşılaştırıldığında kontrastlı gruplar arasında karaciğer, psoas ve karın ön duvarı dışında istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardır. S/G değeri çalışma grubunda bu üç bölgede daha düşüktür. Abdominal aortada ise S/G değerleri açısından anlamlı farklılık yoktur.

#### 4.2.3 Tarama zamanı ve uzunluğu

Çalışma grubunda abdomen tekiklerinin ortalama süresi  $1,59 \pm 0,33$  (0,69-3,28) s iken, kontrol grubunda ortalama süre  $10,9 \pm 7$  (2,78-35,9) s'dir. Kontrol grubunda tetkik süresi, çalışma grubuna göre yüksektir ( $p < 0.001$ ). Tarama uzunluğu açısından iki grup arasında anlamlı fark saptanmadı (yüksek pitch:  $32 \pm 4,9$  cm, standart pitch:  $32 \pm 5,4$  cm) ( $p=937$ ).

#### 4.2.4 Radyasyon dozu parametreleri ve boyuta özgü doz tahminleri

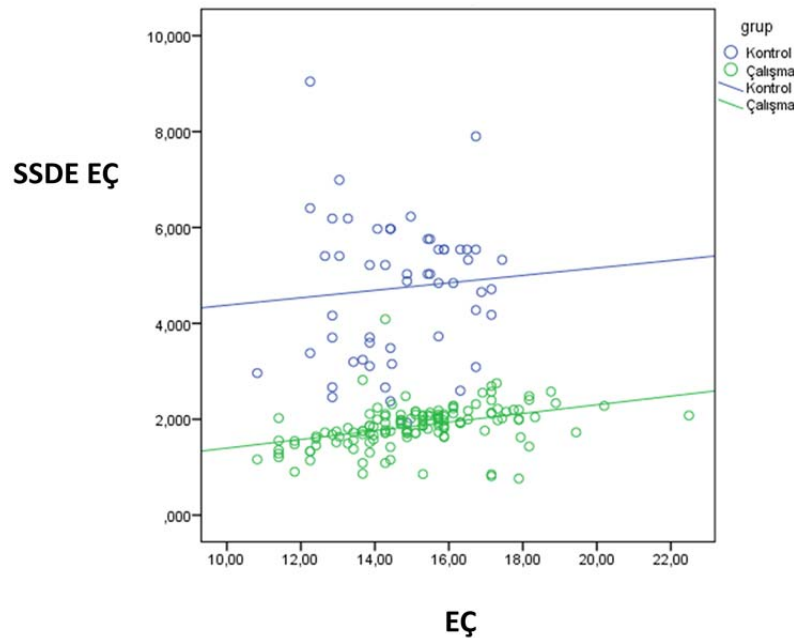
Her iki grup yaş, tarama uzunluğu, anteroposteriyor çap, lateral çap, anteroposteriyor ile lateral çapın toplamı ve efektif çap açısından benzerdi. Çalışma ve kontrol grubunda tetkike ait ortalama  $CTDI_{vol}$  ve DLP değerleri, anteroposteriyor çap, lateral çap, anteroposteriyor ile lateral çapın toplamı ve efektif çap ile ilişkili boyuta özgü doz tahminleri Tablo 4.2.4.1'de özetlenmiştir.

**Tablo 4.2.4.1.** Çalışma ve kontrol grubu Abdomen BT radyasyon dozu değerleri.

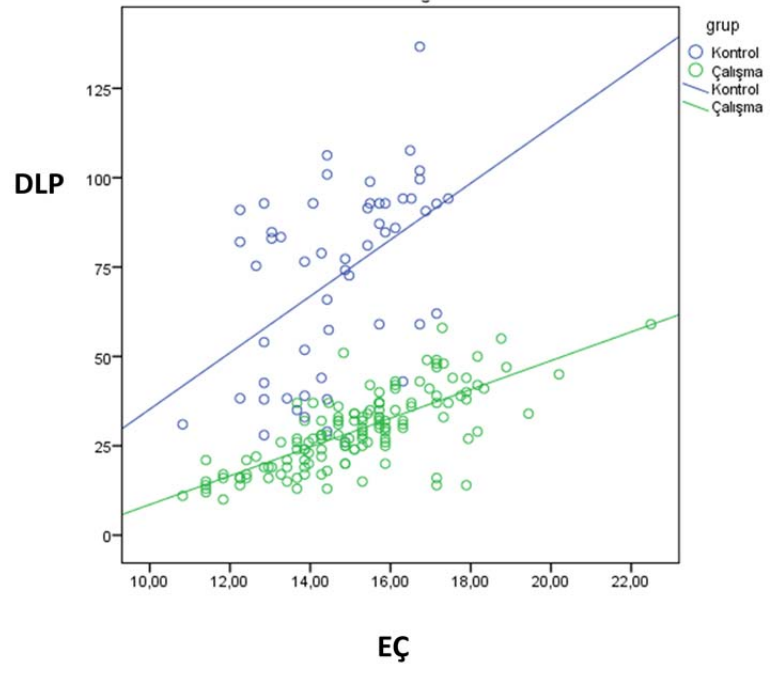
<i>Parametreler</i>	<i>Çalışma</i>	<i>Kontrol</i>	<i>p-değeri</i>
CTDIvol	0,88	2,19	<0,001
DLP	29,3	72,2	<0,001
SSDE-APÇ	1,84	4,60	<0,001
SSDE-LÇ	1,85	4,74	<0,001
SSDE-APÇ+LÇ	1,88	4,78	<0,001
SSDE-EÇ	1,86	4,74	<0,001

*CTDIvol*: Hacimsel Bilgisayarlı tomografi doz indeksi (mGy). *DLP*: Doz uzunluk çarpımı (mGyxcm). *SSDE*: Boyuta özgü doz tahmini (mGy). *APÇ*: Anteroposterior çap, *LÇ*: Lateral çap, *EÇ*: Efektif çap.

