T.C.

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ İLE GERÇEKLEŞTİRİLEN TORAKS, ABDOMEN VE PELVİS İNCELEMELERİNDE BOYUTA BAĞLI DOZ TAHMİNLERİ: ÇOCUK VE YETİŞKİN HASTALAR

İSMAİL ÖZSOYKAL

MEDİKAL FİZİK

YÜKSEK LİSANS TEZİ

İZMİR – 2016

TEZ KODU:DEU.HSI.MSc-2013970067

T.C.

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ İLE GERÇEKLEŞTİRİLEN TORAKS, ABDOMEN VE PELVİS İNCELEMELERİNDE BOYUTA BAĞLI DOZ TAHMİNLERİ: ÇOCUK VE YETİŞKİN HASTALAR

MEDİKAL FİZİK YÜKSEK LİSANS TEZİ

İSMAİL ÖZSOYKAL

DANIŞMAN

Yrd. Doç. Dr. Ayşegül YURT

TEZ KODU:DEU.HSI.MSc-2013970067

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı, Yüksek Lisans programı öğrencisi İsmail Özsoykal, **'BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ İLE GERÇEKLEŞTİRİLEN TORAKS, ABDOMEN VE PELVİS İNCELEMELERİNDE BOYUTA BAĞLI DOZ TAHMİNLERİ: ÇOCUK VE YETİŞKİN HASTALAR'** konulu Yüksek Lisans tezini 30.06.16 tarihinde başarılı olarak tamamlamıştır.

BAŞKAN

Yrd. Doç. Dr. Ayşegül YURT

(DEÜ Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksek Okulu)

ÜYE

Prof. Dr. Ayşe Nur DEMİRAL

(DEÜ Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi AD)

ÜYE

Prof. Dr. Emel ADA

(DEÜ Tıp Fakültesi Radyoloji AD)

ÜYE

Yrd. Doç. Dr. Hakan EPİK

(DEÜ Fen Fakültesi Fizik Bölümü)

ÜYE

Yrd. Doç. Dr. Kadir AKGÜNGÖR

(DEÜ Fen Fakültesi Fizik Bölümü)

YEDEK ÜYE

Prof. Dr. Hatice DURAK

(DEÜ Tıp Fakültesi Nükleer Tıp AD)

YEDEK ÜYE

Prof. Dr. Türkan ERTAY

(DEÜ Tıp Fakültesi Nükleer Tıp AD)

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

İÇİNDEKİLER i

TABLO DİZİNİ iv

ŞEKİL DİZİNİ vi

GRAFİK DİZİNİ vii

KISALTMALAR viii

ÖNSÖZ (TEŞEKKÜR) x

ÖZET 1

ABSTRACT 3

1. GİRİŞ VE AMAÇ 5

2. GENEL BİLGİLER 7

2.1. Bilgisayarlı Tomografide Doz Kavramı 7

2.1.1. Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi (CTDI) 7

2.1.2. 100 mm'lik Uzunlukta Ölçülen CTDI ($CTDI_{100}$) 9

2.1.3. Ağırlıklı Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi ($CTDI_w$) 9

2.1.4. Hacimsel Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi ($CTDI_{vol}$) 10

2.2. Bilgisayarı Tomografi Doz İndeksi Limitleri 11

2.3. Amerikan Medikal Fizikçiler Derneği (AAPM) Tarafından Yayınlanan Raporlar ve Boyuta Bağlı Doz Tahminleri (BBDT) 13

2.3.1. 204 Numaralı AAPM Raporu: Pediatrik ve Yetişkin BT İncelemeleri İçin Boyuta Bağlı Doz Tahminleri 14

2.3.2. 220 Numaralı AAPM Raporu: BT'de Hasta Boyutunu Hesaplamak İçin Eşdeğer Su Çaplarının Kullanımı ve Boyuta Bağlı Doz Tahminleri 18

3. GEREÇ VE YÖNTEM 23

3.1. Araştırmanın Tipi 23

3.2. Araştırmanın Yeri ve Zamanı 23

3.3. Araştırmanın Evreni ve Örneklemi 23
3.4. Çalışma Materyali 25
3.4.1. BT Cihazı 25
3.4.2. MATrix LABoratory (MATLAB) Yazılım Programı 25
3.5. Araştırmanın Değişkenleri 26
3.6. Veri Toplama Araçları 26
3.6.1. BT Cihazının Dozimetrik Kalite Kontrolü 26
3.6.2. iSITE 27
3.6.3. Hasta Görüntülerinin Bilgisayara Aktarılması ve Hesaplamalar 28
3.6.3 Oluşturulan MATLAB Yazılımının Güvenilirlik Testi 33
3.7. Araştırma Planı ve Takvimi 35
3.8. Verilerin Değerlendirilmesi 36
3.8.1. Ortalama Karekök Farkı Analizi 36
3.9. Etik Kurul Onayı 37
4. BULGULAR 38
4.1. Kalite Kontrol Bulguları 38
4.1.1. BT Cihazının Dozimetrik Kalite Kontrolü 38
4.1.2 Çalışma Amacına Yönelik Olarak Hazırlanan MATLAB Yazılımının Kontrolü 39
4.2. Pediatrik Hastalara ait Bulgular 39
4.2.1 Eşdeğer Su Çapı (D_{su}) 40
4.2.2. Hacimsel Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi ve Boyuta Bağlı Doz Tahminleri 40
4.2.3 Ortalama BBDT ve Merkezi BBDT Değerlerinin OKKF Analizi 41
4.2.4 Her İnceleme Aralığı İçerisinde Gözlenen BBDT Farkları 41
4.3. Regresyon Analizi 42
4.3.1. Doğrusal Regresyon Modeline Ait Bulgular 42
4.3.2. Regresyon Modelinin Çapraz Doğrulaması 45

5. TARTIŞMA 46

6. SONUÇ VE ÖNERİLER 51

7. KAYNAKLAR 52

EK 1: ETİK KURUL ONAYI 55

EK 2: ÖZGEÇMİŞ 59

TABLO DİZİNİ

Sayfa No

Tablo 1. Şekil 4 ve Şekil 5 için regresyon modellemesi sonucunda 16 ve 32 cm çaplarında PMMA fantomlar için elde edilen katsayılar. 17

Tablo 2. İnsan vücuduna ait farklı dokuların BT görüntüsündeki yaklaşık HU değerleri 20

Tablo 3. Pediatrik ve yetişkin hastalarda gerçekleştirilen TAP incelemelerine ait çekim protokolleri. 24

Tablo 4. Çekim protokolüne paralel olarak belirlenen ışınlama parametreleri. 27

Tablo 5. Leng ve ekibinin yetişkin hastalar için önerdikleri regresyon modeline ait katsayılar. 34

Tablo 6. 2 farklı tüp voltajı ve değişen etkin tüp akımı kombinasyonları için 32 cm çapında PMMA fantomun merkezi (A) ve çevresel (B, C, D, E) noktalarından alınan ölçümler. 38

Tablo 7. 6 farklı ışınlama sonucunda hesaplanan $CTDI_{vol}$ değerleri ile cihaz konsolunun ekranında verilen ışınlamalara ait $CTDI_{vol}$ bilgilerinin karşılaştırması 38

Tablo 8. 10 yetişkin hastaya ait farklı inceleme bölgeleri için yazılıma ve Leng ile ekibinin önerdiği regresyon modeline bağlı $BBDT_{merkez}$ sonuçları arasındaki ortalama karekök farkları 39

Tablo 9. Hastaların ortalama yaş bilgisi ve yaş aralığı. 39

Tablo 10. 6 farklı bölgeyi içeren her incelemeye ait ortalama D_{su} ($\overline{D}_{su}$) değerlerinin ve maksimum ve minimum D_{su} değerleri arasındaki farkın (Maks D_{su}-Min D_{su}) 55 hasta üzerinden ortalaması. (SS = Standart Sapma, [min – maks] = Veri Aralığı) 40

Tablo 11. 6 farklı bölgeyi içeren her inceleme için ortalama $CTDI_{vol}$, $\overline{BBDT}$, $BBDT_{merkez}$ ve ($\overline{BBDT} \div CTDI_{vol}$) değerlerinin 55 hasta üzerinden ortalaması 40

Tablo 12. 55 hasta için her inceleme bölgesine ait $\overline{BBDT}$ ve $BBDT_{merkez}$ değerleri arasındaki ortalama karekök farkı.....41

Tablo 13. Her bir inceleme bölgesi için maksimum BBDT ile minimum BBDT değerleri arasındaki farkın mutlak ve yüzdelik ortalama değerleri. 41

Tablo 14. Doğrusal regresyon modellerine ait katsayılar 45

Tablo 15. Farklı inceleme bölgeleri için, regresyon modellerine ait $BBDT_{merkez}$ değerleri ile MATLAB'a ait $BBDT_{merkez}$ değerleri arasındaki ortalama karekök farkları. 45

ŞEKİL DİZİNİ

Sayfa No

Şekil 1. X-ışını tüpünün tek turluk ışınlamasıyla oluşan doz profili 8

Şekil 2. Ardışık x-ışını taraması sonucunda saçılan radyasyonun doza katkısı 8

Şekil 3. 16 cm ve 32 cm çapında standart CTDI fantomları ve 100 mm uzunluğunda kalem iyon odası dedektörü 10

Şekil 4. 4 farklı çalışma grubundan (MC, MG, TS, ZB) farklı cihazlarda (GE, Si, Ph, To, Mx) 120 kV'lik tüp voltajı için elde edilen ve diğer tüp voltajları için de geçerli sayılabilecek uyumluluktaki sonuçların eksponansiyel regresyon yöntemiyle modellenmesi 15

Şekil 5. 4 farklı çalışma grubundan (MC, MG, TS, ZB) farklı cihazlarda (GE, Si, Ph, To, Mx) 120 kV'lik tüp voltajı için elde edilen ve diğer tüp voltajları için de geçerli sayılabilecek uyumluluktaki sonuçların eksponansiyel regresyon yöntemiyle modellenmesi 15

Şekil 6. AP ve LAT boyutlarıyla temsil edilen ve elipsoid olarak kabul edilen hastanın kesitsel alanından eşdeğer alana sahip dairesel bir gösterime geçiş ve etkin çap. 16

Şekil 7. Sayısal değerlerle temsil edilen piksellerin oluşturduğu 512x512 boyutlarındaki kesitsel hasta görüntüsü. 19

Şekil 8. Çalışma kapsamında incelenen bölgelerin başlangıç ve bitimini belirleyen anatomik referans çizgileri. 24

Şekil 9. Philips Brilliance 64 kesitli BT cihazı ve konsolu 25

Şekil 10. BT'den alınan ve HU düzeltmesi yapılan orijinal görüntü 29

Şekil 11. Orjinal BT görüntüsüsünün eşik değer uygulanarak ikili (0 ve 1) piksel değerleri cinsinden ifade edilmesi 30

Şekil 12. Konturlama işlemi sonrası BT görüntüsü 30

Şekil 13. Orijinal BT görüntüsünde sadece hastaya ait olan A_{ROI} alanı. 31

Şekil 14. Hasta vücudundan oluşan ve HU düzeltmesini halen koruyan nihai görüntü 31

GRAFİK DİZİNİ

Sayfa No

Grafik 1. Toraks (T) bölgesine ait $BBDT_{merkez}$ ve $\overline{BBDT}$ verilerinden oluşan doğrusal regresyon modeli. 42

Grafik 2. Abdomen (A) bölgesine ait $BBDT_{merkez}$ ve $\overline{BBDT}$ verilerinden oluşan doğrusal regresyon modeli. 43

Grafik 3. Pelvis (P) bölgesine ait $BBDT_{merkez}$ ve $\overline{BBDT}$ verilerinden oluşan doğrusal regresyon modeli. 43

Grafik 4. Toraks ve abdomen (TA) bölgesine ait $BBDT_{merkez}$ ve $\overline{BBDT}$ verilerinden oluşan doğrusal regresyon modeli. 43

Grafik 5. Abdomen ve pelvis (AP) bölgesine ait $BBDT_{merkez}$ ve $\overline{BBDT}$ verilerinden oluşan doğrusal regresyon modeli. 44

Grafik 6. Toraks, abdomen ve pelvis (TAP) bölgesine ait $BBDT_{merkez}$ ve $\overline{BBDT}$ verilerinden oluşan doğrusal regresyon modeli. 44

KISALTMALAR

BT : Bilgisayarlı Tomografi

CTDI : Bilgisayarlı Toografi Doz İndeksi (Computed Tomography Dose Index)

$CTDI_{100}$: 100 mm'lik Uzunlukta Ölçülen Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi

$CTDI_w$: Ağırlıklı Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi

$CTDI_{vol}$: Hacimsel Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi

AAPM : Amerikan Medikal Fizikçiler Derneği (American Association of Physicists in Medicine)

BBDT : Boyuta Bağlı Doz Tahmini

MATLAB : Matrix Laboratory

D_{su} : Eşdeğer Su Çapı

OKKF : Ortalama Karekök Farkı

PMMA : Polimetil metakrilat

HU : Hounsfield Birimi (Hounsfield Unit)

T : Toraks

A : Abdomen

P : Pelvis

TA : Toraks ve Abdomen

AP : Abdomen ve Pelvis

TAP : Toraks, Abdomen ve Pelvis

cm : Santimetre (centimeter)

mm : Milimetre

SS : Standart Sapma

Maks : Maksimum

Min : Minimum

MC : McCollough

MG : McNitt-Gray

TS : Toth-Strauss

ZB **:** Zhou-Boone

GE **:** General Elektric

SE **:** Siemens

Ph **:** Philips

To **:** Toshiba

LAT **:** Lateral

A_{ROI} **:** İlgi Alanı

SI **:** Uluslararası Birim Sistemi (Système International d'unités)

mGy **:** Miligray

E **:** Etkin Doz

DLP **:** Doz Uzunluk Çarpımı (Dose Length Product)

DICOM **:** Digital Imaging and Communications in Medicine

ÖNSÖZ (TEŞEKKÜR)

Bu çalışma boyunca bana zaman ayırıp öncülük eden ve yürüdüğüm yolda çok değerli emekleri bulunan hocalarım Yrd. Doç. Dr. Ayşegül Yurt ve Yrd. Doç. Dr. Kadir Akgüngör başta olmak üzere öğrenim hayatıma büyük katkılarda bulunan tüm hocalarıma, benden maddi manevi hiçbir desteğini esirgemeyen sevgili aileme ve itici güçleriyle beni motive eden tüm arkadaşlarıma çok teşekkür ederim.

İsmail Özsoykal

Haziran, 2016

ÖZET

BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ İLE GERÇEKLEŞTİRİLEN TORAKS, ABDOMEN VE PELVİS İNCELEMELERİNDE BOYUTA BAĞLI DOZ TAHMİNLERİ: ÇOCUK VE YETİŞKİN HASTALAR

İsmail Özsoykal

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Medikal Fizik Anabilim Dalı, İnciraltı-İZMİR

ozsoykal@gmail.com

Amaç: Bilgisayarlı Tomografi (BT) incelemeleri için Hacimsel Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi ($CTDI_{vol}$) hasta boyutunu dikkate alan bir doz bilgisi içermemektedir. $CTDI_{vol}$ bilgisi ve boyuta bağlı dönüşüm faktörlerinin (f_{Dw}) çarpımıyla bulunan Boyuta bağlı Doz Tahminleri (BBDT), hasta boyutunu da dikkate alıp daha güvenilir doz sonuçları vermekte, ancak bunun yanında karmaşık bir dizi hesaplama gerektirmektedir. Bu çalışma hasta vücudu boyunca otomatik BBDT hesabını yapabilecek bir yazılım geliştirmeyi ve tüm kesitlere ait ortalama BBDT değerleriyle merkezden elde edilen BBDT değerlerini karşılaştırmayı amaçlamaktadır.

Gereç ve Yöntem: Toraks, abdomen ve pelvis (TAP) bölgelerini içeren 55 ardışık pediatrik BT incelemesi üzerinde çalışıldı. Hastanın kesitsel alanına eşdeğer su çapından (D_{su}) yola çıkarak her kesite ait f_{Dsu} değerlerinin hesaplanması için MATLAB tabanlı bir algoritma kullanıldı. İncelemeye özel $CTDI_{vol}$ parametreleri doz raporlarından alındı. Sadece toraks (1), sadece abdomen (2), sadece pelvis (3), toraks ve abdomen (4), abdomen ve pelvis (5) ve TAP (6) olacak şekilde 6 varsayımsal tarama aralığı için BBDT değerleri hesaplandı. Bu hesaplamalarda iki BBDT değeri belirlendi ve karşılaştırıldı: tüm tarama aralığı üzerinden alınan ortalama BBDT (1) ve her tarama aralığının merkezindeki BBDT (2).

Bulgular: Her iki BBDT değerleri arasındaki ortalama karekök farkı 1'den 6'ya kadar olan tarama aralıkları için sırasıyla 0.4, 0.5, 0.3, 1.0, 1.5 ve 0.7 mGy olarak bulunmuş olup bu değerler yine sırasıyla %3, %4, %2, %7, %10, %5 değerlerinde yüzdelik farklara denk gelmektedir.

Sonuç: Pediatrik incelemeler için, tüm kesitler üzerinden ortalama BBDT hesabı yapmak yerine, ortalama $CTDI_{vol}$ değeri ve merkezi kesitte hesaplanan f_{Dsu} değerini kullanarak kabul edilebilir bir ortalama BBDT yaklaşımı sağlanmıştır.

Anahtar Sözcükler : Bilgisayarlı Tomografi, Doz, Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi, Boyuta Bağlı Doz Tahminleri, Pediatri

ABSTRACT

SIZE SPECIFIC DOSE ESTIMATES IN COMPUTED TOMOGRAPHY EXAMINATIONS OF THORAX, ABDOMEN AND PELVIS: PEDIATRIC AND ADULT PATIENTS

İsmail Özsoykal

Dokuz Eylul University Health Sciences Institute

Medical Physics Department, İnciralti-IZMIR

ozsoykal@gmail.com

Objective: Volume Computed Tomography Dose Index ($CTDI_{vol}$) does not contain any dose information regarding the patient size in Computed Tomography (CT) exams. Size specific dose estimates (SSDE), calculated by the multiplication of $CTDI_{vol}$ and size dependent conversion factors (f_{Dw}), give more reliable results accounting for the patient size, but requires a complex series of calculations as well. This study aims to develop a software to automatically calculate SSDE values along the patient and compare mean SSDE value to the central SSDE value for each examination, owing to the consideration of a more practical method of SSDE determination.

Material and Method: 55 consecutive pediatric CT exams of the combined chest, abdomen and pelvis (CAP) have been examined. MATLAB based algorithm has been developed to calculate size dependent conversion factors (f_{Dw}) by means of water equivalent diameter (D_w) of the patient cross section in every slice of image. Examination specific $CTDI_{vol}$ parameters have been taken from dose reports. SSDE values have been calculated for 6 hypothetical scan ranges: chest alone (1), abdomen alone (2), pelvis alone (3), chest and abdomen (4), abdomen and pelvis (5), and CAP (6). Two SSDE values have been recorded and compared: mean SSDE over each scan range (1) and SSDE in the middle of each scan range (2).

Results: For scan ranges 1 to 6, the root mean square differences between both SSDE values have been found to be 0.4, 0.5, 0.3, 1.0, 1.5, 0.7 mGy corresponding to 3%, 4%, 2%, 7%, 10%, 5% percentage differences, respectively.

Conclusion: For pediatric exams, instead of making mean SSDE calculation over the whole

scan range, using the mean $CTDI_{vol}$ and the f_{Dw} information for the central slice of the scan range provides a reasonable mean SSDE approach.

Keywords : Computed Tomography, Dose, Computed Tomography Dose Index, Size Specific Dose Estimates, Pediatry

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Radyolojik görüntüleme amacıyla gerçekleştirilen floroskopi, mamografi, radyografi ve tomografi gibi uygulamalar arasında en ciddi radyasyon maruziyetinin karşılaşıldığı ve hasta dozunun önem arz ettiği incelemeler Bilgisayarlı Tomografi (BT) incelemeleridir. BT uygulamaları arasında ise toraks-abdomen-pelvis (TAP) bölgelerini kapsayan incelemeler hem uygulama dozu hem de uygulama sıklığı göz önüne alındığında toplum dozunda en fazla pay sahibi olan incelemelerdir. Dolayısıyla bu tür incelemelerde hasta dozunun doğruluğu ve doz optimizasyonu daha büyük bir önem arz etmektedir (1).

