

Bilgisayarlı tomografi incelemelerinde PraCTdose Calculator ile etkin dozun saptanması

Radiation dose estimation by using PraCTdose Calculator in computed tomography

Tolga Öncü, Gökçe Kaan Ataç, Tolga İnal, Figen Bulgurlu, Emine Bulur

ÖZGÜN ARAŞTIRMA

Öz

Amaç: PraCTdose Calculator isimli doz hesaplama aracı, hastaların bilgisayarlı tomografi (BT) uygulamalarından aldıkları etkin dozların (ED) uygulayıcılar tarafından hızlı ve pratik bir şekilde hesaplanabilmesi ve hastalarda ve radyasyon uygulayıcılarında radyasyon dozu konusundaki farkındalığı artırmak amacıyla geliştirilmiştir.

Gereç ve Yöntem: Bu çalışmada daha önce toraks, üst abdomen ve pelvis BT incelemesi yapılmış olan yüz hastanın ED'leri, geliştirilen PraCTdose Calculator yazılımı ile hesaplanmış ve sonuçları referans olarak kullanılan ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator V1.0 yazılım sonuçları ile karşılaştırılarak, korelasyon analizi yapılmıştır.

Bulgular: Hesaplamalar sonucunda toraks, üst abdomen ve pelvis incelemeleri için ortalama ED'ler erkek hastalarda sırası ile 3,1 mSv, 6,8 mSv ve 5,1 mSv, kadın hastalarda 5,4 mSv, 7,4 mSv ve 6,7 mSv bulundu. Geliştirilen PraCTdose Calculator doz hesaplama aracıyla yapılan doz hesaplama sonuçları ImPACT CT yazılımıyla elde edilen sonuçlarla karşılaştırıldığında, erkek hastalardaki toraks incelemeleri hariç, sonuçların uyum içinde olduğu tespit edildi.

Sonuç: Geliştirilen PraCTdose Calculator yazılımı ED'leri, referans yönteme göre çok küçük sapmalarla hesapladığından, BT incelemelerinde pratik bir ED hesaplama aracı olarak kullanılabilir.

Anahtar Kelimeler: Bilgisayarlı tomografi, etkin doz, radyasyona maruz kalma, dönüşüm katsayıları

Giriş

Bilgisayarlı tomografi (BT) incelemelerinde, X ışını kaynağının hastanın etrafında 360° dönmesi sonucu üç boyutlu görüntü elde edilmektedir. Elde edilen görüntü, konvansiyonel röntgen tetkiklerinden elde edilen görüntüden çok daha fazla bilgi içermekle birlikte, hasta radyasyon dozu oldukça yüksek olmaktadır. BT incelemelerinden alınan ortalama etkin dozların, doğal fon radyasyonu ve göğüs posterior-anterior (PA) grafi sonuçları ile karşılaştırılması Tablo 1'de verilmiştir. BT incelemelerinde hasta dozları ile ilgili yapılan çalışmalar, taranan bölge ve tarama sayısı-na göre hasta etkin dozlarının (ED'lerinin) 100-200mSv'e

Abstract

Purpose: PraCTdose Calculator a practical dose estimation tool has been developed in order to calculate the effective doses (EDs) and increase the awareness of radiation dose in computed tomography (CT) examinations for patients and radiology professionals.

Material and Methods: EDs of 100 patients who underwent chest, upper abdomen, and pelvic CT examinations were calculated retrospectively by using PraCTdose Calculator software and results compared with ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator V1.0 software results in order to establish a correlation analysis.

Result: Mean EDs for chest, upper, and pelvic examinations were calculated to be 5.4 mSv, 7.4 mSv, and 6.7 mSv in female patients and 3.1 mSv, 6.8 mSv, and 5.1 mSv in male patients, respectively. Results of dose calculations performed with developed software were found to be closely related to those calculated by ImPACT CT software, except for chest results of male patients.

Conclusion: Developed PraCTdose Calculator software succeeded to calculate EDs with minor deviations compared to the reference method, it can be used as a tool for practical calculating of EDs for CT examinations in daily clinical practice.

Keywords: Computed tomography, effective dose, radiation exposure, conversion factors

kadar yükselebildiğini göstermektedir [1]. Ayrıca, Amerika Birleşik Devletleri'nde (ABD) yapılan benzer bir çalışmada, aynı tip incelemelerde (örneğin, sadece beyin tetkikleri) BT sistemleri arasındaki ED farkı 13 kata ulaşırken, değişik incelemelerde 6-22 kat arasında farklılıklar saptanmıştır [2].

BT incelemelerinde, aynı protokol uygulanan hastalar arasında ortaya çıkan doz farklılıklarının en önemli sebebi olarak, standart dışı hasta boyutları nedeniyle BT protokollerinde kullanıcılar tarafından yukarıda bahsedilen para-

Bu çalışma 8. Avrupa Tıbbi Fizik Konferansı'nda sözel bildiri olarak sunulmuştur, 11-13 Eylül, 2014, Atina, Yunanistan.

Türkiye Atom Enerjisi Kurumu, Sarayköy Nükleer Araştırma ve Eğitim Merkezi, Sağlık Fizik Bölümü (T.Ö., F.B., E.B.), Ufuk Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı (G.K.A.), Ankara Üniversitesi Mühendislik Fakültesi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü (T.İ.), Ankara, Türkiye

Sorumlu Yazar:
Tolga Öncü

E-posta:
tolga.oncu@taek.gov.tr

Geliş Tarihi: 16.03.2016
Kabul Tarihi: 26.07.2016

©Telif Hakkı 2016 Türk Radyoloji Derneği - Makale metnine www.turkradyolojidergisi.org web sayfasından ulaşılabilir.

©Copyright 2016 by Turkish Society of Radiology - Available online at www.turkradyolojidergisi.org

metrelerde yapılan düzeltmelerin yetersizliği ve klinikler arasında kullanılan protokol parametreleri arasında birlik olmaması gösterilebilir [2, 3].

BT ile yapılan tetkiklerden kaynaklı ED herhangi bir organda soğurulan doz miktarı, doku kalınlığı, X-ışını demetine göre organın konumu, X-ışını tüpüne uygulanan kVp, tüp akımı, ışınlama süresi, taranan alan boyutu, tarama modu, pitch faktörü ve kesit kalınlığı gibi birçok ışınlama parametresine bağlı olarak değişir. Örneğin, tüp akımının doz ile ilişkisi doğrusal olup, tüp akımını yarıya düşürmek, alınan radyasyon dozunu da yarıya düşürecektir. Klinik uygulamalarda bahsedilen ışınlama parametrelerinin çoğu tetkik sırasında radyolog veya teknisyenler tarafından değiştirilebilmektedir [4, 5]. İdeal olanı, her birey ve her inceleme için uygun, ayrı bir çekim protokolünün planlanmasıdır. Ancak, yoğun iş akışı içerisinde bu uygulama mümkün olamamaktadır [5, 6].

Çalışmalarda hasta dozları arasında büyük farklılıkların rapor edilmesi, radyolojik uygulamalardan kaynaklanan hasta dozlarının radyoloji birimleri tarafından bilinmesi gerekliliğini doğurmuştur. BT tetkikinin gerekliliği hakkında karar verilmesinin yanı sıra hastanın gereksiz radyasyondan korunması konusunda sorumluluk radyoloji uzmanlarına aittir [7-9].