Çalışma grubunda, kontrol grubuna göre radyasyon dozu parametreleri ve boyuta özgü doz tahminleri istatistiksel olarak anlamlı düşüktür ( $p < 0,001$ ) (Grafik 4.2.4.1 ve 4.2.4.2).



**Grafik 4.2.4.1.** Abdomen BT grubunda efektif çap (EÇ, mm), efektif çapa göre boyuta özgü doz tahmini ilişkisi (SSDE EÇ, mGy).



**Grafik 4.2.4.2.** Abdomen BT grubunda efektif çap(EÇ, mm), Doz uzunluk çarpımı (DLP, mGy.cm) ilişkisi.

## 5. TARTIŞMA

Bilgisayarlı Tomografide maruz kalınan radyasyon kanser riskinde artışa neden olmaktadır. Bu nedenle Pediatrik Görüntüleme Radyasyon Güvenliği Birliği (*Alliance for Radiation Safety in Pediatric Imaging*) pediatrik hasta popülasyonunda “nazikçe görüntüle” (*image gently*) kampanyası başlatmıştır. Hangi hastalara hangi tetkiğin yapılacağı, tetkiye ait parametreler ve doz azaltıcı yaklaşımlar oldukça önem kazanmıştır. BT tetkiklerinde, tetkike ait radyasyon dozu parametreleri cihaz tarafından sağlanan hasta protokolünden elde edilir. Burada cihaz genellikle bize iki değer vermektedir. Bunlardan biri  $CTDI_{vol}$ , diğeri ise DLP’dir.  $CTDI_{vol}$ , standardize edilmiş fantom için (16 ya da 32 cm çaplı) tarama hacmindeki ortalama dozu ifade eden kolayca ve direkt ölçülebilen bir niceliği temsil eder. Belli bir tetkik için  $CTDI_{vol}$  değeri standardize fantom göstergesi olup pitch gibi protokole özgü bir değişkeni de hesaba katmaktadır.  $CTDI_{vol}$ , CTDI fantomuna benzer atenüasyona sahip bir cismin belli bir hacmine verilen ortalama radyasyon dozunu ifade etmesine rağmen, oldukça farklı boyut, şekil ya da atenüasyona sahip cisimlerin ya da 100 mm’lik integrasyon limitleri uçlarındaki saçılmanın önemli bir kısmını ihmal ettiğinden ortalama dozu temsil etmez. Ayrıca  $CTDI_{vol}$  tarama uzunluğundan bağımsız olduğu için, tüm tarama hacmine depo edilen toplam enerjiyi göstermez. DLP,  $CTDI_{vol}$ ’den farklı olarak tüm tarama hacminde depolanan tahmini dozu ifade eder.  $CTDI_{vol}$ , 16 ve 32 cm çaplı fantomlar üzerinden radyasyon dozu hesaplaması yaptığı için bireysel boyut farklılıkları bu hesaplamada ihmal edilmektedir bu nedenle bireysel boyut farklılıklarını hesaba katacak şekilde yeni yaklaşımların geliştirilmesine ihtiyaç duyulmuştur. Vücut boyutları göz önüne alınarak daha doğru radyasyon dozu hesaplanması için dört ayrı araştırma grubu farklı yöntemler kullanarak yaptığı çalışmalar sonucunda, doz hesaplanmasına boyut faktörünü dahil eden katsayılar bulmuşlardır. Çalışmalarında farklı teknikler kullanılmasına rağmen bu dört grubun buldukları katsayılar birbirleri ile tutarlıdır (47). Bu çalışmalar sonucunda elde edilen veriler ışığında *American Association of Physicists in Medicine* (AAPM) Mayıs 2011’de, Çocuk ve Erişkin Gövde BT tetkiklerinde Boyuta Özgü Doz Tahmini (*Size Specific Dose Estimation in Pediatrics and Adult Body CT Examination*) isimli 204 nolu raporunu yayınlamıştır (39). Raporda verilen katsayı

tabloları ve cihazdan elde edilen  $CTDI_{vol}$  değerleri kullanılarak kişiye özel radyasyon dozu tahmini yapılmaktadır. Brady ve Kaufman yaptıkları çalışma ile SSDE düzeltme katsayıları için mümkün olduğunca anteroposterior ile lateral çap ölçümlerinin kombinasyonlarının (toplamı ya da efektif çap) kullanımını önermekte ve çocuk hastalarda  $CTDI_{vol}$  eğer 32 cm'lik fantom kullanılarak hesaplandıysa, SSDE dönüşümünün hasta dozunu daha doğru bir şekilde tahmin ettiğini söylemektedir (48). Boyuta özgü doz tahmini yaklaşımının kullanılmasının yaygınlaşması sonucunda farklı çalışmalardaki radyasyon dozu ile ilgili parametrelerin karşılaştırılması daha güvenilir sonuçların ortaya çıkmasını doğuracaktır.

BT'de doz azaltılması değişik yöntemler ile sağlanabilir. Gereksiz tetkikten kaçınmak, tarama uzunluğunun kısaltılması, tüp akımı ile voltajının düşürülmesi gibi basit yöntemler ile tüp akımı modülasyon teknikleri (7-9), z-ekseninde overscanning etkisini sınırlamak için adaptif kesit kolimasyonu (10) ve iteratif rekonstrüksiyon algoritmeleri (11) gibi karmaşık yöntemleri içerir. Tüp akımındaki %50 azalma radyasyon dozunda yarı yarıya azalma sağlarken, abdomen BT'lerin 140 kVp yerine 120 kVp tüp akımı seçilerek elde edilmesi dozda %20-40 arasında azalmaya neden olur (49). Tüp akımı ve potansiyelindeki değişikliklerin sınırlayıcı özelliği görüntü gürültüsünün bu iki değer ile ters orantılı olarak artmasıdır. Singh ve ark. iteratif rekonstrüksiyon yöntemi ile görüntü kalitesini koruyarak pediatrik toraks ve abdomen BT incelemelerinde standart algoritmelere göre dozda ortalama %40 oranında azalma sağlamıştır (50).