BT uygulamalarında hastaların maruz kaldığı etkin dozun hesaplanması için cihaz tarafından verilen Hacimsel Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi ($CTDI_{vol}$) parametresi kullanılmaktadır. Bu doz indeksi, belirli ışınlama parametreleri kullanılarak gerçekleştirilen vücut incelemeleri için 32 cm çapında PMMA fantomda soğrulan doz bilgisini vermektedir. Dolayısıyla, hastanın boyutu ve radyasyon azaltım özellikleri gibi soğrulan doza etki eden ve hastadan hastaya farklılık gösteren faktörleri içermemektedir. Bu nedenle, $CTDI_{vol}$ değeri hasta dozuyla ilgili ipucu taşımasına rağmen hasta dozunun doğrudan bir karşılığı değildir (2,3). Bu yüzden hastayla ilgili anatomik bilgileri de içerecek şekilde düzeltilmesi gerekmektedir. Bu düzeltme amacına yönelik olarak son yıllarda yapılan önemli çalışmalar bulunmaktadır (4–6). Bu çalışmalar, Amerikan Medikal Fizikçiler Derneği (AAPM) tarafından derlenmiş ve hasta boyutlarındaki farklılık için kullanılması önerilen $CTDI_{vol}$ dönüşüm faktörleri tanımlanmıştır (7,8). Bu faktörlerin kullanılmasıyla $CTDI_{vol}$ değerinden yola çıkılarak hasta boyutu özelinde Boyuta Bağlı Doz Tahmini (BBDT) değerine dönüşüm gerçekleştirilebilmektedir.

BT incelemesi sırasında taranan kesitlerdeki radyasyon azaltım özellikleri dokular arası fiziksel farklılıklara ve değişen hasta geometrisine bağlı olarak hastanın boylamsal ekseni boyunca farklılık göstermektedir. Bununla birlikte, sabit tüp akımı yerine tüp akımı modülasyonunun kullanıldığı tekniklerde tüp akımı ve dolayısıyla $CTDI_{vol}$ değerleri de her kesitte farklılık göstermektedir. Bu durumda, ortalama bir BBDT hesabı yapabilmek için ihtiyaç duyulan dönüşüm faktörü ve $CTDI_{vol}$ değerlerinin her kesit özelinde hesaplanması, elde edilen kesitsel BBDT değerlerinden yola çıkılarak ortalama bir BBDT değerine ulaşılması gerekmektedir. Bu yöntem, uzun ve elde yapılması mümkün olmayan

karmaşıklıkta bir hesaplama dizisi içermektedir. AAPM, 220 numaralı raporunda bu yöntemin uygulanmasının mümkün olmadığı durumlarda ikinci bir yöntem önermektedir. Görüntünün sadece merkezi kesiti üzerinden elde edilecek dönüşüm faktörü ve cihaz tarafından tüm incelemeye dair verilen ortalama $CTDI_{vol}$ kullanılarak tüm kesitleri kapsayan ortalama BBDT hesabının yapılmasına dayanan bu yöntemin doğruya çok yakın sonuç vereceği vurgulanmıştır (8). Fakat AAPM tarafından S. Leng ve ekibinin yaptığı çalışmaya işaret ederek önerilen bu yöntem, birbirine çok yakın yoğunluklarda dokuları kapsayan abdomen incelemelerinden elde edilen sonuçlara dayandırılmıştır. S. Leng ve ekibi aynı yöntemin, toraks ve abdomen gibi farklı yoğunluklara sahip dokulardan (akciğer, karaciğer vs.) oluşan inceleme alanları için geçerli olmayabileceği vurgulamıştır (9). Daha sonra, bu bölgeleri de kapsayan incelemeler üzerine yetişkin hastalarda yapılan bir çalışmada tüm kesitler üzerinden hesaplanan ortalama BBDT değeri ile sadece merkezi kesit üzerinden hesaplanan BBDT değeri karşılaştırılmıştır. Geniş bir hasta boyutu yelpazesinde gerçekleştirilen bu çalışmanın sonuçlarına bakıldığında, önceden sadece abdomen için önerilen yöntemin, toraks, abdomen ve pelvis (TAP) bölgelerinin tümünü birden içeren incelemeler için de doğruluk derecesinin kabul edilebilir seviyelerde olduğu görülmektedir (10). Ancak, aynı yöntemin pediatrik hastalar için geçerli olup olmadığı ile ilgili bir çalışmaya raslanmamıştır.

Bu sebeple bu çalışmanın temel amacı, TAP incelemeleri için yetişkin hastalar üzerinde geçerli olduğu gösterilen söz konusu merkezi BBDT yaklaşımının pediatrik hastalar üzerinde de kullanılabilir olup olmadığını araştırmak ve literatürdeki bu eksikliği tamamlamaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Bilgisayarlı Tomografide Doz Kavramı

BT için kabul edilen ve kullanılan birincil doz kavramı Hacimsel Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi ($CTDI_{vol}$)'dir. Tomografik bir incelemede kesitsel hacim başına soğrulan radyasyon dozunu ifade eden $CTDI_{vol}$ parametresinin SI birimi ise miliGray (mGy)'dir. Bu parametre, BT incelemelerinin öncesi ve sonrasında konsol ekranında incelemeye ait doz bilgisi olarak yer alır. Bununla birlikte, incelemeye ait doz raporunda yer alan ve incelemedeki toplam eşdeğer doz bilgisini veren *Dose Length Product* (DLP) niceliğinin hesaplanmasında da tarama uzunluğuyla birlikte $CTDI_{vol}$ parametresi kullanılmaktadır. Hastanın inceleme sonrasında almış olduğu ortalama etkin doz (E) ise DLP ile birlikte tarama alanı içerisindeki anatomik bölgeye özel dönüşüm faktörleri kullanılarak belirlenir. Dolayısıyla, $CTDI_{vol}$ kavramı, inceleme sonrasında hastanın tahmini etkin dozunun belirlenmesi açısından bir çıkış noktası niteliği taşır (11).

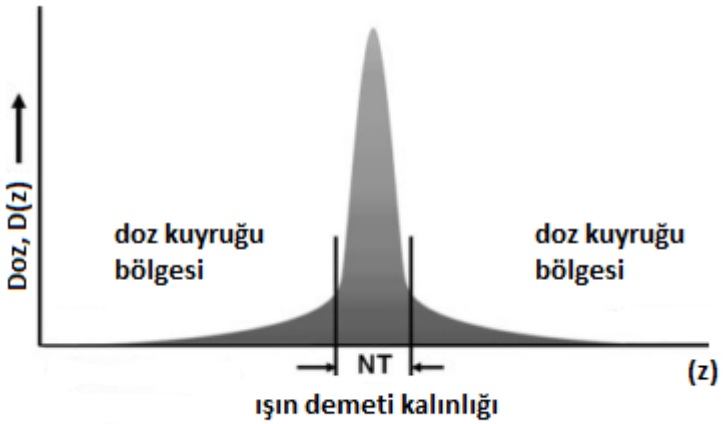
Aşağıdaki kısımda, $CTDI_{vol}$ parametresinin belirlenmesinde rolü olan öncü parametrelere kısaca değinilmiş, ardından $CTDI_{vol}$ değerinin nasıl elde edilebileceği açıklanmış ve bu parametrenin teknik ve hasta dozu bakımından kavramsal eleştirisi yapılmıştır.

2.1.1. Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi (CTDI)

Bilgisayarlı Tomografi Doz indeksi (CTDI), x-ışını tüpünün tek turluk bir aksiyel taraması için belirli bir ölçüm aralığında tespit edilen toplam dozun taranan kalınlığa normalize edilmesi ile belirlenmektedir. Doz ölçümü, gantri düzlemine dik ve merkezden geçen z-ekseni üzerine yerleştirilen bir iyon odasıyla alınır (12);

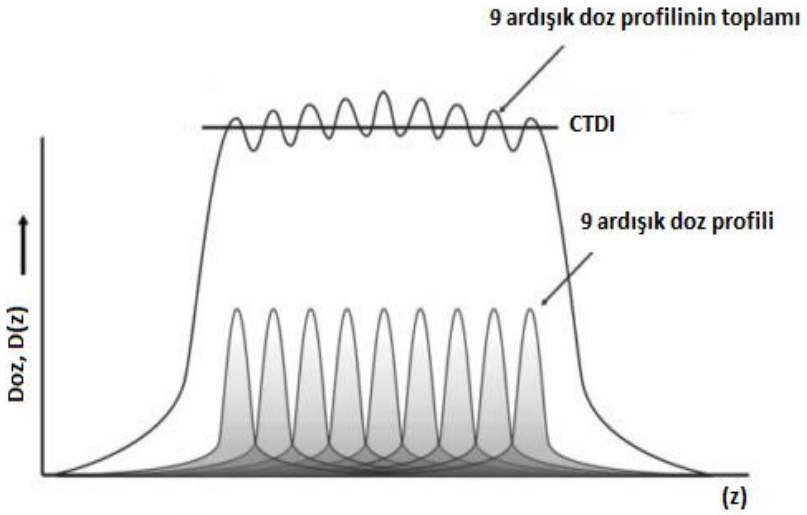
$$CTDI = \frac{1}{nT}\int_{-\infty}^{+\infty} D(z)\,dz \qquad (1)$$

Burada "D(z)" tek bir aksiyel tarama sonucunda z-ekseni boyunca oluşan radyasyon doz profilini, "n" x-ışını tüpünün tek bir dönüşüyle taradığı kesit sayısını, "T" ise bu kesitlerin her birinin kalınlığını temsil eder. İntegral limitleri doz profilinin alındığı ölçüm aralığını ifade etmektedir. Şekil 1'de örnek bir doz profili verilmiştir (13):



Şekil 1: X-ışını tüpünün tek turluk ışınlamasıyla oluşan doz profili.

Eşitlik (1)'deki integral limitlerini temsil eden "$\pm\infty$" ifadesi ideal bir CTDI ölçümü için teorik bir anlam taşımaktadır. Bu anlamın temelinde yatan gerekçe ise x-ışınlarının saçılması sonucunda ışınlanan aralığın komşuluğunda oluşan doz kuyruğu bölgesidir. Dolayısıyla ölçüm sadece ışınlanan aralık için değil, saçılan radyasyonu da kapsayacak şekilde daha geniş bir aralıkta gerçekleştirilmelidir. Doz kuyruğu bölgesinin klinikteki ardışık kesitsel ışınlamalar için toplam doza katkısı Şekil 2'den de görülebileceği gibi azımsanamaz niceliktedir (13).



Şekil 2: Ardışık x-ışını taraması sonucunda saçılan radyasyonun doza katkısı.

2.1.2. 100 mm'lik Uzunlukta Ölçülen CTDI ($CTDI_{100}$)

FDA (*Food and Drug Administiration*, Amerika), CTDI ölçümlerine standart bir yön kazandırabilmek adına teorik "$\pm\infty$" aralığı için pratik bir ölçüm aralığı önermiştir. Bu aralığın kesit kalınlığının 14 katı olması ve ışınlama bölgesi merkezde olacak şekilde "$\pm 7T$" olarak alınması önerilmiştir (14). Fakat kesit kalınlığı mutlak bir değer olmadığından ve üretici firmalar farklı kesit kalınlıklarına veya dedektör boyutlarına sahip cihazlar ürettiklerinden dolayı ölçüm aralığı da bu değere bağlı olarak değişecektir. Bu değişimden doğacak farklı CTDI değeri sorununun önüne geçebilmek amacıyla ölçüm aralığı standardı mutlak 100 mm olarak kabul edilmiştir. $CTDI_{100}$ değerinin matematiksel gösterimindeki ± 50 mm'lik integral limitleri standart ölçüm cihazı olarak kabul gören kalem şeklindeki iyon odası dedektörünün 100 mm'lik uzunluğuna karşılık gelmektedir (15).

$$CTDI_{100} = \frac{1}{nT}\int_{-50}^{+50} D(z)\,dz \qquad (2)$$

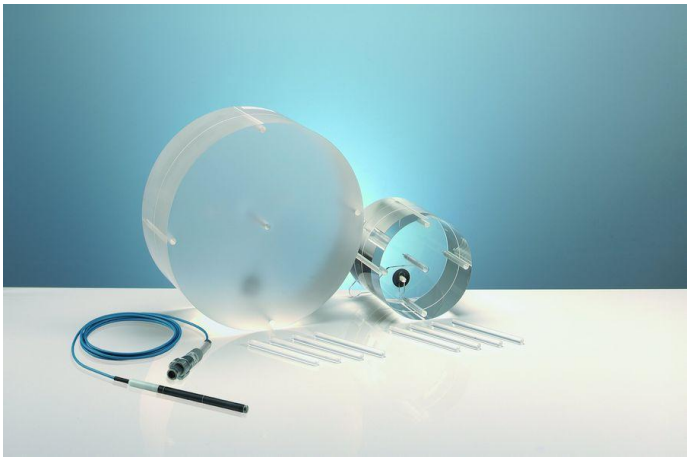
Öte yandan FDA $CTDI_{100}$ ölçümlerinin yapılacağı materyalle ilgili olarak 1984 yılında bir standart getirmiştir. Bu standart, $CTDI_{100}$ ölçümleri için iki adet silindirik ve 14 cm uzunluğunda polimetil metakrilat (PMMA) fantomun kullanımını önermektedir. Baş ve boyun incelemelerinde başvurulacak $CTDI_{100}$ değerleri için 16 cm çapındaki silindir, vücut incelemelerinde başvurulacak $CTDI_{100}$ değerleri için ise 32 cm çapındaki silindir PMMA fantomunda alınan ölçümler esas alınmaktadır. Bu fantomlara kısaca baş-boyun ve vücut CTDI fantomları da denilmektedir (16).

2.1.3. Ağırlıklı Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi ($CTDI_w$)

BT incelemesi yapılan bir cismin merkezindeki ve yüzeyindeki $CTDI_{100}$ değerleri ışın giriciliğine bağlı olarak farklılık göstermektedir. *Field of View* (FOV) alanının ve dolayısıyla cismin merkezindeki doz cismin yüzeyindeki dozun yaklaşık olarak yarısı kadardır. Dolayısıyla, FOV alanı boyunca her nokta için geçerli ortalama bir CTDI tahmini yapabilmek için ağırlıklı CTDI değeri ($CTDI_w$) hesaplanır. Bu hesaplamada PMMA fantomun farklı noktalarından alınan $CTDI_{100}$ ölçümleri farklı ağırlıklarla kullanılmaktadır. Ölçüm bölgeleri, Şekil 3'te görüldüğü gibi her iki PMMA fantom için de 1 adet merkezi ve 4 adet çevresel yuvalardan oluşmaktadır (16,17).

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{100}^{merkez} + \frac{2}{3} CTDI_{100}^{çevresel} \quad (3)$$

Eşitlik (3)'te yer alan çevresel $CTDI_{100}$ ifadesi PMMA fantomun çevresinde alınan 4 adet ölçüm değerinin ortalaması şeklindedir.



Şekil 3: 16 cm ve 32 cm çapında standart CTDI fantomları ve 100 mm uzunluğunda kalem iyon odası dedektörü.

2.1.4. Hacimsel Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi ($CTDI_{vol}$)

$CTDI_w$ ölçümleri için kullanılan düzenek hareketsiz bir masayı içermekte ve ışınlama tek bir aksiyel kesit için yapılmaktadır. Ancak klinikteki uygulamalar çok kesitli olup masa hareketini de içermektedir. Bu durumda, bir inceleme sırasında ardışık x-ışını demetlerinin z-ekseni boyunca üstüste binip binmediği veya bu demetler arasında boşluk olup olmadığı konusunda x-ışını tüpünün dönüş hızı, masa hareketi ve kesit kalınlığı gibi parametreler belirleyici rol oynar. Dolayısıyla, söz konusu incelemeye ait tahmini bir doz değeri belirlenirken bu parametrelerin de göz önünde bulundurulması gerekir. Bu gereklilikten hareketle x ve y eksenlerinde geçerli olan $CTDI_w$ değerini z ekseninde de anlamlı bir şekilde ifade edebilmek ve doza hacimsel bir boyut katabilmek için Hacimsel Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi ($CTDI_{vol}$) parametresine aşağıdaki gibi geçiş yapılır (11):

$$CTDI_{vol} = \frac{n \times T}{I} \times CTDI_w \quad (4)$$

Eşitlik (4)'te yer alan "$n \times T$" kesit sayısı ve kesit kalınlığı çarpımı olup tüpün bir tur dönüşünde taradığı toplam kesitsel mesafeyi belirtir. "I" ifadesi ise tüpün bir tam turluk

dönüşü esnasında hasta masasının kat ettiği mesafeyi temsil eder ve *increment* olarak adlandırılır. Bu üç parametre aşağıdaki şekliyle *pitch* faktörü olarak da ifade edilmektedir:

$$Pitch = \frac{I}{n \times T} \tag{5}$$

Pitch faktörü, tıpkı tüp voltajı (kVp), etkin tüp akımı (mAs/kesit), kesit kalınlığı (mm), kolimasyon (mm), FOV alanı (mm), tarama uzunluğu (mm) gibi ışınlama parametreleri ile birlikte kullanıcı tarafından incelemeden önce belirlenebilmektedir. Eşitlik (4)'ü tekrardan ele almak gerekirse, $CTDI_{vol}$ parametresi, *pitch* ve $CTDI_w$ cinsinden aşağıdaki şekilde ifade edilebilir:

$$CTDI_{vol} = \frac{1}{pitch} \times CTDI_w \tag{6}$$

Eşitlik (6), bir inceleme protokolünde cihaza ait olan ve kullanıcı tarafından seçilebilen tüm ışınlama parametrelerini içerecek şekilde 16 veya 32 cm çaplarında PMMA fantomların merkezi kesitlerinde soğrulan ortalama radyasyon dozu bilgisini vermektedir. Bu doz bilgisinin teknik açıdan doğruluğu ve hasta dozu açısından kabul edilebilirliği bir sonraki kısımda tartışılmaktadır.

2.2. Bilgisayarı Tomografi Doz İndeksi Limitleri

BT teknolojisinin ilk dönemine denk gelen 1970'li yıllarda geliştirilen doz ölçüm stratejileri çok kesitli ışınlamalar ve z ekseni boyunca farklı noktalardan alınan ölçümler üzerine kurulmuştu. Bu düzeneğin kullanılmasındaki en büyük amaç Şekil 2'deki gibi saçılan radyasyonun doza olan azımsanmayacak katkısını içerecek bir ölçüm yapabilmekti. Fakat döneme ait cihaz teknolojisi (tüp dönüş hızı, ısı kapasitesi vs.) ve ölçüm araçlarındaki (termolüminesans dozimetre, film dozimetre vs.) sınırlı teknik imkanlar göz önünde bulundurulduğunda bu stratejiler uzun ölçüm süreleri ve fazlaca emek gerektiriyordu. Buna alternatif olarak, Shope ve ekibi 1980 yılında farklı bir ölçüm stratejisi geliştirdi ve tek kesitli bir ışınlama üzerinden çok kesitli ışınlamalara benzer sonuçların elde edilebileceğini gösterdi (18). CTDI olarak adlandırdıkları ve tüp çıkışına ait bir doz indeksi bilgisi sunan bu yöntem, pratikliği ve doğruluğu bakımından dönemin küresel doz ölçüm stratejisi olarak kabul gördü. Böylelikle CTDI, BT cihazlarının dozimetrik kalite kontrollerinden, farklı cihazlar veya farklı

çekim teknikleri arasındaki dozimetrik karşılaştırmalardan görüntü kalitesi ve tüp çıkışı ilişkisi gibi çalışmalara kadar uzanan geniş bir yelpazede kullanılmaya başladı (3).

Son dönemlerde ise BT teknolojilerinde yaşanan gelişmeler CTDI kavramının doğru sonuçlar verme konusunda teknik yetersizlikleriyle ilgili çeşitli tartışmaları doğurmuştur. Bunlardan biri yeni cihazlarda x-ışını tüpünün tek bir dönüşünde taradığı kesit sayısı ve kolimasyon değerlerindeki artışla birlikte artış gösteren saçılan radyasyona karşı $CTDI_{100}$ niceliğinin yetersizliği ile ilgilidir (19). Diğer yandan, *cone-beam* BT sistemleriyle yapılan incelemeler veya perfüzyon BT incelemeleri gibi hasta masasının hareket etmediği koşullarda $CTDI_{vol}$ değerinin tarama hacmindeki ve ciltteki gerçek doz değerlerinden yaklaşık 2 kat daha yüksek doz değerleri sunması da ayrı bir teknik tartışmadır (20). Bu tartışmaların ortak çıkış noktası $CTDI_{vol}$ kavramının hasta dozunun doğrudan bir göstergesi olarak algılanmasından kaynaklanmaktadır. Bu algıya yol açan sebep ise inceleme öncesinde konsol ekranında, inceleme sonrasında ise hasta inceleme ve doz raporunda paylaşılan $CTDI_{vol}$ ve *Dose Length Product* (DLP) bilgileri ve bu bilgiler kullanılarak yapılan etkin doz (E) hesaplamalarıdır (3).