Radyologların ve BT uygulayıcılarının, hastaların maruz kaldığı dozları, önceden tanımlanmış düzeyler veya doz referans düzeyleri ile optimizasyon amacıyla karşılaştırmaları için, hastanın radyasyon dozunu tahmin edebilecek bir araca gereksinimleri vardır. Hasta dozunu hesaplama yeteneğine sahip yazılım, uygulamadan önce aynı tarama parametrelerini kullanarak maruz kalan dozu tahmin edecek şekilde kullanılabilir. Bu sayede, gereksiz yere alınabilecek radyasyona karşı hasta korunmuş olur. Yazılım, radyologlara ışınlama parametrelerini test etme olanağı sağlarken, verilen kararın doğruluğunu tahmin etmeye de yardımcı olabilir. Halihazırda doz dönüşüm tabloları, Monte Carlo simülasyonları yapabilen ticari yazılımlar ve hatta internet üzerinden erişilebilen çevrimiçi (online) doz ve risk tahmini yapan yazılımlar [10-12] gibi radyasyon dozlarını hesaplamak için oluşturulan birçok araç mevcuttur. Hesaplama araçları kullanılarak elde edilen ED, radyasyon soğurulmasıyla oluşabilecek olası biyolojik etkilerin değerlendirilmesi için tanımlanmış bir parametredir. Aynı zamanda, bireyin farklı radyasyon kaynaklarından

maruz kaldığı radyasyon miktarlarının karşılaştırılmasına da olanak sağlamaktadır [13, 14].

BT sistemlerinden kaynaklı hastanın ED'nin hesabı, Hacimsel Bilgisayarlı Tomografi Doz Endeksi (CTDI_{vol}) ve taranan bölge boyunca doz hakkında bilgi vermek amacıyla tanımlanmış olan Doz Uzunluk Çarpımı (DLP) değeri kullanılarak yapılmaktadır [3]. CTDI_{vol} doğrudan hasta radyasyon dozunun bir göstergesi olmasa da, her kesit için ortalama BT tüp çıkışını veren önemli bir parametredir. Yeni nesil BT sistemlerinde, inceleme sonrasında CTDI_{vol} ve DLP değerleri, "Digital Imaging and Communication in Medicine" (DICOM) ya da "Joint Photographic Expert Group" (JPEG) formatlarında kısa bir rapor görüntüsü olarak elde edilebilmektedir.

BT sistemlerinde doz hesabında kullanılan CTDI_{vol}, DLP ve ED parametreleri arasındaki ilişki aşağıdaki gibidir:

$$CTDI_{vol} = (1/3 CTDI_{merkez} + 2/3 CTDI_{kenar}) / pitch \quad (1)$$

$$DLP = CTDI_{vol} \times Tarama Uzunluğu \quad (2)$$

$$ED = DLP \times Doz Dönüşüm Faktörü (k) \quad (3)$$

BT incelemelerinde ED'yi hesaplayabilmek için tanımlanmış olan doz dönüşüm faktörleri, birim DLP başına ED olup, aşağıda şekilde elde edilir:

$$k_{T,C,Y,kV} = E_{T,C,Y,kV} / DLP_T \quad (4)$$

Formülde kullanılan T, taranan anatomik bölgeyi; C, Y, kV ise sırasıyla cinsiyeti, yaşı, kullanılan kV değerini ifade eder. E_{T,C,Y,kV} seçilen anatomik bölge için Monte Carlo simülasyonları ve sanal fantomlar kullanılarak; doku hassasiyetleri, cinsiyet, yaş ve kullanılan kV değerlerini de göz önüne alarak, radyasyona maruz kalan tüm organlar üzerinden hesaplanan toplam ED'yi ifade etmektedir [15-17]. DLP_T ise, seçilen anatomik bölge için CTDI_{vol} ile tarama uzunluğunun çarpımından elde edilir. CTDI_{vol}, standart akrilik kafa ve vücut fantomundan kalem tipi iyon odası ile alınan, CTDI_{merkez} ve CTDI_{kenar} ölçümlerinden eşitlik 1 kullanılarak hesaplanmaktadır [18].

ED'nin Monte Carlo simülasyonlarının kullanıldığı en geçerli yöntem yerine, doz dönüşüm katsayıları kullanılarak eşitlik 3'e göre hesaplanması, pratik olması nedeniyle kullanıcılara büyük kolaylık sağlar.

Avrupa Komisyonu beş doz dönüşüm faktörü geliştirerek, 1999 yılında ilk doz dönüşüm katsayılarını yayımlamıştır [15]. O zamandan beri doz hesaplamaları için birçok özel dönüşüm katsayıları geliştirilmiş olup, günümüzde farklı çalışmalardan elde edilen birçok doz dönüşüm katsayısı bulmak mümkündür [16, 19]. Önceleri doz dönüşüm faktörleri hesaplanırken hastaların ölçüleri, cinsiyeti ve yaşı gibi, hesaplama sonuçlarını etkileyecek belli başlı parametreler dikkate alınmamaktaydı. Deak ve ark. [18] son zamanlarda yaptıkları çalışma ile bu boşluğu doldurarak, yeni doz dönüşüm faktörleri geliştirdi. Çalışma, "International Commission of Radiological Protection" (ICRP) [20] tarafından yayımlanan son doku ağırlık faktörlerini (ICRP 103) kullanması, hastaların yaş ve cinsiyet özelliklerini de dikkate alması yönüyle diğer çalışmalardan ayrılır. Bu çalışmada, Oak Ridge Ulusal Laboratuvarları'nın farklı yaş gruplarını temsil eden matematiksel fantomları kullanılmıştır. Önerilen yöntem, tek bir üreticinin 64 sıralı çok dektörlü BT cihazı için doğrulanmış olsa da, yeni faktörler önceki faktörlere oranla daha hassas doz değerlerini göstermektedir [18].

Günümüzde, doz hesaplamalarında kullanılan farklı hesaplama araçları dünya çapında kullanılabilir hale gelmiş olsa da [21-26], ülkemiz koşullarında bazı yerel ayrıntıları da dikkate alarak pratik bir araç oluşturmaya ihtiyaç duyulmuştur.

Yaptığımız çalışma sonucunda geliştirilen PraCTdose Calculator isimli doz hesaplama aracı, BT uygulamalarında hastaların ED'lerini, Deak ve ark. [18] tarafından geliştirilen doz dönüşüm katsayılarını kullanarak hızlı ve pratik şekilde hesaplamaktadır. Ayrıca kullanıcıya, yaşadığı yerin doğal radyasyon seviyesi ile BT tetkikinden kaynaklanan hasta dozunu karşılaştırma imkanı sağlamaktadır. Bu karşılaştırmanın, hastanın tetkik sırasında aldığı radyasyon dozunu anlamaya yardımcı olacağı düşünülmektedir.

Pilot çalışmamızda, retrospektif olarak 100 hastanın BT incelemelerinden aldıkları ED'ler, sonuçları karşılaştırmak amacıyla PraCTdose Calculator ve ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator V1.0 (ImPACT, Londra, Birleşik Krallık) yazılımları ile hesaplanmıştır.