Radyasyon dozunu düşürmek için diğer bir seçenek ise pitch'i artırmaktır. İkinci kuşak 128 kesitli ÇTBT'nin klinik kullanıma girmesi ile yüksek pitch modunda görüntüleme birinci kuşak 64 kesitli ÇTBT ile de mümkün olmuştur. 128 kesitli ÇTBT ile pitch değeri 3,4'e kadar kardiyak görüntüleme, 3,2 değerine kadar ise diğer vücut bölgeleri görüntülenebilmektedir. Merkezimizde bulunan 64 kesitli ÇTBT ile vücut taramaları pitch değeri 3 olacak şekilde yapılabilmektedir. Çalışmamızın sonuçlarına bakıldığında yüksek pitch kullanarak yapılan toraks ve abdomen BT incelemelerinde radyasyon dozunda azalma olduğunu saptadık. Yüksek pitch toraks ÇTBT ile radyasyon dozunda  $CTDI_{vol}$ , DLP ve efektif çapa göre hesaplanan SSDE'ye göre ortalama %50 oranında azalma oldu. Yüksek pitch

abdomen ÇTBT ile radyasyon dozunda  $CTDI_{vol}$ , DLP ve efektif çapa göre hesaplanan SSDE'ye göre ortalama %60 oranında azalma oldu. Pages ve ark.'larının yaptıkları çok merkezli bir çalışmada (1, 5 ve 10 yaş gruplarında) standart toraks BT incelemelerinin  $CTDI_{vol}$  ve DLP değerleri 4-29 mGy ve 34-344 mGy.cm arasında değişmektedir (3). Bizim çalışmamızda yüksek pitch toraks ÇTBT tetkiklerinin ortalama  $CTDI_{vol}$  ve DLP değerleri 0,98 mGy ve 25,4 mGy.cm, standart toraks BT tetkiklerinin  $CTDI_{vol}$  ve DLP değerleri 2,09 mGy ve 49,2 mGy.cm'dir. Pages ve ark.'larının çalışmasına göre standart toraks BT tetkiklerimizde ortalama  $CTDI_{vol}$  değerimiz daha düşükken, ortalama DLP değerimiz onların sonuçları ile benzerdir. Aynı çalışmada standart abdomen BT incelemesinin  $CTDI_{vol}$  ve DLP değerleri 4-30 mGy ve 104-1063 mGy.cm arasında değişmektedir (3). Bizim çalışmamızda yüksek pitch abdomen ÇTBT tetkiklerinin ortalama  $CTDI_{vol}$  ve DLP değerleri 0,88 mGy ve 29,3 mGy.cm, standart abdomen BT tetkiklerinin  $CTDI_{vol}$  ve DLP değerleri 2,19 mGy ve 72,2 mGy.cm'dir. Pages ve ark.'larının çalışmasına göre standart abdomen BT tetkiklerimizde ortalama  $CTDI_{vol}$  ve DLP değerimiz daha düşüktür.

Singh ve ark. iteratif rekonstrüksiyon yöntemi ile görüntü kalitesini koruyarak pediatrik toraks ve abdomen BT incelemelerinde elde ettikleri ortalama  $CTDI_{vol}$  ve DLP değerleri toraks için 3,7 mGy, 153 mGyxcm, abdomen için 5,7 mGy, 258 mGyxcm'dir. Bu değerler çalışmanın kendi kontrol grubuna göre %40 daha düşüktür. Singh ve ark.'larının kendi çalışmasında iteratif rekonstrüksiyon yöntemi ve standart algoritimde elde ettikleri değerler bizim çalışmamızın çalışma ve kontrol grubuna göre daha yüksektir. Ancak bizim çalışmamızın yaş ortalaması Singh ve ark.'larının çalışmasının yaş ortalamasının yarısı kadardır (50). Reid ve ark. radyasyon dozunu azaltmak için pediatrik abdomen BT'lerde görüntü kalitesini koruyarak fantomlar üzerinde mAs ve kVp değerlerini optimize etmişlerdir. Tüp akım modülasyon teknikleri kullanmadan tanısal kalitede pediatrik abdomen BT'nin 10-15 mGy doz aralığında elde edilebileceğini göstermişlerdir (51). Bizim çalışmamızda tüp akım modülasyon tekniklerini kullanarak abdomen görüntülemesi standart pitch ile ortalama 2,19 mGy, yüksek pitch ile ortalama 0,88 mGy yapıldı.

Lell ve ark., pediatrik hastalarda yüksek pitch ÇTBT ile mükemmel görüntü kalitesinde, düşük radyasyon dozunda ( $CTDI_{vol}=1,2$  mGy ve  $DLP=25$  mGy.cm) çok kısa sürede (ortalama 0.5 s) toraks BT incelemeleri gerçekleştirmiştir. Ayrıca bu yeni



teknik ile çocuk hastalarda toraks BT çekimi sırasında anesteziye gereksinim duyulmaksızın görüntüleme yapmıştır (14). Han ve ark. ise cerrahi öncesi görüntülemenin çok değerli olduğu 2 yaşından küçük kompleks konjenital kalp hastalığı olan pediatrik hastalarda yüksek pitch modunda ÇTBT ile sadece İV sedasyon eşliğinde, hasta nefes alıp verirken düşük radyasyon dozunda (DLP=32 mGy.cm) görüntü kalitesinde ılımlı bir kayıp olmasına rağmen mükemmel tanısal doğrulukta görüntüleme yapmıştır (13). Yüksek pitch toraks ÇTBT ile ilgili radyasyon dozu ve tarama süresi ile ilgili bulgularımız yukarıdaki iki çalışmayla uyumludur. Nie ve ark. da yüksek pitch ÇTBT ile çocuk hastalarda konjenital kalp hastalıklarını düşük radyasyon dozunda > %90 özgüllük, duyarlılık ve doğruluk ile görüntülemiştir (52). Çocuk hastalarda tedavi öncesi ve sonrası takip için yüksek pitch ÇTBT için iyi bir alternatif olabilir.