DLP bilgisi BT incelemesi sonrası $CTDI_{vol}$ bilgisi ile toplam tarama uzunluğunun çarpımı olarak elde edilmekte ve tarama uzunluğu boyunca cihaz çıkışındaki toplam radyasyon miktarını temsil etmektedir. Bu bilgi daha sonra standart boyutlara sahip hasta modelleri üzerinden inceleme bölgesine bağlı olarak tanımlanan etkin doz dönüşüm faktörleri (k-faktörleri) ile çarpılarak etkin doza dönüştürülmektedir. Bu dönüşümler sırasında CTDI ve DLP bilgileri ile etkin doz arasında doğrusal bir ilişki gözetilir. Bu da hastalarla ilgili karşılaştırmalı değerlendirmeler için yanıltıcı etkin doz sonuçları verir. Örneğin, obez bir hastada yeterli görüntü kalitesini yakalayabilmek için etkin tüp akımı normale oranla iki kat artırılırsa CTDI bilgisi de iki kat artar. Hasta boyutu ile ilgili bir bilgi taşımayan CTDI bilgisindeki iki katlık artış DLP'ye ve aynı zamanda k faktörleriyle hesaplanan etkin doza da iki katlık bir artış olarak yansır. Ancak, Monte Carlo simülasyonuyla yapılan çalışmalarda söz konusu incelemeler arasındaki etkin doz artışının sadece %20-30 aralığında olduğu gösterilmiştir (21–23). Başka bir çarpıcı örnek olarak 2014 yılında yapılan bir çalışmada 14 yaşındaki çocuk hastanın ameliyattan önce ve sonra toraks ve abdomen bölgelerini kapsayan BT görüntüleri incelenmiştir. İki incelemede de yaklaşık olarak aynı ışınlama parametreleri kullanılmasına rağmen operasyondan sonraki BT inceleme raporundaki $CTDI_{vol}$ değeri operasyondan önceki inceleme raporunda yer alan $CTDI_{vol}$ değerine oranla 4 kat daha yüksek

olarak izlenmiştir. Sonuçlar arasındaki beklenmedik bu fark üzerine doz raporları karşılaştırılmış ve bu farklılığın iki doz raporundaki $CTDI_{vol}$ değerlerinden birinin 16 cm diğerinin ise 32 cm çapındaki PMMA fantomlara ait olmasından kaynaklandığı anlaşılmıştır. Hasta boyutunu da göz önünde bulundurarak her iki inceleme için yeniden hesaplanan doz değerleri $CTDI_{vol}$ değerlerinin aksine yakınlık göstermiştir. Uluslararası standartlarda, çocuk hastaların gövde incelemeleri için doz raporlarında yer alan $CTDI_{vol}$ bilgisinin belli bir PMMA fantoma dayandırılması gibi bir gereklilik bulunmadığından farklı üretici firmalar tercih ettikleri fantomdaki $CTDI_{vol}$ sonucunu doz raporuna koyabilmektedir. Siemens ve Philips bu incelemeler için 32 cm çapında fantomu tercih ederken General Electric, Toshiba ve Hitachi 16 cm çapındaki fantomu kullanmaktadır. Bunun sonucunda da aynı hastada gerçekleştirilen benzer incelemeler çok farklı $CTDI_{vol}$ değerleriyle sonuçlanabilmekte bu farklılık etkin doz değerine yansıyabilmektedir (24).

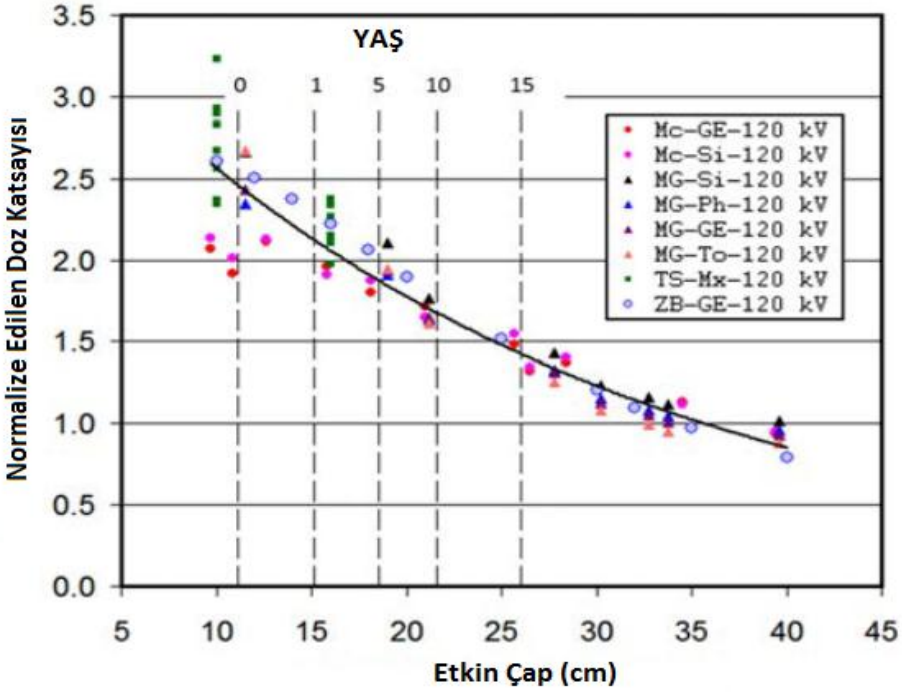
Bu sonuçlar, boyuta bağlı doz düzeltmelerinin öncelikle $CTDI_{vol}$ bilgisi üzerinde uygulanması gerektiğini, bu düzeltmeler yapılmadan $CTDI_{vol}$ ile doğrudan kurulan ilişki üzerinden hastayla ilgili potansiyel bir radyasyon riski tahmininin yapılmaması gerektiğini göstermektedir. Bir sonraki kısımda detaylı bir şekilde anlatılacak olan ve bu tez çalışmasının da ana unsurunu oluşturan "Boyuta Bağlı Doz Tahminleri" bu anlamda atılan önemli bir adımdır.

2.3. Amerikan Medikal Fizikçiler Derneği (AAPM) Tarafından Yayınlanan Raporlar ve Boyuta Bağlı Doz Tahminleri (BBDT)

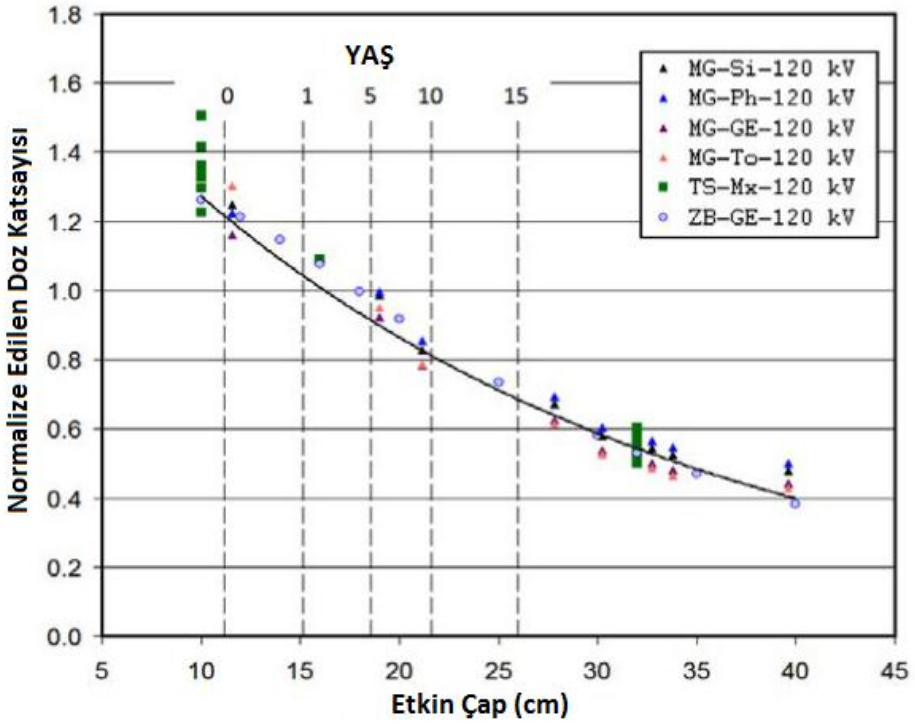
$CTDI_{vol}$, yukarıda da anlatıldığı üzere ışınlama parametrelerine (tüp voltajı, etkin tüp akımı, *pitch,* kesit kalınlığı gibi) bağlı olarak referans PMMA fantom içerisinde soğrulan radyasyon dozunun bir ölçüsüdür. Bunun yanında, bir BT incelemesi sonucunda hastanın maruz kaldığı radyasyon dozu cihaz çıkış dozuyla birlikte hasta boyutuna da bağlıdır. Dolayısıyla $CTDI_{vol}$ tek başına hasta dozunu temsil etmek bakımından eksiklik barındıran bir ifadedir (3). Amerikan Medikal Fizikçiler Derneği (AAPM), $CTDI_{vol}$ kavramındaki bu eksikliği tamamlayabilmek ve hasta dozu için daha doğru tahminlerin yapılabilmesini sağlayabilmek amacıyla 2011 ve 2014 yıllarında sırasıyla 204 ve 220 numaralı raporları yayınlayarak Boyuta Bağlı Doz Tahminleri (BBDT) kavramını literatüre kazandırmıştır (7,8). Takip eden bölümlerde bu raporlar kısaca ele alınmaktadır.

2.3.1. 204 Numaralı AAPM Raporu: Pediatrik ve Yetişkin BT İncelemeleri İçin Boyuta Bağlı Doz Tahminleri

2011 yılında yayınlanan 204 numaralı ilk raporda birbirinden bağımsız olarak çalışma yürüten 4 ayrı gruba atıf yapılarak bu grupların çalışmalarından elde edilen sonuçlar derlenmiştir (22,25,26). Bunun sonucunda boyuta bağlı $CTDI_{vol}$ dönüşüm faktörleri önerilmiştir (8). Bu çalışmalar McCollough ve ekibi (MC), Toth ve Strauss (TS), McNitt-Gray ve ekibi (MG) ve Zhou ve Boone (ZB) tarafından General Electric (GE), Siemens (Si), Philips (Ph) ve Toshiba (To) gibi farklı üretici firmalara ait BT cihazlarıyla gerçekleştirilmiştir. Bu bağlamda, derlenen sonuçlar cihazdan bağımsız bir niteliğe sahiptir. İlk ikisi deneysel ölçümlerle, son ikisi de Monte Carlo simülasyon ve hesaplama yöntemiyle gerçekleştirilen bu çalışmaların ortak noktası oldukça geniş bir boyut yelpazesine sahip antropomorfik ve silindirik fantomları (su ve PMMA) kullanmalarıdır. Bu fantomlarda farklı ışınlama parametreleri ışığında gerçekleştirilen doz hesaplamaları ve ölçümleri cihaz veya simülasyon tarafından ışınlamaya ait olarak verilen $CTDI_{vol}$ değerlerine normalize edilmiştir. Böylelikle $CTDI_{vol}$ parametresinin boyuttan bağımsızlığını ortadan kaldırmaya yönelik boyuta bağlı $CTDI_{vol}$ dönüşüm faktörleri elde edilmiştir. Çalışmalardan elde edilen ve birbiriyle uyum sağlayan sonuçlar AAPM'in 204 numaralı raporunda eksponansiyel bir regresyon modeliyle elde edilen tek bir fonksiyon cinsinden ifade edilmiştir. 16 cm ve 32 cm çapındaki her iki PMMA fantomu için "normalizasyon katsayısı-etkin çap" grafikleri Şekil 4. ve Şekil 5.'te verilmektedir. Normalizasyon katsayıları "dönüşüm faktörü" olarak adlandırılmıştır.

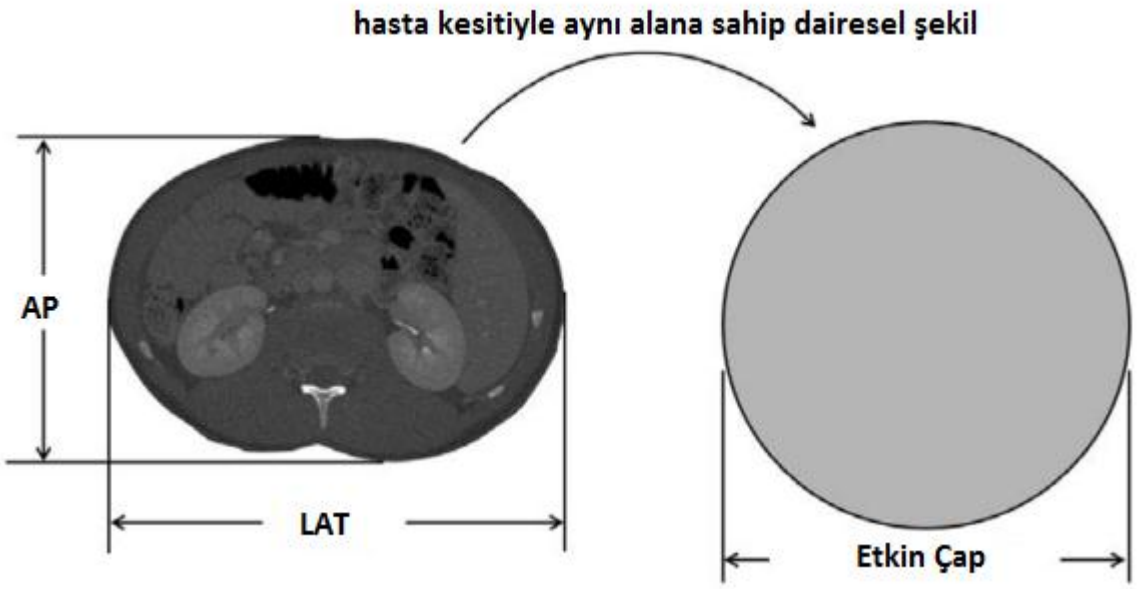


Şekil 4: 4 farklı çalışma grubundan (MC, MG, TS, ZB) farklı cihazlarda (GE, Si, Ph, To, Mx) 120 kV'lik tüp voltajı için elde edilen ve diğer tüp voltajları için de geçerli sayılabilecek uyumluluktaki sonuçların eksponansiyel regresyon yöntemiyle modellenmesi (r^2 = 0,942).



Şekil 5: 4 farklı çalışma grubundan (MC, MG, TS, ZB) farklı cihazlarda (GE, Si, Ph, To, Mx) 120 kV'lik tüp voltajı için elde edilen ve diğer tüp voltajları için de geçerli sayılabilecek uyumluluktaki sonuçların eksponansiyel regresyon yöntemiyle modellenmesi (r^2 = 0,967).

Şekil 4 ve Şekil 5'te ölçülen veya hesaplanan dozlar sırasıyla 32 ve 16 cm çaplarında PMMA fantomlara ait $CTDI_{vol}$ bilgilerine normalize edilmiştir (7). Ayrıca, kesik çizgilerle gösterilen yaş aralıkları literatürden alınan bilgilere dayandırılarak sadece hastanın geometrik boyutlarına ait bilgi edinilemediği durumlarda yaşa karşılık kullanılabilecek olası bir etkin çap önermektedir. Ayrıca yine Şekil 4 ve Şekil 5'te x-eksenini oluşturan "Etkin Çap" (D_e) niceliği, elips olarak kabul edilen hasta vücudunun kesitsel alanıyla aynı alana sahip kurgusal bir dairenin çapını ifade eder. Etkin çapın tam olarak neyi temsil ettiği Şekil 6.'da gösterilmektedir.



Şekil 6: AP ve LAT boyutlarıyla temsil edilen ve elipsoid olarak kabul edilen hastanın kesitsel alanından eşdeğer alana sahip dairesel bir gösterime geçiş ve etkin çap.

Buna göre, hastanın kesitsel görüntüsünde anterioposterior (AP) ve lateral (LAT) eksenler üzerinde hasta vücudunun bir uçtan bir uca olan mesafeleri göz önünde bulundurularak etkin çap hesabı aşağıdaki gibi yapılabilir (7).

$$A_{elips} = \frac{\pi . LAT . AP}{4} \tag{7a}$$

$$A_{daire} = \frac{\pi D_e^2}{4} \tag{7b}$$

$$A_{elips} = A_{daire} \rightarrow \frac{\pi . LAT . AP}{4} = \frac{\pi . D_e^2}{4} \tag{7c}$$

$$\Rightarrow D_e = \sqrt{AP \times LAT} \tag{7d}$$

Hastanın ilgilenilen kesitinin etkin çapı hesaplandıktan sonra Şekil 4 ve Şekil 5'teki eğrilerin eksponansiyel denklemlerinden yararlanılarak dönüşüm faktörü Eşitlik (8)'deki gibi hesaplanır.

$$y = a \times e^{-bx} \tag{8}$$

Eşitlik (8)'de "y" ve "x" parametreleri regresyon katsayıları olan "a" ve "b" değerleriyle birlikte Tablo 1'de verilmiştir.

Tablo 1: Şekil 4 ve Şekil 5 için regresyon modellemesi sonucunda 16 ve 32 cm çaplarında PMMA fantomlar için elde edilen katsayılar.

Fantom	x Parametresi	y Parametresi	a	B
16 cm PMMA	Etkin çap (cm)	Dönüşüm faktörü (f_{boyut}^{16x})	3,704369	0,03671937
32 cm PMMA	Etkin çap (cm)	Dönüşüm faktörü(f_{boyut}^{32x})	1,874799	0,03871313

BBDT hesabı için mevcut kesite ait dönüşüm faktörü ve $CTDI_{vol}$ bilgisini içeren aşağıdaki formüller kullanılmaktadır:

$$BBDT = f_{boyut}^{16x} \times CTDI_{vol}^{16} \tag{9}$$

$$BBDT = f_{boyut}^{32x} \times CTDI_{vol}^{32} \tag{10}$$

Eşitlik (9) ve (10)'daki "boyut" indisi hasta kesitinin geometrik boyutunu ifade etmektedir. "16" ve "32" indisleri ise inceleme raporunda verilen ve boyuta bağlı doz tahminine dönüştürülecek olan $CTDI_{vol}$ değerinin hangi PMMA fantoma dayalı olduğunu ifade etmektedir. "x" indisi ise hasta boyutu bilgisinin hangi parametreyle ifade edildiğini göstermektedir. AAPM tarafından dönüşüm faktörünü belirlemek için sunulan boyut seçeneklerinde, en yaklaşık sonucun etkin çap parametresiyle elde edileceğinin vurgulanmasının yanında, sadece "LAT", sadece "AP" veya "LAT+AP" parametrelerinin farklı niceliklerine karşılık gelen dönüşüm faktörleri de tablolar halinde verilmiştir.

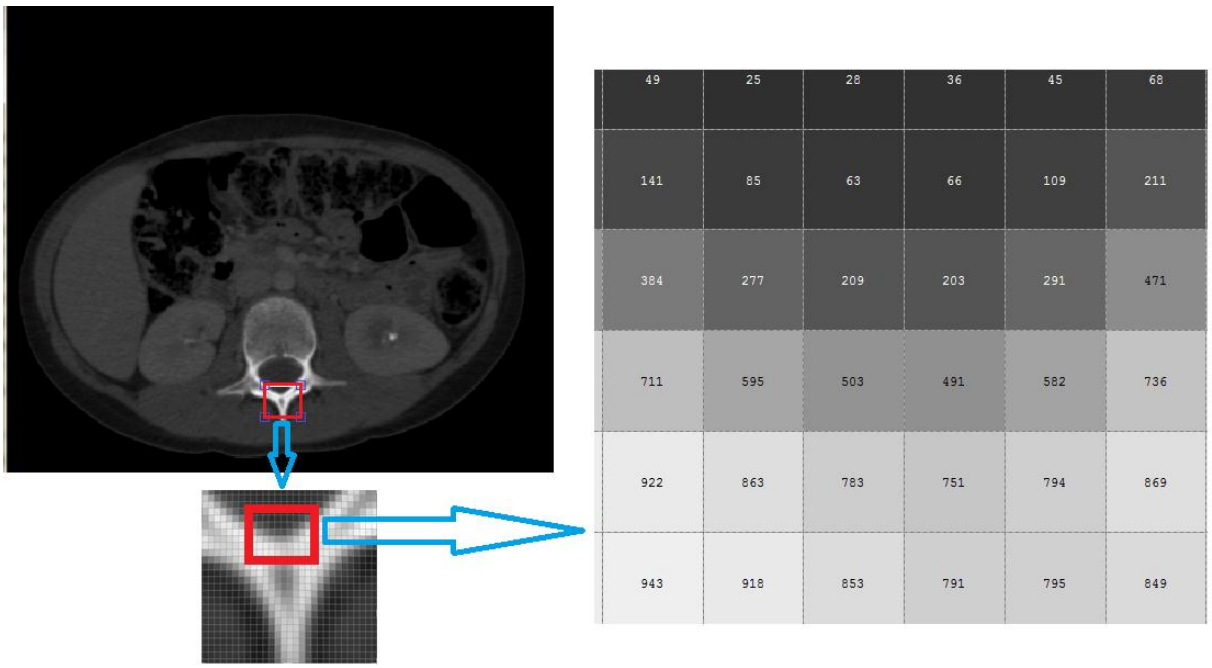
2.3.2. 220 Numaralı AAPM Raporu: BT'de Hasta Boyutunu Hesaplamak İçin Eşdeğer Su Çaplarının Kullanımı ve Boyuta Bağlı Doz Tahminleri

204 numaralı raporda dönüşüm faktörü hesaplamalarında kullanılan hasta boyutu parametrelerinin tümü (D_e, AP, LAT, AP+LAT) geometrik ölçümlerle belirlenmektedir. Geometrik ölçüm esasları ise hastanın doku yoğunluklarındaki ve dolayısıyla radyasyon azaltım özelliklerindeki farklılıkları dikkate almamaktadır. Toraks haricindeki bölgeler (abdomen, pelvis ve baş-boyun) doku yoğunlukları bakımından 204 numaralı raporun atıf yaptığı çalışmalarda kullanılan fantom (su, PMMA) yoğunluklarına yakınlık gösterdiğinden geometrik ölçüler dönüşüm faktörleri ve dolayısıyla BBDT hesaplamaları için yeterli doğruluğu sağlamaktadır. Ancak toraks bölgesi yoğunluk bakımından diğer dokulara oranla çok daha düşük bir yoğunluğu olan akciğer dokusunu içermektedir. Dolayısıyla, bu bölge diğer bölgelerle geometrik olarak birbirine yakın ebatlarda olsa bile doku kütlesi bakımından düşük bir bölgedir. Soğrulan radyasyon dozuyla cismin kütlesi arasında ters bir orantı olmasından dolayı bu bölgede geometrik boyutlara bağlı dönüşüm faktörü ile yapılan BBDT hesabı hasta dozunu gerçek değerinden önemli derecede az olarak bildirmektedir. Dolayısıyla toraks bölgesi de dikkate alındığında, geometrik boyut yerine doku yoğunluğunun da göz önünde bulundurulduğu alternatif bir boyut ihtiyacı duyulmaktadır (27,28).