Gereç ve yöntem

Java (Netbeans 8.02; Oracle Corporation, Kaliforniya, ABD) dilinde yazılmış olan PraCTdose Calculator isimli doz hesaplama aracı ile ICRP 103 organ ağırlık faktörleri dikkate

alınarak elde edilen doz dönüşüm katsayıları kullanılarak ED'nin hesaplaması işleminde, kullanıcıdan aşağıda sıralanan bilgileri vermesi istenir:

- BT incelemesinin yapıldığı ülke veya şehir ile beraber ilçe (uluslararası kullanıcılar için ülke veya ulusal kullanıcılar için şehir ve ilçe)
- Hastanın cinsiyeti (Kadın/Erkek) ve yaş periyodu (1 aya kadar; 2 ay-1 yıl; 2-5 yıl; 6-10 yıl ve yetişkin)
- Taramanın yapıldığı vücut bölgesi (baş, boyun, toraks, abdomen ve pelvis) ve uygulanan kilovolt (kV)
- İlgili inceleme için DLP veya CTDI_{vol} ile beraber tarama uzunluğu

İstenen bilgiler doz hesaplama aracında ilgili alanlara girilerek "hesapla" butonuna basıldıktan sonra ekranda aşağıdaki bilgiler ve hesaplama sonuçları görünür:

- BT incelemesinin yapıldığı yerdeki doğal fon radyasyonu
- İlgili inceleme sonucunda hastanın aldığı ED
- İlgili inceleme için ED'nin doğal fon radyasyonuna oranı
- İlgili inceleme için Uluslararası Atom Enerjisi Ajansı (IAEA), İngiltere, ABD vs. gibi mevcut farklı kaynaklardan alınan doz referans seviyeleri hakkında bilgi

Başka bir hesaplama yapmak için, kullanıcı Resim 1'de verilen doz hesaplama aracının ana menüsü üzerinde görülen "yeniden hesapla" butonuna basarak, söz konusu işlemleri tekrar etmelidir.

Çalışma Ocak ve Nisan 2013 tarihleri arasında, 100 yetişkin hastaya kontrast madde enjeksiyonu olmaksızın ardışık olarak uygulanan toraks ya da üst abdomen ve pelvis BT incelemelerini içermekle birlikte geliştirilen yazılım, literatürde yaygın olarak kullanılan baş ve boyun protokolleri için de hesaplama kabiliyetine sahiptir.

Helsinki Declaration'a uygun olarak yaptığımız çalışmamız, retrospektif olarak yapılmış ve gönüllüler üzerinde yürütülmüş klinik araştırma sonucu elde edilmiş herhangi bir veri kullanılmamıştır.

Çalışma, 20 erkek ve 29 kadın hastanın toraks incelemeleri (toplam 49) ile 31 erkek ve 20 kadın hastanın üst abdomen-pelvis incelemelerini (toplam 51) içerdi. Toraks incele-

Tablo 1. BT incelemelerinde ortalama etkin dozların göğüs PA radyografisi ve doğal fon radyasyonu ile karşılaştırılması. Eşdeğer doğal fon radyasyon süresi hesaplanırken, Türkiye doğal fon radyasyonu ortalaması 0,8 mSv/yıl kullanılmıştır. Bu bilgi, saatlik güncellenen TAEK Radyasyon Erken Uyarı Sistemi ağından elde edilmiştir.

İnceleme protokolu	Ortalama etkin doz (mSv)	Eşdeğer göğüs PA radyografi sayısı (adet)*	Eşdeğer doğal fon radyasyonu süresi (gün)
Baş	2	100	913
Boyun	3	150	1369
Toraks	8	400	3650
Abdomen	10	500	4563
Pelvis	10	500	4563

*Tek bir göğüs PA grafisi için etkin doz 0,02 mSv
BT: Bilgisayarlı Tomografi
TAEK: Türkiye Atom Enerjisi Kurumu
PA: posterior-anterior

Resim 1. PraCTdose Calculator ana menü ekranı.

melerinde kadın hastaların yaşları 30 ile 82 arasında (ortalama 59,6 yaş) ve erkek hastaların yaşları 20 ile 87 (ortalama 64,5 yaş) arasındaydı. Üst abdomen-pelvis incelemelerinde kadın hastaların yaşları 25 ile 82 arasında (ortalama 56 yaş) ve erkek hastaların yaşları 23 ile 79 (ortalama 59,7 yaş) arasındaydı. Toraks ve üst abdomen-pelvis incelemelerinde hastaların yaşları arasında önemli bir fark yoktu. İncelemeler 16 sıralı çok dektörlü BT cihazı (Light Speed 16; General Electric Medical Systems, Milwaukee, ABD) ile yapılmıştı. İncelemelere ait parametreler, Hastane Görüntü Arşivleme ve İletişim Sistemi'nden (Centricity; General Electric Medical Systems, Milwaukee, ABD) alındı.

Tüp akım modülasyonu zekseninde (AutoMA; General Electric Medical Systems, Wisconsin,

ABD) taramalar sırasında aktif tutularak, her incelemede ortalama akım (mA) değeri, söz konusu incelemenin her bir bölümünde kullanılan mA değerleri DICOM (MicroDicom; Sofya, Bulgaristan) yazılımı ile tespit edilerek, elle hesaplandı. Gürültü endeksi ("noise index") toraks taramaları için 16,1 ve üst abdomen-pelvis taramaları için 9,1'di. Tüm incelemeler 120 kVp, 5 milimetre kesit kalınlığında yapılmıştı. Tüp rotasyon süresi toraks incelemeleri için 0,7 sn, üst abdomen - pelvis incelemeleri için 1,2 sn olarak alınmıştı. Pitch değerleri, toraks ve üst abdomen-pelvis incelemeleri için sırasıyla 0,981 ve 1,381'di. Her hasta için ED'ler, DLP değerleri kullanılarak PraCTdose Calculator isimli doz hesaplama aracı ile hesaplandı. Bununla birlikte, PraCTdose Calculator doz hesaplama aracı, ED'yi hesaplarken tercihe göre kullanıcıya

Tablo 2. Çalışmada incelenen yetişkin hasta protokolleri için doz dönüşüm katsayıları [13]

Cinsiyet	kV	Toraks (mSv.mGy ⁻¹ .cm ⁻¹)	Üst abdomen (mSv.mGy ⁻¹ .cm ⁻¹)	Pelvis (mSv.mGy ⁻¹ .cm ⁻¹)
Kadın	80	0,0188	0,017	0,0157
	100	0,0183	0,017	0,0155
	120	0,0185	0,0173	0,0157
	140	0,0188	0,0173	0,016
Erkek	80	0,0107	0,0132	0,01
	100	0,0104	0,0132	0,0099
	120	0,0105	0,0134	0,01
	140	0,0107	0,0134	0,0102