Yüksek pitch toraks ve abdomen BT'de subjektif gürültünün kontrol grubuna göre yüksek olmasına rağmen tetkikler tanısal görüntü kalitesinde ve güvenilir. Ayrıca yüksek pitch BT'lerde çok hızlı taramaya bağlı olarak artefakt daha azdı. Genel olarak toraks görüntülemeye yüksek pitch BT'nin standart pitch BT'ye göre S/G değeri benzerdi ancak abdomen görüntülemesinde S/G değeri yüksek pitch modunda daha düşüktü. S/G değerindeki düşüşe rağmen tüm abdomen incelemeleri tanısal görüntü kalitesindedir ve radyasyon dozundaki azalma %60'a ulaşmaktadır. Gürültünün değerlendirmeyi çok etkilemediği üriner taş hastalığı için çekilen abdomen BT'lerde özellikle çocuk hastalarda yüksek pitch abdomen ÇTBT çok kullanışlıdır.

Yüksek pitch toraks ve abdomen BT'nin diğer bir olumlu yanı ise çok kısa sürelerde tarama yapabilmesidir. Bu olumlu özellik nefes komutuna uymayan-uyamayan, hareketsiz duramayan çocuk hastalarda, hatta nefesini tutamayan erişkin hastalar ya da koopere olamayan devamlı bakım hastalarında çok daha önem kazanmaktadır. Bunun yanı sıra çok kısa sürede görüntüleme beraberinde fizyolojik iç organ hareketine (hemidiyafram, kardiyak ya da barsak) bağlı artefaktlarda da azalmaya neden olmaktadır. Çalışmamızda konvansiyonel toraks ve abdomen BT'ye göre yüksek pitch ÇTBT ile toraks incelemesi yaklaşık 6 kat, abdomen incelemesi yaklaşık 7 kat daha hızlıdır. Literatüre baktığımızda bu konudaki bulgular çalışmamızla benzerdir (13, 14, 52-54).

Yüksek pitch modunda görüntüleme ikinci kuşak ÇTBT ile öncelikle kardiyak görüntülemede kullanılmıştır. Düşük kalp atım sayılarında (<70) tüm kalp tek bir atımın diyastolik fazında EKG kılavuzluğunda 1 saniyenin altında bir zamanda düşük radyasyon dozunda görüntülenmiştir (19, 55). Daha sonraki zamanlarda bu yeni modun baş-boyun, gövde ve vasküler yapılar gibi farklı yerlerde kullanımı denenmiştir. Bu yeni tekniğin kullanıldığı tüm tetkiklerin ortak özelliği düşük radyasyon dozunda, kısa sürelerde tanısal görüntülemedir (13, 14, 53, 56-62).

Ayrıca bu yeni teknik, acil servislerde göğüs ağrısı etyolojisinin araştırılmasında aynı anda torakal aorta, pulmoner arterler ile koroner arterler kapsamlı bir BT tetkiki ile düşük radyasyon dozunda yüksek görüntü kalitesinde değerlendirilebilmektedir (63, 64) .

BT’de helikal taramalarda rekonstrüksiyon algoritmeleri, tarama alanın başından ve sonundan ek veriler gerektirir. Bu ek veriler planlanan görüntü alanın dışındadır, bu verilerin sağlanması için ilave yarım-tam tur X-ışını tüpü dedektör çiftinin dönüş yapması gerekir. Bu da hasta dozunu arttıran görüntülenilen alan dışında kalan yerlerin ışınlanmasına yol açar. Yani tetkiğin DLP değeri artar. Bu olaya *over-ranging* ya da *over-scanning* denir. *Over-ranging* ya da *over-scanning* uzunluğu masa hızı ve pitch’in artması ile artış gösterir (65). Dinamik ya da adaptif kolimasyon gibi yeni gelişen teknikler bu etkiyi tarama sahasının başında ve sonunda otomatik olarak devreye girerek azaltabilmektedir (10). Yüksek pitch ÇTBT’nin bu olumsuz etkisine rağmen, radyasyon dozu çalışmamızda kontrol grubu ve literatüre göre düşük bulunmuştur. Bu etki ile ilgili olarak, Lell ve arkadaşlarının bulguları da bizim çalışmamızla örtüşmektedir (14). Ayrıca pitch artışı ile BT cihazları aynı mAs değerini elde etmek için, mA değerini artırarak bunu kompanse eder (66). Tüp akımındaki bu artış teorik olarak dozu arttırmasına rağmen, toplamda yüksek pitch ile doz azaltımı sağlanabilmektedir.