220 numaralı AAPM raporu bu ihtiyaç doğrultusunda yayınlanmış ve bu raporda yeni bir boyut parametresi olarak radyasyon azaltım özellikleri bağlamında hasta vücudunun genelini kapsayıcı eşdeğer su çapı (D_{su}) önerilmiştir. Buna göre, hasta kesitleri, kesit genelinde aynı radyasyon azaltımını sağlayacak olan D_{su} çaplı su daireleri cinsinden ifade edimiştir. 204 numaralı raporda dönüşüm faktörlerinin su ve suya yakın yoğunluktaki PMMA fantomlar kullanılarak hesaplanmasından dolayı, 220 numaralı raporda regresyon katsayılarıyla ilgili yeni bir düzeltmeye ihtiyaç duyulmamıştır. Sadece, dönüşüm faktörü hesaplamak amacıyla işleme sokulan D_e yerine D_{su} kullanımı önerilmiştir (8).

2.3.2.1. BT Görüntüsünün Matematiksel Bilgisi, Eşdeğer Su Çapının (D_{su}) Hesaplanması ve Ortalama BBDT

Son yüzyıl boyunca gelişen ve halen gelişmekte olan bilgisayar teknolojilerinde bilginin temeli sayılara dayanmaktadır. Bu, bilgisayar dilinde görsel ve işitsel her türlü verinin ve çıktının sayılarla temsil edildiği anlamını taşımaktadır. BT uygulamalarında da hasta görüntülerinin temeli sayısal çıktılardır. Bilgisayarlı tomografide, üç boyutlu hasta görüntüsünü oluşturan iki boyutlu her bir kesit "n x n" boyutlarında bir matristen ibarettir. Görsel bilgi, matrisi oluşturan noktaların sayısal değerlerinden meydana gelmektedir. Matrisi, yani görüntüyü oluşturan sayısal noktalar ise "*Picture element*" ifadesinin kısaltması olan "piksel" olarak adlandırılır (29). Aşağıdaki şekilde görüntünün piksellerin sayısal bilgilerine dayalı bir matris olarak ifade edilişi gösterilmiştir:



Şekil 7: Sayısal değerlerle temsil edilen piksellerin oluşturduğu 512x512 boyutlarındaki kesitsel hasta görüntüsü.

Görüntüde “x” satırı ve “y” sütununda bulunan piksele ait BT(x,y) sayısı Hounsfield Birimi (HU) olarak adlandırılmakta ve aşağıdaki ifade kullanılarak elde edilmektedir (29):

$$BT(x,y) = 1000 \times \left(\frac{\mu(x,y) - \mu_{su}}{\mu_{su}} \right) \tag{11}$$

Burada, “$\mu(x,y)$” terimi her piksel tarafından temsil edilen anatomik noktaya ait radyasyon azaltım katsayısını ifade eder. Bu azaltım katsayıları x-ışını tüpünün 360 derecelik dönüşü sırasında gerçekleşen yaklaşık 1000 projeksiyon (izdüşüm) bilgisini veri olarak kabul edip radyasyon azaltım ilkelerine bağlı olarak çalışan bir algoritma vasıtasıyla elde edilir. “μ_{su}” niceliği ise suyun azaltım katsayısı olup BT incelemelerinde kullanılan x-ışını enerji aralığı için bu katsayı 0.195 cm^{-1} değerine sahiptir. Eşitlik (11)’deki normalizasyon sonucunda görüntü içerisindeki tüm piksel değerleri yaklaşık olarak -1000 ile +3000 arasında bir ölçekte yer alır ve her bir piksel -1000 siyah renge, +3000 beyaz renge karşılık gelecek şekilde gri ölçekte renklendirilir. Aşağıdaki tabloda anatomik dokuların yaklaşık HU değerleri verilmektedir (30):

Tablo 2: İnsan vücuduna ait farklı dokuların BT görüntüsündeki yaklaşık HU değerleri.

Doku	Housfield Birimi
Hava	-1000
Akciğer	-200 ile -500 arası
Yağ	-50 ile -200 arası
Su	0
Kas	+25 ile +40 arası
Kemik	+200 ile +1000 arası

HU değerleri her pikselin azaltım katsayısının suyun azaltım katsayısına normalizasyonuyla Eşitlik (11)’de gösterildiği gibi elde edilmektedir. Suyu referans alan bu yöntem piksel alanın aynı radyasyon azaltım özelliklerine sahip bir eşdeğer su alanı olarak ifade edilebilmesini de kolaylaştırmaktadır.

$$A_{su} = \left[\frac{\mu_{(x,y)}}{\mu_{su}} \right] \times A_{piksel} \tag{12}$$

Eşitlik (11)'deki $\mu_{(x,y)}$ ifadesi Eşitlik (12)'de kullanıldığında her bir piksel alanıyla aynı radyasyon azaltım özelliğine sahip eşdeğer su alanı aşağıdaki gibi hesaplanabilir:

$$A_{su} = \left[\frac{BT(x,y)}{1000} + 1 \right] \times A_{piksel} \tag{13}$$

Hasta kesitini temsil eden tüm pikseller ilgi alanını (A_{ROI}) oluşturmaktadır. A_{ROI} içerisinde kalan her pikselin tek tek eşdeğer su alanını hesaplayıp bunları toplamak yerine bu alanın kapsadığı tüm pikseller (N_{piksel}) üzerinden ortalama HU değeri ($\overline{BT(x,y)}_{ROI}$) hesaplamak ve A_{ROI} üzerinden eşdeğer bir su alanına ulaşmak daha pratiktir. Buna göre, kesit geneli için Eşitlik (13)'ün devamı şu şekilde ifade edilebilir:

$$A_{su} = \sum \frac{BT(x,y)}{1000} \times A_{piksel} + \sum A_{piksel} \tag{13a}$$

$$A_{su} = \frac{1}{1000} \times \frac{\Sigma\, BT(x,y)}{N_{piksel}} \times (N_{piksel} \times A_{piksel}) + (N_{piksel} \times A_{piksel}) \tag{13b}$$

$$A_{su} = \frac{1}{1000} \times \overline{BT(x,y)}_{ROI} \times (A_{ROI}) + (A_{ROI}) \tag{13c}$$

Hasta kesitinin azaltım özelliklerini temsil eden eşdeğer su alanı hesaplandıktan sonra tıpkı 204 numaralı AAPM raporundaki D_e hesabında yapılan varsayım gibi bu alanın dairesel bir şekle karşılık gelen çapı aşağıdaki şekilde bulunabilir (8):

$$D_{su} = 2\sqrt{A_{su}/\pi} \tag{14a}$$

$$D_{su} = 2\sqrt{\left[\frac{1}{1000}\, \overline{BT(x,y)}_{ROI} + 1 \right] \frac{A_{ROI}}{\pi}} \tag{14b}$$

Eşitlik (14b) sonucunda hasta kesitini kapsayan bir A_{ROI} için ortalama HU değeri üzerinden D_{su} değeri elde edilir. Bu değerin Tablo 1.'deki verilerle birlikte Eşitlik (9) ve Eşitlik (10)' da kullanılmasıyla mevcut kesit için BBDT değeri belirlenmiş olur.

AAPM'in 220 numaralı raporunda D_{su} parametresinin belirlenmesi haricinde BT incelemesi sonucunda ortalama bir BBDT değerinin nasıl hesaplanabileceği konusunda da değerlendirmeler yapılmıştır. Normal koşullarda en doğru ortalama BBDT yaklaşımı tüm kesitler için tek tek hesaplanan BBDT değerlerinin toplamının kesit sayısına bölünmesiyle mümkün olmaktadır:

$$\overline{BBDT} = \sum_{z=1}^{N} \frac{BBDT(z)}{N} = \sum_{z=1}^{N} \frac{CTDI_{vol}(z) \times f_{D_{su}}(z)}{N} \quad (15)$$

Eşitlik (15)'te "$\overline{BBDT}$" bir BT incelemesi için ortalama BBDT değerini, "z" kesit numarasını, "N" ise incelenen toplam kesit sayısını ifade eder. Ancak eşitlikten anlaşılacağı üzere bu yöntem tüm kesitlerin BBDT değerinin hesaplanmasını gerektirir. Bu da el ile yapılamayacak kadar kompleks bir işlemler dizisi gerektirmesi bakımından pratik değildir. Dolayısıyla bu yöntemin takip edilemeyeceği durumlar için Leng ve ekibinin yetişkin hastalar üzerinde gerçekleştirdiği bir çalışmaya da atıfta bulunularak 220 numaralı raporda pratik ve alternatif bir yöntem önerilmiştir (10). Yetişkin hastalar için, tüm kesitler üzerinden hesaplanan $\overline{BBDT}$ değeriyle kabul edilebilir yakınlıkta sonuçlar verdiği gösterilen bu yöntem, BT inceleme aralığının merkezi kesiti üzerinden yapılan BBDT hesabını içermektedir. Toraks, abdomen ve pelvis bölgelerini kapsayan incelemelerde, yetişkin hastalar için önerilen merkezi BBDT hesabı aşağıdaki gibi yapılmaktadır:

$$BBDT_{merkez} = \overline{CTDI}_{vol} \times f_{D_{su}}(z_{merkez}) \quad (16)$$

Eşitlik (16)'da "$BBDT_{merkez}$" görüntülenen aralıktaki merkez kesite ait BBDT değerini, "$\overline{CTDI}_{vol}$" tüm incelemeye ait ortalama $CTDI_{vol}$ bilgisini, "$f_{D_{su}}(z_{merkez})$" ise merkezi kesit için eşdeğer su çapına bağlı dönüşüm faktörünü ifade etmektedir.

Leng ve ekibi tarafından yürütülen bu çalışma daha önce de vurgulandığı üzere yetişkin hastalar üzerinde gerçekleştirilmiş, toraks, abdomen ve pelvisten oluşan 3 bölgeyi ayrı ayrı (toraks, abdomen, pelvis), ardışık ikili kombinasyon (toraks-abdomen, abdomen-pelvis) ve üçlü kombinasyon (toraks-abdomen-pelvis) olmak üzere 6 şekilde içeren inceleme aralıkları için $\overline{BBDT}$ ile $BBDT_{merkez}$ sonuçları karşılaştırılmıştır. Çalışmanın tartışma ve sonuç kısmında, önerilen bu yöntemin düşük boyutlara sahip olmalarından dolayı daha keskin dönüşüm faktörü değişikliklerinin izlenebileceği düşünülen pediatrik hastalar için geçerli olup olmayacağı noktasında çalışmalara ihtiyaç duyulduğu vurgulanmıştır. Bu çalışmanın ana motivasyonu da bu vurguya bağlı olarak oluşmuştur.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Araştırmanın Tipi

Araştırma retrospektif olarak gerçekleştirilmiştir. Çalışmada BT'de gerçekleştirilen Toraks-üst abdomen-alt abdomen taramalarındaki doz bilgisi ve görüntüleme parametreleri boyuta bağlı doz değerlendirilmesinde kullanılmıştır.

3.2. Araştırmanın Yeri ve Zamanı

Araştırma Dokuz Eylül Üniversitesi Hastanesi'ne bağlı Radyoloji Anabilim Dalı ve Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü'ne bağlı Medikal Fizik Anabilim Dalında 15 Ekim 2015 - 15 Ocak 2016 tarihleri arasında gerçekleştirilmiştir.

3.3. Araştırmanın Evreni ve Örneklemi

Retrospektif olarak yürütülmüş olan bu çalışmada, Dokuz Eylül Üniversitesi Hastanesi Radyoloji bölümünde bulunmakta olan Philips'e ait Brilliance 64 model çok kesitli BT cihazı ile elde edilmiş 55 adet pediatrik, 10 adet yetişkin hasta görüntüsüne ait veri kullanıldı. Çalışmanın örneklemi sadece pediatrik hastalardan oluşmaktadır. Yetişkin hasta verileri yazılımın test edilmesi amacıyla kullanılmıştır.

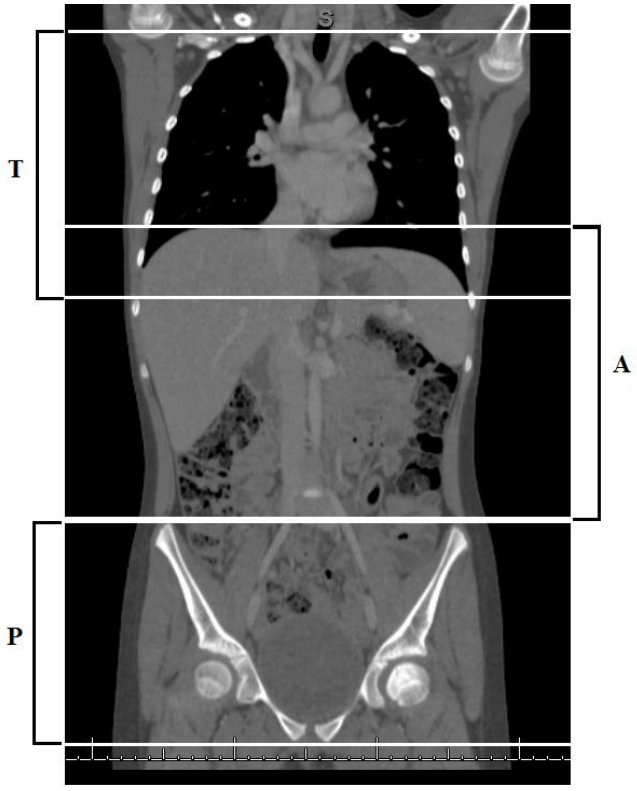
Hasta görüntülerinin tümü toraks, abdomen ve pelvis (TAP) bölgelerinin tümünü içermekte olup tek fazlı incelemelere aittir. İncelemeler rutin TAP protokolleri kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Yetişkin hastalar için 120 kVp tüp voltajı ve hasta boyutuna göre manuel olarak ayarlanan 180-265 mAs aralığında sabit tüp akımı uygulanmaktadır. Pediatrik hastalarda ise yine boyuta bağlı olarak 80 kVp ve 120 kVp tüp voltajı ile 50-180 mAs aralığında manuel olarak ayarlanan sabit tüp akımları kullanılmaktadır. Yetişkin ve pediatrik hastalar için TAP çekim protokollerine ait daha detaylı bilgiler Tablo 3'te yer almaktadır.

Her bir inceleme için: sadece toraks (T), sadece abdomen (A), sadece pelvis (P), toraks ve abdomen (TA), abdomen ve pelvis (AP) ve bu üç bölgenin tümünü (TAP) içerecek şekilde 6 adet çalışma aralığı belirlendi. Her bir çalışma aralığının belirlenmesinde anatomik referans noktaları kullanıldı. Bu anatomik referans noktaları toraks bölgesi için akciğerlerin başladığı ve bittiği, abdomen bölgesi için karaciğer başlangıcından sakroiliak kemiklerin başlangıcına kadar uzanan, pelvis bölgesi için ise sakroiliak kemiklerden başlayıp iskiyum kemiğinin

bitimine (simfizis pubis) kadar giden bölgesel aralıkları ifade etmektedir. Söz konusu bölgeler Şekil 8'de görsel olarak ifade edilmiştir.

Tablo 3: Pediatrik ve yetişkin hastalarda gerçekleştirilen TAP incelemelerine ait çekim protokolleri.

	TAP İNCELEME PROTOKOLÜ	
	Pediatrik Hastalar	**Yetişkin Hastalar**
Etkin Tüp Akımı (mAs/kesit)	50-180	180-265
Tüp Voltajı (kVp)	80-120	120
Kesit Kalınlığı (mm)	2	2
Pitch	0.891	1.172
***Increment* (mm)**	0.5	0.45
Tarama Uzunluğu (mm)	300	500
Kolimasyon (mm)	64 x 0.625	64 x 0.625
FOV (mm)	300	500
Tüp Dönüş Hızı (saniye/tur)	0.5	0.75
Görüntü Matrisi	512 x 512	512 x 512
Görüntü Filtresi	Standart (B)	Standart (B)



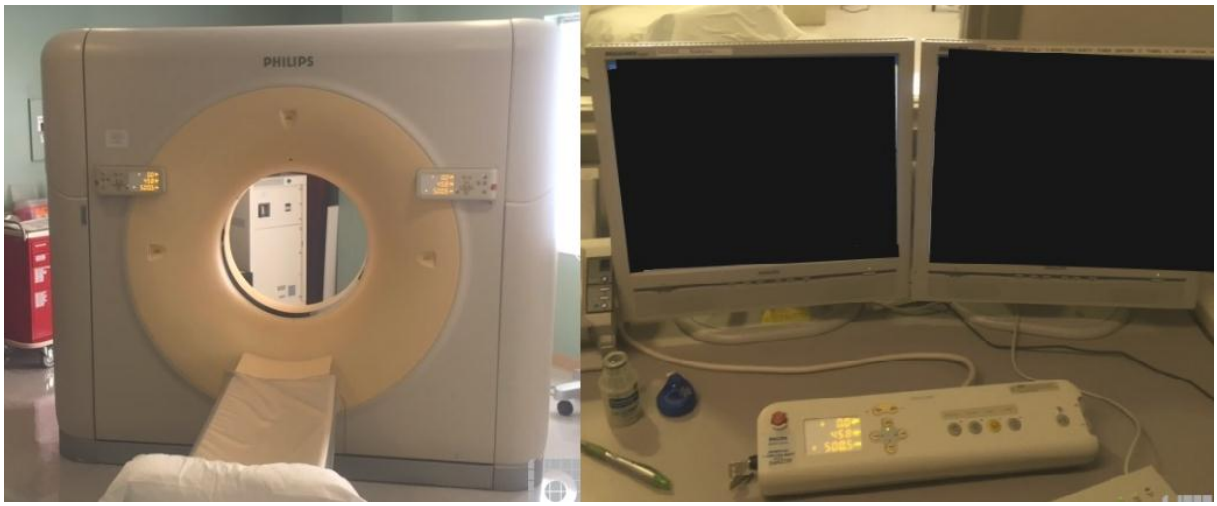
Şekil 8: Çalışma kapsamında incelenen bölgelerin başlangıç ve bitimini belirleyen anatomik referans çizgileri.

3.4. Çalışma Materyali

Bu çalışmada kullanılan hasta görüntüleri Dokuz Eylül Üniversitesi Hastanesi Radyoloji bölümünde bulunmakta olan Philips marka BT cihazı ile elde edilmiştir. BT cihazının dozimetrik kalite kontrol çalışması için ise RTI firmasına ait "*Piranha Premium Kit*" kullanılmıştır. Görüntüler üzerindeki hesaplamalar MATLAB'ta oluşturulan bir yazılım programıyla gerçekleştirilmiştir.

3.4.1. BT Cihazı

Hasta görüntüleri Philips Brilliance 64 kesitli BT cihazı ile elde edilmiştir. Bu cihazın dedektör sistemi yanyana dizilmiş 64 adet 0.625 mm kalınlığındaki sintilasyon dedektörlerinden (Gadolinyum oksisulfit, GOS) oluşmaktadır. Dolayısıyla x-ışını tüpünün tek bir dönüşüyle 0.625 mm kalınlığında 64 kesitli taramalar yapılabilmektedir. Tüp voltajı için 80, 120 ve 140 kVp olmak üzere üç seçenek vardır. Tüp akımı ise 20-500 mA aralığında seçilebilmektedir (31). Şekil 19'da bu cihazla ilgili görsel yer almaktadır (32).



Şekil 9: Philips Brilliance 64 kesitli BT cihazı ve konsolu.