kV: kilovolt

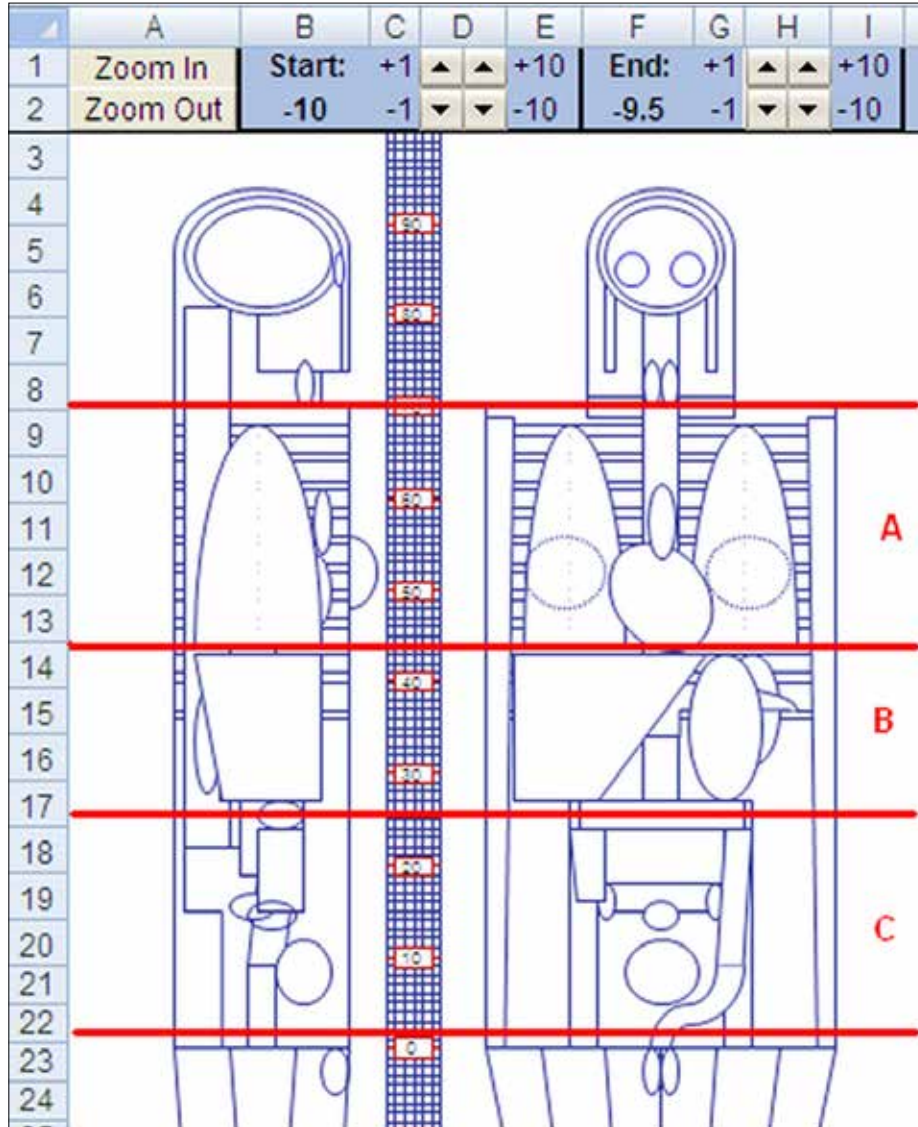
DLP veya CTDI_{vol}'u kullanma olanağı da sunar. Hesaplamalarda kullanılan doz dönüşüm faktörleri Tablo 2'de verilmiştir. Ayrıca, dozlar literatürde kabul görmüş bir doz hesaplama yazılımı olan ImPACT CT Patient Dose Calculator V1.0 (<http://www.impactscan.org>) ile hesaplandı ve her iki hesaplama sonuçları karşılaştırıldı. ImPACT CT yazılımı ile hesaplama yapmak için tarayıcının tipi, taranan vücut bölgesinin fantom görüntüsü üzerindeki yeri, kV, ortalama tüp akımı, gantry rotasyon süresi, kesit kalınlığı, kolimasyon ve pitch faktörü bilgileri gerekmektedir.

Toraks ve üst abdomen-pelvis tarama bölgelerinin başlangıç ve bitiş noktaları, ImPACT CT dijital fantomunun anatomik işaretleri kullanılarak belirlenmiştir. Resim 2'de görüldüğü gibi tarama bölgeleri toraks için, akciğer apeksi ve karaciğer kubbesi arasında; üst abdomen için, karaciğer kubbesi ve iliak kenar arasında; pelvis için iliak kenar ve simfizis pubis arasında belirlenmiştir.

ImPACT CT ve PraCTdose Calculator yazılımlarının her ikisi için de, güncel olması ve ED'nin hesaplanmasında daha uygun sonuçlar vermesi sebebiyle, ICRP 60 yerine ICRP 103'deki organ ağırlık faktörlerinin kullanılması tercih edilmiştir [27].

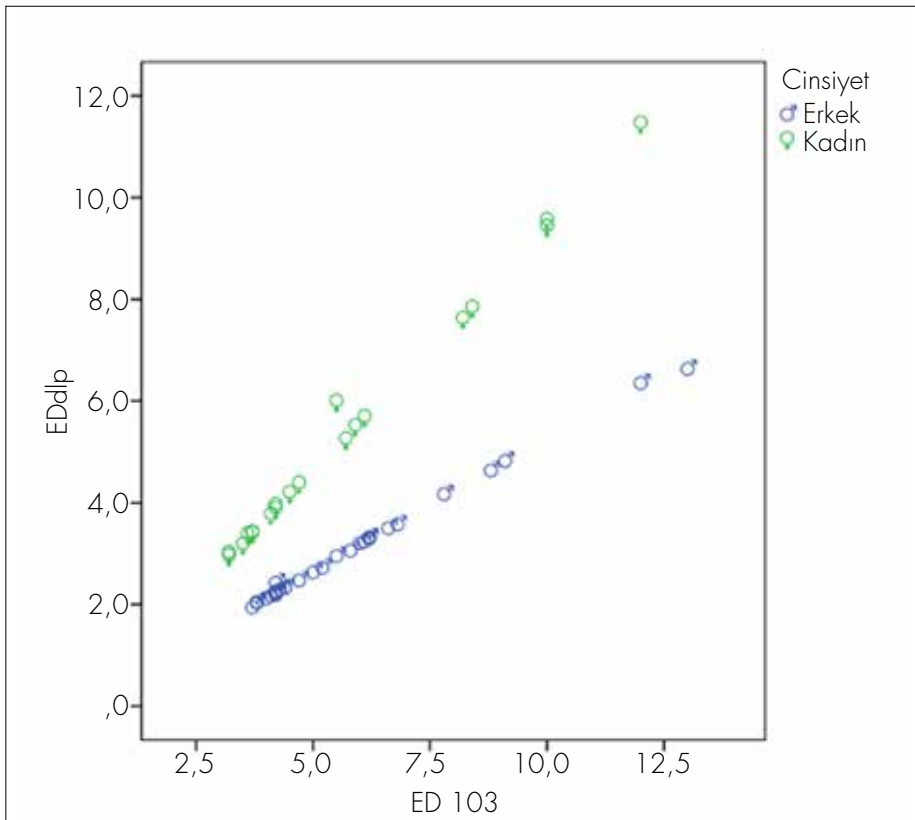
Geliştirilen PraCTdose Calculator isimli doz hesaplama aracı, ulusal ve uluslararası kullanıcılara hesaplama sonuçlarını IAEA'nın, İngiltere ve ABD gibi ülkelerin doz referans seviyeleri ile karşılaştırma olanağının yanında, incelemenin yapıldığı yerin yıllık doğal radyasyonu ile uygulamadan alınan ED'nin birbirine oranı bilgisini de vermektedir. Uluslararası doğal radyasyon bilgisi, ülkelerin rutin çalışmalar sonucu elde ettikleri ve literatürde yayımlanan güncel bilgilerden elde edilmiştir. Ulusal doğal radyasyon bilgisi ise, Türkiye Atom Enerjisi Kurumu (TAEK) tarafından gerçekleştirilen Türkiye'nin 81 ilinde ve belirli ilçelerinde yapılan rutin ölçümlerden elde edilmiştir. Doğal radyasyon bilgileri, PraCTdose Calculator doz hesaplama aracında, değişiklikler doğrultusunda 6 ayda bir güncellenmektedir.