## 6. ÇALIŞMANIN LİMİTASYONLARI

Çalışmada kullandığımız birinci kuşak ÇTBT'nin geometrik yapısı nedeniyle FOV 26 cm ile sınırlıydı. Bu neden ile çapı 26 cm'den büyük hastaları çalışmaya dahil edemedik. Ancak kontrol grubuna da benzer dışlama kriterini uyguladık. Çalışma grubu hem toraks hem de abdomen için kontrol grubuna göre daha küçük boyutlu hastalardan oluşmaktadır ancak istatistiksel olarak yaş, hasta boyutları açısından gruplarımız benzerdi. Ayrıca yüksek pitch ÇTBT'nin kendi üstün özelliği olan düşük radyasyon dozunda görüntülemenin yanı sıra diğer parametrelerde yapılacak değişiklikler ile de radyasyon dozu daha da düşürülebilir (örneğin kVp ve mAs değerleri, iteratif rekonstrüksiyon algoritmalarının kullanımı). Çalışmada aynı hasta grubuna iki farklı teknikle ardışık görüntüleme yapılmadığı için lezyonların saptanabilirliği ve kontrast/gürültü oranı değerlendirilmedi. Abdomen BT incelemelerinde oral kontrast madde kullanımının her iki grup için benzer olduğu kabul edildi.

## 7. SONUÇ

Pediyatrik hastalarda yüksek pitch ÇTBT ile rutin toraks ve abdomen BT tetkiki yapılabilir. Bu yeni teknik ile düşük radyasyon dozunda, tanısal kalitede, kısa sürede görüntüleme gerçekleştirilir. Ayrıca yüksek pitch ÇTBT ile toraks ve abdomen görüntülemesinde hasta hareketine, solunum, kardiyak ya da barsak hareketine bağlı artefakt daha az görülür. Diğer teknik parametrelerde yapılacak ayarlamalar ile bu yeni tekniğin radyasyon dozu ve görüntü kalitesi üzerine etkisinin belirlenmesi için yeni çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

## KAYNAKLAR

1. Charles M. UNSCEAR report 2000: sources and effects of ionizing radiation. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. J Radiol Prot. 2001;21(1):83-6. Epub 2001/04/03.
2. Jessen KA BG, Geleijns J, Golding SJ, Jurik AG,Leonardi M, et al. . Quality criteria development within the fourth framework research programme: computed tomography. . Radiat Prot Dosim 2000;90:79–83.
3. Pages J, Buls N, Osteaux M. CT doses in children: a multicentre study. Br J Radiol. 2003;76(911):803-11. Epub 2003/11/19.
4. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR). Sources and effects of ionizing radiation. UNSCEAR 2008. Report to the General Assembly with Scientific Annexes. UnitedNations (2010).
5. Mettler FA, Jr., Thomadsen BR, Bhargavan M, Gilley DB, Gray JE, Lipoti JA, et al. Medical radiation exposure in the U.S. in 2006: preliminary results. Health Phys. 2008;95(5):502-7. Epub 2008/10/14.
6. Tenkanen-Rautakoski P. Number of radiological examinations and procedures in 2008 (in Finnish). Radiation and Nuclear Safety Authority (STUK). Report STUKB 121 (2008). .
7. Greess H, Nomayr A, Wolf H, Baum U, Lell M, Bowing B, et al. Dose reduction in CT examination of children by an attenuation-based on-line modulation of tube current (CARE Dose). Eur Radiol. 2002;12(6):1571-6. Epub 2002/06/04.
8. Greess H, Wolf H, Baum U, Lell M, Pirkl M, Kalender W, et al. Dose reduction in computed tomography by attenuation-based on-line modulation of tube current: evaluation of six anatomical regions. Eur Radiol. 2000;10(2):391-4. Epub 2000/02/09.
9. Kalender WA, Wolf H, Suess C, Gies M, Greess H, Bautz WA. Dose reduction in CT by on-line tube current control: principles and validation on phantoms and cadavers. Eur Radiol. 1999;9(2):323-28. Epub 1999/04/02.

10. Deak PD, Langner O, Lell M, Kalender WA. Effects of adaptive section collimation on patient radiation dose in multisection spiral CT. *Radiology*. 2009;252(1):140-7. Epub 2009/06/30.
11. Hara AK, Paden RG, Silva AC, Kujak JL, Lawder HJ, Pavlicek W. Iterative reconstruction technique for reducing body radiation dose at CT: feasibility study. *AJR Am J Roentgenol*. 2009;193(3):764-71. Epub 2009/08/22.
12. McNitt-Gray MF. AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Topics in CT. Radiation dose in CT. *Radiographics*. 2002;22(6):1541-53. Epub 2002/11/15.
13. Han BK, Lindberg J, Grant K, Schwartz RS, Lesser JR. Accuracy and safety of high pitch computed tomography imaging in young children with complex congenital heart disease. *Am J Cardiol*. 2011;107(10):1541-6. Epub 2011/05/05.
14. Lell MM, May M, Deak P, Alibek S, Kuefner M, Kuettner A, et al. High-pitch spiral computed tomography: effect on image quality and radiation dose in pediatric chest computed tomography. *Invest Radiol*. 2011;46(2):116-23. Epub 2010/09/22.
15. Shah NB, Platt SL. ALARA: is there a cause for alarm? Reducing radiation risks from computed tomography scanning in children. *Curr Opin Pediatr*. 2008;20(3):243-7. Epub 2008/05/14.
16. Kazuhiro Katada MD. Half-Second, Half-Milimeter Real-Time Multislice Helical CT: CT Diagnosis Using Aquilion. Fujita Health University, School of Health Sciences. 1999;68:31-8.
17. Ritman EL, Kinsey JH, Robb RA, Gilbert BK, Harris LD, Wood EH. Three-dimensional imaging of heart, lungs, and circulation. *Science*. 1980;210(4467):273-80. Epub 1980/10/17.
18. Robb RA, Ritman EL. High speed synchronous volume computed tomography of the heart. *Radiology*. 1979;133(3 Pt 1):655-61. Epub 1979/12/01.
19. Petersilka M, Bruder H, Krauss B, Stierstorfer K, Flohr TG. Technical principles of dual source CT. *Eur J Radiol*. 2008;68(3):362-8. Epub 2008/10/10.
20. Brenner D, Elliston C, Hall E, Berdon W. Estimated risks of radiation-induced fatal cancer from pediatric CT. *AJR Am J Roentgenol*. 2001;176(2):289-96. Epub 2001/02/13.