3.4.2. MATrix LABoratory (MATLAB) Yazılım Programı

Bu çalışmada hasta görüntüleriyle ilgili tüm işlemler ve hesaplamalar için MATLAB yazılımı kullanılmıştır. MATLAB, nümerik hesaplama, grafiksel veri gösterimi ve programlamayı içeren teknik ve bilimsel hesaplamalar için MathWorks şirketi tarafından geliştirilmiş bir yazılımdır. Arabalardaki aktif güvenlik sistemlerinden uzay mekiği sistemlerine, sağlık izlem araçlarından telefon ağlarına kadar geniş bir yelpazede kullanımı bulunmaktadır. Sinyal ve görüntü işlemeye yönelik elverişli bir yapısı vardır (33).

3.5. Araştırmanın Değişkenleri

Araştırmanın bağımsız değişkenleri hasta boyutu, hastanın radyasyon azaltım özellikleri ve ışınlama parametreleridir. Bu parametreler her görüntü kesitindeki hesaplamalarda sırasıyla A_{ROI} , $\overline{BT(x,y)}_{ROI}$ ve $CTDI_{vol}$ ifadeleriyle temsil edilmektedir. Bağımlı değişkenler ise eşdeğer su çapları (D_{su}), bu çaplardan elde edilecek dönüşüm faktörleri ($f_{D_{su}}$) ve bu faktörlerle hesaplanan hasta boyutuna bağlı doz tahminleridir (BBDT).

3.6. Veri Toplama Araçları

3.6.1. BT Cihazının Dozimetrik Kalite Kontrolü

Bu çalışmadan elde edilecek sonuçların güvenilirlik düzeyini belirlemek için öncelikle Philips Brilliance 64 model BT cihazının dozimetrik kalite kontrolü yapıldı. Yapılan dozimetrik kalite kontrol testinde, cihaz konsollarında inceleme sonrası görüntülenen $CTDI_{vol}$ değerlerinin elde edildiği standart ölçüm yöntemi takip edilmiştir (34). Çalışma kapsamındaki BT incelemeleri sonucunda cihazın verdiği $CTDI_{vol}$ değeri 32 cm çapındaki PMMA fantoma dayandırıldığından bu çalışmanın yönteminde 16 cm çapındaki PMMA fantomla ilgili bir işlem bulunmamaktadır.

Ölçüm düzeneği 32 cm çapında, 15 cm uzunluğunda, merkezinde 1 adet ve çevresinde de 90º'lik açılarla konumlandırılmış 4 adet olmak üzere toplam 5 adet ölçüm yuvasına sahip bir PMMA fantom ve 100 mm uzunluğunda, kalibre edilmiş bir iyon odası dedektörünü içermektedir. Takip edilen $CTDI_{vol}$ ölçüm protokolü aşağıdaki gibidir:

- 32 cm'lik PMMA fantomu hasta masasını ortalayacak şekilde yerleştirildi.
- Fantom, geometrik merkezi BT cihazının lazer sistemine bağlı yatay ve dikey pozisyonlama ışınlarının kesiştiği yere gelecek şekilde pozisyonlandırıldı.
- BT ışık sistemi kullanılarak yatay ve dikey düzlemlerde fantom ışının görüş alanının (FOV) merkezine alındı.
- İyon odası fantomun merkezi ölçüm yuvasına yerleştirildi ve çevresel ölçüm yuvalarına ait boşluklar PMMA tıkaçlarla dolduruldu.
- Fantom, yerinden kaymayacak ve hareket etmeyecek şekilde masaya sabitlendi.
- Işınlama öncesinde lateral ve ön-arka radyograflar alınarak fantomun ışın merkezinde olup olmadığı yeniden kontrol edildi.

- Tek kesitli bir ışınlama yapılarak fantomun ışın merkezine yerleştirilmiş olduğu doğrulandı.
- Çekim protokolü doğrultusunda belirlenen ışınlama parametreleri kullanılarak fantom ışınlandı (Tablo 4).

Tablo 4: Çekim protokolüne paralel olarak belirlenen ışınlama parametreleri.

Tüp Voltajı (kVp)	80			120		
Etkin Tüp Akımı (mAs/kesit)	50	100	150	150	200	250
Kesit Kalınlığı (mm)	2.0			2.0		
***Increment* (mm)**	1.0			1.0		
Kolimasyon (mm)	64 x 0.625			64 x 0.625		
Görüntü Matrisi	512 x 512			512 x 512		

- Işınlama sonucunda dozimetrede okunan değer kaydedildi.
- Işınlama sonrasında cihaz konsoluna ait ekranda görülen $CTDI_{vol}$ değeri de kaydedildi.
- İyon odası merkezi ölçüm yuvasından alınıp çevresel ölçüm yuvalarından birine yerleştirildi.
- 5 yuvadan oluşan fantomda her bir yuva için ölçümler tekrarlandı.

PMMA fantomdaki 5 farklı ölçüm noktasının her biri için üçer kez ölçüm alınıp bu değerlerin ortalaması kaydedildi. Eşitlik (3-4) kullanılarak $CTDI_{vol}$ değerleri hesaplandı. Yapılan ölçümler sonucunda hesaplanan $CTDI_{vol}$ değerleri ile cihazın verdiği $CTDI_{vol}$ değerleri karşılaştırıldı ve cihazın verdiği $CTDI_{vol}$ değerlerinin ölçülen değerlerin %20'lik tolerans sınırları dahilinde olup olmadığı incelendi (34).

3.6.2. iSITE

iSITE, tıbbi görüntüleme uygulamalarına yönelik oluşturulan Philips'e bağlı bir görüntü arşivleme ve iletişim sistemidir. Kullanıcıların çeşitli arama filtreleri (modalite, inceleme, yaş, cinsiyet vs.) kullanarak bulmak istedikleri hasta görüntülerine internet bağlantısı üzerinden ulaşmasını sağlar. Bu sistemde, görüntüleme sırasında kullanılan görüntüleme parametrelerinden inceleme raporlarına kadar birçok bilginin takibi yapılabilir. Ayrıca görüntü üzerinde orijinal görüntü verisini bozmayacak şekilde oynamalar yapılabilir, görüntü kalitesi objektif olarak sayısal verilerle incelenebilir ve geometrik ölçümler alınabilir.

Bu çalışma kapsamındaki hasta görüntüleri iSITE kullanılarak elde edilmiş ve değerlendirilmiştir. 55 adet pediatrik ve 10 adet yetişkin hastanın Philips Brilliance 64 kesitli

BT cihazıyla alınan, toraks, abdomen ve pelvis bölgelerinin tümünü içeren BT görüntüleri taranmış ve kaydedilmiştir.

3.6.3. Hasta Görüntülerinin Bilgisayara Aktarılması ve Hesaplamalar

Tablo 3'te verilen çekim protokolleri kullanılarak elde edilen *Digital Imaging and Communications In Medicine* (DICOM) formatındaki 55 adet pediatrik ve 10 adet hasta görüntüsü görüntüleme arşivinden (iSITE) alınarak bilgisayara aktarıldı. Yetişkin hasta görüntüleri yazılımın güvenilirlik testinde kullanılmak üzere alınmış olup, sonuçlar pediatrik hastalara yönelik olarak elde edilmiştir.

3.6.3.1. Piksellerin HU Değerlerinin Hesaplanması

DICOM görüntüde pikseller temsil ettikleri anatomik noktaların radyasyon azaltım katsayılarına göre sayısal değer almaktadır. Bu sayısal değerler, pikselin bulunduğu noktaya ve suya ait radyasyon azaltım katsayılarını içeren bir hesaplama yöntemiyle bulunup "Hounsfield Unit" (HU) ölçeğinde ifade edilir (35).

DICOM görüntünün MATLAB'a aktarılmış halinde ise bu pikseller gri ölçekteki sayısal değerleriyle temsil edilir. Gri ölçek, radyasyon azaltım katsayılarıyla ilgili doğrudan bir bilgi içermez. Dolayısıyla öncelikle gri ölçekten HU ölçeğine geçerek her pikselin HU ölçeğindeki sayısal değerini bulmak gerekir. Bu nedenle, yazılacak olan algoritmada aşağıdaki geçiş yöntemi uygulanmıştır (36):

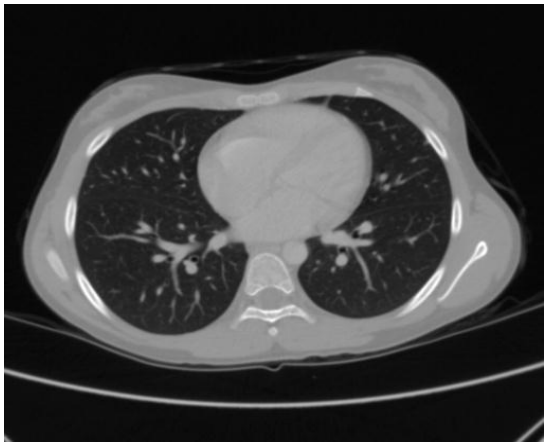
$$HU = m \times (PD) + b \tag{17}$$

Bu denklemde "m" yeniden ölçeklendirme eğimi, "b" yeniden ölçeklendirme mesafesi ve "PD" piksel değerini ifade etmektedir. PD, MATLAB'a aktarılan görüntüye ait pikselin gri ölçekteki sayısal değeridir. "m" ve "b" değerleri cihaz üreticisine bağlı olarak değişiklik göstermekle birlikte görüntüye ait DICOM dosyasında kayıtlı olarak bulunmaktadır. Philips'e ait BT cihazları için bu değerler sırasıyla "1" ve "-1024" olarak verilmektedir. Sonuç olarak, bu formülün kullanılmasıyla görüntüdeki piksel değerleri gri ölçekten HU ölçeğine dönüştürülmüştür.

3.6.3.2. Hasta Vücudu Haricindeki Objelerin Kesitsel Görüntüden Silinmesi

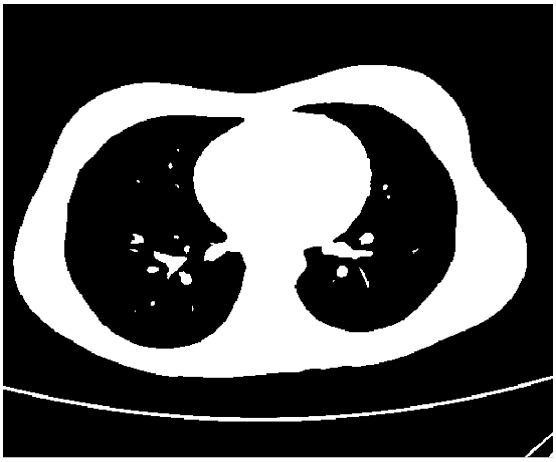
Hasta görüntüsüne ait piksellerin HU ölçeğinde ifade edilmesinden sonra görüntü üzerinde bir takım morfolojik işlemler yapıldı. Bu işlemlerde hasta masası veya hasta önlüğü gibi hasta vücudu haricindeki objeleri de içeren ham inceleme görüntüsünün sadece hasta vücudunu içerecek şekle getirilmesi amaçlandı. Böylelikle sadece hasta boyutunu hesaplamaya yönelik daha sağlıklı bir yol izlenebildi. Bu amaç doğrultusunda hasta görüntüsünün her kesitine uygulanan işlemler ve bu işlemlerin sonucunda elde edilen örnek görüntüler aşağıdaki gibi sıralanabilir:

i. Orijinal görüntü MATLAB'a taşındı ve morfolojik işlemler başlatılmadan önce piksellerin HU düzeltmesi yapıldı. Görüntü bu şekliyle hasta masası ve hasta önlüğünü de içermektedir (Şekil 10).



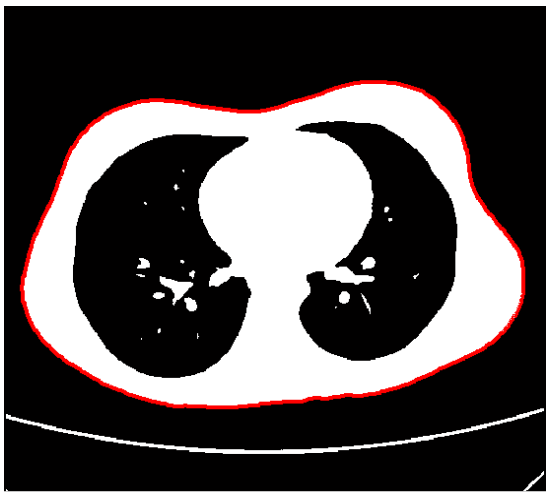
Şekil 10: BT'den alınan ve HU düzeltmesi yapılan orijinal görüntü.

ii. Bu adımda orijinal görüntüye uygulanan bir eşik değeri ile piksel değerleri gri ölçekten sadece “0” veya “1” sayıları ile temsil edilen iki tabanlı ölçeğe aktarıldı. Orijinal görüntüde bu eşik değerinin altındaki değerlere sahip pikseller yeni görüntüde siyah rengi oluşturan “0”, bu değeri aşan pikseller ise yeni görüntüde beyaz rengi oluşturan “1” olarak değer kazandı (Şekil 11).



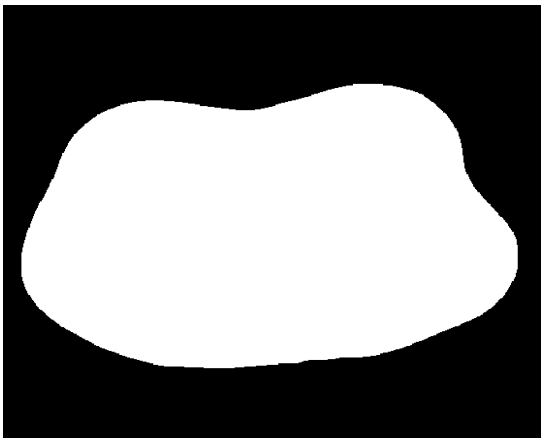
Şekil 11: Orjinal BT görüntüsüsünün eşik değer uygulanarak ikili (0 ve 1) piksel değerleri cinsinden ifade edilmesi.

iii. Orijinal görüntüyü ikili (0 ve 1) piksel değerleri olan bir görüntüye dönüştürme işleminin amacı hasta vücudunu konturlayarak görüntüdeki istenmeyen objelerden ayırmayı kolaylaştırmaktı. Nitekim, piksel değerlerinin hasta yüzeyinde “1” olmak üzere tek bir değere sahip olması hasta vücudunun konturlanmasında önemli bir teknik katkı sağladı (Şekil 12).



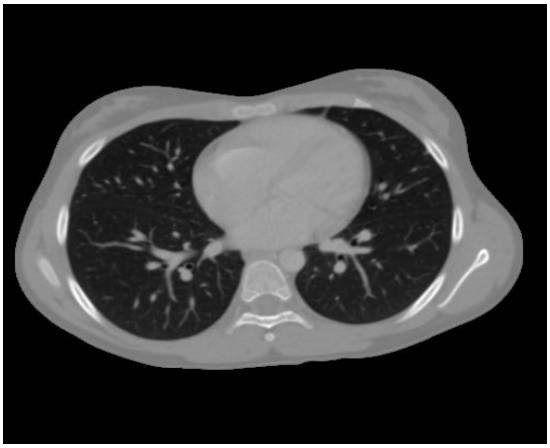
Şekil 12: Konturlama işlemi sonrası BT görüntüsü

iv. Hasta vücuduna ait kesitin başarılı bir şekilde konturlanmasından sonra erozyon ve dilüsyon adlı bir takım morfolojik tekniklerle hasta masası iki tabanlı görüntüden kaldırıldı. Bu işlemleri takiben hasta kesitine ait olan "0" ile temsil edilen tüm piksellerin de değeri "1" olarak değiştirildi (Şekil 13).



Şekil 13: Orijinal BT görüntüsünde sadece hastaya ait olan A_{ROI} alanı.

v. Bu çalışmadaki görüntüler 512x512'lik matrislerden oluşmaktadır. Bu bağlamda, Şekil 13 ve Şekil 10'daki matrisleri topladığımız zaman, elde edeceğimiz yeni matriste sadece hasta vücuduna ait her bir pikselin değerinde "1" birimlik bir artış izlenecektir. Dolayısıyla bu artışın izlenmediği pikselleri tespit edip görüntüden silebilmenin yanı sıra, ileriki aşamalarda da anlatılacak olan her türlü hesaplamada değerlendirme dışında bırakmak mümkün hale gelecektir. Sadece hasta vücudundan oluşan ve HU düzeltmesini halen koruyan nihai görüntü aşağıda verilmiştir (Şekil 14).



Şekil 14: Hasta vücudundan oluşan ve HU düzeltmesini halen koruyan nihai görüntü.

3.6.3.3. Her Kesit için Eşdeğer Su Çapı (D_{su}) Değerlerinin Hesaplanması

Piksel bilgileriyle ilgili HU ölçeğine geçiş sağlandıktan ve hasta masasıyla önlüğü gibi hasta vücudu dışındaki objeler görüntüden çıkarıldıktan sonra 3 boyutlu görüntüyü oluşturan her bir aksiyel kesit için eşdeğer su çapı (D_{su}) hesaplanmıştır. Bu hesaplamanın amacı, ileriki aşamalarda da değinileceği gibi, her kesit için D_{su} bilgisi üzerinden $CTDI_{vol}$ dönüşüm faktörünü ($f_{D_{su}}$) hesaplamaktır. D_{su} hesaplamasında kullanılmış olan formül Eşitlik (14b)'de verilen formül olup aşağıdaki gibidir:

$$D_{su} = 2\sqrt{\left[\frac{1}{1000}\,\overline{BT(x,y)}_{ROI} + 1\right]\frac{A_{ROI}}{\pi}}$$

Burada, piksellere ait boyut bilgileri incelemeye ait DICOM dosyasından alınmıştır. Tek bir piksel alanı ve hasta kesitine ait toplam piksel sayısının çarpımı ilgi alanının (A_{ROI}) büyüklüğünü vermektedir. $\overline{BT(x,y)}_{ROI}$ niceliği ise bu piksellerin HU değerlerinin ortalaması olup tüm piksellerin sayısal toplamının piksel sayısına bölünmesiyle elde edilmiştir.

3.6.3.4. $CTDI_{vol}$ Değerlerinin Elde Edilmesi ve Eşdeğer Su Çaplarını (D_{su}) Kullanarak Her Kesit İçin Boyuta Bağlı Doz Tahminlerinin (BBDT) Yapılması

BBDT hesabı için iki temel parametrenin bilinmesi gerekmektedir. Bu parametreler kesitlere ait $CTDI_{vol}$ ve hasta boyutuna ait D_{su} bilgileridir. $CTDI_{vol}$ bilgisi BT incelemesine ait DICOM dosyasında yer almakta ve buradan MATLAB yazılımına aktarılabilmektedir. Her kesite ait D_{su} bilgisinin nasıl elde edileceği ise bir önceki bölümde anlatıldı. Bu noktadan hareketle, BBDT hesaplamalarını yapabilmek için D_{su} değerlerini kullanarak $CTDI_{vol}$ dönüşüm katsayıları ($f_{D_{su}}$) Eşitlik (8)'de gösterildiği gibi elde edilmiştir:

$$f_{D_{su}}^{32}(z) = 3.704369 \times e^{-0.03671937} \times D_{su}(z)$$

Eşitlik (8)'de her kesit için (z) hesaplanan $f_{D_{su}}^{32}$ nicelikleri, yine her kesite ait BBDT

hesaplaması için Eşitlik (10)'daki gibi kullanılmıştır (8):

$$BBDT(z) = f_{D_{su}}(z) \times CTDI_{vol}(z)$$

3.6.3.5. Ortalama ve Merkezi BBDT : $\overline{BBDT}$ ve $BBDT_{merkez}$

Bu kısımda ortalama ve merkezi olmak üzere her inceleme için iki farklı BBDT değeri hesaplanmıştır.

i. Tüm Kesitler Üzerinden Aritmetik BBDT Ortalaması ($\overline{BBDT}$)

Hastanın boylamsal ekseni boyunca tüm kesitlerinde yapılan BBDT hesaplamaları kaydedildi. Kaydedilen bu değerlerin aritmetik ortalaması alınarak her inceleme için tek bir $\overline{BBDT}$ belirlendi. Kullanılmış olan aritmetik ortalama formülü aşağıdaki gibidir:

$$\overline{BBDT} = \sum_{z=1}^{N} \frac{BBDT(z)}{N} = \sum_{z=1}^{N} \frac{CTDI_{vol}(z) \times f_{D_{su}}(z)}{N}$$

Burada "z" hesaplanan kesiti, "N" ise toplam kesit sayısını ifade etmektedir.

ii. Merkezi Kesit BBDT Yaklaşımı ($BBDT_{merkez}$)

$\overline{BBDT}$ belirlenirken her bir kesite ait $CTDI_{vol}$ dönüşümü yapmak ve BBDT hesaplayıp ortalama almak yerine, görüntünün merkezi kesiti gibi referans bir kesit belirleyerek tüm kesitleri temsilen düşük hata payına sahip bir BBDT yaklaşımı yapmak çok daha pratiktir. Dolayısıyla bu yöntemde görüntünün merkezi kesitinden elde edilecek dönüşüm faktörü ve tüm incelemeye ait ortalama $CTDI_{vol}$ değeri kullanılarak ortalama BBDT için pratik bir yaklaşım yapılmaya çalışıldı. $BBDT_{merkez}$ aşağıda ifade edilmektedir:

$$BBDT_{merkez} = \overline{CTDI_{vol}} \times f_{D_{su}}(z_{merkez})$$

3.6.3 Oluşturulan MATLAB Yazılımının Güvenilirlik Testi

Yapılacak hesaplamalar için hasta yaşı ve hasta boyutundan bağımsız olarak oluşturulan yazılımın doğru çalışıp çalışmadığının kontrol edilmesi elde edilecek sonuçların sağlığı bakımından önemlidir. Bu yüzden oluşturulan yazılım bir teste tabi tutulmuştur.