Statistical Package for the Social Sciences (PAVVS Statistics for Windows-Version 18,0 SPSS Inc.; Şikago, ABD) korelasyon analizi için kullanıldı [28]. Korelasyon katsayıları hedeflenen tüm tarama protokollerinde PraCTdose Calculator ve ImPACT CT yazılımı ile kadın ve erkek hastalar için hesaplandı.

**Resim 2.** ImPACT CT sayısal fantomuna göre tarama bölgeleri: (a) toraks, (b) üst abdomen, (c) pelvis.

Tablo 3. Hastaların ilgili incelemelerden aldıkları etkin dozlar ve R-Korelasyon katsayıları. Etkin dozlar PraCTdose Calculator ve ImPACT CT yazılımları ile ayrı ayrı hesaplanmıştır.

Cinsiyet	Vücut bölgesi	PraCTdose Calculator ortalama (mSv)	ImPACT CT ortalama (mSv)	R-Korelasyon katsayıları
Kadın	Toraks	5,4	5,7	0,997
	Üst Abdomen	7,4	8,2	0,999
	Pelvis	6,7	5,6	0,999
Erkek	Toraks	3,1	5,8	0,999
	Üst Abdomen	6,8	9,6	0,997
	Pelvis	5,1	6,6	0,999



Resim 3. Toraks incelemelerinde her iki cinsiyet için EDd1p-ED103 grafiği. EDd1p (DLP'den -doz uzunluk çarpımı- hesaplanan etkin doz, PraCTdose Calculator yazılımı ile hesaplanmıştır), ED103 (ICRP 103'e göre etkin doz, ImPACT CT yazılımı ile hesaplanmıştır).

Bulgular

PraCTdose Calculator doz hesaplama aracı ile toraks incelemeleri için ortalama ED'ler erkek hastalarda 3,1 mSv (en az 2,1 mSv, en fazla 6,6 mSv) ve kadın hastalarda 5,4 mSv (en az 2,9 mSv, en fazla 11,5 mSv), üst abdomen incelemeleri için ortalama ED'ler erkek hastalarda 6,8 mSv (en az 3,6 mSv, en fazla 10,3 mSv) ve kadın hastalar için 7,4 mSv (en az 1,6 mSv, en fazla 13,8 mSv) ve pelvis incelemeleri için ortalama ED'ler erkek hastalarda 5,06 mSv (2,2 mSv ile 7,7 mSv arasında) ve kadın hastalarda 6,7 mSv (1,5

mSv ile 12,0 mSv arasında) olarak hesaplandı. PraCTdose Calculator ve ImPACT CT yazılımları ile yapılan ED hesaplamalarının sonuçları Tablo 3'te verilmiştir.

Literatürdeki benzer çalışmalarda, toraks incelemeleri için hastaların ortalama ED'leri 3,9 mSv ile 8,0 mSv arasında bildirilmiştir [29-33].

Bu çalışmada toraks incelemelerinde erkek hastaların almış oldukları ortalama ED'lerin literatürde verilen aralığın altında olduğu, kadın hastaların ortalama ED'lerinin ise litera-

türde verilen aralığın içinde olduğu tespit edilmiştir. Literatürde yapılmış çalışmalarda üst abdomen-pelvis incelemelerinde hastaların aldıkları ortalama dozlar 3,1 mSv ile 24,5 mSv arasında değişmektedir. Üst abdomen-pelvis incelemelerinde kadın ve erkek hastaların almış oldukları ortalama ED'lerin literatürde verilen aralığın içinde olduğu tespit edilmiştir.

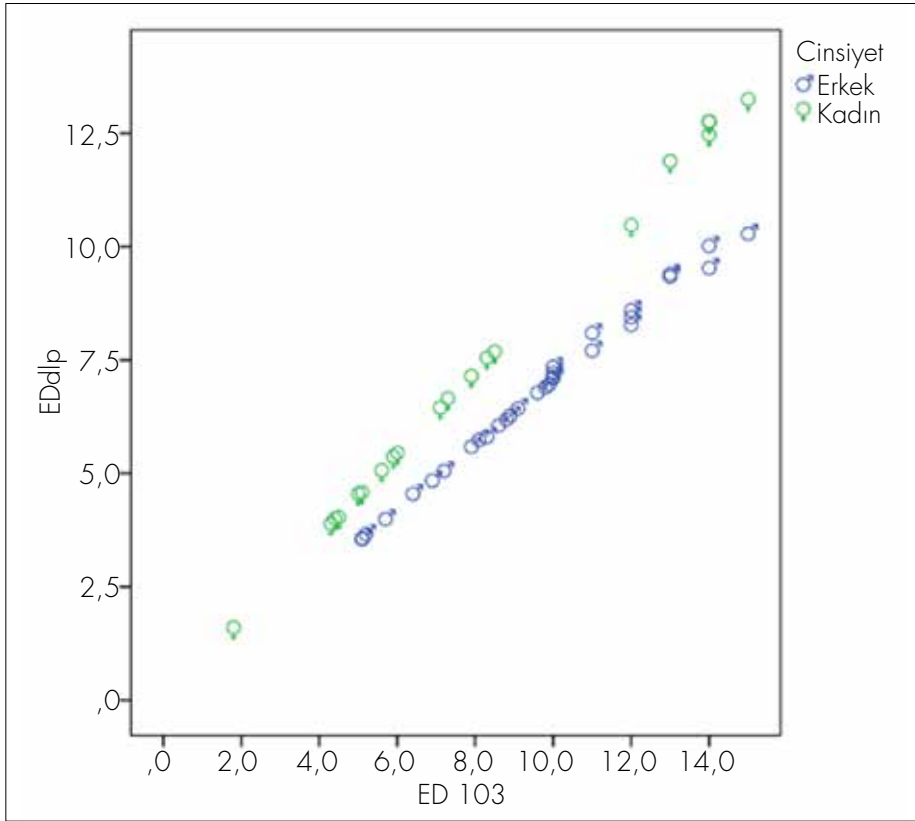
PraCTdose Calculator ve ImPACT CT yazılımları arasında, her iki cinsiyet için hesaplanan R-korelasyon katsayıları Tablo 3'de verilmiştir. Elde edilen korelasyon katsayıları, her iki yazılımla elde edilen ED'ler arasında yüksek korelasyon olduğunu göstermektedir. İstatistiksel anlamlılık değeri (p) tüm çalışma için <0,001 olarak bulunmuştur. Bu değer, literatürde yüksek düzeyde istatistiksel anlamlılık olarak tanımlanmaktadır. Çalışmada incelenen protokollerde, her iki cinsiyet için farklı yazılımlarla hesaplanan ED'lerin birbirine karşı grafikleri Resim 3-5'te verilmiştir. Grafiklerde görülen doğrusal ilişki, her iki yöntemle elde edilen sonuçlar arasında yüksek korelasyon olduğunu doğrulamaktadır.