21. Smith-Bindman R, Lipson J, Marcus R, Kim KP, Mahesh M, Gould R, et al. Radiation dose associated with common computed tomography examinations and the associated lifetime attributable risk of cancer. *Arch Intern Med*. 2009;169(22):2078-86. Epub 2009/12/17.
22. Huda W, Schoepf UJ, Abro JA, Mah E, Costello P. Radiation-related cancer risks in a clinical patient population undergoing cardiac CT. *AJR Am J Roentgenol*. 2011;196(2):W159-65. Epub 2011/01/25.
23. Feng ST, Law MW, 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):e19-23. Epub 2010/04/07.
24. Huang B, Law MW, Mak HK, Kwok SP, Khong PL. Pediatric 64-MDCT coronary angiography with ECG-modulated tube current: radiation dose and cancer risk. *AJR Am J Roentgenol*. 2009;193(2):539-44. Epub 2009/07/22.
25. Kleinerman RA. Cancer risks following diagnostic and therapeutic radiation exposure in children. *Pediatr Radiol*. 2006;36 Suppl 2:121-5. Epub 2006/07/25.
26. (AAPM) AAoPiM. The Measurement, Reporting and Management of Radiation Dose in CT. Report 96. Report of AAPM Task Group 23 of the Diagnostic Imaging Council CT Committee. . 2008.
27. Shope TB, Gagne RM, Johnson GC. A method for describing the doses delivered by transmission x-ray computed tomography. *Med Phys*. 1981;8(4):488-95. Epub 1981/07/01.
28. American Association of Physicists in Medicine (AAPM) Report 31. Standardized Methods for Measuring Diagnostic X-ray Exposures. New York: AAPM, 1990
29. Nagel HD. Radiation Exposure in Computed Tomography. The European Coordination Committee of the Radiological and Electromedical Healthcare IT Industry (COCIR), Frankfurt, 2000.
30. Jessen KP, W.; Shrimpton, PC., et al. . EUR 16262: European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography. Paper presented at: Office for Official Publications of the European Communities; Luxembourg. 2000.

31. McCrohan JL, Patterson JF, Gagne RM, Goldstein HA. Average radiation doses in a standard head examination for 250 CT systems. *Radiology*. 1987;163(1):263-8. Epub 1987/04/01.
32. (FDA). USFaDA. Diagnostic X-Ray Systems and Their Major Components. Code of Federal Regulations. 21 CFR 1020.33,1984.
33. 39. AAoPiMAR. Specification and Acceptance Testing of Computed Tomography Scanners. New Yor: AAPM,1993.
34. Jucius RA, Kambic GX. Measurements of computed tomography x-ray fields utilizing the partial volume effect. *Med Phys*. 1980;7(4):379-82. Epub 1980/07/01.
35. (IEC). IEC. Medical Electrical Equipment. Part 2-44: Particular requirements for the safety of X-ray equipment for computed tomography. IEC publication No. 60601-2-44.
36. Leitz W AB, Szendro G. Computed Tomography Dose Assessment: A practical approach. *Radiat Prot Dosim*. 1995;57:377-80.
37. McCollough CH, Zink FE. Performance evaluation of a multi-slice CT system. *Med Phys*. 1999;26(11):2223-30. Epub 1999/12/10.
38. Boone JM. The trouble with CTD100. *Med Phys*. 2007;34(4):1364-71. Epub 2007/05/16.
39. American Association of Physicists in Medicine. Size Specific Dose Estimates(SSDE) in Pediatrics and Adult Body CT Examinations:report of AAPM Task Group 204.College Park, Md: American Association of Physicists in Medicine, 2011.
40. McCollough CH, Primak AN, Braun N, Kofler J, Yu L, Christner J. Strategies for reducing radiation dose in CT. *Radiol Clin North Am*. 2009;47(1):27-40. Epub 2009/02/07.
41. Internal Commission on Radiological Protection. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection (Report 60). *Annals of the ICRP* 1991;21:1-3.
42. McCollough CH, Schueler BA. Calculation of effective dose. *Med Phys*. 2000;27(5):828-37. Epub 2000/06/07.
43. Protection ICoR. 2007 recommendations of Internal Commission on Radiological Protection (ICRP Publication 103).



. ICRP. 2007;37:1-332.

44. Protection. ICoR. Recommendations of Internal Commission on Radiological Protection (ICRP#26). Oxford. Internal Commission on Radiological Protection. 1977;ICRP Publication 26.

45. Cristy M. Mathematical phantoms representing children of various ages for use in estimates of internal dose. Oak Ridge, TN: Oak Ridge National Laboratory. NUREG/CR-1159,ORNL/NUREG/TM-367. 1980.

46. McCollough CH. Patient dose in cardiac computed tomography. Herz. 2003;28(1):1-6. Epub 2003/03/05.

47. Brink JA, Morin RL. Size-specific dose estimation for CT: how should it be used and what does it mean? Radiology. 2012;265(3):666-8. Epub 2012/11/24.

48. Brady SL, Kaufman RA. Investigation of American Association of Physicists in Medicine Report 204 size-specific dose estimates for pediatric CT implementation. Radiology. 2012;265(3):832-40. Epub 2012/10/25.

49. Kalra MK, Maher MM, Toth TL, Hamberg LM, Blake MA, Shepard JA, et al. Strategies for CT radiation dose optimization. Radiology. 2004;230(3):619-28. Epub 2004/01/24.