Çalışmanın bu kısmında, oluşturulan yazılım kullanılarak 10 yetişkin hasta için hesaplamalar yapıldı. Elde edilen $\overline{BBDT}$ ve $BBDT_{merkez}$ değerleri kaydedildi. Daha sonra, kaydedilen $\overline{BBDT}$ değerleri için Leng ve ekibinin 102 yetişkin hasta üzerinde yaptıkları

çalışmada önerdikleri regresyon modeli kullanıldı. Leng ve ekibinin önerdiği regresyon modeli aşağıdaki gibidir (10):

$$BBDT_{merkez} = a \times \overline{BBDT} + b \tag{18}$$

Eşitlik (18)'de 6 ayrı inceleme bölgesi (T, A, P, TA, AP ve TAP) için önerilen regresyon katsayıları ("a" ve "b") Tablo 4'te verilmiştir:

Tablo 5: Leng ve ekibinin yetişkin hastalar için önerdikleri regresyon modeline ait katsayılar.

	T	**A**	**P**	**TA**	**AP**	**TAP**
A	1,0396	0,9888	0,9904	0,9853	0,9387	0,9604
B	0,1332	-0,1735	0,1384	1,1625	1,3261	-0,0465

Test bağlamında, regresyondan elde edilen $BBDT_{merkez}$ değerleri kaydedildi. Bu değerler, çalışma kapsamında oluşturulan yazılımdan elde edilen $BBDT_{merkez}$ değerleri ile karşılaştırıldı ve hata analizi yapıldı.

Hata analizi sonucunda, oluşturulan MATLAB yazılımının güvenilirliği teyit edildi ve pediatrik hastalara ait veri toplama işlemi başlatıldı.

3.7. Araştırma Planı ve Takvimi

Matlab programını kullanarak çalışmanın amacına yönelik yazılımın geliştirilmesi.

(15.10.2015 – 30.10.2015)



Çalışma kapsamını oluşturan hasta görüntülerini seçebilmek için görüntüleme arşivinin taranması

(31.10.2015 – 30.11.2015)



Geliştirilen yazılımın doğru sonuçlar verip vermediğinin kontrol edilmesi ve varsa mevcut hatalar üzerinde çalışılması.

(31.11.2015 – 07.12.2015)



Her hasta için BBDT hesaplamalarının yapılması.

(07.12.2015 – 10.12.2015)



Sonuçların pediatrik ve yetişkin hastalar için karşılaştırılması ve değerlendirilmesi.

(10.12.2015 – 15.01.2016)

3.8. Verilerin Değerlendirilmesi

3.8.1. Ortalama Karekök Farkı Analizi

Ortalama karekök farkı (OKKF) analizi iki veri grubu arasındaki mutlak farkı ortaya koymaya yönelik olarak geliştirilmiş bir analiz yöntemidir. Bu yöntem MATLAB yazılımının, MATLAB yazılımından çıkan sonuçların ve bu sonuçlara bağlı olarak geliştirilen regresyon modellerinin değerlendirilmesinde kullanılmıştır.

3.8.1.1. MATLAB Yazılımının Testi

Leng ve ekibinin yetişkin hastalar için önerdiği regresyon modelleri çalışma kapsamında toplanmış 10 yetişkin hasta verisi için kullanıldı. Bu modellerden elde edilen $BBDT_{merkez}$ değerleri ile MATLAB yazılımından elde edilen $BBDT_{merkez}$ değerleri arasında OKKF analizi yapıldı.

$$OKKF = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{N}\left(BBDT_{merkez,LENG}(i) - BBDT_{merkez,MATLAB}(i)\right)^2}{N}} \tag{19}$$

Burada "N" örneklem sayısını (N=10), "i" ise veri numarasını ifade eder.

3.8.1.2. Ortalama BBDT ve Merkez BBDT Farkı

MATLAB yazılımıyla her hasta ve her inceleme bölgesi için elde edilen $\overline{BBDT}$ ve $BBDT_{merkez}$ değerleri arasında OKKF analizi yapılmıştır.

$$OKKF = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{N}\left(\overline{BBDT}(i) - BBDT_{merkez}(i)\right)^2}{N}} \tag{20}$$

Burada "N" örneklem sayısını (N=55), "i" ise veri numarasını ifade eder.

3.8.1.3. Regresyon Modeli ve Bu Modelin Çapraz Doğrulaması

İlk 30 hastaya ait $\overline{BBDT}$ ve $BBDT_{merkez}$ verilerinin doğrusal regresyon analizi yapıldı ve her inceleme bölgesi için Eşitlik (18)'deki gibi regresyon modelleri elde edildi. Oluşturulan regresyon modelleri sonraki 25 hasta üzerinde uygulandı. Bu regresyon uygulamalarında hastalara ait $\overline{BBDT}$ verileri kullanılarak $BBDT_{merkez}$ değerleri hesaplandı ve kaydedildi. Bu değerler ile MATLAB'ta hesaplanan $BBDT_{merkez}$ değerlerinin OKKF analizi yapıldı.

$$OKKF = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{N}\left(BBDT_{merkez,REGRESYON}(i) - BBDT_{merkez,MATLAB}(i)\right)^2}{N}} \tag{21}$$

3.9. Etik Kurul Onayı

Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmaları Etik Kurulu tarafından 10.09.2015 tarih ve 2015/21-20 karar no.'lu toplantısında "Bilgisayarlı Tomografi ile Gerçekleştirilen Toraks, Abdomen ve Pelvis İncelemelerinde Boyuta Bağlı Doz Tahminleri: Çocuk ve Yetişkin Hastalar" isimli araştırmanın onayı alınmıştır.

4. BULGULAR

4.1. Kalite Kontrol Bulguları

4.1.1. BT Cihazının Dozimetrik Kalite Kontrolü

Philips'e ait Brilliance 64 model BT cihazının dozimetrik kalite kontrol çalışmasına ait ölçüm sonuçları aşağıda verilmiştir (Tablo 6).

Tablo 6: 2 farklı tüp voltajı ve değişen etkin tüp akımı kombinasyonları için 32 cm çapında PMMA fantomun merkezi (A) ve çevresel (B, C, D, E) noktalarından alınan ölçümler.

Tüp Voltajı (kVp)	Etkin Tüp Akımı (mAs/kesit)	A (mGy)	B (mGy)	C (mGy)	D (mGy)	E (mGy)
80	**50**	0.59	1.51	1.35	0.84	1.46
80	**100**	1.16	2.23	2.76	2.34	2.78
80	**150**	1.73	4.48	4.23	3.22	4.32
120	**150**	7.02	14.26	9.09	8.85	13.53
120	**200**	9.33	18.55	17.14	15.51	18.12
120	**250**	11.6	23.41	21.94	19.37	23.3

Tablo 5'teki veriler Eşitlik (3)'te kullanılarak $CTDI_{vol}$ değerleri hesaplanmış ve cihazın verdiği değerlerle karşılaştırılmıştır (Tablo 7):

Tablo 7: 6 farklı ışınlama sonucunda hesaplanan $CTDI_{vol}$ değerleri ile cihaz konsolunun ekranında verilen ışınlamalara ait $CTDI_{vol}$ bilgilerinin karşılaştırması.

Tüp Voltajı (kvP)	Etkin Tüp Akımı (mAs/kesit)	Hesaplanan $CTDI_{VOL}$ (mGy)	Cihazın Verdiği $CTDI_{VOL}$ (mGy)	Hata Oranı (%)
80	**50**	1.06	0.94	**11**
80	**100**	2.07	1.88	**9.2**
80	**150**	3.28	2.81	**14.5**
120	**150**	9.96	9.7	**2.6**
120	**200**	14.66	12.9	**12**
120	**250**	18.54	16.14	**13**

IAEA tarafından önerilen %20'lik hata tölerans sınırları içerisinde bulunmuş olan bu sonuçlardan hareketle çalışmanın ileri aşamalarına geçilmiştir (34).

4.1.2 Çalışma Amacına Yönelik Olarak Hazırlanan MATLAB Yazılımının Kontrolü

MATLAB yazılımı Leng ve ekibinin regresyon modeli kullanılarak test edilmiştir. 10 adet yetişkin hasta için yazılımın hesapladığı $BBDT_{merkez}$ değerleri ile Eşitlik (19)'da verilen regresyon sonucunda elde edilen $BBDT_{merkez}$ değerleri karşılaştırılmıştır. Bu karşılaştırmada hata analizi olarak ortalama karekök farkı kullanılmıştır. Sonuçlar Tablo 8'deki gibidir;

Tablo 8: 10 yetişkin hastaya ait farklı inceleme bölgeleri için yazılıma ve Leng ile ekibinin önerdiği regresyon modeline bağlı $BBDT_{merkez}$ sonuçları arasındaki ortalama karekök farkları (OKKF).

	T	**A**	**P**	**TA**	**AP**	**TAP**
OKKF (mGy)	0.6	0.5	0.4	0.9	0.8	0.9
OKKF (%)	3	3	2	5	4	5

Bu sonuçlar, çalışma kapsamındaki yetişkin hastalara ait MATLAB yazılımından elde edilen sonuçların Leng ve ekibinin regresyon modeliyle uyumlu olduğunu göstermektedir. Bu uyum ise yazılımın güvenilirliğini desteklemektedir. Bu testten hareketle, mevcut yazılımla çalışmaya pediatrik hastalar üzerinden devam edildi.

4.2. Pediatrik Hastalara ait Bulgular

Bu çalışmada 39 erkek ve 16 kadın olmak üzere 55 hasta görüntüsü üzerinde çalışıldı. Hastaların yaş bilgileri aşağıdaki gibidir.

Tablo 9: Hastaların ortalama yaş bilgisi ve yaş aralığı.

Ortalama Yaş ±SS	**Yaş Aralığı (min – maks)**
8.8 ±4.9	1.5 – 18

4.2.1 Eşdeğer Su Çapı (D_{su})

Tablo 10: 6 farklı bölgeyi içeren her incelemeye ait ortalama D_{su} ($\overline{D}_{su}$) değerlerinin ve maksimum ve minimum D_{su} değerleri arasındaki farkın (Maks D_{su}-Min D_{su}) 55 hasta üzerinden ortalaması. (SS = Standart Sapma, [min – maks] = Veri Aralığı)

İnceleme Bölgesi	$\overline{D}_{su}$ **± SS (cm) [min - maks]**	**(Maks D_{su}-Min D_{su}) ± SS (cm) [min - maks]**	**(Maks D_{su}-Min D_{su})/ $\overline{D}_{su}$ (%)**
T	18.7 ±3.4 [11.1 – 21.4]	3.8 ±1.3 [1.1 – 7.8]	20
A	19.4±3.4 [11.8 – 25.8]	3.6 ±1.0 [1.7 – 6.2]	19
P	19.5 ±4.3 [10.7 – 26.3]	2.6 ±1.2 [0.6 – 5.1]	13
TA	18.9 ±3.4 [11.5 – 25.0]	4.1 ±1.1 [1.9 – 7.9]	22
AP	19.5 ±3.8 [11.3 – 25.9]	4.0 ±1.4 [1.9 – 8.9]	21
TAP	19.2 ±3.7 [11.2 – 25.3]	4.4 ±1.4 [2.1 – 8.9]	23

4.2.2. Hacimsel Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi ve Boyuta Bağlı Doz Tahminleri

Tablo 11: 6 farklı bölgeyi içeren her inceleme için ortalama $CTDI_{vol}$, $\overline{BBDT}$, $BBDT_{merkez}$ ve $(\overline{BBDT} \div CTDI_{vol})$ değerlerinin 55 hasta üzerinden ortalaması.

İnceleme Bölgesi	**$CTDI_{vol}$ ± SS [min - maks] (mGy)**	$\overline{BBDT}$ **± SS [min - maks] (mGy)**	$BBDT_{merkez}$ **± SS [min - maks] (mGy)**	$(\overline{BBDT} \div CTDI_{vol})$ **± SS [min – maks]**
T	8.0 ±5.0 [2.5 – 23.2]	14.4 ±7.9 [5.3 – 35.2]	14.7 ±8 [5.1 – 35.5]	1.9 ±0.2 [1.5 – 2.5]
A	8.0 ±5.0 [2.5 – 23.2]	14.2 ±7.8 [5.1 – 35.8]	13.9 ±7.6 [4.9 – 36.1]	1.9 ±0.2 [1.4 – 2.4]
P	8.0 ±5.0 [2.5 – 23.2]	13.8 ±7.3 [4.4 – 33.0]	13.7 ±7.2 [4.5 – 32.7]	1.8 ±0.3 [1.3 – 2.5]
TA	8.0 ±5.0 [2.5 – 23.2]	14.4 ±7.9 [5.3 – 36.1]	14.3 ±8.2 [5.1 – 38.6]	1.9 ±0.2 [1.5 – 2.4]
AP	8.0 ±5.0 [2.5 – 23.2]	14.0 ±7.5 [4.8 – 33.8]	14.8 ±8.2 [5.4 – 36.3]	1.8 ±0.3 [1.4 – 2.4]
TAP	8.0 ±5.0 [2.5 – 23.2]	14.1 ±7.7 [5 – 34.4]	14.0 ±7.7 [4.6 – 33.8]	1.9 ±0.3 [1.5 – 2.5]

4.2.3 Ortalama BBDT ve Merkezi BBDT Değerlerinin OKKF Analizi

Tablo 12: 55 hasta için her inceleme bölgesine ait $\overline{BBDT}$ ve $BBDT_{merkez}$ değerleri arasındaki ortalama karekök farkı (OKKF).

İnceleme Bölgesi	OKKF (mGy)	OKKF (%)
T	0.4	3
A	0.5	4
P	0.3	2
TA	1.0	7
AP	1.5	10
TAP	0.7	5

4.2.4 Her İnceleme Aralığı İçerisinde Gözlenen BBDT Farkları

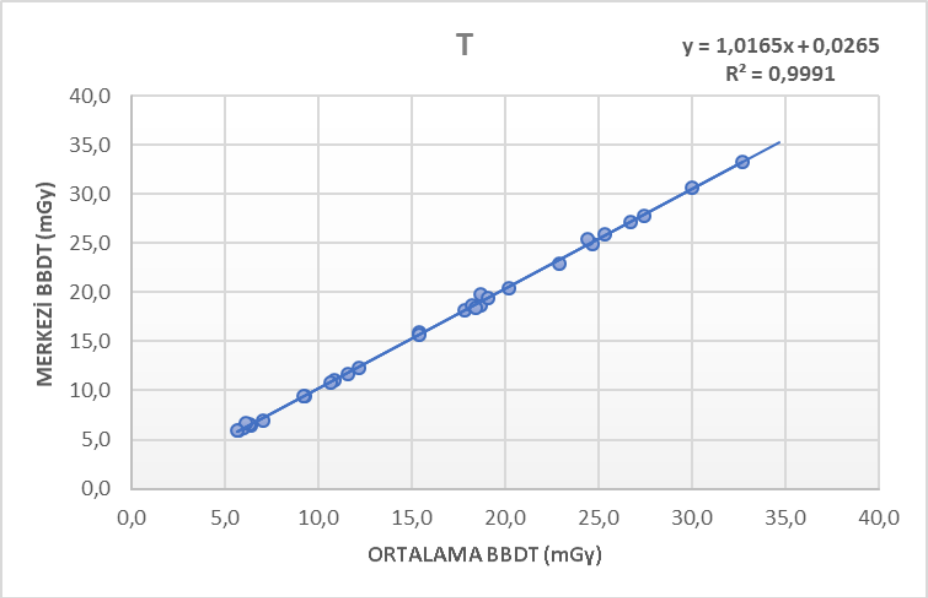
Tablo 13: Her bir inceleme bölgesi için maksimum BBDT ile minimum BBDT değerleri arasındaki farkın mutlak ve yüzdelik ortalama değerleri.

İnceleme Bölgesi	$\overline{(BBDT_{maks} - BBDT_{\min})} \pm$ SS [min - maks] (mGy)	$\overline{(BBDT_{maks} - BBDT_{\min})} \pm$ SS [min - maks] (%)
T	2 ±1.5 [0.3 – 7.2]	13.7 ±4.7 [3.9 – 30.2]
A	2 ±1.6 [0.4 – 7.2]	13.1 ±3.8 [6.1 – 22.8]
P	1.5 ±1.5 [0.3 – 5.7]	9.6 ±4.7 [2.2 – 19.3]
TA	2.2 ±1.5 [0.4 – 7.2]	14.9 ±4.2 [6.8 – 30.9]
AP	2.3 ±1.9 [0.5 – 8.7]	14.9 ±5.4 [6.9 – 33.8]
TAP	2.4 ±1.8 [0.5 – 8.7]	16.2 ±5.3 [7.7 – 33.3]

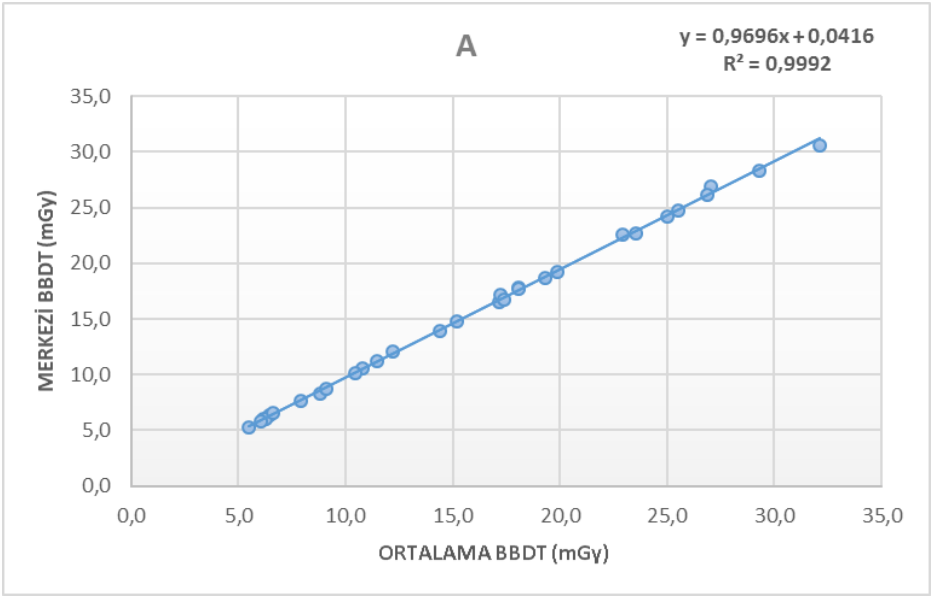
4.3. Regresyon Analizi

4.3.1. Doğrusal Regresyon Modeline Ait Bulgular

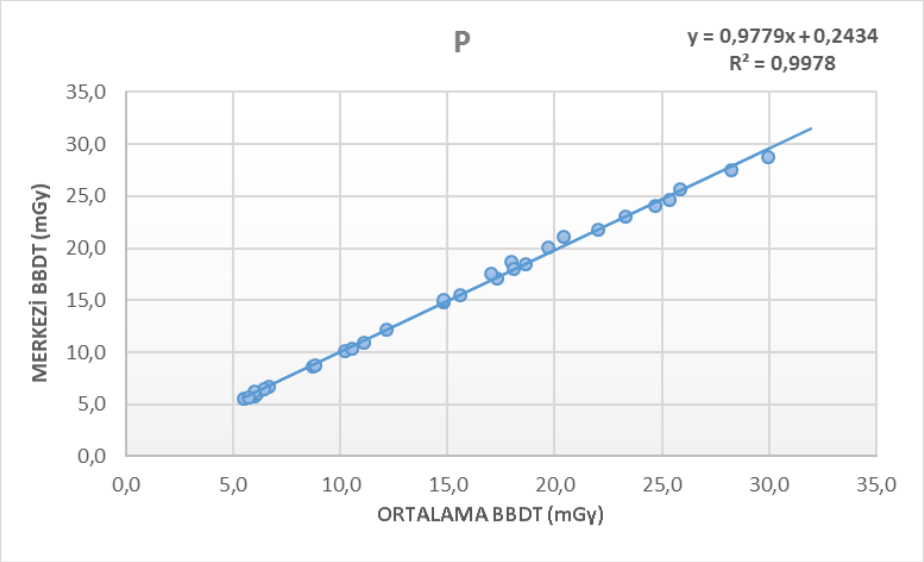
Bu kısımdaki bulgular ilk 30 hastadan elde edilen veriler doğrultusunda elde edilen doğrusal regresyon modellerini içermektedir.