Tartışma

BT incelemelerinde maruz kalınan radyasyon miktarı konusunda hastaların önceden bilgilendirilmesi, ulusal mevzuatımız gereği yasal zorunluluktur [34]. BT incelemelerinde ED hesaplamaları için Monte Carlo simülasyonu seçenekleri arasında oldukça doğru bir seçim olmakla beraber, en büyük dezavantajı uzun zaman alan ileri hesaplama tekniklerinin kullanılması nedeniyle klinik kullanım için pratik olmamasıdır [35]. Bu nedenle çalışmamızda, literatürde yaygın olarak kullanılan doz dönüşüm katsayılarını DLP ile çarpma yöntemi tercih edilmiştir.

Doz katsayılarının çoğu, standart hasta boyutları ve vücut bölgeleri için yaş, cinsiyet ya da kV gibi temel parametreler dikkate alınmadan geliştirilmiştir. Doz katsayılarının bu temel parametreleri dikkate alarak elde edilmiş olması, yapılan hesaplamaların doğru sonuç vermesi açısından önemlidir. Bu nedenle geliştirilen pratik doz tahmin aracında, Deak ve ark. [18] tarafından geliştirilmiş doz katsayıları kullanılmıştır.

Erkek hastalarda pelvis incelemelerinde ImPACT CT yazılımı ile elde edilen ED sonuçları, PraCTdose Calculator ile elde edilen sonuçlardan daha yüksektir. Bunun nedeni, ImPACT CT yazılımının hermafrodit fantom kullanarak ED'yi hesaplamasıdır. Böylece, erkek bedninde aslında mevcut olmayan yumurtalıkların



Resim 4. Üst abdomen incelemelerinde her iki cinsiyet için EDdip-ED103 grafiği. EDdip (DLP'den -doz uzunluk çarpımı- hesaplanan etkin doz, PraCTdose Calculator yazılımı ile hesaplanmıştır.), ED103 (ICRP 103'e göre etkin doz, ImPACT CT yazılımı ile hesaplanmıştır).

doz katkısı ED'ye ilave edilmiş olmaktadır. Abdullah ve ark. [23], kabul görmüş doz hesaplama yazılımlarının sonuçlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında belirttikleri gibi, pelvis bölgesi ışınlamalarında kadın ve erkek sonuçları arasında %70'lere varan fark vardır.

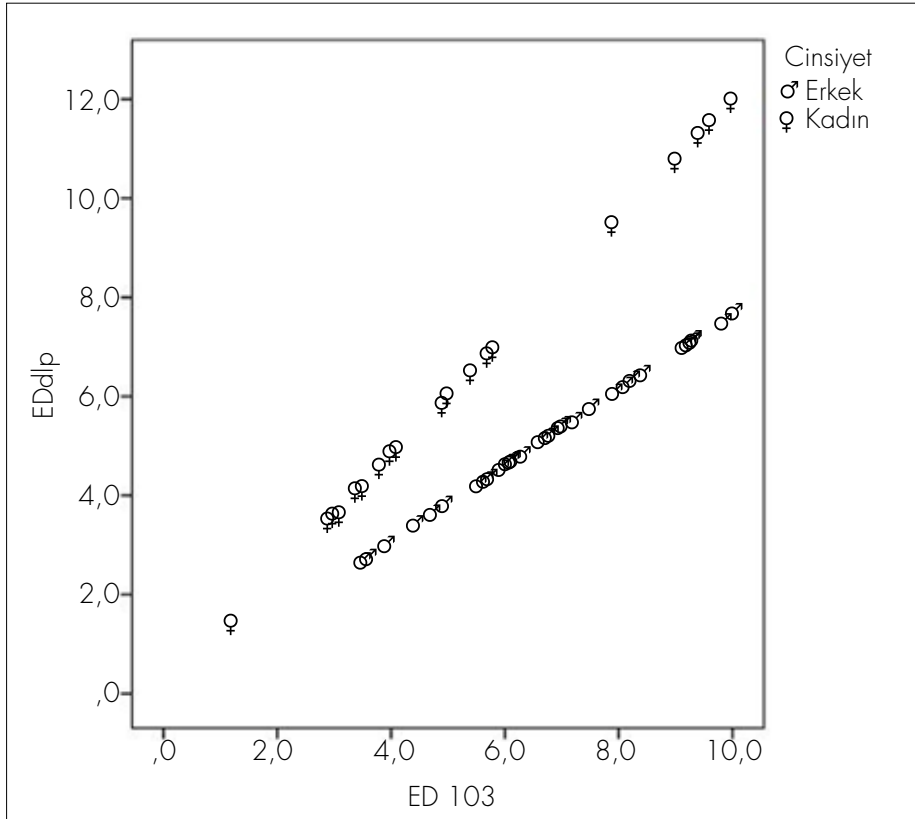
Yapılan istatistik analiz sonucunda, PraCTdose Calculator ve ImPACT CT doz hesaplama yazılımları arasında yüksek korelasyon olduğu tespit edilmiştir. Toraks incelemelerinde, erkek hastalarda ImPACT CT yazılımı ile elde edilen ED sonuçları, PraCTdose Calculator ile elde edilen sonuçlardan daha yüksektir. Bu farkın, yazılımlarda kullanılan fantomlar arasındaki farklılık ve meme dokusu ağırlık faktörünün ICRP 103'te tavsiye edilen son düzenlemeyle 0,05'ten 0,12'ye çıkartılmasından kaynaklanabileceğini düşünüyoruz. ImPACT CT yazılımı, PraCTdose Calculator'un aksine cinsiyet farkını dikkate almaz. ImPACT CT yazılımı daha önce tartışılan nedenle, erkeklerde kadınlara nispeten daha yüksek doz değerleri hesaplamaktadır. Farklı doz hesaplama yöntemlerinin doğası gereği birbirinden farklı sonuçlar elde etmek mümkündür. Birçok araştırmacının hesaplama yöntemleri arasında geniş farklılıklar bulunmakta-

dır [19, 22, 23]. Buna ek olarak literatürde, farklı simülasyon yazılımları ile, aynı verilerin kullanılmasına, hastanın cinsiyeti ve boyutları çocuk ve yetişkin hastalar için aynı olmasına rağmen birbirinden farklı doz hesaplama sonuçları elde eden birçok çalışma mevcuttur. Newmann ve ark. [22] retrospektif olarak 120 çocuk hastanın toraks protokollerinden aldıkları ED'leri, Shrimpton DLP metodu, Deak DLP metodu, Huda ve Odgen metodu, Alessio ve Philips Online Calculator, ImPACT CT Calculator gibi farklı metotlarla hesaplayarak, $3,17 \pm 1,49$ mSv ile $5,21 \pm 2,80$ mSv arasında değişen değerler elde etmişlerdir. Abdullah ve ark. [23] CT Expo 1,5, ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator 0,99X ve WinDose 2,1a programları ile baş, abdomen, toraks ve pelvis protokollerinde tek kesitli BT'ler için varyans katsayısının % 3,3 ile % 23,4 arasında, çok kesitli BT'ler için ise varyans katsayısının % 10,6 ile % 43,8 arasında değiştiği ED sonuçları elde etmişlerdir. Brady ve ark. [24], 10 yaşında çocuk için beyin, toraks ve abdomen-pelvis protokollerinde organ dozları ve ED'lerin 11 farklı hesaplama metodu ile hesaplanması sonucu elde edilen değerleri, termoluminesans dozimetrelerden (TLD) elde edilen ölçüm değerleri ile karşıla-

tırmıştır. Karşılaştırma sonucunda elde edilen ED'ler, yaklaşık %40 farklılık göstermektedir. Çalışmada farklı metodlarla elde edilen organ dozları arasında, 15 kata kadar farklılıklar bulunmuştur.