50. Singh S, Kalra MK, Shenoy-Bhangle AS, Saini A, Gervais DA, Westra SJ, et al. Radiation dose reduction with hybrid iterative reconstruction for pediatric CT. Radiology. 2012;263(2):537-46. Epub 2012/04/21.

51. Reid J, Gamberoni J, Dong F, Davros W. Optimization of kVp and mAs for pediatric low-dose simulated abdominal CT: is it best to base parameter selection on object circumference? AJR Am J Roentgenol. 2010;195(4):1015-20. Epub 2010/09/23.

52. Nie P, Wang X, Cheng Z, Ji X, Duan Y, Chen J. Accuracy, image quality and radiation dose comparison of high-pitch spiral and sequential acquisition on 128-slice dual-source CT angiography in children with congenital heart disease. Eur Radiol. 2012;22(10):2057-66. Epub 2012/05/18.

53. Amacker NA, Mader C, Alkadhi H, Leschka S, Frauenfelder T. Routine chest and abdominal high-pitch CT: an alternative low dose protocol with preserved image quality. Eur J Radiol. 2012;81(3):e392-7. Epub 2012/01/10.

54. Hardie AD, Mayes N, Boulter DJ. Use of high-pitch dual-source computed tomography of the abdomen and pelvis to markedly reduce scan time: clinical feasibility study. *J Comput Assist Tomogr.* 2011;35(3):353-5. Epub 2011/05/19.
55. Leschka S, Stolzmann P, Desbiolles L, Baumüller S, Goetti R, Schertler T, et al. Diagnostic accuracy of high-pitch dual-source CT for the assessment of coronary stenoses: first experience. *Eur Radiol.* 2009;19(12):2896-903. Epub 2009/09/18.
56. Bauer RW, Schell B, Beeres M, Wichmann JL, Bodelle B, Vogl TJ, et al. High-pitch dual-source computed tomography pulmonary angiography in freely breathing patients. *J Thorac Imaging.* 2012;27(6):376-81. Epub 2012/04/11.
57. Beeres M, Schell B, Mastragelopoulos A, Herrmann E, Kerl JM, Gruber-Rouh T, et al. High-pitch dual-source CT angiography of the whole aorta without ECG synchronisation: initial experience. *Eur Radiol.* 2012;22(1):129-37. Epub 2011/09/15.
58. Goetti R, Baumüller S, Feuchtner G, Stolzmann P, Karlo C, Alkadhi H, et al. High-pitch dual-source CT angiography of the thoracic and abdominal aorta: is simultaneous coronary artery assessment possible? *AJR Am J Roentgenol.* 2010;194(4):938-44. Epub 2010/03/24.
59. Korn A, Fenchel M, Bender B, Danz S, Thomas C, Ketelsen D, et al. High-pitch dual-source CT angiography of supra-aortic arteries: assessment of image quality and radiation dose. *Neuroradiology.* 2013;55(4):423-30. Epub 2012/12/12.
60. Schell B, Bauer RW, Lehnert T, Kerl JM, Hambek M, May A, et al. Low-dose computed tomography of the paranasal sinus and facial skull using a high-pitch dual-source system--first clinical results. *Eur Radiol.* 2011;21(1):107-12. Epub 2010/07/21.
61. Schulz B, Jacobi V, Beeres M, Bodelle B, Gruber T, Lee C, et al. Quantitative analysis of motion artifacts in high-pitch dual-source computed tomography of the thorax. *J Thorac Imaging.* 2012;27(6):382-6. Epub 2012/05/26.
62. Schulz B, Potente S, Zangos S, Friedrichs I, Bauer RW, Kerl M, et al. Ultra-low dose dual-source high-pitch computed tomography of the paranasal sinus: diagnostic sensitivity and radiation dose. *Acta Radiol.* 2012;53(4):435-40. Epub 2012/04/21.

63. Bamberg F, Marcus R, Sommer W, Schwarz F, Nikolaou K, Becker CR, et al. Diagnostic image quality of a comprehensive high-pitch dual-spiral cardiothoracic CT protocol in patients with undifferentiated acute chest pain. *Eur J Radiol.* 2012;81(12):3697-702. Epub 2011/01/05.
64. Lell M, Hinkmann F, Anders K, Deak P, Kalender WA, Uder M, et al. High-pitch electrocardiogram-triggered computed tomography of the chest: initial results. *Invest Radiol.* 2009;44(11):728-33. Epub 2009/10/08.
65. van der Molen AJ, Geleijns J. Overranging in multisection CT: quantification and relative contribution to dose--comparison of four 16-section CT scanners. *Radiology.* 2007;242(1):208-16. Epub 2006/11/09.
66. Bulla S, Blanke P, Langer M, Pache G. Letter to the editor re: low-dose computed tomography of the paranasal sinus and facial skull using a high-pitch dual-source system--first clinical results. *Eur Radiol.* 2011;21(7):1447-8; author reply 51. Epub 2011/03/15.