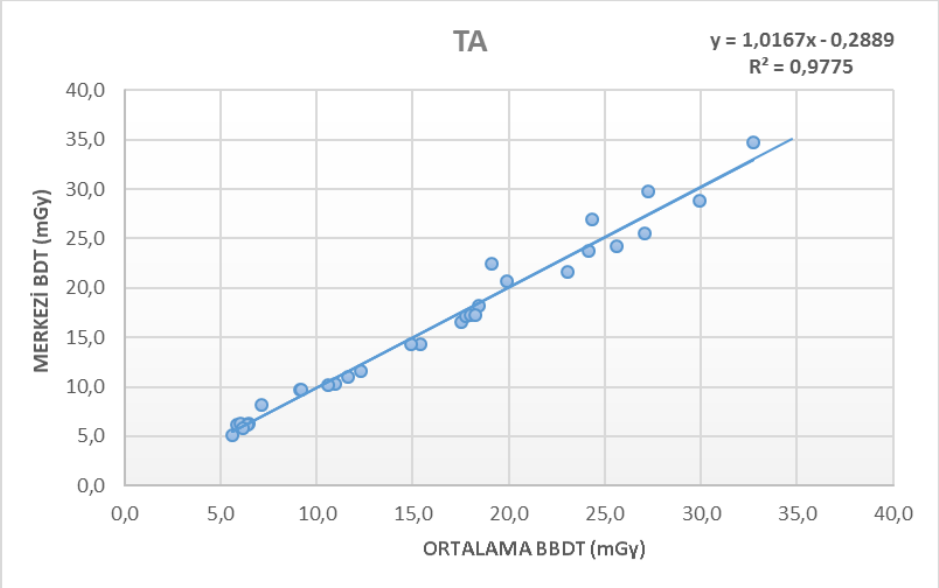
Grafik 1: Toraks (T) bölgesine ait $BBDT_{merkez}$ ve $\overline{BBDT}$ verilerinden oluşan doğrusal regresyon modeli.



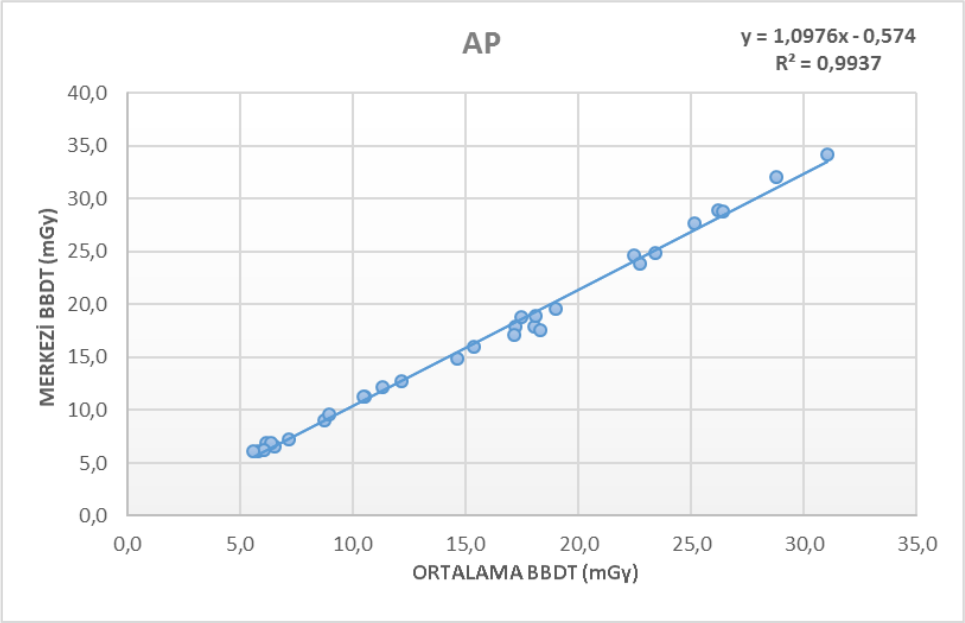
Grafik 2: Abdomen (A) bölgesine ait $BBDT_{merkez}$ ve $\overline{BBDT}$ verilerinden oluşan doğrusal regresyon modeli.



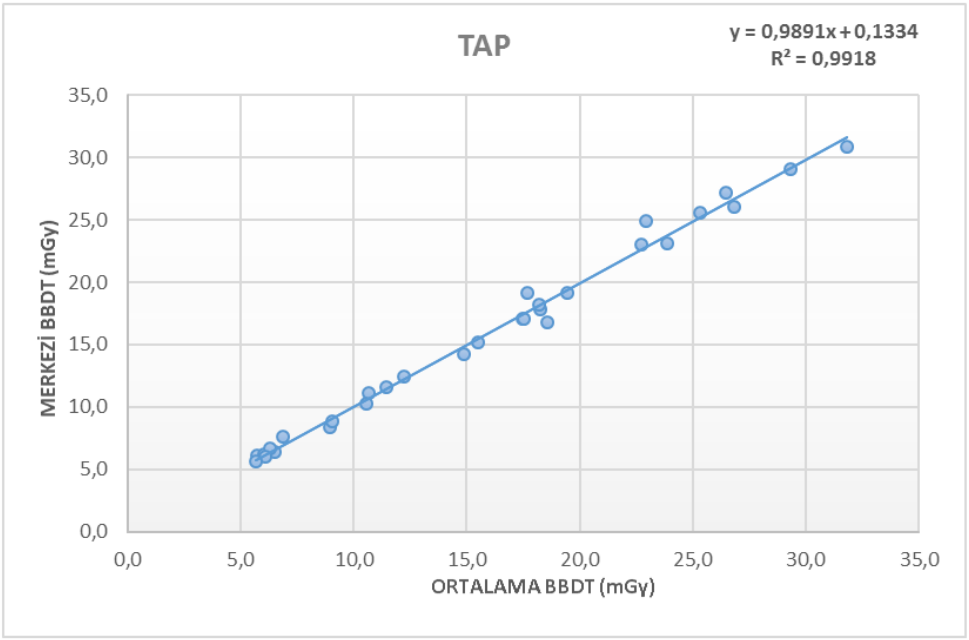
Grafik 3: Pelvis (P) bölgesine ait $BBDT_{merkez}$ ve $\overline{BBDT}$ verilerinden oluşan doğrusal regresyon modeli.



Grafik 4: Toraks ve abdomen (TA) bölgesine ait $BBDT_{merkez}$ ve $\overline{BBDT}$ verilerinden oluşan doğrusal regresyon modeli.



Grafik 5: Abdomen ve pelvis (AP) bölgesine ait $BBDT_{merkez}$ ve $\overline{BBDT}$ verilerinden oluşan doğrusal regresyon modeli.



Grafik 6: Toraks, abdomen ve pelvis (TAP) bölgesine ait $BBDT_{merkez}$ ve $\overline{BBDT}$ verilerinden oluşan doğrusal regresyon modeli.

Bu regresyon modellerinden elde edilen katsayılar ve korelasyonun gücünü ifade eden R^2 değerleri Tablo 14'te verilmiştir.

Tablo 14: Doğrusal regresyon modellerine ($BBDT_{merkez}$ = a x $\overline{BBDT}$ +b) ait katsayılar.

İnceleme Bölgesi	A	b	R^2
T	1.0165	0.0265	0.9991
A	0.9696	0.0416	0.9992
P	0.9779	0.2434	0.9978
TA	1.0167	0.2889	0.9775
AP	1.0976	-0.574	0.9937
TAP	0.9891	0.1334	0.9918

4.3.2. Regresyon Modelinin Çapraz Doğrulaması

30 hasta üzerinden elde edilen regresyon modelleri 25 hastaya uygulanmış ve regresyondan gelen $BBDT_{merkez}$ değerleri ile MATLAB'tan hesaplanan $BBDT_{merkez}$ değerleri arasındaki fark incelenmiştir.

Tablo 15: Farklı inceleme bölgeleri için, regresyon modellerine ait $BBDT_{merkez}$ değerleri ile MATLAB'a ait $BBDT_{merkez}$ değerleri arasındaki ortalama karekök farkları.

İnceleme Bölgesi	OKKF (mGy)	OKKF (%)
T	0.2	2
A	0.5	4
P	0.4	3
TA	0.7	6
AP	0.8	6
TAP	0.7	6

5. TARTIŞMA

CTDI kavramı, 1981 yılında Shope ve ekibi tarafından çok kesitli taramalar için cihaz çıkışındaki doz ölçüm birimi olarak literatüre kazandırılmıştır (18). Bu kavram, tek bir aksiyel taramayla saçılan radyasyonu (doz kuyruğu bölgesini) da hesaba katması bakımından eski doz ölçüm yöntemlerine göre hem daha pratik hem de daha doğru doz ölçümlerini mümkün kılmıştır. Bugün, DLP ve Etkin Doz gibi hastanın tomografik incelemelerde maruz kaldığı radyasyon dozları bu kavrama dayandırılarak hesaplanmaktadır. Fakat 30 yılı aşkın bir süreden sonra bugünün cihaz teknolojisi ve tomografik inceleme şartlarında CTDI kavramı hem teknik doğruluk hem de hasta dozunun belirlenmesine hizmet etmesi hususlarında oldukça tartışmalı bir konuma gelmiştir (3).

Bu nedenle gerçek doz değerlendirmesi yapabilmek için pek çok çalışma literatüre girmektedir. Bu çalışmalardan bizim çalışmamıza da ışık tutan AAPM'e ait 204 ve 220 numaralı raporlarda geliştirilen CTDI-BBDT dönüşüm yöntemi, tüp çıkışının yanı sıra hastalar arası boyut farklılığıyla birlikte tek bir hasta boyunca izlenen boyutsal farklılıkları da göz önünde bulundurması bakımından hasta dozunun doğrudan hesaplanabilmesine yönelik atılmış önemli bir adımdır. Yapılan çalışmalarda BBDT değerleri ile organ dozları arasında oldukça yakın bir ilişki olduğu gözlemlenmiş ve organ dozlarının belirlenmesinde BBDT tekniğinin Monte Carlo hesaplamalarını gerektirmeyecek derecede doğrudan geçerli olabileceği sonucu elde edilmiştir (37,38).

Bu sonuçlardan hareketle, esasında üç boyutlu hasta görüntüsünü oluşturan tüm kesitler üzerinden yapılması gereken fakat pratik olmayan BBDT hesaplamalarının klinikte daha kolay ve kısa bir şekilde yapılabilmesi için çalışmalar başlatılmıştır. Leng ve ekibinin yetişkin hastalar üzerinde gerçekleştirdiği böyle bir çalışmada toraks, abdomen ve pelvis bölgelerini içeren incelemelerde merkezi kesitler üzerinden hesaplanan BBDT değerlerinin tüm kesitler için ortalama bir BBDT değerini temsil edebileceği vurgulanmıştır (10).

Pediatrik hastalar, yetişkinlere oranla daha küçük boyutlara sahiptir. Bu sebeple BBDT hesabında kullanılan dönüşüm faktörünü (f_{Dsu}) belirleyen eşdeğer su çapları ve bu değerler arasındaki hasta boyunca gözlenen değişim yetişkin bir hastaya oranla daha düşüktür. Dolayısıyla dönüşüm faktörü ve BBDT değerleri arasındaki farkların da yetişkin hastalardan daha düşük olabileceği düşünülebilir. Ancak f_{Dsu} parametresinin eşdeğer su çapına bağlı

eksponansiyel bir fonksiyon olmasından dolayı üssel değişken olan eşdeğer su çapının küçük değerlerindeki ufak değişimlerin sonuç üzerinde daha keskin etkileri olacaktır. Örneğin, 32 cm'lik CTDI bilgisinin BBDT dönüşümü için, 24 ile 30 cm'lik eşdeğer su çaplarına karşılık gelen dönüşüm faktörleri arasındaki fark 0.3 iken aynı fark 8 ile 16 cm'lik eşdeğer su çapları için 0.7'dir. Bu da CTDI dönüşüm faktörünün pediatrik hastalar için BBDT üzerinde daha büyük farklılıklar yarattığını gösterir. Bu farklılıklar merkezi BBDT değeri ile ortalama BBDT değerlerini de birbirinden uzaklaştırabilir. Dolayısıyla Leng ve ekibi yetişkin hastalarda geçerliliği kanıtlanan merkezi kesit yönteminin pediatrik hastalara da uygulanabileceği varsayımını yapmamış, bunun ayrı bir çalışmada test edilmesi gerektiğini vurgulamıştır.

Bu çalışmanın esas amacı bu gerekliliği yerine getirmek ve aynı yöntemin pediatrik hastalar üzerinde uygulanabilirliğini yetişkin hastalara ait literatür verileriyle karşılaştırarak değerlendirmekti. Bu değerlendirmeyi yapmadan önce BT cihazı tarafından verilen $CTDI_{vol}$ verilerinin doğruluğunu test etmek amacıyla cihazın dozimetrik kalite kontrol testi gerçekleştirildi. Bu testte Uluslararası Atom Enerjisi Kurumu tarafından önerilen ölçüm protokolü takip edildi. Cihazın verdiği $CTDI_{vol}$ ve ölçüm sonuçlarından hesaplanan $CTDI_{vol}$ değerleri arasındaki hata payı değerlendirilirken yine Uluslararası Atom Enerjisi Kurumu tarafından önerilen %20 hata payı töleransı göz önünde bulunduruldu (34). Farklı tüp voltajları ve tüp akımlarıyla yinelenen testlerin hiçbirinde hata payının %20'yi aşmadığı tespit edildi. Bu sonuçlar üzerine BBDT hesaplamalarının yapılabileceği bir MATLAB yazılımı oluşturuldu ve bu yazılım da öncelikle test edildi. Bu testte ise Leng ve ekibinin yetişkin hastalar üzerinde yaptığı çalışmaya ait regresyon modelleri esas alındı. 10 yetişkin hasta görüntüsüne ait verilerin kullanıldığı test sonuçlarında MATLAB yazılımından elde edilen $BBDT_{merkez}$ değerleriyle regresyon modellerinden elde edilen $BBDT_{merkez}$ değerleri arasında tüm inceleme bölgeleri içerisindeki en yüksek OKKF değeri %5 olarak görüldü. Leng ve ekibinin kendi hastaları üzerinde gerçekleştirdiği çapraz regresyon doğrulama testinde en yüksek farkın %4 olduğu düşünülerek bu çalışmada oluşturulan MATLAB yazılımının güvenilir olduğu ve pediatrik hastalar üzerinde uygulanabileceği sonucuna ulaşıldı.

Yaş aralığı 1.5 ile 18 arasında değişen, 39'u erkek ve 16'sı kadın olmak üzere toplam 55 pediatrik hastaya ait bulgular incelendiğinde eşdeğer su çaplarının 6 bölge arasında en düşük 18.7 cm (T) ve en yüksek 19.5 cm (P, AP) ortalama değerlere sahip olduğu göze çarpmaktadır. Leng ve ekibinin yetişkinler üzerinde elde ettiği bulgularda ise bu değerler sırasıyla 28.1 cm (T) ile 30.8 cm (P, AP) arasındadır. Bu, her iki hasta grubu arasındaki boyutsal farklılığa net bir biçimde işaret etmektedir. Diğer yandan, boyutsal değişimleri temsilen en yüksek ve en düşük eşdeğer su çapları arasındaki mutlak farkın (Maks D_{su}-Min D_{su}) her inceleme bölgesi için 55 hasta üzerinden ortalamaları ele alındığında, Tablo 10'da en düşük farkın 2.6 cm (P) en yüksek farkın ise 4.4 cm (TAP) olduğu görülmüştür. Bu bulgular, Leng ve ekibinin çalışmasında aynı anatomik bölgeler için sırasıyla 2.5 cm (P) ve 6.5 (TAP) olarak bulunan sonuçlara paralellik göstermiştir. Pediatrik hastalarda pelvis bölgesi haricindeki bölgelerde izlenen en yüksek ve en düşük eşdeğer su çapı farklarının Leng ve ekibinin çalışmasında yer alan yetişkin hastalardaki bulgulara göre %27 (T) ile %32 (TA, TAP) arasında daha düşük olduğu görülmüştür. Pelvis bölgesinde ise en yüksek ve en düşük eşdeğer su çapları arasındaki fark diğer bölgeler kadar belirgin olmamakla birlikte pediatrik hastalarda %4 daha yüksek olarak çıkmıştır. Bunun sebebi, 1.5 ile 18 yaş grubundaki pediatrik vakalarla yetişkinlere ait bölgesel farklılığın direkt olarak sonuçlara yansımasıdır. Burada, hem pelvis bölgesi çapı yaş gruplarına göre farklılık gösterecektir hem de pelvis bölgesi için eşdeğer su çapı açısından belirleyici bir önem taşıyan yumuşak doku/kemik oranları yaşla birlikte değişecektir. Bu faktörler dikkate alındığında, pelvis bölgesi için eşdeğer su çapı farklılıklarının pediatrik hastalarda daha yüksek olarak gözlenmesi beklenir. Bunu daha iyi anlayabilmek için eşdeğer su çapları arasındaki farkların bölgelere ait ortalama eşdeğer su çaplarına oranlarına bakılabilir. Yapılan çalışmada, pediatrik hastalarda T, A, P, TA, AP ve TAP bölgeleri için bu değerlerin sırasıyla %20, %19, %13, %22, %21, %23 olarak bulunduğu Tablo 10'da verilmiştir. Leng ve ekibinin yaptığı çalışmada ise bu değerler yetişkinler için sırasıyla %19, %16, %8, %20, %18 ve %22'dir ve benzer tablo burda da karşımıza çıkmaktadır. Buradan iki hasta grubuyla ilgili bulgulara dair iki sonuç çıkmaktadır. İlk olarak, ortalama değerlere göre hesaplanan yüzdelik değişimler daha düşük boyutlara sahip pediatrik hastalarda daha yüksektir. Dolayısıyla dönüşüm faktörlerinde ve kesitsel BBDT değerlerindeki farklılık oranı da daha yüksek olacaktır. İkinci olarak, bölgeler arasında en yüksek farklılığın (%5) pelvis bölgesinde olduğu görülmektedir. Bu, daha önce de belirtildiği gibi iki hasta grubu arasındaki bölgesel anatomik farklılıklara bağlı olarak açıklanabilir.

Tablo 11'de tüm bölgeler için ortalama $CTDI_{vol}$, $\overline{BBDT}$ ve $BBDT_{merkez}$ değerleri verilmektedir. İncelemelerin tümünde sabit tüp akımı kullanılmasından dolayı $CTDI_{vol}$ parametresi de tüm bölgeler için sabit olarak elde edilmiştir. Ancak Tablo 13'teki sonuçlar BBDT değerlerinin inceleme bölgeleri boyunca boyuta bağlı olarak değişimini görmek açısından önemlidir. Bunun dışında, tüp çıkışıyla birlikte hastaların bölgesel boyut bilgilerinin de doz hesabına katılmasıyla ortaya çıkan BBDT değerlerinin her bölge için $CTDI_{vol}$ değerlerinin yaklaşık iki katı olması kayda değer bir sonuçtur. Burada cihaz üreticisinin pediatrik vücut incelemeleri sonrasında sunmuş olduğu $CTDI_{vol}$ bilgisinin hangi fantoma dayandırıldığı konusu ön plana çıkmaktadır. Philips bu incelemeler için 32 cm çapında PMMA fantomundan elde edilen doz bilgisini sunmaktadır. Bu da, sonuçlardan anlaşılacağı üzere, $CTDI_{vol}$ değerlerine dayandırılan hasta dozlarının ortalama olarak yarı yarıya düşük çıkmasına sebep olmaktadır. 32 cm çapında fantom yerine pediatrik hasta boyutlarına daha yakın olan 16 cm çapında fantomun kullanılması daha makul doz bilgileri verebilir. Fakat bu şekilde elde edilen $CTDI_{vol}$ bilgisinin de farklı hasta boyutlarını ve hasta boyunca değişen bölgesel boyutları yine göz ardı edeceği düşünülmelidir.

$\overline{BBDT}$ ve $BBDT_{merkez}$ sonuçlarının yakınlığına bakıldığında Tablo 12'de görüldüğü gibi iki bulgu grubu arasındaki ortalama karekök farkları T, A, P, TA, AP ve TAP bölgeleri için sırasıyla %3, %4, %2, %7, %10 ve %5 olarak bulunmuştur. Bu farklılıklar bölgesel ortalama BBDT değerini temsil edecek olan merkezi kesitin bu temsiliyet için aslında ne derece uygun olduğunu yansıtmaktadır. Buna göre AP bölgesi bu temsiliyet için %10 farkla en zayıf bölge olarak göze çarpmaktadır. Bunun sebebi ise AP bölgesinin merkezi kesitinin abdomen bölgesinde yer alması, dolayısıyla bu kesitin pelvis bölgesindeki anatomik kompozisyona dair bir yakınlık içermemesi olarak gösterilebilir. Nitekim, aynı seviyede olmasa da benzer bir durum %7'lik farklılıkla TA bölgesi için de geçerlidir. Bu bölgede de hava dokusu ve yumuşak dokular yer almaktadır. Fakat TA merkezi kesiti AP merkezi kesitine oranla içerisinde bulunduğu her iki bölgeye de anatomik kompozisyon bakımından daha yakındır. Dolayısıyla $\overline{BBDT}$ ve $BBDT_{merkez}$ değerleri arasındaki fark AP bölgesindeki farktan daha düşüktür.