Benzeşim programlarında kullanılan referans insan boyutlarına göre hazırlanmış dönüşüm faktörlerinin, klinik incelemelerde karşılaşılan farklı hasta boyutları için kullanılması durumunda hesaplanan ED'ler, hastanın aldığı dozu yansıtmayacaktır. Yetişkinler için doz dönüşüm faktörleri elde edilirken kullanılan standart hasta (70 kg), bugünün standartlarına göre zayıf hastadır. Aynı şekilde yeni doğan, 1 yaş, 5 yaş, 10 yaş, 15 yaş çocuk için kullanılan standart ölçüler de, bu yaştaki çocuklarla her zaman tam olarak uyum sağlamamaktadır. Hastanın aldığı ED'nin Monte Carlo simülasyonları ile hesabında, hastanın ölçüleri dikkate alınmaktadır. Monte Carlo simülasyonları ile yapılan hesaplamalarda hastanın aldığı ED'nin, $CTDI_{vol}$ ve DLP'den çok daha yavaş arttığı gösterilmiştir. Örneğin, hasta boyutları standart yetişkin abdomen (lateral ölçüler 35-40 cm) ölçülerinden obez yetişkin abdomen (lateral ölçüler 45-50 cm) ölçülerine geçtiğinde, benzer görüntü kalitesini elde etmek için tarayıcı çıkışı ($CTDI_{vol}$) yaklaşık 2 kat artırılmalıdır [3]. $CTDI_{vol}$ yaklaşık 2 kat artırıldığında ED'nin hesaplanmasında kullanılan radyasyona duyarlı birçok organın dozları, ilave yağ dokuları nedeniyle aynı miktarda artmaz. Daha büyük hasta ölçüleri nedeniyle $CTDI_{vol}$ 'ün 2 kat artması, ED'nin yaklaşık %20-30 artmasına neden olur [3]. Sonuç olarak, böyle bir hastanın aldığı ED'nin standart hasta için oluşturulan doz dönüşüm faktörleri ile hesaplanması sonucunda aldığı ED, yaklaşık 2 kat artmış olacaktır. Yani, obez hastalar için doz dönüşüm faktörleri ile yapılan hesaplamalarda beklenen değerden yüksek ED değerleri elde edilmektedir.

Çalışmamızın, erişkin yaş grubundan nispeten az sayıda hastayla gerçekleştirilmiş olmasına rağmen, hasta dozu verilerinin değiştirilebilirliği konusunda yeterli istatistiksel bilgiyi verdiği düşünülmektedir. Çalışmamızda, her iki cinsiyet için gerçek hasta verileri kullanılarak hesaplamalar yapılmıştır. Tüm incelemeler BT incelemelerinde yaygın olarak kullanılan tek bir kV (120 kV) değerinde yapılmıştır. Bu çalışmada tek tip tarayıcının kullanımı eleştirilebilir; ancak, 16 sıralı çok dedektörlü BT tarayıcıları Türkiye'de hâlâ yaygın olarak kullanılan tarayıcılardan biridir. Çalışmamızda ortalama mA değerlerinin kullanılmış olmasının, doz değerlerini artırabileceğine dair



Resim 5. Pelvis incelemelerinde her iki cinsiyet için EDdIp-ED103 grafiği. EDdIp (DLP'den -doz uzunluk çarpımı- hesaplanan etkin doz, PraCTdose Calculator yazılımı ile hesaplanmıştır), ED103 (ICRP 103'e göre etkin doz, ImPACT CT yazılımı ile hesaplanmıştır).

bir eleştiri yapılabilir. Farklı doz hesaplama yöntemlerini karşılaştıran diğer çalışmalarda, standart ölçülerde hasta fantomları ve sabit tüp akımları kullanılmaktadır. Gerçek tüp akımı modülasyonu kullanıldığında, pratikte daha yaygın olarak kilolu hastalarda maruz kalınan doz artmaktadır. Klinik vakalardan elde edilmiş tarama parametrelerinin kullanılması nedeniyle daha yüksek akım değerleri kullanmak kaçınılmaz olmaktadır. Bu nedenle, kilolu hastaların BT incelemelerinde hesaplanan ED'ler, standart ölçülerdeki hastaların ED'lerinden daha yüksektir.

PraCTdose Calculator isimli doz hesaplama aracı, yaygın olarak kullanılan ImPACT CT yazılımıyla kıyaslandığında, kullanılan farklı matematiksel fantomların özelliklerine bağlı bazı sapmalar ile birlikte güvenilir ve tutarlı sonuçlar vermiştir. Geliştirilen doz hesaplama aracı, hızlı sonuç vermesi ve kolay kullanımıyla kullanıcı dostudur. Ulusal ve uluslararası kullanıcılara, hesaplama sonuçlarını IAEA'nın, İngiltere ve ABD gibi ülkelerin doz referans seviyeleri ile karşılaştırma imkanı sağlar. ED'lerin değerlendirilmesinde ve radyoloji bölümlerinde hastaların maruz kaldığı radyasyon dozlarıyla ilgili kaygıların giderilmesinde, radyoloji

personelinin kolaylıkla kullanabileceği pratik ve hızlı bir doz tahmin aracı olan yazılım, BT incelemesinin yapıldığı yerin yıllık doğal radyasyon bilgisini de vererek kullanıcıya, BT incelemesinden kaynaklı radyasyon dozu ile karşılaştırma olanağı sağlar. Ayrıca, geliştirilen PraCTdose Calculator yazılımının sahada uygulanan BT protokollerinde standart ölçülere sahip çocuk ve yetişkin hastalar için yaygın olarak kullanılmasının sağlanması durumunda, elde edilecek verilerin ülke doz seviyeleri hususunda fikir vereceği öngörülmektedir.

Bu yayının, bilgilendirme amacıyla hazırlanmış olup TAEK'in görüşünü yansıtmamaktadır.

Etik Komite Onayı: Yazarlar çalışmanın World Medical Association Declaration of Helsinki "Ethical Principles for Medical Research Involving Human Subjects", (amended in October 2013) prensiplerine uygun olarak yapıldığını beyan etmişlerdir.

Hasta Onamı: Çalışmamızın retrospektif tasarımı nedeniyle hasta onamı alınmamıştır.

Hakem Değerlendirmesi: Dış Bağlımsız.

Yazar Katkıları: Fikir - T.Ö., G.K.A., E.B.; Tasarım - T.Ö., G.K.A., F.B., T.İ., E.B.; Denetleme - T.Ö., G.K.A., F.B., T.İ., E.B.; Kaynaklar - T.Ö., F.B.,

G.K.A.; Malzemeler - G.K.A., T.İ.; Veri Toplanması ve/veya işlenmesi - T.Ö., G.K.A., F.B.; Analiz ve/veya Yorum - T.Ö., G.K.A., F.B., T.İ., E.B.; Literatür taraması - T.Ö., G.K.A., F.B., T.İ., E.B.; Yazıyı Yazan - G.K.A., T.İ., T.Ö.; Eleştirel İnceleme - T.Ö., G.K.A., F.B., T.İ., E.B.

Teşekkür: Yazarlar çalışmanın istatistiksel analizinde katkılarlarından dolayı Ufuk Üniversitesi İktisadi İdari Bilimler Fakültesinden Aslıhan Alhan'a teşekkür ederler.

Çıkar Çatışması: Yazarlar çıkar çatışması bildirmemişlerdir.