## EKLER

## Ek 1. Etik Kurulu Onayı



**HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ**  
**GİRİŞİMSSEL OLMAYAN**  
**KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU**

06100 Sıhhiye-Ankara  
 Telefon: 0 (312) 305 1082 • Faks: 0 (312) 310 0580  
 E-posta: goetik@hacettepe.edu.tr

01 Ekim 2012

Sayı: B.30.2.HAC.0.05.07.00 / 778

**ARAŞTIRMA PROJESİ DEĞERLENDİRME RAPORU**

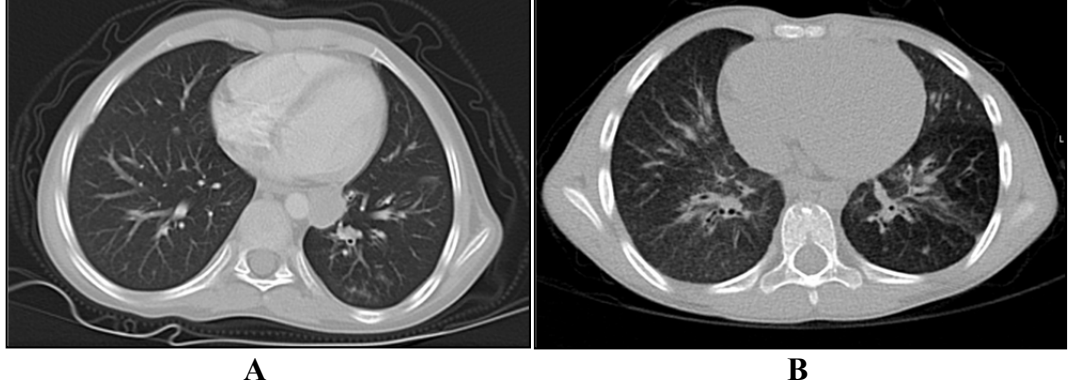
**Toplantı Tarihi** : 26.EYLÜL 2012  
**Toplantı No** : 2012/09  
**Proje No** : LUT 12/37 (Değerlendirme Tarihi 05.06.2012)  
**Karar No** : LUT 12/37 - 05

Üniversitemiz Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı öğretim üyelerinden Doç. Dr. Erhan AKPINAR'ın sorumlu araştırmacısı olduğu Prof. Dr. Mithat HALILOĞLU ve Doç. Dr. Berna OĞUZ ile birlikte çalışacakları Dr. Eray ATLI'nın tezi olan LUT 12/37 kayıt numaralı ve "**Pediyatrik Hastalarda Yüksek Pitch Kullanılarak BT Çekilmesinin Radyasyon Dozu Üzerine Etkisi**" başlıklı proje önerisi Kurulumuzda değerlendirilmiş olup, etik açıdan uygun bulunmuştur.

- |   |  |
|---|--|
| 1. Prof. Dr. Nurten Akarsu (Başkan)     | 9 Prof. Dr. Melahat Görduysus (Üye)        |
| 2. Prof. Dr. Nüket Örnek Buken (Üye)    | 10. Doç. Dr. R. Köksal Özgül (Üye)         |
| 3. Prof. Dr. Hakan S. Orer (Üye)        | 11. Doç. Dr. Cansın Saçkesen (Üye)         |
| KATILMADI                               | 12. Doç. Dr. Ayşe Lale Doğan (Üye)         |
| 4. Prof. Dr. Sevda F. Müftüoğlu (Üye)   | 13 Doç. Dr. S. Kutay Demirkan (Üye)        |
| 5. Prof. Dr. Cenk Sökmensüer (Üye)      | 14. Yrd. Doç. Dr. H. Hüsrev Turnagöl (Üye) |
| 6. Prof. Dr. Volga Bayrakçı Tunay (Üye) | KATILMADI                                  |
| 7. Prof. Dr. Songül Vaizzoğlu (Üye)     | 15. Av. Meltem Onurlu (Üye)                |
| 8. Prof. Dr. Yılmaz Selim Erdal (Üye)   |  |

Ek 2. Olgu örnekleri

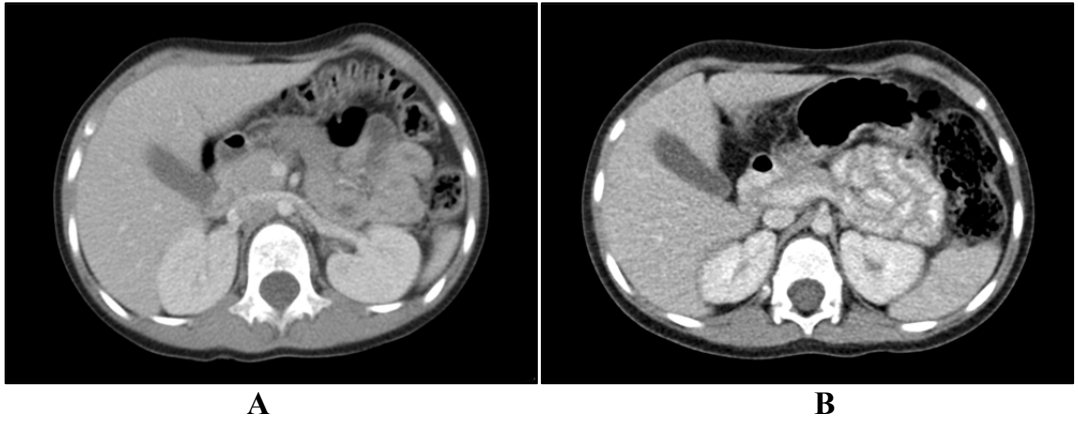
## OLGU ÖRNEKLERİ



**Şekil. 9 yaşında iki farklı kız hasta.**

**A.** Standart pitch modunda elde edilmiş toraks BT tetkikinin doz parametreleri şöyledir; CTDIvol: 2.69 mGy, DLP: 72,2 mGyxc.

**B.** Yüksek pitch modunda elde edilmiş toraks BT tetkikinin doz parametreleri ise şöyledir; CTDIvol: 1.25 mGy, DLP: 32 mGyxc.



**Şekil. 6 yaşında erkek hasta.**

**A.** Standart pitch modunda elde edilmiş abdomen BT tetkikinin doz parametreleri şöyledir; CTDIvol: 2.69 mGy, DLP: 92.8 mGyxc.

**B.** Aynı hastanın altı ay sonra yüksek pitch modunda elde edilmiş abdomen BT tetkikinin doz parametreleri ise şöyledir; CTDIvol: 1.11 mGy, DLP: 41 mGyxc.