Leng ve ekibinin çalışmasında ise aynı değerler yetişkin hastalar için %6, %3, %2, %9, %4 ve %6 olarak bulunmuştur. Burada, T, TA ve AP bölgelerinde pediatrik hastalara nazaran göze çarpan farklılıklar görülmektedir. Bu farklılıkların sebepleri toraks bölgesinde

yer alan akciğer hacminin büyüklüğü, pelvis bölgesinde ise daha önce de bahsedildiği gibi kemik dokusu/yağ dokusu oranındaki farklılık sebebiyle abdomen bölgesiyle sağlanan yakınlık olarak düşünülebilir. Akciğer büyüdükçe toraks bölgesinin $\overline{BBDT}$ değeri düşmekte ve kalp hizasından alınan merkezi kesite bağlı BBDT değeriyle $\overline{BBDT}$ arasındaki farklılıklar artmaktadır. Bu da pediatrik hastalarda %3 olan OKKF değerini yetişkin hastalarda %6'ya çıkarmaktadır. Abdomen ile toraks arasındaki yoğunluk farklılıkları da akciğer boyutlarındaki büyümeye bağlı olarak artarken pelvis bölgesinde görülen yağ oranı abdomenle pelvis bölgelerini yakınlaştırmaktadır. Dolayısıyla TA bölgesi için pediatrik hastalarda %7 olarak bulunan OKKF değeri yetişkin hastalarda %9'a çıkarak merkezi kesit temsiliyetini bir miktar zayıflatmakta, AP bölgesi için ise yetişkin hastalarda %4 olan OKKF değeri pediatrik hastalarda %10' a çıkarak bu kez pediatrik hastalar için yetişkin hastalara oranla daha zayıf bir temsiliyete işaret etmektedir.

Çalışmanın son kısmında ilk 30 pediatrik hastaya ait $\overline{BBDT}$ ve $BBDT_{merkez}$ verilerinin lineer regresyon analizi yapılmış ve sonucunda 6 farklı bölgeye ait 6 farklı grafik elde edilmiştir. Bu grafikleri yansıtan regresyon modellerine ait katsayı, sabit terim ve R^2 gibi bulgular Tablo 14'te verilmiştir. Verilerin doğrusal grafiğe yakınlığının bir ölçüsü olan R^2 niceliğine ait en düşük değer 0.98 olarak TA bölgesine ait grafikte bulunmuştur. Bu sonuçlar regresyon modelleri ile verilerin uyumunu başarılı bir şekilde yansıtmaktadır. Öte yandan, Tablo 15'te regresyon modellerinin çapraz doğrulama işlemine ait bulguları verilmiştir. Bu bulgular ise regresyon modellerinin en fazla %6'lık bir hata oranıyla uygulanabilir olduğunu göstermektedir.

Sonuç olarak literatür bilgilerine göre yetişkin hastalarda $BBDT_{merkez}$ değerleri ile $\overline{BBDT}$ değerleri arasında T, A, P, TA, AP, TAP bölgeleri için sırasıyla 0.9 mGy (%6), 0.5 mGy (%3), 0.5 mGy (%2), 1.4 mGy (%9), 1.0 mGy (%4) ve 1.1 mGy (%6) olarak bulunan farklar bu çalışmada kapsamındaki pediatrik hastalar için sırasıyla 0.4 mGy (%2.5), 0.5 mGy (%4), 0.3 mGy (%2), 1.0 mGy (%7), 1.5 mGy (%10) ve 0.7 mGy (%5) olarak bulunmuştur.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Leng ve ekibinin çalışmasında yetişkin hastalar için $BBDT_{merkez}$ değeri ile $\overline{BBDT}$ arasında bulunan en yüksek fark TA bölgesinde görülen %9'luk farktı. Bu çalışma kapsamındaki pediatrik hastalarda ise en yüksek fark %10 olup AP bölgesinde görülmüştür. Bu da pediatrik hastalarda toraks, abdomen ve pelvis bölgelerini kapsayan BT incelemeleri için $BBDT_{merkez}$ değerinin en fazla %10'luk bir hata oranıyla $\overline{BBDT}$ değerini yansıtacağı anlamına gelmektedir.

$BBDT_{merkez}$ yaklaşımı klinikte kolaylıkla uygulanabilirliği olan bir yaklaşımdır. Hastanın inceleme bölgesinin merkezi kesiti tespit edilip bu kesite çizilecek A_{ROI} üzerinden kesit alanı bilgisi ve ortalama HU değerinin elde edilmesi eşdeğer su çapının ve buna bağlı $CTDI_{vol}$ dönüşüm faktörünün hesaplanması için yeterlidir. Son olarak dönüşüm faktörüyle cihazın incelemeye bağlı olarak verdiği ortalama $CTDI_{vol}$ değeri çarpıldığında incelemeye ait $\overline{BBDT}$ değeri yaklaşık olarak bulunabilir. Burada, dikkat edilmesi gereken en önemli nokta BT incelemesi sırasında hastanın gantri merkezine doğru olarak yerleştirilip yerleştirilmediğidir. Aksi takdirde görüntüdeki hasta boyutu ile gerçek hasta boyutu arasında doğacak farklılıklar yanıltıcı sonuçlara sebebiyet verebilir.

Bu çalışmada incelenen pediatrik hasta yaşları 1.5 ile 18 arasındadır. Bu yaş aralığı hastalar arası boyut, doku yoğunlukları ve farklı yoğunluklara sahip dokuların birbirine oranlarının farklılık göstermesinin beklendiği bir aralıktır. Dolayısıyla $BBDT_{merkez}$ ve $\overline{BBDT}$ değerleri arasındaki farklılık da buna bağlı olarak daha farklı sonuçlar doğurabilir. Bu sebeple aynı çalışmanın istatistiksel olarak anlamlı sonuçlar verebilecek yeterli sayıda hastanın yer aldığı daha küçük yaş aralıkları ile ayrılan pediatrik gruplarla yapılması ve bu gruplar arasındaki farklılıkların incelenmesi önerilmektedir.

7. KAYNAKLAR

1. Vardhanabhuti V, Roobottom CA. Ionizing radiation in medical imaging and efforts in dose optimization. In: Mitsuru Nenoi. Current topics in ionizing radiation research. 2012; 363-394

2. International Commission on Radiation Units and Measurements. Report 87: Radiation Dose and Image-Quality Assessment in Computed Tomography, Journal of the ICRU, 2012; 89-98.

3. McCollough CH, Leng S, Yu L, Cody DD ve ark. CT dose index and patient dose: they are not the same thing. Radiology. 2011;259(2):311–6.

4. Khatonabadi M, Kim HJ, Lu P, McMillan KL ve ark. The feasibility of a regional CTDIvol to estimate organ dose from tube current modulated CT exams. Med Phys. 2013;40(5):1-11.

5. Christner JA, Braun NN, Jacobsen MC, Carter RE ve ark. Size-specific Dose Estimates for Adult Patients at CT of the Torso 1. Radiology. 2012;265(3).

6. Menke J. Comparison of different body size parameters for individual dose adaptation in body CT of adults. Radiology. 2005;236(2):565–71.

7. American Association of Medical Physicists. Report 204: Size Specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examinations. 2011.

8. American Association of Medical Physicists. Report 220: Use of Water Equivalent Diameter for Calculating Patient Size and Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in CT. 2014;(220).

9. S Leng, M Shiung, X Duan, L Yu ve ark. Size Specific Dose Estimation in Abdominal CT: Impact of Longitudinal Variations in Patient Size. Int J Med Phys Res Pract. 2013;40(402)

10. Leng S, Shiung M, Duan X, Yu L, Zhang Y. Size-Specific Dose Estimates in Chest, Abdomen, and Pelvis CT: Impact of Intra-Patient Variability in Water Equivalent Diameter. 2015;d(1):184–90.

11. AAPM Report No. 96 : The Measurement, Reporting and Management of Radiation Dose in CT. 2007.

12. Supawitoo S. Investigation of CT Dosimetry Techniques for Use in Optimisation of Automatic Tube Current Modulation (ATCM) Performance Supawitoo Sookpeng BSc (Hons), MSc (Radiation Science). 2014; (Doktora Tezi)

13. Bauhs JA, Vrieze TJ, Primak RTRAN, Bruesewitz MR, Mccollough. CT Dosimetry : Comparison of Measurement Techniques and Devices. 2008;245–54.

14. U.S. Food and Drug Administration (FDA). Diagnostic X-Ray Systems and Their Major Components. Code of Federal Regulations. 21 CFR 1020.33. 1984

15. Dosimetry R of ATG 23: C, Committee DICC. AAPM report No 96. 2008; 1–25.

16. International Commission on Radiological Protection. Managing Patient Dose in multi-detector Computed Tomography (CT), Annals of the ICRP, 2007.

17. http://www.ptw.de/typo3temp/pics/c07ee6cafe.jpg (Erişim tarihi:11.05.2016).

18. Shope TB, Gagne RM, Johnson GC. A method for describing the doses delivered by transmission x-ray computed tomography. Med Phys . 1981;8(1981):488–95.

19. Boone JM. The trouble with $CTDI_{100}$. Med Phys. 2007;34(4).

20. Dixon RL, Boone JM. Cone beam CT dosimetry: a unified and self-consistent approach including all scan modalities--with or without phantom motion. Med Phys. 2010;37(270):3–18.

21. BS AT, Zankl M, John J. Demarco, Erin Angel DZ, Michael F. McNitt-Gray, Christopher H. Cagnon DC, McCollough CH. A Method to Estimate Organ Doses from Multidetector Row CT Abdominal Exams from Patient Sized Corrected CT Dose Index (CTDI) Values: A Monte Carlo Study. 2009;

22. Turner AC, Zhang D, Khatonabadi M, Zankl M, DeMarco JJ, Cagnon CH, et al. The feasibility of patient size-corrected, scanner-independent organ dose estimates for abdominal CT exams. Med Phys. 2011;38(2):820–9.

23. Schmidt, B. WAK. A fast voxel-based Monte Carlo method for scanner- and patient-specific dose calculations in computed tomography. Phys Medica. 2002;

24. Seibert JA, Boone JM, Wootton-Gorges SL, Lamba R. Dose is not always what it seems: Where very misleading values can result from volume CT dose index and dose length product. J Am Coll Radiol. Elsevier Inc; 2014;11(3):233–7.

25. T Toth, K Strauss, K Boedeker CL and TM. TU-C-304A-08: A Method to Adjust CTDI to Better Represent the Dose for Pediatric Patients. Int J Medcal Phys Res Pract. 2009;

26. Zhou H, Boone JM. Monte Carlo evaluation of CTDI $_{\infty}$ in infinitely long cylinders of water , polyethylene and PMMA with diameters from 10 mm to 500 mm. 2008;2424–31.

27. Li B, Behrman RH. Comment on the " Report of AAPM TG 204 : Size-specific dose estimates (SSDE) in pediatric and adult body CT examinations " [Report of AAPM TG 204 , 2011] Comment on the " Report of AAPM TG 204 : Size-specific dose estimates (SSDE) in pediatric and a. 2016;4613(2012):2011–3.

28. Boone JM. Reply to “ Comment on the ‘ Report of AAPM TG 204 : Size-specific dose estimates (SSDE) in pediatric and adult body CT examinations ’” [AAPM. 2012;39(July):4615–6.

29. Jerrold T. Busberg, J. Anthony Seibert, Edwin M. Leidholdt JMB. The Essential Physics Of Medical Imaging. 2002.

30. Dendy PP, Heaton B. Physics for Diagnostic Radiology. Third Edit. London: CRD Press; 2011.

31. Centre for Evidence based Purchasing. Comparative specifications: 64 slice CT scanners. 2009.

32. http://www.blockimaging.com/items/philips-brilliance-64-slice-ct-13699/philips-brilliance-64-slice-ct-a-002562 (Erişim tarihi:11.05.2016).

33. Mathworks C. Fuzzy Logic Toolbox ™ User ’ s Guide R 2015 a. 2015;

34. IAEA Quality assurance programme for computed tomography: Diagnostic and therapy applications. IAEA Hum Heal Ser no 19. 2012;(19):192.

35. Duchesne MJ, Moore F, Long BF, Labrie J. A rapid method for converting medical Computed Tomography scanner topogram attenuation scale to Hounsfield Unit scale and to obtain relative density values. Eng Geol ; 2009;103(3-4):100–5.

36. Number C, Value PP. DICOM Correction Item. Image (Rochester, NY). 2005;2–3.

37. http://www.auntminnie.com/index.aspx?sec=rca&sub=rsna_2012&pag=dis&itemId=101789 (Erişim tarihi: 17.05.2016).

38. Bostani M, McMillan K, Lu P, Kim HJ, Cagnon CH, DeMarco JJ, et al. Attenuation-based size metric for estimating organ dose to patients undergoing tube current modulated CT exams. Med Phys 2015;42(2):958.

EK 1: ETİK KURUL ONAYI

KARAR BİLGİLERİ	Karar No:2015/21-20	Tarih: 10.09.2015
	Yard.Doç.Dr.Ayşegül YURT'un sorumlusu olduğu **"Bilgisayarlı Tomografi ile Gerçekleştirilen Toraks, Abdomen ve Pelvis İncelemelerinde Boyuta Bağlı Doz Tahminleri: Çocuk ve Yetişkin Hastalar"** isimli klinik araştırmaya ait başvuru dosyası ve ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş, etik açıdan çalışmanın gerçekleştirilmesinin uygun olduğuna oy birliği ile karar verilmiştir.	
ETİK KURUL BİLGİLERİ		
ÇALIŞMA ESASI	Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu İşleyiş Yönergesi İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu	
ETİK KURUL ÜYELERİ		

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet	Araştırma ile İlişkili mi?		İmza
Prof.Dr.Banu ÖNVURAL (Başkan)	Tıbbi Biyokimya	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Biyokimya Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Ş.Reyhan UÇKU (Başkan Yardımcısı)	Halk Sağlığı	DEU Tıp Fakültesi Halk Sağlığı A.D.	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Nejat SARIOSMANOĞLU	Kalp Damar Cerrahisi	DEU Tıp Fakültesi Kalp Damar Cerrahisi Anabilim Dalı	Erkek	E ☐	H ☒	Katılamadı
Prof.Dr.Ece BÖBER	Pediatrik Endokrinoloji	DEU Tıp Fakültesi Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Vesile ÖZTÜRK	Nöroloji	DEU Tıp Fakültesi Nöroloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Sevinç ERASLAN	Endokrinoloji	DEU Tıp Fakültesi İç Hastalıkları Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Mukaddes GÜMÜŞTEKİN	Tıbbi Farmakoloji	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Farmakoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Ayşe Aydan ÖZKÜTÜK	Tıbbi Mikrobiyoloji	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Mikrobiyoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Nihal GELECEK	Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon	DEU Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksek Okulu	Kadın	E ☐	H ☒	
Doç.Dr.Müge KİRAY	Fizyoloji	DEU Tıp Fakültesi Fizyoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	Katılamadı
Doç.Dr.Şeyda Seren İNTEPELER	Hemşirelik Yönetimi	DEU Hemşirelik Fakültesi Hemşirelik Yönetimi A.D	Kadın	E ☐	H ☒	Katılamadı
Doç.Dr.Sefa KIZILDAĞ	Tıbbi Biyoloji ve Genetik	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Biyoloji ve Genetik A.D	Erkek	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Sevda ÖZKARDEŞLER	Anesteziyoloji	DEÜ Tıp Fakültesi Anesteziyoloji ve Reanimasyon A.D.	Kadın	E ☐	H ☒	Katılamadı
Uzm.Dr.Ahmet Can BİLGİN	Hukuk	DEU Tıp Tarihi ve Etik A.D	Erkek	E ☐	H ☒	
Mehmet Erhan ÖZKUL	Sağlık mensubu olmayan üye	D.E.U Tıp Fakültesi İdari Mali İşler	Erkek	E ☐	H ☒	

Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu Karar Formu

EK 2: ÖZGEÇMİŞ

İsmail ÖZSOYKAL

ÖZGEÇMİŞ



TC Kimlik No / Pasaport No:	65314380088
Doğum Yılı:	1987
Yazışma Adresi :	Süvari Caddesi, Apt no: 74, Daire no: 14, Kazımdirik Mah., Bornova-İZMİR
Telefon :	0553 262 12 02
Faks :	
e-posta :	ozsoykal@gmail.com

EĞİTİM BİLGİLERİ

Ülke	Üniversite	Fakülte/Enstitü	Öğrenim Alanı	Derece	Mezuniyet Yılı
Türkiye	Dokuz Eylül Üniversitesi	Sağlık Bilimleri Enstitüsü	Medikal Fizik Yüksek Lisans	Yüksek Lisans	Devam ediyor
Türkiye	Hacettepe Üniversitesi	Mühendislik Fakültesi	Nükleer Enerji Mühendisliği	Lisans	2013

AKADEMİK/MESLEKTE DENEYİM

Kurum/Kuruluş	Ülke	Şehir	Bölüm/Birim	Görev Türü	Görev Dönemi
TAEK	Türkiye	İstanbul	ÇNAEM	Gönüllü Stajyer	2010 (Ağustos-Eylül)
KIBTEK	Kıbrıs	Lefkoşa	Çekmece Termik Santrali	Gönüllü Stajyer	2007 (Temmuz-Ağustos)

UZMANLIK ALANLARI

Uzmanlık Alanları

Medikal Fizik, Radyoterapi Fiziği, Radyoloji Fiziği, Radyasyon Fiziği, Nükleer Tıp Fiziği, Dozimetri, Radyasyondan Korunma ve Radyasyon Güvenliği, Radyobiyoloji

DİĞER AKADEMİK FAALİYETLER

Son Bir Yılda Uluslararası İndekslere Kayıtlı Makale/Derleme İçin Yapılan Danışmanlık Sayısı			
Son Bir Yılda Projeler İçin Yapılan Danışmanlık Sayısı			
Yayınlara Alınan Toplam Atıf Sayısı			
Danışmanlık Yapılan Öğrenci Sayısı		**Tamamlanan**	**Devam Eden**
	Yüksek Lisans		
	Doktora		
	Uzmanlık		

Diğer Faaliyetler (Eser/görev/faaliyet/ sorumluluk/olay/üyelik vb.)	- Dokuz Eylül Üniversite Hastanesi Radyoloji Anabilim Dalı'nda "Radyasyondan Korunmada Kullanılan Materyallere Yönelik Hesaplama Yöntemleri (XCOM, Monte Carlo)" konulu seminerde konuşmacı (29.04.2014) - Radyasyondan Korunma Uzmanarı Derneği ve İş Sağlığı ve Güvenliği Profesyonelleri Derneği'nin Akdeniz Üniversitesi Nükleer Bilimler Uygulama ve Araştırma Merkezi'nde gerçekleştirdiği "İş Sağlığı ve Güvenliğinde Radyasyondan Korunmanın Yeri ve Önemi" konulu çalıştayda katılımcı (11.10.2014) - Radyoterapi Teknikerleri Derneği'nin Dokuz Eylül Üniversitesi AD'da gerçekleştirdiği "Eğitim Semineri-IV"de katılımcı (22.11.2014) - Medikal Fizik Derneği'nin düzenlediği "Proton Terapi Teknikleri, Radyobiyolojisi ve Dozimetrisi" eğitim toplantısında katılımcı

	(13.12.2014) - 15. Ulusal Medikal Fizik Kongresi'nde "Bilgisayarlı Tomografiyle Yapılan Çift Fazlı Abdomen İncelemelerinde Otomatik Tüp Akımı Modülasyonu Tekniğinin Hasta Dozu ve Görüntü Kalitesi Üzerine Etkileri" konulu sözel sunum (16.05.2015-19.05.2015) -ESTRO tarafından düzenlenen "Fizikçiler İçin Görüntüleme" (Imaging For Physicists) kursunda katılımcı (13.09.2015-17.09.2015) - 36. Ulusal Radyoloji Kongresi'nde "Bilgisayarlı Tomografiyle Yapılan Çift Fazlı Abdomen İncelemelerinde Otomatik Tüp Akımı Modülasyonu Tekniğinin Farklı Hasta Boyutları İçin Hasta Dozu ve Görüntü Kalitesi Üzerine Etkileri" konulu poster sunumu (21.10.2015-25.10.2015) - Radyasyondan Korunma Uzmanarı Derneği ve İş Sağlığı ve Güvenliği Profesyonelleri Derneği'nin Dokuz Eylül Üniversitesi Sürekli Eğitim Merkezi'nde gerçekleştirdiği "İş Sağlığı ve Güvenliğinde Radyasyondan Korunmanın Yeri ve Önemi" konulu çalıştayda yürütme kurulu üyeliği. (03.06.2016-04.06.2016)

ÖDÜLLER

YAYINLARI
SCI, SSCI, AHCI indekslerine giren dergilerde yayınlanan makaleler

Diğer dergilerde yayınlanan makaleler

Hakemli konferans/sempozyumların bildiri kitaplarında yer alan yayınlar