Finansal Destek: Yazarlar bu çalışma için finansal destek almadıklarını beyan etmişlerdir.

Kaynaklar

1. Sodickson A, Baeyens PF, Andriole KP, et al. Recurrent CT, cumulative radiation exposure and associated radiation-induced cancer risks from CT of adults. *Radiology* 2009; 251: 175-84. [CrossRef]
2. Smith-Bindman R, Lipson J, Marcus R, et al. Radiation dose associated with common computed tomography examinations and the associated lifetime attributable risk of cancer. *Arch Intern Med* 2009; 169: 2078-86. [CrossRef]
3. McCollough CH, Leng S, Yu L, Cody DD, Boone JM, McNitt-Gray MF. CT dose index and patient dose: they are not the same thing. *Radiology* 2011; 259: 311-6. [CrossRef]
4. McNitt-Gray MF. AAPM/RSNA physics tutorial for residents topics in CT: radiation dose in CT. *Radiographics* 2002; 22: 1541-53. [CrossRef]
5. Işık Z, Selçuk H, Albayram S. Bilgisayarlı Tomografi ve Radyasyon. *Klinik Gelişim* 2010; 23: 16-18.
6. Paterson A, Frush DP, Donnelly LF. Helical CT of the body: are settings adjusted for pediatric patients? *AJR Am J Roentgenol* 2001; 176: 297-301. [CrossRef]
7. Coakley FV, Gould R, Yeh BM, Arenson YL. CT radiation dose: what can you do right now in your practice? *AJR Am J Roentgenol* 2011; 196: 619-25. [CrossRef]
8. Campbell J, Kalra MK, Rizzo S, Maher MM, Shepard JA. Scanning beyond anatomic limits of the thorax in thorax CT: findings, radiation dose, and automatic tube current modulation. *AJR Am J Roentgenol* 2005; 185: 1525-30. [CrossRef]
9. Huda W, Vance A. Patient radiation doses from adult and pediatric CT. *AJR Am J Roentgenol* 2007; 188: 540-6. [CrossRef]
10. X Ray Risk, Calculate Your Risk. <http://www.xrayrisk.com/calculator/calculator.php>.
11. RADAR, Radar Medical Procedure Radiation Dose Calculator. <http://www.doseinfo-radar.com/RADARDoseRiskCalc.html>.
12. NIA Magellan, Radiation Awareness. <http://www.radiationcalculator.com>.
13. Martin CJ. Effective dose: how should it be applied to medical exposures? *Br J Radiol* 2007; 80: 639-47. [CrossRef]

14. McCollough CH, Christner JA, Kofler JM. How effective is effective dose as a predictor of radiation risk? *AJR Am J Roentgenol* 2010; 194: 890-6. [\[CrossRef\]](#)
15. EC (European Commission), European guidelines on quality criteria for computed tomography, EUR 16262, Luxembourg, (2000).
16. Huda W, Ogden KM, Khorasani MR. Converting dose-length product to effective dose at CT. *Radiology* 2008; 248: 995-1003. [\[CrossRef\]](#)
17. Bauhs JA, Vrieze TJ, Primak AN, Bruesewitz MR, McCollough CH. CT dosimetry: comparison of measurement techniques and devices. *Radiographics* 2008; 28: 245-53. [\[CrossRef\]](#)
18. Deak PD, Smal Y, Kalender WA. Multisection CT protocols: sex- and age-specific conversion factors used to determine effective dose from dose-length product. *Radiology* 2010; 257: 158-66. [\[CrossRef\]](#)
19. Christner JA, Kofler JM, McCollough CH. Estimating effective dose for CT using dose length product compared with using organ doses: consequences of adopting International Commission on Radiological Protection publication 103 or dual-energy scanning. *AJR Am J Roentgenol* 2010; 194: 881-9. [\[CrossRef\]](#)
20. ICRP (International Commission on Radiological Protection), Publication 103, Ann ICRP 2007; 37: 2-4.
21. Lee CH, Goo JM, Ye HJ, et al. Radiation dose modulation techniques in the multidetector CT era: from basics to practice. *Radiographics* 2008; 28: 1451-19. [\[CrossRef\]](#)
22. Newman B, Ganguly A, Kim JE, Robinson T. Comparison of different methods of calculating CT radiation effective dose in children. *AJR Am J Roentgenol* 2012; 199: W232-9. [\[CrossRef\]](#)
23. Abdullah A, Sun Z, Pongnapang N, Ng KH. Comparison of computed tomography dose reporting software. *Radiat Prot Dosimetry* 2012; 151: 153-7. [\[CrossRef\]](#)
24. Brady Z, Cain TM, Johnston PN. Comparison of organ dosimetry methods and effective dose calculation methods for paediatric CT. *Australas Phys Eng Sci Med* 2012; 35: 117-34. [\[CrossRef\]](#)
25. Carpeggiani C, Paterni M, Caramella D, Vano E, Semelka RC, Picano E. A novel tool for user-friendly estimation of natural, diagnostic and professional radiation risk: Radio-Risk software. *Eur J Radiol* 2012; 81: 3563-7. [\[CrossRef\]](#)
26. Kalender WA, Schmidt B, Zankl M, Schmidt M. A PC program for estimating organ dose and effective dose values in computed tomography. *Eur Radiol* 1999; 9: 555-62. [\[CrossRef\]](#)
27. Obed RI, Ogbale GI, Majolagbe SB. Comparison of the ICRP 60 and ICRP 103 Recommendations on the Determination of the Effective Dose from Abdominopelvic Computed Tomography. *Int. Journal of Medical Physics, Clinical Engineering and Radiation Oncology* 2015; 4: 172-6. [\[CrossRef\]](#)
28. Sardanelli F, Di Leo, G. *Biostatistics for Radiologist*. Springer, Verlag, Italy, 2008. [\[CrossRef\]](#)
29. NRPB (National Radiation Protection Board), Doses from computed tomography (CT) examination in the UK. NRPB-W67, 2003.
30. Kharita MH, Khazzam S. Survey of patient dose in computed tomography in Syria. *Radiat Prot Dosimetry* 2010; 141: 149-61. [\[CrossRef\]](#)
31. Origgi D, Vigorito S, Villa G, Bellomi M, Tosi G. Survey of computed tomography techniques and absorbed dose in Italian hospitals: a comparison between two methods to estimate the dose length product and the effective dose to verify fulfilment of the diagnostic reference levels. *Eur. Radiol* 2006; 16: 227-37. [\[CrossRef\]](#)
32. Papadimitriou D, Perris A, Manetou A, et al. A survey of 14 computed tomography scanners in Greece and 32 scanners in Italy. Examination frequencies, dose reference values, effective doses and doses to organs. *Radiat Prot Dosimetry* 2003; 104: 47-53. [\[CrossRef\]](#)
33. Ataç GK, Parmaksız A, İnal T, et al. Patient doses of CT examinations in Turkey. *Diagn Interv Radiol* 2015; 21: 428-34. [\[CrossRef\]](#)
34. TAEK-Radyasyon Güvenliği Yönetmeliği (Resmî Gazete Tarihi: 24.3.2000 Resmi Gazete Sayısı: 23999).
35. Chen W, Kolditz D, Beister M, Bohle R, Kalender WA. Fast on-site Monte Carlo tool for dose calculations in CT applications. *Med Phys* 2012; 39: 2985-96. [\[CrossRef\]](#)